Archive of SID



# قطعه بندی تصاویر،باروش رشدناحیه توسط سطح کمینه

مهدی جهانی یزدی[۱]، مهدی اسلامی[۲] ،امیر امینی[۳]
[۱] دانشجوی کارشناسی ارشد برق واحد تهران غرب ،mehdijahani5151@gmail.com
[۲] استادیاردانشکده فنی ومهندسی گروه برق دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران غرب،تهران ،ایران.m.eslami1@ut.ac.ir
[۳] استادیاردانشکده فنی ومهندسی گروه برق دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران غرب،تهران ،ایران.amir.amini.elec@gmail.com

چکیده - بیشتر روشهای تحلیل تصویر موجود، نویز گاوسی افزایش مستقل از سیگنال را فرض کرده و از اینرو، استفاده از آنها منجر به نتایج غیر بهینه و نارضایت بخش می‌گردد. روش‌های استاندارد، در حضور نویز تصویر غیر گاوسی با شکست مواجه می‌شوند و کارایی بسیار پایینی از خود نشان می‌دهند. به همین منظور پژوهش در زمینه روشی برای تقسیم بندی تصاویر که در حضور نویز غیر گوسی عملکرد مناسبی از خود نشان دهد اهمیت و ضرورت دارد.در این پژوهش از مجموعه سطح برای تقسیم بندی استفاده می گردد. *دراینجا مساله حداقل سطح شناخته شده را برای تقسیم سازی تصویر مورد بحث قرار داده و سپس در ادامه یک تابع انرژی باروش رشد ناحیه برای مسئله ناحیه بندی تصویر پیشنهاد خواهیم داد که با حداقل سازی آن تصویر ناحیه بندی می شود.*

کلید واژه- آستانه گذاری، تقسیم بندی تصویر،مساله سطح کمینه،روش مجموعه سطح، نویز غیرگوسی

## ۱- مقدمه

۲- تحلیل تصویر خودکار دارای تاریخی طولانی بوده و به سرعت در حال بلوغ می‌باشد. ضمناً، کاربرد زیاد در بیشتر حوزه‌های علمی، باعث ایجاد چالشهای جدیدی می‌گردد، که این موضوع به دلیل سنسورهای تصویربرداری بسیار زیاد است. سنسورهای مختلف، برای مثال رادار روزنه مصنوعی، توموگرافی گسیل پوزیترون و تصویر برداری سونوگرافی پزشکی، دارای خصوصیات و اصول فیزیکی مختلف هستند که نیازمند روش خاص درمان است. به طور خاص، بیشتر سنسورهای تصویربرداری مهم، داده‌های را حاصل می‌کنند که با نویز مستقل از سیگنال آلوده شده‌اند، واریانس نویز بستگی به شدت سیگنال زیربنایی دارد. برای مثال، در تصاویر رادیوگرافی، سیگنال از طریق شمارش فوتون تعیین شده و اغلب به صورت ذره محدود بیان می‌گردد، و بر ماهیت کواتیده و غیر گاوسی سیگنال تاکید می‌کند [۱، ۲]. مثال دیگر، مشخصه نویز خال برای تصویر برداری سونوگرافی تشخیصی است [۳]. از سوی دیگر، بیشتر روشهای تحلیل تصویر موجود، نویز گاوسی افزایش مستقل از سیگنال را فرض کرده و از اینرو، استفاده از آنها منجر به نتایج غیر بهینه و نارضایت بخش می‌گردد. روند اخیر در ادبیات موضوع، به کارگیری دانش اضافی در مورد فرایند شکل گیری تصویر و مدل نویز فیزیکی



www.SID.ir

Archive of SID



در مسائل بهینه سازی تغییرات بوده است. در بیشتر موارد، تحلیل تصویر به عنوان مساله معکوس آماری مدلسازی شده و از تکنیکهای استنتاج بیزی برای استنباط مدل‌های دقیق‌تر استفاده می‌گردد. برای درنظر گرفتن مشخصه‌های عمومی مدلهای نویز، روش‌های حذف نویز بسیاری استفاده شده است، [۱، ۳] مشاهده شود. اخیراً توجه بسیاری به تحلیل حرکت بر روی تصاویر مختل شده با مدلهای نویز ضربی [۴،۵،۶] شده است و همچنین در تقسیم سازی تصویر، تأثیر مثبت مدلسازی نویز مناسب بر روی نتایج تقسیم سازی تصویر گزارش شده است [۷-۸]. به طور خاص برای داده‌های با آمار ضعیف (نسبت سیگنال به نویز پایین)، که اغلب در تصویر برداری پزشکی ظاهر می‌گردد، درنظر گرفتن تأثیر مدلهای نویز گاوسی در فرایند تقسیم سازی مهم است. در [۹]، تقسیم سازی تصویر به مناطق همگن از طریق حداقل سازی معیار حداقل طول توضیحات انجام شده است. فرض شده است که توابع چگالی احتمال هر منطقه به خانواده مشابهی تعلق دارند. در مدل تقسیم سازی تغییرات از [۱۰]، اصطلاح راستی داده از توزیع پواسون استنباط شده، به جای L2 به عنوان مقدار راستی استفاده شده است. چارچوب تقسیم سازی تغییرات مبتنی بر منطقه عمومی در [۱۱] پیشنهاد شده و برای نویز گاوسی افزایشی، نویز پواسون، نویز خال ضربی تشخیص داده شده است. به طور خاص، نشان داده شده که این مدل یک تعمیم مستقیم از مدلهای تقسیم سازی عمومی مانند مدل [12 Mumford- Shah] یا مدل Chan-Vese [13] برای مورد خاص نویز گاوسی افزایشی می‌باشد. روش تقسیم سازی آخر به روشهای مختلفی توسعه یافته است. در [۱۰]، حوزه بایاس برای مدلسازی ناهمگنی تصویر (حوزه بایاس واحد دقیقاً متناظر با مدل Chan-vese می‌باشد) و برای مواجه شده با آنها حین تقسیم سازی معرفی شده است. اصطلاح انرژی مشابهی در [۱۳] پیشنهاد شده تا بر تقسیم سازی تصاویر نویزدار غلبه کند. اگرچه تمام این روشها، عملکرد تقسیم سازی بهبود یافته‌ای را گزارش کرده‌اند، دارای دو عیب اساسی نیز می‌باشند. در وهله اول، از آنجاییکه اکثر این روشها مبتنی بر مدلهای تغییرات با اصطلاحات راستی داده غیر استاندارد هستند، حداقل سازی توابع انرژی مربوطه بسیار هزینه بر است. بنابراین، استفاده از آن‌ها برای داده‌های عظیم یا حتی سریهای کامل از تصاویر فاقد شرایط لازم است. در وهله دوم، تمام این روشها به طور ضمنی مدل نویز فیزیکی خاصی را فرض می‌کنند که برای آن طراحی شده و از اینرو، استفاده از آنها محدود به داده‌هایی می‌شود که این فرضیات را برآورده می‌سازند. تقسیم بندی تصاویر یکی از وظایف اصلی نرم افزارهایی بینایی کامپیوتری است. برای تصاویر طبیعی، تعداد زیادی از روشهای تقسیم بندی پیچیده در ادبیات موضوع وجود دارد. با این وجود، این روشهای استاندارد، در حضور نویز تصویر غیر گاوسی با شکست مواجه می‌شوند، برای مثال، در تصویر برداری پزشکی یا تصویر برداری نجومی. در این مقاله، مدل تقسیم بندی برای تقسیم بندی تصاویر مختل شده با مدلهای نویز اختیاری را بدون اضافه نمودن فرضیات پیشین در مورد مدل نویز فیزیکی ناشناخته پیشنهاد کرده‌ایم. به این منظور، مساله حداقل سطح برجسته و طرح حداقل سازی عددی را به منظور حل آن مورد بحث قرار می‌دهیم. طرح حداقل سازی عددی، مجموعه تمام راه حل‌های حداقل سطح ممکن برای داده‌های داده شده را از طریق بهینه سازی محدب محاسبه کرده و مساله تقسیم بندی را به تخمین حد آستانه مناسب کاهش می‌دهد. مزیت این روش، سادگی و قدرت آن است: لازم نیست که نویز موجود در داده‌ها مدل سازی شود چراکه با استفاده از



www.SID.ir

Archive of SID



تکنیکهای آستانه گذاری مبتنی بر هیستوگرام، شدت‌های تصویر جدا شده‌اند. می‌توان مدل پیشنهاد شده را به عنوان عمومی سازی بیشتر روشهای تقسیم بندی سنتی تفسیر نمود که به طور ضمنی، اختلال را از طریق نویز گاوسی افزایشی فرض می‌کند.

۳- جنبه جدید بودن و نوآوری در تحقیق

**هدف ما، پیشنهاد نمودن روش تقسیم سازی منعطف و قوی و در عین حال ساده است که قابلیت استفاده در انواع مختلف تصاویر از حوزه‌های تصویر برداری مختلف مانند تصویر برداری پزشکی، آسترونومی یا تصاویر طبیعی را داشته باشد. در وهله اول، مساله حداقل سطح شناخته شده را برای تقسیم سازی تصویر مورد بحث قرار داده و با مساله حذف نویز تغییرات کلی Rudin-Osher-Fatemi پیوند برقرار می‌کنیم. حداقل مرتبط است. سازی واحد اخیر، که می‌توان با الگوریتمها اخیر آن را به طور مؤثر انجام داد، تقریب بدون نویزی را از داده‌های داده شده حاصل کرده که هر مجموعه سطح از این تقریب، نشان دهنده حداقل ساز جهانی خاص از مساله حداقل سطح مرتبط است. این بهینه سازی محدب جهانی، از بهینه سازی محلی جلوگیری می‌کند که اغلب در بیشتر مسائل تقسیم سازی سنتی وجود دارد.**

**در وهله دوم، می‌توانیم مساله تقسیم سازی را به مساله حد آستانه ساده کاهش دهیم. می‌بایست بهترین حداقل سطح را برای تقسیم سازی تصویر در بین مجموعه‌های سطح داده‌های تقریبی تعیین کنیم. از آنجاییکه می‌توان تعیین حد آستانه را بدون درنگ انجام داد، کاربر را قادر می‌سازد تا بهترین راه حل را انتخاب کند، که برای پزشکان جذاب بوده و به کاربر کنترل بیشتری را می‌دهد. بر عکس، برای تقسیم سازی سری کامل از تصاویر، بهتر است این گام حد آستانه را به صورت خودکار انجام داده تا زمان کار متخصصان را کاهش دهد. از آنجاییکه الگوریتم‌های تعیین حد آستانه بسیاری در ادبیات موضوع وجود دارند، ما سه مفهوم حد آستانه مختلف را به منظور قابلیت آنها در انطباق در حضور نویز اختیاری و از اینرو برای کاربردهای زیاد مورد بررسی قرار می‌دهیم.در نهایت، برای مواردی که تقسیم سازی مناطق تصویر ناهمگن مورد نظر است، طرح حداقل سازی جایگزینی را مبتنی بر روشهای مجموعه سطح پیشنهاد کرده‌ایم. این رویکرد، کنترل بیشتری را در مورد توپولوژی تقسیم سازی ارائه کرده و در شرایطی که تقسیم سازی**

اهداف مشخص تحقیق:

**۱- ارائه مدل تقسیم بندی برای تقسیم بندی تصاویر مختل شده با مدلهای نویز اختیاری را بدون اضافه نمودن فرضیات پیشین در مورد مدل نویز فیزیکی ناشناخته**

**۲- بحث در مساله حداقل سطح برجسته**



www.SID.ir

Archive of SID



۳- بحث در مورد طرح حداقل سازی عددی

۴- مقایسه روش های پیشین با روش پیشنهادی.

۳-روش پی‌شنهادی:

۳-۱- بی‌ان مسئله تقسی‌م‌بندی تصوی‌ر

از آن جا که کار تقسی‌م‌بندی تصوی‌ر کاری اساسی در بی‌نای‌ی ماشی‌ن است روش های مختلفی در ادبی‌ات برای انجام ای‌ن کار ارائه شده است. حتی برای ی‌ک کار تصوی‌ر برداری بی‌و مدی‌کال، تعداد روش های تقسی‌م‌بندی موجود در ادبی‌ات بسی‌ار زی‌اد است؛ اما اکثری‌ت روش‌های تقسی‌م‌بندی مدرن پی‌کسل‌ها را در واحدهای با درجه بالاتر سرهم بندی می‌نمای‌ند و اطلاعات فضای‌ی در مورد ابعادو هندسه ای‌ن مناطق را دارد.

به دلیل این حقیقت که مدل‌های تقسیم‌بندی مبتنی بر منطقه کمتر تحت تأثیر اختلالات نویزی در قیاس با روش‌های لبه محور هستند، ما روی این مدل‌ها در فرمول بندی ریاضی مسئله در این شرایط تمرکز نمودیم. اغلب روش‌ها در ادبیات از ویژگی‌های تصویری مبتنی بر شدت سیگنالی مانند تقسیم‌بندی دامنه تصویر به مناطق جز با مقادیر مقیاس خاکستری همگن استفاده می کنند و معمولاً این روش‌ها هدفشان حداقل سازی واریانس سیگنال در مناطق فرعی مربوطه است. در تقسیم‌بندی هدف عمومی بدست آوردن بخش $p_m(\Omega)$ از یک تصویر باز و کران دار $\Omega \subset R^n$ (معمولاً $n \in \{2,3\}$) است. که ان را در مناطق غیر مجاور زوجی بدست می اوریم $\Omega_i, i=1,\ldots,m$ و بر اساس خواص تصویر داده شده $f: \Omega \to R$ هستند. این می‌تواند به‌صورت ریاضی به صورت زیر بیان شود[10]:

$$p_m(\Omega) \in \left\{ (\Omega_1,\ldots,\Omega_m) : \bar{\Omega} = \bigcup_{i=1}^{m} \overline{\Omega_i}, \Omega_i \cap \Omega_j = \emptyset \text{ for all } i \neq j \right\} \qquad (۱)$$

توجه داشته باشید که تقسیم‌بندی چند بخشی عموماً نسبت به اجرای عددی چالش برانگیز است؛ بنابراین برای معرفی تقسیم‌بندی جدید ما در مرحله اول ما روی کلاس مسائل تقسیم بندی دو بخشی یعنی $p_2(\Omega) = (\Omega_1, \Omega_2)$ برای $m = 2$ در ۱ تمرکز می‌کنیم که می‌تواند به‌صورت تقسیم‌بندی تصویر F در



www.SID.ir

Archive of SID



منطقه زمینه و منطقه مورد نظر تفسیر شود. اغلب تقسیم‌بندی $p_2(\Omega)$. توسط کانتر تقسیم‌بندی $\Gamma = \partial\Omega_1/\partial\Omega$ بیان می‌شود که بیان گر فصل مشترک بین مناطق تصویر $\Omega_1$ و $\Omega_2$ است در چند ضریب از ضرائب موجک متمرکز بوده و بقیه ضرائب عمدتاً دارای مقدار ناچیزی هستند. این در حالی است که انرژی نویز در بین تمام ضرائب در حوزه‌ی موجک گسترده می‌شوند. در شکل ۱ بلوک دیاگرام کلی حذف نویز گوسی ابتدا تصویر نویزی به چند سطح تجزیه شده سپس در روش آستانه فراگیر اساس کار در روش‌های حذف نویز مبتنی بر تبدیل موجک براساس خواص اولیه‌ی تبدیل موجک استوار است. یکی از خواص، خاصیت فشرده‌سازی انرژی سیگنال بدین معنی است که عمده انرژی سیگنال تنها Visu shrink برای تمام ضرائب جزئیات، آستانه‌ای واحد براساس آمارگان نویز انتخاب و براساس قانون آستانه‌گذاری این ضرائب تغییر می‌یابد. نهایتاً وارون تبدیل موجک، تصویر حذف نویز شده را نتیجه می‌دهد. در این روش مقدار آستانه‌ی فراگیر از رابطه‌ی زیر بدست می‌آید.

$$thr_{univarsal} = \sigma\sqrt{2log(n)} \qquad (۲)$$

در این رابطه n طول سیگنال است که در مورد تصویر، حاصلضرب ابعاد آن می‌باشد و $\sigma$ انحراف معیار نویز است که چون عمدتاً اطلاعی از آن در دسترس نیست، می‌توان از روش‌های تخمین نویز استفاده نمود که از جمله مهمترین و پرکاربردترین این تخمین‌گرها، تخمین‌گر MAD [10] است که در رابطه زیر آمده است:

$$\hat{\sigma} = \frac{\text{median}\left[\left|\{Y_{t,j}: i,j \epsilon HH_1\}\right|\right]}{0.6745} \qquad (۳)$$

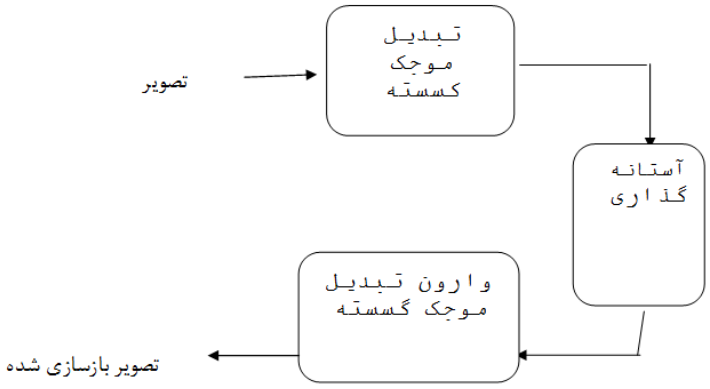


www.SID.ir

Archive of SID



که در صورت ای‌ن رابطه می‌انه‌ی ضرائب زی‌ر باند جزئی‌ات قطری در سطح اول تجزی‌ه منظور شده است




شکل ۱: بلوک دیاگرام سیستم حذف نویز در حوزه موجک

نکته قابل ذکر در مورد نویزهای اسپکل آن است که در حذف این نوع نویز در حوزه‌ی موجک، ابتدا لگاریتم تصویر نویزی گرفته می‌شود که می‌توان گفت با این عمل، نویز ضرب شونده به صورت جمع شونده تبدیل می‌شود. مراحل تبدیل موجک، آستانه‌گذاری و وارون موجک، تصویر حاصل از تابع نمایی عبور می‌نماید، که نتیجه‌ی کار تصویر حذف نویز شده‌ی نهایی است.

## ۳-۲- روش مجموعه سطح پیشنهادی

روش مجموعه سطح به عنوان روشی برای محاسبه و آنالیز حرکت رابط $\Gamma$ در دو یا سه بعد ارائه گردید. $\Gamma$ ناحیه $\Omega$ را محصور کرده است. هدف محاسبه و آنالیز حرکت $\Gamma$ تحت میدان سرعت $V$ می باشد. سرعت می‌تواند به مکان، زمان و هندسه‌ی رابط بستگی داشته باشد. نخست چند قرارداد در مورد تابع مجموع سطح که در مقالات استفاده شده است ارائه می شود. فرض کنید $C$ نمایانگر کانتور فعال باشد که تصویر در دامنه $\Omega$ را به قسمت های مختلف تقسیم می‌کند، و تابع مجموعه صفر $\phi$ برای نمایش کانتور فعال استفاده می شود $C = \{x \in \Omega \mid \phi(x) = 0\}$. درون و بیرون کانتور فعال به ترتیب به صورت $C = \{x \in \Omega \mid \phi(x) > 0\}$ و $C = \{x \in \Omega \mid \phi(x) < 0\}$ نشان داده می شوند[12].



www.SID.ir

Archive of SID



جهت بردار نرمال منحنی اینگونه تعریف میگردد که جهت آن رو به خارج باشد که میتوان آن را به شکل رابطه زیر نوشت.

$$\vec{N} = -\frac{\nabla\phi}{|-\nabla\phi|} \qquad (۴)$$

در پژوهش حاضر، تابعی که باید کمینه گردد از یک بخش سراسری، یک بخش محلی و یک بخش تنظیم کننده تشکیل می شود. بخش های سراسری و محلی با استفاده از یک وزن وقفییکپارچه می-شوند تا بتوانند در نواحی مختلف، نقش های متفاوتی ایفا کنند[ ۱۱].

## ۳-۳- بخش سراسری مبتنی بر ناحیه

نخست به معرفی بخش سراسری انرژی کل با هدف ناحیه بندی تصاویری که به صورت مقطعی ثابت می‌باشند پرداخته می‌شود. تابع سراسری که باید کمینه گردد به صورت رابطه ۲ تعریف می گردد.

$$E_g(C) = -\int_{\Omega_1} \frac{I(x) - \frac{c_1 + c_2}{2}}{c_1 - c_2} dx \qquad (۵)$$

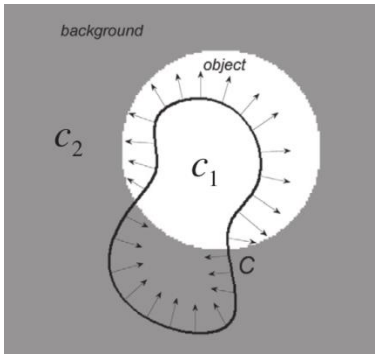
که در آن $I$ تصویری است که باید ناحیه‌بندی شود و فرض میشود که به صورت تکه‌تکه ثابت باشد. $c_1$ و $c_2$ میانگین مقادیر شدت روشنایی درون و بیرون کانتور فعال $C$ می باشند. همانطور که مشاهده میشود کانتور فضای با سطح خاکستری بزرگ تر از $\frac{c1+c2}{2}$ را محصور میکند اگر مقدار $c_1$ از مقدار $c_2$ بزرگتر باشد و در غیر این صورت مقدار با سطح خاکستری کوچکتر از $\frac{c1+c2}{2}$ را محصور می‌کند. به عبارت دیگر اگر $c_1 > c_2$ کمینه نمودن رابطه ۲ شدت روشنایی درون منحنی را $c_1$ میکند و در غیر این صورت باز هم همان کار را انجام می‌دهد زیرا $C_1 < \frac{c1+c2}{2} < C_2$ متعاقباً منحنی میتواند ناحیه با شدت روشنایی $c_1$ را محصور کند. به صورت دقیقتر اگر شدت روشنایی شی $c_1$ باشد منحنی شی را محصور میکند و اگر شدت روشنایی پس زمینه $c_1$ باشد منحنی پس زمین را محصور میکند. مخرج $c_1 - c_2$ نه تنها علامت را معین میکند بلکه عملیات نرمال سازی را هم انجام می دهد تا بخش سراسری و محلی مقادیر با اندازه های بسیار متفاوتی نداشته باشند. لازم به ذکر است که اگر $c_1 - c_2$ صفر شود بدین معنی میباشد که نیروی ناحیه صفر شده است و منحنی تنها تحت تأثیر نیروی داخلی القا شده توسط جمله متعادل کننده قرار دارد تا زمانی که $c_1$ و $c_2$ دوباره با هم اختلاف پیدا کنند[12].



www.SID.ir

Archive of SID






-۴

شکل۲:کانتور فعال

روش مجموعه سطح روشی موثر برای مواجهه با تغییر شکل منحنی مانند ادغام و تقسیم و گوشه های نوک تیر می باشد. با استفاده از روش مجموعه سطح متغیر انرژی جدید در مورد تابع مجموعه سطح بدست می آید.

$$E_g(\phi) = -\int_{\Omega} \frac{I(x) - \frac{c_1 + c_2}{2}}{c_1 - c_2} H(\phi)\, dx \qquad (۶)$$

که در آن $E_g(\phi)$ تابع هویساید می باشد.

$$H(\phi) = \begin{cases} 1 & if \quad \phi > 0 \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

با کمینه نمودن تابع $\phi$ نسبت به تابع مجموعه سطح به شکل زیربدست خواهد آمد.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \frac{I(x) - \frac{c_1 + c_2}{2}}{c_1 - c_2} |\nabla \phi| \qquad (۷)$$

در نتیجه تکامل منحنی رابطه زیر را دنبال میکند

$$\frac{\partial C}{\partial t} = \frac{I(x) - \frac{c_1 + c_2}{2}}{c_1 - c_2} \vec{N} \qquad (۸)$$

رابطه بالا برای قسمت هایی از منحنی که داخل هدف هستند حرکت انبساطی و برای قسمت هایی از منحنی که بیرون از هدف هستند حرکتی انقباضی توصیف میکند.به عبارت دیگرین رابطه توانایی این



www.SID.ir

Archive of SID



را دارد که جهت تکامل منحنی و نروی فشار جدید را کنترل کند.. بنابراین میتواند بالاخره مکان دقیق شی را برای تصاویر تکه تکه ثابت را پیدا کند. اما برای تصاویر غیر همگن مناسب نمی‌باشد.

برای آنکه بتوان تصاویر با شدت ناهمگن را ناحیه بندی کرد اطلاعات شدت روشنایی محلی بسیار مفید خواهند بود زیرا بیشتر احتمال دارند ناحیه‌های محلی شدت روشنایی تقریبی همگن داشته باشند. تابع محلی که باید کمینه گردد رابطه - می باشد. هرچه ناحیه ی نهلی کوچکتر باشد شدت روشنایی ها بیشتر همگن خواهند بود.بر اساس کار های دیگران از اطلاعات تصویر که از فیلتر میانگین عبور کرده است استفاده میکنیم. در اینجا یک فیلتر میانگین گذر با اندازه پنجره می باشد. این فیلتر منجر به تار شدن تصویر میشود و به طور تقریبی میدان تغییر کننده شدت روشنایی را که منجر به نا همگنی شدت روشنایی میشود را تخمین میزند. فرض کنید اختلاف تصویر اصلی با تصویر کزرنده شده از فیلتر میانگین گیر باشد. با تفاضل تصویر اصلی از تصویر فیلتر شده تباین میان شدت روشنایی های پس ضمینه و پیش ضمینه به طور قابل توجهی افزایش پیدا میکند و شدت روشنایی غیر همگن در نواحی دور از لبه ها روشن تر میشود. که برای تشخیص اشیاء مناسب است زیرا غیر همگنی شدت روشنایی بیشتر پیکسل های غیر لبه را مورد تأثیر قرار میدهد. به مانند ایده جمله سراسری و با استفاده از تصویر اختلاف، تابع محلی که باید کمینه گردد رابطه ی زیر خواهد بود[۱۳].

$$E_1(C) = -\int_{\Omega_1} \frac{I_0(x) - \frac{m_1 + m_2}{2}}{m_1 - m_2} dx \qquad (۹)$$

که در آن $m_1$ و $m_2$ به ترتیب میانگین مقادیر شدت روشنائی تصویر اختلاف $I_0$ درون و بیرون کانتور فعال $C$ میباشد. لازم به ذکر است که اگر $m_1 - m_2$ صفر شود بدین معنی میباشد که نیروی محلی ناحیه صفر شده است و منحنی تنها تحت تأثیر نیروی داخلی القا شده توسط جمله متعادل کننده قرار دارد تا زمانی که $m_1$ و $m_2$ دوباره با هم اختلاف پیدا کنند. با استنتاج مشابه بخش سراسری رابطه تکامل تابع مجموعه سطح مطابق رابطه ی - بدست می آید.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \frac{I_o(x) - \frac{m_1 + m_2}{2}}{m_1 - m_2} |\nabla \phi| \qquad (۱۰)$$



www.SID.ir

Archive of SID



از آنجایی که تباین میان پس ضمینه و پیش ضمینه افزایش یافته است و شدت روشنایی های دور از لبه ها در تصویر اختلاف بیشتر همگن هستند رابطه بالا توانایی مواجهه با تصاویر غیر همگن را دارا می باشد. لازم به ذکر است که اندازه k بر روی عملکرد جمله محلی تأثیر گزر می باشد.برای کم کردن حساسیت به نویز و افزایش تباین اندازه k را باید بزرگ تر انتخاب نمود. اما در اندازه های بزرگ k تصویر اختلاف مقداری اطلاعات با جزیات بالا را دارا می باشد که برای ناحیه بندی دقیق زاید می باشد.

۳-۳- مدل هی‌بری‌د پی‌شنهادی:

در پژوهش حاضر دو بخش محلی و سراسری تابع انرژی را با هم ترکیب می کنیم و رابطه زیر حاصل می شود.

$$E(c) = w(x)E_g(C) + \big(1 - w(x)\big)E_l(C) + \lambda \text{Length}(C) \qquad (۱۱)$$

که در آن $\lambda > 0$ یک وزن ثابت می باشد و $w(x)$ یک تابع وزن دار می باشد که به صورت خودکار تعیین میکند کدام جمله ناحیه نقش کلیدی در ناحیه بندی تصویر غیر همگن ایفا میکند. در نواحی دور از مرز مورد نظر به دلیل عدم انتخاب صحیح اندازه پنجره اپراتور کانوولوشن، بعضی جزیات کوچک با تباین کم ممکن است در تصویر اختلاف دیده شود. جمله محلی آنها را شناسایی میکند در حالی که آنها قسمتی از شی مورد نظر نیستند. بنابراین باید وزن جمله سراسری را در چنین نواحی افزایش دهیم. در نواحی نزدیک به مرز شی مورد نظر و در نواحی با شدت روشنایی غیر همگن c1 و c2 ممکن است. با مقادیر واقعی شدت روشنایی پس‌زمینه و پیش‌زمینه تفاوت زیادی داشته باشد که دقت ناحیه بندی را تحت تأثیر قرار میدهد. با این حال تصویر تفاوت که تباین آن افزایش یافته است کمتر تحت تأثیر غیرهمگنی در چنین نواحی قرار میگیرد بنابراین نیاز داریم در چنین شرایطی وزن بخش محلی را افزایش دهیم.به طور خلاصه امیدواریم که جمله سراسری در نواحی همگن تأثیر بیشتری داشته باشد و جمله محلی در نواحی غیر همگن تأثیر بیشتری داشته باشد. که در آن $\rho$ یک پارامتر مثبت ثابت می باشد و $C_N$ یک نسبت تباین محلی تصویر می باشد و از رابطه زیر بدست می آید

$$w(x) = \rho * average\ (C_N) * (1 - C_N) \qquad (۱۲)$$



www.SID.ir

Archive of SID



که در آن $N$ اندازه پنجره در مرکز $x$ را مشخص میکند $M_{max}$ و $M_{min}$ ماکسیموم و مینیمومشدت روشنایی در پنجره می باشند و $M_g$ بیشینه ی سطح روشنایی در پنجره میباشد. واضح میباشد که $C_n$ بین ۰ و ۱ تغییر میکند، بنابراین $W(x)$ و $1 - W(x)$ مثبت میباشند.

$$C_N(x) = \frac{M_{max} - M_{min}}{M_g} \qquad (۱۳)$$

هنگامی که شدت روشنایی ها غیر همگن باشند بدین معنی که شدت روشنایی های محلی تغیرات بسیاری میکنند، $M_{min}$ و $M_{max}$ فاصله ی زیادی دارند در نتیجه مقدار $C_n$ بزرگ خواهد بود،بنابراین مقدار $w(x)$ کوچک خواهد بود در نتیجه جمله محلی تأثیر بیشتری خواهد داشت. هنگامی که شدت روشنایی همگن باشند شدت روشنایی های محلی به آرامی تغییر میکنند بنبر این مقدار $C_n$ کوچک خواهد بود که منجر به بزرگ شدن وزن $w(x)$ خواهد شد در نتیجه جمله سراسری تأثیر بیشتری در انرژی کل در ناحیه همگن خواهد داشت

برای ای‌نکه آستانه استفاده شده در تابع انرژی بر روی توابع نوی‌ز مختلف قابل استفاده باشد، تابع انرژی معرفی شده را با تابع انرژی روش سطح کمی‌نه ترکی‌ب می‌کنی‌م. بدی‌ن صورت تابع انرژی به صورت زی‌ر تعری‌ف می شود:

$$E(c)=w(x)E_g(C)+(1\text{-}w(x))E_l(C)++P(\Sigma,\Omega), \qquad (۱۴)$$

که در آن $P(\Sigma,\Omega)$ محی‌ط $\Sigma$ در $\Omega$ می باشد.توجه داشته باشی‌د که ثابت t در ۲ نشان دهنده آستانه‌ای است که داده‌های f را نسبت به تقسی‌م‌بندی القا شده توسط زی‌رمجموعه $\Sigma$ تفکی‌ک می‌کند



www.SID.ir

Archive of SID



ی‌عنی دران جمله $P(\Sigma,\Omega)$ به عنوان ی‌ک زی‌ر مجموعه بهی‌نه $\Sigma$ حاوی تمامی نقاط $x \in \Omega$ با $f(x) > t$ است.با کمی‌نه نمودن انرژی مسئله ناحی‌ه بندی انجام می‌شود.

۳-۴- ارزی‌ابی الگوری‌تم پی‌شنهادی:

برای ارزی‌ابی الگوری‌تم پی‌شنهادی تصوی‌ر زی‌ر به عنوان تصوی‌ر محک انتخاب شده است. الگوری‌تم پی‌شنهادی در محی‌ط MATLAB پی‌اده‌سازی شده و برنامه برروی کامپی‌وتر Core i7 با سرعت پردازنده 2.26 GHz اجرا می‌شود. تصاوی‌ر محک در حوزه های مختلف در پای‌ی‌ن آمده است:

۵-

شکل ۳:تصاویر پزشکی،کیهان شناسی،وطبیعی

می‌زان دقت و تعداد پی‌کسل‌های اشتباه خوشه‌بندی شده (برچسب‌گذاری شده)، برای نتای‌ج بخش‌بندی تصوی‌ر محک با الگوری‌تم پی‌شنهادی در جدول زی‌ر نشان داده شده است. همانطوری که در جدول مشاهده می‌شود، تعداد پی‌کسل‌های‌ی از تصوی‌ر محک که اشتباه دسته‌بندی شده‌اند، بسی‌ار ناچی‌ز بوده و در نتی‌جه دقت بخش‌بندی تصوی‌ر فوق با استفاده از روش پی‌شنهادی بالای ۹۹٪ می‌باشد.

جدول ۱: مقایسه نتایج بخش‌بندی تصویر محک تصویر پزشکی با روش‌های مختلف

| روش پیشنهادی | [مقاله پایه] | Minimal surface | Chan–Vese | نام روش (الگوریتم) |
|---|---|---|---|---|



www.SID.ir

Archive of SID



| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| | | | | |
| دقت | ۰,۸۷۳ | ۰,۸۹۲ | ۰,۹۰۷ | ۰,۹۲۱ |

۶- نتیجه‌گیری

**با توجه به اینکه، اکثر روش‌های بخش‌بندی تصاویر، اطلاعات همسایگی پیکسل‌ها را به کار نمی-برند و تصاویر بخش‌بندی شده به وسیله این روش‌ها به خصوص تصاویر نویزدار از دقت کافی برخوردار نمی‌باشند، الگوریتم پیشنهادی از ویژگی میانگین وزن‌دار غیرمحلی مقادیر شدت روشنایی پیکسل-های واقع در پنجره همسایگی بزرگ پیرامون هر پیکسل جهت ناحیه بندی آن استفاده می‌کند. همچنین عدم در نظر گرفتن مدل نویز از قبل، از مزایای این روش است. الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با روش های موجود در مقالات توانایی بیشتری در ناحیه بندی تصاویر نویزی دارد**

مراجع


[1] Tenbrinck,D., Jiang,X," Image segmentation with arbitrary noise models by solving minimal surface problems," journal homepage: www.elsevier.com/locate/pr,2015.

[2] Advanced Micro Devices, AMD Accelerated Parallel Processing OpenCL Programming Guide. Technical Report July,2012.

[3] Advanced Micro Devices, Heterogeneous System Architecture. <developer.amd.com/resources/heterogeneous-computing/what-is- heterogeneous-system-architecture-hsa/> (last accessed 12.04.13), 2013.

[4] Ahlberg, J., An active model for facial feature tracking. EURASIP J. Appl. Signal Process., 566–571, 2002.

[5] Alvarado, R., Tapia, J.J., Rolón, J.C., Medical image segmentation with deformable models on graphics processing units. J. Supercomput., doi:http:// dx.doi.org/10.1007/s11227-013-1042-4, 2013.

[6] Amdahl, G.M., Validity of the single processor approach to achieving large scale computing capabilities. In: Proceedings of AFIPS '67 (Spring). ACM Press, New York, New York, USA, pp. 483–485, http://dx.doi.org/10.1145/ 1465482.146556, 1967.

[7] Andrecut, M., Parallel GPU implementation of iterative PCA algorithms. J. Comput. Biol. 16, 1593–1599. http://dx.doi.org/10.1089/cmb.2008.0221, 2009.

[8] Arulampalam, M., Maskell, S., Gordon, N., Clapp, T., A tutorial on particle filters for online nonlinear/non-Gaussian Bayesian tracking. IEEE Trans. Signal Process. 50, 174–188. http://dx.doi.org/10.1109/78.978374, 2002.

[9] Aylward, S.R., Bullitt, E., Initialization, noise, singularities, and scale in height ridge traversal for tubular object centerline extraction. IEEE Trans. Med. Imag. 21, 61–75. http://dx.doi.org/10.1109/42.993126, 2002.

[10] Bauer, C., Bischof, H., Extracting curve skeletons from gray value images for virtual endoscopy. In: Proceedings of the 4th InternationalWorkshop on Medical Imaging and Augmented Reality. Springer, pp. 393–402, 2008.

[11] Bauer, C., Bischof, H., Beichel, R., a. Segmentation of airways based on gradient vector flow. In: Proceedings of the 2nd International Workshop on Pulmonary Image Analysis. MICCAI, Citeseer, pp. 191–201, 2009.

[12] Bauer, C., Pock, T., Bischof, H., Beichel, R., b. Airway tree reconstruction based on tube detection. In: Proceedings of the 2nd International Workshop on Pulmonary Image Analysis. MICCAI, Citeseer, pp. 203–214, 2009.

[13] Besag, J., On the statistical analysis of dirty pictures. J. Roy. Stat. Soc. Ser. B 48, 259–302, 1986.

Besl, P.J., McKay, N.D., A method for registration of 3-D shapes. IEEE Trans. [۱۴]




www.SID.ir

Archive of SID





www.SID.ir