روشي براي آشكارسازي لبه بر مبناي مدل محاسباتي سلول سادة كورتكس اولية بينايي

ناصر مهرشاد[۱]، محمدحسن فاسميان[۲*]

[۱] استاديارگروه الكترونيک و مخابرات، دانشكدة مهندسي، دانشگاه بيرجند، بيرجند
[۲] استاد دانشكدة مهندسي برق و كامپيوتر، دانشگاه تربيت مدرس، تهران

چكيده

سلول‌هاي سادة كورتكس اولية بينايي به قطعات لبه يا خط داراي جهت مشخص موجود در ميدان دريافتشان پاسخ شديد مي‌دهند. در اين مطالعه، با استفاده از مدل محاسباتي اين سلول‌ها، روش جديدي براي آشكارسازي لبه ارائه شده است. در اين روش، ابتدا پاسخ‌هاي مربوط به مدل محاسباتي سلول ساده در تعدادي جهت ترجيحي مختلف محاسبه مي‌شود و سپس بردار گراديان شدت روشنايي در هر نقطة تصوير با محاسبة جمع وزندار اين پاسخ‌ها به‌دست مي‌آيد. پارامترهاي مربوط به مدل محاسباتي سلول ساده به گونه‌اي تنظيم شده كه عملگر حاصل در آشكارسازي، تعيين دقيق موقعيت و پاسخ يگانه به لبة پلة آغشته به نويز سفيد گوسي به‌صورت بهينه عمل كند. مجموعة اين عوامل و ويژگي‌هاي موجود در تصاوير پزشكي سبب گرديد تا عملگر حاصل براي آشكارسازي لبه در تصاوير پزشكي مناسب باشد. به منظور ارزيابي كمي روش پيشنهادي، تصاوير ساختگي و پزشكي به همراه نقشة مرجع لبه‌هاي مربوط به اين تصاوير مورد استفاده قرار گرفت. نتايج نشان داد كه روش پيشنهادي در مقايسه با روش‌هاي مرسوم آشكارسازي لبه (نظير روش كني) از كارايي بهتري برخوردار بوده و در مقابل تغييرات پارامترهاي ورودي پايدارتر است.

واژه‌هاي كليدي: لبه؛ سلول ساده؛ كورتكس اولية بينايي؛ ميدان دريافت؛ فيلتر گابور

[*] عهده‌دار مكاتبات
نشاني: تهران، دانشگاه تربيت مدرس، دانشكده مهندسي برق و كامپيوتر، صندوق پستي ۱۴۳-۱۴۱۱۵
تلفن: ۸۲۸۸۳۳۷۳، ۰۹۱۲۱۳۲۷۸۰۹، **دورنگار:** ۸۲۸۸۴۳۲۵، **پيام نگار:** ghassemi@modares.ac.ir

۱- مقدمه

در یک تصویر مرز میان یک شئ و زمینه و یا مرز میان اشیاء همپوشان را لبه تعریف می‌کنند. در حالت ایده‌آل اگر فرض کنیم که مقدار شدت روشنایی هر شئ در تصویر یکنواخت بوده و با مقادیر شدت روشنایی اشیاء مجاورش متفاوت باشد، آنگاه هرگونه تغییر قابل ملاحظه در مقدار شدت روشنایی را می‌توان لبه در نظر گرفت. با این تعریف اگر لبه‌های یک تصویر مشخص شوند، مکان تمام اشیاء موجود در تصویر مشخص شده و خواص اساسی آنها از قبیل سطح، محیط و غیره به راحتی قابل اندازه‌گیری خواهد بود.

کارآمدترین روش‌هایی که تاکنون برای آشکارسازی لبه[1] ارائه شده‌اند روش‌های توسعه یافته بر اساس بهینه‌سازی مجموعه‌ای از معیارها هستند. در این روش‌ها ابتدا تعریف ریاضی دقیقی از لبه ارائه شده و سپس معیارهایی برای عملگر مورد استفاده در آشکارسازی این لبه در نظر گرفته شده است. از جملهٔ این روش‌ها می‌توان روش کنی[2]، روش شن-کاستان[3] و روش راکش[4] را نام برد [۱-۳].

در سال ۱۹۸۶، کنی سه معیار خطای آشکارسازی لبه، تعیین دقیق موقعیت لبه و پاسخ یگانه به لبه را مطرح کرد و نشان داد که عملگر مشتق گوسی، این معیارها را به‌طور تقریبی بهینه می‌کند.

در سال ۱۹۹۲، شن و کاستان با در نظر گرفتن دو معیار خطای آشکارسازی لبه و تعیین دقیق موقعیت لبه، عملگر نمایی متقارن نامحدود[5] را به‌عنوان عملگر بهینه برای آشکارسازی لبه معرفی کردند. آنها ادعا کردند که عملگر نمایی متقارن نامحدود در مقایسه با عملگر مشتق گوسی نسبت سیگنال به نویز[6] (SNR) بهتری ایجاد نموده و موقعیت لبه را نیز دقیق‌تر مشخص می‌کند [۴].

در محاسبهٔ عملگر نمایی متقارن نامحدود به معیار پاسخ یگانه برای لبه اشاره نشده است بنابراین احتمال دارد عملگر فوق به لبه‌های مات شده و نویزی پاسخ نادرست بدهد. عملکرد این دو روش در آشکارسازی لبه برای تصاویر واقعی به پارامترهای ورودی وابسته است. به همین دلیل نمی‌توان در مورد برتری یکی از این روش‌ها بر دیگری نظر قطعی ارائه داد [۴].

در سال ۲۰۰۴، راکش و همکارانش با اضافه کردن یک مرحلهٔ پردازش آماری روی اندازهٔ گرادیان شدت روشنایی تصویر، پایداری روش کنی در برابر تغییرات یکی از پارامترهای ورودی (مقدار آستانه) را افزایش دادند [۳]. با وجود این کارهای جدید که در زمینهٔ آشکارسازی لبه انجام شده، در بسیاری از تحقیقات اخیر در مورد ناحیه‌بندی تصویر، از روش کنی برای آشکارسازی لبه‌های تصویر استفاده شده است [۵-۷]. همچنین، در مطالعاتی که به مسالهٔ آشکارسازی لبه اختصاص دارد روش کنی به‌عنوان روش بهینهٔ ارزیابی مورد استفاده قرار گرفته است [۸، ۹].

در بسیاری از تحقیقات پزشکی و کاربردهای بالینی از قبیل تعیین حجم عضو یا غدهٔ مورد مطالعه، تجسم و تحلیل ساختارهای آناتومیکی و ادغام اجزاء مختلف اطلاعات و تثبیت، یکی از مهمترین اطلاعات مورد نیاز لبه‌ها هستند. در تصاویر پزشکی، آشکارسازی لبه‌ها از روی مقادیر شدت روشنایی کار ساده‌ای نیست. به‌عنوان مثال، ممکن است مرزهای عضو مات شوند (به‌دلیل جابجا شدن‌های بیمار) یا محو گردند (به‌دلیل SNR پایین دستگاه) و یا موجود نباشند (وقتی که با اعضاء مشابه اطراف مخلوط شوند) [۱۰]. این عوامل، آشکارسازی مرزهای اعضاء را با مشکل مواجه می‌کنند. با وجود این امر، سیستم بینایی انسان قادر است تغییرات سریع و همچنین تغییرات تدریجی مقادیر شدت روشنایی را به‌خوبی آشکار کند.

هدف این مطالعه ارائهٔ یک مدل فرضی از سیستم بینایی انسان برای آشکارسازی لبه‌های تصویر است. فرض‌های در نظر گرفته شده در این مدلسازی به‌گونه‌ای است که مدل حاصل برای کاربردهای پزشکی مناسب باشد و در مقایسه با روش‌های آشکارسازی لبهٔ مرسوم، مرزهای اعضاء را با دقت بیشتری آشکار نماید.

---

[1] Edge detection
[2] Canny
[3] Shen-Castan
[4] Rakesh
[5] Infinite symmetric exponential filter
[6] **S**ignal to **N**oise **R**atio

۲- روش‌ها

۲-۱- مدل سلول سادهٔ کورتکس اولیهٔ بینایی

در چند دههٔ اخیر تحقیقات زیادی در مورد تحلیل تصویر به‌وسیلهٔ سیستم بینایی انسان انجام شده است [۱۱-۱۴]. به‌دلیل پیچیدگی حیرت‌آور سیستم بینایی انسان، امکان ارائهٔ مدل‌هایی که به‌طور مستقیم از روی فیزیولوژی سیستم بینایی انسان اقتباس شده باشند، وجود ندارد. اما خوشبختانه این امکان وجود دارد که با الهام گرفتن از پردازش‌های متوالی که در سیستم بینایی انسان روی اطلاعات بینایی انجام می‌شود و همچنین تقلید از مشاهدات آزمایش‌های روان‌بینایی[۷]، مدل‌هایی برای جنبه‌های مختلف سیستم بینایی انسان پیشنهاد شوند.

حساسیت سیستم بینایی انسان به خطوط و لبه‌های با جهت‌های معین در موقعیت مشخصی از میدان دید سیستم بینایی، از جمله مواردی است که برای آن شواهد نروفیزیولوژیکی و روان‌بینایی وجود دارد. در آغاز دههٔ ۱۹۶۰ با مطالعهٔ نروفیزیولوژیکی سیستم بینایی میمون‌ها و گربه‌ها مشخص شد که بیشتر سلول‌های کورتکس اولیهٔ بینایی به خط یا لبهٔ دارای جهت معین در موقعیت مشخصی از میدان بینایی پاسخ می‌دهند [۱۱]. دو نوع سلول حساس به جهت مشاهده شدند. سلول‌هایی که به جهت افزایشی یا کاهشی بودن خط‌ها و لبه‌ها حساس بودند، سلول‌های سادهٔ نامیده شدند و سلول‌هایی که از این ویژگی برخوردار نبودند، به سلول‌های پیچیده معروف شدند.

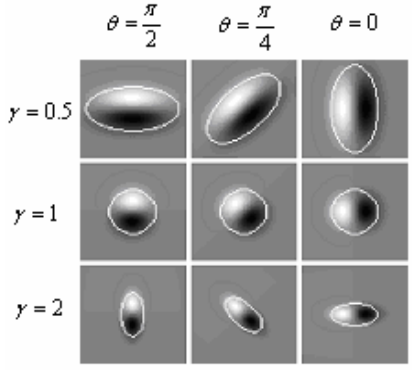
مدل‌های محاسباتی به‌کمک شبیه‌سازی عملکرد این سلول‌ها توسعه یافتند. سلول‌های ساده به‌وسیله فیلترهای خطی و به‌دنبال آن یکسوسازی نیم موج مدل شدند. به‌ویژه خانواده‌ای از توابع گابور[۸] دو بعدی به‌عنوان مدلی از خواص فیلترسازی خطی سلول‌های ساده پیشنهاد شدند. این امر باعث شد که در کاربردهای مختلف بینایی کامپیوتر از قبیل آنالیز بافت و آشکارسازی لبه، توابع گابور به‌طور وسیعی استفاده شوند.

فیلتر گابور یک فیلتر خطی و محلی است. هستهٔ کانولوشن فیلتر گابور حاصل‌ضرب یک تابع کسینوسی و گوسین است. این فیلتر به‌وسیلهٔ جهت و فرکانس مکانی ترجیحی مشخص می‌شود. به بیان تقریبی یک فیلتر گابور دو بعدی به‌عنوان یک فیلتر میان‌گذر محلی با خواص مکان‌یابی توأم در حوزهٔ مکان و در حوزهٔ فرکانس مکانی عمل می‌کند [۱۵,۱۶].

رابطهٔ ۱ پاسخ سلول سادهٔ حساس به جهت ترجیحی θ_k و فرکانس مکانی $1/\lambda$ به یک تصویر دارای تابع توزیع شدت روشنایی $i(x,y)$ را نشان می‌دهد [۸]:

$$
\begin{aligned}
&S_{\sigma,\lambda,\theta_k,\varphi}(x,y) = h_{\sigma,\lambda,\theta_k,\varphi}(x,y) * i(x,y)\\
&h_{\sigma,\lambda,\theta_k,\varphi}(x,y) = \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}\tilde{x}+\varphi\right)e^{-\frac{\tilde{x}^2+\gamma^2\tilde{y}^2}{2\sigma^2}}\\
&\begin{bmatrix}\tilde{x}\\ \tilde{y}\end{bmatrix} = \begin{bmatrix}\cos\theta_k & \sin\theta_k\\ -\sin\theta_k & \cos\theta_k\end{bmatrix}\begin{bmatrix}x\\ y\end{bmatrix}\\
&\theta_k = \frac{(k-1)\pi}{N_\theta} \quad \text{for} \quad k = 1,2,\cdots,N_\theta
\end{aligned}
\qquad (۱)
$$

که در آن $\varphi \in (-\pi,\pi]$ نشان دهندهٔ اختلاف فاز و N_θ تعداد جهت‌های ترجیحی است. پارامتر σ عرض میدان دریافت سلول را مشخص می‌کند. میزان بیضوی بودن میدان دریافت نیز به مقدار γ بستگی دارد (شکل۱). پارامتر φ یک اختلاف فاز است و تقارن پاسخ ضربهٔ مربوط به سلول ساده را مشخص می‌کند. پاسخ ضربهٔ سلول ساده برای $\varphi = 0$ و $\varphi = \pi$ متقارن (زوج) و برای $\varphi = \pi/2$ و $\varphi = -\pi/2$ نامتقارن (فرد) بوده و برای سایر مقادیر نیز نامتقارن است.



شکل ۱- نگاشت شدت روشنایی پاسخ ضربهٔ سلول ساده که مرکز آن در مبداء قرار گرفته است. مقادیر θ و γ در شکل مشخص شده‌اند. در تمام موارد $\sigma = 7$ ، $\varphi = \pi/2$ و $\lambda = 2\pi\sigma^2$ انتخاب شده است. سطوح خاکستری روشن‌تر و تیره‌تر از زمینه به‌ترتیب نشان دهندهٔ مقادیر مثبت و منفی برای پاسخ ضربه هستند. بیضی سفید $x^2 + \gamma^2 y^2 = 4\sigma^2$ محدودهٔ میدان دریافت را مشخص می‌کند. مقدار پاسخ ضربه در خارج از این محدوده ناچیز است.

[7] Psycho vision
[8] Gabor

۲-۲- محاسبة پارامترهاي مدل سلول ساده

در سال ۱۹۸۶، كني براي آشكارسازي يک لبة پلة آغشته به نويز سفيد گوسي سه معيار مطرح كرد. كم بودن احتمال خطا در تشخيص/ عدم تشخيص نقاط لبه، نزديک بودن نقاط مشخص شده به‌عنوان لبه به مركز لبه‌هاي واقعي و پاسخ يگانه به لبه، سه معياري هستند كه كني براي يک عملگر آشكارساز لبه در نظر گرفت. او با فرمول‌بندي اين معيارها و حل عددي مسالة بهينه‌سازي حاصل نشان داد كه عملگر مشتق گوسي قادر است اين معيارها را به‌صورت تقريبي بهينه كند [۴].

در اين بخش پارامترهاي مدل محاسباتي سلول ساده به گونه‌اي محاسبه شده‌اند كه عملگر مشتق گوسي، تقريب مرتبة اول مدل سلول ساده باشد. رابطة ۲، عملگر مشتق گوسي در جهت x را نشان مي‌دهد.

$$G'_{\sigma}(x,y)=\frac{-x}{\sigma^2}e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \qquad (۲)$$

مدل محاسباتي سلول ساده در جهت x (همان جهت θ_1) و به ازاي $\gamma=1$ نيز در رابطة ۳ نشان داده شده است.

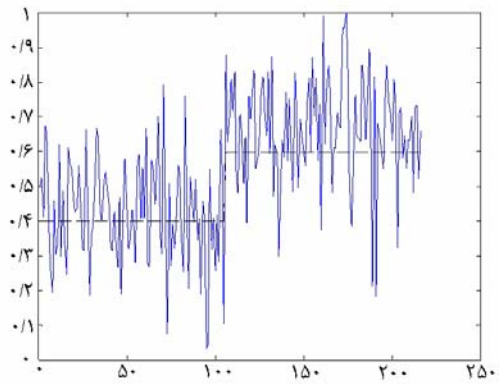
$$h_{\sigma,\lambda,\theta_1,\varphi}(x,y)=\cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x+\varphi\right)e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \qquad (۳)$$

چنانچه بسط تيلور تابع $\cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x+\varphi\right)$ حول نقطة $x=0$ نوشته شده و از توان‌هاي مرتبة دو به بالا صرف‌نظر شود، رابطة ۴ به‌دست مي‌آيد:

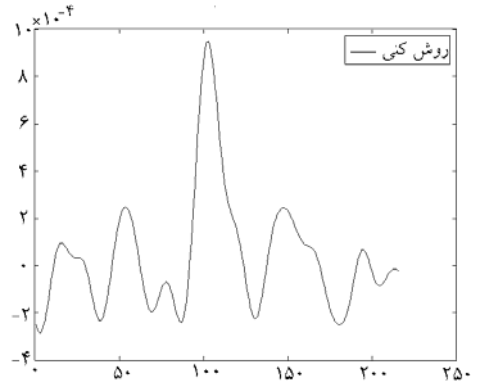
$$\cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x+\varphi\right)=\cos\varphi+\frac{2\pi x}{\lambda}\sin\varphi \qquad (۴)$$

اگر بجاي $\cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x+\varphi\right)$ در رابطة ۳ معادل آن از رابطة ۴ جايگزين شده و رابطة حاصل با رابطة ۲ هم‌ارز قرار داده شود، پارامترهاي مدل سلول ساده براي تقريب بهينة معيارهاي مطرح شده به‌وسيله كني به‌دست مي‌آيند:

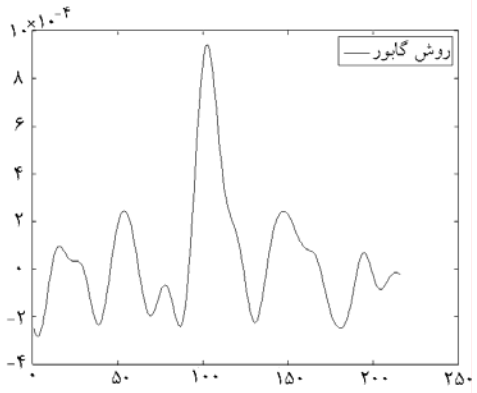
$$\lambda=2\pi\sigma^2 \quad , \quad \varphi=\pi/2 \qquad (۵)$$



الف



ب



ج

شكل ۲- پاسخ مدل محاسباتي سلول ساده و عملگر مشتق گوسي به لبة پلة آغشته به نويز سفيد گوسي: الف) لبة پلة آغشته به نويز سفيد گوسي، ب) پاسخ عملگر مشتق گوسي به اين لبه و ج) پاسخ مدل محاسباتي سلول ساده.

با انتخاب پارامترهاي فوق، عملگر مشتق گوسي تقريب مرتبة اول مدل سلول ساده خواهد بود. انتظار مي‌رود كه مدل سلول ساده در مقايسه با عملگر مشتق گوسي تقريب بهينه‌تري از معيارهاي مطرح شده به‌وسيله كني را مهيا كند. در شكل ۲، پاسخ مدل سلول ساده و همچنين عملگر مشتق گوسي به ازاء مقدار σ يكسان نشان داده شده‌اند.

۲-۳- روش پیشنهادي براي تخمين گرادیان

در هر پیکسل تصویر اطلاعات لبه از روي مقادیر شدت روشنایي در همسایگي همان پیکسل به‌دست مي‌آید. چنانچه در محل یک پیکسل تغییرات شدت روشنایي در یک جهت مشخص زیاد باشد، پاسخ عملگر گرادیان حساس به همان جهت در محل پیکسل مورد نظر زیاد خواهد بود. بر این اساس، بسیاري از آشکارسازهاي لبه از عملگرهاي گرادیان حساس به جهت براي مشخص کردن محل پیکسل‌هاي لبه استفاده مي‌کنند.

در روش پیشنهادي براي تخمین بردار گرایان ابتدا پاسخ مدل سلول ساده در N_θ جهت ترجیحي محاسبه مي‌شود. پارامترهاي مربوط به مدل سلول ساده همان مقادیر محاسبه شده در بخش قبل انتخاب مي‌شوند. سپس براي تخمین بردار گرادیان، از جمع وزندار پاسخ‌هاي مربوط به مدل سلول ساده در جهت‌هاي ترجیحي مختلف به‌صورتي که در رابطة ۶ نشان داده شده استفاده مي‌شود:

$$IG_\sigma(x,y)=\sum_{k=1}^{N_\theta} e^{j\theta_k} S_{\sigma,2\pi\sigma^2,\theta_k,\frac{\pi}{2}}(x,y) \qquad (۶)$$

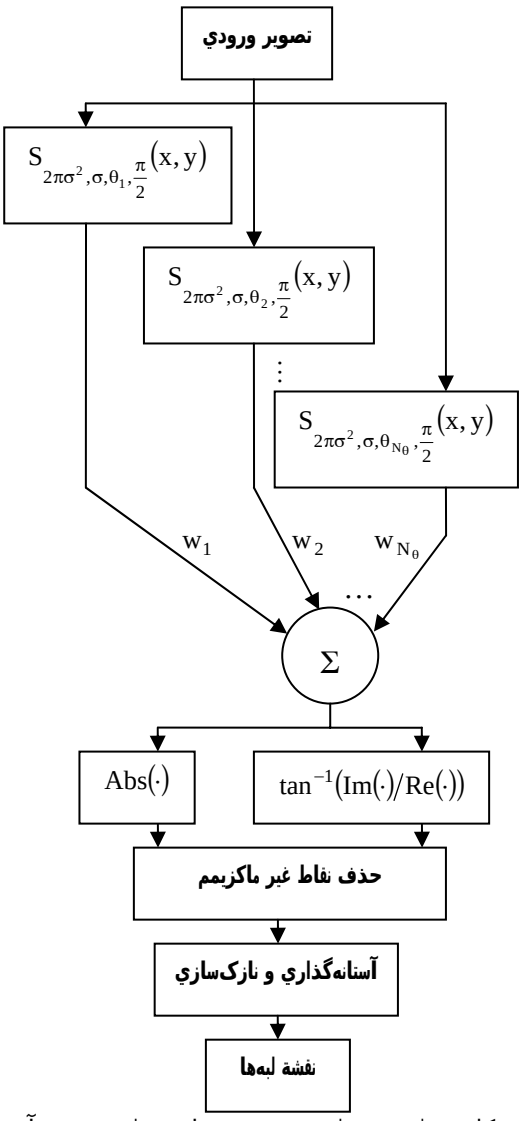
که در آن $j=\sqrt{-1}$ است.

مقدار محاسبه شده در رابطة ۶ یک مقدار مختلط است. اندازه و زاویة این مقدار مختلط به‌ترتیب به‌عنوان تقریبي از اندازه و زاویة بردار گرادیان در نظر گرفته مي‌شود.

$$|IG_\sigma(x,y)|=\sqrt{Re^2(IG_\sigma(x,y))+Im^2(IG_\sigma(x,y))}$$
$$\theta(x,y)=\tan^{-1}\left(\frac{Im(IG_\sigma(x,y))}{Re(IG_\sigma(x,y))}\right) \qquad (۷)$$

با معلوم بودن اندازه و زاویة گرادیان براي هر نقطة تصویر، نقشة لبه‌ها با استفاده از الگوریتم شناخته شدة حذف نقاط غیربیشینه، آستانه‌گذاري دو مقداري و به‌دنبال آن نازک‌سازي به‌دست مي‌آید [۱-۴].

طرح نموداري روش پیشنهادي براي تخمین بردار گرادیان در شکل ۳ نشان داده شده است. مي‌توان فرض کرد که مراحل متوالي پردازش اطلاعات در این طرح نموداري، یک مدل فرضي از مفهوم ابرستون[9] در سیستم بینایي انسان است.



شکل۳- طرح نموداري روش پیشنهادي براي به‌دست آوردن نقشة لبه‌ها. بردار گرادیان در هر نقطة تصویر با استفاده از جمع وزن‌دار پاسخ مدل سلول ساده در تمام جهت‌ها محاسبه مي‌شود. سپس نقشة لبه‌ها با اعمال الگوریتم شناخته شدة حذف نقاط غیر بیشینه و به‌دنبال آن آستانه‌گذاري دومقداري و نازک‌سازي روي اندازه و زاویة این بردار گرادیان به‌دست مي‌آید.

مطالعات نروفیزیولوژیکي نشان داده‌اند که میدان‌هاي دریافت نواحي مجاور در کورتکس اولیة بینایي، روي شکبیه نیز در مجاورت هم هستند [۸]. کورتکس اولیة بینایي داراي تعدادي لایة افقي است که انواع مختلف سلول‌ها و اتصالات را شامل مي‌شوند. اگر یک الکترود به‌صورت عمود بر سطح کورتکس بینایي وارد شده و پاسخ چند سلول ثبت شود، مشاهده خواهد شد که تمام این سلول‌ها به یک جهت ترجیحي خاص پاسخ مي‌دهند. این سلول‌هاي حساس

[9] Hyper column

به جهت، در یک بخش مجزا به نام ابرستون قرار گرفته‌اند. هر ابرستون شامل سلول‌هايي است که به یک ناحیة خاص از تصویر پاسخ مي‌دهند و مجموعة این سلول‌ها تصویر را در تمام جهت‌ها با فواصل افزایشي ده درجه پردازش مي‌کنند. ابرستون‌هاي مجاور، نواحي مجاور در تصویر شبکیه را پردازش مي‌کنند. وجود ساختار ابرستون با استفاده از برچسب‌زني رادیواکتیو ثابت شده است [۱۷]. در این تکنیک ابتدا 2deoxyglucose رادیواکتیو به یک حیوان تزریق مي‌شود. این مادة شیمیایي در فرآیند سوخت و ساز سلول‌ها استفاده شده و فرآورده‌هاي سوخت و سازي رادیواکتیو در آنها به‌جا مي‌گذارد. سپس حیوان براي ۴۵ دقیقه در معرض تحریک بینایي شامل نوارهایي با جهت‌هاي یکسان قرار مي‌گیرد. سلول‌هاي فعال در مقایسه با سلول‌هاي غیر فعال مقدار بیشتري از مادة رادیواکتیو را جذب مي‌کنند و بنابراین به‌صورت رادیواکتیوي برچسب مي‌خورند. بعد از ۴۵ دقیقه حیوان قرباني شده و کورتکس بینایي حیوان به‌صورت صفحات خیلي نازک برش خورده و روي صفحات عکس‌برداري حساس به تشعشع قرار مي‌گیرد. هنگامي که این اتورادیوگراف‌ها ظاهر مي‌شوند، نوارهاي باریک جهت، روي برش‌هاي افقي کورتکس بینایي ظاهر مي‌شوند.

۲-۴- روش‌هاي ارزیابي کارایي آشکارساز لبه

کارایي یک آشکارساز لبه را مي‌توان به‌صورت کیفي و با مشاهدة نتایج حاصل از آن در آشکارسازي لبه از تصاویر ساختگي یا طبیعي انجام داد. به‌علاوه، چنانچه نقشة مرجع لبه‌ها موجود باشد، با مقایسة لبه‌هاي آشکار شده و لبه‌هاي مرجع، ارزیابي کمي کارایي آشکارساز لبه نیز امکان پذیر است [۸]. در این تحقیق براي ارزیابي کمي نتایج از معیار شباهت و همچنین منحني ROC[10] استفاده شده است [۱۸، ۱۹].

فرض کنید E_{GT} و B_{GT} به‌ترتیب نشان دهندة مجموعه پیکسل‌هاي لبه و مجموعه پیکسل‌هاي زمینة مربوط به نقشة مرجع باشند. همچنین E_D و B_D به‌ترتیب معرف مجموعه پیکسل‌هاي لبه و مجموعه پیکسل‌هاي زمینة مربوط به تصویر لبه‌هاي آشکار شده به‌وسیله یک عملگر باشند. اشتراک نقاط لبة مرجع و نقاط لبة آشکار شده به‌وسیله عملگر، نشان دهندة پیکسل‌هاي لبه‌اي است که به درستي آشکار شده‌اند، $E_{TP} = E_D \cap E_{GT}$. همچنین اشتراک نقاط زمینة مرجع و نقاط زمینة مشخص شده به‌وسیله عملگر، نشان دهندة پیکسل‌هاي زمینه‌اي است که به درستي آشکار شده‌اند، $E_{TN} = B_D \cap B_{GT}$. لبه‌هاي مرجعي که به‌وسیله عملگر آشکارساز لبه آشکار نشده‌اند (اشتباهات منفي)، به‌وسیله مجموعة $E_{FN} = B_D \cap E_{GT}$ مشخص مي‌شوند. همچنین لبه‌هاي کاذبي که به‌وسیله عملگر آشکارساز لبه آشکار شده‌اند (اشتباهات مثبت)، به‌وسیله مجموعة $E_{FP} = E_D \cap B_{GT}$ مشخص مي‌گردند. معیار کارایي آشکارساز لبه به‌صورت زیر تعریف مي‌شود [۸].

$$p = \frac{\mathrm{card}(E_{TP})}{\mathrm{card}(E_{TP}) + \mathrm{card}(E_{FP}) + \mathrm{card}(E_{FN})} \qquad (۸)$$

در رابطة ۸، $\mathrm{card}(x)$ به تعداد عناصر مجموعة x اشاره دارد. معیار کارایي، p؛ یک عدد اسکالر است که بین صفر و یک تغییر مي‌کند. اگر تمامي پیکسل‌هاي لبه به درستي آشکار شوند و هیچ پیکسل زمینه‌اي به اشتباه لبه آشکار نشود، مقدار p برابر یک خواهد شد. در غیر این‌صورت هر چه نقاط لبه بیشتر به اشتباه آشکار شوند (یا نشوند) مقدار p به صفر نزدیک‌تر خواهد شد.

پیکسل‌هاي تصویر، بسته به اینکه مقدار گرادیان شدت روشنایي به‌ترتیب بیشتر یا کمتر از یک مقدار آستانه باشد به E_D یا B_D طبقه‌بندي مي‌شوند. هر مقدار آستانه بسته به مقادیر احتمال جواب‌هاي درست $\left(P(E_D \mid E_{GT})\right)$ و اشتباهات مثبت $\left(P(E_D \mid B_{GT})\right)$، نقطه‌اي روي منحني ROC را مشخص مي‌کند.

احتمال جواب‌هاي درست[11] از رابطة ۹ قابل محاسبه است.

$$\mathrm{sensitivity} = \frac{\mathrm{card}(E_{TP})}{\mathrm{card}(E_{TP}) + \mathrm{card}(E_{FN})} \qquad (۹)$$

احتمال اشتباهات منفي[12] از رابطة ۱۰ محاسبه مي‌شود.

$$(1 - \mathrm{specificity}) = \frac{\mathrm{card}(E_{FP})}{\mathrm{card}(E_{FP}) + \mathrm{card}(E_{TN})} \qquad (۱۰)$$

[10] Receiver Operating Characteristic [11] Sensitivity [12] Specificity

منحني ROC از ترسيم احتمال جواب‌هاي درست بر حسب احتمال اشتباهات منفي به ازاي مقادير مختلف آستانه حاصل مي‌گردد.

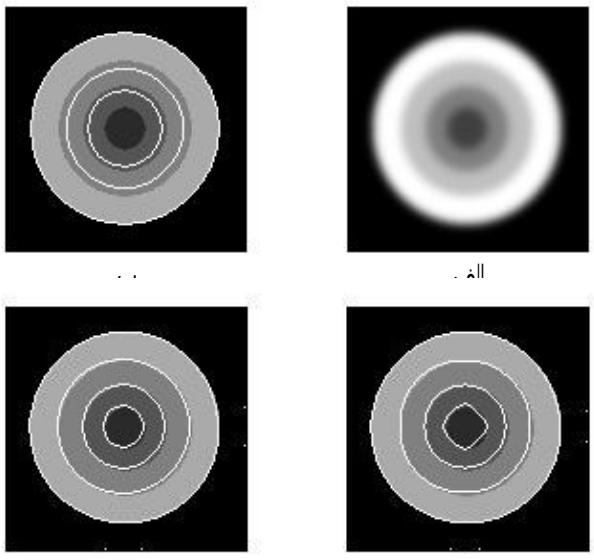
عمل حذف نقاط غيربيشينه باعث مي‌شود كه منحني ROC به خطاهاي موجود در نقشة مرجع لبه‌ها حساس شود. براي رفع اين مشكل از روش پيشنهاد شده در مرجع [۱۹] استفاده شده است. به اين ترتيب كه قبل از محاسبة E_{TP} و E_{FN} يک عملگر مورفولوژيكي opening روي نقشة لبه‌هاي آشكار شده اعمال گرديده به‌گونه‌اي كه لبه‌ها تا يک پيكسل مجاور از هر طرف انتشار پيدا كنند. براي محاسبة E_{FP} و E_{TN} علاوه بر اعمال عملگر مورفولوژيكي بالا روي نقشة لبه‌هاي آشكار شده، يک عملگر مورفولوژيكي opening روي نقشة لبه‌هاي مرجع نيز اعمال مي‌شود به گونه‌اي كه لبه‌ها تا سه پيكسل مجاور از هر طرف انتشار يابند.

۳- نتايج

روش پيشنهادي، سه پارامتر را در ورودي دريافت مي‌كند. پارامتر انحراف معيار ضريب گوسي (σ) و مقدار آستانه، همان پارامترهايي هستند كه روش كني در ورودي دريافت مي‌كند. پارامتر γ در روش پيشنهادي، ميزان بيضوي بودن ميدان دريافت را كنترل مي‌نمايد. چنانچه مقدار γ از يک كمتر (يا بيشتر) باشد، ميدان دريافت سلول ساده در امتداد لبه گسترده (فشرده) شده و متوسط‌گيري بيشتري (يا كمتري) در اين راستا انجام خواهد شد. در صورتي كه مقدار γ برابر يک باشد، ميدان دريافت مدل سلول ساده همان ميدان دريافت عملگر مشتق گوسي خواهد بود (شكل۱). در اين حالت اگر فقط دو جهت ترجيحي در نظر گرفته شوند، تنها تفاوت روش پيشنهادي و روش كني در نوع عملگر مورد استفاده براي تخمين بردار گراديان خواهد بود.

شكل ۴ - الف تصوير حلقه‌هاي مات شدة هم مركز را نشان مي‌دهد. در شكل‌هاي ۴ - ب و ۴ - ج به‌ترتيب لبه‌هاي آشكار شده از اين تصوير با استفاده از عملگر مشتق گوسي و لبه‌هاي آشكار شده به‌وسيله مدل سلول ساده نشان داده شده‌اند. در هر دو روش σ برابر ۴ در نظر گرفته شده است. با مقايسة شكل‌هاي ۴ - ب و ۴ - ج مشخص مي‌شود كه مدل سلول ساده چه از نظر آشكارسازي لبه و چه از نظر تعيين دقيق موقعيت لبه، كارايي بهتري از عملگر مشتق گوسي دارد. براي اينكه اين مقايسه امكان‌پذير باشد، لبه‌ها روي تصوير حلقه‌هاي هم مركز قبل از مات شدن نشان داده شده‌اند. در روش كني، مقدار آستانه كمترين مقدار ممكن در نظر گرفته شده است ($۲/۲۲۰۴\times۱۰^{-۱۶}$). براي روش پيشنهادي با بالا بردن مقدار آستانه تا ۰/۱۵ نيز همين نتايج به‌دست مي‌آيد. تا اينجا مي‌توان انتظار داشت كه روش پيشنهادي براي تصاويري كه مات شده‌اند كارايي بهتري از روش كني داشته باشد.

با مقايسة دو شكل۴ - ج و ۴ - د مشخص مي‌شود كه زياد بودن تعداد جهت‌هاي ترجيحي به تعيين دقيق موقعيت لبه‌ها (به‌ويژه براي لبه‌هايي كه انحناء آنها زياد است) كمک مي‌كند. همان‌طور كه مشاهده مي‌شود، لبه‌هاي مربوط به دايرة مركزي در اين حالت بهتر آشكار شده‌اند. اين لبه‌ها در روش كني آشكار نشده‌اند و در روش پيشنهادي با دو جهت ترجيحي به خوبي مكان‌يابي نشده‌اند.



الف

ج د

شكل۴- لبه‌هاي آشكار شده به‌وسيله روش كني ب) روش پيشنهادي با $\gamma=1$ و $N_\theta=2$؛ ج) و روش پيشنهادي با $\gamma=1$ و $N_\theta=8$؛ د) براي تصوير ساختگي حلقه‌هاي مات شدة هم مركز (الف). در تمامي موارد آستانه كمترين مقدار ممكن ($۲/۲۲۰۴\times۱۰^{-۱۶}$) و $\sigma=4$ انتخاب شده است.

در تصویربرداري پزشكي هدف نسبت دادن شدت روشنايي يكسان و متمايز از شدت روشنايي سلول‌هاي متعلق به ساير بافت‌ها به سلول‌هاي متعلق به يک بافت خاص است. در عمل مشكلاتي از قبيل جابجا شدن‌هاي بيمار، SNR پايين دستگاه و اعضاء مشابه، باعث مي‌شوند كه مرزهاي عضوها مات يا حتي محو شوند و يا اينكه موجود نباشند. موارد ذكر شده سبب مي‌شوند طبيعت تصاوير پزشكي با فرض‌هاي در نظر گرفته شده در اين مسأله سازگاري داشته باشد. بر اين اساس انتظار مي‌رود روش پيشنهادي در مقايسه با روش مرسوم كني، در آشكارسازي لبه‌ها از تصاوير پزشكي كارايي بهتري داشته باشد. در ادامه كارايي روش پيشنهادي و روش كني در آشكارسازي لبه از تصاوير ساختگي و پزشكي به‌صورت كيفي و كمي با يكديگر مقايسه شده‌اند.

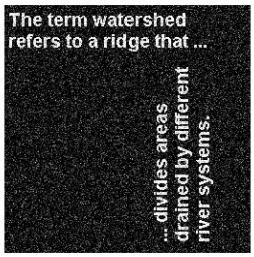
براي نشان دادن برتري مدل سلول ساده (با پارامترهاي محاسبه شده در اين تحقيق) بر عملگر مشتق گوسي فقط دوجهت ترجيحي براي روش پيشنهادي در نظر گرفته شده است. مقدار پارامتر γ نيز برابر يک در نظر گرفته شده است. در هر دو روش، پارامتر σ در محدودة ۱ تا ۴ با پله‌هاي افزايشي ۰/۲ تغيير داده شد. مقدار آستانه نيز در محدودة بين صفر تا ۰/۹۵ با پله‌هاي افزايش ۰/۰۵ تغيير داده شده است. تصاوير مورد استفاده به همراه نقشه‌هاي لبة مرجع مربوط به آنها در شكل ۵ نشان داده شده‌اند. همچنين در اين شكل، بهترين نقشة لبة آشكار شده به‌وسيله روش پيشنهادي و روش كني از نظر معيار شباهت، p؛ قابل مشاهده است. همان‌طور كه در شكل ۵ مشاهده مي‌شود، نقشه‌هاي لبة به‌دست آمده به‌وسيله روش پيشنهادي در مقايسه با نقشه‌هاي لبة به‌دست آمده به‌وسيله روش كني به نقشة مرجع لبه‌ها شبيه‌تر است.

در شكل ۶ و شكل ۷ متوسط معيار شباهت به‌دست آمده از روش كني و روش پيشنهادي با هم مقايسه شده است. در هر يک از اين شكل‌ها، به ازاي مقدار مشخصي از يک پارامتر، متوسط معيار شباهت براي همة مقادير ممكن پارامتر ديگر محاسبه شده است. متوسط معيار شباهت مربوط به روش پيشنهادي و روش كني براي نقشه‌هاي لبة استخراج شده از روي همة تصاوير به ازاي تمام پارامترهاي ورودي در بازه‌هاي ذكر شدة بالا، در جدول ۱ آمده است. اين جدول نشان مي‌دهد كه لبه‌هاي به‌دست آمده به‌وسيله روش پيشنهادي از نظر معيار شباهت (p) به لبه‌هاي مرجع شبيه‌ترند.

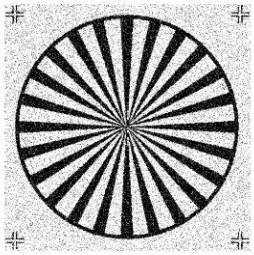
در اين تحقيق، علاوه بر متوسط معيار شباهت، p؛ از معيار منحني ROC نيز براي ارزيابي عملكرد روش پيشنهادي استفاده شده است. براي هر يک از مقادير آستانه، ابتدا مقادير متوسط احتمال جواب‌هاي درست و احتمال اشتباهات منفي براي همة تصاوير و به ازاي تمام مقادير σ محاسبه شده و سپس با استفاده از مقادير متوسط احتمال جواب‌هاي درست و احتمال اشتباهات منفي به ازاي تمام مقادير آستانه، منحني ROC ترسيم مي‌شود. هر چه سطح زير منحني ROC بيشتر باشد، كارايي روش بهتر خواهد بود. به‌عبارت ديگر، هر چه منحني ROC به گوشة بالا سمت چپ بيشتر متمايل باشد بهتر است. منحني‌هاي ROC روش پيشنهادي و روش كني در شكل ۸ نشان داده شده‌اند. مشاهده مي‌شود كه با در نظر گرفتن اين معيار كارايي نيز روش پيشنهادي در مقايسه با روش كني لبه‌ها را بهتر آشكار مي‌كند.

۴- بحث

خروجي عملگر آشكارساز لبه بيشتر در پردازش‌هاي بينايي سطوح بالاتر مانند بازشناسي، ناحيه‌بندي، فشرده‌سازي و ... استفاده مي‌شود [۴]. بنابراين كارايي مناسب، پايداري خوب در برابر تغيير پارامترها و قابليت اطمينان بالاي آشكارساز لبه از اهميت زيادي برخوردار است. چنانچه مقدار σ در حد كم انتخاب شود، لبه‌هاي مربوط به ساختارهاي ريز بهتر آشكار خواهند شد. در اين حالت لبه‌ها بهتر مكان‌يابي مي‌شوند. هرچند كه مشكل آشكار شدن لبه‌هاي كاذب ناشي از نويز و آشكار نشدن لبه‌هاي مات بروز خواهد كرد. بالا بردن مقدار آستانه به ميزان زيادي لبه‌هاي ناشي از نويز را از بين مي‌برد. اما اين خطر وجود دارد كه لبه‌هاي ضعيف (كه تغيير شدت روشنايي در محل آنها كم است) نيز حذف شوند. اگر پارامتر انحراف معيار بزرگ انتخاب شود، اثر نويز كم شده و لبه‌هاي مات بهتر آشكار مي‌شوند. البته در اين حالت مكان‌يابي لبه‌ها به‌خوبي انجام نمي‌شود.

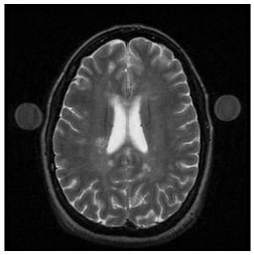


تصویر متن

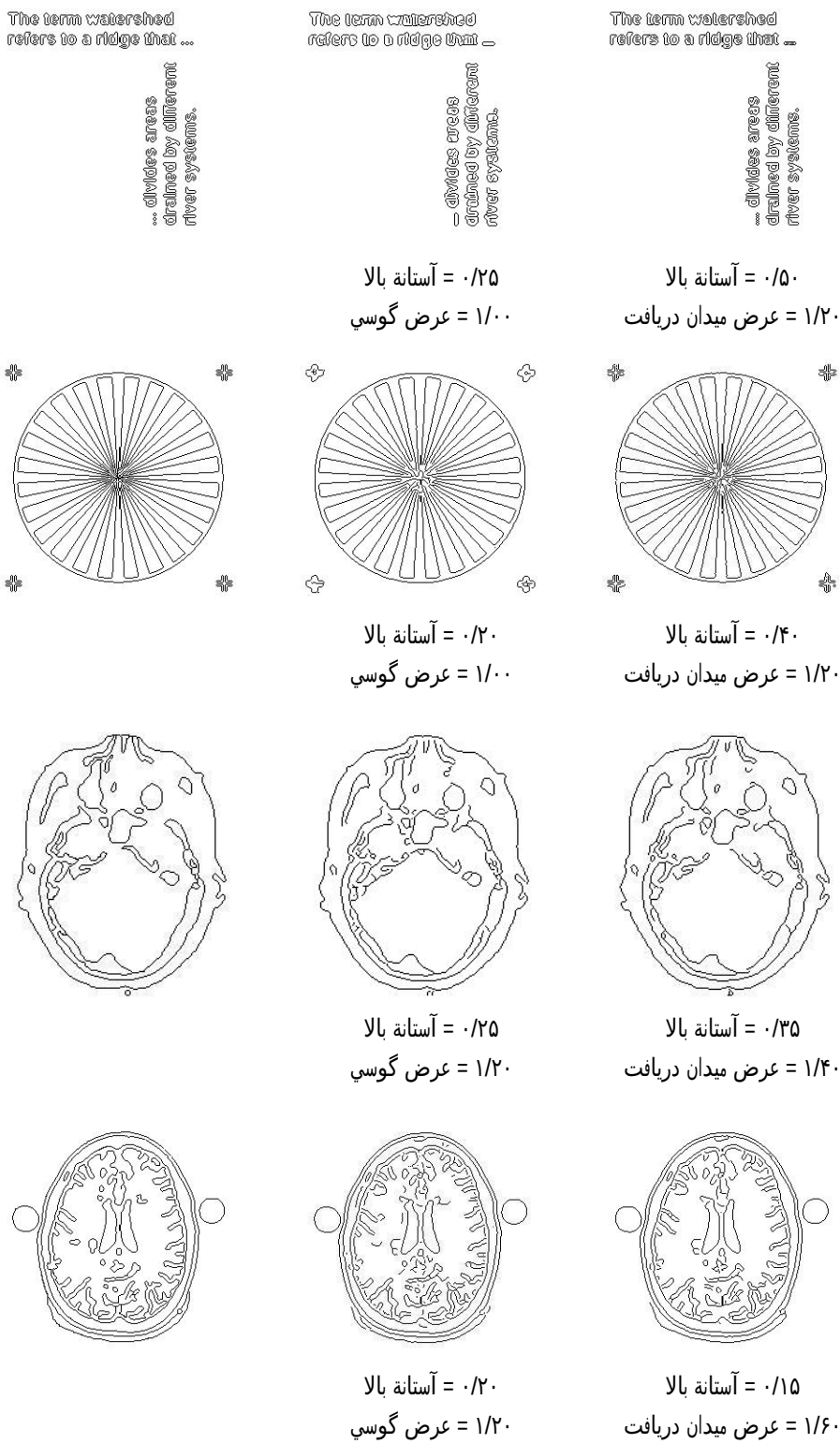


تصویر الگو

تصویر CT

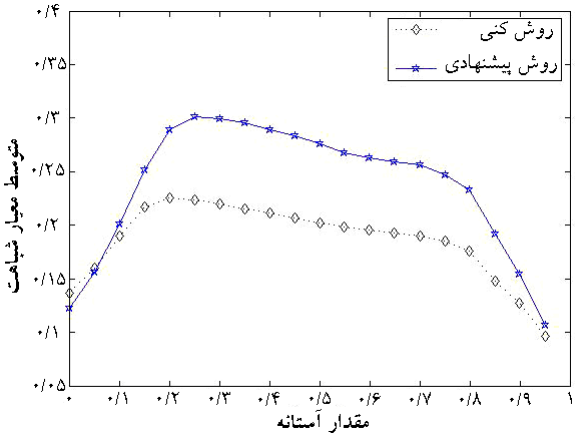


تصویر MR

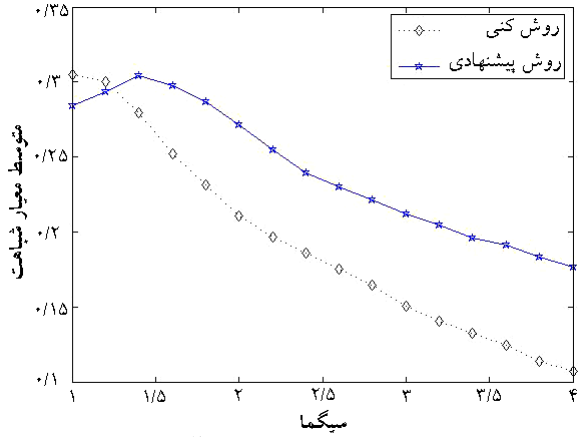


شکل ۵- از چپ به راست: تصاوير اصلي، نقشه‌هاي لبة مرجع مربوط به آنها، بهترين نقشه‌هاي لبة به‌دست آمده به‌وسيله روش کني و روش پيشنهادي، بر اساس معيار p .

تغييرات آستانه بين ۰ تا ۰/۹۵ با پله‌هاي افزايشي ۰/۰۵ و تغييرات عرض ميدان دريافت بين ۱ تا ۴ با پله‌هاي افزايشي ۰/۲ در نظر گرفته شده‌اند. مقادير پارامترهاي آستانه و عرض ميدان دريافت براي بهترين نقشه‌هاي لبة به‌دست آمده به‌وسيله هر کدام از روش‌ها در زير آنها نوشته شده است.



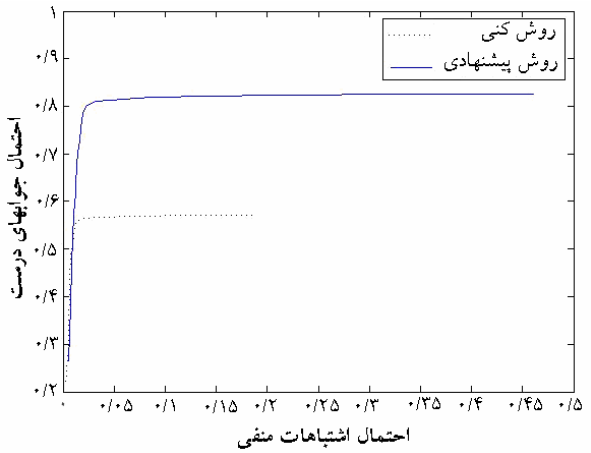
شکل ۶- متوسط معیار شباهت به‌دست آمده از روش کني و روش پيشنهادي براي مقادير σ بين ۱ تا ۴ با پله‌هاي افزايشي ۰/۲ بر حسب تغييرات مقدار آستانه



شکل ۷- متوسط معيار شباهت به‌دست آمده از روش کني و روش پيشنهادي براي مقادير آستانه بين ۰ تا ۰/۹۵ با پله‌هاي افزايشي ۰/۰۵ بر حسب تغييرات مقدار σ

جدول۱- متوسط معيار شباهت مربوط به روش پيشنهادي و روش کني به ازاي مقادير σ بين ۱ تا ۴ با پله‌هاي افزايشي ۰/۲ و مقادير آستانه بين ۰ تا ۰/۹۵ با پله‌هاي افزايشي ۰/۰۵ براي تصاوير نشان داده شده در شکل ۵

تصوير	روش کني	روش پيشنهادي
تصوير متن	۰/۱۴۷۱	۰/۲۲۴۹
تصوير الگو	۰/۲۷۴۴	۰/۳۰۴۸
تصوير CT	۰/۱۳۶۰	۰/۱۸۲۱
تصوير MR	۰/۰۸۵۰	۰/۱۱۷۷



شکل ۸- منحني ROC براي تصاوير نشان داده شده در شکل ۵

در مقادير کم آستانه و انحراف معيار، متوسط کارايي روش کني اندکي از کارايي روش پيشنهادي بهتر است. اما قابليت پايداري روش پيشنهادي در برابر تغييرات پارامترهاي ورودي مي‌تواند اين ضعف را پوشش دهد.

همانطور که در شکل ۴ مشاهده شد مدل سلول ساده محل لبه‌ها را خيلي بهتر از عملگر مشتق گوسي مکان‌يابي مي‌کند. اين امر در شکل ۵ نيز به روشني مشهود است. بهترين جواب‌ها در روش پيشنهادي معمولاً با مقادير بيشتر آستانه و انحراف معيار به‌دست آمده‌اند. به‌عنوان نمونه روش پيشنهادي با وجود برخورداري از مقدار انحراف معيار بالاتر نسبت به روش کني، مکان لبه‌ها در مرکز تصوير الگو را بهتر مشخص کرده است.

شايان ذکر است هرچند افزايش تعداد جهت‌هاي ترجيحي سبب بهبود عملکرد آشکارساز لبه مي‌شود (شکل ۴) اما از سوي ديگر هزينة محاسباتي را بالا مي‌برد. بنابراين درصورتي‌که دقت زيادي مورد نظر نباشد، فقط دو جهت ترجيحي در نظر گرفته مي‌شوند.

۵- نتيجه‌گيري

در اين تحقيق با الهام از سيستم بينايي انسان روشي براي آشکارسازي لبه ارائه شد. اين روش در بازة وسيعي از مقادير پارامترهاي ورودي کارايي بهتري از روش کني دارد. به‌عبارت ديگر روش پيشنهادي در برابر تغييرات پارامترهاي

وروردي پايدارتر است (شكل ۷ و شكل ۸). در اين روش مي‌توان مقادير آستانه و انحراف معيار را بيشتري نسبت به روش كني مقادير انتخاب كرد بدون اينكه مشكل جابجا شدن مكان لبه‌ها و يا حذف شدن لبه‌هاي ضعيف پيش آيد. با اين كار، امكان آشكارسازي بهتر لبه‌هاي مات شده و حذف مؤثر نويز وجود دارد.

در روش پيشنهادي از پاسخ سلول ساده براي آشكارسازي لبه استفاده شده است. بنابراين مدل حساسيت سيستم بينايي به شدت روشنايي را نيز مي‌توان به‌عنوان يک مرحلة پردازشي در اين الگوريتم وارد كرد.

سپاسگزاري

اين تحقيق با حمايت مالي مركز تحقيقات مخابرات ايران انجام شده است. بدين‌وسيله از مسئولين محترم اين مركز تشكر و قدرداني به‌عمل مي‌آيد.

مراجع

[1] Canny J.; A computational approach to edge detection; IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. 1986; PAMI-8: 679-697.

[2] Shen J. and Castan S.; An optimal linear operator for step edge detection; Graph. Models Image Process. 1992; 54(1): 112-133.

[3] Rakesh R.R., Chaudhuri P., and Murthy C.A.; Thresholding in edge detection: a statistical approach; IEEE Trans. On Image Processing 2004; 13(7): 927-936.

[4] Parker J.R.; Algorithms for image processing and computer vision; New York: John Wiley & Sons; 1997; 1-66.

[5] Gevers T.; Adaptive image segmentation by combining photometric invariant region and edge information; IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. 2002; 24(6): 848-852.

[6] Eugenio F. and Marques F.; Automatic satellite image georeferencing using a contour-matching approach; IEEE Trans. On Georeference and Remote Sensing 2003; 41(12): 2869-2880.

[7] Mahmud S., Williams L.R., Thornber K.K., and Xu K.; Segmentation of multiple salient closed contours from real images; IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. 2003; 25(4): 433-444.

[8] Grigorescu C., Petcov N., Westenberg M.A.; Contour detection based on nonclassical receptive field inhibition; IEEE Trans. On Image Processing 2003; 12(7): 729-739.

[9] Petcov N. and Westenberg M.A.; Suppression of contour perception by band-limited noise and its relation to non classical receptive field inhibition; Bio. Cybern 2003; 88: 236-246.

[10] Zhu C. and Jiang T.; Multi context fuzzy clustering for separation of brain tissues in magnetic resonance images; Academic Press, Nero Image 2003; 18: 685–696.

[11] Rossi A.F., Desimone R., and Ungerleider G.; Contextual modulation in primary visual cortex of macaques; the Journal of Neuroscience 2001; 21(5): 1698-1709.

[12] Jones H.E., Grive K.L., Wang W., and Sillito A.M.; Surround suppression in primate V1; J. Neurophysiol. 2001; 86(10): 2011-2028.

[13] Nothdurf H.C., Gallant J.L., and Van Essen D.C.; Response modulation by texture surround in primate area v1: correlates of “pop out” under anesthesia; Vis. Neurosci. 1999; 16: 15-34.

[14] Li Zh.; Pre-attentive segmentation in the primary visual cortex; Spatial Vision 2000; 13(1): 25-50.

[15] Grigoresco S.E., Petkov N., and Kruizinga P.; Comparison of texture features based on Gabor filters; IEEE Trans. On Image Processing 2002; 11(10): 1160-1167.

[16] Kruizinga P. and Petkov N.; Non-linear operator for oriented texture; IEEE Trans. On Image Processing 1999; 8(10): 1395-1407.

[17] Huble D.H.; Explorations of the primary visual cortex; Nature 1982; 229:515-524.

[18] Yitzhaky Y., Peli E.; A method for objective edge detection evaluation and detector parameter selection; IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence 2003; 25(8): 1027-1033.

[19] Konishi S., Yuille A.L., Coughlan J. M., and Zhi S.C.; Statistical edge detection: learning and evaluating edge cues; IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence 2003; 25(1): 57-74.