

استفاده از الگوریتم انتشار غیر یکنواخت برای رفع مات شدگی تصاویر

رادیولوژی دیجیتال

لاله کشاورز معتمدی^۱، عفت یاحقی^۲

^۱دانشگاه بین المللی امام خمینی، lkeshavarzmotamedi@yahoo.com

^۲دانشگاه بین المللی امام خمینی، yahaghi@sci.ikiu.ac.ir

چکیده

برای شناسایی نواحی آسیب یافت مانند شکستگی استخوان یکی از مهم‌ترین روش‌ها رادیولوژی است. هرچند تصاویر رادیولوژی دیجیتال دارای کیفیت تصاویر خیلی خوبی هستند، در عین حال استفاده از روش‌های پردازش تصویر می‌تواند در بهبود کیفیت و مشخص تر کردن نواحی آسیب دیده بافت مؤثر باشد. با توجه به اینکه آسیب‌ها بصورت تغییرات در گرادیان‌های تصاویر دیجیتال ظاهر می‌شود و استفاده از روش‌های پردازش تصویر بر مبنای گرادیان می‌تواند در وضوح آنها کمک کند. در این مقاله از روش دیفیوژن و انتشار غیر یکنواخت برای رفع مات شدگی تصاویر رادیولوژی دیجیتال استفاده خواهد شد. نتایج نشان می‌دهد استفاده از روش فوق باعث بهبود کنتراست رزولوشن تصاویر و کمتر شدن مات شدگی شده‌است.

واژه‌های کلیدی

انتشار غیر یکنواخت، مات شدگی، رادیولوژی دیجیتال، کنتراست رزولوشن

۱- مقدمه

از گذر که در طرف تیره لبه است، مثبت است، برای قسمت دیگر گذر که در طرف روشن لبه است، منفی است، و در نواحی با سطح خاکستری ثابت، صفر است. بنابراین، از بزرگی مشتق اول می‌توان برای تعیین این که آیا پیکسل در روی لبه قرار دارد، استفاده کرد. مشتق دوم در نقطه وسطی هر گذر سطح خاکستری یک عبور از صفر دارد [۸-۵].

برای شناسایی نواحی آسیب دیده بدن، یکی از روش‌های بسیار معمول رادیولوژی است. رادیولوژی به دو نوع آنالوگ و دیجیتال تقسیم می‌گردد. رادیوگرافی آنالوگ و یا سنتی دارای کیفیت تصویری پایین تری نسبت به رادیولوژی دیجیتال هستند. رادیوگرافی دیجیتال به دودسته تقسیم می‌شود، که به نام‌های دیجیتال مستقیم و کامپیوتری شناخته می‌شوند [۳-۱].

۲- روش‌ها

۲-۱ روش انتشار گوسی برای محاسبه گرادیان

برای محاسبه گرادیان تصاویر در این روش از معادله انتشار حرارت استفاده شده که بر اساس لاپلاسیان موج و ضریب انتشار محیط تعریف شده است. برای یک مختصه x و y از تصویر $U(x,y)$ معادله لاپلاسیان چنین تعریف می‌شود [۸-۶]:

$$\frac{\partial U(x,y,t)}{\partial t} = \nabla^2 U(x,y,t) \quad (1)$$

$$= \frac{\partial^2 U(x,y,t)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 U(x,y,t)}{\partial y^2}$$

با در نظر گرفتن ضریب انتشار بر اساس معادله انتشار حرارت می‌توان چنین نوشت:

در رادیولوژی دیجیتال می‌توان برای ارتقای کیفیت تصاویر گرفته شده، از روش‌های پردازش تصویر استفاده نمود [۲]. در این زمینه الگوریتم‌های مختلفی طراحی و ارائه شده‌است. از مهم‌ترین روش‌های مورد استفاده روش‌های پردازش تصویر مبتنی بر گرادیان تصاویر است. آسیب‌های بدن در تصاویر به صورت تغییرات در گرادیان‌های محلی دیده می‌شوند [۴-۳]. بنابر این با آشکارسازی‌های لبه می‌توان این نواحی را واضح تر کرد. هدف آشکارسازی لبه نشان‌گذاری نقاطی از یک تصویر است که در آن‌ها شدت روشنایی به تندی تغییر می‌کند.

محاسبه لبه‌ها بر اساس یک عملگر مشتق محلی است. لبه در واقع یک گذر از ناحیه تاریک به ناحیه روشن است که به صورت یک تغییر سریع در سطح خاکستری دیده می‌شود. مشتق اول مقطع سطح خاکستری در لبه جلویی گذر، مثبت است، در لبه عقبی آن منفی است و همان‌طور که مورد انتظار است، در نواحی با سطح خاکستری ثابت صفر است. مشتق دوم برای قسمتی

$$\frac{\partial U(x, y, t)}{\partial t} = \nabla \cdot (C(x, y, t) \nabla U(x, y, t)) \quad (2)$$

که در آن $C(x, y, t)$ ضریب انتشار است. اگر $C(x, y, t)$ ثابت باشد معادله انتشار با فاکتور انتشار همگن است که در این حالت، معادله فوق بین پیکسل‌های مربوط به لبه‌ها و سایر پیکسل‌های تصویر تفاوتی قائل نشده و همه پیکسل‌ها را به یک میزان هموار می‌کند. چنین شرایطی باعث حذف اطلاعات لبه‌ها شده و مطلوب نیست. برای ضریب انتشار دو معادله زیر پیشنهاد شده است، که معادله خطی و غیر همگن هستند. در صورتی که ضریب انتشار وابسته به تصویر باشد، معادلات خطی فوق تبدیل به یک معادله غیر خطی می‌شوند که به این ترتیب در نظر گرفته می‌شوند [۸و۶]:

$$C(x, y, t) = \frac{1}{1 + \frac{|\nabla U(x, y, t)|}{k^2}} \quad (3)$$

$$C(x, y, t) = \exp\left(-\frac{|\nabla U(x, y, t)|^2}{k^2}\right)$$

با افزایش گرادیان تصویر، مقدار این ضرایب کاهش پیدا می‌کند. تغییرات این ضرایب در معادله (۲) باعث تغییرات در لبه‌ها و تیز و یا مات شدگی تصاویر می‌شود.

۲-۲ روش تهیه تصاویر

تصاویر رادیولوژی مورد استفاده در این تحقیق از دو مرکز بیمارستان شهید رجایی و مرکز میرعماد شهر قزوین تهیه شده‌اند. تعداد تصاویر سی و چهارتا هستند که از نواحی سر، سینه پا و دست‌ها هستند که با روش دیجیتال رادیوگرافی مستقیم تهیه شده‌اند. هم‌چنین تعدادی تصویر نیز از اینترنت دانلود شده است که به دلیل واضح بودن شکستگی و مناسب بودن برای این تحقیق نمونه‌ای از آن تصاویر در شکل ۱ آورده شده است. تصویر شکستگی استخوان ناحیه شانه را نشان می‌دهد. هرچند تصویر دارای کیفیت خوبی است و جزئیات بافت در آن بخوبی نشان داده شده است ولی مات شدگی در آن دیده می‌شود.



شکل ۱ نمونه‌ای از تصاویر تهیه شده برای تحقیق

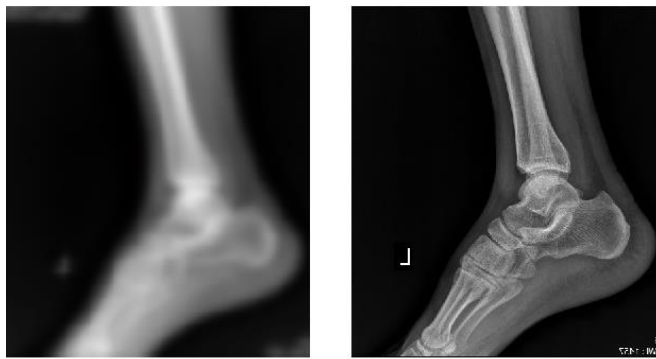
۳- نتایج

در این تحقیق از روش انتشار گوسی برای رفع مات شدگی و وضوح بیشتر جزئیات در تصاویر رادیولوژی استفاده شده است. در روش انتشار گوسی مشتق دوم محلی در یک تابع گوسی ضرب شده و سبب یکنواختی تصویر می‌شود. برای اجرای الگوریتم ابتدا تصویر مورد نظر در دو جهت X و Y به اندازه یک پیکسل جابجا شده است. با کم کردن پیکسل‌های مجاور هم، گرادیان‌ها در چهار جهت شمال، جنوب، شرق و غرب محاسبه شده است. با قرار دادن مقادیر گرادیان‌ها در معادله (۳) ضرایب انتشار C در چهار جهت محاسبه و تصویر جدید با توجه به رابطه زیر ساخته شده است. در این رابطه λ عدد ثابتی است که معمولا حدود ۱ تا ۱/۲۵ انتخاب می‌شود و Δ بیان کننده گرادیان W، E، S، N و چهار جهت اصلی را نشان می‌دهند. با تکرار رابطه (۵) و قرار دادن تصویر بدست آمده در هر مرحله بعنوان ورودی مرحله بعد الگوریتم تکرار می‌شود.

$$U_{new}(x, y, t) = U_{old}(x, y, t) + \lambda(C_N \Delta_N + C_S \Delta_S + C_E \Delta_E + C_W \Delta_W) \quad (5)$$

در اجرای الگوریتم و ساخت تصاویر نقش تابع گوسی رابطه (۳) که متناسب با ضریب k است مهم می‌باشد. تغییرات k در معادله (۳) باعث کم و زیاد شده عرض فیلتر گوسی شده و ضریب انتشارهای متفاوت به ازای تغییرات گرادیان می‌دهد. در شکل ۲ تغییرات C برحسب تغییرات گرادیان به ازای مقادیر مختلف k نشان داده شده است. کاهش ضریب انتشار در گرادیان‌های بالا، نشان دهنده حفظ لبه‌ها در شکل است. همانطور دیده می‌شود که تغییرات C به ضریب k بستگی دارد و انتخاب آن معمولا به شکل سعی و خطا انجام می‌گیرد. هرچه ضریب k بیشتر انتخاب شود به ازای گرادیان مشخصی از تصویر مقدار C کمتر شده و تصویر یکنواخت‌تر می‌شود. در شکل ۳- الف تصویر اصلی رادیولوژی از ناحیه مچ پا و در شکل ۳- ب، ج و تصاویر ساخته شده بازای k های مختلف و اجرای الگوریتم با دو بار تکرار نشان داده شده است. در شکل دیده می‌شود که k بزرگتر باعث پهن‌تر شدن فیلتر گوسی و یکنواخت‌تر شدن ضریب C بازای گرادیان‌های مختلف شده و در نتیجه در تصویر لبه‌ها صاف‌تر شده‌اند.

با توجه به مشخص نبودن k برای هر تصویر از روش تکرار الگوریتم استفاده شد. برای یک تصویر مشخص در هر مرحله تصویر ساخته شده مات‌تر و یکنواخت‌تر می‌شود. در شکل ۴- الف، ب، ج و د نمونه‌ای از این تصاویر بر اثر تکرارهای مختلف نشان داده شده است. با کم کردن این تصویر از تصویر اصلی نواحی تغییرات شدید گرادیان که شامل نواحی آسیب و جزئیات تصویر



ب

الف



د



ج

شکل ۴: الف - تصویر اصلی ب- تصاویر ساخته شده بازای ۲ تکرار ج- ۲۰ تکرار د- ۲۰۰ تکرار



ب



الف



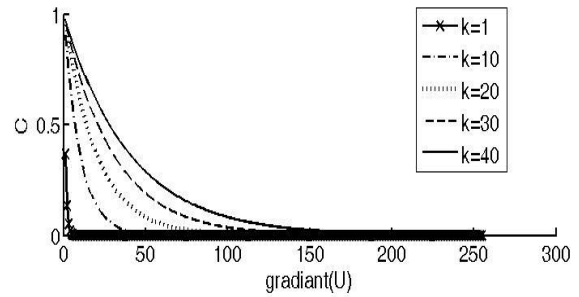
ب



الف

شکل ۵: الف- تصویر اصلی ب-تفاضل تصویر اصلی و مات شده

هستند واضح تر خواهد شد. در شکل ۵ نمونه‌هایی از تصویر دست و مچ پا ساخته شده با این روش نشان داده شده است. مقایسه این شکل با تصویر اصلی نشان می‌دهد که جزئیات مشخص تر هستند. برای ارزیابی تصاویر به سه کارشناس متخصص در زمینه پزشکی نشان داده شد و از آنها خواسته شد که تصاویر اصلی و تصاویر ساخته شده را مقایسه کنند. نتیجه بررسی کارشناسان نشان داد که آنها معتقدند اگرچه کنتراست تصاویر کم شده است ولی کنتراست رزولوشن آنها افزایش یافته و جزئیات بافت در آنها با دقت بیشتری دیده می‌شود.

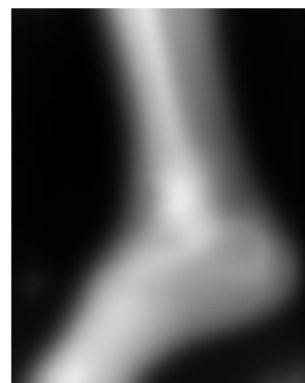


شکل ۲ تغییرات C برحسب تغییرات گرادیان به ازای مقادیر مختلف k



ب

الف



د



ج

شکل ۳: الف- تصویر اصلی رادیولوژی ناحیه مچ پا ب- تصاویر ساخته شده بازای k= ۲ و ج- k= ۱۰ د- k= ۲۰

- [2] Drost WT, Reese DJ, Hornof WJ. Digital radiography artifacts. *Vet Radiol Ultrasound* 2008;49:S48–S56.
- [3] Belahmidi A. and Chambolle A., Time-delay regularization of anisotropic diffusion and image processing. *M2AN Math. Model. Numer. Anal.*, 39(2), 231–251, 2005 .
- [4] Chen Y. and Bose P., On the incorporation of time-delay regularization into curvature-based diffusion. *J. Math. Imaging Vision* 14(2), 149–164, 2001.
- [5] Kawohl B., From Mumford-Shah to Perona-Malik in image processing, *Math.Methods Appl. Sci.*, 27(15), 1803–1814, 2004 .
- [6] Kichenassamy S., The Perona-Malik paradox. *SIAM J. Appl.Math.* 57(5), 1328–1342, 1997 .
- [7] Mikula K. and Ramarosy N., Semi-implicit finite volume scheme for solving nonlinear diffusion equations in image processing. *Numer. Math.* 89(3), 561–590, 2001,
- [8] Sarti A., Mikula K., Sgallari F. and Lamberti C., Evolutionary partial differential equations for biomedical image processing. *J. for Biomedical Informatics* 35, 77–91, 2002 .

۴. نتیجه‌گیری

در این تحقیق از روش انتشار گوسی برای وضوح بیشتر تصاویر رادیولوژی استفاده شده است. این روش بر مبنای تغییرات گرادیان بر تصاویر و اعمال فیلتر گوسی عمل می‌کند. نتایج حاصل نشان می‌دهد که ضریب انتشار در فیلتر گوسی به مشخصات تصویر بستگی دارد و برای هر تصویر متفاوت است. بنابر این در اینجا از روش تکرار الگوریتم به منظور پیدا کردن قسمت صاف تصویر استفاده شده و با کم کردن آن از تصویر اصلی، تصویری با گرادیان‌های مشخص که بیانگر نواحی آسیب هستند ساخته شده است. نتایج نشان می‌دهد که استفاده از این الگوریتم می‌تواند در وضوح جزئیات در تصاویر رادیولوژی موثر باشد.

۴ سپاسگزاری

از مسئولین محترم مرکز میرعماد و بیمارستان شهید رجایی که در تهیه تصاویر ما را یاری نمودند و همچنین از آقای دکتر خیرخواهان که در تفسیر نتایج همکاری داشتند کمال تشکر را داریم.

مراجع

- [1] Prokop M, Neitzel U, Schaefer-Prokop C. Principles of image processing in digital chest radiography. *J Thorac Imaging*;18,2003.