



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

فیلترسازی ناهمسان غیرخطی داده های MRI

چکیده

علی رغم بهبودهای معنی دار در کیفیت تصویر طی چندین سال گذشته، بهره برداری کامل داده های تصویر رزونانس مغناطیسی MRI اغلب با نسبت سیگنال به نویز پایین یا SNR یا نسبت کنتراست به نویز پایین یا CNR محدود می شود. در اجرای تکنیک های نوین MR، معیارهای سرعت کسب و کیفیت تصویر معمولاً بالاترین است. برای کاهش نویز طی کسب یا زمان میانگین گیری طی اندازه گیری های تکراری یا بزرگ سازی حجم و کسل ممکن است بکار گرفته شود. اما این روشها یا اساساً زمان کسب کل را افزایش می دهد یا یک حجم فضایی را در تنها فواصل غیردقیق اسکن می کند. برعکس روشهای کاهش نویز مبتنی بر کسب، ما یک پسا پروسه را براساس انتشار ناهمسان مطرح کرده ایم. بسط های این تکنیک جدید از MRI سه بعدی و چنداکویی با ترکیب ابعاد فضایی و طیفی بالاتر حمایت می کند. عملیات بر موانع اصلی روشهای فیلتر متداول از جمله زندگی مرزهای شیء و سرکوبی جزئیات ساختاری ظریف غلبه می کند. ساده سازی الگوریتم فیلتر یک اجرای کارآمد حتی روی ایستگاه های کاری کوچک را ممکن می کند.

ما کاهش نویز موثر و تشدید کردن مرزهای شیء را با بکار بردن این تکنیک پردازش تصویر به داده های اکوی گردشی دوبعدی و سه بعدی و داده های MRی اکوی گرادیان نشان داده ایم. مزیت های احتمالی برای MRI، تشخیص و آنالیز کامپیوتری شده به تفصیل بحث می شود.

1-مقدمه

در تصویربرداری پزشکی اغلب با یک SNR نسبتاً پایین با کنتراست خوب یا یک کنتراست پایین با SNR خوب سروکار داریم. خوشبختانه سیستم بصری انسان به شدت در تشخیص ساختارها حتی در حضور یک مقدار قابل ملاحظه ای از نویز موثر است. اما اگر SNR خیلی کوچک باشد یا کنتراست خیلی پایین باشد شناسایی ساختارهای آناتومیکی خیلی مشکل می شود چون تعیین مشخصات بافت خراب می شود. یک تعریف از کیفیت تصویر کلی شامل معیارهای فیزیکی و ادراکی است. وانگهی، به شدت وابسته به کارهای تشخیصی خاص می

باشد. در برخی موارد یک رزولاسیون فضایی بالا و یک کنتراست بالا لازم است در صورتیکه در سایر موارد معیارهای ادراکی بیشتر می تواند مطلوب باشد. برای یک انالیز بصری از تصاویر پزشکی، وضوح جزئیات و قابلیت رویت شی مهم است در صورتیکه برای پردازش تصویر، یک SNR بالا لازم است چون بیشتر الگوریتم های قسمت بندی تصویر به نویز خیلی حساس است.

چندین طریقه برای بهبود SNR وجود دارد و آنها می توانند به دستجات فرعی طبق الزامات زمانی، معیارهای رزولاسیون، تکنیک های مبتنی بر سخت افزار در مقابل نرم افزار تقسیم بندی شوند.

0 روشهایی که بر زمان کسب یا ابعاد پیکسل (وکسل) اثر می گذارند.

- میانگین گیری حوزه زمانی (میانگین گیری کسب های تکراری). مسئله: ناکارآمدی

- اسکن گیری با وکسل های بزرگ. مسئله: از دست دادن رزولاسیون، که اغلب در جهت خارج از صفحه است.

0 روشهایی بدون زمان و یا جریمه رزولاسیون

- پردازش سیگنال طی کسب (یعنی پهنای باند متغیر: پهنای باند باریک تر برای دومین اکوی کسب های اکوی افت شدید اکوی دوبل).

- بهبود سخت افزار کسب (افزایش سیگنال یا کاهش منبع نویز)

- پس پردازش داده های خام یا داده های تصویری (تکنیک های فیلتر). مسئله: نامشخص سازی، از دست رفتن رزولاسیون، تولید مصنوعات

هرچند پارامترهای کسب می تواند از نظر SNR و کنتراست بهینه سازی شود، روشهای کاهش نویز (برای مثال افزایش تعداد تحریک ها) معمولاً منجر به افزایش معنی دار در زمان کسب کلی می شود. حین فراهم سازی دسترسی به اطلاعات اناتومیکی و عملکردی جدید مهم از طریق کسب با سرعت بالا، یا رزولاسیون فضایی بالا، تکنیک های تصویربرداری پیشرفته اغلب با کاهشی در SNR تصویر تاوان داده می شود.

تکنیک های فیلترسازی مزیت عدم اثر گذاری بر پروسه کسب را دارد. در فیلترسازی فضایی خطی، به محتوای یک پیکسل مقدار درخشش متوسط مجاورهای فوری اش داده می شود. میانگین گیری فضایی ساده اغلب به نام فیلترسازی با پاس پایین، دامنه نوسانات نویز را کاهش می دهد اما نیز جزئیات درخشانی مانند خطوط یا حاشیه ها را تنزل می دهد. فیلترسازی مربوط به مرزهای ناحیه یا ساختارهای کوچک نیست و تصاویر منتج به نظر کدر

و پراکنده می آید. این اثر نامطلوب می تواند کاهش یابد یا با طراحی فیلترهای غیرخطی که متداولترین تکنیک فیلتر سازی میانه می باشد، دوری شود. حاشیه ها حفظ می شوند اما فیلترسازی منجر به از دست رفتن رزولاسیون با سرکوبی جزئیات ظریف می شود. رهیافت دیگر فیلترسازی سازشی است (برای تحقیق مفصل رفرانس 1 را ببینید)، که یک تبادلی را بین کارایی هموارسازی، حفظ عدم پیوستار، و تولید مصنوعات متضمن است. هنگام ایجاد یک روش فیلترسازی برای داده های تصویری پزشکی، خرابی تصویر با کدرسازی یا با مصنوعات ناشی از یک شمای فیلترسازی قابل قبول نیست. الزامات ذیل باید به طور ایده ال موارد ذیل را جامه عمل بپوشاند:

الف) از دست رفتن اطلاعات را با حفظ مرزهای شی و ساختارهای مفصل به حداقل برساند

ب) به طور کارآمدی نویز را در نواحی خواص فیزیکی همگن حذف کند و

ج) تعریف مورفولوژیکی را با تشدید عدم پیوستارها تقویت سازد.

پیشرفتهای اخیر براساس فیلترسازی انتشار ناهمسان بر موانع اصلی فیلترسازی فضایی مرسوم غلبه کرده و به طور معنی داری کیفیت تصویر را حین برآورده سازی معیارهای اصلی گفته شده در فوق بهبود می دهد. بسط های خاص برای فیلترسازی داده های چندکانالی و سه بعدی این روش را به خصوص برای تقویت انواع مختلف داده های تصویر رزونانس مغناطیسی یا MR مناسب می سازد.

درمقاله حاضر، اصطلاح داده های حجم به طور مستقل از نوع کسب بکار خواهد رفت. منظور ما از داده های حجم، کسب پوشش دهنده حجمی با ابعاد وکسل ایزوتروپیک یا تقریباً ایزوتروپیک می باشد. چنین داده هایی می تواند به شکل یک کسب سه بعدی FT یا به شکل یک کسب 2 بعدی چندبرشی با برشهای نازک و بدون هیچ شکافی بین برش ها اندازه گیری شود.

قسمت دوم-روش: هموارسازی ناهمسان فضایی تکراری

Perona & Malik یک شمای هموارسازی چندمقیاسی و شناسایی حاشیه را ابداع کردند که یک مفهوم جدید قدرتمند برای پردازش تصویر می باشد. روش فیلترسازی انتشار ناهمسان شان به شکل ریاضی به صورت یک پروسه انتشار به فرمول درآمده است و هموارسازی یکپارچه سازی را در ترجیح هموارسازی بین مرزها تشویق می

کند. در روش فیلترسازی شان، تخمین درباره ساختار تصویر محلی تحت هدایت داشتن درباره امار تنزل نويز و استقامت های حاشیه می باشد.

شرح ذیل براساس پروسه انتشار ناهمسان آنگونه که Perona & Malik مطرح داشته اند، می باشد.

الف- اصول ریاضی روش فیلترسازی ناهمسان غیرخطی

هموارسازی به شکل یک پروسه انتشاری فرموله می شود که در مرزها با انتخاب موضعی نقاط قوت سازگاری محلی سرکوب یا متوقف می شود. در هر بعد، این پروسه می تواند به طور ریاضی به ترتیب ذیل بدون فرض هیچگونه عقیم گذاری یا منابعی فرموله شود:

$$\frac{\partial}{\partial t} u(\bar{x}, t) = \text{div}(c(\bar{x}, t) \nabla u(\bar{x}, t)). \quad (1)$$

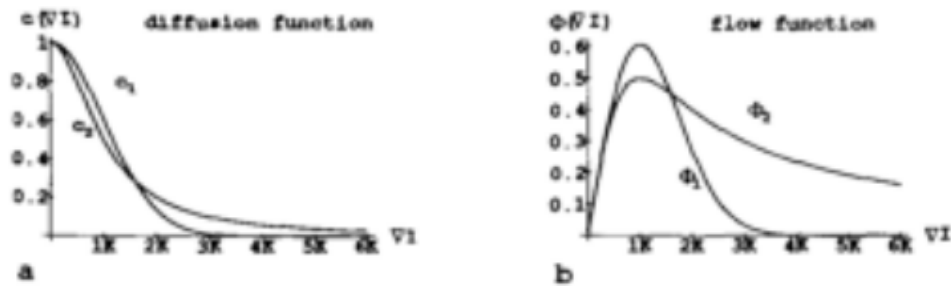
نقطه قوت انتشار تحت کنترل $C(\bar{x}, t)$ می باشد. در شمای فیلترسازی داده های ما، بردار \bar{x} نمایانگر مختصات فضایی است. متغیر t پارامتر مرتب سازی پروسه می باشد. در اجرای مجزا برای برشمردن مراحل تکرار استفاده می شود. تابع $u(\bar{x}, t)$ به شکل فشردگی تصویر $I(\bar{x}, t)$ فرض می شود. تابع انتشار $C(\bar{x}, t)$ بسته به بزرگی گرادیان فشردگی تصویر دارد. یک تابع کاهشی یکنواختی $C(\bar{x}, t) = f(|\nabla I(\bar{x}, t)|)$ می باشد که اساسا درون نواحی منتشر می شود و بر مرزهای ناحیه در مکانهای با گرادیان بالا اثری ندارد.

دو تابع انتشار مختلف مطرح گردیده است:

$$c_1(\bar{x}, t) = \exp\left(-\left(\frac{|\nabla I(\bar{x}, t)|}{\kappa}\right)^2\right) \quad (2)$$

$$c_2(\bar{x}, t) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I(\bar{x}, t)|}{\kappa}\right)^{1+\alpha}} \quad | \alpha > 0. \quad (3)$$

تصویر Fig. 1(a) نشان از کاهش یکنواخت ضریب همبستگی انتشار با افزایش گرادیان دارد. اگر گرادیان بزرگ باشد، یک عدم پیوستگی مفروض است و انتشار متوقف می شود. پارامتر K طبق سطح نويز و استقامت حاشیه انتخاب می شود. برای درک رابطه میان پارامتر K و مقدار عدم پیوستگی ∇I ، مطرح گردیده است که $\varphi(\nabla I)$ را به شکل حاصل $c^* \nabla I$ به نام جریان تعریف کنیم.



تصویر 1 fig. 1 (a) توابع انتشار (استقامت انتشار \$c\$ در مقابل \$VI\$). (b) توابع جریان (جریان \$\phi(VI)\$ در مقابل گرادیان \$VI\$). در مقیاس پارامتر \$K\$ داده شده است.

توابع جریان مرتبط به \$C_1\$ و \$C_2\$ در تصویر fig(1b) به تصویر کشیده شده است. ماکزیمم جریان در مکانهایی با گرادیان \$VI\$ با معادل \$K\$ تولید می شود. هنگامی که به زیر \$K\$ کاهش می یابد، جریان به صفر کاهش می یابد چون در نواحی همگن تنها حداقل جریان یا هیچ جریانی رخ می دهد. بالای \$K\$ تابع جریان باز به صفر کاهش می یابد، انتشار در مکانهای با گرادیان بالا متوقف می شود. یک انتخاب مناسب تابع انتشار نه تنها حفظ می شود بلکه نیز حاشیه ها را حین ثابت از لحاظ عددی تقویت می کند. برای ساده سازی تیمار ریاضی تشدید حاشیه، تقویت استقامت حاشیه معمولاً در نقطه خمش در نظر گرفته می شود. فرض می شود که درون مجاورت نزدیک نقطه خمش شیب حاشیه با زمان افزایش خواهد یافت (تعداد تکرارها).

با فرض اینکه حاشیه در طول محور \$y\$ جهت گیری می شود، تنوع شیب حاشیه \$\frac{\partial I}{\partial x}\$ طی زمان چنین می شود:

$$\frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial I}{\partial x} = \frac{\partial^2 c}{\partial x^2} \frac{\partial I}{\partial x} + 2 \frac{\partial c}{\partial x} \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + c \frac{\partial^3 I}{\partial x^3} \quad (4)$$

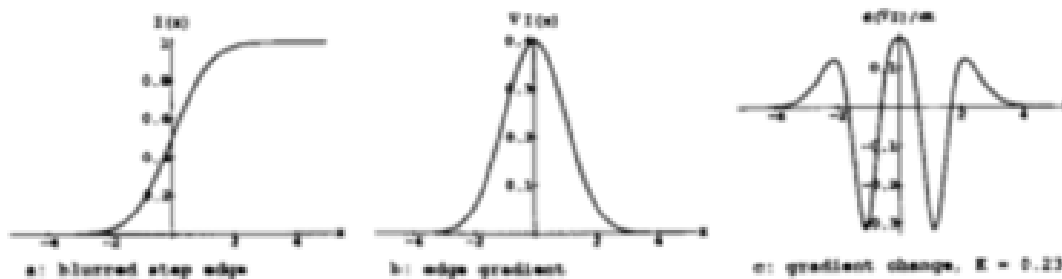
تصویر 2 Fig. 2 تنوع شیب حاشیه را در طول نمایه حاشیه نشان می دهد. با انتخاب یک تابع انتشار \$c(x, t)\$ و استفاده از تابع خطا به عنوان یک مدل ایده ال از یک حاشیه پلکانی مبهم (fig.2(a))، تغییرات شیب در طول نمایه حاشیه محاسبه گردید. شبیه سازی ها با انواع پارامترهای \$K\$ و دو تابع انتشار \$C_1\$ و \$C_2\$ صورت گرفت. گرادیان حاشیه (اولین مشتق) در شکل Fig. 2(b) نمایش داده شده است. تصویر Fig. 2(c) تغییر شیب را در طول نمایه حاشیه برای \$C_1\$ و برای مقدار \$K\$ با داشتن اثر شدت دهنده ماکزیمم (\$K = 0.23\$) نمایش می دهد. بخش مرکزی مثبت تصویر Fig. 2(c) نمایانگر ناحیه افزایش شیب است، لوبهای کناری منفی ناحیه شیب

کاهش دهنده می باشد. لوبهای کناری مثبت اضافی نشان می دهد که افزایش دیگر شیب در پا و شانه نواحی حاشیه وجود دارد که ایجاد گردسازی اولیه تابع حاشیه را می کند.

انتشار ناهمسان خاصیت کدرسازی ناپیوستگی های کوچک و تشدید حاشیه ها را دارد. تصویر Fig.3 نشان دهنده فیلترسازی حاشیه پلکانی مبهم یک بعدی نشان دهنده فیلترسازی حاشیه پلکانی مبهم یک بعدی (3a) و یک حاشیه پلکانی مبهم و نویزدار (3b) به عنوان تابعی از تعداد تکرارها می باشد.

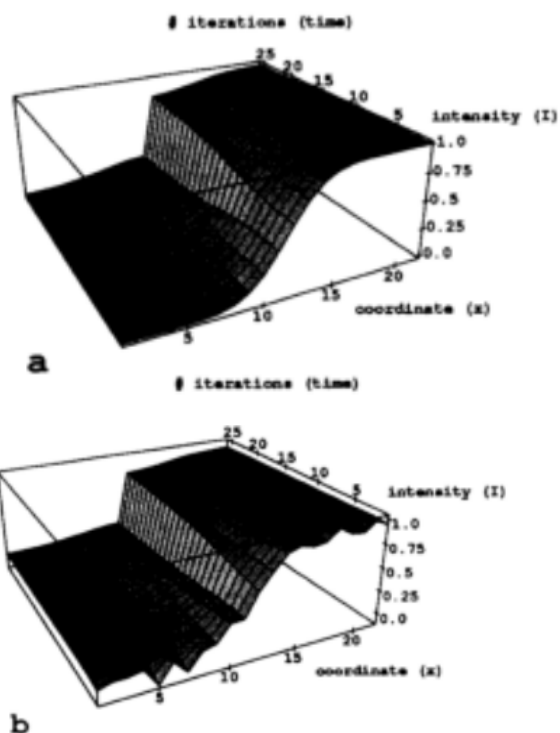
ب- فرضیه درباره ساختار سیگنال: مدل تصویر

انتشار ناهمسان انگونه که شرح داده شد، یک هموارسازی سیگنال اصلی تکه ای را اجرا می کند. انتشار اطلاعات میان ناپیوستگی ها منجر به نواحی با شدت ثابت یا تنوعات خطی با فرکانس پایین می شود. فرضیه ثابت تکه ای یا شدت های متفاوت کند یک تخمین خوب به مدلسازی داده های تصویر MR می باشد که متشکل از نواحی هموار جداسازی شده با ناپیوستگی ها است که نمایانگر دستجات مختلف بافت است که با چگالی های پروتون مختلف و خواص ریلکسیشن تشخیص داده می شود.



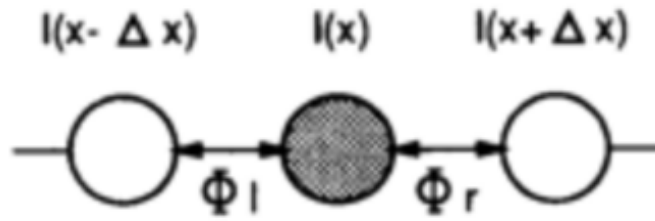
تصویر 2- تنوع شیب حاشیه (گرادیان) با زمان (a) حاشیه پلکانی مبهم (b) گرادیان حاشیه (c) میزان اولیه

تغییر گرادیان



تصویر 3-تشدید حاشیه تکراری و سرکوبی نویز. (a) حاشیه پلکانی مبهم، (b) حاشیه مبهم و پلکانی نویزدار یک دسته بافت با یک سطح شدت خاص مشخصه سازی شده است که می تواند تقریباً روی صفحه تصویر در صورتی ثابت فرض شود که اسکنر MR به طور بهینه تنظیم شده و مصنوعات غیرخطی از قبل تصحیح سازی شده باشند. از نقطه نظر آناتومیکی این ثابت تکه ای می تواند تنها به طور جزئی حقیقت داشته باشد. اگر سیگنال اصلی ثابت نبود یا به کندی تغییر نکرد، یک روش فیلترسازی مانند مال ما ناکام می ماند. سطوح شدت نویزدار شیب ثابت به چندین تکه همگن جداسازی شده با ناپیوستگی های جدید ایجاد شده تجزیه می شود. Saint Marc & Medioni یک راه حل برای فیلترسازی داده های طیف ارائه کردند که در آن عمق مستقیماً به شکل شدت در سطح خاکستری کدگذاری می شوند. آنها فیلترسازی سازگارانه را نه به سیگنال اصلی بلکه به اولین مشتق آن بکار بستند و تکه های شیب ثابت را بوجود آوردند.

توان شمای هموارسازی ناهمسان مطرح شده در اینجا در این حقیق نهفته است که با تخمین های موضعی ساختارهای تصویری زیربنایی سروکار دارد که به شدت قابل انعطاف است. ناپیوستگی ها حفظ شده و موقعیت آنها تحت تاثیر واقع نمی شود. حوزه های شدت یک شیب ضعیف تقریباً بدون تغییر باقی می ماند اگر شیب درون بخش افزایش یکنواخت تابع جریان بیافتد (مقادیر گرادیان زیر K).



تصویر 4- یک ساختار شبکه یک بعدی. دواير نمایانگر گره های پیکسل $I(x)$ با همدیگر بوسیله قوس ها مرتبط می باشند. Φ_1 و Φ_2 سهم های جریان می باشند.

ج- فرمولاسیون مجزای هموارسازی ناهمسان

فیلترسازی سیگنالهای مجزا نیاز به یک فرمولاسیون مجدد روشهای تعریف شده برای موارد پیوسته دارد: به جای تمایز، تخمین ها درباره گرادیان های محلی به شکل تفاوت های میان عناصر داده های مجاور محاسبه می شود.

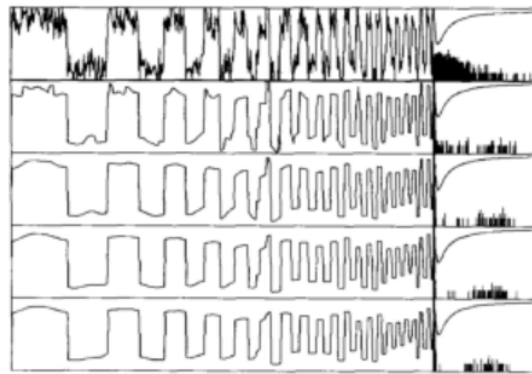
د- فیلترسازی تک بعدی

برای فراهم سازی یک تایید از هموارسازی انتشاری غیرخطی ناهمسان، ابتدا مورد تک بعدی را ارائه می دهیم. تغییر شدت در یک مرحله تک تکراری به شکل حاصل جمع سهم های جریان بین شدت های پیکسل مجاور تعریف می شود. ساختار به شکل یک شبکه شبیه سازی می شود که در آن نقاط مرکز پیکسل ها گره هایی را نمایان می کند و با قوس هایی بهم مرتبط است که مشخصات جریان آن با تابع هدایت پذیری تعریف می شود (تصویر 4).

اجرای مجزای تک بعدی از پروسه انتشاری پیوسته به ترتیب ذیل مشتق می شود:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial t} I(x, t) &= \text{div}[c(x, t) * \text{grad } I(x, t)] \\
 &= \nabla^T [c(x, t) * \nabla I(x, t)] \\
 &= \frac{\partial}{\partial x} \left[c(x, t) * \frac{\partial}{\partial x} I(x, t) \right] \\
 &\approx \frac{\partial}{\partial x} \left[c(x, t) * \frac{1}{\Delta x} \left(I\left(x + \frac{\Delta x}{2}, t\right) \right. \right. \\
 &\quad \left. \left. - I\left(x - \frac{\Delta x}{2}, t\right) \right) \right]
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
&\approx \frac{1}{\Delta x^2} \left[c \left(x + \frac{\Delta x}{2}, t \right) \right. \\
&\quad * (I(x + \Delta x, t) - I(x, t)) \\
&\quad - c \left(x - \frac{\Delta x}{2}, t \right) \\
&\quad \left. * (I(x, t) - I(x - \Delta x, t)) \right] \\
&= \Phi_{\text{right}} - \Phi_{\text{left}} \quad | \quad \Delta x = 1 \quad (5)
\end{aligned}$$



تصویر 5- هموارسازی ناهمسان تکراری تک بعدی . بالا به پایین: تابع اصلی و مراحل مختلف هموارسازی. ستون

سمت راست: هیستوگرام گرادیان ها و تابع جریان (تلنگرهای عمودی)

$$\begin{aligned}
I(t + \Delta t) &\approx I(t) + \Delta t * \frac{\partial}{\partial t} I(t) \\
&= I(t) + \Delta t * (\Phi_r - \Phi_l).
\end{aligned}$$

(6)

ثبات شمای پردازش تکراری با یک شرایط مناسب ثابت ادغام Δt بدست می آید. (پیوست A).

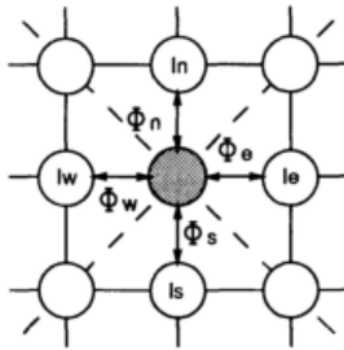
اجرای انتشار ناهمسان روی توابع از مون تک بعدی به مطالعه سیستماتیک تغییر سیگنال طی زمان امکان می دهد. به توانی مهم هموارسازی نویز حین تقویت ناپیوستگی ها توجه کنید. تصویر Fig. 5 هموارسازی تکراری تابع تست اصلی را نشان می دهد که به شکل یک تابع مستطیلی مختل شده با نویز سفید اضافی ایجاد می شود. علاوه بر توابع تک بعدی هیستوگرام بزرگی های گرادیان و تابع جریان (تلنگر عمودی) رسم گردید (ستون سمت

راست). تخلیه مقادیر گرادیان تولیدکننده سهم های جریان بزرگ (مقادیر حول پیک تابع جریان) معنی دار است، چنین گرادیانهایی یا هموارسازی شده یا تشدید می شوند (تغییر یافته به مقادیر بالاتر).

م-فیلترسازی دوبعدی:

عملیات دوبعدی یک بسط ساده از اجرای مجزای تک بعدی است:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial t} I(\bar{x}, t) &= \text{div}[c(\bar{x}, t) * \text{grad } I(\bar{x}, t)] \\
 &= \nabla^T [c(\bar{x}, t) * \nabla I(\bar{x}, t)] \\
 &= \frac{\partial}{\partial x} \left[c(\bar{x}, t) * \frac{\partial}{\partial x} I(\bar{x}, t) \right] \\
 &\quad + \frac{\partial}{\partial y} \left[c(\bar{x}, t) * \frac{\partial}{\partial y} I(\bar{x}, t) \right] \\
 &= \frac{1}{\Delta x^2} \left[c\left(x + \frac{\Delta x}{2}, y, t\right) \right. \\
 &\quad * (I(x + \Delta x, y, t) - I(x, y, t)) \\
 &\quad - c\left(x - \frac{\Delta x}{2}, y, t\right) \\
 &\quad \left. * (I(x, y, t) - I(x - \Delta, y, t)) \right] \\
 &\quad + \frac{1}{\Delta y^2} \left[c\left(x, y + \frac{\Delta y}{2}, t\right) \right. \\
 &\quad * (I(x, y + \Delta y, t) - I(x, y, t)) \\
 &\quad - c\left(x, y - \frac{\Delta y}{2}, t\right) \\
 &\quad * (I(x, y, t) \\
 &\quad \left. - I(x, y - \Delta y, t)) \right] \\
 &= \Phi_{\text{east}} - \Phi_{\text{west}} + \Phi_{\text{north}} - \Phi_{\text{south}}.
 \end{aligned}
 \tag{7}$$



تصویر 6- ساختار شبکه دوبعدی

اجرای مجزای دوبعدی منجر به یک عملیات ساده موضعی می شود که روی تصویر دیجیتالی تکرار می شود. در شبکه دوبعدی (تصویر Fig.6) در یک مرحله اول جریان سیگنال بین گره های مجاور محاسبه می شود. در یک مرحله دوم شدت های گره با حاصل جمع موضعی سهم های جریان روزآمدسازی می شود:

$$I(t + \Delta t) \approx I(t) + \Delta t + \frac{\partial}{\partial t} I(t) \\ = I(t) + \Delta t + (\Phi_e - \Phi_w + \Phi_n - \Phi_s). \quad (8)$$

برای کسب همسانی بهتر، جریان نیز بین پیکسل های مجاور مورب (اتصالات خط چین تصویر Fig.6) که منجر به یک شبکه با ارتباطات هشت تایی می شود. فاصله طولانی تر بین مجاورهای مورب با تنظیم Δd به $\sqrt{2}$ توجه می شود. تجربه ما نشان داده است که ورود این نقاط مستحکم کافی است و شمهای یکپارچه سازی مفصلتری لازم نیست. ثابت یکپارچه سازی Δt باید به ساختارهای مجاور مختلف تنظیم شود (پیوست A).

ن-همگرایی هموارسازی تکراری

پروسه انتشار همانگونه که توسط Perona & Malik مطرح گردید یک معیار همگرایی را ترکیب نمی سازد. Nordstrom بحث داشته است که ولی در محدوده زمان نامتناهی، تصویر به یک ثابت همگرایی دارد و اینکه حاشیه های تکان دهنده قابل ملاحظه ای می تواند در یک مرحله ای از فیلترسازی تکراری بدست آید. در کاربرد جداگانه پروسه انتشار، می تواند بعد از چندتا تکرار متوقف شود. برای مقادیر گرادیان بزرگ، تابع جریان به صفر کاهش می یابد (محدوده های در دقت سخت افزاری) و کاملاً هر گونه انتشاری را متوقف می سازد. ما تعداد ماکزیمم تکرارها را برای توقف انتشار از قبل مشخص کردیم.

Nordstrom مفاهیم انتشار ناهمسان و تنظیم متنوع را با هم ترکیب کرد. وی ادعا کرد که الگوریتم وی به نام انتشار ناهمسان سوگیرانه خواص بهتری را از هر دو مفهوم ترکیب می سازد. الگوریتم وی به یک راه حل حالت ثابت همگرایی دارد و تنها نیاز به راه حل یک مسئله ارزش مرزی منفرد طی حوزه تصویر کل نیاز دارد. انتشار ناهمسان سوگیرانه نشان داده شده که یک روش برای حل یک مسئله ریاضی خوب تعریف شده می باشد. روش وی به طور نزدیکی مرتبط با انتشار ناهمسان توضیح داده شده توسط Perona & Malik می باشد تنها با تفاوت در یک عبارت اضافی که بیان کننده انحراف میان $I(t_0)$ اصلی و توابع تصویر فیلترشده . معادله 9 شرح اجرای مجزای تک بعدی انتشار ناهمسان سوگیرانه ذیل را شرح می دهد:

$$I(t + \Delta t) \approx I(t) + \Delta t * [(\Phi_r - \Phi_l) + (I(t_0) - I(t))]. \quad (9)$$

عبارت سوگیری $(I(t_0) - I(t))$ مسئول دیس گرایی برجسته ریاضی و خاصیت همگرایی ایجاد شده می باشد، اما بر تصمیمات محلی تقویت در مقابل ابهام تاثیری ندارد. تصاویر به طور تکراری فیلتر می شوند تا یک حالت ثابت پیش آید، هیچ تعداد از تکرارها نباید از قبل مشخص گردد.

برای یک تعداد کوچک از تکرارها، نتایج فیلترسازی غیرسوگیرانه و سوگیرانه ناهمسان بنا به فرض یکسان است. اما در محدوده، یک همگرایی خوبی خیلی مهم می شود، چون تنها ساختارهای تصویر را به صورت حفظ شده تضمین می کند.

ی-بسط های فیلترسازی بهینه داده های سه بعدی و چنداکویی MRI

فرمولاسیون هموارسازی ناهمسان به عنوان یک پروسه انتشار روی یک شبکه منظم از شدت های پیکسل به سهولت به یک سازگاری خاص داده های تصویر MR امکان می دهد. شمای فیلترسازی دوبعدی شرح داده شده در بالا برای تقویت داده های برشی منفرد مناسب است. اگر داده های پوشش دهنده حجم با وکسل های ناهمسان یا تقریباً ناهمسان کسب شود فیلترسازی باید از ماهیت سه بعدی اش استفاده کند چون مجاورت بزرگ شده معنی دار منجر به یک کاهش نویز خیلی بهتر و تقویت حاشیه ها در سه بعد می شود. مورد دیگر کسب داده های تصویر MR چنداکویی است که منجر به اندازه گیری های متعدد در یک مکان فضایی می شود.

نویز می تواند مستقل بین کانالهای متعدد فرض شود، در حالیکه همبستگی مکان فضایی ناپیوستگی ها روی دو یا چند اکو به افزایش بیشتر حساسیت فیلترسازی موضعی به ساختارهای تصویر معنی دار کمک می کند. یک شمای فیلترسازی تجمعی بهینه سازی برای پردازش دو نوع داده های خاص در بخشهای ذیل شرح داده شده است.

1) فیلترسازی داده های سه بعدی: فرمولاسیون یک پروسه انتشار سه بعدی مستقیما از معادله انتشار ناهمسان اصلی تعبیت می کند که در آن Δ منطبق با سه محور مختصات X و Y و Z است.

کل سهم های جریان در هر گره اکنون از یک مجاورت سه بعدی عناصر حجم (وکسل) از جمله 6 مجاور فوری یا 26 وکسل های درون یک پنجره وکسل با ابعاد 3 در 3 در 3 گرفته شده است. این تعداد افزایش یافته نمونه ها منجر به یک کاهش نویز خیلی بهتر و در یک تقویت ناپیوستگی های سه بعدی می شود که به یک دیدگاه صحیح تر از تداوم ساختارها در فضای سه بعدی امکان می دهد. هنگام سروکاریابی با وکسل های غیرمکعب (یک بعد وکسل به طور معنی داری بزرگتر از دوتای دیگر است.)، فاصله بزرگتر در یک بعد با تنظیم فاصله مطلق صحیح به محاسبه گرادیان ها و ضرایب همبستگی انتشار توجیه می شود.

2) فیلترسازی داده های چندکانالی: برای کسب اطلاعات ماکزیمم از یک بررسی MR بالینی منفرد، معمولا دو اکو اندازه گیری می شود. اندازه گیری های متفاوت در یک مکان وکسل نمایانگر اطلاعات بردار-ارزش است، مولفه های آن شرح خواص فیزیکی مختلف است. آنها می توانند به یک تمیز بهتری از مشخصات بافت منجر شوند اگر با هم آنالیز گردند به شرطی که ساختار آناتومیکی را بتوان روی هر دو کانال تشخیص داد. این امر به توسعه یک فیلتر تقویت که همزمان روی هر دو کانال کار می کند با فرض همزمانی فضایی کامل امکان می دهد. در این خصوص، دو ساختار شبکه نمایانگر دو کانال تصویری از یک برش اصلی اندازه گیری شده است. عدم پیوستگی ها بین گره های مجاور در هر دو شبکه تعیین کننده مقدار انتشار می باشد. یک مزدوجسازی میان دو شبکه می تواند با ترکیب ضرایب همبستگی انتشار منطبقه بین گره های معادل حاصل آید. ما از هنجار اقلیدسی برای ترکیب اطلاعات کانالهای متعدد استفاده کردیم که نیاز به تلاش محاسباتی اندکی بیشتر نسبت به میانگین گیری از بزرگی گرادیان یا انتخاب ماکزیمم دو بزرگی گرادیان دارد اما مزیت هایی دارد چون اولی انقدر قوی از

ناپیوستگی های مشاهده شده در هر دو کانال حمایت می کند در صورتیکه دومی تقویت کننده پدیده های ساختاری همبسته مشاهده شده در هر دو کانال نیست.

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} \begin{pmatrix} I_1(\bar{x}, t) \\ I_2(\bar{x}, t) \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \text{div}[c_1(\bar{x}, t) * \text{grad } I_1(\bar{x}, t)] \\ \text{div}[c_2(\bar{x}, t) * \text{grad } I_2(\bar{x}, t)] \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \text{div}[c_c(\bar{x}, t) * \text{grad } I_1(\bar{x}, t)] \\ \text{div}[c_c(\bar{x}, t) * \text{grad } I_2(\bar{x}, t)] \end{pmatrix} \quad (10) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} c_c(\bar{x}, t) &= f(|\nabla I_1(\bar{x}, t)|, |\nabla I_2(\bar{x}, t)|) \\ &= f\left(\sqrt{\nabla I_1(\bar{x}, t)^2 + \nabla I_2(\bar{x}, t)^2}\right). \quad (11) \end{aligned}$$

ضرایب همبستگی انتشار ترکیبی $c_c(\bar{x}, t)$ با جایگزینی بزرگی گرادیان $|\nabla I(\bar{x}, t)|$ در فرمول 2 و 3 با $\sqrt{\nabla I_1(\bar{x}, t)^2 + \nabla I_2(\bar{x}, t)^2}$ محاسبه می شود. ضرایب همبستگی c_c در هر دو شبکه برای تعریف مقدار انتشار در هر یک بکار می رود. تصویر Fig. 7 نشاندهنده مزدوج سازی دو قوس انتشار بین گره های منطبق می باشد. رفتار شبکه های مزدوج می تواند به ترتیب ذیل مشخصه سازی شود. اگر ناپیوستگی ها در هر دو شبکه شناسایی شود، ضریب همبستگی انتشار ترکیبی بزرگتر از هر مولفه منفرد می باشد و معنی داری تخمین های موضعی افزایش می یابد. اگر از سوی دیگر ناپیوستگی تنها در یک کانال شناسایی شود، ضریب همبستگی ترکیبی به ناپیوستگی پاسخ می دهد و انتشار متوقف می شود.

یک خاصیت خوب این فرمولاسیون چندمتغیره هموارسازی ناهمسان با مزدوج سازی ضرایب همبستگی انتشار حفظ تفکیک ناپذیر اثرات همبستگی و کنتراست شدت های تصویر در میان کانالهای متعدد می باشد چون انتشار متناسب با گرادیان مطلق می باشد. بعد از محاسبه c_c ، مقدار جریان و جهت جریان.

REFERENCES

- [1] R.T. Chin and C.L. Yeh, "Quantitative evaluation of some edge-preserving noise-smoothing techniques," in *Comput. Graph. Image Processing CGIP*, vol. 23, 1983, pp. 67–91.
- [2] P. Perona and J. Malik, "Scale space and edge detection using anisotropic diffusion," in *Proc. IEEE Workshop Comput. Vision*, Miami, FL, Nov. 1987, pp. 16–22.
- [3] ———, "Scale-Space and Edge Detection using Anisotropic Diffusion," *IEEE Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 12, pp. 629–639, July 1990.
- [4] G. Sewell, *The Numerical Solution of Ordinary and Partial Differential Equations*. New York: Academic, 1988, pp. 67.
- [5] N. Nordström, "Biased anisotropic diffusion—A unified regularization and diffusion approach to edge detection," *Image Vision Comput.*, vol. 8, no. 4, pp. 318–327, 1990.
- [6] Ph. Saint-Marc, J.-S. Chen, and G. Medioni, "Adaptive smoothing: A general tool for early vision," *IEEE Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 13, pp. 514–525, June 1991.
- [7] L. Kaufman, D.M. Kramer, L.E. Crooks, and D.A. Ortendahl, "Measuring signal-to-noise ratios in MR-imaging," *Radiology*, vol. 173, pp. 265–267, 1989.
- [8] J. Canny, "A computational approach to edge detection," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. PAMI-8, pp. 679–698, 1986.
- [9] D.L. Parker, Ch. Yuan, and D.D. Blatter, "MR angiography by multiple thin slab 3D acquisition," *Magnet. Reson. Med.*, vol. 17, pp. 434–451, 1991.
- [10] G. Gerig and R. Kikinis, "Segmentation of 3D magnetic resonance data," in *Prog. Image Anal. Processing*, Cantoni, Cordella, Levialdi, Sanniti di Baja, Eds., World Scientific, Singapore, *Proc. 5th Int. Conf. Image Anal. Processing*, 1990, pp. 602–609.
- [11] R. Kikinis, F. Jolesz, G. Gerig, T. Sandor, H. Cline, W. Lorensen, M. Halle, and S. Benton, "3D morphometric and morphologic information derived from clinical brain MR images," in *3D Imaging in Medicine*, K.H. Höhne, H. Fuchs, and S.M. Pizer, Eds., NATO ASI Series, Serie F: Computer and Systems Science, vol. 60, Springer-Verlag, 1990, pp. 441–454.
- [12] O. Kuebler and G. Gerig, "Segmentation and analysis of multidimensional data-sets in medicine," in *3-D Imaging in Medicine*, K.H. Höhne, H. Fuchs, and S.M. Pizer, Eds., NATO ASI Series, Serie F: Computer and Systems Science, vol. 60, Springer-Verlag, Travemünde, FRG, June 1990, pp. 63–81.
- [13] D.C.C. Wang, A.H. Vagnucci, and C.C. Li, "Gradient inverse weighted smoothing scheme and the evaluation of its performance," *Comput. Graph. Image Processing CGIP*, vol. 15, 1981, pp. 167–181.





این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی