

سه‌د شاه‌علینژاد^۱، عاطفه بهادری^۲
علی نیاپور^۳

^۱ دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر،
موسسه آموزش عالی ارومیه، ارومیه، ایران

^۲ دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی
اردبیل، اردبیل، ایران

^۳ آزمایشگاه تحقیقاتی جنین شناسی و
سلول‌های بنیادی، گروه علوم تشریحی،
دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی
اردبیل، اردبیل، ایران

بررسی مقایسه‌ای کاهش نویز در تصاویر MRI مغزی با استفاده از فیلترینگ و تبدیل ویولت در پردازش تصاویر پزشکی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۸/۲۹؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۴/۲۹

چکیده

زمینه و هدف: کاهش نویز در تصاویر پزشکی حایز اهمیت می‌باشد. وجود اعوجاج‌های زیاد در تصاویر پزشکی سبب کاهش دقت در تشخیص بیماری یا ساختارهای مختلف می‌شود. تبدیل ویولت و فیلترینگ جزو پرکاربردترین روش‌ها برای کاهش نویز در تصاویر پزشکی هستند. هدف از این تحقیق، بررسی مقایسه‌ای کاهش نویز با استفاده از فیلترینگ (فیلترهای پایین‌گذر، میان‌گذر و بالا‌گذر) و همچنین تبدیل ویولت از روی تصاویر MRI می‌باشد.

روش کار: در این تحقیق، با استفاده از نرم افزار متلب داده‌های نویز دار MRI وارد محیط برنامه شدند و هریک از الگوریتم‌های پیشنهادی شامل فیلترینگ (فیلترهای پایین‌گذر، میان‌گذر و بالا‌گذر) و همچنین تبدیل ویولت بصورت مجزا بر روی تصاویر پیاده سازی شدند و خروجی ایده آل با توجه به ماهیت نویز بدست آمد.

یافته‌ها: نتایج بدست آمده از روش پیشنهادی ویولت و فیلترینگ، با یکدیگر مقایسه و تحلیل شد. نسبت توان سیگنال به نویز در تصاویر (SNR) تمامی فیلترهای به کار رفته و تبدیل ویولت مقدار بالای ۳۰ دسی بل را نمایش داد. تبدیل ویولت به ازای تصاویر انتخابی مقدار SNR بیشتری دارد و این اختلاف در برخی تصاویر بیش از ۴۰ دسی بل هم می‌رسد. با توجه به تصاویر و مقادیر PSNR نسبی، از بین تمامی روش‌های مورد بررسی بهترین حالت نویز زدایی هنگامی است که از روش CWT استفاده شد. در این حالت PSNR بالا بوده و بیشترین شباهت تصویر نویز زدایی شده به تصویر اصلی وجود دارد.

کلمات کلیدی: کاهش نویز، تصاویر MRI، فیلترینگ، تبدیل ویولت، پردازش تصاویر پزشکی

نویسنده مسئول:

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، موسسه
آموزش عالی ارومیه، ارومیه، ایران.

۰۹۱۴۷۰۸۱۸۵۵

Email sahandshahali73@gmail.com

مقدمه

هسته‌های هیدروژن هم راستا با میدان مغناطیسی خارجی باقی نمی‌ماند. به زاویه‌ای که بین هسته‌های هیدروژن و میدان مغناطیسی خارجی ایجاد می‌شود، زاویه فلیپ می‌گویند. اگر این زاویه ۹۰ درجه باشد بیشترین مقدار انرژی به کوئل‌های گیرنده القا می‌شود. طبق قانون القاء فارادی اگر یک کوئل گیرنده در صفحه حرکت این میدان مغناطیسی قرار گیرد، ولتاژ در کوئل القا می‌شود. وقتی میدان مغناطیسی عرض صفحه کوئل را قطع کند، سیگنال MR تولید می‌شود. این سیگنال نقاط یا فوریه را تشکیل می‌دهد، با تبدیل فوریه گرفتن از این فضا تصویر نهایی بدست می‌آید.^۱

نویز در تصاویر MRI

نویز بیشتر، در اثر وجود آلات پزشکی مانند ایمپلنت‌ها و الکترودهای سطحی که در داخل یا مجاورت محفظه تصویربرداری وجود دارند به وجود می‌آید. مواد مختلف با خصوصیات متنوع، میدان‌های مغناطیسی متفاوتی را ایجاد می‌کنند که این می‌تواند باعث اختلال در رابطه بین موقعیت و فرکانس مورد نیاز برای بازسازی درست تصویر شود.^۲ برای جلوگیری از ایجاد آرتیفکت، بیمار باید لباسی بپوشد که فاقد دکمه‌های فلزی باشد یا هر شیء یا ماده‌ای مانند سنجاق سر، جواهرآلات، عینک، ساعت، سمعک، فندک و مانند این‌ها همراه خود نداشته باشد. همچنین اجسام فلزی در اطراف ناحیه اسکن، ایجاد آرتیفکت می‌کند. نویز RF^۱ که اغلب به صورت ایستا در تصاویر دیده می‌شود توسط تجهیزاتی که در اتاق MRI^۲ تعبیه شده‌اند می‌تواند به وجود آید.^۳ نویز RF در نتیجه تابش بیش از اندازه امواج الکترومغناطیسی تجهیزات پزشکی که در کار اسکن MR دخالت می‌کنند ناشی می‌شود. مواردی مانند نوسانات برق شهر، خراب شدن سیم اتصال زمین و نداشتن کابل زمین جدا از اتصال زمین سایر دستگاه‌ها، لرزش‌های آسانسور بیمارستان نیز باعث به وجود آمدن نویز و آرتیفکت می‌شوند.^۴ البته با رعایت تمام موارد از بین برنده نویز باز هم نویزهایی بر روی تصاویر باقی می‌ماند که از آن جمله می‌توان به نویز گوسی و نویز فلغل نمک اشاره کرد که برای برطرف کردن این گونه نویزها باید از فیلترهای نرم‌افزاری مانند فیلترهایی که با استفاده از آنالیز فوریه، تبدیل ویولت و سیستم‌های دیگر پردازش تصویری طراحی می‌شوند استفاده کرد.^۵

به هر نوسان و تغییر غیر عمدی که بر روی سیگنال مورد بررسی ظاهر می‌شود، نویز گفته می‌شود که در ناحیه رادیو و میکروویو با نویز الکترو مغناطیسی روبرو هستیم.^۱ گاهی نیز نویز ناشی از گرما یا تابش و یون‌های کم انرژی است. اما نویز می‌تواند به علت تغییرات غیر عمدی کمیت‌های دیگری نیز ایجاد شود. هر آزمایش دقیق و با کیفیت بالا که در دنیای فیزیک انجام می‌شود، به دقت زیادی نیاز دارد تا بتوان نویز محیط را پیش بینی و تاثیر آن را کم کرد. اهمیت تحلیل نویز هنگامی کاملاً نمایان می‌شود که کیفیت سیگنال اندازه‌گیری شده به وسیله مقدار مطلق انرژی سیگنال تعیین نشود بلکه از نسبت سیگنال به نویز تعیین می‌شود.^۲ نتیجه تحقیقات نشان می‌دهد که بهترین روش برای بهبود نسبت سیگنال به نویز، کاهش نویز است نه افزایش قدرت سیگنال. نویزها براساس تغییرات زمانی و فرکانسی خود بیشتر مشخص می‌شوند. نویزهای سفید، آشفته‌گی هارمونیک، نویز $1/f$ ، معمول‌ترین نویزهای موجود هستند.^۳

تصویر برداری MRI

اساس MRI مبتنی بر حرکت اسپینی هسته‌های اتم هیدروژن موجود در بدن است. این اسپین‌ها از اسپین‌های فردی پروتون‌ها و نوترون‌های درون هسته، ناشی می‌شود. در اتم هیدروژن فقط یک پروتون وجود دارد، خود هسته یک اسپین خالص یا گشتاور زاویه‌ای دارد. این گشتاور زاویه‌ای را هسته‌های MR می‌نامند. با توجه به اینکه هسته هیدروژن دارای حرکت و بار مثبت است. پس طبق قانون القاء فارادی به‌طور خود به خود یک گشتاور مغناطیسی پیدا می‌کند؛ و با قرار گرفتن در یک میدان مغناطیسی خارجی مرتب می‌شوند. برخی هسته‌های اتم هیدروژن با میدان مغناطیسی که در محیط بیرونی قرار دارند هم‌راستا می‌شوند، و تعداد کمتری از هسته‌ها در جهت عکس با میدان مغناطیسی هم راستا می‌شوند.^۴ تأثیر میدان مغناطیسی خارجی، ایجاد یک نوسان اضافی بر روی هسته‌های هیدروژن حول خود میدان است که این حرکت را، حرکت تقدیمی می‌نامند. برای آنکه تشدید هسته‌های هیدروژن رخ دهد، یک پالس RF^۱ با همان فرکانس حرکت تقدیمی به کار می‌رود.^۵ اعمال پالس RF که سبب تشدید هسته‌ها می‌شود، را تحریک می‌نامند. در نتیجه این تشدید،

مواد و روش‌ها

فیلترینگ

وقتی خصوصیات طیفی نویزها مشخص باشد از فیلترها استفاده می‌شود. در این تحقیق از فیلترهای پایین‌گذر برای حذف نویزها، از فیلترهای میان‌گذر برای نویزهای پررنگ و از فیلترهای بالا‌گذر برای تیز کردن تصاویر استفاده شد. **فیلتر پایین‌گذر** که با عبور از پیکسل‌های با فرکانس کم، بر روی پیکسل‌های با فرکانس بالا تغییرات ایجاد می‌کنند. نتیجه اعمال فیلترهای پایین‌گذر، تصویری ملایم است که لبه‌ها و نویزهای پررنگ تا حدودی ملایم‌تر می‌شوند. **فیلتر میانگین**^۴ از جمله فیلترهای پایین‌گذر است که برای مات کردن تصویر و یا حذف نویز استفاده می‌شود. یک فیلتر میانگین $u \times v$ شامل ضرایبی مثبت می‌باشند که همه این ضرایب بر عکس مجموع کل ضرایب فیلتر ضرب می‌شوند به عبارت دیگر همه عناصر ماسک، مقداری برابر با معکوس $u \times v$ خواهند داشت^{۱۱}. جهت اعمال فیلتر پایین‌گذر فرمول زیر در نرم افزار متلب تعریف شد و روی تصاویر اجرا گردید.

فیلتر بالا‌گذر با عبور از پیکسل‌های با فرکانس بالا، بر روی

پیکسل‌های با فرکانس پایین تغییرات ایجاد می‌کند. پیکسل فرکانس پایین، پیکسلی است که اختلاف شدت روشنایی آن پیکسل با پیکسل‌های همسایه اش کم باشد (نقاط آرام تصویر). در مقابل پیکسل فرکانس بالا پیکسلی است که اختلاف شدت روشنایی آن پیکسل، با پیکسل‌های همسایه‌اش زیاد باشد (لبه‌ها و نویزها). با اعمال فیلتر بالا‌گذر نیز تصویری با جزئیات بیشتر به دست می‌آید^{۱۲}. جهت اعمال فیلتر پایین‌گذر فرمول زیر در نرم افزار متلب تعریف شد و روی تصاویر اجرا گردید.

فیلتر میان‌گذر فیلتر کردن قسمت میانی سیگنال و حذف سایز فرکانس‌ها، فرکانس‌های خاصی را عبور می‌دهد. از این نوع فیلتر برای حذف نویز و همچنین استفاده از باند خاصی از فرکانس‌ها در فرکانس‌های رادیویی استفاده می‌شود. مانند سایر فیلترها این نوع فیلتر از دو فرکانس low و $high$ تشکیل شده است که فرمول‌های زیر مربوط به این نوع فیلتر می‌باشند^{۱۳}. که در نرم افزار متلب تعریف شدند و روی تصاویر اجرا گردیدند.

$$H(u,v) = \begin{cases} 1 & D(u,v) \leq D_c \\ 0 & D(u,v) \geq D_c \end{cases} \quad (1)$$

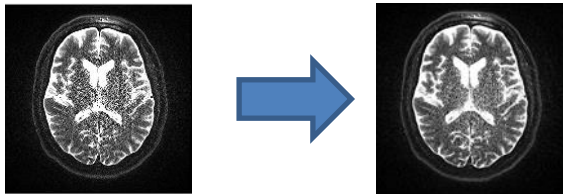
$$D(u,v) = \left[\left(u - \frac{p}{2} \right)^2 + \left(v - \frac{q}{2} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

$$H_{HP}(u,v) = 1 - H_{LP}(u,v) \quad (3)$$

$$\begin{cases} 0 & D_c - \frac{w}{2} \leq D \leq D_c + \frac{w}{2} \\ 1 & \text{Other} \end{cases} \quad (4)$$

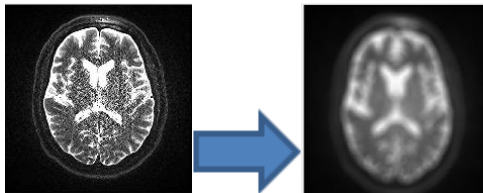
$$H(u,v) = 1 - e^{-\left[\frac{D_c - D}{Dw} \right]^2} \quad (5)$$

$$CTW(\tau, s) = \psi_x^\omega \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi_x \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (۶)$$



شکل ۱: تصویر اصلی بعد از عبور از فیلتر پایین گذر

در فیلترهای بالا گذر در یک محدوده دایره‌ای شکل به شعاع D_0 مقادیر خارج دایره بدون تغییر باقی خواهند ماند (به ۱ ضرب می‌شوند) و مقادیر داخل دایره صفر خواهند شد (به صفر ضرب می‌شوند)، که با این کار با عبور از پیکسل‌های با فرکانس بالا، بر روی پیکسل‌های با فرکانس پایین تغییرات ایجاد می‌کنند. پیکسل فرکانس پایین پیکسلی است که اختلاف شدت روشنایی آن پیکسل با پیکسل‌های همسایه‌اش کم باشد (نقاط ملایم تصویر). در مقابل پیکسل فرکانس بالا پیکسلی است که اختلاف شدت روشنایی آن پیکسل با پیکسل‌های همسایه‌اش زیاد باشد (لبه‌ها و نویزها).^{۱۶}



شکل ۲: تصویر اصلی بعد از عبور از فیلتر بالا گذر

آلگوریتم کلی فیلتر میانه با پیدا کردن میانه و جایگزینی آن در مجموعه ورودی کار می‌کند. فیلتر میانه یک بردار عنصر میانی برای یک بردار فرد عضوی یا میانگین دو عنصر میانی برای یک بردار زوج عضوی تعریف می‌شود، امکان استفاده از فیلتر میانه برای ابعاد بالاتر نیز وجود دارد، درباره تحلیل زمان آلگوریتم می‌توان گفت که پیچیدگی زمانی آلگوریتم با توجه به نحوه پیاده‌سازی آلگوریتم متفاوت است، در فضای یک‌بعدی پیدا کردن میانه را می‌توان در زمان خطی انجام داد. فیلتر میانه پیش‌زمینه اصلی برای پردازش تصویر را

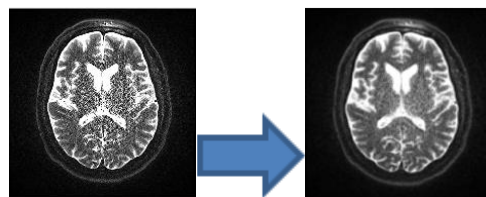
۲- تبدیل ویولت^۷، کاربردهای فراوانی در پردازش و طبقه‌بندی داده‌های مختلف مانند سیگنال‌ها و سری‌های زمانی دارند. سیگنال در یک تابع (تابع ویولت) ضرب می‌شود که مشابه تابع پنجره در STFT است و تبدیل بطور جداگانه برای قسمت‌های مختلف سیگنال در بعد زمان محاسبه می‌شود. هر چند دو تفاوت عمده بین CWT و STFT وجود دارد: (الف) تبدیل‌های فوریه سیگنال‌های پنجره بندی شده، محاسبه نخواهند شد، و لذا قله‌های سیگنال بصورت سینوسی فرض می‌شوند، بدین معنی که فرکانس‌های منفی در نظر گرفته نمی‌شوند. (ب) عرض پنجره به ازای محاسبه هر جز طیف تغییر می‌کند، که این خصیصه عمده ترین مشخصه تبدیل ویولت است^{۱۴}. تبدیل ویولت به صورت فرمول زیر در نرم افزار متلب تعریف شد و روی تصاویر اجرا گردید.

داده‌های نويزدار MRI وارد محیط برنامه متلب شدند و هریک از الگوریتم‌های پیشنهادی در بالا بصورت مجزا بر روی ۲۸۰ تصویر نويزدار MRI پیاده سازی شد و خروجی ایده آل با توجه به ماهیت نويز بدست آمد. عدد SNR بیانگر صحت الگوریتم‌ها و کارایی آنها می‌باشد^{۱۵}. هر چه SNR مقدار بالاتری بر حسب دسی‌بل داشته باشد میزان افزایش کیفیت تصویر بیشتر خواهد بود. مقدار ۳۰ دسی‌بل برای تصاویر پزشکی مقدار قابل قبول خواهد بود.

یافته ها

پیکسل‌های با فرکانس پایین، پیکسل‌های ملایم تصویر اصلی را تشکیل می‌دهند. پیکسل‌های با فرکانس بالا نیز پیکسل‌های تیز تصویر اصلی را تشکیل می‌دهند. پیکسل‌های ملایم پیکسل‌هایی هستند که اختلاف شدت روشنایی آنها با پیکسل‌های همسایه‌شان ناچیز است ولی پیکسل‌های تیز پیکسل‌هایی هستند که اختلاف شدت روشنایی آنها با پیکسل‌های همسایه‌شان زیاد است. لبه‌ها و نویزهای تصویر نمونه‌ای از پیکسل‌های تیز هستند.

فراهم می‌کند، کاربرد اصلی فیلتر میانه یک دست‌سازی تصویر و گرفتن نویزهای ضربه‌ای یا impulse noise است. جایگزین کردن میانه در هر تصویر باعث می‌شود تا مقداری که از میانه دورترند حذف شوند و تصویر به چیزی که بیشتر در آن تکرار شده شبیه می‌شود، می‌توان گفت که فیلتر میانه به بلوری شدن تصویر کمک می‌کند و جزئیات را از بین می‌برد.^{۱۷}



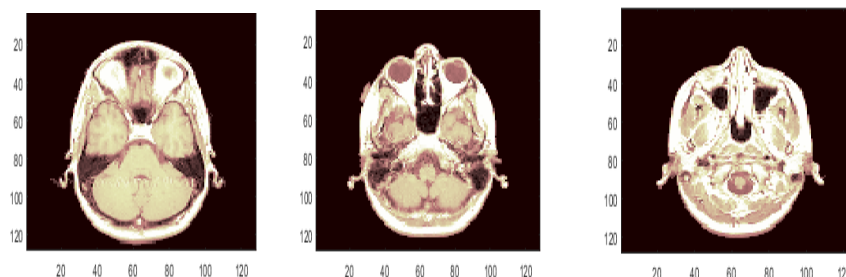
شکل ۳: تصویر اصلی بعد از عبور از فیلتر میان گذر

در تبدیل ویولت مسئله تقسیم سیگنال به بخشهای مختلف با استفاده از مقیاس گذاری و انتقال دادن یک تابع حل می‌شود. این تابع در طول سری اطلاعاتی انتقال پیدا میکند و برای هر موقعیت آن، طیف سری اطلاعاتی محاسبه میشود. این مراحل برای توابعی با

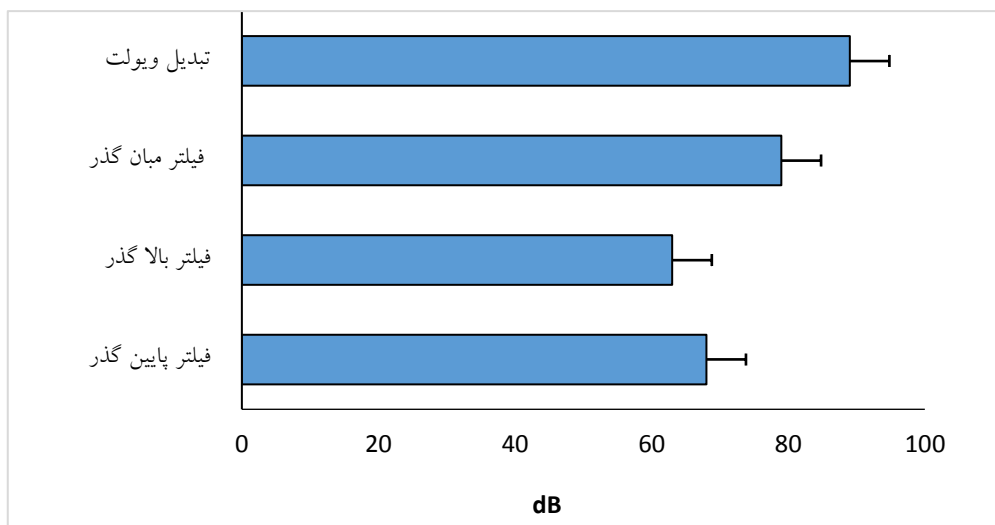
مقیاس های مختلف تکرار می‌شود و در نهایت نتیجه حاصل به صورت مجموعه ای از اطلاعات آرگومان -فرکانس بدست می‌آید. ویژگی اصلی تبدیل موجک در مقابل تبدیل فوریه زمان کوتاه اینست که تمامی توابع پایه از انتقال و مقیاس یک تابع (ویولت مادر) بدست می‌آیند.^{۱۸}

برای نمایش میزان سیگنال مفید در مقابل سیگنال مزاحم یا نویز در سیستم‌های الکتریکی از مقیاس SNR استفاده می‌شود که، نسبت توان سیگنال به توان نویز است. معمولاً SNR با مقدار کمتر از 12dB نشان‌دهنده مشکل جدی نویز در تصاویر است. مقدار بالاتر از 20dB رضایت‌بخش، و مقدار بالاتر از 30dB مناسب است. در واقع این شاخص هرچه بیشتر باشد، وضعیت بهتر بوده و نشان‌دهنده شدت سیگنال مفید بیشتری است.

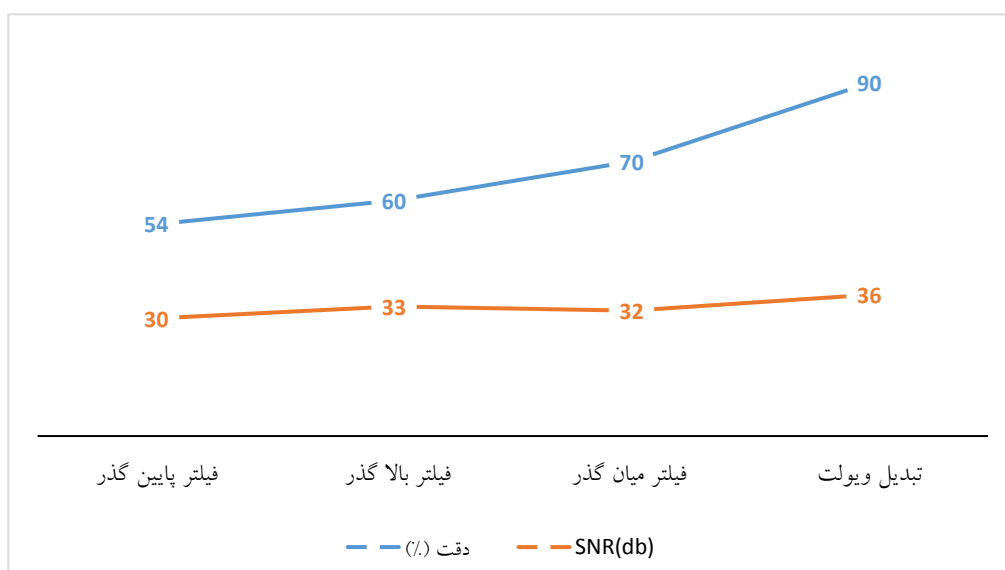
چهار روش کاهش نویز ذکر شده، پس از اعمال به تصاویر مورد بررسی قرار گرفتند. مشخصه اصلی این روش‌ها، کاهش نویز و حفظ نسبتاً کامل داده‌ها بعد از اعمال تصاویر بوده است. در هر یک از روشهای ذکر شده میزان دقت و SNR با یکدیگر مقایسه شدند



شکل ۴: خروجی تصویر اصلی بعد از اعمال تبدیل ویولت



نمودار ۱: مقایسه SNR (dB) روش‌های مطالعه شده



نمودار ۲: مقایسه SNR و دقت روش‌های مطالعه شده

بحث

همانطور که مشاهده شد SNR تمامی فیلترهای به کار رفته و تبدیل ویولت، مقدار بالای ۳۰ dB را نمایش می‌دهند. با توجه به اهمیت تشخیص دقیق در علم پزشکی، به هر میزان که مقدار سیگنال به نویز بیشتر باشد، تصویری دقیق‌تر حاصل خواهد شد که کمک

شایانی به تشخیص دقیق در این راستا می‌کند.^{۱۹} در مقایسه با روش‌های گذشته، استفاده از تبدیلات ریاضی در حوزه پردازش تصاویر پزشکی، بیش از پیش رونق گرفته است که نشان از دقت بالای آنها در مقایسه با سایر روش‌ها دارد، تاکنون با وجود، آرایه روش‌های متنوع برای کاهش نویز در تصاویر پزشکی، تبدیلات

نتیجه گیری

تکنیک‌های حذف نویز در تصاویر پزشکی با حفظ اطلاعات مفید در تصویر برای پزشکان به منظور تشخیص یا کاهش برخی اطلاعات ناخواسته می‌باشد. نتایج این تحقیق نشان داد که در بین روشهای حذف نویز مبتنی بر فیلتر و روش تبدیل ویولت، حذف نویز با تبدیل ویولت نسبت به بقیه روش‌ها کیفیت مطلوب‌تری را داشت. روش کاهش نویز بر پایه ویولت ابزار ریاضی کارآمدی برای پردازش تصاویر MRI و در نتیجه بهبود کیفیت تصاویر می‌باشد. با استفاده از خصوصیت‌های خاص، تمرکز در زمان و فرکانس ویولت، امکان مقیاس و شیفت سیگنال‌ها و حفظ ضرائب (اطلاعات) مهم برای تجزیه و تحلیل (بعد از تبدیل) وجود دارد. تفکیک و اختلاف تصاویر MRI تقریباً تحت تأثیر روش کاهش نویز قرار نمی‌گیرند. با توجه به تصاویر و مقادیر SNR نسبی، از بین تمامی روش‌های ذکر شده، بهترین حالت کاهش نویز هنگامی است که روش SWT استفاده می‌شود. در این حالت تصویر نویز زدایی شده به تصویر رفرنس بیشترین شباهت را داراست. در کارهای گذشته در تکنیک پردازش تصاویر پزشکی بیشتر توجهات درگیر سایر تبدیلات ریاضی بود که تنها بروی کاهش نویز تصاویر تأکید داشت و کیفیت تصاویر و قدرت تفکیک آن‌ها مورد توجه قرار نمی‌گرفت اغلب برای کاهش نویز تصاویر از فیلترها استفاده می‌شد در روش پیشنهادی تبدیل ویولت به وضوح دیده می‌شود که روش کارآمد تر و دارای بازده مناسب است.

References

1. M. Husain, A. W. A. Wahab, Y. I. B. Idris, A. T. S. Ho and K.-H. Jung, "Image steganography in spatial domain: A survey", spic journal. 46-66, Jul. 2018. Publisher Site | Google Scholar
2. .X. Jin, S. Yin, N. Liu, X. Li, G. Zhao and S. Ge, "Color image encryption in non-RGB color spaces", Multimedia Tools Application, Jun. 2018. 15851-15873. Publisher Site | Google Scholar
3. M. Suresh and I. Scathes Sam, "High Secure Video Steganography Based on Shuffling of Data on Least Significant DCT Coefficients", 2018 Second International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS), 2018. 877-882 Publisher Site | Google Scholar
4. S. Zolfaghari, S. B. M. Noor, M. R. Mehrjou, M. H. Marhaban and N. Mariun, "Broken Rotor Bar Fault Detection and Classification using Wavelet Packet Signature Analysis Based on Fourier Transform and Multi-Layer Perceptron Neural Network", Applied Science (MDPI), 2018, 288-234. Publisher Site | Google Scholar
5. Mohammed Shameen Hussain, Thi Phuong Loan Hoang and Christian Langen, "A design for Two dimensional Noncoastal Deslauriers-Dubuc Discrete Wavelet Transformation for Real Time Video Processing on FPGA", 2018, 435-443. Publisher Site | Google Scholar
6. Asif Nazir, Rehan Ashraf and Taya Handanii "Content based image retrieval system by using HSV color histogram, discrete wavelet transform and edge histogram descriptor", 2018, 213-220. Publisher Site | Google Scholar
7. Heider, A., Kudu, A., Sarkar, A., & Paladin, K. "A Memory-Efficient Image Compression Method Using DWT Applied to Histogram-Based Block Optimization".

- In Emerging Technologies in Data Mining and Information Security Springer, Singapore. 2019, 287-295. Publisher Site | Google Scholar
8. Khan, S. Yairi, T. A review on the application of deep learning in system health management. *Mech. Syst. Signal Process.* 2018, 241–265. Publisher Site | Google Scholar
 9. Liao, Y.X.; Zhang, L.; Li, W.H. regrouping particle swarm optimization based variable neural network for gearbox fault diagnosis. *J. Intel. Fuzzy Syst.* 2018, 3671–3680. Publisher Site | Google Scholar
 10. Zhao, R.; Yan, R.Q.; Chen, Z.H.; Mao, K.Z.; Wang, P.; Goo, R.X. Deep learning and its applications to machine health monitoring. *Mech. Syst. Signal Process.* 2019, 213–237. Publisher Site | Google Scholar
 11. Candes EJ, Wakin MB. An introduction to compressive sampling. *Signal Process Mag IEEE* 2008, 21–30.
 12. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: the application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med* 2007; 58(6):1182–95.
 13. Nason GP, Silverman BW. The stationary wavelet transform and some statistical applications. In: Antoniadis A, Oppenheim G, editors. *Wavelets and Statistics*. New York: Springer; 1995, 281–99.
 14. Figueiredo MAT, Nowak RD. An EM algorithm for wavelet-based image restoration. *IEEE Trans Image Process* 2003, 906–16.
 15. Guerquin-Kern M, Haberlin M, Pruessmann KP, Unser M. A fast wavelet-based reconstruction method for magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 2011, 1649–60.
 16. Selesnick IW, Baraniuk RG, Kingsbury NC. The dual-tree complex wavelet transform. *IEEE Signal Process Mag* 2005, 123–51.
 17. Do MN, Vetterli M. The contourlet transform: an efficient directional multiresolution image representation. *IEEE Trans Image Process* 2005, 2091–106.
 18. Akhilesh Bijalwan, Aditya Goyal, Nidhi Sethi. Wavelet Transform Based Image Denoise Using Threshold Approaches *International Journal of Engineering and Advanced Technology (IJEAT)*, 2012, 132-137.
 19. Figueiredo MAT, Nowak RD. An EM algorithm for wavelet-based image restoration. *IEEE Trans Image Process* 2003, 906–16.
 20. Farhadpour Farhad, Image noise reduction using the proposed derivative filter with fractional orders and genetic algorithm, 3rd International Conference on Electrical and Computer Engineering, 2015.
 21. Khairandish Talshamkail, Alireza Mousavi, the referee, improvement of digital image filtering using residual number system, the first conference of new approaches in computer engineering and information technology.

**Sahand shahalinejad^{1*},
Atefeh Bahadori², ali
niapour³.**

¹ Faculty of Electrical and
Computer Engineering, Urumi
Institute of Higher Education,
Urmia, Iran.

² Faculty of Medicine, Ardabil
University of Medical
Sciences, Ardabil, Iran.

³ Research Laboratory of
Embryology and Stem Cells,
Department of Anatomical
Sciences, Faculty of Medicine,
Ardabil University of Medical
Sciences, Ardabil, Iran.

Comparative Study of Noise Reduction in MRI Images Using Filtering and Wavelet Transform in Medical Image Processing

Received: 12 Nov 2021 ; Accepted: 20 Jul 2022

Abstract

Background and Aim: Noise reduction in medical images is important. Excessive distortion in medical images reduces the accuracy of diagnosis of various diseases or structures. Violet conversion and filtering are among the most widely used methods for reducing noise in medical images. The aim of this study was to compare noise reduction using filtration (low-pass, mid-pass, and high-pass filters) as well as violet conversion from MRI images.

Methods: In this study, using MATLAB software, noisy MRI data were entered into the program environment and each of the proposed algorithms including filtering (low-pass, mid-pass, and high-pass filters) as well as violet conversion were implemented separately on images. And the ideal output was obtained due to the nature of the noise.

Results: The results obtained from the proposed violet and filtering methods were compared and analyzed. The signal-to-noise ratio (SNR) of all filters used and the violet conversion displayed a value above 30 dB. Violet conversion for selected images has a higher SNR value, and in some images, this difference is more than 40 dB. According to the images and relative PSNR values, among all the studied methods, the best dehumidification is when the CWT method was used. In this case, the PSNR is high and there is the most similarity between the degenerate image and the original image.

Keywords: Noise reduction, MRI images, Filtering, Wavelet transform, Medical image processing

*Corresponding Author:

Faculty of Electrical and
Computer Engineering, Urumi
Institute of Higher Education,
Urmia, Iran.

Tel: 0147081855