

ارزیابی کمی روشهای نوین و سنتی در کاهش نویز تصاویر پزشکی هسته ای

شبنم علومی^۱، دکتر حسین رجیبی^۲، دکتر سید رسول زکوی^۳، دکتر ابراهیم حاجی زاده^۴، حمیدرضا غیائی^۵

۱- دانشجوی دکتری تخصصی فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

۳- دانشیار گروه پزشکی هسته ای دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بیمارستان طرفه تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۹/۲۶

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۲/۱۹

چکیده

مقدمه: یکی از مهمترین اشکالات در تصاویر پزشکی هسته ای وجود نویز همراه با آن می باشد. معمول ترین روش جهت کاهش این نویز تجزیه و تحلیل اطلاعات تصویری در فضای فوریه است. مشکل اصلی در بررسی یک سیگنال در فضای فوریه، مربوط به نسبت سیگنال به نویز پایین در بسامدهای بالاست زیرا حذف نویز باعث حذف سیگنال نیز می شود. علاوه بر این در تبدیل فوریه اطلاعات زمانی سیگنال از بین می رود، این مشکل هنگامی بیشتر خودنمایی می کند که بدانیم اکثر سیگنالهای مهم در طبیعت با زمان تغییراتی دارند که بسیار با اهمیت است. در این تحقیق هدف بررسی تبدیل موجک به عنوان یک روش نوین در بهبود کیفیت تصاویر پزشکی هسته ای است.

مواد و روشها: تصویربرداری از فانتوم ۴ لایه، شبیه به فانتوم مغز هافمن با ۱۰^۴ هزار شمارش به عنوان تصویر مرجع و همچنین با ۱۰۰ تا ۷۰۰ هزار شمارش در اولین مرحله انجام گرفت. سپس مقادیر مختلفی از نویز گوسی به تصویر مرجع اضافه شد. تصاویر شبیه سازی شده با نرم افزار Simset و فانتوم NCAT نیز تولید شد. تبدیل موجک و فیلترهای باترورث^۱، متز^۲، وینر^۳ و هنینگ^{۳×۳} با شرایط مختلف بر روی تصاویر اعمال شد و در نهایت ارزیابی تصاویر به صورت کمی با استفاده از شاخص جامع کیفیت تصویر^۵ انجام گرفت.

نتایج: تبدیل موجک باعث افزایش کیفیت تصاویر (شاخص جامع کیفیت=۰/۷۳۵۲) شد. این تبدیل بهترین نبود ولی توانست هم پای فیلترها نویز را کاهش دهد. همچنین اثر تبدیل موجک در افزایش کیفیت تصاویر بیشتر از فیلترهای باترورث (شاخص جامع کیفیت=۰/۳۵۵۶) و متز (شاخص جامع کیفیت=۰/۳۴۹۳) و تقریباً در حد وینر (شاخص جامع کیفیت=۰/۷۶۲۶) و هنینگ^{۳×۳} (شاخص جامع کیفیت=۰/۸۰۱۷) است.

بحث و نتیجه گیری: بررسی آستانه های مختلف و طراحی آستانه های خاص برای اعمال تبدیل موجک بر روی تصاویر پزشکی هسته ای می تواند باعث قوی تر شدن این روش در گستره پزشکی هسته ای شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۰، بهار ۸۵: ۴۴-۳۵)

واژگان کلیدی: تبدیل موجک، فیلتراسیون، کاهش نویز، پزشکی هسته ای

* نویسنده مسئول: شبنم علومی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
shabnamolumi@yahoo.ca

تلفن: ۸۵۱۵۱۱۰- (۵۱۱) ۹۸+

1 - Butterworth

2 - Metz

3 - Wiener

4- Hanning

5 - Universal Image Quality Index(UIQI)

۱- مقدمه

تصاویر و اطلاعات بدست آمده در رشته‌ها و زمینه‌های مختلف علمی معمولاً با نویز و سایر اغتشاشات مربوط به چشمه‌های مختلف همراه است، تصاویر پزشکی هسته‌ای نیز از این قاعده مستثنی نیستند. نویز پواسن بر روی این تصاویر سوار شده و باعث تخریب تصویر می‌شود، بنابراین برای افزایش کیفیت تصاویر نیاز است که اثر این آلوده‌کننده‌ها کم شود.

روش بنیادی برای کاهش نسبی نویز، افزایش نسبت سیگنال به نویز در تصاویر از طریق افزایش مقدار پرتودارو رادیوایزوتوپ تجویز شده و یا افزایش زمان تصویر برداری است. به دلیل مسائل حفاظتی در مقدار رادیوداروی تجویزی محدودیت وجود دارد. همچنین احتمال حرکت بیمار، طول زمان تصویربرداری را محدود می‌سازد. لذا همواره نویز قابل توجهی در تصاویر پزشکی هسته‌ای وجود دارد و استفاده از فیلتر برای کاهش نویز در بسیاری از موارد اجتناب‌ناپذیر است [۱].

انواع زیادی از فیلترها برای کاهش نویز داده‌ها، طراحی و بکار گرفته می‌شوند. اما بطور کلی میزان موفقیت آنها به میزان زیادی بستگی به دامنه نسبی نویز و سیگنال دارد. در صورتی که دامنه نویز و سیگنال نزدیک باشند حذف نویز با کاهش قدرت تفکیک فضایی^۱ و کنتراست تصویر همراه می‌شود. فیلترهای بهبود دهنده قدرت تفکیک فضایی همچون فیلترهای متز و وینر می‌توانند با افزایش برخی بسامدها تا حدودی از کاهش قدرت تفکیک فضایی و کنتراست جلوگیری کنند. اما در عمل تعیین دقیق بسامدی که باید تقویت شود بسیار دشوار است و در صورت اشتباه موجب ایجاد اغتشاش و خطا در تفسیر نتایج می‌شود [۲].

در طول سه دهه گذشته پژوهشهای فراوانی در جهت بهبود روش‌های کاهش نویز در پزشکی هسته‌ای صورت گرفته و فیلترهای گوناگونی نیز بکار برده شده‌اند [۳و۴]. اما مشکل

فیلتراسیون تصاویر پزشکی هسته‌ای هنوز بصورت کامل حل نشده است و زمینه پژوهش همچنان باز و تقاضا برای روش‌های جدید همچنان وجود دارد.

یکی از روش‌های کاهش نویز که اخیراً مورد توجه قرار گرفته استفاده از تبدیل موجک می‌باشد که توانایی آن در کاهش برخی از انواع نویز به اثبات رسیده است و تحقیقات فراوانی در مورد یافتن کاربردهای آن در شاخه‌های مختلف علوم در جریان است [۵-۷].

مبنای ریاضی تحلیل موجک به کار جوزف فوریه در قرن ۱۹ برمی‌گردد. آلفرد هار^۲ در سال ۱۹۰۹ اولین تئوری را در مورد آنچه که ما اکنون موجک می‌نامیم، بیان کرد. مفهوم نظری موجک به صورتی که اکنون وجود دارد اولین بار توسط جان مورلت^۳ بیان شد و سپس میر^۴ آن را دنبال کرد و باعث پیشرفت این نظریه شد. استفان مالات^۵ در سال ۱۹۸۸ الگوریتم اصلی موجک را نوشت، بعد از این زمان بود که تحقیق در مورد موجک تبدیل به یک کار جهانی شد و داییشس^۶ و کویفمن^۷ و ویکرهاسر^۸ هم پژوهشهای ارزنده‌ای در این زمینه انجام دادند. اکنون نیز نظریه موجک به سرعت در حال رشد است.

برتری موجک نسبت به روشهای فیلتراسیون (بر مبنای تحلیل فوریه) که تا کنون بکار می‌رفته را می‌توان به صورت زیر خلاصه کرد:

در این روش همانند تحلیل فوریه سریع از پنجره گذاری استفاده می‌شود ولی این پنجره دارای اندازه‌های متغیری می‌باشد. آنالیز موجک اجازه می‌دهد تا از فواصل زمانی بزرگ هنگامی که به دقت و اطلاعات بیشتری در بسامدهای

2 - Alfred Haar
3 - Jean Morlet
4 - Meyer
5 - Stephane Mallat
6 - Daubechies
7 - Coifman
8 - Wickerhauser

۲- مواد و روشها

برای تولید تصاویر از فانتوم های فیزیکی و ریاضی استفاده شد.

۲-۱- فانتوم ها

فانتوم مورد استفاده در این پژوهش نوع اصلاح شده فانتوم مغز هافمن بود، به عبارت دیگر محفظه ای که محلول رادیواکتیو آنرا پر می کند، همانند برشهای (مقاطع) مغز است. در یکی از مقاطع سعی شده که ماده سفید و خاکستری بازسازی شود، در ۲ مقطع بعدی، اشکال هندسی مختلف از جمله مستطیل، مثلث و استوانه هایی با ابعاد کوچک و بزرگ و فواصل مختلف از یکدیگر طراحی شده، اما در مقطع چهارم جسم خارجی وجود ندارد یعنی به صورت محفظه ای خالی با محیط مشابه مغز است.

بعد از پر کردن لایه ها با استفاده از محلول تکنسیم ۹۹، هر یک از چهار برش فانتوم مستقیماً بر روی کلیماتور قرار داده و تصاویر مرجع (نویز بسیار کم) با 10^7 شمارش تهیه شد. در مرحله بعد تصاویر آزمون با 10^0 تا $10^5 * 7$ شمارش تهیه گردید. تصاویر بدست آمده با فرمت دای-کام ۴ به رایانه شخصی منتقل شد. دسته دیگری از تصاویر آزمون با افزودن سطوح مختلفی از نویز گوسی به تصویر مرجع با استفاده از نرم افزار MATLAB7 تولید شد به گونه ای که تصاویری با میانگین شمارش در پیکسل ۲۵، ۵۰، ... و ۱۲۵ در اختیار باشد مراحل فوق جهت حذف نوسانات آماری ۱۰ بار تکرار گردید.

۲-۲- شبیه سازی مونت کارلو

همچنین تصاویر شبیه سازی شده با نرم افزار SimSET و فانتوم NCAT (فانتوم ریاضی که در آن اندامهای مختلف از جمله قلب، کبد، طحال و ... قابل شبیه سازی است) با سطوح مختلف نویز، نیز تولید شد.

پایین و یا از فواصل زمانی کوچک هنگامی که به دقت و اطلاعات بیشتری در بسامدهای بالا نیاز است استفاده کرد [۸ و ۹].

یکی از زمینه های پژوهشی مهم در کاربرد موجک، پزشکی هسته ای و بویژه کاهش نویز پزشکی هسته ای می باشد.

فیلتراسیون در حوزه بسامد با استفاده از تبدیل موجک برای اولین بار در سال ۱۹۹۷ انجام شد. این فیلترها بین حذف نویز و صاف کردن جزئیات تصویر تعادل ایجاد می کند [۱۰]. در سالهای اخیر، چندین روش بر پایه موجک برای مدل‌های مختلف نویز از جمله پواسن یا کاوچی^۱، توسعه پیدا کرده است [۱۱-۱۲]. یک روش غیر خطی کاهش نویز با استفاده از روشهای آستانه گذاری نرم و سخت^۲ بر روی سیگنال الکتروکاردیوگراف بررسی شد و منجر به انقلابی در تصاویر و سیگنال های پزشکی در سال ۱۹۹۹ شد [۱۳]. در پژوهشی در سال ۲۰۰۱ کاهش نویز با استفاده از تبدیل موجک، شرایطی نزدیک به ایده آل را برای سیگنالهای فیزیولوژیک در تصاویر PET ایجاد کرد. در پژوهش دیگری که انجام گرفت از تبدیل موجک ثابت^۳ برای حذف نویز قبل از هر پردازش دیگری استفاده شد [۱۶-۱۴].

با توجه به مطالب گفته شده، در این پژوهش سعی بر آن بوده است که توانایی موجک در حذف نویز از تصاویر، مورد بررسی و مقایسه با روش های سنتی قرار گیرد. جهت مقایسه فیلتر های متر، وینر، باترورث و هنینگ(۳×۳) مورد بررسی قرار گرفته اند.

- 1 - Cauchy
- 2 - Soft and hard thresholding
- 3 - Stationary wavelet transform

قسمت با مقياس بالا يا بسامد پايين سيگنال و جزئيات، قسمت با مقياس پايين يا بسامد بالاي سيگنال است. در مورد خيلى از سيگنالها بخش با بسامد پايين، مهمترين قسمت است و مشخصه سيگنال است. در سطح تجزيه دوم روند بكار رفته در سطح تجزيه اول بر روى قسمت با بسامد پايين اعمال مى شود. روند کاهش نويز با استفاده از تبديل موجك را مى توان در سه مرحله خلاصه كرد:

۱- تجزيه^۵: اين مرحله شامل انتخاب موجك و سطح تجزيه (N) مى باشد سپس تبديل موجك را با استفاده از موجك و سطح تجزيه انتخابى انجام مى شود.

۲- آستانه گذارى بر روى ضرايب جزئيات: براى هريك از سطوح تجزيه ۱ تا N، يك آستانه انتخاب و بر روى ضرائب جزئيات اعمال مى شود.

آستانه هاى به كار رفته در اين تحقيق عبارتند از: نرم، rsure(RS) ، sqrtwolog(SL) ، heursure(HS) و minimaxi(MM) .

در مورد RR ميتوان گفت اين آستانه نيز تخمينى از آستانه گذارى نرم براساس روش تخمين ريسك بدون تورش اشتاين^۶ مى باشد در حاليكه SL يك مقدار ثابت را با توجه به رابطه $\text{sqrt}(2*\log(\text{length}(S)))$ به عنوان آستانه انتخاب مى كند. آستانه HS تركيبى از دو آستانه RS و ST است. اگر نسبت سيگنال به نويز خيلى پايين باشد تخمينى كه Sure به عنوان آستانه مى زند نيز داراي نويز زيادى است بنابراين بهتر است كه در چنين شرايطى از يك عدد ثابت به عنوان آستانه استفاده كرد. آستانه MM نيز يك مقدار ثابت را براساس اصول MM انتخاب مى كند [۸].

SimSET يكي از قدرتمند ترين و رايج ترين كدهاى اختصاصى^۱ براى پزشكى هسته اى تشخيصى مى باشد كه توانايى شبیه سازى انواع سيستمهاى تصوير بردارى در اين زمينه از جمله^۲ SPECT و^۳ PET و^۴ DHCI را دارا مى باشد. اين نرم افزار با بكارگيرى روشهاى مونت كارلو به شبیه سازى مراحل فزيكى موجود در تصوير بردارى (همچون توليد فوتون و تعيين راستاي اوليه تابش آن، برهمكنش هاى گوناگون فوتونى همچون جذب و پراكنندگى با بيمار و همچنين با كوليماتور و آشكارساز) و همچنين ابزارهاى مورد نياز براى اين اهداف (از جمله كوليماسيون در PET، برهمكنش ها در آشكارساز و غيره) مى پردازد.

اين تصاوير به دو گونه شبیه سازى شد: يكبار فعاليت در تمام بدن (در قلب، كبد، كيسه صفرا، طحال و كليه ها در فانتوم NCAT) توزيع شد و بار ديگر فعاليت را فقط به قلب، كبد، كيسه صفراى فانتوم NCAT اختصاص داديم.

تصاوير توموگرافى شبیه سازى شده داراي ۶۴ پروجكشن مى باشد ۳۲ پروجكشن اول مربوط به تصاوير مرجع يا به عبارت ديگر تصاوير حاصل از فوتون هاى اوليه است و در ۳۲ پروجكشن دوم تنها تصاوير حاصل از فوتون هاى پراكنده حضور دارند.

اين تصاوير مربوط به ۳۲ برش از فانتوم مربوطه در محدوده قفسه سينه مى باشد.

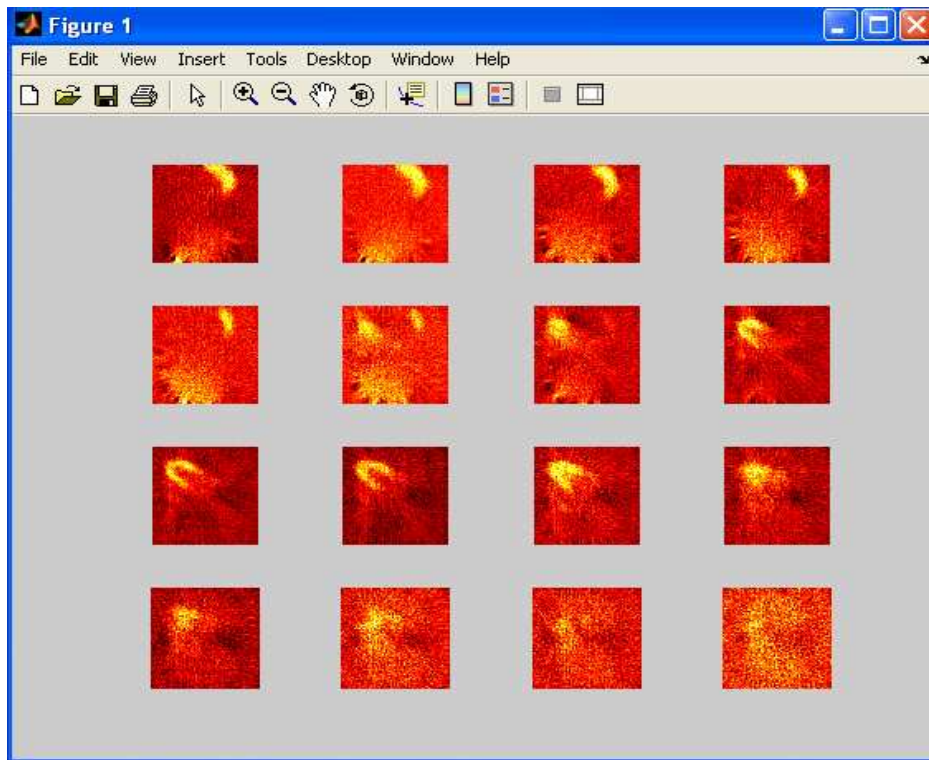
در شكل زير نمونه اى از ۱۶ مقطع شبیه سازى از قفسه سينه مشاهده مى شود.

۲-۳- تبديل موجك

در تحليل موجك از تقريب و جزئيات صحبت مى شود، به عبارت ديگر در اولين سطح تجزيه سيگنال يا تصوير را به قسمت هاى با بسامد بالا و پايين تفكيك مى كنند. تقريب،

- 1- dedicated
- 2- Single photon emission computed tomography
- 3- Positron emission tomography
- 4- Dual head coincidence imaging

5 - Decompose
6 - Stein's Unbiased Risk Estimate



شکل ۱-۱۶ برش از تصاویر شبیه سازی شده با نرم افزار Simset و فانتوم NCAT

برای فیلتر باترورث شیب^۴ از ۱ تا ۲۰ با فواصل واحد و بسامد قطع^۵ از ۰/۰۱ تا ۰/۰۵ با فواصل ۰/۰۱، برای فیلتر متز نیز شیب از ۱ تا ۲۰ و پهنای منحنی در نیمه بیشینه^۶ از ۰/۱ تا ۵ با فواصل ۰/۰۱ تغییر داده شد.

در مرحله بعد ۹۶ موجک متفاوت هر یک با چهار سطح تجزیه و پنج آستانه (۹۶×۲۰ حالت) بر روی تصاویر آزمون اعمال و مشابه مرحله قبلی نتایج به نرم افزار اکسل منتقل گردید. در این مطالعه ۴۰۰۰ پردازش برای هر موجک انجام گرفت (۹۶ موجک از ۶ خانواده) و داده های بدست آمده با استفاده از نرم افزار استاتستیکا^۷ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

۳- بازسازی^۱: بازسازی موجک با استفاده از تقریب اصلی^۲ و ضرایب تغییر داده شده جزئیات برای هریک از سطوح ۱ تا N انجام می شود.

۲-۴- پردازش بر روی تصاویر

برای اعمال فیلترهای مختلف و همچنین تبدیل موجک در شرایط مختلف، چندین الگوریتم در محیط MATLAB طراحی شد. هریک از فیلترهای باترورث، متز، وینر و هنینگ (۳×۳) با پارامترهای مختلف بر روی تمامی تصاویر آزمون اعمال شد. و در هر حالت نتیجه - تصویر حاصل - با تصویر مرجع مربوطه مقایسه گردید. در هر مورد شاخص جامع کیفیت تصویر [۱۷] محاسبه و نتایج جهت بررسی بصورت خودکار به نرم افزار اکسل^۳ منتقل گردید.

4 - Order
5 - Cut off frequency
6 - FWHM
7- Statistica

1 - Reconstruct
2 - Original Approximation
3 - Excel

۲-۵- ارزیابی و مقایسه تصاویر

در نهایت نتایج حاصل از اعمال تبدیل موجک و فیلترهای نام برده بر روی تصاویر دارای نویز به صورت کمی با استفاده از پارامتر شاخص جامع کیفیت مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. پارامتر شاخص جامع کیفیت تصویر ترکیبی از گریشن^۱ و روش میانگین مربع خطا می باشد و برای ارزیابی کیفیت تصاویر به کار می رود. شاخص جامع کیفیت تصویر برای بررسی و مقایسه کیفیت تصاویر نیاز به سه شاخص ورودی دارد که عبارتند از تصویر مرجع، تصویر اصلاح شده (تصویری که قرار است مورد مقایسه قرار بگیرد) و اندازه قاب^۲ که مشخص کننده قابی از دو تصویر است که با هم مقایسه می شود، این قاب سرتاسر دو تصویر را از گوشه بالا سمت چپ تا گوشه پایین سمت راست جاروب می کند و در نهایت یک عدد که بیانگر میزان شباهت دو تصویر است را بیان می کند این عدد بین ۱- تا ۱ متغیر است و هرچه شباهت دو تصویر به هم بیشتر باشد این عدد (شاخص جامع کیفیت) به ۱ نزدیک تر می شود.

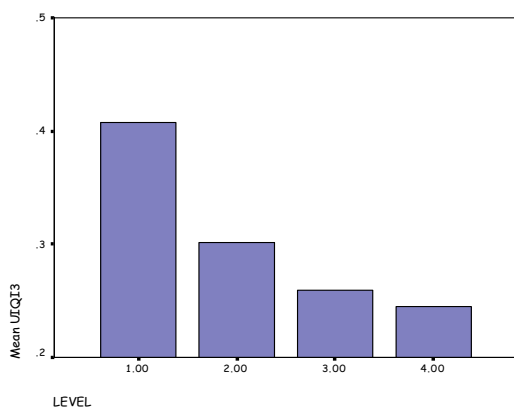
۳- نتایج

بررسی ها نشان داد که تبدیل موجک می تواند کیفیت تصاویر پزشکی هسته ای را افزایش دهد (شاخص جامع کیفیت = ۰/۷۳۵۲). با قبول سطح معنی داری آزمون کمتر از ۰/۰۵ برای آزمون تحلیل واریانس یکطرفه فرض برابری موجکهای مختلف رد شد و موجک های برتر در سه گروه تقسیم بندی شدند. براساس مقایسه های زوجی با سطح معنی داری کمتر از ۰/۰۵، موجکهای هار^۳، راست گوشه دوگانه ۱،۱^۴ و راست گوشه دوگانه وارونه ۱،۱^۵ (که در قسمت ضمیمه به چند مورد از

ویژگیهای این موجک اشاره شده است) بهینه انتخاب شدند. در گروه دوم موجکهای راست گوشه دوگانه وارونه ۱،۳، راست گوشه دوگانه ۲،۲، راست گوشه دوگانه ۱،۳، راست گوشه دوگانه ۳،۱، راست گوشه دوگانه وارونه ۲،۲ (که از خانواده راست گوشه دوگانه هستند و متقارن می باشند) و در گروه سوم موجکهای راست گوشه دوگانه وارونه ۳،۱، سیملت ۲، دایشنز ۲ قرار گرفته اند.

۳-۱- سطوح تجزیه

تجزیه با استفاده از موجک تا ۴ سطح انجام پذیرفت. با توجه به سطح معنی داری تحلیل واریانس یکطرفه با دو روش ولچ^۶ و براون-فرسیت^۷ فرض برابری سطوح تجزیه رد شد. براساس مقایسه های زوجی به روش توکی^۸ در سطح معنی داری ۰/۰۵، همانطور که در شکل زیر نیز مشاهده می شود بالاترین شاخص جامع کیفیت به ترتیب مربوط به سطوح تجزیه ۱، ۲، ۳ و ۴ در تبدیل موجک می باشد. همچنین با توجه به شکل زیر اختلاف بین شاخص جامع کیفیت در سطح تجزیه ۱ و ۲ بیشتر از اختلاف بین ۲ و ۳ یا ۳ و ۴ است.



شکل ۲- مقایسه سطوح تجزیه مختلف بر اساس میانگین شاخص جامع کیفیت

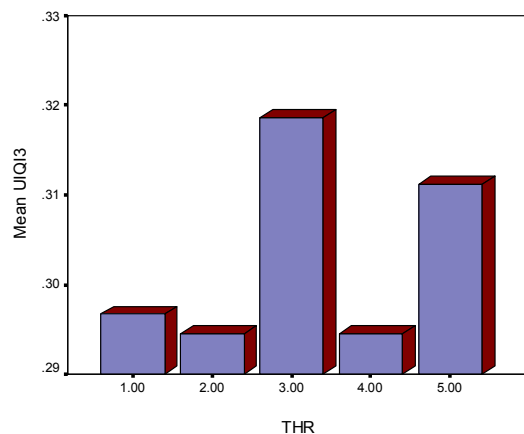
6- Welch
7- Brown- Forsythe
8- Tukey

1- Correlation
2- Block size
3- Haar
4- bior1.1
5- rbior1.1

۳-۲- آستانه ها

همانطور که گفته شد در این تحقیق از ۵ روش مختلف برای آستانه گذاری استفاده شد. براساس آزمون ولج و براون-فرسیت (آزمونهای نیرومند) با توجه به اینکه سطح معنی داری آزمون کمتر از ۰,۰۵ است، فرض برابری روشهای آستانه گذاری رد شد یعنی اختلاف بین آستانه های نرم، RS, SL, HS و MM معنی دار است.

براساس مقایسه های زوجی به روش توکی با سطح معنی داری ۰,۰۵ آستانه های SL و MM به عنوان بهینه انتخاب شد و بعد از آن به ترتیب آستانه های نرم، HS و RS قرار داشتند، همانطور که در شکل زیر نشان داده شده است. لازم به تذکر است که بین آستانه های HS و RS اختلاف معنی دار وجود ندارد.



شکل ۳- مقایسه آستانه های نرم: ۱، ۲، ۳، ۴، ۵: مقایسه آستانه های نرم، RS, SL, HS و MM بر اساس میانگین شاخص جامع کیفیت

۳-۳- ارزیابی فیلترها و مقایسه با تبدیل موجک

در این تحقیق اثر فیلترهای باترورث و متز، هنینگ (۳×۳) و وینر نیز بررسی شد تا بتوان مقایسه ای بین تبدیل موجک به عنوان یک روش جدید و فیلتراسیون به عنوان یک روش سنتی برای کاهش نویز انجام داد. براساس آزمون ولج و براون-فرسیت فرض برابری فیلترها و تبدیل موجک رد شد. براساس مقایسه های زوجی به روش توکی با سطح معنی داری ۰,۰۵، بین تبدیل موجک با هریک از فیلترهای ذکر شده در نتایج قبلی اختلاف معنی داری مشاهده شد.

همانگونه که در جدول ۱ نشان داده شده، هرچند از لحاظ آماری اختلاف معنی داری بین موجک و گروه های وینر و هنینگ (۳×۳) و نیز موجک و گروه باترورث و متز وجود دارد، اختلاف بین تبدیل موجک با فیلترهای وینر و هنینگ (۳×۳) نسبت به تبدیل موجک با فیلترهای باترورث و متز کمتر است. به عبارت دیگر می توان گفت تبدیل موجک از دید کمی اثر بهتری بر روی بهبود کیفیت تصاویر پزشکی هسته ای نسبت به فیلترهای معمول باترورث و متز دارد.

جدول ۱- مقایسه میانگین و انحراف معیار فیلترهای مختلف با تبدیل موجک

فیلتر	میانگین شاخص جامع کیفیت	انحراف معیار	Std. Error	کمترین شاخص جامع کیفیت	بیشترین شاخص جامع کیفیت
باترورث	۰/۳۵۵۶	۰/۰۶۲۳	۰/۰۰۴۴	۰/۲۱۸۸	۰/۴۲۵۶
متز	۰/۳۴۹۳	۰/۰۶۰۸	۰/۰۰۴۳	۰/۲۱۲۹	۰/۴۱۶۷
وینر	۰/۷۶۲۶	۰/۰۷۱۹	۰/۰۰۵۰	۰/۶۳۴۴	۰/۸۷۵۶
هنینگ (۳×۳)	۰/۸۰۱۷	۰/۰۷۰۲	۰/۰۰۴۹	۰/۶۶۵۸	۰/۸۹۲۱
تبدیل موجک	۰/۷۳۵۲	۰/۰۵۸۳	۰/۰۰۴۱	۰/۶۳۲۴	۰/۸۳۷۱

را بر روى ضرايب جزئيات اعمال و عوامل نامطلوب با بسامد بالا را تا حد قابل قبولى حذف كرد.

اين تحقيق برترى موجك نسبت به همه فيلتر هاى مورد بررسى را اثبات نمى كند اما نشان داد كه تبديل موجك مى تواند همرديف اين فيلترها بكار گرفته شود.

در نگاه اول مشاهده مى شود كه انحراف معيار موجك تفاوت زيادى با انحراف معيار فيلترهاى مختلف ندارد ولى با توجه به جدول ۱ مى توان گفت نسبت ميانگين به انحراف در تبديل موجك بيشترين مقدار را به خود اختصاص داده، پس انحراف معيار پايين (در مقايسه با ميانگين) مى تواند به عنوان يكى از امتيازات تبديل موجك نام برده شود.

همچنين با توجه به ارزيايى كمى به ترتيب فيلترهاى وينر، هينگ، تبديل موجك، باترورث و متر بهترين اثر را در افزايش كيفيت تصاوير پزشكى هسته اى دارند.

نكته بسيار اساسى در اين تحقيق آنست كه آستانه هاى استفاده شده در تبديل موجك هيچ كدام اختصاصا براى تصاوير پزشكى هسته اى طراحى نشده بودند اما با اين وجود اثر بالقوه تبديل موجك در حد فيلترهاى بود كه اختصاصا براى پزشكى هسته اى طراحى شده اند. به نظر مى رسد با طراحى آستانه هاى اختصاصى براى پزشكى هسته اى اثر موجك در كاهش نويز قابل افزايش باشد.

همچنين انجام تحقيقاتى به منظور بررسى اثر تبديل موجك در كاهش نويز تصاوير بالينى به منظور رسيدن به نتيجه قطعى در مورد اثر تبديل موجك پيشنهاده مى شود.

همانطور كه در جدول بالا مشاهده مى شود مهمترين برترى تبديل موجك نسبت به روشهاى سنتى پايين بودن انحراف معيار - در حاليكه ميانگين بزرگى دارد- است، كه اين خود باعث تكرر پذيرى بالا مى شود همچنين به راحتى مى توان تبديل موجك را بر روى تصاوير مختلف اعمال كرد.

۴- بحث و نتيجه گيرى

تصاوير پزشكى هسته اى داراى كيفيت بسيار پايينى مى باشند بنابراين تلاش براى كاهش عوامل تخريب كننده تصوير و بهبود كيفيت تصوير از اهميت زيادى برخوردار است. در تحقيق حاضر از روش تبديل موجك براى كاهش نويز در برخى از تصاوير پزشكى هسته اى استفاده شد.

با توجه به نتايج بدست آمده در اين مطالعه، به نظر مى رسد كه تبديل موجك مى تواند باعث كاهش نويز در تصاوير پزشكى هسته اى شود.

بالاترين ميانگين شاخص جامع كيفيت در تبديل موجك به ترتيب مربوط به سطوح تجزيه ۱، ۲، ۳ و ۴ مى باشد، بنابراين با توجه به مطالب ذكر شده اگر از لحاظ كيفى، كيفيت تصوير قابل تايد باشد بهتر است كه تجزيه با روش تبديل موجك را براى يك سطح تجزيه به منظور كاهش نويز و همچنين حفظ ويژگيهاى تصوير انجام داد.

بررسى هاى انجام شده نشان داد كه آستانه هاى MM، SL، نرم، HS و RS به ترتيب از راست به چپ بالاترين ميانگين هاى شاخص جامع كيفيت را به خود اختصاص داده اند.

به عبارت ديگر در زمانى كه از تبديل موجك براى كاهش نويز در تصاوير پزشكى هسته اى استفاده مى شود مى توان بدون در نظر گرفتن موجك يا سطح تجزيه انتخابى، آستانه هاى SL و MM

1. Gillen G. a simple method for measurement of local statistical noise levels in SPECT. *Phys Med Biol*, 1992; 37(7):1573-1579.
2. LaereK V, Koole M, Lemahieu I, Dierckx R. Image filtering in single-photon emission computed tomography: principles and applications. *Comput Med Imaging Graph*, 2001;25(2):127-133.
3. Hannequin, Mas. Application of iterative and non-stationary smoothing filters for statistical noise reduction in nuclear medicine. *Nucl Med Commun*, 1998;19:875-885.
4. Izquierdo M.A, Hernandez M.G, Graullera O, Ullate LG. Time-frequency Wiener filtering for structural noise reduction. *Ultrasonics*, 2002; 40(1-8):259-61.
5. Lin J, Sciacca R, Chou R, Laine A, Bergmann S. Quantification of Myocardial Perfusion in Human Subjects Using 82Rb and Wavelet-Based Noise Reduction. *J Nucl Med* 2001; 42:201-208.
6. Wang X.H, Istepanian R.S, Song Y.H. Microarray image enhancement by denoising using stationary wavelet transforms. *IEEE Trans Nanobioscience*, 2003;2(4):184-9.
7. ChenZ, Ning R. Computerized Medical Imaging and Graphics Breast volume denoising and noise characterization by 3D wavelet transform. *Comput Med Imaging Graph*, 2004; 28(5):235-246.
8. Donoho, D.L. Johnstone I.M. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. *Biometrika*, 1994;81:425-455.
9. Donoho D.L. De-noising by soft-thresholding. *IEEE Trans. on Inf. Theory*, 1995;41(3):613-627.
10. Nowak R, Baraniuk R. Wavelet-Domain filtering for photon imaging systems. *IEEE Trans Image Process* 1997; 6(5):55-66.
11. Smoothness estimates for soft-threshold denoising via translation invariant wavelet transforms. Berkner K, Wells R. Department of Mathematics, Rice University 1998. Available at: <http://citeseer.ist.psu.edu/berkner98smoothness.html>.
12. Lin J, Sciacca R, Chou R, Laine A, Bergmann S. Quantification of Myocardial Perfusion in Human Subjects Using 82Rb and Wavelet-Based Noise Reduction. *J Nucl Med*, 2001; 42: 201-208.
13. Tikkanen P.E. Nonlinear wavelet and wavelet packet denoising of electrocardiogram signal. *Biol Cybern* , 1999;80(4):259-267.
14. Lin J, Laine F, Akinboboye O, Bergmann S. Use of Wavelet Transforms in Analysis of Time-Activity Data from Cardiac PET. *J Nucl Med*, 2001;42(2):194-200.
15. Wang X.H, Istepanian R.S, Song Y.H. Microarray image enhancements by denoising using stationary wavelet transform. *IEEE Trans Nanobioscience*, 2003;2(4):184-9.

16. Chen Z, Ning R. Computerized Medical Imaging and Graphics Breast volume denoising and noise characterization by 3D wavelet transform. *Comput Med Imaging Graph*, 2004;28(5):235-246.
17. Wang Z, Bovik A.C. A universal image quality index. *Ieee Signal Processing Letters*, 2002; 9(3):81-84.

Archive of SID