

اثر بهنجار کردن و تعداد تکرار فیلتر خطی حذف اسپکل بر معیار تشابه ساختاری تصاویر متوالی فراصوتی از شریان کاروتید مشترک

عفت سلیمانی^۱ و هژیر صابری^۲

چکیده

هدف مطالعه‌ی حاضر بررسی اثر بهنجار سازی و تعداد تکرار اجرای فیلتر خطی حذف اسپکل بر کیفیت تصاویر فراصوتی متوالی از شریان کاروتید و انتخاب معیار بهینه برای تعداد تکرار فیلتر حذف اسپکل در تصاویر فراصوتی است. ۷۵۰ تصویر فراصوتی متوالی در طول سه سیکل قلبی از شریان کاروتید سه داوطلب مرد سالم (۲۴، ۳۱ و ۴۲ ساله) و ۲۵۰ تصویر فراصوتی متوالی در طول سه سیکل قلبی از شریان کاروتید یک داوطلب مرد ۶۵ ساله دارای تنگی آترواسکلروز ثبت شد. با استفاده از یک برنامه نوشته شده در محیط متلب، ابتدا تصاویر با مقیاس‌بندی مجدد سطح خاکستری خون و ادونتیشیا بهنجار شدند و سپس یک فیلتر خطی حذف اسپکل در ۱۰ تکرار بر تصاویر بهنجار شده اعمال شد. کیفیت تصاویر پردازش شده با تکرارهای مختلف، با استفاده از شاخص‌های میانگین، واریانس، نسبت سیگنال به نویز، کنتراست نسبی، اندیس نویز اسپکل، نسبت کنتراست به اسپکل و تشابه ساختاری مورد ارزیابی قرار گرفت.

نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که در میان شاخص‌های مورد ارزیابی، تشابه ساختاری تنها مشخصه‌ای است که با افزایش تکرار فیلتر رفتار یکنوا ندارد به طوری که با افزایش تعداد تکرار فیلتر خطی، تشابه ساختاری ابتدا افزایش و سپس کاهش می‌یابد. بهینه تعداد تکرار فیلتر حذف نویز مربوط به بیشینه مقدار تشابه ساختاری است. براساس نتایج مطالعه‌ی حاضر، به نظر می‌رسد برای دستیابی به بیشینه تشابه ساختاری به ۲ تا ۵ مرتبه فیلتراسیون خطی با اندازه ۵×۵ نیاز است و افزایش بیشتر تعداد فیلتر، ضمن افزایش هزینه محاسباتی موجب کاهش تشابه ساختاری و محو شدن جزئیات تصویر می‌شود.

کلیدواژه‌ها

پردازش تصویر، تکرار فیلتر، حذف اسپکل، فراصوت، شریان کاروتید.

ناشی از پلاک‌های کاروتید رو به افزایش است. ماهیت غیرتهاجمی، ایمنی، مقرون به‌صرفه بودن، فراهم کردن بهنگام تصاویر و اطلاعات سرعت و همودینامیک جریان خون، و نیز مشخص کردن نوع پلاک موجود در شریان از جمله عوامل مؤثر بر توسعه‌ی روزافزون سونوگرافی به شمار می‌رود [۱].

امروزه تعیین وضعیت شریان کاروتید فقط متکی بر وجود و درصد تنگی نیست بلکه علاوه بر میزان تنگی، اجزای ساختاری پلاک کاروتید نیز در بروز ضایعات مغزی حائز اهمیت است و تصاویر سونوگرافی بهنجار شده علاوه بر تعیین مقدار تنگی قادر به تعیین خواص اجزای تشکیل دهنده‌ی پلاک است [۲]. طی سال‌های اخیر پیشرفت‌های شگرفی در قدرت تفکیک فضایی و کیفیت

۱ مقدمه

تصویربرداری فراصوتی از شریان کاروتید یکی از متداول‌ترین مدالیته‌های مورد استفاده‌ی تشخیصی برای ارزیابی گرفتگی شریان کاروتید به شمار می‌رود که اهمیت آن در تعیین صحیح تهدید

این مقاله در اردیبهشت‌ماه ۹۸ دریافت شد؛ در مردادماه ۹۹ بازنگری و سپس پذیرفته گردید.

^۱ گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران
رایانامه: [e.soleimani@sbm.ac.ir](mailto:soleimani@sbm.ac.ir)

^۲ گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان امام خمینی، تهران
رایانامه: hazhir_saberi@hotmail.com

نویسنده مسئول: عفت سلیمانی

بهنجارسازی یک ضرورت به شمار می‌رود. به طوری که براساس نتایج مطالعات با بهنجارسازی تصاویر فراصوتی و طبقه‌بندی مجدد انواع پلاک‌های کاروتید، همبستگی میان وقایع ایسکمیک و نوع پلاک افزایش می‌یابد. همچنین بهنجار کردن موجب شد که ۶۰٪ پلاک‌ها مجدداً طبقه‌بندی شده و در گروهی متفاوت با گروه قبل از بهنجارشدن قرار گیرد [۷]. در مطالعه‌ی یاد شده با انتخاب ۱۱۱۵ بیمار دارای تنگی در شریان کاروتید داخلی، نمونه‌ها به مدت ۶ تا ۸۴ ماه پیگیری شدند و ارتباط میان نوع پلاک و وقوع ایسکمی و وقایع نورولوژیکی ارزیابی شد. طبقه‌بندی پلاک‌ها بر اساس تصاویر حاصل از سونوگرافی شریان کاروتید نمونه‌ها قبل و بعد از بهنجارسازی تصاویر انجام شد و نتایج مقایسه شد. براساس نتایج مطالعه یاد شده، همبستگی ضعیفی میان نوع پلاک قبل از بهنجارسازی تصویر و وقایع نورولوژیکی وجود داشت در حالی که پس از بهنجارسازی تصویر ۹۴٪ از وقایع نورولوژیکی در پلاک‌های نوع ۱-۳ روی داد. در برخی دیگر از مطالعات نیز از تحلیل توزیع پیکسل^۳ (PDA) پلاک در تصاویر فراصوتی برای بررسی اجزای پلاک شریان کاروتید استفاده شده است. پس از بهنجار کردن مقیاس خاکستری تصاویر فراصوتی پلاک‌ها بر اساس مقدار خاکستری خون و ادونتیشیا^۴ (بیرونی‌ترین لایه‌ی دیواره شریان)، از محدوده‌ی خاکستری بافت معلوم حاصل از گروه کنترل برای تعریف هموریج داخل پلاک^۵ (IPH)، لیپید، بافت فیبروعضلانی و کلسیم موجود در تصاویر استفاده شد. نشان داده شده است که این شیوه‌ی ارزیابی رایانه‌ای با نتایج اجزای بافت حاصل از بافت‌شناسی همبستگی بالایی دارد [۹].

حذف نویز اسپکل به‌عنوان یک روش پردازش تصویر سطح پایین اولیه به‌طور گسترده‌ای مطالعه شده است و الگوریتم‌های حذف نویز متنوعی پیشنهاد شده است. شناخته‌شده‌ترین روش فیلتر کاهنده‌ی اسپکل، فیلتر خطی مبتنی بر آماره‌های موضعی^۶ است. اساس این فیلترهای خطی به‌واسطه‌ی محاسبه‌ی میانگین وزن‌دار توصیف می‌شود که با استفاده از آماره‌های زیر-ناحیه، معیارهای آماری را روی پنجره‌های پیکسلی متحرک تقریب می‌زنند. فرض اصلی در این روش‌ها این است که نویز اسپکل، شکل ضرب‌شونده دارد و اثر نویز جمع‌شونده قابل چشم‌پوشی است [۱۰].

Loizu و همکاران [۱۰] نشان دادند که بهنجار کردن ویدیوهای فراصوتی قبل از فیلتر کردن، کیفیت ویدیویی را بر اساس ارزیابی بصری توسط متخصصان بهبود می‌بخشد. در مطالعه‌ی این گروه [۱۱] روی ۸۰ تصویر فراصوتی از شریان کاروتید مشترک، بر اساس معیارهای کمی و ارزیابی بصری تصاویر توسط دو متخصص نشان داده شد که فیلتر خطی بهترین عملکرد را در حذف نویز اسپکل دارد. آن‌ها همچنین در سال ۲۰۱۳ یک جعبه-ابزار نرم‌افزاری برای حذف اسپکل تصاویر فراصوتی فراهم کردند

تصاویر فراصوتی همراه با واحدهای پردازش گرافیکی، حاصل شده است به طوری که ابزار قدرتمندی را برای ارزیابی شریان‌ها و مؤلفه‌های رفتار بیومکانیکی سیستم قلبی-عروقی و درک چگونگی اثر نیروهای مکانیکی در ایجاد بیماری‌های شریانی فراهم کرده است [۳].

در مفهوم فراصوت پزشکی، بافت^۱ تصویر حوزه مهمی از بررسی تصاویر فراصوتی مد B است که به ریزساختارهای بافت منسوب می‌شود. تصاویر فراصوتی بالینی، ساختاری دانه‌دانه‌ای دارند که با اصطلاحات بافت یا اسپکل توصیف می‌شوند [۴]. براساس نتایج مطالعات، آنالیز رایانه‌ای جزئیات (بافت) تصاویر فراصوتی قابلیت تعیین پلاک‌های کاروتید مرتبط با علائم نورولوژیکی را دارد [۵]. اما وجود اسپکل در تصاویر فراصوتی، وابسته بودن پراکنندگی به عقب به جهت باریکه، و اثر تضعیف‌کننده‌ی بافت‌های میانی موجب شده است که سونوگرافی به یکی از دشوارترین مدالیته‌ها برای تحلیل خودکار تبدیل شود. از این‌رو اسپکل در بیشتر موارد منبع اصلی نویز در تصویربرداری فراصوتی در نظر گرفته می‌شود که باید فیلتر شود بدون اینکه بر مشخصه‌های اصلی و مهم تصویر اثر گذاشته شود. اسپکل نوعی نویز موضعی است که کیفیت تصاویر فراصوتی را خراب کرده و تفسیر بالینی را با مشکل مواجه می‌کند. معمولاً الگوی اسپکل به‌صورت لکه‌های تاریک و روشن در تصویر مشاهده می‌شود. این لکه‌ها تصویر فراصوتی را می‌سازند و از تداخل ویرانگر امواج فراصوتی پراکنده شده از نواحی مختلف ناشی می‌شود. در واقع بافت جاذب فراصوت حاوی پراکننده‌هایی است که امواج فراصوتی را پراکنده می‌کنند. این پراکننده‌ها از ناهمگنی‌ها و ساختارهایی ناشی می‌شود که اندازه‌ی آن‌ها کوچک‌تر یا برابر با طول موج فراصوت است و/یا تفاوت‌های میکروسکوپی در امپدانس صوتی آن‌ها وجود دارد. بنابراین ذرات بافت که اندازه‌ی کوچکی در مقایسه با طول موج دارند، و ذرات با امپدانس متفاوت که بسیار نزدیک به هم قرار دارند، موجب پراکنندگی و تولید اسپکل در تصویر می‌شوند [۶].

ابتدا اندازه‌گیری چگالی پژواک پلاک به کمک رایانه برای تصاویر فراصوتی مد B دیجیتالی شده از پلاک توسط یک اسکندر داپلکس با تنظیمات ثابت بهره و کنترل زمان حاصل شد. به دلیل این که توزیع فرکانسی مقادیر خاکستری پیکسل‌های درون پلاک نامتقارن بود، پیشنهاد شد که میانه‌ی مقادیر خاکستری^۲ (GSM) به جای میانگین به عنوان مقیاس چگالی پژواک به کار رود [۷]. با معرفی روش بهنجارسازی تصاویر فراصوتی در اواخر دهه‌ی ۱۹۹۰ بر مشکل وابستگی نتایج معاینات سونوگرافی به کاربر غلبه شد [۸]. طی مدت زمان اندکی آشکار شد که برای مقایسه‌ی تصاویر فراصوتی که با تنظیمات سیستم مختلف، با اسکنرهای مختلف، به دست اپراتورهای مختلف و با به کارگیری وسایل جانبی مختلف مانند ویدئو یا دیسک مغناطیسی-اپتیکی حاصل می‌شوند،

³ Pixel distribution analysis; PDA

⁴ Adventitia

⁵ Intraplaque hemorrhage; IPH

⁶ Local statistics

¹ Texture

² Gray scale median; GSM

۲- مواد و روش ها

۲-۱ تصویربرداری فراصوتی

در مطالعه‌ی حاضر تصویربرداری از نمای طولی شریان کاروتید مشترک راست ۳ داوطلب مرد سالم (۲۴، ۳۱ و ۴۲ ساله، فاقد سابقه‌ی ابتلا به بیماری‌های قلبی-عروقی، پرفشاری مزمن خون، قند خون بالا، بالا بودن کلسترول خون، و استعمال دخانیات) و یک داوطلب مرد ۶۵ ساله دارای تنگی بیش از ۵۰ درصد در شریان کاروتید (در محل دوشاخگی و ابتدای کاروتید داخلی) با فرمت AVI (آهنگ فریم ۶۷-۸۴ هرتز) در طول سه سیکل قلبی انجام شد. تصویربرداری در بخش سونوگرافی بیمارستان امام خمینی (تهران، ایران) با استفاده از یک دستگاه Sonoscape SSI 6000 (مایلستون، شزن، چین) مجهز به الکتروکاردیوگرام و پروب آرایه خطی با محدوده فرکانسی ۱۶-۶ مگاهرتز انجام شد. ثبت‌های انجام شده به رایانه شخصی منتقل و به تصاویر متوالی (با فرمت بیت‌مپ و ابعاد 702×525 پیکسل مربع) تبدیل شد.

۲-۲ پردازش تصاویر

در مطالعه‌ی حاضر، برای بهنجار کردن تصاویر متوالی فراصوتی از روش مقیاس‌بندی مجدد سطوح خاکستری استفاده شد [۸]. برای این منظور برنامه‌ای در محیط متلب نوشته شد که در آن، کاربر ابتدا یک ناحیه‌ی کوچک (برای مثال 10×10 پیکسل مربع) را در محدوده‌ی حفزه‌ی داخلی شریان در تصویر اول از مجموعه تصاویر متوالی هر نمونه انتخاب کرده (شکل ۱ الف) و GSM ناحیه‌ی مذکور مشخص می‌شود. با تکرار این فرایند به تعداد دفعات دلخواه، میانگین مقادیر مربوط به GSM خون در تصویر نویزدار اولیه محاسبه می‌شود. همچنین با انجام همین فرایند و انتخاب چند ناحیه‌ی کوچک روی ناحیه‌ی ادونتیشیای دیواره‌ی شریان کاروتید (شکل ۱ ب)، میانگین GSM ادونتیشیا نیز در تصویر اول از مجموعه تصاویر فراصوتی متوالی هر نمونه مشخص می‌شود. سپس سطوح خاکستری فریم به فریم مجموعه تصاویر هر نمونه به طور خطی مقیاس‌بندی مجدد می‌شود (براساس مقادیر GSM خون و ادونتیشیای به دست آمده از تصویر نویزدار از شریان کاروتید او) به طوری که با حفظ محدوده‌ی مقادیر خاکستری تصویر بین ۰ و ۲۵۵، میانگین‌های GSM حاصل شده برای خون و ادونتیشیا به ترتیب صفر و ۱۹۰ شود. به این ترتیب اثر تنظیمات مختلف بهره، اثر مهارت کاربر بر کیفیت تصویر، و تفاوت تجهیزات مختلف کاهش می‌یابد و امکان مقایسه‌ی تصاویر فراصوتی بافت‌های مختلف فراهم می‌شود. بلوک دیاگرام روش بهنجارسازی توضیح داده شده در بالا در شکل ۲ ارائه شده است. برای حذف نویز اسپکل موجود در تصاویر ثبت‌شده از فیلتر خطی استفاده شد. به طور کلی طی فرایند متراکم‌سازی لگاریتمی (که پس از عملیات جریان بهره‌نمایی و دمولاسیون و با هدف کاهش محدوده دینامیکی سیگنال‌های پردازش شده و تطبیق آن‌ها با محدوده دینامیکی (تعداد بیت-های) ماژول دیجیتال کردن در مبدل اسکن و ابزار نمایش انجام می‌شود)، سیگنال خروجی دستگاه تصویربرداری فراصوتی به حاصل جمع سیگنال بدون نویز و سیگنال نویز، تبدیل می‌شود:

[۱۲]. به طوری که چهار روش مختلف حذف اسپکل شامل فیلتر خطی، فیلتر میانه هیبرید، فیلتر غیرخطی و فیلتر پخش ناهمسانگرد کاهش اسپکل بودند. این گروه با به کارگیری ۴ فیلتر یاد شده بر تصاویر فراصوتی و بررسی اثر فیلترها توسط ۶۵ معیار جزئیات و ۱۱ معیار کیفیت ویدئو نشان دادند که فیلترهای خطی و میانه هیبرید فریم‌های ویدئویی را هموار کردند بدون این‌که جزئیات ظریف را تخریب کنند و بهترین کارایی را بر مجموعه تصاویر مورد ارزیابی داشتند. هم‌چنین نتایج معیارهای کیفیت ویدئو نشان داد که فیلتر خطی بهتر عمل می‌کند به ویژه هنگامی که بر کل فریم اعمال شود. در مطالعه یاد شده، تعداد تکرار فیلتر را کاربر تعیین می‌کرد (۱ تا ۲۰) و هیچ معیار منحصربفردی برای سنجش و تعیین تعداد بهینه برای تکرار فیلتر ارائه نشده بود.

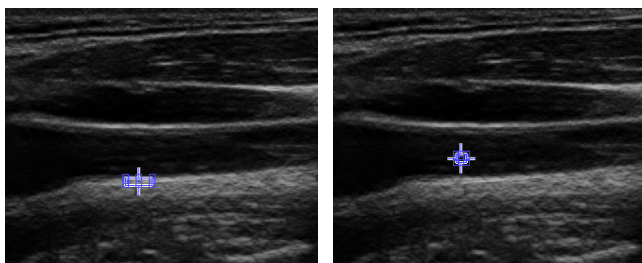
برای ارزیابی اثر فیلترهای حذف نویز روی تصاویر نویزدار، لازم است که از تصاویر مرجع (بدون نویز یا با سطح نویز کم) برای مقایسه خروجی فیلتر کردن و بهبود کیفیت تصویر استفاده شود. معمولاً هم تصاویر نویزدار و هم تصاویر مرجع باید با یک اسکنر در شرایط یکسان حاصل شوند. این کار بسیار سخت است که به دلیل وابستگی زیاد ارزیابی‌های فراصوتی به کاربر و تغییرات تصادفی پدیده‌های پراکندگی و اسپکل در هر ثبت است. در این شرایط نمی‌توان از معیارهای مرسوم برای نشان دادن کیفیت حاصل شده از فیلتر کردن اسپکل، استفاده کرد. به همین دلیل مفید است که از تصاویر سنتزی حاصل شده (برای مثال با استفاده از فانتوم‌های آناتومیک یا با شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای) برای مقایسه استفاده شود. از این‌رو در برخی مطالعات از نرم‌افزار فیلد II برای شبیه‌سازی یک تصویر B مد فراصوتی استفاده می‌شود [۱۳]. اما نویز شبیه‌سازی شده معمولاً با نویز موجود در تصاویر فراصوتی بالینی مطابقت ندارد. به همین دلیل در مطالعات مربوط به حذف اسپکل تنوعی از معیارهای جزئیات تصویر استفاده شده است (تا ۶۵ معیار مختلف) تا اثر روش‌های مختلف فیلترهای حذف اسپکل ارزیابی شود که دلیل آن نبود یک روش یکتا و ایده‌آل برای ارزیابی نسبی انواع فیلترها است [۱۴].

اگرچه بهنجار کردن تصاویر فراصوتی و حذف نویز اسپکل یکی از اقدامات اولیه برای بهبود امکان تحلیل خودکار تصاویر فراصوتی به شمار می‌رود. با وجود این تاکنون مطالعه‌ای بر روی بهینه تعداد تکرار فیلتر حذف اسپکل انجام نشده است. در مطالعه‌ی حاضر اثر بهنجار کردن سطح مقیاس خاکستری و به کارگیری فیلتر خطی کاهش نویز اسپکل (به‌عنوان کاراترین فیلتر تصاویر فراصوتی) در ۱۰ تکرار در تصاویر فراصوتی متوالی از شریان کاروتید مشترک بررسی شده است. ارزیابی‌ها براساس معیارهای آماری مختلف انجام شده است تا براساس آن‌ها بتوان تعداد دفعات مناسب تکرار فیلتر حذف نویز را پیش از انجام روش‌های پیچیده‌ی پردازش تصویر انتخاب کرد.

در رابطه (۲)، ضریب k_{ij} تابعی از آماره‌های موضعی در پنجره‌ی متحرک است. در مطالعه حاضر k_{ij} از رابطه‌ی زیر محاسبه شد [۱۷]:

$$k_{ij} = \frac{\sigma^2}{\bar{g}^2 \sigma_n^2 + \sigma^2} \quad (۳)$$

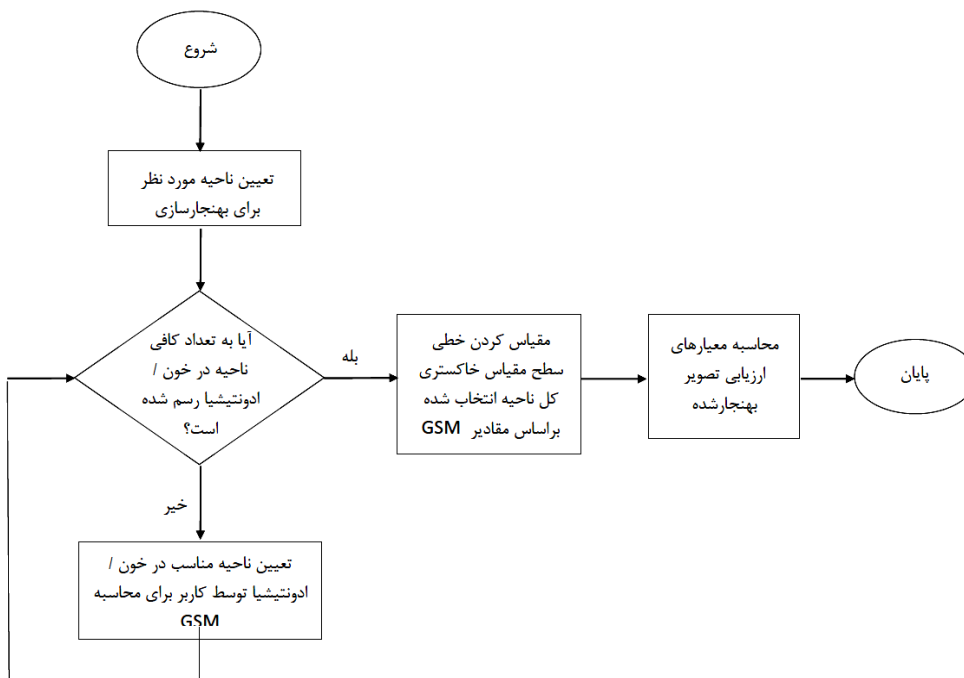
که σ^2 و σ_n^2 به ترتیب واریانس در پنجره‌ی متحرک و مربع اندیس اسپیکل (واریانس نویز) در کل تصویر است. اگر k_{ij} برابر ۱ باشد (در نواحی لبه‌ها)، پیکسل بدون تغییر می‌ماند درحالی که مقدار صفر (در نواحی یکنواخت) پیکسل واقعی را با میانگین موضعی روی یک ناحیه دلخواه کوچک (یعنی پنجره متحرک) جایگزین می‌کند. شایان ذکر است که در تصاویر فراصوتی متراکم‌شده‌ی لگاریتمی، اندیس اسپیکل از رابطه‌ی $C = \frac{\sigma^2}{\mu}$ محاسبه می‌شود که μ میانگین سطح خاکستری در کل ناحیه‌ی انتخابی است [۱۸].



(ب)

(الف)

شکل ۱. (الف) انتخاب یک ناحیه‌ی کوچک در محدوده‌ی حفره‌ی داخلی شریان کاروتید سالم در تصویر اول از مجموعه تصاویر متوالی فراصوتی، (ب) انتخاب یک ناحیه‌ی کوچک روی ناحیه‌ی ادونتیشیای دیواره‌ی شریان.



شکل ۲. بلوک دیاگرام روش بهنجارسازی تصاویر متوالی فراصوتی براساس مقادیر مقیاس خاکستری خون و ادونتیشیا

$$g_{ij} - f_{ij} + n_{ij} \quad (۱)$$

که i و j اندیس‌های موقعیت فضایی (مختصات) پیکسل هستند و g_{ij} لگاریتم شدت پیکسل نویزدار مشاهده شده روی تصویر فراصوتی، f_{ij} لگاریتم سیگنال پیکسل بدون نویز و n_{ij} مؤلفه‌ی نویز پس از متراکم‌سازی لگاریتمی است. حذف اسپیکل، بر تخمین زدن شدت واقعی f_{ij} به صورت تابعی از شدت پیکسل نویزدار g_{ij} و برخی آماره‌های موضعی محاسبه شده از همسایگی این پیکسل درون یک پنجره کوچک متکی است. فیلترهایی که آماره‌های مرتبه‌ی اول (از قبیل واریانس و میانگین همسایگی) را به کار می‌برند، با معادله‌ی (۲) توصیف می‌شوند [۱۵]:

$$f_{ij} = \bar{g} + k_{ij}(g_{ij} - \bar{g}) \quad (۲)$$

که \bar{g} مقدار میانگین موضعی یک ناحیه‌ی احاطه‌کننده و در برگیرنده‌ی پیکسل g_{ij} است و k_{ij} ضریب وزن با $k \in [0, 1]$ است.

شایان ذکر است که آماره‌های مرتبه اول خواص (میانگین و واریانس) یک پیکسل منفرد را تخمین می‌زند و برهمکنش فضایی میان پیکسل‌های تصویر را در نظر نمی‌گیرند درحالی که آماره‌های مرتبه دوم و بالاتر، خواص دو یا چند پیکسل واقع در موقعیت‌های خاص نسبت به یکدیگر (خواص همبستگی نویز) را تقریب می‌زند که طیف توان نویز بافت در حوزه فرکانس فضایی از جمله این آماره‌ها است. بنابراین سنجش‌های مرتبه اول آماره‌هایی هستند که از مقادیر تصویر اصلی محاسبه می‌شوند و ارتباط‌های همسایگی پیکسل را در نظر نمی‌گیرند [۱۶].

معیارهای مشخصه‌های تصویر در ناحیه‌ی مورد نظر از هر فریم نویزدار، بهنجار شده، و بهنجار شده‌ی فیلتر شده (در هر تکرار) محاسبه و میانگین معیارها (\pm انحراف معیار) در همه تصاویر متوالی مورد ارزیابی محاسبه می‌شود. شایان ذکر است که در این مطالعه نسبت سیگنال به نویز از رابطه زیر محاسبه شد [۱۹]:

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\mu_R^2}{\sigma_R^2} \right) \quad (۴)$$

که μ_R و σ_R میانگین و انحراف معیار سطح خاکستری در ROI است.

همچنین کنتراست نسبی، اندیس نویز اسپکل، نسبت کنتراست به نویز اسپکل و تشابه ساختاری به ترتیب با معادلات ۵-۸ محاسبه شدند [۱۲ و ۲۰].

$$SNR = \frac{\mu_{oR} - \mu_{fR}}{\sigma_{fR}} \quad (۵)$$

$$SNI = \sqrt{\frac{\sigma_{oR}^2 + \sigma_{fR}^2}{\mu_{oR}}} \quad (۶)$$

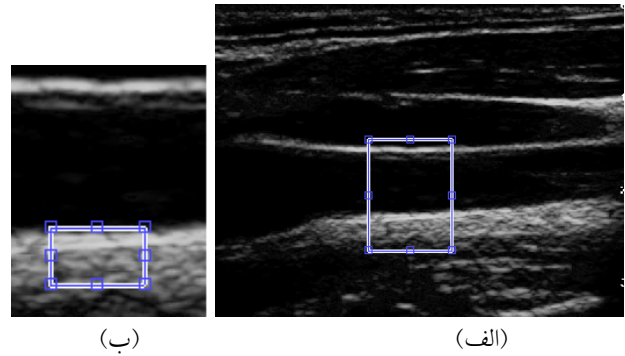
$$CSR = \frac{\mu_{oR} - \mu_{fR}}{\sqrt{\mu_{oR}(\sigma_{oR}^2 + \sigma_{fR}^2)}} \quad (۷)$$

$$SSIM = \frac{(2\mu_{oR}\mu_{fR} + C_1)(\sigma_{oR} + \sigma_{fR} + C_2)}{(\mu_{oR}^2 + \mu_{fR}^2 + C_1)(\sigma_{oR}^2 + \sigma_{fR}^2 + C_2)} \quad (۸)$$

در معادلات فوق μ و σ به ترتیب میانگین و انحراف معیار سطح خاکستری است و اندیس‌های oR و fR بیانگر کمیت محاسبه شده در ROI به ترتیب در تصویر اصلی نویزدار و تصویر فیلتر شده است. σ_{oR} کواریانس میان تصاویر مورد مقایسه است. همچنین ثابت‌های C_1 و C_2 اعداد مثبت $\gg 1$ هستند که برای تصاویر مقیاس خاکستری به ترتیب برابر 0.01 و 0.03 در نظر گرفته می‌شوند [۲۰]. بلوک دیاگرام اعمال متوالی فیلتر خطی بر مجموعه تصاویر فراصوتی در شکل ۴ ارائه شده است.

۲-۴ تجزیه و تحلیل آماری

در تحقیق حاضر معیارهای کیفیت تصویر به دست آمده مورد تجزیه و تحلیل توصیفی قرار گرفت و نتایج به صورت میانگین \pm انحراف معیار برای مجموعه تصاویر هر نمونه ترسیم شد. بررسی نرمال بودن توزیع معیارهای کیفیت تصویر با استفاده از آزمون کولموگراف اسمیرنوف (KS) یک نمونه‌ای انجام شد. با توجه به غیرنرمال بودن توزیع پارامترهای مورد سنجش، برای بررسی معنی‌داری تفاوت معیارهای کیفیت تصویر در تصاویر بهنجار شده و بهنجار شده‌ی فیلتر شده با دفعات تکرار مختلف، آزمون ناپارامتری Friedman با سطح اطمینان ۹۵ درصد (عدد P کم‌تر از 0.05) انجام شد. این آزمون برای همه‌ی تصاویر اصلی، بهنجار شده و بهنجار شده‌ی فیلتر شده انجام شد. بررسی‌های تکمیلی برای مقایسه‌های چندگانه با استفاده از آزمون



شکل ۳ (الف) انتخاب ناحیه‌ی مورد نظر از تصویر برای اعمال فیلتر اسپکل بر آن. (ب) انتخاب ROI توسط کاربر به عنوان ناحیه‌ی مورد نظر برای ارزیابی آماری روی دیواره شریان کاروتید سالم.

اعمال فیلتر خطی بر مجموعه تصاویر فراصوتی نیز در محیط متلب انجام شد. بدین ترتیب که پس از خواندن هر تصویر و بهنجار کردن آن طبق روش بیان شده در بالا، کاربر ناحیه‌ی مورد نظر از تصویر را که می‌خواهد اسپکل آن را فیلتر کند، انتخاب می‌کند (شکل ۳-الف). میانگین و واریانس سطح خاکستری (مقیاس شده بین ۰ و ۱) در کل ناحیه‌ی انتخابی محاسبه می‌شود و با استفاده از آن‌ها σ_{fR}^2 حاصل می‌شود. با شروع از گوشه‌ی سمت چپ بالا از ناحیه‌ی انتخابی، ضریب وزن f_{ij} با استفاده از معادله (۳) برای یک پنجره‌ی متحرک 5×5 (که مورد استفاده‌ترین اندازه پنجره در دیگر مطالعات است) محاسبه شده و سپس مقدار حاصل از معادله ۲ جایگزین پیکسل مرکزی پنجره‌ی متحرک می‌شود. با حرکت پنجره‌ی متحرک در سراسر ناحیه‌ی انتخابی، کل ناحیه فیلتر می‌شود. این فرایند به تعداد دفعات تکرار انتخاب شده از سوی کاربر انجام می‌شود. در این مطالعه عملیات فیلتر کردن 10 مرتبه و روی همه تصاویر فراصوتی متوالی از نمونه‌ها انجام شد. شایان ذکر است که استفاده از پنجره‌های با اندازه‌ی مختلف اثر زیادی بر کیفیت تصاویر پردازش شده دارد. به همین دلیل پس از ارزیابی اولیه با پنجره 5×5 ، با به کارگیری پنجره‌هایی با ابعاد 3×3 ، 5×5 و 7×7 اثر اندازه پنجره بر تعداد بهینه‌ی تکرار فیلتر حذف اسپکل مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

۲-۳ مقایسه کمی تصاویر پردازش شده

مقایسه کیفیت تصاویر نویزدار، بهنجار شده، و تصاویر بهنجار شده‌ی فیلتر شده با استفاده از معیارهای میانگین، واریانس، نسبت سیگنال به نویز^۱ (SNR)، کنتراست نسبی^۲، اندیس نویز اسپکل (SNI)^۳، نسبت کنتراست به نویز اسپکل^۴ (CSR) و تشابه ساختاری^۵ (SSIM) بررسی شد. بدین ترتیب که کاربر ناحیه‌ی که می‌خواهد مورد ارزیابی کمی قرار گیرد (ROI)، روی فریم اول از ناحیه‌ی فیلتر شده، مشخص می‌کند (شکل ۳-ب). سپس مقادیر

¹ Signal to noise ratio; SNR

² Speckle to noise ratio, SNR

³ Speckle noise index

⁴ Contrast to speckle ratio; CSR

⁵ Structural similarity; SSIM

ناپارامتری Wicoxon rank-sum (که اختلاف میان مجموع رتبه-های دو نمونه وابسته را محاسبه می‌کند) انجام گردید [۲۱].

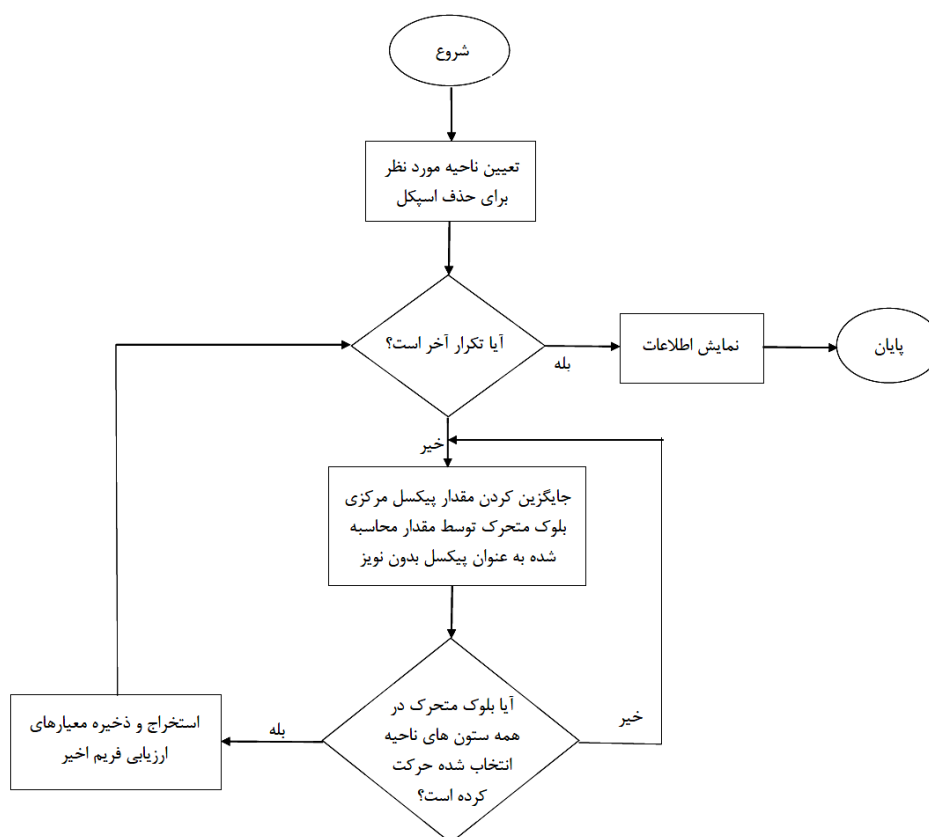
حذف مرزهای موجود در تصویر موجب حذف نویز اسپیکل می‌شود.

با انتخاب ROI مورد نظر کاربر روی ناحیه‌ی فیلتر شده (شکل ۳-ب)، معیارهای مختلف توصیف‌کننده‌ی ویژگی‌های تصویر برای مجموعه تصاویر ثبت شده از شریان کاروتید نمونه‌های سالم و دارای تنگی آترواسکلروز در ۱۰ بار تکرار اعمال فیلتر با ابعاد ۵×۵ محاسبه و از نتایج حاصل شده برای هر نمونه میانگین‌گیری شد. مقدار حاصل شده برای کمیت‌های میانگین، واریانس و SNR برای مجموعه تصاویر نویزدار اولیه در جدول ۱ ارائه شده است. با توجه به اینکه کمیت‌های کنتراست نسبی، SNI، CSR و SSIM نسبی هستند و نسبت به تصاویر نویزدار اولیه سنجیده و محاسبه می‌شوند، مقدار این کمیت‌ها برای تصاویر نویزدار اولیه قابل تعریف نیست و فقط برای تصاویر بهنجار شده و بهنجار شده-ی فیلتر شده ارائه می‌شود.

۳- نتایج

در مطالعه‌ی حاضر ۷۵۰ تصویر متوالی فراصوتی از شریان کاروتید مشترک سه داوطلب مرد سالم و ۲۵۰ تصویر متوالی از شریان کاروتید دارای تنگی یک داوطلب مرد ۶۵ ساله ثبت و اثر بهنجار کردن و فیلتر خطی حذف اسپیکل بر تصاویر متوالی مورد ارزیابی قرار گرفت. شکل ۵ یک تصویر فراصوتی از شریان کاروتید را (الف) قبل و (ب) بعد از بهنجار کردن مقیاس خاکستری نشان می‌دهد.

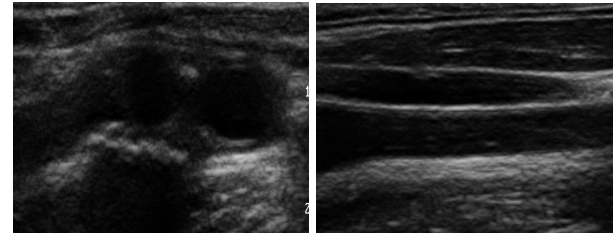
همان‌طور که مشاهده می‌شود، بهنجار کردن موجب حذف قابل ملاحظه‌ی اسپیکل‌های درون حفره‌ی شریان و تقویت شدت نواحی دیواره می‌شود. در شکل‌های ۶ و ۷ به ترتیب تصویری از ناحیه‌ی انتخاب شده روی شریان کاروتید سالم و دارای تنگی آترواسکلروز (الف) قبل از فیلتر کردن و بعد از اعمال ۱۰ مرحله فیلتر خطی با ابعاد ۵×۵ (به ترتیب از ب تا د) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، فیلتر کردن به واسطه‌ی هموار کردن تصویر و



شکل ۴. بلوک دیاگرام روش اعمال ۱۰ بار فیلتر خطی بر تصاویر متوالی فراصوتی

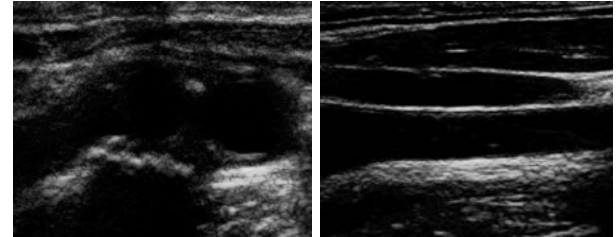
جدول ۱. مقادیر میانگین \pm انحراف معیار میانگین شدت، واریانس و SNR در مجموعه تصاویر فراصوتی متوالی نویزدار اولیه.

SNR	واریانس	میانگین	
$23/384 \pm 1/015$	$0/017 \pm 0/002$	$0/422 \pm 0/030$	نمونه ۱
$18/296 \pm 0/856$	$0/027 \pm 0/005$	$0/406 \pm 0/033$	نمونه ۲
$13/747 \pm 0/893$	$0/028 \pm 0/002$	$0/332 \pm 0/007$	نمونه ۳
$13/335 \pm 0/586$	$0/015 \pm 0/001$	$0/236 \pm 0/006$	نمونه ۴ (دارای پلاک)



(ب)

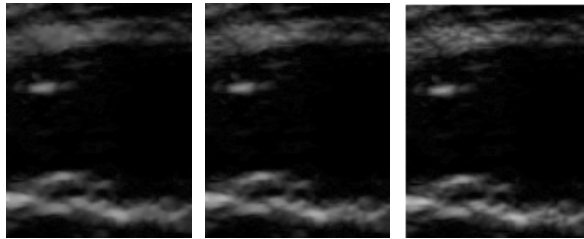
(الف)



(د)

(ج)

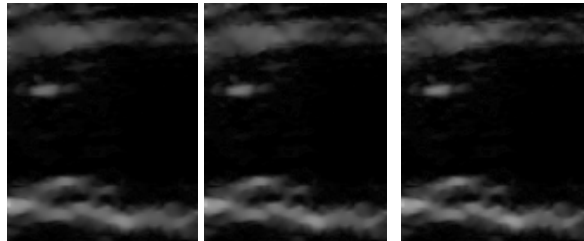
شکل ۵. یک تصویر فراصوتی از شریان کاروتید سالم و دارای تنگی به ترتیب قبل (الف و ب) و بعد (ج و د) از بهنجار کردن مقیاس خاکستری.



(پ)

(ب)

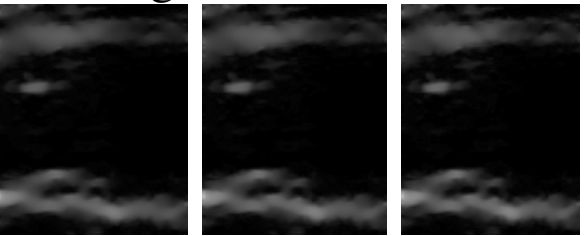
(الف)



(ج)

(ث)

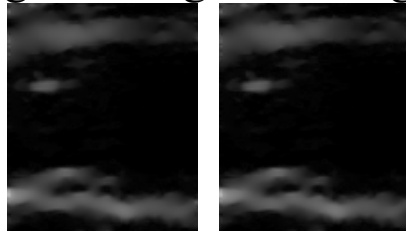
(ت)



(خ)

(ح)

(چ)

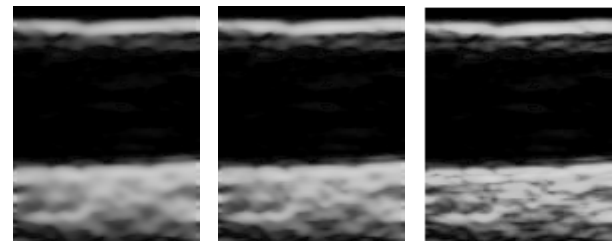


(د)

(ذ)

شکل ۷. تصویری از ناحیه‌ی انتخاب شده در شکل (۴-ب) قبل از فیلتر کردن (الف) و بعد از اعمال ۱۰ مرحله فیلتر خطی با اندازه 5×5 (به ترتیب از ب تا ذ)

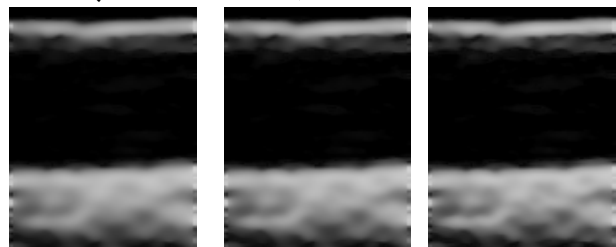
با توجه به معادله ۴، کوچک بودن SNR در دو مورد از نمونه‌های مورد بررسی (جدول ۱) به معنای کوچک بودن میانگین یا بزرگ بودن واریانس سطح خاکستری درون ناحیه مورد ارزیابی است. این تفاوت‌ها عمدتاً به دلیل تفاوت در ریزساختار دیواره شریان افراد مختلف است. براساس نتایج مطالعات، با افزایش سن از



(پ)

(ب)

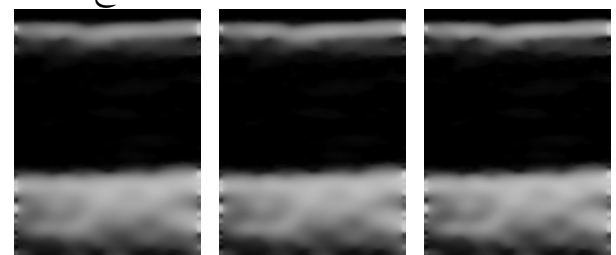
(الف)



(ج)

(ث)

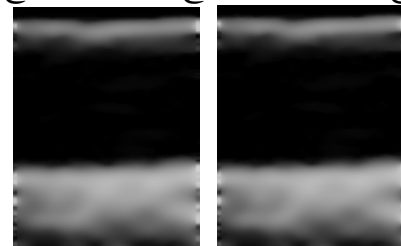
(ت)



(خ)

(ح)

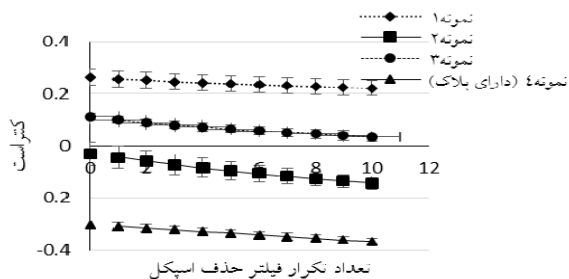
(چ)



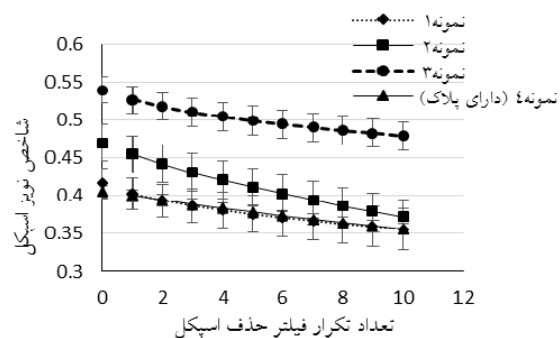
(د)

(ذ)

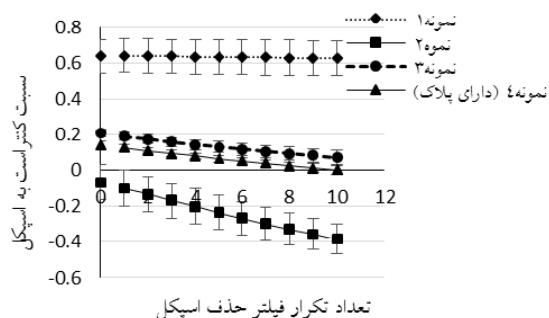
شکل ۶. تصویری از ناحیه‌ی انتخاب شده در شکل (۲-الف) قبل از فیلتر کردن (الف) و بعد از اعمال ۱۰ مرحله فیلتر خطی با اندازه 5×5 (به ترتیب از ب تا ذ)



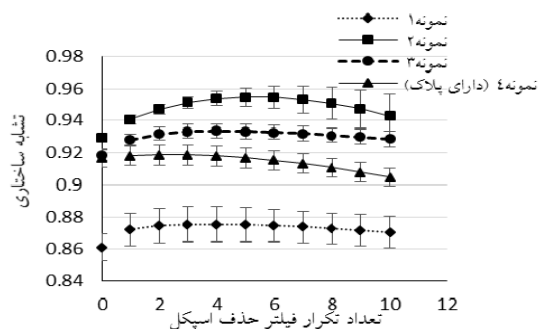
(ت)



(ث)



(ج)



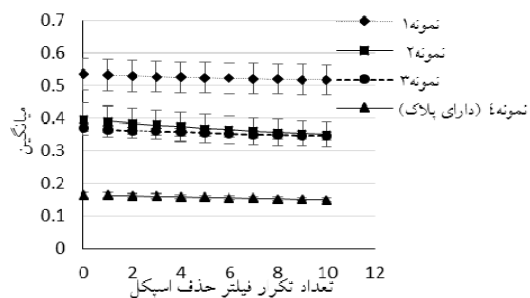
(د)

شکل ۸. میانگین \pm انحراف معیار شاخص‌های کیفیت تصویر بر حسب تعداد دفعات فیلتر کردن با اندازه 5×5 برای 750 تصویر متوالی از شریان کاروتید سه نمونه سالم و 250 تصویر از شریان کاروتید دارای تنگی آترواسکلروز. مقادیر مربوط به بهنجار کردن تنها بدون اتصال به دیگر مقادیر و به ازای تکرار = 0 نشان داده شده است.

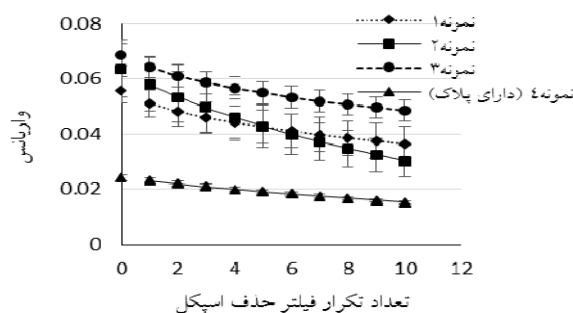
همان‌طور که در شکل ۸ مشاهده می‌شود و با در نظر گرفتن جدول ۱، بهنجار کردن تصویر به تنهایی موجب افزایش واریانس و کاهش نسبت سیگنال به نویز تصویر می‌شود اما در صورتی که با فیلتر حذف نویز همراه شود، می‌تواند واریانس سطوح خاکستری تصویر را (در مقایسه با تصاویر بهنجارشده) کاهش داده و نسبت

دهه دوم زندگی و نیز با بروز بیماری آترواسکلروز میزان تجمع لیپوپروتئین‌های کم‌چگال^۱ (LDL) درون اینتیمای دیواره شریان افزایش می‌یابد و طی فرایندهایی منجر به تشکیل سلول‌های فوم غنی از چربی می‌شود که توسط چند سلول عضله صاف عروقی به صورت لایه‌ای می‌شوند [۲۲]. این فرایند اگرچه تنگی قابل ملاحظه‌ای را ایجاد نمی‌کند اما موجب تغییر چگالی بازتابنده‌های موجود در دیواره شریان می‌شود که به دلیل کمتر بودن قدرت بازتابندگی سلول‌های چربی در مقایسه با اجزای اصلی دیواره شریان (الاستین، کولژن و عضله صاف عروقی) موجب کاهش شدت خاکستری و افزایش ناهمگنی (واریانس) آن می‌شود.

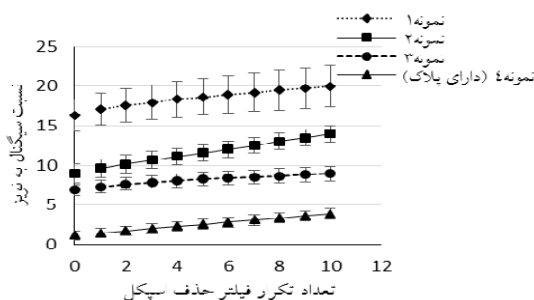
برای تسهیل بررسی اثر تعداد دفعات اعمال فیلتر حذف اسپکل بر کیفیت تصاویر متوالی، میانگین مقادیر معیارهای کیفیت تصویر بر حسب تعداد دفعات فیلتر کردن تصاویر متوالی برای مجموعه تصاویر مورد ارزیابی در شکل ۸ ترسیم شده است (برای سهولت در ارزیابی روند تغییرات، مقادیر گسسته با خط/نقطه چین به هم متصل شده‌اند). در این شکل مقادیر مربوط به بهنجار کردن تنها، به ازای تکرار = 0 (محور عمودی) ارائه شده است و اندازه پنجره فیلتر 5×5 است.



(الف)



(ب)



(پ)

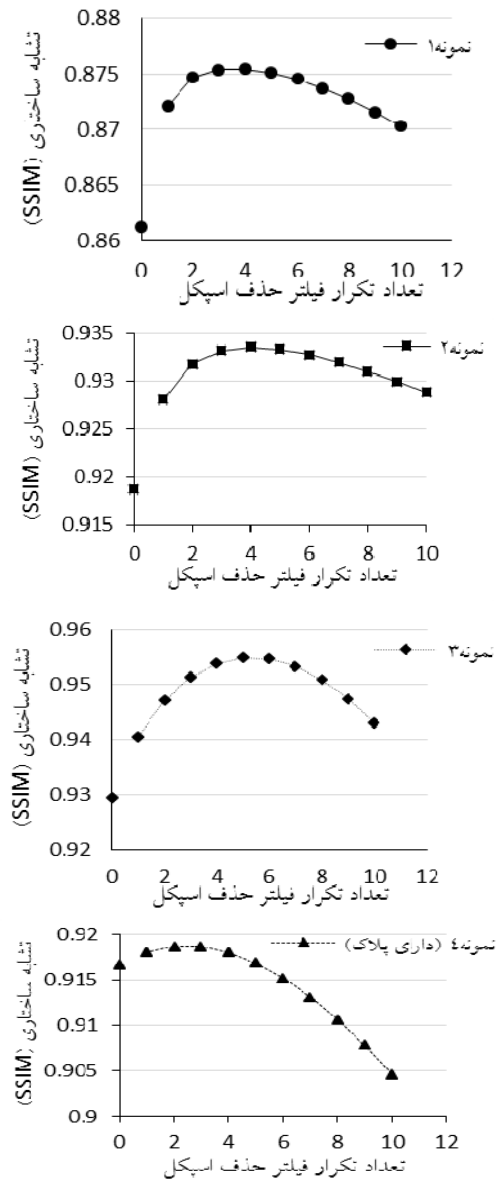
¹ Low density lipoprotein; LDL

خود تابعی از چگالی و نوع پراکنده‌های موجود در ساختار مورد تصویربرداری است، بنابراین تفاوت در ریزساختار دیواره شریان نمونه‌ها موجب متفاوت بودن SSIM در نمونه‌های مختلف می‌شود. به همین ترتیب با اعمال دفعات مختلف فیلتر خطی بر تصاویر افراد مختلف، میزان تغییرات SSIM برای هر نمونه متفاوت با نمونه دیگر است و در نتیجه بهینه تعداد تکرار فیلتر نیز برای نمونه‌ها یکسان نخواهد بود.

همچنین براساس نتایج آنالیز آماری Friedman، همه معیارهای کیفیت تصویر حاصل شده از تصاویر بهنجار شده و بهنجار شده‌ی فیلتر شده تمایز معنی‌داری با یکدیگر دارند (در همه‌ی نمونه‌ها) و نتایج آزمون آماری Wilcoxon نیز حاکی از آن بود که نتایج حاصل از هر تکرار تمایز معنی‌داری با نتایج تکرار قبل و بعد دارد. اما میان نتایج تکرار قبل از پیک SSIM و نتایج تکرار بعد از پیک SSIM (برای مثال نتایج تکرارهای ۳ و ۵ در شکل ۹ ب) تمایز معنی‌داری وجود ندارد.

برای بررسی اثر اندازه فیلتر حذف اسپکل بر بهینه تعداد تکرار فیلتر، عملیات فیلتر کردن با پنجره‌های 3×3 ، 5×5 و 7×7 انجام و نتایج آن تحلیل شد. نتایج حاصل شده بیانگر آن بود که روند تغییر معیارهای میانگین، واریانس، SNR، کنتراست، SNI، و CSI برای فیلترهای با اندازه مختلف همانند نتایج ارائه شده در شکل ۸ است اما روند تغییر SSIM با افزایش تکرار فیلتر برای اندازه‌های 3×3 و 7×7 متفاوت با نتایج قبلی به دست آمده برای پنجره 5×5 است. تغییر SSIM با افزایش تکرار فیلتر به ازای فیلترهای با اندازه 3×3 ، 5×5 و 7×7 در شکل ۱۰ نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود هرچه اندازه فیلتر کوچک‌تر باشد، دستیابی به بیشینه تشابه ساختاری مستلزم دفعات بیشتر اجرای فیلتر خطی است. به طوری که به ازای فیلتر 3×3 ، در هر سه نمونه سالم افزایش تکرار فیلتر خطی موجب افزایش SSIM می‌شود و بر اساس نتایج آزمون آماری Wilcoxon نیز ۸ تا ۱۰ تکرار فیلتر برای دستیابی به بیشینه تشابه ساختاری در سه نمونه سالم مورد نیاز است. در حالی که در نمونه دارای تنگی چهار تکرار اجرای فیلتر موجب دستیابی به بیشینه تشابه ساختاری می‌شود. از سوی دیگر تعداد تکرار لازم برای دستیابی به بیشینه SSIM به ازای فیلتر با اندازه 7×7 کمتر از اندازه‌های 3×3 و 5×5 است و حداکثر به سه تکرار اجرای فیلتر خطی نیاز است و با افزایش تعداد تکرار، SSIM با شیب زیادی کاهش می‌یابد. بنابراین به نظر می‌رسد هر چه اندازه پنجره فیلتر بزرگتر باشد به تعداد دفعات کمتری برای اجرای فیلتر نیاز است. با این حال به ازای فیلترهای با اندازه بزرگ‌تر، در صورتی که تعداد تکرار بیشتر از تعداد بهینه شود مقدار بیشتری از جزئیات ظریف موجود در تصویر به سرعت حذف می‌شود. با وجود این به ازای فیلتر با اندازه 3×3 اگر چه افزایش تکرار فیلتر موجب افزایش یکنوا در SSIM می‌شود (حتی تا ۱۰ تکرار) اما این روند با شیب کم است (به ویژه بعد از ۸ تکرار).

سیگنال به نویز را افزایش دهد. با توجه به شکل ۸، افزایش تعداد تکرار فیلتر اثر قابل ملاحظه‌ای بر میانگین سطح خاکستری تصاویر ندارد در حالی که واریانس، کنتراست، CSR، NSI را به طور یکنوا کاهش می‌دهد و SNR را افزایش می‌دهد. با وجود این، SSIM تنها مشخصه‌ای است که رفتار یکنوا ندارد. برای نمایش بهتر این رفتار، تغییر SSIM با افزایش تعداد تکرار فیلتر برای هر نمونه در شکل ۹ نشان داده شده است.



شکل ۹. میانگین SSIM بر حسب تعداد دفعات فیلتر کردن تصاویر متوالی به تفکیک نمونه‌ی مورد بررسی. مقادیر مربوط به بهنجار کردن تنها بدون اتصال به دیگر مقادیر و به ازای تکرار = ۰ نشان داده شده است.

همان‌طور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود با افزایش تعداد تکرار فیلتر، ابتدا افزایش می‌یابد و با رسیده به یک بیشینه مجدداً کاهش می‌یابد. میانگین مقادیر SSIM به ازای تکرارهای مختلف در جدول ۲ ارائه شده است. در این جدول بیشینه مقدار SSIM به صورت پررنگ نشان داده شده است. با توجه به اینکه SSIM تابعی از میانگین و واریانس سطح خاکستری تصاویر اصلی و فیلتر شده (یا بهنجار شده) است (معادله ۸) و میانگین و واریانس نیز به نوبه

۴- بحث و نتیجه گیری

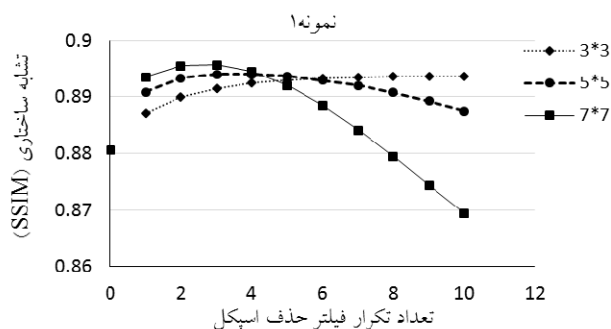
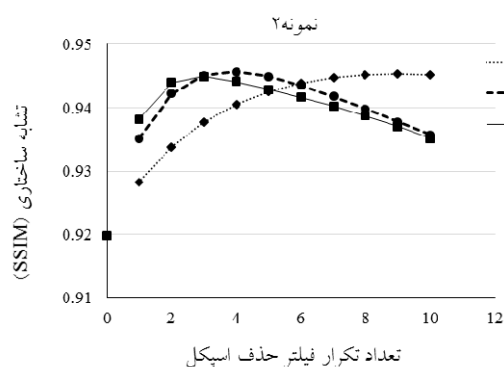
ثبت و تحلیل رایانه‌ای ویدئو و تصویر فراصوتی قابلیت ارائه‌ی لحظه‌ای پارامترهای توصیف‌کننده رفتار بیومکانیکی سیستم قلبی-عروقی (از قبیل تغییرات لحظه‌ای قطر داخلی، ضخامت دیواره شریان، سرعت لحظه‌ای جریان خون و تغییرات جزئیات بافت‌های سالم و غیرسالم) را در طول سیکل قلبی دارد. استخراج، اندازه‌گیری و تحلیل این پارامترها می‌تواند در شناسایی زود هنگام آترواسکلروز به کار رود؛ به‌ویژه تغییرات لحظه‌ای قطر داخلی و ضخامت دیواره‌ی شریان در تعیین بیماری قلبی عروقی بسیار مهم هستند [۱۰].

کاهش نویز تصاویر فراصوتی برای افزایش کیفیت بصری تصویر یا به‌عنوان یک پیش‌پردازش اولیه برای تحلیل‌های خودکار تصاویر متوالی فراصوتی ضروری است.

تفاوت‌های موجود در نمودار مربوط به نمونه دارای پلاک را می‌توان به تفاوت در ساختار دیواره و پلاک شریان نسبت داد که در این مورد وجود پلاک هایپواکو در شریان، موجب کاهش چگالی پراکنده‌ها و متعاقب آن کاهش سطح خاکستری تصویر فراصوتی دیواره شده است (شکل ۵-د). بنابراین با توجه به ماهیت فیلتر خطی که مقدار میانگین سطح خاکستری در همسایگی معین را به جای مقدار پیکسل مرکزی پنجره جای‌گذاری می‌کند و با در نظر گرفتن نواحی تاریک در دیواره و پلاک، پس از چند تکرار فیلتر دیواره نیز تقریباً تاریک خواهد شد (شکل ۷) و به همین دلیل افزایش تکرار فیلتر حتی با اندازه ۳×۳ نیز موجب افت سریع SSIM می‌شود که این موضوع در شکل ۱۰-د کاملاً مشهود است (همچنین در شکل ۹-د).

جدول ۲. مقادیر میانگین ± انحراف معیار (%) مربوط به معیار تشابه ساختاری در مجموعه تصاویر فراصوتی متوالی بهنجار شده، و بهنجار شده‌ی فیلتر شده (فیلتر با اندازه ۵×۵) نسبت به تصویر نویزدار اولیه. N تعداد تکرار اجرای فیلتر حذف اسپکل را نشان می‌دهد.

نمونه ۱	نمونه ۲	نمونه ۳	نمونه ۴ (دارای پلاک)	SSIM
۸۶/۱۳±۰/۸۳	۹۱/۸۷±۰/۳۴	۹۲/۹۵±۰/۳۰	۹۱/۶۷±۰/۶۱	بهنجار شده
۸۷/۲۱±۰/۹۹	۹۲/۸۱±۰/۳۴	۹۴/۰۶±۰/۲۷	۹۱/۸۰±۰/۶۲	N=۱
۸۷/۴۷±۱/۰۷	۹۳/۱۸±۰/۳۹	۹۴/۷۱±۰/۳۱	۹۱/۸۷±۰/۶۳	N=۲
۸۷/۵۴±۱/۱۰	۹۳/۳۲±۰/۴۳	۹۵/۱۳±۰/۳۸	۹۱/۸۶±۰/۶۳	N=۳
۸۷/۵۴±۱/۰۹	۹۳/۳۶±۰/۴۴	۹۵/۳۸±۰/۴۷	۹۱/۸۰±۰/۶۳	N=۴
۸۷/۵۱±۱/۰۵	۹۳/۳۳±۰/۴۵	۹۵/۴۸±۰/۵۸	۹۱/۶۸±۰/۶۳	N=۵
۸۷/۴۵±۱/۰۲	۹۳/۲۸±۰/۴۵	۹۵/۴۶±۰/۷۱	۹۱/۵۰±۰/۶۲	N=۶
۸۷/۳۷±۰/۹۸	۹۳/۲۰±۰/۴۵	۹۵/۳۳±۰/۸۵	۹۱/۳۱±۰/۶۱	N=۷
۸۷/۲۸±۰/۹۶	۹۳/۱۰±۰/۴۵	۹۵/۰۸±۱/۰۱	۹۱/۰۷±۰/۶۰	N=۸
۸۷/۱۶±۰/۹۶	۹۲/۹۹±۰/۴۷	۹۴/۷۴±۱/۱۸	۹۰/۷۸±۰/۵۸	N=۹
۸۷/۰۳±۰/۹۸	۹۲/۸۸±۰/۴۸	۹۴/۲۹±۱/۳۶	۹۰/۴۷±۰/۵۷	N=۱۰

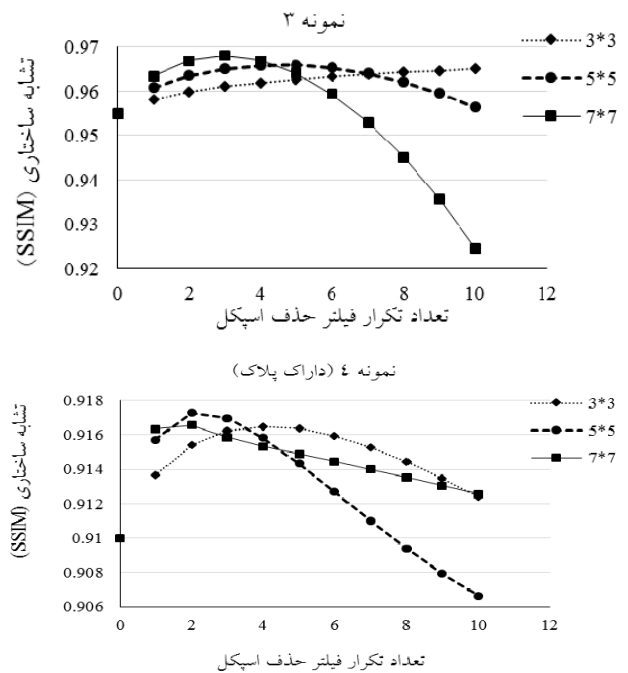


تشخیصی، نویز اسپکل موجود در تصاویر فراصوتی مد B کاهش داده شود. Rosa و همکاران به ارزیابی و مقایسه‌ی ۱۷ الگوریتم کاربردی هموار کردن نویز اسپکل مبتنی بر فیلتر کردن فضایی، فیلتر کردن بخش‌شدگی و فیلتر کردن موجک همراه با ۱۵ تخمین استانداردهای کیفی پرداختند اما در مطالعه یاد شده به اثر تعداد تکرار اجرای فیلتر اشاره‌ای نشده است [۱].

در برخی از مطالعات برای شبیه‌سازی واقعی‌تر نویز اسپکل فراصوتی از برنامه فیلد II استفاده می‌شود تا تصاویر فراصوتی مد B شبیه‌سازی شود. Finn و همکاران (۲۰۱۱) مقایسه‌ای میان ۱۵ فیلتر کاهش اسپکل و پنج معیار کیفیت تصویر اکوکاردیوگرافی را با استفاده از تصاویر شبیه‌سازی شده ارائه نمودند اما نویز مورد بررسی در مطالعه آنها با نویز اسپکل موجود در تصاویر فراصوتی سازگار نیست [۱۳].

فیلترهای تطبیقی نیز گروهی از فیلترهای حذف نویز هستند که یک پنجره‌ی فیلتر متحرک را به کار می‌برند و مشخصه‌های آماری تصویر (از قبیل میانگین و واریانس موضعی) درون ناحیه فیلتر محاسبه می‌شود. در این فیلترها فرض می‌شود که نویز اسپکل، یک نویز ضرب‌شونده است. فیلتر وینر با محاسبه واریانس تصویر، تصویر را هموار می‌کند [۲۵]. فیلتر کردن باترورث فوریه ایده‌آل، با به کارگیری تابع فیلتر و وارون تبدیل فوریه سریع بر تصویر، تصویر را تقویت می‌کند [۱۸]. روش فیلترکردن دو سوویه^۱ نیز ترکیبی از یک فیلتر فضائی و یک فیلتر محدوده^۲ است که مقدار هر پیکسل خروجی، میانگین وزن‌دار گوسی از همسایگی آن از نظر محدوده فضایی و حدود است. این ترکیب غیرخطی از مقدار پیکسل‌های همسایه، موجب عملکرد خوب این فیلتر در هموار کردن و حفظ لبه‌ها می‌شود [۲۶].

ارزیابی نسبی انواع مختلف فیلترهای پیشنهاد شده برای کاهش نویز اسپکل، با روش‌های مختلفی انجام می‌شود. روش‌های متداول برای ارزیابی عملکرد نسبی، معیارهای کمی کیفیت تصویر و بررسی کیفی است. معیارهای کیفیت تصویر، استاندارد مورد استفاده برای ارزیابی کاهش اسپکل فراصوتی هستند. در سال‌های اخیر تلاش‌های زیادی انجام شده است تا معیارهای وابسته به تصویر برای کیفیت تصویر توسعه یابد که با سنجش کیفیت شناخته شده همبستگی داشته باشد. داده‌های آزمون برای ارزیابی شامل تصاویر حاصل از فانتوم، تصاویر بالینی، و نیز فراصوت شبیه‌سازی شده است که امکان ارزیابی فیلتر کردن را نسبت به یک مرجع ایده‌آل بدون نویز فراهم می‌کند [۲۷]. با وجود این به دلیل نبود امکان ثبت تصاویر نویزدار و تصاویر مرجع باید با یک اسکنر و در شرایط کاملاً یکسان، در برخی مطالعات از نرم‌افزار فیلد II برای شبیه‌سازی یک تصویر فراصوتی مد B استفاده می‌شود [۱۳]. اما با توجه به عدم تطابق نویز شبیه‌سازی شده با نویز موجود در تصاویر فراصوتی بالینی، تنوعی از معیارهای جزئیات تصویر (تا



شکل ۱۰. میانگین SSIM برحسب تعداد دفعات فیلتر کردن تصاویر متوالی به تفکیک نمونه‌ی مورد بررسی برای سه پنجره با اندازه‌های ۳×۳، ۵×۵ و ۷×۷. مقادیر مربوط به بهنجار کردن تنها بدون اتصال به دیگر مقادیر و به ازای تکرار = ۰ نشان داده شده است.

نویز اسپکل در تصاویر فراصوتی مد B، یک الگوی دانه‌ای تصادفی است که غالباً توسط نویز ضرب‌شونده ایجاد می‌شود و ارزیابی بصری را در تصویربرداری فراصوتی دشوار می‌کند. این نویز با اجزای ساختاری بافت واقعی متناظر نیست ولی ساختارهای ظریف و ضایعه‌های با کنتراست کم را می‌پوشاند [۴]. نویز اسپکل بر اساس این واقعیت ایجاد می‌شود که در هر سلول قدرت تفکیک تصویر، تعدادی پراکنده وجود دارد که موج ورودی را به سمت حسگر فراصوتی بازتاب می‌کنند. امواج همدوس بازتاب شده به عقب با فازهای مختلف، به طور تصادفی متحمل تداخل‌های سازنده و ویرانگر می‌شوند و الگوی نویز اسپکل را تشکیل می‌دهند [۲۳].

حذف نویز از تصاویر فراصوتی همچنان چالشی در پردازش تصویر به شمار می‌رود. وجود نویز اسپکل در تصویر، SNR و قدرت تفکیک کنتراستی را بسیار کاهش می‌دهد و مشکلاتی را در تفسیر بصری و تحلیل به کمک رایانه ایجاد می‌کند. بنابراین انجام یک فرایند کاهش اسپکل در تصاویر فراصوتی با کنتراست کم و SNR کوچک، ضروری است تا مشاهده‌پذیری آناتومی اندام بهتر شود و صحت شناسایی هدف بدون اثرگذاری بر مشخصه‌های مهم تشخیصی، ارتقا یابد [۲۴].

بررسی و به‌کارگیری روش‌های جدید حذف اسپکل که می‌توانند ارزیابی بصری و تحلیل رایانه‌ای را بهبود بخشند و در نهایت موجب ارتقای تشخیص نهایی شوند، بسیار مورد توجه محققان است. در سال‌های اخیر فیلترهای حذف اسپکل مختلفی از سوی محققان ایجاد شده است تا بدون از دست دادن اطلاعات

¹ Bilateral

² Range filter

می‌تواند به عنوان کمیت تعیین کننده برای تعداد تکرار فیلتر خطی در نظر گرفته شود.

اما میان نتایج تکرار قبل از پیک SSIM و نتایج تکرار بعد از پیک SSIM (برای مثال نتایج تکرارهای ۳ و ۵ در شکل ۸ ب) تمایز معنی‌داری وجود ندارد. این امر بدان معنی است که افزایش تکرار فقط موجب افزایش هزینه‌ی محاسباتی می‌شود و افزایش بیشتر تکرار فیلتر تشابه ساختاری را کاهش می‌دهد.

اندازه پنجره فیلتر نیز بر بهینه تعداد تکرار فیلتر اثرگذار است. اگر پنجره بیش از حد کوچک باشد، الگوریتم فیلتر کردن نویز مؤثر نخواهد بود و به تعداد تکرار بیشتر نیاز است که در شکل ۱۰ مشاهده شد که به ازای فیلتر با اندازه ۳×۳، یک روند افزایشی یکنوا میان تشابه ساختاری و تعداد تکرار فیلتر وجود دارد. از سوی دیگر، اگر پنجره بیش از حد بزرگ باشد، جزئیات ظریف تصویر در فرایند فیلتر کردن حذف خواهد شد و قدرت تفکیک افت می‌کند. بر اساس نتایج این مطالعه هر چه اندازه پنجره فیلتر بزرگتر باشد، به تعداد تکرار کمتری برای دستیابی به بهینه SSIM نیاز است. اما تعیین بهینه تعداد تکرار فیلتر در فیلترهای بزرگ‌تر از اهمیت بیشتری برخوردار می‌شود زیرا با افزایش تعداد تکرار فیلتر پس از بهینه SSIM، کاهش تشابه ساختاری با سرعت بیشتری روی می‌دهد که به معنی از دست دادن جزئیات ظریف‌تر در تصویر ضمن حذف اسپکل است. مطالعه حاضر همانند هر مطالعه‌ی دیگری دارای محدودیت‌هایی است. در این مطالعه، اثر تعداد تکرار فیلتر حذف نویز با تعداد محدودی از شاخص‌های کیفیت تصویر بررسی شده است. اگرچه معیارهای جزئیات تصویر مورد ارزیابی در مطالعه حاضر، متداول‌ترین و کاربردی‌ترین معیارهای مورد استفاده در بیشتر مطالعات انجام شده روی فیلترهای حذف اسپکل است، اما اثر تعداد تکرار فیلتر و دیگر معیارهای سنجش کیفیت تصویر می‌تواند موضوع مطالعات آینده باشد. اعتبارسنجی نتایج نهایی یکی از چالش برانگیزترین امور در برنامه‌های کاربردی تحلیل تصاویر پزشکی است. معمولاً نتایج با استاندارد طلایی (از جمله ارزیابی ادراک نوری توسط افراد متخصص) مقایسه می‌شوند در حالی که چنین مقایسه‌ای اغلب از دیگر موضوعاتی از قبیل تغییر درون کاربر^۱ و بین کاربر^۲ اثر می‌پذیرد و معیارهای منحصر بفردی برای این نوع ارزیابی کیفی نیز وجود ندارد.

بر اساس نتایج مطالعه حاضر می‌توان نتیجه‌گیری کرد که آماره SSIM می‌تواند به عنوان معیار انتخاب تعداد تکرار مناسب فیلتر حذف نویز اسپکل در نظر گرفته شود. بهینه تکرار فیلتر حذف نویز مربوط به بیشینه مقدار SSIM است و با افزایش تکرار، SSIM از مقدار بیشینه کاهش می‌یابد. بر اساس نتایج مطالعه‌ی حاضر روی ۱۰۰۰ تصویر از شریان کاروتید سالم و دارای تنگی آترواسکلروز، برای حذف بهینه‌ی اسپکل موجود در تصاویر فراصوتی ضمن

۶۵ معیار مختلف) در مطالعات مربوط به حذف اسپکل استفاده شده است تا اثربخشی روش‌های مختلف فیلترهای حذف اسپکل ارزیابی شود که دلیل آن نبود یک روش یکتا و ایده‌آل برای ارزیابی نسبی انواع فیلترها است [۱۴].

در مطالعه حاضر، ویدئوهای فراصوتی پردازش شده با فیلتر خطی، با استفاده از چند معیار کیفیت تصویر مورد ارزیابی قرار گرفتند تا با بررسی روند تغییر معیارها، بهینه تکرار اجرای فیلتر تعیین شود. اگرچه در مطالعات بسیاری از بهنجار کردن و فیلترهای مختلف برای حذف نویز اسپکل استفاده شده است و معیارهای مختلفی نیز برای ارزیابی اثربخشی نسبی فیلترهای حذف نویز مختلف به کار گرفته شده است اما تعداد تکرار اجرای فیلترهای حذف نویز به صورت انتخابی و متنوع به کار گرفته شده است به طوری که هیچ معیار مشخصی برای انتخاب بهینه تعداد تکرار فیلتر کردن ارائه نشده بود.

حذف نویز همیشه موجب هموار شدن تصویر می‌شود که با توجه به شکل‌های ۶ و ۷ نیز مشاهده می‌شود که هرچه تعداد تکرار فیلتر افزایش می‌یابد تصویر یکنواخت‌تر و هموارتر می‌شود در حالی که تشخیص جزئیات (بافت) تصویر دشوارتر می‌شود. از این رو حذف نویز و حفظ مرزهای موجود در تصویر در تقابل با یکدیگر قرار می‌گیرند. بنابراین لازم است بین کاهش نویز و حفظ مشخصه‌های اصلی موجود در تصویر موازنه انجام شود تا محتوای متناظر با اهداف تشخیصی تصویر، تقویت شود. با افزایش تعداد تکرار فیلتر، کنتراست و واریانس کاهش می‌یابند اما سرعت کاهش واریانس بیشتر است. بهترین کنتراست به معنی کاهش واریانس در ناحیه همگن است ضمن آنکه ناحیه‌های متمایز به خوبی قابل تعریف باشند. بنابراین افزایش تعداد تکرار فیلتر اگرچه هم‌چنان موجب کاهش واریانس می‌شود اما می‌تواند جزئیات تشخیصی تصویر را محو کند. اگرچه بهنجار کردن تصاویر فراصوتی یک ضرورت برای فراهم شدن امکان مقایسه‌ی تصاویر ثبت شده توسط دستگاه‌های مختلف، با تنظیمات مختلف و توسط کاربران با مهارت‌های متفاوت است اما براساس نتایج مطالعه‌ی حاضر بهنجار کردن تصاویر فراصوتی موجب افزایش واریانس سطح خاکستری تصویر و کاهش نسبت سیگنال به نویز تصویر می‌شود. با وجود این، در صورتی که بهنجار کردن همراه با اجرای فیلتر خطی حذف اسپکل انجام شود، موجب کاهش واریانس و افزایش نسبت سیگنال به نویز تصویر (نسبت به تصاویر بهنجار شده‌ی تنها) می‌شود.

مقایسه کمی تعداد تکرار فیلتر خطی نشان می‌دهد که به ازای فیلترهای با اندازه ۵×۵ و ۷×۷، افزایش تعداد تکرار فیلتر خطی می‌تواند ابتدا موجب افزایش و سپس موجب کاهش تشابه ساختاری تصاویر فیلتر شده نسبت به تصاویر مرجع شود. به نظر می‌رسد که تکرار فیلتر خطی باید تا رسیدن تشابه ساختاری به مقدار بیشینه، انجام شود. به عبارت دیگر معیار تشابه ساختاری

¹ Intraoperative

² Interoperative

International Journal of Monitoring and Surveillance Technologies Research 4(1):61-79, 2013.

- [11] Loizou CP, Pattichis CS, Pantziaris M, Nicolaides AN. An integrated system for the segmentation of atherosclerotic carotid plaque. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 11(6): 661-667, 2007.
- [12] Loizou CP, Theofanous C, Pantziaris M, Kasparis T. Despeckle filtering software toolbox for ultrasound imaging of the common carotid artery. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*; 114: 109-124, 2014.
- [13] Finn S, Glavin M, Jones E. Echocardiographic speckle reduction comparison. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*; 58(1): 82-101, 2011.
- [14] Loizou CP. A review of ultrasound common carotid artery image and video segmentation techniques. *Medical & Biological Engineering & Computing*; 52(12): 1073-93, 2014.
- [15] Lee J-S Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*; 2: 165-168, 1980.
- [16] Fernandez-Maloigne C. Advanced color image processing and analysis. Springer 2012.
- [17] Jaybhay J, Shastri R. A study of speckle noise reduction filters. *Signal & Image Processing: An International Journal*; 6 (3): 71-80, 2015.
- [18] Loizou CP, Pattichis CS, Christodoulou CI, Istepanian RSH, Pantziaris M, Nicolaides AN. Comparative evaluation of despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*; 52(10): 1653-1669, 2005.
- [19] Gong G, Zhang H, Yao M. Speckle noise reduction algorithm with total variation regularization in optical coherence tomography. *Optics Express*; 23(19): 24699-712, 2015.
- [20] Wang Z, Bovik A. C, Sheikh H. R, and Simoncelli E. P, "Image quality assessment: From error visibility to structural similarity," *IEEE Transactions on Image Processing*; 13 (4): 600-612, 2004.
- [21] Paul H. Kvam, Brani Vidakovic. Nonparametric statistics with applications to science and engineering [1 ed.]. Wiley-Interscience, 2007.
- [22] Bentzon JF, Otsuka F, Virmani R, Falk E. Mechanisms of plaque formation and rupture. *Circulation Research*, 114: 1852-1866, 2014.
- [23] Gupta M, Taneja H, Chand L. Performance enhancement and analysis of filters in ultrasound image denoising. *Procedia Computer Science*; 132: 643-652, 2018.
- [24] Choia H.H, Lee J.H, Kima S.M, Park S.Y. Speckle noise reduction in ultrasound images using a discrete

دستیابی به بیشینه SSIM به ۲ تا ۵ مرتبه فیلتراسیون خطی با اندازه ۵×۵ و ۲ تا ۳ مرتبه فیلتراسیون خطی با اندازه ۷×۷ نیاز است.

سپاسگزاری

نویسندگان از آقای دکتر انوشیروان کاظم نژاد، استاد آمار زیستی دانشگاه تربیت مدرس برای ارائه نظرات سازنده تشکر و قدردانی می‌نمایند.

مراجع

- [1] Rosa, R., Monteiro, F. C. Performance analysis of speckle ultrasound image filtering. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 2014; 1163: 1-9.
- [2] Denzel C, Fellner F, Wutke R, Bazler K, Muller K.M, Lang W. Ultrasonographic analysis of arteriosclerotic plaques in the internal carotid artery. *European Journal of Ultrasound*; 16: 161-167, 2003.
- [3] Steinman D. A, Vorp D. A, Ethier C. R, Computational modeling of arterial biomechanics: Insights into pathogenesis and treatment of vascular disease. *Journal of Vascular Surgery*; 37: 1118-28, 2003.
- [4] Wagner R. F, Smith S.W, Sandrik J. M., and Lopez H., Statistics of speckle in ultrasound B-scans. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*; 30(3): 156-163, 1983.
- [5] Kakkos S.K, Nicolaides A.N, Kyriacou E, Daskalopoulou S.S, Sabetai M.M, Pattichis C.S, et al. Computerized texture analysis of carotid plaque ultrasonic images can identify unstable plaques associated with ipsilateral neurological symptoms. *Angiology*; 62: 317-328, 2011.
- [6] R. Vanithamani. Performance analysis of filters for speckle reduction in medical ultrasound images. *International Journal Computer Applications*; 12 (6): 23-27, 2010.
- [7] Nicolaides A, Beach K.W, Kyriacou E, Kyriacou E, Pattichis S. Ultrasound and carotid bifurcation atherosclerosis. Springer-Verlag London Limited 2012.
- [8] Elatrozy T, Nicolaides AN, Tegos T, Zarka A, Griffin M, Sabetai M. The effect of B-mode ultrasonic image standardization of the echodensity of symptomatic and asymptomatic carotid bifurcation plaque. *International Angiology*; 17(3):179-186, 1998.
- [9] Lal B.K, Hobson R.W, Pappas P.J, Kubicka R, Hameed M, Chakhtura E.Y, et al. Pixel distribution analysis of B-mode ultrasound scan images predicts histologic features of atherosclerotic carotid plaques. *Journal of Vascular Surgery*; 35: 1210-7, 2002.
- [10] Loizou CP, Theofanous C, Pantziaris M, Kasparis T, Christodoulides P, Nicolaides AN, et al. Despeckle filtering toolbox for medical ultrasound video.

- wavelet transform-based image fusion technique. *Bio-Medical Materials and Engineering*; 26: 1587-1597, 2015.
- [25] Jin F, Fieguth P, Winger L, Jemigan E. Adaptive Wiener filtering of noisy images and image sequences. *International Conference on Image Processing*; 3: 349-352, 2003.
- [26] Tomasi C, Manduchi R. Bilateral filtering for gray and color images. *IEEE International Conference on Computer Vision*; 1: 839-846, 1998.
- [27] Wang Z, Li Q. Information content weighting for perceptual image quality assessment. *IEEE Transactions on Image Processing*; 20(5):1185-1198, 2011.



عفت سلیمانی مدرک کارشناسی خود را در رشته فیزیک از دانشگاه الزهرا اخذ نموده است. همچنین دارای کارشناسی ارشد و دکترای تخصصی در رشته فیزیک پزشکی از دانشگاه تربیت مدرس است و دوره پسادکتری خود را در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر گذرانده است.

ایشان مقالات متعددی را در زمینه تصویربرداری فراصوتی و مدلسازی ۳ بعدی با استفاده از پردازش تصاویر پزشکی به چاپ رسانده و هم اکنون عضو هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه تکنولوژی پرتوشناسی، است.



هژیر صابری دکترای حرفه ای و نیز دکترای تخصصی خود در رشته رادیولوژی تشخیصی را از دانشگاه علوم پزشکی تهران اخذ نموده است. ایشان مدرک فوق تخصص خود در زمینه آنژیوگرافی و مداخله را از بیمارستان George St دانشگاه لندن (UL) دریافت

نموده است. ایشان مقالات متعددی را در زمینه تصویربرداری پزشکی به چاپ رسانده و هم اکنون عضو هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان امام خمینی تهران، است.