

ارزیابی اثر اعمال فیلترهای مختلف برای ارتقاء کیفیت تصاویر توموگرافی کامپیوتری با انتشار تک فوتون پرفیوژن میوکارد

عبدالرحیم رحیمیان^۱، مهناز اتحادتوکل^۲، مسعود مصلحی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری با انتشار تک فوتون (SPECT (Single photon emission computed tomography) به طور گسترده در پزشکی هسته‌ای استفاده می‌شود. این روش غیرتهاجمی برای بررسی خون‌رسانی به عضله قلب و تشخیص بیماری‌های قلبی بسیار مفید است. برای افزایش دقت تشخیص، بهبود کیفیت تصاویر SPECT که به دلیل وجود نویز کاهش یافته است، ضروری است. هدف از این مطالعه، ارزیابی اثربخشی استفاده از فیلترهای Butterworth، Gaussian، Wiener با اندازه کرنل‌های 3×3 و 5×5 ، اصلاح شده‌ی میانه (MMWF) با اندازه‌ی کرنل‌های 3×3 و 5×5 برای افزایش کیفیت تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد با $^{99m}Tc - MIBI$ می‌باشد.

روش‌ها: داده‌ها در این مطالعه که از نوع مقطعی- کاربردی می‌باشد، با استفاده از دستگاه Siemens symbia T2 dual head SPECT/CT scanner که با یک کولیماتور کم انرژی و با وضوح بالا (LEHR) نصب شده است، تهیه شد. کیفیت تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد ۳۰ بیمار پس از اعمال فیلترهای ذکر شده بر روی آن‌ها با شاخص‌های نسبت سیگنال به نویز (SNR (Signal-to-noise ratio)، پیک نسبت سیگنال به نویز (PSNR) و نسبت کنتراست به نویز (CNR (Contrast to noise ratios) ارزیابی شد.

یافته‌ها: فیلتر Wiener با کرنل 5×5 بالاترین مقادیر شاخص‌های SNR و CNR را کسب کرد که به ترتیب برابر با 0.69 ± 0.90 و 0.57 ± 0.65 می‌باشد. در حالی که دارای کمترین مقدار PSNR با مقدار 3.13 ± 29.93 (dB) است. بالاترین PSNR مربوط به فیلتر Gaussian با مقدار 10.63 ± 50.09 (dB) می‌باشد.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که فیلتر Wiener با کرنل 5×5 برای بهبود کیفیت تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد مورد مطالعه‌ی ما نسبت به فیلترهای دیگر عملکرد بهتری از خود نشان می‌دهد.

واژگان کلیدی: اسپکت؛ پزشکی هسته‌ای؛ بهبود تصویر

ارجاع: رحیمیان عبدالرحیم، اتحادتوکل مهناز، مصلحی مسعود. ارزیابی اثر اعمال فیلترهای مختلف برای ارتقاء کیفیت تصاویر توموگرافی کامپیوتری

با انتشار تک فوتون پرفیوژن میوکارد. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۱؛ ۴۰ (۶۸۳): ۶۳۱-۶۲۴

مشکوک به CAD (Coronary artery disease) استفاده می‌شود و اطلاعات مهمی را در مورد پرفیوژن و عملکرد میوکارد ارائه می‌دهد (۲). تصاویر SPECT دارای کنتراست کم و نویز زیاد هستند زیرا پرتوهای گاما قبل از برخورد به آشکارساز، تضعیف و پراکنده می‌شوند. به همین دلیل پیدا کردن یک تکنیک حذف نویز مناسب برای افزایش کیفیت تصاویر SPECT، یک مسأله‌ی مهم و طولانی‌مدت در پردازش تصویر دیجیتال بوده است.

مقدمه

امروزه تصویربرداری پزشکی به پزشکان و دانشمندان این امکان را می‌دهد که بیشتر از هر زمان دیگری در مورد بدن انسان بیاموزند (۱). تصویربرداری پرفیوژن میوکارد (Myocardial perfusion imaging) MPI رادیونوکلییدی، یک معاینه‌ی قلبی غیرتهاجمی رایج در پزشکی هسته‌ای است. تست (Single photon emission computed tomography) SPECT-MPI به طور گسترده‌ای برای تشخیص بیماران مبتلا یا

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: مهناز اتحادتوکل: استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴۰/۳ درصد و ۱۲/۷ به ۴۴/۷ درصد به ترتیب برای مقادیر SNR، COV (Coefficients of variation) و (Contrast to noise ratios) در صورت استفاده از فیلتر MMWF بهبود یافته است. Kim و همکاران (۹)، در یک مطالعه با هدف تحقیق سودمندی الگوریتم MMWF برای بهبود تصاویر SPECT با استفاده از یک فانتوم مغز سه بعدی هافمن تزریق شده با ایزوتوپ رادیویی ^{99m}Tc نشان دادند که استفاده از الگوریتم MMWF تصاویر مغز را بهبود می‌بخشد.

با این حال مطالعات کمی درباره‌ی کاربرد چنین فیلترهایی در تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد انجام شده است. بنابراین، این مطالعه با هدف ارزیابی اثربخشی استفاده از این فیلترها برای افزایش کیفیت تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد انجام گرفت و شاخص‌های نسبت سیگنال به نویز SNR، نسبت کتراست به نویز CNR و نسبت پیک سیگنال به نویز PSNR (Peak signal-to-noise ratio) تصاویر به دست آمده با استفاده از این فیلترها مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

روش‌ها

جمع‌آوری تصاویر: مجموعه‌ی داده‌ها در این مطالعه، که از نوع مقطعی - کاربردی می‌باشد، شامل تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد ۳۰ بیمار (۱۵ مرد و ۱۵ زن) و با محدوده‌ی سنی ۴۷ تا ۷۵ سال می‌باشد. این تصاویر در بیمارستان شهید چمران اصفهان با استفاده از دستگاه Siemens symbia T2 dual head SPECT/CT scanner تهیه شد. تصویربرداری در دو مرحله‌ی تست استراحت و تست استرس انجام شده است. در مرحله‌ی استراحت بر اساس وزن بیمار 15mCi تا ^{99m}Tc - MIBI (۹۹m Tc-methoxy isobutyl isonitrile) و 20mCi به بیمار به صورت وریدی تزریق شده و پس از ۴۵ دقیقه، تصویربرداری انجام گردید. در مرحله‌ی استرس، ضربان قلب بیمار را با ورزش (تردمیل) یا تجویز داروهای خاص مانند Dipyridamole افزایش یافته و سپس 20mCi تا ^{99m}Tc - MIBI به بیمار تزریق شده تصویر دیگری پس از ۱۵ تا ۴۵ دقیقه گرفته شده است.

فیلتر کردن: در این مطالعه، فیلترهای دیجیتالی پایین‌گذر Butterworth، Gaussian، Wiener، MMWF در نرم‌افزار ۲۰۲۰ MATLAB بر روی تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد اعمال شد. فیلتر Butterworth یک فیلتر پایین‌گذر است که رایج‌ترین فیلتر در پزشکی هسته‌ای می‌باشد و به دلیل توانایی در تغییر فرکانس بحرانی و شیب فیلتر، قادر است هم نویز را کاهش دهد و هم وضوح تصویر را حفظ کند (۱۰). فیلتر Butterworth در حوزه‌ی فرکانس به صورت زیر تعریف شده است:

نویزها در تصاویر پزشکی هسته‌ای، به صورت نویزهای تصادفی (Random noise) و ساختاری (Structured noise) هستند. نویز تصادفی از تغییرات آماری در نرخ شمارش حاصل می‌شود که به چگالی اطلاعات اندازه‌گیری شده به عنوان شمارش در واحد سطح مربوط می‌شود. در حالی که نویز ساختاری را می‌توان به صورت نامتقارنی‌های غیر تصادفی در توزیع رادیواکتیویته توصیف کرد که باعث کاهش اطلاعات ساختاری ارگان مورد نظر می‌شود (۳). منابع اصلی نویز در تصاویر SPECT شامل (۱) تغییرات تصادفی ذاتی در شمارش نامحدود فوتون‌ها، (۲) سیستم‌های الکترونیکی ردیابی و ضبط اطلاعات و (۳) محدود بودن زمان تهیه‌ی هر اسلایس می‌باشد (۴). برای حذف نویز تصاویر SPECT معمولاً از فیلترهای Wiener، Gaussian، Butterworth، اصلاح شده میان‌ه (Median Modified Wiener Filter) MMWF استفاده می‌شود که تأثیر نویز بر تفسیر و تحلیل تصاویر را محدود می‌کند.

Zakaria و Salihin Yusoff در مطالعه‌ای از فیلترهای Parzen، Hanning، Hamming، Gaussian، Butterworth روی یک فانتوم قلبی استفاده کردند. آن‌ها مشاهده کردند که فیلتر Gaussian برای کتراست و SNR (Signal-to-noise ratio) و فیلتر Parzen در تولید Defect size نتیجه‌ی بهتری داشتند. با این حال، فیلتر Butterworth بهترین گزینه برای مقایسه‌ی کتراست، SNR و Defect size بود (۵).

Masoomi و همکاران، مطالعه‌ای بر اساس تصویربرداری فانتوم قفسه‌ی سینه انجام دادند. در آن مطالعه، ۹۲ بیمار (۴۱ تا ۷۷ ساله) مشکوک به CAD نیز ارزیابی شدند. آن‌ها مشخص کردند که از بین فیلترهای Metz، Butterworth، Parzen، Hamming، Hanning و Wiener، فیلتر Wiener می‌تواند نتایجی بالاترین کتراست را برای کره‌های سرد و گرم در فانتوم و برای بیمار ایجاد کند (۶).

Ismail و Sayed در مطالعه‌ای، تأثیرات فیلترهای Butterworth و Hamming بر کیفیت تصاویر در مناطق گرم و سرد را بررسی کردند. در این مطالعه نشان داده شد که فیلتر Butterworth قادر است مناطق گرم و سرد بیشتری را در تصاویر بازسازی شده نشان دهد. همچنین مقادیر کتراست بالاتری در مقایسه با فیلتر Hamming دارد. با این حال، با فیلتر Butterworth، کاهش SNR برای هر دو نوع منطقه با افزایش فرکانس قطع نسبت به فیلتر Hamming به دست آمد (۷).

Park و همکاران (۸)، در مطالعه‌ای بر اساس فانتوم NEMA body IEC، نشان دادند که فیلتر MMWF برای کاهش توزیع نویز در تصاویر دوربین گاما از فیلترهای Gaussian، Wiener و Gaussian median عملکرد بهتری دارد. کیفیت تصویر از ۲۰/۶ به ۶۵/۵ درصد، ۷/۴ به

فیلترهای میانگین‌گیری (۱۴، ۱۵)، بهتر حفظ می‌کند و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$F_{MMWF}(x, y) = \bar{\mu} + \frac{\sigma^2 + v^2}{\sigma^2} \cdot (a(x, y) - \bar{\mu}) \quad (۶)$$

که $\bar{\mu}$ مقدار میانه در اندازه‌ی کرنل است.

آنالیز تصاویر: شاخص‌های کمی متعددی مانند SNR، CNR و PSNR برای ارزیابی کیفیت تصاویر فیلتر شده وجود دارند. SNR کمیتی است که نسبت سیگنال به نویز را مشخص می‌کند. هرچه مقدار SNR بیشتر باشد، مشخصه‌ی بهتری برای یک سیستم محسوب می‌شود؛ زیرا اطلاعات مفید بیشتری در قالب سیگنال، نسبت به اطلاعات ناخواسته یا نویز دریافت می‌شود. CNR مشابه SNR است که برای تعیین کیفیت تصویر استفاده می‌شود، هنگامی که یک سوگیری قابل توجهی مانند مه، در یک تصویر وجود داشته باشد، CNR ارزیابی دقیق‌تری نسبت به SNR ارائه می‌دهد. در این مطالعه از سه شاخص فوق برای ارزیابی کیفیت تصاویر SPECT استفاده شد. نواحی (Regions of interest) ROI_A یا ناحیه‌ی مورد نظر و ROI_B یا ناحیه‌ی پس‌زمینه همان طور که در شکل ۱ الف برای یک تصویر SPECT نمایش داده شده است، انتخاب شدند. محاسبه‌ی معادلات SNR و CNR به شرح زیر می‌باشد:

$$SNR = \frac{S_A}{\sigma_A} \quad (۷)$$

$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \quad (۸)$$

S_A و σ_A به ترتیب نشان‌دهنده‌ی میانگین و انحراف استاندارد برای ROI_A هستند. S_B و σ_B به ترتیب نشان‌دهنده‌ی میانگین و انحراف معیار برای ROI_B می‌باشد.

PSNR معیاری است برای نسبت بین حداکثر مقدار ممکن سیگنال و قدرت اعوجاج نویز که بر کیفیت نمایش آن تأثیر می‌گذارد. از آنجایی که بسیاری از سیگنال‌ها دامنه‌ی دینامیکی بسیار وسیعی دارند، PSNR معمولاً بر حسب مقیاس دسی‌بل لگاریتمی بیان می‌شود. معادله‌ی PSNR به صورت زیر است (۱۶):

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{I_{max}^2}{MSE(G, X)} \right) \quad (۹)$$

میانگین مربع خطا (Mean squared error) MSE به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (G_{ij} - X_{ij})^2}{MN} \quad (۱۰)$$

$$B(f) = \frac{1}{1 + \left(\frac{f}{f_c}\right)^{2n}} \quad (۱)$$

که در اینجا f دامنه‌ی فرکانس فضایی است، f_c فرکانس قطع و n مرتبه‌ی فیلتر می‌باشد. در این مطالعه مراتب n از ۵ تا ۱۰ و فرکانس قطع از (Nyquist frequency) $0.75 Nq$ تا $0.9 Nq$ مورد بررسی قرار گرفتند.

فیلتر Gaussian. این فیلتر برای حذف نویز یا اجزای فرکانس بالای یک تصویر استفاده می‌شود به صورت زیر تعریف شده است (۱۱):

$$G(u, v) = e^{-\frac{D(u, v)^2}{2\sigma^2}} \quad (۲)$$

که در اینجا $D(u, v)$ فاصله‌ی نقطه‌ی (u, v) تا مرکز فیلتر و σ انحراف معیار است. هنگامی که در دو بعد اعمال می‌شود، این فرمول سطحی تولید می‌کند که خطوط آن دایره‌های متمرکز با توزیع گوسی از نقطه‌ی مرکزی است.

فیلتر Wiener. فیلتر Wiener با در نظر گرفتن ویژگی‌های نویز آماری در یک تصویر تخریب شده، توزیع نویز را در حوزه‌ی فرکانس کاهش می‌دهد و بر اساس اصل محاسبه‌ی واریانس تصویر محلی کار می‌کند. بنابراین اگر واریانس محلی تصویر زیاد باشد، نویززدایی ضعیف انجام می‌شود و وقتی واریانس محلی کوچک است، می‌توانیم تصویر دقیق‌تری دریافت کنیم. اشکال این است که به زمان محاسباتی بیشتری نیاز دارد (۱۲). این فیلتر به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\mu = \frac{1}{xy} \sum_{x, y \in \eta} a(x, y) \quad (۳)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{xy} \sum_{x, y \in \eta} a(x, y)^2 - \mu^2 \quad (۴)$$

$$F_W(x, y) = \mu + \frac{\sigma^2 + v^2}{\sigma^2} \cdot (a(x, y) - \mu) \quad (۵)$$

که در آن μ میانگین مقدار پیکسل، σ^2 واریانس نویز گاوسی در تصویر و $x \times y$ اندازه‌ی ناحیه‌ی همسایگی در اندازه‌ی کرنل η است. v^2 مقدار واریانس نویز در اندازه‌ی کرنل است. اگر واریانس نویز به عنوان ورودی داده نشود، از میانگین تمام واریانس‌های محلی تخمین زده شده برای هر کرنل استفاده می‌شود (۱۳). در این مطالعه از این تنظیم واریانس دوم استفاده شد.

فیلتر MMWF. فیلتر MMWF که مبتنی بر فیلتر Wiener است، مقادیر پیکسل ماتریس کرنل را با مقادیر میانه جایگزین می‌کند و در نتیجه نویز در تصویر را کاهش می‌دهد. این فیلتر می‌تواند لبه‌ها را در یک تصویر در مقایسه با فیلترهای کاهش نویز معمولی، مانند

۴/۳۴ و ۲/۳۵ در حالی که بیشترین مقدار شاخص PSNR مربوط به مرتبه‌ی ۱۰ و فرکانس قطع $0.7 Nq$ و برابر با ۴۲/۴۶ است. به دلیل اینکه فیلتر Butterworth مرتبه‌ی ۵ و فرکانس قطع $0.3 Nq$ بالاترین مقادیر دو شاخص SNR و CNR را کسب کرده برای مقایسه با دیگر فیلترها انتخاب شده است.

تصویر SPECT شکل ۱ الف توسط فیلترهای Wiener (۳×۳)، Gaussian، Butterworth ($n=5$, $f_c = 0.3 Nq$)، MMWF (۳×۳)، Wiener (۵×۵)، MMWF (۵×۵) و MMWF (۵×۵) سوززدایی شده‌اند که نتایج حاصل از این نویززدایی در شکل ۱ ب آورده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود لبه‌ها با فیلتر MMWF (۵×۵) بهتر حفظ شده‌اند.

شکل ۳ نمودارهای میانگین میانگین SNR، PSNR، CNR به دست آمده توسط فیلترهای $0.3 Nq$ ($n=5$, $f_c = 0.3 Nq$)، Butterworth، Gaussian، Wiener (۳×۳)، Wiener (۵×۵)، MMWF (۳×۳) و MMWF (۵×۵) را نشان می‌دهند. همچنین مقادیر عددی آن‌ها در جدول ۱ قابل مشاهده و مقایسه می‌باشد.

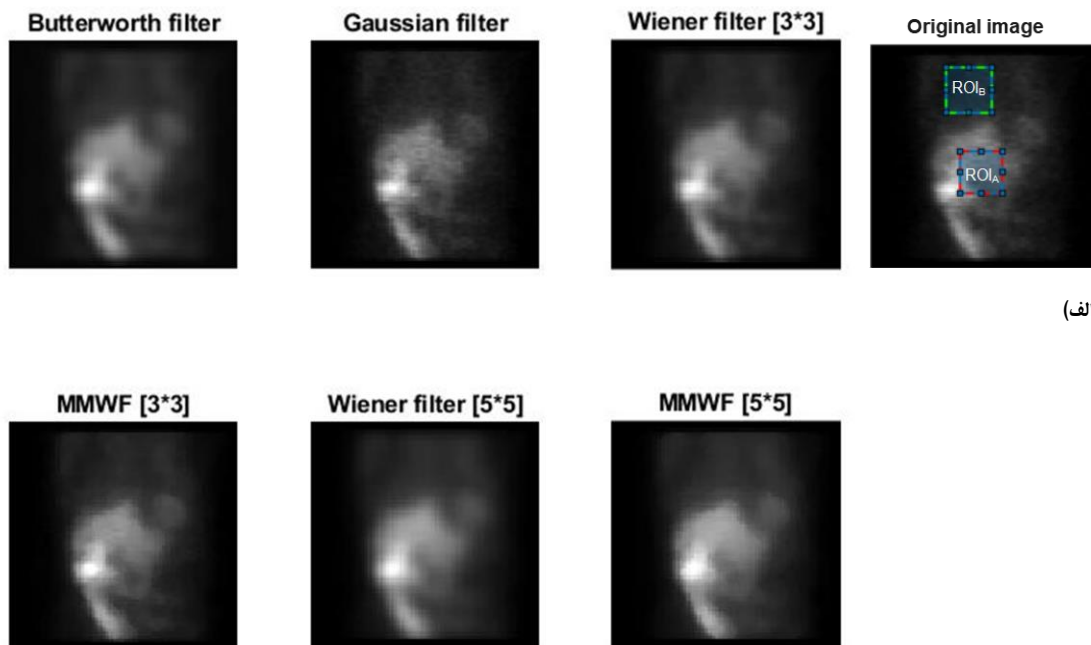
M و N نشان‌دهنده‌ی اندازه‌ی ماتریس تصویر، همچنین G و X به ترتیب تصویر فیلتر شده و تصویر فیلتر نشده است.

تجزیه و تحلیل PSNR، SNR، CNR با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۶ (IBM Corporation, Armonk, NY) انجام گردید. در این مطالعه از آزمون One way-ANOVA با $P < 0.05$ استفاده شد.

این مقاله منتج از پایان‌نامه‌ی مقطع کارشناسی ارشد رشته‌ی فیزیک پزشکی به شماره‌ی ۳۴۰۳۸۳ و کد اخلاق در پژوهش IR.MUI.MED.REC.1400.790 می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به انجام رسیده است.

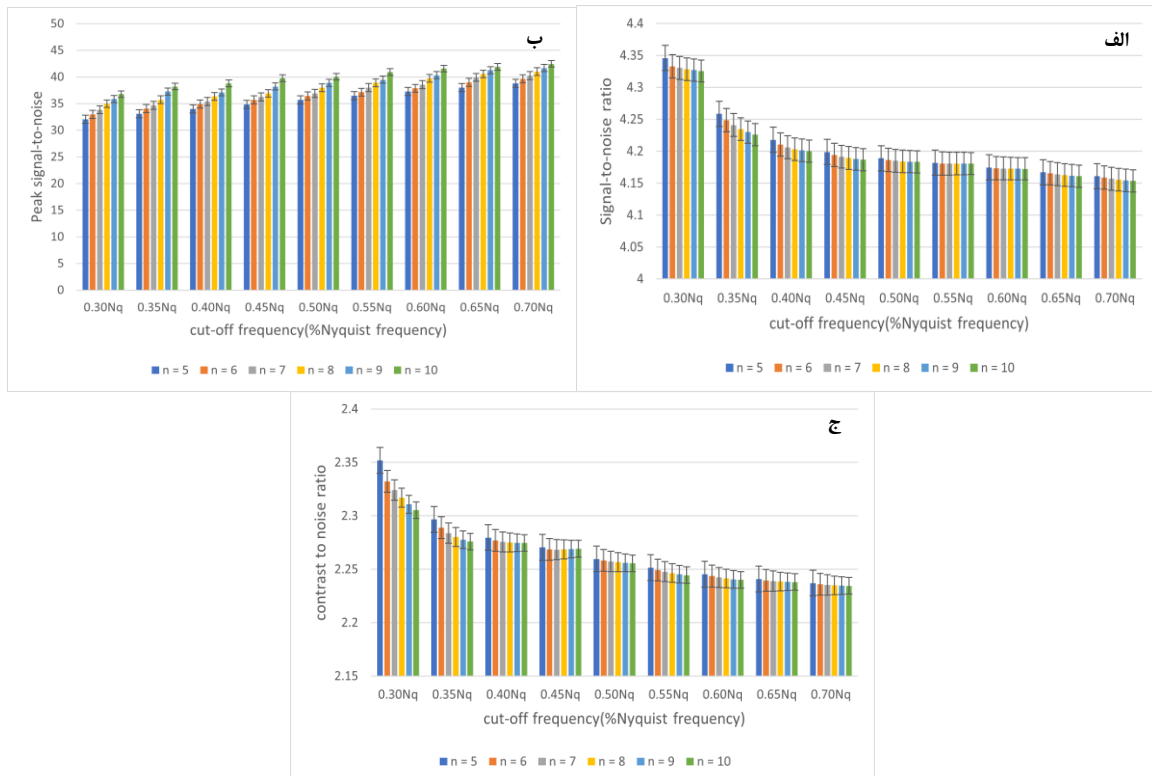
یافته‌ها

میانگین شاخص‌های SNR، PSNR، CNR برای تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد ۳۰ بیمار با اعمال فیلتر Butterworth مرتبه‌ی ۵ تا ۱۰ و فرکانس قطع $0.3 Nq$ تا $0.7 Nq$ در شکل ۲ نشان داده شده است. بیشترین مقدار شاخص‌های SNR و CNR مربوط به مرتبه‌ی ۵ و فرکانس قطع $0.3 Nq$ که به ترتیب برابر است با



(ب)

شکل ۱. الف) یک تصویر SPECT که ROI_A یا ناحیه مورد نظر را با مربع قرمز و ROI_B یا ناحیه‌ی پس‌زمینه را با مربع سبز نشان می‌دهد که برای محاسبه نسبت سیگنال به نویز (SNR) و نسبت کتراست به نویز (CNR) استفاده می‌شوند. ب) تصاویر به دست آمده از فیلتر کردن تصویر شکل ۳ توسط فیلترهای $0.3 Nq$ ($n=5$, $f_c = 0.3 Nq$)، Butterworth، Gaussian، Wiener (۳×۳)، Wiener (۵×۵)، MMWF (۳×۳) و MMWF (۵×۵)



شکل ۲. نمودار میانگین (الف) نسبت سیگنال به نویز (SNR)، (ب) پیک نسبت سیگنال به نویز (PSNR) و (ج) نسبت کنتراست به نویز (CNR) تصاویر به دست آمده با استفاده از فیلتر **Butterworth** فرکانس قطع برحسب درصد فرکانس نایکوئیست و **n** مرتبه فیلتر است.
SNR: signal-to-noise ratio; PSNR: Peak signal-to-noise ratio; CNR: contrast to noise ratios

فیلترها داشت ($P < 0/05$)، اما فیلترهای **Butterworth**، **Wiener** (3×3) و **MMWF** (3×3)، و همچنین فیلترهای **Gaussian** با **MMWF** (3×3) اختلاف معنی داری باهم نداشتند ($P > 0/05$).

بحث

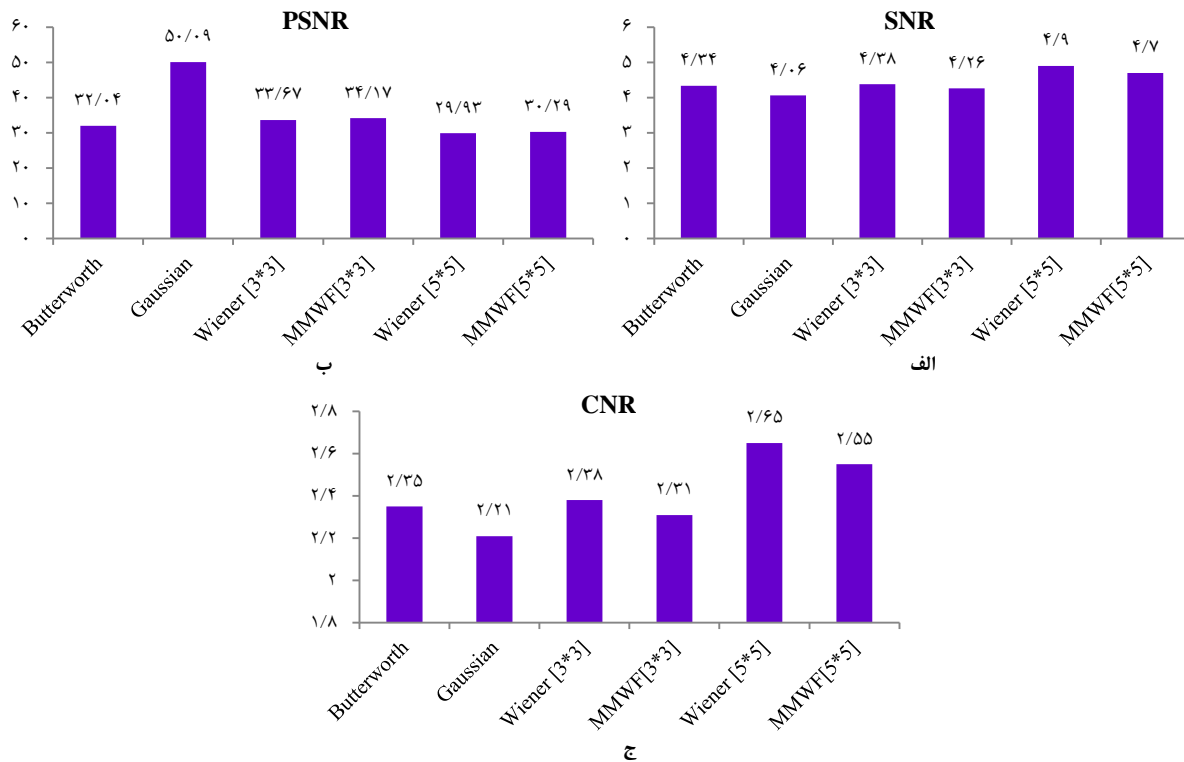
با توجه به شکل ۱، تصاویر **SPECT** پرفیوژن میوکارد، یکی از راه‌های مهم تشخیص بیمارهای قلب است، نویز و کیفیت پایینی دارد. بنابراین، بهبود کیفیت تصویر **SPECT** پرفیوژن میوکارد در پزشکی هسته‌ای عامل مهمی برای افزایش دقت تشخیص بالینی است. در این مطالعه ابتدا فیلترهای پایین گذر **Wiener**، **Gaussian**، **Butterworth** و **MMWF** را بر روی تصاویر **SPECT** اعمال شد. سپس **SNR**، **PSNR** و **CNR** برای هر فیلتر محاسبه و مقایسه گردید.

پارامترهایی که در انتخاب نوع فیلتر برای تصاویر **SPECT** مؤثرند عبارتند از: (۱) انرژی ایزوتوپ، تعداد شمارش در واحد سطح، (۲) میزان نویز آماری و نویز پس‌زمینه، (۳) نوع ارگان مورد تصویربرداری، (۴) نوع اطلاعات مورد نیاز از تصاویر و (۵) کولیماتور مورد استفاده در تصویربرداری (۱۷، ۱۸).

شاخص نسبت سیگنال به نویز (**SNR**): بر اساس جدول ۱، فیلتر **Wiener** (5×5) بالاترین مقدار شاخص **SNR** برابر با $4/90 \pm 0/69$ را دارد. علاوه بر این، از نظر آماری اختلاف معنی داری با دیگر فیلترها داشت ($P < 0/05$). در این شاخص فیلترهای **Butterworth**، **Wiener** (3×3) و **MMWF** (3×3) اختلاف معنی داری باهم نداشتند ($P > 0/05$).

شاخص نسبت پیک سیگنال به نویز (**PSNR**): جدول ۱ نشان می‌دهد که بالاترین مقدار شاخص **PSNR** مربوط به فیلتر **Gaussian** با مقدار $10/63 \pm 0/09$ dB می‌باشد. همچنین، مقدار به دست آمده برای این فیلتر، اختلاف معنی داری با دیگر فیلترها داشت ($P < 0/05$). قابل ذکر است که کم‌ترین مقدار شاخص **PSNR** با مقدار $3/13 \pm 29/93$ dB مربوط به فیلتر **Wiener** (5×5) بود. در این شاخص، فیلترهای **Wiener** (5×5) با **MMWF** (5×5) ($P = 0/281$) و همچنین **Wiener** (3×3) با **MMWF** (3×3) ($P = 0/143$) اختلاف معنی داری نداشتند.

شاخص نسبت کنتراست به نویز (**CNR**): طبق جدول ۱، بالاترین مقدار شاخص **CNR** مربوط به فیلتر **Wiener** (5×5) با مقدار $2/65 \pm 0/57$ می‌باشد. این فیلتر، اختلاف معنی داری با دیگر



شکل ۳. مقایسه میانگین نمودار الف) سیگنال به نویز (SNR)، ب) پیک سیگنال به نویز (PSNR)، ج) کنتراست به نویز (CNR) فیلترهای مختلف برای تصاویر SPECT پرفیوژن میوکاردا مورد مطالعه

SNR: signal-to-noise ratio; PSNR: Peak signal-to-noise ratio; CNR: contrast to noise ratios; SPECT: Single photon emission computed tomography

در مطالعه‌ی Park و همکاران (۹) زمان ثبت تصویر با استفاده از دوربین گاما، ۵ دقیقه تعیین شده بود در حالی که در این مطالعه، هر تصویر در ۲۰ ثانیه ثبت شد.

بر اساس نتایج به دست آمده برای فیلترهای استفاده شده در این مطالعه که در جدول ۱ قابل مشاهده و مقایسه می‌باشد، می‌توان تأیید کرد که مؤثرترین فیلترها در بهبود کیفیت تصاویر SPECT پرفیوژن میوکاردا به ترتیب Wiener (۵×۵) و MMWF (۵×۵) بودند. سپس، فیلترهای Wiener (۳×۳)، MMWF (۳×۳) و

از آنجا که پارامترهای انتخاب شده در مطالعه‌ی ما با مطالعه‌ی Park و همکاران مطابقت نداشت (۹)، نتایج ما با آن‌ها یکسان نبود. قابل ذکر است که در این مطالعه، از تصاویر SPECT پرفیوژن میوکاردا استفاده شد در حالی که در مطالعه‌ی Park و همکاران از تصویر فانتوم body IEC NEMA استفاده کردند، به علاوه در مطالعه‌ی آن‌ها، نسبت غلظت فعالیت ^{99m}Tc در ROI_A به ROI_B برابر ۸:۱ بوده است در حالی که محاسبه‌ی این نسبت از محدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر بوده که قابل محاسبه نبود. همچنین

جدول ۱. میانگین \pm (انحراف معیار) شاخص‌های سیگنال به نویز (SNR)، پیک سیگنال به نویز (PSNR) و کنتراست به نویز (CNR) فیلترهای

مختلف برای تصاویر SPECT پرفیوژن میوکاردا مورد مطالعه

CNR	PSNR (dB)	SNR	Filter
$2/35 \pm 0/5$	$32/04 \pm 3/42$	$4/34 \pm 0/46$	Butterworth ($n = 5, fc = 0/3 Nq$)
$2/21 \pm 0/47$	$50/09 \pm 10/63$	$4/06 \pm 0/40$	Gaussian
$2/38 \pm 0/49$	$33/67 \pm 3/96$	$4/38 \pm 0/45$	Wiener (3×3)
$2/31 \pm 0/47$	$34/17 \pm 4/00$	$4/26 \pm 0/45$	MMWF (3×3)
$2/65 \pm 0/57$	$29/93 \pm 3/13$	$4/90 \pm 0/69$	Wiener (5×5)
$2/55 \pm 0/55$	$30/29 \pm 3/06$	$4/70 \pm 0/63$	MMWF (5×5)

SNR: signal-to-noise ratio; PSNR: Peak signal-to-noise ratio; CNR: contrast to noise ratios; SPECT: Single photon emission computed tomography

نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که کیفیت تصویر به دست آمده برای تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد با ^{99m}Tc -MIBI بررسی شده در این مطالعه، فیلتر Wiener با اندازه‌ی کرنل 5×5 عملکرد بهتری از از فیلترهای Gaussian، Butterworth، Wiener با اندازه‌ی کرنل‌های 3×3 ، MMWF با اندازه‌ی کرنل‌های 3×3 و 5×5 داشت.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان‌نامه‌ی مقطع کارشناسی ارشد رشته‌ی فیزیکی پزشکی به شماره‌ی ۳۴۰۰۳۸۳ و کد اخلاق در پژوهش IR.MUI.MED.REC.1400.790 می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به انجام رسیده است. بدین‌وسیله از زحمات معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تقدیر و تشکر می‌شود.

که در شاخص‌های SNR و CNR اختلاف معنی‌داری باهم نداشتند و در نهایت فیلتر aussianG مؤثر واقع شدند. قابل ذکر است که فیلتر Wiener (5×5) لبه‌های تصویر را به خوبی فیلتر MMWF (5×5) حفظ نمی‌کند، اما در کاهش نویز و بهبود کیفیت تصاویر SPECT از دیگر فیلترهای ارزیابی شده در این مطالعه بهتر بوده است.

از نتایج این مطالعه علاوه بر استفاده در مراکز پزشکی هسته‌ای، می‌توان در مطالعاتی که بر روی تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد انجام می‌شود و نیاز به پیش‌پردازش جهت کاهش نویز دارند، استفاده کرد. پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده، جهت افزایش کیفیت بصری تصاویر SPECT پرفیوژن میوکارد، پس از نویززدایی این تصاویر از تکنیک‌های شبه رنگ‌آمیزی استفاده شود.

References

1. Azizian M, Etehadtavakol M, Khanbabapour S, Baradaran A, Baradaran M, Shanei A. Classification of prostate cancerous tissues by support vector machine algorithm with different kernels from T2-weighted magnetic resonance images [in Persian]. J Isfahan Med Sch 2021; 38(602): 893-9.
2. Slomka PJ, Miller RJH, Hu LH, Germano G, Berman DS. Solid-state detector SPECT myocardial perfusion imaging. J Nucl Med 2019; 60(9): 1194-204.
3. Cherry S, Sorenson J, Phelps M. Physics in nuclear medicine. 4th ed. Philadelphia, PA: Saunders; 2012.
4. Goyal B, Dogra A, Agrawal S, Sohi BS. Noise issues prevailing in various types of medical images. Biomed Pharmacol J 2018; 11(3): 1227-37.
5. Salihin Yusoff MN, Zakaria A. Determination of the optimum filter for qualitative and quantitative ^{99m}Tc myocardial SPECT imaging. Iran J Radiat Res 2009; 6(4): 173-81.
6. Masoomi MA, Al-Shammeri I, Kalafallah K, Elrahman HMA, Ragab O, Ahmed E, et al. Wiener filter improves diagnostic accuracy of CAD SPECT images-comparison to angiography and CT angiography. Medicine (Baltimore) 2019; 98(4): e14207.
7. Sayed IS, Ismail SS. Comparison of Low-Pass Filters for SPECT Imaging. Int J Biomed Imaging 2020; 2020: 9239753.
8. Park CR, Kang SH, Lee Y. Median modified wiener filter for improving the image quality of gamma camera images. Nucl Eng Technol 2020; 52(10): 2328-33.
9. Kim ES, Lee Y, Park CR. Feasibility of MMWF noise reduction algorithm in brain SPECT images according to various reconstruction methods: A phantom study. Optik 2021; 247.
10. Khalil MM, Tremoleda JL, Bayomy TB, Gsell W. Molecular SPECT imaging: An overview. Int J Mol Imaging 2011; 2011: 796025.
11. Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL. Digital image processing using Matlab. New York, NY: Pearson Education; 2004.
12. 13. Kulkarni P, Madathil D. A review on echocardiographic image speckle reduction filters. Biomed Res 2018; 29(12): 2582-9.
13. -modified Wiener filter provides efficient denoising, preserving spot edge and morphology in 2-DE image processing. Proteomics 2009; 9(21): 4908-19.
14. Lee S, Cho H, Lee Y. High-energy industrial 2D X-ray imaging system with effective nonlocal means denoising for nondestructive testing. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip 2019; 925: 212-6.
15. Kim K, Lee Y. Effects of total variation regularization noise reduction algorithm in improved K-edge log-subtraction X-ray images with photon-counting cadmium telluride detectors. Optik 2020; 206.
16. Hore A, Ziou D. Image quality metrics: PSNR vs. SSIM. [Online]. [cited 2010]. Available from: URL: <https://projet.liris.cnrs.fr/Imagine/pub/proceedings/ICPR-2010/data/4109c366.pdf>
17. Vandenberghe S, D'Asseler Y, van De Walle R, Kauppinen T, Koole M, Bouwens L, et al. Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine. Comput Med Imaging Graph 2001; 25(2): 105-11.
18. Heller GV, Hendel RC. Nuclear cardiology: Practical applications. 2nd ed. New York, NY: McGraw-Hill Education / Medical; 2009.

Comparison of Different Denoising Filters in Myocardial Perfusion Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Images

Abdurrahim Rahimian¹, Mahnaz Etehadtavakol², Masoud Moslehi³

Original Article

Abstract

Background: Single photon emission computed tomography (SPECT) imaging is widely implemented in nuclear medicine for detecting coronary artery diseases. To increase the accuracy of the diagnosis, it is necessary to improve the quality of the SPECT images that can be degraded by noise. The aim of this study was to evaluate the effectiveness of using different filters such as Butterworth, Gaussian, Wiener with kernel sizes 3×3 and 5×5, and Median Modified Wiener Filters (MMWF with kernel sizes 3×3 and 5×5 to improve the quality of myocardial perfusion SPECT images with 99mTc-MIBI.

Methods: A Siemens Symbia T2 dual head SPECT/CT scanner equipped with a low-energy and high-resolution collimator (LEHR) was used for collecting data for this cross-sectional-applied study. The noise ratio (SNR), peak to noise ratio (PSNR) and contrast to noise ratio (CNR) were the indices used to assess the quality of the myocardial perfusion SPECT images of 30 patients after the filters mentioned above have been applied to the images.

Findings: Wiener filter with kernel size of 5×5 4.90 ± 0.69 and 2.65 ± 0.57 were found to be the highest SNR and CNR indices respectively. However, it had the lowest PSNR in the range of 29.93 ± 3.13 (dB). In addition, the highest PSNR values were associated with the Gaussian filter as 50.09 ± 10.63 (dB).

Conclusion: The results of this study show that the Wiener filter of kernel size of 5×5 outperformed the others to improve the quality of myocardial perfusion SPECT images used in this study.

Keywords: SPECT; Nuclear Medicine; Image Enhancement

Citation: Rahimian A, Etehadtavakol M, Moslehi M. Comparison of Different Denoising Filters in Myocardial Perfusion Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Images. J Isfahan Med Sch 2022; 40(683): 624-31.

1- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Associate Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Mahnaz Etehadtavakol, Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran; Email: mahetehad@gmail.com