

بهبود کیفیت تصاویر در تصویربرداری مسطح پزشکی هسته‌ای با استفاده از روش دو دامنه‌ای

عفت یاحقی^۱ و زهره امانی^۲

چکیده

تصویربرداری پلنار (مسطح) پزشکی هسته‌ای یکی از روش‌های مهم تصویربرداری جهت تشخیص ضایعات بافت و عملکرد آن می‌باشد. تحلیل و تفسیر تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای نقش بسیار مهمی در تشخیص ایفا می‌کند. این تصاویر معمولاً دارای کنتراست نسبتاً کم، نویز زیاد و ابعاد کوچک در محل آسیب‌دیدگی می‌باشند. تشخیص ناحیه آسیب در این تصاویر به کیفیت و وضوح آن‌ها بستگی دارد. به نظر می‌رسد که حذف مولفه‌های فرکانسی نویزی با استفاده از الگوریتم‌های دو دامنه‌ای، می‌تواند در کاهش نویز مفید باشد. در این تحقیق برای بهبود کیفیت به ۴۶ تصویر انتخابی از نواحی مختلف بدن، تبدیل دو دامنه‌ای اعمال شده است. نتایج بدست آمده از مقایسه تصاویر حاصل با تصاویر اولیه نشان می‌دهد که روش دو دامنه‌ای با حذف مولفه‌های فرکانس بالای تصویر در کاهش نویز و افزایش کنتراست موثر است و می‌تواند به عنوان یکی از بهترین روش‌ها در بهبود کیفیت تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای بکار رود. برای ارزیابی نتایج از نظر پزشکان متخصص در زمینه پزشکی هسته‌ای و فیزیک پزشکی استفاده شده است. نظرات افراد متخصص نشان می‌دهد که بهبود کیفیت و کنتراست تصاویر بصورت قابل توجهی افزایش یافته است.

کلیدواژه‌ها

تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای، پردازش تصویر، روش دو دامنه‌ای

۱ مقدمه

تصویربرداری مسطح پزشکی هسته‌ای یک تکنیک تصویربرداری تشخیصی است که تصاویر آن بر اساس آشکارسازی توزیع گسیل‌کننده‌های گاما از بدن بوجود می‌آید. این روش می‌تواند اطلاعات مفیدی از فیزیولوژی و عملکرد بافت‌های بدن با استفاده از چگونگی پخش رادیودارو ارائه کند [۱-۲].

این مقاله در تیرماه سال ۱۳۹۵ دریافت، در فروردین‌ماه ۱۳۹۶ بازنگری و در خردادماه همان سال پذیرفته شد.

^۱ دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک.

رایانامه: yahaghi@sci.ikiu.ac.ir

^۲ کارشناس ارشد هسته‌ای.

رایانامه: zohreamani98@gmail.com

تصاویری که به کمک سیستم تصویربرداری مسطح پزشکی هسته‌ای به دست می‌آیند، به دلیل ماهیت این تصویربرداری دارای نویز با فرکانس مکانی بالا هستند. این تصاویر به طور ذاتی از قدرت تفکیک فضایی پایین‌تر و نویز بیشتری نسبت به سیستم تصاویر MRI و CT برخوردارند. قدرت تفکیک از عوامل متعددی مانند ماهیت تصادفی استحاله هسته‌های رادیواکتیو، پراکندگی و تضعیف جریان فوتونی، برخورد فوتون به سطح کولیماتور و آشکارسازی نادرست، طول مدت اسکن، میزان دوز تزریقی به بیمار، هندسه بدن بیمار، هندسه و ساختار کولیماتور و پارامترهای قابل کنترل در تصویربرداری همانند فاصله چشمه تا آشکارساز، پنجره‌های انرژی و قدرت تفکیک انرژی دوربین گاما ناشی می‌شود [۳-۵].

تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای یکی از مهمترین راه‌های تشخیص شناسایی محل و تخمین آسیب بافت برای پزشکان هستند. پزشک

Archive of SID

فیلتر بازسازی سه بعدی تصاویر اسپکت را بررسی کردند [۱۵]. لیرا و همکارانش از فیلترهای دو و سه بعدی برای پردازش تصاویر قلب با استفاده از روش اسپکت استفاده کردند. بیشتر این مطالعات در راستای بهبود روش‌های بازسازی تصویر برای سه بعدی سازی بوده‌اند [۱۹، ۱۵].

نویز موجود در تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای معمولاً از جنس نویز پواسونی می‌باشد [۱۴، ۱۵، ۱۷]. این نوع نویز به صورت پراکنده در تصویر وجود دارد و در بین پیکسل‌های اصلی تصویر قرار می‌گیرد. این نویز در مولفه‌های بسامدهای بالای تصویر قرار می‌گیرد. برخی از صافی‌های بهبود دهنده قدرت تفکیک فضایی می‌توانند با افزایش برخی فرکانس‌ها تا حدودی از کاهش قدرت تفکیک فضایی و کنتراست جلوگیری کنند. اما در عمل تعیین دقیق فرکانسی که باید تقویت شود بسیار دشوار است و در صورت اشتباه می‌تواند موجب ایجاد اغتشاش و خطا در تفسیر نتایج شود [۳-۱]. همچنین باید توجه داشت که به دلیل ماهیت کدر بودن تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای استفاده از صافی‌ها و روش‌های رایج حذف نویز نمی‌تواند مفید باشد. به این دلیل که بسیاری از صافی‌های پس از انجام عملیات حذف نویز باعث از بین رفتن لبه‌های مهم در تصویر می‌شوند و در نتیجه نمی‌توان در تحلیل و پردازش تصاویر پزشکی از این فیلترها استفاده کرد.

انتخاب یک فیلتر استاندارد برای حذف نویز دشوار است، زیرا در صورتی که دامنه نویز و سیگنال نزدیک باشند حذف نویز با کاهش قدرت تفکیک فضایی و کنتراست تصویر همراه است. بنابراین انتخاب مناسب صافی معمولاً تجربی است و استفاده از این صافی‌ها نباید اطلاعات مربوط به این تصاویر را تغییر دهد [۱۷]. ماهیت تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای و نویز مربوط به آنها در بسیاری از مراجع بررسی شده و از روش‌های استاندارد مانند موجک، بخش بندی و فیلترهای مکانی برای کاهش نویز در آنها استفاده شده است [۲۰-۳، ۱۹-۱]. مهمترین مشکل در اعمال این الگوریتم‌ها انتخاب یک سطح آستانه مشخص برای مجموعه از تصاویر است. در طول سه دهه اخیر پژوهش‌های فراوانی در جهت بهبود روش‌های کاهش نویز در پزشکی هسته‌ای صورت گرفته و صافی‌های مختلفی نیز به کار برده شده است. اما مشکل فیلتراسیون تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای همواره پابرجاست و نیاز به پژوهش و یافتن روش‌های جدید همچنان وجود دارد.

تصویر می‌تواند درحوزه فرکانس و یا در حوزه مکانی پردازش شود. تکنیک‌های حوزه فرکانس مانند تبدیل فوریه گسسته از دیرباز برای پردازش تصاویر استفاده شده است [۱۷-۱۶]. روش‌های پردازش تصویر در حوزه مکانی، مبتنی بر تغییرات پیکسل‌ها در تصویر است. ترکیب روش‌های فرکانسی و مکانی نیز از روش‌های مهم در امر نویززدایی تصویر است. یکی از این روش‌ها، روش دو دامنه‌ای است که بر اساس تجزیه تصویر به دو قسمت فرکانس بالا و پایین با استفاده از صافی کرنل و حذف نویز قسمت فرکانس بالا با روش موجک چروکیده یا انقباضی است. با توجه به اینکه در تصاویر

برای تشخیص و درمان علاوه بر بررسی حالات عمومی بیمار، نیاز به پارامترهایی دارد که درجه آسیب و مقدار آن را مشخص کند که این اطلاعات از روی تصاویر بدست می‌آید. در حال حاضر پارامترهای بدست‌آمده به علت داده‌های نویزی تصاویر منجر به ایجاد اختلاف در پارامترهای استخراجی می‌شود که روی مراحل درمان تاثیر گذار است [۳-۲]. وجود نویز در تصویربرداری مسطح پزشکی هسته‌ای باعث افت کیفیت و کاهش وضوح تصویر دریافتی می‌شود. بدین ترتیب که با اطلاعات اصلی موجود در سیگنال بر اثر سیگنال‌های ناخواسته، محو یا کمرنگ می‌شود. ترکیب این روش با روش‌های دیگر مانند CT و سونوگرافی می‌تواند اطلاعات مناسب‌تری از بافت به پزشک بدهد در این راستا تحقیقات زیادی توسط گالدنز و همکارانش [۲-۱] و همچنین بوکی [۳] انجام شده که تصاویر بهتری بدست آمده ولی هزینه سیستم خیلی بالاست. بنابراین با عملیات پردازش تصویر بر روی این تصاویر باید نویزهای موجود در تصویر از بین بروند. برای کاهش نویز، افزایش مقدار رادیوداروی تجویز شده و یا افزایش زمان تصویربرداری می‌تواند موثر باشد و کیفیت تصاویر را بهبود بخشد ولی به دلیل خطرات مواد پرتوزا در بدن، در مقدار رادیوداروی تجویز شده محدودیت وجود دارد و یکی دیگر از روش‌های کاهش نویز محدود کردن حرکت بیمار در طول زمان تصویربرداری است که معمولاً قابل اجرا نیست. لذا همواره نویز قابل توجهی در تصاویر پزشکی هسته‌ای وجود دارد [۸-۶].

عمل حذف نویز در تحلیل تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای بسیار مهم است. وقتی نویزهای موجود در یک تصویر زیاد باشد، تحلیل و بررسی تصاویر توسط پزشک به سختی انجام می‌شود. یکی از عوامل فنی و تکنیکی که بر روی کیفیت تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای تاثیر قابل ملاحظه‌ای دارد استفاده از صافی‌های مختلف است. صافی‌ها در پردازش تصاویر کاربرد زیادی دارند و اگر صافی درست و دقیق انتخاب شود، با کاهش نویز، جزئیات از دست رفته در تصویر را جبران می‌کند و به این ترتیب تا حد زیادی می‌تواند کنتراست در تصویر را بهبود دهد [۱۲-۸].

انواع زیادی از صافی‌ها برای کاهش نویز داده‌ها، طراحی و به کار برده می‌شوند مانند صافی گابور، صافی‌های بالا و پایین‌گذر، اما غالباً میزان موفقیت آن‌ها بستگی زیادی به دامنه نسبی سیگنال و نویز دارد. معیارهای متفاوتی برای انتخاب صافی مناسب وجود دارد مانند بهبود کنتراست، قدرت تفکیک، افزایش نسبت سیگنال به نویز، صاف و نرم کردن تصویر [۱۵-۱۱]. کیفیت تصاویر و انواع صافی‌های موجود می‌تواند متعاقباً شرایط پیچیده‌ای را برای انتخاب و تنظیم فیلتر بوجود آورد [۱۶-۱۴]. مطالعات نشان داده که آشکار کردن ضایعات با انتخاب نوع صافی بستگی دارد [۱۷]. از اینرو انتخاب نامناسب صافی می‌تواند با حذف ضایعات کوچک و کاهش کنتراست موجب عدم تشخیص بیماری گردد. همینطور افزایش غیر واقعی کنتراست و ایجاد آرتیفکت نیز موجب تشخیص نادرست می‌شود. پانندی و همکارانش پارامترهای استاندارد جهت

Archive of SID

بر آن مقادیر هر پیکسل با یک تابع که وابسته به فاصله اقلیدسی و تغییرات شدت است، تغییر کند. رابطه ریاضی این صافی چنین است [۱۶-۱۵]:

$$L(x) = \frac{1}{w} \sum_{x_i \in \Omega} I(x_i) f_r(|I(x_i) - I(x)|) g_s(\|x_i - x\|) \quad (1)$$

$$w = \sum_{x_i \in \Omega} (f_r(|I(x_i) - I(x)|) g_s(\|x_i - x\|))$$

در این رابطه I تصویر اصلی، $L(x)$ قسمت فرکانس پایین تصویر، x ها مختصات هر پیکسل تصویر، Ω پنجره انتخابی با مرکزیت $I(x_i)$ و $I(x)$ شدت تصویر در هر پیکسل و در نهایت f و g توابع کرنل برای صاف کردن شدت تصویر در منطقه فضایی مورد نظر هستند. قسمت فرکانس پایین و فرکانس بالای تصویر می‌تواند با استفاده از این صافی جدا شوند. این توابع می‌توانند بصورت گوسی تعریف شوند. در این صورت رابطه (۱) به این شکل بیان می‌شود:

$$L(x) = \frac{1}{w} \sum_{x_i \in \Omega} I(x_i) \left(e^{-\frac{|I(x_i) - I(x)|^2}{2\sigma_f^2}} \right) \left(e^{-\frac{\|x_i - x\|^2}{2\sigma_s^2}} \right) \quad (2)$$

$$w = \sum_{x_i \in \Omega} e^{-\frac{|I(x_i) - I(x)|^2}{2\sigma_f^2}} e^{-\frac{\|x_i - x\|^2}{2\sigma_s^2}}$$

در این رابطه σ_f و σ_s پارامترهای تابع گوسی هستند که مقادیر آنها صاف کردن تصویر را تعیین می‌کند. x پیکسل مرکزی پنجره و x_i پیکسل‌های داخل پنجره هستند. اگر مکان هر پیکسل بصورت (i, j) در نظر گرفته شود و مختصات پیکسل‌های داخل پنجره با (k, l) نشان داده شوند، این روابط به شکل زیر نوشته می‌شوند:

$$w(i, j, k, l) = \sum_{k, l \in \Omega} e^{-\frac{|I(i, j) - I(k, l)|^2}{2\sigma_f^2}} e^{-\frac{(i-k)^2 + (j-l)^2}{2\sigma_s^2}} \quad (3)$$

$$L(i, j) = \frac{\sum_{k, l} I(k, l) w(i, j, k, l)}{\sum_{k, l} w(i, j, k, l)} \quad (4)$$

$L(i, j)$ پیکسل بدون نویز شده را مشخص می‌کند و روابط نشان می‌دهد که افزایش σ_f و σ_s سبب صاف شدن تصویر می‌شود و اگر این پارامترها خیلی بزرگ انتخاب شوند تصویر محو خواهد شد، بنابر این انتخاب این پارامترها در نتایج تاثیر دارد. استفاده از این فیلتر باعث می‌شود که مولفه فرکانس پایین L بدست آید و با کم کردن این مولفه از تصویر اصلی I تصویر فرکانس بالا H حاصل خواهد شد بطوری که داریم:

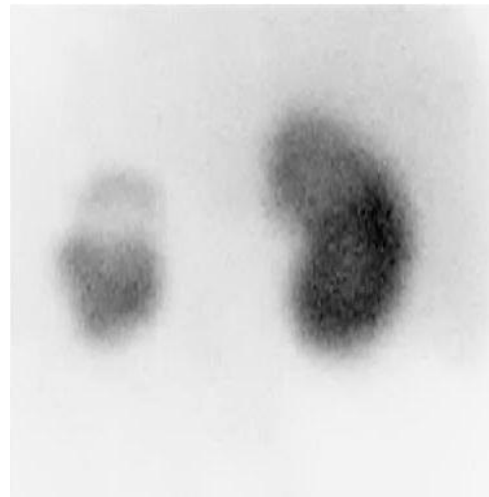
$$I = L + H \quad (5)$$

مسطح پزشکی هسته‌ای نويز در قسمت فرکانس بالای تصاویر وجود دارد [۵، ۱۵]، استفاده از روش دو دامنه‌ای می‌تواند موثر باشد. در این تحقیق با استفاده از روش دو دامنه‌ای اعمال شده بر روی تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای سعی در بهبود کیفیت آنها شده است. این تصاویر از قسمت‌های مختلف بدن تهیه شده و بعد از پردازش بوسیله متخصصین مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند.

۲ روش بررسی

۱-۲ پروتکل تصویربرداری

تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای از مرکز پزشکی هسته‌ای آریا شهر بجنورد تهیه گردیده است. برای تهیه تصاویر کلیه از رادیوداروی TC^{99m} استفاده شده است. تصویربرداری با استفاده از دوربین گامای دوسر (مدل پیکر sx300 تولید ۱۹۸۷-۱۹۹۸ Refurbished آلمان) انجام شده است. تصاویر با کولیماتور با قدرت فضایی بالا و با شرایط تجمعی یکنواخت $2/07$ تهیه شده است. تصویر برداری برای تصاویر استاتیک با شمارش حدود ۵۰۰-۸۰۰ هزار کانت، دو تا چهار ساعت پس از تزریق و برای تصاویر دینامیک به مدت ۳۰ دقیقه بلافاصله پس از تزریق انجام گرفته است. این دستگاه شامل امکانات جانبی نظیر کولیماتورهای انرژی و حساسیت بالا است که بر اساس انرژی و پرتو مورد نظر استفاده می‌شود. نمونه‌ای از این تصاویر در شکل ۱ نشان داده شده است. دیده می‌شود که تصویر نویزی و دارای کنتراست کم است.



شکل ۱ نمونه‌ای از تصویر کلیه که با رادیوداروی TC^{99m} در مرکز پزشکی هسته‌ای آریا شهر بجنورد تهیه گردیده است.

۲-۲ روش دو دامنه‌ای

فیلتر دو جانبه یکی از صافی‌های غیر خطی است که می‌تواند با حفظ لبه‌ها، نویز تصاویر را کاهش دهد. در این صافی یک پیکسل در تصویر با متوسط چند پیکسل همسایه جایگزین می‌شود. علاوه

¹integral uniformity

مولفه بدون نویز فرکانس بالا و فرکانس پایین مرحله اول تصویر
شکل ۲-ب ساخته شد.



الف



ب

شکل ۲-الف تصویر کلیه ب- تصویر پس از اعمال روش پیشنهادی با
روش دو دامنه‌ای

از مهمترین موارد مهم در این الگوریتم تعیین σ_r و σ_d است. نتایج نشان می‌دهد با افزایش آنها تصویر مات می‌شود زیرا صافی به شدت نزولی شده و پهنای باند آن کمتر شده در نتیجه پیکسل‌های تصویر یکنواخت‌تر و تصویر محوتر می‌شود. برای انتخاب بهترین σ_r و σ_d و ارزیابی تصاویر ابتدا به ازای مقادیر مختلف این پارامترها برنامه اجرا شد و تصاویر خروجی بدست آمد (شکل ۳). هرچند که با مقادیر نامساوی نیز همین نتایج حاصل شد. نتایج نشان داد که طبق پیش بینی با زیاد شدن σ_r و σ_d تصاویر مات شده‌اند. در شکل ۳-الف تا د دیده می‌شود با زیاد شدن σ_r و σ_d تصاویر به علت عبور از تابع کرنل گوسی به تدریج مات شده‌اند، بطوری که شکل ۳-د که دارای بیشترین مقادیر ($\sigma_r = \sigma_d = 7$) است مات‌ترین تصویر را ایجاد کرده‌است.

در تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای بیشتر نویز در مولفه‌های فرکانس بالا قرار دارد یعنی این مولفه شامل نویز η و سیگنال اصلی S است ($H=S+\eta$) برای جدا کردن مولفه نویز می‌توان از موجک انقباضی استفاده کرد. در این موجک مراحل زیر به ترتیب روی مولفه فرکانس بالای نویز اعمال می‌شود:

الف- تبدیل موجک فرکانس بالای تصویر بدست می‌آید.

ب- با استفاده فیلتر دو جانبه دیگر نویز تصویر با توجه به سطح آستانه λ که متناسب با σ_r و σ_d فیلتر جدید است نویز جدا می‌شود.

ج- با عکس تبدیل موجک مولفه فرکانس بالای بدون نویز ساخته می‌شود. این مراحل در رابطه (۶) آورده شده است.

$$Y = W(H), Z = D(L, \lambda), \hat{S} = W^{-1}(Z) \quad (6)$$

در این رابطه H مولفه فرکانس بالای تصویر، W تبدیل موجک گسسته، Y موجک فرکانس بالای تصویر، D فیلتر تعیین کننده سطح، λ سطح آستانه، W^{-1} عکس تبدیل موجک، \hat{S} مولفه بدون نویز است.

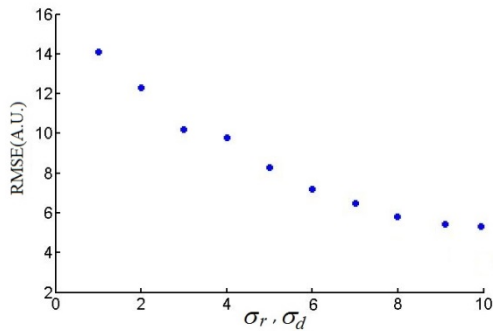
در مرحله نهایی این مولفه بدون نویز فرکانس بالا به مولفه فرکانس پایین تصویر که قبلاً جدا شده بود اضافه شده و تصویر نهایی ساخته می‌شود.

۳ نتایج

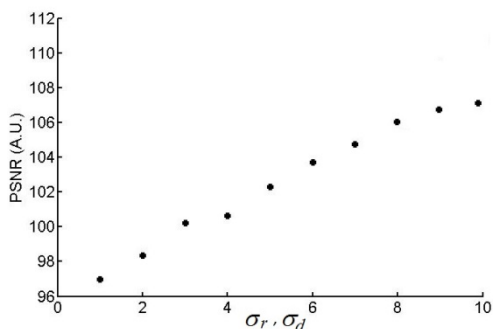
در این تحقیق برای بهبود کنتراست تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای و وضوح نواحی آسیب دیده در بافت کلیه و نواحی دیگر بدن از تبدیل دو دامنه‌ای استفاده شده است. همانطور که بیان شد در تصاویر پیکسلی فرکانس پائین دارد که اختلاف شدت روشنایی آن با پیکسل‌های مجاور شکم باشد و پیکسل با فرکانس بالا اختلاف شدت روشنایی آن با پیکسل مجاورش زیاد است و در نتیجه فیلتر پائین گذر باعث تغییرات روی فرکانس‌های بالا شده و در تصویر لبه‌ها و نویزها آرام می‌شوند و فیلتر بالاگذر تصویری تیز به ما می‌دهد. برای این منظور، تصویر مسطح پزشکی هسته‌ای مطابق بخش ۲-۱ تهیه شده و سپس تصویر با برنامه نوشته شده توسط نرم افزار (MATLAB(R 2014) باز شده و بوسیله رابطه (۲) برای تابع گوسی شکل مولفه‌های فرکانس بالا و پایین تصویر جدا شده است. تصاویر انتخابی شامل ۱۲ تصویر استاتیک از دست، ۲۵ تصویر دینامیک از کلیه و ۹ تصویر استاتیک از ناحیه تمام بدن به شکل مسطح تهیه شده‌اند. در شکل ۲-الف نمونه‌ای از تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای دو کلیه نشان داده شده است. دیده می‌شود که تصویر نویزی و بصورت نقطه نقطه است. برای حذف نویز از تصویر ابتدا تصویر به چند پنجره ۱۵ در ۱۵ تقسیم شد و صافی کرنل با σ_r و σ_d برابر ۷ به آن اعمال شد و مولفه‌های فرکانسی بالا هر پنجره جدا شد، سپس با اعمال مجدد فیلتر کرنل با همان σ_r و σ_d مولفه‌های نویزی فرکانس بالا جدا شد. از جمع

Archive of SID

است. برای مقادیر بالای σ_d و σ_r تصاویر استخراجی مات و برای مقادیر کم آنها تغییری محسوس برای حذف نویز دیده نشد. در شکل ۶ چند تصویر اصلی از ناحیه کلیه و ساخته شده با این روش نشان داده شده است. ملاحظه می شود در تصاویر ساخته شده نویز کم شده و کنتراست بهبود یافته است.



شکل ۴ تغییرات RMSE برحسب σ_r و σ_d



شکل ۵ تغییرات PSNR برحسب σ_r و σ_d

برای ارزیابی تصاویر از روش کیفی استفاده شد. در این روش تصاویر به سه متخصص پزشکی هسته‌ای و سه فیزیست نشان داده شد و نظر آنها در مورد کیفیت تصاویر ساخته شده نسبت به تصاویر اصلی خواسته شد. در جدول ۱ نتایج تفکیک شده نظرات داوران برای تصاویر نواحی مختلف بدن آورده شده است. برای جمع بندی نظرات و محاسبه درصدها از متخصصین خواسته شد که اعداد بین صفر تا ۱۰۰ برای تعیین درصد بهبودی تصاویر پس از اعمال روش پیشنهادی را انتخاب کرده و متوسط گیری این اعداد برای هر دسته تصاویر در جدول ثبت شد. نتایج جمع بندی کلی این بررسی نشان داد که متخصصین بهبود کیفیت تصاویر با روش دودامنه‌ای در حالت σ_r و σ_d بین ۲ تا ۳ را برای تصویر موجود را با درصد بالای ۹۵٪ تأیید می‌کنند. همچنین آنها بر بهبود کیفیت تصاویر بخصوص در نواحی آسیب پس از اعمال روش پیشنهادی تأکید دارند. در عین حال متخصصین تأکید دارند که به علت قدیمی بودن دستگاه و استفاده از کمترین مقدار دوز رادیودارو مطابق با بازه استاندارد، کیفیت کم تصاویر اصلی هستند و این امر باعث شده بعضی از تصاویر (مانند ۵ تصویر دیگر) پس از اعمال روش پیشنهادی نیز کیفیت لازم برای



ب

الف



د

ج

شکل ۳-الف- تصویر اصلی ب- $\sigma_r = \sigma_d = 0.17$ ج- $\sigma_r = \sigma_d = 0.17$ د- $\sigma_r = \sigma_d = 0.17$

$$\sigma_r = \sigma_d = 7 - 5 \sigma_r = \sigma_d = 3$$

برای مقایسه بهتر تصاویر و ارزیابی آنها پارامترهای $PSNR^1$ و $RMSE^2$ برای تصویر اصلی و ساخته شده به روش دو دامنه‌ای به این ترتیب محاسبه شده‌اند [۱۶-۱۵]:

$$PSNR \quad (7)$$

$$= 10 \log \left(\frac{255^2 MN}{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (I(i,j) - I'(i,j))^2} \right)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (I(i,j) - I'(i,j))^2}$$

در این معادلات I تصویر اصلی، I' تصویر ساخته شده به روش دو دامنه‌ای، M و N ابعاد تصاویر هستند. این پارامترها بیانگر کیفیت تصاویر و شباهت آنها به تصاویر اصلی هستند. شکل ۴ و ۵ تغییرات این پارامترها برحسب σ_r و σ_d را نشان می‌دهد. مطابق آنچه بیان شد با زیاد شدن σ_r و σ_d مقدار RMSE کمتر شده زیرا تصاویر محوتر شده‌اند و شباهت آنها با تصویر اولیه کمتر شده است. به همین ترتیب برای PSNR که زیاد شدن آن دلیل عدم شباهت دو تصویر است نیز دیده می‌شود که با زیاد شدن σ_r و σ_d مقدار PSNR نیز بیشتر می‌شود. همچنین منحنی‌ها نشان می‌دهند برای مقادیر بزرگ σ_r و σ_d تغییرات این پارامترها محسوس نیست. برآورد تجربی روی تصاویر موجود نشان می‌دهد که بهترین مقدار σ_r و σ_d برای این مجموعه تصاویر بین ۲ تا ۳ است که در مرجع [۱۶] نیز همین مقدار توصیه شده است. این محاسبات برای ۴۶ تصویر نمونه انجام شده و نتایج حاصل نشان داد که بهترین مقدار σ_r و σ_d برای این مجموعه تصاویر نیز بین ۲ تا ۳

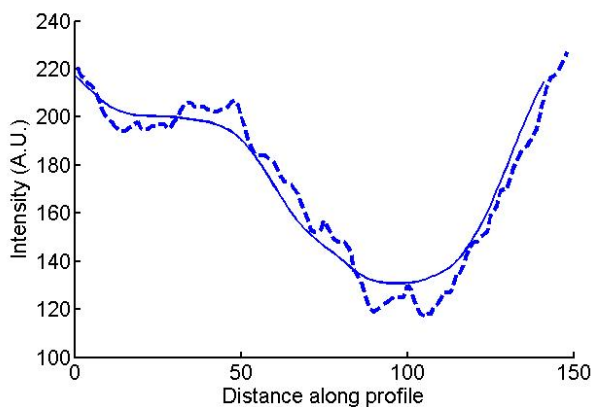
¹Peak Signal to Noise Ratio

²Root Mean Square Error

Archive of SID

در ادامه برای بررسی چگونگی تغییرات پیکسل‌ها، خط پروفایل در شکل ۷ برای مسیر AB و A_1B_1 نشان داده شده در شکل ۶ ردیف سوم رسم شده است. در شکل ۷ دیده می‌شود که در پروفایل صاف شده توسط الگوریتم پیشنهادی، نوسانات پیکسل‌ها از بین رفته و منحنی حاصل صاف‌تر (خط توپر) از خط پروفایل تصویر اولیه (خط چین) است. این نوسانات در تصویر به شکل نقطه نقطه ظاهر می‌شود که از نظر پزشکی یک ایراد محسوب می‌شود و اجرای الگوریتم پیشنهادی این عیب را برطرف کرده است.

مقایسه روش پیشنهادی با روش‌های استاندارد حذف نویز مانند فیلتر پایین‌گذر و تبدیل موجک نشان می‌دهد که در این روش‌ها، معیار حذف نویز، استفاده از یک حد آستانه بر اساس الگوریتم انتخابی است و برای تصاویر مختلف نیاز به انتخاب آستانه‌های متفاوت است تا بهترین تصویر از نظر پزشکی حاصل شود. در شکل ۸ نتایج اجرای الگوریتم حذف نویز با روش موجک برای شکل ۱ با دو آستانه مختلف ۱۰ و ۴۰ نشان داده شده است. در شکل دیده می‌شود که سطح آستانه در کیفیت تصویر موثر است. همچنین اجرای الگوریتم موجک روی تصاویر مختلف نشان می‌دهد که تعیین سطح آستانه یکسان برای تصاویر مختلف که بتواند نتایج مطلوبی را به پزشک نشان دهد، کار دشواری است. این امر باعث می‌شود که الگوریتم‌های استاندارد موجود برای استفاده کاربر آسان نباشد. ولی در روش پیشنهادی که اساس آن حذف فرکانس بالای تصویر در دو مرحله است، این مشکل وجود ندارد.



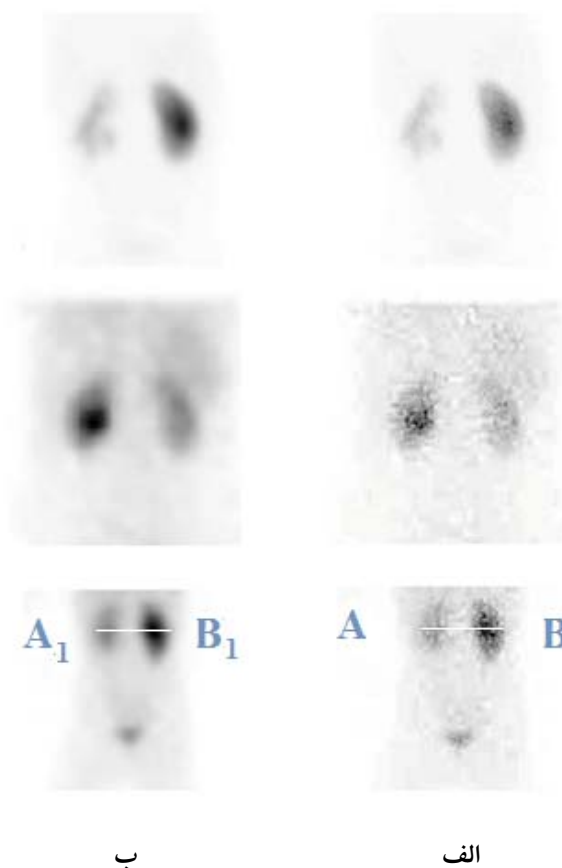
شکل ۷ خط پروفایل برای بررسی تغییرات پیکسل‌ها در تصویر اولیه (خط چین) و در تصویر ساخته شده با الگوریتم پیشنهادی (خط معمولی)

تشخیص را نداشته باشد، ولی مقایسه آنها با تصاویر اولیه نشان می‌دهد که بهبود کیفیت آن‌ها مورد تأیید است.

جدول ۱ جمع بندی نظرات متخصصین

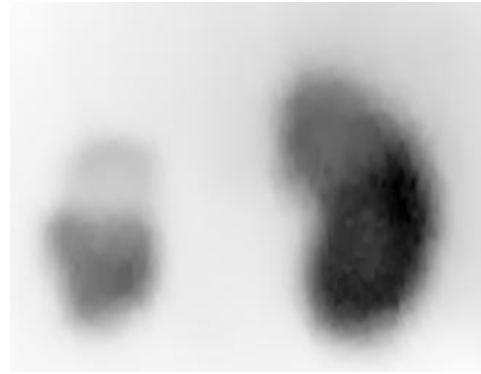
درصد تأیید تصویر بازسازی شده توسط داور	گروه الف*	گروه ب**	گروه ج***
۱	%۸۳	%۷۹	%۹۱
۲	%۹۴	%۹۳	%۹۵
۳	%۹۷	%۹۴	%۹۱
۴	%۹۶	%۹۳	%۹۸
۵	%۸۵	%۸۱	%۹۰
۶	%۷۹	%۷۴	%۸۹

*گروه الف- تصاویر استاتیک از دست (۱۲ عدد) ** گروه ب - تصاویر دینامیک از کلیه (۲۵ عدد) ***گروه ج - تصاویر استاتیک از ناحیه تمام بدن (۹ عدد)

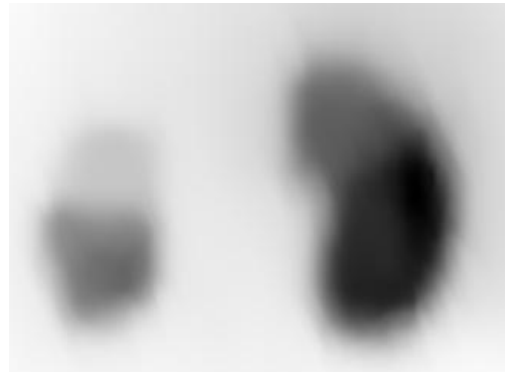


شکل ۶ الف تصویر اصلی و ب- تصاویر پس از اعمال روش پیشنهادی. تصاویر در ردیف اول نارسایی کلیه سمت چپ مشهود است، در تصاویر ردیف دوم انباشتگی ماده پرتوزا در کلیه سمت چپ دیده می‌شود که احتمالاً ناشی از گرفتگی معرا می‌باشد و در تصاویر ردیف سوم انباشتگی مواد پرتوزا در کلیه راست و چپ و مثانه نشان داده شده است.

- [1] Galdames F. J., P´erez C. A., Est´evez P. A., Held C. M., Segmentation of Renal SPECT Images Based on Deformable Models, in: SURGETICA'2005, Computer-Aided Medical Interventions: tools and applications, Chamb´ery, France, pp. 89–96, 2005.
- [2] IAEA-TECDOC-1597, Clinical Applications of SPECT/CT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System, Nuclear Medicine Section International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 2008.
- [3] O'Conner M.K., Kemp B.J., Single-photon emission computed tomography/computed tomography: basic instrumentation and innovations, SeminNucl Med Vol. 36 ,pp. 258–266, 2006.
- [4] Walimbe V., Zagrodsky V., Raja S., Jaber W. A., DiFilippo F. P., Garcia M. J., Brunken R. C., Thomas J. D., Shekhar R., Mutual information-based multimodality registration of cardiac ultrasound and SPECT images: a preliminary investigation, Int. J. of Cardiovascular Imaging, Vol. 19 (6) , pp.483–494,2003.
- [5] Gilland D. R., Benjamin M. W. Tsui, William H. McCartney, J. Randolph Perry, and Jan Berg Determination of the Optimum Filter Function for SPECT Imaging, J Nucl Med 29:643–650, 1988.
- [6] Li, G. & Miller, R.W., Volumetric Image Registration of Multi-modality Images of CT, MRI and PET, Biomedical Imaging, Youxin Mao (Ed.), 2010, ISBN: 978-953-307-071-1.
- [7] Toprak, A. and Guler, I. Suppression of Impulse Noise in Medical Images with the Use of Fuzzy Adaptive Median Filter. Journal of Medical Systems, Vol. 30, pp. 465–471, 2006.
- [8] Zitova, B. and Flusser J., Image Registration methods: a survey. Image and Vision Computing., Vol 21, pp. 977–1000, 2003.
- [9] Olumi SH, Rajabi H, Zakavi SR, Hajizadeh E, Ghiasi HR. Quantitative assessment of conventional and modern denoising on nuclear medicine images. IJMP.,pp. 35-22,2006.
- [10] Zeng GL, Galt GR, Wernick MN, Mintzer RA, Aarsvold JN., Single Photon Emission Computed Tomography (Chapter 7). The Fundamentals of PET and SPECT. Elsevier Academic Press, pp.127–152, 2004.
- [11] King MA, Long DT and Brill BA. SPECT volume quantitation: influence of spatial resolution, source size and shape and voxel size. Med Phys.; 18(5): 1016–1023 و 1991.
- [12] Knoll P, Mirzaei S, Mullner A, Leitha T, Koriska K, Kohn H, Neumann M. An Artificial neural net and error back propagation to reconstruct single photon emission computerized tomography data, Med Phys Vol.26: pp.244–248, 1999.



الف



ب

شکل ۸ حذف نویز با روش موجک برای شکل ۱ با دو آستانه مختلف الف- ۱۰ و ب- ۴۰

۴ بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق از روش دو دامنه‌ای برای بهبود کیفیت تصاویر مسطح پزشکی هسته‌ای استفاده شده است. با توجه به هزینه زیاد تهیه دستگاه‌های پزشکی لازم است که از روش‌های مختلف پردازش تصویر جهت بهبود کیفیت تصاویر دستگاه‌ها استفاده شود. در این تجهیزات نرم افزار مناسبی برای استفاده پزشکان تهیه شده، ولی لازم است که روش‌های جدیدتر برای ارتقا تصویر به آنها اضافه شود. با توجه به نتایج بدست آمده در این مطالعه، به نظر می‌رسد که تبدیل دو دامنه‌ای می‌تواند باعث کاهش نویز در تصاویر پزشکی هسته‌ای شود. انتظار می‌رود که نتایج بتواند در پژوهش و پزشکی کاربرد داشته باشد.

۵ تشکر و قدردانی

در این تحقیق از همکاری مسئولین مرکز پزشکی هسته‌ای آریای شهر بجنورد و همچنین از آقایان دکتر اکبرپور و دکتر رویین‌تن که در تهیه تصاویر و دکتر غلامی، دکتر مومن‌نژاد، دکتر ناصری و دکتر زکوی که در تفسیر تصاویر یاری نمودند، صمیمانه سپاسگزاری می‌گردد.

- [13] Suzuki S. Spatially limited filters for the two-dimensional convolution method of reconstruction, and their application to SPECT. *Phys Med Biol*, Vol. 37, pp. 37-52, 1992.
- [14] Lyra M. and Ploussi A., Filtering in SPECT image reconstruction, *International Journal of Biomedical Imaging*, vol.2011, Article ID 693795, pp.1-14, 2011, doi:10.1155/2011/693795
- [15] Pandey A.K, Pant G.S and Malhotra A. Standardization of SPECT filter parameters. *Ind J Nucl Med.*, Vol.19(2), pp. 30-35. 2004.
- [16] Knaus C., Zwicker M. Dual-domain image denoising. 20th IEEE International Conference on Image Processing (ICIP), 2013. DOI: 10.1109/ICIP.2013.6738091.
- [17] Buades A., Coll B., and Morel J.M. A review of image denoising algorithms, with a new one, *Multiscale Modeling and Simulation*, Vol. 4(2), pp. 490-530, 2005.
- [18] Yan Y. and Zeng G. L., Scatter and blurring compensation in inhomogeneous media using a post processing method, *International Journal of Biomedical Imaging*, pp.1-11, 2008.
- [19] Lyra, M. , Ploussi A., Rouchota M and Synefia S., Filters in 2D and 3D Cardiac SPECT Image Processing, *Cardio Res Pract.*, pp:1-11, 2014, doi: 10.1155/2014/963264
- [20] Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt JR E. M., Boone J. M., *The Essential Physics of Medical Imaging*, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2012.



عفت یاحقی فارغ‌التحصیل رشته مهندسی برق-مخابرات از دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی در مقطع کارشناسی و فارغ‌التحصیل رشته مهندسی هسته‌ای-پروتوپزشکی در مقطع کارشناسی ارشد و دکتری از دانشگاه صنعتی امیرکبیر هستند. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان، محاسبه

آسیب و عیب‌یابی در جوشکاری، MRI بافت در تصویربرداری صنعتی با استفاده از پردازش تصویر و سیگنال و همچنین تخمین و پیش‌بینی آلودگی‌های زیست‌محیطی است.



زهره امانی فارغ‌التحصیل رشته فیزیک هسته‌ای در مقطع کارشناسی از دانشگاه آزاد مشهد و در مقطع کارشناسی ارشد از دانشگاه آزاد واحد غرب هستند. زمینه تحقیقاتی ایشان بررسی آسیب بافت در تصاویر پزشکی هسته‌ای با استفاده از الگوریتم‌های ریاضی است.