

نشریه تابش و فناوری هسته‌ای، سال اول، شماره ۲، پاییز ۱۳۹۳

بررسی تغییرهای کیفیت تصاویر اسپکت قلب با افزایش مجازی تعداد نماها، مطالعه ای با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

مریم رضایی^۱، حسین رجبی^{۲*}، محمدعلی عسکری^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

^۲ دانشیار، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

^۳ دانشجوی دکتری، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

(تاریخ دریافت مقاله: ۹۳/۶/۵ - تاریخ پذیرش مقاله: ۹۳/۸/۱۵)

چکیده

در این مطالعه که با استفاده از شبیه سازی مونت کارلوانجام شده، با فرض ثابت بودن شمارش کل تأثیر افزایش تعداد نماها از ۳۲ به ۶۴ بر پارامترهای کیفیت تصویر مورد بررسی قرار گرفته است. برای انجام شبیه‌سازی از فانتوم دیجیتال انسان نما NCAT و کد (SimSET) استفاده گردید. سه دسته تصویر از هر یک از فانتوم‌ها تهیه شد. در تصویربرداری اول ۳۲ نما با شمارش متوسط صد هزار به عنوان تصاویر شاهد، در تصویربرداری دوم ۶۴ نما با شمارش پنجاه هزار به عنوان تصاویر آزمون تهیه شد. جهت تولید تصاویر مرجع با نویز کم، در تصویربرداری سوم ۶۴ نما با شمارش متوسط ششصد هزار تهیه شد. در پایان همه تصاویر به روش FBP بازسازی شدند و پارامترهای رزولوشن، کنتراست و نسبت سیگنال به نویز در هر تصویر، جهت مقایسه محاسبه گردید. با افزایش تعداد نماها با ثابت نگه داشتن زمان تصویربرداری، در تصاویر بازسازی شده بهبود محسوس در کنتراست دیواره به حفره و دیواره به زمینه مشاهده شد. نسبت سیگنال به نویز اما کاهش داشت. نتایج مقایسه رزولوشن با استفاده از FWHM نیز بهبود محسوس در رزولوشن نشان داد. با توجه به تئوری بازسازی FBP و تأثیر تعداد نما در تصویر بازسازی شده، بهبود کنتراست تصویر با افزایش تعداد نماها قابل انتظار بود. با توجه به اینکه ثبت تصاویر در پزشکی هسته‌ای از آمار پواسون پیروی می‌کند لذا کاهش سیگنال به نویز با کاهش تعداد فوتونها اتفاق می‌افتد. کاهش تعداد فوتونها باعث ایجاد محوشدگی در تصویر بازسازی شده می‌شود که این محوشدگی با افزایش تعداد نماها جبران می‌گردد لذا بهبود محسوس در FWHM مشاهده شد. بدین صورت می‌توان با ثابت نگه داشتن شمارش کل فوتونها و افزایش نماها، بدون افزایش زمان تصویربرداری، بهبود کنتراست را در اسپکت قلب ایجاد کرد در حالی که در رزولوشن نیز بهبود ایجاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی: اسپکت قلب، رزولوشن، کنتراست، سیگنال به نویز، NCAT

* مؤلف مسؤل: تهران، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده علوم پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، کدپستی: ۱۴۱۱۷۱۳۱۱۶.

پست الکترونیکی: hrajabi@modares.ac.ir

۱. مقدمه

در حالی که بیش از چهار دهه از ابداع تصویربرداری خون-رسانی قلب (myocardial perfusion scan) با سیستم اسپکت (Single Photon Emission Computed Tomography) می‌گذرد، هنوز تصاویر این تکنیک از کیفیت مطلوب برخوردار نیستند و بهبود کیفیت تصاویر همچنان موضوع بحث و تحقیق است [۱]. اما عمده تحقیق‌ها در دو بخش سخت افزاری و نرم افزاری تمرکز یافته‌اند و کمتر تحقیقی در مورد اصلاح پروتکل‌های تصویر برداری صورت گرفته است. در حال حاضر پروتکل رایج تصویربرداری طبق دستورالعمل ارائه شده توسط انجمن کاردیولوژی هسته‌ای آمریکا است [۲]. در این پروتکل ۳۲ تصویر در یک قوس ۱۸۰ درجه (از ۴۵ درجه راست قدامی تا ۴۵ درجه چپ خلفی) یعنی یک تصویر (projection) در هر ۵/۶ درجه تهیه می‌شود. اما یکی از دلایل عمده پایین بودن کیفیت تصاویر تعداد کم نماها است و اگر تعداد نماها افزایش یابد باعث افزایش رزولوشن تصاویر نهائی خواهد شد [۳]. اما افزایش تعداد نماها مستلزم افزایش طول زمان تصویر برداری است. افزایش طول زمان تصویر برداری نیز احتمال حرکت بیمار در مدت تصویر برداری را افزایش می‌دهد و می‌تواند اثر مخربی بر کیفیت تصاویر داشته باشد [۴]. از طرف دیگر افزایش طول مدت تصویر برداری با افزایش هزینه مواجه است که از نظر اقتصادی چندان مورد استقبال نمی‌باشد. یک روش تئوریک برای حل این مشکل افزایش تعداد نماها به صورت مجازی است. یعنی ایجاد نماهای واسط بین هر دو نمای مجاور. در این تحقیق قصد بر آن است که به جای ۳۲ نما، در همان محدوده زاویه‌ای و بدون افزایش زمان تصویر برداری تعداد نماها را به ۶۴ افزایش دهیم و دو تصویر حاصل از روش سنتی و این روش را با هم مقایسه نماییم. بدیهی است که در

روش پیشنهادی تعداد نماها دو برابر اما شمارش متوسط برای هر نما به نصف کاهش می‌یابد.

در حله اول ممکن است به نظر برسد که نباید تفاوتی بین دو روش مشاهده گردد. زیرا تعداد کل فوتون‌های جمع آوری شده در هر دو حالت یکسان و در نتیجه حجم اطلاعات ثبت شده یکسان می‌ماند و در نسبت سیگنال به نویز نیز تفاوتی ایجاد نمی‌شود زیرا افزایش این نسبت به دلیل افزایش تعداد تصاویر با کاهش نسبی شمارش در هر تصویر خنثی می‌شود. اما باید توجه داشت با وجود ثابت ماندن زمان و شمارش کلی، نحوه جمع آوری داده‌ها متفاوت هستند. اولاً در دو حالت فوق زوایای تصویر برداری یکسان نیستند، لذا اطلاعات جمع آوری شده نیز کاملاً یکسان نیستند. در این ارتباط باید توجه داشت که علاوه بر تفاوت آناتومیکی در زوایای دید متفاوت، تأثیر عوامل مخرب همانند تضعیف و پراکندگی نیز در زوایای مختلف یکسان نیست. این عوامل فیزیکی حتی بر نسبت سیگنال به نویز نیز در زوایای مختلف می‌تواند تأثیر متفاوت داشته باشند. نکته قابل توجه دیگر در این ارتباط تفاوتی است که به هر صورت در مرحله بازسازی به علت افزایش تعداد نماها بوجود می‌آید. بدیهی است پاسخ به این سؤال نیاز به تحقیق و در نظر گرفتن تمام شرایط عملی دارد.

هدف از تحقیق حاضر پاسخ به این سؤال است که آیا تأثیر عوامل فیزیکی بر کیفیت تصویر در دو روش فوق قابل ملاحظه یا این اثر نا محسوس و قابل صرف نظر است؟ پاسخ به این سؤال نیاز به بررسی جامع و کامل هر یک از دو روش دارد و بدیهی است که چنین مطالعه‌ای با استفاده از تصاویر واقعی امکان پذیر نیست. زیرا اولاً تصویر مرجع در مورد انسان قابل استخراج نیست. لذا در مقایسه دو سری تصویر جهت مثبت یا منفی تغییرات قابل تعیین نیست و فقط می‌توان تفاوت دو سری تصویر را محاسبه کرد که در عمل قابل نتیجه گیری نخواهد

و ۳۲، انجام گردید. جهت تولید تصاویر بدون نویز مرجع، تصویر برداری فوق با تعداد کل ۳,۰۰۰,۰۰۰,۰۰۰ هیستوری (متوسط تعداد فوتون در هر نما ۵۰۰ هزار) و ۱۸۰ نما انجام شد. در پایان همه تصاویر به روش FBP^2 بازسازی گردید. پارامترهای فیلتر Butterworth برای بازسازی، با توجه به مقادیر مورد استفاده برای بیمار نرمال در کلینیک، یعنی $cutoff = 0/44$ و $order = 8$ استفاده شد.

۳.۲. محاسبه نسبت سیگنال به نویز: پس از بازسازی

تصاویر به روش FBP ، تعداد شمارش کل در هر یک از مقاطع بازسازی شده (m_i) محاسبه گردید و نسبت انحراف معیار به میانگین در هر تصویر مقطعی بازسازی شده به عنوان برآوردی از SNR ، محاسبه گردید. رابطه زیر برآورد نسبت SNR^3 را بدست می‌دهد.

$$SNR = 100 \times \frac{SD(m_i)}{Mean(m_i)} \quad (1)$$

با توجه به این که شمارش فوتونها از توزیع آماری پواسون پیروی می‌کند لذا خواهیم داشت:

$$SD = \sqrt{Mean} \quad (2)$$

بدین ترتیب نسبت SNR از رابطه زیر به دست می‌آید [۹-۱۱]:

$$SNR = \frac{1}{\sqrt{Mean}} \quad (3)$$

۴.۲. محاسبه کنتراست: در تصاویر بازسازی شده از مقاطع

SA (Short Axis)، مرز خارجی عضله بطن چپ و داخل بطن مشخص و با استفاده از آن‌ها متوسط شمارش در ناحیه عضله بطن چپ به شمارش متوسط در داخل بطن در تصاویر آزمون به عنوان کنتراست دیواره به حفره در نظر گرفته شد. جهت پرهیز از خطاهای انسانی هر اندازه‌گیری روی ۵ مقطع مختلف تکرار شد. اگر شمارش دیواره را با C_w و شمارش حفره را با C_c نشان دهیم از رابطه زیر برای محاسبه کنتراست دیواره به

بود. ثانيا طول مدت تصویر برداری در حدود ۳۰ دقیقه است که در این مدت توزیع ماده رادیو اکتیو در بدن تغییر می‌کند و لذا تصویر دوم با تصویر اول می‌تواند تفاوت محسوس داشته باشد. به‌علاوه در تصویر برداری دوم احتمال حرکت در بیمار افزایش می‌یابد که این خود می‌تواند موجب تفاوت بیشتر در تصاویر گردد. لذا این مطالعه فقط می‌تواند با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو^۱ و فانتوم‌های انسانی صورت گیرد.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. فانتوم انسانی: در این مطالعه از فانتوم تنه دیجیتال

انسان نمای NCAT استفاده شده است [۵]. این فانتوم که با استفاده از تصاویر سی تی اسکن انسان تهیه شده با روش‌های ریاضی قادر به تولید نقشه آناتومی بدن با رزولوشن و اندازه دلخواه است. در این تحقیق فانتوم مرد و زن به ترتیب با اندازه قد ۱۸۰ سانتیمتر و ۱۶۵ سانتی متر با رزولوشن ۱/۵۶ میلی‌متر و در سه سایز چاق، متوسط و لاغر (در مجموع ۶ فانتوم) تولید خواهند شد. میزان توزیع اکتیویته در قلب و ارگان‌های دیگر، بر اساس نتایج مطالعات بالینی قرار داده شد [۸-۶].

۲.۲. تصویر برداری: در این تحقیق سیستم تصویر برداری

infinia (جنرال الکتریک، آمریکا) مدل قرار گرفت. برای شبیه سازی از کد SimSET نسخه ۲,۶,۲,۶ جهت شبیه سازی مونت کارلو استفاده گردید. این کد توانایی شبیه سازی تمامی رویدادها و برخوردهای لازم را با دقیق‌ترین مدل فیزیکی دارا می‌باشد. در شبیه سازی تمام رویدادهای فوتونی در نظر گرفته شد. تعداد فوتون هیستوری به گونه ای تنظیم شد که متوسط تعداد فوتون‌ها در هر نما پنجاه هزار و صد هزار باشد. تصویربرداری در ۱۸۰ درجه در اطراف بدن و تعداد نمای ۶۴

3- Signal-to-Noise Ratio

1- Monte Carlo simulation

2- Filtered Back Projection

(شاهد) و تصاویری که با پروتکل پیشنهادی تهیه شده بودند در گروه دیگر (آزمون) قرار داده شدند. برای هر یک از دو گروه سه شاخص نسبت سیگنال به نویز، کنتراست و رزولوشن محاسبه گردید در فرض اول ارزش هر سه شاخص فوق یکسان تلقی شده و حاصل ضرب این سه شاخص برای هر تصویر محاسبه و تمام اعداد مربوط به یک سری از تصاویر به عنوان نتایج یک گروه در نظر گرفته شدند و تفاوت نتایج گروه‌ها با آزمون t-test مزدوج مورد مقایسه قرار گرفت.

۳.۱. سیگنال به نویز: نسبت سیگنال به نویز در سه مقطع (SA، HLA و VLA) قلب مورد بررسی قرار گرفت و نتایج حاصل در نمودارهای ۱، ۲ و ۳ نشان داده شده است. این نسبت‌ها با استفاده از رابطه (۳) در تمام مقاطع بازسازی شده محاسبه شده و میانگین گرفته شده است. کاهش تعداد فوتونهای ثبت شده موجب کاهش این نسبت می‌گردد.

C_c نشان دهیم از رابطه زیر برای محاسبه کنتراست دیواره به حفره استفاده می‌شود.

$$C = 100 \times (C_w - C_c) / (C_w + C_c) \quad (4)$$

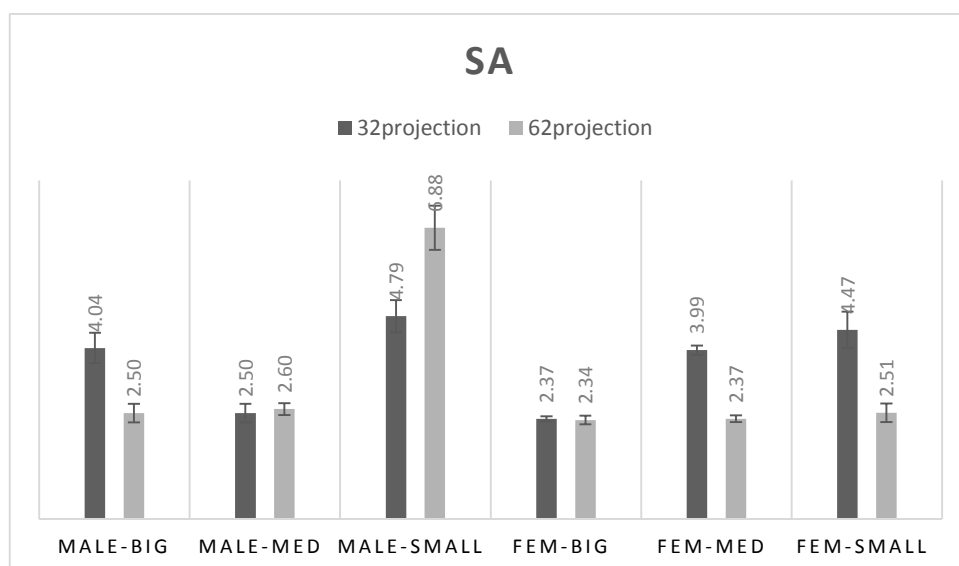
همچنین با استفاده از فرمول زیر، کنتراست دیواره به زمینه نیز محاسبه می‌گردد [۱۲-۱۳].

$$C = 100 \times (C_w - C_{bg}) / (C_w + C_{bg}) \quad (5)$$

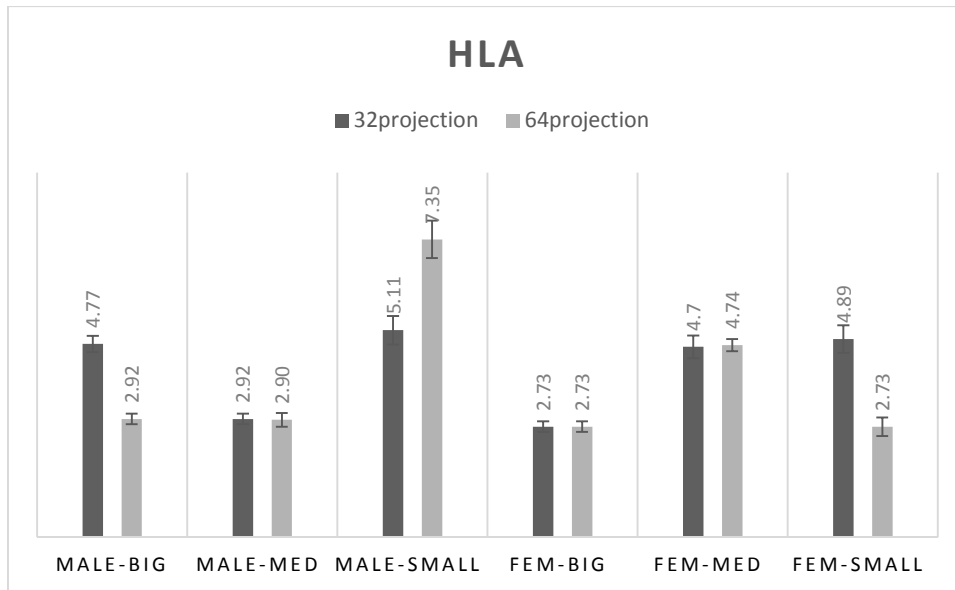
۵.۲. محاسبه رزولوشن: برای برآورد رزولوشن در روش پیشنهادی، شبیه‌سازی بر روی یک فانتوم میله‌ای دیجیتال با ضخامت ۱/۵۶ میلی‌متر با دو روش مرسوم و پیشنهادی انجام گردید. پس از بازسازی تصاویر مقطعی، یک پروفایل خطی بر مقطع بازسازی شده SA رسم شد. با برازش منحنی گاوسی بر نقاط و محاسبه FWHM در منحنی مربوطه برای هر دو روش، برآوردی از رزولوشن به دست آمد [۱۴-۱۶].

۳. نتایج

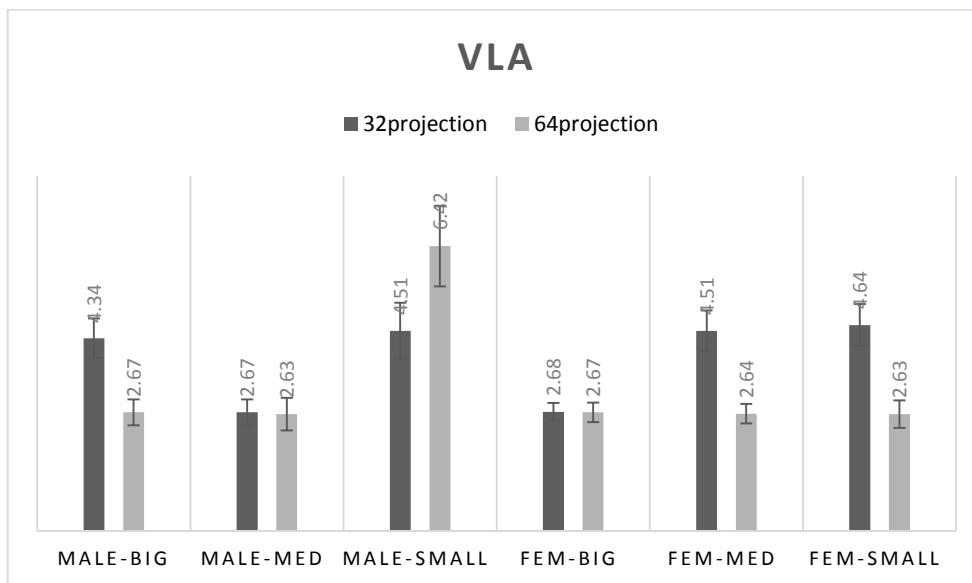
تصاویر بازسازی شده با پروتکل رایج در یک گروه



نمودار ۱. مقایسه نسبت سیگنال به نویز برای مقطع SA



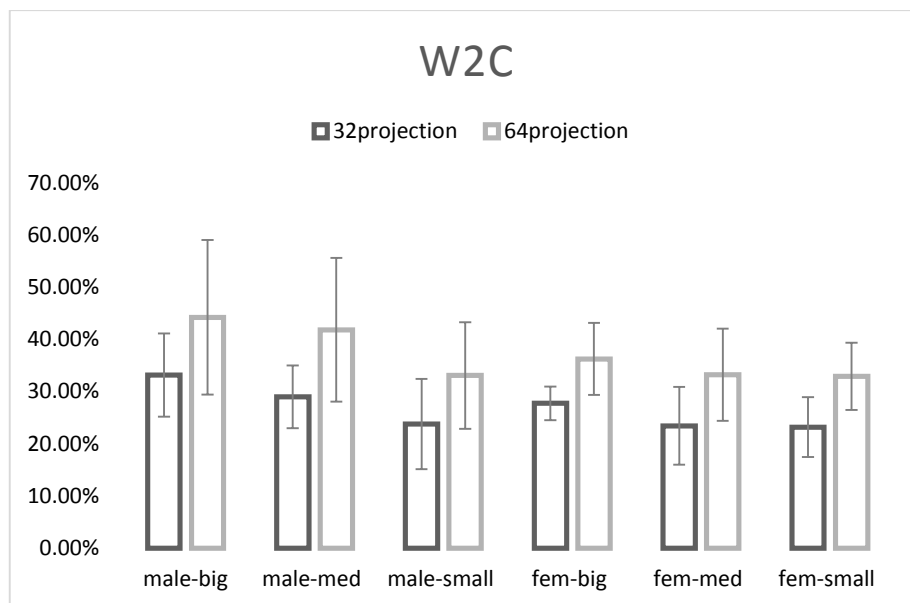
نمودار ۲. مقایسه نسبت سیگنال به نویز برای مقطع HLA



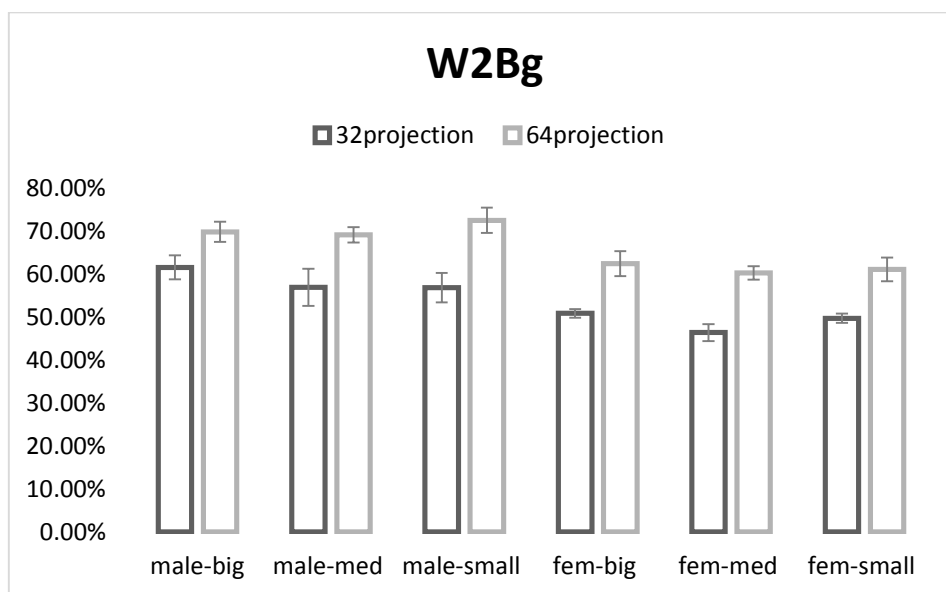
نمودار ۳. مقایسه نسبت سیگنال به نویز برای مقطع VLA

میانگین گیری شد. نمودار ۴ و ۵ نشان دهنده اختلاف بین کنتراست‌ها در دو حالت مورد بحث می‌باشد.

۲.۳. کنتراست: با استفاده از روابط (۴) و (۵) کنتراست محاسبه گردید. به دلیل اینکه ROI روی مرز دیواره به صورت دستی رسم شد، برای کاهش خطا این کار ۵ بار انجام شد و



نمودار ۴. مقایسه کنتراست دیواره به حفره



نمودار ۵. مقایسه کنتراست دیواره به زمینه

استفاده از رابطه محاسبه گردید. دلیل برازش منحنی گاوسی این است که بطور کلی اثر برآیند تمام عوامل مؤثر بر پهن شدگی تصویر، گاوسی می باشد.

$$FWHM = 2\sqrt{2 \ln(2)} \sigma \quad (۶)$$

۳.۳. رزولوشن: رزولوشن تصاویر در چهار دیواره قلب (Anterior, Inferior, lateral, Septal) محاسبه شد و نتایج در جدول ارائه شده است. کنتراست‌ها پس از رسم پروفایل خطی بر دیواره های مقطع SA و برازش منحنی گاوسی، FWHM با

جدول ۱. مقادیر رزولوشن در دو روش مرسوم و پیشنهادی

gender	lateral32	anterior32	septal32	inferior32	lateral64	anterior64	septal64	inferior64
male.big	۲۹,۰۰	۲۹,۳۷	۲۹,۵۰	۲۵,۶۲	۲۷,۰۰	۳۰,۳۵	۲۵,۷۴	۲۵,۹۰
male.med	۳۲,۲۶	۳۱,۶۳	۲۸,۶۰	۲۷,۷۰	۲۹,۶۵	۳۱,۲۰	۲۵,۵۵	۲۸,۴۲
male.sm	۳۲,۵۵	۳۳,۶۱	۳۰,۶۳	۳۰,۸۸	۳۰,۰۰	۳۳,۱۶	۲۷,۱۹	۳۱,۱۷
fem.big	۳۵,۶۴	۲۹,۰۰	۳۲,۶۰	۲۶,۰۰	۳۱,۵۸	۲۸,۵۰	۲۶,۴۷	۲۷,۹۰
fem.med	۴۴,۲۹	۳۲,۷۸	۳۷,۸۶	۳۰,۴۸	۳۶,۶۳	۳۰,۹۵	۳۳,۸۵	۳۰,۲۲
fem.sm	۳۸,۸۸	۳۳,۸۳	۳۵,۹۰	۲۹,۷۵	۳۵,۵۶	۳۱,۰۰	۳۰,۸۰	۲۹,۵۰

۴. بحث و بررسی

بررسی نسبت سیگنال به نویز: نمودارهای ۱، ۲ و ۳ حاکی از تفاوت معنی‌داری میان دو روش پیشنهادی و مرسوم است. که این تفاوت نتیجه افزایش میزان نویز و یا به عبارتی دیگر کاهش نسبت سیگنال به نویز در تصاویر حاصل از روش پیشنهادی است. در ارتباط با چرایی این رویداد، می‌توان به وجود فوتون‌های پراکنده اشاره کرد که سبب ایجاد رویدادهای زمینه شده و در تمام تصویربرداری پزشکی هسته‌ای به خصوص تصویربرداری اسپکت مزاحم هستند. تضعیف فوتون‌های ^{99m}Tc در ضخامت بیست تا سی سانتی متری از بدن انسان صورت می‌گیرد و تقریباً تمام فوتون‌های ضعیف شده بیشتر از اینکه به طور کامل جذب شوند، پراکنده می‌شوند. وجود این فوتون‌های پراکنده در هر دو روش ارائه شده بدیهی است، پس شاید نتوان از آن به عنوان اصلی‌ترین عامل این تفاوت نام برد. اما دومین دلیل و شاید اصلی‌ترین دلیل، مربوط به ماهیت آماری پدیده‌های تابش، جذب و آشکارسازی فوتون‌های گاما می‌شود. این ماهیت آماری سبب می‌شود تا شمارش

ثبت شده در پیکسل‌های یک تصویر (با وجود توزیع یکنواخت ماده رادیواکتیو در چشمه)، یکسان نباشند. این نوع عدم قطعیت و خطای تصادفی در مقدار عددی پیکسل‌ها، نویز نامیده می‌شود. این نویز که از توزیع پواسون تبعیت می‌کند، دارای دامنه‌ای متناسب با جذر متوسط شمارش در هر پیکسل است. لذا کاهش نسبت سیگنال به نویز با کاهش تعداد فوتون‌ها اتفاق می‌افتد. از این رو شاهد نسبت سیگنال به نویز بهتری در پروتوکل مرسوم (۳۲ نما، ۱۰۰ کیلو کانت در هر نما) به لحاظ تعداد فوتون‌های ثبت شده بیشتر در هر نما، نسبت به پروتوکل پیشنهادی (۶۴ نما، ۵۰ کیلوکانت در هر نما) هستیم.

۴.۱. کنتراست

نمودار ۴ و ۵ نشان دهنده این واقعیت هستند که، افزایش تعداد نماها منجر به بهبود در کنتراست می‌شود. با توجه به اینکه با مقایسه میانگین‌های کنتراست دیواره به حفره در آقایان نسبت به خانوم‌ها بهبود بیشتری مشاهده شد، و با در نظر گرفتن این مهم که در روش مرسوم نیز با توجه به بافت پستان در خانوم‌ها

۵. نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده در این مطالعه، بیانگر این است که کیفیت تصویر اسپیک قلب با تغییر در پروتوکل تصویربرداری، تغییر می‌کند. جهت قضاوت در مورد کیفیت تصویر باید یک تعادل میان نویز، رزولوشن فضایی و کنتراست صورت گیرد که این قضاوت در نهایت به صورت مقایسه بصری دو تصویر حاصل می‌شود. برای در این مطالعه با دو برابر کردن تعداد نماها و با ثابت نگه داشتن زمان تصویربرداری، بهبود در کنتراست و رزولوشن تصاویر نهایی مشاهده شد در حالی که برای نسبت سیگنال به نویز این بهبود مشاهده نشد. همچنین مقایسه بصری دو تصویر حاصل از روش متداول و روش پیشنهادی بهبود کیفیت تصویر حاصل از روش پیشنهادی را تأیید می‌کند.

مراجع

- [1] J. Pleśniak, Single Photon Emission Computed Tomography as a diagnostic method in ischemic heart disease—basic technical aspects, *Pol J Radiol*, 76(3), 49-52, 2011.
- [2] L. Christopher, A. Richard, M. D. Hansen, Myocardial perfusion and function: single photon emission computed tomography, *J Nucl Cardiol*, 14(6), e39-60, 2007.
- [3] G. Germano, Technical Aspects of Myocardial SPECT Imaging, *J Nucl Med*, 42, 1499-1507, 2001.
- [4] E.G DePuey, Advances in SPECT camera software and hardware: currently available and new on the horizon, *J Nucl Cardiol*, 19(3), 551-581, 2012.
- [5] W. P. Segars, D. S. Lalush, B. M. W. Tsui, A realistic spline-based dynamic heart phantom, *Nucl Sci IEEE Trans Jun*, 46(3), 503-506, 1999.
- [6] F. Wackers, D. S. Berman, J. Maddahi, D. D. Watson, G. A Beller, H.W. Strauss, Technetium-99m hexakis 2-methoxyisobutyl isonitrite: human biodistribution, dosimetry, safety, and preliminary

این کاهش کنتراست رایج بوده است، شاید نتوان به کاهش تضعیف فوتون‌ها به عنوان اصلی‌ترین عامل این بهبود اشاره کرد هرچند که به طور قطع نیز نمی‌توان این فرضیه را رد نمود. به عنوان اصلی‌ترین عامل می‌توان به تئوری بازسازی FBP و تأثیر تعداد نما در تصاویر بازسازی شده اشاره کرد. این نتیجه-گیری بر این اصل استوار است که در حالت ایده‌آل، برای بازسازی دقیق تعداد نماهای زاویه‌ای، باید حداقل اندازه ماتریس تصویر باشد و هنگامیکه تعداد نماها کمتر از حداقل باشد، آرتیفکت‌های رگه‌ای ممکن است در اسلایس‌های بازسازی شده ظاهر شود.

۲.۴. رزولوشن

مقادیر جدول ۱ نشان دهنده بهبود رزولوشن در سه دیواره Septal, lateral, Anterior است و شاید بتوان گفت در دیواره Inferior تغییر خاصی صورت نگرفته است. همان‌طور که می‌دانیم هر گونه تغییر در محل عضله قلب، متناسب با یک تغییر در رزولوشن است و اساساً توسط اسکن اسپیکت، رزولوشن فضایی به دلیل اینکه فاصله بین دوربین و جسم در حین تصویربرداری افزایش می‌یابد و همچنین به دلیل رزولوشن انرژی محدود دوربین، بهبود نمی‌یابد و فایده اصلی اسکن اسپیکت، در بهبود کنتراست تصویر نهفته است. بنابراین روشی که به واسطه آن بهبود در کنتراست تصاویر اسپیکت حاصل شود از اهمیت بسزایی برخوردار است. در روش پیشنهادی کاهش تعداد فوتون‌ها باعث ایجاد محو شدگی در تصاویر بازسازی شده می‌شود که این محو شدگی با افزایش تعداد نماها جبران می‌گردد. در تصاویر حاصل شده از روش پیشنهادی شاهد بهبود در FWHM بودیم.

- purposes, PhD dissertation, Iran, Tehran, Tarbiat Modares University, 2012.
- [12] S. C. Gottschalk, D. Salem, C. B. Lim and R. H. Wake, SPECT resolution and uniformity improvements by noncircular orbit, *J Nucl Med*, 24(9), 822-828, 1983.
- [13] P. J. Maniawski, H. T. Morgan, F. J. Wackers, Orbit-related variation in spatial resolution as a source of artifactual defects in thallium-201 SPECT, *J Nucl Med*, 32(5), 871-875, 1991.
- [14] N. Tamaki, T. Mukai, Y. Ishii, T. Fujita, K. Yamamoto, K. Minato and et al, Comparative study of thallium emission myocardial tomography with 180 degrees and 360 degrees data collection, *J Nucl Med*, 23(8), 661-666, 1982.
- [15] R. Eisner, D. Nowak, R. Pettigrew, W. Fajman, Fundamentals of 180 degree acquisition and reconstruction in SPECT imaging, *J Nucl Med*, 27(11), 1717, 1986.
- [16] K. Knesaurek, M. A. King, S. J. Glick, B. C. Penney, Investigation of causes of geometric distortion in 180 degrees and 360 degrees angular sampling in SPECT, *J Nucl Med*, 30(10), 1666-1675, 1989.
- comparison to thallium-201 for myocardial perfusion imaging, *J Nucl Med*, 30(3), 301, 1989.
- [7] G. Y. Hao, J. Y Zang, L. Zhu, Y. Z. Guo, B. L Liu, Synthesis, separation and biodistribution of ^{99m}Tc -CO-MIBI complex, *J Labelled Comd Rad*, 47(8), 513-521, 2004.
- [8] R. Tanaka, T. Nakamura, S. Chiba, T. Ono, T. Yosmtani, A. Miyamoto, Clinical implication of reverse redistribution on ^{99m}Tc -sestamibi images for evaluating ischemic heart disease, *Ann Nucl Med*, 20(5), 349-356, 2006.
- [9] K. J. LaCroix, B. Tsui, B. H. Hasegawa, A comparison of 180 degrees and 360 degrees acquisition for attenuation-compensated thallium-201 SPECT images, *J Nucl Med*, 39(3), 562-574, 1998.
- [10] M. A. Askari, Improvement of image quality using interpolated projection in cardiac SPECT and its effect on lesion detectability using Hooelling Trace, MSc thesis, Iran, Tehran, Tarbiat Modares University; 2010.
- [11] F. Kalantari, Correction of attenuation, scatter and collimator-detector response in SPECT imaging during reconstruction using Monte Carlo based iterative image reconstruction for quantification

Assessment of image quality in myocardial SPECT with increased number of projections: A Monte Carlo simulation study

M. Reazei¹, H. Rajabi^{2*}, M. A. Askari³

1. M.Sc. Student, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2. Associated Professor, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

3. Ph.D. Student, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

* Corresponding author's E-mail: hrajabi@modares.ac.ir

(Received: 27/08/2014 - Accepted: 6/11/2014)

ABSTRACT

In this paper, we studied the effect of increasing number of projections in Myocardial SPECT from 32 to 64 while maintaining imaging time, on the final parameters of image quality using MonteCarlo simulation. Simulations performed by SimSET Monte Carlo code on NCAT humanoid digital torso phantom. Three groups of images were simulated. First group with 32 projections and average 100k counts per view. The second group was simulated with 64 projections and average 50k counts per view for maintaining simulation time constant, and third group simulated with 64 projections but average 600k counts per view as reference. FBP method was use for reconstruction. Resolution, contrast and SNR parameters were calculated in each group and compared to each other. Increasing number of projections while reducing average counts per view, resulted to improvement of wall to cavity and wall to background contrasts. Reducing average counts per view caused a reduction in SNR value. In resolution comparison using FWHM, improvement was observed. According to FBP mathematical theory and effect of number of projections in reconstructed image, contrast enhancement was expectable. In nuclear medicine imaging, SNR would decrease by reducing the number of photons due to the statistical nature of radioactive decay. This reduction can cause some blurring in the reconstructed images that would be suppressed by increased number of projections. These phenomena led to resolution enhancement. It can be concluded that increasing in number of projection while decreasing number of photons could results enhancement in contrast and resolution.

Keywords: *Myocardial SPECT, Resolution, Contrast, SNR, NCAT*