

ارزیابی عوامل مؤثر بر کیفیت تصاویر پلانار پزشکی هسته‌ای با استفاده از تابع تبدیل مدولاسیون

حسن مولادوست^۱، احمد بیطرفان رجبی*^۲، وحید نیک‌سرشت^۳

تاریخ دریافت ۱۳۹۷/۰۴/۲۳ تاریخ پذیرش ۱۳۹۷/۰۷/۲۶

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: توانایی تفکیک از ویژگی‌های با اهمیت در بررسی عملکرد سیستم‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای محسوب می‌شود. هدف از مطالعه حاضر بررسی توانایی تفکیک فضایی در تصاویر پلانار پزشکی هسته‌ای از طریق محاسبه تابع تبدیل مدولاسیون (MTF) می‌باشد.

مواد و روش کار: تصویربرداری پزشکی هسته‌ای از لوله موئینه با اکتیویته ۱ میلی کوری به روش پلانار در فواصل و اندازه ماتریکس‌های مختلف در دو محیط متفاوت یعنی بدون پرتوهای پراکنده (در شرایط ایدئال) و با پرتوهای پراکنده (در شرایط واقعی با پر کردن فانتوم با آب) انجام شد. سپس با رسم پروفایل خطی بر روی تصاویر مربوطه، تابع گسترش خطی را برای هرکدام به دست آورده و با استفاده از برازش منحنی گوسی و تبدیل فوری، تابع تبدیل مدولاسیون و نیز خطای مجموع مربعات محاسبه شد.

یافته‌ها: بررسی نتایج نشان داد که در شرایط ایدئال و نیز در شرایط واقعی، تابع تبدیل مدولاسیون تابعی از فاصله منبع تا آشکارساز و اندازه ماتریکس می‌باشد. میزان خطای مجموع مربعات در شرایط مختلف تصویربرداری دستخوش تغییر بوده و با افزایش فاصله و اندازه ماتریکس افزایش می‌یابد (از ۰/۸۴ تا ۶۱/۲۹ برای شرایط واقعی و از ۰/۱۰ تا ۵۷/۰۲ برای شرایط ایدئال).

بحث و نتیجه‌گیری: حضور پرتوهای پراکنده، اثر محسوسی بر میزان توانایی تفکیک سیستم تصویربرداری ایجاد نمود. با به‌کارگیری اندازه ماتریکس بزرگ‌تر و نیز کاهش فاصله منبع تا آشکارساز می‌توان توانایی تفکیک فضایی مناسب‌تری به دست آورد. آگاهی دقیق از توانایی تفکیک حاصل در اندازه ماتریکس‌ها و نیز فواصل مختلف منبع از آشکارساز، می‌تواند در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای سودمند واقع شود.

کلیدواژه‌ها: تصویربرداری، پزشکی هسته‌ای، پلانار، تابع تبدیل مدولاسیون، توانایی تفکیک فضایی

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و نهم، شماره هشتم، ص ۶۰۲-۵۹۳، آبان ۱۳۹۷

آدرس مکاتبه: تهران، مرکز آموزشی، تحقیقاتی و درمانی قلب و عروق شهید رجایی، تلفن: +۹۸۹۱۲۶۳۸۵۳۷۴

Email: hmarefat2005@yahoo.com

مقدمه

هستند(۱). در مقایسه با سایر روش‌های تصویربرداری، از معایب مهم سیستم‌های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای، پایین بودن شاخص توانایی تفکیک فضایی سیستم بوده که جهت تعیین آن روش‌های متعددی از قبیل محاسبه و بررسی FWHM و نیز MTF (تابع تبدیل مدولاسیون) پیشنهاد شده است. در روش اول، با میانگین‌گیری از ده تابع گسترش خطی (Line Spread Function) حاصل تصویر فانتوم میله‌ای (Test Object)، عرض پهنا در نصف حداکثر ارتفاع (FWHM) محاسبه شده (۱، ۲)، که معیار تعیین توانایی تفکیک فضایی سیستم خواهد بود. در روش دوم، یکی دیگر

تصویربرداری به روش پزشکی هسته‌ای نقش مهمی در تشخیص و بررسی بسیاری از بیماری‌ها بر عهده دارد. در این روش، با تجویز رادیوایزوتوپ مناسب و سپس آشکارسازی و جمع‌آوری پرتوهای ساطع‌شده از بافت‌های هدف در بدن، تصویر ایجاد می‌گردد. کیفیت تصاویر حاصل از پزشکی هسته‌ای تأثیر مهمی در تشخیص پزشکی دارد. عوامل متعددی بر کیفیت این تصاویر مؤثر می‌باشند از جمله این عوامل، اثر تضعیف بافت (Attenuation) و توانایی تفکیک سیستم (Resolution) و پرتوهای پراکنده (Scatter)

^۱ دانشیار فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات قلب سالم، دانشگاه علوم پزشکی گیلان، رشت، ایران

^۲ دانشیار گروه پزشکی هسته‌ای، مرکز تحقیقات مداخلات قلب و عروقی، مرکز آموزشی، تحقیقاتی و درمانی قلب و عروق شهید رجایی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

^۳ دانشیار قلب، مرکز تحقیقات قلب سالم، دانشگاه علوم پزشکی گیلان، رشت، ایران

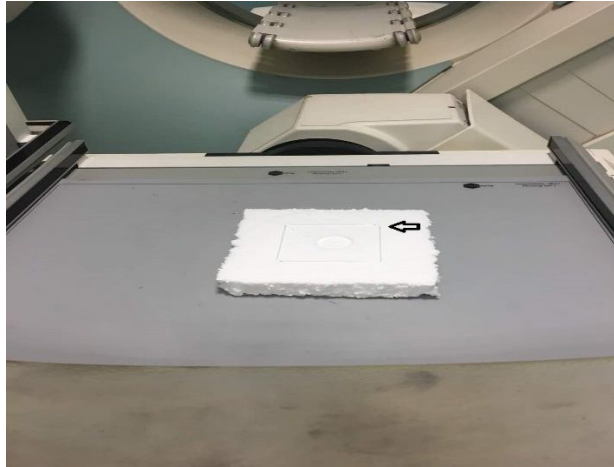
اندازه‌گیری تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری ارائه نمایند(۶). در حالت ایدئال، تابع تبدیل مدولاسیون برابر یک است یعنی بهترین توانایی تفکیک فضایی ولی در عمل، تابع تبدیل مدولاسیون در گستره $1 \leq MTF \leq 0$ تعریف می‌شود(۶). تابع تبدیل مدولاسیون برآورد خوبی از نحوه کار دوربین‌های تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای است بدین‌صورت که در فرکانس‌های پایین، تصاویر را به‌خوبی بازسازی نموده ولی در فرکانس بالا با محدودیت بیشتری در بازسازی تصاویر مواجه می‌باشد(۷، ۸). در نتیجه تابع تبدیل مدولاسیون بیانگر توان بازسازی تصاویر در سیستم و ارتباط آن با فرکانس بوده و در نتیجه پارامتر مناسبی برای تعیین کنتراست و توانایی تفکیک فضایی تصاویر در پزشکی هسته‌ای محسوب می‌شود(۹، ۱۰) که محاسبه آن در مطالعه حاضر مورد توجه قرار گرفته است. بر اساس مطالعات انجام‌شده، عواملی همچون اندازه ماتریکس تصویربرداری، فاصله منبع تا آشکارساز و پرتوهای پراکنده می‌توانند بر توانایی تفکیک فضایی سیستم تصویربرداری تأثیرگذار باشند(۱۰-۱۲). بنابراین در تحقیق حاضر بر آن شدیم با استفاده از منبع خطی رادیونوکلئید، تابع تبدیل مدولاسیون را تحت شرایط متفاوت تصویربرداری یعنی بدون پرتوهای پراکنده (در شرایط ایدئال) و با پرتوهای پراکنده (در شرایط واقعی) با پر کردن فانتوم با آب) محاسبه نموده و در نهایت بر اساس نتایج حاصل، بهترین شرایط را جهت تصویربرداری از نقطه‌نظر توانایی تفکیک سیستم تصویربرداری به دست آوریم.

مواد و روش کار

تصویربرداری پلانار:

لوله‌های موئینه به طول ۱۰ سانتی‌متر حاوی رادیو ایزوتوپ Tc^{99m} با اکتیویته ۱ میلی کوری (با میزان کانت حدود ۱۰ کیلوکانت بر ثانیه) به‌صورت پلانار (Planar) در دو محور x و y مورد تصویربرداری قرار گرفت. سیستم مورد استفاده Dual detector SPECT/CT (ساخت شرکت زیمنس آلمان مدل Symbia T2) با کلیماتور موازی با انرژی پایین و قدرت تفکیک بالا (Low energy, High resolution) بود. در شکل شماره ۱، چهار لوله موئینه مورد استفاده نشان داده شده که با استفاده از یونولیت به ارتفاع ۳/۵ سانتیمتری حداقل فاصله لوله‌های موئینه تا کولیماتور فراهم شده است.

از روش‌های متداول در بررسی توانایی تفکیک فضایی از طریق محاسبه تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری بر اساس پروتکل آژانس بین‌المللی انرژی اتمی (IAEA) استفاده از جمع‌آوری تصاویر منبع خطی در دوربین‌های گاما می‌باشد که برای کمی سازی توانایی تفکیک فضایی، تابع گسترش خطی LSF و تابع تبدیل مدولاسیون می‌توان با استفاده از شمارش پروفایل خطی تصاویر جمع‌آوری‌شده از منبع خطی محاسبه و اندازه‌گیری گردد. همچنین مطالعات متعددی در خصوص اندازه‌گیری تابع تبدیل مدولاسیون و برآورد توانایی تفکیک و نویز تصاویر پزشکی هسته‌ای صورت گرفته است که از آن بین می‌توان به مطالعه فلاین و همکاران در سال ۱۹۹۹ اشاره کرد که مقایسه‌ای تجربی جهت تعیین نویز و توانایی تفکیک در تصاویر دیجیتالی رادیولوژی با استفاده از تعیین MTF صورت گرفته است(۳). همچنین روزنتال و همکاران در مقاله‌ای مروری، کمی سازی تصویربرداری اسپکت را بر اساس توصیه‌های انجمن پزشکی هسته‌ای با تمرکز بر عوامل تأثیرگذار بر کیفیت تصویر از قبیل توانایی تفکیک فضایی، پاسخ آشکارساز، نویز و کنتراست بررسی کردند و اظهار داشتند که تابع تبدیل مدولاسیون به شکل هندسی سوراخ‌های کلیماتور وابسته است و تابع تبدیل مدولاسیون را تبدیل فوریه تابع گسترش خطی و نقطه‌ای در سیستم تصویربرداری تعریف کردند(۱). کمپ و همکارانش نیز کاربرد تابع تبدیل مدولاسیون در سیستم‌های تصویربرداری و اثر کلیماتورها را به‌صورت تجربی و شبیه‌سازی بررسی کردند و بیان داشتند که برای بهینه‌سازی کیفیت تصاویر، ترکیب توانایی تفکیک فضایی و نوع کلیماتور در تعیین تابع تبدیل مدولاسیون نقش بسزایی خواهد داشت(۴). ولو و همکارانش در سال ۲۰۱۷ با استفاده از نرم‌افزار MATLAB توانستند توانایی تفکیک فضایی، تابع گسترش خطی LSF و تابع تبدیل مدولاسیون دستگاه‌های گاما کمرا با استفاده از تصویربرداری از یک منبع خطی به دست آورند و بیان کردند که روش ایشان روشی سریع‌تر، در دسترس و با صرفه اقتصادی و قابل‌استفاده در کلیه مراکز پزشکی هسته‌ای برای فیزیسیست‌ها و تکنولوژیست‌ها خواهد بود(۵). مانسول و همکاران نیز در سال ۲۰۱۷ در مقاله‌ای مروری اظهار داشتند که هنوز روشی دقیق و واضح برای اندازه‌گیری تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری وجود ندارد. لذا روش‌های مختلف تعیین تابع تبدیل مدولاسیون را با یکدیگر مقایسه نمودند تا از این طریق رویه‌ای استاندارد برای



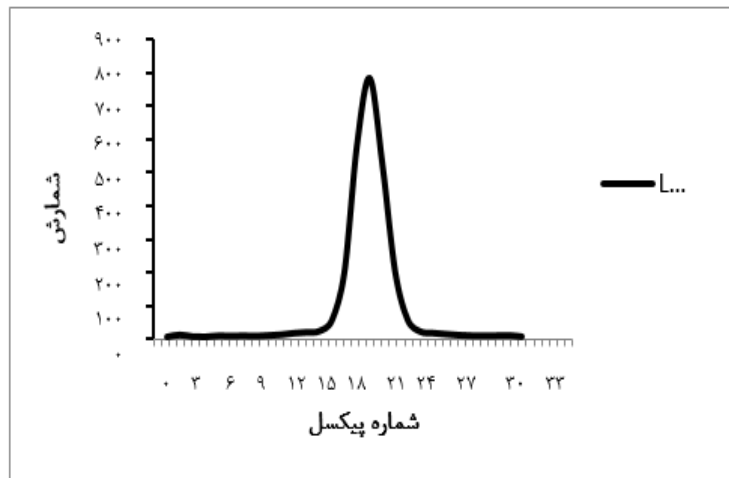
شکل (۱): نحوه تصویربرداری از لوله‌های مویینه به صورت پلانار با کلیماتور انرژی پایین و قدرت تفکیک بالا

تجزیه و تحلیل داده‌ها:

به بیان ساده تابع تبدیل مدولاسیون (MTF)، نسبت کنتراست تصویر خروجی به کنتراست شیء در یک سیستم است که معادله MTF بر اساس تابع گسترش خطی LSF در فضای فرکانسی به صورت زیر تعریف می‌شود (۱۲، ۱۳):

$$MTF(f) = \frac{\int_{-n}^{+n} F(n) \cdot \cos(2\pi n f) \cdot dx}{\int_{-n}^{+n} F(n) \cdot dx}$$

در معادله فوق، n و $+n$ نقطه آغاز و پایان یا محدوده LSF، F تابع مکانی LSF و f حوزه فرکانسی را نشان می‌دهند. با رسم پروفایل خطی (Line profile) توسط نرم‌افزار E-soft بر روی تصاویر به دست آمده از لوله مویینه، تابع گسترش خطی را برای هر کدام از منابع خطی در حالت‌های مختلف به دست آمد (شکل ۲) سپس با استفاده از نرم‌افزار MATLAB 7.0.4 با برازش منحنی گوسی Gaussian و تبدیل فوریه، تابع تبدیل مدولاسیون و نیز خطای مجموع مربعات (Sum of Squares Error: SSE) در حالات مختلف یعنی بر اساس متغیرهای فاصله، اندازه ماتریکس در شرایط با و بدون پرتوهای پراکنده محاسبه شد.



شکل (۲): نمودار تابع گسترش خطی LSF که شمارش یا کانت بر حسب موقعیت پیکسل رسم شده است

یافته‌ها

از آنجاکه در این مطالعه، از اندازه‌های ماتریکس مختلف یعنی 64×64 تا 512×512 استفاده کردیم لذا اندازه پیکسل‌های تصویر از 0.1625 تا 0.078 سانتی‌متر حاصل شد. در مطالعه حاضر، خطای

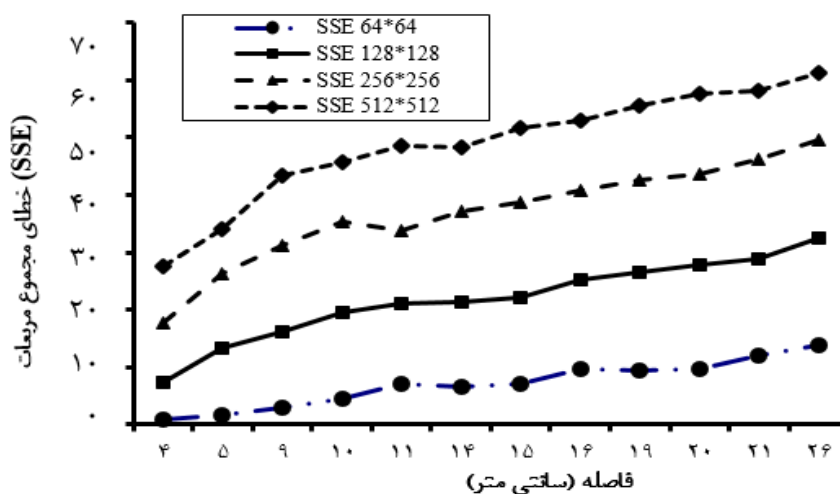
مجموع مربعات (SSE) حاصل از توابع تبدیل مدولاسیون محاسبه شد. همان طوری که در جدول شماره ۱ ارائه شده، به طوری که در فواصل و اندازه ماتریکس‌های مختلف (از ماتریکس 64×64 تا 512×512)، در محیط با پرتوهای پراکنده و نیز محیط بدون

پرتوهای پراکنده کاملاً دستخوش تغییر بوده و با افزایش فاصله و اندازه ماتریکس، افزایش می‌یابد. همچنین بررسی نتایج نشان می‌دهد که در ماتریکس‌های یکسان با حضور پرتوهای پراکنده، میزان خطای مجموع مربعات افزایش یافته است.

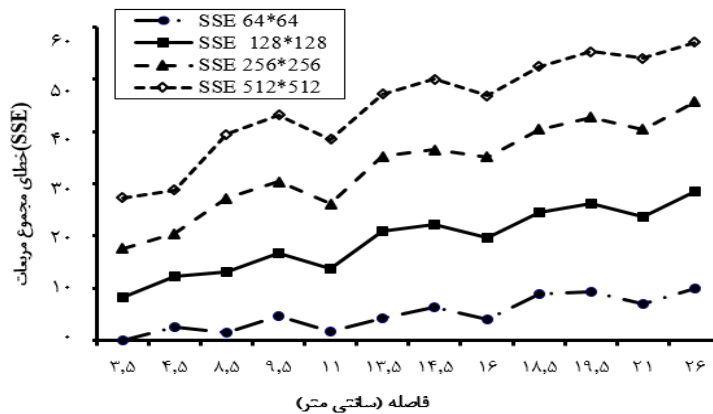
جدول (۱): نتایج حاصل از محاسبه خطای مجموع مربعات در فواصل و اندازه ماتریکس‌های مختلف

| فاصله (cm) | خطای مجموع مربعات (SSE) | | | | | | | |
|------------|----------------------------|-------|-------|-------|------------------------------|-------|-------|-------|
| | اندازه ماتریکس با پراکندگی | | | | اندازه ماتریکس بدون پراکندگی | | | |
| | ۶۴ | ۱۲۸ | ۲۵۶ | ۵۱۲ | ۶۴ | ۱۲۸ | ۲۵۶ | ۵۱۲ |
| ۳/۵ | ۰/۸۴ | ۷/۳۸ | ۱۷/۶۵ | ۲۷/۶۵ | ۱۰/۰ | ۸/۲۴ | ۱۷/۵۷ | ۲۷/۲۸ |
| ۴/۵ | ۲/۵۹ | ۱۳/۳۳ | ۲۶/۳۶ | ۳۳/۹۳ | ۱/۶۵ | ۱۲/۱۶ | ۲۰/۴۲ | ۲۸/۷۸ |
| ۸/۵ | ۳/۰۳ | ۱۶/۲۴ | ۳۱/۱۰ | ۴۳/۴۵ | ۱/۴۹ | ۱۳/۰۸ | ۲۷/۲۲ | ۳۹/۴۶ |
| ۹/۵ | ۴/۶۰ | ۱۹/۳۸ | ۳۵/۴۱ | ۴۵/۷۸ | ۴/۵۴ | ۱۶/۷۷ | ۳۰/۳۰ | ۴۳/۱۷ |
| ۱۱ | ۷/۱۷ | ۲۱/۱۴ | ۳۳/۸۴ | ۴۸/۵۵ | ۱/۶۲ | ۱۳/۶۴ | ۲۶/۰۸ | ۳۸/۴۸ |
| ۱۳/۵ | ۷/۰۴ | ۲۱/۳۲ | ۳۷/۰۷ | ۴۸/۳۸ | ۴/۲۴ | ۲۰/۹۹ | ۳۵/۱۸ | ۴۷/۰۹ |
| ۱۴/۵ | ۶/۵۱ | ۲۲/۱۱ | ۳۸/۷۶ | ۵۱/۵۹ | ۶/۲۵ | ۲۲/۱۰ | ۳۶/۴۶ | ۵۰/۰۳ |
| ۱۶ | ۹/۶۵ | ۲۵/۲۶ | ۴۰/۶۷ | ۵۲/۸۵ | ۴/۰۵ | ۱۹/۵۷ | ۳۵/۰۶ | ۴۶/۸۴ |
| ۱۸/۵ | ۹/۵۰ | ۲۶/۵۱ | ۴۲/۵۱ | ۵۵/۴۵ | ۸/۷۹ | ۲۴/۴۸ | ۴۰/۴۰ | ۵۲/۳۶ |
| ۱۹/۵ | ۹/۶۴ | ۲۷/۷۸ | ۴۳/۶۱ | ۵۷/۷۰ | ۹/۲۷ | ۲۶/۱۰ | ۴۲/۶۴ | ۵۵/۲۴ |
| ۲۱ | ۱۱/۹۲ | ۲۸/۷۸ | ۴۶/۱۸ | ۵۸/۲۵ | ۷/۰۰ | ۲۳/۷۱ | ۴۰/۴۰ | ۵۳/۹۶ |
| ۲۶ | ۱۳/۷۵ | ۳۲/۵۱ | ۴۹/۵۹ | ۶۱/۲۹ | ۹/۹۸ | ۲۸/۵۹ | ۴۵/۶۳ | ۵۷/۰۲ |

در شکل ۳، روند تغییرات SSE را برحسب فاصله منبع از آشکارساز در حضور پرتوهای پراکنده و در شکل ۴، روند تغییرات را در شرایط بدون حضور پرتوهای پراکنده نشان داده شده است. با افزایش ابعاد ماتریس تصویربرداری، میزان SSE نیز افزایش یافته است.



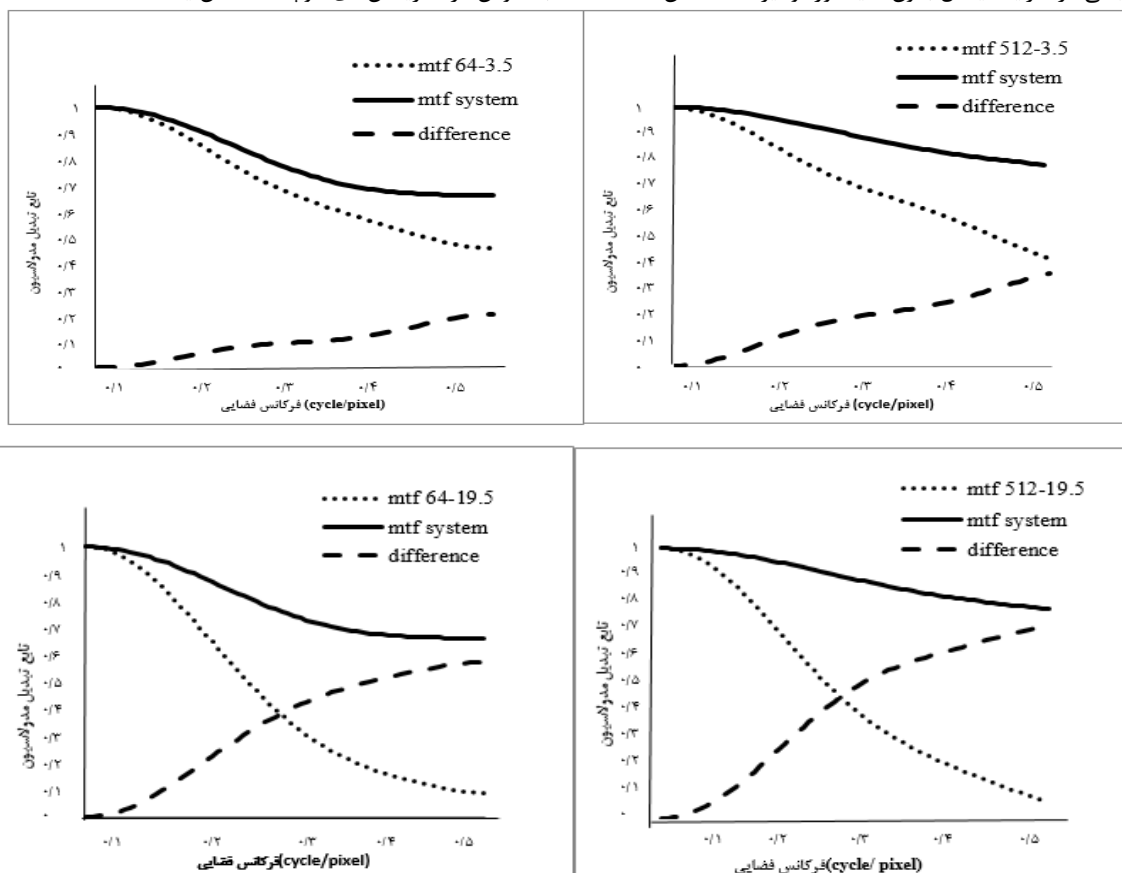
شکل (۳): نتایج SSE برحسب فاصله در ماتریس‌های ۶۴×۶۴، ۱۲۸×۱۲۸، ۲۵۶×۲۵۶ و ۵۱۲×۵۱۲ در محیط بدون پرتوهای پراکنده



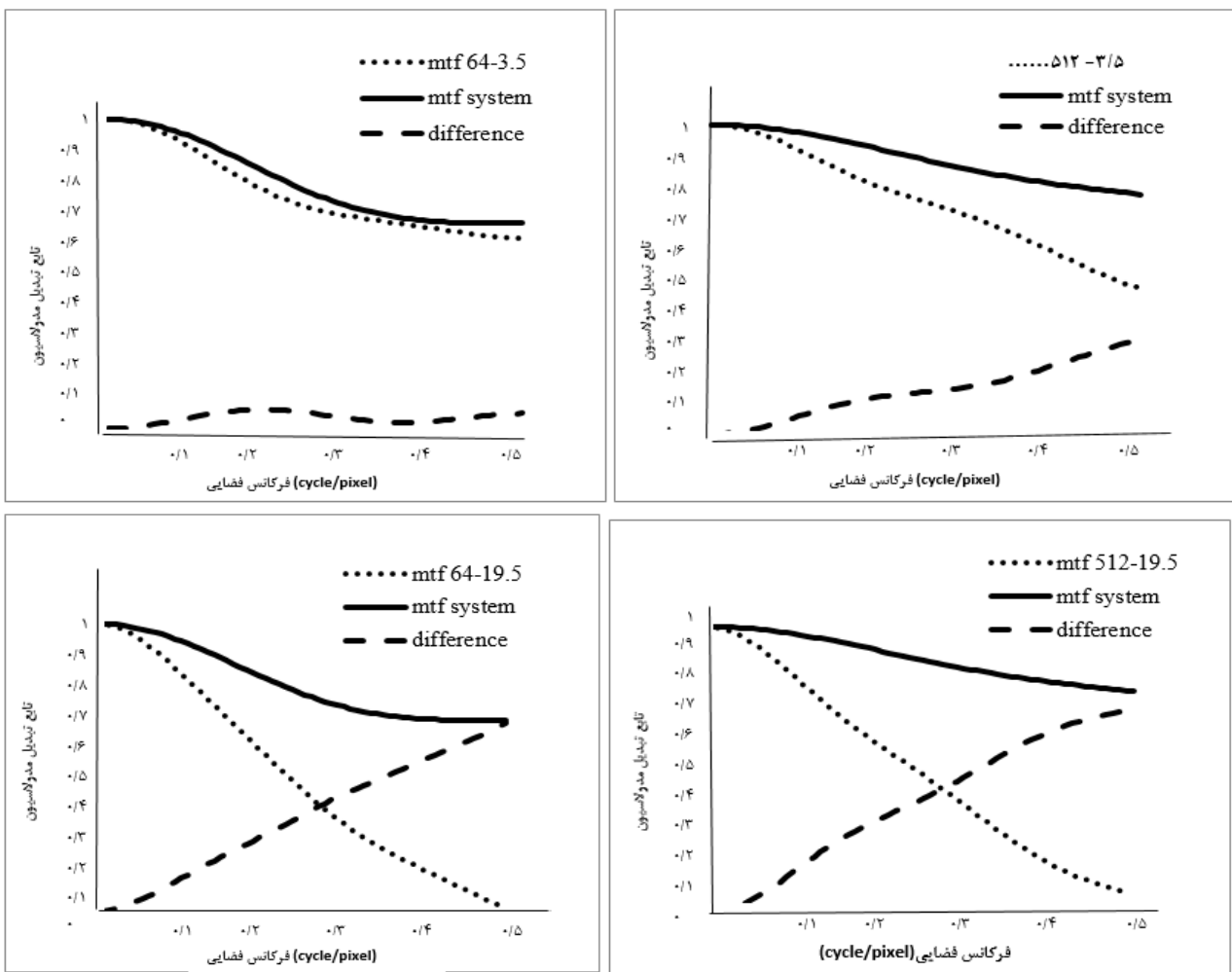
شکل (۴): نتایج SSE برحسب فاصله در ماتریس‌های ۶۴×۶۴، ۱۲۸×۱۲۸، ۲۵۶×۲۵۶ و ۵۱۲×۵۱۲ در محیط با پرتوهای پراکنده

نشان داده شده است. با افزایش ابعاد ماتریکس و نیز فاصله، اختلاف تابع تبدیل مدولاسیون محاسبه‌شده از تابع تبدیل مدولاسیون سیستم افزایش یافته است. هرچند روند تغییرات مشابهی در شرایط بدون حضور پرتوهای پراکنده حاصل شد (شکل ۶)، اختلاف تابع تبدیل مدولاسیون محاسبه‌شده از تابع تبدیل مدولاسیون سیستم بخصوص در ماتریکس‌های کوچک، کاهش یافته است.

در شکل ۵ به‌عنوان نمونه، تابع تبدیل مدولاسیون محاسبه‌شده برای کوچک‌ترین ابعاد ماتریکس یعنی ۶۴×۶۴ و نیز بزرگ‌ترین ابعاد ماتریکس موردبررسی در مطالعه حاضر یعنی ۵۱۲×۵۱۲ در دو فاصله کم (۳/۵ سانتی‌متری) و نیز فاصله زیاد (۱۹/۵ سانتی‌متری) در محیط با پرتوهای پراکنده، در مقایسه با تابع تبدیل مدولاسیون سیستم (یعنی در شرایط ایدئال بدون کلیماتور) و نیز اختلاف آن‌ها



شکل (۵): تابع تبدیل مدولاسیون (MTF) محاسبه‌شده با ماتریس‌های ۶۴×۶۴ و ۵۱۲×۵۱۲ در فواصل ۳/۵ و ۱۹/۵ سانتی‌متری در محیط با پرتوهای پراکنده، در مقایسه با MTF سیستم در همان ماتریس‌ها و فواصل موردبررسی



شکل (۶): تابع تبدیل مدولاسیون (MTF) محاسبه شده با ماتریس‌های 64×64 و 512×512 برحسب فواصل $3/5$ و $19/5$ سانتی‌متری در محیط بدون پرتوهای پراکنده در مقایسه با MTF سیستم در همان ماتریس‌ها و فواصل موردبررسی

بحث و نتیجه‌گیری

در تصویربرداری با سیستم‌های پزشکی هسته‌ای، عوامل متعددی بر روی کیفیت تصاویر مؤثرند. از این میان می‌توان به تضعیف فوتون‌های تابشی، پرتوهای پراکنده، عوامل فنی سیستم تصویربرداری نظیر توانایی تفکیک انرژی و توانایی تفکیک فضایی، کنتراست، نسبت سیگنال به نویز، پاسخ یکنواخت دکتور و نیز فاصله آشکارساز با منبع رادیواکتیو و اندازه ماتریکس تصویربرداری اشاره کرد. بنابراین با بررسی عوامل مؤثر بر کیفیت تصاویر و تابع تبدیل مدولاسیون که در مطالعه حاضر مدنظر بوده، می‌توان با محاسبه تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری، تأثیر عوامل مؤثر بر کیفیت تصاویر را ارزیابی نمود. البته می‌دانیم که عوامل متعددی نظیر وجود پرتوهای پراکنده و تضعیف پرتوهای اولیه تا سطح دکتور و همچنین تأثیر عوامل ذاتی نظیر کولیماتور، کریستال

آشکارساز، فتومولتی پلایرها و نیز عوامل دیگر سر راه فوتون‌ها پیش از ثبت پالس، بر تابع تبدیل مدولاسیون تأثیر داشته به طوری که کنتراست خروجی همیشه کمتر از کنتراست ورودی خواهد بود (۱۴-۱۹). برای به حداقل رساندن اختلاف بین کنتراست خروجی و ورودی، می‌توان تأثیر بعضی از عوامل تأثیرگذار بر روی کیفیت تصویر را کاهش دهیم. یکی از راه‌ها، به حداقل رساندن فاصله آشکارساز تا منبع می‌باشد به طوری که در مطالعه حاضر سعی شد تأثیر این عامل را به طور کمی و دقیق موردبررسی قرار دادیم. همچنین می‌توان با استفاده از کولیماتورهای با توانایی تفکیک بالا، پرتوهای پراکنده را کاهش داد که البته این خود موجب کاهش حساسیت خواهد شد که برای جبران آن می‌توان میزان دوز و یا زمان تصویربرداری را افزایش دهیم که خود مشکلات حفاظتی و آرتیفکت‌های حرکتی را ایجاد می‌کند. راه دیگر، افزایش اندازه

حذف و یا کاهش نوفه تصویر می‌باشد حال آنکه بعضی از فیلترهای متداول در پزشکی هسته‌ای (نظیر فیلترهای Metz و Wiener)، به صورت توابعی وابسته به تابع تبدیل مدولاسیون عمل می‌کنند که با محاسبه تابع تبدیل مدولاسیون و اعمال آن در فیلتراسیون می‌توان با کاهش نوفه، سبب افزایش کیفیت تصاویر حاصل از بازسازی شد (۱۹-۲۴). یکی دیگر از کاربردهای محاسبه دقیق تابع تبدیل مدولاسیون، استفاده در آزمون‌های کنترل کیفی است که به طور آزمون‌های دوره‌ای و آزمون پذیرش در پزشکی هسته‌ای انجام می‌پذیرد. هدف از انجام آزمون‌های دوره‌ای، پی بردن به تغییرات عملکرد دستگاه نسبت به مقادیر مرجع است (۲۵). مقادیر مرجع عموماً بر پایه اندازه‌گیری جامع و کامل مشخصات سیستم بلافاصله پس از نصب و در مرحله انجام آزمون‌های پذیرش به دست می‌آید. هدف از آزمون پذیرش بررسی مشخصات سیستم و مقایسه با مقادیر ادعا شده توسط سازنده است. همچنین فراهم ساختن بصیرت و آگاهی نسبت به نیاز و انجام آزمایش کنترل کیفی SPECT، توصیف برخی از متغیرهای عملکردی مهم دوربین گاما که ممکن است به مرور زمان تغییر کنند در نتیجه می‌توان با یک نقشه از پیش تعیین شده، با اندازه‌گیری تابع تبدیل مدولاسیون سیستم‌های تصویربرداری را کنترل و کالیبره نمود. به کارگیری صرفاً یک سیستم تصویربرداری در دسترس، بررسی تأثیر سایر عوامل تأثیرگذار، عدم بررسی در شرایط تصویربرداری اسپکت SPECT و نیز عدم بررسی کلیماتورهای کانونی از محدودیت‌های مطالعه حاضر بوده که با توجه به اهمیت موضوع بررسی آن‌ها در مطالعات آتی توصیه می‌گردد. در مطالعات متعددی ارزیابی تابع تبدیل مدولاسیون و برآورد توانایی تفکیک تصاویر پزشکی هسته‌ای از جنبه‌های مختلفی مورد توجه بوده است. فلاین و همکاران توانایی تفکیک در تصاویر دیجیتالی رادیولوژی با استفاده از تعیین تابع تبدیل مدولاسیون (۳). روزنتال و همکاران تأثیر شکل هندسی سوراخ‌های کلیماتور در تابع تبدیل مدولاسیون (۱)، کمپ و همکارانش کاربرد تابع تبدیل مدولاسیون در سیستم‌های تصویربرداری و اثر کلیماتورها را به صورت تجربی و شبیه‌سازی (۴). ولو و همکارانش توانایی تفکیک فضایی، تابع گسترش خطی LSF و تابع تبدیل مدولاسیون دستگاه‌های گاما کمرا با استفاده از تصویربرداری از یک منبع خطی (۵) و نهایتاً مانسول و همکاران در سال ۲۰۱۷ روش‌های مختلف تعیین تابع تبدیل مدولاسیون را بررسی کردند (۶). در ادامه مطالعات فوق با توجه به سودمندی تابع تبدیل مدولاسیون در برآورد توانایی تفکیک تصاویر پزشکی هسته‌ای، در مطالعه حاضر تأثیر فاصله و ابعاد ماتریکس بر تابع تبدیل مدولاسیون مورد بررسی قرار دادیم.

با بررسی تابع تبدیل مدولاسیون و SSE در تصاویر پلانار می‌توان نتیجه گرفت که تصاویری که در نزدیک‌ترین فاصله نسبت

ماتریکس تصویربرداری می‌باشد که این نیز سبب کاهش حساسیت خواهد شد که در مطالعه حاضر تأثیر این عامل را نیز به طور کمی بر تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری در وضعیت تصویربرداری پلانار مورد بررسی قرار دادیم که با توجه به یافته‌های این تحقیق می‌توان شرایط مناسب‌تری را برای تصویربرداری انتخاب نمود. بر اساس نتایج جدول شماره ۱ و نیز شکل‌های شماره ۳ و ۴، خطای مجموع مربعات حاصل از توابع تبدیل مدولاسیون در محیط با پرتوهای پراکنده و نیز محیط بدون پرتوهای پراکنده با افزایش فاصله و اندازه ماتریکس، افزایش یافته است که در ماتریکس‌های یکسان با حضور پرتوهای پراکنده، میزان خطای مجموع مربعات افزایش بیشتری را نشان می‌دهد. خطای مجموع مربعات حاصل از توابع تبدیل مدولاسیون با افزایش اندازه ماتریکس دستخوش تغییر بوده است که با توجه به اینکه تمامی تصویربرداری‌های مطالعه حاضر با اکتیویته یکسان و در زمان یک دقیقه انجام شده بنابراین قابل انتظار است که با افزایش اندازه ماتریکس، سهم هر پیکسل تصویری از کانت جمع‌آوری شده در زمان فوق کاهش یافته و به دنبال آن شاهد کاهش نسبت سیگنال به نویز و افزایش خطای مجموع مربعات خواهیم بود.

محاسبه تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری، روش دقیقی برای تعیین توانایی تفکیک و کنتراست می‌باشد. نتایج بررسی نشان داد پرتوهای پراکنده تأثیر محسوسی بر روی تابع تبدیل مدولاسیون و در نتیجه بر روی توانایی تفکیک فضایی و کنتراست تصویر دارد، بنابراین لزوم اعمال تصحیح پرتوهای پراکنده و تصحیح تضعیف بافتی ضرورت دارد. در شکل‌های ۵ و ۶، تابع تبدیل مدولاسیون محاسبه شده در مقایسه با تابع تبدیل مدولاسیون سیستم در شرایط بدون کلیماتور برای کوچک‌ترین ابعاد ماتریکس و نیز بزرگ‌ترین ابعاد ماتریکس مورد بررسی در مطالعه حاضر، در دو فاصله متفاوت و نیز اختلاف آن‌ها نشان داده شده است. می‌دانیم که هرچه اختلاف تابع تبدیل مدولاسیون محاسبه شده و تابع تبدیل سیستم کم‌تر باشد عملکرد سیستم تصویربرداری مناسب‌تر خواهد بود. بر اساس شکل‌های فوق، با افزایش ابعاد ماتریکس و نیز فاصله، اختلاف تابع تبدیل مدولاسیون محاسبه شده از تابع تبدیل مدولاسیون سیستم به خصوص با حضور پرتوهای پراکنده، با شیب بیشتری افزایش یافته است. به عبارت دیگر شیب منحنی حاصل از اختلاف توابع تبدیل مدولاسیون محاسبه شده از سیستم در فواصل و ابعاد ماتریکس کوچک‌تر روند افزایشی خفیف‌تری داشته است. یکی از موارد کاربردی اندازه‌گیری تابع تبدیل مدولاسیون، در فیلتراسیون تصاویر SPECT از جمله در تصویربرداری خون‌رسانی عضله قلب می‌باشد که به دلیل محدودیت‌هایی در تصویربرداری به عنوان مثال آرتیفکت‌های ناشی از بازسازی نیاز به فیلتر کردن،

ماتریکس‌ها و نیز فواصل مختلف منبع از آشکارساز حاصل شده است که بی‌تردید آگاهی از آن‌ها می‌تواند در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای سودمند واقع شود.

به دکتور و دارای اندازه ماتریکس بزرگ‌تر در محیط بدون پرتوهای پراکنده حاصل‌شده، از نظر توانایی تفکیک و کنتراست شرایط بهتری را دارا می‌باشند. در تحقیق حاضر، تابع تبدیل مدولاسیون سیستم تصویربرداری پلانار و در نتیجه توانایی تفکیک آن در اندازه

References:

- Rosenthal M, Cullom J, Hawkins W, Moore S, Tsui B, Yester M. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *J Nucl Med* 1995;36(8): 1489-513.
- Balan I. Quality control of nuclear medicine equipment. 2009 [cited 2018 Nov 26]; Available from: http://inis.iaea.org/Search/search.aspx?orig_q=RN:41030094
- Flynn MJ, Samei E. Experimental comparison of noise and resolution for and storage phosphor radiography systems. *Med Phys* 1999;26(8): 1612-23.
- Kemp BJ, Prato FS, Nicholson RL. The geometric modulation transfer function of a transmission imaging system that uses a SPECT scintillation camera and parallel hole collimation. *Med Phys* 1995;22(6): 733-41.
- Velo P, Zakaria A. Determining Spatial Resolution of Gamma Cameras Using MATLAB. *J Med Imaging Radiat Sci* 2017;48(1): 39-42.
- Manson E, Bambara L, Nyaaba R, Amuasi J, Flether J, Schandorf C, et al. Comparison of modulation transfer function measurements for assessing the performance of imaging systems. *Med Phys Int* 2017;5(2): 188.
- Miller TR, Rollins ES. A practical method of image enhancement by interactive digital filtering. *J Nucl Med* 1985;26(9):1075-80.
- Varga J, Bettinardi V, Gilardi M, Riddell C, Castiglioni I, Rizzo G, et al. Evaluation of pre-and post-reconstruction count-dependent Metz filters for brain PET studies. *Med Phys* 1997;24(9): 1431-40.
- Starck S-Å, Carlsson S. The determination of the effective attenuation coefficient from effective organ depth and modulation transfer function in gamma camera imaging. *Phys Med Biol* 1997;42(10): 1957.
- Franquiz JM, Shukla S. A multiresolution restoration method for cardiac SPECT imaging. *Med Phys* 1998;25(12): 2469-75.
- Khorshidi A, Ashoor M. Modulation transfer function assessment in parallel beam and fan beam collimators with square and cylindrical holes. *Ann Nucl Med* 2014;28(4): 363-70.
- King MA, Long DT, Brill AB. SPECT volume quantitation: influence of spatial resolution, source size and shape, and voxel size. *Med Phys* 1991;18(5): 1016-24.
- Links JM, Jeremy RW, Dyer SM, Frank TL, Becker LC. Wiener filtering improves quantification of regional myocardial perfusion with thallium-201 SPECT. *J Nucl Med* 1990;31(7):1230-6.
- Zanzonico P. Principles of nuclear medicine imaging: planar, SPECT, PET, multi-modality, and autoradiography systems. *Radia Res* 2012;177(4): 349-64.
- Makhlouf F, Besbes H, Khalifa N, Amar CB, Solaiman B. Planar Scintigraphic Images Denoising. *Open J Med Imag* 2013;3(4): 116.
- Travin MI. Pitfalls and limitations of radionuclide and hybrid cardiac imaging. *Seminars in nuclear medicine Elsevier*; 2015. p. 392-410.
- Agrawal K, Marafi F, Gnanasegaran G, Van der Wall H, Fogelman I. Pitfalls and limitations of

- radionuclide planar and hybrid bone imaging. *Seminars in nuclear medicine*; Elsevier; 2015.
18. Asl MN, Sadremomtaz A, Bitarafan-Rajabi A. Evaluation of six scatter correction methods based on spectral analysis in (99m)Tc SPECT imaging using SIMIND Monte Carlo simulation. *J Med Phys* 2013;38(4):189-97.
 19. Buvat I, Frey E, Green A, Ljungberg M. Quantitative nuclear medicine imaging: concepts, requirements and methods. *Hum Health Rep* 2014;9.
 20. Einstein AJ, Blankstein R, Andrews H, Fish M, Padgett R, Hayes SW, et al. Comparison of image quality, myocardial perfusion, and left ventricular function between standard imaging and single-injection ultra-low-dose imaging using a high-efficiency SPECT camera: the MILLISIEVERT study. *J Nucl Med* 2014;55(9): 1430-7.
 21. Li T, You J, Wen J, Liang Z. An efficient reconstruction method for nonuniform attenuation compensation in nonparallel beam geometries based on Novikov's explicit inversion formula. *IEEE Trans Med Imaging* 2005;24(10): 1357-68.
 22. Bronnikov AV. A filtering approach to image reconstruction in 3D SPECT. *Phys Med Biol* 2000;45(9): 2639.
 23. Glick S, Hawkins W, King M, Penney B, Soares E, Byrne C. The effect of intrinsic attenuation correction methods on the stationarity of the 3-D modulation transfer function of SPECT. *Med Phys* 1992;19(4): 1105-12.
 24. Ronai PM, Kirch DL. Rapid, rigorous computation of modulation transfer function on a pocket calculator. *J Nucl Med* 1977;18(6): 579-83.
 25. Wright CL, Monk JP, Murrey DA, Hall NC. Real-time scintigraphic assessment of intravenous radium-223 administration for quality control. *Biomed Res Int* 2015;2015:324708.

ASSESSING EFFECTIVE FACTORS OF QUALITY PLANAR NUCLEAR MEDICINE IMAGES USING MODULATION TRANSFER FUNCTION

Hassan Moladoust¹, Ahmad Bitarafan-Rajabi^{*2}, Vahid Nikseresh³

Received: 14 Jul, 2018; Accepted: 18 Oct, 2018

Abstract

Background & Aims: Spatial resolution is one of the important features of evaluating the function of nuclear medicine imaging systems. The aim of this study was evaluating the capability of the spatial resolution in images of nuclear medicine planar by calculating the modulation transfer function (MTF).

Materials & Methods: Nuclear medicine imaging of capillary tube with activity 1 mCi was performed by planar method in different distances and different matrix sizes, in two different environments as follows: without scattered radiation (under ideal condition); with scattered radiation (in real condition by filling water phantom). Then the line spread function for each of them was obtained by drawing a linear profile on the images and MTF and the error of sum of squares were calculated by using Gaussian curve fitting and Fourier transform.

Results: The results of calculating MTF in the planar images showed that under ideal condition, as well as in real condition, MTF is a function of the distance that exists between the source and the detector and the matrix size. The error sum of squares in different imaging conditions, changed and it increased by increasing the distance and matrix size. (0.84 to 61.29 in real conditions and from 0.10 to 57.02 in ideal conditions).

Conclusion: The presence of scattered radiation had a significant effect on the spatial resolution of imaging system. We can achieve more suitable spatial resolution by using larger matrix size and also reducing the distance of source and the detector. Having accurate awareness about spatial resolution in the imaging systems in different matrix sizes and different distances can be useful in nuclear medicine imaging.

Keywords: Imaging, Nuclear medicine, Planar, Modulation transfer function, Spatial resolution

Address: Department of Nuclear Medicine and Cardiovascular Interventional Research Center, Rajaie Cardiovascular Medical & Research Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Tel: +989126385374

Email: hmarefat2005@yahoo.com

SOURCE: URMIA MED J 2018; 29(8): 602 ISSN: 1027-3727

¹ Associate Professor, Healthy Heart Research Center, Medical Physics Department, Guilan University of Medical Sciences, Rasht, Iran

² Associate Professor, Cardiovascular Interventional Research Center, Department of Nuclear Medicine, Rajaie Cardiovascular Medical & Research Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (Corresponding Author)

³ Associate Professor, Cardiologist, Healthy Heart Research Center, Guilan University of Medical Sciences, Rasht, Iran