

تنظیم پنجره انرژی برای بهینه سازی تصویر برداری تالیوم از قلب

فراز کلانتری^۱، حسین رجیبی^۱، ناهید یعقوبی^۲، احمد بیطرفان^۱، کورش گرجی^۳، فریدون راستگو^۲، هادی ملک^۲،

سید حسن فیروزآبادی^۲

^۱ گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، ^۲ بخش پزشکی هسته ای بیمارستان قلب شهید رجایی، تهران، ایران

^۳ گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی لرستان، خرم آباد

(تاریخ دریافت: ۸۶/۲/۱، تاریخ اصلاح: ۸۶/۷/۱۹، تاریخ پذیرش: ۸۶/۸/۱)

چکیده

مقدمه: میزان اکتیویته تزریقی ناچیز تالیوم و در نتیجه حساسیت کم و به تبع آن کم بودن نسبت سیگنال به نویز و همچنین حضور پیچیده پرتوهای پراکنده در تصویر مهمترین مشکلات در مسیر استفاده از این رادیودارو در تصویربرداری از قلب می باشند. پرتوهای پراکنده موجب کاهش کنتراست و رزولوشن تصویر و ایجاد خطا در محاسبات کمی می باشند. نظریه اینکه تا کنون مطالعات چندانی در زمینه انتخاب مناسب پنجره انرژی در تصویر برداری تالیوم صورت نگرفته است هدف مطالعه حاضر بازنگری در روش تعیین پنجره انرژی و بهینه سازی آن به منظور افزایش نسبت پرتوهای اولیه به پراکنده و یا افزایش حساسیت در تصویر برداری تالیوم قلب می باشد.

روش بررسی: این تحقیق در سه مرحله شبیه سازی، فانتومی و بالینی صورت پذیرفت. در مرحله شبیه سازی فانتوم ریاضی NCAT با دو ضایعه کوچک در مناطق مختلف بطن چپ تولید گردید. بمنظور تصویربرداری از این فانتوم ریاضی از شبیه ساز SimSET استفاده شد. بیناب انرژی مربوط به پرتوهای اولیه و همچنین پراکنده رسم گردید. با در نظر داشتن این موضوع که رسیدن به حساسیت و نسبت فوتون های اولیه به ثانویه مورد نظر بود با تغییر مداوم پهنا و مرکز پنجره انرژی به تعیین ویژگیهای بهینه این پنجره ها پرداخته شد. در مرحله بعد از فانتوم Jaszczak در پنجره های مختلف انرژی تصویربرداری شد. در مرحله آخر نیز بیمارانی که نهایتاً یک ماه قبل از تصویربرداری مورد آنژیوگرافی قرار گرفته بودند در پنجره های انرژی مختلف مورد تصویربرداری قرار گرفتند. تمامی این تصاویر بطور کیفی و کمی مورد ارزیابی قرار گرفتند.

یافته ها: با توجه به نتایج حاصل از شبیه سازی، سه پنجره انرژی $30\% - 73\text{ keV}$ و $30\% - 75\text{ keV}$ و $30\% - 77\text{ keV}$ بعنوان کاندیدای بهترین پنجره معرفی شدند و همچنین مشخص گردید که پنجره متداول $20\% - 67\text{ keV}$ نمی تواند پنجره بهینه برای تصویربرداری تالیوم باشد. برای بررسی بیشتر تصاویر بدست آمده از این پنجره ها و همچنین تصویر مربوط به پنجره متداول در سه مرحله شبیه سازی، فانتومی و کلینیکی مورد مقایسه قرار گرفتند. در تمامی این مطالعات پنجره متقارن $20\% - 67\text{ keV}$ بعنوان نامناسبترین گزینه از این بین شناخته شد. همچنین پنجره انرژی $30\% - 77\text{ keV}$ بعنوان بهترین و مناسبترین پنجره معرفی گردید.

نتیجه گیری: نتایج این شبیه سازی به وضوح نشان داد که پنجره متداول به هیچ عنوان نمی تواند به عنوان پنجره بهینه در نظر گرفته شود و مرکز پنجره بهینه باید در فاصله $77-73\text{ keV}$ قرار داشته باشد. صحت این نتایج در مطالعه فانتومی و کلینیکی، با مقایسه تصاویر بطور کیفی و کمی مورد تایید قرار گرفت. افزایش فوق العاده نسبت فوتون های اولیه به ثانویه (بیش از 100%) و بهبود قابل ملاحظه کنتراست دیواره به حفره ($10/17\pm$) و کنتراست دیواره به ضایعه ($36/54\pm$)، رزولوشن و در عین حال افزایش نسبی حساسیت ($2/2/5\pm$) از مزایای مهم استفاده از این پنجره در مقایسه با پنجره متداول $20\% - 67\text{ keV}$ می باشد.

واژه های کلیدی: تالیوم، تصویربرداری از قلب، مونت کارلو، فانتوم ریاضی NCAT، SimSET، فانتوم Jaszczak

نویسنده مسئول: دکتر حسین رجیبی، تهران، دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی E-mail: hrjabi@modares.ac.ir

مقدمه

گردد) با پهنای ۲۰٪ یا ۳۰٪ انجام می گیرد (۲۲-۱۵). در واقع پرتوهای X تالیوم همانند پرتوهای گامای تک انرژی فرض شده و مرکز پنجره انرژی بر روی قله این ناحیه (معمولا انرژی ۶۷ keV) قرار داده می شود. با توجه به تابش پیچیده فوتون ها این محدوده و وجود پرتو های پراکنده، فرض فوق قابل تردید است و تا کنون نیز مطالعه قابل توجهی در این زمینه صورت نگرفته است.

به صورت تئوریک قله انرژی در ناحیه پرتو های X تالیوم لزوما بهترین محل برای قرار دادن مرکز پنجره انرژی نمی باشد و محل مرکز پنجره انرژی می تواند در جای دیگری قرار داشته باشد.

به نظر می رسد که با تعیین دقیقتر مرکز پنجره دوم انرژی و گسترش محدوده آن بتوان آهنگ شمارش را با حفظ نسبت پرتوهای اولیه به پراکنده (PTSR) به صورت قابل توجهی افزایش داد. و یا بالعکس با ثابت نگه داشتن حساسیت نسبت پرتو های اولیه به ثانویه را افزایش داد. هدف از تحقیق حاضر بررسی عملی این فرض با تعیین پنجره بهینه تصویر برداری تالیوم و مقایسه تصاویر پنجره بهینه و پنجره سنتی می باشد. این تحقیق در سه مرحله با استفاده از تصاویر شبیه سازی شده، تصاویر از فانتوم فیزیکی و تصاویر بالینی صورت گرفته است.

با توجه به تابش بسیار اندک (۲/۵٪) پرتوهای گاما در انرژی ۱۳۵/۳ keV این فوتوپیک در تصویربرداری نادیده گرفته شده است.

روش بررسی

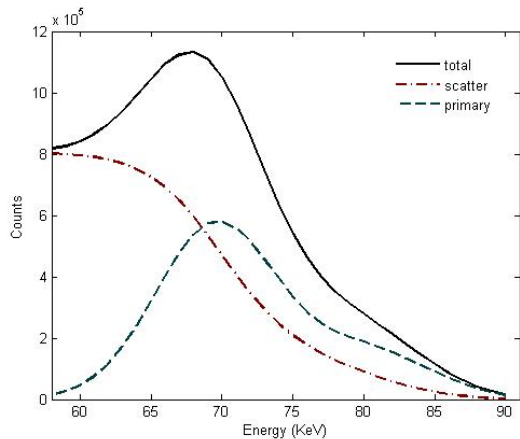
مطالعات شبیه سازی: از آنجا که تشخیص دقیق پرتوهای اولیه از پرتو های پراکنده تنها از طریق شبیه سازی میسر است در مرحله اول به شبیه سازی فرایند تصویربرداری با استفاده از رادیوداروی تالیوم پرداخته شد. ابتدا با استفاده

تالیوم عنصری فلزی از گروه IIIA جدول تناوبی عناصر می باشد که دارای ویژگیهای بیولوژیک مشابه با پتاسیم است. این ویژگی تالیوم-۲۰۱ را به عنوان رادیو ایزوتوپی مناسب برای تصویربرداری در پزشکی هسته ای تبدیل ساخته است. تصویربرداری از قلب با استفاده از رادیوداروی تالیوم یکی از آزمون های مهم می باشد که عمدتا برای بررسی نسوج زنده دیواره قلب مورد استفاده قرار می گیرد (۹-۱). از کاربردهای دیگر تالیوم میتوان به نقش آن در تعیین برخی بیماریهای تیروئید، پاراتیروئید و شناسایی تومورها اشاره کرد (۱۳-۱۰). تالیوم-۲۰۱ از طریق شکار الکترون به جیوه-۲۰۱ واپاشی می کند. تنها در حدود ۱۲٪ فوتون ها از نوع گاما می باشند که در دو انرژی ۱۳۵/۳ keV و ۱۶۷/۳ keV تابش می شوند. عمده فوتون های تابشی مربوط به عنصر دختر، جیوه-۲۰۱ می باشد که از نوع پرتو X هستند و به شکل بسیار پیچیده ای تابش می شوند، اگر چه انرژی عمده آنها در محدوده ۶۸-۸۲ keV قرار می گیرد (۹-۸ و ۱۶-۱۴). به علت وجود پرتو های پراکنده بسیار زیاد در این ناحیه تنظیم دقیق پنجره انرژی در تصویر برداری تالیوم از اهمیت ویژه ای برخوردار است (۱۶).

بالا بودن دز جذبی و نیمه عمر نسبتا طولانی تالیوم موجب محدود شدن اکتیویته تزریقی به بیمار (۲ تا ۴ میلی کوری) و در نتیجه پائین بودن آهنگ شمارش و فقر نسبت سیگنال به نویز و چگالی شمارش در تصاویر می باشد. این شرایط تنظیم دقیق پنجره انرژی را ضروری تر می سازد (۱۶-۱۴).

هر چند تا کنون پروتکل های مختلفی برای تنظیم پنجره های انرژی در تصویر برداری تالیوم پیشنهاد شده است (۲۳-۱۴) اما در حال حاضر تصویر برداری تالیوم عموما با دو پنجره انرژی، یکی در محدوده ۱۶۷ keV با پهنای معمولا ۲۰٪ و دیگری در محدوده فوتوپیک بیناب انرژی پرتوهای X تالیوم (که معمولا در ۶۷ keV ظاهر می

انرژی مربوط به پرتوهای اولیه، پراکنده و همچنین بیناب کلی در محدوده فوق مشخص شد (نمودار ۱).



نمودار ۱ - طیف انرژی بدست آمده از شبیه سازی فرایند تصویربرداری پرتوهای اولیه، پرتوهای پراکنده و کلی پرتوها

به منظور مشخص شدن تغییرات آهنگ شمارش پرتوهای اولیه و نسبت پرتوهای اولیه به پراکنده PTSR بر حسب انرژی تصویربرداری در ۴۸ پنجره انرژی جدید، شامل ۱۶ مرکز مختلف در محدوده انرژی پرتوهای X (از ۶۵ keV تا ۸۰ keV) با سه پهنای مختلف ۲۰٪، ۲۵٪ و ۳۰٪ صورت گرفت (نمودار ۲).

جهت تعیین بهترین پنجره انرژی (بهینه سازی همزمان آهنگ شمارش و نسبت پرتوهای اولیه به پراکنده) روش زیر بکار گرفته شد: ابتدا تمامی مقادیر آهنگ شمارش پرتوهای اولیه و همچنین PTSR بین ۰ و ۱ نرمالیز شد. این کار با تفاضل کمترین مقدار بدست آمده در هر دسته از هر یک از مقادیر و تقسیم مقدار حاصل شده بر رنج تغییرات (بیشترین مقدار منهای کمترین مقدار) صورت پذیرفت (۲۷). هر یک از مقادیر سپس مقادیر متناظر با هم جمع شد و برای تعیین پنجره بهینه مورد استفاده قرار گرفتند (نمودار ۳).

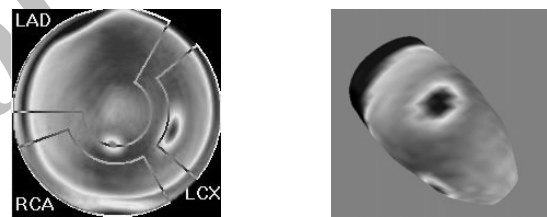
جهت بررسی کمی و کیفی نتایج به دست آمده در این مرحله، تصاویر حاصل از سه پنجره ۳۰ keV - ۷۳ و ۳۰ keV - ۷۵ و ۳۰ keV - ۷۷ با تصاویر پنجره

از فانتوم ریاضی NCAT (نسخه ۲) اندامهای تورسو مدلسازی شد (۲۴). توزیع اکتیویته مطابق واقعیت (۲۵) در اندامهای تورسو همراه با دو ضایعه کوچک در مناطق lateral و inferoapical بطن چپ قلب تولید گردید تا در ادامه بمنظور بررسی کیفی و کمی تصاویر مورد استفاده قرار گیرند. این ضایعه ها مبین مناطق کم خون در دیواره قلب بودند (شکل ۱).



(ب)

(الف)



(د)

(ج)

شکل ۱ - فانتوم ریاضی NCAT: (الف) برشی از توزیع اکتیویته، (ب) برشی از نقشه تضعیف، (ج) نمای سه بعدی بطن چپ با ضایعه و (د) تصویر گسترده (bull's eye) بطن چپ

بمنظور تصویربرداری از شبیه ساز SimSET نسخه ۶-۲-۲۶ (۲۶) استفاده شد. ابعاد و پارامترهای این شبیه سازی مطابق با ویژگیهای سیستم SPIRIT DH-V از شرکت Mediso تنظیم گردید. تصویر برداری مطابق پروتکل های رایج انجام گردید (۱۷).

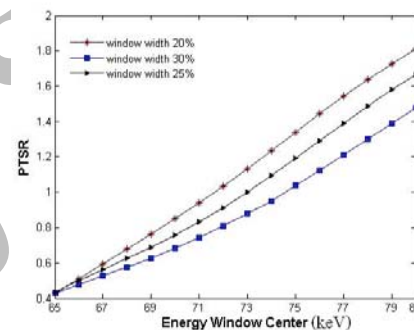
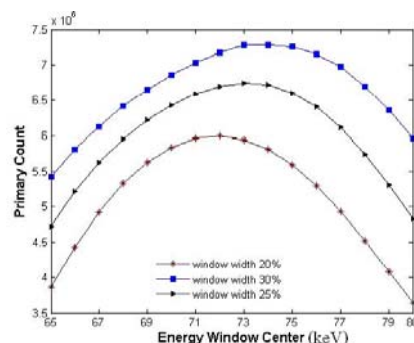
برای مشخص شدن بیناب انرژی، تصویر برداری در ۳۲ پنجره انرژی در بازه های کوچک ۱ keV و در محدوده انرژی ۵۸-۹۰ keV انجام گرفت. بدین ترتیب بیناب

چگونگی و علت انتخاب این سه پنجره در قسمت یافته ها شرح داده شده است. مقایسه کمی با محاسبه حساسیت ، PTSR ، کنتراست دیواره قلب به ضایعه و کنتراست دیواره به حفره قلب انجام شد. کنتراست از رابطه $C = (A-B)/(A+B)$ که در آن A میانگین شمارش در دیواره قلب و B میانگین شمارش در حفره و ضایعه قلب می باشد محاسبه شد (شکل ۳).

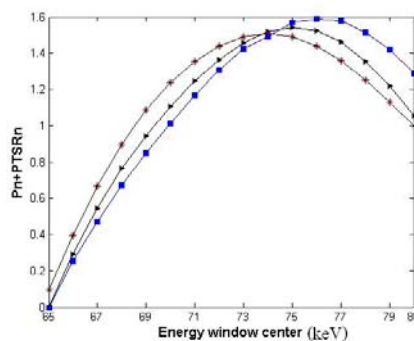
مطالعه فانتوم فیزیکی: فانتوم Jaszczak با آب مقطر و ۳ میلی کوری تالیوم به صورت کاملا یکنواخت پر شد و توسط سیستم اسپکت SPIRIT DH-V از شرکت Mediso در چهار پنجره انرژی که در مرحله قبل شرح داده شد انجام گرفت. تصاویر با پروتکل شرح داده شده در فوق تهیه و به صورت یکسان با روش Filtered Back Projection (فیلتر باترورث) بازسازی شدند. تصاویر بدست آمده از دو سری از برش های این فانتوم برای بررسی کمی و کیفی مورد بررسی قرار گرفت. برای کاهش نقش نویز ۴ برش مشابه با یکدیگر جمع و کنتراست میانگین از روی پروفیل مربوط محاسبه گردید (شکل ۴). بمنظور تعیین کنتراست میانگین در امتداد پروفیل ابتدا میانگین تمامی ماکزیمم ها و سپس میانگین تمامی مینییمم های نشان داده شده روی نمودار پروفیل برای هر تصویر محاسبه شد.

مطالعه بالینی: در این مرحله تصاویر ۷ بیمار (شامل ۵ مرد و ۲ زن) که در فاصله کمتر از یک ماه قبل دارای اطلاعات آنژیوگرافی بودند مورد بررسی قرار گرفت. تصاویر توسط سیستم اسپکت SPIRIT DH-V از شرکت Mediso با پروتکل رایج (۳۲ نما و در ۱۸۰ درجه از LPO تا RAO و در اندازه ۶۴×۶۴) و در ۴ پنجره انرژی ۲۰٪ - ۶۷ keV و ۳۰٪ - ۷۳ keV و ۳۰٪ - ۷۵ keV و ۳۰٪ - ۷۷ keV بطور همزمان تهیه شد. تصاویر به صورت کمی با مقایسه کنتراست دیواره قلب به ضایعه و کنتراست دیواره به حفره قلب و همچنین حساسیت

keV ۲۰٪ - ۶۷ (پنجره متداول) مورد مقایسه قرار گرفتند (شکل ۱).



نمودار ۲ - تغییرات شمارشهای اولیه (بالا) و نسبت پرتوهای اولیه به پراکنده موجود در تصویر (پائین) بر حسب مرکز و پهنای پنجره انرژی مورد استفاده در شبیه سازی



نمودار ۳ - حاصل جمع دو پارامتر حساسیت و نسبت پرتوهای اولیه به پراکنده (پس از نرمالیزه کردن) بر حسب مرکز و پهنای پنجره انرژی. قله این منحنی در بازه ۷۵ تا ۷۷ برای پهنای ۳۰٪ قرار دارد.

ارزیابی شد. تصاویر توسط ۴ متخصص به صورت مستقل مورد ارزیابی کیفی قرار گرفت.

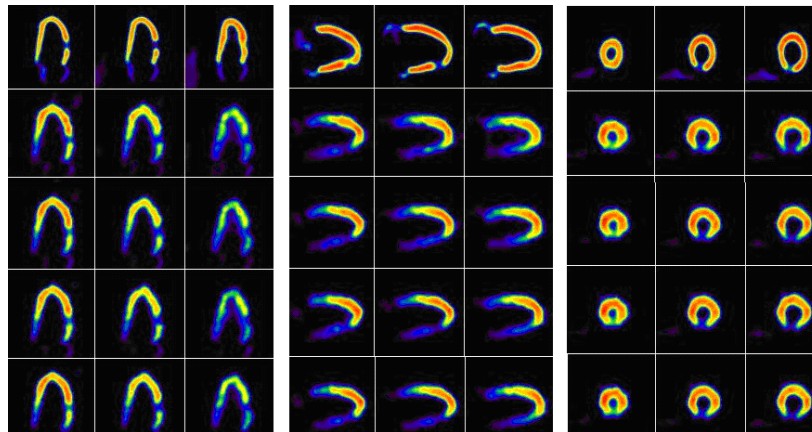
یافته ها

شبیه سازی: تغییرات تعداد فوتون های اولیه، پراکنده و همچنین کل بر حسب انرژی (در محدوده پرتو های X تالیوم) به دست آمده در بخش شبیه سازی در نمودار ۱ نشان داده شده است. با توجه به فراوانی نسبی فوتون های تابشی تالیوم (۱۴،۱۵) و همچنین بررسی نمودار فوق، مشخص می شود که در انرژیهای پایتتر از keV ۶۷ که محل تقاطع نمودار پرتوهای اولیه با پراکنده است، نسبت تعداد پرتوهای پراکنده بیش از پرتوهای اولیه می باشد. پرتو های پراکنده این ناحیه عموماً مربوط به فوتون نهایی است که در انرژی بالاتر تابش گردیده اند و در اثر پراکندگی کامپتون (در فانتوم و کلیماتور) انرژی خود را از دست داده اند. در ناحیه بالاتر از keV ۶۷ (که تا keV ۹۰ ادامه دارد) نسبت تعداد پرتوهای اولیه بیشتر از نسبت پرتوهای پراکنده می باشد. لذا نتایج این شبیه سازی به صراحت نشان می دهد که پنجره متداول (keV ۶۷ با پهنای ۲۰٪) نمی تواند پنجره بهینه برای تالیوم در نظر گرفته شود. زیرا در یک طرف آن نسبت پرتو های اولیه به پراکنده کوچکتر از ۱ است.

در نمودار ۲ تغییرات تعداد فوتونهای اولیه و نسبت تعداد فوتون های اولیه به تعداد فوتون های پراکنده در بازه انرژی مورد مطالعه (keV ۸۰-۶۵) در سه پنجره ۲۰٪، ۲۵٪ و ۳۰٪ نشان داده شده اند. واضح است که تصمیم گیری در مورد شرایط بهینه تصویر برداری با توجه به تغییرات تقریباً معکوس این دو پارامتر تنها با ترکیب این دو تابع امکانپذیر است. برای این منظور مقادیر این دو پارامتر در فاصله صفر تا یک نرمالیز شد و با توجه به ارزش یکسانی که برای هر یک از مزیت های فوق در نظر گرفته شد مقادیر متناظر با هم جمع شدند. نمودار ۳

تغییرات حاصل جمع این دو پارامتر را بر حسب تغییرات مرکز پنجره انرژی نشان می دهد. با توجه به اینکه منحنی مربوط به پنجره ۳۰٪ در فاصله keV ۷۷-۷۵ به ترازه بیشینه رسیده است و آزمون t-test تفاوت معنی داری را بین مقادیر منحنی در این فاصله نشان نمی دهد بنابراین بر اساس نتایج شبیه سازی باید مرکز پنجره انرژی در این فاصله قرار داشته باشد و پهنای پنجره انرژی برابر ۳۰٪ اختیار شود. جهت تعیین بهترین پنجره از میان سه پنجره فوق و پنجره متداول تصاویر بدست آمده از فانتوم NCAT در این پنجره ها بصورت کمی و کیفی با تصاویر مرجع مورد مقایسه قرار گرفتند. تصاویر مرجع در این مقایسه تصاویر توزیع اکتیویته در فانتوم NCAT بدون هیچگونه دستکاری بودند. این تصاویر در محیط نرم افزاری MATLAB به فرمت مناسب تبدیل و در شرایط کاملاً مشابه با تصاویر آزمون بازسازی گردیدند. سه برش متوالی (محل ضایعه ها و دو برش مجاور آن) از تصاویر آزمون و مرجع طرفین در سه امتداد استاندارد در شکل ۲ نمایش داده شده اند.

شاخص های حساسیت، PTSR، کنتراست دیواره قلب به ضایعه و کنتراست دیواره به حفره قلب بعنوان پارامترهای کمی مورد محاسبه قرار گرفتند. کنتراست دیواره قلب به ضایعه مطابق شکل ۳ از نمای HLA و با استفاده از میانگین شمارش ها در ROI های رسم شده بر دیواره و ضایعه برای هر یک از تصاویر محاسبه گردید. پارامترهای کمی استخراج شده را برای هر تصویر در جدول ۱ نشان داده شده اند. مراجعه به جدول ۱ نشان می دهد مقدار شاخص های PTSR، کنتراست دیواره قلب به ضایعه و کنتراست دیواره به حفره قلب در هر سه تصاویر آزمون بهتر از تصویر مربوط به پنجره متداول است. خطا در شاخص های کنتراست در هر تصاویر آزمون کمتر از تصویر مربوط به پنجره متداول است. در مقایسه بین پنجره های آزمون، پنجره ۳۰٪-۷۷ به صورت بارزی بهتر از دو پنجره دیگر است.



شکل ۲- به ترتیب از بالا به پایین: تصویر فانتوم اکتیو NCAT (تصویر مرجع)، تصویر در پنجره متداول (۶۷-٪۲۰ keV) و پنجره های مورد بررسی به ترتیب (۷۳-٪۳۰ keV) و (۷۵-٪۳۰ keV) و (۷۷-٪۳۰ keV). از چپ به راست به ترتیب مقاطع axial و coronal ، sagittal

جدول ۱- نتایج بدست آمده از شبیه سازی برای تعیین ویژگیهای هر پنجره انرژی

	مرجع	۶۷-٪۲۰	۷۳-٪۳۰	۷۵-٪۳۰	۷۷-٪۳۰
حساسیت نسبی	-	۱	۱/۱۸	۱/۰۸	۰/۹۷
نسبت فوتون های اولیه به ثانویه	-	۰/۵۹	۰/۸۸	۱/۰۴	۱/۲۱
کنتراست دیواره به حفره	۰/۹۴	۰/۵۲	۰/۵۷	۰/۶۲	۰/۶۲
کنتراست دیواره به ضایعه	۰/۳۵	۰/۱۹	۰/۱۹	۰/۱۹	۰/۲۳

جدول ۲- کنتراست محاسبه شده در تصاویر فانتوم Jaszczak در پنجره های انرژی مورد بررسی

مرکز و پهنای پنجره انرژی	۶۷-٪۲۰	۷۳-٪۳۰	۷۵-٪۳۰	۷۷-٪۳۰
حساسیت نسبی	۱	۱/۲۸	۱/۱۴	۱/۰۵
کنتراست	۰/۴۲	۰/۴۲	۰/۴۵	۰/۵۰
رای متخصص	صفر	یک	یک	دو

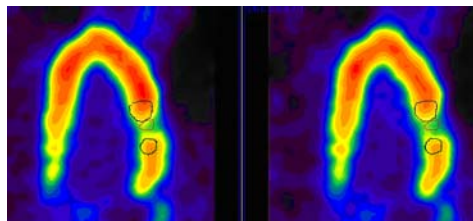
جدول ۳- کنتراست محاسبه شده در تصاویر بالینی در پنجره های انرژی مورد بررسی

مرکز و پهنای پنجره انرژی	۶۷-٪۲۰	۷۳-٪۳۰	۷۵-٪۳۰	۷۷-٪۳۰
حساسیت نسبی	۱	۱/۲۴۳±۰/۰۱۴	۱/۱۵۴±۰/۰۲۰	۱/۰۴۵±۰/۰۲۲
کنتراست نسبی دیواره به حفره قلب	۱	۱/۰۷۳±۰/۰۴۲	۱/۱۱۸±۰/۰۹۵	۱/۱۷۱±۰/۰۹۹
کنتراست نسبی دیواره به ضایعه قلب	۱	۱/۲۸۴±۰/۲۴۰	۱/۳۳۰±۰/۲۶۳	۱/۵۴۱±۰/۳۶۸
معدل نمرات متخصصین	۰/۲۵±۰/۲۱	۱/۰±۰/۳۸	۲/۱±۰/۵۴	۲/۶۵±۰/۳۳

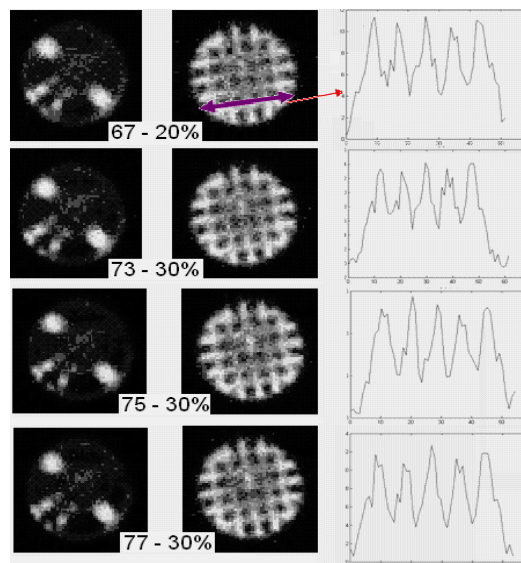
فانتوم فیزیکی: تصاویر بدست آمده از دو سری از برش های فانتوم Jaszczak در پنجره های مختلف در شکل ۴ نشان داده شده است. برش سمت راست بمنظور تعیین کنتراست در امتداد پروفیل نشان داده شده و برش سمت چپ برای کمک به بررسی چشمی رزولوشن مورد استفاده واقع شد. جهت محاسبه کنتراست در امتداد پروفیل از میانگین مقدار قله ها و قعر های منحنی مربوطه استفاده شد. نتایج این مرحله در جدول ۲- نشان داده شده اند. میزان شمارش کلی جمع آوری شده در پنجره های مورد مطالعه نیز در این جدول نشان داده شده است. مراجعه به جدول نشان می دهد که بالاترین کنتراست مربوط به پنجره $30\%-77$ است که اثبات کننده نتایج مرحله قبل است. بر خلاف نتایج مرحله شبیه سازی شمارش جمع آوری شده در پنجره $30\%-77$ کمتر از شمارش پنجره متداول نیست. هرچند همچنان تفاوت قابل چشم پوشی است.

تصاویر مربوط به پنجره های مختلف توسط چهار متخصص جهت تعیین بهترین تصویر مورد بررسی قرار گرفت. دو متخصص تصویر مربوط به پنجره $30\%-77$ ، یک نفر پنجره مربوط به $30\%-75$ و یک نفر پنجره مربوط به $30\%-73$ را بهترین تصویر فانتوم تشخیص دادند. تصاویر بالینی: در بخش مطالعه بالینی تصاویر دو برش در ناحیه عارضه برای محاسبه کنتراست مورد استفاده قرار گرفتند. نتایج محاسبه کنتراست تصاویر بالینی در جدول ۳ نشان داده شده اند. میزان شمارش جمع آوری شده (حساسیت نسبی) در هر پنجره انرژی نیز در جدول فوق نشان داده شده است. تصاویر مختلف بیماران از نظر ارزش تشخیصی مورد ارزیابی چهار پزشک قرار گرفتند. از پزشکان خواسته شد که تصاویر را با نمره ای بین صفر تا سه ارزیابی نمایند. میانگین نمرات مربوط به هر تصویر در جدول ذکر شده است. به عنوان نتیجه نهایی در مورد رزولوشن در نظر گرفته شد. در شکل ۵- دو برش متوالی مربوط به یکی از بیماران از نشان داده شده است.

تنها عدم مزیت پنجره $30\%-77$ نسبت به پنجره متداول کاهش 0.3% در حساسیت است که با توجه به سایر مزایا قابل چشم پوشی است. استفاده از شاخص UIQI (۲۸،۲۹) نیز نشان می دهد که تصاویر پنجره $30\%-77$ بیشترین شباهت را به تصاویر مرجع دارند.



شکل ۳ - طریقه رسم ROI جهت محاسبه کنتراست دیواره به ضایه در قلب



شکل ۴ - تصویر دو برش از فانتوم Jaszczak و پروفیل حاصل از تصویر فانتوم در چهار پنجره انرژی مورد مطالعه

مدلسازی فرایند تصویر برداری از قلب استفاده شد. بیناب انرژی پرتوهای تالیوم ثبت شده در محدوده انرژی keV ۹۰-۵۸ از طریق شبیه سازی مشخص گردید. به منظور مدلسازی تابش تالیوم با انرژی چندگانه از توزیع فراوانی نسبی فوتونها در محدوده مورد بررسی استفاده شد (۱۴،۱۵). از این توزیع انرژی بعنوان ورودی SimSET استفاده شد. فانتوم ریاضی NCAT با توزیع اکتیویته و نقشه تضعیف مطابق واقعیت، محل تابش و چگونگی طی مسیر فوتونها تا ثبت نهایی را مشخص می کرد. بدین ترتیب تعداد و توزیع طیف اولیه و پراکنده بدست آمد. طیف کلی حاصل از مجموع آنها نیز محاسبه و رسم گردید. این طیف کلی تطابق زیادی با طیف بدست آمده در کلینیک داشت. این موضوع در مطالعه مشابهی که برای تعیین پنجره انرژی صورت گرفته بود، در نظر گرفته نشده بود و از فانتومی ساده شامل یک چشمه نقطه ای اکتیویته در استوانه ای از آب استفاده شده بود (۱۴).

در مطالعه شبیه سازی از نقش پرتوهای پراکنده ای که در انرژیهای keV ۱۳۵/۳ و keV ۱۶۷ تابش شده بودند و همچنین پرتوهای X تولید شده در کولیماتور سربی در اثر برخورد این پرتوها بعلاوه میزان ناچیز مشارکتشان چشمپوشی شد. این پرتوها عمدتاً در محدوده پنجره پیشنهادی واقع می شوند. علت پایین بودن ناچیز حساسیت در پنجره پیشنهادی نسبت به پنجره مرسوم که تنها در بخش شبیه سازی ایجاد می شود را می توان چشمپوشی از مدلسازی این پرتوها دانست. نتایج این شبیه سازی به وضوح نشان داد که پنجره متداول به هیچ عنوان نمی تواند به عنوان پنجره بهینه در نظر گرفته شود و مرکز پنجره بهینه باید در فاصله keV ۷۳-۷۷ قرار داشته باشد. صحت این نتایج در مطالعه فانتومی و کلینیکی، با مقایسه تصاویر بطور کیفی و کمی مورد تایید قرار گرفت.

با در نظر گرفتن مجموع شاخص ها بدترین پنجره انرژی از نظر کیفی و کمی پنجره متداول keV ۶۷ با پهنای ۲۰٪ تشخیص داده شد. در مقایسه ای که بین تصاویر بالینی بدست آمده در پنجره ۷۷-٪۳۰ پیشنهادی و این پنجره صورت گرفت، افزایش کنتراست دیواره به ضایعه قلب keV ۱/۵۴۱±۰/۳۶۸ و افزایش کنتراست دیواره به حفره قلب keV ۱/۱۷۱±۰/۰۹۹ مشاهده گردید. ضمن اینکه حساسیت این تصویر در مقایسه با پنجره مرسوم به میزان اگرچه ناچیز (۱/۰۴۵±۰/۰۲۲) بیشتر بود.

بحث و نتیجه گیری

حضور پرتوهای پراکنده در تصاویر SPECT یکی از عوامل اصلی کاهش کنتراست و رزولوشن تصویر و ایجاد خطا در محاسبات کمی می باشد (۱۵). ساده ترین و در عین حال مهمترین روش برای کاهش ثبت پرتوهای پراکنده تعیین دقیق پنجره انرژی با حفظ حساسیت در حد مطلوب است. تعیین دقیق پنجره در مورد تصویر برداری تالیوم از اهمیت ویژه ای برخوردار است. زیرا قسمت اعظم پرتوهای تالیوم که در تصویر برداری مورد استفاده قرار می گیرند پرتوهای X هستند. وجود پرتوهای پراکنده به همراه پرتوهای X تعیین پنجره انرژی را در تصویر برداری تالیوم بسیار پیچیده می سازد. بعلاوه دوز تزریقی ناچیز این پرتو دارو و فقر چگالی شمارش تعیین دقیق پنجره انرژی را ضروری تر می سازد.

در حال حاضر مرکز پنجره دوم انرژی در تصویر برداری تالیوم روی فوتوپیک بیناب انرژی (که معمولاً در keV ۶۷ ظاهر می گردد) قرار داده شده و پهنای پنجره ۲۰٪ یا ۳۰٪ در نظر گرفته می شود. به عبارت دیگر پرتوهای X تالیوم همانند یک پرتو تک انرژی در نظر گرفته می شود. با توجه به ترکیب پیچیده پرتوهای اولیه و پراکنده در این ناحیه این فرض مورد تردید قرار گرفت.

برای تحقیق در مورد این مسئله از توانایی بی نظیر شبیه سازی در شناسایی دقیق پرتوهای اولیه و پراکنده در حین

منابع

- Rozanski A, Berman DS, Gray R, Levy R, Raymond M, Maddahi J, Pantelo N, Waxman AD, Swan HJC, Matloff J: Use of thallium-201 redistribution scintigraphy in the preoperative differentiation of reversible and nonreversible myocardial asynergy. *Circulation*. 1981; 64:936-944.
- Kiat H, Berman D S, Maddahi J, De Yang L, Van Train K, Rozanski A, Friedman J. Late reversibility of tomographic myocardial thallium-201 defects: an accurate marker of myocardial viability *J Am Coll Cardiol*. 1988; 12: 1456-63.
- Dilsizian V, Rocco T P, Freedman N M, Leon M B, Bonow R O. Enhanced detection of ischemic but viable myocardium by the reinjection of thallium after stress-redistribution imaging. *New Eng J Med*. 1990; 323 141-6.
- He ZX, Darcourt J, Guignier A, Ferrari E, Bussiere F, Morand P. Nitrates improve detection of ischemic but viable myocardial by TI-201 reinjection SPECT: *J Nucl Med*. 1989; 34 (9): 1472-77.
- Le Feuvre C, Baubion N, Aubry N, Metzger JP, Vernejoul P, Vacheron A. Assessment of reversible dyssynergic segments after acute myocardial infarction: Dobutamine echocardiography versus thallium -201 single photon emission computed tomography. *Am Heart J*. 1996; 131 (5): 668-75.
- Woldman S, Martin W and Hutton I. Rest or redistribution thallium myocardial imaging for resting myocardial perfusion: a detailed comparison with regional wall motion. *Nucl Med Commun*. 1996; 17: 843-50.
- Burkhoff D, Jones JW, Becker LC. Variability of myocardial perfusion defects assessed by thallium-201 scintigraphy in patients with coronary artery disease not amenable to angioplasty or bypass surgery. *J Am Coll Cardiol*. 2001; 38: 1033-1039.
- Fuster V, Alexander RW, O'Rourke RA, Roberts R, King SB, Wellens HJ. *Hurst's the heart*: McGraw-Hill, 2001; 1: 525-529.
- Beller GA, Bergmann SR. Myocardial perfusion imaging agents: SPECT and PET. *J Nucl Cardiol*. 2004; 11: 71-86.
- Sandrock D, Merino MJ, Norton JA. Ultrastructural histology correlates with results of thallium-201/technetium-99m sestamibi parathyroid subtraction scintigraphy. *J Nucl Med*. 1993; 34: 24-9.
- U ur O, Kostako lu L, Gler N. Comparison of ^{99m}Tc (V)-DMSA, ²⁰¹Tl and ^{99m}Tc-MIBI imaging in the follow-up of patients with medullary carcinoma of the thyroid. *Eur J Nucl Med*. 1996.23: 1367-1371.
- Young AE, Gaunt JI, Croft DN, Collins REC, Wells CP, Coakley AJ. Location of parathyroid adenomas by thallium-201 and technetium-99m subtraction scanning. *Br Med J*. 1983; 28(286):1751-2.
- Sugawara Y, Kikuchi T, Kajihara M, Semba T, Ochi T, Fujii T, Mochizuki T, Sakayama K, Nakata S. Thallium-201 scintigraphy in bone and soft-tissue tumors: a comparison of dynamic, early and delayed scans. *Ann Nucl Med*. 2005; 19(6): 461-468.
- Kojima A, Takaki A, Noguchi T, Matsumoto M, Katsuda N, Tomiguchi S, Yamashita Y. Optimum energy window setting on Hg-201 X-rays photopeak for effective TI-201 imaging. *Ann Nucl Med*. 2005; 19(7): 541-547.
- Kadrmas DJ, Frey EC, Tsui BMW. Application of reconstruction-based scatter compensation to Thallium-201 SPECT: implementations for reduced reconstructed image noise. *IEEE Trans Med Imag*. 1998; 17(3): 325-33.
- Koos JAK, Wouter H, Berthe LF, Ernest KJ. Scatter correction on its own increases image contrast in TI-201 myocardium perfusion scintigraphy, but does it also improve diagnostic accuracy? *Ann Nucl Med* 2003; 17(8): 725-731.

17. Hansen CL. ASNC Imaging Guidelines: SPECT; Myocardial perfusion and function SPECT. Jul. 2006.
18. Kiat H, Germano G, Friedman J, Van Train K, Silagan G, Wang FP, et al. Comparative feasibility of separate or simultaneous rest thallium-201/stress technetium-99m-sestamibi dual-isotope myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med*. 1994; 35: 542-548.
19. Cao ZJ, Chen CC, Maunoury C, Holder LE, Abraham TC, Tehan A. Phantom evaluation of simultaneous thallium-201/technetium-99m acquisition in single photon emission tomography. *Eur J Nucl Med*. 1996; 23: 1514-1520.
20. Knesarek K, Machac J. Comparison of correction techniques for simultaneous 201Tl/99mTc myocardial perfusion SPECT imaging: a dog Study. *Phys Med Biol*. 2000; 45: N167-N176.
21. Hademenos GJ, Dahlbom M, Hoffman EJ. Simultaneous dual isotope technetium-99m/thallium-201 cardiac SPET imaging using a projection-dependent spillover correction factor. *Eur J Nucl Med*. 1995; 22: 465-472.
22. Kadmas DJ, Frey EC, Tsui BMW. Simultaneous technetium-99m/thallium-201 SPECT imaging with model-based compensation for cross-contaminating effects. *Phys Med Biol*. 1999; 44: 1843-1860.
23. Moore SC, English RJ, Syravanh C, Tow DE, Zimmerman RE, Chan KH and Kijewski MF. Simultaneous Tc-99m/Tl-201 imaging using energy-based estimation of the spatial distribution of contaminant photons. *IEEE Trans. Nucl Sci*. 1995; 42: 1189-95, 1995.
24. Segars WP. Development of a new dynamic NURBS-based cardiac torso (NCAT) phantom. PhD dissertation, The University of North Carolina, May 2001.
25. El-Ali HH, Palmer J, Carlson M, Edenbrandt L, Ljungberg M. Comparison of one and two-day protocols for myocardial SPET: A Monte Carlo study. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2005; 25(4): 189-95.
26. Haynor D, Harrison R and Lewellen T. The use of importance sampling techniques to improve the efficiency of photon tracking in emission tomography. *Med Phys*. 1991; 18: 990-1001.
27. Normalization. Available online (<http://www.twocrows.com>)
28. Wang Z, Bovik AC, A universal image quality index. *IEEE Signal Processing Letters*. 2002; 9(3): 81-84.
29. Wang Z, Bovik AC, Lu L. Why is image quality assessment so difficult? *Proc. IEEE ICASSP'02 Orlando, FL*, 2002; 4: 3313-3316.