

مقایسه کارائی شناسکن PET در کاردیولوژی، با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

کوروش ابراهیم نژاد گرجی^۱، حسین رجیبی^۲، حبیب زیدی^۳، ابراهیم حاجی زاده^۴، احمد بیطرفان^۱، حمیدرضا غیاسی^۵

^۱ دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، ^۲ عضو هیات علمی گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس،

^۳ استاد بخش پزشکی هسته ای بیمارستان دانشگاه ژنو، ^۴ دانشیار گروه آمار پزشکی دانشگاه تربیت مدرس،

^۵ کارشناس ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

(تاریخ دریافت: ۸۵/۵/۱۱، تاریخ اصلاح: ۸۵/۹/۱۴، تاریخ پذیرش: ۸۵/۹/۲۶)

چکیده

مقدمه: انجام یک مقایسه همه جانبه بین انواع اسکنرهای PET جهت کمک به انتخاب سیستم مورد نیاز، مستلزم انجام تحقیقاتی است که نیاز به هزینه زیاد و صرف وقت طولانی دارد. اما به نظر می رسد که انجام یک مطالعه اولیه با استفاده از شبیه سازها تا حدود زیادی بتواند در این زمینه راهگشا باشد. هدف از انجام این مطالعه، بررسی عملکرد ۶ نوع اسکنر مختلف PET با استفاده از نرم افزار اختصاصی شبیه ساز PET است. در این مطالعه تصاویر قلب به عنوان تصاویر نمونه برای مقایسه بکار برده شده اند.

روش بررسی: از فانتوم ریاضی NCAT چهاربعدی برای تولید فانتوم های اکتیو و فانتوم های ضرایب تضعیف استفاده شده و یک شبیه ساز اختصاصی PET به نام Eidolon جهت انجام شبیه سازی، به کار گرفته شد. شبیه سازی برای ۶ اسکنر مختلف GE Advance, ECAT ART, ECAT EXACT HR+, ECAT 953B, ECAT 966 و 16HI-REZ انجام شده و سینوگرام ها با نرم افزار STIR بازسازی شدند. جهت پردازش تصاویر بازسازی شده نیز از نرم افزار interview نصب شده بر روی سیستم تصویر برداری Mediso استفاده گردید.

یافته ها: میزان همزمانی های صحیح در حالت دو بعدی برای اسکنر ECAT 966 برابر 651791 ± 5900 ، برای ECAT ART برابر 6605196 ± 5660 ، برای ECAT EXACT HR+ برابر 4742731 ± 5328 ، برای ECAT 953B برابر 6018435 ± 5167 ، برای GE Advanced برابر 6567769 ± 4734 و برای 16HI-REZ برابر 6846339 ± 51850 بدست آمد. میزان correlations بدست آمده برای اسکنرهای فوق به ترتیب برابر با مقادیر $0/896$ ، $0/726$ ، $0/858$ ، $0/718$ ، $0/795$ ، $0/806$ بدست آمد.

نتیجه گیری: نمودار کانت موجود در پیکسل های مربوط به ROI رسم شده و میزان correlations بدست آمده، بیانگر اختلاف عملکرد اسکنرها در کاردیولوژی با یکدیگر بود که در نهایت با در نظر گرفتن مقادیر کمی بدست آمده، می توان نتیجه گرفت که برای انجام مطالعات شبیه سازی PET در زمینه cardiology از بین انواع اسکنر مورد مطالعه، اسکنر 16HI-REZ بهترین گزینه می باشد.

واژه های کلیدی: PET, Cardiology, Eidolon, Monte Carlo.

مقدمه

در سال ۱۹۹۹ حدود ۲۶ درصد مرگ و میرها در کشور کانادا ناشی از بیماریهای قلبی بوده که آنرا به شایع ترین عامل مرگ و میر در آن کشور بدل کرده است (۱). سیستم تصویر برداری Positron Emission Tomography (PET) ابزار بسیار مفیدی در بررسی وضعیت گردش خون در عضله قلب و میزان زنده بودن سلول های آن به شمار می رود (۲). هرچند استاندارد NU 2-2001 که توسط National Electrical Manufacturers Association (NEMA) (۳) منتشر گردیده است، به طور گسترده ای جهت سنجش نحوه عملکرد کلی اسکنرهای PET به کار می رود (۷-۴) اما واضح است که استفاده از یک فانتوم بسیار پیچیده و کامل تنه، برای بدست آوردن اطلاعات مربوط به نحوه عملکرد اسکنرهای مختلف و مقایسه آنها از نظر تصویری که به طور اختصاصی در کاردیولوژی تولید می کنند، دارای مزایای غیر قابل انکاری می باشد. در گذشته تعداد سیستم هایی که تحت عنوان dedicated Positron Emission Tomography (PET) معروفند بسیار کم و عموماً در مراکز تحقیقاتی به کار گرفته می شدند، اما از سال ۲۰۰۳ به بعد مدل های متنوعی از این سیستم وارد بازار شده و مورد بهره برداری قرار گرفته اند. با توجه به این افزایش روزافزون و مشخصات متنوع اسکنر های گوناگون و بخصوص نسل های مختلف اسکنر های PET، تصمیم گیری در مورد انتخاب نوع سیستم مورد نیاز تا حدود زیادی مشکل شده است (۸). انجام یک مقایسه همه جانبه بین انواع مختلف اسکنرهای PET جهت کمک به انتخاب سیستم مورد نیاز، مستلزم انجام تحقیقاتی است که نیاز به هزینه زیاد و صرف وقت طولانی دارد. اما به نظر می رسد که انجام یک مطالعه اولیه با استفاده از شبیه سازها تا حدود زیادی بتواند در این زمینه راهگشا باشد (۱۶-۸).

هدف از انجام این مطالعه، بررسی عملکرد ۶ نوع اسکنر مختلف PET در کاردیولوژی با استفاده از یک نرم افزار

اختصاصی شبیه ساز و یک نرم افزار استاندارد بازسازی می باشد. استفاده از فانتوم یکسان، تعداد شمارش یکسان و بازسازی یکسان امکان مقایسه مطلق اسکنر ها را مناسب را فراهم می کند. واضح است که که انجام چنین مطالعه ای بدون استفاده از شبیه سازی مونت کارلو بسیار دشوار، پرهزینه و وقت گیر است. امکان دسترسی به همه این اسکنرها به سادگی وجود ندارد.

روش بررسی

الف-فانتوم به عنوان بیمار فرضی، از فانتوم ریاضی nonuniform rational b-splines (NURBS)-based cardiac torso (NCAT) چهار بعدی که شامل تنه یک انسان متوسط با حرکات قابل تنظیم قلب و قفسه سینه می باشد، استفاده شد (۱۷). این فانتوم شامل مدلی از ارگانها است اساس آنها بر NURBS, nonuniform rational b-splines می باشد که سطح های پیوسته را تعریف کرده و این امکان را فراهم می نماید که بتوان فانتوم را با هر رزولوشنی در اختیار داشت. مزیت اصلی NCAT این است که سطح NURBS را می توان به آسانی به نحوی تغییر داد تا بتوان انواع تغییرات آناتومیکی و حرکتی را به گونه ای بسیار طبیعی در بیمار مدل سازی کرد. حرکات تنفسی و قلبی فانتوم NCAT بر اساس 4D tagged MRI و 4D respiratory-gated CT اشخاص سالم مدل سازی شده اند. با استفاده از فانتوم NCAT می توان هر دو نوع فانتوم اکتیویته و توزیع ضریب تضعیف را تولید کرد (۱۷). توزیع اکتیویته در اندام های مختلف، بر اساس توزیع از پیش فرض شده فانتوم تنظیم گردید. به دلیل وجود ضربان قلب و تنفس در فانتوم، توزیع اکتیویته بصورت متوسط در یک دوره حرکت تنفسی متوسط گیری شده است. سیکل قلبی برابر با ۱s و سیکل تنفسی برابر ۵s در نظر گرفته شد. برش های فانتوم دارای ابعاد ۱۲۸×۱۲۸ بودند.

فرمت مناسب برای به کارگیری در کد Eidolon. در شبیه ساز بکار گرفته شدند. میزان شمارش کل بر اساس استاندارد American Society of Nuclear Cardiology محاسبه و تعیین گردید که براین اساس تعداد کانت برابر ۱۳۴۰۰۰۰۰۰ بدست آمد.

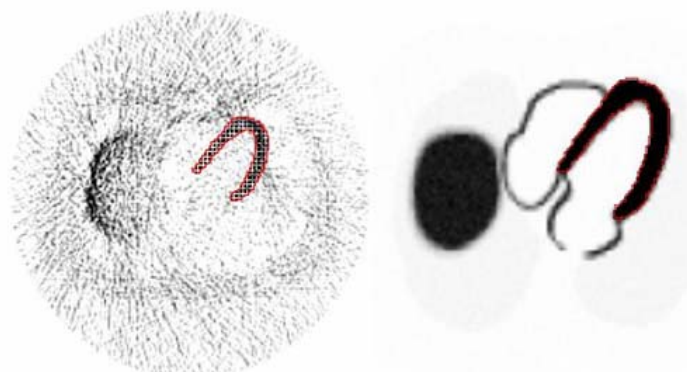
مشخصات هر یک از ۶ اسکنر GE Advance, ECAT ART, ECAT 953B, ECAT EXACT HR+, ECAT 966 و I6HI-REZ (۲۸-۲۲) در فایل مربوط به مشخصات اسکنر (جدول ۱) وارد شده و شبیه سازی انجام گردید. برای جلوگیری از تفاوت های ناشی از مولد اعداد تصادفی، مقدار عدد اولیه لازم در انجام شبیه سازی، در کلیه حالت ها ثابت در نظر گرفته شد. در ضمن، در تمام مراحل کلیه شبیه سازی ها بر روی یک دستگاه رایانه مشخص انجام شدند تا اثر تفاوت سخت افزار رایانه های مختلف، در شبیه سازی حذف گردد.

توزیع ضرایب تضعیف نیز به روش ذکر شده در مورد فانتوم اکتیویته تعیین شده است (۱۷). مقادیر ضرایب تضعیف اندام های مختلف معادل ضرایب تضعیف در فانتوم زوبال (۱۸) در نظر گرفته شدند. برش های فانتوم در این حالت نیز دارای ابعاد ۱۲۸×۱۲۸ بودند.

ب- شبیه سازی: برای انجام شبیه سازی کامپیوتری تصویربرداری cardiac PET، از یک شبیه ساز اختصاصی PET به نام Eidolon (Eidolon r47) استفاده گردید (۱۹-۲۰) که به عنوان بخشی از پروژه ParaPet و به کمک برنامه نویسی Objective C تهیه گردیده است. برای اینکه سینوگرام های خروجی این شبیه ساز به فرمت ECAT7 باشند، کد Eidolon با libiol کامپایل گردید. برای آماده سازی فانتومهای تضعیف و اکتیویته عمل decoding بر روی آنها انجام شده و پس از تبدیل به

جدول ۱- مشخصات اسکنرهای مختلف PET به کار گرفته شده در این تحقیق.

	Number of rings	Number of detectors	Scanner radius (mm)	Ring spacing (mm)	Energy resolution	Energy window (keV)	Detector thickness (mm)
ECAT ART	۲۴	۳۸۴	۴۱۲	۶/۷۵	۰/۲۴	۳۵۰-۶۵۰	۲۰
ECAT 966	۴۸	۵۷۶	۴۱۰	۴/۸۷۵	۰/۲۳	۳۵۰-۶۵۰	۳۰
ECAT 953B	۱۶	۳۸۴	۳۸۰	۶/۷۵	۰/۲۳	۳۸۰-۸۵۰	۳۰
I6HI-REZ	۳۹	۶۲۴	۴۱۵	۴/۸۵	۰/۱۵	۴۲۵-۶۵۰	۲۰
ECAT HR+	۳۲	۵۷۶	۴۱۳/۵	۴/۸۵	۰/۲۵	۳۵۰-۶۵۰	۳۰
GE Advance	۱۸	۶۷۲	۴۶۹	۸/۵	۰/۳۳	۳۰۰-۶۵۰	۳۰



شکل ۱- یک تصویر مرجع (شکل راست) و تصویر بازسازی شده آن (شکل چپ) توسط اسکنر ECAT EXACT HR+ بدون استفاده از فیلتر، به همراه ROI رسم شده برای تعیین کانت پیکسل ها.

همین ROI بر روی تصویر پس از بازسازی نیز منطبق شده (شکل ۱) و اطلاعات مورد نظر استخراج گردید. شمارش موجود در پیکسل های هر حالت به طور نزولی مرتب شده و مقادیر بدست آمده از تصویر PET، توسط مقادیر بدست آمده از تصویر مرجع، نرمالایز شدند. مقادیر مربوط به تصویر مرجع و این مقادیر نرمالایز شده توسط نرم افزار SPSS مورد بررسی آماری قرار گرفتند. این فرایند برای هر ۶ نوع اسکنر سه مرتبه تکرار شده و در نهایت مقایسه آماری بین این ۶ نوع اسکنر نیز انجام گرفت.

یافته ها

مدت زمان شبیه سازی برای اسکنر های ECAT ART، ECAT 966، ECAT HR+، ECAT 953B، Advance و 16HI-REZ بر حسب دقیقه به ترتیب برابر با 2100 ± 7 ، 2109 ± 7 ، 2114 ± 7 ، 2157 ± 7 ، 2174 ± 8 و 2165 ± 8 می باشد. آمار نهایی ترابرد ذرات پس از انجام شبیه سازی برای اسکنرهای مختلف به شرحی که در جدول ۲ آورده شده است، بدست آمد. با توجه به اینکه شبیه ساز بکار گرفته شده دارای این قابلیت است که در یک شبیه سازی خاص، به طور همزمان هم شبیه سازی دو بعدی و هم شبیه سازی سه بعدی را انجام دهد، آمار هر دو نوع شبیه سازی در جدول ۲ قابل مشاهده می باشد. تعداد همزمانی های صحیح در حالت دو بعدی برای اسکنر های فوق به ترتیب برابر با مقادیر 5328 ± 4727 ، 5900 ± 6517 ، 5660 ± 6519 ، 5167 ± 6184 و 6182 ± 6567 بدست آمد. با توجه به اینکه زاویه خروج فوتون ها و زاویه پذیرش برابر با ۱ درجه انتخاب شده است تا زمان شبیه سازی کاهش یابد، میزان کسر پراکندگی در حالت سه بعدی برای اسکنر به ترتیب برابر با مقادیر $0/008 \pm 0/000$ ، $0/003 \pm 0/000$ ، $0/005 \pm 0/000$ ، $0/003 \pm 0/000$

ج- بازسازی تصویر: جهت بازسازی تصویر از نرم افزار STIR (۲۹-۳۰) و الگوریتم بازسازی 2-Dimensional Filtered Back Projection (FBP2D) استفاده شد. زیرا کیفیت تصاویر در حالت دو بعدی بهتر بوده و از سوی دیگر تعداد رینگ های اسکنرهای مختلف متفاوت می باشد اما در بازسازی دو بعدی کیفیت تصاویر کمتر تابع تعداد اسلایس ها خواهد بود. به این ترتیب که ابتدا توسط نرم افزار فوق، هدر مناسبی برای هر یک از سینوگرام های خروجی تهیه گردید. سپس در این هدر تغییراتی به نحوی اعمال گردید که بتوان از آن جهت بازسازی تصاویر مطابق الگوریتم FBP استفاده کرد. برای ذخیره سازی و سهولت بررسی های لازم، خروجی پس از بازسازی، بصورت interfile ذخیره گردید.

د- پردازش تصاویر: جهت پردازش تصاویر بازسازی شده از نرم افزار interview نصب شده بر روی سیستم تصویر برداری Mediso استفاده گردید. این نرم افزار یک نرم افزار تخصصی برای بازسازی و پردازش تصاویر پزشکی هسته ای است که دارای بخشهای متعدد مورد نیاز در یک مرکز پزشکی هسته ای می باشد. از امکانات مربوط به تصویر برداری کاردیولوژی این نرم افزار جهت پردازش تصاویر استفاده گردید. با توجه به اینکه سیستم های مختلف PET از روش های متفاوتی برای تصحیح تضعیف و پراکندگی استفاده کرده و انجام تصحیحات فوق، امکان بررسی و مقایسه توانایی ذاتی اسکنرها را از بین می برد و از سوی دیگر هدف از انجام این مطالعه مقایسه توانایی ذاتی اسکنرهای مختلف با یکدیگر بود، تصحیح تضعیف و پراکندگی انجام نگردید و تصاویر به طور خام مورد بررسی قرار گرفتند.

جهت پردازش ابتدا یک ROI بر روی ناحیه بطن چپ قلب موجود در هر تصویر مرجع رسم گردیده (شکل ۱) و اطلاعات مربوط به شمارش پیکسل های درون آن استخراج گردید. این اطلاعات شامل شمارش کل، شمارش بیشینه و شمارش در بین تمامی پیکسل ها بود.

جدول ۲- آمار ترابرد ذرات پس از انجام شبیه سازی.

	ECAT HR+	ECAT 966	ECAT ART	ECAT 953B	16HI-REZ	GE Advance
Total coincidence s	۷۳۰۶۶۱±۱۰۲۱۱	۷۰۸۳۳۱۷±۴۹۰۵	۶۷۷۹۱۴۶±۷۹۸۸	۸۸۱۶۴۲۵±۵۱۰۸	۸۹۷۳۴۷۲±۴۱۸۲	۸۹۱۹۳۶۰±۴۲۲۴
True coincidence s 3D	۷۲۸۴۹۷۱±۴۵۹۲	۷۰۶۳۴۱۸±۴۴۹۰	۶۸۲۶۰۸۵±۴۱۵۱	۸۷۶۸۴۹۵±۴۵۲۹	۸۸۹۵۴۷۸±۴۵۰۲	۸۸۵۰۵۲±۴۵۵۵
Scattered coincidence s 3D	۲۰۳۴۸±۲۵۶	۲۰۵۸۲±۳۶۴	۵۲۵۶۵±۴۱۳	۴۷۵۲۹±۳۹۵	۲۴۱۶۵±۴۴۶	۶۳۷۷۶±۴۵۰
Single trues	۱۴۵۶۴۹۸۵±۱۰۳۴۵۰	۱۴۱۴۱۰۴۱±۱۳۸۱۳۸	۱۳۷۰۶۱۵۵±۱۳۰۱۰۰	۱۷۵۷۹۱۵۶±۱۶۰۶۳۷	۱۴۴۶۳۵۴۳±۱۳۱۴۴۸	۱۷۷۶۴۰۷۵±۱۳۱۵۳۹
Single scatters	۲۰۶۴۶±۲۴	۲۰۴۳۳±۲۸۵	۵۲۵۵۷±۴۴۷	۴۷۵۹۰±۴۱۰	۲۶۵۳۴±۳۸۵	۶۳۸۹۵±۸۰۱
Single scatters order 1	۲۰۶۴۵±۲۴	۲۰۴۲۹±۲۸۴	۵۲۵۴۰±۴۴۵	۴۷۵۷۴±۴۰۹	۲۶۵۱۶±۳۸۳	۶۳۸۱۶±۸۰۰
Single scatters order 2	۱±۰/۰	۴±۰/۰	۱۷/۳±۲/۵	۱۶/۷±۰/۶	۱۸±۱/۵	۲۶/۷±۱/۵
Scatter fraction 3D	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۸±۰/۰۰۰	۰/۰۰۵±۰/۰۰۰	۰/۰۰۲±۰/۰۰۰	۰/۰۰۶±۰/۰۰۰
True coincidence s 2D	۴۷۴۲۷۳۱±۵۳۲۸	۴۶۵۱۷۹۱±۵۹۰۰	۴۶۵۱۹۶۵±۵۶۶۰	۶۰۱۸۴۳۵±۵۱۶۷	۶۸۴۶۳۳۹±۵۱۸۵	۶۵۶۶۷۶۹±۴۷۳۴
Scattered coincidence s 2D	۱۲۹۶۲±۱۰۴	۱۲۸۰۹±۱۰۴	۱۲۹۸۵±۶۶۹	۱۴۶۷۷±۱۱۶	۱۳۱۱۸±۱۱۸	۲۲۹۷۶±۱۲۷
Scatter fraction 2D	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰	۰/۰۰۳±۰/۰۰۰
Total detector unscattered	۶۴۲۵۸۰۹±۶۱۸۲۷	۶۲۲۶۳۲۶±۷۰۳۳۲	۶۳۳۲۹۲۸±۴۸۲۵۵	۷۶۸۳۱۹±۴۸۰۶۴	۶۴۴۵۸۱۹±۶۱۸۹۴	۷۷۳۶۷۱۰±۶۱۸۲۰
Total detector scatters	۸۱۷۴۴۴۳±۱۱۵۲	۷۹۳۰۲۲۵±۲۰۰۳	۷۴۲۲۲۲۰±۵۷۵۸	۹۹۳۲۰۵۴±۱۰۶۸	۸۱۶۴۳۵۲±۱۱۳۸	۱۰۰۹۱۶۲۶±۱۳۴۷
Detector scatters order 1	۵۱۳۱۰۶۵±۱۲۴۳	۴۹۷۳۴۲۱±۱۲۹۱	۴۸۰۸۸۰۸±۱۱۸۳	۶۱۸۷۴۴۰±۱۲۲۸	۵۱۳۸۶۵۱±۱۱۸۵	۶۲۸۴۴۰۵±۲۱۴۴
Detector scatters order 2	۲۱۷۸۵۷۸±۹۷۷	۲۱۰۸۴۶۵±۱۱۷۵	۱۹۱۰۱۹۷±۱۰۵۴	۲۶۵۷۳۸۷±۱۱۵۰	۲۱۷۹۰۴۲±۹۱۸	۲۷۰۱۹۰۴±۱۰۰۰
Detector scatters order 3	۶۶۸۳۵۵±۳۶۹	۶۵۰۱۳۵±۵۱۰	۵۴۸۴۶۸±۴۶۰	۸۳۰۱۶۳±۶۴۰	۶۶۸۸۳۹±۳۶۶	۸۴۳۹۱۳±۶۰۱
Detector scatters order 4	۲۰۲۴۴۵±۱۲۵۳	۱۹۸۲۰۴±۴۹۷۷	۱۵۴۷۴۷±۶۰۹۳	۲۵۷۰۶۴±۵۱۴	۱۷۷۸۲۰±۱۲۸۵	۲۶۱۴۰۴±۱۱۹۷
Average distance traveled by photons in the crystal (mm)	۱۰/۱۵۴±۰/۰۷۵۴	۱۰/۱۷۰±۰/۰۸۱۱	۷/۹۳۲±۰/۰۵۱۴	۱۰/۲۹۲±۰/۰۷۶۲	۱۰/۱۲۸±۰/۰۷۳۴	۱۰/۲۱۲±۰/۰۷۱۸

نوع اسکنر در جدول ۳ مشاهده نمود. این اطلاعات برای یکی از حالت ها، توسط نرم افزار interview و بدون دخالت کاربر استخراج شده اند. شمارش متوسط درون پیکسل ها پس از بازسازی برای اسکنر ها به ترتیب برابر با مقادیر ۳۶۶۲، ۲۸۶۰، ۴۴۳۷، ۳۶۴۷، ۳۸۸۷ و ۴۸۹۷ بدست آمده است. در حالیکه شمارش بیشینه برای همین اسکنرها به ترتیب برابر با مقادیر ۱۸۴۷۸، ۲۳۲۹۳، ۲۳۲۹۳، ۱۶۷۲۱، ۱۹۲۰۶ و ۱۸۷۱۵ می باشد.

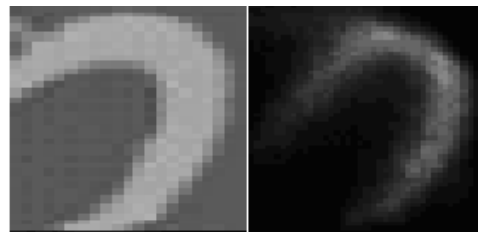
نمودار مربوط به شمارش کلیه پیکسل های قرار گرفته در درون ROI ها، پس از نرمالایز شدن مقادیر مربوط به پیکسل های تصاویر بازسازی شده بر حسب پیکسل های تصاویر مرجع به طور جداگانه و بر حسب نوع اسکنر در شکل ۳ قابل مشاهده می باشد. میزان correlations هر یک از جفت نمودارهای نشان داده شده در شکل ۳، توسط نرم افزار SPSS محاسبه شده و برای اسکنر به ترتیب برابر با مقادیر ۰/۷۹۵، ۰/۸۰۶، ۰/۸۵۸، ۰/۷۱۸، ۰/۷۲۶ و ۰/۸۹۶ به دست آمده است.

بحث و نتیجه گیری

از آنجایی که در یک مطالعه شبیه سازی، زمان انجام شبیه سازی بزرگترین مانع به شمار می آید، یکی از اهداف محققان، کاهش زمان مطالعه می باشد که برای دستیابی به این هدف، امکاناتی در کلیه کدهای شبیه ساز تعبیه شده است. در این مطالعه زاویه خروج فوتون ها و زاویه پذیرش، برابر با ۱ درجه انتخاب گردید تا در زمان صرفه جویی گردد. با این حال زمان انجام شبیه سازی برای اسکنر های ECAT ART، ECAT 966، ECAT 953B، ECAT HR+ و GE Advance 16HI-REZ بر حسب دقیقه به ترتیب برابر با مقادیر 210 ± 7 ، 210.9 ± 7 ، 211.4 ± 7 ، 215.7 ± 7 ، 217.4 ± 8 و 216.5 ± 8 بود که هیچ اختلاف معنی داری بین آنها مشاهده نمی گردد. کاهش زاویه خروج فوتون ها و زاویه پذیرش، دارای یک اثر جانبی در تعداد اسکترها و در نتیجه کسر پراکندگی می باشد.

پراکندگی در حالت دو بعدی برای کلیه اسکنر ها بسیار مشابه بدست آمد (جدول ۲).

تصاویر مرجع و بازسازی شده حاصل از اسکنر 16HI-REZ پس از بازسازی بصورت دو بعدی و بدون استفاده از هیچ نوع فیلتری برای نمایش، در شکل ۲ قابل مشاهده است.

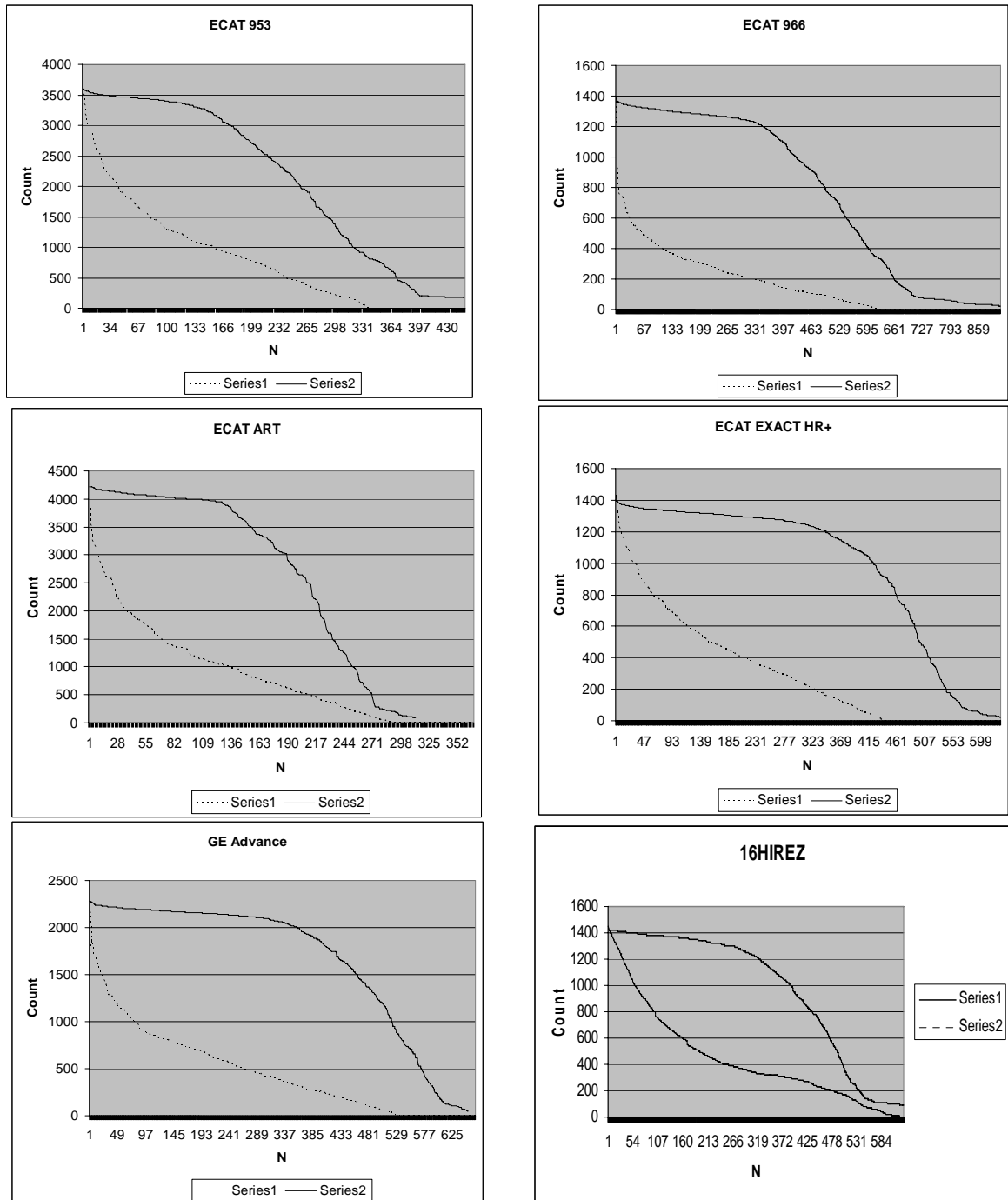


شکل ۲- تصویر مرجع (چپ) و بازسازی شده حاصل از شبیه سازی (راست) ناحیه قلب برای اسکنر 16HI-REZ.

جدول ۳- اطلاعات مربوط به یکی از موارد شمارش پیکسل های قرار گرفته در درون ROI. پیشوند src نشان دهنده تصویر مرجع و پیشوند rcn نشان دهنده تصویر بازسازی شده می باشد.

	Total count	Max count	Min count	Average count
src ART	۸۷۶۹۶۸	۴۲۲۱	۸۸	۲۸۱۰
rcn ART	۱۳۴۴۲۸۲	۱۸۴۷۸	۰	۳۶۶۲
src 966	۶۹۷۵۲۸	۱۳۹۸	۲۱	۷۶۳
rcn 966	۲۶۲۰۰۲۴	۲۳۲۹۳	۰	۲۸۶۰
src 953B	۹۷۶۵۱۶	۳۵۹۶	۷۴	۳۵۹۶
rcn 953B	۱۸۳۲۶۴۸	۲۳۲۹۳	۰	۴۴۳۷
src HR+	۶۱۸۸۱۲	۱۴۳۵	۲۴	۹۷۷
rcn HR+	۲۲۵۷۷۹۹	۱۶۷۲۱	۰	۳۶۴۷
src GE	۱۰۹۱۵۲۷	۲۲۸۲	۴۶	۱۶۵۳
rcn GE	۲۵۸۴۹۵۳	۱۹۲۰۶	۰	۳۸۸۷
src HIREZ	۷۱۲۳۸۸	۱۵۱۸	۲۶	۹۶۹
rcn HIREZ	۲۷۴۲۸۱۸	۱۸۷۱۵	۰	۴۸۹۷

اطلاعات مربوط به شمارش پیکسل های قرار گرفته در درون ROI ها را می توان به طور جداگانه و بر حسب



شکل ۳- نمودار مربوط به کانت کلیه پیکسل های قرار گرفته در درون ROI پس از نرمالایز شدن کانت تصاویر بازسازی شده (نمودارهای خط چین) بر حسب مقادیر مربوط به تصاویر مرجع (نمودارهای خط پیوسته).

کارایی اسکنر فوق را با شبیه سازی و مطالعه عملی مورد بررسی قرار داده اند.

از جمله دیگر عوامل ساختاری که می توانند در کارایی اسکنر ها تاثیر داشته باشند، می توان به تعداد رینگ و فاصله بین آنها، تعداد LOR ها، شیلد جانبی، طول FOV محوری، تقسیم بندی دکتورها، ابعاد کریستال و پنجره انرژی می باشد که در اسکنرهای مختلف متفاوت می باشد. به عنوان مثال، نیاز به ثبت و بررسی اطلاعات با کیفیت بالا، تاکید بر نسبت سیگنال به نویز بالا در تصویر و حفظ رزولوشن مکانی برای یک مقدار مشخص تابش، منجر به طراحی ECAT 953B گردید که برای تصویربرداری از مغز مورد توجه قرار گرفته است (۲۶). ECAT 953B اولین اسکنر دارای تیغه های متحرک می باشد که در آن از ۱۶ رینگ استفاده گردیده است به گونه ای که هر block آن بصورت ۸×۸ به کریستال های کوچکتری تقسیم شده است. در صورتی که تیغه های این اسکنر برداشته شوند، به دلیل زیاد بودن تعداد LOR ها، ۲۵۶ عدد سینوگرام قابل دستیابی بوده و آهنگ شمارش نیز حدود دو برابر می گردد. تصویر حاصل از این اسکنر دارای ۳۱ اسلایس ۱۲۸×۱۲۸ است که ۱۶ اسلایس آن ناشی از رینگ ها بوده و ۱۵ اسلایس دیگر به ناحیه بین هر دو رینگ مجاور هم تعلق دارند (۲۲). در این نوع اسکنر که دارای شیلد جانبی بوده و طول دکتور محوری کوتاهی برابر با ۱۰/۸cm دارد، FOV برای فوتون ها محدود است (۲۶). اسکنر ECAT 966 برای تصویر برداری با رزولوشن مکانی و زمانی بالا ساخته شده و پیچیدگی مکانیکی کمی دارد، دارای FOV محوری بزرگی بوده و در نتیجه efficiency بالاتری دارد. در صورتی که در این اسکنر، ring difference و یا همان maximum acceptance angle کاهش یابد، حساسیت محوری یکنواخت تری خواهد داشت (۲۵). در اسکنر ECAT EXACT HR+ دکتورها به عناصر ۸×۸ در هر block تقسیم شده اند که هر عنصر می تواند یک فضای

به این ترتیب که منجر به کاهش مقادیر فوق می گردد. نسبت تعداد randomness به تعداد trues در اسکنرهای مختلف می تواند معیاری از efficiency باشد که مطابق مطالب ذکر شده در فوق، به نوبه خود تحت تاثیر کاهش مقدار زاویه قرار می گیرند. اما در این مطالعه به دلیل یکسان بودن شرایط برای کلیه اسکنرها و مقایسه نسبی آنها با یکدیگر، می توان از اثر ذکر شده صرف نظر کرد. همانگونه که در فوق ذکر شد، نسبت تعداد randomness به تعداد trues معیاری از efficiency باشد که مطابق مقادیر کمی قابل استخراج در جدول ۲، مقدار آن در حالت دوبعدی برای کلیه اسکنرها یکسان و برابر با $0/003 \pm 0/000$ است. علاوه بر عامل ذکر شده در فوق، وجود septa در حالت دوبعدی نیز عاملی در کاهش میزان پراکندگی می باشد. اما در حالت سه بعدی مقادیر $0/003 \pm 0/000$ ، $0/003 \pm 0/000$ ، $0/002 \pm 0/000$ ، $0/005 \pm 0/000$ و $0/006 \pm 0/000$ برای اسکنرهای فوق بدست آمده است. همان گونه که دیده می شود و قابل انتظار نیز بود، مقدار بیشینه $0/008$ برای اسکنر ART بدست آمده است. این نتیجه با نتیجه ای که توسط Spinkes و همکاران (۲۶) بدست آمده در توافق می باشد.

در پنج نوع اسکنر ECAT ART، ECAT HR+، ECAT 966، ECAT 953B و GE Advance که مورد مطالعه قرار گرفتند، جنس کریستال از نوع BGO بوده و در نتیجه جنس کریستال نمی تواند موجب بروز اختلاف در کارایی این پنج اسکنر با یکدیگر گردد زیرا بهره سوسوزنی و قدرت توقف فوتونی در همه اسکنرها یکسان انتخاب شده است. اما جنس کریستال در اسکنر 16HI-REZ از نوع LSO است که این امر به دلیل تفاوت در بهره سوسوزنی و قدرت توقف فوتونی، در کارایی اسکنر تاثیر دارد و این امر در توافق کامل با یافته Brambilla و همکاران (۲۸) می باشد که خصوصیات و



فراهم می کند. انرژی رزولوشن سیستم برابر ۱۵ درصد است که در مقایسه با مقادیر مربوط به اسکنرهای ECAT ART، ECAT HR+، ECAT 966، ECAT 953B و GE Advance که به ترتیب برابر با ۰/۲۴، ۰/۲۵، ۰/۲۲، ۰/۲۲ و ۰/۲۲ می باشند، بسیار قابل توجه می باشد که در میزان کسر پراکندگی در حالت سه بعدی تاثیر خواهد داشت و این اثر در این تحقیق به خوبی نشان داده شده است.

همانگونه که در فوق ذکر شده است، ابعاد دکتور در ثبت فوتون ها موثر است. یکی از مزایای دکتورهای بکار رفته در مدل HR+ بر مدل های قبلی بسیار کوچکتر بودن بود، مساحت سطح دکتور در این کریستال، در حدود ۲ برابر کوچکتر از سایر مدل های قبلی ECAT و GE Advance بوده و در نتیجه تعداد فوتون های برخورد کرده به هر block (به ازای یک اکتیویته مشخص) نیز به مقدار چشمگیری کمتر است. طبیعی است که در این حالت باید میزان فوتون های راندم کاهش یابد (۲۵)، این امر در توافق کامل با نتیجه بدست آمده در این تحقیق حاضر است (جدول ۲). اما در اسکنر 16HI-REZ ابعاد کریستال باز هم به نسبت ابعاد کریستال در اسکنر ECAT HR+ EXACT از خود کاهش نشان می دهد. انتظار می رفت که این عامل منجر به کاهش هرچه بیشتر فوتون های رندم گردد که در این تحقیق حاضر با بدست آمدن مقدار 81764352 ± 1138 برای اسکنر 16HI-REZ و مقدار 8174443 ± 1152 برای اسکنر ECAT EXACT HR+ این انتظار برآورده شده است. اگرچه این اختلاف بسیار کم و در حد ۰/۱ درصد می باشد، اما با توجه به میزان اختلاف ناچیز در ابعاد کریستال های دو اسکنر و طول FOV محوری کمتر اسکنر 16HI-REZ که در دنباله مورد بررسی قرار می گیرد، قابل توجهی به نظر می رسد.

عامل تاثیرگذار بعدی در کارایی اسکنرها، طول FOV محوری است به نحوی که تاثیر اکتیویته خارج از FOV coincidence را می توان به طول کمتر FOV محوری نسبت داد (۲۵) از آنجایی که بیشترین طول

$mm^3 4/39 \times 4/05 \times 30$ را مورد اندازه گیری قرار دهد. سیستم از ۶ رینگ block تشکیل شده است که منجر به یک FOV محوری به طول $23/4cm$ خواهد شد. بنابراین در مجموع ۴۸ رینگ وجود دارد که در هر رینگ ۵۷۶ عنصر دکتوری موجود است (جمعا ۲۷۶۴۸ عنصر). تعداد کل LOR های قابل دریافت در این اسکنر برابر ۱۹۰ میلیون است که در نوع خود قابل توجه است. تا کنون حدود ۱۷۵ اسکنر از این نوع بصورت ثابت و متحرک نصب گردیده است (۲۵). اسکنر GE Advance دارای ۱۸ رینگ و ۶۷۲ کریستال در هر رینگ است. تعداد block detector های آن برابر ۳۳۶ است که هر عدد شامل 6×6 کریستال به همراه شیلد است. ابعاد هر block detector برابر $50/1 \times 24/5 \times 30 mm^3$ و ابعاد کریستال برابر $8/1 \times 4 \times 30 mm^3$ می باشد. در این نوع اسکنر می توان از دو پنجره انرژی $300-650 keV$ و $375-650 keV$ استفاده کرد که در این مطالعه از پنجره انرژی اول که متداول تر است استفاده گردیده است (جدول ۲). اسکنر ECAT ART که یک نوع اسکنر بسیار ارزان PET است و در سال ۱۹۹۳ و با رینگ های غیر کامل جهت افزایش علاقه مندی به PET ساخته شده، برای محدوده وسیعی از کاربردهای بالینی از جمله cardiology مورد استفاده قرار می گیرد به طوریکه تا کنون حدود ۳۵۰ عدد از این نوع اسکنر نصب شده است (۲۶-۲۳). در ساخت چنین اسکنری هدف کاهش هزینه بوده است. در حالیکه در اسکنر 16HI-REZ هر رینگ دارای ۱۴۴ عدد block شامل ۱۶۹ کریستال با ابعاد $4 \times 4 \times 20$ است که در یک آرایه 13×13 قرار گرفته و به ۴ عدد فوتومولتی پلیمر ختم می شوند. در این آرایش، 24336 کریستال یک FOV برابر ۱۶۲ میلی متر را با ۳۹ رینگ پوشش می دهند. حد پایین و بالای انرژی به ترتیب برابر با ۴۲۵ و ۶۵۰ کیلو الکترون ولت می باشد. پنجره همزمانی $4/5$ نانوثانیه امکان استفاده مطلوب از زمان تاخیر کوتاه و بهره نوری بالای کریستال LSO را

16HI-REZ، می توان ضخامت کمتر کریستال در اسکنر ECAT ART (جدول ۱) را بعنوان تنها عامل موثر در اختلاف مسافت میانگین طی شده در درون کریستال توسط فوتون های مورد تصویر برداری در این اسکنر ذکر کرد. اما از سوی دیگر عامل جنس کریستال می تواند نقش مهمی در مسافت میانگین طی شده در کریستال اسکنر 16HI-REZ داشته باشد که باید مورد بررسی قرار گیرد.

بررسی میزان همبستگی محاسبه شده برای نمودارهای مربوط به کانت کلیه پیکسل های قرار گرفته در درون ROI ها، پس از نرمالایز شدن مقادیر مربوط به پیکسل های تصاویر بازسازی شده بر حسب پیکسل های تصاویر مرجع، برای اسکنر های ECAT ART، ECAT 966، ECAT 953B، ECAT HR+، GE Advance و 16HI-REZ به ترتیب برابر مقادیر ۰/۷۹۵، ۰/۸۰۶، ۰/۸۵۸، ۰/۷۱۸، ۰/۷۲۶ و ۰/۸۹۶ را به دست داد.

کمترین همبستگی بین نمودارهای مربوط به اسکنر ECAT EXACT HR+ و بیشترین همبستگی بین نمودارهای مربوط به اسکنر 16HI-REZ وجود دارد. اما سهم بالای اسکنر ثبت شده در اسکنرهای ECAT 953B، ECAT 966، ECAT ART و GE Advance (جدول ۲) و اختلاف ناچیز بین همبستگی بدست آمده در اسکنرهای مختلف را می توان از این جنبه نیز مورد بررسی قرار داد که نشان دهنده قابلیت اسکنر ECAT EXACT HR+ به دلیل طول FOV محوری بزرگتر در حذف اسکنرها که عامل مهمی در تصویربرداری سه بعدی توسط PET می باشند، بوده و این نکته را جزو مزایای اسکنر ECAT EXACT HR+ به حساب آورد. اما اگرچه میزان همبستگی نمودارهای مربوط به اسکنر 16HI-REZ تنها حدود ۵٪ درصد از مقدار مشابه در اسکنر ECAT 953B بزرگتر است، اما سهم بالای اسکنر در اسکنر اخیر را باید عامل نزدیک شدن مقدار بدست آمده برای آن به مقدار مربوط به اسکنر 16HI-REZ محسوب کرد. در عین حال

FOV محوری مربوط به ECAT HR+ و برابر ۲۳/۴cm می باشد می توان در مقام مقایسه اثر اکتیویته خارج از FOV را در مقادیر مربوط به پرتوهای پراکنده و منفرد ثبت شده در تشکیل تصویر مطابق جدول ۲ مشاهده کرد. مقایسه این مورد برای اسکنرهای ECAT EXACT HR+ و ECAT 953B با نتیجه بدست آمده توسط Spinkes و همکاران (۲۵) در توافق کامل است که efficiency برابر ۲۷/۷ و ۱۳/۸ را به ترتیب برای دو اسکنر ذکر شده بدست آورده اند. در مورد اسکنر 16HI-REZ طول FOV محوری برابر با ۱۶/۲ سانتی متر، مقداری متوسط محسوب می گردد که می تواند منجر به ثبت فوتون های بیشتری از ناحیه خارج از FOV به نسبت اسکنر ECAT EXACT HR+ گردد. شاید بتوان این عامل را بعنوان یکی از عوامل دخیل در کم شدن اختلاف فوتون های رندم در دو اسکنر به شمار آورد.

از آنجایی که بخش زیادی از زمان مرده صرف پردازش همزمانی ها می گردد (۲۷)، به طور قطع استفاده از مدارهای الکترونیک بهتر می تواند مفید واقع گردد. که در از ECAT HR+ و GE Advance مورد اسکنرهای مدارهای الکترونیک و پنجره زمانی مناسبی استفاده در 16HI-REZ گردیده است (۲۶) اما در مورد اسکنر عمل از یک پنجره همزمانی ۴/۵ نانو ثانیه استفاده می شود که بسیار بهتر از مورد مشابه در سایر اسکنر ها می باشد. در ضمن قابل ذکر است که مدارهای الکترونیک به کار گرفته شده در این اسکنر دارای کارایی چشمگیری بوده و منجر به مزیت بزرگی برای این اسکنر می گردند. مسافت میانگین طی شده درون کریستال توسط فوتون نیز صرفنظر از اسکنر ECAT ART که برابر مقدار $7/932 \pm 0/0514$ است، برای پنج اسکنر دیگر بسیار نزدیک به هم و کمی بیش از ۱۰ میلی متر بوده (جدول ۲) و در عین حال مقدار آن برای اسکنر 16HI-REZ میزان کمتر و مناسب تری را نشان می دهد. با توجه به جنس یکسان کریستال در همه اسکنرها بجز اسکنر

می گردند و این امر در توافق کامل با نتیجه ارائه شده توسط Brambilla و همکاران بوده (۲۸) و با توصیه انجام شده توسط Litvinov و همکاران که اسکنر ECAT HR+ را از چهار اسکنر دیگر بکار رفته در این تحقیق بهتر میدانند، مطابقت دارد (۳۱).

میزان همبستگی بین نمودارهی اسکنر 16HI-REZ در حدود ۱۰ درصد از مقدار مشابه در اسکنر ECAT HR+ بزرگتر است که بیانگر برتری این اسکنر از این جهت نیز بر اسکنر ECAT HR+ می باشد.

در نهایت و با در نظر گرفتن کلیه موارد فوق می توان نتیجه گرفت که برای انجام مطالعات شبیه سازی PET در زمینه کاردیولوژی، از بین انواع اسکنر مورد مطالعه، اسکنر 16HI-REZ بهترین گزینه و سپس اسکنر ECAT HR+ بعنوان گزینه قابل قبول محسوب

منابع

1. Wielgosz A. The growing burden of heart disease and stroke in Canada. Health Canada; statistics Canada 2003.
2. Fitzpatrick GM and Wells RG. Simulation study of respiratory-induced errors in cardiac positron emission tomography/computed tomography. *Med Phys.* 2006; 33(8): 2888-2895.
3. Rosslyn VA. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU. 2001-2.
4. Erdi YE, Nehmeh SA, Mulnix T, Humm JL, Watson CC. PET performance measurement for an LSO-based combined PET/CT scanner using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard. *J Nucl Med.* 2004; 45:813-821.
5. Bettinardi V, Danna M, Savi A. Performance evaluation of the new wholebody PET/CT scanner: Discovery ST. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2004; 31: 867-881.
6. Surti S, Karp JS. Imaging characteristics of a 3-dimensional GSO whole-body PET camera. *J Nucl Med.* 2004; 45: 1040-1049.
7. Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmeyr S. Performance characteristics of a newly developed PET/CT scanner using NEMA standards in 2D and #D modes. *J Nucl Med.* 2004; 45: 1734-1742.
8. Di Carli MF, Hachamovitch R. Should PET replace SPECT for evaluating CAD? The end of the beginning. *J Nucl Cardiol.* 2006; 13(1): 2-7.
9. Zaidi H, Scheurer AH, Morel C. An object-oriented Monte Carlo simulator for 3D cylindrical positron tomographs. *Computer Method and Programs in Biomedicine.* 1999; 58: 133-145.
10. Dahlbom M, Dahlbom M, Rosenquist G, Eriksson L, Bohm C. A study of the possibility of using multi-slice PET systems for 3D imaging. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1996; 36: 71.
11. DeVol TA, Moses WW, Derenzo SE. Monte Carlo optimization of depth-of-interaction resolution in PET crystals. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1993; 40: 170-4.
12. Levin CS, Dahlbom M, Hoffman EJ. A Monte Carlo correction for the effect of Compton scattering in 3D PET brain imaging. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1995; 42: 1181-5.
13. El Fakhri G, Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, Dipaola R. Relative impact of scatter, collimator response, attenuation, and finite spatial resolution correction in cardiac SPECT. *J Nucl Med* 2000. 41: 1400-8.
14. Castiglioni I, Gilardi MC, Savi A, Cremonesi O, Bellotti E, Rizzo G. A Monte Carlo model of noise components in 3D PET. In: *Proceeding of IEEE Nuc Sci symposium and Medical Imaging Conference.* San Diego. 2001.
15. Watson CC, Newport D, Casey ME, Decamp A, Beanlands RS, Schmands M. Evaluation of simulation-based scatter correction for 3D PET cardiac imaging. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1997; 44:90-7.
16. Castiglioni I, Cremonesi O, Gilardi MC, Bettinardi V, Rizzo G, Savi A. Scatter correction techniques in 3D PET: a Monte Carlo evaluation. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1999; 46: 2053-8.
17. Segars WP, Lalush DS, Tsui BMW. Modeling Respiratory Mechanics in the MCAT and Spline-Based MCAT Phantoms. *IEEE Trans Nucl Sci.* 2001; 48(1): 89-97.
18. Zubal IG, Harrell CR, Smith EO, Rattner Z, Gindi G, Hoffer PB. Computerized 3D

- segmented human anatomy. *Med Phys.* 1994; 21: 299-302.
19. Zaidi H, Labbe C, Morel C. Implementation of an environment for Monte Carlo simulation of fully 3D positron tomography on a high-performance parallel platform. *Parallel Comput.* 1998; 1523-1536.
 20. Zaidi H, Scheurer AKH, Morel C. Development of an object-oriented Monte Carlo simulator for 3D positron tomography. In: Kinahan P, Townsend D. *Conf. Rec. of the International Meeting in Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine.* Nemaclin Woodlands. 1997: 176-79.
 21. American Society of Nuclear Cardiology Practice Guidelines. *J Nucl Cardiol.* 2003; 10: 543-54.
 22. Townsend DW. From 3D Positron Emission Tomography to 3-D Positron Emission Tomography/Computed Tomography: What Did We Learn? *Nucl Imag Biol.* 2004; 6(5): 275-90.
 23. Bailey DL, Young H, Bloomfield PM, Meikle SR, Glass D, Myress MJ, Spinks TJ, Watson CC, Luk P, Peters AM, Jones T. ECAT ART-a continuously rotating PET camera: performance characteristics, initial clinical studies, and installation considerations in a nuclear medicine department. *Eur J Nucl.* 1997; 24: 6-15.
 24. Townsend DW. A rotating PET scanner using BGO block detectors: design, performance and applications. *J Nucl Med.* 1993; 34: 1367-76.
 25. Spinks TJ, Jones T, Bloomfield PM, Bailey DL, Millert M, Hogg D, Jones WF, Vaigneur K, Reed J, Young J, Newport D, Moyers C, Casey ME, Nutt R. Physical characteristics of the ECAT EXACT 3D positron tomography. *Phys Med Biol* 2000; 45: 2601-2618.
 26. Spinks TJ, Jones T, Bailey DL, Townsend DW, Grootenck S, Bloomfield PM, Gilardim C, Casey ME, Sipe B, Reed J. Physical performance of a positron tomography for brain imaging with retractable septa. *Phys Med Biol.* 1992; 37: 1637-55.
 27. Moisan C, Rogers JG, Douglas JL. A count rate model for PET and its application to an LSO HR PLUS scanner. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1997; 44: 1219-24.
 28. Brambilla M, Secco C, Dominietto M, Matheoud R, Sacchetti G and Inglese E. Performance characteristics obtained for a new 3-dimensional Lutetium Oxyorthosilicate-based whole-body PET/CT scanner with the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 Standard. *J Nucl Med.* 2005; 46: 2083-2091.
 29. Labbe C, Thielemans K, Belluzzo D, Bettinardi V, Gilardi MC, Hague DS, Jacobson MW, Kaiser S, Levkovitz R, Margalit T, Mitra G, Morel C, Spinks T, Valente P, Zaidi H, Zverovich A. for 3D PET Reconstruction using Parallel Computing, *Proceedings of Bildverarbeitung fuer die Medizin 1999, Algorithmen-Systeme-Anwendungen, Informatik aktuell,* Springer, Evers EH, Glombitza G, Lehmann T, Meinzer HP: 268-72.
 30. Labbe C, Thielemans K, Zaidi H, Morel C. An object-Oriented Library incorporating efficient projection/backprojection operators for volume reconstruction in 3D PET. *Proc. of 3D99 conference,* June 1999, Egmond aan Zee, The Netherlands.
 31. Litvinov M, Litvinova I. PET in pediatric cardiology: possibilities and perspective. *Electromedica.* 1999; 67(1): 42-46.