



شبیه‌سازی دستگاه ماموگرافی با گسیل پوزیترون (PEM) به منظور بررسی پارامتر حساسیت سیستم با در نظر گرفتن عمق نفوذ پرتوها در کریستال

رشیدی، مهدی^(۱) - رشته‌بر، نیلوفر^(۱) - محمدی، محمدصادق^(۱) - حسینی، سیدابوالفضل*^(۱)

^۱ دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی انرژی، گروه مهندسی هسته‌ای

چکیده:

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان در بین زنان و دومین عامل مرگ و میر زنان به شمار می‌رود. ماموگرافی با گسیل پوزیترون (PEM) یک روش تصویربرداری مولکولی برای تشخیص سرطان سینه می‌باشد. در این مقاله، یک سیستم PEM تجاری تحت عنوان Naviscan PEM با استفاده از نرم‌افزار GATE شبیه‌سازی شده است. برای بررسی صحت‌سنجی سیستم شبیه‌سازی شده پارامترهای حساسیت و کسر پراکندگی طبق استاندارد NEMA NU4-2008 استفاده می‌شود. در این مقاله پارامترهای حساسیت و میزان شمارش معادل نویز (NECR) مورد بررسی قرار گرفت است. کلمات کلیدی: سرطان پستان، ماموگرافی با گسیل پوزیترون، GATE، PEM

مقدمه:

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان در بین زنان است و دومین عامل مرگ و میر زنان به شمار می‌رود. با وجود افزایش سالانه‌ی ابتلا به این بیماری، نرخ مرگ و میر ناشی از آن در حال کاهش است. روش‌های تشخیصی سرطان سینه به دو بخش روش‌های تهاجمی و غیر تهاجمی تقسیم می‌شوند. نمونه برداری یک روش تهاجمی می‌باشد که علاوه بر اثرات روحی روانی منفی بر روی بیمار، پرهزینه نیز می‌باشد. در روش تشخیصی ماموگرافی با اشعه‌ی ایکس تمایز بین بافت پستان چگال و سالم از تومور با مشکل مواجه می‌شود. در بیشتر بیوپسی‌هایی که بر روی تومورهای تشخیص داده شده نشان داده شده است که توده از نوع خوش‌خیم بوده و در صورت استفاده از روشی مانند اسکن رادیوایزوتوپی، نیازی به انجام نمونه‌برداری نبوده است [۱].



^۱PET و ^۲MRI از روش‌های غیرتهاجمی که برای تشخیص سرطان پستان می‌باشد. از سیستم PET به همراه رادیوداروی ^۳FDG به عنوان ردیاب برای انجام مطالعات عملکردی در تشخیص تومورهای پستان استفاده می‌شود. این روش تشخیصی دارای حساسیت بالایی است اما در مطالعات مربوط به بافت پستان دارای محدودیت‌هایی می‌باشد که ناشی از همه کاره بودن آن است. لذا به منظور غلبه بر این محدودیت‌ها و بهبود تصاویر حاصل از اسکن پستان گروه‌های تحقیقاتی مختلفی بر روی PET مخصوص بافت پستان تحت نام ^۴PEM کار کرده‌اند.

سیستم PEM حساسیت بالا و قدرت تفکیک مکانی به اندازه‌ی ۱-۳ mm دارد، با استفاده از این روش تشخیصی، با دز تزریقی و هزینه‌ی کمتر نسبت به دستگاه PET، تومورهایی با اندازه‌ی ۱ تا ۲ میلی‌متر آشکارسازی می‌شود [۲].

کارایی بالاتر PEM نسبت به PET مربوط به زاویه‌ی فضایی پوشش دهنده‌ی پستان و تضعیف پرتو است. در سیستم PEM به علت قرار گرفتن آشکارسازها در نزدیکی بافت پستان، زاویه‌ی فضایی بزرگتری در بر گرفته می‌شود. همچنین پرتوهای گاما درون بافت پستان طول تضعیف پرتو کمتری را طی می‌کنند. این دو عامل به طور قابل توجهی حساسیت را افزایش می‌دهد.

یکی دیگر از مزیت‌های دستگاه PEM این می‌باشد که در هنگام تصویربرداری ماموگرافی امکان تلفیق و مقایسه دو تصویر گرفته شده مختلف را فراهم می‌کند [۳].

هدف اصلی این مقاله، بررسی پارامتر حساسیت سیستم PEM شبیه‌سازی شده با در نظر گرفتن عمق نفوذ پرتوها در کریستال می‌باشد.

روش کار:

طراحی‌های مختلف برای اندازه‌گیری عمق برهم‌کنش استفاده می‌شود که یکی از این روش‌ها استفاده از آشکارسازهای Phoswich می‌باشد. در این آشکارسازها لایه‌های نازک سنتیلاتورهای مختلف بهم کوپل شده به جای استفاده از یک لایه ضخیم از یک سنتیلاتور مورد استفاده قرار می‌گیرد [۴-۵-۶].

دستگاه PEM انتخاب شده برای شبیه‌سازی در این مقاله، تنها سیستم PEM تجاری شده‌ی موجود است که با نام تجاری Naviscan PEM Flex Solo n شناخته می‌شود. در این مقاله از سیستمی با مشخصات ذکر شده استفاده می‌شود. این سیستم دارای دو آشکارساز صفحه‌ای که هر یک از آشکارسازها دارای دو لایه کریستالی LSO و BGO می‌باشد که هر

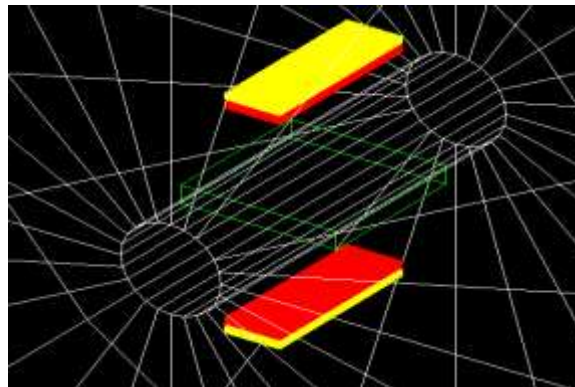
^۱Positron Emission Tomography

^۲Magnetic Resonance Imaging

^۳fluorodeoxyglucose

^۴Positron Emission Mammography

آشکار ساز از ۱۲ بلوک با آرایه‌ی 2×6 تشکیل شده است که هر بلوک از آرایه‌ای از کریستال‌ها LSO و BGO تشکیل شده است. اسکنر PEM در این سیستم، از کریستال‌های LSO و BGO با ابعاد $2 \times 2 \times 13 \text{ cm}^3$ با آرایه‌ی 13×13 در هر بلوک استفاده شده است. میدان دید هر آشکار ساز $16/8 \times 24 \text{ cm}^2$ و ابعاد هر آشکار ساز $16/8 \times 6 \times 5/5 \text{ cm}^3$ است. پنجره‌ی انرژی آن بازه‌ی ۷۰۰-۳۵۰ کیلو الکترون ولت می‌باشد [۷-۸]. شبیه‌سازی این سیستم با استفاده از نرم‌افزار GATE که یکی از کدهای شبیه‌سازی مونت کارلو می‌باشد انجام شده است. نمایی از سیستم PEM شبیه‌سازی شده با نرم‌افزار GATE در شکل (۱) آورده شده است.



شکل (۱): نمایی از آشکار سازهای Phoswich شبیه‌سازی شده

برای بررسی صحت سنجی سیستم شبیه‌سازی شده، لازم است که از فانتوم‌های استاندارد استفاده شود تا نتایج قابل مقایسه و قابل استناد باشد [۹]. در این بخش به توضیح فانتوم‌های استاندارد استفاده شده در این مقاله پرداخته می‌شود.

فانتوم حساسیت

برای اندازه‌گیری حساسیت سیستم، با توجه به استاندارد مورد نظر از یک چشمه‌ی نقطه‌ای ^{22}Na ، که در یک مکعب از جنس پلاستیک با ابعاد $10 \times 10 \times 10$ بر حسب میلی‌متر قرار داده شده است، استفاده می‌شود. این چشمه‌ی نقطه‌ای در مرکز میدان دید قرار داده می‌شود. چشمه‌ی به کار رفته در مرجع [۹] یک چشمه‌ی کروی کوچک به قطر $0/3 \text{ mm}$ و فعالیت $20/4 \text{ kBq}$ است که در نرم‌افزار GATE شبیه‌سازی شده است.

فانتوم کسر پراکندگی

این فانتوم یک استوانه از جنس پلی اتیلن (چگالی $0/96 \text{ g/cm}^3$) به قطر 50 mm ارتفاع 150 mm است که یک حفره‌ی استوانه‌ای به قطر $3/2 \text{ mm}$ در آن قرار دارد. محور این حفره‌ی استوانه‌ای موازی محور استوانه‌ی اصلی است اما در فاصله‌ی شعاعی $15/5 \text{ mm}$ از محور قرار می‌گیرد [۹].

حساسیت سیستم



حساسیت آشکار سازهای PET بیان‌گر توانایی آن‌ها در آشکار سازی فوتون‌های هم‌زمانی گسیل شده در داخل FOV اسکتر است. حساسیت سیستم بصورت تعداد رویدادهای آشکار سازی شده (شمارش در ثانیه) در واحد غلظت رادیواکتیو (cps/Bq/mL) در چشمه است [۱۰].

شمارش معادل نویز

میزان شمارش معادل نویز برای این منظور مورد استفاده قرار می‌گیرد. میزان شمارش معادل نویز بیان‌گر میزان شمارشی است که منجر به نسبت سیگنال به نویز یکسان در داده‌های بدون حضور وقایع پراکندگی و تصادفی می‌شود. NEC بصورت رابطه ۱ تعریف می‌شود:

$$NEC = \frac{T^2}{T + S + kR} \quad (1)$$

که T میزان شمارش واقعی، S میزان شمارش پراکنده، R میزان شمارش تصادفی و k فاکتوری است که وابسته به روش مورد استفاده برای تصحیح رویدادهای تصادفی است [۱۱].

کسر پراکندگی (SF)

کسر پراکندگی (SF) برای مقایسه کارایی سیستم‌های PET مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد و بصورت رابطه ۲ تعریف می‌شود:

$$SF = \frac{S}{T} \quad (2)$$

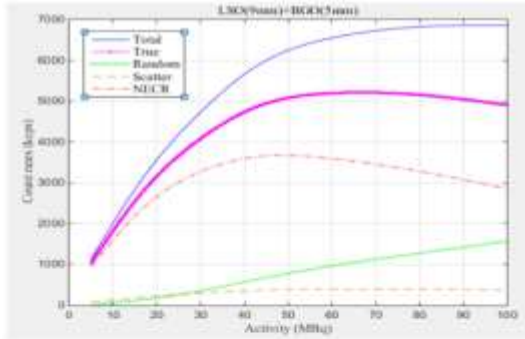
که S و T به ترتیب میزان شمارش پراکنده و کل می‌باشند. هرچه مقدار SF کمتر باشد کارایی اسکتر و کیفیت تصاویر بهتر خواهد بود [۱۱].

نتایج:

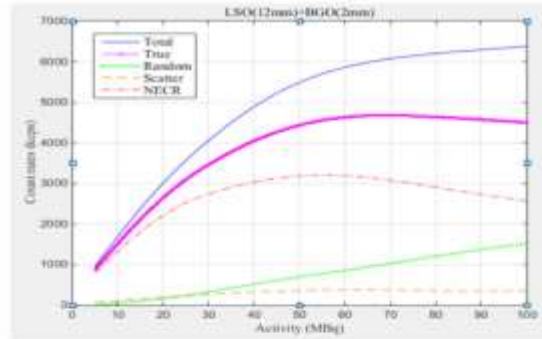
همان‌طور که گفته شد طراحی‌های مختلفی برای اندازه‌گیری عمق نفوذ پرتوها در کریستال وجود دارد که یکی از این روش‌ها استفاده از آشکار سازهای Phoswich می‌باشد. ضخامت کریستال‌های آشکار ساز ۱۴ mm می‌باشد. که در این قسمت ضخامت‌های مختلفی از کریستال‌های مورد بررسی قرار داده که بهینه‌ترین ضخامت برای ماکزیمم منحنی NECR به دست بیاید (شکل ۲).

^۵Noise Equivalent Count

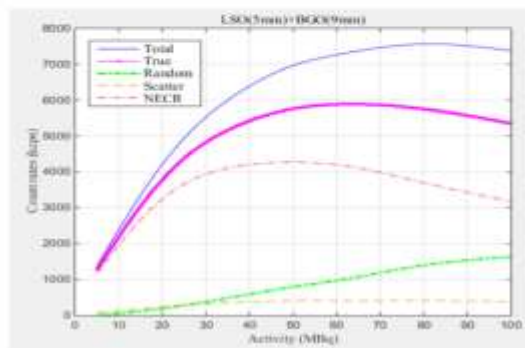
^۶ Scatter fraction



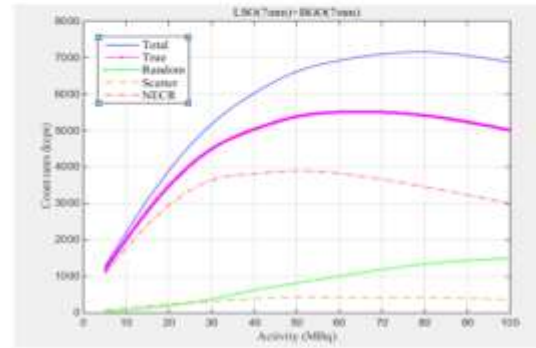
(ب)



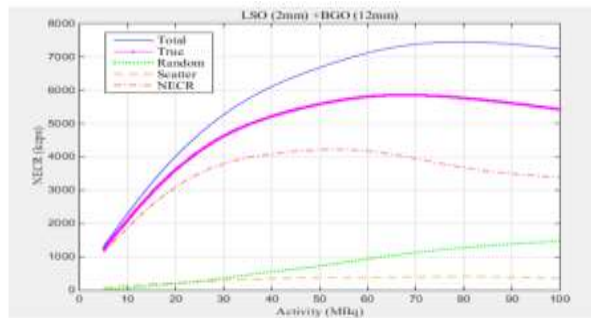
(الف)



(ت)



(پ)



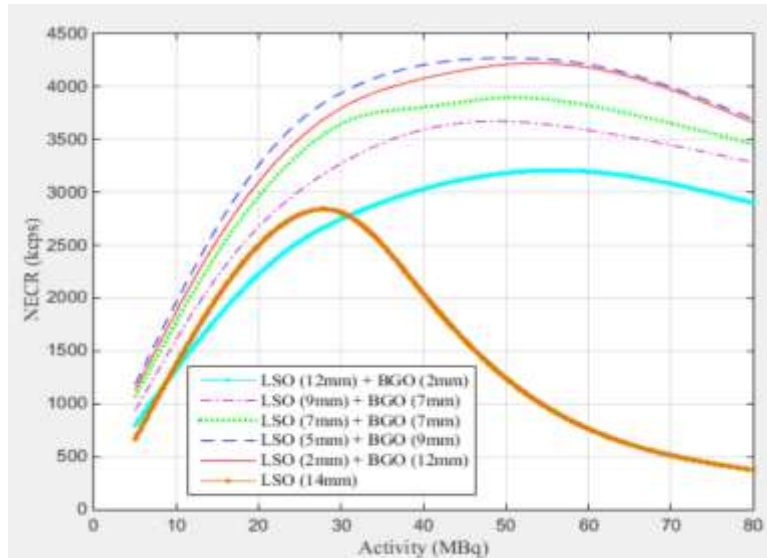
(ث)

شکل (۲): منحنی Total, True, Random, Scatter و NECR آشکارسازی Phoswich با کریستال‌های به ضخامت: الف)

.LSO(9 mm) + BGO(5 mm) (ب) .LSO(12 mm) + BGO(2 mm)

LSO(2 mm) + BGO(12 mm) (ث) .LSO(5 mm) + BGO(9 mm) (ت) .LSO(7 mm) + BGO(7 mm) (پ)

در شکل (۳) و جدول (۱) نتایج بدست آمده از ماکزیم مقدار منحنی NECR در ضخامت‌های مختلف، و عدم استفاده آشکارساز Phoswich و وجود فقط یک لایه کریستالی آورده شده است:



شکل (۳): نتایج حاصل از آشکارسازهای Phoswich و مقایسه آن با ماکزیمم منحنی NECR به دست آمده بدون در نظر گرفتن آشکارسازهای Phoswich

جدول (۱): نتایج حاصل از آشکارسازهای Phoswich و مقایسه آن با ماکزیمم منحنی NECR به دست آمده بدون در نظر گرفتن آشکارسازهای Phoswich

افزایش ماکزیمم منحنی NECR (%)	غلظت در ماکزیمم مقدار NECR (MBq)	ماکزیمم مقدار NECR (kcps)	ضخامت BGO (mm)	ضخامت LSO (mm)
۰	۳۰	۲۷۶۱	۰	۱۴
۱۶	۵۶	۳۲۰۵	۲	۱۲
۳۳	۴۹	۳۶۷۴	۵	۹
۴۱	۵۰	۳۸۹۵	۷	۷
۵۴	۵۱	۴۲۷۵	۹	۵
۵۲	۵۳	۴۲۲۰	۱۲	۲

بحث و نتیجه گیری:



بررسی تاثیر عمق نفوذ پرتوها در کریستال با در نظر گرفتن آشکارسازهای Phoswich با کریستال‌های LSO و BGO در ضخامت‌های مختلف مورد بررسی قرار داده شده است. طبق نتایج بدست آمده از جدول (۱) که بهینه‌ترین ضخامت برای ماکزیمم منحنی NECR زمانی رخ خواهد داد که ضخامت کریستال LSO در لایه اول ۵ mm و ضخامت کریستال BGO در لایه دوم ۹ mm باشد که باعث افزایش ۵۴ درصدی بیشینه منحنی NECR نسبت به زمانی که عدم در نظر گرفتن آشکارسازهای Phoswich می‌باشد.

این افزایش حساسیت سیستم می‌تواند تاثیر بسزای در کاهش دز تزیقی به بیمار و افزایش کیفیت تصاویر پزشکی بشود.

مراجع:

- [1] Moskowitz, M. (1986). Breast cancer: age-specific growth rates and screening strategies. *Radiology*, 161(1), 37-41.
- [2] Ribeiro, R., Abreu, C., Almeida, P., Balau, F., Bordalo, P., Ferreira, N. C., ... & Matela, N. (2004). Breast imaging with a dedicated PEM. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 527(1-2), 87-91.
- [3] Schilling, K., Conti, P., Adler, L., & Tafra, L. (2008). The role of positron emission
- [4] Zaidi, H., Ojha, N., Morich, M., Griesmer, J., Hu, Z., Maniawski, P., ... & Shao, L. (2011). Design and performance evaluation of a whole-body Ingenuity TF PET-MRI system. *Physics in Medicine & Biology*, 56(10), 3091.
- [5] Jung, J. H., Choi, Y., Chung, Y. H., Devroede, O., Krieguer, M., Bruyndonckx, P., & Tavernier, S. (2007). Optimization of LSO/LuYAP phoswich detector for small animal PET. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 571(3), 669-675.
- [6] Bauer, F., Aykac, M., Eriksson, L., & Schmand, M. (2010). Depth of interaction with a 3-dimensional checkerboard arrangement LSO-LSO block. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 57(3), 971-975.
- [7] Luo, W., Anashkin, E., & Matthews, C. G. (2010). Performance evaluation of a PEM scanner using the NEMA NU 4—2008 small animal PET standards. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 57(1), 94-103.
- [8] Springer, A., & Mawlawi, O. R. (2011). Evaluation of the quantitative accuracy of a commercially available positron emission mammography scanner. *Medical physics*, 38(4), 2132-2139.
- [9] Luo, W., Anashkin, E., & Matthews, C. G. (2010). Performance evaluation of a PEM scanner using the NEMA NU 4—2008 small animal PET standards. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 57(1), 94-103
- [10] Bonatti, E. (2004). SR Cherry, JA Sorenson, ME Phelps, PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE, Saunders, Philadelphia, PA (2003), 523 pages, 319 illustrations.
- [11] Bailey, D. L., Karp, J. S., & Surti, S. (2005). Physics and instrumentation in PET. In *Positron emission tomography* (pp. 13-39). Springer, London.