

## ارزیابی حفاظ بیمارستان شریعتی به روش محاسباتی و مقایسه نتایج با کد MCNPX

فرشته غلامی<sup>۱</sup>، احسان علی بیگی<sup>۱\*</sup>، مجتبی شمسایی<sup>۱</sup>، محمدرضا قاسمی<sup>۲</sup>

۱- دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک، گروه مهندسی پرتو پزشکی

۲- پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده فیزیک و شتابگرها، گروه پژوهشی شتابگرها

### چکیده

با توجه به پیشرفت روزافزون سامانه‌های تصویرگر تشخیصی از جمله PET/CT، نیاز به حفاظت در برابر پرتوهای یون‌ساز که سبب ایجاد آسیب‌های جدی برای کسانی که با آن سروکار دارند، امری جدی محسوب می‌شود. محور طراحی و محاسبات حفاظ سامانه‌های تصویرگر و درمانی، اطمینان از عدم تجاوز دز دریافتی، از حد مجاز است. در این مقاله وضعیت حفاظ موجود در بیمارستان شریعتی تهران برای تصویرگر PET/CT برای اتاق‌های انتظار و اتاق اسکنبه روش محاسباتی برای مناطق کنترل‌شده و غیر کنترل‌شده به ترتیب با نرخ‌های  $1\text{mSv/Week}$  و  $0.02\text{mSv/Week}$  بررسی گردید. نتایج حاکی از رعایت حد دز حتی در صورت انجام ۸ اسکن در روز است.

**کلمات کلیدی:** حفاظ، PET/CT، روش محاسباتی، بیمارستان شریعتی تهران

### مقدمه:

برش‌نگاری تابش پوزیترون یکی از روش‌های تصویربرداری مولکولی است که تصاویری حاوی اطلاعات عملکردی از بدن انسان را فراهم می‌آورد. در حال حاضر، این سامانه تصویربرداری به‌عنوان یکی از قدرتمندترین ابزارها برای تشخیص و سطح‌بندی تعداد زیادی از انواع سرطان‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱]. مبنای تصویربرداری PET، تزریق یک پرتوداروی گسیلنده پوزیترون و سوخت‌وساز متفاوت بافت‌های سالم و سرطانی است. ناحیه‌ای که از لحاظ سوخت‌وساز فعالیت بیش از اندازه دارد، در اسکن PET، با استفاده از اندازه‌گیری شدت فوتون‌های  $511\text{keV}$  که حین نابودی پوزیترون مربوط به  $^{18}\text{F}$  و الکترون‌های مربوط به سلول‌های سرطانی تولید می‌شوند، تصویرسازی می‌شوند. فوتون‌های نابودی در مسیر مستقیمی و در خلاف جهت هم حرکت می‌کنند. بیمار وارد یک حلقه دایره‌ای شکل می‌شود که روی محیط آن آشکارسازهایی قرار دارد که به تابش نابودی حساس هستند. هر جفت از آشکارسازهایی که در مقابل هم قرار گرفته‌اند به یک مدار هم‌زمانی متصل هستند. از آنجا که شمارش‌های هم‌زمان نشان‌دهنده فوتون‌های تولیدشده از نابودی تک پوزیترون هستند، پس تنها شمارش‌های هم‌زمان ثبت می‌شوند و تحلیل این پالس‌های هم‌زمان، تصویری عملکردی از ناحیه مورد نظر را می‌دهد. نیمه‌عمر ۱۱۰ دقیقه ای  $^{18}\text{F}$  باعث می‌شود که مراکز PET اولیه ناچار باشند که خود  $^{18}\text{F}$  مورد نیاز را در سیکلوترون‌هایی که به همین منظور طراحی شده‌اند، تولید کنند. امروزه، به دلیل استفاده گسترده از اسکن PET، مناطق مختلف آزمایشگاه‌هایی دارند که  $^{18}\text{F}$  مورد نیاز را برای کاربران منطقه خود تولید می‌کنند [۲ و ۳].

PET/CT یک سامانه تصویربرداری جدید است که تصاویر عملکردی PET را با تصاویر ساختاری CT در یک تک اسکن جمع می‌کند تا توانایی یافتن مکان تومور و صحت تشخیص افزایش یابد [۴].

در حفاظ گذاری برای سامانه‌های تشخیصی بر پایه تابش از جمله CT، بانرژی‌های کمتر از  $150\text{ keV}$  سروکار داریم. در حالیکه در اسکن PET، حفاظ گذاری برای گاماها با انرژی بالای  $511\text{ keV}$  صورت می‌گیرد. به‌طور مثال، نیم لایه برای تابش ایکس  $150\text{ keV}$  معادل  $3\text{ mm}$  سرب و  $22\text{ mm}$  بتن است. برای گاماها  $511\text{ keV}$ ، نیم لایه معادل  $5\text{ mm}$  سرب و  $98\text{ mm}$  بتن است. به همین دلیل در حفاظ گذاری برای PET/CT از چشمه ایکس صرف‌نظر کرده و حفاظ را برای پرتوهای گامای  $511\text{ keV}$  طراحی می‌کنیم. به‌علاوه، در سایر سامانه‌های تشخیصی بر پایه تابش، با یک چشمه پرتو ایکس نقطه‌ای و ناحیه پراکندگی کوچک سروکار داریم که می‌توان با تقریب خوبی برای طراحی حفاظ، آن را ((نقطه‌ای)) در نظر گرفت، اما در مورد PET، پرتودارو در تمام بدن پخش شده است و با یک چشمه گسترده سروکار داریم که تابش آن به‌صورت جزئی توسط بدن جذب می‌شود [۲ و ۵].

## روش انجام کار :

در این مطالعه به بررسی پاسخ‌های به‌دست‌آمده از روش محاسباتی برای حفاظ مورد نیاز برای مناطق کنترل‌شده و غیر کنترل‌شده مجموعه PET/CT بیمارستان شریعتی و اعمال نتایج به‌دست‌آمده در کد MCNPX، هم‌چنین مقایسه نتایج به‌دست‌آمده در دو روش مورد بررسی قرار گرفت. حفاظ طراحی شده در کد MCNPX بر اساس داده‌های حفاظ موجود در این مجموعه PET/CT با قرار دادن لایه‌هایی از جنس سرب و بتن درون هر دیوار اتاق به‌دست‌آمده است.

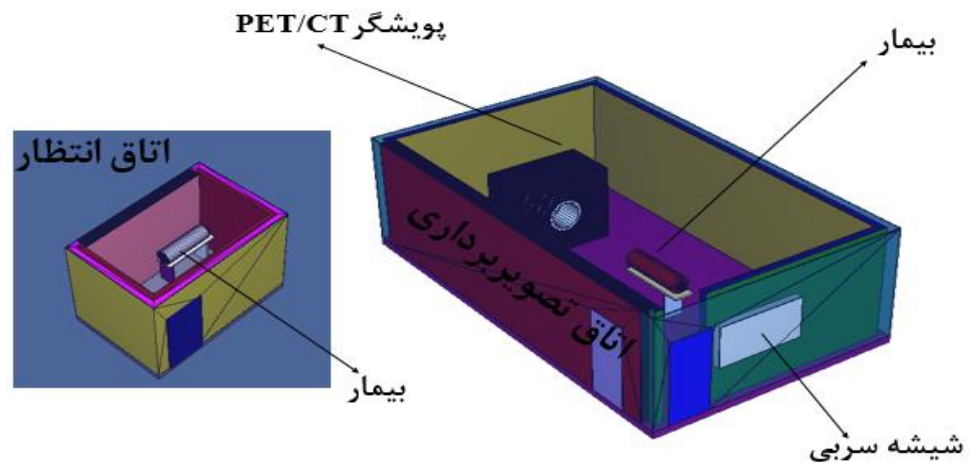
در شبیه سازی اتاق انتظار و تصویربرداری PET/CT بیمارستان شریعتی تهران دو چشمه طراحی شده است که هر یک در اتاقی متفاوت در این مجموعه قرار گرفته اند. در اتاق انتظار و تصویربرداری چشمه همچون یک شخص  $172$  سانتی متری، به وسیله‌ی استوانه‌ی از آب با یک سر کروی که آن هم با آب پر شده است، شبیه سازی شده است. همه چشمه‌ها طوری طراحی شده اند که انرژی هر فوتون  $0.511\text{ MeV}$  است.

ابعاد اتاق انتظار  $225 \times 378 \times 290\text{ cm}^3$ ، با ضخامت  $36\text{ cm}$  که متشکل از  $2$  کاشی گرانیتی با ضخامت  $2\text{ cm}$  از طرفین،  $2\text{ mm}$  سرب و  $31.8\text{ cm}$  بتن می باشد. اتاق اسکن مرکز PET/CT، بیمارستان شریعتی با ابعاد  $960 \times 540 \times 290\text{ cm}^3$ ، ضخامت دیوار اتاق  $38\text{ cm}$  بوده که متشکل از  $2$  کاشی گرانیت هر کدام  $2\text{ cm}$  در طرفین،  $2\text{ mm}$  سرب و مابقی بتن، می باشد.

در بیمارستان شریعتی پرتودارو به‌صورت روزانه متناسب با نیاز هر روز به این مرکز منتقل می‌شود و این مرکز در هر روز  $4$  اسکن به فواصل یک ساعت انجام می‌دهد. پس از تزریق، فرد به اتاق انتظار منتقل می‌شود تا پس از یک ساعت

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

پرتودارو به صورت یکنواخت در کل بدن توزیع شود و پس از آن عمل تصویربرداری انجام می‌شود ( $10 \text{ mCi}$  پرتودارو به بدن تزریق می‌شود). با توجه به اینکه هدف این مطالعه به دست آوردن مقدار ضخامت‌هایی از سرب و بتن است که در آن، حد مجاز دُز در نواحی کنترلی و غیر کنترلی رعایت شود، نرخ مجاز برای مناطق کنترلی  $0.1 \text{ mSv/Week}$  و برای مناطق غیر کنترلی  $0.02 \text{ mSv/Week}$  می‌باشد [۵].



شکل شماره (۱) نمایی از اتاق انتظار و اتاق پوش طراحی شده در MCNP-X

## محاسبات مربوط به حفاظ اتاق انتظار

بیمارانی که قرار است اسکن PET بر روی آن‌ها انجام شود نیاز دارند تا پس از تزریق پرتودارو مدتی را در اتاق انتظار بمانند تا پرتودارو در بدن آن‌ها جذب شود و به ناحیه موردنظر برسد. زمان جذب معمولاً در محدوده‌ی ۳۰ تا ۹۰ دقیقه می‌باشد که در بیمارستان شریعتی این مدت ۶۰ دقیقه می‌باشد. دز کل در یک نقطه به فاصله  $d$  متری از بیمار و با تزریق پرتو دارویی با اکتیویته اولیه  $A_0$  در طول زمان جذب  $T_u$  برابر است با:

$$D(T_u) = 0.092 \mu\text{Sv}(\text{m}^2/\text{MBq} \times \text{h}) \times A_0(\text{MBq}) T_u(\text{h}) \times [R_{tu}/d(\text{m})^2] \quad \text{رابطه ۱}$$

اگر  $N_w$  بیمار در هفته اسکن شوند، بدین ترتیب فاکتور انتقال ( $B$ ) موردنیاز برابر است با:

$$B = 10.9 \times P \times d(\text{m})^2 / [T \times N_w \times A_0(\text{MBq}) \times T_u(\text{h}) \times R_{tu}] \quad \text{رابطه ۲}$$

که  $T$  فاکتور اشغال،  $R_{tu}$  ضریب کاهش دز در حین انتظار و  $P$  حد دز هفتگی بر حسب میکرو سیورت می‌باشد [۱].

$$R_{tu} = 1.443 \times (T_{1/2} / T_u) \times (1 - \exp(-0.693 T_u / T_{1/2})) \quad \text{رابطه ۳}$$

پس از محاسبه فاکتور انتقال با مراجعه به جدول موجود در مرجع [۱۶] حفاظ موردنیاز برای رعایت حد دز محاسبه می‌شود.

## محاسبات مربوط به حفاظ اتاق تصویربرداری

۵ و ۱۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

از آنجاکه بین فرآیند تزریق و تصویربرداری یک فاصله زمانی برای جذب وجود دارد، بنابراین در اتاق تصویربرداری اکتیویته بیمار با فاکتور  $F_u = \exp[-0.963 \times T_u(\text{min})/110]$  کاهش می‌یابد، که  $T_u$  زمان جذب می‌باشد. علاوه بر آن قبل از تصویربرداری نیز فرض شده است که ۳۰ درصد از اکتیویته تزریق شده وارد ممانه شده و از این طریق از بدن دفع شود پس بدین ترتیب آهنگ دز با فاکتور ۰/۷ کاهش می‌یابد. دز هفتگی در فاصله  $d$  از چشمه بدین طریق محاسبه می‌گردد:

$$D(T_I) = 0.092 \mu\text{Sv}(\text{m}^2/\text{MBq} \times \text{h}) \times N_w \times A_0(\text{MBq}) \times 0.7 \times F_u \times T_I(\text{h}) \times [R_{II}/d(\text{m})^2] \quad \text{رابطه ۴}$$

و فاکتور انتقال به صورت مقابل به دست می‌آید:

$$B = 10.9 \times P \times d(\text{m})^2 / [T \times N_w \times A_0(\text{MBq}) \times 0.7 \times F_u \times T_I(\text{h}) \times R_{II}] \quad \text{رابطه ۵}$$

$R_{II}$  ضریب کاهش دز در حین تصویربرداری می‌باشد [۱]. مشابه محاسبات انجام شده برای اتاق انتظار نیز ضخامت‌های مورد نیاز اتاق اسکن به دست می‌آید. برای مقایسه نتایج محاسباتی، ضخامت‌هایی به دست آمده در کد MCNPX برای حفاظ طراحی شده قرار داده شد تا هم‌خوانی نتایج شبیه‌سازی و محاسباتی به دست آید.

## نتایج :

با عنایت به ویژگی‌های اتاق انتظار بیمارستان شریعتی، فاکتورهای انتقال برای نواحی کنترل نشده (با فاکتور اشتغال  $T=1$ ) در فاصله ۱/۶ متری از بیمار با اکتیویته  $370 \text{ MBq}$  ناشی از تزریق  $F-18 \text{ FDG}$ ، و برای تعداد ۲۰ و ۴۰ بیمار در هفته با زمان جذب یک ساعت، به ترتیب  $B=0.09086$  و  $B=0.04543$  محاسبه شد. بدین ترتیب ضخامت‌های بتن و سرب مورد نیاز با توجه به جداول مرجع [۱۶] بدست آمد. سپس برای مقایسه، مقادیر حفاظ سربی و بتونی در طراحی صورت گرفته برای اتاق انتظار، در کد MCNP-X قرار داده شد و مقادیر حد دز به دست آمده با کد، در جدول ۱ گزارش شده است. جدول شماره (۱) ضخامت‌های به دست آمده برای محاسبه حفاظ مورد نیاز برای اتاق انتظار و مقادیر حد دز به دست آمده از کد به ازای ضخامت‌های به دست آمده از محاسبه حفاظ برای اتاق انتظار

تعداد اسکن	ماده	ضخامت	mSv /Week
20 scan/week	بتن	19.35cm	0.0201
	سرب	16.35mm	0.0209
40 scan/week	بتن	24.2cm	0.0197
	سرب	20.9mm	0.0201

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

با توجه به محاسبات برای فاکتور انتقال طبق رابطه  $B_{total} = B_{concrete} \times B_{Lead}$ ، مقدار حفاظ مورد نیاز برای حفاظ گذاری برای ۴ اسکن در هفته ۱۶ سانتی متر بتون و ۲/۸ میلی متر سرب می باشد، در صورتی که حفاظ استفاده شده به ترتیب  $(2+16+0/2+16+2)$  سانتی متر گرانیات، بتن، سرب، بتن و گرانیات می باشد. که محیط امنی را برای کارکنان فراهم می کند. محاسبات انجام شده برای ضریب انتقال ناحیه کنترل شده اتاق اسکن با فاکتور اشغال ۱ و فاصله ۵ متری و اکتیویته ۳۷۰ مگابکرل به ترتیب برای ۲۰ و ۴۰ بیمار در هفته،  $B=16.98$  و  $B=8.49$  به دست می آید که با توجه به این مقادیر نیازی به قرار دادن شیشه سربی به عنوان حفاظ نمی باشد ولی در بیمارستان شریعتی برای اطمینان بیشتر، از ۲cm شیشه سربی (معادل 2mm سرب) استفاده شده است تا کاربر در ناحیه ای کاملاً امن قرار گیرد.

## بحث و نتیجه گیری :

نتایج به دست آمده از روش محاسباتی برای محاسبه حفاظ مورد نیاز مجموعه PET/CT بیمارستان شریعتی تهران برای ۴ بیمار نشان می دهد که حفاظ موجود برای بیمارستان شریعتی محیطی کاملاً امن را برای کاربر ایجاد می کند و میزان دُز که در هفته به هر کاربر می رسد کمتر از حد مجاز تعیین شده است. همچنین این نتایج برای مناطق کنترل نشده نشان از بی خطر بودن آن نواحی برای عموم افراد می باشد. نتایج محاسبات نشان می دهد که اگر شرایط و امکانات بیمارستان شریعتی به گونه ای تغییر کند که این مرکز بتواند تعداد اسکن های خود را به ۸ بیمار در روز نیز ارتقاء دهد با توجه به  $31/8$  سانتی متر بتون،  $0/2$  سانتی متر سرب و ۴ سانتی متر گرانیات به کار رفته در طراحی این حفاظ در مقایسه با  $24/2$  سانتی متر به دست آمده با محاسبات، مقدار حفاظ موجود کفایت می کند. در عمل نیز این نتایج توسط کارشناسان سازمان انرژی اتمی تهران با استفاده از دستگاه های دزیمتری تأیید شده است و پس از آن این بیمارستان مجوز انجام تصویربرداری با استفاده از دستگاه PET/CT را دریافت کرده است.

## مراجع

[1] Mark T. Madsen et al, AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements, Med. Phys, 33(1), 2006.

[2] PET/CT SHIELDING DESIGN COMPARISONS A Thesis by Audra Lee Coker. Submitted to the Office of Graduate Studies of Texas A&M University in partial fulfillment of requirements for degree of Master of Science May 2007.



# بیست و دومین کنفرانس هسته‌ای ایران



۱۳۹۴ و ۱۳۹۵ اسفندماه  
دانشگاه یزد

- [3] Powsner, R.A., Powsner, E.R., Essential Nuclear Medicine Physics, Second edition, Blackwell Publishing, 2006.
- [4] Sureshbabu, W., Mawlawi, O., PET/CT Imaging Artifacts, Nuclear Medicine Technology, 2005, 33:156-161.
- [5] Herman Cember, Thomas E. Johnson, Health Physics, Fourth Edition, McGraw-Hill Medical Publishing, 2009.
- [6] B. R. Archer, J. I. Thornby, and S. C. Bushong, "Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation," HealthPhys.44, 507-517.