



محاسبه دوز با استفاده از تصویر موش به عنوان فانتوم و کسلاز شده به وسیله شبیه سازی GATE

صدر ممتاز، علیرضا^(۱) - محمدی قلعه بین، مازیار^{(۱)*}

^۱ دانشگاه کیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک.

چکیده:

دستیابی به یک رابطه تقریباً دقیق برای تعیین دوز جذبی داخلی در روند تشخیصی و درمانی از اهمیت اساسی برخوردار است. در تحقیقات اخیر استفاده از فانتوم و کسلی برای محاسبه دقیق‌تر دوز در اندامهای بدن توسعه یافته است. در این مطالعه از تصویر و کسلی موش برای تخمین دوز جذب شده در اندامهای کبد، ریه و بدن به وسیله شبیه سازی GATE استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهند شبیه سازی GATE، محاسبات تقریباً دقیقی دزیمتری داخلی را امکان پذیر می‌کند. بنابراین دزیمتری فردی با استفاده از تصاویر واقعی (که ترکیبات بافت ناهمگن و توزیع فعالیت را در خود دارد) امکان پذیر می‌باشد.

کلمات کلیدی: دزیمتری داخلی، فانتوم موش، مونت کارلو، GATE.

مقدمه:

امروزه استفاده از علوم رایانه در زمینه فیزیک پزشکی به منظور بهبود در روند تشخیص و درمان گسترش یافته است. شبیه سازی مونت کارلو (MC) به طور گسترده برای اهداف دزیمتری، تشخیصی (PET-SPECT-CT) یا در برنامه‌های درمانی (رادیوتراپی خارجی و داخلی) استفاده می‌شود [۱،۲]. یکی از این روش‌ها استفاده از شبیه سازی مونت کارلو می‌باشد [۳]. در طول سال‌ها، بسیاری از نویسندگان از چندین کد شبیه سازی استفاده کرده و مدل‌های مبتنی بر انسان و حیوان، مدل‌های ریاضی و وکسلی را برای کاربردهای دزیمتری تهیه کرده‌اند [۴]. برای سال‌های متمادی، کمیته دزیمتری تابشی داخلی در پزشکی (MIRD) منبع اصلی داده‌های مرجع برای ارزیابی دوز در پزشکی هسته‌ای بوده است. MIRD و توسعه‌های بعدی آن برای تخمین دوز اندام در اهداف تشخیصی و حفاظتی مفید بوده است. اما به دلیل برخی محدودیت‌ها، کاربرد آنها در روش‌های درمانی محدود است. به عنوان مثال، داده‌های مرجع MIRD با فرض توزیع یکنواخت رادیو ایزوتوپ‌ها در اندام‌ها در تعداد اندکی از مدل‌های انسان نما محاسبه می‌شوند. در مقابل، با استفاده از تصاویر PET، SPECT، CT می‌توان خصوصیات فیزیکی بافت‌های درگیر و توزیع رادیو ایزوتوپ‌ها را تعیین کرد [۵]. حیوانات آزمایشگاهی مانند موش‌ها در تحقیقات پیش بالینی به طور گسترده مورد استفاده قرار گرفته‌اند تا روش‌های



جدید تصویربرداری و درمان بیماری‌های انسانی را آزمایش کنند [۴]. از شبیه‌سازی GATE، مبتنی بر جعبه ابزار Geant4، در زمینه‌های پزشکی هسته‌ای درمانی نسبت به زمینه‌های تصویربرداری و سنجش کمی کمتر مورد استفاده قرار گرفته است [۶]. در مطالعاتی، Tascherea و Chatziioannou توزیع دوز جذب شده از تصویربرداری PET ^{18}F -FDG موش را با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو GATE و فانتوم‌های MOBY محاسبه کردند [۷]. Mouxion و همکاران مطالعه‌ای را با کدهای MCNPX و GATE انجام دادند تا تأثیر جرم اندام در دوز جذب شده از ^{18}F -FDG با استفاده از فانتوم MOBY را ارزیابی کنند [۸]. اخیراً، Kostou و همکاران برای محاسبه مقادیر دوز رادیوایزوتوپ‌های متداول از جمله ^{18}F با توزیع فعالیت ناهمگن کل بدن به عنوان عضو چشمه از شبیه‌سازی GATE و فانتوم MOBY استفاده کردند [۴]. از آنجا که حتی یک تغییر جزئی در آناتومی می‌تواند به طور قابل توجهی بر محاسبات دوز تأثیر بگذارد، ایجاد یک مدل موش خاص با اندام‌ها و آناتومی استاندارد امکان‌پذیر نیست. بنابراین، شبیه‌سازی دزیمتری با استفاده از داده‌های تصویربرداری PET/CT موش‌ها ممکن است از خطاهای تخمین دوز ناشی از تغییرات در آناتومی اعضای بدن و توزیع فعالیت جلوگیری کند [۹]. به همین دلیل در این مطالعه با استفاده از شبیه‌سازی GATE، دزیمتری داخلی با استفاده از تصویر و کسلایز شده موش انجام شد. برای این منظور از رادیوایزوتوپ پرکاربرد در زمینه تصویربرداری PET (^{18}F) که گسیلنده پوزیترون می‌باشد، استفاده شد. هدف از این مطالعه ارائه روش دقیق‌تر برای محاسبه دوز در اندام است زیرا استفاده از تصاویر واقعی نسبت به فانتوم‌های آماده، آناتومی بدن را به درستی نشان می‌دهند. این روش امکان محاسبات دزیمتری برای موارد خاص و منحصر به فرد را فراهم می‌کند.

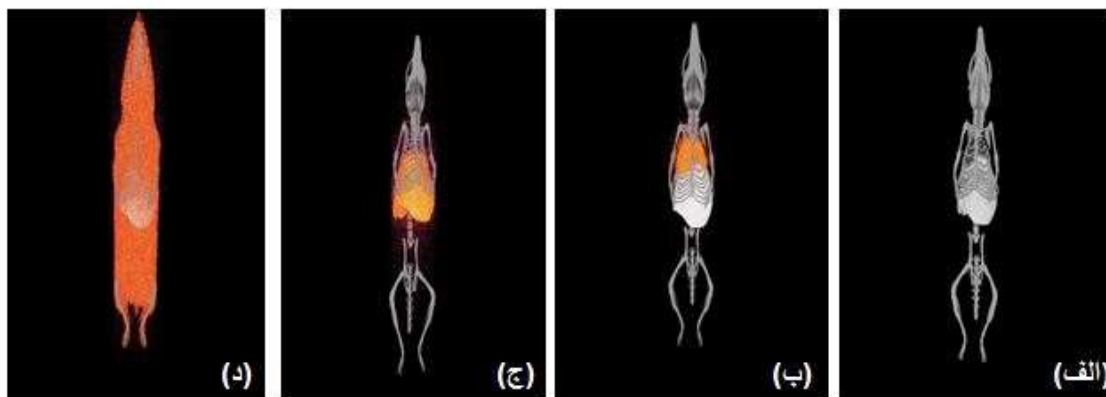
روش کار :

در همه این شبیه‌سازی‌ها از GATE v.7.2 که برای کاربردهای دزیمتری نیز گسترش یافته است استفاده شد. GATE مبتنی بر جعبه ابزار Geant4 است که یک کد کاملاً معتبر برای انتقال اشعه است [۹]. در این شبیه‌سازی از تصویر CT موش با ابعاد پیکسل $127 \times 501 \times 134$ [۱۰] به عنوان فانتوم و چشمه وکسلی تحت منبع ورودی به GATE برای محاسبات دزیمتری استفاده شد. از گزینه compressedMatrix برای شبیه‌سازی فانتوم وکسلی تصویر موش استفاده شد. از چشمه گسیلنده پوزیترون ^{18}F که به صورت گسترده در بافت هر اندام توزیع گردید، برای شبیه‌سازی استفاده شد. برای چشمه فعالیت لحاظ نشده و از تعداد ذرات اولیه برای اجرای برنامه استفاده شد. بسته استاندارد فیزیک الکترومغناطیسی GATE، که شامل اثر فوتوالکتریک، کامپتون، تابش ترمزی، یونیزاسیون الکترون، پراکندگی چندگانه الکترون و پوزیترون، تبدیل گاما و نابودی پوزیترون-الکترون است، در تمام شبیه‌سازی‌ها مورد استفاده قرار گرفت. برنامه GATE با تولید عدد تصادفی Mersenne Twister و با تعداد کل ذرات اولیه ۵۰۰۰۰۰ اجرا شد. GATE حاوی

مکانیسمی به نام DoseAector است که مقدار دوز جذبی را در یک حجم معین در یک ماتریس سه بعدی ذخیره می کند [۹]. نتایج حاصل از شبیه سازی، شامل نقشه توزیع دوز و عدم قطعیت آماری است. برای محاسبه دوز جذب شده در اندام های موش از فایل تصویری نقشه توزیع دوز جذب شده هر اندام و با نرم افزار imageJ تحت عملکرد ImageJ_ post processing استفاده شد. این عملکرد به صورت برنامه ای است که فایل های تصویر نقشه توزیع دوز و عدم قطعیت آماری را فراخوانی کرده و با تصاویر اصلی کل بدن و اندام ها به صورت جداگانه مقایسه کرده و مقادیر دوز جذب شده را به صورت فایل خروجی برای هر اندام ارائه می دهد. در هر اجرای برنامه، سه اندام کبد، ریه و بدن هر کدام جداگانه به عنوان چشمه تعریف شد و در اندام های دیگر به عنوان اندام هدف، مقادیر دوز جذب شده محاسبه شدند.

نتایج :

تصاویر به دست آمده از توزیع دوز جذب شده در اندام های ریه، کبد و بدن در شکل (۱) آمده است. برای اعتبارسنجی نتایج این شبیه سازی با مطالعات پیشین [۴ و ۱۱] مقایسه و نتایج در جدول (۱) آمده است. مطابق این مقایسه اختلاف نسبی کمتر از ۷ درصد که می تواند ناشی از استفاده از تصویر موش و نحوه متفاوت محاسبه دوز باشد، دیده شده است.



شکل (۱). تصویر سه بعدی موش (الف)، تصویر سه بعدی موش ترکیب شده با تصاویر سه بعدی توزیع دوز در اندام های ریه (ب) کبد (ج) و کل بدن (د) (قسمت های رنگی نشان دهنده نقشه توزیع دوز در اندام چشمه است).



جدول (۱). مقایسه نتایج مقدار دوز جذبی برای چشمه ^{18}F با استفاده از فانتوم موش این مطالعه با مطالعات پیشین [۴ و ۱۱].

اختلاف نسبی	مقدار دوز جذبی (Gy/Bq.s)	مرجع	اندام چشمه
	اندام هدف (کبد)		
	$1.0 \times 10^{-11} \times 1.94$	این مطالعه	کبد
۶٪/۵۹	$1.0 \times 10^{-11} \times 1.82$	Keenan و همکاران	
۲٪/۶۵	$1.0 \times 10^{-11} \times 1.89$	Kostou و همکاران	

نتایج حاصل از شبیه سازی برای مقدار دوز جذب شده برای ارگان‌های چشمه - هدف ذکر شده برای فانتوم موش در جدول (۲) آمده است.

جدول (۲). نتایج مقادیر دوز جذب شده در اندام‌های چشمه - هدف مختلف برای ^{18}F با استفاده از فانتوم موش.

مقدار دوز جذبی (Gy/Bq.s)			اندام چشمه
اندام هدف			
بدن	ریه	کبد	
$1.0 \times 10^{-13} \times 2.87$	$1.0 \times 10^{-12} \times 1.42$	$1.0 \times 10^{-11} \times 1.94$	کبد
$1.0 \times 10^{-3} \times 1.85$	$1.0 \times 10^{-3} \times 7.89$	$1.0 \times 10^{-4} \times 7.79$	عدم قطعیت نسبی
$1.0 \times 10^{-13} \times 3.75$	$1.0 \times 10^{-10} \times 1.13$	$1.0 \times 10^{-12} \times 1.41$	ریه
$1.0 \times 10^{-3} \times 1.62$	$1.0 \times 10^{-4} \times 8.64$	$1.0 \times 10^{-3} \times 2.93$	عدم قطعیت نسبی
$1.0 \times 10^{-12} \times 1.55$	$1.0 \times 10^{-12} \times 1.70$	$1.0 \times 10^{-12} \times 1.65$	کل بدن
$1.0 \times 10^{-4} \times 7.90$	$1.0 \times 10^{-3} \times 7.12$	$1.0 \times 10^{-3} \times 2.68$	عدم قطعیت نسبی

بحث و نتیجه گیری :

نتایج نشان می‌دهد که بیشترین دوز جذب شده مربوط به اندام چشمه (خود جذبی) است، دوز جذب شده در اندام‌های مجاور و در کل بدن به ترتیب در مرتبه‌های بعدی قرار می‌گیرد. خود جذبی اندام ریه از سایر موارد مورد بررسی بالاتر است. تمام نتایج این شبیه سازی عدم قطعیت آماری قابل قبولی را نشان می‌دهند و با نتایج مطالعات قبلی توافق خوبی



دارند. اختلاف جزئی مشاهده شده با مطالعات قبلی می‌تواند ناشی از متفاوت بودن اندازه موش در تصویر استفاده شده در این مطالعه و فانتوم‌های استفاده شده در مطالعات قبلی باشد. بنابراین از تصاویر واقعی، مانند تصاویر CT می‌توان به عنوان فانتوم وکسلی برای کاربردهای دزیمتری استفاده کرد. نرم افزار GATE این امکان را ایجاد می‌کند که تصاویر پزشکی هر انسان که با توجه به آناتومی بدن او منحصر به فرد است به عنوان فانتوم استفاده شود و بنابراین تخمین دوز بهتری نسبت به فانتوم‌های آماده حاصل گردد. این امر به خصوص برای مواردی که ضایعه‌ای در بدن وجود داشته باشد یا با آناتومی به خصوصی مواجه باشیم حائز اهمیت است. برای مطالعات بیشتر پیشنهاد می‌شود کاربردهای دزیمتری برای سایر اندام‌های موش و همچنین استفاده از تصاویر واقعی انسان به عنوان فانتوم وکسلی در GATE مورد مطالعه قرار گیرد.

مراجع:

- [1] Murphy MJ, Balter JM, Balter S, BenComo JA, Das IJ, Jiang SB, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys.* 34(10):4041–63, (2007).
- [2] Reynaert N, Vandermarck S, Schaart D, Vanderzee W, Vanvlietvroegeindeweij C, Tomsej M, et al. Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiat Phys Chem.* 76(4):643–86, (2007).
- [3] Papadimitroulas P. Dosimetry applications in GATE Monte Carlo toolkit. *Physica Medica.* 41:136-40, (2017).
- [4] Kostou T, Papadimitroulas P, Loudos G, Kagadis GC. A preclinical simulated dataset of S-values and investigation of the impact of rescaled organ masses using the MOBY phantom. *Physics in Medicine & Biology.* 61(6):2333, (2016).
- [5] Parach AA, Rajabi H, Askari MA. Assessment of MIRD data for internal dosimetry using the GATE Monte Carlo code. *Radiation and environmental biophysics.* 50(3):441-50, (2011).
- [6] Perrot Y, Degoul F, Auzeloux P, Bonnet M, Cachin F, Chezal JM, Donnarieix D, Labarre P, Moins N, Papon J, Rbah-Vidal L. Internal dosimetry through GATE simulations of preclinical radiotherapy using a melanin-targeting ligand. *Physics in Medicine & Biology.* 59(9):2183, (2014).
- [7] Taschereau R and Chatzioannou A F. Monte Carlo simulations of absorbed dose in a mouse phantom from 18-fluorine compounds. *Medical physics.* 34(3):1026-36, (2007).
- [8] Mauxion T, Barbet J, Suhard J, Pouget J P, Poirot M and Bardiès M. Improved realism of hybrid mouse models may not be sufficient to generate reference dosimetric data. *Medical physics.* 40(5):052501, (2013).



بیست و ششمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۸ و ۷ اسفندماه ۱۳۹۸ - دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی - تهران



[9] Gupta A, Lee MS, Kim JH, Park S, Park HS, Kim SE, Lee DS, Lee JS. Preclinical voxel-based dosimetry through GATE Monte Carlo simulation using PET/CT imaging of mice. *Physics in Medicine & Biology*. 64(9):095007, (2019).

[10] <http://www.opengatecollaboration.org/Examples>

[11] Keenan MA, Stabin MG, Segars WP, Fernald MJ. RADAR realistic animal model series for dose assessment. *Journal of Nuclear Medicine*. 51(3):471-6, (2010).