

۱۶ و ۱۷ شهریور ماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

## ارزیابی دز مؤثر بیمار برای درمان تومور مغزی به روش BNCT با باریکه نوترونی راکتور تهران با استفاده از فانتوم MIRD

جراحی، حسین<sup>(۱)</sup> - کاسه‌ساز، یاسر\*<sup>(۲)</sup> - صالح‌کوتاهی، سید محسن<sup>(۱)</sup>

<sup>۱</sup> دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، دانشکده فیزیک، گروه فیزیک هسته‌ای  
<sup>۲</sup> سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشگاه راکتور

### چکیده:

در این مقاله با در نظر گرفتن باریکه درمانی طراحی شده در راکتور تحقیقاتی تهران به منظور BNCT، دز مؤثر بیمار در حین درمان یک تومور مغزی توسط کد MCNPX محاسبه شده است. به این منظور با استفاده از فانتوم استاندارد MIRD، دز جذبی و دز معادل در ارگان‌های مختلف بدن و از آنجا دز مؤثر بیمار محاسبه گردید. نتایج نشان می‌دهد که در حین مدت زمان لازم برای نابودی یک تومور مغزی عمقی، دز مؤثر بیمار برابر ۱/۲۳ سیورت می‌باشد که مقدار بالایی است و نشان می‌دهد که طراحی یک حفاظ مناسب جهت محافظت از ارگان‌های غیر هدف بیمار ضروری است.  
کلمات کلیدی: نوترون درمانی با بور (BNCT)، راکتور تحقیقاتی تهران، فانتوم، دز مؤثر

### مقدمه:

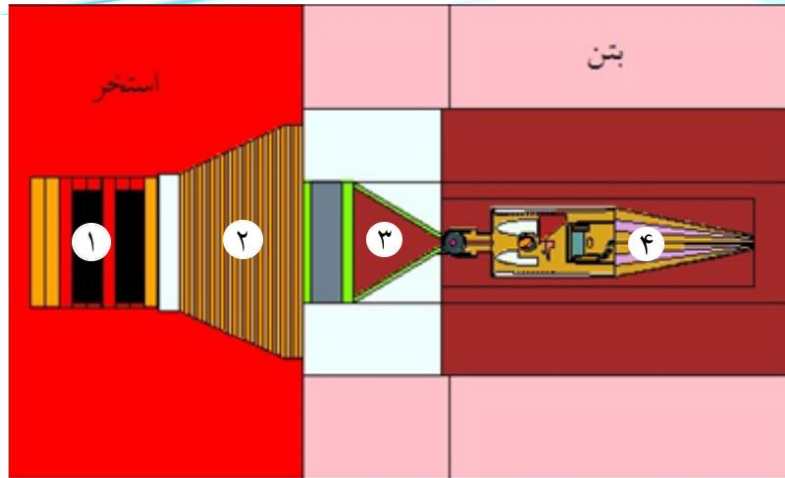
اخیراً مطالعات گسترده‌ای پیرامون ایجاد یک باریکه نوترونی مناسب برای نوترون درمانی با گیراندازی بور<sup>۱</sup> در ستون حرارتی راکتور تهران صورت گرفته است. ستون حرارتی راکتور به طول سه متر و سطح مقطعی مربعی به ابعاد حدود  $120 \times 120 \text{ cm}^2$  است که به طور کامل با بلوک‌های گرافیتی پر شده است. در این تحقیقات نشان داده شده است که با فرض خارج نمودن همه‌ی بلوک‌های گرافیتی از درون ستون حرارتی و جایگزین کردن آن‌ها با مجموعه‌ای از مواد شامل کندکننده، فیلترها، بازتابنده و موازی کننده، می‌توان باریکه نوترونی مناسب برای درمان را در آن قسمت ایجاد نمود [۱-۲]. آنچه باعث نابودی تومور می‌گردد ناشی از تخلیه انرژی حاصل از محصولات واکنش  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  در ناحیه سلول سرطانی است، که با جذب حامل بور-۱۰ تزیقی نشان‌دار شده است. اما بدیهی است که حامل بور-۱۰ توسط سیستم گردش خون در همه اندام‌های دیگر نیز جذب می‌گردد، هر چند که به طور معمول این جذب حدود یک چهارم جذب در سلول تومور است [۳]. از طرف دیگر، نوترون و گامای موجود در باریکه نوترونی باعث ایجاد دز جذبی ناخواسته از طریق واکنش‌های دیگر در بافت‌ها و اندام‌های غیر هدف خواهد شد. در این مقاله با در نظر گرفتن یک فانتوم تمام-بدن، درون ستون حرارتی و در مقابل باریکه نوترونی طراحی شده در آن، دز معادل اندام‌های داخلی بدن و نیز دز مؤثر در حین پرتودهی بیمار، به کمک کد مونت‌کارلوی MCNPX محاسبه و مورد بررسی قرار گرفته است.

### روش کار:

شکل (۱) نمایی از هندسه شبیه‌سازی شده شامل فانتوم، ستون حرارتی و تجهیزات نوترون درمانی آن، قلب راکتور و استخر را نشان می‌دهد. نوع فانتومی که برای این پژوهش انتخاب شده است فانتوم بالغ استاندارد MIRD است. این فانتوم متعلق به یک مرد با وزن ۷۳ کیلوگرم و قد ۱۶۸ سانتی‌متر می‌باشد. جنس اندام‌های مختلف بدن بر اساس استاندارد ICRU 46 در نظر گرفته شد [۴]. همچنین میزان بور-۱۰ با توجه به کارهای مشابه در تومور و بقیه بافت‌های سالم به ترتیب برابر ppm ۶۵ و ۱۸ فرض شد [۵، ۶].

<sup>۱</sup> Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴ دانشگاه یزد



شکل (۱): هندسه شبیه‌سازی شده با استفاده از کد MCNP شامل قلب، ستون حرارتی و فانتموم. (۱) قلب راکتور، (۲) قطعه گرافیکی، (۳) مجموعه فیلترها و کندکننده‌ها، (۴) فانتموم تمام بدن

دز جذبی در همه بافت‌ها دارای سه مؤلفه شامل دز ناشی از نوترون، گاما و ناشی از واکنش بور-۱۰ می‌باشد که باید هر یک از آن‌ها را به طور جداگانه محاسبه نمود. دز ناشی از نوترون و گاما به کمک کارت F6 که انرژی تخلیه شده در واحد جرم هر ناحیه را می‌دهد، محاسبه شد. دز ناشی از واکنش بور-۱۰ با استفاده از ضرایب تبدیل شار به دز و به کمک کارت‌های F4/DE4/DF4 محاسبه گردید. دز معادل در هر عضو ( $H_E$ )، برابر مجموع این سه مؤلفه دز با در نظر گرفتن ضریب وزنی مناسب طبق رابطه (۱)، است.

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad (1)$$

که  $D_{T,R}$  متوسط دز جذب شده در بافت T ناشی از پرتو R، می‌باشد. طبق استاندارد ICRP 103 [۷]، ضریب وزنی پرتوی گاما برابر یک و ضریب وزنی نوترون به صورت یک تابع پیوسته وابسته به انرژی نوترون طبق رابطه (۲) می‌باشد [۷]:

$$W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[Ln(E_n)]^2/6} & E_n < 1MeV \\ 5.0 + 17.0e^{-[Ln(2E_n)]^2/6} & 1MeV < E_n < 50MeV \end{cases} \quad (2)$$

برای در نظر گرفتن این تابع پیوسته به عنوان ضریب وزنی نوترون، از کارت‌های DE6/DF6 استفاده شد. ذرات حاصل از واکنش بور-۱۰ شامل لیتیموم و آلفا هستند، که ضریب وزنی پرتو برای این ذرات، طبق استاندارد ICRP 103 برابر ۲۰ است که به عنوان ضریب وزنی دز ناشی از این واکنش در نظر گرفته شد. پس از محاسبه دز معادل در ارگان‌های مختلف، دز مؤثر ( $H_T$ )، به صورت زیر محاسبه گردید:

$$H_T = \sum_R (W_T \cdot H_E) \quad (3)$$

که  $W_T$  ضریب وزنی بافت می‌باشد که طبق استاندارد ICRP-60 در نظر گرفته شد، جدول (۱) [۸].

۱۶ و ۱۷ شهریور ۱۳۹۴، دانشگاه یزد

جدول (۱) ضرایب وزنی مربوط به اندام‌های مختلف بر اساس استاندارد ICRP 60 [۸]

اندام	ضریب وزنی	اندام	ضریب وزنی
سطح استخوان	۰/۰۱	مری	۰/۰۵
مثانه	۰/۰۵	مغز قرمز استخوان	۰/۱۲
روده بزرگ	۰/۱۲	پوست	۰/۰۱
غدد تناسلی	۰/۲۰	معدده	۰/۱۲
کبد	۰/۰۵	تیروئید	۰/۰۵
ریه‌ها	۰/۱۲	بقیه اعضا	۰/۰۵

طبق توصیه آژانس بین‌المللی انرژی اتمی [۹]، دز بیولوژیکی تومور به صورت مجموع دز ناشی از نوترون‌های حرارتی ( $D_{th}$ )، دز ناشی از نوترون‌های سریع ( $D_f$ )، دز ناشی از گاما ( $D_\gamma$ ) و دز ناشی از واکنش بور-۱۰ ( $D_B$ ) و با در نظر گرفتن ضریب بیولوژیکی<sup>۲</sup> مناسب برای هر یک، تعریف می‌شود که واحد آن Gy-eq می‌باشد:

$$D_{Total} = (RBE_B \times D_B) + (RBE_{th} \times D_{th}) + (RBE_f \times D_f) + (RBE_g \times D_g) \quad (۴)$$

ضریب بیولوژیکی برای نوترون‌های حرارتی و سریع برابر ۳/۲، برای گاما برابر ۱ و برای بور-۱۰ در تومور برابر ۳/۸ و در بافت سالم برابر ۱/۳ گزارش شده است [۹].

### نتایج:

جدول (۲) دز معادل محاسبه شده در برخی ارگان‌ها را نشان می‌دهد، که سطر آخر جدول با نام دز مجموع، عبارتست از مجموع دز معادل سه مولفه دز در ضریب وزنی مربوط به بافت مورد نظر. از آنجا که تومور و مغز به صورت ارگان‌های هدف در درمان مدنظر قرار گرفته‌اند و دارای دز معادل بالایی هستند، لذا این دو در محاسبه دز مؤثر کل بدن در نظر گرفته نشدند. با این فرض مقدار دز مؤثر برابر ۰/۰۰۲ Sv/s به دست آمد. دز جذبی و دز بیولوژیکی تومور در جدول (۳) نشان داده شده است که دز بیولوژیکی تومور برابر ۰/۰۱۳ Gy.eq/s به دست آمد. از آنجا که برای نابودی تومور حدود Gy.eq ۲۰ لازم است [۳]، لذا مدت زمان لازم برای دریافت این مقدار برابر است با:

$$\frac{20 \text{ Gy} - eq}{0.013 \text{ Gy} - eq/s} = 1538.46 \approx 17 \text{ min} \quad (۵)$$

به راحتی می‌توان نشان داد که در این مدت زمان، مقدار دز مؤثر برابر است با:

$$0.002 \frac{\text{Sv}}{\text{s}} \times 1538.46 = 3.08 \quad (۶)$$

که از نظر ملاحظات پرتویی مقدار بالایی است. به همین خاطر بررسی‌هایی صورت گرفت. نتایج این بررسی‌ها نشان داد که به همان دلیلی که دز مغز و تومور در محاسبه دز مؤثر لحاظ نشده‌اند، دز استخوان‌جمجمه نیز نباید در محاسبه دز مؤثر در نظر گرفته شود. با این کار، مقدار دز مؤثر برابر ۱/۲۳ Sv خواهد شد. جدول (۴) نتایج به دست آمده از این تحقیق در مقایسه با کار مشابهی که در راکتور تایوان صورت گرفته است را نشان می‌دهد [۱۰]. همان‌گونه که ملاحظه می‌شود برخی نتایج به دست آمده در توافق خوبی با راکتور تایوان است.

<sup>2</sup> Relative Biological Effectiveness (RBE)



# بیست و دومین کنفرانس هسته‌ای ایران



۱۳۹۴ و ۱۳۹۵  
شماره ۱۳۹۴ و ۱۳۹۵

۱۶ و ۱۷ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

جدول (۲) نرخ دز معادل ناشی از مؤلفه‌های مختلف دز در برخی ارگان‌ها (mSv/s)

مؤلفه دز	مغز	قلب	استخوان جمجمه	کبد	کلیه‌ها	ریه‌ها	تیروئید
دز گاما	۰/۷۲۲	۰/۱۶۴	۰/۵۰۳	۰/۰۵۳	۰/۱۰۳	۰/۲۴۱	۰/۲۰۲
دز نوترون	۰/۶۶۳	۰/۰۳۸	۰/۵۴۳	۰/۰۱۴	۰/۰۲۹	۰/۰۱۴	۰/۱۲۲
دز بور-۱۰	۱۰/۸۰۰	۰/۷۵۰	۷/۵۴۰	۰/۲۷۶	۰/۵۶۰	۱/۷۲۵	۲/۱۹۰
دز مجموع	۶/۱۱۰	۰/۰۴۸	۱/۰۳۰	۰/۰۱۷	۰/۰۳۵	۰/۲۳۷	۰/۱۲۶

جدول (۳) دز جذبی و دز بیولوژیکی مربوط به تومور

مجموع	بور-۱۰	نوترون	گاما	RBE
	3.8	3.2	1	دز جذبی
	2.73E-03	3.83E-04	9.22E-04	دز بیولوژیکی تومور
0.013	1.04E-02	1.23E-03	9.22E-04	

جدول (۴) نتایج محاسبات در مقایسه با راکتور تایوان [۱۰]

راکتور	توان (MW)	دز بیولوژیکی تومور (Gy.Eq)	زمان پرتودهی (min)	دز مؤثر (Sv)
TRR	۵	۲۰/۰۰	۲۷	۱/۲۳
THOR	۱/۲	۲۰-۲۵	۳۰	۰/۸۶

#### ۴. بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش به کمک کد MCNPX و با در نظر گرفتن یک فانتوم تمام-بدن در مقابل باریکه نوترونی راکتور تهران، که به منظور نوترون درمانی طراحی شده است، دز معادل و دز مؤثر بیمار در مدت زمان پرتودهی جهت درمان تومور مغزی محاسبه شد. نتایج نشان داد که مقدار دز مؤثر در طول پرتودهی برابر  $1/23$  Sv است، که از نظر ملاحظات پرتویی مقدار قابل توجهی است. این نشان می‌دهد که، طراحی یک حفاظ مناسب در این سیستم بسیار ضروری است. حفاظ می‌تواند به گونه‌ای باشد تا با قرارگیری تمام بدن بیمار، به جز سر او، دز معادل ارگان‌های داخلی به حداقل ممکن برسد.

#### مراجع:

- [۱] Kasesaz, Y., et al. "A feasibility study of the Tehran research reactor as a neutron source for BNCT." Applied Radiation and Isotopes 90: 132-137, (2014).
- [۲] Kasesaz, Y., et al. "Design of an epithermal neutron beam for BNCT in thermal column of Tehran research reactor." Annals of Nuclear Energy 68(0): 234-238, (2014).
- [۳] Barth, R. F., et al. (2012). "Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer." Radiat Oncol 7(146): 1-21.
- [۴] ICRU, P. (1992). "Neutron Interaction Data for Body Tissues." ICRU Report 46.

۵ و ۶ اسفندماه ۱۳۹۴ دانشگاه یزد

- [۵] Liu, Y-WH, et al. "Renovation of epithermal neutron beam for BNCT at THOR." *Applied radiation and isotopes* 61.5 (2004): 1039-1043.
- [۶] Rahmani, Faezeh, and Majid Shahriari. "Beam shaping assembly optimization of Linac based BNCT and in-phantom depth dose distribution analysis of brain tumors for verification of a beam model." *Annals of Nuclear Energy* 38.2 (2011): 404-409.
- [۷] ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- [۸] ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).
- [۹] IAEA-TECDOC-1223 (2001). "Current status of neutron capture therapy."
- [۱۰] Wang, J.-N., et al. (2014). "Effective dose evaluation for BNCT brain tumor treatment based on voxel phantoms." *Applied Radiation and Isotopes* 88: 55-58.