

ارزیابی دز مؤثر بیمار در نوترون-درمانی مغز با باریکه نوترونی راکتور تهران

حسین جراحی^۱، یاسر کاسه ساز^{۲*} و سید محسن صالح کوتاهی^۱

^۱ دانشکده علوم، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران.

^۲ پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای ایران، تهران، ایران.

* تهران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای ایران، پژوهشکده راکتور، کد پستی: ۱۴۳۹۹۵۱۱۱۳

پست الکترونیکی: ykasesaz@aeoi.org.ir

چکیده

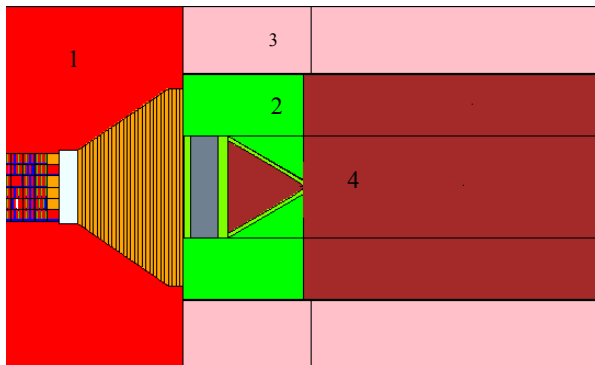
در تحقیقات اخیر، باریکه مناسب برای نوترون-درمانی در ستون حرارتی راکتور تهران طراحی شده است. در این مقاله با در نظر گرفتن باریکه درمانی طراحی شده، دز موثر بیمار در حین درمان یک تومور عمقی مغز به کمک کد MCNPX ارزیابی شده است. به این منظور از فانتوم استاندارد ICRP 110 استفاده شده است. ابتدا دز جذبی و دز معادل در عضوهای مختلف بدن محاسبه شد و از آنجا دز موثر بیمار با در نظر گرفتن ضرایب وزنی استاندارد برای هر عضو، به دست آمد. مدت طراحی درمان بر اساس پرتودهی تومور با دز معادل ۲۰ Gy در عمق ۵/۵ سانتی متری مغز انجام شده است. در این محاسبات از کارت‌های F6/DE6/DF6 استفاده شد. نتایج نشان می‌دهد که مدت زمان لازم برای نابودی تومور مغزی عمقی حدود ۱۹ دقیقه است و در این مدت دز موثر بیمار برابر ۰/۹ سیورت خواهد بود.

کلید واژگان: نوترون-درمانی با بور، راکتور تحقیقاتی تهران، فانتوم، دز موثر.

۱. مقدمه

سرطانی است، که با جذب حامل بور-۱۰ تزریقی نشان‌دار شده است. 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 موثر در حین پرتودهی

اخیراً مطالعات گسترده‌ای پیرامون ایجاد یک باریکه نوترونی مناسب برای نوترون-درمانی با گیراندازی در بور^۱ در ستون حرارتی راکتور تهران صورت گرفته است [۱-۳]. در این روش، آنچه باعث نابودی تومور می‌گردد ناشی از تخلیه انرژی حاصل از محصولات واکنش $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ در ناحیه سلول‌های



شکل (۲): ساختار باریکه طراحی شده در راکتور تهران: (۱)

استخر، (۲) سرب، (۳) بتون، (۴) هوا

۲.۲. معرفی فانوم استفاده شده

فانوم استفاده شده، فانوم استاندارد ICRP 110 است. این فانوم یک فانوم تمام بدن به صورت وکسلی (کوچکترین جز ساختاری یک تصویر ۳ بعدی را وکسل می‌نامند) است که ابعاد هر وکسل $2/137$ در $2/137$ در 8 میلی‌متر و تعداد آنها 254 در 127 در 222 وکسل می‌باشد. این فانوم شامل 141 بافت/عضو می‌باشد که در مجموع شامل 53 ماده مختلف است. شکل (۳) نمایی از این فانوم را نشان می‌دهد. همانگونه که در این شکل مشخص است، کره‌ای به شعاع 2 سانتی‌متر به عنوان تومور در عمق $5/5$ سانتی‌متر مغز در نظر گرفته شده است. مقدار بور- 10 در تومور برابر 90 و در بقیه بافت‌ها برابر 30 ppm فرض شده است [۴].

۳.۲. محاسبه دز

به طور کلی سه مولفه مختلف دز در نوترون-درمانی وجود دارد که عبارتند از دز ناشی از نوترون، دز ناشی از پرتوهای گاما و دز ناشی از واکنش بور- 10 با نوترون‌های حرارتی. دز ناشی از نوترون به طور عمده مربوط به دو واکنش ${}^1\text{H}(n,n){}^1\text{H}$ و ${}^{14}\text{N}(n,p){}^{14}\text{C}$ و دز گاما ناشی از گاما‌های موجود در باریکه نوترون فرودی و نیز ناشی از واکنش

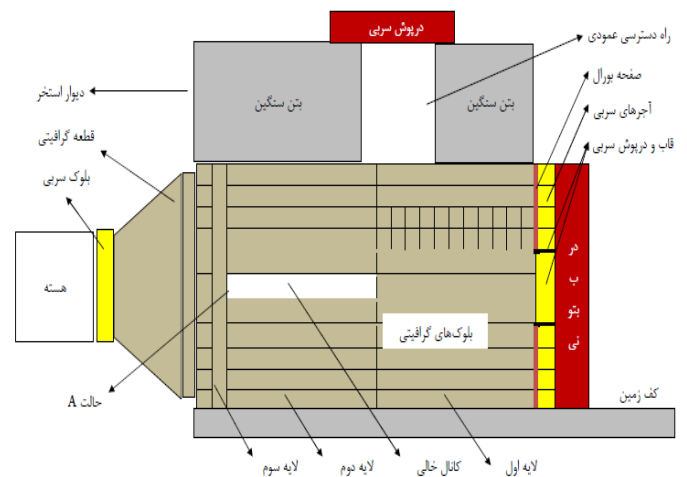
بیمار، با استفاده از کد مونت-کارلوی MCNPX محاسبه و مورد بررسی قرار گرفته است.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. معرفی باریکه نوترونی طراحی شده در راکتور

تحقیقاتی تهران

باریکه نوترون برای استفاده درمانی از ستون حرارتی راکتور تهران طراحی شده است. ستون حرارتی یک کانال سه متری با سطح مقطع مربعی به ابعاد حدود 120 در 120 سانتی‌متر است که به طور کامل به بلوک‌های گرافیتی قابل حمل پر شده است. این بلوک‌ها در چیدمان‌های مختلف درون ستون حرارتی قرار گرفته‌اند. شکل (۱) نمایی از ساختار ستون حرارتی را نشان می‌دهد. در یک مطالعه نشان داده شده است که با تخلیه کامل ستون حرارتی و جایگزین نمودن بلوک‌های گرافیتی با مجموعه مناسبی از مواد به عنوان کندکننده/بازتابنده/فیلتر می‌توان باریکه مناسب برای نوترون-درمانی را ایجاد نمود [۲]. شکل (۲) ساختار باریکه طراحی شده را نشان می‌دهد.



شکل (۱): ساختار ستون حرارتی راکتور تهران

از واکنش بور-۱۰ با استفاده از ضرائب تبدیل شار به دز و به کمک کارت‌های F4/DE4/DF4 محاسبه گردید.

دز معادل در هر عضو، H_T ، برابر مجموع این سه مولفه دز با در نظر گرفتن ضریب وزنی مناسب است. طبق استاندارد ICRP 103، ضریب وزنی پرتوی گاما برابر یک و ضریب وزنی نوترون به صورت یک تابع پیوسته وابسته به انرژی نوترون و به صورت زیر در نظر گرفته شد:

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

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 لیتیوم 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 عضوهای مختلف (H_T)، دز موثر، E ، به صورت زیر محاسبه گردید:

$$E = \sum W_T H_T \quad (2)$$

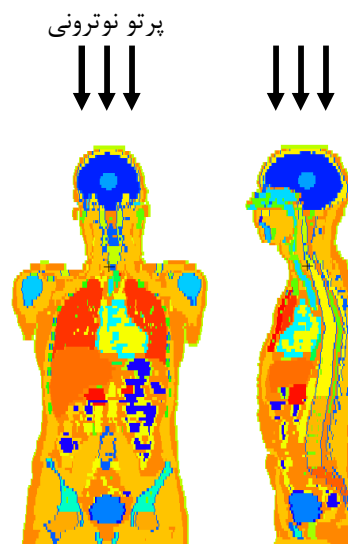
که W_T ضریب وزنی بافت می‌باشد که طبق استاندارد ICRP-103 در نظر گرفته شد، جدول (۱).

طبق توصیه آژانس بین المللی انرژی اتمی [۶]، دز بیولوژیکی تومور به صورت مجموع مولفه های مختلف دز و با در نظر گرفتن ضریب بیولوژیکی^۱ مناسب برای هر یک، به صورت زیر تعریف می‌شود که واحد آن Gy-eq می‌باشد:

$$D_{Tumor} = RBE_B D_B + RBE_n D_n + RBE_\gamma D_\gamma \quad (3)$$

ضریب بیولوژیکی برای نوترون برابر ۲/۳، برای گاما برابر ۱ و برای بور-۱۰ برابر ۳/۸ گزارش شده است [۶]. به این ترتیب دز موثر و دز بیولوژیکی تومور محاسبه شدند.

$^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ می‌باشد. همچنین دز ناشی از واکنش بور-۱۰ مربوط به واکنش $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ است. این سه مولفه دز باید به صورت جداگانه برای تک تک عضوهای مورد نظر محاسبه شود. بر اساس استاندارد ICRP 103 [۵] این محاسبات برای ۲۷ عضو مختلف صورت گرفت (جدول (۱)).



شکل (۳): نمایی از فانتوم استاندارد ICRP 110 شبیه‌سازی شده با استفاده از کد MCNPX و موقعیت آن

جدول (۱): عضوهای مختلف و ضریب وزنی آنها [۵]

بافت / عضو	ضریب وزنی بافت W_T
شش، معده، روده بزرگ، مغز قرمز استخوان، پستان	۰/۱۲
غدد جنسی	۰/۰۸
تیروئید، کبد، مری، مثانه	۰/۰۴
پوست، مغز، سطح استخوان، غدد بزاقی	۰/۰۱
باقیمانده: آدرنال، کیسه صفرا، قلب، کلیه‌ها، ماهیچه، مخاط دهان، پانکراس، پروستات، روده کوچک، طحال، تیموس، گره های لنفاوی، بافت قفسه سینه	۰/۱۲

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

۳. نتایج

غدد بزاقی، مغز قرمز استخوان، پوست و تیروئید نیز دز جذبی بالایی دارند. نکته قابل توجه دیگر اینکه دز ناشی از بور بیشترین سهم را در دز جذبی مغز و تومور دارد که هدف اصلی این روش درمانی است.

جدول (۲) دز جذبی محاسبه شده را در عضوهای مختلف نشان می‌دهد. همانطور که ملاحظه می‌شود دز جذبی در مغز و تومور به صورت قابل توجهی از عضوهای دیگر بیشتر است.

جدول (۲): نرخ دز جذبی ناشی از مولفه های مختلف دز در عضوهای مختلف $D_{T,R}$ ($\mu\text{Gy/s}$)

عضو	نوترون	گاما	بور	جمع
شش	۱۵/۰۰	۳۷/۳۰	۳۰/۶۰	۸۲/۹۰
معه	۱/۲۵	۷/۴۷	۰/۷۰	۹/۴۲
روده بزرگ	۰/۳۵	۲/۷۵	۰/۰۷	۳/۱۳
مغز قرمز استخوان	۸۵/۰۰	۹۴/۹۰	۱۷۱/۰۰	۳۵۰/۹۰
پستان	۲/۰۱	۱۳/۴۰	۱/۶۳	۱۷/۰۴
باقیمانده (جدول ۱)	۰/۸۳	۶/۳۳	۰/۳۴	۷/۴۹
غدد جنسی	۰/۰۱	۰/۲۲	۰/۰۰۱	۰/۲۳
تیروئید	۱۱/۳۰	۶۶/۰۰	۳۷/۲۰	۱۱۴/۵۰
مری	۶/۴۱	۴۲/۰۰	۲۰/۸۰	۶۹/۲۱
مثانه	۰/۰۲	۰/۶۱	۰/۰۰۰۱	۰/۶۳
کبد	۱/۸۲	۸/۹۹	۱/۳۲	۱۲/۱۳
سطح استخوان	۵۲/۰۰	۵۸/۳۰	۱۰۲/۰۰	۲۱۲/۳۰
پوست	۶۶/۰۰	۳۱/۳۰	۴۱/۶۰	۱۳۸/۹۰
مغز	۴۳۷/۰۰	۶۹۹/۰۰	۱۲۶۰/۰۰	۲۳۹۶/۰۰
غدد بزاقی	۷۱/۲۰	۱۳۶/۰۰	۷۵/۳۰	۲۸۲/۵۰

درمانی رساندن حداکثر دز به تومور مغزی است، لذا بدیهی است که مغز نیز در مسیر نوترون، دز بالایی دریافت می‌کند لذا این عضو در محاسبه مقدار دز موثر در نظر گرفته نشد. بر این اساس نرخ دز موثر برابر $۰/۸ \text{ mSv/s}$ محاسبه گردید. از طرف دیگر مقدار دز بیولوژیکی تومور برابر $۰/۰۱۸ \text{ Gy-eq/s}$ بدست آمد. آزمون‌های درمانی نشان می‌دهند که حداقل دز بیولوژیکی تومور برای نابودی آن باید برابر ۲۰ Gy-eq باشد [۷]. جهت

نتیجه محاسبه دز معادل در هر عضو در جدول (۳) نمایش داده شده است. در اینجا نیز مشاهده می‌شود که دز معادل در مغز و تومور فاصله چشمگیری از عضوهای دیگر دارد. پوست، استخوان، غدد بزاقی و تیروئید نیز دز معادل بالایی دارند که البته مقدار دز معادل در این اعضا حداقل سی برابر کمتر از دز معادل در تومور می‌باشد. از آنجا که هدف اصلی نوترون-

محاسباتی کمتر از مقادیر تجربی حاصل شود. با در نظر گرفتن این واقعیت، نیاز است تا در ستون حرارتی راکتور حفاظت‌های مناسبی در مقابل دریافت دز اندام‌های غیر هدف بیمار طراحی و ساخته شود.

دریافت این میزان دز توسط تومور حدود ۱۹ دقیقه زمان لازم است. طی این مدت مقدار دز مؤثر بیمار برابر 0.9 Sv خواهد بود.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

همانطور که در جدول (۲) آمده است سهم دز جذبی ناشی از واکنش بور-۱۰ در تومور برابر ۷۷ درصد می‌باشد. این سهم در دز معادل برابر ۹۴ درصد است که نشان دهنده این است که سهم قابل توجهی از دز معادل در تومور ناشی از این واکنش است. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که مقدار دز مؤثر بیمار در حین درمان به روش نوترون-درمانی حدود 0.90 Sv سیورت خواهد بود. در یک پژوهش مشابه که در مرکز تحقیقات نوترون-درمانی تایوان و با در نظر گرفتن راکتور THOR صورت گرفته است، میزان دز مؤثر بیمار در مدت زمان لازم برای نابودی تومور برابر 0.86 Sv گزارش شده است [۷]. در راکتور تهران، انتظار می‌رود که مقدار واقعی دز مؤثر بیشتر از مقدار بدست آمده در این پژوهش باشد زیرا به علت عمر بالای راکتور و فعال شدن مواد موجود در ساختار استخر و دیواره‌های ستون حرارتی، دز گاما در این محل حتی در حال خاموشی راکتور نیز بیشتر از حد زمینه باشد. از طرف دیگر ساده‌سازی‌های صورت گرفته در شبیه‌سازی قلب راکتور، ستون حرارتی و چشمه بحرانی عموماً باعث می‌شود تا مقدار

جدول (۳): نرخ دز معادل در ارگان‌های مختلف $H_T \text{ (Sv/s)}$

عضو	جمع
شش	$8/28 \times 10^{-4}$
معهده	$3/63 \times 10^{-5}$
روده بزرگ	$8/32 \times 10^{-6}$
مغز قرمز استخوان	$4/62 \times 10^{-3}$
پستان	$7/50 \times 10^{-5}$
باقیمانده (جدول ۱)	$2/23 \times 10^{-5}$
غدد جنسی	$2/83 \times 10^{-7}$
تیروئید	$9/19 \times 10^{-4}$
مری	$5/20 \times 10^{-4}$
مثانه	$8/77 \times 10^{-7}$
کبد	$5/78 \times 10^{-5}$
سطح استخوان	$2/78 \times 10^{-3}$
پوست	$1/78 \times 10^{-3}$
مغز	$3/15 \times 10^{-2}$
غدد بزاقی	$2/61 \times 10^{-3}$

۵. مراجع

- [1] Y. Kasesaz, H. Khalafi, F. Rahmani. A feasibility study of the Tehran research reactor as a neutron source for BNCT. Applied Radiation and Isotopes. 90(2014) 132-137.
- [2] Y. Kasesaz, H. Khalafi, and F. Rahmani. Design of an epithermal neutron beam for BNCT in thermal column of Tehran research reactor. Annals of Nuclear Energy. 68 (2014) 234-238.
- [3] Y. Kasesaz, H. Khalafi, F. Rahmani. Design and construction of a thermal neutron beam for BNCT at Tehran Research Reactor Applied Radiation and Isotopes. 94 (2014) 149-151.
- [4] R. F. Barth. Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer. Radiat Oncol 7(2012)1-21.
- [5] ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, (2007).

-
- [6] IAEA-TECDOC-1223. Current Status of Neutron Capture Therapy,(2001). phantoms. Applied Radiation and Isotopes, 88 (2014) 55-58.
- [7] J. N. Wang, K. W. Lee.Effective dose evaluation for BNCT brain tumor treatment based on voxel