

## مطالعه تاثیر سهم نوترون حرارتی بر درمان در روش نوترون درمانی با گیراندازی بور

عباس نژادیان<sup>(۱)</sup>؛ کاسه ساز، یاسر<sup>(۲)</sup>؛ حدادی، اصغر<sup>(۱)</sup>

<sup>۱</sup> دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی هسته ای، تهران، ایران

<sup>۲</sup> پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران

### چکیده:

در روش نوترون درمانی با بور برای درمان تومورهای عمقی از نوترون های فوق حرارتی استفاده می شود و نوترون های حرارتی و سریع نقش آلوده کننده باریکه را دارند و تا حد امکان باید آنها را از باریکه نوترونی حذف نمود. در این مطالعه اثر سهم نوترون های حرارتی بر درمان مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می دهد که نوترون های حرارتی اثر قابل توجهی بر دز پوست دارند. به طوری که اختلاف دز پوست میان بیشترین و کمترین سهم نوترون های حرارتی در باریکه حدود هشت برابر می باشد.

**کلمات کلیدی:** نوترون درمانی با گیراندازی بور، نوترون حرارتی، دزیمتری، MCNPX

### مقدمه:

نوترون درمانی با گیراندازی بور یا BNCT برای درمان تومورهای سطحی و عمقی مورد استفاده قرار می گیرد. نوترون های حرارتی (با انرژی کمتر از 1 eV) برای درمان تومورهای سطحی مانند ملانوما پوستی مناسب هستند و نوترون های فوق حرارتی (با انرژی 1 eV تا 10 keV) در درمان تومورهای عمقی مغزی به کار می روند [۱-۲]. جهت دستیابی به چنین باریکه هایی از نوترون های حرارتی و فوق حرارتی، مجموعه ای از مواد شامل کند کننده، بازتابنده، فیلترها و غیره در مسیر نوترون های خروجی از چشمه قرار داده می شود به گونه ای که نوترون هایی که در نهایت از این مجموعه خارج می شوند، برای درمان مناسب باشند.

هنگامیکه از باریکه فوق حرارتی برای درمان تومورهای عمقی مغز استفاده می شود، نوترون های حرارتی به عنوان آلودگی باریکه محسوب می شوند و لازم است که با در نظر گرفتن فیلترهای مناسب، سهم آنها را در باریکه کاهش داد. طبق توصیه آژانس بین المللی انرژی اتمی، سهم نوترون های حرارتی در باریکه باید بیست برابر کمتر از سهم نوترون های فوق حرارتی باشد [۳]. در یک پژوهش، نشان داده شده است که هندسه کندکننده/بازتابنده نقش مهمی در میزان سهم نوترون های حرارتی دارد [۴]. در این مقاله اثر سهم نوترون های حرارتی در میزان دز جذبی پوست و نیز بهره درمان مورد مطالعه قرار گرفته است. به این منظور با استفاده از کد MCNPX و فانوم استاندارد اسنایدر و تعریف یک باریکه نوترونی شامل سهم های مختلفی

از نوترون های حرارتی و فوق حرارتی، توزیع مولفه های مختلف دز در عمق فانتوم و نیز میزان دز جذبی پوست در هر حالت محاسبه شده است.

### روش کار:

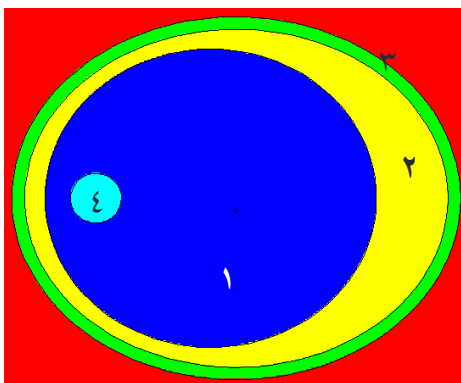
**تعریف چشمه:** چشمه نوترونی مورد نظر به صورت یک دیسک به شعاع ۵ سانتی متر که نوترون ها را به صورت موازی گسیل می کند تعریف شد. از آنجا که هدف این تحقیق بررسی اثر سهم نوترون های حرارتی بود لذا طیف انرژی نوترون به صورت دو گروهی شامل نوترون های حرارتی و فوق حرارتی در نظر گرفته شد و در ادامه با تغییر میزان سهم هر یک از گروه های مختلف انرژی در باریکه، پارامترهای درمانی مورد نظر محاسبه و ارزیابی شدند. شار نوترون های فوق حرارتی ثابت و طبق توصیه آژانس بین المللی انرژی اتمی برابر  $(n/cm^2.s) 1.0 \times 10^9$  در نظر گرفته شد.

**تعریف فانتوم:** جهت محاسبه دز عمقی از فانتوم سر اسنایدر استفاده شد که در شکل (۱) نشان داده شده است. کره ای به شعاع ۲ سانتی متر در عمق ۳ سانتی متری مغز به عنوان تومور در نظر گرفته شد. اطلاعات مربوط به عناصر و چگالی مواد تشکیل دهنده پوست، استخوان و مغز بر اساس استاندارد ICRU46 [۵] فرض شد. معادلات مربوط به لایه های مختلف فانتوم اسنایدر در رابطه (۱) ذکر شده است:

$$(x/6)^2 + (y/9)^2 + ([z-1]/6.5)^2 = 1 \quad (\text{مغز})$$

$$(x/6.8)^2 + (y/9.8)^2 + (z/8.3)^2 = 1 \quad (\text{استخوان})$$

$$(x/7.3)^2 + (y/10.3)^2 + (z/8.8)^2 = 1 \quad (\text{پوست})$$



شکل (۱) فانتوم سر اسنایدر شامل: ۱. مغز، ۲. استخوان، ۳. پوست، ۴. تومور

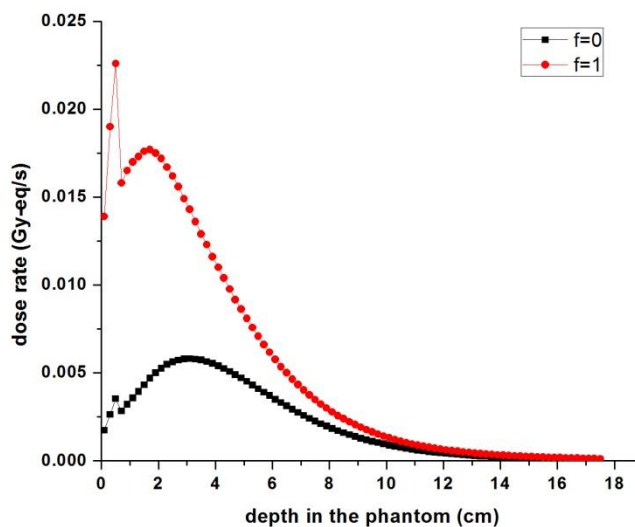
**میزان غلظت بور:** میزان غلظت بور در بافت سالم شامل مغز، استخوان و پوست برابر ۱۸ ppm و در تومور برابر ۶۵ ppm در نظر گرفته شد [۶].

محاسبات دزیمتری: جهت محاسبه مولفه های مختلف دز جذبی شامل دز ناشی از واکنش  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ ، دز ناشی از نوترون های حرارتی و دز ناشی از گاماهاى ثانویه، از ضرایب تبدیل شار به دز استفاده گردید. جهت محاسبه دز بیولوژیکی، دز جذبی ناشی از هر یک از این واکنش ها در ضریب تاثیر بیولوژیکی مربوطه ضرب شد. این ضرایب برای دز ناشی از نوترون های حرارتی برابر ۳،۲، برای گاما برابر یک و برای واکنش بور در پوست، مغز، استخوان و تومور به ترتیب برابر ۲/۵، ۱/۳۵، ۱/۳۵ و ۳/۸ می باشد [۳].

معیارهای ارزیابی: دز پوست ( $D_s$ )، بیشینه دز در بافت سالم مغز ( $D_{HM}$ )، نسبت دز تومور به دز بیشینه در بافت سالم مغز ( $TG=D_T/D_{HM}$ ) و مدت زمان مجاز پرتودهی ( $TT$ ) با در نظر گرفتن میزان دز مجاز مغز،  $Gy-12,6 eq$  [۳]، و نیز مدت زمان مورد نیاز جهت نابودی تومور، دریافت  $20 Gy-eq$  ( $TD$ ) به عنوان معیارهای ارزیابی محاسبه شدند. بدیهی است که هر چه میزان دز پوست و بافت سالم و نیز مدت زمان لازم جهت نابودی تومور کمتر باشد و همچنین دز تومور بیشتر باشد، شرایط درمان مناسب تر خواهد بود [۳]. معیارهای مورد نظر هر بار با تغییر نسبت نوترون های حرارتی به فوق حرارتی ( $f$ ) محاسبه شدند. کمترین مقدار  $f$  برابر صفر و بیشتر مقدار آن برابر یک در نظر گرفته شد. بدیهی است که برای درمان تومورهای عمقی مغز  $f$  نباید بزرگتر یک باشد.

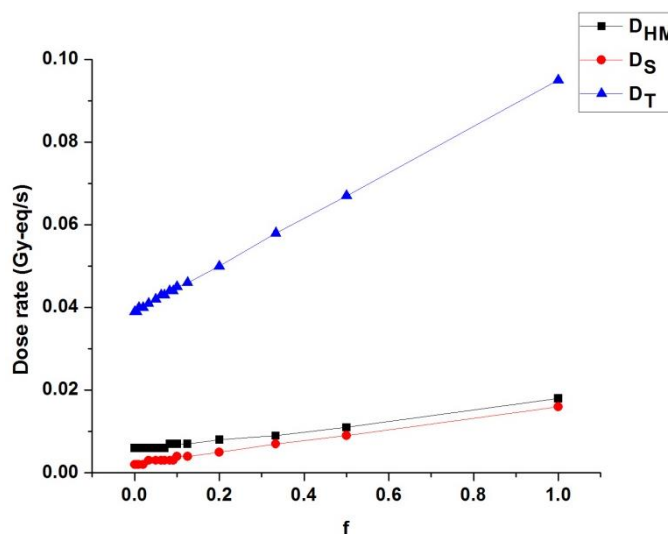
## نتایج:

شکل (۲) نمودار توزیع دز عمقی در بافت سالم را به ازای کمترین و بیشترین مقدار پارامتر  $f$  نشان می دهد. همانطور که در شکل (۲) دیده می شود میزان دز وابستگی زیادی به سهم نوترون ها حرارتی در باریکه دارد به عنوان مثال، میزان دز بیشینه در بافت سالم برای حالتی که  $f=1$  است حدود سه برابر حالتی است که  $f=0$  است. این نشان می دهد که زمان مجاز درمان به همین نسبت کاهش خواهد یافت. نوترون های حرارتی در مقایسه با نوترون های فوق حرارتی انرژی پایین تری دارند از این رو انرژی خود را در عمق های کمتر به جا می گذارند و برعکس، نوترون های فوق حرارتی می توانند تا عمق های بالاتری نفوذ کنند. با توجه به شکل (۲) می توان گفت دز دریافتی تومور در عمق ۲ تا ۴ بیشترین مقدار را دارد. در عمق های بالاتر از ۴ سانتی متر با افزایش سهم نوترون های فوق حرارتی دز دریافتی تومور افزایش می یابد.

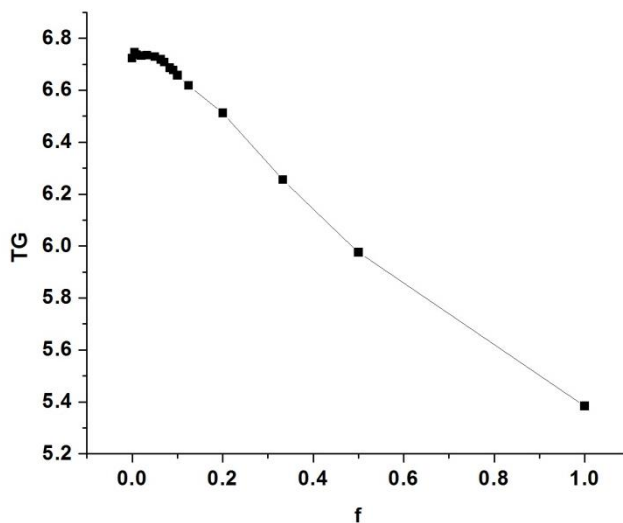


شکل (۲) توزیع دز عمقی در بافت سالم به ازای دو حالت  $f=1$  و  $f=0$

شکل (۳) مقدار  $D_S$ ،  $D_{HM}$  و  $D_T$  را به ازای مقادیر مختلف  $f$  نشان می دهد. مشاهده می شود که مقدار این پارامترها وابستگی نسبتاً زیادی به سهم نوترون های حرارتی در باریکه دارند به گونه ای که با افزایش آن، افزایش می یابند. هر چند که این افزایش دز در تومور مطلوب است اما این افزایش بدون در نظر گرفتن پارامتر  $TG$  نمی تواند لزوماً مناسب باشد. شکل (۴) وابستگی مقدار  $TG$  را بر حسب مقادیر مختلف  $f$  نشان می دهد. همانگونه که ملاحظه می شود با افزایش سهم نوترون حرارتی مقدار  $TG$  کاهش می یابد که به علت افزایش دز بیشینه در بافت سالم است.

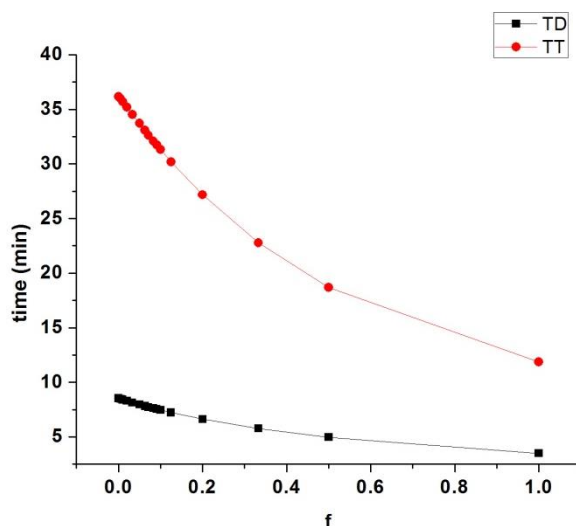


شکل (۳) مقدار دز پوست، دز بیشینه بافت سالم و دز تومور بر حسب مقادیر مختلف  $f$



شکل (۴) مقدار TG بر حسب مقادیر مختلف f

شکل (۵) زمان مجاز پرتودهی و زمان مورد نیاز برای نابودی تومور را بر حسب مقادیر مختلف f نشان می دهد. همانطور که انتظار می رفت با افزایش f این زمان ها کاهش می یابند. کوتاه بودن زمان تا حدی مناسب است که بتوان فرآیند درمان را کنترل نمود. مثلاً به ازای  $f=1$  زمان مورد نیاز برای درمان، حدود چهار دقیقه است. این زمان در حالتی که چشمه نوترونی مورد استفاده یک راکتور تحقیقاتی باشد خیلی کوتاه است و عملاً نمی تواند در نظر گرفته شود.



شکل (۵) زمان مجاز پرتودهی و زمان مورد نیاز برای نابودی تومور بر حسب مقادیر مختلف f

جهت مقایسه دقیق تر، مقادیر پارامترهای مخنلف به ازای  $f=0$  و  $f=1$  در جدول (۱) آمده است. با توجه به هدف اصلی این تحقیق که ارزیابی دز پوست می باشد، مشاهده می شود که مقدار دز پوست به ازای  $f=1$  حدود هشت برابر بیشتر از حالتی است که  $f=0$  باشد که نشان دهنده اهمیت تاثیر نوترون های حرارتی بر دز پوست دارد. در مورد پارامترهای دیگر هرچند اختلافاتی وجود دارد اما تفاوت فاحشی بین حالت های مخنلف وجود ندارد لذا می توان گفت که مهمترین اثر آلودگی نوترون های حرارتی افزایش دز پوست می باشد.

جدول (۱) مقایسه پارامترهای مخنلف به ازای  $f=0$  و  $f=1$

f	$D_{HM}$ (mGy-eq/s)	$D_s$ (mGy-eq/s)	$D_T$ (mGy-eq/s)	TG	TT (min)	TD (min)
۰	۶	۲	۳۹	۶,۷	۳۶	۹
۱	۱۸	۱۶	۹۵	۵,۳۸	۱۲	۴

#### بحث و نتیجه گیری:

با بررسی میزان دز پوست در بین حالت های مورد نظر در این مطالعه می توان نتیجه گرفت که مهمترین تاثیر آلودگی شار نوترون های حرارتی بر میزان دز پوست است به گونه ای که این مقدار می تواند تا هشت برابر افزایش یابد. همچنین سهم نوترون های حرارتی می تواند دز بیشینه بافت سالم را تا سه برابر افزایش دهد. به طور کلی می توان گفت که توجه به میزان آلودگی شار نوترون های حرارتی در باریکه درمانی از نظر سلامت پوست اهمیت دارد.

#### مراجع:

1. Barth, Rolf F., et al. "Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer." Radiation Oncology 7.1 (2012): 1.
2. Sauerwein, Wolfgang AG, et al., eds. Neutron capture therapy: principles and applications. Springer Science & Business Media, 2012.
3. IAEA-TECDOC-1223 (2001) Current status of neutron capture therapy
4. Kasesaz, Y., F. Rahmani, and H. Khalafi. "Investigation on the reflector/moderator geometry and its effect on the neutron beam design in BNCT." Applied Radiation and Isotopes 106 (2015): 34-37.
5. ICRU Report 46: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues
6. Liu, Y-WH, et al. "Renovation of epithermal neutron beam for BNCT at THOR." Applied radiation and isotopes 61.5 (2004): 1039-1043.