



## بهینه سازی طیف انرژی نوترون حاصل از شکافت به منظور استفاده در نوترون تراپی با بور با طراحی مجموعه ی شکل دهنده طیف

مائده داتلی بگی<sup>۱</sup>، یاسر کاسه ساز<sup>۲\*</sup>، محمدحسن علامت ساز<sup>۱</sup>

۱- دانشگاه صنعتی اصفهان، دانشکده فیزیک

۲- سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، پژوهشکده راکتور

### چکیده

یکی از مهمترین بخش های درمان با روش نوترون تراپی با بور، دستیابی به باریکه ای از نوترون های با شدت و انرژی مناسب و با حداقل آلودگی است. به منظور اصلاح طیف نوترون حاصل از شکافت در یک راکتور و استفاده از آن در نوترون تراپی با بور، مجموعه ای از مواد مختلف، که اصطلاحاً مجموعه شکل دهنده طیف نامیده می شود، در مسیر نوترون های خروجی قرار می گیرد به گونه ای که باریکه نوترون خروجی از آن از نظر شدت و انرژی برای درمان مناسب باشند. در این مقاله این مجموعه برای یک راکتور نوعی توسط کد MCNP<sup>۴C</sup> طراحی و بهینه سازی شده است.

کلید واژه ها: نوترون تراپی با بور، BNCT، راکتور، مجموعه شکل دهنده طیف، MCNP

### مقدمه

درمان به وسیله گیراندازی نوترون توسط بور (<sup>۱0</sup>BNCT) یک روش درمانی مقبول برای درمان تومورهای مغزی است [۱-۳]. در این روش، ایزوتوپ پایدار <sup>۱۰</sup>B پس از تزریق به بدن بیمار، در تومور متمرکز شده و توسط باریکه ای از نوترون فوق حرارتی تحت تابش قرار می گیرد و نوترون ها با عبور از بافت های مختلف به نوترون حرارتی تبدیل می شوند. جذب نوترون حرارتی در هسته <sup>۱۰</sup>B منجر به تولید ذرات  $\alpha$  و <sup>۶</sup>Li می گردد. این ذرات به علت داشتن توان توقف بالا، باعث نابودی سلول های سرطانی می شود [۴].

نوترون های خروجی از قلب یک راکتور را نمی توان به صورت مستقیم برای درمان استفاده کرد، بلکه باید انرژی و شدت نوترون های خروجی را بهینه نمود، همچنین آلودگی های باریکه نوترونی را به حداقل ممکن رساند. جدول (۱) محدودیت های یک باریکه نوترونی مناسب برای درمان را نشان می دهد [۵]. جهت رسیدن به این محدودیت ها، مجموعه ای از مواد مختلف، که اصطلاحاً مجموعه شکل دهنده طیف یا BSA<sup>۲</sup> نامیده می شود، در مسیر نوترون قرار می گیرد به گونه ای که باریکه نوترون های خروجی برای درمان مناسب باشد. مجموعه شکل دهنده طیف شامل کندکننده، موازی کننده، بازتابنده، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر گاما و حفاظ

<sup>۱</sup> Boron Neutron Capture Therapy

<sup>۲</sup> Beam Shaping Assembly

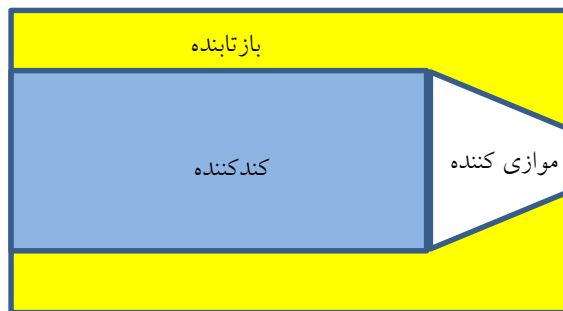
می باشد. در این مقاله این مجموعه برای یک راکتور نوعی توسط کد MCNP [۶] طراحی و بهینه سازی شده است.

جدول (۱): حدود مجاز پارامترهای موجود در پرتو [۵]

BNCT beam port parameters	Limit
$\varphi_{epi} (n/cm^2.s)$	$1 \times 10^9$
$\varphi_{epi} / \varphi_{fast}$	$> 20$
$\varphi_{epi} / \varphi_{thermal}$	$> 100$
$\dot{D}_{fast} / \varphi_{epi} (Gy.cm^2/n)$	$\leq 2 \times 10^{-13}$
$\dot{D}_{gamma} / \varphi_{epi} (Gy.cm^2/n)$	$\leq 2 \times 10^{-13}$

### مواد و روش ها

پارامترهای بسیاری در طراحی یک BSA سهیم هستند، از جمله شکل هندسی، جنس و ضخامت مواد، ترتیب قرارگیری آنها و غیره. با توجه به تعداد این پارامترها، نمی توان همه آنها را به صورت همزمان بهینه نمود، لذا در هر فاز، یکی از پارامترها را بهینه کرده و در فاز بعدی با توجه به نتایجی که از مرحله قبل بدست آمده، پارامتر دیگری بهینه می گردد. شکل (۱) نمای کلی از مجموعه شکل دهنده طیف را نشان می دهد.



شکل (۱) نمای کلی از مجموعه شکل دهنده طیف



الف) انتخاب کندکننده: برای کند کردن نوترون های حاصل از شکاف، باید موادی به عنوان کندکننده انتخاب شوند که تعداد بیش تری از نوترون های سریع را به نوترون فوق حرارتی تبدیل کند و سطح مقطع جذب نوترون های فوق حرارتی پایینی داشته باشند. موادی که به عنوان کندکننده انتخاب شدند عبارتند از:

Fluental (۶۹٪ Al, ۳۰٪ AlF <sub>۳</sub> , ۱٪ LiF)	Al	AlF <sub>۳</sub>	Al <sub>۲</sub> O <sub>۳</sub>	MgF <sub>۲</sub>
Polyethylene	D <sub>۲</sub> O	H <sub>۲</sub> O	Fe	CF <sub>۴</sub>
PTFE(C <sub>۲</sub> F <sub>۴</sub> )	BeO	Paraffin	Plexi	

منظور

به

انتخاب بهترین کندکننده از لحاظ جنس و ضخامت، مواد با ضخامت های مختلف مورد بررسی قرار گرفتند. به این منظور یک استوانه به شعاع ۲۰ سانتی متر با ضخامت های مختلف به عنوان کند کننده در نظر گرفته شد و شار گروه های انرژی مختلف نوترون خروجی از استوانه محاسبه گردید. نسبت شار نوترون های فوق حرارتی به کل نوترون های خروجی به عنوان معیار انتخاب کندکننده مناسب بررسی گردید.

ب) انتخاب بازتابنده: به منظور جلوگیری از خروج نوترون ها، وجود بازتابنده ضروری است. بازتابنده به صورت یک پوسته استوانه ای اطراف کند کننده را می پوشاند. سرب، بیسموت، بریلیوم و گرافیت به عنوان بازتابنده در نظر گرفته شد. پس از انتخاب بهترین کندکننده در مرحله قبل، این مواد با ضخامت های مختلف مورد بررسی قرار گرفتند. در اینجا شار نوترون های فوق به عنوان معیار ارزیابی در نظر گرفته شد.

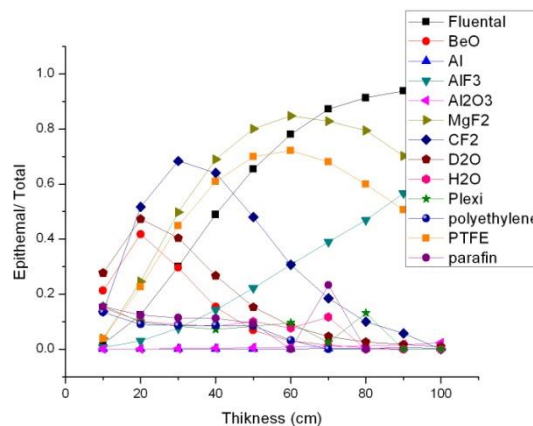
ج) موازی کننده: نقش موازی کننده، متمرکز کردن باریکه نوترون در ناحیه پرتو دهی است. این قسمت معمولاً به صورت یک مخروط ناقص تو خالی از جنس مواد بازتابنده ساخته می شود. پس از انتخاب بهترین مواد به عنوان کندکننده و بازتابنده با ضخامت های مناسب، جهت انتخاب جنس و طول موازی کننده حالت های مختلف مورد بررسی قرار گرفت.

د) فیلتر نوترون حرارتی و گاما: از جمله آلودگی های باریکه نوترون، نوترون های حرارتی و تابش های گاما می باشد. برای جذب نوترون حرارتی از موادی مانند کادمیوم، بور و لیتیوم استفاده می شود، که سطح مقطع جذب نوترون حرارتی در آن ها زیاد است و برای حذف تابش های گاما از موادی مثل سرب و بیسموت استفاده می شود. در اینجا از بیسموت به عنوان فیلتر گاما و از لیتیوم به عنوان فیلتر نوترون حرارتی استفاده شد. جهت بهینه سازی این قسمت، فیلترها با ضخامت های مختلف مورد بررسی قرار گرفت. در این مرحله معیار انتخاب بهترین حالت، همه پارامترهای مندرج در جدول (۱) در نظر گرفته شد.

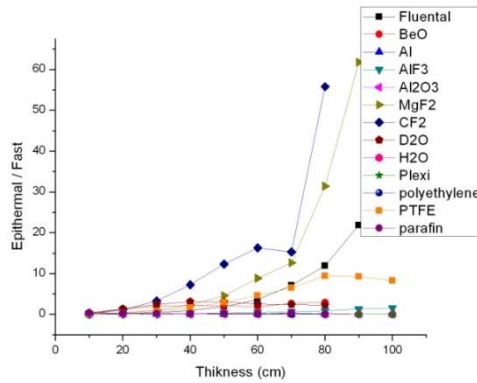
## نتایج

شکل های (۱) و (۲) تاثیر ضخامت های مختلف مواد کندکننده بر نسبت شار نوترون های فوق حرارتی به کل نوترون های خروجی و نسبت فوق حرارتی به سریع را نشان می دهد. با توجه به این نمودارها ماده **Fluental** با ضخامت ۹۰ سانتی متر به عنوان کندکننده برگزیده شد. شکل (۳) تاثیر ضخامت مواد مختلف به عنوان بازتابنده در اطراف کندکننده، بر شار نوترون های فوق حرارتی را نشان می دهد. همانگونه که ملاحظه می گردد سرب به عنوان بازتابنده قدرت بیشتری برای جلوگیری از خروج نوترون های فوق حرارتی دارد. در این مرحله سرب با ضخامت ۲۵ سانتی متر به عنوان حالت بهینه برای بازتابنده انتخاب شد.

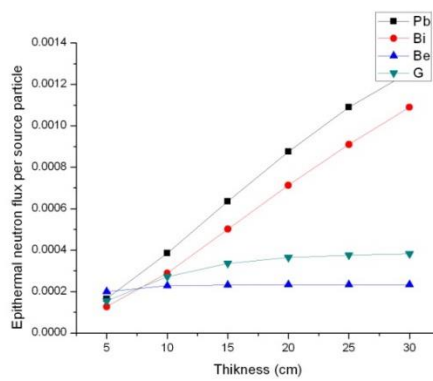
در شکل (۴) شار نوترون های فوق حرارتی بر حسب طول موازی کننده برای مواد مختلف رسم شده است. همانطور که مشاهده می شود در اینجا نیز سرب خاصیت بهتری از خود نشان می دهد، لذا مخروطی از جنس سرب به طول ۱۵ سانتی متر به عنوان حالت بهینه برای موازی کننده انتخاب گردید. در پایان جهت دستیابی به باریکه ای از نوترون با محدودیت های جدول (۱)، ضخامت های مختلف فیلتر های نوترون حرارتی و گاما در مجموعه در نظر گرفته شد و به ازای هر ضخامت همه معیارهای جدول (۱) مورد ارزیابی قرار گرفت. حالت بهینه برای فیلترها به صورت ۸ میلی متر ضخامت فیلتر گاما و ۳ میلی متر ضخامت فیلتر نوترون حرارتی به دست آمد. جدول (۲) پارامترهای باریکه نوترونی در مراحل مختلف بهینه سازی را نشان می دهد.



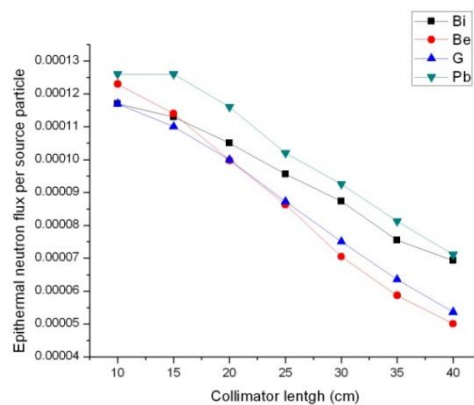
شکل (۲) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به کل نوترون های خروجی به ازای ضخامت های مختلف مواد



شکل (۳) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به نوترون‌های سریع به ازای ضخامت‌های مختلف مواد



شکل (۴) شار نوترون فوق حرارتی به ازای ضخامت‌های مختلف مواد بازتابنده



شکل (۵) شار نوترون فوق حرارتی به ازای طول‌های مختلف مواد موازی کننده

جدول (۲): پارامترهای باریکه نوترونی در مراحل مختلف طراحی

پیکربندی	$\varphi_{epi}$ $\left(\frac{n}{cm^2 \cdot psp}\right)$	$\frac{\varphi_{epi}}{\varphi_{fast}}$	$\frac{\varphi_{epi}}{\varphi_{thermal}}$	$\frac{\dot{D}_{fast}}{\varphi_{epi}}$ $\frac{Gy \cdot cm^2}{n}$	$\frac{\dot{D}_{gamma}}{\varphi_{epi}}$ $\frac{Gy \cdot cm^2}{n}$
کندکننده	$0,33E-04$	۲۱,۸	۵۳,۶	-	-
کندکننده / بازتابنده	$1,09E-03$	۲۵,۲	۸,۹	-	-
کندکننده / بازتابنده / موازی کننده	$1,05E-04$	۲۱,۰	۹,۵	-	-
کندکننده / بازتابنده / موازی کننده / فیلترها	$8,19E-07$	۱۹,۸	۱۲۷	$9,17E-15$	$1,28E-13$

PSP: Per Source Particle

### بحث و نتیجه گیری

طراحی نهایی BSA می تواند به عنوان یک مجموعه مناسب جهت استفاده در یک راکتور برای نوترون تراپی با بور مورد استفاده قرار گیرد. از آنجا که یک راکتور نوعی می تواند  $10^{16}$  نوترون در ثانیه تولید کند، لذا، شار نوترون های فوق حرارتی خروجی از سیستم طراحی شده از مرتبه  $10^9$  نوترون بر سانتی متر مربع بر ثانیه می شود که شار مناسبی برای درمان است.

مراجع:

1. Yoshinobu Nakagawa, Clinical results of BNCT for malignant brain tumors in children. ۲۰۰۹.
2. Zonta, A., Clinical lessons from the first applications of BNCT on unresectable liver metastases. Journal of Physics: Conference Series, ۲۰۰۶. ۴۱.
3. Aihara, T., et al., First clinical case of boron neutron capture therapy for head and malignancies using  $^{18}F$ -BPA PET. Head and Neck, ۲۰۰۶. ۲۸(۹): p. ۸۵۰-۸۵۵.
4. Locher, G.L., Biological Effects and Therapeutic Possibilities of Neutrons. Am. J. Roentgenol. Radium Ther., ۱۹۳۶. ۳۶: p. ۱-۱۳.
5. Kiger, W., Sakamoto, S., Harling, O.K., Neutronic design of a fission converter-based epithermal neutron beam for neutron capture therapy. Nuclear Science and Engineering, ۱۹۹۹. ۱۳۱: p. ۱-۲۲.
6. J.F. Briesmeister (Ed.), MCNP "A general Monte Carlo N-particle transport code. Version ۴C, LANL, ۱۹۹۷.