



بررسی قابلیت رآکتور تهران برای استفاده‌ی عملی در نوترون درمانی با بور

یاسر کاسه‌ساز*^۱، حسین خلیف^۱، فائزه رحمانی^۲، ارسلان عزتی^۱، اشکان حسینی‌رخ^۱، مهدی کیوانی^۱
۱. پژوهشکده‌ی رآکتور، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵، تهران - ایران
۲. دانشکده‌ی علوم، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، صندوق پستی: ۱۹۸۳۹۶۳۱۱۳، تهران - ایران

چکیده: در این مقاله امکان استفاده از رآکتور تحقیقاتی تهران در نوترون درمانی به صورت محاسباتی و تجربی مورد بررسی قرار گرفته است. برای این منظور شرایط نوترون در تسهیلات تابش دهی رآکتور شامل کانال‌های پرتو، اتاق نوترون درمانی و ستون گرمایی با استفاده از روش فعال‌سازی پولک و سیم مسی، تعیین و با استفاده از کد MCNPX محاسبه و در نهایت ستون گرمایی به دلیل دارا بودن شرایط نوترونی مناسب‌تر، به عنوان کانال مورد نظر انتخاب شد. این ستون به وسیله‌ی قطعه‌های گرافیتی مکعبی شکل و قابل جابه‌جایی پُر شده است. نتیجه‌ی محاسبه‌ها نشان داد که در صورت تخلیه‌ی ستون گرمایی می‌توان به شار فوق گرمایی $5.33 \times 10^9 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$ دست یافت که مقدار مناسبی برای نوترون درمانی است.

کلیدواژه‌ها: نوترون درمانی با بور، رآکتور تحقیقاتی تهران، کد MCNPX

Measurement and calculation of neutron energy spectrum in TRR irradiation facilities: a feasibility study of using TRR for BNCT

Y. Kasesaz*¹, H. Khalafi¹, F. Rahmani², A. Ezzati¹, A. Hosnirokh¹, M. Keyvani¹
1. Reactor Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 14155-1339, Tehran – Iran
2. Science Faculty, KNT University, P.O.Box: 1983963113, Tehran – Iran

Abstract: An investigation has been made for the use of Tehran Research Reactor (TRR) as a neutron source for the boron neutron capture therapy (BNCT) by calculating and measuring the energy spectrum and spatial distribution of neutrons in all external irradiation facilities, including six beam tubes, thermal column, and medical room. Activation methods with multi-foils and a copper wire have been used for the measurements. The results showed that: (1) small diameter and long length beam tubes cannot provide sufficient neutron flux for the BNCT; (2) for using the medical room, the TRR core should be placed in the open pool position. In this situation, the distance between the core and patient position is about 400 cm, so the neutron flux cannot be sufficient for the BNCT; (3) the best facility which can be adapted for the BNCT application is the thermal column if all graphite blocks can be removed. The non-thermal neutron flux at the beginning of this empty column is $5.33 \times 10^9 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$, where it can provide an appropriate neutron beam for the BNCT.

Keywords: BNCT, Tehran Research Reactor, MCNPX code



۱. مقدمه

نوترون درمانی با بور^(۱) (BNCT) یک روش درمانی مؤثر برای تومورهای مغزی و پوستی است. در این روش پس از تزریق داروی حامل هسته‌های پایدار بور-۱۰ به بیمار و جذب آن در تومور، منطقه‌ی تومور به وسیله‌ی نوترون‌های با شدت و انرژی مناسب پرتودهی می‌شود. جذب نوترون‌های گرمایی به وسیله‌ی بور-۱۰ منجر به واکنش ${}^1_0\text{B}(n,\alpha){}^4_2\text{He}$ می‌شود. به‌جاگذاری انرژی به وسیله‌ی ذرات آلفا و لیتیم-۷ در درون سلول سرطانی، نابودی آن را در پی دارد [۱].

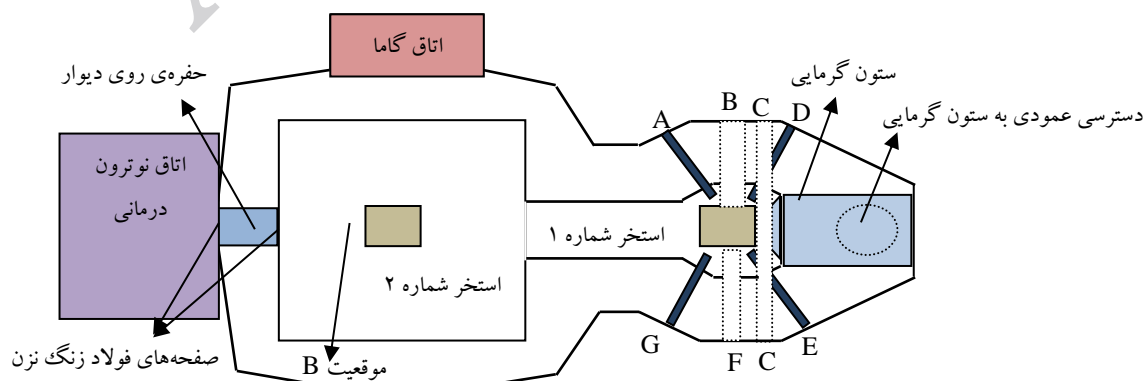
جدول ۱ مشخصه‌های یک باریکه‌ی نوترونی مناسب برای نوترون درمانی با بور را که به وسیله‌ی آرانس بین‌المللی انرژی اتمی توصیه شده است نشان می‌دهد [۲]. به منظور دستیابی به چنین باریکه‌ای، مجموعه‌ای از مواد شامل کندکننده، صافی‌ها، موازی‌ساز و غیره بین چشمه‌ی نوترون و بیمار قرار می‌گیرد. تنها چشمه‌ی نوترونی که تاکنون برای درمان تجربی در این روش استفاده شده است، رآکتورهای هسته‌ای هستند که ایجاد چنین باریکه‌ای در آن‌ها امکان‌پذیر است [۱].

در این مقاله امکان استفاده از رآکتور تحقیقاتی تهران در نوترون درمانی با بور مورد ارزیابی قرار گرفته است. شکل ۱ نمایی از تجهیزهای پرتودهی رآکتور را نشان می‌دهد. استخر رآکتور دارای دو بخش قابل تفکیک به نام‌های استخر شماره ۱ و استخر شماره ۲ است که در هر دوی آن‌ها می‌توان از قلب رآکتور بهره‌برداری نمود. در استخر شماره ۱ هفت عدد کانال پرتو^(۲) با شکل‌ها و اندازه‌های مختلف قرار دارد. هم‌چنین در قسمت غربی آن ستون گرمایی رآکتور قرار دارد که به طور کامل با قطعه‌های گرافیتی مکعبی شکل پُر شده است. این ستون دارای دو دسترسی افقی و عمودی است. پشت دیوار شرقی

استخر شماره ۲، اتاق نوترون درمانی قرار دارد. روی این دیوار یک حفره‌ی بزرگ وجود دارد که به وسیله‌ی قطعه‌های بتونی پُر و به وسیله‌ی دو درپوش فولادی آب‌بندی شده است. فاصله‌ی بین قلب تا درون اتاق حدود ۴ متر است. اولین تلاش‌ها برای ایجاد باریکه‌ی نوترونی در رآکتور تهران برای نوترون درمانی با بور در سال ۱۳۷۲ صورت گرفت که در آن از کانال پرتو A رآکتور استفاده شد. نتیجه‌ی تجربی نشان داد که شار نوترون در دهانه‌ی خروجی مناسب نیست [۳]. در سال ۱۳۸۲ پژوهش دیگری به صورت شبیه‌سازی با MCNPX انجام شد که مبنای آن استفاده از لایه‌ی اورانیم با غنای ۲۰ درصد به عنوان تکثیرکننده‌ی نوترون درون کانال A بود تا از افت شار جلوگیری شود [۴]. از آن زمان تاکنون پژوهش دیگری در مورد استفاده از رآکتور تهران برای نوترون درمانی با بور انجام نشده است. اخیراً با توجه به اهمیت موضوع، پژوهش در این زمینه از سر گرفته شد تا قابلیت استفاده از رآکتور در نوترون درمانی با بور ارزیابی شود. برای این منظور طیف انرژی نوترون و توزیع فضایی آن در تجهیزهای پرتودهی رآکتور به روش فعال‌سازی پولک و سیم مسی تعیین و به وسیله‌ی کد MCNPX محاسبه شد [۵].

جدول ۱. مشخصه‌های باریکه‌ی نوترونی مناسب برای نوترون درمانی با بور [۲]

مقدار توصیه شده	پارامتر باریکه نوترون
$> 10^9$	شار نوترون فوق گرمایی ($\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$)
$< 2 \times 10^{-13}$	نسبت دز گاما به شار فوق گرمایی
$< 2 \times 10^{-13}$	نسبت دز نوترون‌های تند به شار فوق گرمایی
$E > 10 \text{ keV}$	انرژی گروه نوترون‌های تند
$1 \text{ eV} < E < 10 \text{ keV}$	انرژی گروه نوترون‌های فوق گرمایی
$E < 1 \text{ eV}$	انرژی گروه نوترون‌های گرمایی



شکل ۱. نمایی از تجهیزهای پرتودهی رآکتور تهران. A, D, G و E کانال‌های ۶ اینچی شعاعی، C کانال ۶ اینچی سراسری، B کانال ۱۲ اینچی مربعی و F کانال ۸ اینچی شعاعی.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲ شبیه‌سازی با MCNPX

که در آن t_a مدت زمان پرتودهی، σ_{th} سطح مقطع جذب نوترون گرمایی ($0.059 \text{ barn}^{-1} \text{ cm}^{-1}$)، n چگالی اتمی (96 barn)، و λ ثابت واپاشی پولک طلا، A_{Cd} فعالیت پولک با پوشش کادمیم، A_B فعالیت پولک بدون پوشش کادمیم و F_{Cd} ضریب تصحیح کادمیم ($1/13$) است.

۱.۲.۲ اندازه‌گیری در ستون گرمایی

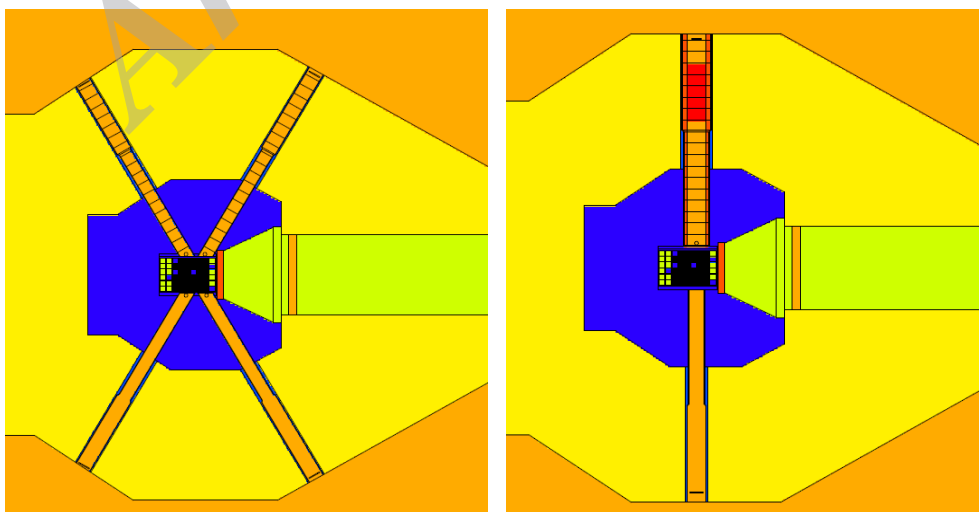
شکل ۳ ساختار ستون گرمایی رآکتور را نشان می‌دهد. همان‌گونه که ملاحظه می‌شود، قطعه‌های گرافیتی در چهار لایه با چیدمان‌های مختلف این ستون را پُر کرده‌اند. در لایه‌ی اول، قطعه‌ها به گونه‌ای چیده شده‌اند که به راحتی می‌توان تعداد نُه عدد از آن‌ها را از قسمت مرکزی خارج نمود. هم‌چنین در مرکز لایه‌ی دوم به اندازه‌ی یک قطعه، یک جای خالی وجود دارد. به این ترتیب، برای پرتودهی یک نمونه با نوترون‌های گرمایی می‌توان بعد از برداشتن این نُه قطعه، نمونه را درون حفره‌ی ایجاد شده قرار داد (موقعیت A در شکل ۳). برای اندازه‌گیری شار نوترون گرمایی در موقعیت A شکل ۳، پولک‌ها در مکان‌های مشخص روی میله‌ای از جنس پلی‌اتیلن به طول تقریباً دو متر قرار داده شد و سپس میله تا نزدیک‌ترین فاصله‌ی ممکن به قلب، به درون ستون گرمایی فرستاده شده و نمونه‌ها به مدت ۶۰ دقیقه در قدرت ۲ MW پرتودهی شد.

برای محاسبه‌ی طیف انرژی نوترون در قسمت‌های مختلف، از کد MCNPX استفاده شد. کلیه‌ی ابعاد، مواد و اطلاعات دیگر برای شبیه‌سازی بر پایه‌ی گزارش آخرین تحلیل ایمنی^(۳) (FSAR) رآکتور در نظر گرفته شد [۶]. شکل ۲ هندسه‌ی شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد. همان‌گونه که ملاحظه می‌شود تمام تجهیزهای پرتودهی به همراه قلب و استخر رآکتور در نظر گرفته شده است.

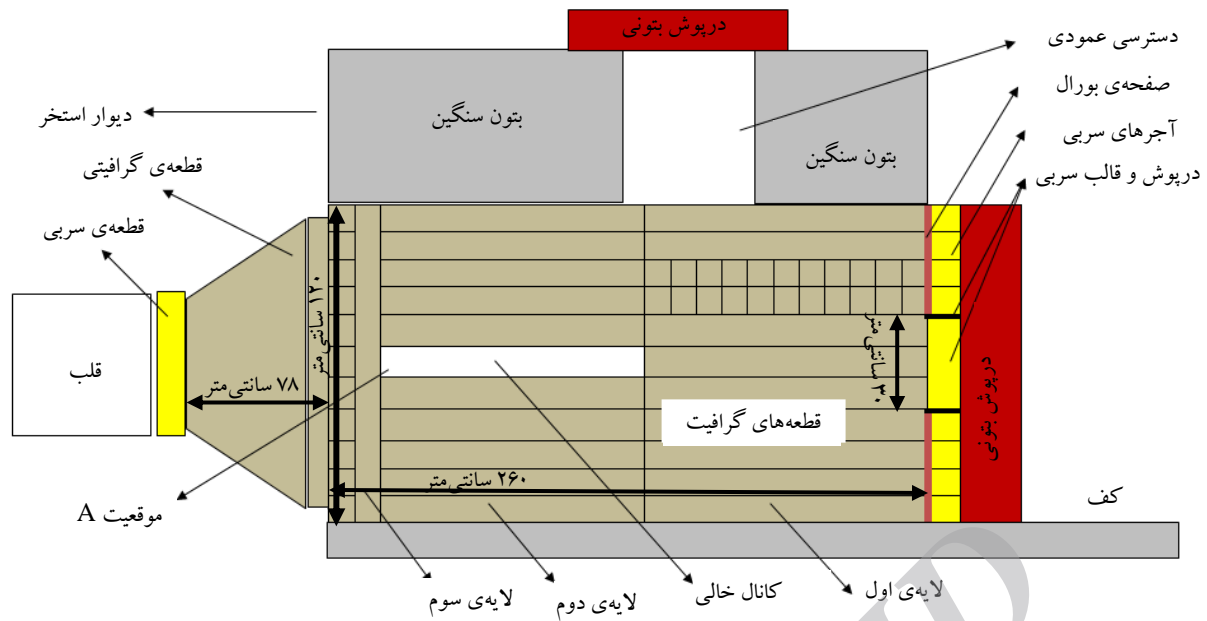
۲.۲ اندازه‌گیری به روش فعال‌سازی پولک و سیم مسی

اندازه‌گیری توزیع انرژی نوترون به روش فعال‌سازی پولک و بازایی طیف با استفاده از کد SAND-II انجام شد [۷]. برای اندازه‌گیری توزیع محوری نوترون از روش فعال‌سازی سیم مسی استفاده شد. به این ترتیب که پس از پرتودهی سیم، میزان فعالیت نقاط مختلف آن به وسیله‌ی سیستم موجود در آزمایشگاه فیزیک نوترون اندازه‌گیری شد. این اندازه‌گیری، توزیع نسبی شار گرمایی به دست آمد. برای اندازه‌گیری توزیع مطلق شار، باید فعالیت اندازه‌گیری شده در نقطه‌های مختلف را نسبت به شار گرمایی اندازه‌گیری شده به وسیله‌ی جفت پولک طلا، با و بدون پوشش کادمیم، در یک نقطه‌ی مشخص از سیم، بهنجار نمود. برای اندازه‌گیری شار گرمایی از رابطه‌ی زیر استفاده شد

$$\Phi_{th} = \frac{A_B - A_{Cd} F_{Cd}}{n \sigma_{th} (1 - e^{-\lambda t_a})} \quad (1)$$



شکل ۲. هندسه‌ی شبیه‌سازی شده با کد MCNPX.



شکل ۳. ساختار ستون گرمایی رآکتور.

۳. نتایج و بحث

جدول ۲ شار سه گروهی محاسبه شده در ابتدای کانال‌ها، ابتدای ستون گرمایی و در مجاورت قلب در استخر شماره ۲ را نشان می‌دهد. جدول ۳ پولک‌ها، واکنش‌های استفاده شده و مقدار فعالیت پولک‌ها در تعیین طیف نوترون در کانال شمال غربی و مجاورت قلب در استخر شماره ۲ را نشان می‌دهد. شکل ۵ طیف انرژی نوترون در ابتدای کانال شمال غربی را که توسط کد SAND-II بازیابی شده است در مقایسه با طیف انرژی محاسبه شده با کد MCNPX نشان می‌دهد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود اختلاف قابل توجهی بین طیف و شار نوترون در کانال‌ها وجود ندارد و به علاوه نتیجه‌ی اندازه‌گیری و شبیه‌سازی با یکدیگر در توافق نسبی خوبی هستند. شکل ۶ توزیع شار نوترون گرمایی اندازه‌گیری شده در طول کانال شمال غربی را نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که با دور شدن از قلب، شار نوترون به شدت افت می‌کند. لذا کانال‌های پرتوی که طول آن‌ها حدود سه متر است نمی‌تواند شار مناسب برای نوترون درمانی با بور را فراهم نمایند.

۲.۲.۲ اندازه‌گیری در کانال پرتو شمال غربی (E)

از آن‌جا که تعیین طیف نوترون در تمام کانال‌های پرتو امکان‌پذیر نبود، طیف نوترون تنها در کانال شمال غربی تعیین و در کانال‌های دیگر به وسیله‌ی کد MCNPX محاسبه شد. برای قرار دادن پولک‌ها در نزدیک‌ترین فاصله از قلب، آن‌ها روی یک دیسک پلی‌اتیلنی به شعاع ۶ سانتی‌متر قرار گرفته و سپس این دیسک به یک میله‌ی پلی‌اتیلنی بلند متصل شد. یک سیم مسی به طول ۶۰ سانتی‌متر روی میله و در امتداد طول آن قرار داده شد تا میزان افت شار نوترون در طول کانال اندازه‌گیری شود. در ابتدای سیم مسی یک پولک طلا، با و بدون پوشش کادمیم، قرار داده شد. دیسک به همراه میله درون کانال قرار گرفت و به مدت ۶۰ دقیقه در قدرت ۲۰۰ kW پرتو دهی شد.

۳.۲.۲ اندازه‌گیری در استخر شماره ۲

برای بررسی امکان استفاده از اتاق نوترون درمانی، قلب رآکتور به استخر شماره ۲ منتقل و مورد بهره‌برداری قرار گرفت. پولک‌ها و دو سیم مسی عمود بر هم روی یک صفحه‌ی پلی‌اتیلنی قرار داده شد و هنگامی که رآکتور به قدرت ۳۰ kW رسید، در مجاورت قلب قرار گرفت و به مدت ۲۰ دقیقه پرتو دهی شد. شکل ۴ صفحه‌ی پلی‌اتیلنی استفاده شده را نشان می‌دهد.



شکل ۴. صفحه‌ی پلی اتیلنی، پولک‌ها و سیم‌های مسی استفاده شده برای تعیین طیف و توزیع شار نوترون در استخر شماره ۲.

جدول ۲. شار ($\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$) سه گروهی محاسبه شده به وسیله‌ی کد MCNPX در ابتدای کانال‌ها، ابتدای ستون گرمایی و در مجاورت قلب

شار کل	شار تند	شار فوق گرمایی	شار گرمایی	تسهیلات پرتو دهی
$6.34 \times 10^{+12}$	$2.06 \times 10^{+12}$	$1.15 \times 10^{+12}$	$3.13 \times 10^{+12}$	A
$5.29 \times 10^{+12}$	$1.68 \times 10^{+12}$	$9.72 \times 10^{+11}$	$2.64 \times 10^{+12}$	D
$6.08 \times 10^{+12}$	$1.87 \times 10^{+12}$	$1.06 \times 10^{+12}$	$3.16 \times 10^{+12}$	E
$8.95 \times 10^{+12}$	$2.81 \times 10^{+12}$	$1.67 \times 10^{+12}$	$4.47 \times 10^{+12}$	G
$3.64 \times 10^{+12}$	$1.10 \times 10^{+12}$	$6.78 \times 10^{+11}$	$1.87 \times 10^{+12}$	B
$5.34 \times 10^{+12}$	$1.22 \times 10^{+12}$	$7.28 \times 10^{+11}$	$3.38 \times 10^{+12}$	F
$6.88 \times 10^{+11}$	$3.84 \times 10^{+10}$	$1.23 \times 10^{+9}$	$6.87 \times 10^{+11}$	وضعیت ۱ ^(a)
$1.87 \times 10^{+11}$	$1.21 \times 10^{+9}$	$4.12 \times 10^{+9}$	$1.82 \times 10^{+11}$	وضعیت ۲ ^(b)
$1.55 \times 10^{+11}$	$1.36 \times 10^{+10}$	$1.05 \times 10^{+10}$	$1.31 \times 10^{+11}$	استخر شماره ۲ (در قدرت ۳۰ kW) ^(c)

a: موقعیت A در شکل ۳.

b: تمامی قطعه‌های گرافیتی برداشته شده‌اند (ابتدای ستون گرمایی ۱).

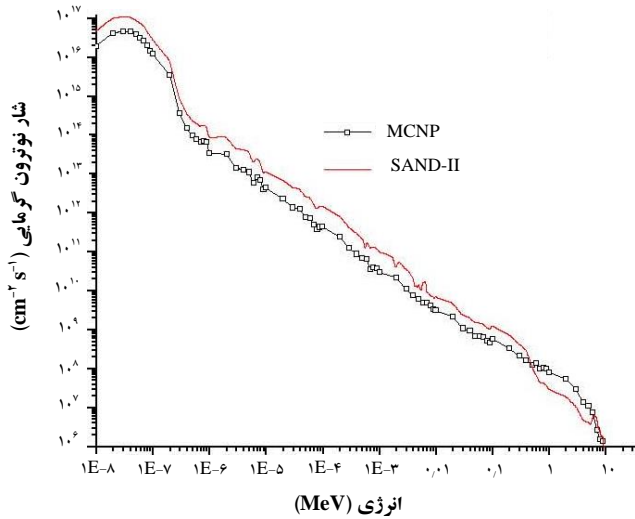
c: موقعیت B در شکل ۱.

جدول ۳. پولک‌ها، واکنش‌های استفاده شده و مقدار فعالیت پولک‌ها در تعیین طیف انرژی نوترون

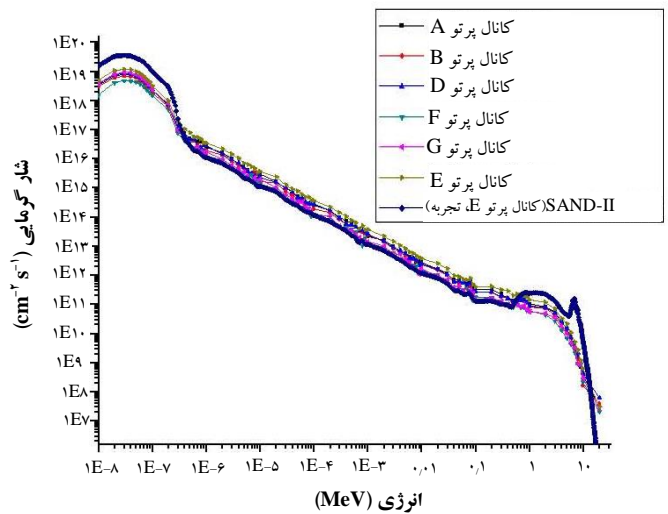
محاسبه / تجربه	فعالیت اشباع به ازای یک هسته‌ی هدف		واکنش‌ها
	فعالیت محاسبه شده با استفاده از کد SAND-II	فعالیت اندازه گیری شده	
۰.۹۶۳۹	9.555×10^{-11}	9.210×10^{-11}	$^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198}\text{Au}$
۰.۹۶۴۰	7.656×10^{-12}	7.380×10^{-12}	$^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198}\text{Au} + \text{Cd}$
۰.۹۶۶۶	1.278×10^{-14}	1.210×10^{-14}	$^{47}\text{Ti}(n,p)^{47}\text{Sc}$
۰.۶۳۲۷	7.776×10^{-16}	4.920×10^{-16}	$^{48}\text{Ti}(n,p)^{48}\text{Sc}$
۱.۴۹۲۸	2.378×10^{-15}	3.550×10^{-15}	$^{27}\text{Al}(n,\alpha)^{24}\text{Na}$
۰.۹۸۵۵	9.437×10^{-13}	9.300×10^{-13}	$^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198}\text{Au}$
۰.۹۶۵۱	3.036×10^{-14}	2.930×10^{-14}	$^{63}\text{Cu}(n,\gamma)^{64}\text{Cu}$
۰.۹۶۲۳	2.099×10^{-18}	2.020×10^{-18}	$^{47}\text{Ti}(n,p)^{47}\text{Sc}$
۰.۶۸۸۲	1.032×10^{-19}	7.100×10^{-20}	$^{48}\text{Ti}(n,p)^{48}\text{Sc}$
۱.۳۹۸۹	3.117×10^{-19}	4.360×10^{-19}	$^{27}\text{Al}(n,\alpha)^{24}\text{Na}$

کانال پرتو E

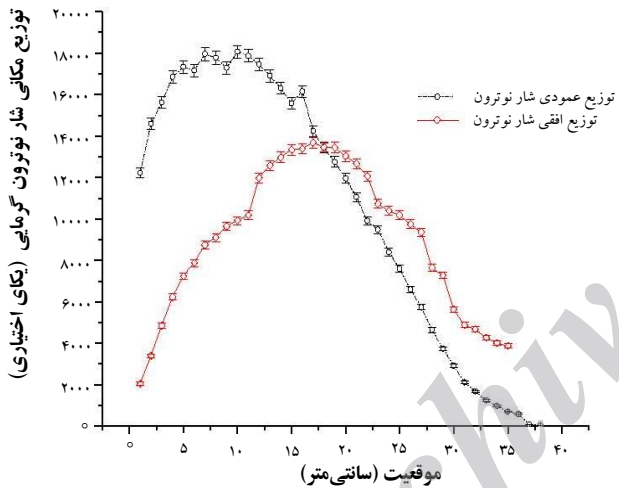
استخر باز



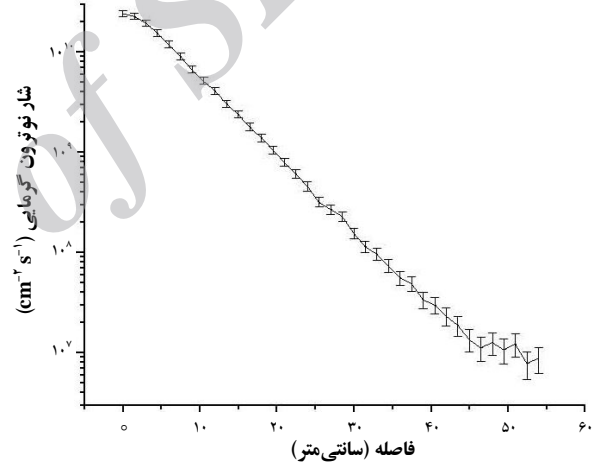
شکل ۴. طیف انرژی نوترون بازیابی شده به وسیله‌ی کد SAND-II در مقایسه با نتیجه شبیه‌سازی MCNPX در مجاورت قلب (در قدرت ۳۰ کیلووات) و در استخر شماره ۲.



شکل ۵. طیف انرژی نوترون بازیابی شده به وسیله‌ی کد SAND-II در کانال شمال‌غربی و طیف محاسبه شده در کانال دیگر (در قدرت ۲۰۰ کیلووات) به وسیله‌ی کد MCNPX.



شکل ۶. توزیع مکانی شار نوترون گرمایی (در قدرت ۲۰۰ کیلووات) در طول کانال شمال‌غربی، اندازه‌گیری شده از طریق فعال‌سازی سیم مسی.



شکل ۷. طیف انرژی نوترون بازیابی شده در مجاورت قلب را در مقایسه با نتیجه‌ی محاسبه‌های MCNPX نشان می‌دهد.

اختلاف بین نتیجه‌ها ناشی از برخی ساده‌سازی‌ها در شبیه‌سازی (مانند در نظر نگرفتن میزان مصرف سوخت) است، اما همان‌طور که ملاحظه می‌شود هر دو نمودار رفتار مشابهی دارند.

- استفاده از این اتاق مستلزم باز کردن دریچه‌های آب‌بندی شده‌ی روی دیوار استخر است که این کار به دلیل ملاحظات ایمنی توصیه نمی‌شود.
- وجود فاصله‌ی حدود چهار متر بین قلب و دریچه‌ی موجود در اتاق، افت شدید شار نوترون را به همراه دارد.

شکل ۸. نتیجه‌ی اندازه‌گیری توزیع مکانی شار نوترون گرمایی در مجاورت قلب و در دو راستای افقی و عمودی را نشان می‌دهد. راستای عمودی در راستای صفحه‌های سوخت قرار دارد.



۴. نتیجه‌گیری

در این پژوهش امکان استفاده از رآکتور تحقیقاتی تهران برای نوترون درمانی با بور مورد بررسی قرار گرفت. به این منظور طیف انرژی و توزیع مکانی نوترون در تجهیزهای پرتودهی مختلف رآکتور به روش فعال‌سازی پولک و سیم مسی تعیین و به وسیله‌ی کد MCNPX محاسبه شد.

نتیجه‌ی این تحقیق نشان داد که:

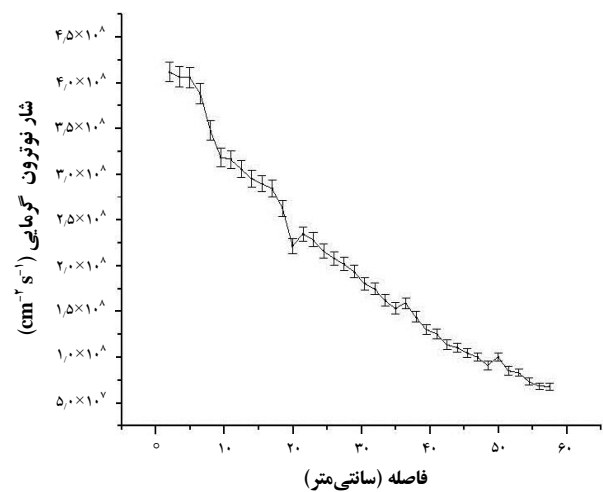
- کانال‌های پرتو رآکتور به علت دارا بودن شعاع کوچک و طول بلند قادر به فراهم کردن شار نوترونی مناسب برای نوترون درمانی با بور نیستند.
- در حال حاضر استفاده از اتاق نوترون درمانی به دلایل زیر توصیه نمی‌شود: (۱) برای استفاده از این اتاق باید دریچه‌های آب‌بندی شده‌ی روی دیوار استخر باز شوند که این امر می‌تواند به دلایل ایمنی خطرناک باشد؛ (۲) فاصله‌ی قلب تا درون اتاق حدود ۴ متر است، از این رو به نظر می‌رسد نتوان شار مناسبی در محل پرتودهی به دست آورد.
- ستون گرمایی رآکتور یک مکان بسیار مناسب برای ایجاد باریکه‌ی نوترونی مناسب است به شرط آن که بتوان همه‌ی قطعه‌های گرافیتی را از آن خارج نمود. در این صورت می‌توان به اندازه‌ی کافی به قلب نزدیک شد تا شار فوق گرمایی مناسب به دست آید. هم‌چنین ستون گرمایی خالی فضای کافی برای قرار دادن مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف در درون آن دارد.

به منظور بررسی امکان خارج‌سازی قطعه‌های گرافیتی از ستون گرمایی، عملیاتی در گروه کارگردانی رآکتور انجام شد. شکل ۱۰ مرحله‌های مختلف این عملیات را نشان می‌دهد. همان‌گونه که ملاحظه می‌شود می‌توان قطعه‌های گرافیتی را از ستون گرمایی خارج نمود. مهم‌ترین چالش در این عملیات، بالا بودن سطح دز گاما است که باید آن را در طراحی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف در نظر گرفت.

- برای استفاده‌ی بهینه از رآکتور ترجیح داده می‌شود که آزمایش‌های نوترون درمانی با بور هنگام کار عادی رآکتور در قسمت استخر شماره ۱ صورت پذیرد.

- در صورت انتقال قلب به استخر شماره ۲ لازم است کلیه‌ی سیستم‌های کنترل قلب برای موقعیت جدید سنجه‌بندی شود.

توزیع شار نوترون گرمایی در طول ستون گرمایی در شکل ۹ نشان داده شده است. همان‌گونه که از جدول ۲ و از شکل ۸ ملاحظه می‌شود شار نوترون گرمایی در مقایسه با شار نوترون فوق گرمایی و تند بالا است و از این رو می‌توان از آن در انجام پژوهش‌های زیست‌شناختی در نوترون درمانی با بور استفاده نمود. به نظر می‌رسد که در صورت تخلیه‌ی کامل ستون گرمایی و جای‌گزینی قطعه‌های گرافیتی با مجموعه‌ی مناسبی از مواد شامل کندساز، بازتاباننده و صافی‌ها بتوان به باریکه‌ای از نوترون‌های مناسب دست یافت. به منظور بررسی این قابلیت، شار سه گروهی نوترون در ابتدای ستون گرمایی با فرض خالی بودن آن، توسط کد MCNPX محاسبه شد که نتیجه‌ی آن در جدول ۲ آمده است. همان‌گونه که ملاحظه می‌شود شار نوترون در ستون گرمایی خالی بسیار مناسب است و می‌توان باریکه‌ی نوترونی مناسبی را در آن ایجاد نمود. ستون گرمایی دو مزیت اساسی دارد: (۱) به اندازه‌ی کافی بزرگ است تا بتوان مجموعه‌ی مواد کندساز، بازتاباننده و صافی‌ها را در آن قرار داد؛ (۲) می‌توان به اندازه‌ی لازم به قلب نزدیک شد تا شار فوق گرمایی مناسب به دست آید.



شکل ۹. توزیع مکانی شار نوترون گرمایی (در قدرت ۲ کیلووات) در ستون گرمایی، تعیین شده با استفاده از فعال‌سازی سیم مسی.



شکل ۱۰. عملیات تخلیه‌ی ستون گرمایی.

پی‌نوشت‌ها

1. Boron neutron capture therapy
2. Beam tube

3. Final safety analysis report

مرجع‌ها

[1] R.F. Barth, M.G. Vicente, O.K. Harling, Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer, Radiat Oncol, 7 (2012) 1-21.

[2] IAEA-TECDOC-1223, Current status of neutron capture therapy, (2001).

[3] M.K. Maradhi, A. Pazirandeh, The boron neutron capture therapy research facility at the Tehran research reactor (TRR), Cancer Neutron Capture Therapy, Springer US, (1996) 327-335.

[4] H. Babaie, TRR neutron flux optimization for BNCT application, Msc. Thesis, KNT University, (2003).

[5] D.B. Pellowitz, MCNPX User's Manual, Version 2.6.0. Los Alamos Report No. LA CP 2 (2007) 408.

[6] TRR-Rep, Safety analysis report for Tehran research reactor, (2009).

[7] W.N. McElroy, SAND-II neutron flux spectra determination by multiple foil activation iterative method. RSIC Computer Code Collection, (1967).