



دانشکده فیزیک و مهندسی هستهای رساله دکتری فیزیک هستهای

طراحی و بهینه سازی باریکه نوترون به منظور به کارگیری در نوترون درمانی بر اساس اتاق درمان راکتور تحقیقاتی تهران

نگارنده: محدثه گلشنیان

**اساتید راهنما:** دکتر علی اکبر رجبی دکتر یاسر کاسه ساز

### دی ۱۳۹۶

	شماره:		6	
	تاريخ:	اسمه تعالى	, l	JU
	ويرايش:	er de la companya de La companya de la comp	ت تکمیلی	مديريت تحصيلا
	کتری (Ph.D )	به نهایی دفاع از رساله دک	فرم شماره 12: صورت جلس	, · · ·
$\Delta f_{\rm eff} = - 1 + 1 + 1 + 1 + 1 + 1 + 1 + 1 + 1 + 1$	· · · · ·	ورودی های 94 و ما قبل)	(ویژه دانشجویان	
as	17065			
د <i>مرد ورودی</i> نوترون به	ن به سماره دانشجویی ۱۳۵۵ زراحی و بهینه سازی باریکه	دنتری رشته قیزیک هسته ای ۱ عملہ 🗍 خود یا عنوان : ط	عالم محدثة فلشنيان دانشجوي. 1396/10/10 ا: ساله نظري	بدينوسيله كواهي مي شود - اس ال <b>1392</b> د تاريخ
ر رون . به درجه :	ع و با اخذ نمره <b>۲ ۸ م</b>	راکتور تحقیقاتی تهران دفا	ون درمانی بر اساس اتاق درمان	مهرماه سان طرطع کار کردیم منظور به کارگیری در نوتر
	( )			معا يرييني محمد المعالم المعالم
Contrast of Contra				8
	مره 18/99 – 17 🗹	ب) درجه بسیار خوب: نه	عالى: نمره 20-19 🛯	الف) درجه
	به دفاع مجدد دارد 🗌	د) غير قابل قبول و نياز	وب: نمره16/99–15	ج) درجه خ
			ز به اصلاحات دارد 🗌	ه) رساله نیا
	0 :			· · · · ·
	مرتبه علمي 🔤 امضاء 🔏	ا نام و نام خانو ادگی	هيئت داوران	100 tas.
	استاد	استاد راهنما	دکتر علی اکبر رجبی	1
· · · ·	استاديار الم	استاد راهنما	دکتر یاسر کاسه ساز	2
	دانشيار	استاد مدعو داخلي	دِكتر محمدرضا شجاعي	3
	A Later	استاد مدعه داخل	دکتر رضا قلی	1
	#E	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	پورپيوندى	
· · · · ·		استاد مدعو خارجي	دکتر علی اصغر مولوی	5
	استادیار	سرپرست (تماینده) تحصیلات تکمیلی	دکتر سید علی حسینی	6
		دانشکده	منصورى	
			ات تکمیلی دانشگاه:	مدير محترم تحصيلا
ه گلشنیان بعمل	انش آموختگی خانم محدث	در خصوص انجام مراحل دا	ل مقرر فرمائيد اقدامات لازم د	ضمن تأييد مراتب فوق
				آيد.
	an a			
	: 99	خانواد کې رئيبې دانېسکه	نام و نام -	
	53	و امظاء و مهر دانشکه	تاريخ	and a second
	(***)			
		دانشکده فیزیت		
an Anna ann an Anna Anna Anna Anna Anna			n an	
		the second s	21	

د.د. لفتر کم بر د ک د سکان دارکشی نجات ارباب بی کفن امام حسین (ع) ، سلطان طوس على ابن موسى (ع) وروح والای شهیدمجید شهریاری که بی شک اکر سایه نور و معرفت این عزیزان نبود این تحقیق راه به جایی . نمی برد. . . عطرتن توبانیس جاک چه کردست کامروز پرازیوی به شند جوان کا ديروز چشدست زمين طعم تو، امروز درّات تورانجزيه كرده ست به جانها

# قدردانی و تشکر

سپاس ایزد منان که به من این فرصت را داد تا به این مرحله از علم رسیده و از هیچ محبتی دریغ نکرد و در تمام مراحل زندگیم مرا قوت قلب بود

. نهال را "باران" باید، تا سیرابش کند از آب حیات و "آفتاب" باید تا بتاباند نیرو را و محکم کند شاخه های تازه روییده را؛ بسی شایسته است از استاد فرهیخته و پر مایه ام جناب آقای پرفسور علی اکبر رجبی تشکر و قدردانی بنمایم که از محضر پر فیض تدریسشان، بهره ها بردهام. وجود ارزشمندی که بالهای پروازم را در این مسیر به من هدیه کرد.

از استاد فرزانه جناب آقای دکتر یاسر کاسه ساز که با کرامتی چون خورشید ، سرزمین دل را روشنی بخشیدند و گلشن سرای علم و دانش را با راهنمایی های کار ساز و سازنده بارور ساختند; تقدیر و تشکر نمایم.

از همه اساتید و بزرگواران دانشگاه صنعتی شاهرود که در این دوره مرا کمک و یاری رساندند تشکر می نمایم.

همچنین از پدر و مادر عزیز ، دلسوز و مهربانم که آرامش روحی و آسایش فکری فراهم نمودند تا با حمایت های همه جانبه در محیطی مطلوب، مراتب تحصیلی و نیز پایان نامه درسی را به نحو احسن به اتمام برسانم; سپاسگزاری نمایم

تشکر از عزیزانم مایده، مریم، علیرضا و محمدحسین که وجودشان شادی بخش و صفایشان مایه آرامش من است.

٥

راکتور تحقیقاتی تهران از جمله چشمه های نوترونی فعال در کشور است که میتواند در نوترون درمانی مورد استفاده قرار گیرد. ارزیابی های اولیه نشان میدهد که امکان استفاده از اتاق درمان موجود در ساختمان راکتور وجود دارد. به این منظور باید قلب راکتـور در اسـتخر شـرقی مـورد بهـره برداری قرار گیرد. همچنین یک کانال شکل دهنده باریکه بین قلب و دیوار استخر شرقی طراحی و ساخته شود. در امکان سنجی عملی انجام شده در راستای این پروژه برای نخستین بار دریچه های منتهی به استخر که دارای ۱۲۰ پیچ بوده باز شد و افقی جدید در راستای عملیاتی شدن این تحقیق گشوده شد. از طرفی در ارزیابی های تئوری اولیه میزان افت شار از مکان قلب راکتور در بخش استخر شرقی تا اتاق درمان محاسبه گردید. سپس به طراحی تفصیلی یک کانال شکل دهنده باریکه با در نظر گرفتن جنبه های مختلف نوترونیک، ایمنی، آلودگی دز گاما و نوترون های سریع پرداخته شده است. نتایج نهایی نشان میدهد پس از طراحی کامل کانال شکل دهنده باریکه (کندکننده، موازی ساز، حفاظ نوترون حرارتی و گاما) در بخـش پرتـودهی اتـاق درمـان شـار نـوترون فـوق حرارتـی در حدود (n/cm<sup>2</sup>.s) محافظه المالي الم انرژی اتمی، دارای شدت بسیار مناسبی با کمترین آلودگی های ناشی از گاما و نـوترون هـای سـریع می باشد. همچنین با درنظر گرفتن فانتوم های مناسب و محاسبه دزیمتری، به امکاسنجی باریکه طراحی شده در درمان تومور های عمیق مغزی پرداختیم. نتایج حاصل نشان میدهد، باریکه طراحی شده قابلیت درمان تومور های عمیق تا حدود ۵ سانتی متری از سطح پوست را دارا است. بـه منظـور ارزیابی از میزان دز گیری کارکنان راکتور در حین فرآیند پرتودهی با در نظر گیری شرایط اتاق درمان موجود در راکتور به محاسبه دزیمتری تمامی ارگان های مهم بدن کارکنان پرداخته شد و کلیه مناطق خطرناک از لحاظ پرتوگیری در اتاق درمان مشخص گردید. نتایج حاصل از تحقیقات دزیمتری کارکنان نشان میدهد برای حفظ ایمنی کارکنان بهتر است بجز در موارد اضطراری از ورود به اتاق درمان اجتناب شود. کلید واژه ها: نوترون درمانی با بور، راکتور تحقیقاتی تهران، اتاق درمان، طراحی کانال شکل دهنده باریکه، دزیمتری کارکنان راکتور، کد MCNPX2/6

فهرست مقالات

الف: مقالات چاپ شده در مجلات بین المللی (ISI journals) و علمی پژوهشی

- 1- M.Golshanian, A.A. Rajabi, Y.Kasesaz (2017) "Conceptual design of BNCT facility based on the TRR medical room" JISNT. 835, pp.182-185.
- 2- M.Golshanian, A.A. Rajabi, Y.Kasesaz (2017) "Evaluation of medical staff effective dose during BNCT using two high resolution voxel-base whole body phantoms"

Nuclear Nuclear Engineering and Technology, pp. 1-8.

3- M.Golshanian, A.A. Rajabi, Y.Kasesaz (2016) "<sup>124</sup>Sb-Be photon-neutron source for BNCT: Is it possible?" NIMA. 835, pp.182-185.

۴- محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی، یاسر کاسه ساز (بهار ۹۴)" امکان سنجی تجربی و تئوری استفاده از اتاق درمان موجود در راکتور تحقیقاتی تهران در نوترون درمانی" .مجله تابش و فناوری هسته ای، جلد دوم، شماره ۱.

ب: مقالات ارائه شده بهصورت سخنرانی و پوستر در کنفرانس های داخلی، خارجی

- M.Golshanian, A.A. Rajabi, Y.Kasesaz, (2017) Investigation of use of Tehran Research reactor medical room for thermal neutron therapy, Oral presentation, Dubna, Russia.
- M.Golshanian, A.A. Rajabi, Y.Kasesaz, (May 2016) Conceptual design of TRR medical room for BNCT, 17<sup>th</sup> International congress on Neutron Capture Therapy, USA.

۳) شرکت در کنفرانس آخرین دستاورد های نوترون درمانی با بور در کشور آلمان سپتامبر ۲۰۱۶، University Hospital Essen, Germany- N-F JSAM.

۴) محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی، یاسر کاسه ساز، "مدل سازی کانال نوترونی جدید در بخش

شرقی راکتور تحقیقاتی تهران با کاربرد در نوترون درمانی"، ارائه شفاهی، بیست و سومین کنفرانس هسته ای ایران، دانشگاه علوم تحقیقات تهران، اسفند ۹۵.

- ۵) محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی، یاسر کاسه ساز، "، بررسی جایگاه شتابدهنده جهت تولید باریکه نوترونی مورد نیاز در نوترون درمانی با بور"، دومین کنفرانس شتابگر های ذرات، پژوهشگاه دانش های بنیادی، آذر ۹۴.
- ۶) محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی، یاسر کاسه ساز، " محاسبه راکتیویته قلب و شار نوترون فوق حرارتی BNCT با استفاده از روش مونت کارلو در بخش شرقی راکتور تحقیقاتی تهران"، بیست و دومین کنفرانس هسته ای ایران، دانشگاه یزد- ۵ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۴.
- ۷) محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی، یاسر کاسه ساز، " بررسی امکان استفاده از اتاق درمان راکتور
  ۳) تهران برای نوترون درمانی"، یازدهمین کنفرانس فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران ، ۱۵
  و ۱۶ آبان ۱۳۹۳.
- ۸) محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی،" بررسی ضریب کشش سطحی گاما پتانسیل تقریبی در مطالعه نیمه عمر واپاشی آلفا در بازه ۱۰۴–۱۱۰"، بیستمین کنفرانس هسته ای ایران، دانشگاه گیلان-اسفند ماه ۱۳۹۲.
- ۹) محدثه گلشنیان، علی اکبر رجبی،" ارزیابی باریکه نوترونی جدید طراحی شده در راکتور تحقیقاتی تهران در درمان سرطان پستان"، بیست و چهارمین کنفرانس هسته ای ایران، دانشگاه اصفهان-۱۳۹۶

عنوان

<b>فصل1:</b> آشنایی با مفاهیم نوترون درمانی با بو <b>ر</b> ۱–۱. نوترون درمانی با بور(BNCT)۲
۱–۱–۲. جنبه های فیزیکیBNCT
۱–۲. تاریخچه و آزمون درمانی۷
۱۳–۱. الزامات BNCT
۱–۳–۱. داروی حامل بور
۱–۳–۲. باریکه نوترونی
۱–۴ معیار سنجش باریکه نوترون در هوا۱۷
۱–۵. معرفی چشمه های نوترون
۱–۵–۱. راکتور ها
۱–۵–۲. شتابدهندهها
۱–۵–۳. كاليفورنيوم–۲۵۲
۱–۵–۴. مولد های نوترون۲۳.
۱–۵–۵. چشمه های خاص
۱–۵–۶ مزایای کاربردی ذرات با انتقال انرژی خطی بالا در پرتو درمانی۲۴.
۱–۶. مزایا و معایب روش BNCT
۱–۷ طراحی باریکه نوترونی
۱–۷–۱ کند کننده
۸-۱. موقعیت کنونی BNCT در جهان و ایران
۱–۹. هدف و ضرورت انجام این پایان نامه:۳۸

41	<b>فصل۲:</b> آشنایی با راکتور تحقیقاتی تهران
۴۲	۲–۱. مقدمه
۴۲	۲-۲. معرفی راکتور تحقیقاتی تهران
۴۴	۲-۲-۲. مشخصات قلب و سوخت راکتور تحقیقاتی تهران
۴۷	۲-۲-۳ مشخصات کلی TRR
۵۲	۲–۳. سابقه تحقیقات BNCT در راکتور تحقیقاتی تهران
۵۷ ۵۸	<b>فصل ۳</b> : طراحی باریکه فوق حرارتی بر اساس راکتور تهران با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو ۳–۱. مقدمه
۵۸	۳–۲. معرفی کد شبیه سازی MCNPX2/6
۵۹	۳–۳ طراحی کانال پرتودهی جدید بر اساس اتاق درمان
۵۹	۳–۳–۱. مقدمه
۵۹	۳–۴. امکان سنجی استفادہ از اتاق درمان۳
۶۱	۳–۴–۲. شبیه سازی قلب
۶۳	۳–۴–۳. افت شار در فاصله بین قلب و اتاق درمان
۶۵	۳–۴–۴. امکان سنجی باز نمودن دریچه اتاق درمان
۶۸	۳–۵. طراحی کانال شکل دهنده باریکه۳
۶۸	۳–۵–۱. بهینه سازی کند کننده
٧۴	۳–۵–۲. حفاظ گاما
۷۵	۳–۵–۳. بازتابنده نوترون
۷۷	۳–۵–۴. حفاظ نوترون حرارتی
γ۸	۳–۵–۵. بررسی اثر کانال پرتو بر راکتیویته قلب
٧٩	۳–۵–۶ بهینه سازی وزن کانال پرتو
٨٠	۳–۶ نتيجه

٨٣	<b>فصل۴:</b> ارزیابی درمانی باریکه نوترون نهایی و ملاحظات ایمنی پرتویی کارکنان	
٨۴	۲–۱. مقدمه	
٨۴	۴–۲. اثر نوترون بر روی بافت	
٨٨	۴–۳. محاسبات دزیمتری در BNCT	
٩٠	۴–۴. ارزیابی باریکه نوترون طراحی شده در در مان تومور های عمیق مغزی	
٩٠	۴–۵. فانتوم سر اسنایدر	
۹۳	۴–۶ محاسبه دز در فانتوم سر۴	
٩٨	۲–۲. نتیجه	
٩٩	۴–۸. ارزیابی ایمنی پرتویی کارکنان راکتور در حین پرتودهی در اتاق درمان	
٩٩	۴–۸–۱. خصوصیات چشمه نوترون۴	
۱۰۰	۲-۸-۴. فانتوم ICRP110	
۱۰۲	۴–۸–۳. دزسنجی در فانتوم وکسلی	
۱۱۳	۴–۸–۴. جمع بندی و نتیجه گیری	
114	۴–۹. نتیجه نهایی تحقیق۴	
۱۱۵	۴–۱۰. پیشنهادات برای ادامه کار۴	
۱۱۶	پیوست ۱: ضرایب کرما برای نوترون و فوتون[ICRU46]	
۱۱۹	پیوست 2: ضرایب کرما برای نوترون و فوتون[ICRU46]	
۱۲۱	منابع و مآخذ	

عنوان	صفحه
شکل۱-۱. بیمار زن ۶۷ ساله مبتلا به سرطان غدد بزاق و ترمیم مجدد پوست ۲۲ ماه بعد از BNCT.	۳B
شكل١-٢. توان توقف ذره ألفا و ليتيوم در أب ۵	۵
شكل۱–۳. برد ذره آلفا و ليتيوم در آب۵۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰۰	۵
شکل۱-۴. سطح مقطع برهم کنش کل 10Bو تعدادی از هسته های دیگر با نوترون۶	۶
شکل۱-۵. فرایند مرگ سلول سرطانی در BNCT ۷	۷
شکل۱-۶ نخستین آزمایش درمان تومور مغزی به روش BNCT در BNL (۱۹۵۳)۹	٩
شکل۱–۷. نمونه ای از قرارگیری بیمار در برابر باریکه نوترون	17
شکل۱–۸. تصویر الف: پرتودهی پای بیمار در اتاق باریکه حرارتی راکتور IHNI، ب: تصاویر پرتودهی پای بیمار	بی پای بیمار
۲ تا ۲۴ هفته بعد از BNCT ۲۳	۱۳.
شکل۱–۹. ساختار مولکولی داروهای BPA و BSH BSH و BSH	۱۵ .
شکل۱–۱۰. عکس برداری از میزان تراکم بور از بافت سرطانی سینوس مربوط به مرد ۷۳ ساله در دانشگاه	دانشگاه
ازاکا	۱۵
شکل۱–۱۱. میزان شار حرارتی در بافت ۱۶	18.
شکل۱–۱۲. اثرات پرتودرمانی بر بافت سالم و تومور بر حسب دز دز ۲۵	۲۵.
شکل۱–۱۳. مقایسه تخریب سلول توسط ذرات باانتقال انرژی خطی بالا و پایین	75
شکل۱-۱۴. سطح مقطع برهم کنش کل بور، لیتیوم و کادمیوم با نوترون	۳۱.
شکل۱–۱۵. نمای کلی مجموعه شکل دهنده باریکه طراحی شده برای راکتورالف) WSU ، ب)BMRR ،	، BMI
ج) MIT و د)MIT و د)MIT و	۳۱.
شکل۱–۱۶. نمایی کلی از دو باریکه حرارتی و فوق حرارتی طراحی شده در راکتور IHNI ۳۲	٣٢
شکل۱–۱۷. نمایی از تغییرات ایجاد شده در کانال راکتور TRIGA به منظور استفاده در BNCT ۳۳	۳۳ .
شکل۱–۱۸. محل نصب شتابدهنده در دانشگاه Tsukuba در ژاپن	٣۴.

٢	شکل۱-۱۹. نمایی از شتابدهنده ساخته شده در کشور ژاپن و محل نصب آن در دانشگاه ازاکا ۴
٢	شکل۱–۲۰. نمایی از شتابدهنده CS-30 ۵
٢	شکل۱–۲۱. نمایی از راکتور MARIA ۳۶
كاربرد	شکل۱-۲۲. نتایج حاصل از شبیه سازی مونت کارلو برای طراحی بیم نوترون حرارتی و فوق حرارتی با
۲	در BNCT
۴	شکل۲–۱. نمایی از مراحل ساخت راکتور تحقیقاتی تهران ۱۳۴۴
۴	شکل۲-۲. نمای بیرونی راکتور تحقیقاتی تهران
۴	شکل۲-۳. موقعیت قرارگیری بسته های سوخت TRR در آرایش قلب ۷۰
۴	شکل۲-۴. نمای کلی از سوخت استاندارد TRR با غنای کم۳
۴	شکل۲-۵. نمای کلی راکتور تحقیقاتی تهران۹
۵	شکل۲-۶ نمایی از کانال های پرتودهی در بخش غربی راکتور تحقیقاتی تهران
۵	شکل۲–۷. نمایی از ستون حرارتی راکتور تحقیقاتی تهران
۵	شکل۲-۸. الف) دریچه موجود در دیواره استخر ب) دریچه موجود دراتاق درمان
۵	شکل۲-۹. نمایی از ستون حرارتی و دریچه باریکه نوترونی
ابزار	شکل۲–۱۰. فانتوم ساخته شده و قسمت های مختلف آن؛ (۱) بدنه فانتوم، (۲) لوله ها برای وارد کردن
۱) میله	سنجش، (۳) جای TLDها، (۴) جای فویل ها، (۵) تومورها، (۶) درپوش برای عایق کردن لوله ها، (۲
۵	های دامی۵
۵	شکل۲–۱۱. محل قرار دادن فانتوم جهت پرتودهی ۵۵
۶	شکل۳-۱ صفحه پلی اتیلنی و مجموعه پولک ها جهت اندازه گیری طیف انرژی نوترون
۶	شکل۳-۲. طیف انرژی نوترون بازیابی شده توسط کد SANDII در مقایسه با کد MCNPX2/6 ۰
۶	شکل۳-۳. نمایی از راکتور تحقیقاتی تهران و قرارگیری کانال بین قلب و اتاق درمان
۶	شکل۳-۴. آرایش قلب راکتور تهران حاصل از شیبه سازی توسط کدMCNPX۳
ا کد	شکل۳-۵. مجتمع های سوخت کنترل (CFE) و سوخت استاندارد (SFE) حاصل از شیبه سازی توسط

۶۳MCNPX
شکل۳–۶. نمایی از شبیه سازی استخر، قلب،کانال هوا واتاق درمان در کد MCNPX
شکل۳–۷. نمایی از دریچه باز شده موجود در اتاق درمان
شکل۳–۸. نمایی از مراحل بازگشایی دریچه موجود بر روی استخر برای نخستین بار
شکل۳–۹. الف) نسبت شار نوترون های فوق حرارتی به شارکل نوترون و ب) نسبت شار نوترون های سریع به
شارکل نوترون برای تعدادی ماده کند کننده با ضخامت ۱۰ سانتی متر
شکل۳–۱۰. نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون کل برای مواد کند کننده از ضخامت ۱۰ تا ۶۰
سانتی متر
شکل۳–۱۱. نمایی از شبیه سازی قلب، استخر، کانال هوا، موازی ساز و اتاق درمان در کد MCNPX ۷۳
شکل۳-۱۲. سطح مقطع پراکندگی کشان و سطح مقطع جذب نوترون با Bi و Pb ۷۵
شکل۳-۱۳. میزان شار فوق حرارتی برای ضخامت های مختلف بیسموت و سرب ۷۶
شکل۳–۱۴. مقایسه نسبت دز گاما به شار فوق حرارتی برای ضخامت های مختلف بیسموت و سرب ۷۷
شکل۳–۱۵. مقایسه طیف نهایی انرژی نوترون در اتاق درمان در محل پرتودهی با سایر راکتورها ۸۰
شکل۳–۱۶. طرح نهایی کانال نوترونی جدید در راکتور تحقیقاتی تهران ۳٬۲٬۱: سرب (۵سانتی متر در ابتدای
کند کننده، ۲سانتی متر در انتهای کند کننده و ۳ سانتی متر در انتهای کانال پرتو) ۴: کادمیوم (در اطراف
موازی ساز با ضخامت یک میلی متر) ۸۲
شکل۴–۱. سطح مقطع جانبی و عمودی فانتوم سر اسنایدر۹۱
شکل۴–۲. شبیه سازی اجزای تشکیل دهنده باریکه و محل قرارگیری فانتوم سر در خروجی دریچه اتاق درمان
٩٢
شکل۴–۳. توزیع مولفه های مختلف دز در فانتوم سر۹۴
شکل۴-۴. بهره درمان برای تراکم های مختلف بور در سالم و توموری
شکل۴–۵. توزیع دز در تومور به تفکیک اجزا الف) تومور در عمق ۳ سانتی متری از سطح مغز ب) در عمق ۵
سانتی متری از سطح مغز۹۶

شکل۴–۶. توزیع شار نوترون حرارتی در فانتوم سر با استفاده از مش تالی در MCNPX ۹۸
شکل۴–۷. ده ناحیه مربوط به چشمه سطحی نوتورن و گاما
شکل۴-۸. نماهای مختلفی از فانتوم ICRP110
شکل۴–۹. نمایی از بیمار و کارکنان و موقعیت قرارگیری شان در اتاق درمان در دو شرایط ۱) کارکنان به
تنهایی در اتاق درمان حضور دارد ۲) کارکنان و بیمار باهم در اتاق درمان هستند

عنوان صفحه
جدول۱–۱. سطح مقطع جذب تعدادی از هسته ها با نوترون حرارتی
جدول۱–۲. مشخصات باریکهی نوترونی مناسب برای دو حالت حرارتی و فوق حرارتی ۱۹
جدول۱–۳. برخی از راکتورهای مورد استفاده در زمینهی BNCT به ترتیب حروف الفبا ۲۱
جدول۱-۴. برخی واکنشها مورد توجه برای تولید نوترون جهت BNCT در شتابدهندهها ۲۲
جدول۱–۵. مقایسه چشمه های مختلف نوترونی۲۳
جدول۱–۶۰ سطح مقطع پراکندگی و جذب نوترون برای تعدادی از مواد کند کننده به کار رفته درBNCT
۲۹
جدول۲–۱. مقایسه پارامتر های باریکه نوترونی بدست آمده در راکتور تهران درمقایسه با سایر راکتورها .
۵۴
جدول۳–۱. شار سه گروهی نوترون در (مجاورت قلب) و (در محل پرتودهی)
جدول۳–۲. مواد مورد بررسی به عنوان کند کننده ۶۸
جدول۳–۳. شار سه گروهی نوترون برای مواد Fluental ، D2O و MgF۲ با ضخامت های مختلف
۷۱
جدول۳–۴. پارامتر های مختلف نوترون پس از به کارگیری سرب و بیسموت در اطراف موازی ساز ۷۳
جدول۳–۵. آزمایش حالات مختلف حفاظ گاما در کانال شکل دهنده باریکه
جدول۳–۶. نسبت شار نوترون حرارتی به فوق حرارتی درمرحله افزودن کادمیوم به آرایش کانال پرتو ۷۷
جدول۳–۷. بررسی پارامتر های ایمنی قلب در حالت وجود و عدم وجود کانال پرتو
جدول۳–۸. مقایسه پارامتر های نوترون کانال پرتو با شعاع های مختلف
جدول۳–۹. مقایسه پارامتر های نوترونی حاصل از کانال نوترونی جدید با داده های استاندارد آژانس بین المللی
انرژی اتمی و سایر راکتورها۸۱
جدول۴–۱. ترکیب بافت نرم برای دز سنجی ۸۵

جدول۴–۲. ضرایب RBE و CBE مربوط به بخش های مختلف مغز
جدول۴–۳. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت های مختلف سر انسان۹۱
جدول۴–۴. مقایسه ضرائب شایستگی در فانتوم اسنایدر برای تراکم های مختلف بور۹۴
جدول۴–۵. مقایسه ضرایب شایستگی باریکه طراحی شده با در نظر گیری تراکم بور ۶۵ ppm در بافت توموری
و ۱۸ ppm در بافت سالم در مقایسه با راکتور های دیگر
جدول۴–۶. پارامتر های مربوط به چشمه نوترون و گاما
جدول۴–۷. ضریب وزنی وبرخی از مشخصات مربوط به بافت های بدن
جدول۴–۸. دز جذبی (Gy/s)، کارکنان در زمان عدم حضور بیمار در مکان های الف، ب، ج، د بر اساس
شکل(۴–۹)
جدول۴–۹. دز جذبی (Gy/s)، کارکنان در زمان حضور بیمار در مکان های الف، ب، ج، د بر اساس شکل(۴–۹)
١٠٧
جدول۴–۱۰. دز معادل کارکنان(Sv/s )، کارکنان در موقعیت (۱) حضور وموقعیت (۲) عدم بیمار در مکان های
الف، ب، ج، د بر اساس شکل(۴–۹)
جدول۴–۱۱. دز موثرکل دریافتی کارکنان ()Sv/sµ، در موقعیت (۱) عدم حضور بیمار، موقعیت(۲) حضور بیمار
در مکان های الف، ب، ج، د براساس شکل (۴–۹)

فصل

آشنایی با مفاهیم نوترون درمانی با بور

## ۱-۱. نوترون درمانی با بور('BNCT)

با شیوع سرطان و افزایش مرگ و میر ناشی از سرطان در سراسر جهان، ایجاد و توسعه روش های درمانی موثر زمینه های تحقیقاتی وسیعی را به خود اختصاص داده است. از جمله روش های متدوال در درمان سرطان می توان به جراحی، شیمی درمانی و پرتو درمانی اشاره نمود. مهمترین هدف در پرتو درمانی، از بین بردن سلول های سرطانی با رساندن بیشترین دز و حفاظت از سلول ها و بافت های سالم است. یکی از روش های پرتو درمانی خارجی، روش نوترون درمانی با بور یا BNCT است. این روش برای نخستین بار برای درمان نوعی سرطان بدخیم و بنیادی در مغز موسوم به گلیوبلستوما<sup>۲</sup> پیشنهاد شد [۱]. اگرچه تاکنون گزارش هایی مبنی بر موفقیت ایـن روش، در درمان سـرطان هایی نظیر سر وگردن و مغز شده است [۲, ۳]، اما همچنان به عنوان روشی متدوال در درمان سـرطان بـه

شکل (۱–۱) تصویر زن ۶۷ ساله مبتلا به سرطان غدد بزاق که تحت درمان به روش BNCT قرار گرفته است را نشان میدهد [۲]. این زن نخستین بیماری است که در ژاپن تحت مداوا به روش BNCT قرار گرفته است. در این مورد بعد از درمان به روش جراحی، برای جلوگیری از رشد مجدد سلول های سرطانی روش BNCT پیشنهاد شد [۲]. درمان این بیمار یکی از نمونه های آشکار در تایید قابلیت گزینشی سلول های سالم از ناسالم، در روش BNCT است.

روش BNCT به عنوان روشی با قابلیت گزینشی (دریافت بیشترین دز در بافت ناسالم و ایجاد کمترین آسیب به بافت های سالم اطراف) توجه بسیاری از محققین را جلب کرده است، اما همچنان ایجاد شرایط بهینه برای استفاده از این روش درمانی با مشکلاتی همراه است. مهمترین چالش ها برای دستیابی به درمانی موفق در BNCT، تولید دارویی ارزان با قابلیت تراکم بالا در تومور و بهبود شدت

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Gliobalstoma

باریکه نوترونی و نیز ایجاد باریکه نوترونی فوق حرارتی است که بدون عمل جراحی قادر به رسیدن به تومور های عمیق باشد [۴]. در سراسر جهان تعداد کمی از باریکه های نوترونی، استاندارد لازم برای به کارگیری در فرآیند درمان را دارند [5]. از طرفی تحقیقات بر روی تولید دارویی با ویژگی تراکم بالا در سلول های سرطانی همچنان ادامه دارد. برای آشنایی بیشتر با مفاهیم بنیادی BNCT، ادامه این فصل به بررسی جنبه های فیزیکی، تاریخچه، موقعیت کنونی و مقایسه BNCT با سایر روش های درمانی اختصاص یافته است.



شکل۱–۱. بیمار زن ۶۷ ساله مبتلا به سرطان غدد بزاق و ترمیم مجدد پوست ۲۲ ماه بعد از BNCT [۲].

### I−۱−۱. جنبه های فیزیکیBNCT

برهم کنش نوترون با هسته هدف بر اساس انرژی این ذره منجر به واکنش های پراکندگی (کشسان و ناکشسان) و جذب (گیراندازی، شکافت) می شود.

در واکنش گیراندازی یا جذب نوترون، نوترون حرارتی (E<۱ eV) به هسته هدف برخورد کرده و تشکیل هسته مرکب و برانگیخته میدهد [۶]. اگر محصولات ناشی از این برهم کنش شامل هستههای سنگین و پر انرژی (مانند ذرات آلفا) باشند، دارای برد کوتاهی در حد چند میکرومتر خواهند بود [۶, ۷]. معادله (۱–۱) انرژی و برد ذرات حاصل از برهم کنش بین نوترون حرارتی و هسته بور -۱۰ را نشان میدهد:

$${}^{'}B + n \otimes \stackrel{e}{\Theta} {}^{'}B \overset{e}{U} \otimes \stackrel{e}{B} {}^{'} \underset{i}{\overset{e}{\sigma}} \otimes \stackrel{e}{B} {}^{'} \underset{i}{\overset{e}{\sigma}} \otimes \stackrel{e}{\delta} {}^{'} \underset{i}{\overset{e}{\sigma}} {}^{'} \underset{i}{\overset{e}{\sigma}} {}^{'} \underset{i}{\overset{e}{\sigma}} \otimes \stackrel{e}{\delta} {}^{'} \underset{i}{\overset{e}{\sigma}} {}^{'}$$

در واکنش فوق، انرژی کل آزاد شده ۲/۷۹ MeV میباشد که به صورت انرژی جنبشی توسط دو ذره آلفا و لیتیوم حمل میشود. شکل (۱–۲) توان توقف (میزان انرژی ذخیره شده در واحد مسافت در ماده هدف) و شکل (۱–۳) برد ذرات آلفا و لیتیوم را در آب نشان میدهد. همانگونه که ملاحضه میشود ذره آلفا و لیتیوم تک انرژی بوده و دارای برد کمتر از μm ۱۰ میباشند. سطح مقطـع بـرهم کـنش <sup>10</sup>B(n,α)<sup>7</sup>Li در محـدوده انـرژی نـوترون حرارتـی بسـیار بـالا اسـت (معداح مقطـع بـرهم کـنش <sup>10</sup>B(n,α)<sup>7</sup>Li در محـدوده انـرژی نـوترون حرارتـی بسـیار بـالا اسـت بالایی با نوترون حرارتی میباشند (جدول (۱–۱) و شکل (۱–۴) مشاهده شود) [۸]. اما هسـته <sup>10</sup>B. دلایل زیر از اهمیت بیشتری برخوردار است:

۱-ایزتوپ B<sup>10</sup> غیر رادیواکتیو بوده و به راحتی در دسترس میباشد. ۲-هسته های تولید شده از این برهم کنش دارای انتقال انرژی خطی بالایی<sup>۲</sup> هستند. ۳-محدوده برد هسته های تولید شده از برهم کنش ناشی از B<sup>10</sup> و نوترون حرارتی کمتر از ابعاد یک سلول (πμ01~) است. ۴-ساختار شمیایی ایزوتوپ B<sup>10</sup> به گونه ای است که میتواند درساختار شمیایی بسیاری از دارو

های شیمیایی قرار گیرد.

<sup>1</sup> Stopping Power

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Linear Energy Transfer



**شكل۱-۳.** برد ذره آلفا و ليتيوم در آب [9] .

Nuclide	Cross section (barns)
<sup>3</sup> He	5333
<sup>6</sup> Li	940
$^{10}$ B	3837
<sup>199</sup> Hg	2150
<sup>155</sup> Gd	61100
<sup>157</sup> Gd	259000
<sup>147</sup> Hf	561

**جدول۱-۱**. سطح مقطع جذب تعدادي از هسته ها با نوترون حرارتي 8][.



پتانسیل درمانی استفاده از این برهم کنش هسته ای را نخستین بار لاچـر ، فیزیکـدان آمریکـایی،

<sup>1</sup> Locher

شناخت [۱۱]، اما به کار گیری آن در درمان تومورهای مغزی را فیزیک پزشکی با نام سوییت<sup>۱</sup> پیشنهاد نمود [۱]. وی اظهار داشت که اگر بتوان هسته های پایدار بور-۱۰ را درون سلول های سرطانی متمرکز نمود و سپس ناحیه تومور را با نوترون های مناسب پرتودهی کرد، انرژی حاصل از واکنش با بور-۱۰ می تواند باعث نابودی سلول های سرطانی شود [۱].

شکل (۱-۵) برهم کنش گیراندازی را در یک سلول نشان می دهد که طی آن تخلیه انرژی حاصل از محصولات واکنش در ابعادی در مقایسه با ابعاد سلول، منجر به انهدام DNA و مرگ سلول سرطانی می شود.



**شکل۱-۵**. فرایند مرگ سلول سرطانی در BNCT [12].

## ۲-۱. تاریخچه و آزمون درمانی

نخستین تحقیقات در زمینه برهم کنش نوترون حرارتی و هسته پایدار بور-۱۰در سال ۱۹۳۶ در دانشگاه کمبریج انجام شد 7][. سپس فیزیک پزشکی با نام لاچر<sup>۲</sup>، از موسسه فرانکلین<sup>۳</sup> در پنسیلوانیا<sup>۴</sup>، پتانسیل درمانی برهم کنش نوترون با بور را شناخت [۱۱]. او پیشنهاد کرد، از طریق تاباندن نوترون حرارتی به B<sup>۱۰</sup>، که دارای سطح مقطع برهم کنش بالایی با نوترون حرارتی است

<sup>1</sup> Sweet

- <sup>2</sup> Locher
- <sup>3</sup> Franklin

<sup>4</sup> Pennsylvania

می توان به درمان می توان به درمان تومور پرداخت. اما به کار گیری آن در درمان تومورهای مغزی را فیزیک پزشکی با نام سوییت <sup>۱</sup> پیشنهاد نمود [1]. نخستین آزمون های درمانی BNCT در دهه ۱۹۴۰ بر روی تومور موش ها انجام شد [۱۳]. در طی سالهای ۱۹۵۱تا ۱۹۶۱ نخستین کاربرد های کلینیکی BNCT بر روی گروهی از بیماران مبتلا به سرطان مغزی بدخیم موسوم به گلیو بلاستما<sup>۲</sup>، درآزمایشگاه ملی بروکهاون<sup>۳</sup> در آمریکا انجام شد [14]. شکل (۱–۶) تصاویری از اولین آزمون های درمانی را نشان می دهند [۱۵]. همزمان ۱۸ بیمار سرطانی مغز هم در انستیتو تکنولوژی ماساچوست<sup>1</sup> سدیم<sup>6</sup> در درمان قرار گرفتند. این دو مرکز از باریکه نوترون حرارتی راکتور و ترکیب دارویی تترا بورید سدیم<sup>6</sup> در درمان استفاده کردند که متاسفانه این آزمایش ها با شکست مواجه و تحقیقات نوترون درمانی با بور متوقف شد 14][. بعدها شکست این آزمون های درمانی به دلایل زیر مطرح شد:

۱-قدرت نفوذ نوترون های حرارتی به غده پایین بود به این معنا که شار نوترون های حرارتی پـس

از عبور از جمجمه و رسیدن به منطقه غده دارای مقدار کمی بود.

۲-استفاده از ترکیب دارویی نامناسب و کم تراکم در بافت ناسالم که آزادانه در بدن پخش شده و منجر به دریافت دز تابشی زیاد در بافت های سالم شد.

<sup>1</sup> Sweet

<sup>2</sup> Glioblastoma

<sup>3</sup> Brokhaven National Laboratory (BNL)

<sup>4</sup> Massachuset Institute of Technology (MIT)

<sup> $\Delta$ </sup> Na<sub>x</sub>B<sub>£</sub>O<sub>7</sub>10H<sub>y</sub>O



شکل۱-۶. نخستین آزمایش درمان تومور مغزی به روش BNCT در BNL (۱۹۵۳).

در سال ۱۹۶۸، پرفسور هیروشی هاتاناکا<sup>۱</sup> در ژاپن، طی آزمون هایی مزیت روش BNCT در درمان تومورهای مغزی را نسبت به سایر روش های درمانی و شیمی درمانی مطرح کرد [۱۶]. این بار از ترکیب دارویی جدید موسوم به BSH<sup>۲</sup> با قابلیت تراکم بالا در بافت ناسالم استفاده شد. این درمان شامل سه مرحله بود:

۱-جراحی و برداشت بافت توموری

۲-تزریق داروی حامل بور به تومور های باقی مانده در بدن

۳-تاباندن نوترون حرارتی از راکتور هیتاچی<sup>۳</sup>، (نصف روز بعد) به تومور های باقی مانده

نتایج حاصل از این تحقیقات امیدوارکننده بود اگرچه مدت زمان زنده ماندن بیمار پس از درمان به این روش با سایر روش های درمانی بیشتر نبود، اما تعداد ۱۲۰ بیمار درمان شده به ایـن روش، منجـر به ادامه تحقیقات برای بهبود شرایط درمان شد [۱۹–۱۹]. در سـال ۱۹۹۷ از داروی BPA<sup>۴</sup> و باریکـه نوترون فوق حرارتی در ژاپن استفاده شد.

آزمایشات پزشکی در سال ۱۹۹۴تا ۱۹۹۹در <sup>B</sup>NL<sup>۵</sup> برای درمان ۵۳ بیمار مبتلا به گلیو بلستوما مجدد از سر گرفته شد. در سال ۱۹۹۶تا ۱۹۹۹، در <sup>P</sup>MIT برای ۳۳ بیمار مبتلا به گلیوبلاستما BNCT مجدداً از سر گرفته شد. دو سال بعد برای درمان ملانوما<sup>۷</sup> به کار رفت. در پرتو درمانی های انجام شده، از نوترون های حرارتی استفاده شد که این نوترون ها با عبور از بافت مغز به نوترون های حرارتی تبدیل میشدند. در نتیجه بیشینه دز میتوانست در عمق ۶ تا ۸ m k به تومور منتقل شود [۷]-۲۰]. در فنلاند از سال ۱۹۹۹ تا ۲۰۰۱ آزمون های درمانی با استفاده از های درمانی فای

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Hiroshi Hatanaka

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Boron Sulfhydryl Hydride(BSH) (NarBırHı·SH)

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Hitachi Reactor

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> Boron ophenylalanine (Benzene P-Carboxy Boronic Acid)(BPA)

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> Brookhaven National labratory

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup> Massachusetts Institute of Technology

<sup>&</sup>lt;sup>7</sup> Melanoma

حرارتی بر روی ۱۸ بیمار مبتلا به گلیوبلاستما صورت گرفت. و لازم به ذکر است که تمام بیماران قبل از انجام آزمون درمانی تحت عمل جراحی قرار می گرفتند 2]22 ,[. در طی سال های ۱۹۹۷ تا ۲۰۰۲ حدود ۲۶ بیمار مبتلا به گلیوبلاستما در راکتور شار بالای <sup>۱</sup>HFR در پتن<sup>۲</sup> هلنـد با همکاری گروه پزشکی ۸ZVU<sup>T</sup> در آمستردام<sup>†</sup> و متخصصین بیمارستان اسن<sup>۵</sup> در آلمان انجام شد. در این تحقیقات از داروی BSH و باریکه نوترون فوق حرارتی استفاده شد [22 ,21]. در سالهای ۲۰۰۱ تا ۲۰۰۳ دو بیمار مبتلا به سرطان کبد در راکتور <sup>۹</sup> RIGA<sup>7</sup> پاویا<sup>۷</sup> در ایتالیا تحت درمان به روش TNOT قرار گرفتنـد ایرای 22[21]. هر دو آزمون درمانی در ایتالیا با موفقیت انجام شد. دستیابی به موفقیت در درمان سرطان کبد، مزیت BNCT را برای درمان بیمارانی که از سرطان کبد رنج میبرند نشان داد. همچنین در سال بدون جراحی با موفقیت درمان شد.

در سالهای ۲۰۰۹ تا ۲۰۱۱ طی پروژه تحقیقاتی BNCT در ایتالیا به مطالعه کاربرد این روش برای درمان سرطان ریه به کار رفت 21]22 ,[. در سال ۲۰۰۷ تا ۲۰۱۲ در فنلاند BNCT به عنوان آخرین روش درمانی برای درمان سرطان سر وگردنی که از قبل تحت درمان قرارگرفته بودند و بیماران مبتلا به سرطان سرو گردنی که تحت مداوا قرار نگرفته اند به کار رفت و با ترکیب روش شیمی درمانی با موفقیت همراه شد [21, 22].

با وجود آنکه نخستین تلاش ها در درمان به روش BNCT در درمان تومورهای مغزی بدخیم انجام شده است. اما امروزه تحقیقات بسیار وسیعی بر روی درمان تومورهای ناحیه گردن، کبد، ریه، غده

- <sup>2</sup> Petten
- <sup>3</sup> Academic Hospital of the Free University (AZVU)
- <sup>4</sup> Amsterdam
- <sup>5</sup> Essen
- <sup>6</sup> Training Research Isotopes General Atomics
- 7 Pavia
- <sup>8</sup> Kyoto University Research reactor (KUR)

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> High Flux Reactor (HFR)

تیرویید، پستان و غیره در حال انجام است [۲۳-۳۳]. شکل (۱-۷) نمونه ای از قرار گیری بیمار در برابر باریکه نوترون را نشان می دهد.



شکل۱–۷. نمونه ای از قرارگیری بیمار در برابر باریکه نوترون [۸]. در تصویر (۱–۸) نمونه از ملانومای بدخیم پوست در پا ارائه شده است. این بیمار با باریکه نوترون حرارتی در راکتور داخل بیمارستانی 'IHNI مورد درمان قرار گرفت. ۲۴مـاه بعـد از اولـین پرتـودهی بافت پای بیمار ترمیم و بیمار مداوا شد 34][.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> In-hospital neutron irradiator (IHNI)



**شکل۱–۸.** تصویر الف: پرتودهی پای بیمار در اتاق باریکه حرارتی راکتور IHNI، ب: تصاویر پرتودهی پای بیمار ۲ تا ۲۴ هفته بعد از 34 BNCT][.

### 1-۳. الزامات BNCT

دستیابی به آزمون درمانی موفق در نوترون درمانی با بور وابسته به دو عامل است: ۱-داروی حامل بور با قابلیت تراکم بالا در غده ۲-باریکه نوترونی مناسب در بخش بعدی به تفصیل به آن پرداخته شده است.

### ۱-۳-۱. داروی حامل بور

ترکیب دارویی مناسب حامل بور علاوه بر غیر سمی بودن، می بایست میزان جذب و پایداری آن در بافت سرطانی نسبت به بافت سالم بیشتر بوده و میزان جذب دارو در بافت ناسالم در حدود mg/g ۲۰ mg/g باشد [۳۵]. نخستین داروهایی که در درمان BNCT به کار گرفته شد سدیم دکا هیدرو دکابورات<sup>۱</sup> و پی کربو کسی بنزن بورونیک اسید<sup>۲</sup> بود که نتایج استفاده از آنها رضایت بخش نبود [۳۵]. سپس داروی دیگری با نام BSH<sup>۳</sup> با با ویژگی های غیر سمی بودن و تمرکز در بافت تومور و جذب بسیار کم در بافت سالم به کار گرفته شد که با موفقیت همراه شد. همچنین داروی دیگری موسوم به BPA<sup>۴</sup> نیز امروزه در آزمون های درمانی استفاده می شود. شکل (۱–۹) ساختار مولکولی این داروها را نشان می دهد. با وجود موفقیت این دو ترکیب دارویی در آزمون های درمانی بدلیل گرانی قیمت این داروها تحقیقات در زمینه ایجاد داروی مناسب و ارزان با ویژگی های

 $^{1}$  Na<sub>2</sub>B<sub>10</sub>H<sub>10</sub>

<sup>2</sup> P- Carboxy benzene boronic acid

<sup>3</sup> Boron Sulfhydryl hydride (Na<sub>2</sub>B<sub>12</sub>H<sub>10</sub>SH)

<sup>4</sup> Bronophenylalanine



شکل۱-۹. ساختار مولکولی داروهای BPA و BSH.

میزان غلظت بور در بافت سرطانی قبل و در حین پرتو دهی از اهمیت بالایی برخوردار است. از طرفی غلظت بور در منطقه پرتو دهی به غلظت آن در خون بستگی دارد. در نتیجه تعیین غلظت بور در حین فرایند درمان از طریق نمونه گیری از خون بیمار با روش های مختلفی اندازه گیری می شود. یکی از این روش ها، آشکار سازی پرتو گامای حاصل از برهم کنش بور با نوترون حرارتی است که در ۱۹۴٪ حالات پرتو گامایی با انرژی ۸۹۲ ۸۸/۸ تولید می کند. روش دیگر تعیین تراکم داروی حامل بور در بافت سرطانی، مطالعه از طریق <sup>۱</sup> ۲۹۲ است (۲۷]. در این روش میزان تراکم بور در بافت ناسالم از طریق تیره شدن بافت مورد نظر در عکس برداری نشان داده می شود. شکل (۱–۱۰) مربوط به مردی ۳۲ ساله مبتلا به سرطان سینوس در سمت راست صورت است. همانگونه که دیده می شود بعد از تزریق بور و عکس برداری بیشترین تراکم در ناحیه سرطانی است. این آزمایش در دانشگاه ازاکا<sup>۲</sup>



**شکل۱-۱۰**. عکس برداری از میزان تراکم بور از بافت سرطانی سینوس مربوط به مرد ۷۳ ساله در دانشگاه ازاکا [۳۷].

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Position Emission Tomography

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Osaka University

#### ۱-۳-۲. باریکه نوترونی

برای موفقیت در درمان به روش BNCT، میبایست به بافت ناسالم حاوی داروی بور باریکه نوترون با شدت مناسب تابانده شود. شکل (۱–۱۱) میزان شار باریکه نوترون حرارتی برای حالاتی کـه باریکـه نوترون فرودی حرارتی و فوق حرارتی باشد، را در بافـت نشـان مـیدهـد [۱۹]. همانطورکـه مشـاهده میشود شدت باریکه نوترون حرارتی در عمق ۲–۳ سانتی متری بـه صورت نمـایی کـاهش مـییابـد. بنابراین به کارگیری باریکه نوترون حرارتی در عمق ۲–۳ سانتی متری بـه صورت نمایی کـاهش مـییابـد. اولین آزمون های درمانی جهت افزایش قدرت نفوذ باریکـه نـوترون حرارتی جمجمـه بیمـار شـکافته میشد [۱۸]. با توجه به آزمایش های تجربی انجام شده در BNCT شدت باریکه نوترونی میبایست از مرتبه <sup>۱–2</sup>.<sup>2</sup> سات ۲۰<sup>۹</sup> سانت های تحربی انجام مده در تاکالا شدت باریکه نوترونی میبایست از مرتبه دارت. در مانی جهت افزایش های تحربی انجام شده در عرارتی جمجمـه بیمـار شکافته مرتبه <sup>۱–2</sup>.<sup>2</sup> سات ۱۰۹ سات های تحربی انجام مده در تاکالا شدت باریکه نوترونی میبایست از مرتبه دارت. در مانی میاست اگرچه باریکه هایی که شدت آنها از مرتبه<sup>1–2</sup>.



شکل۱–۱۱. میزان شار حرارتی در بافت [۴].

همچنین ترکیبی از نوترون های حرارتی و فوق حرارتی که اصطلاحاً هایپرترمال<sup>۱</sup> نامیده می شود، در راکتور توسعه داده شده است و برای درمان از این باریکه استفاده می شود. بیم هایپرترمال طیف نوترونی مناسب را جهت BNCT تومورهای سطحی فراهم می کند [۳۸]. باریکه هایپرترمال در واقع انرژی های فوق حرارتی هستند که توسط اکسید آلومینیوم کند می شوند و سپس از میان چند سانتی متر ماده هیدروژنی عبور می کند تا طیف نسبتاً حرارتی حاصل شود. این طیف، توزیع دز عمقی تقریباً یکنواخت را در عمق ۱سانتی متری ایجاد می کند.

۱-۴. معیار سنجش باریکه نوترون در هوا

معیارهای تعریف شده در هوا معیار مهمی هستند که بری ارزیابی باریکه به جهت استفاده در BNCT در نظر گرفته میشوند. برای ارزیابی باریکه بر اساس معیار های تعریف شده در هوا مهمترین عوامل شامل اندازه گیری طیف انرژی نوترون، دزیمتری در هوا بدون حضور بیمار در برابر باریکه است.

۱–انرژی پر تو

هنگامی تابش بهینه است که نوترون های تابیده شده بیشترین واکنش را با هسته های بور داخل تومور داشته باشد. همچنین کمترین آسیب را به بافت سالم وارد. بر اساس مطالعات شبیه سازی صورت گرفته درBNCT، انرژی مناسب برای درمان تومور های در حدود ۱۰ keV میباشد [4] ۲-شدت پر تو

ازجمله موارد مهم در ارزیابی باریکه بهینه سازی تعداد نوترون های فرودی بر بافت است. زیرا اگر شار کم باشد منجر به افزایش زمان پرتودهی و نهایتا افزایش دز جذبی نامطلوب در بافت های سالم میشود. همچنین زیاد بودن شار نیز منجر به مشکل شدن کنترل درمان و افزایش دز نامطلوب میگردد. بر اساس استاندارد ارائه شده از سوی آژانس بین المللی انرژی اتمی، عموما شار نوتورنی را از

<sup>1</sup> Hyper Thermal

### ۳- آلودگی های پر تو

یک باریکه ایده ال برای BNCT باریکه ای خالص از نوترون های فوق حرارتی است. ایجـاد چنـین باریکه ای در عمل غیر ممکن است. باریکه های نوترونی عموماً دارای آلودگی های گاما، نـوترون هـای سریع و حرارتی میباشند که باید میزان آنها را به حداقل رساند. در BNCT نوترون هایی که دارای انرژی بالاتر از ۱۰ke۷ هستند در گستره نوترون های سریع به شمار میآیند. از طرفی باریکه خارج شده از چشمه های نوترونی دارای تعداد زیادی نوترون سریع است که با تولید پرتون های با انرژی خطی بالا اثرات نامطلوبی را در فرایند درمان به وجود میآورند. بنابراین یکی از مهمترین مشکلات در مسير طراحي باريكه كاهش تعداد نوترون هاي سريع ميباشد. بهترين مقدار مورد تاييـد آژانـس بـين المللی انرژی اتمی برای نسبت میزان دز ناشی از نوترون های سریع به شار نوترون فوق حرارتی برابـر (Gy.cm<sup>2</sup>) ۲ × 10<sup>-13</sup> (Gy.cm<sup>2</sup>). از آنجایی که پرتو های گاما دارای انرژی بالایی می باشند مانع دریافت دز مناسب در بافت سالم و ناسالم میشود. در نتیجه برای دستیابی به یک تابش موثر میزان پرتو های گامای باریکه تا حد امکان کم شود. میزان دز ناشی از پرتوهای گاما به شار فوق حرارتی باید (Gy.cm<sup>2</sup>) ۲ × 10<sup>-13</sup> (Gy.cm<sup>2</sup>) باشد. به منظور کاهش آسیب به پوست سر و جمجمه باید تعداد نوترون های حرارتی در باریکه به کمترین مقدرا خود برسد. این میزان برای نسبت شار حرارتی به فوق حرارتی ۰/۰۵ می باشد. جدول (۱–2) باریکه نوترونی مناسب با استاندارد های ارائه شده توسط آژانس بین المللي انرژي اتمي را نشان ميدهد 4][.
حرارتی در BNCT		فوق حرارتی در BNCT		
پارامتر	مقدار پیشنهادی	پارامتر	مقدار پیشنهادی	
$\phi_{thermal}(\frac{n}{cm^2.s})$	>1 • ٩	$\phi_{epithermal}(\frac{n}{cm^2.s})$	>1 • ٩	
$\frac{\phi_{thermal}}{\phi_{total}} (\frac{n}{cm^2.s})$	> •/٩	$rac{\phi_{epithermal}}{\phi_{thermal}}$	>٢٠	
$\frac{\dot{D}_{epithermal+fast}}{\phi_{thermal}}(Gy.cm^2)$	<۲×1 •-1 <sup>m</sup>	$rac{\dot{D}_{fast}}{\phi_{epithermal}}(Gy.cm^2)$	<۲×۱۰ <sup>-۱۳</sup>	
$\frac{\dot{D}_{gamma}}{\phi_{thermal}}(Gy.cm^2)$	<7×1+-18	$rac{\dot{D}_{gamma}}{\phi_{epithermal}}(Gy.cm^2)$	<7×1 •-18	
Fast energy $E > 1 \cdot keV$				

جدول۱-۲. مشخصات باریکهی نوترونی مناسب برای دو حالت حرارتی و فوق حرارتی.

Epithermal energy  $\cdot/\Delta eV < E < 1 \cdot keV$ Thermal energy  $E < \cdot/\Delta eV$ 

# ۱–۵. معرفی چشمه های نوترون

یکی از مهمترین عوامل چالش برانگیز در درمان به روش BNCT وجود چشمه نوترونی مناسب است. چشمه های نوترونی که برای BNCT پیشنهاد میشود راکتور های تحقیقاتی، شابدهنده ها، چشمه <sup>252</sup>Cf و مولد های نوترونی میباشند. ازجمله چشمه های به کار رفته در آزمایش های درمانی BNCT ، راکتور های تحقیقاتی حرارتی<sup>۱</sup> می باشد. لذا تلاش برای انجام تغییرات در راکتور های موجود به منظور ایجاد باریکه نوترونی مناسب برای نوترون درمانی زمینه های تحقیقاتی وسیعی را ایجاد کرده است [۵, ۳۹–۵۳]. در بخش بعدی به معرفی چشمه های نوترون می پردازیم.

## ۱–۵–۱. راکتور ها

اولین و عمده ترین چشمه ی تولید کننده ی نوترون به منظور BNCT راکتورهای هسته ای می اولین و عمده ترین چشمه ی تولید می نوترون به منظور ترفته است. از جمله نقاط ضعف

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Thermal Research Reactor

این چشمهها این است که هزینهی ساخت آنها بسیار زیاد است و نیز از آنها برای مقاصد گوناگون دیگری نیز استفاده میشود که این امر انجام آزمون های BNCT در راکتورها را با سختی ها و محدودیتهایی همراه میکند. دور بودن از بیمارستان و عدم پذیرش افکار عمومی مبنی بر ایمن بودن آن نیز از جمله نقاط ضعف دیگر این چشمهها محسوب میشوند. راکتورهای مختلفی در دنیا به منظور BNCT مورد استفاده قرار گرفتهاند که فهرست آنها به ترتیب حروف الفبا در جدول (۱–۳) آورده شده اند [۵۴].

#### ۲-۵-۱. شتابدهندهها

شتابدهندهها یکی دیگر از چشمههای تولید کننده نوترون میباشند. شتابدهندهها نسبت به راکتورها دارای مزیتهای عمدهای هستند. از جمله اینکه کوچکتر، ارزانتر و قابل نصب در بیمارستان میباشند، به آسانی روشن و خاموش میشوند و از آنجایی که سال ها شتابدهندهها برای مقاصد پزشکی مورد استفاده قرار گرفتهاند، افکار عمومی پذیرش خوبی نسبت به استفاده از آنها دارنـد [40, ۵۵]. در شتابدهندهها ذرات باردار سبک تا یک انرژی معین شتاب داده میشوند و سپس با برخورد به یک هدف مناسب تولید نوترون میکننـد. جـدول (۱–۴) عمـده بـرهمکنش هـایی کـه در شتابدهندهها برای تولید نوترون در BNCT مورد مطالعه قرار گرفتهاند را نشان میدهد [۵۶].

شماره	راكتور	کشور	توان (MW)	مرجع
1	BGRR	آمريكا	28	][57
2	BMRR	آمريكا	3	][58
3	BTU	مجارستان	0/1	][59
4	BER-II	آلمان	10	][60
5	Dalat	ويتنام	0/5	][61
6	DIDO	انگلستان	25	][62
7	FiR-1	فنلاند	0/25	][41
8	FRM-I	آلمان	4	][63
9	FRM-II	آلمان	20	][64
10	FRMZ	آلمان	0/25	][65
11	GTRR	آمريكا	5	][66
12	HANARO	كره	0/03	][67
13	HFR	هلند	45	][68
14	HTR	ژاپن	0/1	][69
15	IEA-R1	برزيل	5	][70
16	IHNI	چين	0/03	][71
17	IMNSR	ايران	0/03	][72
18	IRT MIFI	روسيه	2/5	][73
19	IRT-Sofia	بلغارستان	0/2	][74
20	ITU	تركيه	0/25	][40
21	JRR-2	ژاپن	10	][69
22	JRR-3	ژاپن	10	][69
23	JRR-4	ژاپن	3/5	][75
24	JSI	اندونزى	0/25	][76
25	KARTINI	اندونزى	0/25	][48
26	KRR	أكراين	10	][77
27	KUR	ژاپن	5	][78
28	LENA	ايتاليا	0/25	][79
29	LFR	هلند	0/03	][80
30	LVR-15	جمهوریچک	10	][45
31	MARIA	لهستان	30	][81
32	MINTR	مالزى	1	][82

جدول۱-۳. برخی از راکتورهای مورد استفاده در زمینهی BNCT به ترتیب حروف الفبا

شماره	راكتور	کشور	توان (MW)	مرجع
33	MITR	آمريكا	5	][83
34	MNRC	آمريكا	2	][84
35	MuITR	ژاپن	0/1	][85
36	MURR	آمريكا	10	][86
37	OSTR	آمريكا	1	][87
38	OSURR	آمريكا	0/5	][88
39	PBF	آمريكا	20	][89
40	R2-0	سوئد	1	][90
41	<b>RA-1</b>	آرژانتين	0/04	][91
42	RA-3	آرژانتين	10	][51
43	RA-6	آرژانتين	0/5	][43
44	RPI	پر تقال	1	][92
45	SMNSR	سوريه	0/03	][93
46	TAPIRO	ايتاليا	0/05	][94
47	THOR	تايوان	1	][95
48	TRR	ايران	5	][96
49	WWR-K ALMATY	قزاقستان	6	][97
50	WSU	آمريكا	1	][98
51	YAYOI	ژاپن	2	][99

ادامه جدول (۱–۳)

جدول۱-۴. برخی واکنشها مورد توجه برای تولید نوترون جهت BNCT در شتابدهندهها 100][.

حداکثر انرژی نوترون (MeV)	متوسط انرژی نوترون (MeV)	آهنگ تولید نوترون (n/min-mA) ۱۰ <sup>۳</sup> (۱	انرژی پرتابه (MeV)	واكنش
٠/٧٨۶	•/۵۵	۵/۳۴	۲/۵	$^{7}$ Li(p,n) $^{7}$ Be
2/12	۱/•۶	۶	۴	$^{9}Be(p,n)^{9}B$
Δ/Α Ι	۲/۰ ۱	١/٣	١/۵	$^{9}Be(d,n)^{10}B$
۶/۷۷	١/• ٨	١/• ٩	١/۵	$^{13}C(d,n)^{14}N$

## 1-0-1. كاليفورنيوم-٢٥٢

چشمه کالیفورنیوم ۲۵۲ دارای نیمه عمر ۲/۶ سال است و در اثر شکافت خود به خودی نوترون تولید می کند. بررسی ها نشان می دهد که از این چشمه می توان در BNCT استفاده نمود [۱۰۱–۱۰۳]. با این وجود تهیه مقدار کمی از این رادیو ایزوتوپ بسیار گران است و از طرفی چون نیمه عمر نسبتاً کوتاهی دارد باید مرتباً مقدار آن را در سیستم افزایش داد، لذا استفاده از این چشمه مورد توجه قرار نگرفته است [۵۴]. در جدول (۱–۵) به مقایسه چشم های نوترونی معرفی شده پرداخته شده است.

معايب	مزيت	چشمه
دوری از مکان بیمارستان	قابلیت ایجاد باریکه با شدت بالا	راكتور
تکنولوژی پیچیده و نیازمند جریان بالا	ایمنی ذاتی بالا قابلیت پذیرش افکار عمومی برای نصب در بیمارستان	شتابدهنده
به مقدار زیاد احتیاج است		
مكررا بايد جايگزين شود	جاگیری کم در فضا	<sup>252</sup> Cf
گرانی قیمت		

جدول۱-۵. مقایسه چشمه های مختلف نوترونی [۴].

## ۱–۵–۴. مولد های نوترون

تعدادی از واکنش های هسته ای هستند که در آنها نوترون ایجاد می شود که از آنها به عنوان مولد نوترون یاد می شود [۱۰۴, ۱۰۵]. این مولد ها شامل یک چشمه یونساز، سیستم شتابدهنده، و هـدف می باشد. در بخش یونساز گاز دوتریوم یا تریتیوم یونیزه شده و توسط سیستم شـتابدهنده بـر روی هدفی از جنس دوتریوم یا تریتیوم بمباران می شود و نهایتا نوترون تولید می شود.

 $D + {}^{r}H \otimes {}^{r}He + n \qquad Q = {}^{r}/{}^{r}V \cdot MeV \qquad , E_{n} = {}^{r}/{}^{r}\Delta MeV \qquad (r - 1)$  $D + {}^{r}H \otimes {}^{r}He + n \qquad Q = {}^{1}V/\Delta {}^{q} \cdot MeV \qquad , E_{n} = {}^{1}r/{}^{h}MeV$ 

## ۱–۵–۵. چشمه های خاص

یکی از چشمه های مطالعه شده به منظور تولید نوترون استفاده از شتابدهنده لیزری پروتون  $(LAP)^{1}$  (LAP) است که با تاباندن پروتون به یک هدف مناسب نوترون تولید می شود. در این چشمه ویژه چون انرژی نوترون تولید شده باید برای به کارگیری در BNCT مناسب باشد از مجموعه ای از کندکننده، فیلتر و موازی ساز استفاده می شود [۱۰۶]. باریک نوترونی نهایی با شاری در حدود  $(\frac{n}{cm^{2}.puls})$ 

یکی دیگر از چشمه های خاص نوترون، چشمه فوتونوترونی بر اساس واکنش Sb(γ, n)<sup>8</sup>Be<sup>124</sup>است. این چشمه نوترونی دارای دو مزیت مهم میباشد:

- ۱- قابلیت خاموش و روشن شدن دارد. بدین صورت که با جابجا کردن هدف برلیوم و دور کردن آن از آنتیمونی تولید نوترون متوقف می شود.
- ۲- انرژی نوترون حاصل از این واکنش حدود۲۴ keV که براحتی می توان آن را به انرژی ناحیه فوق حرارتی کند نمود.

از طرفی اگرچه این چشمه نوترونی دارای نیمه عمر کوتاهی می باشد اما می توان آن را با پرتو دهی در راکتور مجدد شارژ نمود.

# 1-۵-۶. مزایای کاربردی ذرات با انتقال انرژی خطی بالا در پرتو درمانی

اساس روش پرتو درمانی بر پایه استفاده از اثر پرتو برای بین بردن سلول سرطانی با ایجاد کمترین آسیب به بافت سالم است، به طوری که حداکثر دز به ناحیه سرطانی منتقل شود. چگونگی اثر پرتو بر بافت سالم و توموری به صورت تابعی از دز در شکل (۱–۱۲) نشان داده شده است. همان گونه که

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>Laser-Accelerated Proton

دیده می شود، هنگامی که دز دریافت شده در بازه دز بهینه باشد، بافت سالم حداقل و بافت توموری حداکثر آسیب را دارد. از طرفی با افزایش دز به بالاتر از دز بهینه، محدودیت تلورانس بافت سالم منجر به تخریب آن می شود.



شکل۱–۱۲ اثرات پرتودرمانی بر بافت سالم و تومور بر حسب دز [۱۰۷]. از آنجایی که اثر نسبی زیست شناختی پرتو ('RBE) وابسته به انتقال انرژی خطی می باشد، بنابر این میزان واگذاری انرژی در طول مسیر (LET) نقش مهمی را در تفاوت اثر انواع مختلف پرتو بر روی بافت زنده ایفا می کند، بطوری که برخی پرتوها نظیر فوتون های با انرژی بالا، بدلیل از دست دادن انرژی شان در فواصل طولانی انرژی نسبتاً کمی را در فواصل کوتاه و قابل مقایسه با ابعاد سلول انسانی بر جای می گذارند. از طرفی پرتو های دیگری وجود دارند که با از دست دادن انرژی خود با سرعت بالا تمام انرژی خود را در فواصل کوتاهی (در حدود ابعاد سلول انسانی) تخلیه می کنند. ذرات آلفا نمونـه ای از این پرتوها می باشد. در نتیجه پرتو درمانی های خارجی با استفاده از ذراتی با LET بالا بجـای تابش های متدوال نظیر فوتون با انرژی بالا با ایجاد اثر بیولوژیکی مشابه منجر به دریافت دز فیزیکی پایین تر می شود [۱۰۷]. در شکل (۱–۱۳) مقایسه نحوه تخریب DNA با اسـتفاده ازذرات با انتقال

<sup>&#</sup>x27; Relative Biological effectiveness

انرژی خطی بالا و پایین نمایش داده شده است. همانگونه که دیده میشود، ذرات با انتقال انرژی خطی بالا نسبت به LET پایین منجر به تخریب بیشتر DNA میشود. لازم به ذکر است محصولات ناشی از اندرکنش نوترون حرارتی با بور (ذراتαو Li) در فرآیند BNCT از جمله ذرات با LET بالا میباشند [۲۱, ۳۵].



شكل۱- ١٣. مقايسه تخريب سلول توسط ذرات باانتقال انرژی خطی بالا و پايين 21][.

# 1-8. مزايا و معايب روش BNCT

ازجمله مزیت های روش BNCT تولید ذرات با LET بالا ( ویژگیهای آنها در بخش (۱–۵–۶) توضیح داده شده است) است. در این روش درمانی بر خلاف سایر روشهای درمانی نظیر X و *γ*، برای افزایش اثر بیولوژیکی نیاز به اکسیژن نمیباشد. یکی از مهمترین دلایل عود مجدد تومور، وجود سلولهای کم اکسیژن در ناحیه مرکزی تومورهاست. این شرایط باعث میشود که سلولهای ناحیه مرکزی تومور نسبت به پرتوهای X و γ مقاومت بیشتری نشان دهند. برای ایجاد تعداد معینی آسیب در شرایط کم اکسیژن می بایست دز پرتو را ۲ تا ۳ برابر افزایش داد که این کار دز دریافتی بافتهای سالم را نیز افزایش خواهد داد. استفاده از پرتوهای با انتقال خطی انرژی بالا یکی از روش های غلب ه بر این مشکل است. در این روش درمانی تمامی سلولهای تومور اعم از تقسیم شونده و غیر تقسیم شونده از بین میروند. این امر حائز اهمیت است، زیرا تومورها دارای سلولهای با دوام ولی غیر فعال بین میروند. برجسته ترین برتری BNCT نسبت به سایر روشهای درمانی، تمرکز بیشتر بور در ناحیه تومور نسبت به بافتهای سالم توسط داروهای حامل بور است. بنابراین با تابش نوترونها با شدت و انرژی مناسب به ناحیه تومور، بافت سالم آسیب کمتری می بیند [۱۰۸]. از مهمترین مشکلات BNCT می توان به ایجاد چشمه نوترونی با شدت مناسب اشاره نمود، زیرا باریکه با شدت نامناسب قدرت نفوذ کمتری در بافت بدن برای درمان تومور دارد. از طرفی برای درمان با باریکه با شدت کم باید زمان پرتودهی را افزایش داد که این خود ممکن است با مشکلات نظیر نشت داروی حامل بور از سلول سرطانی به خون، خسته شدن بیمار بدیل ثابت نگه داشتن بیمار در زمان پرتودهی شود.

# ۱-۷. طراحی باریکه نوترونی

هیچکدام از چشمه های نوترونی معرفی شده در بخش قبل قابلیت به کار گیری مستقیم در نوترون درمانی با بور را نداشته و باید از لحاظ شدت و انرژی مورد بهینه سازی قرار گیرند. بنابراین، طراحی و ساخت مجموعه ای به عنوان شکل دهنده باریکه یا 'BSA در چشمه های نوترونی دارای اهمیت ویژهای است. نقش BSA در چشمه های نوترونی بدین صورت است که نوترون های خارج شده از این مجموعه می بایست دارای انرژی و شدت مناسب برای به کارگیری BNCT باشند. دستیابی به باریکه نوترون فوق حرارتی از دو طریق امکان پذیر است:

۱- انتقال انرژی نوترون های سریع به فوق حرارتی با استفاده از مواد انتقال دهنده طیف<sup>۲</sup>.

۲-حذف نوترون های سریع از باریکه نوترونی توسط مواد مناسب.

مجموعه BSA دارای بخش های کند کننده ، موازی کننده، بازتابنده، فیلتر نوتورن حرارتی و گاما است.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Beam Shaping Assembly

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Spectrum shifter

## ۱-۷-۱. کند کننده

نقش این قسمت کند کردن نوترون های سریع و تبدیل آنها به نوترون های فوق گرمایی است. موادی که در این قسمت استفاده می شوند باید سطح مقطع جذب نوترون فوق گرمایی پایین (  $\Sigma_{r,n_{epi}}$  ) و سطح مقطع پراکنگی بالایی برای نوترون های سریع (  $\Sigma_{s,f \to epi}$  ) داشته باشند به طوری که مقدار  $\frac{\Sigma_{s,f \to epi}}{\Sigma_{r,n_{epi}}}$  در آنها زیاد باشد. همچنین محصولات رادیواکتیو با عمر طولانی نداشته باشند و

نیز در میدان های قوی نوترون با دوام باشند.

معیار دیگر در مواد کندکننده عدد جرمی آنهاست. همانگونه که سطح مقطع مواد نشان دهنده احتمال پراکندگی بر حسب انرژی است، عدد جرمی نیز نشان دهنده میزان کاهش انرژی در هر برخورد است. برای نوترون های با انرژی غیر نسبیتی(E<939 MeV)، اصل بقای انرژی و اندازه حرکت خطی در سیستم آزمایشگاه را برای انرژی هسته پس زده بر اساس رابطه (۱-۱۲) بدست میدهد:

$$E_{R} = \frac{4A}{\left(1+A\right)^{2}} \left(\cos^{2}\theta\right) E_{n} \quad (17-1)$$

که در آن A نسبت جرم هسته هدف به جرم نوترون،  $E_n$  انرژی نوترون فرودی،  $E_R$  انرژی جنبشی هسته پس زده و  $\theta$  زاویه پراکندگی هسته هدف در سیستم آزمایشگاه است. همانگونه که دیده میشود اگر زاویه نزدیک به ۹۰ درجه باشد آنگاه انرژی هسته پس زده حدود صفر است و اگر زاویه صفر باشد یعنی برخور سر به سر صورت گیرد انرژی هسته پس زده بیشینه خواهد بود (رابطه (۱–۱۳)):

$$E_{R MAX} = \frac{4A}{\left(1+A\right)^2} E_n \quad (17-1)$$

هرچه عدد جرمی هسته هدف بیشتر باشد بیشینه درصد انرژی منتقل شده به آن کمتر است،

بنابراین تنها در برخورد با هسته هیدروژن است که نوترون میتواند تمام انرژی خود را به آن بدهد. میانگین انرژی منتقل شده به هسته هدف را میتوان به صورت رابطه (۱–۱۴) نوشت:

$$\overline{E}_{R} = \frac{2A}{\left(1+A\right)^{2}} E_{n} \quad (1 - 1)$$

که نشان میدهد به طور میانگین در هر برخورد کشسان نوترون با هسته هیدروژن نصف انرژی آن کم میشود در حالیکه در هر برخورد کشسان به هسته آلومینیوم که جرم آن تقریبا ۲۷ برابر هیدروژن است به طور میانگین ۶٫۹ درصد از انرژی نوترون کاسته میشود. به این ترتیب مواد کند کننده با عدد جرمی کم باعث میشوند تا نوترون ها به سرعت کند شوند، با این وجود اگر عدد جرمی مواد خیلی کم باشد باعث میشود آلودگی به نوترون های حرارتی خیلی زیاد شود. از طرفی اگر عدد جرمی بزرگ باشد انرژی نوترون به ناحیه فوق حرارتی نمیرسد. مشخصات برخی مواد مهم که به ایـن منظـور

جدول۱-۶. سطح مقطع پراکندگی و جذب نوترون برای تعدادی از مواد کند کننده به کار رفته در BNCT][.

Material	Al/AlF <sub>3</sub> 1	AlF <sub>3</sub>	<sup>7</sup> LiF	Al	D <sub>2</sub> O	Pb
$\sum_{s, fast}$	0/247	0/340	0/325	0/112	0/259	0/2720
$\sum_{s,epi}$	0/186	0/268	0/278	0/080	0/322	0/3720
$\sum_{s, fast \to epi}$	0/012	0/012	0/021	0/002	0/038	0/0007
$\sum_{s,epi \to epi}$	0/003	0/005	0/006	0/001	0/032	0/0007
$\sum_{r, fast}$	0/012	0/013	0/013	0/002	0/039	0/0008
$\sum_{r,epi}$	0/004	0/005	0/006	0/001	0/032	0/0007
$\frac{\sum_{s,fast \to epi}}{\sum_{r,epi}}$	3/224	2/296	1/940	1/560	1/183	1/0500

1: 30% Al, 70% Alf<sub>3</sub>

۱–موازی کننده

نوترون های کند شده دارای جهت گیری بی نظمی هستند. بنابراین استفاده از بخش موازی کننده منجز به افزایش شار در بخش خروجی و محل پرتو دهی خواهد شد. لازم به ذکر است که محل تابش عموماً با مقطع دایره ای و شعاع بین ۶ الی ۷ سانتی متر است 4][.

#### ۲-بازتابنده

نقش بازتابنده جلوگیری از خروج نوترون ها از سیستم است. بنابر این وجود بازتابنده منجر به جلوگیری از افت بیش از حد شار خروجی نوترون خواهد شد. از جمله مواد به کار گرفته شده در نقش بازتابنده می توان به سرب، بیسموت، گرافیت، برلیوم و غیره اشاره نمود 4][.

۳- فیلتر نوترون حرارتی و گاما

از آنجایی که در BNCT وجود نوترون حرارتی و گاما در طیف خروجی نوترون به عنوان آلودگی های پرتو محسوب می شود، بنابراین به کارگیری موادی به عنوان جاذب قوی نوترون حرارتی و گاما ضروری است. از جمله مواد مناسب در جذب پرتو های گاما، موادی نظیر بیسموت و سرب هستند اما

بیسموت به دلیل سطح مقطع پایین با نوترون فوق حرارتی بیشتر مورد استفاده قرار می گیرد 4][. همچنین از کادمیوم، بور و لیتیوم در جذب نوترون های حرارتی استفاده می شود در این بین اگرچه کادمیوم با جذب نوترون حرارتی گامای پر انرژی تولید میکند اما بور و لیتیوم هر دو دارای سطح مقطع 1/۷ می باشند که علاوه بر نوترون حرارتی، فوق حرارتی را نیز جذب می کنند. در نتیجه از کادمیوم بیشتر استفاده می شود. در شکل (۱–۱۴) سطح مقطع کل نوترون با کادمیوم، بور و لیتیوم نشان داده شده است [۱۰]. در شکل(۱–۱۵) نمونه هایی از مجموعه شکل دهنده باریکه BSA را



**شکل۱–۱۵**. نمای کلی مجموعه شکل دهنده باریکه طراحی شده برای راکتورالف) 98 WSU[(، ب) BMRR[(۱۱۱]، ج) MIT [(۱۱۱] و د) RA-6 [۱۱۲].

# ۸-۱. موقعیت کنونی BNCT در جهان و ایران

به دلیل اهمیت و جایگاه این روش در درمان تومورهای مغزی تحقیقات بسیار زیادی در بهبود و توسعه BNCT صورت گرفته است [۱۱۸–۱۱۳]. امروزه تلاش های بسیاری برای پیاده سازی کلینیکی BNCT در حال انجام است که اساس آنها ایجاد سیستم BNCT در داخل یک مجموعه بیمارستانی میباشد. یکی از نمونه های بارز این تحقیقات، ساخت سیستم BNCT در بیمارستان بر اساس استفاده از راکتور تک-منظوره IHNI در چین میباشد. این سیستم دارای دو باریکه نوترونی حرارتی و فوق حرارتی است که از دسامبر ۲۰۱۶ میداوای شش بیمار را آغاز نمود



5]119 [. شکل (۱-۱۶) نمایی کلی از این راکتور تک-منظوره را نشان میدهد [۷۱].

**شکل۱–۱۶**. نمایی کلی از دو باریکه حرارتی و فوق حرارتی طراحی شده در راکتور IHNI [۷۱].

همچنین در کشور ترکیه با ایجاد تغییراتی در کانال شعاعی موجود در راکتور TRIGA - MARKII به ایجاد باریکه نوترونی به منظور به کارگیری در BNCT پرداختند 40][. در شکل (۱–۱۷) نمایی از کانال پرتودهی در این راکتور را مشاهده میکنید.



شکل۱–۱۷. نمایی از تغییرات ایجاد شده در کانال راکتور TRIGA به منظور استفاده در BNCT [40].

از دیگر تلاش های کنونی، ساخت و راه اندازی چشمه های نوترون بر اساس استفاده از شتابدهنده ها می باشد. در همین راستا ژاپن پروژه هایی برای ساخت چنین شتابدهنده هایی در مراکز بیمارستانی دارد. یک گروه ژاپنی به سرپرستی دکتر ماتسومورا<sup>۲</sup> در حال طراحی، ساخت و راه اندازی

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Training, Research, Isotopes, General Atomics (TRIGA)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Matsumura

یک شتاب دهنده خطی تنها به منظور استفاده در BNCT میباشند [۳۲]. شکل (۱–۱۸) نمایی کلی از این شتابدهنده را نشان میدهد.



شکل۱–۱۸. محل نصب شتابدهنده در دانشگاه Tsukuba در ژاپن [۳۲]. گروه دیگری در دانشگاه ازاکا<sup>۱</sup> ژاپن با طراحی و ساخت شتابدهنده بر اساس لیتیوم مایع به تولیـد باریکه نوترونی برایBNCT پرداخته است [۳۰]. محل نصب این شتابدهنده دانشگاه ازاکا میباشد کـه باریکه نوترونی فوق حرارتی با شدت (n/cm<sup>2</sup>.s) ۲۰<sup>۹</sup>×۰/۹ را تولید کرده اند. در شکل (۱–۱۹) نمـایی از شتابدهنده و مرکز نصب شتابدهنده در دانشگاه ازاکا دیده میشود.



شکل۱-۱۹. نمایی از شتابدهنده ساخته شده در کشور ژاپن و محل نصب آن در دانشگاه ازاکا [۳۰].

<sup>1</sup> Osaka

از دیگر کشورها، در منطقه خاورمیانه که اخیرا برنامه ایی برای توسعه BNCT در آن کشور را ارئه نموده است، عربستان سعودی است [۲۶]. این کشور قصد دارد که با استفاده از سیکلوترن CS-30 موجود در بیمارستان <sup>(</sup>KFS-RC باریکه نوترونی مناسب برای آزمون درمانی نوترون درمانی را ایجاد نماید [۲۶]. در شکل (۱–۲۰) نمایی از سیکلوترون 30-CS را مشاهده می کنید.



شکل۱-۲۰. نمایی از شتابدهنده CS-30 [۲۶].

همچنین اخیراً پژوهش های جدید کشور لهستان در این زمینه با هدف بازنگری برای تولید باریکه نوترون فوق حرارتی در راکتور MARIA و ایجاد ترکیب های دارویی جدیدی از داروی حاصل بور مجدداً آغاز شده است [۲۹]. راکتور MARIA یک راکتور تحقیقاتی چند منظوره از نوع استخری و با قدرت ۳۰ مگاوات میباشد.کند کننده این راکتور آب و برلیوم و بازتابنده آن گرافیت است. اگرچه فعالیت آغازین BNCT در این راکتور در سال ۲۰۰۱ شروع شده است. اما در سال ۲۰۱۵ باز طراحی باریکه فوق حرارتی BNCT در این راکتور آغاز شد. در شکل (۱–۲۱) نمای کلی از راکتور MARIA دیده میشود.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> King Feisal Specialized Hospital- Research Center



**شکل۱–۲۱**. نمایی از راکتور MARIA [۲۹].

جدیدترین تحقیقات در توسعه BNCT، مربوط به کنفرانسی است که در سپتامبر ۲۰۱۶ با همکاری بیمارستانی در جنوب توهوکو ژاپن<sup>۱</sup> و بیمارستان اسن در آلمان<sup>۲</sup> برگزار شده است 120][. از جمله نخستین بیمارستان های BNCT در جهان، در کشور ژاپن در ژانویه ۲۰۱۶ نخستین بیمار مبتلا به تومور مغزی را تحت درمان قرار داد [۱۲۰]. همچنین مرکز ملی سرطان به سرپرستی دکتر جان ایتامی<sup>۳</sup> از دیگر مراکزی است، که از ژانویه ۲۰۱۷ نخستین آزمون درمانی خود را آغاز کرده است.

تحقیقات برروی توسعه دارو و ایجاد چشمه نوترونی تک منظوره همچنان در بسیاری از کشورها نظیر آمریکا، ایتالیا، ژاپن، چین، سوریه، لهستان، عربستان و... همچنان ادامه دارد [۲۲, ۲۸–۳۰, ۶۵, ۷۱, ۹۳, ۱۲۱–۱۲۳]. این مطالعات شامل تولید ترکیب های جدیدی از داروهای حامل بور و نانو داروها، به منظور تراکم بیشتر در بافت سرطانی میباشد. همچنین ایجاد چشمه نوترونی با شدت مناسب و قابلیت راهاندازی در کنار یا داخل بیمارستان از دیگر زمینه های مطالعاتی فعال است.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> South Tohoku hospital group

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Hospital university Essen (Germany)

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Jan Itami

از سال ۱۳۶۹ نخستین تحقیقات در BNCT در راکتور تحقیقاتی تهران آغاز شد. و در سالهای اخیر تحقیقات گسترده ای بر روی این چشمه در حال انجام است. توضیحات بیشتر در فصل 2 آورده خواهد شد. همچنین تحقیقاتی بر روی راکتور مینیاتوری اصفهان انجام شده است 72][. در این تحقیقات با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو به طراحی باریکه نوترون حرارتی و فوق حرارتی برای کاربرد در BNCT پرداخته شد. در شکل (۱–۲۲) نتایج حاصل از شبیه سازی طراحی باریکه در راکتور MNSR در اصفهان مشاهده می کنید.



**شکل۱-۲۲**. نتایج حاصل از شبیه سازی مونت کارلو برای طراحی بیم نوترون حرارتی و فوق حرارتی با کاربرد در 72 BNCT][.

همچنین تحقیقاتی بر روی سایر چشمه های نوترونی شامل مولد های نوترون، چشمه های فوتون نوترون و شتابدهنده های خطی الکترون صورت گرفته است [۱۳۴–۱۳۰]. ایجاد ترکیبات جدید به عنوان داروی حامل بور از دیگر تحقیقات صورت گرفته در سال های اخیر در ایران می باشد 131][. بررسی دز دریافت شده در بافت های سالم و ناسالم در حین پرتودهی با نوترون در BNCT از دیگر زمینه های پژوهشی است که در سالهای اخیر فعالیت های چشمگیری در ایران در ایـن زمینـه انجـام شده است 69]132-132].

# ۱-۹. هدف و ضرورت انجام این پایان نامه:

امروزه در جهان شاهد افزایش مرگ و میر های ناشی از سرطان میباشیم. همچنین به کارگیری روش های درمانی متدوال علاوه بر تخریب سلول های سرطانی منجر به اسیب بافت های سالم بـدن نیز می شود. در نتیجه در سراسر دنیا به دنبال ایجاد درمانی با حداقل آسیب به سلول سالم می باشند. از طرفی BNCT با ویژگی انتخاب سلول های سالم از ناسالم منجر به ترغیب بسیاری از محققان برای ادامه تحقیقات بر روی این روش درمانی شده است [۸]. تحقیقاتی اجمالی بر روی BNCT و نوع چشمه نوترونی مورد مطالعه در آن گواه آن است که تقریباً همه کشور های جهان تحقیقات خود را از راکتورها آغاز نمودهاند. همچنین بسیاری از کشور ها در تلاشند تا این روش درمانی را عملیاتی کننـد به طوری ژاپن بیمارستان BNCT را در سال 2015 افتتاح نمود. در گذشته ایران نیز تحقیقاتی را دراین زمینه در راکتور تحقیقاتی تهران آغاز نموده بود. اما بدلایل مختلفی به نتایج مطلوبی ختم نشد. تحقیقاتی بر روی ستون حرارتی در راکتور تحقیقاتی تهران انجام شده است که نشان میدهـد بـدلیل بالا بودن آلودگی گاما وعدم وجود اتاق درمان که منجر به اختلال در عملکرد کار راکتور می شود استفاده از این بخش به صورت عملی امکان پذیر نیست. اما در بخش شرقی راکتور تهران اتاقی وجود دارد. در این اتاق دریچه ای موجود است که از یک سو بر روی دیواره استخر و از سوی دیگر به اتاق درمان ختم می شود. وجود چنین کانالی این ایده را رقم زد که به ارزیابی بخش شرقی راکتور به جهت BNCT پرداخته شود. که این امر ضرورت انجام این پروژه، یعنی کار بر روی بخـش شـرقی راکتـور تحقیقاتی تهران به منظور استفاده در BNCT را در دستور کار پژوهشکده راکتور قرار داد.

به طور کلی اهداف این تحقیق را میتوان به صورت زیر فهرست نمود:

۱-امکان سنجی تئوری و عملی بهره برداری از قلب راکتور در بخش استخر شرقی.

در فرآیند کاری راکتور تنها در زمان تعمیرات قلب از بخش ستون حرارتی (استخر غربی) به بخش استخر شرقی منتقل میشد، به منظور انجام این تحقیقات گام نخست بررسی شرایط بهره برداری از قلب راکتور در بخش استخر شرقی میباشد. ۲-امکان سنجی باز شدن دریچه های روی دیوار اتاق درمان.

در طول عمر ۵۰ ساله راکتور هرگز دریچه های موجود روی دیوار استخر شرقی باز نشده بود. یکی از مطالعات در این پروژه امکان سنجی باز شدن این دریچه ها و بررسی عملیاتی شدن تحقیق حاضر است.

- ۳-طراحی، بهینه سازی شکل دهنده باریکه BSA با توجه به استاندارد های موجود در BNCT. مهمترین هدف در این تحقیق ایجاد یک باریکه نوترونی مناسب برای استفاده در BNCT است. به این منظور با وجود فاصله نسبتا زیاد ۴ متری از قلب تا مکان پرتودهی در اتاق ذرمان طراحی و ایجاد باریکه نوترونی فرآیند بسیار مهم با محاسباتی زمانبر میباشد که باید صورت پذیرد.
- ۴-ارزیابی پارامتر های باریکه نوترونی خروجی به جهت کاربرد در درمان تومور های سطحی و عمیق.

پس از طراحی باریکه نوترونی بر اساس معیار های آژانس، گام بعدی این تحقیق به ارزیابی قابلیت باریکه برای درمان تومور های مغزی اختصاص یافته است.

۵-دزیمتری کارکنان راکتور و اتاق درمان.

در هنگام پرتو دهی بیمار در مواقع ضروری که ممکن است مشکلی در اتاق درمان رخ بدهد و ورود کارکنان به اتاق پرتودهی ضروری باشد. ارزیابی میزان دزگیری کارکنان اهمیت بسزایی دارد. بنابراین یکی از کار های انجام شده در این تحقیق ارزیابی میزان دز گیری کارکنان در مکان های مختلف در اتاق درمان میباشد.

جزئیات این مطالعات در فصل های به تفصیل توضیح داده شده است.

فصل۲

# آشنایی با راکتور تحقیقاتی تهران

### ۲–۱. مقدمه

در این فصل راکتور تحقیقاتی تهران و مشخصات سیستم های پرتودهی آن معرفی شده است. همچنین پیشینه فعالیت هایی که در زمینه BNCT در این راکتور صورت گرفته است،گزارش شده است.

# ۲-۲. معرفی راکتور تحقیقاتی تهران

پروژه ساخت راکتور تحقیقاتی تهران <sup>۱</sup>TRR، در سال ۱۳۴۰ توسط شرکت آمریکایی با نام ۲۹۲۴ برای ناحیه امیر آباد آغاز شد و در طی شش سال ساخت و فرآیند سوخت گذاری نهایتا در سال ۱۳۴۶ برای نخستین بار بحرانی شد 136][. شکل (۲–۱) نمایی از ساخت راکتور را در دهـه چهـل شمسی نشـان میدهد. سوخت اولیه این راکتور آلیاژی از آلومینیوم و اورانیوم با درصد غنای بالا (۳LE<sup>2</sup>) یعنی U<sup>255</sup> میدهد. سوخت اولیه این راکتور آلیاژی از آلومینیوم و اورانیوم با درصد غنای بالا (۳LE<sup>1</sup>) یعنی U<sup>255</sup> یعنی ۲۰٪ بوده است. سپس در سال ۱۳۷۲ سوخت راکتور از درجه غنای بالا به درجه غنای پایین (۳ یعنی ۲۰٪ تبدیل گردید. ترکیب شیمیایی سوخت جدید به صورت Algo ای می باشد و از آن تاریخ داده شده است. ساختمان محفظه ایمنی به صورت گنبدی شکل و استوانه ای قائم بوده بطوری که قطر آن حدود ۳۰ متر و ارتفاع آن حدود ۱۴ متر است.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Tehran Research Reactor (TRR)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> American Machine &Foundry Co.

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> High Enriched Uranium

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> Low Enriched Uranium



شکل۲-۱. نمایی از مراحل ساخت راکتور تحقیقاتی تهران ۱۳۴۴ بهره بر داری از راکتور بر پایه سه هدف زیر استوار است:

۱-تولید رادیو ایزوتوپ هایی با کاربرد در کشاورزی، پزشکی و صنعت ۲-برآورد نیاز محققین هسته ای کشور با اختیار قراردادن منبع نوترونی قوی برای انجام تحقیقات ۳-آموزش نیروی انسانی متخصص برای به کار گیری در بخش های مختلف صنعت هسته ای کشور



**شکل۲-۲.** نمای بیرونی راکتور تحقیقاتی تهران.

## ۲-۲-۲. مشخصات قلب و سوخت راکتور تحقیقاتی تهران

قلب راکتور داری یک صفحهی نگهدارندهی سوخت، مشبک و از جنس آلومینیومی با خلوص بالا است. ابعاد این صفحه ۵۴ دست ۷۵ و با ضخامت ۱۲/۶ cm است. روی صفحه ۵۴ جایگاه برای قرار گیری مجتمع های سوخت به طور منظم و با آرایش مستطیلی ۹× ۶ تعبیه شده است. با قرارگیری مجتمع های سوخت در محل خود روی این صفحه، مجموعه قلب تشکیل میشود. قلب راکتور در عمقی حدود ۸ متری در آب استخر واقع میشود 136][.

آرایش شماره ۷۰ سوخت های قلب راکتور تهران در شکل (2-۳) ارائه شده است. در این شکل ۳۳

مجموعه از مجتمعهای سوخت و ۱۴ بسته حاوی بازتابنده گرافیتی است. محل های خالی مناسب برای قرار دادن نمونهها با IR-BOX نمایش داده شدهاند.

سوخت در TRR از نوع MTR و غنای کم می باشد. دو نوع عنصر سوخت در آن وجود دارد: ۱-سوخت استاندارد SFE<sup>۲</sup>

۲-سوخت کنترل<sup>۳</sup> CFE

هر عنصر سوخت استاندارد دارای ۱۹ صفحه مسطح سوخت است که بین دو سطح جانبی قرار میگیرند. صفحات جانبی و صفحات خارجی سوخت به قسمت انتهایی مجموعه سوخت جوش داده شده است. هر صفحه سوخت نیز از لایه سوخت و غلاف تشکیل شده است به طوری که لایه سوخت درون غلاف قرار دارد. غلاف به صورت محکم و غیر قابل نفوذ، آب بندی میشود و بدین ترتیب باعث جدایی سوخت و خنک کننده میشود. لایه سوخت از یک لایه پودر همگن های ۱۹۵۷ با غنای ۲۰٪ اورانیوم ۲۳۵ که در قالبی از آلومینیوم خالص قرار دارد، تشکیل شده است. غلاف نیز شامل یک قاب و دو پوشش از جنس آلیاژ آلومینیوم میباشد. هر عنصر سوخت کنترل نیز دارای ۱۴ صفحه مسطح سوخت است که از نظر ابعاد خارجی به جز ارتفاع، شبیه عنصرسوخت استاندارد است با این تفاوت که فضایی برای ورود میلههای کنترل در کنارهها وجود دارد. صفحه سوخت در ۲۴C همانند SFE میباشد. در شکل (2–۴) نمایی از سوخت SFE را مشاهده می کنید.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Material Test Reactor (MTR)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Standard Fuel Element (SFE)

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Control Fuel Element (CFE)

IR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	IR-BOX	GR-BOX	
NRF009	RR NRF01D	A142	A123	NRF004	NRF007	
NRF003	A125	A117	A109	SR2 NRF00C	A132	
NRF001	SR1 ASO31	A108	IR-BOX	А	NRF005	
A124	A127	A114	A119	SR3 NRF00D	A129	
Fresh NRF010	A130	SR4 NRF00A	A113	A118	NRF006	
IR- BOX	A134	A131	A110	NRF002	IR-BOX	
GR-BOX	IR-BOX	IR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	
GR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	GR-BOX	
	A: Standard Fuel Element IR-Box: Irradiation Box AS: Control Fuel Element GR-Box: Graphite Box SR: Shim Safety Rod RR: Regulating Rod					
	<b>شکل۲-۳.</b> موقعیت قرارگیری بسته های سوخت TRR در آرایش قلب ۷۰.					



شکل۲-۴. نمای کلی از سوخت استاندارد TRR با غنای کم [۱۳۶].

## TRR. مشخصات کلی

راکتور تحقیقاتی تهران از نوع استخری و برای حداکثر توان ۵۸W طراحی شده است. نقش آب سبک در آن به عنوان کند کننده، خنک کننده و حفاظ بیولوژیکی است. استخر راکتور هم شامل دو بخش قابل تفکیک و مرتبط بهم به نامهای ناحیه بسته (Stall end) در بخش غربی و استخر باز (Open pool) در بخش شرقی میباشد که قلب راکتور عموماً در بخش غربی مورد بهره برداری قرار میگیرد و تنها در مواقع ضروری و تعمیرات به بخش شرقی منتقل میشود.

دربخش غربی، ستون حرارتی پر شده با بلوک های گرافیتی و هفت کانال پرتو دهی با شکل و اندازه مختلف وجود دارد. به علت وجود بلوک های گرافیتی در ستون حرارتی، یک میدان قوی نوترونهای حرارتی در این محل وجود دارد. از این محل عموماً جهت پرتودهی نمونه های مختلف با نوترون های حرارتی استفاده میشود. ضمن اینکه شار بالایی از گاما نیز در این محل وجود دارد. تعداد هفت عدد کانال پرتودهی با شکلها و اندازههای مختلف وجود دارد. ۴ عـدد کانـال پرتـودهی ۶ اینچی شعاعی(A، A و G)، یک کانال پرتودهی ۶ اینچی سراسـری (C)، یـک کانـال پرتـودهی ۱۲ اینچی مربعی(B) و یک کانـال پرتـودهی ۸ اینچـی شـعاعی (F). درشـکل (۲–۵) نمـای کلـی راکتـور تحقیقاتی تهران و تجهیزات پرتودهی آن ارائه شده است. همچنین در شکل (۲–۶) نمای بزرگتـری از تجهیزات پرتودهی شامل کانال ها و ستون حرارتی را مشاهده میکنید.

در شکل (۲–۷) ستون حرارتی در بخش غربی راکتور نشان داده شده است. این ستون با بلوکهای گرافیتی پر شده است. این بلوک ها با چیدمانهای متفاوتی در چهار لایه در ستون حرارتی قرار گرفتهاند. بلوکها در لایهی اول به گونهای قرار گرفتهاند که میتوان تعداد نه عدد از آنها را از داخل ستون حرارتی بیرون کشید بدون اینکه بلوکهای بالایی فرو بریزند. همچنین در قسمت مرکزی در لایهی دوم جای یک بلوک خالی است که میتوان بلوکها را از آن لایه نیز خارج کرد. اخیراً با ایجاد تغییراتی در این ساختار، باریکهی نوترونی مناسب BNCT ایجاد شده است.

در بخش شرقی و در مجاورت دیواره شرقی استخر یک اتاق درمان وجود دارد که تا کنون هیچ استفادهای از آن نشده است و به عنوان انباری از آن استفاده می شود. بر روی این دیوار یک حفره پر شده با بلوک های بتنی وجود دارد که توسط دو صفحه فولادی آب بندی شده است. این دریچه ها تا اواخر انجام این تحقیقات تاکنون باز نشده بودند. در شکل (۲–۸) نیز دریچه های موجود در استخر و اتاق درمان را نشان می دهد.

در بخش غربی یک اتاق بتونی قرار دارد که در بخش انتهای متصل به استخر، از طریق یک پنجره آلومینیومی به ابعاد ۶۱×۶۱ cm² با استخر مرتبط است. از این اتاق به عنوان یک چشمهی گاما برای پرتودهی نمونهها استفاده میشود. در هر بار آزمایش پرتودهی، سوخت مصرف شده در پشت پنجره آلومینیومی قرار داده میشود.





**شکل۲-۵.** نمای کلی راکتور تحقیقاتی تهران.



**شکل۲-۶**. نمایی از کانال های پرتودهی در بخش غربی راکتور تحقیقاتی تهران.



**شکل۲-۷.** نمایی از ستون حرارتی راکتور تحقیقاتی تهران [۱۳۷].





شکل۲-۸. الف) دریچه موجود در دیواره استخر ب) دریچه موجود دراتاق درمان.

# **T-T**. سابقه تحقیقات BNCT در راکتور تحقیقاتی تهران

نخستین تحقیقات در زمینه ایجاد باریکه نوترونی مناسب در راکتور تحقیقاتی تهران در سال ۱۳۷۲ انجام شده است . این تحقیق بر اساس استفاده از کانال پرتودهی A راکتور، (شکل۲-۶)، صورت گرفته است. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داده است که امکان دستیابی به شار مناسب نوترون در این محل وجود ندارد [۳۳]. مهمترین مشکل، ناشی از بلند بودن طول و کوچک بودن شعاع کانال مذکور بود. در سال ۱۳۸۸ تحقیقات در این زمینه از سر گرفته شد[۳۱]. در این تحقیق کلیه کانالهای پرتودهی، ستون حرارتی و اتاق درمان راکتور مورد بررسی تئوری و عملی قرار گرفت. نتایج این ارزیابی ها نشان داد که ستون حرارتی و اتاق درمان گزینه های مناسبی برای ایجاد باریکه نوترونی درمانی هستند. در آن زمان با توجه به مشکلات فنی و مسائل مربوط به ایمنی و فیزیک بهداشت، استفاده از ستون حرارتی در اولویت قرار گرفت.

سطح مقطع ستون حرارتی دارای ضلع ۱۲۰ و طول ۳۰۰ سانتی متر می باشد، که به طور کامل با بلوک های گرافیتی پر شده است. در شکل (۲–۹) نمای کلی از ستون حرارتی راکتور و بخش های مختلف آن نشان داده شده است. در این تحقیق اشاره شده است که در صورتیکه بتوان همه بلوک های گرافیتی را از ستون حرارتی خارج نمود و آنها را با مجموعه ای از مواد شامل کندکننده، فیلتر و غیره جایگزین نمود، می توان باریکه مناسبی از نوترون فوق حرارتی مناسب برای درمان تومورهای عمقی مغز را ایجاد نمود [۳۱]. اما خروج تمام بلوک های گرافیتی عملاً غیر ممکن بود. مهمترین چالش موجود آهنگ بالای دز گاما در آن محل بود، شکل (۲–۹) ملاحظه شود [۳۱, ۱۳۸]. در جدول (۲-۱) مشخصات باریکه نوترونی بدست آمده در بخـش سـتون حرارتـی راکتـور تحقیقـاتی تهران را در مقایسه با پارامتر های باریکه سایر راکتور ها ارائه شده است.



**شکل۲-۹.** نمایی از ستون حرارتی و دریچه باریکه نوترونی.

تجهيزات	توان (MW)	$\phi_{epi}$ (×10 <sup>9</sup> n/cm <sup>2</sup> s)	$\frac{D_{fast}  /  \phi_{epi}}{(\times 10^{-13} \ Gy \ cm^2)}$	$\frac{D\gamma / \phi_{epi}}{(\times 10^{-13}~Gy~cm^2)}$	$\phi_{th}/\phi_{epi}$
IAEA limit [4]		>1	< 2	< 2	< 0.05
FiR-1 [72]	0/25	1/2	3/3	0/9	
THOR [139]	1	1/7	2/8	1/3	0/12
IHNI [71]	0/03	0/4	5/6	1/95	0/04
TRR [31]	5	0/65	2/2	2/1	0/04

**جدول۲-۱**. مقایسه پارامتر های باریکه نوترونی بدست آمده در راکتور تهران درمقایسه با سایر راکتورها

همانطور که مشاهده می شود شدت باریکه نوترونی بدست آمده در بخش ستون حرارتی راکتور قابل مقایسه با راکتور های دیگر بوده و قابلیت به کارگیری در آزمون BNCT را دارد. اما استفاده کاربردی از این قسمت با مشکلاتی نظیر بالا بودن دز گاما در بخش هال راکتور، نبود اتاق درمان، زمانبر بودن تخلیه بلوک های گرافیتی در هر بار پرتودهی نمونه و دز گیری بالای کارکنان راکتور همراه می باشد.

گامی دیگر از مطالعات BNCT تعیین پارامتر های نوترونی و محاسبه دز در فانتوم سر مناسب برای BNCT، بوده است. پس از ایجاد باریکه ی نوترونی مناسب در ستون حرارتی بررسی فیزیکی مؤلفه های مختلف دز و انجام آزمایش های دزیمتری در فانتوم حائز اهمیت میباشد. به همین منظور یک فانتوم سر طراحی و ساخته شد 132]140 ,141 ,15 مهمترین قابلیت این فانتوم امکان قرار دادن ابزارهای مختلف دزیمتری نظیر TLD ها، پولک ها، سیم های طلا و ژل در داخل حجم آن است. ابزارهای محین این امکان و محاسبه دزیمتری این قابلیت این فانتوم امکان قرار دادن ابزارهای مختلف دز و انجام آزمایش های دریمتری در فانتوم حائز اهمیت میباشد. به همین منظور یک مانتوم سر طراحی و ساخته شد 132]140 ,141 ,15 مهمترین قابلیت این فانتوم امکان قرار دادن ابزارهای مختلف دزیمتری نظیر TLD ها، پولک ها، سیم های طلا و ژل در داخل حجم آن است. همچنین این امکان وجود دارد که بتوان در نقاط زیادی از حجم آن دز را اندازه گیری نمود. نتایج این تحقیق نشان میدهند که فانتوم ساخته شده دارای این قابلیت است که در آزمایش های دزیمتری مربوط به نوترون درمانی با بور خصوصاً در مکان هایی که میدان های نوترون و گاما وجود دارند مورد استفاده قرار گیرد. شکل (۲–۱۰) مکان قرار گیری فانتوم در برابر دریچه خروج باریکه در راکتور نشان داده شده است.


**شکل۲-۱۰**. فانتوم ساخته شده و قسمت های مختلف آن؛ (۱) بدنه فانتوم، (۲) لوله ها برای وارد کردن ابزار سنجش، (۳) جای TLDها، (۴) جای فویل ها، (۵) تومورها، (۶) درپوش برای عایق کردن لوله ها، (۷) میله های دامی [۱۴۰].



شكل۲-۱۱. محل قرار دادن فانتوم جهت پرتودهی [141].

فصل۳ طراحي باريكه فوق حرارتي بر اساس راکتور تهران با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

#### ۳–۱. مقدمه

در این فصل به طراحی و بهینه سازی کانال جدید پرتودهی نوترون با کاربرد در BNCT پرداخته شده است. ابتدا کد شبیه سازی MCNPX2/6 معرفی شده است. در ادامه مراحل امکان سنجی استفاده از اتاق درمان، طراحی کانال نوترونی جدید و بهینه سازی کانال از لحاظ وزن گزارش شده است.

#### ۲-۳. معرفی کد شبیه سازی MCNPX2/6

کد محاسبات هسته ای MCNP، از جمله کد های محاسباتی قدر تمند برای ترابرد ذراتی نظیر فقط نوترون، فقط فوتون، فقط الكترون؛ محاسبه ترابـرد حـالات جفـت شـده ذرات مـي باشـد [١۴٢]. از کاربردهای این کد می توان به طراحی نوترونی راکتورهای هسته ای، حفاظت در برابر تابش، دزیمتری، محاسبات حفاظ و غیره اشاره نمود. در این کد کلیه واکنش های مربوط به برخورد نوترون با هسته شامل شکافت و پراکندگی های کشسان و ناکشسان در نظر گرفته شده و کتابخانه سطح مقطع این برهم کنش ها موجود است. توانایی کـد MCNP در تولیـد انـواع چشـمه هـای نقطـه ای، سطحی، حجمی و چشمه های بحرانیت، به کار گیری روش های کاهش واریانس و مجموعه وسیعی از داده های سطح مقطع از جمله ویژگی های ارزشمند این کد محاسباتی به شمار میآید. برنامه ورودی این کد توسط کاربر تولید و سپس توسط کد خوانده می شود. برنامه ورودی شامل اطلاعات مربوط به هندسه مسئله، مواد به كار رفته، نوع چشمه ، نوع جواب خواسته شده یا تالی و روش كاهش واریانس برای کاهش خطا و زمان انجام محاسبه است. این کد نخستین بار در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لـوس آلاموس با نام MCS نوشته شد. سپس در سال MCN۱۹۶۵ برای حل اندرکنش نوترون نوشته شد و نهایتا در سال ۱۹۷۷ با توسعه و ادغام برنامه های مختلفی که برای ذرات گوناگون نوشته شده بود کد مونت كارلويي MCNP با نام كد نوترون-فوتون ارائه شد. با گذشت زمان نسخه هاي ديگر آن به جهان عرضه گردید. در تحقیق پیشرو از نسخه MCNPX2/6 که در سال ۲۰۰۸ ارائه گردیده است، استفاده

شده است.

# ۳-۳. طراحی کانال پرتودهی جدید بر اساس اتاق درمان

#### ۳-۳-۱. مقدمه

همانطور که در فصل قبل گفته شد در بخش شرقی راکتور تحقیقاتی تهران اتاقی وجود دارد که از آن با نام اتاق درمان یاد میشود. این اتاق با دریچه ای که از که از طریق حفره ای که در دیوار وجود دارد و از بلو کهای بتونی پر شده است با دریچه ای که بر روی دیوار استخر قرار دارد مرتبط است. از طرفی دریچه های ذکر شده توسط صفحه فولادی آب بندی شده است. این دریجه ها با ۱۲۰ پیچ بسته شده اند. در شکل (۲–۸) نمایی از دریچه داخل اتاق درمان و استخر را مشاهده میکنید.

## ۳-۴. امکان سنجی استفاده از اتاق درمان

از نظر امکان سنجی سه مسئله مهم باید مورد ارزیابی قرار می گرفت: ۱-امکان بهره برداری از قلب در قسمت شرقی در بخش استخر سرباز ۲-میزان افت شار در فاصله قلب تا درون اتاق درمان

۳-امکان سنجی باز شدن دریچه اتاق درمان

در ابتدا طی جلسات فنی متعددی که با گروه فیزیک بهداشت و بهره برداری راکتور تشکیل شد، تصمیم بر آن شد که ابتدا طی یک آزمایش، با لحاظ نمودن مسائل فنی و ایمنی و با حضور کارشناسان گروه بهره برداری راکتور، امکان روشن نمودن و استفاده از قلب در قسمت شرقی استخر ارزیابی شود. بدین ترتیب پس از انتقال قلب به این قسمت، قلب راکتور با موفقیت روشن و به مدت ۲۰ دقیقه در قدرت ۲۰ لار ۳۰ قرار گرفت. لازم به ذکر است، در راستای انجام تحقیقاتی در راکتور، طیف انرژی نوترون در کنار وجه شرقی قلب با روش فعال سازی پولک های آستانه ای اندازه گیری شده است. شکل(۳–۱) صفحه پلی اتیلنی شامل پولکها را نشان میدهد. به منظور بازیابی طیف نوترون از کد SANDII استفاده شد [۳۱].



شکل۳-۱. . صفحه پلی اتیلنی و مجموعه پولک ها جهت اندازه گیری طیف انرژی نوترون [۳۱].



شکل۳-۲. طیف انرژی نوترون بازیابی شده توسط کد SANDII در مقایسه با کد MCNPX2/6 در طیف انرژی نوترون بازیابی شده توسط کد SANDII در مقایسه با کد MCNPX2/6 در شکل (۳-۲) نشان داده است. همانگونه که دیده می شود میزان شدت شار به گونه ای است که با طراحی مناسب می توان برای نوترون درمانی از آن استفاده نمود. حال به منظور ادامه تحقیقات و مطالعه افت شار، با توجه به فاصله زیاد حدود ۴ متری بین قلب و اتاق درمان می بایست یک اتاق درمان می بایست یک کانال شکل دهنده باریکه بین قلب و اتاق درمان قرار می گرفت. شکل (۳-۳) طراحی شماتیک از راکتور تحقیقاتی تهران و قرار گیری کانال بین قلب و اتاق درمان را در می شرک را اتاق درمان می ایست یک انال شکل دهنده باریکه بین قلب و اتاق درمان قرار می گرفت. میکل (۳-۳) طراحی شماتیک از راکتور تحقیقاتی تهران و قرار گیری کانال بین قلب و اتاق درمان با



توجه به آنالیز ایمنی راکتور تهران و نقشه ای موجود با استفاده از کد MCNPX شبیه سازی پرداخته شد. برنامه ورودی شبیه سازی بر اساس کد MCNPX در پیوست ضمیمه شده است.

شکل۳-۳. نمایی از راکتور تحقیقاتی تهران و قرارگیری کانال بین قلب و اتاق درمان.

#### ۳-۴-۳. شبیه سازی قلب

محاسبات مربوط به شبیه سازی قلب راکتور بر اساس آرایش قلب راکتور تحقیقاتی تهران در زمان انجام این تحقیق انجام شد. آرایش قلب و مشخصات سوخت در فصل معرفی راکتور تحقیقاتی تهران در بخش۲-۲-۲ به تفصیل آورده شده است. همچنین در شکل (۳-۴) هندسه حاصل از شبیه سازی کد مربوط به قلب ارائه شده است. شکل (۳-۵) مجتمع های سوخت کنترل<sup>۱</sup> و استاندارد<sup>۲</sup> و حاصل از

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Control Fuel Element (CFE)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Standard Fuel Element (SFE)

شبیه سازی کد MCNPX را نشان میدهد.

لازم به ذکر است، کد MCNPX محاسبات را برای یک ذره انجام می دهد. بنابراین برای بهنجار کردن نتایج نقش باید خروجی برنامه در شدت چشمه یعنی تعداد نوترونهای ساطع شده از چشمه در واحد زمان، ضرب شود. برای محاسبه شدت چشمه تعداد واکنشهای شکافت در واحد زمان را محاسبه کرده و سپس در میانگین تعداد نوترونهای ساطع شده به ازای هر شکافت ضرب می کنیم. اگر فرض کنیم که در هر شکافت ۲۰۰MeV انرژی آزاد میشود در آن صورت در توان MW ۵ تعداد واکنشهای شکافت در واحد زمان به صورت زیر محاسبه میشود. در رابطه زیر تعداد نوترون در هر واکنش شکافت بطور میانگین حدود ۲/۴ در نظر گرفته شده است 143][.

$$S = \Delta \times 1 \cdot \frac{j}{s} \times \frac{1 \text{MeV}}{1/5 \times 1 \cdot \frac{j}{s}} \times \frac{1 \text{fission}}{1/5 \times 1 \cdot \frac{j}{s}} \times \frac{1}{1/5} \times \frac{1}{1/5$$

چشمهی نوترونی شکافت با استفاده از کارت KCODE به دست آمده است و تالی های مربوط ه در محل دریچه در اتاق درمان تعریف شده اند. فاصله قلب تا دریچه حدود ۴ متر است لذا برای کاهش زمان برنامه از روش کاهش واریانس رولت روسی بهره گرفته شد. در این روش هندسه به تعدادی سلول تقسیم شده سپس برای هر سلول "اهمیت" ویژه ای تعریف می شود. تعریف "اهمیت" به گونهای می باشد که مقدار آن به سمت مکان محاسبه تالی افزایش یافته و به سمت نواحی کم اهمیت کاهش یابد.



#### ۳-۴-۳. افت شار در فاصله بین قلب و اتاق درمان

پس از شبیه سازی کامل اجزای راکتور، برای امکان سنجی استفاده از اتاق درمان برای مکان پرتودهی، میزان افت شار در مکان استخر دوم تا اتاق درمان محاسبه شد. این کار با قراردادن یک کانال پر از هوا از جنس آلومینیوم به ضخامت ۲ سانتی متر و قطر ۱۴۰ سانتی متر، بین قلب و اتاق درمان صورت گرفت. در فرضیه نخست حفره داخل دیوار خالی، دریچه موجود بر روی استخر بسته و دریچه روی دیوار اتاق درمان باز در نظر گرفته شد و نهایتاً پارامتر های مورد نیاز در مکان پرتو دهی در اتاق درمان محاسبه شد (شکل (۳-۶)). این پارامتر ها از طریق کارت های MCNP زیر محاسبه گردید:

$$\int_{E_L}^{E_U} \varphi(E) dE \qquad (r-r)$$

در رابطه فوق (E) شار نوترون،  $E_L$  و  $E_U$  حداقل و حداکثر گستره انرژی را به ترتیب نشان میدهد.



شکل۳-۶. نمایی از شبیه سازی استخر، قلب،کانال هوا واتاق درمان در کد MCNPX. جدول (3–۱) نتایج محاسبه شار سه گروهی نوترون در مجاورت قلب و محل پرتـو دهـی را نشـان میدهد. همانگونه که ملاحظه میشود با وجود افت فشار قابل توجه در مسیر نوترون میزان شدت شار در محل پرتو دهی به گونه ای است که می تـوان بـا طراحـی یـک مجموعـه مناسـب از مـواد شـامل کندکننده، فیلتر و موازی کننده، شار فوق حرارتی مناسبی را با توجه به معیار های ارائه شده از سوی آژانس بین المللی انرژی اتمی ایجاد نمود.

موقعيت	شار حرارتی 12×10 <sup>12</sup> (n/cm <sup>2</sup> .s)	شار فوق حرارتی 10 <sup>10</sup> (n/cm <sup>2</sup> .s)	شار سریع ×10 <sup>1۱</sup> (n/cm <sup>2</sup> .s)
در مجاورت قلب	<b>ヽ/٣ヽ ±・/・・٢</b>	۴۶/۶ ±٠/۱۳	$\lambda/1\Delta \pm \cdot/\cdot T$
در محل پرتودهی	・/۶ ±・/・・ \	۲/۱۴ ±۰/۱۰	・/۲۶ ±・/・ )

جدول۳-۱. شار سه گروهی نوترون در (مجاورت قلب) و (در محل پرتودهی).

#### ۳–۴–۴. امکان سنجی باز نمودن دریچه اتاق درمان

یکی از مسایل مهم در انجام این تحقیقات، دریچه موجود در اتاق درمان بود که اساس ایده انجام تحقیقات BNCT در بخش شرقی استخر بر پایه آن طرح ریزی شده است. با توجه به عمر بالای راکتور و اینکه این دریچه تا کنون باز نشده است، بازکردن دریچه داخل استخر بسیار مخاطره آمیز تشخیص داده شد و لذا تصمیم گرفته شد که حتی الامکان این دریچه باز نشود. اما دریچه داخل اتاق درمان را میتوان با باز کردن تعداد ۱۲۰ پیچی که آن را به دیوار متصل کرده است، باز نمود. به ایـن ترتیب در مراحل اولیه شبیه سازی فرض بر آن شد که دریچه داخل آب در محل خود ثابت در نظر گرفته شود. در طول انجام این پژوهش، بنابر سیاست های پژوهشکده راکتور و ایمنی هسته ای مبنی بر انجام برخی تعمیرات، راکتور به طور کامل تخلیه شد. در همین راستا و به منظور سهولت در انجـام کارشناسان استفاده گردد. به این ترتیب کانال موجود روی دیوار شرقی استخر بطور کامل باز شد کـه کارشناسان استفاده گردد. به این ترتیب کانال موجود روی دیوار شرقی استخر بطور کامل باز شد کـه این مسئله موجب شد تا دید وسیع تر و مناسب تری از شرایط موجود بدست آید. شکل (۳–۲) نمایی این مسئله موجب شد تا دید وسیع تر و مناسب تری از شرایط موجود بدست آید. شکل (۳–۲) نمایی



**شکل۳-۷.** نمایی از دریچه باز شده موجود در اتاق درمان. همچنین در شکل(۳-۸) نمایی از مراحل بازگشایی دریچه موجود بر روی استخر مشاهده میشود.



**شکل۳-۸**. نمایی از مراحل بازگشایی دریچه موجود بر روی استخر برای نخستین بار.

# ۳-۵. طراحی کانال شکل دهنده باریکه

#### ۳-۵-۳. بهینه سازی کند کننده

در گام اول بر اساس خصوصیات یک کند کننده مناسب که در فصل ۱ مطرح شد و استاندارد های ارائه شده از سوی آژانس بین المللی انرژی اتمی تعدادی از موادی که بیشتر برای کند کننده استفاده میشود انتخاب گردید (جدول (۳–۲) ملاحظه شود) و هریک از مواد کندکننده با ضخامت ۱۰ سانتی متر مورد آزمایش قرار گرفت. در این مرحله از آزمایش، شار سه گروهی نوترون در گستره حرارتی، فوق حرارتی و سریع با استفاده از کارت F4 و E4 به صورت جداگانه محاسبه شد.

جدول۳-۲. مواد مورد بررسی به عنوان کند کننده

مواد	Al	Fluental <sup>1</sup>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	AlF <sub>3</sub>	MgF <sub>2</sub>	D <sub>2</sub> O	Fe	С
چگالی (g/cm <sup>3</sup> )	2/7	2/994	1/3	1/85	3/140	1/11	7/87	1/70

1: 30% Al, 69% AlF<sub>3</sub>,1% LiF

در شکل (3–۹) نسبت شار نوترون های فوق حرارتی به شارکل نوترون و ب) نسبت شار نوترون های سریع به شار کل نوترون برای تعدادی ماده کند کننده نشان داده شده است.

همانگونـه کـه در شـکل (3–9) مشـاهده مـیشـود، سـه مـاده Iber ای D2O ، Fluental و می MgF بـدلیل ا toat از fast/l ای اینین تر درعین حال toat از toat انسبتاً خوب برای ماده کند کننـده و ادامـه آزمایشـات محاسباتی انتخاب گردید. مرحله بعدی افزایش گام به گام کند کننده از ضخامت ۱۰ سـانتی متـر تـا ضخامت ۶۰ سانتی متر بود که به صورت جداگانه مـورد آزمـایش قـرار گرفت. کـه شـامل ۱۸مرتبـه آزمایش برای مواد Fluental و MgF و MgF بود. در جدول (۳–3) شار سه گروهی نوترون بـرای مـواد ذکر شده ارائه شده است. برای انتخاب ماده نهایی برای بخش کند کننده نسبت نوترون فـوق حرارتـی به کل نوترون مورد بررسی قرار گرفت که در شکل (۳–۱۰) نمایش داده شده است. همانگونه که ملاحظه میشود ماده Fluental دارای بیشترین نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون کل است. لذا براساس هدف این مرحله که کند نمودن نوترون سریع و ایجاد بیشترین شار نوترونی در گستره نوترون های فوق حرارتی میباشد، Fluental با ضخامت ۵۰ سانتی متر انتخاب شد. لازم به ذکر است در خروجی کد MCNP کلیه کمیتهای محاسبه شده با خطای نسبی آن گزارش می شود. از آنجایی که بر اساس دستور العمل ارائه شده برای کد، خطای نسبی زیر ۱۰ در صد معتبر است کلیه محاسبات صورت گرفته در این بخش با در نظر گیری خطای زیر ۱۰ درصد و در اکثر موارد زیار ۵ درصد انتخاب و در این رساله گزارش شده است.

در مرحله سوم مخروطی را به عنوان موازی ساز در حفره دیوار متصل کننده استخر به اتاق درمان در نظر گرفته شد. طول این حفره در حدود 135سانتی متر است (شکل (۳–۱۱) ملاحظه شود). موازی سازی از جنس های سرب و بیسموت با شکل مخروط ناقص و پرشده از هوا مورد آزمایش قرار گرفت. همچنین در این مرحله علاوه بر شار سه گروهی نوترون برای استاندارد سازی باریکه با سایر پارامتر ها نظیر دز نوترون سریع و دز گاما با استفاده از کارت های F6/E6 براساس رابطه زیر مورد محاسبه قرار گرفت:

# $\int_{E_L}^{E_U} \varphi(E) \operatorname{H}(E) dE \qquad (\mathfrak{r} - \mathfrak{r})$

در رابطه فوق (E) ا شار نوترون، E<sub>L</sub> و E<sub>L</sub> حداقل و حداکثر گستره انرژی و (H(E تابع پاسخ گرمای نوترون را نشان میدهد.



**شکل۳-۹.** الف) نسبت شار نوترون های فوق حرارتی به شارکل نوترون و ب) نسبت شار نوترون های سریع به شارکل نوترون برای تعدادی ماده کند کننده با ضخامت ۱۰ سانتی متر.

	ضخامت	f <sub>th</sub>	f <sub>epi</sub>	f <sub>fast</sub>	f toatl
مواد	(cm)	$(n/cm^2.s)$	$(n/cm^2.s)$	$(n/cm^2.s)$	$\times 10^{10}$ (n/cm <sup>2</sup> .s)
	10	5/85 ±0/13	$1/39 \pm 0/08$	0/794 ±•/•۶	8/04 ±•/•۶
	20	5/16 ±0/04	$0/733\pm \cdot /\cdot$ r	$0/262 \pm \cdot / \cdot $ )	6/16 ±•/• \
	30	4/45 ±0/02	0/27±•/••A	$0/064 \pm \cdot / \cdot \cdot \cdot$	$4/78 \pm \cdot/ \cdot \cdot$ )
$D_2O$	40	$3/66 \pm 0/01$	$0/082 \pm \cdot/\cdot \cdot r$	$0/023 \pm \cdot/ \cdot \cdot 1$	$3/76 \pm \cdot / \cdot \cdot 1$
	50	2/99 ±0/01	$0/026\pm \cdot/\cdot\cdot$ )	$0/006 \pm \cdot/ \cdot \cdot 1$	$3/02 \pm \cdot/ \cdot \cdot 1$
	60	2/38 ±0/05	$0/007 \pm \cdot / \cdot \cdot 1$	$0/002 \pm \cdot/\cdot \cdot 1$	$2/39\pm \cdot/\cdot\cdot$ )
	10	4/83 ±0/11	1/55 ±•/• ٩	$0/968 \pm \cdot / \cdot $ Y	$7/35 \pm \cdot/\cdot v$
	20	$3/61 \pm 0/03$	$1/18 \pm \cdot / \cdot $ v	0/35 k ± · / · r	$5/15 \pm \cdot/\cdot$ r
МБ	30	$2/65 \pm 0/01$	$0/794 \pm \cdot / \cdot $ )	0/111 ±•/•• \	$3/56 \pm \cdot/ \cdot \cdot$ )
MgF <sub>2</sub>	40	1/90±0/01	$0/048 \pm \cdot / \cdot \cdot 1$	$0/03 \pm \cdot / \cdot \cdot \tau$	$2/40 \pm \cdot / \cdot \cdot v$
	50	1/34 ±0/004	0/248 ±•/•• \	$0/008 \pm \cdot/ \cdot \cdot 1$	$1/60 \pm \cdot / \cdot \cdot \cdot$
	60	0/922 ±0/002	$0/121 \pm \cdot / \cdot \cdot 1$	$0/0\cdot3\pm\cdot/\cdot\cdot$ )	$1/05 \pm \cdot / \cdot \cdot 1$
	10	4/80±/13	$1/630 \pm \cdot / \cdot $ ۹	$1/\Upsilon \pm \cdot / \cdot \lambda$	$7/61 \pm \cdot / \cdot v$
	20	$3/2 \pm 0/02$	$1/36 \pm \cdot / \cdot r$	$0/5 \pm \cdot / \cdot$ r	$5/09 \pm \cdot / \cdot \tau$
Fluental	30	2/20±0/01	$1/08 \pm \cdot / \cdot$ ۲	$0/18 \pm 1/17$	$3/46 \pm \cdot / \cdot \cdot \tau$
	40	$1/5 \pm 0/01$	$\cdot$ /72 ± $\cdot$ / $\cdot$ ۲	$0/67 \pm \cdot / \cdot $ ۱	$2/28 \pm \cdot/ \cdot \cdot 1$
	50	1/00±0/01	0/504 ±•/•• ١	$0/025 \pm \cdot/\cdot \cdot$ )	$1/54 \pm \cdot / \cdot \cdot \iota$
	60	0/69 ±0/01	$0/31 \pm \cdot / \cdot \cdot \cdot$	$0/0 \cdot \mathbf{Y} \pm \cdot / \cdot \cdot \mathbf{Y}$	$1/00 \pm \cdot / \cdot \cdot 1$

**جدول۳-۳.** شار سه گروهی نوترون برای مواد D<sub>2</sub>O ، Fluental و MgF<sub>۲</sub> با ضخامت های مختلف.



**شکل۳–۱۰.** نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون کل برای مواد کند کننده از ضخامت ۱۰ تا ۶۰ سانتی متر. در مرحله سوم مخروطی را به عنوان موازی ساز در حفره دیوار متصل کننده استخر به اتاق درمان در نظر گرفته شد. طول این حفره در حدود 135سانتی متر است (شکل (۳–۱۱) ملاحظه شود). موازی سازی از جنس های سرب و بیسموت با شکل مخروط ناقص و پرشده از هوا مورد آزمایش قرار گرفت. همچنین در این مرحله علاوه بر شار سه گروهی نوترون برای استاندارد سازی باریکه با سایر پارامتر ها نظیر دز نوترون سریع و دز گاما با استفاده از کارت های F6/E6 براساس رابطه زیر مورد محاسبه قرار گرفت:

$$\int_{E_L}^{E_U} \varphi(E) \operatorname{H}(E) dE \qquad (\mathfrak{r} - \mathfrak{r})$$

در رابطه فوق (E) | شار نوترون، E<sub>L</sub> و E<sub>U</sub> حداقل و حداکثر گستره انرژی و (H(E تابع پاسخ گرمای نوترون را نشان میدهد.



شکل۳-۱۱. نمایی از شبیه سازی قلب، استخر، کانال هوا، موازی ساز و اتاق درمان در کد MCNPX.

پارامتر های مختلف نوترون پس از به کارگیری سرب و بیسموت در اطراف موازی ساز در جـدول (۳-۴) ارائه شده است.

$\frac{D_{\gamma}}{\times 10^{-12}} \text{H}_{epi}$	$D_{fast}$ /f epi $\times 10^{-13}$	$ \begin{array}{c} {f_{\rm fast}} \\ \times 10^9 \\ ({n/cm}^2.{\mathrm{s}}) \end{array} $	$ \begin{array}{c} {f}_{\mathrm{th}} \\ \times 10^{10} \\ (\mathrm{n/cm^2.s})^0 \end{array} $	$     f_{epi}_{\times 10}, (n/cm^2.s) $	اجزای کانال پرتو
۸/۴۵±0/3	•/\$~±0/05	۰/۲۵±0/0۲	1/7±・/・1	۵/•۴±0/09	کند کننده (Fluental)
3/33±0/24	0/52±0/04	•/~~±0/0*	•/VY±•/••٩	6/95±0/15	کند کننده + موازی ساز سربی
2/89±0/03	0/38±0/03	•/٣٧±0/0۴	۰/۸۸±0/0۲	6/47±0/28	کند کننده + موازی ساز بیسموتی

**جدول ۳–۴**. پارامتر های مختلف نوترون پس از به کارگیری سرب و بیسموت در اطراف موازی ساز.

استفاده از سرب میتواند منجر به ایجاد باریکه نوترونی مناسب تری از نظر بالا بودن شار فوق حرارتی و کم بودن آلودگی های نوترون سریع و حرارتی گردد. همچنین از نظر ملاحظات اقتصادی این ماده مناسب تر از بیسموت میباشد. بنابراین در این مرحله سرب به عنوان بهترین گزینه برای اطراف موازی ساز انتخاب گردید.

#### ۳-۵-۳. حفاظ گاما

در BNCT بر اساس معیار های ارائه شده از سوی آژانس پرتو گاما آلودگی محسوب می شود و لازم است تا حد مجاز جدول(۱–۸) کاهش یابد. بدین منظور از سرب با ضخامت های مختلف و در موقعیت های مختلف در کانال استفاده شد و حالت های متعددی مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفت. ارزیابی های اولیه نشان داد که استفاده از یک تک لایه سربی در ابتدای کانال و نزدیک قلب تاثیر مناسبی برای کاهش مقدار دز گاما ندارد و به همین دلیل از سه لایه سربی در مکان های مختلف درون کانال استفاده گردید. به این ترتیب که یک لایه در ابتدای کانال، یک لایه بعد از کندکننده و یک لایه نیز در انتهای کانال در نظر گرفته شد و ضخامت های مختلفی برای این سه لایه مورد بررسی قرار گرفت که نتایج حاصل آزمایش حالات مختلف در جدول (۳–۵) ارائه شده است. همانگونه که ملاحظه می شود حالت شماره ۴ با کاهش ۸۵ درصدی گاما به عنوان حالت برتر مورد انتخاب واقع شد. در این حالت ضخامت لایه ها به ترتیب برابر ۵ سانتی متر در ابتدای کانال پرتو، ۲سانتی متر بعد از کند کننده و ۳ سانتی متر در انتهای کانال پرتو، ۲سانتی متر بعد

$ \begin{array}{c} f _{epi} \\ \times 10^{9} \\ (n/cm^{2}.s) \end{array} $	کاهش گاما ٪	$D_{\gamma} \times \gamma \cdot \gamma$ (Gy/s)	ف	ىخامت (cm) كان ھاى مختا	خ در م	شماره حالت ها
		_	انتهای کانال پرتو	انتهای کند کننده	ابتدای کند کننده	
8/90±•/14	۱	۲/۳۱±۰/۱۷	•	•	•	١
۵/۹۶±۰/۱۱	26	۱/۷۲±۰/۱۴	•	•	۵	٢
٣/۶٩±•/•۶	77	•/52±•/•۳٧	•	٣	۵	٣
٣/٢٢±•/•٣	85	•/٣۵±•/١۴	۲	٣	۵	۴

جدول ۳-۵. آزمایش حالات مختلف حفاظ گاما در کانال شکل دهنده باریکه.

#### ۳-۵-۳. بازتابنده نوترون

به منظور کاهش نشتی نوترون های فوق حرارتی از سطح جانبی کند کننده باید موادی با ویژگی سطح مقطع پراکندگی بالا و عدداتمی بالا استفاده نمود [۴]. بر اساس استاندارد آژانس بین المللی انرژی اتمی Bi و Pb از جمله مواد مناسب برای به کار گیری در بخش بازتابنده میباشند. شکل (۲-۳) سطح مقطع پراکندگی و سطح مقطع جذب Bi و Pb را نشان میدهد.

در این مرحله از طراحی، میزان شدت شار نوترون فوق حرارتی و نسبت کاهش دز گاما به شار کل نوترون، طی۳۴ مرتبه آزمایش مواد Bi و Pb با ضخامت های ۲ تا ۵۰ سانتی متر مورد بررسی و محاسبه قرار گرفت.



Pb و Bi شکل۳–۱۲. سطح مقطع پراکندگی کشان و سطح مقطع جذب نوترون با Bi و Pb و انتخاب ماده و ضخامت مناسب از موادB و Pb توجه به نکات زیر لازم است:

۱-شار نوترون فوق حرارتی

همانگونه از شکل های (۳–۱۳) مشاهده می شود با افزایش ضخامت سرب و بیسموت تا ضخامت ۳۰ سانتی متری شار نوترون فوق حرارتی افزایش می یابد اما از ضخامت ۳۲ سانتی متری تا ۶۰ سانتی متری از هر دو مواد شار فوق حرارتی بدلیل کاهش ابعاد موثر سطح مقطع کند کننده کاهش می یابد. از طرفی شار نوترون فوق حرارتی ماده سرب بالاتر از بیسموت است زیرا با وجود آنکه سطح مقطع پراکندگی بیسموت بالاتر است (شکل (۳–۱۲) )، اما سطح مقطع جذب نوترون فوق حرارتی بالاتری نسبت به سرب دارد. ۲-نسبت دز گاما به شار نوترون کل

همانگونه از شکل (۳–۱۴) مشاهده می شود دز گاما به شار نوترون کل در هر دو ماده با افزایش ضخامت تا ۶۰ سانتی متر کاهش می یابد اما سرب بدلیل جذب کمتر نوترون فوق حرارتی دز گاما به شار نوترون کل پایین تری دارد. باتوجه به موارد ذکر شده از بین ماده سرب و بیسموت، در این مرحله سرب مورد انتخاب قرار گرفت. از طرفی اگرچه انتخاب ضخامت های بالاتر ماده سرب نسبت به ضخامت ۱۰ سانتی متری سرب نتایج بهتری دارد اما بدلایل ملاحظات اقتصادی و کاهش وزن کانال شکل دهنده باریکه در این بخش، ضخامت ۱۰ سانتی متری از سرب به عنوان حالت بهینه انتخاب گردید.



شکل۳–۱۳. میزان شار فوق حرارتی برای ضخامت های مختلف بیسموت و سرب.



**شکل۳-۱۴**. مقایسه نسبت دز گاما به شار فوق حرارتی برای ضخامت های مختلف بیسموت و سرب.

#### ۳-۵-۴. حفاظ نوترون حرارتی

در این مرحله برای کاهش میزان آلودگی نوترون های حرارتی موجود در باریکه، از کادمیوم با ضخامت های مختلف استفاده شد. به این منظور پنج حالت متفاوت با ضخامت های مختلف به صورتی که در جدول (۳–۶) ارائه شده است مورد آزمایش قرار گرفت. بر اساس نتایج گزارش شده در جدول ذکر شده حالت شماره پنج بهترین نسبت شار نوترون حرارتی را به شار نوترون فوق حرارتی ایجاد میکند.

ضخامت کادمیوم در بخش های مختلف (mm)							
شمارہ حالت	ابتدای کند کننده	انتهای کند کننده	انتهای کانال پرتو	اطراف موازی ساز	φ <sub>th</sub> /φ <sub>epi</sub>		
1	1	1	1	•	0/04 ±0/0002		
2	2	2	2	0	0/03±0/0002		
3	3	3	3	0	0/03±0/0002		
4	0	0	0	1	0/19±0/0003		
5	2	2	2	1	0/001±0/0002		

**جدول ۳-۶**. نسبت شار نوترون حرارتی به فوق حرارتی درمرحله افزودن کادمیوم به آرایش کانال پرتو

#### ۳-۵-۵. بررسی اثر کانال پرتو بر راکتیویته قلب

ازجمله مواردی که در طراحی کانال شکل دهنده باریکه درنظر گرفته شد بررسی اثر کانال بر ایمنی عملکرد قلب راکتور است. از آنجایی که اندازه گیری راکتیویته قلب در کنترل ایمنی راکتورها، نقش بسیار مهمی ایفا می کند. بنابر این به بررسی راکتیویته اضافی<sup>۱</sup> و راکتیویته ایمن<sup>۲</sup> قلب پرداخته شد. راکتیویته اضافی عبارت است از:

$$\rho_{\rm ex} = \frac{K_{\rm eff} - 1}{K_{\rm eff}} \qquad (f-r)$$

ابتدا ضریب تکثیر موثر یا K<sub>eff</sub> را در حالتی که میله های کنترل کاملا در داخل قلب باشند محاسبه کرده و سپس با استفاده از رابطه (۳–۴) راکتیویته اضافی در دوحالت وجود کانال پرتو و عدم وجود کانال پرتو محاسبه شد.

همچنین راکتیویته ایمن بصورت زیر است:

$$SDM = 1 - K_{eff}$$
 (d-r)

ابتدا Keff را در حالتی که میله های کنترل کاملا در داخل قلب باشند محاسبه کرده و سپس با استفاده از رابطه (۳–۵) راکتیویته ایمن در دوحالت وجود کانال پرتو و عدم وجود کانال پرتو محاسبه شد. نتایج حاصل از این آزمایش در جدول (۳–۷) ارائه شده است. همانگونه که در چهار حالت ذکر شده در جدول مشاهده می شود وجود کانال پرتو بر ایمنی قلب اثر قابل توجهی ندارد.

<sup>1</sup> Excess reactivity

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Shutdown Margin(SDM)

پارامتر های ایمنی قلب	عدم وجود كانال پرتو	با وجود کانال پرتو
k <sub>eff</sub>	1/• TT±0/0002	1/• TT±0/0002
$\rho_{ex}$	0/023±0/0002	0/022±0/0002
SDM	0/119±0/0002	0/120±0/0002

جدول۳-۷. بررسی پارامتر های ایمنی قلب در حالت وجود و عدم وجود کانال پرتو.

#### ۳-۵-۶. بهینه سازی وزن کانال پرتو

پس از انتخاب تمام بخش های کانال پرتو، کانال پرتویی با شعاع ۷۰ سانتی متر با وزن در حدود ۱۵/۴ تن بدست آمد. برای قرار گیری چنین تجهیزاتی در استخر تلاش بر آن شد با حفظ شدت شار مناسب وزن کانال پرتو کاهش داده شود. به این منظور شعاع های مختلف کانال پرتو از ۷۰ به ۴۰ سانتی متر مورد بررسی قرار گرفت. نتایج حاصل از بهینه سازی وزن در جدول (۳–۸) ارائه شده است. . بر اساس جدول (۳–۸) کانال پرتو با شعاع ۵۰ سانتی متر که دارای شار نوترونی فوق حرارتی مناسب و وزنی در حدود ۱۰تن می باشد به عنوان کانال نوترونی جدید در بخش شرقی راکتور انتخاب شد.

شعاع (cm)	$\substack{\phi_{epi}\\ (\times 10^9 n/cm^2 s)}$	$\begin{array}{c} D_{fast}  /  \phi_{epi} \\ (\times 10^{-13}  Gy \\ cm^2) \end{array}$	$\begin{array}{c} D\gamma / \phi_{epi} \\ (\times 10^{-13} \ Gy \\ cm^2) \end{array}$	$\phi_{th}/\phi_{epi}$	وزن کانال (تن)
70	4/54 ±0/01	0/18±0/0۲	1/06 ±0/0	0/001±0/0۳	15/4
60	4/06 ±0/01	0/19±0/0۲	1/06 ±0/0v	0/0009±0/0··۴	12/5
50	2/96 ±0/01	1/15±0/0۵	0/26 ±0/0۳	0/003 ±0/0··۴	9/88
40	1/33 ±0/01	2/55±0/0۲	0/4 ±0/0۴	0/02 ±0/0۲	7/39

جدول۳-۸. مقایسه پارامتر های نوترون کانال پرتو با شعاع های مختلف.

#### ۳–۶. نتيجه



**ل ۱–۱۵**. مفایسه طیف تهایی افرزی توترون در آناق درمان در محل پرتودهی با سایر را تنو [ ۱۴۵،۱۴۴،۴۱].

D <sub>fast</sub> / φ <sub>epi</sub> (×10 <sup>-13</sup> Gy cm <sup>2</sup> )	$\substack{\phi_{\text{th}}}{(\times 10^8\text{n/cm}^2\text{s})}$	$\phi_{epi}$ (×10 <sup>9</sup> n/cm <sup>2</sup> s)	قدرت (MW)	تجهيزات
1/10	• / )	۲/٩۶	5	TRR (شبیه سازی در این تحقیق)
٠/٩	•/٩٧	۴/۲۹		MIT-FCB (شبیه سازی)
١	١/١۶	٣/٧١	5	MIT-FCB (اندازہ گیری)
۷/۲	•/•٣	۰/۳۵		لالالالا (شىبە سازى)
١/٧	۲/۰۵	1/14	5	KURR (اندازہ گیری)
۶/۴	•/•۴	•/٣٢		HFR (شبیه سازی)
11	•/•¥	٠/٣٧	45	HFR (اندازه گیری)
۲/۶	٠/١۴	• /۶٨		BMRR (شببه سازی)
۲/۷	•/١٩	•/\\	3	BMRR (دیابت ایدانه کرد)
۲/۶	•/• ٩	•/٢٧		(شببه بیازی کیری) (شببه بیانی)
۲/٨	•/٣•	• /٣ •	1	لاندانی ساری ساری WSU
١/٨	۱۸	۰/۸۱		JRR-4
۲/۰	18	•/84	1	السبیه ساری) JRR-4
٧/٩	•/۲٨	•/۶٨		RA-6
۹/۱	۰/۳۳	•/8۵	0/5	(تبيية شارى) RA-6
١/۴	•  88	۱/۰۳		رانداره نیری) FiR1
۱/۵	•/٧٢	١/•٧	0/25	(سبیه سری) FiR1
				(اندازه دیری)

**جدول۳–۹**. مقایسه پارامتر های نوترونی حاصل از کانال نوترونی جدید با داده های استاندارد آژانس بین المللی انرژی اتمی و سایر راکتور ها [39] .



**شکل۳–۱۶**. طرح نهایی کانال نوترونی جدید در راکتور تحقیقاتی تهران ۱،۲،۳: سرب (۵سانتی متر در ابتدای کند کننده، ۲سانتی متر در انتهای کند کننده و ۳ سانتی متر در انتهای کانال پرتو) ۴: کادمیوم (در اطراف موازی ساز با ضخامت یک میلی متر).

فصل۴

ارزیابی درمانی باریکه نوترون نهایی و ملاحظات ایمنی پرتویی کارکنان

#### ۴–۱. مقدمه

پس از طراحی باریکه نوترون جدید در بخش شرقی راکتور، در گام بعدی به ارزیابی باریکه نوترون طراحی شده برای درمان پرداخته شد. به این منظور ابتدا اثر نوترون روی بافت ، اثر نوترون روی بافت ، در BNCT و معیار های سنجش باریکه در نوترون معرفی شده است. سپس به بررسی قابلیت باریکه نوترون طراحی شده در درمان تومور های عمیق در مغز (در عمق ۳ تا ۵ سانتی متر) از فانتوم سر نوترون طراحی شد. همچنین ایمنی پرتویی کارکنان در حین پرتودهی در Tac مور مطالعه قرار گرفت.

#### ۴-۲. اثر نوترون بر روی بافت

میزان انرژی جذب شده در هرکدام از عناصر بافت که با نوترون برهم کنش می کند را دز جذب شده می گویند [۱۴۶]. البته نوع برهم کنش وابسته به انرژی نوترون است. عامل اصلی انتقال انرژی برای نوترون های سریع (تا حدود 20MeV) برخورد کشسان و برای نوترون های حرارتی واکنش گیراندازی است. در موارد پراکندگی کشسان، هسته های پراکنده شده انرژیشان را در مجاورت محل برهم کنش اولیه نوترون از دست میدهند. دز تابشی را که بطور موضعی جذب می شود دز برخورد اول می گویند و آن را به کمک شار اولیه نوترون به طور کامل تعیین می کنند، نوترون پراکنده شده را پس از این برهم کنش اولیه در نظر می گیرند [۱۴۶]. آهنگ دز برخورد اول برای نوترون های سریع با

$$\dot{D}_n(E) = \frac{\varphi(E)E\sum N_i\sigma_i f_i}{\frac{NJ}{kg.Gy}}$$
(1-4)

که در آن (e) شار نوترون های با انرژی E (برحسب  $n/cm^2.s$ )، E انرژی نوترون (برحسب ژول)،

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Snyder head phantom

 $N_i$  تعداد اتم در هر کیلوگرم عنصر آام،  $\sigma_i$  سطح مقطع پراکندگی عنصر i ام برای نوترون های با انرژی H رجسب  $N_i^{-rf}$  در جارن)، f میانگین کسر انرژی منتقل شده از نوترون به اتم پراکنده در خلال (برحسب  $1^{-rf}$  در ازن)، f میانگین کسر انرژی منتقل شده از نوترون به اتم پراکنده در خلال برخورد با نوترون است. که در آن (P(E)) شار نوترون های با انرژی H (برحسب s. (n/cm<sup>2</sup>.s))، H انرژی نوترون (برحسب ژول)، Ni تعداد اتم در هر کیلوگرم عنصر آم، آم، منتقل شده یراکندگی عنصر آم با نرژی H (برحسب ژول)، Ni تعداد اتم در هر کیلوگرم عنصر آم، ان میان و آم، منتقل شده از نوترون ایر در برای نوترون (برحسب ژول)، Ni تعداد اتم در هر کیلوگرم عنصر آم، آم سطح مقطع پراکندگی عنصر آم با برژی برای نوترون های با انرژی H (برحسب ژول)، Ni تعداد اتم در هر کیلوگرم عنصر آم، آم میانگین کسر انرژی منتقل شده از برای نوترون به اتم پراکنده در خلال برخورد با نوترون است. کسر میانگین انتقال انرژی نوترون برای پراکندگی همسانگرد در برخورد کشسان با یک هسته به عدد جرمی M برابر است با [۱۴]:

$$f = \frac{\mathsf{r}M}{(M+\mathsf{l})^{\mathsf{r}}} \tag{(7-4)}$$

ترکیب بافت نرم برای دزسنجی تابش در جدول (۴–۱) آمده است [۱۴۶]. در این جدول کسر میانگین انتقال انرژی نوترون برای هریک از عناصر بافت ذکر شده است.

f	N <sub>i</sub> atom/kg ×10 <sup>25</sup>	درصد جرمی	عنصر
0/111	2/69	71/39	0
0/142	0/64	14/89	С
0/5	5/89	10/0	Н
0/124	0/15	3/47	Ν
0/08	0/004	0/15	Na
0/053	0/002	0/10	Cl

**جدول۴-۱**. ترکیب بافت نرم برای دز سنجی.

در بین برهمکنش های پراکندگی از عناصر مختلف، بزرگترین سهم را پراکندگی از هیدروژن یعنی برهمکنش H(n,n)<sup>1</sup>H دارد. برای نوترون های حرارتی باید دو واکنش <sup>14</sup>N(n,p)<sup>14</sup>C و H(n,γ)<sup>2</sup>H درنظر گرفته شود. آهنگ دز برخورد اول برای نوترون های حرارتی عبارت است از [۱۴۶]:

$$\dot{D}_{nP} = \frac{\varphi N \sigma Q_{\times 1} \beta_{\times 1} \cdot \frac{1}{\sqrt{p}} J / MeV}{\frac{1}{kg.Gy}}$$
(r-f)

که در آن  $\varphi$  شار گرمایی (برحسب  $(n/cm^2.s - n/cm^2.s)$ )، ۲ تعداد اتمهای نیتروژن در هـر کیلـو گـرم بافـت  $\varphi$  شار  $\varphi$  شار گرمایی (برحسب  $(1/4 \times 10^{-24} cm^2))$ )،  $\sigma$  سطح مقطع جذب نیتروژن ( $(1/4 + 10^{-24} cm^2))$ ) و Q انرژی آزاد شده در واکنش ( $(1/4 \times 10^{-24} cm^2))$ ) است.

واکنش دیگر H(n,γ)<sup>2</sup>H، معادل آن است که ایزوتوپ گسیلنده گاما بطور یکنواخت در سرتاسر بدن توزیع شده باشد که در این صورت با دز گامای سراسری مواجه می شویم. فعالیت ویژه گاما عبارت است از:

$$A = \varphi \sigma N \quad Bq / kg \tag{(f-f)}$$

که در آن  $\varphi$  شار گرمایی (برحسب  $n/cm^2$ .s)، N تعداد اتم های هیدروژن در هر کیلوگرم بافت  $\phi$  ماد آن  $\phi$  شار گرمایی ( $\phi$  ماد  $\sigma$  ( $0.74 \times 10^{-24} \text{ cm}^2$ ))،  $\sigma$  سطح مقطع جذب هیدروژن ( $\sigma$  ( $0.74 \times 10^{-24} \text{ cm}^2$ )) است.

۲۰ برای بررسی دزیمتری در BNCT علاوه بر سه واکنش <sup>14</sup>N(n,p)<sup>14</sup>C، <sup>14</sup>N(n,p)<sup>2</sup>H و <sup>1</sup>(n,n)<sup>1</sup> و <sup>1</sup>H(n,n)<sup>1</sup> و <sup>1</sup>H(n,n)<sup>1</sup>C ذکر شده در بخش قبل واکنش <sup>10</sup>B(n,α)<sup>7</sup>Li هم در نظر گرفته می شود 27][. به این ترتیب در محاسبه در باید در ناشی از این چهار واکنش به صورت جداگانه محاسبه گردد. شرح چهار برهم کنش عبارت است از:

۲-گامای ثانویه ناشی از گیراندازی نوترون با هیدروژن و گامای موجود در باریکه نوترون (Dγ):

$${}^{\prime}H + {}^{\prime}n \otimes {}^{\prime}H + \gamma + \gamma / \gamma MeV \qquad (\beta - \beta)$$

(D<sub>fast</sub>) الماد (H(n,n)<sup>1</sup>H) الماد (المعارفين الماد (المعافين الماد) (D<sub>fast</sub>) الماد (-۳

نشان داده می شود. ۴-پس زنی پروتون ناشی از گیر اندازی نوترون در نیتروژن بافت (D<sub>th</sub>) نشان داده می شود: (۲ - ۴) N +' n ® <sup>۱۴</sup> C +' p +۵۸۰keV (۲ - ۴)

بدلیل آنکه ذرات مختلف با انرژی یکسان از نظر زیست شناختی اثرات متفاوتی را بر بافت زنده می گذارد، درنتیجه ضریبی به نام اثر بخشی زیست شناختی نسبی <sup>۱</sup>RBE به صورت زیر تعریف می شود 147]:

که با اعمال آن بر روی دز جذبی، اثر زیست شناختی آن در نظر گرفته می شود. مقادیر RBE به نوع تابش و عوامل دیگر وابسته است. حاصل ضرب RBE در دز جذبی را دز جذبی معادل گویند که واحد آن (Gy-eq) یا در برخی موارد (Gy-RBE) نیز است.

از طرفی اثر زیست شناختی ناشی از واکنش <sup>10</sup>B (n,α)<sup>7</sup>Li بدلیل آنکه به نوع دارو و نحوه توزیع آن وابسته است، با پارامتر دیگری به نام اثر زیست شناختی ترکیب EBE اعمال می شود [۳۵, ۱۴۷]. در جدول (۴–۲) ضرایب RBE مربوط به مولفه های مختلف دز در BNCT آورده شده است 147][.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Relative Biological Effect (RBE)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Compound Biological Effectiveness (CBE)

	پوست	جمجمه	مغز سالم	غده
CBE				
WB	2/5	1/3	1/3	3/8
RBE				
$\mathbf{W}_{\mathrm{th}}$	3/2	3/2	3/2	3/2
Wfast	3/2	3/2	3/2	3/2
$W_{\gamma}$	1/0	1/0	1/0	1/0

**جدول۴–۲**. ضرایب RBE و CBE مربوط به بخش های مختلف مغز [۳۵, ۱۴۷].

بنابراین با در نظر گرفتن اثرات زیست شناختی و ترکیبی، دز جذبی کل به صورت زیر تعریف می

شود:

$$D_{\text{Total}} = W_{\text{th}}D_{\text{th}} + W_{\text{fast}}D_{\text{fast}} + W_{\text{B}}D_{\text{B}} + W_{\gamma}D_{\gamma} \qquad (9-\text{F})$$

#### F-۳. محاسبات دزیمتری در BNCT

همانطور که گفته شد هر یک از چهار مولفه دز باید به صورت جداگانه محاسبه گردد. روش مرسوم در محاسبه دز نوترون و گاما در بافت، استفاده از ضرایب تبدیل شار به دز می باشد. این ضرائب که از طرف مرکز ICRU منتشر شده اند [۱۴۸] (پیوست۱) شار نوترون و فوتون را برحسب اینکه چه انرژی حمل می کنند به دز جذبی بر حسب Gy یا cGy تبدیل می کنند.

برای محاسبه دز ناشی از برهمکنش بور-۱۰، از آنجا که انرژی ناشی از این واکنش توسط ذرات آلفا و لیتیوم حمل می شود و این ذرات برد بسیار کمی در حدود چند میکرومتر در بافت دارند، می توان فرض نمود که تمام انرژی ناشی از این واکنش در سلول شبیه سازی شده تخلیه می گردد. بنابراین یکی از روش های محاسبه دز ناشی از بور-۱۰، شمارش آهنگ انجام این واکنش و ضرب آن در مقدار انرژی واکنش و نهایتا تقسیم این حاصلضرب بر جرم سلول مقدار دز را محاسبه نمود. ایس کار با استفاده از کارت های F4 و FM4 به صورت زیر قابل انجام می باشد: ۱-۱محاسبه تعداد اتم های ماده هدف در واحد جرم:

 $M_i = w_i M \qquad (1 \cdot - f)$ 

در رابطه فوق M<sub>i</sub> جرم ماده هدف، w<sub>i</sub> درصد وزنی ماده هدف و M جرم سلول است. تعداد اتم های ماده هدف عبارت است از:

$$\begin{split} \mathbf{N}_{i} &= \mathbf{n}_{i} \mathbf{N}_{A} = \frac{\mathbf{M}_{i}}{\mathbf{M}_{mi}} \mathbf{N}_{A} = \frac{\mathbf{w}_{i} \mathbf{M}}{\mathbf{M}_{mi}} \mathbf{N}_{A} \qquad (11-f) \\ \rho_{00} &= \frac{\mathbf{N}_{i}}{\mathbf{M}} = \frac{\mathbf{w}_{i} \mathbf{N}_{A}}{\mathbf{M}_{mi}} \left(\frac{\text{atoms}}{\text{gram}}\right) \qquad (17-f) \\ \text{c} \quad (17-f) \\ \text{c} \quad$$

انجام محاسبات فوق به کمک کارت های F4 و FM4 براحتی قابل انجام است:

(شماره سلول مورد نظر ) # F4: n

 $FM4 \hspace{.1in} ( \hspace{.1in} c \hspace{.1in} m \hspace{.1in} R_k \hspace{.1in} -4 \hspace{.1in} )$ 

در رابطه فوق m شماره ماده هدف است که در کارت تعریف مواد تعریف شده است. R<sub>k</sub> شماره واکنش مورد نظر است که در کد MCNPX تعریف شده است. عدد (4-) مربوط به گرمای واکنش و c ضریب ثابتی است که اگر مقدار آن را برابر با عبارت زیر قرار دهیم، آنچه نهایتا محاسبه مـی شـود دز

جذبی بر حسب Gy خواهد بود:

$$c = \left(\frac{W_i N_A}{M_{mi}}\right) (1/\mathcal{F} \cdot \Upsilon \times 1 \cdot^{-1}) \qquad (1\mathcal{F} - \mathfrak{F})$$

یکی دیگر از روش های مرسوم در محاسبه دز ناشی از بور-۱۰ استفاده از ضرایب تبدیل شار به دز است که ویژه این واکنش منتشر شده است [۱۴۸] (پیوست ۲) که در این تحقیق از این روش استفاده گردید. این کار با استفاده کارت های DE4 و DF4 انجام شد.

# ۴-۴. ارزیابی باریکه نوترون طراحی شده در در مان تومور های عمیق مغزی

در این بخش با استفاده از فانتوم سر اسنایدر و شبیه سازی توموری با شعاع ۲cm در عمق ۳cm و ۵۲ مرای مطالعه ضرایب شایستگی نظیر عمق مفید، بیشینه دز در بافت توموری، سالم و بهره درمان پرداخته شد.

### ۴-۵. فانتوم سر اسنایدر

فانتوم محاسباتی اسنایدر شامل سه سطح بیضیگون مربوط به پوست سر، جمجمه و مغز است. ابعاد X، Y و Z بر حسب سانتی متر بوده و محور X ها از گوش به گوش ،محور Y ها از جلو به عقب و محور Z ها از بالا به پایین است. در شکل (۴–۱) نمایی از سطح مقطع های جانبی و عمودی از این فانتوم نمایش داده شده است. حجم مغز و استخوان جمجمه در فانتوم ذکر شده به ترتیب برابر با فانتوم نمایش داده شده است. حجم مغز و استخوان جمجمه در فانتوم ذکر شده به ترتیب برابر با مره مرور cm<sup>3</sup> است. همچنین چگالی بافت مغز و استخوان به ترتیب برابر با ۱/۰۴۷g/cm<sup>3</sup> و مره محور cm<sup>3</sup> است. مواد تشکیل دهنده این فانتوم بر اساس ICRU46 در جدول (۴–۳) گزارش شده است. سه سطح بیضیگون مغز، جمجمه و پوست در فانتوم اسنایدر با معادلات زیر تعریف می شوند [۱۴۸]]:
$$\begin{cases} \left(\frac{x}{\varphi}\right)^{r} + \left(\frac{y}{\varphi}\right)^{r} + \left(\frac{z-1}{\varphi/\Delta}\right)^{r} = 1 & \text{(brain)} \\ \left(\frac{x}{\varphi/\Lambda}\right)^{r} + \left(\frac{y}{\varphi/\Lambda}\right)^{r} + \left(\frac{z}{\Lambda/\Psi}\right)^{r} = 1 & \text{(skull)} & (1\Psi - \Psi) \\ \left(\frac{x}{\varphi/\Psi}\right)^{r} + \left(\frac{y}{\gamma \cdot /\Psi}\right)^{r} + \left(\frac{z}{\Lambda/\Lambda}\right)^{r} = 1 & \text{(skin)} \end{cases}$$



**شکل۴-۱.** سطح مقطع جانبی و عمودی فانتوم سر اسنایدر.

Ca	Mg	Cl	K	S	Р	Na	0	N	С	Н	
-	-	0/3	0/1	0/2	0/1	0/2	64/5	4/2	20/4	10/0	پوست
17/6	0/2	-	-	0/3	8/1	0/1	43/5	4/0	21/2	5/0	جمجمه
-	-	0/3	0/3	0/2	0/4	0/2	71/2	2/2	14/5	10/7	مغز

جدول۴-۳. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت های مختلف سر انسان [۱۴۸].

برای محاسبه میزان دز جذب شده براساس باریکه نوترونی جدید طراحی شده در بخش شرقی راکتور تهران پس شبیه سازی کامل اجزای تشکیل دهنده چشمه ، فانتوم سر را در بخش خارجی دریچه در اتاق درمان قرار دادیم. همچنین ابعاد تومور در حدود ۳۳cm<sup>3</sup> در فاصله بین ۳تا ۵ سانتی متری از سطح مغز در نظر گرفته شد. شکل(۴–۲) نمایی از هندسه شبیه سازی شده مربوط به این آزمایش را نشان میدهد.





شکل۴-۲. شبیه سازی اجزای تشدیل دهنده باریده و محل فرار کیری فانتوم سر در خروجی دریچه اتاق درمان.

#### ۴–۶. محاسبه دز در فانتوم سر

به منظور بررسی توزیع دز در بافت توموری و سالم، با پرتودهی فانتوم سر معرفی شده توسط باریکه نوترونی جدید در TRR، با استفاده از رابطه (۴–۹) به محاسبه دز جذبی معادل برحسب (Gy-eq) پرداخته شد. بنابر این در مرحله اول کل مغز سالم و سپس کل آن توموری فرض شد. شکل (۴–۳) نتایج حاصل از توزیع دز را در بافت توموری و سالم نشان میدهد.

از طرفی برای انجام یک آزمون درمانی موفق میبایست تراکم بوردر بخش توموری بیشینه و در بخش بافت سالم کمینه باشد. بنابراین طی چند آزمون غلظت های مختلف بور در بخش سالم و ناسالم مورد آزمایش قرار گرفت. بررسی ضرایب شایستگی در فانتوم سر برای غلظت های مختلف بور در بافت سالم و توموری در جدول (۴-۴) ارائه شده است.

همچنین نمودار بهره درمان (TG) برای تراکم ها ی مختلف بور در تومور و بافت سالم در شکل (۴-۴) ارائه شده است. همانگونه از شکل (۴-۴) و جدول (۴-۴) ملاحظه می شود، اگرچه هنگامی که بور با بیشترین تراکم در بافت توموری <sup>۱</sup> ۶۵ppm و ۱۰ppm در بافت سالم دارای پارامتر های بهتری از ضرایب شایستگی درمان می باشد، اما بر اساس مطالعات صورت گرفته در سایر تحقیقات در جهان نسبت تراکمی بور ۳۵۹ به ۳۵ به ۱۸ در بافت توموری و سالم برای انجام آزمایش های بعدی انتخاب گردید.

<sup>1</sup> Part Per Milion



**شکل۴–۳.** توزیع مولفه های مختلف دز در فانتوم سر.

	نسبت غلظت های بور							
پارامتر ها	65/18	43/10	35/10	65/10				
ADDR(cGy/min)	105/8	81/8	81/8	81/8				
AD(cm)	10/5	10/1	9/9	11/2				
TD(cm)	8/4	8/2	7/5	9/2				
TG	5/9	5/2	4/4	7/6				

**جدول۴-۴.** مقایسه ضرائب شایستگی در فانتوم اسنایدر برای تراکم های مختلف بور.



**شکل۴–۴.** بهره درمان برای تراکم های مختلف بور در سالم و توموری.

در گام بعدی توموری با شعاع ۲سانتی متر در فاصله ۳ و ۵ سانتی متری از سطح مغز و نسبت تراکمی بور ppm ۶۵ به ppm ۱۸ در بافت توموری و سالم در نظر گرفته شد. سپس توزیع دز برای مولفه های مختلف محاسبه گردید. شکل های (۴–۵) (الف) و (ب) توزیع دز را به تفکیک اجزای آن نمایش می دهد. بر اساس شکل ها، بیشینه تیز نمودار نمایشگر بیشینه دز جذبی در بافت توموری (بدلیل افزایش تراکم بور در بافت ناسالم نسبت به بافت سالم) می باشد. بنابراین شکل ها، مزیت روش درمانی BNCT با ویژگی گزینشی انتخاب بافت توموری نسبت به سالم حداقل آسیب به بافت های سالم اطراف قابل مشاهده می باشد. لازم به ذکر است، بیشینه دریافت دز مربوط به دز بور بوده و سایر اجزای دز در حد مجاز می باشند.



**شکل۴–۵.** توزیع دز در تومور به تفکیک اجزا الف) تومور در عمق ۳ سانتی متری از سطح مغز ب) در عمق ۵ سانتی **شکل۴–۵.** توزیع دز در تومور به تفکیک اجزا الف) متری از سطح مغز.

مقایسه ضرایب شایستگی باریکه نوترونی جدید در راکتور تحقیقاتی تهران در مقایسه با راکتور های دیگر در جدول (۴–۵) ارائه شده است. همانگونه که مشاهده می شود ضرائب شایستگی در مقایسه با سایر مکان ها دارای مقادیر مطلوب است. بیشینه دز جـذب شـده در بافـت سـالم (ADDR)، بـرای باریکه نوترونی طراحی شـده در ایـن تحقیـق ۱۰۵/۸ cGy/min است، کـه زمـان درمـانی در حـدود ۱۲ دقیقه را پیش بینی می کند. لازم به ذکر است این زمان مربوط بـه مـدت زمـان پرتـودهی بـرای نابودی تومور نبوده و بیانگر زمان مجاز پرتو دهی قبل از تخریب بافت سـالم است. همچنـین ضـریب عمق مفید AD برای باریکه طراحی شده حدود m ۵ /۱۰ می باشد که بیانگر قـدرت نفـوذ نـوترون در مغز بوده و تومور هایی که در فاصله کمتر از این مقدار باشند بهتر درمان خواهند شد. لذا ایـن باریکـه قابلیت درمان تومورهای عمیق را دارد.

**جدول۴–۵**. مقایسه ضرایب شایستگی باریکه طراحی شده با در نظر گیری تراکم بور ۶۵ ppm در بافت توموری و ۱۸ ppm ۱۸ در بافت سالم در مقایسه با راکتور های دیگر.

راکتور ها	AD (cm)	ADDR (cGy/min)	TD (cm)	TG	TT (min)
THOR	8/9	50	5/6	-	25
FiR-1	9	45	5/8	-	30
TRR	7/5	49	4/9	-	25
<sup>این تحقیق</sup> TRR	10/5	105/8	8/4	5/9	12

از آنجایی که مهمترین برهم کنش مربوط به برهم کنش بور با نوتورن های حرارتی است، لـذا تعـین توزیع شار نوتورن حرارتی میتواند راهنمای مناسبی برای دستیابی به یک آزمون درمانی موفق باشـد. بنابراین به کمک کارت مش تالی <sup>(</sup> فانتوم سر به وکسلی هایی با ابعاد0/7×2/2×0/7تقسیم و شـار

<sup>1</sup> Mesh Tally

نوترون حرارتی در آنها محاسبه گردید. نتایج حاصل از این آزمایش در شکل (۴-۶) نشان داده شده است. رنگ قرمز نمایشگر مکانی با بیشترین شدت شار نوترون حرارتی و بخش های رنگ آبی در شکل مکانی با کمترین شدت شار نوترون حرارتی را نشان میدهد. باریکه نوترون طراحی شده تا عمق 5 cm~ از سطح پوست سر قابلیت نفوذ دارد.



شکل۴-۶. توزیع شار نوترون حرارتی در فانتوم سر با استفاده از مش تالی در MCNPX. ۷-۴. نتیجه

به منظور بررسی قابلیت درمان باریکه نوترونی طراحی شده بر اساس اتاق درمان راکتور نهاران با استفاده از فانتوم سر اسنایدر توموری در عمق ۳cm و ۵cm مغز در نظر گرفته شد. نتایج حاصل از محاسبه دز جذبی نشان میدهد قدرت نفوذ باریکه AD با درنظر گیری تراکم بور ۶۵ppm در بافت توموری و ۱۸ppm در بافت سالم در حدود ۱۰/۵cm که نشان دهنده آن است که این باریکه قابلیت درمان تومور هایی که قبل از این فاصله قرار بگیرند را دارد. از طرفی بیشینه دز جذبی در بافت سالم مDDR ، برای باریکه نوترونی طراحی شده در این تحقیق ۱۰۵/۸ cGy/min است، که زمان درمانی منطقی در حدود ۲۱ دقیقه را برای پرتودهی پیش بینی می کند. نتایج حاصل از ایان مطالعه نشان میدهد این باریکه با بهره درمانی حدود ۵/۹ قابلیت درمان تومور های عمیقی که تا فاصله ۵ سانتی متری از سطح سر قرار گیرند را دارد.

# ۴-۸. ارزیابی ایمنی پرتویی کارکنان راکتور در حین پرتودهی در اتاق درمان

هنگام پرتودهی نوترون به بیمار در اتاق درمان، از جمله مواردی که باید از دیدگاه حفاظت در برابر پرتو به آن دقت شود، حفاظت کارکنان در برابر دریافت دز ناشی از پرتودهی می باشد. به این منظور در این بخش برای ایجاد بانک اطلاعاتی مناسبی از میزان دریافت دز در اندام ها در حین پرتودهی برای مواقعی که کارکنان به دلیل شرایط اضطراری ( اختلال در مانیتورینگ بیمار، وضعیت نامناسب بیمار، بد شدن حال بیمار، حفظ ایمنی راکتور،...) به اجبار وارد اتاق پرتو دهی می شوند، با در نظر گیری چشمه نوعی و شرایط اتاق درمان پرداخته شده است.

به این منظور با استفاده از فانتوم وکسلی ICRP 110 [۱۴۹]، دز موثر دریافتی پرسنل در دوحالت مورد مطالعه قرار گرفت.

> ۱-بیمار در اتاق حضور ندارد و دریچه خروجی باریکه نوترونی باز است ۲-بیمار در اتاق حضور دارد و در مقابل دریچه خروجی باریکه نوترونی قرار گرفته است.

#### ۴–۸–۱. خصوصیات چشمه نوترون

در این مطالعه از چشمه نوعی نوترون در اتاق درمان استفاده شده است. چشمه نوترون و گاما به صورت چشمه های سطحی که هر کدام به ۱۰ ناحیه تقسیم شده است، تعریف شده است (شکل (۴–۷)) [۱۳۳]. در جدول شماره ۱ نوترون و گاما مربوط به هر ناحیه ارائه شده است. به منظور محاسبه دز دزیافتی موثر از جدول (۴–۶) به عنوان چشمه نوترون و گاما استفاده شد.



**شکل۴-۷**. ده ناحیه مربوط به چشمه سطحی نوتورن و گاما.

گاما.	و	نوترون	چشمه	بە	مربوط	های	پارامتر	ول۴-۶.	جد
-------	---	--------	------	----	-------	-----	---------	--------	----

			قدرت چشمه (×10 <sup>10</sup> s <sup>-1</sup> )									
ت چشمه	ذران		شعاع باریکه (سانتی متر)									
		0-1	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10	
	حرارتی	0/01	0/03	0/04	0/05	0/05	0/05	0/06	0/07	0/08	0/10	
	فوق حرارتی	0/28	0/80	1/14	1/35	1/53	1/62	1/68	1/73	1/79	1/83	
بوترون	سريع	0/08	0/24	0/34	0/41	0/47	0/51	0/54	0/57	0/60	0/62	
	كل	0/37	1/07	1/52	1/81	2/05	2/18	2/28	2/38	2/47	2/55	
گاما	0/02	0/06	0/07	0/05	0/04	0/03	0/02	0/02	0/01	0/01		

#### ۲-۸-۴. فانتوم ICRP110

فانتوم وکسلی ICRP۱۱۰ یک فانتوم مرد با قد ۱۷۷٬۶سانتی متر و ۷۳کیلوگرم وزن می باشد. ایـن فانتوم از ۲۴۵×۲۲۷×۲۲۲ وکسل تشکیل شده است. در این فانتوم ۱۴۱ اندام و ۵۳ ماده برای بافت ها تعریف شده است. در شکل (۴–8) نماهای مختلفی از این فانتوم نمایش داده شده است.



**شکل۴-۸**. نماهای مختلفی از فانتوم ICRP110.

شکل (۴–۹) نمایی از این فانتوم و موقعیت قرار گیری بیمار و کارکنان در اتاق درمان را نشان

مىدھد 149][.



**شکل۴-۹.** نمایی از بیمار و کارکنان و موقعیت قرارگیری شان در اتاق درمان در دو شرایط ۱) کارکنان به تنهایی در اتاق درمان حضور دارد ۲) کارکنان و بیمار باهم در اتاق درمان هستند.

### ۴–۸–۳. دزسنجی در فانتوم وکسلی

برای محاسبه دز موثر دریافت شده درکارکنان در گام نخست به محاسبه دز جذبی پرداخته شد. به

این منظور با استفاده از کارت های F6:n و F6:P برای تعدادی از بافت های حیاتی که از نظر فیزیک بهداشت دارای اهمیت میباشند محاسبه گردید(جدول (۴-۷)). در مرحله بعد به محاسبه دز معادل و دز موثر پرداخته شد.

برای محاسبه دز معادل( 
$$H_T(Sv/s)$$
 از رابطه زیر استفاده می شود  $H_T(Sv/s)$ ،:  
 $H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$  (۱۸-۴)

دراین رابطه (D<sub>T,R</sub>(Gy/s میانگین دز جذبی و W<sub>R</sub> ضریب وزنی تابش می باشد که بر اساس مرجع [۱۵۰]، برای تابش گاما مقدار ۱ و برای نوترون از رابطه زیر محاسبه می شود:

$$W_{R}(E) = \begin{cases} \forall / \Delta + \forall A / \forall e^{-[Ln(E)]^{\forall/\varphi}} & E < \forall MeV \\ \Delta + \forall e^{-[Ln(E)]^{\forall/\varphi}} & \forall MeV < E < \Delta \cdot MeV \end{cases}$$
(19-4)

در رابطه فوق (E(MeV انرژی نوترون می باشد. و برای اعمال تابع وابسته به انرژی DE6/DF6 استفاده شد که این ترکیب قادر به محاسبه رابطه زیر میباشد.

$$\int D_T,_R(E) W_R(E) dE \tag{(Y - f)}$$

برای محاسبه دز موثر (E(Sv/s) از رابطه (۲۹–۲۱) استفاده شده است. در این رابط ه WT ضریب وزنی بافت ها می باشد که در جدول (۲–۲) برای هریک از بافت ها به تفکیک ارائه شده است [۱۵۰].

$$E = \sum_{T} w_{T} H_{T} \tag{(1-f)}$$

		ضريب				ضريب	
چگالی - میں م	جرم	وزنى	اندام ها	چگالی -سور م)	جرم	وزنى	اندام ها
(g cm <sup>3</sup> )	(g)	اندام	1 //	(g cm <sup>3</sup> )	(g)	اندام	
		ها				ها	
1/05	1450/0	0/01	مغز	0/42	1200	0/12	ريە
1/03	85/0	0/01	غدد بزاقی	1/04	150/0	0/12	معدہ
1/03	13/9	0/12	كيسه صفرا	1/04	527	0/12	كولون
1/05	330/0	0/12	قلب	1/03	1170	0/12	مغز استخوان (قدمز)
1/05	310/0	0/12	کلیه ها	0/98	25/0	0/12	استان
			•				Û *
1/03	138/0	0/12	بافت لنفاوى	1/04	35/0	0/08	گنادها
1/05	29000/0	0/12	ماهیچه	1/04	20/0	0/04	تيروئيد
1/05	140/0	0/12	پانكراس	1/03	40/0	0/04	مرى
1/03	17/0	0/12	پروستات	1/04	200	0/04	مثانه
1/04	650/0	0/12	روده کوچک	1/04	1800	0/04	کبد
1/04	150/0	0/12	طحال	1/91	4400	0/01	سطح استخوان
1/03	25/0	0/12	تيموس	1/09	3728/0	0/01	پوست

**جدول۴–۷**. ضریب وزنی وبرخی از مشخصات مربوط به بافت های بدن.

نتایج حاصل از دز جذبی در اندام های حساس نظیر غدد ( تیروئید، بزاق، جنسی)، مغز استخوان، ریه، معده وغیره و بافت مقاوم نظیر استخوان برای کارکنان راکتور، در دو موقعیت (۱) عدم حضور بیمار و موقعیت (۲) حضور بیمار در چهار مکان الف، ب،ج و د در اتاق درمان (شکل۴–۹) محاسبه شد. نتایج حاصل در جدول های (۴–۸) و (۴–۹) ارائه شده است. همچنین در جدول (۴–۱۰) به محاسبه دز معادل کارکنان بر حسب (Sv/s) در موقعیت (۱۰) پرداخته شد. در گام آخر با استفاده از ضریب وزنی بافت ها دز موثر در اندام ها محاسبه و در جدول (۴–۱۰) به محاسبه در بافت ها در موثر در اندام ها محاسبه و در جدول (۴–۱۰) به محاسبه در بافت ها در موثر در اندام ها محاسبه و در جدول (۴–۱۰) پرداخته شد. در گام آخر با استفاده از ضریب وزنی بافت ها دز موثر در اندام ها محاسبه و در جدول (۴–۱۰) ارائه شده است.

**جدول۴-۸.** دز جذبی (Gy/s)، کارکنان در زمان عدم حضور بیمار در مکان های الف، ب، ج، د بر اساس شکل(۴-۹).

اندام ها / بافت ها	نوترون	درصد خطا	گامای ثانویه	درصد خطا	گامای اولیه	درصد خطا	گامای کل	كل
ريە	_							
الف	2/46×10-8	1%	2/07×10-7	1%	2/00×10 <sup>-10</sup>	1%	2/08×10-7	2/32×10-7
ب	5/69×10-8	۳٪.	4/92×10-7	1%	7/31×10 <sup>-10</sup>	۲'/.	4/93×10 <sup>-7</sup>	5/50×10-7
5	1/72×10-7	1%	1/34×10-5	1%	4/38×10 <sup>-8</sup>	1%	1/34×10-5	1/36×10-5
د	1/86×10-7	1%	2/35×10-6	٣٪.	8/63×10-9	٣٪.	2/36×10-6	2/55×10-6
معدہ	-							
الف	3/20×10-8	۲'/.	2/81×10-7	1%	2/26×10 <sup>-10</sup>	۴٪.	2/82×10-7	3/14×10-7
ب	9/99×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	7/41×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	8/89×10 <sup>-10</sup>	۴٪.	7/42×10 <sup>-7</sup>	8/42×10-7
5	6/50×10-7	1%	$4/45 \times 10^{-5}$	•/۵′/.	1/33×10-7	1%	$4/47 \times 10^{-5}$	4/53×10-5
د	1/29×10-7	1%	3/13×10-6	١%	$1/10 \times 10^{-8}$	1%	3/14×10-6	3/27×10-6
كولون	-							
الف	3/49×10-8	۲'/.	2/64×10-7	1%	2/66×10 <sup>-10</sup>	٣٪.	2/64×10-7	2/99×10 <sup>-7</sup>
ب	1/04×10-7	1%	7/11×10-7	۲'/.	9/91×10 <sup>-10</sup>	۲'/.	7/12×10-7	8/16×10 <sup>-7</sup>
ح	5/88×10-5	۲'/.	2/16×10 <sup>-4</sup>	1%	1/53×10-5	1%	1/71×10 <sup>-4</sup>	2/31×10-4
ు	2/98×10-7	1%	4/04×10-6	1%	2/64×10-8	۲'/.	4/06×10-6	4/36×10-6
مغز استخوان(قرمز)	-							
<u>ر رو رو ر</u> الف	2/18×10-8	۲'/.	1/92×10-7	1%	2/00×10-10	۵'/.	1/93×10-7	2/15×10-7
ب	5/44×10-8	٣٪.	4/88×10-7	٣٪.	7/48×10 <sup>-10</sup>	٣٪.	4/89×10 <sup>-7</sup>	5/43×10-7
~	2/86×10-5	1%	1/56×10-4	1%	8/55×10-6	1%	1/64×10-4	1/93×10-4
ు	3/80×10-7	1%	3/93×10-6	۲'/.	2/57×10-8	۲'/.	3/95×10-6	4/33×10 <sup>-6</sup>
ىستان	-							
پ ع	1/21×10-7	۲'/.	2/57×10-7	1%	3/04×10 <sup>-10</sup>	۵.	2/58×10-7	3/78×10-7
J	2/47×10-7	1%	5/79×10-7	۲'/.	1/38×10-9	٣٪.	5/81×10-7	8/28×10-7
· ~	6/30×10-7	1%	1/61×10-5	1%	4/47×10 <sup>-8</sup>	1%	1/61×10-5	1/68×10-5
ు	8/34×10-8	٣٪.	1/23×10-6	1%	3/43×10-9	۲'/.	1/23×10-6	1/32×10-6
گناد ها	-							
الف ،	6/48×10 <sup>-8</sup>	۲./	3/29×10-7	٣./	3/01×10 <sup>-10</sup>	٣./	3/30×10-7	3/94×10-7
	2/21×10 <sup>-7</sup>	1%	8/47×10 <sup>-7</sup>	1%	1/04×10-9	۲./	8/48×10 <sup>-7</sup>	1/07×10 <sup>-6</sup>
÷ ~	3/07×10-6	1%	1/01×10 <sup>-4</sup>	• /\\\/	3/15×10 <sup>-7</sup>	1%	1/01×10 <sup>-4</sup>	1/04×10 <sup>-4</sup>
ن د	7/96×10 <sup>-8</sup>	٣./	2/61×10-6	1%	1/50×10 <sup>-8</sup>	۲./	2/62×10-6	2/70×10-6
تبروئيد	-					. ,.		
لاف		<b>۴</b> ./	2/71×10 <sup>-7</sup>	۲./	3/03×10 <sup>-10</sup>	1%	2/71×10 <sup>-7</sup>	3/50×10 <sup>-7</sup>
( ) ( )	2/03×10-7	۲./	$5/74 \times 10^{-7}$	1%	1/19×10-9	• /\.'/	5/75×10-7	7/78×10 <sup>-7</sup>
ب ~	$\frac{2}{34 \times 10^{-7}}$	۲./	5/99×10 <sup>-6</sup>	1%	$2/24 \times 10^{-8}$	1%	6/01×10 <sup>-6</sup>	$6/44 \times 10^{-6}$
ح ۲	$2/15 \times 10^{-8}$	1%	9/23×10-7	۲./	$2/56 \times 10^{-9}$	۳./	9/26×10-7	9/47×10-7
ى -	-	1/0	7/25/10	۱/.	2,00/10	۱/.	7/20/10	2/1//10
مری	2/80×10-8	10⁄4	1/93×10-7	1%	2/11×10-10	<b>ب</b> ./	1/9 <b>3</b> ×10-7	2/21×10-7
الف	6/05~10-8	1 70	1/93×10	1 70 1 0/	$2/11\times10^{-10}$ $7/27\times10^{-10}$	۱ /. ۲۰/	1/93×10	$\frac{2}{21 \times 10^{-7}}$
ب	0/03×10°	۲/.	4/92×10 '	1 %0	//Z/×10 <sup>10</sup>	۲/.	4/92×10′	J/JJ×10'

ادامه جدول (۴–۸)

	نوترون	درصد خطا	گامای ثانویه	درصد خطا	گامای اولیه	درصد خطا	گامای کل	كل
ج	1/92×10-7	1%	1/39×10-5	1%	4/52×10 <sup>-8</sup>	1%	1/40×10-5	$1/42 \times 10^{-5}$
3	7/14×10 <sup>-8</sup>	1%	2/08×10-6	1%	8/13×10-9	۵'/.	2/09×10-6	2/16×10 <sup>-6</sup>
مثانه								
الف	3/24×10-8	٣٠/.	2/99×10-7	1%	2/64×10 <sup>-10</sup>	1%	2/99×10 <sup>-7</sup>	3/32×10-7
ب	9/58×10-8	1%	7/61×10-7	1%	1/9×10-9	1%	7/62×10-7	8/58×10-7
5	4/51×10 <sup>-4</sup>	1%	8/96×10 <sup>-4</sup>	1%	1/00×10-4	1%	9/96×10 <sup>-4</sup>	1/45×10-3
د	2/24×10-7	۴٪.	4/65×10-6	1%	3/68×10-8	1%	4/69×10 <sup>-6</sup>	4/92×10 <sup>-6</sup>
کبد								
الف	2/75×10-8	٣٠/.	2/39×10-7	1%	2/16×10 <sup>-10</sup>	٣٠/.	2/39×10-7	2/66×10-7
ب	6/19×10 <sup>-8</sup>	1%	5/49×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	8/88×10 <sup>-10</sup>	۵'/.	5/50×10-7	6/12×10 <sup>-7</sup>
5	4/80×10-7	٣٠/.	3/77×10-5	1%	1/23×10-7	1%	3/78×10-5	3/83×10-5
د	1/31×10 <sup>-7</sup>	1%	2/39×10-6	۲'/.	1/44×10 <sup>-8</sup>	1%	2/41×10-6	2/54×10-6
سطح استخوان								
الف	2/67×10-8	۴'/.	1/90×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	2/5×10-10	٣٠.	1/90×10 <sup>-7</sup>	2/17×10-7
ب	6/83×10 <sup>-8</sup>	1%	5/3×10-7	۲'/.	7/67×10 <sup>-10</sup>	۴٪.	5/4×10 <sup>-7</sup>	5/72×10-7
5	1/76×10-5	1%	9/90×10 <sup>-5</sup>	1%	5/25×10-6	1%	1/4×10 <sup>-4</sup>	1/22×10-4
د	4/48×10 <sup>-7</sup>	1%	3/34×10 <sup>-6</sup>	1%	2/10×10-8	1%	3/36×10-6	3/80×10 <sup>-6</sup>
پوست								
الف	6/54×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	1/45×10-7	1%	2/25×10-10	۴٪.	1/45×10-7	2/10×10-7
ب	1/82×10-7	۲'/.	3/86×10-7	۲'/.	8/36×10 <sup>-10</sup>	۵'/.	3/87×10-7	5/69×10-7
5	2/74×10-5	1%	4/38×10-5	۲'/.	2/48×10-6	1%	4/63×10 <sup>-5</sup>	7/37×10-5
د	2/01×10-6	٣٠.	2/51×10-6	1%	2/97×10-8	۳۰/.	2/54×10-6	4/55×10-6
مغز								
الف	1/52×10-8	۵./	1/17×10-7	۲'/.	1/49×10 <sup>-10</sup>	۶ <sup>.</sup> /.	1/18×10-7	1/33×10-7
ب	3/75×10-8	۴'/.	2/77×10-7	۲'/.	5/57×10-10	۵./	2/78×10-7	3/15×10-7
ج	8/56×10-8	٣٠⁄.	1/82×10-6	1%	8/46×10-9	۵'/.	1/83×10-6	1/91×10-6
د	8/86×10-8	۲'/.	6/93×10 <sup>-7</sup>	۳۰.	1/55×10-9	۳۰/.	6/94×10 <sup>-7</sup>	7/83×10-7
غدہ های بزاقی								
الف	4/54×10-8	٣٠⁄.	1/86×10-7	۲'/.	1/98×10 <sup>-10</sup>	۵'/.	1/86×10-7	2/32×10-7
ب	1/16×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	4/11×10-7	1%	8/57×10-10	۴٪.	4/12×10-7	5/28×10-7
ج	2/52×10-7	1%	3/35×10-6	1%	1/46×10 <sup>-8</sup>	1%	3/36×10-6	3/61×10-6
د	8/56×10-8	۲'/.	6/37×10-7	۴'/.	1/4×10-9	٣٠.	6/38×10-7	7/24×10-7
سایر اندام ها								
الف	1/01×10-8	۲'/.	1/46×10 <sup>-7</sup>	٣'/.	1/38×10 <sup>-10</sup>	۴٪.	1/46×10 <sup>-7</sup>	1/56×10-7
ب	1/34×10-8	1%	4/26×10-7	1%	7/14×10 <sup>-10</sup>	۵'/.	4/27×10-7	4/40×10-7
5	2/77×10-7	۲'/.	3/70×10-5	1%	1/69×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	3/72×10-5	3/74×10 <sup>-5</sup>
2	9/16×10 <sup>-7</sup>	1%	6/99×10-6	۲٪.	2/83×10-8	1%	7/02×10-6	7/94×10-6

د بر اساس شکل(۴–۹).	ر مکان های الف، ب، ج،	رکنان در زمان حضور بیمار در	<b>جدول۴-۹</b> . دز جذبی (Gy/s)، کا

	نوترون	درصد خطا	گامای ثانویه	درصد خطا	گامای اولیه	درصد خطا	گامای کل	كل
ريه								
الف	5/28×10-8	۲'/.	8/17×10-7	1%	4/22×10-9	٣٠/.	8/21×10-7	8/73×10-7
ب	1/29×10-7	1%	2/01×10-6	1%	1/26×10-8	۲'/.	2/02×10-6	2/15×10-6
き	5/87×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	8/44×10 <sup>-7</sup>	۴'/.	3/91×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	8/83×10 <sup>-7</sup>	9/42×10 <sup>-7</sup>
٢	6/23×10-7	1%	$1/44 \times 10^{-5}$	1%	9/99×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	1/45×10-5	1/51×10-5
معده								
الف	7/02×10-8	٣'/.	1/07×10-6	1%	5/20×10-9	۴٪.	1/08×10 <sup>-6</sup>	1/15×10 <sup>-6</sup>
ب	2/20×10-7	۲'/.	2/92×10-6	۲'/.	1/64×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	2/94×10-6	3/16×10-6
5	6/46×10 <sup>-8</sup>	1%	9/70×10 <sup>-7</sup>	٣٠/.	3/56×10 <sup>-8</sup>	۲'/.	1/01×10 <sup>-6</sup>	1/07×10 <sup>-6</sup>
د	$4/98 \times 10^{-7}$	۲'/.	$1/95 \times 10^{-5}$	1%	1/19×10 <sup>-7</sup>	1%	$1/97 \times 10^{-5}$	2/02×10-5
كولون								
الف	7/83×10-8	۲'/.	1/04×10-6	۲'/.	5/31×10-9	٣٪.	1/05×10-6	1/13×10-6
ب	2/30×10-7	۲'/.	2/76×10-6	1%	1/67×10 <sup>-8</sup>	1%	2/78×10-6	3/01×10-6
5	6/77×10-8	1%	9/16×10 <sup>-7</sup>	٣٠/.	7/08×10-8	٣٠/.	9/86×10 <sup>-7</sup>	1/05×10-6
د	8/02×10-7	1%	2/29×10-5	1%	2/29×10-7	1%	2/31×10-5	2/39×10-5
مغز استخوان(قرمز)								
الف	4/52×10-8	٣٠/.	7/79×10-7	٣٠/.	4/25×10-9	۶ <sup>.</sup> /.	7/84×10-7	8/29×10-7
ب	1/19×10 <sup>-7</sup>	1%	2/00×10-6	٣٠/.	1/26×10-8	۵./	2/01×10-6	2/13×10-6
5	4/78×10-8	۲'/.	7/72×10-7	1%	6/01×10 <sup>-8</sup>	۵./	8/32×10-7	8/80×10-7
د	9/61×10 <sup>-7</sup>	1%	2/12×10-5	۲'/.	2/24×10-7	1%	2/15×10-5	2/24×10-5
پستان								
الف	1/83×10-7	1%	1/09×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	6/82×10-9	۵'/.	1/09×10 <sup>-6</sup>	1/28×10-6
ب	5/09×10-7	۲'/.	2/63×10-6	1%	2/09×10-8	1%	2/66×10-6	3/16×10-6
5	1/68×10-7	1%	1/11×10-6	۲'/.	5/48×10-8	1%	1/17×10-6	1/34×10 <sup>-6</sup>
د	2/71×10-7	٣٠/.	8/22×10-6	1%	3/73×10-8	۲'/.	8/26×10-6	8/53×10-6
گناد ها								
الف	1/44×10-7	٣٠/.	1/20×10-6	۲'/.	6/31×10-9	۲'/.	1/20×10-6	1/35×10-6
ب	4/32×10-7	1%	3/30×10-6	۴'/.	2/02×10-8	۲'/.	3/32×10-6	3/76×10-6
5	1/87×10-7	۲'/.	1/44×10-6	1%	2/82×10-8	1%	1/46×10-6	1/65×10-6
د	2/72×10-7	1%	1/66×10 <sup>-5</sup>	۲'/.	1/38×10 <sup>-7</sup>	۳'/.	1/68×10 <sup>-5</sup>	1/71×10-5
تيروئيد								
الف	1/80×10-7	۲'/.	1/08×10-6	۴٪.	6/43×10-9	1%	1/09×10 <sup>-6</sup>	1/27×10-6
ب	3/79×10-7	1%	2/53×10-6	1%	1/87×10-8	٣٠/.	2/55×10-6	2/93×10-6
5	1/66×10-7	1%	1/21×10-6	۲'/.	5/30×10-8	٣'/.	1/26×10-6	1/43×10-6
د	7/20×10-8	٣٠/.	6/73×10-6	۲'/.	3/03×10-8	1%	6/76×10-6	6/83×10-6
مرى								
الف	5/90×10 <sup>-8</sup>	1%	8/12×10 <sup>-7</sup>	1%	4/28×10-9	۴٪.	8/16×10 <sup>-7</sup>	8/75×10-7

ادامه جدول (۴–۹)

	نوترون	درصد خطا	گامای ثانویه	درصد خطا	گامای اولیه	درصد خطا	گامای کل	کل
ب	1/29×10-7	1%	1/98×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	1/25×10-8	۴٪.	1/99×10 <sup>-6</sup>	2/12×10-6
ج	6/35×10-8	۳٪.	8/46×10 <sup>-7</sup>	1%	3/93×10 <sup>-8</sup>	1%	8/86×10-7	9/49×10 <sup>-7</sup>
ు	2/84×10-7	1%	$1/31 \times 10^{-5}$	۲'/.	8/71×10 <sup>-8</sup>	<b>۶</b> <sup>.</sup> /.	$1/32 \times 10^{-5}$	1/35×10 <sup>-5</sup>
مثانه								
الف	7/45×10 <sup>-8</sup>	۵'/.	1/16×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	4/28×10-9	۴٪.	1/17×10-6	1/24×10-6
ب	2/16×10-7	۴٪.	2/97×10-6	۲'/.	1/25×10-8	۲'/.	2/98×10-6	3/20×10-6
5	3/74×10-8	۵'/.	8/60×10 <sup>-7</sup>	۳'/.	3/93×10 <sup>-8</sup>	۳٠/.	1/17×10 <sup>-6</sup>	$1/21 \times 10^{-6}$
د	4/74×10 <sup>-7</sup>	۳٪.	2/53×10-5	1%	8/71×10-8	٣٠/.	$2/57 \times 10^{-5}$	2/61×10 <sup>-5</sup>
كبد								
الف	4/91×10 <sup>-8</sup>	٣٠/.	8/73×10-7	۴٪.	4/53×10-9	۴٪.	8/78×10-7	9/27×10-7
ب	1/16×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	2/08×10-6	1%	1/37×10-8	۲'/.	2/10×10-6	2/21×10-6
5	5/84×10-8	٣'/.	8/85×10-7	٣'/.	3/33×10-8	1%	9/19×10 <sup>-7</sup>	9/77×10-7
د	2/79×10-7	۲'/.	1/30×10-5	1%	1/43×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	1/31×10-5	1/34×10 <sup>-5</sup>
سطح استخوان								
الف	5/61×10-8	۲'/.	8/07×10-7	۵'/.	4/49×10-9	۴٪.	8/12×10-7	8/68×10-7
ب	1/50×10-7	1%	2/12×10-6	1%	1/31×10-8	1%	2/13×10-6	2/28×10-6
ج	7/26×10-8	٣٠/.	9/47×10 <sup>-7</sup>	٣٠/.	5/20×10-8	۲'/.	9/99×10 <sup>-7</sup>	1/07×10-6
د	1/13×10-6	1%	1/95×10-5	1%	1/85×10-7	٣٪.	1/97×10-5	2/08×10-5
پوست								
الف	1/39×10 <sup>-7</sup>	1%	7/30×10-7	1%	4/80×10-9	٣'/.	7/34×10 <sup>-7</sup>	8/74×10-7
ب	3/97×10-7	٣٠/.	1/93×10-6	۲'/.	1/41×10-8	1%	1/95×10-6	2/34×10-6
5	1/86×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	8/45×10-7	1%	4/33×10 <sup>-8</sup>	۴٪.	8/89×10 <sup>-7</sup>	1/07×10-6
د	4/82×10-6	1%	2/08×10-5	۲'/.	2/42×10-7	1%	2/10×10-5	2/58×10-5
مغز								
الف	3/02×10-8	۵'/.	5/48×10-7	۴'/.	3/19×10-9	٣٠/.	5/51×10-7	5/82×10-7
ب	7/38×10 <sup>-8</sup>	۴٪.	1/31×10-6	1%	9/11×10 <sup>-9</sup>	1%	1/32×10-6	1/40×10 <sup>-6</sup>
5	4/59×10 <sup>-8</sup>	۴٪.	6/88×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	3/49×10 <sup>-8</sup>	۵'/.	7/23×10-7	7/69×10 <sup>-7</sup>
د	2/34×10-7	1%	4/52×10-6	1%	2/23×10-8	٣٪.	4/54×10-6	4/77×10-6
غدہ های بزاقی								
الف	9/02×10 <sup>-8</sup>	٣٠/.	7/90×10 <sup>-7</sup>	٣٠/.	4/71×10-9	۴٪.	7/94×10 <sup>-7</sup>	8/84×10-7
ب	2/48×10-7	1%	1/89×10-6	1%	1/45×10 <sup>-8</sup>	٣'/.	1/90×10 <sup>-6</sup>	2/15×10-6
5	1/06×10-7	۲'/.	9/30×10 <sup>-7</sup>	٣٠/.	4/88×10-8	۲'/.	9/79×10 <sup>-7</sup>	1/08×10-6
د	2/52×10-7	1%	4/43×10-6	۲'/.	1/38×10-8	1%	4/45×10-6	4/70×10-6
سایر اندام ها								
الف	7/92×10-9	۴٪.	5/90×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	2/76×10-9	٣٪.	5/93×10 <sup>-7</sup>	6/01×10 <sup>-7</sup>
ب	3/96×10-8	۳٪.	1/72×10-6	۲'/.	9/79×10-9	۴٪.	1/73×10-6	1/77×10-6
5	1/32×10-8	۲'/.	5/46×10-7	1%	2/12×10-8	٣'/.	5/67×10-7	5/80×10-7
د	2/82×10-6	۲'/.	3/81×10 <sup>-5</sup>	۲'/.	2/85×10-7	۲'/.	3/84×10-5	4/12×10 <sup>-5</sup>

	نوترون W <sub>R</sub> =W <sub>R</sub> (E)	درصد خطا	گاما W <sub>R</sub> =1	درصد خطا	کل	نوترون W <sub>R</sub> =W <sub>R</sub> (E)	درصد خطا	گاما W <sub>R</sub> =1	درصد خطا	کل
			موقعيت(1)			1		موقعيت(2)		
ريە			-		-	-				
الف	1/71×10-7	۴%	2/08×10-7	۵'/.	3/79×10-7	3/32×10-7	۵'/.	8/21×10 <sup>-</sup> 7	۵٪.	1/15×10-6
ب	3/62×10-7	٣'/.	4/93×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	8/55×10-7	7/93×10 <sup>-7</sup>	1%	2/02×10- 6	1%	2/81×10-6
で	1/47×10 <sup>-6</sup>	٣'/.	1/34×10 <sup>-5</sup>	۵'/.	1/49×10 <sup>-5</sup>	2/78×10-7	۵./	8/83×10 <sup>-</sup> 7	۵'/.	1/16×10 <sup>-6</sup>
د	1/19×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	2/36×10-6	٣'/.	3/55×10 <sup>-6</sup>	3/80×10 <sup>-6</sup>	٣'/.	1/45×10 <sup>-</sup> 5	٣'/.	1/83×10 <sup>-5</sup>
معدہ										
الف	2/43×10-7	۳'/.	2/82×10-7	۶′/.	5/25×10-7	4/65×10-7	۳%	1/08×10- 6	۳٪.	1/55×10-6
ب	8/03×10-7	۲'/.	7/42×10-7	۲'/.	1/55×10-6	1/56×10-6	۲'/.	2/94×10- 6	۲'/.	4/50×10 <sup>-6</sup>
5	5/13×10-6	۲'/.	4/47×10 <sup>-5</sup>	٣%	4/98×10 <sup>-5</sup>	3/64×10-7	٣'/.	1/01×10- 6	۳٪.	1/37×10-6
د	8/22×10-7	٣'/.	3/14×10-6	۲'/.	3/96×10-6	3/14×10-6	۲'/.	1/97×10 <sup>-</sup> 5	۲'/.	2/28×10-5
كولون										
الف	2/70×10-7	۴'/.	2/64×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	5/34×10-7	5/42×10-7	۲'/.	1/05×10- 6	۲'/.	1/59×10-6
ب	8/17×10-7	٣'/.	7/12×10 <sup>-7</sup>	۶'/.	1/53×10-6	1/64×10-6	1%	2/78×10-	1%	4/42×10 <sup>-6</sup>
5	7/15×10 <sup>-4</sup>	١%	2/31×10-4	۲'/.	9/46×10 <sup>-4</sup>	4/03×10-7	٣'/.	9/86×10 <sup>-</sup>	٣'/.	1/39×10 <sup>-6</sup>
د	2/38×10-6	۴'/.	4/06×10-6	٣'/.	6/44×10-6	6/02×10-6	1%	2/31×10-	1%	2/91×10-5
مغزاستخوان										
(قرمز)	4/00 407		1/02 107		0/50 107	a /ao 107				141 106
الف	1/80×10-7	۲'/.	1/93×10-	۵'/.	3//3×10*	3/28×10*	۳./.	7/84×10 <sup>-</sup>	۳%	1/11×10-0
ب	4/29×10-7	۴٪.	4/89×10 <sup>-7</sup>	۵'/.	9/18×10 <sup>-7</sup>	8/67×10-7	۲'/.	2/01×10- 6	۲'/.	2/88×10-6
で	3/33×10-4	۲'/.	1/64×10 <sup>-4</sup>	۲'/.	4/97×10 <sup>-4</sup>	2/99×10-7	۴'/.	8/32×10 <sup>-</sup> 7	۵'/.	1/13×10-6
د	3/04×10-6	1%	3/95×10-6	1%	6/99×10 <sup>-6</sup>	7/27×10-6	۲'/.	2/15×10 <sup>-</sup> 5	1%	2/88×10-5
پستان										
الف	1/70×10-6	٣'/.	2/58×10-7	۲'/.	1/96×10-6	2/26×10-6	۵'/.	1/09×10- 6	۵'/.	3/35×10-6
ب	2/95×10-6	۴%.	5/81×10-7	۴٪.	3/53×10-6	6/21×10-6	۴′/.	2/66×10- 6	۴%.	8/87×10-6
5	8/10×10 <sup>-6</sup>	٣٪.	1/61×10 <sup>-5</sup>	١%	2/42×10-5	1/71×10-6	٣%.	1/17×10- 6	۴%.	2/88×10-6
د	1/07×10 <sup>-6</sup>	1%	1/23×10-6	۲٪.	2/30×10-6	3/53×10-6	1%	8/26×10-	1%	1/18×10-5
گناد ها										

**جدول۴-۱۰**. دز معادل کارکنان(Sv/s)، کارکنان در موقعیت (۱) حضور وموقعیت (۲) عدم بیمار در مکان های الف، ب، ج، د بر اساس شکل(۴-۹).

الف	5/62×10-7	۴٪.	3/30×10-7	۵'/.	8/92×10-7	1/14×10 <sup>-6</sup>	٣'/.	1/20×10- 6	۴%.	2/34×10-6
ب	2/39×10-6	۲٪.	8/48×10-7	1%	3/24×10-6	3/76×10-6	٣'/.	3/32×10-	1%	7/08×10 <sup>-6</sup>
5	2/65×10-5	۲٪.	1/01×10-4	٣٪.	1/28×10 <sup>-4</sup>	1/32×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	1/46×10 <sup>-</sup>	۲'/.	2/78×10-6
د	5/75×10-7	1%	2/62×10-6	۲٪.	3/20×10-6	2/27×10-6	1%	1/68×10- 5	۲'/.	1/91×10-5
تبروئيد										
الف	7/71×10 <sup>-7</sup>	٣%	2/71×10-7	۲'/.	1/04×10 <sup>-6</sup>	1/74×10 <sup>-6</sup>	۴'/.	1/09×10- 6	٣%	2/83×10 <sup>-6</sup>
ب	2/21×10-6	٣'/.	5/75×10-7	۴٪.	2/79×10-6	3/12×10-6	٣'/.	2/55×10- 6	۲'/.	5/67×10-6
5	4/49×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	6/01×10-6	۲'/.	1/05×10-5	1/08×10-6	۲'/.	1/26×10- 6	۴٪.	2/34×10-6
د	1/25×10-7	۲'/.	9/26×10-7	۵'/.	1/05×10-6	3/31×10-7	۵'/.	6/76×10⁻	1%	7/09×10 <sup>-6</sup>

	نوترون W <sub>R</sub> =W <sub>R</sub> (E)	درصد خطا	گاما W <sub>R</sub> =1	درصد خطا	کل	نوترون W <sub>R</sub> =W <sub>R</sub> (E)	درصد خطا	گاما W <sub>R</sub> =1	درصد خطا	كل
			موقعيت(1)					موقعيت(2)		
مرى	2/40-10-7		1/02.10-7		4/22-10-7	5/02-10-7		9/16-10-		1/22 10-6
الف	2/40×10 '	۳%.	1/93×10 <sup>×</sup>	<i>9</i> '/.	4/33×10 '	5/03×10 '	۵%.	8/16×10 7	۳%.	1/32×10 °
ب	4/74×10-7	9 <sup>-</sup> /.	4/92×10-7	۷'/.	9/66×10-7	8/18×10-7	۶ <sup>-</sup> /.	1/99×10- 6	۲'/.	2/81×10-6
5	1/85×10-6	۲'/.	1/40×10-5	١%	1/59×10-5	3/47×10-7	۶ <sup>-</sup> /.	8/86×10 <sup>-</sup> 7	۳'/.	1/23×10-6
د	2/95×10-7	۲'/.	2/09×10-6	۴٪.	2/39×10 <sup>-6</sup>	1/71×10-6	۲٪.	1/32×10- 5	۴%	1/49×10 <sup>-5</sup>
مثانه										
الف	2/02×10-7	۴٪.	2/99×10-7	۶ <sup>.</sup> /.	5/01×10-7	4/86×10-7	۴٪.	1/17×10- 6	۳'/.	1/66×10-6
ب	6/92×10-7	۴٪.	7/62×10-7	۵'/.	1/45×10-6	1/55×10-6	۲'/.	2/98×10- 6	۲'/.	4/53×10 <sup>-6</sup>
<del>.</del>	5/52×10-3	١%	9/96×10 <sup>-4</sup>	٣٪.	6/52×10 <sup>-3</sup>	1/69×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	1/17×10-	٣%	1/34×10-6
۔ د	1/72×10-6	٣'/.	4/69×10 <sup>-6</sup>	۲'/.	6/41×10 <sup>-6</sup>	3/85×10-6	۲'/.	2/57×10-	۲'/.	2/96×10-5
کبد								5		
الف	1/90×10-7	۴٪.	2/39×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	4/29×10 <sup>-7</sup>	2/86×10-7	<b>?</b> '/.	$\frac{8}{78} \times 10^{-7}$	۴٪.	1/16×10 <sup>-6</sup>
ب	4/33×10-7	٣%	5/50×10-7	٣٪.	9/83×10-7	7/44×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	2/10×10-	٣%	2/84×10-6
7	3/58×10-6	۲'/.	3/78×10-5	۲٪.	4/14×10 <sup>-5</sup>	2/76×10-7	۲'/.	9/19×10-	٣٪.	1/20×10-6
ు	8/62×10-7	۴٪.	2/41×10-6	٣٪.	3/27×10-6	1/98×10 <sup>-6</sup>	٣٪.	1/31×10-	٣%	1/51×10 <sup>-5</sup>
سطح								5		
استخوان										
الف	2/46×10-7	۲'/.	1/90×10-7	۴٪.	4/36×10-7	4/67×10 <sup>-7</sup>	۷'/.	8/12×10 <sup>-</sup> 7	<b>?</b> '/.	1/28×10-6
ب	6/11×10-7	۴%	5/04×10-7	۵'/.	1/12×10-6	1/23×10-6	۵'/.	2/13×10- 6	۵'/.	3/36×10-6
5	2/05×10-4	۲'/.	1/04×10 <sup>-4</sup>	۲'/.	3/09×10 <sup>-4</sup>	5/59×10 <sup>-7</sup>	۶′/.	9/99×10-	۲'/.	1/56×10-6
د	4/29×10-6	1%	3/36×10-6	٣٪.	7/65×10 <sup>-6</sup>	9/49×10 <sup>-6</sup>	۴٪.	1/97×10-	٣%	2/92×10-5
پوست										
الف	7/07×10-7	٣٪.	1/45×10 <sup>-7</sup>	٣٪.	8/52×10-7	1/26×10-6	۲٪.	7/34×10 <sup>-</sup>	۵٪.	1/99×10 <sup>-6</sup>
ب	1/99×10-6	۲٪.	3/87×10-7	٣٪.	2/38×10-6	3/63×10-6	۴٪.	1/95×10-	۴%	5/58×10-6
7:	3/75×10-4	٣٪.	4/63×10 <sup>-6</sup>	١%	3/80×10-4	1/51×10-6	٣٪.	8/89×10-	٣%	2/40×10 <sup>-6</sup>
ن د	2/42×10-5	۲'/.	2/54×10-6	۲'/.	2/67×10-5	4/71×10 <sup>-5</sup>	۲'/.	2/10×10-	۲'/.	6/81×10 <sup>-5</sup>
								5		
سىر الف	1/38×10-7	۴٪.	1/18×10-7	۴٪.	2/56×10-7	2/50×10-7	۵'/.	5/51×10-	٣'/.	8/01×10 <sup>-7</sup>
	3/26×10-7	۴٪.	2/78×10-7	۲٪.	6/04×10 <sup>-7</sup>	6/06×10 <sup>-7</sup>	1%	//32×10-	1%	1/93×10 <sup>-6</sup>

ادامه جدول (۴–۱۰)

					-			6		
ج	8/82×10-7	۵'/.	1/83×10-6	٣'/.	2/71×10-6	3/70×10-7	۲'/.	7/23×10 <sup>-</sup>	۳٪.	1/09×10 <sup>-6</sup>
د	7/93×10 <sup>-7</sup>	۲'/.	6/94×10 <sup>-7</sup>	۴٪.	1/49×10 <sup>-6</sup>	1/75×10-6	۲'/.	4/54×10- 6	۲٪.	6/29×10 <sup>-6</sup>
غده های	-									
بزاقى										
الف	4/72×10-7	٣'/.	1/86×10-7	۲'/.	6/58×10-7	8/31×10-7	۲'/.	7/94×10 <sup>-</sup> 7	۲'/.	1/63×10 <sup>-6</sup>
ب	1/07×10-6	۲'/.	4/12×10 <sup>-7</sup>	۴٪.	1/48×10 <sup>-6</sup>	2/12×10 <sup>-6</sup>	۶'/.	1/90×10- 6	۴%	4/02×10 <sup>-6</sup>

ادامه جدول (۴–۱۰)

	نوترون WR=WR(E)	درصد خطا	گاما W <sub>R</sub> =1	درصد خطا	کل	نوترون WR=WR(E)	درصد خطا	گاما W <sub>R</sub> =1	درصد خطا	کل
			موقعيت(1)					موقعيت(2)		
5	2/47×10-6	۲'/.	3/36×10-6	۳'/.	5/83×10- 6	7/86×10-7	۵'/.	9/79×10 <sup>-</sup> 7	۲'/.	1/77×10- 6
د	7/08×10 <sup>-7</sup>	۵'/.	6/38×10 <sup>-7</sup>	۴٪.	1/35×10 <sup>-</sup> 6	1/57×10-6	۵'/.	4/45×10- 6	۵'/.	6/02×10- 6
ساير اندام	-									
ها	-									
الف	1/53×10-7	۵'/.	1/46×10-/	۴٪.	2/99×10 <sup>-</sup> 7	1/98×10-8	F'/.	5/93×10 <sup>-</sup> 7	۴٪.	6/13×10 <sup>-</sup> 7
ب	3/81×10-8	٣'/.	4/27×10-7	٣'/.	4/65×10 <sup>-</sup> 7	2/21×10-7	۶′/.	1/73×10- 6	۴%.	1/95×10 <sup>-</sup> 6
5	2/08×10-6	۲'/.	3/72×10-5	۲'/.	3/93×10- 5	5/83×10 <sup>-8</sup>	۷'/.	5/67×10 <sup>-</sup> 7	۶′/.	6/25×10- 7
د	7/02×10-6	۲'/.	7/02×10 <sup>-6</sup>	٣'/.	1/40×10- 5	1/90×10 <sup>-5</sup>	۴′/.	3/84×10 <sup>-</sup> 5	۴٪.	5/74×10- 5

**جدول۴–١١**. دز موثركل دريافتى كاركنان (μSv/s)، در موقعيت (١) عدم حضور بيمار، موقعيت(٢) حضور بيمار در مكان هاى الف، ب، ج، د براساس شكل (۴–٩)

مکان در اتاق درمان	موقعيت (١)	موقعيت (٢)
الف	6/78	1/65
ب ب	16/2	4/40
e	4690	1/56
٢	56/3	25/5

#### ۴-۸-۴. جمع بندی و نتیجه گیری

نتایج حاصل از دز جذبی اندام ها در دو موقعیت (۱) و (۲) به ترتیب در جدول های (۴–۸) و (۴–۹) نشان میدهد:

- ۱-دز جذبی گاما در اکثر اندام ها در مکان های (الف)، (ب) و (ج) نسبت به دز جذبی نوترون بالاتر است. این دز جذبی گاما ناشی از برهم کنش نوترون با بافت است.
- ۲-در هر دو موقعیت (۱) و(۲) اندام حساس گنادها دارای بالاترین دز جذبی گاما میباشد. بطوری که درموقعیت (۱) و(۲) در مکان (ب) در اتاق درمان دز جذبی گناد به ترتیب در حدود (μGy/s) ۸۵/۰و (μGy/s) ۳/۳۲ میباشد.
- ۳-در مکان (ج) در موقعیت (۱) کلیه ها دارای بالاترین دز جذبی نوترون (۰/۴۵ mGy/s) و دز جذبی گاما (۱ mGy/s) است. در حالی کـه در همـین مکـان در موقعیـت (۲) گنادهـا دارای بالاترین آهنگ دز جذبی نوترون و گاما به ترتیب (µGy/s) ۲/۲ و (µGy/s) ۱/۵ میباشد.
- ۴-در مکان (د) در اتاق درمان و در موقعیت (۱)، پوست و سطح استخوان دارای بالاترین آهنگ دز جذبی نوترون و گناد دارای بالاترین دز جذبی گاما میباشند. در حالی که در موقعیت (۲) در مکان (د) بالاترین آهنگ دز جذبی نوترون (μGy/s) ۴/ ۹۰ گاما (μGy/s) ۵ را سایر اندام ها دارد.

نتایج حاصل از دز معادل اندام ها در دو موقعیت (۱) و (۲) در جدول های (۴–۱۰) نشان میدهد:

- ۱-در هر دو موقعیت (۱) و (۲) در مکان (الف) و (ب) در اتاق درمان پستان دارای بالاترین آهنـگ
  دز معادل است. به طوریکه در موقعیت (۱) در مکان (الف) و (ب) بـه ترتیـب (μSv/s) ۱/۹۶ و
  ۳/۳۵ (μSv/s) و در موقعیـت (۲) در همـین مکـان بـه ترتیـب دارای آهنـگ دز معـادل
  ۸/۸۷ (μSv/s) ۳/۵۳ (μSv/s) میباشد.
- ۲-در مکان (ج) در موقعیت (۱) کلیه ها با آهنگ دز معادل در حدود (mSv/s) ۶/۵ دارای بالاترین

دز معادل است. در حالی که در موقعیت (۲) در همین مکان پستان با آهنگ دز (µSv/s) ۳ دارای بالاترین دز معادل نسبت به سایر اندام ها است.

۳-در مکان (د) در هـر دو موقعیـت (۱) و (۲) پوسـت دارای بـالاترین آهنـگ دز معـادل بـه ترتیب(μSv/s) ۳/۰و (μSv/s)/ ۲میباشد.

نت ایج حاص ل از دز م وثر اندام ه ا در دو موقعیت (۱) و (۲) در ج دول ه ای (۴–۱۱) نشان می دهد که میزان دز موثر اندام ها کاملاً وابسته به مکان و موقعیت قرارگیری کارکنان است. از طرفی وجود بیمار در اتاق درمان منجر به کاهش دز موثر در کارکنان در همه مکان ه ا می شود. به عنوان نمونه در موقعیت (۱) و (۲) در مکان (ج) در اتاق درمان دز موثر از (mSv/s) ۲/۹ به مقدار (μSv/s) ۱/۵۶ کاهش یافته است. از طرفی دز موثر ک در مکان (د) در موقعیت (۲) در حدود (عربان محسوب می شود.

نتایج حاصل از محاسبات دز در اندام کارکنان راکتور نشان میدهد در شرایط بحرانی که کارکنان باید در اتاق درمان حضور یابند میبایست از حفاظ های نوترون و گاما استفاده کنند. همچنین با تقسیم بندی زمان حضور کارکنان از جذب بیش اندازه دز جلوگیری بعمل آورند

#### ۴-۹. نتیجه نهایی تحقیق

در این تحقیق به بررسی بخش شرقی راکتور تهران برای به کارگیری در نوترون درمانی با بور پرداخته شد. در گام نخست امکان سنجی بهره برداری قلب راکتور در بخش شرقی با موفقیت صورت گرفت. سپس میزان افت شار سه گروهی نوترون در کنار قلب و در اتاق درمان محاسبه گردیـد. نتایج حاصل نشـان مـیدهـ دبا اسـتفاده از مجموعـه مناسـبی از (کنـد کننـده، مـوازی سـاز، و حفـاظ) می توان به شار نوترونی مناسب برای BNCT دست یافت. در مرحله بعد یک شکل دهنده باریکه بین قلب راکتور و دیوار استخر طراحی و بهینه سازی شد. نتایج شار نوترون فوق حرارتـی بدست آمـده از طراحی نهایی شکل دهنده باریکه در حدود (n/cm<sup>2</sup>.s) <sup>9</sup>01×2006 می باشد که منطبق با معیار هـای گامای باریکه کمتر از (Gy.cm<sup>2</sup>) <sup>10-13</sup>(Gy.cm<sup>2</sup>) میباشد، که در مقایسه با راکتور های دیگر دارای شرایط بسیار مناسبی است. سپس به ارزیابی درمانی باریکه طراحی شده در درمان تومور های عمیق مغزی پرداخته شد. نتایج حاصل نشان میدهد، باریکه طراحی شده قابلیت درمان تومور های عمیق تا حدود ۵ سانتی متری از سطح پوست را دارد. در گام آخر، میزان دز موثر تمامی ارگان های مهم بدن کارکنان در حین فرآیند پرتودهی با در نظر گیری شرایط اتاق درمان موجود در راکتور محاسبه و کلیه مناطق خطرناک از لحاظ پرتوگیری در اتاق درمان مشخص گردید. نتایج حاصل از تحقیقات دزیمتری کارکنان نشان میدهد برای حفظ ایمنی پرتویی کارکنان بجز در موارد اضطراری باید از ورود به اتاق درمان اجتناب شود.

### ۴-۱۰. پیشنهادات برای ادامه کار

۱- طراحی و حفاظ سازی اتاق درمان
 ۲-ساخت تجهیزات شکل دهنده باریکه نوترونی BSA طراحی شده در این تحقیق
 ۳-اندازه گیری شدت شار در اتاق درمان و اعتبار سنجی آن با معیار های آژانس
 ۴-تجهیز اتاق درمان
 ۵-آزمایش تجربی نمونه های حیوانی
 ۶-طراحی و ساخت یک کانال چند منظوره بر اساس دریچه موجود بر روی استخر و اتاق درمان

	جدول(۱): ضرایب کرما برای نوترون در همه بافت های سر.								
Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)				
1.00000E-10	2.84836E-10	3.86186E-04	4.32166E-12	4.24501E-04	4.70637E-12				
2.53000E-08	1.79156E-11	3.89294E-04	4.37510E-12	4.35791E-04	4.82298E-12				
3.60000E-08	1.51863E-11	3.92013E-04	4.45426E-12	4.50844E-04	4.98071E-12				
6.30000E-08	1.14605E-11	3.93567E-04	4.54948E-12	4.73423E-04	5.21862E-12				
1.10000E-07	8.68979E-12	3.94927E-04	4.75157E-12	5.03528E-04	5.53660E-12				
2.00000E-07	6.46317E-12	3.95704E-04	5.04322E-12	5.48686E-04	6.01428E-12				
3.60000E-07	4.80674E-12	3.96384E-04	5.69169E-12	6.08897E-04	6.65192E-12				
5.00000E-07	4.09730E-12	3.96772E-04	6.59789E-12	6.30000E-04	6.87555E-12				
5.00001E-07	1.00000E-50	3.97161E-04	8.87168E-12	1.10000E-03	1.18485E-11				
4.99999E-07	1.00000E-50	3.97404E-04	1.25184E-11	2.00000E-03	2.12787E-11				
5.00000E-07	4.09730E-12	3.97598E-04	1.92702E-11	2.20448E-03	2.34081E-11				
6.30000E-07	3.65016E-12	3.97841E-04	4.02373E-11	2.92701E-03	3.09073E-11				
1.10000E-06	2.76920E-12	3.97920E-04	4.89985E-11	3.40870E-03	3.58891E-11				
2.00000E-06	2.06768E-12	3.97960E-04	5.18963E-11	3.60000E-03	3.78642E-11				
3.60000E-06	1.56446E-12	3.98000E-04	5.29405E-11	3.64954E-03	3.83690E-11				
6.30000E-06	1.22285E-12	3.98040E-04	5.18752E-11	3.83018E-03	4.02082E-11				
1.10000E-05	9.93368E-13	3.98080E-04	4.89616E-11	3.95060E-03	4.14327E-11				
2.00000E-05	8.67077E-13	3.98159E-04	4.01935E-11	4.02586E-03	4.21975E-11				
3.60000E-05	8.73031E-13	3.98277E-04	2.78043E-11	4.08607E-03	4.28091E-11				
6.30000E-05	1.04735E-12	3.98512E-04	1.48024E-11	4.13123E-03	4.32676E-11				
1.10000E-04	1.45912E-12	3.98747E-04	9.92659E-12	4.16134E-03	4.35733E-11				
2.00000E-04	2.35827E-12	3.98982E-04	7.77267E-12	4.18768E-03	4.38408E-11				
2.36228E-04	2.73120E-12	3.99453E-04	6.02491E-12	4.20273E-03	4.39938E-11				
2.85955E-04	3.24754E-12	3.99923E-04	5.36160E-12	4.21778E-03	4.41469E-11				
3.17034E-04	3.57212E-12	4.00746E-04	4.90651E-12	4.22531E-03	4.42245E-11				
3.41898E-04	3.83283E-12	4.01687E-04	4.71488E-12	4.23284E-03	4.43023E-11				
3.57438E-04	3.99667E-12	4.03334E-04	4.60009E-12	4.23848E-03	4.43630E-11				
3.60000E-04	4.02383E-12	4.05215E-04	4.56478E-12	4.24224E-03	4.44084E-11				
3.69869E-04	4.12962E-12	4.08508E-04	4.56428E-12	4.24507E-03	4.44503E-11				
3.76085E-04	4.19786E-12	4.12271E-04	4.58953E-12	4.24695E-03	4.44963E-11				
3.82301E-04	4.27008E-12	4.16975E-04	4.63170E-12	4.24836E-03	4.45582E-11				

### پیوست الف: ضرایب کرما برای نوترون و فوتون [ICRU46].

	ادامه جدول(۱) : ضرایب کرما برای نوترون در همه بافت های سر.								
Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)				
4.24930E-03	4.46597E-11	4.77204E-03	4.97582E-11	3.50000E-01	1.42928E-09				
4.25024E-03	4.48206E-11	4.96102E-03	5.16672E-11	3.70000E-01	1.47882E-09				
4.25071E-03	4.52448E-11	5.29173E-03	5.50029E-11	3.90000E-01	1.54217E-09				
4.25118E-03	4.57924E-11	5.76417E-03	5.97574E-11	4.20000E-01	1.69417E-09				
4.25165E-03	4.70518E-11	6.30000E-03	6.51359E-11	4.60000E-01	1.66227E-09				
4.25183E-03	4.99682E-11	1.10000E-02	1.10066E-10	5.00000E-01	1.66729E-09				
4.25191E-03	5.12363E-11	2.00000E-02	1.90608E-10	5.40000E-01	1.72979E-09				
4.25200E-03	5.16511E-11	3.60000E-02	3.15707E-10	5.80000E-01	1.78877E-09				
4.25209E-03	5.18013E-11	6.30000E-02	4.88476E-10	6.20000E-01	1.85065E-09				
4.25217E-03	5.16522E-11	8.20000E-02	5.93968E-10	6.60000E-01	1.91171E-09				
4.25235E-03	5.12397E-11	8.60000E-02	6.13173E-10	7.00000E-01	1.96912E-09				
4.25262E-03	4.99748E-11	9.00000E-02	6.32378E-10	7.40000E-01	2.01813E-09				
4.25299E-03	4.80241E-11	9.40000E-02	6.52636E-10	7.80000E-01	2.07804E-09				
4.25346E-03	4.64707E-11	9.80000E-02	6.70771E-10	8.20000E-01	2.13004E-09				
4.25419E-03	4.55827E-11	1.05000E-01	7.01356E-10	8.60000E-01	2.18651E-09				
4.25493E-03	4.50345E-11	1.15000E-01	7.44549E-10	9.00000E-01	2.25552E-09				
4.25641E-03	4.48334E-11	1.25000E-01	7.85529E-10	9.40000E-01	2.36364E-09				
4.25788E-03	4.46864E-11	1.35000E-01	8.23295E-10	9.80000E-01	2.54054E-09				
4.26047E-03	4.46546E-11	1.45000E-01	8.60107E-10	1.05000E+00	2.55888E-09				
4.26342E-03	4.46455E-11	1.55000E-01	8.97000E-10	1.15000E+00	2.54950E-09				
4.26859E-03	4.46815E-11	1.65000E-01	9.30271E-10	1.25000E+00	2.66336E-09				
4.27449E-03	4.47307E-11	1.75000E-01	9.62687E-10	1.35000E+00	2.73723E-09				
4.28188E-03	4.48012E-11	1.85000E-01	9.95179E-10	1.45000E+00	2.78737E-09				
4.29369E-03	4.49187E-11	1.95000E-01	1.02648E-09	1.55000E+00	2.86468E-09				
4.30550E-03	4.50370E-11	2.10000E-01	1.06971E-09	1.65000E+00	2.97877E-09				
4.32912E-03	4.52759E-11	2.30000E-01	1.12623E-09	1.75000E+00	3.02627E-09				
4.35274E-03	4.55148E-11	2.50000E-01	1.17659E-09	1.85000E+00	3.15611E-09				
4.39408E-03	4.59335E-11	2.70000E-01	1.22500E-09	1.95000E+00	3.16622E-09				
4.44133E-03	4.64121E-11	2.90000E-01	1.28468E-09	2.10000E+00	3.26881E-09				
4.51219E-03	4.71296E-11	3.10000E-01	1.32372E-09	2.30000E+00	3.31828E-09				
4.60668E-03	4.80860E-11	3.30000E-01	1.37525E-09	2.50000E+00	3.47010E-09				

(1)	ادامه جدور	جدول(۲) : ضرایب کرما برای فوتون در همه بافت های سر.					
Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (cGy cm2)		
2.70000E+00	3.61684E-09	1.00000E-03	5.90560E-08	8.00000E-01	4.09000E-10		
2.90000E+00	3.75627E-09	1.03542E-03	5.57900E-08	1.00000E+00	4.94750E-10		
3.10000E+00	3.87820E-09	1.07210E-03	5.26820E-08	1.25000E+00	5.91000E-10		
3.30000E+00	4.21016E-09	1.50000E-03	2.98730E-08	1.50000E+00	6.77720E-10		
3.50000E+00	4.30374E-09	2.00000E-03	1.78070E-08	2.00000E+00	8.31530E-10		
3.70000E+00	4.41548E-09	2.14550E-03	1.56400E-08	3.00000E+00	1.09060E-09		
3.90000E+00	4.34663E-09	2.30297E-03	1.39730E-08	4.00000E+00	1.31570E-09		
4.20000E+00	4.46838E-09	2.47200E-03	1.22420E-08	5.00000E+00	1.52450E-09		
4.60000E+00	4.47802E-09	2.64140E-03	1.09350E-08	6.00000E+00	1.72360E-09		
5.00000E+00	4.75189E-09	2.82240E-03	9.64990E-09	8.00000E+00	2.10850E-09		
5.40000E+00	4.62536E-09	3.00000E-03	8.76710E-09	1.00000E+01	2.48660E-09		
5.80000E+00	4.83295E-09	3.60740E-03	6.14960E-09	1.50000E+01	3.42470E-09		
6.20000E+00	4.96441E-09	4.00000E-03	5.16410E-09	2.00000E+01	4.37070E-09		
6.60000E+00	5.15965E-09	5.00000E-03	3.32610E-09				
7.00000E+00	5.28666E-09	6.00000E-03	2.30710E-09				
7.40000E+00	5.50396E-09	8.00000E-03	1.28020E-09				
7.80000E+00	5.50521E-09	1.00000E-02	8.03810E-10				
8.20000E+00	5.48272E-09	1.50000E-02	3.39340E-10				
8.60000E+00	5.65167E-09	2.00000E-02	1.82840E-10				
9.00000E+00	5.71392E-09	3.00000E-02	7.82980E-11				
9.40000E+00	5.86699E-09	4.00000E-02	4.66230E-11				
9.80000E+00	6.03676E-09	5.00000E-02	3.52000E-11				
1.05000E+01	6.08986E-09	6.00000E-02	3.15980E-11				
1.15000E+01	6.46570E-09	8.00000E-02	3.37350E-11				
1.25000E+01	6.41512E-09	1.00000E-01	4.09840E-11				
1.35000E+01	6.58102E-09	1.50000E-01	6.62580E-11				
1.45000E+01	6.62826E-09	2.00000E-01	9.46890E-11				
1.60000E+01	6.77503E-09	3.00000E-01	1.52750E-10				
1.80000E+01	6.93483E-09	4.00000E-01	2.09120E-10				
2.00000E+01	7.03169E-09	5.00000E-01	2.63000E-10				
		6.00000E-01	3.14150E-10				

جدول(۳): ضرایب کرما به ازای 1ppm بور در همه بافت های سر.								
Energy (Mev)	Kerma (Gy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (Gy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (Gy cm2)			
1.00000E-11	4.36000E-12	1.50000E-01	4.03900E-17	7.50000E-01	1.06900E-17			
2.53000E-08	8.66600E-14	1.70000E-01	3.82800E-17	8.00000E-01	9.72100E-18			
9.40000E-06	4.49000E-15	1.80000E-01	3.72800E-17	8.50000E-01	8.97400E-18			
1.50000E-04	1.12000E-15	1.90000E-01	3.62800E-17	9.00000E-01	8.39300E-18			
2.50000E-04	8.66300E-16	2.00000E-01	3.53200E-17	9.50000E-01	7.93600E-18			
3.50000E-04	7.31400E-16	2.10000E-01	3.43400E-17	1.00000E+00	7.57700E-18			
4.50000E-04	6.44400E-16	2.20000E-01	3.33900E-17	1.05000E+00	7.39600E-18			
5.50000E-04	5.82400E-16	2.30000E-01	3.24700E-17	1.10000E+00	7.40900E-18			
6.50000E-04	5.35500E-16	2.35000E-01	3.20200E-17	1.15000E+00	7.56000E-18			
7.50000E-04	4.98200E-16	2.40000E-01	3.15700E-17	1.20000E+00	7.81000E-18			
8.50000E-04	4.67700E-16	2.45000E-01	3.11300E-17	1.25000E+00	8.13000E-18			
9.50000E-04	4.42000E-16	2.50000E-01	3.07100E-17	1.30000E+00	8.55700E-18			
1.50000E-03	3.50900E-16	2.60000E-01	2.98600E-17	1.35000E+00	9.13900E-18			
2.50000E-03	2.70800E-16	2.70000E-01	2.90500E-17	1.40000E+00	9.86400E-18			
3.50000E-03	2.28400E-16	2.80000E-01	2.82700E-17	1.45000E+00	1.07300E-17			
4.50000E-03	2.01100E-16	3.00000E-01	2.67700E-17	1.50000E+00	1.17200E-17			
5.50000E-03	1.81600E-16	3.20000E-01	2.54700E-17	1.55000E+00	1.31700E-17			
6.50000E-03	1.66900E-16	3.40000E-01	2.43900E-17	1.60000E+00	1.52700E-17			
7.50000E-03	1.55200E-16	3.60000E-01	2.35900E-17	1.65000E+00	1.77400E-17			
8.50000E-03	1.45700E-16	3.80000E-01	2.31100E-17	1.70000E+00	2.01500E-17			
9.50000E-03	1.37700E-16	4.00000E-01	2.29500E-17	1.75000E+00	2.19700E-17			
1.50000E-02	1.09500E-16	4.20000E-01	2.30700E-17	1.80000E+00	2.26700E-17			
2.00000E-02	9.49300E-17	4.40000E-01	2.33200E-17	1.85000E+00	2.27400E-17			
2.40000E-02	8.68100E-17	4.60000E-01	2.34700E-17	1.90000E+00	2.23100E-17			
3.00000E-02	7.79700E-17	4.80000E-01	2.32500E-17	1.95000E+00	2.16000E-17			
4.50000E-02	6.46200E-17	5.00000E-01	2.25500E-17	2.00000E+00	2.06900E-17			
5.50000E-02	5.91800E-17	5.20000E-01	2.14500E-17	2.05000E+00	1.94600E-17			
6.50000E-02	5.51900E-17	5.40000E-01	2.01100E-17	2.10000E+00	1.81700E-17			
7.50000E-02	5.21200E-17	5.60000E-01	1.87300E-17	2.15000E+00	1.69000E-17			
8.50000E-02	4.96800E-17	5.80000E-01	1.74000E-17	2.20000E+00	1.58200E-17			
9.50000E-02	4.77000E-17	6.00000E-01	1.62000E-17	2.25000E+00	1.50600E-17			
1.00000E-01	4.68000E-17	6.50000E-01	1.37500E-17	2.30000E+00	1.45100E-17			
1.20000E-01	4.38800E-17	7.00000E-01	1.19900E-17	2.35000E+00	1.40800E-17			

## پیوست ب: ضرایب کرما برای واکنش بور [ICRU46].

ادامه جدول(۳) : ضرایب کرما به ازای 1ppm بور در همه بافت های سر.							
Energy (Mev)	Kerma (Gy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (Gy cm2)	Energy (Mev)	Kerma (Gy cm2)		
2.40000E+00	1.37600E-17	5.80000E+00	9.31800E-18	1.60000E+01	7.40000E-18		
2.45000E+00	1.36900E-17	6.00000E+00	9.68500E-18	1.65000E+01	7.32900E-18		
2.50000E+00	1.41500E-17	6.20000E+00	1.00500E-17	1.70000E+01	7.25000E-18		
2.55000E+00	1.50800E-17	6.40000E+00	1.03000E-17	1.75000E+01	7.15500E-18		
2.60000E+00	1.60700E-17	6.60000E+00	1.04300E-17	1.80000E+01	7.04700E-18		
2.65000E+00	1.70300E-17	6.80000E+00	1.04500E-17	1.85000E+01	6.92600E-18		
2.70000E+00	1.80200E-17	7.00000E+00	1.02700E-17	1.90000E+01	6.79200E-18		
2.75000E+00	1.97700E-17	7.20000E+00	9.88700E-18	1.95000E+01	6.64600E-18		
2.80000E+00	2.09500E-17	7.40000E+00	9.42700E-18	2.00000E+01	6.48900E-18		
2.85000E+00	2.03400E-17	7.60000E+00	8.95400E-18				
2.90000E+00	1.94800E-17	7.80000E+00	8.51600E-18				
2.95000E+00	1.86900E-17	8.00000E+00	8.14300E-18				
3.00000E+00	1.79500E-17	8.20000E+00	7.79500E-18				
3.05000E+00	1.73100E-17	8.40000E+00	7.49500E-18				
3.10000E+00	1.67800E-17	8.60000E+00	7.23400E-18				
3.15000E+00	1.62400E-17	8.80000E+00	7.00400E-18				
3.20000E+00	1.58500E-17	9.00000E+00	6.79600E-18				
3.30000E+00	1.61300E-17	9.20000E+00	6.60900E-18				
3.40000E+00	1.72100E-17	9.40000E+00	6.44400E-18				
3.60000E+00	1.98100E-17	9.60000E+00	6.30300E-18				
3.70000E+00	2.11900E-17	9.80000E+00	6.18500E-18				
3.80000E+00	2.26000E-17	1.00000E+01	6.09100E-18				
4.00000E+00	2.23000E-17	1.05000E+01	5.85600E-18				
4.20000E+00	1.79100E-17	1.10000E+01	5.74000E-18				
4.30000E+00	1.72400E-17	1.15000E+01	5.69500E-18				
4.40000E+00	1.64300E-17	1.20000E+01	5.76400E-18				
4.60000E+00	1.37700E-17	1.25000E+01	5.96300E-18				
4.80000E+00	1.21200E-17	1.30000E+01	6.25900E-18				
5.00000E+00	1.07600E-17	1.35000E+01	6.64100E-18				
5.20000E+00	9.88500E-18	1.40000E+01	7.03200E-18				
5.40000E+00	8.97200E-18	1.45000E+01	7.32900E-18				
5.50000E+00	8.80700E-18	1.50000E+01	7.49200E-18				
5.60000E+00	8.89200E-18	1.55000E+01	7.46200E-18				

- [1] W. H. Sweet and M. Javid, (1951) "The possible use of slow neutrons plus boron-10 in the therapy of intracranial tumors," *Amer. Neurol. Ass, vol.* 56, pp. 60-63.
- [Y] I. Kato et al., (2004) "Effectiveness of BNCT for recurrent head and neck malignancies, ",*Applied Radiation and Isotopes, vol.* 61, no. 5, pp. 1069-1073.
- [<sup>r</sup>] H. Hatanaka and Y. Nakagawa, (1994) "Clinical results of long-surviving brain tumor patients who underwent boron neutron capture therapy," *International Journal of Radiation Oncology*\* *Biology*\* *Physics, vol.* 28, no. 5, pp. 1061-1066.
- [4] I. A. E. Agency, (2001) "Current status of neutron capture therapy," IAEA-TECDOC-1223.
- [°] E. Bavarnegin, Y. Kasesaz, and F. Wagner, (2017) "Neutron beams implemented at nuclear research reactors for BNCT," *Journal of Instrumentation, vol.* 12, no. 05, p. P05005.
- [7] K.-H. Beckurts and K. Wirtz, (2013) "Neutron physics," Springer Science & Business Media.
- [<sup>V</sup>] H. Taylor and M. Goldhaber, (1935) "Detection of nuclear disintegration in a photographic emulsion, "*Nature, vol.* 135, no. 341.
- [A] W. A. Sauerwein, A. Wittig, R. Moss, and Y. Nakagawa, (2012) "Neutron capture therapy," principles and applications. Springer Science & Business Media.
- [4] J. F. Ziegler, M. D. Ziegler, and J. P. Biersack, (2010) "SRIM-The stopping and range of ions in matter," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, vol.* 268, no. 11, pp. 1818-1823.
- [1] D. Lopez Aldama and A. Trkov, (2004) "FENDL-2.1: Update of an evaluated nuclear data library for fusion applications," *International Atomic Energy Agency, International Nuclear Data Committee, Vienna (Austria).*
- [11] G. Locher, (1936) "Biological effects and therapeutical possibilities of neutrons," Am. J. Roentgenol. Radium .Ther, vol. 36, pp. 1-13.
- [17] N. S. Hosmane, J. A. Maguire, and Y. Zhu, (2012) "Boron and gadolinium neutron capture therapy for cancer treatment," World Scientific.

- [17] Kruger. P. G, (1940) "Some biological effects of nuclear disintegration products on neoplastic tissue," *Proc. Natl. Acad. Sci, vol.* 26, pp. 181-192.
- [1<sup>1</sup>] D. N. Slatkin, (1991) "A history of boron neutron capture therapy of brain tumours: postulation of a brain radiation dose tolerance limit," *Brain*, vol. 114, no. 4, pp. 1609-1629.
- [1°] Farr. L. E, S. W. H, and e., (1954) "Neutron Capture Therapy with boron in the treatment of Glioblastoma Multiforme," *Am. J. Roentgenol. Radium, vol.* 71, pp. 279-291.
- [17] H. Hatanaka, (1986) "Boron neutron capture therapy for tumors," International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part A. Applied Radiation and Isotopes, vol. 37, no. 1, pp. 79-80.
- [<sup>1</sup>V] H. Hatanaka, W. Sweet, K. Sano, and F. Ellis, (1991) "The present status of boron-neutron capture therapy for tumors," *Pure and applied chemistry, vol.* 63, no. 3, pp. 373-374.
- [1^] Hatanaka. H, (1990) "Clinical results of boron neutron capture therapy," *Basic Life Sci., vol.* 54, pp. 15-21.
- [14] a. N. Y. Hatanaka. H, (1994) "Clinical results of long-surviving brain tumor patients who underwent boron neutron capture therapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, vol.* 28, pp. 1061-1066.
- [<sup>\*</sup>·] T. Kageji, Y. Mizobuchi, S. Nagahiro, Y. Nakagawa, and H. Kumada, (2011)
  "Clinical results of boron neutron capture therapy (BNCT) for glioblastoma,"
  *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 69, no. 12, pp. 1823-1825.
- [<sup>Y</sup>] B. Phoenix, (2013), PhD. thesis, "Synergistic and dose rate effects in Boron Neutron Capture Therapy," University of Birmingham.
- [<sup>үү</sup>] N. MIRZAJANI, (2013), PhD. thesis, "Characterization of the Mixed Radiation Fields for BNCT," UNIVERSITÀ DI PISA.
- [Y<sup>m</sup>] A. Zonta et al., (2009) "Extra-corporeal liver BNCT for the treatment of diffuse metastases: What was learned and what is still to be learned," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 67, no. 7, pp. S67-S75.
- [<sup>Y</sup><sup>£</sup>] H. Yanagie et al., (2009) "Dosimetric evaluation of neutron capture therapy for local advanced breast cancer," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 67, no. 7, pp. S63-S66.

- [Yo] M. Suzuki et al., (2008) "A novel concept of treatment of diffuse or multiple pleural tumors by boron neutron capture therapy (BNCT)," *Radiotherapy and Oncology, vol.* 88, no. 2, pp. 192-195.
- [<sup>ү</sup>] I. Badhrees, F. Alrumayan, and F. Mahube, (2015) "The Perspectives of the Boron Neutron Capture Therapy-Clinical Applications Research and Development in Saudi Arabia, "*Physics Procedia, vol.* 66, pp. 59-67.
- [YV] R. F. Barth et al., (2012) "Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer," *Radiat Oncol, vol.* 7, no. 146, pp. 1-21.
- [<sup>YA</sup>] R. F. Barth et al., (2015) " Evaluation of TK1 targeting carboranyl thymidine analogues as potential delivery agents for neutron capture therapy of brain tumors," Applied Radiation and Isotopes, *vol.* **106**, pp. 251-255.
- [<sup>Y 4</sup>] M. Gryziński, M. Maciak, and M. Wielgosz, (2015) "Summary of recent BNCT Polish programme and future plans," Applied Radiation and Isotopes, *vol.* 106, pp. 10-17.
- [\*•] H. Horiike et al., (2015) "Liquid Li based neutron source for BNCT and science application," Applied Radiation and Isotopes, *vol.* 106, pp. 92-94.
- [<sup>r</sup>] Y. Kasesaz, H. Khalafi, and F. Rahmani, (2014) "Design of an epithermal neutron beam for BNCT in thermal column of Tehran research reactor," *Annals* of Nuclear Energy, vol. 68, pp. 234-238.
- [<sup>rr</sup>] H. Kumada et al., (2014) "Project for the development of the linac based NCT facility in University of Tsukuba," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 88, pp. 211-215.
- [<sup>r</sup><sup>r</sup>] Y. Mishima, (2013) "Cancer neutron capture therapy," Springer Science & Business Media.
- [<sup>r</sup><sup>1</sup>] Z. Yong et al., (2016) "Boron neutron capture therapy for malignant melanoma: first clinical case report in China," *Chinese Journal of Cancer Research, vol.* 28, no. 6, p. 634.
- [<sup>ro</sup>] R. F. Barth, J. A. Coderre, M. G. H. Vicente, and T. E. Blue, (2005) "Boron neutron capture therapy of cancer: current status and future prospects," *Clinical Cancer Research, vol.* **11**, no. 11 ,pp. 3987-4002.

- [<sup>m</sup>] M. Sibrian-Vazquez and M. Vicente, (2011) "Boron tumor-delivery for BNCT: Recent developments and perspectives," *Boron Science: New Technologies & Applications*, pp. 203-232.
- [<sup>\(\mathbf{V}\)]</sup> K. L. a. e. al, (2000) "First clinical results on the Finnish study on BPA-mediated BNCT in glioblastoma," 9th International Symposium on Neutron capture Therapy for Cancer, Osaka, Japan.
- [<sup>\*</sup><sup>A</sup>] Y. Sakurai, T. Kobayashi, and K. Kanda, (1994) "A fundamental study on hyper-thermal neutrons for neutron capture therapy," *Physics in medicine and biology, vol.* **39**, no. 12, p. 2217.
- [<sup>rq</sup>] I. Auterinen, T. Seren, K. Anttila, A. Kosunen, and S. Savolainen, (2004)
  "Measurement of free beam neutron spectra at eight BNCT facilities worldwide," *Applied radiation and isotopes ,vol.* 61, no. 5, pp. 1021-1026.
- [<sup>1</sup>·] Z. Akan et al., (2015) "Modification of the radial beam port of ITU TRIGA Mark II research reactor for BNCT applications," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 99, pp. 110-116.
- [1] I. Auterinen et al., (2001) "Metamorphosis of a 35 year-old TRIGA reactor into a modern BNCT facility," *in Frontiers in neutron capture therapy: Springer*, pp. 267-275.
- [٤<sup>Y</sup>] I. AUTERINEN and S. Salmenhaara, (2003) "FiR 1 reactor in service for boron neutron capture therapy (BNCT) and isotope production," *in Proceedings of an International Conference on Research Reactor Utilization, Safety, Decommissioning, Fuel and Waste Management*, pp. 10-14.
- [٤<sup>m</sup>] H. Blaumann, O. C. Larrieu, J. Longhino, and A. Albornoz, (2001) "NCT facility development and beam characterisation at the RA-6 Reactor," *in Frontiers in neutron capture therapy: Springer*, pp. 313-317.
- [<sup>±±</sup>] S. Bortolussi et al., (2011) "Simulation of the neutron flux in the irradiation facility at RA-3 reactor," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* <sup>\*\*</sup> no. 12, pp. 1924-1927.
- [<sup>£o</sup>] J. Burian et al., (2009) "LVR-15 reactor epithermal neutron beam parameters— Results of measurements," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 67, no. 7, pp. S202-S205.
- [57] P. Coelho, A. Hernandes, and P. Siqueira, (2014) "Neutron flux calculation in a BNCT research facility implemented in IEA-R1 reactor".

- [٤٧] N. N. Dien and N. C. Hai, (2003) "Status of neutron beam utilization at the Dalat nuclear research reactor," No. JAERI-CONF--2003-004.
- [<sup>4</sup><sup>A</sup>] N. Fauziah, A. Widiharto, and Y. Sardjono, (2015) "A CONCEPTUAL DESIGN OF NEUTRON COLLIMATOR IN THE THERMAL COLUMN OF KARTINI RESEARCH REACTOR FOR IN VITRO AND IN VIVO TEST OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY," TRI DASA MEGA-Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir, vol. 15, no. 2.
- [٤٩] O. Harling et al., (2002) "The fission converter-based epithermal neutron irradiation facility at the Massachusetts Institute of Technology reactor," *Nuclear science and engineering, vol.* 140, no. 3, pp. 223-240.
- [••] O. K. Harling and K. J. Riley, (2003) "Fission reactor neutron sources for neutron capture therapy-a critical review," *Journal of neuro-oncology, vol.* 62, no. 1, pp. 7-17.
- [°<sup>1</sup>] M. Miller et al., (2009) "New irradiation facility for biomedical applications at the RA-3 reactor thermal column," *Applied Radiation and Isotopes ,vol.* 67, no. 7, pp. S226-S229.
- [°<sup>Y</sup>] Y. Sakurai et al., (2015) "Advances in boron neutron capture therapy (BNCT) at kyoto university-From reactor-based BNCT to accelerator-based BNCT," *Journal of the Korean Physical Society, vol.* 67, no. 1, pp. 76-81.
- [°<sup>r</sup>] L. Wang et al., (2011) "BNCT for locally recurrent head and neck cancer: preliminary clinical experience from a phase I/II trial at Tsing Hua open-pool reactor," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 69, no. 12, pp. 1803-1806.
- [o<sup>*t*</sup>] *IAEA-TECDOC-1223* (2001). "Current status of neutron capture therapy."
- [°°] J. Burian, S. Flibor, M. Marek, J. Rejchrt, L. Viererbl, and I. Tomandl, (2006)
  "Physics for BNCT, " *in Journal of Physics: Conference Series, vol.* 41, no. 1, p. 174: IOP Publishing.
- [°<sup>1</sup>] T. E. Blue and J. C. Yanch, (2003) "Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors," Journal of Neurooncology, vol. 62, no. 1-2, pp. 19-31.
- [°<sup>V</sup>] L. Farr, J. Robertson, and E. Stickley, (1954) "Physics and physiology of neutron-capture therapy," Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 40, no. 11, pp. 1087-1093.

- [°^] I. A. E. Agency, (2001) "Current status of neutron capture therapy," *IAEA*-*TECDOC-1223*.
- [°<sup>4</sup>] G. Csom, E. Zsolnay, and E. Szondi, (1990) "Investigation of neutron beams for the realization of boron neutron capture therapy," *in Neutron Beam Design*, *Development, and Performance for Neutron Capture Therapy: Springer*, pp. 141-151.
- [<sup>1</sup>·] www-naweb.iaea.org, (2016).
- [71] N. N. Dien and N. C. Hai, (2003) "Status of neutron beam utilization at the Dalat nuclear research reactor," No. JAERI-CONF--2003-004.
- [<sup>1</sup>Y] D. Ross, G. Constantine, D. Weaver, and T. Beynon, (1993) "Designing an epithermal neutron beam for boron neutron capture therapy for a DIDO type reactor using MCNP," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol.* 334, no. 2, pp. 596-606.
- [<sup>1</sup><sup>m</sup>] F. M. Wagner, L. Koester, R. Senekowitsch, and H. Mückter, (1985) "Reactor Neutron Therapy (RENT) Combined with Neutron Capture," presented at the Second International Symposium on Neutron Capture Therapy, Tokyo, Japan, pp. 223-227.
- [ $1^{12}$ ] T. Schmid, L. Canella, P. Kudejova, F. Wagner, A. Röhrmoser, and E. Schmid, (2015) "The effectiveness of the high-LET radiations from the boron neutron capture [10B(n,  $\alpha$ )7Li] reaction determined for induction of chromosome aberrations and apoptosis in lymphocytes of human blood samples," *Radiation and environmental biophysics, vol.* **54**, no. 1, pp. 91-102.
- [<sup>1o</sup>] T .Schmitz et al., (2015) "The alanine detector in BNCT dosimetry: Dose response in thermal and epithermal neutron fields," *Medical physics, vol.* 42, no. 1, pp. 400-411.
- [77] J. Russell Jr, W. Miller, R. Brugger, and W. Herleth, (1990) "Georgia Tech Research Reactor Epithermal Beam," in Neutron Beam Design, Development, and Performance for Neutron Capture Therapy: Springer, pp. 219-227.
- [<sup>\verty</sup>] M. S. Kim, S. J. Park, and B. J. Jun, (2004) "Measurements of in-phantom neutron flux distribution at the HANARO BNCT facility," *Nuclear Engineering and Technology, vol.* **36**, no. 3, pp. 203-209.
- [<sup>1</sup>^] R. Moss, "Status of the BNCT project at the HFR Petten, (1996)" in Cancer Neutron Capture Therapy: Springer, pp. 271-279.
- [14] T. Kageji et al., (2006) "Boron neutron capture therapy using mixed epithermal and thermal neutron beams in patients with malignant glioma—correlation between radiation dose and radiation injury and clinical outcome," *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics, vol.* 65, no. 5, pp. 14-27 .)200
- [<sup>v</sup>·] P. Coelho et al., (2008) "Radiation field characterization of the NCT research facility at IEA-R1," in 13th International Congress on Neutron Capture Therapy, vol. 1, pp. 553-555.
- [<sup>V1</sup>] G. Ke, Z. Sun, F. Shen, T. Liu, Y. Li, and Y. Zhou, (2009) "The study of physics and thermal characteristics for in-hospital neutron irradiator (IHNI)," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 67, no. 7, pp. S234-S237.
- [YY] M. Monshizadeh, Y. Kasesaz, H. Khalafi, and S. Hamidi, (2015) "MCNP design of thermal and epithermal neutron beam for BNCT at the Isfahan MNSR," *Progress in Nuclear Energy, vol.* 83, pp. 427-432.
- [<sup>\vertarrow</sup>] K. Zajtsev et al., (2001) "Neutron capture therapy with thermal neutrons at IRT MIFI," *Atomnaya Energiya, vol.* 91, no. 4, pp. 307-314.
- [<sup>\12</sup>] S. Belousov and K. Ilieva, (2009) "Preliminary modeling of BNCT beam tube on IRT in Sofia," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 67, no. 7, pp. S230-S233.
- [<sup>vo</sup>] T. Nakamura, H. Horiguchi, T. Kishi, J. Motohashi, F. Sasajima, and H. Kumada, (2011) "Resumption of JRR-4 and characteristics of neutron beam for BNCT," *Applied radiation and isotopes, vol.* 15, no. 2, pp. 77.
- [<sup>\7</sup>] M. Maučec, (2001) "Feasibility of the Utilization of BNCT in Thermalizing Column of TRIGA Reactor," *in Frontiers in Neutron Capture Therapy :Volume* 1, M. F. Hawthorne, K. Shelly, and R. J. Wiersema, Eds. Boston, MA: Springer US, pp. 337-343.
- [VV] O. Gritzay, O. Kalchenko, N. Klimova, V. Razbudey, A. Sanzhur, and S. Binney, (2004) "Monte-Carlo calculations for the development of a BNCT neutron source at the Kyiv Research Reactor," *Applied radiation and isotopes, vol.* 61, no. 5, pp. 869-873.

- [<sup>VA</sup>] T. Kobayashi, Y. Sakurai, K. Kanda, and K. Ono, (2001) "The Usage of the KUR Advanced Clinical Irradiation System for NCT under the KUR Continous Operation," *in Frontiers in Neutron Capture Therapy: Springer*, pp. 331-335.
- [<sup>\4</sup>] T. Pinelli et al., (1996) "Development of a method to use boron neutron capture therapy for diffused tumours of liver (TAORMINA project)," *in Cancer neutron capture therapy: Springer*, pp. 783-794.
- [<sup>A</sup>•] F. Stecher-Rasmussen, C. Vroegindeweij, W. E. Freudenreich, J. B. M. de Haas, and W. F. A. R. Verbakel, "Development of the ECN Argonaut Reactor for BNCT Studies, (1996) " in Cancer Neutron Capture Therapy, Y. Mishima, Ed. Boston, MA :Springer US, pp. 319-325.
- [<sup>^</sup>] K. Tyminska, (2009) "Filter/moderator system for a BNCT beam of epithermal neutrons at nuclear reactor MARIA," *Polish Journal of Medical Physics And Engineering, vol.* 15, no. 2, pp. 77.
- [AY] M. R. M. Solleh et al., (2011) "Collimator and shielding design for boron neutron capture therapy (BNCT) facility at TRIGA MARK II reactor," *Journal* of Nuclear and Related Technologies, vol. 8, no. 2, pp. 41-48.
- [A<sup>m</sup>] K. Riley, P. Binns, and O. Harling, (2003) "Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam," *Physics in medicine and biology, vol.* 48, no. 7, p. 943.
- [<sup>A2</sup>] H. Liu et al., (2001) "TRIGA® Fuel Based Converter Assembly Design for a Dual-Mode Neutron Beam System at the McClellan Nuclear Radiation Center," *in Frontiers in Neutron Capture Therapy: Springer*, pp. 295-300.
- [A°] T. Matsumoto, H. B. Liu, and R. M. Brugger, (1995) "Design studies of an epithermal neutron beam for neutron capture therapy at the Musashi reactor," *Journal of nuclear science and technology, vol.* 32, no. 2 ,pp. 87-94.
- [A7] H. B. Liu and R. M. Brugger, (1996) "A study of the concept of a fission-plate converter as a source for an epithermal neutron beam," *in Cancer Neutron Capture Therapy: Springer*, pp. 413-418.
- [AV] K. Tiyapun, (1997), PhD. thesis, "Epithermal neutron beam design at the Oregon State University TRIGA Mark II reactor (OSTR) based on Monte Carlo methods,".

- [AA] D. J. Turkoglu, (2011), PhD. thesis, "Design, Construction and Characterization of an External Neutron Beam Facility at The Ohio State University Nuclear Reactor Laboratory," The Ohio State University.
- [A<sup>4</sup>] F. J. Wheeler, D. K. Parsons, B. L. Rushton, and D. W. Nigg, (1990)
  "Epithermal neutron beam design for neutron capture therapy at the Power Burst Facility and the Brookhaven Medical Research Reactor," *Nuclear technology, vol.* 92, no. 1, pp. 106-117.
- [<sup>4</sup>·] V. Giusti, (2008) "Computational design and preliminary measurements of a mixed-field irradiation facility," *Progress in Nuclear Energy, vol.* 50, no. 8, pp. 877-885.
- [<sup>4</sup><sup>1</sup>] D. W. Nigg et al., (2004) "Collaborative Physical and Biological Dosimetry Studies for Neutron Capture Therapy at the RA-1 Research Reactor Facility ((No. INEEL/CON-04-02353))," United States. Department of Energy. Office of Nonproliferation and National Security. Idaho National Laboratory (INL).
- [<sup>4</sup><sup>Y</sup>] A. Ramalho, I. Gonçalves, I. Gonçalves, J. Salgado, M. Castro, and A. Fernandes, (2001) "Preparation of a Beam Tube of the Portuguese Research Reactor to be Used in BNC and Other Activites," *in Frontiers in Neutron Capture Therapy: Springer*, pp. 307-311.
- [٩٣] I. Shaaban and M. Albarhoum, (2015) "Design calculation of an epithermal neutronic beam for BNCT at the Syrian MNSR using the MCNP4C code," *Progress in Nuclear Energy, vol.* 78, pp. 297-302.
- [42] K. Burn, L. Casalini, D. Mondini, E. Nava, G. Rosi, and R. Tinti (2006) "The epithermal neutron beam for BNCT under construction at TAPIRO: Physics," *in Journal of Physics: Conference Series, vol.* 41, no. 1, p. 187: IOP Publishing.
- [<sup>4</sup>°] Y.-W. Liu, T. Huang, S. Jiang, and H. Liu, (2004) "Renovation of epithermal neutron beam for BNCT at THOR," *Applied radiation and isotopes, vol.* 61, no. 5, pp. 1039-1043.
- [47] Y. Kasesaz et al., (2016) "BNCT project at Tehran Research Reactor: Current and prospective plans," *Progress in Nuclear Energy, vol.* 91, pp. 107-115.
- [<sup>4</sup>V] F. Arinkin et al., (2002) "Specific features of the WWR-K reactor horizontal channel as applied to BNCT," in Abstracts of 2. Eurasian Conference on Nuclear Science and its Application.

- [<sup>¶</sup><sup>A</sup>] D. W. Nigg, J. Venhuizen, C. Wemple, G. Tripard, S. Sharp, and K. Fox (<sup><sup>†</sup></sup> · · <sup><sup>†</sup></sup>), "Flux and instrumentation upgrade for the epithermal neutron beam facility at Washington State University," *Applied radiation and isotopes, vol.* **61**, no. 5, pp. 993-996.
- [<sup>٩</sup>] Y. Oka, M. Akiyama, and S. An, (1998) "Study of epithermal neutron columns for boron neutron capture therapy," *Progress in nuclear energy, vol.* 32, no. 1, pp. 61-70.
- [``] S. Taskaev, B. Bayanov, V. Belov, and E. Zhoorov, (2006) "Development of lithium target for accelerator based neutron capture therapy," *Target, vol.* 1, no. 1, 7.p. 1012.
- ['`'] R. Martin, J. Knauer, and P. Balo, (2000) "Production, distribution and applications of californium-252 neutron sources," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 53, no. 4, pp. 785-792.
- [1.7] J. Ghassoun, A. Merzouki, A. El Morabiti, and A .Jehouani, (2007) "On the 252 Cf primary and secondary gamma rays and epithermal neutron flux for BNCT," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, vol.* 263, no. 1, pp. 231-233.
- ['`"] J. Ghassoun, D. Mostacci, V. Molinari, and A. Jehouani, (2010) "Detailed dose distribution prediction of Cf-252 brachytherapy source with boron loading dose enhancement," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 68, no. 2, pp. 265-270.
- [1,1] W. L. Araujo and T. P. R .de Campos, (2013) "Design and investigations of a DD compact neutron generator in head radiotherapy". In International Nuclear Atlantic Conference Proceedings.
- [1.0] J. M. Verbeke, (2000) "Development of high-intensity DD and DT neutron sources and neutron filters for medical and industrial applications," *Lawrence Berkeley National Laboratory.*
- [1,1] Y. Kasesaz, F. Rahmani, and H. Khalafi, (2015) "Feasibility study of using laser-generated neutron beam for BNCT," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 103, pp. 173-176.
- ['•'] M. Kortesniemi, (2002) "Solutions for clinical implementation of boron neutron capture therapy in Finland," *University of Helsinki*.
- [\.\] http://web.mit.edu/nrl/www/bnct/info/description.html.

- [1.4] B. Montagnini, N. Cerullo, J. Esposito, V. Giusti, F. Mattioda, and R. Varone,
  (2002) "Spectrum shaping of accelerator-based neutron beams for BNCT," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol. 476, no. 1, pp. 90-98.
- [```] I. A. E. Agency, (2001) "Current status of neutron capture therapy," *IAEA*-*TECDOC-1223*.
- [111] K. J. Riley, (2003) "Performance characteristics of the MIT fission converter based epithermal neutron beam," *Phys. Med. Biol, vol.* **48**, no. 7, pp. 943.
- [```] H. Blaumann, S. González, J. Longhino, G. Santa Cruz, O. C .Larrieu, and M. Bonomi, (2004) "Boron neutron capture therapy of skin melanomas at the RA-6 reactor: a procedural approach to beam set up and performance evaluation for upcoming clinical trials," *Medical Physics, vol.* 31, p. 70.
- [```"] M. Hsieh, Y. Liu, F .Mostafaei, J. M. Poulson, and L. H. Nie, (2017) "A feasibility study of a deuterium-deuterium neutron generator-based boron neutron capture therapy system for treatment of brain tumors," *Medical Physics, vol.* 44, no. 2, pp. 637-643.
- [\\2] H. Joensuu et al., (2003) "Boron neutron capture therapy of brain tumors: clinical trials at the Finnish facility using boronophenylalanine," *Journal of neuro-oncology, vol.* 62, no. 1-2, pp. 123-134.
- [``°] V. Kanygin, A. Kichigin, A. Krivoshapkin, and S. Y. Taskaev, (2017)
  "Perspectives of boron-neutron capture therapy of malignant brain tumors," *in* AIP Conference Proceedings, vol. 1882, no. 1, p. 020030: AIP Publishing.
- [```] N. Kuthala, R. Vankayala, Y. N. Li, C. S. Chiang, and K. C. Hwang, (2017) "Engineering Novel Targeted Boron-10-Enriched Theranostic Nanomedicine to Combat against Murine Brain Tumors via MR Imaging-Guided Boron Neutron Capture Therapy," *Advanced Materials*.
- [117] J.-N. Wang, K.-W. Lee, and S.-H. Jiang, (2014) "Effective dose evaluation for BNCT brain tumor treatment based on voxel phantoms," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 88, pp. 55-58.
- [11A] A. Wittig, R. L. Moss, and W. A. Sauerwein, (2014) "Glioblastoma, brain metastases and soft tissue sarcoma of extremities: Candidate tumors for BNCT," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 88, pp. 46-49.

- [114] K. Guotu, S. Zhiyong, S. Feng, and L. Tiancai, (2008) "The study of physics and safety characteristics for In-Hospital Neutron Irradiator (IHNI)," Argonne National Laboratory, Nuclear Engineering Division ,RERTR Department, Argonne, IL (United States); Czech Technical University, Prague (Czech Republic).
- [YY] N.-F. JSAM, (2016) "The 1st NRW- Fukushoma Joint Symposium on Advanced in Medicine," University Hospital Essen, Germany.
- [171] M. Suzuki et al., (2007) "First attempt of boron neutron capture therapy (BNCT) for hepatocellular carcinoma," *Japanese journal of clinical oncology, vol.* 37, no. 5, pp. 376-381.
- [YYY] A. Payudan, A. N. Aziz, and Y. Sardjono, (2017) "Basic Principle Application and Technology of Boron Neutron Capture Cancer Therapy (BNCT) Utilizing Monte Carlo N Particle 5'S Software (MCNP 5) with Compact Neutron Generator (CNG)," *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications, vol.* 1, no. 1.
- [YY] S. Hang et al., (2016) "Monte Carlo study of the beam shaping assembly optimization for providing high epithermal neutron flux for BNCT based on D–T neutron generator," *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry, vol.* 310, no. 3, pp. 1289-1298.
- [Y<sup>2</sup>] M. Pouryavi, S. F. Masoudi and F. Rahmani, (2015) "Radiation shielding design of BNCT treatment room for DT neutron source," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 99, pp. 90-96.
- [Yo] S. F. Masoudi, F. S. Rasouli, and M. Ghasemi, (2017) "BNCT of skin tumors using the high-energy DT neutrons," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 122, pp. 158-163.
- [177] A. Pazirandeh, A. Torkamani, and A. Taheri, (2011) "Design and simulation of a neutron source based on an electron linear accelerator for BNCT of skin melanoma," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 69, no. 5, pp. 749-755.
- [YYY] F. Rahmani and M. Shahriari, (2011) "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, vol.* 38, no. 2, pp. 404-409.

- [YYA] F. Rahmani, S. Seifi, H. T. Anbaran, and F. Ghasemi, (2015) "Design of photon converter and photoneutron target for High power electron accelerator based BNCT," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 106, pp. 45-48.
- [YY9] F. Rahmani, M. Shahriari, A. Minoochehr, and H. Nedaie, (2011) "Feasibility study on the use of uranium in photoneutron target and BSA optimization for Linac based BNCT," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol. 641, no. 1, pp. 136-140.
- [1<sup>\*\*</sup>] F. Faghihi and S. Khalili, (2013) "Beam shaping assembly of a D-T neutron source for BNCT and its dosimetry simulation in deeply-seated tumor," *Radiation Physics and Chemistry, vol.* 89, pp. 1-13.
- [17] H. Kazerooni, B. Nasernejad, A. Abdolmalaki, and A. Zare, (2016) "Enriched 10-boron composition for cancer therapy and a method of synthesizing the same," U.S. Patent No. 9,327,025. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [197] E. Bavarnegin et al., (2016) "Measurement and simulation of the TRR BNCT beam parameters," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol. 830, pp. 53-58.
- [١٣٣] H. Jarahi, Y. Kasesaz, S. Koutahi, and S. Mohsen, (2016) "Evaluation of the effective dose during BNCT at TRR thermal column epithermal facility," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 110, pp. 134-137.
- [1<sup>\*\*</sup>] A. Khajeali, A. R. Farajollahi, Y. Kasesaz, R. Khodadadi, A. Khalili, and A. Naseri, (2015) "Capability of NIPAM polymer gel in recording dose from the interaction of 10 B and thermal neutron in BNCT," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 105, pp. 257-263.
- [1<sup>\*\*</sup>o] F. S. Rasouli, S. F. Masoudi, and Y. Kasesaz, (2012) "Design of a model for BSA to meet free beam parameters for BNCT based on multiplier system for D– T neutron source," *Annals of Nuclear Energy, vol.* **39**, no. 1, pp. 18-25.
- [177] TRR-Rep, (2009) "Safty analysis of Tehran research reactor".
- [\"\"] Y. Kasesaz et al., (2014) "Design and construction of a thermal neutron beam for BNCT at Tehran Research Reactor," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 94, pp. 149-151.

- [1٣٨] Y. Kasesaz et al., (2014) "A feasibility study of the Tehran research reactor as a neutron source for BNCT," Applied Radiation and Isotopes, vol. 90, pp-1°7.
- [1<sup>4</sup>] Y.-H. Liu, S. Nievaart, P.-E. Tsai, H.-M. Liu, R. Moss, and S.-H. Jiang, (2009)
  "Neutron spectra measurement and comparison of the HFR and THOR BNCT beams," *Applied Radiation and Isotopes, vol.* 67, no. 7, pp. S137-S140.
- [1:1] E. Bavarnegin ,H. Khalafi, A. Sadremomtaz, and Y. Kasesaz, (2016)
  "Construction of a head phantom for mixed neutron and gamma field dosimetry in TRR," *Measurement, vol.* 89, pp. 145-150.
- [11] E. Bavarnegin, A. Sadremomtaz, H. Khalafi, and Y. Kasesaz, (2016)
  "Measurement of in-phantom neutron flux and gamma dose in Tehran research reactor boron neutron capture therapy beam line," *Journal of cancer research and therapeutics, vol.* 12, no. 2, p. 826.
- [157] J. S. Hendricks et al., (2008) "MCNPX 2.6. 0 Extensions," Los Alamos National Laboratory.
- [15] K. S. Krane and D. Halliday, (1988) "Introductory nuclear physics," Wiley New York.
- [152] M. Maucec, (1999) "Design of epithermal neutron beam for clinical BNCT treatment at Slovenian TRIGA research reactor," No. INIS-CH--041.
- [120] A. Burlon and A. Kreiner, (2008) "A comparison between a TESQ accelerator and a reactor as a neutron sources for BNCT," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, vol. 266, no. 5, pp. 763-771.
- [ $1 \leq 1$ ] C. Herman, (1983) "Introduction to Health Physics".
- [15] J. A. Coderre and G. M. Morris, (1999) "The radiation biology of boron neutron capture therapy," *Radiation research, vol.* 151, no. 1, pp. 1-18.
- [15] P. ICRU, (1992) "Neutron Interaction Data for Body Tissues," ICRU Report, vol. 46, pp. 1-8.
- [159] H. Menzel, C. Clement, and P. DeLuca, (2009) "ICRP Publication 110. Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort. A report of adult reference computational phantoms," *Annals of the ICRP, vol.* **39**, no ,<sup>7</sup> .p. 1.
- [<sup>\o.</sup>] A. Brahme, (2014) "Comprehensive Biomedical Physics," Newnes.

## Abstract

A new BNCT beam line has been designed based on the use of the TRR medical room using MCNPX Monte Carlo code. The medical room is located behind the east wall of the reactor pool. In the first step, the feasibility study of using medical room has been performed. The results showed that by considering the special in-pool Beam Shaping Assembly (BSA) an appropriate epithermal neutron beam could be achieved. The designed BSA including Moderator, reflector, neutron and gamma filter is considered between the reactor core and the medical room wall. It is found that the final designed BSA could be provided  $2/96 \times 10^9$  n/cm<sup>2</sup>.s epithermal neutron flux with acceptable beam contaminations. The capability of new BNCT facility for deep-seated brain tumor treatment has been assessment by considering proper head phantom as well. The obtained results show that the new setup could be treated deep-seated brain tumor, which was located up to 5 cm of the brain surface. Moreover, computational investigation of the medical staff effective dose during BNCT has been performed in different situations using MCNP4C Monte Carlo code and two ICRP 110 voxel based male phantoms. The results show that the medical staff effective dose is highly dependent on the position of the medical staff.

**Keywords:** BNCT; TRR; Medical room; Design of BSA; Dosimetry of reactor staff, MCNP4C Monte Carlo code



Shahrood University of Technology

Faculty of Physics and Nuclear Engineering

**Ph.D Thesis in Nuclear Physics** 

## Design and optimization of BSA based on Medical room of TRR

Mohadeseh Golshanian

: Supervisor Dr. Ali Akbar Rajabi Dr. Yaser Kasesaz

January 2018