

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیک هسته‌ای

## موضوع

مطالعه و طراحی هدف بریلیومی برای تولید شار نوترون مناسب به منظور استفاده در BNCT

نگارنده

سکینه اکبری وکیل‌آبادی

استاد راهنما

دکتر مسلم سوهانی

استاد مشاور

دکتر احسان ابراهیمی بسابی

بهمن ۱۳۹۵

شماره  
تاریخ  
ویرایش

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

پیوست شماره ۲

دانشکده: فیزیک

گروه: هسته ای

بایان نامه کارشناسی ارشد خانم سکینه اکبری وکیل آبادی به شماره دانشجویی: ۹۳۰۲۹۳۴  
تحت عنوان: مطالعه و طراحی هدف بریلیمومی برای تولید شار نوترون مناسب به منظور استفاده در BNCT  
در تاریخ \_\_\_\_\_ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ صرفه کارشناسی ارشد  
مورد ارزیابی و با درجه خیلی خوب مورد پذیرش قرار گرفت.

اعضا	اساتید مشاور	اعضا	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی: دکتر احسان ابراهیمی بسالی		نام و نام خانوادگی: دکتر مسلم سوهانی

اعضا	نماینده تحصیلات تکمیلی	اعضا	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی: دکتر محمدرضا شجاعی		نام و نام خانوادگی: دکتر حسن حسن آبادی
			نام و نام خانوادگی: دکتر حسین توکلی عثمانی

تقدیم به پدر و مادر عزیزم

خدای را بسی شاکرم که از روی کرم پدر و مادری فداکار نصیم ساخته تا در سایه  
درخت پر بار وجودشان بیاسایم و از ریشه آنها شاخ و برگ گیرم و از سایه وجودشان  
در راه کسب علم و دانش تلاش نمایم.

والدینی که بودنشان تاج افتخاری است بر سرم و نامشان دلیلی است بر بودنم چرا  
که این دو وجود، پس از پروردگار مایه هستی ام بوده اند دستم را گرفتند و راه رفتن  
را در این وادی زندگی پر از فراز و نشیب آموختند.

## تشکر و قدردانی

بر خود لازم می‌دانم اول از همه سپاسگزار خالق هستی، خداوند علیم و بخشنده بخاطر نعمت‌های بی‌شمارش بر بنده حقیر باشم. در ادامه از تمامی آتھایی که در این دوره ارزشمند، بودنشان و امیدشان راهگشای من بود؛ خانواده عزیزم و اساتید محترم دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود تشکر و قدردانی می‌نمایم.

راهنمایی‌ها و کمک‌های بی‌دریغ جناب آقای دکتر سوهانی در به ثمر نشستن این پایان نامه قابل ستودن است. برای ایشان آرزوی سلامتی، موفقیت و سربلندی در تمام زمینه‌های مادی و معنوی دارم.

از جناب آقای دکتر ابراهیمی که زحمت مشاوره‌ی این پایان‌نامه را متقبل شدند تشکر و قدردانی می‌نمایم.

تشکر و قدردانی می‌نمایم از جناب آقای دکتر حسن آبادی و جناب آقای دکتر توکلی که برای داوری این پایان نامه قبول زحمت نمودند و وقت گرانبهای خود را در اختیار اینجانب قرار دادند.

همچنین از جناب آقای دکتر شجاعی نماینده‌ی تحصیلات تکمیلی، که در طول تحصیل لطف و عنایت ایشان شامل حال اینجانب گردیده است کمال تشکر دارم.

# تعهد نامه

اینجانب سکینه اکبری وکیل آبادی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک - هسته‌ای دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه مطالعه و طراحی هدف بریلیومی برای تولید شار نوترون مناسب به منظور استفاده در BNCT تحت راهنمایی دکتر مسلم سوهانی متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده ( یا بافتهای آنها ) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ :

امضای دانشجو:

## مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، کد ها و تجهیزات ساخته شده است ) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

## چکیده

روش درمانی <sup>1</sup> BNCT یا نوترون درمانی با بور، روشی موثر برای از بین بردن برخی از تومورها است. این روش درمانی بر پایه‌ی واکنش  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  استوار است. و شامل دو مرحله می‌باشد. مرحله‌ی اول جایگذاری حامل‌های بور در تومور، و مرحله‌ی دوم تابش نوترون‌هایی با انرژی و شدت مناسب به ناحیه‌ی تومور است. محصولات حاصل از واکنش نوترون با بور، ذرات پر انرژی آلفا و لیتیم هستند که دارای برد کوتاه و انتقال انرژی خطی بالایی <sup>۲</sup> (LET) می‌باشند و تمام انرژی خود را در تومور به جای می‌گذارند. آنگاه باعث تخریب سلول‌های سرطانی می‌گردند. با توجه به عمق تومور از نوترون‌های حرارتی یا فوق‌حرارتی استفاده می‌شود. نوترون‌های فوق‌حرارتی برای درمان تومورهای عمقی (مانند تومور مغزی بدخیم گلیوبلاستوما)، و نوترون‌های حرارتی برای درمان تومورهای سطحی (مانند تومور بدخیم ملانوما پوست) استفاده می‌شوند. در این پایان‌نامه دستیابی به نوترون‌های فوق‌حرارتی برای درمان تومورهای عمقی مد نظر است. انتخاب چشمه‌ی نوترونی مناسب، برای تامین نوترون‌های مورد نیاز واکنش  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  از اهمیت بالایی برخوردار است. چشمه‌های نوترونی مختلفی را می‌توان برای روش درمانی BNCT استفاده کرد. اما چشمه‌های نوترونی به دلیل گسیل نوترون‌هایی با انرژی زیاد که در حد نوترون‌های سریع هستند، به طور مستقیم برای استفاده در روش درمانی BNCT مناسب نیستند. لذا برای رساندن نوترون‌ها به محدوده‌ی نوترون‌های فوق‌حرارتی از یک مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف <sup>۳</sup> (BSA) استفاده می‌شود. مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف دارای قسمت‌های مختلف نظیر کندکننده، بازتابنده، موازی‌ساز، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر نوترون سریع و فیلتر گاما است. با انتخاب مواد و ضخامت‌های مناسبی که برای آن‌ها در نظر گرفته می‌شود شار نوترون مناسب با کمترین مقدار گاما، نوترون سریع و

---

۱. Boron Neutron Capture Therapy

۲. Linear Energy Transfer

۳. Beam Shaping Assembly

نوترون حرارتی، بدست می‌آید. چشمه‌ی نوترونی مورد استفاده در این پایان‌نامه چشمه‌ی نوترونی بر پایه‌ی شتابدهنده و واکنش آلفا - بریلیوم است. از آنجایی که سطح مقطع واکنش آلفا - بریلیوم در کد MCNPX وجود ندارد، این چشمه‌ی نوترونی بر پایه‌ی شتابدهنده‌ی واکنش آلفا - بریلیوم را با کد LISE++ شبیه‌سازی کرده‌ایم. مقادیر نوترون (با طیف انرژی 1-10 MeV ، در حد نوترون‌های سریع هستند) و گامای بدست آمده از این شبیه‌سازی را به عنوان چشمه‌ی کروی با شعاع 1.5 cm برای استفاده در BSA در نظر می‌گیریم. و این چشمه‌ی کروی و BSA را با کد MCNPX2.6 شبیه‌سازی می‌کنیم. چند نمونه طراحی با کندکننده‌های متفاوت و ضخامت‌های مختلف برای مجموعه شکل دهنده‌ی طیف انجام شده است. می‌توان برای چشمه‌ی نوترونی آلفا - بریلیوم BSA مناسبی را طراحی کرد که تمام پارامترهای سازمان بین‌المللی انرژی اتمی در مورد شار و دوز را برآورده سازد.

**کلید واژه:** روش درمانی BNCT، چشمه‌ی نوترونی بر پایه‌ی شتابدهنده، مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی

طیف (BSA)



## فهرست مطالب

۱	فصل اول: اصول روش درمانی BNCT
۱-۱	مقدمه
۲	
۲-۱	تاریخچه
۳	
۳-۱	تومور
۴	
۴-۱	روش‌های درمانی
۶	
۱-۴-۱	عمل جراحی
۶	
۲-۴-۱	شیمی درمانی
۶	
۳-۴-۱	پرتو درمانی
۷	
۱-۳-۴-۱	پرتو درمانی خارجی
۸	
۲-۳-۴-۱	پرتو درمانی داخلی
۸	
۵-۱	نوترون و برهم‌کنش‌های آن با ماده
۹	
۱-۵-۱	تشکیل هسته‌ی مرکب
۹	
۲-۵-۱	پراکندگی
۱۰	

- ۶-۱ سطح مقطع نوترون با بور..... ۱۰
- ۷-۱ انتقال انرژی خطی..... ۱۲
- ۸-۱ درمان با گیراندازی نوترون توسط بور (BNCT)..... ۱۳
- ۹-۱ داروهای حامل بور..... ۱۶
- ۱۰-۱ باریک‌های مورد استفاده برای درمان..... ۱۸
- ۱۱-۱ پرتو نوترون واجد شرایط برای استفاده در BNCT..... ۱۹
- ۱۲-۱ دز جذبی..... ۲۱
- ۱۳-۱ آهنگ دز..... ۲۲
- ۱۴-۱ موقعیت بیمار و زمان درمان..... ۲۲
- ۲۳ فصل دوم: چشمه‌های نوترونی و مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف.....
- ۱-۲ چشمه‌های نوترون ..... ۲۴
- ۱-۱-۲ رآکتورهای هسته‌ای ..... ۲۶
- ۲-۱-۲ چشمه‌های شتابدهنده..... ۲۶
- ۱-۲-۱-۲ چشمه‌ی  $\alpha$  - Be ..... ۲۸
- ۲-۲-۱-۲ مولدهای نوترون ..... ۲۹
- ۳-۱-۲ چشمه‌های شکافت خود به خودی..... ۲۹

۳۰	..... ۲-۲ مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف
۳۱	..... ۱-۲-۲ کندکننده
۳۱	..... ۲-۲-۲ بازتابنده
۳۲	..... ۳-۲-۲ موازی‌ساز
۳۲	..... ۴-۲-۲ فیلتر نوترون حرارتی و فیلتر گاما
۳۳	..... ۵-۲-۲ فیلتر نوترون سریع
۳۳	..... ۳-۲ مروری بر کارهای انجام شده
۳۷	..... <b>فصل سوم: آشنایی با کد MCNP</b>
۳۸	..... ۱-۳ روش مونت کارلو
۳۸	..... ۲-۳ تاریخچه و کاربردهای کد MCNP
۳۹	..... ۳-۳ ساختار فایل ورودی
۴۱	..... ۴-۳ کارت‌های مورد نیاز
۴۳	..... ۵-۳ تعریف هندسه
۴۴	..... ۶-۳ انواع خروجی (Tally) برنامه
۴۵	..... ۷-۳ اجرای برنامه
۴۷	..... <b>فصل چهارم: شبیه‌سازی چشمه و مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف</b>
۴۸	..... ۱-۴ شبیه‌سازی چشمه
۵۲	..... ۲-۴ کندسازی نوترون‌ها
۶۷	..... ۳-۴ شبیه‌سازی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف

۴-۴ محاسبه‌ی شار و دز ..... ۶۹

۴-۵ BSA انتخابی از بین طراحی‌های انجام شده ..... ۷۹

۴-۶ جمع‌بندی ..... ۸۰

## لیست شکل‌ها

- شکل ۱-۱ گلیوبلاستوما مولتی فرم (تومور بدخیم مغزی)..... ۶
- شکل ۱-۲ ملانومای پوست (تومور بدخیم پوستی)..... ۶
- شکل ۱-۳ دستگاه پرتو درمانی خارجی..... ۹
- شکل ۱-۴ کپسول‌های مواد پرتوزا ..... ۹
- شکل ۱-۵ نمودار سطح مقطع جذب بور بر حسب انرژی ..... ۱۲
- شکل ۱-۶ برخورد نوترون با بور ..... ۱۶
- شکل ۱-۷ واکنش انجام شده در سلول سرطانی ..... ۱۶
- شکل ۱-۸ ساختار مولکولی حامل‌های بور ..... ۱۸
- شکل ۱-۹ شار نوترون‌های حرارتی و فوق حرارتی بر حسب عمق فانتوم ..... ۱۹
- شکل ۱-۱۰ فانتوم انسان نما ..... ۱۹
- شکل ۲-۱ نمایشی از رآکتور تحقیقاتی فنلاند ..... ۲۵
- شکل ۲-۲ شار نوترون فوق حرارتی تولید شده توسط چشمه‌ی رآکتور و چشمه‌ی شتابدهنده ..... ۲۸
- شکل ۲-۳ نمایشی از BSA با چشمه‌ی شکافت خوبه خودی..... ۳۴
- شکل ۲-۴ طرح پیشنهادی Fantidis و همکارانش ..... ۳۵
- شکل ۲-۵ طرح پیشنهادی رسولی و همکارانش ..... ۳۶
- شکل ۴-۱ توزیع انرژی و زاویه‌ای نوترون حاصل از کد LISE++ ..... ۴۹
- شکل ۴-۲ توزیع انرژی گاما حاصل از کد LISE++ ..... ۴۹

- شکل ۳-۴ هیستوگرام‌های انرژی ..... ۵۲
- شکل ۴-۴ سطح مقطع پراکندگی BeO با نوترون ..... ۵۴
- شکل ۵-۴ سطح مقطع جذب BeO با نوترون ..... ۵۴
- شکل ۶-۴ سطح مقطع پراکندگی LiF با نوترون ..... ۵۵
- شکل ۷-۴ سطح مقطع جذب LiF با نوترون ..... ۵۵
- شکل ۸-۴ سطح مقطع پراکندگی Fluental با نوترون ..... ۵۶
- شکل ۹-۴ سطح مقطع جذب Fluental با نوترون ..... ۵۶
- شکل ۱۰-۴ سطح مقطع پراکندگی Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> با نوترون ..... ۵۷
- شکل ۱۱-۴ سطح مقطع جذب Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> با نوترون ..... ۵۷
- شکل ۱۲-۴ سطح مقطع پراکندگی Al با نوترون ..... ۵۸
- شکل ۱۳-۴ سطح مقطع جذب Al با نوترون ..... ۵۸
- شکل ۱۴-۴ سطح مقطع پراکندگی B<sub>2</sub>F<sub>4</sub> با نوترون ..... ۵۹
- شکل ۱۵-۴ سطح مقطع جذب B<sub>2</sub>F<sub>4</sub> با نوترون ..... ۵۹
- شکل ۱۶-۴ سطح مقطع پراکندگی Paraffin با نوترون ..... ۶۰
- شکل ۱۷-۴ سطح مقطع جذب Paraffin با نوترون ..... ۶۰
- شکل ۱۸-۴ سطح مقطع پراکندگی H<sub>2</sub>O با نوترون ..... ۶۱
- شکل ۱۹-۴ سطح مقطع جذب H<sub>2</sub>O با نوترون ..... ۶۱
- شکل ۲۰-۴ سطح مقطع پراکندگی Teflon با نوترون ..... ۶۲
- شکل ۲۱-۴ سطح مقطع جذب Teflon با نوترون ..... ۶۲

- شکل ۴-۲۲ سطح مقطع پراکندگی Grafit با نوترون..... ۶۳
- شکل ۴-۲۳ سطح مقطع جذب Grafit با نوترون ..... ۶۳
- شکل ۴-۲۴ سطح مقطع پراکندگی  $D_2O$  با نوترون..... ۶۴
- شکل ۴-۲۵ سطح مقطع جذب  $D_2O$  با نوترون ..... ۶۴
- شکل ۴-۲۶ سطح مقطع پراکندگی  $AlF_3$  با نوترون..... ۶۵
- شکل ۴-۲۷ سطح مقطع جذب  $AlF_3$  با نوترون ..... ۶۵
- شکل ۴-۲۸ قرار گرفتن کندکننده‌های مختلف در جلوی چشمه ..... ۶۸
- شکل ۴-۲۹ شار نوترون فوق حرارتی بدست آمده روی سطح کندکننده با ضخامت‌های مختلف..... ۶۸
- شکل ۴-۳۰ مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف انتخاب شده به صورت دو بعدی و سه بعدی..... ۷۰
- شکل ۴-۳۱ شار نوترون بدست آمده از  $BSA_{39}$ ..... ۷۷
- شکل ۴-۳۲ شار نوترون بدست آمده از  $BSA_{40}$ ..... ۷۷
- شکل ۴-۳۳ شار نوترون بدست آمده از  $BSA_{41}$ ..... ۷۸
- شکل ۴-۳۳ شار نوترون بدست آمده از  $BSA_{42}$ ..... ۷۸

## لیست جداول

- جدول ۱-۱ جذب‌های دیگر نوترون..... ۱۴
- جدول ۲-۱ پارامترهای پرتو نوترون تعریف شده از سوی آژانس ..... ۲۱
- جدول ۱-۲ درمان‌های انجام شده به روش BNCT در رآکتورهای فعال..... ۲۶
- جدول ۱-۳ ساختار فایل ورودی در MCNP ..... ۴۰
- جدول ۲-۳ یکای کمیت‌های مختلف در MCNP ..... ۴۱
- جدول ۳-۳ انواع خروجی‌ها در کد MCNP ..... ۴۴
- جدول ۱-۴ مقایسه‌ی سطح مقطع پراکندگی و جذب مواد مورد استفاده در BSA ..... ۶۶
- جدول ۲-۴ شبیه‌سازی BSAهای مختلف ..... ۷۱
- جدول ۳-۴ مقایسه شار و دوز در BSAهای شبیه‌سازی شده ..... ۷۵
- جدول ۴-۴ مقایسه نتایج بدست آمده از BSA با دیگر کارها..... ۷۹



# فصل اول: اصول روش درمانی BNCT

## ۱-۱ مقدمه

تومور توده‌ای است که در اثر رشد خارج از کنترل سلول‌ها تشکیل می‌شود. درمان با گیراندازی نوترون در بور (BNCT) می‌تواند روشی موثر برای درمان برخی تومورها، که به دیگر روش‌های درمانی مانند جراحی و شیمی‌درمانی مقاومند و قابل درمان نیستند، باشد [۱]. در این روش ابتدا بور توسط داروهای شیمیایی به تومور منتقل می‌گردد، سپس بیمار تحت تابش نوترون‌های فوق‌حرارتی قرار می‌گیرد. به دلیل اینکه سطح مقطع بور، برای جذب نوترون‌های حرارتی بالا (از مرتبه  $10^5$  بارن) است، پس از گیراندازی نوترون‌ها، به سرعت به دو ذره‌ی آلفا و لیتیم تبدیل می‌شود. ذرات آلفا و لیتیم انرژی خود را در سلول‌های سرطانی به جای می‌گذارند و باعث از بین رفتن سلول‌های سرطانی می‌شوند [۲، ۳]. چشمه‌های نوترونی متفاوتی در روش درمانی BNCT مورد استفاده قرار می‌گیرند. نوترون‌های خروجی از چشمه‌های نوترونی دارای انرژی‌های زیاد هستند [۴]. بنابراین برای بدست آوردن نوترون خروجی مناسب آنها را از مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف (BSA) عبور می‌دهند. نوترون‌های خروجی از BSA باید معیارهای آژانس بین‌المللی انرژی اتمی را برآورده کنند [۵].

در فصل اول مروری کلی بر روش درمانی BNCT، شامل روش‌های درمانی، ترکیبات حامل بور و ... انجام گرفته است. در فصل دوم انواع چشمه‌های نوترونی و مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف و قسمت‌های مختلف آن مورد بررسی قرار گرفته است. فصل سوم در مورد کد MCNPX و برخی کارت‌های مورد استفاده در پایان نامه توضیح داده شده است و در فصل چهارم، شبیه‌سازی چشمه و مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف برای استفاده در روش درمانی BNCT پرداخته شده است.

## ۱-۲ تاریخچه

چهار سال بعد از کشف نوترون در سال ۱۹۳۲ توسط چادویک<sup>۱</sup> و تعیین سطح مقطع بالای ایزوتوپ بور - ۱۰ برای جذب نوترون‌های گرمایی در سال ۱۹۳۴ توسط گولدهابر<sup>۲</sup>، روش درمانی BNCT در سال ۱۹۳۶ توسط لاچر<sup>۳</sup> مطرح شد [۷،۶]. در این روش داروی حامل بور در تومور متمرکز می‌شود و سپس تحت تابش نوترون‌های حرارتی قرار می‌گیرد. پس از گیراندازی نوترون توسط بور و انجام واکنش  $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ ، محصولات حاصل از واکنش که ذرات پرنرژی آلفا و لیتیم هستند، باعث نابودی سلول‌های سرطانی می‌گردند [۳،۲]. روش درمانی BNCT برای اولین بار در سال ۱۹۵۱ در رآکتور گرافیتی بروکهاون<sup>۴</sup> (BGR) بر روی بیماران آزمایش شد. اما به علت استفاده از نوترون‌های حرارتی و ترکیبات نامناسب بور درمان موفقیت آمیز نبود. در ابتدا سدیم تترا بورات<sup>۵</sup> به عنوان حامل بور استفاده می‌شد [۹،۸]. این شکست باعث شد که تا ۲۰ سال بعد از اولین پیشنهاد برای استفاده از BNCT در درمان، از این روش استفاده نشود. با وجود نتایج ناموفق در درمان، تلاش برای بدست آوردن ترکیب مناسب بور ادامه یافت، تا اینکه شیمیدانان ترکیبات جدیدی مانند BSH<sup>۶</sup> و BPA<sup>۷</sup> را به عنوان داروی جدید حامل بور معرفی کردند. اولین درمان موفقیت آمیز BNCT در شهر توکیو در ژاپن انجام شد. بین سال‌های ۱۹۶۸ تا ۱۹۹۴ پروفیسور هاتاناکا<sup>۸</sup> و ناکاگوا<sup>۹</sup> و میشیما<sup>۱۰</sup> در ژاپن بیش از ۲۰۰ بیمار مبتلا به

---

۱. Chadwick

۲. Goldhaber

۳. Locher

۴. Brok Haven Graphit Research Reactor

۵. Sodium tetra borate (borax) -  $Na_2B_4O_7 \cdot 10H_2O$

۶. Borocaptate Sodium ( $Na_2B_{12}H_{11}SH$ )

۷. Borono Phenylalanine

۸. Hatanaka

۹. Nakagawa

۱۰. Mishima

گلیوبلاستوما مولتی فرم و ملانوما پوستی را به روش BNCT تحت درمان قرار دادند. بیش از ۵۰٪ از این بیماران بیشتر از ۵ سال زنده مانده‌اند و ۶ نفر از آنها پس از درمان بیش از ۱۰ سال افزایش طول عمر داشته‌اند. در تمامی این درمان‌ها از شکافتن جمجمه و تابش نوترون‌های حرارتی استفاده شد. به دلیل برهم‌کنش نوترون‌های تابشی با پوست و عوامل ناشی از کرانیوتومی<sup>۱</sup> (عملی که برای آن نیاز به شکافتن جمجمه باشد) دانشمندان استفاده از تابش نوترون‌های فوق‌حرارتی را به جای نوترون‌های حرارتی پیشنهاد کردند [۱۱، ۱۰]. اولین درمان با تابش نوترون‌های فوق‌حرارتی در سال ۱۹۹۴ در رآکتور تحقیقاتی MITR II برای بیماران مبتلا به ملانوما پوست انجام گرفت. در سال ۱۹۹۷ یک گروه اروپایی پروژه BNCT را برای درمان گلیوبلاستوما روی رآکتور تحقیقاتی Petten هلند آغاز کردند، دارویی که این گروه اروپایی استفاده کردند BSH بود، بعد از تزریق دارو به ناحیه‌ی تومور، بیماران تحت تابش نوترون‌های فوق‌حرارتی قرار می‌گرفتند، حدود ۱۵ بیمار در این پروژه تا نیمه‌ی سال ۱۹۹۹ تحت درمان قرار گرفتند. گروه تحقیقاتی BNCT در سال ۱۹۹۸ پروژه‌ی دیگری را در فنلاند<sup>۲</sup> برای درمان گلیوبلاستوما مولتی فرم آغاز کردند، در این پروژه از داروی BPA استفاده شد [۱۲]. روش درمانی BNCT تنها به درمان تومورهای مغزی محدود نمی‌شود بلکه برای درمان سرطان پوست، سرطان کبد و گردن نیز استفاده می‌شود.

## ۱-۳ تومور<sup>۳</sup>

سلول، کوچکترین واحد زنده‌ی بدن است که ساختار اصلی تمام موجودات زنده می‌باشد. در حالت عادی سلول‌ها رشد کرده و زمانی که بدن نیاز داشته باشد تقسیم می‌شوند و پس از مرگ هر سلول، سلول جدیدی جایگزین آن می‌شود. در صورتیکه این فرآیند دچار مشکل شود یعنی سلول‌های جدید درحالیکه

---

۱. Craniotomy

۲. Finland

۳. tumor

بدن به آنها نیاز نداشته باشد و سلول‌های قدیمی هنوز زنده‌اند تولید شوند تومور ایجاد می‌شود. در واقع تومور توده‌ای است که در اثر رشد خارج از کنترل سلول‌ها تشکیل می‌شود. گلیوبلاستوما مولتی‌فرم<sup>۱</sup> (GBM) شایع‌ترین و خطرناک‌ترین تومور مغزی است و ۵۲٪ تومورهای مغزی را شامل می‌شود. این نوع تومور به سرعت رشد کرده و به سلول‌های سالم اطراف خود آسیب می‌رساند. این نوع تومور بیشتر در بزرگسالان دیده می‌شود، احتمال بهبودی ضعیفی دارد و در کمتر از یکسال بیمار را از پا در می‌آورد [۱۳]. تومورهای مغزی را می‌توان به دو دسته‌ی کلی تومورهای خوش‌خیم و تومورهای بدخیم تقسیم بندی کرد. تومورهای خوش‌خیم، بعد از برداشته شدن به ندرت دوباره رشد می‌کنند، در سایر قسمت‌های بدن گسترده نمی‌شوند و به سلول‌های سالم اطراف آسیب نمی‌رسانند. تومورهای بدخیم، به سرعت رشد می‌کنند، به بافت سالم اطراف خود آسیب وارد می‌کنند و زندگی بیمار را تهدید می‌کنند. درجه‌بندی تومورها به چهار نوع، تومورهای درجه اول تا تومورهای درجه‌ی چهارم می‌باشد. در تومورهای درجه‌ی اول سلول‌ها به آهستگی رشد می‌کنند، ظاهری طبیعی دارند و به ندرت خطرناک می‌شوند (خوش‌خیم). تومورهای درجه‌ی دوم تا چهارم بدخیم هستند. سلول‌ها ظاهری غیرطبیعی پیدا می‌کنند و به سلول‌های سالم اطراف خود آسیب می‌رسانند. تومورهای با درجه‌ی بالاتر بسیار سریع‌تر از تومورهای با درجه‌ی پایین‌تر رشد می‌کنند [۱۴]. گلیوبلاستوما مولتی‌فرم و ملانوما، بترتیب از نوع تومورهای بدخیم مغزی و تومورهای بدخیم پوستی هستند که از نوع تومورهای درجه‌ی چهارم می‌باشند (شکل ۱-۱ و شکل ۲-۱). درمان این نوع تومورها با روش‌های عمل جراحی و شیمی‌درمانی به ندرت موثر بوده است [۱۵].

---

۱. Glioblastoma Multiform



شکل ۱-۱. گلیوبلاستوما مولتی فرم (تومور بدخیم مغزی) [۱۶] شکل ۱-۲. ملانوما پوست (تومور بدخیم پوستی) [۱۷]

## ۴-۱ روش‌های درمانی

برای درمان تومورهای مغزی با توجه به نوع تومور و تشخیص پزشک از یکی از روش‌های درمانی زیر یا ترکیب آنها استفاده می‌شود [۱۵، ۱۸]:

### ۱-۴-۱ عمل جراحی

برای درمان سرطان‌های خوش‌خیم و قسمت‌های غیر حساس بدن بیشتر از عمل جراحی استفاده می‌شود. معمولاً در این روش از برش و شکافتن قسمتی از بدن برای برداشتن تومور استفاده می‌شود که معمول‌ترین روش برای درمان تومورهای مغزی است. در مواردی که فقط می‌توان قسمتی از تومور را به وسیله جراحی برداشت باقیمانده‌ی تومور را می‌توان با روش‌های شیمی درمانی و پرتو درمانی از بین برد.

### ۲-۴-۱ شیمی درمانی

در روش شیمی درمانی برای درمان سلول‌های سرطانی از دارو استفاده می‌شود. داروها می‌توانند خوراکی باشند یا از طریق تزریق به بدن بیمار وارد شوند دارو از طریق جریان خون در تمامی بدن پخش می‌شود

که باعث نابودی سلول‌های سرطانی می‌شود، و علاوه بر سلول‌های سرطانی به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رسانند.

### ۱-۴-۳ پرتو درمانی

پرتو درمانی به عنوان یک روش درمان سرطان اهمیت بالایی دارد، مطالعه اخیر یک گروه اروپایی نشان داد که ۴۹٪ از تومورها توسط عمل جراحی با موفقیت درمان می‌شوند، ۴۰٪ بوسیله رادیوتراپی و ۱۱٪ بوسیله شیمی درمانی قابل درمان هستند. با توجه به میان رشته‌ای بودن و پیچیدگی‌های فنی پرتو درمانی، رقم ۴۰٪ نشانه‌ای قوی برای تحقیق و سرمایه‌گذاری در این روش است [۱۹]. مبنای پرتو درمانی استفاده از پرتوهای پر انرژی برای از بین بردن یا کوچک کردن سلول‌های سرطانی یا مشکوک به سرطان است. بعضی از سلول‌هایی که نسبت به پرتو حساس ترند، راحت‌تر از سلول‌های دیگر از بین می‌روند. اما تمام سلول‌ها به طور همزمان کشته نمی‌شوند. اگر چه پرتوها به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رسانند ولی اکثر سلول‌های سالم بهبودی خودشان را دوباره بدست می‌آورند. هدف از پرتو درمانی از بین بردن حداکثر سلول‌های سرطانی با حداقل آسیب به سلول‌های سالم است. در صورتیکه در اثر پرتو درمانی سلول‌های سالم مغز از بین بروند عارضه‌ی نکروز تابش<sup>۱</sup> بوجود می‌آید که منجر به سردردهای شدید، تشنج و حتی مرگ بیمار می‌شود. برای اطمینان از دریافت دز درمانی کافی توسط تومور و کاهش آسیب‌های وارده به بافت‌های سالم باید یک طراحی دقیق انجام شود. در طراحی درمان و محاسبه دز باید به عواملی مانند میزان انرژی که از پرتو به بافت وارد می‌شود، طول مسیر پرتو در بافت، میزان پراکندگی آن، مقدار دز حاصله از پرتو و مقدار انرژی که در واحد طول مسیر به جا می‌گذارد (LET) توجه نمود. می‌توان پرتو

---

۱. Radiation Necrosis

درمانی را یک روش موثر برای درمان تومورهایی دانست که به روش‌های عمل جراحی و شیمی درمانی امکان پذیر نیستند، که شامل دو روش می‌باشد [۲۱،۲۰]:

### ۱-۳-۴-۱ پرتو درمانی خارجی

در پرتو درمانی خارجی، پرتو دهی توسط دستگاهی خارج از بدن انجام می‌شود که برای درمان تومورهای عمقی استفاده می‌شود. طراحی درمان، نقش مهمی در درمان موفق بیمار دارد. بدین معنی که باید محل دقیق تومور از طریق روش‌هایی نظیر CT scan، MRI و سونوگرافی مشخص شود تا بتوان اندازه دقیق و وضعیت قرار گرفتن آن در بیمار را تجزیه و تحلیل نمود. سپس نحوه‌ی قرار گرفتن بیمار در مقابل دستگاه معین می‌شود. آنگاه تومور در معرض پرتوهای گاما که از یک چشمه‌ی کبالت خارج می‌شوند و یا پرتوهای ایکس که توسط دستگاه شتابدهنده‌ی خطی تولید می‌شوند و یا منابع دیگر پرتو قرار می‌گیرند و فرآیند درمان انجام می‌شود. بیمار باید روی تخت در فاصله مناسبی از منبع پرتو قرار گیرد، وضعیت بیمار نباید تغییر کند اما می‌تواند به طور معمولی نفس بکشد. در بیمارانی که امکان تغییر در آنها وجود دارد از وسایلی مانند کمر بند استفاده می‌شود (شکل ۱-۳) [۲۲].

### ۱-۳-۴-۲ پرتو درمانی داخلی

در این نوع پرتو درمانی، ابتدا محل دقیق تومور از طریق روش‌هایی نظیر CTscan، MRI و سونوگرافی مشخص می‌شود سپس برای از بین بردن تومور، کپسول‌های حاوی مواد پرتوزا را از طریق عمل جراحی در ناحیه تومور قرار می‌دهند و سلول‌های سرطانی مورد اصابت پرتو قرار می‌گیرند این عمل براکی تراپی نامیده می‌شود (شکل ۱-۴). رایج‌ترین ماده پرتوزای مورد استفاده در قدیم رادیم-۲۲۶ می‌باشد. نیمه عمر رادیم ۱۶۲۰ سال است. بنابراین مواد دیگری جایگزین آن شدند. مواد پرتوزایی مانند  $^{137}\text{Cs}$ ،  $^{198}\text{Au}$ ،  $^{131}\text{I}$



که دارای نیمه عمرهایی به ترتیب ۳۰ سال، ۷,۳ روز و ۸ روز می‌باشند. ید و طلا به دلیل نیمه عمر کمتر بیشتر مورد توجه قرار گرفته است.



شکل ۱-۴. کپسول های حاوی مواد پرتوزا [۲۱]



شکل ۱-۳. دستگاه پرتودرمانی خارجی [۲۲]

## ۱-۵ نوترون و برهم کنش های آن با ماده

نوترون آزاد در طبیعت وجود ندارد. عمر متوسط نوترون حدود ۱۲ دقیقه است. نوترون و پروتون اجزای تشکیل دهنده هسته هستند. یک ویژگی مهم برهمکنش نوترون - هسته آن است که چون نوترون بی بار است، وقتی به هسته نزدیک می شود تحت تاثیر هیچ دافعه کولنی قرار نمی گیرد و به داخل هسته نفوذ می کند. برهم کنش های نوترون با هسته ها به دو بخش تشکیل هسته ی مرکب و پراکندگی تقسیم می شوند [۲۴،۴].

### ۱-۵-۱ تشکیل هسته ی مرکب:

واکنش هسته ای برهم کنشی بین دو ذره، یک ذره به نام پرتابه و یک ذره کندتر یا ساکن به نام هدف است مانند واکنش  $X(a,b)Y$ ، همیشه پرتابه است  $Y$  و  $b$  محصولات واکنش هستند. حالتی وجود دارد که پرتابه به هسته ی برخورد می کند و یک هسته ی جدید برای مدت زمانی از مرتبه ی  $10^{-16}$  تا  $10^{-19}$  ایجاد

می‌شود و بعد از این مدت زمان تجزیه می‌شود، و محصولات واکنش تولید می‌شوند  $X+a \rightarrow C^* \rightarrow Y+b$ . حالت میانی ( $C^*$ ) بین ذرات برخورد کننده و محصولات واکنش را حالت میانی هسته‌ی مرکب می‌گویند. هسته مرکب ناپایدار است و می‌تواند به حالت‌های مختلف مثل  $(Y, b)$ ،  $(X, a)$  و... واپاشی کند.

## ۱-۵-۲ پراکندگی:

۱- پراکندگی الاستیک: در پراکندگی الاستیک، نوترون به هسته که در تراز پایه (ترازی که انرژی آن از همه کمتر است) است برخورد می‌کند. بعد از برخورد، هر دو ذره دوباره ظاهر می‌شوند. این برخورد پراکندگی را به صورت واکنش  $(n, n)$  نشان می‌دهند. در برخورد بین نوترون و هسته قانون بقای انرژی و تکانه برقرار است. در پراکندگی کشسان، انرژی جنبشی کل دو ذره برخورد کننده پایسته می‌ماند، یعنی انرژی که نوترون از دست داده مساوی انرژی جنبشی هسته‌ی پس زده است.

۲- پراکندگی غیرالاستیک: در این نوع پراکندگی نوترون به هسته برخورد می‌کند و هسته به حالت برانگیخته در می‌آید. در پراکندگی ناکشسان بخشی از انرژی جنبشی به صورت انرژی برانگیختگی به هسته داده می‌شود. هسته‌ی برانگیخته شده با تابش یک یا تعداد بیشتری پرتو گاما وا می‌باشد.

## ۱-۶ سطح مقطع نوترون با بور

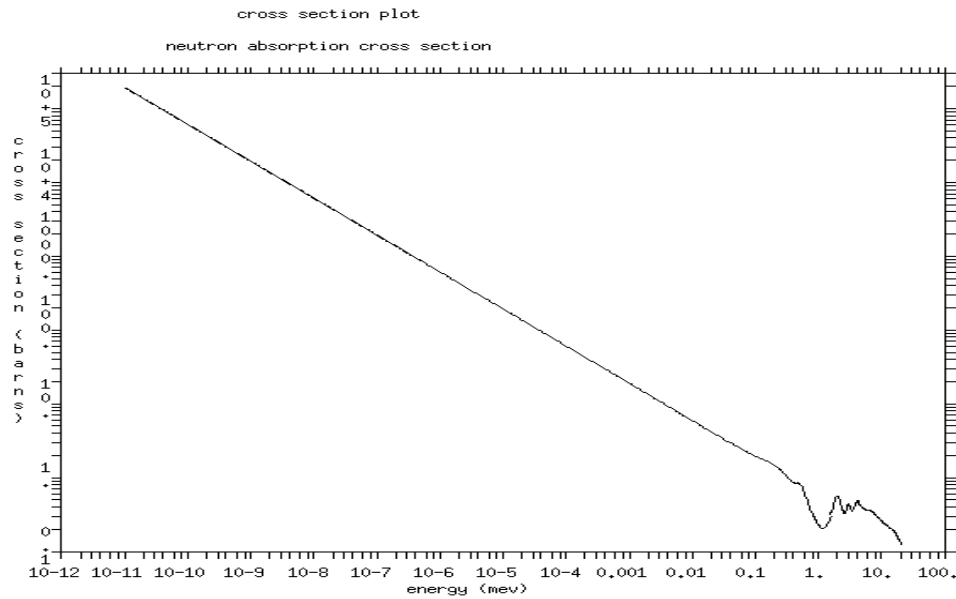
یک باریکه موازی از نوترون که به یک هدف نازک (هدفی که باریکه نوترونی را چندان تضعیف نمی‌کند) به ضخامت  $t$  برخورد کند تعداد واکنش‌ها بر ثانیه  $R$ ، به صورت زیر نوشته می‌شود

$$R = [I(n/cm^2 \cdot s)] [N(nuclei/m^3)] [a(m^2)] [t(m)] [\sigma(m^2)] \quad (1-1)$$

که در این معادله  $I$  تعداد نوترون‌های برخورد کننده به هدف است.  $N$  هدف‌های در معرض باریکه،  $a$  مسافتی از هدف که باریکه به آن برخورد می‌کند و پارامتر  $\sigma$  سطح مقطع می‌باشد به معنی احتمال رخداد یک واکنش بر هسته‌ی هدف بر تعداد نوترون‌هایی که بر متر مربع هدف برخورد می‌کند، یکای سطح مقطع نوترون بر حسب بارن بیان می‌شود که  $10^{-28} \text{m}^2 = 10^{-24} \text{cm}^2 = 1 \text{ barn}$  می‌باشد. سطح مقطع‌های نوترون برای هر نوع واکنش به طور جداگانه تعریف می‌شوند. به عنوان مثال سطح مقطع پراکندگی کشسان ( $\sigma_s$ )، پراکندگی ناکشسان ( $\sigma_i$ )، سطح مقطع شکافت ( $\sigma_f$ )، سطح مقطع جذب ( $\sigma_a$ )، سطح مقطع گیراندازی ( $\sigma_{\gamma}$ ) سطح مقطع کل ( $\sigma_{tot}$ ) یعنی احتمال رخداد هر نوع واکنشی برابر با حاصل جمع همه‌ی سطح مقطع‌ها است.

$$\sigma_{tot} = \sigma_s + \sigma_i + \sigma_f + \dots \quad (2-1)$$

بور با عدد اتمی ۵ و نماد شیمیایی B یک عنصر غیر سمی است که به صورت آزاد در طبیعت یافت نمی‌شود. بور دارای دو ایزوتوپ پایدار،  $^{10}\text{B}$  با فراوانی ۱۹.۹٪، و  $^{11}\text{B}$  با فراوانی ۸۱.۱٪ می‌باشد. بور-۱۰ از قوی‌ترین جاذب‌های نوترون است. سطح مقطع جذب نوترون با افزایش سرعت به شکل  $1/v$  کاهش می‌یابد بطوریکه با کاهش انرژی نوترون سطح مقطع جذب نوترون در بور افزایش می‌یابد همانطور که در شکل ۱-۵ نشان داده شده است [۲۴، ۲۵].



شکل ۱-۵. نمودار سطح مقطع بور-۱۰ برای جذب نوترون حرارتی بر حسب انرژی

## ۱-۷ انتقال انرژی خطی:

میزان انرژی که ذرات در واحد طول مسیرشان، در ماده به جای می‌گذارند انتقال انرژی خطی نام دارد، که با معادله ۱-۳ تعریف می‌شود. ذرات با LET بالا در طول مسیرشان یونش بیشتری را ایجاد می‌کنند و زمانی که این یونش در سلول انجام شود باعث نابودی سلول می‌شود و ترمیم آن ممکن نخواهد بود. یون‌های سنگین و ذرات آلفا نمونه‌های انتقال انرژی خطی زیاد هستند. این ذرات به علت اینکه انرژی خود را در برخوردها سریعاً از دست می‌دهند، عموماً دارای برد کوتاه در ماده هستند.

$$LET = dE/dL \quad (۳-۱)$$

که در آن  $dE$  متوسط انتقال انرژی به ماده توسط ذره‌ی باردار با انرژی معلوم، در عبور از فاصله  $dL$  است [۲۵].

## ۸-۱ درمان با گیراندازی نوترون توسط بور (BNCT)

درمان با گیراندازی نوترون<sup>۱</sup> NCT یک روش پرتودرمانی است که در آن از هسته‌هایی که سطح مقطع بالایی برای جذب نوترون حرارتی دارند استفاده می‌شود. NCT یک روش درمانی دو مرحله‌ای به شرح زیر است [۲۷،۲۵]:

مرحله اول: تزریق و جایگذاری داروی حامل یک ایزوتوپ غیر رادیواکتیو که سطح مقطع جذب بالایی برای نوترون‌های حرارتی دارد. سطح مقطع جذب این ایزوتوپ باید چندین مرتبه‌ی مقداری از سطح مقطع گیراندازی عناصر موجود در بافت مانند هیدروژن، اکسیژن و نیتروژن بیشتر باشد. مرحله دوم: تاباندن یک پرتو شامل نوترون‌های حرارتی به محل تومور.

تعدادی از هسته‌ها که سطح مقطع جذب نوترون حرارتی قوی دارند در جدول ۱-۱ نشان داده شده است [۲۸]. بسیاری از این هسته‌ها توسط واکنش  $(n, \gamma)$  با نوترون حرارتی برهم‌کنش دارند. نتیجه این واکنش تولید پرتو گاما می‌باشد، گامای تولید شده به راحتی در بافت نفوذ کرده و انرژی خود را نه تنها در تومور بلکه در بافت سالم نیز به جای می‌گذارد. بنابراین این هسته‌ها برای NCT مناسب نیستند. هرچند بعضی از هسته‌ها مانند  ${}^6Li$  و  ${}^{235}U$  ممکن است گامازا نباشند، ولی به دلیل سطح مقطع آن‌ها در جذب نوترون حرارتی پایین می‌باشد. به علت آنکه بور-۱۰، غیر سمی بوده و ترکیبات آن خطری برای بیمار ندارد و همچنین سطح مقطع جذب بالایی ( $10^5$ ) برای جذب نوترون حرارتی دارد بیشتر از آن استفاده می‌شود [۲۹].

---

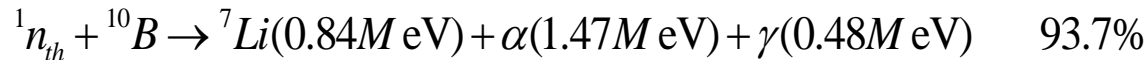
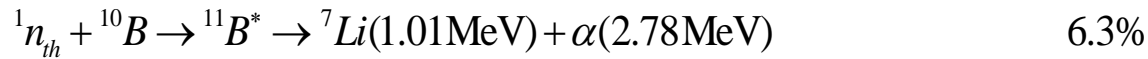
۱. Neutron Capture Therapy

جدول ۱-۱. جاذب های دیگر نوترون برای نوترون درمانی [۲۹]

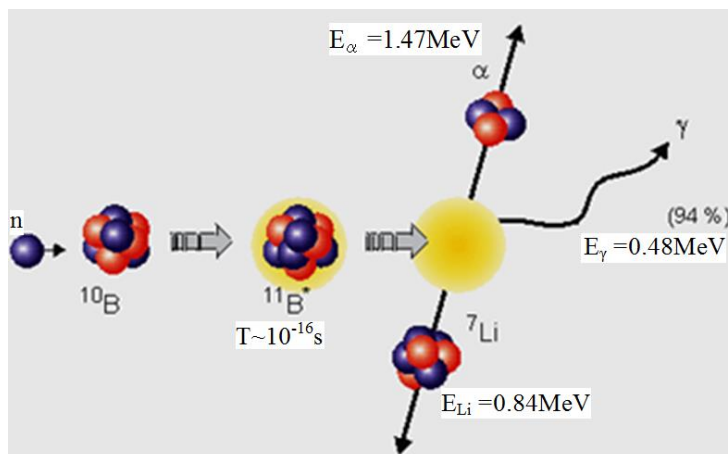
Nuclides	Interaction	Absorption Cross Section $\sigma_{th}$ (barns)
<sup>3</sup> He	(n,p)	5333
<sup>6</sup> Li	(n,p)	940
<sup>10</sup> B	(n, $\alpha$ )	10 <sup>5</sup>
<sup>113</sup> Cd	(n, $\gamma$ )	20600
<sup>151</sup> Eu	(n, $\gamma$ )	9200
<sup>155</sup> Gd	(n, $\gamma$ )	61000
<sup>157</sup> Gd	(n, $\gamma$ )	255000
<sup>174</sup> Hf	(n, $\gamma$ )	530
<sup>199</sup> Hg	(n, $\gamma$ )	2200
<sup>235</sup> U	(n,f)	585
<sup>241</sup> Pu	(n,f)	1010
<sup>242</sup> Am	(n,f)	7000

درمان با گیراندازی نوترون توسط بور (BNCT)، یک روش پرتودرمانی در حال توسعه در سرتاسر جهان می باشد. در این روش ابتدا ترکیبات بور ۱۰ به سلول های سرطانی بیمار انتقال داده می شوند و بعد از آن بیمار تحت تابش نوترون های فوق حرارتی قرار می گیرند، نوترون های فوق حرارتی در بدن بیمار کند شده

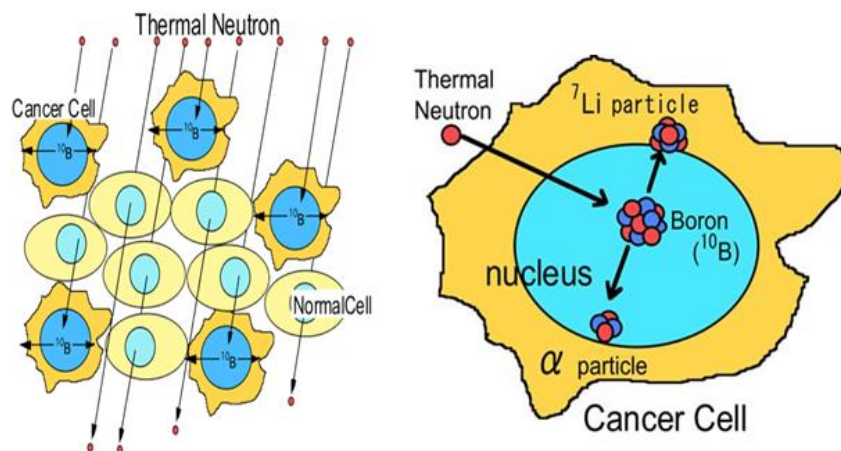
تا اینکه به نوترون‌های حرارتی رسیده و باعث واکنش  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  می‌شوند. زمانیکه بور-۱۰ در تومور قرار می‌گیرد بعد از گیراندازی نوترون از طریق دو کانال زیر تجزیه می‌شود [۳۱، ۳۰، ۳-۱].



در اثر برخورد نوترون به  $^{10}\text{B}$ ، در ۶٫۳٪ از موارد،  $^{10}\text{B}$  ابتدا به هسته ناپایدار  $^{11}\text{B}$  تبدیل می‌شود که در حالت برانگیخته قرار دارد.  $^{11}\text{B}$  که مدت زمان پایداری آن در حدود  $10^{-16}$  ثانیه است به دو ذره لیتیم در حالت پایه با انرژی ۱٫۰۱ MeV و ذره آلفا با انرژی ۲٫۷۶ MeV تبدیل می‌شود. در ۹۳٫۷٪ از موارد به دو ذره، لیتیم در حالت برانگیخته و ذره آلفا با انرژی ۱٫۴۷ MeV تبدیل می‌شود. لیتیم برانگیخته با آزاد کردن فوتون با انرژی حدود ۰٫۴۸ MeV به حالت پایه می‌رود. محصولات واکنش  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  که ذرات پر انرژی آلفا و لیتیم هستند، به دلیل اینکه دارای LET انتقال انرژی خطی بالا و همچنین دارای برد کوتاه هستند (برد آنها حدود ۱۰ میکرومتر می‌باشد در واقع خیلی کوچک و در حد ابعاد سلول می‌باشد)، تمام انرژی خود را در سلول‌های سرطانی به جای می‌گذارند و باعث تخریب سلول‌های سرطانی می‌شوند، (شکل ۱-۶ و شکل ۱-۷) [۳۳، ۳۲]. هنگامی که غلظت ایزوتوپ بور ۱۰ در بافت سرطانی به طور قابل توجهی نسبت به بافت سالم بیشتر باشد دز تابشی بیشتری به تومور انتقال می‌یابد. در طول درمان تعداد کافی نوترون‌های فوق‌حرارتی باید در زمان مناسب به تومور تابانده شود. یک برآورد نشان می‌دهد وقتی شار نوترون‌های فوق‌حرارتی از مرتبه‌ی  $10^{10} \frac{n}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}}$  باشد مدت زمان دریافت دز تابشی مورد نیاز بیشتر از ۱۰ تا ۱۵ دقیقه نیست [۲].



شکل ۱-۶. برخورد نوترون با بور [۳۳،۳۲]



شکل ۱-۷. واکنش انجام شده در سلول سرطانی [۳۳،۳۲]

## ۹-۱ داروهای حامل بور

ترکیبات  $^{10}\text{B}$  ممکن است به صورت پودر شده درون کپسول‌هایی قرار گیرد و به صورت خوراکی وارد بدن بیمار شود، یا اینکه به صورت محلول به بیمار تزریق شود. در ابتدا سدیم تترا بورات  $^{10}\text{B}$  به عنوان حامل بور استفاده می‌شد. اما نتایج استفاده از آن در درمان موفقیت آمیز نبود. تلاش برای دستیابی به داروی

۱. Sodium tetra borate(borax)-  $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$



مناسب حامل بور از اوایل دهه‌ی ۱۹۶۰ آغاز شد که نتیجه آن داروهای سدیم دکاهیدرو دکا بورات ( $\text{Na}_2\text{B}_{10}\text{H}_{10}$ ) و پی کربوکسی بنزن بورونیک اسید (P-Carboxy benzene boronic acid) است ولی نتایج استفاده از این داروها نیز رضایت بخش نبود. تا اینکه شیمیدانان در اواخر دهه ۱۹۶۰ ترکیبات جدیدی مانند  $\text{BPA}^2$  و  $\text{BSH}^1$  را به عنوان داروی جدید حامل بور معرفی کردند. آزمایشات مختلف نشان داده است این داروها خطری برای بیمار ندارند و جذب آنها در بافت سالم نسبت به بافت سرطانی کم‌تر است. به طور کلی هر داروی حامل بور باید دارای شرایطی به صورت زیر باشد [۳۳]:

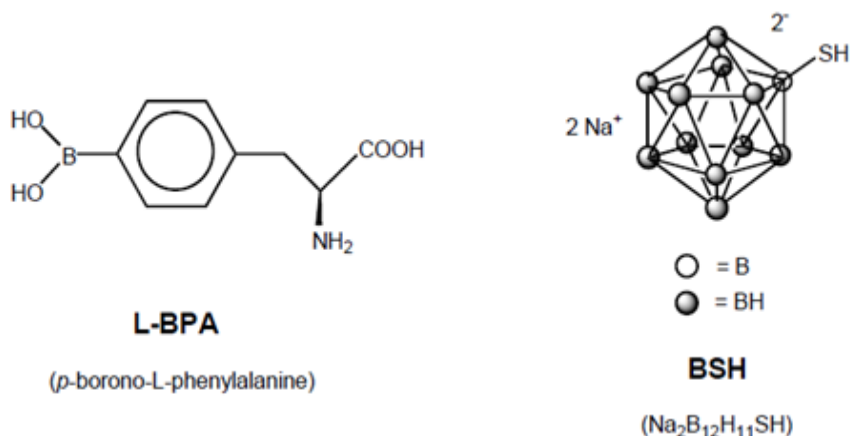
- غیر سمی باشد و برای بیمار عوارض جانبی نداشته باشد.
- غلظت بور در تومور نسبت به بافت سالم زیاد باشد (۴:۱).
- پایداری آن در تومور زیاد و در بافت سالم و خون کم باشد.

یکی از عوامل موفقیت در درمان به روش BNCT جایگذاری مناسب بور، توسط حامل‌های بور ( $\text{BPA}$ ) و ( $\text{BSH}$ )، در بافت سرطانی می‌باشد. داروهای  $\text{BPA}$  و  $\text{BSH}$  در ژاپن، آمریکا، اروپا و آرژانتین برای استفاده در BNCT بکار رفته‌اند. شکل ۸ ساختار مولکولی این دو دارو را نشان می‌دهد [۳۴].

---

۱. Borocaptate Sodium Hedride ( $\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$ )

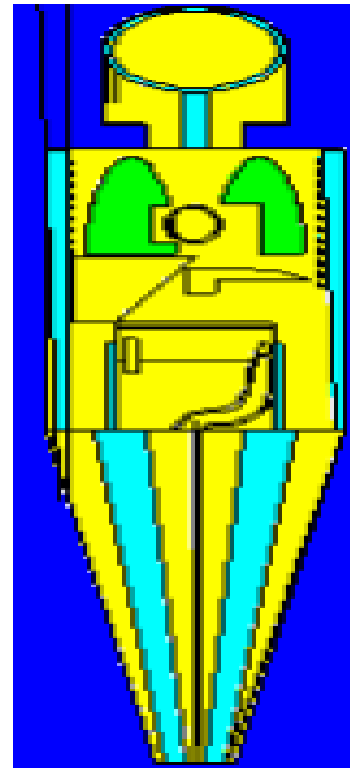
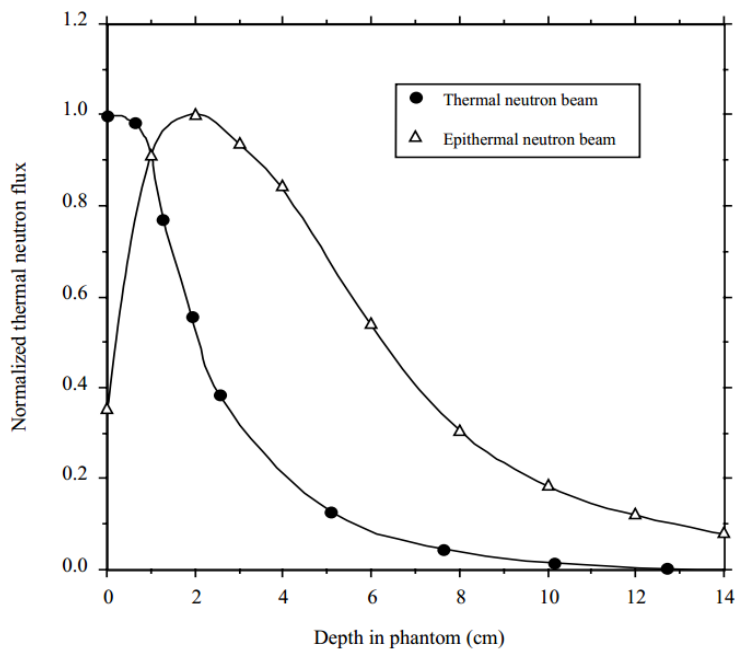
۲. Borono Phenylalanine



شکل ۱-۸. ساختار مولکولی حامل‌های بور [۳۴]

## ۱-۱۰ باریکه‌های مورد استفاده برای درمان

برای انجام واکنش  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  به نوترون‌های حرارتی نیاز است. اما پرتو نوترونی که برای درمان به روش BNCT استفاده می‌شود با توجه به عمق تومور ممکن است پرتو نوترون حرارتی  $E < 1\text{eV}$  یا فوق حرارتی  $1\text{eV} < E < 10\text{keV}$  بکار رود، که برای تومورهای سطحی نوترون حرارتی به بدن بیمار تابیده می‌شود، و برای تومورهای عمیق پرتو نوترون فوق حرارتی به بدن بیمار تابیده می‌شود تا ضمن عبور از بافت‌های مختلف بدن انرژی آن کم شده و تا رسیدن به تومور به نوترون حرارتی تبدیل شود و واکنش  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$  انجام شود. شکل (۱-۱۰) شار نوترون‌های حرارتی، ناشی از تابش نوترون‌های حرارتی و فوق حرارتی، که بر حسب عمق فانتوم سر شبیه‌سازی شده است را بوسیله کد MCNP نشان می‌دهد. همانطور که از نمودار مشخص است برای باریکه نوترون‌های حرارتی، شار نوترون‌های حرارتی در قسمت‌های سطحی فانتوم به مقدار بیشینه خود می‌رسد. در حالیکه بیشینه نوترون‌های حرارتی ناشی از نوترون‌های فوق حرارتی در قسمت‌های عمیق تر فانتوم دیده می‌شود. فانتوم ممکن است شباهت زیادی به بدن انسان داشته باشد که به آن انسان‌نما گفته می‌شود شکل (۱-۹)، و یا ممکن است به شکل استوانه‌ای، کره‌ای و ... شبیه‌سازی گردد.



شکل ۱-۱۰. شار نوترون حرارتی و فوق حرارتی بر حسب عمق فانتوم [۳۶]

شکل ۱-۹. فانتوم انسان نما [۳۵]

## ۱۱-۱ پرتو نوترون واجد شرایط برای استفاده در BNCT

پرتو نوترون مناسب برای استفاده در BNCT باید دارای شدت و کیفیت مناسب باشد. پرتو با شدت مناسب، منجر به درمان در زمان قابل قبول می‌شود، که زمان مناسب برای درمان یک بیمار کمتر از یک ساعت است. کیفیت پرتو، باعث کمترین آسیب به بافت سالم و بیشترین مقدار دز به تومور می‌شود [۳۷].

آژانس بین المللی انرژی اتمی شرایطی را برای پرتو نوترون مورد استفاده در BNCT تعیین کرده است جدول [۳۸]. در این جدول  $\varphi_{epi}$  شار نوترون فوق حرارتی،  $\varphi_{epi}/\varphi_{fast}$  نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی

به شار نوترون‌های سریع،  $\varphi_{th}/\varphi_{epi}$  نسبت شار نوترون حرارتی به شار نوترون فوق حرارتی،  $\dot{D}_f/\varphi_{epi}$

نسبت آهنگ دز ناشی از نوترون‌های سریع در بافت به شار نوترون فوق حرارتی،  $\dot{D}_\gamma / \varphi_{epi}$  نسبت دز حاصله از گاما در بافت به شار نوترون فوق حرارتی. همانطور که در جدول مشخص است حداقل شدت پرتو نوترون‌های فوق حرارتی ( $\varphi_{epi}$ ) برای استفاده در BNCT از مرتبه‌ی  $10^9$  n/cm<sup>2</sup>.s است. چهار پارامتر  $\dot{D}_\gamma / \varphi_{epi}$ ،  $\dot{D}_f / \varphi_{epi}$ ،  $\varphi_{th} / \varphi_{epi}$ ،  $\varphi_{epi} / \varphi_{fast}$  نشان دهنده‌ی کیفیت پرتو نوترون مورد استفاده در BNCT هستند. نوترون‌های سریع در پرتو ورودی به بدن، به دلیل انرژی زیاد باعث آسیب به بافت سالم می‌شوند، بنابراین باید مؤلفه‌های نوترون سریع پرتو، قبل از ورود به بدن کاهش یابند. با توجه به این موضوع نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های سریع بیشتر از ۲۰ تعیین شده است. آهنگ دز نوترون‌های سریع به شار نوترون‌های فوق حرارتی باید کمتر از  $2 \times 10^{-13}$  باشد. نوترون‌های گرمایی به دلیل انرژی پایین، قبل از رسیدن به تومور در پوست و سایر بافت‌های سالم جذب می‌شوند، لذا برای کاهش این برهمکنش‌ها لازم است شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون حرارتی بیشتر از ۱۰۰ باشد. پرتوهای گاما نیز برای کاهش آسیب به بافت سالم باید کم شوند، بنابراین آهنگ دز ناشی از پرتو گاما به ازای هر نوترون فوق حرارتی باید کمتر از  $2 \times 10^{-13}$  باشد.

جدول ۱-۲. پارامترهای پرتو نوترون تعریف شده از سوی آژانس بین المللی انرژی اتمی [۳۸]

BNCT beam port parameter	Recommended
$\varphi_{epi}$	$>10^9$
$\varphi_{epithermal} / \varphi_{fast}$	$>20$
$\varphi_{epithermal} / \varphi_{thermal}$	$>100$
$\frac{\dot{D}_f}{\varphi_{epi}} \left( \frac{Gy \text{ cm}^2}{n} \right)$	$<2 \times 10^{-13}$
$\frac{\dot{D}_\gamma}{\varphi_{epi}} \left( \frac{Gy \text{ cm}^2}{n} \right)$	$<2 \times 10^{-13}$
Fast energy group	$E > 10k eV$
Epithermal energy group	$1eV < E < 10k eV$
Thermal energy group	$E < 1eV$

## ۱۲-۱ دز جذبی

جذب انرژی پرتوهای یونساز در یک کیلوگرم ماده را دز جذبی می‌گویند که بر اساس معادله ۱-۲ تعریف می‌شود:

$$\text{Dose} = dE/dm \quad (۴-۱)$$

dE مقدار المان انرژی داده شده به ماده بوسیله پرتوهای یونساز است. واحد دز در سیستم SI گری است که [۲۴]:

$$1 \text{ GY} = 1 \text{ J/Kg} \quad (۵-۱)$$

قبل از آنکه یکای SI پذیرفته شود، دز تابش با یکایی به نام راد (Rad) اندازه‌گیری می‌شد. راد بنا بر تعریف عبارت است :

$$0.01 \text{ GY}=1 \text{ Rad}=100 \text{ erg/g}$$

(۶-۱)

## ۱-۱۳ آهنگ دز:

آهنگ دز ( $\dot{D}$ )، میزان دز جذبی در واحد زمان را نشان می‌دهد و با رابطه ۱-۳ تعریف می‌شود:

$$\dot{D} = dD/dt \quad (۷-۱)$$

واحد آهنگ دز، ژول بر کیلو گرم بر ثانیه است ( $\text{J/Kg.s}$ ) و در عمل با گری بر ثانیه ( $\text{Gy/s}$ ) یا گری بر دقیقه ( $\text{Gy/min}$ ) نشان داده می‌شود.

## ۱-۱۳ موقعیت بیمار و زمان درمان:

فاصله‌ی بین روزنه‌ی خروجی و آن عضو از بدن که تومور در آنجا قرار دارد منجر به کاهش شدت نوترون‌های خروجی به علت واگرایی پرتو در هوا می‌شود. لذا باید بیمار تا حد امکان به روزنه‌ی خروجی نزدیک باشد. همچنین تابش پرتو نوترون باید به طور دقیق روی منطقه‌ی تومور باشد. در برخی کلینیک‌های BNCT برای آسایش بیمار از یک تخت درمان متحرک که در پنج محور حرکت می‌کند استفاده کرده‌اند. بنابراین نیازی به حرکت کردن بیمار برای قرار گرفتن در موقعیت مناسب نیست بلکه بیمار روی تخت ثابت شده و برای قرار گرفتن بیمار در محل مناسب تخت متحرک را حرکت می‌دهند. زمان درمان زمانی است، که غلظت بور در تومور نسبت به غلظت بور در خون و بافت‌های سالم بیشینه باشد. زمان پرتو دهی باید کمتر از یک ساعت باشد، به علت اینکه با گذشت زمان داروی بور تزریق شده به تومور به بافت سالم نشت می‌کند، در نتیجه غلظت بور در سلول سرطانی کاهش می‌یابد، که این امر باعث کاهش موفقیت در درمان می‌شود [۳۹،۳].

فصل دوم: چشمه‌های نوترون و مجموعه‌ی شکل

دهنده‌ی طیف

## ۲-۱ چشمه‌های نوترون

همانطور که در مباحث قبل گفته شد برای انجام واکنش بنیادی  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  باید نوترون‌های با انرژی و شار مناسب به محل تومور تابیده شود. از این رو انتخاب چشمه‌ی مناسب نوترون از اهمیت بالایی برخوردار است. چشمه‌های متداول نوترون به سه گروه تقسیم می‌شوند [۴۰]:

- راکتورهای هسته‌ای
- چشمه‌های شتابدهنده
- چشمه‌های شکافت خود به خودی

### ۲-۱-۱ راکتورهای هسته‌ای

رایج‌ترین چشمه‌های نوترونی چشمه‌های راکتور هستند. انرژی تولید شده در راکتورهای هسته‌ای از پدیده‌ی شکافت هسته‌ای ناشی می‌شود. در یک واکنش هسته‌ای از نوع شکافت، نوترون توسط هسته‌ی یک اتم شکافت‌پذیر گیراندازی می‌شود. بعضی از عناصر مانند اورانیوم<sup>۲۳۵</sup>، اورانیوم<sup>۲۳۳</sup> و پلوتونیوم<sup>۲۳۹</sup> شکافت‌پذیر هستند. بعضی از عناصر مانند توریم<sup>۲۳۲</sup> و اورانیوم<sup>۲۳۸</sup> نیز وجود دارند که فقط با نوترون‌های با انرژی بالا (بالا‌تر از ۱MeV) شکافته می‌شوند [۴]. راکتورها به دلیل تولید شار نوترون بالا بر اساس پدیده‌ی شکافت یکی از عمده‌ترین چشمه‌ها برای تولید نوترون هستند. شار نوترون در قلب راکتور

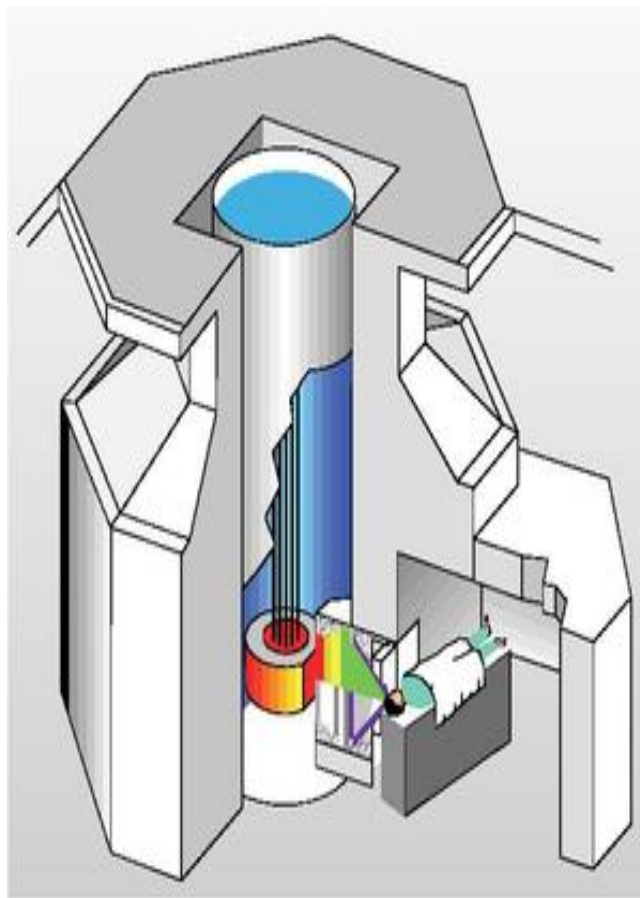
خیلی بالا از مرتبه  $\frac{n}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}}$   $10^{14}$  می‌باشد. اما اشکال عمده‌ی راکتورهای هسته‌ای عبارتند از:

- عدم پذیرش افکار عمومی مبنی بر ایمن بودن آن.
- دور بودن از بیمارستان.



- ساخت و راه اندازی آن بسیار پرهزینه است.
- قابلیت روشن و خاموش شدن ندارند.

در BNCT بیشتر از راکتورهای تحقیقاتی استفاده می‌شود. راکتورهای تحقیقاتی دارای درجه‌هایی هستند که از طریق آن‌ها باریکه‌های نوترونی به نواحی آزمایشگاهی، راه می‌یابند. شکل ۱-۲ یک راکتور تحقیقاتی در فنلاند را نشان می‌دهد [۴۱].



شکل ۱-۲. راکتور تحقیقاتی فنلاند [۴۱]

جدول ۱-۲ درمان‌های انجام شده بر روی بیماران در زمینه BNCT، را نشان می‌دهد که چشمه‌ی نوترونی مورد استفاده در آنها رآکتورهای تحقیقاتی هستند [۲۴،۲۶].

جدول ۱-۲. درمان‌های انجام شده به روش BNCT در نمونه‌هایی از رآکتورهای فعال [۲۶]

نام کشور	توان حرارتی kw	نام رآکتور	تعداد بیماران	داروی حامل بور	افزایش طول عمر
United States of America	۳۰۰۰	BMRR, BNL 1994-1999	۵۳	BPA	۱۳ ماه برای ۳۷ بیمار اولیه . ۱۴,۸ ماه برای یک گروه درمانی
United States of America	۴۹۰۰	MITR-II, MIT 1996-1999	۲۰	BPA	۳۱ ماه
Japan	۳۵۰۰	JRR-4, JAEA 1998-2004	۷	BSH	۲۰,۷ ماه
Netherland	۴۵۰۰۰	HFR, petten 1999-	۲۶	BSH	۱۳,۲ ماه
Finland	۲۵۰	FiR1, Helsinki 1999-	۱۸	BPA	۱۵ ماه
Japan	۵۰۰۰	KUR, KURRI 2002	۲۷	BPA	-

## ۲-۱-۲ چشمه‌های شتابدهنده

با وجود اشکالات مربوط به رآکتورها تحقیقات بسیاری برای معرفی چشمه‌ای که در BNCT جایگزین چشمه رآکتور شود انجام گرفته است. در این راستا استفاده از شتابدهنده‌ها جایگزین خوبی معرفی شده است، شکل ۲-۲ شار نوترون فوق حرارتی توسط چشمه‌ی شتابدهنده و چشمه‌ی رآکتور را نشان می‌دهد. چشمه‌ی نوترونی بر پایه‌ی شتابدهنده<sup>۱</sup> (ABNS) برای BNCT از سال ۱۹۸۰ توسعه یافت. فعالیت‌های اولیه استفاده از این چشمه در ایالت متحده در دانشگاه اوهایو<sup>۲</sup>، مؤسسه فناوری ماساچوست<sup>۳</sup> و دانشگاه میسوری<sup>۴</sup> آغاز شد. چشمه‌های شتابدهنده نسبت به رآکتورها دارای مزایایی هستند که عبارتند از: [۲۷]

- ارزانتر هستند
- ایمنی بیشتری دارند
- قابل تنظیم و کنترل هستند و به راحتی روشن و خاموش می‌شوند
- قابل نصب در بیمارستان هستند
- فضای کمتری را اشغال می‌کنند

با شتاب دادن ذرات باردار سبک مثل پروتون، دوترون تا یک انرژی مناسب و بمباران هدفی مناسب به وسیله این ذرات، نوترون تولید می‌شود. شار نوترون تولید شده در چشمه‌های بر پایه‌ی شتابدهنده وابسته به شار ذرات تابیده شده به هدف است. برخی از واکنش‌هایی که در چشمه‌های شتابدهنده برای تولید نوترون مورد استفاده قرار می‌گیرند عبارتند از [۲۸،۲۳]:

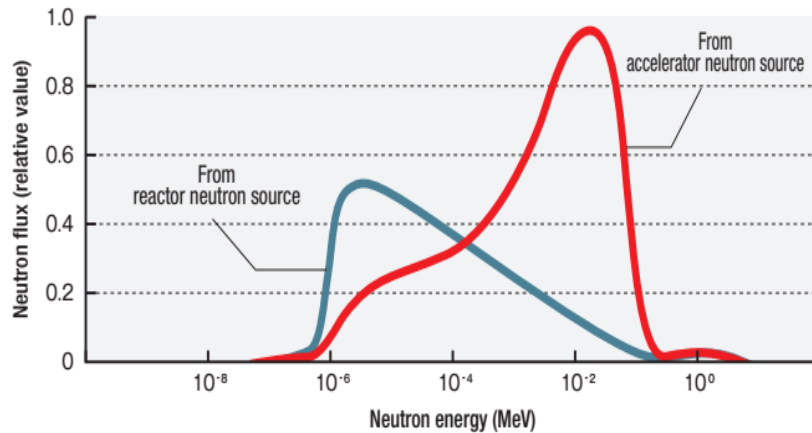
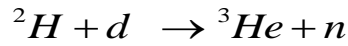
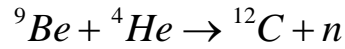
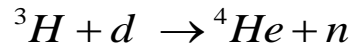
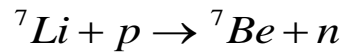
---

۱. Accelerator based neutron source

۲. Ohio

۳. Massachusetts

۴. Missouri



شکل ۲-۲. شار نوترون فوق حرارتی تولید شده توسط چشمه رآکتور و چشمه شتابدهنده [۱۸]

## ۲-۱-۲ چشمه $\alpha$ -Be

اگر یک ذره گسیل کنندهی آلفا با طول عمر طولانی مثل رادیم را با بریلیوم مخلوط کنیم، نوترون با آهنگ ثابتی تولید خواهد شد. از رادیم و دخترانش ذرات آلفایی گسیل می‌شود که انرژی آنها در حدود  $5-8\text{Mev}$  است. به دلیل گسیل بالای گاما که از رادیم و دخترانش ناشی می‌شود چشمه نوترون رادیم - بریلیوم با چشمه های دیگری جایگزین شده است که در آنها از  ${}^{210}\text{Po}(138\text{d})$  ،  ${}^{238}\text{Pu}(86\text{y})$  ،  ${}^{241}\text{Am}(458\text{y})$  استفاده می‌شود. قدرت این چشمه ها در حدود  $2-3 \times 10^6$  نوترون در ثانیه به ازای هر کوری از فعالیت آنهاست [۲۳].

## ۲-۲-۱-۲ مولدهای نوترون

اگر دو هسته سبک با هم ترکیب شوند و هسته ای با جرم کمتر از  $A=56$  تشکیل شود انرژی آزاد می‌شود به این فرآیند همجوشی هسته ای گفته می‌شود. واکنش های زیر منجر به تولید نوترون می‌شوند:



دوتریم ( ${}^2H$ ) ایزوتوپ پایداری از هیدروژن است که دارای یک نوترون و یک پروتون می‌باشد. تریتم ( ${}^3H$ ) دارای دو نوترون و یک پروتون می‌باشد. واکنش اول واکنش دوتریم-دوتریم یا D-D نامیده می‌شود. نوترون گسیل شده در این واکنش، تک انرژی با انرژی  $2.45 MeV$  است.

واکنش دوم واکنش دوتریم - تریتم یا D-T نامیده می‌شود. نوترون گسیل شده در این واکنش، تک انرژی با انرژی  $14.1 MeV$  می‌باشد. این دو واکنش به چشمه‌های مولد نوترون معروف می‌باشند.

## ۳-۱-۲ چشمه‌ی شکافت خود به خودی

در بسیاری از هسته‌های سنگین که عدد اتمی آنها بزرگتر از اورانیوم است شکافت خود به خودی صورت می‌گیرد. از بین این هسته‌ها می‌توان به کالیفورنیوم  ${}^{252}$  اشاره کرد که در اثر شکافت خود به خودی نوترون و گاما تولید می‌شود. بررسی‌ها نشان می‌دهد که از این چشمه می‌توان شار نوترون فوق حرارتی کافی جهت استفاده در BNCT بدست آورد. این چشمه مهمترین چشمه‌ی شکافت خود به خودی است که در BNCT استفاده می‌شود. نیمه‌ی عمر این چشمه  $2.65$  سال است. در فرآیند شکافت نوترون‌ها با آهنگی بطور متوسط حدود  $4$  نوترون در هر شکافت ایجاد می‌شوند. به ازای هر میلی گرم  ${}^{252}Cf$  تعداد

$^{12}\text{C}$  نوترون در هر ثانیه گسیل شود. با این وجود این چشمه معایبی دارد که باعث شده است کمتر در BNCT مورد استفاده قرار بگیرد. از معایب این چشمه نیمه‌ی عمر کوتاه آن می‌باشد که در این صورت باید مرتباً مقدار آن را در سیستم افزایش داد و از سوی دیگر بسیار گران است. همچنین قابلیت روشن و خاموش شدن ندارد.

## ۲-۲ مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف<sup>۱</sup> (BSA)

نوترون‌های گسیل شده از چشمه‌های نوترونی مختلف دارای انرژی زیاد در حد نوترون‌های سریع هستند پس به طور مستقیم برای استفاده در BNCT مناسب نیستند. بنابراین برای رساندن نوترون‌ها به محدوده‌ی نوترون‌های فوق‌حرارتی از یک مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف که BSA نامیده می‌شود استفاده می‌کنند. در حال حاضر چشمه‌ای که قادر باشد نوترون‌هایی را بدون نیاز به مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف برای استفاده در BNCT تولید کند وجود ندارد [۴۲]. طراحی درست مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف، شار نوترون مناسب با کمترین آلودگی ناشی از نوترون‌های گرمایی، نوترون‌های سریع و همچنین آلودگی گاما را تولید می‌کند. نوترون‌های مناسب برای استفاده در روش درمانی BNCT نوترون‌های فوق‌حرارتی هستند که پس از عبور از بافت‌های مختلف بدن به نوترون‌های گرمایی تبدیل می‌شوند.

مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف شامل قسمت‌هایی به شرح زیر می‌باشد [۱]:

- |                |                         |                       |
|----------------|-------------------------|-----------------------|
| (۱) کند کننده  | (۲) بازتابنده           | (۳) موازی‌ساز         |
| (۴) فیلتر گاما | (۵) فیلتر نوترون حرارتی | (۶) فیلتر نوترون سریع |

کندکننده، بازتابنده و موازی‌ساز سه قسمت اصلی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف می‌باشند. با توجه به نوع چشمه‌ی نوترون، طراحی جداگانه‌ای برای BSA لازم است و قسمت‌های فیلتر گاما، فیلتر نوترون حرارتی و فیلتر نوترون سریع به آن اضافه می‌شود.

## ۲-۲-۱-۲ کندکننده<sup>۱</sup>

در واقع کندکننده ماده‌ای است که از سرعت نوترون‌های فرودی که در ابتدا پر انرژی هستند می‌کاهد و آنها را کند می‌کند. یک کندکننده‌ی مناسب دارای سطح مقطع جذب پایین برای نوترون‌های فوق حرارتی و سطح مقطع پراکندگی بالا برای نوترون‌های سریع می‌باشد. و همچنین دارای عدد جرمی پایین باشد تا نوترون در هر برخورد انرژی بیشتری از دست بدهد. در واقع یک کندکننده‌ی مناسب باید بتواند انرژی نوترون‌های سریع را به ناحیه‌ی فوق حرارتی کاهش دهد و سطح مقطع جذب پایین، در ناحیه‌ی فوق حرارتی داشته باشد. از موادی مانند، اکسید بریلیوم، آلومینیوم تری فلوراید (AlF<sub>3</sub>)، فلوئنتال، پارافین و ... می‌توان به عنوان کندکننده استفاده کرد [۴۳].

## ۲-۲-۲ بازتابنده<sup>۲</sup>

نوترون‌هایی که از چشمه خارج می‌شوند ممکن است در همه‌ی جهات پراکنده شوند. استفاده از بازتابنده مناسب می‌تواند باعث برگرداندن نوترون‌های پراکنده شده به سیستم و همچنین جلوگیری از فرار نوترون‌ها شود. بازتابنده، کندساز و سایر قسمت‌های تشکیل دهنده‌ی BSA را احاطه می‌کند. یک بازتابنده‌ی مناسب نباید کاهش شار نوترون‌های فوق حرارتی را در پی داشته باشد. بنابراین بازتابنده باید سطح مقطع جذب پایین، برای جذب نوترون‌های فوق حرارتی داشته باشد. همچنین بهتر است عدد اتمی

---

۱. Moderator

۲. Reflector

بالایی داشته باشد تا نوترون‌ها در هر برخورد با آن، انرژی زیادی از دست ندهند. ماده‌ای که بیشتر به عنوان بازتابنده استفاده می‌شود سرب (Pb) است.

## ۲-۲-۳ موازی ساز<sup>۱</sup>

نوترون‌های کند شده در BSA جهت‌گیری‌های مختلفی دارند، لذا از موازی ساز در انتهای مجموعه شکل دهنده طیف برای هدایت نوترون‌ها و متمرکز نمودن پرتو نوترون به سمت بیمار استفاده می‌شود. پس منظور از موازی‌ساز، موازی کردن نوترون‌ها نیست بلکه بدست آوردن شار روی سطح کوچک‌تری است. در اکثر موارد موازی‌ساز به شکل مخروط است و قاعده کوچک آن معمولاً ۱۲ تا ۱۴ سانتی‌متر می‌باشد. موازی‌ساز نیز مانند سایر قسمت‌های BSA باید سطح مقطع جذب نوترون‌های فوق‌حرارتی پایین داشته باشد. بنابراین باید عدد اتمی آن بالا باشد تا در اثر برخورد نوترون‌ها با آن انرژی کمی از دست بدهند. از موادی مانند اکسید بریلیوم، سرب، بیسموت و نیکل می‌توان به عنوان موازی‌ساز استفاده کرد.

## ۲-۲-۴ فیلتر نوترون‌های حرارتی و گاما

جذب پرتو گاما و نوترون‌های حرارتی توسط بافت سالم باعث آسیب رسیدن به آن می‌شود. بنابراین لازم است به منظور کاهش آسیب به بافت سالم نوترون‌های حرارتی و پرتوهای گاما تا حد امکان از طیف حذف شوند. موادی که به عنوان فیلتر استفاده می‌شوند باید کمترین تاثیر کاهشی روی نوترون‌های فوق‌حرارتی داشته باشند. برای جذب نوترون‌های حرارتی از موادی مثل کادمیم، بور، لیتیم، استفاده می‌شود، چون سطح مقطع جذب نوترون‌های حرارتی در این مواد زیاد است. کادمیم در اثر جذب نوترون گاماها پر انرژی تولید می‌کند. بور در اثر جذب نوترون گاماها با انرژی کمتر تولید می‌کند. لیتیم در اثر جذب

---

۱. Collimator



نوترون اصلا گاما تولید نمی‌کند ولی بسیار گران می‌باشد، چون کادمیم گامای پرنرژی تولید می‌کند و لیتیم نیز گران قیمت می‌باشد، استفاده از بور بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. برای جذب پرتوهای گاما از موادی مثل بیسموت و سرب استفاده می‌شود. این مواد دارای سطح مقطع جذب پایین برای نوترون‌های فوق حرارتی هستند، ولی به دلیل هزینه‌ی بالای بیسموت استفاده از سرب بیشتر مورد توجه قرار گرفته است.

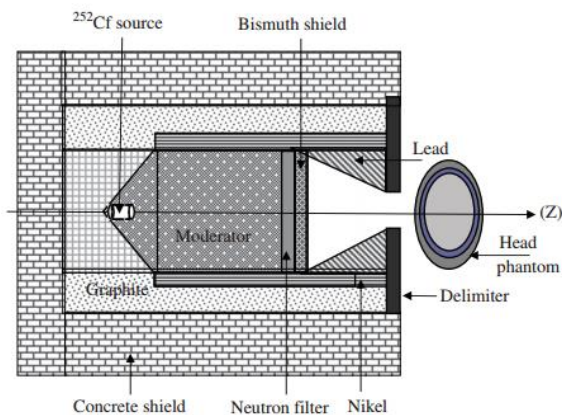
## ۲-۲-۵ فیلتر نوترون سریع

نوترون‌های سریع در پرتو تابشی باعث آسیب رساندن به بافت سالم می‌شوند. بنابراین برای کاهش نوترون‌های سریع از موادی به عنوان فیلتر نوترون سریع در طراحی BSA استفاده می‌شود. می‌توان از نیکل و آهن به دلیل اینکه دارای سطح مقطع بالایی برای جذب نوترون‌های سریع هستند به عنوان فیلتر نوترون سریع استفاده کرد. همچنین موادی که به عنوان فیلتر نوترون سریع استفاده می‌شود باید عدد اتمی بالایی داشته باشند.

## ۲-۳ مروری بر کارهای انجام شده

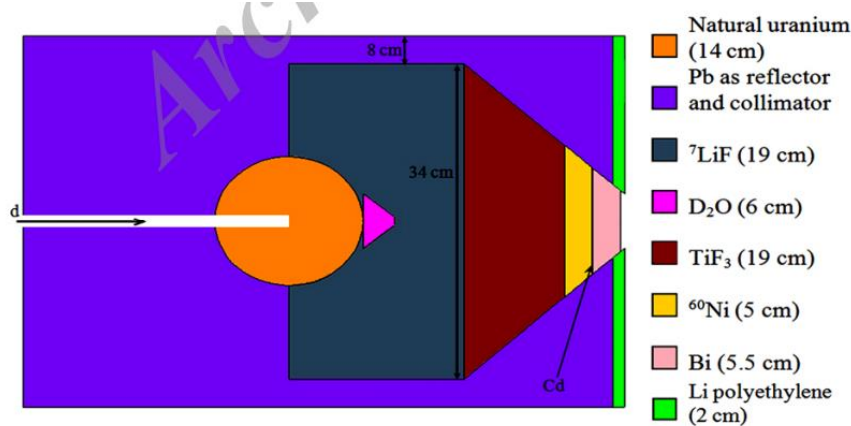
در سال ۲۰۰۹، J. Ghassoun و همکارانش با استفاده از چشمه‌ی  $^{252}\text{Cf}$  و طراحی BSA متناسب با چشمه، شار نوترون فوق حرارتی برای روش درمانی BNCT برای درمان تومورهای عمقی، با کمترین آلودگی گاما، آلودگی نوترون سریع و آلودگی نوترون حرارتی را بهینه سازی کردند و پارامترهای بدست آورده را با معیارهای آژانس بین‌المللی مقایسه کردند. محاسبات نشان داده است که چشمه‌ی  $^{252}\text{Cf}$  به همراه مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف، شار نوترون مناسب برای روش درمانی BNCT را فراهم می‌سازد. مواد مورد استفاده در پروژه‌ی J. Ghassoun شامل  $68.3\% \text{Be}$ ،  $21.1\% \text{O}$  و  $10.6\% \text{D}$ ، در پشت چشمه به منظور برگرداندن نوترون‌ها به مجموعه و هدایت آن‌ها به سمت جلو است. از فلوننتال که شامل

دارد. به علت سطح مقطع جذب بالای لیتیم برای نوترون‌های حرارتی از آن به عنوان فیلتر نوترون حرارتی استفاده شده است. همچنین با استفاده از آلومینیوم آلودگی گاما و آلودگی نوترون حرارتی کمتری بدست می‌آید. اطراف کند کننده نیز یک لایه نیکل و گرافیت به عنوان بازتابنده قرار گرفته است. نیکل و گرافیت قدرت کندکنندگی کمتری در ناحیه‌ی نوترون‌های فوق‌حرارتی دارند و آلودگی گامای کمتری تولید می‌کنند. از سرب نیز برای بهتر شده شار نوترون فوق‌حرارتی و همچنین برای حذف نوترون‌های حرارتی و برای کاهش پرتو گاما استفاده شده است. بیسموت برای کاهش پرتو گاما استفاده شده است و شار نوترون فوق‌حرارتی را کاهش نمی‌دهد. ماده  $Ti_6Al_{14}V^1$  به عنوان فیلتر نوترون سریع بین کندکننده و بیسموت قرار گرفته است. و در آخر از یک مخروط که اطراف آن سرب قرار دارد به عنوان فیلتر گاما و همچنین برای همگرا کردن نوترون‌های بازتابیده استفاده شده است. قطر قاعده بزرگ این مخروط ۲۳cm و قطر قاعده کوچک آن ۱۴cm است. نمایی از چشمه‌ی کالیفرنیوم و مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف در شکل ۲-۳ نشان داده شده است [۳۲].



شکل ۲-۳. نمایی از BSA با چشمه‌ی شکافت خودی  $^{252}\text{Cf}$  [۳۲]

در سال ۲۰۱۳، فانتدیس<sup>۱</sup> و همکارانش یک مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف با چشمه‌ی دوتریم تریتیوم طراحی کردند (شکل ۲-۴). در این طراحی از اورانیوم به قطر ۱۴cm بعنوان تکثیر کننده نوترون استفاده شده، از ضخامت ۸cm سرب به عنوان بازتابنده و موازی‌ساز استفاده شده است. نیکل به ضخامت ۵cm بعنوان فیلتر نوترون سریع و بیسموت به ضخامت ۵.۵cm بعنوان فیلتر گاما بکار رفته است. مواد کندکننده استفاده شده در این طراحی  $^{19}\text{cm}$   $\text{TiF}_3$  و  $^{7}\text{LiF}$  و همچنین  $^6\text{cm}$   $\text{D}_2\text{O}$  است. از ۲cm پلی اتیلن حائل استفاده شده است. شار نوترون فوق حرارتی بدست آمده از این مجموعه  $3.94 \times 10^9$ ، شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع  $52.29$ ، شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون حرارتی مقدار  $1.07, 95$ ، مقدار دز نوترون سریع به شار نوترون فوق حرارتی  $0.179 \times 10^{-13}$  و مقدار دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی  $1.127 \times 10^{-13}$  بدست آمده است [۴۳].

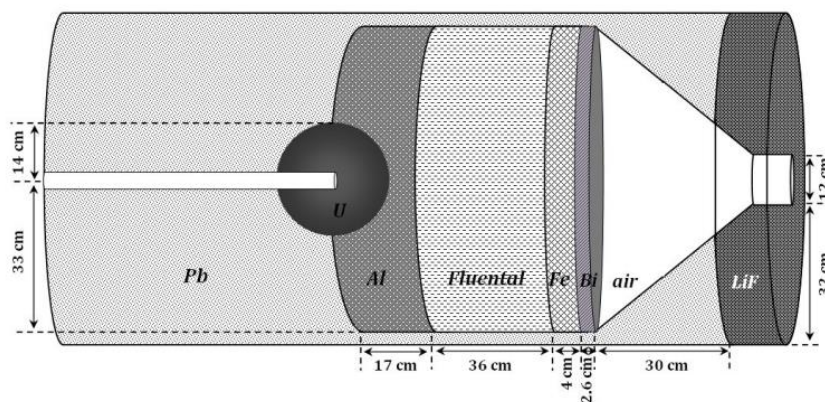


شکل ۲-۴. طرح پیشنهادی fantidis و همکارانش [۴۳]

در سال ۲۰۱۲، رسولی و همکارانش یک مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف با چشمه‌ی نوترونی دوتریم – تریتیوم طراحی کرده‌اند. در این طراحی از اورانیوم با شعاع ۱۴cm به عنوان تکثیر کننده نوترون استفاده شده است. Al با ضخامت ۱۷cm بعنوان کند کننده اول، Fludental با ضخامت ۳۶cm، بعنوان کند کننده

۱. fantidis

دوم، سرب به عنوان موازی‌ساز و بازتابنده، آهن با ضخامت ۴cm بعنوان فیلتر نوترون سریع، ضخامت ۱mm لیتیوم به عنوان فیلتر نوترون حرارتی، بیسموت با ضخامت ۲,۶cm بعنوان فیلتر گاما استفاده شده است. مقادیر شار و دز بدست آمده در این طراحی معیارهای آژانس بین‌المللی را برآورده کرده است. نمایی از این طراحی در شکل ۵-۲ نشان داده شده است [۱۳].



شکل ۵-۲ طرح پیشنهادی رسولی و همکارانش [۱۳]

## فصل سوم: آشنایی با کد MCNP

## ۳-۱ روش مونت کارلو

در روش مونت کارلو، ترابرد ذرات، از زمانی که ذرات از چشمه خارج می‌شوند و ممکن است واکنشی نظیر جذب و ... بین آنها رخ دهد، تا زمانی که ذرات از محیط خارج شوند صورت می‌گیرد. هدف اصلی در شبیه سازی مونت کارلو ارائه یک مدل (بر اساس کدهای محاسباتی)، که بسیار شبیه به مدل واقعی باشد، است. انجام بسیاری از آزمایش‌های هسته‌ای به صورت تجربی مانند محاسبات شار در یک راکتور به دلیل هزینه‌های بالا و کمبود امکانات و تجهیزات آزمایشگاهی، به آسانی قابل آزمایش نیست و یا امکان تکرار مکرر یک آزمایش، برای رسیدن به یک چیدمان مناسب برای آزمایش نظیر مکان چشمه، فاصله‌ی هدف تا چشمه و... به دلایلی مانند هزینه بر بودن دشوار می‌باشد. بنابراین شبیه‌سازی آزمایش بوسیله‌ی کدهای محاسباتی و تکرار مکرر آزمایش در شبیه‌سازی توسط محقق که هزینه‌ی آن در بر ندارد، می‌تواند تا حد بسیار زیادی مشکلات فوق را برطرف نماید. برای شبیه سازی مونت کارلو از کدهای مختلفی مانند MCNP، GEANT4 و... استفاده می‌شود.

## ۳-۲ تاریخچه و کاربردهای کد MCNP

کد MCNP یکی از جامعترین کدهایی است که توانایی گسترده‌ای برای حل مسائل ترابرد نوترون، فوتون، الکترون و... دارد. در این کد ترابرد ذرات به صورت انرژی پیوسته و وابسته به زمان انجام می‌گیرد و ترابرد توأم این ذرات امکان‌پذیر است. این کد برای اولین بار در آزمایشگاه ملی لوس آلاموس<sup>۱</sup> در سال ۱۹۶۳ تحت عنوان MCS و پس از آن در سال ۱۹۶۵ با نام MCN تهیه شد. به دنبال تکمیل این کد در

---

۱. Los Alamos National Laboratory

سال ۱۹۷۷ برای اولین بار با عنوان MCNP ارائه گردید. در سال ۲۰۰۰ نسخه MCNP4C و در سال ۲۰۰۳ نسخه های MCNPX و MCNP وارد بازار شدند. MCNP یک کد بین المللی برای آنالیز ترابرد نوترون ها و پرتوی گاما بوسیله روش مونت کارلو می باشد. این کد به طور مداوم در آزمایشگاه ملی لوس آلاموس به روز می شود. ما در این کار از نسخه MCNPX 2.6 استفاده می کنیم [۴۴].

این کد دارای کاربردهای بسیار گسترده ای به صورت زیر می باشد:

- محاسبات بحرانی رآکتورها و ایمنی رآکتورها
- محاسبات حفاظ سازی و دز سنجی
- طراحی هدف در شتابدهنده ها و محاسبات پرتو درمانی در پزشکی
- محاسبات نوترونی
- محاسبات آسیب های بوجود آمده در اثر پرتو درمانی

### ۳-۳ ساختار فایل ورودی

برای استفاده از کد باید یک فایل ورودی شامل اطلاعات مسئله از جمله هندسه، مواد، چشمه ی پرتو، خروجی های مورد نظر، تنظیمات فیزیک مسئله، تنظیمات مربوط به نحوه نمونه برداری ترابرد ذرات، تنظیمات مربوط به دقت محاسبات، و... تهیه شود. فایل متنی می تواند با استفاده از یک کد ویرایش فایل های متنی نظیر notepad، wordpad، Textpad و ... نوشته شود. هر فایل ورودی شامل سه قسمت اصلی است که هر قسمت با یک خط خالی (blankline) از قسمت قبلی و بعدی جدا می شود که در صورت نبودن هر یک از این سه بخش کد ناقص و قابل استفاده نخواهد بود. خط اول فایل ورودی می تواند خالی باشد و یا عنوان برنامه در آن نوشته شود. اولین قسمت اصلی شامل تعریف سلول های مسئله می باشد. بعد از تعریف سلول ها یک خط خالی درج می شود، سپس دومین قسمت فایل ورودی که شامل تعریف

سطوح است. سومین و آخرین قسمت فایل ورودی شامل داده های مسئله مثل چشمه، مواد، نوع خروجی و... می باشد. در پایان نیز یک خط خالی درج می شود. به طور کلی ساختار فایل ورودی به صورت زیر می باشد:

جدول ۱-۳ ساختار فایل ورودی در MCNP

Title Card Or Blank Line
Cell Card
Blank Line
Surface Card
Blank Line
Data Card
Blank Line

در نوشتن فایل ورودی باید مواردی را در نظر گرفت بعضی از این موارد عبارتند از:

- به جز چهار خط خالی ذکر شده در جدول ۱-۳، هیچ خط خالی دیگری نباید در برنامه وجود داشته باشد.
- اگر در ابتدای یک خط حرف C به همراه یک فاصله (space) درج شود، محتوای آن خط خوانده نمی شود. از آن می توان برای جدا کردن بخش های مختلف و یا نوشتن توضیحات استفاده کرد.
- اگر بخواهیم بعد از نوشتن یک خط توضیحی در همان خط بنویسیم، باید علامت \$ را در ادامه آن خط درج کنیم و توضیحات را بعد از آن بنویسیم.
- هر گونه اطلاعاتی که پس از آخرین خط خالی موجود در انتهای برنامه نوشته شود توسط کد خوانده نمی شود.
- در نوشتن فایل ورودی حروف کوچک و بزرگ یکسان می باشند.



- در هر یک از بخش های اصلی، نوشتن خطوط برنامه ترتیب خاصی ندارد.

یکای کمیت های مختلف تعریف شده در کد MCNP در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۳-۲ یکای کمیت های مختلف در کد MCNP

کمیت	یکا
طول	Cm
انرژی	MeV
زمان	Shakes( $10^{-8}$ sec )
دما	MeV(kT)
چگالی اتمی	atoms/barns-cm
چگالی جرمی	$g/cm^3$
سطح مقطع	barn( $10^{-24}$ cm <sup>2</sup> )

### ۳-۴ کارت های مورد نیاز

برخی کارت های مورد استفاده در این پژوهش در ادامه آورده شده است.

- **کارت سلول:** سلول هر ناحیه ای از فضاست که توسط سطح یا سطوحی محدود می شود. کارت

سلول شامل شماره سلول (j)، شماره ماده (n)، چگالی ماده (d) و شماره سطوح می باشد. اگر

درون سلول ماده ای وجود نداشته باشد، بعد از شماره سلول و درج حداقل یک فاصله، عدد صفر

را می نویسیم و بعد از آن شماره سطوحی که سلول را ساخته اند نوشته می شود. اگر سلول با

ماده ای پر شده باشد، بعد از شماره سلول و درج حداقل یک فاصله، شماره ای ماده و چگالی آن

ماده با درج حداقل یک فاصله بین آنها نوشته می شود و در ادامه شماره ای سطوح می نویسیم. در

کارت سلول می توان برای هر سلول در خط تعریف آن سلول اهمیت (imp) ذره را نیز وارد کرد.

اهمیت ذره بطور کلی صفر یا یک فرض می‌شود، اگر ذره وارد سلولی شود که اهمیت ذره در آن سلول صفر باشد ردگیری ذره متوقف می‌شود ( $imp=0$ ) در غیر اینصورت ذره دنبال می‌شود ( $imp=1$ ).

- **کارت سطوح:** انواع سطوحی که در این کد استفاده شده است شامل سطوح کروی، سطوح استوانه‌ای، مخروطی و ... می‌باشد. هر سطح با یک علامت مخصوص مشخص می‌شود. کارت سطح شامل شماره سطح، نوع سطح و اندازه آن می‌باشد. با استفاده مناسب از همین سطوح و دقت در تعریف سلول‌ها، می‌توان حجم‌های با شکل‌های مختلف و پیچیده را تعریف نمود.
- **کارت داده‌ها:** دستوراتی که در این کارت می‌توان قرار داد و نتایج محاسبات را بررسی نمود شامل دستورات چشمه، دستورات نوع مساله، دستورات انرژی، دستورات تعیین ماده و ... می‌باشد. برای اینکه یک فایل ورودی توسط کد اجرا گردد و مقادیر تالی (که در بخش ۳-۷ معرفی می‌شود) محاسبه شود سه کارت ضروری  $MODE, IMP$  و  $NPS$  یا  $CTME$  باید تعریف شوند.
- **کارت  $MODE$ :** این دستور یک دستور اساسی است و حتما باید در فایل ورودی نوشته شود، این دستور مشخص می‌کند که چشمه چه نوع ذره‌ای را گسیل می‌کند و اینکه آیا ذرات حاصل از این واکنش ردگیری شوند یا ردگیری نشوند.
- **کارت  $NPS$  و  $CTME$ :** کارت  $NPS$  نشان دهنده‌ی تعداد ذراتی است که باید دنبال شوند و برنامه به ازای این تعداد ذرات اجرا شود و نتایج را در خروجی برنامه نشان دهد. می‌توان برای اجرای برنامه، از دستور  $CTME$  استفاده کرد، یعنی در یک بازه‌ی زمانی خاص از برنامه خروجی گرفته و پس از مدت زمان تعیین شده برنامه متوقف می‌شود و نتایج در خروجی برنامه مشاهده

می‌گردد. لازم به ذکر است هرچه تعداد NPS بیشتر باشد و یا مدت زمان اجرای برنامه بیشتر باشد دقت نتایج بهتر و خطا کمتر خواهد بود..

- **کارت IMP:** برای دنبال کردن ذراتی که در کارت MODE تعریف شد از کارت IMP استفاده می‌شود. در جاهایی که ردگیری ذره برای ما اهمیت داشته باشد آن را برابر یک قرار می‌دهیم در غیر این صورت برابر صفر می‌گذاریم. کارت IMP را می‌توان در کارت سلول، جلوی هر سلول تعریف کرد و یا اینکه در کارت داده تعریف کرد.

- **کارت مواد:** این کارت تعیین می‌کند چه ماده ای درون سلول مورد نظر را پر می‌کند، و با دستور Mn نوشته می‌شود. n همان شماره ماده‌ای است که در کارت سلول نوشته شده است. یک ماده ممکن است ترکیبی از چند ایزوتوپ یا به صورت یک ایزوتوپ خالص باشد.

- **کارت چشمه SDEF:** هر فایل ورودی باید دارای یک چشمه‌ی ذرات باشد، چشمه‌هایی که در نسخه‌ی MCNP4C قابل تعریف‌اند سه نوع چشمه‌ی الکترون، فوتون و نوترون است ولی در نسخه‌های بالاتر تعداد ذرات بیشتری در کد به عنوان چشمه قابل تعریف می‌باشند. همچنین در نسخه‌های جدید امکان تعریف چشمه‌ی ذرات مختلف بطور همزمان در یک برنامه وجود دارد. یک چشمه به طور کلی با دستور SDEF در قسمت داده‌ها تعریف می‌شود. پارامترهای قابل تعریف برای چشمه نوع ذره، انرژی، مکان و ... می‌باشند.

### ۳-۵ تعریف هندسه

برای شبیه سازی توسط کد، هندسه‌ی سیستم باید به طور دقیق با ابعاد واقعی (بر حسب سانتی‌متر) در فایل ورودی تعریف شود. تعریف هندسه توسط تعریف سلول‌ها و سطوح صورت می‌گیرد. برای رسم هندسه سیستم، برنامه را با دستور (ip i=filename) اجرا می‌کنیم. اگر هندسه درست تعریف شده باشد

تمام خطوط مرزی سلول‌ها (سطوح) در قسمت رسم هندسه به صورت خطوط سفید نمایش داده می‌شود، اما در صورتی که ناحیه‌ای درست تعریف نشده باشد سطوح مرزی آن به رنگ قرمز و به صورت نقطه‌چین نشان داده خواهد شد.

### ۳-۶ انواع خروجی (Tally) برنامه

به کمک تعریف تالی‌ها در برنامه می‌توان کمیت‌های مختلف مانند شار نقطه‌ای، شار سطحی، شار حجمی، جریان سطحی و کمیت‌های دیگر را محاسبه کرد. این کارت شامل هفت نوع خروجی استاندارد یا تالی می‌باشد. در جدول ... انواع تالی‌ها و واحدهای مختلف تالی‌ها آمده است. با گذاشتن علامت ستاره (\*) قبل از تالی مانند \*Fn می‌توان یکای تالی‌ها را تغییر داد. در این مطالعه از تالی F2 و \*F8 بترتیب برای محاسبه شار و دز استفاده شده است. از تالی \*F8 برای محاسبه دز استفاده می‌شود به شرط اینکه بر جرم سلول تقسیم شود  $Dose=dE/dM$ . جرم سلول مورد نظر در فایل خروجی برنامه وجود دارد یا می‌توان از طریق رابطه  $\rho=M/V$  بدست آورد.

جدول ۳-۳ انواع خروجی‌ها در کد MCNP

نوع تالی	نوع ذره	واحد Fn	واحد *Fn
F1 جریان سطحی	F1:n F1:p F1:e	تعداد ذره	MeV
F2 شار سطحی	F2:n F2:p F2:e	تعداد/Cm <sup>2</sup> ذره	MeV/ Cm <sup>2</sup>
F4 شار حجمی	F4:n F4:p F4:e	تعداد/Cm <sup>2</sup> ذره	MeV/ Cm <sup>2</sup>
F5a شار در یک نقطه یا حلقه	F5a:n F5a:p	تعداد/Cm <sup>2</sup> ذره	MeV/ Cm <sup>2</sup>
F6 انرژی تخلیه شده در سلول	F6:n F6:p F6:n,p	MeV/gr	Jerrks/gr
F7 انرژی تخلیه شده ناشی از شکاف	F7:n	MeV/gr	Jerrks/gr
F8 ارتفاع پالس	F8:n F8:p F8:e F8:p,e	تعداد پالس	MeV

$$1\text{Jerrks}=10^9\text{J}$$

### ۳-۷ اجرای برنامه

با تکمیل شدن فایل ورودی می‌توان کد را اجرا کرد. برای اجرای کد و گرفتن خروجی، کد را با دستور `mcnp i=filename` اجرا می‌کنیم. پس از پایان اجرای برنامه، نتایج محاسبات در فایل خروجی به نام `outp` ذخیره می‌گردد. نتایج خروجی که در فایل خروجی ثبت می‌شوند به ازای یک ذره خروجی از چشمه است بنابراین برای یافتن جواب واقعی باید این خروجی را در قدرت چشمه ضرب کرد. قدرت چشمه را می‌توان با دستور `FMn` در فایل ورودی کد نوشت. که در این صورت خروجی بدست آمده در واقع همان نتایج اصلی مسئله خواهد بود.



فصل چهارم: شبیه‌سازی چشمه و مجموعه‌ی شکل

دهنده‌ی طیف

## ۴-۱ شبیه‌سازی چشمه

چشمه‌ی نوترونی بررسی شده در این پایان‌نامه برای استفاده در روش درمانی BNCT چشمه‌ی نوترونی بر پایه‌ی شتابدهنده و واکنش آلفا - بریلیوم است. تلاش شده تا با شبیه‌سازی این چشمه و مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف، معیارهای آژانس بین‌المللی در مورد شار و دز، برای استفاده در روش درمانی BNCT برآورده شود. برای شبیه‌سازی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف (BSA) از کد محاسباتی MCNP استفاده شده است. برای شبیه‌سازی چشمه‌ی آلفا - بریلیوم به دلیل اینکه سطح مقطع واکنش (آلفا - بریلیوم) در کد MCNP وجود ندارد، واکنش  ${}^9\text{Be}(\alpha, n){}^{12}\text{C}$  در کد LISE++ شبیه‌سازی شد. کار اصلی نرم‌افزار LISE++ طراحی طیف‌سنج‌های هسته‌ای و سیستم‌های هدایت و جداسازی یون‌های پرانرژی است. نرم‌افزار LISE++ از کدهای محاسباتی مختلفی استفاده می‌کند که یکی از آن‌ها 4 pace است. با استفاده از این کد که در قسمت "utilitises" قابل دسترسی است، واکنش آلفا - بریلیوم شبیه‌سازی شد. تعداد صد هزار ذره‌ی آلفا با انرژی ۱۰ MeV به هدف بریلیومی به ضخامت ۷۰ میکرومتر (کمی کمتر از برد ذرات آلفا در بریلیوم) تابانده شد. شکل‌های ۴-۱ و ۴-۲ خروجی‌های بدست آمده از کد LISE++ را نشان می‌دهند. که مقدار نوترون، با توزیع انرژی و توزیع زاویه‌ای (با زاویه صفر تا ۱۸۰ درجه)، و مقدار گاما با توزیع انرژی مشخص بدست آمده است. در شکل ۴-۱ مشاهده می‌شود که با بزرگتر شدن زاویه نسبت به امتداد ورود شار آلفا، طیف انرژی نوترون از انرژی زیاد به سمت انرژی کم پیش می‌رود. برای اینکه نوترون‌های خروجی از چشمه به سمت دهانه‌ی خروجی BSA هدایت شوند می‌توان یک لایه بازتابنده در پشت چشمه قرار داد، یا اینکه زوایای بین صفر تا ۹۰ درجه را در نظر گرفت. در اینجا زوایای بین صفر تا ۹۰ درجه در نظر گرفته شده است. این موضوع با رسم هیستوگرام‌های انرژی نوترون در زوایای مختلف به وضوح مشخص شده است (شکل ۴-۳، نمودارهای a تا i). نتیجه‌ی واکنش آلفا - بریلیوم، که با کد



LISE++ شبیه سازی شده است، به صورت چشمه‌ی کروی نوترون و گاما با شعاع ۱٫۵ سانتی‌متر به عنوان چشمه در BSA قرار داده شده است.

Neutron spectra in laboratory coordinates 18316 events

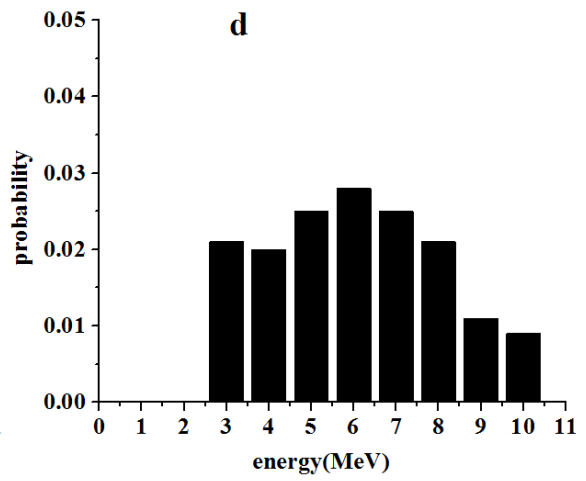
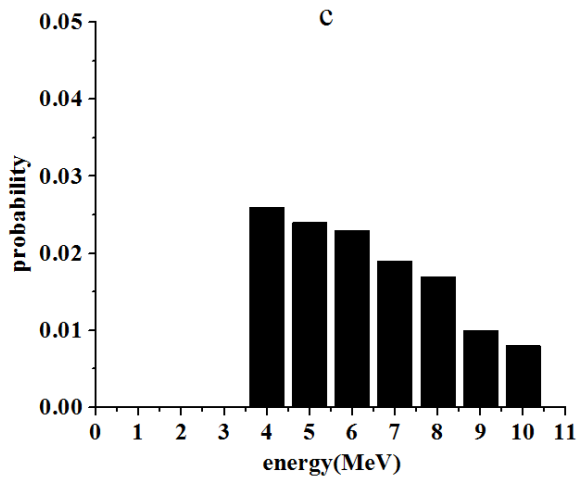
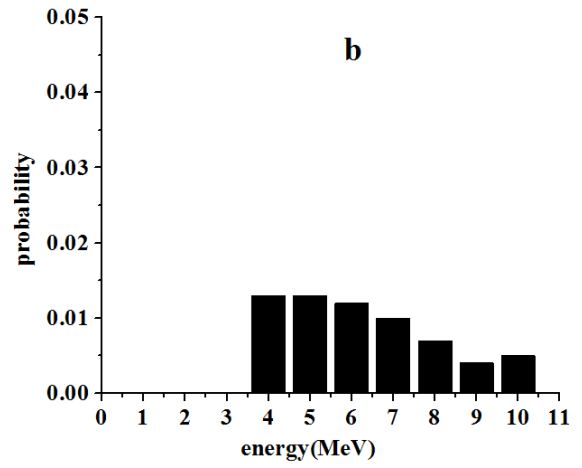
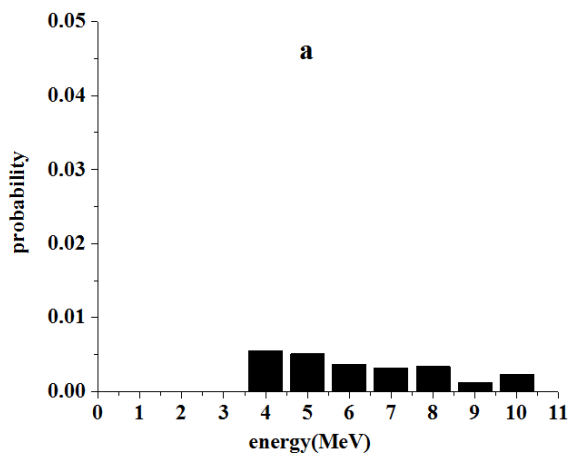
Energy range (MeV)	Angular range (deg)																	
	0-10	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90	90-100	100-110	110-120	120-130	130-140	140-150	150-160	160-170	170-180
0.0-1.0								169	240	262	267		47	127	83	70	32	9
1.0-2.0								236	246	270	475	451	350	170	124	83	88	25
2.0-3.0				231	300	259	236	236	246	270	475	264	254	255	238	153	52	18
3.0-4.0	58	146	277	218	396	300	245	183	217	336	263	247	381	255	113	72	38	22
4.0-5.0	54	148	262	275	302	283	242	152	152	239	207	269	145	103	94	80	49	8
5.0-6.0	39	134	254	307	301	250	222	126	142	68	94	147	88	84	21			
6.0-7.0	34	114	202	268	237	229	147	43	40	51	72							
7.0-8.0	36	82	183	232	110	113	94	37	12									
8.0-9.0	13	49	109	121	124	82	21											
9.0-10.0	24	54	85	105	1													
Above 30.0																		
Total	258	727	1372	1757	1771	1516	1207	946	1049	1226	1378	1378	1265	994	673	458	259	82
dSig/dOmega	3e+01	2e+01	3e+01	3e+01	2e+01	2e+01	1e+01	8	9	1e+01	1e+01	1e+01	1e+01	1e+01	1e+01	9	9	8
0.0 - 5.0	112	294	539	724	998	842	723	740	855	1107	1212	1231	1177	910	652	458	259	82
5.0 - 10.0	146	433	833	1033	773	674	484	206	194	119	166	147	88	84	21			
10.0 - 20.0																		
Above 20.0																		

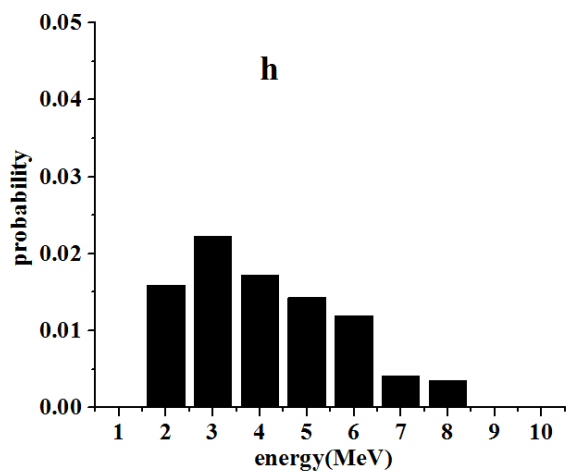
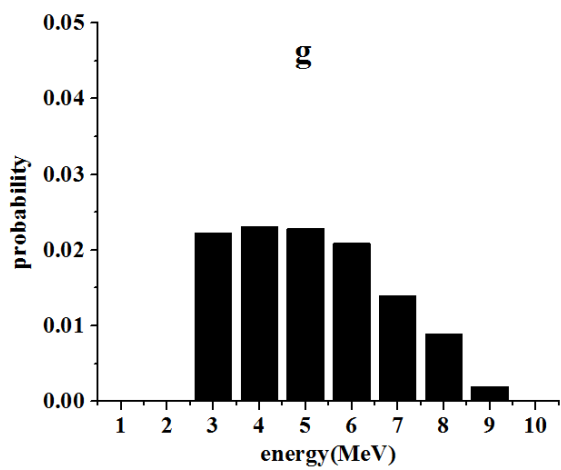
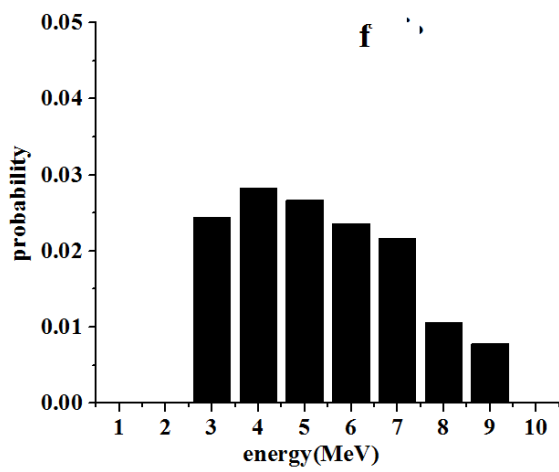
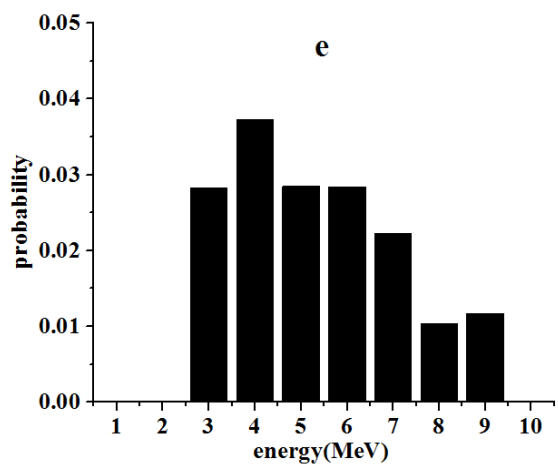
شکل ۴-۱. مقادیر نوترون بدست آمده، با توزیع انرژی و توزیع زاویه‌ای، حاصل از واکنش آلفای ۱۰ MeV روی هدف

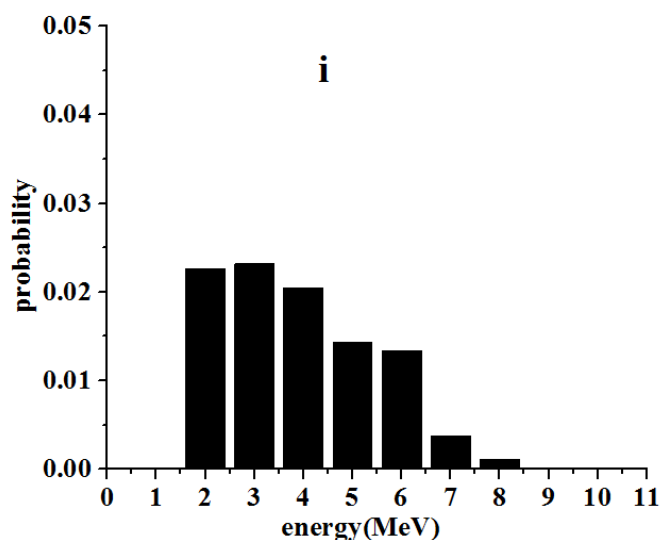
بریلیومی با استفاده از کد LISE++

Components of gamma spectrum		
Energy	E1-spec	E2-spec
0.05 - 0.15	1831	16571
0.35 - 0.45		6
0.45 - 0.55		148
0.55 - 0.65	9924	551
0.65 - 0.75		2
0.75 - 0.85		1628
0.85 - 0.95		29
1.05 - 1.15	114531	25728
1.15 - 1.25		8175
1.25 - 1.35		2
1.45 - 1.55		148
1.65 - 1.75		29
1.75 - 1.85		3841
1.85 - 1.95		2
2.15 - 2.25		1628
2.35 - 2.45		599
2.45 - 2.55		177
2.55 - 2.65		8
2.85 - 2.95		12521
Above 3.05	0	66511

شکل ۴-۲. توزیع انرژی گاما، حاصل از واکنش آلفای ۱۰ MeV روی هدف بریلیومی با استفاده از کد LISE++.







شکل ۴-۳. نمودارهای a، b، c، d، e، f، g، h و i توزیع انرژی نوترون در محدوده‌ی زوایای مختلف حاصل از واکنش آلفای ۱۰ MeV روی هدف بریلیومی حاصل از کد LISE++. a: از ۰° تا ۱۰°، b: از ۱۰° تا ۲۰°، c: از ۲۰° تا ۳۰°، d: از ۳۰° تا ۴۰°، e: از ۴۰° تا ۵۰°، f: از ۵۰° تا ۶۰°، g: از ۶۰° تا ۷۰°، h: از ۷۰° تا ۸۰°، i: از ۸۰° تا ۹۰°.

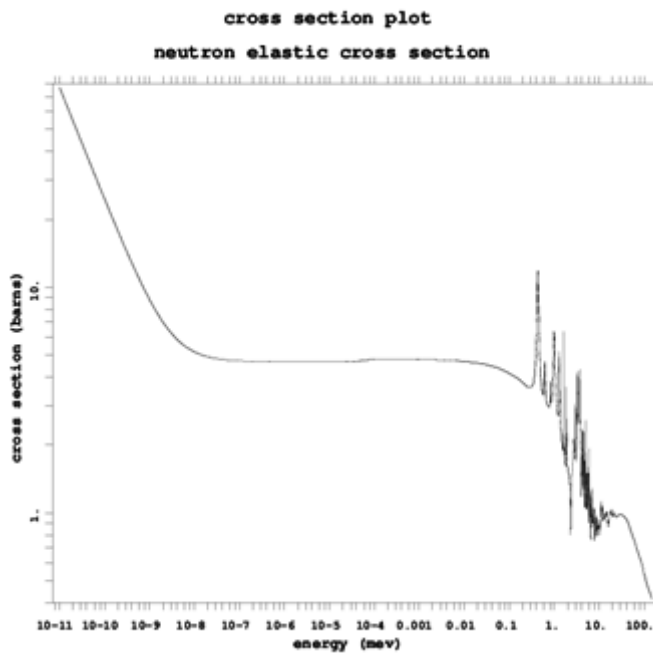
## ۴-۲ کندسازی نوترون‌ها

همانطور که در فصل دوم بخش ۲-۲ گفته شد نوترون‌های خروجی از چشمه دارای انرژی زیاد هستند و به طور مستقیم برای استفاده در روش درمانی BNCT مناسب نیستند. برای اینکه انرژی نوترون‌هایی که از چشمه خارج می‌شوند کاهش یابد، نوترون‌ها باید از مواد کندکننده (یکی از قسمت‌های BSA) عبور کنند. فرآیند کاهش انرژی نوترون را کندسازی نوترون می‌نامند. برای کند کردن انرژی نوترون می‌توان از یک یا چند کندکننده استفاده کرد. هنگام عبور باریکه‌ی نوترون‌ها از حجم زیاد ماده، انرژی نوترون‌ها در اثر واکنش‌های هسته‌ای کاهش می‌یابد. موادی که به عنوان کندکننده استفاده می‌شوند باید سطح مقطع پراکندگی بالا در ناحیه‌ی انرژی‌های سریع، سطح مقطع جذب بالا در ناحیه‌ی انرژی‌های حرارتی و سطح مقطع پراکندگی پایین در ناحیه‌ی انرژی‌های فوق‌حرارتی داشته باشند. همچنین عدد جرمی مواد کندکننده باید پایین باشد. برای برگرداندن نوترون‌های که احتمال خروج از BSA دارند در اطرف

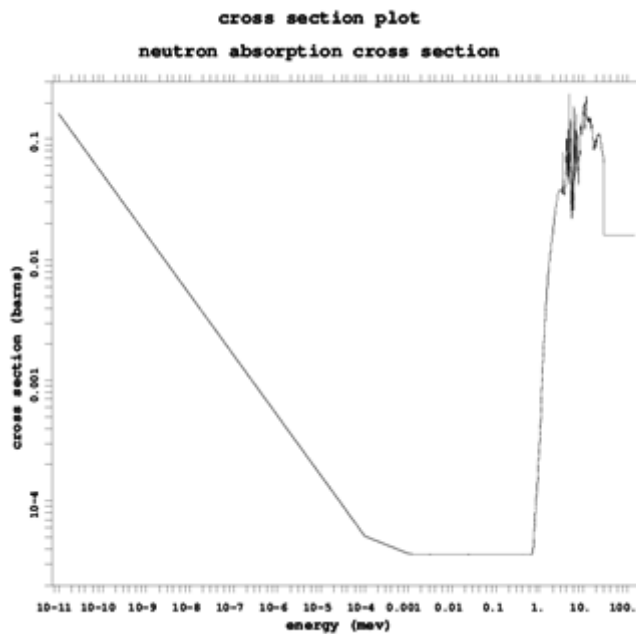
مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف بازتابنده قرار می‌گیرد. موادی که به عنوان فیلتر نوترون حرارتی و فیلتر گاما استفاده می‌شود باید عدد اتمی بالایی داشته باشند. همچنین موادی که باید به عنوان موازی‌ساز استفاده شود باید عدد اتمی بالا و سطح مقطع جذب نوترون‌های فوق حرارتی پایین داشته باشند. از جمله موادی که می‌توان به عنوان کند کننده استفاده کرد عبارتند از  $\text{LiF}$ ،  $\text{B}_2\text{F}_4$ ،  $\text{Al}$ ،  $\text{AlF}_3$ ،  $\text{Fluental}$ ،  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ،  $\text{Grafit}$ ، نفلون<sup>۱</sup>، پارافین،  $\text{BeO}$ ،  $\text{H}_2\text{O}$ ،  $\text{D}_2\text{O}$  شکل‌های ۴-۴ تا ۴-۲۷ سطح مقطع پراکندگی و جذب این مواد که با کد MCNP رسم شده است را نشان می‌دهد. در جدول ۳-۴ مقادیر سطح مقطع پراکندگی و جذب این مواد به طور تقریبی مشخص شده است.

---

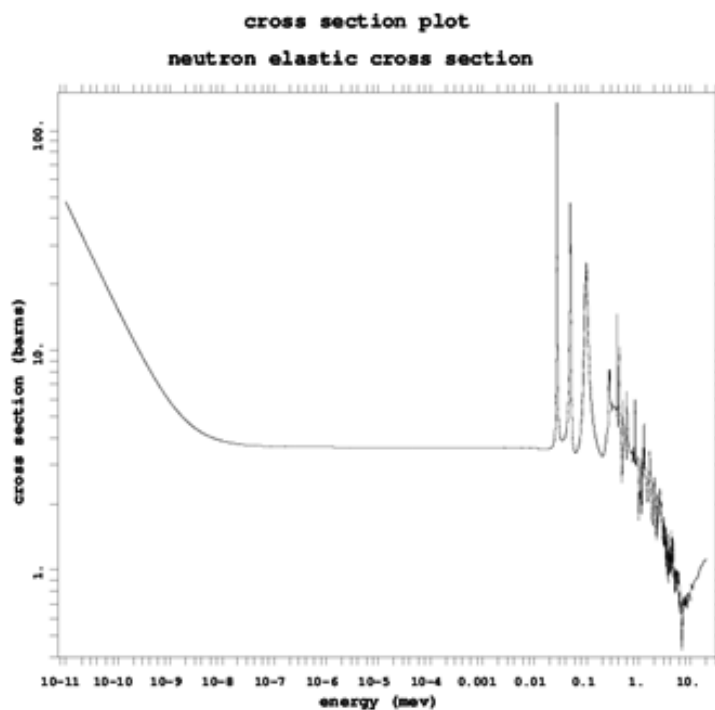
۱. Polytetrafluoroethylene (PTFE)



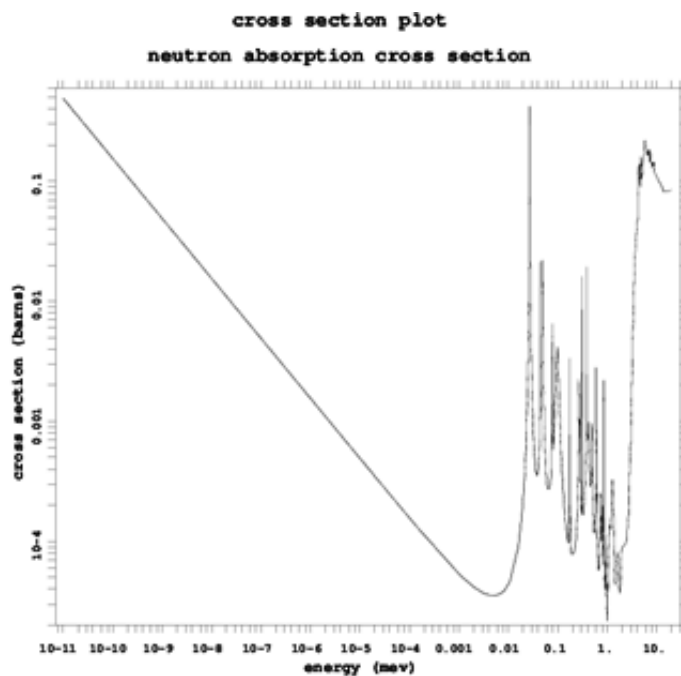
شکل ۴-۴. سطح مقطع پراکندگی BeO با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۲۰ بارن است. تقریباً ۸۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۲۰ بارن است.



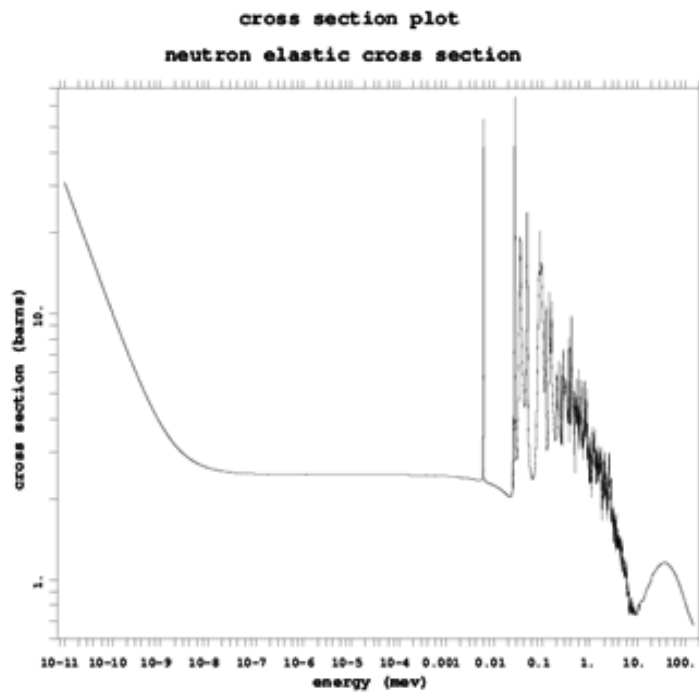
شکل ۴-۵. سطح مقطع جذب BeO با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۰,۲ بارن است. تقریباً ۰,۳ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰,۳ بارن است.



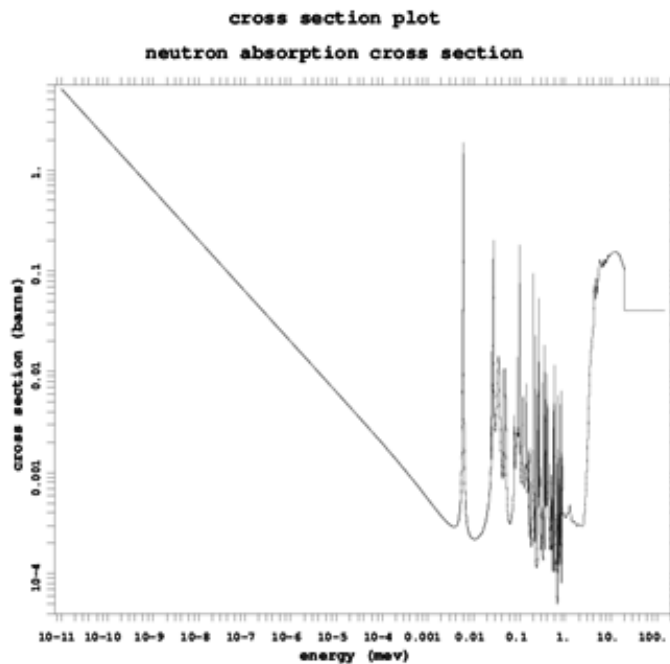
شکل ۴-۶. سطح مقطع پراکندگی LiF با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۵۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۱۵۰ بارن است.



شکل ۴-۷. سطح مقطع جذب LiF با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۰٫۶ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰٫۵ بارن است.

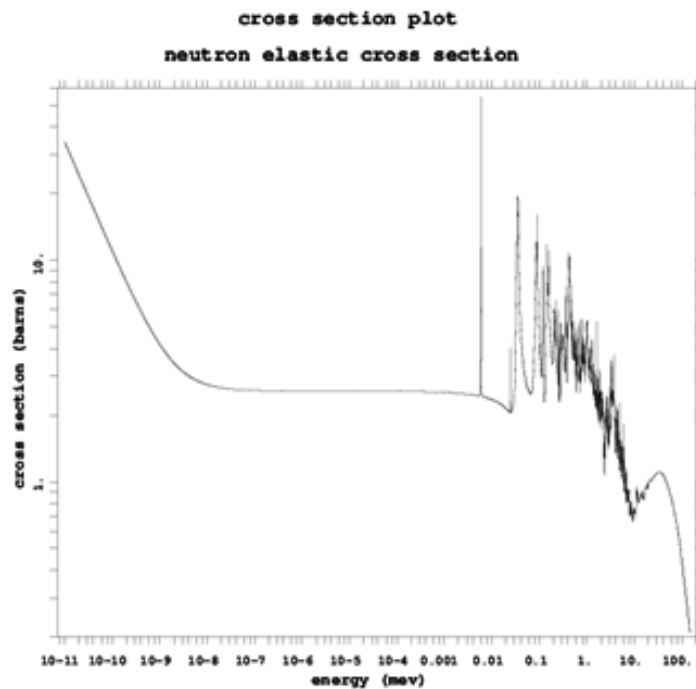


شکل ۴-۸. سطح مقطع پراکندگی Fluental با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۳۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۷۰ بارن است.

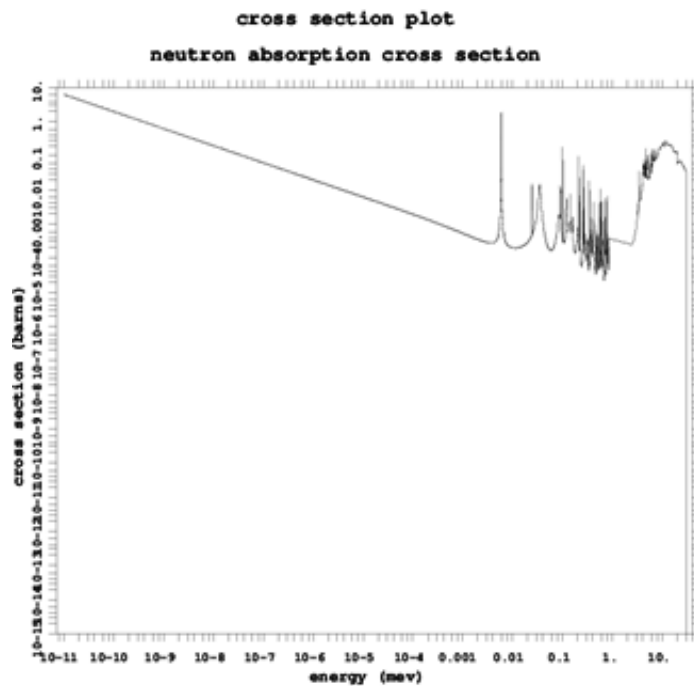


شکل ۴-۹. سطح مقطع جذب Fluental با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۷ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۳ بارن است.

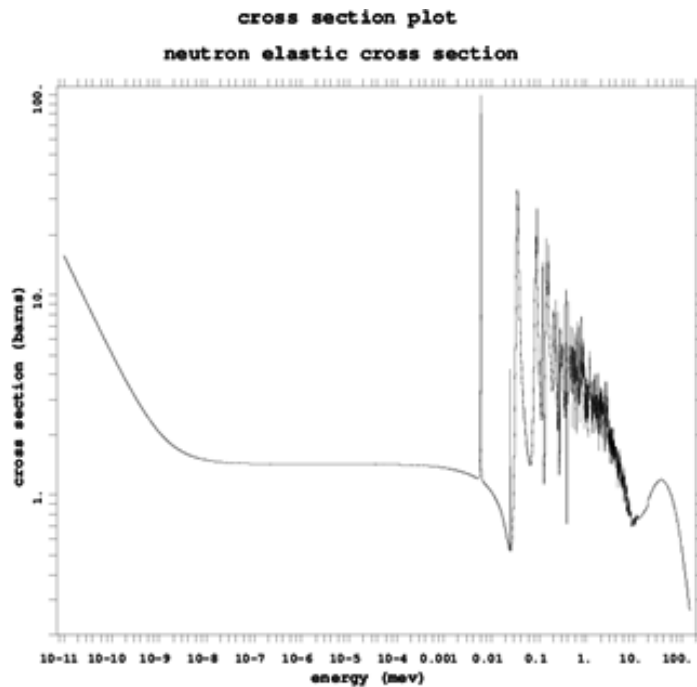




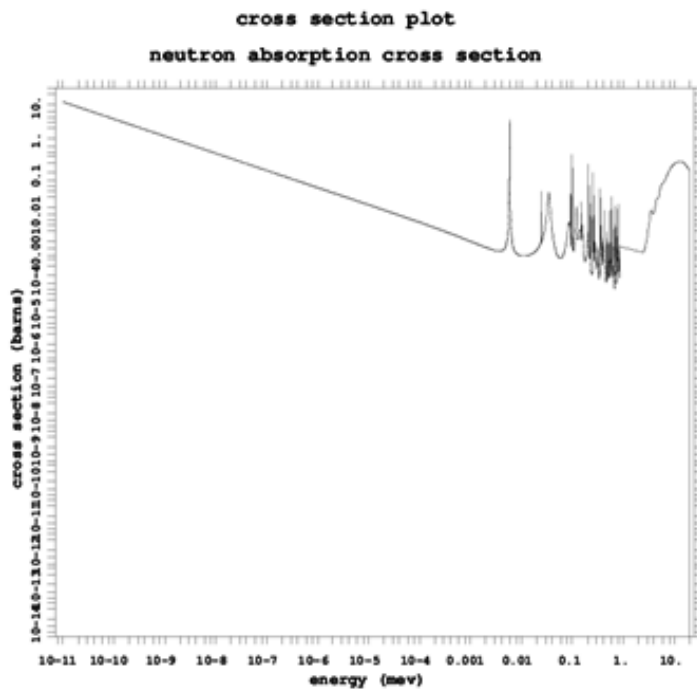
شکل ۴-۱۰. سطح مقطع پراکندگی  $\text{Al}_2\text{O}_3$  با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1\text{e-}$ ) (6) تقریباً ۴۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1\text{e-}2$ ) تقریباً ۷۰ بارن است.



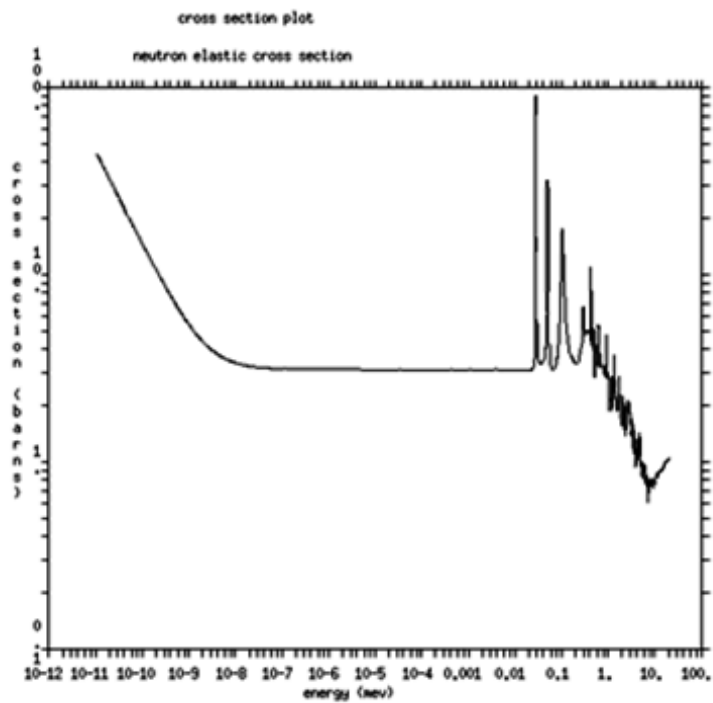
شکل ۴-۱۱. سطح مقطع جذب  $\text{Al}_2\text{O}_3$  با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1\text{e-}6$ ) تقریباً ۹ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1\text{e-}2$ ) تقریباً ۵ بارن است.



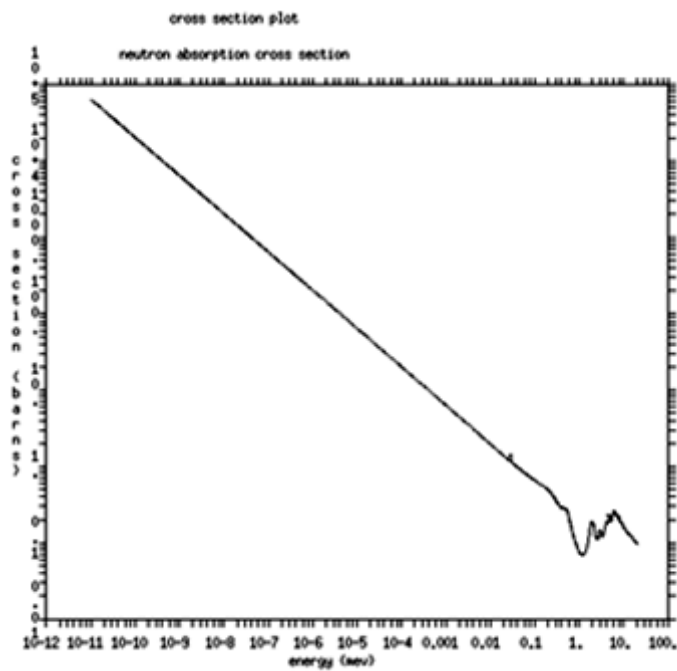
۱۲-۴. سطح مقطع پراکندگی Al با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۲۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۱۱۰ بارن است.



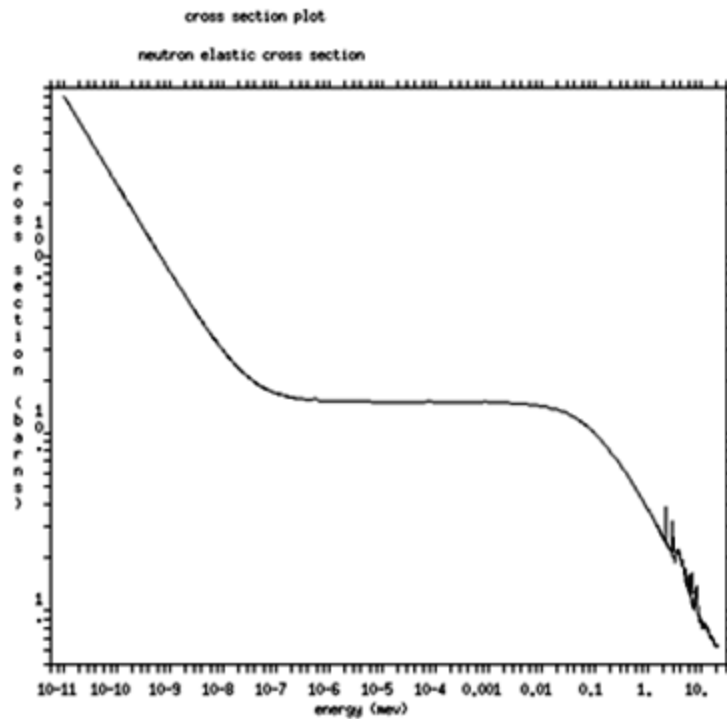
۱۳-۴. سطح مقطع جذب Al با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۳۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۱۰ بارن است.



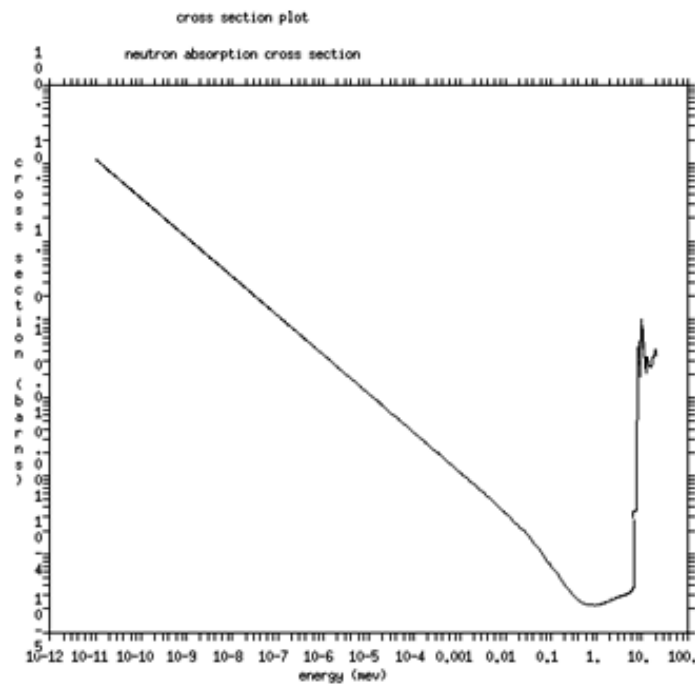
۴-۱۴. سطح مقطع پراکندگی B2F4 با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً 50 بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً 100 بارن است.



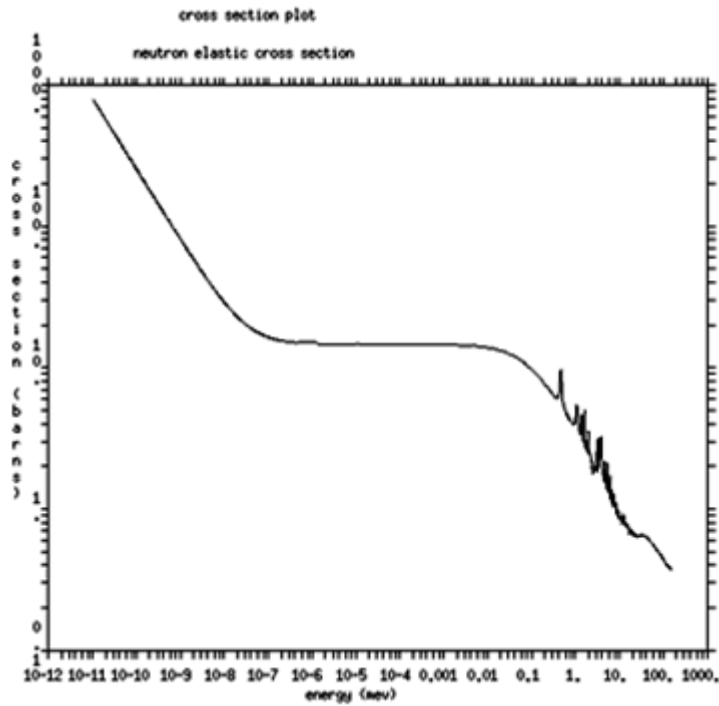
۴-۱۵. سطح مقطع جذب B2F4 با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) از مرتبه‌ی  $10^5$  بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۳ بارن است.



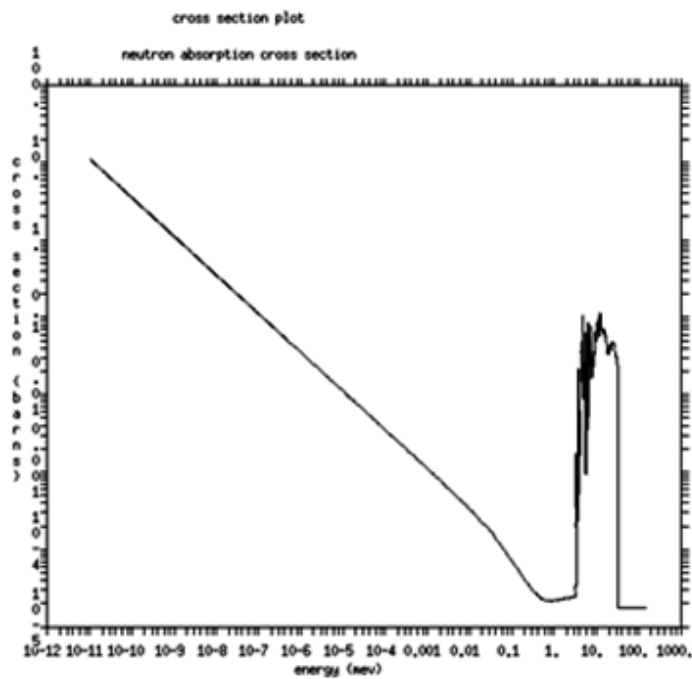
۱۶-۴. سطح مقطع پراکندگی پارافین با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۸۰۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۳۰ بارن است.



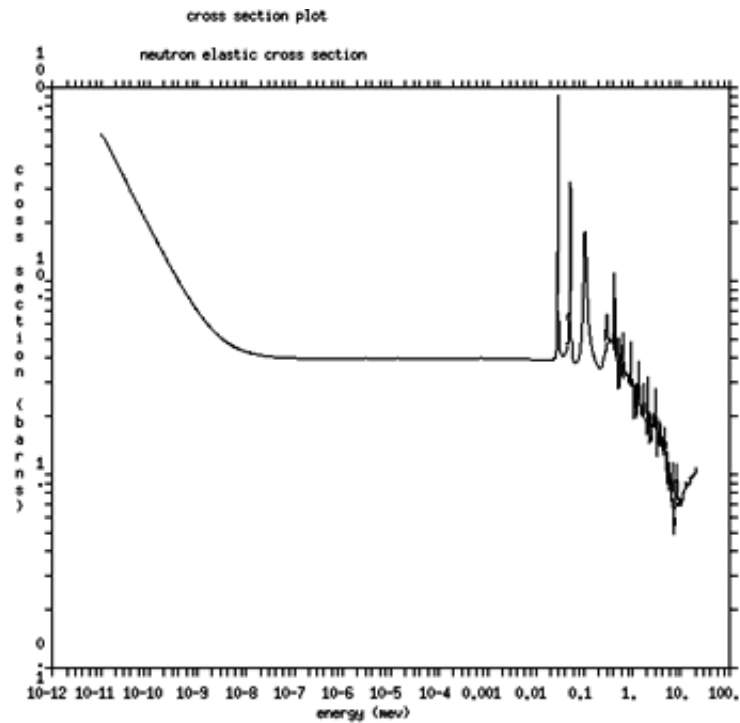
۱۷-۴. سطح مقطع جذب پارافین با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۲۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۲ بارن است.



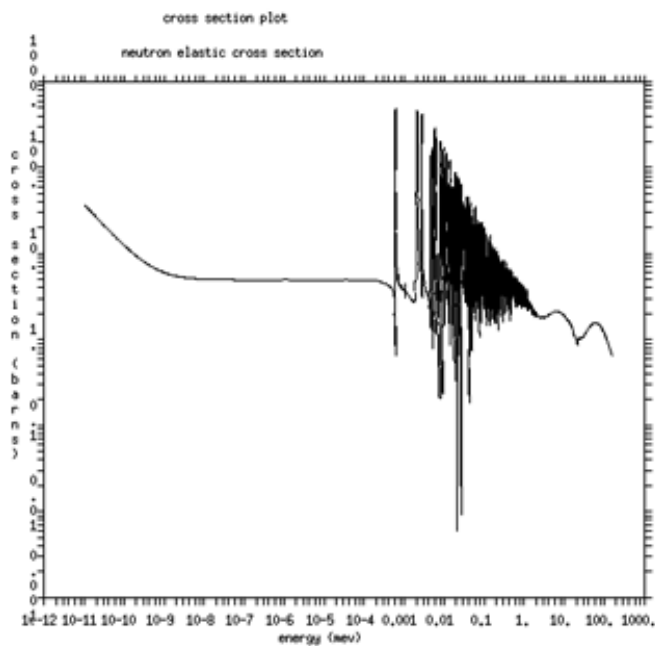
۴-۱۸. سطح مقطع پراکندگی  $H_2O$  با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۹۰۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۳۰ بارن است.



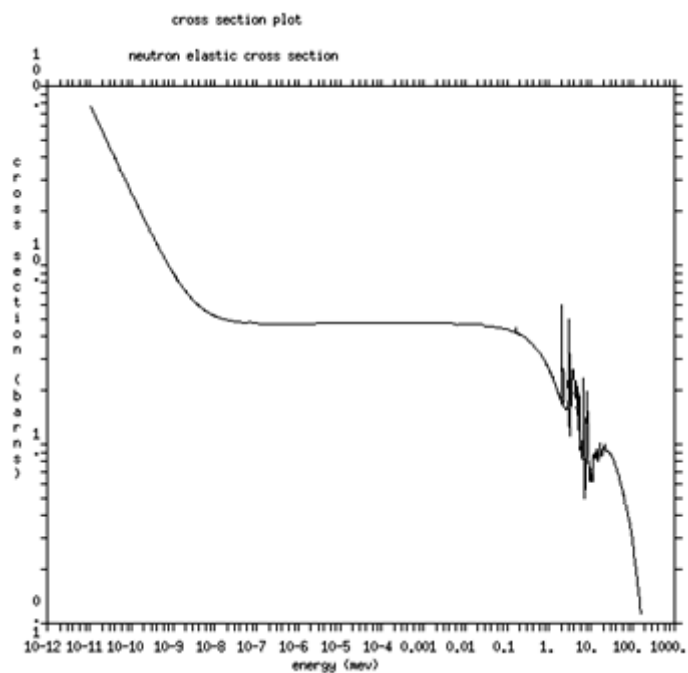
۴-۱۹. سطح مقطع جذب  $H_2O$  با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۲۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۲ بارن است.



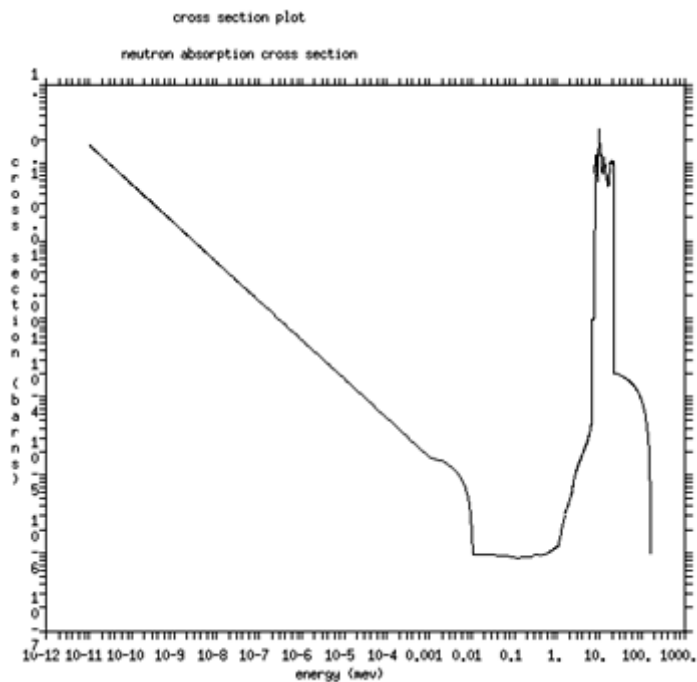
۴-۲۰. سطح مقطع پراکندگی تفلون با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۹۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۵۰ بارن است.



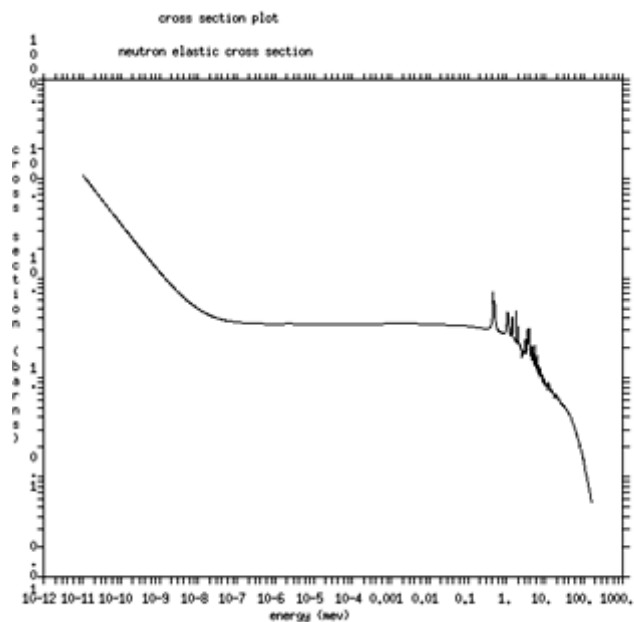
۴-۲۱. سطح مقطع جذب تفلون با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۰.۶ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۵ بارن است.



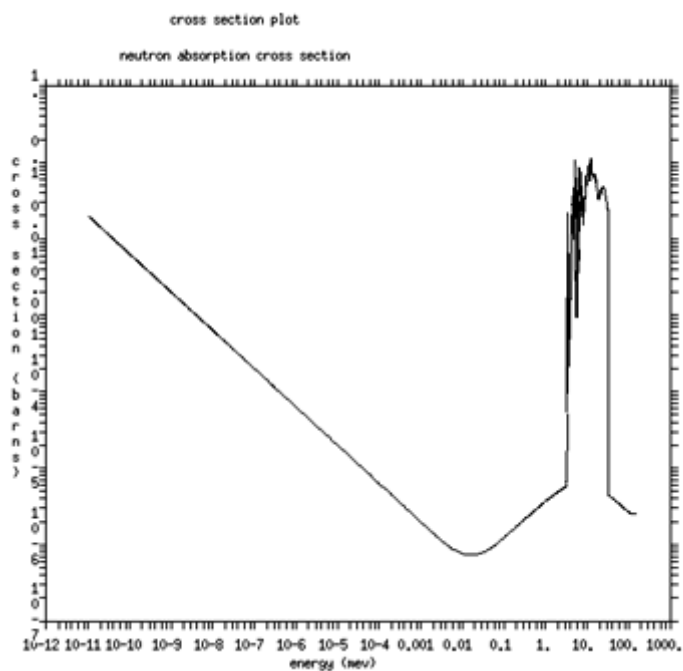
۲۲-۴. سطح مقطع پراکندگی Grafit با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۱۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۸۰ بارن است.



۲۳-۴. سطح مقطع جذب Grafit با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۰.۲ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۴ بارن است.

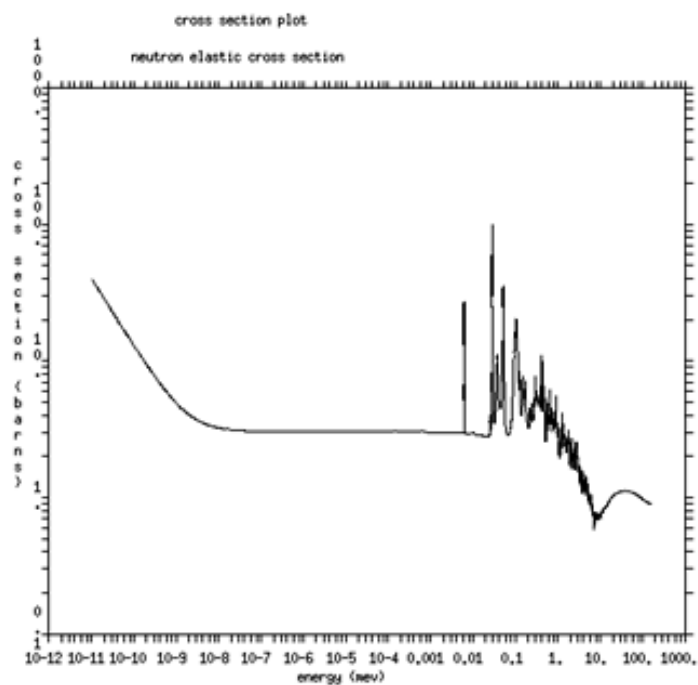


۲۴-۴. سطح مقطع پراکندگی  $D_2O$  با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۱۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۱ بارن است.

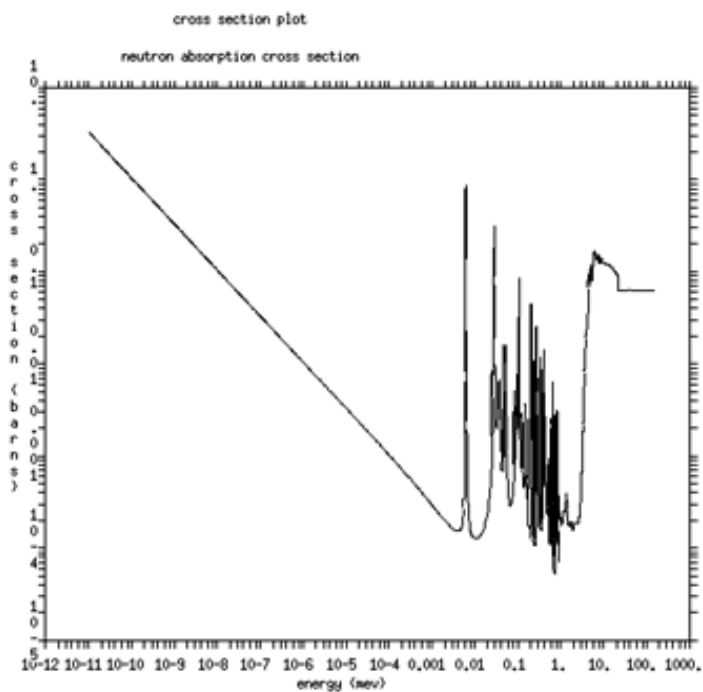


۲۵-۴. سطح مقطع جذب  $D_2O$  با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۰.۰۵ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۱ بارن است.





۴-۲۶. سطح مقطع پراکندگی  $\text{AlF}_3$  با نوترون. سطح مقطع پراکندگی، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۴۰ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۶۰ بارن است.



۴-۲۷. سطح مقطع جذب  $\text{AlF}_3$  با نوترون. سطح مقطع جذب، در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی ( $E < 1e-6$ ) تقریباً ۰.۴ بارن است. در محدوده‌ی نوترون‌های سریع ( $E > 1e-2$ ) تقریباً ۰.۱ بارن است.

جدول ۴-۱. مقایسه‌ی سطح مقطع پراکندگی و جذب مواد مورد استفاده در BSA

	سطح مقطع جذب (بارن)	سطح مقطع پراکندگی (بارن)
BeO	در ناحیه انرژی حرارتی ۰٫۲ ~	در ناحیه انرژی سریع ۲۰ ~
LiF	در ناحیه انرژی حرارتی ۰٫۶ ~	در ناحیه انرژی سریع ۱۵۰ ~
Fluental	در ناحیه انرژی حرارتی ۷ ~	در ناحیه انرژی سریع ۷۰ ~
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	در ناحیه انرژی حرارتی ۹ ~	در ناحیه انرژی سریع ۷۰ ~
AL	در ناحیه انرژی حرارتی ۳۰ ~	در ناحیه انرژی سریع ۱۱۰ ~
B <sub>2</sub> F <sub>4</sub>	در ناحیه انرژی حرارتی ۱	در ناحیه انرژی سریع ۱۰۰ ~
Paraffin	در ناحیه انرژی حرارتی ۲۰ ~	در ناحیه انرژی سریع ۳۰ ~
H <sub>2</sub> O	در ناحیه انرژی حرارتی ۲۰ ~	در ناحیه انرژی سریع ۳۰ ~
Teflun	در ناحیه انرژی حرارتی ۰٫۶ ~	در ناحیه انرژی سریع ۹۰ ~
Grafit	در ناحیه انرژی حرارتی ۰٫۲ ~	در ناحیه انرژی سریع ۱۰ ~
D <sub>2</sub> O	در ناحیه انرژی حرارتی ۰٫۰۵ ~	در ناحیه انرژی سریع ۱۰۰ ~
AlF <sub>3</sub>	در ناحیه انرژی حرارتی ۰٫۴ ~	در ناحیه انرژی سریع ۶۰ ~

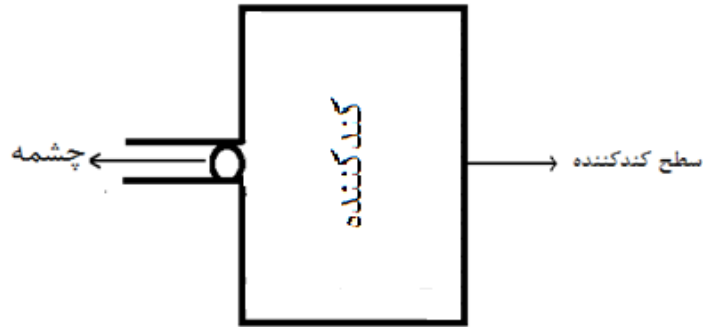
## ۳-۴ شبیه‌سازی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف

بعد از انتخاب چشمه‌ی نوترونی به شبیه‌سازی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف می‌پردازیم. استفاده از یک مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف که دارای سه قسمت اصلی کند کننده، بازتابنده و موازی‌ساز است، شار نوترون مناسب برای استفاده در BNCT را فراهم می‌کند که شار نوترون فوق‌حرارتی برای درمان تومورهای عمیق استفاده می‌گردد و شار نوترون حرارتی برای درمان تومورهای سطحی استفاده می‌شود. در این پایان‌نامه سعی بر آن است که شار نوترون فوق‌حرارتی برای درمان تومورهای عمقی بدست آوریم. برای طراحی یک مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف، انتخاب مواد مناسب، نحوه‌ی قرارگیری آنها در کنار یکدیگر و ضخامت مواد برای بدست آوردن شار نوترون مورد نیاز دارای اهمیت ویژه‌ای است.

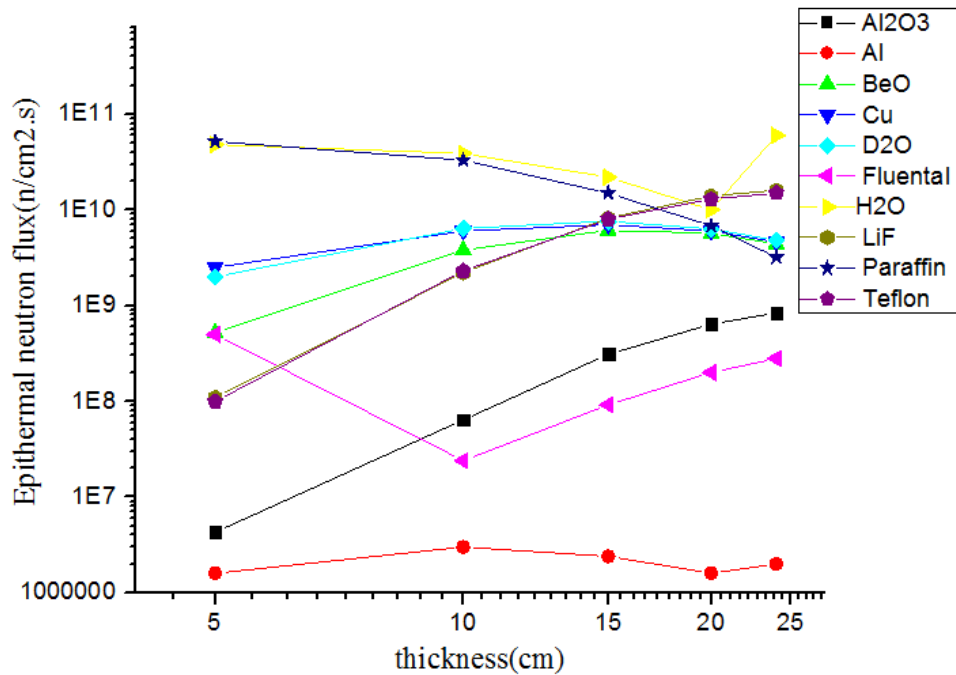
کندکننده‌های مختلف با ضخامت‌های متفاوت را می‌توان در جلوی چشمه‌ی نوترونی قرار داد و شار نوترون فوق‌حرارتی از سطوح کندکننده‌ها را بدست آورد و کندکننده‌ی مناسب را انتخاب کرد (شکل ۴-۲۸ هندسه‌ی مربوط به چشمه و کندکننده‌های مختلف را نشان می‌دهد). در شکل ۴-۲۹ شار نوترون فوق‌حرارتی بدست آمده با ضخامت‌های متفاوت روی سطح کندکننده‌های مختلف را مشاهده می‌کنید. اما بدلیل آنکه در BSA از مواد دیگری (مواد موازی‌ساز، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر گاما و ...) استفاده می‌شود ممکن است بر روی شار نوترون فوق‌حرارتی بدست آمده از خروجی BSA تاثیر گذار باشند، بنابراین مبنای انتخاب مواد در این پایان‌نامه بدست آوردن بیشترین شار نوترون خروجی (بیشتر از  $s$ .  $10^9 n/cm^2$ ) در دهانه‌ی خروجی BSA است. برای بدست آمدن بیشینه شار نوترون فوق‌حرارتی در دهانه‌ی خروجی BSA یک موازی‌ساز با هندسه‌ی مخروطی شکل با قاعده کوچک به شعاع  $7cm$  در نظر گرفته شده است. بعد از قرارگرفتن مواد مختلف در کنار یکدیگر و تکمیل شدن هندسه‌ی BSA، شار و دز

در دهانه‌ی خروجی BSA بدست آمده و با پارامترهای آژانس بین‌المللی  $\varphi_{epi} > 10^9$  ،  $\varphi_{epi} / \varphi_{fast} > 20$  ، مقایسه شده است.

$D_{fast} / \varphi_{epi} < 2 \times 10^{-13}$  ،  $D_{\gamma} / \varphi_{epi} < 2 \times 10^{-13}$  ،  $\varphi_{epi} / \varphi_{th} > 100$  (فصل ۱، بخش ۱-۱۰) مقایسه شده است.



شکل ۴-۲۸. قرار گرفتن گندکننده‌های مختلف در جلوی چشمه و بدست آوردن شار روی سطح گندکننده‌ها



شکل ۴-۲۹. شار نوترون فوق حرارتی بدست آمده روی سطح گندکننده به ازای ضخامت‌های مختلف

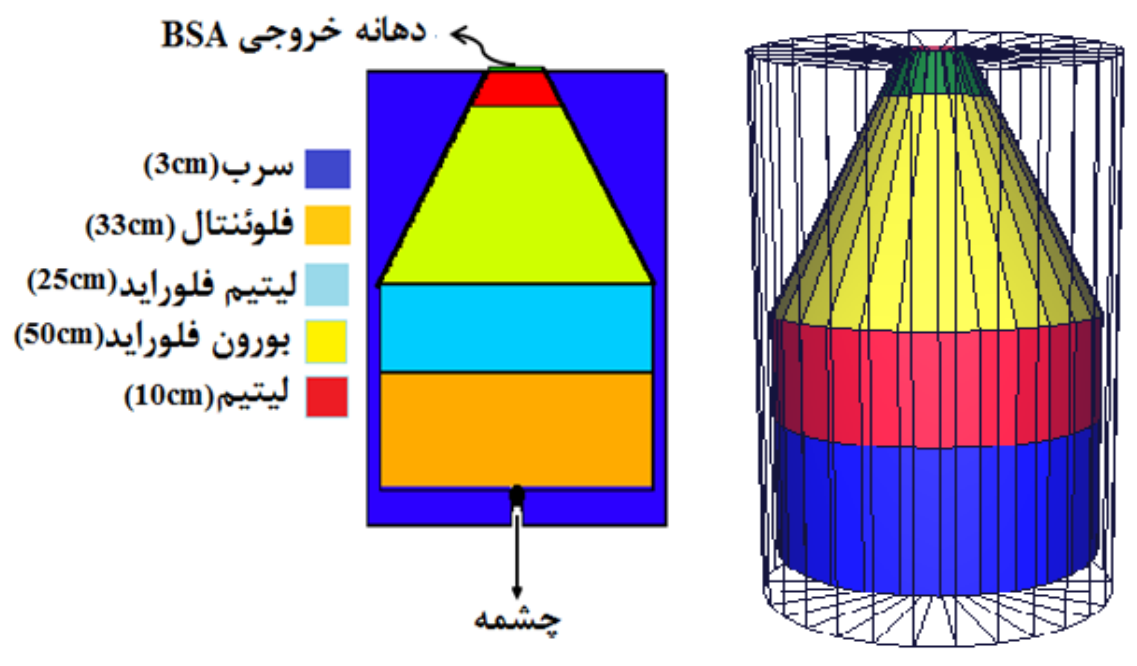
## ۴-۴ محاسبه‌ی شار و دز

برای محاسبه‌ی شار از تالی F2 در برنامه ورودی کد MCNP استفاده می‌کنیم. برای بدست آوردن دز باید از یک فانتوم بافت معادل بدن استفاده شود. در این پایان‌نامه یک استوانه با ارتفاع ۱۴ سانتی‌متر و شعاع ۷ سانتی‌متر که یک کره آب به شعاع ۷ سانتی‌متر درون این استوانه محاط شده است، به عنوان فانتوم در نظر گرفته شده است. سپس مقدار دز از تالی \*F8، برای آنکه انرژی در هر سلول بر جرم آن سلول تقسیم شود محاسبه می‌شود. همچنین باید توجه کرد که MCNP مقدار دز را بر حسب مگا الکترون ولت بر گرم محاسبه می‌کند در صورتی که واحد دز، ژول بر کیلوگرم (گری) است.

برای بدست آوردن دز گاما، چشمه‌ی نوترونی را برداشته و چشمه‌ی گاما (مقادیر گامای بدست آمده از کد LISE++ را به عنوان چشمه‌ی گاما در نظر می‌گیریم) را جایگزین آن می‌کنیم. دز گامای بدست آمده در خروجی BSA به ازای ۱۰۰۰۰۰ ذره‌ی آلفایی است که به تارگت بریلیومی برخورد کرده است. بنابراین برای بدست آوردن دز گاما به ازای ۱۰ میلی‌آمپر آلفا باید مقدار دز را در عدد  $۸,۳ \times 10^{16}$  ضرب کرد. برای بدست آوردن دز نوترون سریع، خروجی بدست آمده از BSA به ازای ۱۰۰۰۰۰ ذره‌ی آلفا است، که باید در  $۳,۳ \times 10^{15}$  ضرب شود تا دز نوترون سریع به ازای ۱۰ میلی‌آمپر آلفا بدست آید.

در جدول ۲-۴ BSAهایی با مواد و ضخامت‌های مختلف که جلوی هر ماده درون پرانتز نوشته شده و بر حسب سانتی‌متر هستند طراحی شده است. برخی از BSAها دارای کند کننده اول و کند کننده دوم، و برخی دارای کند کننده اول، کند کننده دوم و کند کننده سوم هستند. جدول ۳-۴ شار و دز بدست آمده از هر یک از این مجموعه‌های شکل دهنده‌ی طیف را نشان می‌دهد. شار نوترون فوق حرارتی بدست آمده در برخی موارد از مرتبه‌ی  $10^{10}$  و  $10^{11}$  n/cm<sup>2</sup>.s است که شار نوترون مناسبی برای درمان تومورهای عمقی است، به شرط آنکه موارد دیگر آژانس بین‌المللی در مورد شار و دوز نیز برآورده شوند (یک برآورد نشان

داده است که اگر شارنوترون فوق‌حرارتی از مرتبه‌ی  $10^{10}$  n/cm<sup>2</sup>.s باشد مدت زمان درمان برای تومورهای عمقی ۱۰ تا ۱۵ دقیقه است [۲]. در جدول ۳-۴ مواردی که خط تیره گذاشته شده است معیار آژانس را برآورده نکرده‌اند و خیلی پایین‌تر از معیار آژانس هستند. در شکل ۳-۴ هندسه‌ی یکی از مجموعه‌ی شکل دهنده‌های طیف که طراحی شده است به صورت دو بعدی و سه بعدی مشاهده می‌کنید.



شکل ۳-۴. مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف انتخاب شده به صورت دو بعدی و سه بعدی. در حالت سه بعدی مواد به همان ترتیب که در حالت دو بعدی در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند، هستند اما رنگ آنها متفاوت شده است.

جدول ۴-۲. شبیه سازی BSAهایی با مواد و ضخامت‌های مختلف.

	کندکننده (cm)	بازتابنده (cm)	موازی‌ساز (cm)	فیلتر نوترون حرارتی (cm)	فیلتر نوترون سریع (cm)	فیلتر گاما (cm)
BSA1	Teflon(27) Al(28)	Pb(5cm)	Pb (5)		Ni(4)	
BSA2	Al(30) Lif(30)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA3	D2O(35) LiF(10)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA4	D2O(19) Lif(15)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA5	BeO(25) Al(10)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(5)	
BSA6	D2O(19) Lif(15)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(6)	
BSA7	D2O(19) Al2O3(15)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(6)	
BSA8	Teflon(27) Lif(20)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA9	Paraffin(20) Lif(30)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA10	D2O(15) Lif(15)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA11	H2O(20) Lif(15)	Pb(5)	Pb(5)		Ni(4)	
BSA12	Fluental(15) Grafit(5) Lif(20)	Pb(5)	Pb(5cm)	Li(5)		
BSA13	Fluental(15) Grafit(3) Lif(15)	Pb(5)	Pb(5)	Li(3)	Li(3)	
BSA14	Fluental(15) Lif(25)	Pb(5)	Pb(5)	Li(3)	Li(3)	
BSA15	Fluental(35) Lif(50)	Pb (3)	Pb(3)	Ti(6)	Li(5.5)	

ادامه‌ی جدول ۴-۲. شبیه سازی BSAهایی با مواد و ضخامت‌های مختلف

BSA16	Fluental(30) Grafit(13) Lif(35)	Pb(3)	Pb(3)	Ti(3)	Li(5)	
BSA17	Fluental(30) Grafit(13) Lif(30)	Pb(3)	Pb(3)	Ti(5)		
BSA18	Fluental(30) Grafit(13) Lif(40)	Pb(3)	Pb(3)	Li(5)		
BSA19	Fluental(40) Lif(50)	Pb(3)	Pb(3)	Ti(6)	Li(5)	
BSA20	Fluental(20) Grafit(5) Caf2(15)	Pb(3)	Pb(3)		Li(3)	
BSA21	Fluental(15) Grafit(5) Caf2(23)	Pb(3)	Pb(3)		Li(5)	
BSA22	Fluental(25) Grafit(5) Caf2(25)	Pb(3)	Pb(3)		Li(3)	
BSA23	Fluental(30) Grafit(10) B2F4(15)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA24	Fluental(40) B2F4(6) LiF(50)	Pb(3)	Pb(3)		Li(5.5)	
BSA25	Fluental(40) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)	Ti(6)	Li(5.5)	



ادامه‌ی جدول ۴-۲. شبیه‌سازی BSAهایی با مواد و ضخامت‌های مختلف

BSA26	H2O(17) LiF(22)	Pb(3)	Pb(3)		Ni(4)	
BSA27	Fluental(25) Lif(25)	Pb(3)	Pb(3)		Li(5)	
BSA28	Fluental(15) Lif(15)	Pb(3)	Pb(3)		Li(5)	
BSA29	Fluental(35) Lif(25) B2F4(30)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA30	Fluental(35) Lif(40) B2F4(25)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA31	Fluental(35) Lif(30) B2F4(40)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA32	Fluental(35) Lif(25) B2F4(40)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA33	Fluental(35) Lif(45) B2F4(30)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA34	Fluental(30) Lif(25) B2F4(45)	Pb(3)	Pb(3)			
BSA35	Fluental(35) Lif(26) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)			

ادامه‌ی جدول ۴-۲. شبیه‌سازی BSA‌هایی با مواد و ضخامت‌های مختلف.

BSA36	Fluental(33) Lif(25) B2F4(55)	Pb(3)	Pb(3)		Li(6)	
BSA37	Fluental(33) Lif(25) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)		Li(10)	
BSA38	Fluental(45) Lif(25) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)	Lif(6)		
BSA39	Fluental(55) Lif(25) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)	Lif(10)		
BSA40	Fluental(55) Lif(25) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)	Lif(6)	Lif(6)	
BSA41	Fluental(55) Lif(25) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)	Ti(3) Lif(6)	Lif(6)	
BSA42	Fluental(55) Lif(25) B2F4(50)	Pb(3)	Pb(3)	Li(3) Lif(6)	Lif(10)	

جدول ۳-۴. مقادیر شار و دز بدست آمده در BSA های شبیه سازی شده

	$\varphi_{th}$	$\varphi_{epi}$	$\varphi_{fast}$	$\varphi_{epi}/\varphi_{th}$	$\varphi_{epi}/\varphi_{fast}$	$\dot{D}_f/\varphi_{epi}$	$\dot{D}_\gamma/\varphi_{epi}$
BSA1	$1.7 \times 10^8$	$3.06 \times 10^{10}$	$2.6 \times 10^{10}$	180	—		
BSA2	$8.1 \times 10^7$	$1.3 \times 10^{10}$	$6.3 \times 10^{10}$	160	—		
BSA3	$6.2 \times 10^7$	$1.1 \times 10^{10}$	$6 \times 10^{10}$	177.4	—		
BSA4	$4 \times 10^8$	$6.6 \times 10^{10}$	$4.2 \times 10^{10}$	165	—		
BSA5	$5.5 \times 10^7$	$5.4 \times 10^{10}$	$4.1 \times 10^{10}$	981	—		
BSA6	$3.3 \times 10^8$	$4.4 \times 10^{10}$	$2.6 \times 10^{10}$	133.3	—		
BSA7	$1.3 \times 10^8$	$5.7 \times 10^{10}$	$4.6 \times 10^{10}$	438	—		
BSA8	$7.0 \times 10^8$	$5.0 \times 10^9$	$3.1 \times 10^8$	71	—		
BSA9	$2.9 \times 10^7$	$1.9 \times 10^9$	$1.9 \times 10^9$	65.5	—		
BSA10	$3.5 \times 10^7$	$1.01 \times 10^{10}$	$7.4 \times 10^9$	288.6	—		
BSA11	$1.1 \times 10^8$	$1.1 \times 10^{10}$	$2.8 \times 10^{10}$	100	—		
BSA12	$1.0 \times 10^9$	$6.8 \times 10^{10}$	$6.2 \times 10^{10}$	68	—		
BSA13	$1.0 \times 10^9$	$1.1 \times 10^{11}$	$1.4 \times 10^{11}$	104	—		
BSA14	$7.5 \times 10^8$	$7.9 \times 10^{10}$	$6.3 \times 10^{10}$	105	—		
BSA15	$6.4 \times 10^9$	$8.7 \times 10^9$	$5.6 \times 10^8$	—	15.5		
BSA16	$3.6 \times 10^9$	$9 \times 10^9$	$3.5 \times 10^8$	—	25.7		
BSA17	$3.0 \times 10^9$	$1.1 \times 10^{10}$	$7.7 \times 10^8$	—	14.3		
BSA18	$1.8 \times 10^9$	$4.3 \times 10^9$	$1.3 \times 10^8$	—	33		
BSA19	$1.7 \times 10^8$	$1.1 \times 10^9$	$5.8 \times 10^7$	—	19		
BSA20	$9.8 \times 10^8$	$7.4 \times 10^{10}$	$9.1 \times 10^{10}$	75.5	—		
BSA21	$6.2 \times 10^8$	$5.0 \times 10^{10}$	$6.5 \times 10^{10}$	80.6	—		
BSA22	$7.3 \times 10^8$	$5.9 \times 10^{10}$	$7.4 \times 10^{10}$	80.8	—		
BSA23	$3.6 \times 10^8$	$6.8 \times 10^{10}$	$4.9 \times 10^{10}$	189	—		
BSA24	$2.4 \times 10^8$	$1.6 \times 10^9$	$1.0 \times 10^8$	—	16		

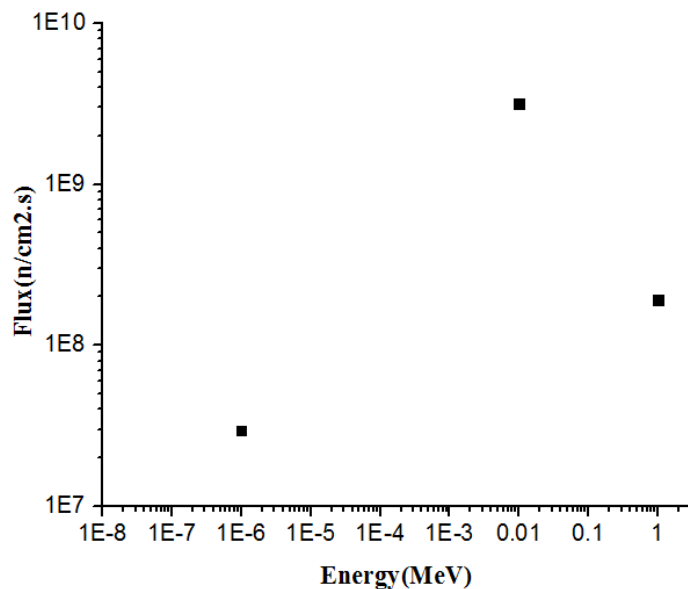
ادامه‌ی جدول ۳-۴. مقادیر شار و دز بدست آمده در BSA های شبیه‌سازی شده

BSA25	$8.8 \times 10^6$	$1.3 \times 10^{10}$	$9 \times 10^9$	1477	—		
BSA26	$1.6 \times 10^8$	$1.5 \times 10^{10}$	$2.1 \times 10^{10}$	94	—		
BSA27	$4.6 \times 10^8$	$4.4 \times 10^{10}$	$2.4 \times 10^{10}$	96	—		
BSA28	$1.0 \times 10^8$	$9.0 \times 10^{10}$	$1.8 \times 10^{11}$	89.1	—		
BSA29	$3.3 \times 10^8$	$3.4 \times 10^{10}$	$5.0 \times 10^9$	103	—		
BSA30	$7.4 \times 10^8$	$9.4 \times 10^9$	$4.2 \times 10^8$	—	22.4		
BSA31	$2.5 \times 10^8$	$1.8 \times 10^{10}$	$2.6 \times 10^9$	72	—		
BSA32	$1.6 \times 10^8$	$2.7 \times 10^{10}$	$3.9 \times 10^9$	168	—		
BSA33	$3.4 \times 10^8$	$6.5 \times 10^9$	$1.9 \times 10^8$	—	34.2		
BSA34	$1.0 \times 10^8$	$3.1 \times 10^{10}$	$7.0 \times 10^9$	292.4	—		
BSA35	$5.1 \times 10^7$	$2.4 \times 10^{10}$	$4.2 \times 10^9$	470	—		
BSA36	$2.6 \times 10^7$	$1.6 \times 10^{10}$	$3.2 \times 10^9$	615.42	—		
BSA37	$2.3 \times 10^7$	$1.6 \times 10^{10}$	$2.7 \times 10^9$	696	—		
BSA38	$3.9 \times 10^7$	$2.6 \times 10^9$	$2.3 \times 10^8$	67	11.3		
BSA39	$2.9 \times 10^7$	$3.2 \times 10^9$	$1.9 \times 10^8$	110	16.8	$1.5 \times 10^{-14}$	$1.9 \times 10^{-13}$
BSA40	$2.8 \times 10^7$	$2.3 \times 10^9$	$7.4 \times 10^7$	82.1	31	$0.28 \times 10^{-13}$	$0.3 \times 10^{-12}$
BSA41	$5.8 \times 10^7$	$3.0 \times 10^9$	$1.5 \times 10^8$	51.7	20	$0.2 \times 10^{-13}$	$0.2 \times 10^{-12}$
BSA42	$3.2 \times 10^7$	$2.1 \times 10^9$	$8.8 \times 10^7$	65	24	$0.3 \times 10^{-13}$	$0.4 \times 10^{-12}$

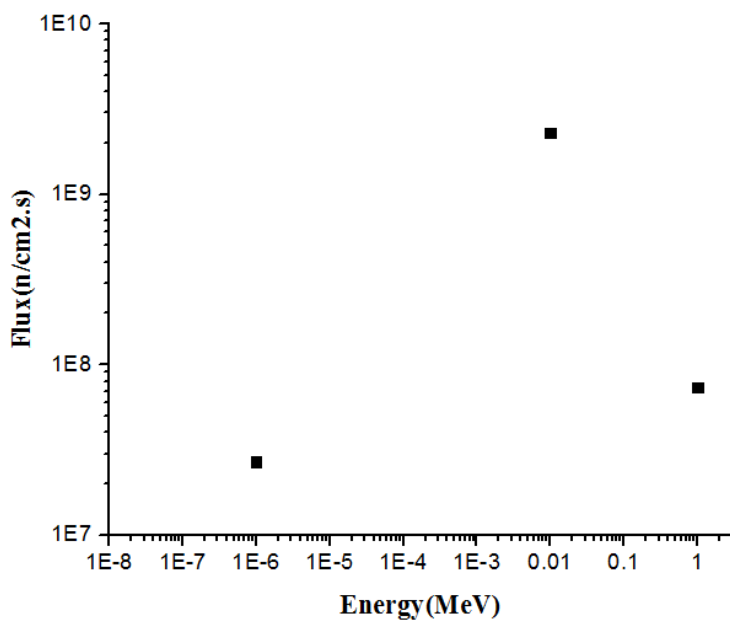
بعنوان نمونه شکل‌های ۳۱-۴ تا ۳۴-۴ شار نوترون را به ازای ۱۰ میلی‌آمپر آلفا، در دهانه‌ی خروجی

BSA های طراحی شده که معیارهای آنها خیلی نزدیک به معیار آژانس است نشان می‌دهند (BSA های

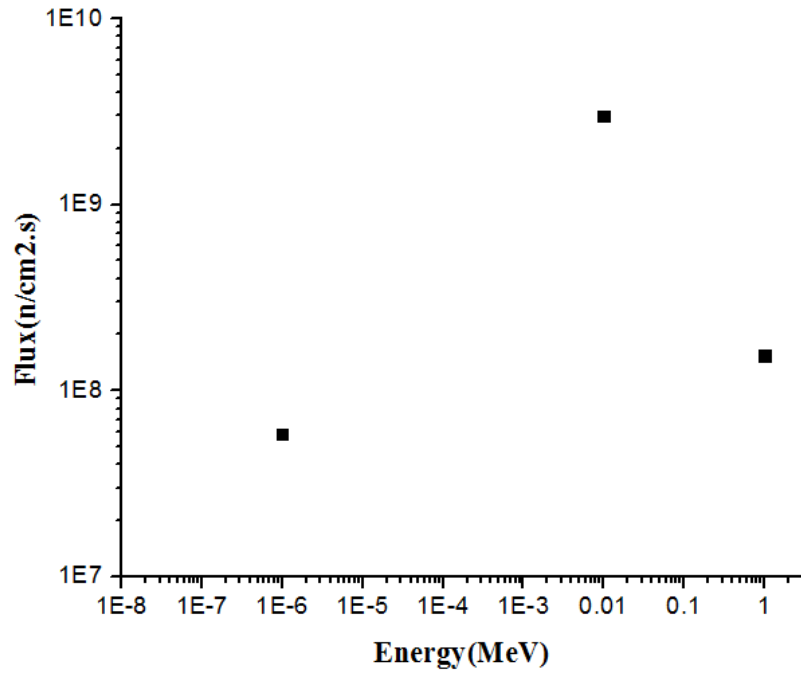
۳۹، ۴۰، ۴۱ و ۴۲).



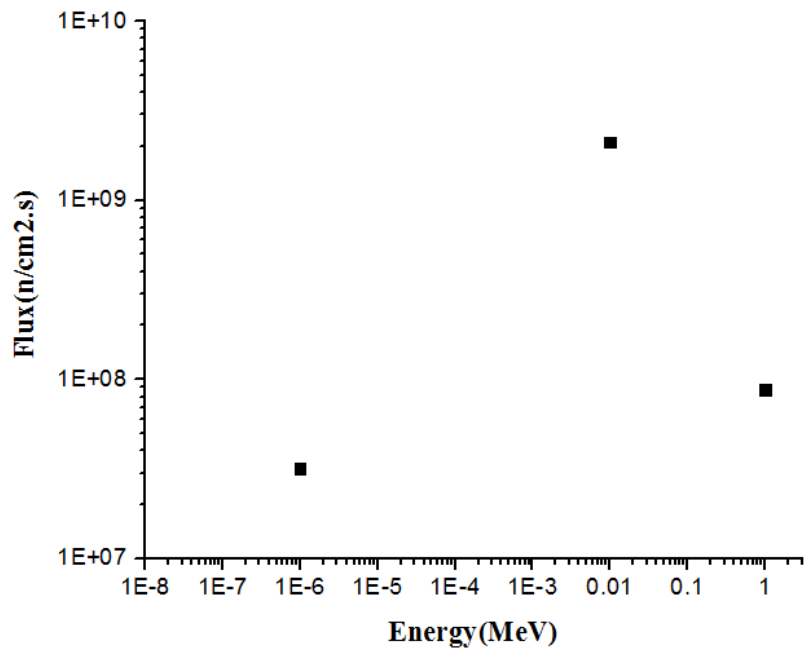
شکل ۳۱-۴. شار نوترون بدست آمده در دهانه خروجی BSA<sup>۳۹</sup> به ازای ۱۰ میلی آمپر آلفا. ناحیه  $10^{-6} < E < 10^{-2}$  ناحیه انرژی فوق حرارتی، ناحیه  $E < 10^{-6}$  ناحیه انرژی حرارتی، ناحیه  $E > 10^{-2}$  ناحیه انرژی سریع.



شکل ۳۲-۴. شار نوترون بدست آمده در دهانه خروجی BSA<sup>۴۰</sup> به ازای ۱۰ میلی آمپر آلفا. ناحیه  $10^{-6} < E < 10^{-2}$  ناحیه انرژی فوق حرارتی، ناحیه  $E < 10^{-6}$  ناحیه انرژی حرارتی، ناحیه  $E > 10^{-2}$  ناحیه انرژی سریع.



شکل ۴-۳۳. شار نوترون بدست آمده در دهانه خروجی BSA41 به ازای ۱۰ میلی آمپر آلفا. ناحیه‌ی  $10^{-6} < E < 10^{-2}$  ناحیه انرژی فوق حرارتی، ناحیه‌ی  $E < 10^{-6}$  ناحیه‌ی انرژی حرارتی، ناحیه‌ی  $E > 10^{-2}$  ناحیه انرژی سریع.



شکل ۴-۳۴. شار نوترون بدست آمده در دهانه خروجی BSA42 به ازای ۱۰ میلی آمپر آلفا. ناحیه‌ی  $10^{-6} < E < 10^{-2}$  ناحیه انرژی فوق حرارتی، ناحیه‌ی  $E < 10^{-6}$  ناحیه‌ی انرژی حرارتی، ناحیه‌ی  $E > 10^{-2}$  ناحیه انرژی سریع.

## ۴-۵ BSA های انتخابی از بین طراحی های انجام شده

از بین طراحی هایی که در این پایان نامه انجام شده است، طراحی های ۳۹، ۴۰، ۴۱ و ۴۲ بعضی از موارد آژانس بین المللی را برآورده کرده اند و بعضی موارد هم مقادیر نزدیک به معیار آژانس بدست آمده است. طراحی های انجام شده در این پایان نامه این قابلیت را دارند که با تغییرات مناسب تمام موارد در مورد شار و دوز مطابق با معیارهای آژانس را برآورده سازند. شار و دز بدست آمده از BSA های منتخب، با دو طرح دیگر با چشمه های نوترونی دوتریم - تریتیم مقایسه شده است.

جدول ۴-۴. مقایسه ی نتایج بدست آمده در BSA های انتخابی با دیگر کارهای انجام شده

	$\varphi_{epi}$	$\varphi_{epi} / \varphi_{fast}$	$\varphi_{epi} / \varphi_{th}$	$\dot{D}_{fast} / \varphi_{epi}$	$\dot{D}_{\gamma} / \varphi_{epi}$
Rasoul <i>et al</i> [۱۳]	$4.43 \times 10^9$	23.75	121.2	$1.98 \times 10^{-13}$	$0.59 \times 10^{-13}$
Fantidis <i>et al</i> [۴۲]	$3.94 \times 10^9$	52.29	107.95	$1.27 \times 10^{-13}$	$0.179 \times 10^{-13}$
Our work	$3.2 \times 10^9$	16.8	110	$1.5 \times 10^{-14}$	$1.9 \times 10^{-13}$
Our work	$2.1 \times 10^9$	24	65	$0.3 \times 10^{-13}$	$0.4 \times 10^{-12}$
Our work	$2.3 \times 10^9$	31	82.1	$0.28 \times 10^{-13}$	$0.3 \times 10^{-12}$
Our work	$3 \times 10^9$	20	51.7	$0.2 \times 10^{-13}$	$0.2 \times 10^{-12}$
IAEA criteria [۳۲]	$\sim 10^9$	$> 20$	$> 100$	$< 2 \times 10^{-13}$	$< 2 \times 10^{-13}$

## ۴-۶ جمع بندی

در این پایان نامه با شبیه سازی چشمه ی شتاب دهنده ی بر پایه ی واکنش آلفا - بریلیوم، نوترون هایی با طیف انرژی ۱-۱۰ MeV، که در ناحیه ی انرژی نوترون های سریع هستند تولید شده است. برای کاهش انرژی نوترون ها تا ناحیه ی انرژی نوترون های فوق حرارتی به منظور استفاده در روش درمانی BNCT، به شبیه سازی مجموعه ی شکل دهنده ی طیف (BSA) پرداخته شده است. شار نوترون خروجی از دهانه ی خروجی BSA و دز بدست آمده در فانتوم باید معیارهای آژانس بین المللی را برآورده سازند. برای محاسبه ی دز، یک کره ی آب به شعاع ۷cm که درون یک استوانه به شعاع ۷cm و ارتفاع ۱۴cm قرار گرفته شبیه سازی شده است، و آن را به عنوان فانتوم بافت معادل بدن در نظر گرفته ایم. برای مجموعه ی شکل دهنده ی طیف که دارای قسمت های، کندکننده، بازتابنده، موازی ساز، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر نوترون سریع و فیلتر گاما است طراحی هایی در نظر گرفته ایم. در این طراحی ها تمام پارامترهای آژانس بین المللی انرژی اتمی برآورده نشده است. از بین این طراحی ها، طراحی هایی که مقادیر آنها برخی از معیارهای آژانس را برآورده کرده اند یا مقادیر آنها به معیارهای آژانس نزدیک است انتخاب شده است.

کندکننده  $B_2F_4$  دارای سطح مقطع پراکندگی نسبتا بالایی در ناحیه ی انرژی های سریع است. همچنین دارای سطح مقطع جذب پایین در انرژی های فوق حرارتی است بنابراین از کاهش شار در دهانه خروجی BSA جلوگیری می کند.  $LiF$  دارای سطح مقطع پراکندگی بالا در ناحیه ی انرژی های سریع است. همچنین دارای سطح مقطع جذب بالای نوترون های حرارتی است که باعث کاهش شار نوترون حرارتی در دهانه ی خروجی BSA می شود. همچنین در اثر جذب نوترون حرارتی توسط لیتیم پرتوهای گاما تولید نمی شوند. فلونتال (۶۹٪  $Al$ ، ۳۰٪  $AlF_3$ ، ۱٪  $LiF$ ) مورد استفاده در این طراحی ها دارای ترکیبات  $Al$  و  $F$  است که دارای سطح مقطع پراکندگی بالا در ناحیه ی انرژی های سریع (در اثر برخورد، نوترون های سریع



انرژی خود را بیشتر از دست می‌دهند) و سطح مقطع پراکندگی پایین در ناحیه‌ی انرژی‌های فوق حرارتی (کاهش انرژی نوترون‌های فوق حرارتی) هستند. همچنین Li دارای سطح مقطع جذب بالا در ناحیه انرژی‌های حرارتی است که باعث کمتر شدن نوترون‌های حرارتی از دهانه‌ی خروجی BSA می‌شود. موادی که به عنوان فیلتر نوترون سریع انتخاب می‌شوند باید دارای سطح مقطع جذب بالا در ناحیه‌ی نوترون سریع داشته باشند که لیتیم این خاصیت را دارد. بازتابنده باید دارای عدد اتمی بالایی باشد سرب نیز دارای عدد اتمی بالایی است و باعث کاهش شار در انرژی‌های فوق حرارتی می‌شود.

شار نوترون فوق حرارتی بدست آمده از مرتبه‌ی  $10^{10}$  و  $10^{11}$  n/cm<sup>2</sup>.s در دهانه خروجی BSA‌های طراحی شده با چشمه‌ی آلفا - بریلیوم برای درمان تومورهای عمقی بسیار مناسب است و می‌توان BSA متناسب با این چشمه را طراحی کرد که تمام معیارهای آژانس بین‌المللی را برآورده سازد.

- [١] Yanch J. C. et al. 1992. "Accelerator- based epithermal neutron beam design for neutron capture therapy". Medical physics, Vol. 19, 709-721.
- [٢] Ghassoun J., Chkillou B., and Jehouani A. 2014. "Spatial and spectral characteristics of a compact system neutron beam designed for BNCT facility" . Applied Radiation and Isotopes , Vol.67, 560-564.
- [٣] Capoulat M. E., Minsky D. M., and Kreiner A. J. 2009. "Computational assessment of deep-seated tumor treatment capability of the  $^9\text{Be} (d, n) ^{10}\text{B}$  reaction for accelerator-based Boron Neutron Capture Therapy (AB-BNCT) ". Physica Medica , 1-14.
- [٤] Agosteo, S., Para, A. F., Gambarini, G., Casalini, L., Burn, K. W., Tinti, R., ... & Nava, E. 2001. "Design of neutron beams for boron neutron capture therapy in a fast reactor". Current Status of Neutron Capture Therapy, Annex,2, 116-125.
- [٥] Kim Kyung-O. et al. 2008. "Performance Evaluation of a Beam-shaping Assembly for Accelerated-BNCT Using the Neutron Generation Experiment of  $^7\text{Li} (p, n) ^7\text{Be}$  Reaction". Journal of Nuclear Science and Technology, Supp.5, 143-146.
- [٦] Locher. G. L, 1936. "Biological Effects and Therapeutic Possibilities of Neutrons", Am J Roentgenol Radium Ther 36, 1-13.
- [٧] Chadwick J. 1932. "The existence of a neutro". Proc R Soc London A 136:692–708.
- [٨] Tony. G. Roberts, MS, RPh, BCNP. 1998. "Boron Neutron Capture Therapy", The University of New Mexico Nuclear Pharmacists and Nuclear Medicine Professionals Volume VI Number 1.

[٩] Farr. L. E, Sweet. W. H, Robertson. J. S. 1954. "Neutron capture therapy with boron in the treatment of glioblastoma multiforme", *The American journal of roentgenology radium therapy and nuclear medicine* 71, 279–293.

[١٠] Nakagawa, Y. 2001. "Clinical practice in BNCT to the brain XA0101255." *neutron capture therapy* ,240.

[١١] Tony. G. Roberts, MS, RPh, BCNP, "Boron Neutron Capture Therapy", *The University of New Mexico Nuclear Pharmacists and Nuclear Medicine Professionals Volume VI Number 1*, 1998.

[١٢] Yamamoto, T., Nakai, K., & Matsumura, A. 2008. "Boron neutron capture therapy for glioblastoma". *Cancer letters*, 262(2), 143-152.

[١٣] Rasouli, F. S., & Masoudi, S. F. 2012. " Simulation of the BNCT of brain tumors using MCNP code: Beam designing and dose evaluation". *Iranian Journal of Medical Physics*, 9(3), 183-192.

[١٤] <http://ncii.ir>

[١٥] Greenhalgh, T. A., & Symonds, R. P. 2014. "Principles of chemotherapy and radiotherapy". *Obstetrics, Gynaecology & Reproductive Medicine*, 24(9), 259-265.

[١٦] Bosko, A. 2005. "General Electric PETtrace cyclotron as a neutron source for boron neutron capture therapy" (Doctoral dissertation, Texas A&M University).

[١٧] Ingraffea. A, "Melanoma". 2013. *Facial Plastic Surgery Clinics of North America Volume 21*, 33-4.

[١٨] Murray D, Mcewan AJ.2007. "Radiobiology of systemic radiation therapy". *Cancer Biother Radiopharm.*;22,1-23.

- [۱۹] Dale, R. G., Jones, B., & Cárabe-Fernández, A. 2009. "Why more needs to be known about RBE effects in modern radiotherapy". *Applied Radiation and Isotopes*, 67(3), 387-392.
- [۲۰] Blue, T. E., & Yanch, J. C. (2003). "Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors". *Journal of Neuro-oncology*, 62(1), 19-31.
- [۲۱] Daquino, G. G. 2004. "Treatment planning systems for BNCT: requirements and peculiarities". In *Proceedings of international workshop on Neutron capture therapy* (pp. 1000-1010). PLUS-Pisa University Press.
- [۲۲] Floberg, J. 2005. "The physics of boron neutron capture therapy: an emerging and innovative treatment for glioblastoma and melanoma". *Physics and Astronomy Comps Papers*.
- [۲۳] کنت.اس.کرین، ترجمه ناصر میرفخرایی، مجید مدرس، ۱۳۷۱. "آشنایی با فیزیک هسته‌ای". مرکز نشر دانشگاهی، تهران جلد دوم.
- [۲۴] هرمان سمیر، ترجمه محمدابراهیم ابو کاظمی، هوشنگ سپهری، علیرضا بینش، ۱۳۷۱. "آشنایی با فیزیک بهداشت از دیدگاه پرتو شناسی". تهران مرکز نشر دانشگاهی.
- [۲۵] Andrey Bosko. 2005. "General electric pettrace cyclotron as a neutron source for Boron Neutron Capture Therapy". PhD' thesis, Texas A&M University.
- [۲۶] Yongmao, Z. H. O. U. 2009. "Neutron capture therapy (NCT) & in-hospital neutron irradiator (IHNI)—A new technology on binary targeting radiation therapy of cancer". *Engineering Sciences* 7.4 . 2-21.
- [۲۷] Kasesaz, Y., Khalafi, H., et al. 2014. " A feasibility study of the Tehran research reactor as a neutron source for BNCT". *Applied Radiation and Isotopes*, 90, 132-137.

[۲۸] HAMPEL, G., et al. 2010. "Medical and Radiobiological Applications at the Research Reactor TRIGA Mainz". In Research Reactor Fuel Management conference Marrakesh Vol. 21.

[۲۹] Barth, Rolf F., et al. 2012. "Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer." Radiation Oncology 7.1.

[۳۰] Barth, Rolf F., et al. 2005. "Boron neutron capture therapy of cancer: current status and future prospects." Clinical Cancer Research 3987-4002.

[۳۱] Tracz, G., Dąbkowski, L., Dworak, D., Pytel, K., & Woźnicka, U. 2003. "Numerical optimisation of the fission-converter and the filter/moderator arrangement for the Boron Neutron Capture Therapy". Nukleonika, 48(4), 177-185.

[۳۲] Durisi, E., Zanini, A., Manfredotti, C., Palamara, F., Sarotto, M., Visca, L., & Nastasi, U. 2007. "Design of an epithermal column for BNCT based on D–D fusion neutron facility". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 574(2), 363-369.

[۳۳] Rasouli F., Masoudi F., and Kasesaz Y. 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, 18–25.

[۳۴] Kim Kyung-O. et al. 2008. "Performance Evaluation of a Beam-shaping Assembly for Accelerated-BNCT Using the Neutron Generation Experiment of  ${}^7\text{Li} (p, n) {}^7\text{Be}$  Reaction." Journal of Nuclear Science and Technology, Supp.5, 143-146.

[۳۵] <http://www.cirsinc.com>

[۳۶] Liu ,Y. W., Huang, T. T., Jiang, S. H., & Liu, H. M. (2004). "Renovation of epithermal neutron beam for BNCT at THOR". Applied radiation and isotopes,61(5), 1039-1043.

- [۳۷] Kim, J. K., & Kim, K. O. 2009. "Current research on accelerator-based boron neutron capture therapy in Korea". *Nuclear Engineering and Technology*, 41(4), 531-544.
- [۳۸] IAEA-TECDOC-1223. 2001, "Current status of neutron capture therapy". International Atomic Energy Agency.
- [۳۹] Koivunoro, H., et al. 2004. " BNCT dose distribution in liver with epithermal D–D and D–T fusion-based neutron beams". *Applied Radiation and Isotopes*, 61(5), 853-859.
- [۴۰] Gheisari, R., Firoozabadi, M., & Mohammadi, H. 2015. "Optimization of the geometry and composition of a neutron system for treatment by Boron Neutron Capture Therapy". *ISMJ*, 17(6), 1113-1119.
- [۴۱] Maucec, Marko. 1998. "Conceptual design of epithermal neutron beam for BNCT in the thermalizing column of TRIGA reactor."
- [۴۲] Durisi, E. 2005. "Study of a DD compact neutron generator for BNCT." PhD Thesis Torino University, Italy.
- [۴۳] Fantidis, J. G., and A. Antoniadis. 2015. "Optimization study for BNCT facility based on a DT neutron generator". 13-24.
- [۴۴] Pelowitz, D. B. (2005). "MCNPXTM user's manual". Los Alamos National Laboratory, Los Alamos.

## Abstract

Therapeutic method BNCT (Boron neutron capture therapy) is effective way to eliminate some tumors. This therapy is based on the reaction of  $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$  and consists of two steps: The first stage is placement of boron carriers in tumor and second stage is irradiating tumor site by a neutron flow with desired energy and intensity. Products resulting from the reaction of neutrons with boron are energetic alpha and lithium ions that have short- ranges and high linear energy transfer (LET). Selection a suitable neutron source is of great importance to provide suitable neutron flow for reaction  $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ . Neutron source which is studied in this work is an accelerator based neutron source of alpha – beryllium reaction. We have simulated this reaction using software LISE ++. We administered neutron spectra (which are neutrons with energies in the range of 1-10 MeV) and Gamma rays obtained from this simulation as spherical sources with radius of 1.5 cm in BSA (Beam Shaping Assembly). We simulated these spherical sources and BSA using the code MCNP. Several examples of BSA designees are done with the different materials and different thicknesses aiming to retrieve neutron flux at the exit of BSA that fulfills IAEA (International Atomic Energy Agency) requirements for a deep tumor therapy. Though the design which passes all the requirements was not achieved, there are some which are quiet close to the limits that are suitable for further optimization.

Key Words: BNCT, Accelerator based neutron source, BSA



Faculty of Physics and Nuclear Engineering

M.Sc. thesis in Nuclear Physics

**Study and design of a Be target for a suitable neutron flow in BNCT**

By

Sakineh Akbari Wakilabadi

Supervisor

Dr. Moslem Sohani

Advisor

Dr. Ehsan Ebrahimibasabi

February 2017