



دانشگاه شاهرود

دانشکده فیزیک
هسته‌ای

پایان‌نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته
فیزیک، گرایش هسته‌ای

عنوان

امکان‌سنجی استفاده از دستگاه پلاسمای
کانونی به عنوان چشمه‌ی نوترونی در *BNCT*

استاد راهنما

حسین توکلی عنبران

دانشجو

فاطمه امیرزاده

شهریور ۱۳۹۴

تقدیم به پدر و مادر عزیز و همسر مهربانم

سپاس‌گزاری... پ

”من لم یشکرالمخلوق لم یشکرالخالق“

نخستین سپاس و ستایش از آن خداوندی است که بنده کوچکش را در دریای بیکران اندیشه، قطره‌ای ساخت تا وسعت آن را از دریچه اندیشه‌های ناب آموزگارانی بزرگ به تماشا نشیند. لذا اکنون که در سایه سار بنده نوازی‌هایش پایان نامه حاضر به انجام رسیده است، بر خود لازم می‌دانم تا مراتب سپاس را از بزرگوارانی به جا آورم که اگر دست یاریگرشان نبود، هرگز این پایان نامه به انجام نمی‌رسید.

صمیمانه‌ترین سپاس را به مهربانترین همراهان زندگیم و مقدسترین واژه‌ها در لغت نامه دلم، پدر و مادرم و همچنین همسر عزیزم که با تحمل رنج این مسیر، یار و یاورم بود تقدیم می‌کنم. از جناب آقای دکتر حسین توکلی عنبران که زحمت راهنمایی این پایان نامه را داشتند، کمال سپاس را دارم. و نیز از اساتید گروه فیزیک که در طول این دوران افتخار شاگردی ایشان برایم فراهم بود تشکر می‌کنم. .
از دوستان، هم‌کلاسی‌ها و بخصوص هم‌خوابگاهی‌هایم و همه‌ی کسانی که در این مسیر مرا تنها نگذاشتند، به‌ویژه جناب آقای علی ملاابراهیمی قدردانی و تشکر می‌کنم.

فاطمه امیرزاده
شهریور ۱۳۹۴

تعمیر نامه

اینجانب فاطمه امیرزاده دانشجوی کارشناسی ارشد رشته فیزیک دانشکده فیزیک دانشگاه شاهرود، نویسنده پایان نامه با عنوان امکان سنجی استفاده از دستگاه پلاسمای کانونی به عنوان چشمه ی نوترونی در BNCT، تحت راهنمایی حسین توکلی عنبران متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های دیگر پژوهشگران، به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب این پایان نامه، تا کنون توسط خود، یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارایه نشده است.
- حقوق معنوی این اثر، به دانشگاه شاهرود متعلق دارد، و مقالات مستخرج با نام “ دانشگاه شاهرود “ یا “ Shahrood University “ به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آوردن نتایج اصلی پایان نامه تاثیرگذار بوده اند، در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است، ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته (یا استفاده) شده است، اصل رازداری و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

فاطمه امیرزاده
شهریور ۱۳۹۴

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

BNCT یا نوترون درمانی با بور یک روش موثر برای از بین بردن برخی از تومورها است. اساس این روش بمباران تومور نشان‌دار شده با ^{10}B توسط نوترون‌های با شدت و انرژی مناسب است. ذرات ناشی از واکنش جذب نوترون در هسته‌های بور، انرژی خود را در ناحیه‌ای قابل مقایسه با ابعاد سلولی (۹ میکرومتر) تخلیه کرده و باعث تخریب بافت سرطانی می‌شوند.

برای انجام موفقیت‌آمیز نوترون درمانی با بور ابتدا به یک چشمه نوترون مناسب احتیاج است که نوترون‌های موردنیاز ما را تامین کند که به این منظور از چشمه‌های متفاوتی استفاده می‌شود که هرکدام مزایا و معایب مربوط به خود را داراست.

در این پایان‌نامه امکان‌سنجی استفاده از دستگاه پلاسمای کانونی به‌عنوان چشمه‌ی نوترونی برای استفاده در *BNCT* از طریق شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو مورد بررسی قرار گرفته‌است. باریکه‌ی نوترونی خروجی از این چشمه، برای استفاده در *BNCT* باید شدت و انرژی مناسبی داشته‌باشد. به منظور بهینه کردن شار نوترون، قبل از رسیدن باریکه‌ی نوترونی به بدن بیمار، لازم است آن را از یک مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف عبور دهیم. در این پژوهش، با استفاده از برنامه‌ی *MCNPX6*، تلاش شده با استفاده از مواد مختلف با ضخامت‌های متفاوت در یک چینش مناسب و عبور باریکه‌ی نوترونی خروجی از دستگاه پلاسمای کانونی، شار نوترونی برای استفاده در *BNCT* بهینه شود که این امر با موفقیت صورت گرفته و نتایج شبیه‌سازی در بخش پایانی این نوشتار ذکر شده است.

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۰.۱

۰.۲

۰.۳

فهرست مطالب

ذ	لیست تصاویر
°	لیست جداول
۱	مقدمه ۱
۲	۱.۱ مقدمه
۲	۲.۱ تاریخچه
۴	۳.۱ تحقیقات BNCT در ایران
۵	۴.۱ سرطان
۶	۵.۱ انواع روش‌های درمان سرطان
۶	۱.۵.۱ جراحی
۷	۲.۵.۱ شیمی‌درمانی
۷	۳.۵.۱ پرتودرمانی
۸	۶.۱ BNCT
۱۰	۷.۱ نوترون
۱۰	۸.۱ انواع پرتوهای تابشی برهم‌کنش‌کننده با ماده
۱۱	۹.۱ انواع برهم‌کنش‌های نوترون با ماده
۱۲	۱۰.۱ انرژی و شار نوترون
۱۳	۱۱.۱ سطح مقطع‌های نوترون
۱۴	۱۲.۱ تغییر سطح مقطع با انرژی نوترون
۱۴	۱۳.۱ مشخصات باریکه نوترونی
۱۴	۱۴.۱ معیارهای ارزیابی طیف
۱۶	۱۵.۱ نتیجه‌گیری

۱۷	الزامات <i>BNCT</i>	۲
۱۸	مقدمه	۱.۲
۱۸	انتقال انرژی خطی	۲.۲
۱۹	پویش آزاد متوسط	۳.۲
۱۹	جاذب‌های نوترون	۴.۲
۲۰	<i>GDNCT</i>	۵.۲
۲۱	حامل‌های بور	۶.۲
۲۲	چشمه‌های نوترون	۷.۲
۲۲	گسیلنده‌های آلفا	۱.۷.۲
۲۳	چشمه‌ی فوتونوترون	۲.۷.۲
۲۳	چشمه‌های رادیوایزوتوپی	۳.۷.۲
۲۴	راکتورهای هسته‌ای	۴.۷.۲
۲۶	شتاب‌دهنده‌های ذرات	۵.۷.۲
۲۶	دستگاه پلاسمای کانونی	۸.۲
۲۷	مزایای استفاده از دستگاه پلاسمای کانونی به‌عنوان چشمه‌ی نوترون در <i>BNCT</i>	۱.۸.۲
۲۹	آشنایی با مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف و کد <i>MCNP</i>	۳
۳۰	مقدمه	۱.۳
۳۰	طراحی شکل‌دهنده‌ی طیف	۲.۳
۳۱	کندکننده	۳.۳
۳۲	بازتابنده	۴.۳
۳۲	فیلترهای نوترون حرارتی	۵.۳
۳۲	فیلترهای گاما	۶.۳
۳۲	موازی‌ساز	۷.۳
۳۳	تکثیرکننده	۸.۳
۳۳	اتاق درمان	۹.۳
۳۴	موقعیت بیمار	۱۰.۳
۳۵	زمان درمان	۱۱.۳
۳۵	شبیه‌سازی آزمایش با نرم‌افزارهای محاسباتی	۱۲.۳
۳۵	روش مونت‌کارلو	۱۳.۳
۳۶	محدودیت ۱.۱۳.۳	
۳۶	کاربردهای روش مونت‌کارلو	۱۴.۳
۳۶	کد <i>MCNP</i>	۱۵.۳
۳۷	تاریخچه	۱۶.۳
۳۷	واکنش‌ها و داده‌های هسته‌ای	۱۷.۳

۳۸	مشخصات چشمه	۱۸.۳
۳۸	Tally و خروجی	۱۹.۳
۳۸	فایل ورودی	۲۰.۳
۴۰	تعریف هندسه	۲۱.۳
۴۰	تخمین خطاهای مونت کارلو	۲۲.۳
۴۳	شبه‌سازی و نتایج محاسبات ۴	
۴۴	مقدمه	۱.۴
۴۴	گزارش طراحی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترون	۲.۴
۴۵	تعریف چشمه	۳.۴
۴۵	انتخاب مواد کندکننده	۴.۴
۴۸	ضخامت کندکننده‌ها	۵.۴
۴۸	استفاده از مولتی پلیر	۶.۴
۵۰	محل قرارگرفتن تکثیرکننده ۱.۶.۴	۱.۶.۴
۵۱	فیلتر نوترون حرارتی	۷.۴
۵۲	ضخامت فیلتر نوترون حرارتی ۱.۷.۴	۱.۷.۴
۵۳	فیلتر گاما	۸.۴
۵۳	بازتابنده	۹.۴
۵۴	ضخامت بازتابنده ۱.۹.۴	۱.۹.۴
۵۶	پنجره‌ی خروجی BSA	۱۰.۴
۵۷	فیلتر نوترون سریع	۱۱.۴
۵۸	موازی‌ساز	۱۲.۴
۵۸	مقایسه‌ی نتیجه‌ها	۱۳.۴
۶۲	ارزیابی طیف نوترون در هوا	۱۴.۴
۶۲	شار نوترون فوق‌حرارتی ۱.۱۴.۴	۱.۱۴.۴
۶۳	آلودگی نوترون حرارتی ۲.۱۴.۴	۲.۱۴.۴
۶۴	آلودگی نوترون سریع ۳.۱۴.۴	۳.۱۴.۴
۶۴	آلودگی گاما	۱۵.۴
۶۵	نتیجه‌گیری	۱۶.۴
۶۹	مراجع	

لیست تصاویر

۶	رشد غیرطبیعی سلول‌های مغز و ایجاد سرطان	۱۰۱
	چشمه‌های رادیواکتیو مورد استفاده در براکی‌تراپی، اندازه‌ی این دانه‌ها بسیار کوچک	۲۰۱
۸	و در حد یک دانه برنج است.	
۹	واکنش $B(n, \alpha)Li$	۳۰۱
۱۰	موفقیت BNCT در درمان نوعی غده‌ی سرطانی در سر و گردن	۴۰۱
۱۵	نمودار سطح مقطع جذب بور [۱۴]	۵۰۱
۲۱	ساختار مولکولی داروی حامل بور BSH	۱۰۲
۲۲	ساختار مولکولی داروی حامل بور BPA	۲۰۲
۲۴	چشمه‌ی کالیفورنیوم ۲۵۲	۳۰۲
۲۵	کاربرد رآکتور به‌عنوان چشمه‌ی نوترونی در BNCT	۴۰۲
	عبور شار نوترونی حاصل از دستگاه پلاسمای کانونی از مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی	۵۰۲
۲۸	طیف قبل از رسیدن به بدن بیمار	
۳۹	ساختار فایل ورودی	۱۰۳
	مقایسه‌ی اثر کندکنندگی مواد کندکننده‌ی مختلف در BSA ی طراحی‌شده‌ی اولیه؛	۱۰۴
۴۶	نمودار شار برحسب انرژی نوترون	
۴۷	مقایسه‌ی اثر کندکنندگی مواد کندکننده‌ی مختلف؛ نمودار شار برحسب انرژی نوترون	۲۰۴
۴۹	نمودار سطح مقطع واکنش $(n, 2n)$ برای ^{238}U برحسب انرژی نوترون	۳۰۴
۴۹	نمودار سطح مقطع واکنش $(n, 2n)$ سرب برحسب انرژی نوترون	۴۰۴
۵۰	اثر تکثیرکننده بر افزایش شار نوترون خروجی از BSA	۵۰۴
	اثر دو مولتی‌پلیر مختلف بر افزایش شار نوترون، برلیم در BSA۱ و سرب و اورانیوم	۶۰۴
۵۱	در BSA۱۴	
۵۲	اثر کادمیوم و تیتانیوم بر کاهش شار نوترون حرارتی	۷۰۴

۵۴	مقایسه‌ی ضخامت‌های مختلف ماده‌ی بازتابنده	۸.۴
۵۵	مقایسه‌ی اثر ضخامت‌های مختلف ماده‌ی بازتابنده بر شار انرژی در بازه‌های مختلف	۹.۴
۵۶	خروجی <i>BSA</i> به شکل مخروط	۱۰.۴
۵۷	خروجی <i>BSA</i> به شکل استوانه	۱۱.۴
۵۹	نمودار شار نوترون خروجی از <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی در بازه‌های مختلف انرژی	۱۲.۴
۶۰	نمودار شار خروجی <i>BSA</i> برحسب انرژی نوترون در طراحی نهایی	۱۳.۴
۶۱	نمای کلی <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی	۱۴.۴
۶۱	نمای کلی <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی	۱۵.۴
۶۲	لایه‌های درونی <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی	۱۶.۴
۶۳	نمودار شار نوترون فوق‌حرارتی خروجی از <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی	۱۷.۴
۶۴	نمودار شار نوترون حرارتی خروجی از <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی	۱۸.۴
۶۵	نمودار شار نوترون سریع خروجی از <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی	۱۹.۴
۶۶	اطلاعات شار خروجی طراحی اولیه	۲۰.۴
۶۸	نمودار شار نوترون خروجی از <i>BSA</i> ی طراحی شده‌ی نهایی در بازه‌های مختلف انرژی	۲۱.۴

لیست جداول

۵	فهرستی از چند آزمون مهم درمانی [۳۷]	۱.۱
۱۶	پارامترهای باریکه نوترونی [۱۵]	۲.۱
۲۰	سطح مقطع جذب نوترون حرارتی با هسته‌ی چند ماده مختلف [۴]	۱.۲
۴۱	کیفیت حسابگر در محدوده‌های مختلف خطای نسبی	۱.۳

فصل ١

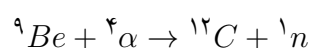
مقدمه

۱.۱ مقدمه

BNCT مخفف عبارت *Boron Neutron Capture Therapy* به معنی درمان به روش گیراندازی نوترون با بور می‌باشد. نوترون درمانی با بور معرف یک روش موثر در درمان برخی از تومورهای سرطانی است به ویژه تومورهای عمقی و تومورهایی که در نقاط حساس بدن قرار دارند و به روش‌های دیگر مانند جراحی و شیمی‌درمانی قابل درمان نیستند از جمله تومورهای مغزی. به طور ویژه انتظار می‌رود که برای درمان چند نوع تومور خاص مانند تومور بدخیم مغزی و گلیوبلاستوما مولتی‌فرم^۱ بسیار موثر باشد [۱، ۲]. در این روش، 1_0B به عنوان عامل جذب نوترون از طریق ترکیب‌های دارویی خاصی وارد بدن بیمار شده و به طور انتخابی در سلول‌های سرطانی جذب می‌شود. این ناحیه تومور نشان‌دار شده با 1_0B توسط نوترون‌های با شدت و انرژی مناسب بمباران می‌شود [۳]. ذرات ناشی از این واکنش انرژی خود را در ناحیه‌ای قابل مقایسه با ابعاد سلولی تخلیه کرده و باعث نابودی بافت سرطانی می‌شوند [۴].

۲.۱ تاریخچه

ارنست رادرفورد^۲ در سال ۱۹۲۰ با اندازه‌گیری‌هایی که انجام داده بود متوجه شد که جرم هسته اتم تقریباً دو برابر جرم تعداد پروتون‌ها است. به این ترتیب وجود ذره‌ای دیگر در هسته را که این کمبود جرم را جبران کند پیش‌بینی کرد. در سال ۱۹۳۲ جیمز چادویک^۳ آزمایشی را ترتیب داد که طی آن برلیم^۴ را با ذرات آلفای حاصل از فلز رادیواکتیو پلونیوم^۵ بمباران کردند.



او متوجه شد که ذره‌ای خنثی با قدرت نفوذ بسیار بالا و سرعتی برابر با یک دهم سرعت نور تولید می‌شود

^۱GlioblastomaMultiform (GBM)

^۲Rutherford

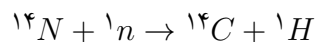
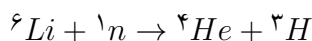
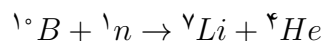
^۳James Chadwick

^۴Beryllium

^۵Polonium

که جرم آن کمی بیشتر از جرم پروتون است ($1.6747 \times 10^{-24} \text{ gr}$). او این ذره را نوترون به معنی خنثی نام نهاد [۵].

دو سال بعد انریکو فرمی^۶ و همکارانش در رم پی بردند که ظرفیت B^1 و هسته لیتیم^۷ برای جذب نوترون‌های کند بزرگ‌تر از دیگر هسته‌های امتحان شده است. اولین مشاهده ذرات باردار از نوترون‌های کند تابانیده شده به بورون در دانشگاه کمبریج در دهم دسامبر ۱۹۳۴ توسط چادویک و همکارانش بود. ذرات باردار شامل پروتون‌ها، ذرات آلفا و تریتون‌ها (هسته تریتم پرنرزی) در طی بمباران ایزوتوپ‌های پایدار بور، لیتیم و نیتروژن با نوترون‌های کند حاصل می‌شوند [۵].



وقتی که برای نخستین بار در سال ۱۹۳۶ واکنش هسته‌ای گیراندازی نوترون توسط لاچر^۸ در آمریکا آغاز شد، پیشنهاد شد که در پرتودرمانی با انتخاب یک ایزوتوپ مناسب در تومور یک بیمار به کار برده شود. اولین مطالعه بیولوژیکی استفاده از واکنش نوترون-بور در دانشگاه آیلینویس^۹ در ۱۹۳۸ انجام شد.

اندکی بعد مقالات متعددی توضیح دادند که زیست‌پذیری تومورهای پیوند زده شده به موش‌ها بعد از این‌که در معرض اسیدبوریک قرار گرفته و با نوترون‌های کند تابانیده شدند، کاهش یافت. بالاخره در سال ۱۹۷۱ ایزوتوپ پایدار B^1 به عنوان مناسب‌ترین گزینه برای واکنش با نوترون کند انتخاب شد. در دهه های ۱۹۷۰ و ۱۹۸۰ مراکز تحقیقاتی و درمانی متعددی در نقاط مختلف دنیا برای انجام نوترون‌درمانی ساخته شد که از جمله آن‌ها می‌توان به مرکز تحقیقاتی دکتر رابرت ویلسون^{۱۰} و همکارانش اشاره کرد. در این میان دانشمندان ژاپنی به موفقیت‌های چشمگیری دست یافتند به نحوی که در سال‌های ۱۹۹۰ و ۱۹۹۱ تعداد ۱۰۴ بیمار مبتلا به تومور مغزی در ژاپن درمان شدند.

^۶Enrico Fermi

^۷Lithium

^۸Locher

^۹University Of Illinois

^{۱۰}Dr.Rabert wilson

نوترون‌درمانی با بور در مراحل اولیه اغلب برای درمان نوعی غده مغزی به نام گلیوبلاستوما مولتی‌فرم^{۱۱} به کار می‌رفت، با گذشت زمان این شیوه برای درمان سرطان کبد و نوعی سرطان پوست به نام ملانوما^{۱۲} نیز استفاده شد. در ایتالیا در یک روش ابتکاری کبد را از بدن بیمار جدا کرده و پس از درمان، مجدداً به بدن بیمار پیوند زده شد. [۷] امروزه روش‌های نوین درمانی *BNCT* این امکان را برقرار کرده که با استفاده از مولدهای نوترون فشرده بر مبنای واکنش‌های گداخت، این نوع سرطان، بدون خارج کردن کبد از بدن به این روش قابل درمان باشد [۳۳].

امروزه روش نوترون‌درمانی با بور در کشورهای مختلف و برای درمان انواع سرطان‌های بدن انسان و حیوان مورد بررسی است.

در جدول ۱۰۱ فهرستی از چند آزمون درمانی انجام شده به روش *BNCT* آورده شده است.

۳.۱ تحقیقات *BNCT* در ایران

تاکنون تحقیقات و فعالیت‌های پراکنده‌ای در حوزه‌ی *BNCT* در کشور انجام شده است که مهم‌ترین موضوع در این پژوهش‌ها دستیابی به چشمه‌های نوترونی مناسب جهت درمان می‌باشد. اخیراً نیز یک فانتوم سر توسط تیم تحقیقاتی دانشگاه گیلان ساخته شده و در رآکتور تحقیقاتی تهران تحت آزمایش *BNCT* قرار گرفته است.

^{۱۱} Glioblastoma Multiform

^{۱۲} Melanoma

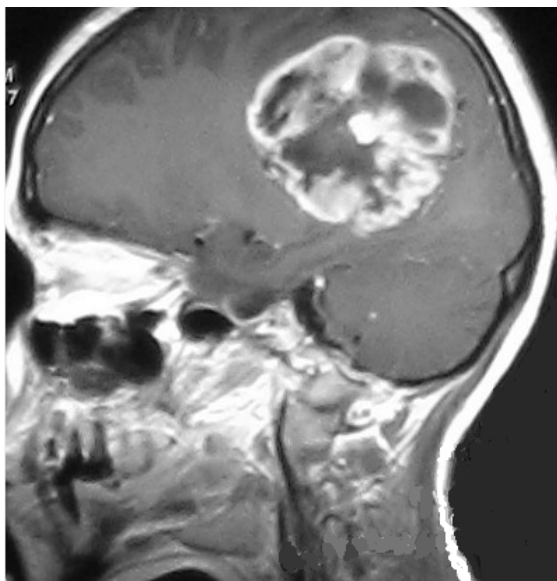
جدول ۱.۱: فهرستی از چند آزمون مهم درمانی [۳۷]

کشور	نام آزمایشگاه	نوع دارو	نوع تومور	انرژی نوترون	تعداد عمل
Japan	KagaWa (Nakagawa et al,1997)	BSH	Gliomas	Thermal	152
Japan	JAERI (Matsumura et al,1997)	BSH	Gliomas ¹	Thermal	4
Japan	Kyoto (Ono et al,1997)	BSH/BPA	Gliomas	Thermal	44
USA	BNL (Elowitz et al,1997)	BPA	Glioblastoma	Epithermal	10
USA	MIT (MIT group,1996)	BPA	Glioblastoma	Epithermal	2
USA	MIT (Busse et al,1997)	BPA	Melanoma	Epithermal	5

۴.۱ سرطان

در یک جاندار سالم همیشه بین میزان تولد و مرگ طبیعی سلول‌ها یک تعادل وجود دارد. تقسیم نامتقارن سلول‌های بدن که نتیجه آن انباشته شدن تعداد بیش از حد سلول‌ها است سرطان نام دارد. وقتی که یکی از سلول‌های بدن توسط عوامل مختلف رشدی غیرطبیعی می‌کند، باعث رشد غیرعادی سلول‌های دیگر می‌شود و در نهایت منجر به تولید تومور می‌گردد که آن قسمت از بدن را از کار می‌اندازد. سرطان در حالت بدخیم، بیماری پیش‌رونده است و به قسمت‌های دیگر بدن نیز سرایت می‌کند. در حال حاضر سرطان یکی از علل اصلی مرگ و میر در جهان است.

”گلیوبلاستوما مولتی‌فرم“ معمول‌ترین و خطرناک‌ترین تومور مغزی می‌باشد. این تومور از نوع بدخیم است که به سرعت رشد کرده و به بافت‌های اطراف مغز نفوذ می‌کند [۸، ۹، ۱۱].



شکل ۱۰۱: رشد غیرطبیعی سلول‌های مغز و ایجاد سرطان

۵.۱ انواع روش‌های درمان سرطان

تا کنون بیش از ۲۰۰ نوع مختلف سرطان شناخته شده است که می‌توانند بافت‌های مختلف بدن را احاطه کنند. هر نوع سرطان عوامل، مشخصات و همچنین درمان خاص خود را دارد اما به‌طور کلی روش‌های اصلی درمان سرطان شامل موارد زیر می‌باشد.

جراحی

شیمی درمانی

پرتودرمانی

۱.۵.۱ جراحی

جراحی عبارت است از هرگونه عملی در جهت درمان بیماری‌ها که مستلزم شکافتن پوست یا مخاط باشد. در این روش معمولاً از برش و شکافتن قسمتی از بدن برای برداشتن غده‌ی سرطانی استفاده می‌شود. کاربرد این روش درمان معمولاً در درمان سرطان‌های خوش‌خیمی است که در قسمت‌های سطحی و مناطق غیرحساس بدن قرار دارد، مانند غده‌های خوش‌خیم سینه و یا غده‌های چربی که در نزدیکی پوست ایجاد می‌شود.

۲.۵.۱ شیمی‌درمانی

شیمی‌درمانی یکی از روش‌های درمان سرطان یا تخفیف موقت آن با استفاده از خواص شیمیایی برخی داروهای خاص است. این روش درمانی اثراتی نیز بر روی بافت‌ها و سلول‌های بدن دارد. از جمله عوارض شیمی‌درمانی می‌توان به خشکی بیش از حد پوست و ریزش موها اشاره کرد.

۳.۵.۱ پرتودرمانی

پرتودرمانی استفاده از پرتوهای یون‌ساز برای از بین بردن یا کوچک کردن بافت‌های سرطانی است. در این روش بر اثر آسیب *DNA*، سلول‌های ناحیه‌ی درمان (بافت هدف) تخریب و از ادامه‌ی رشد و تقسیم جلوگیری می‌شود. اگرچه پرتو علاوه بر سلول‌های سرطانی به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رساند ولی اکثر سلول‌های سالم بهبودی خود را دوباره به دست می‌آورند.

هدف از پرتودرمانی از بین بردن حداکثر سلول‌های سرطانی با حداقل آسیب به بافت‌های سالم است. یعنی انتظار داریم که پرتوها فقط به ناحیه‌ی مورد درمان محدود شوند و به‌طور همزمان پرتوگیری شخص تحت درمان را به حداقل کاهش دهیم تا از آسیب‌دیدگی بافت‌های سالم هم‌جوار جلوگیری شود. انواع روش‌های پرتودرمانی عبارت‌است از:

پرتودرمانی خارجی

پرتودرمانی داخلی (براکی‌تراپی)

پرتودرمانی خارجی

در پرتودرمانی با باریکه‌ی خارجی بیمار در معرض تشعشع قرار گرفته و اشعه از زوایای متفاوت از خارج از بدن مستقیماً به محل درمان تابش می‌شود. این درمان عموماً به وسیله‌ی شتاب‌دهنده‌های موجود در بیمارستان‌ها صورت می‌گیرد.

پرتودرمانی داخلی (براکی تراپی)

در این روش درمانی از یک چشمه رادیواکتیو بسته استفاده می‌شود و دز درمانی در فاصله کوتاهی از چشمه به درون تومور تخلیه می‌شود. به کمک این روش می‌توان دز زیادی از پرتو را به صورت موضعی به تومور تحویل داد. در گذشته برای این منظور عمدتاً از یک چشمه رادیوم یا رادن استفاده می‌شد ولی در حال حاضر استفاده از چشمه های رادیواکتیوی مثل ^{110}Pd و ^{125}I رو به گسترش است. مواد رادیواکتیو به شکل مهره، سیم، و یا قرص مستقیماً در درون تومور قرار می‌گیرند. از این روش درمانی می‌توان برای درمان سرطان‌های سینه، پروستات، داخل دهان، پوست، رحم، تیروئید، استخوان و مغز استفاده نمود. این روش درمانی، قادر نیست تمایزی میان سلول‌های سالم و سلول‌های سرطانی قائل شود.

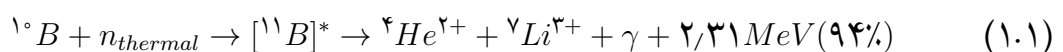


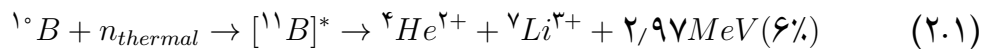
شکل ۲۰۱: چشمه‌های رادیواکتیو مورد استفاده در براکی‌تراپی، اندازه‌ی این دانه‌ها بسیار کوچک و در حد

یک دانه برنج است.

۶.۱ BNCT

BNCT بر اساس واکنش هسته‌ای پایه‌گذاری شده که طی آن ایزوتوپ پایدار ^{10}B توسط نوترون‌های حرارتی با انرژی 0.25eV بمباران می‌شود.



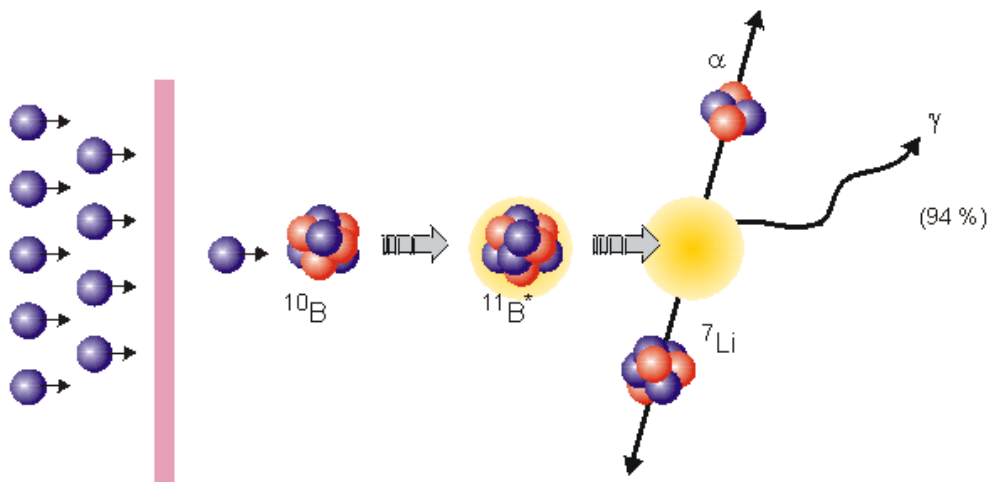


این واکنش از نوع واکنش گیراندازی نوترون در بور می‌باشد و دو ذره با توان توقف خطی بالا (LET)^{۱۳} و برد کوتاهی در حد ابعاد یک سلول (حدود ۱۰ میکرومتر) تولید می‌شود که منجر به تخریب DNA ی تومور می‌شود.

سطح مقطع این واکنش برای نوترون‌های حرارتی زیاد است ($3838barn$) [۱]. در ۹۳/۷ درصد حالات، انرژی ذرات آلفا و لیتیم به ترتیب برابر $1/47MeV$ و $0/84MeV$ است و پویش آزاد متوسط آن‌ها در آب به ترتیب برابر ۷/۷ و ۴/۱ میکرومتر است. در این حالت یک پرتوی گاما با انرژی $0/48MeV$ نیز گسیل می‌شود. همچنین در ۶/۳ درصد حالات، انرژی این ذرات به ترتیب $1/78MeV$ و $1/01MeV$ است و برد آن‌ها در آب به ترتیب برابر ۸/۹ و ۴/۸۱ میکرومتر است.

به این ترتیب انرژی حاصل از این واکنش در محدوده‌ای با ابعاد حدوداً ۹ میکرومتر تخلیه می‌شود که قابل مقایسه با ابعاد سلولی (حدود ۱۰ میکرومتر) است. بنابراین محصولات واکنش که ذرات پرانرژی با برد کم هستند، قادر به تخریب سلول‌های سرطانی می‌باشند [۱۰، ۲۶، ۲۷، ۱۱، ۴۶].

استفاده از $BNCT$ برای درمان تومورهای عمیق نیاز به پرتوهای نوترون با انرژی و شدت مناسب



شکل ۳.۱: واکنش $B(n, \alpha)Li$

دارد. شبیه‌سازی‌ها انرژی بهینه را در محدوده فوق‌حرارتی یعنی بین ۱ تا ۱۰ KeV نشان می‌دهند.

^{۱۳}Linear Energy Transfer

نوترون‌های انرژی پایین‌تر در عمق‌های کمتر از محل تومور، جذب بافت‌های سالم می‌شوند، حال آن‌که برای انرژی‌های بالاتر از 10 KeV پروتون‌های پس‌زده منجر به افزایش چشمگیر دز جذب شده در بافت‌های سالم، به‌ویژه در پوست و در سطح مغز می‌گردد [۱۷].



شکل ۴.۱: موفقیت BNCT در درمان نوعی غده‌ای سرطانی در سر و گردن

۷.۱ نوترون

نوترون یکی از ذرات تشکیل دهنده هسته اتم است که از یک کوارک بالا و دو کوارک پایین ساخته شده. عمر متوسط نوترون 11.7 ± 0.3 دقیقه است که به پروتون، الکترون و نوترینو واپاشیده می‌شود. نوترون به لحاظ الکتریکی خنثی است، به همین دلیل از میدان الکتریکی ناشی از الکترون‌های اتم و یا پروتون‌های هسته تاثیر نمی‌گیرد. بنابراین به راحتی از ابر الکترونی عبور کرده و مستقیماً با هسته‌ی اتم اندرکنش می‌کند و قدرت نفوذ بسیار بالایی دارد.

۸.۱ انواع پرتوهای تابشی برهم‌کنش کننده با ماده

- ۱- پرتوها یا ذره‌های باردار سبک مانند ذره‌های آلفا، بتا، پروتون، دوترون و یون‌های سنگین.
- ۲- پرتوها یا ذره‌های بدون بار مانند نوترون، پرتوهای ایکس و گاما

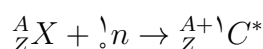
۹.۱ انواع برهم‌کنش‌های نوترون با ماده

نوترون‌ها فاقد بار الکتریکی هستند و از این رو می‌توانند بدون برهم‌کنش مسافت‌های طولانی را در ماده بپیمایند. این ویژگی بدون بار بودن سبب می‌شود که نوترون وقتی به هسته نزدیک می‌شود، تحت تاثیر هیچ نیروی دافعه‌ای قرار نمی‌گیرد. در نتیجه، نوترون می‌تواند با هر انرژی‌ای با هسته‌ها برهم‌کنش کند و همان‌طور که فرمی کشف کرد، نوترون‌های انرژی-پایین معمولاً آسان‌تر از نوترون‌های انرژی-بالا برهم‌کنش انجام می‌دهند.

دو سازوکار اصلی برای برهم‌کنش بین نوترون و هسته وجود دارد، یکی پراکندگی و دیگری تشکیل هسته‌ی مرکب. فرایند دوم ممکن است به جذب نوترون در هسته، پراکندگی نهایی آن، یا شکافت و تقسیم هسته منجر شود [۳۱].

تشکیل هسته‌ی مرکب

در فرایند تشکیل هسته‌ی مرکب، ابتدا نوترون فرودی جذب هسته‌ی اولیه می‌شود تا هسته‌ی مرکب تشکیل گردد:



ذره مدت‌زمان قابل ملاحظه‌ای را در درون هسته می‌گذراند ($10^{-18} - 10^{-16}$ s).

فرض اساسی مدل هسته‌ی مرکب آن است که این هسته به گونه‌ی چنان پیچیده‌ای تشکیل می‌شود که نحوه‌ی تشکیل خود را فراموش می‌کند و واپاشی آن بر اساس قواعد آماری است. به این معنی که C^* با درصدهای مختلف احتمال دارد به محصولات مختلف $a + Y$ واپاشیده شود و احتمال واپاشی به هر مجموعه‌ی خاصی از محصولات نهایی، مستقل از نحوه‌ی تشکیل هسته‌ی مرکب است. معمولاً واکنش‌های هسته‌ای برای انرژی‌های زیر ۱ تا ۱۰ مگاالکترون‌ولت از طریق سازوکار هسته‌ی مرکب صورت می‌گیرند. همسانگرد بودن توزیع زاویه‌ای محصولات خروجی نیز از دیگر ویژگی‌های واکنش هسته‌ی مرکب است [۳۱].

پراکندگی

پراکندگی پتانسیلی فرایندی است که طی آن نوترون‌های فرودی از هسته پراکنده می‌شوند. این فرایند شامل انتقال انرژی جنبشی بین نوترون‌ها و هسته می‌باشد و همواره قوانین بقای انرژی جنبشی و تکانه برقرار می‌باشد. یک برخورد پراکندگی را به صورت یک واکنش (n, n) و یا به صورت $n + {}^A_Z X \rightarrow n + {}^A_Z X + n$ نمایش می‌دهند. دو نوع واکنش پراکندگی کشسان یا ناکشسان ممکن است رخ دهد. در پراکندگی کشسان، انرژی جنبشی کل دو ذره برخورد کننده پایسته می‌ماند، یعنی انرژی تلف شده‌ی نوترون مساوی انرژی جنبشی هسته‌ی پس زده است.

اما در پراکندگی ناکشسان، بخشی از انرژی جنبشی به هسته‌ی هدف منتقل می‌شود و آن را به حالت برانگیخته می‌برد. پس از برخورد، هسته‌ی برانگیخته با گسیل یک یا تعداد بیشتری پرتوی گاما وا می‌پاشد. همچنین نوترون در عبور از مواد مختلف ممکن است توسط هسته‌ی هدف گیراندازی شود و یا بسته به انرژی اش دست‌خوش واکنش‌هایی مانند (n, p) و (n, α) و (n, γ) شود.

به طور کلی نوترون‌های تند در اثر مجموعه‌ای از برخوردهای کشسان با اتم‌های محیط انرژی‌شان را از دست می‌دهند. این فرایند به کندسازی نوترون موسوم است. نوترون‌های سریع انرژی جنبشی خود را بر اثر برخوردهای پراکندگی با هسته‌های ماده "کندساز" که معمولاً آب یا گرافیت است از دست می‌دهند. با کاهش انرژی نوترون‌ها، پراکندگی ادامه می‌یابد اما احتمال گیراندازی آن‌ها توسط هسته‌های ماده در آشمانده عموماً افزایش پیدا می‌کند.

۱۰.۱ انرژی و شار نوترون

نوترون‌ها از نظر انرژی به سه دسته‌ی نوترون‌های حرارتی، فوق حرارتی و نوترون‌های سریع تقسیم می‌شوند که محدوده‌ی انرژی آن‌ها به صورت زیر است: نوترون‌های سریع: $E > 10 \text{ KeV}$ نوترون‌های فوق حرارتی: $1 \text{ eV} \leq E \leq 10 \text{ KeV}$ نوترون‌های حرارتی: $E < 1 \text{ eV}$ اولین آزمون‌های درمانی $BNCT$ با نوترون‌های حرارتی صورت گرفت. آزمایش‌ها نشان می‌دادند که شار نوترون‌های حرارتی در فاصله‌ای حدود ۲ سانتی‌متر از سطح مغز به نصف مقدار اولیه‌ی خود می‌رسد. از این رو نوترون‌های حرارتی تنها برای درمان تومورهای سطحی مفید هستند. برای درمان تومورهای عمقی باید از نوترون‌های

پرانرژی‌تر و با قدرت نفوذ بالا استفاده کرد، با این وجود باریکه‌ی خالصی از نوترون‌های سریع برای درمان مناسب نمی‌باشد چراکه علی‌رغم نفوذ در مغز، باعث افزایش چشمگیر دز جذبی در سطح پوست و استخوان می‌شود. بنابراین تابش نوترونی زمانی بهینه است که نوترون‌های فرودی تا حد امکان با اتم‌های بور داخل غده واکنش داده و کم‌ترین آسیب را به بافت‌های سالم اطراف غده وارد کنند. شبیه‌سازی‌ها و آزمایشات نشان می‌دهند که انرژی مناسب نوترون برای درمان غدد عمقی در محدوده‌ی انرژی نوترون‌های فوق‌حرارتی می‌باشد. نوترون‌های با انرژی کمتر قبل از رسیدن به غده، در بافت سالم جذب می‌شوند و نوترون‌های با انرژی بیشتر، منجر به افزایش دز جذبی در بافت سالم می‌گردند. چنانچه تعداد نوترون‌های فرودی کم باشد، زمان پرتودهی باید افزایش یابد و این امر باعث افزایش دز جذبی نامطلوب در بافت سالم می‌شود، افزایش بیش از حد شار نیز منجر به افزایش دز جذبی نامطلوب می‌گردد. پس لازم است تا تعداد نوترون‌های فرودی نیز بهینه شوند. [۲]

۱۱.۱ سطح مقطع‌های نوترون

احتمال رخداد یک واکنش با هسته‌ی هدف بر حسب تعداد نوترون‌هایی که بر متر مربع هدف برخورد می‌کند. سطح مقطع‌های نوترون به شدت به انرژی و همین‌طور به وزن اتمی و عدد اتمی و نوع ایزوتوپ هسته‌ی هدف بستگی دارد.

سطح مقطع‌های نوترون به طور جداگانه برای هر نوع واکنش و ایزوتوپ تعریف می‌شوند. مثلاً سطح مقطع پراکندگی کشسان (σ_s)، پراکندگی ناکشسان (σ_i)، سطح مقطع جذب (σ_a)، سطح مقطع گیراندازی (σ_γ)، سطح مقطع شکاف (σ_f) و... که سطح مقطع کل - یعنی احتمال رخداد هر نوع واکنشی - برابر با حاصل جمع همه‌ی سطح مقطع‌ها است.

$$\sigma_{tot} = \sigma_s + \sigma_a + \sigma_i + \dots$$

سطح مقطع جذب نوترون در انرژی کم با $\frac{1}{v}$ نسبت مستقیم دارد و با کاهش سرعت نوترون، افزایش پیدا می‌کند.

۱۲.۱ تغییر سطح مقطع با انرژی نوترون

در بسیاری از موارد سطح مقطع برهم‌کنش‌های نوترون ثابت نیست بلکه با انرژی نوترون تغییر می‌کند، البته به طور کلی سطح مقطع با توجه به نوع برهم‌کنش که از نوع جذب باشد یا پراکندگی و یا با توجه به عدد جرمی برای هر عنصر متفاوت می‌باشد. در این جا لازم به ذکر است که سطح مقطع واکنش‌های کشسان برای عناصر سبک با انرژی حدود 1 MeV کم و بیش مستقل از انرژی است و برای عناصر متوسط و سنگین سطح مقطع پراکندگی کشسان در انرژی‌های پایین ثابت است و در انرژی‌های بالا دست‌خوش تغییرات می‌شود، پراکندگی ناکشسان اصولاً بین نوترون‌های انرژی‌بالا و عناصر متوسط و سنگین رخ می‌دهد و اهمیت این عناصر از این بابت است که نوترون‌های انرژی‌بالا می‌توانند کسر بزرگی از انرژی خود را در پراکندگی ناکشسان با عناصر سنگین از دست بدهند.

سطح مقطع‌های جذب در مقابل سطح مقطع‌های پراکندگی کشسان، تغییرات نسبتاً بیشتری از خود نشان می‌دهند. البته این تغییر هم می‌تواند شامل تغییر از یک ایزوتوپ به یک ایزوتوپ دیگر و هم از یک انرژی به انرژی دیگر باشد. سطح مقطع جذب نوترون در بور برای نوترون‌های کم‌انرژی زیاد است ولی با افزایش انرژی نوترون، سطح مقطع جذب کاهش می‌یابد. نمودار ۱۲.۱ تغییرات سطح مقطع جذب ^{10}B را برحسب انرژی نوترون نشان می‌دهد.

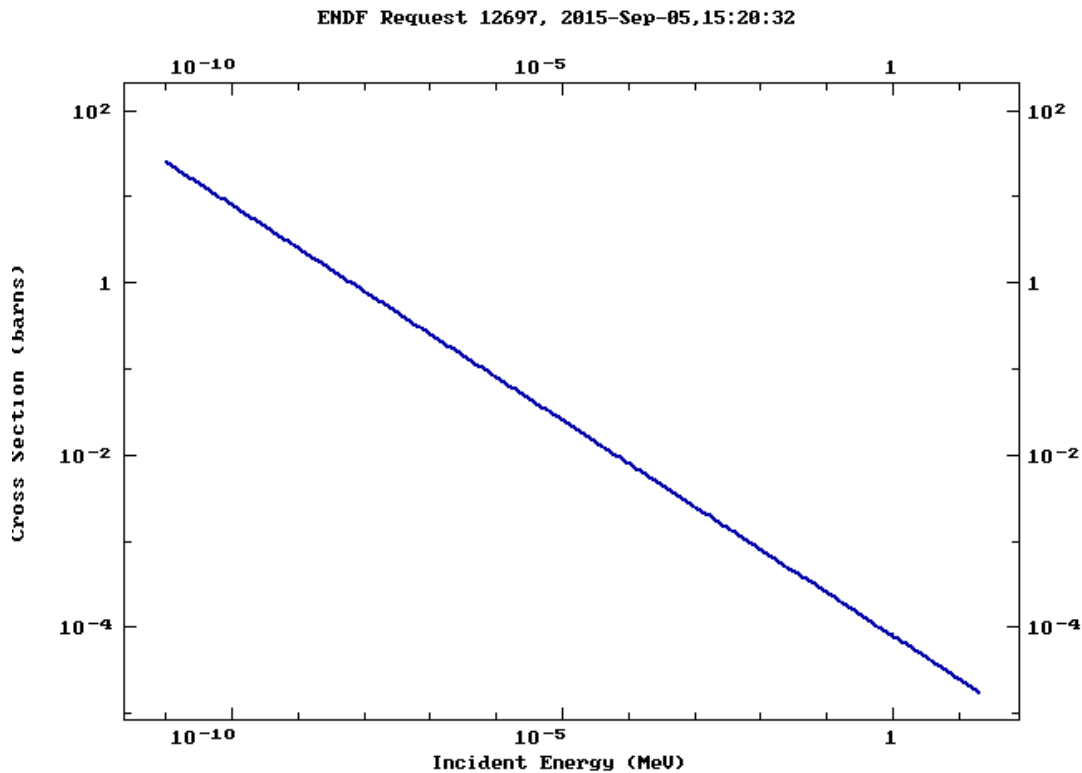
۱۳.۱ مشخصات باریکه نوترونی

باریکه نوترونی برای استفاده در $BNCT$ باید شدت و انرژی مناسب داشته باشد. جدول ۲.۱ پارامترهای توصیه شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی (IAEA) ^{۱۴} برای باریکه نوترونی رانشان می‌دهد [۱۵].

۱۴.۱ معیارهای ارزیابی طیف

به‌طور کلی دو دسته معیار برای ارزیابی طیف وجود دارد:

^{۱۴}International Atomic Energy Agency



شکل ۵.۱: نمودار سطح مقطع جذب بور [۱۴]

معیارهایی که در هوا تعریف می‌شوند

این دسته از معیارها براساس دزیمتری شار نوترون در هوا و درست قبل از رسیدن به سر بیمار تعریف می‌شوند. این معیارها شامل سه ردیف اول جدول ۲.۱ یعنی شار نوترون فوق حرارتی، نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع و نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون حرارتی می‌باشند.

معیارهای در فانتوم

معیارهایی که در فانتوم تعریف می‌شوند براساس دزیمتری در عمق بافت و درون تومور تعریف می‌شوند که طبق جدول فوق شامل نسبت دز گامای جذب شده به شار نوترون فوق حرارتی و نسبت دز نوترون سریع به شار نوترون فوق حرارتی می‌باشد. از آنجا که نمی‌توان وسایل اندازه‌گیری تابش را در درون بدن بیمار کار گذاشت لذا جهت انجام آزمایش‌های دزیمتری، طراحی یک مدل فیزیکی (فانتوم) از سر بیمار ضروری است. کلیه محاسبات با اندازه‌گیری‌ها براساس این مدل انجام می‌گردد. بدیهی است هرچه این

جدول ۲.۱: پارامترهای باریکه نوترونی [۱۵]

BNCT beam port parameters	Recommended value
$f_{\text{epithermal}} \text{ (n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}\text{)}$	$\sim 10^9$
$f_{\text{epithermal}}/f_{\text{fast}}$	>20
$f_{\text{epithermal}}/f_{\text{thermal}}$	>100
$D_{\text{fast}}/f_{\text{epithermal}} \text{ (Gy cm}^2\text{)}$	$<2 \times 10^{-13}$
$D_{\text{v}}/f_{\text{epithermal}} \text{ (Gy cm}^2\text{)}$	$<2 \times 10^{-13}$
Fast energy group (f_{fast})	$E > 10 \text{ keV}$
Epithermal energy group ($f_{\text{epithermal}}$)	$1 \text{ eV} \leq E \leq 10 \text{ keV}$
Thermal energy group (f_{thermal})	$E < 1 \text{ eV}$

مدل به واقعیت نزدیکتر باشد، نتیجه‌ی اندازه‌گیری‌ها دقیق‌تر خواهد بود. طراحی مدلی که حداکثر شباهت به واقعیت را داشته باشد و همین‌طور ساخت آن، یکی از زمینه‌های تحقیقاتی فعال در *BNCT* و سایر انواع رادیوتراپی‌ها است.

۱۵.۱ نتیجه‌گیری

با توجه به این نکته که در پرتودرمانی از بین بردن گزینشی بافت تومور بدون آسیب‌رسانی به بافت‌های سالم اطراف آن حائز اهمیت ویژه است، از میان روش‌های مختلف پرتودرمانی، *BNCT* بیشتر از سایر روش‌ها این نکته را برآورده کرده است. در این روش پرتودرمانی، به این خاطر که بور تنها به غده‌ی سرطانی رسانده می‌شود، و با توجه به برد کم و *LET* بالای محصولات واکنش، بافت سرطانی با کم‌ترین آسیب به بافت‌های سالم مجاور از بین می‌رود. بنابراین روش درمانی *BNCT* برای درمان آن دسته از تومورها که در بافت‌های حساس بدن خصوصاً مغز قرار دارند، روش درمانی بسیار مناسبی می‌باشد.

فصل ٢

BNCT الزامات

۱.۲ مقدمه

برای یک نوترون درمانی موفق توجه به چند نکته حائز اهمیت است: نکته‌ی اول وجود تعداد کافی هسته‌ی ایزوتوپ بور در سلول سرطانی و کم‌ترین تعداد آن در خون و بافت سالم است (10^9 atom/cell)، و دومین نکته وجود تعداد کافی نوترون حرارتی برای واکنش با بور و تکمیل فرایند درمان می‌باشد. در این فصل تلاش شده الزامات برآوردن این دو شرط بررسی شود.

۲.۲ انتقال انرژی خطی

کمیت dE/dx را توان توقف خطی یا ایستاندگی محیط مادی (LET)^۱ در مقابل پرتو می‌نامند که برابر مقدار انرژی است که ذره در واحد طول مسیر خود در ماده جاذب از دست می‌دهد. تاثیرات زیستی پرتوها و شدت این اثرات وابسته به مقدار این کمیت می‌باشد. مقدار این کمیت از معادله زیر محاسبه می‌شود (به استثنای الکترون).

$$-\frac{dE}{dX} = \frac{4\pi z^2 q^2 N Z}{M V^2} \left[\ln \frac{2 M v^2}{I(1 - \beta^2)} - \beta^2 \right] \frac{\text{erg}}{\text{cm}} \quad (1.2)$$

که در این معادله z عدد اتمی ذره‌ی باردار و Z عدد اتمی ماده‌ی جاذب، N شمار اتم‌های ماده‌ی درآشامنده بر سانتی‌متر مکعب و q یکای بار الکتریکی ($1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$)، M جرم ذره‌ی باردار ساکن بر حسب گرم، V سرعت ذره‌ی باردار بر حسب cm ، c سرعت نور ($3 \times 10^{10} \text{ cm}$)، $\beta = V/c$ ، I میانگین پتانسیل یونش و برانگیزش اتم‌های ماده‌ی درآشامنده است.

انتقال انرژی خطی عامل مهمی است که در مقایسه‌ی اثر انواع مختلف تابش‌ها روی بافت زنده مطرح می‌شود. یون‌های سنگین و ذرات آلفا نمونه‌های انتقال انرژی خطی زیاد هستند. زیرا این ذرات به‌علت این‌که انرژی خود را در برخوردها سریعاً از دست می‌دهند، عموماً دارای برد کوتاه در ماده هستند. در واکنش گیراندازی نوترون توسط ^1_0B دو ذره‌ی محصول با انتقال انرژی خطی بالا و برد کوتاهی در محدوده‌ی ابعاد یک سلول تولید می‌شوند [۱۰].

^۱Linear Energy Transfer

۳.۲ پویش آزاد متوسط

مسافت متوسطی که یک نوترون بدون برهم‌کنش طی می‌کند مسافت آزاد میانگین یا پویش آزاد متوسط^۲ نامیده می‌شود. این کمیت را معمولاً با نماد λ نشان می‌دهند [۲۸، ۳۱].

$$\begin{aligned}\lambda &= \int_0^{\infty} xP(x)dx \\ &= \sum_t \int_0^{\infty} xe^{-\Sigma_t x} dx \\ &= \frac{1}{\Sigma_t}\end{aligned}\quad (۲.۲)$$

۴.۲ جاذب‌های نوترون

ایزوتوپ‌های مختلف سطح مقطع‌های جذب نوترون حرارتی متفاوتی دارند، از این میان B^1 به دلایل زیر برای استفاده در BNCT مناسب‌تر است:

- ۱- B^1 دارای سطح مقطع جذب نوترون حرارتی بالایی می‌باشد.
- ۲- این عنصر رادیواکتیو نیست و حدود بیست درصد از بور طبیعی را تشکیل می‌دهد.
- ۳- غیر سمی است.
- ۴- برد محصولات واکنش جذب نوترون در بور شرایط تخریب‌ناپذیر یعنی برد کم در حد ابعاد سلولی و انتقال انرژی خطی بالا را ارضا می‌کند. در جدول زیر سطح مقطع جذب نوترون حرارتی با هسته چند ماده مختلف آورده شده است. به جز لیتیم و بور بقیه‌ی هسته‌ها در اثر جذب نوترون، پرتوی گامای پرانرژی تولید می‌کنند که برد آن‌ها بیش از محدوده‌ی درمانی است و باعث آسیب‌رسانی بیش از حد به بافت سالم می‌شود. از طرفی لیتیم سمی و خطرناک است، اما B^1 ضمن این‌که یک ایزوتوپ پایدار است، غیرسمی بوده و ترکیبات آن خطری ندارد.

^۲Mean Free Path

جدول ۱۰۲: سطح مقطع جذب نوترون حرارتی با هسته‌ی چند ماده مختلف [۴]

Nuclide	Interaction	Cross section σ_{th} (b)
^3He	(n,p)	5,333
^6Li	(n, α)	940
^{10}B	(n, α)	3,835
^{113}Cd	(n, γ)	20,600
$^{135}\text{Xe}^a$	(n, γ)	2,720,000
^{149}Sm	(n, γ)	42,080
^{151}Eu	(n, γ)	9,200
^{155}Gd	(n, γ)	61,100
^{157}Gd	(n, γ)	259,000
^{147}Hf	(n, γ)	561
^{199}Hg	(n, γ)	2,150
$^{235}\text{U}^a$	(n,f)	681
$^{241}\text{Pu}^a$	(n,f)	1,380
$^{242}\text{Am}^a$	(n,f)	8,000

۵.۲ GdNCT

همان‌طور که در جدول ۱۰۲ مشاهده می‌شود عنصر گادولینیم^۳ نیز یکی از جاذب‌های نوترون است که سطح مقطع جذب نوترون‌های حرارتی آن بسیار بالاست و این موضوع منجر به پیشنهادهایی مبنی بر نوترون‌درمانی با جاذب گادولینیم شده‌است که این روش درمانی را *GdNCT* نام نهاده‌اند. این عنصر علاوه بر سطح مقطع جذب بالای نوترون، از انتقال انرژی خطی بالایی نیز برخوردار است. با این حال استفاده از این جاذب معایبی نیز دارد از جمله این‌که محصولات واکنش برد زیادی دارند و انرژی خود را در فواصل طولانی‌تری نسبت به ابعاد سلولی که بور را دریافت کرده به‌جای می‌گذارند که این امر موجب آسیب‌رسانی به بافت سالم اطراف غده می‌شود. بنابراین با اطمینان می‌توان گفت که این روش درمانی حداقل برای سرطان‌هایی که در بافت‌های نرم بدن واقع شده‌اند مناسب نمی‌باشد، خصوصاً سرطان‌های مغزی، چراکه کوچک‌ترین آسیبی به هر قسمت از مغز می‌تواند به از کارافتادن بخشی از سازوکار بدن و حتی فلج عضوی از بدن منجر شود. با این وجود با توجه به ویژگی‌های روش درمانی *GdNCT*، استفاده از این روش در بافت‌های استخوانی ممکن است مثمرتر واقع شود.

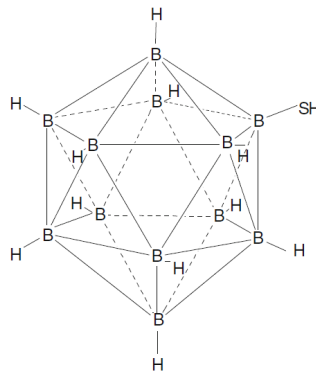
^۳Gadolinium

۶.۲ حامل‌های بور

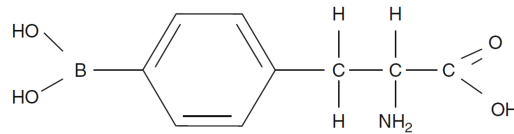
بور یک عنصر شیمیایی غیر رادیواکتیو با عدد اتمی ۵ و نماد شیمیایی B می‌باشد که به صورت آزاد در طبیعت یافت نمی‌شود و همیشه با ماده‌ای دیگر ترکیب شیمیایی شده است. از نظر زیستی ترکیب‌های بور بر روی پستانداران آسیب جدی نمی‌گذارد. عنصر بور به طور طبیعی دارای دو ایزوتوپ طبیعی ^{10}B (۱۹/۹ درصد) و ^{11}B (۸۱/۱ درصد) است. ایزوتوپ ^{10}B که حدود ۲۰ درصد از بور طبیعی را تشکیل می‌دهد یکی از قوی‌ترین جذب کننده‌های نوترون است به طوری که از آن به عنوان جاذب نوترون در رآکتورهای اتمی استفاده می‌شود. سطح مقطع جذب نوترون در بور با کاهش انرژی نوترون افزایش می‌یابد [۸]. نخستین گام برای موفقیت BNCT تحویل‌گزینی اتم‌های ^{10}B به سلول‌های تومور است. غلظت بور در تومور نسبت به خون باید بیشینه باشد [۱۲]. به این منظور حامل‌های ویژه‌ای برای بور ساخته شده‌اند. داروی حامل بور باید دارای شرایط زیر باشد:

- ۱- غلظت آن در تومور زیاد باشد که این وابسته به مقدار و مسیر توزیع دارو است.
- ۲- جذب آن در تومور نسبت به بافت سالم و خون زیاد باشد.
- ۳- بقای آن در تومور زیاد و در بافت سالم کم باشد.
- ۴- غیرسمی باشد.

در دهه ۱۹۶۰ دو ترکیب بورون از بررسی صدها حامل شیمیایی بور با وزن مولکولی کم بدست آمد که یکی $Na_2B_{12}H_{11}SH$ (BSH) و دیگری p -dihydroxyboryl-phenylalanine (BPA) نامیده شدند. این ترکیبات غیر سمی هستند و نسبت جذب آن در تومور به بافت سالم و همینطور نسبت جذب در تومور به خون بیشتر از یک می‌باشد [۱۳].



شکل ۱۰۲: ساختار مولکولی داروی حامل بور BSH



شکل ۲.۲: ساختار مولکولی داروی حامل بور BPA

۷.۲ چشمه‌های نوترون

قبل از بهینه نمودن شارنوترونی و انتخاب تجهیزات جانبی و هر اقدام دیگری در BNCT، انتخاب چشمه‌ی نوترون دارای اهمیت ویژه‌ای می‌باشد. امروزه چشمه‌های نوترونی متفاوتی وجود دارد که نوترون‌های با شار و انرژی‌های مختلفی را تولید می‌کنند. چشمه‌های متفاوتی برای استفاده در BNCT مورد بررسی و آزمایش قرار گرفته که از آن جمله می‌توان به رآکتورهای هسته‌ای اشاره کرد. استفاده از این چشمه که منبع غنی نوترون با طیف انرژی گسترده می‌باشد به دلایل متعدد برای بسیاری از کشورها امکان‌پذیر نمی‌باشد و این امر موجب شد که سایر چشمه‌های نوترونی برای استفاده‌های کلینیکی مورد توجه قرار گیرند. چشمه‌های نوترون را به‌طور کلی می‌توان به چهار نوع زیر دسته‌بندی کرد [۳۲].

۱.۷.۲ گسیلنده‌های آلفا

گسیلنده‌ی آلفا ایزوتوپ‌های پرتوزای طبیعی با طول عمر طولانی همچون رادیم^۴، پولونیوم^۵، پلوتونیوم^۶ و آمرسیوم^۷ هستند که آن‌ها را به صورت پودر با یک فلز سبک پودر شده و نرم مانند برلیوم، کاملاً مخلوط می‌کنند و آن را در کپسولی سربسته قرار می‌دهند. بدین ترتیب یک چشمه پرتوزای نوترونی با آهنگ ثابت حاصل می‌شود. مهم‌ترین این چشمه‌ها همان واکنش به‌کار رفته در کشف نوترون است:



^۴Radium

^۵Polonium

^۶Plutonium

^۷Americium

طیف انرژی نوترون‌های حاصل از این نوع چشمه، بسته به انرژی ذره‌ی آلفا متفاوت است. مثلاً برای ^{226}Ra و دخترانش، که ذرات آلفایی با انرژی در حدود ۵ تا تقریباً 8MeV گسیل می‌کنند، طیف انرژی نوترون‌ها تا حدود 13MeV می‌رسد. محتمل‌ترین انرژی نوترون حدود 5MeV و آهنگ تولید در حدود 10^7 نوترون در ثانیه برای هر کوری از ^{226}Ra است.

به‌دلیل گسیل بالای γ که از ^{226}Ra و دخترانش ناشی می‌شود، چشمه‌ی نوترون رادیم-برلیم با چشمه‌های دیگری جایگزین شده است که در آن‌ها از ^{210}Po (138d)، ^{238}Pu (86y) و ^{241}Am (458y) استفاده می‌شود. قدرت این چشمه‌ها در حدود $3 \times 10^6 - 2$ نوترون در ثانیه به ازای هر کوری از فعالیت آن‌ها است [۴۴، ۴۵].

۲.۷.۲ چشمه‌ی فوتونوترون

در فرایندی مشابه گسیلنده‌های آلفا، می‌توان واکنش (γ, n) را برای تولید نوترون به کار برد. مزیت این چشمه آن است که می‌توان نوترون‌ها را خیلی بیشتر تک‌انرژی ساخت، خصوصاً اگر چشمه‌ی فوتون تقریباً تک‌انرژی باشد. مثلاً $Na - 24$ پرتوی گامای با انرژی $2,76\text{MeV}$ گسیل می‌کند. جذب این فوتون برای غلبه بر انرژی بستگی نوترون در $Be - 9$ کافی می‌باشد.



بهره‌ی این فرایند 2×10^6 نوترون در ثانیه به ازای هر کوری از فعالیت $Na - 24$ است و انرژی نوترون در حدود $0,8\text{MeV}$ است. اشکال این چشمه، نیمه‌عمر کوتاه $Na - 24$ است (15h). ایزوتوپ با طول‌عمر بیشتر ^{124}Sb (60d) است. انرژی نوترون گسیل‌شده در این فرایند در حدود 24MeV است [۴۵].

۳.۷.۲ چشمه‌های رادیوایزوتوپی

برخی هسته‌های بسیار سنگین به طور خود به خود شکافته می‌شوند و نوترون آزاد می‌کنند که از آن‌ها می‌توان به‌عنوان چشمه‌های نوترون‌زا استفاده کرد. در بسیاری موارد نیمه‌عمر شکافت خود به خود بسیار طولانی‌تر از نیمه‌عمر واپاشی آلفا است.

از جمله‌ی این هسته‌ها می‌توان به ^{252}Cf اشاره کرد. نیمه‌عمر این رادیوایزوتوپ $2,645$ سال است و در اثر شکافت خودبه‌خودی نوترون و گاما تولید می‌کند. نوترون‌ها مستقیماً در فرایند شکافت با آهنگی

حدود ۴ نوترون در هر شکافت ایجاد می‌شود. شکافت فقط در حدود ۳ درصد واپاشی‌ها را تشکیل می‌دهد و بقیه از نوع واپاشی آلفا است. آهنگ تولید نوترون $10^{12} \times 2/3$ نوترون در ثانیه به ازای هر گرم از $Cf-252$ است. انرژی نوترون از مشخصه شکافت است و یک توزیع پیوسته با انرژی‌های متوسط $1-3 MeV$ را نشان می‌دهد. از این چشمه می‌توان در BNCT استفاده کرد، اما با توجه به

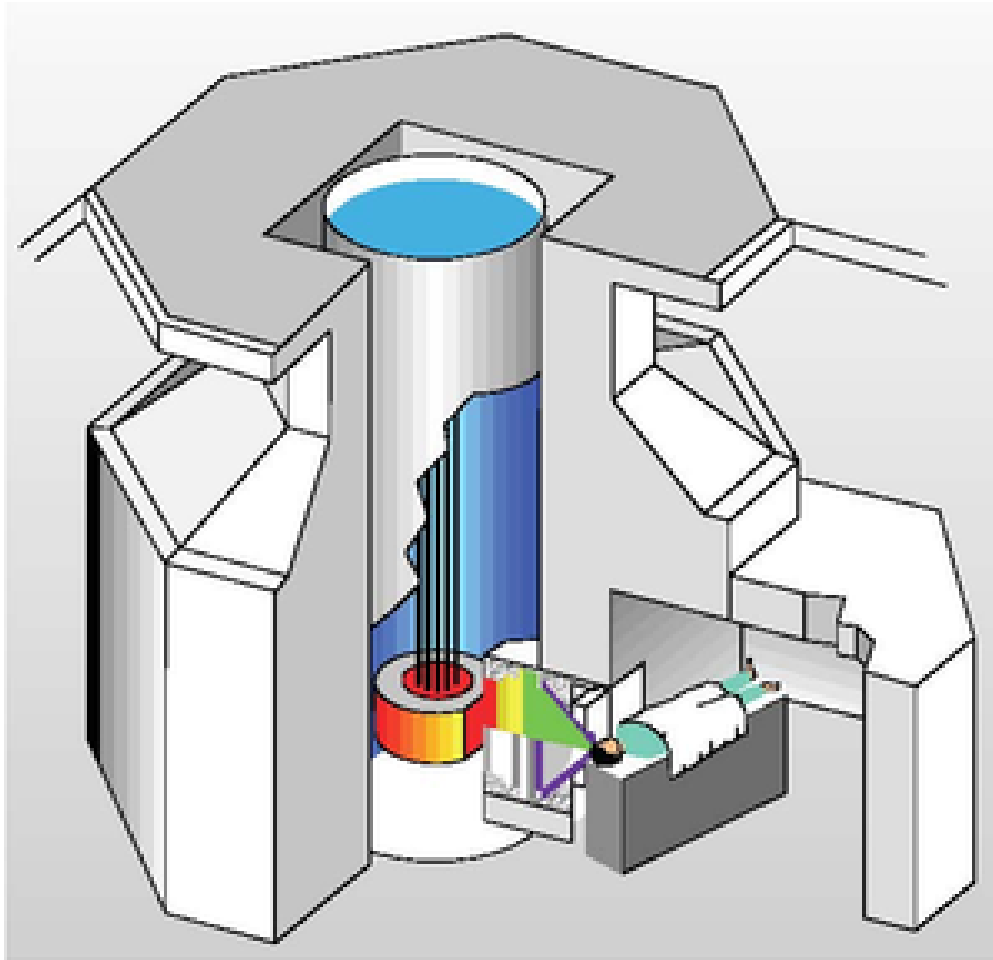


شکل ۳.۲: چشمه‌ی کالیفورنیوم ۲۵۲

این‌که این رادیو ایزوتوپ بسیار گران است و نیمه عمر نسبتاً کوتاه آن ایجاب می‌کند که مقدار آن در سیستم مرتباً افزایش یابد، و با توجه به این‌که کار با آن به لحاظ ایمنی خطرناک است استفاده از آن در BNCT چندان مورد توجه قرار نگرفته است [۱۶، ۳۲، ۴۴، ۴۵].

۴.۷.۲ رآکتورهای هسته‌ای

رآکتورهای هسته‌ای زیاترین چشمه‌های نوترون هستند. شار نوترون در قلب یک رآکتور شکافت هسته‌ای می‌تواند خیلی بالا، نوعاً 10^{14} نوترون در سانتی‌متر مربع در ثانیه باشد. طیف انرژی نوترون‌های حاصل از شکافت اورانیوم-۲۳۵ گستره‌ای از چند کیلو الکترون ولت تا بیش از $10 MeV$ را می‌پوشاند که میانگین این توزیع انرژی حدود $2 MeV$ است. رآکتورهای پژوهشی اغلب دارای درگاه‌هایی هستند که از طریق آن‌ها باریکه‌های نوترونی به نواحی آزمایشگاهی خارج از حفاظ اصلی رآکتور راه می‌یابند [۱۸].

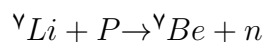
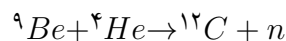


شکل ۴.۲: کاربرد رآکتور به‌عنوان چشمه‌ی نوترونی در *BNCT*

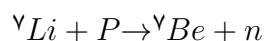
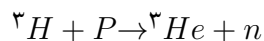
از جمله معایب رآکتورهای هسته‌ای هزینه‌های سنگین، دور بودن از بیمارستان و غیرقابل انتقال بودن آن به بیمارستان و عدم پذیرش افکار عمومی مبنی بر ایمن بودن آن می‌باشد. به‌علاوه نشت نوترون و گاما نیز در محیطی که رآکتور در آن قرار دارد حتی پس از خاموشی رآکتور نیز وجود دارد [۱۵].

۵.۷.۲ شتاب‌دهنده‌های ذرات

با استفاده از شتاب دهنده‌های ذرات و از طریق واکنش‌های هسته‌ای گوناگون، می‌توان باریکه‌های نوترونی متنوعی تولید کرد. به منظور تولید نوترون‌های تک‌انرژی در شتاب‌دهنده‌ها لازم است که از بروز حالت‌های برانگیخته هسته‌ی فرآورده جلوگیری شود. به این منظور از مواد سبک به‌عنوان ماده‌ی هدف برای باریکه‌های پروتونی یا دوترونی استفاده می‌شود. در زیر تعدادی از واکنش‌های مهم که برای تولید نوترون‌های تک‌انرژی مورد استفاده قرار می‌گیرند فهرست شده است [۴۴، ۴۵].



(۵.۲)



برای مثال مخلوطی از یک گرم رادیم و چند گرم برلیم یک چشمه‌ی جمع و جور نوترون که حدود 10^7 نوترون بر ثانیه گسیل می‌کند به دست می‌دهد.

۸.۲ دستگاه پلاسمای کانونی

دستگاه پلاسمای کانونی درحقیقت همان رآکتور گداخت هسته‌ای کوچک است که با استفاده از روش محصورسازی اینرسی حاصل می‌شود. تولید نوترون در این رآکتور براساس فرایند همجوشی کنترل شده می‌باشد. اگر دو هسته‌ی سبک را ترکیب کنیم و هسته‌ای با جرم کم‌تر از $A = 56$ تشکیل دهیم، انرژی معادل تفاوت انرژی بستگی هسته‌ی سنگین و هسته‌های سبک‌تر آزاد می‌شود. این فرایند همجوشی هسته‌ای نام دارد. واکنش‌های همجوشی زیر، در رآکتورهای گداخت گرما هسته‌ای کنترل شده منجر به تولید نوترون می‌شوند.



(۶.۲)



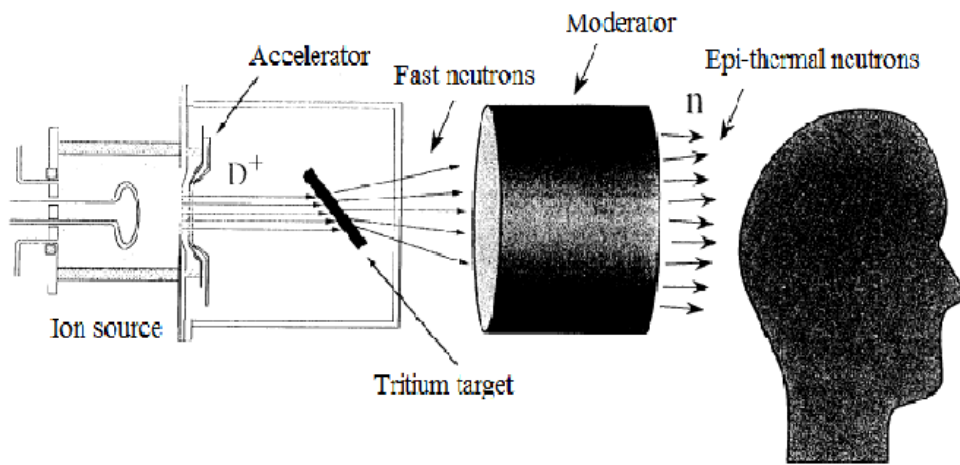
واکنش دوم که به واکنش $D - T$ معروف است و بیشترین انرژی را آزاد می‌کند، مناسب‌ترین گزینه برای رآکتورهای همجوشی می‌باشد. وقتی گاز دوتریوم تا دماهای زیاد گرم شود، اتم‌ها یونیده می‌شوند و لذا سوخت به صورت مخلوط داغی از یون‌های مثبت و الکترون‌های منفی و از لحاظ الکتریکی کاملاً خنثی است. چنین وضعیتی را پلاسما می‌نامند. برای افزایش احتمال برخورد بین یون‌ها و در نتیجه افزایش بازده، پلاسما باید دارای شرایط زیر باشد:

- ۱- چگالی سوخت به اندازه‌ی کافی بالا باشد.
 - ۲- دما باید آنقدر زیاد باشد که احتمال نفوذ ذرات در سد پتانسیل کولنی مقابل وجود داشته باشد ($10^8 K$).
 - ۳- زمان محصورسازی به اندازه‌ی کافی طولانی باشد.
- به دلیل آن‌که محفظه‌ای وجود ندارد که بتواند پلاسما با دمایی در حدود 10^8 میلیون درجه‌ی کلونین را محصور سازد، از فرایند محصورسازی استفاده می‌کنیم. در این روش از برخورد پلاسما با دیواره‌های ظرفی که در آن جای دارد جلوگیری می‌شود. برای رسیدن به شرایط فوق، تاکنون دو روش مورد تحقیق قرار گرفته است:
- ۱- همجوشی از طریق محصورشدگی مغناطیسی
 - ۲- همجوشی از طریق محصورشدگی لختی

۱.۸.۲ مزایای استفاده از دستگاه پلاسمای کانونی به عنوان چشمه‌ی نوترون

در $BNCT$

چنانچه ذکر شد اساس تولید نوترون در دستگاه پلاسمای کانونی واکنش همجوشی هسته‌ای می‌باشد. فرایند همجوشی دارای چند مزیت واضح نسبت به شکافت است: هسته‌های سبک به مراتب آسان‌تر از هسته‌های پرتوزای موردنیاز در واکنش شکافت هسته‌ای قابل حصول‌اند، و محصولات نهایی همجوشی نیز معمولاً هسته‌های سبک پایدارند و نه هسته‌های سنگین پرتوزا. به علاوه ساخت این دستگاه بسیار کم‌هزینه‌تر از رآکتورهای شکافت است، اما مزیت اصلی این دستگاه نسبت به سایر چشمه‌های نوترون قابلیت حمل و نقل آسان و قابلیت نصب در بیمارستان، داشتن ابعاد کوچک و درعین حال شار بالای نوترون می‌باشد به نحوی که بهره‌ی نوترونی حاصل از این دستگاه بعضاً به $10^{16} \frac{n}{cm^2.s}$ می‌رسد [۶، ۴۰]. از دیگر مزیت‌های این چشمه‌ی نوترونی می‌توان به قابلیت کنترل آن با کلید اشاره کرد که ایمنی بالاتری را ایجاد می‌نماید. همچنین کم‌ترین زمان درمان به روش $BNCT$ نیز در شبیه‌سازی‌ها با این چشمه‌ی نوترونی برآورد شده است. اثرات زیستی تابش به دز دریافتی توسط بدن بیمار بستگی دارد. یک دستگاه پلاسمای کانونی پالس‌های نوترون سریع با شدت بالا و در زمان خیلی کوتاه (در حد نانوثانیه) را منتشر می‌کند. استفاده از پالس‌های نوترونی سریع و قدرتمند می‌تواند دز جذبی را کاهش دهد [۳۳، ۷]. تک انرژی بودن نوترون‌های حاصل از دستگاه پلاسمای کانونی نیز از دیگر ویژگی‌های این دستگاه می‌باشد [۴۱، ۴۲، ۴۳، ۳۸]. قابل ذکر است که این چشمه‌ی نوترونی در حالت خاموشی تابش ندارد.



شکل ۵.۲: عبور شار نوترونی حاصل از دستگاه پلاسمای کانونی از مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف قبل

از رسیدن به بدن بیمار

فصل ۳

آشنایی با مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف و کد

MCNP

۱.۳ مقدمه

برای انجام واکنش BNCT ما به شار بالای نوترون فوق حرارتی نیاز داریم، نوترون‌های فوق حرارتی در حین عبور از بافت بدن تا رسیدن به تومور مورد نظر مقداری از انرژی خود را از دست داده و تبدیل به نوترون‌های حرارتی می‌شوند. نوترون‌های تولید شده توسط چشمه‌های مختلف، شدت و انرژی‌های متفاوتی دارند. جهت استفاده در BNCT باریکه‌ی نوترونی باید شدت و انرژی مناسب داشته باشد که در بخش ۱۲.۱ به آن اشاره شد. به‌علاوه میزان نوترون‌های حرارتی و سریع بیم نوترون در محل درمان باید به میزان قابل قبولی کاهش یابد.

برای رسیدن به پارامترهای توصیه شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی باید طیف نوترون خروجی از چشمه را بهینه کرد. به این منظور نیاز به طراحی و ساخت یک مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف (BSA)^۱ می‌باشد [۲]. در این فصل تلاش شده قسمت‌های مختلف یک مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف معرفی و شرایط آن بررسی شود. هم‌چنین طراحی این مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف در این پایان‌نامه با شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو انجام شده‌است که در پایان این فصل، توضیحاتی در مورد روش مونت‌کارلو و نرم‌افزار استفاده‌شده در این پژوهش نیز آورده شده‌است.

۲.۳ طراحی شکل‌دهنده‌ی طیف

بسته به نوع چشمه‌ی نوترون طراحی‌های مختلفی برای این مجموعه صورت گرفته اما به‌طور کلی یک BSA از قسمت‌های زیر تشکیل شده است.

کندکننده، بازتابنده، فیلترهای نوترون، فیلتر گاما و موازی‌ساز در طراحی یک BSA پارامترهای مختلفی مانند نوع مواد، ضخامت‌ها، نوع چینش مواد، پیکربندی و ... وجود دارد که باید در نظر گرفته شود [۲۵].

^۱Beam Shaping Assembly

۳.۳ کند کننده

کند کننده نوترون‌های سریع را کند و آن‌ها را به نوترون‌های فوق حرارتی تبدیل می‌کند. با کند شدن نوترون انرژی آن کاهش می‌یابد. چون نوترون‌ها بدون بار هستند، نمی‌توانند با ایجاد یونش انرژی از دست بدهند. برخوردهای هسته‌ای تنها راه اتلاف انرژی هستند. اغلب این برخوردها کشسانند یعنی در آن‌ها هسته‌ی هدف برانگیخته نمی‌شود.

درانتخاب مواد کندکننده ویژگی‌های زیر باید مدنظر قرار گیرد:

- ۱- سطح مقطع جذب نوترون فوق حرارتی پایین باشد.
- ۲- سطح مقطع پراکندگی بالا برای نوترون‌های سریع به طوری که مقدار نسبت سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون‌های سریع به سطح مقطع جذب نوترون‌های فوق حرارتی زیاد باشد.
- ۳- محصولات رادیواکتیو با عمر طولانی نداشته باشد.
- ۴- در میدان‌های قوی نوترون بادوام باشد.
- ۵- عدد جرمی پایین داشته باشد.

همان‌گونه که سطح مقطع پراکندگی مواد نشان‌دهنده‌ی احتمال پراکندگی بر حسب انرژی است، عدد جرمی نیز نشان‌دهنده‌ی میزان افت انرژی نوترون‌ها در یک برخورد است. برای نوترون‌های با انرژی غیر نسبیته $(E < 20^\circ MeV)$ ، با استفاده از اصل بقای انرژی و اندازه حرکت خطی در سیستم آزمایشگاه انرژی هسته‌ی پس زده از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید:

$$E_R = \frac{4A}{(1+A)^2} (\cos^2 \theta) E_n \quad (1.3)$$

در این رابطه A نسبت جرم هسته‌ی هدف به جرم نوترون، E_n انرژی نوترون فرودی، E_R انرژی جنبشی هسته‌ی پس زده و θ زاویه‌ی پراکندگی هسته‌ی هدف در سیستم آزمایشگاه است. مقادیر بیشینه و کمینه انرژی هسته‌ی پس زده، به ترتیب به ازای $\theta = 0^\circ$ و $\theta = 90^\circ$ به دست می‌آید و چنانچه مشاهده می‌شود در برخوردهای سربه‌سر، انرژی هسته‌ی پس زده بیشینه خواهد بود.

$$E_{Rmax} = \frac{4A}{(1+A)^2} E_n \quad (2.3)$$

هرچه عدد جرمی هسته هدف کمتر باشد، بیشینه‌ی درصد انرژی منتقل شده به آن بیشتر است و مواد با عدد جرمی پایین‌تر در پراکندگی کشسان منجر به کاهش انرژی بیشتر نوترون می‌شود. پس تنها در برخورد با هسته‌ی اتم هیدروژن است که نوترون می‌تواند تمام انرژی خود را به هسته‌ی هدف منتقل کند [۱۵].

۴.۳ بازتابنده

برای جلوگیری از خروج نوترون‌ها از سیستم و کاهش شار عبوری از *BSA*، از یک ماده‌ی بازتابنده‌ی نوترون مانند سرب استفاده می‌کنند. این منعکس‌کننده‌ها باعث می‌شوند که نوترون‌هایی که در حال نشت هستند به سیستم برگردانده شوند [۳۳].

۵.۳ فیلترهای نوترون حرارتی

به منظور بهبود کیفیت بیم نوترون و جهت کم کردن آلودگی‌های پرتو باید تابش‌های نوترون‌های حرارتی و هم‌چنین تابش‌های گامای موجود در پرتو حذف شوند. به این منظور از جاذب‌های قوی نوترون حرارتی و گاما استفاده می‌شود. به‌طور کلی یک فیلتر نوترون ایده‌آل باید فقط نوترون‌های سریع و حرارتی ناخواسته را جذب کند بدون آن‌که محصولات گاما تولید کند [۱۵].

۶.۳ فیلترهای گاما

برای حذف آلودگی‌های ناشی از تابش‌های پرتوی گاما، از جاذب‌های این پرتو استفاده می‌شود. موادی مانند سرب، بیسموت و آرگون مایع گزینه‌های مناسبی هستند، اما بیسموت به دلیل داشتن سطح مقطع پایین در جذب نوترون‌های فوق حرارتی، گزینه‌ی مناسب‌تری برای این منظور است.

۷.۳ موازی‌ساز

پس از عبور نوترون‌ها از کندکننده‌ها و رسیدن به انرژی مناسب، نوترون‌ها دارای جهت‌گیری‌های متفاوتی می‌باشند و لازم است که همه‌ی آن‌ها را به وسیله‌ی یک موازی‌ساز در جهت مناسب به سمت پنجره‌ی خروجی *BSA* هدایت کنیم. جهت افزایش شار در منطقه‌ی تابش، باید باریکه‌ی نوترونی در یک ناحیه‌ی مشخص که نوعاً دایره‌ای به شعاع چند سانتی‌متر است، متمرکز شود. در برخی موارد موازی‌ساز را به شکل مخروط می‌سازند که در این حالت سطح آن را با لایه‌ای از مواد بازتابنده‌ی نوترون با عددجرمی

پایین می‌پوشانند.

۸.۳ تکثیرکننده

هنگامی که نوترون‌ها از میان مواد مختلف BSA عبور می‌کنند، این احتمال وجود دارد که شار نوترون به شدت کاهش یابد، برای رفع این مشکل از صفحات شکافت‌پذیر به‌عنوان تکثیرکننده‌ی نوترون استفاده می‌کنند. در این روش صفحاتی از جنس مواد شکافت‌پذیر را در مسیر شار نوترون خارج شده از چشمه قرار می‌دهند که نوترون‌های سریع زیادی را تولید می‌کند. انرژی این نوترون‌ها پس از عبور از مواد کند کننده کاهش می‌یابد و به این ترتیب شار نوترون فوق حرارتی در خروجی BSA افزایش می‌یابد.

این مواد شکافت‌پذیر که اصطلاحاً مولتی پلیر^۲ یا تکثیرکننده‌ی نوترون نامیده می‌شوند، باید از سطح مقطع بالایی برای واکنش شکافت $(n, 2n)$ برخوردار باشند.

از جمله‌ی این مواد می‌توان به ^{238}U اشاره کرد [۱۱، ۲۰، ۲۲، ۲۳].

از این روش در رآکتور بروکهاون استفاده شده است. در این مورد هشت صفحه‌ی شکافت‌پذیر با ابعاد $100 \times 10 \times 0.3$ سانتی‌متر که هرکدام به‌طور تقریبی شامل یک کیلوگرم اورانیوم-۲۳۵ با غنای ۲۰ درصد بودند، استفاده شد. این صفحات در مسیر پرتو نوترون و درون محفظه‌ای که با آب سنگین پر شده بود قرار داشت. آب سنگین هم نقش خنک‌کننده را دارد و هم به‌عنوان کند کننده استفاده شده است. آزمایش‌ها نشان داد که در این حالت شار نوترون‌های فوق حرارتی ۶ تا ۷ برابر حالتی است که از صفحات شکافت‌پذیر استفاده نشده بود. [۳۷]

۹.۳ اتاق درمان

به دلیل قدرت نفوذ بالای نوترون و گاما، امکان نشت آن‌ها به بیرون از سیستم وجود دارد. به همین دلیل برای جلوگیری از دریافت دز اضافی توسط بیمار و پرسنل خارج از اتاق، خصوصاً در مواردی که از رآکتور استفاده می‌شود، دیوارها و دستگاه‌ها حتماً باید حفاظ‌گذاری شوند. انتخاب مواد حفاظ و تعیین ضخامت آن‌ها به کمک شبیه‌سازی انجام می‌شود که خود این مسئله یکی از زمینه‌های تحقیقاتی در $BNCT$ و سایر شیوه‌های پرتودرمانی محسوب می‌شود.

^۲Multiplier

۱۰.۳ موقعیت بیمار

فاصله بین روزنه‌ی خروجی و آن عضو از بدن بیمار که غده‌ی سرطانی در آن قرار دارد، منجر به کاهش شدت نوترون‌های خروجی به‌علت واگرایی پرتو در هوا می‌شود. لذا لازم است عضو آسیب دیده‌ی بیمار تا حد امکان به روزنه‌ی خروجی نزدیک باشد. به‌علاوه تابش بیم نوترون نیز باید دقیقاً روی منطقه‌ی تومور باشد. پس تعیین محل قرارگیری بیمار باید به‌صورت کاملاً دقیق صورت گیرد. معمولاً این کار به‌روش شبیه‌سازی انجام می‌شود. بعد از تعیین موقعیت بیمار، تنظیمات برای هدف‌گیری پرتو روی منطقه‌ی موردنظر با دقت بسیار بالا انجام می‌گیرد و پس از انجام تنظیمات سر بیمار به‌وسیله‌ی ماسک‌های مخصوص ثابت می‌گردد.

در برخی از کلینیک‌های BNCT برای آسایش بیمار از یک تخت درمان متحرک که در پنج محور حرکت کرده و بیمار را به‌سمت روزنه‌ی خروجی بیم بالا می‌برد برای موقعیت‌یابی بهینه‌ی بدن بیمار استفاده کرده‌اند. در این روش نیازی به حرکت کردن بیمار برای قرارگرفتن در موقعیت مناسب نمی‌باشد بلکه بیمار روی تخت ثابت شده و این تخت است که به‌منظور قرار دادن بدن بیمار در محل مناسب و بهینه حرکت می‌کند. این ابزار دارای تنظیمات متعددی است که برای کنترل ارتفاع، چرخش و انعطاف به‌کار می‌رود. گاهی برای راحتی بیمار، سر وی بر روی متکای راحت قرار گرفته و سپس با کمربندهای ایمنی ثابت می‌شود [۳۴، ۳۶، ۳۷].



۱۱.۳ زمان درمان

یکی از محدودیت‌های پرتودرمانی به روش *BNCT* زمان درمان است. درمان موفق‌تر زمانی حاصل می‌شود که ضمن بهینه کردن بیم نوترون، به پارامترهای جانبی مانند زمان درمان نیز توجه شود. از لحاظ آسایش بیمار یک درمان ۵ ساعته بسیار ناخوشایند است، خصوصاً که بیمار در تمام مدت درمان باید بی‌تحرك باشد. نکته‌ی دیگر این‌که با گذشت زمان داری بور تزریق‌شده به بافت سالم اطراف غده نشت کرده خطر آسیب به بافت‌های سالم افزایش می‌یابد. برای کاهش زمان درمان به شار بالای نوترون در زمان کوتاه نیاز است. رآکتورها دارای قابلیت تولید شار نوترون مورد نیاز در مدت‌زمان مناسب هستند اما به دلایل مذکور مناسب برای استفاده‌ی کلینیکی نمی‌باشند، شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که زمان درمان با چشمه‌ی نوترونی $D-T$ با بهره‌ی نوترونی $10^{14} n$ قابل کاهش تا کم‌تر از یک ساعت می‌باشد. افزایش تمرکز بور در غده نیز راهکاری است که می‌تواند تا اندازه‌ای به کاهش زمان درمان کمک کند [۳۳، ۳۹].

۱۲.۳ شبیه‌سازی آزمایش با نرم‌افزارهای محاسباتی

بسیاری از آزمایش‌های هسته‌ای مانند محاسبات شار نوترون در قلب یک رآکتور و یا انجام آزمایش یک چشمه با قدرت بالا و غیره به دلایل مختلفی نظیر کمبود امکانات و تجهیزات آزمایشگاهی، هزینه‌های بالا و مشکلات زیست‌محیطی، به صورت تجربی در آزمایشگاه‌های هسته‌ای به آسانی قابل آزمایش نیست. و یا این‌که امکان تکرار مکرر یک آزمایش و رسیدن به یک چیدمان مناسب تجهیزات برای آزمایش نظیر مکان چشمه، فاصله‌ی هدف تا چشمه، میزان قدرت آن، و یا استفاده از حفاظ مناسب برای اجتناب از مسایل ایمنی و زیست‌محیطی و نظایر آن به دلایلی مانند وقت‌گیر و هزینه‌بر بودن آن، دشوار می‌باشد. شبیه‌سازی آزمایش به وسیله‌ی نرم‌افزارهای محاسباتی می‌تواند تا حد بسیار زیادی مشکلات فوق‌الذکر را برطرف نماید و ضریب اطمینان را قبل از اقدام عملی در آزمایشگاه‌ها بالا ببرد. آزمون و خطا در این روش هزینه‌ی چندانی برای محقق ندارد و این امر منجر به دستیابی به نتایج بهتر و خطای کمتر در آزمایش‌ها می‌گردد [۳۵].

۱۳.۳ روش مونت کارلو

روش مونت کارلو می‌تواند به عنوان نظریه‌ی تکرار در یک فرایند آماری مانند واکنش ذرات هسته‌ای با مواد مورد استفاده قرارگیرد. برای توصیف کلیه‌ی پدیده‌های طبیعی و در جایی‌که رخدادها از الگوهای آماری پیروی می‌کنند، قاعده‌ی توزیع احتمال حاکم است. در ترابرد ذرات با استفاده از تکنیک مونت کارلو از این حقیقت استفاده می‌شود که ذرات یک چشمه تا زمانی زنده هستند که مرگشان به وسیله‌ی برخی

حالات مانند جذب، گریز از محیط و غیره فرا می‌رسد. شبیه‌سازی تک‌تک ذرات و ترابرد هریک از آنها، استنباط رفتار میانگین هریک از ذرات ترابرد شده، قابلیت شبیه‌سازی ترابرد ذرات در هر هندسه‌ی دلخواه، موثر برای حل مسائل پیچیده‌ای که توسط کدهای قطعی قابل مدل‌سازی نباشد از قابلیت‌های روش مونت‌کارلو می‌باشد. براساس این روش مسایل مربوطه ترابرد ذرات را می‌توان با توزیع پیوسته‌ی انرژی، زمان، جهت و چنانچه ذکر شد هر هندسه‌ای شبیه‌سازی حل نمود [۳۵].

۱.۱۳.۳ محدودیت

محدودیت اصلی روش مونت‌کارلو، خطای ذاتی این روش است که مربوط به طبیعت آماری رویدادهای دنبال شده است.

۱۴.۳ کاربردهای روش مونت‌کارلو

طراحی رآکتورهای هسته‌ای و بررسی ایمنی آنها، طراحی آشکارسازها، اکتشاف چاه‌های نفت، حفاظ سازی، طراحی هدف در شتاب‌دهنده‌ها، پرتوپزشکی و غیره از جمله کاربردهای این روش می‌باشد.

۱۵.۳ کد *MCNP*

کد *MCNP* یکی از قوی‌ترین کدهای محاسباتی هسته‌ای است که براساس روش مونت‌کارلو محاسبات خود را انجام می‌دهد. با استفاده از این کد می‌توان یک آزمایش را که به روش تجربی در آزمایشگاه‌های هسته‌ای انجام می‌شود را شبیه‌سازی نمود و مقدمات انجام آزمایش و محاسبات لازم برای انجام آن را به صورت آزمایشگاهی فراهم ساخت. محاسبه‌های به دست آمده از طریق کد با در نظر گرفتن شرایط و هندسه‌ی مناسب آزمایش، اختلاف ناچیزی با نتایج حاصل از همان آزمایش به صورت تجربی دارد. کد *MCNP* در حدود چهار هزار خط برنامه‌ی فورترن و هزار خط برنامه‌ی *C* است [۳۵].

۱۶.۳ تاریخچه

این کد برای اولین بار در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لوس آلاموس تحت عنوان *MCS*، و پس از آن در سال ۱۹۶۵ با عنوان *MCN* تهیه شد و در سال ۱۹۷۷ برای اولین بار با نام *MCNP* ارائه شد. نسخه‌ی اول کار ترابرد تابش بدون نیاز به برنامه‌نویسی را انجام می‌داد و نسخه‌ی دوم دارای قابلیت ترابرد نوترون در محیط سه‌بعدی با کتابخانه‌ی داده‌های مجزا بود. در ادامه در سال ۲۰۰۰ نسخه‌ی *۴c* آن به بازار آمد. بعد از آن نسخه‌های دیگر آن با قابلیت‌های بیشتر نیز ارائه گردید که عبارتند از:

MCNP۳ در سال ۱۹۸۳، *MCNP۳A* در سال ۱۹۸۶، *MCNP۳B* در سال ۱۹۸۸، *MCNP۴* در سال ۱۹۹۰، *MCNP۴A* در سال ۱۹۹۳، *MCNP۴B* در سال ۱۹۹۷، *MCNP۴C* در سال ۲۰۰۰، *MCNP۵* و *MCNPX* در سال ۲۰۰۳. ما در این پایان‌نامه از نسخه‌ی *MCNPX۶* استفاده کرده‌ایم. در این فصل مقدمه‌ای از نحوه‌ی کار با این کد آمده‌است.

۱۷.۳ واکنش‌ها و داده‌های هسته‌ای

در *MCNP* کتابخانه‌های داده‌های اتمی و کتابخانه‌های داده‌های هسته‌ای وجود دارد. منابع اصلی داده‌های هسته‌ای براساس برآوردهای انجام‌شده از مجموعه‌های *ENDF*^۳، *ENDL*^۴ و *ACTL*^۵ است که در لیومور گردآوری شده است. در این کتابخانه‌ها جداول داده‌های هسته‌ای، برای برهم‌کنش‌های نوترون، نوترون-فوتون، برهم‌کنش‌های فوتون و غیره موجود است. جداول داده‌های معتبر کد *MCNP* در فایل *XSDIR* (موجود در مجموعه فابل‌های کد) فهرست شده است. در این کد بیش از ۵۰۰ جدول شامل اطلاعات مربوط به اندرکنش نوترون، برای تقریباً ۱۰۰ عنصر و ایزوتوپ مختلف فراهم شده و در دسترس است. به طور کلی این کد توانایی حل مسایل مربوط به ترابرد ذرات را دارد. از نسخه‌ی *۴c* این کد می‌توان در موارد زیر استفاده کرد:

ترابرد نوترون

ترابرد فوتون

ترابرد الکترون

ترابرد هم‌زمان نوترون و فوتون

ترابرد هم‌زمان فوتون و الکترون

^۳Evaluated Nuclear Data File

^۴Evaluated Nuclear Data Library

^۵Activation Library

ترابرد هم‌زمان نوترون و فوتون و الکترون البته در نسخه‌های بعدی کد *MCNP* امکان ترابرد ذرات دیگری با محدوده‌های انرژی بیشتر فراهم شده‌است. [۳۵]

۱۸.۳ مشخصات چشمه

در *MCNP* برای کاربر این امکان وجود دارد که چشمه‌ی تابش را به دل‌خواه خود تعریف کند. برخی متغیرهای چشمه، مانند انرژی، زمان، موقعیت و راستا، ممکن است دارای توزیع احتمال مستقل باشند. همچنین گاهی ممکن است گاهی تعدادی از متغیرهای چشمه به متغیرهای دیگری وابسته باشند، بنابراین توسعه‌ی ساختار چشمه از مقدرات و امکانات *MCNP* است. همچنین تعدادی از توابع توزیع احتمال معتبر برای برخی متغیرهای چشمه در کد در نظر گرفته می‌شود. از دیگر خصوصیات کد، امکان تعریف چشمه‌ی بحرانیّت توسط کاربر می‌باشد.

۱۹.۳ *Tally* و خروجی

کاربر می‌تواند به کد فرمان دهد تا خروجی‌های مختلف وابسته به جریان ذرات، شار ذرات و انرژی را تولید کند. به این فرمان‌ها که توسط کاربر به کد داده می‌شود، در اصطلاح *Tally* می‌گویند. خروجی *Tally*‌های کد *MCNP* در تمام حالات به‌جز خروجی چشمه‌ی بحرانیّت، برحسب یک ذره نرمالیزه می‌شود. در خروجی برنامه به‌دنبال *Tally*، جزئیات مربوط به محاسبات نیز آورده شده‌است. همچنین در فایل خروجی ساخته‌شده توسط *MCNP*، به‌منظور بررسی دقت و صحت محاسبات، ۱۰ نوع چک آماری مختلف برای هرکدام از *Tally*‌های خواسته‌شده انجام و به کاربر نشان داده می‌شود. همچنین امکان نمایش نتایج خروجی به‌صورت گرافیکی نیز وجود دارد. [۳۵]

۲۰.۳ فایل ورودی

فایل ورودی ابزار ارتباطی بین کاربر و کد است. در واقع از طریق این فایل کاربر، مسئله‌ی موردنظر خود را طبق یک سری اصول برای کد توضیح می‌دهد. فایل ورودی باید براساس اطلاعات مسئله از جمله هندسه، مواد، چشمه‌ی پرتو، خروجی‌های موردنظر، تنظیمات فیزیک مسئله، تنظیمات مربوط به نحوه‌ی

نمونه‌برداری ترابرد ذرات، تنظیمات مربوط به دقت محاسبات، شروط خاتمه‌ی اجرای برنامه و ... تهیه شود.

این فایل یک فایل متنی است که می‌تواند با استفاده از یک نرم‌افزار ویرایش فایل‌های متنی نظیر *Notepad, Wordpad* و ... نوشته شود.

هر فایل ورودی شامل سه قسمت اصلی است که هر قسمت با یک خط خالی از قسمت قبلی و بعدی جدا شده‌است.

خط اول فایل ورودی می‌تواند خالی باشد و یا عنوان برنامه در آن نوشته شود. اولین قسمت اصلی بخشی است که شامل تعریف سلول‌های مسئله می‌باشد. بعد از تعریف سلول‌ها یک خط خالی درج می‌شود.

دومین قسمت فایل ورودی شامل تعریف سطوحی است که در مسئله استفاده شده‌است. سومین و آخرین قسمت اصلی فایل ورودی شامل داده‌های مسئله مثل چشمه، مواد، نوع خروجی و ... می‌باشد. در پایان برنامه نیز یک خط خالی درج می‌شود. به‌طور کلی ساختار فایل ورودی به‌صورت زیر می‌باشد.

Title Card or Blank Line

Cell Cards

Blank Line

Surface Cards

Blank Line

Data Cards

Blank Line

شکل ۱۰۳: ساختار فایل ورودی

۲۱.۳ تعریف هندسه

برای شبیه‌سازی توسط کد، هندسه‌ی سیستم باید به‌طور دقیق با ابعاد واقعی (برحسب سانتی‌متر) در فایل ورودی تعریف شود. تعریف هندسه توسط تعریف سلول‌ها و سطوح صورت می‌گیرد. سلول هر ناحیه‌ای از فضا است که توسط سطح یا سطوحی محدود شده باشد. مثلاً فضای درون یک کره یک سلول است، و یا فضای داخل یک جعبه. برای تعریف یک سلول به هر سطح در فایل ورودی یک عدد نسبت می‌دهیم و به‌کمک آن عدد و علامت‌های مثبت یا منفی سلول موردنظر را تعریف می‌کنیم. سطوح مختلفی در کد قابل تعریف هستند که هر نوع سطح با یک علامت مخصوص به خود مشخص می‌شود. با استفاده‌ی مناسب از همین سطوح و دقت در تعریف سلول‌ها، می‌توان حجم‌های با اشکال مختلف و پیچیده را تعریف نمود. [۳۵]

۲۲.۳ تخمین خطاهای مونت‌کارلو

صحت محاسبه‌ی یک کمیت را اختلاف آن نسبت به مقدار فیزیکی و واقعی آن کمیت مشخص می‌کند و بدیهی است که کد نمی‌تواند آن را محاسبه کند ولی کاربر با تعریف درست و دقیق هندسه، چشمه و ... می‌تواند صحت نتایج را افزایش دهد.

دقت عبارت است از عدم قطعیت در محاسبه‌ی یک کمیت آماری که کد آن را محاسبه می‌کند. از آنجا که فرآیند محاسبات یک فرآیند آماری است و نیز رفتار سیستم کاملاً آماری فرض می‌شود، لذا کد پارامترهایی را محاسبه و در فایل خروجی چاپ می‌کند که به کمک آن‌ها کاربر می‌تواند علاوه بر بررسی دقت محاسبات، از انجام درست محاسبات نیز اطمینان حاصل کند. برای یک حسابگر خوش‌رفتار، خطای نسبی r با N (تعداد سرگذشت‌ها) متناسب خواهد بود. این نسبت در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۱۰۳: کیفیت حسابگر در محدوده‌های مختلف خطای نسبی

محدوده خطای نسبی	کیفیت حسابگر
۰/۵- ۱/۰	بی اعتبار
۰/۲ - ۰/۵	با اعتبار ناچیز
۰/۱- ۰/۲	به اعتبار آن باید شک کرد
< ۰/۱	عموماً معتبر
< ۰/۰۵	معمولاً برای آشکارسازهای نقطه‌ای قابل قبول است

فصل ۴

شبیه‌سازی و نتایج محاسبات

۱.۴ مقدمه

در این فصل با توجه به اطلاعات چشمه‌ی پیشنهاد شده برای استفاده در *BNCT*، تلاش شده تا نوترون‌های حاصل از دستگاه پلاسمای کانونی برای درمان بر اساس الزامات *IAEA*^۱ با استفاده از کد شبیه‌سازی *MCNPX6* بهینه شود. در این راستا، مدل‌های مختلف *BSA* براساس انواع مواد مختلف در اندازه‌ها و طراحی‌های متفاوت شبیه‌سازی شده و نهایتاً استانداردهای بهینه‌ی *IAEA* را برآورده کرده‌است.

۲.۴ گزارش طراحی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترون

اولین گام در طراحی یک دستگاه *BSA* مناسب، انتخاب شایسته‌ی مواد مورد استفاده در آن است. برای انتخاب مواد هر قسمت از مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترون، گزینه‌های خاصی را پیش رو داریم که لازم است با توجه ویژه به شرایط و پارامترهای موردنیاز هر قسمت، ماده‌ی مورد نظر را از میان انبوه آلیاژها و مواد موجود در طبیعت گزینش کنیم.

پس از انتخاب مناسب مواد، آنچه حائز اهمیت ویژه است، نحوه‌ی ترکیب‌بندی و نوع چینش مواد در کنار یکدیگر است. اولویت قرار دادن مواد گزینش شده حتی از مرحله‌ی انتخاب آن‌ها نیز مهم‌تر است، چراکه یک پیکربندی نامناسب نه تنها ما را به هدف مطلوب نزدیک نمی‌کند، بلکه ممکن است نتیجه‌ی کار به مراتب دور از انتظار هم باشد.

نکته‌ی بعد، میزان استفاده از مواد و ضخامت آن‌ها است. ما باید از هر ماده‌ای به اندازه‌ای استفاده کنیم که بهترین نتیجه را از آن برداشت نماییم. ضخامت ماده به شدت در رفتار نوترون‌ها موثر است. اندکی کم یا زیاد کردن ضخامت ماده ممکن است نتیجه‌ی کار را به کلی تغییر دهد. برای مثال ما از اطلاعات چشمه می‌دانیم که نوترون‌های ورودی به *BSA*، در ابتدا انرژی $14/1$ مگاالکترون‌ولت دارند و برای کاهش انرژی آن‌ها از مواد کندکننده استفاده می‌کنیم. برخورد نوترون‌ها با کندکننده‌ها منجر به پراکندگی نوترون‌ها و متعاقباً از دست رفتن مقداری از انرژی آن‌ها می‌گردد. ضخامت ماده‌ی کند کننده‌ی مورد استفاده برای این منظور، نه باید آنقدر کم باشد که انرژی تعداد زیادی از نوترون‌ها همچنان در محدوده‌ی نوترون‌های سریع باقی بماند و نه آنقدر زیاد که در اثر پراکندگی‌های پی‌درپی، انرژی نوترون

^۱International Atomic Energy Agency

به زیر محدوده‌ی نوترون‌های فوق‌حرارتی برسد، که در آن صورت دیگر نوترون‌ها برای استفاده‌ی درمانی $BNCT$ ، کاملاً بی‌ارزش می‌شوند. بنابراین لازم است که مناسب‌ترین ضخامت را انتخاب کنیم، به نحوی که در خروجی BSA ، بیشترین تعداد نوترون‌های فوق‌حرارتی و کمترین تعداد نوترون‌های حرارتی و سریع را داشته باشیم. این مسئله در مورد سایر مواد مورد استفاده در مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نیز صادق است.

در این راستا، بارها از طریق شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو، ضخامت‌های مختلف مواد متفاوت در چیدمان‌های مختلف را آزمون و خطا کردیم و نهایتاً مناسب‌ترین و پربازده‌ترین مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترون خروجی از مولد نوترون مبتنی بر واکنش $D - T$ ، را انتخاب کردیم.

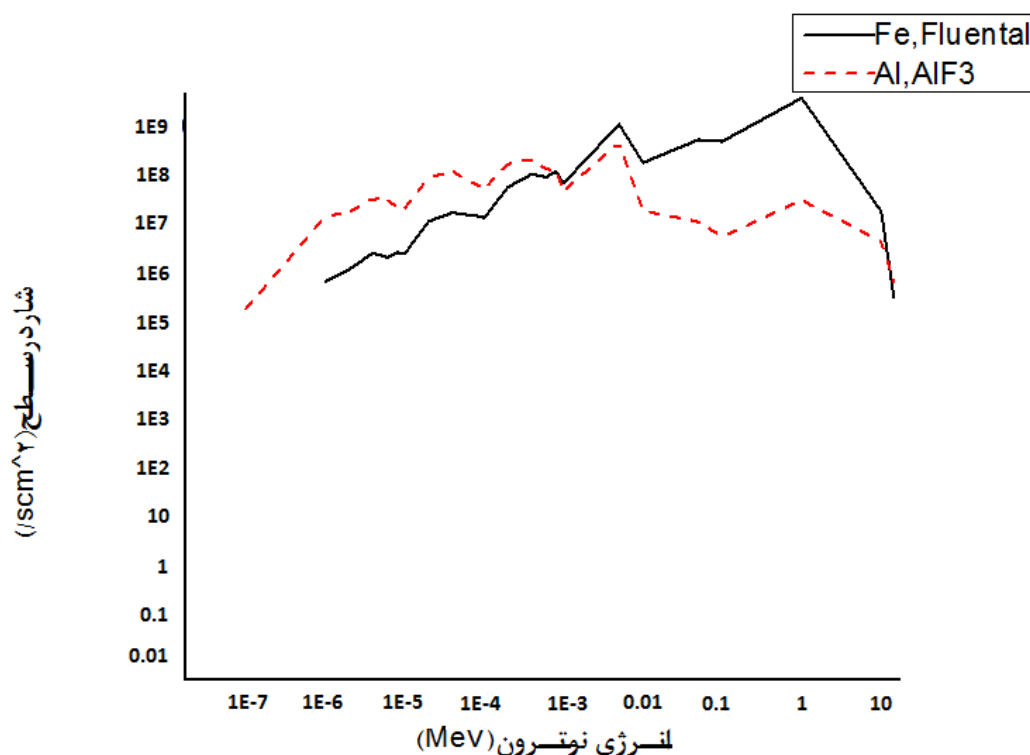
۳.۴ تعریف چشمه

برای شروع به کار شبیه‌سازی نیاز به مشخصات چشمه در محاسبات کد می‌باشد. چنانچه اشاره شد نوترون‌های حاصل از رآکتورگداخت هسته‌ای کوچک مبتنی بر واکنش $D - T$ بدلیل ایجاد شار بالاتری از نوترون نسبت به واکنش $D - D$ برای استفاده در $BNCT$ انتخاب شده است. شار نوترون حاصل از این چشمه حدوداً $10^{14} \frac{n}{s}$ گزارش شده است [۳۳، ۴۰، ۲۲، ۴۷]. نوترون‌های حاصل از این مولد نوترون، تک‌انرژی‌اند و انرژی معادل $14.1 MeV$ دارند [۴۱، ۴۲، ۴۳]. موقعیت چشمه در طراحی اولیه‌ی BSA را در مبداء مختصات قرار دادیم.

۴.۴ انتخاب مواد کندکننده

چنانچه ذکر شد انرژی نوترون‌ها در ابتدای خروج از چشمه $14.1 MeV$ می‌باشد که این انرژی در محدوده‌ی نوترون‌های سریع قرار می‌گیرد. برای کاهش انرژی نوترون‌ها باید آن‌ها را از مواد کندکننده‌ی مناسب عبور دهیم. ماده‌ای که برای این منظور انتخاب می‌شود باید سطح مقطع پراکندگی آن در ناحیه‌ی انرژی نوترون‌های سریع بالا باشد و درعین حال سطح مقطع جذب نوترون فوق‌حرارتی آن هم پایین باشد. برخی از مواد موجود در طبیعت مانند آهن و آلومینیوم، تاحدودی این شرایط را ارضا می‌کنند، اما تنها استفاده از این مواد برای رسیدن به انرژی لازم کافی نیست، و از آنجا که هدف استخراج بهترین نتیجه است، ما ناچاریم به دنبال آلیاژها و ترکیب‌هایی از عناصر نیز بگردیم. آلیاژهایی مانند فلونتا، AlF_3 و

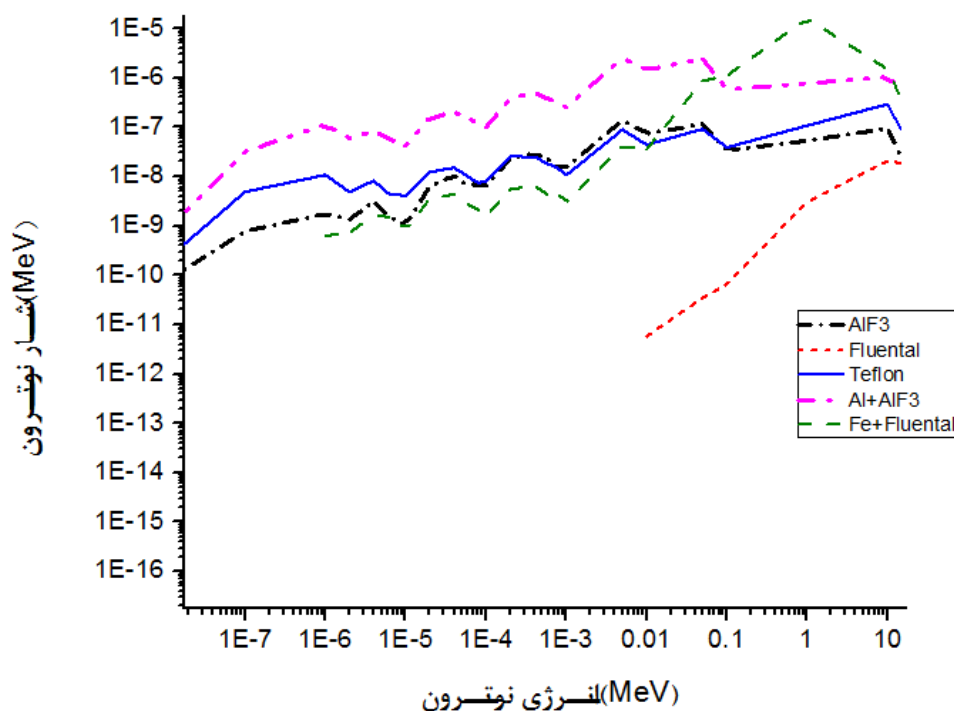
تفلون این شرایط را ارضا می‌کنند. فلونتال آلیاژی است که از ۶۹ درصد AlF_3 ، ۳۰ درصد آلومینیوم و ۱ درصد LiF تشکیل شده است و تفلون همان CF_2 می‌باشد. با بررسی منابع موجود، مقایسه‌ی سطح مقطع‌ها و باتوجه به توزیع شار نوترونی چشمه و نوترون‌های موردنیاز چند ماده انتخاب شدند. برای انتخاب اولیه‌ی مواد کندکننده ما با استفاده از سه منبع [۳۳، ۱۵، ۴۱]، که مواد مختلف مناسب برای کندکنندگی نوترون‌های حاصل از چشمه‌ی انتخابی ما را بررسی، شبیه‌سازی و مقایسه کرده‌اند، دو ماده‌ی Al و AlF_3 را برای کندکنندگی انتخاب کردیم. البته یکی از این مقالات Fe و $Fluental$ را به‌عنوان بهترین کندکننده معرفی کرده است که ما باتوجه به BSA ی طراحی‌شده‌ی خود، هردوی این ترکیبات را به‌کار برده و پس از شبیه‌سازی و مقایسه‌ی نتایج، ترکیب اول را که به دلیل شار پایین‌تر در محدوده‌ی نوترون‌های سریع نتیجه‌ی بهتری داشت، برگزیدیم. نتایج شبیه‌سازی هردو حالت، در نمودار ۱۰۴ آورده شده است.



شکل ۱۰۴: مقایسه‌ی اثر کندکنندگی مواد کندکننده‌ی مختلف در BSA ی طراحی‌شده‌ی اولیه؛ نمودار شار

برحسب انرژی نوترون

البته برای مشاهده‌ی اثر کندکنندگی مواد مختلف معرفی شده، ما در اینجا با استفاده از شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو، در شرایط یکسان، نوترون‌های با انرژی 14.1 MeV را از ضخامت‌های یکسان (20 cm) از هریک از این مواد کندکننده عبور داده ایم که نتیجه برخی از این شبیه‌سازی‌ها در نمودار ۲.۴ آورده شده است [۳۰، ۱۵، ۴۱]. همان‌طور که از نمودارها پیداست، بهترین نتیجه مربوط به استفاده از



شکل ۲.۴: مقایسه‌ی اثر کندکنندگی مواد کندکننده‌ی مختلف؛ نمودار شار برحسب انرژی نوترون

یک لایه آلومینیوم و سپس یک لایه AlF_3 می‌باشد. این ترکیب بیشترین مقدار را در محدوده‌ی انرژی فوق‌حرارتی دارد و در محدوده‌های حرارتی و سریع نیز به نسبت شار کم‌تری دارند. به این ترتیب یک لایه Al و پس از آن یک لایه AlF_3 به عنوان کندکننده‌های مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف انتخاب شدند. آلومینیوم عنصری شیمیایی با عدد اتمی ۱۳ و نماد Al است. این عنصر سومین عنصر فراوان و فراوان‌ترین فلز در پوسته‌ی کره‌ی زمین است. AlF_3 یا همان آلومینیوم فلورید نیز یکی از آلیاژهای آلومینیوم می‌باشد.

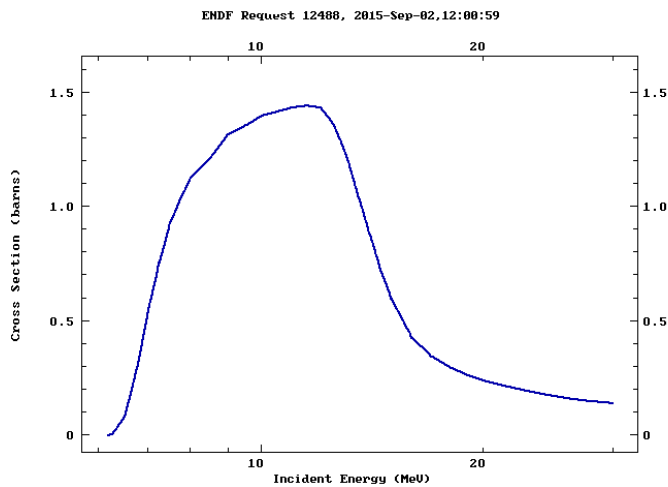
۵.۴ ضخامت کندکننده‌ها

ضخامت آلومینیوم در مقاله ۳۹ سانتی‌متر و ضخامت AlF_3 ، ۲۴/۶ سانتی‌متر بود که ما در این شبیه‌سازی همان ضخامت را به‌کار بردیم اما برای بازدهی بهتر ضخامت‌های بیشتر AlF_3 را امتحان کرده و پس از مقایسه‌ی نتایج، ۲۹/۶ cm از AlF_3 را به‌کار بردیم. نهایتاً یک لایه آلومینیوم و سپس لایه‌ی بعدی AlF_3 را در هندسه‌ای استوانه‌ای شکل به قطر ۳۵ سانتی‌متر به‌کار بردیم.

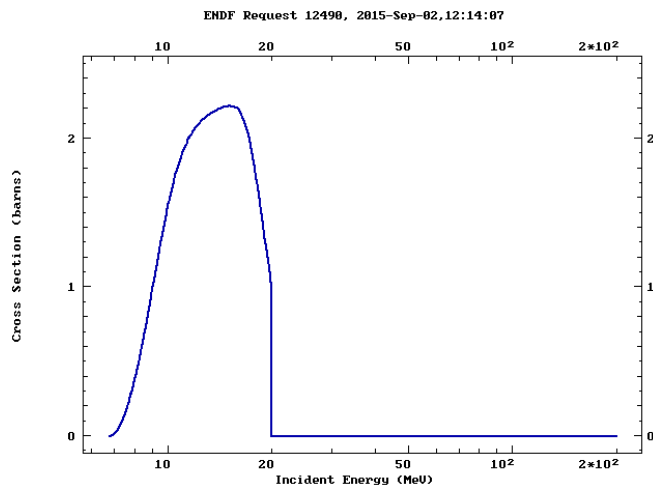
۶.۴ استفاده از مولتی‌پلیر

باتوجه به این‌که شار نوترون پس از عبور از مواد کندکننده کاهش می‌یابد، الزامی است که از روش‌هایی برای افزایش شار نوترون استفاده کنیم. در این‌جا از مواد شکافت‌پذیر به‌عنوان تکثیرکننده‌ی نوترون استفاده شده‌است. به این‌منظور از چند نوع طراحی متفاوت استفاده کرده‌ایم که به نتایج مطلوبی دست‌یافتیم. استفاده از برلیم و یا ^{238}U و یا سرب، هر سه در افزایش تعداد نوترون‌ها موثر بودند اما از این‌میان استفاده‌ی هم‌زمان از یک لایه سرب و سپس یک لایه ^{238}U بهترین نتیجه را دربرداشت. ما در این‌جا پس از امتحان کردن ضخامت‌های مختلف سرب، از یک لایه‌ی ۳ سانتی‌متری سرب استفاده کردیم و پس از آن ضامتهای مختلف ۲، ۲/۵، ۳، ۵، ۷/۵ سانتی‌متری ^{238}U را به‌کار برده و نتایج را مقایسه نمودیم. از این‌میان، ضخامت ۵ سانتی‌متری ^{238}U بهترین نتیجه را به‌دنبال داشت. این نتایج مربوط به هندسه‌ی استوانه‌ای شکل مولتی‌پلیرها می‌باشد، اما با توجه به همسانگرد بودن چشمه، مولتی‌پلیر را به شکل یک کره که چشمه را احاطه کرده‌است قرار می‌دهیم که نیمی از آن در سرب قرار گرفته که تاحدودی انرژی نوترون‌ها را کاهش می‌دهد و نیم دیگر آن در رفلکتور بیسموت با ضخامت بالا قرار دارد تا نوترون‌های سریع را به سمت مواد کندکننده بازگرداند. پس از امتحان ضخامت‌های مختلف مولتی‌پلیر و شبیه‌سازی آن‌ها بهترین ضخامت برای کره، شعاع ۵ سانتی‌متر و پس از آن استفاده از یک لایه‌ی ۵ سانتی‌متری به شکل استوانه برای تکثیر بیشتر نوترون‌ها انتخاب شد. هندسه‌ی این قسمت در طراحی اولیه شامل مخروطی بود که قاعده‌ی کوچک آن ورودی BSA به شعاع ۱۵ سانتی‌متر بود که نوترون‌ها مستقیماً پس از خروج از چشمه وارد آن می‌شدند و شعاع قاعده‌ی بزرگ آن برابر ۶۰ سانتی‌متر بود که در طراحی نهایی به شکل استوانه‌ای به شعاع ۳۵ سانتی‌متر تغییر داده شد که نتیجه‌ی مطلوب‌تری نسبت به طراحی اولیه به دنبال داشت. تصاویر زیر، نمودار سطح مقطع واکنش $(n, 2n)$ را برای اورانیوم-۲۳۸ و سرب را نشان می‌دهد.

چنانچه مشاهده می‌شود، سطح مقطع این نوع واکنش برای نوترون‌های با انرژی 14MeV مقدار بالایی دارد.



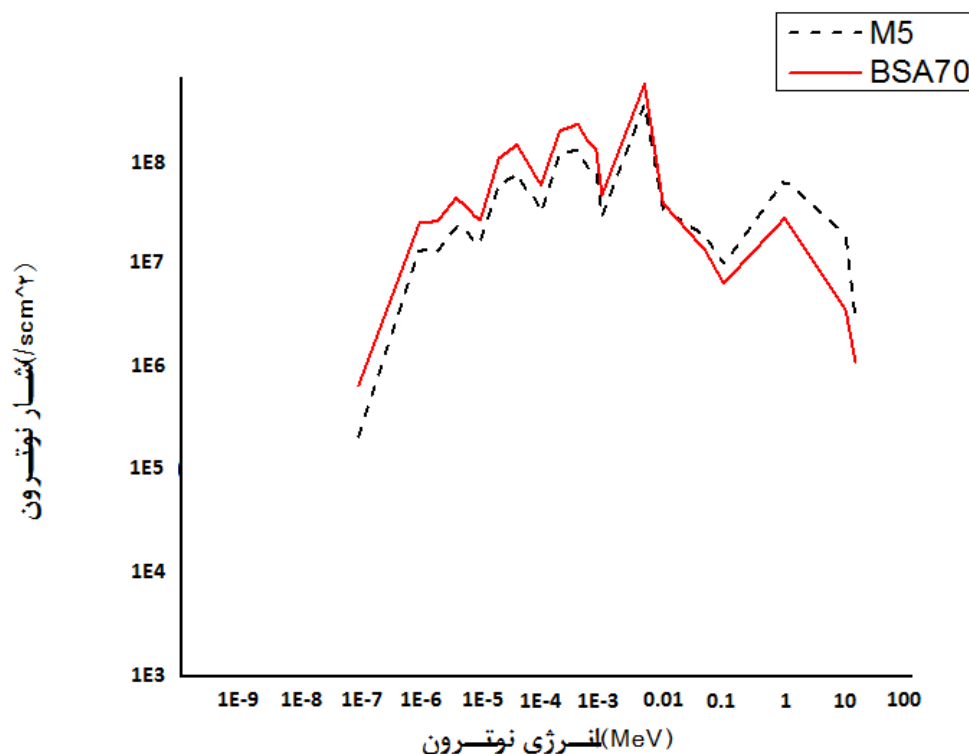
شکل ۳.۴: نمودار سطح مقطع واکنش $(n, 2n)$ برای ^{238}U برحسب انرژی نوترون



شکل ۴.۴: نمودار سطح مقطع واکنش $(n, 2n)$ سرب برحسب انرژی نوترون

عدد اتمی سرب ۸۲ و نماد شیمیایی آن Pb می‌باشد. در حالت طبیعی جامد، چگالی آن برابر $11/342$ ، و وزن اتمی آن $207/2\text{a.m.u}$ است. اورانیوم نیز عنصری پرتوزا است که عدد اتمی برابر ۹۲ و وزن اتمی $239/0389\text{a.m.u}$ دارد. چگالی این عنصر $18/95\frac{\text{gr}}{\text{cm}^3}$ می‌باشد. نمودار ۵.۴ یک طراحی BSA شده را در دو حالت با مولتی‌پلیر و بدون مولتی‌پلیر نشان می‌دهد. نمودار m بدون مولتی‌پلیر و نمودار BSA با مولتی‌پلیر است. مشاهده می‌شود که با افزودن مولتی‌پلیر، شار نوترون در BSA افزایش

پیدا کرده‌است. پس از آن با تغییر ضخامت مولتی‌پلیر شار نوترون را بیشتر افزایش می‌دهیم. در

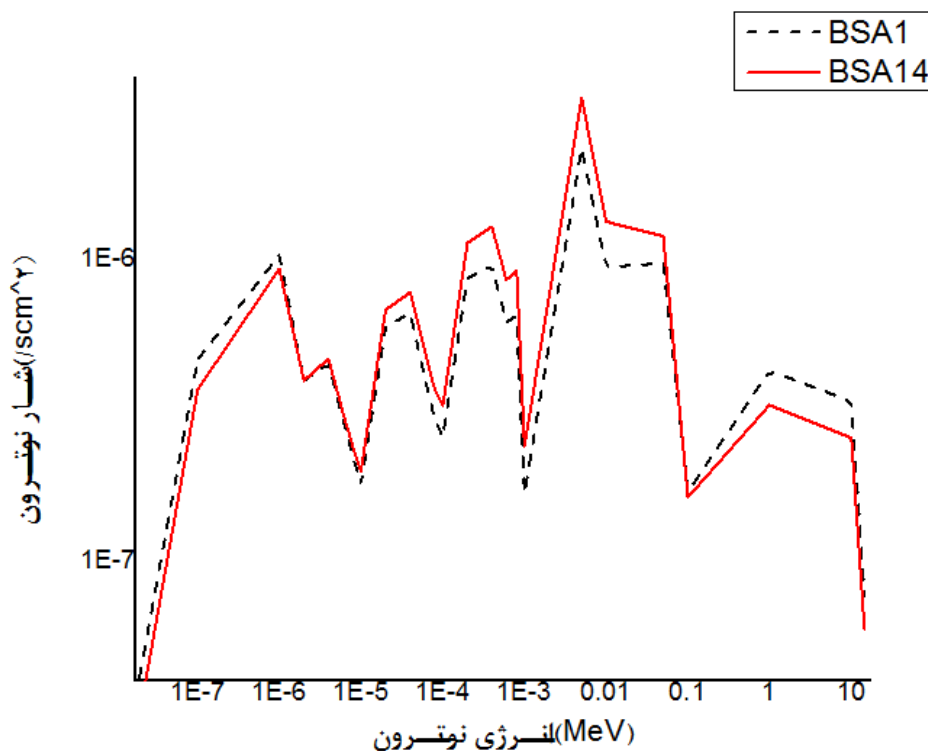


شکل ۵.۴: اثر تکثیرکننده بر افزایش شار نوترون خروجی از *BSA*

شکل ۶.۴ نیز دو جنس مختلف مولتی‌پلیر (برلیم در *SA1* و سرب و اورانیوم در *BSA14*) باهم مقایسه شده‌است.

۱.۶.۴ محل قرارگرفتن تکثیرکننده

مولتی‌پلیرها موادی هستند که از طریق واکنش شکافت ($n, 2n$) منجر به افزایش تعداد نوترون‌ها می‌شوند، محصولات نوترون این واکنش در محدوده‌ی نوترون‌های سریع است، پس این نوترون‌های تولیدشده نیز برای کندشدن نیاز به عبور از مواد کندکننده دارند، بنابراین محل قرارگرفتن صفحات شکافت‌پذیر باید قبل از کندکننده‌ها و بعد از چشمه باشد. در این صورت نوترون‌ها پس از خروج از چشمه، ابتدا تعدادشان افزایش یافته سپس از بقیه‌ی قسمت‌های *BSA* عبور می‌کنند.



شکل ۶.۴: اثر دو مولتی‌پلیر مختلف بر افزایش شار نوترون، برلیم در BSA1 و سرب و اورانیوم

در BSA14

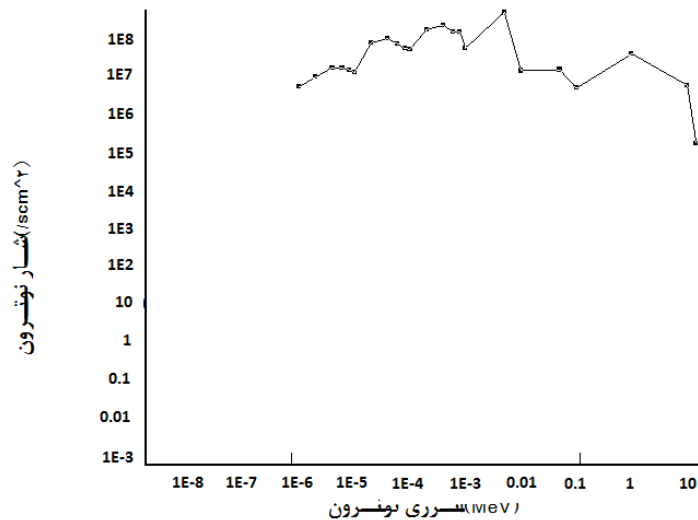
۷.۴ فیلتر نوترون حرارتی

برای جذب نوترون حرارتی از موادی استفاده می‌شود که سطح مقطع جذب نوترون حرارتی در آن‌ها زیاد است. مانند کادمیوم، بور و لیتیم. در اثر جذب نوترون توسط این مواد، بسته به نوع ماده‌ی انتخابی گاهی گاماهاایی با انرژی‌های مختلف نشر می‌شود. کادمیوم در اثر جذب نوترون گاماهاایی پرنرژی تولید می‌کند، گاماهاایی که بور تولید می‌کند انرژی کمی دارند و لیتیم گامایی نشر نمی‌کند. به این دلیل که بور و لیتیم هردو دارای سطح مقطع جذب نوترون فوق حرارتی قابل توجهی نیز می‌باشند، از این میان استفاده از کادمیوم به عنوان فیلتر نوترون حرارتی برای استفاده در BSA مناسب‌تر می‌باشد. ما در طراحی اولیه‌ی BSA، ابتدا از یک لایه‌ی ۴ میلی‌متری کادمیوم استفاده کردیم، اما در طی تغییراتی که بعد از آن در راستای بهینه کردن سایر پارامترهای شار در BSA اعمال کردیم، بخاطر استفاده از یک لایه Ti شار نوترون حرارتی به اندازه‌ی کافی پایین آمد، به نحوی که دیگر بدون حضور کادمیوم نیز میزان شار نوترون حرارتی مطابق با استاندارد آژانس بین‌المللی انرژی اتمی بود، بنابراین برای کاهش آلودگی گاما همان

لایه‌ی ۴ میلی‌متری کادمیوم را نیز برداشتیم. تیتانیوم نیز به نوبه‌ی خود جاذب خوبی برای نوترون حرارتی محسوب می‌شود. کادمیوم عنصری است که در جدول تناوبی با نشان Cd و عدد اتمی ۴۸ قرار گرفته است. در حالت طبیعی جامد است و چگالی آن برابر $\frac{gr}{cm^3} 8.69$ است. همچنین وزن اتمی کادمیوم برابر $112.411 a.m.u$ می‌باشد. تیتانیوم نیز عنصر شماره‌ی ۲۲ی جدول تناوبی است که با نماد شیمیایی Ti نمایش داده شده و دارای چگالی $\frac{gr}{cm^3} 4.5$ می‌باشد.

۱.۷.۴ ضخامت فیلتر نوترون حرارتی

حال که ناچار به استفاده از کادمیوم شدیم، برای جلوگیری از آلودگی گاما باید تا آنجا که می‌توانیم ضخامت کمتری از کادمیوم را در مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف به کار ببریم (درحد ضرورت). ما در طی طراحی‌های مختلف ابتدا از یک لایه‌ی ۰/۴ سانتی‌متری کادمیوم استفاده کردیم اما طی تغییراتی که به تدریج در ترکیب‌بندی BSA ایجاد کردیم، هنگامی که شار نوترون حرارتی به شدت کاهش پیدا کرد، از استفاده از آن صرف‌نظر کردیم. شکل ۷.۴ نمودار شار برحسب انرژی BSA ی اولیه درحالی که شار نوترون حرارتی آن صفر شده است را نشان می‌دهد. چنانچه مشاهده می‌شود سطح مقطع جذب نوترون با کاهش انرژی نوترون افزایش می‌یابد و در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی بیشینه می‌شود. همان‌طور که از نمودار



شکل ۷.۴: اثر کادمیوم و تیتانیوم بر کاهش شار نوترون حرارتی

۷.۴ پیداست، شار نوترون حرارتی در محدوده‌ی انرژی نوترون حرارتی ($E < 10^{-6}$) به صفر کاهش پیدا کرده‌است.

۸.۴ فیلتر گاما

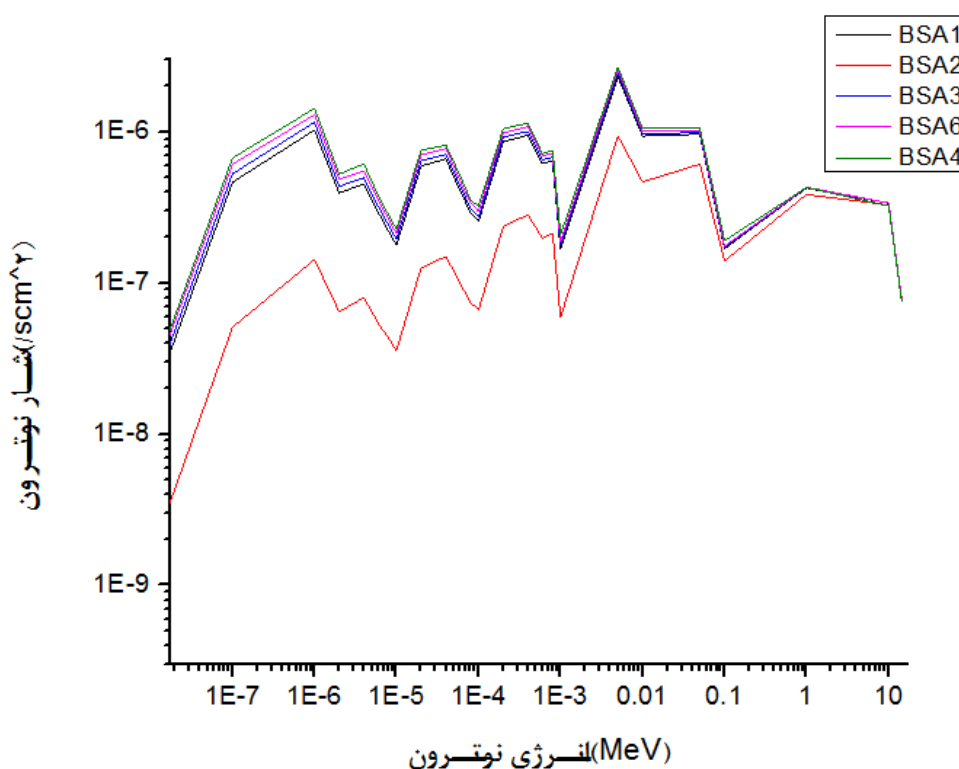
چنانچه در بالا ذکر شد کادمیوم در اثر جذب نوترون گاماها‌ی پرنرژی تولید می‌کند، پس به‌ناچار برای جلوگیری از آلودگی گاما اولین راه‌کار همان استفاده از ضخامت خیلی کم و در حد ضرورت کادمیوم می‌باشد و راه‌کار دوم این‌که پس از استفاده از کادمیوم یک فیلتر گاما برای جذب این گاماها‌ی ناخواسته قرار دهیم. موادی مانند سرب، بیسموت و آرگون مایع گزینه‌های مناسبی برای فیلتر گاما هستند اما ما باید به این نکته هم توجه داشته‌باشیم که پس از کندسازی نوترون و رساندن آن به محدوده‌ی انرژی نوترون‌های فوق‌حرارتی دیگر نباید نوترون‌ها را از موادی عبوردهیم که منجر به کاهش انرژی بیشتر آن‌ها شود. با توجه به این نکته ما بیسموت را به دلیل این‌که سطح مقطع پایینی در جذب نوترون‌های فوق‌حرارتی دارد از میان مواد فوق‌انتخاب می‌کنیم. علت انتخاب کادمیوم نیز از میان فیلترهای نوترون همین عامل بود. بیسموت عنصری است که با نماد شیمیایی Bi نشان داده می‌شود و عدد اتمی آن ۸۳ است. وزن اتمی این عنصر $208.98037 a.m.u$ و چگالی آن $9.807 \frac{gr}{cm^3}$ می‌باشد. این عنصر در حالت طبیعی جامد می‌باشد. بیسموت در واقع در این طراحی هم نقش فیلتر گاما و هم نقش موازی‌ساز را به‌عهده دارد.

۹.۴ بازتابنده

بازتابنده را برای جلوگیری از نشت نوترون‌ها از BSA درون سیستم قرار می‌دهند. می‌دانیم که در یک شکل‌دهنده‌ی طیف نوترون، این نوترون‌ها هستند که نقش اصلی را بازی می‌کنند و از ابتدا تا انتهای یک BSA در همه جا حضور دارند. بنابراین از هرکجای سیستم امکان خروج نوترون وجود دارد. با این تفاسیر لازم است که دور تا دور مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترونی خود را با مواد رفلکتور مناسب بپوشانیم و به این طریق از هدررفت نوترون‌ها جلوگیری نماییم. بازتابنده‌ای که ما برای استفاده در این سیستم انتخاب کرده‌ایم بیسموت می‌باشد که با توجه به این‌که در نظر داریم تمام پیکربندی BSA توسط ماده‌ی بازتابنده احاطه شود از هندسه‌ی استوانه‌ای استفاده کرده‌ایم که سایر مواد BSA در آن قرار می‌گیرند.

۱.۹.۴ ضخامت بازتابنده

ما در این جا ضخامت‌های مختلف بازتابنده را امتحان کردیم که نتایج شبیه‌سازی‌ها باهم مقایسه شده و بهترین ضخامت از بین آن‌ها انتخاب شده و در طراحی اصلی به‌کارگرفته شده‌است. در نمودار زیر چند نمونه از نتایج بهترین ضخامت‌های به‌کارگرفته آورده شده‌است. در ضمن نمودار شار نوترون برحسب انرژی مربوط به حالت بدون بازتابنده نیز در تصاویر ۸.۴ و ۹.۴ آورده شده و چنان‌چه می‌بینیم استفاده از ماده‌ی بازتابنده در جلوگیری از هدررفت نوترون‌ها و افزایش شار خروجی تاثیر قابل‌توجهی دارد. نمودار



شکل ۸.۴: مقایسه‌ی ضخامت‌های مختلف ماده‌ی بازتابنده

BSA۱ مربوط به ضخامت ۱۰cm، BSA۲ بدون بازتابنده، BSA۳ ضخامت ۱۵cm، BSA۶ مربوط به ضخامت ۲۵cm و BSA۴ دارای ضخامت ۴۸cm است. ضخامت ۴۸cm را در طراحی نهایی BSA به کار برده‌ایم.

Energy	BSA1	BSA2	BSA3	BSA4	BSA6
1.00E-08	1.54E-08	1.53E-09	1.76E-08	2.16E-08	2.03E-08
1.00E-07	4.64E-07	5.09E-08	5.28E-07	6.71E-07	6.09E-07
1.00E-06	1.03E-06	1.43E-07	1.16E-06	1.43E-06	1.30E-06
2.00E-06	3.95E-07	6.46E-08	4.36E-07	5.25E-07	4.86E-07
4.00E-06	4.52E-07	8.01E-08	4.98E-07	6.14E-07	5.52E-07
6.00E-06	2.93E-07	5.41E-08	3.21E-07	3.78E-07	3.53E-07
8.00E-06	2.20E-07	4.31E-08	2.41E-07	2.81E-07	2.64E-07
1.00E-05	1.79E-07	3.57E-08	1.95E-07	2.27E-07	2.13E-07
2.00E-05	5.95E-07	1.26E-07	6.44E-07	7.58E-07	7.04E-07
4.00E-05	6.62E-07	1.50E-07	7.10E-07	8.16E-07	7.78E-07
6.00E-05	4.05E-07	9.89E-08	4.35E-07	5.08E-07	4.72E-07
8.00E-05	2.93E-07	7.41E-08	3.13E-07	3.53E-07	3.40E-07
1.00E-04	2.57E-07	6.66E-08	2.73E-07	3.24E-07	2.97E-07
2.00E-04	8.62E-07	2.37E-07	9.22E-07	1.05E-06	9.89E-07
4.00E-04	9.53E-07	2.83E-07	1.01E-06	1.14E-06	1.08E-06
6.00E-04	6.19E-07	1.98E-07	6.53E-07	7.19E-07	6.97E-07
8.00E-04	6.46E-07	2.14E-07	6.79E-07	7.52E-07	7.21E-07
1.00E-03	1.67E-07	5.94E-08	1.78E-07	2.08E-07	1.88E-07
5.00E-03	2.33E-06	9.38E-07	2.45E-06	2.67E-06	2.57E-06
1.00E-02	9.40E-07	4.66E-07	9.72E-07	1.06E-06	1.01E-06
5.00E-02	9.67E-07	6.11E-07	9.89E-07	1.05E-06	1.02E-06
1.00E-01	1.69E-07	1.40E-07	1.72E-07	1.91E-07	1.75E-07
1.00E+00	4.26E-07	3.85E-07	4.28E-07	4.29E-07	4.30E-07
1.00E+01	3.37E-07	3.28E-07	3.38E-07	3.24E-07	3.38E-07
1.45E+01	7.61E-08	7.82E-08	7.68E-08	7.47E-08	7.68E-08

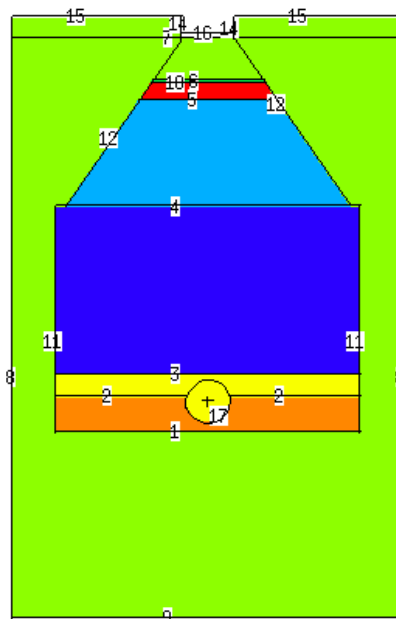
شکل ۹.۴: مقایسه‌ی اثر ضخامت‌های مختلف ماده‌ی بازتابنده بر شار انرژی در بازه‌های مختلف

نهایتاً از میان ضخامت‌های مختلف، بازتابنده را به شکل یک هندسه‌ی استوانه‌ای شکل با شعاع ۷۰ سانتی‌متر و ارتفاع ۱۳۶/۱ سانتی‌متر از بیسموت در طراحی سیستم به‌کار بردیم. به نحوی که تمام مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف را احاطه می‌کند. مقدار عمده‌ی بازتابنده مربوط به قسمت ابتدایی BSA ، و قبل از مولتی‌پلیرها است. به این علت که نوترون‌های حاصل از واکنش $(n, 2n)$ با مولتی‌پلیرها، ممکن است از سمت ابتدایی BSA خارج شوند از یک لایه‌ی ضخیم بازتابنده برای بازگرداندن نوترون‌ها به سمت مواد کندکننده استفاده کرده‌ایم. یک لایه‌ی ۵ سانتی‌متری بیسموت نیز تمامی قسمت‌های خروجی BSA ، به‌جز پنجره‌ی خروجی را احاطه کرده‌است.

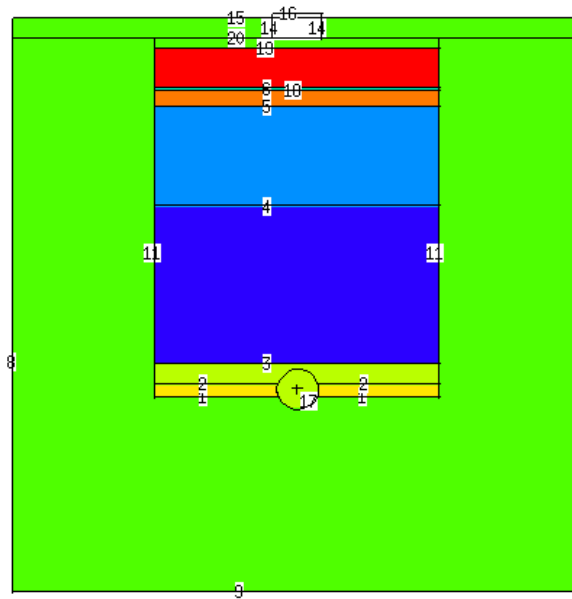
۱۰.۴ پنجره‌ی خروجی *BSA*

نقش پنجره‌ی خروجی، یعنی همان پنجره‌ای که از طریق آن شار نوترون بهینه‌شده از *BSA* خارج می‌شود، کاهش پرتوافکنی به دیگر اعضاء بدن است. بنابراین قطر پنجره‌ی خروجی نمی‌تواند خیلی زیاد و در حد ابعاد *BSA* باشد. ابعاد این پنجره نیز از طریق شبیه‌سازی محاسبه می‌شود. ما با استفاده از مقالات و منابع موجود قطر دریچه‌ی خروجی را برابر 12cm قرار دادیم.

برای طراحی پنجره‌ی خروجی *BSA*، از دو نوع هندسه‌ی متفاوت استفاده کردیم. هندسه‌ی اول به شکل یک مخروط ناقص است که با نزدیک شدن به پنجره‌ی خروجی، سطح مقطع عرضی آن کاهش می‌یابد و قاعده‌ی کوچک آن همان دریچه‌ی خروجی *BSA* می‌باشد. این روش معمولاً به منظور موازی‌سازی بهتر صورت می‌گیرد. هندسه‌ی دوم در امتداد همان استوانه‌ی *BSA* است که در انتها تمامی سطح خروجی استوانه، به جز محدوده‌ی پنجره‌ی خروجی با یک لایه از ماده‌ی موازی‌ساز مسدود شده‌است. پس از شبیه‌سازی هر دو هندسه، داده‌ها و نمودارها مقایسه شدند که نتیجه‌ی مطلوب‌تر همان هندسه‌ی دوم به دست آمد [۴۷].



شکل ۱۰.۴: خروجی *BSA* به شکل مخروط



شکل ۱۱.۴: خروجی BSA به شکل استوانه

۱۱.۴ فیلتر نوترون سریع

پس از بهینه کردن شار نوترون فوق حرارتی و نوترون حرارتی، مشکل بالا بودن شار نوترون سریع را داشتیم که برای حل این مشکل، از یک لایه آهن استفاده کردیم که مناسبترین ضخامت آن با استفاده از منابع موجود برابر 4 cm می باشد [۲۲]. پس از استفاده از یک لایه 4 سانتی متری آهن، شار نوترون سریع کاهش یافت اما هنوز نسبت $\frac{\phi_{epithermal}}{\phi_{fast}}$ از مقدار توصیه شده توسط آژانس بین المللی انرژی اتمی پایین تر می باشد، برای کاهش بیشتر شار نوترون سریع، از یک لایه تیتانیوم استفاده کردیم که یک لایه 10 سانتی متری از این ماده شار نوترون سریع را کاهش داده و شار نوترون حرارتی را به صفر رسانید. با صفر شدن شار نوترون حرارتی، کادمیوم را از مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف حذف کردیم و با کاهش تدریجی ضخامت تیتانیوم و مقایسه‌ی نتایج آن‌ها با یکدیگر، نهایتاً ضخامت 5 سانتی متر را برای تیتانیوم انتخاب کرده و در BSA ی نهایی به کار بردیم.

۱۲.۴ موازی‌ساز

بیسموت همان‌طور که می‌تواند از خروج نوترون‌ها از سیستم جلوگیری کند، برای جهت دادن به نوترون‌ها و موازی کردن آن‌ها نیز ماده‌ی مناسبی است. پس از کند کردن نوترون‌ها لازم است تمام آن‌ها را هم جهت کرده و به سمت پنجره‌ی خروجی *BSA* هدایت کنیم. به این منظور از یک لایه‌ی $3/5$ سانتی‌متری بیسموت استفاده می‌کنیم. معمولاً در طراحی *BSA* برای جهت‌گیری بهتر نوترون‌ها به سمت پنجره‌ی خروجی موازی‌ساز را به صورت مخروط ناقصی طراحی می‌کنند که قاعده‌ی کوچک‌تر آن به سمت خروجی *BSA* می‌باشد و یا این‌که همچنان استوانه‌ای شکل است. ما هردو هندسه را شبیه‌سازی کردیم که هندسه‌ی دوم در این مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نتیجه‌ی بهتری به دنبال داشت. هر دو هندسه در شکل‌های ۱۰.۴ و ۱۱.۴ نشان داده شده است. در هندسه‌ی مخروطی شکل، نسبت شار نوترون فوق‌حرارتی به شار نوترون حرارتی زیاد و بالاتر از مقدار تعیین‌شده‌ی آژانس بود.

۱۳.۴ مقایسه‌ی نتیجه‌ها

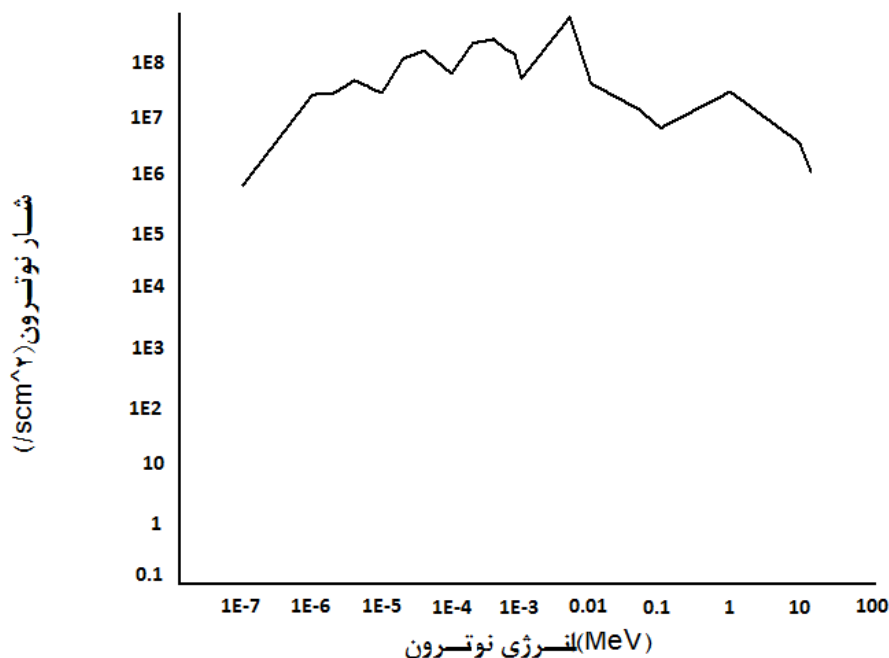
پس از انتخاب مواد مناسب با بهترین ضخامت، چند نوع ترکیب‌بندی مختلف برای *BSA* طراحی کرده و پارامترهای مختلف شار خروجی آن‌ها را باهم مقایسه نمودیم. برای خروجی گرفتن از کد *MCNP* بسته به نوع مسئله از تالی‌های مختلف استفاده می‌شود. در این جا از تالی $F2$ برای محاسبه‌ی شار در سطح استفاده شده است که شار سطحی را به ما می‌دهد. روش کار بدین صورت است که چون هدف، هم محاسبه‌ی کل شار عبوری است و هم نحوه‌ی توزیع این شار، برای تالی یک توزیع انرژی بادستور $E2$ وارد می‌شود. در فایل خروجی کد *MCNP* پاسخ تالی $F2$ به همراه خطای آن به صورت جداگانه برای هر بازه‌ی انرژی نمایش داده می‌شود. از میان *BSA* های طراحی‌شده بهترین و پربازده‌ترین ترکیب‌بندی را انتخاب نمودیم. جدول ۲۱.۴ شار نوترون را در محدوده‌های مختلف انرژی و همین‌طور درصد خطای نسبی را برای هر بازه در *BSA* ی نهایی نشان می‌دهد. نمودار شار بر حسب انرژی نوترون‌ها در ۱۳.۴ آورده شده است.

خطا	شارنوترون	بازه های انرژی
0	0.00E+00	1.00E-08
0.3925	6.90E+05	1.00E-07
0.0744	2.67E+07	1.00E-06
0.0756	2.80E+07	2.00E-06
0.0484	4.71E+07	4.00E-06
0.0676	3.81E+07	6.00E-06
0.057	3.15E+07	8.00E-06
0.0674	2.88E+07	1.00E-05
0.0385	1.14E+08	2.00E-05
0.0344	1.55E+08	4.00E-05
0.0399	1.04E+08	6.00E-05
0.0491	7.67E+07	8.00E-05
0.0478	6.30E+07	1.00E-04
0.0291	2.12E+08	2.00E-04
0.0269	2.47E+08	4.00E-04
0.0369	1.64E+08	6.00E-04
0.0361	1.39E+08	8.00E-04
0.0531	5.05E+07	1.00E-03
0.0195	6.07E+08	5.00E-03
0.0655	4.18E+07	1.00E-02
0.1129	1.44E+07	5.00E-02
0.1914	6.88E+06	1.00E-01
0.1002	2.99E+07	1.00E+00
0.1864	3.79E+06	1.00E+01
0.3197	1.17E+06	1.45E+01
0	0.00E+00	2.00E+01
0	0.00E+00	5.00E+01
0	0.00E+00	1.00E+02

شکل ۱۲۰۴: نمودار شار نوترون خروجی از *BSA*ی طراحی شده‌ی نهایی در بازه‌های مختلف انرژی

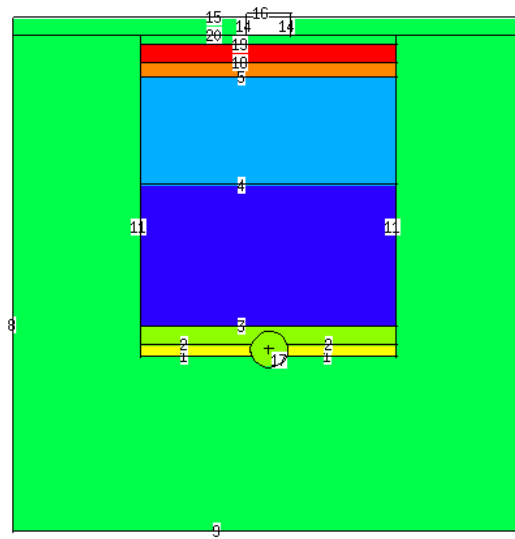
چنانچه در نمودار مشاهده می‌شود شار نوترون در محدوده‌ی انرژی نوترون‌های فوق‌حرارتی یعنی از 1eV تا 10KeV بیشترین مقدار و در محدوده‌ی نوترون‌های حرارتی (زیر 1eV) و نوترون‌های سریع (بالای 10KeV) مقدار کمی را دارا است که استانداردهای آژانس بین‌المللی انرژی اتمی را برآورده کرده است. مواد استفاده شده در این مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف و ضخامت‌ها و ترتیب چینش آن‌ها در کنار یکدیگر به صورت زیر است:

مواد به کار گرفته شده در *BSA* با ضخامت‌های متفاوت، همگی هندسه‌ی استوانه‌ای شکل به شعاع ۳۵ متر دارند که در امتداد هم با ضخامت‌های مختلف چیده شده‌اند و تمامی این‌ها درون یک ماده‌ی رفلکتور از جنس بیسموت به شکل استوانه‌ای به شعاع 70 سانتی‌متر قرار گرفته‌اند. ابتدا از یک لایه ^{238}U به شکل یک کره به شعاع 5 سانتی‌متر استفاده کردیم که نیمی از آن در یک لایه‌ی 3 سانتی‌متری

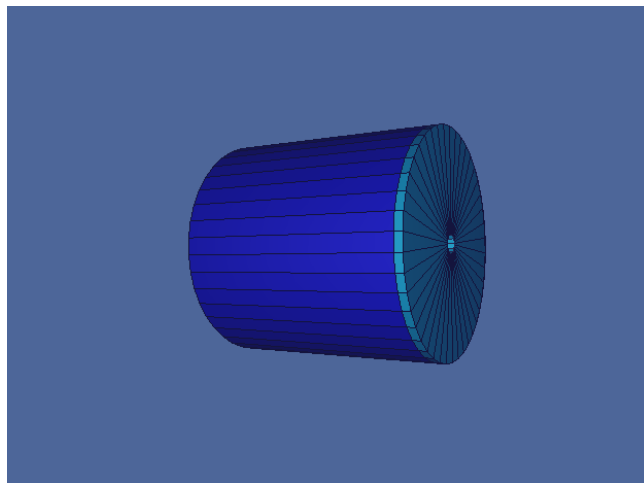


شکل ۱۳.۴: نمودار شار خروجی *BSA* برحسب انرژی نوترون در طراحی نهایی

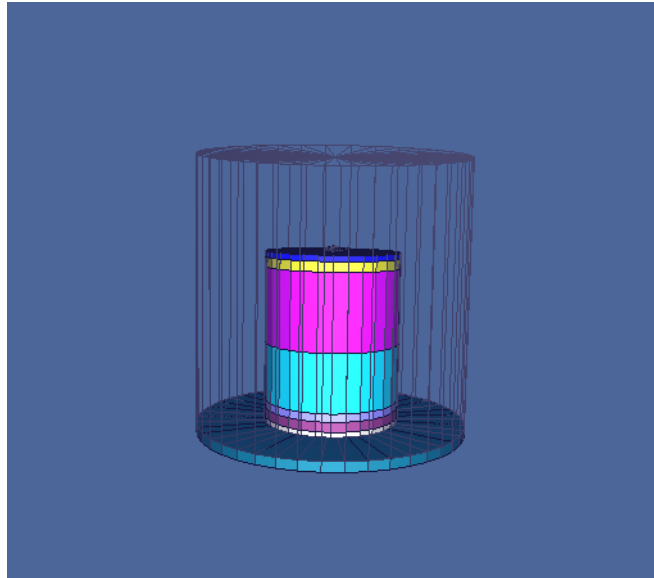
سرب و نیم دیگر آن در قسمت ابتدایی *BSA* و درون رفلکتور بیسموت قرار گرفته‌است. لایه‌ی سربی به شکل یک استوانه به شعاع ۳۵ سانتی‌متر و ارتفاع ۳ سانتی‌متر است. پس از آن در استوانه‌ای با همین شعاع، یک لایه‌ی ۵ سانتی‌متری ^{238}U به کار رفته است. بعد از ^{238}U ، ۳۹ سانتی‌متر Al ، ۲۹/۶ سانتی‌متر AlF_3 ، ۴ سانتی‌متر ^{56}Fe ، ۵ سانتی‌متر ^{48}Ti و نهایتاً ۲/۵ سانتی‌متر ^{209}Bi به کار رفته است. هندسه‌ی این طراحی نهایی و تصاویر سه‌بعدی آن از بیرون و از دو زاویه‌ی مختلف در عکس ۱۵.۴ نشان داده شده است. این سطح بیرونی همان رفلکتور است که سایر مواد به کار رفته در *BSA* درون آن قرار دارند. عکس ۱۶.۴ *BSA* ی نهایی را در حالی که لایه‌های زیرین آن مشخص هستند نشان می‌دهد.



شکل ۱۴.۴: نمای کلی *BSA* ی طراحی شده‌ی نهایی



شکل ۱۵.۴: نمای کلی *BSA* ی طراحی شده‌ی نهایی



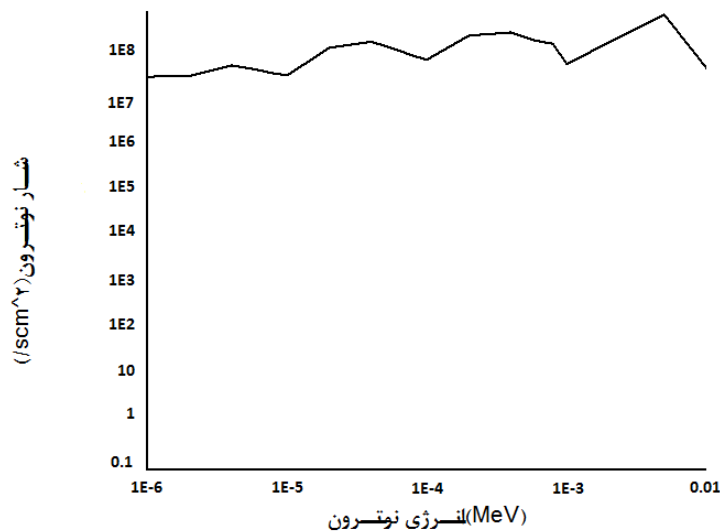
شکل ۱۶.۴: لایه‌های درونی *BSA* ی طراحی شده‌ی نهایی

۱۴.۴ ارزیابی طیف نوترون در هوا

پس از انتخاب بهترین ترکیب‌بندی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف، پارامترهای مختلف شار خروجی از آن اندازه‌گیری شده و با پارامترهای توصیه‌شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی مقایسه شده‌است.

۱.۱۴.۴ شار نوترون فوق‌حرارتی

مقدار این کمیت طبق گزارش آژانس بین‌المللی انرژی اتمی باید $10^9 \frac{n}{cm^2}$ باشد. شار نوترون فوق‌حرارتی در این *BSA* ی طراحی‌شده برابر $2/13 \times 10^9 \frac{n}{cm^2}$ به‌دست آمده است که نتیجه بسیار مطلوبی است. نمودار شار نوترون فوق‌حرارتی در شکل ۱۷.۴ آورده‌شده است.



شکل ۱۷.۴: نمودار شار نوترون فوق حرارتی خروجی از *BSA* ی طراحی شده ی نهایی

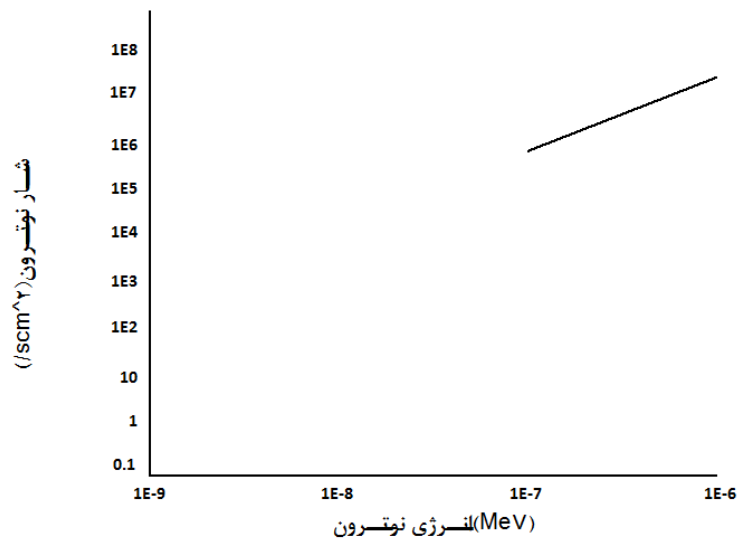
۲.۱۴.۴ آلودگی نوترون حرارتی

مقدار آلودگی نوترون حرارتی در شار خروجی با بررسی نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون حرارتی تعیین می شود.

این نسبت در گزارش آژانس بین المللی انرژی اتمی مقداری برابر 10^0 دارد. در شار خارج شده از *BSA* ی طراحی شده ی نهایی ما شار نوترون حرارتی برابر با $6/9 \times 10^5$ به دست آمده است.

$$\frac{\phi_{epithermal}}{\phi_{thermal}} = \frac{2/13 \times 10^9}{6/9 \times 10^5} = 30869565$$

همان گونه که می بینیم مقدار این کمیت چند برابر مقدار تعیین شده (10^0) به دست آمده است. نمودار ۱۸.۴ شار به دست آمده در محدوده ی نوترون های حرارتی را نشان می دهد. همان طور که از نمودار پیداست شار نوترون حرارتی خارج شده از مجموعه ی شکل دهنده ی طیف نوترون مقدار بسیار کمی دارد و این نشان دهنده ی آلودگی نوترون حرارتی بسیار کم می باشد که نتیجه ی بسیار مطلوبی است.



شکل ۱۸.۴: نمودار شار نوترون حرارتی خروجی از *BSA* ی طراحی شده‌ی نهایی

۳.۱۴.۴ آلودگی نوترون سریع

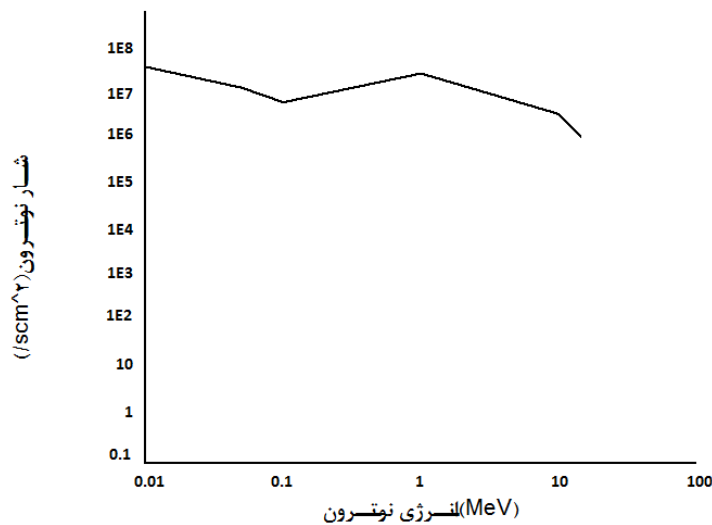
این کمیت با بررسی نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع تعیین می‌شود. طبق پروتکل توصیه شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی مقدار این نسبت برابر ۲^۰ می‌باشد. مقدار برآورد شده در *BSA* ی طراحی شده برابر ۲۱/۷۵۶۸۹۴۷۹ است.

$$\frac{\phi_{epithermal}}{\phi_{fast}} = \frac{2.13 \times 10^9}{8.79 \times 10^7} = 21,756,894,79$$

نمودار ۱۹.۴ شار نوترون سریع را برحسب انرژی در طراحی نهایی *BSA* نشان می‌دهد.

۱۵.۴ آلودگی گاما

نسبت دز گاما و نوترون سریع در هوا به شار نوترون فوق حرارتی با استفاده از تالی *F6* به ترتیب برابر 3.61×10^{-12} و 5.12×10^{-13} به دست آمد.



شکل ۱۹.۴: نمودار شار نوترون سریع خروجی از *BSA* طراحی شده‌ی نهایی

۱۶.۴ نتیجه‌گیری

در این پایان‌نامه ما به مطالعه و بررسی امکان استفاده از دستگاه پلاسمای کانونی به‌عنوان چشمه‌ی نوترون در نوترون‌درمانی به روش *BNCT* پرداخته‌ایم. شار و انرژی نوترون‌های اولیه‌ی حاصل از این دستگاه، پارامترهای بهینه برای استفاده در *BNCT* را ندارند. ما با طراحی یک مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف به نام *BSA* و عبور نوترون‌های خروجی از دستگاه پلاسمای کانونی از آن، پارامترهای شار نوترون در هوا را برای استفاده در *BNCT* بهینه کرده‌ایم. این کار در چند مرحله‌ی زیر صورت گرفت:

مرحله‌ی اول- طراحی اولیه‌ی *BSA* و محاسبه‌ی شار نوترونی حاصل از آن

در این مرحله، با انتخاب مواد مناسب برای به‌کارگیری در قسمت‌های مختلف مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف، *BSA*ی اولیه از طریق شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو و به‌وسیله‌ی برنامه‌ی *MCNPX6* طراحی شده و نمودارهای شارخروجی برحسب انرژی نوترون و از طریق برنامه‌ی *originpro9* رسم شده و پارامترهای مختلف آن محاسبه شده‌است. در ابتدا پس از انتخاب مواد کندکننده و عبور نوترون‌ها از آن‌ها، شار نوترون خروجی از *BSA* کاهش یافت.

مرحله‌ی دوم- افزایش شار نوترون

اشکالی که در برخی از مقالات و منابع موجود به چشمه‌ی نوترونی موردنظر ما وارد است، کاهش شار نوترون پس از بهینه‌سازی‌های مختلف در شبیه‌سازی‌ها می‌باشد. برای برطرف کردن این مشکل ما

از صفحات شکافت‌پذیر به‌عنوان تکثیرکننده‌های نوترون استفاده کردیم. به‌این‌منظور از مواد تکثیرکننده‌ی مختلف مانند اورانیوم، سرب و برلیوم استفاده کردیم که در تمامی حالات نتایج شبیه‌سازی منجر به افزایش شار نوترون شد. پس از آزمون ضخامت‌های مختلف از مواد تکثیرکننده‌ی متفاوت و همین‌طور استفاده از دو مولتی‌پلیر پی‌درپی، از این‌میان استفاده از یک لایه‌ی ۳ سانتی‌متری سرب و سپس ۵ سانتی‌متر اورانیوم طبیعی به‌عنوان پربازده‌ترین تکثیرکننده در این BSA انتخاب شد. ترکیب به‌دست آمده در این مرحله به‌صورت زیر می‌باشد:

$Fe(28cm), Flual(69\% AlF_3, 30\% Al, 1\% LiF)(30cm), Cd(0.4cm), vBi(10cm)$

همچنین یک لایه بیسموت نیز دور تا دور این مجموعه را به‌عنوان بازتابنده‌ی نوترون برای خروج از نشت نوترون‌ها از سیستم احاطه کرده‌است. اطلاعات شار نوترون خروجی از این مجموعه عبارت‌است از:

خطا	شار نوترون ($/scm^2$)	دسته‌بندی انرژی (MeV)
0	0.00E+00	1.00E-08
0.857	4.84E-10	1.00E-07
0.2198	2.73E-09	1.00E-06
0.4738	3.56E-09	2.00E-06
0.2202	3.80E-09	4.00E-06
0.2117	3.94E-09	6.00E-06
0.2147	3.61E-09	8.00E-06
0.2526	3.17E-09	1.00E-05
0.1439	1.06E-08	2.00E-05
0.202	1.23E-08	4.00E-05
0.1772	9.83E-09	6.00E-05
0.3407	7.94E-09	8.00E-05
0.3735	1.10E-08	1.00E-04
0.1178	2.07E-08	2.00E-04
0.1054	2.85E-08	4.00E-04
0.122	2.16E-08	6.00E-04
0.1104	2.74E-08	8.00E-04
0.1794	9.47E-09	1.00E-03
0.0454	2.85E-07	5.00E-03
0.0418	3.91E-07	1.00E-02
0.0113	4.46E-06	5.00E-02
0.0126	3.74E-06	1.00E-01
0.0046	2.90E-05	1.00E+00
0.0202	1.68E-06	1.00E+01
0.0361	2.28E-07	1.45E+01

شکل ۲۰.۴: اطلاعات شار خروجی طراحی اولیه

شار نوترون خروجی از این مجموعه از پارامترهای توصیه‌شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی فاصله دارد که در گام‌های بعدی برای رسیدن به شار بهینه اقداماتی صورت گرفته‌است.

مرحله‌ی سوم - بهینه‌سازی شار خروجی از *BSA*

در این مرحله، ترکیب‌بندی‌های مختلف مواد متفاوت و ضخامت‌های مختلف آن‌ها را در هندسه‌های متفاوت آزموده و پس از شبیه‌سازی هریک از آن‌ها و رسم نمودارها و مقایسه‌ی نتایج، بهترین و پربازده‌ترین پیکربندی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف را انتخاب کردیم که منجر به به‌دست آمدن شار مورد نیاز برای استفاده در *BNCT* شده‌است. ترکیب‌بندی *BSA*ی نهایی به‌صورت زیر می‌باشد:

$Pb(3cm), U(5cm), Al(39cm), AlF_3(24.6cm), Fe(4cm), Cd(0.4cm), Ti(10cm), Bi(2.5cm)$

جدول ۲۱.۴ شار نوترون را در محدوده‌های مختلف انرژی و همین‌طور درصد خطای نسبی را برای هر بازه در *BSA*ی نهایی نشان می‌دهد.

شار نوترون فوق‌حرارتی خروجی از *BSA*ی طراحی‌شده برابر $10^9 \times 2/13$ ، نسبت شار نوترون فوق‌حرارتی به شار نوترون سریع $21/1409396$ و مقدار شار نوترون حرارتی برابر $3086/9565$ به‌دست آمده‌است.

پارامترهای شار نوترونی توصیه‌شده توسط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی عبارت‌است از:

$$\phi_{epithermal} \sim 10^9$$

$$\frac{\phi_{epithermal}}{\phi_{thermal}} \geq 100$$

$$\frac{\phi_{epithermal}}{\phi_{fast}} \geq 20$$

از مقایسه‌ی مقادیر به‌دست آمده و مقادیر توصیه‌شده‌ی آژانس مشاهده می‌شود که تمامی پارامترهای موردنیاز برای شار در هوا برای استفاده در *BNCT* برآورده شده‌است.

باتوجه به این‌که چشمه‌ی نوترونی پیشنهادشده نسبت به سایر چشمه‌های نوترونی موجود، مزایای زیادی دارد و دستیابی به آن برای استفاده‌ی کلینیکی به‌مراتب آسان‌تر و کم‌هزینه‌تر می‌باشد، با استفاده از *BSA*ی طراحی‌شده، استفاده از آن برای درمان بسیاری از تومورهای سرطانی به‌روش *BNCT*، امکان‌پذیر و مناسب می‌باشد.

خطا	شارنوترون	بازه های انرژی
0	0.00E+00	1.00E-08
0.3925	6.90E+05	1.00E-07
0.0744	2.67E+07	1.00E-06
0.0756	2.80E+07	2.00E-06
0.0484	4.71E+07	4.00E-06
0.0676	3.81E+07	6.00E-06
0.057	3.15E+07	8.00E-06
0.0674	2.88E+07	1.00E-05
0.0385	1.14E+08	2.00E-05
0.0344	1.55E+08	4.00E-05
0.0399	1.04E+08	6.00E-05
0.0491	7.67E+07	8.00E-05
0.0478	6.30E+07	1.00E-04
0.0291	2.12E+08	2.00E-04
0.0269	2.47E+08	4.00E-04
0.0369	1.64E+08	6.00E-04
0.0361	1.39E+08	8.00E-04
0.0531	5.05E+07	1.00E-03
0.0195	6.07E+08	5.00E-03
0.0655	4.18E+07	1.00E-02
0.1129	1.44E+07	5.00E-02
0.1914	6.88E+06	1.00E-01
0.1002	2.99E+07	1.00E+00
0.1864	3.79E+06	1.00E+01
0.3197	1.17E+06	1.45E+01
0	0.00E+00	2.00E+01
0	0.00E+00	5.00E+01
0	0.00E+00	1.00E+02

شکل ۲۱.۴: نمودار شار نوترون خروجی از *BSA* طراحی شده‌ی نهایی در بازه‌های مختلف انرژی

مراجع

- [1] Zheng Liu; GangLi; LinmaoLiu; *Feasibility of sealed D–T neutron generators neutron source for liver BNCT and its beam shaping assembly* Applied RadiationandIsotopes86(2014)1–6
- [2] Faezeh Rahmani; Majid Shahriari; *Beam shaping assembly optimization of Linac based BNCT and in-phantom depth dose distribution analysis of brain tumors for verification of a beam model*,Elsevier, Annals of Nuclear Energy 38 (2011) 404–409
- [3] T. K. Kroc, PhD theseis; James S Welsh; *"Neutron Therapy in the 21st Century"* 1Fermi National Accelerator Laboratory, Batavia, Il, USA 2Northern Illinois University, DeKalb, Il, USA.
- [4] Wolfgang A. G .Sauerwein; Andrea Wittig Raymond Moss; Yoshinobu Nakagawa, *"Neutron Capture Therapy Principles and Applications"*ISBN 978-3-642-31334-9; DOI:10.1007/978-3-642-31334-9.
- [5] D. N . SLATKIN; *"A HISTORY OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY OF BRAIN TUMOURS"* Brain (1991), 114, 1609-1629

- [6] A. BERNARD; P. CLOTH; H. CONRADS; A. COUDEVILLE; G. GOURLAN; A. JOLAS; CH. MAISONNIER; J. P. RAGER; *THE DENSE PLASMA FOCUS - A HIGH INTENSITY NEUTRON SOURCE*, NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS 145 (1977) 191-218 ; Q NORTH-HOLLAND PUBLISHING CO.
- [7] V. Benzi; F. Mezzetti; F. Rocchi; M. Sumini; *Feasibility analysis of a Plasma Focus neutron source for BNCT treatment of transplanted human liver*, Elsevier, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 213 (2004) 611–615
- [8] [http; en.wikipedia.org](http://en.wikipedia.org)
- [9] Toshiyuki Okazaki; Teruyoshi Kageji, Yoshifumi Mizobuchi, Takeshi Miyamoto, Shinji Nagahiro; *Nine-year interval recurrence after treatment of boron neutron capture therapy in a patient with glioblastoma: A case report* Elsevier, Applied Radiation and Isotopes () –
- [10] R.F. Barth; Albert H. Soloway; Ralf G. Fairchild; "Boron Neutron Capture Therapy of cancer"; cancer research 50, 1061-1070, february 15, 1990.
- [11] M. R. Eskandari ; S. Kashian; *Design of moderator and multiplier systems for D–T neutron source in BNCT* Elsevier Annals of Nuclear Energy 36 (2009) 1100–1102
- [12] F. I . Chou; H. P. Chung; H. M. Liu; C.W. Chi; W. Y. Lui *Suitability of boron carriers for BNCT: Accumulation of boron in malignant and normal liver cells after treatment with BPA, BSH and BA* Applied Radiation and Isotopes 67(2009) S105–S108

- [13] Laura Evangelista; Giulio Jori; Domenico Martini; Guido Sotti " *Boron neutron capture therapy and ^{18}F -labelled borophenylalanine positron emission tomography: A critical and clinical overview of the literature* " , Applied Radiation and Isotopes 74(2013)91–101
- [14] ENDF; Evaluated Nuclear Data File; Database Version of April 13, 2015
www-nds.iaea.org
- [15] J.G. Fantidis; E. Saitioti; D.V. Bandekas; N. Vordos " *Optimised BNCT facility based on a compact D-D neutron generator* ", Volume 11, No 4 International Journal of Radiation Research, October 2013
- [16] L . Auditore ; R.C. Barné; D. De Pasquale *DESIGN OF A PHOTONEUTRON SOURCE BASED ON A 5 MeV ELECTRON LINAC* Proceedings of EPAC 2004, Lucerne, Switzerland
- [17] E. Bisceglie; P. Colangelo; N. Colonna; V. Patricchio; P. Santorelli; V. Variale; " *Production of epithermal neutron beams for BNCT* ", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 476 (2002) 123–126.
- [18] B.F. Bayanov; V.P. Belov; E.D. Bender; M.V. Bokhovko; G.I. Dimov; V.N. Kononov; O.E. Kononov; N.K. Kuksanov; V.E. Palchikov; V.A. Pivovarov; R.A. Salimov; G.I. Silvestrov; A.N. Skrinsky; N.A. Soloviov; S.Yu. Taskaev; *Accelerator-based neutron source for the neutron-capture and fast neutron therapy at hospital*, Elsevier, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 413 (1998) 397–426

- [19] I. Grosu , L. Tugulan, (2007), "*Plasmon Dispersion in Quasi-One- and One Dimensional Systems with Non-Magnetic Impurities*", Physical E, 40, 474-477.
- [20] Nicola CERULLO; Juan ESPOSITO; Bruno MONTAGNINI;
- [21] Journal of NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY, Supplement 1, p. 384-388 (March 2000)
- [22] Fatemeh S . Rasouli; S.FarhadMasoudi; *Design and optimization of a beam shaping assembly for BNCT based on D-T neutron generator and dose evaluation using a simulated head phantom*, Elsevier, Applied Radiation and Isotopes 70(2012)2755–2762
- [23] B . Montagnini; N. Cerullo; J. Esposito; V. Giusti; F. Mattioda; R. Varone; *Spectrum shaping of accelerator-based neutron beams for BNCT* Elsevier, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 476 (2002) 90–98
- [24] G. D. Mahan, (1990), "*Many Particle Physics*", Third edition, Plenum Press, New Y
- [25] Y. Kasesaz; H. Khalafi; F. Rahmani; *Optimization of the beam shaping assembly in the D-D neutron generators-based BNCT using the response matrix method* Elsevier, Applied Radiation and Isotopes 82 (2013) 55–59
- [26] Tetsuya Yamamoto; Kei Nakai; Akira Matsumura; *Boron neutron capture therapy for glioblastoma* Elsevier, Cancer Letters 262 (2008) 143–152

- [27] Wei Chen; Samir C. Mehta; D. Robert Lu; *Selective boron drug delivery to brain tumors for boron neutron capture therapy* Elsevier, *Advanced Drug Delivery Reviews* 26 (1997) 231–247
- [28] John R. Lamarsh; *Introduction to Nuclear Reactor Theory* New York University
- [29] Nicola Cerullo^a; Juan Esposito^b; Bruno Montagnini^b; *Feasibility of a Neutron Beam for BNCT Application Based on Nuclear Fusion Reactions D-D and D-T* *Journal of Nuclear Science and Technology*, 15/A1-16145 Genova, (Italy) ^b Dipartimento di Ingegneria Meccanica, Nucleare e della Produzione (DIMNP), Università di Pisa (Italy) Via Diotisalvi, 21-56126 Pisa, (Italy)
Published online: 27 Aug 2014
- [30] Fatemeh S. Rasouli; S. Farhad Masoudi; Yaser Kasesaz; *Design of a model for BSA to meet free beam parameters for BNCT based on multiplier system for D-T neutron source* Elsevier, *Annals of Nuclear Energy* 39 (2012) 18–25
- [31] D.J. Bennet; thamson;
- [32] R. Gheisari; M. M. Firoozabadi; H. Mohammadi; *Optimization of the geometry and composition of a neutron system for treatment by Boron Neutron Capture Therapy* *ISMJ* 2015; 17(6): 1113-1119
- [33] H. Koivunoro; D.L. Bleuel; U. Nastasib; T.P. Lou; J. Reijonen; K-N. Leung; *BNCT dose distribution in liver with epithermal D-D and D-T fusion-based neutron beams*, Elsevier, Lawrence Berkeley National Laboratory, Cyclotron Road, Mail Stop 5R0121, Berkeley, CA 94720, USA, *Applied Radiation and Isotopes* 61 (2004) 853–859

[34] Yoshihisa Abe; Masashi Ito; Ryo Fujii; Masaru Nakamura²; Yoshio Imahori²; *Development of treatment couch with computer controlled 5-axis movements - For clinical use in the accelerator-based BNCT*; June 14-19 2014 * helsinki, finland

[۳۵] یاسر کاسه‌ساز؛ مصطفی حسن‌زاده؛ ۱۳۹۱ ”آموزش کد MCNP“؛ انتشارات گذار؛ تهران

[36] MATTHEW R. PALMER; PH.D. J. TIMOTHY GOORLEY; PH.D. W. S. KIGER; PH.D. PAUL M. BUSSE; PH.D. KENT J. RILEY; PH.D. OTTO K. HARLING; ROBERT G. ZAMENHOF; *TREATMENT PLANNING AND DOSIMETRY FOR THE HARVARD-MIT PHASE I CLINICAL TRIAL OF CRANIAL NEUTRON CAPTURE THERAPY* Elsevier, PHYSICS CONTRIBUTION, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 53, No. 5, pp. 1361–1379, 2002 Copyright © 2002 Elsevier Science Inc. Printed in the USA. All rights reserved 0360-3016/02/

[37] BNCT.ir; www.BNCT.ir

[38] W.A.G. Sauerwein; Raymond Moss; 2012; *Neutron Capture Therapy Principles and Applications* Springer, ISBN 978-3-642-31333-2

[39] M.E. Capoulat; D.M. Minsky; A.J. Kreiner; *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)*, Elsevier, Review paper, Physica Medica xxx (2013) 1e14

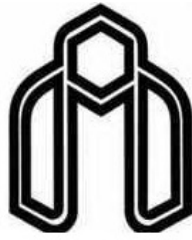
[40] T.P. LOU; J.L. Vujic; H. Koivunoro; J. Reijonen; K.N. Leung; *Fission Multipliers for D-D/D-T Neutron Generators*, Lawrence Berkeley National Laboratory, 03-31-2003

- [41] N. Cerullo; J. Esposito; G.G. Daquino; *Spectrum shaping assessment of accelerator-based fusion neutron sources to be used in BNCT treatment*, Elsevier, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 213 (2004) 641–645
- [42] E. Durisi; A. Zanini; C. Manfredotti; F. Palamara; M. Sarotto; L. Visca; U. Nastasi; *Design of an epithermal column for BNCT based on D–D fusion neutron facility*, Elsevier, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 574 (2007) 363–369
- [43] J. Reijonen; E. O. Lawrence; *COMPACT NEUTRON GENERATORS FOR MEDICAL, HOME LAND SECURITY AND PLANETARY EXPLORATION*, Lawrence Berkeley National Laboratory, Berkeley CA 94720, USA, 05-11-2005
- [۴۴] دکتر صمد راستی‌کردار؛ دکتر محمدحسین نادری؛ ”مبانی حفاظت در برابر پرتوها“؛ انتشارات دانشگاه صنعتی اصفهان؛ ص ۱۵۷
- [۴۵] کنت.اس.کرین؛ ۱۳۷۱ ”آشنایی با فیزیک هسته‌ای“؛ ناصر میرفخرایی؛ مجید مدرس؛ مرکز نشر دانشگاهی؛ تهران؛ جلد دوم؛ ص ۸۶
- [۴۶] طاهری. م؛ ۱۳۹۰؛ پایان نامه کارشناسی ارشد؛ طراحی حفاظ پرتویی برای دستگاه BNCT برمبنای بکارگیری شتابدهنده‌ی پروتونی با استفاده از کد MCNP؛ دانشکده و پژوهشکده علوم پایه گروه فیزیک؛ دانشگاه جامع امام حسین(ع)
- [47] T.P.Lou; 2000; M.S.thesis; *Compact D-D/D-T Neutron Generators and Their Applications*, University Of California, Berkeley

[48]

Aabstract

BNCT or the Boron Neutron Capture Therapy is an effective method for the removal of some tumors. According to this method the tumor marked by the ^{10}B boron, then the marked tumour bombarded by neutrons in appropriate intensity and energy. for boron neutron capture therapy we need a suitable neutron source. The neutron source must be able to meet our requirements, the different sources used for this, these sources have advantages and disadvantages. In this thesis, the use of plasma focus devices have been investigated as a neutron source, the survey carried out by the Monte Carlo simulation method. The output neutron beam from this source should have appropriate intensity and energy for using in BNCT. in order to optimizing the neutron flow it is necessary to pass it from a beam shaping assembly before it reach the patients body. In this study it has been tried to optimize the neutron beam by using materials with different thicknesses. The MCNPX6 is the computational code which is used in this thesis. our study has been done successfully the simulations results are mentioned at the end of the thesis.



Shahrood University

University of Shahrood
Faculty Of Physics

Dissertation Submitted in Partial
Fulfillment of The Requirements For The
Degree of Master of Science in
physics

**Feasibility of using plassma focus as a
neutron source in BNCT**

Supervisor

Dr. H. Tavakoli anbaran

by

Fatemeh Amirzadeh

2015