



دانشکده : فیزیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

امکان سنجی استفاده از چشمه نوترون D-T در BNCT برای درمان تومور مغزی

حسین رئیس پور

استاد راهنما :

دکتر حسین توکلی عنبران

بهمن ۱۳۹۴

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده: فیزیک

گروه: هسته‌ای

امکان‌سنجی استفاده از چشمه نوترون D-T در BNCT برای درمان تومور مغزی

دانشجو: حسین رئیس پور

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

بهمن ۱۳۹۴



مدیریت تحصیلات تکمیلی

باسمه تعالی

شماره:

تاریخ:

ویرایش:

پیوست شماره ۲

دانشکده: **فیزیکی**
گروه: **هسته‌ای**

پایان نامه کارشناسی ارشد آقای / حسین رئیس پور به شماره دانشجویی: ۹۲۰۷۴۲۴
تحت عنوان: امکان سنجی استفاده از چشمه نوترون D-T در BNCT برای درمان تومور مغزی

در تاریخ ۱۴۰۱/۱۱/۱۸ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد
مورد ارزیابی و با درجه **خیلی خوب** مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی:		نام و نام خانوادگی: دکتر حسین توکلی عنبران
	نام و نام خانوادگی:		نام و نام خانوادگی:

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی: دکتر مرتضی رفیعی		نام و نام خانوادگی: دکتر محمد رضا شجاعی
			نام و نام خانوادگی: دکتر حسن حسن آبادی
			نام و نام خانوادگی:
			نام و نام خانوادگی:

تقدیم به :

همه کسانی که لحظه ای بعد انسانی و وجدانی خود را فراموش نمی کنند
و بر آستان گراز سنگ انسانیت سر فرود می آورند و انسان را با همه
تفاوت هایش ارج می نهند.

تقدیر و تشکر:

سپاس و ستایشم را خدا را جل و جلاله که آثار قدرت او بر چهره روز روشن، تاباخ است و انوار
حکمت او در دل شب تار، درفشاخ. آفریدگار که خویشتن را به ما شناساند و در هر علم را بر ما
گشود و عمر و فرصت عطا فرمود تا بدایخ، بنده ضعیف خویشتن را در طریق علم و معرفت بیازماید.
از خانواده ام که در طول تحصیل صبر و شکیبایی داشتند و مرا تنها نگذاشتند صمیمانه سپاسگذارم
کنم. از دکتر مسیح توکلر عنبرایخ که زحمات راهنمایی این پایاخیخ نام بر عهده ایشان بود کمال تشکر
را دارم.

بر خود لازم مر دارم از آقای مصد نامر نظر و خانم فاطمه رسولر بغاظر لطف که به من داشتند
صمیمانه تشکر کنم و در نهایت از کلیه دوستان که به هر نحو در این مدت کنارم بوده اند و از
وجودشان بهره برده ام سپاسگذارم کنم.

مسیح رئیس پور - بهمن ۱۳۹۴

تعهد نامه

اینجانب **حسین رئیس پور** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک - هسته ای دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه **امکان سنجی استفاده از چشمه نوترون D-T در BNCT برای درمان تومور مغزی** 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 پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

متن این صفحه نیز باید در ابتدای نسخه های تکثیر شده پایان نامه وجود داشته باشد .

چکیده

درمان بوسیله گیراندازی با بور یا BNCT یکی از روش‌های درمان برای انواع تومورهاست که اساس آن واکنش ${}^1_0n + {}^6_3Li \rightarrow {}^3_0\alpha + {}^4_3Li$ می‌باشد. در این روش حامل‌های بور در تومور جایگزیده می‌شوند و سپس تحت تابش نوترون‌های فوق حرارتی قرار می‌گیرند؛ نوترون‌های فوق حرارتی با عبور از بافت پوست، مغز و جمجمه به نوترون حرارتی تبدیل شده و هنگام رسیدن به هسته‌ی بور واکنش مورد نظر رخ می‌دهد.

ذرات آزاد شده بر اثر این واکنش، برد کوتاهی دارند (از مرتبه میکرومتر) و باعث تخریب سلول‌های تومور می‌شوند. برای انجام این واکنش باید یک چشمه نوترون فوق حرارتی با شدت کافی ($\sim 10^9 n.cm^{-2}s^{-1}$) در اختیار باشد. چشمه مورد مطالعه در این پایان نامه، چشمه نوترون D-T می‌باشد که انرژی آن MeV ۱۴,۱ می‌باشد و برای آن که انرژی آن به حد فوق حرارتی برسد به مجموعه موادی نیاز است که شدت و کیفیت پرتو نوترون را طبق معیارهای خواسته شده از سوی آژانس بین المللی انرژی اتمی برساند که به آن مجموعه شکل دهنده طیف یا BSA^۱ گفته می‌شود.

برای محاسبه دز از فانتوم اسنایدر استفاده شده است و همه محاسبات با استفاده از کد شبیه سازی مونت کارلو MCNP5 استفاده شده است. نسبت تمرکز بور در تومور و بافت سالم ۱۳:۵۵ در نظر گرفته شده است که پس از شبیه سازی، عمق مفید ۱۰,۸ cm، عمق درمان ۸,۴ cm و زمان درمان ۲۸,۱۹ min بدست آمده است.

کلمات کلیدی: ۱-BNCT، ۲-BSA، ۳-MCNP5، ۴-دزیمتری، ۵-D-T، ۶-فانتوم.

^۱ Beam Shaping Assembly

فهرست

<u>صفحه</u>	<u>عنوان</u>
ز.....	فهرست شکل‌ها
ص	فهرست جداول
۱	فصل اول: مقدمه
۲.....	۱-۱ درمان سرطان
۳.....	۲-۱ پرتو درمانی
۳.....	۱-۲-۱ براکی تراپی
۳.....	۲-۲-۱ تله تراپی
۴	۳-۱ پرتو درمانی با نوترون
۴	۴-۱ نوترون درمانی با بور
۶	۵-۱ مروری بر فصول پایان نامه
۷.....	فصل دوم: مروری بر BNCT
۸	۱-۲ اساس کار BNCT
۱۱	۲-۲ انتقال انرژی خطی (LET)
۱۲	۳-۲ ترکیبات حامل بور برای BNCT
۱۵	۴-۲ پارامترهای مطلوب باریکه نوترون
۱۷	۱-۴-۲ شدت باریکه نوترون فوق حرارتی

۱۷ کیفیت باریکه نوترون فرودی ۲-۴-۲
۱۹ پارامترهای در هوا ۵-۲
۲۰ مولفه‌های دز ۶-۲
۲۲ چشمه‌های نوترون ۷-۲
۲۲ چشمه‌های نوترون رادیو ایزوتوپی ۱-۷-۲
۲۳ راکتورهای هسته‌ای ۲-۷-۲
۲۴ چشمه‌های نوترون حاصل از شتابدهنده ۳-۷-۲
۲۴ ساز و کار واکنش D-T ۱-۳-۷-۲
۳۰ ساختار مولد نوترون حاصل از گداخت ۲-۳-۷-۲
۳۳ فصل سوم: طراحی مجموعه شکل دهنده پرتو
۳۴ روش مونت کارلو ۱-۳
۳۵ MCNP ۱-۱-۳
۳۶ خطای نسبی ۲-۱-۵
۳۶ ضریب شایستگی ۳-۱-۳
۳۷ طراحی BSA ۲-۳
۳۷ تکثیرکننده ۱-۲-۳
۳۸ کندکننده ۲-۲-۳
۴۹ فیلتر نوترون حرارتی ۳-۲-۳

۵۰ ۴-۲-۳ فیلتر نوترون سریع
۵۲ ۵-۲-۳ فیلتر گاما
۵۳ ۶-۲-۳ منعکس کننده
۵۷ فصل چهارم : محاسبات دزیمتری در فانتوم
۵۸ ۱-۴ فانتوم سر استاندارد اسنایدر
۶۰ ۲-۴ محاسبه دز در فانتوم
۶۳ ۱-۲-۴ دز بیولوژیکی
۶۵ ۲-۲-۴ پارامترهای در فانتوم
۶۹ نتیجه گیری
۷۳ پیوست A برهم‌کنش تابش با ماده
۹۱ مراجع

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل (۱-۲) سطح مقطع نوترون با بور	۸
شکل (۲-۲) واکنش نوترون حرارتی با بور	۹
شکل (۳-۲) برهم‌کنش نوترون حرارتی با بور	۱۰
شکل (۴-۲) واکنش نوترون حرارتی با بور ۱۰ در سلول به همراه محصولات واکنش	۱۰
شکل (۵-۲) تفاوت ذرات با LET بالا با ذرات با LET پایین	۱۲
شکل (۶-۲) ساختار BSH به عنوان ترکیب حامل بور	۱۴۳
شکل (۷-۲) ساختار BPA به عنوان ترکیب حامل بور	۱۴
شکل (۸-۲) نانو داروهای حامل بور قابل استفاده در BNCT	۱۵
شکل (۹-۲) نفوذ پرتوهای نوترون حرارتی و فوق حرارتی در یک فانتوم نوعی	۱۵
شکل (۱۰-۲) طرحی از مجموعه BNCT در کنار راکتور JRR-4	۲۳
شکل (۱۱-۲) شکل هندسی واکنش ۱-۴-۳	۲۵
شکل (۱۲-۲) انرژی نوترون در واکنش D-D تابعی از زاویه θ است	۲۹
شکل (۱۳-۲) انرژی نوترون در واکنش D-T تابعی از زاویه θ است	۲۹
شکل (۱۴-۲) مقایسه سطح مقطع واکنش D-T , D-D	۳۰
شکل (۱-۳): سطح مقطع نوترون با بیسموت	۳۸
شکل (۲-۳) شار نوترون فوق حرارتی مواد مختلف بر حسب ضخامت	۴۰
شکل (۳-۳) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون حرارتی در لایه بیرونی کند کننده اول	۴۱
شکل (۴-۳) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع بر حسب ضخامت در لایه اول کند کننده	۴۱
شکل (۵-۳) سطح مقطع نوترون با آهن	۴۳

- شکل (۶-۳) سطح مقطع نوترون با کروم ۴۴
- شکل (۷-۳) نمودار لگاریتمی نسبت شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی برای مواد مختلف بر حسب ضخامت ۴۵
- شکل (۸-۳) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع برای مواد مختلف و ضخامت‌های مختلف ۴۵
- شکل (۹-۳) شار نوترون فوق حرارتی خروجی از لایه دوم کند کننده بر حسب ضخامت برای مواد مختلف ۴۶
- شکل (۱۰-۳) طرحی از مجموعه BNCT در کنار راکتور JRR-4 ۴۷
- شکل (۱۱-۳) سطح مقطع نوترون با فلوتور ۴۷
- شکل (۱۲-۳) سطح مقطع نوترون با لیتیوم ۴۸
- شکل (۱۳-۳): ترازهای برانگیختگی ^{19}F ۴۹
- شکل (۱۴-۳) سطح مقطع لیتیوم ۶ با نوترون ۵۰
- شکل (۱۵-۳) نمودار نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع بر حسب ضخامت ۵۱
- شکل (۱۶-۳) سطح مقطع نوترون با نیکل ۵۲
- شکل (۱۷-۳) نمودار نسبت دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی بر حسب ضخامت ۵۳
- شکل (۱۸-۳) BSA نهایی طراحی شده بوسیله کد MCNP5 ۵۴
- شکل (۱۹-۳) طیف انرژی پرتو نوترون خروجی از BSA ۵۶
- شکل (۱-۴) نمایی از فانتوم سر اسنایدر همراه مکعبهای اندازه گیری در صفحه X-Z ۶۰
- شکل (۲-۴) نمای بیرونی قرار گرفتن فانتوم در جلوی BSA ۶۰
- شکل (۳-۴) نمودار مولفه‌های پرتو خروجی از BSA در فانتوم ۶۲
- شکل (۴-۴) دز فیزیکی برای مولفه‌های تابش به تمرکز PPM۱ بور در تومور و بافت سالم ۶۴
- شکل (۵-۴) دز فیزیکی مولفه‌های تابش با نسبت بور ۱۵:۱۱ در تومور و بافت سالم ۶۴
- شکل (۶-۴) دز بیولوژیکی کل و سایر مولفه‌ها با نسبت بور ۱۵:۱۱ در تومور و بافت سالم ۶۵

شکل (۷-۴) محاسبه عمق مفید و عمق درمان با نسبت تمرکز بور ۳:۵۵ در تومور و بافت سالم ۶۷

شکل (۱-A) پراکندگی الاستیک نوترون از هسته هدف ۷۸

شکل (۲-A) بقای تکانه خطی ۷۹

شکل (۳-A) پراکندگی کامپتون ۸۴

شکل (۴-A) توان توقف آب در برابر ذره آلفا با انرژی 1.46 MeV ۸۷

شکل (۵-A) برد ذرات بار دار در ماده ۸۷

فهرست جداول

صفحه	عنوان
۱۱	جدول (۱-۲) مشخصات محصولات واکنش نوترون حرارتی با بور ۱۰
۲۰	جدول (۲-۲) پارامترهای در هوا برای پرتو نوترون توصیه شده جهت استفاده در BNCT
۲۱	جدول (۳-۲) مولفه‌های دز در BNCT
۲۶	جدول (۴-۲) مشخصات چند واکنش تولید نوترون از طریق شتابدهنده
۳۶	جدول (۱-۳) حدود خطا و تفسیر آن در کد MCNP5
۳۹	جدول (۲-۳) نسبت کندکنندگی چند ماده
۴۲	جدول (۳-۳) عناصر تشکیل دهنده استیل ضد زنگ با درصد جرمی آن‌ها
۵۵	جدول (۴-۳) پارامترهای در هوا برای خروجی BSA و مقایسه با کارهای دیگر
۵۶	جدول (۵-۳) مقایسه ساختار تشکیل دهنده کار حاضر با BSA دیگران
۵۹	جدول (۱-۴) چگالی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده فانتوم سر اسنایدر
۶۳	جدول (۲-۴) مقادیر RBE و CF برای مولفه‌های تابش برای محاسبه دز بیولوژیک
۶۸	جدول (۳-۴) پارامترهای در فانتوم حاصل از کار حاضر و مقایسه با کارهای پیشین
۷۴	جدول (A-۱) تقسیم‌بندی نوترون‌ها بر حسب انرژی مطابق با BNCT
۸۲	جدول (A-۲) پارامترهای برخورد برای چند ماده
۸۹	جدول (A-۳) عناصر تشکیل دهنده بافت نرم مرد بزرگسال

فصل اول

مقدمه

نوترون اولین بار توسط چادویک در سال ۱۹۳۲ کشف شد. تقریباً ۷۰ سال بعد از این کشف، کاربردهای متفاوتی در زمینه‌های مختلف از قبیل پزشکی، نظامی، زیست‌شناسی و... از آن صورت گرفته است. مهمترین استفاده آن در تولید برق در نیروگاه‌های هسته‌ای می‌باشد. کاربردهای دیگر نوترون شامل رادیوگرافی نوترونی، آنالیز فعال‌سازی نوترونی و درمان سرطان در پزشکی می‌باشد که همچنان در حال توسعه است.

۱-۱ درمان سرطان

سرطان با رشد بی‌رویه سلول‌ها در بخشی از بدن ایجاد می‌شود. امروزه روش‌های متفاوتی برای درمان سرطان به کار می‌رود که عموماً به سه دسته تقسیم می‌شوند: جراحی، شیمی‌درمانی و پرتودرمانی. این روش‌ها می‌توانند به طور مستقل یا ترکیبی مورد استفاده قرار گیرند. عمل جراحی یکی از قدیمی‌ترین و متداول‌ترین روش‌های درمان سرطان است. این روش زمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد که تومور در یک قسمت متمرکز و ابعاد آن مشخص باشد و با عمل جراحی بتوان عضو سرطانی را به گونه‌ای از بدن جدا کرد که به دیگر بافت‌ها آسیبی وارد نشود. در مواردی که تومور داخل یا اطراف یک عضو حیاتی مثل مغز یا عروق اصلی خون باشد، جراحی بسیار خطرناک است؛ بنابراین جراحی در درمان برخی از سرطان‌ها کارساز نیست. اگر سلول‌های سرطانی به طور گسترده در بدن پخش شده باشند و جایگزیده نباشند از شیمی‌درمانی استفاده می‌شود. در این روش با تزریق داروهای خاصی سلول‌ها و بافت‌های سرطانی را نابود می‌کنند. یکی از موثرترین و پیشرفته‌ترین روش‌های کنترل و درمان سرطان پرتودرمانی است به طوری که امروزه برای درمان حدود پنجاه درصد بیماران مبتلا به سرطان، از روش‌های پرتودرمانی استفاده می‌کنند [۱].

۱-۲ پرتودرمانی

پرتودرمانی به دو روش انجام می‌پذیرد: پرتودرمانی از راه نزدیک (براکی‌تراپی) و پرتودرمانی از راه دور (تله‌تراپی) که هر یک از روشهای مذکور امتیازات و مشکلات خاص خود را دارد. به عنوان مثال عدم نیاز به جراحی و سهولت تامین تابش از خصوصیات تله‌تراپی است. درحالی که تحویل یک دز دقیق به بافت مورد نظر بدون دریافت دز زیاد توسط بافت سالم مزیت بارز براکی‌تراپی است. امروزه برای درمان برخی از سرطان‌ها خصوصا تومورهای مغزی GBM^۱ که رایج‌ترین و تهاجمی‌ترین نوع تومور مغزی محسوب می‌شود، تله‌تراپی یکی از روش‌های ایده‌آل پرتودرمانی محسوب می‌شود [۲، ۳].

۱-۲-۱ براکی‌تراپی^۲

در براکی‌تراپی، کپسول محتوی ماده رادیواکتیو با فعالیت معین که تابش‌های گاما گسیل می‌کند، مثل ^{137}Cs و ^{125}I در نزدیکی بافت ناسالم کاشته می‌شود که به دلیل نزدیکی چشمه به تومور، میزان دز جذبی در سلول سرطانی بیشتر است و باعث تخریب آن می‌شود.

۱-۲-۲ تله‌تراپی^۳

در این روش بیمار تحت تابش پرتوهای ناشی از یک چشمه رادیواکتیو خارجی نظیر راکتور یا پرتوهای ناشی از یک شتابدهنده قرار می‌گیرد. در حین درمان، برخورد پرتو با بافت‌های سالم اجتناب ناپذیر می‌باشد و آن‌ها را دچار آسیب می‌کند. در تله‌تراپی نکته حائز اهمیت، توانایی دادن دز معین به صورت قابل تکرار به حجم هدف، توام با حداقل دز دریافتی توسط بافت‌های سالم برای حفاظت بیمار است [۴، ۵].

^۱ Glioblastoma multiform

^۲ Brachytherapy

^۳ Teletherapy

۱-۳ پرتودرمانی با نوترون

مفهوم درمان با گیراندازی نوترون، برای اولین بار، پس از کشف نوترون، توسط گولدهابر در سال ۱۹۳۴ پیشنهاد شد. نوترون‌ها به دلیل خنثی بودن، با محیط اندرکنش الکترومغناطیسی ندارند و با اندرکنش‌های هسته‌ای انرژی‌شان را به محیط اطراف می‌دهند و چون نوترون‌ها اثرات تخریبی بر روی هسته اتم‌ها اعمال می‌کنند، احتمال ترمیم سلول‌هایی که در این روش آسیب دیده‌اند بسیار کم است. نوترون‌ها با انتقال انرژی خود به هسته‌ی اتم‌ها و پس‌زنی آن‌ها و در برخی موارد تولید پاره‌های شکافت پرنرژی باعث بروز تغییرات بیولوژیکی در منطقه درمان می‌شوند. امروزه نوترون‌تراپی بدون عمل جراحی و با استفاده از نوترون‌های فوق حرارتی انجام می‌شود [۶]. در واقع نوترون‌های فوق حرارتی با عبور از بافت‌های مختلف (سر و گردن) در هنگام رسیدن به تومور به نوترون‌های حرارتی تبدیل می‌شوند که ساز و کار این فرایند در فصول آتی بیان خواهد شد.

۱-۴ نوترون درمانی با بور

نوترون درمانی با بور یا BNCT^۱ یکی از روش‌های درمان تومور محسوب می‌شود که حدود ۸ دهه قبل در سال ۱۹۳۶ توسط گوردون لوچر^۲ پیشنهاد شد. نشان داده شده بود که از برهم‌کنش نوترون حرارتی ($0.025 eV$) با ^{10}B (عنصر طبیعی و پایدار بور) محصولات کوتاه‌برد و پرنرژی تولید می‌شوند. لوچر استدلال کرد که اگر ^{10}B بتواند در بافت تومور جایگزیده باشد این محصولات کوتاه برد می‌توانند بافت سرطانی را نابود کنند و این روش می‌تواند یک روش موثر و انتخابی برای درمان سرطان باشد. نوترون‌های حرارتی انرژی کافی برای آسیب رساندن به بافت سالم را ندارند و تابش‌های آزاد شده‌ی کوتاه‌برد

^۱ Boron neutron capture therapy

^۲ Gordon j. Locher

(۱۰ میکرو متر) می‌توانند بافت تومور را نابود کنند [۶]. با این‌که این روش بار اول در حدود ۵۰ سال پیش به کار رفت، اما هنوز در حال توسعه است.

دو موضوع مهم برای پیشبرد BNCT عبارتند از:

- وجود تعداد کافی هسته بور در سلول تومور و کم‌ترین مقدار آن در بافت سالم؛
- تعداد نوترون حرارتی کافی در برخورد با سلول‌های تومور حاوی بور.

فقدان ترکیب بور مناسب و نیز تا حدی شار نوترون حرارتی ناکافی باعث شد که تا ۸۱ سال پس از اولین پیشنهاد استفاده از BNCT برای درمان، از این روش استفاده نشود. برای اولین بار در اواخر دهه ۱۹۵۰ و ابتدای ۱۹۶۰ بود که درمان بر اساس BNCT درمان در راکتورهای MIT و BNL آغاز شد. با این حال آزمایش‌ها موفقیت‌آمیز نبود. استفاده از ترکیبات نامناسب بور و تا حدی نوترون‌های حرارتی با نفوذ کم، موجب آسیب در بافت شد. با این وجود تا آخر سال ۱۹۶۸ اولین مرکز پرتودهی BNCT خارج از آمریکا تاسیس شد. تا آن زمان از نوترون‌های حرارتی استفاده می‌شد اما از سال ۱۹۹۴ از نوترون‌های فوق‌حرارتی استفاده شد [۷].

در ایران تاکنون تحقیقات و فعالیت‌های پراکنده‌ای در این حوزه در گوشه و کنار کشور انجام شده است. مهم‌ترین موضوع در این پروژه‌ها دستیابی به چشمه‌های نوترونی مناسب جهت درمان می‌باشد. به نظر می‌رسد برای دستیابی به این فناوری چند گام اساسی باید برداشته شود:

- شناسایی چشمه‌های نوترون موجود و امکان سنجی استفاده از آن‌ها و یا ساخت یک چشمه مناسب؛
- طراحی و ساخت مجموعه شکل دهنده طیف به منظور بهینه کردن طیف خروجی چشمه؛
- طراحی و ساخت یک فانتوم استاندارد ویژه مطالعات BNCT؛

- خرید و یا ساخت داروهای حامل بور؛
- انجام آزمایش‌های مختلف مثل دزیمتری، تعیین غلظت بور و ... با استفاده از فانتوم؛
- طراحی و ساخت اتاق درمان، اتاق کنترل و به طور کلی تاسیسات لازم برای درمان؛
- انجام آزمون‌های درمانی مختلف روی حیوانات؛
- انجام آزمون‌های درمانی روی انسان؛
- آماده کردن افکار عمومی جهت پذیرش ایمنی درمان.

۱-۵ مروری بر فصول پایان‌نامه

در فصل دوم BNCT و چشمه‌های مختلف نوترون بررسی شده و چشمه D-T مورد نظر مورد مطالعه قرار گرفته است؛ در فصل سوم درباره کد شبیه‌سازی MCNP5 بطور مختصر بحث شده و سپس BSA^۱ مورد نیاز که یکی از اهداف اصلی این پایان‌نامه می‌باشد طراحی شده است؛ در فصل چهارم دزیمتری در فانتوم سر محاسبه شده است و در نهایت بحث و نتیجه‌گیری انجام گرفته است. در ضمن برهمکنش تابش با ماده در پیوست بررسی شده است.

^۱ Beam Shaping Assembly

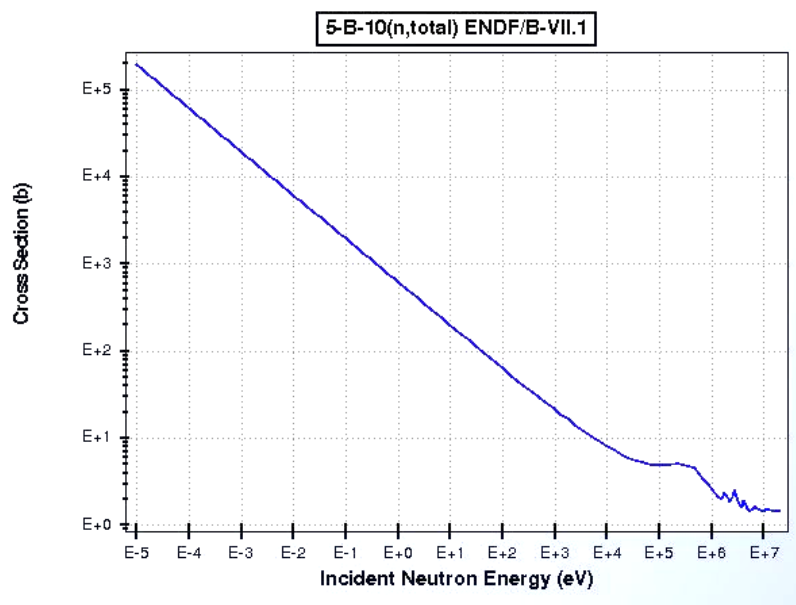
فصل دوم

مروری بر BNCT

۱-۲ اساس کار BNCT

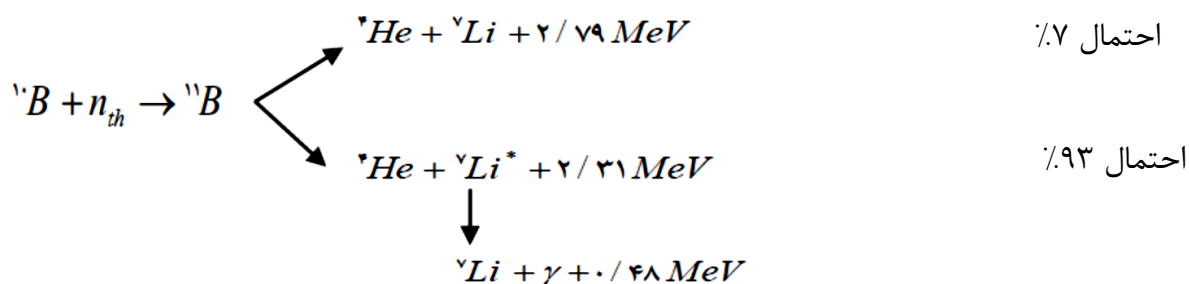
رادیوتراپی استفاده از تابش‌های یونیزه‌کننده جهت درمان تومورهای سرطانی می‌باشد. رادیوتراپی خارجی بوسیله الکترون و پروتون انجام می‌شود. در این روش دز تومور باید ماکزیمم باشد و دز سلول‌های اطراف تومور باید کمینه باشد.

در BNCT از یک پرتو نوترون خارجی و یک عامل شیمیایی داخلی جهت تحویل دز به تومور استفاده می‌شود. در این روش عامل شیمیایی ترکیباتی که شامل ${}^1_0\text{B}$ می‌باشد استفاده می‌شود. این ماده به سلول تومور تزریق می‌شود که مقدار تمرکز این ماده در خون و مغز بر حسب $\frac{\mu\text{g}}{\text{g}}$ باید خیلی کمتر از مقدار تمرکز آن در تومور باشد [۱۴]. این ماده سطح مقطع جذب بالایی با نوترون‌های حرارتی و فوق حرارتی دارد که سطح مقطع این ماده با نوترون را در شکل (۱-۲) نشان داده شده است.



شکل (۱-۲) سطح مقطع نوترون با بور [۱۵].

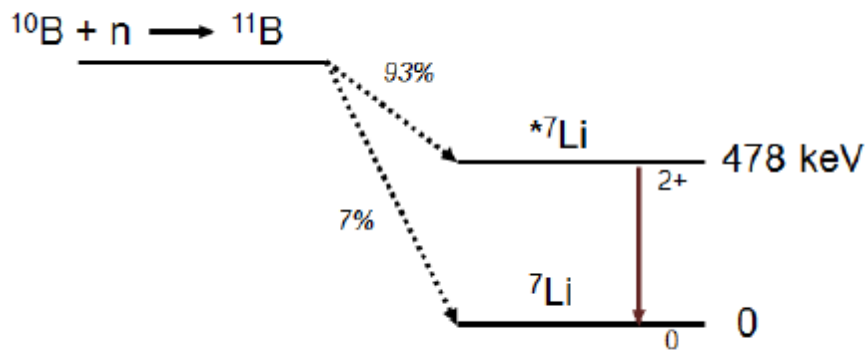
سطح مقطع این ماده با نوترون حرارتی ۳۸۳۸ بارن می‌باشد. وقتی بور در تومور با مقدار مناسب جایگذاری شد ناحیه تومور در معرض تابش پرتوهای فوق‌حرارتی قرار می‌گیرد، این نوترون‌های فوق‌حرارتی هنگام عبور از بافت پوست و استخوان و مغز انرژی از دست می‌دهند و به نوترون‌های حرارتی تبدیل می‌شوند که از برهم‌کنش این پرتو نوترون با این ماده واکنش زیر انجام می‌شود:



شکل (۲-۲) واکنش نوترون حرارتی با بور [۱].

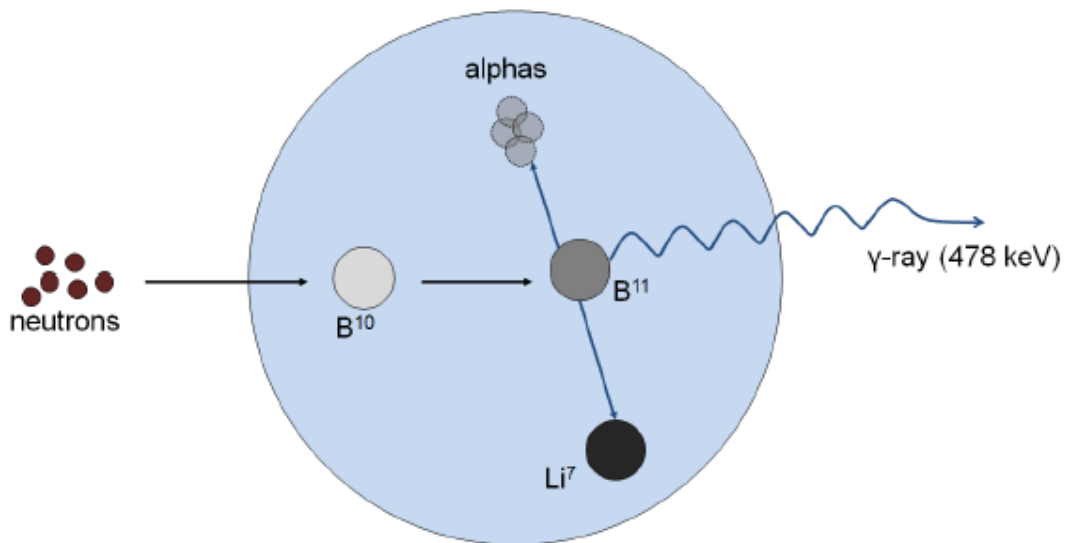
همانطور که از واکنش مشخص است از برهم‌کنش نوترون حرارتی با بور ۱۰، بور ۱۱ که هسته‌ای ناپایدار است تشکیل می‌شود این هسته ناپایدار دارای نیمه عمری از مرتبه پیکو ثانیه می‌باشد و در این مدت زمان به ۲ روش واپاشی می‌کند که در هر دو روش مقدار ۲,۷۹ MeV انرژی آزاد می‌شود.

در حالت اول که احتمال وقوع آن ۷٪ است ذره آلفا و لیتیم ۷ و مقدار ۲,۷۹ MeV انرژی که بصورت انرژی جنبشی ذرات محصول است تولید می‌شود. در حالت دوم که ۹۳٪ می‌باشد لیتیم برانگیخته و ذره آلفا و مقدار ۲,۳۱ MeV در مرحله اول و یک پرتو گاما با انرژی ۰,۴۸ MeV حاصل از گذار لیتیم برانگیخته (نیمه عمر لیتیم برانگیخته در حدود 10^{-13} s می‌باشد) به حالت پایه می‌باشد، تولید می‌شود.



شکل (۳-۲) برهم‌کنش نوترون حرارتی با بور [۴۸].

ضریب تضعیف این پرتو گاما در بافت نرم در حدود 0.1 cm^{-1} می باشد و می تواند از بدن بیمار خارج شود.



شکل (۴-۲) واکنش نوترون حرارتی با بور ۱۰ در سلول به همراه محصولات واکنش [۴۸].

انرژی لیتیوم و آلفا از هر کانال در جدول زیر خلاصه شده است:

جدول (۱-۲) مشخصات محصولات واکنش نوترون حرارتی با بور ۱۰ [۱].

احتمال ۹۳٪		احتمال ۷٪		کانال واپاشی
گاما	لیتیوم	آلفا	لیتیوم	محصول واپاشی
۰,۴۸	۰,۸۴	۱,۴	۱,۰۱	انرژی (MeV)
-	۱,۴	۲,۷	۵,۴	برد (μm)

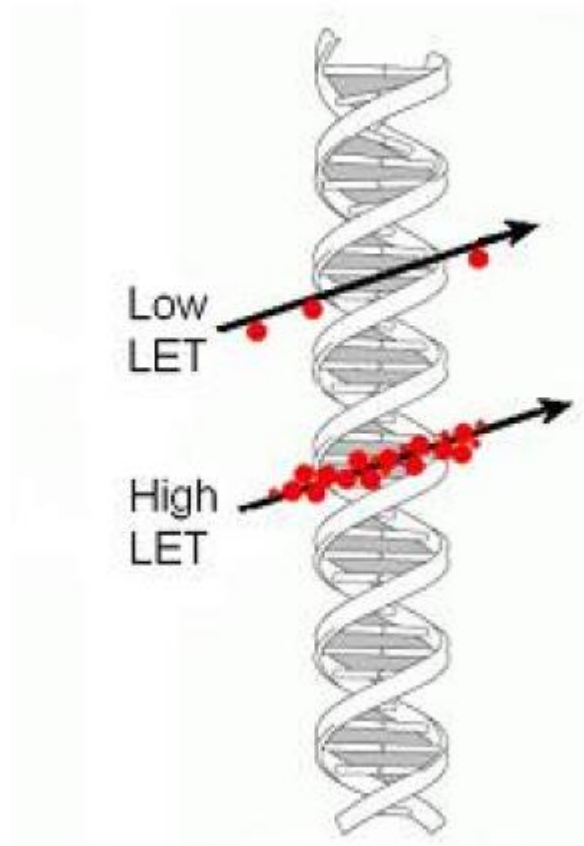
لیتیوم و آلفا دارای انتقال انرژی خطی (LET^۱) بالایی هستند و دارای بردی در حدود ابعاد یک سلول دارند. این یکی از محاسن این درمان است زیرا سلول های مجاور تا حد زیادی در امان می ماند. جذب انرژی این ذرات باردار یونیزه کننده لیتیوم و آلفا توسط بافت های سرطانی باعث تخریب ساختار DNA آنها می شود و نابود می گردند. سطح مقطع مواد با تابش ها در پیوست بررسی خواهد شد.

۲-۲ انتقال انرژی خطی (LET)

انتقال انرژی خطی بصورت میانگین انرژی برجای مانده حاصل از ذرات در واحد طول مسیر آن ذره در ماده مشخص تعریف می شود.

ذرات با LET بالا در طول مسیرشان تعداد خیلی زیادی از ماده را یونیزه می کنند در صورتی که ذرات با LET پایین در طول مسیرشان یونش کمتری ایجاد می کنند و اگر این یونش در سلول اتفاق بیفتد سلول نابود می شود و ترمیم آن ممکن نخواهد بود.

^۱ Linear energy transfer



شکل (۵-۲) تفاوت ذرات با LET بالا با ذرات با LET پایین [۱۱].

در واقع LET یک مقدار میانگین است و ذرات با LET داده شده بر حسب انرژی دارای بازه وسیعی بر حسب انرژی می‌باشند.

۲-۳ ترکیبات حامل بور برای BNCT

گسترش حامل های بور از سال ۱۹۵۰ باعث شد مرحله جدیدی در درمان بوسیله BNCT آغاز شود. اولین ترکیب حامل بور برای درمان تترابور سدیم بود این ترکیب گران نبود براحتی در دسترس بود و خاصیت سمی کمی داشت اما متاسفانه در تومور بخوبی جایگزیده نمی‌شد و براحتی از سلول شسته می‌شد. در

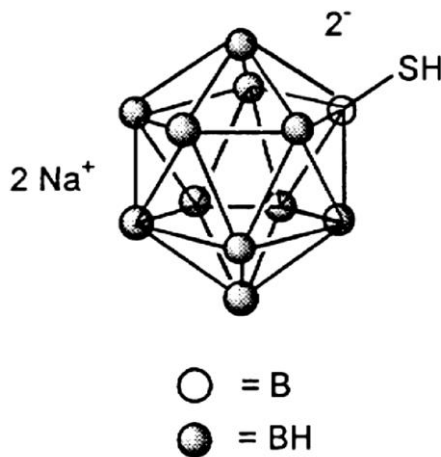
سال‌های بعد ترکیباتی مانند سدیم دکابورات دکا هیدرو دکابورات ($Na_4B_{10}H_{12}$) و پیکربوکسی بنزن بورونیک اسید ($C_7H_7BO_4$) بررسی شدند ولی باز هم نتایج خوبی حاصل نشد.

در کل ترکیبات حامل بور خوب و موفق برای BNCT باید خواص زیر را داشته باشند:

- غیر سمی باشد و برای بیمار عوارض جانبی نداشته باشد؛
- جذب آن در بافت سالم کمینه و در تومور بیشینه باشد؛
- نسبت غلظت بور در تومور نسبت به بافت سالم حدود ۴ به ۱ باشد؛
- پایداری آن در تومور زیاد و در بافت سالم و خون کم باشد.

لازم به تذکر می‌باشد که هیچ حامل بوری که تا کنون شناخته شده همه این موارد را برآورده نمی‌کند.

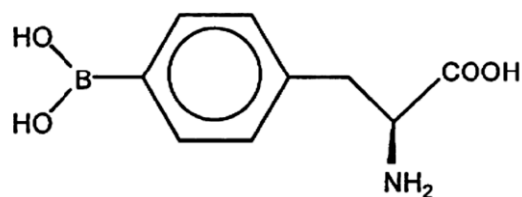
در حال حاضر ترکیبات حامل بور مورد استفاده در کلینیک‌های درمان BNCT، BPA^۱ و BSH^۲ می‌باشند که ساختار آن‌ها در زیر رسم شده است:



شکل (۲-۶) ساختار BSH به عنوان ترکیب حامل بور [۱۶].

^۱ Borophenylalanine ($C_9H_{12}NO_4B$)

^۲ Sodium Dodecaborane ($Na_2B_{12}H_{11}SH$)



L-BPA

(*p*-borono-L-phenylalanine)

شکل (۷-۲) ساختار BPA به عنوان ترکیب حامل بور [۱۶].

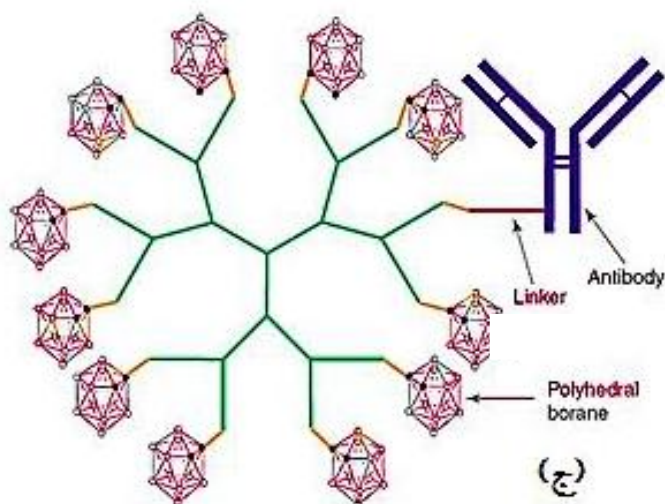
BPA اولین بار در سال ۱۹۵۰ برای BNCT سنتز شد. ثابت شده است که این حامل دارای مکانیسم فعال انتقال درون سلول می‌باشد و به طور یکنواخت درون هسته و سیتوپلاسم پخش می‌شود. اما به دلیل آن که BPA به مغز و خون نفوذ می‌کند و در حین درمان دز بالایی توسط بافت سالم مغز دریافت می‌شد برای درمان تومور مغزی مناسب نبود. اما بدلیل شباهت به ساختار تیروسین از این حامل بور برای درمان سرطان پوست در سال ۱۹۷۰ در ژاپن استفاده شد.

در کلینیک پاویا (pavia) در ایتالیا برای درمان سرطان کبد از BPA استفاده شد. در این روش نسبت تمرکز ^{10}B تومور به خون 4:1 می‌باشد.

BSH برای درمان تومورهای مغزی استفاده می‌شود. این ساختار نمی‌تواند از سلولهای مغز و خون عبور کند و انباشتگی آن در تومور خوب می‌باشد، نسبت تمرکز ^{10}B در تومور به خون ۰,۹:۱ تا ۱:۲ می‌باشد. گرچه نسبت تمرکز ^{10}B در تومور و خون پایین می‌باشد از این حامل به دلیل آسیب ندیدن سلول مغزی سالم برای درمان تومور مغزی استفاده می‌شود. اما به هر حال کلینیک‌های ژاپنی گزارش داده‌اند که آسیب های بافت سالم بدلیل وجود بور در خون اجتناب ناپذیر است [۱۶].

اخیراً نیز تحقیق در مورد ساخت نانوداروهای حامل بور با قابلیت بالای جذب در تومور انجام شده است. در این روش تعداد زیادی از ساختارهای مولکولی داروی حامل بور را به یک نانو ذره متصل می کنند. با توجه به پادتن های متصل به این نانو ذره، قابلیت هدایت هدفمند دارو امکان پذیر می باشد. در نتیجه دز بالایی از دارو در محل تومور جمع می شود و موفقیت درمان BNCT افزایش می یابد.

ساختار این نانو داروها در شکل زیر رسم شده است.



شکل (۲-۸) نانو داروهای حامل بور قابل استفاده در BNCT [۱۷].

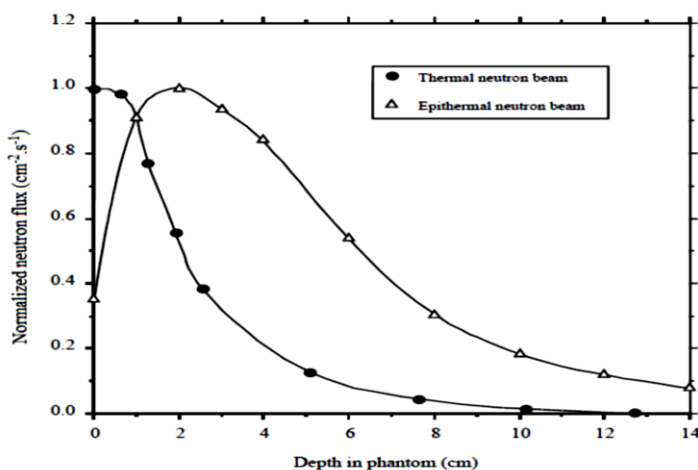
۲-۴ پارامترهای مطلوب باریکه نوترون

گفته شد برای درمان تومورهای عمیق مغزی (۲-۸ سانتیمتر) مثل GBM که برای واکنش نوترون با بور انرژی نوترون باید در حد گرمایی باشد اما باید از یک شار نوترون فوق حرارتی ($10\text{KeV} - 1\text{eV}$) استفاده کرد تا بر اثر برهم کنش (پراکندگی الاستیک) با بافت های پوست، جمجمه و مغز انرژی خود را از دست دهند و به نوترون های حرارتی تبدیل شوند. اگر از شار نوترون حرارتی استفاده شود به دلیل جذب

این نوترون‌ها در بافت‌های پوست و مغز و جمجمه باعث افزایش دز این بافت‌ها می‌شود و این بافت‌ها آسیب می‌بینند. اما برای تومورهای نزدیک به سطح سر از شار نوترون حرارتی ($0 < E < 1\text{ eV}$) می‌توان استفاده کرد.

نمودار شکل (۲-۹) نشان می‌دهد که یک باریکه فوق حرارتی در هنگام ورود به بافت، یک میدان تابشی با شار حرارتی بیشینه در عمق ۲-۳ سانتیمتری ایجاد و پس از آن افت می‌کند. عمق نفوذ باریکه می‌تواند با افزایش انرژی میانگین نوترون‌های فوق حرارتی و همچنین افزایش باریکه رو به جلو، افزایش یابد.

اکثر باریکه‌های نوترون فوق حرارتی با تولید تابش‌های دیگر در بافت همراه می‌شوند و بنابراین در تخریب هر دو بافت سالم و تومور سهیم هستند. کاهش این تابش‌ها تا حد امکان در پرتو نوترون فرودی به طور واضحی مطلوب است. می‌توان اظهار داشت که هدف از طراحی باریکه، تحویل یک شار نوترون فوق حرارتی در یک مدت زمان قابل قبول و تولید شار نوترون حرارتی مطلوب در عمق تومور با حداقل تابش‌های موجود دیگر است. دو ویژگی اصلی باریکه نوترونی، شدت و کیفیت است. شدت باریکه تعیین کننده اصلی مدت زمان درمان خواهد بود؛ از سوی دیگر، کیفیت باریکه مربوط به نوع، انرژی و شدت نسبی تمامی اشعه‌های موجود است.



شکل (۲-۹) نفوذ پرتوهای نوترون حرارتی و فوق حرارتی در یک فانتوم نوعی [۹].

۲-۴-۱ شدت باریکه نوترون فوق حرارتی

موارد درمانی تجربی نشان می‌دهند که شدت باریکه مطلوب باید در محدوده $10^9 n/cm^2.s$ باشد. نوترون‌های با شدت $10^5 n/cm^2.s$ نیز قابل استفاده هستند ولی پروسه درمان زمان بیشتری را خواهد طلبید. پزشکان اغلب پرتو با کیفیت بهتر را بر شدت بهتر ترجیح می‌دهند. در ضمن اگر غلظت بور در تومور افزایش یابد، شدت باریکه مورد نظر بطور تناسبی کاهش می‌یابد. در حین BNCT ماکزیمم شار نوترون حرارتی که مغز سالم می‌تواند تحمل کند $10^{12} n/cm^2.s$ می‌باشد و 10^9 اتم بور در سلول تومور باید وجود داشته باشد تا تقریباً ۳-۴ گیراندازی نوترون در بور در آن سلول اتفاق بیفتد.

۲-۴-۲ کیفیت باریکه نوترون فرودی

کیفیت باریکه با ۴ مولفه تحت شرایط باریکه آزاد تعیین می‌شود در زیر با توجه به اهمیتشان مورد بررسی قرار می‌گیرند:

الف) مولفه نوترون سریع

در BNCT محدوده انرژی نوترون‌های سریع بزرگتر از ۱۰ KeV می‌باشد. نوترون‌های سریع که اغلب با باریکه فرودی همراه هستند، اثرات نامطلوبی از خود هنگام ورود به بافت بر جای می‌گذارند که تولید پروتون با انتقال انرژی خطی بالا در بافت می‌باشد و نتیجه آن آسیب بیولوژیکی بالا در بافت می‌باشد. بنابراین یکی از اهداف تولید باریکه نوترون کاهش مولفه نوترون سریع می‌باشد. چشمه D-T مورد مطالعه در این پایان نامه انرژی ۱۴,۱ MeV تولید می‌کند بنابراین برای رساندن این انرژی به ۱۰ KeV نیاز به BSA پیچیده‌ای می‌باشد ضمن آن که شدت پرتو نوترون باید در حد $10^9 n/cm^2.s$ حفظ شود.

ب) مولفه پرتو گاما

اگر چشمه نوترون راکتور باشد با وجود حفاظ گذاری گاما، باز هم پرتو گاما همراه پرتو نوترون خواهد بود اما برای چشمه نوترون شتابدهنده مورد مطالعه ما پرتو گاما وجود ندارد اما در حین کند سازی نوترون و برهم کنش آن با مواد مورد استفاده در انرژی‌های متفاوت با توجه به سطح مقطع (n, γ) برای مواد مختلف، همراه پرتو نوترون فوق حرارتی ممکن است پرتو گاما وجود داشته باشد.

در ضمن پرتو نوترون فوق حرارتی و حرارتی هنگام ورود به بافت مغز نیز پرتو گاما تولید می‌کند که با توجه به انرژی پرتو دز تحویلی به بافت سالم نباید از حد مجاز و قابل تحمل برای سلول‌ها تجاوز کند.

ت) نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی

از آن جایی که نوترون‌های حرارتی موجود در باریکه فرودی باعث آسیب رساندن به پوست سر بیمار می‌شوند، لذا باید مقدار آن در باریکه فرودی به حداقل برسد. بر این اساس پارامتری به نام نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی تعریف می‌شود که طبق معیارهای IAEA^۱ باید مقدار آن بیشتر از ۲۰ باشد. ضمن آن که مطالعات اخیر مقدار آن را بزرگتر از ۱۰۰ اعلام کرده اند [۹].

ث) نسبت جریان نوترون کل به شار نوترون کل

این نسبت بیان‌کننده کسری از نوترون‌هاست که در جهت باریکه، رو به جلو حرکت می‌کنند. بزرگ بودن این نسبت به دو دلیل مهم است: ۱) برای محدود کردن واگرایی باریکه نوترون که نتیجه آن کاهش تابش نامطلوب به دیگر بافت‌هاست. ۲) اجازه انعطاف پذیری در موقعیت بیمار در امتداد محور مرکزی باریکه. مقدار زیاد این نسبت بدان معناست که شار نوترون‌های فوق حرارتی در نزدیکی خروجی باریکه، با فاصله گرفتن از دریچه خروجی تنها به مقدار خیلی کمی تغییر خواهد کرد. در مواردی که بدن بیمار باید عمود

^۱ International Atomic Energy Agency

بر محور باریکه باشد، بیمار در فاصله بیشتری از خروجی قرار می‌گیرد. در صورتی که باریکه در مقایسه با هدف بزرگ‌تر باشد، افزایش موازی سازی (نسبت جریان به شار)، باعث بهبود یکنواختی دز و نفوذ نوترون می‌شود ولی تاثیری بر میزان دز دریافتی ندارد. عدد مورد نظر برای این مورد باید بزرگتر از ۰,۷ باشد [۹].

ج) اندازه باریکه

در حال حاضر در آزمایشات بالینی، خروجی باریکه روزنه دایره ای به قطر $14-12\text{ cm}$ می‌باشد. گرچه برای برخی از تومورهای مغزی روزنه‌های بزرگتری هم پیشنهاد شده است اما در کل اندازه روزنه به نوع تومور، اندازه تومور و موقعیت آن در بدن بستگی دارد.

ح) فاصله چشمه نوترون تا بیمار

هر چه فاصله بین چشمه نوترون و بیمار کمتر باشد، نتیجه آن تحویل یک شار نوترونی بیشتر در نقطه مورد نظر است. علاوه بر این فاصله کمتر، به شتابدهنده اجازه می‌دهد تا یک باریکه نوترونی همگرا با شدت بیشتر و در زاویه بزرگتری تولید کند. از طرفی افزایش فاصله شتابدهنده و بیمار شار مورد نظر را کاهش می‌دهد و باید در صورت امکان از آن اجتناب شود. با این وجود، فاصله شتابدهنده تا بیمار اغلب با نیاز به تطبیق ویژگی‌هایی چون کندکننده، موازی کننده، فیلترها و ... محدود می‌شود. در آزمایشات انجام شده فاصله شتابدهنده تا بیمار بین ۱ تا ۲,۵ متر است [۱۸].

نوع دیگری از دسته بندی پارامترهای مطلوب باریکه نوترونی در BNCT، که از طرف IAEA توصیه شده است، پارامترهای در هوا می باشد.

۲-۵ پارامترهای در هوا

این پارامترها در واقع شامل شدت و کیفیت باریکه نوترون فرودی می‌شود که در مطالب فوق به آن‌ها اشاره شد. پارامترهای در هوا برای توصیف عمومی پرتو نوترون فوق حرارتی به کار می‌روند.

در جدول زیر این پارامتر به همراه چند پارامتر دیگر باریکه آورده شده است:

جدول (۲-۲) پارامترهای در هوا برای پرتو نوترون توصیه شده جهت استفاده در BNCT [۹].

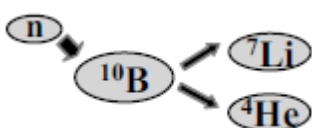
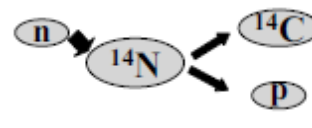
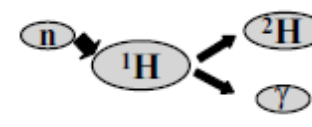
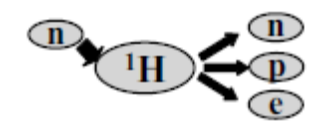
محدوده	پارامترهای باریکه نوترون در BNCT
$\sim 10^9 n/cm^2.s$	شار نوترون فوق حرارتی (ϕ_{epi})
بزرگ تر از ۲۰	نسبت شار نوترون فوق حرارتی به سریع (ϕ_{epi} / ϕ_{fast})
بزرگ تر از ۱۰۰	نسبت شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی ($\phi_{epi} / \phi_{thermal}$)
کمتر از $2 \times 10^{-13} Gy/cm^2$	نسبت دز نوترون‌های سریع به شار نوترون‌های فوق حرارتی ($\dot{D}_{fn} / \phi_{epi}$)
کمتر از $2 \times 10^{-13} Gy/cm^2$	نسبت دز گاما به شار نوترون‌های فوق حرارتی ($\dot{D}_{\gamma} / \phi_{epi}$)
بزرگتر از ۰.۷	نسبت جریان نوترون به شار نوترون (j / ϕ)

۲-۶ مولفه‌های دز

دزیمتری در BNCT به دلیل وجود نوترون و گاما کار پیچیده‌ای است زیرا میدان پرتو شامل چندین مولفه (گاما، نوترون سریع، نوترون حرارتی و نوترون فوق حرارتی) با مشخصه‌های فیزیکی و فیزیولوژیکی متفاوت است. بزرگی مولفه‌های دز پرتو، با میزان بور تزریق شده و ترکیب استفاده شده رابطه مستقیم دارد. لذا باید این ۴ مولفه دز را مورد بررسی و ارزیابی قرار دهیم.

محاسبات دزیمتری، استفاده از پروفایل دز را در بافت سالم و تومور امکان پذیر می‌سازد. درحقیقت این مولفه‌ها، نشان دهنده کارآمدی کلینیکی باریکه آزاد به دست آمده در خروجی شکل‌دهنده طیف هستند و ابزاری برای بهینه‌سازی نهایی شکل دهنده نیز محسوب می‌شوند.

جدول (۲-۳) مولفه‌های دز در BNCT

نام فیزیکی دز	نماد دز	نوع واکنش	تصویر واکنش	توضیحات
دز بور	D_B	(n, α)		برد ذره آلفا و لیتیوم در حدود میکرومتر است و بطور میانگین $2,3 \text{ MeV}$ انرژی دارند.
دز نوترون حرارتی (دز نیتروژن)	D_p	(n, p)		پروتون آزاد شده حدود $0,59 \text{ MeV}$ انرژی دارد.
دز پرتو گاما	D_γ	(n, γ)		گامای ایجاد شده از این واکنش $2,2 \text{ MeV}$ انرژی دارد.
دز نوترون سریع (دز هیدروژن)	D_n	(n, n)		پروتون‌های پس زده در محل برخورد انرژی خود را تخلیه می‌کنند.

۲-۷ چشمه‌های نوترون

همانطور که گفته شد یکی از عوامل اساسی موفقیت در BNCT فراهم نمودن یک شار نوترون با شدت کافی می‌باشد بنابراین یافتن چشمه‌های نوترون مناسب با شدت کافی ضروری می‌باشد.

امروزه درمان بیماران به روش BNCT فقط از طریق راکتورهای هسته‌ای و تحت پروتوکل‌های محدود انجام می‌پذیرد. این راکتورها تنها چشمه‌های نوترون هستند که قادرند شار نوترون‌های بسیار بالا تولید کنند.

در کل روش‌های زیادی برای تولید نوترون وجود دارد که می‌توان آنها را به ۳ گروه دسته بندی کرد:

(۱) چشمه‌های نوترون رادیوایزوتوپی

(۲) چشمه‌های نوترون حاصل از راکتور هسته‌ای

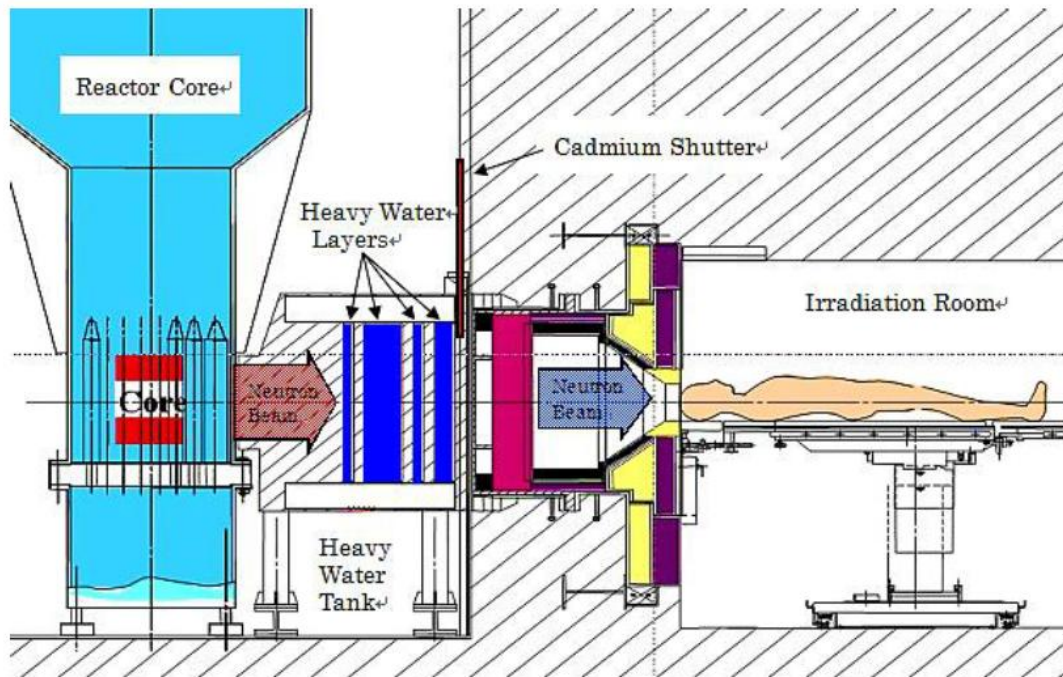
(۳) چشمه‌های نوترون حاصل از شتابدهنده

۲-۷-۱ چشمه‌های نوترون رادیوایزوتوپی

از مهمترین چشمه‌های رادیوایزوتوپی ^{252}Cf می‌باشد. نیمه عمر این ایزوتوپ ۲,۶۴۵ سال می‌باشد و در اثر شکافت خود به خود نوترون و گاما تولید می‌کند. عمده واپاشی آن بصورت واپاشی آلفاست و به طور متوسط از هر ۳۱۳ واپاشی ۱۰ واپاشی از نوع شکافت دارد. بازده نوترونی این چشمه $2 \times 10^2 n/s.gr$ می‌باشد و میانگین انرژی تولیدی در حدود ۲,۳ MeV می‌باشد [۱۹، ۲۰]. این چشمه دارای معایبی از قبیل گران بودن و عدم توانایی در روشن و خاموش کردن به دلیل واپاشی پیوسته آن می‌باشد و همچنین نیاز به حفاظ گذاری بالا می‌باشد.

۲-۷-۲ راکتورهای هسته‌ای

راکتورهای هسته‌ای نوترون‌هایی با شار بالا تولید می‌کنند و از این نظر خیلی مناسب هستند اما مانند چشمه‌های رادیوایزوتوپی دارای معایبی نیز هستند. راکتور هسته‌ای اندازه‌ی بزرگی دارد و ساخت آن پرهزینه می‌باشد، همچنین نمی‌توان آن را بطور آبی روشن و خاموش کرد، از طرفی هم نوترون‌های حاصل از راکتور تک انرژی نیستند و دارای طیف انرژی می‌باشند که از نوترون‌های حرارتی تا سریع را شامل می‌شود و برای استفاده از راکتور باید از فیلترهایی استفاده نمود که بسته به طیف انرژی آن متفاوت است.



شکل (۲-۱۰) طرحی از مجموعه BNCT در کنار راکتور JRR-4 ژاپن [۲۱].

۲-۷-۳ چشمه نوترون حاصل از شتابدهنده

این نوترون‌ها بر اثر واکنش ذرات باردار سبک با هسته هدف در شتابدهنده‌های متفاوت تولید می‌شوند. واکنش‌های زیادی هستند که می‌توان با استفاده از شتابدهنده از آن‌ها نوترون تولید کرد. چشمه‌های نوترون شتابدهنده به دلیل عدم نیاز به حفاظ گذاری جدی، ارزان بودن و کم حجم بودن برای راه‌اندازی در بیمارستان‌ها مناسب‌تر می‌باشند؛ که هر چه به انرژی کمتری از پرتابه در واکنش هسته‌ای تولید نوترون نیاز باشد ابعاد شتابدهنده کوچکتر و شتابدهنده ارزان‌تر و مقرون بصرفه‌تر خواهد بود [۲۲].

چشمه نوترون مورد مطالعه در این پایان‌نامه چشمه شتابدهنده و واکنش ${}^2H(d, n){}^3He$ می‌باشد برای این منظور ابتدا ساز و کار واکنش‌های هسته‌ای بررسی می‌شود:

۲-۷-۳-۱ ساز و کار واکنش D-T

فرض کنیم پرتابه a بر هدف ساکنی در دستگاه آزمایشگاه X برخورد می‌کند و هسته Y و ذره b از آن حاصل می‌شود که واکنش آن بصورت $X(a, b)Y$ یا بصورت زیر می‌باشد:



در اینجا واکنش تشکیل هسته مرکب مورد نظر می‌باشد:



هسته مرکب C در حالت برانگیخته است و ناپایدار می‌باشد و به یکی از روش‌های بالا با توجه به سطح مقطع آن واپاشی می‌کند. با استفاده از پایستگی انرژی و تکانه خطی در رابطه (۲-۷-۳) می‌توان انرژی ذرات مجهول را بدست آورد،

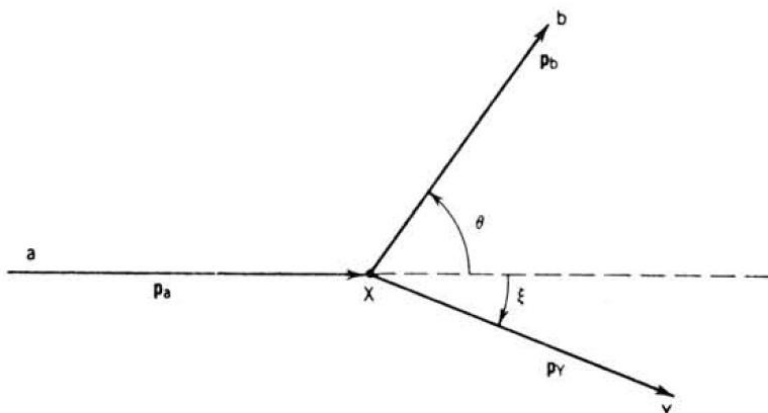
Q واکنش از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$Q = (m_x + m_a - m_y - m_b) \quad (۲-۷-۳)$$

که درست برابر است با انرژی جنبشی اضافی محصولات نهایی:

$$Q = T_f - T_i = (T_y + T_b - T_x - T_a) \quad (۲-۷-۴)$$

اگر Q مثبت باشد واکنش گرمازا است و اگر منفی باشد واکنش گرماگیر است.



شکل (۲-۱۱) شکل هندسی واکنش (۲-۷-۳) [۲۳].

انرژی جنبشی ذره b از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$T_b^{v_2} = \frac{(m_a m_b T_a)^{v_2} \cos \theta \pm \{m_a m_b T_a \cos^2 \theta + (m_y + m_b)[m_y Q + (m_y - m_a)T_a]\}^{v_2}}{m_y + m_b} \quad (۲-۷-۵)$$

اگر Q منفی باشد برای انجام واکنش، انرژی پرتابه a دارای آستانه خواهد بود و کمتر از آن انرژی واکنش انجام نخواهد شد [۲۳].

$$T_{th} = (-Q) \frac{m_Y + m_b}{m_Y + m_b - m_a} \quad (۶-۳-۷-۲)$$

اگر Q مثبت باشد واکنش با هر انرژی پرتابه a انجام خواهد شد و آستانه‌ای نخواهد داشت.

در جدول زیر چند واکنش تولید نوترون را معرفی شده است:

جدول (۴-۲) مشخصات چند واکنش تولید نوترون از طریق شتابدهنده [۲۴].

واکنش	انرژی پرتو یون MeV	Q value MeV	انرژی نوترون بیشینه MeV	میانگین انرژی نوترون MeV	نوترون تولیدی $(mAs)^{-1}$
${}^7Li(p,n){}^7Be$	۲,۵	-۱,۶۴	۰,۷۸	۰,۶~	$۹,۰۹۱ \times 10^{11}$
${}^9Be(p,n){}^9B$	۵-۴	-۱,۸۵	۳-۲	۱,۶~	$۰,۵۳-۱,۲ \times 10^{12}$
${}^9Be(d,n){}^9B$	۱,۵	۴,۳۶	۵,۹	۱,۶۶	$۳,۳ \times 10^{11}$
${}^{12}C(p,n){}^{12}N$	۵	-۳	۲	۱,۱۶	$۳,۸ \times 10^{11}$
${}^{12}C(d,n){}^{12}N$	۱,۵	۵,۳۳	۶,۸	۱,۰۸	$۱,۹ \times 10^{11}$
${}^2H(d,n){}^3He$	۰,۴-۰,۱	۳,۲۷	۳,۴	۲,۴۵	$۴,۷ \times 10^8$
${}^2H(d,n){}^3He$	۰,۴-۰,۱	۱۷,۵۹	۱۵,۶~	۱۴,۱	۱×10^{11}

دو واکنش آخر واکنش همجوشی هستند و آخرین واکنش یعنی ${}^2H(d,n){}^3He$ واکنش مورد مطالعه در این پایان نامه خواهد بود. همانطور که در جدول دیده می شود انرژی دوترون فرودی برای ۲ واکنش آخر بسیار پایین تر از دیگر واکنش هاست که در حدود چندین MeV هستند اما واکنش مورد مطالعه دارای مشکل جدی نیز دارد که انرژی نوترون تولیدی بالاست (۱۴,۱ MeV) و برای رساندن انرژی آن تا فوق حرارتی پروسه کندسازی پیچیده ای لازم است و این امر نیاز به طراحی یک BSA پیچیده را در پی خواهد داشت. در فصل بعد درباره جزئیات BSA بیشتر بحث خواهد شد.

اما دیگر چشمه های نوترون گرچه انرژی نوترون پایین تری دارند و به کند سازی کمتر نیاز دارند اما آنها نیز به نوبه خود دارای معایبی نیز هستند؛ مثلا واکنش ${}^6Li(p,n){}^6Be$ که انرژی نوترون پایینی دارد دارای معایب جدی است؛ 6Li دمای ذوب پایینی دارد (۱۷۹ درجه سلسیوس) و همچنین 6Be رادیواکتیو می باشد [۲۴، ۲۵].

از معایب دیگر واکنش ها نیز انرژی بالای پرتو فرودی است که در حدود چندین MeV می باشد اما واکنش های همجوشی (۲ واکنش آخر جدول) دارای انرژی پرتو فرودی حدود KeV می باشند. هر چه به انرژی بیشتری نیاز باشد ابعاد شتابدهنده باید بزرگتر باشد و هزینه آن از هر جهت بالاتر می رود. حال واکنش مورد نظر مورد بررسی قرار می گیرد:



گفته شد Q برابر انرژی جنبشی ذرات محصول هستند و همچنین طبق رابطه (۳-۳-۷-۲) مقدار Q برای این واکنش برابر با ۱۷,۵۹ MeV بدست می آید. با توجه به رابطه: $T_n + T_{He} = Q$ و مقدار T_n که ۱۴,۱ MeV می باشد مقدار T_{He} برابر با ۳,۵ MeV بدست می آید.

نیروی دافعه کولنی بین پرتابه (d) و هدف (T) از رابطه زیر بدست می آید:

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{zZe^2}{r^2} \quad (8-3-7-2)$$

حداقل انرژی لازم برای دوترون برای غلبه بر سد پتانسیل از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$W_c = -\int_{-\infty}^b F_c dr = -\frac{zZe^2}{4\pi\epsilon_0} \int_{-\infty}^b \frac{dr}{r^2} = \frac{zZe^2}{4\pi\epsilon_0 b} \quad (9-3-7-2)$$

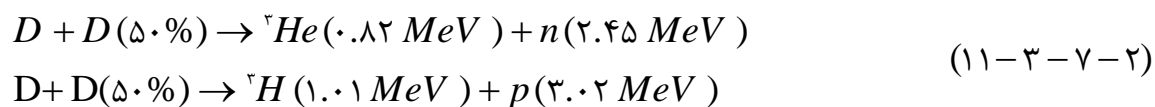
که در آن b فاصله‌ای است که هر دو هسته d و T تقریباً نزدیکترین فاصله را به هم داشته باشند [۲۶].

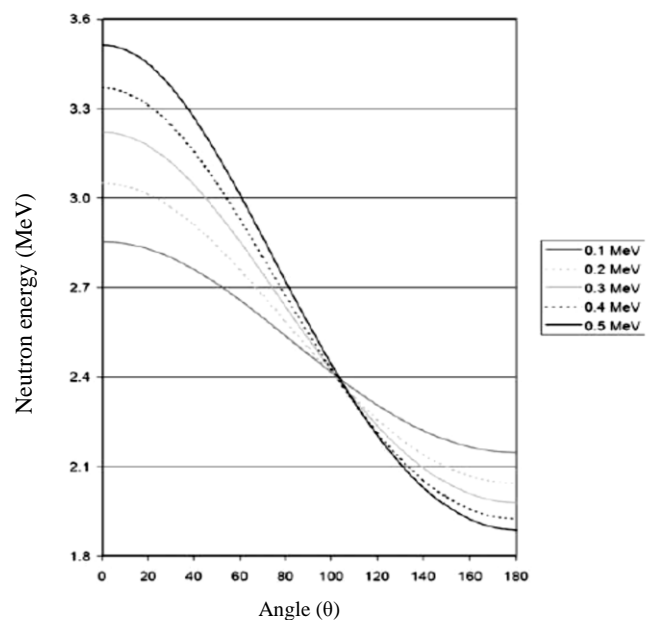
$$b = R_d + R_T = R_d (A_d^{1/3} + A_T^{1/3}) \quad (10-3-7-2)$$

سد کولنی این واکنش 0.48 MeV می‌باشد یعنی برای انجام این واکنش انرژی دوترون باید بیشتر از این مقدار باشد اما به دلیل خاصیت موجی ذرات و پدیده تونل زنی با انرژی دوترون حدود 10 KeV نیز این واکنش انجام می‌شود [۲۶].

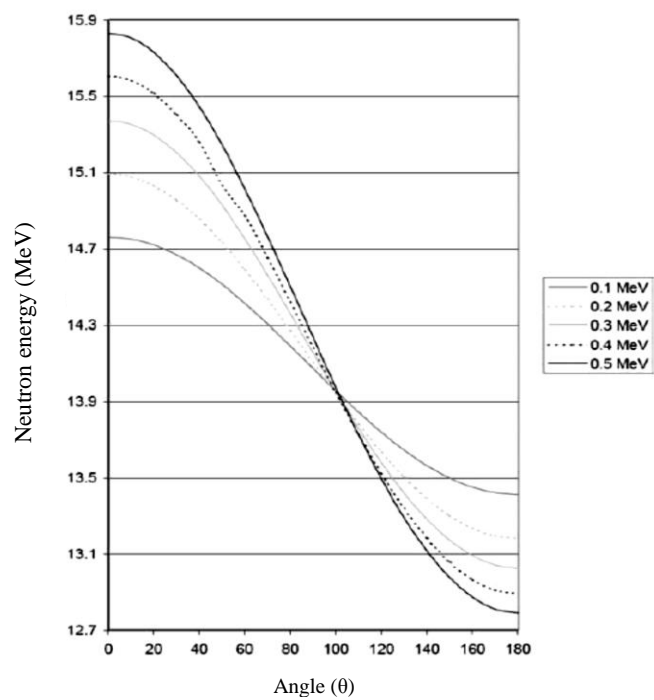
واکنش‌های $D-T$, $D-D$ دو واکنش گداخت مهم هستند که نوترون‌های سریع تولید می‌کنند که میانگین انرژی نوترون در آن‌ها به ترتیب 14.1 MeV و 2.5 MeV می‌باشد [۲۷]. انرژی نوترون در آن‌ها با توجه به انرژی دوترون فرودی و زاویه θ متفاوت خواهد بود. در دو نمودار زیر گستره انرژی نوترون بر حسب زاویه θ و انرژی دوترون فرودی رسم شده است.

سطح مقطع واکنش $D-T$ دو برابر بیشتر از سطح مقطع واکنش $D-D$ می‌باشد در واقع واکنش $D-D$ بصورت زیر است:



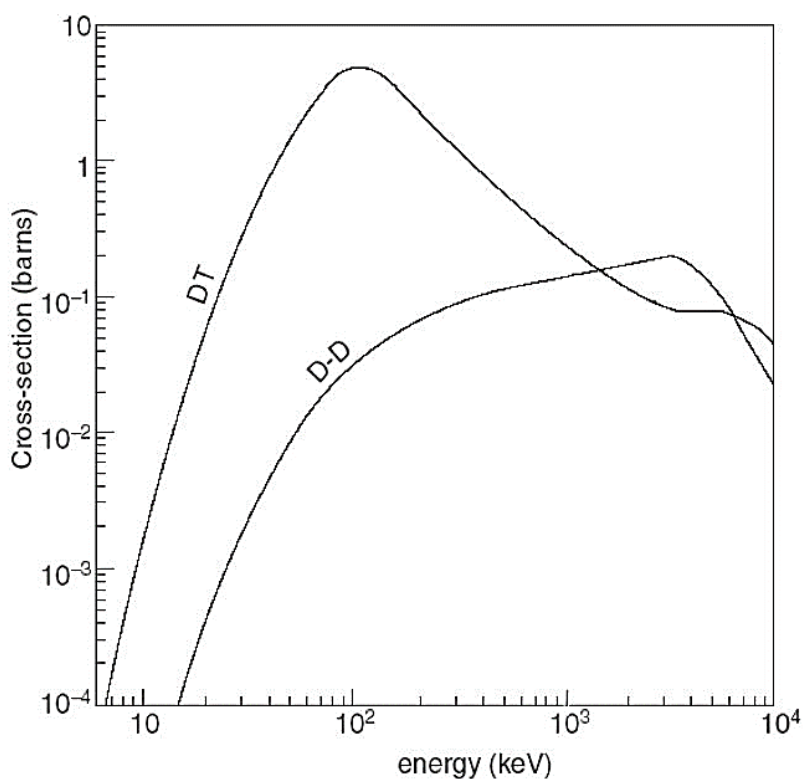


شکل (۲-۱۲) انرژی نوترون در واکنش D-D تابعی از زاویه θ است [۲۸].



شکل (۲-۱۳) انرژی نوترون در واکنش D-T تابعی از زاویه θ است [۲۸].

نمودار سطح مقطع دو واکنش D-D و D-T بر حسب انرژی دوتریون فرودی در نمودار زیر رسم شده است.



شکل (۲-۱۴) مقایسه سطح مقطع واکنش D-T و D-D [۲۸].

همانطور که ملاحظه می شود واکنش D-T در انرژی حدود ۱۲۰ KeV دارای پیک بلندی است و سطح مقطع بالایی در این انرژی دارد و بنابراین احتمال وقوع واکنش در حدود این انرژی بسیار بالاست [۲۹، ۳۰، ۳۱].

۲-۳-۷-۲ ساختار مولد نوترون حاصل از گداخت

با توجه به نمودار سطح مقطع واکنش، نوترون های تولیدی با افزایش انرژی پرتو دوتریون بیشتر نمی شود و فقط با بیشتر کردن جریان دوتریون فرودی می توان نوترون حاصل را بیشتر کرد.

در این پایان نامه نوترون‌ها بطور تک انرژی و همسانگرد از از یک چشمه صفحه ای ۱۷,۵ سانتیمتری گسیل می‌شوند. چشمه در تمام صفحه بطور یکنواخت توزیع شده است. این چشمه از یک لایه نازک ۱۰ میکرومتری تیتانیوم که بر یک صفحه مسی با ضخامت ۱ میلی‌متری قرار گرفته است که لایه مسی توسط آب در یک کانال ۳ میلیمتری که در یک صفحه استیل قرار گرفته است خنک می‌شود [۲۹].

برای رسیدن به نوترون تولیدی 10^{14} ns^{-1} در یک بازه زمانی طولانی نیاز به سیستمی که پرتو دوترون ۲A و انرژی ۱۵۰ KeV تولید کند می‌باشد. پس مهمترین قسمت این مولد نوترون قسمت چشمه یون دوترون، ستون شتابدهنده یون ۱۵۰ KeV، هدف که با آب خنک می‌شود و سیستم خلا می‌باشد.

این خروجی نوترون پس از مدتی افت می‌کند و تریتیوم‌های موجود در هدف کاهش یافته و جای خود را به دوتریوم می‌دهند و برای جبران این موضوع پرتو یون فرودی را از ۵۰٪ دوتریوم و ۵۰٪ تریتیوم تشکیل می‌دهند؛ با این روش تولید نوترون بصورت پایدار ادامه می‌یابد.

تمرکز دوتریوم و تریتیوم در هدف با افزایش دما کاهش می‌یابد و اهمیت سیستم خنک کننده روشن می‌شود. برای خنک شدن بهتر سطح هدف بزرگتر و ضخامت آن کمتر در نظر گرفته می‌شود.

هدف یک لایه مسی است که بوسیله یک لایه نازک اسکاندیوم یا تیتانیوم پوشیده شده است. لایه اسکاندیوم یا تیتانیوم ضخامتی بین ۱۰ تا ۵۰ میکرومتر دارند. بازدهی تولید نوترون ماده هدف به ظرفیت نگهداری تریتیوم و دوتریوم و توان توقف آنها بستگی دارد. هر چه ماده هدف تریتیوم بیشتری در خود نگه دارند بر اثر برخورد پرتو دوترون با آن واکنش همجوشی بیشتری انجام می‌شود و نوترون بیشتری تولید می‌شود. توان توقف پایین مواد و انرژی پایین یون باعث می‌شود که برهم‌کنش پرتو دوترون با آن مواد کم شود. اسکاندیوم و تیتانیوم هیدریدهای فلزی تشکیل می‌دهند که می‌توانند به عنوان هدف در واکنش

تولید نوترون D-T به کار روند. به دلیل پایین بودن عدد اتمی این مواد، توان توقف آنها در مقایسه با دیگر فلزات با عدد اتمی بالاتر، کمتر است.

بدین ترتیب نسبت اتم‌های هیدروژن به اتم‌های فلز، AR، برای این فلزات هیدریدی می‌تواند بالاتر از ۲ باشد.

در کل تولید نوترون به شدت جریان پرتو دوترون فرودی، ماده هدف و دمای هدف بستگی دارد. اگر پرتو دوترون با جریان I و انرژی E که از ذرات تک اتمی تشکیل شده‌اند بر هدف تریتیوم فرود آیند، تعداد نوترون‌های تولیدی بر واحد ثانیه (Y) طبق رابطه زیر بدست می‌آید [۲۹]؛

$$Y = \frac{AR \cdot I}{e} \sum_{k=1}^r k f_k \int \frac{\sigma_{D-T}(E)}{\frac{dE}{dx}(E)} dE \quad (n/s). \quad (12-3-7-2)$$

که در آن AR نسبت اتمی تریتیوم در هدف، e بار الکتریکی، f_k کسر وزنی و k تعداد هسته بر یون می‌باشد. σ_{D-T} سطح مقطع واکنش D-T می‌باشد و $\frac{dE}{dx}$ توان توقف ماده هدف با تریتیوم می‌باشد که با رابطه زیر قابل محاسبه است (توان توقف در پیوست بررسی شده است).

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)_{MHAR} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_M + AR \cdot \left(\frac{dE}{dx}\right)_H \quad (eV / molecule) \quad . \quad (13-3-7-2)$$

M نشانگر فلز هدف و H نشانگر ایزوتوپ هیدروژن می‌باشد [۲۹].

فصل سوم

طراحی مجموعه شکل دهنده پرتو

نوترون‌های تولید شده از هر چشمه نوترون جهت استفاده در BNCT نیازمند کاندسازی و مطلوب کردن پرتو نوترون طبق جدول (۲-۲) می‌باشد. نوترون‌های تولیدی از چشمه مورد مطالعه 14.1 MeV انرژی دارد و با توجه به این که نوترون‌های مورد استفاده در BNCT باید در محدوده فوق حرارتی ($1 \text{ eV} \leq E \leq 10 \text{ KeV}$) باشند، این نوترون‌ها باید کند شوند. برای این منظور در دهانه خروجی شتابدهنده از مجموعه موادی استفاده می‌شود تا کیفیت باریکه نوترون را به مقدار مورد نظر برساند که به آن مجموعه شکل دهنده طیف نوترون (BSA) گفته می‌شود.

این مجموعه شامل موادی از قبیل تکثیرکننده، کندکننده، منعکس کننده، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر نوترون سریع، فیلتر گاما و موازی ساز می‌باشد.

بهینه سازی پرتو نوترون شامل مقایسه مواد مختلف در همه قسمت‌های BSA از نظر ضخامت و مقدار و قیمت می‌باشد. در این پایان نامه مواد مختلفی با ضخامت‌های مختلف جهت طراحی BSA مناسب با کد MCNP5 مورد مطالعه قرار گرفته است که هر کدام به ترتیب بررسی خواهد شد. ابتدا بطور خلاصه کد شبیه‌سازی MCNP5 معرفی می‌گردد.

۳-۱ روش مونت کارلو

روش مونت کارلو یک روش عددی برای حل مسائل پیچیده ریاضی و شبیه سازی آماری است. این روش بخصوص در مسائلی که تعداد فاکتورهای مسئله زیاد باشد و راه حل تحلیلی برای مسئله وجود نداشته باشد استفاده می‌شود.

ایده اصلی مونت کارلو بر این اساس است که یک مدل آماری که با مسئله مورد نظر توافق داشته باشد ساخته و یا خود مسئله شبیه‌سازی می‌شود. فاکتورهای مورد نیاز مسئله بر اساس قواعد خاصی ساخته می‌شوند و سپس پدیده مورد نظر چندین بار نمونه برداری می‌گردد و در پایان نتایج بدست آمده بصورت

آماري تحليل مي‌شوند. از مزايای مونت کارلو اين است که مي توان مسائل نسبتاً پيچيده را به صورت ساده اي حل کرد و از معايب آن زياد بودن تعداد محاسبات و طولاني بودن زمان اجراست.

يکي از کاربردهای مونت کارلو شبیه سازی است. در شبیه سازی ترابرد ذرات با اين روش، تعداد زيادی از ذرات با توزيع انرژی، مکانی و زاويه ای دلخواه از چشمه گسيل می‌شوند؛ سپس کلیه اندرکنش‌هایی که برای آن‌ها رخ می‌دهد، بصورت آماری و با استفاده از توزيع‌های احتمالی شبیه سازی گردیده و اطلاعات آن ثبت می‌شود. پيگیری حرکت ذره از زمانی که از چشمه گسيل می‌شود تا زمانی که جذب شود يا از سيستم خارج شود و يا انرژی آن از مقدار مشخصی کمتر شود ادامه می‌يابد. مجموعه پديده های رخ داده شده در حد فاصل تولد تا مرگ ذره، تاريخچه ذره نامیده می‌شود.

MCNP ۱-۱-۳

کد MCNP یکی از کدهای محاسباتی در انجام محاسبات هسته‌ای است که بر اساس روش مونت کارلو و معادله ترابرد ذرات کار می‌کند. اين کد در طراحی راکتورهای هسته‌ای و بررسی ایمنی آنها، حفاظ گذاری، طراحی آشکار سازها، پرتو پزشکی و ... کاربرد دارد. اين کد برای اولین بار در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لوس آلاموس، تحت عنوان MCS تهیه شد و در سال ۱۹۷۷ برای اولین بار با نام MCNP ارائه شد. در سال ۲۰۰۰ نسخه 4C و سپس 4B و X و پس از آن نسخه های ۵ و ۶ عرضه شده اند. MCNP5 یک کد محاسباتی چند منظوره است که قادر به ترابرد بیش از ۳۵ نوع ذره می‌باشد. برای استفاده از اين کد باید یک فایل ورودی شامل اطلاعات مسئله با ساختار مشخص تهیه گردد. هر فایل ورودی شامل ۳ بخش اصلی می‌باشد که بخش اول مربوط به تعريف سلول و بخش دوم مربوط به تعريف سطوح و بخش سوم مربوط به داده های مسئله شامل تعريف چشمه، مواد، نوع خروجی و ... می‌باشد.

محاسبه کمیت‌های مورد نظر به کمک تعریف تالی‌ها در کد امکان پذیر می‌باشد که خروجی بصورت انواع جریان، شار، انرژی، دز و ... قابل تعریف است.

کل محاسبات در کد برای ۱ ذره انجام می‌گیرد و سپس میانگین کل ذرات را گزارش می‌دهد؛ بدیهی است هر چه تعداد ذرات بیشتر باشد محاسبات دقیقتر و خطای آماری کمتر خواهد بود.

۳-۱-۲ خطای نسبی (R)

بعد از محاسبات با توجه به زمان اجرای برنامه یا تعداد ذرات اولیه، خطای نسبی هر خروجی اعلام می‌شود که اهمیت آن در جدول زیر آمده است:

جدول (۳-۱) حدود خطا و تفسیر آن در کد MCNP5 [۳۳].

محدوده خطا	کیفیت تالی
$R > 0.5$	بی معنی
$0.2 < R < 0.5$	کم
$R < 0.1$	قابل اعتماد (بجز برای دتکتورها)
$R < 0.05$	قابل اعتماد حتی برای دتکتورها

۳-۱-۳ ضریب شایستگی FOM^۱

یکی از فاکتورهای دیگر که باید برای خروجی ارزیابی گردد، ضریب شایستگی می‌باشد که بصورت زیر محاسبه می‌شود:

^۱ Figure of merit

$$FOM = \frac{1}{RT} \quad (1-1-3)$$

که T زمان اجرای برنامه می‌باشد. لازم به ذکر است که ضریب شایستگی بعد از هر چرخه یا اجرا باید ثابت بماند.

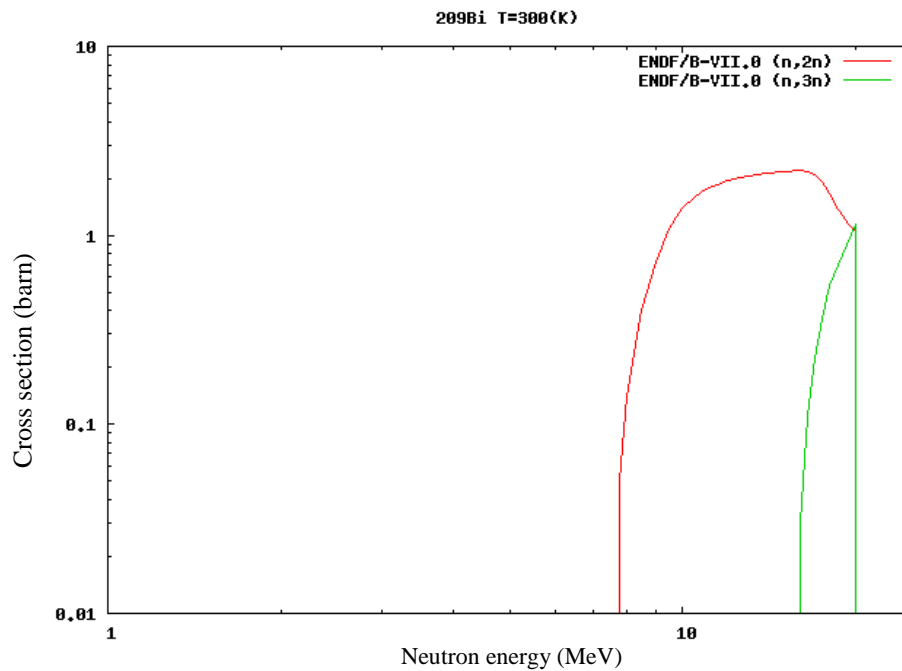
۲-۳ طراحی BSA

با مقدمات ذکر شده قسمت‌های مختلف BSA طراحی گردیده که هر قسمت بطور مجزا بررسی خواهند شد.

۱-۲-۳ تکثیرکننده

پرتو نوترون خروجی از شتابدهنده در برهم‌کنش با مواد تشکیل دهنده BSA ممکن است دچار برهم‌کنش جذب شوند یعنی نوترون به کلی از طیف حذف می‌شود و باعث تضعیف شدت پرتو نوترون می‌شود. برای جبران این موضوع از تکثیرکننده استفاده می‌شود. تکثیرکننده ماده‌ای است که اولین ماده تشکیل دهنده BSA می‌باشد که در جلوی خروجی شتابدهنده قرار می‌گیرد.

مواد مورد استفاده برای تکثیرکننده باید سطح مقطع بالایی برای برهم‌کنش $(n, 2n)$ و $(n, 3n)$ در انرژی‌های حدود ۱۴ MeV داشته باشند. عناصری همچون اورانیوم، سرب و بیسموت شرایط لازم را برای این برهم‌کنش‌ها دارند. پس از بررسی‌های انجام شده با کد MCNP5 از بیسموت با ضخامت ۵ cm به عنوان تکثیرکننده استفاده شده است. سطح مقطع نوترون با بیسموت در شکل زیر رسم شده است.



شکل (۳-۱): سطح مقطع نوترون با بیسموت [۳۴].

۲-۲-۳ کند کننده

شاید مهمترین قسمت BSA کندکننده می باشد. یکی از مهمترین معیارها برای انتخاب مواد برای این قسمت بالا بودن سطح مقطع پراکندگی الاستیک آن ماده با نوترون ها در انرژی مورد نظر می باشد. یک کند کننده ایده آل دارای سطح مقطع پراکندگی بالا برای انرژی های بالا ($E \geq 10 \text{ KeV}$) و سطح مقطع پراکندگی پایین برای نوترون های فوق حرارتی می باشد. برهم کنش نوترون با مواد در پیوست بررسی شده است. بنا براین یک از پارامترهای مهم در انتخاب کندکننده قدرت کندکنندگی آن ماده می باشد؛ با توجه به تعاریف ذکر شده در پیوست، قدرت کندکنندگی به صورت زیر معرفی می شود:

$$\xi \cdot \Sigma_s = \text{قدرت کند کنندگی} \quad (۳-۲-۱)$$

اما این پارامتر به تنهایی برای انتخاب کندکننده کافی نیست زیرا هر ماده‌ای ممکن است دارای سطح مقطع جذب هم داشته باشند که باعث تضعیف پرتو نوترون می‌شود بنابراین بهتر است نسبت کندکنندگی تعریف شود:

$$\text{نسبت کند کنندگی} = \xi \cdot \frac{\sum_s}{\sum_a} \quad (2-2-3)$$

پس یک کندکننده خوب دارای سطح مقطع پراکندگی بالا و سطح مقطع جذب پایین می‌باشد.

نسبت کندکنندگی چند ماده در جدول زیر نشان داده شده است:

جدول (۲-۳) نسبت کندکنندگی چند ماده [۳۵].

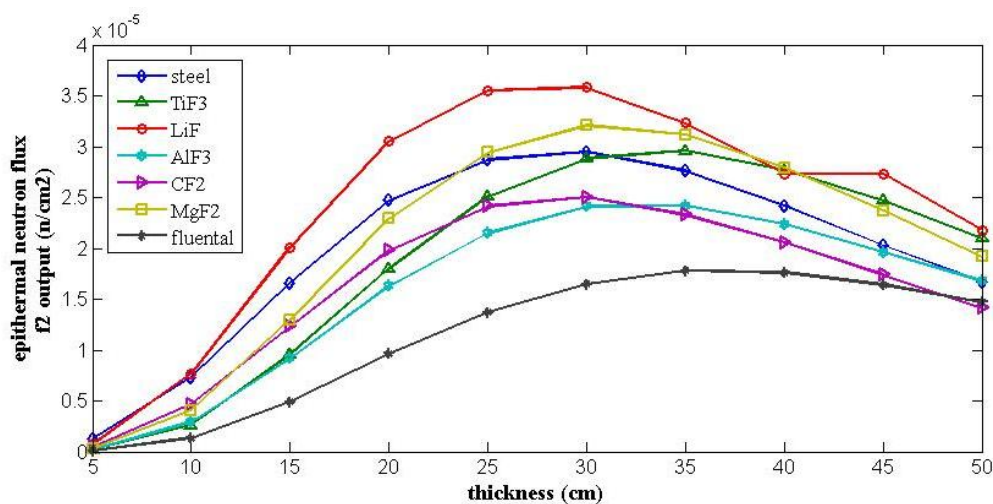
ماده	نسبت کند کنندگی
H_2O	۶۲
D_2O	۴۸۳۰
He	۵۱
Be	۱۲۶
B	۰,۰۰۰۸۶
C	۲۱۶
Al	۰,۵
Al_2O_3	۴
7LiF	۲۰,۸
MgC_2	۳۰,۱

در انتخاب کندکننده باید در نظر داشت که طیف نوترون خروجی از لایه کندکننده دارای کسر بالای نوترون حرارتی و سریع نباشد. در واقع باید نسبت نوترون فوق حرارتی به نوترون حرارتی بزرگتر از یک باشد.

مواد با عدد جرمی پایین مانند آب سبک، آب سنگین و گرافیت و... کندکننده خوبی هستند و در هر برخورد کسر زیادی از انرژی خود را از دست می دهند اما این مواد به سرعت در طی چند برخورد حرارتی می شوند در واقع نسبت نوترون فوق حرارتی به نوترون حرارتی مقدار پایینی می باشد.

در این قسمت موادی از قبیل استیل ضد زنگ، LiF ، AlF_3 ، CF_2 ، TiF_3 ، MgF_2 و فلوننتال مورد مطالعه قرار گرفته اند و در ضخامت های مختلف با هم مقایسه شده اند.

جهت بازدهی بهتر از دو لایه با ۲ مواد مختلف کند کننده استفاده شده است تا نسبت نوترون سریع و حرارتی تا حد ممکن کاهش یابد. با استفاده از تالی F2 شار خروجی از صفحه بیرونی کندکننده لایه اول برای مواد ذکر شده در ضخامت های مختلف محاسبه شده و نتایج رسم شده است. در شکل (۲-۴) شار نوترون فوق حرارتی در لایه کند کننده اول رسم شده است.

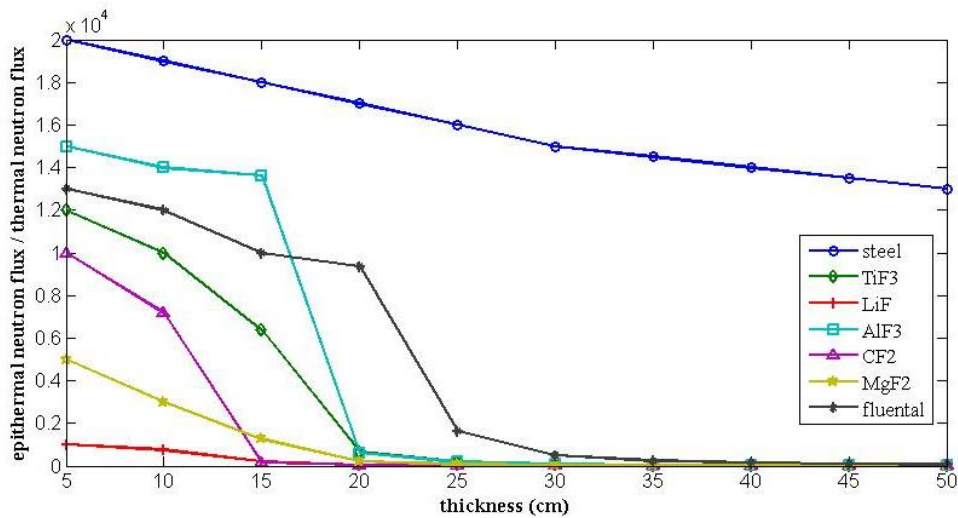


شکل (۲-۳) شار نوترون فوق حرارتی مواد مختلف بر حسب ضخامت

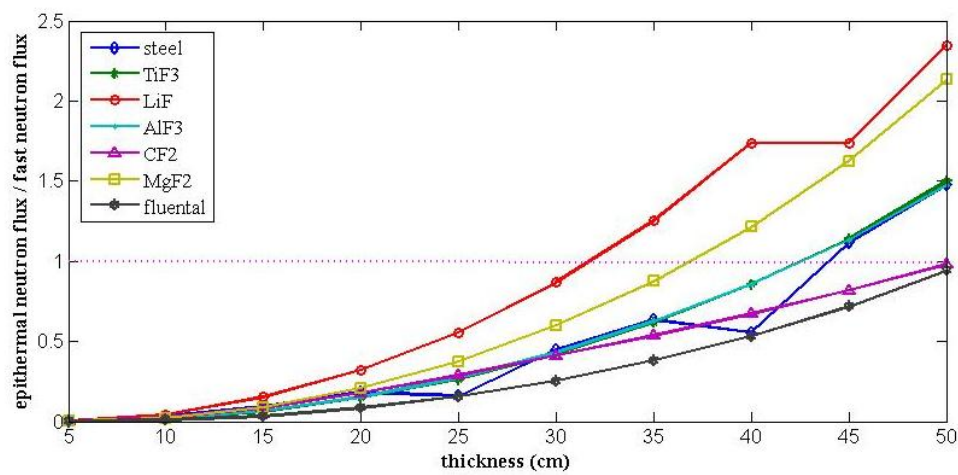
همانطور که از نمودار پیداست LiF تقریباً بهترین کندکننده در هر ضخامتی می باشد و شار نوترون فوق حرارتی در ضخامت بین ۲۵ تا ۳۰ به بیشینه مقدار خود می رسد. اما این شرط به تنهایی برای انتخاب

کندکننده برای BNCT کافی نیست و در واقع باید $\frac{\phi_{epithermal}}{\phi_{thermal}}$ را محاسبه کرد و این نسبت باید بیشینه

گردد. این نسبت برای مواد مورد نظر محاسبه شده و نتیجه در شکل زیر رسم گردیده است:



شکل (۳-۳) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون حرارتی در لایه بیرونی کند کننده اول در ضخامت های مختلف



شکل (۳-۴) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع بر حسب ضخامت در لایه اول کند کننده

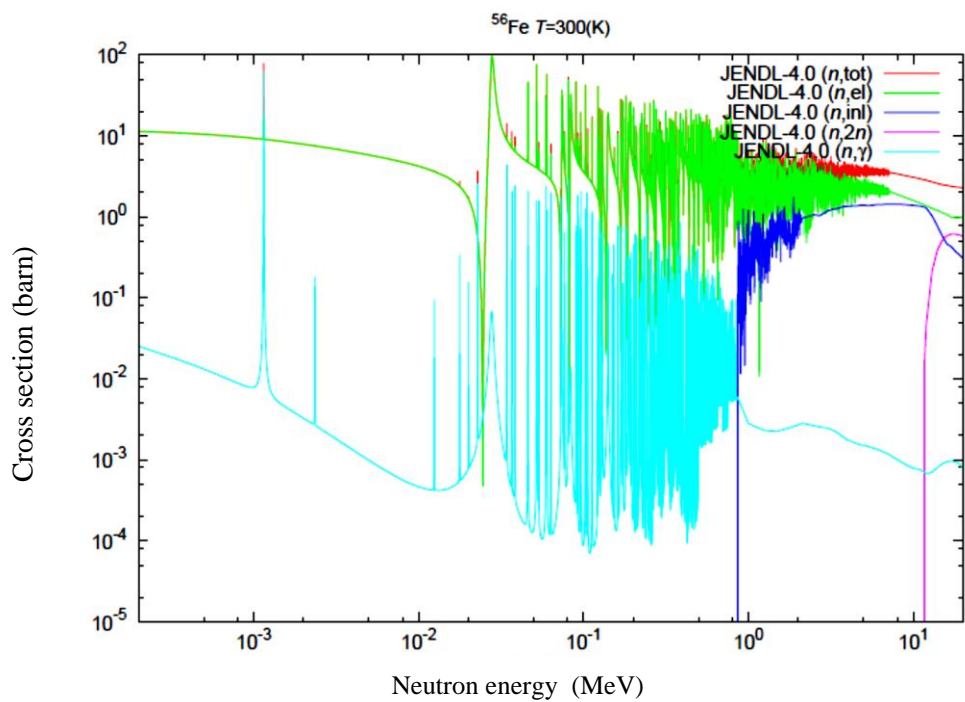
همانگونه که در نمودار شکل (۳-۳) دیده می‌شود این نسبت برای همه مواد بجز استیل در ضخامت‌های بالای ۱۵ سانتیمتر به شدت پایین می‌آید که نشان از شار بالای نوترون حرارتی است. بنابراین برای ماده کنده کننده لایه اول استیل مناسب‌ترین گزینه بین مواد ذکر شده می‌باشد. با توجه به تغییرات کم شار نوترون حرارتی در ضخامت‌های مختلف استیل، ضخامت نهایی را طوری انتخاب می‌کنیم که شار نوترون فوق حرارتی بالا و شار نوترون سریع کم باشد. در نمودار (۳-۳) می‌توان هر ضخامتی از استیل را انتخاب نمود ولی با توجه به نمودار (۴-۳) برای کم بودن شار نوترون سریع حداقل ضخامت ۴۵ سانتیمتر مورد نیاز می‌باشد. در واقع نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع نباید کمتر از ۱ باشد.

استیل ضد زنگ مدل ۳۰۴ دارای چگالی 7.92 g/cm^3 می‌باشد که شامل ترکیبی از عناصر زیر است:

جدول (۳-۳) عناصر تشکیل دهنده استیل ضد زنگ با درصد جرمی آن‌ها [۳۶].

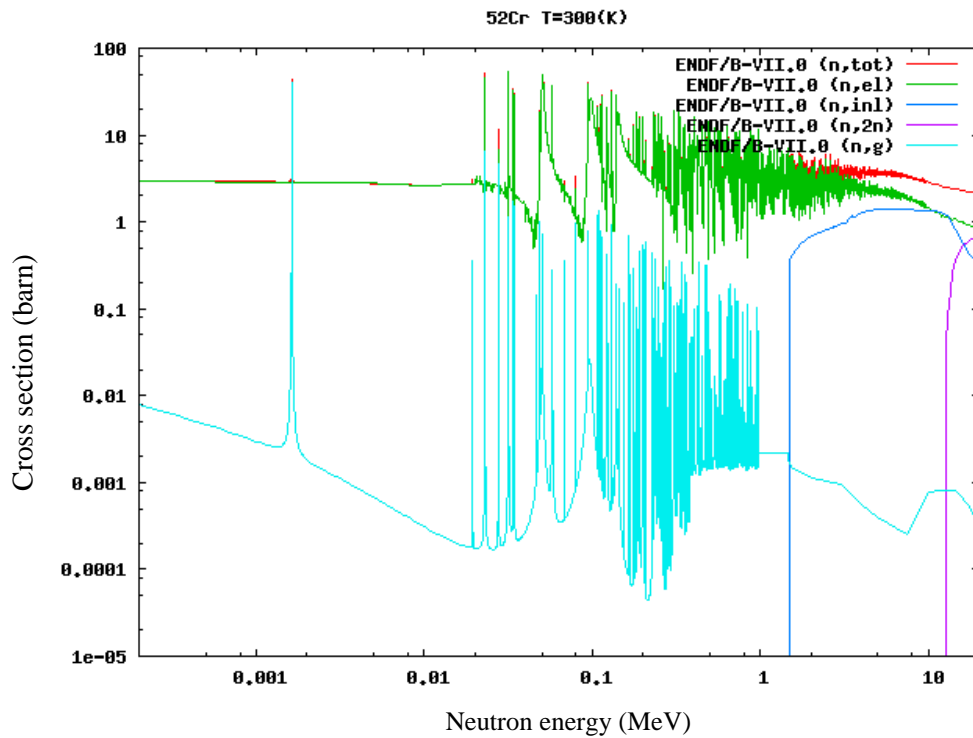
عنصر	کسر جرمی
Fe	۰,۶۹۵
Cr	۰,۱۹
Mn	۰,۰۲
Ni	۰,۰۹۵

آهن که بیشترین کسر جرمی را در استیل دارد دارای سطح مقطع پراکندگی غیرالاستیک خیلی بالا با نوترون‌های بالای ۸۶۰ KeV دارد. بر اثر پراکندگی غیرالاستیک پرتوهای گاما هم از هسته هدف گسیل خواهند شد. برهم‌کنش‌های محتمل برای این عنصر شامل پراکندگی کشسان، پراکندگی ناکشسان، گیر اندازی تابشی و تولید نوترون ($n, 2n$) می‌باشد که نمودار سطح مقطع آن در زیر رسم شده است:



شکل (۳-۵) سطح مقطع نوترون با آهن [۳۴].

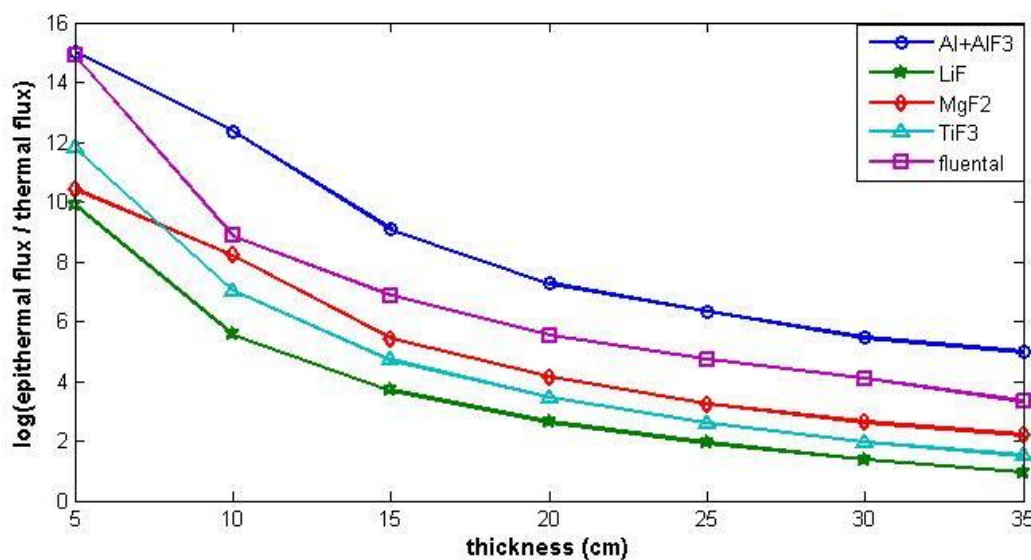
همانطور که در شکل مشاهده می‌شود در انرژی‌های بالاتر از ۱ MeV سطح مقطع‌های پراکندگی کشسان و ناکشسان غالب هستند و در انرژی بالاتر از ۱۰ MeV واکنش تولید نوترون غالب می‌باشد. پس آهن علاوه بر این که باعث کند سازی نوترون می‌شود، نوترون‌های جدید را هم تولید می‌کند. از دیگر عناصر موجود در استیل Cr می‌باشد که سطح مقطع آن در زیر رسم شده است:



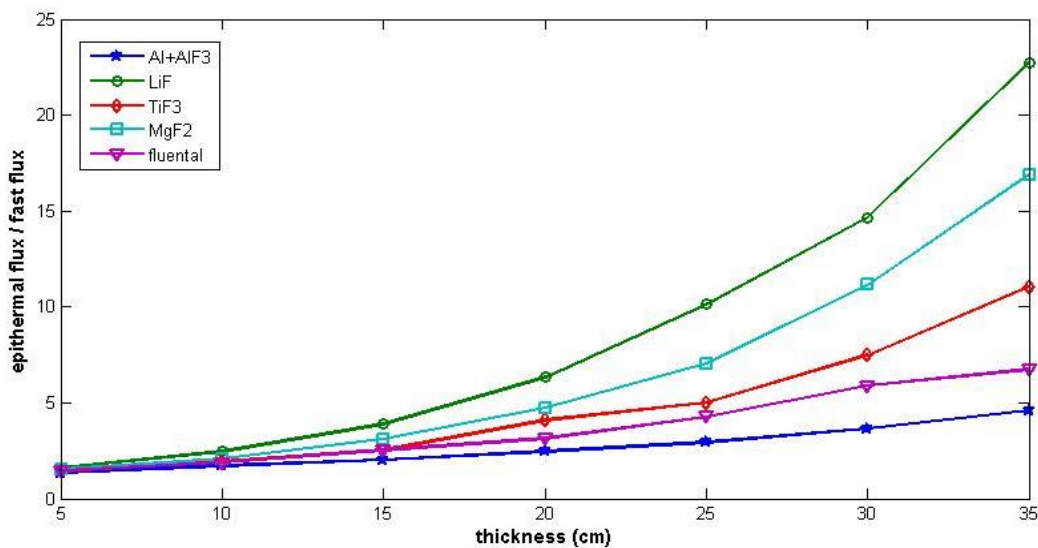
شکل (۳-۶) سطح مقطع نوترون با کروم [۳۴].

با توجه به شکل در انرژی بالاتر از ۱ MeV سطح مقطع پراکندگی و تولید نوترون غالب می‌باشد.

بعد از لایه کند کننده اول جهت بهبود پرتو از لایه دوم کند کننده استفاده شده است. در این قسمت موادی همچون MgF_2 ، TiF_4 ، LiF ، $40\%Al + 60\%AlF_3$ و فلوئنتال مورد بررسی قرار گرفته‌اند. با استفاده از کد $MCNP5$ و تالی F_2 شار در سطح خارجی لایه دوم کند کننده محاسبه گردیده است. در این قسمت نسبت شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی و نسبت شار نوترون فوق حرارتی به سریع باید بالا باشد. در دو شکل زیر این دو نسبت برای مواد مذکور رسم شده است.



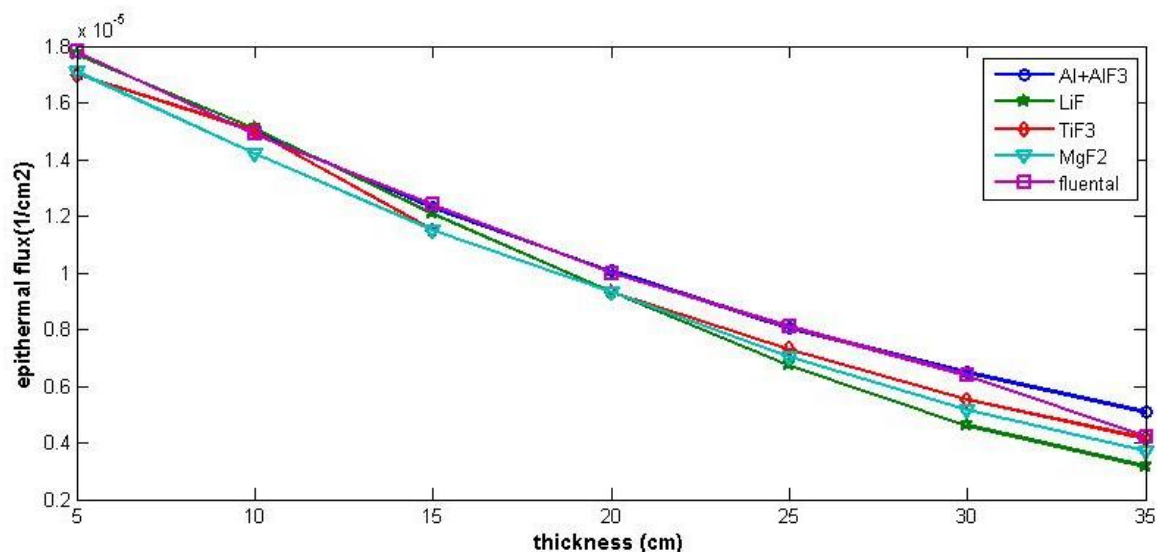
شکل (۷-۳) نمودار لگاریتمی نسبت شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی برای مواد مختلف بر حسب ضخامت



شکل (۸-۳) نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع برای مواد مختلف و ضخامت‌های مختلف

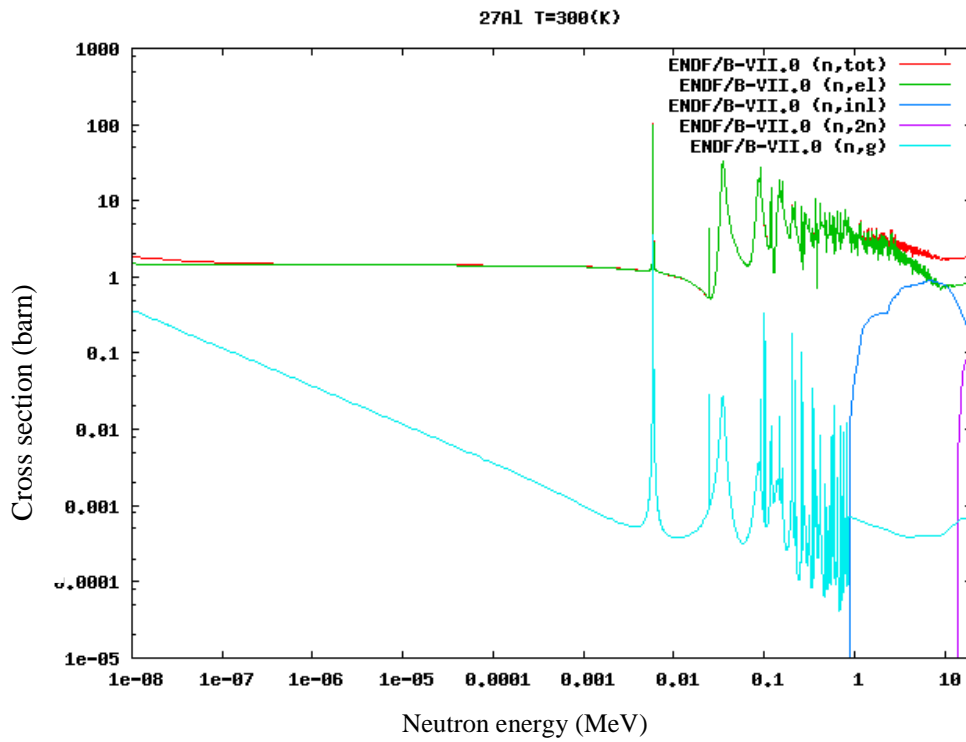
با توجه به شکل (۷-۳) نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به شار نوترون‌های حرارتی برای فلوئنتال و $40\%Al + 60\%AlF_3$ به میزان قابل توجهی از سایر مواد بیشتر هستند اما در شکل (۸-۳) نسبت

شار نوترون فوق حرارتی به سریع آنها کمتر از سایر مواد می باشد اما اختلاف زیاد فاحش نیست. در نهایت با مقایسه و با کمک کد MCNP5 فلوئنتال با ضخامت ۲۰ cm به عنوان کند کننده دوم انتخاب شده است. شار نوترون فوق حرارتی از لایه دوم کند کننده در شکل زیر رسم شده است:

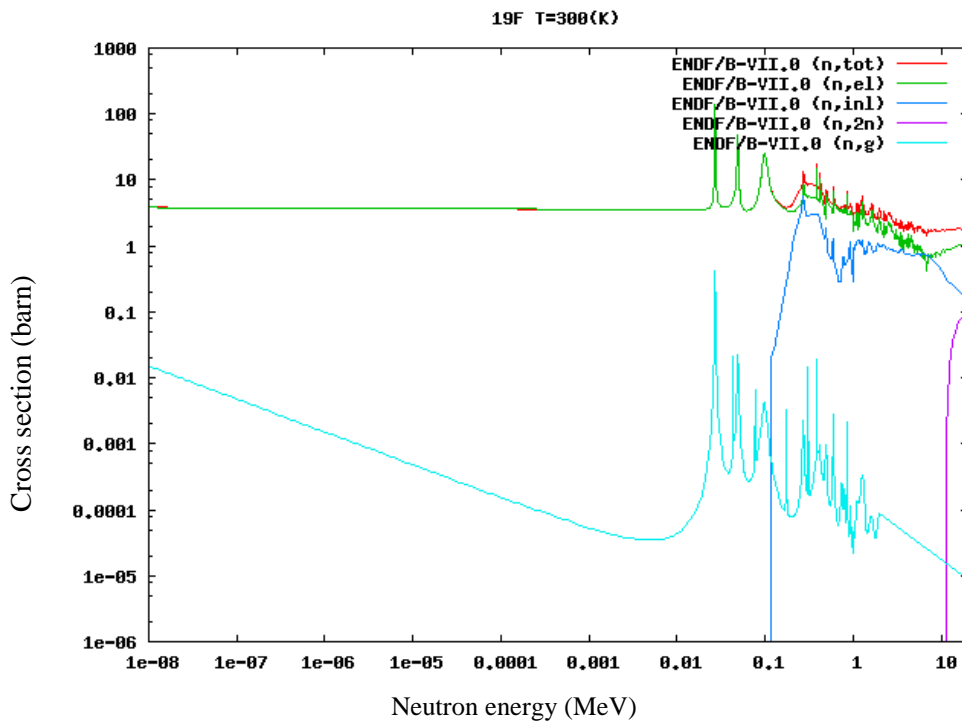


شکل (۳-۹) شار نوترون فوق حرارتی خروجی از لایه دوم کند کننده بر حسب ضخامت برای مواد مختلف

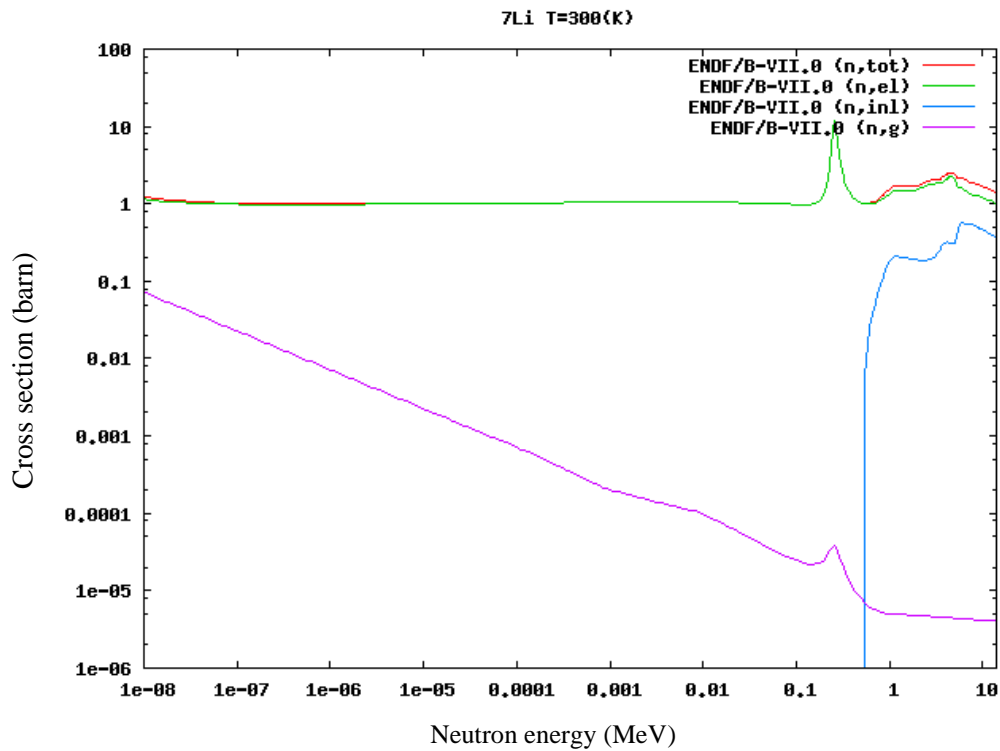
فلوئنتال یک ترکیب سرامیکی / فلزی است که بوسیله VTT chemical technology در فنلاند عرضه شده است [۳۷]. این ماده شامل ۶۹% AlF_3 ، ۳۰% Al و ۱% LiF می باشد که چگالی این ماده $2,994 \text{ g/cm}^3$ می باشد. سطح مقطع نوترون با مواد تشکیل دهنده نوترون در زیر رسم شده است:



شكل (٣-١٠) سطح مقطع نوترون با آلومينيوم [٣٤].

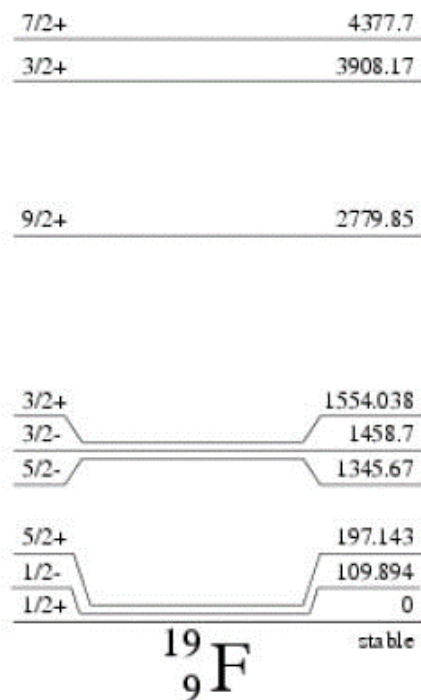


شكل (٣-١١) سطح مقطع نوترون با فلوئور [٣٤].



شکل (۳-۱۲) سطح مقطع نوترون با لیتیوم [۳۴].

با توجه به سطح مقطع مواد تشکیل دهنده فلوننتال، این ماده دارای سطح مقطع پراکندگی کشسان و ناکشسان بالا در بازه $0.1 \text{ MeV} \leq E \leq 10 \text{ MeV}$ می باشد و هم لیتیوم دارای سطح مقطع پراکندگی بالا در همه انرژی‌ها می باشد که در کل ترکیبی مناسب برای کندسازی نوترون جهت *BNCT* می باشد. همانطور که از شکل (۳-۱۳) مشخص است اولین تراز برانگیختگی پراکندگی ناکشسان فلونور در انرژی 109.9 KeV و دومین تراز برانگیختگی آن در انرژی 197.1 KeV می باشد. در انرژی‌های بالاتر سطح مقطع پراکندگی ناکشسان زیاد است؛ این دو تراز برای جلوگیری از کندسازی بیش از حد مفید می باشد. در انرژی‌های کمتر سطح مقطع پراکندگی کشسان بالا می باشد. در کل تا انرژی 100 KeV کندسازی به سرعت انجام می شود و در انرژی‌های کمتر از آن کندسازی کمتر اتفاق می افتد.



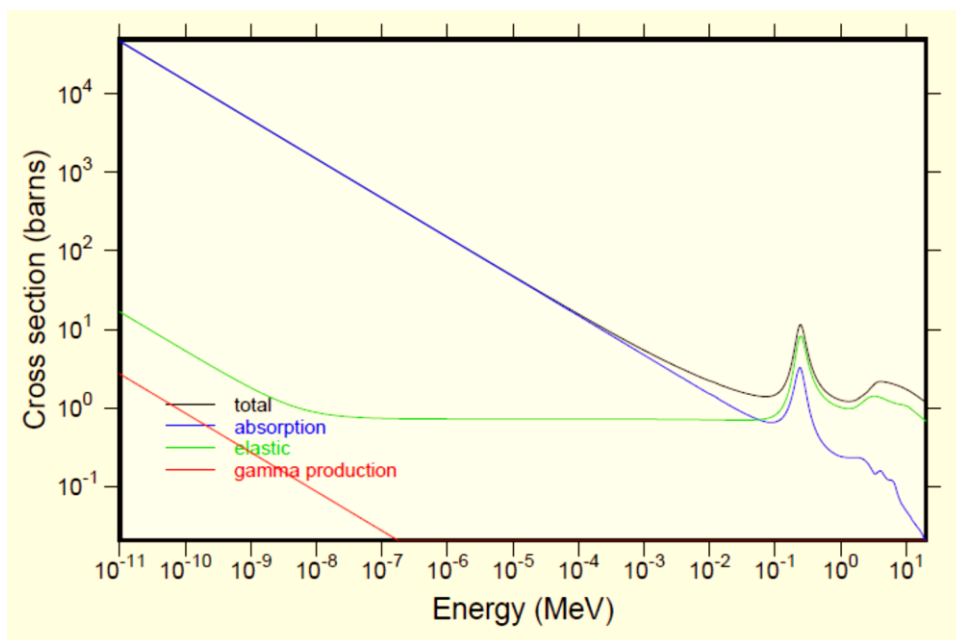
شکل (۳-۱۳): ترازهای برانگیختگی ${}^{19}_9\text{F}$ [۳۷].

همچنین آلومینیوم دارای اولین حالت برانگیختگی پراکندگی ناکشسان 843.8 KeV می‌باشد. همپوشانی آلومینیوم با فلئوئر ترکیب مناسبی تشکیل می‌دهند و تا انرژی 27 KeV کند سازی خوبی انجام می‌شود. شار نوترون خروجی از لایه دوم کندکننده تقریباً به کیفیت لازم نزدیک شده است اما هنوز به مقدار مطلوب نرسیده است که با به کارگیری فیلترهای مخصوص مولفه های نامطلوب پرتو نوترون حذف می‌شوند. حال فیلترها مورد بررسی قرار می‌گیرند:

۳-۲-۳ فیلتر نوترون حرارتی

پرتو نوترون خروجی از لایه دوم کندکننده هنوز دارای مقداری نوترون حرارتی می‌باشد و برای آن که به شرایط مطلوب ذکر شده در جدول (۲-۲) برسیم باید این مولفه اضافی را تا مقدار مورد نظر کاهش دهیم.

برای این منظور در این قسمت از موادی که سطح مقطع جذب نوترون حرارتی بالایی دارند استفاده شده است. در بررسی‌هایی که با کد MCNP5 انجام شده است LiF به عنوان فیلتر نوترون حرارتی انتخاب شده است. Li دارای سطح مقطع جذب نوترون حرارتی می‌باشد که نمودار سطح مقطع آن در زیر نشان داده شده است:

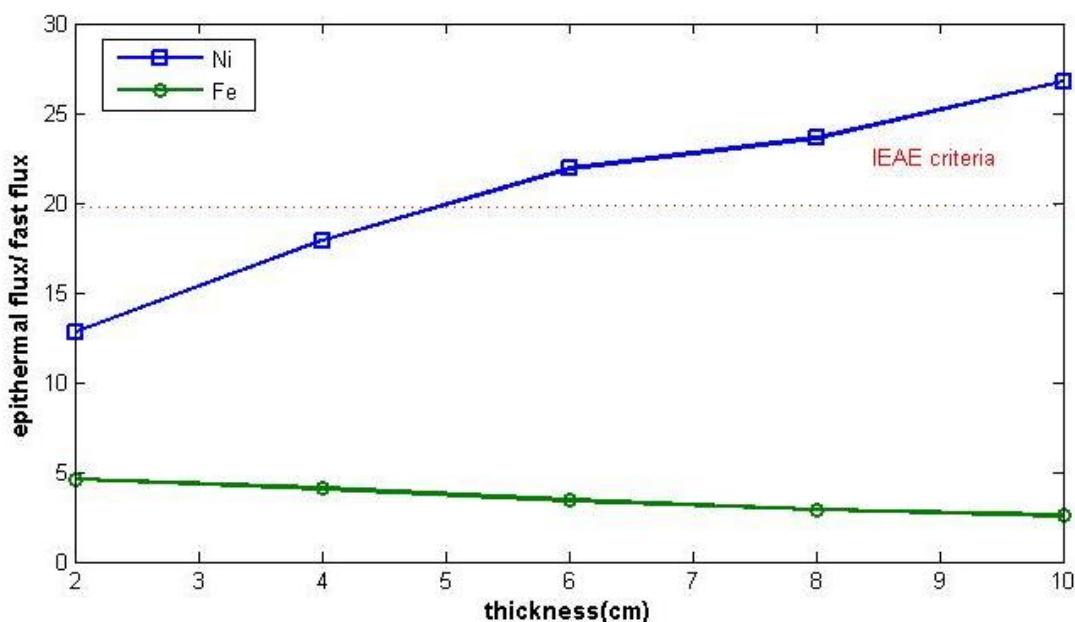


شکل (۳-۱۴) سطح مقطع لیتیموم ۶ با نوترون [۳۸].

۴-۲-۳ فیلتر نوترون سریع

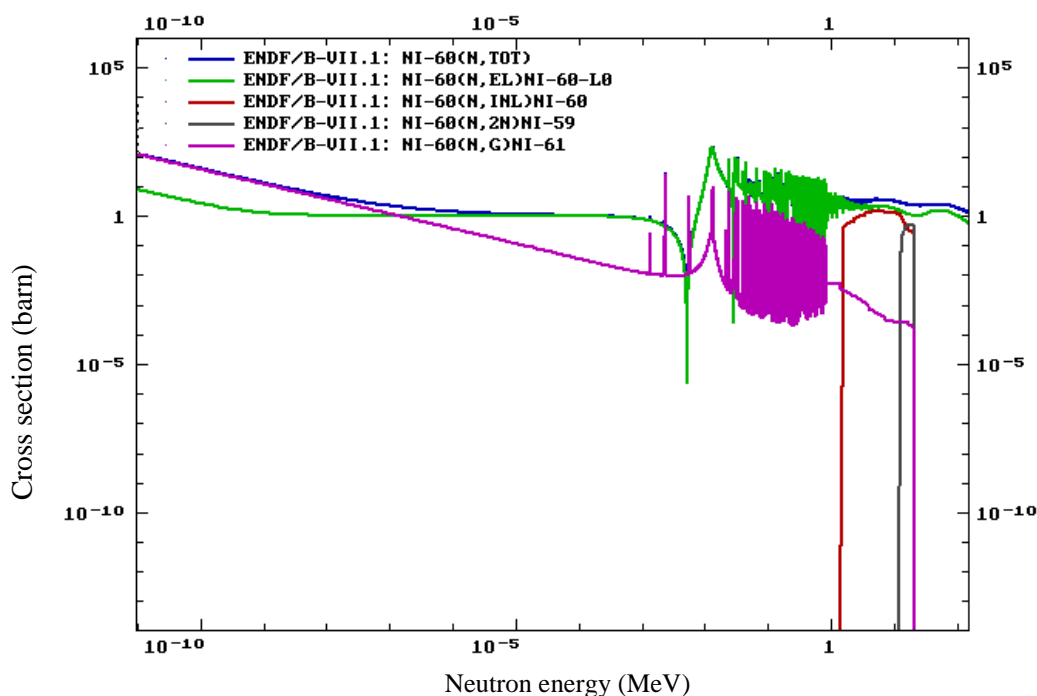
یکی دیگر از پارامترهای نامطلوب در پرتو نوترون خروجی از لایه دوم کندکننده، نوترون‌های سریع می‌باشد و برای رسیدن به مقدار مطلوب باید از فیلتر نوترون سریع استفاده شود. برای این منظور در این قسمت باید از موادی استفاده شود که سطح مقطع جذب نوترون در این انرژی‌ها را داشته باشد. عناصری همچون Ni ، Fe و Ti عناصری هستند که برای استفاده در فیلتر نوترون حرارتی مناسب می‌باشند. در این پایان‌نامه با استفاده از کد MCNP5 نسبت شار نوترون فوق حرارتی به شار نوترون سریع برای دو عنصر

Ni و Fe در ضخامت‌های مختلف شبیه‌سازی شده و با هم مقایسه شده‌اند و نتایج آن در شکل زیر نمایش داده شده است. همانطور که از شکل پیداست نسبت مذکور برای آهن با افزایش ضخامت کاهش می‌یابد که دلیل آن کم کردن نوترون فوق‌حرارتی است اما در مورد نیکل با افزایش ضخامت نسبت مذکور هم افزایش می‌یابد که انتخاب مناسبی برای فیلتر نوترون سریع می‌باشد. در ضخامت‌های بیشتر از ۶ سانتیمتر شرایط IEAE برآورده می‌شود اما برای کیفیت بهتر ضخامت ۱۰ سانتیمتر انتخاب شده است.



شکل (۳-۱۵) نمودار نسبت شار نوترون فوق‌حرارتی به شار نوترون سریع بر حسب ضخامت

سطح مقطع نوترون با نیکل در شکل زیر رسم شده است:



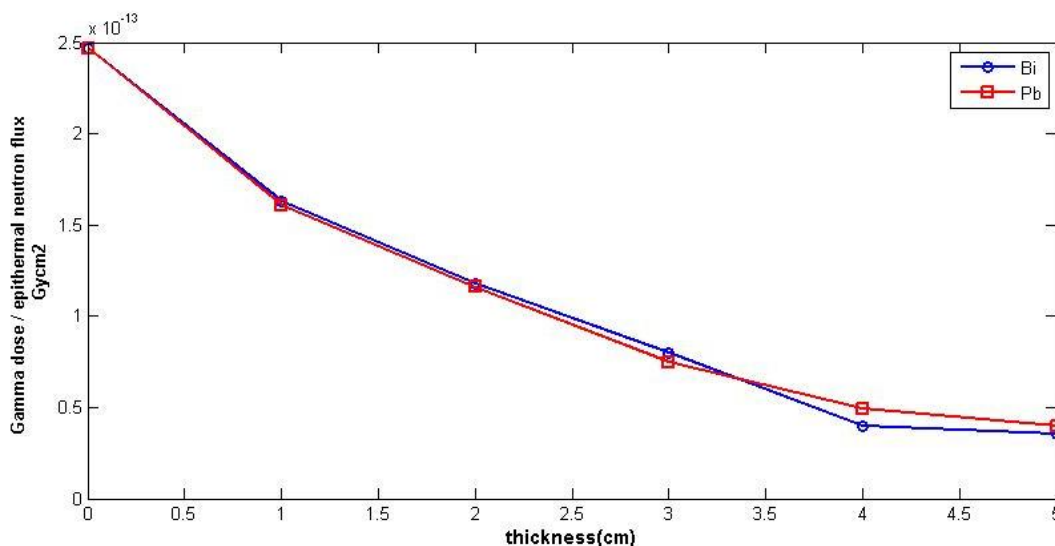
شکل (۳-۱۶) سطح مقطع نوترون با نیکل [۳۴].

۳-۲-۵ فیلتر گاما

بر اثر برهم‌کنش نوترون با مواد تشکیل دهنده BSA پرتوهای گاما با انرژی‌های مختلف بطور ناخواسته تولید می‌شوند که اثرات نامطلوبی بر بدن بیمار دارند. این پرتو باید طبق شرایط جدول (۲-۲) تضعیف شود. این پرتوها عموماً از طریق ۲ واکنش پراکندگی ناکشسان (n, n') و گیراندازی تابشی (n, γ) بوجود می‌آیند. آهن، فلوتور، کروم، آلومینیوم از جمله عناصری هستند که از طریق این ۲ کانال در BSA گاما تولید می‌کنند.

برای تضعیف شدت این پرتو باید از موادی استفاده شود که عدد اتمی بالایی داشته باشند. سرب و بیسموت از جمله عناصری هستند که برای حفاظت در برابر پرتو گاما استفاده می‌شود. در شبیه‌سازی انجام شده هر دو ماده در ضخامت‌های مختلف بررسی شده و نتایج در شکل با هم مقایسه شده‌اند.

همانطور که مشخص است قدرت تضعیف گرتو گاما توسط این ۲ ماده تقریباً یکسان است اما در مورد بیسموت شار نوترون فوق حرارتی خروجی بیشتر است که برای BNCT مناسب تر است، در ضخامت ۳ سانتیمتر شار نوترون فوق حرارتی $2,14 n.cm^{-2}.s^{-1}$ می باشد در صورتی که شار نوترون فوق حرارتی برای سرب در همین ضخامت $2,07 n.cm^{-2}.s^{-1}$ بدست آمده است. از طرفی از نظر قیمت سرب بسیار ارزان تر از بیسموت بوده و مقرون به صرفه تر می باشد؛ هر کیلوگرم بیسموت در سال ۲۰۱۵ بطور متوسط ۴۰ دلار می باشد در صورتی که سرب بطور میانگین ۱,۶ دلار قیمت دارد [۳۹]. در نتیجه هر دو فلز مزیت خاص خود را دارند که در شبیه سازی از ۳ cm بیسموت جهت کیفیت بهتر استفاده شده است.



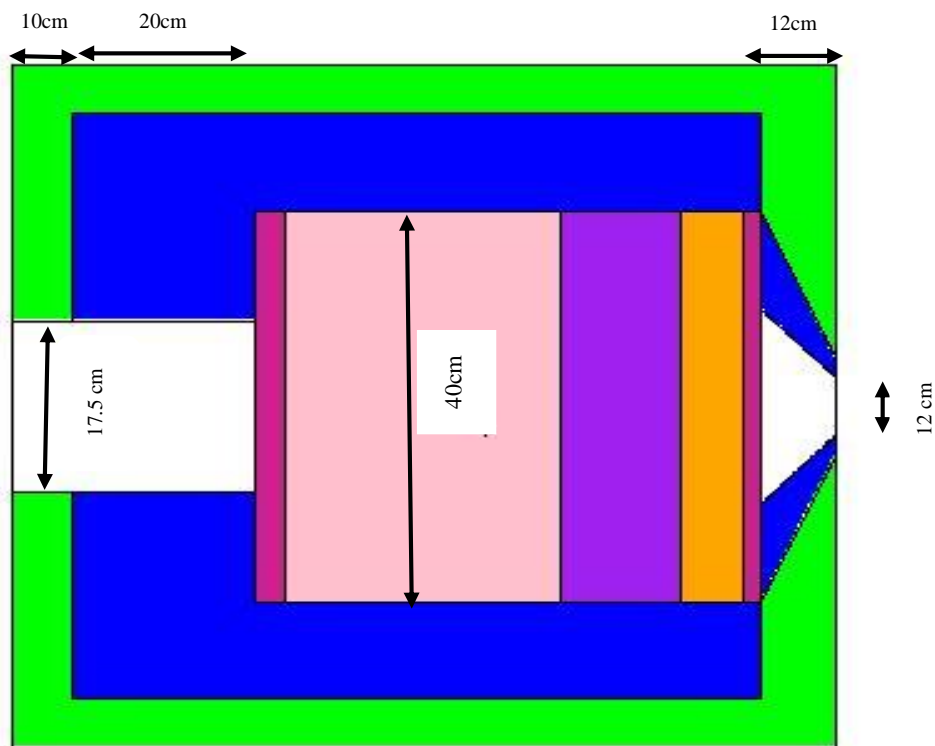
شکل (۳-۱۷) نمودار نسبت دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی بر حسب ضخامت

۳-۲-۶ منعکس کننده

بسیاری از نوترون ها بر اثر پراکندگی در زوایای مختلف از BSA خارج می شوند و باعث تضعیف شدت پرتو نوترون می گردند برای جلوگیری از این پدیده باید کل BSA را با یک ماده پوشانده شود تا نوترون های

پراکنده شده به سمت داخل پراکنده شود. Pb و Al_2O_3 برای این منظور مناسب می‌باشند که در این شبیه سازی از Pb استفاده شده است.

جهت جلوگیری از انتشار نوترون حرارتی به اتاق درمان، یک لایه از لیتیوم پلی‌اتیلن در لایه بیرونی BSA قرار گرفته است. همچنین برای بهبود کیفیت نوترون خروجی، اطراف کانال خروجی پرتو از یک لایه سرب استفاده شده است. با توجه به موارد ذکر شده و شبیه سازی، BSA طراحی شده به شکل زیر می‌باشد:



شکل (۳-۱۸) BSA نهایی طراحی شده بوسیله کد MCNP5

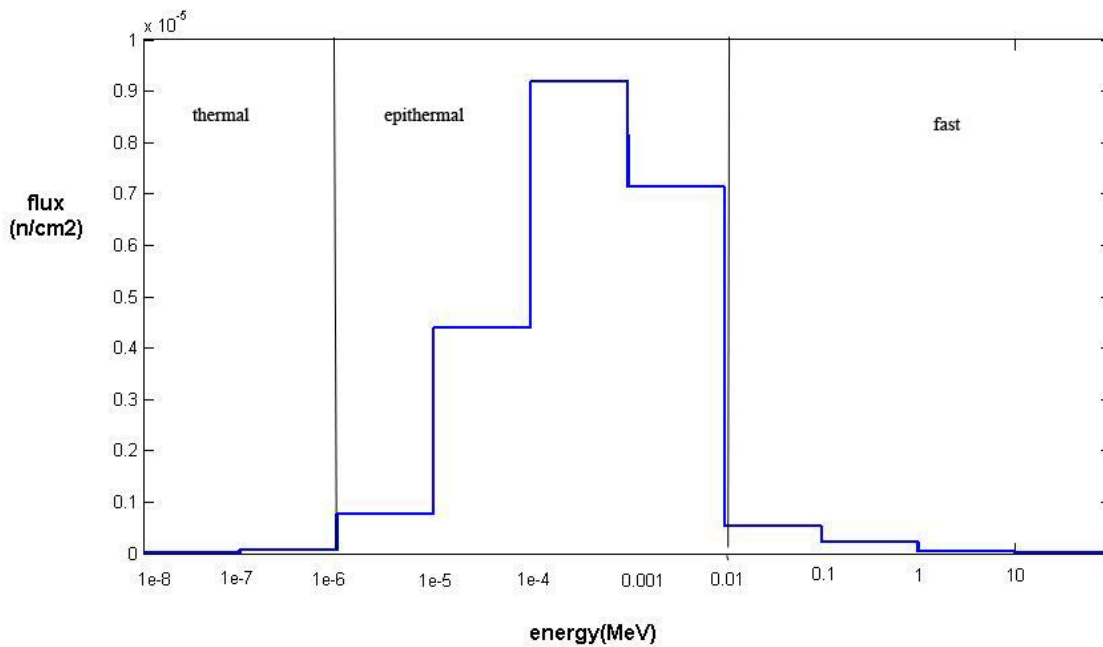
با توجه به این طراحی در کد MCNP5 و با تاریخچه 3×10^8 ذره و با خطای نسبی بین ۰,۰۰۱ تا ۰,۰۹، نتایج زیر بدست آمد:

جدول (۳-۴) پارامترهای در هوا برای خروجی BSA و مقایسه با کارهای دیگر

طراحی	قدرت چشمه ns^{-1}	$\varphi_{epithermal}$ $n.cm^{-2}.s^{-1}$	$\frac{J}{\varphi_{epi}}$	$\frac{\varphi_{epi}}{\varphi_{th}}$	$\frac{\varphi_{epi}}{\varphi_{fast}}$	$\frac{\dot{D}_{nf}}{\varphi_{epi}} (Gy.cm^2)$	$\frac{\dot{D}_{\gamma}}{\varphi_{epi}} (Gy.cm^2)$
شرایط IAEA	-	$\sim 10^9$	> 0.7	> 100	> 20	$< 2 \times 10^{-13}$	$< 2 \times 10^{-13}$
طرح پیشنهادی	10^{14}	2.14×10^9	0.64	394	26.7	3.25×10^{-13}	3.8×10^{-13}
رسولی [۴۰].	1.45×10^{14}	4.43×10^9	0.61	121.2	23.75	3.59×10^{-13}	1.98×10^{-13}
Cerullo et al[41].	10^{14}	3.66×10^9	0.57	133	23.2	3.19×10^{-13}	1.1×10^{-13}
Montagnini [42].	3.187×10^{14}	3.29×10^9	0.58	16.6	19.8	6.3×10^{-13}	7.3×10^{-13}

با توجه به این که قدرت چشمه در طراحی [۴۰]، 1.45×10^{14} می باشد برای مقایسه نیاز است که شدت همه چشمه ها یکسان باشد؛ با اعمال یکسان سازی شار نوترون فوق حرارتی در طراحی [۴۰]، 3.05×10^9 بدست می آید. شار نوترون فوق حرارتی برای طراحی انجام شده 2.14×10^9 بدست آمده که مقدار قابل قبولی است و با اعمال بهینه سازی می توان این عدد را بهبود بخشید.

حال که کیفیت پرتو نوترون خروجی از BSA مطابق با معیارهای IAEA می باشد، طیف انرژی نوترون خروجی در شکل زیر رسم شده است:



شکل (۳-۱۹) طیف انرژی پرتو نوترون خروجی از BSA

همانطور که از نمودار پیداست که طیف نوترون فوق حرارتی، $10^{-6} \leq E \leq 10^{-2}$ ، به مقدار خیلی زیاد از

نوترون‌های حرارتی، $E < 10^{-6}$ و نوترون‌های سریع، $E > 10^{-2}$ بیشتر می باشد.

مواد تشکیل دهنده BSA طراحی شده توسط دیگران در جدول زیر نشان داده شده است.

جدول (۳-۵) مقایسه ساختار تشکیل دهنده کار حاضر با BSA دیگران.

BSA	تکثیر کننده	کند کننده	فیلتر نوترون حرارتی	فیلتر نوترون سریع	فیلتر گاما	منعکس کننده
کار حاضر	Bi	Steel- fluental	6LiF	Ni	Bi	Pb
رسولی [۴۰].	U	$TiF_7 - fluental$	Li	Fe	Bi	Pb
Cerullo et al[41].	-	$Al + AlF_3$	6Li	-	Bi	Ni

فصل چهارم

محاسبات دزیمتری در فانتوم

کیفیت طیف نوترون خروجی از BSA در هوا طبق استاندارد منتشر شده IEAE بررسی شد. برای ارزیابی مشخصات درمانی BSA نیاز است که پارامترهای در فانتوم نیز مورد بررسی قرار گیرد. در واقع این بررسی کارآمدی کلینیکی پرتو خروجی از BSA می‌باشد.

۴-۱ فانتوم سر استاندارد اسنایدر^۱

برای انجام محاسبات دزیمتری و بررسی پارامترهای در فانتوم در کد MCNP5 نیاز به یک مدل شبیه سازی شده از سر انسان می‌باشد. در این پایان‌نامه از فانتوم استاندارد اسنایدر استفاده شده است. این فانتوم شامل ۳ بیضی‌گون تو در توست که شامل پوست، جمجمه، مغز و همچنین تومور می‌باشد. معادلات بیضی‌گون به شکل زیر بر حسب سانتی متر معرفی می‌شوند:

$$\left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y-1}{6,5}\right)^2 + \left(\frac{z}{9}\right)^2 = 1 \quad \text{مغز}$$

$$\left(\frac{x}{6,8}\right)^2 + \left(\frac{y}{8,3}\right)^2 + \left(\frac{z}{9,8}\right)^2 = 1 \quad \text{جمجمه} \quad (1-1-4)$$

$$\left(\frac{x}{7,3}\right)^2 + \left(\frac{y}{8,8}\right)^2 + \left(\frac{z}{10,3}\right)^2 = 1 \quad \text{پوست}$$

در این مدل ضخامت پوست ۰,۵ سانتیمتر و حجم مغز حدود ۱۴۷۰ سانتیمتر مکعب است. تومور به شکل کره‌ای با شعاع ۲,۵ سانتیمتری در مرکز فانتوم (عمق ۸,۸ سانتیمتری) قرار دارد. تالی‌های اندازه‌گیری بصورت مکعب‌هایی با ابعاد $1,6 \text{ cm} \times 1,6 \text{ cm} \times 0,4 \text{ cm}$ در محور مرکزی فانتوم تعریف شده‌اند.

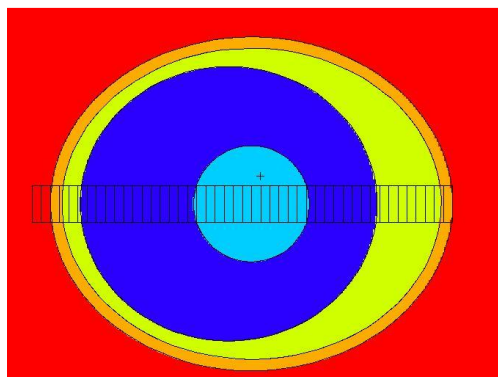
^۱ Snyder

نوع و درصد وزنی عناصر موجود در بافت‌های پوست و مغز و جمجمه طبق گزارش ICRU 46^۱ در جدول زیر نمایش داده شده است.

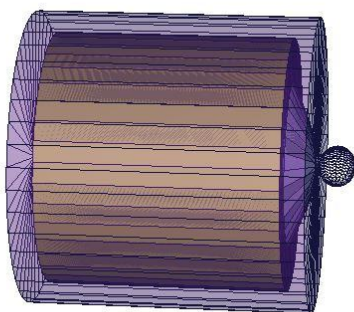
جدول (۱-۴) چگالی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده فانتوم سر اسنایدر [۴۳].

عنصر	تومور	مغز	جمجمه	پوست
	$\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$	$\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$	$\rho = 1,61 \text{ g/cm}^3$	$\rho = 1,09 \text{ g/cm}^3$
H	۰,۱۰۶۹۹۶۷۹	۰,۱۰۷	۰,۰۵	۰,۱
C	۰,۱۴۴۹۹۵۶۵	۰,۱۴۵	۰,۲۱۲	۰,۲۰۴
N	۰,۰۲۱۹۹۹۳۴	۰,۰۲۲	۰,۰۴	۰,۰۴۲
O	۰,۷۱۱۹۷۸۶۴	۰,۷۱۲	۰,۴۳۵	۰,۶۴۵
Na	۰,۰۰۱۹۹۹۹۴	۰,۰۰۲	۰,۰۰۱	۰,۰۰۲
P	۰,۰۰۳۹۹۹۹۸۸	۰,۰۰۴	۰,۰۸۱	۰,۰۰۱
S	۰,۰۰۱۹۹۹۹۴	۰,۰۰۲	۰,۰۰۳	۰,۰۰۲
Cl	۰,۰۰۲۹۹۹۹۱	۰,۰۰۳	-	۰,۰۰۳
K	۰,۰۰۲۹۹۹۹۱	۰,۰۰۳	-	۰,۰۰۱
Mg	-	-	۰,۰۰۲	-
B	۰,۰۰۰۰۳	-	-	-

^۱ International Commission on Radiation Units and Measurements



شکل (۱-۴) نمایی از فانتوم سر اسنایدر همراه مکعب‌های اندازه‌گیری در صفحه X-Z.



شکل (۲-۴) نمای بیرونی قرار گرفتن فانتوم در جلوی BSA.

۲-۴ محاسبه دز در فانتوم

سه روش برای محاسبه دز در کد MCNP5 وجود دارد:

(۱) از تالی F6 (MeV/g)

(۲) از تالی F8* و محاسبه انرژی تخلیه شده در هر سلول

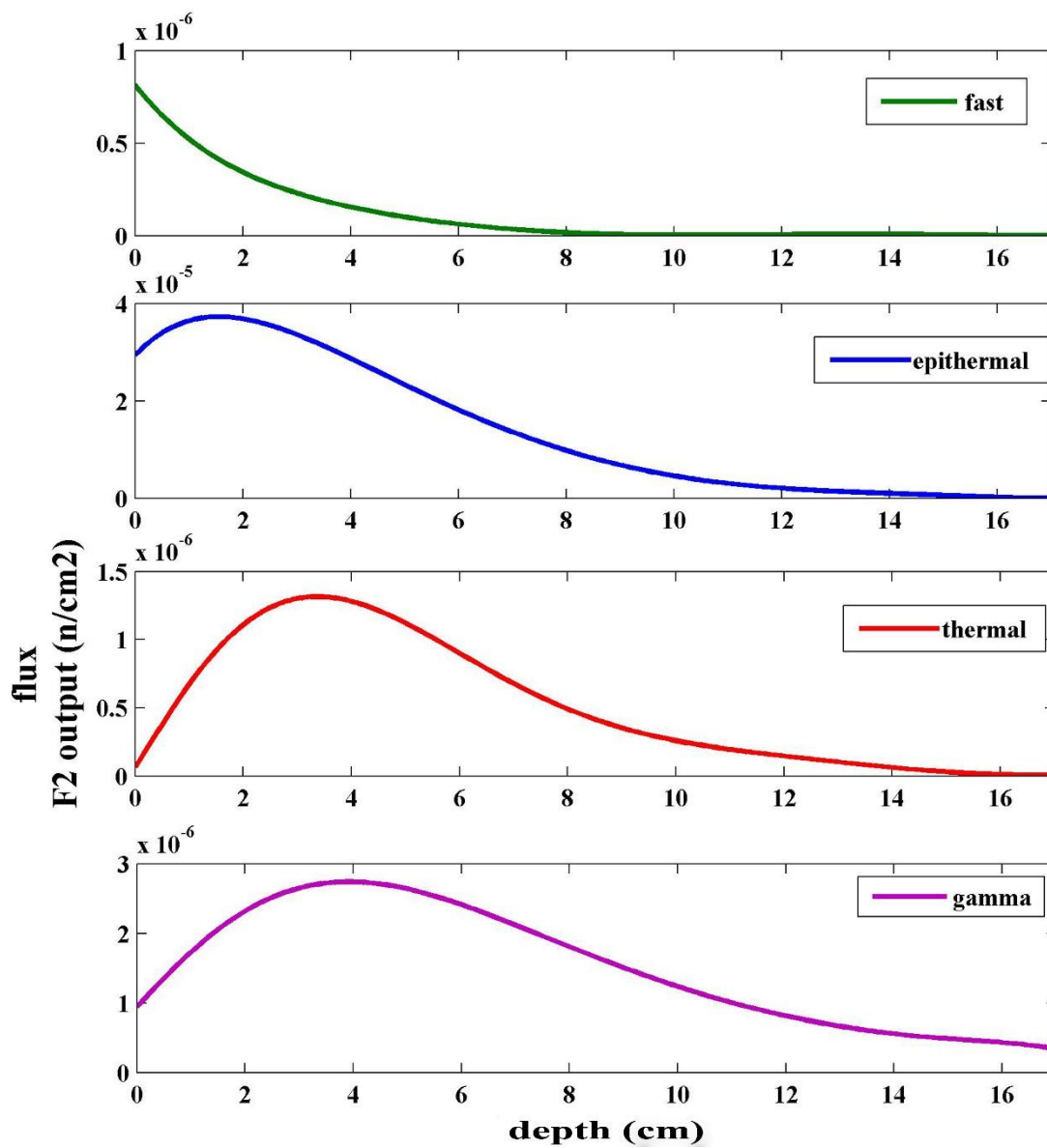
۳) استفاده از تالی F4 و کارت‌های ($DF(Gy \cdot cm^2)$, $DE(MeV)$) می‌باشد؛ این کارت‌ها شار را به دز تبدیل می‌کند. DE مقادیر انرژی را بصورت صعودی و DF ضرایب گرمای مربوط به تابش مورد نظر در انرژی مورد نظر می‌باشد. در محاسبات این پایان‌نامه از روش سوم استفاده شده است.

لازم به ذکر است که فانتوم در فاصله ۰,۵۵ سانتیمتری از دهانه خروجی BSA قرار دارد و در همه محاسبات از $NPS = 3 \times 10^4$ (تعداد ذرات) استفاده شده است و خطای نسبی در محاسبات بین ۰,۰۰۱ تا ۰,۰۹ می‌باشد که از نظر خطای آماری قابل قبول و قابل اطمینان می‌باشد.

ابتدا عمق نفوذ مولفه‌های پرتو خروجی از دهانه BSA بر حسب عمق فانتوم محاسبه و رسم شده است که در شکل زیر نشان داده شده است.

لازم به ذکر است که برای شکل (۳-۴) فانتوم سر اسنایدر بدون تومور در نظر گرفته شده است.

از شکل (۳-۴) مشاهده می‌شود که شار نوترون حرارتی در عمق ۳,۲ cm بیشینه می‌گردد و این عمق از نظر شار بهترین عمق برای درمان تومورهایی است که در این عمق قرار دارد.



شکل (۳-۴) نمودار مولفه‌های پرتو خروجی از BSA در فانتوم

حال که عمق نفوذ پرتو نوترون در فانتوم مشخص شد نیاز است محاسبه دز در فانتوم با حضور تومور نیز بررسی گردد. دز محاسبه شده بوسیله کد MCNP5 دز فیزیکی است و باید با توجه به ضرایب مربوطه به دز بیولوژیکی تبدیل شوند.

۴-۲-۱ دز بیولوژیکی

دز کل بیولوژیکی در فانتوم شامل مجموع همه دزهای نوترون حرارتی، نوترون سریع، پرتو گاما و واکنش ${}^6\text{Li}(n, \alpha)$ می‌باشد.

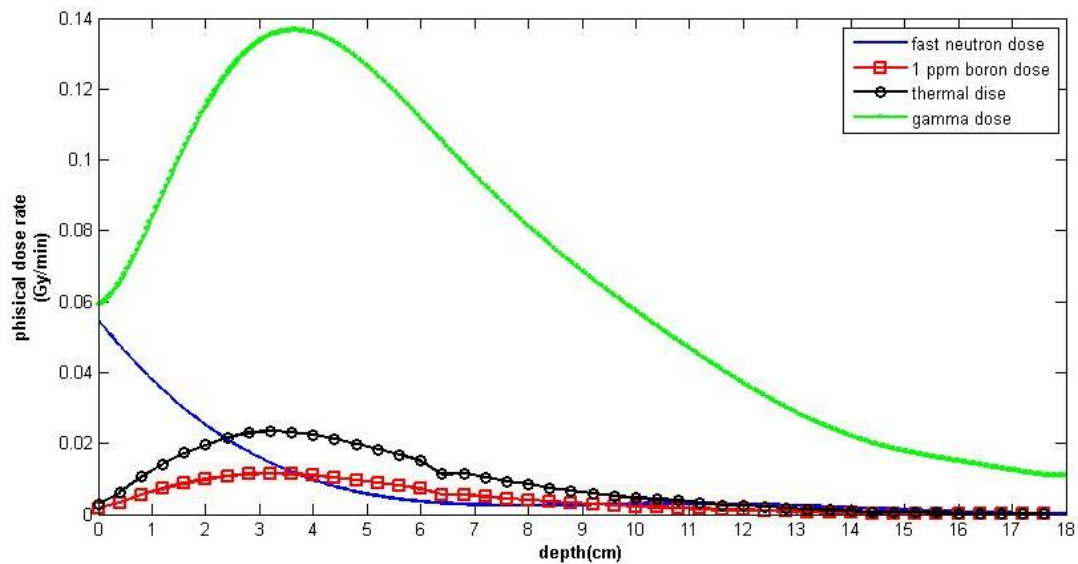
$$D_{tot} = CF \times D_B + RBE_{nf} \times D_{nf} + RBE_{nth} \times D_{nth} + RBE_{\gamma} \times D_{\gamma} \quad (۴-۲-۱)$$

که در آن CF و RBE_i به ترتیب ضریب بیولوژیک واکنش نوترون-بور، نوترون سریع، نوترون حرارتی و پرتو گاما می‌باشند.

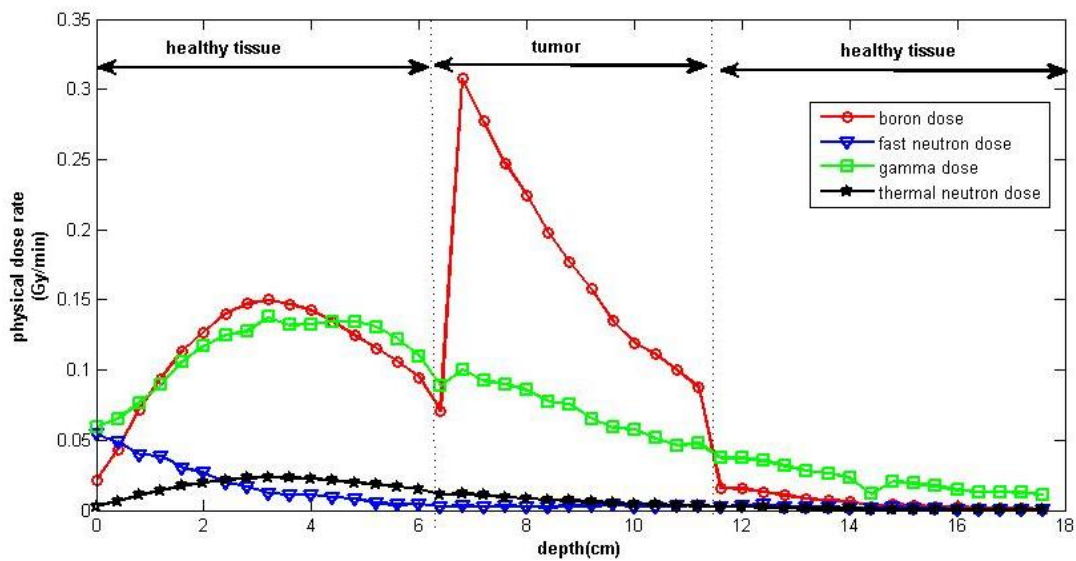
جدول (۴-۲) مقادیر RBE و CF برای مولفه‌های تابش برای محاسبه دز بیولوژیک [۴۴].

پارامتر	نوترون سریع	گاما	حرارتی	بور
بافت سالم CF	-	-	-	۱,۳
تومور CF	-	-	-	۳,۸
RBE	۳,۲	۱	۳,۲	-

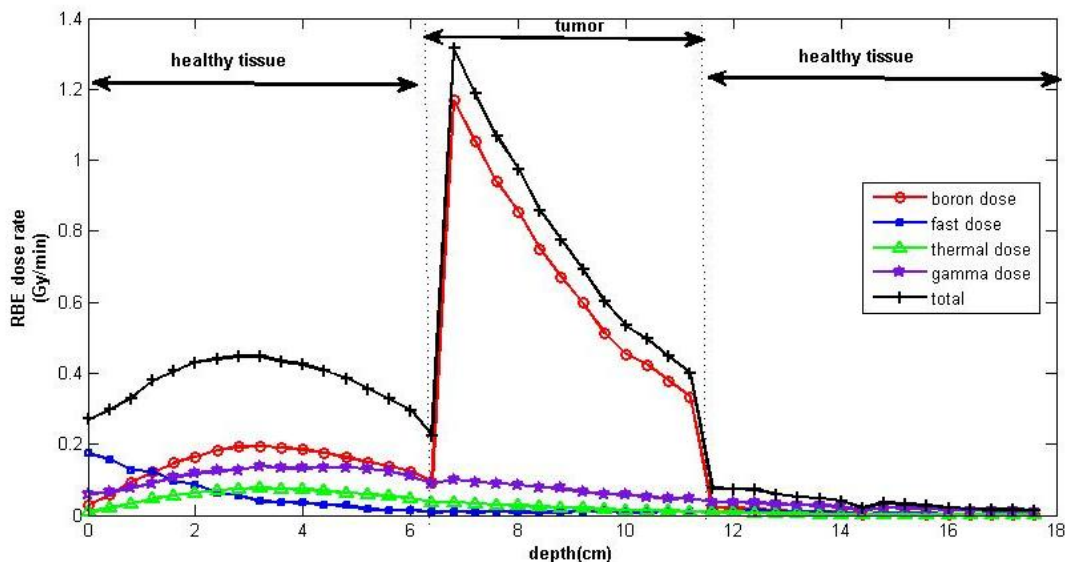
نسبت تمرکز بور در تومور به بافت سالم در این شبیه‌سازی ۵۵:۱۳ می‌باشد [۴۴]. در شکل‌های زیر دز فیزیکی و بیولوژیکی مولفه‌های مختلف تابش با نسبت‌های تمرکز بور ذکر شده رسم شده است.



شکل (۴-۴) دز فیزیکی برای مولفه‌های تابش به تمرکز 1PPM بور در تومور و بافت سالم.



شکل (۵-۴) دز فیزیکی مولفه‌های تابش با نسبت بور ۱۳:۵۵ در تومور و بافت سالم



شکل (۴-۶) دز بیولوژیکی کل و سایر مولفه‌ها با نسبت بور ۱۳:۵۵ در تومور و بافت سالم

۲-۲-۴ پارامترهای در فانتوم

در فصل قبل پارامترهای در هوا بررسی گردید، حال برای ارزیابی کیفیت درمانی پرتو نوترون پارامترهای در فانتوم بررسی می‌گردد:

الف) آهنگ عمق مفید دز (ADDR)

این کمیت بیانگر آهنگ بیشینه دز جذبی در بافت سالم می‌باشد که بر حسب $Gy - RBE / min$ بیان می‌شود. باید در نظر داشت بیشینه دز جذبی مجاز در مغز $12,6 Gy-RBE$ می‌باشد. در شبیه سازی انجام شده در این پایان نامه این کمیت $0,4469 Gy-RBE$ بدست آمده است.

^۱ Advantage Depth Dose Rate

ب) عمق مفید (AD)^۱

از این کمیت برای بررسی میزان نفوذ نوترون در مغز استفاده می‌گردد و عبارت است از عمقی از معز که در آن مقدار دز جذبی بیشینه در بافت سالم برابر با دز جذبی در تومور است. هر چه عمق تومور از AD کمتر باشد، انرژی نوترون برای درمان مناسب‌تر است. در این شبیه سازی عمق مفید ۱۰,۸ cm بدست آمده است.

پ) عمق درمان (TD)^۲

عمق درمان، عمقی از بافت است که در آن دز جذبی در تومور به دو برابر بیشینه دز جذبی در بافت سالم افت می‌کند. عمق درمان حاشیه امنیت بیشتری را نسبت به عمق مفید جهت درمان ارائه می‌دهد. در این شبیه سازی عمق درمان ۸,۴ cm بدست آمده است.

ت) بهره درمان (TG)^۳

در حین درمان لازم است که دز جذبی در بافت سالم کمینه و در تومور بیشینه باشد. این کمیت بصورت نسبت بیشینه دز جذبی در تومور به بیشینه دز جذبی در بافت سالم تعریف می‌شود. این نسبت معمولاً بین ۳ تا ۶ قرار دارد. در شبیه سازی انجام شده بهره درمان ۵,۹۵ بدست آمده است.

^۱ Advantage Depth

^۲ Therapeutic Depth

^۳ Therapeutic Gain

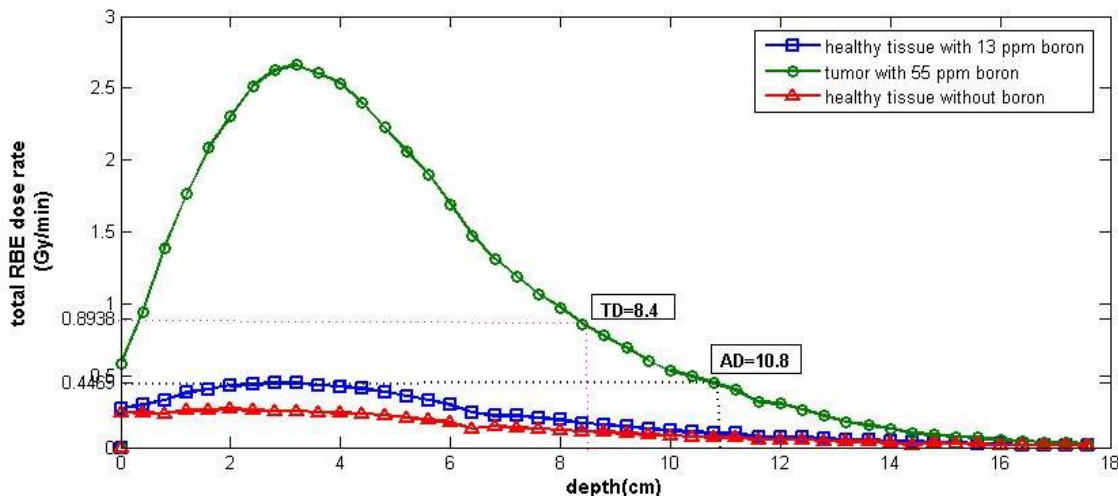
ث) زمان درمان (TT)

یکی از نکات مهم در BNCT زمان درمان می‌باشد؛ زمان درمان توصیه شده در این روش کمتر از یک ساعت است. زمان درمان در واقع مدت زمانی است که طول می‌کشد تا بیشینه دز جذبی در بافت سالم به بیشینه دز جذبی مجاز در مغز که برابر است با Gy-RBE ۱۲,۶ برسد. می‌توان زمان درمان را بصورت زیر محاسبه کرد:

$$TT = \frac{12,6(\text{RBE}-\text{Gy})}{\text{ADDR}(\text{RBE}-\text{Gy} / \text{min})} \quad (2-2-4)$$

که زمان درمان برای کار حاضر ۲۸,۱۹ min بدست آمده است.

در شکل (۱۰-۴) پارامترهای در فانتوم رسم شده‌اند.



شکل (۷-۴) محاسبه عمق مفید و عمق درمان با نسبت تمرکز بور ۱۳:۵۵ در تومور و بافت سالم

0 پارامترهای در فانتوم بدست آمده در جدول زیر نشان داده شده و با نتایج حاصل از کار دیگران مقایسه شده است:

جدول (۳-۴) پارامترهای در فانتوم حاصل از کار حاضر و مقایسه با کارهای پیشین

پارامتر	ADDR (RBE-Gy)	AD(cm)	TD(cm)	TT(min)	TG_{MAX}
کار حاضر	۰,۴۴۶۹	۱۰,۸	۸,۴	۲۸,۱۹	۵,۹۵
Rasouli and masoudi[45]	۰,۵۰۳۵	۸	۵,۸۹	۲۴,۸	۴,۲۶
THOR [46]	۰,۰۵	۸,۹	۵,۶	۲۵	-
FiR 1 (Finland) [47]	۰,۴۵	۹	۵,۸	۳۰	-

نتیجه گیری

نتایج

یکی از مهمترین الزامات در BNCT، داشتن یک چشمه نوترون با شار کافی می‌باشد که برای استفاده باید بوسیله مجموعه شکل دهنده طیف (BSA) بهینه گردد. این BSA طراحی شده از نظر عملکرد به ۲ صورت مورد ارزیابی قرار می‌گیرد که از طریق پارامترهای منتشر شده از طرف آژانس بین‌المللی انرژی اتمی استفاده می‌شود. قسمت اول پارامترهای در هوا نام دارد که پرتو خروجی از BSA طراحی شده را مورد ارزیابی قرار می‌دهد و قسمت دوم پارامترهای در فانتوم نام دارد که BSA طراحی شده را از نظر درمانی و میزان دز جذبی مورد ارزیابی قرار می‌دهد.

چشمه نوترون استفاده شده در این پایان‌نامه، چشمه نوترون D-T می‌باشد که نوترون‌هایی با انرژی ۱۴,۱ MeV با آهنگ $10^{14} n.s^{-1}$ تولید می‌کند. BSA طراحی شده برای این چشمه نوترون در این پایان‌نامه شامل ۵ سانتیمتر بیسموت به عنوان تکثیرکننده، ۴۵ سانتیمتر استیل ضد زنگ به عنوان کند کننده اول، ۲۰ سانتیمتر فلوننتال به عنوان کندکننده دوم، ۰,۱۵ سانتیمتر 6LiF به عنوان فیلتر نوترون حرارتی، ۱۰ سانتیمتر نیکل به عنوان فیلتر نوترون سریع و ۳ سانتیمتر بیسموت به عنوان فیلتر پرتو گاما می‌باشد. ضمن آن‌که از سرب برای منعکس‌کننده و از لیتیوم پلی اتیلن برای جلوگیری از نشت نوترون حرارتی به اتاق درمان استفاده شده است. همه شبیه‌سازی‌ها بوسیله کد شبیه‌سازی MCNP5 انجام شده است.

شار نوترون فوق حرارتی در خروجی BSA، $2,14 n.cm^{-2}.s^{-1}$ بدست آمده است که به خوبی با شرایط خواسته شده مطابقت دارد. دیگر پارامترهای در هوا نیز بخوبی با شرایط آژانس بین‌المللی انرژی اتمی مطابقت دارند که در جدول (۳-۴) نشان داده شده‌اند.

جهت بررسی پارامترهای در فانتوم از فانتوم سر اسنایدر استفاده شده است که در فاصله ۰,۵۵ سانتیمتری از دهانه خروجی BSA قرار داده شده است. پارامترهای در فانتوم بدست آمده در این طراحی بصورت زیر بدست آمده اند:

آهنگ عمق مفید دز ۰,۴۴۶۹ Gy-RBE، عمق مفید ۱۰,۸ cm، عمق درمان ۸,۴ cm، بهره درمان ۵,۹۵ و زمان درمان ۲۸,۱۹ دقیقه بدست آمده‌اند. نتایج حاصل از پارامترهای در فانتوم در جدول (۳-۴) نشان داده شده و با کارهای پیشین مقایسه گردیده است. لازم به ذکر می‌باشد که نسبت تمرکز بور در تومور و بافت سالم ۱۳:۵۵ فرض شده است.

خطای نسبی خروجی‌های بدست آمده در شبیه سازی مونت کارلو در کد MCNP5 بین ۰,۰۰۱ تا ۰,۰۹ بدست آمده‌اند. در مجموع این چشمه نوترون با این BSA طراحی شده از نظر کیفیت پرتو نوترون و کیفیت درمان گزینه مناسبی برای BNCT می‌باشد.

پیشنهادات

- استفاده از دیگر فانتوم‌های موجود و مقایسه نتایج بدست آمده
- استفاده از دیگر کدهای شبیه‌سازی و مقایسه با کار حاضر و مقایسه با نتایج تجربی
- بهینه سازی BSA با استفاده از مواد دیگر و ضخامت‌های دیگر
- بهینه‌سازی BSA از نظر اقتصادی
- طراحی اتاق درمان برای این طراحی

پیوست A

برهم‌کنش تابش با ماده

برای بررسی و طراحی هر سیستم هسته‌ای ابتدا نیاز است که برهم‌کنش تابش‌های هسته‌ای با مواد گوناگون بررسی شود. تابش‌های هسته‌ای با توجه به انرژی پرتو تابش و عدد اتمی و عدد جرمی مواد هدف اثرات متفاوتی دارند. با توجه به این که انرژی نوترون تولیدی مورد مطالعه انرژی بالایی دارد (14,1 MeV) برای کند سازی و طراحی فیلتر و حفاظ گاما ضروری است که ساز و کار و سطح مقطع این تابش‌ها با مواد گوناگون بررسی شود.

در این فصل برهم‌کنش نوترون، پرتو گاما و ذرات باردار با مواد و بافت بدن مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

A-1 برهم‌کنش نوترون با ماده

به دلیل آن که نوترون ذره‌ای بدون بار است، با الکترون‌های اتمی ماده و پروتون‌های هسته برهم‌کنش الکترومغناطیسی ندارد و فقط تحت تاثیر نیروی کوتاه برد هسته‌ای قرار می‌گیرد. بنابراین نوترون‌ها بدون آن که با ابر الکترونی اتم برهم‌کنش کند از آن می‌گذرد و بطور مستقیم با هسته اتم برهم‌کنش می‌کند. به دلیل آن که برهم‌کنش نوترون‌ها با مواد به انرژی نوترون‌ها و عدد جرمی مواد بستگی دارد ابتدا انرژی نوترون‌ها را تقسیم بندی می‌کنیم:

جدول (A-1) تقسیم‌بندی نوترون‌ها بر حسب انرژی مطابق با BNCT [۹].

انرژی نوترون	تقسیم بندی نوترون
$E < 1eV$	حرارتی
$1eV \leq E \leq 10 KeV$	فوق حرارتی
$E > 10KeV$	سریع

A-1-1 انواع برهم کنش های نوترون

بیشتر برهم کنش نوترون ها با هسته در ۲ مرحله انجام می گیرد، ابتدا نوترون فرودی توسط هسته هدف جذب می شود، تشکیل هسته مرکب می دهد و سپس هسته مرکب به روش های مختلف واپاشی می کند. در کل نوترون ها با هسته به روش های زیر برهم کنش می کند:

الف) پراکندگی

نوترون فرودی بوسیله پتانسیل ناشی از همه نوکلئون های هسته پراکنده می شود. این فرایند به ۲ صورت الاستیک و غیرالاستیک رخ می دهد.

۱) پراکندگی الاستیک: در این برهم کنش نوترون فرودی به هسته که در سیستم آزمایشگاه ساکن فرض می شود برخورد می کند، هسته هدف در حالت پایه است و بعد از برخورد، نوترون از هسته پراکنده می شود و هسته هم پس زده می شود و در حالت پایه خود باقی می ماند. گاهی پراکندگی کشسان بطور مستقیم و توسط پتانسیل هسته ای انجام می شود که در این حالت هسته مرکب تشکیل نمی شود (n,n) و گاهی هم هسته مرکب تشکیل می شود و یک نوترون و ذره هدف هم پراکنده می شوند (n,n') .

۲) پراکندگی غیر الاستیک: این فرایند نیز شبیه فرایند پراکندگی کشسان می باشد بجز آن که هسته هدف بعد از برخورد در حالت پایه نیست و در یکی از حالات برانگیخته خود قرار دارد. این یک واکنش گرماگیر می باشد. این هسته برانگیخته با گسیل یک پرتو گاما به حالت پایه برمی گردد. بخاطر وجود پرتو گاما این فرایند را پراکندگی غیر الاستیک پرتو گاما نیز می گویند که به صورت $(n,n'\gamma)$ نمایش داده می شود.

ب) جذب

در این نوع برهم‌کنش نوترون فرودی به هسته هدف برخورد می‌کند و نوترون توسط هسته جذب می‌شود و هسته مرکب تشکیل می‌شود که این هسته مرکب در حالت برانگیخته قرار دارد و بوسیله کانال‌های مختلف به حالت پایه برمی‌گردد که احتمال وقوع هر کانال با سطح مقطع آن مشخص می‌شود. نیمه عمر هسته مرکب عموماً کوتاه و از مرتبه 10^{-16} s می‌باشد. هسته مرکب با کانال‌های زیر واپاشی می‌کند:

۱) **گیر اندازی تابشی:** در این واکنش هسته مرکب با گسیل یک یا چند پرتو گاما به حالت پایه برمی‌گردد. این واکنش گرمزاست و به صورت (n, γ) نمایش داده می‌شود.

۲) **واکنش ذرات باردار:** در این واکنش، هسته مرکب با گسیل یک ذره باردار از قبیل پروتون، ذره آلفا، دوترون و... به حالت پایه خود برمی‌گردد. این واکنش‌ها می‌توانند گرماگیر یا گرمازا باشند که بصورت (n, p) ، (n, α) ، (n, d) و... نشان داده می‌شوند.

۳) **واکنش تولید نوترون:** اگر نوترون فرودی پرنرژی باشد، هسته مرکب با گسیل ۲، ۳ و یا چند نوترون به حالت پایه بر می‌گردد. این واکنش‌ها گرماگیر هستند و بصورت $(n, 2n)$ ، $(n, 3n)$ و... نمایش داده می‌شوند.

۴) **شکافت:** در این واکنش هسته مرکب به دو هسته سبک‌تر شکافته می‌شود که ممکن است با گسیل ذرات دیگر از قبیل نوترون و گاما همراه باشد. این واکنش گرمازا است و به شکل (n, f) نمایش داده می‌شود.

احتمال برهم‌کنش نوترون با هسته به هر روشی که در بالا ذکر شد بصورت کمی قابل محاسبه است که به آن سطح مقطع می‌گویند. سطح مقطع دارای واحد سطح است.

سطح مقطع نوترون با واحد بارن (barn) بیان می‌شود که به اختصار b نوشته می‌شود. ضمن آن که $1 \text{ barn} = 10^{-24} \text{ cm}^2$ می‌باشد.

سطح مقطع به دو صورت میکروسکوپی σ و ماکروسکوپی Σ می‌باشد. هر کدام از واکنش‌های بالا با یک سطح مقطع بیان می‌شوند. به عنوان مثال سطح مقطع پراکندگی الاستیک با σ_e ، سطح مقطع پراکندگی غیر الاستیک با σ_i ، سطح مقطع گیر اندازی تابشی با σ_γ نمایش داده می‌شود. در کل سطح مقطع نوترون را در دو گروه سطح مقطع پراکندگی و سطح مقطع جذب می‌توان طبقه بندی کرد.

مجموع سطح مقطع‌ها برای همه برهم‌کنش‌های ممکن، سطح مقطع کل نامیده می‌شود.

$$\sigma_t = \sigma_s + \sigma_a \quad (1-1-A)$$

۲-۱-A تضعیف نوترون

فرض کنید هدفی با ضخامت X در جلو پرتو نوترون تک جهتی با شدت I_0 قرار داده شده است، با برخورد نوترون با هدف ممکن است برهم‌کنش‌هایی مانند جذب و پراکندگی یا ... رخ دهد و یا نوترون بدون اندرکنش از هدف مورد نظر عبور کند.

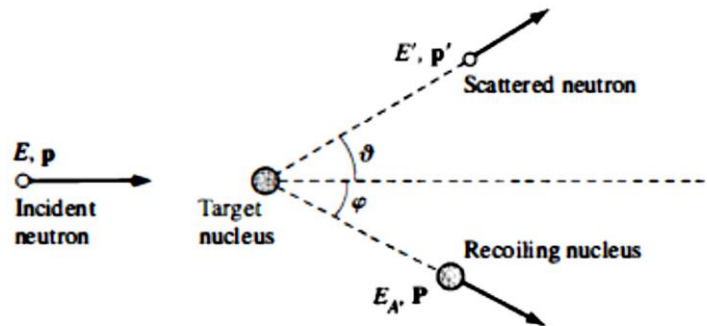
$$I = I_0 \exp(-\Sigma_t x) \quad (2-1-A)$$

بنابراین شدت پرتوهای بدون برهم‌کنش با افزایش ضخامت ماده هدف بصورت نمایی کاهش می‌یابد. اگر ضخامت ماده هدف به اندازه کافی ضخیم باشد تقریباً همه نوترون‌ها حداقل دچار ۱ اندرکنش خواهند شد و آشکار ساز تقریباً فقط نوترون‌های پراکنده‌شده را آشکار سازی می‌کند.

A-1-3 کاهش انرژی در برهم کنش پراکندگی

وقتی نوترون بطور الاستیک از هسته هدف که در حال سکون می باشد پراکنده می شود، هسته از محل برخورد پس زده می شود. انرژی جنبشی نوترون پراکنده از انرژی جنبشی نوترون فرودی کمتر می شود زیرا در اثر پراکندگی مقداری از انرژی نوترون فرودی صرف پس زنی هسته می شود.

کاهش انرژی در برخورد الاستیک را می توان از قانون بقای انرژی و تکانه بدست آورد. فرض کنید E ، p ، E' و P' به ترتیب انرژی و تکانه قبل از برخورد و بعد از برخورد باشند و E_A و P انرژی و تکانه هسته پس زده باشد. با توجه به شکل زیر نوترون در زاویه θ پراکنده می شود و هسته نیز در زاویه ϕ پراکنده می شود.



شکل (A-1) پراکندگی الاستیک نوترون از هسته هدف [۱۰].

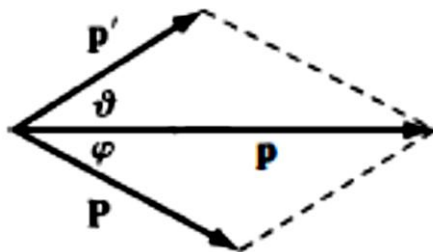
با توجه به بقای انرژی خواهیم داشت:

$$E = E' + E_A \quad (A-1-3)$$

و بقای تکانه خطی:

$$\vec{P} = \vec{p} + \vec{p}' \quad (A-1-4)$$

بقای تکانه در شکل زیر نشان داده شده است:



شکل (۲-۱) بقای تکانه خطی [۱۰].

$$\vec{p} = \vec{P} - \vec{p}' \quad (۵-۱-A)$$

با استفاده از قانون کسینوس‌ها خواهیم داشت:

$$P^2 = p^2 + (p')^2 - 2pp' \cos \theta \quad (۶-۱-A)$$

با توجه به رابطه $E = p^2 / 2m$ و با در نظر گرفتن m به عنوان جرم نوترون و M به عنوان جرم هسته،

رابطه (۶-۱-۱) بصورت زیر خواهد شد:

$$ME_A = mE + mE' - 2m\sqrt{EE'} \cos \theta \quad (۷-۱-A)$$

و چون $\frac{M}{m}$ تقریباً برابر A (جرم اتمی) می‌باشد خواهیم داشت:

$$AE_A = E + E' - 2\sqrt{EE'} \cos \theta \quad (۸-۱-A)$$

با استفاده از رابطه (۸-۱-۱) خواهیم داشت:

$$(A + 1)E' - 2\sqrt{EE'} \cos \theta - (A - 1)E = 0 \quad (۹-۱-A)$$

E' را می‌توان از رابطه زیر بدست آورد:

$$E' = \frac{E}{(A+1)^2} \left[\cos \theta + \sqrt{A^2 - \sin^2 \theta} \right]^2 \quad (10-1-A)$$

در یک برخورد خراشی θ تقریباً صفر می‌شود در نتیجه $E=E'$ خواهد شد و نوترون فرودی هیچ انرژی از دست نخواهد داد.

بجز در حالت خاص هیدروژن انرژی کمینه نوترون به ازای $\theta = \pi$ بدست می‌آید:

$$(E')_{\min} = \left(\frac{A-1}{A+1} \right)^2 E = \alpha E \quad (11-1-A)$$

که α پارامتر برخورد می‌باشد:

$$\alpha = \left(\frac{A-1}{A+1} \right)^2 \quad (12-1-A)$$

پراکندگی نوترون توسط هیدروژن منحصر به فرد می‌باشد چون جرم نوترون و هیدروژن تقریباً برابر می‌باشد.

در این حالت نوترون نمی‌تواند در زاویه بیشتر از $\frac{\pi}{4}$ پراکنده شود. در نتیجه کمترین مقدار E' در 90° درجه می‌باشد.

$$(E')_{\min} = 0 \quad (13-1-A)$$

مهمترین قسمت این بخش محاسبه میانگین انرژی نوترون پراکنده از هسته می‌باشد:

$$\bar{E}' = \frac{1}{2} (1 + \alpha) E \quad (14-1-A)$$

در نتیجه میانگین انرژی از دست رفته بصورت زیر خواهد بود:

$$\overline{\Delta E} = E - \bar{E}' = \frac{1}{2} (1 - \alpha) E \quad (15-1-A)$$

و میانگین کسر انرژی از دست رفته به شکل زیر است:

$$\frac{\overline{\Delta E}}{E} = \frac{1}{2}(1 - \alpha) \quad (16-1-A)$$

این رابطه برای هسته‌های سنگین هم معتبر است اما انرژی نوترون برای این هسته‌ها نباید زیاد باشد. در انرژی‌های بالا کاهش انرژی از رابطه $(25-1-A)$ کمتر می‌شود.

احتمال پراکندگی مستقل از زاویه است و فقط به انرژی نوترون و عدد جرمی بستگی دارد:

$$\langle \cos \theta \rangle = \frac{2}{3A} \quad (17-1-A)$$

با توجه به روابط بالا بهترین مواد برای کندسازی موادی با A پایین هستند. مثلا برای هیدروژن ($A=1$)، $\alpha=0$ می‌باشد و نوترون بطور میانگین نصف انرژی خود را از دست می‌دهد.

برای کندسازی نوترون، پارامتری را بنام lethargy را برای بیان برخورد نوترون معرفی می‌شود. این پارامتر با نماد u نشان داده و بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$u = \ln\left(\frac{E_M}{E}\right) \quad (18-1-A)$$

که E_M یک انرژی اختیاری است که معمولا بالاترین انرژی نوترون در سیستم می‌باشد. همانطور که از رابطه پیداست برای انرژی‌های بالای نوترون lethargy کم می‌باشد و برای انرژی‌های کم lethargy زیاد می‌شود.

متوسط تغییرات lethargy در برخورد پراکندگی، $\overline{\Delta u}$ ، مستقل از انرژی نوترون فرودی است. این کمیت را با نماد ξ نمایش می‌دهند و می‌توان نشان داد که ξ از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$\xi = 1 - \frac{(A-1)^2}{2A} \ln\left(\frac{A+1}{A-1}\right) \quad (19-1-A)$$

بجز برای مقادیر کوچک A ، ξ تقریباً از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$\xi = \frac{2}{A + 2/3} \quad (20-1-A)$$

بعد از n برخورد انرژی متوسط به صورت زیر بدست می‌آید:

$$\langle E_n \rangle = E_0 \exp(-n\xi) \quad (21-1-A)$$

متوسط تعداد برخوردهایی که لازم است نوترون به انرژی E' برسد بصورت زیر است:

$$\langle n \rangle = \frac{\ln(E_0 / E')}{\xi} \quad (22-1-A)$$

مقادیر α و ξ برای چند مواد مختلف در جدول زیر خلاصه شده است:

جدول (۲-۱) پارامترهای برخورد برای چند ماده [۱۰].

	H	D	C	O	U
A	۱	۲	۱۲	۱۶	۲۳۸
α	۰	۰,۱۱۱	۰,۷۱۶	۰,۷۷۹	۰,۹۸۳
$\langle \cos \theta \rangle$	۰,۶۶۷	۰,۳۳۳	۰,۰۵۶	۰,۰۴۲	۰,۰۰۳
ξ	۱	۰,۷۲۶	۰,۱۵۸	۰,۱۲۰	۰,۰۰۹
$n(1.0 \text{ MeV} \rightarrow 1.4 \text{ eV})$	۲۰	۲۷	۱۲۵	۱۶۵	۲۲۰۱
$n(1 \text{ MeV} \rightarrow 1.4 \text{ eV})$	۱۸	۲۴	۱۱۱	۱۴۶	۱۹۴۵

۲-۲-A برهم کنش پرتو گاما با ماده

پرتوهای گاما به روش های گوناگون با ماده برهم کنش می کنند که سه برهم کنش غالب آنها فوتوالکتریک، تولید زوج و اثر کامپتون می باشند که هر کدام از آنها بررسی خواهد شد.

۱-۲-A فوتوالکتریک

این اثر، برهم کنشی بین فوتون و الکترون مقید اتمی می باشد. در این برهم کنش فوتون ناپدید می شود و یکی از الکترون های اتمی از قید اتم خارج می شود و به الکترون آزاد تبدیل می گردد. انرژی جنبشی الکترون، T ، از رابطه زیر بدست می آید:

$$T = E_{\gamma} - B_e \quad (1-2-A)$$

که در آن B_e ، انرژی بستگی الکترون می باشد و E_{γ} نیز انرژی فوتون می باشد.

احتمال رخداد این برهم کنش، سطح مقطع فوتوالکتریک یا ضریب فوتوالکتریک نام دارد (τ). این ضریب به پارامترهای Z ، A و E_{γ} بستگی دارد و واحد آن عکس واحد طول است (m^{-1}).

$$\tau = aN \frac{Z^n}{E_{\gamma}^m} [1 - O(Z)] \quad (2-2-A)$$

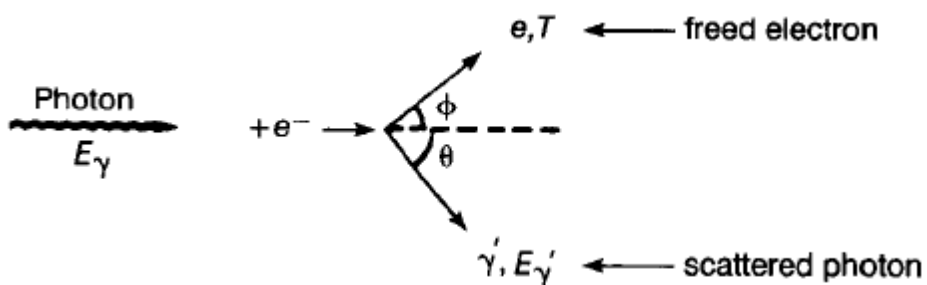
که در آن N تعداد اتمها بر سانتی متر مکعب، n و m ثابت هایی بین ۳ تا ۵ و a ثابت می باشند.

۲-۲-A پراکندگی کامپتون

این اثر برخورد بین فوتون و الکترون آزاد می باشد. اما واضح است که الکترون آزاد وجود ندارد و در قید اتم هستند اما اگر انرژی فوتون در حد KeV باشد با توجه به انرژی بستگی الکترون که در حد eV می باشد،

الکترون را می توان آزاد فرض کرد. در این برهم کنش فوتون ناپدید نمی شود و بخشی از انرژی اش را به الکترون می دهد که انرژی الکترون از رابطه زیر بدست می آید:

$$T = E_{\gamma} - E_{\gamma'} \quad (3-2-A)$$



شکل (3-A) پراکندگی کامپتون [۱۲].

احتمال رخداد کامپتون با سطح مقطع کامپتون یا ضریب کامپتون مشخص می شود.

$$\sigma = NZf(E_{\gamma}) \quad (4-2-A)$$

3-2-A تولید زوج

تولید زوج برهم کنشی بین فوتون و هسته است و در نتیجه این فرایند فوتون ناپدید می شود و زوج الکترون-پوزیترون تولید می شود. از قانون بقای انرژی داریم:

$$T_{e^-} + T_{e^+} = E_{\gamma} - (mc^2)_{e^-} - (mc^2)_{e^+} = E_{\gamma} - 1.022 MeV \quad (5-2-A)$$

یعنی تولید زوج فقط برای انرژی های بالاتر از 1.022 MeV رخ می دهد.

احتمال وقوع تولید زوج با ضریب تولید زوج یا سطح مقطع تولید زوج مشخص می شود:

$$\kappa = NZ^2 f(E_{\gamma}, Z) \quad (6-2-A)$$

A-2-4 ضریب تضعیف کل فوتون

وقتی فوتون وارد ماده می‌شود دستخوش ۳ اندرکنش ذکر شده در بالا می‌شود. احتمال کل برای برهم‌کنش فوتون با ماده، ضریب تضعیف خطی کل (μ) نامیده می‌شود که برابر با مجموع سه احتمال قبلی می‌باشد:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad (A-2-7)$$

واحد آن عکس واحد طول است. از نظر فیزیکی μ ، احتمال برهم‌کنش در واحد طول می‌باشد.

اگر μ برحسب m^2 / kg باشد، ضریب تضعیف جرمی کل نامیده می‌شود.

اگر یک پرتو فوتون موازی و تک انرژی به شدت I_0 به هدفی به ضخامت t برخورد کند، تعداد فوتون‌هایی که بدون برهم‌کنش، $I(t)$ ، از ماده خارج می‌شوند، بصورت زیر است:

$$I(t) = I_0 \exp(-\mu t) \quad (A-2-7)$$

A-2-5 ضریب جذب انرژی فوتون

گفته شد وقتی فوتون وارد ماده می‌شود سه برهم‌کنش خواهد داشت؛ در فوتوالکتریک فوتون همه انرژی خود را در نقطه برخورد از دست می‌دهد و در تولید زوج نیز فوتون همه انرژی‌اش را در نقطه برخورد به ماده می‌دهد اما در کامپتون فوتون در هر برخورد قسمتی از انرژی‌اش را از دست می‌دهد و متوسط انرژی که فوتون در همه پراکندگی‌های کامپتون از دست می‌دهد بصورت T_{av} نمایش می‌دهیم.

در کل ضریب جذب انرژی گاما قسمتی از ضریب تضعیف کل است که وقتی در انرژی گاما ضرب می‌شود انرژی جذب شده در نقطه انجام برهم‌کنش را می‌دهد.

$$\mu_a = \tau + \frac{T_{av}}{E_\gamma} \sigma + \kappa \quad (A-2-8)$$

A-3 برهم‌کنش ذرات باردار با ماده

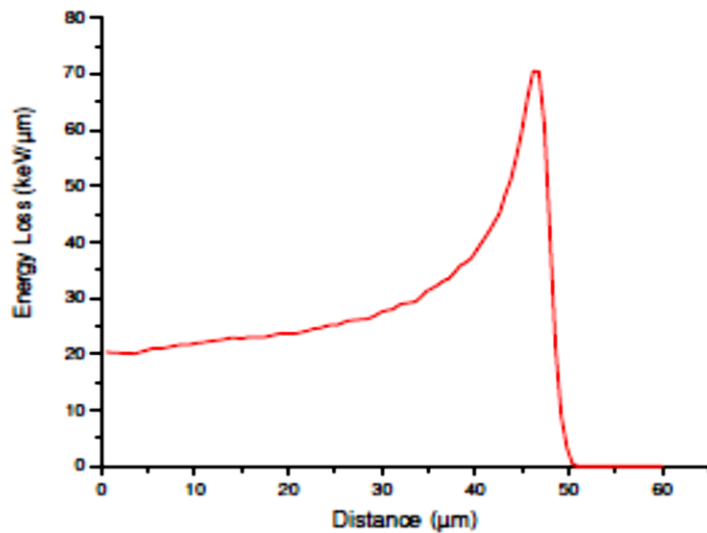
ذره باردار هنگام ورود به ماده به روش‌های زیر انرژی از دست می‌دهد:

- برهم‌کنش کولنی با الکترون‌ها و هسته
- گسیل تابش الکترومغناطیسی (تابش ترمزی)
- برهم‌کنش‌های هسته‌ای
- تابش چرنکوف

A-3-1 توان توقف

وقتی ذرات باردار از جمله آلفا انرژی لازم برای غلبه بر دافعه کولنی ناشی از تک تک اتم‌های مواد را داشته باشند و وارد آن شوند برهم‌کنش‌ها و برخوردهای زیادی با الکترون‌ها انجام می‌دهند و در هر برخورد انرژی خاصی از دست می‌دهند. متوسط انرژی از دست رفته بر واحد مسافت پیموده شده در ماده را توان توقف می‌گوییم. لازم به ذکر است که فقط برهم‌کنش یونش و برانگیزش در نظر گرفته می‌شود

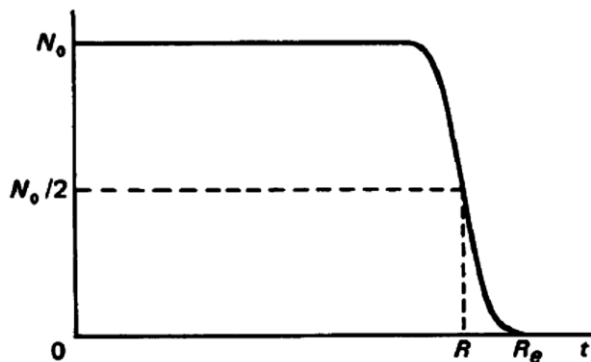
رابطه توان توقف برای ذرات سنگین و الکترون و پوزیترون با هم فرق می‌کند.



شکل (۴-۸) توان توقف آب در برابر ذره آلفا با انرژی 1.46 MeV [۱۱].

A-۳-۲ برد ذرات باردار

ذرات باردار مثل آلفا را در نظر می‌گیریم که با انرژی یکسان و بطور موازی بر یک ماده خاض فرود می‌آیند.



شکل (۵-۸) برد ذرات باردار در ماده [۱۲].

در ابتدا تعداد ذرات ثابت می‌مانند حتی اگر ضخامت تغییر کند. پس از پیمودن ضخامت مشخص تعداد ذرات شروع به کاهش یافتن می‌کند و سرانجام صفر می‌شود. ضخامتی از ماده که تعداد ذرات به نصف مقدار اولیه‌اش می‌رسد برد متوسط (R) نام دارد. ضخامتی که تعداد ذرات در آن عملاً صفر می‌شوند برد برونیابی شده (R_e) نام دارد. تفاوت بین R و R_e حدود ۵ درصد می‌باشد.

فرمول نیمه تجربی برد ذره آلفا به شکل زیر است:

$$\begin{cases} R(mm) = \exp[1.61 \sqrt{T(MeV)}] & 1 \leq T \leq 4MeV \\ R(mm) = (0.05T + 2.85)T^{2/3}(MeV) & 4 \leq T \leq 15MeV \end{cases} \quad (1-3-A)$$

T : انرژی ذره فرودی بر حسب MeV

برای مواد ترکیب و یا مخلوط از جرم مولکولی موثر استفاده می‌شود:

$$\sqrt{A_{ef}} = \left(\sum_{i=1}^L \frac{w_i}{\sqrt{A_i}} \right)^{-1} \quad (2-3-A)$$

که در آن w_i کسر وزنی i مین عنصر است.

$$w_i = \frac{N_i A_i}{M} \quad (3-3-A)$$

که در آن M جرم اتمی و N_i تعداد اتم‌های i مین عنصر در ترکیب می‌باشند.

۴-۳-۱-۴-۱ برهم‌کنش تابش با بافت

وقتی تابش با هدف برهم‌کنش می‌کند باعث ایجاد یونش و برانگیزش می‌شود و الکترون‌های ثانویه نیز باعث ایجاد یونش و برانگیزش می‌شوند، این امر تا زمانی که انرژی الکترون‌ها از انرژی آستانه برای ایجاد

یونش و برانگیزش ماده کمتر باشد ادامه می‌یابد. این تغییرات که جذب مستقیم تابش فرودی توسط هدف می‌باشد در ابتدا اختلال فیزیکی را در پی دارد و سپس تاثیرات شیمیایی و بیولوژیکی را در پی خواهد داشت. انرژی جذب شده بر واحد جرم از هر نوعی از تابش یونیزه کننده در هر هدفی دز نام دارد. واحد دز گری (Gy) نام دارد.

$$1\text{Gy} = 1\text{J} / \text{kg} \quad (1-4-A)$$

نوترون‌های سریع در ابتدا انرژی خود را با پراکندگی الاستیک از دست می‌دهند و سپس کند می‌شوند و بعد از آن به احتمال زیاد جذب می‌شوند. دو واکنش اصلی جذب در بافت ${}^1_0\text{n}(\gamma){}^1_0\text{H}$ و ${}^{14}_6\text{N}(n,p){}^{14}_7\text{C}$ می‌باشند. نوترون‌های فوق‌حرارتی به سرعت در بدن حرارتی می‌شوند. گامای حاصل از واکنش جذب اول 2.22MeV انرژی دارد و کسری از آن را در بدن می‌گذارد و از بدن خارج می‌شود. انرژی پروتون تولید شده در واکنش دوم 0.59MeV می‌باشد که برد آن در بافت $10.3\ \mu\text{m}$ می‌باشد؛ انرژی کربن پس زده 0.04MeV می‌باشد که این دو ذره همه انرژی‌شان (0.620MeV) را در سلول‌های مجاور از دست می‌دهند و جذب می‌شوند.

جدول (A-3) عناصر تشکیل دهنده بافت نرم مرد بزرگسال [۱۳].

H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K
۱۰,۵	۲۵,۶	۲,۷	۶۰,۲	۰,۱	۰,۲	۰,۳	۰,۲	۰,۲

دز حاصل از نوترون‌های حرارتی را می‌توان با استفاده از سطح مقطع عناصر بافت محاسبه کرد. دز حاصل از واکنش دوم به شکل زیر محاسبه می‌شود:

$$D = \frac{\phi N \sigma E}{\rho} \quad (2-4-A)$$

ϕ : فلوی نوترون (n / cm^2)

N : چگالی نیتروژن در بافت

σ : سطح مقطع جذب نوترون گرمایی نیتروژن

E : انرژی آزاد شده ($0.620 MeV$)

ρ : چگالی بافت.

دز نوترون سریع عموماً از طریق انرژی منتقل شده به هسته اتم‌های بافت در پراکندگی الاستیک می‌باشد. یک نوترون سریع تقریباً نیمی از انرژی‌اش را در یک برخورد الاستیک با هیدروژن از دست می‌دهد. در واقع نوترون سریع بیشتر انرژی‌اش را در بافت در برخورد با هیدروژن از دست می‌دهد. آنالیزها نشان داده‌اند که نوترون‌های با انرژی ۱۰ KeV تا ۱۰ MeV تقریباً ۵٪ تا ۱۵٪ از انرژی‌شان را در برخورد با هسته های N، O و C از دست می‌دهند [۱۰].

کمیتی مربوط به دز برای تابش‌های یونیزه کننده غیر مستقیم (فوتون و نوترون)، وجود دارد و به صورت انرژی جنبشی اولیه آزاد شده همه ذرات باردار تولید شده بوسیله تابش بر واحد جرم می‌باشد. این کمیت واحد کرما نام دارد.

چون کرما اندازه‌گیری موضعی دز می‌باشد، می‌توان کرما را در هر نقطه بافت بوسیله فلوی نوترون یا فوتون و طیف انرژی داده شده آنها اندازه‌گیری کرد. همچنین مناسب است که میدان تابشی داده شده در ماده داده شده را بصورت کرما در آن ماده بیان کرد.

- [1] نامی نظری، م، ۱۳۹۲، پایان نامه ارشد، "بررسی طیف نوترون راکتور MNSR اصفهان در فانتوم سر جهت نوترون درمانی با بور (BNCT)"، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان.
- [2] Jacek Capala, Britta H.-Stenstam et al, 2003, "Boron neutron capture therapy for glioblastoma multiforme: clinical studies in Sweden", *Journal of Neuro-Oncology*, 62: 135–144.
- [3] Sabrina Facchino , Mohamed Abdouh and Gilbert Bernier, 2011, "Brain Cancer Stem Cells: Current Status on Glioblastoma Multiforme", *cancers*, 3, 1777-1797.
- [4] Timur Koca, Ayşen Aydın et al, 2014, "Painful plantar heel spur treatment with Co-60 teletherapy: factors influencing treatment outcome", *SpringerPlus*, 3, 21.
- [5] Bruce B. Dicey, Harold J. Moe, and Thomas M. Tongue, 1978, " Nationwide evaluation of ^{60}Co teletherapy calibrations", *Medical Physics*, 5, 434.
- [6] Rolf F Barth, M Graca H Vicente et al, 2012, " Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer", *Radiation Oncology*, 7 , 146.
- [7] Thomas E. Blue1 and Jacquelyn C. Yanch, 2003, " Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors", *Journal of Neuro-Oncology*, 62, 19-31.
- [8] Carron, N.J, 2007, "An Introduction to the Passage of Energetic Particles Through Matter", *crc press*, p 308.
- [9] "Current Status of Neutron Capture Therapy", 2001, IAEA-TECDOC-1223, International Atomic Energy Agency.
- [10] John R. Lamarsh, Anthony J. Baratta, "Introduction to Nuclear Engineering", 1982, Prentice Hall, united states, 52-108.
- [11] ben phonix, 2012, PhD. Thesis, "synergistic and dose rate effects in boron neutron capture therapy", School of Physics and Astronomy, The University of Birmingham, 22.
- [12] Nicholas Tsoulfanidis, 1995, "measurement and detection of radiation", *Taylor & Francis*, united states, 134.
- [13] ICRU Report 46, 1992, Photon, Electron, Proton, and Neutron Interaction Data for Body Tissues, *International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, MD.

[14] manjeet,Md, Boron neutron-capture therapy (BNCT) for glioblastoma multiforme (GBM) using the epithermal neutron beam at the Brookhaven National Laboratory, 1998, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 4, pp 829–834.

[15] <http://www.nndc.bnl.gov/sigma/>

[16] Van Rij, C. M., Wilhelm A. J., Sauerwein W. A., and van Loenen A. C,2005, “Boron neutron capture therapy for glioblastoma multiforme”, *Pharm. World. Sci*, vol. 27, pp. 92-95.

[17] Wu, G., Barth R. F., Yang W., Lee R. J., Tjarks W., Backer M. V., et al.,2006, “Boron containing macromolecules and nanovehicles as delivery agents for neutron capture therapy”, *Anti-Cancer. Agents. Med. Chem*, vol. 6, pp. 167-184.

[18] Gritzay, O. and Murzin A, 2001, “Analysis of the possibility of using the reactor filtered neutron beam formed by Ni-60 filter for BNCT”, *Current Status of Neutron Capture Therapy.–IAEA-TECDOC-1223.–IAEA*, p. 147.

[19] R. C. Martin, J. B. Knauer, and P. A. Balo, 2000, “Production, Distribution, and Applications of Californium-252 Neutron Sources” , *Applied Radiation and Isotopes*, 53, 785–792.

[20] Richard A. Oswald, Lawrence H. Lanzl, and Martin Rozenfeld, 1981, “ Application of fission track detectors to californium-252 neutron dosimetry in tissue near the radiation source”, *Medical Physics*, 8, 292.

[21] Yamamoto, T., Matsumura A., Nose T., Shibata Y., Nakai K., Sakurai F., et al., 2001, “Medical setup of boron neutron capture therapy (BNCT) for malignant glioma at the Japan Research Reactor (JRR)-4”, *Current Status of Neutron Capture Therapy*, IAEA, Wien, pp. 233-239.

[22] V. Aleynik , A.Burdakov et al, 2011, “BINP accelerator based epithermal neutron source “, *Applied Radiation and Isotopes*, 69, 1635–1638.

[23] kenneth s.krane, 1987, *introductory nuclear physics*,vol.1, jhon wiley & sons, united states, 379-386.

[24] Thomas E. Blue and Jacquelyn C. Yanch, 2003, “Accelerator-based epithermal neutron sources for boron neutron capture therapy of brain tumors”, *Journal of Neuro-Oncology*, 62, 19–31.

[25] “ use of accelerator based neutron sources”, 2000, IAEA-TECDOC-1153, International Atomic Energy Agency.

[26] J. Kenneth shultis, Richard E. Faw, 2002, “ *fundamentals of nuclear science and engineering*”, vol.1, marcel dekker, inc, 130.

[27] Koivunoro, H et al, 2003, “A D-D/D-T fusion reaction based neutron generator system for liver tumor BNCT”, *Lawrence Berkeley National Laboratory*.

[28] IAEA Radiation Technology Reports Series No. 1,2012, “ NEUTRON GENERATORS FOR ANALYTICAL PURPOSES”, *INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY*.

[29] Verbeke, m, 2000, PhD. Thesis, “ Development of high-intensity D-D and D-T neutron sources and neutron filters for medical and industrial applications”, Nuclear Engineering, UNIVERSITY OF CALIFORNIA, BERKELEY.

[30] Shrichand Jakhar et al. 2008, “Measurement of 14 MeV Neutron Flux from D-T

- Neutron Generator Using Activation Analysis”, IEEE nuclear science symposium conference, india, 1-3.
- [31] Verbeke, J.M et al, 1998, “ Designing an Epithermal Neutron Beam for Boron Neutron Capture Therapy for the Fusion Reactions $2\text{H}(d,n)^3\text{He}$ and $3\text{H}(d,n)^4\text{He}$ ”, *Lawrence Berkeley National Laboratory*, 2-9.
- [32] Lou, Tak Pui, 2003, “ Compact D-D/D-T neutron generators and their applications”, *Lawrence Berkeley National Laboratory*.
- [33] Briesmeister, m, 2000, “ *MCNPTM—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code*”
Vol.1, LA-13709-M.
- [34] <http://www.nndc.bnl.gov/exfor/servlet/E4sSearch2>.
- [35] Landy,T, Gross, E, 1960, “ *an evaluation of solid moderating materials*”, OAK ridge national laboratory, pp 2-10.
- [36] Williams, R, Gesh, C, Pagh, R, 2006, “ *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*”, U.S. Department of Energy, pp 98.
- [37] Durisi, E, 2005, PHD. Thesis, “ *study of DD compact neutron generator for BNCT*” department of physics, torino university.
- [38] <http://www.jcprg.org/endl>.
- [39] <http://www.metalprices.com/>.
- [40] Rasouli, F, Masoudi, F, Kasesaz, Y, 2012, “ Design of a model for BSA to meet free beam parameters for BNCT based on multiplier system for D-T neutron source” *Annals of Nuclear Energy*, 39, pp 18-25.
- [41] Cerullo, N., Esposito, J., Daquino, G.G., 2004,” Spectrum shaping assessment of accelerator-based fusion neutron sources to be used in BNCT treatment”, *Nucl. Instrum. Methods Phys.* 213, 641–645.
- [42] Montagnini, B., Cerullo, N., Esposito, J., Giusti, V., Mattioda, F., Varone, R., 2002. “Spectrum shaping of accelerator-based neutron beams for BNCT”. *Nucl. Instrum. Methods Phys.* 476, 90–98.
- [43] ICRU Report 46, 1992. *Photon, Electron, Proton, and Neutron Interaction Data for Body Tissues*, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- [44] Coderre, J.A., Morris, G.M., 1999. “The radiation biology of boron neutron capture Therapy”. *Radiat. Res.* 151, 1–18.
- [45] Rasouli, F, Masoudi ,F, 2012, “Design and optimization of a beam shaping assembly for BNCT based on D-T neutron generator and dose evaluation using a simulated head phantom “, *Applied Radiation and Isotopes*, 70, 2755–2762.
- [46] Liu YW, Huang TT, Jiang SH, et al, 2004, “Renovation of epithermal neutron beam for BNCT at THOR”. *Applied Radiation and Isotopes*, 61, 1039–1043.
- [47] Rahmani, F. and Shahriari M.,2011, “Beam shaping assembly optimization of Linac based BNCT and in-phantom depth dose distribution analysis of brain tumors for verification of a beam model”, *Ann. Nucl. Energy*, 38, pp. 404-409.
- [48] Stockhausen, L, 2012, MS. Thesis, “ *Evaluation of Compton Camera Imaging during Boron Neutron Capture Therapy*”, department of physics , university of Liverpool.

Abstract

Boron neutron capture therapy (BNCT) is a method for many kind of tumors that based on $^{10}\text{B}(n, \alpha) ^7\text{Li}$ reaction. In this method boron carrier localize in tumor and then exposure by epithermal neutron radiation. Epithermal neutrons will lose their energies by interaction with skin, skull and brain tissues then convert to thermal neutrons. Hence when thermal neutrons interact with Boron the reaction will be occurred.

The particles which produced by this reaction have short range and cause to destroy the tumor cells. For arising this reaction one need a epithermal neutron source with sufficient intensity.

The neutron source in this study is D-T reaction that the produced neutron have 14.1 MeV energy. For achieving epithermal neutron, it need a beam shaping assembly to provide a neutron beam with recommended intensity and quality according to IAEA criteria; this facility named BSA.

For computing dose in this study, Snyder phantom is used. All calculation is used by Monte Carlo simulation code MCNP5.

The ratio of concentration of boron in tumor and healthy tissue is considered 13:55.

After simulation advantage depth, therapeutic depth and treatment time are obtained respectively 10.8 cm, 8.4 cm and 28.19 min.

Key words: 1. BNCT 2. BSA 3. MCNP5 4. Dosimeter 5. D-T 6. Phantom



Shahrood University of Technology

Faculty physics

**Feasibility of using the D-T neutron source in boron neutron
capture therapy for brain tumor treatment**

Hossein Raeis pour

Supervisor:

Hossein tavakoli anbaran

February 2016

