





دانشکده فیزیک
گروه هسته‌ای

عنوان:

امکان سنجی استفاده از شتاب‌دهنده الکترون ILU با انرژی 10 MeV برای
استفاده در BNCT

سمانه سیفی

اساتید راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران
دکتر فائزه رحمانی

استاد مشاور:

مهندس فرشاد قاسمی

پایان نامه ارشد جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

شهریور ۱۳۹۲

تقدیم به ساحت کبریائی یگانه دروانه آفرینش

و تقدیم به

وجود برکت آفرین پدرم و روح ملکوتی مادرم که دو کوه حیرت‌انگیز نیاب زندگی ام هستند

غزینائی که با محبت بی دریغ خود نهال نازک وجودم را پروراندند و استقامت و ایمان را برایم معنا کردند

حمد و سپاس خدای رابردانش و درکی که نشید و بصیرتی که زلال نمود و خطایی که نشید و طلبی که آسان نمود و ادبی که بنیان نهاد

پاس خدای را که مر با نعمت وجود، آغاز فرمود و پرورش داد و به وسیله شناختش شرافتم بخشید و بزرگ داشتن را به من الهام کرد و به واسطه عبادتش نشو و نما ساخت و از راه ندامت به طریق سلامت هدایت فرمود و به روز

قیامت و لگرم کرد و آگاهم نمود که در دنیا سپری در کرامت و بزرگواری است و در استیلا و قدرت طلبی

پاس مولا و سرپرستی را که نخطای نظر لطف و کراتش را از شیانش بازمی دارد

پاس و درود بر آنکه شهادت را به جان نوشید و خود معنای اشار و از خود گذشتگی شدند. آن که به تحقیق برای همیشه تاریخ زنده اند و در محضر پروردگار روزی می نهند

پاس از اساتید بزرگوارم که فروغ دانش مان سیران پرورش را برایم روشن ساخت

پاسی کرم و صمیمانه از خواهر عزیزم که وجودش برایم همیشه و لگرمی و آرامش است

پاس از همی دوستان و عزیزانی که لطف و محبت شان شامل عالم بوده و هست

به تحقیق پاس تنها از آن معبود بگناهی است که در جنبش محطت بهترین بار ازلانی ام کرد

و تمامی توفیقات از اوست

تعهد نامه

اینجانب سمانه سیفی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک هسته ای دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود

نویسنده پایان نامه امکان سنجی استفاده از شتاب دهنده الکترون ILU با انرژی ۱۰ MeV برای استفاده در BNCT تحت

راهنمایی دکتر حسین توکلی عنبران و دکتر فائزه رحمانی متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های 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 می‌باشد 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 بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- 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، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد. 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 نسخه‌های تکثیر شده پایان نامه وجود داشته باشد .

چکیده

BNCT نوعی روش پرتودرمانی هدفدار است که در بین سایر پرتودرمانی‌های معمول به واسطه خاصیت گزینشی، کمترین آسیب را به بافت سالم می‌زند و در برخی موارد تنها روش درمانی مؤثر محسوب می‌شود. این روش امروزه مورد توجه پژوهشگران واقع شده است و درمان‌های بالینی متعددی نیز با استفاده از این روش بر روی بیماران صورت گرفته است. در تمام دنیا طراحی فرایند BNCT با استفاده از چشمه‌های گوناگون صورت گرفته است. در میان چشمه‌های مختلف نوترون برای کاربرد در BNCT، محدودیت‌های استفاده از راکتور و مزیت‌های متعدد استفاده از شتاب‌دهنده‌ها موجب شده مطالعات دانشمندان به سمت استفاده از

شتاب‌دهنده‌ها به عنوان چشمه جایگزین مناسب، معطوف شود. در این میان شتاب‌دهنده‌های الکترونی علی‌رغم توسعه روز افزون کاربرد و ساده‌تر شدن تکنولوژی ساخت‌شان، به واسطه کم بازده بودن فرایند تولید نوترون کمتر مورد توجه قرار گرفته‌اند. در این پژوهش استفاده از شتاب‌دهنده الکترونی با جریان پیوسته که تا کنون کاربرد صنعتی داشته است برای اولین بار به عنوان چشمه تولید نوترون در BNCT پیشنهاد شده است و طراحی و شبیه‌سازی اجزای فرایند BNCT بر مبنای آن صورت گرفته است که عبارتند از هدف نوترونی شامل، هدف فوتونی و هدف فوتونوترونی و شکل دهنده طیف. در نهایت کیفیت باریکه طراحی شده از دو جنبه پارمترهای در هوا و در فانتوم مورد ارزیابی دقیق و انطباق با استانداردهای IAEA قرار گرفته است. همچنین ویژگی‌های درمانی باریکه نوترونی با دزیمتری روی فانتوم تعیین شدند. با توجه به رویکرد کاربردی بودن این پژوهش، سیستم طراحی شده از نظر میزان حرارت انباشت شده مورد مطالعه دقیق قرار گرفته و برای هدف نوترونی سیستم خنک‌کننده طراحی و پیشنهاد شده است.

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

✓ سمانه سیفی، فائزه رحمانی، فرشاد قاسمی، حسین توکلی عنبران "انتخاب چشمه نوترونی قابل ساخت در کشور برای درمان BNCT" نوزدهمین کنفرانس هسته‌ای ایران، اسفند ماه ۱۳۹۱ (پذیرفته شده به صورت سخنرانی)

✓ سمانه سیفی، فائزه رحمانی، فرشاد قاسمی، حسین توکلی انبران "طراحی هدف فوتونوترونی بهینه برای شتابدهنده خطی 10 MeV به منظور کاربرد در رادیوتراپی و رادیوگرافی" کنفرانس سالانه فیزیک، شهریار

ماه ۱۳۹۲ (پذیرفته شده به صورت پوستر)

- ✓ Samaneh Seifi, Faezeh Rahmani, Hossein Tavakoli Anbaran, Farshad Ghasemi "Design Of Photon Converter And Photoneutron Target For High Power Electron Accelerator Based BNCT" Applied Radiation And Isotope (در مرحله دوری)

فهرست مطالب

صفحه

عنوان

فصل اول: مروری بر BNCT و تاریخچه آن

۱ مقدمه (۱-۱)
۳ جاذب‌های دیگر نوترون (۲-۱)
۴ GdNCT (۱-۲-۱)
۵ روش‌های درمان تومورهای مغزی (۳-۱)
۶ جراحی (۱-۳-۱)
۷ شیمی درمانی (۲-۳-۱)
۸ پرتو درمانی (۳-۳-۱)
۱۰ فرایند اثر پرتوها بر بافت زیستی (۱-۳-۳-۱)
۱۰ انواع پرتو درمانی (۲-۳-۳-۱)
۱۱ پرتو درمانی خارجی (۱-۲-۳-۳-۱)
۱۲ درمان با رادیو ایزوتوپ (۲-۲-۳-۳-۱)
۱۲ پرتودرمانی داخلی (۳-۲-۳-۳-۱)
۱۳ مقایسه بین انواع روش‌های پرتو درمانی (۳-۳-۳-۱)
۱۴ عوارض پرتو درمانی (۳-۳-۳-۱)
۱۴ نتیجه (۴-۱)

فصل دوم: الزامات BNCT

۱۵ مقدمه (۱-۲)
۱۵ چشمه نوترون (۲-۲)
۱۶ راکتورهای هسته‌ای (۱-۲-۲)
۱۷ چشمه رادیوایزوتوپی (۲-۲-۲)
۱۸ مولدهای نوترون (۳-۲-۲)
۱۹ شتاب‌دهنده‌ها (۴-۲-۲)
۲۰ شکل‌دهنده‌ی طیف (۳-۲)
۲۰ مراحل شکل‌دهی به طیف (۱-۳-۲)
۲۱ کندکننده (۱-۱-۳-۲)
۲۳ فیلتر نوترون حرارتی (۲-۱-۳-۲)
۲۳ بازتابنده (۳-۱-۳-۲)
۲۴ همسوساز (۴-۱-۳-۲)
۲۴ فیلتر گاما (۵-۱-۳-۲)
۲۴ نمونه‌هایی از شکل‌دهنده‌های طراحی شده در جهان (۲-۳-۲)
۲۵ BSA برای شتاب‌دهنده (۱-۲-۳-۲)
۳۰ BSA برای راکتور (۲-۲-۳-۲)
۳۱ ارزیابی پارامترهای باریکه نوترون درمانی (۴-۲)
۳۱ ضرایب شایستگی در هوا (۱-۴-۲)

۳۱ شار نوترون فوق حرارتی (۱-۱-۴-۲)
۳۲ آلودگی نوترون سریع (۲-۱-۴-۲)
۳۲ آلودگی نوترون حرارتی (۳-۱-۴-۲)
۳۲ آلودگی گاما (۴-۱-۴-۲)
۳۲ میزان روبه جلو بودن باریکه نوترون‌های درمانی (۵-۱-۴-۲)
۳۳ فانتوم (۲-۴-۲)
۳۳ محاسبه دز (۳-۴-۲)
۳۵ ضرایب شایستگی در فانتوم (۴-۴-۲)
۳۶ عمق مفید (۱-۴-۴-۲)
۳۶ عمق درمان (۲-۴-۴-۲)
۳۶ بهره درمان (۳-۴-۴-۲)
۳۶ آهنگ دز عمق مفید (۴-۴-۴-۲)
۳۷ زمان درمان (۵-۴-۴-۲)
۳۷ نتیجه (۵-۲)

فصل سوم: مروری مختصر بر شتاب‌دهنده‌های

۳۸ مقدمه (۱-۳)
۳۸ بخش‌های اصلی تشکیل دهنده شتاب‌دهنده (۲-۳)
۳۹ انواع شتاب‌دهنده‌ها (۳-۳)
۴۰ شتاب‌دهنده‌های یون (۱-۳-۳)
۴۰ برهم‌کنش‌های غالب در شتاب‌دهنده‌های یون (۱-۱-۳-۳)
۴۲ انواع شتاب‌دهنده‌های یون (۲-۱-۳-۳)
۴۲ شتاب‌دهنده کوک‌کرافت والتون (۱-۲-۱-۳-۳)
۴۳ شتاب‌دهنده مولدوان‌دوگراف (۲-۲-۱-۳-۳)
۴۳ شتاب‌دهنده ESQ (۳-۲-۱-۳-۳)
۴۴ شتاب‌دهنده TESQ (۴-۲-۱-۳-۳)
۴۵ شتاب‌دهنده RFQ (۵-۲-۱-۳-۳)
۴۵ شتاب‌دهنده دینامیترن (۶-۲-۱-۳-۳)
۴۶ شتاب‌دهنده FFAG (۷-۲-۱-۳-۳)
۴۶ شتاب‌دهنده سیکلوترون (۸-۲-۱-۳-۳)
۴۸ شتاب‌دهنده سینکروترون (۹-۲-۱-۳-۳)
۴۹ شتاب‌دهنده الکترون (۲-۳-۳)
۵۰ انواع شتاب‌دهنده‌های الکترون (۱-۲-۳-۳)
۵۰ برخورد دهنده (۱-۱-۲-۳-۳)
۵۰ شتاب‌دهنده خطی الکترون پزشکی (۲-۱-۲-۳-۳)
۵۱ شتاب‌دهنده‌های صنعتی خطی (۳-۱-۲-۳-۳)

۵۱.....	۴-۱-۲-۳-۳) شتاب‌دهنده رودترون
۵۲.....	۵-۱-۲-۳-۳) شتاب‌دهنده ELV
۵۳.....	۶-۱-۲-۳-۳) شتاب‌دهنده میکروترون
۵۴.....	۷-۱-۲-۳-۳) شتاب‌دهنده ILU
۵۵.....	۲-۲-۳-۳) فرایند تولید نوترون با استفاده از شتاب‌دهنده الکترونی
۵۵.....	۱-۲-۲-۳-۳) فرایند تولید فوتون
۵۷.....	۲-۲-۲-۳-۳) فرایند تولید فوتونوترون
۵۹.....	۴-۳) نتیجه

فصل چهارم: طراحی چشمه و شکل‌دهنده به طیف مبتنی بر شتاب‌دهنده

۶۰.....	۱-۴) مقدمه
۶۰.....	۲-۴) کد MCNP
۶۲.....	۳-۴) طراحی هدف نوترونی
۶۲.....	۱-۳-۴) هدف فوتونی
۶۸.....	۲-۳-۴) تحلیل حرارتی هدف فوتونی طراحی شده
۸۲.....	۳-۳-۴) هدف فوتونوترونی
۹۳.....	۴-۴) طراحی BSA
۹۳.....	۱-۴-۴) کندکننده
۹۳.....	۱-۱-۴-۴) آهن
۹۵.....	۲-۱-۴-۴) فلونتال
۹۷.....	۳-۱-۴-۴) آلومینیم و ترکیبات فلئورید آن
۹۸.....	۴-۱-۴-۴) دی فلئورید منیزیم (MgF_2)
۹۹.....	۵-۱-۴-۴) CF_2
۹۹.....	۲-۴-۴) فیلتر نوترون حرارتی
۱۰۰.....	۳-۴-۴) بازتابنده
۱۰۰.....	۴-۴-۴) همسوساز
۱۰۰.....	۵-۴) BSA های پیشنهادی
۱۰۵.....	۶-۴) نتیجه

فصل پنجم: دزیمتری

۱۰۷.....	۱-۵) مقدمه
۱۰۷.....	۲-۵) فانتوم
۱۰۹.....	۳-۵) محاسبه دز و پارامترهای ارزیابی باریکه در فانتوم
۱۱۳.....	۴-۵) نتیجه

۱۱۴..... بحث و نتیجه گیری

۱۱۹..... پیشنهادات

۱۲۰..... مراجع

فهرست اشکال

صفحه

عنوان

فصل اول: مروری بر BNCT و تاریخچه آن

- شکل ۱-۱. تصویری از مراحل درمان تومور مغزی با BNCT، تصویر سمت چپ: قبل از BNCT، تصویر وسط: ۱ ماه بعد از BNCT. ۴ ماه پس از BNCT ۴
- شکل ۱-۲. خارج کردن تومور از مغز با عمل جراحی ۷
- شکل ۱-۳. نمایش طرح‌وار برای مقایسه اثر عمل مستقیم و غیر مستقیم پرتو بر بافت زیستی ۱۱
- شکل ۱-۴. تصاویری از پرتو درمانی خارجی ۱۲
- شکل ۱-۵. نمونه‌هایی از کپسول‌های کاشتنی ۱۳
- شکل ۱-۶. نحوه کاشت کپسول‌های کاشتنی در روش براکی تراپی ۱۳

فصل دوم: الزامات BNCT

- شکل ۲-۱. تصاویری از درمان BNCT بر روی بیماران در راکتور ۱۷
- شکل ۲-۲. تصویری از ایزوتوپ ^{256}Cf ۱۸
- شکل ۲-۳. تصویر طرح‌وار از BNCT با مولد D-T ۱۹
- شکل ۲-۴. مقایسه پراکندگی کسسان در دو دستگاه مختصات مرکز جرم و آزمایشگاه ۲۲
- شکل ۲-۵. مجموعه شکل‌دهنده به طیف طراحی شده برای سیکلوترون LBNL ۲۵
- شکل ۲-۶. طیف نوترون شکل‌دهی شده برای سیکلوترون LBNL ۲۵
- شکل ۲-۷. پیکر بندی BSA پیشنهادی گروه آرژانتینی برای پروتون‌های با انرژی آستانه $1/89 - 1/95 \text{ MeV}$ ۲۶
- شکل ۲-۸. مجموعه هدف و شکل‌دهنده طیف برای شتاب‌دهنده الکترونی PNF ۲۷
- شکل ۲-۹. BSA طراحی شده توسط گروه ایتالیایی برای شتاب‌دهنده الکترونی 5 MeV ۲۷
- شکل ۲-۱۰. مجموعه BSA طراحی شده برای شتاب‌دهنده پروتونی 5 MeV ۲۹
- شکل ۲-۱۱. تصویر طرح‌وار از BSA طراحی شده برای شتاب‌دهنده الکترونی 20 MeV : ۱. آهن، ۲. MgF_2 ، ۳. CF_2 ، ۴. مسیر نوترون، ۵. بازتابنده و حفاظ سربی، ۶. موازی ساز نیکلی، ۷. پلی اتیلن بوردار به عنوان جاذب نوترون حرارتی ۲۹
- شکل ۲-۱۲. سطح مقطع عرضی از شکل‌دهنده طیف در راکتور تحقیقاتی کیف: ۱. آب، ۲. قلب راکتور، ۳. بازتابنده بریلمی (چشمه)، ۴. کندکننده، ۵. بازتابنده (نیکل طبیعی)، ۶. هوا، ۷. پلی اتیلن بور، ۸. لایه‌ای از نیکل طبیعی ۳۰
- شکل ۲-۱۳. تصویر فانتوم طراحی شده برای آزمایش که از آب یونیزه پر شده است ۳۳

فصل سوم: مروری بر شتاب‌دهنده

- شکل ۳-۱. شتاب‌دهنده کوک کرافت - والتون در آزمایشگاه فرمی با ولتاژ 700 kV ۴۲
- شکل ۳-۲. تصویری طرح‌وار از اساس کار وان دوگراف ۴۳
- شکل ۳-۳. تصویر طرح‌وار از اساس کار سیکلوترون ۴۷
- شکل ۳-۴. تصویری طرح‌وار از مسیر حرکت ذرات در یک سینکروترون ۴۸
- شکل ۳-۵. تصویری از مدارهای الکترون در رودترون ۵۲

- شکل ۳-۶. تصاویری از شتاب‌دهنده رودترون TT300 ۵۲
- شکل ۳-۷. تصویری از مسیر حرکت ذرات در میکروترون دایره‌ای ۵۳
- شکل ۳-۸. تصویری از شتاب‌دهنده ILU-14 ۵۵
- شکل ۳-۹. زنجیره توالی تولید الکترون- فوتون ۵۶
- شکل ۳-۱۰. تابش ترمزی الکترون (با انرژی E_0 و ممنتوم P_0 و انرژی جنبشی T_0) در یک میدان اتمی ۵۶

فصل چهارم: طراحی چشمه و شکل‌دهنده به طیف مبتنی بر شتاب‌دهنده

- شکل ۴-۱. تعداد فوتون تولید شده به ازای هر الکترون فرودی در تنگستن با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۶۳
- شکل ۴-۲. تعداد فوتون تولیدی به ازای هر الکترون فرودی در تانتالیم با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۶۳
- شکل ۴-۳. تعداد فوتون تولیدی به ازای هر الکترون فرودی در پلاتین با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۶۴
- شکل ۴-۴. مقایسه بین فوتون تولیدی از پلاتین، تنگستن و تانتالیم در ضخامت‌های مختلف و شعاع بهینه ۶۵
- شکل ۴-۵. هدف بهینه فوتونی دیسکی طراحی شده برای باریکه متمرکز ۶۶
- شکل ۴-۶. الکترون ثانویه تولید شده به ازای ۱ الکترون فرودی بر حسب انرژی ۶۷
- شکل ۴-۷. الکترون ثانویه تولید شده به ازای ۱ الکترون فرودی بر حسب $\cos(\theta)$ ۶۷
- شکل ۴-۸. پروفایل حرارتی هدف نوترونی در مقابل باریکه متمرکز ۶۸
- شکل ۴-۹. الف. هندسه بهینه نهایی برای هدف فوتونی نواری طراحی شده برای شتاب‌دهنده ILU-14 با باریکه اسکن کننده ۷۱
- شکل ۴-۹. ب. تصویری از هورن شتاب‌دهنده ILU-14 که وظیفه اسکن کردن باریکه را بر عهده دارد ۷۳
- شکل ۴-۱۰. طیف انرژی فوتون‌های حاصل در برخورد با هدف فوتونی دیسکی و نواری ۷۳
- شکل ۴-۱۱. الف. پروفایل حرارتی هدف فوتونی در مقابل باریکه اسکن در مدت ۲ ثانیه پس از زمان شروع برخورد باریکه ۷۴
- شکل ۴-۱۱. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۱. الف ۷۴
- شکل ۴-۱۲. الف. پروفایل حرارتی هدف فوتونی در مقابل باریکه اسکن در مدت ۷ ثانیه پس از زمان شروع برخورد باریکه ۷۵
- شکل ۴-۱۲. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۲. الف ۷۵
- شکل ۴-۱۳. دمای بیشینه هدف بر حسب زمان ۷۶
- شکل ۴-۱۴. دمای کمینه هدف بر حسب زمان ۷۶
- شکل ۴-۱۵. طرح ارائه شده جهت خنک‌کنندگی هدف فوتونی (در حالتی که هدف وسط قرار گرفته است) ۷۷
- شکل ۴-۱۶. الف. نتایج برای حالتی که هدف در جلو قرار گیرد ۷۸
- شکل ۴-۱۶. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۶. الف ۷۸
- شکل ۴-۱۷. الف. پروفایل حرارتی هدف (زمانی که در وسط قرار گیرد) ۷۹
- شکل ۴-۱۷. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۷. الف ۸۰
- شکل ۴-۱۸. الف. نقشه مونتاژ هدف فوتونی به همراه سیستم خنک‌کننده ۸۱
- شکل ۴-۱۸. ب. بزرگ‌نمایی نقشه مونتاژ هدف فوتونی به همراه سیستم خنک‌کننده ۸۲
- شکل ۴-۱۹. فوتونوترون تولیدی از Be, BeD₂ در ضخامت‌های مختلف ۸۵
- شکل ۴-۲۰. مقایسه طیف نوترون حاصل از سه کاندیدای برتر هدف فوتونوترونی (D₂O, Be, BeD₂) ۸۶
- شکل ۴-۲۱. فوتونوترون تولیدی از Te, Ta, Sn, W, Pb, Bi, Au, Ag در ضخامت‌های مختلف ۸۶
- شکل ۴-۲۲. مقایسه طیف نوترون حاصل از Te, Ta, Sn, W, Pb, Bi, Au, Ag ۸۷
- شکل ۴-۲۳. توزیع کسینوسی نوترون حاصل از D₂O, W, Ta, Pb, Bi در ابعاد بهینه ۸۷

- شکل ۴-۲۴. فوتونوترون تولیدی از آب سنگین در شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۸۸
- شکل ۴-۲۵. فوتونوترون تولیدی در آب سنگین با ضخامت‌های مختلف با شعاع ۲۶ cm ۸۹
- شکل ۴-۲۶. ضخامت‌های مختلف سطح ورودی نگه‌دارنده سربی برای رسیدن به بیشینه فوتونوترون ۸۹
- شکل ۴-۲۷. هندسه انتخاب شده هدف نوترونی شامل هدف فوتونی (تنگستن) و هدف فوتونوترونی (سرب و D_2O) ۹۰
- شکل ۴-۲۸الف. نمای عرضی از هدف نوترونی طراحی شده برای شتاب‌دهنده ILU-14 بدون در نظر گرفتن حفاظ گاما ۹۰
- شکل ۴-۲۸ب. نمای مقابل از هدف نوترونی طراحی شده برای شتاب‌دهنده ILU-14 بدون در نظر گرفتن حفاظ گاما ۹۱
- شکل ۴-۲۹. طیف نوترون‌های خروجی از دیواره، سطح ورودی و نیز سطح خروجی محفظه سربی نگه‌دارنده آب سنگین ۹۲
- شکل ۴-۳۰. طیف فوتون‌های خروجی از دیواره و سطوح ورودی و خروجی محفظه سربی ۹۲
- شکل ۴-۳۱. طیف فوتون‌های سطح ورودی محفظه سربی با در نظر گرفتن حفاظ گاما در مقایسه با حالت بدون حفاظ ۹۳
- شکل ۴-۳۲. طیف نوترون‌های خروجی از دیواره و سطوح ورودی و خروجی محفظه سربی ۹۳
- شکل ۴-۳۳. سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون با آهن ۹۵
- شکل ۴-۳۴. سطح مقطع پراکندگی غیر کشسان نوترون با آهن ۹۵
- شکل ۴-۳۵. سطح مقطع واکنش‌های مختلف فلوئنتال ۹۷
- شکل ۴-۳۶. همپوشانی قله‌های نمودار سطح مقطع کشسان اجزاء تشکیل دهنده فلوئنتال ۹۸
- شکل ۴-۳۷. سطح مقطع واکنش‌های مختلف در MgF_2 ۹۹
- شکل ۴-۳۸. سطح مقطع برهم‌کنش کشسان و غیر کشسان تفلون ۱۰۰
- شکل ۴-۳۹. شکل ۴-۳۹. تصویری طرح‌وار از طراحی انجام شده، ۱: بازتابنده و حفاظ گاما، ۲: باریکه نواری خلاء برای ورود پرتو الکترونی، ۳: هدف فوتونی، ۴: هدف فوتونوترونی، ۵: حفاظ نوترون حرارتی، ۶، ۷ و ۸: کندکننده، ۹: همسوساز، ۱۰: هوا ۱۰۴
- شکل ۴-۴۰. مقایسه طیف انرژی باریکه فوتونی حاصل از لایه‌های مختلف شکل‌دهنده طیف ۱۰۵
- شکل ۴-۴۱. مقایسه طیف انرژی باریکه فوتونی حاصل از لایه‌های مختلف شکل‌دهنده طیف ۱۰۵

فصل پنجم: دزیمتری

- شکل ۵-۱. تصویری از لایه‌های مختلف مغز انسان ۱۰۹
- شکل ۵-۲. نمایی از لایه‌های مختلف در فانتوم سر SNYDER به همراه چشمه ۱۰۹
- شکل ۵-۳. آهنگ دز عمقی درون بافت سالم و تومور ۱۱۰
- شکل ۵-۴. توزیع آهنگ دز عمقی کل به همراه اجزای دز ۱۱۰
- شکل ۵-۵. دز عمقی در فانتوم برای ۴ نسبت مختلف غلظت بور درون مغز ۱۱۲

فهرست جداول

فصل اول: مروری بر BNCT و تاریخچه آن

جدول ۱-۱. انواع جاذب‌های نوترون..... ۴

فصل دوم: الزامات BNCT

جدول ۱-۲. مؤلفه‌های باریکه نوترونی برای درمان BNCT..... ۱۶

جدول ۲-۲. ضرایب مربوط به اثر بیولوژیکی پرتوها..... ۳۵

فصل سوم: مروری بر شتاب‌دهنده

جدول ۱-۳. واکنش‌هایی که عموماً در شتاب‌دهنده‌ها استفاده می‌شوند..... ۴۰

جدول ۲-۳. برخی واکنش‌های مورد استفاده در شتاب‌دهنده‌های مناسب برای BNCT..... ۴۱

جدول ۳-۳. مشخصات انواع مدل‌های شتاب‌دهنده ILU..... ۵۴

جدول ۴-۳. مشخصات شتاب‌دهنده ILU-14..... ۵۴

فصل چهارم: طراحی چشمه و شکل‌دهنده به طیف مبتنی بر شتاب‌دهنده

جدول ۱-۴. ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی فلزات پیشنهاد شده به عنوان هدف..... ۶۳

جدول ۲-۴. بررسی انرژی آستانه و سطح مقطع عناصر کاندیدای هدف فوتونوترونی..... ۸۳

جدول ۳-۴. فوتونوترون تولیدی از عناصر جدول ۲-۴ در ابعاد بهینه..... ۸۴

جدول ۴-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده فلوئنتال..... ۹۶

جدول ۵-۴. درصد وزنی اجزای آلومینیم و تری فلئورید آلومینیم..... ۹۸

جدول ۶-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده دی فلئورید منیزیم..... ۹۹

جدول ۷-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده تفلون..... ۱۰۰

جدول ۸-۴. پیکربندی‌های مختلف شکل‌دهنده طیف..... ۱۰۲

جدول ۹-۴. نتایج شبیه‌سازی برای چیدمان‌های مختلف شکل‌دهنده طیف..... ۱۰۳

فصل پنجم: دزیمتری

جدول ۱-۵. چگالی و درصد وزنی عناصر به کار رفته در فانتوم SNYDER..... ۱۰۹

جدول ۲-۵. ضرایب در فانتوم مربوط به باریکه‌های تولید شده در سیستم‌های BNCT مختلف..... ۱۱۲

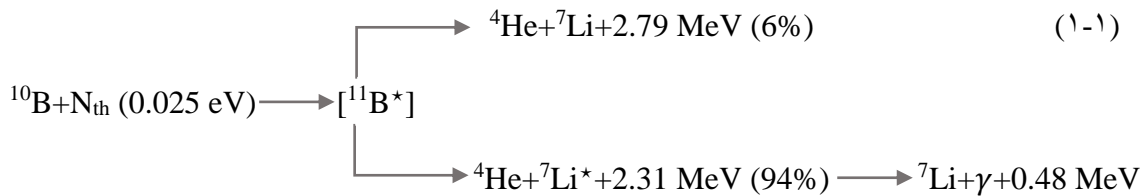
جدول ۳-۵. پارامترهای در فانتوم برای باریکه نوترون طراحی شده با نسبت‌های مختلف بور ۱۱۲

فصل اول

موری بر **BNCT** و تاریخچه آن

1-1) مقدمه

$^1\text{BNCT}$ نوعی روش پرتو درمانی است. این روش برای درمان برخی انواع سرطان‌های بدخیم، مخصوصاً در ناحیه سر و گردن مانند ^2GBM که روش‌های مرسوم نظیر جراحی و یا سایر پرتو درمانی‌ها قادر به درمان یا کنترل بیماری نیستند، تنها روش درمانی موثر است و نتایج خوبی نیز به‌دست آورده است. مبنای این روش درمانی، واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط بور ($\sigma=3837b$) است. به منظور شروع درمان ابتدا داروی حامل بور به بافت سرطانی بیمار تزریق می‌شود، به این ترتیب سلول‌های سرطانی نشان‌دار می‌شوند فرایند مذکور طی رابطه 1-1 صورت می‌گیرد.



نوترون حرارتی (با انرژی $E < 0.5 \text{ eV}$) توسط بور گیراندازی می‌شود و محصولات واکنش یعنی لیتیم و ذرات آلفا، انرژی خود را به ترتیب در $5 \mu\text{m}$ و $9 \mu\text{m}$ به عبارتی ابعاد سلولی ($10 \mu\text{m}$) به جای می‌گذارند که منجر به تخریب رشته‌های DNA می‌شود. این روش پرتو درمانی به علت قابلیت گزینشی، کمترین آسیب را به بافت سالم می‌رساند.

برای هرچه موثرتر واقع شدن این نوع درمان توجه به دو نکته حائز اهمیت است:

1. وجود تعداد کافی هسته ایزوتوپ بور در سلول سرطانی و کمترین تعداد آن در بافت سالم.
2. وجود تعداد نوترون حرارتی کافی، تا در برخورد با هسته‌های بور فرایند درمان کامل شود [1].

برای اینکه فرایند درمانی BNCT موفق باشد باید غلظت بور در بافت سرطانی در حدود

¹ Boron Neutron Capture Therapy

² Glioblastoma Multiforme

(10^9 atoms/cell یا $20 \mu\text{g/g}$) باشد.

در سال ۱۹۵۰ و اوایل ۱۹۶۰ عموماً از اسید بوریک و مشتقات آن به عنوان حامل بور استفاده می‌شد و این در حالی بود که این ترکیبات خواص گزینشی نداشتند، به این ترتیب فرایند درمان BNCT موفقیت آمیز نبود. در سال‌های بعد دو ترکیب دیگر به نام‌های، BPA^۱ و BSH^۲ معرفی شدند، ترکیب دوم نسبت به ترکیب اول سمیت کمتری دارد. بعدها ترکیبات دیگری نیز نظیر GB-10، D-CDU، N5-2OH و... معرفی شدند. در واقع پیشرفت و معرفی حامل جدیدتر با این هدف است که بور بیشتری به بافت رسیده و میزان سمیت نیز کمینه باشد [۵-۲].

BNCT در سال ۱۹۳۶ وقتی واکنش‌های گیراندازی نوترون در آمریکا شناخته شدند، توسط لوچر^۳ مطرح شد [۶]. وی چنین ادعا کرد که در اولین گام باید چشمه‌ای وجود داشته باشد که بتواند نوترون با شار کافی تولید کند که دستیابی به این مهم در آن زمان غیر ممکن بود زیرا در سال ۱۹۳۶ هنوز راکتورها وجود نداشتند و هنوز ایزوتوپ‌هایی با نیمه عمر طولانی‌تر مثل اورانیوم و توریم کشف نشده بودند [۷]. در همین سال‌ها بور به دلیل سطح مقطع جذب نوترون‌های کند به عنوان ماده مناسب انتخاب شد. آزمایشات بالینی BNCT برای اولین بار در شمال آمریکا بر روی بیماران مبتلا به GBM با استفاده از راکتور تحقیقاتی گرافیتی^۴ در سال ۱۹۵۱ در آزمایشگاه ملی بروکهاون^۵ صورت گرفت. همچنین در بازه زمانی ۱۹۵۹ تا ۱۹۶۱ بیماران با استفاده از راکتور تحقیقاتی پزشکی بروکهاون^۶ تحت درمان قرار گرفتند [۸]. در این سال‌ها بیماران نیز با استفاده از راکتور موجود در مؤسسه فناوری ماساچوست^۷ با استفاده از ترکیب بور مختلف تحت آزمایش بالینی BNCT قرار گرفتند ولی به دلیل ناامید کننده بودن نتایج، درمان به طور کلی متوقف شد. علت ناموفق بودن درمان، تمرکز کم ^{10}B در

¹ Boronphenylalanine

² $\text{Na}_{12}\text{B}_{12}\text{H}_{12}\text{SH}$

³ Locher

⁴ Graphite Research Reactor (BGRR)

⁵ Brookhaven National Laboratory's (BNLS)

⁶ Brookhaven Medical Research Reactor (BMRR)

⁷ Massachusetts Institute of Technology (MIT)

تومور نسبت به خون بود که منجر به آسیب دیدگی بافت سالم می‌شد. بنابراین سهم عمده‌ای از موفقیت در درمان با این روش مربوط به یافتن ترکیب مناسبی برای رساندن بور به بافت سرطانی می‌شود. سرانجام در سال ۱۹۶۸ هیروشی هاتاناکا^۱ با ترکیب مناسب بور^۲ با استفاده از راکتور هیتاچی^۳ درمان بر روی بیماران را آغاز کرد و موفق شد ۱۴۹ بیمار مبتلا به انواع تومورهای مغزی را درمان کند. در سال ۱۹۸۰ با بهبود کیفیت باریکه نوترونی و همچنین ترکیبات بور، BNCT دوباره مورد توجه قرار گرفت. در سال ۱۹۹۹ در اروپا آزمایش درمان با BNCT با استفاده از راکتور پتن^۴ در فنلاند آغاز شد و ۱۰ بیمار درمان شدند [۹].

۱-۲) جاذب‌های دیگر نوترون

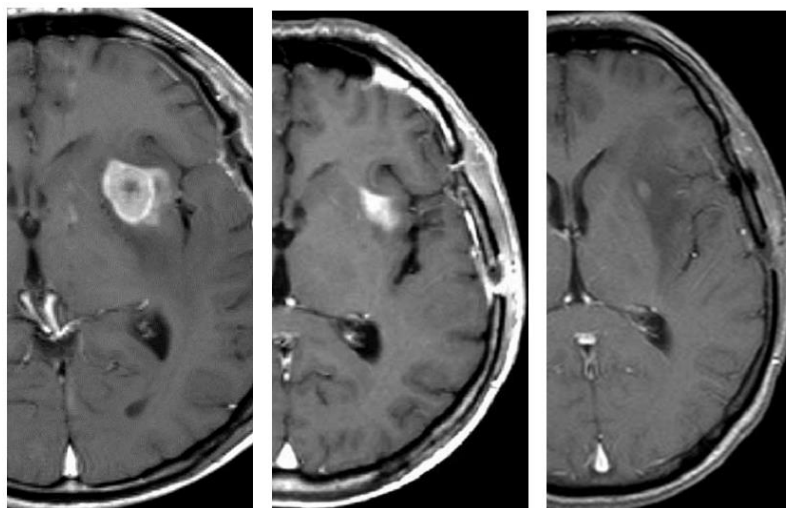
در درمان به روش گیراندازی نوترون، هسته‌های دیگری هم با سطح مقطع جذب بالای نوترون حرارتی وجود دارند که قادرند سلول‌های سرطانی را نابود کنند. جدول ۱-۱ تعدادی از جاذب‌های نوترون را به همراه سطح مقطع جذب آنها برای نوترون‌های حرارتی نشان می‌دهد. به جز Li و B بقیه هسته‌ها در اثر جذب نوترون، پرتوهای گامای پرنرژی تولید می‌کنند که برد آنها بیش از محدوده درمان است و باعث آسیب‌رسانی بیش از حد به بافت سالم می‌شوند. از طرفی Li سمی و خطرناک است، اما ¹⁰B ضمن اینکه یک ایزوتوپ پایدار است، غیر سمی بوده و ترکیبات آن خطری ندارند. جاذب دیگری که بسیار مورد توجه قرار گرفته و تحقیقاتی مبنی بر نوترون درمانی با آن صورت گرفته Gd-157 است. البته بررسی‌هایی مبنی بر استفاده همزمان از هر دو جاذب بور و گادولینیم نیز صورت گرفته است.

¹ Hiroshi Hatanaka

² BSH (Na₂B₁₂H₁₁SH)

³ Hitachi training reactor

⁴ petten



شکل ۱-۱. تصویری از مراحل درمان تومور مغزی با BNCT، تصویر سمت چپ: قبل از BNCT، تصویر وسط: ۱ ماه بعد از BNCT، ۳ ماه پس از BNCT [۱۰]

جدول ۱-۱. انواع جاذب‌های نوترون [۱۱]

نوع برهم‌کنش	جاذب نوترون	سطح مقطع واکنش برای نوترون گرمایی (barn)
(n,f)	U - 235	۵۸۵
(n, α)	Li - 6	۹۴۱
(n, α)	B - 10	۳۸۳۷
(n, γ)	Cd - 113	۲۰۶۰۰
(n, γ)	Gd - 155	۶۱۰۰۰
(n, γ)	Gd - 157	۲۵۵۰۰۰

GdNCT (۱-۲-۱)

یکی از روش‌های درمان نوترونی، نوترون درمانی با جاذب گادولینیم ($^1\text{GdNCT}$) است. این جاذب به علت سطح مقطع بسیار بالای جذب نوترون‌های حرارتی، برای نوترون درمانی پیشنهاد شده است که مزایا و معایبی نیز دارد. در این روش درمانی علاوه بر سطح مقطع جذب بالای نوترون، LET یا همان انتقال خطی انرژی که میزان انرژی بر جای مانده در واحد طول مسیر پرتو است در حدود $\text{MeV}/\mu\text{m}$ $0/3$ است، در حالی که در BNCT این کمیت $0/2 \text{ MeV}/\mu\text{m}$ است. استفاده از این جاذب مشکلاتی به

¹ Gadolinium Neutron Capture Therapy

همراه دارد از جمله این که محصولات واکنش در BNCT انرژی خود را در بازه فاصله بین سلولی به جای می‌گذارند و در نهایت سلولی که داروی بور را دریافت کرده از بین می‌رود در حالی که محصولات واکنش در GdNCT انرژی خود را در فواصل طولانی‌تری به جای می‌گذارند.

به هر حال استفاده از هر دو جاذب در نوترون درمانی مزیت‌ها و معایبی دارد. در کل می‌توان گفت استفاده از BNCT در درمان سرطان در بافت‌های نرم موثرتر از GdNCT است و در بافت‌های استخوانی GdNCT نتایج بهتری در پی خواهد داشت.

لازم به ذکر است که بر اساس آزمایشات بالینی، نوترون درمانی با بور در جهان نتایج مطلوبی ارائه داده است ولی هنوز هیچ درمان بالینی‌ای با Gd صورت نگرفته است [۱۲-۱۳].

۱-۳) روش‌های درمان تومورهای مغزی

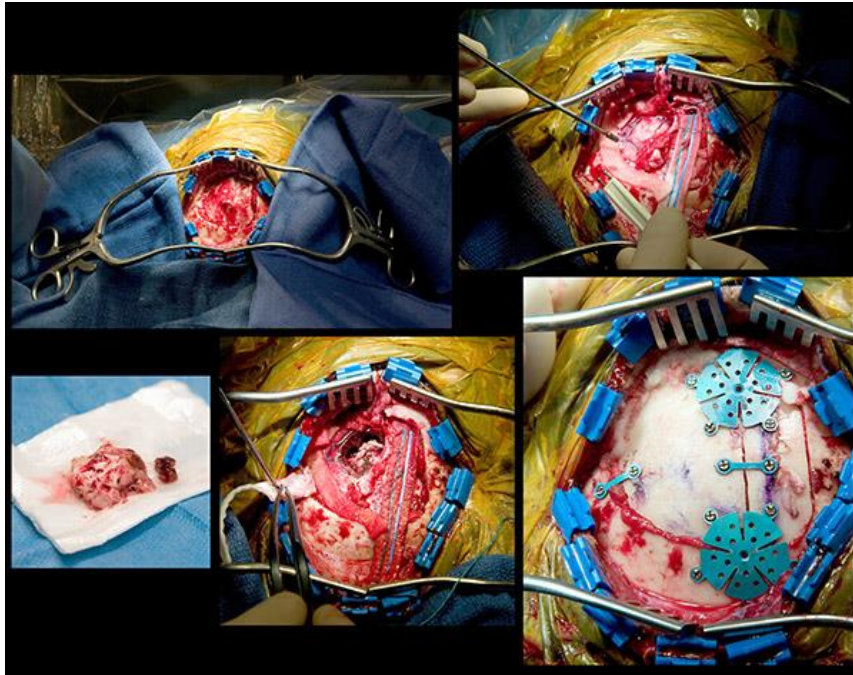
به طور کلی سه روش استاندارد و اصلی برای درمان تومورهای مغزی مورد استفاده قرار می‌گیرد:

- جراحی
- شیمی درمانی
- پرتو درمانی

البته روش‌های دیگری به جز سه مورد مذکور نیز مثل دارو درمانی هدف‌دار و ایمنی تراپی وجود دارد. در روش درمان هدف‌دار از داروهایی استفاده می‌شود که قادرند از رشد و انتشار سرطان جلوگیری کنند. این داروها برای مولکول‌های خاصی که در سرطان‌زایی (روندی که در آن سلول‌های عادی به سلول‌های سرطانی تبدیل می‌شوند) و رشد تومور نقش دارند، ممانعت ایجاد می‌کنند. در ایمنی تراپی یا بیو تراپی از سیستم ایمنی بدن برای مقابله با سرطان یا کاهش عوارض جانبی ناشی از درمان آن استفاده می‌کنند به طوری که رشد سلول‌های سرطانی را کند یا متوقف می‌کند و یا روی سلامت سلول‌های ایمنی تأثیر می‌گذارد.

۱-۳-۱) جراحی

این روش اولین و معمول‌ترین روش درمان تومورهای مغزی است. در این روش جراح به منظور دستیابی به تومور، ابتدا بخشی از استخوان جمجمه را برمی‌دارد تا به مغز برسد. این عمل را اصطلاحاً کرانیوتومی می‌نامند. بعد از آنکه پزشک بافت سرطانی را برداشت قطعه برداشته شده را در محل خود قرار می‌دهد و یا از یک قطعه فلز استفاده می‌کند (شکل ۱-۲). جراح سعی می‌کند تا حد ممکن تمامی بافت سرطانی را خارج کند. اما این امر ممکن است کاملاً محقق نشود زیرا سرطان به بخش‌هایی از مغز به گونه‌ای سرایت می‌کند که برداشتن آن نواحی لاجرم همراه با برداشتن بخشی از بافت سالم مغز خواهد شد که ممکن است باعث ایجاد آسیب‌های جدی برای بیمار شود از جمله بروز مشکلاتی در فکر کردن و دیدن و یا صحبت کردن. عوارض جانبی ناشی از اعمال جراحی مغزی که به نوع و محل تومور بستگی دارند گاهی چنان جدی و دائمی هستند که انجام عمل جراحی غیر ممکن می‌شود. مثلاً زمانی که تومور در ساقه مغز یا بخش‌های عمیق مغز باشد برداشت آن بدون آسیب رساندن به بافت‌های حیاتی مغز امکان‌پذیر نمی‌باشد. در این شرایط باید از درمان‌های جایگزین استفاده کرد. همچنین جراحی ممکن است در محل تومور اولیه نتواند مقادیر میکروسکوپی سلول‌های سرطانی را از بدن جدا کند و یا ممکن است مقداری از سلول‌های سرطانی در محل زخم پیوند شوند که موجب بروز مجدد تومور شود. به‌علاوه دوره بهبودی بعد از عمل از فردی به فرد دیگر متفاوت است و ممکن است بعد از جراحی، اختلالات عصبی هم برای مدت طولانی در بیمار ایجاد شود. گاهی اختلالات بعد از عمل غیر معمول بوده و منجر به جراحی مجدد می‌شود.



شکل ۱-۲. خارج کردن تومور از مغز با عمل جراحی [۱۴]

۱-۳-۲) شیمی درمانی

شیمی درمانی یعنی استفاده از داروها برای از بین بردن سلول‌های سرطانی، گاهی اوقات از شیمی درمانی جهت درمان تومورهای مغزی استفاده می‌شود. سلول‌های طبیعی و غیر طبیعی هر دو طی چرخه زندگی خود مراحل رشد و تقسیم دارند. شیمی درمانی این چرخه را مختل کرده و در نتیجه سلول می‌میرد. برخی داروها مراحل خاصی از چرخه زندگی سلول را مختل می‌کنند، در حالی که برخی دیگر تمام مراحل رشد و تقسیم سلول را تحت تأثیر قرار می‌دهند به همین علت معمولاً روش‌های شیمی درمانی با چندین دارو انجام می‌شود. ترکیبی از داروها، سلول‌های بیشتری را از بین برده و بدن را از مقاوم شدن در برابر یک دارو محافظت می‌کنند. یکی از خصوصیات سلول‌های غیر طبیعی این است که بسیار سریع تکثیر می‌شوند. شیمی درمانی تمام سلول‌هایی که تقسیم زیاد و سریع دارند از راه‌های زیر از بین می‌برد:

- متوقف نمودن تکثیر سلول‌ها.
- جلوگیری از رشد سلول‌ها.

- تخریب بخشی از سلول.
- ممانعت از تغذیه سلول.

۱-۳-۳) پرتو درمانی

اگر انجام جراحی برای بیمار مناسب نباشد یکی از روش‌های جایگزین، پرتو درمانی است. در این روش از پرتوهای یون‌ساز برای از بین بردن یا کوچک کردن تومور استفاده می‌شود. به طور کلی هدف از پرتو درمانی، کنترل رشد سلول‌های سرطانی است. در این روش در اثر آسیب DNA سلول‌های ناحیه درمان (بافت هدف) تخریب شده و ادامه رشد و تقسیم آنها غیر ممکن می‌شود. اگرچه پرتو علاوه بر سلول‌های سرطانی به بافت سالم نیز آسیب می‌رساند ولی اکثر سلول‌های سالم، بهبودی خود را دوباره به دست می‌آورند. هدف از پرتو درمانی از بین بردن سلول‌های سرطانی با حداقل آسیب به بافت سالم است. روش‌های مختلفی برای پرتو دهی و انتقال پرتو با قدرت نفوذ متفاوت وجود دارد. علاوه بر این تعدادی از روش‌های پرتو دهی می‌توانند به طور دقیق و کنترل شده برای درمان ناحیه کوچکی از بافت، بدون آسیب به بافت و اندام‌های اطراف استفاده شوند، در حالی که برای درمان نواحی بزرگتر از انواع دیگر پرتو استفاده می‌شود. در تعدادی از بیماران، هدف از درمان، تخریب کامل تومور و در بعضی، کوچک کردن تومور یا کاهش علائم آن است. در هر بیمار، طراحی درمان برای محافظت بافت‌های سالم تا حد امکان انجام می‌شود. پرتو درمانی ممکن است به صورت منفرد یا همراه با روش‌های دیگر مثل جراحی، شیمی درمانی یا هورمون درمانی مورد استفاده قرار گیرد. همچنین ممکن است چند روش پرتو درمانی با هم برای درمان بیمار استفاده شود. اگر پرتو درمانی همراه با جراحی صورت بگیرد در این صورت درمان به یکی از سه روش زیر انجام می‌شود:

- پرتو درمانی قبل از جراحی^۱

^۱ pre-operative or neoadjuvant radiation

این روش پرتو درمانی معمولاً به این دلیل انجام می‌شود که تومور کوچک شده و با جراحی قابل برداشتن شود.

- پرتو درمانی در طول جراحی^۱

زمانی از این روش استفاده می‌شود که بافت سالم خیلی نزدیک به تومور باشد طوری که نتوان از روش پرتو درمانی با چشمه خارجی استفاده کرد [۱۵].

- پرتو درمانی پس از جراحی^۲

پرتو درمانی برای بهبود انواع سرطان‌های بدخیم به کار می‌رود. زیرا خطر ایجاد سرطان ثانویه در نواحی سالم وجود دارد. پرتو درمانی برای درمان انواع تومورهای جامد در نواحی مختلف از جمله مغز، رحم، حنجره، ریه، پانکراس، پروستات، پوست، نخاع، معده، استخوان و غدد لنفاوی مورد استفاده قرار می‌گیرد. میزان دز پرتو برای درمان به نوع تومور و بافت یا اندام آسیب دیده بستگی دارد. برای برخی تومورها پرتو دهی به بافت غیرتوموری برای جلوگیری از رشد مجدد سلول‌های سرطانی صورت می‌گیرد. این روش، پرتو درمانی پیشگیری کننده^۳ نامیده می‌شود. پرتو درمانی همچنین می‌تواند به کاهش عوارض درمان از جمله درد ناشی از گسترش سرطان به استخوان یا سایر بافت‌های بدن کمک کند. این روش، پرتو درمانی تسکینی^۴ نام دارد. پرتو دهی ممکن است توسط دستگاهی خارج از بدن (پرتو درمانی خارجی) و یا توسط منبع پرتو در داخل بدن (پرتو درمانی داخلی) و یا توسط مواد رادیواکتیو در داخل بدن (پرتو درمانی سیستماتیک) صورت بگیرد. نوع پرتو دهی به نوع تومور، تحمل بافت‌های سالم اطراف محل تومور، مسافتی که پرتو باید در بدن طی کند، همچنین به سلامت عمومی بیمار، تاریخچه بیماری، اینکه بیمار از روش‌های دیگر درمانی استفاده خواهد کرد یا نه و مجموعه‌ای از عوامل دیگر بستگی دارد.

¹ Intra Operative Radiation Therapy (IORT).

² post-operative or adjuvant radiation therapy

³ prophylactic

⁴ palliative

در بیشتر بیماران از روش پرتو درمانی خارجی و در تعدادی از بیماران از سه روش پرتو درمانی خارجی، داخلی، سیستماتیک، همراه با هم و یا به صورت مجزا از هم استفاده می‌شود.

۱-۳-۳-۱) فرایند اثر پرتوها بر بافت زیستی

انرژی فوتون و ذرات باردار به جای مانده در سلول، منجر به یونش مستقیم یا غیر مستقیم اتم‌های سازنده زنجیره DNA شده و در نهایت باعث آسیب دیدن آن می‌شود. پرتوهای X یا γ و نیز ذرات باردار یا بی‌بار، پس از تابش در بافت زیستی جذب می‌شوند و این احتمال وجود دارد که به طور مستقیم در سلول واکنش دهند و مولکول‌های آن سلول را برانگیخته یا یونیزه کنند. بنابراین زنجیره‌ای از وقایع شکل می‌گیرد که سرانجام به یک تغییر زیستی منجر می‌شود. این فرایند برای پرتوهایی که قابلیت انتقال خطی انرژی^۱ بالایی دارند مانند نوترون‌ها یا ذرات α پدیده‌ای غالب است. LET مقدار انرژی انتقال یافته از ذره باردار در واحد طول مسیرش به ماده می‌باشد. یکای آن $\text{keV}/\mu\text{m}$ است. تأثیرات زیستی پرتوها و شدت این اثرات وابسته به مقدار این کمیت می‌باشند. در یونش غیر مستقیم، پرتو در برخورد با اتم‌ها یا مولکول‌های دیگر سلول، به ویژه مولکول آب، رادیکال آزاد تولید می‌کند که قادر به نفوذ و ایجاد آسیب در بافت است. یک رادیکال آزاد، اتم یا مولکول آزاد (ترکیب نشده‌ای) است که حامل یک الکترون مداری جفت نشده در لایه خارجی می‌باشد. این حالت همراه با درجه بالایی از فعالیت شیمیایی است. در شکل ۱-۳ نمایی از ساختمان مولکول DNA قابل مشاهده است، که فرایند اثر مستقیم و غیر مستقیم پرتو بر بافت زیستی را نشان می‌دهد.

۱-۳-۳-۲) انواع پرتو درمانی

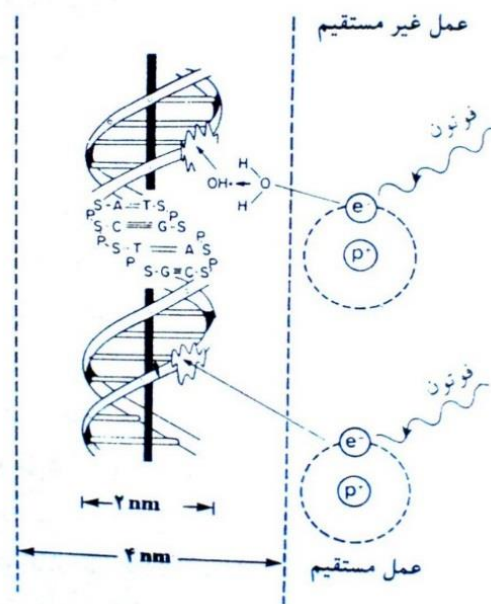
به طور کلی سه نوع پرتو درمانی وجود دارد. پرتو درمانی با باریکه خارجی، براکی‌تراپی و درمان با رادیوایزوتوپ که تفاوت آن‌ها به محل قرارگیری چشمه پرتوزا برمی‌گردد.

^۱ Linear Energy Transfer, LET

۱-۳-۳-۳-۱) پرتو درمانی خارجی^۱

پرتو درمانی خارجی معمولاً در بیماران با درمان سرپایی بدون نیاز به بستری شدن، مورد استفاده قرار می‌گیرد. پرتو درمانی خارجی برای درمان انواع سرطان شامل سرطان مثانه، مغز، پانکراس، معده، گردن، رحم، حنجره، ریه و پروستات مورد استفاده قرار می‌گیرد. علاوه بر این پرتو درمانی خارجی ممکن است برای کاهش دردهای متاستاتیک و یا مشکلات دیگر ناشی از گسترش تومورها مورد استفاده قرار گیرد. در این روش بیمار در معرض تشعشع قرار می‌گیرد و اشعه از چند زاویه مختلف در خارج از بدن مستقیماً به محل درمان تابش می‌شود. این درمان عموماً به وسیله شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی موجود در بیمارستان‌ها و یا چشمه‌های کبالت صورت می‌گیرد [۱۶].

شکل ۱-۴ تصاویری از پرتو درمانی خارجی را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۳. نمایش طرح‌وار برای مقایسه اثر عمل مستقیم و غیر مستقیم پرتو بر بافت زیستی

¹ External beam radiotherapy



شکل ۱-۴. تصاویری از پرتو درمانی خارجی [۱۶]

۱-۳-۲-۲) درمان با رادیو ایزوتوپ

در این روش از خواص شیمیایی رادیو ایزوتوپها برای درمان استفاده می‌شود. مثلاً رادیو داروی ید در غده تیروئید جذب می‌شود و احتمال جذب آن در سایر نواحی بدن ۱۰۰۰ برابر کمتر است. در این روش ایزوتوپ مورد نظر در یک ترکیب رادیو دارویی به مولکول معینی متصل می‌شود و از طریق تزریق در خون با سیستم گردش خون به محل هدف می‌رسد.

۱-۳-۲-۳) پرتو درمانی داخلی^۱

پرتو درمانی داخلی یا براکی تراپی یکی از انواع روش‌های پرتو درمانی است که در آن تابش رادیواکتیو از داخل بدن در نزدیکی تومور یا حتی از داخل تومور به ضایعه بدخیم صورت می‌گیرد. در این روش منبع پرتوی جامد است و به صورت دانه یا کپسول می‌باشد. در این روش برخلاف پرتو درمانی خارجی که در آن تابش از خارج از بدن و با فاصله زیاد صورت می‌گیرد، آسیب کمتری به بافت سالم اطراف تومور رسیده و همچنین مشکلات عدم دسترسی به محل‌های خاص برای تخریب تومور و حساسیت پوستی بعضی از بیماران به تابش‌های پرتو پراکنده برطرف گردیده است. برخی منابع تشعشع مورد استفاده در پرتو درمانی داخلی عبارتند از: ایزوتوپ‌های رادیواکتیو مانند ید، استرانسیوم، فسفر، پالادیوم، سزیوم، ایریدیوم

^۱ Bracktherapy

و کبالت. در تصویر ۱-۶ نحوه کاشت کپسول‌های حاوی مواد رادیواکتیو که نمونه‌هایی از آن‌ها در شکل ۱-۵ آورده شده است، نمایش داده شده است.



شکل ۱-۵. نمونه‌هایی از کپسول‌های کاشتنی شکل ۱-۶. نحوه کاشت کپسول‌های کاشتنی در روش براکی تراپی [۱۷]

۱-۳-۳) مقایسه بین انواع روش‌های پرتو درمانی

چالش عمده در درمان سرطان، هدف‌گیری و از بین بردن سلول‌های سرطانی است به طوری که تا حد امکان کمترین آسیب به سلول‌های سالم برسد. در حال حاضر، روش‌های پرتو درمانی معمول جهت تشخیص و درمان سرطان شامل براکی تراپی و رادیو ایزوتوپ تراپی، قادر نیستند تمایزی میان سلول‌های سالم و سلول‌های سرطانی قائل شوند. این مسئله موجب مسمومیت بدن و عوارض جانبی زیان‌آور در بافت‌های دیگر از قبیل تخریب مغز استخوان و بیماری‌های عضله قلب و صدمات عصبی می‌شود.

در فوتون درمانی سهم اصلی تأثیر پرتوها مربوط به آزاد شدن رادیکال‌های آزاد است، زیرا سلول‌ها فرایند ترمیم آسیب‌های تک رشته‌ای در DNA را دارند و فقط اگر DNA دچار آسیب دو رشته‌ای (هر دو رشته DNA آسیب ببیند) شود سلول می‌میرد. یکی از اصلی‌ترین محدودیت‌های فوتون درمانی این است که برای فوتون درمانی عوامل محیطی مثل اکسیژن برای تأثیرگذاری فوتون بر بافت لازم است یعنی در محیطی که اکسیژن کم باشد (اصطلاحاً Hypoxia گفته می‌شود) میزان تأثیرگذاری پرتو بر بافت تا ۳ برابر کاهش می‌یابد در چنین شرایطی گفته می‌شود بافت در مقابل پرتو درمانی مقاومت نشان

می‌دهد. برای مقابله با چنین مشکلی مطالعه بر روی ترکیبات دارویی اکسیژن‌رسان به بافت در جهان در حال انجام است.

۱-۳-۳-۴) عوارض پرتو درمانی

پرتو درمانی نوعی درمان بدون درد است ولی دارای عوارضی برای بیمار است (به برخی از آنها اشاره شد) که در موارد مختلف متفاوت است علاوه بر عوارضی که برای هر نوع از پرتو درمانی به طور خاص اشاره شد در کل پرتو درمانی، خطر حمله قلبی را بالا می‌برد و ممکن است باعث بروز سرطان ثانویه شود و اگر دز مورد نیاز برای درمان بیش از آستانه تحمل برخی از بافت‌ها باشد، موجب بروز آسیب می‌شود مثل غده اشکی که اگر بیش از ۳۰ Gy دز دریافت کند، از کار می‌افتد [۱۸].

۱-۴) نتیجه

BNCT یک روش درمانی مؤثر در بسیاری از سرطان‌ها است که مقاوم به پرتو درمانی‌اند و یا به درمان‌های رایج پاسخ نمی‌دهند. این روش درمانی در بیماری‌هایی چون GBM تنها روش درمانی است. همان‌طور که اشاره شد برای انجام یک فرایند درمانی موفق یکی از پارامترهای کلیدی طراحی باریکه نوترونی مناسب برای درمان است به طوری که استانداردهای لازم را دارا باشد. در این پژوهش سعی شده است باریکه نوترونی مناسب برای درمان طراحی شود و از نظر استانداردهای موجود مورد بررسی قرار گیرد.

فصل دوم

BNCT الزمات

۲-۱) مقدمه

مطالعه فرایند BNCT شامل سه مرحله اصلی می‌باشد:

➤ چشمه نوترون

➤ شکل‌دهنده طیف^۱

➤ دزیمتری

در طراحی یک فرایند BNCT ابتدا باید چشمه مناسب انتخاب شود. در مرحله بعد نوترون‌های تولید شده باید شکل‌دهی شوند تا باریکه مناسب برای درمان به دست آید. در مرحله نهایی با بررسی پارامترهای دز در فانتوم و در هوا، استانداردهای لازم برای درمان BNCT که از سوی آژانس بین‌المللی انرژی اتمی^۲ منتشر شده است، مورد بررسی قرار گیرد.

۲-۲) چشمه نوترون

همان‌طور که گفته شد BNCT یک روش درمانی بر مبنای واکنش گیراندازی نوترون حرارتی در بور است. در این روش درمانی باریکه تابش شده بر بدن بیمار باید عمدتاً شامل نوترون‌های فوق‌حرارتی ($1 \text{ eV} < E < 10 \text{ keV}$) باشد. به منظور تولید باریکه نوترون مناسب برای درمان باید از چشمه‌های نوترونی مناسب استفاده نمود تا شار درمانی کافی ایجاد شود. علاوه بر این باریکه باید دارای مشخصه‌های درمانی معرفی شده از سوی آژانس بین‌المللی انرژی اتمی باشد (جدول ۲-۱).

به طور کلی چشمه‌های متداول نوترونی عبارتند از:

➤ راکتورهای هسته‌ای

^۱ Beam Shaping Assembly (BSA)

^۲ IAEA

➤ شتاب‌دهنده‌ها

➤ مولدهای نوترون

➤ چشمه‌های رادیوایزوتوپی

جدول ۱-۲. مؤلفه‌های باریکه نوترونی برای استفاده در BNCT [۹]

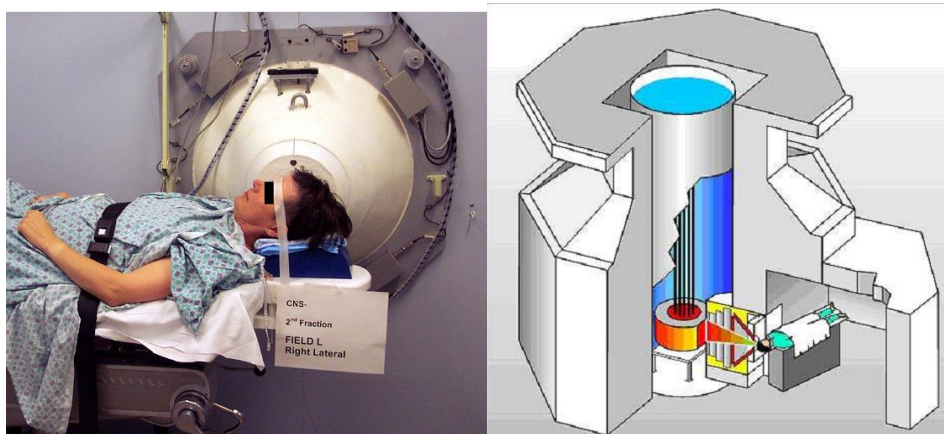
حدود	مشخصه‌های باریکه‌های BNCT
$\geq 1 \times 10^9$	شار نوترون فوق حرارتی ($\phi_{Epithermal}$) [n/cm ² -s]
≥ 20	نسبت شار نوترون فوق حرارتی به سریع ($\phi_{Epithermal} / \phi_{Fast}$)
≥ 100	نسبت شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی ($\phi_{Epithermal} / \phi_{Thermal}$)
$\leq 2 \times 10^{-13}$	نسبت دز نوترون سریع به شار نوترون فوق حرارتی ($D_{Fast} / \phi_{Epithermal}$) [Gy cm ² /n]
$\leq 2 \times 10^{-13}$	نسبت دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی ($D_{\gamma} / \phi_{Epithermal}$) [Gy cm ² /n]
E > 10 keV	انرژی نوترون سریع
1 eV < E < 10 keV	انرژی نوترون فوق حرارتی
E < 1 eV	انرژی نوترون حرارتی

۲-۲-۱) راکتورهای هسته‌ای

راکتورها به عنوان اولین چشمه‌ی تولید نوترون و البته قویترین آن‌ها از نظر توانایی در تولید بیشترین شار نوترون، از ابتدای تاریخچه BNCT مورد توجه قرار گرفته‌اند. طیف نوترونی حاصل از این چشمه گسترده است ولی به علت توانایی در تولید شار بالای نوترونی، می‌توان با فیلتر کردن نوترون‌های سریع و حرارتی به طیف مورد نظر دست یافت. به همین دلیل راکتورهای بسیاری در کشورهای مختلف جهان به عنوان چشمه برای BNCT در حال فعالیت هستند از جمله راکتورهای فعال در فرایند BNCT راکتور دانشگاه MIT^۱، راکتور کیف در روسیه، راکتور درمانی Studsvik Medical AB در سوئیس، راکتور درمانی Fir1 در فنلاند، راکتور R2-0 در هلند، LVR-15 در چک، راکتور تحقیقاتی دانشگاه کیوتو و

^۱ MITR

JRR4 در ژاپن، راکتور RA-6 و RA-1 در آرژانتین، TAPIRO در ایتالیا و ... هستند (شکل ۲-۱) [۱۹-۲۷]. راکتورها چشمه مناسبی از لحاظ تولید باریکه استاندارد برای درمان هستند. ولی به دلایلی از قبیل (۱) عدم پذیرش افکار عمومی در استفاده از راکتور برای درمان مبنی بر ایمن بودن (۲) دور بودن از بیمارستان، (۳) هزینه زیاد راه‌اندازی و کار با راکتور، (۴) زیاد بودن آلودگی گاما نسبت به سایر چشمه‌ها، (۵) وجود آلودگی نوترون و گاما حتی پس از خاموشی راکتور، محققان را بر آن داشت تا مطالعات خود را به سمت چشمه‌های جایگزین مناسب دیگر معطوف کنند که در ادامه به تحلیل و مطالعه آن‌ها خواهیم پرداخت.



شکل ۲-۱. تصاویری از درمان BNCT بر روی بیماران با استفاده از راکتور

۲-۲-۲ چشمه رادیوایزوتوپی

ایزوتوپ ^{256}Cf مدت‌ها است در صنعت (مثل رادیوگرافی تجهیزات نظامی) و پزشکی به عنوان یک چشمه قابل حمل در تولید نوترون مورد استفاده قرار گرفته است [۲۸]. هر میلی‌گرم از آن قادر به گسیل $2/31 \times 10^9 \text{ n.s}^{-1}$ با متوسط انرژی $2/1 \text{ MeV}$ است، این میزان نوترون قابل توجه است ولی در صورت شکل‌دهی در کندکننده (با توجه به اینکه طیف باریکه نوترونی باید مناسب برای درمان با BNCT باشد) حداقل هزار تا ده هزار برابر کاهش می‌یابد بنابراین نمی‌تواند شار نوترونی مورد نیاز برای درمان را تأمین کند. همچنین به دلیل نیمه عمر کوتاه (۲/۶۴ سال) به طور پیوسته مصرف شده و نیاز به جایگزینی مداوم دارد، لذا مقرون به صرفه نیست [۲۹-۳۰]. (در شکل ۲-۲ تصویری از ^{256}Cf دیده می‌شود)



شکل ۲-۲. تصویری از چشمه‌های ایزوتوپ ^{256}Cf [۱۱]

۲-۲-۳ مولدهای نوترون

تولید نوترون در مولدهای نوترون بر اساس واکنش‌های ذکر شده در روابط (۱-۲) و (۲-۲) است:



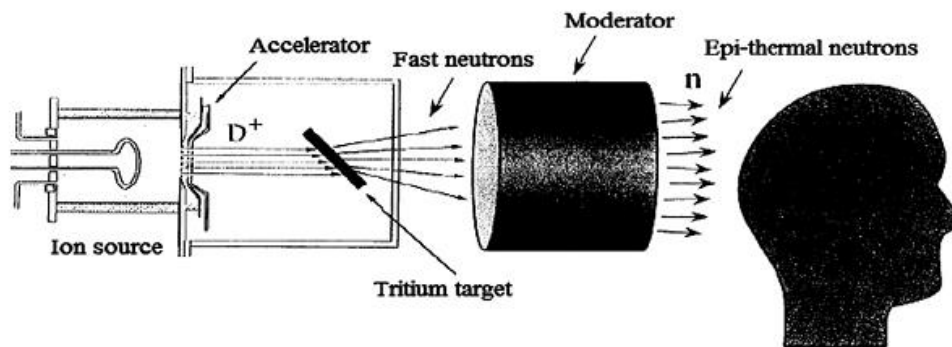
مولدها عموماً شامل یک چشمه یون (یون‌ساز)، سیستم شتاب‌دهی و هدف تولید نوترون می‌باشند. در قسمت یون‌ساز گاز دوتریوم یا تریتیوم یونیزه می‌شود و سپس یون‌های حاصل توسط سیستم شتاب‌دهی روی هدفی از جنس دوتریوم یا تریتیوم بمباران شده و طی واکنش‌های ذکر شده، نوترون تولید می‌شود. شار نوترونی حاصل از واکنش D-D و D-T به ترتیب 10^8 n.s^{-1} و 10^9 n.s^{-1} در کل زاویه فضائی است.

مزایای این چشمه‌ی نوترونی عبارتند از:

- در حالت خاموشی تابش ندارند.
- قابل تنظیم هستند.
- کاربری و نگهداری آسان و امن دارند.
- هزینه ساخت کمتری دارند.

- ابعاد کوچکی دارند و قابل نصب در بیمارستان‌ها هستند.

بصورت کلی این چشمه‌ها برای کاربرد در درمان بالینی با BNCT مناسب نیستند زیرا با توجه به شار نوترونی اشاره شده، با احتساب تضعیف نوترونی فضایی و نیز تضعیف حداقل 10^3 بار طی کندکنندگی، دستیابی به شار نوترونی کافی برای درمان مشکل است. البته در آمریکا یک مولد نوترون مبتنی بر D-T با شار 10^{13} n/s ساخته شده که الزامات BNCT را برآورده کرده است. با این وجود مطالعات زیادی جهت استفاده از این چشمه در BNCT صورت گرفته و فرایندهای درمانی متعددی طراحی شده است [۳۱-۳۴]. در شکل ۲-۳ تصویری طرح وار از فرایند درمان با استفاده از این چشمه دیده می‌شود.



شکل ۲-۳. تصویر طرح وار از BNCT با مولد D-T

۲-۲-۴) شتاب‌دهنده‌ها

تلاش‌های بسیاری برای ساخت چشمه‌های نوترون ارزان‌تر، کوچک‌تر و با قابلیت پذیرش افکار عمومی صورت گرفته است. در این راستا استفاده از شتاب‌دهنده‌ها بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. فرایند تولید نوترون، با شتاب دادن به ذرات باردار سبک تا انرژی معین و بمباران هدف مناسبی به وسیله این ذرات صورت می‌گیرد. استفاده از شتاب‌دهنده‌ها به جای راکتور مزایای بسیاری دارد، که مهم‌ترین آن‌ها عبارتند از اینکه شتاب‌دهنده‌ها: (۱) ایمنی بیشتری دارند، (۲) ارزان‌تر هستند، (۳) نوترون‌های تولیدی از طریق آن‌ها غالباً کم انرژی‌اند، (۴) طیف انرژی نوترون‌های تولیدی توسط آن‌ها محدودتر است، (۵)

آلودگی گامای کمتری تولید می‌کنند، (۶) فضای کمتری اشغال می‌کنند، (۷) ساخت و نگهداری آن‌ها ساده‌تر است، (۸) قابل نصب در بیمارستان یا نزدیک آن هستند.

شتاب‌دهنده‌ها با توجه به مزایای بسیاری که دارند و این‌که مانع قابل توجهی برای عدم امکان استفاده از آن‌ها وجود ندارد، گزینه مناسبی برای BNCT محسوب می‌شوند. در این زمینه مطالعات زیادی صورت گرفته و فرایندهای درمانی متعددی برای انواع مختلف آن‌ها طراحی شده است [۳۵-۳۸].

۲-۳) شکل‌دهنده‌ی طیف

برهم‌کنش‌های نوترون در ماده عبارتند از:

۱. گیراندازی نوترون توسط هسته که با گسیل γ همراه است.
۲. پراکندگی کشسان در برخورد نوترون با هسته.
۳. پراکندگی غیر کشسان که طی آن بخشی از انرژی به پرتو گاما تبدیل می‌شود یا اینکه هسته در حالت برانگیخته باقی می‌ماند.
۴. برهم‌کنش ناکشسان^۱ که طی آن بقیه ذرات امکان گسیل پیدا می‌کنند.

۲-۳-۱) مراحل شکل‌دهی به طیف

طیف نوترون تولید شده (از چشمه دلخواه راکتور، شتاب‌دهنده و ...) برای BNCT مناسب نیست و نیاز به تغییر دارد تا بیشترین تعداد نوترون‌ها در محدوده فوق‌حرارتی قرار بگیرند، به این منظور از مجموعه‌ای تحت عنوان BSA^۲ استفاده می‌شود.

فرایند شکل‌دهی به طیف شامل چندین مرحله می‌باشد که عبارتند از:

^۱ non-elastic

^۲ Beam Shaping Assembly

کندکنندگی، بازتابندگی، همسوسازی و در نهایت فیلتر کردن پرتو گاما و نوترون‌های حرارتی

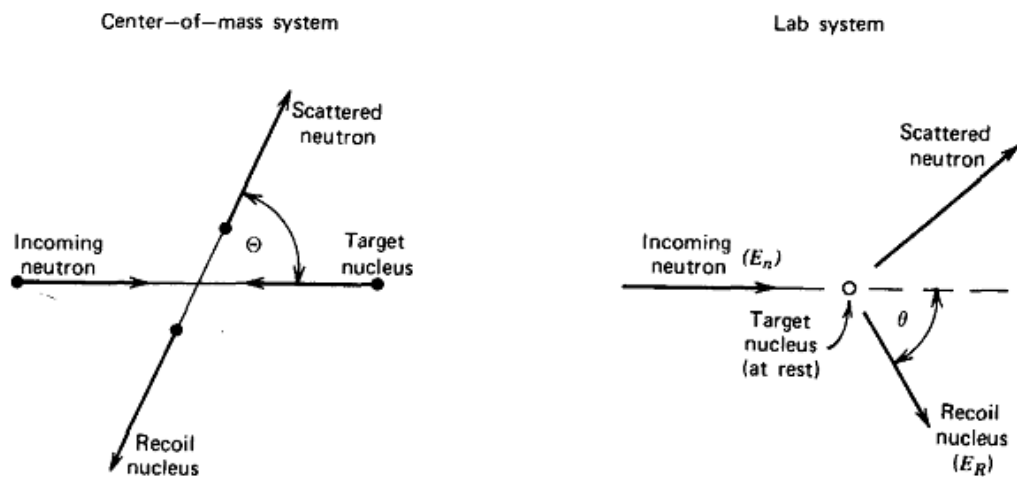
۲-۳-۱-۱) کندکننده

اصلی ترین وظیفه شکل دهنده طیف، کند کردن نوترون‌های سریع خارج شده از هدف نوترونی و رساندن انرژی آن‌ها به ناحیه فوق حرارتی است تا استانداردهای معرفی شده از سوی آژانس بین المللی انرژی اتمی (جدول ۲-۱) را به عنوان طیف مناسب برای درمان BNCT کسب کنند.

نکته قابل تأمل در مورد مواد کندکننده، سطح مقطع آن‌ها در پراکندگی‌های کشسان است. این مواد باید سطح مقطع پراکندگی کشسان بالایی داشته باشند، البته قدرت کندکنندگی نباید زیاد باشد تا نوترون‌های سریع را به ناحیه حرارتی ببرد.

ماده کندکننده باید سطح مقطع پراکندگی کشسان بالایی با نوترون در ناحیه بالاتر از ۱۰۰ keV داشته باشد تا در این ناحیه با کمترین برخورد، نوترون‌های پراکنده را به ناحیه فوق حرارتی برساند. همچنین سطح مقطع پراکندگی خیلی کمی برای نوترون‌های فوق حرارتی داشته باشد. موادی با چنین ویژگی‌های ایده‌آلی وجود ندارند، بنابراین با بررسی نمودارهای سطح مقطع کشسان مواد، مواد کندکننده باید به گونه‌ای انتخاب شده و در کنار هم قرار گیرند که تشدیدهای نمودارهای سطح مقطع پراکندگی هر کدام از آن‌ها، نقاط کمینه در نمودار دیگری را پوشش دهد تا احتمال پراکندگی کشسان برای کم کردن انرژی نوترون‌ها زیاد شود. به این ترتیب از تضعیف نوترونی ناشی از افزایش ضخامت کندکننده هم تا حدودی کاسته می‌شود.

نکته دیگری که باید در انتخاب ماده کندکننده در نظر گرفته شود، عدد جرمی عنصر است که بیانگر میزان افت انرژی نوترون‌ها در برخورد با عناصر است. با نوشتن قانون بقای انرژی در پراکندگی کشسان، انرژی نوترون پس از پراکندگی طبق رابطه ۲-۵ به دست خواهد آمد:



شکل ۲-۴. مقایسه پراکندگی کشسان در دو دستگاه مختصات مرکز جرم و آزمایشگاه

$$E_R = \frac{2A}{(1+A)^2} (1 - \cos \Theta) E_n \quad (۳-۲)$$

$$\cos \theta = \sqrt{\frac{1 - \cos \Theta}{2}} \quad (۴-۲)$$

$$E_R = \frac{4A}{(1+A)^2} (\cos^2 \theta) E_n \quad (۵-۲)$$

E_n انرژی جنبشی نوترون فرودی است و E_R انرژی جنبشی هسته پس زنی شده است. و θ زاویه پراکندگی هسته پس زده در دستگاه مختصات آزمایشگاه است و Θ زاویه پراکندگی هسته پس زده در دستگاه مختصات مرکز جرم است. و A عدد جرمی است.

بر مبنای رابطه ۲-۵، مواد با عدد جرمی پایین تر در پراکندگی کشسان منجر به کاهش انرژی بیشتر نوترون می شوند. بنابراین نباید از مواد با عدد جرمی خیلی بالا که تغییر محسوسی در انرژی نوترون ایجاد نمی کنند و یا مواد با عدد جرمی خیلی پایین که نوترون ها را عمدتاً به ناحیه حرارتی می برند، استفاده شود.

نکته دیگر بررسی سطح مقطع غیرکشسان مواد است. اگر سطح مقطع پراکندگی غیرکشسان کندکننده بالا باشد، آلودگی گاما در سیستم بالا می‌رود، پس باید به این عامل نیز در انتخاب ماده یا مواد کندکننده توجه داشت.

نکته بعدی سطح مقطع پایین جذب نوترون است تا طی واکنش گیراندازی تعداد نوترون‌ها کاهش کمتری داشته باشد، همچنین آلودگی گامای سیستم درمانی نیز، کمتر افزایش یابد.

ضخامت کندکننده باید به گونه‌ای انتخاب شود که کمترین تضعیف باریکه را موجب شود. انتخاب ضخامت بهینه برای ماده یا مواد کندکننده از طریق شبیه سازی میسر است که در این کار از کد محاسباتی MCNPX استفاده شده است. علاوه بر ویژگی‌های فوق، ماده کندکننده باید الزامات کلی نظیر قیمت مناسب، در دسترس بودن، پایداری (عدم واکنش پذیری بالا) و سمی نبودن را نیز دارا باشد.

۲-۳-۱-۲) فیلتر نوترون حرارتی

فیلتر نوترون حرارتی بخشی از شکل‌دهنده طیف نوترون است که به منظور کاهش آلودگی نوترون حرارتی تعبیه می‌شود، بنابراین باید ماده‌ای انتخاب شود که سطح مقطع جذب بالایی برای نوترون‌های حرارتی داشته باشد، در عین حال سطح مقطع جذب بسیار پایینی برای نوترون‌های فوق حرارتی داشته باشد. سطح مقطع پراکندگی غیرکشسان آن نیز باید کم باشد تا موجب افزایش آلودگی گاما نشود.

۲-۳-۱-۳) بازتابنده

نوترون در کندکننده، طی برخوردهای پی در پی از مسیر رو به جلو منحرف خواهد شد، برای افزایش آمار نوترون‌های رو به جلو در باریکه درمانی از بازتابنده استفاده می‌شود. بازتابنده‌ها اساساً دو دسته می‌باشند: فعال و غیر فعال

بازتابنده‌های فعال قادر به بازتاباندن نوترون‌هایی با انرژی معین می‌باشند و بازتابنده‌های غیرفعال همه نوترون‌ها را مستقل از انرژی به مسیر اصلی بر می‌گردانند. از هر کدام از این دو نوع فیلتر در شکل‌دهنده

استفاده می‌شود. ویژگی اصلی یک بازتابنده خوب این است که سطح مقطع برخورد کشسان بالایی برای نوترون‌های سریع و فوق‌حرارتی داشته باشد و همچنین سطح مقطع جذب آن برای نوترون‌ها پایین باشد.

۲-۳-۱-۴) همسوساز

پس از کندسازی زمانی که به بیشینه نوترون‌های ممکن در سطح انتهایی هدف دست یافتیم، با توجه به اینکه قطر پنجره درمان باید حداکثر ۱۴ cm باشد، می‌بایست نوترون‌های درمانی در خروجی کندکننده نسبت به راستای رو به جلو همسو شوند. برای تخمین میزان رو به جلو بودن نوترون‌ها از کمیت J/ϕ استفاده می‌شود که J جریان و ϕ شار است. بازه این کمیت ۰ تا ۱ است و لازم است مقدار آن برای باریکه درمانی بیشتر از ۰/۷ باشد.

۲-۳-۱-۵) فیلتر گاما

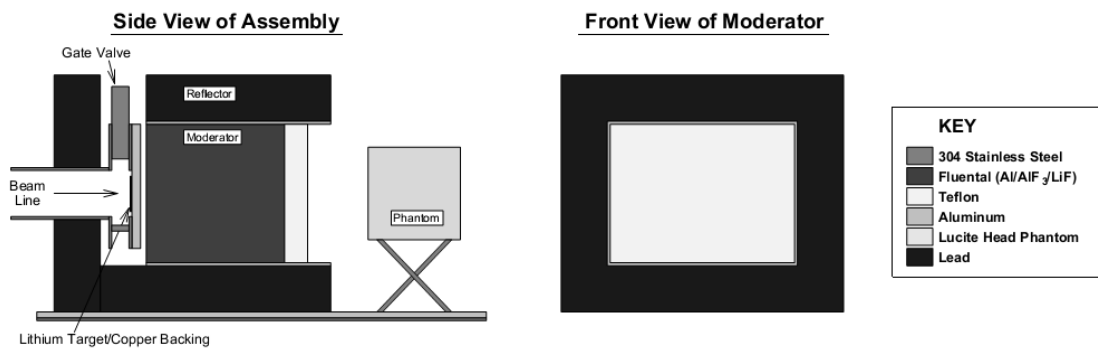
پس از طراحی شکل‌دهنده مناسب برای طیف نوترون، لازم است آهنگ دز پرتو گاما به ازای نوترون‌های فوق‌حرارتی تولید شده (طبق استاندارد آژانس) کمتر از 2×10^{-13} (Gy.cm²) باشد برای حذف پرتوهای گامای تولید شده در هر مرحله نیاز به ماده‌ای برای جذب گاما است تا آلودگی گاما در اتاق درمان به حداقل حد تعیین شده برسد. به این منظور از ماده‌ای با سطح مقطع جذب گامای بیشینه استفاده می‌شود که فیلتر گاما نام دارد.

۲-۳-۲) نمونه‌هایی از شکل‌دهنده‌های طراحی شده در جهان

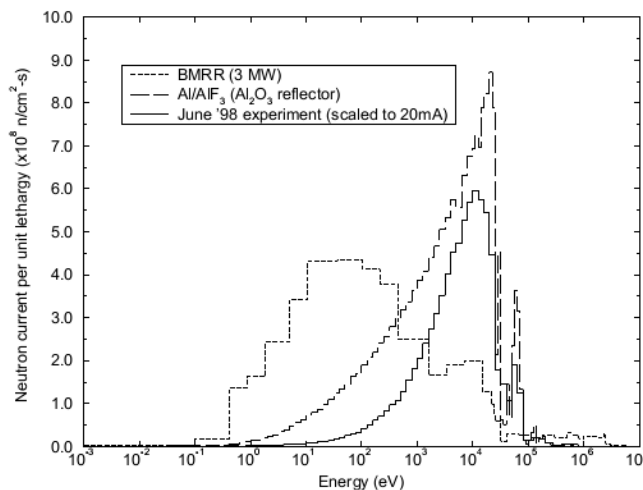
در این قسمت به بررسی تعدادی از شکل‌دهنده‌های طراحی شده با چشمه‌های مختلف نوترونی در جهان به منظور درمان BNCT می‌پردازیم تا ترکیبات BSA مختلف را بیشتر مورد بررسی قرار دهیم.

۲-۳-۱) BSA برای شتاب‌دهنده

در سیکلوترون ۸۸ اینچی آزمایشگاه ملی لورنس برکلی (LBNL)، جریان ۵۰ mA از پروتون‌هایی با انرژی ۲/۵ MeV در برخورد با هدف لیتیومی، نوترون تولید می‌کنند. این نوترون‌ها برای استفاده جهت درمان با BNCT باید شکل‌دهی شوند. مجموعه شکل‌دهنده طیف پیشنهادی این مرکز شامل کندکننده‌ی تفلون (۴۰ cm × ۳۰ cm × ۳۰ cm) و فلوئنتال (۴۰ cm × ۳۰ cm × ۵۰ cm) و نیز سرب به‌عنوان بازتابنده است. (شکل ۲-۵) در نهایت طیف نوترون فوق حرارتی با بیشینه ۲۰-۱۰ keV تولید شده است. در شکل ۲-۶ طیف نوترون به دست آمده نمایش داده شده است [۳۹].

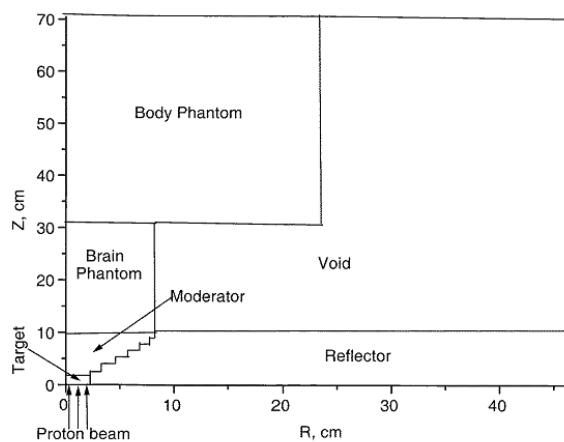


شکل ۲-۵. مجموعه شکل‌دهنده طیف طراحی شده برای سیکلوترون LBNL



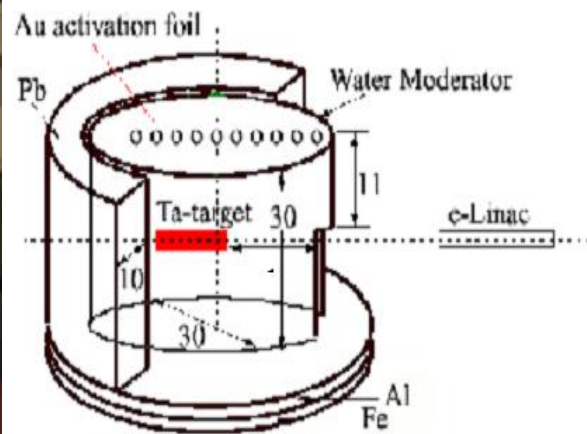
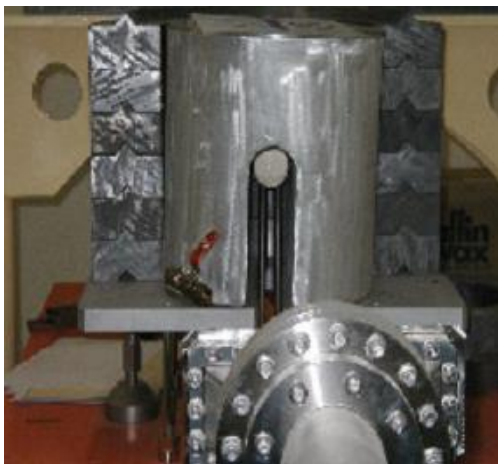
شکل ۲-۶. طیف نوترون شکل‌دهی شده برای سیکلوترون LBNL

در سال ۱۹۹۹ یک گروه آرژانتینی با استفاده از شتاب‌دهنده پروتونی بر مبنای واکنش ${}^7\text{Li}(p,n)$ با استفاده از پروتون‌هایی با انرژی نزدیک آستانه واکنش ($E_p=1/881 \text{ MeV}$) و با استفاده از کد محاسباتی دو بعدی ترابرد نوترون DORT طرحی برای BSA پیشنهاد کردند که در آن از آب سنگین به عنوان کندکننده، گرافیت به عنوان بازتابنده و سرب و کربن به عنوان حفاظ جانبی استفاده شده بود. در طرح شکل ۷-۲ کندکننده به شکل مخروط با نیم زاویه راس 30° درجه طراحی شد و سپس فانتوم در خروجی کندکننده مخروطی و در نزدیک‌ترین فاصله به آن قرار داده شد.



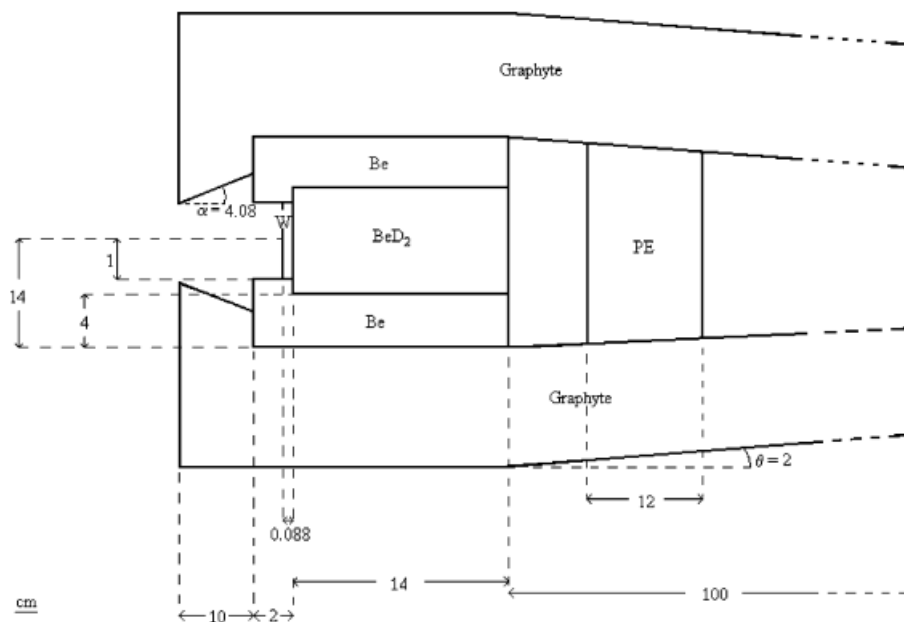
شکل ۷-۲. پیکر بندی BSA پیشنهادی گروه آرژانتینی برای پروتون‌های با انرژی آستانه $1/881-1/95 \text{ MeV}$ شتاب‌دهنده خطی الکترونی موجود در مرکز PNF^1 در کره جنوبی قادر است باریکه الکترونی با انرژی 65 MeV و جریان $30-100 \text{ mA}$ ، با عرض پالس $1/8-1 \mu\text{s}$ و تکرار پالس $10-12 \text{ Hz}$ تولید کند که در برخورد با هدف فوتونی و فوتونوترونی طیف نوترونی مورد نیاز برای درمان را تولید کند. در این مجموعه، از هدف فوتونوترونی تانتالیمی استفاده شده است که با آب خنک می‌شود. برای شکل‌دهی به طیف نوترونی به دست آمده از آب، پلی اتیلن و آب سنگین استفاده شده است. (شکل ۷-۲) نوترون این مجموعه $1/9 \times 10^{12} \text{ n/s}$ گزارش شده است [۴۰].

¹ The Pohang Neutron Facility



شکل ۲-۸. مجموعه هدف و شکل دهنده طیف برای شتاب‌دهنده الکترونی PNF

در شتاب‌دهنده الکترونی ۵ MeV در ایتالیا از دوترید بریلیم که با لایه‌ای به ضخامت ۴ cm از جنس بریلیم پوشانده شده است، به عنوان هدف فوتونوترونی استفاده شده است تا با استفاده از ویژگی انرژی آستانه کم آن احتمال تولید نوترون بیشتر شود. در این مجموعه مطابق شکل ۲-۹، از ۵۰ cm گرافیت به عنوان بازتابنده و ۱۲ cm پلی اتیلن برای شکل‌دهی طیف استفاده شده است که منجر به تولید شار نوترونی $1/23 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s/mA}$ شده است [۴۱].



شکل ۲-۹. طراحی شده توسط گروه ایتالیایی برای شتاب‌دهنده الکترونی ۵ MeV

پروژه BNCT در مرکز INFN¹ در ایتالیا نیز با هدف درمان نوعی از سرطان پوست طرح ریزی شد. در این مرکز شتابدهنده پروتون، جریان پروتونی ۳۰ mA با انرژی ۵ MeV تولید می‌کند که در برخورد با هدف ضخیم بریلیمی نوترون‌هایی با متوسط انرژی ۱/۵ MeV تولید می‌کند. به منظور شکل‌دهی به باریکه نوترونی حاصل برای رسیدن به ویژگی‌های مناسب برای درمان طرح زیر پیشنهاد شده است:

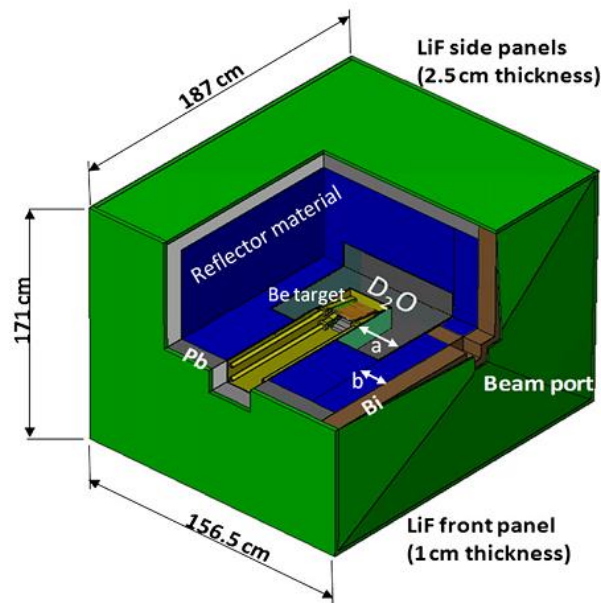
همان‌طور که در شکل ۲-۱۰ مشاهده می‌شود، در گام اول برای کندسازی هدف فوتونوترونی، با محفظه‌ای پر از آب سنگین احاطه شد. سپس این مجموعه درون گرافیت که هم کندکننده و هم بازتابنده است، قرار داده شد. لایه‌های سرب به عنوان حفاظ گاما در اطراف مجموعه قرار داده شدند ولی در دیواره‌ی رو به بیمار از بیسموت به عنوان حفاظ گاما استفاده شده است که سطح مقطع گیراندازی نوترون‌های حرارتی آن نصف سرب است و البته رفتار بهتری در جذب گامای تولیدی دارد. به علت ویژگی کندکنندگی خوب BeD_2 ، مجموعه برای جلوگیری از هرگونه پس پراکندگی نوترون با لایه‌ای از BeD_2 به ضخامت ۱۵ cm پوشانده شد و در نهایت مجموعه با ۲/۵ cm پلی‌اتیلن لیتیم‌دار^۲ پوشش داده شد. ۵ دیواره از ۶ دیواره اطراف BSA با ۲/۵ cm فلئورید لیتیم پوشانده شد و دیواره‌ی ششم که ورودی باریکه روی آن نصب شده با ضخامت ۱ cm از این ماده پوشانده شد. با این روش آلودگی گاما کمتر شده و فرار نوترون‌های حرارتی نیز حداقل شد [۴۲]. در روسیه و آرژانتین نیز BNCT با چشمه پروتونی با موفقیت آزمایش شد [۴۳-۴۴]. در ایران نیز BNCT با استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی که قادر به تولید الکترون با انرژی ۲۰ MeV هستند، مورد مطالعه قرار گرفته است. شکل‌دهنده طیف طراحی شده برای این مجموعه شامل CF_2 و MgF_2 و Fe به عنوان کندکننده مناسب به ترتیب با ابعاد ۱۰ cm و ۳۰ cm و مخروطی به طول ۱۰ cm و زاویه راس ۴۵ درجه از جنس نیکل به عنوان همسوساز و ۲۵ cm سرب به عنوان بازتابنده و ۵٪ پلی‌اتیلن بور به عنوان حفاظ نوترون و ۱ mm کادمیوم به

¹ Istituto Nazionale di Fisica Nucleare

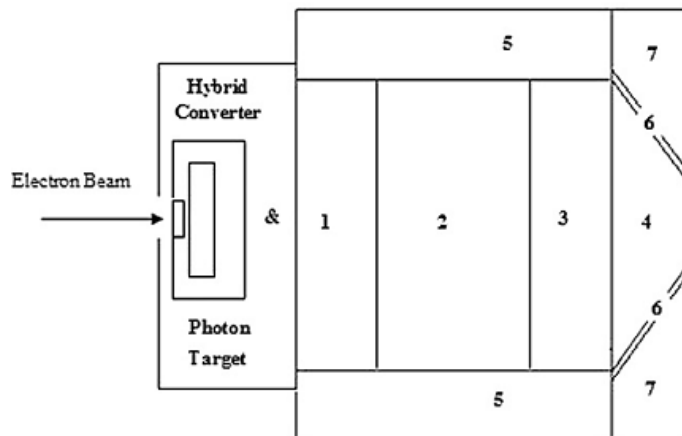
² Li-nat (7.5%)-CH₂

عنوان فیلتر نوترون حرارتی استفاده شده است. در نهایت شار نوترون فوق حرارتی $8/19 \times 10^8 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

به دست آمد [۴۵].



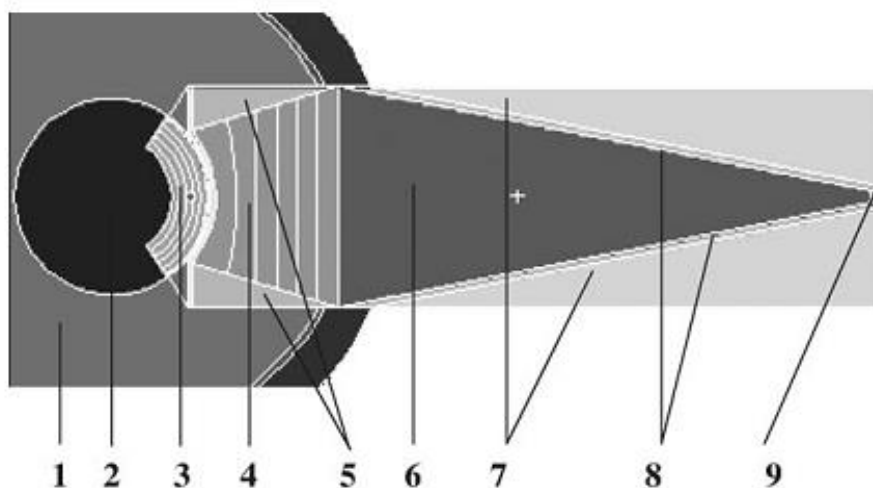
شکل ۲-۱۰. مجموعه BSA طراحی شده برای شتاب‌دهنده پروتونی ۵ MeV



شکل ۲-۱۱. تصویر طرح‌وار از BSA طراحی شده برای شتاب‌دهنده الکترونی ۲۰ MeV: ۱. آهن، ۲. MgF_2 ، ۳. CF_2 ، ۴. مسیر نوترون، ۵. بازتابنده و حفاظ سربی، ۶. موازی سازی نیکلی، ۷. پلی اتیلن بوردار به عنوان جاذب نوترون حرارتی

۲-۳-۲-۲ BSA برای راکتور

در راکتور تحقیقاتی کیف^۱ از آب سبک به عنوان کندکننده و بریلیم به عنوان بازتابنده استفاده شده است که بیشینه شار نوترون فوق حرارتی قابل دستیابی $5 \times 10^9 - 3 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ گزارش شده است. در این مجموعه از یک لایه نیکل روی سطح درونی همسوساز استفاده شد. استفاده از نیکل ۶۰ نه تنها دز پرتو گاما را زیاد نمی‌کند، بلکه با هندسه پیشنهادی (قطر ۴/۵ cm و ضخامت ۱/۵ cm) حتی می‌تواند این دز را تا ۲۵ درصد کاهش دهد. با به کار بردن این راه‌کار در راکتور تحقیقاتی فنلاند شاری معادل با $1/07 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ به دست آمد. در این مجموعه از صفحاتی از جنس بور به عنوان جاذب نوترون حرارتی برای کاهش آلودگی نوترون حرارتی استفاده شده است [۲۵].



شکل ۲-۱۲. سطح مقطع عرضی از شکل دهنده طیف در راکتور تحقیقاتی کیف: ۱. آب، ۲. قلب راکتور، ۳. بازتابنده بریلیمی (چشمه)، ۴. کندکننده، ۵. بازتابنده (نیکل طبیعی)، ۶. هوا، ۷. پلی اتیلن بور، ۸. لایه ای از نیکل طبیعی

^۱ KRR

۲-۴) ارزیابی پارامترهای باریکه نوترون درمانی

پس از طراحی چشمه نوترونی و شکل‌دهنده طیف، لازم است باریکه از نظر کیفیت و کمیت مورد ارزیابی قرار بگیرد تا در زمان درمان بیشترین تأثیرگذاری را داشته و کمترین آسیب به بیمار برسد. باریکه توسط دو دسته کلی از معیارها مورد ارزیابی قرار می‌گیرد:

- معیارهای در هوا^۱
- معیارهای در فانتوم^۲

پس از طراحی شکل‌دهنده برای تعیین کیفیت باریکه، استانداردهایی تعیین شده است که باریکه را در حالت کلی برای درمان ارزیابی کند. پس از اینکه باریکه نسبت به الزامات استاندارد معیارهای در هوا یا همان ضرایب شایستگی در هوا تایید شد با توجه به حساس بودن فرایند درمان، باید پارامترهایی نیز بر اساس شرایط بیمار، مورد ارزیابی قرار گیرند. به همین منظور فانتومی از سر تحت تابش باریکه طراحی شده قرار داده می‌شود و با ارزیابی مؤلفه‌های دز داخل سر، میزان تأثیرگذاری، میزان آسیب به بافت و زمان درمان با توجه به موقعیت بیمار تعیین می‌شود.

۲-۴-۱) ضرایب شایستگی در هوا

ارزیابی باریکه نوترون فوق حرارتی در خروجی پنجره درمان بر اساس پارامترهای در هوا شامل مؤلفه‌های زیر است:

۲-۴-۱-۱) شار نوترون فوق حرارتی

مقدار این کمیت طبق گزارش آژانس بین‌المللی انرژی اتمی باید $\phi_{epi} \geq 5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ باشد.

¹ In-Phantom Parametrs

² In-Air Parametrs

باریکه مناسب برای استفاده در BNCT باید شامل نوترون‌های فوق‌حرارتی باشد، وجود نوترون‌های حرارتی، بسیار برای بافت آسیب‌رسان است زیرا به سرعت در بافت جذب می‌شود. نوترون‌های سریع نیز در لایه‌های عمیق مغز نفوذ کرده و ممکن است در نواحی عمیق‌تر بافت سالم مغز جذب شود، همچنین پرتو گاما نیز به واسطه ایجاد برهم‌کنش‌های متعدد به بافت آسیب می‌رساند. (در صورتی که بافت دزی بیشتر از آستانه تحمل خود دریافت کند) بنابراین این پرتوها تحت عنوان آلودگی مطرح می‌شوند.

۲-۴-۱-۲) آلودگی نوترون سریع

این کمیت با بررسی نسبت شار نوترون فوق‌حرارتی به شار نوترون سریع ($\frac{\phi_{epi}}{\phi_{fast}} \geq 20$) و همچنین نسبت آهنگ دز نوترون سریع به شار نوترون فوق‌حرارتی ($\frac{\dot{D}_{fast}}{\phi_{epi}} \leq 2 \times 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2.\text{n}^{-1}$) تعیین می‌شود.

۲-۴-۱-۳) آلودگی نوترون حرارتی

آلودگی نوترون با بررسی نسبت شار نوترون فوق‌حرارتی به نوترون حرارتی ($\frac{\phi_{epi}}{\phi_{th}} \geq 100$) ارزیابی می‌شود.

۲-۴-۱-۴) آلودگی گاما

آلودگی گاما با بررسی نسبت دز گاما به شار نوترون فوق‌حرارتی ($\frac{\dot{D}_{\gamma}}{\phi_{epi}} \leq 2 \times 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2.\text{n}^{-1}$) ارزیابی می‌شود.

۲-۴-۱-۵) میزان روبه‌جلو بودن باریکه نوترون‌های درمانی

این کمیت با نسبت جریان به شار نوترون فوق‌حرارتی ($\frac{J}{\phi} \geq 0.75$) تعیین می‌شود.

۲-۴-۲) فانتوم

برای ارزیابی فرایند BNCT باید پارامترهای درمانی نظیر عمق نفوذ باریکه درمانی در سر بر اساس موقعیت تومور برآورد شود تا مشخص شود که این باریکه برای درمان تومورها در چه عمقی با چه ابعادی مناسب است و از طرفی زمان درمان بر اساس دز محاسبه شده در سر، محاسبه و تخمین زده شود. شکل ۲-۱۳ نمونه‌ای از فانتوم طراحی شده برای BNCT را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۱۳. تصویر فانتوم طراحی شده برای آزمایش که از آب یونیزه پر شده است [۴۶]

۲-۴-۳) محاسبه دز

مؤلفه‌های دز ایجاد شده در سر شامل دز ناشی از (۱) باریکه نوترون حرارتی و فوق حرارتی، (۲) دز ناشی از نوترون سریع، (۳) دز ناشی از پرتو گاما (گامای چشمه و گامای ناشی از اندرکنش‌های گیراندازی یا پراکندگی غیر کشسان، (۴) دز ناشی از جذب نوترون حرارتی در بور است.

محاسبه توزیع دز در BNCT مسئله‌ای سه بعدی و پیچیده است زیرا مؤلفه‌های دز، توزیع و پاسخ بیولوژیکی مخصوص به خود را دارند. به همین دلیل هر باریکه در هر بیمار طراحی درمان متفاوتی خواهد داشت.

چهار مؤلفه‌ی اصلی دز در BNCT عبارتند از:

- دز گاما (D_γ) ناشی از گامای باریکه فرودی و گامای $2/2 \text{ MeV}$ که طی واکنش جذب نوترون حرارتی در هیدروژن ($^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$) تولید می‌شود.
- دز نیتروژن (D_N) یا دز نوترون حرارتی که عمدتاً ناشی از گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته نیتروژن است. $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ این دز ناشی از برجای گذاردن انرژی پروتون‌های 600 keV و هسته پس‌زنی شده‌ی ^{14}C است.
- دز نوترون سریع (D_{fast_n}) یا دز هیدروژن که عمدتاً ناشی از فرایند پس‌زنی پروتون توسط نوترون‌های پرانرژی ($> 10 \text{ keV}$) در بافت است. پروتون‌ها طی اندرکنش $^1\text{H}(n,n')^1\text{H}$ ، انرژی خود را در محل به جای می‌گذارند. این دز در سطح پوست بیشترین مقدار را دارد و به صورت نمایی در عمق بافت کم می‌شود.
- دز بور (D_B) ناشی از گیراندازی نوترون توسط ^{10}B است که توسط نوترون‌های حرارتی طی اندرکنش $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ ایجاد می‌شود. انرژی ذرات آلفای پرانرژی و هسته پس‌زنی شده‌ی ^7Li (تقریباً $2/34 \text{ MeV}$) در محدوده چند میکرون به جای می‌ماند.

برای تعیین اثر بیولوژیکی هر کدام از مؤلفه‌های پرتو، هر کدام از مؤلفه‌های دز باید در وزنی (فاکتور وزنی یا RBE¹) ضرب شود که مقداری تجربی است. تا دز وزن شده بیولوژیکی به دست آید.

RBE یا اثر بیولوژیکی نسبی، نسبت دز پرتو مرجع (انرژی گامای ^{60}Co) به باریکه در حال آزمایش است. این کمیت تابعی از LET است.

در مورد دز بور باید خاطر نشان کرد که در BNCT به علت توزیع ناهمسان‌گرد ترکیبات بور و برد کوتاه محصولات واکنش نمی‌توان از مفهوم دز جذبی برای بور استفاده کرد. لذا از ضریبی استفاده می‌شود که

¹ Relative Biological Effectiveness

اثر بیولوژیکی ترکیبی^۱ یا فاکتور ترکیبی^۲ نام دارد و به نوع حامل بور استفاده شده در درمان بستگی دارد. در این پژوهش از ترکیب BPA استفاده شده است. مقادیر مربوط به این ترکیب در جدول ۲-۲ ذکر شده است.

$$D_W = w_g D_g + w_B D_B + w_N D_N + w_{fast_n} D_{fast_n} \quad (۶-۲)$$

البته در این محاسبه باید نسبت توزیع ^{10}B در بافت به خون نیز لحاظ شود [۴۷].

جدول ۲-۲. ضرایب مربوط به اثر بیولوژیکی پرتوها [۳۴]

مؤلفه‌های دز	RBE	CBE		
		در مغز	در پوست	در تومور
D_B	-	۱/۳	۲/۵	۳/۸
D_N	۳/۲	-		
D_{fast_n}	۳/۲	-		
D_γ	۱	-		

۲-۴-۴) ضرایب شایستگی در فانتوم

دز وزن شده بیولوژیکی^۳ در فانتوم ارزیابی صحیحی از منحنی توزیع دز در بافت سالم و تومور را امکان‌پذیر می‌کند. پارامترهایی برای تعیین ضریب شایستگی در فانتوم تعریف شده‌اند که دز رسیده به تومور را تعیین می‌کنند و محدودیت‌هایی چون بیشینه دز قابل دستیابی برای بافت سالم یا حدود دز پوست را تعیین می‌کند.

اصلی‌ترین ضرایب شایستگی در فانتوم عبارتند از:

^۱ CBE

^۲ CF

^۳ Biological Weighted Dose

۲-۴-۴-۱) عمق مفید^۱

عمق مفید عمقی از بافت است که دز جذبی تومور معادل با بیشینه دز جذبی در بافت سالم باشد. این کمیت معیاری از بیان میزان قدرت نفوذ نوترون‌ها در بافت است و برای عمق‌های بیش از این مقدار درمان مقدور نخواهد بود.

۲-۴-۴-۲) بهره درمان^۲

با توجه به اینکه در طول درمان باید دز جذبی تومور بیشینه و دز جذبی بافت سالم کمینه باشد، بنابراین بهره درمان که نسبت دز رسیده به تومور به مقدار دز کل رسیده به بافت سالم تا عمق AD است باید تا آنجا که ممکن است بزرگ باشد که به معنی حداقل شدن آسیب به بافت سالم است. درمان بهتر و ایده‌آل‌تر زمانی است که غلظت بور در تومور نسبت به بافت سالم بیشترین مقدار را داشته باشد که با توجه به محدودیت‌های دارو این نسبت در حدود ۳ تا ۶ است.

۲-۴-۴-۳) عمق درمان^۳

عمق درمان عمقی است که بهره درمان ۲ باشد. به عبارتی عمقی از مغز که در آن دز جذبی تومور کمتر از دو برابر بیشینه دز جذبی بافت سالم باشد.

۲-۴-۴-۴) آهنگ دز عمق مفید^۴

این کمیت بیشینه دز دریافتی بافت سالم است که برحسب (Gy-eq min^{-1}) بیان می‌شود. مقدار مجاز این کمیت در مغز $12/5 \text{ Gy-eq}$ و برای پوست 9 Gy-eq است.

¹ Advantage Depth (AD)

² Therapeutic Ratio (TR)

³ Therapeutic Depth (TD)

⁴ Advantage Depth Dose Rate (ADDR)

۲-۴-۴-۵) زمان درمان^۱

زمان درمان نباید بیش از ۱ ساعت به طول بیانجامد زیرا با گذشت زمان داروی بور تزریق شده به بافت سالم نشت کرده و نسبت غلظت بور در تومور به بافت سالم کاهش یافته و خطر آسیب به بافت سالم افزایش می‌یابد. از طرفی در مدت زمان درمان، بیمار باید بدون حرکت باشد که تحمل این شرایط بیش از ۱ ساعت خارج از طاقت بیمار است. زمان درمان با توجه به بیشینه مقدار دز جذبی مجاز درون بافت سالم (۱۲/۵ Gy) و کمیت ADDR، تعیین می‌شود.

$$TT \text{ (min)} = \frac{12.5 \text{ (Gy)}}{ADDR \text{ (Gy/min)}} \quad (۷-۲)$$

۲-۵) نتیجه

در این فصل توضیح مختصری درباره انواع چشمه‌های نوترونی، محدودیت‌ها و مزایای استفاده از هر کدام بیان شد، همچنین به بیان مشخصات شکل‌دهنده طیف نوترون برای BNCT، پرداخته شد. همان‌طور که دیده شد بر اساس نوع چشمه نوترون، می‌توان از انواع شکل‌دهنده طیف استفاده کرد تا الزامات مربوط به پارامترهای در هوا و در فانتوم اعلام شده از طرف IAEA را برای باریکه درمانی برآورده سازد.

¹ Treatment Time (TT)

فصل سوم

مروری مختصر بر شتاب دهنده

۳-۱) مقدمه

در این فصل به مطالعه اجمالی انواع پرکاربرد شتاب‌دهنده‌ها و بخش‌های اصلی تشکیل دهنده آن‌ها خواهیم پرداخت و در ادامه امکان استفاده از آن‌ها را به عنوان چشمه تولید نوترون در BNCT مورد تحلیل قرار خواهیم داد و در نهایت مبانی انتخاب شتاب‌دهنده مناسب را بیان خواهیم کرد.

۳-۲) بخش‌های اصلی تشکیل دهنده شتاب‌دهنده

به منظور شتاب دادن به ذرات باردار روش‌های متنوعی وجود دارد که در تمام آن‌ها از آرایش‌های گوناگون میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی استفاده شده است.

شتاب‌دهنده‌ها از چند بخش اصلی تشکیل شده‌اند:

۱. چشمه ذرات.

باریکه یون‌ها یا الکترون‌هایی که باید شتاب داده شوند، از این بخش نشأت می‌گیرند. اساس عملکرد این دستگاه (برای یون‌ها) به این صورت است که گازی تحت تخلیه الکتریکی یونیده می‌شود و یون‌های باردار مثبت با اعمال ولتاژ معینی به سمت الکتروود منفی شتاب می‌گیرند. در صورتی که به یون منفی نیاز باشد، باریکه یون‌های مثبت از میان گاز خنثی‌ای که انرژی پیوند الکترون‌ها با اتم‌های آن ضعیف باشد، عبور داده می‌شود سپس یون‌های مثبت، الکترون‌ها را به دام می‌اندازند و به یون‌های منفی تبدیل می‌شوند.

۲. میدان الکتریکی به منظور شتاب دادن به ذرات

۳. ابزار کانونی کننده

از این ابزار به منظور کانونی کردن باریکه استفاده می‌شود (باریکه به طور طبیعی تمایل به واگرایی دارد). این ابزار را عدسی مغناطیسی می‌نامند ولی به جای شیشه از میدان‌های مغناطیسی استفاده می‌شود.

۴. هدف

۵. لوازم آشکار سازی و تحلیل باریکه

از این ابزارها برای ثبت نوع ذره، انرژی و ... استفاده می‌شود.

شتاب‌دهنده‌ها معمولاً بر اساس میزان جریان یا انرژی طراحی و ساخته می‌شوند.

در کل شتاب‌دهنده‌ها بر مبنای انرژی به سه دسته کلی تقسیم بندی می‌شوند: [۴۸]

۱. انرژی پایین: این شتاب‌دهنده‌ها باریکه‌ای با انرژی 10 MeV تا 100 MeV تولید می‌کنند.

۲. انرژی متوسط: این شتاب‌دهنده‌ها در گستره انرژی 100 MeV تا 10000 MeV کار می‌کنند.

۳. انرژی بالا: شتاب‌دهنده‌های این گروه قادر به تولید باریکه ذرات با انرژی بیشتر از 1 GeV هستند.

۳-۳) انواع شتاب‌دهنده‌ها

علاوه بر تقسیم بندی ذکر شده، شتاب‌دهنده‌ها بر مبنای روش‌های متداول در انرژی دهی به ذرات نیز به سه دسته کلی تقسیم می‌شوند:

۱. الکترواستاتیکی، نظیر تیوب اشعه X ، وان دو گراف، کوک کرافت - والتون، تاندم و ELV .

۲. فرکانس رادیویی^۱، نظیر شتاب‌دهنده‌های خطی و شتاب‌دهنده‌های دایروی.

که شتاب‌دهنده‌های خطی شامل RFQ ^۲، $LINAC$ و ILU و شتاب‌دهنده‌های دایروی شامل سیکلوترون، سینکروترون، میکروترون، رودوترون و $FFAG$ ^۳ می‌باشند.

۳. القایی، نظیر بتاترون و القایی خطی^۴.

^۱ RF

^۲ Radio Frequency Quadrupole

^۳ Fixed Field Alternating Gradient

^۴ Linear Induction Accelerator (LIA)

در ادامه شتابدهنده‌های متداول یون و الکترون را از هم جدا کرده و با بررسی واکنش‌های تولید یون و الکترون، امکان استفاده از هر کدام در BNCT را مورد بررسی قرار خواهیم داد.

۳-۳-۱) شتاب‌دهنده‌های یون

۳-۳-۱-۱) برهم‌کنش‌های غالب در شتاب‌دهنده‌های یون

در تولید نوترون با استفاده از باریکه ناشی از شتاب‌دهنده‌های یونی معمولاً از واکنش‌های ذکر شده در جدول ۳-۱ استفاده می‌شود که به پرکاربردترین آن‌ها در درمان BNCT در جدول ۳-۲ اشاره شده است.

جدول ۳-۱. واکنش‌هایی که عموماً برای تولید نوترون در شتاب‌دهنده‌ها استفاده می‌شوند.

$^{13}\text{C}(\text{d},\text{n})^{14}\text{N}$	$^7\text{Li}(\text{p},\text{n})^7\text{Be}$	$^9\text{Be}(\text{d},\text{n})^{10}\text{B}$
$^{13}\text{C}(\text{p},\text{n})^{13}\text{N}$	$\text{D}(\text{d},\text{n})$	$^9\text{Be}(\text{p},\text{n})^9\text{B}$
$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})$	$\text{Ta}(\text{p},\text{n})$	$\text{T}(\text{d},\text{n})$

برای انتخاب برهم‌کنش مناسب (هدف و پرتابه) برای تولید نوترون چند عامل باید در نظر گرفته شود:

- پایداری ماده هدف در دماهای بالا، زیرا به واسطه جریان بالای ذرات فرودی در ماده هدف، حرارت ایجاد می‌شود).
- غنای بالای ایزوتوپ مورد نظر در ماده هدف برای جلوگیری از واکنش‌ها و محصولات ناخواسته.
- حداقل فعالیت هسته دختر.
- مناسب بودن مقدار Q و انرژی آستانه واکنش.
- مناسب بودن سطح مقطع جذب برای تولید نوترون بیشتر.

جدول ۳-۲. برخی واکنش‌های مورد استفاده در شتاب‌دهنده‌های مناسب برای BNCT [۴۹]

واکنش	نقطه ذوب هدف (C°)	بیشینه انرژی نوترون تولیدی (MeV)	متوسط انرژی نوترون تولید شده (MeV)	آهنگ تولید نوترون ($n.s^{-1}.mA^{-1}$)	انرژی باریکه فرودی (MeV)
${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$	۱۸۱	۰/۷۸	۰/۵۵	$۸/۹ \times ۱۰^{۱۲}$	۲/۵
		۰/۱۱	۰/۰۴	$۲/۹ \times ۱۰^{۱۱}$	۱/۹
${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$	۱۲۸۷	۲/۱۲	۱/۰۶	۱۰×۱۰^{۱۲}	۴
${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$	۱۲۸۷	۵/۸۱	۲/۰۱	$۲/۱ \times ۱۰^{۱۲}$	۱/۵
${}^{13}\text{C}(d,n){}^{14}\text{N}$	۳۵۵۰	۶/۷۷	۱/۰۸	$۱/۸ \times ۱۰^{۱۲}$	۱/۵

از میان واکنش‌های جدول ۳-۲ متوسط انرژی نوترون‌های تولیدی در واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ در مقایسه با سایر واکنش‌ها پایین‌تر بوده و در نتیجه به واسطه نیاز به کند سازی کمتر در شکل‌دهنده طیف، مناسب‌تر است. مشکل اصلی استفاده از این واکنش به ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی لیتیم باز می‌گردد. برای افزایش نقطه ذوب هدف، از ترکیبات لیتیم‌دار استفاده می‌شود ولی با این کار بهره تولید نوترون تا نصف کاهش پیدا می‌کند [۵۰]

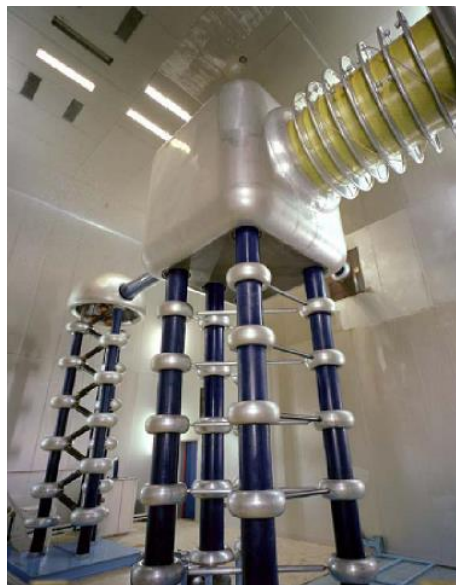
واکنش ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$ به واسطه بالا بودن نقطه ذوب هدف، به سیستم خنک‌کنندگی پیچیده‌ای نیاز ندارد. آستانه اندرکنش آن پایین است و طی این واکنش شار نوترونی بیشتری نسبت به سایر واکنش‌ها تولید می‌شود. مشکل استفاده از این واکنش، بالا بودن انرژی نوترون‌های تولیدی است که نیازمند کندسازی بیشتری بوده و منجر به افزایش جذب در کندکننده می‌شود [۵۱]. اما با این وجود با استفاده از شکل‌دهنده مناسب می‌توان باریکه درمانی‌ای تولید کرد که الزامات درمانی IAEA را برآورده کند. واکنش با کربن در مقایسه با دو واکنش ذکر شده در بالا، شار نوترونی کمتری با انرژی بیشتر تولید می‌کند. مزیت استفاده از این واکنش در تولید نوترون آن است که محصولات سمی تولید نمی‌شود (بور عنصری سمی است) و نقطه ذوب هدف بالا است، با این وجود کمتر به کار برده می‌شوند.

همه واکنش‌های اشاره شده در BNCT مورد آزمایش قرار گرفته‌اند و برای رفع مشکلات اشاره شده تا حد امکان تمهیداتی نیز اتخاذ شده است، ولی در میان واکنش‌های ذکر شده، برهم‌کنش پروتون با لیتیم با تعبیه سیستم خنک‌کنندگی مناسب برای هدف، بهترین گزینه بوده است [۵۲].

۳-۳-۱-۲) انواع پرکاربرد شتاب‌دهنده‌های یون

۳-۳-۱-۳-۱) شتاب‌دهنده کوک کرافت والتون

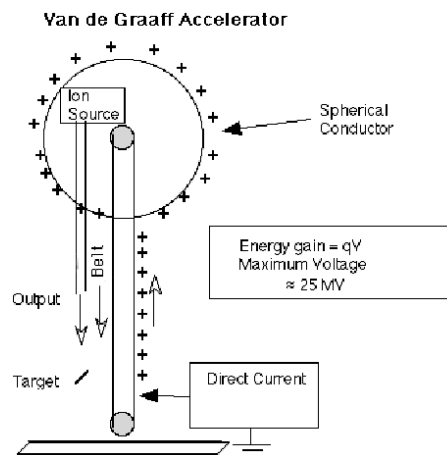
فناوری شتاب‌دهنده‌های الکتروستاتیکی شامل برقراری و نگهداری یک پایانه ولتاژ بالا به منظور شتاب‌دادن به ذرات باردار حاصل از چشمه یون است. اولین نوع از این شتاب‌دهنده‌ها در سال ۱۹۳۲ توسط کوک کرافت و والتون ساخته شد که امروزه به عنوان مولد چشمه نوترون و نیز تزریق‌کننده ذرات در شتاب‌دهنده‌های انرژی بالا قابل استفاده است. این چشمه می‌تواند باریکه‌ای با جریان چند میلی‌آمپر تولید کند ولی انرژی آن حدود 100 keV است و به سختی به 1 MeV می‌رسد.



شکل ۳-۱. شتاب‌دهنده کوک کرافت والتون در آزمایشگاه فرمی با ولتاژ 700 kV

۳-۳-۱-۲) شتاب‌دهنده مولد وان دو گراف

اساس کار مولد وان دوگراف به این شکل است که با برقراری تماس الکتریکی بین رسانای داخلی باردار و پوسته خارجی، تمام بار از رسانای داخلی به طرف رسانای خارجی جریان می‌یابد. با افزایش بار پتانسیل افزایش می‌یابد تا جایی که تخلیه الکتریکی صورت گیرد.



شکل ۳-۲. تصویری طرح‌وار از اساس کار وان دوگراف

در این نوع شتاب‌دهنده‌ها ضعیف‌ترین بخش، چشمه یون است که نیازمند جایگزینی است (چون ممکن است سوخته شود). در طرح دیگری به نام وان دو گراف تاندم این مشکل مرتفع شده است. این شتاب‌دهنده قادر به تولید جریان‌هایی تا چند میکرو آمپر است.

۳-۳-۱-۳) شتاب‌دهنده ESQ^۱

شتاب‌دهنده ESQ با اعمال میدان الکتروستاتیکی می‌تواند در مدت زمان طولانی تا ۱۰۰ mA جریان پیوسته‌ی پروتون با انرژی ۲/۵ MeV تولید کند. این شتاب‌دهنده میدان عرضی قدرتمندی برای متمرکز کردن باریکه دارد و همچنین از به وجود آمدن الکترون‌های ثانویه ممانعت می‌کند، بنابراین برای تولید باریکه‌ای با جریان بالا گزینه مناسبی است. جریان بالا در شتاب‌دهنده موجب کاهش زمان درمان می‌شود. این شتاب‌دهنده فقط می‌تواند در ولتاژهای DC بالا کار کند. با توجه به انرژی باریکه برای

^۱Electrostatic Quadrupole

تولید نوترون فقط از لیتیم می توان استفاده کرد. موارد ذکر شده موجب بروز محدودیت‌هایی در استفاده به منظور درمان با BNCT می‌شود. (البته امکان‌سنجی استفاده از چنین چشمه‌ای برای BNCT با موفقیت گزارش شده است) [۵۳].

۳-۳-۱-۲-۴) شتاب‌دهنده ¹TESQ

این شتاب‌دهنده تلفیقی از شتاب‌دهنده تاندم و ESQ است که به منظور کاهش مقدار ولتاژ بالا^۲ به مقدار ۱/۲۵ MV طراحی شده است. نوعی از این شتاب‌دهنده با جریان دوترونی ۳۰ mA و انرژی ۱/۴ MeV، طی واکنش ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ نوترون تولید می‌کند. مزیت استفاده از این واکنش در برتری ویژگی مکانیکی و حرارتی برلیم نسبت به لیتیم است. همچنین انرژی مورد نیاز برای این واکنش کمتر از واکنش پروتون با لیتیم است (تقریباً نیمی از انرژی پروتون نیاز است) که باعث طراحی و ساخت ساده‌تر و نیز هزینه کمتر ساخت این شتاب‌دهنده می‌شود [۵۴]. پروژه امکان‌سنجی استفاده از این نوع شتاب‌دهنده با جریان ۳۰ mA از پروتون‌های ۲/۴ MeV در CNEA^۳ در آرژانتین مورد بررسی قرار گرفته است و در نهایت شکل‌دهنده و اتاق درمان مناسب طراحی شده است [۵۵-۵۶]. در بررسی مقایسه‌ای این شتاب‌دهنده (البته با جریان ۴۰ mA) با راکتور MIT-FCB^۴ با توان ۸۳ kW، فاکتور AD به دست آمده برای شتاب‌دهنده بیش از راکتور گزارش شده است. در مواردی که عمق تومور زیاد بوده، رفتار درمانی باریکه حاصل از شتاب‌دهنده بهتر گزارش شده است. در عمق بیش از ۷/۲ cm بیشترین مقدار برای فاکتور کنترل تومور برای شتاب‌دهنده به دست آمد ولی زمان درمان با استفاده از راکتور به‌دلیل شار بالاتر، کمتر از شتاب‌دهنده گزارش شده است [۵۷-۵۸].

¹ Tandem-Electrostatic-Quadrupole

² High Voltage (H.V)

³ National Atomic Energy Commission, (Spanish: *Comisión Nacional de Energía Atómica*)

⁴ Massachusetts Institute of Technology reactor upgraded with a Fission Converter Beam

۳-۳-۱-۲-۵) شتاب‌دهنده RFQ

در سال ۱۹۸۰ شتاب‌دهنده چهار قطبی رادیوفرکانسی به منظور شتاب دادن ذرات با انرژی کم و جریان بالا ساخته شد که در آزمایشگاه‌های ملی لوس آلاموس، لورنس برکلی و سرن به عنوان تزریق کننده به شتاب‌دهنده‌های خطی و دایروی جایگزین کوک‌کرافت والتون شد. این شتاب‌دهنده به واسطه ساختار الکترونی و قابلیت تولید باریکه‌ای بسیار متمرکز، خیلی زود مورد توجه قرار گرفت. این شتاب‌دهنده در میان سایر شتاب‌دهنده‌های پروتونی کوچکتر است و در مقایسه با انواع شتاب‌دهنده‌های رادیوفرکانسی، از لامپ کلاسترون برای تولید میدان RF استفاده نمی‌کند، بنابراین ارزان‌تر است. این شتاب‌دهنده با طولی در حدود ۲/۴۷ m، جریان پیوسته پروتونی در حدود ۳۰ mA با انرژی حدود ۲ MeV تولید می‌کند که در برخورد با لیتیم طی واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ بیشینه شار نوترون فوق حرارتی معادل با $8 \times 10^7 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ را تولید می‌کند. مدل دیگری از این شتاب‌دهنده با جریان پروتونی ۳۰ mA با انرژی ۵ MeV در برخورد با هدف بریلمی در آزمایشگاه INFN برای تولید نوترون به منظور استفاده در BNCT مورد مطالعه قرار گرفته است [۵۹-۶۰].

۳-۳-۱-۲-۶) شتاب‌دهنده دینامیترون^۱

این شتاب‌دهنده توسط شرکت IBA^۲ در آمریکا ساخته شد. در ابتدا چشمه تولید الکترون بود، ولی با ایجاد تغییراتی، اکنون قادر است جریان پروتونی ۲۰ mA با انرژی ۲/۸ MeV تولید کند. با استفاده از این شتاب‌دهنده طی واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ بیشینه شار نوترون فوق حرارتی معادل با $2 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ به دست آمده و گزارش شده است. این سیستم هم اکنون ساخته شده است ولی مشکل آن نیاز به تعویض ماهیانه هدف لیتیمی است.

^۱ Dynamitron

^۲ Ion Beam Application

مشکل دیگر این سیستم ۵۶ kW توانی است که بر هدف لیتیومی وارد می‌شود و منجر به ذوب شدن لیتیم می‌شود [۶۱].

۳-۳-۱-۲-۷) شتاب‌دهنده FFAG

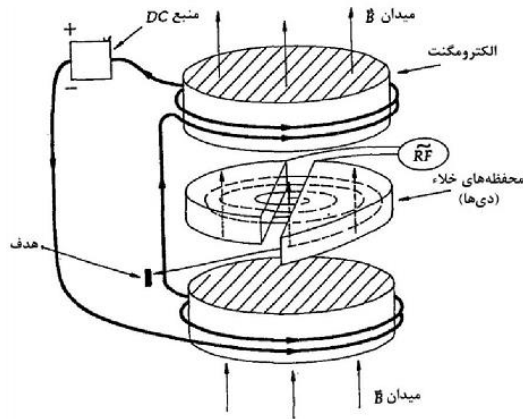
این شتاب‌دهنده ساخت ژاپن است که با استفاده از باریکه پروتونی با انرژی ۱۱ MeV و جریان متوسط ۷۰-۷۵ mA طی واکنش ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$ (که سطح مقطع ۵۰۰ mb در ۱۱ MeV دارد) نوترون تولید می‌کند. این شتاب‌دهنده یک تزریق کننده^۱ خطی با انرژی ۱۱ MeV و جریان ۷۰ μA دارد که در حلقه ERIT^۲ جریان تا ۷۰-۷۵ mA افزایش می‌یابد. شتاب‌دهنده‌ای با چنین جریان و انرژی‌ای قادر به تامین شار نوترون فوق حرارتی مورد نیاز برای درمان در کمتر از ۱ ساعت است و همه ملزومات درمانی را برآورده می‌کند [۶۲].

۳-۳-۱-۳-۸) شتاب‌دهنده سیکلوترون

اولین سیکلوترون در سال ۱۹۲۹ توسط ارنست لورنس طراحی شد که شامل ۲ حجم D شکل حاوی خلاء بوند و به یک منبع ولتاژ بالا متصل بودند. یک میدان مغناطیسی قوی عمود بر Dها قرار می‌گرفت، ضمن این‌که یک میدان الکتریکی قوی نیز در شکاف بین Dها قرار گرفته بود. در نتیجه ذرات درون Dها تحت میدان مغناطیسی حرکت دایره‌ای پیدا می‌کردند و فقط در فاصله بین Dها نیروی الکتریکی به آن‌ها وارد می‌شد و آن‌ها را به سمت D دیگر هدایت می‌کرد. طی این حرکت انرژی و شعاع حرکت یون‌ها افزایش می‌یافت تا از Dها خارج می‌شدند. با گذشت زمان طراحی سیکلوترون‌ها بهبود یافت و به دنبال آن سینکروسیکلوترون و سیکلوترون ایزوکرونوس نیز ساخته شدند.

¹ Injector

² Emittance Recovery Internal Target



شکل ۳-۳. تصویر طرح‌وار از اساس کار سیکلوترون

سیکلوترون‌ها ابعاد بزرگ و هزینه ساخت خیلی بالایی دارند، ولی نمونه‌های کوچک آن‌ها به منظور استفاده در بیمارستان نیز ساخته شده است که البته پرهزینه است. البته در کشورهایی که چنین امکاناتی دارند، BNCT با سیکلوترون با موفقیت آزمایش شده است. به طور مثال سیکلوترون HM-30 ساخته شده در دانشگاه KURRI^۱ ژاپن با جریان ۱/۱ mA از پروتون‌های ۳۰ MeV و هدف بریلمی، شار نوترون فوق حرارتی معادل $1/2 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ تولید کرده است. ابعاد این شتاب‌دهنده $(1/7 \text{ m} \times 1/6 \text{ m} \times 3 \text{ m})$ است. نوترون‌های تولیدی از این چشمه تا ۲۸ MeV انرژی دارند که انرژی آنها با استفاده از شکل‌دهنده مناسب تا ناحیه فوق حرارتی کاهش می‌یابد. این شتاب‌دهنده علاوه بر ابعاد مناسب برای استفاده در بیمارستان، سایر پارامترهای درمانی را نیز برآورده می‌کند. مشکل هزینه بالای ساخت آن بیشتر به استفاده از مگنت‌های دوران دهنده ذرات باز می‌گردد. این چشمه طی مطالعه‌ای با راکتور KUR-HWNIF مقایسه شده است. زمان درمان با این چشمه تقریباً تا $\frac{1}{4}$ زمان درمان با چشمه راکتور گزارش شده است و فاکتور^۲ AD^{۳۰} و برای نسبت توزیع ۵۰-۱۰ ppm در سیکلوترون بیشتر از راکتور به دست آمده است. بنابر مزیت‌های استفاده از شتاب‌دهنده در بیمارستان نسبت به راکتور و همچنین نتایج درمانی، این چشمه گزینه بسیار مناسبی برای جایگزینی راکتور است [۶۳-۶۵].

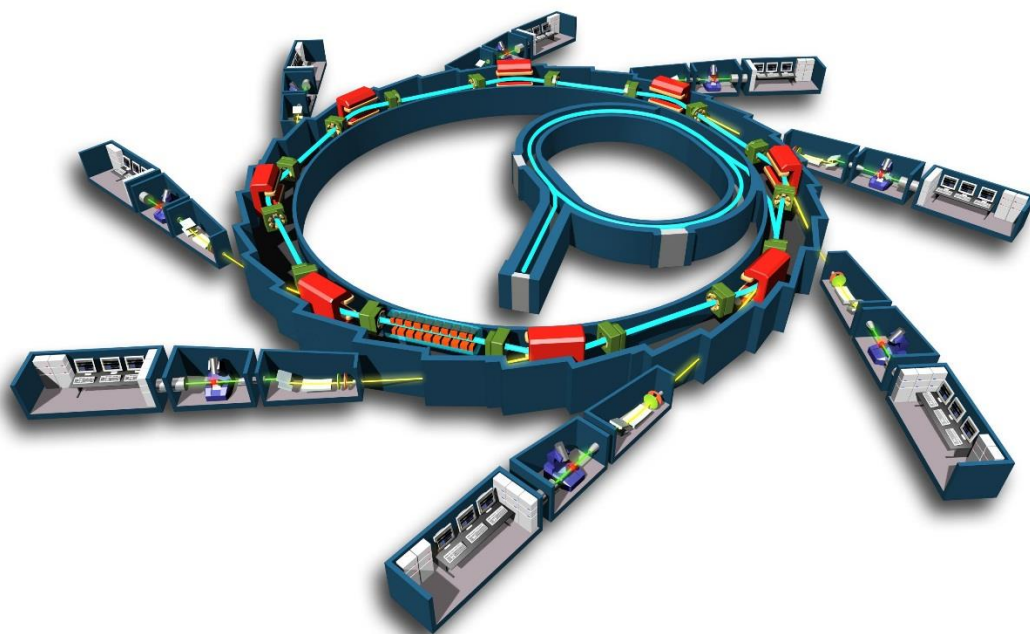
^۱ Kyoto University Research Reactor Institute

^۲ Advantage Depth at 10 Gy-eq

^۳ Advantage Depth at 30 Gy-eq

۳-۳-۱-۲-۹) شتاب‌دهنده سینکروترون

همان‌طور که اشاره شد در سیکلوترون میدان مغناطیسی ثابت و میدان الکتریکی با فرکانس ثابت وجود دارد، برای حذف محدودیت‌های سیکلوترون یکی از این میدان‌ها متغیر شد (سینکروسیکلوترون). در سینکروترون هر دو میدان متغیر هستند. یعنی هم میدان مغناطیسی و هم فرکانس RF متغیر فرض شدند تا ذرات (همزمان) در مدار ثابت نگه داشته شوند یعنی انرژی افزایش پیدا کند تا شعاع ثابت باشد. ولی این مسیر باید شعاع بزرگی داشته باشد. با این روش دیگر نیاز به تهیه مگنت‌های گران قیمت نیست. عملکرد یک سینکروترون به این صورت است که ابتدا ذرات توسط یک منبع تولید الکترون یا یون تولید شده و شتاب می‌گیرند. در ادامه وارد یک شتاب‌دهنده خطی می‌شوند و انرژی ذرات به چند مگا الکترون ولت تا چند صد مگا الکترون ولت می‌رسد. با دریافت بیشینه انرژی وارد سینکروترون فزاینده یا بوستر می‌شود تا انرژی به چند گیگا الکترون ولت برسد. سپس ذرات وارد حلقه ذخیره می‌شوند که در این حلقه تا مدت‌های طولانی با سرعت نور می‌چرخند و از خود تابش سینکروترون گسیل می‌کنند.



شکل ۳-۴. تصویری طرح‌وار از مسیر حرکت ذرات در یک سینکروترون

سینکروترون‌ها به چند دسته تقسیم می‌شوند:

۱. سینکروترون‌های کانونی کننده ضعیف

۲. سینکروترون‌های کانونی کننده قوی

۱,۲. سینکروترون گرادیان متغیر^۱

۲,۲. سینکروترون تابع جدا شده^۲

۳. حلقه ذخیره

۴. برخورد دهنده^۳

همان طور که اشاره شد، انواع شتاب‌دهنده‌های سینکروترون ابعاد بسیار بزرگی دارند و استفاده از آن‌ها در بیمارستان‌ها ممکن نیست.

۳-۳-۲) شتاب‌دهنده الکترون

علاوه بر شتاب‌دهنده‌های یون، نوع دیگری از شتاب‌دهنده‌ها نیز وجود دارند که ذره فرودی آن‌ها الکترون است و با رشد فناوری روز به روز بیشتر مورد توجه قرار می‌گیرند. این شتاب‌دهنده‌ها بر مبنای فرایند تولید نوترون به دو دسته: چشمه تولید فوتون^۴ و چشمه تلاشی^۵ تقسیم می‌شوند.

در شتاب‌دهنده‌هایی که بر اساس تلاشی کار می‌کنند، ذره پرتابه برای جدا کردن نوترون از هدف به انرژی بالایی نیاز دارد، بنابراین نیازمند سیستم شتاب‌دهی پیچیده‌ای است و هزینه آن بالا خواهد بود. شتاب‌دهنده‌های الکترونی بر اساس چشمه تولید فوتون با این‌که نوترون کمتری تولید می‌کنند ولی کوچکتر و ارزان‌تراند.

¹ Alternating Gradient Synchrotron

² Separated Function Synchrotron

³ Collider

⁴ Photoproduction

⁵ Spallation

فرایند تولید نوترون در شتاب‌دهنده‌های الکترونی با چشمه تولید فوتون طی دو مرحله صورت می‌گیرد: (۱) برخورد الکترون‌ها با هدف فوتونی با عدد اتمی بالا و تولید فوتون تابش ترمزی، (۲) برخورد فوتون‌های تولیدی با هدف فوتونوترونی مناسب با سطح مقطع بالای تولید نوترون و آستانه اندرکنش پایین استفاده از هدف‌هایی با آستانه انرژی کمتر در تولید فوتونوترون می‌تواند باعث افزایش کارایی تولید نوترون از الکترون شود.

شتاب‌دهنده‌های الکترون شامل انواع گوناگونی هستند که بررسی تفصیلی همه آنها خارج از بحث این پژوهش است لذا در ادامه به بررسی شتاب‌دهنده‌های الکترونی متداول به منظور کاربرد در BNCT می‌پردازیم.

۳-۳-۱) انواع پرکاربرد شتاب‌دهنده‌های الکترون

۳-۳-۲-۱) برخورد دهنده

برخورد دهنده دافنی^۱ در آزمایشگاه ملی فراسکاتی (در ایتالیا) که یک شتاب‌دهنده پالسی الکترونی دارد، قادر است جریانی از الکترون‌ها با انرژی 510 MeV بر هدف تنگستنی بتاباند. طی واکنش تلاشی طیفی از نوترون‌ها، شامل نوترون‌های حرارتی تا نوترون‌هایی با انرژی بیش از چند صد مگا الکترون ولت تولید کند ولی بیشتر نوترون‌ها دارای انرژی 1 MeV هستند [۶۶].

شتاب‌دهنده الکترونی در برخورد دهنده دافنی از نظر آهنگ تولید نوترون، چشمه بسیار مناسبی است ولی هزینه مورد نیاز برای استفاده از چنین چشمه‌ای در بخش درمان معقول به نظر نمی‌رسد. همچنین با توجه به ابعاد بسیار بزرگ چنین شتاب‌دهنده‌ای، استفاده از آن در بیمارستان امکان پذیر نیست، بنابراین چشمه تلاشی مبتنی بر الکترون گزینه مناسبی به عنوان چشمه BNCT نیست.

^۱ DaΦne collider

۳-۳-۲-۱) شتاب‌دهنده خطی الکترون پزشکی

در میان شتاب‌دهنده‌های الکترونی، شتاب‌دهنده‌های خطی بیمارستانی در قیاس با سایر شتاب‌دهنده‌ها، ابعاد کوچکی دارند. متوسط جریان پالسی آن‌ها در حد چند میکروآمپر است، لذا در نهایت شار نوترونی کمی تولید می‌کنند. به عنوان مثال شار نوترونی از شتاب‌دهنده خطی الکترون پزشکی ۲۰ MeV به ازای هر میکروآمپر جریان متوسط الکترونی، $2/67 \times 10^6 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ است. اگر آهنک تولید نوترون به ازای هر الکترون به طور متوسط 10^{-3} باشد، با طراحی شکل‌دهنده طیف مناسب حداکثر شار نوترون فوق‌حرارتی $8/19 \times 10^5 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ خواهد شد [۶۷]. همه شتاب‌دهنده‌های پالسی با جریان متوسط در حد میکروآمپر، نتیجه مشابهی در پی دارند [۷۰-۶۸].

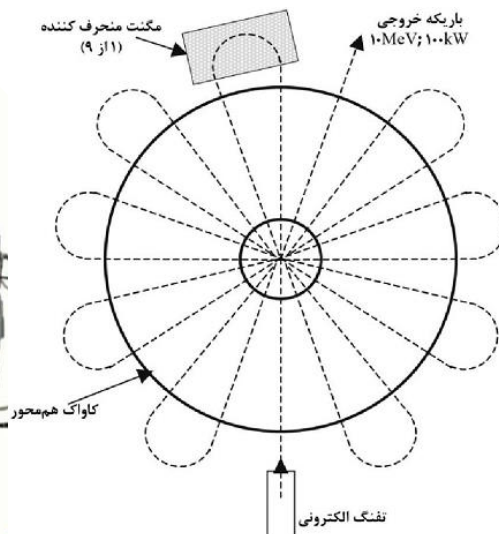
۳-۳-۲-۳) شتاب‌دهنده‌های صنعتی خطی

این نوع شتاب‌دهنده که در حوزه صنعتی قرار دارد با وجود پرتوان بودن نسبت به انواع شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی، همچنان نمی‌توانند جریان بالا و مناسبی را در اختیار قرار دهند. حداکثر توان این شتاب‌دهنده‌ها برای محدوده انرژی الکترونی ۱۵-۱۰ MeV از ۲۵ kW یعنی جریان متوسط زیر ۳ mA تجاوز نمی‌کند. در مواردی که جریان به ۵۰ mA می‌رسد انرژی ۰/۶ MeV یا ۱/۲ MeV است [۷۱-۷۲].

۳-۳-۲-۴) شتاب‌دهنده رودترون^۱

رودترون یک شتاب‌دهنده دوران مکرر است که از تکرار دوران باریکه الکترونی از میان یک کاواک برای شتاب‌دهی استفاده می‌کند. این شتاب‌دهنده صنعتی با جریان پیوسته، ابعاد مناسبی دارد. ۲ مدل TT200 و TT300 گزینه‌هایی هستند که در صورت طراحی هدف و سیستم خنک‌کاری و شکل‌دهنده طیف مناسب می‌توانند به عنوان چشمه نوترون در BNCT استفاده شوند.

^۱ Rhodotron



شکل ۳-۶. تصاویری از شتاب‌دهنده رودترون TT300

شکل ۳-۵. تصویری از مدارهای الکترون در رودترون

۳-۳-۲-۱-۵) شتاب‌دهنده ELV

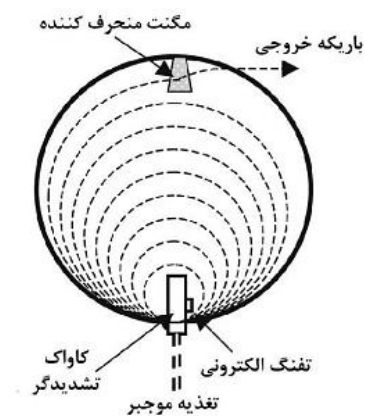
در اوایل سال ۱۹۷۱ SB RAS^۱ فعالیت خود را برای ساخت شتاب‌دهنده الکترونی ELV به منظور مصارف صنعتی و مطالعات پرتوی آغاز کرد. ویژگی اصلی این شتاب‌دهنده سادگی طراحی، آسان بودن کاربرد و قابل اعتماد بودن عملکرد آن گزارش شده است. گستره انرژی انواع مختلف این شتاب‌دهنده‌ها با حداکثر ۲۰۰ mA جریان پیوسته الکترونی بین ۰/۲-۲/۵ MeV است [۷۳].

با توجه به کم انرژی بودن باریکه حاصل از این شتاب‌دهنده حتی با وجود جریان بالا، شار نوترون کافی به دست نمی‌آید زیرا تولید نوترون با استفاده از شتاب‌دهنده الکترون فرایندی ۲ مرحله‌ای است و به خودی خود فرایندی کم بازده است حال اگر انرژی الکترون فرودی هم کم باشد ممکن است فوتون‌های تولیدی از هدف فوتونی انرژی لازم برای شرکت در واکنش فوتونوترونی را نداشته باشند، که در مورد این شتاب‌دهنده صدق می‌کند. بنابراین امکان استفاده از این شتاب‌دهنده به عنوان چشمه در BNCT ممکن نیست.

^۱ Budker Institute of Nuclear Physics Siberian Branch of Russian Academy of Science

۳-۳-۲-۱-۶) شتاب‌دهنده میکروترون

چون کاواک‌های RF شتاب‌دهنده‌ها گران هستند، لذا طرح استفاده مکرر از این ساختارهای RF مورد توجه قرار گرفت که مقدمه پیدایش میکروترون‌ها شد. در واقع میکروترون نوعی سیکلوترون است که انرژی جنبشی الکترون‌ها در هر تغییر میدان (نیم یا یک دور) به مقدار ثابتی افزایش می‌یابد.



شکل ۳-۷. تصویری از مسیر حرکت ذرات در میکروترون دایره‌ای

این شتاب‌دهنده‌ها با وجود ابعاد کوچکتر و انرژی مناسبشان، جریان پالسی خیلی کمی دارند که قادر به برآورده کردن الزامات درمان نیستند. به عنوان مثال شار نوترون تولیدی از چنین شتاب‌دهنده‌ای در هند به بیش از $10^6 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ تجاوز نمی‌کند که بعد از شکل‌دهی باز هم افت می‌کند، بنابراین نمی‌توان از این شتاب‌دهنده در BNCT استفاده کرد [۷۴].

۳-۳-۲-۷) شتاب‌دهنده ILU

این شتاب‌دهنده صنعتی با جریان پیوسته مانند رودترون مدل‌های مختلفی دارد که برخی از آن‌ها می‌توانند گزینه‌های مناسبی برای استفاده در BNCT باشند.

جدول ۳-۳. مشخصات انواع مدل‌های شتاب‌دهنده ILU

نوع شتاب‌دهنده	ILU-6	ILU-6M	ILU-8	ILU-10	ILU-10M	ILU-14	UELR-10-12S
انرژی الکترون	۲/۵	۲	۱	۵	۴/۵	۱۰	۱۰
توان باریکه	۲۰	۴۰	۲۰	۵۰	۱۵	۱۰۰	۱۲

پیشنهاد این پژوهش استفاده از مدل ILU-14 است (شکل ۳-۸) که ویژگی‌های آن در جدول (۳-۴) آمده است.

جدول ۳-۴. مشخصات شتاب‌دهنده ILU-14 [۷۵]

نوع شتاب‌دهنده	انرژی الکترون MeV	پهنای پالس μs	بیشینه جریان پالس باریکه mA	بیشینه ولتاژ MV	توان باریکه kW
ILU-14	۷/۵-۱۰	۴۲۰	۶۰۰	۷/۵	۱۰۰

این شتاب‌دهنده گزینه پیشنهادی مناسبی به عنوان چشمه بهینه تولید نوترون به منظور درمان BNCT در کشور است، زیرا (۱) ابعاد آن برای استفاده در بیمارستان قابل قبول است، (۲) با توجه به تجربیات موجود، فناوری ساخت آن در کشور وجود دارد، (۳) هزینه تمام شده ساخت آن مقرون به صرفه است. این هزینه کمتر از یک سوم قیمت رودترون است، (۴) جریان باریکه الکترون ILU-14، ۱۰ mA یعنی $10^{16} \times 1/6$ (e/s) است البته تا بحال از این شتاب‌دهنده‌ها برای BNCT استفاده نشده است. علت انتخاب ما این است که برای رسیدن به تحقیقات عملی در زمینه BNCT باید چشمه مناسب نوترونی فراهم شود. لذا با توجه به امکانات موجود، قابل دستیابی‌ترین چشمه، ILU-14 خواهد بود که امکان‌سنجی استفاده از آن برای BNCT ارائه خواهد شد.



شکل ۳-۸. تصویری از شتاب‌دهنده ILU-14

۳-۲-۲) فرایند تولید نوترون با استفاده از شتاب‌دهنده الکترونی

پس از انتخاب نوع شتاب‌دهنده، به فرایند شتاب‌دهی توسط شتاب‌دهنده ILU-14 می‌پردازیم.

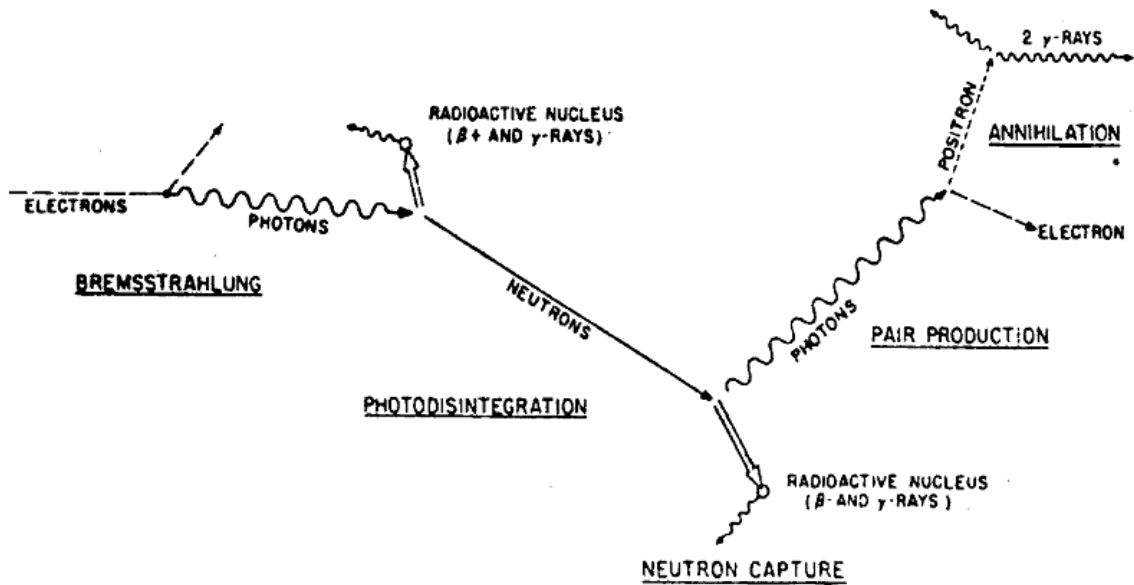
همان‌طور که اشاره شد فرایند تولید نوترون توسط پرتابه الکترونی، در ۲ مرحله صورت می‌گیرد:

۱. واکنش (e, γ)

۲. واکنش (γ, n)

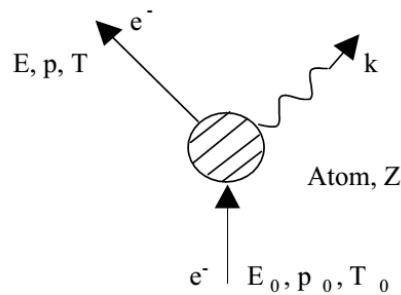
۳-۲-۳) فرایند تولید فوتون

در بمباران هدف با الکترون‌های رسیده از شتاب‌دهنده الکترونی، فوتون‌هایی تولید می‌شود که به نوبه خود می‌توانند الکترون کامپتون یا زوج الکترون-پوزیترون تولید کنند. این الکترون‌ها نیز به نوبه خود قادرند فوتون تولید کنند و این آبشار تا جایی ادامه پیدا می‌کند که میزان برخوردها بیشتر از گسیل فوتون باشد. اینجاست که آبشار از بین می‌رود. این آبشار در شکل ۳-۹ به صورت طرح‌وار نشان داده شده است.



شکل ۳-۹. زنجیره توالی تولید الکترون- فوتون [۷۶]

الکترون‌های گسیل شده در برخورد با هدف مناسبی از فلزات سنگین با ضخامت مناسب، بیش از ۸۰ درصد از انرژی خود را به صورت تابش ترمزی گسیل می‌کنند. این تابش با طیف پیوسته، بیشینه انرژی‌ای معادل با بیشینه انرژی الکترون فرودی دارد.



شکل ۳-۱۰. تابش ترمزی الکترون (با انرژی E_0 و ممنتوم p_0 و انرژی جنبشی T_0) در یک میدان اتمی

با توجه به رابطه (۳-۱) که شدت گسیل تابش ترمزی در برخورد الکترون با هدفی با جرم M و عدد اتمی Z را بیان می‌کند، هرچه ماده مورد استفاده سنگین‌تر باشد، تعداد فوتون تولیدی بیشتر خواهد بود [۷۷].

$$I \approx Z^2 / M^2 \quad (۳-۱)$$

توزیع تابش ترمزی نسبت به الکترون، توزیع رو به جلو بوده و به انرژی الکترون بستگی دارد. پس بهترین هدف، هدفی است که شار بیشتری را در زاویه کمتری نسبت به راستای الکترون فرودی تولید کند. طیف انرژی تابش ترمزی حاصل از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\frac{d^2 N_\gamma}{dK d\Omega}(T_e, k, w) = \sum_{i=1}^n \eta_i(k, d_i, w) \tau_i(T_e, d_i) N_i \frac{d\sigma}{dk}[(T_e)_i, k] B_i(w) \quad (2-3)$$

این رابطه طیف انرژی را بر حسب $\{(\text{photon/sr/MeV})/e\}$ بیان می‌کند. اگر ماده هدف به n لایه تقسیم شود پارامترهای مؤثر در تولید تابش ترمزی عبارتند خواهند بود از: جنس ماده هدف $B_i(w)$ ، ضریب گذار الکترون $\tau(T_e, d_i)$ ، ضریب تضعیف جرمی فوتون، ضریب جذب فوتون در ماده هدف $\eta_i(k, d_i, w)$ ، تعداد اتم‌ها در واحد مساحت مقطع در لایه i ام N_i ، انتگرال طیف تابش ترمزی اولیه در لایه i ام $\frac{d\sigma}{dk}[(T_e)_i, k]$ ، انرژی فوتون k ، زاویه مشاهده با توجه به محور باریکه w و متوسط عمق لایه i ام d_i . رابطه (۲-۳) که از رابطه سطح مقطع تابش ترمزی (به دست آمده توسط Bethe و Heitler) حاصل شده است، با وجود تقریب‌ها و تصحیحات متعدد در آن به دلایلی چون مؤثر بودن انرژی الکترون اولیه در محاسبه طیف تابش ترمزی، در مواردی که هدف ضخیم باشد منجر به نتایج دقیق نمی‌شود [۷۸].

۳-۳-۲-۲-۲ فرایند تولید فوتونوترون

در انجام واکنش فوتونوترونی، فوتون‌هایی با حداقل انرژی‌ای معادل انرژی آستانه، در اندرکنش شرکت می‌کنند که این آستانه‌ها برای هسته‌های مختلف متفاوتند (۵-۷ MeV برای هسته‌های سنگین، ۱۵-۲۰ MeV برای هسته‌های متوسط و سبک).

واکنش‌های فوتو هسته‌ای عبارتند از تشدید دوقطبی بزرگ^۱، تولید شبه دوترون^۲ و آبشار درون هسته‌ای^۳ [۷۹].

¹ Giant Di-pole Resonance (GDR)

² Quasi-Deuteron Production (QD)

³ Intra Nuclear Cascade

۱. تشدید دوقطبی بزرگ

اگر انرژی فوتون فرودی کمتر از 35 MeV باشد برهم‌کنش غالب با هسته از نوع GDR خواهد بود. میدان الکتریکی فوتون پرنرژی، انرژی خود را به هسته می‌دهد. و در این انتقال، هسته برانگیخته می‌شود و نوسان می‌کند (معروف به تشدید غول‌آسا) در نهایت این انرژی اضافی به صورت نوترون گسیل شده و هسته پس از گسیل نوترون به سطح انرژی اولیه بر می‌گردد. گاهی فوتون به قدری پرنرژی است که می‌تواند نوترون‌هایی از لایه‌های درونی‌تر هم بکند (γ, xn). در هسته‌های سنگین احتمال گسیل نوترون از هسته به دلیل وجود سد پتانسیل کولنی کم است ولی در محدوده انرژی $13-18 \text{ MeV}$ برای هسته‌های سنگین و برای هسته‌های سبک ($A < 40$) بین $20-33 \text{ MeV}$ این احتمال بیشینه است.

۲. شبه دوترون

برای فوتون‌های با انرژی $140 \text{ MeV} < E < 50 \text{ MeV}$ برهم‌کنش غالب از نوع QD خواهد بود. در این فرایند فوتون فرودی با گشتاور دوقطبی جفت پروتون _ نوترون برهم‌کنش می‌کند.

۳. آبخار درون هسته‌ای

فوتون با انرژی $E > 140 \text{ MeV}$ در واکنش تولید فوتوپیون^۱ شرکت می‌کند [۶۶].

نوترون‌های تولیدی طی واکنش فوتونوترونی توزیع فضایی همسانگرد دارند [۸۰].

با توجه به اینکه انرژی الکترون گسیلی 10 MeV می‌باشد پس فرایند تولید فوتونوترون از نوع GDR خواهد بود.

تعداد نوترون تولید شده برابر است با: [۷۹،۸۱]

^۱ Photo-Pion

$$\varphi_n = N_0 \rho t \sigma_T(E) \varphi_e / M (n.s^{-1}) \quad (3-3)$$

که M جرم اتمی، φ_e نرخ الکترون فرودی N_0 ، (e/s) عدد آووگادرو، ρ چگالی، t ضخامت هدف σ_T سطح مقطع کل تولید فوتونوترون است.

انرژی فوتونوترون تولید شده نیز برابر است با: [۸۲]

$$E_n = \frac{A-1}{A} [K - E_{s(\gamma,n)} - \frac{K^2}{1862(A-1)}] + K [\frac{2(A-1)(K - E_{s(\gamma,n)})}{931A^3}]^{\frac{1}{2}} \cos \theta \quad (3-4)$$

که K انرژی فوتون فرودی، M عدد جرمی اتمهای هدف، $E_{s(\gamma,n)}$ انرژی آستانه واکنش، θ زاویه بین فوتونوترون گسیل شده نسبت به الکترون فرودی است.

قسمت دوم رابطه $\kappa [\frac{2(M-1)(K - E_{s(\gamma,n)})}{931M^3}]^{\frac{1}{2}} \cos \theta$ نشان می‌دهد که E_n نسبت به θ مخصوصاً در

عدد جرمی‌های بالا تغییرات آرامی دارد. همچنین توزیع زاویه‌ای فوتونوترون‌های گسیل شده متناسب با $\sin^2 \theta$ است [۸۳].

۳-۴ نتیجه

در این فصل با بررسی انواع متداول شتاب‌دهنده‌ها قصد داشتیم به گزینه مناسبی برای استفاده به عنوان چشمه نوترون در BNCT در ایران برسیم. بین دو دسته بندی کلی شتاب‌دهنده‌های یون و الکترون، شتاب‌دهنده‌های الکترون در مقایسه با شتاب‌دهنده یونی به دلیل هزینه کمتر، ابعاد کوچکتر، فناوری ساخت ساده‌تر، مناسب‌تر هستند. در میان شتاب‌دهنده‌های الکترون، با توجه به فرایند کم‌بازده تولید نوترون، نیاز به شتاب‌دهنده‌ای با جریان متوسط بالای الکترون است که از این میان، ILU-14 با انرژی ۱۰ MeV و توان ۱۰۰ kW با توجه به مزایای بیان شده و وجود زیر ساخت‌های لازم در جهت ساخت در کشور، انتخاب شد [۸۴].

فصل چهارم

طراحی چشمه و شکل دهنده طیف مبتنی بر شتاب دهنده

۴-۱) مقدمه

در این فصل بخش‌های مختلف مربوط به طراحی باریکه نوترونی استاندارد برای درمان بر اساس الزامات IAEA با استفاده از کد شبیه سازی MCNPX 2.6 بیان شده است. پس از طراحی باریکه نوترونی که شامل طراحی سه بخش عمده مبدل فوتونی، هدف فوتونوترونی و شکل‌دهنده طیف است، باریکه از نظر معیارهای در هوا مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۴-۲) کد MCNP^۱

MCNP یک کد محاسباتی هسته‌ای سه بعدی است که برای ترابرد فقط نوترون، فقط فوتون، فقط الکترون، حالات جفت شده آن‌ها و یون‌های سنگین با گستره قابل ملاحظه‌ای از انرژی‌ها قابل استفاده است. این کد توسط دپارتمان انرژی دانشگاه کالیفرنیا در آزمایشگاه ملی لوس آلاموس طراحی و منتشر شد. یکی از نسخه‌های متداول MCNP4C نام داشت و پس از آن با توسعه کد، نسخه‌های دیگری نیز ارائه شد. هم اکنون نسخه نهایی این کد MCNPX2.6 نام دارد. از این نسخه به واسطه افزوده شدن کتابخانه‌های واکنش‌های فوتو هسته‌ای و امکان ترابرد ذرات بیشتری به آن (در مقایسه با نسخه اولیه) در انجام شبیه‌سازی‌های مورد نیاز برای طراحی قسمت‌های مختلف در درمان به روش BNCT در این پژوهش استفاده شده است.

در این نسخه از کد:

- کتابخانه‌های مربوط به واکنش‌های تولید فوتونوترون اضافه شده است.
- ذرات بیشتر با گستره وسیع‌تری از انرژی افزوده شدند.
- امکانات مربوط به کاهش واریانس توسعه یافته است.
- امکان تولید ذرات تاخیری در نظر گرفته شده است.

^۱ Monte Carlo N-Particle Transport Code

• مدل‌های فیزیکی توسعه یافته‌اند (در شرایطی که کتابخانه‌های مربوط به سطح مقطع

واکنش‌های مختلف در دسترس نباشد از مدل‌های فیزیکی استفاده می‌شود)

• کتابخانه‌های مربوط به واکنش‌های فوتوهسته‌ای و نوترون و پروتون تا 150 MeV ، و فوتون

تا 10^5 MeV و الکترون تا 1000 MeV ارتقا یافته است.

و بسیاری ویژگی‌های دیگر...

با انجام آزمایش‌های صحت‌سنجی و اندازه‌گیری‌های مربوط به سطوح مقاطع، دقت کد در انجام

شبیه‌سازی روز به روز افزایش یافته است. بنابراین نتایج به دست آمده با استفاده از این کد قابل اعتماد

هستند. در تعریف مسئله با استفاده از این کد باید فایل ورودی به شکل زیر تعریف شود.

فایل ورودی کد می‌بایست شامل سه بخش عمده کارت‌های سلول، کارت‌های سطوح و کارت‌های داده

باشد. در بخش اول و دوم هندسه مسئله به طور کامل تعریف می‌شود و در بخش آخر، نوع ماده، نوع

ذره، اطلاعات مربوط به چشمه، نوع خروجی، روش‌های کاهش واریانس و ... کاملاً تعریف می‌شوند. به

عنوان نمونه کارت‌های ثبت خروجی که نوع اطلاعات خواسته شده توسط کاربر از کد را تعیین می‌کند

می‌توانند شامل جریان ذرات عبوری از سطح، شار در یک نقطه، گرما در یک ناحیه و ... باشند. در کل

هشت تالی F1 تا F8 به همراه حالات ستاره دار آن‌ها با توجه به نیاز کاربر قابل تعریف است [۸۵].

در این پژوهش در طراحی قسمت‌های مختلف مورد نیاز در فرایند BNCT شامل چشمه فوتونی و

فوتونوترونی همچنین شکل‌دهنده طیف، از کد MCNPX2.6 استفاده شده است. پس از آن که باریکه

طراحی شد با استفاده از تالی‌های مختلف در بازه بندی انرژی 1 eV تا 10 MeV و بازه بندی زاویه‌ای

صفر تا 180° درجه، پارامترهای در هوا تعیین شدند در این مرحله با توجه به حجم بزرگ طراحی برای

ترابرد ذرات توسط کد، به منظور کاهش خطا به کمتر از ۵ درصد، دستور ترابرد $1/8$ میلیارد ذره

(بیشترین حدی که کد می‌تواند در هر بار اجرا ترابرد کند) به کد داده شد. به همین دلیل از روش کاهش

واریانس در محاسبه دز نوترون و گاما در قسمت‌های حفاظ گذاری شده استفاده شد، تا دز گاما و نوترون

بیش از حد مجاز نباشد. در نهایت، در قسمت ارزیابی دز در فانتوم با طراحی فانتوم توسط این کد و شبیه سازی فرایند تابش باریکه طراحی شده بر روی آن، محاسبات دزیمتری درون فانتوم صورت گرفت.

۳-۴ طراحی هدف نوترونی

طراحی هدف نوترونی برای شتاب‌دهنده الکترونی شامل دو مرحله مبدل فوتونی و هدف فوتونوترونی می‌باشد.

۱-۳-۴ هدف فوتونی

الکترون‌های گسیل شده از شتاب‌دهنده ILU-14 با انرژی ۱۰ MeV در برخورد با هدف فوتونی طیف پیوسته‌ای از فوتون‌ها با بیشینه انرژی الکترون فرودی را تولید می‌کنند. برای دستیابی به مناسب‌ترین طیف نوترون نیاز به بیشترین تعداد فوتون است.

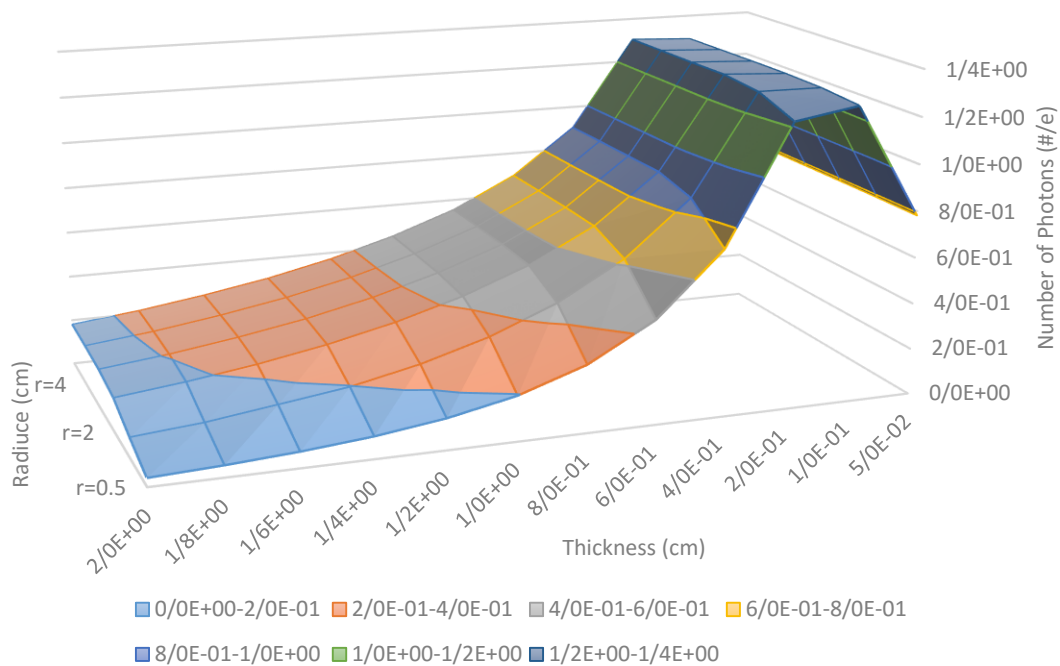
در طراحی بهینه مبدل فوتونی، جنس هدف باید به گونه‌ای باشد که:

- در دماهای بالا پایداری خود را حفظ کند (دمای ذوب بالا داشته باشد) زیرا دمای هدف در برخورد با جریان بالای الکترون‌ها، افزایش می‌یابد.
- ایزوتوپ هدف غنای بالایی داشته باشد تا از واکنش‌ها و محصولات ناخواسته جلوگیری شود.
- انرژی واکنش (Q) و انرژی آستانه واکنش مناسب باشد و هسته دختر کمترین فعالیت را داشته باشد
- هدف، عدد اتمی بالایی داشته باشد. زیرا هرچه هدف سنگین‌تر باشد، بهره تولید فوتون بیشتر خواهد بود.
- بیشینه سطح مقطع تولید نوترون را نیز داشته باشد.

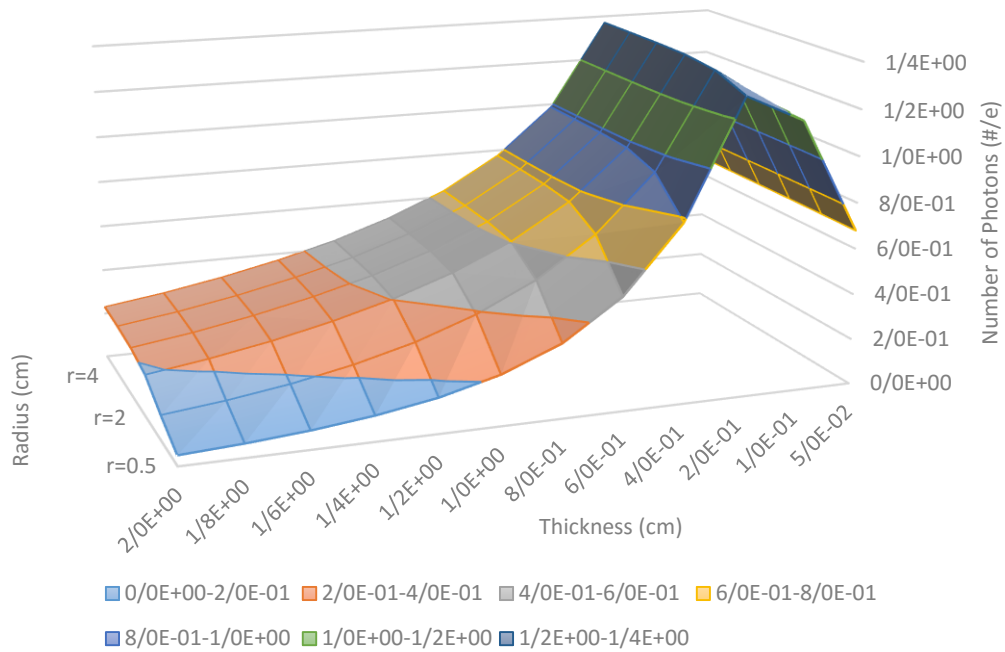
جدول ۴-۱. ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی فلزات پیشنهاد شده به عنوان هدف

منبع داده سطح مقطع	دمای ذوب °C	دمای جوش °C	رسانندگی حرارتی $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$	چگالی $g \cdot cm^{-2}$	جنس ماده هدف
La150	۳۴۲۲	۵۵۵۵	۱۷۳	۱۹/۳	تنگستن (W)
Physics Model	۳۰۱۷	۵۴۵۸	۷۵/۵	۱۶/۶۹	تانتالیم (Ta)
Physics Model	۱۷۶۸/۳	۳۸۲۵	۷۱/۶	۲۱/۴۵	پلاتین (Pt)

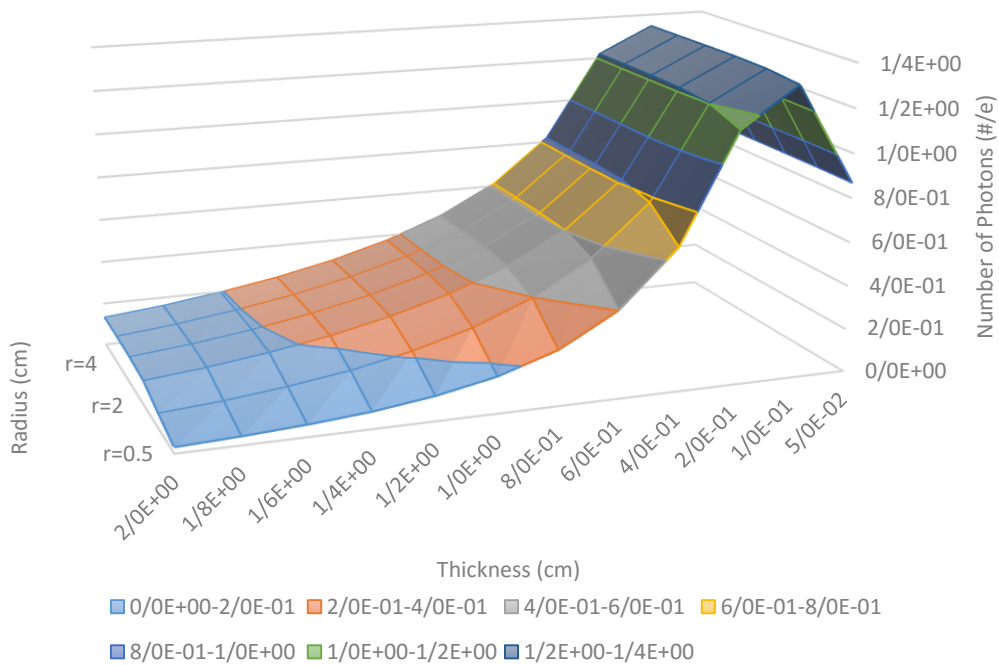
با توجه به آنچه بیان شد فلزاتی چون تنگستن، پلاتین و تانتالیم در نظر گرفته شدند. در جدول ۴-۱ ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی این فلزات بررسی شده است. تنگستن، تانتالیم و پلاتین در شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف بررسی شدند.



شکل ۴-۱. تعداد فوتون تولید شده به ازای هر الکترون فرودی در تنگستن با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف

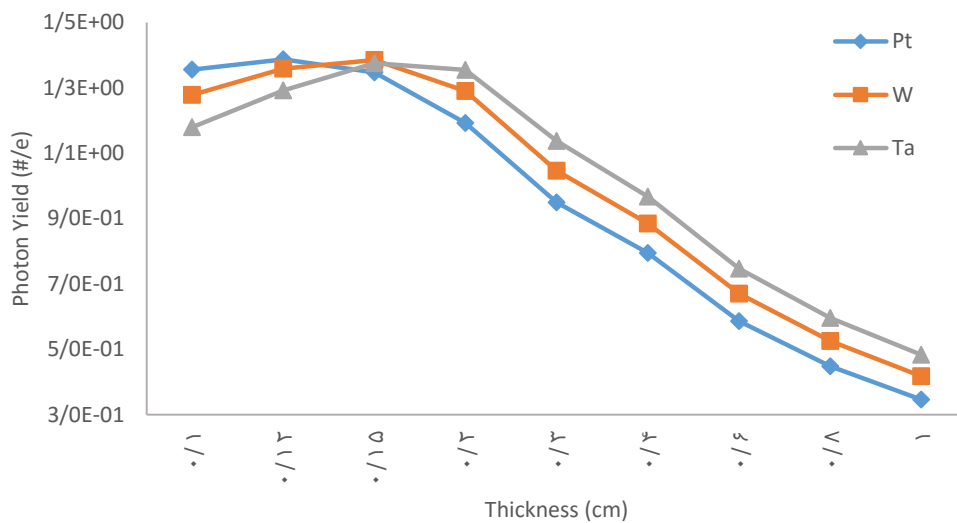


شکل ۴-۲. تعداد فوتون تولیدی به ازای هر الکترون فرودی در تانتالیم با شعاعها و ضخامت‌های مختلف



شکل ۴-۳. تعداد فوتون تولیدی به ازای هر الکترون فرودی در پلاتین با شعاعها و ضخامت‌های مختلف

همان طور که در شکل های ۱-۴ تا ۳-۴ قابل مشاهده است تولید فوتون در شعاع ۲ cm در هر سه عنصر بیشینه است بنابراین شعاع بهینه ۲ cm در نظر گرفته شد ولی ضخامت بهینه برای هر کدام از این سه عنصر متفاوت است بنابراین برای مقایسه بهتر در شکل ۴-۴ ضخامت های مختلف از این عناصر در شعاع بهینه نشان داده شده است.



شکل ۴-۴. مقایسه بین فوتون تولیدی از پلاتین، تنگستن و تانتالیم در ضخامت های مختلف و شعاع بهینه

رفتار این سه فلز در مقابل باریکه الکترونی تقریباً مشابه است. با توجه به بالا بودن نقطه ذوب، رسانندگی حرارتی، در دسترس بودن و ارزان تر بودن تنگستن، از این فلز به عنوان هدف فوتونی استفاده می کنیم. طبق شکل ۴-۴، قله نمودار به حداکثر احتمال تولید فوتون در اندرکنش تابش ترمزی برمی گردد. طبق رابطه (۱-۴) برد الکترون در تنگستن ۰/۱۷ cm به دست آمد و همان طور که انتظار می رفت طولی که بیشینه بهره فوتونی را به دست می دهد، کمتر از این مقدار به دست آمد زیرا در این فاصله (۰/۱۷ cm) الکترون همه انرژی خود را به جای می گذارد. پس در فاصله ای کمتر از این انرژی اش به تابش ترمزی تبدیل می شود و این دو طول باید به هم نزدیک باشند تا بیشینه تابش ترمزی حاصل شود [۷۷].

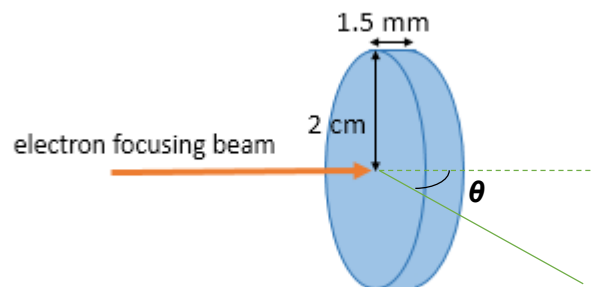
$$R(kg/m^2) = a_1 \left(\frac{\ln[1 + a_2(\gamma - 1)]}{a_2} - \frac{a_3(\gamma - 1)}{1 + a_4(\gamma - 1)^{a_5}} \right) \quad (1-4)$$

$$a_1 = \frac{2.335A}{Z^{1.209}}, \quad a_2 = 1.78 \times 10^{-4} Z, \quad a_3 = 0.9891 - (3.01 \times 10^{-4} Z), \quad a_4 = 1.468 - (1.18 \times 10^{-2} Z), \quad a_5 = \frac{1.232}{Z^{0.109}},$$

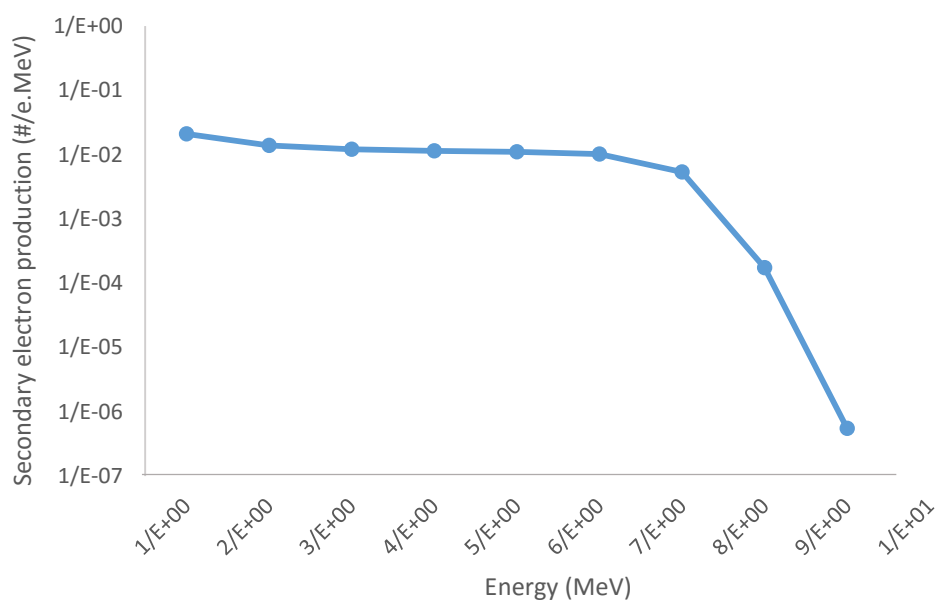
$$\gamma = \frac{(T + Mc^2)}{Mc^2} = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}}, \quad \beta = v/c$$

که در آن T انرژی جنبشی، A وزن اتمی، Z عدد اتمی، M جرم باقی مانده ذره و C سرعت نور در خلاء است.

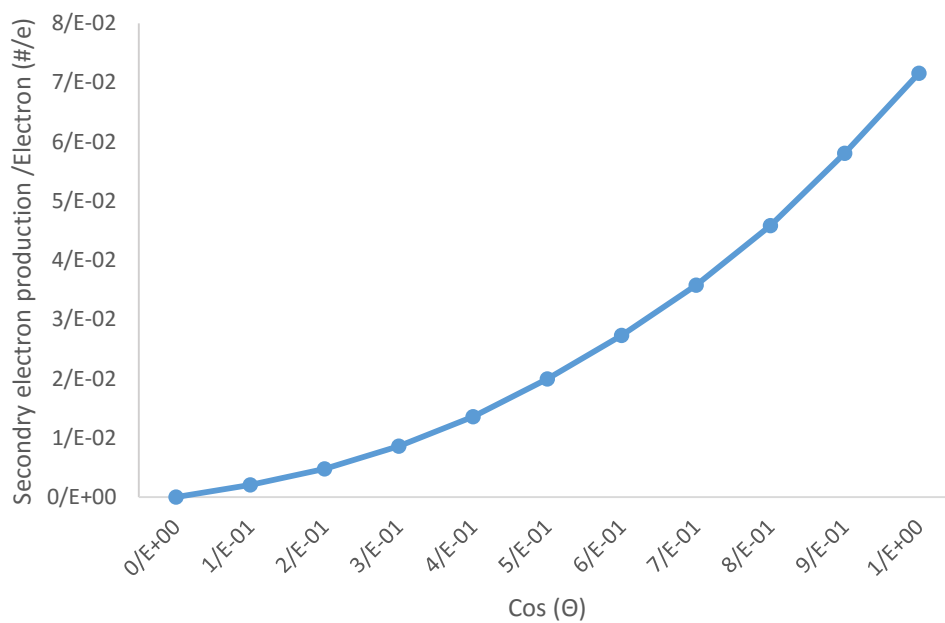
بنابر نتایج شکل‌های ۴-۱ تا ۴-۴ فلز تنگستن با شعاع ۲ cm و ضخامت ۱/۵ mm به عنوان هدف فوتونی بهینه در نظر گرفته شد. در شکل ۴-۵ تصویر این هدف قابل مشاهده است در این تصویر زاویه خروج الکترون‌های ثانویه نسبت به راستای تابش الکترون‌های اولیه ترسیم شده است. در شکل‌های ۴-۶ و ۴-۷ الکترون ثانویه تولید شده از هدف دیسکی به ازای برخورد یک الکترون اولیه بر حسب انرژی و توزیع زاویه‌ای ترسیم شده است.



شکل ۴-۵. هدف بهینه فوتونی دیسکی طراحی شده برای باریکه متمرکز



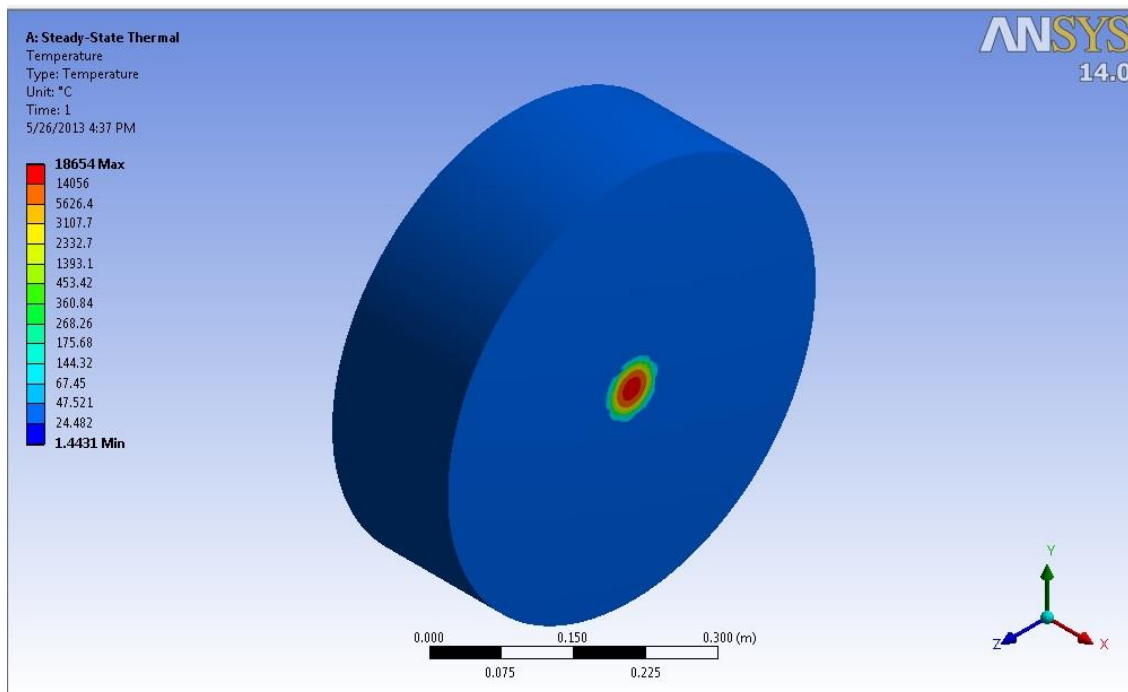
شکل ۴-۶. الکترون ثانویه تولید شده به ازای ۱ الکترون فرودی بر حسب انرژی



شکل ۴-۷. الکترون ثانویه تولید شده به ازای ۱ الکترون فرودی بر حسب $\cos(\Theta)$

۴-۳-۲) تحلیل حرارتی هدف فوتونی طراحی شده

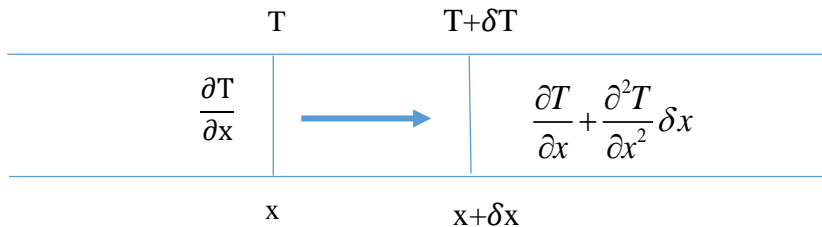
بر مبنای هندسه شکل ۴-۵، به ازای برخورد هر الکترون با انرژی ۱۰ MeV، ۱/۳ فوتون با انرژی میانگین ۲ MeV به دست می‌آید. شتاب‌دهنده ILU-14 قابلیت تولید ۱۰ mA جریان پیوسته الکترونی با انرژی ۱۰ MeV دارد یعنی در هر ثانیه ۱۰۰ kW توان به هدف تنگستنی برخورد می‌کند که ۲۶ kW از توان اولیه به صورت تابش ترمزی به فوتون تبدیل شده است و ۷۴ kW باقی مانده به صورت گرما در فلز باقی می‌ماند که در همان لحظه برخورد با فلز موجب ذوب تنگستن خواهد شد (شکل ۴-۸).



شکل ۴-۸. پروفایل حرارتی هدف نوترونی در مقابل باریکه متمرکز

به منظور کاهش دمای ایجاد شده در هدف فوتونی، به جای استفاده از باریکه متمرکز که در لحظه تابش بر فلز باعث جوش نقطه‌ای در تنگستن می‌شود، از باریکه اسکن استفاده خواهیم کرد. برای بررسی دمای هدف فوتونی به صورت دقیق پس از اعمال این تغییر، ابتدا روابط انتقال حرارت مورد بررسی قرار داده شد.

برای اندازه گیری تغییرات دما در واحد طول نفوذ در ماده، اگر فرض شود که تغییرات دما تابعی از مکان و زمان باشند، داریم:



اگر گرادیان دما در محل x ، $\frac{\partial T}{\partial x}$ باشد، با فرض وابسته بودن دما به زمان و مکان، گرادیان دما در محل

$x + \delta x$ ، $\frac{\partial^2 T}{\partial x^2}$ خواهد شد و آهنگ جریان حرارت به خارج از مرز $x + \delta x$ به صورت زیر خواهد بود:

$$-q = \frac{dQ}{dt} = -KA \left[\frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \delta x \right] \quad (2-4)$$

و چون این آهنگ همان طور که در شکل دیده می شود، برای خارج از مرز x ، $\frac{\partial T}{\partial x}$ است پس آهنگ

خالص جریان حرارت $KA \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \delta x$ است که این عبارت برابر است با $C \rho A \delta x \frac{\partial T}{\partial t}$ و $\rho \cdot \delta x \cdot A$ جرم

و همچنین C ظرفیت گرمایی ویژه است. پس

$$C \rho \frac{\partial T}{\partial t} = K \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \delta x, \quad \frac{\partial T}{\partial t} = D \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, \quad (D = \frac{K}{C \rho}) \quad (3-4)$$

$$\dot{T} = D \nabla^2 T \quad (4-4)$$

با تعیین شرایط مرزی مسئله، می توان معادله ۴-۴ را حل کرد. در مسئله ی تعیین حرارت هدف فوتونی طراحی شده باید افزایش دما بر حسب تغییرات زمانی و مکانی باشد. البته افزایش دما بر حسب زمان و مکان برای مسائل ساده که فقط انتقال حرارت رسانی مورد نظر باشد با یک برنامه نویسی ساده قابل دستیابی است، ولی مسئله ما پیچیدگی هایی دارد که این امر را محقق نمی کند زیرا با روش تحلیلی فوق سیستم از محیط اطراف ایزوله فرض شده یعنی انتقال حرارت تابشی در حل معادله منظور نشده

است. در دماهای بسیار بالا انتقال حرارت تشعشعی اهمیت بیشتری پیدا می‌کند زیرا انتقال حرارت با توان چهارم درجه حرارت مطلق جسم متناسب است. انتقال حرارت تابشی عبارت است از :

$$q = \sigma AT^4 \quad (5-4)$$

که $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}^4$ ثابت استفان بولتزمن است و A مساحت جسم است.

حتی اگر بتوان میزان حرارت رسیده به هر نقطه را از طریق روابط تعریف شده برای انتقال حرارت رسانشی یا تابشی و یا همرفتی برای هر نقطه محاسبه نمود باز هم اثر تبادل حرارت نقاط مختلف روی سطوح مختلف (با در نظر گرفتن هندسه مسئله، جنس ماده، جنس محیط و...) را نمی‌توان به طور دقیق به دست آورد بنابراین به منظور تعیین دمای دقیق سیستم، از کد ANSYS استفاده شده است.

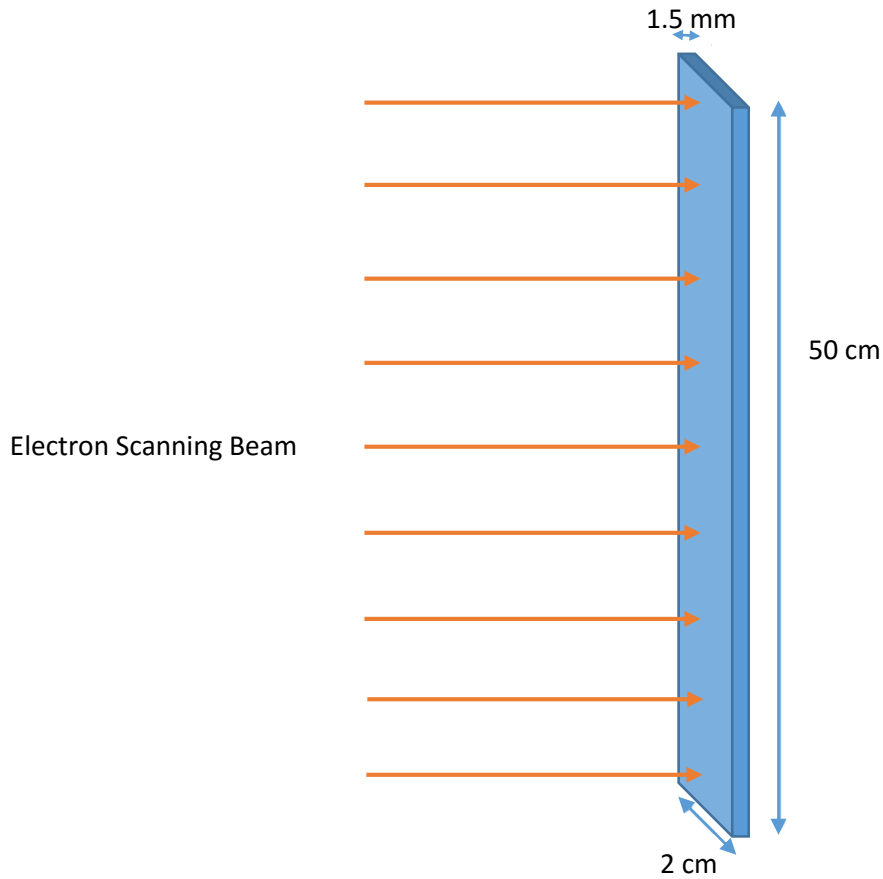
انسیس، یک نرم‌افزار شبیه‌ساز مهندسی می‌باشد که در کمپانی سسیل تاون‌شیپ^۱ در پنسیلوانیای آمریکا ساخته شده است. این نرم‌افزار قادر است بسیاری از فرایندها و سیستم‌های مهندسی را شبیه‌سازی نموده و در موارد لازم طراحی مورد نظر را بهینه‌سازی نماید.

شبیه‌سازی در این کد شامل تحلیل‌های سازه‌ای، مسائل چندگانه فیزیکی (ترکیبی از مسائل حرارتی، سازه‌ای، ارتعاشاتی و ..)، دینامیک سیالات، هیدرودینامیک، مکانیزم‌های دینامیکی و الکترومغناطیسی می‌باشد. شبیه‌سازی در انسیس بر پایه حل عددی معادلات حاکم بر رفتار پدیده‌های فیزیکی در حوزه‌های مختلف است. معمولاً روش حل عددی حاکم در این نرم‌افزار، روش المان محدود می‌باشد.

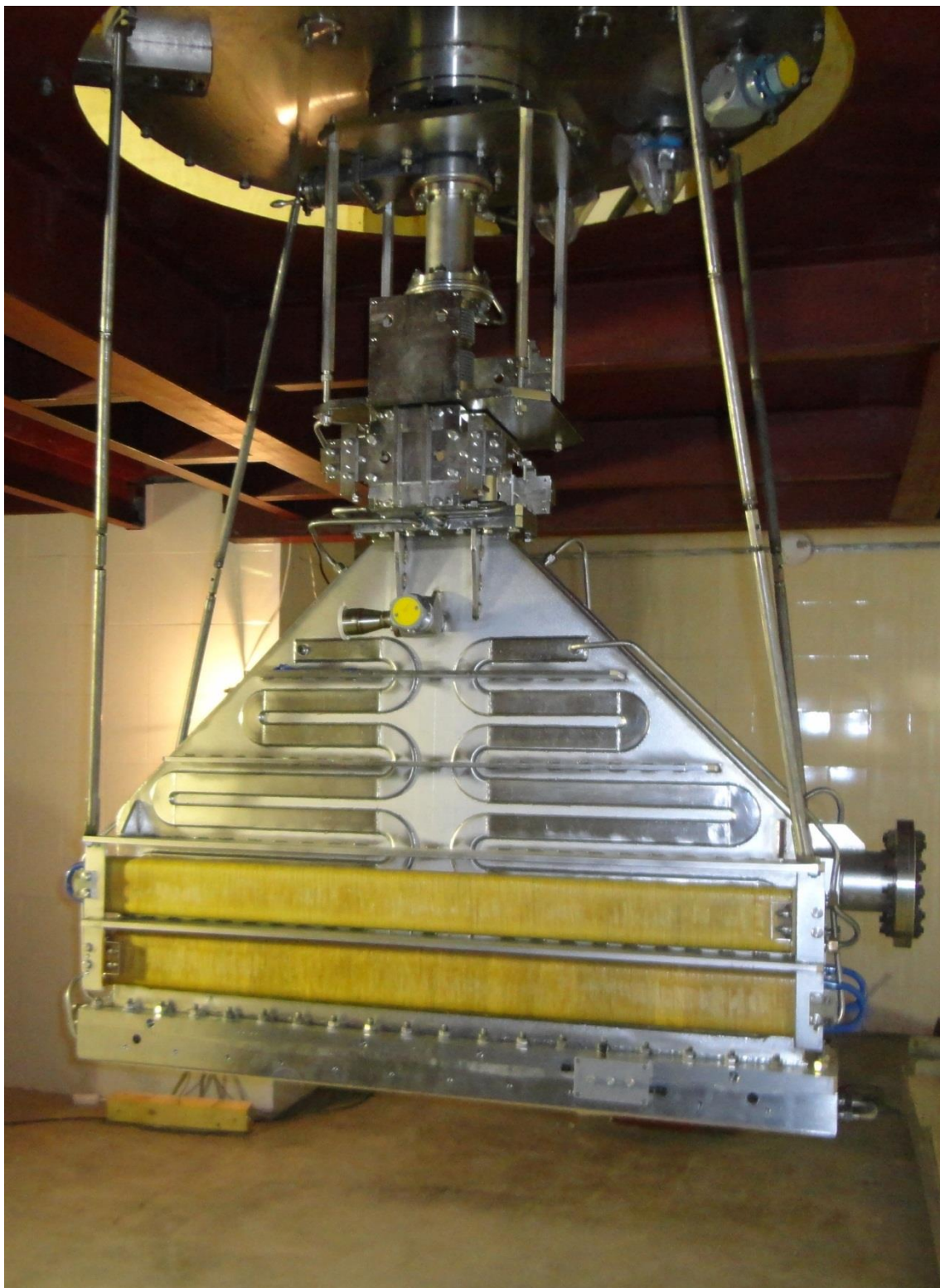
با استفاده از این کد، پروفایل حرارتی هدف فوتونی در حالتی که باریکه، هدف را اسکن می‌کند، شبیه‌سازی شد و مشاهده شد که دیگر فرایند جوش نقطه‌ای رخ نخواهد داد [۸۶]. هندسه مبدل فوتونی تغییر داده شد. در نهایت تنگستن با طول ۵۰ cm (باریکه الکترون مسیر ۵۰ cm را اسکن می‌کند)، عرض ۲ cm و ضخامت ۱/۵ mm انتخاب شد (شکل ۴-۹).

^۱ Cecil Township

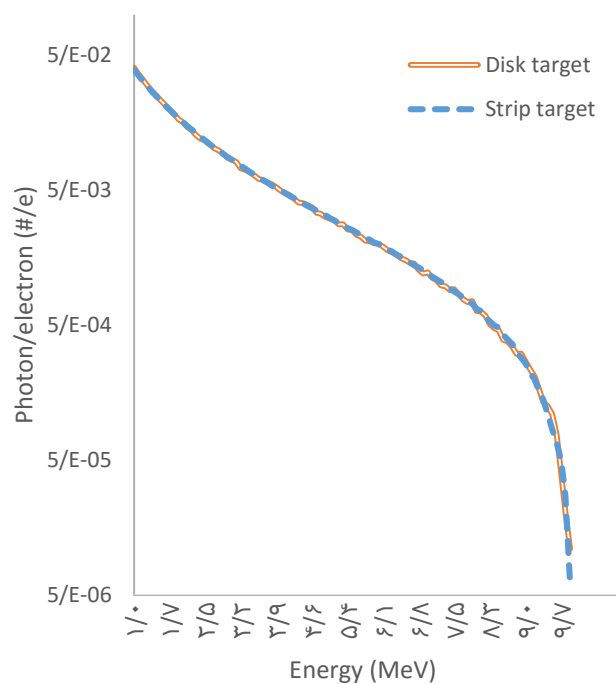
با انجام محاسبات شبیه سازی همان طور که پیش بینی می شد و در شکل ۴-۱۰ نیز قابل مشاهده است طیف فوتون که وابسته به ضخامت هدف است تغییری نکرد (۱/۳) فوتون با انرژی میانگین ۲ MeV به دست آمد



شکل ۴-۹. الف. هندسه بهینه نهایی برای هدف فوتونی نواری طراحی شده برای شتابدهنده ILU-14 با باریکه اسکن کننده

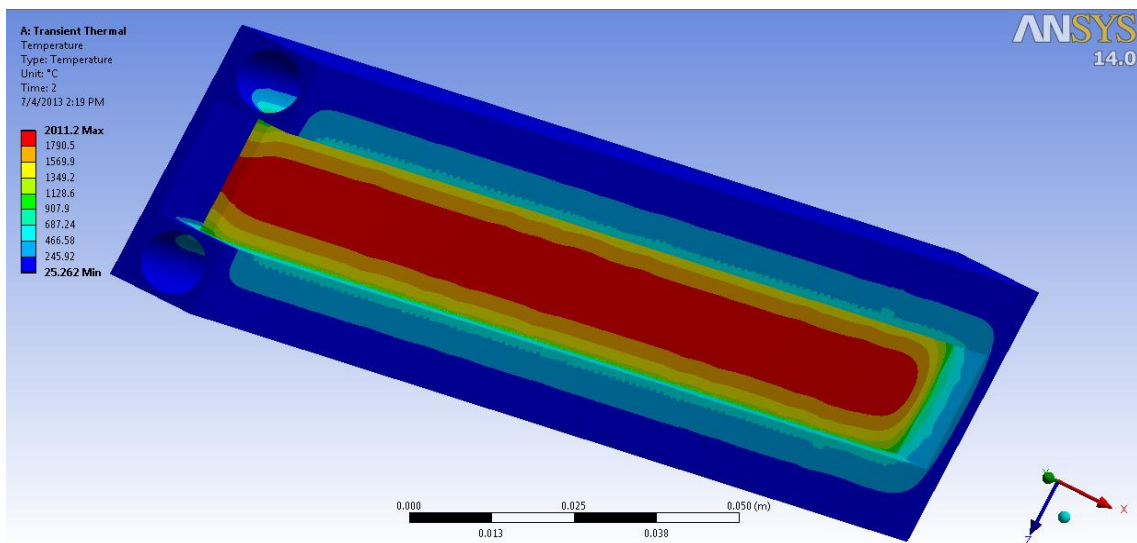


شکل ۴-۹.ب. تصویری از هورن شتاب‌دهنده ILU-14 که وظیفه اسکن کردن باریکه را بر عهده دارد



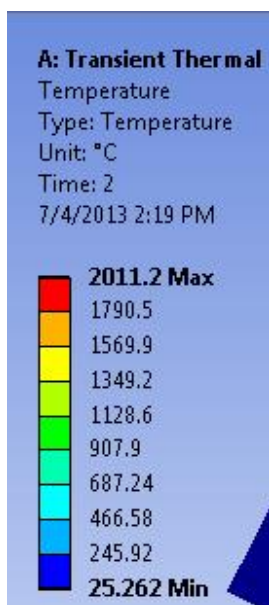
شکل ۴-۱۰. مقایسه طیف انرژی فوتون های حاصل در برخورد با هدف فوتونی دیسکی و نواری

با بررسی حرارت هدف با باریکه اسکن کننده، مشاهده می شود که سیستم در این حالت پایا نیست و در حالت گذرا قرار دارد یعنی با گذشت زمان دما افزایش پیدا می کند. شکل ۴-۱۱ و ۴-۱۲ پروفایل حرارتی مجموعه هدف را به ترتیب در مدت ۲ ثانیه و ۷ ثانیه پس از شروع تابش باریکه الکترونی بر روی هدف فوتونی را نشان می دهند.

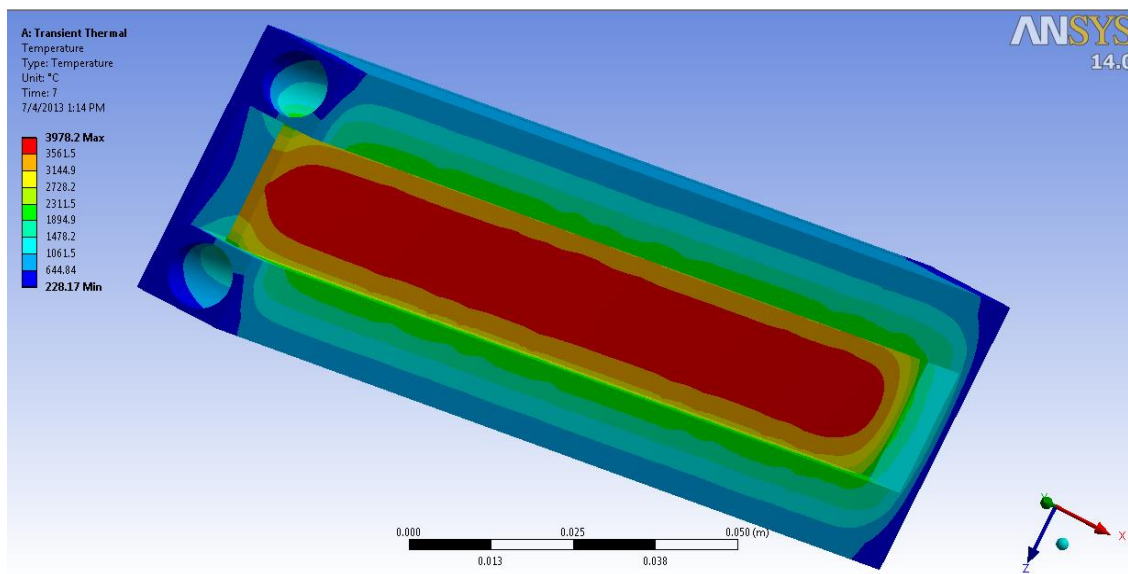


شکل ۴-۱۱. الف. پروفایل حرارتی هدف فوتونی در مقابل باریکه اسکن در مدت ۲ ثانیه پس از زمان شروع برخورد

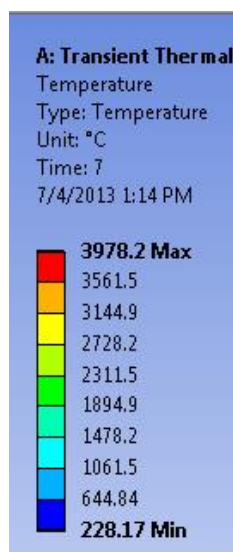
باریکه الکترون



شکل ۴-۱۱. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۱. الف



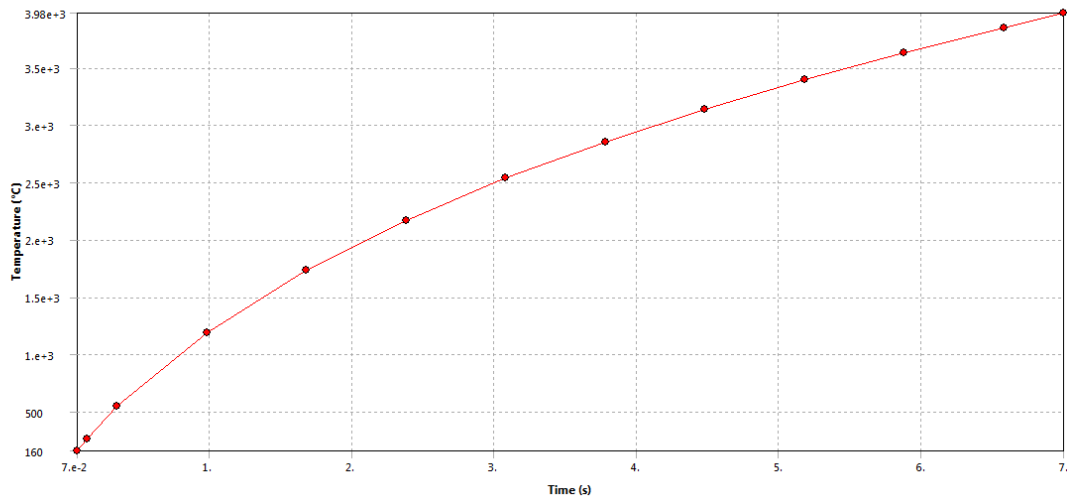
شکل ۴-۱۲. الف. پروفایل حرارتی هدف فوتونی در مقابل باریکه اسکن در مدت ۷ ثانیه پس از زمان شروع برخورد باریکه الکترون



شکل ۴-۱۲. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۲. الف

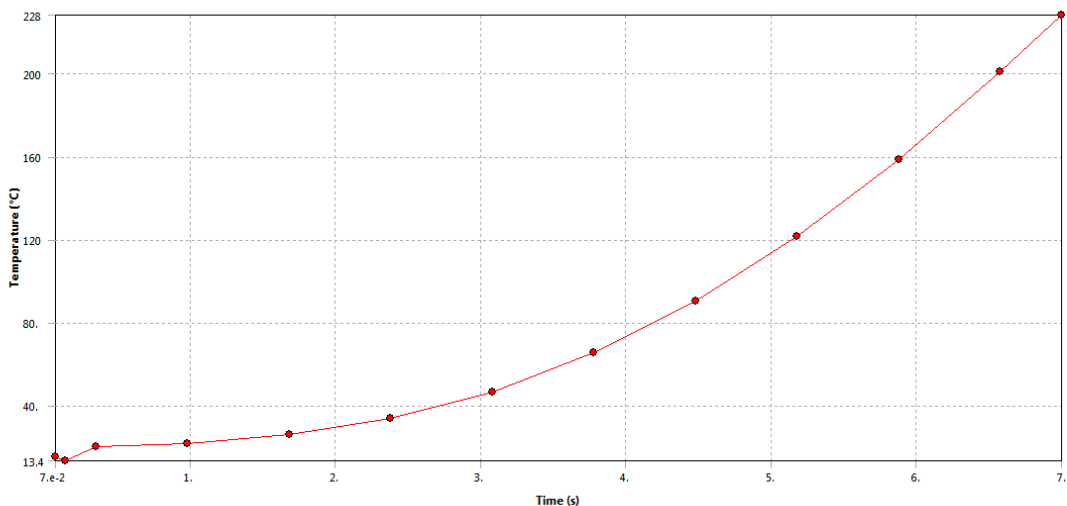
در شکل‌های ۴-۱۳ و ۴-۱۴ تغییرات دمای هدف در محل بیشینه (یعنی نقاط وسطی هدف که حداکثر دما را مطابق با پروفایل دمایی کسب می‌کنند) و کمینه دمایی (یعنی نقاط کناری هدف که کمترین میزان دما را مطابق با پروفایل دمایی کسب می‌کنند) با گذشت زمان قابل مشاهده است.

Temperature - Global Maximum



شکل ۴-۱۳. دمای بیشینه هدف بر حسب زمان

Temperature - Global Minimum

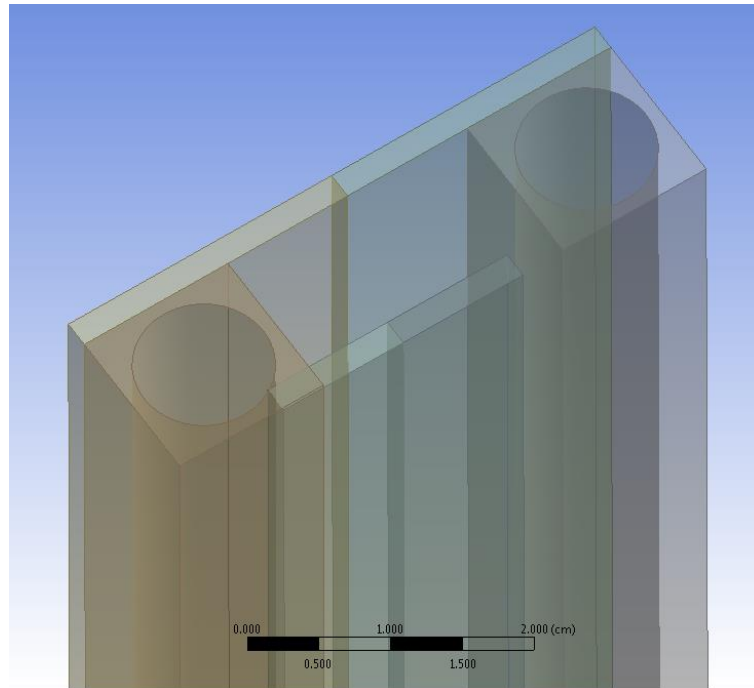


شکل ۴-۱۴. دمای کمینه هدف بر حسب زمان

شکل ۴-۱۴ نشان می‌دهد که دمای هدف در حال افزایش است و پس از ۵/۵ ثانیه در نقاطی از هدف ذوب اتفاق خواهد افتاد. به منظور حل این مشکل می‌بایست سیستم خنک کننده‌ای برای هدف طراحی شود که فرایند برداشت حرارت از هدف فوتونی را تا رسیدن به دمای محیط انجام دهد.

در طراحی سیستم خنک کنندگی از یک نگهدارنده از جنس فولاد با دمای ذوبی در حدود 1550°C استفاده شد. شکل ۴-۱۵ نمایی از طرح ارائه شده به عنوان چیدمان نگه دارنده که حفره‌ای به قطر

۱ cm دارد را نشان می‌دهد. این حفره محل گذر آب می‌باشد. در شکل ۴-۱۵ هدف فوتونی در وسط قرار گرفته است. البته تحلیل برای هر دو حالت هدف در وسط و در جلو انجام گرفته است.



شکل ۴-۱۵. طرح ارائه شده جهت خنک‌کنندگی هدف فوتونی (در حالتی که هدف وسط قرار گرفته است) در ابتدا، همان‌طور که در شکل ۴-۱۶ مشاهده می‌شود تحلیل برای حالتی که هدف در جلو قرار گیرد، انجام شد. انرژی ورودی باریکه برخوردی به هدف برابر ۱۰۰ kW می‌باشد که ۷۶ kW از آن به حرارت تبدیل می‌شود. اما برای آن که بتوان طرحی با ضریب اطمینان بالا ارائه داد، فرض شد که ۸۰٪ آن به گرما تبدیل شود. مؤلفه‌های انتقال حرارت صورت گرفته در این مسئله به شرح زیر است:

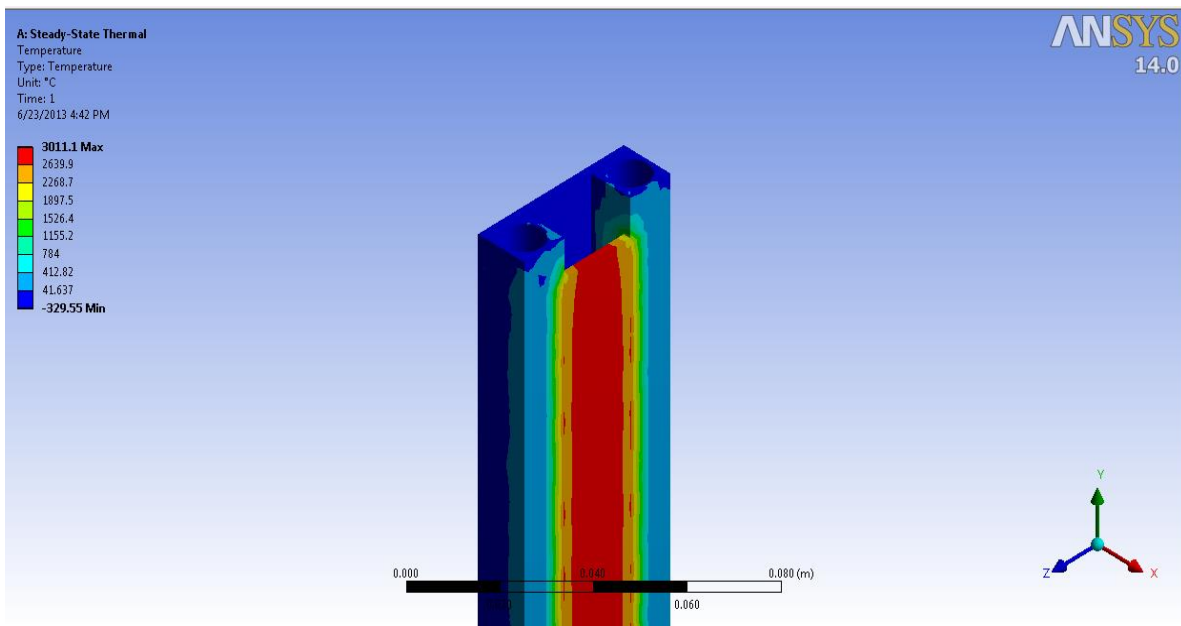
- ۱- انتقال حرارت همرفتی سطح فولاد با هوا.
- ۲- انتقال حرارت همرفتی با آب گذرنده از داخل نگه‌دارنده.
- ۳- انتقال حرارت همرفتی سطح تنگستن با هوا.

۴- انتقال حرارت تشعشعی سطح جلویی هدف فوتونی با هوا و سطح پشتی آن با هدف فوتونوترونی.

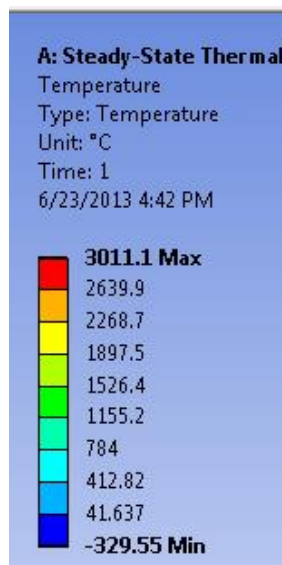
(به دلیل دمای بالای 1500°C در تنگستن این نوع انتقال حرارت دارای اهمیت بیشتری

می شود)

۵- انتقال حرارت باریکه بر روی سطح هدف فوتونی.

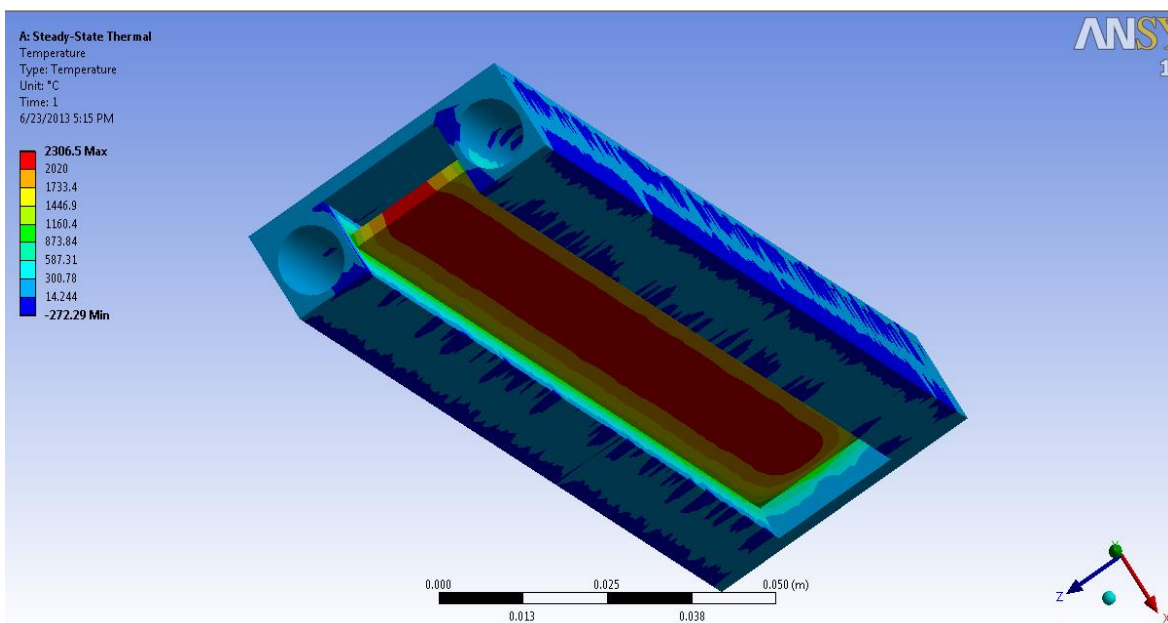


شکل ۴-۱۶. الف. نتایج برای حالتی که هدف در جلو قرار گیرد

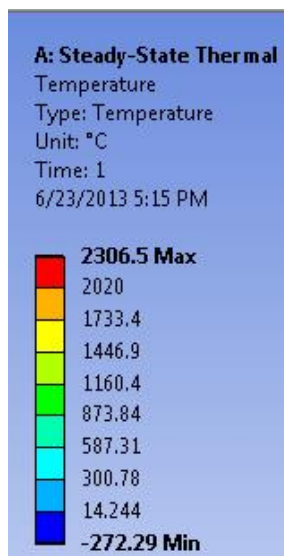


شکل ۴-۱۶. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۶. الف

همان‌طور که در شکل ۴-۱۶ ملاحظه می‌شود، دمای فولاد به 1700°C می‌رسد که نشان دهنده ذوب شدن آن است. پس باید طراحی عوض می‌شد تا بازدهی خنک‌کنندگی آب افزایش یابد. در تحلیل بالا فرض شد که آب ضریب انتقال حرارتی برابر $20000\text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ دارد. با عوض کردن محل قرارگیری هدف و عقب بردن آن به میزان 5 mm ، بازدهی خنک‌سازی افزایش یافته و فولاد به نقطه ذوب نمی‌رسد (شکل ۴-۱۷). در این حالت دمای فولاد در بیشترین حالت به 1380°C رسید که نشانگر تحمل فولاد در برابر ذوب شدن است. دمای دیواره هدف فوتونوترونی نیز به $14/2^{\circ}\text{C}$ رسید. با انجام پاره‌ای از محاسبات و تحلیل نرم افزار، دبی لازم برای خنک‌سازی و رسیدن به انتقال حرارت مطلوب $40\text{ Lit}\cdot\text{s}^{-1}$ است که با تعبیه پمپی با توان 2 kW قابل تأمین است.



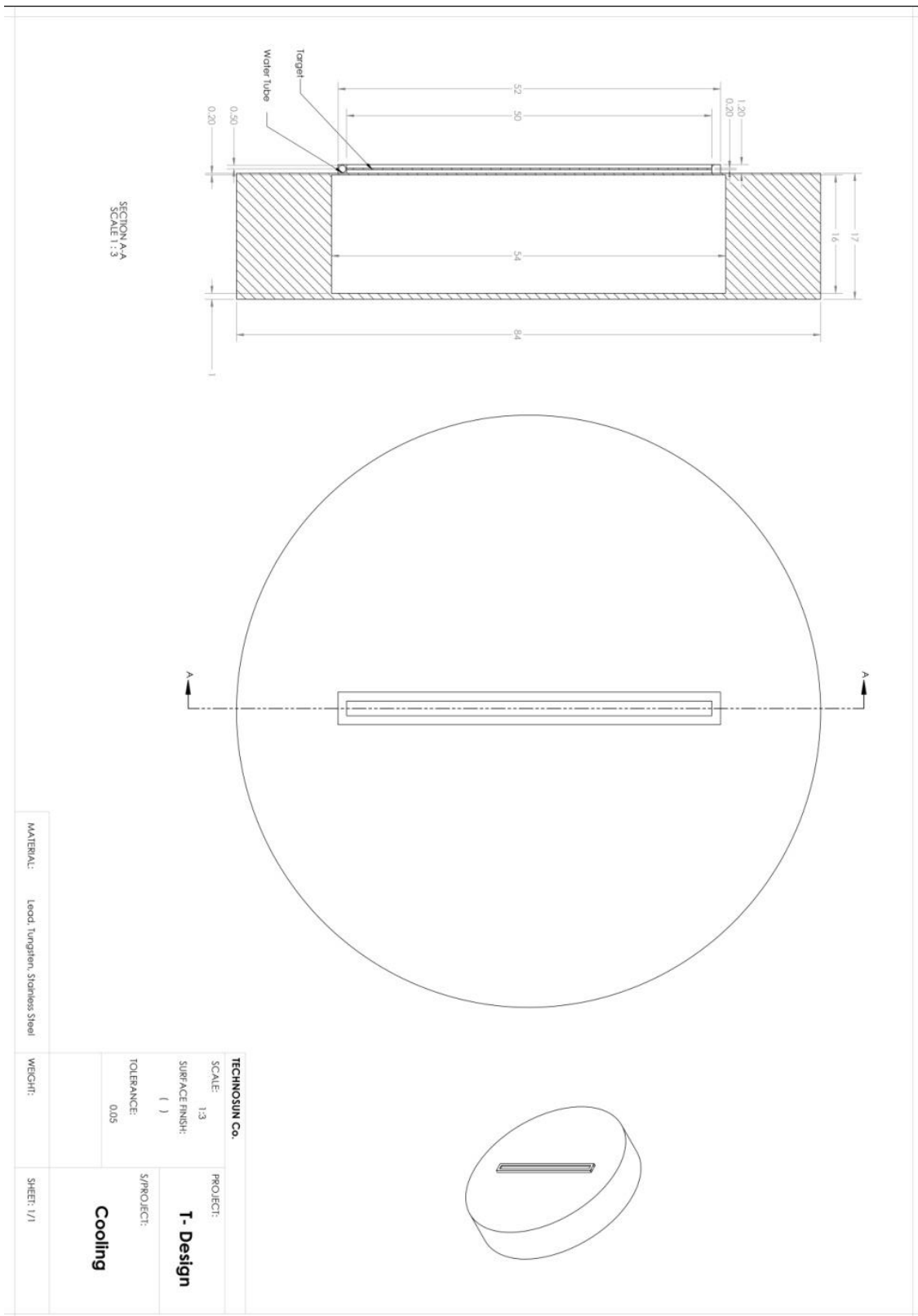
شکل ۴-۱۷. الف. پروفایل حرارتی هدف (زمانی که در وسط قرار گیرد)



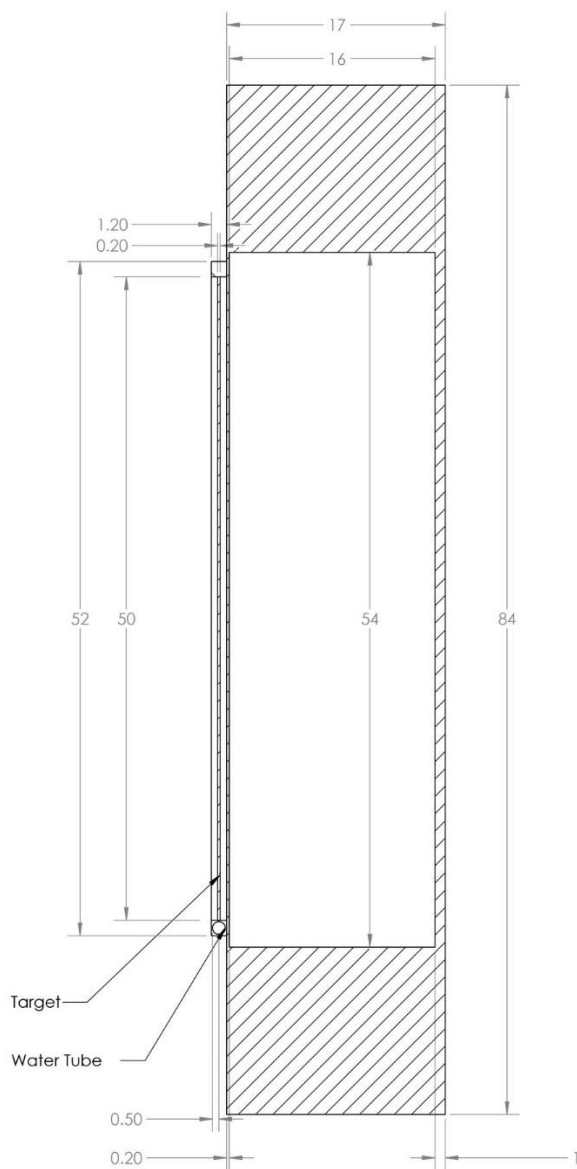
شکل ۴-۱۷. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۷. الف

با توجه به این محاسبات نتیجه‌گیری می‌شود که می‌توان با گذر دادن آب با دبی مناسب، به ضریب انتقال حرارت مناسب دست یافت.

نقشه مونتاز اصلی هدف فوتونی به همراه هدف فوتونوترونی طراحی شده به صورت شکل ۴-۱۸. الف می‌باشد. در شکل ۴-۱۸. ب نیز بزرگ‌نمایی قسمت‌های مختلف شکل ۴-۱۸. الف ترسیم شده است.



شکل ۴-۱۸. الف نقشه مونتاژ هدف فوتونی به همراه سیستم خنک کننده



MATERIAL: Lead, Tungsten, Stainless Steel	
TECHNOSUN Co.	
SCALE: 1:3	PROJECT: T- Design
SURFACE FINISH: ()	S/PROJECT: Cooling
TOLERANCE: 0.05	
WEIGHT:	SHEET: 1/1

شکل ۴-۱۸. بزرگ‌نمایی نقشه مونتاژ هدف فوتونی به همراه سیستم خنک کننده

۳-۳-۴) هدف فوتونوترونی

گام بعدی پس از طراحی هدف فوتونی بهینه، به منظور تکمیل طراحی هدف نوترونی بهینه، طراحی هدف فوتونوترونی است که مقابل فوتون‌ها قرار گیرد تا نوترون تولید کند. در انتخاب عنصر مناسب به عنوان هدف فوتونوترونی، انرژی آستانه واکنش فوتونوترونی (کمتر از ۱۰ MeV)، سطح مقطع تولید نوترون بالا، عدد جرمی بالا، سطح مقطع جذب نوترونی پایین و مشخصات فیزیکی مناسب از جمله دمای ذوب و جوش بالا مورد توجه قرار گرفته است.

ابتدا تمام عناصر با ویژگی‌های فوق در جدول ۲-۴ گردآوری شدند.

جدول ۲-۴. بررسی انرژی آستانه و سطح مقطع عناصر کاندیدای هدف فوتونوترونی

انرژی آستانه MeV	بیشینه سطح مقطع تولید فوتونوترون mb	بیشینه سطح مقطع جذب mb	انرژی بیشینه MeV	چگالی g.cm^{-3}	عنصر
۷/۳۷	۱۰۰	۸۰	۱۰	۱۱/۳۴	Pb
۷/۴۶	۹۰	۸۰	۱۰	۹/۷۸	Bi
۸	۹۰	۷۰	۱۰	۱۹/۳	Au
۷/۴۱	۸۰	۶۰	۱۰	۱۹/۲۵	W
۷/۵۸	۸۰	۷۵	۱۰	۱۶/۶۹	Ta
۸/۴۱	۴۰	۹۰	۱۰	۶/۲۴	Te
۹/۱۱	۲۵	۵۰	۱۰	۷/۳۶	Sn
۹/۲	۲۰	۵۵	۱۰	۶/۶۹	Sb
۹/۵۴	۲۰	-	۱۰	۱۰/۴۹	Ag
۱/۶۷	۱/۵۵	-	۲/۵	۱/۸۵	Be
۲/۲۲	۲/۵	-	۵	۰/۰۷	^2H

سپس همه عناصر با توجه به ضخامت بهینه یعنی تولید بیشینه فوتونوترون، شبیه سازی شدند که نتایج این شبیه‌سازی‌ها در جدول ۳-۴ آورده شده است. یادآور می‌شود که با توجه به ابعاد هدف فوتونی و به منظور استفاده از همه فوتون‌های تولیدی، شعاع ۲۶ cm برای هدف فوتونوترونی در نظر گرفته شده است. همان‌طور که از جدول ۲-۴ ملاحظه می‌شود، بریلیم و دوتریم بیشینه سطح مقطع تولید

فوتونوترون کمتری نسبت به سایر عناصر جدول ذکر شده دارند ولی انرژی آستانه پایین اندرکنش در آن‌ها مخصوصاً در شرایطی که انرژی ذرات فرودی کم باشد مزیت محسوب می‌شود. پس گزینه‌هایی چون بریلیم، دوترید بریلیم و آب سنگین مناسب خواهند بود و بیشترین تعداد نوترون را تولید می‌کنند. در شکل ۴-۲۰ طیف نوترون تولیدی این هدف‌های فوتونوترونی ترسیم شده است. در بین این سه مورد با وجود این که بریلیم بهترین گزینه است ولی با در نظر گرفتن هزینه بالا، چگالی کم و البته تفاوت کم تولید نوترون در این عنصر نسبت به گزینه اول و سوم با در نظر گرفتن فاکتور صرفه اقتصادی و امکان تهیه در داخل کشور، آب سنگین را به عنوان هدف فوتونوترونی انتخاب می‌کنیم.

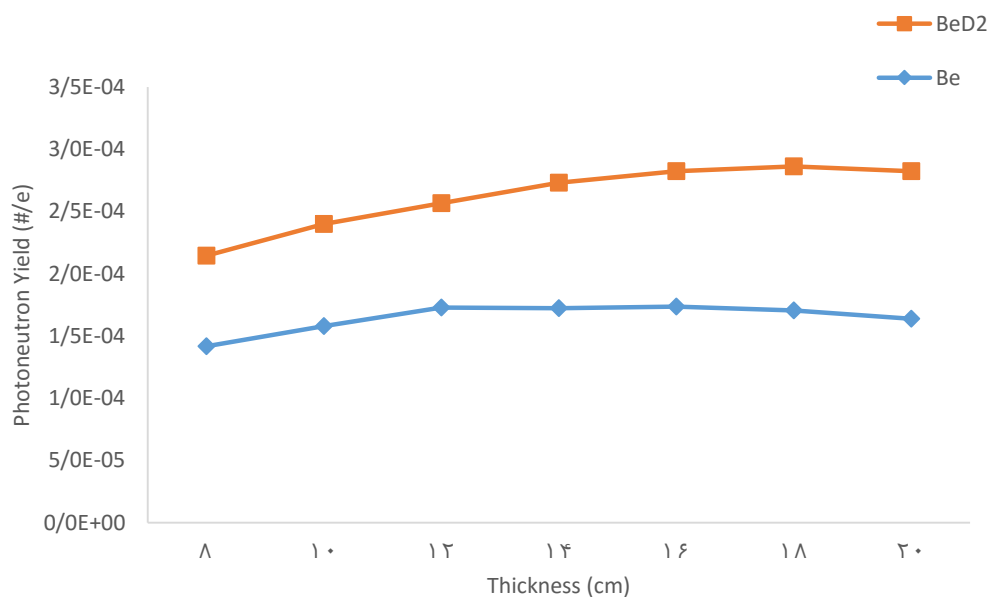
جدول ۴-۳. فوتونوترون تولیدی از عناصر جدول ۴-۲ در ابعاد بهینه

ماده	چگالی (g/cm ³)	انرژی آستانه (MeV)	بیشینه سطح مقطع واکنش فوتونوترون (mb) در انرژی کمتر از ~ 10 (MeV)	ابعاد شعاع \times ضخامت (cm ²)	فوتونوترون تولیدی (n/e)
BeD ₂	۰/۷	Be=۱/۶۷ D=۲/۲	Be=۱/۸ D=۲/۵	۱۶ \times ۲۶	$۲/۴۱ \times 10^{-۴}$
Be	۱/۸۵	۱/۶۷	۱/۸	۱۲ \times ۲۶	$۲/۴۷ \times 10^{-۴}$
D ₂ O	۱/۱	۲/۲	۲/۵	۱۶ \times ۲۶	$۱/۴ \times 10^{-۴}$
Pb	۱۱/۳۴	۷/۳۷	۱۰۰	۴ \times ۲۶	$۱/۰۶ \times 10^{-۵}$
Ta	۱۶/۶۹	۷/۵۸	۸۰	۲ \times ۲۶	$۷/۱ \times 10^{-۶}$
Bi	۹/۸۷	۷/۴۶	۹۰	۴ \times ۲۶	$۶/۴۵ \times 10^{-۶}$
W	۱۹/۲۵	۷/۴۱	۸۰	۲ \times ۲۶	$۵/۴۱ \times 10^{-۶}$
Au	۱۹/۳	۸	۹۰	۲ \times ۲۶	$۴/۳۹ \times 10^{-۶}$
Te	۶/۲۴	۸/۴۱	۴۰	۵ \times ۲۶	$۳/۸۹ \times 10^{-۶}$
Sn	۷/۳۶	۹/۱۱	۲۵	۵ \times ۲۶	$۲/۴۷ \times 10^{-۶}$
Sb	۶/۶۹	۹/۲	۲۰	۵ \times ۲۶	$۸/۳۶ \times 10^{-۷}$
Ag	۱۰/۴۹	۹/۵۴	۲۰	۴ \times ۲۶	$۶/۶۵ \times 10^{-۶}$

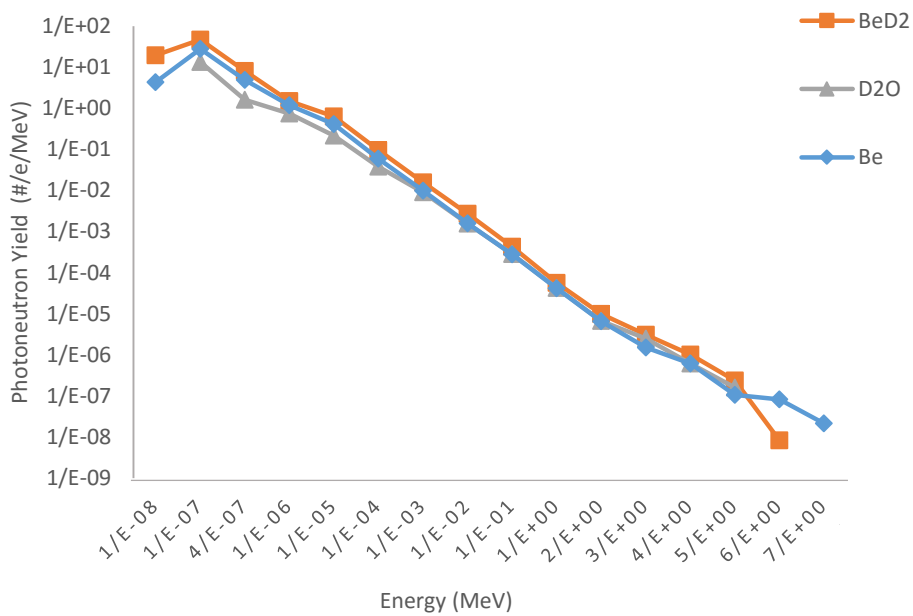
آب سنگین می‌تواند به عنوان هدف فوتونوترونی در مقابل باریکه الکترونی با انرژی ۱۰ MeV گزینه مناسبی باشد ولی اگر محدودیت مربوط به صرفه جویی در هزینه‌ها در کار نباشد هدفی از جنس دوترید بریلیم با ابعاد ۱۸ cm ضخامت و شعاع ۲۶ cm مناسب است. در شکل ۴-۱۹ تولید فوتونوترون با استفاده از این دو ماده در ضخامت‌های گوناگون مقایسه شده است و در شکل ۴-۲۰ طیف نوترونی حاصل از

دوترید بریلیم و آب سنگین و بریلیم مقایسه شدند. نتایج حاصل از این نمودارها نشان می‌دهد تفاوت قابل توجهی در طیف حاصل از این مواد وجود ندارد.

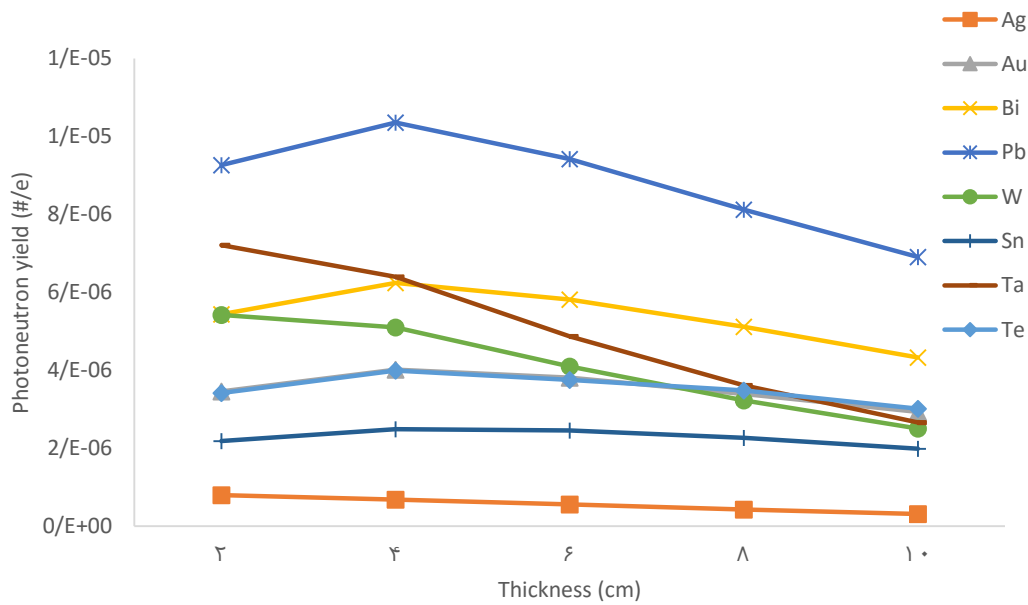
اگر کاربردهای دیگر شتابدهنده الکترون با انرژی ۱۰ MeV برای تولید نوترون مانند رادیوگرافی مدنظر قرارگیرد که در آن به نوترون‌های کم انرژی با شاری در حدود 10^7 (n/cm².s) نیاز است، [۸۷] می‌توان از سایر گزینه‌ها که طیف نوترون تولیدی آنها در شکل ۴-۲۲ آمده است استفاده کرد [۸۸]. تغییرات فوتونوترون تولیدی از هر کدام از این عناصر در ضخامت‌های مختلف در شکل ۴-۲۱ ترسیم شده است. در بررسی توزیع کسینوسی فوتونوترون‌های تولید شده توسط چند کاندیدای برتر جدول ۴-۳ که در شکل ۴-۲۳ نمایش داده شده است، مشاهده می‌شود که تولید نوترون‌ها در زوایای بیش از ۶۰ درجه قابل توجه نیست.



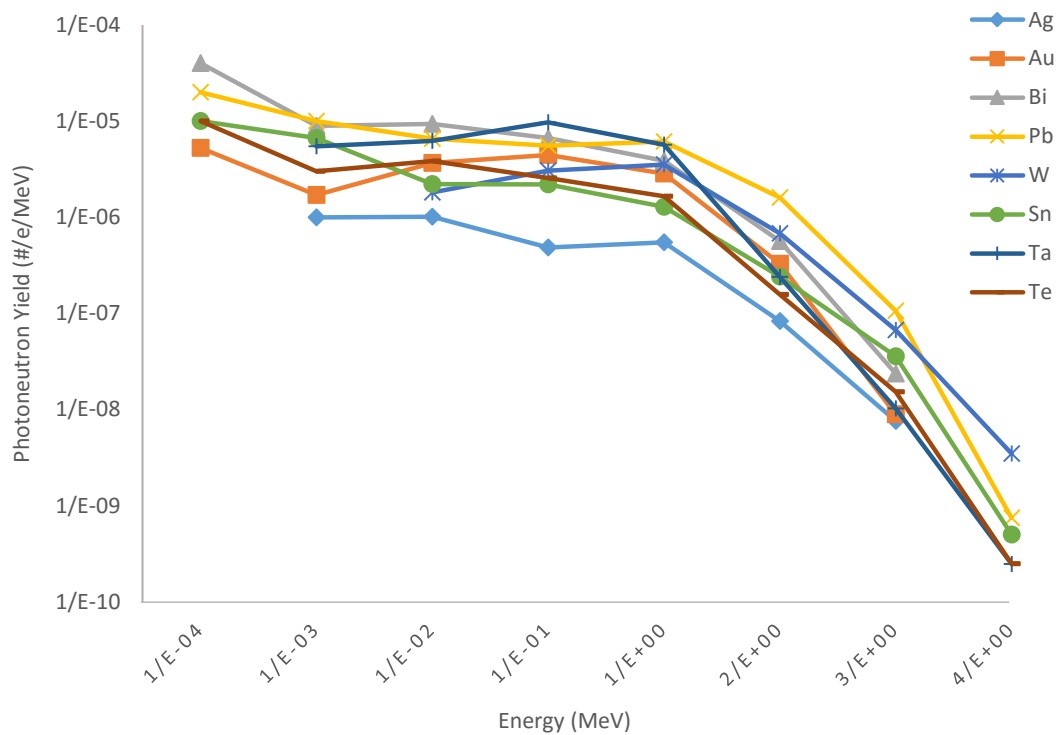
شکل ۴-۱۹. مقایسه فوتونوترون تولیدی از Be, BeD₂ در ضخامت‌های مختلف



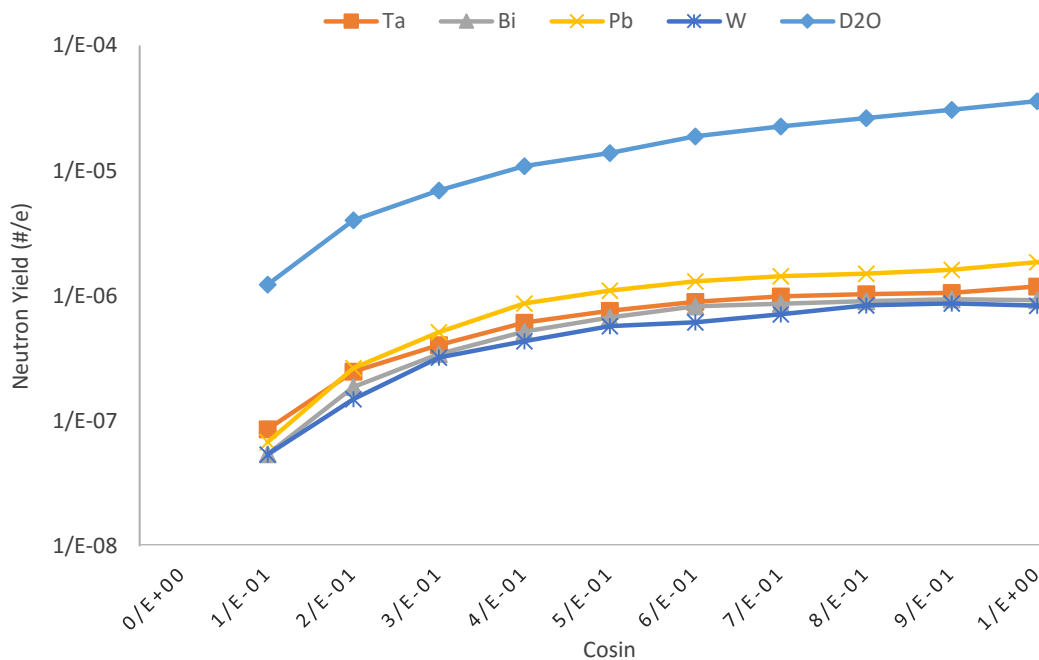
شکل ۴-۲۰. مقایسه طیف نوترون حاصل از سه کاندیدای برتر هدف فوتونوترونی (D₂O, Be, BeD₂)



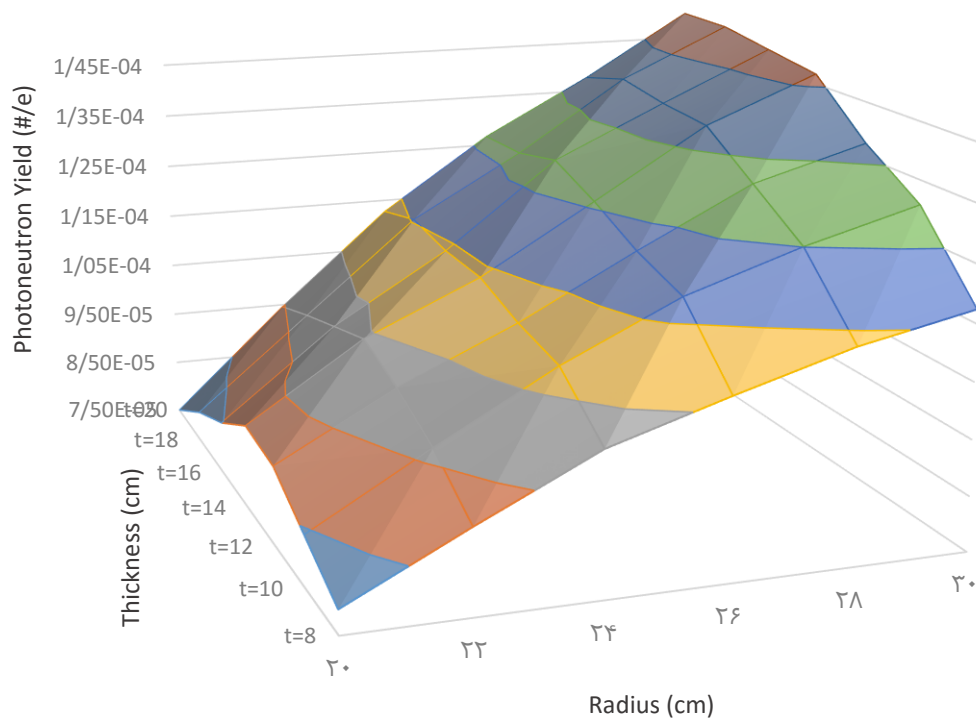
شکل ۴-۲۱. فوتونوترون تولیدی از Ag, Te, Ta, Sn, W, Pb, Bi, Au, Ag در ضخامت‌های مختلف



شکل ۴-۲۲. مقایسه طیف نوترون حاصل از Ag, Au, Bi, Pb, W, Sn, Ta, Te.

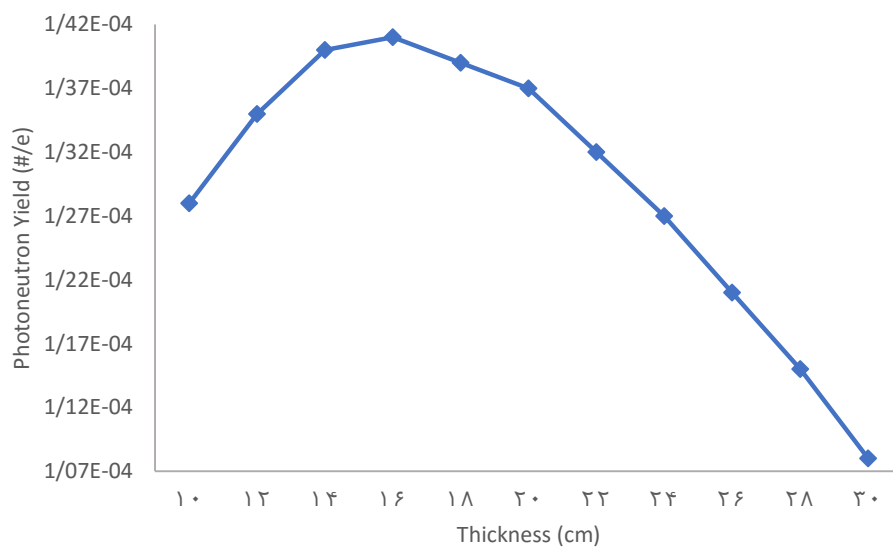


شکل ۴-۲۳. توزیع کسینوسی نوترون حاصل از D₂O, W, Ta, Pb, Bi در ابعاد بهینه

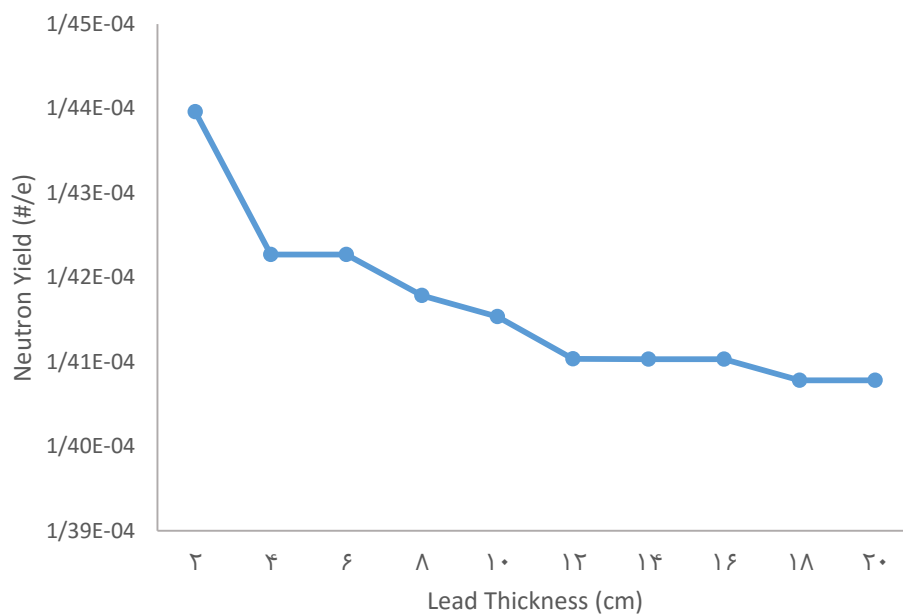


شکل ۴-۲۴. فوتونوترون تولیدی از آب سنگین در شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف

در شکل ۴-۲۴ آب سنگین در شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف از لحاظ تولید نوترون مقایسه شده است. در این نمودار مشاهده می‌شود که هرچه شعاع هدف فوتونوترونی بیشتر شود، تولید فوتونوترون افزایش می‌یابد ولی با در نظر گرفتن فاکتور حداقل حجم ممکن و همچنین در نظر گرفتن ابعاد هدف فوتونی که طول ۵۰ cm دارد، شعاع ۲۶ cm برای هدف فوتونوترونی انتخاب شد. مطابق با نتایج حاصل از نمودار ۴-۲۵ ضخامت بهینه برای این هدف ۱۶ cm خواهد بود. نکته دیگری که برای تکمیل طراحی هدف فوتونوترونی باید در نظر گرفته شود، محفظه‌ای صلب برای نگهداری هدف فوتونوترونی مایع است. سرب علاوه بر قابلیت تولید فوتونوترون (این ماده گزینه بعدی پس از آب سنگین از نظر تولید بیشینه فوتونوترون، می‌باشد) دارای چگالی بالا و نقطه ذوب $327/4^{\circ}C$ است. بنابراین محفظه سربی با ضخامت ۱ cm در دو وجه دیواره و نیز سطح انتهایی و ضخامت ۲ mm برای سطح ابتدایی که در مجاورت با هدف فوتونی است، در نظر گرفته شد. ضخامت‌های مختلف در سطح ابتدایی جداره سربی شبیه سازی شد تا ضخامت بهینه به دست آید و نتایج آن در شکل ۴-۲۶ نشان داده شده است.

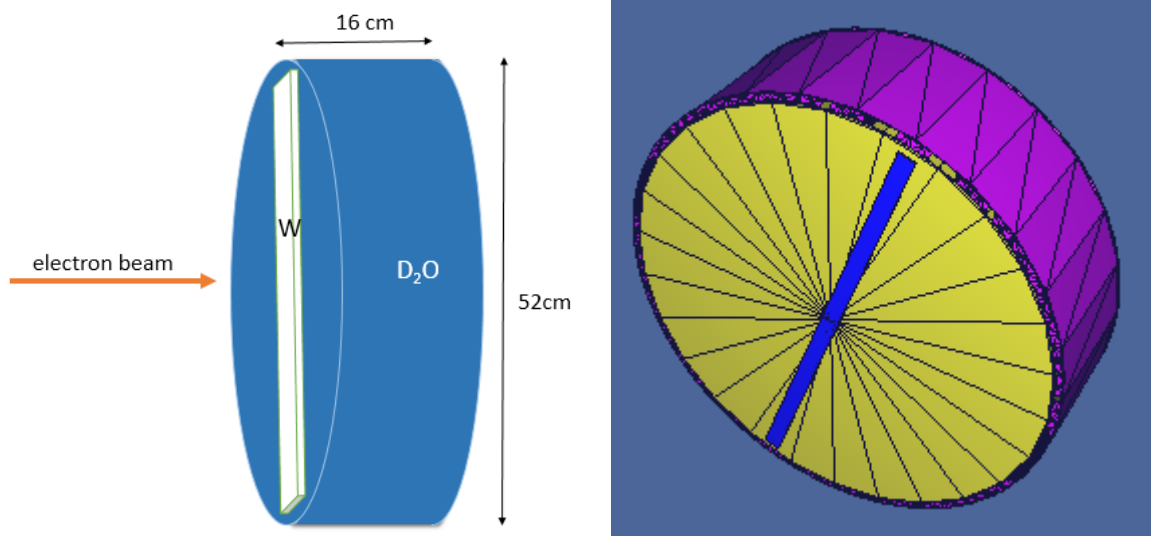


شکل ۴-۲۵. فوتونوترون تولیدی در آب سنگین با ضخامت‌های مختلف با شعاع ۲۶ cm

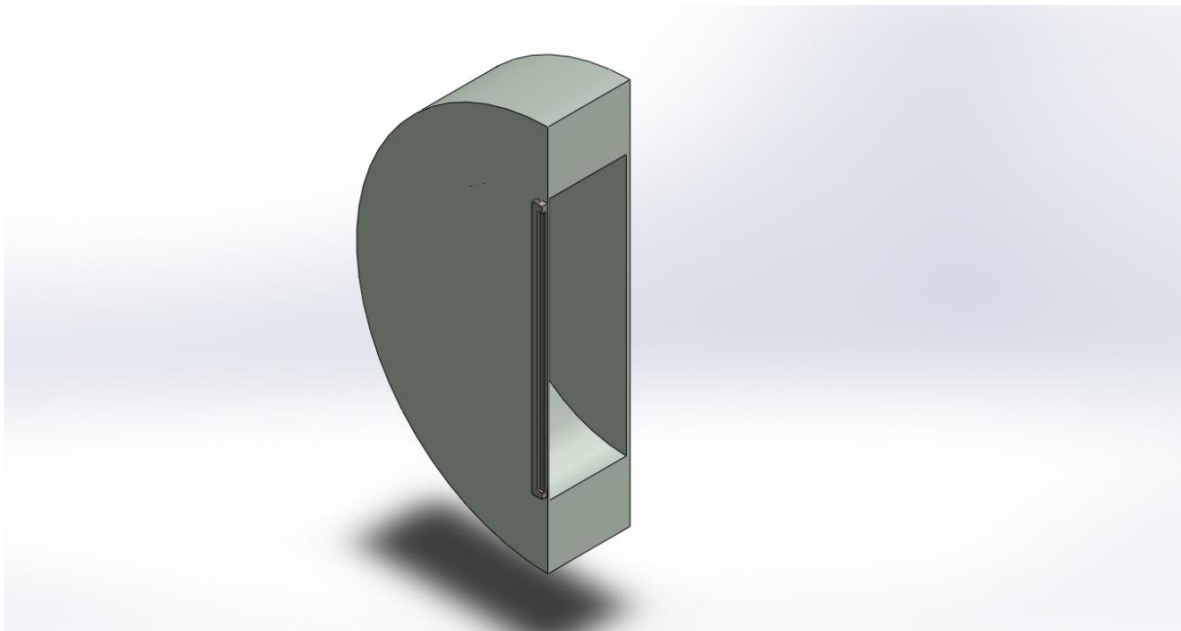


شکل ۴-۲۶. ضخامت‌های مختلف سطح ورودی نگه‌دارنده سربی برای رسیدن به بیشینه فوتونوترون

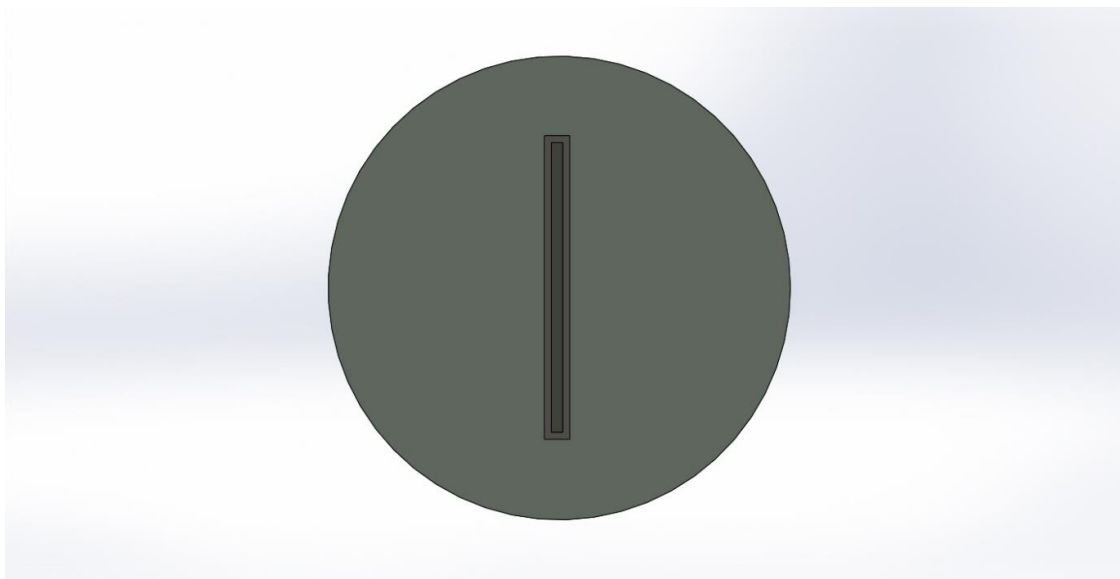
ترکیب سرب و آب سنگین با هندسه‌های مختلف شبیه سازی شد که هندسه بهینه به منظور تولید بیشترین نوترون در شکل ۴-۲۷ نمایش داده شده است.



شکل ۴-۲۷. هندسه انتخاب شده هدف نوترونی شامل هدف فوتونی (تنگستن) و هدف فوتونوترونی (سرب و D_2O) در شکل ۴-۲۸ الف و ۴-۲۸ ب نماهایی از هدف نوترونی طراحی شده برای شتابدهنده ILU-14 شامل هدف فوتونی و هدف فوتونوترونی به همراه سیستم خنک کننده نمایش داده شده است.



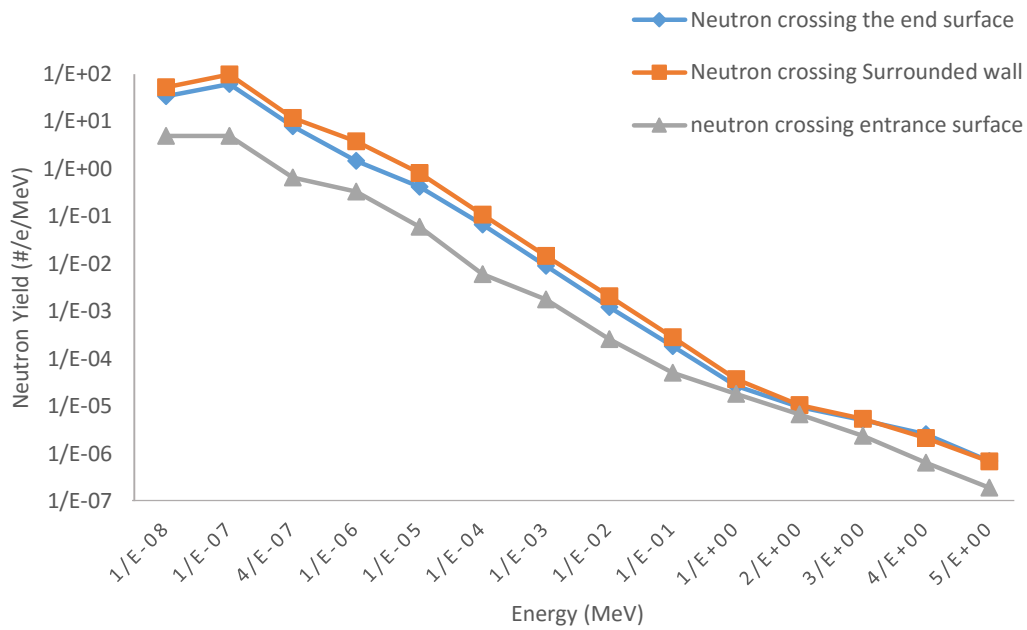
شکل ۴-۲۸ الف. نمای عرضی از هدف نوترونی طراحی شده برای شتابدهنده ILU-14 بدون در نظر گرفتن حفاظ گاما



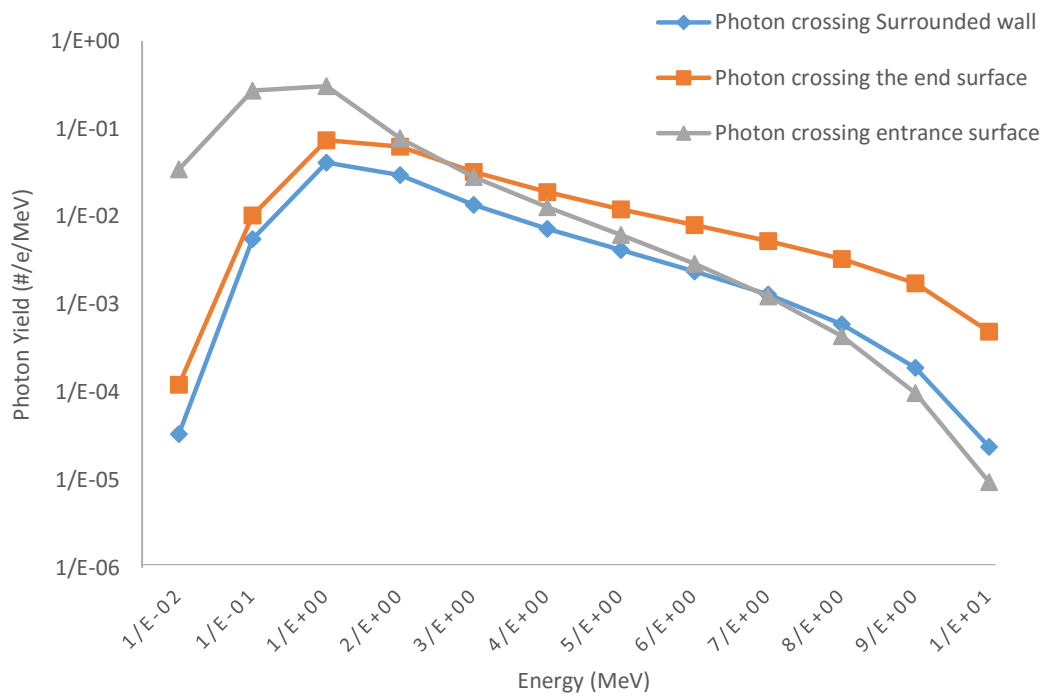
شکل ۴-۲۸. نمای مقابل از هدف نوترونی طراحی شده برای شتابدهنده ILU-14 بدون در نظر گرفتن حفاظ گاما

در شکل ۴-۲۹ طیف فوتونوترون نهائی تولید شده از سطوح ابتدایی و انتهایی هدف فوتونوترونی و نیز دیواره استوانه سربی مقایسه شده است. مشاهده می‌شود که تعداد نوترون تولیدی به ازای ۱ الکترون فرودی $10^{-4} \times 2/77$ است که ۵۱ درصد نوترون‌ها از سطح انتهایی، ۳۵ درصد از آن‌ها از دیواره محاط کننده آب سنگین و ۱۳ درصد از نوترون‌ها از سطح ابتدایی (سطح ورودی الکترون) خارج می‌شود.

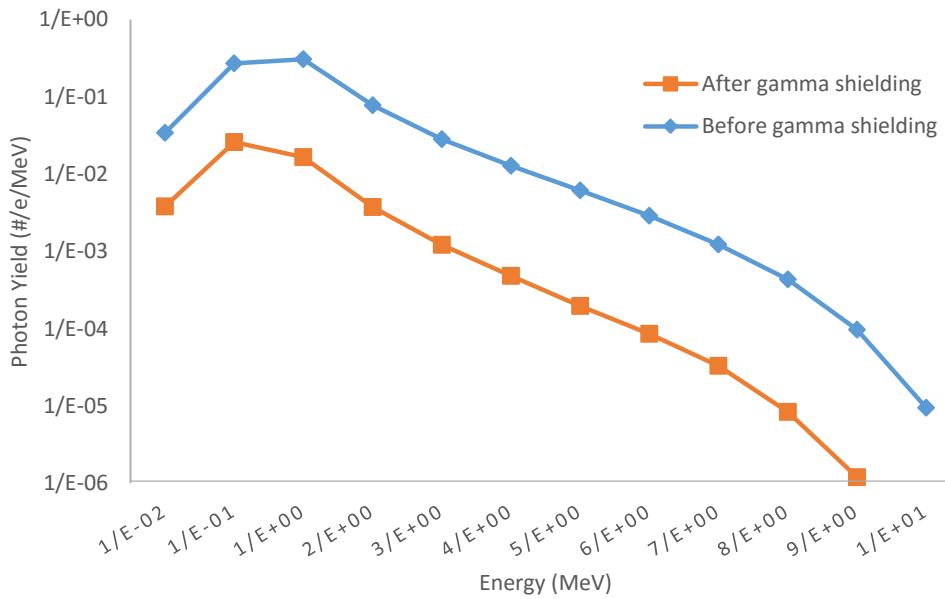
در شکل ۴-۳۰ طیف فوتون تولیدی از هر سه وجه هدف نوترونی مقایسه شده است. به ازای هر الکترون فرودی، $0/73$ فوتون تولید می‌شود که ۲۸ درصد از سطح انتهایی هدف، ۱۳ درصد از کل فوتون‌ها از دیواره محاط کننده هدف خارج می‌شود و ۵۸ درصد از فوتون‌ها از سطح ابتدایی خارج می‌شود. بنابراین باید حفاظ گامای ضخیمی برای هدف طراحی شود. به این منظور از لایه سربی به ضخامت و قطر ۱۰ cm استفاده شد و در شکل ۴-۳۱ طیف آلودگی گاما قبل و بعد از قرار دادن حفاظ مقایسه شده است. در شکل ۴-۳۲ اثر قرار دادن حفاظ گاما در سطح ابتدایی هدف نوترونی بر طیف نوترونی حاصل از سطوح مختلف هدف نشان داده شده است.



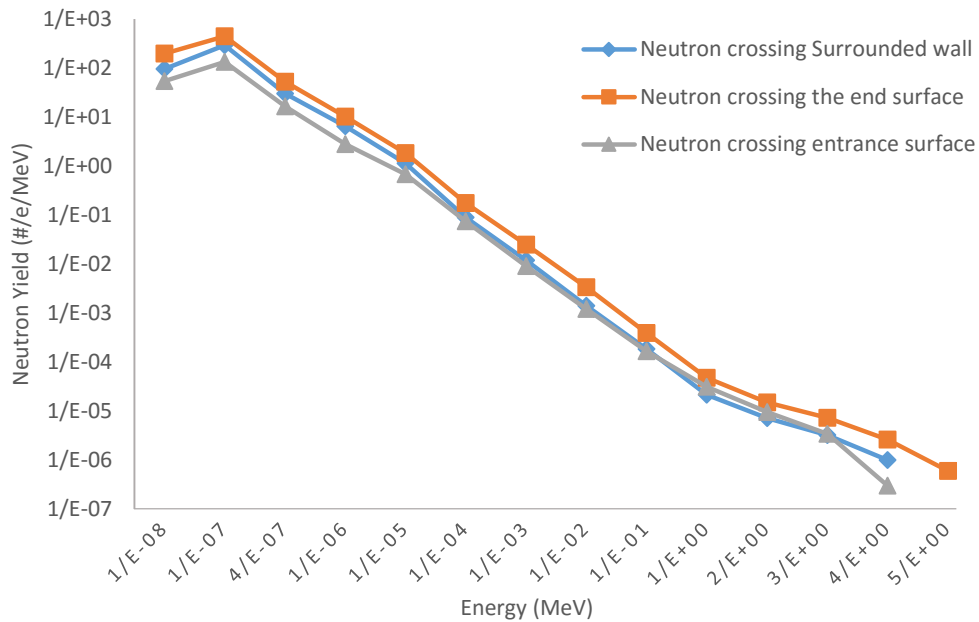
شکل ۴-۲۹. طیف نوترون‌های خروجی از دیواره، سطح ورودی و نیز سطح خروجی محفظه سربی نگهدارنده آب سنگین



شکل ۴-۳۰. طیف فوتون‌های خروجی از دیواره و سطوح ورودی و خروجی محفظه سربی



شکل ۴-۳۱. طیف فوتون‌های سطح ورودی محفظه سربی با در نظر گرفتن حفاظ گاما در مقایسه با حالت بدون حفاظ



شکل ۴-۳۲. طیف نوترون‌های خروجی از دیواره و سطوح ورودی و خروجی محفظه سربی بعد از قرار دادن حفاظ

۴-۴) طراحی BSA

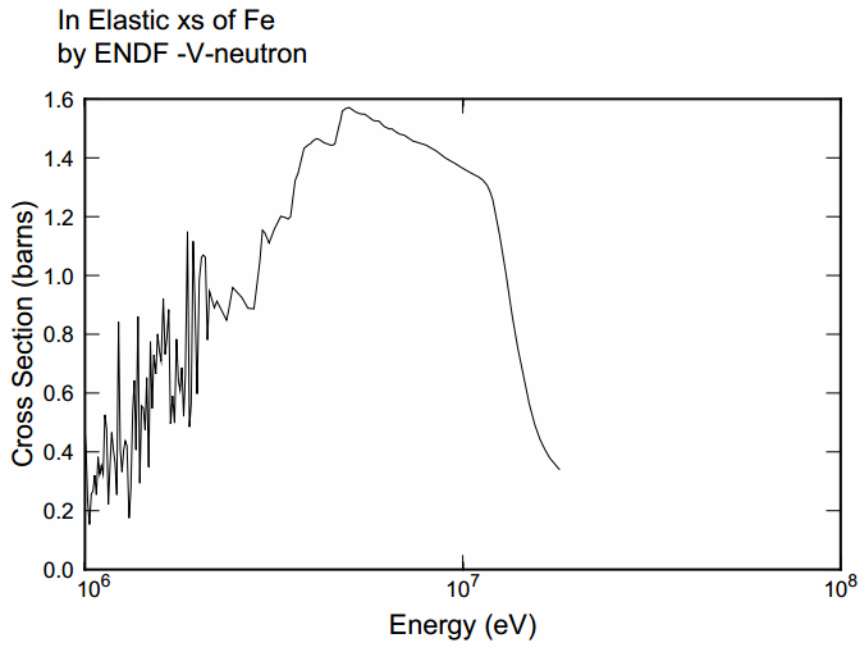
در فصل دوم قسمت‌های مختلف شکل‌دهنده طیف نوترون و نیز ویژگی‌هایی مواد مناسب به عنوان شکل‌دهنده طیف معرفی شد. اینک موادی که بتوانند ویژگی‌های مذکور را برآورده کنند معرفی شده و طرحی از آن‌ها برای شکل‌دهی طیف نوترون حاصل در بخش قبل، پیشنهاد خواهد شد.

۴-۳-۱) کندکننده

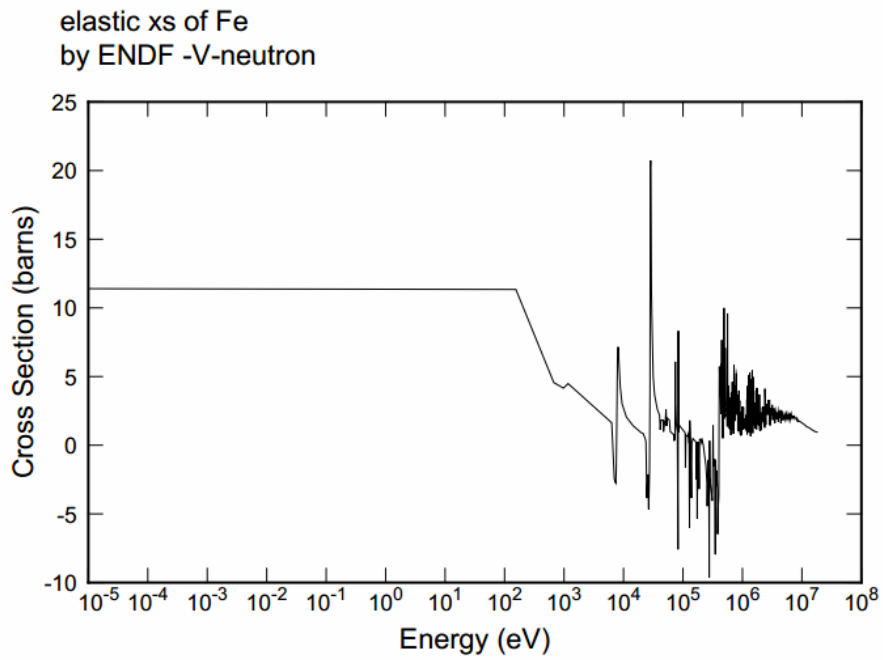
الزامات انتخاب کندکننده مناسب در فصل دوم بحث شد و بر مبنای ویژگی‌های معرفی شده مواد مختلف مورد بررسی قرار گرفته و در ادامه ترکیبات متعددی از آن‌ها به عنوان کندکننده طی چیدمان‌های مختلف شبیه سازی شد.

۴-۴-۱-۱) آهن

ایزوتوپ ^{56}Fe با بیشینه فراوانی ۹۱/۷ درصد در طبیعت با توجه به نمودار سطح مقطع پراکندگی غیرکشسان خود در ناحیه انرژی بیش از ۸۶۰ keV و نیز تشدیدهایی که در ناحیه بالای ۲۰ keV در سطح مقطع کشسان دارد، خاصیت کندکنندگی مناسبی خواهد داشت یعنی نوترون‌های ۱ MeV تا ۲ MeV را به ناحیه انرژی کمتر از ۱۰۰ keV کند خواهد کرد.



شکل ۴-۳۳. سطح مقطع پراکندگی غیر کشسان نوترون با آهن



شکل ۴-۳۴. سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون با آهن

۴-۱-۲) فلونتال

این ماده ترکیبی از سه ماده مختلف است. درصدهای وزنی اجزای تشکیل دهنده این ماده در جدول ۴-۴ نشان داده شده است.

جدول ۴-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده فلونتال

فلونتال ($\rho=2/994 \text{ g/cm}^3$)	
عناصر	درصد وزنی
Al	۵۲/۹۷
F	۴۴/۴
⁶ Li	۰/۰۱۷
⁷ Li	۰/۲۵
O	۲/۴
چگالی اتمی: $8/29 \times 10^{-2} \text{ (barns cm)}^{-1}$	

علت انتخاب این ترکیب به عنوان یک کندکننده خوب به ویژگی اجزای تشکیل دهنده آن باز می‌گردد که در زیر بیان خواهد شد:

➤ اولین تراز برانگیزش ¹⁹F در ۱۰۹/۹ keV و دومین تراز تحریک آن در ۱۹۷/۱ keV است. با توجه به انرژی نوترون برخوردی، فلونتور سطح مقطع پراکندگی غیرکشسان بالایی خواهد داشت که شیوه مناسبی برای کاهش سریع انرژی نوترون‌ها محسوب می‌شود. بنابراین نوترون‌های پراثری در هر برهم‌کنش غیرکشسان با تراز دوم، ۱۹۷/۱ keV و یا طی برهم‌کنش غیرکشسان با لایه اول، ۱۰۹/۹ keV از انرژی خود را از دست می‌دهند بنابراین بخشی از انرژی نوترون‌ها به سرعت به کمتر از ۱۰۰ keV کاهش می‌یابد و البته موجب تولید پرتو گاما می‌شود که با حفاظ مناسب قابل کنترل است.

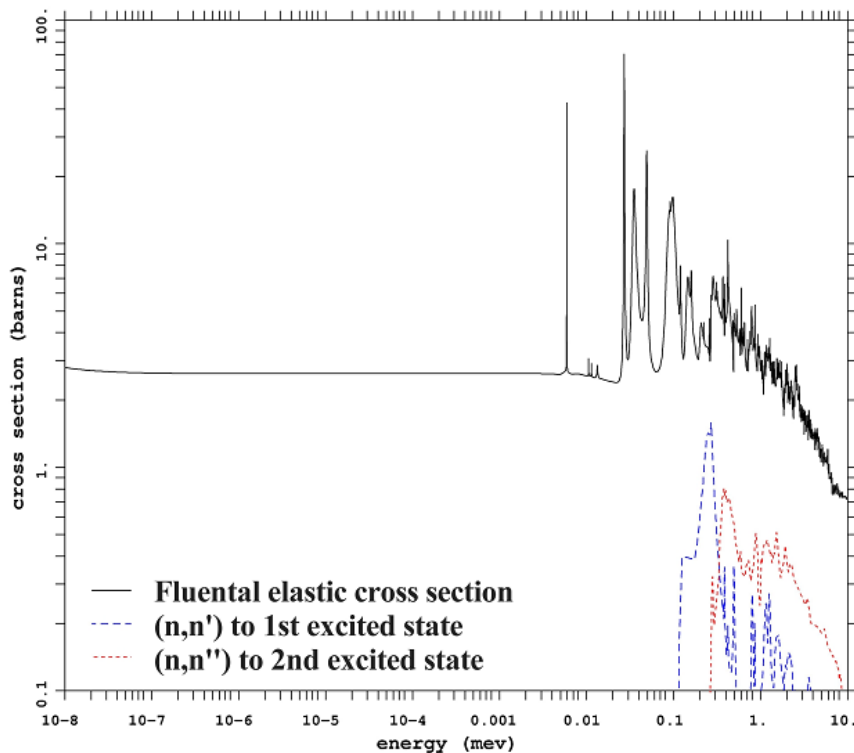
➤ ²⁷Al هم دارای تراز تحریک پایینی است که می‌تواند باعث پراکندگی غیرکشسان نوترون شود. بیشینه انرژی ۸۴۳/۸ keV برای کاهش انرژی نوترون‌هایی با انرژی بیش از این مقدار، مناسب است ولی سطح مقطع برهم‌کنش آن از ¹⁹F کمتر است (چیزی در حدود ۰/۱ برابر). همچنین

با توجه به نمودار سطح مقطع کشسان ^{27}Al و عدد جرمی آن نوترون‌ها در هر برخورد کشسان انرژی کمی را از دست می‌دهند.

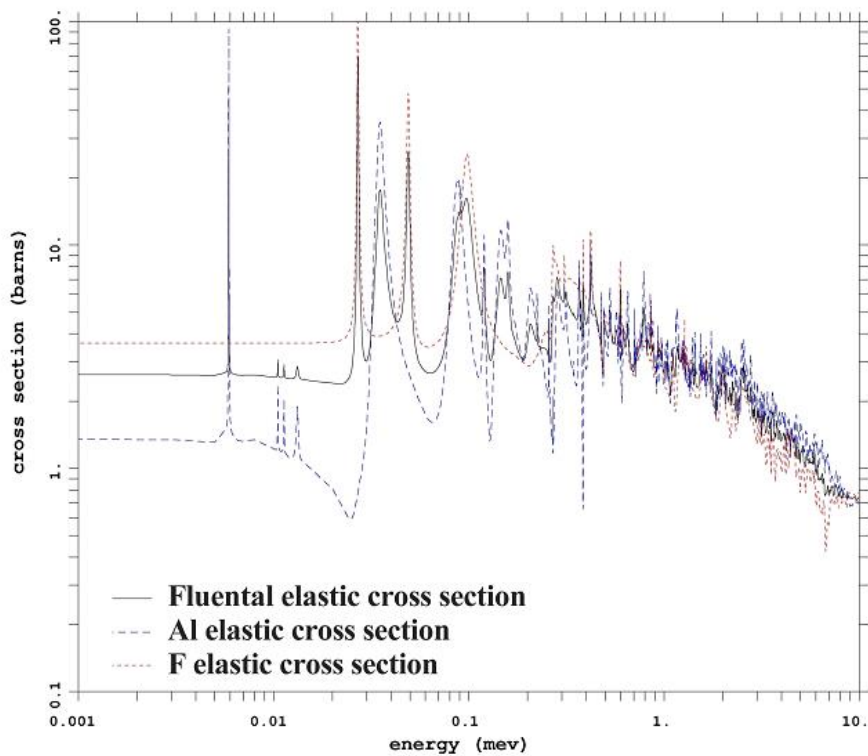
با توجه به شکل ۴-۳۶ همپوشانی تشدیدها پیش بینی می‌شود

➤ LiF نیز سطح مقطع جذب بالائی برای نوترون‌های حرارتی دارد که ضخامت اندکی (در حد چند سانتی‌متر) از آن قادر است دز نوترون‌های حرارتی باریکه را به حد استاندارد برساند و همچنین مانع از ایجاد برهم‌کنش گامازای جذب نوترون حرارتی توسط ^{27}Al شود.

محصولات واکنش گامازای نوترون با ^{27}Al منجر به تولید گاما با انرژی $7/3 \text{ MeV}$ و ^{28}Al با نیمه عمر $2/24$ دقیقه می‌شود و فوتون‌هایی با انرژی $1/799 \text{ MeV}$ تولید می‌کند، در حالی که لیتیم طی واکنش $^6\text{Li}(\text{N},\alpha)^3\text{H}$ ، تریتم و آلفا تولید می‌کند.



شکل ۴-۳۵. سطح مقطع واکنش‌های مختلف فلونتال



شکل ۴-۳۶. همپوشانی قله‌های نمودار سطح مقطع کشسان اجزاء تشکیل دهنده فلونتال

۴-۱-۳-۴ آلومینیم و ترکیبات فلئورید آن

جدول ۴-۵. درصد وزنی اجزای آلومینیم و تری فلئورید آلومینیم

Al ($\rho = 2.7 \text{ (g/cm}^3\text{)}$)		AlF ₃ ($\rho = 3.026 \text{ (g/cm}^3\text{)}$)	
عناصر	درصد وزنی	عناصر	درصد وزنی
Al	۹۷/۳۶	Al	۳۱/۸۵
Cr	۰/۰۴	Si	۰/۰۴
Cu	۰/۱۵	Fe	۰/۰۱۵۳
Fe	۰/۷	S	۰/۰۸
Mg	۰/۸	Na	۰/۱۴
Mn	۰/۱۵	Ca	۰/۰۵
Si	۰/۴	P	۰/۰۰۹
Ti	۰/۱۵	F	۶۷/۸
Zn	۰/۲۵		
چگالی اتمی: $5.98 \times 10^{-2} \text{ (barns cm)}^{-1}$		چگالی اتمی: $5.306 \times 10^{-2} \text{ (barns cm)}^{-1}$	

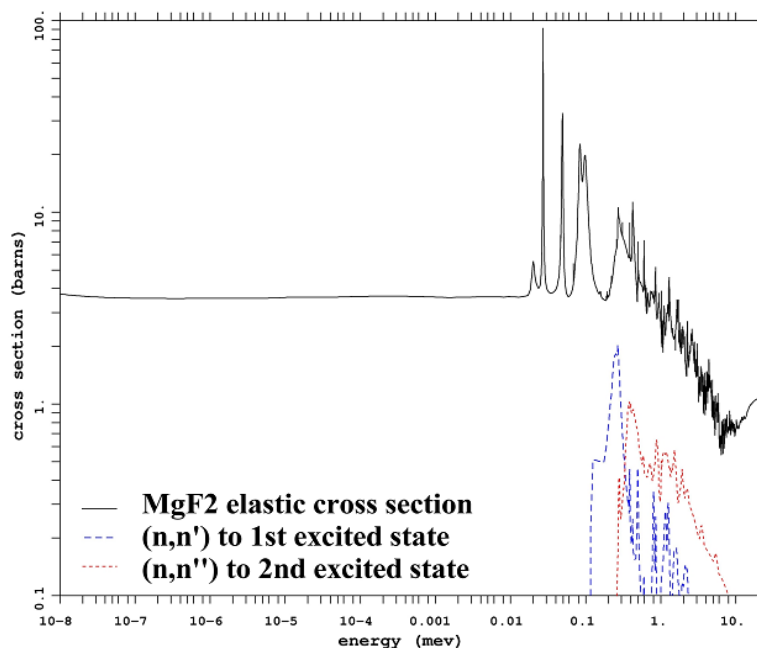
آلومینیم و تری فلئورید آلومینیم (AlF_3) ترکیباتی هستند که برای کند کردن نوترون‌های سریع بسیار قابل توجه قرار گرفته‌اند، زیرا همان‌طور که اشاره شد فلئور و آلومینیم در ترکیب با هم، رفتار کندکنندگی خوبی دارند. در مقایسه با فلئونتال با توجه به چگالی کمتر حجم بیشتری نیاز دارند تا به همان اندازه اثر کندکنندگی داشته باشند البته به نسبت فلئونتال هزینه تمام شده کمتری دارند.

۴-۱-۴-۴ دی فلئورید منیزیم (MgF_2)

جدول ۴-۶. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده دی فلئورید منیزیم

MgF_2 ($\rho=3/14$ (g/cm ³))	
عناصر	درصد وزنی
Mg	۳۹
F	۶۱
چگالی اتمی: $9/107 \times 10^{-2}$ (barns cm) ⁻¹	

دی فلئورید منیزیم قدرت کندکنندگی خوبی دارد زیرا سطح مقطع برخورد کشسان آن تشدیدهای زیادی دارد که نوترون‌های سریع را کند می‌کند (شکل ۴-۳۷). این ماده قادر است طیف نوترونی مناسبی با حداقل نوترون‌های سریع در باریکه ایجاد کند.



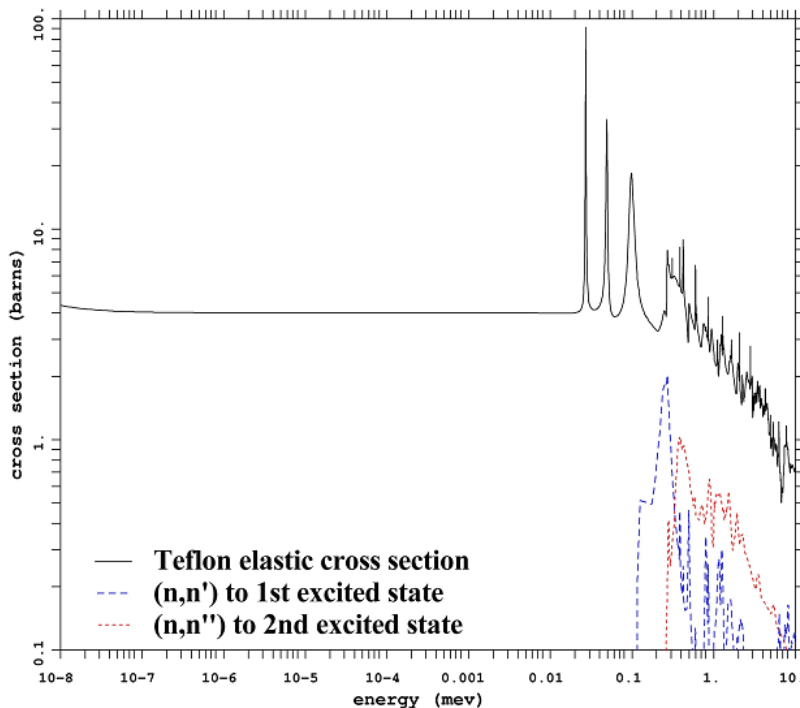
شکل ۴-۳۷. سطح مقطع واکنش‌های مختلف در MgF_2

CF₂ (۵-۱-۴-۴)

جدول ۴-۷. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده تفلون

CF ₂ ($\rho=2/25$ (g/cm ³))	
عناصر	درصد وزنی
C	۲۴/۰۲
F	۷۵/۹۸
چگالی اتمی: $7/949 \times 10^{-2}$ (barns cm) ⁻¹	

نام تجاری ترکیب CF₂، تفلون است. این ترکیب حاوی درصد زیادی فلوئور است که در مورد آن بحث شد. همچنین حاوی کربن است که جرم اتمی آن کمتر و سطح مقطع برخورد کشسان آن بیشتر از فلوئور و آلومینیم است. کربن در انرژی‌های بالا تشدید دارد.



شکل ۴-۳۸. سطح مقطع برهم‌کنش کشسان و غیرکشسان تفلن

۴-۴-۲) فیلتر نوترون حرارتی

با توجه به سطح مقطع جذب بالای نوترون حرارتی در لیتیم استفاده از این ماده به عنوان فیلتر نوترون حرارتی پیشنهاد می‌شود ولی با توجه به واکنش‌پذیری بالای این ماده باید از ترکیب آن با یک هالوژن

استفاده شود لذا از LiF به عنوان ماده مناسبی برای فیلتر کردن نوترون‌های حرارتی استفاده شد. از این ماده با ضخامت ۱ cm تا ۲ cm پس از کندکننده استفاده شد.

۴-۴-۳) بازتابنده

در طراحی BSA برای شتاب‌دهنده الکترونی ILU-14 از سرب به عنوان بازتابنده غیر فعال استفاده شد از این ماده که سطح مقطع برخورد کشسان بالایی برای نوترون‌های سریع و فوق حرارتی دارد همچنین سطح مقطع جذب نوترونی پایین و عدد جرمی بالایی دارد با ضخامت ۵۰ cm به عنوان بازتابنده و هم به عنوان حفاظ گاما دور تا دور سیستم استفاده شد.

۴-۴-۴) همسوساز

مجموعه کندکننده طراحی شده با شعاع ۵۰ cm باید به پنجره درمان با شعاع ۷ cm منتهی شود، بنابراین از یک مخروط ناقص با طول ۵۵ cm و زاویه راس ۴۵ درجه استفاده شد. به منظور بازتاب کردن نوترون‌های برخوردی با دیواره همسوساز، لایه‌ای از نیکل با ضخامت ۱ cm استفاده شد.

چیدمان‌هایی با ضخامت‌های مختلف از کندکننده، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر گاما، بازتابنده و همسوساز به منظور شکل‌دهی به باریکه نوترون در مقابل چشمه قرار گرفتند که در جدول ۴-۸ گزارش شده‌اند شکل ۴-۳۹ نمایی طرح‌وار از سیستم طراحی شده را نشان می‌دهد.

۴-۵) BSA های پیشنهادی

بر مبنای توضیحات فوق، از چند مرحله کندکننده استفاده شد. ابتدا ضخامت معینی از آهن قرار داده شد تا انرژی نوترون‌های سریع را به کمتر از ۱۰۰ keV کاهش دهد. سپس ترکیبات چند لایه‌ای از MgF_2 , Al, AlF_3 , Fluental, Al_2O_3 , CF_2 , TiF_3 برای کند کردن استفاده شد. ویژگی‌های باریکه نوترونی خارج شده از پیکربندی‌های مختلف جدول ۴-۸، در جدول ۴-۹ گزارش شده است.

جدول ۴-۸. پیکربندی‌های مختلف شکل‌دهنده طیف

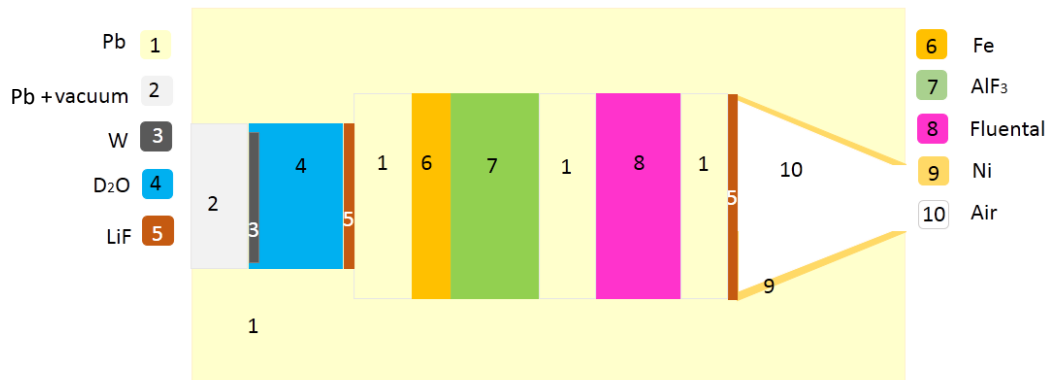
پیکربندی‌های گوناگون از لایه‌های شکل‌دهنده طیف به ترتیب از چپ به راست									شماره BSA
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۶cm	TiF ₃ ۱۷cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm		۱
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	MgF ₂ ۱۵cm	Pb ۸cm	AlF ₃ ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm		۲
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	AlF ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Flu ۱۸cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm		۳
LiF ۱/۵ cm	Pb ۱۰cm	Fe ۱۰cm	Pb ۸cm	AlF ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۲۵cm	۴
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۵cm	AlF ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۵cm	Pb ۸cm	LiF ۰/۵ cm	۵
LiF ۱/۵ cm	Pb ۱۰cm	Fe ۱۰cm	Pb ۸cm	AlF ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۲۵ cm	۶
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۴cm	AlF ₃ ۱۷cm	Pb ۸cm	Fluental ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۱cm	۷
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۴cm	TiF ₃ ۱۶cm	Pb ۸cm	Fluental ۲۰cm	Pb ۸ cm	LiF ۱ cm	۸
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۴cm	AlF ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۸cm	LiF ۰/۵ cm	۹
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۴cm	MgF ₂ ۱۵cm	Pb ۸cm	AlF ₃ ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۰/۵ cm	۱۰
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۴cm	TiF ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۴cm	Pb ۸cm	LiF ۰/۵ cm	۱۱
LiF ۱/۵ cm	Pb ۸cm	Fe ۱۰cm	Pb ۸cm	MgF ₂ ۱۸cm	Pb ۸cm	AlF ₃ ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm	۱۲
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۳cm	Fluental ۲۰cm	Pb ۸cm	AlF ₃ ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm		۱۳
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۸cm	MgF ₂ ۲۰cm	Pb ۸cm	Fluental ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm		۱۴
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Al ₂ O ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۵cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۵ cm		۱۵
LiF ۱/۵ cm	Pb ۱۲cm	Fe ۶cm	TiF ₃ ۱۷cm	Pb ۱۲cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۱۲cm	LiF ۱/۲۵ cm		۱۶
LiF ۱/۵ cm	Pb ۱۲cm	Fe ۶cm	TiF ₃ ۱۷cm	Pb ۱۲cm	AlF ₃ ۱۶cm	Pb ۱۲cm	LiF ۱/۲۵ cm		۱۷
LiF ۱/۵ cm	Pb ۸cm	Fe ۶cm	Pb ۸cm	MgF ₂ ۱۶cm	Pb ۸ cm	AlF ₃ ۲۰cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۲۵ cm	۱۸
LiF ۱/۵ cm	Pb ۸cm	Fe ۶cm	Pb ۸cm	TiF ₃ ۱۴cm	Pb ۸ cm	Al ₂ O ₃ ۱۵cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۲۵ cm	۱۹
LiF ۱/۵ cm	Pb ۱۲cm	Fe ۶cm	AlF ₃ ۱۷cm	Pb ۱۲ cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۱۲cm	LiF ۰/۷۵ cm		۲۰
LiF ۱/۵ cm	Pb ۴cm	Fe ۱۰cm	Pb ۴cm	PTFE ۱۷cm	Pb ۸cm	Fluental ۱۶cm	Pb ۸cm	LiF ۱/۲۵ cm	۲۱

جدول ۴-۹. نتایج شبیه سازی برای چیدمان‌های مختلف شکل‌دهنده طیف

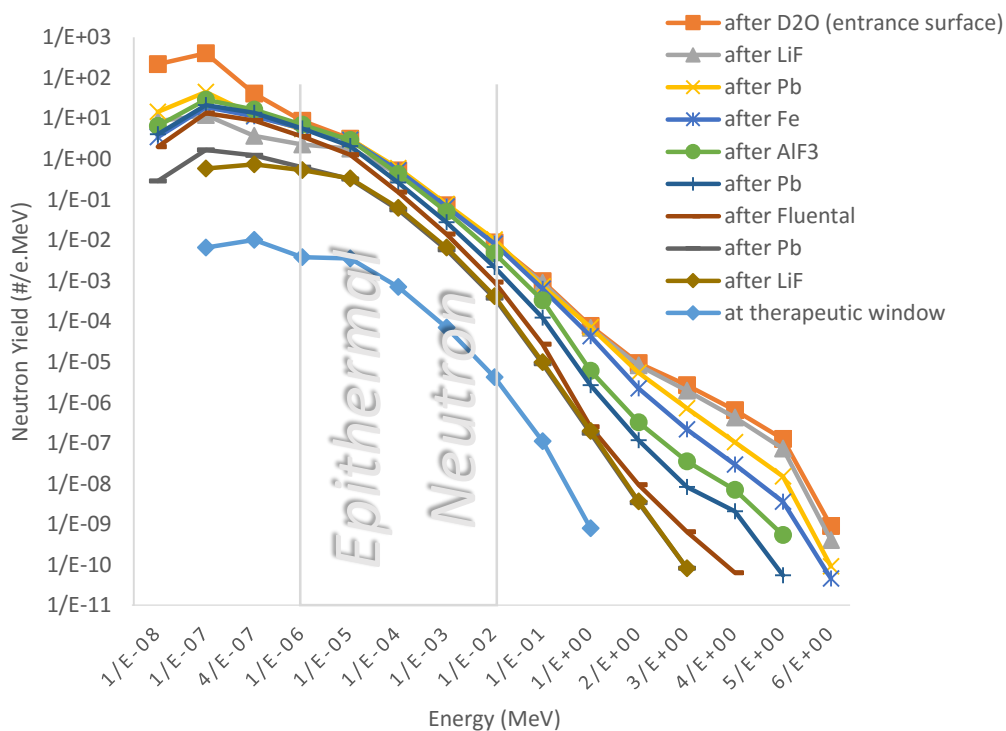
شماره BSA	$\frac{\varphi_{Epithermal}}{D_{\gamma}}$	$\frac{\varphi_{Epithermal}}{D_{Fast}}$	$\frac{\varphi_{Epithermal}}{\varphi_{Thermal}}$	$\frac{\varphi_{Epithermal}}{\varphi_{Fast}}$	$\varphi_{Epithermal}$
۱	$2/7 \times 10^{-12}$	$5/14 \times 10^{-15}$	۸۹۸	۱۳/۷	$6/63 \times 10^7$
۲	$5/3 \times 10^{-12}$	$7/67 \times 10^{-14}$	۳۹۴	۸/۸	$9/19 \times 10^7$
۳	$4/42 \times 10^{-12}$	$7/8 \times 10^{-13}$	۵۰۰	۹/۴	$1/16 \times 10^8$
۴	$7/54 \times 10^{-13}$	$4/18 \times 10^{-17}$	۱۶۳	۱۴	$9/56 \times 10^7$
۵	$1/51 \times 10^{-12}$	$1/44 \times 10^{-16}$	۵۷/۲	۱۴/۷	$1/0.5 \times 10^8$
۶	$7/54 \times 10^{-13}$	$4/18 \times 10^{-17}$	۱۶۳	۱۴	$9/56 \times 10^7$
۷	$8/0.8 \times 10^{-13}$	$1/22 \times 10^{-17}$	۴۱۲	۲۰	$9/25 \times 10^7$
۸	$1/11 \times 10^{-12}$	$2/61 \times 10^{-17}$	۱۹۰	۱۹/۴	$5/61 \times 10^7$
۹	$6/58 \times 10^{-13}$	$7/175 \times 10^{-17}$	۶۴/۶	۱۵/۳۸	$1/51 \times 10^7$
۱۰	$1/1 \times 10^{-12}$	$3/79 \times 10^{-17}$	۱۴/۸	۱۴/۵	$1/25 \times 10^8$
۱۱	$1/16 \times 10^{-12}$	$6/25 \times 10^{-17}$	۷۴/۸	۱۶/۶	$1/0.6 \times 10^8$
۱۲	$3/52 \times 10^{-13}$	$1/0.9 \times 10^{-17}$	۲۳۲	۳۷/۱	$3/94 \times 10^7$
۱۳	$4/71 \times 10^{-12}$	$2/82 \times 10^{-14}$	۱۳۳۰	۸/۲۲	1×10^8
۱۴	$3/83 \times 10^{-12}$	$4/96 \times 10^{-14}$	۱۵۸	۱۱/۳	$7/25 \times 10^7$
۱۵	$4/81 \times 10^{-12}$	$6/68 \times 10^{-14}$	۲۳۲	۱۷/۲	$5/38 \times 10^7$
۱۶	$7/0.6 \times 10^{-14}$	$5/0.7 \times 10^{-18}$	۱۲۲	۲۲/۱	$3/73 \times 10^7$
۱۷	$7/17 \times 10^{-13}$	$4/35 \times 10^{-17}$	۸۷/۹	۱۷/۸	$44/4 \times 10^7$
۱۸	$1/0.6 \times 10^{-12}$	1×10^{-16}	۸۳	۲۶	$4/0.1 \times 10^7$
۱۹	$1/46 \times 10^{-13}$	$1/0.7 \times 10^{-16}$	۳۷/۷	۱۳/۹	$2/7 \times 10^7$
۲۰	$1/43 \times 10^{-14}$	$2/27 \times 10^{-15}$	۴۶/۹	۱۸/۶	$9/0.8 \times 10^7$
۲۱	$5/39 \times 10^{-13}$	$1/0.1 \times 10^{-16}$	۷۱/۵	۲۰	$2/63 \times 10^7$

با توجه به نتایج جدول ۴-۹ در بین پیکربندی‌های جدول ۴-۸ پیکربندی شماره ۲۰ گزینه مطلوبی است زیرا استانداردهای لازم را تا جای ممکن برآورده کرده است. پس از شروع شبیه‌سازی و قرار دادن لایه‌های مختلف کندکننده استانداردهای لازم برای باریکه نوترونی حاصل شد ولی به علت بالا بودن میزان گامای باریکه مجبور به قرار دادن لایه‌های ضخیمی از سرب برای جذب گاما شدیم که به نوبه خود باعث جذب نوترون‌های باریکه درمانی می‌شدند به منظور حداقل کردن این کاهش شار حفاظ گاما

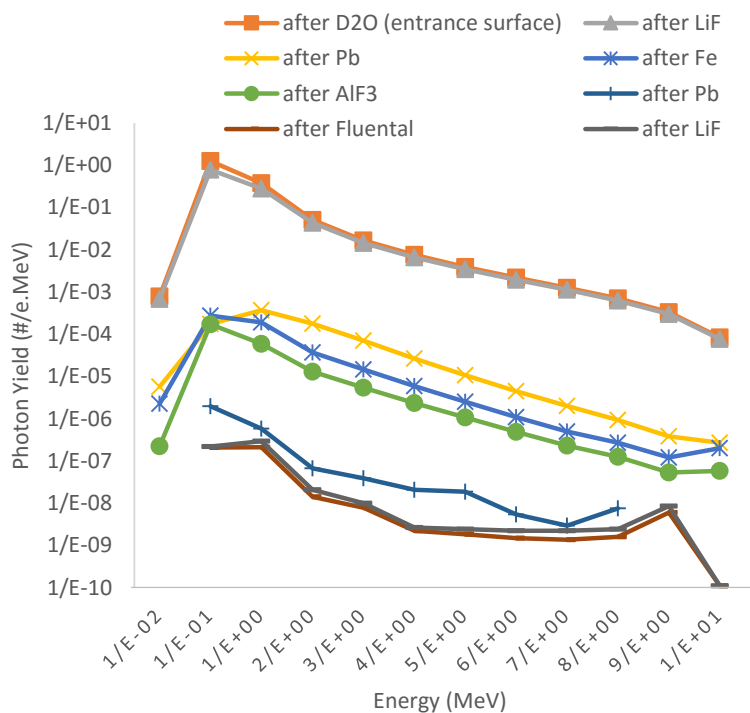
را در سه یا چهار لایه مختلف قرار دادیم تا برای فوتون‌های رسیده از لایه قبل تا حد امکان نقش هدف فوتونوترونی ایفا کند و در حالی که نوترون‌های رسیده از لایه‌های قبل را جذب می‌کنند خود نیز نوترون تولید کنند. در شکل ۴-۴۰ که طیف نوترونی لایه‌های مختلف این پیکربندی ترسیم شده است، این اثر قابل مشاهده است. در شکل ۴-۴۱ طیف فوتونی حاصل از لایه‌های مختلف این پیکر بندی نمایش داده شده است.



شکل ۴-۳۹. تصویری طرح‌وار از طراحی انجام شده، ۱: بازتابنده و حفاظ گاما، ۲: باریکه نواری خلاء برای ورود پرتو الکترونی، ۳: هدف فوتونی، ۴: هدف فوتونوترونی، ۵: حفاظ نوترون حرارتی، ۶، ۷ و ۸: کندکننده، ۹: همسوساز، ۱۰: هوا



شکل ۴-۴۰. مقایسه طیف انرژی باریکه نوتونی حاصل از لایه‌های مختلف شکل‌دهنده طیف



شکل ۴-۴۱. مقایسه طیف انرژی باریکه فوتونی حاصل از لایه‌های مختلف شکل‌دهنده طیف

۴-۶ نتیجه

در این فصل با بررسی هندسه‌های مختلف بر پایه شبیه سازی با کد محاسباتی MCNPX و با تکیه بر مفاهیم معرفی شده در فصل اول و دوم و سوم، هدف نوترونی شامل هدف فوتونی و هدف فوتونوترونی را طراحی کردیم و باریکه نوترونی مناسب برای درمان را با استفاده از شکل دهنده طیف بر اساس استانداردهای IAEA طراحی کردیم.

ویژگی‌های طیف نوترون خروجی از پنجره درمان عبارتند از:

شار نوترون فوق حرارتی $9/08 \times 10^7 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$

دز گاما $1/43 \times 10^{-14} \text{ Gy.cm}^2.\text{nepithermal}^{-1}$

دز نوترون سریع $2/27 \times 10^{-15} \text{ Gy.cm}^2.\text{nepithermal}^{-1}$

دز نوترون حرارتی کمتر از $10^{-17} \text{ Gy.cm}^2.\text{nepithermal}^{-1}$

نسبت J/φ ۰/۷۸

فصل پنجم

دریمتری

۵-۱) مقدمه

ارزیابی باریکه نوترونی از جهت مناسب بودن برای درمان از دو جنبه پارامترهای در هوا و پارامترهای در فانتوم صورت می‌گیرد. در فصل گذشته پارامترهای در هوا بررسی شدند ولی به دلیل حساس بودن فرایند درمان باید پارامترهای در فانتوم نیز مورد بررسی قرار گیرند تا بتوان ارزیابی بهتری در مورد فرایند درمان با استفاده از باریکه پیشنهادی ارائه داد. در این فصل به بررسی پارامترهای دز در فانتوم خواهیم پرداخت. این بررسی با استفاده از باریکه نوترونی طراحی شده با چشمه شتابدهنده الکترونی ILU-14 صورت خواهد گرفت که در فصل قبل طراحی شده است.

۵-۲) فانتوم

برای انجام محاسبات دزیمتری از فانتوم‌های متعددی استفاده می‌شود. یکی از این فانتوم‌های استاندارد، فانتوم SNYDER است که در این پژوهش از آن استفاده شده است.

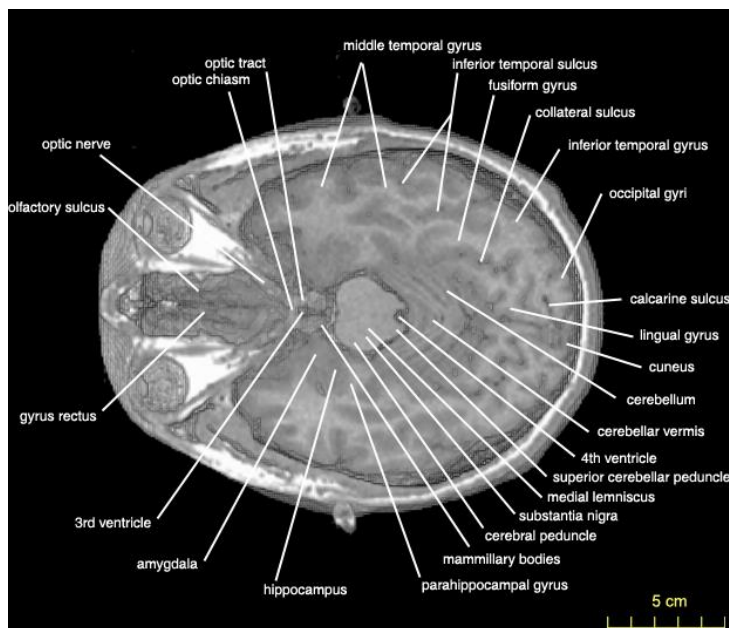
مواد، چگالی و ضرایب تبدیل شار به دز در این فانتوم از ICRU 46 استخراج شده است و در جدول ۵-۱ گزارش شده است [۴۹].

سر در این فانتوم با استفاده از سه بیضی گون تعریف شده که معادلات آنها در روابط ۵-۱ تا ۵-۳ آمده است:

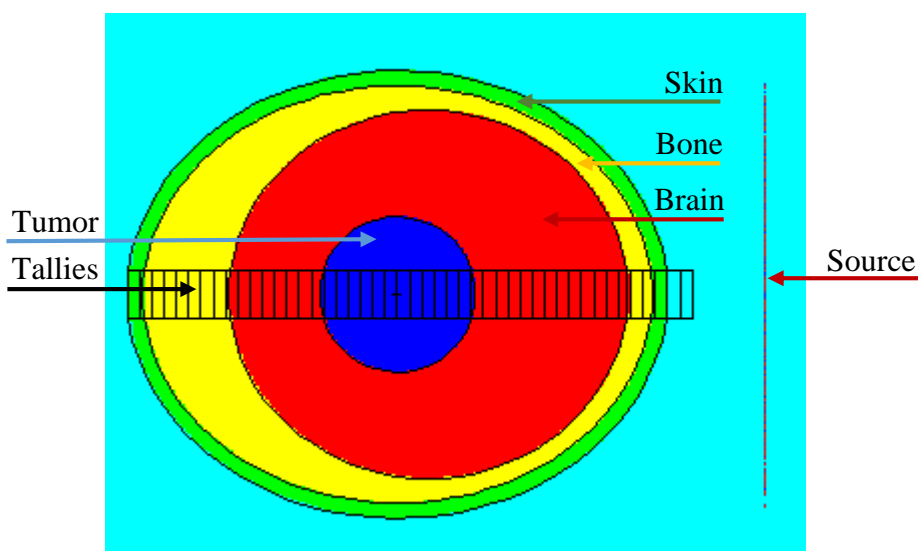
$$\left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{z}{9}\right)^2 + \left(\frac{y-1}{6.5}\right)^2 = 1 \quad \text{مغز} \quad (۵-۱)$$

$$\left(\frac{x}{6.8}\right)^2 + \left(\frac{z}{9.8}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.3}\right)^2 = 1 \quad \text{جمجمه} \quad (۵-۲)$$

$$\left(\frac{x}{7.3}\right)^2 + \left(\frac{z}{10.3}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.8}\right)^2 = 1 \quad \text{پوست سر} \quad (۵-۳)$$



شکل ۵-۱. تصویری از لایه‌های مختلف مغز انسان [۸۹]



شکل ۵-۲. نمایی از لایه‌های مختلف در فانتوم سر SNYDER به همراه چشمه

به منظور محاسبه میزان دز جذب شده در لایه‌های مختلف سر انسان ابتدا با در نظر گرفتن آناتومی مغز انسان، تصویر MRI آن (شکل ۵-۱) را الگو قرار داده و باریکه نوترونی طراحی شده در فصل قبل را به عنوان چشمه در مقابل فانتوم SNYDER قرار دادیم. هنگام تابش باریکه درمانی توجه شده است که

پرتو نباید از مقابل چشم تابش شود سپس نتایج شبیه سازی و محاسبه دز روی تالی ها (ترسیم شده در شکل ۲-۵) با ابعاد $1/6$ cm طول و $1/6$ cm عرض و $0/4$ cm ارتفاع، صورت گرفت.

جدول ۵-۱. چگالی و درصد وزنی عناصر به کار رفته در فانتوم SNYDER

	درصد وزنی ترکیبات فانتوم											
	چگالی (g/cm^3)	H	C	N	Na	P	Cl	K	S	Mg	Ca	O
مغز	۱/۰۴	۱۰/۷	۱/۴۵	۲/۲	۰/۲	۰/۴	۰/۳	۰/۳	۰/۲	-	-	۷۱/۲
جمجمه	۱/۶۱	۰/۵	۲۱/۲	۴	۰/۱	۸/۱	-	-	۰/۳	۰/۲	۱۷/۶	۴۳/۵
پوست	۱/۰۹	۱	۲۰/۴	۴/۲	۰/۲	۰/۱	۰/۳	۰/۲	۰/۲	-	-	۶۴/۵

پس از آشنایی با فانتوم به بررسی نحوه محاسبه دز جذبی توسط فانتوم طراحی شده می پردازیم.

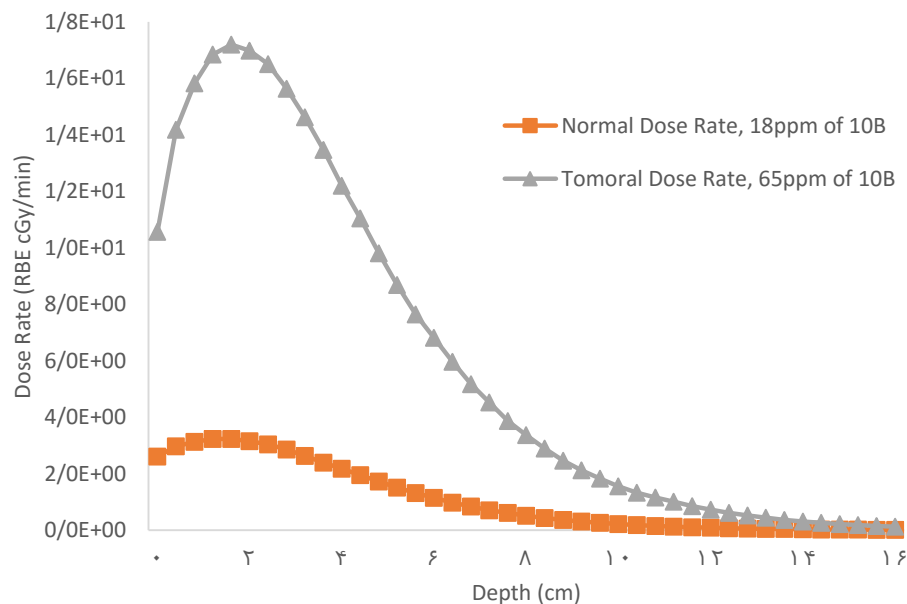
دز جذبی معادل کل (با واحد Gy-RBE) بر اساس رابطه ۲-۶ بدست می آید.

برای بررسی توزیع عمقی دز در فانتوم باید غلظت بور تعیین شود. بهترین فرایند درمانی زمانی طی می شود که بیشینه غلظت بور در تومور متمرکز باشد و کمینه غلظت بور در بافت سالم باشد. این امر به نوع داروی حامل بور بستگی دارد طی آزمایش های صورت گرفته داروی BPA می تواند غلظت ۶۵ ppm در تومور و ۱۸ ppm در بافت سالم را فراهم کند البته با این دارو توزیع غلظت در نسبت های دیگری هم ممکن است.

۳-۵) محاسبه دز و پارامترهای ارزیابی باریکه در فانتوم

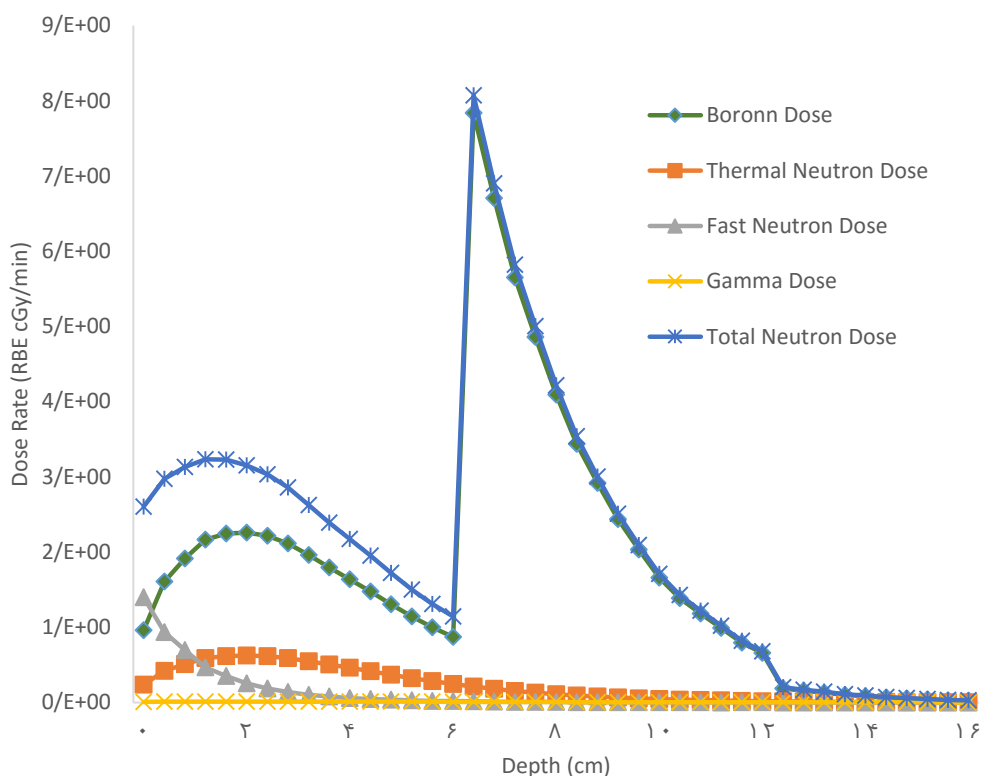
با تابش باریکه طراحی شده در فصل قبل بر فانتوم معرفی شده در این فصل و همچنین محاسبه اجزای دز جذبی، نتایج حاصل در شکل های ۳-۵ و ۴-۵ گزارش شده است. در گام اول کل فانتوم سر متشکل

از بافت سالم فرض شد و تابش باریکه نوترونی صورت گرفت و اجزای دز محاسبه شد تا به طور دقیق توزیع آهنگ دز عمقی تابش‌های مختلف بر بافت سالم به دست آید سپس کل فانتوم سر متشکل از تومور در نظر گرفته شد تا توزیع آهنگ دز عمقی در بافت تومور هم به دست آید (شکل ۳-۵).



شکل ۳-۵. آهنگ دز عمقی درون بافت سالم و تومور

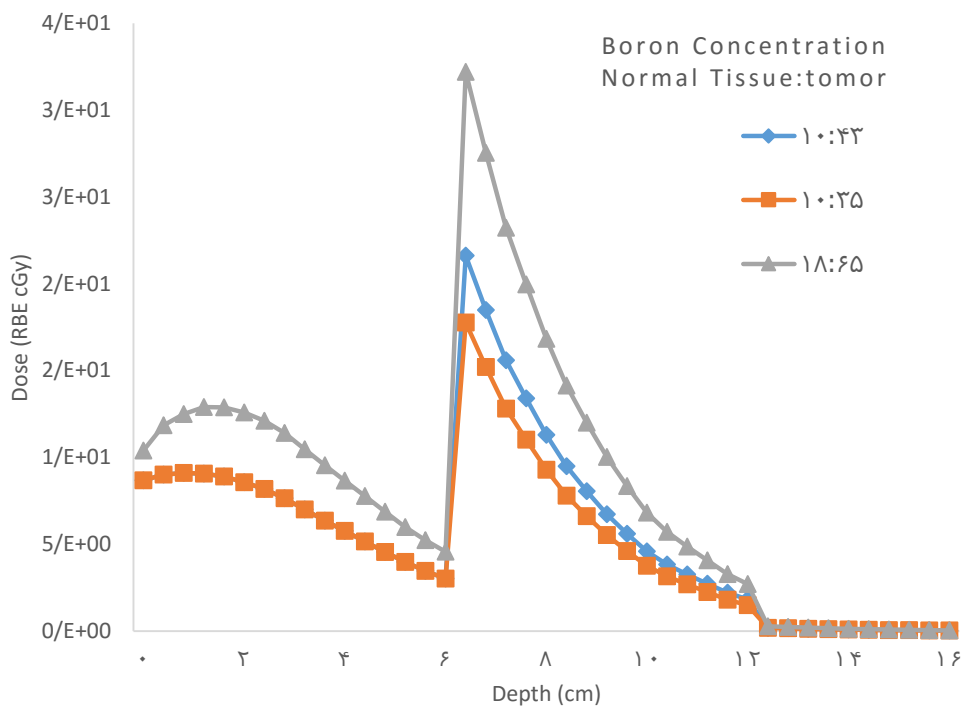
با در نظر گرفتن توموری با شعاع ۳ cm در عمق ۶ cm از مغز و تعیین غلظت ۶۵ ppm در تومور و ۱۸ ppm در بافت سالم، توزیع آهنگ دز عمقی به تفکیک اجزای آن در شکل ۴-۵ نشان داده شده است. در این شکل بیشینه تیزی که در نمودار دیده می‌شود بیانگر افزایش دز جذبی در بافت تومور است که به واسطه افزایش غلظت بور در تومور نسبت به بافت سالم ایجاد شده است. این افزایش ناگهانی در نمودار دز بیانگر ویژگی‌گزینه‌ی است که در BNCT وجود دارد و مزیت اصلی این روش درمانی نسبت به سایر روش‌ها است و به واسطه همین ویژگی می‌توان تومورهایی در نواحی عمیق مغز را بدون آسیب دیدن بافت سالم درمان کرد. در شکل دیده می‌شود که این بیشینه فقط مربوط به دز بور است و سایر اجزای دز در حد مجاز هستند.



شکل ۴-۵. توزیع آهنگ دز عمقی کل به همراه اجزای دز

به منظور مشاهده اثر تغییرات غلظت بور در میزان دز جذب شده در نواحی مختلف مغز ۳ نسبت مختلف غلظت بور در تومور و بافت سالم را بررسی کرده و نتایج آن را در شکل ۵-۵ گزارش نمودیم. همان طور که در نمودار قابل مشاهده است و پیش از این نیز بیان شد هرچه غلظت بور در تومور بیشتر بوده و در بافت سالم کمتر باشد درمان بهتری خواهیم داشت. نمودار مربوط به غلظت ۱۸ ppm در بافت سالم و ۶۵ ppm در بافت تومور بیشترین دز دریافتی برای تومور را در پی دارد پس زمان مورد نیاز برای تابش و از بین بردن تومور نسبت به سایر موارد کمتر خواهد بود، پس نسبت مناسبی برای درمان خواهد بود. پارامترهایی که با ارزیابی دز در لایه‌های مختلف بافت سالم و بافت تومور کیفیت درمان را برای باریکه درمانی طراحی شده، پیش بینی می‌کنند در جدول ۳-۵ گزارش شده‌اند.

در جدول ۲-۲ مقادیر ضرایب شایستگی در فانتوم برای باریکه‌های نوترونی چند راکتور مختلف آورده شده و نتایج حاصل از پژوهش این پایان نامه با آنها مقایسه شده است.



شکل ۵-۵. دز عمقی در فانتوم برای ۳ نسبت مختلف غلظت بور درون مغز

جدول ۵-۲. ضرایب در فانتوم مربوط به باریکه‌های تولید شده در سیستم‌های BNCT مختلف [۹۰]

Birmingham	BMRR	HFR	Rez	Fir-1	Studsvik	ILU-14 (our work)	ضریب
۱۰/۳	۹/۳	۹/۷	۸/۶	۹	۹/۷	۸/۶	AD(cm)
۵/۶	۶	۵/۴	۴/۲	۵/۸	۵/۶	۵/۳۷	TR
۵/۵	۳۳	۱۹	۵۳	۴۵	۶۷	۳/۲۳	ADDR (cGy/min)

جدول ۵-۳. پارامترهای در فانتوم برای باریکه نوترون طراحی شده با نسبت‌های مختلف بور

ADDR (cGy/min)	AD(cm)	TD(cm)	TR	نسبت
۳/۲۳	۸/۶	۶/۶	۵/۳۷	۱۸:۶۵
۲/۲۳	۶/۶	۴/۶	۵/۳۴	۱۰:۴۳
۲/۲۳	۷/۲	۵/۶	۴/۴۷	۱۰:۳۵

در جدول ۵-۲ پارامترهای در فانتوم برای باریکه درمانی طراحی شده برای شتابدهنده صنعتی الکترونی ILU-14 با مقادیر به دست آمده از راکتورها که گزینه ایده‌آلی از نظر آهنگ تولید نوترون هستند، مقایسه شده است. در مورد سایر چشمه‌ها مقادیر این کمیت‌ها ایده‌آل به دست نیامدند به عنوان مثال ADDR برای مولد نوترون به اندازه‌ای کم بود که زمان درمان ۲۵ ساعت به دست آمد.

همان‌طور که از نتایج شبیه‌سازی‌ها مشخص است، هرچه غلظت بور در بافت تومور بیشتر باشد نتایج مناسب‌تری برای درمان کسب خواهد شد. در نسبت ۱۸:۶۵، عمق مفید که بیانگر میزان قدرت نفوذ باریکه درمانی در مغز است، ۸/۶ cm به دست آمد یعنی باریکه نوترونی طراحی شده قادر است تومورهایی تا این عمق از مغز را درمان کند.

کمیت آهنگ دز عمق مفید که بیانگر بیشینه دز جذبی در بافت سالم است برای این باریکه ۳/۲۳ cGy/min به دست آمد این مقدار زمان درمانی در حدود ۶ ساعت را پیش‌بینی می‌کند این زمان درمان به طور دقیق بیانگر مدت زمان پرتودهی برای از بین رفتن تومور نیست بلکه مدت زمانی است که بافت سالم قادر است پرتودهی را پیش از اینکه آسیب ببیند تحمل کند و حتماً زمان از بین رفتن تومور کمتر از این مقدار خواهد بود و البته زمان دقیق درمان به نوع، عمق، محل و هندسه تومور بستگی دارد که از طریق طراح درمان قابل بررسی و پیش‌بینی است. با توجه به محدودیت‌هایی که در داروهای حامل بور وجود دارد، درمان با استفاده از باریکه طراحی شده در این پژوهش با نظر پزشک و طراح درمان می‌تواند طی ۶ تا ۷ جلسه ۱ ساعته و یا کمتر صورت بگیرد.

۵-۴) نتیجه

در این فصل با استفاده از فانتوم SNYDER، باریکه طراحی شده در فصل قبل را از لحاظ توزیع دز عمقی اجزای دز در غلظت‌های مختلف ^{10}B مورد بررسی قرار دادیم و پارامترهای در فانتوم را محاسبه نمودیم و طی مقایسه‌ای که با سایر راکتورها صورت گرفت، نتایج حاصل نزدیک به نتایج حاصل از باریکه راکتور بیرمنگام است.

بحث و نتیجه گیری

تا کنون BNCT در جهان با استفاده از چشمه راکتور و انواع شتاب‌دهنده‌ها و مولدهای نوترون و حتی با استفاده از چشمه کالیفرنیم مورد مطالعه قرار گرفته است. البته درمان با استفاده از راکتور بر روی بیمار به صورت بالینی هم صورت گرفته ولی همچنان مطالعه بر روی چشمه مناسب، متناسب با امکانات هر کشور در حال انجام است. با توجه به توسعه کاربرد شتاب‌دهنده‌های الکترونی و رشد روزافزون تکنولوژی ساخت آن‌ها، این ابزار به عنوان چشمه در BNCT مورد توجه قرار گرفته است ولی تا کنون شتاب‌دهنده‌های پیشنهاد شده پالسی بوده و قادر به تولید شار نوترونی کافی نبودند.

در این پژوهش شتاب‌دهنده الکترونی با جریان ۱۰ mA به صورت پیوسته و توان ۱۰۰ kW به عنوان چشمه BNCT مورد مطالعه و امکان‌سنجی علمی قرار گرفته است. لازم به ذکر است که تا کنون در جهان هیچ شتاب‌دهنده صنعتی‌ای برای BNCT پیشنهاد یا استفاده نشده است. در این پژوهش تمام مراحل تولید باریکه درمانی برای BNCT با استفاده از باریکه شتاب‌دهنده ILU-14 شبیه سازی و طراحی شد. این مطالعه با توجه به هدف کاربردی بودن، نیازمند توجه به جنبه‌هایی داشت که کمتر در مطالعات صورت گرفته تا کنون، به آن‌ها پرداخته شده بود.

فرایند طراحی باریکه درمانی و بررسی ویژگی‌های درمان با این باریکه شامل مراحل زیر بوده است:

نخست، هدف فوتونی با هندسه دیسکی، با شعاع ۲ cm و ضخامت ۱/۵ mm طراحی شد ولی با اندازه‌گیری میزان حرارت انباشت شده در هدف فوتونی، دما به بیش از 18600°C رسید که بالاتر از نقطه ذوب تنگستن است بنابراین طرح هندسی هدف به شکل نواری با طول ۵۰ cm و ضخامت ۱/۵mm تغییر کرد تا با افزایش سطح برخورد باریکه و استفاده از باریکه اسکن کننده دمای هدف به کمتر از نقطه ذوب تنگستن کاهش پیدا کند اما همچنان دمای دیواره سربی هدف فوتونوترونی بالا بود به طوری که موجب تبخیر آب سنگین می‌شد بنابراین به منظور کم کردن دمای هدف و رساندن سیستم به حالت پایا، ناگزیر به تعبیه سیستم خنک کننده شدیم. سیستم خنک کننده به صورت نگه‌دارنده‌ای

از جنس فولاد طراحی شد که آب را با دبی 40 Litr.s^{-1} از طریق پمپی با توان 2 kW به سطح هدف فوتونی می‌رساند تا دمای نهایی دیواره سربی هدف فوتونوترونی به $14/2^\circ \text{C}$ رسید.

بازده فوتونی حاصل از هدف طراحی شده نهایی $1/3$ فوتون به ازای هر الکترون فرودی به دست آمد. پس از آن که هدف فوتونی با در نظر گرفتن ملاحظات حرارتی به طور کامل طراحی شد، به منظور تکمیل فرایند تولید نوترون، هدف فوتونوترونی طراحی شد. با بررسی مواد، هندسه‌ها و ابعاد گوناگون، هدف فوتونوترونی بهینه از جنس آب سنگین به شکل استوانه‌ای با ابعاد 25 cm شعاع و 16 cm ارتفاع، طراحی شد که دور تا دور آن محفظه سربی با ضخامت 1 cm به عنوان نگه‌دارنده هدف مایع قرار داده شد. این هدف در برخورد تابش ترمزی قادر است $1/4 \times 10^{-4}$ نوترون به ازای هر الکترون فرودی و همچنین $0/73$ فوتون نیز به ازای هر الکترون فرودی تولید کند. با توجه به زیاد بودن پرتو گامای باریکه، در مسیر باریکه لایه‌هایی از سرب به منظور جذب این پرتو قرار داده شد.

بعد از تولید باریکه نوترونی لازم است این باریکه شکل‌دهی شود تا به باریکه درمانی تبدیل شود، به این ترتیب مجموعه شکل‌دهنده‌های طیف با چیدمان‌های گوناگون شامل کندکننده، بازتابنده، همسوساز، حفاظ گاما و حفاظ نوترون شبیه‌سازی شدند و در نهایت چیدمان زیر به عنوان گزینه مناسب از لحاظ احراز استانداردهای معرفی شده از سوی IAEA برای باریکه درمانی، انتخاب شد:

$1/5 \text{ cm LiF} + 12 \text{ cm Pb} + 6 \text{ cm Fe} + 17 \text{ cm AlF}_3 + 12 \text{ cm Pb} + 16 \text{ cm Fludental} + 12 \text{ cm Pb} + 0/75 \text{ cm LiF}$

پس از ورود باریکه نوترونی حاصل از چشمه به شکل‌دهنده طیف ابتدا یک لایه فلونئورید لیتیم قرار داده شد که نوترون‌های حرارتی باریکه را فیلتر کند و مانع از افزایش گامای باریکه شود زیرا نوترون‌های حرارتی با جذب شدن در ماده پرتو گاما تولید می‌کنند. در لایه بعدی سرب قرار داده شد تا هم گامای خروجی از چشمه جذب شود و همچنین با توجه به بالا بودن سطح مقطع تولید فوتونوترون برای سرب

در انرژی‌های کمتر از ۱۰ MeV، نوترون تولید شود و تضعیف نوترونی صورت گرفته در لایه‌های مختلف کمی جبران شود. در لایه بعد آهن قرار داده شد تا انرژی نوترون‌های خیلی سریع را کم کرده و به ناحیه فوق حرارتی ببرد. سپس تری فلئورید آلومینیم و فلئونتال با لایه‌ای از سرب نیز برای کند کردن نوترون‌ها قرار داده شد. در آخر نیز لایه‌ای سرب و فلئورید لیتیم برای کاهش دز گاما و نوترون حرارتی قرار داده شد. پس از خروج باریکه از شکل‌دهنده، مخروط ناقصی به طول ۵۵ cm از جنس نیکل به منظور همسوسازی باریکه قرار داده شد. دور تا دور سیستم طراحی شده ۵۰ cm سرب قرار داده شد تا هم نقش حفاظ گاما را داشته باشد و هم بازتابنده نوترون‌ها باشد.

وجود لایه‌های متعددی از مواد مختلف در طراحی صورت گرفته موجب شد ترابرد ذرات به سختی صورت بگیرد به همین منظور در هر اجرای برنامه ۱ میلیارد و هشتصد هزار ذره (بیشینه تعداد ذرات قابل ترابرد برای MCNP در هر بار اجرای برنامه) ترابرد شد تا خطای نتایج به کمتر از ۵ درصد برسد. ترابرد این تعداد ذره در چنین حجمی نیازمند ۱۶۰۰۰ دقیقه زمان بود که برای اجرا با PC مدت زمان زیادی است به همین منظور از ابر رایانه دانشکده مهندسی هسته‌ای در دانشگاه شهید بهشتی استفاده شد.

نتایج حاصل از اندازه‌گیری پارامترهای باریکه در هوا به شرح زیر به دست آمد:

شار نوترون فوق حرارتی: $9/08 \times 10^7$ ، نسبت نوترون فوق حرارتی به حرارتی: ۴۷، نسبت نوترون فوق حرارتی به سریع: ۱۸/۶، نسبت دز نوترون سریع به شار نوترون فوق حرارتی: $2/27 \times 10^{-15}$ و نسبت دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی: $1/43 \times 10^{-14}$

در مرحله آخر پارامترهای باریکه در فانتوم SNYDER که فانتومی استاندارد برای ارزیابی دزیمتری باریکه‌های درمانی است، اندازه‌گیری شد. زمان درمان ۶ ساعت به منظور درمان با استفاده از این باریکه به دست آمد که علت بالا بودن این زمان به شار نوترونی کم به دست آمده در خروجی شکل‌دهنده به طیف باز می‌گردد و علت اصلی کم بودن شار نوترونی، بالا بودن آلودگی گامای این سیستم است که برای

به حد استاندارد رساندن آن لازم بود از ده‌ها سانتی‌متر سرب برای حفاظ‌سازی استفاده شود و این به نوبه خود باعث تضعیف نوترون‌ها شد.

لذا همان‌طور که مشاهده می‌شود استفاده از شتاب‌دهنده ILU-14 تنها برای مقاصد درمانی غیر بالینی و به منظور انجام آزمایش بر روی حیوانات یا تست روی فانتوم و ... می‌تواند استفاده شود.

۱. در ابتدا ۱۰ سانتی متر سرب قرار داده شد و مسیر باریکه الکترونی تا رسیدن به تنگستن خلاء در نظر گرفته شد.

۲. باریکه الکترونی در برخورد با هدف فوتونی به شکل نواری با ضخامت

۱.۵mm از جنس تنگستن ۱.۳ فوتون تولید می کند

سپس ۱۶ cm آب سنگین به عنوان هدف فوتونوترونی قرار داده شد که قادر است

1.4×10^{-4} نوترون تولید کند ۳. LiF ۱.۵cm برای حذف

نوترون های حرارتی باریکه خروجی از چشمه در نظر گرفته شد

۴. یک لایه سرب با ضخامت ۱۲cm برای حذف پرتو گامای باریکه خروجی از چشمه در نظر گرفته شد

۵. در اولین لایه از مجموعه کند کننده از آهن با ضخامت ۶cm استفاده شد.

۶. در مرحله دوم از ۱۷cm AIF₃ استفاده شد

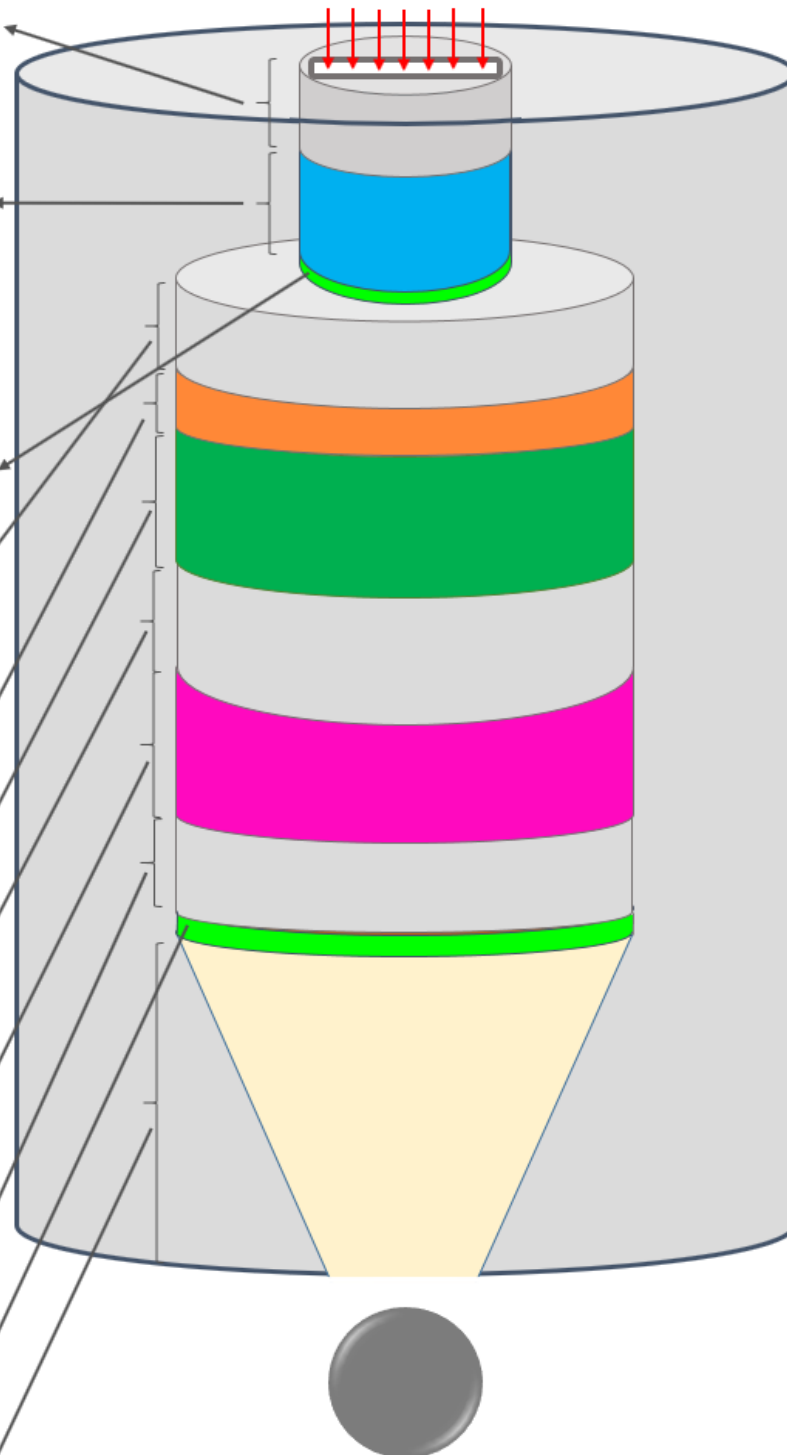
۷. به منظور جذب گامای ایجاد شده طی اندرکنش های صورت گرفته در لایه های کند کننده از ۱۲cm سرب استفاده شد

۸. سومین لایه کند کننده فلوئنتال با ضخامت ۱۶cm در نظر گرفته شد

۹. به منظور کاهش گامای باریکه به کمتر از میزان مجاز آن، از ۱۲cm سرب استفاده شد

۱۰. LiF ۰.۷۵cm برای حذف نوترون های حرارتی باریکه خروجی از کند کننده نظر گرفته شد

۱۱. پس از کند سازی نوترون های باریکه و جذب گامای آن همسوسازی از جنس نیکل طراحی شد تا بارکه را به پنجره درمان هدایت کند



- (۱) ساخت مجموعه طراحی شده و انجام اندازه‌گیری‌های مربوط به نوترون و فوتون به صورت عملی و اعتبار سنجی شبیه‌سازی‌های صورت گرفته.
- (۲) استفاده از شتاب‌دهنده‌های با انرژی بالاتر و انجام محاسبات گرمایی.
- (۳) طراحی آزمایش برای محاسبات برداشت حرارت با استفاده از شتاب‌دهنده رودترون و انطباق آن با آنچه بدست آمده برای یک سیستم خنک‌کنندگی پر بازده.
- (۴) محاسبه نوترون حرارتی و انجام طراحی‌های مربوط به شکل‌دهی طیف به منظور استفاده از باریکه نوترونی برای درمان سرطان‌های پوستی (مانند ملانوما).
- (۵) ساخت چشمه فوتونوترونی طراحی شده برای کاربرد در رادیوگرافی و انجام آزمایشات لازم از نظر صحت سنجی شبیه‌سازی‌های صورت گرفته.

Abstract

Boron Neutron Capture Therapy is radiotherapy based cancer treatment which requires the availability of sufficient thermal neutron flux and a proper boron containing drug. This kind of treatment is tumor selective and creates high protection of healthy tissue. BNCT is the only treatment method for deep seated brain tumors such as Glioblastoma.

The first requirement of BNCT is the appropriate neutron source. There are many sources of neutron, the powerful of them are reactors, but unfortunately fission reactors due to large size, cost, low safety, high gamma and neutron contamination in treatment room after shutting down and etc. aren't as appropriate options of BNCT sources. An alternate approach is an accelerator based neutron source. In recent years, using an electron linear accelerator (Linac) to produce photoneutron has been considered as a favorable method for BNCT application because of their compactness, easy handling, adjustable flux, no radioactive waste, less shielding requirement. In this research ILU-14, the industrial and powerful electron accelerator, has been introduced as the suitable neutron source for BNCT in our country. This accelerator can produce 10 mA current of 10 MeV electrons. Photon target, photoneutron target and the heat removal system have been designed as a neutron source. The produced neutron spectrum has been shaped using several layers of moderators and beam shaping. In order to determine the therapeutic properties of the neutron beam, in-air and in-phantom parameters have been evaluated and dose distribution has been determined in standard SNYDER phantom located in front of neutron beam.

All of procedures in design and optimization of photon and neutron have been performed using the Monte Carlo code MCNPX2.6. ANSYS software has been also used to investigate heat transfer in photon and photoneutron target.

Keyword: BNCT, photoneutron target, powerful electron accelerator, MCNPX

ب

- [1] E. Durisi, (2005) "Study of a DD compact neutron generator for BNCT" PhD Thesis, Faculty of Mathematical, Physical and Natural, Torono University
- [2] Y. Hattori, T. Asano, Y. Niki, H. Kondoh, M. Kirihata, Y. Yamaguchi, T. akamiya (2006) "Study on the Compounds Containing ^{19}F and ^{10}B Atoms in a Single Molecule for the Application to MRI and BNCT" *Bioorganic & Medicinal Chemistry* 14, pp 3258–3262
- [3] R. F. Aromando, V. A. Trivillin, E. M. Heber, E. Pozzi, A. E. Schwint, M. E. Itoiz (2010) "Early Effect of Boron Neutron Capture Therapy Mediated by Bronophenylalanine (BPA–BNCT) on Mast Cells in Premalignant Tissue and Tumors of the Hamster Cheek Pouch" *Oral Oncology* 46, pp 355–359
- [4] S. Masunaga, H. Nagasawa, M. Hiraoka, Y. Sakurai, Y. Uto, H. Hori, K. Nagata, M. Suzuki, A. Maruhashi, Y. Kinashi, K. Ono (2004) "The Usefulness of 2-Nitroimidazole-Sodium Borocaptate- ^{10}B Conjugates as ^{10}B -carriers in Boron Neutron Capture Therapy" *Applied Radiation and Isotopes* 61 pp 953–958
- [5] G. Halbert, M. Elliott Steven Ford, L. Dick, E. Schmidt (2013) "Improved Pharmaceutical Stability of a Boronphenylalanine Mannitol Formulation for Boron Neutron Capture Therapy" *European Journal of Pharmaceutical Sciences* 48 pp 735–739
- [6] D.N. Slatkin, (1991) "A History of Boron Neutron Capture Therapy of Brain Tumors" *Brain* 114(4) pp 1609-1629
- [7] W.H. Sweet (1997) "Early History of Development of Boron Neutron Capture Therapy of Tumors" *Journal of Neuro-Oncology* 33, PP 19-26
- [8] R.F. Barth (2003) "A critical assessment of boron neutron capturetherapy: an overview" *Journal of Neuro-Oncology* 62, pp 1–5
- [9] IAEA-TECDOC-1223 (2001) "Current Status of Neutron Capture Therapy" Vienna ISSN 1011–4289
- [10] www.healthcloseup.com
- [11] www.BNCT.ir
- [12] N. Cerullo, D. Bufalino, G. Daquino (2009) "Progress in the Use of Gadolinium for NCT" *Applied Radiation and Isotopes* 67, pp S157–S160
- [13] V.N. Mitin, V.N. Kulakov, V.F. Khokhlov, I.N. Sheino, A.M. Arnopolskaya, N.G. Kozlovskaya, K.N. Zaitsev, A.A. Portnov (2009) "Comparison of BNCT and GdNCT Efficacy in Treatment of Canine Cancer" *Applied Radiation and Isotopes* 67, pp S299–S301
- [14] www.springerimages.com
- [15] FA. Calvo, RM. Meirino, R. Orecchia (2006) "Intraoperative Radiation Therapy First Part" *Rationale and techniques.Critical Reviews in Oncology/Hematology* 59(2), pp 106–115
- [16] www.IAEA.org
- [17] www.hifu-planet.co.uk
- [18] www.wikipedia.org

- [19] M. Mark, J. Busian, Z. Prouza, J. Rataj, F. Spurny (1992) "Neutron Capture Therapy Beam on the LVR-15 Reactor" *Radiation Protection Dosimetry* 44(1/4), pp 453-456
- [20] E. Nav, K. W. Bur, L. Casalin, C. Petrovic, G. Ros, M. Sarott, R. Tinti (2005) "Monte Carlo Optimisation of a BNCT Facility For Treating Brain Gliomas at The TAPIRO Reactor" *Radiation Protection Dosimetry* 116(1-4), pp 475-481
- [21] J. Burian, M. Marek, J. Rataj, S. Flibor, J. Rejchrt, L. Viererbl, F. Sus, H. Honoval, L. Petrozelka, K. Prokes, F. Tovarys, V. Dbaly, V. Benes, P. Kozler, J. Honzatko, I. Tomandl, V. Mares (2004) "Report on the First Patient Group of the Phase I BNCT Trial at the LVR-15 Reactor" *International Congress Series(3rd International Mt. Bandai Symposium for Neuroscience)* 1259, pp 27-32
- [22] E. Pozzi, D.W. Nigg, M. Miller, S.I. Thorp, E.M. Heber, L. Zarza, G. Estryk, A. Monti Hughes, A.J. Molinari, M. Garabalino, M.E. Itoiz, R.F. Aromando, J. Quintana, A. Trivillin, A.E. Schwint (2009) "Dosimetry and Radiobiology at the New RA-3 Reactor Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Facility: Application to the Treatment of Experimental Oral Cancer" *Applied Radiation and Isotopes* 67, pp S309-S312
- [23] C.J. Tung, Y.L. Wang, F.Y. Hsu, S.L. Chang, Y-W.H. Liu (2004) " Characteristics of the New THOR Epithermal Neutron Beam for BNCT" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 861-864
- [24] J. Esposito, C. Ceballos, M. Soncin, C. Fabris, E. Friso, D. Moro, P. Colautti, G. Jori, G. Rosi, E. Nava (2008) "Feasibility of BNCT Radiobiological Experiments at the HYTHOR Facility" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 266, pp 2587-2593
- [25] O.O. Gritzay, O.I. Kalchenko, N.A. Klimova, V.F. Razbudey, A.I. Sanzhur, S.E. Binney (2004) "Monte-Carlo Calculations for the Development of a BNCT Neutron Source at the KYIV Research Reactor" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 869-873
- [26] M. Rao, V. A. Trivillin, V.A. Trivillin, E.M. Heber, M.D. Cantarelli, M.E. Itoiz, D.W. Nigg, R.J. Rebagliati, D. Batistoni, A.E. Schwint (2004) "BNCT of 3 Cases of Spontaneous Head and Neck Cancer in Feline Patients" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 947-952
- [27] T. Nakamura, H. Horiguchi, T. Kishi, J. Motohashi, F. Sasajima, H. Kumada, (2011) "Resumption of JRR-4 and Characteristics of Neutron Beam for BNCT" *Applied Radiation and Isotopes* 69, pp 1932-1935
- [28] L.G.I. Bennett, W.J. Lewis, P.C. Hungler (2013) "The Development of Neutron Radiography and Tomography on a SLOWPOKE-2 Reactor" *Physics Procedia, The 7th International Topical Meeting on Neutron Radiography* 43, pp 21 - 33,
- [29] J.C. Yanch, J.K. Kim, M.J. Wilson (1993) "Design of a Californium Based Epithermal Neutron Beam for Neutron Capture Therapy" *Physics in Medicine and Biology* 38, pp 1145-1155.
- [30] R.C. Martin, J.B. Knauer, P.A. Balo (2000) "Production, Distribution and Applications of Californium-252 Neutron Sources" *Applied Radiation and Isotopes* 53, pp 785-792
- [31] N. Colonna, L. Beaulieu, L. Phair, G. J. Wozniak, and L. G. Moretto, W. T. Chu and B. A. Ludewigt (1999) "Measurements of Low-Energy (d,n) Reactions for BNCT" *Medical Physics, Radiation Therapy Physics* 26(5), pp 793-799
- [32] E. Durisi, A. Zanini, C. Manfredotti, F. Palamara, M. Sarotto, L. Visca, U. Nastasi (2007)" Design of an Epithermal Column for BNCT Based on D-D Fusion Neutron

- Facility" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 574, pp 363–369.
- [33] F. Faghihi, S. Khalili (2013) " Beam Shaping Assembly of a D–T Neutron Source for BNCT and its Dosimetry Simulation in Deeply-Seated Tumor" *Radiation Physics and Chemistry* 89, pp 1–13
- [34] H. Koivunoro, D.L. Bleuel, U. Nastasi, T.P. Lou, J. Reijonen, K-N. Leung (2004) "BNCT Dose Distribution in Liver with Epithelial D–D and D–T Fusion-Based Neutron Beams" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 853–859
- [35] D.A. Allen, T.D. Beynon (1995) "Design Study for an Accelerator-Based Epithelial Neutron Beam for BNCT" *Phys. Med. Biol* 40, pp 807-821
- [36] A.E. Hawk, T.E. Blue, J.E. Woollard (2004) "A Shielding Design for an Accelerator-Based Neutron Source for Boron Neutron Capture Therapy" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 1027–1031
- [37] A.J. Kreiner, V. Thatar Vento (2009) "Development of a Tandem-Electrostatic-Quadrupole Accelerator Facility for BNCT" *Applied Radiation and Isotopes* 67 pp S266–S269
- [38] T.E. Blue, J.C. Yanch (2003) "Accelerator-Based Epithelial Neutron Sources for Boron Neutron Capture Therapy of Brain Tumors" *Journal of Neuro-Oncology* 62, pp 19–31.
- [39] D.L. Bleuel, W.T. Chu, R.J. Donahue, B.A. Ludewigt, R.J. McDonald, A.R. Smith, N.A. Stone, J. Vujic (1999) "Initial Experimental Verification of the Neutron Beam Modeling for the LBNL BNCT Facility" *AIP Conf. Proc* 475, pp 1050-1055
- [40] K. Devan , A. K. M. M. H. Meaze, Guinyun Kim (2006) " Photo-Neutrons Produced at the Pohang Neutron Facility Based on an Electron Linac" *Journal of the Korean Physical Society*, 49(1), pp 89-96
- [41] L. Auditore, R.C. Barna, D. De Pasquale, A. Italiano, A. Trifiro, M. Trimarchi (2005) "Study of a 5 MeV electron linac based neutron source" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 229, pp 137–143
- [42] C. Ceballos, J. Esposito (2009) "The BSA Modeling for the Accelerator-Based BNCT Facility at INFN LNL for Treating Shallow Skin Melanoma" *Applied Radiation and Isotopes* 67, pp S274–S277
- [43] B.F. Bayanov, V.P. Belov, E.D. Bender, M.V. Bokhovko, G.I. Dimov, V.N. Konon O.E. Kononov, N.K. Kuksanov, V.E. Palchikov, V.A. Pivovarov, R.A. Salimov, G.I.Silvestrov, A.N. Skrinsky, N.A. Soloviov, S.Yu. Taskaevb (1998) "Accelerator-Based Neutron Source for the Neutron-Capture and Fast Neutron Therapy at Hospital" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 413, pp 397-426
- [44] A.A. Burlon, A.J. Kreiner, A.A. Valda, D.M. Minsky (2004) "An Optimized Neutron-Beam Shaping Assembly for Accelerator-Based BNCT" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 811–815
- [45] F. Rahmani, M. Shahriari (2011) "Beam Shaping Assembly Optimization of Linac Based BNCT and In-phantom Depth Dose Distribution Analysis of Brain Tumors for Verification of a Beam Model" *Annals of Nuclear Energy* 38, pp 404–409
- [46] Z. Wang (2006) "Design of a Boron Neutron Capture Enhanced Fast Neutron Therapy Assemble" Doctor of Philosophy in Health Physics in the G.W. Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology
- [47] ICRU Report 46, (1992) "Photon, Electron, Proton, and Neutron Interaction Data for Body Tissues" *International Committee on Radiation Units and Measurements*

[۴۸] آشنایی با فیزیک هسته‌ای جلد ۲، کنت کرین، ناصر میر فخرایی، فصل ۱۵

- [49] K.J. Kyung, K. Kyung-o (2009) " Current Research on Accelerator-Based Boron Neutron Capture Therapy In Korea" *Nuclear Engineering And Thechnology*,41(4), pp 531-544
- [50] B.Bayanov, V.Belov, S.Taskaev (2006) "Neutron Producing Target for Accelerator Based Neutron Capture Therapy" *Journal of Physics*, Conference Series 41, pp 460–465
- [51] M.E. Capoulat, D.M. Minsky, A.J. Kreiner (2011) "Applicability of the ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ Reaction to AB-BNCT Skin and Deep Tumor Treatment" *Applied Radiation an Isotopes* 69, pp 1684–1687
- [52] A.A. Burlon, A.J. Kreiner, A. Valda (2002) "Accelerators and Neutron Capture Therapy" *AIP Conference Proceedings*, 630(1), 54
- [53] J.W. Kwan, O.A. Anderson, L.L. Reginato, M.C. Vella, S.S. Yu (1995) "A 2.5 MeV Electrostatic Quadrupole DC Accelerator for BNCT Application" *Nuclear Instrument and Methods*, 99(1), pp 710-712
- [54] M.E. Capoulat, D.M. Minsky, A.J. Kreiner (2013) "Computational Assessment of Deep-Seated Tumor Treatment Capability of the ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ Reaction for Accelerator-based Boron Neutron Capture Therapy (AB-BNCT)" *Physica Medica* xxx, pp 1-14
- [55] A.J. Kreiner, V.T. Vento, P. Levinas, J. Bergueiro, H. Di Paolo, A.A. Burlona, J.M. Kesquea, A.A. Valdaa, M.E. Debray, H.R. Somacal, D.M. Minsky, L. Estradaa, A. Hazarabedian, F. Johann, J.C. Suarez Sandin, W. Castell, J. Davidson, M. Davidson, Y. Giboudot, M. Repetto, M. Obligado, J.P. Nery, H. Huck, M. Igarzabal, A. Fernandez Salares (2009) "Development of a Tandem-Electrostatic-Quadrupole Accelerator Facility for BNCT " *Applied Radiation and Isotopes* 67, pp S266–S269
- [56] A.A. Burlon, D. Fondevila, A.J. Kreiner (2008) "Simulation Studies for the Radiation Shielding of a Treatment Room for AB-BNCT" *Proceedings of the 13th International Congress on Neutron Capture Therapy*, pp 396–399
- [57] A.A. Burlon, A.J. Kreiner (2008) "A Comparison between a TESQ Accelerator and a Reactor as a Neutron Sources for BNCT" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 266, pp 763–771
- [58] A. J. Kreiner, J.W. Kwan, A. A. Burlon, H. Di paolo, E. Henestroza, D. Minsky, A. Valda, M. Debray, H.R. Somacal (2007) "A Tandem-Electrostatic-Quadrupole for Accelerator-Based BNCT" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 261, pp 751–754
- [59] J. Esposito, P. Colautti, S. Fabritsiev, A. Gervash, R. Giniyatulin, V.N. Lomasov, Makhankov, I. Mazul, A. Pisent, A. Pokrovsky, M. Rummyantsev, V. Tanchuk, L. Tecchioa (2009) "Be target development for the accelerator-based SPES-BNCT Facility at INFN Legnaro " *Applied Radiation and Isotopes* 67, pp S270–S273
- [60] R. Terlizzi, N. Colonna, E. Bisceglie, P. Colangelo, S. Marrone, A. Raino, G. Tagliente, V. Variale (2004) "Feasibility of an Epithermal Neutron Source for BNCT Based on RFQ Accelerator " *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 213, pp 210–213
- [61] E. Forton, F. Stichelbaut, A. Cambriani, W. Kleeven, J. Ahlback, and Y. Jongen (2009) Overview of the IBA Accelerator-Based BNCT System *Applied Radiation and Isotopes*, 67, pp 262–265

- [62] K. Okabe , Y. Mori , Y. Sato (2007) "Development of FFAG-ERIT System for BNCT" *Cyclotrons and Their Applications, Eighteenth International Conference*, pp 210-212
- [63] H.Tanaka, Y.Sakurai, M.Suzuki, S.Masunaga, T.Mitsumoto, K. Fujita, G. Kashino, Y.Kinashi, Y. Liu, M. Takada, A. Maruhashi (2011) "Experimental Verification of Beam Characteristics for Cyclotron-Based Epithermal Neutron Source (C-BENS)" *Applied Radiation and Isotopes*, 69, pp 642–1645
- [64] S. Yonai, T. Itoga, M. Baba, T. Nakamura, H. Yokobori, Y. Tahara (2004) "Benchmark Experiments for Cyclotron-Based Neutron Source for BNCT" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 997–1001
- [65] H. Tanaka, Y. Sakurai, M. Suzuki, S. Masunaga, Y. Kinashi, G. Kashino, Y. Liu, T. Mitsumoto, S. Yajima, H. Tsutsui, A. Maruhashi, K. Ono (2009) "Characteristics Comparison Between a Cyclotron-Based Neutron Source and 3KUR-HWNIF for Boron Neutron Capture Therapy" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 267, pp 1970–1977
- [66] L. Quintieri, R. Bedogni, B. Buonomo, M. De Giorgi, M. Chiti, A. Esposito, L. Foggetta, A. Gentile, G. Mazzitelli, P. Valente, J.M. Gómez-Ros, G. Festa, A. Pietropaolo, E. Reali (2012) "A Photoneutron source at the DaΦne Beam Test Facility of the INFN National Laboratories in Frascati: design and first experimental results." *Physics Procedia*, 26, pp 249-260
- [67] F. Rahmani, M.Shahriari, A. Minoochehr, H. Nedaie (2011) "Feasibility Study on the Use of Uranium in Photoneutron Target and BSA Optimization for Linac Based BNCT" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 641, pp 136–140
- [68] A. Pazirandeh, A. Torkamani, A. Taheri (2011) "Design and Simulation of a Neutron Source Based on an Electron Linear Accelerator for BNCT of Skin melanoma" *Applied Radiation and Isotopes* 69, pp 749–755
- [69] V.L. Chakhlov, Z.W. Bell, V.M. Golovkov, M.M. Shtein (1999) "Photoneutron Source Based on a Compact 10 MeV Betatron" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 422, pp 5-9
- [70] A.P. Tonchev, F. Harmon, T.J. Collens, K. Kennedy, A. Sabourov, D. Marker D.W. Nigg, J.L. Jones (2001) "Uranium Target for Electron Accelerator Based Neutron Source for BNCT" *AIP Conf. Proc.* 576, 877, pp 877-880
- [71] A.S. Alimov, D.I. Ermakov, B.S. Ishkhanov, E.A. Knapp, V.I.Shvedunov, W.P. Trower (2000) "Industrial High-Current Electron LINACs" *Proceedings of EPAC*, Vienna, Austria, pp 803-805
- [72] Y. Kamino (1998) "10 MeV 25kW Industrial Electron Linac " *Phys. Chem.* Vol. 52(1-6), pp 469 473
- [73] <http://www.inp.nsk.su/products/indaccel/elv.en.shtml>
- [74] B.J. Patil, S.T. Chavan, S.N. Pethe, R. Krishnan, S.D. Dhole (2010) " Measurement of Angular Distribution of Neutron Flux for the 6 MeV Race-Track Microtron Based Pulsed Neutron Source" *Applied Radiation and Isotopes* 68, pp 1743–1745
- [75] A. A. Bryazgin, V. I. Bezuglov, E. N. Kokin, M. V. Korobeinikov, G. I. Kuznetsov, G. Makarov, G. N. Ostreiko, A. D. Panfilov, V. M. Radchenko, G. V. Serdobintsev, A. V. Sidorov, V. V. Tarnetsky, M. A. Tiunov, B. L. Faktorovich, K. N. Chernov, V.G. Cheskidov (2011) "ILU-14 Industrial Electron Linear Accelerator with a Modular Structure" *Instruments and Experimental Techniques*, 54(3), pp 295–311
- [76] NCRP NO.79 (1984) "Neutron Contamination from Medical Electron Accelerator". *National Council on Radiation Protection and Measurements*

- [77] N. Tsoulfanidis (1995) "Measurement and Detection of Radiation" second edition, Taylor & Francis, 124
- [78] B.J. Patil, S.T. Chavan, S.N. Pethe, R. Krishnan, V.N. Bhoraskar, S.D. Dhole, (2010) "Simulation of e- γ -n targets by FLUKA and measurement of neutron flux at Various Angles for Accelerator Based Neutron Source" *Annals of Nuclear Energy* 37, pp1369–1377
- [79] V.C.Petwal, K.V.Subbaiah, H.C.Soni, S. Kotaiah (2007) "Optimization Studies of Photo-Neutron Production in High-Z Metallic Targets Using High Energy Electron Beam for ADS and Transmutation" *journal of physics*, 68(2), pp. 235-241
- [80] C. Ongaro, A. Zanini, U. Nastasi, J. Rodenas, G. Ottaviano, C. Manfredotti, (2000) "Analysis of Photoneutron Spectra Produced in Medical Accelerators" *Phys. Med. Biol.* 45, pp L55–L61
- [81] F. Rahmani, M. Shahriari, (2010) "Hybrid Photoneutron Source Optimization for Electron Accelerator-Based BNCT", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 618, pp 48–53
- [82] F. Jallu, A. Lyoussi, E. Payan, H. Recroix, A. Mariani, G. Nurdin, A. Buisson, J. Allano, (1999) "Photoneutron Production in Tungsten, Praseodymium, Copper and Beryllium by Using High Energy Electron Linear Accelerator" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 155, pp 373-381
- [83] A. Zanini, E. Durisi, F. Fasolo, C. Ongaro, L. Visca, U. Nastasi, K. W Burn, G. Scielzo, J. O Adler, J. R M Annand, G. Rosner, (2004) "Monte Carlo Simulation of the Photoneutron Field in Linac Radiotherapy Treatments with Different Collimation Systems" *Phys. Med. Biol.* 49, pp 571–582
- [۸۴] سیفی.س، رحمانی.ف، توکلی عنبران.ح، قاسمی.ف "انتخاب چشمه نوترونی قابل ساخت در کشور برای درمان BNCT" نوزدهمین کنفرانس هسته‌ای ایران، ۵۴۳-۵۴۸
- [85] D. B. Pelowitz (ed) (2008) "MCNPXTM User's Manual Version 2.6.0" LA-CP-07-1473, Los Alamos National Laboratory, New Mexico
- [86] ANSYS FLUENT 12.0 UDF Manual. 2009
- [87] J.G. Fantidis, G.E. Nicolaou, N.F. Tsagas, (2010) "Optimization study of a Transportable Neutron Radiography Unit Based on a Compact Neutron Generator" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 618, pp 331–335
- [۸۸] سیفی.س، رحمانی.ف، قاسمی.ف، توکلی عنبران.ح "طراحی هدف فوتونوترونی بهینه برای شتابدهنده خطی ۱۰MeV به منظور کاربرد در رادیوتراپی و رادیوگرافی" کنفرانس فیزیک ایران ۱۳۹۲، ۱۹۱۶-۱۹۱۲
- [89] www.msu.edu/~brains/brains/human/horizontal/1800_mri_labelled.html
- [90] C.N. Culbertson, S. Green, A.J. Mason, D. Picton, G. Baugh, R.P. Hugtenburg, Z. Yin, M.C. Scott, O.M. Nelson (2004) "In-phantom Characterisation Studies at the Birmingham Accelerator-Generated Epithermal Neutron Source (BAGINS) BNCT Facility" *Applied Radiation and Isotopes* 61, pp 733–738