

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده فیزیک

گروه هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد

تعیین دز سرطان غده بزاقی در BNCT به روش مونت کارلو

مطهره علی محمدی

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

شهریور ۱۳۹۳

پیوست شماره ۲

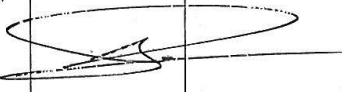
دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده : فیزیک

گروه : فیزیک

پایان نامه کارشناسی ارشد خانم مطهره علی محمدی
تحت عنوان تعیین دز سرطان غده بزاقی در BNCT به روش مونت کارلو

در تاریخ ۱۳۹۳/۶/۲۹ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد مورد ارزیابی و با درجه بسیار خوب مورد پذیرش قرار گرفت.

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

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
			نام و نام خانوادگی : دکتر حسن حسن آبادی
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی : دکتر مسلم سوهانی
	دکتر کاظم بی تقصیر		نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :

این پایان نامه را ضمن تشکر و سپاس بیکران و در کمال افتخار و امتنان تقدیم
می نمایم به :

پدرم که عالمانه به من آموخت تا چگونه در عرصه زندگی، ایستادگی را تجربه
نمایم

مادرم، دریای بی کران فداکاری و عشق که وجودم برایش همه رنج بود و
وجودش برایم همه مهر

و همسرم، پناه خستگی و امید بودم، او که اسوه صبر و تحمل است و
مشکلات مسیر را برایم آسان نمود و در سایه همیاری و همدلی او به این
منظور نائل شدم.

شکر و سپاس خدا را که بزرگترین امید و یاور در لحظه لحظه‌ی زندگیست . .

با تشکر و قدردانی از:

پدر و مادر دلسوز و مهربانم که در سختی‌ها و دشواری‌های زندگی همواره
یاوری فداکار و پشتیبانی محکم و مطمئن برایم بوده‌اند.

همسر عزیزم که در تمام طول تحصیل همراه و همگام من بوده است.

استاد فاضل، اندیشمند و صبور جناب آقای دکتر حسین توکلی عنبران که
بدون راهنمایی‌های ایشان تامین این پایان نامه غیر ممکن می‌نمود.

و جناب آقای دکتر علیرضا وجدانی نقره بیان و سرکار خانم سمانه سیفی

تعهد نامه

اینجانب مطهره علی محمدی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان

نامه متعهد می شوم.

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

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

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

چکیده

${}^1\text{BNCT}$ که درمان به وسیله‌ی گیراندازی نوترون در بوران می‌باشد، یک روش پرتودرمانی برای درمان تومورهای بدخیمی است که در مقابل روش‌های شیمی درمانی و پرتو درمانی دیگر مقاوم بوده‌اند. BNCT در مقایسه با پرتو درمانی سنتی، می‌تواند به طور گزیده فضاهای انتخاب شده از بافت‌های سرطانی را با حفاظت از بافت‌های سالم اطراف مورد اصابت قرار دهد. این پرتو درمانی تجربی از سال ۱۹۹۰ در فنلاند مورد تحقیق قرار گرفته است. از آن زمان به بعد بیش از ۲۰۰ بیمار مبتلا به تومور-های بدخیم سر، گردن و مغز درمان شده‌اند.

برای پرتو درمانی به روش BNCT از چشمه‌های متفاوت نوترون استفاده می‌شود. لذا در فصل اول به انتخاب چشمه‌ی نوترون مناسب پرداخته‌ایم. ما در این پژوهش از شتاب‌دهنده‌ی ${}^7\text{TESQ}$ که بر اساس واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ عمل می‌کند به عنوان چشمه‌ی نوترون استفاده نموده‌ایم. با گسیل پروتون از این شتاب‌دهنده و برخورد آن با لیتیم، انرژی آن به لیتیم منتقل شده و سبب گرم شدن آن می‌شود. لذا سیستمی مناسب برای خنک‌سازی هدف در نظر گرفته شده است که در فصل دوم مشخصات این سیستم را به همراه مشخصات مجموعه‌ی هدف بیان نموده‌ایم. علاوه بر این، گسیل پرتو پروتون از شتاب‌دهنده‌ی مورد نظر و اصابت آن با مجموعه‌ی هدف می‌تواند باعث رخداد واکنش‌های متفاوتی گردد. این واکنش‌ها در فصل سوم مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

در BNCT محدوده‌ی انرژی و شدت نوترون‌های درمانی باید منطبق بر استانداردهای آژانس بین‌المللی انرژی اتمی باشد. به این منظور مجموعه‌ای تحت عنوان شکل‌دهنده‌ی طیف طراحی نموده‌ایم که طراحی این مجموعه به انرژی نوترون‌های حاصل از واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ و به هندسه‌ی مجموعه‌ی خنک‌کننده وابسته می‌باشد. در انتها دز ناشی از نوترون‌ها در غده‌ی بزاقی با استفاده از کد محاسباتی mcnpX تعیین شده است. این مباحث به همراه جزئیات کامل آن‌ها در فصل چهارم و پنجم مطرح شده است.

1: Boron Neutron Capture Therapy

2: Tandem Electrostatic Quadruple

کلید واژه:

نوترون درمانی، چشمه نوترون، واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ ، مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترونی، دزیمتری

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

مطهره علی محمدی، حسین توکلی عنبران " بررسی واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ به عنوان چشمه‌ی نوترون در BNCT " کنفرانس سالانه‌ی فیزیک، شهریور ماه ۱۳۹۳ (پذیرفته شده به صورت پوستر)

فهرست مطالب

صفحه

عنوان

فصل اول : انتخاب چشمه‌ی نوترون

- ۱-۱) مشخصات چشمه‌ی نوترون در BNCT ----- ۱
- ۱-۱-۱) مشخصات باریکه‌ی نوترون ----- ۱
- ۱-۱-۱-۱) شار بالای نوترون ----- ۱
- ۱-۱-۱-۲) طیف انرژی نوترون ----- ۱
- ۱-۱-۱) مشخصات پرتابه ----- ۱
- ۱-۱-۳) مشخصات هدف ----- ۲
- ۱-۱-۳-۱) فراوانی یا نیمه عمر ----- ۳
- ۱-۱-۳-۲) مشخصات ظاهری ----- ۳
- ۱-۲) انواع چشمه‌های نوترون ----- ۳
- ۱-۲-۱) شکافت خود به خود ----- ۴
- ۱-۲-۲) واکنش‌های هسته‌ای ----- ۵
- ۱-۲-۲-۱) چشمه‌ی فوتونوترونی ----- ۵
- ۱-۲-۲-۲) چشمه‌ی (α, n) ----- ۵
- ۱-۲-۲-۳) واکنش‌های (p, n) ----- ۵
- ۱-۲-۲-۴) واکنش‌های (d, n) ----- ۶
- ۱-۲-۲-۵) واکنش‌های $^1\text{H}(a, n)$ یا $^2\text{H}(a, n)$ ----- ۸
- ۱-۲-۲-۶) چشمه‌ی (e, n) ----- ۹
- ۱-۳) مزیت‌های واکنش $^7\text{Li}(p, n)^7\text{Be}$ ----- ۹
- ۱-۳-۱) افزایش غیر معمول سطح مقطع واکنش ----- ۹

۱۰	شار بالای نوترون (۲-۳-۱)
۱۰	طیف مناسب نوترون (۳-۳-۱)
۱۱	جریان پایین پروتون (۴-۳-۱)
۱۱	معایب واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ (۴-۱)
۱۱	شتاب‌دهنده‌ی TESQ (۵-۱)
۱۶	نتیجه‌گیری (۶-۱)

فصل دوم : بررسی هدف لیتیمی در واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$

۱۷	ضخامت هدف لیتیم (۱-۲)
۱۹	ساختار خنک‌کننده‌ی هدف لیتیم (۲-۲)
۲۳	برطرف نمودن مشکل واکنش‌پذیری بالای لیتیم با اکسیژن موجود در هوا (۳-۲)
۲۳	نتیجه‌گیری (۴-۲)

فصل سوم : واکنش‌های پروتون با هدف و ساختار خنک‌کننده

۲۵	انواع واکنش‌های پروتون با لیتیم طبیعی (۱-۳)
۲۵	Q واکنش، انرژی آستانه و سد کولنی (۱-۱-۳)
۲۹	بررسی سطح مقطع واکنش (۲-۱-۳)
۳۳	محاسبه‌ی برد ذرات α (۳-۱-۳)
۳۴	بررسی انرژی نوترون (۴-۱-۳)
۳۷	انواع واکنش‌های پروتون با ساختار خنک‌کننده‌ی هدف (۲-۳)
۴۲	نتیجه‌گیری (۳-۳)

فصل چهارم : طراحی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی باریکه‌ی نوترون

- ۴۵ ----- (۱-۴) مشخصات باریکه‌ی نوترون
- ۴۵ ----- (۱-۱-۴) مشخصات باریکه‌ی نوترون در هوا
- ۴۵ ----- (۱-۱-۱-۴) شار نوترون فوق حرارتی
- ۴۵ ----- (۲-۱-۱-۴) آلودگی نوترون سریع
- ۴۵ ----- (۳-۱-۱-۴) آلودگی نوترون حرارتی
- ۴۶ ----- (۴-۱-۱-۴) آلودگی گاما
- ۴۶ ----- (۵-۱-۱-۴) میزان رو به جلو بودن باریکه‌ی
- ۴۶ ----- (۲-۴) مشخصات باریکه‌ی نوترون در فانتوم
- ۴۶ ----- (۳-۴) ضرایب شایستگی در فانتوم
- ۴۶ ----- (۱-۳-۴) عمق مفید
- ۴۷ ----- (۲-۳-۴) بهره‌ی درمان
- ۴۷ ----- (۳-۳-۴) عمق درمان
- ۴۷ ----- (۴-۳-۴) آهنگ دز عمق مفید
- ۴۷ ----- (۵-۳-۴) زمان درمان
- ۴۷ ----- (۴-۴) مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف
- ۴۷ ----- (۱-۴-۴) قسمت‌های مختلف مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف
- ۴۷ ----- (۱-۱-۴-۴) کند نمودن نوترون‌های سریع
- ۴۹ ----- (۲-۱-۴-۴) فیلتر نمودن نوترون‌های حرارتی
- ۴۹ ----- (۳-۱-۴-۴) فیلترسازی پرتوهای گاما
- ۵۰ ----- (۴-۱-۴-۴) بازتاب نوترون‌های پراکنده

عنوان

صفحه

- ۵۰ ۴-۴-۱-۵) همسوسازی
- ۵۰ ۴-۴-۲) طراحی شکل دهنده
- ۵۶ ۴-۵) نتیجه گیری

فصل پنجم : دزیمتری

- ۵۹ ۵-۱) معرفی غدد بزاقی
- ۵۹ ۵-۲) ارزیابی غدد بزاقی
- ۵۹ ۵-۲-۱) اشکال هندسی غدد بزاقی
- ۶۱ ۵-۲-۲) معادلات ریاضی غدد بزاقی
- ۶۲ ۵-۲-۳) مشخصات فیزیکی غدد بزاقی
- ۶۲ ۵-۳) تشریح استخوان فک و پوست
- ۶۳ ۵-۴) محاسبه دز
- ۶۳ ۵-۴-۱) مؤلفه های دز
- ۶۳ ۵-۴-۲) تعیین دز سرطان غده بزاقی و ضرایب شایستگی در فانتوم
- ۶۷ ۵-۵) نتیجه گیری
- ۶۹ بحث و نتیجه گیری

فهرست اشکال

صفحه

عنوان

فصل اول : انتخاب چشمه‌ی نوترون

- شکل ۱-۱: سطح مقطع کل بوران برای نوترون انرژی پایین ----- ۲
- شکل ۲-۱: طیف گسیل خودبه‌خودی نوترون‌های حاصل از ^{252}Cf ----- ۴
- شکل ۳-۱: سطح مقطع واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ در زاویه‌ی صفر درجه‌ی سانتی‌گراد ----- ۱۰
- شکل ۴-۱: توزیع پتانسیل الکتریکی در نمونه‌ی ۰,۶ MeV ----- ۱۲
- شکل ۵-۱: توزیع پتانسیل الکتریکی در نمونه‌ی ۱,۲ MeV ----- ۱۲
- شکل ۶-۱: نمای کامل از بخشی از لوله‌ی شتاب‌دهنده که الکترودهای چارکطبی را نشان می‌دهد ----- ۱۳
- شکل ۷-۱: برش عمودی از لوله‌ی شتاب‌دهنده ----- ۱۳
- شکل ۸-۱: خطوط پتانسیل الکتریکی در چارکطبی الکتریکی ----- ۱۴
- شکل ۹-۱: توزیع خطوط پتانسیل الکتریکی در چارکطبی الکتریکی ----- ۱۴
- شکل ۱۰-۱: انتقال باریکه‌ی پروتون از شتاب‌دهنده‌ی دارای چارکطبی‌های الکتریکی ----- ۱۵
- شکل ۱۱-۱: راستای انتقال باریکه‌ی پروتون در لوله‌ی شتاب‌دهنده ----- ۱۵

فصل دوم : بررسی هدف لیتیومی در واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$

- شکل ۱-۲: نمودار سطح مقطع میکروسکوپیکی کل نوترون برای ایزوتوپ‌های لیتیم ----- ۱۸

- شکل ۲-۲: نمودار شار خروجی نوترون از ضخامت‌های متفاوت لیتیم ----- ۲۰
- شکل ۳-۲: نمودار آهنگ تغییرات دمایی بر حسب شعاع هدف ----- ۲۱
- شکل ۴-۲: ساختار خنک‌کننده‌ی هدف ----- ۲۲
- شکل ۵-۲: توزیع دمایی در اطراف یکی از لوله‌های مسیر آب در خنک‌کننده ----- ۲۲

فصل سوم: واکنش‌های پروتون با هدف و ساختار خنک‌کننده

- شکل ۱-۳: سطح مقطع تجربی واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ در زاویه‌ی صفر درجه در مرکز جرم ----- ۲۹
- شکل ۲-۳: نسبت سطح مقطع تجربی واکنش $(0,431 \text{ MeV}) {}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}^*$ به ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ ----- ۳۰
- شکل ۳-۳: سطح مقطع کل واکنش ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ و ${}^7\text{Li}(p,\alpha){}^4\text{He}$ ----- ۳۱
- شکل ۴-۳: توزیع زاویه‌ای سطح مقطع واکنش ${}^7\text{Li}(p,p){}^7\text{Li}^*$ ----- ۳۲
- شکل ۵-۳: سطح مقطع دیفرانسیلی واکنش ${}^6\text{Li}(p,pd){}^4\text{He}$ در انرژی ۲۰۰ MeV ----- ۳۳
- شکل ۶-۳: نمودار انرژی نوترون در زوایای مختلف ----- ۳۶
- شکل ۷-۳: نمودار انرژی نوترون در زوایای مختلف برای انرژی‌های متفاوت پروتون ----- ۳۶
- شکل ۸-۳: نمودار سطح مقطع دو واکنش ${}^{63}\text{Cu}(p,\gamma){}^{64}\text{Zn}$ و ${}^{63}\text{Cu}(p,n){}^{63}\text{Zn}$ ----- ۳۸
- شکل ۹-۳: نمودار سطح مقطع واکنش ${}^{63}\text{Cu}(p,n){}^{63}\text{Zn}$ بر حسب انرژی پروتون ----- ۳۹
- شکل ۱۰-۳: نمودار سطح مقطع واکنش ${}^{63}\text{Cu}(p,p_i){}^{63}\text{Cu}^i$ بر حسب انرژی پروتون ----- ۴۰
- شکل ۱۱-۳: نمودار سطح مقطع واکنش ${}^{63}\text{Cu}(p,\alpha_0,1){}^{60}\text{Ni}$ بر حسب انرژی پروتون ----- ۴۱

فصل چهارم : طراحی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی باریکه‌ی نوترون

- شکل ۴-۱: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در برلیم ----- ۵۱
- شکل ۴-۲: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در کربن ----- ۵۱
- شکل ۴-۳: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در آلومینیوم ----- ۵۲
- شکل ۴-۴: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در آهن ----- ۵۲
- شکل ۴-۵: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در پلی اتیلن ----- ۵۳
- شکل ۴-۶: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون کشسان نوترون در نیکل ----- ۵۴
- شکل ۴-۷: BSA طراحی شده برای شکل‌دهی به باریکه‌ی نوترونی ----- ۵۶

فصل پنجم : دزیمتری

- شکل ۵-۱: شکل هندسی غدد بزاقی از دو نمای پهلو (سمت چپ) و پشت (سمت راست) ----- ۶۰
- شکل ۵-۲: شکل هندسی غدد بزاقی بناگوشی با دو برش ----- ۶۰
- شکل ۵-۳: شکل هندسی غدد بزاقی زیر زبانی با دو برش ----- ۶۰
- شکل ۵-۴: شکل هندسی غدد بزاقی تحت فکی با دو برش ----- ۶۱
- شکل ۵-۵: غدد بزاقی به همراه استخوان فک ----- ۶۳
- شکل ۵-۶: دز عمقی کل درون بافت سالم و تومور ----- ۶۵
- شکل ۵-۷: دز عمقی کل به همراه اجزای دز ----- ۶۶

فهرست جداول

صفحه

عنوان

فصل اول : انتخاب چشمه‌ی نوترون

جدول ۱-۱: واکنش‌های متداول (p,n) ----- ۷

جدول ۲-۱: ویژگی‌های برخی از واکنش‌های مورد استفاده در BNCT به عنوان چشمه‌ی نوترونی ----- ۷

جدول ۳-۱: واکنش‌های متداول (d,n) ----- ۸

فصل دوم : بررسی هدف لیتیمی در واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$

جدول ۱-۲: جریان نوترون در ضخامت‌های متفاوت لیتیم ----- ۱۹

فصل سوم : واکنش‌های پروتون با هدف و ساختار خنک کننده

جدول ۱-۳: بررسی واکنش‌های پروتون با لیتیم طبیعی ----- ۲۸

فصل چهارم : طراحی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی باریکه‌ی نوترون

جدول ۱-۴: لیست عناصر کندکننده ----- ۴۸

جدول ۲-۴: لیست ترکیبات کندکننده ----- ۴۹

جدول ۳-۴: پییکربندی‌های متفاوت از مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترونی ----- ۵۵

جدول ۴-۴: نتایج شبیه‌سازی برای چیدمان‌های متفاوت مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی باریکه‌ی نوترونی ----- ۵۶

فصل پنجم : دزیمتری

جدول ۱-۵ : درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده ی پوست و استخوان فک ----- ۶۲

جدول ۲-۵ : ضرایب مربوط به اثر بیولوژیکی پرتوها ----- ۶۴

جدول ۳-۵ : ضرایب شایستگی در فانتوم برای باریکه ی نوترون طراحی شده ----- ۶۶

۱-۱) مشخصات چشمه‌ی نوترون در BNCT^۱

۱-۱-۱) مشخصات باریکه‌ی نوترون:

۱-۱-۱-۱) شار بالای نوترون:

شار نوترون باید بزرگتر از 10^8 نوترون در ثانیه باشد.

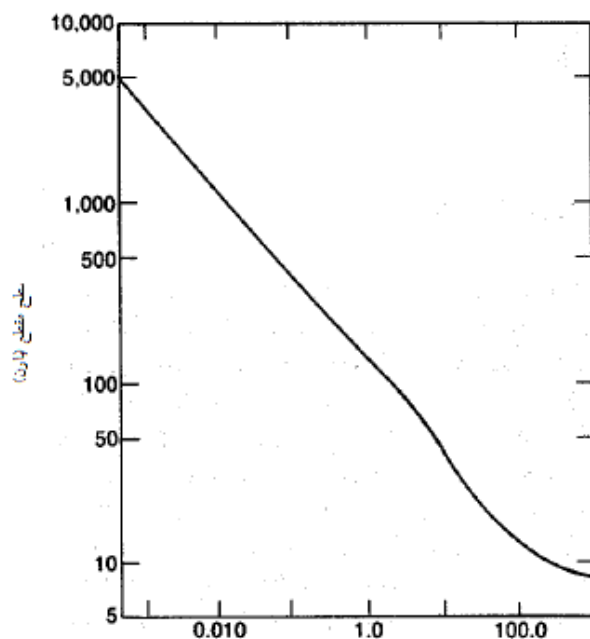
۱-۱-۱-۲) طیف انرژی نوترون:

به منظور رخداد واکنش گیراندازی نوترون در بورون و در نتیجه‌ی آن تخریب سلول‌های سرطانی، نیازمند نوترون‌هایی با انرژی 0.025 eV تا 1 eV (نوترون‌های حرارتی) هستیم، زیرا سطح مقطع جذب نوترون در بورون در این ناحیه‌ی انرژی بسیار بالا است. شکل ۱-۱ سطح مقطع کل σ_t نوترون در بورون را نشان می‌دهد. از سوی دیگر سطح مقطع‌های میکروسکوپیکی را می‌توان به دو گروه کلی سطح مقطع جذب σ_a و سطح مقطع پراکندگی σ_s تقسیم نمود، به گونه‌ای که $\sigma_t = \sigma_s + \sigma_a$ است. σ_s بور برای نوترون تقریباً 759 بارن و σ_a برای آن 3.6 بارن است [۲]، لذا به این صورت می‌توان نتیجه گرفت که سطح مقطع کل بورون برای نوترون که در شکل ۱-۱ نشان داده شده است، تقریباً با سطح مقطع جذب آن برابر است. بنابراین سطح مقطع جذب بورون برای نوترون‌های انرژی پایین (نوترون‌های حرارتی) بسیار بالا است، لذا برای درمان مؤثر به روش BNCT، محدوده‌ی انرژی نوترون‌ها نباید گسترده و مقدار آن نباید خیلی بالا (نوترون‌های تند) باشد. البته می‌توان از نوترون‌های با انرژی بالا نیز استفاده نمود که در این صورت نیازمند BSA^۲ پیچیده تری می‌باشیم. در فصل ۴ این موضوع را به‌طور کامل مورد بررسی قرار داده‌ایم.

۱-۱-۲) مشخصات پرتابه

از راکتور و یا شتاب‌دهنده به منظور رخداد واکنش‌های هسته‌ای برای تولید نوترون استفاده می‌شود اما به دلایل زیر کاربرد شتاب‌دهنده‌ها در BNCT بیشتر است [۳]:

2 : Beam Shaping Assembly



انرژی نوترون (eV)

شکل ۱-۱: سطح مقطع کل بورون برای نوترون انرژی پایین [۱]

- ارزیابی طیف انرژی مناسب برای نوترون

از شتابدهنده‌ها به منظور ایجاد ذرات تقریباً تک انرژی استفاده می‌شود، لذا طیف انرژی نوترون حاصل از واکنش این ذرات با هدفی مشخص، طیفی مناسب‌تر (در مقایسه با راکتورها) برای استفاده در BNCT می‌باشد.

- هزینه‌ی پایین استفاده از شتابدهنده‌ها در محدوده‌ی انرژی مورد نیاز BNCT
- سادگی و ایمنی استفاده از شتابدهنده‌ها در بیمارستان‌ها

بنابراین می‌توان از شتابدهنده‌ها برای ایجاد باریکه‌ای از ذرات مانند پروتون، دوترون، الکترون و سایر عناصر (واکنش‌های هسته‌ای ۳-۲-۱-۱ تا ۶-۲-۱-۱) استفاده کرد.

۳-۱-۱) مشخصات هدف

برای واکنش‌های (۳-۲-۱) و (۴-۲-۱)، هدف‌های متفاوتی وجود دارد که منجر به واکنش‌های گوناگونی می‌گردند، لذا برای انتخاب واکنش مناسب به عنوان چشمه‌ی نوترون در BNCT، پس از بررسی مشخصات باریکه‌ی نوترون، مشخصات هدف مورد بررسی قرار گرفته‌اند. این مشخصات عبارتند از:

۱-۳-۱-۱) فراوانی یا نیمه عمر

عناصری که فراوانی آن‌ها در طبیعت بالا است و جزء عناصر پرتوزا محسوب نمی‌شوند نسبت به سایر عناصر مزیت دارند.

۱-۳-۱-۲) مشخصات ظاهری

با گذشت زمان بر اثر تابش پرتابه به هدف و انتقال انرژی به آن، هدف مورد نظر گرم می‌شود، لذا بهتر است از عناصری استفاده نماییم که دارای خصوصیات زیر باشند:

- نقطه‌ی ذوب و جوش بالا
 - اختلاف بین نقطه‌ی ذوب و جوش آن زیاد باشد
 - رسانایی گرمایی بالا
- اکنون با مقایسه‌ی چشمه‌های نوترونی از نظر مشخصات ذکر شده، یکی از مناسب‌ترین چشمه‌ها را برای استفاده در BNCT برمی‌گزینیم.

۱-۲) انواع چشمه‌های نوترون

همانطور که می‌دانیم نوترون آزاد در طبیعت وجود ندارد. به غیر از شکافت خود به خود، واکنش‌های هسته‌ای تنها چشمه‌های نوترونی محسوب می‌شوند. از سوی دیگر واکنش‌های هسته‌ای متداول که به عنوان چشمه‌ی نوترون مورد استفاده قرار می‌گیرند، را می‌توان به پنج گروه تقسیم نمود، لذا از این دیدگاه چشمه‌های نوترونی رایج عبارتند از:

- شکافت خود به خود
- واکنش‌های هسته‌ای:
- چشمه‌ی فوتونوترون یا (γ, n)
- چشمه‌ی α یا (α, n)
- واکنش (p, n)
- واکنش (d, n)
- واکنش $^1\text{H}(a, n)$ یا $^2\text{H}(a, n)$
- چشمه‌ی الکترون - نوترون یا (e, n)

برای انتخاب چشمه‌ی نوترون مناسب در BNCT، مشخصات نوترون تولیدی، پرتابه و هم‌چنین هدف مورد استفاده در این واکنش‌های هسته‌ای را مورد بررسی قرار می‌دهیم.

(۱-۲-۱) شکافت خود به خود

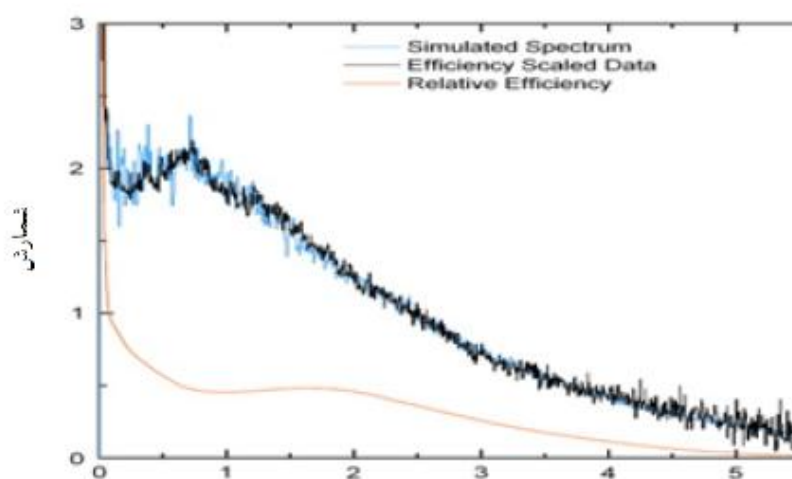
ایزوتوپ‌های پرتوزا چشمه‌های نوترونی هستند که نوترون‌های حاصل از آن‌ها محصول فرایند

شکافت خود به خود می‌باشند. ایزوتوپ ^{252}Cf چشمه‌ی متداول برای نوترون‌های حاصل از

شکافت خودبه‌خود است. شکل ۱-۲ طیف انرژی نوترون‌های حاصل از شکافت خود به خود این

ایزوتوپ را نشان می‌دهد. در این شکل انرژی نوترون که از مشخصه‌ی شکافت است یک

توزیع پیوسته از ۰-۵ MeV را نشان می‌دهد.



انرژی نوترون (MeV)

شکل ۱-۲: طیف گسیل خودبه‌خودی نوترون‌های حاصل از ^{252}Cf [۴]

در این واپاشی آهنک ایجاد نوترون 2.3×10^{12} نوترون در هر ثانیه به ازای هر گرم ^{252}Cf است، لذا شار نوترون آن مناسب است، اما طیف انرژی آن گسترده است. در عنصر ^{252}Cf شکافت فقط حدود ۳ درصد از واپاشی‌ها را تشکیل می‌دهد و بقیه از نوع آلفا می‌باشد [۵]. به طور کلی این نوع چشمه‌ها به دلیل خاصیت شکافت برای استفاده در بیمارستان‌ها مناسب نیستند، لذا در BNCT به ندرت از آن‌ها استفاده می‌شود.

۱-۲-۲) واکنش‌های هسته‌ای :

۱-۲-۲-۱) چشمه‌ی فوتونوترون یا (γ, n)

از واکنش (γ, n) می‌توان برای تولید نوترون استفاده کرد. مزیت ایجاد فوتونوترون در تولید نوترون‌های تقریباً تک‌انرژی است، به ویژه هنگامی که چشمه‌ی فوتون تقریباً تک‌انرژی باشد [۵]. اما خاصیت پرتوایی چشمه‌ی فوتون و شار پایین نوترون‌های حاصل از واکنش‌های (γ, n) سبب می‌شود این نوع چشمه‌ی نوترون به منظور کاربرد در BNCT مناسب نباشد. برای مثال ^{24}Na پرتوی گاما با انرژی 2.76 MeV گسیل می‌دارد که جذب این فوتون برای غلبه بر انرژی بستگی نوترون در ^9Be کافی است. شار نوترون حاصل از این واکنش $(\gamma(2.76 \text{ MeV}) + ^9\text{Be} \rightarrow ^8\text{Be} + n)$ ، 2×10^6 نوترون در ثانیه به ازای هر کوری ^{24}Na است که این شار برای BNCT بسیار پایین است [۵].

۱-۲-۲-۲) چشمه‌ی α یا (α, n)

متداول‌ترین چشمه‌ی نوترونی واکنش $^9\text{Be}(\alpha, n)^{12}\text{C}$ است که ماده‌ی گسیل‌کننده‌ی آلفا یکی از ایزوتوپ‌های ^{238}Pu ، ^{210}Po ، ^{241}Am و ^{226}Ra می‌باشد. آهنگ تولید نوترون به ازای هر کوری ^{226}Ra حدود 10^7 نوترون در ثانیه است. اما نوترون‌های حاصل از آن به دلایل ذیل تک‌انرژی نیستند:

- استفاده از چند گروه آلفا
- کند شدن ذرات آلفا در اثر برخورد با ماده‌ی جامد
- راستاهای مختلف گسیل نوترون‌ها نسبت به ذرات آلفا
- امکان تولید کربن ۱۲ در حالت برانگیخته

لذا ویژگی‌های نوترون حاصل از این واکنش (شار پایین و طیف انرژی گسترده) برای استفاده در

BNCT مناسب نمی‌باشد [۵].

۱-۲-۲-۳) واکنش‌های (p, n)

در جدول ۱-۱ لیستی از متداول‌ترین این واکنش‌ها به همراه محدوده‌ی انرژی مورد نیاز پروتون، محدوده‌ی انرژی نوترون‌های حاصل از آن‌ها و فراوانی یا نیمه‌عمر هدف مورد استفاده در هر یک از واکنش‌ها آورده شده است.

فرض می‌نماییم که شار نوترون تولیدی از واکنش‌های ذکر شده در جدول ۱-۱ برای استفاده در BNCT مناسب باشد. این جدول نشان می‌دهد که بازه‌ی انرژی نوترون‌های حاصل از واکنش‌های

${}^3\text{H}(p,n){}^3\text{He}$ ، ${}^6\text{Li}(p,n){}^6\text{Be}$ و ${}^{12}\text{C}(p,n){}^{12}\text{N}$ نسبت به سایر واکنش‌ها گسترده‌تر است، لذا طبق آنچه در قسمت مشخصات چشمه‌ی نوترون در BNCT ذکر نمودیم، از این سه واکنش در مقایسه با سایر واکنش‌ها صرف نظر می‌نماییم. با توجه به فراوانی یا نیمه عمر هدف مورد استفاده در هر یک از واکنش‌ها، مشاهده می‌شود که ${}^7\text{Li}$ ، ${}^9\text{Be}$ ، ${}^{11}\text{B}$ ، ${}^{12}\text{C}$ و ${}^{59}\text{Co}$ تنها عناصری هستند که به‌طور طبیعی در طبیعت وجود دارند و درصد فراوانی آن‌ها بالا است. واکنش ${}^{12}\text{C}(p,n){}^{12}\text{N}$ علاوه بر گسترده بودن طیف انرژی نوترون آن، انرژی مورد نیاز پروتون برای انجام آن بسیار بالاست، لذا همانطور که قبلاً اشاره نمودیم این واکنش برای استفاده در BNCT به عنوان چشمه‌ی نوترون مناسب نمی‌باشد. بنابراین انتخاب مورد نظر ما یکی از واکنش‌های ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ ، ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}^*$ ، ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$ و ${}^{11}\text{B}(p,n){}^{11}\text{C}$ یا ${}^{59}\text{Co}(p,n){}^{59}\text{Ni}$ خواهد بود. نقطه‌ی ذوب عناصر ${}^7\text{Li}$ ، ${}^9\text{Be}$ ، ${}^{11}\text{B}$ و ${}^{59}\text{Co}$ به ترتیب برابر است با: ۱۸۱، ۱۲۸۷، ۲۰۷۶ و ۱۴۹۵ درجه‌ی سانتی‌گراد. علی‌رغم نقطه‌ی ذوب پایین و رسانایی گرمایی ضعیف ${}^7\text{Li}$ ما واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ را به عنوان چشمه‌ی نوترون انتخاب می‌نماییم، زیرا مطابق داده‌های جدول ۱-۲ به ازای شار نوترون برابر در دو واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ و ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$ واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ طیف نوترون مناسب‌تر و انرژی پروتون پایین‌تری دارد. علاوه بر این واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ نسبت به سایر واکنش‌های نام‌برده شده مزیت‌هایی دارد که در بخش ۱-۳ به آن اشاره می‌نماییم.

۱-۲-۲-۴) واکنش‌های (d,n)

در جدول ۱-۳ لیستی از متداول‌ترین این واکنش‌ها به همراه محدوده‌ی انرژی نوترون‌های حاصل از آن‌ها آورده شده است.

در مقایسه با واکنش‌های ${}^{20}\text{Ne}(d,n){}^{21}\text{Na}$ ، ${}^{24}\text{Mg}(d,n){}^{25}\text{A}$ و ${}^{32}\text{S}(d,n){}^{33}\text{Cl}$ سایر واکنش‌های نام‌برده شده در جدول ۱-۳ برای استفاده در BNCT به عنوان چشمه‌ی نوترون مناسب نیستند، زیرا محدوده‌ی انرژی نوترون‌های حاصل از آن‌ها در بازه‌ی نوترون‌های تند قرار دارد. طیف انرژی نوترون‌های حاصل از واکنش ${}^{20}\text{Ne}(d,n){}^{21}\text{Na}$ نسبت به طیف انرژی نوترون‌های دو واکنش دیگر، گستردگی کمتری دارد، لذا برای انتخاب چشمه‌ی نوترون مناسب، هدف این واکنش را با ${}^7\text{Li}$ مورد مقایسه قرار می‌دهیم.

جدول ۱-۱: واکنش‌های متداول (p,n)

نام واکنش	بازه‌ی انرژی پرتابه [۶] (MeV)	بازه‌ی انرژی نوترون [۶] (Kev)	فراوانی یا نیمه عمر هدف [۵]
${}^3\text{H}(p,n){}^3\text{He}$	۱,۰۱۹۱ - ۱,۱۴۷۳	۶۴ - ۲۸۸	۱۲,۳ y
${}^6\text{Li}(p,n){}^6\text{Be}$	۵,۹۲۲۳ - ۶,۰۹۴۰	۱۲۲ - ۵۰۳	٪ ۷,۵
${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$	۱,۸۸۰۷ - ۱,۹۲۰۴	۲۹,۷ - ۱۲۱	٪ ۹۲,۵
${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}^*$	۲,۳۷۱۴ - ۲,۴۲۱۵	۳۷,۵ - ۱۵۳	٪ ۹۲,۵
${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$	۲,۰۵۷۸ - ۲,۰۸۴۰	۲۱,۸ - ۸۴,۵	٪ ۱۰۰
${}^{10}\text{Be}(p,n){}^{10}\text{B}$	۰,۲۴۹۶ - ۰,۲۵۲۲	۲,۱ - ۸,۴	۱,۶ My
${}^{10}\text{B}(p,n){}^{10}\text{C}$	۴,۸۷۷۴ - ۴,۹۲۷۵	۴۱ - ۱۶۵	٪ ۱۹,۸
${}^{11}\text{B}(p,n){}^{11}\text{C}$	۳,۰۱۸۷ - ۳,۰۴۴۳	۲۱,۳ - ۸۵,۸	٪ ۸۰,۲
${}^{12}\text{C}(p,n){}^{12}\text{N}$	۱۹,۶۵۷ - ۱۹,۷۹۸	۱۱۹ - ۴۷۹	٪ ۹۸,۸۹
${}^{13}\text{C}(p,n){}^{13}\text{N}$	۳,۲۳۶۳ - ۳,۲۵۵۹	۱۶,۸ - ۶۷,۵	٪ ۱,۱۱
${}^{14}\text{C}(p,n){}^{14}\text{N}$	۰,۶۷۱۴ - ۰,۶۷۴۹	۳,۲ - ۱۲,۲	۵۷۳۰ y
${}^{15}\text{N}(p,n){}^{15}\text{O}$	۳,۷۷۴۸ - ۳,۷۹۲۰	۸,۱۵ - ۶۰,۳	٪ ۰,۳۶۶
${}^{36}\text{Cl}(p,n){}^{36}\text{Ar}$	۰,۰۷۷۵۷ - ۰,۰۷۷۶۳	۰,۱ - ۰,۳	۰,۳ My
${}^{39}\text{Ar}(p,n){}^{39}\text{K}$	۰,۲۲۴۸ - ۰,۲۲۵۰	۰,۲ - ۰,۶	٪ ۹۹
${}^{59}\text{Co}(p,n){}^{59}\text{Ni}$	۱,۸۸۹۷ - ۱,۸۹۰۲	۰,۵ - ۲,۱	٪ ۱۰۰

جدول ۱-۲: ویژگی‌های برخی از واکنش‌های مورد استفاده در BNCT به عنوان چشمه‌ی نوترونی [۷]

نام واکنش	انرژی پرتابه	میانگین انرژی نوترون در 0°C	ماکزیمم انرژی نوترون در 0°C	نقطه‌ی ذوب
${}^7\text{Li}(p,n)$	۲/۵ MeV	۰/۵۵ MeV	۰/۷۸۶ MeV	۱۸۱°C
${}^9\text{Be}(p,n)$	۴,۰ MeV	۱/۰۶ MeV	۲/۱۲ MeV	۱۲۸۷°C

جدول ۱-۳: واکنش‌های متداول (d,n)

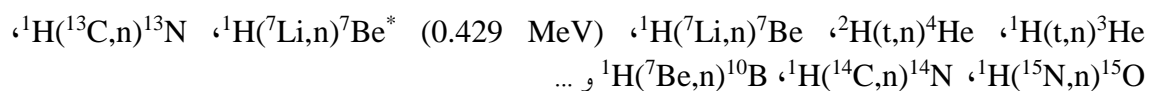
نام واکنش	بازه‌ی انرژی نوترون (MeV) [۶]
${}^2\text{H}(d,n){}^3\text{He}$	۲,۴۴۹ – ۷,۷۰۶
${}^3\text{H}(d,n){}^4\text{He}$	۱۴,۰۲۹ – ۲۰,۴۶۱
${}^{20}\text{Ne}(d,n){}^{21}\text{Na}$	۰,۱۹۷ – ۰,۳۴۴
${}^{24}\text{Mg}(d,n){}^{25}\text{A}$	۰,۰۴۴ – ۰,۴۸۳
${}^{28}\text{Si}(d,n){}^{29}\text{P}$	۰,۵۰۵ – ۱,۴۴۴
${}^{32}\text{S}(d,n){}^{33}\text{Cl}$	۰,۰۴۹ – ۰,۸۵۵
${}^7\text{Li}(d,n){}^8\text{Be}$	۱۳,۳۳۸ – ۱۶,۵۴۹
${}^{11}\text{B}(d,n){}^{12}\text{C}$	۱۲,۶۶۳ – ۱۳,۴۹۹
${}^{13}\text{C}(d,n){}^{14}\text{N}$	۴,۹۶۸ – ۵,۵۹۷
${}^{15}\text{N}(d,n){}^{16}\text{O}$	۹,۳۱۲ – ۱۰,۱۱۸

• ${}^{20}\text{Ne}$

این عنصر در طبیعت به حالت گاز وجود دارد و چگالی آن 0.9 g/L یا 0.0009 g/cm^3 است. لذا در ظرفی به حجم 10 cm^3 فقط 0.009 g از این گاز قرار دارد و این مقدار گاز برای انجام واکنش بسیار ناچیز است، لذا برای افزایش جرم آن در این حجم باید چگالی آن را افزایش داد. به منظور افزایش چگالی این گاز باید آن را به حالت مایع تبدیل کرد که در این حالت چگالی آن برابر با 1 g/cm^3 است. اما نقطه‌ی ذوب این گاز 245.59°C است و این کاهش دما از معایب استفاده از این واکنش محسوب می‌شود. هم‌چنین نقطه‌ی جوش ${}^{20}\text{Ne}$ 246.08°C است بنابراین اختلاف دمای نقطه‌ی ذوب و جوش آن بسیار کم و در نتیجه خنک نمودن آن بسیار دشوار است، لذا از واکنش ${}^{20}\text{Ne}(d,n){}^{21}\text{Na}$ صرف نظر می‌نماییم.

۱-۲-۲-۵) واکنش ${}^1\text{H}(a,n)$ یا ${}^2\text{H}(a,n)$

متداول‌ترین واکنش‌هایی که به صورت ${}^1\text{H}(a,n)$ یا ${}^2\text{H}(a,n)$ می‌باشند عبارتند از [۶]:



همانطور که مشاهده می‌شود در این واکنش‌ها از عناصری استفاده می‌شود که جرم بیشتری نسبت به پروتون و دوترون دارند لذا شتاب دادن آن‌ها توسط شتابدهنده مشکل‌تر است. بنابراین، اگرچه

واکنش‌هایی نظیر ${}^1\text{H}(t,n){}^3\text{He}$ و ${}^2\text{H}(t,n){}^4\text{He}$ چشمه‌ی مناسب نوترون برای استفاده در BNCT محسوب می‌شوند، ما از این نوع چشمه‌ی نوترون (۱-۲-۵) صرف نظر می‌نماییم.

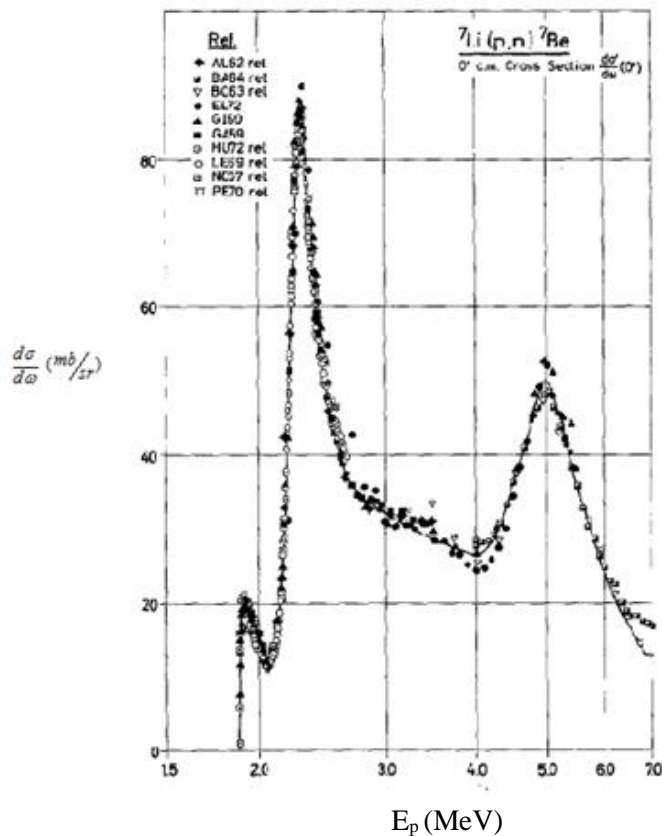
(۶-۲-۲-۱) چشمه‌ی الکترون-نوترون یا (e,n)

در واکنش‌های هسته‌ای الکترون-نوترون، از الکترون‌های با انرژی بالا برای آشفستگی هسته و در نتیجه-ی آن تولید نوترون استفاده می‌شود، لذا نوترون‌های حاصل از آن‌ها دارای انرژی بالا با محدوده‌ی گسترده می‌باشند [۸]. بنابراین طبق مشخصاتی که برای باریکه‌ی نوترون بیان نمودیم، واکنش‌های هسته‌ای الکترون-نوترون نیز برای استفاده در BNCT مناسب محسوب نمی‌شوند. با توجه به آنچه بیان نمودیم، از واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ به عنوان چشمه‌ی نوترون استفاده می‌نماییم. اما همانطور که می‌دانیم ${}^7\text{Li}$ در طبیعت وجود ندارد. در واقع لیتیم طبیعی از دو ایزوتوپ پایدار ${}^6\text{Li}$ (۷,۵٪) و ${}^7\text{Li}$ (۹۲,۵٪) تشکیل شده است، لذا در فصل سوم علت انتخاب واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ از میان تمام واکنش‌های ممکن پروتون با لیتیم طبیعی بررسی شده است. این واکنش ویژگی‌های متعددی دارد که برخی از آن‌ها مزیت و برخی دیگر جزء معایب آن محسوب می‌شوند. ابتدا ویژگی‌های مناسب این واکنش را به عنوان چشمه‌ی نوترون در BNCT بیان نموده و سپس علاوه بر ذکر معایب آن، راه حلی برای رفع آن‌ها ارائه شده است.

(۳-۱) مزیت‌های واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$

(۱-۳-۱) افزایش غیر معمول سطح مقطع واکنش :

مشخصه‌ی این واکنش افزایش غیر معمول سطح مقطع آن در انرژی $E_p \approx 2,3 \text{ MeV}$ است. شکل ۱-۳ این موضوع را نشان می‌دهد [۹]. بنابراین در صورت ایجاد باریکه‌ی تک انرژی پروتون با انرژی $E_p \approx 2,3 \text{ MeV}$ می‌توان بهره‌ی تولید نوترون را افزایش داد. به این منظور از شتاب‌دهنده‌ی TESQ استفاده نموده‌ایم که مشخصات و نحوه‌ی عملکرد آن به طور مختصر در انتهای این فصل بیان شده است.



شکل ۱-۳: سطح مقطع واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ در زاویه‌ی صفر درجه در دستگاه مرکز جرم [۹]

۲-۳-۱) شار بالای نوترون

اگر انرژی پروتون $E_p \approx 2.5 \text{ MeV}$ و جریان آن 10 mA/s باشد، تعداد نوترون‌های حاصل از این واکنش برابر با 8.9×10^{12} نوترون در ثانیه است که این میزان شار برای نوترون درمانی مورد نظر بسیار مناسب است [۷].

۳-۳-۱) طیف مناسب نوترون :

طیف انرژی نوترون‌های حاصل از این واکنش نیز برای نوترون درمانی به روش گیرندازی نوترون در بورون مناسب می‌باشد، زیرا $0.789 \text{ MeV} < T_n < 0.241 \text{ MeV}$ است، لذا مقدار انرژی آن مناسب و بازه‌ی انرژی آن محدود است. بنابراین طراحی BSA آن ساده‌تر است که در فصل چهارم به طور کامل به این موضوع پرداخته‌ایم.

۴-۳-۱) جریان پایین پروتون :

جریان مورد نیاز برای پروتون در انرژی $E_p \approx 2,5 \text{ MeV}$ از مرتبه‌ی ۱۰ mA است، در حالی که در واکنش‌های $^2\text{H}(d,n)^3\text{He}$ و $^3\text{H}(d,n)^4\text{He}$ جریان دوترون مورد نیاز از مرتبه‌ی ۱۰۰۰ mA می‌باشد [۱۰].

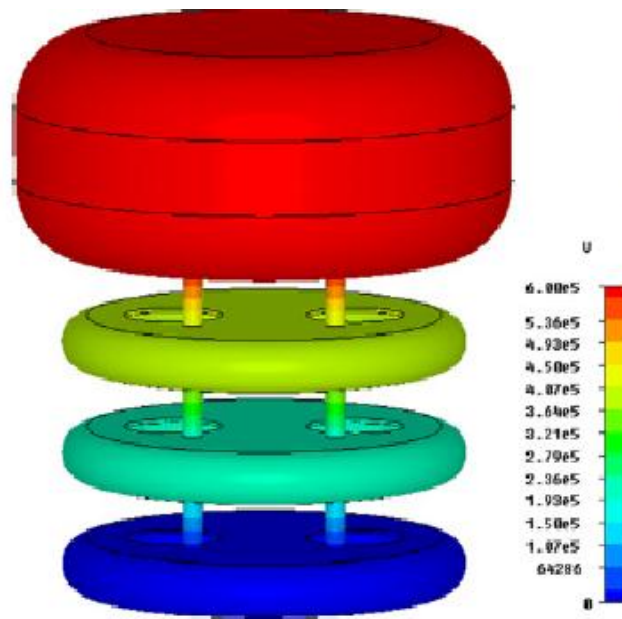
۴-۱) معایب واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$

- نقطه‌ی ذوب پایین
- رسانایی گرمایی ضعیف
- واکنش‌پذیری بالا

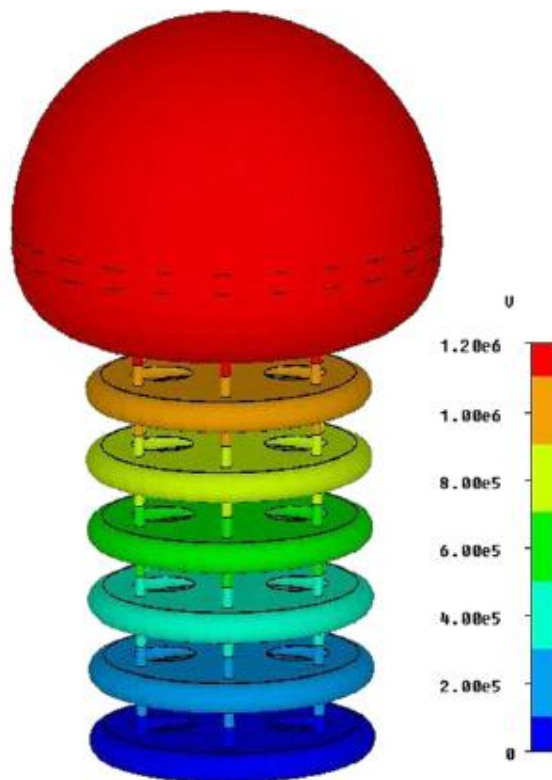
از معایب هدف لیتیم محسوب می‌شوند. در فصل بعد این معایب مورد بررسی قرار گرفته و راهکارهایی برای رفع آن‌ها ارائه شده است

۵-۱) شتاب‌دهنده‌ی TESQ

شتاب‌دهنده‌ی TESQ می‌تواند پروتون‌هایی با انرژی تقریباً ۲,۳ MeV و جریان ۳۰ mA برای استفاده در واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ به عنوان چشمه‌ی نوترون در BNCT ایجاد نماید [۱۱، ۱۲]. این شتاب‌دهنده از نظر تکنولوژی ساده‌ترین و ارزان‌ترین شتاب‌دهنده در میان شتاب‌دهنده‌های مورد استفاده در BNCT می‌باشد [۱۲]. شتاب‌دهنده‌ی TESQ در دو نوع متفاوت طراحی و ساخته شده است که در شکل‌های ۴-۱ و ۵-۱ نشان داده شده است. این نوع شتاب‌دهنده شامل تعدادی جعبه‌ی استوانه‌ای می‌باشد. این جعبه‌ها در ولتاژ ۲۰۰ Kv و فاصله‌ی ۴۰ cm از یکدیگر قرار گرفته‌اند. بنابراین بالاترین ولتاژ شتاب‌دهنده‌ای که در شکل ۴-۱ نشان داده شده است ۰,۶ MeV و بالاترین ولتاژ شتاب‌دهنده‌ی شکل ۵-۱، ۱,۲ MeV می‌باشد. ارتفاع شتاب‌دهنده‌ی ۰,۶ MeV و ۱,۲ MeV به ترتیب تقریباً ۱,۵ و ۳ متر می‌باشد [۱۳].



شکل ۴-۱: توزیع پتانسیل الکتریکی در نمونه‌ی ۰,۶ MeV [۱۳]



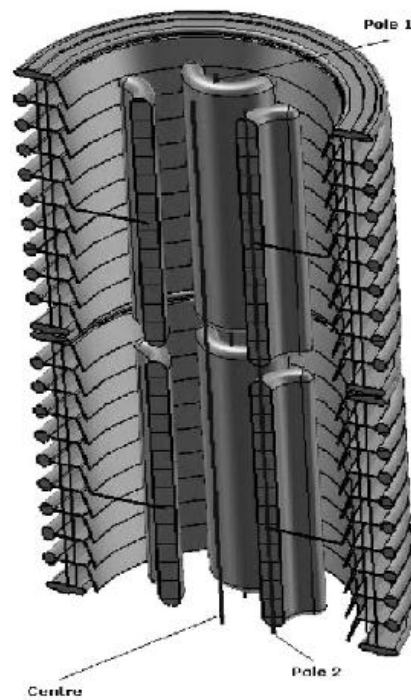
شکل ۵-۱: توزیع پتانسیل الکتریکی در نمونه‌ی ۱,۲ MeV [۱۳]

لوله‌های شتاب‌دهنده در این جعبه‌ها تعبیه شده است و هر کدام از این لوله‌ها شامل جفت چارکطبی الکتریکی است. شکل ۶ و ۷ لوله‌ی شتاب‌دهنده را از دو نما نشان می‌دهد.

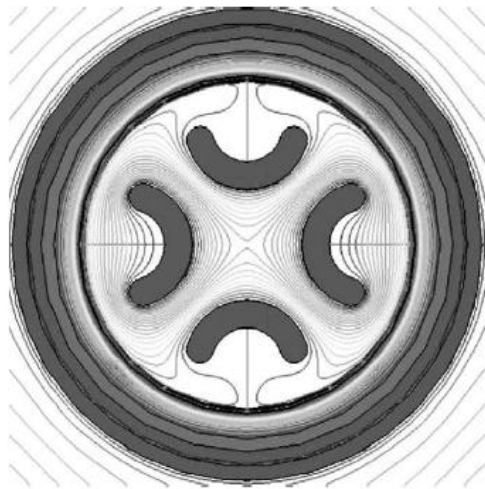


شکل ۶-۱: نمای کامل از بخشی از لوله‌ی شتاب‌دهنده که الکترودهای چارقطبی را نشان می‌دهد [۱۲]

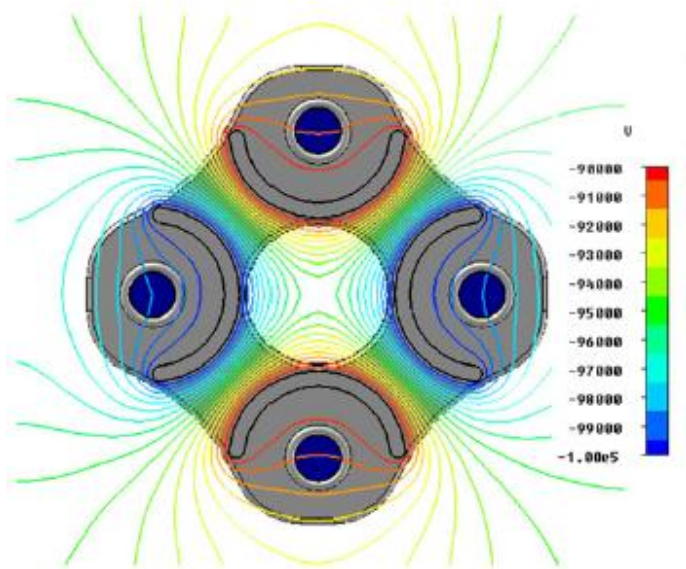
شکل ۸ و ۹ خطوط پتانسیل را در چارقطبی الکتريکی موجود در لوله‌ی شتاب‌دهنده نشان می‌دهد.



شکل ۷-۱: برش عمودی از لوله‌ی شتاب‌دهنده [۱۲]



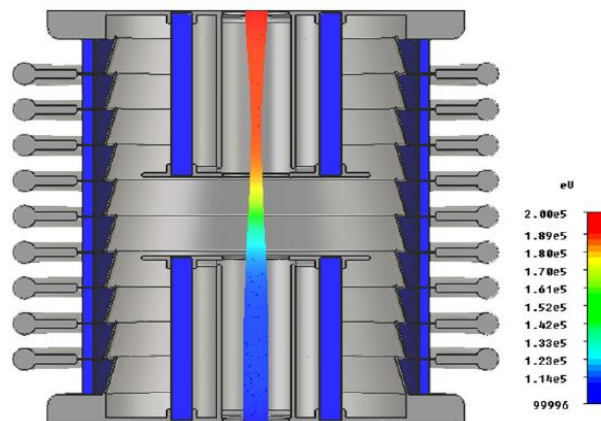
شکل ۸-۱: سطوح پتانسیل الکتریکی در چارقطبی الکتریکی [۱۲]



شکل ۹-۱: پتانسیل الکتریکی و توزیع میدان در چارقطبی الکتریکی [۱۳]

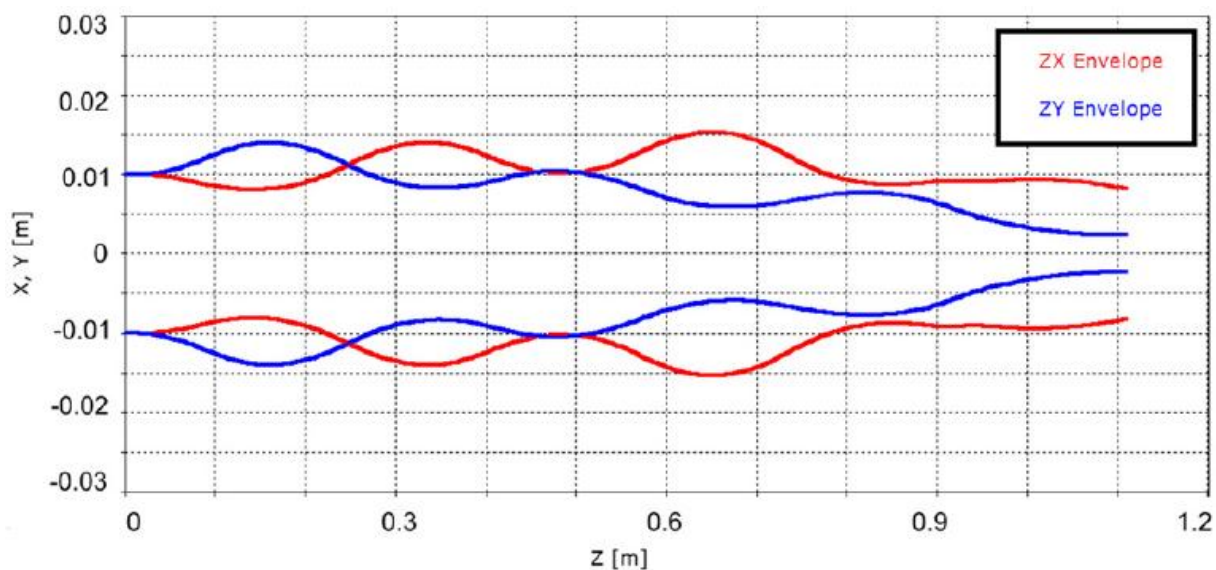
نیروی وارد بر پروتون‌ها هم‌جهت با میدان الکتریکی حاصل از این چارقطبی‌های الکتریکی است. لذا نیروی وارد بر پروتون‌ها به سمت مرکز خواهد بود، زیرا خطوط میدان عمود بر سطوح پتانسیل است. بنابراین با متمرکز شدن پروتون‌ها در مرکز لوله‌ی شتاب‌دهنده به هنگام عبور از چارقطبی الکتریکی و شتاب گرفتن پرتو در فاصله‌ی میان چارقطبی‌ها باریکه‌ای از این ذرات توسط شتاب‌دهنده‌ی مورد نظر ایجاد می‌شود.

انتقال و شتاب باریکه‌ی پروتون با جریان ۳۰ mA، با حل معادلات لورنتز-پاشن شبیه‌سازی شده است [۱۳]. شکل زیر انتقال باریکه‌ی پروتون به هنگام عبور از چارقطبی الکتریکی موجود در شتاب‌دهنده را به همراه افزایش انرژی آن نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱۰: انتقال باریکه‌ی پروتون از شتاب‌دهنده‌ی دارای چارقطبی‌های الکتریکی [۱۳]

شکل ۱-۱۱ نوسانات باریکه‌ی پروتون در راستای محور x و y هنگام انتقال آن در لوله‌ی شتاب‌دهنده در راستای محور z را نشان می‌دهد.



X and Y envelopes

شکل ۱-۱۱: انتقال باریکه‌ی پروتون در لوله‌ی شتاب‌دهنده [۱۳]

نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که هدایت و شتاب باریکه‌ی پروتون با جریان ۳۰ mA که به شعاع ۱۰ mm محدود شده است امکان‌پذیر می‌باشد [۱۳]. لذا با استفاده از این شتاب‌دهنده می‌توان باریکه‌ی پروتون با انرژی مورد نیاز ۲,۳ MeV و جریان مناسب ۳۰ mA برای تولید نوترون از طریق واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ به منظور استفاده در BNCT ایجاد نمود.

۱-۶) نتیجه‌گیری:

در این فصل با بررسی چشمه‌های مختلف نوترون واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ را به عنوان چشمه‌ی نوترون انتخاب نمودیم، زیرا نسبت به سایر چشمه‌های ذکر شده بیشترین ویژگی‌های مورد نیاز برای استفاده در باریکه درمانی به روش BNCT را دارا می‌باشد. سپس به معایب و مزایای این واکنش اشاره نموده و در انتها به دلیل بالا بودن سطح مقطع این واکنش در انرژی ۲,۳ MeV، شتاب‌دهنده‌ی TESQ را به منظور ایجاد باریکه‌ی پروتون انتخاب نموده و مشخصات آن را به‌طور مختصر بیان نموده‌ایم.

۱-۲) ضخامت هدف لیتیم

به منظور محاسبه‌ی ضخامت ایده‌آل هدف لیتیم که به ازای آن شار نوترون خروجی ماکزیمم است، برد پروتون با انرژی ۲,۳ MeV را محاسبه می‌نماییم ($R_{p,Li}$)، زیرا در ضخامتی برابر با $0,005 R_{p,Li}$ تقریباً تمام پروتون‌ها متوقف شده و لذا در ضخامت‌های بزرگتر از آن پروتونی برای تولید نوترون در لیتیم وجود نخواهد داشت.

برد پروتون با انرژی T در آلومینیوم با استفاده از رابطه‌ی ذیل به دست می‌آید [۱۴]:

$$R(\mu m) = 14.21 T^{1.5874} \quad 1 \text{ MeV} < T \leq 2.7 \text{ MeV}$$

$$R_{p,Al}(\mu m) = 14.21 (2.3)^{1.5874} = 53.31 \mu m$$

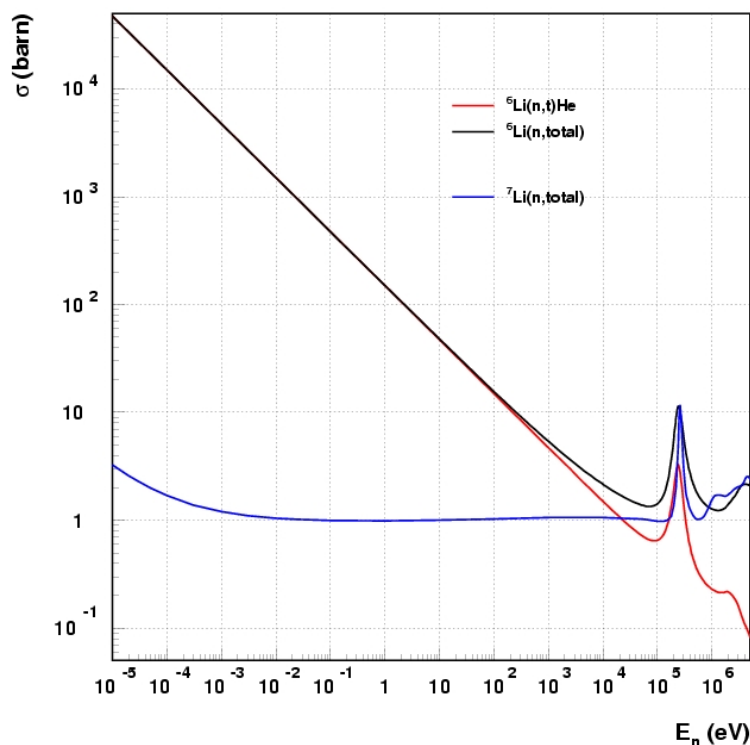
لذا با $R_{p,Li}$ با استفاده از رابطه‌ی برگ-کلیمن برابر است با [۱۴]:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{\rho_2}{\rho_1} \sqrt{\frac{A_1}{A_2}} \Rightarrow R_{p,Li} = 53.31 \left(\frac{2.7}{.534} \right) \sqrt{\frac{7}{27}} = 137.22 \mu m$$

از سوی دیگر با افزایش ضخامت لیتیم احتمال اندرکنش نوترون با آن افزایش یافته و لذا شار خروجی آن کاهش می‌یابد. به این منظور پویش آزاد متوسط نوترون در لیتیم یعنی $\lambda_{n,Li}$ (فاصله‌ی بین دو اندرکنش متوالی نوترون در لیتیم) را محاسبه می‌نماییم.

$$\lambda_{n,{}^7Li} = \frac{1}{\Sigma_t} = \frac{1}{N \sigma_t} \quad (1-2)$$

در رابطه‌ی (۱-۲)، Σ_t سطح مقطع میکروسکوپی کلی، N تعداد اتم‌های ایزوتوپ 7Li در واحد حجم و σ_t سطح مقطع میکروسکوپی کلی نوترون برای ایزوتوپ 7Li است [۲]. شکل ۱-۲ نمودار سطح مقطع میکروسکوپی کلی نوترون برای ایزوتوپ 7Li را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۲: نمودار سطح مقطع میکروسکوپی کلی نوترون برای ایزوتوپ‌های لیتیم بر حسب انرژی نوترون [۱۵]

شکل ۱-۲ نشان می‌دهد که بیشترین مقدار سطح مقطع میکروسکوپی کلی نوترون برای ایزوتوپ ${}^7\text{Li}$ ، ۱۰ barn است. در این سطح مقطع نوترون کمترین پویش آزاد متوسط را دارد. بنابراین با استفاده از رابطه‌ی ۱-۲ خواهیم داشت:

$$\lambda_{n,{}^7\text{Li}} = \frac{1}{\sigma_t \frac{N_A \rho}{m}} = 2 \text{ cm}$$

رابطه‌ی بالا بیان می‌نماید که نوترون‌هایی با انرژی کمتر از ۱ MeV می‌توانند حداکثر ضخامت از لیتیم به اندازه‌ی ۲ cm را بدون هیچ اندرکنشی با آن طی نمایند. به عبارتی دیگر نوترون‌های تولید شده در هدف لیتیم از طریق واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ تا ضخامت ۲ cm از هدف لیتیم هیچ اندرکنشی با آن انجام نمی‌دهند (در فصل بعد انرژی نوترون‌های حاصل از واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ را محاسبه نموده‌ایم). اما باید به این نکته نیز توجه نمود که پروتون خارج شده از لوله‌ی شتاب‌دهنده با ورود به لایه‌ی لیتیم انرژی خود را از دست می‌دهد و با افزایش ضخامت لیتیم، انرژی‌اش به شدت کاهش می‌یابد، لذا انرژی نوترون‌های

حاصل از اندرکنش پروتون با لیتیم تغییر می‌کند و در نتیجه‌ی آن پویش آزاد متوسط نوترون در لیتیم تغییر می‌کند. بنابراین به منظور مشاهده‌ی تغییرات شار خروجی نوترون بر حسب ضخامت لیتیم، با استفاده از شبیه‌سازی توسط کد mcnp2.6.0 جریان نوترون خروجی از ضخامت‌های متفاوت لیتیم را محاسبه نموده‌ایم و نتایج آن در جدول ۱-۲ آورده شده است. ضخامت‌های انتخاب شده بر اساس برد پروتون و پویش آزاد متوسط نوترون صورت گرفته است.

جدول ۱-۲ : جریان نوترون در ضخامت‌های متفاوت لیتیم

ضخامت لیتیم (cm)	جریان نوترون خروجی به ازای یک پروتون $\times 10^5$ (تعداد ذرات)
۰,۰۰۳۰۸	۴,۷۶
۰,۰۰۶۱۸	۹,۵۹
۰,۰۰۹۲۸	۱۲,۱
۰,۰۱۲۳۸	۱۲,۰
۰,۰۱۵۶۸	۱۱,۹
۱,۵	۶,۳۸
۲	۵,۲
۲,۱	۵,۰
۲,۳	۴,۶۶
۲,۵	۴,۳۰
۳	۳,۶۲
۴	۲,۵۴

نمودار رسم شده در شکل ۲-۲ بر اساس داده‌های جدول ۱-۲ می‌باشد. البته برای نمایش بهتر از نمودار لگاریتمی استفاده شده است. طبق این نمودار بیشترین شار نوترون تقریباً در ضخامتی برابر با $100 \mu\text{m}$ قرار دارد لذا هدف مورد نظر لایه‌ای از جنس ایزوتوپ ${}^7\text{Li}$ با ضخامت $100 \mu\text{m}$ انتخاب شده است.

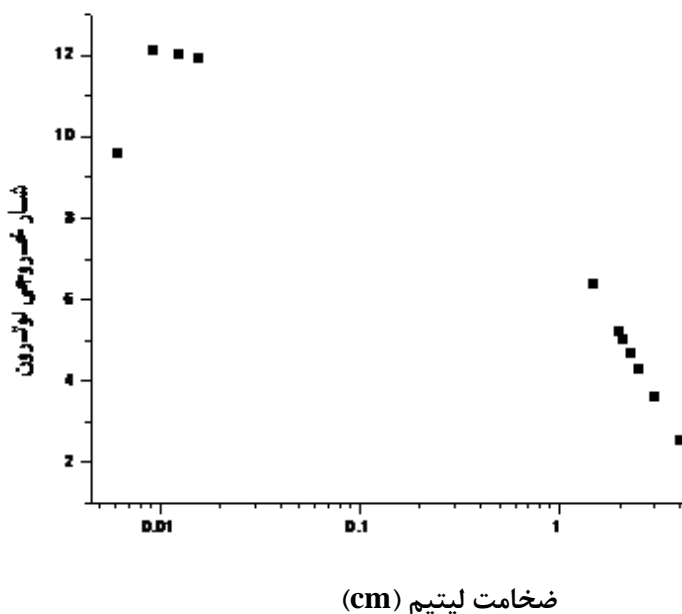
۲-۲) ساختار خنک‌کننده‌ی هدف لیتیم

با توجه به انرژی پروتون در این شتابدهنده $2,3 \text{ MeV}$ و جریان آن 30 mA ، آهنگ پروتون‌های رسیده به سطح هدف $18,75 \times 10^{16}$ تعداد بر ثانیه است و در نتیجه آهنگ انتقال انرژی به هدف $7,5 \text{ KW}$ خواهد بود.

با فرض آنکه هدف استوانه‌ای به شعاع r ، ارتفاع h ، جرم m ، چگالی ρ و ظرفیت گرمایی c باشد و شعاع باریکه‌ی پروتونی نیز r در نظر گرفته شود، آهنگ تغییر دمای هدف از رابطه‌ی ذیل به دست می‌آید :

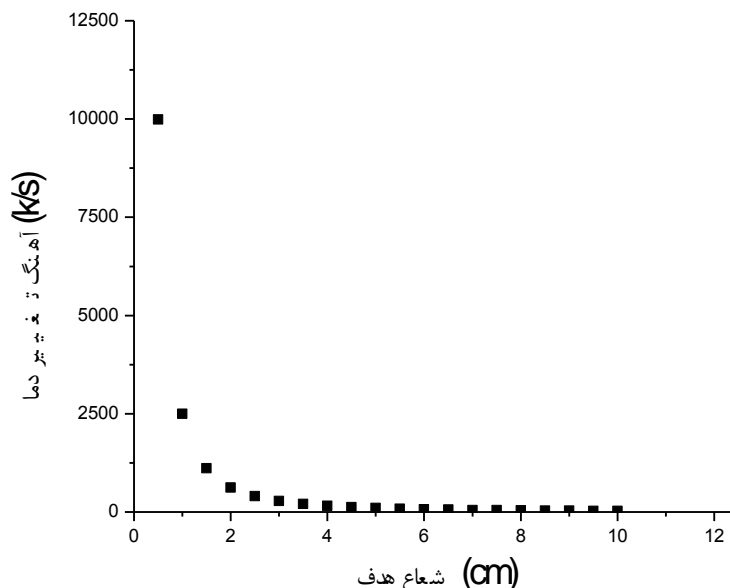
$$\frac{\Delta Q}{\Delta t} = mc \frac{\Delta \theta}{\Delta t} = \pi r^2 h \rho c \frac{\Delta \theta}{\Delta t} \rightarrow \frac{\Delta \theta}{\Delta t} = \frac{\frac{\Delta Q}{\Delta t}}{\pi r^2 h \rho c} \quad (2-2)$$

در رابطه‌ی بالا $h = 0.01 \text{ cm}$ ، $c = 3.582 \frac{J}{gk}$ ، $\rho = 0.534 \frac{g}{\text{cm}^3}$ ، $\pi = 3.14$ ، $\frac{\Delta Q}{\Delta t} = 7.5 \text{ KW}$ است و r مجهول می‌باشد.



شکل ۲-۲: نمودار شار خروجی نوترون از ضخامت‌های متفاوت لیتیم

برای محاسبه‌ی شعاع هدف مقادیر بالا را در رابطه‌ی ۲-۲ جایگزین نموده و نمودار آهنگ تغییرات دما بر حسب شعاع را رسم می‌نماییم :

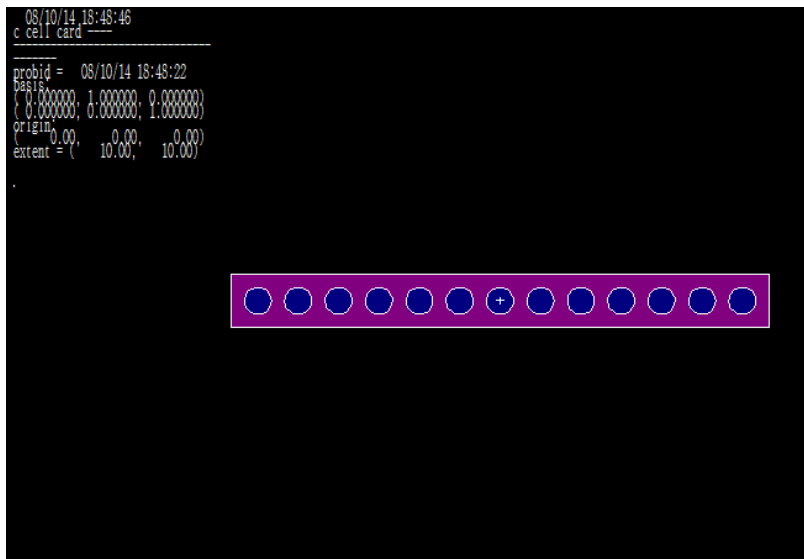


شکل ۲-۳: نمودار آهنگ تغییرات دمایی بر حسب شعاع هدف

از این نمودار درمی‌یابیم که آهنگ تغییرات دما به ازای مقادیر $r > 4$ بسیار کم و تقریباً ثابت است لذا شعاع هدف را برابر با ۵ cm در نظر می‌گیریم. این افزایش قطر به روش‌های متفاوتی صورت می‌پذیرد. استفاده از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی موجب انحراف مسیر مستقیم پرتو می‌شود که این امر خود قطر پرتو را افزایش می‌دهد. روش دیگر تنظیم فاصله‌ی دهانه‌ی خروجی شتاب‌دهنده از سطح هدف است. اما برای جلوگیری از ذوب شدن هدف علاوه بر افزایش قطر پرتو نیازمند سیستمی هستیم که بتواند هدف را خنک کند زیرا محاسبات انجام شده در خصوص آهنگ تغییر دما، تغییرات دما در یک ثانیه را نشان می‌دهد و با گذشت زمان دمای لیتیم افزایش می‌یابد.

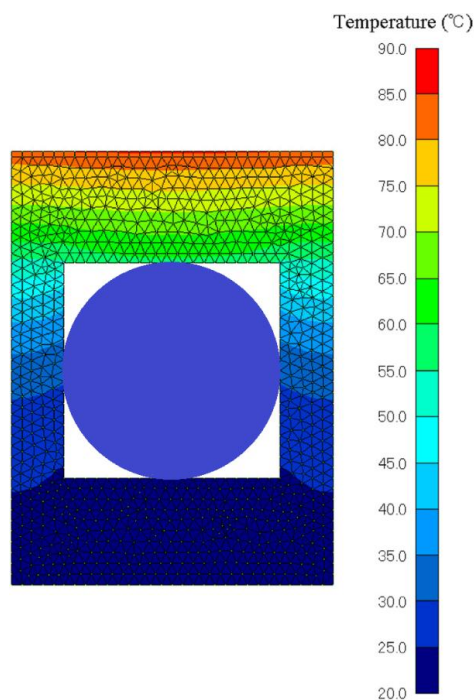
ساختاری که برای خنک‌سازی هدف انتخاب نموده‌ایم در شکل ۲-۴ نشان داده شده است. از فلز مس به علت رسانایی گرمایی بالای آن ($401 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) استفاده شده است. مکعب مسی در ابعاد cm^3 $20 \times 20 \times 20$ می‌باشد که در شکل ۲-۴ به رنگ بنفش نشان داده شده است. از آب به عنوان خنک‌کننده استفاده نموده‌ایم. آب با دمای 20°C و آهنگ 10 m/s در لوله‌های استوانه‌ای شکل به رنگ آبی جریان دارد. شعاع این لوله‌ها ۰,۵ cm در نظر گرفته شده است. علت استفاده از این هندسه با ساختار شکاف مانندی که توسط لوله‌های آب ایجاد شده است، افزایش سطح تماس فلز مس با خنک‌کننده‌ی آب است

که نتیجه‌ی آن انتقال گرمای بیشتر از لایه‌ی لیتیم و فلز مس به خنک‌کننده می‌باشد. هدف لیتیم به شکل مکعب با ضخامت $100\ \mu\text{m}$ و ابعاد $5 \times 5\ \text{cm}^2$ روی لایه‌ی بالایی فلز مس قرار داده شده است.



شکل ۲-۴ : ساختار خنک‌کننده‌ی هدف

توزیع دمایی برای مجموعه‌ی هدف (لایه‌ی لیتیم و ساختار خنک‌کننده‌ی آن) در شکل ۲-۵ نشان داده شده است.



شکل ۲-۵: توزیع دمایی در اطراف یکی از لوله‌های مسیر آب در خنک‌کننده [۱۶]

با نزدیک شدن به مرز جدا کننده لیتیم و مس دما افزایش می‌یابد. ماکزیمم دما یعنی دما در سطح جداکننده‌ی مس و لیتیم، از $81,9^{\circ}\text{C}$ تا $83,3^{\circ}\text{C}$ تخمین زده شده است [۱۶]. لذا اثر ساختار نشان داده شده در شکل ۲-۴ به منظور برطرف نمودن مشکل دمایی برای هدف لیتیم به وضوح مشخص است.

پرتو پروتون فرودی بر این ساختار سطح لیتیم را در یک چرخه با دوره‌ی 23 ms (43 Hz) اسکن می‌کند. این دوره‌ی تناوب، دما در لیتیم را حداکثر به 150 درجه‌ی سانتی‌گراد می‌رساند که زیر نقطه‌ی ذوب لیتیم است. توان فرودی بر هدف ناشی از انرژی پروتون تابش شده بر سطح آن نیز $198,9\text{ W.cm}^2$ می‌باشد [۱۶].

در این ساختار خنک‌کننده فشار وارد بر مکعب مسی ناشی از جریان آب نیز مورد آزمایش قرار گرفته است. ماکزیمم فشار وارد بر این مکعب $44,1\text{ N/mm}^2$ ارزیابی شده است که از فشار مجاز قابل تحمل برای آن ($52,5\text{ N/mm}^2$) کمتر می‌باشد، لذا ساختار نشان داده شده در شکل ۲-۴ می‌تواند فشار ناشی از جریان آب را تحمل نماید [۱۶].

۳-۲) برطرف نمودن مشکل واکنش‌پذیری بالای لیتیم با اکسیژن موجود در هوا

در آزمایش‌های تجربی به منظور جلوگیری از واکنش‌پذیری لیتیم با اکسیژن موجود در هوا از روکش آلومینیومی استفاده می‌شود. ضخامت این روکش به گونه‌ای طراحی می‌شود که انرژی پروتون‌ها پس از عبور از این ضخامت، به هنگام رسیدن به لایه‌ی لیتیمی مقدار $2,3\text{ MeV}$ باشد.

۴-۲) نتیجه‌گیری:

در این فصل معایب ذکر شده در فصل اول برای واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ را مورد بررسی قرار داده و برای رفع این موارد راه‌حلهایی ارائه نموده‌ایم. در این راستا برای جلوگیری از ذوب شدن هدف، علاوه بر افزایش قطر پرتو خروجی از لوله‌ی شتاب‌دهنده سیستمی به منظور خنک نمودن هدف در نظر گرفته شده است. هم‌چنین از روکش آلومینیومی برای جلوگیری از اکسید شدن لایه‌ی لیتیمی استفاده شده است.

۳-۱) انواع واکنش‌های پروتون با لیتیم طبیعی

در واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ که در فصل اول به عنوان چشمه‌ی نوترون انتخاب نمودیم، از لیتیم طبیعی به عنوان هدف و از پروتو پروتون به عنوان پرتابه استفاده می‌شود. لیتیم طبیعی از دو ایزوتوپ پایدار ${}^6\text{Li}$ و ${}^7\text{Li}$ تشکیل شده است که به ترتیب ۷,۵٪ و ۹۲,۵٪ سنگ لیتیم را تشکیل می‌دهند. بنابراین با برخورد پروتو پروتون به لیتیم طبیعی واکنش‌های متفاوتی می‌تواند رخ دهد. در این قسمت به بررسی امکان رخداد این واکنش‌ها می‌پردازیم. برای این منظور اقدام به محاسبه‌ی Q واکنش، سد کولنی و انرژی آستانه‌ی واکنش نموده‌ایم. به عبارتی دیگر برای واکنش‌هایی که Q واکنش منفی است اگر انرژی آستانه کمتر از ۲,۳ MeV (انرژی پروتون در شتابدهنده‌ی مورد نظر) باشد آن واکنش انجام می‌شود و برای واکنش‌هایی که Q واکنش مثبت است اگر انرژی پتانسیل کولنی یا سد کولنی کمتر از ۲,۳ MeV باشد آن واکنش انجام می‌شود. سپس با توجه به کمیت سطح مقطع واکنش، احتمال هریک از واکنش‌هایی که انجام می‌شوند را محاسبه می‌نماییم.

۳-۱-۱) Q واکنش، انرژی آستانه و سد کولنی

برای واکنش هسته‌ای به صورت $a + X \rightarrow Y + b$ ، با توجه به اصل بقای جرم-انرژی Q واکنش از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید:

$$Q = (m_i - m_f) c^2 = (m_X + m_a - m_Y - m_b) c^2$$

اگر $Q < 0$ باشد یک مقدار کمینه‌ی مطلق برای Ta وجود دارد که به ازای مقادیر کمتر از آن انجام

واکنش غیر ممکن است. این مقدار کمینه انرژی آستانه نام دارد و طبق فرمول ۳-۱ محاسبه می‌شود [۵].

$$E_{th} = (-Q) \frac{m_Y + m_b}{m_Y + m_b - m_a} \quad (۳-۱)$$

شرط آستانه همیشه برای $\theta = 0^\circ$ روی می‌دهد، یعنی Y و b در راستای مشترکی حرکت می‌کنند. به

طور مثال Q واکنش را برای واکنش $p + {}^7\text{Li} \rightarrow n + {}^7\text{Be}$ محاسبه می‌نماییم:

$$m_{{}^7\text{Li}} = 7.016003(u), m_p = 1.007825(u), m_n = 1.008665(u), m_{{}^7\text{Be}} = 7.016928(u)$$

$$Q = (7.016003 + 1.007825 - 1.008665 - 7.016928)931.502 = -1.644 \text{ MeV}$$

از آنجایی که Q واکنش منفی است انرژی آستانه‌ی واکنش را محاسبه می‌نماییم:

$$E_{\text{th}} = (-1.644) \left(\frac{7}{6}\right) = 1.879 \text{ MeV}$$

بنابراین با توجه به انرژی پروتون‌های حاصل از شتابدهنده‌ی TESQ این واکنش انجام می‌شود. اما اگر Q واکنش بزرگتر از صفر باشد هیچ شرط آستانه‌ای وجود ندارد با این حال برای انجام واکنش انرژی پرتابه باید حداقل برابر با سد کولنی باشد. سد کولنی یا انرژی پتانسیل کولنی از رابطه‌ی کلاسیکی

$$V = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{R}$$

به دست می‌آید که در آن q_1 بار هسته‌ی پرتابه، q_2 بار هسته‌ی هدف و R مجموع

شعاع‌های دو هسته می‌باشد [۵]. اما طبق نظریه‌ی نیمه کلاسیکی که اولین بار توسط بور در سال ۱۹۳۶ مطرح شد، این رابطه اندکی تغییر نمود. طبق این نظریه، در بعضی از واکنش‌های هسته‌ای هنگامی که هسته‌ی X توسط ذره‌ی فرودی a بمباران می‌شود، ممکن است هسته‌ی مرکب (A+a) تشکیل شود که این هسته‌ی مرکب در یک انرژی برانگیخته تولید می‌شود. در این هسته‌ی مرکب برهم‌کنش قوی بین همه‌ی نوکلئون‌ها وجود دارد. ذره‌ی فرودی a هویت مستقل خود را از دست می‌دهد و انرژی کل هسته‌ی مرکب برانگیخته بین همه‌ی نوکلئون‌های حاضر به اشتراک گذاشته می‌شود. هسته‌ی مرکب در یک حالت کوانتومی وجود دارد و نیمه عمر آن یعنی 10^{-16} s در مقایسه با زمان لازم برای عبور ذره‌ی a از هسته‌ی A که 10^{-22} ثانیه است، زیاد می‌باشد. طبق مدل بور ویژگی‌های هسته‌ی مرکب مستقل از مدل تشکیل آن است، یعنی هسته‌ی مرکب فراموش می‌کند که چگونه شکل گرفته است. شعاع هسته‌ی مرکب از مجموع شعاع دو هسته‌ی a و A بزرگتر است. با توجه به طول موج دو بروی وابسته به هر ذره می‌توان به ذره‌ی a طول موج λ را نسبت داد که $\lambda = \frac{h}{p} = \frac{h}{\mu v} = \frac{h}{\sqrt{2\mu E}}$ و در آن v سرعت ذره‌ی a در دستگاه آزمایشگاه،

μ جرم کاهش یافته و T انرژی جنبشی کل در دستگاه مرکز جرم است [۱۷]. بنابراین پتانسیل کولنی

$$U = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{R + \lambda}$$

برابر است با:

به طور مثال برای واکنش $p + {}^7\text{Li} \rightarrow {}^8\text{Be}^* (0.07\text{fs}) \rightarrow \alpha + \alpha$ داریم:

$$m_{\gamma\text{Li}} = 7.016003(u), m_p = 1.007825(u), m_\alpha = 4.002603(u)$$

$$Q = (7.016003 + 1.007825 - 2(4.002603)) 931.502 = 17.346 \text{ MeV}$$

از آنجایی که Q واکنش مثبت است مقدار پتانسیل کولنی مورد بررسی قرر گرفته است:

$$\mu = \frac{m_{\gamma\text{Li}} m_p}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p} \approx \frac{7}{8}$$

$$T = \frac{1}{2} \left(m_{\gamma\text{Li}} (v_{cm})_{\gamma\text{Li}}^2 + m_p (v_{cm})_p^2 \right)$$

$$(v_{cm})_{\gamma\text{Li}} = v_{\gamma\text{Li}} - v_{cm} = 0 - \frac{v_{\gamma\text{Li}} m_{\gamma\text{Li}} + v_p m_p}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p} = -v_p \frac{m_p}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p}$$

$$(v_{cm})_p = v_p - v_{cm} = v_p - \frac{v_{\gamma\text{Li}} m_{\gamma\text{Li}} + v_p m_p}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p} = v_p \frac{m_{\gamma\text{Li}}}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p}$$

$$T = \frac{1}{2} \left(m_{\gamma\text{Li}} \right) \left(-v_p \frac{m_p}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p} \right)^2 + \frac{1}{2} \left(m_p \right) \left(v_p \frac{m_{\gamma\text{Li}}}{m_{\gamma\text{Li}} + m_p} \right)^2 = \frac{1}{2} \mu v_p^2$$

$$T = \frac{1}{2} \frac{7}{8} 2.5 = 1.09 \text{ MeV}$$

$$\lambda = \frac{\hbar}{\sqrt{2\mu F}} = \frac{\hbar c}{\sqrt{2(c^2)(\frac{7}{8})1.07}} = \frac{200}{\sqrt{2(931.502)(0.88)1.09}} = \frac{200}{42.27} = 4.73 \text{ fm}$$

$$R = r_p + r_{Li} = r_0 + r_0 (7)^{\frac{1}{3}} = (1 + 1.90) r_0 = 2.90 r_0$$

$$U = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{R + \lambda} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{3e^2}{2.90 r_0 + 4.73} = 0.54 \text{ MeV}$$

لذا از آنجایی که سد پتانسیل کولنی از انرژی پرتابه (۲,۳ MeV) کمتر است این واکنش نیز در شتاب-دهنده‌ی مورد نظر انجام می‌شود. بطور مشابه کلیه واکنش‌هایی که پروتون با هریک از دو ایزوتوپ لیتیم (⁷Li و ⁶Li) می‌تواند انجام دهد محاسبه و نتایج آن به صورت خلاصه در جدول ۳-۱ بیان شده است.

جدول ۳-۱: بررسی واکنش‌های پروتون با لیتیم طبیعی

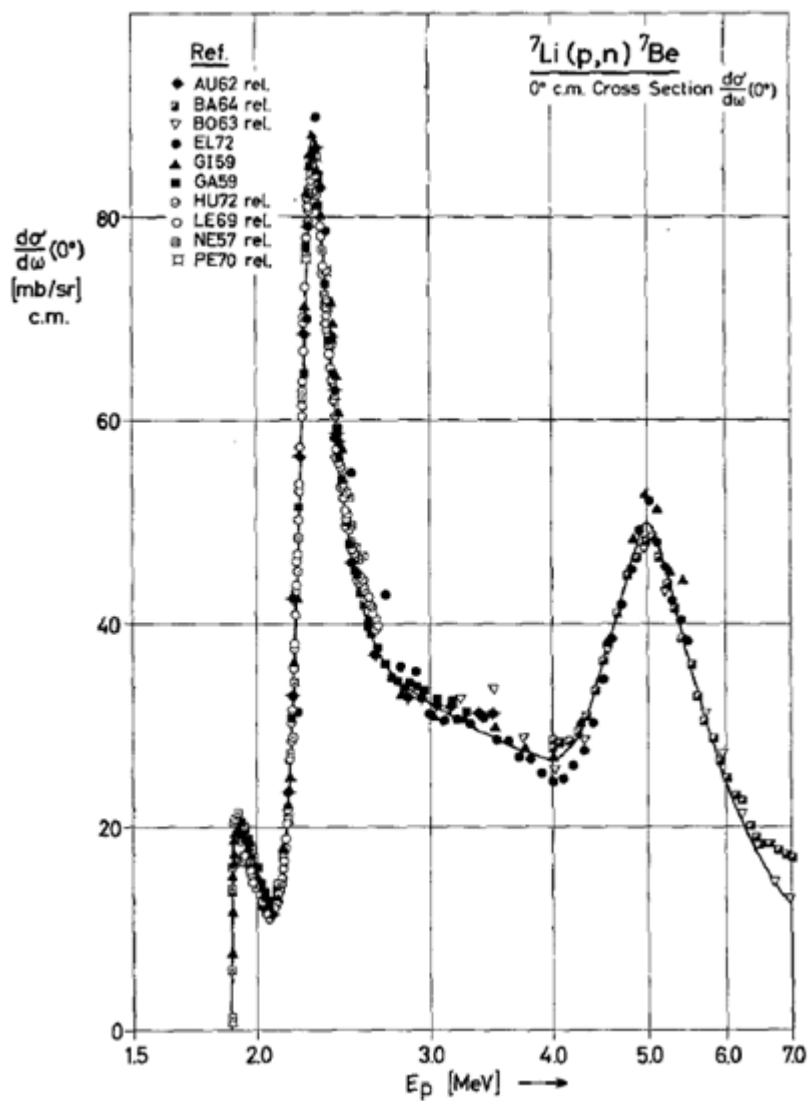
نوع واکنش	Q(MeV) واکنش	E _{th} (MeV) انرژی آستانه	U(MeV) سد کولنی	امکان انجام واکنش	سطح مقطع واکنش E _p ≈ 2.3MeV در
⁷ Li(p,n) ⁷ Be	-۱,۶۴۴	۱,۸۷۹		انجام می‌شود	۹۰ mb/sr [۹]
⁷ Li(p,α) ⁴ He	۱۷,۳۴۶		۰,۵۴	انجام می‌شود	۲,۴۶ mb [۱۸]
⁷ Li(p,pt)α	-۲,۴۶۸	۲,۸۲۰		انجام نمی‌شود	
⁷ Li(p,n) ⁷ Be* (0.431MeV)	-۲,۰۷۵	۲,۳۷۱		انجام می‌شود	۸,۱ mb/sr [۹]
⁷ Li(p,n) ⁷ Be** (4.55MeV)	-۶,۱۹۴	۷,۰۸		انجام نمی‌شود	
⁷ Li(p,n ³ He) ⁴ He	-۳,۳۳۱	۳,۶۹۳		انجام نمی‌شود	
⁷ Li(p,np) ⁶ Li	-۷,۲۵۰	۸,۲۰		انجام نمی‌شود	
⁷ Li(p,p) ⁷ Li* (0.478MeV)	-۰,۴۷۸	۰,۵۴۶		انجام می‌شود	
⁶ Li(p,pd) ⁴ He	-۱,۴۷۵	۱,۷۲۱		انجام می‌شود	

${}^6\text{Li}(p, \alpha){}^3\text{He}$	۴,۰۱۸		۰,۵۴	انجام می‌شود	۴۷ mb [۱۸]
${}^6\text{Li}(p, 2p) n+{}^4\text{He}$	-۳,۷۰	۴,۳۱۷		انجام نمی‌شود	
${}^6\text{Li}(p, n){}^6\text{Be}$	-۵,۷۰۴	۵,۹۲۰		انجام نمی‌شود	

می‌دانیم که سطح مقطع واکنش کمیته است که احتمال وقوع واکنش را مشخص می‌کند، لذا برای تعیین احتمال هریک از واکنش‌هایی که انجام می‌شوند به بررسی سطح مقطع آن‌ها می‌پردازیم.

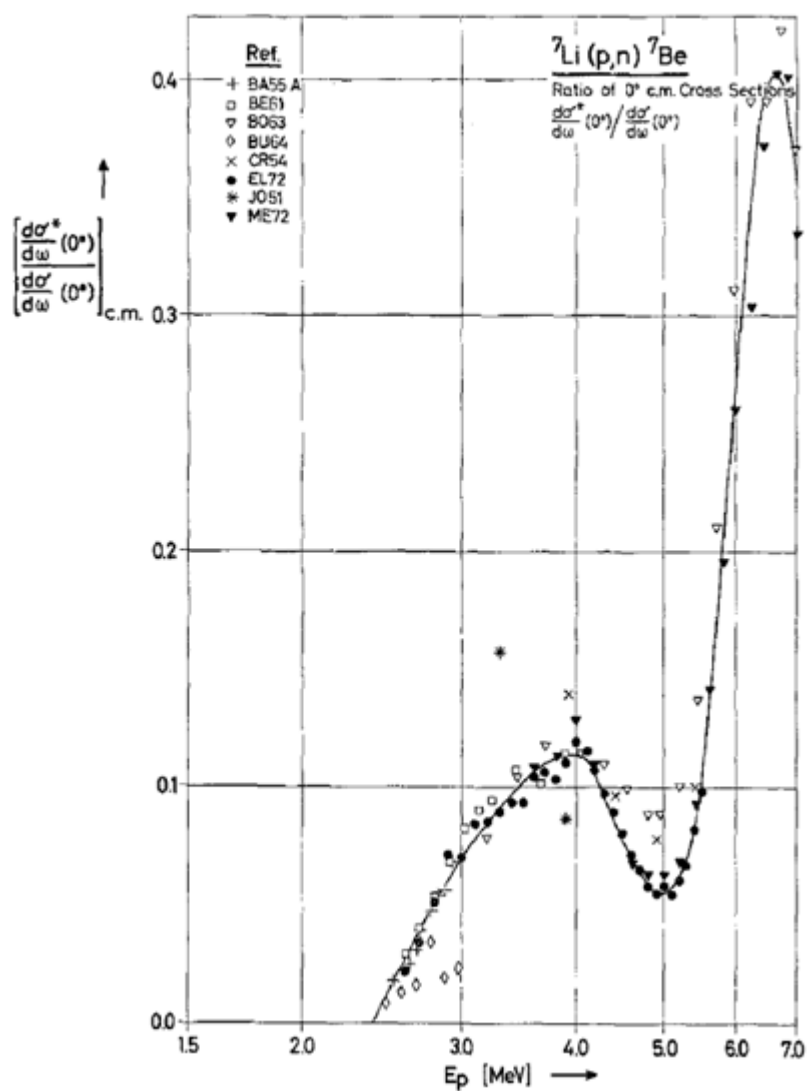
۳-۱-۲) بررسی سطح مقطع واکنش

ابتدا واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ را بررسی می‌کنیم. نمودار زیر نشان می‌دهد که سطح مقطع این واکنش دارای قله‌ی تیزی در انرژی ۲,۳ MeV برای پروتون می‌باشد که مقدار آن ۹۰ mb/sr است. بنابراین اگر در این انرژی واکنش را مورد مطالعه قرار دهیم بهره‌ی تولید نوترون افزایش قابل توجهی دارد لذا از پروتون‌هایی با انرژی ۲,۳ MeV استفاده شده است.



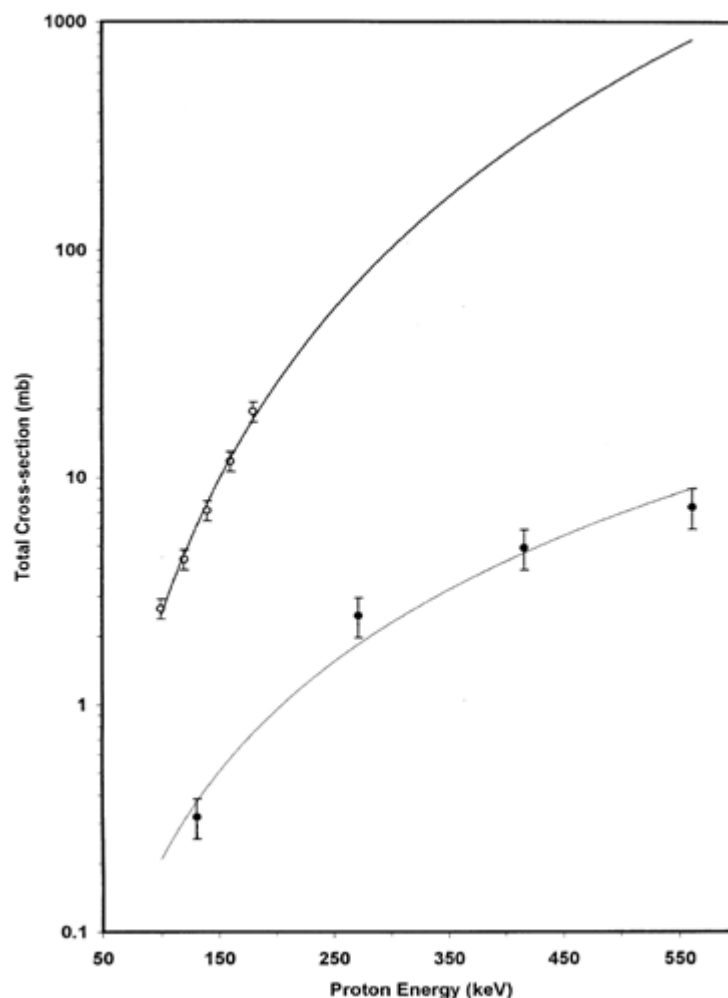
شکل ۳-۱: سطح مقطع تجربی واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ در زاویه‌ی صفر درجه در مرکز جرم [۹]

نمودار زیر نسبت سطح مقطع واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}^*$ (۰,۴۳۱ MeV) به واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ را نشان می‌دهد. همان‌طور که از این نمودار مشخص است این نسبت در انرژی مورد نظر ما (۲,۳ MeV) برای پروتون (تقریباً برابر با ۰,۰۹ می‌باشد. به عبارتی دیگر از هر ۱۰۰ واکنش فقط ۹ تای آن سهم واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}^*$ (۰,۴۳۱ MeV) می‌باشد، بنابراین از این واکنش در مقابل واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ صرف نظر می‌نماییم.



شکل ۲-۳: نسبت سطح مقطع تجربی واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}^*$ (۰,۴۳۱ MeV) به ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ در زاویه صفر درجه در مرکز جرم [۹]

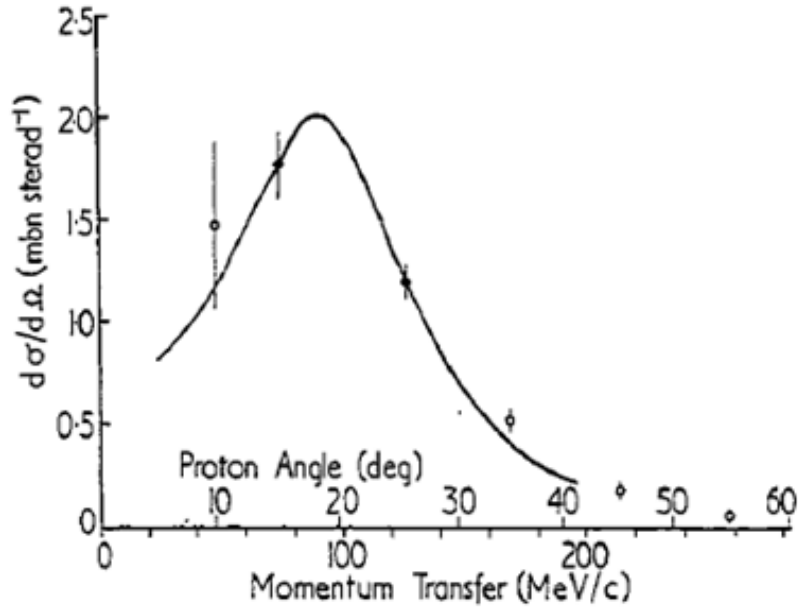
نمودار زیر سطح مقطع کل برای دو واکنش ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ و ${}^7\text{Li}(p,\alpha){}^4\text{He}$ نشان می‌دهد.



شکل ۳-۳: سطح مقطع کل واکنش ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ و ${}^7\text{Li}(p,\alpha){}^4\text{He}$ در محدوده انرژی ۵۰-۵۵۰ KeV برای پروتون. نقاط توپر سطح مقطع واکنش ${}^7\text{Li}(p,\alpha){}^4\text{He}$ را نشان می‌دهد و نقاط توخالی داده‌های سطح مقطع ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ است. خطوط از میان داده‌ها برای نشان دادن مسیر کشیده شده است [۱۸].

شکل ۳-۳ نشان می‌دهد که با افزایش انرژی پروتون سطح مقطع کل برای هر دو واکنش نیز افزایش می‌یابد. تا جایی که در انرژی ۰.۵۵ MeV برای پروتون سطح مقطع کل واکنش ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ به 1000 mb/sr می‌رسد. بنابراین سطح مقطع این واکنش در انرژی مورد نظر ما (۲.۵ MeV) برای پروتون در شتابدهنده) از 1000 mb/sr هم بیشتر است، به همین علت در محاسبات خود این واکنش را نیز در نظر می‌گیریم. اما از واکنش ${}^7\text{Li}(p,\alpha){}^4\text{He}$ صرف نظر می‌کنیم، زیرا همانطور که از نمودار مشخص است سطح مقطع این واکنش نسبت به واکنش ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ بسیار کم است.

در نمودار زیر سطح مقطع دیفرانسیلی واکنش ${}^7\text{Li}(p,p){}^7\text{Li}^*$ در انرژی 153 MeV برای پروتون آورده شده است.



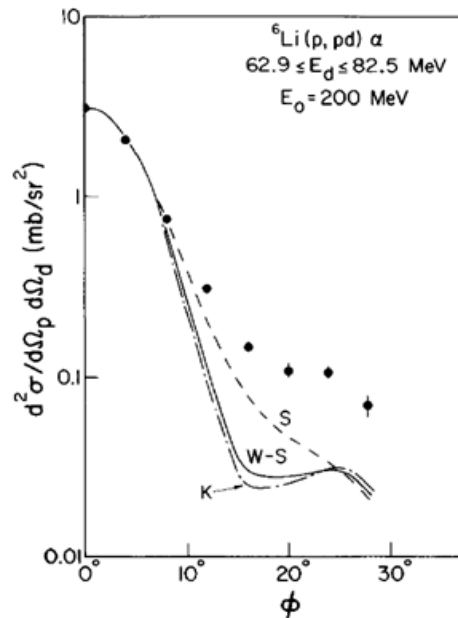
شکل ۳-۴: توزیع زاویه‌ای سطح مقطع واکنش ${}^7\text{Li}(p,p){}^7\text{Li}^*$. نقاط روی شکل مربوط به داده‌های تجربی است که برای حالت 0.478 MeV اندازه‌گیری شده است [۱۹]

همان‌گونه که از نمودار بالا پیداست بیشترین سطح مقطع این واکنش در انرژی 153 MeV برای پروتون 1.76 mb/sr می‌باشد بنابراین این واکنش در محاسبات ما وارد نشده است.

آخرین واکنشی که باید سطح مقطع آن را مورد بررسی قرار دهیم واکنش ${}^6\text{Li}(p,pd){}^4\text{He}$ می‌باشد. این بررسی طبق نمودار زیر صورت می‌گیرد.

طبق نمودار ۳-۵ بیشترین سطح مقطع دیفرانسیلی در انرژی 200 MeV برای پروتون 5 mb/s است پس این واکنش را نیز در نظر نمی‌گیریم.

حال به بررسی دو واکنشی می‌پردازیم که سطح مقطع آن‌ها نسبت به ۴ واکنش دیگری که امکان انجام آن‌ها وجود دارد بسیار بالاتر است یعنی واکنش ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$ و ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$.



شکل ۳-۵: سطح مقطع دیفرانسیلی واکنش ${}^6\text{Li}(p, pd){}^4\text{He}$ در انرژی ۲۰۰ MeV برای پروتون [۲۰]

۳-۱-۳ محاسبه‌ی برد ذرات α

در این قسمت می‌خواهیم برد ذرات α را که از طریق واکنش ${}^6\text{Li}(p, \alpha){}^3\text{He}$ تولید می‌شوند، محاسبه نماییم. میانگین مسافتی که ذره‌ی آلفا با انرژی $T(\text{MeV})$ ($1\text{MeV} < T < 4\text{MeV}$) در فشار و دمای طبیعی در هوا قبل از توقف طی می‌کند از طریق رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود [۱۴]:

$$R(\text{mm}) = \exp[1.61(T)^{.5}]$$

از طرفی دیگر ضخامت ماده‌ای با چگالی ρ و عدد جرمی A که برای توقف ذره‌ی آلفا با همان انرژی T لازم است از قاعده‌ی برگ-کلیمن به دست می‌آید [۱۴]:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{\rho_2}{\rho_1} \sqrt{\frac{A_1}{A_2}} \quad (1-3)$$

در این مسأله بیشترین ضخامت لیتیم مورد نیاز برای توقف ذره‌ی آلفا مربوط به حالتی است که پروتون تمام انرژی خود را به ذره‌ی آلفا انتقال دهد، بنابراین داریم:

برد ذره‌ی آلفا در هوا

$$R_{air} = \exp[1.61 \times (2.5)^{-5}] = 12.59 \text{ mm}$$

برد ذره‌ی آلفا در لیتیم طبیعی

اگر ماده‌ی مورد نظر از دو یا چند عنصر تشکیل شده باشد (مثلاً لیتیم طبیعی از ${}^6\text{Li}$ (۷,۵٪) و ${}^7\text{Li}$ (۹۲,۵٪) و هوا از ${}^{16}\text{O}$ (۲۲,۹٪)، ${}^{14}\text{N}$ (۷۴,۵٪) و ${}^{40}\text{Ar}$ (۲,۶٪) تشکیل شده است) باید عدد جرمی موثر آن ماده را به صورت زیر محاسبه کرد [۱۴]:

$$\sqrt{A_{ef}} = \left(\sum_{i=1}^n \frac{w_i}{\sqrt{A_i}} \right)^{-1}$$

$$\sqrt{A_{ef,air}} = \left(\frac{0.229}{\sqrt{16}} + \frac{0.745}{\sqrt{14}} + \frac{0.026}{\sqrt{40}} \right)^{-1} = 3.84$$

$$\sqrt{A_{ef,Li}} = \left(\frac{0.075}{\sqrt{6}} + \frac{0.925}{\sqrt{7}} \right)^{-1} = 2.62$$

بنابراین داریم:

$$R_{Li} = R_{air} \frac{\rho_{air}}{\rho_{Li}} \frac{\sqrt{A_{ef,Li}}}{\sqrt{A_{ef,air}}} = 12.59 \frac{1.29}{534} \frac{2.62}{3.84} = 0.021 \text{ mm} = 21 \mu\text{m}$$

ضخامت لیتیم طبیعی در این پژوهش $100 \mu\text{m}$ انتخاب شده است، لذا با توجه به برد به دست آمده برای ذرات آلفا در لیتیم می‌توان گفت تمام ذرات آلفا در لایه‌ی نازک لیتیم متوقف می‌شوند. بنابراین در شبیه‌سازی‌های مربوطه از ترابرد ذرات آلفا صرف نظر می‌نماییم.

۳-۱-۴) بررسی انرژی نوترون:

می‌خواهیم انرژی نوترون‌هایی که از واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ تولید می‌شوند را در زوایای مختلف به دست آوریم. از معادله‌ی ذیل که برای واکنش $a+x \rightarrow y+b$ به دست آمد است، Q را طبق محاسبات زیر به دست می‌آوریم [۵].

$$T_b^{\frac{1}{2}}(m_y + m_b) = (m_a m_b T_a)^{\frac{1}{2}} \cos \theta \pm \left\{ m_a m_b T_a \cos^2 \theta + (m_y + m_b) [m_y Q + (m_y - m_b) T_a] \right\}^{\frac{1}{2}}$$

$$T_b^{\frac{1}{2}}(m_y + m_b) - (m_a m_b T_a)^{\frac{1}{2}} \cos \theta = \pm \left\{ m_a m_b T_a \cos^2 \theta + (m_y + m_b) [m_y Q + (m_y - m_b) T_a] \right\}^{\frac{1}{2}}$$

طرفین را به توان ۲ می‌رسانیم:

$$T_b (m_y + m_b)^2 + (m_a m_b T_a) \cos^2 \theta - 2 T_b^{\frac{1}{2}} \cos \theta (m_y + m_b) (m_a m_b T_a)^{\frac{1}{2}} = \left\{ m_a m_b T_a \cos^2 \theta + (m_y + m_b) [m_y Q + (m_y - m_b) T_a] \right\}$$

$$T_b (m_y + m_b) - 2 T_b^{\frac{1}{2}} \cos \theta (m_a m_b T_a)^{\frac{1}{2}} = m_y Q + (m_y - m_b) T_a$$

$$Q = \frac{(m_y + m_b)}{m_y} T_b - \frac{2 T_b^{\frac{1}{2}} \cos \theta (m_a m_b T_a)^{\frac{1}{2}}}{m_y} - \frac{m_y - m_b}{m_y} T_a$$

$$Q = \left(1 + \frac{m_b}{m_y} \right) T_b - \left(1 - \frac{m_a}{m_y} \right) T_a - 2 \left(\frac{m_a m_b}{m_y m_y} T_a T_b \right) \cos \theta$$

در واکنش مورد نظر داریم:

$$Q = -1.644 \text{ MeV}, m_b = m_n, m_y = m_{\gamma_{Be}}, T_b = T_n, T_a = 2.3 \text{ MeV}$$

حال این مقادیر را در رابطه‌ای که برای Q به دست آوردیم جایگزین می‌نماییم:

$$-1.644 = T_n \left(1 + \frac{1}{7} \right) - 2.5 \left(1 - \frac{1}{7} \right) - 2 \sqrt{\frac{1}{49} 2.5 T_n} \cos \theta$$

$$-11.508 = 8T_n - 13.8 - 3.162\sqrt{T_n} \cos \theta$$

$$8T_n - 3.162\sqrt{T_n} \cos \theta - 3.492$$

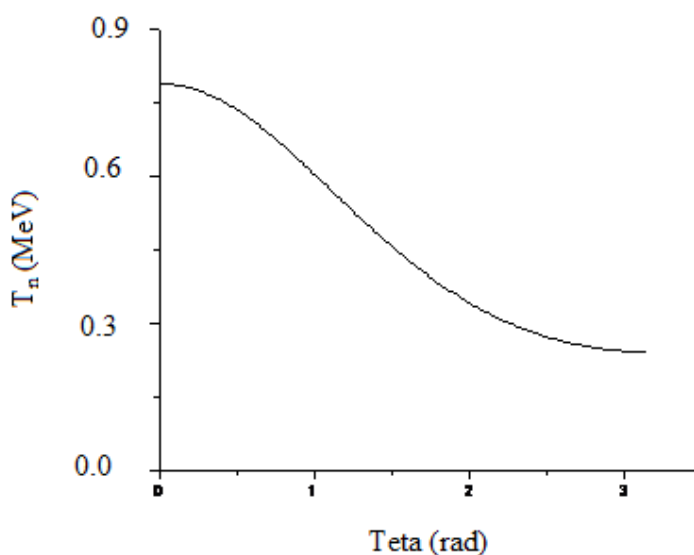
$$T_n - 0.395\sqrt{T_n} \cos \theta - 0.437 = 0$$

$$\sqrt{T_n} = \frac{0.395 \cos \theta \pm \sqrt{(0.395 \cos \theta)^2 + 4 \times 0.437}}{2} = 0.198 \cos \theta \pm \sqrt{0.039 \cos^2 \theta + 0.437}$$

اما منفی این رابطه قابل قبول نیست زیرا به ازای آن $\sqrt{T_n}$ منفی خواهد شد بنابراین داریم:

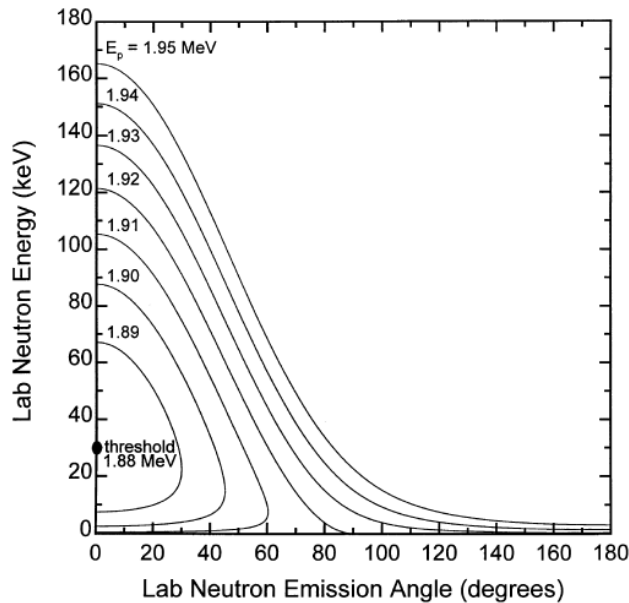
$$\sqrt{T_n} = 0.198 \cos \theta + \sqrt{0.039 \cos^2 \theta + 0.437} \quad (2-3)$$

طبق این رابطه نمودار انرژی نوترون در زوایای مختلف به صورت زیر می باشد:



شکل ۳-۶: نمودار انرژی نوترون در زوایای مختلف

این نمودار با نمودار زیر که انرژی نوترون را در زوایای مختلف و در انرژی‌های متفاوت پروتون نشان می‌دهد مطابقت می‌کند.



شکل ۳-۷: نمودار انرژی نوترون در زوایای مختلف برای انرژی‌های متفاوت پروتون [۲۱]

از نمودار ۳-۶ و رابطه‌ی (۳-۲) مشخص است که ماکزیمم و مینیمم انرژی نوترون به ترتیب به ازای $\theta=0^\circ$ و $\theta=\pi$ به دست می‌آید:

$$T_n(\theta=0) = 0.788 \text{ MeV}$$

$$T_n(\theta=\pi) = 0.242 \text{ MeV}$$

بنابراین این نوترون‌ها برحسب انرژی‌شان در دسته‌ی نوترون‌های سریع قرار می‌گیرند اما ما به دنبال نوترون‌های فوق حرارتی هستیم زیرا می‌خواهیم هنگامی که به ناحیه سرطانی می‌رسند حرارتی شوند (زیرا در این ناحیه سطح مقطع جذب نوترون توسط بورون در بیشترین مقدار خود قرار دارد). از سوی دیگر برای افزایش شار نوترون خروجی باید تا حد امکان نوترون‌ها را همسو و رو به جلو یعنی $\theta=0^\circ$ ساخت. بنابراین نیازمند طراحی مجموعه‌ی مناسبی برای شکل‌دهی به بیم نوترون خروجی هستیم. این مجموعه به عنوان (Beam Shaping Assembly) BSA که به معنی مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی باریکه می‌باشد شناخته شده است. در فصل بعد به طور کامل در این مورد بحث شده است.

۳-۲) انواع واکنش‌های پروتون با ساختار خنک‌کننده‌ی هدف :

همانطور که در فصل قبل بیان نمودیم، ضخامت انتخاب شده برای لیتیم $100 \mu\text{m}$ است. با استفاده از رابطه‌ی (۳-۳) و (۳-۳) انرژی پروتون پس از عبور از ضخامت $100 \mu\text{m}$ لیتیم به 0.62 MeV خواهد رسید.

$$R(\mu\text{m}) = 14.21 T^{1.5874} \quad 1 \text{ MeV} < T < 2.7 \text{ MeV} \quad \text{برد پروتون در آلومینیوم (۳-۳)}$$

به منظور بررسی واکنش‌های احتمالی پروتون با ایزوتوپ مس (^{63}Cu) ابتدا سد کولنی میان آن‌ها را محاسبه می‌نماییم:

$$U = \frac{ze^2}{4\pi\epsilon_0 r} = \frac{ze^2}{4\pi\epsilon_0 \left(r_0 + (63)^{\frac{1}{3}} r_0 \right)} \approx 7.1 \text{ MeV}$$

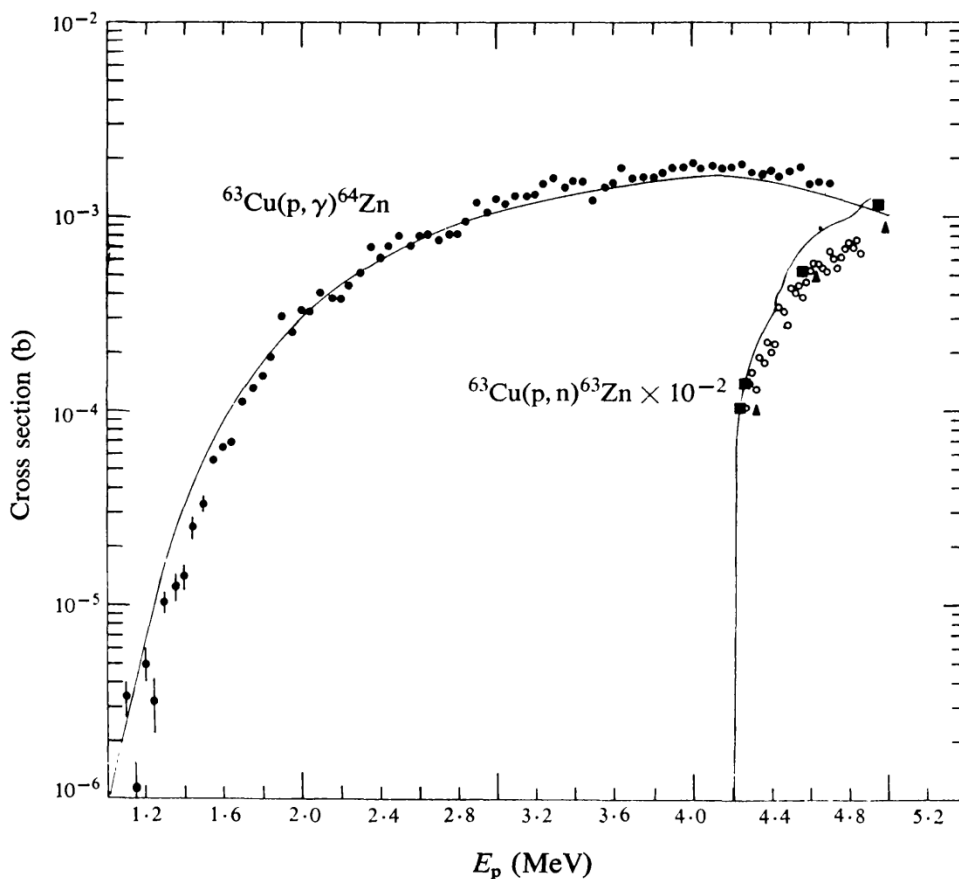
از آنجایی که این انرژی بزرگ‌تر از انرژی پروتون هنگام ورود به لایه‌ی مس است، واکنش‌هایی از پروتون با مس (^{63}Cu) که Q واکنش آن‌ها بزرگ‌تر از صفر می‌باشد انجام نمی‌شوند.

به طور کلی چهار واکنش متداول بین پروتون و ایزوتوپ ^{63}Cu عبارتند از :

- $^{63}\text{Cu} (p, \gamma) ^{64}\text{Zn}$ •
- $^{63}\text{Cu} (p, n) ^{63}\text{Zn}$ •
- $^{63}\text{Cu} (p, p_i) ^{63}\text{Cu}^i$ •
- $^{63}\text{Cu} (p, \alpha_{0,1}) ^{60}\text{Ni}$ •

اکنون می‌توان با بررسی سطح مقطع‌های هر یک از این واکنش‌ها احتمال رخداد هر کدام را در انرژی 0.62 MeV برای پروتون محاسبه نمود.

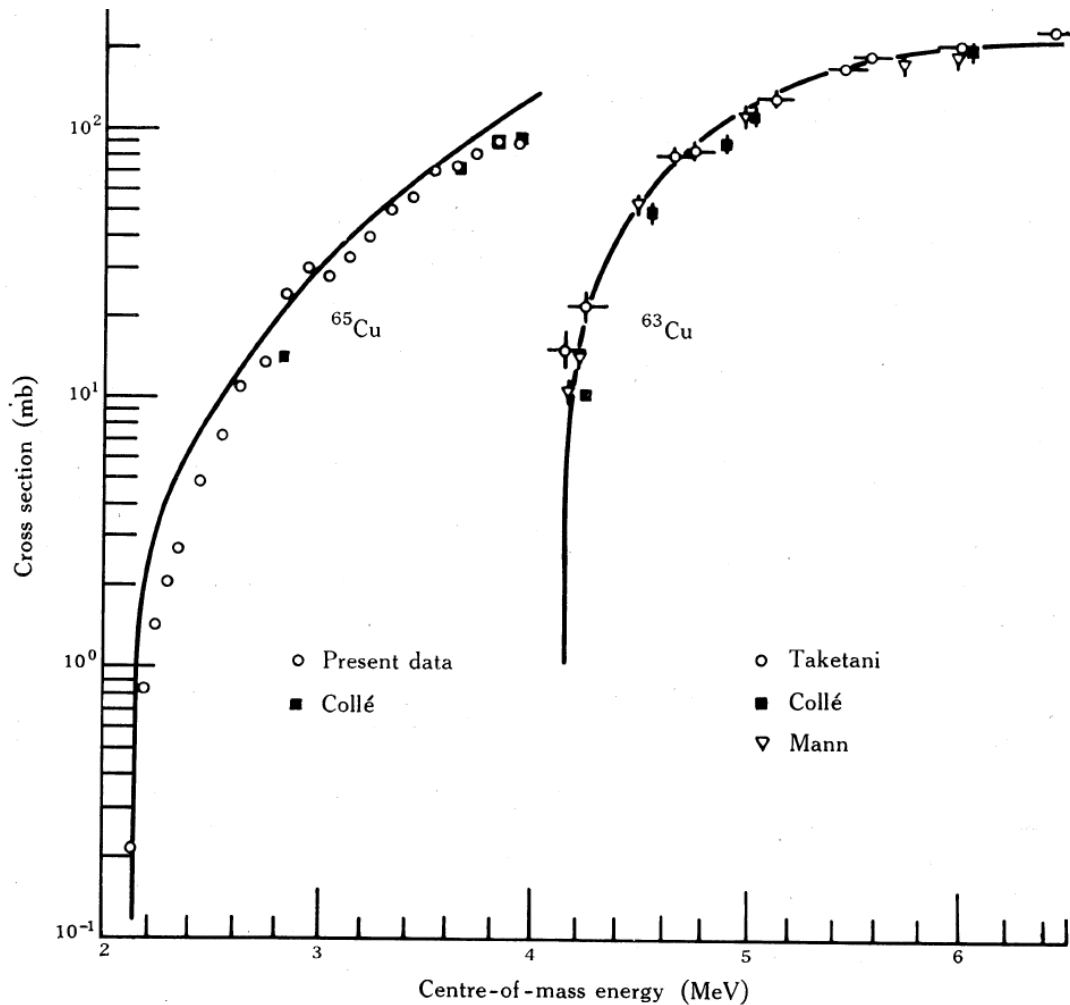
شکل ۳-۸ نمودار سطح مقطع واکنش $^{63}\text{Cu} (p, \gamma) ^{64}\text{Zn}$ و $^{63}\text{Cu} (p, n) ^{63}\text{Zn}$ را در انرژی‌های متفاوت پروتون نشان می‌دهد.



شکل ۳-۸: نمودار سطح مقطع دو واکنش $^{63}\text{Cu}(p,\gamma)^{64}\text{Zn}$ و $^{63}\text{Cu}(p,n)^{63}\text{Zn}$ بر حسب انرژی پروتون در دستگاه مرکز جرم [۲۲]

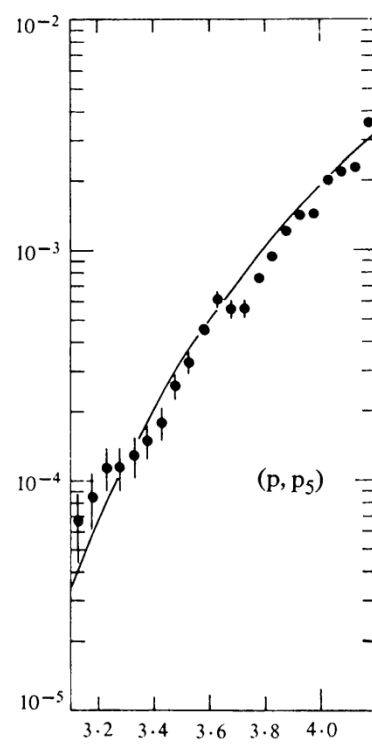
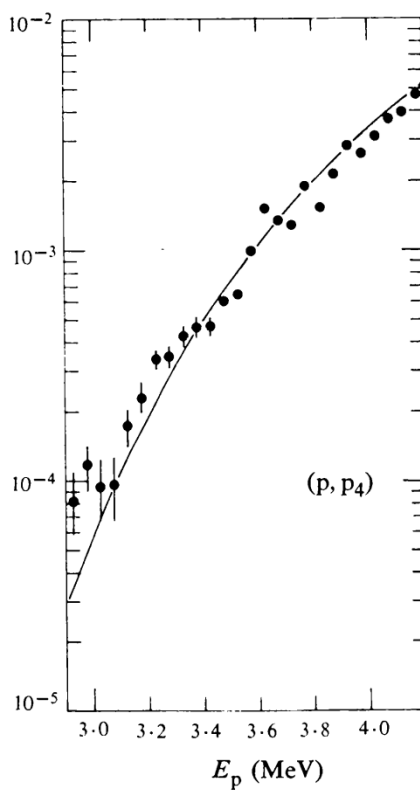
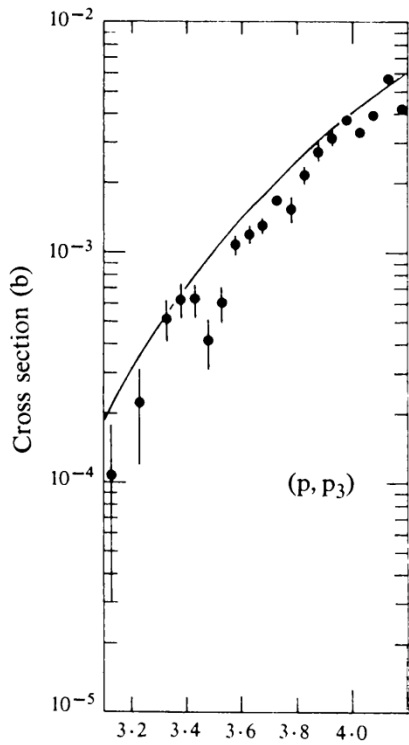
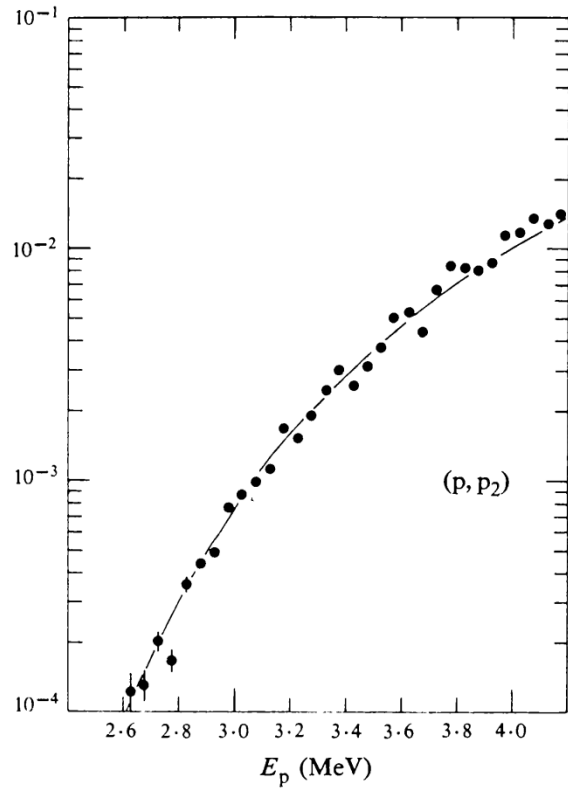
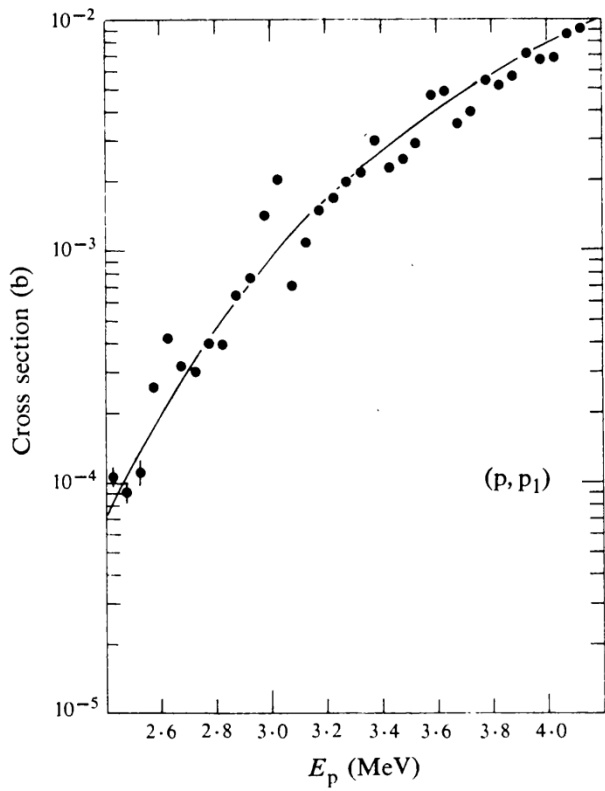
همان طور که از شکل ۳-۸ مشخص است سطح مقطع واکنش $^{63}\text{Cu}(p,\gamma)^{64}\text{Zn}$ در انرژی ۱،۲ MeV پروتون بسیار ناچیز است. از سوی دیگر با کاهش انرژی پروتون سطح مقطع این واکنش نیز کاهش می‌یابد. لذا احتمال انجام این واکنش در انرژی ۰،۶۲ MeV پروتون بسیار اندک و لذا از این واکنش صرف نظر می‌نماییم.

واکنش $^{63}\text{Cu}(p,n)^{63}\text{Zn}$ را نیز در محاسبات خود نادیده فرض می‌نماییم زیرا این واکنش به ازای انرژی‌های بزرگتر از ۴،۲ MeV برای پروتون انجام می‌شود. شکل ۳-۹ نیز این موضوع را تایید می‌نماید.



شکل ۳-۹: نمودار سطح مقطع واکنش ${}^{63}\text{Cu}(p,n){}^{63}\text{Zn}$ بر حسب انرژی پروتون در دستگاه مرکز جرم برای دو ایزوتوپ ${}^{63}\text{Cu}$ و ${}^{65}\text{Cu}$ [۲۳]

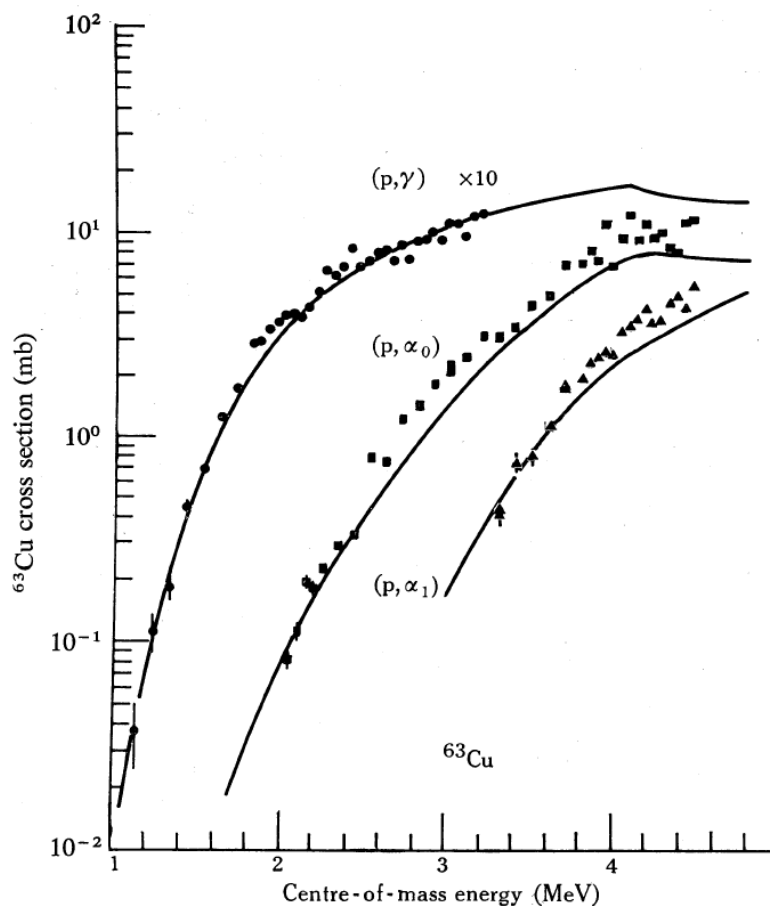
شکل ۳-۱۰: نمودارهای سطح مقطع واکنش ${}^{63}\text{Cu}(p,\pi){}^{63}\text{Cu}^i$ را بر حسب انرژی پروتون برای $i=1,2,3,4,5$ نشان می‌دهد که در آن حالت برانگیختگی اول ایزوتوپ ${}^{63}\text{Cu}$ ، $i=2$ حالت دوم برانگیختگی و ... است و در همه‌ی حالت‌های آن فوتون گسیل شده ناشی از بازگشت ایزوتوپ به حالت پایه‌ی آن است به جز مورد $i=3$ که ناشی از بازگشت ایزوتوپ به حالت دوم برانگیختگی می‌باشد.



شکل ۳-۱۰ : نمودار سطح مقطع واکنش $^{63}\text{Cu} (p, p_i) ^{63}\text{Cu}$ بر حسب انرژی پروتون در دستگاه مرکز جرم برای $i=1,2,3,4,5$

نمودارهای شکل ۳-۱۰ نشان می‌دهند که سطح مقطع واکنش $^{63}\text{Cu} (p, p_i) ^{63}\text{Cu}$ در انرژی‌های MeV ۲,۶ و ۳,۲ پروتون بسیار ناچیز است. از سوی دیگر با کاهش انرژی پروتون سطح مقطع این واکنش نیز کاهش می‌یابد. لذا احتمال انجام این واکنش در انرژی ۰,۶۲ MeV پروتون بسیار اندک و لذا از این واکنش نیز صرف نظر می‌نماییم.

آخرین واکنش، واکنش $^{63}\text{Cu} (p, \alpha_{0,1}) ^{60}\text{Ni}$ است که شکل ۳-۱۱ نمودار سطح مقطع این واکنش را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۱۱ : نمودار سطح مقطع واکنش $^{63}\text{Cu} (p, \alpha_{0,1}) ^{60}\text{Ni}$ بر حسب انرژی پروتون در دستگاه مرکز جرم [۲۳]

با توجه به نمودارهای سطح مقطع واکنش‌های $^{63}\text{Cu}(p,\alpha,1)^{60}\text{Ni}$ احتمال این که پروتون با انرژی 0.62 MeV در یکی از واکنش‌های هسته‌ای نام برده شده شرکت نماید بسیار کم است. اما این پروتون از طریق برهم‌کنش‌های کولنی با ایزوتوپ ^{63}Cu انرژی خود را از دست می‌دهد و سرانجام در لایه‌ی بالایی مس (قبل از رسیدن به لوله‌های مسیر آب) متوقف می‌شود. به عبارتی دیگر پروتون مورد نظر به واسطه‌ی یونش و برانگیزش اتم‌های اطراف خود انرژی‌اش را از دست می‌دهد.

در قسمت نهایی این بخش به این سوال پاسخ می‌دهیم که آیا پروتون‌ها و نوترون‌ها می‌توانند با هسته‌های اتم‌های برلیوم که از واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ تولید می‌شوند واکنش دهند یا خیر. واکنش $p + ^7\text{Li} \rightarrow ^7\text{Be} + n$ را در نظر می‌گیریم. اگر جریان ذرات فرودی را با I_p ، تعداد هسته‌های هدف در واحد سطح را با N_{Li} ، و آهنگ ذرات خروجی را با R_n نشان دهیم سطح مقطع این واکنش برابر است با:

$$\sigma(p, n) = \frac{R_n}{I_p N_{Li}}$$

$$N_{Li} = \frac{N_A m_{Li}}{7} = \frac{N_A \rho_{Li} V_{Li}}{7} = \frac{6.02 \times 10^{23} \times 0.512 \times (5 \times 5 \times 0.1)}{7} \approx 10^{23}$$

$$I_p = \frac{30 \times 10^{-3}}{1.6 \times 10^{-19}} \approx 2 \times 10^{17}$$

$$R_n = I_p N_{Li} \sigma(p, n) = 2 \times 10^{17} \times 10^{23} \times 90 \times 10^{-3} \times 10^{-24} \approx 2 \times 10$$

از طرفی دیگر می‌دانیم که تعداد هسته‌های هدف که در واکنش شرکت می‌کنند (N'_{Li}) با آهنگ ذرات خروجی نوترون متناسب است. بنابراین داریم:

$$\frac{N'_{Li}}{N_{Li}} = \frac{2 \times 10^{15}}{10^{23}} = \frac{2}{10^8}$$

این به این معنا است که در یک ثانیه از هر 10^8 هسته‌ی هدف تنها ۲ مورد از آن‌ها در واکنش شرکت می‌نمایند، لذا تعداد هسته‌های برلیوم که تولید می‌شوند بسیار کم است پس احتمال واکنش نوترون و یا پروتون با آن بسیار ناچیز و قابل صرف نظر کردن است.

۳-۳ نتیجه‌گیری:

در این فصل با بررسی واکنش‌های احتمالی پروتون با هدف لیتیم طبیعی، دریافته‌ایم که محتمل‌ترین واکنشی که منجر به تولید نوترون می‌شود واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ می‌باشد. لذا در شبیه‌سازی‌های خود به جای لیتیم طبیعی از ایزوتوپ ${}^7\text{Li}$ استفاده نموده‌ایم. بنابراین با توجه به آنچه در این فصل بیان نمودیم، می‌توان این‌گونه نتیجه‌گیری نمود که در این پژوهش تنها ذراتی که در مجموعه‌ی تولید نوترون نقش دارند و برای باریکه درمانی به روش BNCT حایز اهمیت هستند، پروتون، نوترون و پرتوهای گامای ناشی از جذب و پراکندگی نوترون می‌باشند. لذا در فصل بعد از طریق ترابرد این ذرات در شبیه‌سازی‌های مربوطه و ارزیابی مشخصات مختلف این ذرات با استاندارد IAEA¹، باریکه‌ی خروجی از مجموعه‌ی هدف را برای ورود به ناحیه‌ی سرطانی غده بزاقی، شکل‌دهی می‌نماییم.

۴-۱) مشخصات باریکه‌ی نوترون

باریکه‌ی نوترونی که در پرتودرمانی به روش BNCT مورد استفاده قرار می‌گیرد باید دارای ویژگی‌هایی باشد. این ویژگی‌ها به‌گونه‌ای تعریف شده‌اند که الزامات مربوط به باریکه‌ی نوترون در هوا و فانتوم را که از سوی IAEA مشخص شده است، برآورده سازد.

۴-۱-۱) مشخصات باریکه‌ی نوترون در هوا

۴-۱-۱-۱) شار نوترون فوق حرارتی

شار نوترون فوق حرارتی در هوا طبق گزارشات آژانس بین‌المللی انرژی اتمی باید بزرگ‌تر از $n/cm^2.s$ 5×10^8 باشد [۲۴].

سطح مقطع جذب نوترون در بورون در محدوده‌ی انرژی نوترون‌های حرارتی بسیار زیاد است، لذا باریکه‌ی نوترون در هوا باید در محدوده‌ی انرژی نوترون‌های فوق حرارتی باشد تا قبل از ورود به تومور بر اثر برخورد و پراکندگی در بافت‌های سالم حرارتی شود، بنابراین شار نوترون حرارتی در هوا باید زیاد باشد.

۴-۱-۱-۲) آلودگی نوترون سریع

نسبت شار نوترون فوق حرارتی به سریع باید ≥ 20 باشد [۲۴].

نوترون‌های سریع می‌توانند در عمق‌های بیشتر از عمق تومور نفوذ نموده و حرارتی شوند که این امر موجب تخریب بافت‌های سالم می‌شود، لذا این نوع نوترون‌ها را به عنوان آلودگی مطرح می‌نمایند، بنابراین شار نوترون‌های سریع باید کوچکتر از شار نوترون‌های فوق حرارتی باشد.

۴-۱-۱-۳) آلودگی نوترون حرارتی

نسبت شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی باید ≥ 100 باشد [۲۴].

نوترون‌های حرارتی به هنگام ورود به بدن، قبل از رسیدن به بافت توموری، وارد بافت‌های سالم شده و موجب تخریب آن‌ها می‌شود، لذا این گروه از نوترون‌ها در BNCT به عنوان آلودگی معرفی می‌شوند.

۴-۱-۱-۴) آلودگی گاما

آلودگی گاما با نسبت دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی تعیین می‌شود. این نسبت باید کوچک‌تر از $2 \times 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2.n^{-1}$ باشد [۲۴].

۴-۱-۱-۵) میزان رو به جلو بودن باریکه‌ی نوترون‌های درمانی

این کمیت با بررسی نسبت جریان به شار نوترون فوق حرارتی ($J/\phi \geq 0.75$) ارزیابی می‌شود [۲۴].

بنابراین برای باریکه درمانی به روش BNCT شار نوترون خروجی از مجموعه‌ی هدف قبل از ورود به فانتوم باید توسط پارامترهای نام برده شده مورد ارزیابی قرار گیرد. به این منظور، ابتدا با توجه به هندسه-ی مطرح شده برای خنک‌سازی هدف در فصل دوم و بررسی انرژی نوترون در فصل سوم، شار نوترون خروجی از مجموعه‌ی هدف را با شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو محاسبه نموده ایم. سپس قسمت‌های مختلف مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی باریکه را معرفی نموده و آن را به گونه‌ای طراحی نموده‌ایم تا شار نوترون خروجی از آن تا حد امکان نسبت‌های معرفی شده در بخش مشخصات باریکه‌ی نوترون در هوا را برآورده سازد.

۴-۱-۲) مشخصات باریکه‌ی نوترون در فانتوم

پس از طراحی مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی باریکه‌ی نوترون، باید این باریکه در فانتوم نیز مورد بررسی قرار گیرد. این ارزیابی از طریق ضرایبی تعیین می‌شود که این ضرایب، محدودیت‌هایی نظیر بیشینه‌ی دز قابل دستیابی برای بافت سالم و یا حدود زمان درمان را تعیین می‌کنند.

۴-۱-۳) ضرایب شایستگی در فانتوم

اصلی‌ترین ضرایب شایستگی در فانتوم، برای ارزیابی مشخصات باریکه‌ی نوترون در آن عبارتند از [۲۵]:

۴-۱-۳-۱) عمق مفید

عمق مفید عمقی از بافت است که در آن عمق باید دز جذبی تومور معادل با بیشینه‌ی دز جذبی در بافت سالم باشد. این کمیت معیاری از میزان قدرت نفوذ نوترون‌ها در بافت است و برای عمق‌های بیشتر از این مقدار، درمان امکان‌پذیر نخواهد بود.

۲-۳-۴) بهره‌ی درمان

بهره‌ی درمان که با نسبت دز رسیده به تومور به مقدار دز کل رسیده به بافت سالم تا عمق مفید تعیین می‌شود کمیتی است که باید تا حد امکان بزرگ باشد تا میزان آسیب رسیدگی به بافت سالم به حداقل برسد. لذا درمان ایده‌آل زمانی صورت می‌پذیرد که غلظت بور در تومور نسبت به بافت سالم بیشترین مقدار را داشته باشد. این مقدار از سوی آژانس بین ۲ تا ۶ تعیین شده است.

۳-۳-۴) عمق درمان

عمق درمان عمقی است که بهره‌ی درمان در آن ۲ باشد. به عبارتی دیگر عمق درمان عمقی از غدد بزاقی می‌باشد که در آن‌ها دز جذبی تومور بیش‌تر از دو برابر بیشینه‌ی دز جذبی بافت سالم باشد.

۴-۳-۴) آهنگ دز عمق مفید

این کمیت بیشینه‌ی دز دریافتی بافت سالم است. مقدار مجاز این کمیت در پوست و یا غشا مخاطی غدد بزاقی کمتر از ۱۰-۱۲ Gy می‌باشد.

۵-۳-۴) زمان درمان

با گذشت زمان داروی بور تزریق شده به بافت سالم نشت نموده و نسبت غلظت بور در تومور به بافت سالم کاهش یافته و لذا خطر آسیب به بافت سالم افزایش می‌یابد. بنابراین زمان درمان که با نسبت بیشینه‌ی دز جذبی مجاز درون بافت سالم (۱۲ Gy) به آهنگ دز عمق مفید تعیین می‌شود نباید به طول بیانجامد.

۴-۴) مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف

شکل‌دهی به طیف نوترون خروجی از مجموعه‌ی هدف که تحت عنوان BSA معرفی شده است قسمت‌های مختلفی دارد که در ادامه آن‌ها را معرفی نموده‌ایم.

۴-۱) قسمت‌های مختلف مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف

۴-۱-۱) کند نمودن نوترون‌های سریع

برای تعدیل نمودن نوترون‌های سریع می‌توان از مواد متفاوتی استفاده نمود، اما باید به این نکته توجه

داشت که برای استفاده از این مواد، باید آن‌ها را توسط پارامترهای نام‌برده شده در ذیل مورد ارزیابی قرار دهیم:

- سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون

این مواد باید سطح مقطع پراکندگی کشسان بالایی برای نوترون‌های سریع داشته باشند به گونه‌ای که بتوانند این نوع نوترون‌ها را به ناحیه‌ی فوق حرارتی برسانند. همچنین این مواد باید سطح مقطع پراکندگی کشسان خیلی کمی با نوترون‌های فوق حرارتی داشته باشند تا میزان رسیدن این گونه از نوترون‌ها به نوترون‌های حرارتی به حداقل برسد.

- سطح مقطع پراکندگی غیرکشسان نوترون

پارامتر دیگری که در ارزیابی کننده‌ها اهمیت دارد سطح مقطع پراکندگی غیرکشسان این مواد با باریکه‌ی نوترونی است. اگر این سطح مقطع بالا باشد میزان آلودگی گاما در سیستم افزایش می‌یابد، لذا در انتخاب تعدیل کننده‌ها به این نکته نیز باید توجه نمود.

- سطح مقطع جذب نوترون

به منظور حداقل کاهش شار نوترونی، کندکننده‌ها را به گونه‌ای انتخاب می‌نماییم که سطح مقطع جذب نوترون در آن‌ها پایین باشد.

علاوه بر پارامترهای نام برده شده، ماده‌ی کندکننده باید ویژگی‌های کلی، نظیر قیمت مناسب، عدم واکنش‌پذیری بالا (پایداری) و سمی نبودن را نیز داشته باشد. ماده‌ی که بر اساس خصوصیات ذکر شده کندکننده‌های مناسبی برای نوترون محسوب می‌شوند را می‌توان به دو گروه عناصر و ترکیبات طبقه بندی کرد. لیست برخی از این عناصر و ترکیبات در جدول ۴-۱ و ۴-۲ آورده شده است.

جدول ۴-۱: لیست عناصر کندکننده

نام عنصر	نماد اختصاری	σ_a سطح مقطع جذب (بارن) [۲]	σ_s سطح مقطع پراکندگی (بارن) [۲]	$\frac{\sigma_s}{\sigma_a}$
برلیوم	Be	۰,۰۰۹۲	۶,۱۴	۶۶۷,۳۹
سرب	Pb	۰,۱۷۰	۱۱,۴	۶۷,۰۶
فلوئور	F	۰,۰۰۹۵	۴,۰	۴۲۱,۰۵
کربن (گرافیت)	C	۰,۰۰۳۴	۴,۷۵	۱۳۹۷,۰۶

جدول ۴-۲: لیست ترکیبات کندکننده

نام ترکیب	نماد اختصاری	σ_a سطح مقطع جذب (بارن) [۲]	σ_s سطح مقطع پراکندگی (بارن) [۲]	$\frac{\sigma_s}{\sigma_a}$
آب	H ₂ O	۰,۶۶۴	۱۰۳	۱۵۵,۱۲
آب سنگین	D ₂ O	۰,۰۰۱۳۳	۱۳,۶	۱۰۲۲۵,۵۶

آب سنگین و گرافیت که $\frac{\sigma_s}{\sigma_a}$ بسیار بزرگتری نسبت به سایر عناصر دارند بیشتر برای تعدیل کردن نوترون‌هایی به کار می‌روند که انرژی آنها حدود ۱ MeV می‌باشد.

علاوه بر این ترکیبات، پارافین و Titanium Hydride (TiH₂) نیز برای تعدیل کردن نوترون‌های انرژی بالا مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲۶].

۴-۱-۴-۲) فیلتر نمودن نوترون‌های حرارتی

با پراکندگی نوترون‌ها توسط مواد کندکننده انرژی آن‌ها کاهش می‌یابد به گونه‌ای که انرژی تعدادی از آن‌ها به انرژی نوترون‌های حرارتی می‌رسد. این مسأله باعث می‌شود نوترون‌ها در بافت سالم توسط داروی بورون تزریق شده به بیمار جذب شده که این امر موجب آسیب رسانی به بافت سالم می‌شود. بنابراین برای کاهش شار نوترون‌های حرارتی از موادی که آن‌ها را جاذب نوترون حرارتی می‌نماییم، استفاده می‌شود. فیلتر کنیم. جاذب نوترون حرارتی سطح مقطع جذب بالایی برای نوترون‌های حرارتی و سطح مقطع جذب پایینی برای نوترون‌های فوق حرارتی دارد. LiF ترکیبی است که به‌طور گسترده به عنوان جاذب نوترون حرارتی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۴-۱-۳) فیلترسازی پرتوهای گاما

برای حذف پرتوهای گامای تولید شده از طریق پراکندگی‌های غیرکشسان نوترون در کندکننده‌ها و یا جذب نوترون توسط جذب نوترون، در هر مرحله از شکل‌دهی طیف نیاز به ماده‌ای برای جذب گاما است تا آلودگی گاما به حد تعیین شده ($2 \times 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2.n^{-1}$) برسد. بنابراین در این مرحله از ماده‌ای با سطح مقطع جذب بالای گاما استفاده می‌شود که فیلتر گاما نام‌گذاری شده است.

۴-۱-۴) بازتاب نوترون‌های پراکنده شده

برای افزایش میزان رو به جلو بودن باریکه‌ی نوترون درمانی از موادی تحت عنوان بازتابنده استفاده می‌شود، زیرا در مرحله‌ی کندسازی، نوترون‌ها بر اثر برخورد با کندکننده‌ها پراکنده شده و از مسیر رو به جلو منحرف می‌شوند. ویژگی اصلی یک بازتابنده بالا بودن سطح مقطع پراکندگی کشسان و پایین بودن سطح مقطع جذب آن برای نوترون است.

۴-۱-۵) همسوسازی

قطر باریکه‌ی خارج شده از شکل‌دهنده‌ی طیف باید به قطر پنجره‌ی درمان که برای بافت‌های توموری متفاوت متغیر است محدود شود. در شکل‌دهنده از ایزوتوپ ^{58}Ni به عنوان همسوساز می‌شود.

۴-۲) طراحی شکل‌دهنده

بر اساس نوع چشمه‌ی نوترون می‌توان از انواع شکل‌دهنده‌ها استفاده نمود. چشمه‌ی نوترون انتخاب شده در این پژوهش واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ ، انرژی پروتون 2.5 MeV و جریان آن 30 mA می‌باشد. لذا طیف نوترون خروجی از این چشمه با توجه به هندسه‌ی در نظر گرفته شده برای خنک‌سازی آن، به صورت ذیل می‌باشد:

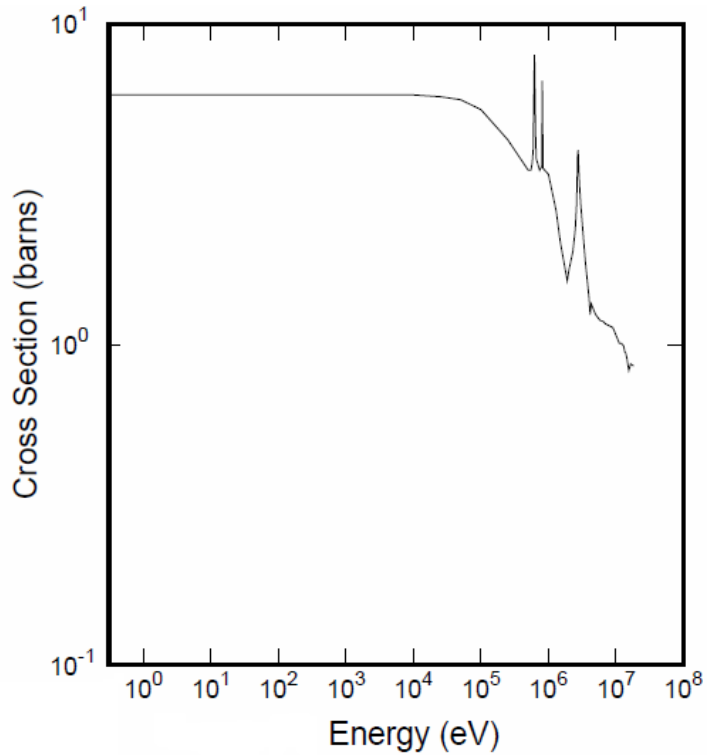
$$\varphi_{epi} \approx 0, \varphi_{th} \approx 0, \varphi_{fast} \approx 10^9 \text{ n / s.cm}^2$$

این اعداد با استفاده از کد محاسباتی mcnp 2.6.0 به دست آمده است.

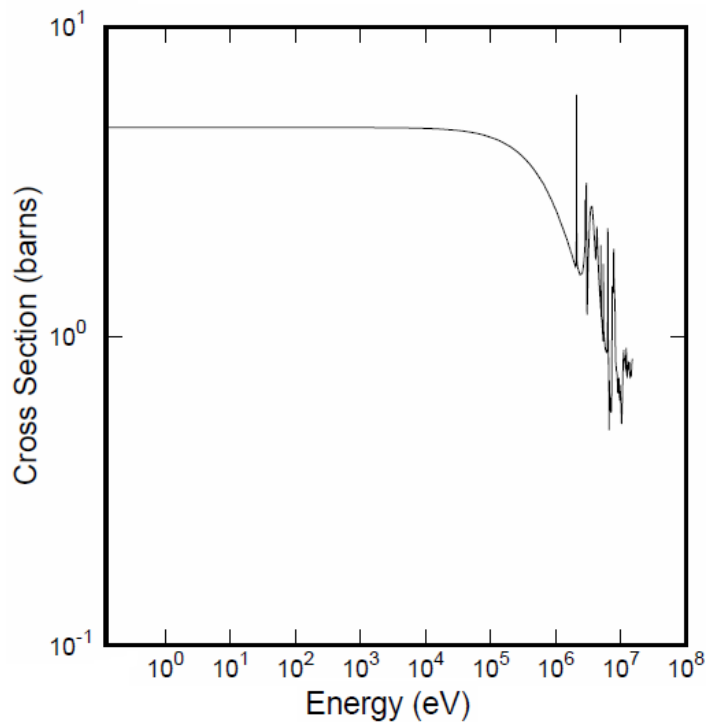
در این قسمت شکل‌دهنده‌ی طیف را به گونه‌ای طراحی می‌نماییم تا شار نوترون خروجی از شکل‌دهنده تا حد امکان پارامترهای تعریف شده از سوی آژانس را برآورده سازد.

• کندکننده

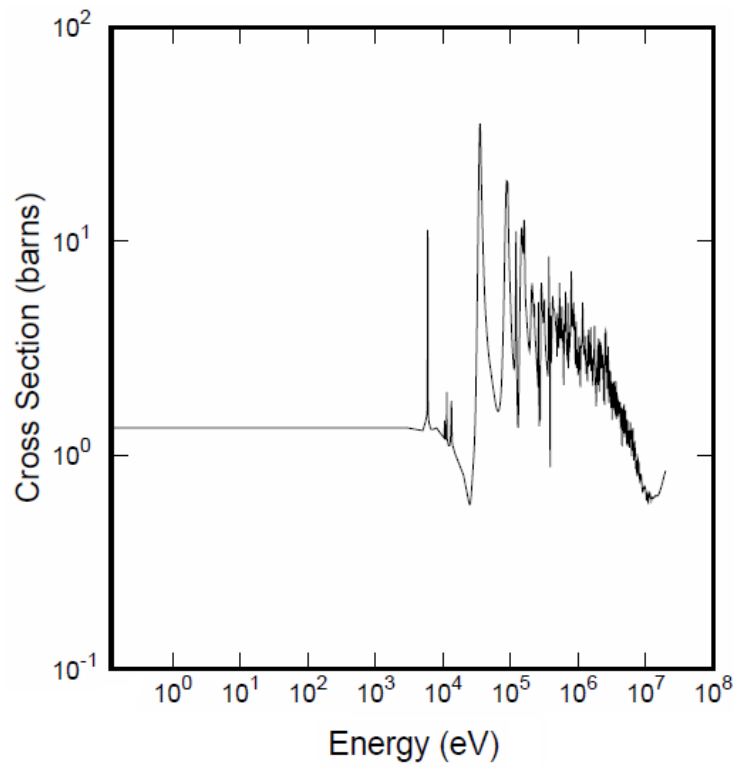
با توجه به اینکه اکثر نوترون های خروجی از مجموعه ی هدف در محدوده ی نوترون های سریع قرار گرفته اند، کندکننده ی مناسب ماده ای است که دارای سطح مقطع پراکندگی کشسان بالا برای نوترون های سریع باشد. سطح مقطع پراکندگی کشسان برای برخی از عناصر در شکل های ۴-۱ تا ۴-۴ آورده شده است.



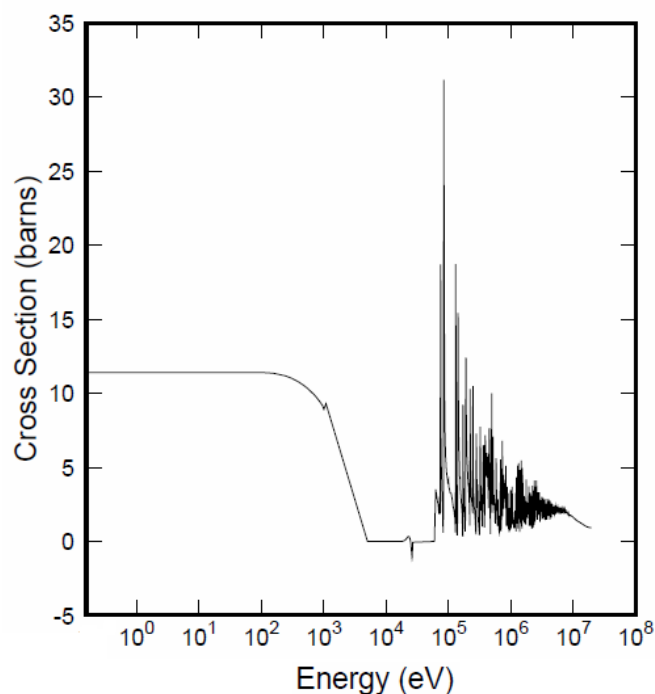
شکل ۴-۱: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در برلییم [۲۷]



شکل ۴-۲: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در کربن [۲۷]

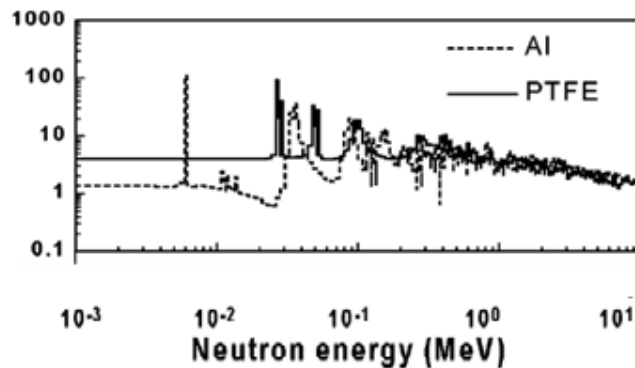


شکل ۳-۴: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در آلومینیوم [۲۷]



شکل ۴-۴: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در آهن [۲۷]

همان طور که از نمودارهای ۱-۴ تا ۴-۴ مشخص است سطح مقطع پراکندگی کشسان عناصر مورد نظر در محدوده انرژی 10^4 eV تا 10^7 eV، دارای نواحی تشدید می‌باشند به عبارتی دیگر فقط نوترون‌هایی با انرژی خاص را پراکنده نموده و موجب کند شدن آن‌ها می‌شود. در حالی که کندکننده‌ی مناسب ماده‌ای است که بتواند نوترون‌ها با انرژی گسترده‌ای را پراکنده سازد. لذا باید از چند ماده استفاده کرد به گونه‌ای که با هم پوشانی نقاط ماکزیمم و مینیمم سطح مقطع‌های آن‌ها بتوان تعداد بیشتری از نوترون‌ها را تعدیل نمود [۲۵]. نمودار ۴-۵ سطح مقطع پراکندگی آلومینیوم و پلی اتیلن را نشان می‌دهد.



شکل ۴-۵: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در آلومینیوم و پلی اتیلن [۲۸]

طبق نمودار ۴-۵ با استفاده از لایه‌های متوالی Al و PTFE می‌توان از طریق پراکندگی نوترون‌هایی با محدوده‌ی انرژی 10^{-3} MeV تا 10^0 MeV، شار نوترون‌های سریع را کاهش داد. لذا در مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف از لایه‌های متوالی Al و PTFE با ضخامت‌های مختلف به منظور کندکننده استفاده شده است و با استفاده از کد محاسباتی MCNPX2.6.0 مناسب‌ترین ضخامت انتخاب شده است.

- فیلتر نوترون حرارتی

لیتیم عنصری است که سطح مقطع جذب نوترون آن در محدوده‌ی انرژی نوترون‌های حرارتی زیاد است اما به دلیل واکنش پذیری بالای آن با اکسیژن موجود در هوا از ترکیبات آن به عنوان فیلتر نوترون حرارتی استفاده می‌شود. LiF ماده‌ای مناسب برای این هدف می‌باشد، در مجموعه‌ی شکل دهنده لایه‌هایی از جنس LiF با ضخامت‌های متفاوت به منظور کاهش بیشتر شار نوترون‌های حرارتی استفاده شده است.

- فیلتر گاما

به منظور کاهش شار گامای ناشی از گیر اندازی نوترون‌های حرارتی، از ماده‌ای تحت عنوان فیلتر گاما استفاده می‌شود. سرب با سطح مقطع جذب بالای گاما عنصری است که به‌طور گسترده از آن استفاده می‌شود. در این پژوهش در مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف نوترونی، سرب با ضخامت ۲۴ cm در اطراف کندکننده و جاذب نوترون حرارتی استفاده شده است.

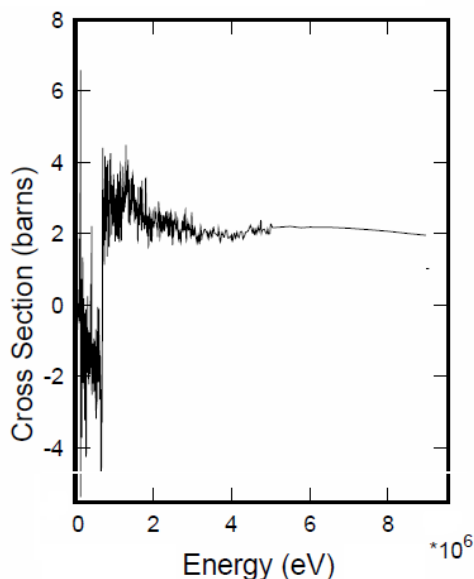
- بازتابنده

سرب عنصری است که به علت سطح مقطع پراکندگی کشسان بالا و سطح مقطع جذب پایین آن به عنوان بازتابنده در این پژوهش استفاده شده است. بنابراین سربی که در اطراف مجموعه به منظور جذب

پرتوهای گاما به کار برده شده است موجب بازتابندگی نوترون‌های پراکنده شده توسط کندکننده نیز می‌شود.

• همسوساز

ابعاد پنجره‌ی درمان باید متناسب با ابعاد بافت توموری تحت درمان باشد. به این منظور دهانه‌ی خروجی نوترون با استفاده از صفحات مورب همسوساز نیکل کاهش یافته است. جنس صفحات همسوساز، نیکل انتخاب شده است زیرا سطح مقطع پراکندگی آن برای محدوده‌ی وسیعی از نوترون‌ها زیاد است. شکل ۴-۶ سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون در نیکل را نشان می‌دهد.



شکل ۴-۶: سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون کشسان نوترون در نیکل [۲۷]

با توجه به آنچه بیان نمودیم، در طراحی شکل دهنده‌ی طیف نوترونی از لایه‌های متوالی آلومینیوم، پلی‌اتیلن و لیتیم فلوراید با ضخامت‌های متفاوت استفاده شده است. در جدول ۳-۴ اندازه‌ی ضخامت‌های استفاده شده برای مواد کندکننده و فیلتر نوترون حرارتی در هر پیکربندی آورده شده است. ترتیب عناصر در جدول ۳-۴ از چپ به راست معادل با ترتیب عناصر در شکل ۴-۷ از بالا به پایین می‌باشد. ابعاد به کار برده شده برای هر یک از این مواد متناسب با ابعاد سیستم خنک‌کننده‌ی معرفی شده در فصل دوم ($20 \times 20 \text{ cm}^2$) می‌باشد. در این پیکربندی‌ها لایه‌ای از جنس پلی‌اتیلن با ضخامت ۴ cm در اطراف مجموعه به منظور کاهش بیشتر شار نوترون‌های سریع قرار داده شده است و در اطراف این لایه، از سرب

با ضخامت ۲۴ cm به عنوان بازتابنده‌ی نوترون و فیلتر پرتوهای گاما استفاده نموده‌ایم. هم‌چنین به منظور کاهش قطر دهانه‌ی خروجی نوترون از چهارصفحه‌ی مورب از جنس نیکل با ضخامت ۰,۲۵ cm استفاده شده است. در انتها با استفاده از کد محاسباتی MCNPX2.6.0 مشخصات باریکه‌ی نوترونی برای هر یک از پیکربندی‌ها محاسبه شده است و نتایج آن در جدول ۴-۴ آورده شده است. پیکربندی شماره‌ی ۳ تا حد امکان استانداردهای آژانس را برآورده می‌سازد. شکل ۴-۷ این پیکربندی را به همراه مجموعه‌ی خنک کننده‌ی هدف نشان می‌دهد.

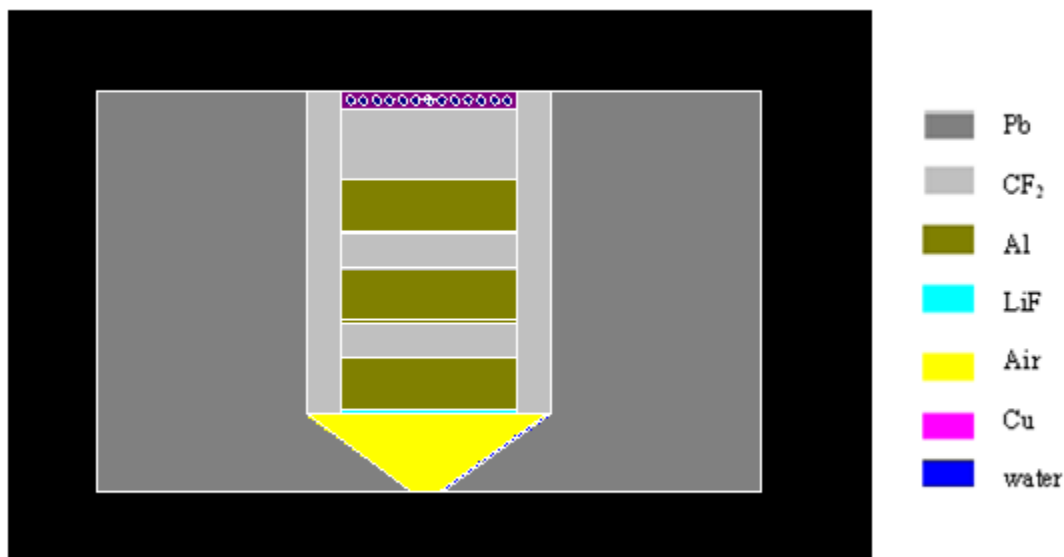
جدول ۴-۳: پیکربندی‌های متفاوت از مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی طیف نوترونی

نام ماده شماره‌ی BSA	لیتیم فلوراید	آلومینیوم	پلی اتیلن	لیتیم فلوراید	آلومینیوم	پلی اتیلن	لیتیم فلوراید	آلومینیوم	پلی اتیلن
۱	۰,۵ cm	۶ cm	۴ cm	۰,۲۵cm	۶ cm	۶ cm	۰,۲۵ cm	۶ cm	۶ cm
۲	۰,۵ cm	۶ cm	۴ cm	۰,۲۵cm	۶ cm	۶ cm	۰,۲۵ cm	۶ cm	۶ cm
۳	۰,۵ cm	۶ cm	۴ cm	۰,۲۵cm	۶ cm	۶ cm	۰,۲۵ cm	۶ cm	۸ cm
۴	۰,۵ cm	۶ cm	۴ cm	۰,۲۵cm	۶ cm	۶ cm	۰,۲۵ cm	۸ cm	۶ cm
۵	۱ cm	۶ cm	۴ cm	۰,۲۵cm	۶ cm	۶ cm	۰,۲۵ cm	۶ cm	۸ cm
۶	۰,۵ cm	۵,۵ cm	۴ cm	۰,۵ cm	۶ cm	۴ cm	۵,۵ cm	۵,۵ cm	۸ cm
۷	۵ cm	۶ cm	۴ cm	۰,۲۵cm	۶ cm	۶ cm	۰,۲۵ cm	۶ cm	۶ cm

جدول ۴-۴: نتایج شبیه سازی برای چیدمان‌های متفاوت مجموعه‌ی شکل‌دهنده‌ی باریکه‌ی نوترونی

شماره‌ی BSA	شار نوترون فوق حرارتی (n.s ⁻¹ .cm ⁻²)	شار نوترون فوق حرارتی به حرارتی به سریع	دز گاما به شار نوترون فوق حرارتی (Gy.cm ² .n ⁻¹ × ۱۰ ^{-۱۳})
۱	۶,۷۵ × ۱۰ ^۹	۲۲,۵	۰,۰۲
۲	۶,۵۶ × ۱۰ ^۹	۳۲,۹	۰,۱
۳	۶,۵۶ × ۱۰ ^۹	۲۷,۵	۰,۰۸
۴	۶,۵۶ × ۱۰ ^۹	۳۰,۶	۰,۰۸

۰,۰۷	۱۸	۲۷	$۶,۵۶ \times 10^{-9}$	۵
۰,۰۳	۲۴,۶	۱۹,۶	$۶,۰ \times 10^{-9}$	۶
۰,۱	۱۸,۸	۲۶,۸	$۶,۳۸ \times 10^{-9}$	۷



شکل ۴-۷: طراحی شده برای شکل‌دهی به باریکه‌ی نوترونی

۴-۵) نتیجه‌گیری

در این فصل ابتدا مشخصات باریکه‌ی نوترون برای استفاده در BNCT را مطرح نمودیم. سپس با معرفی قسمت‌های مختلف شکل‌دهنده، مواد مناسب برای استفاده در طراحی BSA را بر پایه‌ی طیف نوترون خروجی از مجموعه‌ی هدف انتخاب نمودیم. در انتها با بررسی هندسه‌های مختلف مجموعه‌ی شکل-دهنده‌ی طیف نوترونی از طریق شبیه‌سازی با کد محاسباتی mcnp 2.6.0، باریکه‌ی نوترونی مناسب را بر اساس استانداردهای IAEA طراحی نمودیم.

ویژگی‌های طیف نوترون خروجی از پنجره‌ی درمان به‌دست آمده برای این پژوهش عبارتند از:

شار نوترون فوق حرارتی $۶,۵۶ \times 10^{-9} \text{ n.s}^{-1}.\text{cm}^{-2}$

$3,56 \times 10^8 \text{ n.s}^{-1}.\text{cm}^{-2}$	شار نوترون سریع
$2,39 \times 10^8 \text{ n.s}^{-1}.\text{cm}^{-2}$	شار نوترون حرارتی
$2,7 \times 10^{-22} \text{ Gy}$	دز گاما
0,77	نسبت J/ϕ

۵-۱) معرفی غدد بزاقی

به منظور ارزیابی باریکه‌ی نوترونی توسط ضرایب شایستگی باریکه در فانتوم که در فصل قبل بیان نمودیم، غدد بزاقی، استخوان فک و پوست صورت مورد استفاده در فانتوم را با استفاده از هندسه و عناصر تشکیل‌دهنده‌ی آنها مورد بررسی قرار می‌دهیم.

غدد بزاقی اصلی در بدن سه نوع می‌باشند:

- غدد بناگوشی^۱
- غدد زیر زبانی^۲
- غدد تحت فکی^۳

تعداد هرکدام از این غدد در بدن انسان دو مورد می‌باشد که به صورت جفت در دو طرف بدن قرار گرفته‌اند. محاسبه‌ی دز برای هر غده با توجه به هندسه‌ی مربوط به آن صورت می‌گیرد. بنابراین برای محاسبه‌ی دز ابتدا اشکال هندسی مربوط به غدد بزاقی را با استفاده از معادلات ریاضی آن‌ها، مورد ارزیابی قرار می‌دهیم. این اشکال در سنین متفاوت، مختلف است. ما در این پژوهش از معادلات مربوط به غدد بزاقی در یک انسان بالای ۴۰ سال استفاده نموده‌ایم. زیرا در این سن ابتلا به سرطان غدد بزاقی بیشتر از سنین دیگر وجود دارد.

۵-۲) ارزیابی غدد بزاقی

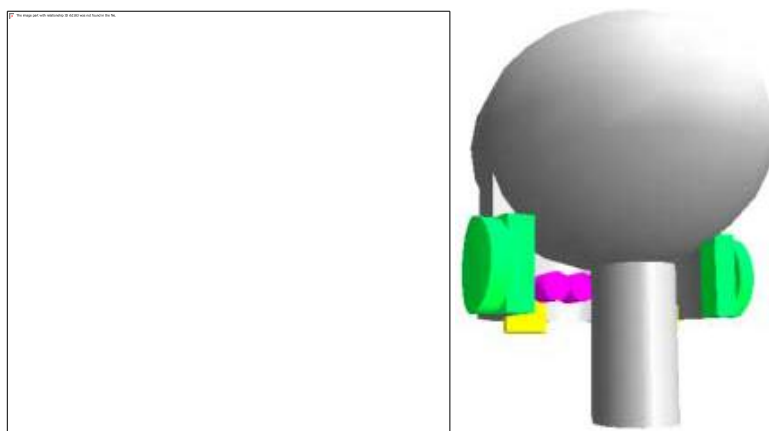
۵-۲-۱) اشکال هندسی غدد بزاقی

شکل ۵-۱ غدد بزاقی طبقه‌بندی شده در بخش قبل را به صورت طرح‌وار در سه بعد نشان می‌دهد. در این شکل غدد بزاقی بناگوشی، تحت فکی و غدد زیرزبانی به ترتیب به رنگ‌های سبز، زرد و بنفش و استخوان فک به صورت شفاف مشخص شده‌اند.

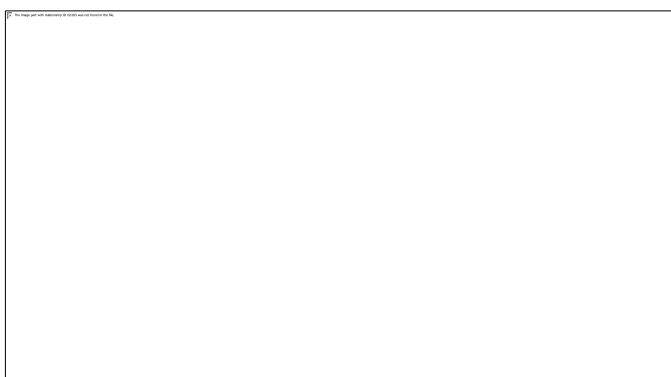
¹parotid glands

²sublingual glands

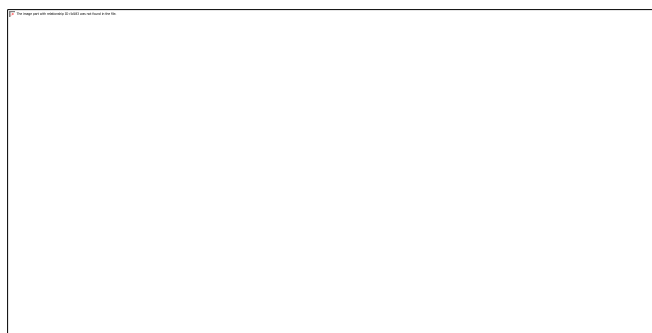
³submandibular glands



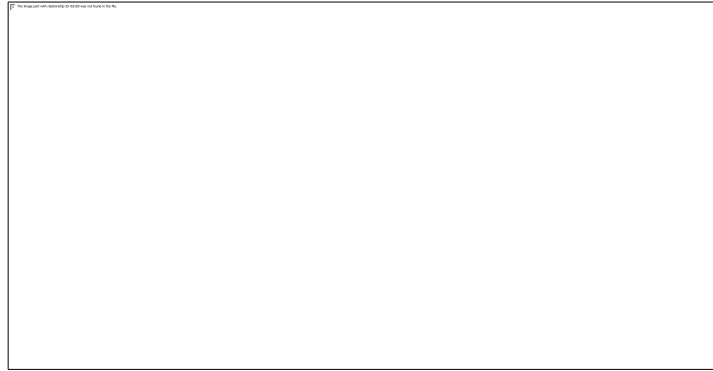
شکل ۱-۵ : شکل هندسی غدد بزاقی از دو نمای پهلو (سمت چپ) و پشت (سمت راست) [۲۹]



شکل ۲-۵ : شکل هندسی غدد بزاقی بناگوشی با دو برش افقی (سمت چپ) و عمودی (سمت راست) از غدد [۲۹]



شکل ۳-۵ : شکل هندسی غدد بزاقی زیر زبانی با دو برش افقی (سمت چپ) و عمودی (سمت راست) از غدد [۲۹]



شکل ۴-۵: شکل هندسی غدد بزاقی تحت فکی با دو برش افقی (سمت چپ) و عمودی (سمت راست) از غدد [۲۹]

۲-۲-۵) معادلات ریاضی غدد بزاقی

هندسه‌ی اعضای بدن با گذر زمان و افزایش سن تغییر می‌کند. معادلات مربوط به غدد بزاقی در افراد میان‌سال به صورت زیر می‌باشند:

غدد بزاقی بناگوشی با استفاده از معادلات زیر تعریف می‌شود [۳۰]:

$$\left(\frac{y + 2.6}{2.6}\right)^2 + \left(\frac{z - 38.5}{3.6}\right)^2 \leq 1$$

$$-2.6 \leq y \leq 0$$

$$34.9 \leq z \leq 38.5$$

$$\left(\frac{x}{5.6}\right)^2 + \left(\frac{y}{7.8}\right)^2 \geq 1$$

$$\left(\frac{x}{6.6}\right)^2 + \left(\frac{y}{7.8}\right)^2 \leq 1$$

معادلات ذیل هندسه‌ی غدد بزاقی زیربانی را بیان می‌نمایند [۳۰]:

$$\left(\frac{x - 1.2}{0.3}\right)^2 + \left(\frac{y + 4.7}{1.4}\right)^2 \leq 1$$

$$35.56 \leq z \leq 36.35$$

و غدد بزاقی تحت فکی را می‌توان با معادلات ریاضی زیر بیان نمود [۳۰]:

$$\left(\frac{x-3.6}{1.1}\right)^2 + \left(\frac{y+3.8}{1.2}\right)^2 \leq 1$$

$$33.5 \leq z \leq 34.3$$

۵-۲-۳) مشخصات فیزیکی غدد بزاقی

غدد بزاقی بدن انسان از ۹۹,۵ درصد آب تشکیل شده است در حالی که فقط ۵ درصد آن را آنزیمها و مواد دیگر تشکیل می دهند لذا با تقریب خوبی می توان آب را تنها عنصر تشکیل دهنده ی غدد بزاقی در نظر گرفت [۳۱].

۵-۳) تشریح استخوان فک و پوست

معادلات مربوط به استخوان فک به صورت زیر می باشند [۳۰]:

$$\left(\frac{x}{4.5}\right)^2 + \left(\frac{y}{7.2}\right)^2 \geq 1$$

$$\left(\frac{x}{5.6}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.6}\right)^2 \leq 1$$

$$\left(\frac{x}{6.6}\right)^2 + \left(\frac{y}{7.8}\right)^2 \leq 1$$

$$y \leq 0$$

$$45 \leq z \leq 53$$

$$\left(\frac{x}{6.6}\right)^2 + \left(\frac{y}{8.6}\right)^2 + \left(\frac{z-54.6}{6.5}\right)^2 \geq 1$$

پوست صورت لایه ای به ضخامت ۰,۱۳ cm است [۳۰]. در شبیه سازی مربوط به بافت فانتوم این ضخامت از پوست بر روی سطح خارجی استخوان فک در نظر گرفته می شود.

جدول ۵-۱: درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده ی پوست و استخوان فک [۳۲]

	¹ H	¹² C	¹⁴ N	¹⁶ O	²³ Na	²⁴ Mg	³¹ P	³² S	³⁵ Cl	³⁹ K	⁴⁰ Ca
استخوان فک	۸,۳	۲۶,۶	۲,۷	۵۱,۱	۰,۳	۰,۱	۳,۶	۰,۴	۰,۲	-	۶,۷
پوست	۱۰,۰	۱۹,۹	۴,۲	۶۵,۰	۰,۲	-	۰,۱	۰,۲	۰,۳	۰,۱	-

چگالی استخوان فک ۱,۲ و چگالی پوست ۱,۰۹ گرم بر سانتی متر مکعب است [۳۲]. عناصر تشکیل-دهنده‌ی پوست و استخوان فک در جدول ۵-۳ به همراه درصد وزنی آن‌ها آورده شده است.

غدد بزاقی بناگوشی بیشتر از سایر غدد بزاقی در آسیب سرطان می‌باشد لذا در این پژوهش دز جذبی در این غده را محاسبه می‌نماییم. به این منظور فانتوم مورد نیاز برای محاسبات دزیمتری را با استفاده از معادلات و عناصر مطرح شده برای غدد بزاقی بناگوشی، پوست و استخوان فک، به‌گونه‌ای طراحی نموده-ایم که فانتوم مورد نظر درست مقابل نوترون خروجی و سطح مماسی پوست بر غده، عمود بر جهت تابش باریکه‌ی نوترونی قرار گیرد. بدین ترتیب با استفاده از کد شبیه‌سازی mcnp2.6.0 فانتوم مورد نظر را طراحی نموده‌ایم که در شکل ۵-۵ نشان داده شده است.



شکل ۵-۵: غدد بزاقی به همراه استخوان فک

۴-۵) محاسبه‌ی دز

۴-۵-۱) مولفه‌های دز

مولفه‌های دز ایجاد شده در فانتوم شامل ۴ مورد اصلی زیر می‌باشد [۳۳]:

- دز ناشی از پرتوهای گاما با انتقال انرژی پایین (D_γ)

این دز ناشی از پرتوهای گامای تولید شده در چشمه‌ی نوترونی و گیراندازی نوترون در اتم‌های هیدروژن بافت سالم ($^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$) می‌باشد.

• دز ناشی از نوترون و پروتون

نوترون‌ها از طریق پراکندگی نوترون‌های سریع ($^1\text{H}(n,n)^1\text{H}$) توسط اتم‌های هیدروژن و پروتون‌ها از طریق گیراندازی نوترون‌های حرارتی به وسیله‌ی اتم‌های نیتروژن ($^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$) تولید می‌شوند. دز جذبی از واکنش اول را دز نوترون سریع ($D_{\text{fast-n}}$) و دز ناشی از واکنش دوم را دز نیتروژن (D_{N}) و یا دز نوترون-های حرارتی می‌نامند.

• دز ناشی از ذرات آلفای پرنرژی و هسته‌ی ^7Li (D_{B})

این ذرات از طریق واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون ($^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$) ایجاد می‌شوند.

محاسبه‌ی توزیع دز در BNCT مساله‌ای پیچیده و سه بعدی است زیرا مولفه‌های دز، اثر بیولوژیکی مخصوص به خود را دارند. برای تعیین اثر بیولوژیکی هر پرتو، هرکدام از مولفه‌های دز باید در فاکتور وزنی ضرب شود تا دز وزن شده‌ی بیولوژیکی محاسبه شود. این فاکتور که نسبت دز پرتو مرجع (انرژی گامای ^{60}Co) به باریکه‌ی در حال آزمایش است مقداری تجربی می‌باشد که مقادیر آن برای مولفه‌های دز در جدول ۲-۵ آورده شده است. اما در مورد D_{B} به علت توزیع ناهمسان‌گرد ترکیبات بور، به جای فاکتور اثر بیولوژیکی از اثر بیولوژیکی ترکیبی یا فاکتور ترکیبی استفاده می‌شود.

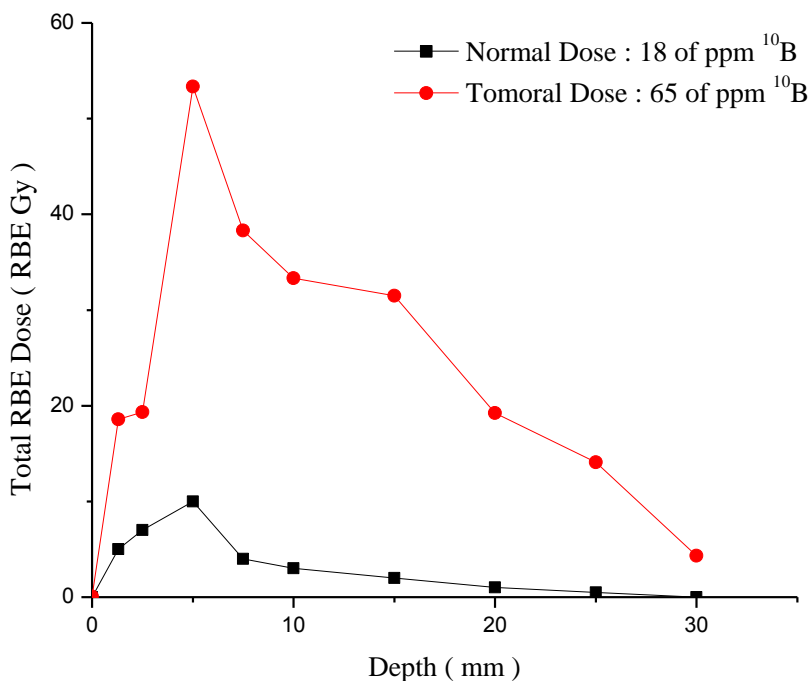
جدول ۲-۵: ضرایب مربوط به اثر بیولوژیکی پرتوها [۳۳]

مولفه‌های دز	RBE	CBE		
		تومور	پوست	غدد بزاقی
D_{γ}	۱	-	-	-
$D_{\text{fast-n}}$	۳	-	-	-
D_{N}	۳	-	-	-
D_{B}	-	۴,۹	۲,۵	۳,۸
		-	-	-

۲-۴-۵) تعیین دز سرطان غده بزاقی و ضرایب شایستگی در فانتوم

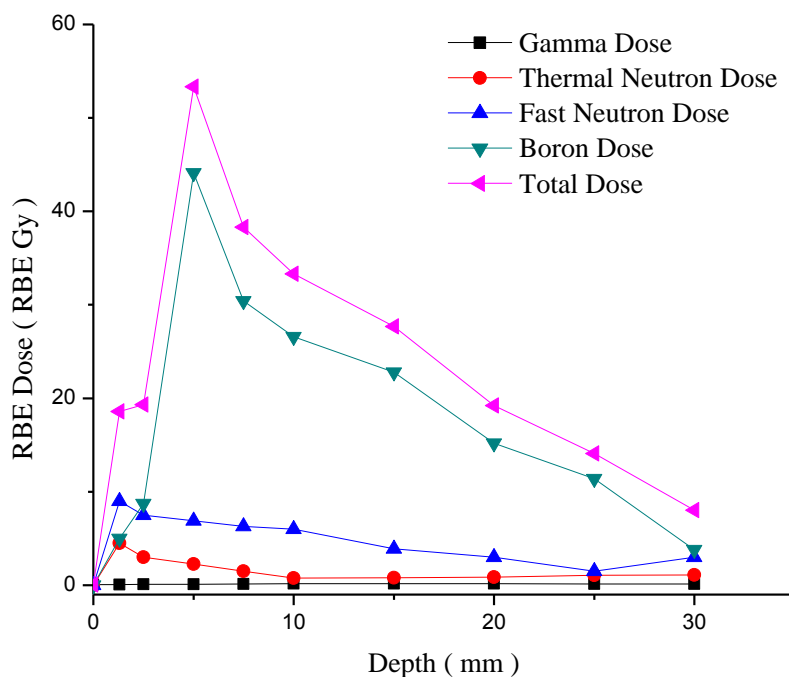
برای بررسی توزیع عمقی دز در فانتوم باریکه‌ی نوترونی طراحی شده در فصل قبل را مقابل فانتوم معرفی شده در این فصل قرار می‌دهیم. به منظور محاسبه‌ی دز عمقی باید غلظت بورون در بافت مشخص شود.

این امر به داروی انتخاب شده‌ی حامل بورون بستگی دارد. در درمان به روش BNCT دو داروی BPA (Borophenylalanine) و BSH ($\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$) بیشتر از سایر داروها استفاده می‌شوند [۳۴]. در این پژوهش از داروی BPA با غلظت ۶۵ ppm بورون در بافت تومور و ۱۸ ppm بورون در بافت سالم استفاده شده است. سپس با در نظر گرفتن بافت توموری به شعاع ۰,۲۵ cm در عمق نیم سانتی‌متری غده بزاقی بناگوشی و غلظت ۶۵ ppm بورون در بافت تومور و ۱۸ ppm مولفه‌های متفاوت دز مطرح شده در بخش ۵-۳-۱ را محاسبه نموده‌ایم. این محاسبات یک‌بار برای فانتوم بدون در نظر گرفتن تومور و بار دیگر برای غده‌ی بزاقی بناگوشی دچار سرطان انجام شده است. تالی که برای محاسبه‌ی مولفه‌های دز انتخاب شده است مکعب‌هایی پیوسته در فانتوم به ابعاد $1 \times 3 \text{ cm}^2$ و در عمق‌های مختلف می‌باشد. شکل ۵-۶ دز جذبی کل در بافت سالم و بافت دچار سرطان را نشان می‌دهد. طبق این نمودار بیشینه‌ی دز جذب شده در بافت سرطانی یعنی در عمق ۰,۵ cm فانتوم می‌باشد. این همان ویژگی اصلی نوترون درمانی به روش BNCT می‌باشد که با کمترین آسیب به بافت‌های سالم موجب از بین بردن سلول‌های سرطانی می‌شود.



شکل ۵-۶: دز عمقی کل درون بافت سالم و تومور

شکل ۵-۷ دز عمقی کل را به همراه اجزای آن برای غلظت ۶۵ ppm بورون در تومور و ۱۸ ppm در بافت‌های سالم نشان می‌دهد. این نمودار نشان می‌دهد که نوترون‌های حرارتی جذب شده در بورون با تولید ذرات آلفا و لیتیم، بیشترین سهم را برای انرژی آزاد شده در تومور دارا می‌باشند.



شکل ۵-۷: دز عمقی کل به همراه اجزای دز

به منظور پیش‌بینی کیفیت درمان، ضرایب شایستگی باریکه در فانتوم را که در فصل ۴ آن‌ها را معرفی نمودیم، با استفاده از شکل ۵-۶ محاسبه نموده که مقادیر به‌دست آمده برای آن در جدول ۵-۳ گزارش شده است.

جدول ۵-۳: ضرایب شایستگی در فانتوم برای باریکه‌ی نوترون طراحی شده

نسبت بورون در تومور به بافت سالم	عمق مفید	بهره‌ی درمان	عمق درمان	دز عمق مفید
۳,۶	۲,۷ cm	۵,۳۳۵	۰,۲۵ cm	۱۰ Gy

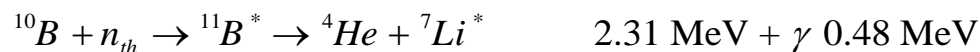
طبق داده‌های جدول ۳-۵ بارکته‌ی نوترون طراحی شده کیفیت مناسب برای درمان تومور موجود در عمق ۰,۵ cm غده‌ی بزاقی بناگوشی را دارا است زیرا :

- عمق مفید برای باریکته‌ی نوترونی طراحی شده بیشتر از عمق تومور است لذا درمان برای بافت سرطانی در نظر گرفته شده در عمق ۰,۵ cm غده‌ی بزاقی امکان‌پذیر خواهد بود.
- بهره‌ی درمان مناسب برای حداقل میزان آسیب‌رسیدگی به بافت سالم بین ۲ تا ۶ می‌باشد. بنابراین باریکته‌ی نوترونی طراحی شده بهره‌ی درمان مناسبی دارد.
- بیشینه‌ی دز دریافت شده در بافت سالم در محدوده‌ی مجاز تعیین شده قرار دارد.
- کد محاسباتی mcnpX داده‌های خروجی را به ازای یک پروتون بیان می‌کند. با توجه به جریان پروتون تعداد آن در یک ثانیه مشخص است. بنابراین دز به دست آمده از شبیه‌سازی‌های مربوطه را می‌توان در یک ثانیه محاسبه کرد. لذا زمان درمان براساس میزان دز مجاز برای بافت سالم تعیین می‌شود که در محاسبات ما تقریباً ۴۰ min می‌باشد.

۵-۵) نتیجه‌گیری :

در این فصل باریکته‌ی نوترونی طراحی شده در فصل قبل را مقابل فانتوم معرفی شده در این فصل قرار داده و با محاسبه‌ی توزیع دز عمقی اجزای دز برای غلظت ۶۵ ppm بورون در تومور و ۱۸ ppm در بافت‌های سالم، این باریکته را مورد ارزیابی قرار داده‌ایم. در انتها با محاسبه‌ی ضرایب شایستگی در فانتوم، کیفیت درمانی باریکته مورد بررسی قرار گرفته است.

BNCT یک روش پرتو درمانی برای درمان سرطان‌هایی است که در مقابل سایر روش‌های درمان نظیر شیمی درمانی مقاوم بوده‌اند. در BNCT با تولید ذرات آلفا و لیتیم از طریق واکنش ذیل بافت سرطانی مورد نظر از بین می‌رود.



بنابراین اولین گام در پرتو درمانی به روش BNCT استفاده از چشمه‌ی نوترون است. لذا در فصل اول با بررسی چشمه‌های نوترونی، شامل شکافت خودبه‌خود و واکنش‌های هسته‌ای متداول، از نظر مشخصات مورد نیاز برای استفاده از چشمه‌ی نوترون در BNCT مناسب‌ترین چشمه را انتخاب نمودیم. واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ چشمه‌ی نوترون انتخابی در این پژوهش است. زیرا علاوه بر ارایه‌ی طیف مناسب نوترون، از جریان و انرژی پایین پروتون و شار بالای نوترون نیز برخوردار است. در این پژوهش از شتابدهنده‌ی TESQ برای تولید باریکه‌ای از پروتون با انرژی ۲,۳ MeV، جریان ۳۰ mA و شعاع ۱ cm استفاده نموده‌ایم. البته برای افزایش سطح تماس پروتون با هدف و جلوگیری از افزایش دما در یک نقطه‌ی خاص از آن شعاع باریکه‌ی پروتون را به ۵ cm افزایش داده‌ایم. دلیل انتخاب این شتابدهنده سادگی، هزینه‌ی پایین و توانایی آن در ایجاد پروتون‌هایی با انرژی ۲,۳ MeV است. با تابش این پروتون‌ها بر سطح هدف شار بالایی از نوترون‌ها تولید می‌شود زیرا سطح مقطع واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ دارای قله‌ی بلندی در انرژی ۲,۳ MeV برای پروتون است.

اما واکنش $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ معایبی نیز دارد که عبارتند از :

- نقطه‌ی ذوب پایین
- رسانایی گرمایی ضعیف
- واکنش‌پذیری بالا

در فصل دوم به رفع این معایب پرداخته‌ایم. برای جلوگیری از واکنش‌پذیری هدف با اکسیژن موجود در هوا از پوشش لایه‌ی نازک آلومینیومی بر روی آن استفاده نموده‌ایم. همچنین سیستمی برای خنک نمودن هدف در نظر گرفته شد. این سیستم دارای ساختار شکاف مانندی است که توسط لوله‌های استوانه‌ای با شعاع ۰,۵ cm ایجاد شده است. این لوله‌ها مسیر عبور آب با سرعت ۱۰ m/s و دمای ۲۰

درجه‌ی سانتی‌گراد می‌باشد. با استفاده از این سیستم خنک کننده در قسمت زیرین هدف دمای آن حداکثر به 150°C می‌رسد که این دما پایین‌تر از نقطه‌ی ذوب لیتیم است.

به منظور تعیین شار نوترون خروجی از واکنش ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ از کد محاسباتی mcnpX استفاده نموده‌ایم. مشخصاتی که برای این واکنش به عنوان چشمه‌ی نوترون در شبیه‌سازی با این کد در نظر گرفته‌ایم عبارتند از:

- پرتوهای موازی پروتون با انرژی ۲،۳ MeV، جریان ۳۰ mA و شعاع ۵ cm
 - هدفی از جنس ایزوتوپ ${}^7\text{Li}$ با ابعاد $20 \times 20 \text{ cm}^2$ و ضخامت $100 \mu\text{m}$
 - سیستم خنک کننده با ساختار شکاف مانند: تعداد ۱۳ لوله‌ی مسیر آب به شعاع و فاصله‌ی cm ۰،۵، از یک‌دیگر که درون مکعب مسی به ابعاد $20 \times 20 \times 2 \text{ cm}^3$ ایجاد شده است
- که مشخصات نوترون خروجی از آن، با توجه به ویژگی‌های نام برده شده برای شبیه‌سازی مربوطه توسط کد mcnpX، به صورت ذیل به دست آمده است:

$$\varphi_{epi} \approx 0, \varphi_{th} \approx 0, \varphi_{fast} \approx 10^9 \text{ n / s cm}^2$$

اما چشمه‌ی نوترونی که در BNCT استفاده می‌شود باید دارای ویژگی‌های مشخصی در هوا و فانتوم باشد.

مشخصات چشمه‌ی نوترون در هوا که توسط پارامترهای شار نوترون فوق حرارتی، آلودگی نوترون حرارتی، آلودگی نوترون سریع، آلودگی گاما و میزان رو به جلو بودن باریکه‌ی نوترون درمانی تعیین می‌شود، به ترتیب با کمیت‌هایی مشخص می‌شوند که مقادیر آن‌ها برابر است با: $5 \times 10^8 \text{ n/cm}^2 \cdot \text{s}$ ، ≥ 100 ، ≥ 20 ، $2 \times 10^{-13} \text{ Gy.cm}^2 \cdot \text{n}^{-1}$ و $J/\varphi \geq 75$.

اما نوترون خروجی از هدف هیچ یک از ویژگی‌های نام برده شده را ندارد. لذا به منظور ایجاد باریکه‌ی نوترون با مشخصات مورد نظر از مجموعه‌ی شکل دهنده‌ی طیف که تحت عنوان BSA مطرح می‌شود، استفاده نموده‌ایم. این مجموعه که از قسمت‌های مختلف کند کننده، فیلتر نوترون حرارتی، فیلتر گاما، بازتابنده و همسوساز تشکیل شده است در چشمه‌های نوترونی متفاوت شکل‌های مختلفی دارد. BSA

طراحی شده برای باریکه‌ی نوترون در این پژوهش از لایه‌هایی متوالی از مواد مختلف با ضخامت‌های متفاوت تشکیل شده است که به ترتیب قرار گرفتن در قسمت زیرین هدف از بالا به پایین عبارتند از:

۸ cm پلی اتیلن، ۶ cm آلومینیوم، ۰,۲۵ cm لیتیم فلوراید، ۴ cm پلی اتیلن، ۶ cm آلومینیوم، ۰,۲۵ cm لیتیم فلوراید، ۴ cm پلی اتیلن، ۶ cm آلومینیوم، ۰,۵ cm لیتیم فلوراید

در اطراف این مجموعه از ۴ cm پلی اتیلن به منظور کاهش بیشتر شار نوترون‌های سریع، از سرب با ضخامت ۲۴ cm به عنوان بازتابنده‌ی نوترون‌های پراکنده شده و فیلتر پرتوهای گاما و از چهارصفحه‌ی مورب از جنس نیکل با ضخامت ۰,۲۵ cm برای همسوسازی نوترون‌های بازتاب شده استفاده شده است.

پس از فراهم نمودن باریکه‌ی مناسب نوترون، فانتوم طراحی شده برای غدد بزاقی را مقابل آن قرار دادیم. همان‌طور که قبلاً اشاره نمودیم برای درمان موفق به روش BNCT باریکه‌ی نوترونی که بر فانتوم تابش شده است باید دارای ویژگی‌های خاصی باشد. این ویژگی‌ها توسط ضرایب تحت عنوان ضرایب شایستگی در فانتوم مطرح می‌شوند. این ضرایب عبارتند از: عمق مفید، بهره‌ی درمان، عمق درمان، آهنگ دز عمق مفید و زمان درمان.

برای ارزیابی کیفیت درمان، پس از تابش باریکه‌ی نوترون بر فانتوم، در نظر گرفتن توموری در عمق ۵ cm از غده‌ی بزاقی بناگوشی به شعاع ۰,۲۵ cm و تزریق داروی شامل بور با غلظت ۶۵ ppm بورون در تومور و ۱۸ ppm در بافت سالم، این ضرایب را محاسبه نمودیم. با توجه به تعریف ضرایب شایستگی در فصل ۴ و مقادیر به دست آمده برای آن‌ها در فصل ۵، باریکه‌ی نوترون طراحی شده در این پژوهش برای استفاده در BNCT مناسب است. با تعیین دز در عمق‌های مختلف، بیشترین دز به دست آمده در ناحیه‌ی بافت سرطانی می‌باشد که نشان‌دهنده‌ی ویژگی بارز BNCT است. بنابراین با استفاده از باریکه‌ی نوترون طراحی شده می‌توان بافت سرطانی موجود در غده‌ی بزاقی بناگوشی را با حداقل میزان آسیب رسیدگی به بافت‌های سالم از بین برد.

مراجع

[1] P.Rinard, Neutron interactions with matter

[۲] دی.جی.بنت-جی آر تامسون، ۱۳۷۸، **مبانی نیروگاه‌های هسته‌ای**، رحیم کوهی فایق، چاپ اول، انتشارات کوه‌رنگ

[3] A.A Burlon; A.J Kreiner, **2008**, A comparison between a TESQ accelerator and a reactor as a neutron sources for BNCT, B 266,pp 763-771

[4] Spontaneous fission spectrum of neutrons from ^{252}Cf with kinetic energies less than 1 MeV

[۵] کنت کرین، ۱۳۹۰، **آشنایی با فیزیک هسته‌ای**، جلد دوم، ناصر میرفخرایی و مجید مدرس، چاپ سوم، مرکز نشر دانشگاهی

[6] M. Drog, Monoenergetic neutron production by tow-body reactions in the energy range from 0.0001 to 500 MeV.A-1090

[7] B. Bayanov, V. Belov and S. Takaev, **2006**, Neutron producing target for accelerator based neutron capture therapy, journal of physics, conference series 41, pp 460-465

[8] M. Arai and K. Crawford; **2009**; Neutron sources and facilities

[9] Horst Liskien and Arno Paulsen, **1975**, neutron production cross-sections and energies for the reactions $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ and $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}^*$, **Atomic data and nuclear data tables 15**, pp 57-84

[10] J.M. Verbeke, J. Vujic and K.N. Leung, **1998**, Investigation of $^1\text{H}(d,n)^3\text{He}$ and $^2\text{H}(d,n)^4\text{He}$ Fusion reactions as alternative neutron sources for BNCT, CA 94720

[11] D. Cartelly, V. Thatar.Vento and ethal, **2011**, Accelerator tube construction and characterization for a tandem-electrostatic-quadrupole for accelerator-based boron neutron capture therapy, **applied radiation and isotopes**, 69, pp 1680-1683

- [12] A.J. Kreiner, V. Thatar.Vento and ethal, **2009**, Development of a thandem-electrostatic-quadrupole accelerator facility for BNCT, **applied radiation and isotopes**, 67, pp s266-s269
- [13] V. Thatar.Vento, J.Bergueiro and ethal, **2011**, Electrostatic design and beam transport for a folded tandem-electrostatic-quadrupole accelerator facility for accelerator-based boron neutron capture therapy, **applied radiation and isotopes**, 69, pp 1649-1653
- [14] Nicolas Tsoulfanidis, **1995**, **Measurement and detection of radiation**, second edition, Talor & francis, pp 134-137
- [15] www.CDF radiation measurement and radiation.com
- [16] Kinichi Taniki, Hitoshi Yokobori and ethal, **2009**, Characteristics of proton proton beam scanning dependent on Li target thickness from the view point of heat removal and material strength for accelerator-based BNCT
- [17] Robley D. Evanse, **1955**, **The Atomic Nucleus**, TMH edition,
- [18] H. Spinka and T. Tombrello, **1971**, Low-energy cross sections for ${}^7\text{Li}(p,\alpha){}^4\text{He}$ and ${}^6\text{Li}(p,\alpha){}^3\text{He}$, **Nuclear physics**, A 164, pp 1-10
- [19] D. Newton, A.B Clegg and ethal, **1962**, The ${}^7\text{Li}(p,p')$ at 150 MeV, **IOP Science**
- [20] J.Q Yang, D.L Friesel and P. Schwandt, **1985**, Comparison of the noncoplanar ${}^6\text{Li}(p,pd){}^4\text{He}$ reactions at 120 and 200 Mev, **Nuclear physics**, A 443, pp 64-76
- [21] C.L Lee, X.L Zhou, **1999**, Thick target neutron yields for the ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction near threshold, **Elsevier**, B 152, pp 1-11
- [22] M.E Sevier, L.W Mitchell and ethal, **1983**, Absolute cross sections of proton induced Reactions on ${}^{65}\text{Cu}$, ${}^{64}\text{Ni}$ and ${}^{63}\text{Cu}$, **Aust.J.Phys.**,**36**, pp 75-78
- [23] Z.E Switkowski, J.C.P Heggie and F.M Mann, **1978**, Threshold effects in proton-induced reactions on copper, **Aust.J.Phys**, **31**, pp 73-76
- [24] www. IAEA. Org
- [۲۵] سیفی، س، توکلی عنبران، حسین و رحمانی، فائزه، ۱۳۹۲، پایان نامه ارشد، امکان سنجی استفاده از شتاب دهنده الکترون ILU با انرژی ۱۰ MeV برای استفاده در BNCT، دانشکده فیزیک، دانشگاه شاهرود
- [26] Kyu Seok SeO and Chan Hyeong Kim, **2006**, Comparison of Titanium Hydride and Paraffine as neutron moderator material in a prompt gamma scanning system, **Jornal of the Korean Physical Society**, **48**, pp 855-858

[27] www. Nuclear data Viewer. Com

[28] A.A. Burlon, A.J Kreiner and ethal, **2005**, Optimization of a neutron production target and a beam shapping assembly based on the ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction for BNCT, **ELSEVIER**, pp 149

[29] Kenneth A. Van Riper, **2007**, Implementation of salivary glands in the bodybuilder anthropomorphic phantoms,

[30] J.M.L Hwang, R.L Shoup and J.W Poston, **1976**, Modifications and additions to the pediatric and adult mathematical phantoms, **Health physics division**, W-7405-eng-26

[31] www. Wikipedia .Org

[32] www. Annals of the icrp publication 110. Com

[33] Minoru Suzuki, Ituro Kato and ethal, Boron Neutron Capture Therapy outcoms for advanced or recurrent head and neck cancer

[34] L.Evangelista. G.Jori. and the others, **2013**, Boron Neutron Capture Therapy and ${}^{18}\text{F}$ -labelled Borophenylalanine positron emission tomography, Applied Radiation and Isotopes **74** , pp 91-101

Abstract

BNCT, a treatment by capturing neutron in Boron, is a radiotherapy technique for treating malignant tumors resistant in chemotherapy and other radiotherapy. This method in compared with conventional radiotherapy can selectively hit the areas of cancer tissue with protection the surrounding healthy tissue. This experimental radiation has been investigated in Finland since 1990. From then on, more than 200 patients with malignant tumors of the head, neck and brain have been treated.

Different neutron sources are used for radiation therapy with BNCT method, therefore chapter one is about the selection of suitable neutron source. In this research, we use the accelerator TESQ as a neutron source acting according to the ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction.

After the protons emitted from the accelerator and collided with lithium, their energy transferred to the lithium and warming it is caused. So the suitable system is used for cooling the target. The system's properties and target's characteristic are represented in second chapter. In addition, the proton beam emitted from the accelerator and hit with target can be caused different reactions. These reactions have been considered in the third chapter.

Neutron energy range and intensity of treatment should be based on the standards of the International Atomic Energy Agency. So we've designed a collection entitled shaping the spectrum depending on energy of neutrons from the reaction ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ and the geometry of the cooling package. Finally, the dose from neutrons in the salivary gland has been set by using a computational code MCNPX. These issues together have been proposed with full details in Chapter four and five.

Keywords: neutron therapy, neutron source, ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction, BSA, dosimetry



University of Shahrood

Faculty of Physics

Department of Nuclear

**Determination of salivary gland cancer in BNCT by
Monte Carlo method**

Motahareh Alimohamadi

Supervisor:

Dr. Hossein Tavakoli Anbaran

September 2014

