دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

دانشکده علوم

پایان نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

در رشته فیزیک گرایش هسته‌ای کاربردی

عنوان:

بهینه سازی طیف مورد استفاده در BNCT حاصل از چشمه‌های فوتونوترون با استفاده از کد MCNP

دانشجو:

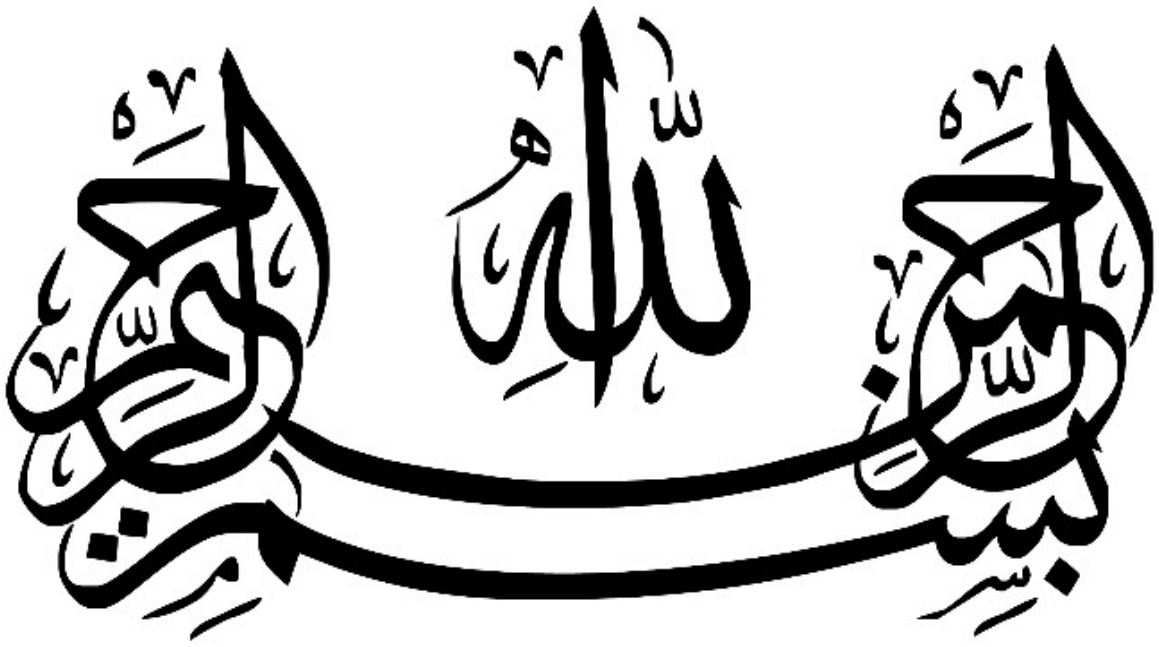
فاطمه ترابی

اساتید راهنما:

دکتر سید فرهاد مسعودی

دکتر فائزه رحمانی

دی ۱۳۹۱


بسم الله الرحمن الرحيم

تقدیم به:

تقدیم به پدر و مادر عزیزم که از نگاهشان صلابت، از رفتارشان محبت و از صبرشان ایستادگی را آموختم.

بسمه تعالی

تاسیس ۱۳۰۷ دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی	**تأییدیه هیأت داوران**	شماره: تاریخ:

هیأت داوران پس از مطالعه پایان‌نامه و شرکت در جلسه دفاع از پایان‌نامه تهیه شده تحت عنوان :

بهینه سازی طیف مورد استفاده در BNCT حاصل از چشمه های فوتونوترون با استفاده از کد MCNP

توسط خانم **فاطمه ترابی** صحت و کفایت تحقیق انجام شده را برای اخذ درجه کارشناسی ارشد

رشته **فیزیک** گرایش **هسته ای کاربردی** در تاریخ **۱۳۹۱/۱۰/ ۲۶** مورد تأیید قرار می‌هند.

۱- استاد راهنمای اول	**جناب آقای دکتر سید فرهاد مسعودی**	امضاء
۲- استاد راهنمای دوم	**سرکار خانم دکتر فائزه رحمانی**	امضاء
۲- استاد مشاور	------	امضاء
۳- ممتحن داخلی	**جناب آقای دکترمهدی هرزچی**	امضاء
۴- ممتحن خارجی	**جناب آقای دکتر آقا میری**	امضاء
۵- نماینده تحصیلات تکمیلی دانشکده	**جناب آقای دکترمهدی هرزچی**	امضاء

بسمه تعالی

تاسیس ۱۳۰۷ دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی	**اظهارنامه دانشجو**	شماره: تاریخ:

اینجانب **فاطمه ترابی** دانشجوی کارشناسی‌ارشد رشته **فیزیک** گرایش **هسته ای کاربردی**

دانشکده علوم دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی گواهی می‌نمایم که تحقیقات ارائه شده در پایان‌نامه با عنوان

بهینه سازی طیف مورد استفاده در BNCT حاصل از چشمه های فوتونوترون با استفاده از کدMCNP

با راهنمایی استاد محترم جناب آقای **دکتر سید فرهاد مسعودی و سرکار خانم دکتر فائزه رحمانی** توسط شخص اینجانب انجام شده و صحت واصالت مطالب نگارش شده در این پایان‌نامه مورد تأیید می‌باشد، و در مورد استفاده از کار دیگر محققان به مرجع مورد استفاده اشاره شده است. بعلاوه گواهی می‌نمایم که مطالب مندرج در پایان نامه تا کنون برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی توسط اینجانب یا فرد دیگری در هیچ جا ارائه نشده است و در تدوین متن پایان‌نامه چارچوب (فرمت) مصوب دانشگاه را بطور کامل رعایت کرده‌ام.

امضاء دانشجو:

تاریخ:

۹۱/۱۱/۲۴

بسمه تعالی

تاسیس ۱۳۰۷ دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی	**حق طبع و نشر و مالکیت نتایج**	شماره: تاریخ:

۱- حق چاپ و تکثیر این پایان‌نامه متعلق به نویسنده آن می‌باشد. هرگونه کپی برداری بصورت کل پایان‌نامه یا بخشی از آن تنها با موافقت نویسنده یا کتابخانه دانشکده علوم دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی مجاز می‌باشد.

ضمناً متن این صفحه نیز باید در نسخه تکثیر شده وجود داشته باشد.

۲- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی می‌باشد و بدون اجازه کتبی دانشگاه به شخص ثالث قابل واگذاری نیست.

همچنین استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مراجع مجاز نمی‌باشد.

* **توجه:**

این فرم می‌بایست پس از تکمیل، در نسخ تکثیر شده قرار داده شود.

تشکر و قدردانی:

سپاس خدای را که سخنوران، در ستودن او بمانند و شمارندگان، شمردن نعمت‌های او ندانند و کوشندگان، حق او را گزاردن نتوانند، شکر و سپاس بی‌کران او را که مرا یاری نمود تا در مسیر علم گام بردارم و به من فرصت آموختن را عطا فرمود. در ابتدا از استاد فرهیخته و گرامی جناب آقای دکتر مسعودی که همواره راهنمایی‌های ایشان راهنما و راه گشای اینجانب در گردآوری این پایان نامه بوده است، کمال تشکر و قدردانی را دارم. همچنین از استاد عزیز و محترم سرکار خانم دکتر رحمانی که راهنمایی‌های ایشان برای اینجانب در تمامی مراحل انجام پروژه بسیار سودمند بوده است نیز کمال تشکر و سپاس را دارم. در پایان از پدر و مادرم، پشتیبانان بی قید و شرط و همیشگی‌ام، خورشیدهایی که هرگاه دنیا برایم به تاریکی می‌گرایید روشنای راهم بودند، سپاسگزاری می‌کنم. امید که سپاس کوچک مرا پذیرا باشند.

چکیده

BNCT[1] یک روش درمانی مؤثر برای درمان تعدادی از سرطان‌ها نظیر سرطان مغز محسوب می‌شود. در این روش درمانی، طیف نوترون فوق گرمایی بیشترین اثر بخشی را دارا می‌باشد. برای تأمین این طیف نوترون درمانی، راکتورها تنها چشمه‌های تولید نوترون بشمار می‌آیند. البته اخیراً تحقیقات گسترده‌ای برای فراهم آوری باریکه نوترون در بیمارستان‌ها با استفاده از شتاب دهنده‌های خطی الکترون انجام گرفته است. با وجود اینکه استفاده از چشمه‌ی شتاب دهنده الکترون یک روش جایگزین برای تولید نوترون از طریق انجام فرآیند الکترون/فوتون/نوترون محسوب می‌شود، اما نقطه ضعف عمده تولید نوترون با استفاده از شتاب دهنده‌های الکترون، بازده نوترون پایین آنها می‌باشد. جهت فرآهم آوری طیف نوترون مناسب برای درمان تومورهای عمیق مغزی، این کار بر اساس استفاده از شتاب دهنده الکترون MeV ۲۵ صورت پذیرفت. بهینه سازی هدف الکترون فوتون و فوتونوترون با توجه به انرژی الکترون انجام گرفت. محاسبات با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX برای مواد متفاوت به عنوان هدف (e,γ) و (γ,n) با هندسه‌های مختلف انجام شد. با استفاده از نتایج، مناسب-ترین طیف فوتونوترون با بیشترین شدت معرفی شد. بعلاوه تعدادی مجموعه شکل دهنده طیف نوترون شامل کند کننده، فیلتر، بازتابنده و موازی ساز طراحی شدند. در این قسمت ترکیبات متنوعی از مواد در ضخامت‌های گوناگون جهت دستیابی به مناسب‌ترین باریکه نوترون درمانی برای برقراری استانداردهای ارائه شده توسط IAEA، مورد بررسی قرار گرفتند. با توجه به نتایج بدست آمده، استفاده از مجموعه‌های شکل دهنده طیف بهینه، منجر به برقراری پارامترهای IAEA برای طیف نوترون خروجی شد. همچنین، در گام بعدی بررسی پارامترهای طیف درون فانتوم سر SNYDER انجام گرفت. محاسبات MCNPX جهت دزیمتری و تعیین پارامترهای درون فانتوم برای طیف‌های نوترون خروجی از هریک از مجموعه‌های طراحی شده به طور جداگانه انجام گرفت. با توجه به محاسبات انجام گرفته، بهترین سیستم درمانی که قادر به تأمین مناسب‌ترین بیم نوترون جهت بکارگیری در روش BNCT است، انتخاب شد.

[1] Boron Neutron Capture Therapy

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

مقدمه ۱

فصل اول : روش‌های درمان تومور مغزی

۱-۱) ساختمان مغز انسان ۳
۱-۱-۱) نیم کره های مغز ۳
۱-۱-۲) تالاموس و عقده های عصبی قاعده‌ای ۳
۱-۱-۳) ساقه‌ی مغز ۴
۱-۱-۴) بصل النخاع ۵
۱-۱-۵) مخچه ۵
۱-۲) تومورهای مغزی ۵
۱-۲-۱) تومورهای اولیه ۵
۱-۲-۲) تومورهای ثانویه ۶
۱-۳) درجه‌بندی تومورها ۷
۱-۴) انواع تومورهای مغز و نخاع ۷
۱-۵) روش‌های تشخیص تومورهای مغزی ۸
۱-۶) روش‌های درمان تومورهای مغزی ۸
۱-۶-۱) جراحی ۸
۱-۶-۲) پرتو درمانی (Radiotherapy) ۱۰
۱-۶-۳) شیمی‌درمانی ۱۳
۱-۶-۴) ایمنی تراپی ۱۳
۱-۶-۵) دارو درمانی هدفدار ۱۳
۱-۷) عدم موفقیت درمان‌های رایج ۱۴
۱-۸) اساس کار در روش BNCT (Boron Neutron Capture Therapy) ۱۶
۱-۹) مروری بر تاریخچه BNCT ۱۸

۱-۱۰) دیگر جاذب‌های درمانی ۲۰
۱-۱۰-۱) Gadolinium-157 ..... ۲۱
۱-۱۱) نتیجه گیری ۲۲

فصل دوم : طراحی چشمه فوتونوترون

۲-۱) چشمه‌های نوترون در روش BNCT ۲۳
۲-۱-۱) راکتورهای هسته‌ای ۲۳
۲-۱-۲) شتاب دهنده‌ها ۲۴
۲-۱-۳) مولدهای نوترون ۲۶
۲-۱-۴) چشمه‌های شکافت خودبه‌خودی (رادیوایزوتوپ) ۲۷
۲-۲) فرآیند تولید فوتونوترون در چشمه‌ی نوترونی بر پایه‌ی شتاب‌دهنده الکترون ۲۸
۲-۲-۱) مرحله اول: تولید فوتون ۲۸
۲-۲-۲) مرحله دوم : تولید نوترون ۲۹
۲-۲-۳) بازده فوتونوترون ۳۰
۲-۳) محاسبات طراحی چشمه فوتونوترونی ۳۰
۲-۳-۱) معرفی هدف الکترون/فوتون ۳۰
۲-۳-۲) معرفی نوع هدف فوتونوترون ۳۸
۲-۳-۳) معرفی هندسه هدف فوتون/نوترون ۴۰
۲-۴) اندازه‌گیری نوترون‌های رو به جلو ۴۷
۲-۵) نتیجه‌گیری ۵۰

فصل سوم : طراحی و بهینه سازی مجموعه شکل دهنده طیف

۳-۱) مجموعه‌ی شکل دهندی طیف نوترون ((Beam Shaping Assembly (BSA) ۵۲
۳-۱-۱) کند کننده ۵۲
۳-۱-۲) موازی ساز ۵۳
۳-۱-۳) بازتابنده ۵۳
۳-۱-۴) فیلتر گاما و نوترون ۵۴
۳-۲) پارامترهای ارزیابی باریکه نوترون درمانی در هوا ۵۴
۳-۳) طراحی و بهینه سازی شکل دهنده‌ی طیف نوترون (BSA) ۵۶
۳-۳-۱) انتخاب بازتابنده ۵۶
۳-۳-۲) انتخاب کند کننده ۵۶

۳-۳-۳) انتخاب حفاظ گاما ۶۵
۳-۳-۴) موازی ساز ۶۶
۳-۴) طراحی نهایی مجموعه شکل دهنده‌ی طیف در این کار ۶۷
۳-۵) مقایسه و نتیجه گیری ۷۰

فصل چهارم : ارزیابی مؤلفه‌های درمانی

۴-۱) مقدمه ۷۶
۴-۲) تعریف فانتوم ۷۶
۴-۳) مؤلفه‌های های دز در BNCT ۷۹
۴-۳-۱) دز گاما ۷۹
۴-۳-۲) دز نوترون سریع (دز هیدروژن D_H) ۷۹
۴-۳-۳) دز نوترون حرارتی (دز نیتروژن D_N) ۷۹
۴-۳-۴) دز بور D_B ۸۰
۴-۴) اثر بیولوژیکی نسبی ۸۱
۴-۵) توزیع غلظت بور در بدن ۸۲
۴-۶) روش‌های دزیمتری به صورت تجربی ۸۴
۴-۷) پارامترهای ارزیابی باریکه نوترون درمانی در فانتوم(In-Phantom) ۸۴
۴-۷-۱) عمق مفید Advantage Depth (AD) ۸۴
۴-۷-۲) عمق درمان Therapeutic Depth (TD) ۸۵
۴-۷-۳) آهنگ دز عمق مفید Advantage Depth Dose Rate (ADDR) ۸۵
۴-۷-۴) زمان درمان Treatment Time (TT) ۸۵
۴-۷-۵) نسبت مفید Advantage Raito (AR) ۸۶
۴-۸) نمودارهای دز و پارامترهای In-Phantom برای هر دو سیستم درمانی طراحی شده ۸۶
۴-۸-۱) پیکر بندی الف ۸۶
۴-۸-۲) پیکر بندی ب ۸۸
۴-۹) نتیجه گیری ۹۰

بحث و نتیجه گیری ۹۲
پیشنهادات جهت ادامه کار ۹۴

پیوست‌ها ۹۵
مقالات چاپ شده ۱۰۸

مراجع ۱۰۹

فهرست اشکال

عنوان **صفحه**

فصل اول : روش‌های درمان تومور مغزی

شکل۱-۱: نمایی کلی از ساختمان مغز ۳
شکل۱-۲: تومور مغزی ۶
شکل۱-۳: متاستاز مغزی در نیمکره مغز، حاصل از سرطان ریه ۶
شکل۱-۴: نمونه ای از تومور گلیو بلاستوما مولتی فرم ۸
شکل۱-۵: خارج کردن تومور با انجام عمل جراحی ۹
شکل۱-۶: درمان نوعی تومور از طریق پرتو درمانی ۱۱
شکل۱-۷: دانه و یا بذرهای کاشته شده برای غدد سرطانی ۱۲
شکل۱-۸: تفاوت بین عروق و بافت سالم (عروق تومور باعث تجمع نانوذرات در تومور می‌شود) ۱۴
شکل۱-۹: اسکن مغز قبل و پس از درمان تومور ۱۵
شکل۱-۱۰: نمایی از درمان به روش BNCT ۱۷
شکل۱-۱۱: نمایی از مراحل متفاوت درمان در BNCT ۱۸
شکل۱-۱۲: واکنش ایجاد شده در BNCT ۱۹
شکل۱-۱۳: نمایی از ساختار داروهای حامل بور ۲۰

فصل دوم : طراحی چشمه فوتونوترون

شکل۲-۱: نمایی از درمان با استفاده از نوترون‌های گسیلی از راکتور ۲۳
شکل۲-۲: نمایی از سیستم درمانی طراحی شده در ایتالیا ۲۶
شکل۲-۳: نمایی از سیستم درمانی طراحی شده برای BNCT با استفاده از چشمه نوترونی ^{252}Cf ۲۷
شکل۲-۴: طراحی هدف الکترون/فوتون در هندسه استوانه‌ای ۳۱
شکل۲-۵: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pb با هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.05cm) ۳۱

شکل۲-۶: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pb با هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت 0.1cm) ۳۲
شکل۲-۷: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pb با هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.15cm) ۳۲
شکل۲-۸: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pbبا هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.2cm) ۳۳
شکل۲-۹: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pb با هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.25cm) ۳۳
شکل۲-۱۰: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pb با هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.3cm) ۳۴
شکل۲-۱۱: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pbبا هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.35cm) ۳۴
شکل۲-۱۲: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pbبا هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت0.4cm)..... ۳۵
شکل۲-۱۳: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pbبا هندسه استوانه‌ای (در شعاع های متفاوت با ضخامت بهینه..... ۳۶
شکل۲-۱۴: هدف الکترون/فوتون در هندسه نیم کروی..... ۳۷
شکل۲-۱۵: تغییرات بهره فوتون در هدف‌های W, Ta, Re, Pbبا هندسه نیم کروی با شعاع های مختلف..... ۳۷
شکل۲-۱۶: بهره فوتون در تنگستن نیم کروی در حضور الکترون‌هایی با انرژی های متفاوت..... ۳۸
شکل۲-۱۷: سطح مقطع فوتوشکافت برای اورانیوم..... ۳۹
شکل۲-۱۸: سطح مقطع واکنش فوتونوترون برای اورانیوم ۳۹
شکل۲-۱۹: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه استوانه‌ای. ۱:هدف الکترون/فوتون (تنگستن)، ۲:هدف فوتونوترون (اورانیوم)..... ۴۰
شکل۲-۲۰: تغییرات بهره فوتونوترون گسیلی از سطح چشمه طراحی شده در شکل ۲-۱۹ (در شعاع و ضخامت‌های متفاوت)..... ۴۱
شکل۲-۲۱: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه استوانه‌ای۱:هدف الکترون/فوتون (تنگستن)، ۲:هدف فوتونوترون (اورانیوم)..... ۴۱
شکل۲-۲۲: چشمه فونونوترون طراحی شده در هندسه‌کروی۱:هدف الکترون/فوتون (تنگستن)، ۲:هدف فوتونوترون (اورانیوم) ۴۲
شکل۲-۲۳: تغییرات بهره فوتونوترون گسیلی از سطح چشمه طراحی شده به صورت کروی (در شعاع های متفاوت) ۴۳

شکل۲-۲۴: انرژی میانگین نوترون‌های گسیلی از سطح چشمه طراحی شده به صورت کروی (در شعاع های متفاوت) ۴۳
شکل۲-۲۵: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه نیم کروی۱:هدف الکترون/فوتون (تنگستن)، ۲:هدف فوتونوترون (اورانیوم)..... ۴۴
شکل۲-۲۶: چشمه فونونوترون طراحی شده در هندسه نیم کروی۱:هدف الکترون/فوتون (تنگستن)، ۲:هدف فوتونوترون (اورانیوم)..... ۴۴
شکل۲-۲۷: بازده نوترون گسیلی از سطح چشمه نشان داده شده درشکل۲-۲۵ ..... ۴۵
شکل۲-۲۸: انرژی نوترون های گسیلی از سطح چشمه نشان داده شده در شکل۲-۲۵..... ۴۵
شکل۲-۲۹: بازده نوترون گسیلی از سطح چشمه نشان داده شده درشکل۲-۲۶..... ۴۶
شکل۲-۳۰: انرژی میانگین نوترون‌های گسیلی از سطح چشمه نشان داده شده در شکل۲-۲۶..... ۴۶
شکل۲-۳۱: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه نیم کروی در حضور بازتابنده سربی..... ۴۸
شکل۲-۳۲: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه کروی در حضور بازتابنده سربی ۴۸
شکل۲-۳۳: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه نیم کروی در حضور بازتابنده سربی ۴۸
شکل۲-۳۴: چشمه فوتونوترون طراحی شده در هندسه استوانه‌ای در حضور بازتابنده سربی ۴۸
شکل۲-۳۵: طیف نوترون‌های گسیلی از سطح چشمه طراحی شده در شکل۲-۲۶..... ۴۹
شکل۲-۳۶: بهره نوترون در مواد مختلف با هندسه بهینه..... ۵۰

فصل سوم : طراحی و بهینه سازی مجموعه شکل دهنده طیف

شکل۳-۱: میزان شار نوترون‌های فوق گرمایی برای مواد انتخابی در ضخامت‌های گوناگون..... ۵۷
شکل۳-۲: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای مواد انتخابی در ضخامت‌های گوناگون ۵۷
شکل۳-۳: شار نوترون‌های فوق حرارتی برای ترکیب $1: Al_2O_3 , 2:TiF_3$ ۵۸
شکل۳-۴: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای ترکیب $1: Al_2O_3 , 2:TiF$..... ۵۹
شکل۳-۵: شار نوترون‌های فوق حرارتی برای ترکیب $1:Cf_2, 2: Al_2O$..... ۵۹
شکل۳-۶: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای ترکیب $1:Cf_2, 2: Al_2O_3$ ۶۰
شکل۳-۷: شار نوترون‌های فوق حرارتی برای ترکیب $1: Cf_2 , 2:TiF_3$ ۶۰
شکل۳-۸: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای ترکیب $1: Cf_2 , 2:TiF_3$..... ۶۱
شکل۳-۹: شار نوترون‌های فوق حرارتی برای ترکیب $1: MgF_2 , 2: Al_2O_3$..... ۶۱
شکل۳-۱۰: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای ترکیب $1: MgF_2 , 2: Al_2O_3$ ۶۲
شکل۳-۱۱: شار نوترون‌های فوق حرارتی برای ترکیب $1: MgF_2 , 2:TiF_3$..... ۶۲
شکل۳-۱۲: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای ترکیب $1: MgF_2 , 2:TiF_3$..... ۶۳

شکل۳-۱۳: شار نوترون‌های فوق حرارتی برای ترکیب $1: TiF_3 , 2: Al_2O_3$ ۶۳
شکل۳-۱۴: نسبت شار نوترون‌های فوق حرارتی به سریع برای ترکیب $1: TiF_3 , 2: Al_2O_3$ ۶۴
شکل۳-۱۵: محاسبه میزان $\dot{D}_\gamma / \varphi_{epi}$ برای طیف نوترون اندازه گیری شده در حضور فیلتر گاما در انتهای کند کننده‌ها (MgF_2=15, TiF_3=cm) ۶۶
شکل۳-۱۶: مجموعه شکل دهنده طیف شامل: ۱:چشمه فوتونوترون طراحی شده ۲: بازتابنده سرب ۳: کنند کننده اول(MgF_2=15cm) ۴:کنند کننده دوم(TiF_3=30cm) ۵:حفاظ گاما سرب ۶: موازی ساز نیکل..... ۶۷
شکل۳-۱۷: مجموعه شکل دهنده طیف شامل: ۱: چشمه فوتونوترون طراحی شده ۲: بازتابنده سرب ۳: کنند کننده اول(MgF_2=15cm) ۴:کنند کننده دوم(TiF_3=35cm) ۵:حفاظ گاما سرب ۶: موازی ساز نیکل..... ۶۷
شکل۳-۱۸: طیف نوترون خروجی در دهانه BSA شکل ۲-۱۶ ..... ۶۸
شکل۳-۱۹: طیف نوترون خروجی در دهانه BSA شکل ۲-۱۷ ..... ۶۸
شکل۳-۲۰: مجموعه شکل دهنده‌ی طیف طراحی شده در ایتالیا..... ۷۰
شکل۳-۲۱: نمایی کلی از سیستم طراحی شده در ایتالیا بر پایه شتاب دهنده الکترونی ۷۱
شکل۳-۲۲: نمایی کلی از سیستم طراحی شده بر پایه شتاب دهنده الکترون۵ MeV و چشمه فوتونوترون (W, BeD_2) ۷۲
شکل۳-۲۳: نمایی کلی از سیستم طراحی شده بر پایه شتاب دهنده الکترون۵ MeV و چشمه فوتونوترون (W, BeD_2)..... ۷۳

فصل چهارم : ارزیابی پارامتر های درمانی

شکل۴-۱ : نمایی کلی از طراحی فانتوم سر بیمار ۷۷
شکل۴-۲ : برشی از فانتوم سر SNYDER..... ۷۸
شکل۴-۳: واکنش نوترون‌های حرارتی با هسته بور موجود در بافت ناسالم..... ۸۰
شکل۴-۴: نمایی از انجام واکنش نوترون‌های حرارتی با هسته بور موجود در تومور..... ۸۰
شکل۴-۵: دز عمقی محاسبه شده درون بافت سالم و تومور در مدت زمان درمان ۱۷/۸ دقیقه..... ۸۷
شکل ۴-۶: دز عمقی محاسبه شده در طول زمان درمان درون فانتوم با در نظر گرفتن تومور در مرکز آن..... ۸۸
شکل۴-۷: دز عمقی محاسبه شده درون بافت سالم و تومور در مدت زمان درمان ۲۵/۱ دقیقه..... ۸۹
شکل ۴-۸: دز عمقی محاسبه شده در طول زمان درمان درون فانتوم با در نظر گرفتن تومور در مرکز آن ۸۹
شکل ۴-۹: دز عمقی محاسبه شده درون فانتوم که تومور در مرکز آن قرار گرفته است، برای ۴ نسبت متفاوت از غلظت بور درون مغز..... ۹۱

فهرست جداول

عنوان **صفحه**

فصل اول : روش‌های درمان تومور مغزی

جدول۱-۱: ایزوتوپ‌های پیشنهادی جهت بکارگیری در BNCT ۲۱

فصل دوم : طراحی چشمه فوتونوترون

جدول۲-۱: تعدادی از راکتورهای درمانی در BNCT برای درمان GBM ۲۴
جدول۲-۲: مقایسه بهره و انرژی میانگین نوترون‌ها در هر ۴ طراحی شبیه سازی شده ۴۷
جدول۲-۳: بهره نوترون گسیلی رو به جلو از هدف فوتونوترون در هر ۴ طراحی شبیه سازی شده در حضور بازتابنده سربی ۴۹

فصل سوم : طراحی و بهینه سازی مجموعه شکل دهنده طیف

جدول۳-۱: مقادیر مجاز برای پارامترهای ارزیابی طیف در هوا ۵۵
جدول۳-۲: بررسی پارامترهای موجود در هوا برای دو ترکیب MgF_2, TiF_3 در ابعاد مختلف ۶۵
جدول۳-۳: بررسی پارامترهای موجود در هوا برای دو ترکیب انتخابی در ابعاد مختلف ۶۹
جدول۳-۴: پارامترهای موجود در هوا برای سیستم طراحی شده با شتاب دهنده الکترون MeV ۱۸درایتالیا ۷۱
جدول۳-۵: پارامترهای موجود در هوا برای سیستم طراحی شده با شتاب دهنده الکترون MeV ۲۵درایتالیا ۷۱
جدول۳-۶: مقایسه پارامترهای موجود در هوا ۷۴

فصل چهارم : ارزیابی مؤلفه‌های درمانی

جدول۴-۱: چگالی و درصد وزنی مواد بکاررفته در ساخت فانتوم‌های گوناگون ۷۷
جدول۴-۲: چگالی و درصد وزنی عناصر در فانتوم شبیه سازی شده ۷۸

جدول۴-۳: ضرائب مربوط به اثر بیولوژیکی تابش‌ها..... ۸۲
جدول۴-۴: روش های تعیین غلظت بور در بدن..... ۸۳
جدول۴-۵: پارامترهای درون فانتوم برای باریکه نوترون خروجی از پیکربندی الف ۸۸
جدول۴-۶: پارامترهای درون فانتوم برای باریکه نوترون خروجی از پیکربندی ب..... ۹۰

مقدمه

مقدمه

گیر اندازی نوترون توسط ایزوتوپ پایدار ^{10}B (BNCT[1]) یک روش درمانی است که برای درمان بیماران مبتلا به تومورهای بدخیم مغزی گسترش یافته است [۱]. این روش تحول شگرفی در دنیای درمان تومورهای عمیق مغزی بشمار می‌آید، چرا که این نوع از تومورها نظیر گلیوبلاستوما مولتی فرم، دربرابر سایر روش‌های درمانی نظیر پرتو درمانی، جراحی و شیمی درمانی مقاومند. در سال ۲۰۰۳ این روش درمانی برای درمان تومورهای سر و گردن نیز توسعه یافت. درمان در این روش بر اساس دو عامل مهم و اساسی شکل می‌گیرد که عبارتند از:

- جایگزینی میزان کافی ایزوتوپ پایدار ^{10}B درون بافت ناسالم.
- بکارگیری طیف نوترون کم انرژی با شدت مناسب.

درمان با استفاده از این روش درمانی در حدود چند دهه قبل آغاز شد و تاکنون تحقیقات در جهت پیشبرد آن ادامه یافته است. اولین آزمایشات درمانی با استفاده از این روش درمانی مربوط به دو دهه ۱۹۵۰ و ۱۹۶۰ می‌باشد که در آزمایشگاه ملی بروکهاون و آزمایشگاه MIT[2] انجام گرفت. اقدامات انجام گرفته در آن زمان با توجه به فقدان داروی مناسب حامل بور و طیف درمانی نامناسب موفقیت آمیز نبوده است، در نتیجه از آن زمان تاکنون تحقیقات گسترده‌ای در راستای ساخت داروی مناسب حامل بور و فرآهم آوری طیف نوترونی مناسب در حال انجام است.

طیف نوترون بکار رفته در درمان‌های موفق انجام گرفته تاکنون بیشتر توسط راکتورهای هسته‌ای تولید شده است، با این وجود طی سالیان اخیر، تحقیقات گسترده‌ای جهت جایگزینی راکتورها و انجام درمان به واسطه تولید باریکه نوترون در محیط بیمارستان‌ها در حال انجام است. با توجه به ویژگی‌های مناسب شتاب دهنده‌های الکترون، این چشمه‌ها یکی از چشمه‌های پیشنهادی مناسب برای استفاده در این روش درمانی بشمار می‌آیند. در این پروژه امکان سنجی تولید باریکه نوترون مناسب با استفاده از شتاب دهنده الکترون ۲۵ MeV و شکل دهی آن برای استفاده در درمان انجام گرفته است.

فصل اول: در این فصل مروری کلی بر انواع درمان‌های موجود برای سرطان‌های مختلف از جمله تومورهای عمیق مغزی شده است. در نهایت ساز و کار انجام درمان در روش BNCT و تاریخچه این روش درمانی به تفسیر توضیح داده شد است.

[1] Boron Neutron Capture Therapy
[2] Massachusetts Institute of Technology