





دانشکده فیزیک
گروه هسته‌ای

عنوان:

امکان سنجی استفاده از شتاب‌دهنده الکترون ILU با انرژی ۱۰ MeV برای
استفاده در BNCT

سمانه سیفی

اساتید راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران
دکتر فائزه رحمانی

استاد مشاور:

مهندس فرشاد قاسمی

پایان نامه ارشد جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

شهریور ۱۳۹۲

تقدیم به ساحت کبریایی یگانه در دانه آفرینش

و تقدیم به

وجود برکت آفرین پدرم و روح ملکوتی مادرم که دو گوهر نایاب زندگی ام هستند

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

حمد و پاس خدای را برداش و در کی که بخشید و بصیرتی که زلال نمود و خطایی که بخشید و طلبی که آسان نمود و ادبی که بنیان نهاد

پاس خدای را که مرا با نعمت وجود، آغاز فرمود و پرورشم داد و به وسیله‌ی شناختش شرافتم بخشید و بزرگ داشتن را به من الهام کرد و به واسطه‌ی عبادتش خشودم ساخت و از راه ندامت به طریق سلامت هدایت فرمود و به روز قیامت دگر مومم کرد و آگاهم نمود که در دنیا پیروزی در کرامت و

بزرگواری است نه در استیلا و قدرت طلبی

پاس مولا و سرپرستی را که لحظه‌ای نظر لطف و کرامتش را از شیعیانش باز نمی‌دارد

پاس و درود بر آنکه شهد شیرین شهادت را به جان نوشیدند و خود معنای ایثار و از خودگذشتگی شدند. آن‌ها که به حقیقت برای همیشه‌ی تاریخ زنده‌اند و در محضر پروردگار روزی می‌خورند

پاس از اساتید بزرگواری که فروغ دانش‌شان مسیر این پژوهش را برایم روشن ساخت

پاسی گرم و صمیمانه از خواهر عزیزم که وجودش برایم همیشه دگر می‌و آرامش است

پاس از همه‌ی دوستان و عزیزانی که لطف و محبت‌شان شامل حالم بوده و هست

به حقیقت پاس تنها از آن معبودیگانه‌ای است که در حینش سخات بهترین‌ها را ارزانی ام کرد

و تمامی توفیقات از اوست

تعهد نامه

اینجانب سمانه سیفی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه امکان سنجی استفاده از شتاب‌دهنده الکترون ILU با انرژی ۱۰ MeV برای استفاده در BNCT تحت راهنمایی دکتر حسین توکلی عنبران و دکتر فائزه رحمانی متعهد می‌شوم:

- 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 می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University Of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های آن‌ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

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

چکیده

BNCT نوعی روش پرتودرمانی هدف‌دار است که در بین سایر پرتودرمانی‌های معمول به واسطه خاصیت گزینشی، کمترین آسیب را به بافت سالم می‌زند و در برخی موارد تنها روش درمانی مؤثر محسوب می‌شود. این روش امروزه مورد توجه پژوهشگران واقع شده است و درمان‌های بالینی متعددی نیز با استفاده از این روش بر روی بیماران صورت گرفته است. در تمام دنیا طراحی فرایند BNCT با استفاده از چشمه‌های گوناگون صورت گرفته است. در میان چشمه‌های مختلف نوترون برای کاربرد در BNCT، محدودیت‌های استفاده از راکتور و مزیت‌های متعدد استفاده از شتاب‌دهنده‌ها موجب شده مطالعات دانشمندان به سمت استفاده از شتاب‌دهنده‌ها به عنوان چشمه جایگزین مناسب، معطوف شود. در این میان شتاب‌دهنده‌های الکترونی علی‌رغم توسعه روز افزون کاربرد و ساده‌تر شدن تکنولوژی ساخت‌شان، به واسطه کم بازده بودن فرایند تولید نوترون کمتر مورد توجه قرار گرفته‌اند. در این پژوهش استفاده از شتاب‌دهنده الکترونی با جریان پیوسته که تا کنون کاربرد صنعتی داشته است برای اولین بار به عنوان چشمه تولید نوترون در BNCT پیشنهاد شده است و طراحی و شبیه‌سازی اجزای فرایند BNCT بر مبنای آن صورت گرفته است که عبارتند از هدف نوترونی شامل، هدف فوتونی و هدف فوتونوترونی و شکل دهنده طیف. در نهایت کیفیت باریکه طراحی شده از دو جنبه پارمترهای در هوا و در فانتوم مورد ارزیابی دقیق و انطباق با استانداردهای IAEA قرار گرفته است. همچنین ویژگی‌های درمانی باریکه نوترونی با دزیمتری روی فانتوم تعیین شدند. با توجه به رویکرد کاربردی بودن این پژوهش، سیستم طراحی شده از نظر میزان حرارت انباشت شده مورد مطالعه دقیق قرار گرفته و برای هدف نوترونی سیستم خنک‌کننده طراحی و پیشنهاد شده است.

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

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

✓ سمانه سیفی، فائزه رحمانی، فرشاد قاسمی، حسین توکلی انبران "طراحی هدف فوتونوترونی بهینه برای شتابدهنده خطی ۱۰ MeV به منظور کاربرد در رادیوتراپی و رادیوگرافی" کنفرانس سالانه فیزیک، شهرپور ماه ۱۳۹۲ (پذیرفته شده به صورت پوستر)

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

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
------	-------

فصل اول: مروری بر BNCT و تاریخچه آن

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

فصل دوم: الزامات BNCT

۱۵	۱-۲) مقدمه
۱۵	۲-۲) چشمه نوترون
۱۶	۱-۲-۲) راکتورهای هسته‌ای
۱۷	۲-۲-۲) چشمه رادیوایزوتوپی
۱۸	۳-۲-۲) مولدهای نوترون
۱۹	۴-۲-۲) شتاب‌دهنده‌ها
۲۰	۳-۲) شکل‌دهنده‌ی طیف
۲۰	۱-۳-۲) مراحل شکل‌دهی به طیف
۲۱	۱-۱-۳-۲) کندکننده

۲۳	۲-۳-۱-۲) فیلتر نوترون حرارتی
۲۳	۳-۱-۳-۲) بازتابنده
۲۴	۴-۱-۳-۲) همسوساز
۲۴	۵-۱-۳-۲) فیلتر گاما
۲۴	۲-۳-۲) نمونه‌هایی از شکل‌دهنده‌های طراحی شده در جهان
۲۵	۱-۲-۳-۲) BSA برای شتاب‌دهنده
۳۰	۲-۲-۳-۲) BSA برای راکتور
۳۱	۴-۲) ارزیابی پارامترهای باریکه نوترون درمانی
۳۱	۱-۴-۲) ضرایب شایستگی در هوا
۳۱	۱-۱-۴-۲) شار نوترون فوق حرارتی
۳۲	۲-۱-۴-۲) آلودگی نوترون سریع
۳۲	۳-۱-۴-۲) آلودگی نوترون حرارتی
۳۲	۴-۱-۴-۲) آلودگی گاما
۳۲	۵-۱-۴-۲) میزان روبه جلو بودن باریکه نوترون‌های درمانی
۳۳	۲-۴-۲) فانتوم
۳۳	۳-۴-۲) محاسبه دز
۳۵	۴-۴-۲) ضرایب شایستگی در فانتوم
۳۶	۱-۴-۴-۲) عمق مفید
۳۶	۲-۴-۴-۲) عمق درمان
۳۶	۳-۴-۴-۲) بهره درمان
۳۶	۴-۴-۴-۲) آهنگ دز عمق مفید
۳۷	۵-۴-۴-۲) زمان درمان
۳۷	۵-۲) نتیجه

فصل سوم: مروری مختصر بر شتاب‌دهنده‌های

۳۸	۱-۳) مقدمه
۳۸	۲-۳) بخش‌های اصلی تشکیل دهنده شتاب‌دهنده
۳۹	۳-۳) انواع شتاب‌دهنده‌ها
۴۰	۱-۳-۳) شتاب‌دهنده‌های یون
۴۰	۱-۱-۳-۳) برهم‌کنش‌های غالب در شتاب‌دهنده‌های یون
۴۲	۲-۱-۳-۳) انواع شتاب‌دهنده‌های یون
۴۲	۱-۲-۱-۳-۳) شتاب‌دهنده کوک‌کرافت والتون
۴۳	۲-۲-۱-۳-۳) شتاب‌دهنده مولدوان‌دوگراف
۴۳	۳-۲-۱-۳-۳) شتاب‌دهنده ESQ
۴۴	۴-۲-۱-۳-۳) شتاب‌دهنده TESQ
۴۵	۵-۲-۱-۳-۳) شتاب‌دهنده RFQ

۴۵ شتاب‌دهنده دینامی‌ترون (۶-۲-۱-۳-۳)
۴۶ FFAG شتاب‌دهنده (۷-۲-۱-۳-۳)
۴۶ شتاب‌دهنده سیکلوترون (۸-۲-۱-۳-۳)
۴۸ شتاب‌دهنده سینکروترون (۹-۲-۱-۳-۳)
۴۹ شتاب‌دهنده الکترون (۲-۳-۳)
۵۰ انواع شتاب‌دهنده‌های الکترون (۱-۲-۳-۳)
۵۰ برخورد دهنده (۱-۱-۲-۳-۳)
۵۰ شتاب‌دهنده خطی الکترون پزشکی (۲-۱-۲-۳-۳)
۵۱ شتاب‌دهنده‌های صنعتی خطی (۳-۱-۲-۳-۳)
۵۱ شتاب‌دهنده رودترون (۴-۱-۲-۳-۳)
۵۲ ELV شتاب‌دهنده (۵-۱-۲-۳-۳)
۵۳ شتاب‌دهنده میکروترون (۶-۱-۲-۳-۳)
۵۴ ILU شتاب‌دهنده (۷-۱-۲-۳-۳)
۵۵ فرایند تولید نوترون با استفاده از شتاب‌دهنده الکترونی (۲-۲-۳-۳)
۵۵ فرایند تولید فوتون (۱-۲-۲-۳-۳)
۵۷ فرایند تولید فوتونوترون (۲-۲-۲-۳-۳)
۵۹ نتیجه (۴-۳)

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

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

فصل پنجم: دزیمتری

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

۱۱۴.....	بحث و نتیجه گیری
----------	------------------------

۱۱۹.....	پیشنهادات
----------	-----------------

۱۲۰.....	مراجع
----------	-------------

فهرست اشکال

صفحه

عنوان

فصل اول: مروری بر BNCT و تاریخچه آن

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

فصل دوم: الزامات BNCT

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

فصل سوم: مروری بر شتاب‌دهنده

- شکل ۳-۱. شتاب‌دهنده کوک کرافت - والتون در آزمایشگاه فرمی با ولتاژ 700 kV ۴۲
- شکل ۳-۲. تصویری طرح‌وار از اساس کار وان دوگراف ۴۳
- شکل ۳-۳. تصویر طرح‌وار از اساس کار سیکلوترون ۴۷
- شکل ۳-۴. تصویری طرح‌وار از مسیر حرکت ذرات در یک سینکروترون ۴۸
- شکل ۳-۵. تصویری از مدارهای الکترون در رودترون ۵۲
- شکل ۳-۶. تصاویری از شتاب‌دهنده رودترون TT300 ۵۲
- شکل ۳-۷. تصویری از مسیر حرکت ذرات در میکروترون دایره‌ای ۵۳
- شکل ۳-۸. تصویری از شتاب‌دهنده ILU-14 ۵۵
- شکل ۳-۹. زنجیره توالی تولید الکترون- فوتون ۵۶
- شکل ۳-۱۰. تابش ترمزی الکترون (با انرژی E_0 و ممنتوم P_0 و انرژی جنبشی T_0) در یک میدان اتمی ۵۶

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

- شکل ۴-۱. تعداد فوتون تولید شده به ازای هر الکترون فرودی در تنگستن با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۶۳
- شکل ۴-۲. تعداد فوتون تولیدی به ازای هر الکترون فرودی در تانتالیم با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۶۳
- شکل ۴-۳. تعداد فوتون تولیدی به ازای هر الکترون فرودی در پلاتین با شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۶۴
- شکل ۴-۴. مقایسه بین فوتون تولیدی از پلاتین، تنگستن و تانتالیم در ضخامت‌های مختلف و شعاع بهینه ۶۵
- شکل ۴-۵. هدف بهینه فوتونی دیسکی طراحی شده برای باریکه متمرکز ۶۶
- شکل ۴-۶. الکترون ثانویه تولید شده به ازای ۱ الکترون فرودی بر حسب انرژی ۶۷
- شکل ۴-۷. الکترون ثانویه تولید شده به ازای ۱ الکترون فرودی بر حسب $\cos(\theta)$ ۶۷
- شکل ۴-۸. پروفایل حرارتی هدف نوترونی در مقابل باریکه متمرکز ۶۸
- شکل ۴-۹. الف. هندسه بهینه نهایی برای هدف فوتونی نواری طراحی شده برای شتاب‌دهنده ILU-14 با باریکه اسکن کننده ۷۱
- شکل ۴-۹. ب. تصویری از هورن شتاب‌دهنده ILU-14 که وظیفه اسکن کردن باریکه را بر عهده دارد ۷۳
- شکل ۴-۱۰. طیف انرژی فوتون‌های حاصل در برخورد با هدف فوتونی دیسکی و نواری ۷۳
- شکل ۴-۱۱. الف. پروفایل حرارتی هدف فوتونی در مقابل باریکه اسکن در مدت ۲ ثانیه پس از زمان شروع برخورد باریکه ۷۴
- شکل ۴-۱۱. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۱. الف ۷۴
- شکل ۴-۱۲. الف. پروفایل حرارتی هدف فوتونی در مقابل باریکه اسکن در مدت ۷ ثانیه پس از زمان شروع برخورد باریکه ۷۵
- شکل ۴-۱۲. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۲. الف ۷۵
- شکل ۴-۱۳. دمای بیشینه هدف بر حسب زمان ۷۶
- شکل ۴-۱۴. دمای کمینه هدف بر حسب زمان ۷۶
- شکل ۴-۱۵. طرح ارائه شده جهت خنک‌کنندگی هدف فوتونی (در حالتی که هدف وسط قرار گرفته است) ۷۷
- شکل ۴-۱۶. الف. نتایج برای حالتی که هدف در جلو قرار گیرد ۷۸
- شکل ۴-۱۶. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۶. الف ۷۸
- شکل ۴-۱۷. الف. پروفایل حرارتی هدف (زمانی که در وسط قرار گیرد) ۷۹
- شکل ۴-۱۷. ب. بزرگ‌نمایی اعداد نمایش داده شده در شکل ۴-۱۷. الف ۸۰

- شکل ۴-۱۸. الف. نقشه مونتاژ هدف فوتونی به همراه سیستم خنک کننده ۸۱
- شکل ۴-۱۸. ب. بزرگمایی نقشه مونتاژ هدف فوتونی به همراه سیستم خنک کننده ۸۲
- شکل ۴-۱۹. فوتونوترون تولیدی از Be, BeD₂ در ضخامت‌های مختلف ۸۵
- شکل ۴-۲۰. مقایسه طیف نوترون حاصل از سه کاندیدای برتر هدف فوتونوترونی (D₂O, Be, BeD₂) ۸۶
- شکل ۴-۲۱. فوتونوترون تولیدی از Te, Ta, Sn, W, Pb, Bi, Au, Ag در ضخامت‌های مختلف ۸۶
- شکل ۴-۲۲. مقایسه طیف نوترون حاصل از Te, Ta, Sn, W, Pb, Bi, Au, Ag ۸۷
- شکل ۴-۲۳. توزیع کسینوسی نوترون حاصل از D₂O, W, Ta, Pb, Bi در ابعاد بهینه ۸۷
- شکل ۴-۲۴. فوتونوترون تولیدی از آب سنگین در شعاع‌ها و ضخامت‌های مختلف ۸۸
- شکل ۴-۲۵. فوتونوترون تولیدی در آب سنگین با ضخامت‌های مختلف با شعاع ۲۶ cm ۸۹
- شکل ۴-۲۶. ضخامت‌های مختلف سطح ورودی نگه‌دارنده سربی برای رسیدن به بیشینه فوتونوترون ۸۹
- شکل ۴-۲۷. هندسه انتخاب شده هدف نوترونی شامل هدف فوتونی (تنگستن) و هدف فوتونوترونی (سرب و D₂O) ۹۰
- شکل ۴-۲۸. الف. نمای عرضی از هدف نوترونی طراحی شده برای شتاب‌دهنده ILU-14 بدون در نظر گرفتن حفاظ گاما ۹۰
- شکل ۴-۲۸. ب. نمای مقابل از هدف نوترونی طراحی شده برای شتاب‌دهنده ILU-14 بدون در نظر گرفتن حفاظ گاما ۹۱
- شکل ۴-۲۹. طیف نوترون‌های خروجی از دیواره، سطح ورودی و نیز سطح خروجی محفظه سربی نگه‌دارنده آب سنگین ۹۲
- شکل ۴-۳۰. طیف فوتون‌های خروجی از دیواره و سطوح ورودی و خروجی محفظه سربی ۹۲
- شکل ۴-۳۱. طیف فوتون‌های سطح ورودی محفظه سربی با در نظر گرفتن حفاظ گاما در مقایسه با حالت بدون حفاظ ۹۳
- شکل ۴-۳۲. طیف نوترون‌های خروجی از دیواره و سطوح ورودی و خروجی محفظه سربی ۹۳
- شکل ۴-۳۳. سطح مقطع پراکندگی کسان نوترون با آهن ۹۵
- شکل ۴-۳۴. سطح مقطع پراکندگی غیر کسان نوترون با آهن ۹۵
- شکل ۴-۳۵. سطح مقطع واکنش‌های مختلف فلوئنتال ۹۷
- شکل ۴-۳۶. همپوشانی قله‌های نمودار سطح مقطع کسان اجزاء تشکیل دهنده فلوئنتال ۹۸
- شکل ۴-۳۷. سطح مقطع واکنش‌های مختلف در MgF₂ ۹۹
- شکل ۴-۳۸. سطح مقطع برهم‌کنش کسان و غیرکسان تفلون ۱۰۰
- شکل ۴-۳۹. تصویری طرح‌وار از طراحی انجام شده، ۱: بازتابنده و حفاظ گاما، ۲: باریکه نواری خلاء برای ورود پرتو الکترونی، ۳: هدف فوتونی، ۴: هدف فوتونوترونی، ۵: حفاظ نوترون حرارتی، ۶، ۷ و ۸: کندکننده، ۹: همسوساز، ۱۰: هوا ۱۰۴
- شکل ۴-۴۰. مقایسه طیف انرژی باریکه فوتونی حاصل از لایه‌های مختلف شکل‌دهنده طیف ۱۰۵
- شکل ۴-۴۱. مقایسه طیف انرژی باریکه فوتونی حاصل از لایه‌های مختلف شکل‌دهنده طیف ۱۰۵

فصل پنجم: دزیمتری

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

فهرست جداول

صفحه	عنوان
	فصل اول: مروری بر BNCT و تاریخچه آن
۴.....	جدول ۱-۱. انواع جاذب‌های نوترون.....
	فصل دوم: الزامات BNCT
۱۶.....	جدول ۱-۲. مؤلفه‌های باریکه نوترونی برای درمان BNCT.....
۳۵.....	جدول ۲-۲. ضرایب مربوط به اثر بیولوژیکی پرتوها.....
	فصل سوم: مروری بر شتاب‌دهنده
۴۰.....	جدول ۱-۳. واکنش‌هایی که عموماً در شتاب‌دهنده‌ها استفاده می‌شوند.....
۴۱.....	جدول ۲-۳. برخی واکنش‌های مورد استفاده در شتاب‌دهنده‌های مناسب برای BNCT.....
۵۴.....	جدول ۳-۳. مشخصات انواع مدل‌های شتاب‌دهنده ILU.....
۵۴.....	جدول ۴-۳. مشخصات شتاب‌دهنده ILU-14.....
	فصل چهارم: طراحی چشمه و شکل‌دهنده به طیف مبتنی بر شتاب‌دهنده
۶۳.....	جدول ۱-۴. ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی فلزات پیشنهاد شده به عنوان هدف.....
۸۳.....	جدول ۲-۴. بررسی انرژی آستانه و سطح مقطع عناصر کاندیدای هدف فوتونوترونی.....
۸۴.....	جدول ۳-۴. فوتونوترون تولیدی از عناصر جدول ۲-۴ در ابعاد بهینه.....
۹۶.....	جدول ۴-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده فلوننتال.....
۹۸.....	جدول ۵-۴. درصد وزنی اجزای آلومینیم و تری فلئورید آلومینیم.....
۹۹.....	جدول ۶-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده دی فلئورید منیزیم.....
۱۰۰.....	جدول ۷-۴. درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده تفلون.....
۱۰۲.....	جدول ۸-۴. پیکربندی‌های مختلف شکل‌دهنده طیف.....
۱۰۳.....	جدول ۹-۴. نتایج شبیه‌سازی برای چیدمان‌های مختلف شکل‌دهنده طیف.....

فصل پنجم: دزیمتری

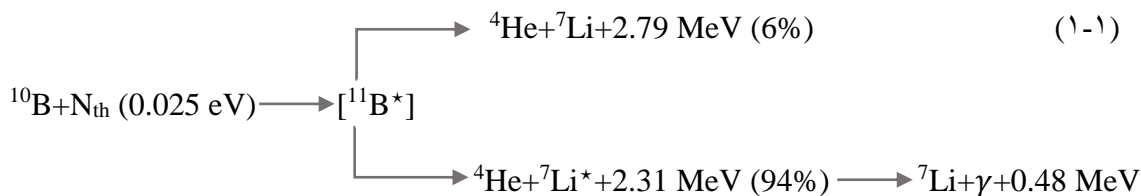
- جدول ۵-۱. چگالی و درصد وزنی عناصر به کار رفته در فانتوم SNYDER ۱۰۹
- جدول ۵-۲. ضرایب در فانتوم مربوط به باریکه‌های تولید شده در سیستم‌های BNCT مختلف ۱۱۲
- جدول ۵-۳. پارامترهای در فانتوم برای باریکه نوترون طراحی شده با نسبت‌های مختلف بور ۱۱۲

فصل اول

مروری بر **BNCT** و تاریخچه آن

۱-۱) مقدمه

${}^1\text{BNCT}$ نوعی روش پرتو درمانی است. این روش برای درمان برخی انواع سرطان‌های بدخیم، مخصوصاً در ناحیه سر و گردن مانند ${}^2\text{GBM}$ که روش‌های مرسوم نظیر جراحی و یا سایر پرتو درمانی‌ها قادر به درمان یا کنترل بیماری نیستند، تنها روش درمانی موثر است و نتایج خوبی نیز به دست آورده است. مبنای این روش درمانی، واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط بور ($\sigma=3837\text{b}$) است. به منظور شروع درمان ابتدا داروی حامل بور به بافت سرطانی بیمار تزریق می‌شود، به این ترتیب سلول‌های سرطانی نشان‌دار می‌شوند فرایند مذکور طی رابطه ۱-۱ صورت می‌گیرد.



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

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

۱. وجود تعداد کافی هسته ایزوتوپ بور در سلول سرطانی و کمترین تعداد آن در بافت سالم.
۲. وجود تعداد نوترون حرارتی کافی، تا در برخورد با هسته‌های بور فرایند درمان کامل شود [۱].

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

¹ Boron Neutron Capture Therapy

² Glioblastoma Multiforme

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

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

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

¹ Boronphenylalanine

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

³ Locher

⁴ Graphite Research Reactor (BGRR)

⁵ Brookhaven National Laboratory's (BNLS)

⁶ Brookhaven Medical Research Reactor (BMRR)

⁷ Massachusetts Institute of Technology (MIT)

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

۱-۲) جاذب‌های دیگر نوترون

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

¹ Hiroshi Hatanaka

² BSH ($\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$)

³ Hitachi training reactor

⁴ petten