

رسالة محمد



تاییدیه اعضای هیات داوران حاضر در جلسه دفاع از
پایان نامه کارشناسی ارشد

خانم پریسا طاهری رشته فیزیک پزشکی پایان نامه کارشناسی ارشد خود را با عنوان « تعیین توزیع انرژی و توزیع فضایی الکترون های تولید شده در برخورد فوتون های کبالت-۶۰ در آب و مقایسه آن با بیناب ذرات بتا تابشی از لوتیشیوم-۱۷۷، ایتریوم-۹۰، ایندیم-۱۱۱ و ید-۱۳۱ » در تاریخ ۱۳۹۲/۶/۲۵ ارائه کردند.

بدینوسیله اعضای هیات داوران نسخه نهایی این پایان نامه را از نظر فرم و محتوا تایید کرده و پذیرش آنرا برای تکمیل درجه کارشناسی ارشد پیشنهاد می کنند.

نام و نام خانوادگی و امضاء اعضای هیأت داوران:

دکتر حسین رجبی (استاد راهنما)

دکتر سمیرا رسانه (استاد مشاور)

دکتر محمود رضا آی (استاد ناظر)

دکتر بیژن هاشمی ملایری (استاد ناظر و نماینده تحصیلات تکمیلی)

آیین‌نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهشهای علمی

دانشگاه تربیت مدرس

مقدمه: با عنایت به سیاست‌های پژوهشی و فناوری دانشگاه در راستای تحقق عدالت و کرامت انسانها که لازمه شکوفایی علمی و فنی است و رعایت حقوق مادی و معنوی دانشگاه و پژوهشگران، لازم است اعضای هیأت علمی، دانشجویان، دانش‌آموختگان و دیگر همکاران طرح، در مورد نتایج پژوهشهای علمی که تحت عناوین پایان‌نامه، رساله و طرحهای تحقیقاتی با هماهنگی دانشگاه انجام شده است، موارد زیر را رعایت نمایند:

ماده ۱- حق نشر و تکثیر پایان‌نامه/ رساله و درآمدهای حاصل از آنها متعلق به دانشگاه می باشد ولی حقوق معنوی پدید آورندگان محفوظ خواهد بود.

ماده ۲- انتشار مقاله یا مقالات مستخرج از پایان‌نامه/ رساله به صورت چاپ در نشریات علمی و یا ارائه در مجامع علمی باید به نام دانشگاه بوده و با تایید استاد راهنمای اصلی، یکی از اساتید راهنما، مشاور و یا دانشجوی مسئول مکاتبات مقاله باشد. ولی مسئولیت علمی مقاله مستخرج از پایان‌نامه و رساله به عهده اساتید راهنما و دانشجو می باشد.
تبصره: در مقالاتی که پس از دانش‌آموختگی بصورت ترکیبی از اطلاعات جدید و نتایج حاصل از پایان‌نامه/ رساله نیز منتشر می‌شود نیز باید نام دانشگاه درج شود.

ماده ۳- انتشار کتاب و یا نرم افزار و یا آثار ویژه (اثری هنری مانند فیلم، عکس، نقاشی و نمایشنامه) حاصل از نتایج پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی کلیه واحدهای دانشگاه اعم از دانشکده ها، مراکز تحقیقاتی، پژوهشکده ها، پارک علم و فناوری و دیگر واحدها باید با مجوز کتبی صادره از معاونت پژوهشی دانشگاه و براساس آئین‌نامه‌های مصوب انجام شود.

ماده ۴- ثبت اختراع و تدوین دانش فنی و یا ارائه یافته ها در جشنواره‌های ملی، منطقه‌ای و بین‌المللی که حاصل نتایج مستخرج از پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی دانشگاه باید با هماهنگی استاد راهنما یا مجری طرح از طریق معاونت پژوهشی دانشگاه انجام گیرد.

ماده ۵- این آیین‌نامه در ۵ ماده و یک تبصره در تاریخ ۸۷/۴/۱۱ در شورای پژوهشی و در تاریخ ۸۷/۴/۲۳ در هیأت رئیسه دانشگاه به تایید رسید و در جلسه مورخ ۸۷/۷/۱۵ شورای دانشگاه به تصویب رسیده و از تاریخ تصویب در شورای دانشگاه لازم‌الاجرا است.

«اینجانب پریسا طاهری دانشجوی رشته **فیزیک پزشکی** ورودی سال تحصیلی **۹۰-۹۱** مقطع **کارشناسی ارشد** دانشکده **علوم پزشکی** متعهد می شوم کلیه نکات مندرج در آیین‌نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهش‌های علمی دانشگاه تربیت مدرس را در انتشار یافته‌های علمی مستخرج از پایان‌نامه / رساله تحصیلی خود رعایت نمایم. در صورت تخلف از مفاد آیین‌نامه فوق‌الاشعار به دانشگاه وکالت و نمایندگی می‌دهم که از طرف اینجانب نسبت به لغو امتیاز اختراع بنام بنده و یا هرگونه امتیاز دیگر و تغییر آن به نام دانشگاه اقدام نماید. ضمناً نسبت به جبران فوری ضرر و زیان حاصله براساس برآورد دانشگاه اقدام خواهم نمود و بدینوسیله حق هرگونه اعتراض را از خود سلب نمودم.»

امضا
تاریخ

پریسا طاهری
۱۳۹۲، ۶، ۲۵

آئین نامه پایان نامه (رساله) های دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس

نظر به اینکه چاپ و انتشار پایان نامه (رساله) های تحصیلی دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس، مبین بخشی از فعالیت های علمی پژوهشی دانشگاه است. بنابراین به منظور آگاهی و رعایت حقوق دانشگاه، دانش آموختگان این دانشگاه نسبت به رعایت موارد ذیل متعهد می شوند:

ماده ۱: در صورت اقدام به چاپ پایان نامه (رساله) ی خود، مراتب را قبلاً به طور کتبی به دفتر "دفتر نشر آثار علمی" دانشگاه اطلاع دهد.

ماده ۲: در صفحه سوم کتاب (پس از برگ شناسنامه)، عبارت ذیل را چاپ کند:

" کتاب حاضر، حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد نگارنده در رشته فیزیک پزشکی است که در سال ۱۳۹۲ در دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس به راهنمایی جناب آقای دکتر حسین رجبی، مشاوره سرکار خانم دکتر سمیرا رسانه از آن دفاع شده است.

ماده ۳: به منظور جبران بخشی از هزینه های انتشارات دانشگاه، تعداد یک درصد شمارگان کتاب (در هر نوبت چاپ) را به "دفتر نشر آثار علمی" دانشگاه اهداء کند. دانشگاه می تواند مازاد نیاز خود را به نفع مرکز نشر در معرض فروش قرار دهد.

ماده ۴: در صورت عدم رعایت ماده ۳، ۵۰٪ بهای شمارگان چاپ شده را به عنوان خسارت به دانشگاه تربیت مدرس، تادیه کند.

ماده ۵: دانشجو تعهد و قبول می کند در صورت خودداری از پرداخت های بهای خسارت، دانشگاه مذکور را از طریق مراجع قضایی مطالبه و وصول کند، به علاوه به دانشگاه حق می دهد به منظور استیفای حقوق خود، از طریق دادگاه، معادل وجه مذکور در ماده ۴ را از محل توقیف کتابهای عرضه شده نگارنده برای فروش، تامین نماید.

ماده ۶: اینجانب پریسا طاهری دانشجوی رشته فیزیک پزشکی مقطع کارشناسی ارشد تعهد فوق و ضمانت اجرایی آن را قبول کرده، به آن ملتزم می شوم.

نام و نام خانوادگی
تاریخ و امضا

پریسا طاهری
- ۵
۱۳۹۲/۶/۲۵





دانشگاه تربیت مدرس
دانشکده علوم پزشکی

پایان نامه

دوره کارشناسی ارشد در رشته فیزیک پزشکی

عنوان

تعیین توزیع انرژی و توزیع فضائی الکترون های تولید شده در برخورد فوتون های

کیالت-۶۰ در آب و مقایسه آن با بیناب ذرات بتا تابشی از لوتیشیوم-۱۷۷،

ایتریم-۹۰، ایندیم-۱۱۱ و ید-۱۳۱

نگارش

پریسا طاهری

استاد راهنما

دکتر حسین رجبی

استاد مشاور

دکتر سمیرا رسانه

۱۳۹۲

تقدیم بہ:

پدر و مادر عزیز

کہ در سختی ها و دشواری های زندگی همواره باوری و بسوز و فراکار و بستیبانی
محکم و مطمئن برانج بوده اند

تشکر و قدردانی

یارب دل ما را تو به رحمت جان ده درد همه را به صابری درمان ده
این بنده چه داند که چه می باید جست داننده تویی هر آنچه دانی آن ده

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

به مصداق «من لم یشکر المخلوق لم یشکر الخالق» شایسته است از استاد ارجمند جناب آقای دکتر حسین رجبی که بزرگوارانۀ در تمامی مراحل تحصیل و انجام تحقیق، مرا از راهنمایی ها و حمایت های خود بهره مند ساختند، تقدیر و تشکر نمایم.

همچنین از استاد گرامی سرکار خانم دکتر سمیرا رسانه که از راهنمایی های ارزشمند ایشان بهره بردم،

اساتید محترم سرکار خانم دکتر مختاری، جناب آقای دکتر فیروزآبادی و جناب آقای دکتر هاشمی که در طی دوره تحصیل از راهنمایی های علمی این عزیزان بهره مند گردیده ام، سپاسگزاری نمایم.

چکیده

پیشرف های اخیر در رادیوایمونوتراپی کاربردهای درمانی مواد رادیوایزوتوپ را به شدت افزایش داده است. اما به دلیل عدم امکان طراحی درمان دقیق، کاربرد های بالینی آنها آنچنان که مورد انتظار است گسترش نیافته است. یکی از دلایل مهم در این ارتباط نیاز به اطلاعات در مورد آثار رادیو بیولوژیک مواد رادیو ایزوتوپ می باشد. متأسفانه عمده اطلاعات رادیو بیولوژیکی در زمینه استفاده پرتو، از چشمه های خارج از بدن است. در چند سال گذشته تلاش هایی در جهت تعمیم داده های رادیو بیولوژیکی پرتوی خارجی برای پرتو دهی داخلی شده است. این در حالی است که بین دو روش درمانی تفاوت قابل توجهی وجود دارد و یک دز ماکروسکوپیکی مشخص از پرتو های خارجی با همان میزان دز از پرتوی ناشی از اکتیویته داخلی، اثر بیولوژیکی یکسانی ندارند. در این تحقیق پایه های فیزیکی دو روش درمانی از نظر توزیع دز میکروسکوپیکی مورد مقایسه قرار گرفته است.

با فرض توزیع یکنواخت اکتیویته در آب، توزیع دز و توزیع فضائی الکترون های ساطع شده توسط چهار رادیو ایزوتوپ ^{131}I ، ^{177}Lu ، ^{111}In و ^{90}Y به دست آمده است، و با توزیع دز و توزیع فضائی الکترون های ایجاد شده در برخورد فوتون های ^{60}Co در آب، مقایسه شده است. هدف از این مقایسه، پاسخ دادن به این سؤال است که در صورتی که دز ماکروسکوپیکی واگذار شده توسط کبالت و چهار رادیو ایزوتوپ دیگر در آب یکسان باشد، توزیع دز میکروسکوپیکی آنها تا چه میزان متفاوت است. مقایسه از طریق شبیه سازی مونت کارلو و به کمک کد اختصاصی GATE انجام گرفته است. حجم هدف شبیه سازی شده، تقریباً معادل یک ظرف کشت سلولی و به صورت استوانه ای با ارتفاع ۶ میلیمتر و حجم حدود دو میلی لیتر آب بوده است. در این شرایط انواع برخورد و برهمکنش های فوتون و الکترون در آب شبیه سازی شده و توزیع انرژی الکترون ها و توزیع میکروسکوپیکی دز واگذار شده توسط آن ها محاسبه شده است.

نتایج به دست آمده نشان می دهند که حتی با وجود تعداد یکسان الکترون های تولید شده توسط هر یک از چهار چشمه فوق، توزیع انرژی الکترون ها متفاوت است. انرژی میانگین بیناب الکترون های کبالت به انرژی میانگین بیناب الکترونی ایتیریم ۹۰ نزدیک است. علاوه بر آن در شرایطی که دز میانگین واگذار شده توسط کبالت و چهار رادیوایزوتوپ دیگر در آب یکسان است، توزیع میکروسکوپیکی دز آن ها در لایه های مختلف حجم هدف به صورت معنی داری متفاوت می باشد ($P < 0.01$). از بین چهار رادیوایزوتوپ مورد بررسی، تنها توزیع دز ایتیریم ۹۰ تفاوت معنی داری با توزیع دز کبالت ندارد ($P > 0.05$).

کلمات کلیدی: رادیونوکلئیدتراپی، درمان توسط پرتوی خارجی، اثرات رادیو بیولوژیکی، توزیع انرژی الکترون ها، شبیه سازی مونت کارلو، دز میکروسکوپیکی.

فهرست مطالب

۱-۱	مقدمه	۱
۱-۱	مقدمه	۲
۲-۱	پرتودرمانی	۳
۱-۲-۱	تله تراپی و برکی تراپی	۴
۲-۲-۱	پزشکی هسته ای	۵
۱-۲-۲-۱	تاریخچه ی پزشکی هسته ای	۵
۲-۲-۲-۱	پرتودرمانی هدفمند	۶
۳-۱	طراحی درمان در پزشکی هسته ای	۸
۴-۱	دزیمتری در پزشکی هسته ای	۱۰
۱-۴-۱	روش های دزیمتری در پزشکی هسته ای	۱۱
۱-۱-۴-۱	روش MIRD	۱۱
۲-۱-۴-۱	روش کرنل نقطه ای دز	۱۳
۳-۱-۴-۱	روش مونت کارلو	۱۴
۵-۱	کد GATE	۱۵
۶-۱	برهمکنش های پرتو با ماده	۱۶
۱-۶-۱	برهمکنش های ذرات باردار با ماده	۱۶
۲-۶-۱	برهمکنش های فوتون با ماده	۱۸
۱-۲-۶-۱	اثر فوتوالکتریک	۱۸
۲-۲-۶-۱	پراکندگی کمپتون	۲۰
۷-۱	بیان مسئله	۲۱
۱-۷-۱	تخمین پاسخ سلول ها در پرتوی تابشی از رادیوایزوتوپ ها	۲۱
۲-۷-۱	مشکل کلی طراحی درمان در پزشکی هسته ای	۲۱
۳-۷-۱	سؤالات اصلی تحقیق	۲۲

۲۲ هدف تحقیق ۴-۷-۱
۲۳ فرضیات تحقیق ۵-۷-۱
۲۴	فصل دوم: مروری بر مطالعات انجام شده.....
۲۵ ۱-۲. محدودیت اطلاعات رادیوبیولوژیک در رادیونوکلئیدتراپی
۲۶ ۲-۲. استفاده از مدل خطی درجه دو در رادیونوکلئیدتراپی
۲۷ ۳-۲. مقایسه رادیوایمونوتراپی (RIT) و درمان با پرتوی خارجی (XRT)
۳۴ ۱-۳-۲. نتیجه گیری
۳۶ ۴-۲. بررسی طیف الکترون های گسیل شده توسط رادیونوکلئیدها در مطالعات
۳۶ ۱-۴-۲. بررسی طیف الکترون های اوژه
۳۸ ۲-۴-۲. بررسی طیف ذرات بتا
۴۳ ۵-۲. مطالعات دزیمتری
۴۶ ۱-۵-۲. نتیجه گیری
۴۷	فصل سوم: مواد و روش ها.....
۴۸ ۱-۳. رادیوایزوتوپ ها و اطلاعات واپاشی مورد استفاده در تحقیق
۴۹ ۱-۱-۳. طیف بتای به کار رفته در شبیه سازی
۵۰ ۱-۱-۱-۳. طیف بتای ید ۱۳۱
۵۲ ۲-۱-۱-۳. طیف بتای لوتیشیم ۱۷۷
۵۴ ۳-۱-۱-۳. طیف بتای ایتیریم ۹۰
۵۵ ۲-۱-۳. اطلاعات واپاشی به کار رفته در شبیه سازی
۵۵ ۱-۲-۱-۳. واپاشی ید ۱۳۱
۵۷ ۲-۲-۱-۳. واپاشی لوتیشیم ۱۷۷
۵۷ ۳-۲-۱-۳. واپاشی ایتیریم ۹۰
۵۹ ۴-۲-۱-۳. واپاشی ایندیم ۱۱۱
۶۱ ۵-۲-۱-۳. کبالت ۶۰

۶۲ محاسبه انرژی الکترون های آزاد شده توسط فوتون های کبالت ۶۰ در آب
۶۲ ۱-۲-۳. داده های سطح مقطع برهمکنش ها
۶۲ ۲-۲-۳. برهمکنش فوتوالکتریک فوتون در آب
۶۳ ۳-۲-۳. برهمکنش کمپتون فوتون در آب
۶۵ ۳-۳. برهمکنش های فیزیکی در نظر گرفته شده در شبیه سازی
۶۶ ۱-۳-۳. اثر فوتوالکتریک
۶۷ ۲-۳-۳. پراکندگی کمپتون
۶۸ ۳-۳-۳. سایر برهمکنش ها
۷۰ ۴-۳. فرآیند شبیه سازی
۷۲ فصل چهارم: نتایج و یافته ها
۷۳ ۱-۴. بررسی لوتیشیم ۱۷۷
۷۳ ۱-۱-۴. بررسی طیف بتای محاسبه شده برای لوتیشیم ۱۷۷
۷۴ ۲-۱-۴. طیف الکترون های اولیه ساطع شده در هدف توسط لوتیشیم ۱۷۷
۷۶ ۳-۱-۴. طیف الکترون های ثانویه ساطع شده در هدف در شبیه سازی لوتیشیم ۱۷۷
۷۷ ۴-۱-۴. طیف کلی الکترون های ساطع شده در آب توسط لوتیشیم ۱۷۷
۷۸ ۵-۱-۴. دز واگذار شده به هدف توسط لوتیشیم ۱۷۷
۸۰ ۲-۴. بررسی ید ۱۳۱
۸۳ ۳-۴. بررسی ایتیریم ۹۰
۸۷ ۴-۴. بررسی ایندیم ۱۱۱
۹۰ ۵-۴. بررسی کبالت ۶۰
۹۰ ۱-۵-۴. طیف الکترون های اولیه ی ساطع شده در هدف برای کبالت ۶۰
۹۲ ۲-۵-۴. طیف الکترون های ثانویه ی ساطع شده در هدف برای کبالت ۶۰
۹۳ ۳-۵-۴. طیف کامل الکترون های ساطع شده در آب توسط کبالت ۶۰
۹۴ ۴-۵-۴. دز واگذار شده به هدف توسط کبالت ۶۰

۶-۴. مقایسه توزیع انرژی و توزیع فضائی الکترون های تولید شده و توزیع دز در برخورد فوتون های کبالت ۶۰ در آب و مقایسه آن با طیف بتاهای تابش شده و توزیع دز ید ۱۳۱، لوتیشیم ۱۷۷، ایتريوم ۹۰ و ایندیم ۱۱۱.....	۹۴
۴-۶-۱. مقایسه توزیع انرژی الکترون های ساطع شده در آب.....	۹۵
۴-۶-۲. مقایسه توزیع دز واگذار شده.....	۹۷
۴-۶-۳. مقایسه توزیع فضائی الکترون ها.....	۹۸
فصل پنجم: بحث، نتیجه گیری و پیشنهادها.....	۱۰۱
۵-۱. مقایسه RIT و XRT.....	۱۰۲
۵-۲. مقایسه طیف الکترون های ساطع شده.....	۱۰۵
۵-۳. مقایسه دز واگذار شده.....	۱۰۸
۵-۴. نتیجه گیری.....	۱۰۹
۵-۵. پیشنهادات.....	۱۱۰
فهرست مراجع.....	۱۱۱
ضمائم.....	۱۱۷

فهرست جداول

- جدول ۱-۲: مقایسه ی تومورها و آنتی بادی های مورد مطالعه ۳۱
- جدول ۲-۲: مقایسه ی برنامه ی تابش دهی خارجی و پاسخ مشاهده شده در دز معادل رادیوایمونوتراپی (RIT) و درمان با پرتوی خارجی (XRT) ۳۲
- جدول ۳-۲: مطالعاتی که انرژی میانگین طیف بتا رادیونوکلئیدها را بررسی نموده اند ۳۹
- جدول ۱-۳: ویژگی گذارهای بتا برای ید ۱۱۳ ۵۰
- جدول ۲-۳: میانگین سه طیف بتا و انرژی میانگین طیف ترکیبی بتا برای ^{131}I ۵۰
- جدول ۳-۳: ویژگی های گذارهای بتا برای لوتیشیم ۱۷۷ ۵۲
- جدول ۴-۳: انرژی میانگین سه طیف بتا و انرژی میانگین طیف ترکیبی بتا برای ^{177}Lu ۵۲
- جدول ۵-۳: ویژگی های گذار بتای ایتیریم ۹۰ ۵۴
- جدول ۶-۳: انرژی و احتمال پرتوهای گسیل شده در واپاشی ید ۱۳۱ ۵۶
- جدول ۷-۳: انرژی و احتمال پرتوهای گسیل شده در واپاشی لوتیشیم ۱۷۷ ۵۸
- جدول ۸-۳: انرژی و احتمال پرتوهای گسیل شده در واپاشی ایتیریم ۹۰ ۵۹
- جدول ۹-۳: اطلاعات مربوط به واپاشی ایندیم ۱۱۱ ۶۰
- جدول ۱۰-۳: اطلاعات مربوط به واپاشی کبالت ۶۰ که در شبیه سازی به کار رفته اند ۶۱
- جدول ۱۱-۳: احتمال برهمکنش فوتوالکتریک برای فوتون با انرژی $1/2 \text{ MeV}$ ۶۳
- جدول ۱۲-۳: احتمال برهمکنش کمپتون برای فوتون با انرژی $1/2 \text{ MeV}$ ۶۴
- جدول ۱-۴: دز میانگین واگذار شده توسط یک میلیون واپاشی ۹۵
- جدول ۲-۴: مقایسه تعداد کل الکترون ها، انرژی میانگین و انحراف معیار نمودارهای شکل ۴-۲۷ ۹۶
- جدول ۳-۴: مقادیر P-value در مقایسه آماری منحنی های شکل ۴-۲۸ ۹۷

فهرست شکل ها

- شکل ۱-۱: سه نوع مختلف برهمکنش ذره ی باردار با اتم ۱۷
- شکل ۲-۱: اثر فوتوالکتریک ۱۹
- شکل ۳-۱: نمودار پراکندگی کمپتون ۲۰
- شکل ۱-۲: مدل سلولی MIRD شامل دو کره ی هم مرکز که هسته، سیتوپلاسم و سطح سلول را مدل می کنند ۴۴
- شکل ۱-۳: طیف ذرات بتا-۱، بتا-۳ و بتا-۴، محاسبه شده برای ^{131}I ۵۱
- شکل ۲-۳: طیف کلی محاسبه شده برای ذرات بتای گسیل شده توسط ^{131}I ۵۱
- شکل ۳-۳: طیف ذرات بتا-۱، بتا-۳ و بتا-۴، محاسبه شده برای ^{177}Lu ۵۳
- شکل ۴-۳: طیف کلی محاسبه شده برای ذرات بتای گسیل شده توسط ^{177}Lu ۵۳
- شکل ۵-۳: طیف محاسبه شده برای ذرات بتای گسیل شده توسط ایتیریم ۹۰ ۵۴
- شکل ۶-۳: شمای ساده شده ی واپاشی ید ۱۳۱ ۵۶
- شکل ۷-۳: شمای ساده شده ای از واپاشی لوتیشیم ۱۷۷ ۵۷
- شکل ۸-۳: شمای ساده شده ی واپاشی ایتیریم ۹۰ ۵۸
- شکل ۹-۳: شمای واپاشی ایندیم ۱۱۱ ۶۰
- شکل ۱۰-۳: شمای واپاشی کبالت ۶۰ ۶۱
- شکل ۱-۴: طیف بتای محاسبه شده برای لوتیشیم ۱۷۷ ۷۴
- شکل ۲-۴: طیف الکترون های اولیه ی گسیل شده در واپاشی ^{177}Lu ۷۶
- شکل ۳-۴: الکترون های ثانویه ۷۷
- شکل ۴-۴: طیف کامل الکترون های تولید شده در آب برای لوتیشیم ۱۷۷ ۷۸
- شکل ۵-۴: حجم هدف به کار رفته در شبیه سازی برای لوتیشیم ۱۷۷ ۷۹
- شکل ۶-۴: توزیع دز واگذار شده توسط ^{177}Lu در حجم هدف ۸۰
- شکل ۷-۴: طیف بتای محاسبه شده برای ید ۱۳۱ که از خروجی شبیه سازی به دست آمده است ۸۱
- شکل ۸-۴: طیف الکترون های اولیه ی گسیل شده در واپاشی ^{131}I که از طریق شبیه سازی به دست آمده است ۸۱
- شکل ۹-۴: طیف الکترون های اولیه برای ید ۱۳۱ که توسط L_1 و همکارانش به دست آمده است. ۸۲
- شکل ۱۰-۴: الکترون های ثانویه و مراتب بالاتر ید ۱۳۱ ۸۲
- شکل ۱۱-۴: طیف کلی الکترون های تولید شده در آب برای ید ۱۳۱ ۸۳

- شکل ۴-۱۲: توزیع دز واگذار شده توسط ^{131}I در حجم هدف ۸۳
- شکل ۴-۱۳: طیف بتای محاسبه شده برای ایتريم ۹۰ ۸۴
- شکل ۴-۱۴: طیف الكترون های اوليه ی گسيل شده در واپاشی ^{90}Y ۸۵
- شکل ۴-۱۵: طیف الكترون های ثانويه و مراتب بالاتر ^{90}Y ۸۵
- شکل ۴-۱۶: طیف كلي الكترون های توليد شده در آب برای ایتريم ۹۰ ۸۶
- شکل ۴-۱۷: توزیع دز واگذار شده توسط ^{90}Y در حجم هدف ۸۶
- شکل ۴-۱۸: حجم هدف به كار رفته در شبیه سازی برای ایتريم ۹۰ ۸۷
- شکل ۴-۱۹: طیف الكترون های اوليه ی گسيل شده در واپاشی ^{111}In ۸۸
- شکل ۴-۲۰: الكترون های ثانويه و مراتب بالاتر ۸۸
- شکل ۴-۲۱: طیف كلي الكترون های توليد شده در آب برای ایندیم ۱۱۱ ۸۹
- شکل ۴-۲۲: توزیع دز واگذار شده توسط ^{111}In در حجم هدف ۸۹
- شکل ۴-۲۳: حجم هدف به كار رفته در شبیه سازی ایندیم ۱۱۱ ۹۰
- شکل ۴-۲۴: الكترون های اوليه ی توليد شده در هدف توسط پرتوهای گامای كبات ۶۰ ۹۱
- شکل ۴-۲۵: الكترون های ثانويه ی ايجاد شده در مرحله ی سوم و طیف كلي الكترون ها ۹۲
- شکل ۴-۲۶: طیف كلي الكترون های ايجاد شده در آب توسط فوتون های كبات ۶۰ ۹۳
- شکل ۴-۲۷: توزیع دز واگذار شده توسط ^{60}Co در حجم هدف ۹۴
- شکل ۴-۲۸: طیف الكترون های ساطع شده در برخورد فوتون های كبات ۶۰ ۹۶
- شکل ۴-۲۹: منحنی توزیع دز واگذار شده توسط فوتون های كبات ۶۰ و چهار رادیویزوتوپ ^{131}I ، ^{177}Lu ، ^{111}In و ^{90}Y در لایه نازکی از آب. ۹۸
- شکل ۴-۳۰: توزیع زاویه ای الكترون های گسيل شده در برهمکنش فوتون های كبات ۶۰ در آب در راستای محور Z ۹۹
- شکل ۴-۳۱: توزیع زاویه ای الكترون های گسيل شده در برهمکنش فوتون های كبات ۶۰ در آب نسبت به محور X ۱۰۰
- شکل ۴-۳۲: توزیع زاویه ای الكترون های گسيل شده در برهمکنش فوتون های كبات ۶۰ در آب نسبت به محور Y ۱۰۰

فصل اول

مقدمه

۱-۱. مقدمه

تمام موجودات زنده از تکثیر یک سلول ایجاد می شوند که این سلول شروع به رشد و تولید مثل می کند، درحالیکه تفاوت و تمایز نیز بین سلول های تکثیر شده ایجاد می شود. به این ترتیب ارگان های مختلف بدن انسان که هر یک عملکرد خاصی دارند، شکل می گیرند. عمل تکثیر سلولی حتی در انسان بالغ با هدف هایی چون رشد موها، تکثیر سلول های خونی و یا ترمیم زخم و تولید مجدد پوست همچنان ادامه می یابد. اما فرایند تکثیر سلول ها ممکن است منحرف شده و منجر به ایجاد ساختارهای غیر منتظره در بدن گردد. اگرچه سیستم ایمنی به صورت خودکار این سلول های ناخواسته را از بین می برد، اما گاهی نیز این ساختارهای جدید بستر مناسب یا عامل مخالف کمتری یافته و به این ترتیب می توانند همچنان تکثیر شوند. زمانیکه چنین ساختارهایی توسط ارگان رد نمی شوند، بافت جدیدی به نام تومور شکل می یابد [۱].

ایده اولیه ی درمان سرطان، حذف فیزیکی تومور از طریق **جراحی** است. برای اطمینان از حذف کامل تومور، جراح باید قسمتی از بافت سالم را نیز جدا کند. متأسفانه نیاز به برداشتن ناحیه ای عمیق و نسبتاً وسیعی از بافت است که امکان ایجاد زخم های ناخوشایند نیز وجود دارد. همچنین با گسترش تومور در حال رشد در بافت های سالم اطراف، جراحی حساس تر خواهد شد. جراح تنها می تواند تومور اصلی و متاستازهای قابل مشاهده را، آن هم در صورتی که زیاد نباشند حذف کند. بنابراین با وجود متاستازها، جراحی به تنهایی نمی تواند پاسخگوی درمان باشد. علاوه بر اینکه در بیمار عوارض جانبی مشابه سایر عمل های جراحی ایجاد می شود و عواقب ناشی از بیهوشی و خستگی طی فرایند بهبودی را نیز به دنبال دارد [۱].

روش دیگر درمان سرطان شیمی درمانی است که از مواد سمی برای از بین بردن سلول های بدخیم توموری استفاده می شود. در این روش مشکل اصلی یافتن مولکول هایی است که تومور را به صورت انتخابی و بدون تأثیر بر سلول های سالم از بین ببرد. ماده شیمیایی باید سریع تر از تکثیر سلول ها عمل کند. هدف این روش درمانی جلوگیری از گسترش تومور از طریق توقف تقسیم سلولی است، اما می تواند به طور همزمان موجب آسیب به بافت سالم نیز شود. به طور مثال با توقف رشد مو و از بین رفتن سلول هایی که معده را به روده وصل می کنند، عوارضی چون ریزش مو و اختلال در سیستم گوارش را به دنبال دارد. شیمی درمانی همچنین بر تکثیر سلول های خونی (گلبول های قرمز و سفید و پلاکت ها) تأثیر می گذارد که باید توسط تزریق خون به بیمار جبران شود [۱].

با مشخص شدن توانایی پرتوهای یونیزان در ایجاد آسیب سلولی و ژنتیکی در بافت زنده، پرتودرمانی به عنوان روش مناسبی برای درمان سرطان، به تنهایی یا در کنار روش های درمانی ذکر شده، مطرح گردید.

۲-۱. پرتودرمانی

مطالعه و استفاده از تابش های یونیزان با سه کشف مهم، پرتوی ایکس توسط رونتگن در ۱۸۹۵، رادیواکتیویته ی طبیعی توسط بکرل در ۱۸۹۶ و رادیوم و پلونیوم توسط پیر و ماری کوری در ۱۸۹۸، آغاز شد [۲]. همزمان با گسترش کاربردهای عملی جدید تابش های یونیزان، مشاهده شد که این تابش ها می توانند منجر به آسیب های سلولی و ژنتیکی در بافت های زنده شوند. به زودی مشخص شد این ویژگی تابش را می توان در از بین بردن سلول های بدخیم توموری و درمان سرطان به کار برد [۱].

امروزه پرتودرمانی، شامل استفاده از انواع تابش های یونیزان از چشمه های پرتوهای ایکس، گاما، نوترون، الکترون، پروتون و ... برای از بین بردن سلول های سرطانی و تومورها است. تابش ممکن است ناشی از یک چشمه ی رادیواکتیو یا ماشین مولد پرتو که در خارج از بدن قرار می گیرد (رادیوتراپی خارجی) و یا یک چشمه ی بسته از مواد رادیواکتیوی که در مجاورت یا داخل بافت در بدن قرار می گیرند (برکی تراپی) باشد. همچنین می توان تابش های ناشی از چشمه های باز مواد رادیواکتیو (پزشکی هسته ای) را برای این منظور استفاده کرد [۳].

۱-۲-۱. تله تراپی و برکی تراپی

در رادیوتراپی تابش ممکن است به صورت خارجی (تله تراپی) یا داخلی (برکی تراپی) باشد. درمان با پرتوی خارجی (XRT)^۱ رایج ترین روش پرتو درمانی است. XRT تابش مستقیم پرتو به تومور از بیرون بدن بیمار است و تابش معمولاً توسط شتابدهنده ی خطی تولید می شود. هیچ چشمه ی رادیواکتیوی در داخل بدن بیمار قرار نمی گیرد و به طور عمده از پرتوی ایکس و الکترونی به عنوان چشمه های انرژی استفاده می شود. در برکی تراپی یا درمان با رادیوتراپی داخلی نیز یک یا چند چشمه ی رادیواکتیو در داخل بدن بیمار قرار می گیرد. چند نوع مختلف برکی تراپی وجود دارد. در روش تماسی، چشمه ی بسته ی رادیواکتیو از طریق حفره های بدن (مانند نای و مری) در نزدیک تومور قرار داده می شود درحالیکه در روش درون بافتی، چشمه ی رادیواکتیو مستقیماً در داخل تومور کاشته می شود [۳].

در رادیوتراپی خارجی به طور عمده از کبالت ۶۰ و شتابدهنده ی خطی برای تولید پرتوهای بالینی استفاده می شود. کبالت برای اولین بار در سال ۱۹۵۱ در کانادا و شتابدهنده ی خطی برای اولین بار در سال ۱۹۵۲ در لندن به کار رفت [۴]. شتابدهنده خطی^۲ دستگاهی است که با استفاده از امواج الکترومغناطیس با فرکانس بالا، ذرات باردار مثل الکترون را تا انرژی های بسیار بالا شتاب می دهد. باریکه الکترونی می تواند به تنهایی برای درمان تومورهای سطحی استفاده شود یا پس از برخورد به هدف تولید پرتو X کند و جهت درمان تومورهای عمیق استفاده شود. مواد رادیواکتیوی نظیر: ^{226}Ra ، ^{137}Cs و ^{60}Co نیز بعنوان چشمه های تولید پرتوهای γ ، در پرتودرمانی (تله تراپی) استفاده شده اند. از همه این مواد رادیواکتیو، کبالت بهترین و مناسب ترین ماده رادیواکتیو جهت پرتودرمانی است. دلایل برتری آن اکتیویته ی ویژه بالاتر (کوری بر گرم)، خروجی بیشتر و فوتونی با انرژی بالاتر می باشد [۵]. کبالت ۶۰ منبعی قوی، ساده، ایمن، دقیق با مصرف توان کم و به صرفه از نظر اقتصادی است.

^۱ External Radiotherapy

^۲ Linear accelerator (Linac)

۱-۲-۲. پزشکی هسته ای

در پزشکی هسته ای از چشمه های باز رادیواکتیو برای تصویربرداری و درمان استفاده می شود. تمایل به استفاده از رادیونوکلئیدهای درمانی با توجه به کشف و مزایای پرتودرمانی هدفمند رو به افزایش است [۶]. در درمان موضوع مهم نابودی سلول های توموری است درحالیکه در تصویربرداری پزشکی هسته ای هدف مشاهده توزیع پرتودارو و مقدار اکتیویته ی آن در قسمت های مختلف بدن بیمار است. تقریباً غالب تصویربرداری های پزشکی هسته ای، تصویربرداری فیزیولوژیکی است و عملکرد اعضای بدن را با توجه به رادیوداروی انتخابی نمایش می دهد [۷].

۱-۲-۲-۱. تاریخچه ی پزشکی هسته ای

در سال های ۱۹۵۶ تا ۲۰۰۶ دو رویداد مهم در زمینه ی پزشکی هسته ای رخ داد. رویداد اول توسعه ی ژنراتور تکنسیم ^{99m}Tc در سال ۱۹۵۷ توسط تاکر^۱ و همکارانش بود. توانایی تولید رادیونوکلئیدهای با نیمه عمر کم، به همراه ویژگی های منحصر به فرد تکنسیم در تصویربرداری، انقلابی را در پزشکی هسته ای ایجاد کرد. یکی از ویژگی های خوب ترکیبات تکنسیم، تحویل دز تابشی پایین در عین ایجاد تصاویر با کیفیت بالا می باشد. دومین رویداد در این بازه زمانی، توسعه ی روش ریاضی جامعی برای محاسبات دز تابشی توسط کوئیمی و مارینلی^۲ بود. دو مقاله در این مورد توسط این افراد در سال ۱۹۴۸ و ۱۹۶۳ منتشر شد [۸].

در سال ۱۹۰۱، دانلس^۳ و بیچ^۴ برای اولین بار از چشمه ی رادیواکتیو (رادیوم) در تماس مستقیم با آسیب های پوستی برای درمان استفاده کردند. سپس پرسچر^۵ در سال ۱۹۱۳ اولین مطالعه را در مورد کاربرد سیستمیک رادیوم در درمان تعدادی از بیماری ها انجام داد. استفاده از رادیوم در سال ۱۹۲۴ انجام شد و هوسی^۶ و همکارانش حرکت سرب ^{210}Po و بیسموت ^{214}Po را در حیوانات مطالعه نمودند. در سال بعد (۱۹۲۵) بلمگارت و ینس^۷، بیسموت ^{214}Po را برای مطالعه ی سرعت جریان خون در نمونه

¹ W D Tucker

² Quimby and Marinelli

³ Henri Alexandre Danlos

⁴ Eugene Boch

⁵ Frederick Proescher

⁶ Georg de Hevesy

⁷ Herremam Blumgart and Otto Yens