

بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِيْمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک

فیزیک هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد

عنوان:

محاسبه درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم برای

توزیع دز چشممه‌ی براکی تراپی ^{103}Pd به روش مونت کارلو.

دانشجو:

ام لیلا احمدی

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

بهمن ۹۱

پاس و تایش مرخدای راجل و جلال که آثار قدرت او بر پرده روز روشن، تماش است و انوار حکمت او در دل شب تار، در خشان،

آفریدگاری که خویشتن را بـاشناساند و در هی علم را بـرمأ کشود و عمری و فرصتی عطا فرمود تا بـآن بـنده ضعیف خویش را در طریق علم و معرفت

بـیان نماید.

تقدیم به:

به دو فرشته ای که نیستند تا بر دستانشان بوسه زنم و بـگویم جایگاهی که اکنون در آن ایستاده ام

فقط به خاطر زحماتی است کـا برایم کـشیده اند.

تقدیم به:

خواهرم کـه وجودش شادی بـخش و صفاتی ماـیه آرامش من است.

و

به همسـرـم، پـناـهـ خـستـگـیـم، اـمـیدـ بـودـنـمـ کـهـ وـجـودـشـ تمامـ زـندـگـیـ اـمـ استـ.

تشکر و قدردانی می‌کنم از اسوهی صبر و تحمل، استاد بزرگوارم جناب آقای دکتر حسین توکلی

عنبران بابت آنچه که به من ارزانی داشته تا در سایه‌ی لطف راهنمای‌هایشان بتوانم این مقطع

تحصیلی را به پایان برسانم.

از همسرم بخاطر حمایت‌های روحی و کمک‌هایش در اجرای برنامه‌ها و همچنین از دوستان خوبیم

خانم‌ها شرفی و عابدینی نیا بخاطر راهنماییها و کمک‌های دلسوزانه اشان متشرکم.

چکیده

براکی‌تراپی، روشی در پرتو درمانی است که در آن از چشم‌های رادیواکتیو ویژه‌ای در فاصله‌ی نزدیک، در تماس یا کاشت در تومور، برای درمان استفاده می‌شود به طوری که بافت آسیب دیده بیشترین دز را دریافت کرده در حالی که به بافت‌های سالم اطراف آن آسیب کمتری برسد.

چشم‌های ^{103}Pd و ^{125}I به طور گستردۀ در درمان تومورهای بدخیم استفاده می‌شوند. در سال ۱۹۸۶ چشمۀ ^{103}Pd به عنوان یک انتخاب مناسب برای جایگزینی چشمۀ ^{125}I مطرح شد. این چشمۀ در برآکی‌تراپی برای درمان سرطان سینه، اولین بار در مرکز منطقه‌ای سرطان سانیبروک تورنتو (TSRCC) کانادا استفاده شد و هم اکنون در درمان سرطان‌های پروستات، سینه و تومورهای بدخیم تهاجمی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجا که در فاصله‌ی کمی از چشمۀ ^{103}Pd دز به سرعت افت می‌کند، با آهنگ دز مناسب می‌توان به بازده بالایی برای کشتن سلول‌های سرطانی در تومورهایی با رشد سریع دست یافت بنابراین تعیین پارامترهای دزیمتري این چشم‌ها قبل از کاربرد کلینیکی آن‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. این هدف، تنها توسط اندازه‌گیری‌های تجربی که براساس دزیمتري برآکی‌تراپی می‌باشد می‌سر است. به دلیل بالا بودن دز در فاصله‌های نزدیک به چشمۀ، دزیمتري تجربی در برآکی‌تراپی پیچیده می‌باشد و حتی می‌توان گفت در فاصله‌های کوچک غیر ممکن است. یکی از تکنیک‌هایی که به طور گستردۀ برای حل این مشکل مورد استفاده قرار می‌گیرد، استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو می‌باشد. محاسبه‌ی توزیع‌های دز در فاصله‌های کوچک و همچنین، اعتبار سنجی نتایج تجربی می‌تواند به وسیله‌ی ETRAN/ITS، GEANT4، PENELOPE، EGSNRC، BEAM، MCNP و کدهای قدرتمندی از قبیل صورت پذیرد.

در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) تحت عنوان TG-43 پروتکلی که شامل فرمول بندی جدید برای محاسبه‌ی دز چشم‌های برآکی‌تراپی منتشر کرده است. این پروتکل شامل کاربرد مونت کارلو در شبیه‌سازی، راهنمایی برای دزیمتري مونت کارلو، توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی و

اعتبار سنجی محاسبات می‌باشد. طبق این پروتکل پارامترهای دزیمتری شامل: شدت کرمای هوا (Air) (Geometry Function)، ثابت نرخ دز (Dose Rate Constant)، تابع هندسی (Kerma Strength) و تابع ناهمسانگردی (Anisotropy Function) (Radial Dose Function) می‌باشد، که هر یک از این کمیات در تعیین دز جذبی رسیده به تومور سهیم هستند. چون در حالت عملی، آزمایش برای درستی دز رسیده به ناحیه‌ی تحت درمان را نمی‌توان مستقیماً در بدن انسان انجام داد، با استفاده از نزدیکی چگالی و ترکیبات موجود در آب با بافت بدن، شبیه سازی تعیین پارامترهای دزیمتری، در فانتوم آب صورت می‌گیرد. در این پژوهش ضمن تعیین پارامترهای دزیمتری طبق دستورالعمل TG-43 با فانتوم آب، به محاسبه‌ی این پارامترها در فانتوم بافت بدن نیز پرداخته و با مقایسه‌ی نتایج حاصل از این دو حالت، بررسی این که مقادیر حاصل از شبیه‌سازی با فانتوم آب تا چه میزان می‌توانند در درمان تومورهای بدخیم به جای بافت بدن مورد استفاده قرار گیرد، ارزیابی شده است.

مقاله مستخرج شده از پایان نامه

احمدی ا، توکلی عنبران ح، "بررسی پارامتر دزیمتری تابع آرایش هندسی در چشمۀ براکی‌ترابی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از کد MCNP4C"، اولین همایش ملی الکترونیکی کاربردهای فیزیک، جهرم، بهمن ۹۱.

فهرست مطالب

صفحه

۱.....	فصل اول: مبانی فیزیکی
۲.....	۱-۱ مقدمه
۲.....	۱-۲ تابش
۳.....	۱-۲-۱ ذرات مستقیماً یوننده
۳.....	۱-۲-۲ ذرات غیر مستقیم یوننده
۳.....	۱-۳ پرتوهای گاما
۴.....	۱-۳-۱ یونسازی مستقیم
۴.....	۱-۳-۲ یونسازی غیرمستقیم
۴.....	۱-۴ ماهیت تابش ایکس
۵.....	۱-۵ برهمنش پرتو گاما با ماده
۵.....	۱-۵-۱ پدیده‌ی فوتوالکتریک
۷.....	۱-۵-۲ پراکندگی کامپتون
۱۰	۱-۵-۳ تولید زوج
۱۱	۱-۵-۴ ضریب تضعیف کل
۱۲	۱-۵-۵ مسیر آزاد میانگین
۱۲	۱-۶ تضعیف و فالصله
۱۴	۱-۷-۵ ضریب انتقال انرژی و جذب انرژی
۱۵	۱-۶-۱ قانون واپاشی
۱۶	۱-۶-۲ پرتوزایی
۱۷	۱-۶-۳ نیمه عمر

۱۷.....	۳-۶ نیمه عمر بیولوژیکی
۱۷.....	۴-۶ دزیمتری پرتوها
۱۹.....	۵-۶ تاریخچه‌ی پرتودهی
۲۱.....	۶-۶ مفهوم کرما
۲۲.....	۷-۶ کرما در هوا و پرتودهی
۲۳.....	۸-۶ کرما و دز جذبی
۲۵.....	۱-۷ کاربرد ایزوتوپ‌های پرتوزا در پزشکی هسته‌ای
۲۵.....	۱-۷-۱ پرتو درمانی
۲۶.....	فصل دوم: برآکی تراپی
۲۷.....	۱-۲ مقدمه
۲۷.....	۲-۲ برآکی تراپی
۲۸.....	۱-۲-۲ تاریخچه‌ی برآکی تراپی
۲۹.....	۲-۲-۲ چشمهدای مورد استفاده در برآکی تراپی
۳۰.....	۳-۲ چشمهدای کم انرژی
۳۱.....	۴-۲ مدل‌های چشمهدای برآکی تراپی ^{103}Pd
۳۱.....	۱-۴-۲ مشخصات چشمهدای ^{103}Pd MED3633
۳۳.....	۵-۲ توزیع‌های دز در اطراف چشمهدای
۳۴.....	۶-۲ دستورالعمل محاسبه‌ی دز
۴۷.....	۱-۶-۲ شدت کرمای هوا
۳۸.....	۱-۶-۲ ارتباط شدت کرمای هوا با اکتیویته
۳۹.....	۲-۱-۶-۲ اکتیویته‌ی آشکار و جرم معادل
۴۰.....	۳-۱-۶-۲ رابطه‌ی شدت کرمای هوا با جرم معادل رادیوم و نرخ پرتودهی

۴۱	ثابت نرخ دز.....۲-۶-۲
۴۲	۱-۲-۶-۲ دلایل استفاده از ثابت نرخ دز.....
۴۳	۳-۶-۲ عامل هندسی $G(r,\theta)$
۴۶	۴-۶-۲ تابع دز شعاعی $g(r)$
۴۶	۵-۶-۲ تابع ناهمسانگردی $F(r,\theta)$
۴۶	۷-۲ استفاده از روش مونت کارلو برای بدست آوردن پارامترهای دزیمتری.....
۵۰	فصل سوم: کد MCNP
۵۱	۱-۳ مقدمه.....
۵۱	۲-۳ روش مونت کارلو.....
۵۲	۳-۳ کد MCNP.....
۵۲	۱-۳-۳ کاربرد کد MCNP
۵۲	۲-۳-۳ ویژگی‌های کد MCNP
۵۳	۳-۳ واکنش‌ها و داده‌های هسته‌ای.....
۵۴	۳-۳ ساختار فایل ورودی کد MCNP
۵۴	۱-۵-۳ کارت سلول.....
۵۵	۱-۱-۵-۳ دستور LIKE.....
۵۵	۲-۵-۳ کارت سطح.....
۵۷	۳-۵-۳ کارت داده.....
۵۷	۱-۳-۵-۳ کارت تعیین نوع مساله (MODE)
۵۸	۲-۳-۵-۳ کارت توصیف چشمی (SDEF)
۵۸	۱-۲-۳-۵-۳ کارت SIn
۵۹	۲-۲-۳-۵-۳ کارت SPn
۶۰	۳-۳-۵-۳ کارت توصیف کننده‌ی ماده (Mn)
۶۱	۴-۳-۵-۳ کارت تعیین جواب مساله (Fn)
۶۲	۱-۴-۳-۵-۳ تالی F4
۶۴	۲-۴-۳-۵-۳ تالی F6
۶۵	۳-۴-۳-۵-۳ تالی F8

۶۵	۳-۵-۵-۳ کارت قطع برنامه
۶۶	۳-۵-۳-۱ کارت قطع زمان (CTME)
۶۶	۳-۵-۳-۲ کارت قطع تاریخچه (NPS)
۶۶	۳-۵-۳-۳ قطع انرژی سلول به سلول (ELPT)
۶۶	۳-۵-۳-۶ کارت تقسیم بندی انرژی خروجی (En)
۶۷	۳-۵-۳-۷ کارت DEn/DFn
۶۹	۳-۶-۶ فایل خروجی کد MCNP
۷۱	۳-۷-۷ تخمین خطاهای مونت کارلو
۷۲	۳-۷-۱ روش‌های کم کردن خطأ
۷۳	فصل چهارم: شبیه سازی و نتایج
۷۴	۴-۱ مقدمه
۷۵	۴-۲ محاسبه دز جذبی $\dot{D}(r,\theta)$
۸۱	۴-۳ تابع آرایش هندسی $G(r,\theta)$
۸۱	۴-۱-۳ محاسبه تابع آرایش هندسی به روش تحلیلی
۸۶	۴-۲-۳ MCNP با استفاده از کد
۹۲	۴-۴ MCNP با استفاده از کد
۹۵	۴-۵ MCNP با استفاده از کد
۱۰۱	۴-۶ محاسبه شدت کرمای هوا با استفاده از کد MCNP
۱۰۳	۴-۷ محاسبه ثابت نرخ دز Λ
۱۰۴	۴-۸ محاسبه پارامترهای دزیمتری در فانتم بافت نرم
۱۰۵	۴-۱-۸ محاسبه تابع دز شعاعی در بافت نرم با استفاده از کد MCNP
۱۱۱	۴-۲-۸-۲ محاسبه تابع ناهمسانگردی در فانتم بافت نرم با استفاده از کد MCNP
۱۱۶	۴-۳-۸-۳ محاسبه ثابت نرخ دز Λ در فانتم بافت نرم
۱۱۷	۴-۹-۹ بحث و نتیجه گیری

فهرست شکل‌ها

صفحه

۱-۱ پراکندگی کامپیتون.....	۸
۱-۲ تضعیف باریکه هنگام عبور از ماده به ضخامت x.....	۱۳
۱-۳ تعداد اتم‌هایی که در واحد زمان واپاشی می‌کنند.....	۱۶
۱-۴ نمودار کرما و دز جذبی بر حسب عمق جذب کننده.....	۲۴
۱-۵ هندسه مربوط به چشم‌هایی برای تراپی MED3633 ¹⁰³ Pd مدل.....	۳۲
۱-۶ مختصات چشم‌هایی برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43.....	۳۷
۱-۷ نقطه‌ی کالیبراسیون برای اندازه‌گیری شدت کرمای هوا طبق پروتکل TG-43.....	۳۸
۱-۸ هندسه در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی تابع هندسی.....	۴۴
۱-۹ تعداد ذرات وارد شده بر واحد سطح.....	۶۲
۱-۱۰ طرحی از هندسه شبیه سازی شده توسط کد MCNP4C.....	۷۶
۱-۱۱ نمودارهای دز جذبی در زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه با استفاده از تالی‌های مختلف کد MCNP.....	۷۷
۱-۱۲ نمودارهای اختلاف نسبی بر حسب درصد تالی F4 و F6 نسبت به تالی F8* در زوایای صفر، ۳۰ و ۹۰ درجه.....	۶۰
۱-۱۳ کسری از ذرات گسیل شده از یک چشم‌های نقطه‌ای همسانگرد که وارد آشکار ساز می‌شوند.....	۸۲
۱-۱۴ هندسه‌ی در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی تابع هندسی حاصل از چهار چشم‌های نقطه‌ای در مکان مورد نظر.....	۸۳
۱-۱۵ چشم‌های قرصی شکل و آشکارساز با روزنه‌ی گرد.....	۸۴
۱-۱۶ هندسه‌ی مربوط به چشم‌های قرصی که کره‌های چشم‌های در فواصل مختلف از مرکز چشم‌های قرار داشته باشند.....	۸۷
۱-۱۷ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی صفر درجه	۸۷
۱-۱۸ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی ۳۰ درجه	۸۸

۱۰-۴ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی ۶۰ درجه	۸۸
۱۱-۴ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی ۹۰ درجه	۸۹
۱۲-۴ نمودار مقایسه‌ی تابع دز شعاعی بدست آمده کد MCNP با مقادیر تجربی و یک روش مونت کارلو	۹۲
۱۳-۴ نمودار تابع دز شعاعی محاسبه شده با کد MCNP همراه با فیت توانی مرتبه‌ی ۵	۹۲
۱۴-۴ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۱ سانتی‌متری از چشم در زوایای مختلف	۹۷
۱۵-۴ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۲ سانتی‌متری از چشم در زوایای مختلف	۹۸
۱۶-۴ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۳ سانتی‌متری از چشم در زوایای مختلف	۹۸
۱۷-۴ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۴ سانتی‌متری از چشم در زوایای مختلف	۹۹
۱۸-۴ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۵ سانتی‌متری از چشم در زوایای مختلف	۹۹
۱۹-۴ نمودارهای نرخ کرمای هوا و شدت کرمای هوا بر حسب فاصله	۱۰۱
۲۰-۴ نمودار تابع دز شعاعی در فانтом بافت نرم و فانтом آب	۱۰۵
۲۱-۴ نمودار اختلاف نسبی بر حسب درصد تابع دز شعاعی فانтом بافت نسبت به فانтом آب	۱۰۶
۲۲-۴ نمودار تابع ناهمسانگردی حاصل از شبیه سازی در فانтом آب و فانтом بافت نرم در زوایای مختلف	۱۱۲
۲۳-۴ نمودار اختلاف نسبی بر حسب درصد تابع ناهمسانگردی محاسبه شده در فانтом بافت نرم نسبت به فانтом آب	۱۱۴

فهرست جدول‌ها

صفحه

۳۲.....	۲-۲ طیف انرژی و شدت هر فوتون به ازای یک واپاشی پالادیم-۱۰ ^۳
۳۲.....	۳-۲ ترکیبات پلی استیرن بر حسب درصد وزنی.....
۳۳.....	۴-۲ ترکیبات هوای خشک استاندارد.....
.....	۵-۲ کمیت‌های محاسبه‌ی نرخ دز در روش سنتی و پروتکل TG-43
۵۶.....	۱-۳ بعضی از سطوح مورد استفاده در کد MCNP.....
۶۰.....	۲-۳ متغیرهای چشم.....
۶۵.....	۳-۳ تالی‌های کد MCNP.....
۶۸.....	۴-۳ کارت‌های قطع برنامه در کد MCNP.....
۶۸.....	۵-۳ ضرایب تبدیل شار فوتون به دز.....
۷۰.....	۶-۳ اطلاعات مربوط به فایل خروجی کد MCNP.....
۷۱.....	۷-۳ محدوده‌ی خطاهای نسبی برای کیفیت جواب‌ها در کد MCNP.....
۸۶.....	۱-۴ محاسبه شده به روش تحلیلی، برای یک چشم‌های برآکی تراپی پالادیم-۱۰ ^۳ مدل $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$ MED3633.....
۸۶.....	۲-۴ محاسبه شده در حالت تجربی، برای یک چشم‌های برآکی تراپی پالادیم-۱۰ ^۳ مدل $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$ MED3633.....
۹۲.....	۴-۳ محاسبه شده، با استفاده از شبیه‌سازی با کد MCNP برای یک چشم‌های برآکی تراپی پالادیم-۱۰ ^۳ مدل MED3633.....
۹۴.....	۴-۴ ضرایب حاصل از فیت کردن همراه با خطاهایشان.....
۹۵.....	۴-۵ اندازه‌گیری‌های انجام شده مربوط بهتابع دز ساعی چشم‌های برآکی تراپی پالادیم-۱۰ ^۳ مدل MED3633.....
۹۶.....	۶-۴ تابع ناهمسانگردی برای چشم‌های برآکی تراپی پالادیم-۱۰ ^۳ مدل MED3633 با استفاده از کد MCNP.....
۹۶.....	۷-۴ تابع ناهمسانگردی برای چشم‌های برآکی تراپی پالادیم-۱۰ ^۳ مدل MED3633 با استفاده از محاسبات TLD.....

- ۸-۴ تابع ناهمسانگردی برای چشم‌هی برآکی تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از محاسبات مونت کارلو توسط Li and Fan ۹۷
- ۹-۴ مقایسه ثابت نرخ دز محاسبه شده در این کار همراه با نتایج حاصل شده با دیگران برای چشم‌هی برآکی تراپی مدل MED3633 ۱۰۳
- ۱۰-۴ ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی ۱/۰۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب ۱۰۴
- ۱۱-۴ تابع دز شعاعی، در بافت نرم با استفاده از کد MCNP ۱۰۵
- ۱۲-۴ ضرایب حاصل از فیت کردن تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم همراه با خطاهایشان ۱۱۰
- ۱۳-۴ تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP برای چشم‌هی برآکی تراپی پالادیم-۱۰۳ ۱۱۱
- ۱۴-۴ بیشینه مقدار اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب برای چشم‌هی برآکی تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 ۱۱۵

مقدمه

پرتو درمانی، استفاده از پرتوهای یونساز برای از بین بردن و یا کوچک کردن بافت‌های سرطانی است. اگر چه پرتو، علاوه بر سلول‌های سرطانی به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رساند ولی اکثر سلول‌های سالم بهبودی خود را دوباره به دست می‌آورند. پرتوها با انرژی پایین در تخریب سلول‌های سرطانی سطحی و پرتوها با انرژی بالاتر در درمان تومورهای عمقی به کار می‌روند. از این رو آگاهی از سازوکار برهم‌کنش پرتوها با محیط برهم‌کنش کننده و چگونگی انتقال انرژی به آن دارای اهمیت می‌باشد. یکی از روش‌های پرتو درمانی برآکی‌تراپی می‌باشد که نقش مهمی در درمان سرطان‌های نواحی مختلف از جمله پروستات، مغز، گردن و غیره دارد. برآکی‌تراپی دو روش اصلی متفاوت دارد. روش اول، پرتودهی درون حفره‌ای می‌باشد که در آن، چشممه‌های رادیواکتیو درون حفره‌های بدن در جوار تومورها قرار می‌گیرد و آن را در معرض پرتوگیری قرار می‌دهد. روش دوم، برآکی‌تراپی درون شکافت است که در آن دانه‌های رادیواکتیو مستقیماً در حجم تومور کاشته می‌شود. امروزه چشممه‌های برآکی‌تراپی به طور گستردگی در درمان بیماری‌ها استفاده می‌شوند، بنابراین ارئه روش‌های دقیق برای بدست آوردن توزیع دز دقیق در اطراف این چشممه‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. پروتکل TG-43 انجمن فیزیک پزشکی آمریکا به عنوان متداولترین شیوه در بدست آوردن توزیع دز در اطراف چشممه‌های برآکی‌تراپی با استفاده از فاکتورهای دزیمتری، به کمک اندازه‌گیری تجربی و یا روش‌های شبیه‌سازی کدهای مونت‌کارلو در فانتوم یکنواخت آب بدست می‌آید. بر طبق این پروتکل، پارامترهای دزیمتری چشممه‌های مختلف برآکی‌تراپی می‌باشد قبلاً از استفاده‌ی کلینیکی به روش تجربی یا شبیه‌سازی محاسبه شوند. استفاده از فانتوم یکنواخت آب، در تحقیق پارامترهای دزیمتری برای قسمت‌های مختلف بدن که دارای چگالی و ترکیبات متفاوتی می‌باشد می‌تواند یکی از منابع خطا به حساب آید. در این پژوهش به بررسی و مقایسه پارامترهای دزیمتری فانتوم بافت بدن با فانتوم آب که دارای چگالی و ترکیبات نزدیک به هم می‌باشد پرداخته شده است و درصد خطای استفاده از این دو حالت گزارش شده است. بنابراین در فصل اول این

پژوهش به مبانی فیزیک پرتوها و چگونگی انتقال انرژی پرتوها به ماده که مهمترین سازوکار برهم‌کنش با ماده است پرداخته شده است. در فصل دوم درمورد براکی‌تراپی، تاریخچه‌ی براکی‌ترپی، چشممه‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی و دستورالعمل‌هایی که برای محاسبات پارامترهای دزیمتري چشممه‌های براکی-تراپی قبل از کاربرد کلینیکی آن‌ها که توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا توصیه شده است پرداخته‌ایم. محاسبات پارامترهای دزیمتري در عمل به دلیل پیچیدگی‌های برهم‌کنش پرتوها با بافت دشوار است و در فاصله‌های نزدیک به چشمme به دلیل ناهمسانگردی پرتوهای گسیل شده از چشمme از اعتبار کمتری برخوردار است از این رو محاسبات پارامترهای مربوطه توسط شبیه‌سازی با استفاده از کدهای کامپیوتري که تمام فرآیندهای برهم‌کنش پرتوها با ماده را به روش مونت‌کارلو محاسبه می‌کند استفاده می‌شود. کد MCNP4C، یکی از این کدهای شبیه‌سازی می‌باشد که از آن برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتري چشممه‌ی مورد استفاده در این پژوهش استفاده شده است از این رو در فصل سوم به معرفی این کد، روش مونت‌کارلو، ساختار فایل ورودی و خروجی کد و ... پرداخته‌ایم. در فصل چهارم مربوط به شبیه‌سازی‌ها و نتایج انجام شده می‌باشد. با توجه با این‌که تعیین پارامترهای دزیمتري طبق دستورالعمل انجمن فیزیک پزشکی آمریکا در محیط آب به دلیل نزدیکی ترکیبات و چگالی با بافت بدن انجام می‌شود بنابراین پارامترهای دزیمتري را در فانتوم آب محاسبه کرده و سپس به محاسبه‌ی این پارامترها در فانتوم بافت نرم پرداخته‌ایم. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که محاسبات پارامترهای دزیمتري در فانتوم آب به جای بافت نرم باهم مطابقت خوبی دارند و خطای محاسبات استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم حدود ۴ درصد می‌باشد [۶، ۲۳، ۴۷].

فصل اول

مبانی فیزیکی

۱-۱ مقدمه

مهمترین کاربرد پرتوها، شناخت و تاثیر متقابل آن با ماده می‌باشد چون پرتوها هنگام برهم‌کنش با ماده به آن انرژی می‌دهند و همین انتقال انرژی است که باعث تولید اثرات بیولوژیکی، فیزیکی و شیمیایی می‌شود. برای دزیمتری پرتوهای رسیده به بافت آسیب دیده، آگاهی از اصول فیزیکی مربوط به برهم‌کنش تابش با ماده و چگونگی انتقال انرژی به ماده لازم و ضروری است. در این فصل ضمن پرداختن به فیزیک تابش‌ها و چگونگی برهم‌کنش تابش با ماده به واپاشی هسته‌ای و قوانین حاکم بر آن می‌پردازیم.

۲-۱ تابش

دو عاملی که بر هر نوع تابش اثر می‌گذارد، بار و سرعت آن تابش است. تابش انرژی خود را بیشتر از طریق برهم‌کنش با الکترون‌های ماده از دست می‌دهد. هر چه بار الکتریکی تابش بیشتر باشد، نیروهای موثر بین الکترون‌ها در ماده بیشتر و بنابراین انرژی خود را سریعتر از دست می‌دهد. هر چه ذره کندتر باشد زمان بیشتری در مجاورت یک اتم صرف می‌کند و احتمال برهم‌کنش با الکترون‌های آن اتم بیشتر است. این دو عامل موجب می‌شود که برد تابش آلفا کوتاه‌تر از تابش بتا و برد تابش بتا کوتاه‌تر از برد تابش گاما باشد. عامل سوم، انتخاب ماده است. موادی که چگالی الکترونی آن‌ها بیشتر است، تابش را متوقف می‌کنند. اثر مهم تابش هسته‌ای بر مواد مخصوصاً بر بافت‌های زیستی این است که تابش هسته‌ای با از دست دادن انرژی، یون‌هایی ایجاد می‌کند که همان اتم‌ها یا مولکول‌های باردارند. چون انرژی هر ذره‌ی تابش هسته‌ای به مرتب بیشتر از انرژی‌های بستگی شیمیایی است، تابش هسته‌ای می‌تواند به راحتی مولکول‌ها را به یون تبدیل کند و الکترون‌ها را از اتم‌ها بکند. بنابراین پرتوهای یون‌ساز به پرتوهایی گفته می‌شود که موجب یونیزه شدن اتم‌ها می‌شود. در عمل یون‌سازی پرتو موجب می‌شود که اتم یک الکترون‌ش را از دست بدهد و به صورت یون مثبت در بیاید الکترون آزاد شده، یون منفی است و این دو

جفت را یون می‌نامند. در کل تابش ذرات یون‌ساز به دو گروه ذرات مستقیماً یوننده و ذرات غیر مستقیم یوننده تقسیم می‌شود.

۱-۲-۱ ذرات مستقیماً یوننده

ذرات مستقیماً یوننده، عبارت‌اند از ذرات باردار (مانند الکترون‌ها و ذرات آلفا) با انرژی جنبشی کافی، برای تولید یونش ناشی از برخورد، این انرژی حتماً باید بیش از کمینه انرژی بستگی در محیطی باشد که در آن برهمنش صورت می‌گیرد.

۱-۲-۲ ذرات غیر مستقیم یوننده

ذرات یوننده غیرمستقیم ذرات بدون باری‌اند (مانند فوتون‌ها و نوترون‌ها) که می‌توانند بر اثر برهمنش جنبشی با محیط، ذرات یوننده آزاد کنند و یا می‌توانند یک تبدیل هسته‌ای را راه اندازند [۱ و ۲ و ۳].

۳-۱ پرتوهای گاما

طبق مدل پوسه‌ای نوکلئون‌های موجود در هسته، هر کدام در تراز انرژی مشخصی قرار دارند. نوکلئون‌ها همانند الکترون‌های برون هسته‌ایی می‌توانند به تراز انرژی بالاتری برانگیخته شوند. در این حالت نوکلئون با گسیل یک فوتون که انرژیش معادل اختلاف انرژی میان حالت‌های مختلف و پایه است به حالت پایه خود باز می‌گردد. فوتون گسیل شده از نوکلئون‌ها را پرتو گاما می‌نامند چون فاصله‌ی ترازها-ی انرژی هسته‌ایی خیلی بیشتر از فاصله‌ی ترازهای انرژی الکترونی است، پرتوهای گاما از فوتون‌های پرتو ایکس پرانرژی‌ترند. پرتوهای ایکس و گاما می‌توانند انرژی یکسانی داشته باشند و فرق آن‌ها در نحوه‌ی تولیدشان است. پرتوهای ایکس هنگامی تولید می‌شوند که انرژی الکترون‌ها تغییر کند و معمولاً در اثر