

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک و مهندسی هسته ای

پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیک هسته ای

بررسی دز جذبی حاصل از پرتوهای X در رادیوگرافی با استفاده از لایه‌های
سرب در ضخامت‌های مختلف

نگارنده: حسین هاشمی

استاد راهنما

دکتر محمد رضا شجاعی

استاد مشاور

دکتر جواد عابدی

شهریور ۱۳۹۸

در این صفحه صورت جلسه دفاع را قرار دهید. لازم است پس از صحافی این صفحه مجدداً توسط دانشکده مهر گردد و استاد راهنما با امضای خود اصلاحات پایان نامه را تایید کند.

با احترام تقدیم به:

پدر، مادر و برادران عزیزم،

استاد بزرگوار و مهربانم

و همه ی بزرگانی که از محضرشان علم

و ادب آموختم

پاسکزاری

خداوند متعال را به پاس نعمات و توفیقاتی که به اینجانب عطا فرمود تا شاهد ورق خوردن یکی دیگر از برک های زرین زندگی باشم، شکر گزارم و با استعانت از درگاه حضرت حق، به رسم ادب و احترام از محضر بزرگواران که در راستای پیشبرد و تحقق این پایان نامه مساعدت فرمودند به شرح ذیل پاسکزارم:

- از محضر استاد راهنما جناب آقای دکتر محمد رضا شجاعی که با صبر و تامل بی بدیشان اینجانب را تحمل و راهنمایی های ارزنده فرمودند، بی نهایت پاسکزارم و همین طور از جناب آقای دکتر حوادعلدی برای مشاوره و مساعدت ایشان کمال تشکر و قدردانی را دارم.
- از محضر اساتید بزرگوار دانشکده فزیک و مهندسی هسته ای، بخصوص اساتید گروه هسته ای که از محضرشان علم و ادب آموختم بی نهایت پاسکزارم و همین طور از پرسنل و کارکنان محترم دانشگاه صنعتی شاهرود برای مساعدت ایشان کمال پاسکزاری را دارم.
- از مدیریت، پرسنل و کارکنان بخش های رادیولوژی بیمارستان امام حسین (ع) شاهرود و بیمارستان فوق تخصص بهمن زنجان به خاطر مساعدت و همکاری مرتبط با پایان نامه ای حاضر صمیمانه پاسکزارم.
- از جناب آقای مهندس قاسم محمدی مسئول محترم فزیک بهداشت محیط معاونت بهداشت و درمان دانشگاه علوم پزشکی زنجان، جناب آقای سید مهدی موسوی دانشجوی دکتری دانشگاه زنجان و جناب آقای حسین محمدی دانشجوی دکتری دانشگاه صنعتی شاهرود به خاطر مساعدت و مشاوره ایشان در راستای پیش روی این پایان نامه بسیار پاسکزارم.
- و از همه عزیزانی که تاکنون سعادت شرف یابی و بهره مندی ادبی و علمی را از حضورشان داشته و از آمان درس زندگی آموختم، بی کران قدردان و پاسکزارم.

تعمدنامه

اینجانب حسین هاشمی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک گرایش هسته‌ای دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه " بررسی دز جذبی حاصل از پرتوهای x در رادیوگرافی با استفاده از لایه‌های سرب در ضخامت‌های مختلف " تحت راهنمایی آقای دکتر محمد رضا شجاعی متعهد می‌شوم:

- تحقیقات در این پایان‌نامه 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 پایان‌نامه 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 پایان‌نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، 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 ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) 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 پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

سیستم‌های رادیوگرافی با پرتو X از دیر باز تا کنون در زمینه‌های مختلف مانند صنعت، بلورشناسی با پرتو X، کشاورزی، پزشکی و غیره کاربردهای فراوان دارند. به دلیل یون‌ساز بودن این پرتوها از لحاظ ایمنی تابش می‌توانند برای سلامتی کارکنان و افراد عادی خطرساز باشند. در این پایان‌نامه با یک بازنگری و صحت‌سنجی به بررسی تاثیر حفاظ‌های سربی که برای حفاظت کارکنان و بیماران و پرسنل بخش رادیوگرافی استفاده می‌شود، پرداخته شد. در مرحله‌ی اول کار با دزیمتری تجربی از پرتوهای حاصل از رادیولوژی عمومی در بیمارستان شروع شد، که برای انرژی‌های ۶۰ تا ۱۲۰ کیلو ولت بدون استفاده از روپوش‌های حفاظ سربی مقدار دز قابل ملاحظه و بیش از $100 \frac{\mu Sv}{h}$ را برای هر اسکن در محدوده‌ی زمانی ۱ ثانیه مشاهده گردید، و برای دزیمتری در حضور روپوش سربی برای انرژی بالاتر از ۱۰۰ کیلو الکترون ولت نیز عبور قابل ملاحظه‌ای مشاهده شد. لذا توسط کد MCNPX طراحی حالت مشابه جهت بهبود و جایگزینی در طراحی حفاظ‌های سربی ارائه گردید. در مرحله‌ی دوم با ثبت پارامترها از سیستم توموگرافی کامپیوتری واقعی به شبیه‌سازی اتاق و این سیستم توسط کد MCNPX و فانتوم محاسباتی Mird به جهت ارزیابی دز جذبی کارکنان و بیماران برای انرژی‌های ۸۰ تا ۱۴۰ keV انجام شد، که بر اساس نتایج بدست آمده از محاسبات و شبیه‌سازی‌های عددی مقدار دز دریافتی به مثانه در اسکن از ناحیه‌ی شکم در فانتوم بیمار نسبت به سایر بافت‌های حساس به پرتو مشاهده شد، لذا با طراحی حفاظ‌های سربی در ضخامت‌های ۱/۵، ۲/۵ و ۳/۵ میلی‌متر در پایان به عنوان یک روش بازنگری شده و تکنیکی برای بهبود کاهش میزان دز دریافتی به بیماران ارائه گردید، که بیانگر الزامی بودن استفاده از حفاظ یا پرده‌ی سربی به صورت اصلاح شده در نحوه‌ی کاربرد و اعمال آن برای حفاظت و ایمنی پرتو بیماران تحت آزمون سی‌تی در این محدوده انرژی‌ها است.

کلمات کلیدی: دز جذبی، پرتو X، رادیوگرافی، حفاظ سربی، شبیه سازی مونت کارلو، فانتوم محاسباتی Mird

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱- طراحی اتاق اسکن توموگرافی کامپیوتری و برآورد دز جذبی بیمار و کارکنان با استفاده
کد (MCNPX 2.6). مجله علمی - پژوهشی سنجش و ایمنی پرتو از

فهرست مطالب

۱	فصل (۱): مروری بر تئوری تابش و پرتو x
۲	۱-۱ مقدمه
۲	۲-۱ تابش
۳	۱-۲-۱ یونش
۴	۲-۲-۱ پرتوهای یون ساز
۴	۳-۱ تاریخچه پرتو X
۶	۱-۳-۱ فیزیک پرتو X
۷	۲-۳-۱ تیوب پرتو X
۸	۳-۳-۱ برهم کنش در آند
۱۰	۵-۳-۱ تابش ترمزی
۱۱	۴-۱ برهم کنش پرتو با ماده و پراکندگی ذرات
۱۱	۱-۴-۱ اثر فوتوالکتریک
۱۱	۲-۴-۱ پراکندگی کامپتون
۱۳	۳-۴-۱ پراکندگی همدوس
۱۳	۴-۴-۱ تولید جفت
۱۴	۵-۱ طیف انرژی و فیلتراسیون
۱۴	۱-۵-۱ طیف انرژی پرتو X
۱۵	۲-۵-۱ فیلترذاتی

۱۵	۳-۵-۱ فیلتر افزودنی
۱۶	۶-۱ کاربرد های پرتو X
۱۶	۷-۱ اسکن توموگرافی کامپیوتری و اصول عملکرد آن
۱۷	۱-۷-۱ عملکرد گانتری
۱۸	۲-۷-۱ عملکرد کولیماتور
۱۸	۳-۷-۱ توموگرافی کامپیوتری با مواد کنتراست و بدون آن
۲۰	۴-۷-۱ پیشرفت های پرتو X در زمینه ی تشخیصی
۲۲	فصل (۲): آشکارسازی تابش و حفاظت در برابر پرتوها
۲۳	۱-۲ مقدمه
۲۳	۲-۲ آشکارسازی پرتوها
۲۴	۱-۲-۲ حساسیت آشکارساز
۲۴	۲-۲-۲ زمان مرده
۲۵	۳-۲-۲ قدرت تفکیک انرژی
۲۵	۳-۲ انواع آشکارسازها
۲۵	۱-۳-۲ آشکارسازهای گازی
۲۶	۲-۳-۲ آشکارسازهای ترمولومینسانس
۲۷	۴-۲ کمیت ها و واحدهای دز سنجی
۲۷	۱-۴-۲ واحد پرتو دهی (Exposure unit e)
۲۷	۲-۴-۲ دز جذبی پرتو
۲۸	۳-۴-۲ آهنگ دز پرتو
۲۸	۴-۴-۲ معادل دز
۲۹	۵-۴-۲ دز معادل

۲۹	۶-۴-۲ معادل دز موثر
۳۰	۷-۴-۲ مفهوم کرما
۳۱	۵-۲ آثار بیولوژیکی تابش
۳۱	۱-۵-۲ آثار بیولوژیکی غیر قطعی
۳۱	۲-۵-۲ آثار بیولوژیکی قطعی
۳۱	۳-۵-۲ اثرهای بدنی تاخیری
۳۲	۴-۵-۲ آب مروارید
۳۲	۵-۵-۲ تاثیر تابش بر روی جنین
۳۲	۶-۲ تاریخچه و ضرورت حفاظت در برابر پرتوها
۳۳	۷-۲ پارامترهای مهم در حفاظت پرتویی
۳۴	۱-۷-۲ فاصله
۳۴	۲-۷-۲ زمان
۳۵	۳-۷-۲ حفاظ‌گذاری
۳۵	۸-۲ حفاظ‌گذاری در برابر پرتوهای X
۳۵	۱-۸-۲ حفاظ اصلی برای لوله‌ی پرتو X
۳۶	۲-۸-۲ حفاظ فرعی
۳۸	۳-۸-۲ ضرایب تضعیف و انباشت
۳۸	۹-۲ مروری بر پیشینه‌ی تحقیق
۴۳	فصل (۳): مواد و روش‌ها
۴۳	۱-۳ مقدمه
۴۳	۲-۳ تاریخچه‌ی شبیه‌سازی مونت کارلو
۴۴	۱-۲-۳ معرفی کد MCNPX

۴۵	۲-۲-۳ کاربردهای کد MCNPX
۴۵	۳-۳ ساختار فایل متنی ورودی کد
۴۶	۱-۳-۳ کارت سلول
۴۷	۲-۳-۳ کارت سطح
۴۸	۲-۴-۳ کارت داده
۴۹	۴-۳ دستور ها و کارت های جانبی مفید
۴۹	۱-۴-۳ دستور node
۵۰	۲-۴-۳ تعریف مواد
۵۰	۳-۴-۳ تعریف چشمه
۵۲	۴-۴-۳ تالی ها
۵۴	۵-۴-۳ تالی مش بندی
۵۶	۵-۳ روش های کاهش واریانس و خطا
۵۶	۱-۵-۳ تعداد ذرات
۵۶	۲-۵-۳ زمان محاسبات
۵۶	۳-۵-۳ کارت CUT
۵۷	۴-۵-۳ کارت های phys
۵۷	۵-۵-۳ کارت VOID
۵۸	۶-۳ نرم افزار shader ware
۵۹	۷-۳ مواد و روش انجام کار
۶۳	۸-۳ شبیه سازی چشمه و اتاق رادیوگرافی با کد MCNPX
۶۷	فصل (۴): تحلیل نتایج و بحث
۶۷	۱-۴ مقدمه

۶۷	۲-۴ نتایج تجربی دزیمتری در رادیوگرافی عمومی
۶۸	۱-۲-۴ مرحله ی اول
۷۰	۲-۲-۴ مرحله ی دوم
۷۲	۳-۲-۴ مرحله ی سوم
۷۵	۳-۴ نتایج حاصل از شبیه سازی و محاسبات توموگرافی کامپیوتری
۷۷	۱-۳-۴ مرحله ی اول
۸۲	۲-۳-۴ مرحله ی دوم
۸۳	۳-۳-۴ مرحله ی سوم
۸۴	۴-۳-۴ نتایج سطح مقطع پراکندگی های برهم کنش فوتون با سرب
۸۵	۵-۳-۴ نتایج مش تالی برای برهم کنش باریکه ی فوتونی و سرب
۹۵	مراجع

فهرست جداول

۳۰	جدول ۱-۲ . ضریب کیفیت ذرات برای محاسبه معادل دز.....
۳۱	جدول ۲-۲. ضرایب وزنی نرمالیزه بافت به ذره برای محاسبه دز موثر.....
۵۸	جدول ۱-۳. مقادیر پیش فرض کارت CUT برای تعدادی از ذرات.....
۶۸	جدول ۱-۴. نتایج دزیمتری در بیمارستان با روپوش سربی در فاصله ۱متری از تیوب.....
۶۹	جدول ۲-۴. نتایج حاصل از دز جذبی در اندام کبد و فاصله ۱متر از چشمه.....
۷۱	جدول ۳-۴. نتایج دُز جذبی در شبیه سازی تصویر برداری AP از اندام های فانتوم MIRD.....
۷۲	جدول ۴-۴. نتایج حاصل از شبیه سازی حاضر از تصویر برداری AP و کار ساماندا و همکاران.....

فهرست اشکال

فصل اول

- شکل ۱-۱. طیف الکترومغناطیسی انواع تابش ۳
- شکل ۲-۱. تصویر انگشتان ماری رنتگن در طی ۴ دقیقه پرتو دهی ۵
- شکل ۳-۱. دیاگرام از لوله پرتو X جزئیات آن ۸
- شکل ۴-۱. نمایی از برخورد الکترون پرتابه، ایجاد اربیتال خالی و تولید پرتو X مشخصه ۹
- شکل ۵-۱. نمایی از نحوه ی تولید تابش ترمزی ۱۰
- شکل ۶-۱. فوتون در پراکندگی کامپتون تحت زاویه ی پراکندگی θ ۴۰
- شکل ۷-۱. طیف پرتو X برای یک هدف تنگستنی در حضور ۱ mm فیلتر آلومینیوم ۱۴
- شکل ۸-۱. (الف) تصویری از دستگاه CT (ب) آشکارساز (ج) قرار گرفتن مکان چشمه ۱۸
- شکل ۹-۱. تصویر مجسمه حاوی ماده حاجب ید ۱۹
- شکل ۱۰-۱. تصویر حاصل از تکنولوژی پیشرفته ی سی تی اسکن ۲۰
- شکل ۱۱-۱. نمودار تعداد فوتون بر حسب ولتاژ و جریان تیوب در دستگاه پیشرفته CT ۲۱

فصل دوم

- شکل ۱-۲. شماتیک از ساختمان داخلی آشکارسازهای گازی ۲۷
- شکل ۲-۲. نمایی از قانون عکس مجذور فاصله ۳۵

شکل ۳-۲. نمایی از منطقه‌ی کنترل شده و کنترل نشده برای حوالی اتاق رادیوگرافی.....۳۸

فصل سوم

شکل ۳-۱. نمونه ای از ورودی کد برای تعریف کارت سلول ۴۰

شکل ۳-۲. نحوه ی نوشتن کارت سطح..... ۴۰

شکل ۳-۳. نمای کلی از برنامه‌ی کد MCNPX و جزئیات آن ۵۰

شکل ۳-۴. نمایی از اتاق و دستگاه رادیوگرافی ۶۰

شکل ۳-۵. فضای اتاق رادیوگرافی شبیه سازی شده در نرم افزار Vised ۶۱

شکل ۳-۶. نمایی از دزیمر مورد استفاده در این آزمون ۶۲

شکل ۳-۷. نمایی از محل قرار گرفتن دزیمر در بین روپوش و بدن آزمایشگر ۶۳

شکل ۳-۸. تصویر ۲ بعدی از مدل چشمه و جزئیات آن در صفحه‌ی XZ ۶۴

شکل ۳-۹. نمایی سه بعدی از اتاق رادیوگرافی شبیه‌سازی شده ۶۵

فصل چهارم

شکل ۴-۱. نتیجه‌ی حاصل از تضعیف فوتونی به ازای ضخامت‌های مختلف سرب و انرژی‌های ۷۰

شکل ۴-۲. طیف شبیه‌سازی شده در این کار توسط کد MCNPX ۷۳

شکل ۴-۳. طیف تجربی حاصل از کار Casta و همکاران ۷۴

شکل ۴-۴. طیف حاصل از کار شهید شهرپاری و همکاران ۷۴

- شکل ۴-۵. نمای سه بعدی از شبیه سازی اتاق و دستگاه سی تی اسکن ۷۵
- شکل ۴-۶. هندسه ی سه بعدی از فانتوم ها و مختصات مکانی آن ها در صفحه ی XY ۷۶
- شکل ۴-۷. نمایی از صفحه XZ در شبیه سازی اسکن سه ناحیه برای فانتوم (۱) ۷۷
- شکل ۴-۸. میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۱ در شبیه سازی اسکن سر ۷۹
- شکل ۴-۹. میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۲ در شبیه سازی اسکن سر ۷۹
- شکل ۴-۱۰. میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۱ در شبیه سازی اسکن سینه ۸۰
- شکل ۴-۱۱. میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۲ در شبیه سازی اسکن سینه ۸۰
- شکل ۴-۱۲. میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۱ در شبیه سازی اسکن شکم ۸۱
- شکل ۴-۱۳. میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۱ در شبیه سازی اسکن شکم ۸۱
- شکل ۴-۱۴. هندسه دو بعدی در مختصات XZ از نحوه قرار گرفتن حفاظ ۸۳
- شکل ۴-۱۵. سطح مقطع های پراکندگی سرب ۸۵
- شکل ۴-۱۶. مش تالی نفوذ فوتون در سرب برای انرژی 80 keV و ضخامت های متغییر سرب ۸۶
- شکل ۴-۱۷. مش تالی نفوذ فوتون در سرب برای انرژی 100 keV و ضخامت های متغییر سرب ۸۷
- شکل ۴-۱۸. مش تالی نفوذ فوتون در سرب برای انرژی 120 keV و ضخامت های متغییر سرب ۸۸

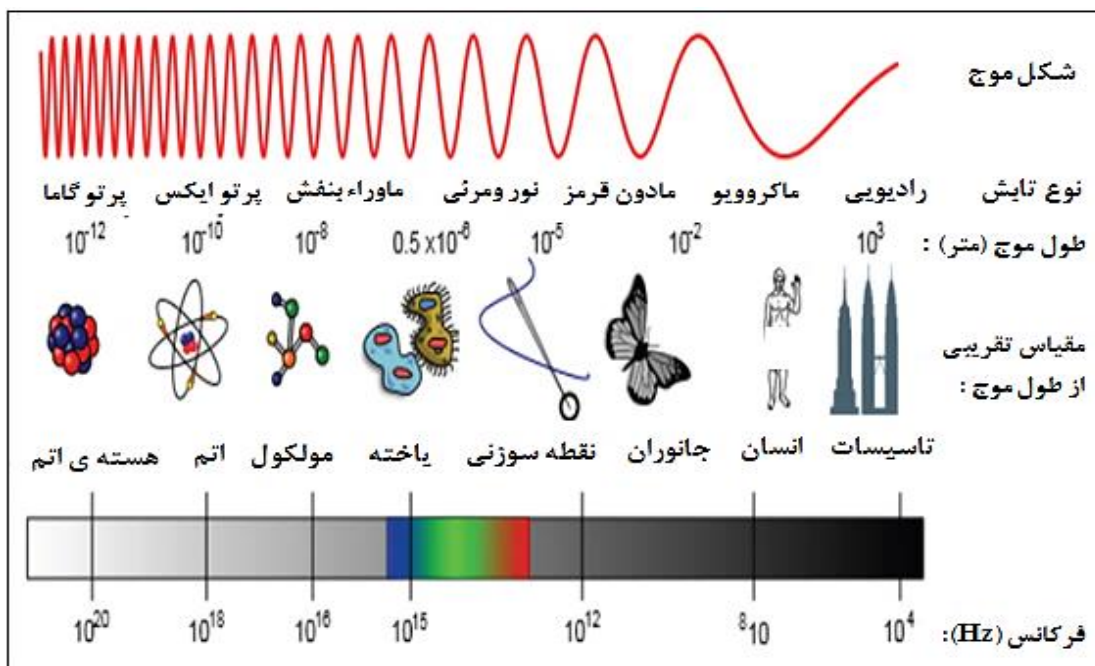
فصل (۱): مروری بر تئوری تابش و پرتو x

۱-۱ مقدمه

انسان‌ها همیشه در معرض انواع مختلفی از تابش‌های یون‌ساز طبیعی و غیرطبیعی قرار دارند. منابعی مانند مواد رادیواکتیو، تجهیزات اشعه‌ایکس که در پزشکی و صنعت کاربرد دارند و در دسته‌ی تابش‌های یون‌ساز غیر طبیعی قرار می‌گیرند. [۸] امروزه اشعه‌ی ایکس به طور گسترده در پزشکی برای تشخیص مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این رابطه می‌توان به سی‌تی‌اسکن، فولوروسکوپی، توموگرافی و رادیوگرافی معمولی اشاره کرد. [۹] از این رو در این فصل به معرفی و توصیف مفهوم تابش، چگونگی تولید پرتو x ، پراکندگی‌های حاصل از آن و در پایان به کاربرد و نحوه‌ی عملکرد دستگاه توموگرافی کامپیوتری و پیشرفت‌های مربوط به آن پرداخته می‌شود.

۱-۲ تابش

تابش الکترومغناطیسی طیف گسترده‌ای از انواع پرتوها را می‌تواند به صورت امواج (با فرکانس‌ها و طول موج‌ها) تحت پوشش قرار دهد، که فوتون‌های پرتوهای x و گاما بانرژی متفاوت نیز از این قبیل تابش‌اند. [۱۰] در پایین‌ترین طیف‌های الکترومغناطیسی امواج رادیویی و امواج فرکانس پایین (طول موج تا 100000 کیلومتر) وجود دارند. امواج میکروویو دارای فرکانس بالاتری از امواج رادیویی هستند و نور مادون قرمز، نور مرئی و نور ماوراء بنفش دارای فرکانس بالاتر از میکروویو بوده و نور مرئی قابل رویت توسط چشم انسان دارای طول موج بین 380 تا 760 نانومتر است. [۱۱] همان‌طور که در شکل (۱-۱) مشاهده می‌کنید، پرتو گاما فرکانس بالاتری بین 0.1 تا 10 نانومتر (معادل با چند keV تا چند MeV) دارند و پرتو x از حدود $1eV$ و کمتر (در محدوده انرژی $100eV$ تا $100keV$) است، در حالی که مقدار انرژی تابش با کاهش طول موج افزایش می‌یابد. وقتی که انرژی کافی برای آزاد کردن الکترون‌ها از اتم‌ها دارد، با عبور از ماده می‌تواند با اتم‌ها برهم‌کنش کند و سبب یون‌سازی در آن شود. [۱۰]



شکل (۱-۱): طیف الکترومغناطیسی انواع تابش

۱-۲-۱ یونش

به فرآیندی که اتم خنثی را به صورت یک بار مثبت یا منفی در می آورد یونش می گویند، وقتی که الکترون مداری از اتم جدا شود یک اتم با بار مثبت به جا می ماند و سبب شکل گیری یک جفت یون (Ion paire) می گردد، در برخی حالتها یک الکترون توسط یک اتم خنثی جذب شده و اتم با بار منفی تبدیل به یک یون منفی می شود. در طی مراحل متعدد در طول مسیر یونش، انرژی ذره تابیده شده در ماده منتقل می شود که در بعضی از برخوردها الکترون جدا شده آنقدر انرژی دارد که در طول مسیرش، مسیرهای دیگری بوجود آورد، که به آن پرتو دلتا می گویند، از طرفی اگر انرژی از دست رفته توسط ذره تابیده در حدی نباشد که الکترون را از اتم جدا نماید اما سبب آن شود که الکترون به یک تراز بالاتر برود که به آن برانگیختگی اتمی (atomic excitation) می گویند. ذرات غیرباردار همانند نوترون ها و فوتون های پرتوهای یونندهی غیرمستقیم (indirectly ionizing) هستند و وقتی با ماده هدف برخورد می کنند باعث آزاد شدن ذراتی می شوند که خود یونندهی مستقیم (ionizing directly) هستند. [۱، ۲]

۱-۲-۲ پرتوهای یون ساز

تابش یون ساز شامل ذرات اتمی یا هسته‌ای هستند که با سرعت کافی برای یون ساز شدن حرکت می‌کنند و دارای انواع متداول مانند ذرات آلفا (۲ پروتون و ۲ نوترون)، بتا (الکترون یا پوزیترون) و پروتون‌ها یا نوترون‌ها است و تابش ذرات معمولاً حاصل از منابع تولید کننده‌ی آن یعنی لوله‌های تولید کننده‌ی پرتو X، شتاب دهنده ذرات (سیکلوترون و سنکروترون منابع مصنوعی تابش)، تابش حاصل از واپاشی و گسیل مواد اکتیویته و راکتورهای و تجهیزات هسته‌ای (منابع طبیعی تابش) می‌باشند، حال اینکه ذرات آلفا و بتا پس از گسیل بسیار یونیزه می‌شوند ولی به داخل بافت نفوذ نمی‌کند، برای نمونه ذرات آلفا می‌توانند با یک ورق کاغذ محافظت شوند، پوزیترون به عنوان پاد الکترون، می‌تواند به طور مستقیم با الکترون‌ها اندرکنش داشته باشد که در این صورت، آنها یکدیگر را نابود و دو پرتو گاما تولید می‌کنند، که در واقع این اساس کار توموگرافی انتشار پوزیترون (PET) است و پرتوهای گامای تولید شده به بافت نفوذ کرده و موجب نگرانی و اثرات نامطلوب بیولوژیکی در طی مطالعه‌ی بالینی می‌شوند. [۱۰]

۱-۳ تاریخچه پرتو X

کشف طیف تابشی قبل از کشف رادیو اکتیو طبیعی صورت پذیرفت، در نیمه اول سده‌ی نوزدهم آقای هاینریش گایسler کشف کرد که اگر لوله‌ای که فاقد هواست تحت ولتاژ بالا تخلیه‌ی الکتریکی گردد سبب درخشش نورهایی با طیف‌رنگی می‌شوند، پس از مدتی آقای ویلیام کروس علت این درخشش را شارش الکترون‌ها دانست و پرتو حاصله را کاتدی نامید.

سپس اشعه‌ی X توسط فیزیکدان آلمانی ویلهلم کونراد رونتگن به صورت کاملاً تصادفی کشف شد، این امر در آزمایشگاه ورزبورگ آلمان انجام گردید، وی در حین انجام آزمایش متوجه شد وقتی که جریان الکتریسیته در یک سیم کاتدی موجب جریان از این سیم در راستای شکاف به سمت یک دیسک آند شارژ شده با بار مثبت شود سبب درخشش در درون لوله می‌شود، به این ترتیب او و همکاران

صفحات با مواد مختلفی پوششی در کنار لوله و مسیر پرتو الکترون قرار داد تا ببیند که آنها چگونه خاصیت فلورسانسی دارند، رونتگن در ۸ نوامبر ۱۸۹۵ در طی آزمایش مشاهده کرد که یک قطعه فیلم عکاسی روی نیمکت که در نزدیکی منبع قرار داده شده بود، در حالی که لوله در جعبه مقوایی سیاه و فیلم در حال ظاهر شدن بود و این ورقه‌ی کاتدی که با باریم - پلاتینو سیانید پوشانیده شده است، اما در مسیر مستقیم اشعه‌ی کاتدی (پرتو الکترون) نبود، وی متوجه شد که نوع دیگری از تابش وجود دارد که از لوله منتشر می‌شود که به غیر از پرتو الکترون است لذا آنرا به اختصار پرتوایکس نامید، سپس تصمیم گرفت تا با این پرتو تصاویر استخوان را ببیند، دست خود را در مقابل صفحه نمایش قرار داد و مشاهده نمود که اشعه از گوشت دستش عبور کرد، او برای بار دوم فیلم عکاسی را زیر دست همسرش ماری و پنجره تابش را روی انگشتان وی قرار داد که در شکل (۱-۲) قابل مشاهده است، سپس به مدت ۴ دقیقه به آن پرتو تابانید، که این کار را در اولین مقاله‌ی خود با عنوان در نوع جدیدی از پرتو ارائه کرد.



شکل (۱-۲): تصویر انگشتان ماری رنتگن در طی ۴ دقیقه پرتو دهی

سال‌ها پس از وی با تلاش ادیسون و همکاریش اولین دستگاه رادیوگرافی ساخته شد و سپس حرفه‌ی رادیوگرافی و کاربرد آن در تشخیص و درمان پزشکی به وجود آمد که امروزه هر روزه بیش از هزاران نفر در سرتاسر جهان تحت آزمون رادیوگرافی از انواع مختلف قرار می‌گیرند. [۱۳، ۱۲]

۱-۳-۱ فیزیک پرتو X

طبق تعریف فیزیکی، اشعه X همان امواج الکترو مغناطیسی با انرژی بالاتر در طیف تابش‌های الکترومغناطیسی تا محدوده‌ی انرژی در ولتاژهای هزار ولت است و از طیف الکترونی پر انرژی منتشر می‌شود، که الکترون‌ها باید به مقدار بیشینه از انرژی جنبشی برسد تا در یک فاصله‌ی زمانی به آند برخورد کند:

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2 \quad (1-1)$$

در رابطه‌ی فوق m جرم جسم و v سرعت الکترون است، لذا سرعت باید آنقدر بیشینه باشد تا بتواند الکترون را به دیسک آند برساند و سبب تولید پرتو ایکس شود، با ولتاژ فوق العاده‌ای که توسط ترانسفورماتور ولتاژ بالا تامین می‌شود، الکترون‌ها به سرعتی بیش از نصف سرعت نور می‌رسند به گونه‌ای که در این سرعت آنها می‌توانند یک دور کامل، دور کره‌ی زمین را در یک ثانیه بچرخند، علاوه بر این با این سرعت باور نکردنی می‌توانند در محدوده‌ی کمتر از یک اینچ از رشته کاتدی به آند رسیده و سبب تولید پرتو X شوند. [۱۲] می‌توان با تبدیل واحد ساده حداکثر انرژی را برای یک اشعه‌ی ایکس برای یک الکترون که در معرض آند قرار دارد و سرعت آن ۵۶٪ سرعت نور است، بدست آورد و برای سرعت الکترون داریم :

$$3 \times 10^8 \text{ m/s} \times 0.56 = 1.68 \times 10^8 \text{ m/s}$$

$$1.68 \times 10^8 \text{ m/s} \quad (2-1)$$

با استفاده از سرعت الکترون و جرم آن ($m_e = 9.1 \times 10^{-31} \text{ Kg}$) از رابطه‌ی فوق داریم :

$$E_k = \frac{1}{2} \left(9.1 \times 10^{-31} \text{ Kg} \right) \times \left(1.68 \times 10^8 \text{ m/s} \right)^2 = 1.254 \times 10^{-14} \text{ J} \quad \rightarrow$$

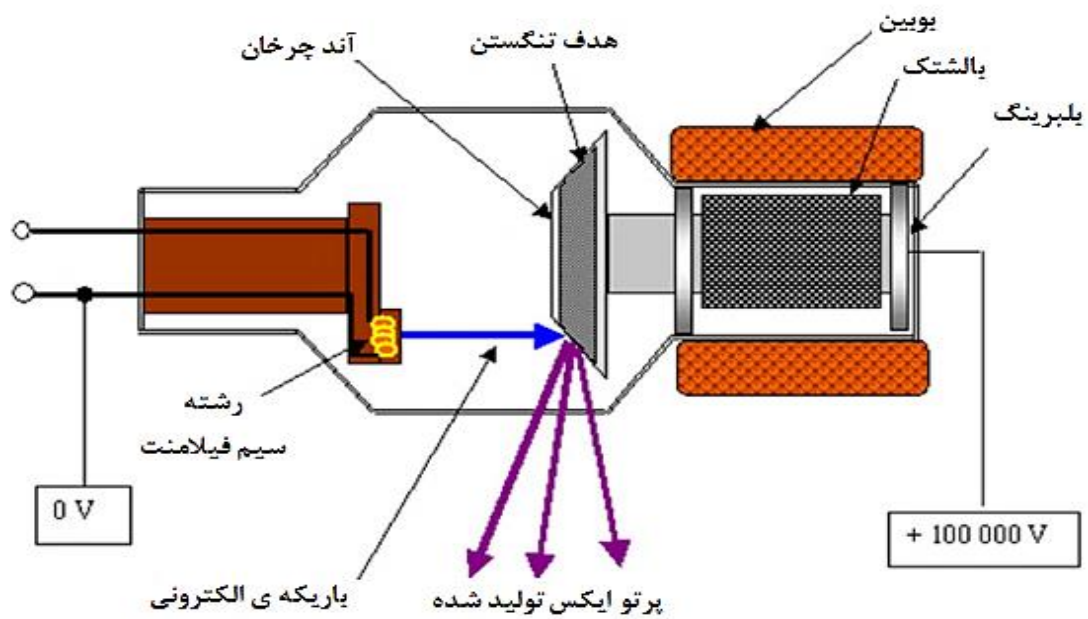
$$\frac{J_{ol \rightarrow Kv}}{1/26 \times 10^{-16}} \times 10^2 = 82 \text{ Killo volt} \quad (3-1)$$

لذا به این نتیجه که یک الکترون پرتابه دارای ۵۶٪ سرعت نور به طور کامل توسط برخورد با اولین اتم متوقف می‌شود و پرتو X حاصله ۸۰ KV انرژی دارد، می‌رسیم (طبق نظریه‌ی نسبیت اینشتین: ذره‌ای با سرعت نزدیک به سرعت نور و با جرم معلوم انرژی را بدست خواهد داد). [۵]

$$m = \frac{c^2}{E} \rightarrow E = mc^2 \quad (4-1)$$

۱-۳-۲ تیوب پرتو X

تولید کننده‌ی فوتون‌های کاربردی با انرژی مشخص به منظور تصویربرداری و پرتو نگاری، تیوب پرتو X می‌باشد، که نحوه‌ی عملکرد آن به سه عامل اصلی وابسته است، در شکل (۱-۳) شماتیک از لوله را مشاهده می‌کنید که در آن رشته سیم فیلامنت به عنوان کاتد برای تولید الکترون‌ها که با یک ولتاژ بالا تغذیه می‌شود، از طرفی متمرکز کننده برای جهت دادن به الکترون‌های تولید شده به کار می‌رود و آند (تارگت) چرخنده با سرعت بالا که معمولاً جنس آن از تنگستن بوده و نقش آن پس از اندرکنش با الکترون‌ها، تولید پرتو است. از طرفی جنس شیشه لوله از پیرکس بوده و لوله‌های پرتو X که امروزه توسط شرکت‌های سازنده‌ی آن تولید می‌شود تحت عنوان لوله‌های تک قطبی نام دارند و در بیشتر دستگاه‌های پرتو X از این نوع لوله‌ها استفاده می‌شود، لذا تعداد فوتون‌هایی که در هر واحد زمانی منتشر می‌شود، توسط جریان (mAs) و ولتاژ (KVP) کاتد کنترل می‌شود و حداکثر انرژی فوتون منتشر شده بر حسب keV است. [۱۲، ۱]



شکل (۳-۱): شماتیک از لوله پرتو X جزئیات آن [۱۴]

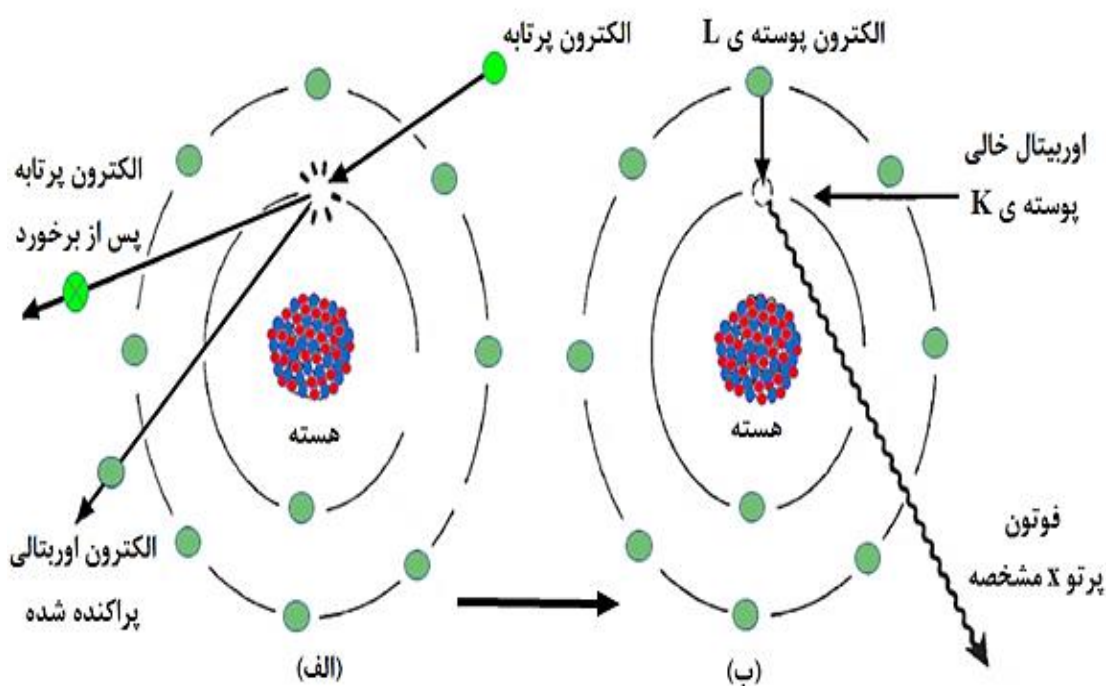
۱-۳-۳ برهم کنش در آند

یک الکترون پرتابه وقتی که به آند برخورد می نماید، به اتم های آن نفوذ می کند که در واقع اصل تولید پرتو X بر مبنای برهم کنش در آند است، بنابراین برای الکترون پرتابه به منظور عبور از ابعاد اتم قبل از برخورد، دو حالت رخ می دهد که در حالت اول الکترون پرتابه ممکن است با یک اوربیتال الکترونی مشخص در اتم برهم کنش داشته باشد و تولید پرتو X مشخصه نماید و حالت دوم اینکه الکترون ممکن است با هسته ی اتم وارد برهم کنش شود و سبب تولید تابش ترمزی شود. [۱۲]

۱-۳-۴ پرتو X مشخصه

بر اساس مدل لایه ای اتم یک الکترون با انرژی جنبشی E با الکترون های اطراف هسته برخورد می کند و منجر به خروج یک الکترون مداری (یکی از لایه های N, M, L, K) می شود، با خروج یک الکترون، اتم یونیزه می شود. انرژی الکترون برخورد کننده به اندازه ی $E_0 - \Delta E$ کاهش خواهد یافت که ΔE انرژی داده شده به الکترون مداری است. یک بخش از انرژی ΔE صرف غلبه کردن بر نیروی پیوندی الکترون با هسته (یعنی انرژی بستگی هسته) و مابقی آن به صورت انرژی جنبشی الکترون خارج شده ظاهر

می‌شود. با توجه به شکل (۴-۱) هنگامی که یک حفره در پوسته‌ای از مدار ایجاد شد، یک الکترون از مدارهای بالاتر این جای خالی را پر می‌کند و سپس انرژی به شکل تابش الکترومغناطیس منتشر می‌شود که این نوع تابش پرتو X مشخصه نام دارد و الکترون‌های برخورد کننده به آند در لوله‌ی پرتو X عامل تولید پرتو X مشخصه هستند.



شکل (۴-۱) : نمایی از برخورد الکترون پرتابه، ایجاد اربیتال خالی و تولید پرتو X مشخصه

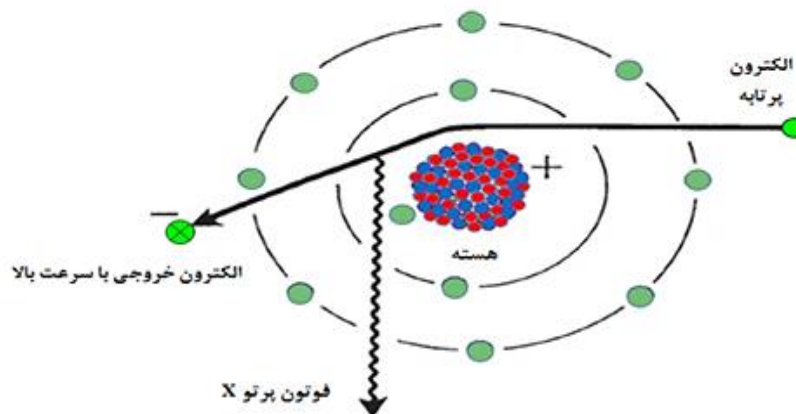
باید خاطر نشان کرد که برخلاف پرتو برمشترلانک، پرتو X مشخصه طیف انرژی‌های ناپیوسته دارند و در صورت انتقال الکترون از لایه L به K، فوتون گسیلی دارای انرژی زیر هستند:

$$h\nu = E_K - E_L \quad (۵-۱)$$

که در آن E_L و E_K انرژی پیوند الکترون در لایه‌ی K و L است و کمینه انرژی که الکترون باید دارا باشد تا بتواند موجب خروج یک الکترون از اتم شود را انرژی جذب بحرانی می‌نامند. [۱۲، ۱]

۱-۳-۵ تابش ترمزی

پیش بینی فرآیند تابش ترمزی، توسط تئوری ماکسول در مورد تابش‌های الکترومغناطیسی امکان پذیراست. [۱۳] مشابه شکل (۵-۱) اگر الکترون از نزدیکی هسته‌ی اتم عبور کند، بر هم‌کنش با هسته باعث می‌شود که الکترون متوقف یا از سرعت آن کاسته شود، یعنی انرژی جنبشی الکترون از دست رفته و به صورت یک فوتون منتشر می‌شود، البته الکترون با سرعت بالا می‌تواند در فواصل مختلف از هسته عبور نماید، و الکترونی که از فاصله‌ی بسیار نزدیک می‌گذرد به دلیل جاذبه‌ی کولنی قوی هسته، هر چه بیشتر به آن نزدیک خواهد شد، حال هر چه این فاصله به هسته کمتر باشد در عوض فوتون پرتو X ناشی از هسته، پر انرژی‌تر خواهد بود. تابش ترمزی که در فاصله‌های مختلف از هسته هدف رخ می‌دهد، طیف پیوسته‌ای از انرژی اشعه‌ی ایکس را منجر می‌شود. در الکترون‌های با انرژی پایین‌تر از ۱۰۰ کیلو الکترون‌ولت پرتوهای X گسیل شده تقریباً بطور مساوی در همه جهات منتشر می‌شوند. وقتی که انرژی جنبشی الکترون‌ها افزایش می‌یابد، برای گسیل پرتوهای X با انرژی بالا (شتاب دهنده‌ها) از هدف‌های عبوری استفاده می‌کنند، که در این هدف‌ها الکترون‌ها از یک طرف هدف بمباران کننده و از طرف دیگر پرتو ایکس خارج می‌شود. در تیوب‌های پرتو X با انرژی پایین بدلیل مزایای تکنیکی، حالت بهینه تولید پرتو X در همان جهت هدف (زاویه‌ی ۹۰ درجه با جهت باریکه الکترونی) می‌باشد. [۱۲،۳]



شکل (۵-۱): نمایی از نحوه‌ی تولید تابش ترمزی

۴-۱ برهم کنش پرتو با ماده و پراکندگی ذرات

به طور کلی بحث در مورد برهم کنش پرتوهای فوتونی با ماده به چهار نوع پراکندگی تقسیم می‌شود: اثر فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون (ناهمدوس)، پراکندگی همدموس (تامسون یا رایلی) و تولید زوج، برهم کنش‌های مذکور اهمیت فراوانی در شناخت و توجیه پدیده‌های فیزیکی مربوط به پراکندگی ذرات دارند، که در این بخش توصیف می‌شود.

۱-۴-۱ اثر فوتوالکتریک

اثر فوتوالکتریک هنگامی اتفاق می‌افتد که انرژی فوتون اشعه‌ی ایکس ورودی کمی بالاتر از انرژی بستگی پوسته هدف باید صرف شود تا الکترون را از مدار خارج کند و مقدار کمی از باقی مانده‌ی این انرژی به طور مستقیم به انرژی جنبشی یا سرعت فوتو الکترون تبدیل گردد که انرژی فوتو الکترون از رابطه‌ی زیر بدست می‌آید:

$$E_{pe} = E_B - E_{KE} \quad (۱ - ۶)$$

که در رابطه‌ی فوق E_{pe} انرژی داده شده به فوتون اشعه‌ی ایکس است و E_B انرژی بستگی برای اربیتال الکترونی است و E_{KE} انرژی جنبشی الکترون پس‌زده شده است. [۱۲،۳]

۲-۴-۱ پراکندگی کامپتون

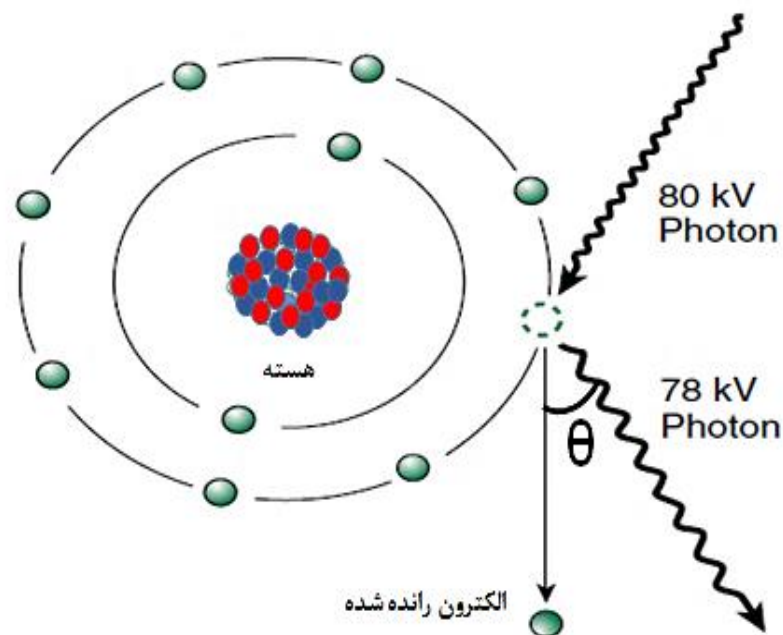
پراکندگی کامپتون حاصل برخورد میان فوتون و الکترون مداری پوسته‌ی خارجی تر هسته‌ی اتمی است، برهم کنش شبیه به برخورد میان فوتون و یک الکترون آزاد است فوتون در پراکندگی کامپتون ناپدید نمی‌شود، بلکه تحت زاویه‌ی پراکندگی θ همان‌طور که در شکل (۱-۶) قابل مشاهده است، منحرف شده و بخشی از انرژی آن به الکترون باقیمانده منتقل می‌شود، بنا براین فوتون در این فرآیند انرژی از دست می‌دهد. انرژی فوتون پراکنده شده به ازای زاویه‌ی θ پراکندگی با توجه به ملاحظات بقای انرژی و اندازه حرکت خطی، بر طبق رابطه‌ی زیر است :

$$E_{SC} = \frac{E_0}{1 + \left(\frac{E_0}{0.511}\right)(1 - \cos \theta)} \quad (7-1)$$

که در آن E_0 و E_{SC} به ترتیب انرژی‌های فوتون فرودی و پراکنده شده هستند بنا براین انرژی الکترون باقیمانده E_{re} به فرم زیر است :

$$E_{SC} = E_{re} - E_0 \quad (8-1)$$

انرژی منتقل شده، به چگالی، عدد اتمی، یا هر خاصیت دیگری از ماده جذب‌کنند بستگی ندارد و پراکندگی کامپتون فقط یک برهم‌کنش فوتون - الکترون است و به انرژی فوتون فرودی بستگی دارد. در انرژی‌های کم (یعنی ۱۰ keV تا ۱۰۰ keV در محدوده‌ی رادیوگرافی) بیش‌ترین شدت فوتون‌های پراکنده شده، در جهت رو به جلو و یا عقب آشکارساز است. در حالی که کمینه شدت تابش در زاویه‌ی قائم (۹۰ درجه) نسبت به جهت فوتون‌های فرودی ثبت می‌شود. در انرژی‌های بالاتر (بیشتر از ۱ MeV) پراکندگی کامپتون در صورتی که با اتم‌های یک ماده برخورد می‌کند ممکن است پراکندگی‌های حاصله موجب تولید پراکندگی چندگانه‌ی کامپتون شود و در نهایت به صورت یک فوتوالکترون از ماده خارج شود و یا جذب آن ماده شود. [۱۲،۳]



شکل (۱-۶): فوتون در پراکندگی کامپتون تحت زاویه‌ی پراکندگی θ

۱-۴-۳ پراکندگی همدوس

پراکندگی همدوس یا رایلی نوعی برهم کنش است که در بین فوتون و کل اتم رخ می دهد. به دلیل جرم بسیار زیاد یک اتم (در مقایسه با الکترون در فرایند پراکندگی کامپتون) انرژی پس زده بسیار اندکی توسط اتم جذب می شود، بدین ترتیب فوتون بدون هیچ اتلاف انرژی محسوسی منحرف می شود. پراکندگی همدوس تنها در انرژی های پایین مورد توجه است یعنی کوچکتر یا مساوی 50 keV این موضوع می تواند در برخی از اندازه گیری های دقیق تراگسیل فوتون در پوشش پرتونگاری رایانه ای پرتو X اهمیت داشته باشد. چون این فعل و انفعالی است که منجر به دور شدن فوتون ها از باریکه فوتونی می شود، پراکندگی همدوس همچنین در بلورشناسی با پرتو ایکس بر هم کنشی قابل توجه است، اما از آنجایی که فرآیندی موثر برای انتقال انرژی فوتون به ماده محسوب نمی شود، در پزشکی هسته ای اهمیت کاربردی ندارد. [۳]

۱-۴-۴ تولید جفت

تولید جفت هنگامی رخ می دهد که یک فوتون با میدان الکتریکی ذره ی باردار برهم کنش کند. برهم کنش معمولاً با هسته ی اتمی صورت می گیرد، اما گاهی اوقات با الکترون نیز انجام می شود، در تولید زوج فوتون ناپدید شده و انرژی برای ایجاد یک زوج الکترون مثبت -منفی به کار می رود. چون هر الکترون جرم سکونی معادل با 0.511 MeV دارد، انرژی فوتون کمینه $1.022 \text{ MeV} = 2 \times 0.511 \text{ MeV}$ باید برای روی دادن تولید جفت قابل دسترس باشد، اختلاف بین انرژی فوتون فرودی (E_0) و 1.022 MeV (انرژی لازم برای ایجاد تولید زوج)، به صورتی که انرژی جنبشی در میان دو الکترون E_{e^+} و E_{e^-} تقسیم می شود.

$$E_{e^+} + E_{e^-} = E_0 - 1.022 \text{ MeV}$$

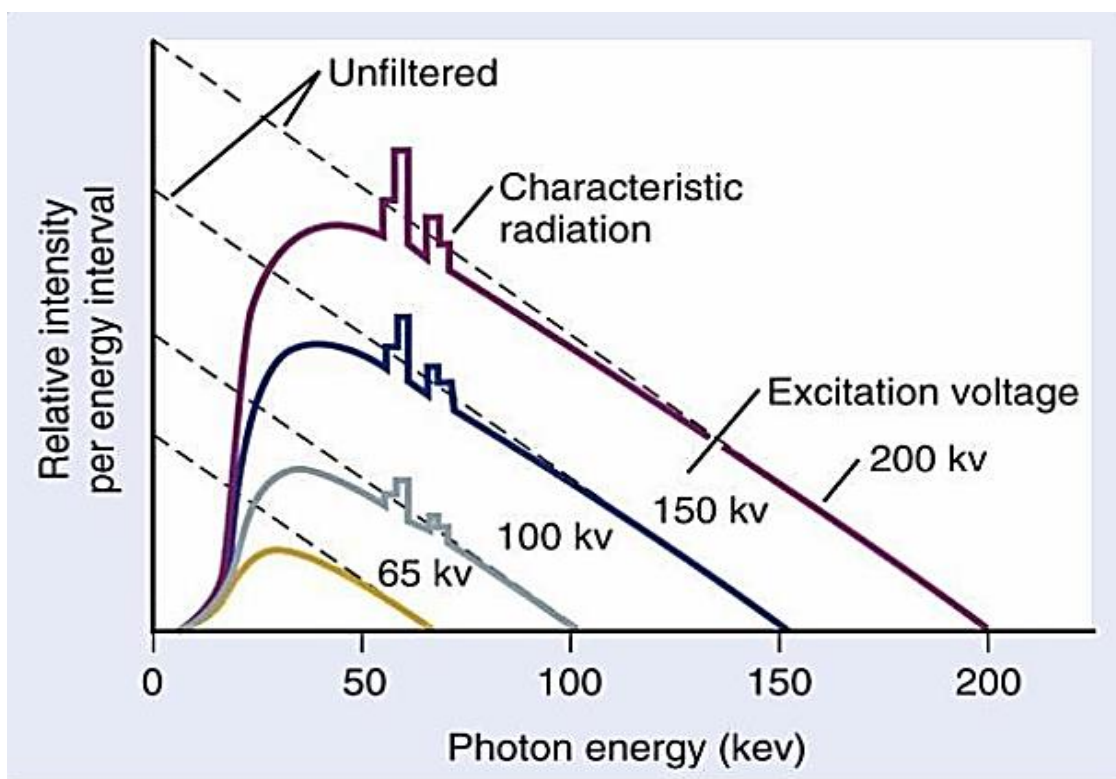
تولید جفت بخشی از اساس کار دستگاه های PET است و توسط شتاب دهنده انجام می شود. [۳]

۱-۵ طیف انرژی و فیلتراسیون

فوتون‌های تولید شده از تیوب پرتو X انرژی یکنواختی ندارند و برای اینکه طیف نهایی پرتو ایکس به منظور استفاده در امور رادیوگرافی به طور عملی کاربردی شود، علاوه بر قواعدی که برای تولید لوله های پرتو ایکس توسط شرکت‌های سازنده در نظر گرفته می‌شود، باید پارامتر فیلتراسیون برای گرفتن کنتراست در تصویربرداری و کیفیت آن مد نظر قرار گیرد، که بخش جاری مختص این موضوع است.

۱-۵-۱ طیف انرژی پرتو X

فوتون‌های تولید شده از لوله پرتو X انرژی یکنواختی ندارند، به عبارتی دیگر طیف نهایی پرتو ایکس ترکیبی از طیف پیوسته برمشترلانک و گسسته‌ی پرتو مشخصه است، حال اگر هیچ نوع فیلتر افزودنی در مقابل باریکه پرتو وجود نداشته باشد، طیف انرژی بصورت خط راست (در شکل (۱-۷) برای هدف تنگستنی به صورت خط‌چین) خواهد بود.



شکل (۱-۷): طیف پرتو X برای یک هدف تنگستنی در حضور ۱mm فیلتر آلومینیوم [۱]

شکل بیناب پرتو X به ولتاژ کار گرفته شده در تیوب، بر هم کنش‌های چندگانه در داخل هدف و فیلتراسیون باریکه پرتو وابسته است و از نظر محاسباتی با استفاده از معادله‌ی کرامر داریم:

$$I_E = KZ(E_m - E)$$

که I_E شدت فوتون‌های با انرژی E ، Z عدد اتمی هدف، E_m ماکزیمم انرژی فوتون و k ضریب تناسب است، از طرفی محتمل‌ترین انرژی بیشینه‌ای که فوتون ترمزی می‌تواند داشته باشد، برابر انرژی الکترون برخورد کننده است و ماکزیمم انرژی بر حسب کیلوالکترون ولت از نظر عددی برابر با کیلو ولتاژ ماکزیمم (KVP) بکار رفته در تیوب می‌باشد. [۱]

۱-۵-۲ فیلتر ذاتی

طیف انرژی فیلتر نشده به طور قابل ملاحظه‌ای تحت تاثیر فیلتر ساختمان لوله پرتو ایکس با نام فیلتراسیون ذاتی (جذب در هدف، دیواره شیشه‌ای تیوب و پنجره نازک بریلیم یا پیرکس) تغییر می‌کند و این فیلتر اولیه در تیوب‌ها، معمولاً معادل ۰/۵ تا ۱ میلی‌متر آلومینیوم است. [۱]

۱-۵-۳ فیلتر افزودنی

با افزودن فیلترهایی که در خارج از تیوب قرار می‌گیرند، طیف تغییر بیشتر می‌کند و هنگامی که فیلتر افزایش یابد، باریکه‌ی عبوری سخت‌تر می‌شود و میانگین انرژی افزایش و در نتیجه قدرت نفوذ افزایش می‌یابد. بنابر این ترکیبی مناسب از ولتاژ و فیلتراسیون برای بدست آوردن سختی مناسب برای کیفیت باریکه پرتوها و شدت مورد قبول لازم است. در گستره‌ی رادیولوژی تشخیصی و پرتو X سطحی از فیلتر آلومینیوم و برای سخت کردن باریکه استفاده می‌شود. لایه‌ی نیم جذب چنین باریکه‌هایی بر حسب mm Al تعریف می‌شوند. [۱، ۱۲]

۱-۶ کاربرد های پرتو x

در تصویربرداری توسط پرتو X که به دلیل توانایی نفوذ فوتون های پرتو ایکس و برهم کنش آن با موادی مانند بافت بدن انسان، اشیاء و مواد ترکیبی از چند ماده دارای چگالی اتمی مختلف مانند آلیاژ، یاخته، استخوان و غیره، نتیجه ی نهایی تصویری حاوی اطلاعات در مورد جزییات ساختاری آنها است که بسته به نوع زمینه ی کاربرد آن می تواند برای کاربران مفید واقع شود. از کاربردهای مهم پرتو X می توان به استفاده در زمینه تحقیقاتی مرتبط با فناوری نانو، بلورشناسی با پرتو X (بررسی جزییات ساختاری مواد) در زمینه ی صنعتی به تشخیص و بررسی نقایص ساختاری جهت کنترل کیفیت قطعات تولیدی با استفاده از اسکنرهای صنعتی و در زمینه ی تشخیص پزشکی به کاربردهای تشخیصی در رادیولوژی معمولی، ماموگرافی، فلوروسکپی، آنژیوگرافی، اسکن (CT) ، همین طور در زمینه ی درمان به رادیوتراپی با پرتو X و در زمینه ی امنیتی به کاربرد آن در بازرسی پلیس راه های مرزی به منظور حفاظت و امنیت راه ها و همین طور فرودگاه ها اشاره کرد که در ادامه دستگاه CT اسکن شرح داده شده است. [۱، ۱۵]

۱-۷ اسکن توموگرافی کامپیوتری و اصول عملکرد آن

یکی از دستگاه های تشخیصی در تصویربرداری پزشکی که امروزه کاربرد گسترده ای دارد اسکن توموگرافی کامپیوتری است و اساس کار آن استفاده از پرتوهای X یون ساز می باشد، از طرفی این دستگاه به عنوان کالای پزشکی توسط شرکت های مختلف تجاری در انواع مدل ها و با قابلیت های جدید ساخته شده و به بازار عرضه می گردند. این دستگاه در تصویر برداری تشخیصی از اندام های بدن بیماران مانند مغز، قفسه سینه، دستگاه گوارشی، معده، رگ های قلب، عروقی مداخله ای و ... مورد استفاده قرار می گیرد.

دستگاه مذکور متشکل از چند بخش اصلی است که عبارتند از: گانتری، کولیماتور، ژنراتور تولید کننده ی ولتاژ بالا (۸۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون ولت)، کابل های ولتاژ بالا، تخت بیمار و سیستم کنترل

دیجیتالی کاربر تشکیل شده است، لذا در ادامه به طور خلاصه نحوه‌ی عملکرد گانتری و کولیماتور شرح داده شده‌اند. [۱۵]

۱-۷-۱ عملکرد گانتری

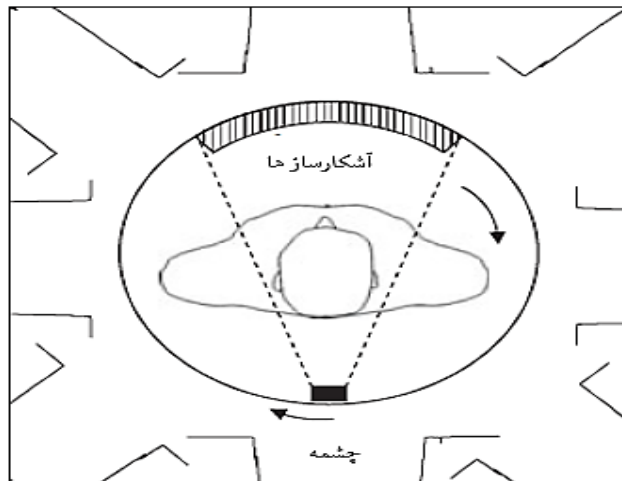
این قطعه از دستگاه دارای دو بخش دوار و ثابت است، در بخش دوار آن تیوب پرتو X در یک جهت و در طرف مقابل آن آشکارسازهای سوسوزن حالت جامد از جنس سرامیک گادولینیم با ناخالصی اکسید سولفید Gd_2O_3 به علت ضریب جذب بالای پرتو قرار گرفته‌اند و سرعت چرخش گانتری حدوداً یک دور در $0/3$ تا ۱ ثانیه است، در بخش ثابت گانتری کلیه‌ی مدارهای الکترونیکی رابط بین قسمت دوار و سایر قسمت‌های دستگاه سی‌تی‌اسکن وجود دارد. نمایی از درون گانتری در شکل (۱-۸) نشان داده شده است. هنگامی که بیمار در مرکز کانون گانتری قرار می‌گیرد، بخش دوار حول بدن بیمار دوران می‌کند و تصویربرداری به ازای زوایای 180 تا 360 درجه از بدن بیمار را انجام می‌دهد. این مجموعه به دو صورت هلیکال و اسپیرال به منظور تصویربرداری طراحی شده و کاربرد دارند. [۱۵]



(ب)



(الف)



(ج)

شکل (۸-۱): (الف) تصویری از دستگاه CT (ب) آشکارسازها (ج) قرار گرفتن مکان چشمه و آشکارسازها و جهت چرخش گانتری حول بدن بیمار [۱۵]

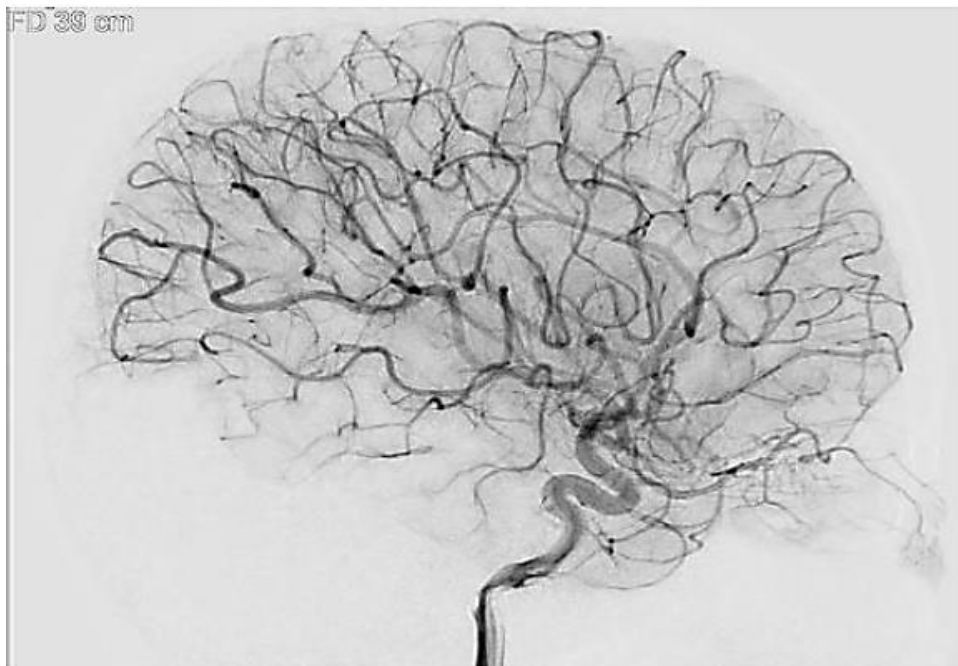
۱-۷-۲ عملکرد کولیماتور

نحوه‌ی عملکرد این قطعه‌ها که جنس آنها معمولاً از سرب است در تکنیک تصویربرداری سی‌تی اسکن حائز اهمیت بوده و با استفاده از آن پرتو را از حالت مخروطی به صورت کانونی در می‌آورند و همین‌طور دامنه‌ی پرتو را با توجه به نوع معاینه افزایش یا کاهش می‌دهند. از این‌رو برای دستگاه سی‌تی اسکن در مقابل چشمه پرتو X، از دو نوع کولیماتور استفاده می‌شود، کولیماتور اول پرتو را به عرض زوایای ۴۵ تا ۶۰ درجه محدود می‌کند و کولیماتور دوم که نسبت به اولی در حالت عمود و بر روی آن قرار دارد و سبب محدود شدن پرتو به مقدار ۱ تا ۵ میلی‌متر یا بیشتر بر روی ضخامت قطعه‌ی مورد نظر (سمت سر یا پای بیمار) باعث تولید باریکه‌ی باد بزی می‌شود. [۱۵]

۱-۷-۳ توموگرافی کامپیوتری با مواد کنتراست و بدون آن

در این روش تصویربرداری از دو طریق که ابتدا برای پرتونگاری مقطعی عمقی از بافت یا اندام بیمار است و با تنظیم‌های کنسول دیجیتالی در سیستم سی‌تی اسکن توسط اپراتور، تنظیم ولتاژ، جریان،

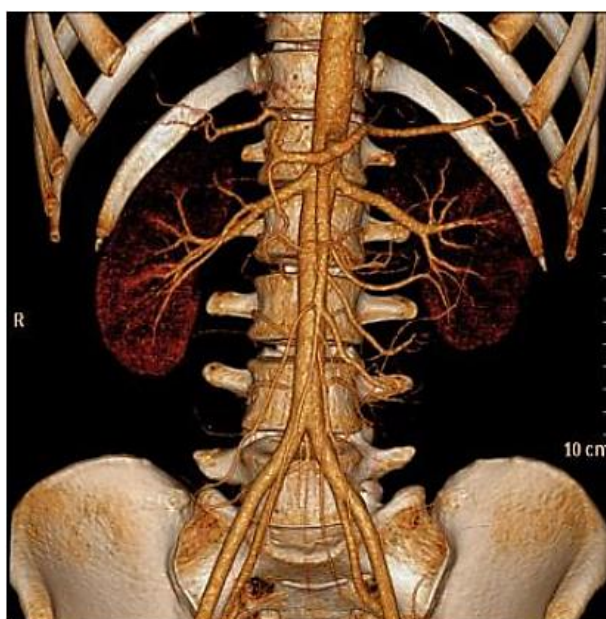
اکسپوژر و سایر تنظیم‌ها برای حصول وضوح فضایی تصویر و قابل تشخیص بدون نیاز به مواد کنتراست، تصویر را بدست می‌آورند. حالت دیگر بسته به مواد اسکن شده، عبور پرتو از طریق بافت، استخوان و در بعضی موارد، ایمپلنت‌های فلزی، موجب تضعیف به طور خطی می‌شوند، هنگامی که تغییر طیف تابشی با توجه به تغییر وضوح، یک شرط مهم برای بازسازی تصویر در CT است، تصاویر با مشکل مواجه می‌شوند. یک راه حل برای این موضوع سخت‌تر نمودن طیف پرتو X است که این اجازه را به شناسایی مواد و تفکیک مناسب طیف و تمایز بافت می‌دهد. از طرفی برای حصول نتایج دقیق‌تر در تصویربرداری با CT از موادهای کنتراست (حاجب) به صورت تزریق وریدی یا خوراکی به بیمار، مانند ید (I) (برای آنژیوگرافی) و باریوم سولفات یا گادولونیوم (بررسی دستگاه گوارش) به عنوان مثال توسط لایه‌ی جذب k اتمی با جذب اشعه‌ی X در ولتاژ فوتون‌های $33/2 \text{ keV}$ و $37/4 \text{ keV}$ و $50/2 \text{ keV}$ مورد ارزیابی قرار می‌گیرند. تغییر طیف پرتو اولیه و یا اندازه‌گیری شده نسبت فوتون‌های سخت و نرم در بیمار برای آشکارسازی جزئیات است، شکل (۱-۹) نمونه‌ای از تصویر رگ‌های حاوی ماده‌ی کنتراست ید برای ساختار پیچیده از مغز را نشان می‌دهد. [۱۷،۱۶]



شکل (۱-۹) : تصویر مجسمه حاوی ماده حاجب ید [۱۶]

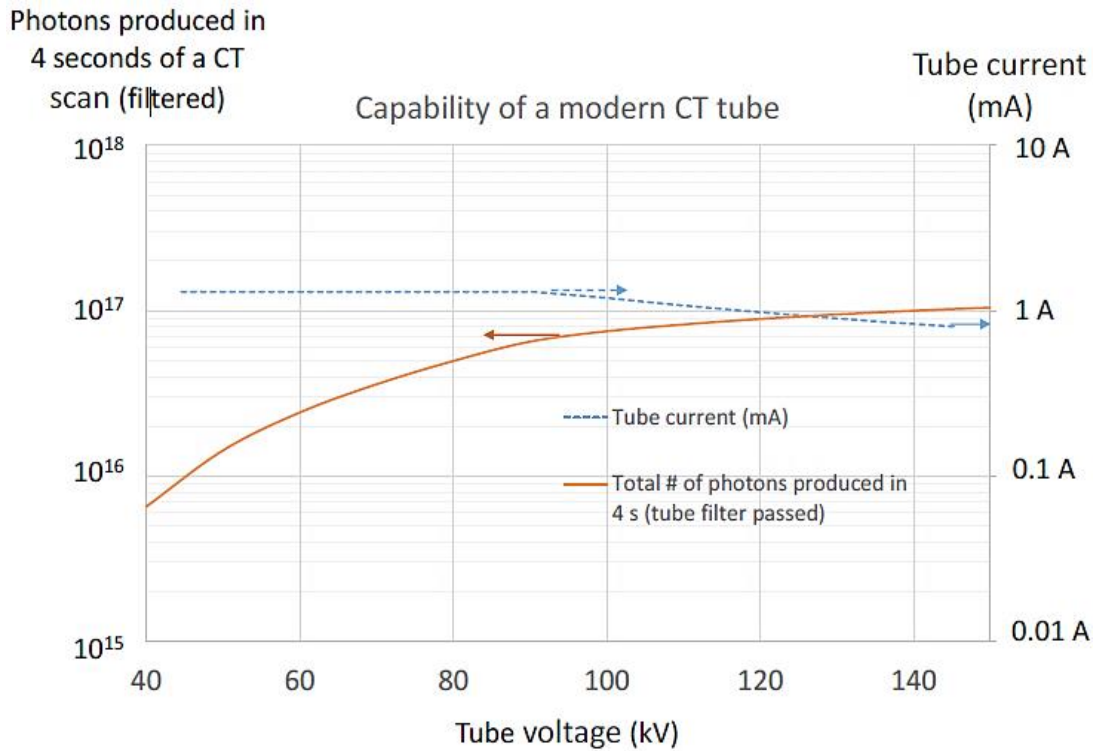
۱-۷-۴ پیشرفت‌های پرتو X در زمینه‌ی تشخیصی

یکی از پیشرفت‌های حال حاضر پرتو X در نسل جدید از سیستم‌های توموگرافی کامپیوتری رنگی است که در سال‌های اخیرا ساخته شده‌اند و با اسکن از اندام‌های مختلف بیماران به صورت قطعه‌های برشی و با چسباندن این قطعه تصاویر و شبیه‌سازی توسط رایانه‌ها با سرعت بالا، نتایج را به صورت رنگی و سه‌بعدی با تفکیک اندام‌های داخلی بدن بیمار در اختیار کاربران قرار می‌دهند. نمونه‌ای از تصویر حاصل از تکنولوژی پیشرفته‌ی سی‌تی‌اسکن را در شکل (۱-۱۰) مشاهده می‌کنید. [۱۸]



شکل (۱-۱۰): تصویر حاصل از تکنولوژی پیشرفته‌ی سی‌تی‌اسکن [۱۸]

از طرفی یکی از مزایای این دستگاه‌های جدید در تولید تعداد فوتون‌هایی در حد 2×10^{16} فوتون در هر ثانیه است که نسبت به نسل‌های قدیمی‌تر در انرژی‌های ۸۰ تا ۱۴۰ کیلوولت پیک از برتری خاصی برخوردار هستند و موجب تسریع در زمان در حدود ۴ ثانیه برای بازسازی تصویر شده‌اند. شکل (۱-۱۱) تعداد فوتون تولید شده بر حسب ولتاژ و جریان به کار رفته در تیوب را نشان می‌دهد، این مولفه‌ی مهم سبب می‌شود تا در تصویربرداری، کیفیت بهتری از تصاویر حاصل شود و همچنین زمان کمتری برای تصویربرداری صرف شود که به لحاظ ایمنی در برابر تابش برای بیماران می‌تواند دارای اهمیت باشد.



شکل (۱-۱) : نمودار تعداد فوتون بر حسب ولتاژ و جریان تیوب در دستگاه CT پیشرفته [۱۶]

در این فصل با شروع از تئوری فیزیک تابش و پرتو X به کاربردها و پیشرفت‌های اخیر آن در CT رسیدیم، که با وجود این پیشرفت‌ها همچنان نگرانی‌های مربوط به پرتوگیری از دستگاه‌های رادیوگرافی و رادیوتراپی به عنوان دغدغه‌ای مهم برای سازمان‌های ناظر و همین طور جوامع بشری تلقی می‌گردد، لذا در فصل بعد به دلیل اهمیت و ارتباط بین پرتودهی و چگونگی اندازه‌گیری تابش و عوامل و کمیت‌های وابسته به آنها، در مورد مبانی آشکارسازی و دزیومتری تابش و حفاظت در برابر این پرتوها بحث می‌شود.

فصل (۲): آشکارسازی تابش و حفاظت در برابر پرتو



۲-۱ مقدمه

برای محققان که در عرصه‌ی دزیمتری در حال انجام پژوهش و تحقیق هستند، در ارزیابی دزیمتری از سایت‌ها، دستگاه‌ها و مواد تابش‌زا، کارکنان و پرسنلی که در عرصه‌های مختلف تحقیقاتی، صنعتی و پزشکی به دلیل ارتباط کاری و همین‌طور بیماران به علت تحت تشخیص یا درمان بودن برای موارد بالینی که به دو صورت مستقیم و غیر مستقیم در معرض تابش‌های یون‌ساز قرار می‌گیرند، انرژی این پرتوها دارای اهمیت فراوان است. ابتدا باید توسط آشکارسازهای پرتو، میزان دز اندازه‌گیری و مشخص شود، سپس با استفاده از محاسبات و ارزیابی دز نسبت به طراحی حفاظ، بهینه‌سازی و حفاظت در برابر این پرتوها تدابیر شایسته اعمال گردد، از طرفی انرژی جذب شده در بافت زنده (دز پرتو)، عامل مهمی در احتمال بروز و شدت اثرات بیولوژیکی پرتو به شمار می‌رود و در صورت اطلاع از میزان شدت پرتوی ورودی به بدن بیمار، دز جذبی قابل محاسبه و اندازه‌گیری است. در تخمین خطرهای واقعی عوامل دیگری مانند اثرات بیولوژیک نسبی پرتو و حساسیت بافت نیز نقش اساسی را ایفا می‌کنند.

بنابراین در این فصل به مبانی آشکارسازی و اندازه‌گیری پرتوها، کمیت‌های مربوط به تخمین دز، اصول حفاظت در برابر پرتوها و در پایان با مروری بر پیشنهادی از موضوع و کارهای انجام شده مرتبط با این تحقیق شرح داده شده است.

۲-۲ آشکارسازی پرتوها

در اثر برخورد پرتوی پرانرژی با ماده، تغییرهای فیزیکی و شیمیایی خاصی در آن به وجود می‌آورد و روش‌های پیچیده‌ای برای آشکارسازی آن وجود دارد. در روش‌های آنالیز مواد، فیزیک هسته‌ای و شناسایی نواحی آلوده به مواد رادیواکتیو مانند پسماندهای اورانیومی و یا رادیو داروها، اطلاع از میزان انرژی پرتو برای شناسایی عنصر مربوطه یک نیاز اساسی است و ارزیابی پرتوهای x که دارای طیف انرژی مختص خود هستند، از جایگاه خاصی برخوردارند. از آنجایی که یک آشکارساز نمی‌تواند تمام ذرات گسیلی از یک چشمه‌ی بخصوص را آشکارسازی نماید، به عنوان مثال آشکارساز گایگر-مولر

می‌تواند هر پرتوی فوتونی و ذرات بتای ورودی را اندازه بگیرد و قابلیت تشخیص نوع و مقدار انرژی ذرات را ندارد. برای سایر آشکارسازها نیز در یک محدوده‌ی انرژی، ماهیت و انرژی آن ذره را می‌توانند آشکارسازی نمایند و تنها در برخی از این آشکارسازها توانایی آشکارسازی دو نوع ذره آن‌هم در یک بازه‌ی محدود از انرژی امکان‌پذیر است. [۱۴,۷]

۲-۲-۱ حساسیت آشکارساز

توانایی یک آشکارساز در ثبت هرچه بیشتر پرتوها به عنوان حساسیت (E_i) آن آشکارساز در نظر می‌گیرند و به صورت نسبت تعداد پرتوهای آشکارشده (α ، β ، x و γ) به تعداد پرتوهای ورودی به حجم حساس آشکارساز تعریف می‌شود، از طرفی حساسیت یک آشکارساز اصولاً به ضریب تضعیف خطی μ و ضخامت حجم حساس آن بستگی دارد. یکی از فواید بالا بودن درجه‌ی حساسیت آشکارساز در پزشکی هسته‌ای و تصویربرداری با پرتو x موجب کارایی بیشتر آشکارسازها، صرف زمان کمتر در تصویربرداری و کاهش دُز در بدن بیمار است. [۳,۲]

۲-۲-۲ زمان مرده

زمان مرده، معرف توانایی و دقت عمل یک آشکارساز در مواجهه با آهنگ شمارش مقادیر زیاد اکتیویته یا پرتو است، که در بسیاری از آشکارسازها فرصت کوتاه و محدودی بین برخورد پرتو به آشکارساز و پاسخ و ثبت آن وجود دارد، این فرصت زمان مرده آشکارساز نامیده می‌شود. برای آهنگ شمارش‌هایی که در پزشکی هسته‌ای در ارزیابی دُزهای روزمره، پیش می‌آید، آشکارساز با زمان مرده $10 \mu\text{sec}$ قابل قبول است. ولی در تصویربرداری دینامیکی از قلب که نیاز به آهنگ شمارش بالاست، زمان مرده ۲ تا ۳ میکروثانیه مناسب است. [۱۵,۲]

۲-۳-۲ قدرت تفکیک انرژی

توانایی یک آشکارساز در تفکیک دو پرتو با انرژی‌های نزدیک به هم را قدرت تفکیک انرژی می‌نامند. اگر قدرت تفکیک یک آشکارساز، 20keV باشد، این آشکارساز، قادر به تفکیک دو پرتوی γ با اختلاف انرژی کمتر از 20keV نمی‌باشد. قدرت تفکیک انرژی یک آشکارساز به‌عنوان میزان خطای یک آشکارساز در تعیین انرژی پرتوی γ یا x نیز محسوب می‌شود. [۳،۲]

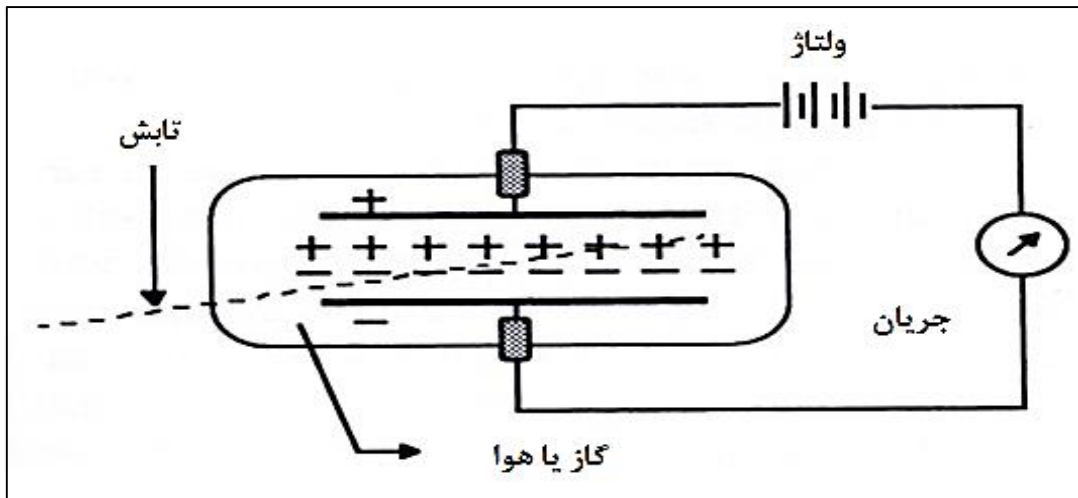
۲-۳-۳ انواع آشکارسازها

برای ارزیابی انرژی پرتوها انواع مختلفی از آشکارسازها وجود دارند که هر کدام بر اساس حساسیت، زمان مرده و قدرت تفکیک به منظور آشکارسازی ذرات استفاده می‌شوند و عبارتند از آشکارسازهای گازی، شمارشگر تناسبی، جرقه‌ای سوسوزنی، نیمه هادی، فیلم بچ‌ها، کالری‌متری، دزیومترهای قلمی، ترمولومینسانس (TLD)، فتولومینسانس و غیره که برای ارزیابی ویژگی‌هایی مانند ماهیت، انرژی، ارتفاع پالس و دزیمتری پرتو‌ها کاربرد دارند. [۳،۲]

۲-۳-۱ آشکارسازهای گازی

اساس سه نوع آشکارساز گازی (اتافک‌یون‌ساز، شمارشگر تناسبی و شمارشگر گایگرمولر) اندازه‌گیری یون‌های تولیدی از پرتو در حجم کوچکی از گاز است. برای تشریح آشکارسازهای گازی که در دزیومتری پرتوهای x نیز کاربرد دارند و در شکل (۱-۲) شماتیکی از آن نشان داده شده است، وقتی یک پرتو یا ذره شتاب‌دار، در حجم گازی حاوی دو الکترون با اختلاف پتانسیل V ، یون‌سازی می‌کند. اگر ولتاژ بین دو الکترون صفر باشد، جفت‌یون تولیدی، باز ترکیب شده، به اتم یا مولکول خنثی تبدیل می‌شود، در نتیجه جریان الکتریکی نخواهد داشت، ولی تحت تأثیر میدان الکتریکی، ناشی از اختلاف پتانسیل الکترودها، تعدادی جفت یون به طرف الکترودها رفته، جریان الکتریکی لحظه‌ای تولید می‌شود. شدت جریان تولیدی به عواملی نظیر ولتاژ آند-کاتد (V)، فاصله بین دو الکترون، نوع گاز، حجم، فشار، دمای گاز،

شکل و موقعیت الکترودها و ولتاژ بین دو الکتروستات بستگی دارد. [۲]



شکل (۱-۲): شماتیکی از ساختمان داخلی آشکارسازهای گازی

۲-۳-۲ آشکارسازهای ترمولومینسانس

دزسنج‌های مواد ترمولومینسانس و یا گرما لیانی که از لحاظ ساختاری بصورت بلورهای شبکه منظم می‌باشند، در واقع دارای سه نوار ظرفیت، نوار ممنوعه و هدایت هستند، که این سه مجموعه ترازهای انرژی به صورت الکترون حفره در شبکه‌ی بلور در اثر افزودن ناخالصی بوجود می‌آیند، و در اثر افزایش دما سبب خاصیت درخشندگی در بلور می‌شوند، که اغلب آنرا به صورت منحنی‌های شدت TL بر حسب دما رسم می‌کنند، تا به حال مدل‌های متنوعی از این لومینسانس‌ها پیشنهاد شده‌اند که هر کدام در محدوده‌ی خاصی پدیده‌های فیزیکی را آشکارسازی می‌نمایند بخصوص وقتی در معرض پرتوهای یون‌ساز قرار داده شوند.

از انواع مختلف ترمولومینسانس‌ها می‌توان به TLD (LiF) که قابلیت ثبت دُز از 0 تا $100 \mu\text{Siv}$ را اشاره کرد، از $\text{TLD (CF}_2\text{)}$ به دلیل اینکه در مواد تشکیل دهنده‌اش مواد پرتوزا وجود دارد، از آن به سختی می‌توان استفاده کرد، از $\text{TLD (CaF}_2\text{)}$ برای اندازه‌گیری دز حداقلی کمتر از $10 \mu\text{Siv}$ به کار

می‌رود، از $TLD (Li_2B_4O_7)$ به دلیل معادل بافت بدن انسان بودن آن، استفاده می‌شود، و از (Al_2O_3) TLD دزسنجی دمای بالا است و پاسخ مناسب آن به حد دز LET است. [۴۴،۴۳،۳]

۲-۴-۴ کمیت‌ها و واحدهای دز سنجی

در ارزیابی انرژی و دزهای حاصل از پرتوهای یون‌ساز از کمیت‌ها و واحدهای پرتودهی مختلفی مانند دز جذبی، دز معادل، دز معادل موثر، کرما و غیره استفاده می‌شود که در این بخش شرح داده شده‌اند.

۲-۴-۱ واحد پرتودهی (Exposure unite)

دز ناشی از منابع خارجی برحسب پرتودهی اندازه‌گیری می‌شود. پرتودهی توانایی پرتوهای ایکس یا گاما در یون‌سازی هوا است. رونتگن (R) واحد پرتودهی در سیستم قدیمی SI و یک رنتگن برابر است با پرتودهی ایکس یا گاما است که در یک کیلوگرم هوا $10^{-4} \times 2/54$ کولن بار از هر نوع تولید است. واحد پرتودهی در سیستم SI که با XU نشان داده می‌شود. [۱۹] بنابراین داریم:

$$1 XU = 3876 R \text{ (کیلوگرم/کولن)}$$

۲-۴-۲ دز جذبی پرتو

کمیت فیزیکی عمده‌ای که در دز سنجی مورد استفاده قرار می‌گیرد، دز جذب شده است. این کمیت به عنوان انرژی جذب شده از نوع تابش یوننده در واحد جرم از هر ماده هدف تعریف می‌گردد. یکای دز جذب شده، $kg^{-1}J$ یا معادل آن همان (Gray) نام دارد. در یکاهای پایه در محاسبات دزسنجی یعنی راد RAD، به صورت 100 erg/gr تعریف می‌شود و داریم:

$$1 Gy = \frac{1J}{kg} = \frac{10^7 \text{ erg}}{10^3 g} = 10^4 \frac{\text{erg}}{g} = 100 \text{ rad}$$

دُز جذب شده اغلب به سادگی با عنوان دز مطرح می‌شود. [۱۹] این کمیت به عنوان یک تابع نقطه‌ای در نظر گرفته می‌شود، که در هر نقطه از جسم تابش دیده دارای مقدار است. دز جذب شده در هوا وقتی که مقدار پرتو گیری برابر $1R$ است باشد، فوتون‌ها در هوا الکترون‌های ثانویه‌ای تولید می‌نمایند که در مورد آنها انرژی میانگین لازم برای تولید زوج یون برابر $W = 34 \text{ eV} \text{ ip}^{-1} = 34 \text{ J} \text{ C}^{-1}$ است و داریم:

$$1R = \frac{2.84 \times 10^{-4} \text{ C}}{\text{Kg}} \times \frac{34 \text{ J}}{\text{C}} = 8.8 \times 10^{-3} \text{ J} \text{ kg}^{-1}$$

۲-۴-۳ آهنگ دُز پرتو

آهنگ دز پرتو $(\frac{dD}{dt})$ ، مقدار انرژی جذب شده در واحد جرم بافت به ازای واحد زمان است. یکای آن ممکن است به صورت‌های مختلف راد یا (mGy) در دقیقه، ساعت، روز و سال بیان شود، البته هنگام مقایسه‌ی خطرات پرتویی، ماهیت نوع پرتو نیز بسیار مؤثر است. [۱۹،۴]

۲-۴-۴ معادل دُز

در قوانین پروتکل‌های ICRP، ICRU و NRC از مفهوم معادل دز استفاده می‌شود که با رابطه‌ی زیر نشان داده می‌شود:

$$H (\text{راد یا گری}) = QF_{\text{ذره}} \times D_{\text{جذبی}}$$

که در آن H معادل دز بر حسب رم یا سیورت، $D_{\text{جذبی}}$ دز جذبی بر واحد جرم ماده یا بافت بر حسب راد یا گری و $QF_{\text{ذره}}$ ضریب کیفیت ذرات است. برای محاسبه‌ی معادل دز، دز یک نقطه در بافت در نظر گرفته می‌شود. جدول (۱-۲) ضرایب کیفیت انواع ذرات را نشان می‌دهد و ضرایب برای پرتوهای مورد استفاده پزشکی هسته‌ای و رادیوگرافی بیان شده است. [۱۹]

جدول (۲-۱): ضریب کیفیت ذرات برای محاسبه معادل دز [۲۰]

نوع ذره	پرتو	محدوده انرژی	ضریب کیفیت (W_R یا QF ذره)
فوتون	γ و x	تمام انرژی ها	۱
نوترون	N	کمتر از ۱۰ keV	۱
	N	۱۰ تا ۱۰۰ keV	۵
	N	۱۰۰ keV تا ۲ MeV	۱۰
	N	۲ تا ۲۰ MeV	۲۰
	N	بیش از ۲۰ MeV	۵
پروتون	P	بیش از ۲ MeV	۵
آلفا	α	محصولات شکافت	۲۰

۲-۴-۵ دز معادل

دز معادل D متوسط دز جذبی در یک بافت را در نظر می‌گیرد، اما معادل دز، میزان دز را در یک نقطه از بافت در نظر می‌گیرد، در پزشکی هسته‌ای و رادیوگرافی برای مقاصد عملی در دزیمتری پرتوها، این دو واژه جایگزین یکدیگر می‌شوند. [۱۹]

۲-۴-۶ معادل دز موثر

معادل دز مؤثر بیانگر تخمین ریسک مربوط به پرتو دهی یکنواخت کل بافت‌های بدن است، بنابراین خطرات پرتو دهی بخشی از بدن باید محاسبه شود. برای این منظور ضریب بافت W_T ، مورد استفاده قرار می‌گیرد که تفاوت حساسیت بافت‌های مختلف به پرتو را نشان می‌دهد، از رابطه‌ی زیر داریم:

$$D_{\text{effective}} = \sum W_T \times H_T$$

که W_T ضریب نرمالیزه وزنی پرتو به بافت است که در جدول (۲-۲) برای برخی از بافت‌های حساس براساس پروتکل‌های ICRP۶۰ و ICRP۱۰۳ برای دزسنجی در رادیوگرافی نشان داده شده است.

جدول (۲-۲): ضرایب وزنی نرمالیزه بافت به ذره برای محاسبه دز موثر [۲۱]

ICRP۱۰۳	ICRP۶۰	نوع بافت
۰/۰۸	۰/۱۲	گناد
۰/۱۲	۰/۱۲	مغز استخوان
۰/۰۱	۰/۰۱	سطح استخوان
۰/۱۲	۰/۱۲	ریه
۰/۱۲	۰/۱۲	معدده
۰/۰۴	۰/۰۵	تیروئید
۰/۰۴	۰/۰۵	کبد
۰/۰۴	۰/۰۵	تیموس
۰/۰۱	۰/۰۱	پوست
۰/۰۱	۰/۰۵	مغز
۰/۰۴	۰/۰۵	مثانه
۰/۰۴	۰/۰۵	سایر بافت های نرم

۲-۴-۷ مفهوم کرما

در مورد تابش‌های یوننده (فوتون‌ها و نوترون‌ها) انرژی جنبشی اولیه همه‌ی ذرات باردار که از برهم‌کنش تابش فرودی با واحد جرم محیط بر هم‌کنش کننده تولید می‌شود به عنوان کمیت مربوط به دز جذب شده در محیط به شمار می‌آید، این کمیت یعنی انرژی جنبشی آزاد شده به ازای واحد جرم یا کرما نامیده می‌شود و در دستگاه یکاهای SI بر حسب ژول بر کیلوگرم به ازای واحد جرم یا گری است. از طرفی در برخورد اولی که در اثر واکنش پرتو با محیط صورت می‌پذیرد به بیان دیگر کرمای برخورد

اول است و تا زمانی که بتوان فرض نمود که انرژی اولیه‌ی همه‌ی ذرات باردار پس زنی شده به طور موضعی در محل برهم‌کنش جذب می‌شوند، دز جذبی و کرما یکسان هستند. [۱۹، ۱۳]

۲-۵ آثار بیولوژیکی تابش

آثار بیولوژیکی تابش را می‌توان به دو دسته‌ی کلی تصادفی (غیر قطعی) و غیر تصادفی (قطعی) تقسیم‌بندی کرد.

۲-۵-۱ آثار بیولوژیکی غیر قطعی

اثرهایی هستند که به صورت احتمالی در یک مجموعه‌ی آماری از جمعیت تحت تابش قرار گرفته ظاهر می‌شود، به عنوان مثال سرطان‌ها از این دسته‌اند.

۲-۵-۲ آثار بیولوژیکی قطعی

هنگامی که دز جذبی حاصل از پرتو‌ها در یک فرد مشخص از حد آستانه یا از یک مقدار کمینه‌ی معین فراتر برود، هر چه مقدار دز بیشتر باشد، اثرات بیولوژیکی آن نمایان می‌شود، سرخ شدن پوست بدن مثالی از اثرهای قطعی تابش است. [۴]

۲-۵-۳ اثرهای بدنی تاخیری

برخی از اثرهای بیولوژیکی تابش که ناشی از یک پرتو‌گیری فردی بسیار زیاد (پرتو‌گیری حاد) یا پرتو‌گیری‌هایی در حد کم و مداوم هستند، ممکن است در طی مدت زمانی طولانی پس از پرتو‌گیری گسترش یابند و آشکار شوند. چنین تغییراتی را اثرهای بدنی (سوماتیک) تاخیری می‌نامند. برای مثال در اثر فعالیت‌های شغلی پرتوکاران و کارگران در مواجهه با مواد رادیو اکتیو یا به صورت کار در مراکز درمانی و تشخیصی و یا به صورت پرتو‌گیری غیر شغلی برای مردم که در مناطق جغرافیایی که درصد بالایی از رادون در هوا، خاک و مصالح ساختمانی آنها موجود است، می‌تواند اثرهای بدنی تاخیری در

افراد تابش دیده پدیدار سازد. نمونه‌هایی از اثرهای بدنی تاخیری را می‌توان به سرطان خون، سرطان معده، روده و ریه اشاره کرد. [۲۱،۴]

۲-۵-۴ آب مروارید

در بررسی‌های به عمل آمده عوارض آب مروارید ناشی از تاثیرهای بیولوژیکی قطعی تابش است. که در میان بیمارانی که بر اثر پرتو درمانی با پرتوهای x آب مروارید در چشم آنها تولید شده است، آستانه آب مروارید زایی در گستره‌ای تا حدود ۲ گری برای یک پرتوگیری انفرادی تا بیش از ۵ گری برای پرتوگیری چند مرحله‌ای در طی چندین هفته انجام می‌گیرد که در این زمینه پژوهش‌های بسیاری انجام شده است. [۲۸،۴]

۲-۵-۵ تاثیر تابش بر روی جنین

یاخته‌ها به سرعت در بدن انسان تقسیم می‌شوند و بافت‌هایی که در آن جایگزینی یاخته‌ها به طور مداوم صورت می‌پذیرد، از حساس‌ترین ساختارهای حیاتی در برابر تابش هستند، در این مورد می‌توان به غدد جنسی، معده و روده‌ها، اندام‌های خونساز، دستگاه لنفاوی و پوست بدن اشاره کرد، به ویژه، جنین در حال رشد در رحم مادر در برابر اثرهای زیان‌آور تابش بسیار آسیب‌پذیر است. این موضوع در مورد انسان‌ها و حیوانات آزمایشگاهی با دلایل مستند با مطالعات زمینه‌ای به اثبات رسیده که از اثرات قطعی تابش است. [۲۲،۴]

۲-۶ تاریخچه و ضرورت حفاظت در برابر پرتوها

از لحاظ تاریخی حفاظت در برابر پرتوها به کشف پرتو ایکس توسط رونتگن در سال ۱۹۸۵ باز می‌گردد، که پس از ساخته شدن اولین دستگاه پرتو ایکس به دست ادیسون و همکارانش و با به کارگیری از آن در تکنیک تصویر برداری پزشکی مواردی از تاثیر پرتو یون‌ساز و عوارض سوختگی، سرخی روی پوست،

سرطان خون و حتی موجب مرگ و میر بیماران پس از طی سال‌ها، مشاهده شد و همین‌طور پس از کشف اورانیوم طبیعی و خواص تابشی آن و آشکار شدن بدخیمی‌های بیولوژیکی حاصل از واپاشی آن، با افزایش اثرات نامطلوب بر سلامتی افراد، موجب نگرانی در جوامع بین‌الملل گردید و دانشمندان را مکلف به چاره‌اندیشی برای کاهش عوارض این پرتوها نمود، که سرانجام به تشکیل سازمان‌های ناظر و کنترل‌کننده استاندارد پرتو مانند کمیته‌ی بین‌المللی حفاظت در برابر تابش (ICRP) و سایر سازمان‌ها به منظور حفاظت در برابر پرتوها منجر گردید. [۲۳،۴]

یکی از مباحث مهم در مورد کاربرد پرتوها، اثرات بیولوژیکی حاصل از این پرتوها بر روی بافت‌های زنده است، که این اثرات از پروتکل‌هایی که توسط سازمان‌های ارائه‌کننده‌ی استاندارد مانند NCRP، WHO، ICRU، ICRP و غیره برای حد دز متعارف پیشنهاد می‌شود، نباید فراتر برود تا آسیب‌پذیری بافت‌های سالم بدن برای پرتوکاران در حین کار با پرتوها و همین‌طور برای بیماران تحت تشخیص یا درمان پرتویی رعایت شود. لذا سازمان بهداشت جهانی WHO، اشعه‌ی ایکس و گاما را در دسته‌ی پرتوهای سرطان‌زا طبقه‌بندی کرده است. [۲۰]

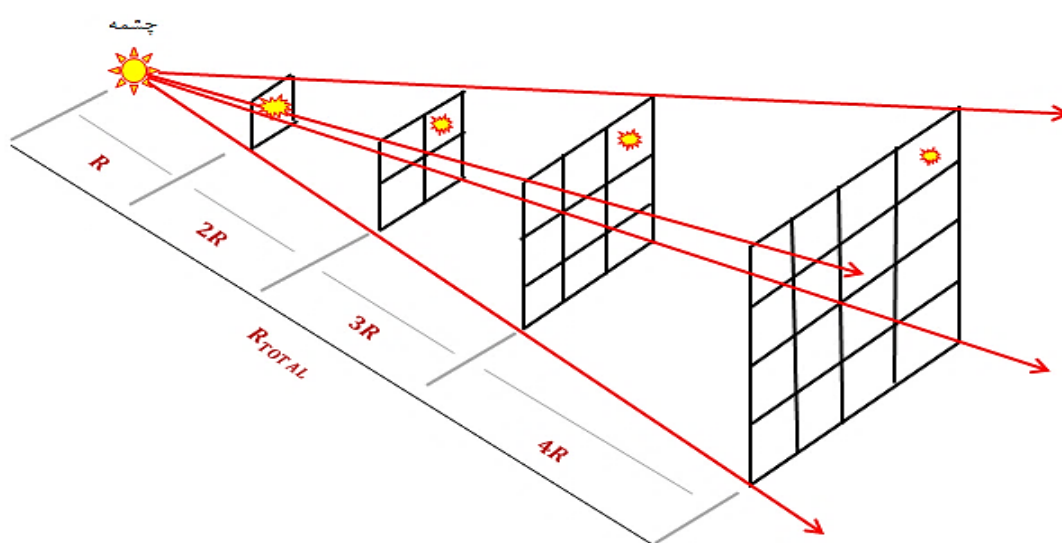
رادیوگرافی و سایر تصویر برداری‌های با اشعه‌ی ایکس، دارای تابش به صورت پرتوهای یون‌ساز هستند، لذا تکنسین‌های مربوطه ممکن است در طول زمان در محل دزهای کمی از اشعه‌ی ایکس دریافت نمایند، که در صورت عدم رعایت موارد حفاظتی و قرار گرفتن مداوم در معرض این اشعه‌ها آسیب شغلی و همین‌طور در دراز مدت امکان دارد باعث مرگ فرد پرتو کار شود. [۲۱،۲۰]

۷-۲ پارامترهای مهم در حفاظت پرتویی

در مبحث حفاظت و ایمنی در برابر پرتوهای یون‌ساز سه پارامتر اساسی؛ فاصله از چشمه‌ی تابشی، زمان پرتوگیری و حفاظت به منظور کاهش عوارض این پرتوها اهمیت بسزایی دارند، بنابر این در بخش حاضر این پارامترهای مورد بررسی قرار گرفته است.

۲-۷-۱ فاصله

اصولا پرتوگیری افراد در برابر تابش خارجی را می‌توان با افزایش فاصله از چشمه تابش کاهش داد شکل (۲-۲) قانون مجذور فاصله در مواجهه با پرتوها را نشان می‌دهد، بر اساس این قانون هر چه فاصله از چشمه پرتو افزایش یابد شدت پرتو دریافتی با عکس مجذور فاصله از چشمه متناسب است. در اغلب موارد با افزایش فاصله از چشمه می‌توان میزان پرتوگیری اندام‌های بدن پرتو کاران را به کمینه مقدار ممکن رساند.



شکل (۲-۲): نمایی از قانون عکس مجذور فاصله

۲-۷-۲ زمان

یکی از مولفه‌های مهم حفاظتی در برابر پرتوها پارامتر زمان است که می‌توان با استفاده از آن پرتوگیری را به حداقل مقدار ممکن رساند، در واقع با مدیریت زمانی برای کار در مکان‌هایی که حضور پرتو کاران به دلیل ارتباط شغلی در آنجا اجتناب ناپذیر است، می‌توان مقدار پرتوگیری را در حد آستانه‌ی پیشنهادی پروتکل‌های پیشنهادی حفاظت و ایمنی بین‌المللی کنترل نمود، از طرفی رابطه‌ی زمان با دز کل و آهنگ دز به صورت زیر است:

$$\text{آهنگ دز} \times \text{زمان} = \text{دز کل}$$

۲-۷-۳ حفاظ‌گذاری

با حفاظ‌گذاری پیرامون چشمه می‌توان تابش را تحت کنترل درآورد. اگر چه افزایش فاصله از چشمه و کاهش زمان پرتوگیری به عنوان دو روش سودمند از فنون سه‌گانه کاهش میزان پرتوگیری به شمار می‌روند، اما حفاظ‌گذاری روش قابل اطمینان‌تری برای کنترل پرتوگیری فرد از طریق محدود کردن و کاهش آهنگ دز در برابر ذرات تابشی حاصل از واپاشی‌های هسته‌ای و پرتو X را فراهم می‌آورد، با این حال در عمل مقدار و نوع ماده‌ی به کار برده شده به عنوان حفاظ، بستگی به توازن نیازهای عملی، مانند هزینه‌ی حفاظ‌گذاری و سودمندی‌های قابل انتظار حاصل از آن را دارد.

۲-۸-۸ حفاظ‌گذاری در برابر پرتوهای X

برای حفاظ‌گذاری در برابر پرتوهای X به صورت متداول از دو نوع حفاظ استفاده می‌شود، که با عناوین حفاظ اصلی و حفاظ فرعی از آنها یاد می‌شود، در این بخش چگونگی محدود نمودن دز برای تجهیزات رادیوگرافی و تاسیسات ساختمانی مرتبط با آن مورد بحث است.

۲-۸-۱-۸ حفاظ اصلی برای لوله‌ی پرتو X

از طریق محصور نمودن لامپ پرتو X، که به عنوان حفاظ‌گذاری چشمه پرتو X تشخیصی در داخل محفظه سربی که به عنوان سد اصلی ساخته می‌شود، هنگامی که لامپ پرتو X با حداکثر پتانسیل و شدت جریان به طور پیوسته کار می‌کند، آهنگ پرتو دهی ناشی در فاصله‌ی ۱ متری از لامپ نباید از ۰/۱ میلی‌گری بر ساعت تجاوز نماید. در مورد لامپ‌های پرتو درمانی با حداکثر ولتاژ و جریان برای ولتاژهای کمتر و بیشتر از ۵۰۰KVP اتاقتک محافظ لامپ، محفظه‌ای است که آهنگ پرتو دهی تابش نیست یافته از آن در فاصله‌ی ۱ متری از لامپ نباید از ۰/۱ میلی‌گری بر ساعت تجاوز بکند. که شرکت‌های سازنده‌ی تجهیزات رادیوگرافی و پرتو درمانی پرتو X ملزم به رعایت این بهینه‌سازی هستند، در یک روش حفاظتی دیگر دستگاه پرتو X را به یک حفاظ ساختمانی مجهز می‌سازند، مولفه‌های اصلی پرتو X

یعنی باریکه‌ی مفید، تابش نشت یافته و تابش پراکنده که در طراحی حفاظ ساختمان مورد نظر قرار می‌گیرند. یک سد محافظ اصلی، مانند دیواری با یک پوشش سربی، حفاظت در برابر باریکه‌ی مفید را بر عهده دارد، در محلی بر سر راه این پرتوها قرار داده می‌شود. این حفاظ آهنگ پرتودهی را در خارج از ناحیه‌ی پرتوی x در جهت باریکه‌ی مفید کاهش می‌دهد. [۲۲،۴]

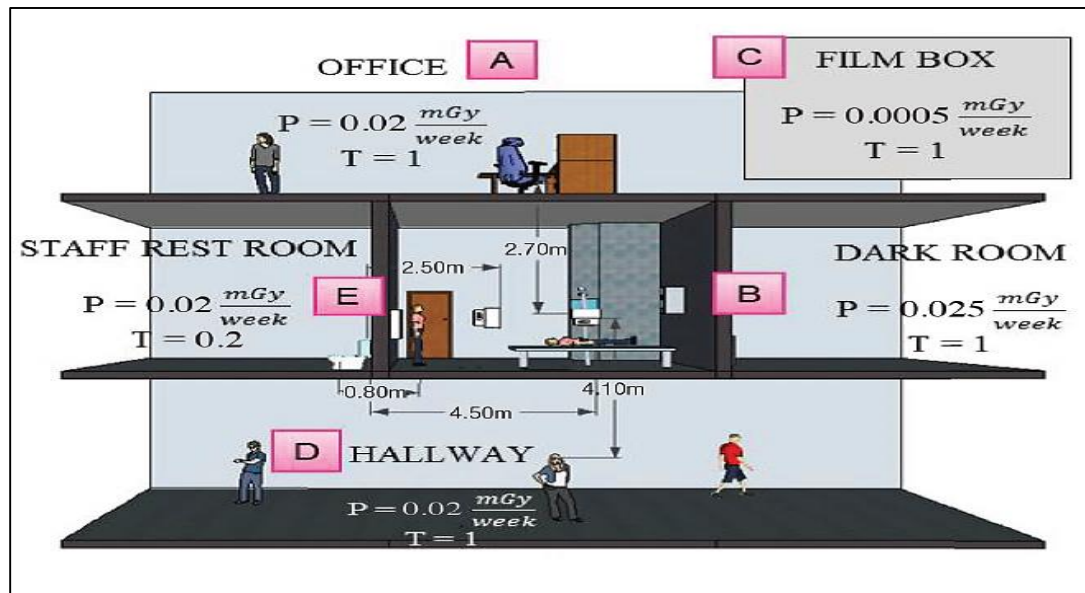
۲-۸-۲ حفاظ فرعی

حفاظ‌های فرعی به منظور حفاظت ناحیه‌ی خارج از باریکه مفید در برابر پرتوهای پراکنده و پرتوهای نشت یافته طراحی می‌شود. از نظر فیزیکی این دو مولفه میدان تابشی می‌توانند ماهیت کاملاً متفاوتی را داشته باشد، بنابراین برای طراحی این حفاظ به طور جداگانه ضخامت حفاظت لازم برای هر کدام از این دو مولفه محاسبه می‌شود و سپس ضخامت نهایی حفاظ چنان برگزیده می‌شود که برای مجموع این دو مولفه‌ی تابشی مناسب باشد، تابش نشت یافته در تمام جهات از محفظه خارج می‌شوند. علاوه بر این فوتون‌ها از جسم پرتو دهی شده، از دیوارها، از سقف و سایر اجزاء ساختمانی پراکنده می‌شوند، سدهای محافظ فرعی، کاهش آهنگ‌های پرتو دهی ناشی از پرتوهای پراکنده و نشت یافته را در خارج از منطقه پرتو x بر عهده دارند. برخی اوقات، اجزا ساختمانی موجود، مانند دیواره‌های بتونی، به منزله‌ی سدهای فرعی مناسب عمل می‌کنند. در غیر اینصورت، لازم است حفاظ‌های اضافی، مانند ورقه‌های سربی، به این دیواره افزوده شوند.

به طور کلی، حفاظ‌های ساختمانی چنان طراحی می‌شوند که بتوانند دز معادل میانگین را برای افراد خارج از اتاق پرتو x در مناطق کنترل شده به 1 mSv wk^{-1} و در مناطق کنترل نشده به 0.1 mSv wk^{-1} محدود کنند.

منطقه‌ی کنترل شده یعنی محدوده‌ی مشخص شده‌ای که در آن کارکنان به دلیل ارتباط کاری در معرض تابش تحت کنترل هستند و منطقه‌ی کنترل نشده یعنی محدوده‌ای که مراجعین از آن عبور می‌کنند و پرتوگیری آنان از نوع شغلی نیست، در شکل (۲-۳) نمایی استاندارد از نواحی کنترل شده و

کنترل نشده برای یک اتاق رادیوگرافی و همجوار آن اتاق‌های تاریک‌خانه (B)، تصویر و اپراتور (C)، اتاق استراحت (E)، طبقه‌ی دوم بخش اداری (A) و در پایین راهروی مراجعین (D) را مشاهده می‌کنید.



شکل (۲-۳): نمایی از نواحی کنترل شده و کنترل نشده برای اتاق رادیوگرافی [۴۲]

که در شکل بالا پارامتر p ثابت دز بر حسب $mGy / week$ است که براساس پارامترهای W (Work load) بار کار تیوب پرتو x در هفته برای دستگاه‌های پرتو پزشکی، ضریب استفاده (User factor) U کسری از بار کاری W باریکه‌ی پرتو اولیه است که به طرف یک حفاظ اولیه گسیل می‌شود، ضریب اشغال (Occupancy Factor) T یعنی در یک ناحیه تابش در چه کسری از زمان شخص به طور حداکثر تحت پرتو دهی قرار می‌گیرد، این قسمت تحت نظر افراد صلاحیت‌داری است که روش‌های مناسب حفاظت در برابر تابش، شامل مقررات مربوطه را می‌دانند، و اجرای آن را به عهده دارند و طراحی حفاظ‌های پرتویی باید بگونه‌ای انجام شود که دز معادل دریافتی به هر فرد در این نواحی تابشی از بیشینه مجاز دز (MPD) و پروتکل‌های پیشنهادی NCRP فراتر نرود. این آهنگ دزهای تخصیص یافته به همان حدود معمولی پرتوگیری سالانه $20 mSv$ و $1 mSv$ بترتیب برای دزهای معادل شغلی و غیر شغلی منجر می‌شود. [۲۳،۴]

۲-۸-۳ ضرایب تضعیف و انباشت

گسیل فوتون‌ها از درون ماده تحت شرایط هندسی دقیق و شدت نسبی $\frac{I}{I_0}$ فوتون‌های تک انرژی، که بدون انجام برهم‌کنش از درون حفاظی با ضخامت X عبور کرده‌اند، قابل بررسی است، بنابراین داریم:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

که در آن، μ ضریب تضعیف خطی است. در شرایط بد هندسی، یعنی در حالتی که باریکه فرودی پهن است، شدت اندازه‌گیری شده بزرگتر از مقداری خواهد بود که از معادله‌ی فوق به دست می‌آید، چون در این حالت ممکن است فوتون‌هایی که در اثر پراکندگی از باریکه خارج شده‌اند، در برخوردی ثانویه و پراکندگی مجدد به درون باریکه باز گردند و به آشکار ساز برسند، چنین شرایطی معمولاً در مورد حفاظ‌هایی که برای حفاظت در برابر چشمه‌های پرتو گاما و پرتو X مورد نیاز هستند به کار گرفته می‌شوند. افزایش شدت گسیل فوتون‌ها در شرایط هندسی بد را می‌توان با تعمیم معادله‌ی فوق به شکل زیر نوشت:

$$I = BI_0 e^{-\mu x}$$

در اینجا B ضریب انباشت نام دارد ($B \geq 1$) ضرایب انباشت را برای انرژی‌های مختلف پرتو، برای حفاظ‌های گوناگون با ضخامت‌های متفاوت و برای هندسه‌های گوناگون چشمه از طریق اندازه‌گیری یا محاسبه می‌توان تعیین کرد. [۴]

۲-۹ مروری بر پیشینه‌ی تحقیق

دستگاه‌های تصویربرداری باپرتو X در تمامی بیمارستان‌ها و مراکز درمانی روزانه در سراسر جهان به عنوان یک ابزار تشخیصی پرکاربرد مورد استفاده است، حال اینکه از گذشته تاکنون توسط محققان و دانشمندان متعددی در زمینه‌ی حفاظ‌سازی در برابر این پرتوها و ارزیابی دزهای حاصل از تابش به منظور کاهش عوارض جانبی پرتوها مورد مطالعه قرار گرفته است، در بخش حاضر به بررسی یک سری

تحقیقات انجام شده که برخی از آنها به صورت تجربی، نیمه تجربی و بیشتر بر مبنای شبیه‌سازی‌های توسط کدهای رایانه‌ای است، پرداخته می‌شود.

در سال ۱۹۹۵ Pierre J. Kicken و همکاران به روش تجربی برای تعیین اثر بخشی روپوش‌های ۰/۵ میلی‌متری سربی در بررسی رادیولوژی عروقی از دزیمترهای TLD ۱۰۰ برای ارزیابی دُز تابش دریافتی پرسنل رادیولوژی برای بیش از ۱۰۰ معاینه از بیمار استفاده و ولتاژ اعمالی در فلوروسکوپی برای مواجهه پرتویی شغلی بین ۷۰ تا ۹۵ کیلو ولت (متوسط، ۷۸ کیلو ولت) متغیر در هر آزمون استفاده را مورد مطالعه قرار می‌دهند، نتایج حاصله براساس اندازه‌گیری‌های قبلی در شرایط بالینی رادیولوژی عروقی، ضریب تضعیف بین ۷۰ تا ۲۸۰ گرم بر سانتی‌متر مربع برای روپوش سربی ۰/۵ میلی‌متری است، که این ضریب تضعیف خطی در محاسبات محققان برابر ۲۰۰ گرم بر سانتی‌متر مربع بدست می‌آید، و به این نتیجه می‌رسند که اثربخشی کاهش دُز روپوش‌های معادل سرب ۰,۵ میلی‌متر با اندازه‌گیری‌های بالینی تعیین شده از قبل، مطابقت دارد. [۲۴]

شهید شهریار و همکاران در سال ۲۰۰۴ با استفاده از کد MCNP4C، طیف و باریکه پرتو x را در ماموگرافی تشخیصی شبیه‌سازی کرده و بر اساس آن با تحت مطالعه قرار دادن کیفیت بیناب انرژی و تغییر پارامترهای مختلف اعم از ولتاژ اعمال شده، زوایای مختلف آند به بررسی اثرات پاشنه‌ی آند (اثر ریپل) پرداخته‌اند نتایجی که بدست آورده‌اند، توافق خوبی در بین طیف‌های حاصل از شبیه‌سازی و گزارش IPEM 78 نشان می‌دهد. [۲۵] در سال ۲۰۰۹ این کار را مجدداً با استفاده از کدهای MCNP4C و FLUKA به جهت بررسی کیفیت پرتو در انرژی ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو ولت تکرار کردند و باز هم نتایج حاصل از این دو کد با هم در تطابق کامل بودند که نشان داد می‌توان به طور نسبی از این کدها برای ارزیابی طیف، کیفیت تصویر، محاسبات دُز جذبی و بهبود در طراحی فیلترها پرتو x استفاده کرد. [۲۶]

J. P. McCaffrey و همکاران از موسسه استاندارد ملی اندازه‌گیری شورای ملی تحقیقات کانادا، در

سال ۲۰۱۲ برای حفاظت از پزشکان (IR) رادیولوژی مداخله‌ای در برابر تابش‌های پرتو، مواد غیر سربی مانند BaSO_4 ، Bi_2O_3 ، GdO_3 به منظور ارزیابی دو لایه‌ای از کرم دست Bi_2O_3 توسط برنامه‌های MC (Monte Carlo) و EGSnrc برای محاسبه طیف ۸ کیفیت انرژی استاندارد را اندازه‌گیری کردند، از بین این مواد Bi_2O_3 بهترین تضعیف پرتویی را در محدوده انرژی ۶۰ تا ۱۳۰ کیلوولت، در مقایسه با مواد سربی و غیر سربی تجاری نشان داده است، از طرفی مواد ترکیبی غیر Pb، بویژه لایه‌های تک لایه یا دو لایه دارای Bi_2O_3 می‌توانند وزن مواد محافظتی تابش را کاهش دهند، اما حفاظت معادل یا بهتر توسط آنها در مقایسه با مواد مبتنی بر Pb کاهش می‌یابد، در نتیجه کرم دست Bi_2O_3 مورد آزمایش فقط رویکرد جدید و موثر برای حفاظت از دست را داراست. [۲۷]

در سال ۲۰۱۴ C Koukorava و همکاران در روش نیمه‌تجربی با استفاده از فانتوم‌های ریاضی ORNAL میرد و کد MCNPX2.6 به بررسی دز رسیده به چشم تکنسین‌ها به طراحی عینک سربی پرداخته‌اند و از محاسبات مونت کارلو برای بررسی کارایی تجهیزات حفاظ تابش در کاهش دوزهای چشم و کل بدن در طی روش‌های مداخله‌ای هدایت شده توسط فلورسکوپی بر روی بیماران استفاده کرده‌اند، در این کار دوزهای لنز چشم را با توجه به مدل‌های مختلف چشم، با اندازه‌ها و ضخامت سرب تعیین کردند. محاسبات آنها نشان می‌دهد که عینک‌هایی که در اطراف چشم قرار دارند، مدل‌های موثر عینک هستند که به ترتیب باعث کاهش ۷۴٪ و ۲۱٪ دز برای چشم‌های چپ و راست می‌شوند، شبیه‌سازی نشان می‌دهد که کیفیت پرتو و ضخامت سرب تأثیر کمی بر دوز چشم دارند در حالی که طرح‌ریزی پرتو تشخیصی، جهت موقعیت و سر اپراتور، و همچنین فاصله بین آشکارساز تصویر و بیمار، پارامترهای کلیدی تأثیر گذار بر دوز دریافتی چشم و کل بدن در آزمون‌های فلورسکوپی است. [۲۸]

در سال ۲۰۱۸ Ana P. Perini و همکارانش دانشگاه یوبلاندیا برزیل، با استفاده از فانتوم‌های آنترومورفیک و فانتوم‌های ریاضی نیوبورن به منظور دزیومتری CT، از روش شبیه‌سازی توسط کد

MCNPX2.7 به محاسبه دز جذبی و موثر در بافت‌های حساس کودکان در انرژی‌های ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو ولت پیک در سیستم تصویربرداری توموگرافی PET-CT پرداخته‌اند، محاسبات را با استفاده از یک فرمول‌یابی و ضریب تبدیل مقادیر دزهای جذبی و موثر بدست آورده‌اند و در پایان نتایج حاصله را به ازای مقادیر دزهای جذبی و موثر برای فانتوم‌های مجازی ۵ و ۱۰ ساله مرد و زن مورد مقایسه قرار داده‌اند. [۲۹]

در سال ۲۰۱۸ Jardel Lemos Thalhfer و همکاران از آنجایی که تجزیه و تحلیل دزیمتری ارگان‌های سالم در شرایط واقعی امکان‌پذیر نیست. از این رو با شبیه‌سازی‌های کامپیوتری برای کمک به تأیید دوز در اندام بیمارانی که به رادیوتراپی مراجعه می‌کنند استفاده نمودند تا با محاسبه دوز معادل فوتون در اطراف اندام‌های سالم از بیماران مراجعه‌کننده به مرکز رادیوتراپی برای درمان سرطان ریه، از طریق مدل‌سازی محاسباتی با استفاده از کد MCNPX و فانتوم Rex و فانتوم Regina اتاق رادیوتراپی و دستگاه شتاب دهنده زیمنس Oncor Expression در انرژی ۶ مگا ولت و تخت پروتکل درمانی پذیرفته شده در INCA (آژانس بین‌المللی سرطان - برزیل) شبیه‌سازی را انجام دهند و نتایج بدست آمده با توجه به دوز فوتون برای هر فانتوم نشان می‌دهد اندام‌هایی که در داخل حفره‌ی قفسه سینه قرار دارند، دوز بالاتری دریافت می‌کنند، که دو اندام داخلی قلب و مری با توجه به موقعیت آناتومیک آنها در هر دو فانتوم بیشتر تحت تاثیر قرار می‌گیرند. [۳۰]

بنابر این ما در این کار با بهره‌گیری از این روش‌ها و سایر تحقیقات انجام شده به مطالعه‌ی دز جذبی حاصل از پرتوهای X و تاثیر حفاظ‌های سربی، بر مبنای شبیه‌سازی مونت کارلو و محاسبات عددی پرداختیم. در فصل بعد در ابتدا کد MCNPX و در پایان روش انجام کار شرح داده می‌شود.

فصل (۳): مواد و روش ها

۳-۱ مقدمه

یکی از روش‌هایی که از دیر باز تاکنون در علوم محاسباتی برای مطالعه‌ی سیستم‌ها با ساختار پیچیده از لحاظ فیزیکی، شیمیایی و غیره کاربرد داشته است، شبیه‌سازی به روش مونت کارلو است، استفاده از این تکنیک، الگوریتم ریاضی و محاسباتی مورد علاقه‌ی بسیاری از دانشمندان است و محققان در امور تحقیقاتی خود از کدهایی که به روش مونت کارلو تولید کننده‌ی داده‌های تصادفی و نزدیک به واقعیت‌اند، بهره می‌برند. کدهایی که در ترابرد ذرات حاصل از تابش مورد استفاده قرار می‌گیرند از جمله می‌توان به کدهای MCNPX، GEANT، FULUKA، CAVITY، EGSnrc، EGS4، BEAMnrc، MATLAB و ... اشاره کرد که از هر ۱ تا ۲ سال توسط طراحان و نویسندگان، این کدها بازنگری شده و قابلیت‌ها و محاسبات فیزیکی آنها ارتقاء داده می‌شود، لذا در این فصل ابتدا کد MCNPX و سپس تعدادی از نرم افزار هایی که داده را بر اساس روش مونت کارلو تولید می‌نمایند و در این پایان‌نامه مورد استفاده قرار گرفته‌اند، معرفی شده است.

۳-۲ تاریخچه‌ی شبیه‌سازی مونت کارلو

روش مونت کارلو برای اولین بار در سال ۱۹۴۹ با ارائه‌ی مقاله‌ای تحت عنوان THE MONTE CARLO METHOD توسط کلام و مترو پولیس^۱ پا به عرصه‌ی ظهور گذاشت و پایه‌گذاران اصلی این روش نیز جان وون نئومن^۲ و استانیسلاو اولام^۳ بودند. مونت کارلو نام خود را از شهر موناکو که در آن شهر، کازینوها از چرخ مکانیکی تولید کننده‌ی اعداد تصادفی به نام رولت استفاده می‌کردند برگرفته شده است و از آنجایی که شبیه‌سازی اعداد تصادفی به طور دستی امکان‌پذیر نبود، با ظهور کامپیوتر روش مونت کارلو به عنوان یک روش عددی جامع تبدیل شد. در سال ۱۹۶۳ کد MCNPX برای اولین بار در آزمایشگاه لوس آلاموس، با عنوان MCS تهیه و سال ۱۹۷۷ با نام MCNP ارائه شد. [۶]

1. Clam & Metru Police 2. Neoman 3. Stansilave Olam

۳-۲-۱ معرفی کد MCNPX

کد MCNPX به عنوان یکی از کدهای هسته‌ای پرکاربرد به روش مونت کارلو است و از اعداد تصادفی برای حل مسائل استفاده می‌نماید، این کد براساس دو نظریه‌ی ریاضی قانون اعداد بزرگ و قضیه‌ی حد مرکزی بنا شده است، که بر چهار بخش اساسی استوار است؛ بر اساس بخش اول یعنی مولد تولید اعداد تصادفی که در واقع محققان در این روش با اعداد شبهه تصادفی سرو کار دارند و بر مبنای الگوریتم‌ها یا دنباله‌های ریاضی حاصل می‌شوند. بخش دوم قانون نمونه‌برداری است و مشابه انداختن یک سکه و یا تاس است که بر مبنای آن به بررسی توزیع احتمال و وقوع حالات مختلف پرداخته می‌شود. بخش سوم تابع PDF یا همان تابع توزیع احتمال است که با استفاده از آن کار نمونه‌برداری انجام می‌شود. بخش چهارم تخمین خطا است و به دلیل آنکه روش مونت کارلو یک روش آماری است و مقادیرهایی که در هر تاریخچه از کد حاصل می‌شود به صورت میانگین‌گیری شده است، بنابراین اختلاف هر تاریخچه با مقدار میانگین باید محاسبه گردد.

محاسبات مونت کارلو MCNPX در مقابل روش‌های قطعی و تحلیلی توانایی حل مسائل در هندسه‌های پیچیده‌ی سه بعدی را دارا است، در این کد پارامترهای زمان، انرژی، جهت و فضا به صورت پیوسته در نظر گرفته می‌شود، و به دلیل آماری بودن شبیه‌سازی ترابرد ذرات، در پایان خطای آماری محاسبه می‌گردد که واریانس از مقادیر میانگین است. البته نمی‌توان گفت که این روش به عنوان روشی همیشگی و قابل اتکا است، اما برای یک محدوده‌ی خاصی از زمان، فضا و انرژی برای اینکه آزمایشگر به دلایل مختلفی مانند عدم دسترسی به آزمایشگاه، مواد و همین‌طور در صورت دسترسی به موارد ذکر شده، به دلیل رعایت الزامات ایمنی تابش و تماس نداشتن با برخی از مواد و چشمه‌های تابش‌زا و به منظور پایین آوردن دُزهای دریافتی حاصل از تابش ذرات که می‌تواند از لحاظ ایمنی و حفاظت پرتویی خطرناک باشد، روش اصولی و منطقی تلقی می‌گردد.

۳-۲-۲ کاربردهای کد MCNPX

این کد یکی از کدهای هسته‌ای قوی مبتنی بر تولید اعداد تصادفی است و در حل مسائلی که پژوهشگران در حیطه‌های مختلف با انواع پرتوها سر و کار دارند به کار می‌رود، از این رو می‌توان به کاربردهای آن در مسائل مربوط به فناوری هسته‌ای، طراحی نوترون در راکتورهای هسته‌ای مطالعه‌ی اندرکنش و ترابرد ذرات حاصل از واپاشی مواد هسته‌ای، فیزیک پزشکی، پرتوپزشکی، کاربرد پرتوها در رادیوگرافی، طراحی حفاظ، طراحی شتاب دهنده‌ی ذرات، طراحی آشکارسازها، ایمنی و بحرانیت هسته‌ای، محاسبات عددی دزیمتری و کاربردهای وسیع دیگر آن اشاره کرد. [۳۱]

۳-۳ ساختار فایل متنی ورودی کد

در این کد ساختار فایل ورودی دارای اهمیت فراوان و دارای سه کارت اصلی است که شامل کارت‌های سلول و سطح مربوط به هندسه کد و کارت داده‌ها می‌شود که در کارت سلول به تعریف سلول‌های خاص مربوط به ابعاد مسئله که می‌توانند با مواد مختلف پر گردد و در کارت هندسی سطح می‌توان سطح‌های مسئله به صورت سطوح ساده، سطوح ماکروبادی و سطوح پیشرفته تعریف کرد، در کارت داده‌ها می‌توان بسته به نوع کاربری آن بر اساس موضوع تحقیق توسط کاربر تعریف گردد، در متن ورودی برنامه چهار خط خالی وجود دارد که مربوط به اصول نگارش برنامه برای تعریف کارت‌ها است و کاربران ملزم به رعایت آنها هستند، از طرفی فایل متنی ورودی را با استفاده از نرم افزارهای فایل متنی مانند Notepad، Textpad و... می‌توان ویرایش و ذخیره نمود. بنابر این در بخش جاری کارت‌های مذکور به طور مختصر توصیف می‌شود. [۳۱]

۳-۳-۱ کارت سلول

اولین بخش در تعریف فایل ورودی کد MCNPX کارت سلول است که ابتدا باید یک خط خالی را ایجاد کرد و پس از آن عنوان کارت سلول درج و سپس در متن برنامه نوشته می‌شود. به عنوان مثال ساده در شکل (۳-۱) بخش‌های مهم کارت سلول در فایل متنی را نشان می‌دهد.

اولین خط خالی	شماره سلول	1	1	-0.00129	-1	imp: p, e 1 0	\$ spherical1	شماره مواد
C cell cards	شماره مواد	2	2	-2.26	-2	imp: p, e 1 0	\$ spherical2	چگالی مواد
	شماره سطوح	3	3	-1.0	-3	imp: p, e 1 0	\$ spherical3	اهمیت ذره
	دستور به جز	4	0	1	imp: p, e 1 0	#2 #3	\$ out of spherical 1 space	
دومین خط خالی								

شکل (۳-۱): نمونه‌ای از ورودی کد برای تعریف کارت سلول

رنگ سبز نشان دهنده شماره سلولها (J)، رنگ قرمز نشان دهنده شماره ماده‌ی پرکننده سلول مورد نظر (M1 تا Mn) است و کارت سلول را به کارت داده مربوط می‌کند، رنگ آبی فسفری نشان دهنده چگالی ماده (ρ) و منفی بودن آن یعنی کسر جرمی برای چگالی آن ماده در نظر گرفته می‌شود و اگر چگالی بر حسب کسر اتمی باشد باید مثبت لحاظ شود.

رنگ بنفش کارت سلول را به کارت سطح و هندسه مربوط می‌کند (geometry)، حال اگر این عبارت مثبت باشد به معنای بیرون سطح و اگر منفی باشد یعنی کد درون سطح را هنگام اجرا محاسبه می‌نماید، رنگ آبی اهمیت تراپرد ذرات را در سلول مورد نظر نشان می‌دهد، در این متن imp: p, e 1 0 اهمیت فوتون برابر یک و برای الکترون صفر است، که اگر یک باشد یعنی تراپرد آن ذره انجام می‌شود. برای سایر ذرات مانند نوترون‌ها، پروتون‌ها و غیره نیز به همین صورت قابل تعریف است.

رنگ زرد نشان دهنده دستور به جز # در تعریف هندسه است که برای ایجاد حفره یا در نظر نگرفتن

سلول‌ها در یک سلول خاص به کار می‌رود. پس از علامت \$ نیز می‌توان توضیحات لازمه را در جلوی آن سلول نوشت و اگر این علامت در جلوی کارت‌های سلول، سطح و یا داده قبل از پیامی نوشته نشود در اجرای برنامه منجر به خطا خواهد شد. در خط برنامه‌ی این کارت نمی‌توان بیش از ۸۰ کاراکتر را به صورت ستونی وارد کرد و در صورت ادامه دار بودن کاراکترها می‌توان از علامت & استفاده کرد و ادامه‌ی خط کاراکترها را در خط بعدی پس از ۵ ستون اول نوشت.

۳-۲-۳ کارت سطح

دومین بخش در تعریف فایل ورودی کد MCNPX کارت سطح است و نحوه‌ی نوشتن آن در شکل (۲-۳) قابل مشاهده است. در این کارت به هر سطح یک عدد حداکثر ۵ رقمی نسبت داده می‌شود و در ستون ۱ تا ۵ قابل درج است، کره، استوانه، مخروط کامل و ناقص، بیضی‌گون، صفحه‌ی تخت و سایر سطوح ماکروبادی سطوحی هستند که توسط این کد تعریف می‌شوند، در اینجا رنگ بنفش به شماره سطح‌هایی اشاره دارد که در کارت سلول تعریف شده‌اند.

اولین خط خالی	شماره سلول
C cell cards	شماره مواد
1 1 -0.00129 -1 imp: p, e 1 0 \$ spherical1	چگالی مواد
2 2 -2.26 -2 imp: p, e 1 0 \$ spherical2	شماره سطوح
3 3 -1.0 -3 imp: p, e 1 0 \$ spherical3	اهمیت ذره
4 0 1 imp: p, e 1 0 #2 #3 \$ out of spherical 1 space	دستور به جز
دومین خط خالی	
C surface cards	
1 S X Y Z R	
2 S X Y Z R	
3 S X Y Z R	
سومین خط خالی	

شکل (۲-۳): نحوه‌ی نوشتن کارت سطح

البته در نوشتن کارت سطح باید به چند نکته توجه کرد و براساس رویه‌ی زیر داریم:

J n a

که J شماره سطح است حداکثر مقدار قابل تعریف برای آن به تعداد ۹۹۹۹۹ است و n شماره انتقالی است که این سطح می‌تواند در محورهای مختصات انجام دهد، اگر عددی به آن اختصاص داده نشود، کد به طور پیش فرض مقدار آنرا صفر در نظر می‌گیرد و اگر انتقال توسط کاربر برای آن تعیین شده باشد، باید با استفاده از دستور TRn آنرا تعریف کرد و a نوع سطحی است که باید تعریف شود. لازم به ذکر است در شبیه‌سازی‌های مونت کارلویی توسط این کد در رکن اول از سطوح پیشرفته و ماکروبادی کمتر استفاده شود و هر چه سطوح ساده تعریف شوند، در نحوه‌ی صحیح اجرا شدن برنامه تاثیر بسزایی دارد. [۳۱]

۳-۴-۲ کارت داده

در نوشتن این کد سومین بخش مهم کارت داده است که حاوی تمام دستورها، کارت‌های جانبی مفید، تالی‌ها و غیره می‌باشد، با استفاده از این کارت مشخصات مربوط به چشمه اعم از چشمه‌های نقطه‌ای، خطی، سطحی و حجمی، حتی نوع چشمه که بحرانی یا عمومی باشد را می‌توان تعریف نمود. در این کارت برای سلول‌هایی که در کارت سلول در نظر گرفته شده‌اند، مواد تعریف می‌شوند که سلول‌ها باید از این مواد پر شوند، همین طور محاسبات برای ترابرد چه نوع ذراتی باید انجام شود در نظر گرفته می‌شود، از قابلیت‌های دیگر این کارت می‌توان به محاسبه‌گر یا تالی اشاره کرد که به دو صورت عددی و مش‌بندی شده اطلاعات حاصل از محاسبات را در اختیار کاربر قرار می‌دهد، شکل (۳-۳) نمای کلی از نحوه‌ی نوشتن یک برنامه و بخش‌های مختلف آنرا نشان می‌دهد که شامل کارت‌های سلول، سطح و داده است، در این شکل می‌توان از طریق رنگ‌ها به ارتباط بین کارت‌ها در برنامه پی برد که در واقع به ترتیب کارت سلول را به کارت سطح و همین‌طور کارت سلول را به کارت داده ارجاع می‌دهد. [۳۱]

```

اولین خط خالی
C cell cards
1 1 -0.00129 -1 imp:p,e 1 0 S spherical1
2 2 -2.26 -2 imp:p,e 1 0 S spherical2
3 3 -1.0 -3 imp:p,e 1 0 S spherical3
4 0 1 imp:p,e 1 0 #2 #3 S out of spherical 1space
دومین خط خالی
C surface cards
1 S X Y Z R
2 S X Y Z R
3 S X Y Z R
سومین خط خالی
C data cards
Mode p,e
M2 7000 0.8 8000 0.2 S air
M2 7000 1.0 S carbon
M2 1000 0.6667 8000 0.3333 S water
Surce Defination ...
:
NPS 2e9
Ctme 54e3
چهارمین خط خالی

```

- شماره سلول
- شماره مواد
- چگالی مواد
- شماره سطوح
- اهمیت ذره
- دستور به جز

شکل (۳-۳): نمای کلی از برنامه‌ی کد MCNPX و جزئیات آن

۳-۴ دستور ها و کارت های جانبی مفید

در نوشتن متن برنامه و کارت داده در کد mcnpX باید از دستورها و کارت‌های جانبی مفید بسیاری با توجه به زمینه‌ی کاربردی این کد و بسته به زمینه‌ی مطالعاتی توسط محققان استفاده شود، لذا به همین منظور در ادامه برخی از این موارد که برای کاربرانی که قصد استفاده از این کد را دارند، توصیف شده است.

۳-۴-۱ دستور mode

در کارت داده اولین گزینه برای تعیین نوع ذرات، دستور mode است و پس از درج آن نوع ذره که فوتون، پروتون، نوترون و یا هر ذره‌ی دیگری است باید مشخص گردد، روشی دیگر برای مشخص کردن

نوع ذرات ترابرد شونده این است که به جای نوشتن اهمیت ذره در کارت سلول، با نوشتن شماره سلول‌ها تا ۴۰ کاراکتر در جلوی این دستور سلول‌هایی که ذرات باید در آن ترابرد شوند را می‌توان مشخص نمود.

۳-۴-۲ تعریف مواد

برای سلول‌هایی که تالی‌ها به ازای آن محاسبات را انجام می‌دهند باید مواد درون این سلول‌ها مشخص باشد که در قسمت کارت داده تعریف می‌شوند. برای تعریف ماده از Mn استفاده می‌کنند که M مخفف کلمه‌ی Material و n شماره آن ماده است که می‌توان تا حداکثر یک عدد ۵ رقمی به آن شماره تخصیص داد، یک نکته‌ی مهم که در نتیجه‌ی محاسبات توسط این کد دارای اهمیت و تاثیر فراوانی است، در تعریف چگالی مواد و درصد وزنی یا اتمی به ازای چگالی است که باید توسط کاربران به طور دقیق در نظر گرفته شوند، که برای مواد به صورت زیر تعریف می‌شود :

$$Mn \text{ ZAI}D_1 \text{ Fraction}_1 \text{ ZAI}D_2 \text{ Fraction}_2 \dots$$

در عبارت فوق Mn شماره ماده ترکیب شده است و $ZAI D_1$ که Z عدد جرمی ماده، A عدد اتمی

آن و ID ایزوتوپ خاص ماده اول و Fraction بیانگر کسر وزنی آن به درصد است، به عنوان مثال برای تعریف آب (H_2O) داریم :

$$M1 \ 1001 \ 0.6667 \ 8016 \ 0.3333 \quad \left(1001 \times \frac{2}{3} + 8016 \times \frac{1}{3}\right)$$

برای روش تبدیل درصدهای وزنی و اتمی به یکدیگر و بالعکس، همین‌طور تعریف مواد ترکیبی مانند محلول‌ها و غیره به منابع [۳۱،۶] مراجعه شود.

۳-۴-۳ تعریف چشمه

در تعریف چشمه‌های مختلف اعم از چشمه‌های عمومی، انواع چشمه‌های سطحی، حجمی در هندسه‌های تکراری و چشمه در محاسبات بحرانی، پارامترها و متغیرهای بسیاری دخیل‌اند، از دستور

SDEF برای تعریف انواع چشمه‌ها استفاده می‌شود، بنابراین در ادامه برخی از این پارامترها شرح داده شده‌اند.

متغیر POS: این متغیر را برای مشخص کردن مختصات مکانی چشمه‌های نقطه‌ای استفاده می‌شود که در کنار آن نقطه‌ی مرجعی برای متغیرهای RAD و EXT است و از این متغیر برای تعریف چشمه‌های سطحی و حجمی کروی نیز به کار می‌رود و اگر مقداری برای آن تعریف نشود کد به صورت پیش فرض صفر در نظر می‌گیرد.

متغیر X, Y, Z: این متغیر را نیز می‌توان به جای استفاده از POS در تعریف چشمه‌های نقطه‌ای و مشخص نمودن مختصات مکانی محل تولید ذرات استفاده کرد و اگر مقداری برای آن تعریف نشود کد به صورت پیش فرض صفر در نظر می‌گیرد.

متغیر ERG: برای تعریف و توزیع انرژی ذرات خروجی از چشمه می‌توان این متغیر را استفاده کرد که توزیع انرژی می‌تواند به فرم احتمالی و در دو حالت گسسته یا پیوسته تعریف شود و اگر در نوشتن انرژی از احتمال استفاده نشود، کد به صورت پیش فرض طیف انرژی را به صورت ترکیبی از حالت‌های مذکور محاسبه می‌نماید و وقتی که برای ذرات انرژی قید نشود، مقدار پیش فرض ۱۴ مگا الکترون ولت را برای آن در نظر می‌گیرد.

متغیرهای RAD, AXS, EXT: برای تعیین فاصله شعاعی ذرات نسبت به POS از متغیر RAD و برای تعیین فاصله از پارامتر POS در راستای AXS از متغیر EXT و برای تعیین بردار مرجع بین EXT و RAD از متغیر AXS استفاده می‌شوند، بنابر این برای تعریف چشمه‌های سطحی ($EXT=0$) و برای چشمه‌های حجمی ($EXT \neq 0$) در جهت خاص در فضا استفاده می‌شود.

متغیر PAR: برای تعریف ذرات گسیلی از چشمه می‌توان از این متغیر استفاده کرد، به عنوان مثال متغیر PAR برای نوترون (n) برابر ۱، برای فوتون (p) برابر ۲، برای الکترون (e) برابر ۳ و همین طور برای سایر ذرات حاصل از گسیل چشمه‌ها در مرجع [۳۱] آورده شده است.

متغیر DIR: پارامتری که برای بردار مرجع به منظور تعیین جهت ذرات گسیلی از چشمه به کار می‌رود و اگر در دستور چشمه درج نگردد، مقدار پیش فرض آن گسیل ذرات در جهت بردار مرجع توسط کد به صورت همگن در نظر گرفته می‌شود، از متغیرهای DIR و VEC برای تعریف چشمه‌های نقطه‌ای بر روی سطح و چشمه‌های حجمی که ذرات گسیلی در راستای یک مخروط و به صورت همگن هستند، استفاده می‌شود.

متغیر VEC: این پارامتر برای تعیین جهت خروج ذرات از چشمه به عنوان بردار مرجع تلقی می‌گردد و همراه با متغیر DIR به کار می‌رود که متغیر DIR زاویه‌ی بین جهت خروج ذرات از چشمه و بردار متغیر VEC است.

متغیر CEL: وقتی که چشمه به صورت حجمی است و ذرات در آن تولید می‌شوند (برای مثال در شبیه‌سازی قرص‌های سوخت هسته‌ای در راکتورها) برای مشخص کردن مکان چشمه از این پارامتر استفاده می‌شود.

متغیر SUR: وقتی که چشمه‌ی سطحی بر روی یکی از سطح‌های استفاده شده در سلول تعریفی قرار داشته باشد از متغیر SUR استفاده می‌شود، که این متغیر شماره‌ی آن سطح را مشخص می‌نماید و برای تعریف چشمه‌های دایره‌ای، دیسکی و غیره روی یک سطح مشخص از متغیرهای متعدد بیان شده، استفاده می‌شود.

متغیر TR: از این پارامتر برای دوران یا انتقال چشمه به منظور دستیابی به محاسباتی جدید و بدون تغییر اساسی در پارمترهای چشمه می‌توان استفاده کرد. [۳۱]

۳-۴-۴ تالی‌ها

بخش مهم دیگری از کد MCNPX خروجی‌های محاسبه‌گر یا تالی‌ها هستند که با استفاده از آنها می‌توان کمیت‌های فیزیکی مانند جریان ذرات شارش یافته، شار ذرات و انرژی تخلیه شده در واحد

سطح یا جرم را برای یک چشمه‌ی خاص محاسبه کرد، تعریف تالی با نماد Fn انجام می‌شود، n شماره ی تالی است که باید محاسبه شود، برای مثال نحوه‌ی نوشتن دستور تالی F1 در کارت داده به صورت زیر است:

Fn: photon cell s number → F1 :p 1 2 3 4 5 6 , ... تا چهل کاراکتر

تالی F1: از این محاسبه‌گر برای برای بدست آوردن جریان سطحی ذراتی که از سطح عبور می‌کنند استفاده می‌شود و جریان را به ازای سطح‌هایی که سلول‌های آن در برنامه نوشته شده است محاسبه می‌نماید که واحد آن بر حسب تعداد ذره است.

تالی F2: این حسابگر شار سطحی ذراتی را که از سطح یک ماده عبور می‌کنند را بدست می‌دهد که یکی از کمیت‌های مهم در فیزیک محسوب می‌شود، برای اینکه سطحی را که در این تالی برای محاسبه‌ی شار عبوری محاسبه کرد یک روش نوشتن شماره سطح مورد نظر از روی سلول است و در روش دیگر با استفاده از کارت جانبی SDn می‌توان مساحت را مشخص کرد، واحد محاسبه‌ای این تالی $\frac{\text{تعداد ذره}}{\text{cm}^2}$ است.

تالی F4: به منظور محاسبه‌ی شار عبوری ذرات از حجم یا یک سلول این محاسبه‌گر را استفاده می‌کنند و واحد محاسبه‌ای آن $\frac{\text{تعداد ذره}}{\text{cm}^2}$ است.

تالی F5: این محاسبه‌گر به تالی آشکارساز معروف است و به منظور محاسبه‌ی شار در نقطه یا محدوده‌ی خاصی استفاده می‌شود و به دو صورت نقطه‌ای و حلقه‌ای توسط این کد تعریف می‌شود، در آشکارساز نقطه‌ای به عنوان مثال از دستور زیر داریم:

F5: P1 X Y Z ± R0 → F5: n 0 0 210 +200

در عبارت بالا n نماد ذره نوترون است و X,Y,Z نقطه‌ای از مختصات است که باید آشکارساز نقطه‌ای در آن نقطه قرار بگیرد. R0 شعاع کره فرضی است که علامت مثبت مختصات را به سانتی‌متر و علامت

منفی بر حسب مسافت آزاد میانگین است که ذره می‌پیماید و واحد آن $\frac{\text{تعداد ذره}}{\text{cm}^2}$ است.

آشکارساز حلقه‌ای مانند آشکارساز نقطه‌ای است، اما تنها تفاوت آن در نمونه‌برداری از نقاط روی حلقه که با پارامترهای a_0 و r می‌باشد، a_0 مربوط به a است که مرکز حلقه را روی محور نمونه‌برداری و r شعاع آشکارساز رینگی بر حسب سانتی‌متر است، به مثال زیر توجه کنید :

$$F5a: P1 \ a_0 \ r \ \pm \ R_0 \ \rightarrow \ F5X: n \ 25 \ 3 \ +100$$

تالی F۶ : انرژی انبارش یافته در واحد جرم را این تالی بدست می‌دهد که اغلب از آن بعنوان انرژی جذبی در واحد جرم از ماده یا کرما می‌نامند و واحد آن $\frac{MeV}{gram}$ است.

تالی F۷ : این حسابگر میزان انرژی انبارش یافته حاصل از اندرکنش‌های شکافت در واحد جرم یک سلول خاص را بیان می‌کند و واحد آن $\frac{MeV}{gram}$ است.

تالی F۸ و F۸* : برای ارزیابی ارتفاع پالس حاصل از واپاشی یا گسیل ذرات از چشمه در یک سلول از تالی F۸ استفاده می‌شود و برای بدست آوردن دز در سلول‌ها از F۸* استفاده می‌شود و واحد آن MeV است، این عبارت را باید بر واحد جرم آن سلول تقسیم نمود. که برای مقیاس‌های بزرگتر مقدار آن با نتیجه‌ی تالی F۶ یکسان است. [۳۱]

۳-۴-۵ تالی مش بندی

از این تالی برای مشاهده‌ی نتایج حاصل از محاسبات کد به صورت مش‌بندی شده در کارت داده استفاده می‌شود، که یکی از قابلیت‌های کد MCNP نسخه x است و به کمک آن می‌توان کمیت‌هایی فیزیکی مانند شار در هر مش، طول مسیرها، دز در هر مش، تعداد ذرات در هر مش، جهت محاسبه‌ی انرژی تخلیه شده در واحد حجم هر مش، چرخش یا انتقال مش و غیره را با استفاده از تالی مش‌های مربوطه محاسبه و بر روی هندسه‌ی مسئله مشاهده کرد. از طرفی برای استفاده از این قابلیت باید نوع مش‌بندی، ابعاد مش‌بندی و نوع مش‌تالی مورد محاسبه توسط کاربر مشخص شود، بنابر این در نوشتن مش‌تالی باید آن را به صورت بلوک و پشت سر هم نوشت که ابتدای آن با کارت Tmesh شروع و انتهای آن با

کارت Endmd تمام می‌شود، به مثال زیر توجه کنید:

Tmesh

(R or S or C) mesh (mesh taly number)

Cora (mesh taly number) X_1 x_i X_2

Corb (mesh taly number) Y_1 y_i Y_2

Corc (mesh taly number) Z_1 z_i Z_2

Endmd

در این مثال اگر مش‌بندی به صورت مستطیلی باشد با Rmesh، کروی با Smesh و استوانه‌ای را با Cmesh تعریف می‌کنیم، از Cora، Corb و Corc برای محاسبات شماره تالی‌مش استفاده می‌شود که می‌تواند از ۱ تا ۷ شماره مش تالی قابل محاسبه را به آن اختصاص داد و ابعاد توزیع مش در راستای محورهای x ، y و z را با استفاده از X_i ، Y_i و Z_i می‌توان به قسمت‌های دلخواه تقسیم‌بندی نمود، که برای مش‌بندی مستطیلی تقسیم‌بندی در جهت طول محورهای مختصات بر حسب سانتی‌متر است.

[۳۱]

در مش‌بندی کروی Cora معادل راستای شعاعی است و باید برابر صفر باشد و Corb معادل راستای زاویه‌ی قطبی (زاویه با محور Z ها) که باید مقدار آن برابر ۱۸۰ باشد و برای Corc معادل راستای زاویه‌ی سمتی که باید برابر ۳۶۰ باشد.

در مش‌بندی استوانه‌ای Cora معادل راستای شعاعی است که باید برابر صفر باشد و Corb معادل راستای محور Z ها است که می‌توان آنرا به اندازه‌های مختلف تقسیم‌بندی کرد و برای Corc معادل راستای زاویه‌ی سمتی که باید برابر ۳۶۰ باشد. [۳۱]

۳-۵ روش‌های کاهش واریانس و خطا

در کد MCNPX کارت‌ها و دستوره‌های جانبی بسیاری وجود دارد و از آنها برای حصول نتایج قابل اطمینان و برای توصیف ماهیت پدیده‌های فیزیکی حاصل از اندرکنش ذرات استفاده می‌شود، حال برای اینکه در محاسبات توسط این کد، واریانس از مقدار میانگین و همین‌طور خطای حاصل از محاسبات کمتر باشد از روش‌های کاهش واریانس و خطا استفاده می‌شود، در اینجا مورد بحث است.

۳-۵-۱ تعداد ذرات

برای تعیین تعداد ذرات ترابرد شونده می‌توان از کارت NPS استفاده کرد و یکی از روش‌های ساده و موثر در کاهش واریانس انتخاب بیشینه‌ی ذرات ترابرد شونده در حین اجرای برنامه است، که در نسخه‌ی X، می‌توان 2×10^9 ذره را ترابرد نمود.

۳-۵-۲ زمان محاسبات

زمان به عنوان یک پارامتر ریاضی مهم در اجرای محاسبات کد MCNPX است که با استفاده از کارت CTME قابل تعریف بوده و واحد آن در نسخه حاضر بر حسب دقیقه است، حال هر چه زمان بیشتری در طی اجرای برنامه برای محاسبات صرف شود، در صحت و دقت نتایج پایانی و همین‌طور در کاهش واریانس داده‌ها نیز موثر خواهد بود.

۳-۵-۳ کارت CUT

ساده‌ترین روش کاهش واریانس استفاده از کارت CUT است، با استفاده از این کارت می‌توان با قید گذاشتن بر روی انرژی، زمان و وزن ذرات، از ترابرد مازاد ذرات جلوگیری نمود، نمونه‌ای از کاربرد این کارت و جزئیات پارامترهای آن را در خط زیر مشاهده می‌کنید :

CUT: n T E WC₁ WC_p SWTM

n نماد نوترون، T بیانگر زمان، E محدوده انرژی و WC_1 و WC_p وزن های قطع به ازای دو برخورد پی در پی ذره است و SWTM کمینه وزن چشمه است، جدول (۱-۳) مقادیر پیش فرض کارت CUT برای تعدادی از ذرات را نشان می دهد:

جدول (۱-۳): مقادیر پیش فرض کارت CUT برای تعدادی از ذرات [۳۱]

ذره	زمان (T)	انرژی (E)	WC_1	WC_p	(SWTM)	پیش فرض
نوترون (n)	خیلی بزرگ	صفر	-۰ / ۵	-۰ / ۲۵	کمینه وزن	J
فوتون (p)	خیلی بزرگ	۰ / ۰۰۱	-۰ / ۵	-۰ / ۲۵	کمینه وزن	J
الکترون (e)	خیلی بزرگ	۰ / ۰۰۱	۰	۰	کمینه وزن	J

۳-۵-۴ کارت های phys

یکی از کارت های مهم که می تواند موجب کاهش واریانس در محاسبات شود کارت فیزیک است که از این کارت ها می توان برای تعریف و کنترل برخی از پدیده های فیزیکی و همین طور حد بیشینه انرژی را برای ذرات استفاده کرد که شامل کارت های فیزیک نوترون، فوتون، الکترون، پروتون و سایر ذرات می شود، برای نمونه با استفاده از پارامترهای کارت فیزیک فوتون می توان در حین محاسبات سهم تابش ترمزی، پراکندگی همدوس، تولید ذرات فوتو هسته ای، پدیده ی دوپلر و تولید گاما های تاخیری را در آن تعریف کرد. [۳۱]

۳-۵-۵ کارت VOID

روشی دیگر در کاهش واریانس نتایج حاصل از برنامه، استفاده از کارت VOID است که با استفاده از این کارت می توان تمام سلول های تعریف شده در مسئله را خالی کرد، این کار سبب سریع تر اجرا شدن برنامه می شود و سلول های دارای نشت یا خطا در هندسه را در خروجی مشخص می نماید [۳۱]

۳-۶ نرم افزار shader ware

این نرم افزار با دو نسخه‌ی ProjectionVR و LectureVR برای شبیه‌سازی اتاق و دستگاه رادیوگرافی و یک نسخه‌ی TomoVR برای شبیه‌سازی اتاق و دستگاه توموگرافی کامپیوتری که توسط گروه تحقیقاتی آقای فیلیپ کوسن در سال ۲۰۱۴ و اساتید دانشگاه بریتش انگلستان عرضه شده است، بر اساس برنامه‌ی ++C تولید داده می‌نماید و به منظور آموزش دانشجویان رشته رادیوگرافی مورد استفاده قرار می‌گیرند، که در حال حاضر بیش از ۸۰ دانشگاه سراسر ایالات متحده آمریکا، کانادا، پرتغال، انگلستان، آفریقای جنوبی، سوئد، لهستان، استرالیا، فنلاند و نیوزیلند را پشتیبانی می‌نماید. در یک ارزیابی از دانشجویان این رشته قبل از مطالعات بالینی با استفاده از رادیوگرافی مجازی، افزایش توانایی دانشجویان آموزش دیده به این روش را در این رشته چه از لحاظ تکنیک رادیوگرافی و چه از لحاظ دزیمتری و حفاظت و ایمنی تابش در مقایسه با دانشجویانی که به صورت عملی رادیوگرافی را در محیط واقعی از اشعه‌ی X فرا گرفته‌اند، به صورت بالقوه نشان می‌دهد. [۴۰] از فواید دیگر آن می‌توان به افزایش توانایی دانشجویان در تکنیک رادیوگرافی اشاره کرد، بنابراین آنان می‌توانند آزمون‌های رادیوگرافی را در بدترین شرایط (ولتاژ و جریان بالا که منجر به افزایش دز در رادیوگرافی می‌شود) انجام دهند. از طرفی برای اینکه در آزمون رادیوگرافی تجربی در اتاق پرتو X واقعی امکان خطا در نحوه‌ی تعریف پارامترها برای دستگاه توسط رادیوگراف وجود دارد که موجب می‌شود تا کنتراست مناسب برای تصویر برداری ایجاد نشود، و در نهایت موجب تکرار آزمون بر روی بیماران مراجعه‌کننده به این بخش و همین‌طور افزایش سطح دز در این بیماران شود. لذا می‌توان با آموزش دانشجویان از این طریق با استفاده از نرم‌افزارهای کاربردی تکنیک‌های لازمه را قبل از ورود به عرصه‌ی تجربی به آنان آموخت. بنا براین به دلیل ارتباط موضوعی و به منظور آشنایی هر چه بیشتر با تنظیمات مربوط به سیستم‌های تصویربرداری و نحوه‌ی عملکرد دستگاه‌های رادیوگرافی با پرتو X، از این نرم افزارها نیز استفاده شده است.

۷-۳ مواد و روش انجام کار

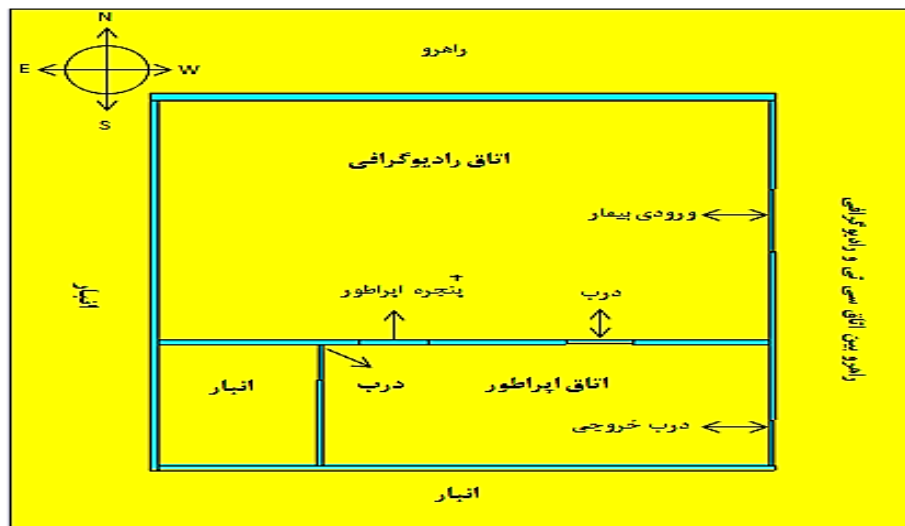
از آنجایی که موضوع مورد مطالعه درباره‌ی بررسی دُز جذبی و تاثیر ضخامت‌هایی مختلف سربی است لذا ابتدا از مراکز تصویربرداری رادیوگرافی عمومی و سی‌تی اسکن بازدید به عمل آمد و تمامی پارامترهای دستگاه‌ها، برای انجام محاسبات ثبت گردید، سپس بر اساس پارامترهای واقعی محاسبات مونت کارلویی از اتاق و دستگاه‌های شبیه‌سازی انجام شد. در ابتدای کار، ما با مراجعه به مرکز رادیولوژی بیمارستان فوق تخصصی بهمن زنگان، پارامترهای مربوط به هندسه و فضای اتاق‌ها و دستگاه رادیوگرافی مورد مطالعه را یادداشت کرده و نمونه برداری را انجام دادیم، دستگاه رادیوگرافی مورد آزمایش از مدل DASUNG SM-38 با حداکثر جریان ۳۰۰ میلی آمپر و ولتاژ کاری ۴۰ تا ۱۲۰ کیلو ولت پیک، به سقف اتاق رادیوگرافی نصب شده است که پرسنل رادیوگرافی از تنظیمات استفاده کرده و جا به جایی‌های لازمه را برای دو حالت تصویر برداری دراز کشیده و ایستاده (CHEST) را اعمال می‌کنند، نمایی از اتاق رادیوگرافی در شکل (۳-۴) مشاهده می‌کنید.



شکل (۳-۴): نمایی از اتاق و دستگاه رادیوگرافی

این ارزیابی‌ها شامل ابعاد دستگاه رادیولوژی، محل قرارگیری چشمه (لوله‌ی پرتو X)، دیافراگم‌ها از جنس سرب، اتاق رادیوگرافی به ابعاد $4\text{ m} \times 5\text{ m} \times 2/90\text{ m}$ بدون احتساب اتاق اپراتور و سایر مکان‌های اشغال شده شامل راهروها، انبارها و غیره بود و ضخامت دیوارها ۳۵ سانتی‌متر از جنس بتونی و سرب‌کوبی شده، درب‌های ورودی مراجعین و درب بین دو اتاق رادیوگرافی و اپراتور از جنس آهن به ضخامت ۵ سانتی‌متر بودند.

تیوب پرتو X در داخل محفظه‌ای دارای ضخامت حدود ۰/۵ میلی‌متر سرب به عنوان سد حافظ اصلی قرار دارد و زاویه‌ی تابش آند در آن از ۱۰ تا ۱۵ درجه قابل تنظیم است، فیلترهای به کار رفته به منظور سخت کردن پرتو علاوه بر فیلترهای ذاتی (محفظه‌ی سربی دور تیوب، پنجره شیشه‌ای تابش، محفظه شیشه‌ی لوله) از دو نوع فیلتر آلومینیومی اولیه و ثانویه به ترتیب با ضخامت ۳ و ۰/۵ میلی‌متری به فاصله ۷ سانتی‌متری از هم قرار دارند که در شبیه‌سازی توسط کد لحاظ گردید. شکل (۳-۵) به صورت شماتیک در صفحه‌ی xy فضای اتاق رادیوگرافی شبیه‌سازی شده و بر اساس مدل واقعی، در نرم‌افزار رابط گرافیکی نشان می‌دهد.



شکل (۳-۵): فضای اتاق رادیوگرافی شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار VisEd

به دلیل اینکه فراهم نمودن تجهیزات دزیمتری در ساخت یا تهیه‌ی فانتوم بدن انسان، اتاقک‌های یونیزاسیون مدادی و دزیومترهای ترمولومینیانس مستلزم هزینه‌های بالا بوده و بیمارستان‌هایی که به

منظور پیشبرد این پایان‌نامه همکاری نموده‌اند، به تجهیزات کامل دزیمتری مجهز نبودند و از طرفی چون هماهنگی با بخش‌های مختلف بیمارستان‌ها برای ارزیابی دز حاصل از تجهیزات رادیوگرافی به این روش آسان نیست، بنابراین ما از دزیمتر محیطی و فردی automess مدل 6150AD 5/H که توسط چشمه‌ی Cs 137 کالیبره می‌باشد، در این کار استفاده کردیم، نمایی از این دزیمتر در شکل (۳-۶) نشان داده شده است، که یکی از انواع مختلف از آشکارسازهای گازی است و فوتون‌های حاصل از پرتوهای گاما و ایکس در محدوده‌ی انرژی ۴۵ KeV تا ۲/۶MeV میزان دز $0.1 \mu\text{SV}/\text{hour}$ تا $1000 \text{mSV}/\text{hour}$ را می‌تواند آشکارسازی نماید.



شکل (۳-۶): نمایی از دزیمتر مورد استفاده در این آزمون

پس از بازدید و ثبت پارامترها، ما دزیمتری از اتاق رادیوگرافی را با اندازه‌گیری تابش زمینه شروع کردیم، ابتدا دستگاه توسط اپراتور روی جریان بیشینه‌ی ۳۰۰mA و ولتاژ بیشینه‌ی ۱۲۰ KVP قرار داده شد و پس از حدود فاصله‌ی زمانی ۱ دقیقه وارد اتاق شدیم و با قرار دادن دزیمتر در زیر پنجره تابش، تابش زمینه از روی آن عدد $0.08 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$ قرائت گردید که این کار برای ارزیابی تابش زمینه و جریان نشتی چشمه در اثر اختلال در عملکرد الکترونیکی دستگاه تیوب بررسی گردید، در مرحله دوم

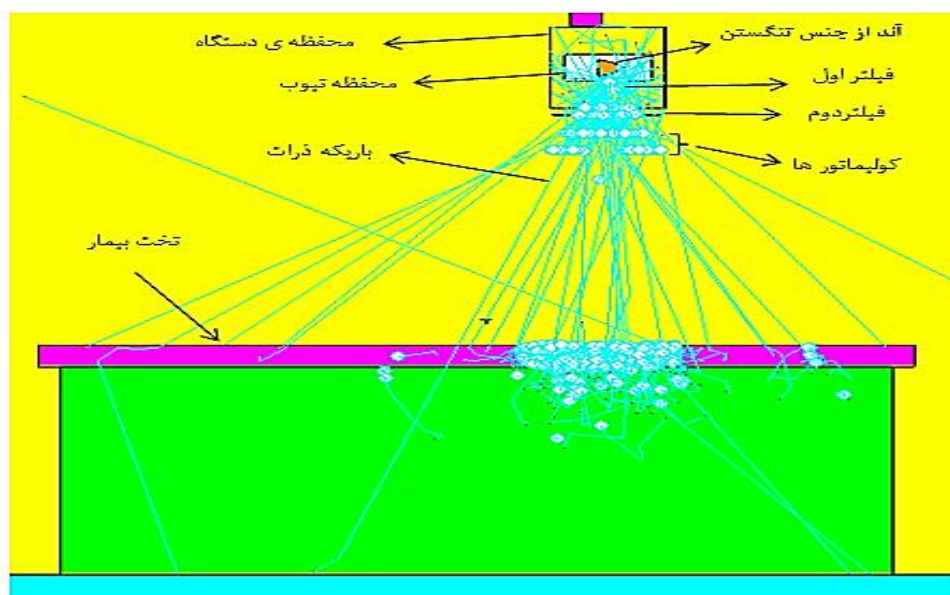
دزیمر را در فاصله‌ی ۱ متری از چشمه تابش بر روی یک میز به ارتفاع یک متر قرار دادیم، به گونه‌ای که از پشت شیشه‌ی سربی اتاق اپراتور و در عدم حضور آزمایشگر، عدد دزیمر قابل خواندن باشد و به ازای کیفیت انرژی‌های متداول کاربردی ۶۰، ۷۰، ۹۰، ۸۰ و ۱۰۰ و ۱۲۰ کیلو ولت تیوب دزیمتری انجام گردید، که برای تمام انرژی‌ها دزیمر بیش از $100 \frac{\mu Sv}{h}$ که قابل ملاحظه است را آشکارسازی نمود. در مرحله‌ی سوم با رعایت اصول ایمنی و حفاظت پرتویی و استفاده از تیروئید بند با قرار دادن دزیمر مطابق شکل (۳-۷) در ناحیه‌ی بین شکم و سینه به طوری که آزمایشگر بتواند آنرا قرائت نماید، همانند مرحله‌ی قبلی آزمایش را تکرار کرده و مقادیر را یادداشت نمودیم، در واقع هدف از این کار ارزیابی دز دریافتی کارکنان در هنگام استفاده از روپوش سربی و تضعیف پرتو به ازای ضخامت معین از روپوش است.



شکل (۳-۷): نمایی از محل قرار گرفتن دزیمر در بین روپوش و بدن آزمایشگر

۸-۳ شبیه سازی چشمه و اتاق رادیوگرافی با کد MCNPX

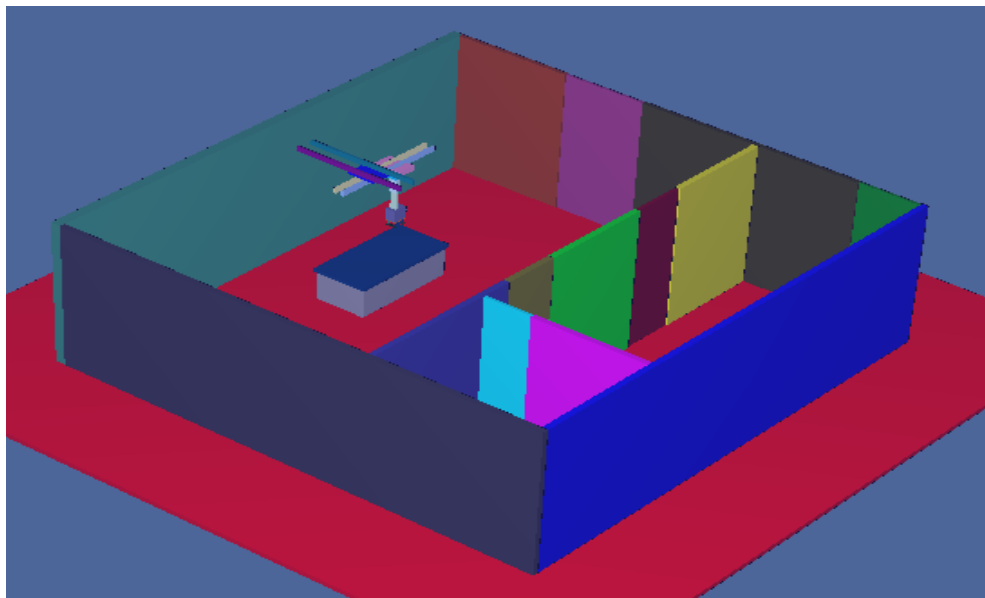
روش مرسوم برای بررسی حالت‌های بهینه در طراحی حفاظها و تحلیل دزیمتری استفاده از روش‌های مونت کارلویی است، که از لحاظ نتیجه‌ای به واقعیت نزدیک‌تر است، لذا در شبیه سازی توسط کد MCNPX، ما ابتدا چشمه را با استفاده از مشخصات و ابعاد فنی دستگاه مدل سازی نموده و سپس اتاق رادیوگرافی و تمامی پارامترهای مربوطه را برای مطابقت با شرایط واقعی با استفاده از دستوره‌های جانبی مربوط به سلول و سطح به طور دقیق در هندسه‌ی مسئله وارد کردیم و به منظور بررسی نشت ذرات از چشمه و همین طور فضای اتاق در حین ترابرد آنها از کارت VOID و سپس از کارت‌های مربوط به کاهش واریانس استفاده کردیم تا از ترابرد ذرات اضافی جلوگیری شود و در نهایت خطای حاصل از محاسبات در داده‌های خروجی کد کمتر شود. در شکل (۸-۳) نمایی از شبیه‌سازی انجام شده برای مدل سازی چشمه را در صفحه‌ی xz به صورت ۲ بعدی و در فضای رابط گرافیکی Vised مشاهده می‌کنید.



شکل (۸-۳): تصویر ۲ بعدی از مدل چشمه و جزئیات آن در صفحه‌ی xz

فانتوم محاسباتی و ریاضی MIRD، مشابه مرد ۴۰ ساله است که با قد ۱۷۰ و وزن تقریبی ۷۰ کیلو گرم را با اصلاحاتی جزئی بر روی دست‌ها و پاهای آن طراحی نمودیم، که اندام‌های داخلی آن از عناصر

طبیعی سازندهی بدن انسان است که درصدهای وزنی و چگالی این مواد با دقت تعریف شده‌اند [۳۲]. در این محاسبات اندام‌های بدن این فانتوم به عنوان آشکارساز در نظر گرفته شد و دزهای جذبی و معادل حاصل از فوتون‌های پرتو x در این فضا و در فواصل ۱ متری افقی از حالت عمودی محور کانونی پرتو تابشی قرار دادیم، به جهت تولید پراکندگی بیشتر ذرات بر طبق آنچه در آزمایش واقعی، فانتوم آب در روی تخت و زیر میدان تابشی طراحی شد، که در نهایت با طراحی حفاظ‌های سربی در ضخامت‌های متغیر، محاسبات دزسنجی برای هر مرحله با استفاده از آنها در کد MCNPX انجام گردید. شکل (۹-۳) نمای ۳ بعدی از اتاق و جزئیات شبیه‌سازی را نشان می‌دهد.



شکل (۹-۳): نمایی سه‌بعدی از اتاق رادیوگرافی شبیه‌سازی شده

برای بدست آوردن دزهای جذبی حاصل از پراکندگی‌های فوتونی و برای محاسبات عددی توسط کد mcnpX از فرمول تبدیلی زیر استفاده شد:

$$RAD \text{ دز جذبی} = \frac{F \lambda^* (MeV)}{m(gram)} \left(1/6.02 \times 10^{-6} \frac{erg}{MeV} \right) \left(\frac{1}{\frac{100 \cdot erg}{\frac{gram}{rad}}} \right) \quad 1 - 3$$

$$\text{دز جذبی (RAD)} = \frac{F\lambda^*}{m(\text{gram})} \left(1/60.2 \times 10^{-8} \right) \quad 2-3$$

$$\text{دز جذبی (Gray)} = \frac{F\lambda^*}{m(\text{gram})} \left(1/60.2 \times 10^{-10} \right) \quad 3-3$$

در روابط فوق از حسابگر دز $F\lambda^*$ استفاده شده است و دز بر واحد جرم از ماده حاصل گردید، از طرفی برای بدست آوردن دُز جذبی، چون منبع تابش به صورت خارجی گسیل و ترابرد ذرات در هوا انجام می‌شود، پس باید دز حاصله را نسبت به گرمای هوا محاسبه نماییم، از آنجایی که برای مدلسازی در محاسبات گرمای هوا از دو تکنیک Gird air و Air gap در رادیوگرافی استفاده می‌شود، به این منظور با استفاده از آشکارساز نقطه‌ای در حسابگر $F\lambda$ ، شار ذرات را در یک نقطه که توسط یک کره‌ی فرضی با شعاع قابل تعریف محاط شده است، توسط کد بدست آورده و با استفاده از ضرایب نرمالیزه، دز جذبی را برای بافت و مواد توسط این ضرایب نسبت به گرمای هوا نرمالیزه کردیم. [۳۵،۳۴،۳۳] بنابر این برای بدست آوردن معادل دوز موثر نرمالیزه شده برای ارگان‌های بدن داریم:

$$E_n = \sum_{\text{بافت}} W_{\text{بافت}} \times H_{\text{ماده یا بافت}} \quad 4-3$$

که در عبارت فوق H حساسیت پرتویی را برای اثرات تصادفی بر روی ارگان‌ها و یا معادل دز بافت یا سلول حساسیت پرتویی را برای اثرات تصادفی بر روی ارگان‌ها و یا معادل دز برای ماده بیان می‌کند و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$H_{\text{بافت یا ماده}} = \frac{\text{دز جذبی در بافت یا ماده}}{\text{دز جذبی نرمالیزه هوا به بافت یا ماده}} \times W_{\text{ذره تابشی}} \quad 5-3$$

فصل (۲۴): تحلیل نتایج و بحث

۴-۱ مقدمه

در این فصل با استفاده از کد MCNPX و پارامترهای یادداشت شده از دستگاه رادیوگرافی عمومی در بخش اول و سپس برای طراحی اتاق و دستگاه سی تی اسکن بر اساس مشخصات و اجزاء چشمه (تیوب پرتو x) در بخش دوم شبیه‌سازی‌ها انجام گردید و در پایان نتایج بدست آمده مورد بحث و بررسی قرار گرفتند.

۴-۲ نتایج تجربی دزیمتری در رادیوگرافی عمومی

در این بخش ما ابتدا نتایج دزیمتری تجربی اندازه‌گیری شده را در عدم‌حضور حفاظ سربی (روپوش

سربی) مورد ارزیابی قرار دادیم که برای تمام انرژی‌های مورد آزمون دزیمتر مقداری بیش از $100 \frac{\mu Sv}{h}$ را آشکار نمود و برای دزیمتری در حضور حفاظ را در جدول (۴-۱) مشاهده می‌کنید، این نتایج دزیمتری محیطی در فاصله ۱ متری از چشمه حاصل گردید، که نشان دهنده‌ی تابش عبوری قابل ملاحظه‌ای از این روپوش است.

جدول (۴-۱): نتایج دزیمتری در بیمارستان با روپوش سربی در فاصله ۱ متری از تیوب

ولتاژ تیوب (KVP)	جریان تیوب (mAs)	عدد دزیمتر ($\frac{\mu Sv}{h}$)
۶۰	۱۵۵	۰/۱۴۶
۷۰	۱۶۵	۶/۱۵۹
۸۰	۱۷۵	۴۵,۶
۹۰	۱۸۵	۹۶,۲
۱۰۰	۲۰۰	۱۰۰>
۱۱۰	۲۵۰	۱۰۰>
۱۲۰	۳۰۰	۱۰۰>

۴-۲-۱ مرحله‌ی اول

در این مرحله ابتدا با استفاده از کد MCNPX و فانتم محاسباتی و ریاضی MIRD مرد در فاصله ۱ متری از چشمه و به ازای قرار دادن فانتم آب به منظور پراکندگی فوتونی به ارزیابی دُزهای جذبی برای اندام کبد (سیستم خون ساز بدن) و حساس به پرتو فانتم همراه بیمار یا کارکنان بخش رادیوگرافی بدون حفاظ سربی انجام گرفت و نتایج آن بر حسب ($\frac{\mu Gy}{S}$) حاصل شد که در جدول (۴-۲) آورده شده است و این مقادیر به ازای یک بار اسکن در زمان ۱ ثانیه از لحاظ ایمنی پرتو برای این بافت خطر ساز نخواهد بود، حال اگر از دیدگاه پروتکل NCRP 147 این موضوع تحلیل گردد،

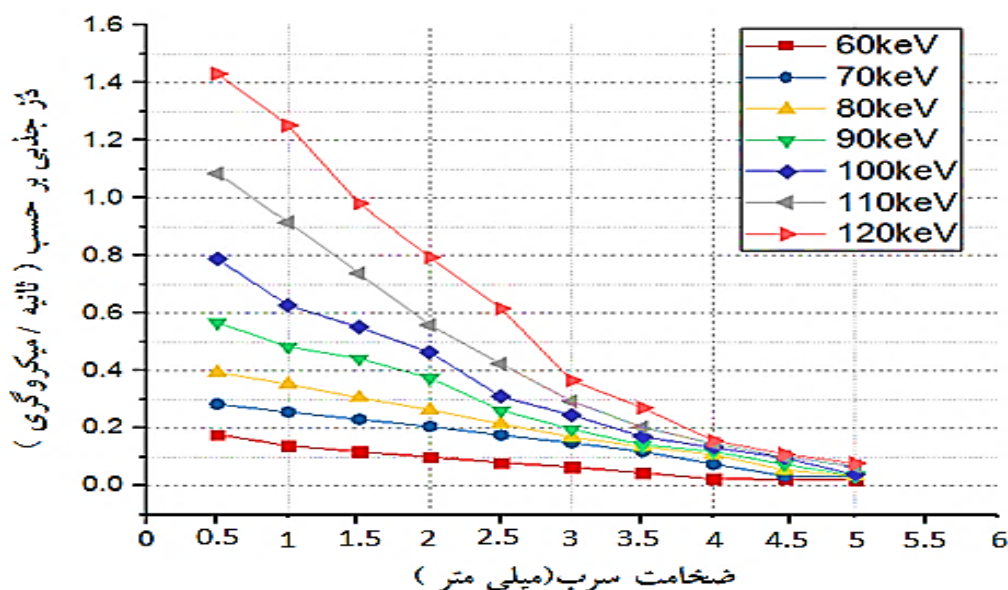
[۴۵] اگر تعداد هر هفته ۵ روز کاری و در یک شیفت کاری ۶ الی ۷ ساعته برای تعداد ۱۵۰ تا ۲۰۰ بیمار این آزمون انجام گردد، میزان دز جذبی دریافتی کارکنان از حدود پیشنهادی پروتکل‌ها یعنی $1 \frac{mSv}{Week}$ به ازای انرژی‌های بیش از ۱۰۰ KeV چشمه افزایش خواهد یافت و باید حفاظ مناسبی به جهت کاهش عوارض دز اتخاذ گردد.

جدول (۴-۲): نتایج حاصل از دز جذبی در اندام کبد و فاصله (متر) از چشمه

ولتاژ چشمه (keV)	دز جذبی در کبد ($\frac{\mu Gy}{s}$)
۶۰	۰/۲۷۰
۷۰	۰/۲۸۴
۸۰	۰/۴۲۳
۹۰	۰/۶۸۲
۱۰۰	۰/۸۳۰
۱۱۰	۱/۱۰۰
۱۲۰	۱/۴۳۰

در ادامه با طراحی حفاظ سربی با ضخامت‌های مختلف از ۰/۵ تا ۵ میلی‌متر، حالت بهینه برای محافظت پرسنل یا کارکنان در برابر پرتوهای x در اتاق رادیوگرافی طراحی شد، لذا همان‌طور که، برای تمام کیفیت انرژی‌های ۶۰، ۷۰، ۸۰، ۹۰، ۱۰۰، ۱۱۰، ۱۲۰ کیلو الکترون ولت تضعیف پرتو توسط کد به ازای دز جذبی بر حسب میکروگری بر ۱ ثانیه به طور جداگانه محاسبه شده است و مجموع نتایج در شکل (۴-۱) گردآوری شده است، حفاظ سربی فوتون‌ها را با افزایش ضخامت تضعیف می‌کند و کاهش دز جذبی در کبد را به وضوح نشان می‌دهد، که با مقایسه این نمودار با نتایج جدول (۴-۲) می‌بینیم که برای هر ۰/۵ میلی‌متر سرب آهنگ دز کمتر می‌شود تا جایی که در ضخامت ۵ میلی‌متری این آهنگ دز برای

انرژی‌های ۶۰ و ۷۰ کیلو الکترون ولت صفر می‌شود و برای سایر انرژی‌ها این مقدار کمتر از $0.1 \frac{\mu Gy}{s}$ و یا به بیان پروتکل‌های NCRP برای حفاظت‌سازی مقادیر محاسبه‌ای دز را اگر به ازای تعداد بیمار در روز و روزهای هفته بیان کنیم، آنگاه برای ۱۵۰ تا ۲۰۰ بیمار و ۵ روز کاری در هفته مقدار 0.1 میلی‌گری حاصل می‌شود، که از حد $1 \frac{mSv}{Week}$ برای کارکنان طبق پیشنهاد پروتکل‌ها کمتر است، که نشانگر معنی‌دار بودن تضعیف و الزامی بودن استفاده از حفاظ با ضخامت بیشتر از ۴ mm سرب است.



شکل (۴-۱): نتیجه‌ی تضعیف فوتونی به ازای ضخامت‌های مختلف سرب و در انرژی‌های مختلف

۴-۲-۲ مرحله‌ی دوم

در این مرحله به ارزیابی دزهای جذبی بافت‌های حساس به پرتو در شبیه‌سازی حالت تصویر برداری AP در این فانتوم به عنوان بیمار پرداخته شد و نتایج دزیمتری از شبیه‌سازی تابش‌دهی به فانتوم بیمار در جدول (۴-۳) آورده شده است، همان‌طور که مشاهده می‌کنید، دز جذبی در بافت‌ها به ازای ۱ بار و در یک ثانیه بیش از محدوده مجاز پروتکل‌ها به ازای هفته و سال کمتر است، اما با این وجود با توجه به یون‌ساز بودن این پرتو‌ها همچنان باید الزامات حفاظت و ایمنی در برابر پرتو مد نظر باشند.

جدول (۳-۴): نتایج دُز جذبی در شبیه‌سازی تصویر برداری AP از اندام‌های فانتوم MIRD

انرژی (MeV)	معادل دز جذبی ($\mu\text{Gy/s}$) بر بافت												
	مغز	تیروئید	شش چپ	شش راست	قلب	کبد	معه	روده	دیواره مثانه	مثانه	پروستات	کلیه چپ	کلیه راست
۰/۰۶۰	۰/۸۴۴	۰/۲۴۱	۰/۵۲۹	۰/۵۳۰	۰/۲۵۰	۰/۱۶۷	۰/۱۳۷	۰/۱۶۴	۰/۴۵۱	۰/۱۴۹	۰/۳۷۱	۰/۳۶۲	۰/۳۶۵
۰/۰۷۰	۰/۹۷۰	۰/۲۷۴	۰/۶۰۹	۰/۶۱۰	۰/۳۶۸	۰/۲۱۶	۰/۱۶۵	۰/۲۲۵	۰/۶۶۱	۰/۲۲۷	۰/۳۲۹	۰/۴۲۳	۰/۴۲۵
۰/۰۸۰	۱/۱۷۲	۰/۳۱۶	۰/۶۷۱	۰/۶۶۹	۰/۴۲۳	۰/۳۳۱	۰/۱۹۹	۰/۳۵۵	۰/۹۱۱	۰/۵۳۷	۰/۳۹۱	۰/۵۴۴	۰/۵۴۲
۰/۰۹۰	۱/۶۲۴	۰/۳۵۲	۰/۷۰۲	۰/۷۰۴	۰/۴۶۱	۰/۳۶۶	۰/۳۱۶	۰/۴۱۴	۰/۹۷۸	۰/۹۸۶	۰/۵۷۰	۰/۶۸۹	۰/۶۹۴
۰/۱۰۰	۲/۰۳۲	۱/۳۳۱	۰/۸۹۳	۰/۸۹۱	۰/۶۶۲	۰/۳۹۷	۰/۶۱۷	۰/۶۳۵	۱/۳۱۵	۱/۵۳۱	۱/۱۱۹	۰/۹۱۱	۰/۹۹۲
۰/۱۱۰	۲/۴۹۵	۱/۷۵۴	۱/۰۵۳	۱/۰۴۸	۰/۸۳۵	۰/۷۶۶	۰/۸۷۱	۱/۲۸۶	۱/۸۸۵	۱/۹۳۲	۱/۸۱۷	۱/۵۰۹	۱/۵۲۱
۰/۱۲۰	۲/۹۵۱	۲/۴۰۱	۱/۳۴۱	۱/۳۳۹	۰/۹۶۱	۱/۱۵۴	۱/۵۷۰	۲/۱۰۵	۲/۱۷۵	۲/۱۵۰	۲/۰۱۰	۲/۲۲۳	۲/۲۴۳

ما در این کار برای اینکه محاسبات عددی و شبیه‌سازی‌ها را با تحقیق سایرین مورد مقایسه قرار دهیم شبیه‌سازی حاضر را برای دزیمتری در تصویر برداری حالت AP (قدیمی - خلفی) که با استفاده از فانتوم MIRD مرد به ازای انرژی‌های ۶۰ تا ۱۲۰ کیلو الکترون ولت انجام و نتایج آن در جدول (۳-۴) گرد آوری گردید، به ازای بیشینه انرژی ۱۲۰ کیلو الکترون ولت چشمه با تحقیق ساماندا و همکارانش از برزیل که برای ارزیابی دزیمتری اندام‌های داخلی در تصویر برداری حالت AP با دستگاه اسکن رادیولوژی و با استفاده از فانتوم‌های FAX و MAX در همان انرژی انجام داده‌اند، هر دو نتایج

را در جدول (۴-۴) به ازای بیشینه انرژی برای مقایسه قرار دادیم. همان طور که مشاهده می‌کنید، از مقایسه‌ی نتایج توافق خوبی در این پروژه و تحقیق ساماندا و همکاران مشاهده می‌شود و تفاوت عمده در بین دز جذبی مغز در هر دو کار مشاهده می‌شود که تفاوت بالا بودن میزان دز در فانتوم MIRD است و بدلیل تعریف نشدن استخوان اسکلت پس سری در آن است [۳۲]، بنابر این در فانتوم MIRD دز مغز به ازای یک بار اسکن ۱ ثانیه‌ای نسبت به فانتوم MAX که فانتوم پزشکی کاملی است، دز بیشتری دریافت کرده است و مابقی بافت‌های حساس به پرتو در هر دو کار با هم در توافق خوبی هستند. علامت (-) در جدول زیر به معنی عدم محاسبه‌ی دز برای بافت‌ها است.

جدول (۴-۴): نتایج حاصل از شبیه‌سازی حاضر از تصویر برداری AP و کار ساماندا و همکاران

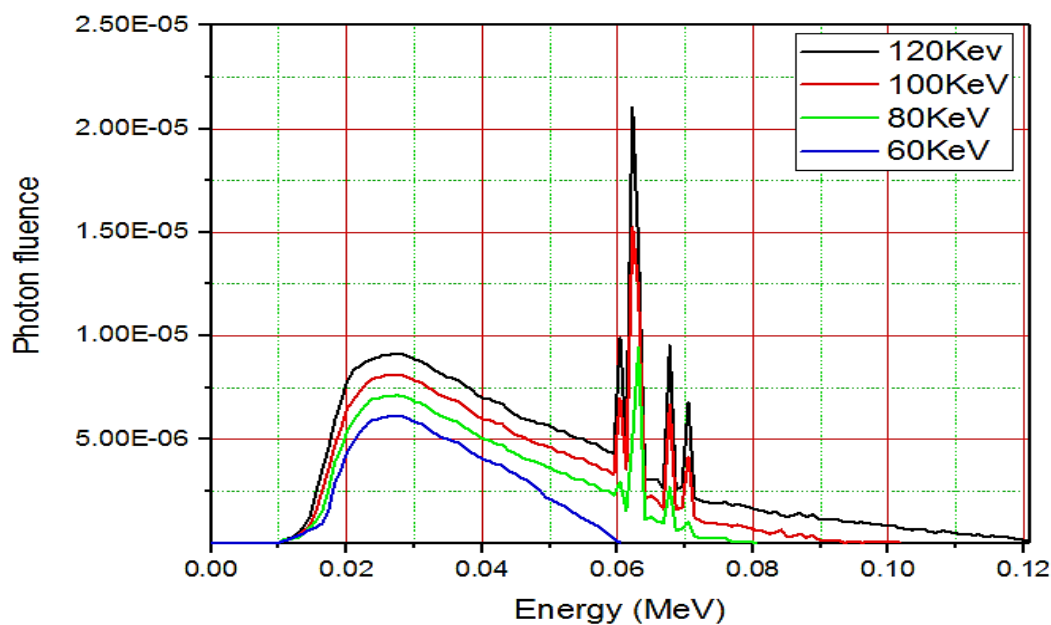
۴-۲-۳ مرحله ی سوم

در این مرحله شکل (۴-۱) نتایج حاصل از تالی آشکارساز نقطه‌ای (F5) به ازای شار نقطه‌ای فوتون‌های گسیلی و زاویه‌ی ۱۵ درجه برای هدف تنگستن (آند) را مشاهده می‌نمایید که طیف حاصل از پرتو x تولید شده از تنگستن در این شبیه‌سازی را در انرژی‌های ۶۰، ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ کیلو الکترون ولت نمایش می‌دهد، البته این نتیجه را می‌توان با استفاده از تالی ارتفاع پالس (F8) نیز به ازای

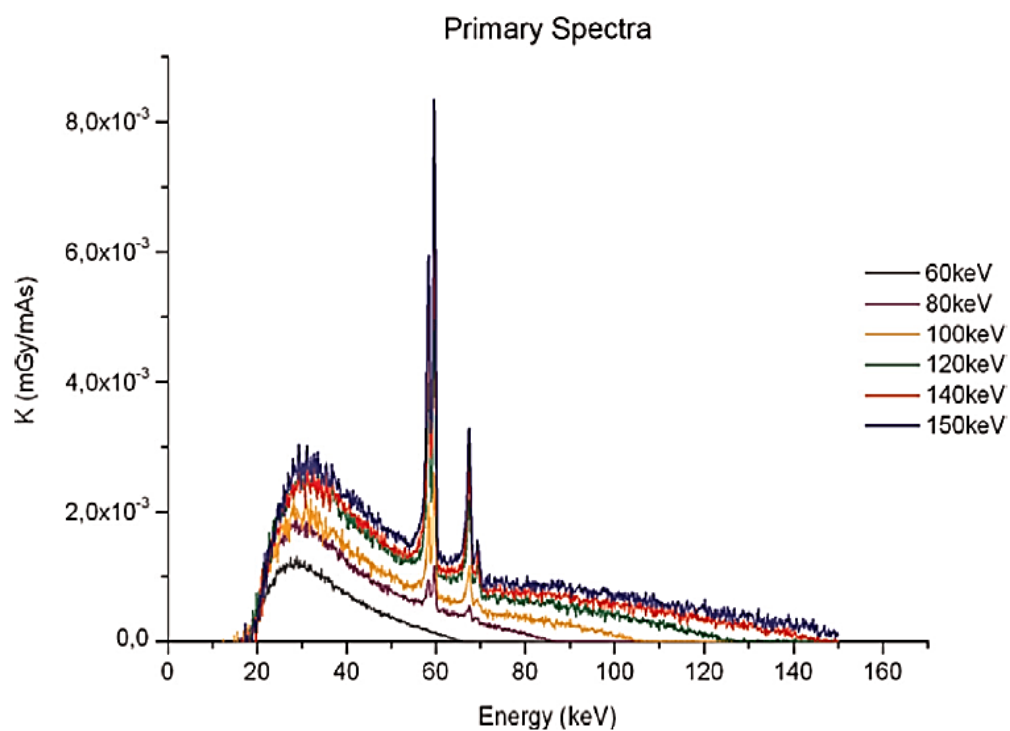
انرژی (MeV/۰.۱۲۰)	معادل دز جذبی (μGy) در بافت‌های فانتوم بیمار												
	مغز	تیروئید	شش چپ	شش راست	قلب	کبد	معهده	روده	دیواره مثانه	مثانه	پروستات	کلیه چپ	کلیه راست
شبیه‌سازی حاضر	۲/۹۵۱	۲/۴۰۱	۱/۳۴۱	۱/۳۳۹	۰/۹۶۱	۱/۱۵۴	۱/۵۷۰	۲/۱۰۵	۲/۱۷۵	۲/۱۵۰	۲/۰۱۰	۲/۳۳۳	۴۳
فانتوم MAX ساماندا و سایرین [۳۵]	۰/۹	۲/۶۳	۱/۷۵	-	-	۱/۶۴	۱/۷۵	۲/۰	-	۲/۱۹	-	-	-

شمارش در هر کانال بدست آورد که مستلزم طراحی آشکارساز NaI(Tl)، CdTi و یا غیره است، در

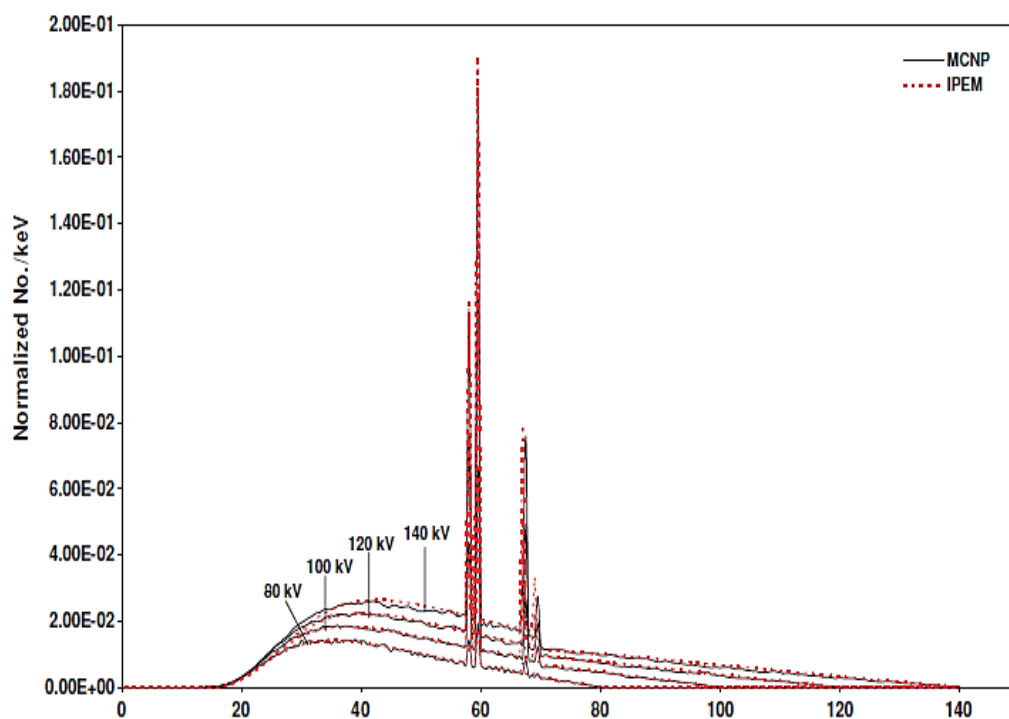
این شبیه‌سازی چون ما به صورت تجربی آشکارسازهای مذکور را در دسترس نداشتیم و فیلترهای اولیه و ثانویه هر دو از جنس Al است، بنابراین نتایج حاصل از آشکارساز نقطه‌ای کیفیت طیف پرتو X مورد آزمون را با تفاوت اندکی از نتایج سایر محققان بدست داده است و دلیل تفاوت نسبی بین طیف حاصل از شبیه‌سازی حاضر و نتایج سایرین در انتخاب زاویه‌ی آند، فیلتر اضافی از جنس Mo یا Cu و نرمالیزه کردن شار نسبت به دز و یا انرژی مورد آزمون است، که از مقایسه شکل (۲-۴) با شکل‌های (۳-۴) و (۴-۴) مشاهده می‌شود کیفیت طیف حاصل از شبیه‌سازی حاضر تقریباً در توافق خوبی با کار سایر محققان است. [۴۱ و ۲۵]



شکل (۲-۴): طیف شبیه‌سازی شده در این کار توسط کد MCNPX



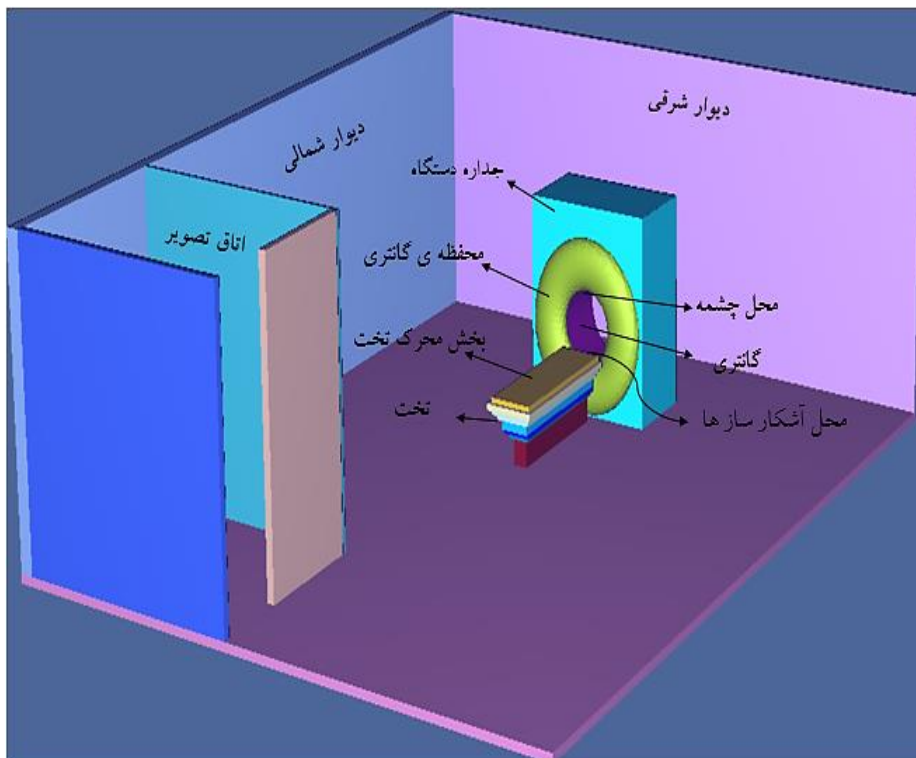
شکل (۴-۳): طیف تجربی حاصل از کار Casta و همکاران [۴۱]



شکل (۴-۴): طیف حاصل از کار شهید شهریار و همکاران [۲۵]

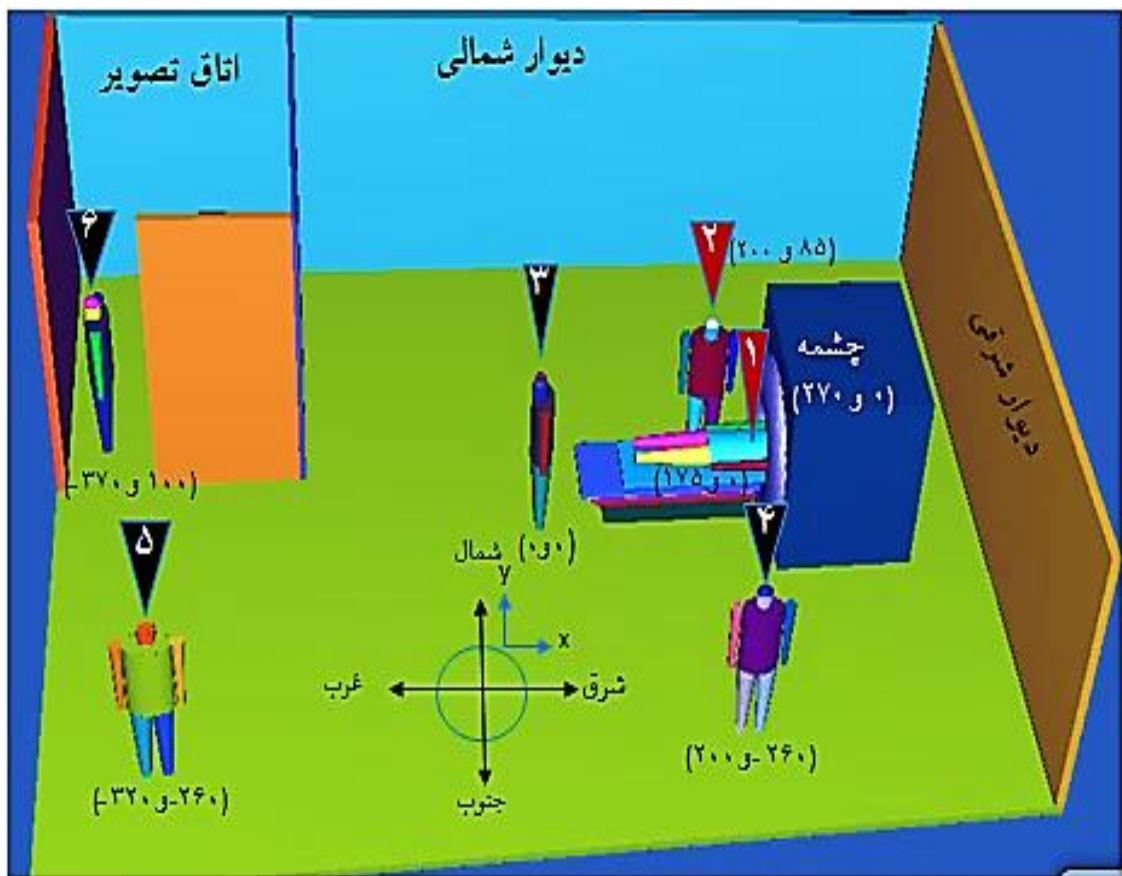
۳-۴ نتایج حاصل از شبیه‌سازی و محاسبات توموگرافی کامپیوتری

در بخش حاضر شبیه‌سازی اتاق سی‌تی و دستگاه آن با استفاده از پارامترهای ثبت شده از بیمارستان و با قرار دادن فانتوم‌های یکسان MIRD مرد در این فضا محاسبات انجام شد که در رابطه ۳-۱ به جای استفاده از تالی F_{A^*} از تالی F_6 استفاده شده است. در این بخش از شبیه‌سازی تمامی هندسه، فواصل و پارامترهای مربوط به اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن و فانتوم‌های مشابه در کارت‌های سلول، سطح و داده برای موقعیت چشمه و مواد به دقت تعریف شدند تا با نمونه‌های واقعی از اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن مطابقت داشته باشد، ابعاد اتاق بر اساس پارامترهای عرض، طول و ارتفاع $600\text{ cm} \times 800\text{ cm} \times 300\text{ cm}$ طراحی شد و ابعاد دستگاه سی‌تی‌اسکن شبیه‌سازی شده مشابه به دستگاه‌های اسکن واقعی تولیدی شرکت توشیبا مدل Aquilion-16 می‌باشد. موقعیت چشمه بر روی محفظه‌ی داخلی گانتری در شکل (۴-۵) از نمای سه‌بعدی در فضای اتاق و دستگاه که جزئیات آن با استفاده از نرم‌افزار رابط گرافیکی کد MCNP نشان داده شده است.



شکل (۴-۵): نمای سه‌بعدی از شبیه‌سازی اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن

در این بخش نیز از فانتوم محاسباتی MIRD که مشابه مرد ۴۰ ساله است، در محاسبات اندام‌های بدن این فانتوم‌ها به عنوان آشکارساز در نظر گرفته شد و دزهای جذبی و معادل حاصل از فوتون‌های پرتو X با استفاده از آنها در کد MCNP محاسبه شده است. در شبیه‌سازی از فانتوم‌های یکسان MIRD در نقاط مختلف از اتاق سی‌تی طراحی شد که در شکل (۴-۶) با شماره‌گذاری و همین‌طور مختصات مکانی آنها در صفحه‌ی XY مشخص و قابل مشاهده است.

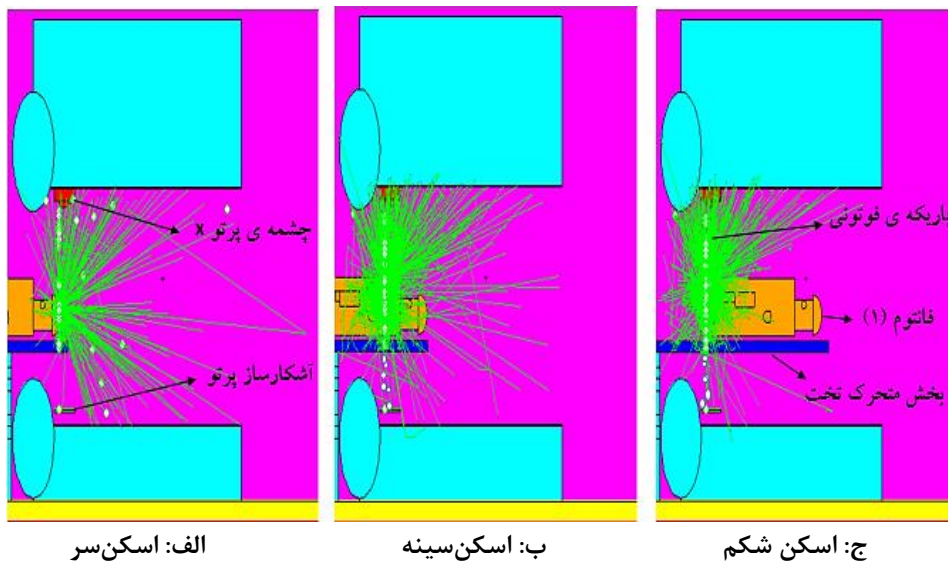


شکل (۴-۶): هندسه‌ی سه‌بعدی از فانتوم‌ها و مختصات مکانی آن‌ها در صفحه‌ی XY

شبیه‌سازی و محاسبات عددی مربوط به این بخش در طی سه مرحله انجام شد که به توصیف آن در ادامه پرداخته شده است.

۴-۳-۱ مرحله‌ی اول

در این مرحله فانتوم‌های محاسباتی و ریاضی در موقعت مکانی مطابق شکل (۴-۲) قرارداد شده و از دستوراتالی F۶ که در خروجی کد MCNP به منظور محاسبه‌ی دُز جذبی در واحد جرم یا کرما^۱ استفاده شد و انرژی فوتون‌های گسیلی از چشمه پرتو X همان انرژی‌های متداول در سی‌تی از ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون‌ولت در کارت داده تعریف شدند. ابتدا در انرژی ۰/۰۸۰ مگا الکترون‌ولت چشمه به ازای زوایای صفر تا ۳۶۰ درجه گرادیان برای ۱۸ زاویه با فاصله زاویه‌ای ۲۰ درجه در داخل استوانه‌ی گانتری دوران داده شد، که پس از محاسبه و گرفتن داده‌ها از خروجی کد مجدداً با جابه‌جایی افقی فانتوم (۱)- (ناحیه‌ی سر تا شکم) به طول ۵ سانتی‌متر در هر برش به سمت درون مرکز محفظه هدایت می‌شود و محاسبات به این شکل برای سایر انرژی‌ها و زوایای دوران چشمه انجام شد و آهنگ دُزهای جذبی حاصل از فوتون‌های چشمه‌ی پرتو X برای فانتوم‌ها در سی‌تی‌اسکن شبیه‌سازی شده اسپیرال از سه ناحیه‌ی فانتوم (۱) محاسبه شد، در این شبیه‌سازی برای تنظیم دامنه‌ی طولی پرتو (کولیماسیون) در چشمه ۳ mm و دامنه‌ی عرضی پرتو ۶۰ درجه تعریف شد، که ترابرد فوتون‌ها به عنوان نمونه برای انرژی ۸۰ کیلو الکترون‌ولت، در شکل (۴-۳) و صفحه XZ قابل مشاهده است.

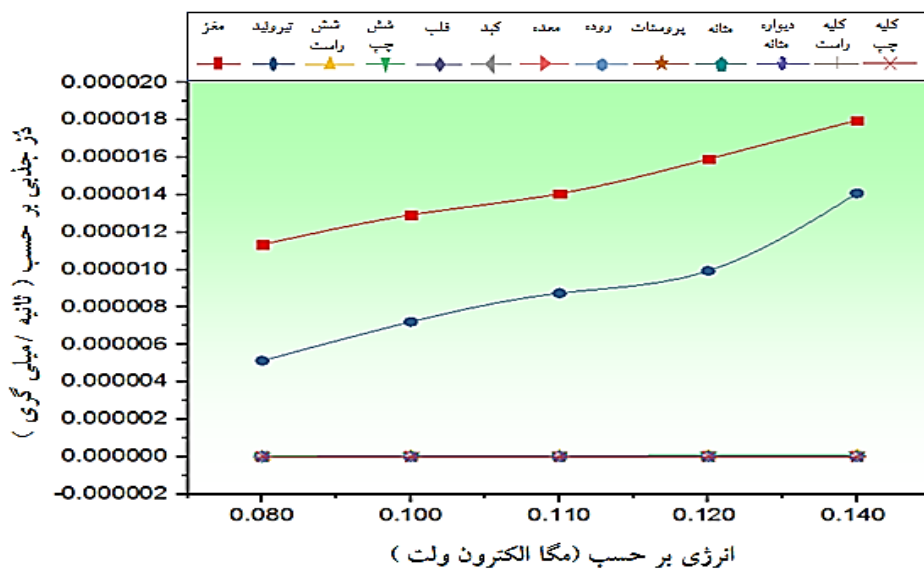


شکل (۴-۷): نمایی از صفحه XZ در شبیه‌سازی اسکن سه‌ناحیه برای فانتوم (۱)

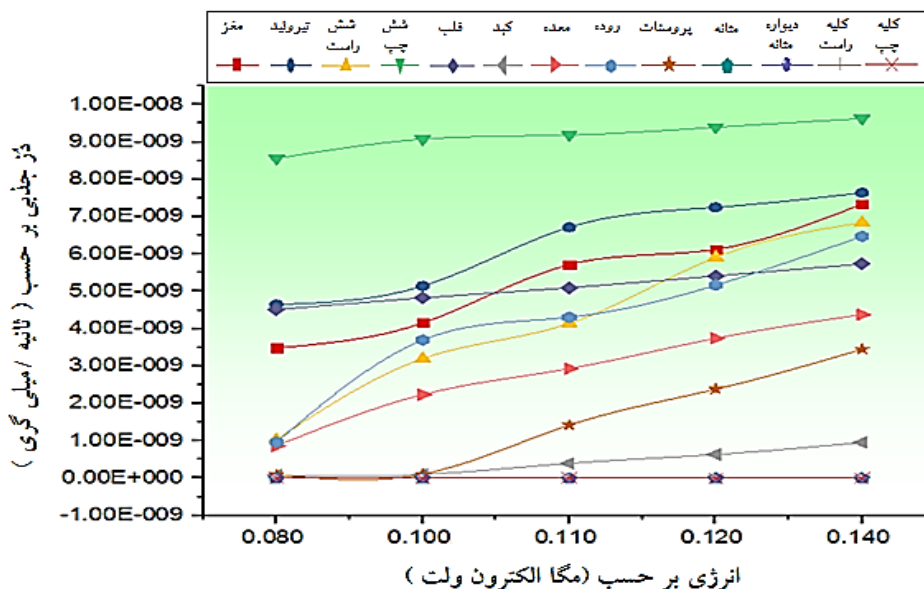
^۱ Kerma

از نتایج بدست آمده میانگین‌گیری شد و میانگین‌آهنگ دُزهای جذبی برای فانتوم‌های مشابه و یکسان میرد در مختصات مکانی (۱) تا (۶) از اتاق سی‌تی شبیه‌سازی شده به ازای اسکن از سه ناحیه‌ی فانتوم (۱) که به عنوان بیمار فرض می‌شود بر حسب میلی‌گری بر ثانیه بدست آمد. مقادیر میانگین دُز جذبی محاسبه شده برای فانتوم‌های (۱) و (۲) از لحاظ ایمنی تابش قابل ملاحظه می‌باشد که در ادامه به آن پرداخته شده است، اما برای فانتوم‌های (۳)، (۴) و (۵) آهنگ دُز جذبی در محدوده 10^{-11} تا 10^{-18} میلی‌گری بر ساعت بدست‌آمد که نسبت به مقادیر بدست آمده برای فانتوم‌های (۱) و (۲) خیلی کمتر است. برای فانتوم (۶) که در اتاق تصویر قرار دارد، درکارت داده از کد MCNP بر روی دیوارهای اتاق تصویر از ضخامت ۵ mm مواد سربی تعریف شد، نرخ دُز جذبی تقریباً صفر برآورد شد.

در شکل (۴-۸) مقدار میانگین آهنگ دُزهای جذبی فانتوم (۱) در شبیه‌سازی اسکن ناحیه‌ی سر، برای مغز و تیروئید دُز قابل ملاحظه مشاهده می‌شود و کمترین مقادیر مربوط به سایر اندام‌های داخلی آن است. به دلیل برهم‌کنش پرتو با اندام‌های داخلی فانتوم (۱) و پس از پراکندگی با احتمال‌های فوتوالکتریک، کامپتون و همدوس، دُزهای جذبی حاصل از این پراکندگی‌ها برای فانتوم (۲) و در شکل (۴-۹) نشان داده شده است که نسبت به فانتوم (۱) مقادیر دُز بسیار کمتری را دریافت نموده است و بیشترین مقدار به شش‌چپ و کمترین آن به اندام‌های مثانه، دیواره‌ی مثانه، کلیه‌راست و کلیه‌چپ تعلق دارد. برای نمونه شش‌چپ در انرژی ۱۴۰ کیلوالکترون‌ولت دُز جذبی $10^{-9} \times 9/63$ یا معادل دُز ۰/۰۰۲۹ میلی‌سیورت بر ساعت را دریافت کرده است که از حد میانگین دُز معادل سالانه ۲۰ میلی‌سیورت در یک سال، پرتوگیری کارکنان طبق پروتکل‌های ICRP کمتر است. [۳۷]



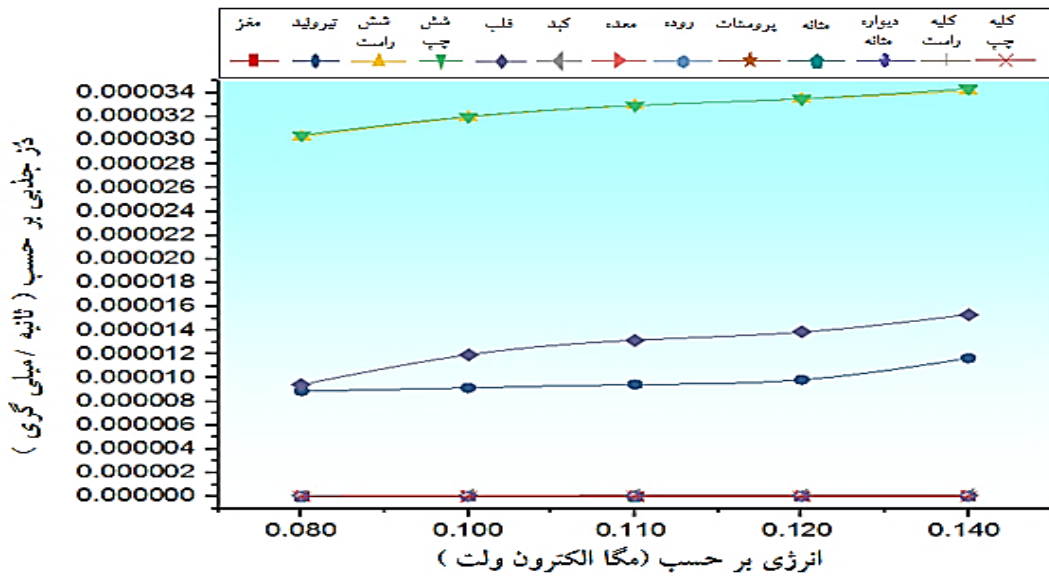
شکل (۴-۸): میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۱ در شبیه‌سازی اسکن سر



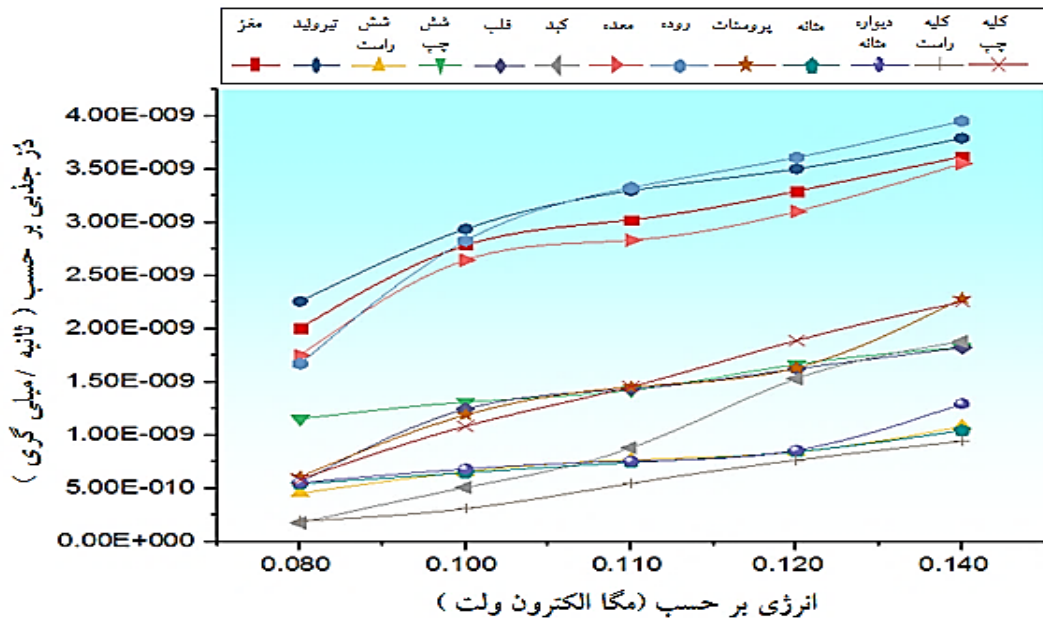
شکل (۴-۹): میانگین آهنگ دُزهای جذبی ارگانهای فانتوم ۲ در شبیه‌سازی اسکن سر

برای شبیه‌سازی اسکن ناحیه‌ی سینه از فانتوم (۱) همان‌طور که در شکل (۴-۱۰) قابل مشاهده است، بیشترین دُزهای جذبی بترتیب مربوط به شُش چپ و راست، قلب و تیروئید می‌باشد که دُز قابل ملاحظه‌ای را دریافت نموده است. نتایج برای فانتوم (۲) بیشترین مقدار آهنگ دُز جذبی مربوط به روده، معده، تیروئید و مغز و کمترین آن برای کلیه راست بدست آمده است که مجموع میانگین آهنگ دُز جذبی از 4×10^{-9} میلی‌گری بر ثانیه یا معادل آن 0.014 میلی‌سیورت بر ساعت طبق شکل

(۱۱-۴) بیشتر نیست و از حد میانگین دُز معادل سالانه کارکنان کمتر است. [۳۷]



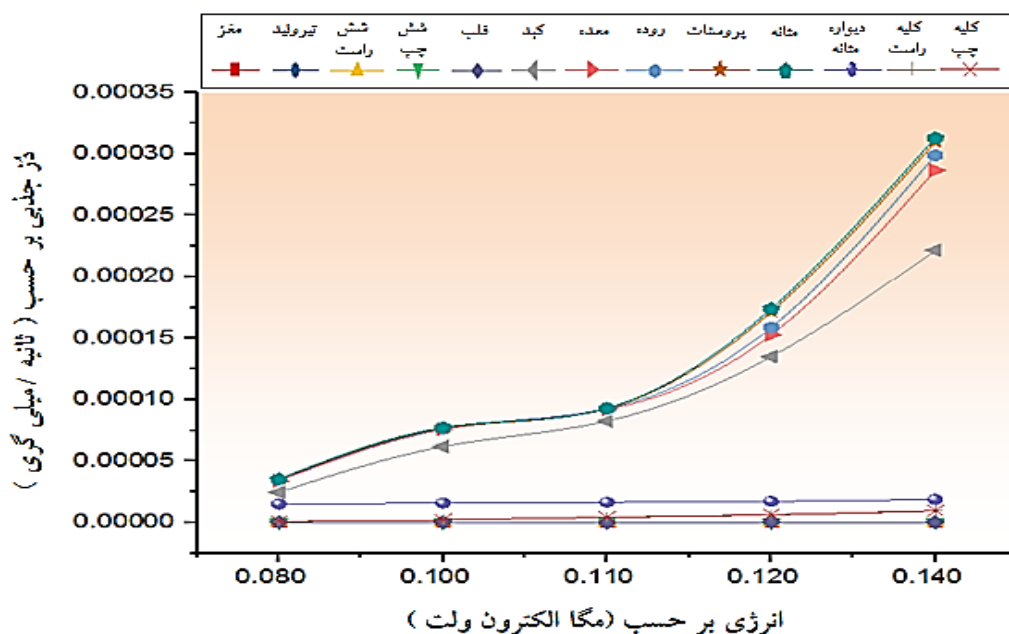
شکل (۱۰-۴): میانگین آهنگ دُزهای جذبی فانتوم ۱ در شبیه سازی اسکن سینه



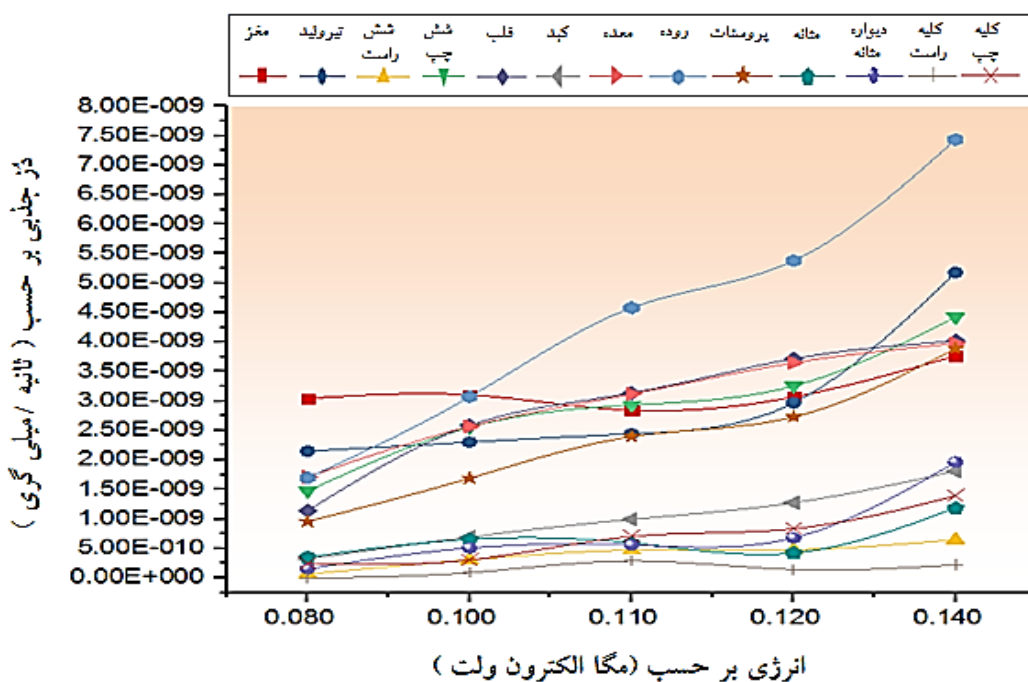
شکل (۱۱-۴): میانگین آهنگ دُزهای جذبی فانتوم ۲ در شبیه سازی اسکن سینه

برای شبیه سازی اسکن ناحیه ی شکم از فانتوم (۱) که در شکل (۱۲-۴) دیده می شود، بیشترین میانگین- آهنگ دُزهای جذبی در انرژی های ۸۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون ولت به مثانه و سایر اندام های شکم دُز قابل ملاحظه را دریافت نموده اند. در فانتوم (۲) بیشتر و کمترین میانگین آهنگ دُز جذبی را در شکل (۱۳-۴)

نشان می دهد که از حد میانگین معادل دُز سالانه کارکنان کمتر است. [۳۷]



شکل (۴-۱۲): میانگین آهنگ دُزهای جذبی فانتوم ۱ در شبیه‌سازی اسکن شکم



شکل (۴-۱۳): میانگین آهنگ دُزهای جذبی فانتوم ۲ در شبیه‌سازی اسکن شکم

در این شبیه‌سازی اشکالی که وجود دارد، ثابت بودن فانتوم‌ها است که در اتاق سی‌تی‌اسکن واقعی این گونه نیست و فانتوم (۲) اگر به عنوان همراه بیمار فرض شود در صورتی که فانتوم (۱) به منظور ثابت شدن و عدم تحرک در تخت نیاز به مراقبت داشته باشد، با نزدیکتر شدن به چشمه دُز جذبی بیشتری

را از اندام‌های داخلی دریافت خواهد کرد، مورد دیگر اینکه در این محاسبات ترابرد الکترون انجام نگرفت (اصطلاحاً چشمه بدون نشت است) و الکترون‌های ثانویه به صورت جذبی در نظر گرفته شد. که در دستگاه سی تی اسکن واقعی، امکان نشت در اثر گرم شدن بیش از حد لوله تولید کننده ی پرتو x موجب تَرَک خوردن تنگستن و نشت الکترون‌ها از آند وجود دارد و می‌تواند سبب افزایش دُز جذبی شود که این مشکل توسط کمیته‌ی بین المللی برق (IEC) به میزان ۰/۱ میلی‌گری بر ساعت که به فاصله ۱ متری از بیمار محدود شده است و به طور قابل توجه نسبت به پرتوهایی که از اندام‌های بیمار پراکنده می‌شود کمتر است و در صورت نشت چشمه بایستی مشکل با بررسی دوره‌ای مسئول فیزیک بهداشت و توسط تکنسین‌های مربوطه بر طرف شود. [۳۶]

۴-۳-۲ مرحله ی دوم

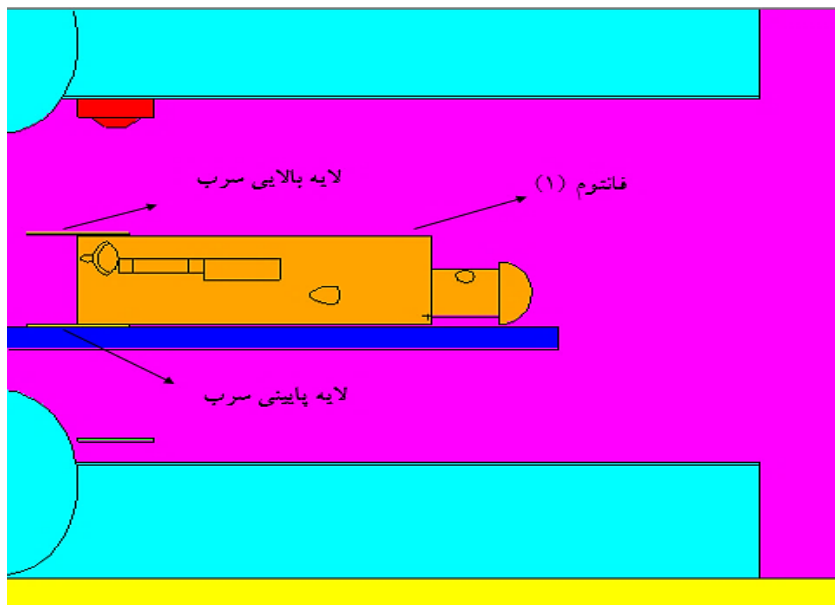
در این مرحله به تحلیل و بحث در مورد نتایج پرداخته شد که در شبیه‌سازی سی تی اسکن نواحی سر، سینه و شکم مربوط به فانتوم (۱) بیشترین مقدار میانگین دز جذبی در شبیه سازی اسکن شکم مربوط به مئانه و سپس پروستات در انرژی ۱۲۰ کیلوالکترون‌ولت بترتیب ۶۲/۷۰ و ۶۰/۵۶ میلی‌گری بر ساعت بدست آمد که در مجموع با نتیجه نهایی که امیرنیا و همکاران بدست آورده‌اند با تقریب نسبتاً خوب همراستا است. [۷] در شبیه‌سازی سی تی اسکن سر مربوط به انرژی ۱۲۰ کیلوالکترون‌ولت برای مغز و تیروئید به ترتیب ۵/۷۴ و ۰/۸۴ میلی‌گری بر ساعت بدست آمد که دز جذبی مغز با وجود اینکه در فانتوم میرد استخوان پس سری تعریف نشده است، با این حال مقدار حاصله در محدوده دز پیشنهادی پروتکل‌های ICRP برای بزرگسالان قرار دارد. [۳۷] برای سی تی اسکن سینه میانگین دز جذبی مربوط به شش‌چپ، شش‌راست و قلب به ترتیب ۱۲/۰۷، ۱۲/۰۵ و ۴/۹۸ میلی‌گری بر ساعت در انرژی ۱۲۰ کیلوالکترون‌ولت بدست آمد که نسبت به ناحیه‌ی سر بیشتر است. با توجه به اینکه در محاسبات فوق از فرمول‌های تبدیلی دز مذکور استفاده شد و دز جذبی در واحد جرم بر حسب میلی‌گری بر ثانیه است، در صورتی که مطالعه اثرات بیولوژیکی پرتوها مد نظر باشد، میلی‌گری در تعریف واحد جدید با

معادل دزدیافتی بافت‌های موجود زنده بر حسب میلی‌سیورت برابر است. [۳۲]

از طرفی در محاسبه‌ی دز جذبی حاصل از شبیه‌سازی سی‌تی برای اینکه نتایج با مقادیر تجربی مطابق باشد از عامل تبدیل تجربی استفاده می‌نمایند و مقادیر بر حسب میلی‌گری بر دقیقه حاصل می‌شود [۳۸]. از آنجایی که در این پایان‌نامه از داده‌های تجربی در سیستم مربوط به سی‌تی اسکن، دزیمتری با استفاده از اتاقک‌های یونیزاسیون مدادی مقدور نبود، بنابراین در این محاسبات عامل تبدیل تجربی لحاظ نشد و صرفاً دز جذبی پرتو بر حسب میلی‌گری بر ساعت مدنظر قرار گرفت.

۳-۳-۴ مرحله‌ی سوم

در نتایج حاصل از مراحل قبل چون فانتوم (۱) از ناحیه‌ی شکم مقدار دز جذبی بیشینه‌ای را دریافت کرده است (شکل (۴-۱۲))، بر آن شدیم تا راهکاری برای کاهش دز بیمار در رادیوگرافی از نوع سی‌تی اسکن ارائه‌داده شود، در این مرحله از شبیه‌سازی با طراحی حفاظ‌هایی از عنصر سرب با ضخامت‌های $1/5$ ، $2/5$ و $3/5$ میلی‌متر بر روی ناحیه‌ی شکم فانتوم (۱) و بین تخت و بیمار قرار داده شد، مطابق آنچه که در شکل (۴-۱۴) و مختصات XZ مشاهده می‌کنید.

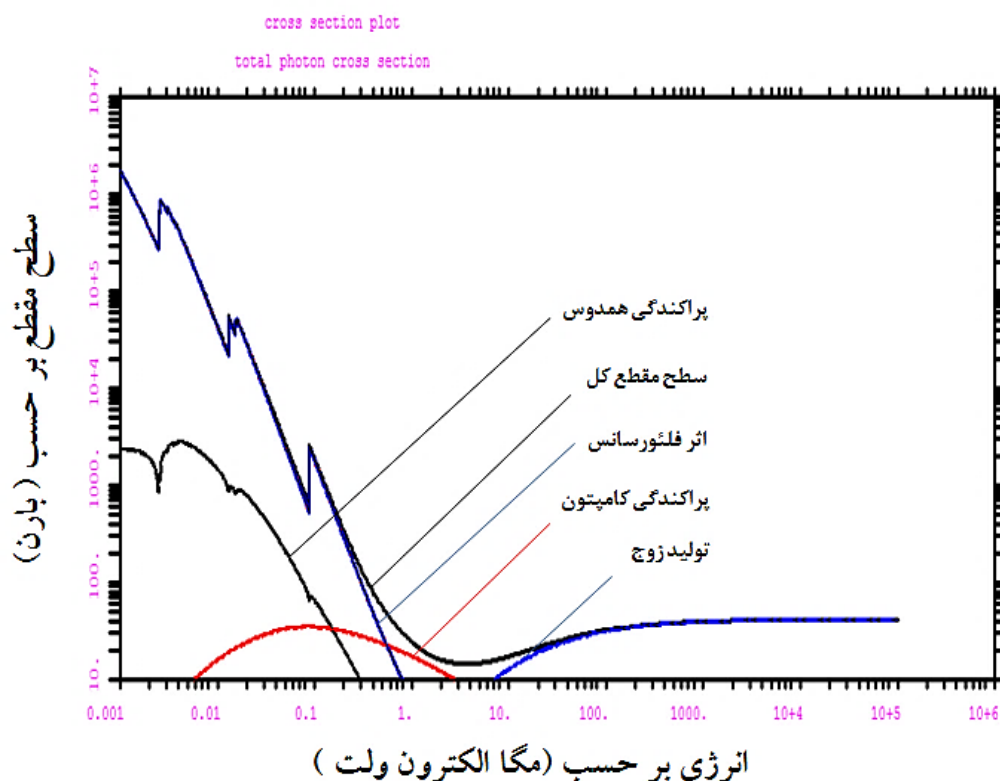


شکل (۴-۱۴): هندسه دو بعدی در مختصات XZ از نحوه قرار گرفتن حفاظ

محاسبات مراحل قبل مجدداً تکرار و مشاهده شد، هنگامی که اسکن از روده انجام می‌شود، وقتی دامنه‌ی پرتو در مرز بین روده و مثانه از اندام فانتوم (۱) واقع شود، با قرار دادن دو لایه سربی مطابق شکل (۴-۱۴) با ضخامت‌های بیان شده در مرز این ناحیه برای مثانه که به عنوان آشکارساز پرتو در نظر گرفته شد، در کمینه انرژی ۸۰ کیلوالترون ولت چشمه، بدون استفاده از حفاظ سربی با ضخامت بیشینه ۳/۵mm معادل با ضخامت پرده‌های سربی واقعی متداول و مورد استفاده در اتاق سی‌تی‌اسکن، دز جذبی ۱۲/۷۷ میلی‌گری بر ساعت و در حضور حفاظ ۰/۲۸ میلی‌گری بر ساعت بدست آمد که شدت پرتو در این ناحیه حدوداً ۹۷/۸ درصد تضعیف می‌شود و برای سایر انرژی‌ها نیز در محاسبه‌ی تضعیف شدت انرژی و دز جذبی حاصل از فوتون‌های پرتو x نتیجه مشابه برآورد شد، که آهنگ دز را به صورت معنی‌داری کاهش می‌دهد، شایان ذکر است که این محاسبات بدون لحاظ نمودن مواد کنتراست در اندام‌های حساس به پرتو فانتوم (۱) انجام شد، در این زمینه تحقیق مشابه را نیک‌رایکسا و همکاران با استفاده از فانتوم شبیه MIRD زن، مورد مطالعه قرار داده‌اند. [۳۹]

۴-۳-۴ نتایج سطح مقطع پراکندگی‌های برهم‌کنش فوتون با سرب

چون سرب به عنوان عملی‌ترین ماده‌ی حفاظ مورد تحقیق است، بنابر این ما در این بخش با استفاده از نتیجه‌ی تالی F۸ به عنوان ویژگی مهم از خصوصیات اندرکنش فوتون و ابعاد هسته‌ی اتمی این ماده، به بررسی ویژگی سطح مقطع حاصل از برخورد فوتون به اتم سرب و بررسی آماری سطح مقطع حاصل از انواع پراکندگی برای انرژی از محدوده‌ی ۰ تا ۱۴۰ کیلوالترون‌ولت به کار گرفته در این شبیه‌سازی‌ها پرداختیم و چون سطح مقطع تمامی مواد و ایزوتوپ‌ها در کتابخانه‌ی کد MCNPX موجود است، بنابراین هنگام اجرای کد به ازای برخورد و نوع ذرات با ابعاد اتم و هسته‌ی مواد هدف، داده‌های خروجی بیانگر خصوصیات و انواع پراکندگی‌های حاصل از واکنش را نشان خواهد داد، نتایج این بررسی را در تمام انرژی‌ها ذکر شده برای انواع پراکندگی‌ها در شکل (۴-۱۵) مشاهده می‌کنید، که با استفاده از نرم افزار VisEd رسم شده‌اند.



شکل (۴-۱۵): سطح مقطع‌های پراکندگی سرب

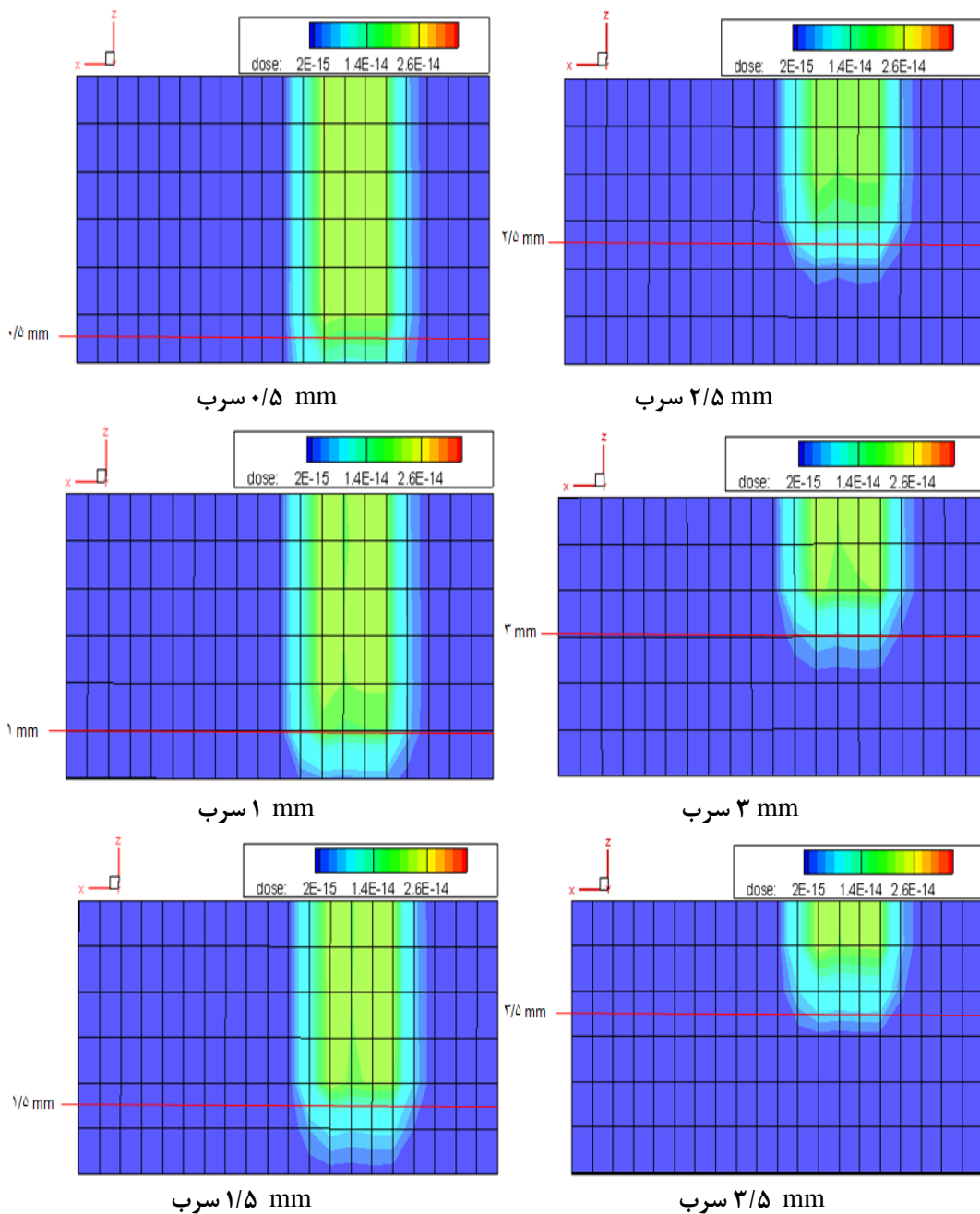
همان طور که می‌بینیم سهم احتمال پراکندگی همدوس (رایلی)، فوتوالکتریک، فلورسانس و پراکندگی ناهمدوس (کامپتون) در انرژی ۰ تا ۱۴۰ کیلو الکترون‌ولت برای محدوده‌ی پرتو x غالب است، از طرفی تولید زوج برای انرژی‌های بالاتر از ۱۰ مگا الکترون‌ولت برای برهم‌کنش بین فوتون و سرب امکان‌پذیر است، و در محدوده انرژی رادیوگرافی تشخیصی نیست، که کد آنرا نیز محاسبه نموده و با نتایج تئوری مطابقت کامل دارد.

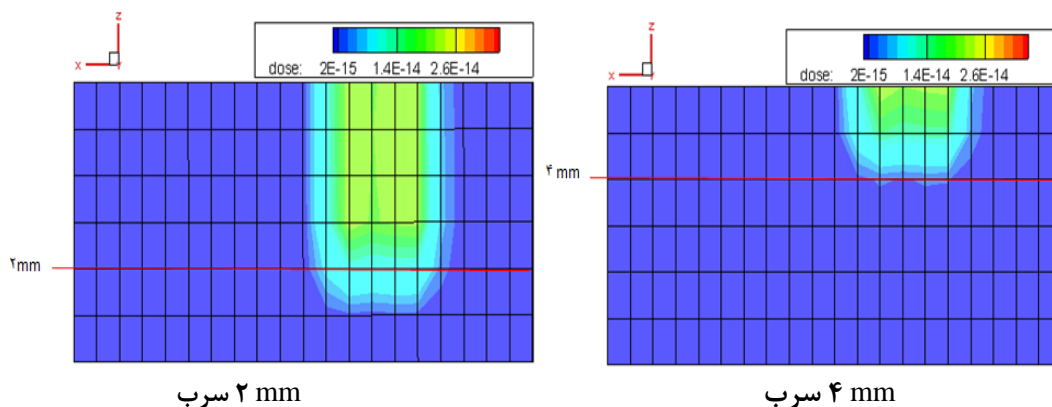
۴-۳-۵ نتایج مش‌تالی برای برهم‌کنش باریکه‌ی فوتونی و سرب

درنتایجی که برای شبیه‌سازی سی‌تی‌اسکن انجام شد، برای اینکه اثر بخشی کاهشی حفاظ سربی بر دز جذبی و تضعیف باریکه از نمایی دیگر به تصویر کشیده شود، با استفاده از دستور مش‌تالی و مش‌بندی مستطیلی از نمای صفحه‌ی xz، ضخامت‌های ۱ تا ۴ میلی‌متر را به ازای هر ۰/۵ میلی‌متر افزایش ضخامت سرب در زیر باریکه‌ی فوتونی با کولیماسیون ۳ mm برای انرژی‌های ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰

کیلوالکترون ولت چشمه محاسبه و نتایج در شکل‌های زیر نشان داده شده است، تصریح می‌گردد که در انجام این کار از تابع توزیع فوتون IC34 دز استاندارد ((ANSI/ANS-6.1.1-1991(ROT normalto استفاده شد. [۶]

در ابتدا نتایج توزیع دز و تضعیف باریکه در مش‌تالی برای انرژی 80 keV و ضخامت‌های متغیر سرب از 0.5 تا 4 میلی‌متر در شکل (۴-۱۶) نشان داده شده است.

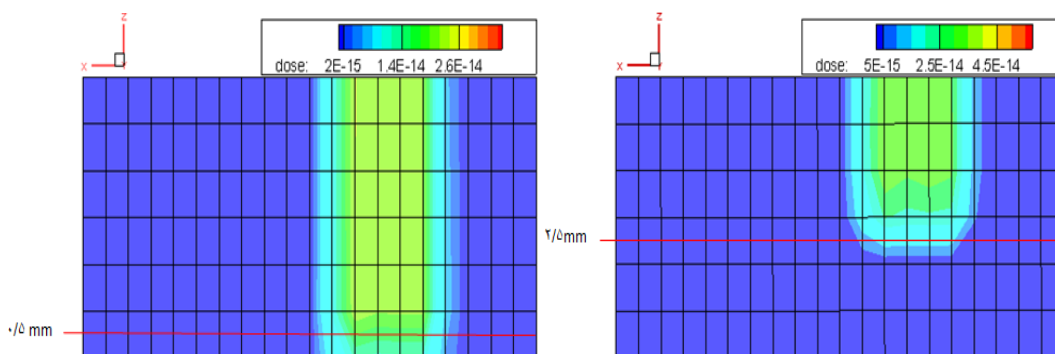




سرب ۲ mm

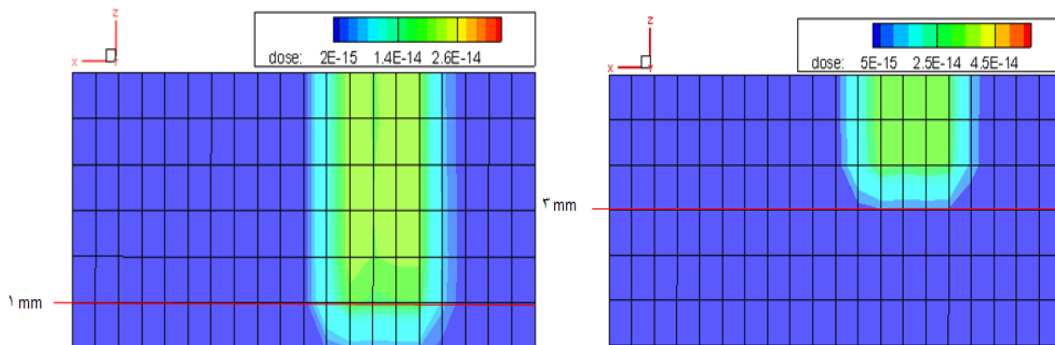
سرب ۴ mm

شکل (۴-۱۶): مش تالی نفوذ فوتون در سرب برای انرژی ۸۰ keV و ضخامت‌های متغییر سرب
 سپس نتایج توزیع دز و تضعیف باریکه در مش تالی برای انرژی ۱۰۰ keV و ضخامت‌های متغییر از ۰/۵ تا ۴ میلی‌متر سرب در شکل (۴-۱۷) نشان داده شده است.



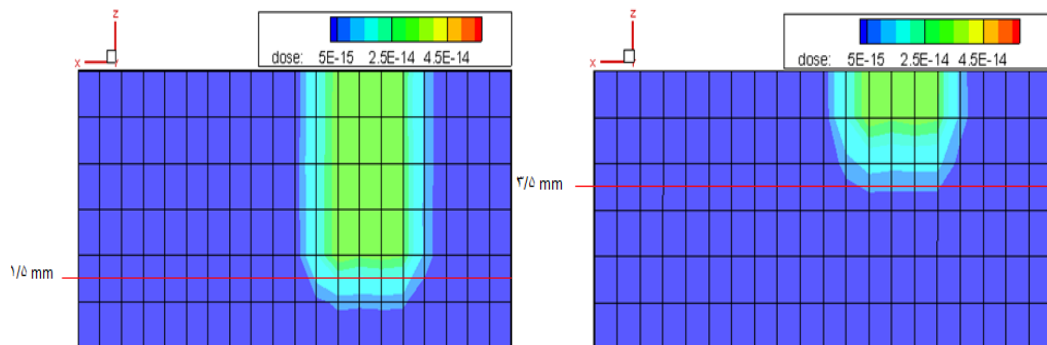
سرب ۰/۵ mm

سرب ۲/۵ mm



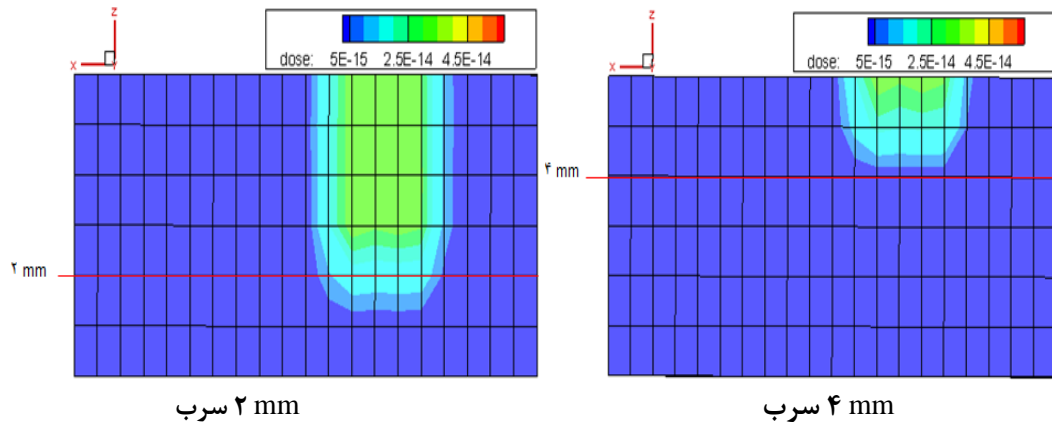
سرب ۱ mm

سرب ۳ mm

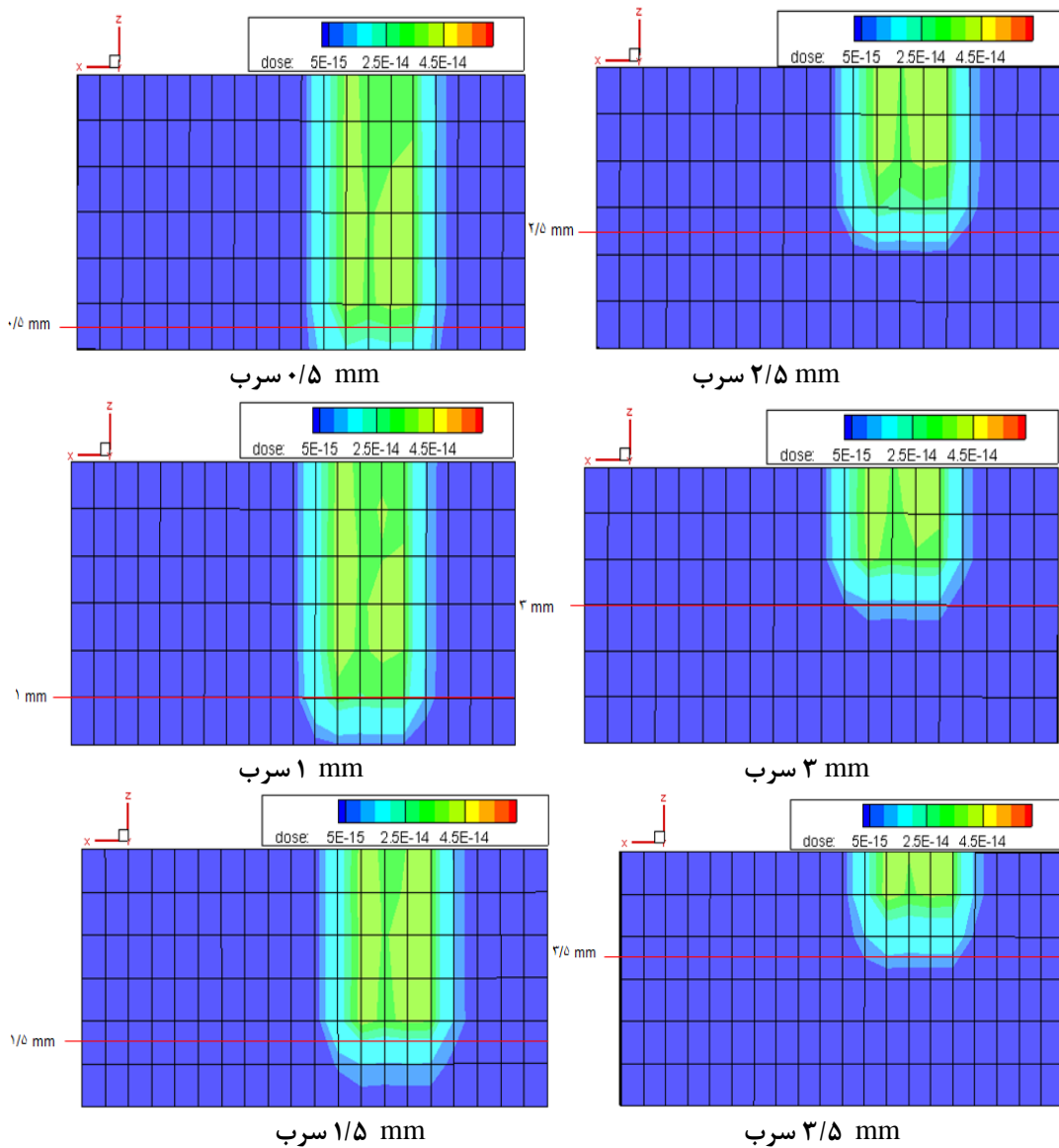


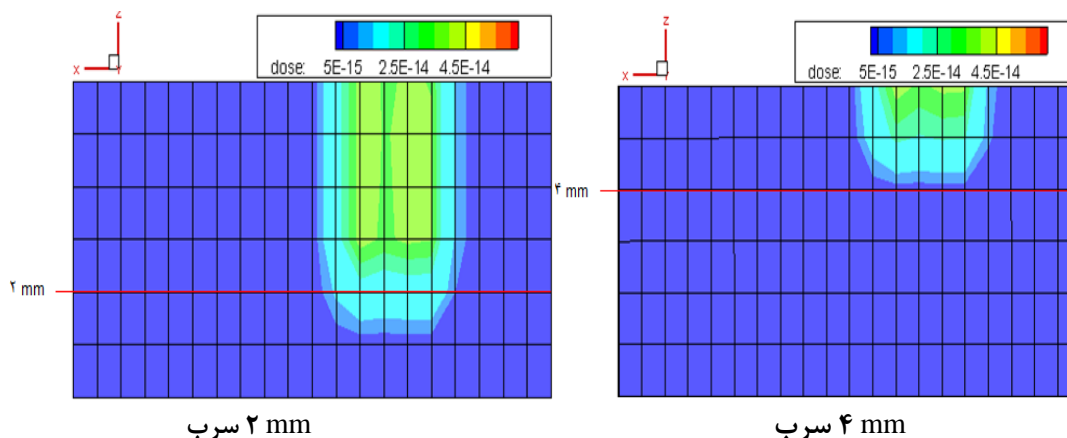
سرب ۱/۵ mm

سرب ۳/۵ mm



شکل (۴-۱۷): مش تالی نفوذ فوتون در سرب برای انرژی ۱۰۰ keV و ضخامت‌های متغییر سرب
 همین طور نتایج توزیع دز و تضعیف باریکه در مش تالی برای انرژی ۱۲۰ keV و ضخامت‌های متغییر
 سرب از ۰/۵ تا ۴ میلی‌متر در شکل (۴-۱۸) نشان داده شده است.





شکل (۴-۱۸): مش تالی نفوذ فوتون در سرب برای انرژی ۱۲۰ keV و ضخامت‌های متغییر سرب

از نتایج مش تالی که برای توزیع دز در سه انرژی کاربردی در سی‌تی‌اسکن به ازای ضخامت‌های مختلف از حفاظ‌های سربی طراحی شده بدست آمد، برای باریکه‌های فوتونی تولید شده توسط سی‌تی در کولیماسیون ثابت ۳mm، در کل تقریباً یک تضعیف یکسان را به ازای ضخامت ۳/۵ و ۴ میلی‌متر از این محاسبات شاهد هستیم، که این نتیجه تایید دیگری بر استفاده از حفاظ‌های سربی برای بهینه نمودن و ایمنی پرتو برای بیماران و کارکنان در استفاده از آن برای کاهش عوارض پرتویی بخش سی‌تی است. در پایان تصریح می‌گردد که در تمامی محاسبات و شبیه‌سازی‌های مربوط به اتاق و دستگاه رادیوگرافی عمومی تعداد 3×10^8 ذره (فوتون و الکترون) ترابرد شد و مدت زمان اجرای برنامه‌ها به طور متوسط بین ۱ تا ۳ ساعت است، خطاهای تخمینی حاصل از کد در خروجی بعد از اجرای برنامه‌ها، برای شبیه‌سازی رادیولوژی عمومی پس از تالی $F8^*$ اغلب کمتر از ۰/۰۴ ثبت شده است. همین‌طور در محاسبات و شبیه‌سازی‌های مربوط به اتاق و دستگاه سی‌تی‌اسکن تعداد 10^9 ذره (فوتون و الکترون) ترابرد شد و مدت زمان اجرای برنامه‌ها به طور متوسط بین ۵ تا ۱۵ ساعت است، خطاهای تخمینی حاصل از کد در خروجی بعد از اجرای برنامه‌ها، برای شبیه‌سازی سی‌تی‌اسکن پس از تالی $F6$ اغلب کمتر از ۰/۰۲ ثبت شده است در این محاسبات از سیستم کامپیوتری با قابلیت: ۵ هسته (CORIS5)، ۳۲ بیتی و قدرت پردازشگر (۲۳۳۰MHZ) به کار گرفته شد.

فصل (۵): تیجہ گیری و پیشہ دہا

نتیجه‌گیری و پیشنهادات

در این پایان‌نامه به بررسی نرخ دُز جذبی حاصل از پرتوهای X با استفاده از فانتوم محاسباتی MIRD مرد بزرگسال در فضای شبیه‌سازی پرداخته شد، که مقایسه‌ی دقیق آن با مطالعات دیگری که به ارزیابی دُز ارگانسیم در معاینات رادیوگرافی و سی‌تی‌اسکن منجر می‌شود به دو دلیل کار ساده‌ای نیست، اولاً به دلیل استفاده از انواع مختلف از اسکنرها و ثانیاً بدلیل پارامترهای اسکن و پروتکل‌هایی که در آن مورد استفاده قرار می‌گیرند.

لذا براساس نتایج حاصله از دزیمتری از بخش رادیولوژی عمومی در بیمارستان، برای دزیمتری در حضور روپوش سربی برای انرژی‌های ۶۰ تا ۹۰ KVP عبور نسبی تابش فوتونی چشمگیر نبود و برای انرژی‌های بالاتر از ۱۰۰ KVP عبور بیش از $100 \frac{\mu\text{Siv}}{h}$ مشاهده می‌شود که نشان داد این روپوش برای استفاده کارکنان در اتاق رادیولوژی مناسب نیست و باید جایگزین بهتری برای آن طراحی شود.

در شبیه‌سازی اتاق و دستگاه رادیوگرافی عمومی (رادیولوژی) ابتدا با قرار دادن فانتوم MIRD در فاصله‌ی ۱ متری از چشمه‌ی پرتو X میزان دز جذبی بافت‌های داخلی آن برای پراکندگی‌های فوتونی بدون حضور سد حفاظ به ازای انرژی‌های ۶۰ تا ۱۲۰ KeV مورد ارزیابی قرار گرفت و سپس با

شبیه‌سازی و طراحی حفاظ‌های سربی در ضخامت‌های ۰/۵ تا ۵ میلی‌متر به ارزیابی دُز جذبی در بافت‌های حساس به پرتو به عنوان آشکارساز پرداخته شد، که برای نمونه ارزیابی دُز جذبی در بافت کبد به عنوان سیستم خون‌ساز بدن مورد مطالعه قرار گرفت و طبق نتایج گردآوری شده در شکل (۴-۱) مقدار ضخامت سرب معادل و موثر برای بهبود در کاهش عوارض دُز جذبی بیشتر از ۴ mm سرب بدست آمد.

سپس با قرار دادن فانтом MIRD در زیر پنجره‌ی تابش مفید به ارزیابی دزیمتری از اندام‌های داخلی بیمار مورد بررسی قرار گرفت که نتایج بدست‌آمده با تحقیق ساماندا و همکاران در توافق خوب است [۳۵] و نشان می‌دهد که برای یک بار کار تیوب پرتو X در حد ۱ ثانیه دز جذبی آن چنان قابل توجه نیست ولی در صورتی که اگر در اثر اشتباه از جانب رادیوگراف و یا برای بیماران تصادفی که از نقاط مختلف اسکلت بدن شکستگی داشته باشند و این آزمون تکرار شود، برای تصویربرداری چند مرحله‌ای باید ایمنی و حفاظت تابش برای این بیماران در نظر گرفته شود، و رادیوگراف‌ها نسبت به اندازه‌گیری و محاسبات میزان دُز حاصل از تابش به بیمار باید آشنایی کامل داشته باشند.

در نهایت کیفیت طیف پرتو X حاصل از شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گرفت، که با طیف بدست‌آمده از تحقیقات توسط شهید شهریاری و Casta تقریباً در توافق خوبی است.

در محاسبات عددی برای شبیه‌سازی اتاق و دستگاه سی‌تی اسکن برای امن‌ترین ناحیه از لحاظ ایمنی پرتو مربوط به اتاق تصویر (اپراتور) که میزان دُز جذبی در آنجا تقریباً مقدار صفر برآورد شد و ناحیه‌ی غیرایمن در این شبیه‌سازی مربوط به فاصله‌ی ۱ متر از چشمه است و بیشترین دُز جذبی مربوط به ناحیه‌ی شکم در شبیه‌سازی اسکن از سه ناحیه در فانтом بیمار بدست آمد، حال اگر هم از دیدگاه میزان دز معادل سالانه (10 mSv) برای معاینات سی‌تی و همین‌طور از دیدگاه میزان میانگین دز معادل سالانه کارکنان (20 mSv در سال) موضوع تحلیل گردد، فانтом (۱) در انرژی متداول و پر کاربرد keV ۱۲۰ برای شبیه‌سازی اسکن از اندام ناحیه شکم مانند مثانه، مقدار دُز جذبی بیشتر از حد دز معادل

مجاز سالانه کارکنان و بیماران را به ازای یک بار معاینه سی تی دریافت کرده است.

این نتیجه برای فانتوم پرسنل یا همراه مطابق نتایج حاصله در فصل ۴ از آنجایی که کولماسیون در این محاسبات ۳ mm و ثابت لحاظ شد و چون ترابرد الکترون بدلیل نشت فرض کردن چشمه انجام نشد، با تحلیل نتایج و به ازای شبیه سازی اسکن از نواحی سر، سینه و شکم در فانتوم ۱ میانگین آهنگ های دز به طور همزمان برای فانتوم (۲) که اگر به عنوان همراه بیمار یا پرسنل بخش سی تی فرض شود، کمتر از حد میانگین دز معادل سالانه مجاز کارکنان به ازای یک بار اسکن است، با این حال در اتاق و دستگاه سی تی اسکن واقعی احتمال نشت الکترون و فوتون وقتی که اختلال در عملکرد دستگاه وجود دارد، می تواند سبب افزایش پرتوگیری ناخواسته کارکنان این بخش شود.

از آنجایی که نرخ دز جذبی در رادیوگرافی از نوع سی تی اسکن در تصویربرداری تشخیصی نسبت به سایر روش های تصویر برداری بالاتر است، لذا توصیه این است که متخصصان سی تی اسکن، تا حد امکان از زمان کمتر و کولیماسیون پهن تر برای تصویربرداری استفاده نمایند تا این امر سبب پایین آوردن سطح دز جذبی برای بیمار گردد، از طرفی با به کارگیری روش کاربردی که در این پایان نامه ارائه شد، می توان در تصویربرداری از اندام های بدن بیمار با استفاده از حفاظ های سربی پرده ای به صورت مرزی مطابق آنچه بیان شد، دز جذبی به سایر اندام هایی که مورد آزمون رادیوگرافی قرار ندارند را کاهش داد، چون اگر این مقدار دز به کودکان با شاخص سنی زیر ۱۰ سال و همین طور خانم های باردار که بنا به ضرورت و تشخیص پزشک نیاز به معاینه سی تی از ناحیه ی شکم و لگن داشته باشند، میزان دز دریافتی حاصل از معاینات سی تی اسکن می تواند در بافت های سالم خطر ابتلا به سرطان را افزایش دهد، لذا با استفاده از تکنیک کاربردی و با استفاده از حفاظ و پوشش های گوه ای شکل در اسکن ناحیه شکم و لگن، پرتوگیری خارجی بیماران کاهش داده شود.

از طرفی در استفاده از حفاظ های سربی به صورت سلیقه ای رفتار نشود، و یا این گونه تلقی نگردد که چون سیستم های تصویر برداری پیشرفته تر شده اند و دز پرتو به محدوده ی دامنه باریکه تابشی آن

محدود شده است، موجب شود تا ایمنی پرتو در نظر گرفته نشود.

در نهایت باید معیارهای پروتکل‌های الحاقی ICRP و NCRP مربوط به بهینه‌سازی دستگاه‌ها، مدیریت‌زمان و رعایت اصول ALARA به منظور کاهش دُز دریافتی بیماران و کارکنان بخش رادیوگرافی و سی‌تی‌اسکن از لحاظ ملاحظات ایمنی تابش توسط کارکنانی که با این پرتوها سروکار دارند، رعایت گردد.

مراجع

- [۱] ندایی، ح علی، قرائتی، ح.، اله وردی، م. (۱۳۹۰)، " فیزیک رادیوتراپی "، چاپ دوم، موسسه‌ی فرهنگی انتشارات اباصالح - حیان، تهران، ص ۳۰-۴۵۲.
- [۲] سولفانیدیس نیکلاس، (۱۳۷۱)، " اندازه‌گیری و آشکارسازی تابش‌های هسته‌ای "، جلد اول، ترجمه دکتر کوهی، رحیم، دکتر هادی‌زاده‌ی یزدی، م. هادی، چاپ اول، چاپ سعدی، انتشارات کتابستان مشهد، مشهد، ص ۲۳-۵۳۰.
- [۳] چری‌سایمون، جیمز سورنسون،، مایکل فلیس. (۱۳۸۹) " فیزیک در پزشکی هسته‌ای "، جلد اول، مترجمین دکتر صدرممتاز، علیرضا، طاهرپور، پیوند، چاپ اول، انتشارات دانشگاه گیلان، گیلان، ص ۱۳-۳۵۰
- [۴] راستی کردار، دکتر ص.، نادری، م. ح.، (۱۳۷۹)، " مبانی حفاظت در برابر پرتوها "، چاپ اول، انتشارات دانشگاه اصفهان، اصفهان، ص ۴۱-۵۹۰
- [۵] هادی پور، هادی، (۱۳۸۲)، " نسبیت خاص "، چاپ اول، انتشارات دانشگاه شیراز، شیراز. ص ۲۰-۱۶۷
- [۶] کاسه ساز، یاسر.، حسن زاده، مصطفی.، (۱۳۹۴) " آموزش کد MCNPX. "، چاپ اول، تهران، یاسر کاسه ساز (با حمایت مرکز آموزشی و توسعه‌ی کدهای محاسباتی).

[۷] امیر نیا، ایوب، محنتی شاپوری، پریناز، اردیبهشت (۱۳۹۶) "برآورد ارگان‌های حساس به پرتو و دوز مؤثر بیماران در سی‌تی‌اسکن اسپیرال شکم و لگن با نرم افزار ImPACT CT Patient Dosimetry"، مجله دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، دوره ۷۵، شماره ۲، ص ۱۰۳-۱۱۲.

[8] Adhikari. S. R. (2012). Effect and Application of Ionization Radiation (X-Ray) In Living Organism. The Himalayan Physics 3, 89-92

[9]. De Santis, N, Ceari E, Nobili E, Straface G, Cavaliere A. F and Caruso A (2007). "Radiation effects on development". Birth Defects Res. C Embryo Today, 81, 177-182.

[10]. Hall, E.J. and A.J. Giaccia. (2018). "Radiobiology for the Radiologist". 4th ed: Wolter- Kluwer

[11]. Tonnessen, B.H. and L. Pounds, Radiation physics. Journal of Vascular Surgery, (2011). 53(1, Supplement): p 6S-8S.

[12]. Quinn B. Carroll, M.ED., R.T. (2011), "RADIOGRAPHY IN THE DIGITAL AGE Physics—Exposure—Radiation Biology", CHARLES C THOMAS, PUBLISHER, LTD. Springfield , Illinois , U.S.A., 1-765

[13]. D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, K.H. Ng. (2014), "Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students" International atomic energy agency Vienna, p. 1-50

[14]. Prof. Dr. P. and etc , (2009). Demaerel The development of dose optimization strategies for x-ray examinations of newborns , p.1-10

[15]. Nadine Barrie Smith, Andrew Webb, (2011) "Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications". Published in the United States of America by Cambridge University Press, New York, P.70-95.

[16]. Rolf Behling, Florian Gruner. (2017) "Diagnostic X-ray sources –present and future" Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A

[17]. E. Eggl, M. Dierolf, K. Achterhold, C. Jud, B. Günther, E. Braig, B. Gleich, F. Pfeiffer, (2016) "The Munich compact light source: initial performance measures, J Synchrotron Radiat". 1137–42.

[18]. R. Behling. (2016), "Modern Diagnostic X-Ray Sources - Technology-Manufacturing Reliability", 1st ed., CRC Press - Taylor and Francis Group, LLC, Boca Raton, FL, USA.

[19]. Herman Cember, PhD, Thomas E. Johnson, PhD. (2009), "Health Physics", Fourth

edition, Copyright by The McGraw-Hill Companies, 203-279.

[20]. Soldatov, S. K. and Ushakov, I. B.,(1995). "Low doses of ionizing radiation and short- and longterm hematologic changes". Med. Tr. Prom. Ekol. 9, 20–23

[21]. "Occupational Exposure to Ionizing Radiation in Interventional Fluoroscopy", Severity of Adverse Effects of a Growing Health Problem, (2015). ORSIF Organization for Occupational Radiation Safety in Interventional Fluoroscopy

[22]. Elias Greenbaum, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee, USA(2017). "Applied Physics of External Radiation Exposure", Springer International Publishing AG.

[23]. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION Statement on Tissue Reactions. on April 21, (2011). ICRP ref 4825-3093-1464. Approved by the Commission.

[24]. pierre j.kicken ,MSc. Adriej.j.bos,PhD.(1995)."Effectiveness of lead aprons in vascular radiology results of Clinical Measurements", medical physics.

[25]. M RAY, M Shahriari, S Sarkar, M Adib5 and H Zaidi,(2004), "Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C" ,PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY.

[26]. R. Taleei, M.Shahriari, (2009). "Monte Carlo simulation of X-ray spectra and evaluation of filter effect using MCNP4C and FLUKA code". Applied Radiation and Isotopes 67 .266–271

[27]. J. P. McCaffrey ,F. Tessier, and H. Shen(2012), "Radiation shielding materials and radiation scatter effects for interventional radiology (IR) physicians" Institute for National Measurement Standards, National Research Council of Canada, Building M-35,1200 Montreal Road, Ottawa K1A 0R6, Canada

[28]. C Koukorava, J Farah, L Struelens, (2014)."Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses" Journal of Radiological Protection.

[29]. Ana P. Perini, William S. Santos (2018)" Estimative of conversion coefficients for absorbed and effective doses for pediatric CT examinations in two different PET/CT scanners" ,Radiation Physics and Chemistry.

- [30]. Jardel Lemos Thalhoffer, Ademir Xavier Silva, (2018). "Equivalent dose calculation in simulation of lung cancer treatment and analysis of dose distribution profile" Applied Radiation and Isotopes.
- [31]. Denise B. Pelowitz, editor, (2008). "MCNPX™ USER'S MANUAL Version 2.6.0" LA-CP-07-1473.
- [32]. Xie George Xu .(2010). "Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry" Rensselaer Polytechnic Institute Troy, New York, USA
- [33]. Anals of the ICRP (1987) "ICRP Publication 51 date for protection against external radiation", Pergamon press .oxford, new york, toronto
- [34]. C.H. CLEMENT .(2018), Annals of the ICRP, "Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources" Please cite this issue as 'ICRP, 20YY. Title of the annals.
- [35]. Samanda C. A. Correa1, Josilto O. Aquino, (2011). "ANALYSIS OF DOSE AND RISK ASSOCIATED WITH THE USE OF TRANSMISSION X-RAYS BODY SCANNER USING MONTE CARLO SIMULATION" .Comissão Nacional de Energia Nuclear [CNEN], Rua General Severiano, 90, Botafogo, 22290-901, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- [36]. Martin Cl .(2015). "Radiation shielding for diagnostic radiology". Radiat Prot Dosim;165 (14):376-81.
- [37] J.D. Harrison, M. Balonov, F. Bochud, C.J.Martin, 24 April (2018). "Annals of the ICRP, The Use of Effective Dose as a 13 Radiological Protection Quantity". ICRP ref 4811-7254-2307.
- [38]. Ding, A.P, (2012). "Development of a Radiation Dose Reporting Software for X-ray Tomography Computed (CT)". Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York
- [39] Nick Ryckxa, Marta Sans-Mercea ,(2018). "The use of out-of-plane high Z patient shielding for fetal dose reduction in computed tomography: Literature review and comparison with Monte Carlo calculations of an alternative optimisation technique". Physica Medica .
- [40]. www.shaderwar.org
- [41] P.R. Costa , D.V. Vieira .(2015), "Evaluation of X-ray spectra transmitted by different concrete compositions " , Radiation Physics and Chemistry
- [42]. Lana T. Taniguti and Paulo R. Costa .(2011), "Comparative study of two

methodologies for structural shielding design of imaging facilities " , Revista Brasileira de Física Médica.

[43]. James E. Martin .(2006)," Physics for Radiation Protection" , Second Edition, Completely Revised and Enlarged .p. 557-589

[44]. Hosseini Pooya S. M., Jafarzadeh M. (2004) Effect of reader and oven annealing on the glow curve structure and fading of an LiF dosimeter. *J. Rad.* 24, 1-6

[45]. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. (2005) Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. p. cm. (NCRP report ; no.147).

Abstract

X-ray radiographic systems have from a long time ago used for many performance's in various fields such as, x-ray crystallography, agriculture, medicine and so on. Because of the ionizing nature these rays, they can be dangerous to the health of the personnel and ordinary people, in terms of radiation safety. In this thesis, with an review and verification of the effect lead protections used to protect workers and patients and radiology departments personnels, In the first step of the work with dosimetry, we began the radiation from the general radiology in the hospital, which was tested experimentally with a dosimeter for energies of 60 to 120 kVP without use of the lead shields Significant doses were observed for each scan more than $100 \frac{\mu Sv}{h}$ at time interval of 1 second, and for a dosimeter in the presence of a lead cap for energy exceeding 100 kVP, a significant passage was observed. So design of the MCNPX code was similar to the solution. In the second step, by simulating the parameters from real computer tomography to room simulation, this system was performed by MCNPX code and Mird computational phantom to evaluate absorption dose of staff and patients for energies of 80 to 140keV. Based on the results of numerical calculations and simulations, the amount of absorbed dose to the bladder was observed in the abdominal scan in the patient's phantom compared to other radiation-sensitive tissues. Therefore, by designing lead shields at thicknesses of 1.5, 2.5 and 3.5 mm at the end, a revised method was presented to patients to improve the dose reduction, Indicates need for a modified shield or lead curtain to be modified in application to the protection and safety of patients undergoing CT examinations in this range of energies.

Keywords: Absorption Dose, X-ray, Radiography, Lead Shildding, Monte Carlo simulation, Mird Phantom Computational



**Shahrood University of
Technology**

**Faculty of Physics and Nuclear Engineering
M.Sc. Thesis in Nuclear Physics**

**Study of the absorbed dose from X- rays in
Radiography using variable thickness of Pb layers**

By:
Hosein Hashemi

Supervisor:
Dr. Mohammad Reza Shojaei

Advisor:
Dr. Javad Abedi

September, 2019