



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیک هسته‌ای

اندازه‌گیری و مقایسه آهنگ دز دریافتی جنین و مادر در پزشکی هسته‌ای با استفاده از شبیه سازی و داده‌های تجربی

نگارنده: مرضیه السادات حسینی مقدم

استاد راهنما

دکتر محمدرضا شجاعی

استاد مشاور

دکتر جواد عابدی

بهمن ۱۳۹۵

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک

گروه هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد خانم مرضیه‌السادات حسینی‌مقدم

اندازه‌گیری و مقایسه آهنگ دز دریافتی جنین و مادر در پزشکی هسته‌ای با استفاده از شبیه سازی و داده‌های تجربی

در تاریخ ۹۵/۱۱/۶ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد مورد ارزیابی و با درجه مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	دکتر جواد عابدی		دکتر محمدرضا شجاعی

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی : دکتر حسین توکلی عنبران
			نام و نام خانوادگی : دکتر بهنام آزادگان
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :

تقدیم با بوسه بر دست پدر و مادرم

ماحصل آموخته‌هایم را در کمال افتخار و امتنان تقدیم می‌نمایم به

مقدس‌ترین واژه‌ها در لغت‌نامه دلم

محضر ارزشمند پدر و مادر عزیزم

ره‌آوردی گران سنگ‌تر از این ارزان نداشتم تا به خاک پایتان نثار کنم، باشد

که حاصل تلاشم نسیم‌گونه غبار خستگی‌تان را بزدايد

سپاس‌گزاری . . .

سپاس بی‌کران پروردگار یکتا را که هستی‌مان بخشید و به طریق علم و دانش رهنمونان ساخت و به همنشینی رهروان علم و دانش مفتخرمان نمود و خوشه چینی از علم و معرفت را روزیمان ساخت.

به مصداق "من لم يشكر الخالق لم يشكر المخلوق" بسی شایسته است به جهت توفیق تحصیل علم، خداوند متعال را شکر گزارده و از درگاهش برای اساتید محترمی که در طی تحصیل از محضرشان کسب فیض نموده‌ام، آرزوی موفقیت نمایم.

وظیفه شاگردی خود می‌دانم از استاد راهنمای گرامتقدیر جناب آقای دکتر شجاعی که با راهنمایی‌های خود راهگشای اینجانب بوده‌اند کمال تشکر و سپاس‌گزاری را بنمایم.

هم‌چنین از جناب آقای دکتر عابدی به‌منظور تقبل مسئولیت استاد مشاور و ارائه راهنمایی‌های ارزشمند ایشان سپاس‌گزارم.

در نهایت لازم می‌دانم از تمامی کارکنان بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) که در طول انجام این پژوهش، همکاری لازم را داشتند، تشکر نمایم.

مرضیه السادات حسینی‌مقدم

بهمن ۱۳۹۵

تعهدنامه

اینجانب مرضیه السادات حسینی مقدم دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه تحت راهنمایی دکتر محمدرضا شجاعی متعهد می‌شوم:

تحقیقات در این پایان‌نامه توسط اینجانب انجام گردیده 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 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 به‌دست آمدن نتایج اصلی پایان‌نامه تأثیرگذار بوده‌اند، 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 گردیده 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 گردیده است.

امضاء دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم‌افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه 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:

نطفه و جنین در حال رشد درون رحم در تمام طول دوره قبل از تولد نسبت به تابش‌های یونیزان و غیر-یونیزان حساس است. به دلیل حساسیت بالای جنین نسبت به تابش‌های مذکور، حفاظت از زن باردار و جنین وی در برابر تابش یکی از چالش‌های اساسی می‌باشد. در این میان، زنان باردار زیادی، به صورت آگاهانه یا ناآگاهانه تحت پرتو یونیزان قرار می‌گیرند. در این مطالعه به دلیل آمار رو به افزایش پرتوگیری‌های درون رحمی و همچنین حساسیت زیاد جنین نسبت به پرتو، مجموعه فانتوم‌های زن باردار در سنین مختلف بارداری (سه‌ماهگی، شش‌ماهگی، نه‌ماهگی) برای انجام محاسبات دزیمتری زن باردار با استفاده از کد کامپیوتری MCNPX شبیه‌سازی شد. در این موارد آزمایش‌های پزشکی هسته‌ای معمولاً بدون اطلاع از بارداری بیمار انجام می‌شود. فانتوم‌های شبیه‌سازی شده شامل جنین و همچنین تغییرات اندام‌های بدن مادر که در اثر بارداری و به علت رشد بی‌وقفه جنین در مراحل مختلف بارداری به وجود آمده است می‌باشد. میزان دز دریافتی جنین ناشی از اسکن هسته‌ای ریه مادر در سنین بارداری ۳ و ۶ و ۹ ماهگی به ترتیب ۱/۸ و ۰/۶۸ و ۰/۵۱ میلی‌گری می‌باشد. میزان دز دریافتی جنین در سنین بارداری ۶ و ۹ ماهگی کمتر از ۱ mGy بوده که طبق گزارش ICRP 84، حد مجاز برای جنین به حساب می‌آید اما در ۳ ماهگی دز دریافتی جنین بیش‌تر از حد مجاز بوده که در صورت لزوم اسکن برای زن باردار باید به وی آگاهی لازم داده شود.

در ادامه دز تابشی از ۳۰ بیمار مراجعه‌کننده به مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) شاهرود توسط آشکارساز گازی مدل BICRON surveyor 2000TM که با منبع استاندارد ¹³⁷Cs کالیبره شده بود برای تمام بیماران باردار مراجعه‌کننده برای اسکن ریه با پرتوداروی ^{99m}Tc-MAA اندازه‌گیری شد. مقدار آهنگ دز تابشی به زنان باردار ناشی از بیماران دریافت‌کننده ^{99m}Tc-MAA، ۱/۶ میکروسیورت بر

ساعت در فاصله ۲۵cm از بیماران به صورت تجربی به دست آمد و با استفاده از شبیه سازی، مقدار آهنگ دوز تابشی به زن باردار در همان شرایط، ۱/۸ میکروسیورت بر ساعت به دست آمد.

کلمات کلیدی: جنین، پرتوگیری، زن باردار، اسکن ریه، شبیه سازی، $^{99m}Tc - MAA$

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

"میزان دز دریافتی جنین در اسکن هسته‌ای مادر" کنفرانس فیزیک هسته‌ای ایران

فهرست مطالب

فصل اول	مفاهیم و تاریخچه ..	۱
۱-۱ پیشگفتار		۲
۲-۱ تکنیک‌های تصویربرداری		۳
۳-۱ پزشکی هسته ای		۴
۱-۳-۱ فروپاشی به وسیله گیراندازی الکترون یا گذار ایزومری		۴
۴-۱ رادیودارو		۵
۱-۴-۱ تعریف رادیوداروها		۵
۲-۴-۱ رادیوداروهای ایده‌آل		۷
۳-۴-۱ قابلیت دسترسی آسان		۷
۴-۴-۱ توزیع بیولوژیکی		۷
۵-۱ روش‌های ویژه نشاندار نمودن		۸
۱-۵-۱ خواص عمومی ^{99m}Tc		۸
۲-۵-۱ رادیوداروهای نشاندار با ^{99m}Tc		۹
۳-۵-۱ آلبومین ماکروآگرگیت - ^{99m}Tc		۹
۴-۵-۱ تکنسیم - ^{99m}Tc آلبومین ماکروآگرگیت		۱۱

- ۱-۶-۹۹^mTc نشاندار با ^{99m}Tc - ۱۱
- ۱-۶-۱ موارد استفاده و مقدار دز مصرفی ۱۲
- ۲-۶-۱ فارماکوکینتیک ها ۱۲
- ۳-۶-۱ موارد منع مصرف و عوارض جانبی ۱۳
- ۴-۶-۱ تولید ۱۳
- ۵-۶-۱ عملکرد تنفسی ۱۴
- ۶-۶-۱ آناتومی و فیزیولوژی ریه ۱۶
- ۷-۱ تصویربرداری پرفیوژن ۱۸
- ۱-۷-۱ انسداد مویرگی ۲۰
- ۸-۱ حفاظت در برابر پرتوهای یونساز ۲۱
- ۱-۸-۱ معیارهای اصلی ایمنی تابش ۲۳
- ۲-۸-۱ استانداردهای حفاظت در برابر اشعه ۲۴
- ۹-۱ اثرات تابش ۲۵
- ۱۰-۱ رابطه بین دز و اثرات بیولوژیکی ۲۷
- ۱-۱۰-۱ تأثیرات تابش بر DNA و کروموزومها ۲۸
- ۲-۱۰-۱ اثرات تابش بر DNA ۲۸
- ۱۱-۱ تأثیرات وراثتی در اثر پرتوهای یونساز ۲۹
- ۱۲-۱ تجهیزات آشکارسازی و اندازه گیری تابش ۳۰
- ۱-۱۲-۱ آشکارسازهای گازی ۳۰
- ۲-۱۲-۱ کالیبره کننده های دز ۳۱

۳-۱۲-۱ شماره‌های گایگر مولر ۳۳

فصل دوم آشنایی با مفاهیم و کمیت‌های پایه دزیمتری ۳۵

۱-۲ پیشگفتار ۳۶

۲-۲ دز جذب شده ۳۶

۳-۲ کرما ۳۶

۴-۲ معادل دز ۳۷

۵-۲ نیمه‌عمر مؤثر کوتاه ۳۸

۶-۲ دزیمتری تابش داخلی ۳۹

۶-۲-۱ واحدهای تابشی ۳۹

۷-۲ دزیمتر تابشی ۴۲

۱-۷-۲ محاسبه دز جذبی تابشی ۴۳

۲-۷-۲ دز تابشی در واحدهای SI ۴۷

۸-۲ دز مؤثر ۴۸

- ۱-۳ اهمیت حفاظت از زن باردار و جنین در برابر پرتو ۵۰
- ۲-۳ اثرهای تابش بر جنین پستانداران ۵۰
- ۱-۲-۳ اثرهای اصلی ناشی از پرتوگیری درون رحم عبارتند از ۵۱
- ۳-۳ سه مرحله اصلی حیات جنین ۵۱
- ۱-۳-۳ دوره پیش از لانه‌گزینی ۵۲
- ۲-۳-۳ دوره اندام‌سازی ۵۳
- ۳-۳-۳ دوره جنینی ۵۳
- ۴-۳ آسیب‌های ناشی از پرتوگیری جنین ۵۴
- ۱-۴-۳ مرگ درون رحم ۵۴
- ۲-۴-۳ نقض عضو ۵۴
- ۵-۳ پاسخ ارگان‌های تولید مثل به تابش ۵۵
- ۶-۳ اثرات مخرب پرتو ۵۶

- ۱-۴ تعریف مسئله ۶۰
- ۲-۴ مقدمه ای بر MCNP ۶۱

۶۴ ۱-۲-۴ کد MCNP و پیشرفت آن
۶۵ ۲-۲-۴ فایل ورودی MCNP
۶۷ ۳-۴ تاریخچه طراحی فانتوم زن باردار
۶۸ ۴-۴ شبیه‌سازی مجموعه فانتوم‌های زن باردار
۶۹ ۵-۴ فانتوم ORNL
۷۱ ۶-۴ اعضای که در این پروژه شبیه سازی می‌شود
۷۱ ۱-۶-۴ رحم و محتویات رحم
۷۱ ۱-۱-۶-۴ زن باردار سه ماهه
۷۳ ۲-۱-۶-۴ زن باردار شش ماهه
۷۵ ۳-۱-۶-۴ زن باردار نه ماهه
۷۷ ۲-۶-۴ جنین و اسکلت جنین
۷۷ ۱-۲-۶-۴ زن باردار سه ماهه
۷۸ ۲-۲-۶-۴ زن باردار شش ماهه
۸۲ ۳-۶-۴ جفت
۸۲ ۱-۳-۶-۴ جنین سه ماهه
۸۲ ۲-۳-۶-۴ جنین شش ماهه
۸۳ ۳-۳-۶-۴ جنین نه ماهه
۸۴ ۴-۳-۶-۴ جرم و حجم جفت جنین
۸۴ ۴-۶-۴ تخمدان‌ها
۸۵ ۵-۶-۴ مثانه

- ۶-۶-۴ جابه‌جایی دیگر ارگان‌ها در شش ماهگی و نه ماهگی ۸۵
- ۷-۴ شماتیک مجموعه فانتوم‌های طراحی شده زن باردار ۸۶
- ۸-۴ ارزیابی پرتوگیری خارجی بیمار باردار ۸۷
- ۱-۸-۴ جمعیت مورد بررسی ۸۷
- ۲-۸-۴ رادیوداروی مورد استفاده ۸۸
- ۹-۴ نحوه اندازه‌گیری ۸۸
- ۱۰-۴ شبیه‌سازی مونت کارلو ۸۹

۹۳

بحث و نتیجه‌گیری

فصل پنجم

- ۱-۵ ارزیابی پرتوگیری داخلی جنین از اسکن ریه مادر ۹۲
- ۲-۵ نتیجه‌گیری دزیمتری داخلی ۹۲
- ۳-۵ ارزیابی پرتوگیری خارجی جنین از بیماران اسکن ریه ۹۴
- ۱-۳-۵ بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران به صورت تجربی ۹۴
- ۲-۳-۵ نتایج تجربی حاصل از اندازه‌گیری ۹۵
- ۳-۳-۵ بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران با شبیه‌سازی ۹۵
- ۴-۳-۵ نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای آهنگ دز تابشی خارجی به جنین ۹۶
- ۵-۳-۵ بررسی آهنگ دز تابشی از بیماران با گذشت زمان ۹۶
- ۴-۵ جمع‌بندی از پرتوگیری خارجی ۹۷

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: آناتومی و فیزیولوژی ریه ۱۷
- شکل ۲-۱: اسکن پرفیوژن ریه ۱۹
- شکل ۳-۱: منحنی‌های پاسخ دز ۲۸
- شکل ۴-۱: شماتیک آشکارساز گازی ۳۲
- شکل ۵-۱: کالیبره‌کننده دز ۳۳
- شکل ۱-۴: ارگان‌های فانتوم میرد از نمای جلو ۷۵
- شکل ۲-۴: هندسه و موقعیت جنین مدل‌سازی شده در سه ماهگی ۷۶
- شکل ۳-۴: هندسه و موقعیت جنین مدل‌سازی شده در شش ماهگی ۷۸
- شکل ۴-۴: هندسه و موقعیت جنین مدل‌سازی شده در نه ماهگی ۸۰
- شکل ۵-۴: مجموعه فانتوم‌های طراحی شده زن باردار: (۱) جنین سه‌ماهه، (۲) جنین شش ماهه (۳) جنین نه ماهه ۹۲
- شکل ۶-۴: نحوه اندازه‌گیری آهنگ دز تابشی ۹۵
- شکل ۷-۴: شبیه‌سازی مونت کارلو دزیمتری خارجی ۹۶

فهرست جداول

- جدول ۱-۱: رادیوداروهای موجود برای سنجش‌های تهویه و پرفیوژن اسکن ۱۵
- جدول ۱-۴: پارامترهای قسمت مخروطی ۷۷
- جدول ۲-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۷۷
- جدول ۳-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای ۷۹
- جدول ۴-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۷۹
- جدول ۵-۴: پارامترهای قسمت مخروطی ۸۰
- جدول ۶-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۸۱
- جدول ۷-۴: جرم و حجم دیواره و محتویات رحم در مراحل مختلف بارداری ۸۲
- جدول ۸-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای ۸۲
- جدول ۹-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۸۳
- جدول ۱۰-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای اسکلت ۸۳
- جدول ۱۱-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۸۴
- جدول ۱۲-۴: پارامترهای قسمت مخروطی ۸۴
- جدول ۱۳-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۸۵
- جدول ۱۴-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای ۸۶
- جدول ۱۵-۴: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای ۸۶
- جدول ۱۶-۴: بافت جنینی ۸۷
- جدول ۱۷-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای ۸۸
- جدول ۱۸-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای ۸۸

- جدول ۴-۱۹: پارامترهای قسمت جفت جنین ۸۹
- جدول ۴-۲۰: جرم و حجم جفت جنین ۸۹
- جدول ۴-۲۱: پارامترهای ناحیه تخمدان ۹۰
- جدول ۴-۲۲: جابه‌جایی دیگر ارگان‌ها در شش ماهگی و نه ماهگی ۹۰
- جدول ۴-۲۳: مقدار پرتوداروی تزریقی، میانگین سنی و تعداد بیماران ۹۳
- جدول ۵-۱: دز دریافتی جنین در مراحل مختلف بارداری به تفکیک بافت نرم و استخوان ۹۹
- جدول ۵-۲: مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری برحسب $1 - \mu\text{Sv} \cdot \text{h}$ ۱۰۱
- جدول ۵-۳: مقادیر به‌دست آمده از شبیه‌سازی $1 - \mu\text{Sv} \cdot \text{h}$ ۱۰۳

فصل اول

مفاهیم و تاریخچه

۱-۱ پیشگفتار

اولین بار تصویربرداری از اعضای بدن، هم‌زمان با کشف اشعه ایکس از استخوان‌های دست همسر ویلهلم کنراد رونتگن^۱ فیزیکدان آلمانی و استاد دانشگاه ورزبورگ آلمان در نوامبر سال ۱۸۹۵ میلادی انجام گرفت. علت نام‌گذاری اشعه ایکس نداشتن ایده بخصوص در مورد آن بود؛ بنابراین آن را اشعه ناشناخته یا مجهول (ایکس) نامیدند و تصویربرداری با این اشعه، رادیولوژی نامیده شد.

تصویربرداری از اعضای بدن در سال ۱۸۹۵ توسط رونتگن با کشف پرتو ایکس پا به عرصه وجود گذاشت. برخلاف سایر اختراعات و اکتشافات که سال‌ها بعد و پس از طی مراحل سخت مورد قبول قرار می‌گیرند، خیلی زود و بلافاصله دو ماه پس از کشف برای اولین بار در جهان در بیمارستان نیوهمپشیر^۲ شهر ورزبورگ آلمان در مورد شکستگی استخوان و درمان آن به کار برده شد. رادیوگرافی از زمان کشف رونتگن به‌طور مداوم استفاده می‌شود و با گذشت نزدیک به یک قرن با تغییرات تکنیکی از جمله توموگرافی، فلوروسکوپی، توموگرافی کامپیوتری یا سی‌تی‌اسکن، سونوگرافی، پزشکی هسته‌ای، ام‌آر‌آی و دستگاه پت (PET) دچار تحولاتی شده که در دهه اخیر به آن ایمیجینگ (Imaging) می‌گویند و دگرگونی عظیمی را در تشخیص بهتر بیماری‌ها و نیز درمان آن‌ها ایجاد نموده است.

سپس رادیواکتیو مصنوعی توسط ایرن کوری^۳ و فردریک ژولیت^۴ در سال ۱۹۳۴ کشف شد. از آن زمان تاکنون بیش از ۲۵۰۰ رادیونوکلئید مصنوعی با روش‌های مختلف تولید شده‌اند. بیشتر رادیوداروها در پزشکی هسته‌ای از طریق سیکلوترون، راکتورهای هسته‌ای و ژنراتورها تولید می‌شوند. از اواسط دهه

1. Wilhelm Conrad Rontgen
2. Newhampshire
3. Irene-Curie
4. Feredric Joliot

۱۹۶۰ با تولید ژنراتور تکنسیم - مولیبدن استفاده از ^{99m}Tc رایج شد. در حال حاضر ^{99m}Tc بیشترین کاربرد را در بین سایر رادیوداروها دارد. زمینه پزشکی هسته‌ای و رادیودارو در ۲۰ سال گذشته رشد فزاینده‌ای داشته است. پیشرفت‌های تکنولوژی، آشکارسازی و توسعه رادیوداروهای مناسب، همه در این توسعه سهیم بوده‌اند [۱].

۲-۱ تکنیک‌های تصویربرداری:

تصویربرداری تشخیصی دارای شاخه‌های متعددی از قبیل رادیولوژی، توموگرافی کامپیوتری (CT)^۱، آنژیوگرافی، اولتراسوند، پزشکی هسته‌ای و تشدید مغناطیسی می‌باشد ولی به‌طور کلی اطلاعاتی که از این‌گونه تصویربرداری‌ها به دست می‌آید را می‌توان به دو گروه آناتومی و فیزیولوژیکی تقسیم کرد. این‌گونه اطلاعات معمولاً مکمل یکدیگر می‌باشند و هیچ‌کدام نمی‌توانند به‌تنهایی جوابگوی یک تشخیص سریع و به‌موقع باشند. در سیستم‌هایی که بر اثر تکنیک‌های آناتومی تصویربرداری می‌کنند مانند CT و MRI^۲، تومور تنها زمانی قابل تشخیص است که از لحاظ خصوصیات فیزیکی، بافت دچار تغییرات بارزی شده باشد ولی در سیستم‌هایی که براساس تکنیک‌های فیزیولوژیکی تصویربرداری می‌کنند مانند PET^۳ و SPECT^۴ تغییرات متابولیکی در مراحل اولیه قابل تشخیص می‌باشد [۲].

تاریخچه تصویربرداری پزشکی هسته‌ای به سال ۱۹۴۰ زمانی که توزیع مکانی مواد رادیواکتیو در مغز یک بیمار با حرکت یک آشکارساز اطراف یک بیمار ثبت گردید، باز می‌گردد. این تکنیک توسط دکتر کلانس بهینه گردید و سرانجام اولین اسکنر خطی در دهه ۱۹۵۰ طراحی و ساخته شد. به‌دنبال آن اولین دوربین

-
1. Computed Tomography
 2. Magnetic Resonance Imaging
 3. Positron Emission Tomography
 4. Single Photon Emission Computed Tomography

گاما توسط دکتر انگر با استفاده از کریستال سوسوزن یدور سدیم طراحی شد. اولین دوربین گامای دیجیتال با توانایی انجام توموگرافی کامپیوتری توسط کوهل و ادوارد در سال ۱۹۶۳ ساخته شد و به دوربین انگر^۱ معروف گردید. به دنبال آن با پیشرفت سریع تکنولوژی، دوربین‌های گاما با توانایی بسیار بالا در جمع‌آوری اطلاعات و پردازش تصویر طراحی و ساخته شد.

۳-۱ پزشکی هسته‌ای

همانند دیگر روش‌های ردیابی، پزشکی هسته‌ای تشخیصی غالباً قادر به تأمین اطلاعات مهمی است که نمی‌توانند از طریق دیگری حاصل شوند. حدود خاصی در تابش‌دهی برای پزشکی هسته‌ای وجود ندارد. باین‌حال در پاسخ به پرسش ریسک - سود در پرتوگیری توسط متخصص و بیمار تصمیم‌گیری و قضاوت می‌شود. از پزشکی هسته‌ای، برای تشخیص یا درمان استفاده می‌شود. در پزشکی هسته‌ای از چشمه‌های داخلی یا خارجی استفاده می‌گردد. چشمه‌های خارجی تابش شامل چشمه‌های الکترون‌های پرنرژی با چشمه‌های گاما هستند. تابش‌دهی داخلی از طریق رادیوداروها حاصل می‌شود.

۱-۳-۱ فروپاشی به‌وسیله گیراندازی الکترون یا گذار ایزومری

با توجه به این‌که رادیونوکلیدهای گسیلنده ذرات دارای ارزش پایینی در تشخیص هستند، رادیونوکلیدهای تشخیصی به‌کار رفته باید توسط گیراندازی الکترون یا گذار ایزومری و بدون هرگونه تبدیل داخلی باشند. روش فروپاشی هرچه که باشد، برای مطالعات تشخیصی رادیونوکلیدها باید دارای تابش γ - با انرژی ترجیحاً بین ۳۰ و ۳۰۰ کیلو الکترون ولت باشند. پرتوهای γ - با 30keV توسط بافت جذب شده و با آشکارساز NaI(Tl) قابل آشکارسازی نیستند. بالاتر از 30keV ، همسوسازی مؤثر

1. Anger Camera

پرتوهای γ - با همسوسازهای قابل دسترسی فعلی قابل حصول نیستند. با وجود این اخیراً سازندگان همسوسازهایی برای فوتون‌های 500 keV ساخته‌اند که برای عکس برداری مسطح یا SPECT با بکار بردن FDG با ^{18}F مورد استفاده قرار گرفته است. پرتوهای 150 keV باید مونوکروماتیک بوده و تقریباً دارای انرژی keV باشند که مناسب‌ترین انرژی برای همسوسازی‌های امروزی هستند. علاوه بر آن فراوانی فوتونی به اندازه‌ای بالا باشد که زمان عکس‌برداری به دلیل شار بالای فوتون به حداقل برسد [۳].

۴-۱ رادیودارو^۱

داروهای نشان‌دار رادیواکتیو که به بیمار تزریق یا خورانده می‌شوند، به نام رادیوداروها معروف هستند. داروهای هسته‌ای یا رادیوفارماکولوژی روش دارویی خاصی است که با ترکیبات آزمایش یا تزریق مناسب رادیودارو به بیمار ارتباط دارد. رادیودارویی که به مریض تزریق می‌شود، باید برای مدت کافی در ارگان مورد نظر بماند، این مدت زمان به نیمه‌عمر فیزیکی و نیمه‌عمر بیولوژیکی بستگی دارد. نیمه‌عمرهای فیزیکی رادیوداروها که معمولاً در پزشکی هسته‌ای به کار می‌روند، به‌خوبی شناخته شده‌اند. ولی رفتار بیولوژیکی و زمان ماندن - مولکولی که در آن ردیاب وجود دارد، درون بافت به‌خوبی مشخص نشده است. لازم است مقادیر این پارامترها را در هنگام آزمایش‌های اولیه رادیودارو تعیین نمود [۴].

۱-۴-۱ تعریف رادیوداروها

رادیودارو ترکیب رادیواکتیوی است که برای تشخیص و درمان بیماری‌های انسان بکار می‌رود. در پزشکی هسته‌ای حدود ۹۵ درصد رادیوداروها برای مقاصد تشخیصی بکار می‌روند و بقیه برای عملیات درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. رادیوداروها معمولاً دارای حداقل اثر دارویی هستند، چرا که در بسیاری از

حالات آن‌ها در مقادیر جزئی بکار می‌روند. رادیوداروهای درمانی می‌توانند توسط تابش موجب تخریب بافت شوند. با توجه به اینکه این رادیوداروها به انسان تزریق می‌شوند، باید استریل و عاری از تبزایی بوده و باید تحت شرایط کنترل کیفی لازم همانند داروی عادی باشند. یک رادیودارو ممکن است عنصری رادیواکتیو همچون ^{133}Xe بوده، یا ترکیبی نشان‌دار همچون پروتئین یددار با ^{131}I و ترکیباتی نشان‌دار با $^{99\text{m}}\text{Tc}$ باشند. اگرچه عبارت رادیودارو اکثراً مورد استفاده قرار می‌گیرد، عبارات دیگری همچون ردیاب رادیواکتیو، عامل رادیوژنی و ردیاب توسط گروه‌های گوناگون بکار رفته است.

نقطه‌نظر مورد اختلاف دیگر بین مواد شیمیایی و رادیوداروها است. مواد رادیوشیمی برای مصرف انسان به دلیل احتمال استریل نبودن و تبزایی قابل استفاده نیستند. از طرف دیگر، رادیوداروها استریل و غیر تبزا بوده و به‌طور ایمن به انسان‌ها تجویز می‌شوند. یک رادیودارو دارای دو جزء است: یک رادیونوکلید و یک دارو. میزان مفید بودن یک رادیودارو با ویژگی‌های این دو جزء مشخص می‌گردد. در طراحی یک رادیودارو، ابتدا دارو براساس تمرکز ترجیحی در یک عضو معین یا شراکت در فعالیت فیزیولوژیکی عضو انتخاب می‌گردد. سپس یک رادیونوکلید مناسب به داروی انتخاب شده متصل می‌گردد به‌طوری‌که پس از مصرف رادیودارو، تابش‌های گسیل‌شده از آن توسط یک آشکارساز تابش، آشکارسازی می‌گردد. لذا، ساختار مورفولوژی یا فعالیت فیزیولوژیکی عضو قابل ارزیابی خواهد بود. داروی انتخابی باید ایمن بوده و برای استفاده انسانی غیرسمی باشد. تابش‌هایی از رادیونوکلید انتخابی باید توسط دانشگاه‌های هسته‌ای آشکارسازی شده و دز برای بیمار حداقل باشد [۵].

۲-۴-۱ رادیوداروهای ایده آل

از آن جا که رادیوداروها به انسان تزریق می‌شوند و با توجه به اینکه چندین محدودیت در آشکارسازی تابش‌ها توسط تجهیزات عادی قابل دسترسی وجود دارد، رادیوداروها باید دارای چند ویژگی مهم باشند. ویژگی ایده آل برای رادیوداروها در ذیل آورده شده [۵].

۳-۴-۱ قابلیت دسترسی آسان

رادیوداروها باید به آسانی قابل تهیه بوده، هزینه پایینی داشته و در هر مؤسسه پزشکی هسته‌ای به راحتی قابل دسترسی باشند. روش‌های پیچیده تولید رادیونوکلیدها یا ترکیبات نشان‌دار هزینه رادیوداروها را افزایش می‌دهند. فاصله جغرافیایی بین مصرف‌کننده و تهیه‌کننده نیز قابلیت دسترسی رادیوداروهای با عمر کوتاه را محدود می‌کنند [۵].

۴-۴-۱ توزیع بیولوژیکی

مطالعه توزیع بیولوژیکی یک رادیودارو در تثبیت اثر و مفید بودن آن اساسی است. این شامل توزیع در بافت، تصفیه از پلاسما، دفع ادرار و دفع مدفوع پس از مصرف رادیودارو می‌باشد. در مطالعات توزیع در بافت، رادیودارو به حیواناتی همچون موش، موش صحرایی و خرگوش‌ها تزریق می‌گردد. سپس حیوانات در تناوب‌های زمانی گوناگون ذبح شده و اعضاء گوناگون جدا می‌شوند. اکتیویته این اعضاء اندازه‌گیری شده و مقایسه می‌شوند. اطلاعات توزیع در بافت چگونگی مناسب بودن رادیودارو را برای تصویربرداری عضو موردنظر بازگو می‌کنند. در زمان‌های مختلف داده‌های توزیع انسانی با تصویربرداری دوربین گاما به دست می‌آیند [۶].

آهنگ تمرکز یک رادیودارو در یک عضو متناسب با آهنگ تصفیه از پلاسما پس از استفاده از آن است. نیمه عمر تصفیه از پلاسما یک رادیودارو با زمان لازم جهت کاهش اکتیویته اولیه پلاسما آن به نصف تعریف می‌گردد. این میزان را می‌توان با جمع‌آوری نمونه‌های پی‌درپی خون در تناوب‌های زمانی گوناگون پس از تزریق و اندازه‌گیری اکتیویته پلاسما اندازه‌گیری کرد. از نمودار اکتیویته بر حسب زمان، می‌توان نیمه عمر را برای تصفیه از پلاسماهای یک ردیاب تعیین نمود. دفع یک رادیودارو از ادرار و مدفوع در ارزیابی کلینیکی آن دارای اهمیت است. هرچه میزان سرعت دفع رادیودارو از ادرار و مدفوع بیشتر باشد کاهش دز تابش نیز بیشتر خواهد بود. این مقادیر با جمع‌آوری ادرار و مدفوع در تناوب‌های زمانی معین پس از تزریق و اندازه‌گیری اکتیویته نمونه‌ها تعیین می‌گردد. اثرات سمیت رادیوداروها نیز باید مورد ارزیابی قرار گیرند. این اثرات شامل تخریب بافت‌ها، فعالیت نامطلوب فیزیولوژیکی اعضا و حتی مرگ حیوانات می‌باشد [۷].

۵-۱ روش‌های ویژه نشان‌دار نمودن

در پزشکی هسته‌ای، دو رادیونوکلید ^{99m}Tc و ^{131}I بیشترین کاربرد را دارند. ترکیبات نشان‌دار با حاوی بیشتر از ۸۰ درصد رادیونوکلیدهای بکار رفته در پزشکی هسته‌ای تشکیل می‌دهند، در حالی که ترکیبات نشان‌دار با ^{131}I و نوکلیدهای دیگر بقیه آن‌ها را تشکیل می‌دهند [۵]. مبانی نشان‌دار نمودن ^{99m}Tc ذیلاً مورد بحث قرار می‌گیرند.

۱-۵-۱ خواص عمومی ^{99m}Tc

بیش از ۸۰ درصد رادیوداروها در پزشکی هسته‌ای ترکیبات نشان‌دار با ^{99m}Tc هستند. دلیل چنین حالت برجسته ^{99m}Tc در کاربرد کلینیکی خواص فیزیکی و تابش مناسب آن است. نیمه عمر ۶ ساعته و مقدار

جزئی گسیل الکترون تزریق مقادیر میلی کوری از رادیواکتیویته ^{99m}Tc را بدون دز تابش قابل ملاحظه‌ای برای بیمار امکان‌پذیر می‌سازد. علاوه بر آن، ^{99m}Tc فوتون‌های مونوکروماتیک 140 keV برای به دست آوردن تصاویر با قدرت تفکیک فضائی عالی به راحتی همسو می‌شوند. علاوه بر آن، به آسانی به صورت استریل، عاری از تب‌زایی و حالت بدون حامل مولدهای $^{99}Mo - ^{99m}Tc$ به راحتی قابل دسترسی است [۵].

۱-۵-۲ رادیوداروهای نشان‌دار با ^{99m}Tc

مبنای اصلی نشان‌دار ^{99m}Tc مستلزم احیا $^{99m}Tc^{7+}$ به حالت اکسایشی است که بتواند با مولکول شلاته کننده مورد نظر پیوند دهد. در بسیاری از حالات، کیت‌ها برای رادیوداروهای برای ^{99m}Tc مصرف روزمره کلینیکی در دسترس هستند. این کیت‌ها دارای عامل شلاته کننده مورد نظر و عمل احیاء در مقادیر مناسب هستند. در بعضی از کیت‌ها، پایدار کننده‌های مناسب اضافه می‌شود. حدود حجم و اکتیویته ^{99m}Tc که می‌تواند به ویال‌های کیت ویژه افزوده گردد و زمان انقضاء در بسته‌بندی‌ها توسط سازنده داده می‌شود. برای بسیاری از رادیوداروهای ^{99m}Tc ، زمان انقضاء ۶ ساعت، معادل نیمه‌عمر فیزیکی ^{99m}Tc (۶ ساعت) است. تأثیر بسته‌بندی مورد نظر شامل دماهای نگهداری برای کیت‌های قبل و بعد از فرمولاسیون با ^{99m}Tc می‌باشد. ذیلاً توضیحاتی از ویژگی‌های رادیوداروهای ^{99m}Tc که به طور مستمر مورد استفاده قرار می‌گیرند، ارائه می‌شود [۵].

۱-۵-۳ آلبومین ماکروآگرگیت - ^{99m}Tc

آلبومین ماکروآگرگیت (MAA) با گرم کردن مخلوطی از آلبومین سرم انسانی (HSA) و کلرید قلع (II) یا تارتارات در بافراسات (pH=0، نقطه ایزوالکتریک آلبومین) در $80^{\circ}C$ تا $90^{\circ}C$ به مدت ۳۰ دقیقه

تهیه می‌شود. سپس ذرات جهت جداسازی هرگونه یون قلع (II) و معلق در سالین با سالین شسته می‌شود. متعاقباً سوسپانسیون به ویال برای مصرف در کیت‌ها تقسیم می‌گردد.

کیت‌های تجارتي به شکل لیوفیلی قابل دسترس بوده و معمولاً دارای ذرات MAA، کلرید قلع (II) دی هیدرات با تارتارات و HCl یا NaOH افزوده شده برای تنظیم pH هستند. علاوه بر آن، سازندگان مختلف اجزاء غیرفعال دیگر همچون استات سدیم، HAS، اسید سوکسینیک و لاکتوز را برای تسهیل پراکندگی ذرات در طی ساختن با پرتکننت‌ها اضافه می‌کنند. تعداد ذرات از یک تا ۱۲ میلیون در هر میلی‌گرم آلبومین آگرگیت وجود دارد. شکل ذرات غیرمنظم بوده و اندازه آن‌ها از بین ۹ تا ۱۰ میکرومتر است و ذره‌ای بزرگ‌تر از $150\ \mu\text{m}$ وجود ندارد. کیت‌ها قبل از نشان‌دار کردن با $^{99\text{m}}\text{Tc}$ در $2-8^\circ\text{C}$ نگهداری شوند. بعضی از کیت‌ها در $20-25^\circ\text{C}$ قابل نگهداری هستند. تهیه $^{99\text{m}}\text{Tc}-\text{MAA}$ با به‌کار بردن یک کیت تجارتي مستلزم گرم کردن اولیه ویال تا حد دمای اتاق و در پی آن افزایش $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ است. در بعضی از کیت‌ها لازم است ویال‌ها به مدت ۲ تا ۱۵ دقیقه برای حداکثر چسبندگی بمانند. بازدهی نشان‌دار کردن بالاتر از ۹۰ درصد است. تهیه مواد برای ۶ تا ۸ ساعت خواب است و باید پس از تشکیل در $2-8^\circ\text{C}$ نگه‌داری شوند.

در مراحل تهیه $^{99\text{m}}\text{Tc}-\text{MAA}$ اندازه ذرات توسط یک هموسالتیومتر (اندازه شبکه $150\ \mu\text{m}$) زیر یک میکروسکوپ نوری مورد بازرسی قرار گرفته و سوسپانسیون‌های حاوی ذرات بزرگ‌تر از $150\ \mu\text{m}$ باید دور انداخته شوند. قبل از مصرف میزان دز برای بیمار، برای ساختن یک سوسپانسیون همگن لازم است محتوای ویال تکان داده شود. به‌صورت مشابه، محتوای سرنگ نیز باید قبل از استفاده به‌طور کامل مخلوط شود. $^{99\text{m}}\text{Tc}-\text{MAA}$ عامل انتخابی برای تصویربرداری پرفیوژن ریه است. همچنین این رادیودارو برای بررسی سیاهرگ جهت آشکارسازی لختگی خون در قسمت‌های عمیق آن در انتهای پایین‌تر بکار

می‌رود [۵].

۴-۵-۱ تکنسیم ^{99m}Tc - آلبومین ماکروآگرگیت

ذرات تکنسیم ^{99m}Tc - آلبومین ماکروآگرگیت ($^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$) به صورت دراگزیماج -MAA و پولمولیت -MAA موجود است.

۶-۱ آلبومین ماکروآگرگیت نشان‌دار با ^{99m}Tc

تقریباً ۲ تا ۴ میلی‌کوری (۷۴ - ۱۴۸ MBq) از $^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$ (۹۰ - ۱۰ μm) به صورت وریدی به بیمار دراز کشیده در حالت خوابیده بر پشت تزریق می‌گردد. تقریباً ۱۰۰۰۰۰ تا ۴۰۰۰۰۰ ذره MAA برای بزرگسالان و تعداد کمتری برای خردسالان در هر تزریق تجویز می‌گردد. تعداد مویرگ‌های مسدود شده (در مقایسه با کل ۲۸۰ میلیارد) تقریباً ناچیز بوده درحالی‌که ممکن است کمتر از ۱ درصد از شریانچه‌های پیش مویرگ و شریان‌های توزیع، مسدود شوند. ذرات بزرگ‌تر (بزرگ‌تر از $150 \mu\text{m}$) ممکن است باعث انسداد شریان‌های بزرگ‌تر شوند و لذا موجب آمبولی ناحیه‌ای ریوی گردند. تقریباً ۹۵ درصد اکتیویته استعمال شده در ریه‌ها به دام می‌افتند. نیمه‌عمر مؤثر ذرات انباشته درشت در ریه تقریباً ۲ الی ۳ ساعت است. ذرات توسط حرکت مکانیکی ریه‌ها و بعضی عملیات آنزیمی (پروتئولیز) به اندازه‌های کوچک‌تر شکسته شده و سپس به داخل گردش خون رها می‌شوند که این ذرات توسط سلول‌های فاگوسیت سیستم رتیکولواندوتلیال برداشته می‌شوند.

از آنجاکه ذرات مسدود شده می‌توانند موجب افزایش فشار شریان ریوی شوند، بیشتر از ۱۰۰۰۰۰ ذره برای بیماران با فشارخون بالای ریوی توصیه نمی‌گردد. در بیماران با شنت قلبی از راست به چپ، ذرات

MAA ممکن است موجب خون لختگی میکرونی در مغز گردد و لذا تعداد ذرات در این بیماران باید کاهش یابد.

تصاویر ریه‌ها بلافاصله پس از تزریق توسط دوربین گامای با میدان دید بزرگ مجهز به همسوساز با حفره موازی در انرژی پایین همه‌منظوره قرارگرفته بالای میدان ریه تهیه می‌شود. حالت بیمار برای توزیع یکنواخت از ذرات در کل میدان ریه، در یک وضعیت نشسته، به دلیل ثقل حاصل در یک توزیع ناهمگن رادیواکتیویته، سهم بزرگ‌تر تمرکز ذرات در بخش پایین‌تر ریه‌ها خواهد بود.

۱-۶-۱ موارد استفاده و مقدار دز مصرفی

$^{99m}Tc-MAA$ در تصویربرداری پرفیوژن ریه، ارزیابی شانت لی وین (صفاقی)، سنتی‌گرافی ونوگرام و ارزیابی شانت راست به چپ قلب به کار می‌رود. مقدار دز به اکتیویته و تعداد ذرات وابسته است. در بزرگسالان با افزایش فشارخون غیر ریوی، مقدار دز ۳-۶ میلی‌کوری با یک شمارش ذره ۲۰۰۰۰۰ تا ۷۵۰۰۰۰ است. تعداد ذرات در بیماران با شانت راست به چپ باید به ۱۰۰۰۰۰ کاهش یابد. در بچه‌ها، شمار ذرات و مقدار دز باید کاهش یابد، برای مثال شمارش ذرات در بیماران با سن یک تا ۵ سال باید ۱۰۰۰۰۰ - ۵۰۰۰۰ باشد [۸].

۱-۶-۲ فارماکوکینتیک‌ها

ذرات آگرگیت شده با واسرشت شدن آلبومین انسانی توسط فرآیند گرمادهی و تجمع (اگرگیشن) تشکیل می‌شوند [۹]. در زیر میکروسکوپ نوری، بیش از ۹۰ درصد اندازه ذرات بین ۱۰ و ۹۰ میکرومتر هستند، درحالی‌که اندازه میانگین ایده‌آل ۴۰-۱۰ میکرومتر است؛ هیچ‌کدام از ذرات بزرگ‌تر از $150\mu m$ نیستند. بلافاصله پس از تزریق، با به‌کارگیری انسداد فیزیکی، ۸۰ درصد اکتیویته مصرف‌شده در بستر مویرگی

آلوئولار ریوی دیده می‌شود. ذرات به تدریج دچار تحلیل و فرسایش شده و در عرض ۳۰ دقیقه در سیستم رتیکواندوتلیال قطعه‌قطعه می‌شوند. این ذرات دارای نیمه‌عمر مؤثر ۳ ساعت می‌باشند. بیشتر از ۷۵ درصد قسمت ^{99m}Tc از طریق کلیه‌ها در ۲۴ ساعت اول حذف می‌شوند [۸].

۳-۶-۱ موارد منع مصرف و عوارض جانبی

استفاده از $^{99m}Tc-MAA$ در بیماران با حساسیت بیش از حد به آلومین سرم انسانی و فشارخون بیش از حد ریوی شدید منع مصرف دارد. برهم‌کنش دارو با هیپارین منجر به ظهور تصویری پرفیوژن می‌شود که به‌طور معمول در آمبولی ریوی دیده می‌شود. هنگام استفاده از آن در شانت‌های قلبی راست به چپ احتیاط ضروری است چرا که مواد نادر از واکنش‌های همودینامیک و ایدوسینکراتیک به $^{99m}Tc-MAA$ اتفاق افتاده است. تکنسیم به‌صورت پرتکنتات آزاد، از جفت عبور کرده و در داخل شیر پستان توزیع می‌شود [۱۰].

۴-۶-۱ تولید

برچسب کارخانه، حداکثر اکتیویته را برای هر کیت تعریف می‌کند، ۵۰ میلی کوری در ۲ ml برای پولمولیت، ۱۰۰ میلی کوری در ۲ml برای درآگزیماج MAA، محصول نشان‌دار جهت کامل شدن نشان-دارسازی باید حداقل ۵ دقیقه در دمای اتاق باقی بماند. انقضای تاریخ مصرف محصول ۶ ساعت است. نگهداری پیش و پس از تولید آن در یخچال، دمای $2-8^{\circ}C$ است. اکتیویته‌های حداکثر تا ۲۵۰ میلی کوری تهیه شده‌اند که خلوص رادیوشیمیایی آن در ۱۸ ساعت نگهداری در دمای کنترل شده اتاق بالای ۹۰ درصد می‌باشد. تعداد اتم‌های تکنسیم، حجم نمونه و شرایط نگهداری در هنگام تأیید پایداری و تعیین تاریخ اتمام مصرف در صورت عدم لحاظ در اطلاعات برچسب کارخانه، باید در نظر گرفته شوند. خلوص

رادپوشیمیایی بالای ۹۰ درصد باید قبل از استفاده تأیید شود. روش‌های مختلفی جهت تعیین خلوص شیمیایی وجود دارد که شامل محیط سیلیکاژل همراه با حلال سالین نرمال می‌باشد و در این سیستم $^{99m}Tc-MAA$ مقدار R_f صفر می‌باشد [۱۱]. USP مشخص کرده ۹۰٪ ذرات در محدوده ۱۰ تا ۹۰ میکرومتر، کوچک‌تر از ۱۵۰ میکرومتر هستند. تعیین اندازه ذره معمولاً توسط یک آنالیز میکروسکوپی محصول نشان‌دار بر روی یک لام هماتوسیتومتر انجام می‌شود [۱۲]. ویال‌های تولید شده حاوی ۴ تا ۱۲ میلیون ذره می‌باشند. تعداد ذره باید بر اساس اکتیویته پرتکنتات اضافه شده به کیت و زمان تولید کیت محاسبه شود. یک جدول ذره برای کودکان هنگام تعیین مقدار دزهای کودکان باید برنامه‌ریزی شود [۱۱].

۱-۶-۵ عملکرد تنفسی

تصویربرداری تهویه و پرفیوژن ریه جهت شناسایی آمبولی ریوی چندین دهه است که در دپارتمان‌های پزشکی هسته‌ای انجام می‌شود. از اواخر ۱۹۹۰، یک کاهش در تعداد اسکن‌های درخواستی به روش CT وجود داشته است ولی دوباره در شناسایی آمبولی ریوی اهمیت پیدا کرده است. جدول ۱-۲ رادیوداروهای موجود برای سنجش‌های تهویه و پرفیوژن اسکن را معرفی می‌کند.

جدول ۱-۱: رادیوداروهای موجود برای سنجش‌های تهویه و پرفیوژن اسکن [۱۰].

کاربردهای بالینی	روش	محدوده دز بالغین	رادیودارو	روش
تشخیص آمبولی ریوی توسط متناسب نبودن تهویه- پرفیوژن	داخل وریدی	۴mCi (۱۴۸MBq)	$^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$	اسکن پرفیوژن
تشخیص آمبولی ریوی توسط متناسب نبودن تهویه- پرفیوژن	استنشاق	۴-۲۰mCi (۱۸۵-۷۴۰MBq)	گاز - ^{133}Xe	اسکن تهویه
	استنشاق	۲۵-۳۵mCi (۹۰۰-۱۳۰۰MBq)	آئروسول $^{99m}\text{Tc} - \text{DTPA}$	

اسکن تهویه معمولاً ابتدا با استفاده از گاز ^{133}Xe یا آئروسول $^{99m}\text{Tc} - \text{DTPA}$ انجام می‌شود. هر دو رادیودارو توسط بیمار از طریق یک دستگاه تنفسی خاص استنشاق می‌شود و به همکاری زیاد بیمار نیاز دارد. زمانی که از گاز ^{133}Xe استفاده می‌شود، تصاویر دینامیکی تهویه هنگام استنشاق رادیودارو توسط بیمار اخذ می‌شود. چون که رادیودارو در سیستم تنفسی باقی نمی‌ماند. با توجه به این که $^{99m}\text{Tc} - \text{DTPA}$ به صورت یک آئروسول مصرف می‌شود، به مسیر جریان هوا می‌چسبد، اجازه می‌دهد پس از تکمیل استنشاق رادیودارو توسط بیمار، چندین تصویر گرفته شود.

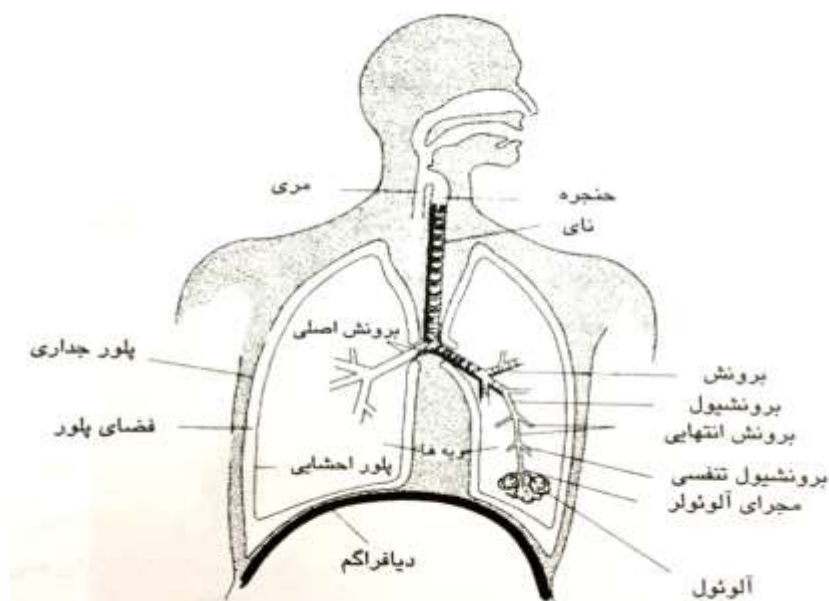
پس از این که تصویربرداری به روش تهویه تمام شد، بیمار $^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$ را از طریق ورید مصرف می‌کند. سرنگ قبل از تزریق به هم‌زده می‌شود تا ذرات کل حجم حل گردد و دز بیمار خوابید به پشت تزریق شود. ناتوانی در انجام این موارد ممکن است که باعث توزیع غیرطبیعی دز در داخل ریه‌ها شده و در نتیجه تفسیر تصاویر مشکل گردد. سپس ۶ تا ۸ تصویر استاتیکی از ریه‌ها از زوایای مختلف اخذ می‌شود.

تشخیص آمبولی ریوی به صورت بسیار دقیق، از طریق تصاویر تهویه و پرفیوژن همراه با رادیوگرافی‌های قفسه سینه گرفته شده در ۲۴ ساعت از روش پزشکی هسته‌ای به دست می‌آید. در اصطلاح کلی، یک آمبولی ریوی باعث کاهش جریان خون به سگمنت ریه در روی اسکن پرفیوژن می‌شود، درحالی‌که هیچ تغییر قابل ملاحظه‌ای روی اسکن تهویه یا رادیوگراف به وجود نمی‌آورد. در بیماران یا بیماری انسداد مزمن ریوی، اسکن تهویه معمولاً توزیع رادیودارو را در کل ریه‌ها به صورت لکه نشان می‌دهد که با احتباس همراه بوده و سرعت پاک‌سازی آن آهسته‌تر از میزان پاک‌سازی نرمال ^{133}Xe از ریه‌ها می‌باشد [۱۰].

۱-۶-۶ آناتومی و فیزیولوژی ریه

مجاری هوایی دستگاه تنفسی از سوراخ‌های بینی شروع و از میان حلق و سپس از طریق مجرای نای در گردن عبور می‌کند. انتهای بالاتر نای حنجره است. نای در انتهای پایین‌تر به دو برونش (نایچه) تقسیم شده، هر کدام به یکی از ریه‌ها می‌رود. برونش^۱ به برونش‌یول‌ها تقسیم شده که به نوبه خود به کیسه‌های آلوئولار^۲ ختم می‌شوند. تقریباً ۷۰۰ میلیون آلوئولی در انسان بالغ وجود داشته که سطحی تقریباً ۸۰ مترمربع را می‌پوشانند. ریه‌ها توسط غشاء بافت همبند به نام پلور احشائی پوشیده شده‌اند. فضای پلور بین پلور احشائی و پلور جداری با مایع سرم مانند پر شده که دو سطح را هنگام لغزش روی یکدیگر در طی تنفس لغزنده می‌کنند.

1. Bronchi
2. Alveolar



شکل ۱-۱: آناتومی و فیزیولوژی ریه [۵]

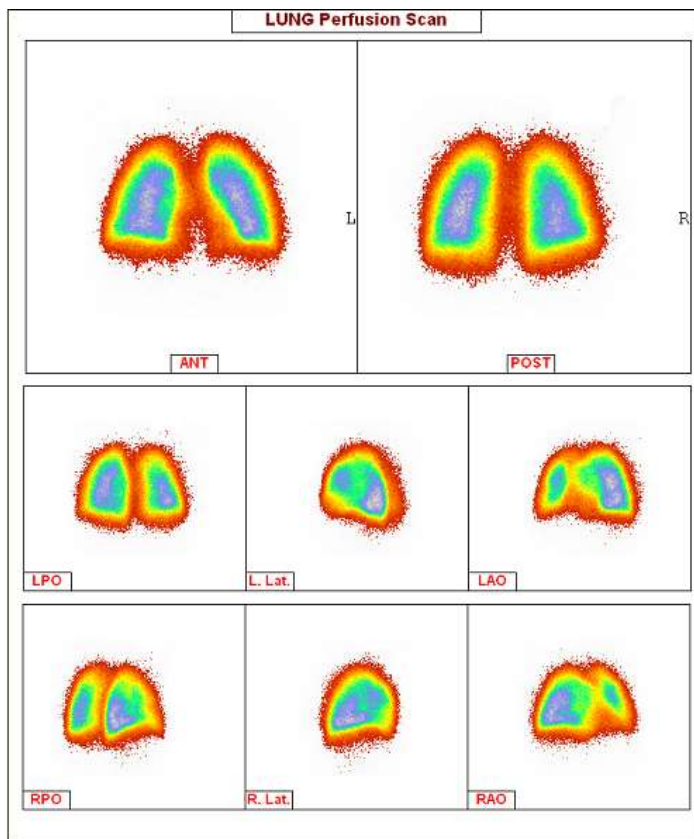
گردش خونی که توسط شریان ریوی حفظ می‌گردد، حمل‌کننده خون عاری از اکسیژن از بطن راست قلب به ریه‌ها و ورید ریوی، برگرداننده خون حاوی اکسیژن از ریه‌ها به دهلیز چپ قلب، می‌باشد. توزیع شریان ریوی مشابه توزیع راه هوایی است. شریان ریوی به شریان‌های توزیع از ۶۰ تا ۱۰۰ میکرومتر منشعب می‌گردد. این شریان‌ها به مویرگ‌های با قطرهای ۲۵ تا ۳۵ میکرومتر تقسیم می‌شوند که به نوبه خود در واحدهای مویرگ که قطر میانگین آن‌ها تقریباً ۸ میکرون است منتهی می‌شوند، مویرگ‌ها به اندازه کافی بزرگ هستند که گلبول‌های قرمز با قطر ۸ میکرومتر بدون تغییر شکل از آن‌ها عبور می‌کنند. تقریباً ۲۸۰ میلیارد مویرگ وجود دارد که در سمت دیگر به وریدچه‌ها متصل شده و نهایتاً به ورید ختم می‌شوند. تقریباً ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ مویرگ هر آلئول هوایی را احاطه می‌کند.

خون عاری از اکسیژن حمل شده توسط مویرگ‌ها با هوای تنفس شده در آلئول‌ها برخورد می‌نماید که در آن، اکسیژن بلافاصله به خون منتقل گشته، دی‌اکسیدکربن سیاهرگی به آلئول‌ها رها می‌شوند که در

آنجا به خارج راه می‌یابند. جریان خون از میان سیستم شریانی ریوی به نام پرفیوژن ریوی و جریان هوا در میان سیستم برونشی به نام تهویه نامیده می‌شوند. هر دو تهویه و پرفیوژن مناسب برای تنفس نرمان ضروری هستند. به‌طور کلی، ریه‌ها ۱۰۶ درصد خروجی قلب را دریافت نموده و که ۱۰۰ درصد از میان شریان ریوی و ۵ تا ۶ درصد از میان شریان برونشی است. در ریه‌ها شبکه‌ای از عروق لنفاوی وجود دارد که بیشتر توسط سلول‌های فاگوسیت به نام ماکروفاژ پوشیده شده‌اند. ذرات گرد و غبار در دیواره آلوئولی توسط این ماکروفاژها فاگوسیت می‌شوند ذراتی که توسط ماکروفاژها حذف نمی‌شوند. وارد سیستم لنفاوی شده و در مسیره‌های ریه انباشته می‌شوند، برای مثال ذرات ذغال در ریه‌های معدن کاران ذغال، به‌صورت "ریه سیاه" دیده می‌شود [۵].

۷-۱ تصویربرداری پرفیوژن

تصویربرداری پرفیوژن ریه بر اساس به دام افتادن ذرات بزرگ در بستر مویرگ‌های ریه‌ها است. ذرات بزرگ‌تر از $10\ \mu\text{m}$ در مویرگ‌ها در اولین عبور گردش خون از میان شریان‌های ریوی به دنبال تزریق وریدی جای می‌گیرند [۵]. شکل ۱-۲ نمونه‌ای از اسکن پرفیوژن ریه نشان می‌دهد.



شکل ۱-۲: اسکن پرفیوژن ریه [۸]

این اسکن برای تشخیص بیماری آمبولی ریه به کار می‌رود. آمبولی به معنای گیرافتادن لخته‌های خون در سرخرگ‌های ریوی است. اگر به هر علتی در اعضای بدن به‌ویژه اندام‌های تحتانی لخته‌های خونی در سیاهرگ‌ها ایجاد شود، این لخته‌ها ممکن است از محل خود حرکت کرده و پس از عبور از قلب در بستر عروقی ریه گیر کنند و باعث ایجاد انسداد عروق ریه و در نتیجه اختلال در کارکرد آن شوند. این بیماری که می‌تواند کشنده باشد، نیاز به تشخیص و درمان فوری دارد. اسکن خون‌رسانی ریه که با رادیوداروی $^{99m}Tc-MAA$ انجام می‌شود، روشی دقیق و آسان در تشخیص این بیماری است. در شرایط ایده‌آل این اسکن با اسکن ونتیلاسیون ریه مقایسه می‌شود؛ اما در بسیاری موارد می‌توان به‌جای اسکن ونتیلاسیون از رادیوگرافی ساده قفسه سینه استفاده نمود. کاربرد دیگر این اسکن در تعیین درصد پرفیوژن نواحی

مختلف ریه در جراحی‌ها یا قبل از انجام پیوند ریه است.

۱-۷-۱ انسداد مویرگی^۱

انسداد مویرگی معمولاً در پزشکی هسته‌ای بیشتر برای آشکارسازی و تشخیص پرفیوژن ارگان‌هایی از قبیل قلب، ریه و مغز به کار می‌رود. انسداد مویرگی انسداد عمدی جریان خون از طریق یک بستر مویرگی است. قطر یک مویرگ انسانی به‌طور متوسط ۸ میکرومتر (با محدوده ۶ تا ۱۰ میکرومتر) است. در هنگام ایجاد انسداد مویرگی، ذرات کوچک با اندازه مناسب (معمولاً ۱۰ میکرومتر) باید ایزوتوپ نشان‌دار می‌شوند و سپس به داخل فضای عروقی تزریق می‌شوند [۱۳]. بسته به مکان تزریق، ذرات از طریق سیستم حرکت می‌کنند تا اینکه آن‌ها به نخستین بستر مویرگی برسند. در سطح مویرگ، ذرات در عروق مویرگی از طریق فرآیندهایی به نام میکروامبولاسیون^۲ به دام انداخته می‌شوند. انسداد جریان خون در سطح مویرگ باید برای یک دوره زمانی کافی حفظ شود تا امکان تصویربرداری فراهم گردد، اما مهم است که ذرات به حد کافی شکننده باشند تا در نتیجه فشار همودینامیکی نرمال حاصل از عروق ریوی از بستر مویرگی تجزیه و برداشته شوند. در زمان تصویربرداری، توزیع نسبی یا به دام افتادن ذرات نشان‌دار با ایزوتوپ، دید و بینشی از پرفیوژن خون منطقه‌ای به دست می‌دهد که در بافت‌های مورد مطالعه اتفاق می‌افتد. این تجمع ذره در نواحی با پرفیوژن افزایش یافته، بیشتر خواهد بود و در مناطقی که پرفیوژن وجود ندارد ذرات نیز وجود نخواهد داشت.

1. Capillary blockade
2. Microembolization

یکی از ردیاب‌هایی که برای این تکنیک انسداد مویرگی به کار می‌رود، ^{99m}Tc آلبومین ماکروآگروکیت ($^{99m}Tc-MAA$) است، یک رادیودارو است که برای تشخیص پرفیوژن ریه‌ها به کار می‌رود. شریان ریوی به داخل شریان‌های با قطر ۱۰۰-۶۰ میکرومتر جوانه می‌زند؛ سپس این‌ها به داخل شریانچه‌های با قطر ۳۵-۲۰ میکرومتر و در نهایت به داخل مویرگ‌ها جوانه می‌زنند. قطر متوسط مویرگ‌های ریوی ۷ تا ۱۰ میکرومتر است که به حد کافی بزرگ است تا به یک RBC منفرد اجازه عبور دهد [۱۴]. ذرات $^{99m}Tc-MAA$ که قطر نسبتاً بزرگ‌تری دارند (تقریباً ۵۰-۱۰ میکرومتر) به‌طور مکانیکی در داخل یا نزدیک بستر مویرگ ریوی سکنی می‌گزینند و به‌طور موقت جریان خون مویرگ‌ها را مسدود می‌کنند. تصویربرداری توزیع ذره یک نگاه و بینش از توزیع جریان خون ریه‌ها را به وجود می‌آورد [۱۰].

۸-۱ حفاظت در برابر پرتوهای یون‌ساز

با توجه به مسائل مطرح‌شده به دلیل وجود اثرات زیان‌بار پرتوها اعم از تصادفی و قطعی بایستی تدابیر خاصی برای حفاظت در برابر تابش اندیشید. متخصصان بهداشت صنعتی و بهداشت همگانی معمولاً محیط‌زیست را، از لحاظ اثرات قطعی تابش، بر اساس دز آستانه کنترل می‌کنند. اگر مقدار یک ماده سمی از حد آستانه دز بیشتر نباشد می‌توان فرض کرد که سازوکارهای فیزیولوژیکی معمولی برای مقاومت در برابر آثار زیان‌بار آن کافی هستند. دز آستانه معمولاً بر اساس ترکیبی از داده‌های آزمایشگاهی مربوط به جانوران و داده‌های کلینیکی انسان تعیین و سپس با ضریب ایمنی مناسب به بیشینه تراکم مجاز تبدیل می‌شود. سپس این مقدار بیشینه تراکم مجاز به‌عنوان معیار ایمنی کنترل محیط به کار می‌رود. سازمان بین‌المللی بهداشت شغلی در سال ۱۹۵۹ بیشینه تراکم مجاز را به‌صورت زیر تعریف کرده است.

بیشینه تراکم مجاز هر ماده، تراکم متوسط آن در هواست که بر اساس حساس‌ترین آزمون‌های پذیرفته‌شده بین‌المللی است که در طول کار مداوم روزانه نتواند هیچ‌گونه نشانی از آسیب بدنی یا علامت بیماری در هیچ یک از کارکنان، به‌استثنای کسانی که حساسیت خیلی زیادی دارند، ایجاد کند. کنترل عوامل وابسته به محیط‌زیست، چون تابش یون‌ساز و ایزوتوپ‌های پرتوزا که احتمال ابتلا به سرطان و نارسایی‌های ژنتیکی را افزایش می‌دهند فلسفه دیگری دارد. مفهوم دز آستانه برای جمعیت خیلی بزرگ به کار نمی‌رود؛ بنابراین در تنظیم بیشینه تراکم مجاز برای یک جمعیت خیلی بزرگ از قضاوت ارزشی استفاده کرد. در اینجا لازم است که مرجعی در مورد کسر قابل قبولی از جمعیت که ممکن است از یک ماده زیان‌بار آسیب ببیند، تصمیم بگیرد و حد آن را مشخص کند تا بر اساس آن بیشینه تراکم مجاز برای کاربرد مفید آن تعیین شود. معمولاً بیشینه تراکم مجاز با چنان دقت و احتیاطی تعیین می‌شود که برای پیدا کردن شخص فوق‌العاده حساس باید عده فوق‌العاده زیادی را در این سطح تابش قرار داد. همین استدلال برای کسانی که با حدود دز تابش سروکار دارند صادق است. در پرتوگیری شغلی، مسئله تعیین حدود دز به‌عنوان راهنمای حفاظت در برابر تابش نسبتاً ساده است. مقدار خیلی زیادی از تجارب مربوط به این زمینه، از پرتوگیری بی‌قاعده انسان‌ها از رادیوم و پرتو ایکس در طی ربع اول قرن بیستم و از مطالعه بازماندگان بمباران هسته‌ای ژاپن و بخش بزرگ آن از تحقیقات آزمایشگاهی بر روی جانوران به‌دست آمده است.

بر اساس این داده‌ها و با فرض اینکه هر افزایشی در دز تابش به‌همان نسبت احتمال خطر را افزایش می‌دهد، می‌توان حدود دز را طوری تعیین کرد که وقتی در مورد کارگران شاغل در امور تابش به کار می‌رود بیش از مشاغلی که استانداردهای ایمنی بالایی دارند و ایمن محسوب می‌شوند احتمال خطر نداشته باشد. حدود دز برای افرادی از جامعه که پرتوگیری آن‌ها ناشی از شغل نیست در سطحی

تعیین شده است که خطر فرضی حاصل از آن بسیار کمتر از خطراتی است که جامعه آن‌ها به خاطر سایر منافع رادیولوژیکی می‌پذیرد. با استفاده از این حدود دز، می‌توان حدود سالانه جذب و تراکم‌های محیطی نوکلئیدهای پرتوزای مختلف را که در همان محدوده مجاز تولید دز می‌کنند به دست آورد.

آن‌طور که در نشریه ۲۶ از ICRP^۱ آمده است محدودیت دز توصیه شده بر سه اصل زیر متکی است:

۱. هیچ اقدامی که منجر به پرتوگیری می‌شود، نباید انجام شود مگر اینکه نتیجه مثبت و صریحی در بر داشته باشد (اصل توجیه‌پذیری)

۲. کلیه پرتوگیری‌ها باید با در نظر گرفتن عوامل اجتماعی و اقتصادی تا حد منطقاً معقول و ممکن، پایین نگه داشته باشد. (اصل AIARA^۲)

۳. دز معادل برای افراد مختلف نباید از آنچه کمیسیون ICRP با مراعات جنبه‌های احتیاطی پیشنهاد کرده است، بیشتر شود.

مسئله حفاظت در تشخیص یا درمان خیلی فراتر از جلوگیری از پرتودهی به اندام‌هایی که موردنظر نیستند می‌باشد پس بایستی در مقابل این پرتوها حفاظت ویژه‌ای را به کار ببریم، چه برای افراد شاغل که با این پرتوها کار می‌کنند و چه برای بیمارانی که در معرض این پرتوها قرار می‌گیرند [۱۵].

۱-۸-۱ معیارهای اصلی ایمنی تابش:

کمیسیون ICRP به منظور تأیید استانداردهای ایمنی تابش سه نوع پرتوگیری را مشخص کرده است:

۱. پرتوگیری شغلی اشخاص بالغ هنگام کار با پرتوهای یون‌ساز: که این افراد را پرتو کاران می‌نامند.

1. International Commission on Radiological Protection
2. As Low As Reasonably Achievable

۲. پرتوگیری عامه مردم در جامعه، این گروه نیز به دو زیرگروه زیر تعریف می‌شوند:

الف. تک تک افراد جامعه

ب. گروه‌های جمعی

۳. پرتوگیری پزشکی، این دسته شامل بیماران و اشخاصی می‌شوند که به خاطر مسائل تشخیصی و درمانی ناچار از پرتوگیری هستند. کسانی که ضمن پرتوگیری بیماران، خود به‌طور اتفاقی تحت تابش قرار می‌گیرند جز این دسته به حساب نمی‌آیند.

لازم به ذکر است که ماده ۲ بر این نکته اصرار دارد که حدود واقعی دز در هر فعالیت پرتوشناسی باید خیلی محدودتر از حد بیشینه دز توصیه شده باشد. این گفته بدان معنی است که تجهیزات و سایر عوامل عملیاتی باید طوری طراحی شوند که دز دریافتی کارکنان از حد دز عملیاتی تجاوز نکند. این روش عملی به روش ALARA (روش تا حد معقول و ممکن پایین) معروف است [۱۵].

۱-۸-۲ استانداردهای حفاظت در برابر اشعه

بررسی اثرات زیان‌بار پرتوهای یون‌ساز بر روی انسان توسط کمیته‌ها و مجامع مختلف علمی با پیشرفت علوم و تکنولوژی هسته‌ای، روزبه‌روز بیشتر مدنظر قرار گرفت. به‌طوری‌که یکی از مهم‌ترین این مجامع یعنی کمیسیون بین‌المللی حفاظت در رادیولوژی (ICRP)، در سال ۱۹۲۸ بدین منظور پایه‌ریزی گردید. با گذشت چند دهه، رهنمودها و توصیه‌های این کمیسیون در سطح جهانی جنبه قانونی به خود گرفت. نهایتاً بسیاری از کشورها به منظور حفاظت از کارکنان، مردم و محیط‌زیست، با عنایت به سیاست‌های ملی خود، رهنمودها و پیشنهادهای این کمیسیون و دیگر سازمان‌های بین‌المللی را دنبال نمودند و در سطح

ملی به آن جنبه قانونی دادند.

در این راستا در کشور ما، قانون حفاظت در برابر اشعه در فروردین ۱۳۶۸ به تصویب رسید. همچنین آئین‌نامه اجرائی این قانون در سال ۱۳۶۹ به تصویب هیئت وزیران رسید. در جهت اجرای قانون حفاظت در برابر اشعه و آئین‌نامه اجرائی آن، استانداردهای پایه حفاظت در برابر اشعه کشور در سال ۱۳۷۸ تهیه و تأیید گردید. در این استاندارد شرایط لازم برای حفاظت مردم، نسل‌های آینده و محیط‌زیست در برابر اثرات زیان‌آور پرتوهای یون‌ساز پیش‌بینی شده است [۱۵].

۹-۱ اثرات تابش:

چند سالی پس از کشف اشعه X دانشمندان پی بردند که تابش‌های یونیزه کننده در افرادی که تحت تأثیر تابش این پرتو قرار می‌گیرند، می‌تواند به ایجاد سرطان منجر شود. التهاب پوست دست‌ها در سال ۱۸۹۶ گزارش شد. اولین تغییرات سرطانی مشخص، در سال ۱۹۰۲ در یک زخم ناشی از پرتو X گزارش شد. سرطان‌های خون ناشی از تابش پرتوها در سال ۱۹۱۱ گزارش شد. تصور می‌شد که این سرطان‌های اولیه پیامد پرتوگیری بیش از حد تابش‌های یون‌ساز باشد، اما چندین سال بعد بود که توانستند به کمک مطالعات گسترده نشان دهند که سرطان می‌تواند با مقدار کم تابش پرتو هم ارتباط داشته باشد.

تابش یکی از آن عواملی است که بیش‌ترین تحقیقات در مورد اثر بیماری‌زایی آن به‌عمل آمده است. اگرچه هنوز نکات زیادی در مورد برهم‌کنش میان تابش یون‌ساز و بافت زنده وجود دارد که باید روشن شوند ولی سازوکاری که از طریق آن تابش بر سلول‌ها، مولکول‌ها و اندام‌های بدن آسیب می‌رساند بیش‌تر از سایر عوامل آسیب‌رسان محیطی شناخته شده است. در واقع متخصصان فیزیک بهداشت به کمک اطلاعات فراوانی که درباره پاسخ در دسترس است توانسته‌اند سطوح مجاز تابش محیطی را به صورتی تعیین کنند

که هم‌اکنون خطر استفاده از فناوری هسته‌ای در صنعت، علم و پزشکی در حد خطر استفاده از سایر تکنولوژی‌هاست و یا در بسیاری از موارد کمتر از آنهاست.

اثرات مشاهده شده تابش را می‌توان به‌طور کلی به دو دسته تصادفی و قطعی تقسیم کرد. اثرات زیست‌شناختی اغلب در دسته اثرات قطعی قرار می‌گیرند.

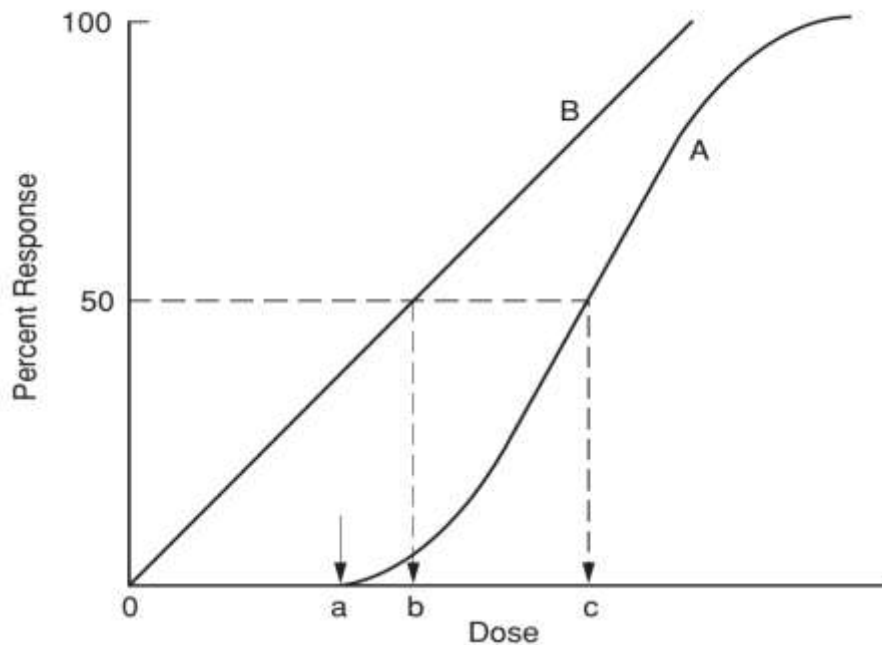
اثرات قطعی با سه ویژگی مشخص می‌شوند:

(۱) قبل از آن یک اثر مشخص ظاهر شود، باید مقدار دز از یک مقدار کمینه معین تجاوز کند.

(۲) هرچه مقدار دز بیشتر باشد اثرات آن بیش‌تر و نمایان‌تر است.

(۳) میان عامل زیان‌آور و اثر مشاهده‌شده یک رابطه علمی مشخص وجود دارد.

در این قبیل اثرات قطعی هرگاه بزرگی اثر یا فراوانی کسانی که در دز معینی، واکنش نشان می‌دهند به‌صورت تابعی از دز رسم شود منحنی ۱-۱ پاسخ دز A که رابطه کمی میان دز و اثر آن را مشخص می‌کند به دست می‌آید، چون قبل از اینکه هر فردی اثری از خود نشان دهد باید مقدار دز از یک مقدار حداقل بیشتر شود اثرات قطعی را اثرات آستانه‌ای نیز می‌گویند.



شکل ۱-۳: منحنی‌های پاسخ دز

منحنی A مشخصه یک اثر زیست‌شناختی است که دز آستانه را (در نقطه a) نشان می‌دهد گستردگی منحنی از آستانه نقطه a تا واکنش ۱۰۰٪ را ناشی از تغییرپذیری زیست‌شناختی حول دز میانگین (نقطه c) که به دز ۵۰٪ معروف است می‌دانند. منحنی B پاسخ خطی با آستانه صفر را نشان می‌دهد و نقطه b نشان‌دهنده در ۵۰٪ مربوط برای اثر زیست‌شناختی با آستانه صفر است.

۱-۱۰ رابطه بین دز و اثرات بیولوژیکی:

هدف بیش‌تر تحقیقات رادیوبیولوژیکی معمولاً پیدا کردن یک رابطه بین دز اشعه و تأثیرات بیولوژیکی ایجاد شده می‌باشد. یک رابطه بین دز و تأثیرات بیولوژیکی در واقع یک رابطه ریاضی و گرافیکی است که بین مقادیر مختلف دز اشعه و ضایعات بیولوژیکی ایجاد شده برقرار می‌باشد. این رابطه‌های بین دز و تأثیرات بیولوژیکی معمولاً در دو جهت در رادیوبیولوژی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۱. روابط به دست آمده از تحقیقات رادیوبیولوژیکی برای طراحی روش‌های درمانی روزمره در معالجه بیماران سرطانی بکار برده می‌شود.

مطالعات رادیوبیولوژیکی طراحی می‌شوند تا بتوان اطلاعاتی در رابطه با تأثیرات ایجاد شده در اثر پرتوهایی با دز پایین را به دست آورد. معمولاً این مطالعات رادیوبیولوژیکی منجر به یک رابطه بین دز و تأثیرات بیولوژیکی می‌شوند که می‌تواند پایه اصلی برای فعالیت‌های حفاظتی اشعه، به‌طور اخص در رادیولوژی تشخیصی باشد [۱].

۱-۱۰-۱ تأثیرات تابش بر DNA و کروموزوم‌ها:

ضایعه ایجاد شده در هر مولکول مهم مثل DNA ممکن است برای سلول کشنده باشد و این امر منجر به طرح و گسترش یک تئوری به نام تئوری هدف برای ضایعات ایجاد شده از طریق تشعشع است. این تئوری قسمت حساس و حیاتی را در سلول هدف در نظر می‌گیرد. در عمل یونیزاسیون که در هدف اتفاق می‌افتد را اصطلاحاً برخورد می‌گویند که این اصطلاحات فقط در شرایطی به کار می‌روند که برخورد اشعه با هدف به صورت مستقیم باشد [۱].

۱-۱۰-۲ اثرات تابش بر DNA:

انتقال انرژی (مستقیم یا غیرمستقیم) تابش یونیزان باعث تغییرات شیمیایی در مولکول‌های بزرگ می‌شود که ممکن است تغییرات ساختاری گوناگونی را ایجاد کند. این تغییرات ساختاری عبارت‌اند از: ۱. شکستن باندهای هیدروژن ۲. تخریب یا شکستن مولکول‌ها ۳. ایجاد اتصالات بین مولکولی یا درون مولکولی. هر کدام از این ضایعات ایجاد شده به تغییر ساختمان DNA می‌انجامد. در بعضی از این تغییرات و ضایعات توالی بین مولکول‌های پایه ممکن است تغییر کند که این عمل باعث ایجاد موتاسیون ژنتیکی در سطح

مولکول خواهد شد که ممکن است قابل تغییر و برگشت نباشد. موتاسیون ژنتیکی در سطح مولکول را موتاسیون نقطه‌ای می‌نامند و ممکن است برای سلول یک ضایعه کلی یا جزئی محسوب شود. یکی از عواقب مهم در یک موتاسیون نقطه‌ای عبارت است از انتقال اطلاعات ژنتیکی نادرست به یکی از دو سلول دختر ایجاد شده [۱].

۱۱-۱ تأثیرات وراثتی در اثر پرتوهای یون‌ساز:

تغییر شکل سلولی^۱ در سلول‌های تولید مثلی ممکن است که به نسل‌های بعدی منتقل شود. این تغییر شکل سلولی ممکن است یک تغییر شکل بی‌ضرر و شاید خوشایند و جالب باشد اما ممکن است این تغییر شکل منجر به امراض وراثتی خطرناکی شوند که بعضی از آن‌ها به مرگ زودرس و یا معلولیت‌های شدید ذهنی منجر شود. شواهد موجود از مطالعات انجام شده بر روی گیاهان و حیوانات نشان‌دهنده ایجاد نواقص وراثتی در موش‌ها و دیگر حیوانات می‌باشد؛ اما شواهد و اطلاعات به‌دست‌آمده از گروه‌های انسانی قابل جمع‌بندی و نتیجه‌گیری نمی‌باشد.

مطالعات انجام شده بر روی بازماندگان بمباران اتمی در ژاپن نشان‌دهنده هیچ‌گونه افزایشی در نواقص ارثی نیست؛ اما یکسری مطالعات در منطقه سله فیلد انگلیس حاکی از افزایش احتمال ریسک سرطان خون در کودکانی که پدران‌شان در تأسیسات اتمی کار می‌کردند را نشان می‌دهد که این نتایج با نتایج به‌دست‌آمده از ژاپن در تضاد است به‌هرحال با توجه به مسائل حفاظتی بهتر است که فرض کنیم هر دزی از پرتوهای یون‌ساز توأم با احتمال ریسک ایجاد نواقصی ریسک است. از نظر زمانی اگر ضایعه ایجاد شده در یک سلول جنسی به‌صورت موتاسیون باشد که به یک تغییر وراثتی می‌انجامد، چندین نسل طول می‌کشد

1. Transformation

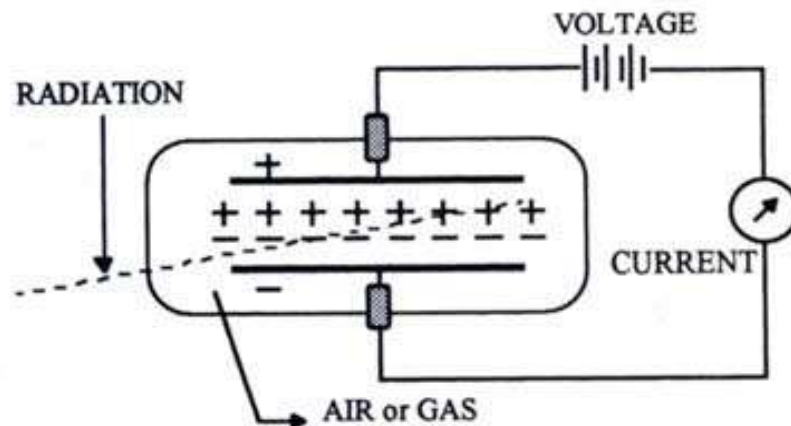
تا خود را اظهار کند [۱].

۱۲-۱ تجهیزات آشکارسازی و اندازه‌گیری تابش

در پزشکی هسته‌ای، معلوم کردن حضور، نوع، شدت و انرژی تابش‌های گسیل شده توسط رادیونوکلیدها ضروری بوده و این عمل توسط تجهیزات آشکارسازی تابش انجام می‌پذیرد. دو گروه عمده از تجهیزات مورد استفاده، آشکارسازهای گازی و سنتیلاسیون به همراه متعلقات الکترونیکی آنها می‌باشند [۵].

۱-۱۲-۱ آشکارسازهای گازی

اساس عملکرد آشکارسازهای گازی بر مبنای ایجاد یونیزاسیون مولکول‌های گاز توسط تابش‌ها و سپس جمع‌آوری جفت‌های یون به‌عنوان جریان با به‌کارگیری یک ولتاژ بین دو الکترود می‌باشد. جریان اندازه‌گیری شده در ابتدا متناسب با ولتاژ به کار گرفته شده و اندازه تابش است.



شکل ۱-۴: شماتیک آشکارساز گازی

دو نوع متداول آشکارسازهای گازی مورد استفاده، شمارنده‌های اتافک یونش و گایگر-مولر^۱ (GM) می‌باشند. اولین اختلاف بین این دو دستگاه در ولتاژ کار آنهاست که بین دو الکتروود بکار می‌رود. اتافک‌های یونش در ۵۰ تا ۳۰۰ ولت کار می‌کنند، در حالی که شمارنده‌های GM در حدود ۱۰۰۰ V کار می‌کنند. مثال‌هایی از اتافک‌های یونش، شمارنده‌های "Cutie Pie" و کالیبره کننده‌های دز هستند که برای اندازه‌گیری چشمه‌های تابشی با شدت بالا، از قبیل خروجی ماشین‌های پرتو - x (Cutie Pie) و اکتیویته رادیوداروها (کالیبره کننده‌های دز) بکار می‌روند. شمارنده‌های GM برای آشکارسازی تابش‌های بتا و گامای سطح پایین مورد استفاده قرار می‌گیرند [۵].

۱-۱۲-۲ کالیبره کننده‌های دز

کالیبره کننده دز، در پزشکی هسته‌ای ابزاری است که جهت اندازه‌گیری اکتیویته رادیونوکلیدها برای تهیه و توزیع رادیوداروها به کار می‌رود. این وسیله استوانه‌ای شکل، اتافک مهروموم شده با حفره مرکزی است که با آرگون و مقادیر کمی هالوژن با فشار بالا پر شده است. ولتاژ عملکرد آن در حدود ۱۵۰ ولت است.



شکل ۱-۵: کالیبره کننده دز

از آنجایی که انرژی و انواع مختلف تابش، مقدار یونش (از این رو جریان) متفاوتی را تولید می‌کنند، اکتیویته‌های معادل از رادیونوکلیدهای مختلف، مقادیر متفاوتی از جریان تولید می‌کنند. به‌عنوان مثال، جریان تولیدی ناشی از ^{99m}Tc (37MBq) 1mCi متفاوت با ^{131}I (37 MBq) 1mCi است.

گزینه‌های ایزوتوپی، مقاومت‌های بازخوردی برای جبران اختلاف در یونش (جریان) تولیدشده از رادیونوکلیدهای مختلف هستند، به‌طوری‌که اکتیویته‌های معادل، درجه‌های یکسانی را تولید کنند. در بیشتر کالیبره‌کننده‌های دز، گزینه‌های ایزوتوپی برای رادیونوکلیدهای مصرفی متداول از انواع دکمه فشاری هستند، در حالی‌که برای سایر رادیونوکلیدها توسط شاخص‌های پیوسته تنظیم می‌شوند. تنظیم گزینه‌های ایزوتوپ بر اساس فاکتورهای کالیبراسیون برای رادیونوکلیدهای مختلف می‌باشد که از طریق اندازه‌گیری جریان تولیدی ناشی از یک میلی‌کوری از هر رادیونوکلید تعیین می‌شود، سپس اکتیویته مجهول یک رادیونوکلید توسط جریان آن تقسیم بر فاکتور کالیبراسیون برای همان رادیونوکلید اندازه‌گیری می‌شود که برحسب واحد مقتضی کالیبره کنند دز نمایش داده می‌شود. یک گزینه‌گر محدوده انرژی یک مقاومت متغیر است که محدوده اکتیویته (μCi , mCi , Ci یا MBq , GBq) را برای نمایش تنظیم می‌کند. برای اندازه‌گیری اکتیویته یک رادیونوکلید، اولین اولویت تنظیمات اولیه فاکتور کالیبراسیون برای رادیونوکلید مورد استفاده مقتضی با نوع دکمه فشاری یا شاخصی است. سپس نمونه در یک سرنگ، ویال، یا هر ظرف مناسب، درون محفظه حفره کالیبره کننده دز قرار گرفته که در نتیجه آن مقدار اکتیویته خوانده شده بر روی صفحه نمایش دیجیتال کالیبره کننده دز، نمایش داده می‌شود [۵].

۱-۱۲-۳ آشکارساز گایگر مولر

دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز ممکن است به‌طور مستقیم قادر به پاسخ سریع و دقیق به تغییرات میدان‌های پرتو نباشند، در این حالت‌ها دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز تجمعی مناسب‌ترند که در این میان آشکارساز گایگر مولر برای اندازه‌گیری پرتوگیری دریافتی از چشمه تابشی مورد استفاده قرار می‌گیرد و دزسنج نامیده می‌شود. یک ابزار مناسب و منطبق بر یک فعالیت خاص که قادر به اندازه‌گیری مستقیم آهنگ دز می‌باشد. آشکارساز گایگر مولر یکی از حساس‌ترین انواع آشکارسازها است و می‌تواند در ساختارهای متفاوتی ساخته شود. یک انتهای آشکارساز از یک پنجره میکا نازک ساخته می‌شود که اجازه عبور ذرات بتا و تابش‌های گامای کم انرژی را می‌دهد، در غیر این صورت از طریق پوشش فلزی که برای آشکارسازهای تابش‌های گاما فراهم شده است متوقف خواهد شد. معمولاً آن‌ها با استفاده از باطری کار می‌کنند و به‌عنوان یک آهنگ سنج عمل می‌کنند. شاخص‌ها برحسب میکرو رونتگن (μR) بر ساعت، میلی رونتگن (mR) بر ساعت، رونتگن (R) بر ساعت، یا شمارش بر دقیقه (cpm) هستند. آشکارساز گایگر مولر هیچ‌گونه قابلیت تفکیک انرژی را ندارند. برخی آشکارسازهای گایگر مولر مجهز به هشداردهنده‌های صوتی یا نوری چشمک‌زن هستند که توسط یک شدت تابشی بالاتر از مقدار پیش تنظیم شده شروع به کار می‌کند. نوع دوم، مونیتور محیطی نامیده می‌شود. آشکارساز گایگر مولر در ابتدا برای پایش محیطی آلودگی‌ها با اکتیویته سطح پایین بکار رفتند. مطابق قوانین کمیته قانون‌گذاری هسته‌ای^۱ (NRC)، این دزسنج‌ها باید به‌طور سالانه با استفاده از چشمه‌های ^{137}Cs و ^{226}Ra کالیبره شوند. [۱۷].

1. Nuclear Regulatory Commission

فصل دوم

آشنایی با مفاهیم و کمیت‌های

پایه دزیمتری

۱-۲ پیشگفتار

در این بخش مبانی و مفاهیم مرتبط با موضوع پژوهشی ارائه می‌گردد. کمیت‌های پایه دزیمتری شامل دز جذب‌شده، کرما، دز معادل می‌شود که در این فصل هرکدام از این کمیت‌ها توضیح داده می‌شود.

۲-۲ دز جذب‌شده:

آسیب حاصل از پرتوگیری به جذب انرژی بستگی دارد و با انرژی جذب‌شده در ماده متناسب است. از این رو، یکاهای اصلی دز پرتوگیری برحسب انرژی جذب‌شده در یکای جرم ماده بیان می‌شود، این یکا که به گری (Gy) معروف است، به صورت زیر تعریف می‌شود.

یک گری عبارت است از دز پرتوگیری جذب‌شده یک ژول بر کیلوگرم.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (۱-۲)$$

به‌طور کلی، یکای گری برای کلیه انواع دزسنجی پرتو یون‌ساز ناشی از میدان‌های خارجی فوتون‌ها، نوترون‌ها یا ذرات باردار و نیز ایزوتوپ‌های پرتوزایی که در درون بدن تهنشین شده‌اند، قابل استفاده است [۱۸].

۳-۲ کرما:

هنگامی که باریکه‌ای از پرتو غیرمستقیم یون‌ساز (مانند پرتوهای ایکس و گاما یا نوترون‌ها) از یک محیط عبور می‌کند، در یک پروسه دو مرحله‌ای در محیط، انرژی ذخیره می‌کند.

مرحله ۱. انرژی حمل شده توسط فوتون‌ها به انرژی جنبشی ذرات باردار (مانند الکترون‌ها) منتقل

می‌شود. این انرژی از طریق اثر فوتوالکتریک، کامپتون و برای انرژی‌های خیلی بالا، تولید زوج انتقال می‌یابد.

مرحله ۲. حال، ذرات باردار مستقیم یون‌ساز، انرژی‌شان را از طریق برانگیزش و یون‌سازی در محیط جا می‌گذارند.

کرما (K) مخفف انرژی جنبشی رها شده در هوا است. کرما، عبارت است از مجموع انرژی جنبشی ذرات باردار اولیه تولیدشده توسط پرتوهای غیرمستقیم یون‌سازی کننده در واحد جرم هوا، یکای کرما J/kg است. برای فوتون‌ها، کرما با استفاده از ضریب انتقال انرژی ماده و شار انتگرال انرژی محاسبه می‌شود [۱۸].

۴-۲ دز معادل:

در ^۱ICRP، کمیت‌های دز بافت، دز مؤثر و دز معادل، به‌عنوان کمیت‌های محدودکننده دز شناخته می‌شوند. در این کمیت‌ها عامل بیولوژیکی دخیل است و نمی‌توان آن‌ها را مستقیماً اندازه‌گیری کرد، این کمیت‌ها را می‌توان محاسبه کرد. معادل دز، دز جذب‌شده در یک اندام است. برای محاسبه این کمیت، مقدار دز جذب‌شده در ضریب وزنی پرتو موردنظر ضرب می‌شود. یکای این کمیت، سیورت (Sv) است [۱۸].

1. International Commission on Radiation Protection

۵-۲ نیمه عمر مؤثر کوتاه

یک رادیونوکلید با نیمه عمر معینی فروپاشی می کند که به نام نیمه عمر فیزیکی بوده و با T_p (یا $t_{1/2}$) نشان داده می شود. نیمه عمر فیزیکی مستقل از هر شرط فیزیکی شیمیایی بوده و برای هر رادیونوکلید معینی ویژه است. رادیوداروهای مصرف شده توسط انسان از سیستم بیولوژیکی از طریق مدفوع، ادرار، تنفس یا مکانیسم های دیگر دفع می شوند. این ناپدید شدن بیولوژیکی یک رادیودارو از یک قانون تجربی مشابه فروپاشی رادیونوکلیدی تبعیت می کند. لذا، هر رادیودارو دارای نیمه عمر بیولوژیکی (T_p) است. این زمان مورد نیاز برای رادیودارو جهت ناپدید شدن از سیستم بیولوژیکی و لذا مرتبط با یک ثابت فروپاشی، $\lambda_b = 0.693/T_p$ است.

آشکارا، در هر سیستم بیولوژیکی، از بین رفتن یک رادیودارو به دلیل فروپاشی فیزیکی رادیونوکلید و حذف بیولوژیکی رادیودارو است. لذا، آهنگ مؤثر خالص (λ_e) از بین رفتن رادیواکتیویته مرتبط با ثابت فروپاشی فیزیکی λ_p و ثابت فروپاشی بیولوژیکی λ_b است. از نظر ریاضی این آهنگ به صورت زیر بیان می گردد:

$$\lambda_e = \lambda_b + \lambda_p \quad (۲-۲)$$

از آنجا که $\lambda = \frac{0.693}{t_{1/2}}$ رابطه زیر را خواهیم داشت:

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b} \quad (۳-۲)$$

$$T_e = \frac{T_p \times T_b}{T_p + T_b} \quad (4-2)$$

نیمه عمر مؤثر T_e همیشه کوتاه تر از T_p یا T_b است. برای یک T_p بسیار طولانی و T_b کوتاه، T_e تقریباً برابر T_b است. به طور مشابه، برای T_b خیلی طولانی و T_p کوتاه، T_e تقریباً برابر T_p می باشد. رادیوداروها باید دارای نیمه عمر مؤثر نسبتاً کوتاهی باشند که نباید از زمان لازم برای تکمیل مطالعه مورد نظر طولانی تر باشد. زمان شروع عکس برداری رادیاب با مطالعات مختلف بسته به سینتیک دارویی برون تنی رادیاب متغیر است. هر میزان که تجمع رادیاب سریع تر باشد، لازم است عکس برداری سریع تر شروع گردد. با وجود این، مدت زمان عکس برداری ابتدا بستگی به مقدار اکتیویته مصرف شده، جزء تجمع یافته دز آن در عضو هدف و تنظیم پنجره دوربین گاما دارد [۱۹].

۶-۲ دزیمتری تابش داخلی

۱-۶-۲ واحدهای تابشی

سه واحد اساسی مرتبط با تابش وجود دارد: رونتگن (R) برای پرتوگیری، راد (دز جذبی تابش) برای دز جذبی و رم (رونتگن معادل انسان) برای دز معادل.

رونتگن اندازه‌ای از تابش x یا γ است که یونیزاسیونی به اندازه یک واحد الکتروستاتیک بار مثبت یا منفی بر سانتی متر مکعب از هوا در $0^\circ C$ و 760 mmHg (STP) ایجاد می کند. از آنجا که وزن 1 cm^3 هوا 0.001293 گرم در STP و یک بار نشاسته دار $10^{-19} \times 1/6$ کولن (C) یا $10^{-10} \times 4/8$ واحد بار الکتروستاتیک را حمل می کند، می توان نشان داد که:

$$1R = 2/58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg} \quad (5-2)$$

باید توجه داشت که رونتگن تنها برای هوا و تابش‌های X و γ بکار می‌رود. به علت محدودیت‌های علمی تجهیزات اندازه‌گیری، واحد R تنها برای فوتون‌های با انرژی کمتر از 3MeV بکار می‌رود.

راد (rad) یک واحد عمومی‌تر است. راد یک اندازه‌گیری انرژی ذخیره‌شده در واحد جرم هر ماده توسط هر نوع تابش است. راد به‌طور ویژه به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} \quad (6-2)$$

از آنجا که $1 \text{ ژول} = 10^7 \text{ ارگ}$ ،

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/Kg} \quad (7-2)$$

در واحدهای SI، گری (Gy) واحد دز جذبی تابشی است و با زیر نشان داده می‌شود:

$$1 \text{ gray(Gy)} = 100 \text{ rad} \quad (8-2)$$

$$= 1 \text{ J/Kg} \quad \text{جاذب}$$

می‌توان نشان داد که انرژی جذب‌شده بر هر کیلوگرم هوا ناشی از پرتودهی 1 R عبارت است از:

$$1 \text{ R} = 86/9 \times 10^{-4} \text{ J/Kg} \quad (9-2)$$

بنابراین:

$$1 \text{ R} = 0/869 \text{ rad} \quad \text{در هوا} \quad (10-2)$$

یا

$$1 \text{ R} = 0/00869 \text{ Gy} \quad \text{در هوا} \quad (11-2)$$

این دز جذبی برای هر ماده یا یک شخصی خواهد بود که در معرض پرتودهی قرار گرفته است.

راد نه از طریق نوع تابش یا جذب و نه از طریق شدت تابش محدود نمی‌شود. باید دریافت که راد مستقل از وزن ماده است. این بدین معنی است که یک دز تابشی ۱ راد (0/01Gy) همواره ۱ راد (0/01Gy) در ۲،۱ یا ۱۰ گرم از ماده است. به هر حال دز جذبی مجموع در واحدهای گرم - راد (g.rad یا g.Gy) داده می‌شود و به وسیله ضرب راد (Gy) در جرم ماده محاسبه می‌گردد. برای مثال چنانچه دز تابشی برای یک جرم ۴۵ گرم، ۱۰ راد (0/1 Gy) باشد، آنگاه دز تابشی مجموع به ماده ۴۵۰ گرم - راد (۴/۵ گرم - گری) می‌باشد. به هر حال، دز تابشی هنوز ۱۰ راد (0/1Gy) است.

واحد دز معادل، H_r ، برحسب رم (rem)، به منظور احتساب اختلاف اثرات تابش‌های گوناگون و ایجاد مضرات بیولوژیکی گسترش یافته است. در رادیوبیولوژی، دز معادل H_r برای یک تابش بخصوص به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$H_r (\text{rem}) = \text{rad} \times (\text{RBE})_r \quad (12-2)$$

که $(\text{RBE})_r$ اثر بیولوژیکی نسبی^۱ مربوط به تابش است و به صورت نسبت دز یک تابش استاندارد برای ایجاد یک پاسخدهی بیولوژیکی به دز تابشی در مسئله برای ایجاد پاسخدهی بیولوژیکی یکسان تعریف می‌شود. تابش استاندارد ممکن هر تابش مناسبی از قبیل تابش x، 250 kV یا تابش‌های ^{60}Co باشد، از این رو RBE یک تابش به انتخاب تابش استاندارد بستگی دارد.

در حافظت پرتوی، H_r به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$H_r (\text{rem}) = \text{rad} \times W_r \quad (13-2)$$

که W_r فاکتور وزنی تابش برای یک نوع تابش معین است. W_r به انتقال انرژی خطی تابش در یک ماده

1. Relative Biological Effectiveness

مشخص مربوط می‌شود و اثرات تابش منجر به تخریب بیولوژیکی یا شیمیایی می‌شود که در طراحی حفاظ و محاسبات دز تابشی برای پرتو کاران مفید است. مقادیر W_r که در گذشته فاکتور کیفی (QFs) نامیده شدند تا حدی مختلف است، اما هنوز توسط NRC به کار گرفته می‌شوند.

واحدهای SI دز معادل H_r برحسب سیورت (Sv) بیان می‌شود که به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$1\text{Sv} = 100\text{ rem} \quad (14-2)$$

در شرایط عملی، همه این واحدهای تابش اغلب برحسب میلی رونتگن (mR)، میلی راد (mrad) و میلی رم (mrem) بیان می‌شود که به ترتیب 10^{-3} برابر واحدهای رونتگن، راد و رم می‌باشد. در واحدهای SI، مقادیر معادل میلی گری (mGy) و میلی سیورت (mSv) هستند. همچنین یک راد به شکل سانتی گری (cGy) بیان می‌شود [۵].

۷-۲ دزیمتر تابشی

تابش می‌تواند باعث اثرات آسیبی به سیستم‌های زنده گردد؛ بنابراین ارزیابی این اثرات در انسان برای یک رویه پزشکی هسته‌ای در تجویز درون تنی یک رادیودارو ضروری است. اثرات آسیبی از جذب انرژی در بافت‌ها افزایش می‌یابد و به تعدادی از فاکتورها بستگی دارد: (۱) اکتیویته رادیوداروی تجویز شده، (۲) نیمه عمر فیزیکی و بیولوژیکی رادیودارو (۳) توزیع و سرنوشت متابولیک رادیودارو در بدن، (۴) کسر انرژی آزاد شده بر تجزیه ناشی از یک ناحیه چشمه که در حجم بخصوصی از هدف جذب شده است و (۵) شکل، ترکیب و محل قرارگیری چشمه و ارگان‌های هدف و مشخصات فیزیکی یک رادیودارو به خوبی محرز هستند.

دسترسی به اطلاعات بیولوژیکی تمرکز یک رادیو دارو می‌تواند از مطالعات تجربی گوناگون در انسان‌ها و

حیوانات به دست آید؛ زیرا اختلافاتی از یک فرد به فرد دیگر در شرایط فیزیولوژیکی، شکل، اندازه، چگالی و محل ارتباط اندام‌های مختلف وجود دارد، فاکتورهای ۳ تا ۵ که در بالا اشاره شد، تقریباً برای یک شخص ۷۰ کیلوگرمی مرجع می‌باشند.

چنانچه مقدار انرژی در حد چند ارگ در یک جرم از ماده جذب‌شده مشخص شناخته شده باشد، آنگاه دز جذبی D برحسب راد از طریق تقسیم انرژی جذب‌شده، بر ۱۰۰ و جرم ماده به دست می‌آید. به‌هرحال، D را می‌توان از آهنگ دز تابشی R و مدت زمان پرتوگیری از چشمه تابشی محاسبه کرد. آهنگ دز به‌صورت اندازه انرژی تابشی جذب‌شده بر واحد زمان بر گرم از ماده تعریف می‌شود. جزئیات محاسبه یک دز تابشی ناشی از رادیونوکلید جذب‌شده در زیر آمده است [۵].

۲-۷-۱ محاسبه دز جذبی تابشی

رادیوداروهای تجویز شده به بیماران در نواحی مختلف بدن توزیع می‌شود. این نواحی می‌تواند به شکل نقاط، خطوط، سطوح یا جمجه‌هایی در نظر گرفته شود. در محاسبات دزیمتری داخلی، یک ناحیه مورد نظر برای اینکه دز جذب‌شده آن محاسبه شود به‌عنوان "هدف" انتخاب می‌گردد. درحالی‌که سایر نواحی دیگر که در دز تابشی به هدف شرکت دارند به‌عنوان نواحی "چشمه" لحاظ می‌گردند. نواحی چشمه و هدف هنگامی که دز تابشی ناشی از رادیواکتیویته در خود هدف محاسبه گردد یکسان می‌شوند. فرض کنید یک چشمه با حجم r شمال A میکروکوری از یک رادیوداروی گسیلنده چندین تابش است. چنانچه تابش i ام انرژی E_i و یک کسر فراوانی N_i بر تجزیه داشته باشد، آنگاه انرژی جذب‌شده بر ساعت توسط یک هدف با جرم m و حجم v از تابش i ام گسیل شده توسط چشمه با حجم r (آهنگ دز) به‌صورت زیر داده می‌شود:

$$R_i \text{ (rad/hr)} = \text{Ci/g } N_i E_i \text{ (MeV/ تجزیه)} \quad (15-2)$$

$$\begin{aligned} & A/m (\mu) \\ & \times (3/7 \times 10^4 \text{ تجزیه/s. } \mu\text{Ci}) \\ & \times (3/7 \times 10^{-6} \text{ erg/MeV}) \\ & \times (0.01 \text{ g.rad/erg}) \\ & \times (3600 \text{ s/hr}) \\ & = 2/13 (A/m) N_i E_i \end{aligned}$$

چنانچه هدف و چشمه یکسان نباشد، آنگاه یک فاکتور باید برای به حساب آوردن جذب جزئی انرژی تابشی، در صورت وجود، معرفی گردد؛ بنابراین:

$$R_i \text{ (rad/hr)} = 2.12 (A/m) N_i E_i \phi_i (v \leftarrow r) \quad (16-2)$$

در اینجا $\phi_i (v \leftarrow r)$ کسر جذبی نامیده می شود و به صورت نسبت انرژی جذب شده توسط حجم هدف v از تابش i ام به انرژی گسیل شده به وسیله تابش i ام از چشمه با حجم r تعریف می شود. این یک فاکتور بسیار مهم بوده و برای ارزیابی بسیار مشکل است. زیرا کسر جذبی ϕ_i به نوع و انرژی تابش، شکل و اندازه چشمه و شکل، ترکیب و فاصله هدف بستگی دارد. بهر حال، در حالت ذرات β ، الکترون های تبدیلی، ذرات α ، پرتوهای x و γ انرژی های کمتر از 11keV ، همه انرژی های گسیل شده توسط رادیونوکلیدها در حجم r بزرگ تر از 1cm جذب می گردند. بنابراین، ϕ_i صفر می شود، مگر اینکه v و r یکسان باشند، که در این حالت $\phi_i = 1$ است. برای پرتوهای x و γ با انرژی های بزرگ تر از 11keV ، مقدار ϕ_i با افزایش انرژی کاهش می یابد و بین 0 و 1 ، بسته به انرژی تغییر می کند. مقادیر ϕ_i توسط روش های آماری بر اساس مکانیسم بنیادی برهمکنش تابش ها، به ویژه نشریه دز تابش داخلی پزشکی (MIRD) که توسط انجمن پزشکی هسته ای به چاپ رسیده است موجود می باشد.

مقدار $2/13 \text{ Ni } E_i$ یک ثابت برای تابش i ام است و اغلب با Δ_i نمایش داده می‌شود؛ بنابراین:

$$\Delta_i = 2/13 \text{ Ni } E_i \quad (17-2)$$

کمیت Δ_i ثابت دز تعادل نامیده می‌شود و دارای واحد $g.rad/(\mu Ci.hr)$ براساس واحدهای منتخب در معادله بالا است. باید توجه کرد که برای پرتوهای γ و ذرات α ، E_i ماکزیمم انرژی این تابش‌ها است. به‌هرحال از آنجایی که ذرات β با یک توزیع انرژی گسیل می‌شوند، انرژی میانگین E_β مربوط به ذرات β در محاسبه Δ_i استفاده می‌شود.

$$R_i \text{ (rad/hr)} = (A/m) \Delta_i \phi_i \quad (v \leftarrow r) \quad (18-2)$$

اکتیویته A به علت فروپاشی فیزیکی و دفع بیولوژیکی رادیودارو تغییر خواهد کرد و بنابراین آهنگ دز نیز تغییر می‌کند. اگر یک تغییر نمایی مؤثر در A را در نظر بگیریم، می‌توانیم داشته باشیم:

$$R_i \text{ (rad/hr)} = (A_0/m) \Delta_i e^{-\lambda_e t} \phi_i \quad (v \leftarrow r) \quad (19-2)$$

در اینجا λ_e ثابت فروپاشی مؤثر رادیو دارو و t زمان سپری شده از اکتیویته اولیه A_0 است که در حال فروپاشی می‌باشد. دز تابشی تجمعی D_i ناشی از تابش i ام در طی زمان $t=0$ تا t می‌تواند با انتگرال‌گیری از معادله بالا به‌دست آید؛ بنابراین:

$$D_i \text{ (rad)} = \Delta_i \phi_i \quad (v \leftarrow r) \int_0^1 e^{-\lambda_e t} dt \quad (20-2)$$

$$= \frac{A_0}{m}$$

$$= \frac{A_0}{m} \Delta_i \phi_i \quad (v \leftarrow r) \frac{1}{\lambda_e} (1 - e^{-\lambda_e t})$$

$$T_e (1 - e^{-\lambda_e t}) \phi_i \quad (v \leftarrow r)$$

$$= 1/44 = \frac{A_0}{m} \Delta_i$$

در اینجا T_e نیمه‌عمر مؤثر رادیودارو برحسب ساعت است. چنانچه $t = \infty$ باشد، رادیودارو کاملاً محو

می‌شود، بنابراین جمله نهایی $e^{-\lambda_e t}$ به سمت صفر میل می‌کند و دز جذبی در معادله ممکن است به شکل زیر نوشته شود:

$$D_i \text{ (Rad)} = 1/44 \frac{A^\circ}{m} \Delta_i T_e \phi_i \quad (v \leftarrow r) \quad (21-2)$$

چنانچه رادیونوکلید n تابش با انرژی‌های E_1 و E_2 و ... و E_n و فراوانی‌های جزئی N_1 و N_2 و ... و N_n ، بر تجزیه، داشته باشد، آن‌گاه دز کل D می‌تواند با جمع همه تابش‌ها به صورت زیر به دست آید.

بنابراین:

$$D_i \text{ (Rad)} = 1/44 \frac{A^\circ}{m} T_e \sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i (v \leftarrow r) \quad (22-2)$$

این مجموع می‌تواند به منظور آهنگ دز R_i نیز بکار رود. دز کل برای هدف از سایر نواحی چشمه می‌تواند با جمع همه نواحی محاسبه گردد. معادله بالا فرض می‌کند که فرا جذب در اندام آنی است و رادیواکتیویته از طریق هردو فروپاشی فیزیکی و دفع بیولوژیکی محو می‌شود. چنانچه فروپاشی فیزیکی یا دفع بیولوژیکی تنها اتفاق بیفتد و چنانچه فرا جذب به صورت آنی نباشد باید اصلاحاتی صورت پذیرد.

در نشریه MIRD، مقادیر Δ_i بر اساس ویژگی‌های هسته‌ای گوناگون رادیونوکلید به صورت موضوعی گردآوری شده است.

مقادیر، ϕ_i بر اساس اندازه‌ها و جرم‌های مواد که دز تابشی دریافت می‌کنند و مشخصات تابشی رادیونوکلید محاسبه شده است. در نشریه MIRD شماره ۱۱، A جایگزین مقدار $1/44 \times A^\circ \times T_e$ و S جایگزین کمیت $(\sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i) / m$ شده‌اند.

A اکتیویته تجمعی و S دز جذبی متوسط بر واحد اکتیویته تجمعی نامیده می‌شود.

$$D = A \cdot S \quad (23-2)$$

مقادیر S در نشریه MIRD شماره ۱۱ فهرست شده‌اند. گزارش‌های دز تخمینی MIRD برای چندین رادیودارو قابل دسترسی است و به صورت دوره‌ای توسط انجمن پزشکی هسته‌ای منتشر می‌گردد.

۲-۷-۲ دز تابشی در واحدهای SI

دز تابشی در واحدهای SI به دلیل کاربرد یک رادیودارو می‌تواند با لحاظ یک چشمه حجمی r حاوی A مگابگرل از رادیودارو که چندین تابش گسیل می‌کند، محاسبه شود. چنانچه تابش i ام انرژی E_i و یک کسر فراوانی N_i بر تجزیه داشته باشد، آنگاه انرژی جذبی بر ساعت توسط یک هدف با جرم m و حجم v از تابش گسیل شده i ام توسط چشمه حجمی r (آهنگ دز) با رابطه زیر داده می‌شود:

$$R_i (\text{rad/hr}) = C_i/g N_i E_i (\text{MeV/تجزیه}) \quad (24-2)$$

$$A/m (\mu)$$

$$\times (3/7 \times 10^4 \text{ تجزیه/s.}\mu\text{Ci})$$

$$\times (3/7 \times 10^{-6} \text{ erg/MeV})$$

$$\times (0.01 \text{ g.rad/erg})$$

$$\times (3600 \text{ s/hr})$$

$$= 2/13 (A/m) N_i E_i$$

هنگامی که هدف و چشمه یکسان نیستند، کسر جذبی $\phi_i(v \leftarrow r)$ باید به حساب آورده شود،

بنابراین

$$R_i (\text{Gy /ساعت}) = 0/576 (A/m) N_i E_i \phi_i(v \leftarrow r) \quad (25-2)$$

کمیت $N_i E_i / 0.576$ یک ثابت است و می‌تواند با Δ_i نمایش داده شود، بنابراین:

$$\Delta_i = 0.576 N_i E_i \quad (26-2)$$

۸-۲ دز مؤثر

مفهوم دز مؤثر توسط ICRP ارائه گردیده است، زیرا اثرات اتفاقی تابش‌ها در بافت‌های مختلف تغییر می‌کند. درحالی‌که دز معادل به اختلافات آسیب‌های ناشی از انواع مختلف تابش‌ها برمی‌گردد، دز مؤثر با حساسیت رادیواکتیو بافت‌های مختلف مرتبط است. دز مؤثر H_E مجموع دزهای معادل وزنی در بافت‌ها و اندام‌های مختلف است و به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\sum_T H_{T,r} \times E = \sum_T W_T \quad (27-2)$$

که W_T فاکتور وزنی بافت و $H_{T,r}$ دز جذبی در بافت T ناشی از تابش نوع r است.

حساسیت رادیواکتیو بافت‌های مختلف وابستگی سنی است، اما تنها مقادیر بزرگسالان داده شده است. دزهای مؤثر تخمینی از خطرپذیری ممکن اثرات اتفاقی ناشی از پرتوگیری کل بدن توسط چشمه‌های خارجی (مثلاً روش‌های پرتو - x تشخیصی) یا چشمه‌های داخلی (مثلاً تجویز درون وریدی رادیوداروها) می‌دهد [۳].

فصل سوم

پرتوگیری جنین در پزشکی

هسته‌ای

۱-۳ اهمیت حفاظت از زن باردار و جنین در برابر پرتو:

یکی از چالش‌های تصمیم‌گیری در پزشکی هسته‌ای به سبب حساسیت بالای جنین نسبت به تابش، حفاظت از زن باردار و جنین وی در برابر تابش‌های یونیزان و غیر یونیزان است که مورد توجه فراوان جامعه بین‌المللی در زمینه دزیمتری قرار گرفته است. هر سال زنان باردار زیادی تحت پرتوگیری ذرات یونیزان در موارد تشخیصی و درمانی قرار می‌گیرند. این پرتوگیری‌ها ممکن است به صورت آگاهانه یا ناآگاهانه صورت گیرد [۲۰]. عدم آگاهی از میزان خطری که متوجه جنین است، ممکن است باعث نگرانی زیاد بیمار و سقط غیر ضروری جنین شود. به عنوان مثالی از موارد پرتوگیری ناآگاهانه می‌توان به موردی اشاره کرد که بیمار بی‌هوش در یک سانحه رانندگی به بیمارستان منتقل می‌شود و پس از تهیه تصاویر سی‌تی، بارداری بیمار مشخص می‌گردد یا مواردی که پرتودرمانی انجام می‌شود و پس از چند هفته بیمار متوجه می‌شود که در زمان پرتوگیری باردار بوده است. در سایر مواردی که پرتوگیری آگاهانه انجام می‌شود، سلامت مادر از لحاظ پزشکی در اولویت قرار می‌گیرد. برای بسیاری از بیماران، پرتوگیری پزشکی لازم است و خطر برای جنین وجود دارد [۲۱].

۲-۳ اثرهای تابش بر جنین پستانداران:

یاخته‌هایی که به سرعت تقسیم می‌شوند و بافت‌هایی که در آن‌ها جایگزینی یاخته‌ها به‌طور مداوم صورت می‌گیرد. از حساس‌ترین ساختارهای حیاتی در برابر تابش هستند. می‌توان به غدد جنسی، معده، روده‌ها، اندام‌های خون‌ساز، دستگاه لنفی و پوست بدن اشاره کرد. به‌ویژه جنین در حال رشد در رحم مادر در برابر اثرهای زیان‌آور تابش بسیار آسیب‌پذیر است.

نطفه و جنین در حال رشد درون رحم در تمام طول دوره قبل از تولد نسبت به پرتو رادیواکتیو حساس است. مراحل اصلی رشد قبل از تولد انسان، شامل تکثیر سلولی، تفکیک و حرکت آن می‌شود. پرتو یونیزه

کننده می‌تواند در هر سه مرحله دخالت کند.

۳-۲-۱ اثرهای اصلی ناشی از پرتوگیری درون رحم عبارت‌اند از:

۱. مرگ پیش از تولد

۲. تأخیر در رشد جنین و بروز ناهنجاری‌های مادرزادی

اما حساسیت به پرتو و اثرات بیولوژیکی ناشی از آن، بسته به این که در زمان پرتوگیری جنین در کدام یک از مراحل اصلی حیات خود به سر می‌برده است، به‌طور محسوس تغییر می‌کند [۲۲].

۳-۳ سه مرحله اصلی حیات جنین:

به‌طور کلی، دوره رشد پیش از تولد به سه دوره تقسیم می‌شود:

✓ دوره پیش از لانه‌گزینی:

که فاصله بین زمان باروری تخمک (عمل لقاح) تا چسبیدن کامل جنین به دیواره رحم را شامل می‌شود.

✓ دوره پیشینه اندام‌زایی:

که در آن اکثر اندام‌های جدید تشکیل می‌شوند.

✓ مرحله نهایی یا دوره جنینی:

که در طی آن اندام‌های تشکیل‌شده، رشد و تکامل می‌یابند و اندام‌سازی به حداکثر خود می‌رسد.

که در این جا، این دوره‌ها به تفکیک توضیح داده شده و در رابطه با اثرات بیولوژیکی غالب در هر یک از این دوره‌ها صحبت خواهد شد:

۱-۳-۳ دوره پیش از لانه‌گزینی:

هنگامی که سلول اسپرماتوزوئید^۱، مسیر دهانه رحم را طی می‌کند وارد لوله فالوپ می‌شود. عمل لقاح سلول تخمک و اسپرم در این لوله صورت می‌گیرد. حاصل این ترکیب، سلول جدیدی به نام "زیگوت"^۲ است که از لحاظ ژنتیکی بی‌همتا است. این سلول به‌طور بی‌شمار تقسیم می‌شود تا مجموعه سلولی به نام "مورولا"^۳ تشکیل شود. با ایجاد یک حفره کوچک بین سلول‌ها، تقسیم سلولی ادامه می‌یابد، این مرحله "بلاستوسیست"^۴ نام دارد. تا این مرحله اندازه کلی نطفه هیچ تغییری نمی‌کند، به این مرحله از بارداری دوره پیش از لانه‌گزینی می‌گویند که معمولاً ۸ تا ۱۰ روز پس از لقاح طول می‌کشد.

در دوره پیش از لانه‌گزینی، اثر ناشی از پرتو رادیواکتیو، مرگ نطفه است. پرتو کم انرژی ۱۰۰ میلی‌گری یا کمتر می‌تواند منجر به مرگ سلول زیگوت در مرحله پیش از لانه‌گزینی شود. دز کل برای مراحل زیگوت تا بلاستوسیست در بازه ۱گری قرار دارد. مرگ این نطفه‌ها عمدتاً ناشی از آسیب سیتوژنتیکی

-
1. Spermatozoon
 2. Zygote
 3. morula
 4. Blastocyst

است. رشد کروموزوم‌های منحرف شده درون چرخه کوچک و سریع تقسیم سلولی منجر به مرگ سلول‌ها می‌شود. بنابراین، پرتوگیری نطفه در دوره پیش از لانه‌گزینی منجر به مرگ سلول‌ها می‌شود که اگر این اتفاق در مقیاس بزرگ باشد، باعث مرگ نطفه می‌شود و اگر در مقیاس کوچک باشد می‌تواند با فرآیند-های جبرانی تقسیم سلولی، سلول‌هایی جایگزین سلول‌های ازدست‌رفته شود. جنین در دوره پیش از لانه‌گزینی در مقایسه با دوره‌های دیگر در برابر تابش بسیار حساس‌تر است و پرتوگیری حتی به مقدار بسیار کم در این مرحله احتمال مرگ داخل رحم و سقط خودبه‌خودی را افزایش می‌دهد. باوجوداین، پرتوگیری جنین در طی این مرحله منجر به تأخیر در رشد و بروز ناهنجاری‌های مادرزادی نمی‌شود [۲۳].

۲-۳-۳ دوره اندام‌سازی:

پس از اینکه در مرحله لانه‌گزینی، بلایتوسیست به دیواره رحم چسبید، نطفه شروع به رشد می‌کند. ابتدا سلول‌ها به انواع مختلف خونی و عصبی تفکیک می‌شوند. در این مرحله، دوره اندام‌سازی آغاز می‌شود. کم‌کم اندام‌های مختلف بدن از قبیل شبکه عصبی، قلب و دستگاه تنفسی ساخته شده و بافت نطفه شکل می‌گیرد. این مرحله در هفته پنجم بارداری آغاز می‌شود.

نطفه در دوره اندام‌سازی در آسیب‌پذیرترین حالت خود قرار دارد. به همین دلیل پرتوگیری نطفه در این دوره سلامت آن را بیش‌تر از هر زمانی تهدید می‌کند. این درحالی است که در بیش‌تر مواقع، زنان از بارداری خود مطلع نیستند [۲۳].

۳-۳-۳ دوره جنینی:

از هفته دهم به بعد، ارگان‌یسم در حال رشد، جنین نامیده می‌شود. در این مرحله تمام اندام‌ها

شکل گرفته‌اند، اما همچنان به رشد و تکامل خود ادامه می‌دهند. این دوره را دوره جنینی می‌نامند. از آنجایی که در این مرحله تمام اندام‌ها به‌طور کامل شکل گرفته‌اند، آسیب‌پذیری جنین کاهش می‌یابد. از این مرحله جنین هرچه به تولد نزدیک‌تر شود، خطرات کمتری او را تهدید می‌کند. بیش‌ترین احتمال ناهنجاری مادرزادی مربوط به هنگامی است که جنین در دوره پیشینه اندام‌زایی در معرض تابش قرار می‌گیرد [۲۳].

در ادامه آسیب‌های ناشی از پرتوگیری در این سه دوره توضیح داده می‌شوند.

۳-۴ آسیب‌های ناشی از پرتوگیری جنین:

۳-۴-۱ مرگ درون رحم:

پس از دوره لانه‌گزینی، احتمال مرگ نطفه در مراحل اولیه اندام‌سازی و در حدود روز شانزدهم پس از لقاح، پیشینه است. لازم به ذکر است که آستانه دز مرگ نطفه در این مرحله در حدود ۱۰۰۰ میلی‌گری است که در پرتوگیری ناشی از تصویربرداری تشخیصی مبتنی بر پرتو ایکس جذب این مقدار دز توسط نطفه محال است [۲۳].

۳-۴-۲ نقص عضو:

نقص عضو معمولاً ناشی از مشکلات دستگاه عصبی است. برای ایجاد این آسیب، آستانه دزی به اندازه ۵۰ تا ۲۵۰ میلی‌گری لازم است. جنین این میزان دز را حتی حین پرتوگیری مادر در ۲۰ آزمون رادیوگرافی پشت سر هم جذب نمی‌کند [۲۳].

۳-۵ پاسخ ارگان‌های تولید مثل به تابش:

عموماً گنادها^۱ (بیضه‌ها) نسبت به تابش بسیار حساس‌اند. بیضه‌ها هم شامل سلول‌های حساس (مانند: اسپرماتوگونیا) و هم مقاوم (مانند: اسپرماتوزا بالغ) در برابر تابش هستند. اثر اولیه تابش دز در ۲/۵ گری (۲۵۰ راد) به دستگاه تولید مثل مردان، نازایی موقت و دز ۵ گری (۵۰۰ راد) نازایی دائم می‌باشد. نازایی موقت حتی در دزهای پایین‌تر از ۱۵۰ میلی‌گری (۱۵ راد) نیز گزارش شده است. دزهای مزمن ۲۰ تا ۵۰ میلی‌گری در هفته (۲ تا ۵ راد در هفته) نیز وقتی دز کلی آن‌ها از ۲/۵ گری (۲۵۰ راد) بیشتر باشد، به واسطه کم کردن تعداد اسپرم‌ها و کاهش تحرک آن‌ها، می‌توانند موجب کاهش باروری شوند. این اثرات در آزمایش‌های تشخیصی، دیده نمی‌شود، زیرا دزهای بالاتر از ۱۰۰ میلی‌گری (۱۰ راد) استفاده نمی‌شود. تخمک‌ها در فولیکول‌ها (برطبق اندازه‌شان کوچک، متوسط و بزرگ تقسیم می‌شوند) به تابش حساس هستند. فولیکول‌های متوسط در مقایسه با فولیکول‌های بزرگ (بالغ) و کوچک که بیش‌ترین مقاومت را در برابر تابش دارند، بیش‌ترین حساسیت را در برابر تابش دارند. بنابراین ممکن است باروری به دلیل مقاومت نسبی فولیکول بالغ بعد از تابشی در حدود ۱/۵ گری (۱۵۰ راد) موقتاً حفظ شود، اما ممکن است بعد از آن یک دوره ناباروری به وجود آید.

اگر دز تابشی به اندازه‌ای بالا نباشد که باعث از بین رفتن فولیکول‌های کوچک اولیه که در برابر تابش نسبتاً مقاوم هستند، شود، باروری دوباره پدیدار می‌شود. دزهای بالاتر از ۶ گری (۶۰۰ راد) باعث نازایی دائمی می‌شوند، هرچند نازایی در دزهای پایین حدود ۳/۲ گری (۳۲۰ راد) هم گزارش شده است. در هر دو حالت به نظر می‌رسد که دز بالاتری احتیاج است تا در زنان جوان، نازایی ایجاد کند. نگرانی مهم دیگر، جهش ژنی و تأثیرات آن در نسل بعدی خواهد بود [۱].

1. Gonads

امروزه تعداد قابل توجهی از آزمایش‌های پرتوتشخیصی و یا پرتودرمانی برای زنان باردار در سنین باروری تجویز می‌شود. در مواردی، این آزمایش‌ها با آگاهی از باردار بودن بیمار انجام می‌شود ولی در اغلب موارد، بارداری شخص پس از انجام آزمایش‌ها محرز می‌گردد. بنابراین ارزیابی میزان دز جذبی جنین زنان باردار از اهمیت خاصی برخوردار است.

در موارد زیر ارزیابی دز جذبی جنین ضرورت ندارد:

۱. پرتوگیری در پرتوتشخیصی که میزان دز جذبی جنین بسیار کم و قابل اغماض می‌باشد نظیر پرتونگاری از سر و گردن، دندان، دست‌ها، پاها، ماموگرافی و تراکم سنجی استخوان.

۲. استفاده از مواد پرتوزا با مقاصد هورمون‌شناسی

۳. پرتوکاران باردار در شرایط عادی کار

۴. پرتوگیری زنان باردار به‌عنوان همراه بیمار و یا عیادت‌کننده از بیمار

ضمناً پرتوگیری جنین در پرتودرمانی زنان باردار به عهده فیزیسیستی است که بیمار مستقیماً تحت نظر او درمان می‌شود. لذا مسئولیت انجام محاسبات ارزیابی دز جذبی جنین به عهده مراکز مربوطه است، بدیهی است تصمیم‌گیری نهایی در مورد جنین به عهده پزشک ارجاع‌کننده می‌باشد [۲۴].

۳-۶ اثرات مخرب پرتو:

در مدت زمانی که جنین داخل رحم مادر در حال رشد است، سلامت او بسیار حیاتی است. قرار گرفتن در معرض تابش یونیزان در دوران جنینی می‌تواند احتمال مشکلاتی مانند: ابتلا به سرطان در طول زندگی آینده را افزایش دهد و یا منجر به مرگ قبل از تولد گردد. خطرات مربوط به تابش در طول دوره

جنینی به سن جنین و مقدار دز دریافتی توسط جنین وابسته است. خطر پرتوگیری جنین در طول شکل‌گیری اندام‌ها بسیار زیاد است و در سه‌ماهه دوم و سوم به مراتب کمتر است. آستانه ایجاد ناهنجاری‌ها حدود ۲۰۰-۱۰۰ میلی‌گری است و معمولاً به سیستم اعصاب مرکزی مربوط است. گرچه با سه بار تصویربرداری سی‌تی‌اسکین و یا ۲۰ مرتبه رادیولوژی تشخیصی، هنوز دز دریافتی جنین به این آستانه نمی‌رسد. دز جنین معمولاً با نوعی روش تشخیصی به نام "فلورسکوپی" از لگن و پرتو درمانی به این حد آستانه می‌رسد. دز بالاتر از ۱۰۰ میلی‌گری می‌تواند سبب کاهش IQ^۱ شود، در مواردی که دز بالاتر از ۱۰۰۰ میلی‌گری است، در بازه ۸ تا ۱۵ هفتگی یا با مقدار کمتر در مدت ۱۶ تا ۲۵ هفتگی، منجر به عقب‌ماندگی شدید ذهنی یا میکروسفالی می‌شود. همچنین پرتوگیری در دوران جنینی می‌تواند سبب ابتلا به سرطان خون^۲ و سایر انواع سرطان در کودکی و بزرگسالی گردد. در طول دوره بارداری فرض می‌شود که خطر اثرات سرطان‌زا در جنین با کودک برابر است. احتمال آن ۱/۴ برابر، یعنی با افزایش وقوع ۴۰ درصد به سبب دریافت دز ۱۰ میلی‌گری است. برای یک جنین در معرض پرتو قرار گرفته و دریافت دز ۱۰ میلی‌گری دارد، میزان قطعی سرطان از تولد تا ۱۵ سالگی، یک مورد مرگ در اثر سرطان از بین ۱۷۰۰ مورد است. یک بیمار باردار و یا کارمند حق دارد در مورد میزان و نوع اثرات احتمالی پرتو که ممکن است برای جنین درون رحم واقع شود، آگاهی داشته باشد. اطلاع مربوط به خطر پرتو باید به بیمار داده شود. در مواردی که دز بسیار پایین است و دز دریافتی جنین کمتر از ۱ میلی‌گری است، می‌توان گفت که خطر پرتو قابل صرف‌نظر کردن است. در مواردی که دز جنین بالاتر از ۱ میلی‌گری دریافت کند، باید اطلاع‌رسانی مناسب به فرد انجام شود [۲۵].

هنگامی که دز دریافتی جنین بین ۱۰۰-۱۰۰۰ میلی‌گری است. جنین میزان بالایی پرتو دریافت کرده

1. Intelligence Quolient
2. Iukaernia

است. سقط برای موارد زیر ۱۰۰ میلی‌گری به‌هیچ وجه قابل توجیه نیست. بین ۵۰۰-۱۰۰ میلی‌گری تصمیم باید مبتنی بر شرایط بیمار و توصیه پزشک اتخاذ شود، بالاتر از ۵۰۰ میلی‌گری احتمال ناهنجاری بسیار زیاد است [۲۵].

اثرات مخرب تابش‌های غیریونیزان بر روی جنین کمتر شناخته‌شده است. در حال حاضر به خاطر استفاده روزافزون از وسایلی که با پرتوهای مختلف غیریونیزان کار می‌کنند، علاقه به مطالعه اثرات آن در حال گسترش است. ابزارهایی که با فرکانس رادیویی کار می‌کنند و در مجاورت بدن قرار دارند، باعث می‌شود که زن باردار و جنین در معرض تابش منابع انرژی پر خطر قرار گیرند [۲۵].

فصل چهارم

اندازه‌گیری دز دریافتی جنین به

روش تجربی و شیشه‌سازی

۴-۱ تعریف مسئله

یکی از روش‌های متداول کاربرد مواد پرتوزا^۱ در تشخیص، روش پزشکی هسته‌ای است. پزشکی هسته‌ای عبارت است از کاربرد رادیوداروها در تشخیص و درمان بیماری‌ها. در این روش، عنصر پرتوزا به صورت یک ماده شیمیایی معین به نام رادیودارو، به بیمار تجویز می‌شود. سپس توزیع و تمرکز ماده پرتوزا در بدن توسط یک یا چند آشکارساز پرتوهای گاما که در خارج از بدن قرار دارند، به تصویر کشیده می‌شود. در ۳۰ سال گذشته استفاده از مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای افزایش سریعی داشته است. بدون شک کار با مواد پرتوزای باز در پزشکی هسته‌ای، مشکلات متعددی را به همراه خواهد داشت که یکی از آن‌ها، احتمال آلودگی انسان و محیط به مواد پرتوزا است. پرتوگیری داخلی زمانی صورت می‌گیرد که یک ماده پرتوزا به طریقی وارد بدن شده باشد. امروزه روش اسکن رادیوایزوتوپی یا سیتی‌گرافی در پزشکی هسته‌ای، برای بسیاری از اعضاء چه به صورت استاتیک و چه به گونه دینامیک انجام می‌شود. تصاویر پزشکی هسته‌ای به علت دربرداشتن داده‌های فیزیولوژیکی، از ارزش بسیاری برخوردار هستند. در پزشکی هسته‌ای ترکیبات نشان‌دار شده با مواد رادیواکتیو به صورت سرباز وارد بدن می‌شوند. لذا، باعث رسیدن دز پرتو به تمام بافت‌ها و اندام‌های بدن می‌شوند. به همین خاطر اندازه‌گیری دقیق مقدار دز رسیده به اندام‌های مختلف در تعیین ایمنی استفاده از رادیودارو برای بیماران از اهمیت فراوانی برخوردار است [۲۶]. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری دز رسیده به جنین زن باردار در مراحل مختلف بارداری (۳، ۶، ۹ ماهگی) در اسکن هسته‌ای ریه مادر که برای اهداف تشخیصی با تجویز رادیودارو $^{99m}Tc-MAA$ مواجه می‌شوند، می‌باشد. سپس میزان پرتوگیری زنان باردار در تماس نزدیک با این بیماران برآورد شد. در نهایت با حدود مجاز اعلام شده از سوی کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژی ICRP مقایسه خواهد شد. در ادامه با استفاده

1. Activity

از کد شبیه‌سازی MCNPX^۱ و داده‌های تجربی به‌دست‌آمده در این پژوهش، در خصوص هر چه بیشتر کاهش پرتوگیری زن باردار و جنین وی پرداخته می‌شود. مجموعه فانتوم‌های زن باردار و جنین در سنین ۳، ۶ و ۹ ماهگی در این مطالعه جهت کاربرد در محاسبات گسترده دزسنجی در پزشکی هسته‌ای طراحی شده که بر پایه تصاویر واقعی از زن باردار و جنین ایرانی تهیه شده است.

۲-۴ مقدمه‌ای بر MCNP

مونت کارلو روشی عددی برای حل مسائل پیچیده ریاضی و یا شبیه‌سازی مسائل آماری و پیچیده می‌باشد. در سال‌های اخیر این روش برای مواردی که تعداد فاکتورهای موجود در مسئله زیاد بوده و راه حل تحلیلی برای مسئله وجود ندارد و یا به سختی امکان‌پذیر است، استفاده می‌شود.

ایده اصلی در روش مونت کارلو بدین‌صورت است که یک مدل آماری که با مسئله موردنظر توافق داشته باشد ساخته‌شده و یا دقیقاً خود مسئله موردنظر شبیه‌سازی می‌گردد. در هر حالت، پارامترهای تصادفی موردنیاز بر اساس قواعد خاصی ساخته می‌شوند و براساس آن‌ها چندین بار پدیده موردنظر نمونه‌برداری می‌گردد و در پایان، نتایج به‌دست‌آمده به‌صورت آماری تحلیل می‌شوند. از مزایای روش مونت کارلو این است که مسائل نسبتاً پیچیده را می‌توان به‌صورت ساده‌ای حل کرد. از معایب روش مونت کارلو، زیاد بودن تعداد محاسبات و در نتیجه بالا بودن زمان اجرای برنامه‌های کامپیوتری مربوطه است، به‌طوری‌که برای افزایش یک رقم معنی‌دار به نتایج محاسبات، زمان اجرای برنامه کامپیوتری حدوداً صد برابر می‌شود. یکی از کاربردهای روش مونت کارلو، شبیه‌سازی و یا به‌نوعی، می‌توان گفت که مستندسازی است. بدین‌صورت که، مدلی آماری همانند آنچه در واقعیت اتفاق می‌افتد، تشکیل داده، با کمک اعداد تصادفی و

2. Monte Carlo N-Partical

حرکت تصادفی پدیده موردنظر چندین بار تکرار می‌گردد. از این رو شبیه‌سازی با روش مونت کارلو را می‌توان یک آزمایش نظری دانست. در شبیه‌سازی ترابرد ذرات با این روش، تعداد زیادی ذره با توزیع‌های انرژی مکانی مختلف در هندسه‌های متفاوت از چشمه تأیید می‌شود. سپس کلیه اندرکنش‌هایی که برای آن‌ها رخ می‌دهد، به صورت آماری و با استفاده از توزیع‌های احتمالی مربوطه شبیه‌سازی گردیده، ضمن آن، اطلاعات مورد نیاز نیز ثبت می‌شوند. پیگیری حرکت هر ذره از زمانی که از چشمه تابیده می‌شود تا زمانی که جذب یا از سیستم خارج یا انرژی آن از مقدار مشخصی کمتر شود یا به هر حال دلیل دیگری حذف گردد، ادامه می‌یابد. مجموعه پدیده‌های انجام شده در فاصله تولد تا مرگ ذره، تاریخچه آن ذره نامیده می‌شود. مزیت مهم روش مونت کارلو در ترابرد پرتوها، در مقایسه با دیگر روش‌ها، امکان به‌کارگیری آن در مورد هر شکل هندسی با هر پیچیدگی می‌باشد.

روش مونت کارلو معمولاً به دانشمندان نسبت داده می‌شود که سال‌های ۱۹۴۰ روی سلاح‌های هسته‌ای در لوس آلاموس^۱ کار می‌کردند. اما ریشه آن به خیلی زودتر از این‌ها برمی‌گردد. شاید اولین استفاده از نمونه‌برداری تصادفی در حل یک مسئله ریاضی که مستند هم هست استفاده بافون^۲ در سال ۱۷۷۲ باشد. کلونین در سال ۱۹۰۱ نشان داد که نمونه‌برداری تصادفی می‌تواند برای ارزیابی بعضی از انتگرال‌های انرژی جنبشی که تئوری جنبشی گازها ظاهر می‌شوند مورد استفاده قرار گیرد. پس از آن پیرو کارهای سیگره^۳ (دانشجو و همکار فرمی)، هنگامی که فرمی مشغول مطالعه کندکننده‌های نوترونی بود شیوه‌ای جدیدی از روش مونت کارلو را اختراع کرد. اگر چه فرمی چیزی را منتشر نکرد اما پیشگویی نتایج آزمایش‌ها، دانشکده‌اش را متحیر ساخت. پس از آنکه خودش از این روش مطمئن شد و نتایج به‌دست آمده، او را راضی کرد، آشکار نمود که پیشگویی‌ها و حدس‌هایش از تکنیک‌های نمونه‌برداری آماری به‌دست آمده‌اند.

1. Los Alamos
2. Bavon
3. Cigre

در خلال جنگ جهانی دوم فرمی به دیگر دانشمندان برجسته‌ای که در لوس آلاموس روی اولین بمب اتمی کار می‌کردند پیوست. در این‌جا بود که اولما^۱ به فکر جایگزین کردن کامپیوترهای الکترومکانیکی افتاد. اولما دریافته بود که تکنیک‌های نمونه‌برداری آماری غیرعملی به نظر می‌رسد زیرا کسل‌کننده و طولانی هستند. اما با توسعه کامپیوترها، عملی خواهند شد. او نظرش را با دیگران از جمله نیومن^۲ و متروپولیس^۳ در میان گذاشت. متروپولیس متوجه شد که اولما عمویی دارد که از بستگانش پول قرض گرفته تا به مونت‌کارلو برود. بر همین اساس آن روش ریاضی را مونت‌کارلو نامید.

از اواخر ۱۹۴۰ تا اوایل ۱۹۵۰ موجی از مقالاتی که روش مونت‌کارلو و چگونگی کاربرد آن در حل مسائل انتقال ذرات و پرتوها و دیگر زمینه‌ها را توصیف می‌کردند، به راه افتاد. بسیاری از روش‌های توصیف شده در این مقالات مثل روش تولید اعداد تصادفی هنوز هم استفاده می‌شوند. روش مونت‌کارلو یک روش آماری است روی معادله انتقال کار می‌کند. کد MCNP می‌تواند در مدهای مختلف انتقال کار کند، یعنی قادر است نوترون، الکترون، فوتون، پروتون و سایر ذرات را به تنهایی، هر سه باهم یا دوتایی در نظر بگیرد. روشی عددی برای حل یا شبیه‌سازی مسائل آماری پیچیده می‌باشد. در کد MCNP ذره‌ای مثلاً نوترون در ابتدا در نظر تولید می‌شود این ذره و تولیدات آن که حاصل واکنش‌های هسته‌ای است، مطابق آنچه در ورودی خواسته شده، رد آن‌ها دنبال می‌شود تا اینکه نهایتاً ذره یا تولیدات آن از سیستم فرار کند، جذب شود یا اتفاق دیگری بیفتد که کد نتواند مسیر آن را دنبال کند.

روش مونت‌کارلو در واقع استفاده سنجیده و عمدی از اعداد تصادفی در محاسباتی است که ساختار یک فرآیند تصادفی را دارند. در روش مونت‌کارلو پس از شناخت کامل مسئله و سیستمی که قرار است شبیه

1. Oolma
2. Newman
3. Metropolis

سازی شود. دانستن این توابع احتمال حاکم بر حالت‌های مختلف سیستم شرطی اساسی است. نمونه‌برداری از توابع چگالی احتمال کار دیگری است که باید تا رسیدن معیارهای تعیین‌شده تکرار گردد [۲۷].

۴-۲-۱ کد MCNP و پیشرفت آن

MCNP یک کد چند منظوره است که از حروف اول کلمات Monte Carlo N-Particle گرفته شده است و می‌تواند برای انتقال نوترون، فوتون، الکترون، پروتون و سایر ذرات به‌تنهایی و با هم بکار برده شود.

اولین کد با استفاده از روش مونت کارلو در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لوس آلاموس، تحت نام MCS تهیه شد. توسط این کد مسائل مربوط به روش مونت کارلو، بدون نوشتن برنامه کامپیوتری و یا انجام تحلیل‌های ریاضی انجام می‌شد. ارسال ۱۹۶۵ کد MCS به کد MCNP تبدیل شد که به‌وسیله آن مسائل برهمکنش‌های نوترون با ماده را در اشکال هندسی سه‌بعدی می‌توانستند حل کنند. کد MCNP از اطلاعات فیزیکی موجود در کتابخانه‌های گسترده خارج از کد استفاده می‌کرد. در سال ۱۹۷۷ اولین کد MCNP تهیه شد، در سال ۱۹۸۳ این کد تحت نام MCNP3 به‌صورت بین‌المللی بکار گرفته شد و در سال ۱۹۹۰ نسخه پیشرفته‌تر آن تحت سیستم یونیکس با نام MCNP4 آماده شد و در همین سال بود که الگوریتم ترابرد الکترون نیز به این کد اضافه شد. کد MCNP4 برای حل مسئله ترابرد برای چند ذره متفاوت و با توجه به معماری ریزپردازنده‌های موازی طراحی شده است.

MCNP4 حدود چهار هزار خط برنامه FORTRAN و هزار خط برنامه C است. در نوشتن آن از بلوک‌های عمومی استفاده شده که در بسیاری از زیر برنامه‌ها به کار می‌رود.

همان‌طور که قبلاً اشاره شد کد MCNP دارای نسخه‌های متفاوتی هست که عمده تفاوت این نسخه‌ها در

انرژی است. در نسخه ۳ محدوده انرژی نوترون 10^{-11}MeV تا 20MeV و محدوده انرژی فوتون و الکترون 9keV تا 100MeV می باشد، درحالی که در نسخه ۴ محدوده انرژی نوترون 10^{-11}MeV تا 1000MeV و محدوده انرژی فوتون و الکترون 1keV تا 1000MeV است.

قبل از تبیین ساختار فایل ورودی بهتر است به این موضوع توجه شود که MCNP چه واحدهایی را برای کمیت‌های مختلف انتخاب می کند.

۲-۲-۴ فایل ورودی MCNP

در ورودی برنامه یک فرم سه بعدی از مواردی که در سلول‌های هندسی محصور به سطوح مختلف قرار دارند برای کد تعریف می شود. این فایل باید شامل اطلاعاتی درباره مشخصات هندسی، توصیف داده مواد، مکان و مشخصات چشمه فوتونی، الکترونی یا نوترونی، نوع جواب یا حسابگری (TALLIES) مطلوب و تکنیک‌های کاهش واریانس لازم برای بهبود بازدهی باشد. MCNP پس از خواندن فایل ورودی مسیر را به روش مونت کارلو دنبال می کند و نتایج را در قالب حسابگری خاصی ارائه می دهد. متن برنامه‌ای که برای MCNP نوشته خواهد شد باید در WORDPAD و یا NOTEPAD باشد.

فایل ورودی به دو شکل Initiate-run و Continue-run می باشد، که ترتیب بلوک‌های مختلف آن در راستای عمودی دارای معنی خاصی می باشد. بعضی از بلوک‌ها اختیاری هستند؛ یعنی قرار ندادن آن‌ها در اجرای برنامه خللی ایجاد نمی کند. مثل Message Block (در این بلوک می توان یک پیام اختیاری را نوشت) و بعضی از بلوک‌ها ضروری می باشند که حذف قسمتی از آن‌ها، مشکلی در ترتیب نوشتن و یا عدم رعایت دستورات لازم منجر به اعلام پیغام FATAL ERROR خواهد شد.

برای کاربرد MCNP، کاربر یک فایل ورودی می سازد. فایل ورودی که توسط کاربر ساخته می شود باید با

نام INP باشد، در نسخه ۱ نام فایل می‌تواند هر چیزی باشد ولی پیش فرض همان INP است. نام فایل ورودی می‌تواند حداکثر ۸ کاراکتر باشد. فایل ورودی شامل کارت عنوان^۱، کارت سلول^۲، کارت سطح^۳، کارت داده^۴ می‌باشد [۲۸]. فرم نوشتن کارت‌ها در یک برنامه به‌صورت زیر است:

قسمت پیغام (اختیاری)

سطر خالی (اختیاری)

کارت عنوان

کارت‌های سلول

سطر خالی

کارت‌های سطح

سطر خالی

کارت‌های داده

-
1. Title card
 2. Cell card
 3. Source card
 4. Deta card

۳-۴ تاریخچه طراحی فانتوم^۱ زن باردار

تهیه یک فانتوم کامپیوتری، یک ابزار ضروری برای هر برآوردی از دز است. کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر پرتوها در توصیه‌های سال 2007 پیشنهاد کرده است که محاسبات دزسنجی داخلی و خارجی توسط فانتوم‌های کامپیوتری واقعی انجام شود [۲۹]. هرچه هندسه فانتوم به آناتومی بدن انسان نزدیک‌تر باشد، برآورد دز در محاسبات به واقعیت نزدیک‌تر است.

در حال حاضر فانتوم‌های ساخته‌شده بر پایه تصاویر "CT" و "MRI" از لحاظ واقعی بودن مورد پذیرش است. حدود ۳۰ فانتوم بر پایه تصاویر از بدن زن و مرد بزرگسال و کودک در سرتاسر دنیا ساخته‌شده است. به دلیل حفاظت از زن باردار در برابر پرتو، تصویربرداری CT و MRI به صورت معمول از زنان باردار صورت نمی‌گیرد [۲۰]. به همین جهت تهیه این فانتوم‌ها از زن باردار با محدودیت مواجه است.

اولین فانتوم‌های زن باردار، فانتوم‌های ریاضی هستند که توسط گروه Stabin و همکاران طراحی شده‌اند [۳۰]. پس از آن Chen و همکاران یک سری اصلاحاتی روی این فانتوم‌ها انجام دادند و فانتوم 8 هفته را نیز به آن مجموعه اضافه نمودند [۳۱]. این مدل‌های ریاضی بسیار ساده هستند و در آن جنین به صورت یک استوانه با نیم‌کره‌هایی در دو انتهای آن شبیه‌سازی شده است. اسکلت جنین نیز به صورت یک لایه نازک در داخل آن مدل‌سازی شده و حجم درون آن با بافت نرم جنینی پر شده است. این مدل در محاسبات دزسنجی مورد نیاز در پزشکی هسته‌ای بسیار استفاده می‌شود. جداولی که پزشکان هسته‌ای اکنون برای تخمین دز استفاده می‌کنند، بر پایه محاسبات مبتنی بر این مدل ابتدایی است.

این توصیف از ساختار بدن جنین، به طور قابل توجهی دور از واقعیت است و در نتیجه امکان محاسبات

1. Phantom

دزسنجی با جزئیات بالا را فراهم نمی‌کند. به‌عنوان مثال نمی‌توان برآورد دقیقی از تک‌تک ساختارهای بافت نرم و همچنین استخوان‌های جنین ارائه کرد [۳۲]. از طرف دیگر، اکنون تصحیح محاسبات دزسنجی با استفاده از فانتوم‌های واقعی که بر پایه تصاویر پزشکی از بدن انسان ساخته شده‌اند، مورد توجه جامعه جهانی است. اما تصاویر پزشکی از زن باردار به‌ندرت یافت می‌شوند، به دلیل اینکه تصویربرداری از زن باردار به‌صورت معمول انجام نمی‌شود. در سال 2002 یک فانتوم که تنها شامل بخش شکم و لگن یک زن باردار بود، توسط Shi و همکارانش تهیه شد. این فانتوم اولین فانتومی بود که از زن باردار بر پایه تصاویر سی‌تی ساخته شد [۲۰]، تصویربرداری بدون اطلاع از بارداری بیمار انجام شده بود و پس از مشاهده تصاویر سی‌تی باردار مشخص گردید، کارشناس فنی به خاطر احتیاط، حفاظی را روی شکم قرار داده بود و از این‌رو تصاویر دارای تفکیک‌پذیری پایینی هستند، پس‌از آن نیز فانتوم‌های دیگری که تنها شامل قسمت شکم و لگن باشد، تهیه شد.

گروه XU و همکارانش برای اولین بار در سال 2007 سری فانتوم‌های ۳ماهه، ۶ماهه و ۹ماهه از زن باردار ساختند. این فانتوم‌ها با استفاده از مدل‌های زن غیر باردار و ترکیب آن با مدل سه‌بعدی جنین ساخته شده و تنها شامل اسکلت و بافت نرم جنین است. در سال 2012 نیز یک سری کامل از جنین‌ها توسط Maynar و همکارانش ساخته شد [۳۲].

۴-۴ شبیه‌سازی مجموعه فانتوم‌های زن باردار:

در این پژوهش به‌منظور بررسی تأثیر پرتوگیری بیمار باردار در دوره‌های مختلف بارداری و با توجه به حساسیت متفاوت جنین در این دوره‌ها، مجموعه فانتوم‌های زن باردار طراحی شدند. بدین منظور برای

انجام محاسبات دزیمتری جنین از فانتوم MIRD^۱ استفاده شد [۳۳, ۳۴]. این فانتوم ریاضی در شکل مشاهده می‌شود. این فانتوم اولین بار توسط فیشر و اسنایدر در آزمایشگاه اوکریج (ORNL)^۲ در دهه هفتاد میلادی، طراحی شد و به منظور دزیمتری داخلی بدن انسان از آن استفاده شد. به منظور تبدیل این فانتوم به فانتوم بارداری، تغییراتی روی تعریف هندسه آن صورت گرفت و همچنین، جنین و کیسه آب به رحم فانتوم MIRD اضافه شد. ویژگی‌های جنین از جمله اندازه و جنس آن، با توجه به دوره بارداری در این تغییرات لحاظ گردید. در این پژوهش، پرتوگیری جنین در دوره‌های بارداری ۳، ۶ و ۹ ماهگی مورد بررسی قرار گرفت. برای مدل‌سازی آناتومی بیمار در هر یک از این دوره‌های بارداری، سلول جنین با ویژگی‌های منحصر به فرد به فانتوم MIRD اضافه شد. همچنین در این پژوهش، فانتوم MIRD طوری تغییر داده شد تا بیمار باردار و جنین آن در دوره‌های مختلف بارداری به درستی مدل‌سازی شوند.

۵-۴ فانتوم^۳ ORNL:

فانتوم استاندارد ORNL که در محاسبات دزیمتری مورد استفاده قرار می‌گیرد، به صورت زیر تعریف می‌شود:

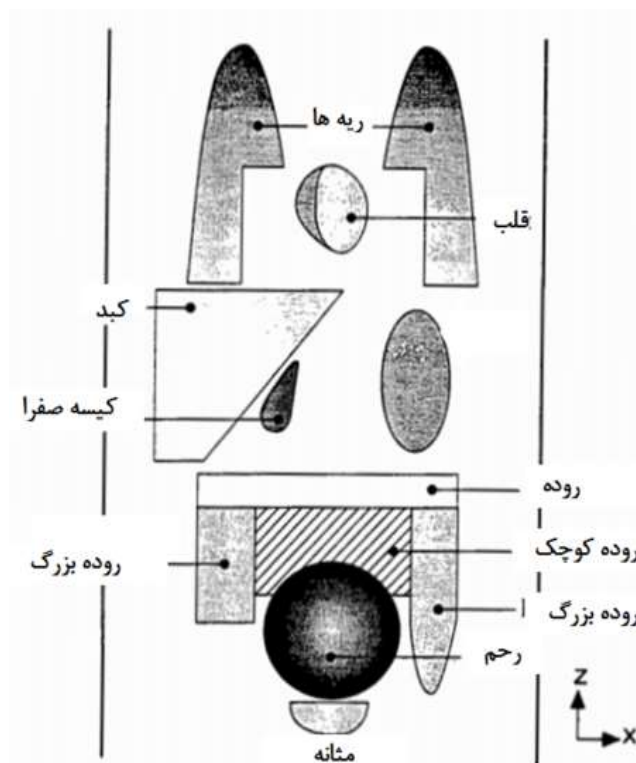
فانتوم عمودی و با محور Z در امتداد سر در نظر گرفته شده است. مبدأ در مرکز سطح مقطع فانتوم است و طول‌ها بر حسب سانتی‌متر است. تنه به جزء پستان‌ها توسط استوانه‌ای با سطح مقطع بیضی شکل با رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y}{B}\right)^2 \leq 1 \quad (1-4)$$

1. Medical Internal Radiation Dose
2. Oak Ridge National Laboratory

تنه شامل بازوها و ناحیه لگنی است و پستان‌ها به تنه از خارج اتصال یافته‌اند.

حجم‌ها و وزن‌ها برای تنه بدون احتساب پستان‌ها در نظر گرفته شده‌اند. تنه فانتوم شامل اعضای بسیاری است که روابط و مدل‌های ریاضی را به دلیل کثرت آن‌ها بیان نمی‌کنیم اما تنها اعضایی را که در این پروژه مدنظر هستند را بیان نموده و برای سایر اعضا بایستی به مرجع، رجوع نمود. این اعضاء شامل سیستم اسکلتی که ۱۳ قسمت است (استخوان‌های پا، بازو، لگن، ستون فقرات، جمجمه (کاسه سر، استخوان صورت)، قفسه سینه، ترقوه، کتف، مغز استخوان، غدد فوق کلیوی، مغز، سینه‌ها، کیسه صفرا، مسیر گوارش شامل (معهده، روده کوچک، روده بزرگ پایینی، روده بزرگ بالایی) است، قلب، کلیه‌ها، کبد، ریه‌ها، تخمدان‌ها، لوزالمعده، پوست، طحال، بیضه‌ها، تیموس، تیروئید، مثانه و رحم می‌باشند [۳۳].



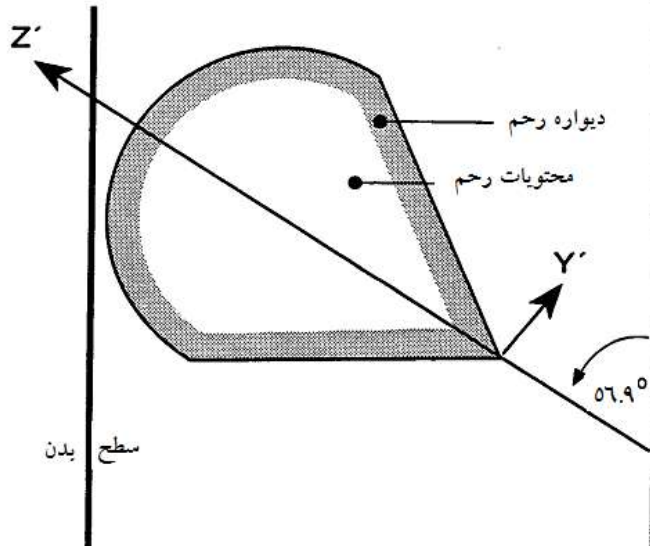
شکل ۴-۱: ارگان‌های فانتوم میرد از نمای جلو [۳۳]

۶-۴ اعضایی که در این پروژه شبیه‌سازی می‌شود:

۱-۶-۴ رحم و محتویات رحم:

به علت رشد بی‌وقفه جنین در ماه‌های مختلف بارداری، رحم و محتویات رحم، از نظر جنس و اندازه تغییر می‌کنند.

۱-۱-۶-۴ زن باردار سه‌ماهه:



شکل ۲-۴: هندسه و موقعیت جنین مدل‌سازی شده در سه ماهگی [۳۸]

هندسه ناحیه مخروطی دیواره رحم به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z'}{r}\right)^2 \leq 0 \quad (۲-۴)$$

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z' - Z_0}{r}\right)^2 > 0 \quad (۳-۴)$$

$$Z_0 \leq Z' \leq Z_2$$

هندسۀ ناحیه بیرونی قسمت مخروطی رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z'}{r}\right)^2 \leq 0 \quad (4-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_0$$

هندسۀ ناحیه مخروطی محتویات رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z' - Z_0}{r}\right)^2 \leq 0 \quad (5-4)$$

$$Z_0 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای مورداستفاده در قسمت مخروطی:

جدول ۴-۱: پارامترهای قسمت مخروطی

r	Z ₀	Z ₁	Z ₂
۱/۵۳۳	۱/۸۳	۰	۹/۲

ناحیه نیم کره دیواره رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (6-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (7-4)$$

$$Z' \geq Z_0$$

هندسۀ ناحیه نیم کره ای محتویات رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (8-4)$$

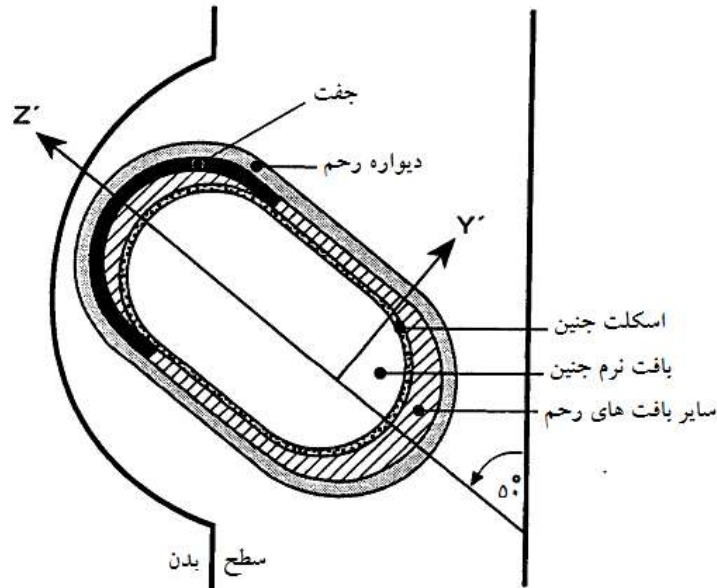
$$Z' \geq Z_0$$

پارامترهای مورد استفاده در قسمت نیم کره‌ای:

جدول ۲-۴: پارامترهای قسمت نیم کره‌ای

A	D	Z ₀
۶/۰	۱/۰	۹/۲

۲-۱-۶-۴ زن باردار شش ماهه:



شکل ۳-۴: هندسه و موقعیت جنین مدل سازی شده در شش ماهگی [۳۸]

هندسه ناحیه استوانه‌ای دیواره رحم به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (9-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

هندسۀ ناحیه استوانه‌ای محتویات رحم به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (10-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (11-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای مورد استفاده در قسمت استوانه‌ای:

جدول ۳-۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای

Z_2	Z_1	D	A
۱۱/۶	۰	۰/۷۳	۷/۲۵

ناحیه نیم‌کره‌ای دیواره رحم به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 \leq 1 \quad (12-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

هندسۀ ناحیه نیم‌کره‌ای محتویات رحم به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (13-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (14-4)$$

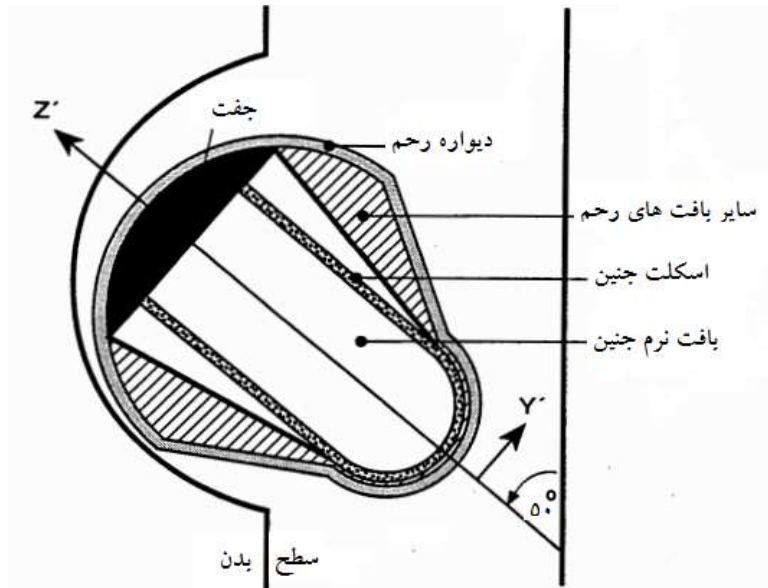
$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A-D}\right)^2 \leq 1 \quad (15-4)$$

پارامترهای مورد استفاده در قسمت نیم کره‌ای:

جدول ۴-۴: پارامترهای قسمت نیم کره‌ای

نیم کره	A	D	Z ₀
بالایی	۷/۲۵	۰/۷۳	۱۱/۶
پایینی	۷/۲۵	۰/۷۳	۰

۳-۱-۶-۴ زن باردار نه ماهه:



شکل ۴-۴: هندسه و موقعیت جنین مدل سازی شده در نه ماهگی [۳۸]

هندسه ناحیه مخروطی دیواره رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z'}{r}\right)^2 \leq 0 \quad (16-4)$$

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z' - Z_0}{r}\right)^2 > 0 \quad (17-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

هندسه ناحیه مخروطی محتویات رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z'}{r}\right)^2 \leq 0 \quad (18-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای مورد استفاده در قسمت مخروطی:

جدول ۴-۵: پارامترهای قسمت مخروطی

r	Z ₀	Z ₁	Z ₂
۱/۷۰۸۵	۱/۱۱	۱۰/۶	۲۰/۵

هندسه ناحیه نیم کره‌ای دیواره رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (19-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (20-4)$$

هندسه ناحیه نیم کره‌ای محتویات رحم به صورت زیر تعریف می شود:

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (21-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A-D}\right)^2 \leq 1 \quad (22-4)$$

پارامترهای مورد استفاده در قسمت نیم کره‌ای:

جدول ۴-۶: پارامترهای قسمت نیم کره‌ای

نیم کره	A	D	Z ₀
بالایی	۱۲/۰	۰/۶۵	۲۰/۵
پایینی	۶/۲	۰/۶۵	۱۰/۶

۴-۱-۶-۴ جرم و حجم دیواره و محتویات رحم در مراحل مختلف بارداری

جدول ۴-۷: جرم و حجم دیواره و محتویات رحم در مراحل مختلف بارداری

نهمه ماهگی		شش ماهگی		سه ماهگی		زن غیر باردار		
جرم	حجم	جرم	حجم	جرم	حجم	جرم	حجم	
۱۰۵۳	۱۰۵۹	۸۰۲	۸۳۴	۳۵۹	۳۷۴	۶۷/۰	۷۹/۰	دیواره رحم
۵۷۳۰	۶۰۱۰	۲۷۱۰	۲۸۴۰	۴۴۰	۴۵۸	-----	-----	محتویات رحم

۲-۶-۴ جنین و اسکلت جنین

۱-۲-۶-۴ زن باردار سه ماهه:

در دوره سه ماهگی جنین شروع به استخوان سازی نکرده است [۳۸].

۲-۲-۶-۴ زن باردار شش ماهه:

هندسۀ ناحیه استوانه‌ای جنین به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (۲۳-۴)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای استفاده‌شده ناحیه استوانه‌ای:

جدول ۴-۸: پارامترهای قسمت استوانه‌ای

A	Z ₁	Z ₂
۵/۵۳	۱/۳۵۵	۱۰/۲۴۵

هندسۀ ناحیه نیم‌کره‌ای جنین:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (۲۴-۴)$$

به صورت زیر تعریف می‌شود:

پارامترهای استفاده‌شده ناحیه نیم‌کره‌ای:

جدول ۴-۹: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای

نیم‌کره	A	Z ₀
بالایی	۵/۵۳	۱۰/۲۴۵
پایینی	۵/۵۳	۱/۳۵۵

هندسۀ ناحیه استوانه‌ای اسکلت جنین به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (25-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (26-4)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای استفاده‌شده ناحیه استوانه‌ای:

جدول ۴-۱۰: پارامترهای قسمت استوانه‌ای اسکلت

A	D	Z ₁	Z ₂
۵/۴۶	۰/۱۴۲	۱/۳۵۵	۱۰/۲۴۵

هندسۀ ناحیه نیم‌کره‌ای اسکلت جنین به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (27-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (28-4)$$

پارامترهای استفاده‌شده ناحیه نیم‌کره‌ای:

جدول ۴-۱۱: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای

نیم‌کره	A	D	Z ₀
بالایی	۵/۴۶	۰/۱۴۲	۱۰/۲۴۵
پایینی	۵/۴۶	۰/۱۴۲	۱/۳۵۵

۳-۲-۶-۴ زن باردار نه‌ماهه:

هندسه ناحیه مخروطی جنین به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (29-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (30-4)$$

$$X'^2 + Y'^2 - \left(\frac{Z' - Z_0}{r}\right)^2 \leq 0 \quad (31-4)$$

$$Z_0 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای استفاده‌شده ناحیه مخروطی:

جدول ۴-۱۲: پارامترهای قسمت مخروطی

r	Z_0	Z_1	Z_2
۵/۴۳۸	-۱۷/۷	۱۰/۶	۲۷/۶۷

هندسه ناحیه نیم‌کره‌ای جنین به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (32-4)$$

$$Z' \leq Z_0$$

پارامترهای استفاده‌شده ناحیه نیم‌کره‌ای:

جدول ۴-۱۳: پارامترهای قسمت نیم‌کره‌ای

A	Z_0
۵/۲	۱۰/۶

پوسته استوانه به صورت زیر تعریف می شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (۳۳-۴)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (۳۴-۴)$$

$$Z_1 \leq Z' \leq Z_2$$

پارامترهای استفاده شده ناحیه استوانه‌ای:

جدول ۴-۱۴: پارامترهای قسمت استوانه‌ای

A	D	Z ₁	Z ₂
۵/۱۳	۰/۴۲۲	۱۰/۶	۲۷/۶۷

پوسته نیم کره به صورت زیر تعریف می شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (۳۵-۴)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Z'-Z_0}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (۳۶-۴)$$

پارامترهای استفاده شده ناحیه نیم کره‌ای:

جدول ۴-۱۵: پارامترهای قسمت نیم کره‌ای

A	D	Z ₀
۵/۱۳	۰/۴۲۲	۱۰/۶

جدول ۴-۱۶: بافت جنینی

نهمه ماهه		شش ماهه		
جرم (gr)	حجم (cm ³)	جرم (gr)	حجم (cm ³)	
۲۹۶۰	۲۸۰۰	۱۶۴۰	۱۵۶۰	بافت جنینی
۲۶۱۰	۲۵۱۰	۱۵۳۰	۱۴۷۰	بافت نرم جنین
۳۵۰	۲۸۷	۱۱۵	۹۴/۶	اسکلت جنین

۴-۶-۳ جفت:

۴-۶-۳-۱ جنین سه ماهه:

در فانتوم زن باردار سه ماهه جنین جفت ندارد.

۴-۶-۳-۲ جنین شش ماهه:

هندسده پوسته استوانه‌ای به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 \leq 1 \quad (۳۷-۴)$$

$$\left(\frac{X'}{A-D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A-D}\right)^2 > 1 \quad (۳۸-۴)$$

پارامترهای استفاده شده ناحیه استوانه‌ای:

جدول ۴-۱۷: پارامترهای قسمت استوانه‌ای

A	D	Z ₁	Z ₂
۶/۵۲	۰/۹۹	۹/۶۵۸	۱۱/۶

هندسه پوسته نیم کره‌ای به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A - D}\right) \leq 1 \quad (39-4)$$

$$\left(\frac{X'}{A - D}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A - D}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A - D}\right) > 1 \quad (40-4)$$

پارامترهای استفاده شده ناحیه نیم کره‌ای:

جدول ۴-۱۸: پارامترهای قسمت استوانه‌ای

A	D	Z ₀
۶/۵۲	۰/۹۹	۱۱/۶

۳-۳-۶-۴ جنین نه ماهه:

هندسه جفت به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\left(\frac{X'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y'}{A}\right)^2 + \left(\frac{Z' - Z_0}{A}\right) \leq 1 \quad (41-4)$$

پارامترهای استفاده شده ناحیه جفت:

جدول ۴-۱۹: پارامترهای قسمت جفت جنین

A	Z ₀	Z ₁
۱۱/۰	۲۰/۵	۲۷/۶۷

۴-۳-۶-۴ جرم و حجم جفت جنین:

جدول ۲۰-۴: جرم و حجم جفت جنین

نهم ماهه		شش ماهه		جفت
حجم (cm^3)	جرم (gr)	حجم (cm^3)	جرم (cm^3)	
۴۴۸	۴۶۶	۲۹۸	۳۱۰	

۴-۶-۴ تخمدان‌ها

هر تخمدان یک بیضی گون است و هندسه آن با رابطه زیر داده می‌شود:

$$\left(\frac{X - X_0}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y}{B}\right)^2 + \left(\frac{Z - Z_0}{C}\right)^2 \leq 1 \quad (۴۲-۴)$$

پارامترهای استفاده شده ناحیه تخمدان

جدول ۲۱-۴: پارامترهای ناحیه تخمدان

Y_0	X_0	C	B	A	
۱۳/۵۲	$\pm ۸/۳۹$	۱/۸۰	۰/۵۸	۱/۱۷	شش ماهگی
۱۳/۵۲	$\pm ۷/۱۸$	۱/۸۰	۰/۵۸	۱/۱۷	نهم ماهگی

۴-۶-۵ مثانه:

بایستی به این نکته اشاره کرد که فانتم ORNL، یک فانتم دوجنسی است. اما مثانه‌ای که در این فانتم تعریف می‌شود، مربوط به یک مرد استاندارد است که در ارتفاع پایین‌تری نسبت به رحم قرار دارد، درحالی‌که در خانم‌ها مثانه و رحم تقریباً در یک سطح و ارتفاع قرار دارند [۳۸].

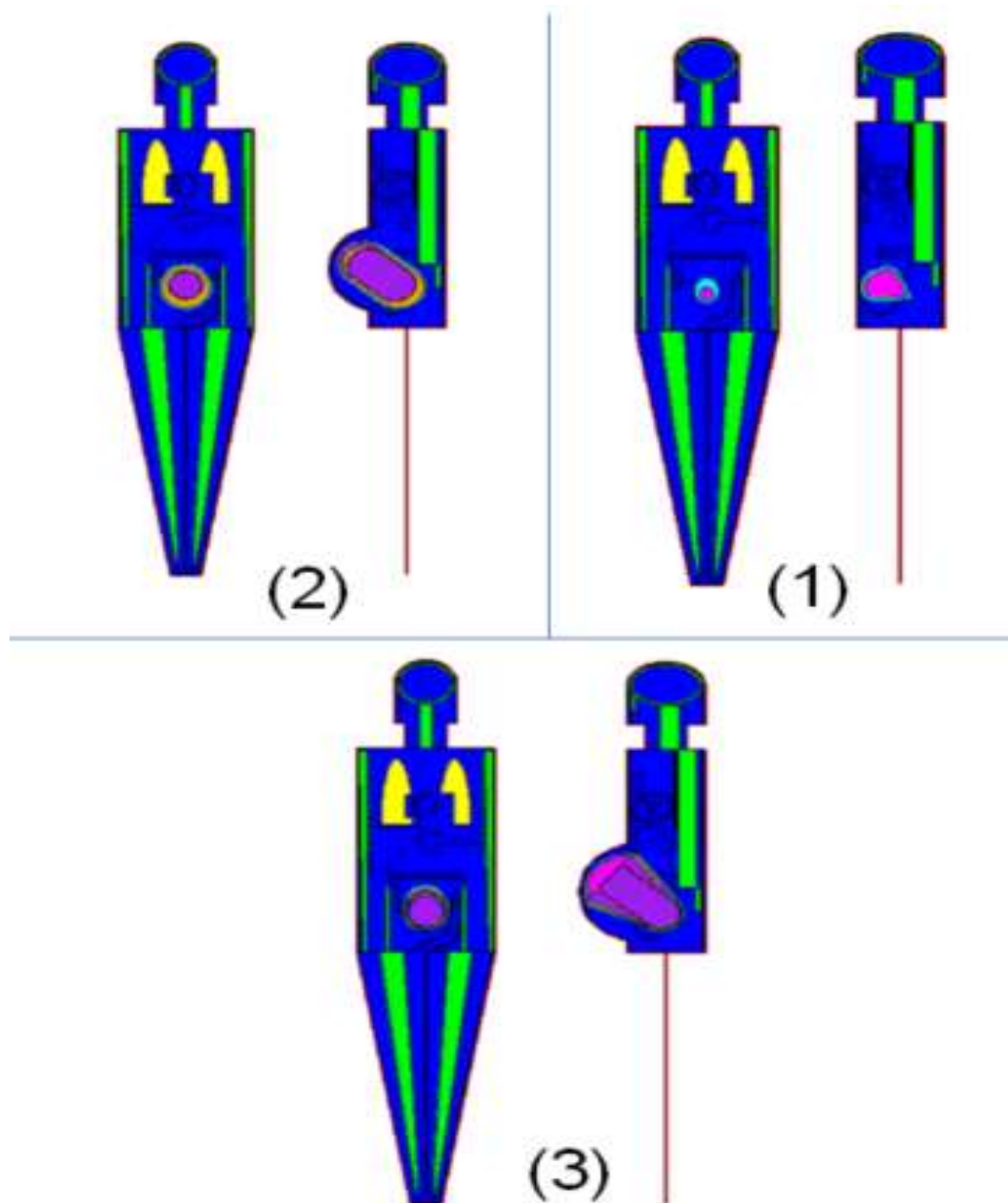
$$\left(\frac{X}{A}\right)^2 + \left(\frac{Y-Y_0}{B}\right)^2 + \left(\frac{Z-Z_0}{C}\right)^2 \leq 1 \quad (4-43)$$

۴-۶-۶ جابه‌جایی دیگر ارگان‌ها در شش‌ماهگی و نه‌ماهگی

جدول ۴-۲۲: جابه‌جایی دیگر ارگان‌ها در شش‌ماهگی و نه‌ماهگی

ارگان	زن باردار شش‌ماهه	زن باردار نه‌ماهه
کیسه صفرا	+Z در جهت ۱/۷۵cm	+Z در جهت ۱/۷۵cm
	+Y در جهت ۳/۱۴cm	+Y در جهت ۳/۱۴cm
معه	+Z در جهت ۱cm	+Z در جهت ۱cm
قلب	+Z در جهت ۱cm	+Z در جهت ۱cm
کبد	+Z در جهت ۱cm	+Z در جهت ۱cm
ریه‌ها	+Z در جهت ۱cm	+Z در جهت ۱cm

۷-۴ شماتیک مجموعه فانتوم‌های طراحی شده زن باردار:



شکل ۴-۵: مجموعه فانتوم‌های طراحی شده زن باردار: (۱) جنین سه‌ماهه، (۲) جنین شش ماهه (۳) جنین نه ماهه

۸-۴ ارزیابی پرتوگیری خارجی بیمار باردار:

در این قسمت از کار به بررسی آهنگ دز تابشی از بیماران ریوی که جهت انجام اسکن هسته‌ای ریه، تزریق رادیوداروی $^{99m}Tc-MAA$ داشته‌اند و به‌عنوان چشمه پرتوزای متحرک برای بیماران باردار بیمارستان امام حسین (ع) شهرستان شاهرود و تمامی افراد نزدیک به آن‌ها محسوب می‌شدند، پرداخته شد.

۱-۸-۴ جمعیت مورد بررسی:

در این مطالعه ۳۰ بیمار ریوی مراجعه‌کننده به مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) شهرستان شاهرود، به‌طور تصادفی برای این منظور انتخاب شدند. به این منظور اطلاعات مربوط به بیماران شامل قد، وزن، جنس، وضعیت بارداری در یک فرم مخصوص ثبت گردید و قبل از انجام هر کاری از تک‌تک بیماران برای انجام کار تحقیق رضایت به عمل آمد.

اطلاعات مربوط به میانگین سنی بیماران، تعداد بیماران و میانگین مقدار رادیوداروی تزریقی تجویز شده خالص برای انجام فرآیند تصویربرداری در جدول ۴-۲۳ آورده شده است.

جدول ۴-۲۳: مقدار پرتوداروی تزریقی، میانگین سنی و تعداد بیماران

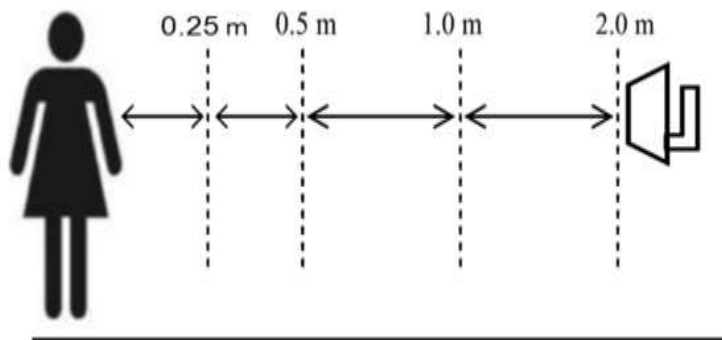
تعداد بیماران	میانگین سنی بیماران	میانگین رادیوداروی تزریقی (mCi)
۳۰ نفر	۴۲	۳/۸

۲-۸-۴ رادیوداروی مورد استفاده:

میزان اکتیویته تزریقی به بیماران در اسکن ریه ${}^4\text{mCi}$ (148MBq) از رادیوداروی ${}^{99\text{m}}\text{Tc} - \text{MAA}$ در نظر گرفته شد که تقریباً ۹۵ درصد اکتیویته استعمال شده در ریه‌ها به دام می‌افتند. بلافاصله پس از تزریق، با به‌کارگیری انسداد فیزیکی، ۸۰ درصد اکتیویته مصرف‌شده در بستر آلوئولار ریوی دیده می‌شود. ذرات به‌تدریج دچار تحلیل و فرسایش شده و در عرض ۳۰ دقیقه در سیستم رتیکولاندوتلیال قطعه‌قطعه می‌شوند، این ذرات دارای نیمه‌عمر مؤثر ۳ ساعت می‌باشند بنابراین زمان شروع تصویربرداری بلافاصله بعد از تزریق می‌باشد [۳۹] [۵].

۹-۴ نحوه اندازه‌گیری:

برای اندازه‌گیری آهنگ دز تابشی، بیمار مورد بررسی بعد از تزریق رادیودارو در زمان اندازه‌گیری به حالت ایستاده و کاملاً عمودی قرار می‌گرفت. به دلیل این‌که رادیوداروی مورد استفاده به دلیل نشان‌دار بودن بلافاصله پس از تزریق، با به‌کارگیری انسداد فیزیکی، ۸۰ درصد اکتیویته مصرف‌شده در بستر آلوئولار ریوی دیده می‌شود، اندازه‌گیری روی یک خط افقی و عمود بر بیمار رو به روی سینه بیمار در چهار فاصله ۲۵، ۵۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ سانتی‌متری از بیمار صورت می‌گرفت. شکل زیر بیانگر این موضوع می‌باشد.

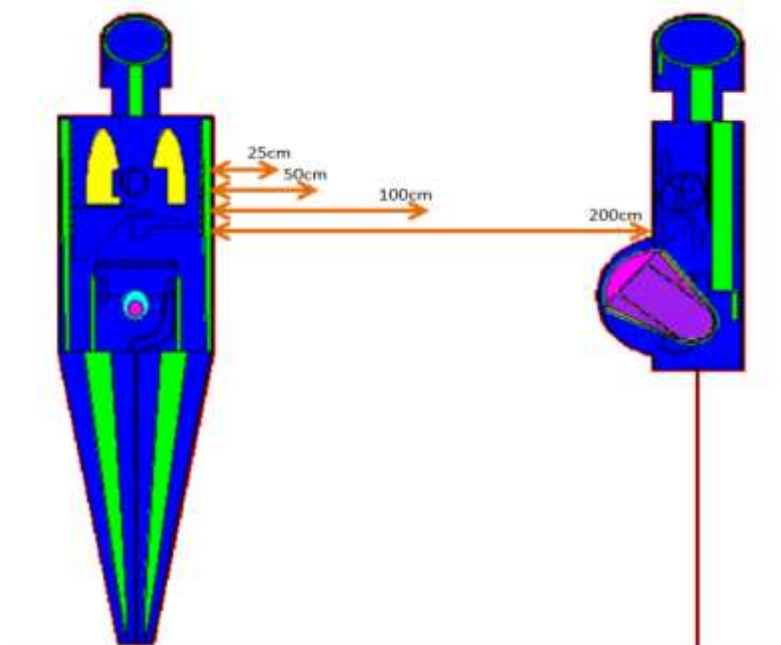


شکل ۴-۶: نحوه اندازه‌گیری آهنگ دز تابشی

اندازه‌گیری آهنگ دز تابشی با استفاده از دستگاه آشکارساز گازی مدل BICRON surveyor 2000TM که با منبع استاندارد ^{137}Cs کالیبره شده بود، برای تمام بیماران انجام گرفت.

۱۰-۴ شبیه‌سازی مونت کارلو:

کد کامپیوتری مونت کارلو، MCNPX ابزار قدرتمند و چندمنظوره برای محاسبات ترابرد ذرات است و شبیه‌سازی‌های قدرتمند در کارهای هسته‌ای به وسیله این کد انجام می‌شود. به دلیل این‌که در تمامی داده‌های تجربی به دست آمده، زن باردار هدف می‌باشد و نمی‌توان جنین را هدف قرار داد، شبیه‌سازی به وسیله کد MCNPX نیز انجام شد. در این شبیه‌سازی جنین به عنوان هدف، در نظر گرفته شد.



شکل ۴-۷: شبیه‌سازی مونت کارلو برای دزیمتری خارجی

لازم به یادآوری می باشد که فرآیند شبیه سازی برای اندازه گیری در همان زمان اول اندازه گیری تجربی در نظر گرفته شده است.

خروجی های حاصل از کد را با استفاده از تبدیل زیر به صورت آهنگ دز تابشی گری بر ثانیه سپس به صورت میکروسیورت بر ساعت به دست آوریم.

$$\frac{MeV}{gram} \times \frac{1000gram}{1Kg} \times \frac{10^6 eV}{1MeV} \times \frac{1.6 \times 10^{-19} J}{1eV} \times 4 \times 10^{-3} Ci \times \frac{3.7 \times 10^{10} decays}{Ci} \times \frac{1 photon}{decays} \times \frac{1}{sourcephoton} = \frac{Gy}{S}$$

(۴۴-۴)

با جایگذاری مقدار بدست آمده از کد و تبدیل واحدهای لازم برای تبدیل $\frac{MeV}{gram}$ به $\frac{Gy}{S}$ از فرمول بالا استفاده می کنیم که ضریب تبدیل لازم به ازای هر ۱mCi، $5/92 \times 10^{-3}$ می باشد.

فصل پنجم

بحث و نتیجه گیری

۱-۵ ارزیابی پرتوگیری داخلی جنین از اسکن ریه مادر

سه فانتوم زن باردار در پایان هر سه ماه بارداری شبیه‌سازی شد که بر اساس زمان بارداری، آناتومی بدن متفاوت شد، به طوری که در فانتوم سه‌ماهه به علت حجم و جرم کم جنین، تغییری در اندام‌های دیگر بدن مادر ایجاد نشد و بافت جنینی در جنین سه‌ماهه، تنها بافت نرم می‌باشد ولی با افزایش سن جنین، به علت رشد بی‌وقفه جنین، جرم و حجم جنین افزایش پیدا کرده، بنابراین باعث ایجاد تغییرات در اندام‌های دیگر بدن زن باردار می‌شود به طوری که به دیگر ارگان‌های بدن زن باردار فشار وارد شده و باعث تغییر شکل و جابه‌جایی در اندام‌ها از جمله روده‌ها، کبد و مثانه به‌خصوص در اواخر دوران بارداری می‌شود، هم‌چنین بافت جنینی در شش‌ماهگی و نه‌ماهگی تغییر کرده و علاوه بر بافت نرم شامل اسکلت نیز می‌شود، که اسکلت جنین با افزایش سن جنین بعد از سه‌ماهه اول بارداری افزایش پیدا می‌کند، تمامی تغییرات به وجود آمده در دوران بارداری باعث تغییر دز دریافتی در مراحل مختلف بارداری می‌شود.

آمبولی ریه بیشتر به دلیل عدم تحرک زنان باردار، در سنین مختلف بارداری اتفاق می‌افتد که این عارضه خطر جدی برای سلامت مادر محسوب می‌شود، اما به دلیل این که اسکن ریه بر اثر آمبولی ریه، برای زن باردار اسکن اضطراری محسوب می‌شود در مواردی که سلامت مادر در معرض خطر باشد، با وجود احتمال خطر برای جنین، اسکن هسته‌ای انجام می‌شود.

۲-۵ نتایج شبیه‌سازی دزیمتری داخلی :

در نهایت دز دریافتی جنین در سه‌ماهگی $1/8\text{mGy}$ و در شش‌ماهگی $0/68\text{mGy}$ که به ترتیب بافت نرم و استخوان $0/61\text{mGy}$ و $0/07\text{mGy}$ و در نه‌ماهگی $0/51\text{mGy}$ که به ترتیب بافت نرم و استخوان $0/42\text{mGy}$ و $0/09\text{mGy}$ می‌باشد، به دست آمد. نتایج در جدول ۱-۵ آورده شده است.

جدول ۵-۱: دز دریافتی به تفکیک بافت نرم و استخوان جنین به ازای ۴mCi رادیوداروی ^{99m}Tc-MAA

مراحل مختلف بارداری	دز دریافتی بافت نرم (mGy) جنین	دز دریافتی استخوان (mGy) جنین	دز دریافتی کل (mGy) جنین	خطای مطلق حاصل از کد
سه ماهگی	۱/۸	-----	۱/۸	$1/6 \times 10^{-3}$
شش ماهگی	۰/۶۱	۰/۰۷	۰/۶۸	$1/2 \times 10^{-2}$
نه ماهگی	۰/۴۲	۰/۰۹	۰/۵۱	$4/7 \times 10^{-3}$

بعد از بررسی نتایج به دست آمده از شبیه سازی MCNP مشخص شد که با افزایش سن جنین، میزان دز دریافتی کاهش پیدا می کند به این صورت که دز دریافتی جنین در ۳ ماهگی از ۱mGy بیش تر محاسبه شد که طبق گزارش ICRP 84 این میزان دز بیش تر از حد مجاز اعلام شده می باشد و در صورت ضرورت انجام این آزمون پزشکی باید به فرد مورد آزمون اطلاعات کافی از خطرات احتمالی برای جنین داده شود. در انجام اسکن هسته ای ریه زن باردار، میزان دز دریافتی جنین در سنین بارداری ۶ و ۹ ماهگی کمتر از ۱mGy بوده که طبق گزارش ICRP 84، حد مجاز برای جنین به حساب می آید اما در ۳ ماهگی دز دریافتی جنین بیش تر از حد مجاز بوده که در صورت لزوم اسکن برای زن باردار باید به وی آگاهی لازم داده شود. زنان باید در انجام اسکن های هسته ای، از وضعیت بارداری خود آگاهی داشته باشند و تکنسین های مرکز را مطلع سازند تا حداقل اکتیویته لازم به مادر تزریق شده و سایر مراقبت های لازم برای به حداقل رساندن میزان پرتوگیری جنین انجام گیرد.

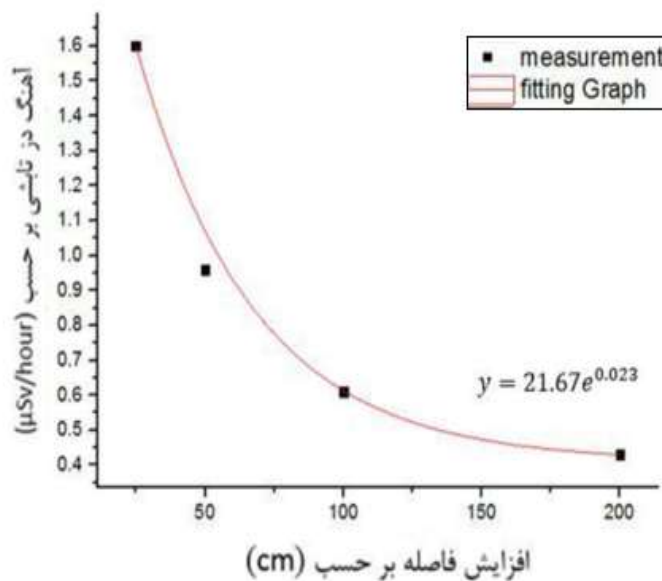
۳-۵ ارزیابی پرتوگیری خارجی جنین از بیماران اسکن ریه

چهار اصل وجود دارد که به وسیله آنها می توان پرتوگیری افراد را به حداقل رساند: زمان، فاصله، حفاظ، کنترل آلودگی.

که در این مطالعه دو فاکتور فاصله و زمان بررسی شد.

۱-۳-۵ بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران به صورت تجربی

با بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیمار، مشاهده می شود که آهنگ دز با یک روند نسبتاً سریعی کاهش می یابد. نمودار ۱-۵ برای نتایج حاصل از اندازه گیری تجربی رسم شده است.



نمودار ۱-۵: آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران

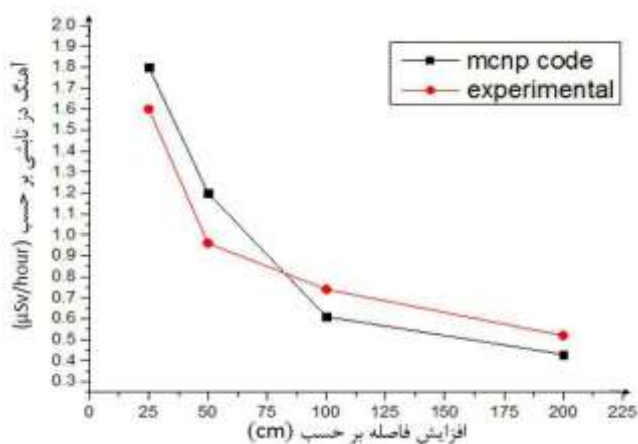
۲-۳-۵ نتایج تجربی حاصل از اندازه‌گیری

جدول ۲-۵: مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری بر حسب $0.2 - \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$

مکان اندازه‌گیری (cm)				زمان اندازه‌گیری
۲۰۰	۱۰۰	۵۰	۲۵	۱۰ دقیقه
۰/۴۳	۰/۶۱	۰/۹۶	۱/۶	
۰/۳۵	۰/۴۹	۰/۸۲	۱/۲	
۰/۲۸	۰/۳۳	۰/۵۴	۰/۹۵	۳۰ دقیقه

۳-۳-۵ بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران با شبیه‌سازی

به منظور راستی‌آزمایی نتایج حاصل از اندازه‌گیری تجربی، میزان آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران با استفاده از شبیه‌سازی نیز بدست آورده شد. نمودار ۲-۵، برای مقایسه نتایج حاصل از مقادیر تجربی و شبیه‌سازی رسم شده است.



۲-۵: مقایسه نتایج حاصل از مقادیر تجربی و شبیه‌سازی

با توجه به نمودار می توان نتیجه گرفت که نتایج تجربی موافق با نتایج حاصل از شبیه سازی هستند اما اختلاف قابل ملاحظه ای نیز وجود دارد که وجود این اختلاف در فاصله کمتر از ۱۰۰ cm به این دلیل است که در حالت تجربی به علت این که چشمه بافت زنده است، رادیودارو در سطح وسیع تری از بدن توزیع می شود، بنابراین با افزایش سطح چشمه در فواصل کم به علت کاهش زاویه فضایی، مقدار نتایج تجربی کمتر از شبیه سازی می باشد که این مقدار با افزایش فاصله به علت افزایش زاویه فضایی، افزایش پیدا می کند. در نهایت مشاهده می شود، در هر دو صورت با افزایش فاصله از بیمار آهنگ دز تابشی کاهش پیدا می کند [۳۶].

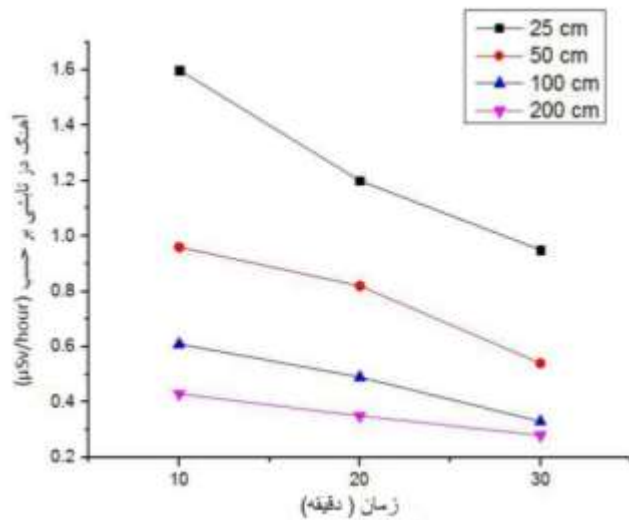
۵-۳-۴ نتایج حاصل از شبیه سازی برای آهنگ دز تابشی خارجی به جنین:

جدول ۳-۵: مقادیر ($\mu\text{Sv. h}^{-1}$) به دست آمده از شبیه سازی به ازای ۴mCi رادیوداروی $^{99\text{m}}\text{Tc-MAA}$

۲۰۰	۱۰۰	۵۰	۲۵	مکان اندازه گیری (cm)
۰/۴۳	۰/۶۱	۱/۲	۱/۸	میزان دز
$۱/۱ \times ۱۰^{-۲}$	$۴/۱ \times ۱۰^{-۲}$	$۲/۳ \times ۱۰^{-۳}$	$۱/۷ \times ۱۰^{-۳}$	خطای مطلق حاصل از کد

۵-۳-۵ بررسی آهنگ دز تابشی از بیماران با گذشت زمان

واضح است که کاهش زمان سپری شده نزدیک یک منبع تابش، پرتوگیری فرد را کاهش می دهد و طبق انتظار بیشترین مقدار مربوط به زمان اول اندازه گیری می باشد [۳۷]. نمودار ۳-۵ برای نمایش تغییرات آهنگ دز تابشی نسبت به زمان در فواصل مختلف رسم شده است.



نمودار ۳-۵: آهنگ دز تابشی از بیماران با گذشت زمان

۴-۵ جمع‌بندی از پرتوگیری خارجی

پرتوگیری برای زنان باردار ممکن است به صورت آگاهانه یا ناآگاهانه صورت گیرد، به عنوان مثالی از موارد پرتوگیری ناآگاهانه می‌توان به موردی اشاره کرد که بیمار بی‌هوش در یک سانحه رانندگی به بیمارستان منتقل می‌شود و پس از تهیه تصاویر، بارداری بیمار مشخص می‌گردد. به جز موارد پرتوگیری پزشکی، می‌توان به پرتوگیری‌های شغلی و محیطی زنان باردار نیز اشاره کرد به عنوان مثال یک کارمند باردار در تأسیسات هسته‌ای با اندازه‌گیری‌های حفاظتی ویژه‌ای تحت کنترل است، اما گزارش‌هایی مبنی بر پرتوگیری شغلی زنان باردار نیز وجود دارد که بیش‌ترین حالت برای دریافت دز خارجی جنین زمانی است که پرتوکار باردار باشد که طبق اعلام NRC دز رسیده به جنین یک پرتوکار باردار نباید در دوره بارداری ۹ ماهه از ۵ mSv (۰/۵rem) تجاوز کند و باید دقت شود که از $500 \mu\text{Sv}$ در ماه تجاوز نکند [۳۹]، که با توجه به نتایج به دست آمده، اگر تنها اسکن ریه انجام شود، خطری جنین را تهدید نمی‌کند. این در حالی است که سایر فرآیندها از قبیل تزریق پرتودارو، سرنگ‌های آلوده و همچنین سایر آزمون‌های هسته‌ای و غیره که در کنار آزمون ریه انجام می‌شوند در نظر گرفته نشده است. در نهایت پیشنهاد می‌شود، در تمام

مراکز هسته‌ای، هر ماه آزمایش بارداری کارکنان انجام شود که از ایجاد خطرهای احتمالی جلوگیری شود و همچنین از ورود زنان باردار به‌عنوان همراه جلوگیری شود اما در مواردی که سلامت مادر در معرض خطر باشد، با وجود احتمال خطر برای جنین، اسکن هسته‌ای انجام می‌شود که در این حالت دز خارجی بر میزان دز داخلی دریافتی توسط جنین افزوده می‌شود.

مراجع:

- [۱] J. T. Bushberg and J. M. Boone, *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011
- [۲] P. A. Van den Elsen, E.-J. Pol, and M. A. Viergever, "Medical image matching—a review with classification," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 12, no. 1, pp. 26-39, 1993.
- [۳] F. M. Khan and J. P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014
- [۴] B. M. Dantas, A. L. A. Dantas, F. L. N. Marques, L. Bertelli, and M. G. Stabin, "Determination of ^{99}Mo contamination in a nuclear medicine patient submitted to a diagnostic procedure with $^{99\text{m}}\text{Tc}$," *Brazilian archives of biology and technology*, vol. 48, no. SPE2, pp. 215-220, 2005.
- [۵] قنادی مراغه م، قلی پور، "مبانی داروسازی هسته ای" پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای. تهران ۱۳۸۹.
- [۶] W. E. Bolch, K. F. Eckerman, G. Sgouros, and S. R. Thomas, "MIRD pamphlet no. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry—standardization of nomenclature," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 50, no. 3, pp. 477-484, 2009.
- [۷] A. J. Einstein, K. W. Moser, R. C. Thompson, M. D. Cerqueira, and M. J. Henzlova, "Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging," *Circulation*, vol. 116, no. 11, pp. 1290-1305, 2007.
- [۸] R. J. Callahan, D. P. Swanson, N. A. Petry, R. W. Beightol, J. Vaillancourt, and S. C. Dragotakes, "A multi-institutional in vitro evaluation of commercial $^{99\text{m}}\text{Tc}$ macroaggregated albumin kits," *Journal of nuclear medicine technology*, vol. 14, no. 4, pp. 206-209, 1986.

- [۹] D. USP and I. Volume, "Drug information for the health care professional," *Antidepressants*, vol. 26, pp. 296-314, 2003.
- [۱۰] قنادی مراغه م، "داروسازی هسته ای"، پژوهشگاه علوم و قنون هسته ای، تهران، فصل ۶، ۱۳۹۰.
- [۱۱] B. C. Malloi J, "comparison of radiochemical purity control methods for ^{99m}Tc radiopharmaceuticals used in hospital radiopharmacies " *Nucle Med commun*, pp. 18:419-422, 1997
- [۱۲] B. V. Gansbeke, O. Jeghers, and A. Ermans, "Comparative study of quality control procedures for sup (99m) Tc radiopharmaceuticals," *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 92, no. 2, pp. 323-332, 1985.
- [۱۳] R. J. Kowalsky and S. W. Falen, *Radiopharmaceuticals in nuclear pharmacy and nuclear medicine*. Amer Pharmacists Assn, 2004.
- [۱۴] G. B. Saha, "Instruments for Radiation Detection and Measurement," in *Fundamentals of nuclear pharmacy*: Springer, 1998, pp. 31-46.
- [۱۵] E. R. Ritenour, "History of radiation protection agencies and standards," in *Health effects of low level radiation*, 1984
- [۱۶] هرمان سمبر "آشنایی با فیزیک بهداشت از دیدگاه پرتوشناسی"، ترجمه محمدابراهیم ابوکاظمی، هوشنگ سپهری، علیرضا بینش، (مرکز نشر دانشگاهی). ۱۳۸۹.
- س [۱۷] کنت کرین، ترجمه ابراهیم ابوکاظمی و منیژه رهبر، "آشنایی با فیزیک هسته ای" (جلد دوم). مرکز نشر دانشگاهی تهران، چاپ چهارم ۱۳۸۵.
- [۱۸] P. Shrimpton and S. Edyvean, "CT scanner dosimetry," *The British journal of radiology*, vol. 71, no. 841, pp. 1-3, 1998.
- [۱۹] T. Bolognese-Milsztajn, M. Ginjaume, M. Luszik-Bhadra, F. Vanhavere, W. Wahl, and A. Weeks, "Active personal dosimeters for individual monitoring and other

- new developments," *Radiation protection dosimetry*, vol. 112, no. 1, pp. 141-168, 2004.
- [۲۰] X. G. Xu and K. F. Eckerman, *Handbook of anatomical models for radiation dosimetry*. CRC Press, 2009.
- [۲۱] E. Fenig, M. Mishaeli, Y. Kalish, and M. Lishner, "Pregnancy and radiation," *Cancer treatment reviews*, vol. 27, no. 1, pp. 1-7, 2001.
- [۲۲] F. Mettler Jr, R. Brent, C. Streffer, and L. Wagner, "Pregnancy and medical radiation," *Ann ICRP*, vol. 30, no. 1, pp. 1-42, 2000.
- [۲۳] C. Streffer *et al.*, "Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus). A report of the International Commission on Radiological Protection," *Annals of the ICRP*, vol. 33, no. 1-2, pp. 5-206, 2002.
- [۲۴] مهراڻ کاتورزی، فروردین دلنواز، یزدان دوست آناهیتا. "حفاظت در برابر اشعه". ویژه مسئولین طرح و فیزیک بهداشت مراکز پزشکی.
- [۲۵] M. Nijkeuter, J. Geleijns, A. De Roos, A. Meinders, and M. Huisman, "Diagnosing pulmonary embolism in pregnancy: rationalizing fetal radiation exposure in radiological procedures," *Journal of Thrombosis and Haemostasis*, vol. 2, no. 10, pp. 1875-1858, 2004.
- [۲۶] S. i. Co, "situation of using Ionizing Radiation", *Iran Atomic Energy Agency* 1997.
- [۲۷] L. S. Waters, "MCNPX user's manual," *Los Alamos National Laboratory*, 2002
- [۲۸] شیرمردی. س پ، طاهری ع، امیری ج، "کاربرد کد شبیه سازی MCNP در محاسبات هسته ای"، انتشارات سنویرگ، چاپ اول (بهار ۱۳۸۹).
- [۲۹] R. Sievert and G. Failla, "recommendations of the International Commission on Radiological Protection," *Health Physics (England)*, vol. 2, 1959.
- [۳۰] M. G. Stabiin *et al.*, "Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of

Photon Energy in the Nonpregnant Adult Female and at the End of Each Trimester of Pregnancy," 1995.

- [۳۱] J. Chen, "Mathematical models of the embryo and fetus for use in radiological protection," *Health physics*, vol. 86, no. 3, pp. 285-295, 2004.
- [۳۲] M. R. Maynard, J. W. Geyer, J. P. Aris, R. Y. Shifrin, and W. Bolch, "The UF family of hybrid phantoms of the developing human fetus for computational radiation dosimetry," *Physics in medicine and biology*, vol. 56, no. 15, p. 4839, 2011.
- [۳۳] J. A. Siegel, S. R. Thomas, J. B. Stubbs, and M. G. Stabin, "MIRD pamphlet no. 16: techniques for quantitative radiopharmaceutical biodistribution data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates," *The Journal of Nuclear Medicine*, vol.40, no. 2, p. 37S, 1999.
- [۳۴] D. Shahbazi-Gahrouei and S. Nikzad" ,Determination of organ doses in radioiodine therapy using medical internal radiation dosimetry (MIRD) method," *Iran J Radiat Res*, vol. 8, no. 4, pp. 249-52, 2011.
- [۳۵] A. J. Einstein *et al.*, "Multiple testing, cumulative radiation dose, and clinical indications in patients undergoing myocardial perfusion imaging," *Jama*, vol. 304, no. 19, pp. 2137-2144, 2010.
- [۳۶] S. Mattsson *et al.*, "Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany*, 2009, pp. 474-477: Springer.
- [۳۷] H. Javadi *et al.*, "Radiation exposure from diagnostic nuclear medicine examinations in Golestan province," *Iranian Journal of Nuclear Medicine*, vol. 21, no. 2, pp. 65-69, 2013.

- [۳۸] Stabin, MG. Watson, EE. Cristy, M. Ryman, JC. Eckerman, KF, et al "Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy"(1995)
- [۳۹] F. A. Mettler Jr and M. J. Guiberteau, *Essentials of nuclear medicine ima*.Elsevie

Abstract

Embryo and fetus in the uterine is sensitive to ionizing radiation in the whole period of pregnancy prior to birth. Owing to the high sensitivity of the fetus to ionizing and non-ionizing radiation, protecting the pregnant woman and her fetus would be a major challenge. However, many pregnant women are affected (un)consciously by ionizing radiation. In the present study, due to the increasing rate of absorbing rays by the intrauterine and high sensitivity of the fetus to such rays, all phantoms of a pregnant woman in different ages of pregnancy (third month, sixth month, ninth month) were simulated by the MCNPX computer code for calculating the dosimeter of the pregnant woman. The simulated phantoms include the fetus and also the changes generated in the mother's organs due to the pregnancy and constant growing of the fetus in different stages of the pregnancy. The received dose of radiation by the fetus during the lung scan of the mother was respectively 1/8, 0/68 and 0/51 mGy at 3, 6 and 9 months gestation. The extent of the received dose by the fetus was less than 1 mGy, which is the permitted amount for the fetus according to the ICRP at 6 and 9 months gestation. Bear in mind that the received dose at 3 months gestation is more than that for the fetus, and the pregnant woman should be aware if the scan is necessary. Given that, the calibrated radiation dose rate of 30 patients examined at the Nuclear Medical Center for Imam Hussein Hospital in Shahrood by the gas detector BICRON surveyor 2000TM model with a standard source ^{137}Cs was measured for the lung-scanning of all the pregnant patients via $^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$. The extent of radiation dose from the pregnant patients, who received $^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$ for lung imaging, was 1/6 micro Sv per hour in a 25cm distance from patients experimentally achieved. It is worthy of note that the radiation dose was calculated 1/8 micro Sv per hour by the MCNPX-simulated code.

Keywords: fetus, exposurs, pregnant woman, lung scan, simulation, $^{99m}\text{Tc} - \text{MAA}$



Shahrood University of Technology

Faculty of Physics and Nuclear Engineering

M.Sc. Thesis in Nuclear Physics

**Measurement and comparison of mother and fetal dose rate
using nuclear medicine simulation and experimental results**

By: Marzieh Hoseyni Moghadam

Supervisor

Dr. Mohammad Reza Shojaei

Advisor:

Dr. Javad Abedi

February 2017

