

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک

رشته فیزیک گرایش هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد

میزان دز جذبی بیمار و کارکنان، در اسکن قلب ناشی از دریافت رادیوداروی ^{99m}Tc مرکز پزشکی هسته‌ای
بیمارستان امام حسین (ع) شاهرود

نگارنده: محمودرضا یحیائی

استاتید راهنما


دکتر محمد رضا شجاعی

دکتر سید علی آقایان

استاد مشاور

دکتر امیررضا خراسانچی

شهریور ۱۳۹۵

شماره:		
تاریخ:	باسمه تعالی	
ویرایش:		مدیریت تحصیلات تکمیلی

دانشکده فیزیک
گروه فیزیک هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد آقای محمودرضا یحیائی به شماره دانشجویی: ۹۳۱۸۴۱۴ تحت عنوان:
میزان دز جذبی بیمار و کارکنان، در اسکن قلب ناشی از دریافت رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ مرکز پزشکی

هسته‌ای بیمارستان امام حسین(ع) شاهرود

در تاریخ ۱۳۹۵/۰۶/۱۶ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد
مورد ارزیابی و با درجه مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی : دکتر امیررضا خراسانچی		نام و نام خانوادگی : دکتر محمد رضا شجاعی
			نام و نام خانوادگی : دکتر سید علی آقایان

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی : دکتر مسلم سوهانی	دکتر حسین توکلی عنبران	نام و نام خانوادگی :
		دکتر احسان ابراهیمی بسابی	نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :

ماحصل آموخته‌هایم را تقدیم می‌کنم به

اسوه‌های زندگیم، پناه هستلیم و امید بودنم،

آنان که در جوارشان قلمم آرام می‌گرفت، روحم لطیف می‌گشت و نخطات ناب زیارتشان اندیشه‌ام را زلال
می‌ساخت....

پدر و مادر عزیزم

که هرچه آموختم در کتب عشق شما آموختم و هرچه بگوختم قطره‌ای از دریای بیکران مهربانی‌تان را نتوانم
گفت....

و تقدیم به برادران و خواهران عزیزم

که باهم آغاز کردیم، در کنار هم آموختیم و به امید هم به آینده چشم می‌دوزیم. قلمم لبریز عشق به شماست و
خوشبختی‌تان منتهای آرزویم.

سپاس‌گزاری...

سپاس خداوندگار حکیم را که با لطف بی‌کران خود، آدمی را زیور عقل آراست.

در آغاز وظیفه خود می‌دانم از زحمات بی‌دریغ اساتید راهنمای خود جناب آقای دکتر محمدرضا شجاعی و جناب آقای دکتر سید علی آقایان تشکر و قدردانی کنم که از راهنمایی‌های ارزنده آنها در راستای پیشبرد پژوهش حاصل بهره فراوان بردم و همواره شاگرد مکتب علم و انسانیت و منش والای آنها هستم. همچنین از جناب آقای دکتر امیررضا خراسانچی که زحمت مشاوره این پایان نامه را تقبل کردند و بنده را شیفته منش والای خود کردند کمال تشکر را به جای بیاورم.

همچنین لازم می‌دانم از جناب آقای دکتر عابدی و تمامی کارکنان بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) از جمله آقایان، صفری، امینیان، قاسمی و خانم‌ها، اکرمی، کاشفی، حسینی و افتخاری تشکر صمیمانه را داشته باشم که در طول انجام این تحقیق و پایان نامه نهایت همکاری را با ما داشتند. در آخر نیز جا دارد از دوست گرامی و برادری دلسوز همچون آقای حسین محمدی که همیشه زحمات ما را به دوش کشیدند و مشوق و یاری دهنده در این راه بودند خالصانه تشکر کنم.

در پایان بوسه می‌زنم بر دستان خداوندگاران مهر و مهربانی، پدر و مادر عزیزم و بعد از خدا، ستایش می‌کنم وجود مقدس‌شان را که در این سردترین روزگاران، بهترین پشتیبان من بودند.

محمدرضایحیانی

شهریور ۱۳۹۵

تعهد نامه

اینجانب محمودرضا یحیائی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود، نویسنده پایان نامه میزان دز جذبی بیمار و کارکنان، در اسکن قلب ناشی از دریافت رادیوداروی ^{99m}Tc مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین(ع) شاهرود تحت راهنمایی دکتر محمد رضا شجاعی، دکتر سید علی آقایان و دکتر امیررضا خراسانچی متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاقی انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده:

کاهش پرتوگیری کارکنان بخش پزشکی هسته‌ای با در نظر گرفتن مفهوم^۱ ALARA نیاز مبرم به آگاهی از نحوه پرتوگیری و میزان تاثیر روش‌های کاهش پرتوگیری از طریق اندازه‌گیری دارد. کارکنان بخش پزشکی هسته‌ای از دو موضع اصلی رادیودارو (انبار و دوشیدن ژنراتور، تهیه، توزیع و تزریق رادیودارو) و بیماران دریافت کننده رادیودارو (بیمارانی که رادیو دارو به آنها تزریق شده است) پرتوگیری می‌کنند. در این مطالعه تجربی با استفاده از اندازه‌گیری‌های تجربی و نتایج حاصل از شبیه‌سازی با کد MCNPX پرتوگیری کارکنان از موضع اول، بحث مربوط به تزریق رادیودارو و از موضع دوم، بیماران دریافت کننده رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ برای اسکن قلب، مورد بررسی قرار گرفته شد.

در این مطالعه، نخست آهنگ دز تابشی از ۵۰ بیمار مراجعه کننده به مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین(ع) شاهرود توسط آشکارساز گازی مدل BICRON surveyor 2000TM که با چشمه استاندارد ^{137}Cs کالیبره شده بود برای تمام بیماران در ناحیه رو به روی شکم در فواصل مختلف از بیماران اندازه‌گیری شده است. در ادامه با داشتن آهنگ دز تابشی، بسته به فاصله از بیماران و با محاسبه مدت زمان قرارگیری کارکنان در این فواصل، پرتوگیری کارکنان مورد بررسی قرار گرفته شد. با مقادیر بدست آمده از این مطالعه، مقدار آهنگ دز تابشی از بیماران دریافت کننده $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ برای هر دو گروه از بیماران استرس و استراحت به ترتیب با مقدار متوسط، ۹/۹ و ۱۳/۴ میکرو سیورت بر ساعت در فاصله ۲۵ سانتی متری از بیماران اندازه‌گیری شد. با محاسبه میانگین زمان تماس نزدیک کارکنان با بیماران پرتوزا، در حالت خاص اندازه‌گیری از این مطالعه مقدار پرتوگیری کارکنان در یک روز کاری، به طور متوسط ۲/۱-۰/۳۵ میکروسیورت برای بیماران حالت استرس و ۲/۹-۰/۳۵ برای بیماران حالت استراحت برآورد شد. با توجه به نتایج بدست آمده، پرتوگیری کارکنان در مقایسه با مقدار مجاز ۷/۵ میکرو سیورت در روز برای کارکنان در حد پایین قرار دارد. همچنین پرتوگیری کارکنان از بیماران اسکن قلب در حالت استراحت بیشتر می‌باشد.

در ادامه با طراحی و ساخت پیشنهادی حفاظ آهنی برای سرنگ حاوی رادیودارو و برای سایر فلزات با بهره‌گیری از کد MCNPX پرتوگیری کارکنان در هنگام تزریق رادیودارو مورد بررسی قرار گرفته شد. با نتایج بدست آمده از ساخت تجربی حفاظ آهنی برای سرنگ های تزریق پرتودارو مشاهده شد، پرتوگیری سالیانه به مقدار ۱۵/۸۸ درصد کاهش می‌یابد. همچنین در قسمت شبیه‌سازی با استفاده از کد MCNPX

1. As Low As Reasonably Achievable

کاهش پرتوگیری توسط سایر فلزات برای حفاظ‌گذاری مورد بررسی قرار گرفته شد. با نتایج بدست آمده از دوزیمتر TLD 100 بیشترین کاهش دز دریافتی سالیانه مربوط به سرب ۹۲/۹۳ درصد، سپس آلیاژ مس-تنگستن ۶۷/۸۸ درصد، و در آخر مربوط به حفاظ آهنی ۱۸/۲۹ درصد بود که برای مقایسه با نتایج تجربی بدست آمده برای فلز آهن با شبیه‌سازی نیز فلز آهن مورد بررسی قرار گرفته شده بود.

کلمات کلیدی :

پرتوگیری، کارکنان، پزشکی هسته‌ای، رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ ، کد MCNPX، حفاظ‌گذاری، بیماران قلبی

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه :

"برآورد پرتوگیری کارکنان از بیماران قلبی، تحت اسکن قلب با پرتوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ "

مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مازندران - مردادماه ۱۳۹۵

"ساخت حفاظ برای سرنگ حاوی پرتودارو جهت کاهش پرتوگیری کارکنان و مقایسه حالت‌های موجود با

کد MCNPX"

بیست و یکمین کنفرانس سالیانه فیزیک ایران، - دانشگاه شیراز- ۱ تا ۴ شهریورماه ۱۳۹۵

"برآورد آهنگ پرتوگیری کارکنان بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین(ع) شاهرود با دو روش:

مستقیم و غیر مستقیم"

اولین همایش علمی پژوهشی افق‌های نوین علوم فیزیک و فناوری‌های نانو در ایران، تیرماه ۱۳۹۵ - تهران

"بررسی آهنگ دز تابشی رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ در بیماران قلبی و مقایسه آن با کد MCNPX"

مجله علمی پژوهشی سنجش و ایمنی پرتو - ۱۳۹۵/۰۶/۲

فهرست مطالب

فصل اول

مفاهیم و تاریخچه

۱

- ۲..... مقدمه
- ۳..... ۱-۱- پرتوزایی
- ۴..... ۲-۱- نیمه عمر
- ۶..... ۳-۱- فعالیت
- ۷..... ۱-۳-۱- فعالیت ویژه
- ۸..... ۴-۱- رادیوداروها
- ۹..... ۱-۴-۱- رادیوداروی قلبی ($^{99m}\text{Tc-MIBI}$)
- ۱۰..... ۲-۴-۱- شیوه نشانه دار کردن ($^{99m}\text{Tc-MIBI}$)
- ۱۱..... ۵-۱- انواع واپاشی های پرتوزا
- ۱۱..... ۱-۵-۱- پرتوهای یون ساز
- ۱۲..... ۶-۱- پرتو گاما
- ۱۲..... ۱-۶-۱- فیزیک برهم کنش پرتو گاما با ماده
- ۱۳..... ۱-۱-۶-۱- برهم کنش فوتوالکتریک
- ۱۵..... ۲-۱-۶-۱- پراکندگی کامپتون
- ۱۷..... ۳-۱-۶-۱- تولید زوج یون

- ۱۷-۷-۱ لزوم حفاظت در برابر پرتو.....
- ۱۸-۱-۷-۱ تاثیرات پرتوهای یون ساز.....
- ۱۹-۸-۱ اهداف حفاظت در برابر پرتو بر اساس استانداردهای پایه و نظر NCRP.....
- ۲۰-۱-۸-۱ اصل ALARA.....

فصل دوم

حفاظت و مونیتورینگ فردی در بخش پزشکی هسته‌ای

۲۳

- ۲۴.....مقدمه.....
- ۲۴-۱-۲ مفاهیم پایه در دزیمتری.....
- ۲۵-۱-۱-۲ دزیمتری.....
- ۲۵-۲-۱-۲ دز جذب شده.....
- ۲۶-۳-۱-۲ پرتوگیری.....
- ۲۷-۴-۱-۲ کرما.....
- ۲۸-۵-۱-۲ دز معادل.....
- ۲۹-۶-۱-۲ دز موثر.....
- ۳۰-۲-۲ روش MIRD.....
- ۳۲-۳-۲ پرتوگیری در خصوص افراد جامعه.....
- ۳۳-۴-۲ پرتوگیری شغلی.....
- ۳۳-۵-۲ کارکنان.....
- ۳۴-۶-۲ مونیتورینگ فردی و محل کار.....
- ۳۴-۷-۲ پیشینه پرتوگیری.....

- ۳۵.....انواع ابزارهای اندازه‌گیری پرتو.....۸-۲
- ۳۶.....دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز.....۱-۸-۲
- ۳۷.....دزیمترها.....۲-۸-۲
- ۳۸.....دزیمترهای فیلم بیج.....۱-۲-۸-۲
- ۳۹.....دزیمترهای TLD یا ترمولومینسانس.....۲-۲-۸-۲
- ۴۱.....دزیمترهای قرائت مستقیم.....۳-۲-۸-۲
- ۴۲.....دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی سطحی.....۳-۸-۲
- ۴۳.....دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی هوابرد و گازهای پرتوزا.....۴-۸-۲
- ۴۴.....آشکارسازهای گازی.....۹-۲
- ۴۵.....نواحی مختلف شمارشگرهای گازی.....۱-۹-۲
- ۴۷.....اتاقک یونش.....۲-۹-۲
- ۴۸.....شمارنده تناسبی.....۳-۹-۲
- ۴۸.....شمارنده گایگر مولر.....۴-۹-۲
- ۴۹.....زمان مرگ شمارنده گایگر مولر.....۱-۴-۹-۲
- ۵۰.....آشکارسازهای سوسوزن.....۱۰-۲
- ۵۱.....لوله تقویت گرنوری.....۱-۱۰-۲
- ۵۲.....انواع سوسوزن‌ها.....۲-۱۰-۲

- ۳-۱- مروری بر مطالعات پیشین..... ۵۴
- ۳-۲- تعریف مسئله..... ۵۶
- ۳-۳- مقدمه‌ای بر کد MCNP..... ۵۷
- ۳-۳-۱- ساختار کد MCNP..... ۵۸
- ۳-۳-۲- کارت‌های سلول..... ۵۹
- ۳-۳-۳- کارت‌های سطوح..... ۶۰
- ۳-۳-۴- کارت داده‌ها..... ۶۱
- ۳-۳-۴-۱- معرفی نوع مسئله..... ۶۱
- ۳-۳-۴-۲- معرفی کردن اهمیت سلول‌ها..... ۶۱
- ۳-۳-۴-۳- معرفی مواد تشکیل دهنده سلول..... ۶۲
- ۳-۳-۴-۴- معرفی نوع چشمه..... ۶۲
- ۳-۳-۴-۵- معرفی خروجی‌های خواسته شده از کد..... ۶۲
- ۳-۴- ارزیابی پرتوگیری خارجی از بیماران..... ۶۳
- ۳-۴-۱- جمعیت مورد بررسی..... ۶۳
- ۳-۴-۲- زمان‌های اندازه‌گیری..... ۶۴
- ۳-۴-۳- نحوه اندازه‌گیری..... ۶۵
- ۳-۴-۴- شبیه‌سازی مونت کارلو..... ۶۷
- ۳-۵- ارزیابی پرتوگیری کارکنان از بیماران قلبی..... ۶۸
- ۳-۶- ارزیابی پرتوگیری داخلی برای بیماران قلبی..... ۶۸

۷۲-۳-۷- بررسی حفاظ برای سرنگ تزریق حاوی رادیودارو..... ۷۲

۷۲-۳-۷-۱- طراحی و ساخت آزمایشگاهی..... ۷۲

۷۴-۳-۷-۲- شبیه‌سازی مونت کارلو..... ۷۴

فصل چهارم

بحث و نتیجه‌گیری

۷۷

۷۸-۴-۱- ارزیابی پرتوگیری خارجی از بیماران اسکن قلب..... ۷۸

۷۸-۴-۱-۱- بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران..... ۷۸

۷۹-۴-۱-۲- بررسی وابستگی زاویه‌ای آهنگ دز تابشی خارجی از بیماران..... ۷۹

۸۰-۴-۱-۳- بررسی آهنگ دز تابشی از بیماران با گذشت زمان..... ۸۰

۸۰-۴-۱-۴- مقایسه آهنگ دز تابشی برای هر دو گروه از بیماران..... ۸۰

۸۱-۴-۱-۵- جمع‌بندی از پرتوگیری خارجی..... ۸۱

۸۲-۴-۲- ارزیابی پرتوگیری داخلی از بیماران اسکن قلب..... ۸۲

۸۳-۴-۳- ارزیابی حفاظ گذاری برای سرنگ حاوی پرتودارو..... ۸۳

۸۶..... نتیجه‌گیری..... ۸۶

۸۷..... مراجع..... ۸۷

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱ نمونه‌ای از اسکن پرفیوژن میوکارد قلب با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ ۱۰
- شکل ۱-۲ تصویر سازی از قلب به روش مقطع نگاری توموگرافی از قلب..... ۱۱
- شکل ۳-۱ پدیده فوتوالکتریک و محصولات آن..... ۱۴
- شکل ۴-۱ برهمکنش کامپتون و محصولات آن..... ۱۶
- شکل ۱-۲ ارتباط بین دز جذب شده و کرما برای باریکه‌ای از نوترون..... ۲۸
- شکل ۲-۲ ابزارهای مونیتورینگ حفاظت پرتوی در محل کار..... ۳۶
- شکل ۳-۲ دستگاه اندازه‌گیری آهنگ دز خارجی..... ۳۷
- شکل ۴-۲ نمایش جزئیات یک دزیمتر فیلم بچ..... ۳۹
- شکل ۵-۲ دزیمتر ترمولومینسانس در یک میدان پرتوی پرتوگیری تعیین می‌نماید..... ۴۱
- شکل ۶-۲ دستگاه پایشگر آلودگی سطحی برای مشخص کردن پرتوگیری داخلی..... ۴۳
- شکل ۷-۲ دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی هوا برد..... ۴۴
- شکل ۸-۲ نحوه کار یک آشکارساز گازی..... ۴۵
- شکل ۹-۲ لوله تقویت گرانبوی آشکارساز سوسوزن..... ۵۱
- شکل ۱-۳ فایل ورودی کد MCNP..... ۵۹
- شکل ۲-۳ نحوه نگارش کارت سلول در کد MCNP..... ۵۹
- شکل ۳-۳ نحوه نگارش کارت‌های سطوح در کد MCNP..... ۶۰
- شکل ۴-۳ حالت ایستادن بیمار برای اندازه‌گیری در فواصل مختلف..... ۶۶
- شکل ۵-۳ حالت شبیه سازی بیمار برای اندازه‌گیری در فواصل مختلف..... ۶۸
- شکل ۶-۳ شبیه‌سازی اندام‌های داخلی با کد MCNPX..... ۷۱

شکل ۳-۷ حفاظ ساخته شده در آزمایشگاه و نحوه قرارگیری سرنگ..... ۷۴

شکل ۳-۱۳ هندسه شبیه‌سازی شده و نحوه اندازه‌گیری دز..... ۷۵

فهرست نمودارها

نمودار ۱-۱ هسته‌های پرتوزا ۴

نمودار ۱-۲ خروجی آشکارسازهای گازی در پاسخ به یونیزاسیون اولیه از انواع پرتو..... ۴۶

نمودار ۲-۲ نمایش زمان مرگ شمارنده گایگر مولر..... ۵۰

نمودار ۱-۴ آهنگ دز تابشی بر حسب افزایش فاصله از بیمار..... ۷۸

نمودار ۲-۴ آهنگ دز تابشی در زوایای مختلف سمتی از بیمار..... ۷۹

نمودار ۴-۴ تغییرات آهنگ دز تابشی با گذشت زمان..... ۸۰

نمودار ۴-۵ آهنگ دز تابش برای هردو گروه از بیماران بر حسب افزایش فاصله..... ۸۱

نمودار ۴-۶ مقایسه دز دریافتی سالیانه پوست، با استفاده از حفاظ و بدون آن..... ۸۴

نمودار ۴-۷ مقایسه دز دریافتی سالیانه تمام بدن، با استفاده از حفاظ و بدون آن..... ۸۴

فهرست جدول‌ها

- جدول ۱-۱ تعدادی از رادیوداروهای تشخیصی در پزشکی هسته‌ای ۹
- جدول ۱-۲ رابطه بین ضریب کیفیت با LET ۲۹
- جدول ۲-۲ فاکتور وزنی بافت‌های گوناگون ۳۰
- جدول ۳-۲ حدود دز مجاز پرتوگیری افراد ۳۵
- جدول ۱-۳ آهنگ دز خارجی از بیماران ۵۴
- جدول ۲-۳ آهنگ دز تابشی از در فواصل مختلف از بیماران ۵۵
- جدول ۳-۳ آهنگ دز تابشی از در فواصل مختلف از بیماران ۵۵
- جدول ۴-۳ بخشی از سطوح تعریف شده برای کد MCNP ۶۰
- جدول ۶-۳ مقدار رادیوداروی تزریقی، میانگین سنی و تعداد بیماران ۶۴
- جدول ۷-۳ مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری گروه یک ۶۶
- جدول ۸-۳ مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری گروه دو ۶۷
- جدول ۹-۳ مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی پرتوگیری خارجی از بیماران ۶۸
- جدول ۱۰-۳ مقدار متوسط پرتوگیری کارکنان در یک روز کاری ۶۹
- جدول ۱۱-۳ دز رسیده به اندام‌های بدن برحسب (Sv) ۷۲
- جدول ۱۲-۳ نتایج تجربی بدست آمده از اندازه‌گیری با حفاظ و بدون حفاظ ۷۴
- جدول ۱۳-۳ نتایج بدست آمده از اندازه‌گیری با حفاظ و بدون حفاظ دز ۷۵
- جدول ۱-۴ دز رسیده به اندام‌های بدن برحسب (Sv) ۸۳

فصل اول:

مفہم و تاریخچه

مقدمه

با فعالیت‌های انجام شده از سوی هانری بکرل^۱ فیزیکدان فرانسوی بشر نخستین بار به وجود عناصر رادیواکتیو دست یافت. ماری کوری^۲ و پیر کوری^۳ بعد از کشف بکرل مطالعات خود را در این زمینه ادامه دادند و موفق شدند عناصر جدید پلونیوم و رادیوم را شناخته و ثبت کردند. واژه فعالیت، نخستین بار برای معرفی خاصیت کشف شده توسط بکرل برای عناصر رادیواکتیو برگزیده شد. با مطالعات بعدی و کار روی عناصر رادیواکتیو توسط هوزی^۴ شیمیدان مجارستانی نشان داده شد، فعالیت یک خاصیت کاملاً فیزیکی می‌باشد و روی اثرات و خواص شیمیایی عناصر تاثیری ندارد. بنابراین می‌توان در زمینه پزشکی نیز برای تشخیص ساخت‌وساز عناصر در بدن از رادیواکتیو کردن همان عنصر با وارد کردن آن در بدن بهره جست [۲و۱].

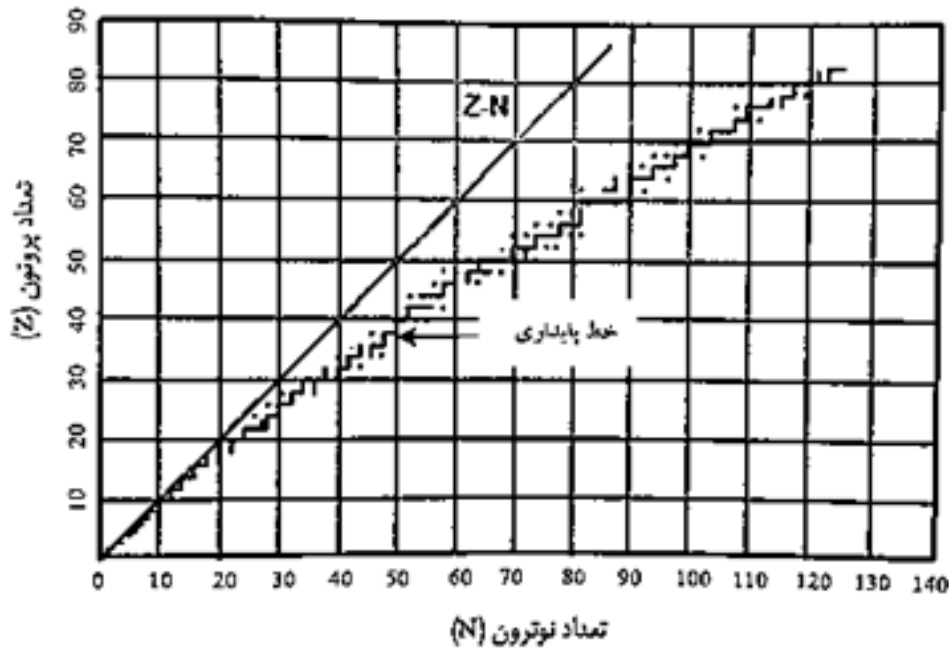
با گذشت زمان و استفاده از مواد رادیواکتیو در پزشکی مشخص شد، پرتوهای ساطع شده از مواد رادیواکتیو یا همان پرتوزا می‌تواند مخاطرات و اثرات زیان‌باری روی انسان و محیط زیست داشته باشند. بنابراین نیاز به وضع قوانین مربوطه و همچنین نظارت در خصوص رعایت استفاده از مواد پرتوزا و دستگاه‌های پرتوساز برای حفاظت انسان و محیط زیست احساس شد. در واقع علم فیزیک بهداشت حرفه کسی می‌باشد که حفاظت انسان، محیط زیست و نسل‌های آینده را در برابر اثرات بیولوژیکی پرتوها با توجه به قوانین و اصول علمی وضع شده در دانش فیزیک بهداشت بر عهده دارد [۳].

1. Henri becquerel
2. Marie Curie
3. Pierre Curie
4. Hevesy

۱-۱- پرتوزایی^۱

پرتوزایی یا همان فعالیت به خاصیت تجزیه خود به خود بعضی از اتم‌ها که در آن هسته یک عنصر با گسیل پرتو به اتمها یا ایزوتوپ عنصر دیگر تبدیل می‌شوند، نسبت داده می‌شود. به لحاظ نظری یک عنصر می‌تواند هر عدد جرمی که بیان‌گر مجموع نوترون و پرتون‌ها است، داشته باشد. این بدان معنی است که هر تعداد پرتون و نوترون دلخواه می‌توانند در کنار یکدیگر قرار گیرند. در حالی که در طبیعت فقط تعداد خاصی از ترکیبات معین و بخصوصی از ترکیب نوترون‌ها و پروتون‌ها هستند که در حالت پایدار قرار دارند. سایر نسبت‌های دیگر پروتون و نوترون ترکیباتی از عناصر ناپایدار را تشکیل می‌دهند [۲].

تاکنون اصولی خاصی مبتنی بر معرفی ترکیبات حاصل از پرتون‌ها و نوترون‌ها در کنار هم جهت پایداری و غیر پایداری شناخته و معرفی نشده است. همچنین در خصوص ماهیت نیرویی که نوترون‌ها و پرتون‌ها را در کنار هم نگه می‌دارد اطلاعات کاملاً شناخته شده‌ای وجود ندارد. بنابراین به این نتیجه می‌رسیم که برای هر عنصر فقط نسبت‌های خاصی از تعداد نوترون‌ها و پرتون‌ها وجود دارند که متداول می‌باشند. یکی از این نسبت‌ها که بیشترین فراوانی نسبی را دارا می‌باشد به عنوان فرم معمولی عنصر در نظر گرفته می‌شود. سایر نسبت‌های موجود را به عنوان ایزوتوپ‌های دیگر همان عنصر در نظر می‌گیرند. همچنین می‌توان نسبت‌های مختلفی از تعداد نوترون به پروتون را برای مدتی ساخت درحالی که این نسبت‌ها ناپایدار بوده و برای رسیدن به حالت پایداری دستخوش تغییراتی می‌شوند. این گونه نسبت‌ها را به عنوان ایزوتوپ‌های ناپایدار برای عناصر مورد نظر معرفی می‌شوند. با رسم نمودار تعداد پروتون به تعداد نوترون برای ۲۷۴ هسته پایدار شناخته شده، می‌توان مشاهده کرد که ابتدا منحنی به صورت یک خط نیم‌ساز شروع می‌شود و با افزایش تعداد نوترون به پرتون منحنی به پایین مایل می‌شود. در نمودار ۱-۱ هسته‌های پایدار روی خط پایداری قرار می‌گیرند و سایر هسته‌های ناپایدار در طرفین خط پایداری قرار خواهند گرفت. بنابراین هسته‌های ناپایدار برای رسیدن به خط پایداری دستخوش تبدیلات داخلی در تعداد نوترون و پروتون خود خواهند بود و در ادامه شاهد متناسب با نوع تبدیل پرتوزایی را شاهد هستیم [۲].



نمودار ۱-۱ هسته‌های پرتوزا در ناحیه سایه‌دار کم رنگ و هسته‌های پایدار در ناحیه پرنگ قرار دارند [۴].

۱-۲- نیمه عمر

زمان لازم برای کاهش هر ایزوتوپ در طول فرآیند واپاشی به یک دوم مقدار اولیه‌اش، معیاری است از سرعت تبدیل آن ایزوتوپ به ایزوتوپی دیگر، این بازه زمانی را نیمه عمر نامیده می‌شود. نیمه عمر خاصیت ذاتی و تغییر ناپذیر برای هر ایزوتوپ محسوب می‌شود. همچنین هر ایزوتوپ آهنگ تبدیل خاص خود را دارد. هیچ عمل فیزیکی یا شیمیایی وجود ندارد که این آهنگ تبدیل را تغییر دهد. نیمه عمر ایزوتوپ‌های گوناگون از چند میکروثانیه تا چند میلیارد سال است [۵]. همان‌گونه که از تعریف نیمه عمر پیدا است، مقدار باقی‌مانده از یک رادیوایزوتوپ بعد از گذشت n نیمه عمر خواهد بود:

$$\frac{A}{A_0} = \frac{1}{2^n} \quad (1-1)$$

که در آن A_0 فعالیت اولیه و A فعالیت باقی مانده پس از گذشت n نیمه عمر می‌باشد.

با رسم نمودار فعالیت بر حسب زمان بر روی کاغذ نیم لگاریتمی مشاهده می‌شود، به صورت خطی راست در آمده، بنابراین این واقعیت بیانگر آن است که فعالیت باقی مانده پس از هر فاصله زمانی را می‌توان از معادله زیر به دست آورد [۵]:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2-1)$$

که در آن A_0 فعالیت اولیه، A فعالیت باقی مانده پس از گذشت زمان t ، λ ثابت واپاشی و e پایه لگاریتم طبیعی می‌باشد. ثابت واپاشی یا همان ثابت تبدیل، کاهش نسبی فعالیت در واحد زمان است و به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\frac{\Delta N}{N}}{\Delta t} = -\lambda \quad (3-1)$$

که در آن N تعداد اتم‌های پرتوزا، ΔN تعداد اتم‌های واپاشیده در فاصله زمانی Δt است، کسر $\frac{\Delta N}{N}$ کاهش نسبی تعداد اتم‌های پرتوزا در فاصله زمانی Δt است و علامت منفی مقابل λ نشان دهنده کاهش کمیت N می‌باشد [۵]. نیمه عمر برای یک رادیوایزوتوپ به سه صورت زیر معرفی می‌شوند:

الف - نیمه عمر فیزیکی:

برای یک رادیوایزوتوپ نیمه عمر فیزیکی یا $t_{1/2}$ ، زمان مورد نیاز برای واپاشی ۵۰٪ از فعالیت اولیه تعریف می‌شود. برای هر رادیوایزوتوپ رابطه بین نیمه عمر فیزیکی و ثابت واپاشی را می‌توان به صورت زیر نشان داد:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (4-1)$$

$$\lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}} \quad (5-1)$$

ب- نیمه عمر بیولوژیکی:

فاصله زمانی که طول می کشد تا بسته به نوع رادیودارو و اندام مورد نظر استفاده از همان پرتو دارو، جهت تشخیص و درمان بعد از وارد شدن به بدن کاملاً دفع شود را گویند. نیمه عمر بیولوژیکی برای انواع پرتو داروها متفاوت می باشد.

ج- نیمه عمر موثر^۱:

نیمه عمر موثر به صورت مجموع نیمه عمر فیزیکی و نیمه عمر بیولوژیکی برای هر ماده پرتوزا یا رادیودارو بیان می شود:

$$\frac{1}{t_{eff}} = \frac{1}{t_b} + \frac{1}{t_p} \quad (۶-۱)$$

$$t_{eff} = \frac{t_b \times t_p}{t_b + t_p} \quad (۷-۱)$$

بنابراین مشاهده می شود نیمه عمر موثر همواره از نیمه عمر فیزیکی کوچکتر خواهد بود. در استفاده از رادیوداروها جهت تشخیص و درمان بیماری نیمه عمر موثر در نظر گرفته می شود. همچنین بعد از گذشت ۱۰ نیمه عمر موثر پرتو دارو دیگر در بدن باقی نمی ماند [۶].

۳-۱- فعالیت

برای مثال در خصوص تابش یا همان پرتوزایی می توان دو رادیوایزوتوپ گوگرد و فسفر را در نظر گرفت. هر دو ایزوتوپ تقریباً تعداد اتم هایشان در هر گرم مساوی می باشد در حالی که نیمه عمر برای ^{35}S برابر ۸۷ روز و برای ^{32}P برابر ۱۴/۳ روز می باشد، بنابراین فسفر سرعت پرتوزایی ۶ برابر بیشتر از پرتوزایی گوگرد پرتوزا را دارد. همان گونه که مشاهده شد، بنابراین پرتوزایی ۱/۶ گرم از ^{32}P تقریباً معادل با ۱ گرم از ^{35}S خواهد بود. توجه به این نکته نیز حائز اهمیت است که در

1. Effect Half-Life

استفاده از ایزوتوپ‌های پرتوزا، توجه اصلی معطوف به تابش‌ها می‌باشد. با توجه به مطالب گفته شده مشخص می‌شود یکای گرم در کارهای مربوط به پرتوزایی، مناسب و یکای مفیدی نیست. بنابراین برای یکای مقدار پرتوزایی باید بر پایه فعالیت تعریفی ارائه گردد تا مفید و سودمند قرار گیرد. این یکا به افتخار هانری بکرل کاشف خاصیت پرتوزایی از عناصر پرتوزا به عنوان بکرل انتخاب شده است و به صورت زیر می‌باشد [۵]:

بکرل، این مقدار برابر تعداد هسته‌های واپاشی شده در ثانیه است

پیش از آنکه در دستگاه SI بکرل به عنوان یکای پرتوزایی پذیرفته شود، یکای کوری با نماد Ci به کار گرفته می‌شد. کوری به صورت مقدار فعالیت ۱ گرم ^{226}Ra در ابتدا تعریف شده بود. به طور مستقیم نیز می‌توان به صورت زیر تعریفی ارائه کرد:

کوری، فعالیت مقداری از ماده پرتوزا است که در هر ثانیه تعداد 3.7×10^{10} اتم در آن واپاشیده می‌شوند. رابطه بین هر یکاهای فعالیت، کوری و بکرل به صورت زیر می‌باشد:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

در فیزیک بهداشت و در سایر کاربردها نیز به همین صورت تعریف شده از آن استفاده می‌کنند [۵].

۱-۳-۱- فعالیت ویژه

فعالیت ویژه برای ارتباط دادن بین مقدار فعالیت انجام شده توسط یک رادیوایزوتوپ و جرم ماده پرتوزا تعریف می‌شود. همان گونه که مشخص شد بکرل و کوری که به عنوان یکای پرتوزایی معرفی شدند، درباره جرم یا حجم ماده پرتوزا با تعداد واپاشی معین چیزی را مشخص نمی‌کنند. بنابراین برای ارتباط دادن بین مقدار فعالیت و جرم ماده پرتوزا فعالیت ویژه معرفی می‌شود. فعالیت ویژه برای یک رادیوایزوتوپ خالص یعنی مخلوطی از ایزوتوپ‌های دیگر را به همراه نداشته باشد به صورت زیر محاسبه می‌گردد.

با در نظر گرفتن یک رادیوایزوتوپ که شامل N اتم می‌باشد، اگر ثابت واپاشی را بر حسب معکوس ثانیه با λ نشان دهیم، بنابراین تعداد واپاشی در ثانیه بصورت λN خواهد بود.

با در نظر گرفتن وزن رادیوایزوتوپ مورد بررسی به مقدار ۱ گرم، تعداد اتم‌های موجود رادیوایزوتوپ مورد نظر به صورت معادله زیر محاسبه خواهد شد:

$$N = \frac{6.03 \times 10^{23} \frac{atom}{mol}}{A \frac{gr}{mol}} \quad (8-1)$$

که در آن A وزن اتمی رادیوایزوتوپ مورد بررسی می‌باشد. بنابراین فعالیت ویژه یا همان فعالیت واحد وزن نمونه مورد بررسی (SN) به صورت معادله زیر بدست می‌آید:

$$SN = \lambda N = \frac{\lambda \times 6.03 \times 10^{23}}{A} Bq / gr \quad (9-1)$$

باید این نکته را توجه داشت که در معادله ۹-۱ زمانی که λ بر حسب یکای ثانیه باشد برقرار است [۵].

۱-۴- رادیوداروها^۱

برای استفاده از ایزوتوپ‌های پرتوزا در فرآیندهای تشخیصی و درمانی در شاخه پزشکی هسته‌ای، همواره با ترکیب یک رادیوایزوتوپ با مواد بیولوژیکی شیمیایی تحت عنوان کیت، رادیوداروهای مورد نیاز برای مصارف گوناگون تشخیصی و درمانی تهیه می‌شوند. برای مثال تعدادی از رادیوداروهای مورد استفاده در شاخه پزشکی هسته‌ای در جدول ۱-۱ گرد آوری شده است.

جدول ۱-۱ تعدادی از رادیوداروهای تشخیصی در پزشکی هسته‌ای [۷].

کاربردها	شکل شیمیایی	رادیودارو
تشخیص و تصویربرداری از قلب، مغز، غدد بزاقی، تیروئید، استخوان	پرتکنات سدیم	^{99m}Tc
تشخیص کار تیروئید و تصویربرداری از تیروئید	یدید سدیم	^{131}I
بررسی کارایی و تصویربرداری از عضلات قلب و گردش خون	کلرید تالوس	^{201}Tl
تصویربرداری تنفسی و مطالعات جریان خون	گاز	^{133}Xe
تصویربرداری از تومورها و التهابات	سیترات گالیم	^{67}Ga

۱-۴-۱- رادیوداروی قلبی (^{99m}Tc -MIBI)

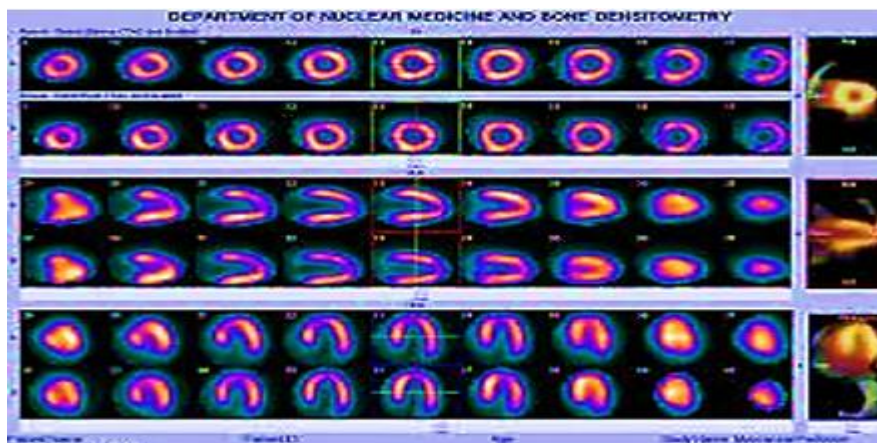
رادیوداروی تشخیصی ^{99m}Tc -MIBI برای تصویربرداری از قلب در اسکن پرفیوژن قلب از ترکیب کیت شیمیایی تترافلوربورات مس تتراکیس به همراه ایزوتوپ پرتوزای ^{99m}Tc جهت ایجاد ترکیب با یکدیگر بدست می‌آید. ^{99m}Tc -MIBI ترکیبی لیپوفیلی با بار مثبت است که در آن درجه اکسیداسیون ^{99m}Tc برابر با ۱ می‌باشد. این رادیودارو به صورت وریدی تزریق می‌شود، به دلیل نیمه‌عمر کم آن در جریان خون پس از گذشت ۴/۳ دقیقه از جریان خون پاک شده و جذب بافت‌های زنده بدن می‌شود. میزان جذب این رادیودارو به مقدار ۱ تا ۲ درصد در عضله قلب، و بقیه در سایر اندام‌های بدن به ویژه کبد تمرکز پیدا می‌کند. بنابراین برای سرعت بخشیدن به دفع کبدی توصیه می‌شود با خوردن شیر و غذای چرب تمرکز رادیودارو در کبد کاهش داده شود. زیرا به دلیل نزدیکی قلب با کبد تداخل تصویر رسیده از انجام فرآیند تصویربرداری را شاهد خواهیم بود. حدود ۸ درصد از بیماران قلبی پس از دریافت این رادیودارو طعم فلزی و تلخ گذرایی را احساس می‌کنند. همچنین

بعضی اوقات مواردی از سردرد، قرمزی پوست، خارش و حالت تهوع نیز در اثر تزریق این رادیودارو در بیماران مشاهده می‌شود.

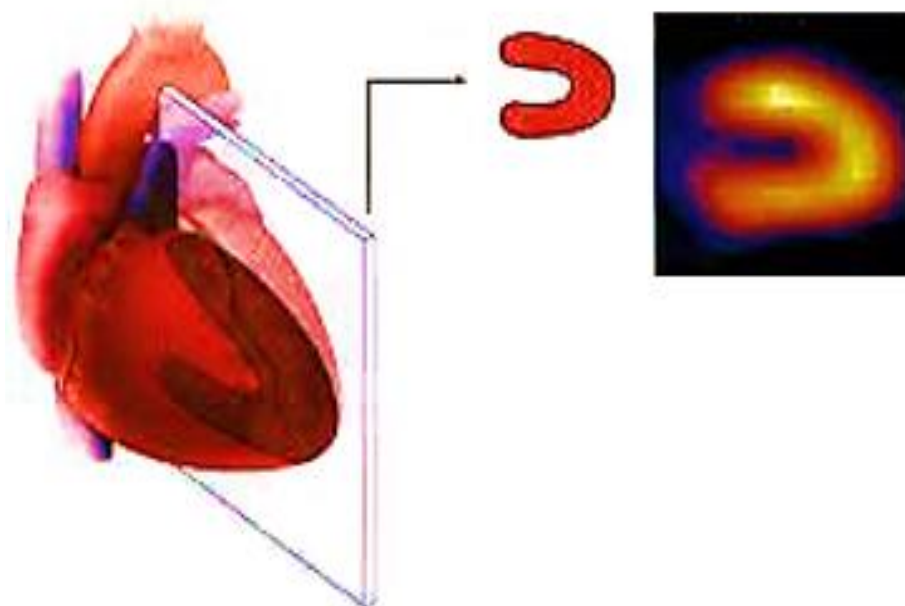
۱-۴-۲- شیوه نشانه دار کردن ($^{99m}\text{Tc-MIBI}$)

- ۱- ابتدا محلول $^{99m}\text{TcCO}_4$ خروجی از ژنراتور مولد ^{99m}Tc ، به مقدار مورد نیاز آماده می‌شود.
- ۲- با ضدعفونی کردن دهانه پلاستیکی زیر پوشش آلومینیومی ویال حاوی تترافلوئوروبورات مس تتراکس، محلول آماده شده در مرحله ۱ به ویال اضافه می‌شود.
- ۳- ویال آماده شده از مراحل ۱ و ۲ بلافاصله در داخل حمام آب گرم قرار می‌گیرد تا جوش آورده شود. پس از گذشت مدت زمان حدود ۱۰ دقیقه بعد از جوش آمدن ویال برای استفاده، به حفاظ سربی انتقال داده می‌شود.

رادیوداروی تولید شده $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ دارای تابش گاما با گزارهای ایزومری خود می‌باشد. تابش 140 keV با احتمال 98% و تابش 142 keV با احتمال 2% هر دو گزار ایزومری این رادیودارو می‌باشند. با تزریق این رادیودارو به بیماران قلبی و ثبت تابش‌های حاصل از بدن بیماران توسط دوربین گاما می‌توان تصاویر مربوط به قلب را تهیه کرد [۸]. در شکل ۱-۱ و ۲-۱ یک نمونه از تصاویر مربوط به اسکن قلب با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ را نشان می‌دهد:



شکل ۱-۱ نمونه‌ای از اسکن پرفیوژن میوکارد قلب با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$



شکل ۲-۱ تصویر سازی از قلب به روش مقطع نگاری توموگرافی از قلب

۱-۵- انواع واپاشی‌های پرتوزا

هسته‌های ناپایدار برای رسیدن به حالت پایداری با گسیل ذره یا تابش الکترومغناطیس به صورت پرتو همراه هستند. عموماً در واپاشی‌های هسته‌ای شاهد گسیل ذرات α ، β ، n ، p و یا ذرات سنگین‌تر همچون گسیل پرتو γ هستیم.

۱-۵-۱- پرتوهای یون‌ساز

پرتوهای یون‌ساز پرتوهای الکترومغناطیسی یا ذره‌ای هستند که بتوانند هنگام عبور از ماده یون‌هایی تولید نمایند که این اصطلاح شامل پرتوهای حاصل از مولدهای اشعه ایکس و شتاب دهنده‌های ذرات و همچنین تابش‌های حاصل از مواد پرتوزا و رآکتورهای اتمی خواهد بود. پرتو یا ذرات می‌توانند به دو صورت یون‌سازی را انجام دهند [۹]:

الف - یون‌سازی مستقیم

شامل کلیه ذرات باردار مانند الکترون، پرتون، آلفا و غیره که مستقیماً محیط را یونیزه می‌کنند.

ب- یون سازی غیرمستقیم

شامل نوترون ها و فوتون ها، این پرتوها یون سازی محیط را بطور غیرمستقیم انجام می دهند. یعنی ابتدا ذرات ثانویه بارداری مانند الکترون ها را بوجود می آورند و سپس ذرات باردار عمل یونیزاسیون را انجام می دهند [۹].

۱-۶- پرتو گاما

پرتوگاما از جنس پرتوهای الکترومغناطیسی می باشد. مشابه با پرتو ایکس و نور بوده و دارای طول موج کوتاه تری نسبت به سایر پرتوهای الکترومغناطیسی هستند. هر دو این پرتوها از تغییرات سطوح انرژی برای پرتو گاما در داخل هسته و برای پرتو ایکس خارج از هسته در ابعاد اتمی به وجود می آیند. پرتو گاما در هنگام فروپاشی هسته به صورت بسته های فوتون از هسته خارج می شود. به همین خاطر اغلب به آن فوتون نیز اطلاق می گردد. مطابق با معادله زیر انرژی با فرکانس و طول موج ارتباط دارد:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (10-1)$$

که در رابطه بالا ν فرکانس، c سرعت نور، h ثابت پلانک و λ طول موج می باشد.

۱-۶-۱- فیزیک برهم کنش پرتو گاما با ماده

پرتو گاما به صورت یکی از پدیده های، فوتو الکترونیک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج یون بسته به انرژی پرتو گاما و چگالی الکترون یا عدد اتمی ماده مورد نظر در شدت و اندازه های مختلف صورت می گیرد. هنگامی که یک فوتون گاما با توده ای مثلا حفاظ ضخیم، کریستال آشکارساز و یا دست یک فردی که با رادیوایزوتوپ کار می کند برخورد نماید، واکنش اولیه برخورد فوتون با یک الکترون و یا سطح هسته یک اتم خواهد بود. هر سه پدیده یاد شده برای برهم کنش فوتون با ماده،

متضمن خارج شدن یک الکترون از اتم یا تولید زوج یون می‌باشد. بنابراین الکترون تولید شده متعاقباً در داخل ماده حرکت کرده و با برخورد با اتم‌های دیگر باعث به وجود آمدن انرژی جنبشی و بلاخره یونیزاسیون وسیع در یک حجم نسبتاً بزرگی می‌گردد [۱۰].

۱-۶-۱-۱- برهم‌کنش فوتوالکتریک

پدیده فوتوالکتریک هنگام برخورد پرتو گاما و پرتو ایکس با یک ماده حساس رخ می‌دهد. در واقع برخورد فوتون با الکترون‌های اتمی ماده هدف باعث جذب فوتون و خروج الکترون از اتم خواهد شد. بنابراین در چنین حالتی انرژی فوتون باید به اندازه‌ای باشد که بر انرژی بستگی الکترون به اتم، فائق آمده و بقیه انرژی خود را به صورت انرژی جنبشی به الکترون خارج شده از اتم، منتقل کند.

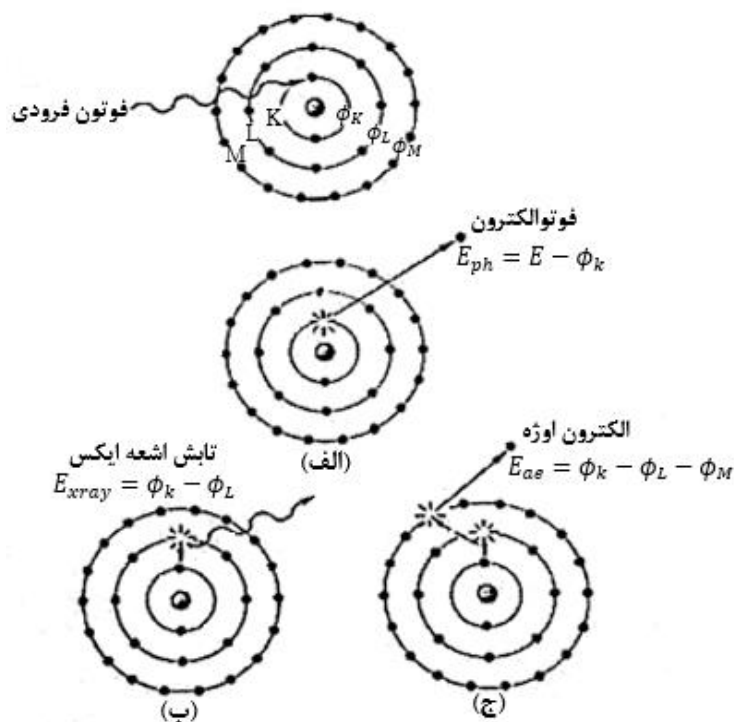
$$E_{\text{photoelectron}} = E_{\gamma} - E_B \quad (11-1)$$

در معادله ۱-۱۱، E_{γ} انرژی پرتو گامای فرودی و E_B انرژی بستگی الکترون به اتم می‌باشد. خروج الکترون از اتم در اثر پدیده فوتوالکتریک از یکی از لایه‌های الکترونی K، L، M و N صورت می‌گیرد. همان‌گونه که در شکل ۱-۳ دیده می‌شود، شاهد ۳ محصول هستیم:

الف- پرتو اختصاصی یا الکترون‌های اوژه

ب- الکترون آزاد شده

ج- یون مثبت



شکل ۱-۳ پدیده فوتوالکتریک و محصولات آن

با خارج شدن الکترون از لایه الکترونی، در لایه مذکور یک حفره ایجاد می‌شود. بنابراین الکترون‌های لایه‌های بالاتر حفره ایجاد شده را پر خواهند کرد. این فرآیند باعث تغییر انرژی ترازهای اتمی می‌شود. این تغییر در انرژی به واسطه اشعه اختصاصی و یا الکترون‌های اوزه جبران می‌شود. احتمال وقوع اشعه اختصاصی یا همان پرتو ایکس تابعی از عدد اتمی ماده واقع در واکنش با پرتو گامای فرودی می‌باشد. بدین ترتیب اتم‌های سنگین‌تر با احتمال بیشتری پرتو ایکس و اتم‌های سبک‌تر با احتمال بیشتری الکترون‌های اوزه در برهمکنش با فوتون فرودی ایجاد می‌کنند. الکترون‌های لایه K برای مثال در بافت نرم دارای انرژی بستگی کمی حدود 0.5 keV می‌باشند. بنابراین این کاهش انرژی بستگی موجب می‌شود جذب انرژی در نقطه وقوع برهمکنش فوتوالکتریک کم بوده و قسمت اعظم انرژی فوتون فرودی به الکترون‌های آزاد و بقیه آن به الکترون‌های اوزه که معمولاً برد کمی دارند منتقل شود. بنابراین با افزایش انرژی فوتون فرودی و عدد اتمی ماده، انرژی فوتوالکتریک‌ها و اشعه اختصاصی افزایش می‌یابد. در این صورت، انرژی فوتون فرودی به نقاط دورتری از محل برهمکنش

منتقل خواهد شد. بیشترین ضریب جذب انرژی فوتون فرودی برای پدیده فوتوالکتریک، زمانی روی می‌دهد که انرژی فوتون فرودی تقریباً با انرژی بستگی الکترون در یکی از لایه‌های الکترونی اتم مثلاً لایه K مساوی باشد. با افزایش انرژی فوتون، جذب فوتوالکتریک با توان سوم انرژی کاهش می‌یابد. از طرفی دیگر، این احتمال با توان سوم عدد اتمی رابطه مستقیم دارد:

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \frac{Z^3}{E^3} \quad (12-1)$$

توزیع زاویه‌ای فوتوالکترئون‌ها در این پدیده برای لایه K با فرمول سوآتر-گاوریل^۱ به صورت زیر می‌باشد:

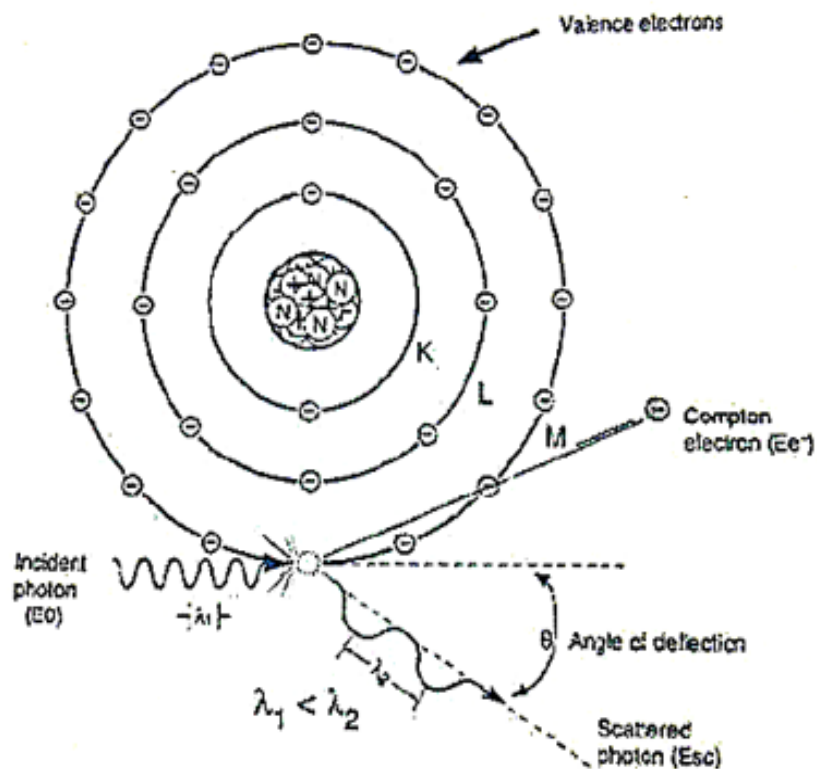
$$\frac{d\sigma}{d(\cos\theta)} \propto \frac{\sin^2\theta}{(1-\beta\cos\theta)} \left(1 + \frac{1}{2}\gamma(\gamma-1)(\gamma-2)(1-\beta\cos\theta)\right) \quad (13-1)$$

در معادله ۱۳-۱ $\beta = \frac{v}{c}$ ، $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}}$ ، c سرعت نور، v سرعت فوتوالکترئون و θ زاویه بین امتداد

مسیر فوتون ورودی و مسیر فوتو الکترون می‌باشد [۱۰].

۱-۶-۱-۲- پراکندگی کامپتون

در پراکندگی کامپتون فوتون فرودی با یکی از الکترون‌های لایه خارجی اتم که با انرژی بستگی کمتری مقید به هسته می‌باشند، وارد برهمکنش می‌شود. با برخورد فوتون به الکترون بخشی از انرژی فوتون به الکترون انتقال یافته و باعث خارج شدن الکترون مذکور به بیرون از اتم می‌شود. در شکل ۱-۴ نحوه برهمکنش نشان داده شده است. فوتون نیز پس از برخورد پراکنده شده و طول موجش افزایش می‌یابد یا به عبارتی مطابق با معادله ۱-۱۰ انرژی فوتون فرودی کاهش می‌یابد.



شکل ۴-۱ برهمکنش کامپتون و محصولات آن

با نوشتن قوانین بقای اندازه حرکت خطی و بقای انرژی برای پراکندگی کامپتون، معادلات زیر بدست می‌آید:

$$E_{\gamma}' = \frac{E_{\gamma}}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (14-1)$$

$$E_e = \frac{E_{\gamma} \alpha (1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad \cos \varphi = (1 + \alpha) \left(\tan \frac{\theta}{2} \right) \quad (15-1)$$

که در معادلات بالا E_{γ}' ، E_e و E_{γ} به ترتیب انرژی فوتون فرودی، انرژی فوتون پراکنده شده و انرژی جنبشی الکترون خارج می‌باشند. θ زاویه بین راستای فوتون فرودی و امتداد فوتون منحرف شده، φ زاویه بین راستای فوتون فرودی و امتداد مسیر الکترون پراکنده شده و $\alpha = E_{\gamma} / 0.511 \text{ MeV}$ می‌باشند.

با توجه به معادلات ۱۴-۱ و ۱۵-۱ مشاهده می‌شود، زمانی که θ معادل با ۱۸۰ درجه باشد شاهد فوتون برگشتی^۱ خواهیم بود. در این صورت الکترون پرتاب شده حداکثر انرژی و فوتون برگشتی کمترین انرژی را دارا می‌باشد.

$$(E_e)_{Max} = \frac{2\alpha E_\gamma}{1+2\alpha} \quad (۱۶-۱)$$

$$(E_\gamma')_{Min} = \frac{E_\gamma}{1+2\alpha} \quad (۱۷-۱)$$

در ادامه با افزایش انرژی فوتون فرودی از محدوده فوتوالکتریک به کامپتون، غالباً پدیده کامپتون صورت می‌گیرد. در صورت افزایش بیشتر انرژی، احتمال جذب به صورت اثر کامپتون کاهش می‌یابد. سطح مقطع دیفرانسیلی اثر کامپتون بر اساس رابطه کلین-نیشینا^۲ به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\frac{d\sigma}{d\varepsilon} = \pi r_e^2 \times \frac{0.511}{E_\gamma} \times Z \times \left(\varepsilon + \frac{1}{\varepsilon}\right) \times \left(1 - \frac{\varepsilon \sin^2 \theta}{1 + \varepsilon^2}\right) \quad (۱۸-۱)$$

که در آن $\varepsilon = \frac{E_\gamma'}{E_\gamma}$ و r_e شعاع الکترون و Z عدد اتمی و θ زاویه پراکندگی می‌باشد [۱۰].

۱-۶-۱-۳- تولید زوج یون

زمانی که یک فوتون گاما با انرژی نسبتاً زیاد با میدان الکتریکی یک هسته برخورد می‌کند، زوج یون e^- و e^+ در اثر نابود شدن فوتون فرودی ایجاد می‌شوند. هر کدام از این ذرات دارای جرمی معادل با ۵۱۱ keV می‌باشند. از طرفی جهت تولید زوج یون حداقل انرژی مورد نیاز ۱۰۲۲ keV می‌باشد. انرژی مازاد نیز از فوتون فرودی به صورت انرژی جنبشی در زوج یون ایجاد شده ظاهر می‌شود. عملاً تولید زوج یون در انرژی‌های پایین‌تر از $۱/۵ \text{ MeV}$ از اهمیت زیادی برخوردار نیست ولی در انرژی‌های بالاتر از ۵ MeV دارای مکانیسم عمده‌ای خواهد بود. زیرا پوزیترون پرتاب شده بلافاصله با یک الکترون برخورد نموده و در عملی عکس تولید زوج یون شاهد ایجاد دو فوتون گاما با

1. Back scattering
2. Klein-Nishina

انرژی ۵۱۱keV تولید می‌باشیم. این دو فوتون تولید شده در زاویه ۱۸۰ درجه از یکدیگر پراکنده می‌شوند [۹]. با فهمیدن برهم‌کنش‌های پرتو گاما با ماده مشاهده می‌شود استفاده از رادیوداروی گاما زای $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ می‌تواند با برهم‌کنش‌های یاد شده سبب اختلال در بدن انسان و بروز بیماری گردد. بنابراین در این باره لزوم حفاظت در برابر پرتو اهمیت پیدا می‌کند.

۱-۷- لزوم حفاظت در برابر پرتو

با گذشت بیش از یکصد سال از کشف مواد پرتوزا، استفاده از پرتوهای یون‌ساز یکی از عوامل زیان آور، برگشت ناپذیر و غیر قابل درمان، در نزد افرادی می‌باشند که به نحوی با پرتو سر و کار دارند و یا افرادی که جهت تشخیص و درمان مراجعه می‌نمایند. تماس با مقدار بیش از حد پرتوهای یون‌ساز می‌تواند اثراتی روی دستگاه خون‌ساز، دستگاه گوارش، سیستم اعصاب مرکزی و در نهایت کل بدن بگذارد یا ممکن است آثار آن در نسل‌های بعدی ظاهر شود [۳]. با پیشرفت در زمینه شناسایی خطرات و توانایی در اندازه‌گیری پرتوهای یون‌ساز، رهنمودهای مربوطه جهت استفاده از وسایل حفاظت فردی، رعایت مقررات و آئین‌نامه‌های موجود در امر حفاظت ساختمان که در آن دستگاه‌های مولد یا منابع پرتوهای یون‌ساز قرار دارند می‌تواند تا حد زیادی این اثرات و آسیب‌ها را کاهش دهد. به طور کلی حفاظت در برابر پرتو، استفاده از مزایای کاربرد پرتوها در همه زمینه‌ها و کنترل خطرات ناشی از آن بر روی مردم، کارکنان، محیط زیست و در آخر نسل‌های آینده می‌باشد [۳].

۱-۷-۱- تاثیرات پرتوهای یون‌ساز

در حالت کلی اثرات پرتوهای یونساز در دو دسته کلی قرار می‌گیرند. اثرات قطعی و اثرات احتمالی.

الف- تاثیرات قطعی

اثرات قطعی ناشی از دریافت پرتوهای یونیزان در پی دریافت مقدار نسبتاً زیاد پرتو در بافت‌های بدن صورت می‌گیرد. پس از دریافت دز بالا از پرتو تعداد زیادی از سلول‌های بافت می‌میرند و شاهد اثرات

قطعی خواهیم بود. بنابراین در ادامه دور از انتظار نیست که شاهد از دست دادن فعالیت اندام‌ها و عملکرد آنها بود. همچنین یک حد آستانه وجود خواهد داشت که پایین‌تر از حد آستانه تاثیرات قطعی ناشی از دریافت پرتو نشان داده نخواهند شد. همچنین با گذشت از حد آستانه، متناسب با افزایش مقدار پرتوگیری، صدمات ناشی از دریافت پرتو نیز بیشتر می‌شود و اثرات قطعی نیز نمایان‌تر خواهند شد. برای مثال، آب مروارید، ملتهب شدن پوست و... نشانه دریافت پرتو بیش از حد و اثر قطعی می‌باشند [۳].

ب- تاثیرات احتمالی

اثرات احتمالی برای تمامی سطوح پرتوگیری اتفاق می‌افتند. یکی از خطرناک‌ترین اثرات، مربوط به احتمال بروز سرطان بعد از گذشت چند سال در افرادی می‌باشد که در معرض اینگونه پرتوگیری‌ها قرار گرفته بودند. بروز اثرات احتمالی دور از انتظار نیست که برای فردی هرگز اتفاق نیافتد، اما با افزایش دز دریافتی از پرتو، احتمال وقوع اثرات احتمالی نیز برای فرد افزایش خواهد یافت. ظاهر شدن اثرات ناشی از این نوع پرتوگیری‌ها برای مقادیر کم دز دریافتی در یک شخص بعید به نظر می‌رسد. اما ظاهر شدن اینگونه اثرات در کسر کوچکی از یک جامعه پرتو دیده نیز دور از انتظار نمی‌باشد. بنابراین معقول می‌باشد که آستانه‌ای برای اثرات احتمالی و برای دزهای کم مقدار وجود ندارد. احتمال بروز اینگونه اثرات با افزایش دز دریافتی همراه خواهد بود. بنابراین هیچ سطح اطمینانی از دز دریافتی برای معرفی به عنوان سطح مرجع برای اینگونه پرتوگیری‌ها وجود نخواهد داشت [۳].

۱-۸- اهداف حفاظت در برابر پرتو بر اساس استانداردهای پایه و نظر NCRP^۱

بر اساس نظر انجمن حفاظت در برابر پرتو ایالات متحده یا همان NCRP اهداف حفاظت در برابر پرتو را در دو عنوان زیر می‌توان خلاصه کرد:

1. National Council on Radiation Protection

الف- جلوگیری از بروز عوارض قطعی قابل پیش بینی تشعشع، با نگه داشتن پرتوگیری در زیر حدود آستانه.

ب- محدود نمودن مخاطره آثار احتمالی تا سطح مورد قبول توسط بکارگیری مقررات فنی و اجرایی به منظور اطمینان از ایمنی منبع و نیز کاهش احتمال پرتوگیری از منابع پرتوزا به کمترین حد ممکن بر اساس اصل ALARA^۱.

۱-۸-۱- اصل ALARA

با در نظر گرفتن یک فرضیه غیر آستانه‌ای یا همان نبود حدود مشخص برای پرتوگیری، نیاز است قوانین و مقررات اصول حفاظت در برابر اشعه تدوین و مشخص گردد، تا بتوان میزان پرتوگیری کارکنان کار با مواد پرتوزا و اشخاص در معرض پرتوگیری را به حداقل ممکن کاهش داد. البته باید به این نکته نیز اشاره شود که با در نظر گرفتن عوامل مختلفی از جمله پرتوهای طبیعی و زمینه موجود در محیط اطراف که کاهش آنها به سمت صفر امکان پذیر نیست نیز در برنامه‌ها و اصول ارائه شده گنجانده شود. این معیار و اصول تحت عنوان اصل ALARA یا همان هرچه کمتر مواجه شدنی شناخته شده است. به عبارتی بایستی میزان مواجهه با دز دریافتی از پرتوگیری را به حداقل ممکن کاهش داد. بر این اساس قبل از هر اقدامی باید سود و زیان ناشی از فعالیت پرتوی یا کار با پرتو قبل از شروع به کار برآورد شود. بنابراین کار با پرتو زمانی قابل توجیه می‌باشد که سود حاصله از کار بیشتر از مضرات آن باشد. برای مثال، یکی از راه‌های درمان برخی از بیماری‌ها، استفاده از دارو است. از طرفی مشخص است که استفاده از دارو علاوه بر درمان بیماری یا همان سود دارای عوارض جانبی یا همان ضرر نیز به دنبال دارد. بنابراین انجام اقدامات درمانی با دارو زمانی قابل قبول می‌باشد که عوارض جانبی ناشی از مصرف دارو بیشتر از علائم بیماری نباشد. در ادامه با توجیه نمودن فعالیت پرتوی در ارتباط با کاهش مضرات آن، ضروری است اقدامات حفاظتی مناسب اعمال شود. از طرفی

1. As Low As Reasonably Achievable

برای انجام هرگونه اقدام حفاظتی بدیهی است که هزینه‌ای را نیز به دنبال خواهد داشت. بنابراین بهینه‌سازی اقدامات حفاظتی مورد نظر جهت کاهش هزینه اولویت پیدا می‌کند. در ادامه با بازگشت به مثال بالا، می‌توان این‌گونه تصور نمود که برای درمان نوع خاصی از بیماری داروهای گوناگونی وجود دارند که هرکدام از آنها دارای عوارض جانبی خاص خود و قیمت تهیه نیز بسته به عوارض جانبی استفاده متفاوت می‌باشد. به عبارتی داروی با عوارض جانبی کمتر گرانتر می‌باشد. در این مورد دارو بر اساس هزینه و عوارض جانبی آن بایستی انتخاب شود. در آخر با در نظر گرفتن سود و ضرر و بهینه‌سازی متعارف اقدامات حفاظتی، لازم است حدود پرتوگیری استاندارد حفظ شود. یا به بیان دیگر پرتوگیری افراد پایین‌تر از حدود تعریف شده ملی قرار گیرد. با نگاه به مثال یاد شده، لازم است پس از توجیه استفاده از دارو و انتخاب نوع بهینه آن، میزان مصرف دارو با توجه به دوره درمان و مطابق نظر پزشک محدود گردد [۱۱].

فصل دوم:

حفاظت و مونیتورینگ فردی

در بخش پزشکی هسته‌ای

مقدمه

یکی از عوامل زیان آور محیط کار، پرتوهای یون ساز می باشند که می توانند سبب ایجاد آسیب‌های جدی و برگشت ناپذیر و غیر قابل درمان، در نزد افرادی که به نحوی با پرتو سر و کار دارند و یا افرادی که جهت تشخیص و درمان مراجعه می نمایند، شود. تماس با مقدار بیش از حد مجاز پرتوهای یون ساز می تواند اثراتی روی دستگاه خون ساز، دستگاه گوارش، سیستم اعصاب مرکزی و در نهایت کل بدن بگذارد یا ممکن است آثار آن در نسل‌های بعدی ظاهر شود. استفاده صحیح و مناسب از وسائل حفاظت فردی در رعایت مقررات و آئین نامه‌های موجود در امر حفاظت ساختمان که در آن دستگاه‌های مولد یا منبع پرتوهای یون ساز قرار دارند می تواند تا حد زیادی این اثرات و آسیب‌ها را کاهش دهد. لذا آگاهی، آشنایی و کاربرد این دستورالعمل‌ها توسط کارکنان با پرتو، می تواند نقش مهمی در حفاظت پرتوها ایفا کند. اگر این افراد آگاهی لازم را نداشته باشند در نتیجه رفتار بهداشتی آنها صحیح نبوده و ممکن است باعث آسیب رساندن به خود و یا به افرادی که جهت تشخیص یا درمان بیماری مجبور به استفاده از پرتوها هستند، گردند. پس میزان آگاهی این افراد امری لازم و ضروری می باشد [۱۲].

۲-۱- مفاهیم پایه در دزیمتری

واژه دزیمتری مربوط به فرآیند، محاسبه، ارزیابی و در نهایت اندازه‌گیری انرژی جذب شده در بافت‌های بدن انسان در نتیجه برخورد پرتوهای یون ساز با بدن اطلاق می‌شود. در صورتی که پرتوگیری بدن از منابع پرتوزایی باشد که، خارج از بدن قرار داشته باشند، پرتوگیری خارجی نامیده

می‌شود. همچنین هنگامی که منابع پرتوزا در داخل بدن قرار داشته باشند و بافت‌های بدن پرتوگیری از منابع داخلی را داشته باشند نوع پرتوگیری را پرتوگیری داخلی می‌نامند. در دزیمتری هدف نهایی، تعیین مقادیر گوناگون کمیت‌های دز جهت استفاده در امور پژوهشی، درمان و تشخیص و در سیستم‌های دزیمتری برای اقدامات حفاظتی می‌باشد. مقادیر حاصل از اندازه‌گیری و محاسبات بسته به نوع فرضیات و الگوریتم‌های در نظر گرفته شده و روش استفاده جهت دزیمتری می‌توانند متفاوت باشند [۱۳].

۲-۱-۱- دزیمتری

در اوایل دانش پرتوشناسی و استفاده از پرتو جهت درمان و تشخیص در حوزه کاربرد پزشکی، یکای دقیقی که بتوان برای حفاظت در برابر پرتو و اشعه مناسب باشد در دسترس نبود. دزسنج متداول مورد استفاده جهت حفاظت در برابر پرتو یک قطعه فیلم عکاسی دندان بود که با یک گیره کاغذی به فیلم متصل می‌شد. توسط این دزسنج بیشینه دز مجاز در یک روز کاری، مقدار پرتوگیری بود که می‌توانست یک سایه قابل آشکارسازی بر روی فیلم ایجاد کند. برای دزهای بالاتر و مقاصد دیگر، یکای دز غالباً "یکای التهاب پوست" بود. هیچ کدام از این دو یکا به دلیل وابستگی زیاد به انرژی و کاستی‌های ذاتی دیگر نمی‌توانستند از لحاظ زیست‌شناختی برای مطالعه کمی اثرات زیست‌شناختی تابش یا حفاظت در برابر تابش سودمند و مناسب باشند. از طرفی باید بین پرتوگیری تابش و دز جذب شده تابشی نیز تفاوت قائل شد زیرا مقدار انرژی که جسم از میدان تابشی جذب می‌کند وابسته به انرژی می‌باشد.

۲-۱-۲- دز جذب شده

آسیب حاصل از پرتو به جذب انرژی بستگی دارد، همچنین با انباشت انرژی جذب شده در بافت نیز متناسب است. بر این اساس یکای اصلی دز تابشی به صورت انرژی جذب شده در یکای جرم بافت بیان می‌شود. این یکا به نام گری معروف است و به صورت زیر معرفی می‌شود:

یک گری عبارت است از مقدار انرژی تابشی جذب شده بر جرم بافت $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$

این یکا برای تمام انواع تابش یون ساز خارجی از جمله تابش گاما، نوترون، ذرات باردار و ایزوتوپ‌های پرتوزایی که درون بدن قرار می‌گیرند قابل استفاده است. قبل از آنکه یکاهای SI پذیرفته شوند، دز تابشی با یکایی به نام راد^۱ اندازه‌گیری می‌شد. راد بنا به تعریف تابش جذب شده متناظر است با:

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

از آنجا که $1\text{J} = 10^7\text{erg}$ و $1\text{kg} = 1000\text{gr}$ است بنابراین داریم:

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

۲-۱-۳- پرتوگیری^۲

در بررسی تابش خارجی با شار انرژی معین، مقدار تابش جذب شده در هر نقطه از اندام‌های بدن به عوامل زیر بستگی دارد:

۱- نوع و انرژی تابش

۲- فاصله عمقی محل دریافت دز در داخل اندام

۳- مواد تشکیل دهنده محیط جاذب در آن نقطه

برای معرفی یکای پرتوگیری که اندازه‌گیری شار فوتون اساس کار این یکا می‌باشد، متناسب است با مقدار انرژی انتقال یافته از میدان پرتو ایکس به واحد جرم هوا. هر یکای پرتوگیری به صورت مقداری از تابش گاما یا ایکس است که بتواند در هر کیلوگرم از هوا یون‌های حامل ۱ کولن بار با هر علامتی ایجاد کند:

$$1\text{X} = 1\text{C/kg (air)} \quad (3-2)$$

از آنجا که یونش حاصل از تابش نسبتاً به آسانی قابل اندازه‌گیری است، یکای پرتوگیری بر حسب یونش هوا تعریف می‌شود. ولی در انرژی‌های فوتونی کمتر از چندین keV و بیشتر از چند MeV

1. Radiation Absorbed dose

2. Exposure

اندازه‌گیری یکای پرتوگیری تا حدی دشوارتر خواهد بود. به همین دلیل، یکای پرتوگیری تنها در مورد پرتوهای ایکس و گامایی که انرژی آنها از ۳MeV تجاوز نمی‌کند به کار می‌رود. در مورد فوتون‌هایی که انرژی بالاتری دارند، پرتوگیری بر حسب یکای وات ثانیه بر متر مربع و آهنگ پرتوگیری بر حسب وات بر متر مربع بیان می‌شود. از طرفی هر تک یون تولید شده دارای بار $1.6 \times 10^{-19} C$ و میانگین انرژی لازم برای تولید هر زوج یون در هوا برابر ۳۴eV است، بنابراین می‌توانیم یکای پرتوگیری را به یکای اصلی جذب انرژی در واحد جرم هوا تبدیل کنیم:

$$1X = 1 \frac{C}{Kg (air)} \times \frac{Ion}{1.6 \times 10^{-19} C} \times 34 \frac{eV}{Ion} \times 1.6 \times 10^{-19} J / eV \times 1 \frac{Gy}{J} = 34 Gy (air) \quad (4-2)$$

همچنین باید توجه شود که یکای پرتوگیری، یک معیار تجمعی می‌باشد. بنابراین به مدت زمانی که در طی آن پرتوگیری صورت می‌پذیرد بستگی ندارد. شدت میدان انتشار دهنده پرتو گاما یا ایکس معمولاً به صورت آهنگ پرتوگیری تعریف و با یک‌گاهی مانند کولن بر ساعت بیان می‌شود. البته لازم به ذکر است که پرتوگیری کل برابر با حاصلضرب آهنگ پرتوگیری در زمان است.

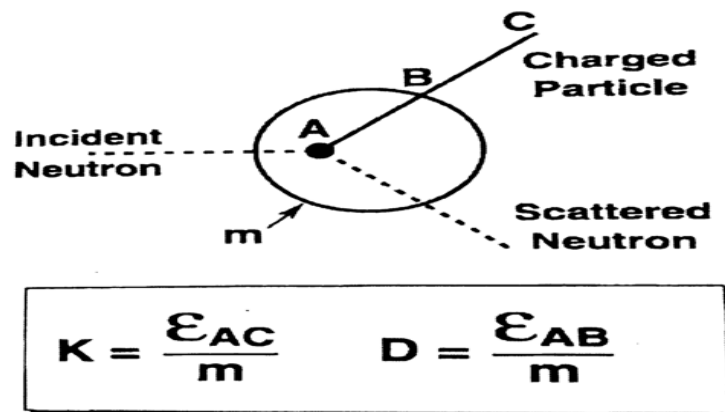
واحد اولیه پرتوگیری قبل از پذیرش دستگاه SI، رونتگن نامیده می‌شد. هر رونتگن برابر بود با مقدار تابشی از ایکس یا گاما که بتواند یون‌هایی شامل یک ایستا کولن با هر علامتی در هر سانتی‌متر مکعب هوا در دمای صفر درجه سلسیوس و فشار ۷۶۰ mmHg تولید کند.

۲-۱-۴ - کرما^۱

برای برخی از تابش‌های یوننده غیر مستقیم، همانند نوترون‌های تند و پرتوهای ایکس، گاهی به انرژی جنبشی ذرات یوننده اولیه مانند فوتوالکترن‌ها، الکترون‌های کامپتون و... تولید شده در برخورد اولیه پرتوهای یون‌ساز غیر مستقیم احتیاج داریم. این کمیت کرما نام دارد و در دستگاه یکاهای SI بر حسب ژول بر کیلوگرم یا همان گری اندازه‌گیری می‌شود.

1. Kinetic Energy Released in Matter(KERMA)

کرما، به دلیل کاسته شدن پیوسته شار تابش یوننده اولیه غیرمستقیم، با افزایش عمق محیط جاذب کاهش می‌یابد. اما دز جذب شده با افزایش عمق تا رسیدن به یک مقدار بیشینه افزایش یافته و سپس با ادامه افزایش عمق کاهش می‌یابد. دلیل افزایش نیز چگالی ذرات یوننده اولیه و ذرات ثانویه‌ای که این ذرات را تولید می‌کنند زیاد می‌شود. دز جذب شده در عمقی که برد ذرات یوننده اولیه بیشینه است به مقدار بیشینه می‌رسد. رابطه بین کرما و دز تابش در شکل ۱-۲ نمایان است.



شکل ۱-۲ ارتباط بین دز جذب شده و کرما برای باریکه‌ای از نوترون [۲۰]

همچنین برای شکل ۱-۲ باید بیان شود که D بیانگر دز جذب شده می‌باشد به عبارتی برای مثال اگر یک فوتون با قسمتی از یک بافت برخورد کند مقدار انرژی جذب شده یا ϵ_{AB} را در واحد جرم بافت مورد نظر دز جذب شده نامیده و با D نمایش داده می‌شود. برای کرما یا همان انرژی جنبشی ذرات یوننده اولیه یا ϵ_{AC} که توسط فوتون‌ها در بافت به وجود می‌آیند با K نمایش داده شده است.

۱-۲-۵- دز معادل^۱

بنا به تعریف دز معادل به عبارتی یک طراحی وزنی از دز جذب شده برای اهداف حفاظت در برابر اشعه و واحد آن در دستگاه یکاهای SI سیورت می‌باشد. برای دانستن تمام کمیت‌ها و انواع پرتوهای یون‌ساز و مقایسه آن‌ها بایستی از تعریف دز معادل که به صورت زیر معرفی می‌شود استفاده شود:

$$H_T = D \times Q \quad (۵-۲)$$

1. Dose Equivalent

که در معادله ۲-۵، D دز جذب شده و Q ضریب کیفیت نامیده می‌شود. همان‌گونه که در جدول ۲-۱ نمایان است، این ضریب کیفیت به LET^۱ یا انتقال انرژی خطی حاصل از پرتو در محیط مورد نظر بستگی دارد. یکای انتقال انرژی خطی در بافت معمولاً با $keV / \mu m$ معرفی می‌شود و بسته به نوع محیط و انرژی اولیه حاصل از پرتو مورد نظر در هر محیط برای یک پرتو یکسان متفاوت خواهد بود.

جدول ۲-۱ رابطه بین ضریب کیفیت با LET [۲۰]

LET در آب برحسب $keV / \mu m$	Q
۳/۵ یا کمتر	۱
۳/۵-۷	۱-۲
۷-۲۳	۲-۵
۲۳-۵۳	۵-۱۰
۵۳-۱۷۵	۱۰-۲۰

۲-۱-۶- دز موثر^۲

با توجه به استانداردهای تعیین شده در خصوص ایمنی تابش فرض شده است، احتمال ایجاد یک اثر تاخیری از دریافت پرتو برای هر بافتی با دز معادل آن بافت متناسب است. اما باید در نظر گرفت که حساسیت بافت‌های گوناگون، مقدار ضریب تناسب در بافت‌های متفاوت یکسان نیست. برای مثال در پرتوگیری از یک تابش غیر یکنواخت، مثل پرتوگیری قسمتی از بدن از یک میدان تابش خارجی، یا پرتوگیری داخلی وقتی تراکم ایزوتوپ پرتوزا در اندام‌های مختلف متفاوت است، برای محاسبه دز موثر از ضرایب وزنی جدول ۲-۲ استفاده می‌شود. دز موثر از رابطه زیر بدست می‌آید:

$$E = \sum W_T H_T \quad (۲-۶)$$

-
1. Linear Energy Transfer
 2. Effective Dose

جدول ۲-۲ فاکتور وزنی بافت‌های گوناگون [۲۰].

W _T	بافت یا ارگان
۰/۲۰	غدد تناسلی
۰/۱۲	مغز استخوان
۰/۱۲	روده بزرگ
۰/۱۲	ریه
۰/۱۲	معدده
۰/۵	مثانه
۰/۵	پستان
۰/۵	کبد
۰/۵	مری
۰/۵	تیروئید

۲-۲-۲- روش MIRD^۱

کمیته دز تابش داخلی درمانی (MIRD) انجمن پزشکی هسته‌ای برای محاسبه‌ی جذب جزئی انرژی پرتوی گاما در اندام‌ها و بافت‌ها روشی ارائه داده است که با آن می‌توان دز جذب شده در اندام یا بافت "هدف" (T) را بر اثر تابش اندام "چشمه" (S) که ایزوتوپ پرتوزا یا همان رادیودارو در آن به طور یکنواخت توزیع شده است محاسبه کرد. این روش بر مفهوم کسر جذب شده مبتنی است، یعنی کسری از انرژی تابیده از اندام چشمه که در اندام هدف جذب می‌شود. اندام‌های هدف و چشمه می‌توانند یک یا دو اندام متفاوت باشند. برای محاسبه به این روش از معادله زیر می‌توان بهره جست:

1. Medical Internal Radiation Dose

$$D(r_T) = A_0 \sum_s \tau_s H(r_T \leftarrow r_s) \quad (7-2)$$

که در معادله ۷-۲ به ترتیب $D(r_T)$ بیانگر دز جذب شده در اندام هدف، A_0 فعالیت تجویز شده اولیه از ایزوتوپ پرتوزا، $H(r_T \leftarrow r_s)$ دز جذب شده از اندام چشمه (r_s) به اندام هدف (r_T) می باشد و عبارت τ_s را می توان به صورت معادله ۸-۲ نوشت که بیانگر نسبت فعالیت موجود در اندام چشمه به فعالیت تجویز شده اولیه می باشد [۱۴].

$$\tau_s = \frac{A}{A_0} \quad (8-2)$$

برای محاسبه کسرهای جذب شده می توان با اعمال روش های مونت کارلو را در مورد اندرکنش فوتون ها یا الکترون های گسیل شده از ایزوتوپ پرتوزای رسوب یافته در اندام محاسبه کرد. زیرا این گونه مسائل بیشتر تابع قوانین احتمالات است تا قانون قطعی. در راه حل های مونت کارلو، تک تک فوتون ها توسط کامپیوتر شبیه سازی می شود و برهم کنش آنها در تمام مراحل مورد رسیدگی قرار می گیرد. چون فرض بر این است که ایزوتوپ پرتوزا در سراسر یک حجم معین به طور یکنواخت توزیع شده است و از آنجایی که تبدیل پرتوزا یک فرایند کتره ای است که با آهنگ متوسطی که مشخصه ذاتی هر ایزوتوپ معین است به وقوع می پیوندد، می توانیم این فرایند را با راه اندازی کتره ای یک تبدیل پرتوزا آغاز کنیم. در اینجا انرژی تابش گسیل شده نقطه شروع حرکت، و جهت اولیه حرکت ذره تابشی در هر کدام از این مبداها معلوم است. همچنین احتمال هرنوع برهم کنش ممکن در داخل اندام و انرژی منتقل شده طی برهم کنش نیز معلوم است. با راه اندازی تعداد بسیار زیادی از این تبدیلات هسته ای، دنبال کردن تاریخچه ی هر ذره ضمن عبور آن از بافت هدف و جمع کردن مقدار کل انرژی که ذرات در داخل این بافت هدف از دست می دهند. هر وضعیتی قابل شبیه سازی است، به عنوان مثال برای تمرکز یک بکرل در هر سانتی متر مکعب بافت، به یک تبدیل هسته ای در هر سانتی متر مکعب در هر ثانیه نیاز خواهد بود. چون مجموع انرژی های اولیه چنین ذراتی معلوم است، کسر انرژی گسیل شده که در بافت هدف جذب می شود را می توان به صورت زیر محاسبه کرد:

$$\varphi = \frac{E_T}{E_S} \quad (9-2)$$

در معادله ۹-۲ عبارت E_T برابر انرژی جذب شده در هدف و E_S انرژی گسیل شده از چشمه می‌باشد. چون معمولاً مسافت آزاد میانگین فوتون‌ها نسبت به ابعاد اندامی که ایزوتوپ گسیل کننده فوتون در آن توزیع می‌شود بزرگتر است، این کسر جذب شده برای فوتون‌ها از واحد کوچکتر خواهد بود. این تابش غیر نفوذی، کسر جذب شده، بسته به این که اندام‌های هدف و چشمه یکی باشند یا دو اندام مختلف، اغلب ۱ یا صفر است. پس برای این که بتوان از روش میرد به درستی استفاده نماییم بایستی یک مجموعه عواملی را در نظر گرفت که عبارت‌اند از:

(۱) شناسایی بافت هدف

(۲) خصوصیات فیزیکی و شیمیایی و بیوسینتیکی ساختار پرتوداروها

(۳) مشخص کردن آهنگ دز

(۴) هندسه نسبی چشمه پرتودارو در بدن و بافت هدف

(۵) خلوص ایزوتوپیک و موقعیت مواد پرتوزا

(۶) الگوهای پرتودهی و رفتار جداگانه محصولات تلاشی پرتودارو

(۷) کسر انرژی پرتوی که در بافت هدف رسوب می‌کند.

پس برای دزیمتری داخلی بایستی حتماً این فاکتورها را شناسایی کرد و مورد بررسی قرار داد. در دوزیمتری داخلی برای ارزیابی دز ارگان‌های داخلی، که ناشی از ورود چشمه پرتوی خارجی در داخل بدن است، اصولاً بایستی رابطه میان انرژی رسوب شده با اثرهای بیولوژیکی، وقتی که بافت‌های زنده پرتودهی می‌شوند، محاسبه شود [۱۵].

۲-۳- پرتوگیری در خصوص افراد جامعه

با توجه به ارائه حدود مجاز از سوی کمیسیون ICRP، حد مجاز دز موثر برای افراد جامعه برابر 1mSv معرفی شده است. البته دز موثر سالانه می‌تواند تا 5mSv در سال هم افزایش یابد اما باید

توجه شود که میانگین دز در ۵ سال متوالی از ۱mSv در سال بیشتر نشود. بنابراین برای نظارت هر چه بیشتر بر تمام چشمه‌های پرتودهی ازسوی کمیسیون ICRP توصیه می‌شود، مقامات محلی و ملی به منظور کنترل دز باید نظارت دائم داشته باشند.

۲-۴- پرتوگیری شغلی

مراکز و سازمان‌های دارنده پروانه ثبت، اشتغال و کارفرمایان (مسئولین فعالیت پرتوی) مسئول حفاظت کارکنان در برابر پرتوگیری شغلی و رعایت مقررات مربوطه می‌باشد. مواردی را که مسئولین فعالیت پرتوی باید رعایت کنند به شرح زیر است:

- پرتوگیری کارکنانی که به طور مستقیم با منبع پرتو سروکار دارند از حد دز پرتوگیری شغلی - و پرتوگیری سایر کارکنان از حد دز پرتوگیری مردم تجاوز نکند.

- امکان انجام آزمایشات پزشکی دوره‌ای را فراهم نمایند.

- تامین وسایل حفاظتی و مونیتورینگ مناسب

- هنگام استخدام افراد جدید باید سابقه پرتوگیری و سایر اطلاعات مورد نیاز از کارفرمای قبلی را اخذ نمایند.

- ارائه آموزش به کارکنان در رابطه با روش‌های کار، استفاده از وسایل حفاظتی و ایمنی، خطرات پرتو و به ویژه خطراتی که برای کارکنان زن وجود دارد از قبیل خطر پرتوگیری جنین، خطر جذب مواد پرتوزا در شیر مادر و ...

۲-۵- کارکنان

براساس استانداردهای پایه حفاظت در برابر اشعه کشور، کارکنان نیز در این باره به عهده دارند که از این قبیل می‌توان همکاری در زمینه اجرای قوانین و مقررات حفاظت و ایمنی، استفاده صحیح از تجهیزات مونیتورینگ و وسایل و لباس‌های حفاظتی، همکاری در فرایند تعیین دز و آزمایشات دوره‌ای پزشکی و عدم انجام اعمال خودسرانه را برشمرد.

اگر به هر دلیلی هر یک از کارکنان آگاهی دهد که شرایطی مغایر با مقررات و استانداردهای پایه حفاظت در برابر اشعه می‌باشد، لازم است گزارش مربوطه را در اسرع وقت در اختیار دارنده پروانه ثبت، اشتغال یا کارفرما قرار دهد و آن‌ها نیز موظفند گزارش‌های دریافتی از کارکنان در این رابطه را ثبت و جهت رفع آن اقدام لازم بعمل آورند.

کارکنان زن باید پس از آگاهی از بارداری مراتب را به کارفرما اطلاع دهند در صورت لزوم نسبت به تغییر وضعیت کاری آن‌ها اقدام شود.

افراد کمتر از ۱۶ سال نباید در معرض پرتوگیری شغلی قرار گیرند و افراد بین ۱۶ تا ۱۸ سال مجاز به کار در ناحیه کنترل شده نمی‌باشند مگر برای اهداف آموزشی توأم با نظارت.

۲-۶- مونی‌تورینگ فردی و محل کار

محاسبه پرتوگیری شغلی کارکنان براساس دستورالعمل واحد قانونی به عهده مسئولین پرتوی می‌باشد. استفاده از دزیمتر فردی برای کارکنانی که بطور عادی یا موقت در منطقه کنترل شده کار می‌کنند و احتمال پرتوگیری قابل ملاحظه دارند الزامی است. همچنین پرتوگیری شغلی کارکنانی که در منطقه تحت نظارت کار می‌کنند باید براساس نتایج مونی‌تورینگ محل کار و اطلاعات در زمینه محل و مدت زمان پرتوگیری با هماهنگی واحد قانونی تعیین گردد. همچنین کارکنانی که در معرض پرتوگیری داخلی هستند باید مشخص شده و برای آن‌ها برنامه مناسب مونی‌تورینگ اجرا گردد.

مسئولین فعالیت پرتوی باید برنامه مونی‌تورینگ محل کار را براساس مقررات واحد قانونی با نظارت شخص مسئول فیزیک بهداشت تهیه، اجرا و بازنگری نمایند. همچنین باید نتایج برنامه‌های مونی‌تورینگ محل کار را ثبت و در اختیار کارکنان یا نمایندگان آن‌ها قرار دهند.

۲-۷- پیشینه پرتوگیری

مسئولین فعالیت پرتوی باید سابقه پرتوگیری شغلی کارکنان را ثبت و بایگانی کنند. این سابقه شامل مواردی از قبیل: اطلاعات در رابطه با ماهیت کار، دز، پرتوگیری و ورود مواد پرتوزا به بدن که از

آستانه ثبت بیشتر هستند را در هنگام سوانح و نتایج آزمایشات پزشکی می‌باشد. همچنین امکان دسترسی کارکنان به سوابق پرتوگیری خودشان باید فراهم باشد و این سابقه باید تا حداقل سن ۷۵ سالگی و ۳۰ سال بعد از خاتمه کار با پرتو نگهداری شود. در جدول ۲-۳ بیانگر حدود دز مجاز برای پرتوگیری کارکنان آورده شده است [۱۶].

جدول ۲-۳ حدود دز مجاز پرتوگیری افراد [۱۶]

دز دریافتی	پرتوگیری شغلی کارکنان (mSv/year)	پرتوگیری مردم (mSv/year)	پرتوگیری جوانان بین ۱۶ تا ۱۸ سال (mSv/year)
دز موثر سالیانه	*۲۰	**۱	۶
دز معادل عدسی‌های چشم	۱۵۰	۱۵	۵۰
دز معادل سایر اندام‌های بدن***	۵۰۰	۵۰	۱۵۰

* دز موثر سالیانه می‌تواند تا ۵۰ mSv در سال افزایش یابد مشروط به اینکه میانگین دز در ۵ سال متوالی از ۲۰ mSv در سال تجاوز نکند.

** دز موثر سالانه می‌تواند تا ۵ mSv در سال افزایش یابد اینکه میانگین دز در ۵ سال متوالی از ۱ mSv در سال تجاوز نکند.

*** دز معادل پوست، میانگین دز در ۱ سانتیمتر مربع از پوست است که بیشترین پرتوگیری را دارد.

۲-۸- انواع ابزارهای اندازه‌گیری پرتو

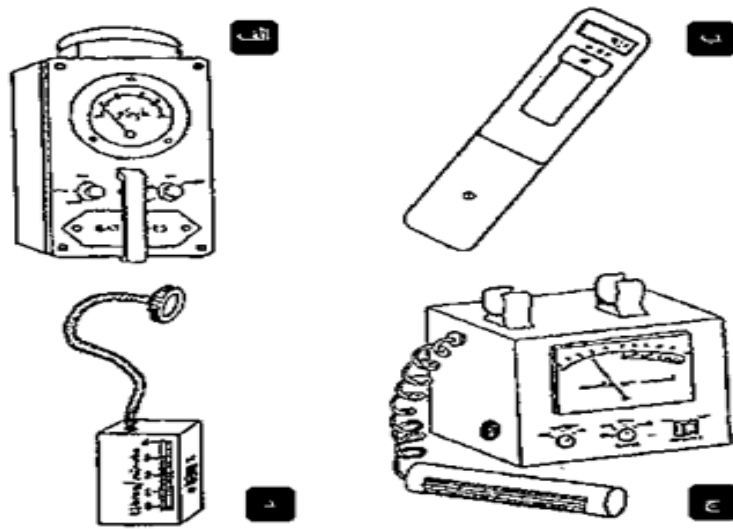
ابزارها و وسایل اندازه‌گیری پرتو بایستی برای آشکارسازی دو گروه پرتوگیری داخلی و خارجی مناسب باشند. پرتوگیری خارجی از چشمه‌های خارج از بدن نشأت می‌گیرند که باعث جذب پرتو در بدن انسان می‌شوند و منشأ پرتوگیری داخلی از مواد رادیواکتیوی است که به بدن وارد شده و باعث اندرکنش با بدن می‌شوند. چهار نوع وسیله اندازه‌گیری پرتو مطابق شکل ۲-۲ در محل کار وجود دارد [۱۷]:

الف) دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز^۱ برای اندازه‌گیری پرتوگیری خارجی.

ب) دزیمترها^۲ برای اندازه‌گیری پرتوگیری خارجی تجمعی.

ج) دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی سطحی^۳ که پتانسیل پرتوگیری داخلی از مواد رادیواکتیو توزیع شده روی سطوح را مشخص می‌کند.

د) دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی هواپرد و گازهای پرتوزا^۴ که پرتوگیری داخلی را زمانی که ماده رادیواکتیو در فضا منتشر شده، مشخص می‌کند.



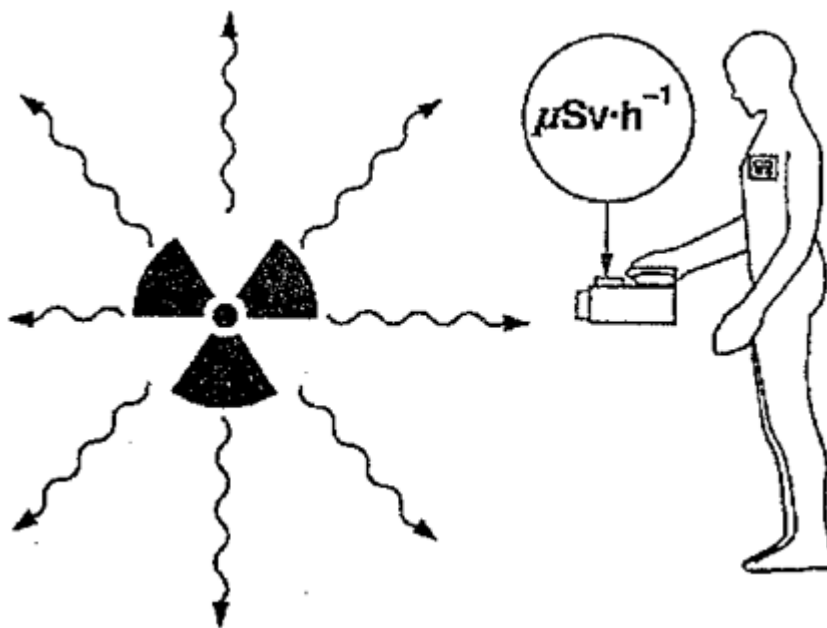
شکل ۲-۲ ابزارهای مونیتورینگ حفاظت پرتوی در محل کار [۱۷].

۲-۸-۱- دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز

دستگاه اندازه‌گیری آهنگ دز انرژی پرتو نفوذی را جذب می‌کند. یک ابزار مناسب و منطبق بر یک فعالیت خاص باید قادر به اندازه‌گیری مستقیم آهنگ دز معادل بر حسب میکروسیورت بر ساعت باشد ($\mu Sv / h$). با این وجود تعداد محدودی از دستگاه‌ها آهنگ دز جذبی را بر حسب میکروگری بر

-
1. Dose Rate Meters
 2. Dosimeters
 3. Surface Contamination Meters
 4. Arbore Contamination Meters and Gas monitors

ساعت اندازه‌گیری می‌کنند ($\mu Gy / h$). این ابزارها معمولاً فقط به اشعه ایکس، گاما و بتا حساس هستند. ابزارهای مخصوصی برای اندازه‌گیری آهنگ معادل دز نوترون نیز وجود دارند. واحدهای قدیمی آهنگ دز، میلی رم بر ساعت ($mrem/h$)، میلی راد بر ساعت (mr/h) و میلی رونتگن بر ساعت (mr/h) است که هنوز در برخی از ابزارها استفاده می‌شوند. شکل ۲-۳ بیانگر اینگونه ابزار ثبت آهنگ دز می‌باشد. دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز ممکن است قادر به پاسخ دقیق و سریع به تغییرات میدان‌های پرتوی نباشند، در این حالت‌ها دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز تجمعی و دزیمترها مناسب‌ترند. دستگاه اندازه‌گیری آهنگ دز مستقیماً پرتوگیری خارجی را اندازه‌گیری می‌کند [۱۶ و ۱۷].



شکل ۲-۳ دستگاه اندازه‌گیری آهنگ دز خارجی (واحد اندازه‌گیری آهنگ دز معادل)

۲-۸-۲- دزیمترها

دزیمترها، انرژی جذبی انباشته شده در نتیجه پرتودهی و یونیزاسیون را اندازه‌گیری می‌کنند. همه پرتوکاران باید دزیمترهای فردی را به منظور اندازه‌گیری میزان پرتوگیری استفاده نمایند.

دزیمترهای غیر فعال^۱، دز تجمعی حاصل از یک پرتوگیری خارجی را اندازه می‌گیرند. دزیمترهای فعال^۲ به صورت آنی دز را بر حسب میکروسیورت (μSv) اندازه‌گیری می‌کنند و زمانی که دز اندازه‌گیری شده به میزان تنظیمات پیش فرض که توسط کارخانه یا فرد استفاده کننده تنظیم شده است نزدیک شود، می‌تواند سیگنالی جهت هشدار بفرستد [۱۸]. دستگاه‌های اندازه‌گیری آهنگ دز تجمعی^۳ و دزیمترها برای ارزیابی پرتوگیری خارجی میدان‌های پرتوی که به سرعت تغییر می‌کند، استفاده می‌شوند. برای مثال:

الف) فعالیت‌هایی که در حضور آهنگ دز بالا و در مدت زمان کوتاه انجام می‌شود.

ب) چشمه‌هایی که پالس‌های پرتوی در زمان کوتاه مانند دستگاه اشعه ایکس ساطع می‌کنند.

دزیمترها، پرتوگیری تجمعی پرتوها را اندازه می‌گیرند. دزیمترها برای مونیتورینگ فردی در محل کار دارای انواع متفاوتی می‌باشند. از نمونه‌های رایج و مورد استفاده می‌توان به نمونه‌های زیر اشاره کرد:

✓ دزیمتر فیلم بچ

✓ دزیمتر ترمولومینسانس

✓ دزیمتر قرائت مستقیم

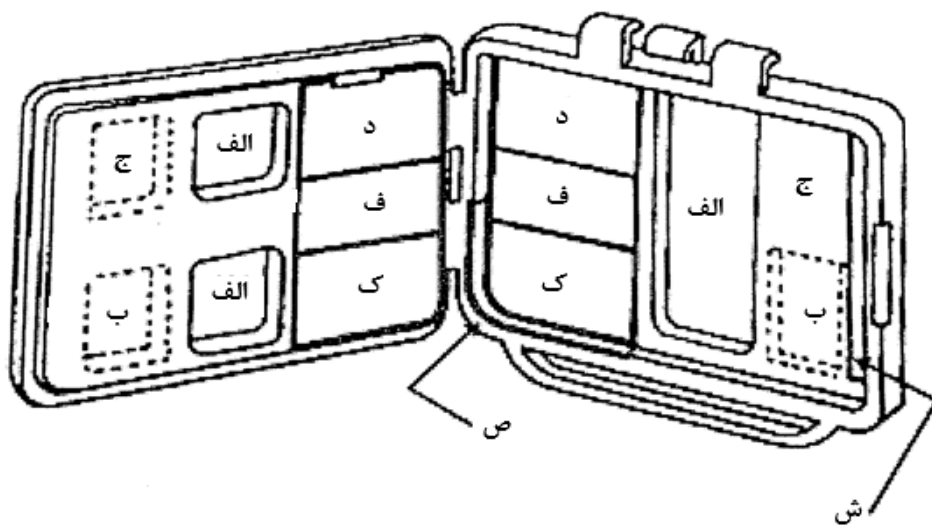
در ادامه به بررسی هر کدام از این دزیمترها به صورت مختصر پرداخته خواهد شد تا آگاهی مورد نیاز درباره هر کدام همچنین مزایا و معایب هر کدام برای استفاده مشخص شود [۱۸].

۲-۸-۲-۱- دزیمترهای فیلم بچ

دزیمتر فیلم بچ از یک فیلم عکاسی (F) و یک فیلتر مناسب در داخل یک نگهدارنده تشکیل شده است. فیلم‌ها معمولاً دارای دو امولوسیون سریع و کند در محدوده حساسیت پاسخ دز از $100\ \mu\text{Sv}$ تا $10\ \mu\text{Sv}$ هستند. امولوسیون‌ها ممکن است بر روی پایه‌های یکسان یا متفاوت و به صورت

1. Passive dosimeters
2. Active Dosimeters
3. Integrating Dose Rate Meters

بسته بندی شده در کاغذ برای جلوگیری از پرتوگیری نور قرار داشته باشند. یک علامت شناسایی روی پوشش ظاهری در فیلم‌های پیشرفته چاپ شده است. امولوسیون عکاسی و بافت انسان انرژی پرتو را به صورت یکسان جذب نمی‌کنند. فیلم معادل بافت نیست و باید از یک نگهدارنده نیز استفاده شود. نحوه قرارگیری فیلترها در نگهدارنده ممکن است برای ارائه خدمات مختلف تغییر کند. فیلم‌ها و نگهدارنده‌های خدمات مختلف نباید با یکدیگر مخلوط شود. نواحی مختلف یک دزیمتر فیلم بیج در شکل ۴-۲ نمایش داده شده است [۱۹].



شکل ۴-۲ نمایش جزئیات یک دزیمتر فیلم بیج [۱۹]

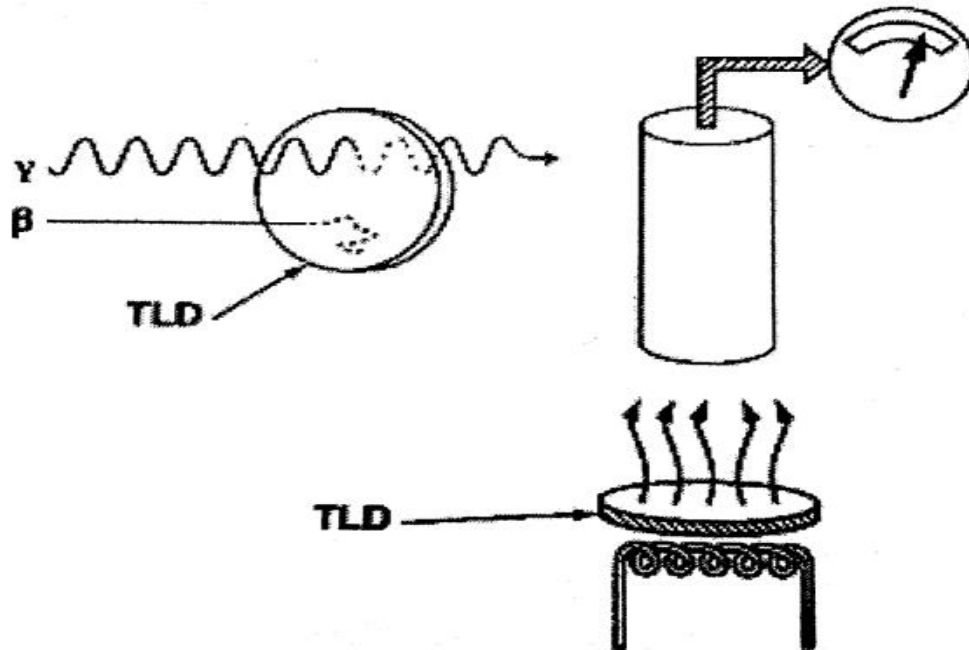
الف) پنجره‌ای می‌باشد که همه پرتوها مجاز به عبور از آن هستند تا به فیلم برسند.
 ب) فیلتر پلاستیکی نازک که بسته به انرژی بتا، آنها را تضعیف می‌نماید.
 ج) فیلتر پلاستیکی ضخیم که فوتون‌های کم انرژی را تضعیف نموده و جذب می‌کند اما پرتوهای پر انرژی را نمی‌تواند جذب نماید.
 د) فیلتر آلومینیومی که با فیلتر نوع ج استفاده می‌شود و برای ارزیابی دزهای فوتون با انرژی‌های بین ۱۵keV تا ۶۵keV استفاده می‌شود.
 ف) ترکیب فیلترهای کادمیوم و سرب برای ارزیابی دز نوترون حرارتی که برهمکنش با کادمیوم می‌کند.

ک) ترکیب فیلترهای سرب و قلع که با فیلتر نوع ف برای ارزیابی دز نوترون حرارتی استفاده می‌شود.
ص) حفاظ لبه نگهدارنده برای جلوگیری از ورود فوتون‌های کم انرژی به ناحیه ک.
ش) در برخی موارد از فویل‌های ایندیوم برای آشکارسازی نوترون‌های تند استفاده می‌شود.

۲-۲-۸-۲- دزیمترهای TLD یا ترمولومینسانس

ترمولومینسانس، مشخصه فیزیکی نوع خاصی از کریستال‌ها است که به آنها فسفر گفته می‌شود. مواد دارای خاصیت فسفری از پرتوهای یونیزان انرژی جذب کرده و وقتی تا دماهای ۱۰۰ تا ۲۰۰ درجه سانتیگراد گرم شوند، از خود نور ساطع می‌نمایند. شدت نور گسیلی متناسب با میزان پرتوگیری فسفر است. تعدادی از این فسفرها به عنوان TLD استفاده می‌شوند. سولفات کلسیم و فلوئوراید کلسیم آشکارسازهای خیلی حساسی هستند. اما عدد اتمی موثر آن‌ها معادل بافت نیست. دزیمترهای ترمولومینسانس همانند دزیمترهای فیلم بچ برای تطبیق پاسخ انرژی به پاسخ بافت نیاز به فیلتر مناسب دارند. فلوئوراید لیتیم در بین دزهای $100 \mu\text{Sv}$ تا 5Sv دارای پاسخ خطی است اما تا دزهای 1kSv نیز استفاده می‌شود [۱۹]. در مقایسه با دزیمترهای LiF ، بورات لیتیم دارای طیف وسیع‌تری است و پاسخ انرژی یکنواختی به فوتون‌ها دارد، ولی حساسیت زیادی به نوترون‌های حرارتی دارد. هر دو دزیمترهای فلوئوراید لیتیم و بورات لیتیم تقریباً معادل بافت هستند و در دزیمترهایی که نیاز به فیلترهای پیچیده ندارد، استفاده می‌شوند. حساسیت بورات لیتیم به نوترون حرارتی به خاطر وجود ${}^6\text{Li}$ و ${}^{10}\text{B}$ است. مقدار ${}^6\text{Li}$ برای دزیمتری LiF مناسب پرتوهای فوتون و بتا می‌تواند از $7/4$ تا $0/01$ درصد کاهش پیدا می‌کند. این کاهش به دلیل آن است که حدود 92% لیتیوم موجود در طبیعت را ${}^6\text{Li}$ شامل می‌شود، در حالی که فراوانی ${}^6\text{Li}$ حدود 8% است. با غنی سازی هر یک از این دو ایزوتوپ می‌توان دو نوع TLD تولید کرد. یکی 700-TLD که شامل $99/93\%$ درصد ${}^6\text{Li}$ و $0/07$ درصد ${}^7\text{Li}$ می‌باشد و دیگری، 600-TLD که شامل $95/62\%$ درصد ${}^6\text{Li}$ و $4/38\%$ درصد ${}^7\text{Li}$ می‌باشد.

در شکل ۲-۵ چگونگی استفاده از دزیتر ترمولومینسانس آورده شده است.



شکل ۲-۵ دزیتر ترمولومینسانس را نشان می‌دهد که در یک میدان پرتوی پرتوگیری نموده و سپس با گرم

کردن و ساطع نمودن نور، دز را تعیین می‌نماید [۱۹].

از ${}^6\text{Li}$ خالص و لیتیم طبیعی و یا لیتیم غنی شده با ${}^6\text{Li}$ برای اندازه‌گیری پرتوهای مختلط گاما و نوترون حرارتی استفاده می‌شود.

دزیترهای ترمولومینسانس انرژی پرتو را جذب کرده سپس از خود نور گسیل می‌نمایند. مواد سازنده دزیترهای ترمولومینسانس دارای حساسیت متفاوت به پرتوها هستند [۱۹].

۲-۸-۲-۳- دزیترهای قرائت مستقیم

دزیترهای قرائت مستقیم (فعال) ابزار کم حجم و سبکی هستند که مقدار دز و آهنگ دز را تقریباً به صورت آنی اندازه‌گیری کرده و نمایش می‌دهند. این دزیترها از لحاظ قیمت و طراحی انواع مختلف گسترده‌ای دارند، اما در حالت کلی این دستگاه‌ها در انرژی‌های مختلف بازدهی رضایت بخشی ندارند و ممکن است در انرژی پایین فوتون‌ها مقدار دز یا آهنگ دز را کمتر یا بیشتر نشان دهند و اغلب به پرتوهای بتا پاسخ مناسبی نمی‌دهند.

اتاقک یونش، شمارشگرهای گایگر و آشکارسازهای حالت جامد اساس کار این دستگاهها را تشکیل می دهند.

یک دزیمتر فردی الکترونیکی^۱ (EPD) از ترکیب چند آشکارساز حالت جامد جبرانگر انرژی برای اندازه گیری $HP(10)$ و $HP(0/07)$ با دقت مورد نیاز برای آشکارسازهای غیرفعال تشکیل شده است. این وسایل به صورت آبی آهنگ های دز را اندازه گیری کرده و پیک آهنگ دز، دز معادل و جزئیات زمان اندازه گیری را ثبت می کند. آستانه هشدار آهنگ دز این دستگاهها قابل تنظیم است و در صورت امکان این دستگاهها برای انتقال نتایج اندازه گیری های دز برای ثبت مناسب به کامپیوتر متصل شوند. آشکارسازهای مختلفی برای ساخت دزیمترهای قرائت مستقیم استفاده می شود. در دزیمترهای فردی الکترونیکی قرائت دز، آهنگ دز و وجود هشدار ممکن است استفاده شود. دقت دزیمترهای قرائت مستقیم در حدود $1 \mu Sv$ است و این مقدار حساسیت، حداقل ده مرتبه بیشتر از اکثر دزیمترهای غیر فعال است. در دزهای پایین ممکن است دقت اندازه گیری کم باشد اما قرائت های رضایت بخش و تکرار پذیر به پرتوکار اجازه می دهد آنالیز نماید کدام قسمت فرایند بیشترین سهم را در مجموع دز دریافتی دارد.

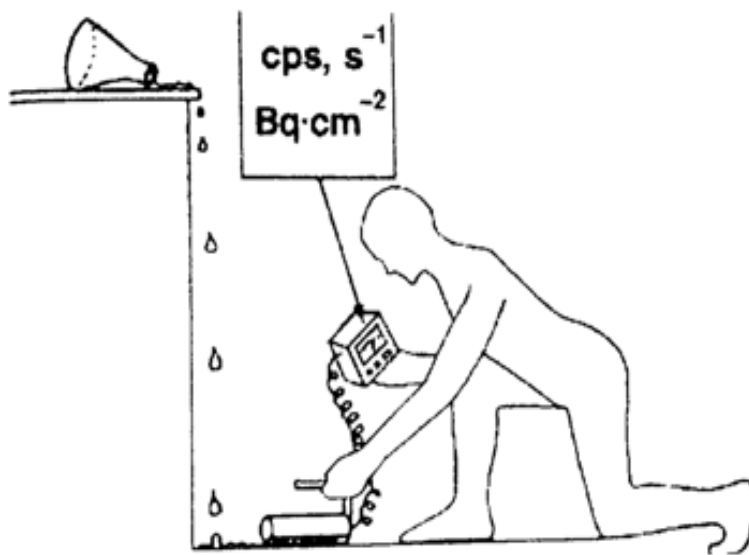
۲-۸-۳- دستگاه های اندازه گیری آلودگی سطحی

دستگاه های اندازه گیری آلودگی سطحی^۲ برای آشکارسازی مواد پرتوزا در سطوحی با دسترسی آسان استفاده می شود. حتی غلظت کمی از آلودگی می تواند موجب پرتوگیری داخلی شود. بهره دستگاه های آشکارسازی برای رادیونوکلئیدهای مختلف از صفر تا ۳۰٪ در بهترین حالت است.

1. Electronic Personal Dosimeter
2. Surface Contamination Meters

اندازه‌گیری‌ها باید با استفاده از یک دستگاه کالیبره شده که بهره آشکارسازی آن برای آلودگی مورد نظر مناسب است، انجام گیرد. اندازه‌گیری‌ها بر حسب شمارش در ثانیه (cps) است که باید به بکرل بر سانتیمتر مربع (Bq/cm^2) تبدیل گردد [۲۰].

برخی از دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی سطحی قابلیت برنامه‌ریزی دارند. کاربر تنظیمات دستگاه را روی رادیونوکلوئید مورد نظر تنظیم کرده و سپس سطح آلوده را اندازه‌گیری می‌کند. در شکل ۲-۶ نحوه ثبت آلودگی سطحی به نمایش آمده است:



شکل ۲-۶ دستگاه پایشگر آلودگی سطحی برای مشخص کردن خطرات پرتوگیری داخلی [۲۰]

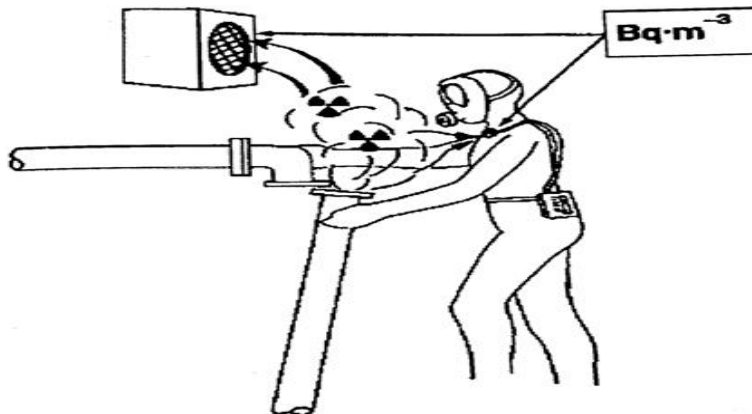
دستگاه پایشگر آلودگی سطحی برای آشکارسازی و اندازه‌گیری مواد پرتوزا روی سطوح استفاده می‌گردد.

۲-۸-۴- دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی هوا برد و گازهای پرتوزا

دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی هوا برد برای آشکارسازی ذرات معلق پرتوزایی که ممکن است در فضا موجود باشند، استفاده می‌شوند که شامل ذرات معلق قابل پخش (گردوغبار)، ذرات معلق غلیظ (دود) و ذرات معلق مایع (رطوبت) است [۲۰].

دستگاه‌های مربوطه، هوای آلوده را با یک آهنک ثابت از یک فیلتر عبور می‌دهند و از این طریق، مواد پرتوزا انباشته شده روی فیلتر اندازه‌گیری می‌شود. فرایند شمارش فیلتر یا توسط خود دستگاه به صورت آنی انجام می‌شود یا برای پردازش و قرائت و آزمایشگاه منتقل می‌گردد. برای مونیتورینگ گازهای پرتوزا از یک آشکارساز پرتوزا استفاده می‌شود که بطور مداوم و مستقیم از هوا نمونه‌گیری کرده و از این طریق میزان گازهای رادیواکتیو موجود را اندازه‌گیری می‌کند.

در شکل ۲-۷ چگونگی استفاده از وسایل اندازه‌گیری آلودگی هوا برد به نمایش درآمده است. به منظور ارزیابی آلودگی هوا برد در محل کار از دستگاه‌های اندازه‌گیری آلودگی هوا برد و گازهای پرتوزا استفاده می‌شود. دستگاه‌های نمونه‌گیری هوای فردی^۱ برای ارزیابی دز داخلی پرتوکارانی که در معرض خطرات پرتوگیری داخلی هستند استفاده می‌شوند.



شکل ۲-۷ دستگاه‌های اندازه‌گیری گازهای پرتوزا و نمونه برداری‌های ثابت و فردی برای مونیتورینگ آلودگی هوا برد استفاده می‌شوند [۲۰].

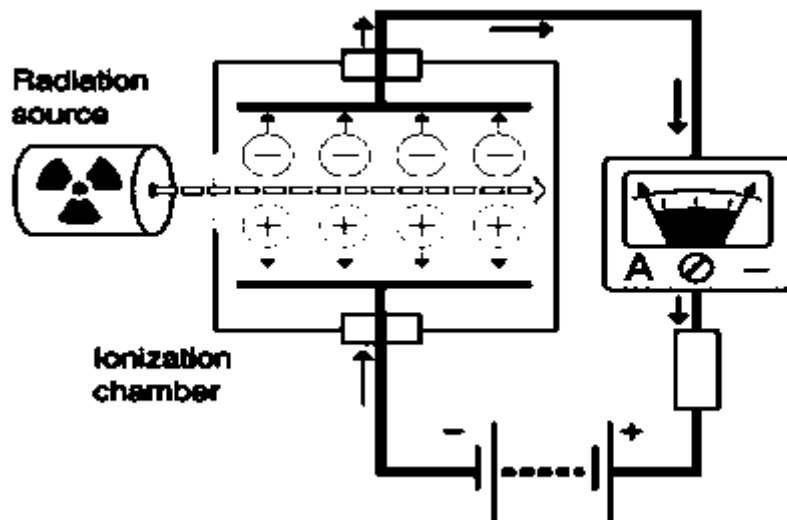
۲-۹- آشکارسازهای گازی

در این شمارشگرها پرتو یون‌ساز به گاز برخورد کرده و ایجاد یون می‌نماید، یون ایجاد شده تحت تاثیر اختلاف پتانسیل منبع تغذیه، جریان پیدا می‌کند و تپ حاصل نشانگر رد پرتو یون‌ساز می‌باشد. در این آشکار سازها فضای بین دو الکترود از گاز مناسبی پر شده است. با تغییر در اختلاف

1. Personal Air Samplers (PAS)

پتانسیل اعمال شده روی الکترودهای یک آشکارساز می‌توان پنج ناحیه را تشخیص داد. شکل ۸-۲

چگونگی برهم‌کنش پرتو ورودی در یک آشکارساز گازی را نمایش می‌دهد [۲۱].

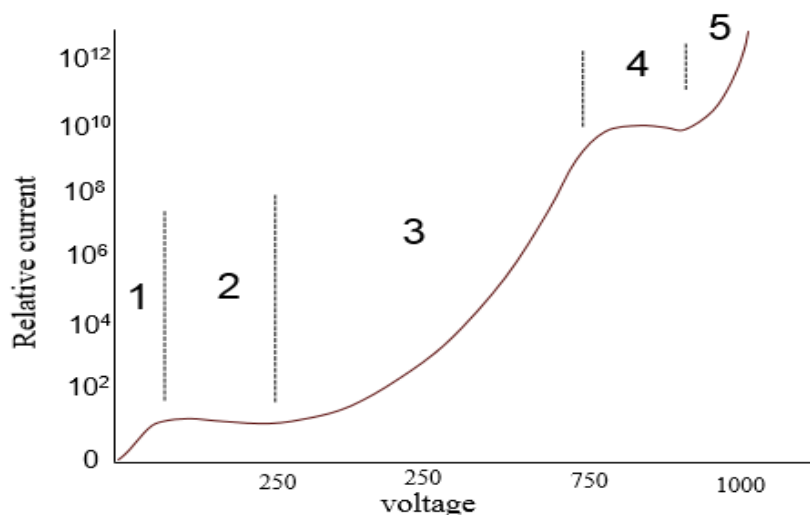


شکل ۸-۲ نحوه کار یک آشکارساز گازی

۲-۹-۱- نواحی مختلف شمارشگرهای گازی

نمودار ۱-۲ بیانگر پاسخ نسبی آشکارسازهای گازی را به یک تک ذره یونیزان نشان می‌دهد. در این نمودار تعداد یون‌های جمع‌آوری شده بر حسب ولتاژ آشکارساز رسم شده است. همانگونه که مشاهده می‌شود شاهد ۵ ناحیه هستیم که بسته به نوع کاربرد از آشکارساز می‌توان آشکارساز مربوطه را در ناحیه مورد نظر به کار گرفت. همچنین باید توجه شود هنگام استفاده از آشکارساز گازی برای عملکرد بهینه در ولتاژ مناسب استفاده شود.

ناحیه (۱) در این ناحیه اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکترودهای خیلی کوچک است در نتیجه شدت میدان الکتریکی بین دو الکتروده کم است. در این شرایط یون‌های مثبت و منفی فرصت کافی برای ترکیب مجدد داشته و احتمالاً اتم خنثی اولیه مجدداً تولید خواهد شد و انرژی پرتو جذب شده بصورت گرما تلف خواهد شد. به این ناحیه، ناحیه ترکیب مجدد می‌گویند.



نمودار ۱-۲ خروجی آشکارسازهای گازی در پاسخ به یونیزاسیون اولیه از انواع مختلف پرتو [۳۳]

ناحیه ۲) با افزایش اختلاف پتانسیل دو الکتروود، بار جمع شده در الکتروود تقریباً یکسان می‌ماند، چون ترکیب مجددی صورت نمی‌گیرد و هیچ بار تازه‌ای غیر از آنچه که از برخورد پرتو در آشکارساز تولید شده نیز بوجود نمی‌آید. به این ناحیه، ناحیه یونش می‌گویند.

ناحیه ۳) با افزایش اختلاف پتانسیل، بار جمع شده افزایش می‌یابد. در واقع یون‌های ایجاد شده دارای انرژی بالاتری بوده و در مسیر حرکت خود می‌توانند یون‌های بیشتری را نیز ایجاد کنند. در نتیجه بهمنی از الکترون در قسمت‌هایی از آند مرکزی بوقوع می‌پیوندد. در نتیجه ارتفاع پالس خروجی افزایش می‌یابد.

با انتخاب یک ولتاژ خاص در این ناحیه، مقدار یون‌سازی اولیه و به دنبال آن مقدار بهمن‌های اطراف آند، تنها با انرژی اولیه پرتو فرودی متناسب بوده و ارتفاع پالس بر حسب آن تغییر می‌کند. به این ناحیه، ناحیه تناسبی می‌گویند.

ناحیه ۴) در این ناحیه با افزایش ولتاژ اعمال شده، میدان الکتریکی در حجم حساس اتاقک گازی بقدری شدید است که حتی تولید یک جفت یون در حجم حساس اتاقک منجر به بهمن‌های متعدد و غیر قابل کنترلی از الکترون خواهد شد. لذا در خروجی، پالس تقویت

شده‌ای بدست می آید که ارتفاع آن مستقل از انرژی و نوع پرتو فرودی بوده و تنها به خصوصیات الکترونیک آشکار ساز وابسته است. به این ناحیه گایگر مولر میگویند. ناحیه ۵) اگر ولتاژ اعمالی در الکتروود اتافک گازی از مقدار ناحیه ۴ بیشتر شود، یک یونش منفرد باعث تخلیه الکتریکی در گاز شده، گاز درون آشکار ساز به هادی تبدیل شده و بین کاتد و آند اتصال کوتاه برقرار شده و در چنین حالتی با ایجاد جرقه در گاز، آشکارساز می‌سوزد. از ۵ ناحیه فوق فقط سه ناحیه زیر برای اندازه گیری پرتوها مفید هستند.

✓ ناحیه یونش (فشار نسبی بالاتر گاز مناسب است)

✓ ناحیه تناسبی (بصورت فشار کم گاز مناسبتر است)

✓ ناحیه گایگر مولر

جهت اندازه گیری دقیق آهنگ دز در هوا از یک اتافک یونش (که حاوی هواست) استفاده می‌شود زیرا در نواحی تناسبی و گایگر مولر وجود اکسیژن سبب جذب سریع الکترون‌های آزاد و تشکیل یون‌های منفی و اکسیژن و در نهایت ترکیب بین یون‌های مثبت و منفی و یون‌های سنگین منفی شده که این خود جلو تزیاید الکترون را در این گاز می‌گیرد.

۲-۹-۲- اتافک یونش

اتافک یونی نام آشکارسازی است که در ناحیه یونشکار می‌کند. در این ناحیه نه ترکیب مجدد صورت می‌پذیرد و نه تکثیر الکترونی اتفاق می‌افتد. ارتفاع پالس خروجی برای پرتو با انرژی مشخص تغییر چندانی نمی‌کند. ارتفاع پالس خروجی به نوع (LET) و انرژی پرتو بستگی دارد. از معایب عمده این آشکارساز ضعیف بودن پالس‌های خروجی بوده که نیاز به تقویت کننده و یا یک شمارنده بسیار حساس دارد. به عبارت دیگر پالس‌های ذرات سنگین نظیر آلفا و پروتون و پاره‌های شکست آشکار می‌شوند. از محاسن عمده این نوع آشکارساز و البته

تناسبی بستگی اندازه پالس حاصل به تعداد جفت یون‌های تولید شده که این خود امکان تفکیک انواع پرتوها و نیز پرتوهای با انرژی متفاوت را میسر می‌کند.

۲-۹-۳- شمارنده تناسبی

این آشکارساز در ناحیه تناسبی ۳ کار می‌کند. در این ناحیه تکثیر الکترونی بهمن قابل کنترل صورت می‌پذیرد. ارتفاع پالس خروجی برای یک ذره با انرژی مشخص با تغییر ولتاژ بطور قابل ملاحظه‌ای تغییر می‌کند. ارتفاع پالس خروجی به نوع و انرژی پرتو بستگی دارد. برای تعیین تعداد جفت یون‌های حاصل از ضریبی به نام ضریب تقویت‌گازی نسبت تعداد جفت یون‌هایی که جذب الکترودها می‌شوند به تعداد جفت یون‌های اولیه که توسط پرتو تولید می‌شوند استفاده می‌شود که با افزایش ولتاژ این ضریب افزایش می‌یابد. این نوع شمارنده دارای قابلیت تفکیک انواع پرتو را می‌باشد. با وجود بلند بودن پالس نیاز به تقویت‌کننده دارد. برای استفاده از این آشکارساز با توجه به این که قابلیت تفکیک انواع پرتو را دارا می‌باشد، می‌توان جهت آشکارسازی ذرات آلفا، بتا، گاما و نوترون استفاده کرد.

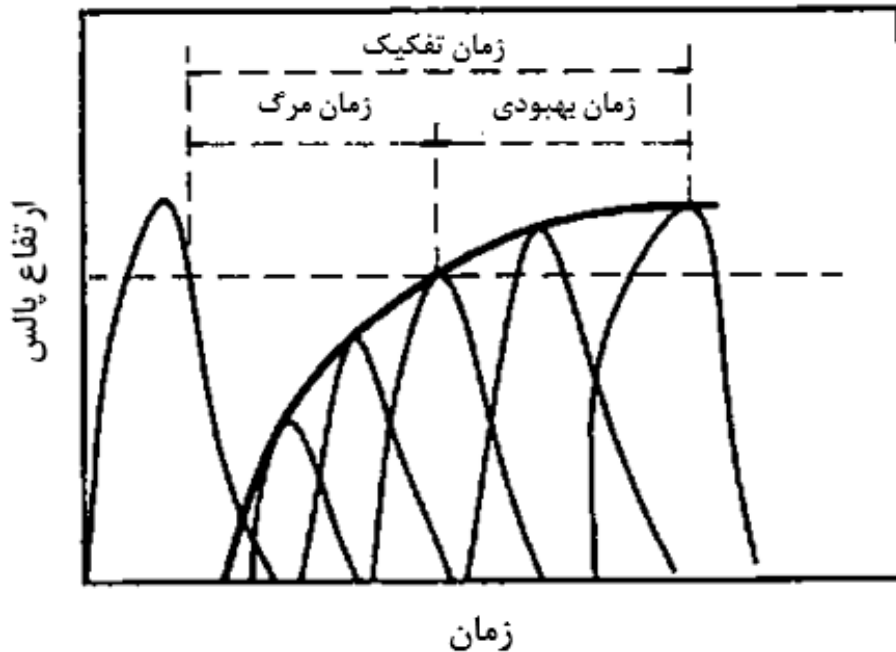
۲-۹-۴- شمارنده گایگر مولر

این آشکارساز در ناحیه گایگر مولر ۴ کار می‌کند. در این ناحیه تکثیر الکترونی بهمن غیر قابل کنترل صورت می‌پذیرد. ارتفاع پالس خروجی به نوع و انرژی ذره بستگی ندارد، لذا نمی‌توان از آنها جهت تشخیص انواع پرتو و انرژی‌های پرتوئی استفاده کرد. زمان مرگ این آشکار ساز طولانی است حدود ۲۵۰ میکرو ثانیه، این آشکارساز نیاز به تقویت‌کننده ندارد، ارتفاع پالس خروجی $1/4$ ولت است.

۲-۹-۴-۱- زمان مرگ شمارنده گایگر مولر

در یک شمارنده گایگر مولر ورود پرتو مصادف با تعداد زیادی بهمن در تمام حجم حساس آشکارساز است. الکترون‌های منفی با سرعت زیادی به طرف آند حرکت کرده و جذب می‌شوند ولی یون‌های مثبت به علت سنگینی با سرعت نسبی کمتری به سمت کاتد حرکت می‌کنند. شرایطی که تمام الکترون‌ها جمع شده‌اند، هنوز تعداد زیادی بار مثبت در همه جا از جمله در اطراف آند وجود دارد که نظیر یک پرده الکتریکی عمل نموده و از پتانسیل کاتد به طرز موثری می‌کاهد. در این شرایط اگر پرتو جدیدی وارد آشکار ساز شود، میدان الکتریکی کافی برای جمع کردن الکترون‌های یون‌های تولید شده و تکثیر آنها وجود ندارد و لذا مدتی طول می‌کشد تا یون‌های مثبت فضای اطراف آند را تخلیه نموده و شدت میدان به میزان کافی برای شمارش پرتو جدید افزایش یابد، به این مدت زمان مرگ می‌گویند. به عبارتی زمان مرگ، عبارت است از حداقل زمانی که باید بین دو ذره متوالی فرودی وجود داشته باشد تا شمارنده قادر به شمارش هر دو باشد [۲۱].

نمودار ۲-۲ چگونگی پیدایش زمان مرگ بین دو پالس متوالی را نمایش می‌دهد. هرچه یون‌های مثبت بیشتری در کاتد جمع آوری شوند، اختلاف پتانسیل بین دو الکتروود به مقدار اولیه نزدیکتر شده و در نتیجه چنانچه ذره‌ای در طول این مدت وارد شمارنده شود، شمارش می‌شود ولی ارتفاع پالس خروجی نسبت به پالس اولیه کوچکتر خواهد بود. همچنین زمان بهبودی مشخص شده بر روی نمودار ۲-۲ به صورت فاصله زمانی بین زمان مرگ و بدست آمدن پالس کامل اولیه تعریف می‌شود. مجموع زمان مرگ و بهبودی زمان تفکیک نامیده می‌شود.



نمودار ۲-۲ نمایش زمان مرگ شمارنده گایگر مولر [۲۱]

۲-۱۰- آشکارسازهای سوسوزن

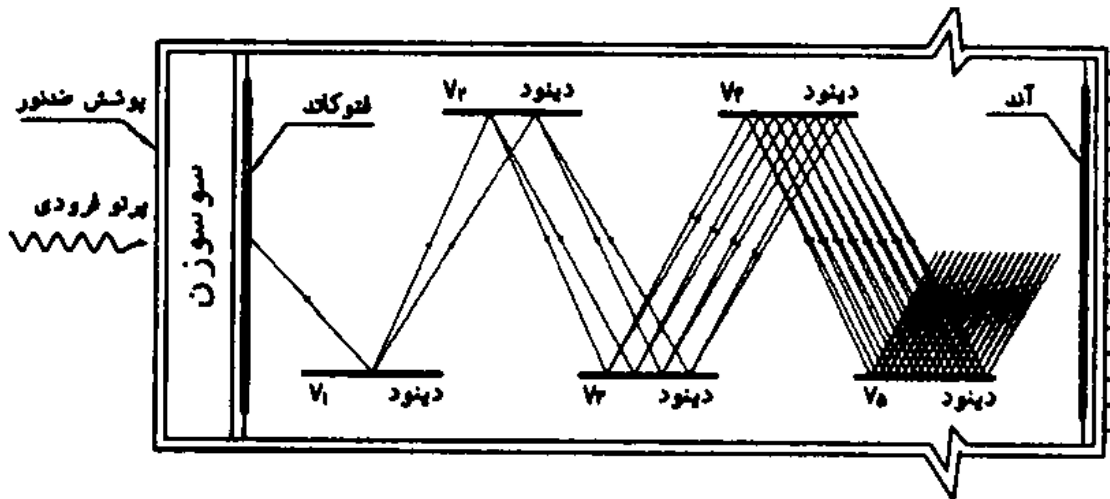
آشکارساز سوسوزن مبدلی است که انرژی پرتو یون‌ساز را به درخشش نوری تبدیل می‌کند. این آشکارسازها به شکل جامد، مایع و گاز وجود دارند. بازده آشکارسازهای گازی برای پرتوهای آلفا و بتا نزدیک به ۱۰۰٪ است ولی برای پرتوهای گاما بسیار کم و معمولاً کمتر از ۱٪ است. بازده آشکارسازهای جامد برای پرتوهای گاما بسیار زیاد است. آشکارسازهای مایع برای کاربردهای تحقیقاتی بخصوص برای اندازه‌گیری کربن ۱۴ و تریتیوم بطور وسیع به کار می‌روند ولی در کاربردهای عملی فیزیک بهداشت کاربرد ندارند.

فرآیند آشکارسازی سوسوزنی به دو بخش تقسیم می‌شود:

- ۱- جذب انرژی پرتو فرودی در سوسوزن و تولید فوتون‌های مرئی
- ۲- تقویت نور مرئی بوسیله لوله تقویت گرنوری و تولید پالس خروجی

۲-۱۰-۱- لوله تقویت گرانوری

با توجه به شکل ۲-۹ لوله تقویت گرانوری یا همان فوتو مولتی پلایر که به اختصار با PM نشان می‌دهند، یک جزء جدا نشدنی از آشکارسازهای سوسوزن است.



شکل ۲-۹ لوله تقویت گرانوری آشکارساز سوسوزن [۲۱]

لوله تقویتگر نوری از یک لوله شیشه‌ای خلاء که در آن ورودی فوتو کاتد ماده ای که در اثر برخورد نور ایجاد الکترون آزاد می‌کند و به دنبال آن چندین دینود قرار گرفته، تشکیل شده است. فوتون‌های تولید شده توسط سوسوزن وارد لوله نوری شده و به فوتوکاتد برخورد می‌کند. الکترون‌های آزاد شده از فوتو کاتد در یک میدان الکتریکی به طرف اولین دینود هدایت می‌شوند. هر دینود از لایه خاصی پوشیده شده که در اثر برخورد الکترون به آن الکترون‌های ثانویه با ضریب معین تولید می‌کند. الکترون‌های تولید شده در دینود اول به طرف دینود دوم که پتانسیل بالاتر دارد هدایت شده و شتاب می‌گیرند و در این برخورد تعداد بیشتری الکترون آزاد می‌شود. این عمل در دینودهای بعدی ادامه یافته و در نهایت پالس بلندی تولید می‌شود.

۲-۱۰-۲- انواع سوسوزن‌ها

سوسوزن‌ها به اشکال معدنی کریستالی، آلی و گازی وجود دارند.

اغلب سوسوزن‌های معدنی کریستال‌های فلزات قلیائی به ویژه یدورهای فلزات قلیائی

هستند که حاوی مقادیر جزئی از ناخالصی‌ها می‌باشند مثلاً:

✓ یدور سدیم با ناخالصی تالیوم (با فعال کننده تالیوم) NaI(Ti)

✓ یدور سزیم با ناخالصی تالیوم CsI(Ti)

✓ یدور کلسیوم با ناخالصی سدیم CaI(Na)

✓ یدور لیتیوم با ناخالصی یروپیوم LiI(EU)

✓ فلورید کلسیوم با ناخالصی یروپیوم $\text{CaF}_2(\text{EU})$

اگر چه میزان ناخالصی‌ها بسیار کم است ولی نقش مهمی در تولید نور دارند

می‌شود [۲۱].

فصل سوم:

اندازه‌گیری‌های دزدیافتی به روش

تخریبی و شیشه‌سازی

۳-۱- مروری بر مطالعات پیشین

بایرام^۱ و همکارانش در سال ۲۰۱۱ آهنگ دز تابشی از بیماران تحت فرآیندهای تشخیصی پزشکی هسته‌ای از قبیل اسکن کلیه، اسکن کل بدن، اسکن تیروئید، اسکن استخوان و اسکن پرفیوژن میوکارد قلب با دو رادیوداروی ^{99m}Tc و ^{201}Tl را مورد بررسی قرار دادند. آنها در این مطالعه تفاوت در آهنگ دز تابشی بین دو پرتوداروی ^{99m}Tc و ^{201}Tl در اسکن پرفیوژن میوکارد قلب را قابل ملاحظه جهت استفاده برای این فرآیند دانستند. نتایج خالص حاصل از کار آنها با کثر خطاهای اندازه‌گیری به صورت جدول ۳-۱ به دست آمده بود [۲۲].

جدول ۳-۱ آهنگ دز خارجی برای همه روش‌ها در فواصل مختلف از بیماران بر حسب میلی رونتگن بر ساعت [۲۲]

نوع فرآیند پزشکی هسته‌ای	فاصله از بیمار			
	۰/۲۵m	۰/۵m	۱m	۲m
Whole-body bone scan ($^{99m}\text{Tc-MDP}$)	۱/۳۱	۰/۵۶	۰/۳۳	۰/۱۳
Thyroid scan ($^{99m}\text{Tc-pertechnetate}$)	۱/۷۰	۰/۸۶	۰/۴۳	۰/۲۰
Renal scan ($^{99m}\text{Tc-DMSA}$)	۱/۰۶	۰/۴۸	۰/۲۴	۰/۰۸
Myocardial perfusion scan $^{99m}\text{Tc-MIBI}$, stress	۱/۶۵	۰/۶۹	۰/۲۷	۰/۰۹
Myocardial perfusion scan $^{99m}\text{Tc-MIBI}$, rest	۲/۲۹	۱/۴۲	۰/۴۳	۰/۱۹
$^{201}\text{Tl-chloride}$, stress	۰/۳۲	۰/۱۳	۰/۰۷	۰/۰۳
$^{201}\text{Tl-chloride}$, redistribution	۰/۳۴	۰/۱۸	۰/۱۳	۰/۰۵

اشکال کار در این مطالعه، عدم بررسی وابستگی آهنگ دز تابشی به زمان است.

در این باره همچنین استند^۲ و همکارانشان در کشور نروژ، در سال ۲۰۱۴ مطالعات خود را در خصوص پرتودهی بیماران به محیط پیرامون بعد از مواجهه با فرایندهای پزشکی هسته‌ای تشخیصی در خصوص بیماریشان ادامه دادند. آنان مطابق با جدول ۳-۲ و ۳-۳ یافته‌های خالص حاصل از اندازه‌گیری خود را برای دو زمان متفاوت پس از تزریق رادیودارو به بیماران جمع آوری نمودند [۲۳].

1. Bayram
2. Stenstad

جدول ۳-۲ آهنگ دز تابشی در فواصل مختلف از بیماران بر حسب میکرو سیورت بر ساعت بلافاصله بعد از

تزریق رادیودارو [۲۳]

فاصله از بیماران				
فرآیند	۰/۲۵m	۰/۵m	۱m	۲m
bone scan (^{99m}Tc)	۶۹	۳۴	۱۶	۴
MUGA (^{99m}Tc)	۹۲	۴۴	۱۹	۷
Octreotide scintigraphy (^{111}In)	۳۱	۱۵	۷	۲

جدول ۳-۳ آهنگ دز تابشی در فواصل مختلف از بیماران بر حسب میکرو سیورت بر ساعت دو ساعت بعد از

تزریق رادیودارو [۲۳]

فاصله از بیماران				
فرآیند	۰/۲۵m	۰/۵m	۱m	۲m
bone scan (^{99m}Tc)	۴۰	۲۰	۱۰	۴
MUGA (^{99m}Tc)	۸۱	۳۶	۱۷	۶
Octreotide scintigraphy (^{111}In)	۲۲	۱۱	۵	۲

در این مطالعه نرخ تغییرات آهنگ دز تابشی با گذشت زمان نیز مورد بررسی قرار گرفت.

از سایر مطالعات در این زمینه می‌توان به مطالعات انجام شده، کارهای مشابه‌ای در سایر کشورها از جمله برزیل، انگلستان و مالزی برای اندازه‌گیری دز دریافتی از بیماران، سرنگ‌های آلوده به مواد پرتوزا و اتاق تهیه رادیودارو برای کارکنان مراکز پزشکی هسته‌ای بررسی آهنگ دز تابشی و اندازه‌گیری میزان پرتوگیری کارکنان و سایر افراد نزدیک به بیماران پرتوزا که برای کارهای تشخیصی با تجویز رادیودارو مواجه بودند انجام شده است [۲۳-۲۶].

تمامی این مطالعات نشان می‌دهند آهنگ دز تابشی از بیماران دریافت کننده رادیودارو به عنوان یکی از منابع مهم تابش اشعه، به کارکنان مراکز پزشکی هسته‌ای و تمامی افرادی که در تماس نزدیک با این بیماران هستند محسوب شود.

۳-۲- تعریف مسئله

توسعه استفاده از انرژی هسته‌ای و استفاده از منابع پرتوهای یونیزان در حوزه کاربرد پزشکی جهت تشخیص و درمان باعث شده، نگرانی‌هایی را برای پرتوکاران و افراد شاغل در مراکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان به دنبال داشته باشد. از مهم‌ترین دغدغه‌های اساسی مسئولین فیزیک بهداشت در سازمان‌ها و مراکز کار با پرتو، کاهش پرتوگیری پرتوکاران و رعایت اصل ALARA یا همان حداقل مقدار دست یافتنی از پرتو برای کارکنان است. برای رسیدن به این هدف باید چشمه‌های پرتوزا در مراکز شناخته شده و با تحت کنترل در آوردن آنها همچنین کنترل آهنگ دز موجود در محیط کار به صورت پیوسته اندازه‌گیری و آنالیز گردد. در این مطالعه هدف اندازه‌گیری آهنگ دز تابشی از بیماران قلبی است، که برای اهداف تشخیصی با تجویز رادیودارو $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ مواجه می‌شوند. سپس میزان پرتوگیری کارکنان و تمامی کسانی که در تماس نزدیک با این بیماران هستند برآورد شود. همچنین میزان پرتوگیری داخلی خود بیماران نیز در طی انجام فرآیند تشخیصی اسکن قلب مورد بررسی قرار گرفته خواهد شد. نتایج بدست آمده در نهایت با حدود مجاز اعلام شده از سوی کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیواوژی ICRP^۱ مقایسه خواهد شد. در ادامه با شناخت منابع پرتوزا، با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX^۲ که یک کد قدرتمند محاسباتی در این حوزه می‌باشد و داده‌های تجربی به دست آمده از این مطالعه، در خصوص حفاظ گذاری جهت هر چه بیشتر کاهش پرتوگیری کارکنان این‌گونه مراکز بحثی خواهیم داشت.

1. International Commission on Radiological Protection
2. Monte Carlo N-Particle

۳-۳- مقدمه‌ای بر کد MCNP

هر چند که ریشه کد MCNP و محاسبات مونت کارلو به گذشته‌های دور برمی‌گردد، اما اولین کار جدی و مهم در سال ۱۹۴۰ در آزمایشگاه ساخت بمب‌های هسته‌ای در لوس آلاموس انجام گرفت. اولین مقاله‌ای که از روش مونت کارلو برای حل مسائل ریاضی استفاده شده بود مربوط به کمت دی^۱ بوفون در سال ۱۷۷۲ می‌باشد.

استفاده از روش مونت کارلو در فیزیک هسته‌ای را برای اولین بار، انریکو فرمی فیزیکدان ایتالیایی برای کند کردن نوترون سریع در محیط‌های مختلف به کار برد و بعدها این روش را در لوس آلاموس تکرار کرد. هنگام جنگ جهانی دوم فرمی همانند بسیاری از دانشمندان دیگر به آمریکا رفت و در آزمایشگاه پیشرفته لوس آلاموس مشغول به کار شد. در آنجا گروه محاسباتی تشکیل داد و شروع به بکار بردن این روش نمود. در ابتدا کارها به صورت دستی انجام می‌شد و بسیار وقت‌گیر و خسته کننده بود. با اختراع اولین کامپیوتر در سال‌ها در دانشگاه پنسیلوانیا محاسبات به این دستگاه سپرده شد تا کارها به مراتب آسانتر شود.

گزارشات رسیده از مرکز لوس آلاموس تا سال ۱۹۴۸ گویای این مطلب بود که آنها توانسته‌اند با این محاسبات، همجوشی هسته‌ای را نیز شبیه‌سازی کنند. همگام با پیشرفت کامپیوترها محاسبات مونت کارلو نیز پیشرفت کرد و دقت بیشتری را نشان داد.

اولین کد در سال ۱۹۶۳ در مرکز آزمایشگاهی لوس آلاموس به نام کد MCS نوشته شد و مورد استفاده عمومی در دانشگاه‌ها و مراکز صنعتی و نظامی قرار گرفت. MCS بعد از مدتی جای خود را به کد MCN داد که قابلیت حل مسایل سه بعدی حرکت نوترون‌ها را داشت. در سال ۱۹۷۳ کد MCN جای خود را به کد MCNG داد که توانایی محاسبات و شبیه‌سازی گاما‌های پرنرژی را داشت.

در آخرین تغییرات آن‌ها با افزوده شدن محاسبات الکترون و بتا به این کد و تغییر نام آن به کد MCNP انقلابی در این کد ایجاد کرد و کاربران آنرا افزایش داد. این کد در نسخه‌های گوناگون موجود می‌باشد که با نام‌های MCNP-4A، MCNP-4B و MCNP-4C به بهره برداری رسیدند [۲۷].

برای تهیه این کد نیروی فراوانی صرف گردیده است. به عنوان نمونه نسخه ۴C حدود پانصد سال نفر کار برده است. این کد در مدهای مختلف انتقال می‌تواند کار کند. یعنی توانایی دنبال کردن الکترون، نوترون، فوتون و یا هر ترکیبی از آن‌ها را دارا می‌باشد. اما برای هر کدام، از نظر انرژی ذره محدودیتی وجود دارد. به عنوان نمونه این کد تنها می‌تواند نوترون‌های با محدوده انرژی پایین‌تر از 20 MeV را در نظر بگیرد. این محدودیت برای الکترون و فوتون در محدوده $1\text{ keV} - 1000\text{ MeV}$ در نظر گرفته شده است. البته در نسخه MCNPX محدوده انرژی را برای نوترون از 20 MeV نیز بالاتر برده‌اند [۲۸].

۳-۳-۱- ساختار کد MCNP

برنامه MCNP از سه قسمت تشکیل شده است که شامل کارت‌های هندسه، کارت‌های سطوح و کارت‌های اطلاعات است. منظور از کارت یک خط اطلاعات است. الگوی برنامه یا فایل مطابق الگوی نشان داده شده در شکل ۳-۱ می‌باشد. ابتدا کارت‌های سلول قرار می‌گیرند. بعد از کارت‌های سلول یک خط خالی باید باشد که نشان دهنده خاتمه سلول‌ها است. بعد از آن کارت‌های سطوح مربوط به سلول‌ها قرار می‌گیرد و یک خط خالی که معرف خاتمه کارت‌های سطوح می‌باشد. در آخر کارت‌های اطلاعات قرار می‌گیرند. فایل ورودی که توسط کاربر ساخته می‌شود، می‌تواند شامل مطالب زیر باشد:

- کارت‌های هندسه^۱
- کارت‌های چشمه^۲
- کارت‌های مواد^۳ به کار رفته در مسئله
- کارت‌های خروجی^۱ خواسته شده از کد

1. Surface cards
2. Source cards
3. Material cards

- معرفی سلول‌های با اهمیت و سلول‌های بی‌اهمیت

- معرفی نوع مسئله

- روش کاهش واریانس^۲ برای افزایش سرعت و دقت محاسبات

در ابتدای هر کارت از کارت‌های نام برده شده با قرار دادن حرف C می‌توان از خوانده شدن آن کارت در کد استفاده کرد. در هر کارت یا خط کد حداکثر می‌توان از ۸۰ کاراکتر استفاده کرد.

Title Card

Cell Cards

Blank Line Delimiter

Data Cards

Blank Line Terminator (optional)

شکل ۱-۳ فایل ورودی کد MCNP

۳-۳-۲- کارت‌های سلول^۳

اولین مجموعه کارت‌های اساسی فایل MCNP کارت‌های سلول است و فرم کلی آن به صورت

شکل ۲-۳ می‌باشد:

j m d geom params

شکل ۲-۳ نحوه نگارش کارت سلول در کد MCNP

J: شماره سلول است که بین ستون یک تا پنج قرار می‌گیرد و عددی مساوی ۱ تا ۹۹۹۹۹ است.

M: شماره ماده‌ای است که سلول توسط آن پر می‌شود.

d: چگالی ماده‌ای است که سلول را پر کرده است

geom: تشخیص هندسه مسئله است که با شماره مشخص شده در کارت‌های سطوح با شماره‌های

سطوح پر می‌شود.

-
1. Tally cards
 2. Variance Reduction -
 3. Cell cards

Params: یک نماد دلخواه است که می توان با آن پارامترهای سلول از قبیل اهمیت آن را با آوردن کلمه imp برابر صفر یا یک می توان مشخص کرد.

۳-۳-۳- کارت های سطوح

در کارت های سطوح همان گونه که در شکل ۳-۳ نمایان است، با معادلات سطوح پیش فرض تعریف شده در کد که در جدول ۴-۳ آورده شده، می توان سطوح مورد نیاز مسئله برای ساختن سلول ها را تعریف کرد.

j a list

شکل ۳-۳ نحوه نگارش کارت های سطوح در کد MCNP

j: شماره سطحی می باشد که می خواهیم تعریف کنیم و می تواند عددی بین ۱ تا ۹۹۹۹۹ باشد. این شماره بین ستون اول تا پنجم قرار می گیرد.

A: نماد معادلات پیش فرض سطح است که در جدول ۴-۳ آورده شده است.

List: این قسمت شامل پارامترهایی خواهد بود که معادله سطح را تعریف می کند.

بطور عمودی صفحه، استوانه، کره، مخروط و برخی از سطوح درجه دو یا چهار را می توان برای MCNP تعریف کرد.

جدول ۴-۳ بخشی از سطوح تعریف شده برای کد MCNP

Mnemonic	Type	Description	Equation	Card Entries
P	Plane	General	$Ax + By + Cz - D = 0$	ABCD
PX		Normal to X-axis	$x - D = 0$	D
PY		Normal to Y-axis	$y - D = 0$	D
PZ		Normal to Z-axis	$z - D = 0$	D
SO	Sphere	Centered at Origin	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S		General		$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ R$
SX		Centered on X-axis	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ R$
SY		Centered on Y-axis	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \ R$
SZ		Centered on Z-axis	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$ $y^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$z \ R$
C/X	Cylinder	Parallel to X-axis	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \ \bar{z} \ R$
C/Y		Parallel to Y-axis	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ \bar{z} \ R$
C/Z		Parallel to Z-axis	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ R$
CX		On X-axis	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	R
CY		On Y-axis	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CZ		On Z-axis	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R

۳-۳-۴- کارت داده‌ها

شامل چندین قسمت مختلف می‌باشد که در این جا به صورت خلاصه سعی می‌شود قسمت‌های مهم توضیح مختصر داده شود.

۳-۳-۴-۱- معرفی نوع مسئله

برای معرفی نوع مسئله از کارت mode استفاده می‌گردد. که در ورودی به صورت (نوع ذره=mode) بیان می‌شود. در واقع با این دستور به کد فرمان داده می‌شود که شبیه‌سازی برای چه نوع ذره‌ای مد نظر است و باید چه ذراتی را دنبال کند.

۳-۳-۴-۲- معرفی کردن اهمیت سلول‌ها

برای آنکه به کد فرمان دهیم ردیابی ذره مورد نظر در کدام سلول برای مطالعه مهم است با دستور imp که به صورت زیر می‌باشد مشخص می‌گردد:

Imp: M $x_1 x_2 \dots x_i$

M: نوع ذره مورد نظر است مثلاً نوترون را با n نمایش می‌دهند.

x_i : اهمیت سلول i ام است که i شماره سلول است. اهمیت سلول که مهم نباشد با دادن عدد صفر مشخص می‌شود.

۳-۳-۴-۳- معرفی مواد تشکیل دهنده سلول

برای معرفی مواد از دستور آمده شده در زیر استفاده می‌شود.

Form: Mm ZAID₁ fraction₁ ZAID₂ fraction₂

M: شماره ماده در کارت سلول

ZAID₁: معرف ایزوتوپ خاص هسته‌ای است و شکل کلی آن ZZZAAA.nnx است که ZZZ عدد اتمی و AAA عدد جرمی و nn هویت کتابخانه است که اطلاعات از آن گرفته می‌شود و X معرف رده بندی اطلاعات است. Fraction₁: کسر اتمی با علامت مثبت ایزوتوپ شماره i ام ماده m است. با علامت منفی تبدیل به کسر وزنی می‌شود.

۳-۳-۴-۴- معرفتی نوع چشمه

در کد MCNP چشمه را می‌توان به صورت‌های زیر تعریف کرد:

- چشمه عمومی^۱ که با استفاده از دستور SDEF وارد می‌شود.
- چشمه بحرانی^۲ که با دستور KSRC وارد می‌گردد.
- چشمه سطحی^۳ که با دستور SSD تعریف می‌گردد.

سایر متغیرهای چشمه نظیر موقعیت (Pos)، انرژی (Erg) و غیره نیز بسته به موقعیت و هندسه مسئله در هنگام تعریف چشمه معرفی می‌شوند.

۳-۳-۴-۵- معرفتی خروجی‌های خواسته شده از کد

نتایج خروجی در MCNP با کارت n: fn مشخص می‌شود. که n شماره خروجی بوده و نوع آن را نیز مشخص می‌نماید و a نیز شماره سلولی است که محاسبات روی آن انجام می‌گیرد. خروجی‌های استاندارد در کد MCNP که با نام تالی^۴ معرفی می‌شوند. در کد MCNP چهار خروجی استاندارد برای الکترون، شش خروجی برای فوتون و هفت خروجی برای نوترون وجود دارد. خروجی‌های مربوط به تالی مورد استفاده در این پایان نامه به اختصار در زیر توضیح داده شده است [۲۹].

تالی نوع F۶

تالی نوع F۶ در واقع مقدار انرژی حاصل از اندرکنش ذره بر واحد جرم یک سلول بیان می‌شود. گاهی این تالی کرما نیز نامیده می‌شود و به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$F6 = \frac{W T_l \sigma_t(E) H(E) \rho_a}{m}$$

که در این رابطه، W وزن ذره، T طول مسیر طی شده توسط ذره، σ_t سطح مقطع کل میکروسکوپی،

$H(E)$ میزان انباشت انرژی، ρ_a چگالی اتمی بر حسب $\frac{\text{atoms}}{\text{barn-cm}}$ و m جرم سلول بر حسب گرم.

1. General Source
2. Criticality Source
3. Surface Source
4. Tally

تالی نوع F۸

این تالی، تالی ارتفاع پالس نامیده می‌شود که در واقع فراوانی انرژی ثبت شده در هر سلول را بیان می‌کند. اگر از تالی F۸* استفاده شود می‌توان برای محاسبه دز در هر سلول یا ناحیه مورد نظر نیز استفاده کرد به شرطی که بر واحد جرم سلول مورد نظر نیز تقسیم شود. می‌توان یک تالی را برای چند سطح یا سلول تعریف کرد:

* F۸ : p 2 3 4 5 T

درج حرف T باعث می‌شود تا مجموع تالی روی سطوح یا سلول‌های مورد نظر نیز محاسبه شود جهت آشنایی بیشتر با تالی‌ها کاربر می‌تواند به فصل ۲ موجود در کتابچه یا منوال موجود کد مراجعه کنند. البته توجه به این نکته ضروری می‌باشد که محاسبات توسط کد و تالی با استفاده از میانگین‌گیری از اندرکنش تعداد ذراتی است که توسط کاربر مشخض می‌شود و در نهایت محاسبات برای یک تک ذره می‌باشد.

۳-۴- ارزیابی پرتوگیری خارجی از بیماران

در این قسمت از کار به بررسی آهنگ دز تابشی از بیماران قلبی که بعد از تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ به عنوان چشمه پرتوزای متحرک برای کارکنان بخش پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) شهرستان شاهرود و تمامی افراد نزدیک به آنها محسوب می‌شدند، پرداخته شد.

۳-۴-۱- جمعیت مورد بررسی

در این مطالعه ۵۰ بیمار قلبی مراجعه کننده به مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) شهرستان شاهرود، به طور تصادفی برای این منظور انتخاب شدند. این بیماران برای تشخیص بیماریشان رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ دریافت می‌کردند. قبل از انجام هر کاری از تک تک بیماران برای انجام کار تحقیق رضایت به عمل آمد.

بیماران به دو گروه ذیل تقسیم بندی شدند:

- گروه یک: بیمارانی بودند که برای بار اول (حالت استرس) برای تشخیص به این مرکز مراجعه می کردند (۲۷ نفر).
- گروه دو: بیمارانی بودند که برای بار دوم (حالت استراحت) برای تشخیص به این مرکز مراجعه می کردند (۲۳ نفر).

جدول ۳-۶ مقدار رادیوداروی تزریقی، میانگین سنی و تعداد بیماران

گروه	میانگین سنی	تعداد بیماران	میانگین رادیوداروی تزریقی (mCi)
۱	۵۱	۱۵ نفر مرد	۱۵/۶۷
	۵۲	۱۲ نفر زن	۱۵/۵۰
۲	۶۱/۴۲	۱۰ نفر مرد	۱۴/۶۴
	۵۲/۸۸	۱۳ نفر زن	۱۵/۰۲

اطلاعات مربوط به میانگین سنی بیماران، تعداد بیماران و میانگین مقدار رادیوداروی تزریقی تجویز شده خالص برای انجام فرآیند تصویر برداری در جدول ۳-۶ آورده شده است. تمامی مراحل مورد نیاز برای انجام فرآیند تصویر برداری از قبیل، تزریق رادیودارو، گرفتن تست ورزش برای بیماران گروه یک و نحوه اندازه گیری آهنگ دز تابشی، برای تمام بیماران به طور مشابه و یکسان انجام می گرفت.

۳-۴-۲- زمان های اندازه گیری

اندازه گیری ها در بازه های زمانی زیر انجام گرفت:

۱. با گذشت مدت زمان ۱۰ دقیقه بعد از تزریق رادیودارو به منظور قبل از جایگزینی رادیودارو در ارگان مورد نظر در بدن بیمار.
۲. با گذشت مدت زمان ۳۰ دقیقه بعد از تزریق رادیودارو به منظور هنگام جایگزینی رادیودارو در ارگان هدف در بدن بیمار.

۳. با گذشت یک ساعت از تزریق رادیودارو به منظور فرآیند تصویر برداری.

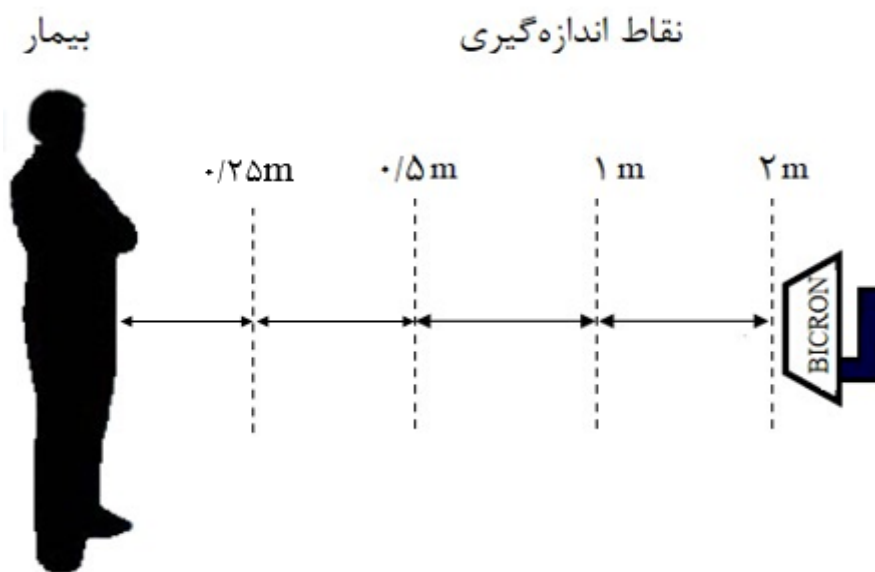
۴. با گذشت ۱۰ ساعت بعد از تزریق رادیودارو به منظور یافتن پرتوگیری افراد خانواده، آهنگ دز تابشی اندازه‌گیری انجام شد.

۵. با گذشت ۲۴ ساعت بعد از تزریق رادیودارو به منظور یافتن مقدار تابش باقی مانده در بیماران، که برخی برای مرحله دوم فرآیند تصویر برداری (استراحت)، رجوع می‌کردند.

زمان‌های مذکور به دلیل تماس بیشتر کارکنان بخصوص، سه زمان اول برای یافتن پرتوگیری کارکنان به منظور قبل از خروج بیماران از بخش پزشکی هسته‌ای انتخاب شده بود.

۳-۴-۳- 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 آنکه رادیودارویی مورد نظر به دلیل نشانه‌دار بودن بعد از تزریق با گذشت زمان ۱۵ تا ۳۰ دقیقه در ناحیه شکمی و به مقدار ۱/۵ تا ۲ درصد در قلب تجمع می‌یافت [۳۰]، اندازه‌گیری روی یک خط افقی و عمود بر بیمار رو به روی شکم بیمار در چهار فاصله ۲۵، ۵۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ سانتی‌متری از بیمار صورت می‌گرفت. شکل ۳-۴ بیانگر این موضوع می‌باشد.



شکل ۳-۴ حالت ایستادن بیمار برای اندازه‌گیری در فواصل مختلف

اندازه‌گیری آهنگ دز تابشی توسط آشکارساز گازی مدل BICRON surveyor 2000TM که با منبع استاندارد ¹³⁷Cs کالیبره شده بود، برای تمام بیماران انجام گرفت. اطلاعات مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری با کثر تابش زمینه و خطاهای دیگر حاصل از اندازه‌گیری در این مطالعه، برای هر دو گروه ۱ و ۲ در زمان متفاوت و فواصل مختلف از بیماران بعد از تزریق پرتودارو، به ترتیب در جدول‌های ۳-۷ و ۳-۸ آورده شده است.

جدول ۳-۷ مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری گروه یک در زمان و مکان‌های مختلف بر حسب $(\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1})$

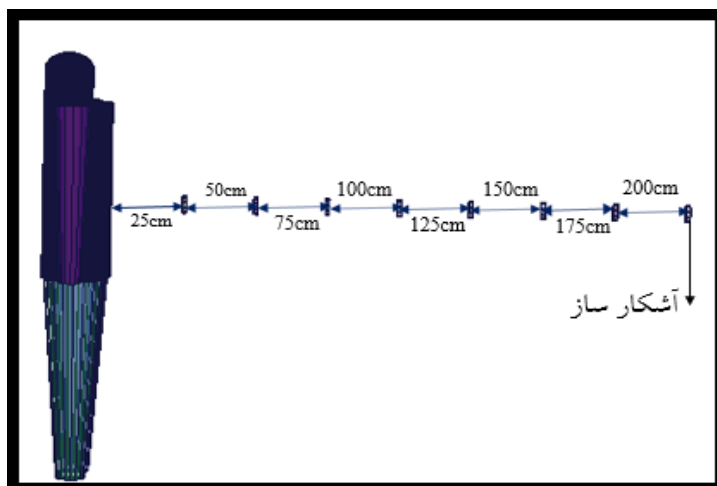
		مکان اندازه‌گیری		زمان اندازه‌گیری
۲۰۰cm	۱۰۰cm	۵۰cm	۲۵cm	
۱/۳	۳/۰	۵/۸	۹/۹	۱۰ دقیقه
۱/۱	۲/۶	۴/۴	۷/۹	۳۰ دقیقه
۰/۹	۲/۰	۳/۵	۶/۹	۶۰ دقیقه
۰/۷	۱/۲	۱/۶	۳/۵	۱۰ ساعت
۰/۴	۰/۶	۰/۸	۱/۱	۲۴ ساعت

جدول ۳-۸ مقدار متوسط حاصل از اندازه‌گیری گروه دو در زمان و مکان‌های مختلف بر حسب $(\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1})$

		مکان اندازه‌گیری		زمان اندازه‌گیری
۲۰۰cm	۱۰۰cm	۵۰cm	۲۵cm	
۲/۱	۳/۶	۸/۷	۱۳/۴	۱۰ دقیقه
۱/۷	۲/۸	۶/۲	۱۰	۳۰ دقیقه
۱/۴	۲/۳	۵	۸/۳	۶۰ دقیقه
۱	۱/۵	۲/۳	۳/۶	۱۰ ساعت
۰/۶	۰/۹	۱/۱	۱/۵	۲۴ ساعت

۳-۴-۴- شبیه سازی مونت کارلو

کد محاسباتی مونت کارلو MCNPX، یک کد شبیه سازی قدرتمند برای کارهای هسته‌ای می‌باشد. در این تحقیق به منظور شبیه سازی هندسه مورد نیاز، از فانتوم آب با ابعاد فانتوم میردا^۱ استفاده شد. نتیجه بدست آمده از این فرآیند در شکل ۳-۵ نشان داده شده است. سپس با تبدیل واحد خروجی بدست آمده از تالی F۶ مطابق با معادله ۳-۱ نتایج آهنگ دز تابشی را در فواصل مختلف همانند داده‌های تجربی اندازه‌گیری شده، محاسبه شد. به دلیل عدم محدودیت در شبیه سازی محاسبات در ۸ نقطه در فواصل مختلف از بدن انجام گرفت.



شکل ۳-۵ حالت شبیه سازی بیمار برای اندازه‌گیری در فواصل مختلف

خروجی‌های حاصل از کد را با استفاده از تبدیل زیر به صورت آهنگ دز تابشی گری بر ثانیه سپس به صورت میکروسیورت بر ساعت بدست آمد نتایج حاصله در جدول ۳-۹ آورده شده است.

(۳-۱)

$$\frac{MeV}{gram} \times \frac{1000gram}{1Kg} \times \frac{10^6 eV}{1MeV} \times \frac{1.6 \times 10^{-19} J}{1eV} \times 15.5 \times 10^{-3} Ci \times \frac{3.7 \times 10^{10} \frac{decays}{S}}{Ci} \times \frac{1 photon}{decays} \times \frac{1}{source\ photon} = \frac{Gy}{S}$$

3. Mird Phantom

جدول ۳-۹ مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی پرتوگیری خارجی از بیماران ($\mu Sv \cdot h^{-1}$)

نقطه اندازه‌گیری	۲۵cm	۵۰Cm	۷۵Cm	۱۰۰Cm	۱۲۵Cm	۱۵۰Cm	۱۷۵Cm	۲۰۰Cm
مقدار بدست آمده	۱۳/۲	۷/۸	۴/۷	۳/۱	۲/۳	۱/۶	۱/۲	۱

لازم به یادآوری می‌باشد که فرآیند شبیه‌سازی برای اندازه‌گیری در همان زمان اول اندازه‌گیری تجربی در نظر گرفته است.

۳-۵- ارزیابی پرتوگیری کارکنان از بیماران قلبی

برای این منظور، زمان تماس کارکنان با بیماران برای کمتر از یک متر، که آهنگ دز تابشی قابل توجه می‌باشد برای یک شیفت کاری روزانه، با اندازه‌گیری زمان تماس در فواصل کمتر از یک متر در ۵ روز به صورت میانگین محاسبه شد. حال با ضرب زمان تماس در آهنگ دز تابشی، میزان متوسط پرتوگیری کارکنان در یک شیفت کاری روزانه از برای هر دو گروه ۱ و ۲ بدست آمد. در جدول ۳-۱۰ نتایج محاسبات آورده شده است.

جدول ۳-۱۰ مقدار متوسط پرتوگیری کارکنان در یک روز کاری بر حسب (μSv)

اسکن قلب	اسکن قلب	آزمون پزشکی هسته‌ای
گروه ۲	گروه ۱	گروه‌ها
۲/۹ - ۰/۳۵	۲/۱ - ۰/۳۵	پرتوگیری در روز
۶ - ۰/۳۵		مجموع پرتوگیری

۳-۶- ارزیابی پرتوگیری داخلی برای بیماران قلبی

پرتوگیری بیماران در پزشکی هسته‌ای از نوع داخلی بوده و جهت محاسبه دز جذبی بیماران در پزشکی هسته‌ای روش‌های متعددی معرفی شده است با توجه به عدم محدودیت در شبیه‌سازی

برای محاسبات دز داخلی برای بیماران کد شبیه‌سازی MCNPX مورد استفاده قرار گرفت. برای محاسبه دز ناشی از پرتوگیری داخلی، MIRD روشی است که بطور معمول کاربرد دارد. در این روش با فرض اینکه تمام ماده رادیواکتیو تزریقی در ارگان منبع^۱ با اکتیویته تجمعی (A_h) تمرکز یافته و در تمام مدت حضور در بدن با آهنگ یکسانی ارگان هدف^۲ را تحت تابش قرار می‌دهد، می‌توان دز موثر رسیده به ارگان هدف (D_{rk}) را در هر یک از انواع آزمایشات پزشکی هسته‌ای از رابطه شماره ۲-۳ محاسبه نمود:

$$D_{rk} = \sum_h A_h \times S (rh \rightarrow rk) \quad (2-3)$$

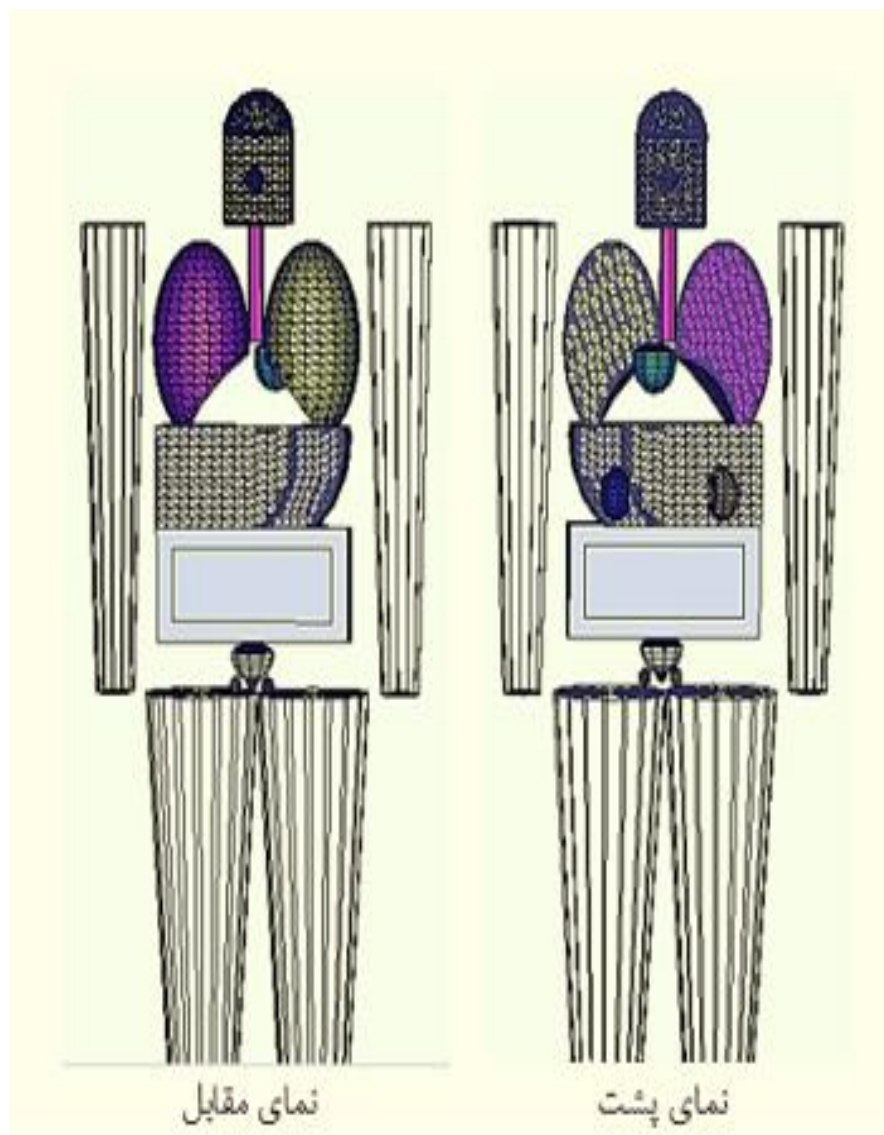
در رابطه فوق واحد اکتیویته تجمعی ($\mu\text{Ci-hr}$) بوده و S فاکتور یا ضریب پرتودهی از ارگان منبع به ارگان هدف است که واحد آن ($\text{rads}/\mu\text{Ci-hr}$) می‌باشد. علامت Σ شرایطی را نشان می‌دهد که رادیودارو در چند ارگان منبع تجمع یافته و دز رسیده به ارگان هدف در این شرایط محاسبه خواهد شد [۳۱].

با توجه به این که در هنگام تزریق رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ به دلیل نشانه دار بودن ۱/۵ تا ۲ درصد در قلب جایگزین می‌شود و حدود ۲۵ درصد دفع کلیوی و ۳۵ درصد دفع صفراوی را شاهد هستیم [۳۲]. بقیه نیز در سرتاسر بدن پخش می‌شود. همچنین در هنگام دفع مثانه محل ذخیره سازی رادیودارو خواهد بود بنابراین چشمه‌های موجود در داخل اندام‌های بدن، کلیه‌ها، کبد، قلب و مثانه را می‌توان نام برد.

از اندام‌های حساس به پرتو نیز می‌توان به غدد تناسلی، غده تیروئید، روده بزرگ، روده کوچک، غده پرستات، شش‌ها و خود اندام‌های چشمه به دلیل ذخیره سازی رادیودارو در خود و پرتوگیری زیاد را دارا هستند نام برد. این اندام‌ها را به عنوان اندام هدف در نظر گرفته شدند. همچنین نزدیکی اندام‌ها به اندام‌های چشمه نیز در انتخاب چشمه‌های هدف برای محاسبات در نظر گرفته شد.

1. Source organ-(rh)
2. Target organ-(rk)

با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX و فانتوم‌های^۱ موجود در بخش پزشکی هسته‌ای اقدام به طراحی یک فانتوم بر اساس ابعاد فانتوم میرد و مواد تشکیل دهنده اندام‌ها نیز بر اساس فانتوم میرد شد. در شکل ۳-۶ فانتوم طراحی شده برای انجام محاسبات دز داخلی برای بیماران تحت اسکن قلب در این مطالعه آورده شده است.



شکل ۳-۶ شبیه‌سازی اندام‌های داخلی با کد MCNPX

با استفاده از تالی F_8^* از کد خروجی حاصل را با تبدیل واحدهای مربوطه و جمع بندی تمام دزهای رسیده از اندامهای چشمه در اندامهای هدف دز رسیده به اندامهای هدف محاسبه شد. در جدول ۳-۱۱ نتایج بدست آمده آورده شده است.

جدول ۳-۱۱ دز رسیده به اندامهای بدن برحسب (Sv) از رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$

اندام هدف	مقدار محاسبه شده	خطای حاصل از کد
تیروئید	$2/1 \times 10^{-3}$	$4/49 \times 10^{-5}$
شش راست	$3/9 \times 10^{-3}$	$1/1 \times 10^{-6}$
شش چپ	$4/3 \times 10^{-3}$	$3/1 \times 10^{-6}$
قلب	$6/4 \times 10^{-3}$	$3/8 \times 10^{-5}$
کبد	$3/1 \times 10^{-3}$	$8/1 \times 10^{-7}$
معده	$4/1 \times 10^{-3}$	$4/2 \times 10^{-6}$
روده بزرگ	$1/8 \times 10^{-3}$	$3/6 \times 10^{-5}$
روده کوچک	$1/4 \times 10^{-3}$	$9/1 \times 10^{-7}$
دیواره مثانه	$2/1 \times 10^{-3}$	$2/6 \times 10^{-5}$
مثانه	$3/9 \times 10^{-3}$	$3/3 \times 10^{-5}$
بیضه راست	$0/83 \times 10^{-3}$	$7/1 \times 10^{-6}$
بیضه چپ	$0/9 \times 10^{-3}$	$4/7 \times 10^{-6}$
غده پرستات	$2/3 \times 10^{-3}$	$6/1 \times 10^{-5}$
کلیه راست	$1/4 \times 10^{-3}$	$1/6 \times 10^{-5}$
کلیه چپ	$1/1 \times 10^{-3}$	$3/2 \times 10^{-5}$

۳-۷- بررسی حفاظ برای سرنگ تزریق حاوی رادیودارو

با توجه به این که پرتو داروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ تابش کننده اشعه گاما با انرژی حدود 140 keV تابشی بدون بار می باشد [۳۳]. بنابراین دارای اندرکنش کم با محیط مادی خواهد بود و در مقابل برد زیاد. برای حفاظ گذاری چشمه های اشعه گاما، می توان از فلزات با چگالی اتمی بالا برای انرژی تابشی زیاد و همچنین چگالی متوسط برای انرژی های پایین بین 0.1 MeV تا 0.4 MeV [۳۴]، به منظور افزایش اندرکنش و تضعیف انرژی، شدت پرتو گاما را مطابق با معادله ۳-۳ با انتخاب ضخامت مناسب حفاظ مورد نظر، به مقدار دلخواه کاهش داد [۳۵].

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad (3-3)$$

که I_0 بیانگر شدت پرتو دهی اولیه، I بیانگر شدت کاهش یافته عبوری از حفاظ، x ضخامت حفاظ قرار داده شده در مقابل چشمه تابش و μ ضریب تضعیف خطی مربوط به فلز مورد استفاده برای حفاظ گذاری می باشد. بسته به هر نوع فلز این ضریب متفاوت می باشد.

در این مطالعه سعی می شود با طراحی و ساخت نمونه حفاظ آهنی، به دلیل وزن کم، هزینه کم و هندسه منظم جهت استفاده کارکنان، برای سرنگ های حاوی پرتو داروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ در هنگام تزریق پرتو دارو، میزان کاهش پرتوگیری کارکنان مورد بررسی قرار گیرد.

۳-۷-۱- طراحی و ساخت آزمایشگاهی

نخست در این مطالعه با در نظر گرفتن فلز آهن، به دلیل چگالی اتمی متوسط حدود 7.87 g.cm^{-3} به منظور کاهش وزن، فراوانی زیاد و در دسترس بودن، قیمت کم، انعطاف پذیری در هنگام تراش، در آزمایشگاه اقدام به طراحی و ساخت حفاظ برای سرنگ های پلاستیکی تزریق پرتودارو که مورد استفاده کارکنان در بخش های پزشکی هسته ای بیمارستان ها می باشد گردید. در شکل ۳-۷ نمونه آزمایشگاهی ساخته شده به ضخامت 3 mm آورده شده است.



شکل ۳-۷ حفاظ ساخته شده در آزمایشگاه و نحوه قرارگیری سرنگ

در ادامه برای سنجش نتیجه کار حاصله با استفاده از دستگاه دز کالیبراتور، که برای اندازه‌گیری فعالیت درون سرنگ پرتودارو $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ به منظور آماده سازی برای تزریق به بیماران به کار گرفته می‌شود، برای ۵ نمونه سرنگ حاوی پرتودارو برای دو حالت، سرنگ حاوی پرتودارو بدون حفاظ و با حفاظ توسط دستگاه قرائت و یادداشت شد (جدول ۳-۱۲).

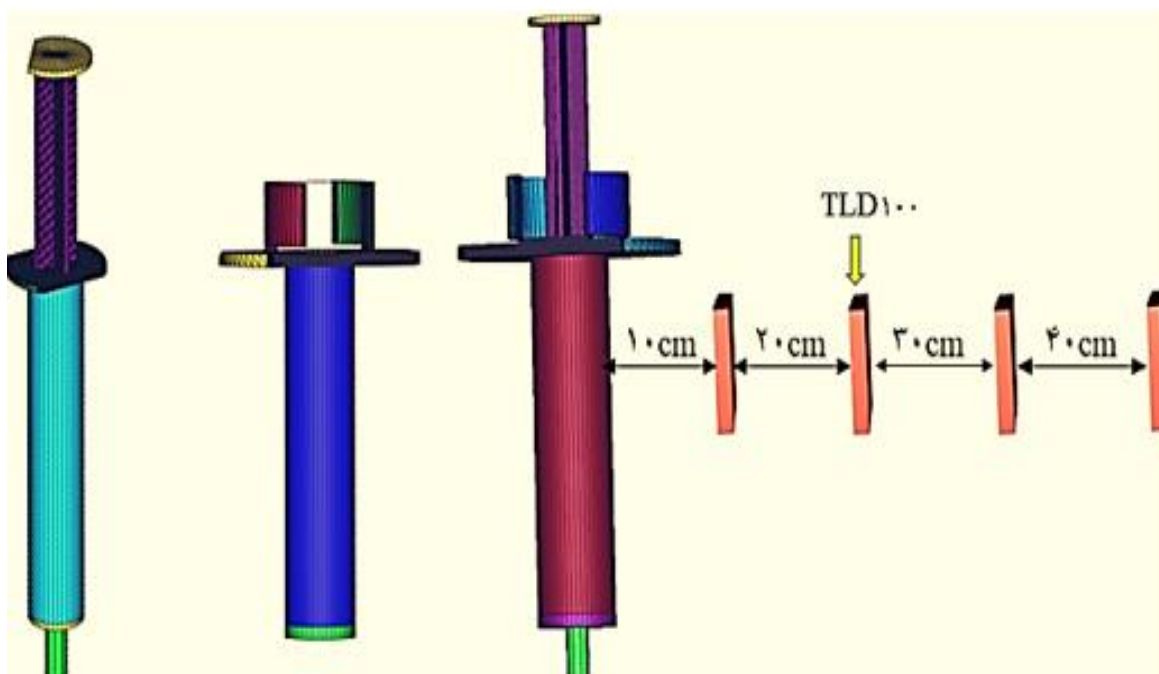
خطای حاصل از اندازه‌گیری دستگاه دز کالیبراتور و خطای زمانی در محدوده میکروکوری بود که دقت اندازه‌گیری در این مطالعه در محدوده میلی کوری در نظر گرفته شد. بنابراین از خطای کم هنگام اندازه‌گیری چشم پوشی شد.

جدول ۳-۱۲ نتایج تجربی بدست آمده از اندازه‌گیری با حفاظ و بدون حفاظ

شماره سرنگ	۱	۲	۳	۴	۵
فعالیت بدون حفاظ (mCi)	۲۰/۲۵	۱۹/۴۵	۱۶/۶۵	۱۷/۴۰	۲۰/۱
فعالیت با حفاظ (mCi)	۱۷/۳۰	۱۶/۳۵	۱۳/۷۰	۱۴/۵۰	۱۷/۱۰
کاهش فعالیت (mCi)	۲/۹۵	۳/۱	۲/۹۵	۲/۹	۳

۳-۷-۲- شبیه‌سازی مونت کارلو

به دلیل عدم محدودیت در شبیه‌سازی در این مطالعه سعی شد، فلزات دیگر نیز با استفاده از کد محاسباتی MCNPX برای حفاظ‌گذاری مورد بررسی قرار گیرد. در فرآیند شبیه‌سازی سه فلز، آهن ($^{54}_{26}Fe$)، سرب ($^{204}_{82}Pb$) و آلیاژ مس-تنگستن ۱۰ درصد ($CuW10$) انتخاب شدند. در ادامه با استفاده از شبیه‌سازی دوزیمتر TLD 100 در دو حالت برای یافتن دوز جذبی پوست کارکنان و دز جذبی تمام بدن یا همان مغز استخوان [۳۶]، در فواصل ۱۰ cm، ۲۰ cm، ۳۰ cm و ۴۰ cm از سرنگ شبیه‌سازی شده، میزان دوز جذبی سالیانه را برای کارکنان در دو حالت، بدون حفاظ و با حفاظ ۲ mm (برای هر سه فلز ذکر شده) محاسبه شد. در جدول ۳-۱۳ نتایج حاصل از اندازه‌گیری آورده شده است. شکل ۳-۸ بیانگر نحوه شبیه‌سازی توسط کد MCNPX را نمایان می‌کند.



شکل ۳-۱۳ هندسه شبیه‌سازی شده و نحوه اندازه‌گیری دز

برای اندازه‌گیری حاصل از کد خطاها در حد پایین قرار داشتند که با تبدیل واحد به مرتبه میکروسیورت می‌رسید. بنابراین چون اندازه‌گیری در محدوده میلی سیورت بود خطاها در جدول ۳-۱۳ لحاظ نشده است.

جدول ۳-۱۳ نتایج بدست آمده از اندازه‌گیری با حفاظ و بدون حفاظ دز

فاصله	۱۰ cm	۲۰ cm	۳۰ cm	۴۰ cm
بدون حفاظ پوست	۴۹/۵	۱۲/۵	۶	۳/۶
برحسب (mSv) کل بدن	۴۷/۹۵	۱۲/۴	۵/۴۹	۳/۳۶
حفاظ سرب پوست	۳/۵	۱	۰/۳۵	۰/۱۹
برحسب (mSv) کل بدن	۲/۷	۰/۹۲	۰/۳۱	۰/۱۰
حفاظ مس-تنگستن پوست	۱۵/۹۰	۳/۹۴	۱/۸۹	۰/۸۴
برحسب (mSv) کل بدن	۱۳/۴۸	۳/۸۴	۱/۸۴	۰/۷۶
حفاظ آهنی پوست	۴۰/۴۵	۱۰/۴۸	۴/۹۹	۲/۸۴
برحسب (mSv) کل بدن	۳۸/۹۶	۹/۹۵	۴/۹۰	۲/۴۹

فصل چهارم:

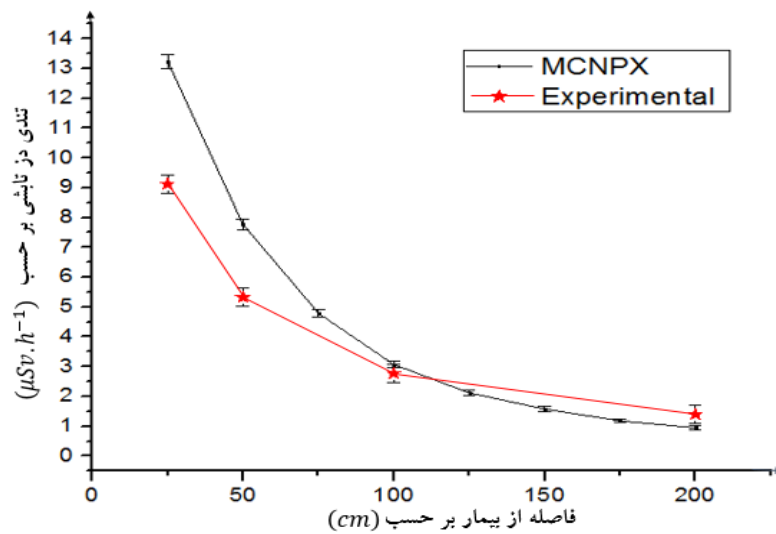
بحث و نتیجه گیری

۱-۴- ارزیابی پرتوگیری خارجی از بیماران اسکن قلب

طبق انتظار بیشترین مقدار مربوط به زمان اول اندازه گیری می باشد و با گذشت زمان کاهش می یابد. نتایج در این تحقیق تاییدی از این انتظار است. نتایج اندازه گیری برای بیشترین مقدار آهنگ دز تابشی در همان زمان اول اندازه گیری به ترتیب برای هر دو گروه ۱ و ۲، $9/9 \mu Sv.h^{-1}$ و $13/4 \mu Sv.h^{-1}$ در فاصله ۲۵cm از بیماران بدست آمد.

۱-۱-۴- بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیماران

با بررسی آهنگ دز تابشی با افزایش فاصله از بیمار مشاهده می شود با یک روند نسبتاً سریعی کاهش می یابد. نمودار ۱-۴ برای نتایج حاصل از اندازه گیری و شبیه سازی رسم شده است.



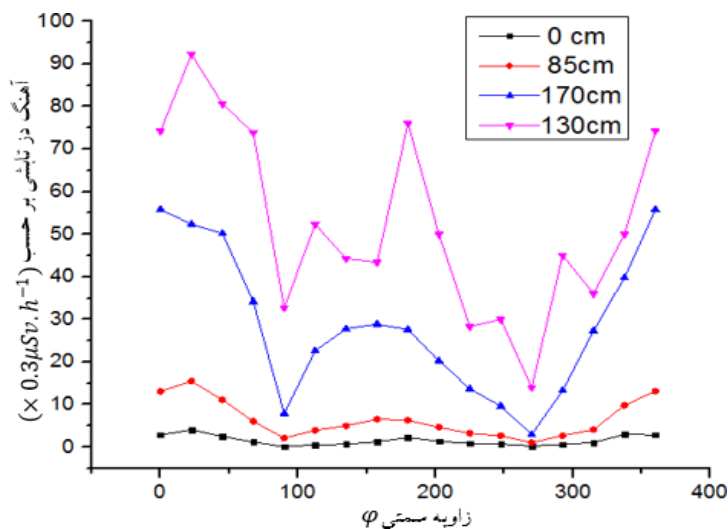
نمودار ۱-۴ آهنگ دز تابشی بر حسب افزایش فاصله از بیمار

با مشاهده نمودار ۱-۴ می توان نتیجه گرفت نتایج شبیه سازی و نتایج تجربی تقریباً با هم‌دیگر هم‌خوانی دارند. اختلاف قابل توجه مربوط به فاصله کمتر از ۱۰۰cm را نیز می توان توجیه کرد. این اختلاف می تواند مربوط به نحوه انتخاب چشمه تابش، در شبیه سازی باشد، در واقع به دلیل بافت زنده بدن، رادیودارو در سطح وسیع تری از بدن توزیع می شود. بنابراین با افزایش سطح چشمه به خصوص

در فاصله ۲۵cm تعداد پرتو کمتری به آشکارساز می‌رسد زیرا زاویه فضایی آشکار ساز کاهش می‌یابد. درحالی که در شبیه‌سازی به دلیل محدودیت، چشمه تابش در ناحیه شکمی با سطح کمتری قرار دارد. بنابراین زاویه فضایی آشکارساز نسبت به حالت واقعیت بزرگتر و تعداد پرتو بیشتری را شمارش می‌کند. در نهایت مشاهده می‌شود، با افزایش فاصله از بیمار در هر دو حالت مخصوصا برای تجربی، بیمار به صورت چشمه تابش نقطه‌ای از دید آشکارساز در آمده و شمارش بیشتری را خواهیم داشت، بنابراین اختلاف بین شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی کاهش خواهد یافت.

۴-۱-۲- بررسی وابستگی زاویه‌ای آهنگ دز تابشی خارجی از بیماران

وابستگی زاویه‌ای آهنگ دز تابشی، به دلیل همخوانی نتایج تجربی با شبیه‌سازی، در زوایای سمتی مختلف با استفاده از شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گرفت. با نتایج بدست آمده از نمودار ۴-۲، مشاهده می‌شود که بیشترین مقدار آهنگ دز تابشی در زاویه سمتی بین صفر تا ۴۰ درجه در ارتفاع ۱۳۰cm از کف زمین برای یک فرد معمولی با قد ۱۷۰cm بدست آمده.

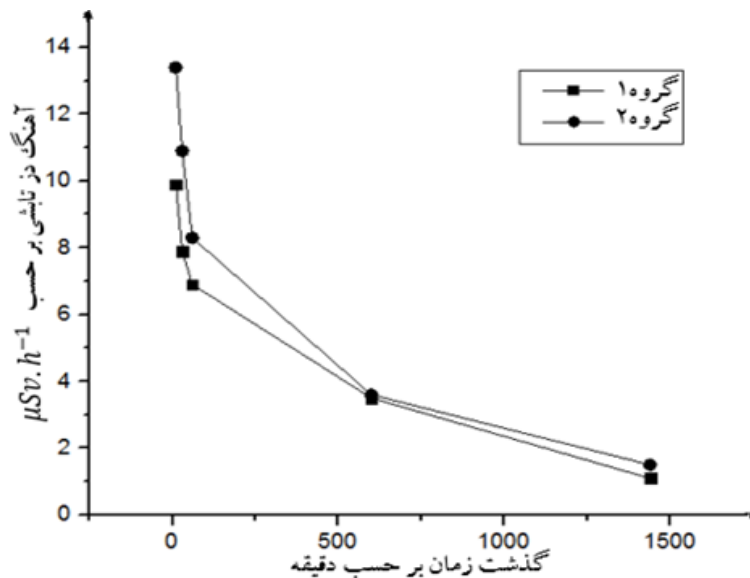


نمودار ۴-۲ آهنگ دز تابشی در زوایای مختلف سمتی از بیمار

اندازه‌گیری‌های تجربی، در این مطالعه حدودا در نزدیکی بازه بدست آمده از شبیه‌سازی یعنی وابسته به قد بیماران ارتفاع حدودا ۱۳۰cm مایل به سمت چپ بیماران بین زاویه صفر تا ۴۰ درجه صورت می‌پذیرفت.

۴-۱-۳- بررسی آهنگ دز تابشی از بیماران با گذشت زمان

با توجه به نیمه عمر فیزیکی حدود ۶ ساعت برای پرتوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ انتظار می‌رود، بعد از گذشت ۴ نیمه عمر به مقدار ناچیزی کاهش یابد [۳۷]. نمودار ۳-۴ برای تغییرات آهنگ دز تابشی نسبت به زمان در فاصله ۲۵ سانتی متری رسم شده، مشاهده می‌شود با گذشت زمان نسبتاً سریع کاهش می‌یابد. به طوری که بعد از گذشت زمان ۲۴ ساعت از تجویز، به حد ناچیزی حدود $1 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$ می‌رسد.



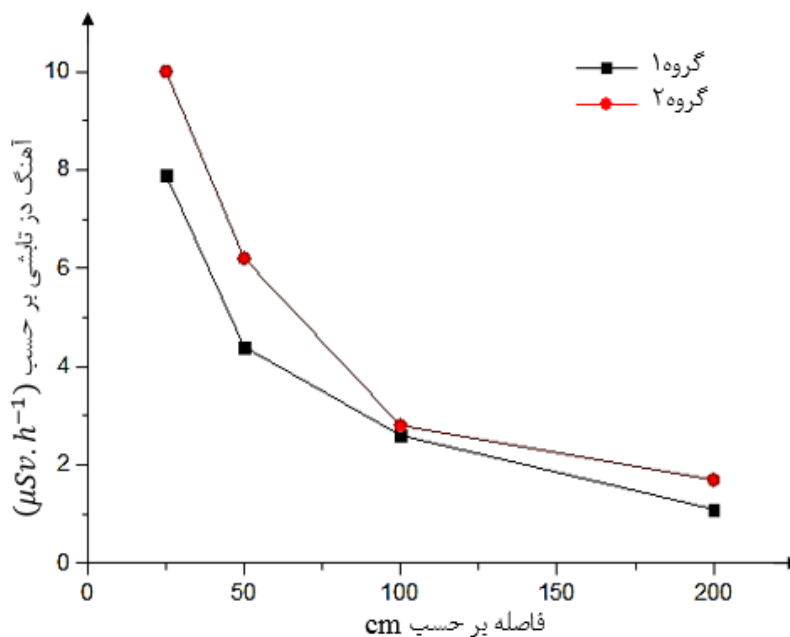
نمودار ۳-۴ تغییرات آهنگ دز تابشی با گذشت زمان

۴-۱-۴- مقایسه آهنگ دز تابشی برای دو گروه از بیماران

با نتایج بدست آمده از این مطالعه برای هر دو گروه از بیماران نمودار ۴-۵ برای زمان دوم اندازه گیری رسم شده است. با توجه به نمودار مشاهده می‌شود آهنگ دز تابشی از بیماران گروه ۲ بیشتر از گروه یک بدست آمد. یکی از دلایل این اختلاف می‌تواند سرعت گردش خون در بیمار باشد. با توجه به این که رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ وارد جریان خون شده و بعد جای‌گزینی در اندام هدف روی می‌دهد، لازم به ذکر است که در گروه ۱ یعنی بیماران حالت استرس جریان خون از گروه ۲ بیشتر است بنابراین در مدت زمان کمی رادیودارو در سراسر بدن پخش می‌شود. در نتیجه زاویه فضایی آشکارساز برای شمارش کم شده در ازای افزایش سطح چشمه تابش بنابراین شاهد شمارش کمتری

خواهیم بود. در صورتی که در گروه دو با سرعت کمتر جریان خون جایگزینی رادیودارو در زمان کمتری رخ داده و عمدتاً در ناحیه شکمی تجمع می‌یابد در نتیجه با کاهش سطح چشمه و نزدیک شدن به حالت چشمه تابش نقطه‌ای، زاویه فضایی آشکارساز براس شمارش افزایش می‌یابد و شاهد شمارش بیشتر خواهیم بود به عبارتی دلیل اختلاف در سرعت جایگزینی رادیودارو و همچنین به چگونگی دفع بدن این رادیودارو در این دو گروه از بیماران دارد.

همچنین از طرفی بین دو اسکن متوالی حدود ۲۴ ساعت اختلاف می‌باشد بنابراین می‌توان نتیجه گرفت مقدار کمی از پرتوزایی در بیماران گروه دو ناشی از همان تزریق اول برای گرفتن تست در حالت استرس می‌باشد، که اضافه بر فعالیت تزریقی در حالت استراحت از قبل در بدن حضور دارد.



نمودار ۴-۵ آهنگ دز تابش برای هر دو گروه از بیماران بر حسب فاصله

همان گونه که مشاهده شد بیماران گروه ۲ یا همان استراحت دارای آهنگ دز تابشی بیشتر می‌باشند. بنابراین حفاظت از این گروه برای کارکنان اولویت دارد نسبت به گروه یک یا همان گروه استرس.

۴-۱-۵- جمع‌بندی از پرتوگیری خارجی

با نتایج بدست آمده از کاهش نسبت به زمان، کاهش نسبتاً سریع می‌باشد. این موضوع بیانگر توزیع یکنواخت پرتودارو در بدن است. نتایج با نتایج حاصل از تحقیق بایرام و همکارانشان در ترکیه

مطابقت دارد [۲۲]. میزان مجموع پرتوگیری کارکنان در این مطالعه با مقدار متوسط ۰/۳۵ - ۶ میکرو سیورت بدست آمد. با توجه به مقدار مجاز ۷/۵ میکرو سیورت در روز برای کارکنان [۳۸]، در حد پایین قرار دارد، اما مقدار قابل توجهی می‌باشد، زیرا مقدار اعلام شده پرتوگیری کارکنان برای مجموع کارها از قبیل تهیه رادیودارو در اتاق هات لب، تزریق رادیودارو و بیماران تمامی آزمون‌های تشخیصی از قبیل اسکن کلیه، اسکن استخوان، اسکن تیروئید و اسکن شش‌ها را در بر می‌گیرد. در حالی که در این مطالعه فقط مقدار پرتوگیری از بیماران اسکن قلب، مورد بررسی قرار گرفت. بنابراین مقدار بدست آمده قابل توجه می‌باشد و لزوم حفاظت کارکنان جهت هر چه کاهش بیشتر تماس با بیماران و زمان تماس با بیماران را نشان می‌دهد.

باتوجه به نمودار ۴-۴ مشاهده می‌شود آهنگ دز نابی برای $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ ، با روند نسبتاً سریعی صورت می‌گیرد، به طوری که بعد از ۲۴ ساعت به حد ناچیزی می‌رسد. بنابراین برای این پرتودارو اقدامات حفاظتی باید در همان ساعات اولیه تزریق صورت گیرد. همچنین در این تحقیق نشان داده شد استفاده از برنامه شبیه سازی MCNPX در کارهای دوزیمتری هم‌خوانی نزدیکی با حالت تجربی دارد.

۴-۲- ارزیابی پرتوگیری داخلی از بیماران اسکن قلب

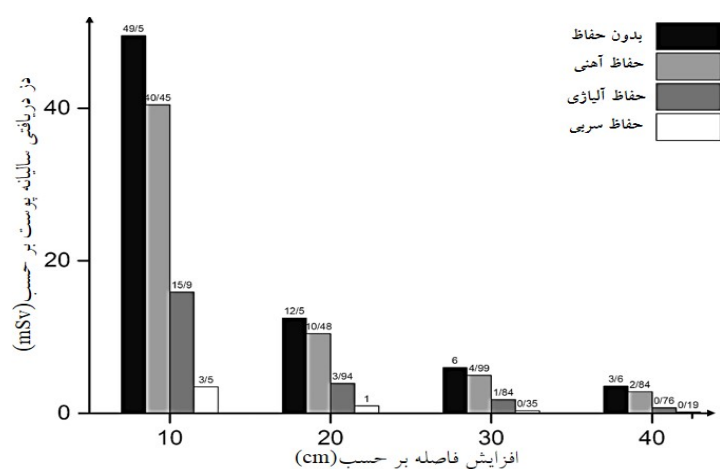
با توجه به نتایج بدست آمده از این مطالعه و همچنین استفاده از نرم افزار ICRP برای محاسبه دز داخلی برای مقایسه نتیجه حاصل از تحقیق با سایر تحقیقات در این زمینه در توافق نسبتاً خوبی با همدیگر قرار دارند. در جدول ۴-۱ نتیجه حاصله برای مقایسه آورده شده است.

جدول ۳-۱۱ دز معادل رسیده به اندام‌های بدن برحسب (Sv) از رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ برای مقایسه نتایج حاصل از محاسبات دز داخلی [۳۹]

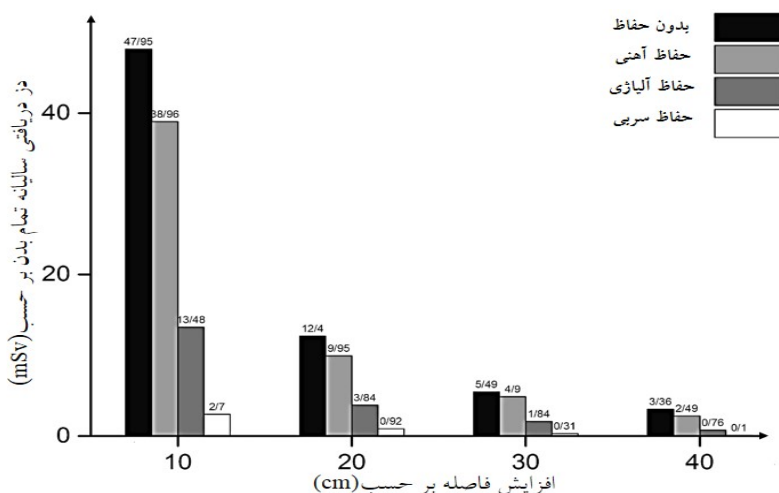
اندام هدف	مقدار محاسبه شده	محاسبه شده به ICRP۷۲
تیروئید	$2/1 \times 10^{-3}$	$2/24 \times 10^{-3}$
شش راست	$3/9 \times 10^{-3}$	$2/72 \times 10^{-3}$
شش چپ	$4/3 \times 10^{-3}$	$2/72 \times 10^{-3}$
قلب	$6/4 \times 10^{-3}$	-
کبد	$3/1 \times 10^{-3}$	1×10^{-3}
معدده	$4/1 \times 10^{-3}$	-
روده بزرگ	$1/8 \times 10^{-3}$	-
روده کوچک	$1/4 \times 10^{-3}$	$1/60 \times 10^{-3}$
دیواره مثانه	$2/1 \times 10^{-3}$	$1/83 \times 10^{-3}$
مثانه	$3/9 \times 10^{-3}$	-
بیضه راست	$0/83 \times 10^{-3}$	$0/59 \times 10^{-3}$
بیضه چپ	$0/9 \times 10^{-3}$	$0/59 \times 10^{-3}$
غده پرستات	$2/3 \times 10^{-3}$	-
کلیه راست	$1/4 \times 10^{-3}$	$0/94 \times 10^{-3}$
کلیه چپ	$1/1 \times 10^{-3}$	$0/94 \times 10^{-3}$

۳-۴- ارزیابی حفاظ گذاری برای سرنگ حاوی پرتودارو

با توجه به نتایج بدست آمده و میانگین گیری از اندازه گیری تجربی جدول ۳-۱۲ مشاهده می شود، استفاده از حفاظ آهنی ۲mm توسط کارکنان برای فاصله تماس کمتر از ۵۰cm در هنگام تزریق پرتودارو، پرتو دهی سرنگ حاوی پرتودارو از مقدار ۱۸/۷۷mci به مقدار ۱۵/۷۹mci کاهش می یابد. بنابراین شاهد کاهش ۱۵/۸۸ درصدی پرتو دهی و متناظر پرتوگیری سالیانه کارکنان بخش پزشکی هسته ای خواهیم بود.



نمودار ۴-۶ مقایسه دز دریافتی سالیانه پوست، با استفاده از حفاظ و بدون آن



نمودار ۴-۷ مقایسه دز دریافتی سالیانه تمام بدن، با استفاده از حفاظ و بدون آن

با نتایج بدست آمده از شبیه سازی همان گونه که از نمودارهای ۴-۶ و ۴-۷ که به ترتیب، برای دز دریافتی سالیانه پوست و تمام بدن کارکنان در حالت بدون استفاده از حفاظ ۲mm سرنگ تزریق و

استفاده از حفاظ هنگام تزریق پرتودارو رسم شده است، مشاهده می‌شود بیشترین کاهش دز دریافتی سالیانه مربوط به هنگام استفاده از حفاظ سربی به مقدار ۹۲/۹۳ درصد خواهد بود. همچنین استفاده از حفاظ آلیاژ مس-تنگستن ۱۰ درصد نیز به میزان قابل توجهی، دز دریافتی سالیانه را به مقدار ۶۷/۸۸ درصد کاهش می‌دهد. همچنین با توجه به هزینه بالای تهیه تنگستن می‌توان با افزایش درصد تنگستن موجود در آلیاژ شاهد کاهش بیشتر دز دریافتی سالیانه بود.

و در آخر شاهد کاهش ۱۸/۲۹ درصدی دز دریافتی سالیانه کارکنان در هنگام استفاده از حفاظ آهنی هستیم. باید توجه داشت که هزینه پایین، وزن کم در مقابل درصد کاهش پایین استفاده از حفاظ آهنی نیز معقول است. نتایج آمده با نتایج حاصل از کار خالد عبدالعزیز در توافق می‌باشند [۴۰].

نتیجه گیری

با توجه به دانستن اثرات زیان آور تابش بر روی کارکنان و خود بیماران تحت استفاده از رادیودارو در مراکز پزشکی هسته‌ای، در این مطالعه به میزان پرتوگیری این افراد در مرکز پزشکی هسته‌ای بیمارستان امام حسین (ع) پرداخته شد. با نتایج بدست آمده از اندازه‌گیری پرتودهی بیماران دریافت کننده و سپس محاسبه پرتوگیری کارکنان این مرکز برای فرآیند اسکن قلب مقدار پرتوگیری کارکنان ۰/۳۵-۶ میکروسیورت در یک شیفت کاری بدست آمد که در مقایسه با مقادیر مجاز اعلام شده از سوی سازمان‌های بین‌المللی در حد پایین قرار داشت. همچنین با طراحی آزمایشگاهی حفاظ آهنی برای سرنگ تزریق رادیودارو و اندازه‌گیری بازدهی کارکرد آن مشاهده شد، مقدار پرتوگیری کارکنان در هنگام استفاده از حفاظ برای تزریق به مقدار ۱۵/۸۸ درصد کاهش می‌یابد. این موضوع بیانگر آن است که کارکنان با استفاده از حفاظ می‌توانند تعداد بیشتری از بیماران را در یک روز کاری خدمات رسانی کنند.

مراجع

[۱]. صدر ممتاز ع، طاهرپور پ، (۱۳۸۹)، "فیزیک در پزشکی هسته‌ای" جلد اول، انتشارات دانشگاه

گیلان، فصل ۵

[۲]. بهروزی م ع، (بهار ۱۳۸۶)، "کاربرد مواد رادیواکتیو در پزشکی" انتشارات آستان قدس رضوی،

فصل ۴ و ۵

[3]. E.R.Ritenour and W.R.Handee; "History of radiation protection agencies and standards in health effects of low level radiation", CT (USA), (1984)

[۴]. کنت کرین، ترجمه ابراهیم ابوکاظمی و منیژه رهبر، (۱۳۸۵)، "آشنایی با فیزیک هسته‌ای"،

جلد اول، مرکز نشر دانشگاهی تهران، چاپ چهارم

[5]. H.Sember "Introduction to Health Physics", Pergamon, (1983)

[۶]. قنادی مراغه م، (۱۳۸۹)، "فناوری هسته‌ای"، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، فصل ده،

بخش ۲۱

[7]. B.M.Dantas and et all, "Determination of ⁹⁹Mo contamination in a nuclear medicine patient submitted procedure with ^{99m}Tc ", Brazilian Archives of Biology and technology an International Journal, October (2005)

[8]. International Atomic Energy Agency, " ^{99m}Tc Radiopharmaceuticals Manufacture of Kits ", Technical Reports Series NO. 466, Vienna, (2008)

[۹]. قنادی مراغه م، (۱۳۸۸)، " روش‌های آزمایشگاهی رادیویزوتوپ "، پژوهشگاه علوم و فنون

هسته‌ای، تهران، فصل دوم

[10]. F.M.Khn, "The physics of radiation therapy "، Lippincott Williams, Vol. 14 (2003)

[11]. ICRP, "Recommendations "، ICRP 26. Annals of the ICRP. Pergamon, Oxford, (1978)

[۱۲]. هرمان سمیر، (۱۳۸۹)، "آشنایی با فیزیک بهداشت از دیدگاه پرتوشناسی"، ترجمه محمد

ابراهیم ابوکاظمی، هوشنگ سپهری، علیرضا بینش، انتشارات مرکز نشر دانشگاهی

[13]. O.G. Raabe, "Internal Radiation Dosimetry", Health Physics Society, USA, (1994)

- [14]. J.T.Bushberg and et all, "The essential physics of medical imaging, In: Radiation Dosimetry", Baltimore, MD, Williams & Wilkins. 633-653. (2002)
- [15]. R.Loewinger and M.A.Berman, "A schema for absorbed-dose calculations for biologically distributed radionuclides", J Nucl Med. 7-14. (1968)
- [16]. H.Sember "Introduction to Health Physics", Pergamon, (1983)
- [17]. صحافی پور س ا، گلفام ف، (۱۳۹۳)، "راهنمای کاربردی مانیتورینگ پرتوی محل کار"، معاونت چرخه سوخت هسته‌ای، نشر بهشت
- [18]. محمدی ح، گلفام ف، (۱۳۹۴)، "راهنمای کاربردی مانیتورینگ فردی"، معاونت چرخه سوخت هسته‌ای، نشر بهشت
- [19]. C.Cherestes, "Calibration of personal albedo neutron dosimeter for mixed gammaneutrons fields", Optoelectronics and advanced materialrapidcommunicatione 5,802805, (2011)
- [20]. International Atomic Energy Agency, "Individual Monitoring", IAEA PRM2, Rev. 1, Vienna, (2004)
- [21]. کنت کرین، ترجمه ابراهیم ابوکاظمی و منیژه رهبر، (۱۳۸۵)، "آشنایی با فیزیک هسته‌ای"، جلد دوم، مرکز نشر دانشگاهی تهران، چاپ چهارم
- [22]. B.Tuncay, A.Hakan Yilmaz, M.Demir, B.Sonmez, "Radiation Dose to Technologists per Nuclear Medicine Examination and Estimation of Annual Dose", Journal of Nuclear Medicine Technology; 39(1):23-29 (2011)
- [23]. L.I. Stenstad, G.A.Pedersen, M.Trondheim, B.Brattheim, "Nuclear Radiation Dose to the surroundings from patients who are undergoing nuclear medicine examinations", Peer Reviewed Article, VOL. 1, NR. 1, p. 11-18. (2014)
- [24]. G.Cabral, A.Amaral, L.Campos. M.I.Guimaraes, "Investigation of maximum doses absorbed by people accompanying patients in nuclear medicine departments. Radiation Protection Dosimetry", Vol. 101, Nos. 1-4, pp. 435-438 (2002)
- [25]. L.K. Harding, N.J. Harding, H. Warren, A. Mills, W.H. Thomson, "The radiation dose to Accompanying nurses, relatives and other patients in nuclear medicine department waiting room", Nucl. Med. Commun., 11: 17-22. (1990)

[26]. M.Y.Mohd Fahmi, S.Norsuriani, I.Abdullah Waidi, "Estimation of Exposure Rate to Personnel Working in Nuclear Medicine Imaging Department in Hospital Universiti Sains Malaysia: Comparison between Direct and Indirect Methods", Health and the Environment Journal, Vol. 5. No 2. (2014)

[27]. J.F.Briesmeister, MCNPTM, "a general Monte Carlo N-Particle transport code", version 4c. Report LA-137-M. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, (2000)

[28]. J.S.Hendricks, G.W.Mckinney, L.S.Waters, "MCNPX user's manual", version 2.4.6. Report LA CP 02-408, Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, (2002)

[۲۹]. شیرمردی س پ، طاهری ع، امیری ج، (بهار ۱۳۸۹)، "کاربرد کد شبیه‌سازی MCNP در

محاسبات هسته‌ای"، انتشارات سنو برگ، چاپ اول

[30]. H.Syed Sajid, "Myocardial Perfusion Imaging Protocols: Is There an Ideal Protocol", Journal of Nuclear Medicine Technology. Vol. 35 No. 1. March (2007)

[31]. S.Bagherzadeh Atashchi and R. Izadi Najafabadi, " Evaluation of Absorbed Dose from Radiopharmaceutical Labeled With ^{99m}Tc in Ornl Analytical Adult Phantom", TJEAS Journal, ISSN 2051-0853, (2013)

[32]. A.Fred and J.R. Mettler, "Essentials of Nuclear Medicine Imaging", Fifth Edition, (2006)

[۳۳]. قنادی مراغه م، (۱۳۸۹)، " فناوری هسته‌ای"، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران صفحه

۷۱۵ تا ۷۳۰

[34]. M.A.M. Uosif; "Properties of a some (Ag-Cu-Sn) alloys for shielding against gamma rays;" No. 63. 35-46. (2014)

[35] G.Nelson and D.Reilly; "Gamma-Ray Interactions with Matter"; No. 5 27-42. (1991)

[۳۶]. ثناء ص، (۱۳۹۴)، "راهنمای کاربردی مانیٹورینگ فردی" نشر بهشت؛ صفحه ۲۳ تا ۴۰.

[37]. Radiopharmaceuticals. Document QAS. 08. 262. FINAL. November (2008)

[38]. "Emergency exposure situation of Workers". IAEA. Non-medical imaging. BSS (2011)

[39]. ICRP Publication 72, Software ICRP Database of Dose Coefficients: Workers and Members of the Public.

[40]. K.A.Aziz and H.M.Diab; "Modeling dose assessment during nuclear medicine"; No. 2 55-63. (2009)

Abstract

Exposure reduction in nuclear medical staff with regard to the concept of ALARA need to be aware of how exposures and the effectiveness of methods of reducing exposure by measuring. Nuclear medical staff exposure are doing from the two main way the radiopharmaceutical (store and milking generator, producer, distributor and drug injection) and the patients receiving a radiopharmaceutical (patients who were injected radiopharmaceutical to them). In this experimental study, staff exposure in first way discussion related to drug injection and in second way the patients receiving of the radiopharmaceutical ^{99m}Tc -MIBI for scan the heart were studied by using from experimental measurements and results of the simulation with MCNPX code.

In this study, first radiation dose rate has measured from the 50 patients referred to Hospital Nuclear Medicine Center of Imam Hussein in Shahrood city by the gas detector BICRON surveyor 2000TM model was calibrated with a standard source ^{137}Cs the area in front of the abdomen at different distances from patients for all patients. Then, exposure of staff were studied by having radiation dose rate depending on the distance from patients and by calculating the time duration of the placement of staff in these distance. With obtaining values from this study, The value of radiation dose rate from the patients receiving ^{99m}Tc -MIBI were measured for both groups of the Stress patients and the rest patients with the amount of average 9.9 and 13.4 Micro Sv per hour in 25cm distance from the patients, respectively. By calculating the average time of close contact (less than a meter) staff with radioactive patients was estimated, in particular, measurements of this stud the amount exposure of staff within one working day on average 2.1-0.35 Micro Sv per hour for rest patients and 2.9-0.35 Micro Sv per hour for Stress patients. According to the results obtained, exposure of staff compared with the amount authorized 7.5 Micro Sv is in day is low for staff. Also the staff exposure is higher from patients under heart scan in resting.

In the following, exposure of staff when injected radiopharmaceutical was studied by design and building experimental iron shield for syringe containing the radiopharmaceutical and for other metals by using of MCNPX code.

The results of experimental construction iron shield was observed for injection syringes beaming, Annual exposure to the amount of 15.88% is reduced. Also in the

section simulation by using of MCNP code were investigated reducing exposures by other metals for shielding. With The obtaining results from TLD100 dosimeter, Most lower the annual doses was related to lead 92.93% , then copper-tungsten alloy 67.88% and at the end for iron shield 18.29% that obtained for comparison with experimental results metal iron was studied for the simulation of metal iron to.

Key words:

Exposure, staff, nuclear medical, radiopharmaceuticals ^{99m}Tc -MIBI, MCNPX code, shielding, heart patients.



Faculty of physic Department
MSc Thesis is nuclear physics

**The absorbed dose of patients and staff by ^{99m}Tc radiopharmaceutical in
heart scan shahrood Imam Hossein Nuclear Medicine Center**

By:

Mahmood Reza Yahyaei

Supervisor(s):

Dr. Mohammad reza Shojaei

Dr. Seyed Ali Aghayan

Advisor:

Dr. Amir Reza Khorasanchi

September2016