واحدهای تابش

واحدهای متعددی برای بیان مقادیر متفاوت تابش وجود دارد و از آنها استفاده می‌شود. «**کمیسیون بین‌المللی واحدها و سنجشهای رادیولوژیک**» (ICRU) در سال ۱۹۶۲، به شرح و توضیح تعداد زیادی از مفاهیم و واحدهای اندازه‌گیری کمی تابشها پرداخت و علاوه بر ذکر جزئیات برخی از واحدها، واحدهای ویژه جدیدی را نیز پیشنهاد کرد. شرح بعضی از واحدها که هم اکنون از آنها استفاده می‌شود را مختصراً مرور می‌کنیم.

واحد دوز تابشی

رونتگن (R)، بیانگر کمیت یونیزاسیون توسط تابشهای ایکس و یا گاماست و این کمیت را اصطلاحاً «**تابش‌دهی**» می‌نامند. رونتگن بر اساس یونیزاسیون در هوا تعریف شده است و مقدار آن مساوی $۲/۵۸ \times ۱۰^{-۴}$ کولمب در یک کیلوگرم از هوای خشک است. این مقدار مساوی با یک «**یکای الکترواستاتیک**» بار الکتریکی در ۰/۰۰۱۲۹۳ گرم یا یک سانتیمتر مکعب هوای خشک است. این واحد را نمی‌توان در مورد پرتوهای جرم‌دار مثل اشعه آلفا، بتا یا نوترون به کار برد. مضارب رونتگن که به طور معمول مورد استفاده قرار می‌گیرند عبارتند از کیلو رونتگن (KR) یعنی هزار رونتگن ($۱۰^{۳}$ R) و میلی رونتگن (mR) یا یک هزارم رونتگن ($۱۰^{-۳}$ R). شدت تابش را معمولاً به صورت رونتگن در ساعت (R/hr)، رونتگن در دقیقه (R/min)، و رونتگن در ثانیه (R/s) و غیره بیان می‌کنند.

واحد دیگر دوز تابش که امروزه کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرد کولن بر کیلوگرم هوا است که خود برابر ۳۸۷۶ رونتگن می‌باشد.

واحد کنونی دوز تابشی در سیستم SI ژول بر کیلوگرم هوا است (هوا J / kg).

واحد دوز جذبی

راد (R) واحدی برای اندازه‌گیری دوز جذب شده است و بیان‌کننده انرژی جذب‌شده در یک گرم از ماده جاذب برای هر نوع تابش یونیزان است، یک راد، معادل ۱۰۰ ارگ انرژی جذب‌شده در یک گرم از هر ماده جاذب است. هنگامی که آب یا

بافتهای نرم پرتوهای گاما یا ایکس با انرژی بین ۱۰۰ Kev تا ۳ Mev را جذب می‌کنند، دوز جذب‌شده در هر رونتگن بین ۰/۹۳ و ۰/۹۸ راد است. بنابراین تعداد رادها تقریباً مساوی با تعداد رونتگن‌ها است. واحد راد برای تابشهای ذره‌ای یا الکترومغناطیسی مورد استفاده قرار می‌گیرد. دوز جذب‌شده اکثراً به روش غیرمستقیم اندازه‌گیری می‌شود.

واحد دوز جذبی در سیستم SI گری (GY) است، یک گری مقدار اشعه‌ای است که باعث جذب یک ژول انرژی در یک کیلوگرم ماده تحت تابش می‌شود یعنی

$$۱ \text{ GY} = ۱ \text{ J / Kg}$$

رابطه بین GRAY و RAD به قرار زیر است.

$$۱ \text{ RAD} = ۰/۰۱ \text{ GY}$$

$$۱ \text{ RAD} = ۰/۰۱ \text{ CGY}$$

واحد میزان پرتوبیولوژیکی

رم (REM) یک واحد معادل دوز است. برای مقادیر مساوی راد که از تابشهای گوناگون بوجود می‌آید اثرات زیستی الزاماً یکسان نیستند. با توجه به سطوح تابش‌دهی مجاز، هنگامی که با مجموعه‌ای از تابشها مواجه هستیم، اثرات گوناگون زیستی توسط عامل کیفیتی تعیین می‌شوند که اثر سایر تابشها را با پرتو گامای ناشی از کبالت ۶۰ را مورد مقایسه قرارمی‌دهد. تعدادی از عاملهای کیفیت در جدول ۴-۸ لیست شده است.

ارقام بالا از طریق آزمایش به دست نیامده‌اند، بلکه برآوردهایی از تأثیرات احتمالی تابشها در ایجاد چند نوع تغییر در انسان هستند، از نظر حفاظت اشعه‌ای، معادل دوز به رم، دوز جذب‌شده بر حسب راد ضربدر عامل کیفیت است.

$$D(\text{REM}) = \text{RAD} \times \text{QF}$$

جدول ۴-۸. عامل کیفیت تابشهای مختلف

تابش	عامل کیفیت (QF)
پرتو ایکس، گاما، بتا و الکترون با تمام انرژیها	۱
نوترونهای سریع و پروتون با انرژی حداکثر ۱۰MeV	۱۰
ذرات آلفا	۱۰

عامل توزیع دوز DF (Dose factor)

این عامل هنگامی برای محاسبه رم به کار می‌رود که رادیونوکلئیدها در داخل بدن مورد استفاده قرار بگیرند. توزیع ناهمگن یک رادیونوکلئید معین در بدن باعث بالا رفتن غلظت آن در اندامهای به خصوصی می‌شود و استفاده از عامل توزیع دوز بر اصل توزیع ناهمگن رادیونوکلئیدها استوار است.

واحد میزان پرتوبیولوژیکی در سیستم SI سیورت (SIEVERT) است. یک سیورت عبارت است از میزان تأثیر بیولوژیکی یک گری اشعه ایکس. به عبارت دیگر معادل بیولوژیکی یک گری اشعه ایکس را سیورت می‌نامند (که متعاقباً به آن می‌پردازیم) رابطه بین رم و سیورت به قرار زیر است

$$1\ \text{REM} = 0/01\ \text{SV}$$

$$1\ \text{mREM} = 10\ \mu\text{SV}$$

تأثیر نسبی زیستی (RBE)

در رادیوبیولوژی تجربی برای بیان تأثیر نسبی تابشهای مختلف به جای عامل کیفیت از تأثیر نسبی زیستی استفاده می‌شود. علاوه بر آن واحدهایی که در بالا مورد بررسی قرار گرفت بجز سیورت همگی جنبه فیزیکی دارند و بر مبنای آثار فیزیکی تعریف شده‌اند. یعنی رونتگن وضع یونیزاسیون را در هوا معین می‌کند و گری هم جذب اشعه را بیان می‌کند و این برای جسم جامد و محیط زنده صادق است و از نظر مقدار اشعه جذبی فرقی بین این دو وجود ندارد.

ولی وقتی که با محیط زنده سر کار داشته باشیم عامل دیگری هم وارد ماجرا می‌شود زیرا اگر ماده را تحت تأثیر پرتوهای مختلف مثل X، Y، پرتوهای ذره‌ای باردار و نوترون قرار دهیم مشاهده می‌شود که اگر به ماده زنده دوز یکسان بر حسب گری بتابانیم (پرتوهای مختلف)، اثر بیولوژیکی آنها یکسان نخواهد بود و اگر به عنوان مثال به ماده زنده یک گری اشعه X یا یک گری اشعه بتا بتابانیم متوجه خواهیم شد که یک گری پرتو بتا در حدود ۴ بار اثر بیولوژیکش بیشتر است یا اینکه اثر بیولوژیکی یک گری اشعه بتا برابر ۴ گری پرتو X است. در نتیجه عاملی که در تأثیر پرتوهای مختلف نقش اساسی بازی می‌کند عامل LET است (LET معیار متداولی برای مقایسه تابشها است که به آن

انتقال خطی انرژی می‌گویند و می‌توان آن را با میانگین انرژی رها شده در واحد طول مسیر بیان نمود). هنگامی که LET زیاد باشد یونیزاسیون ایجاد شده در یک ناحیه کوچک متراکم و خیلی نزدیک به هم است.

به این ترتیب وقتی اشعه به یک ناحیه حساس سلول و یک مولکول حساس برخورد می‌کند آسیب شدیدی در آن ناحیه به وجود می‌آورد که ممکن است کشنده باشد ولی اگر LET کم باشد یونیزاسیون پراکنده و دور از هم می‌باشد و باعث آسیب شدیدی نمی‌گردد و سلول وقت بیشتری برای ترمیم ضایعه بوجود آمده خواهد داشت.

با در نظر گرفتن بحث فوق برای نسبت اثر بیولوژیکی دو پرتو مختلف می‌توان از RBE استفاده نمود. مثلاً اگر RBE پرتو آلفا نسبت به پرتو ایکس ۱۰ برابر باشد یعنی پرتو آلفا با دوز مساوی، ۱۰ برابر پرتو ایکس اثر بیولوژیکی دارد و بنابراین

$$RBE = \frac{\text{مقدار پرتو مبدأ که یک نوع اثر بیولوژیکی ایجاد کند}}{\text{مقدار پرتو مورد نظر که همان اثر بیولوژیکی را ایجاد کند}}$$

مثلاً ۱۰ گری پرتو ایکس همان اثر بیولوژیکی یک گری پرتو آلفا را ایجاد می‌کند. پس می‌توان گفت RBE پرتو آلفا نسبت به ایکس برابر $\frac{۱۰}{۱} = ۱۰$ می‌باشد. معمولاً RBE پرتوهای مختلف را با پرتو ایکسی که از ماشین ۲۰۰ KVp ایجاد می‌شود مقایسه می‌کنند. در جدول ۵-۸ بطور تقریب RBE پرتوهای X, γ, β, α و n قید شده‌اند.

بنا بر تعاریف بالا دو اشعه مختلف با دوز جذبی مختلف ممکن است آثار بیولوژیکی مختلف را تولید کنند بنابراین به یک واحد بیولوژیکی پرتوها نیاز است که بر مبنای اثر بیولوژیکی آنها تعریف شده باشد و به این جهت سیورت را معرفی کرده‌اند که واحد بیولوژیکی اشعه‌ها است و انواع مختلف پرتوها با سیورت مساوی دارای اثر بیولوژیکی یکسان می‌باشند. برای محاسبه میزان دوز بیولوژیکی، دوز جذبی هر پرتو بر حسب گری را در RBE آن پرتو ضرب می‌کنند یعنی

$$\text{دوز D (SV)} = \text{D(GY)} \times \text{RBE}$$

مثلاً اگر پرتویی دارای RBE برابر ۴ و دوز جذبی ۱ گری باشد می‌توان نوشت.

$$\text{D(SV)} = ۱ \times ۱۰ = ۱۰ \text{ SV}$$

جدول ۵-۸. RBE پرتوهای یونیزان.

نوع اشعه	RBE
X	۱
γ	۱
β	۴
α	۱۰
n	۲۰

واحد رادیواکتیویته

واحد رادیواکتیویته کوری (Ci) است و مشخص‌کننده میزان تجزیه اتمهای یک ماده رادیواکتیو است. در ابتدا کوری را برحسب اکتیویته یک گرم رادیوم تعریف می‌کردند، و تعریف اخیر آن مساوی با $۳/۷ \times ۱۰^{۱۰}$ تجزیه در ثانیه است. واحدهای کوچکتر کوری عبارتند از میلی کوری (mci)، یا یک هزارم کوری ($۱۰^{-۳}$)، میکروکوری (μci) یک میلیونیم ($۱۰^{-۶}$) کوری، نانوکوری (nci)، یک هزارم میلیونیم ($۱۰^{-۹}$) کوری و پیکوکوری (Pci)، یک میلیون میلیونیم ($۱۰^{-۱۲}$) کوری.

آشکارسازی و اندازه‌گیری تابشها (اساس دوزیمتری)

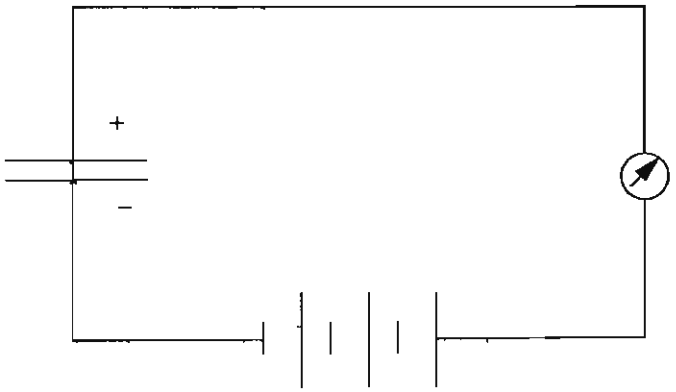
روشهای متعدد و گوناگونی برای آشکارسازی و سنجش تابشها وجود دارد. بعضی از آشکار سازها به نام اتاقکهای یونش، بر مبنای یونیزاسیونی که به علت گذشتن ذرات باردار در درون آنها تولید می‌شود عمل می‌کنند/ تحریک اتمها به وسیله تابشهای یونیزان و به دنبال آن تلالو، اساس اولیه وسایلی از قبیل آشکارسازهای سوسوزن و دوزیمترهای لیان است. برخی از واکنشهای شیمیایی را می‌توان از نظر کمی به مقدار تابش دریافت شده توسط سیستم مربوط دانست و گرمای حاصله از تابش را به وسیله گرماسنج اندازه گرفت. تصاویر چاپ نشده در فیلم عکاسی و خط سیرهای قابل رویت در اتاقکهای ابر یا حباب بیانگر عبور یک ذره یونیزان یا فوتون هستند.

در این قسمت روشهای آشکارسازی بررسی خواهند شد و آشکارسازهای مورد استفاده در بیولوژی و پزشکی که برای اندازه‌گیری توزیع تابش و تابش‌دهی کاربرد دارند

مورد مطالعه قرار می‌گیرند.

اتاقکهای یونیزاسیون

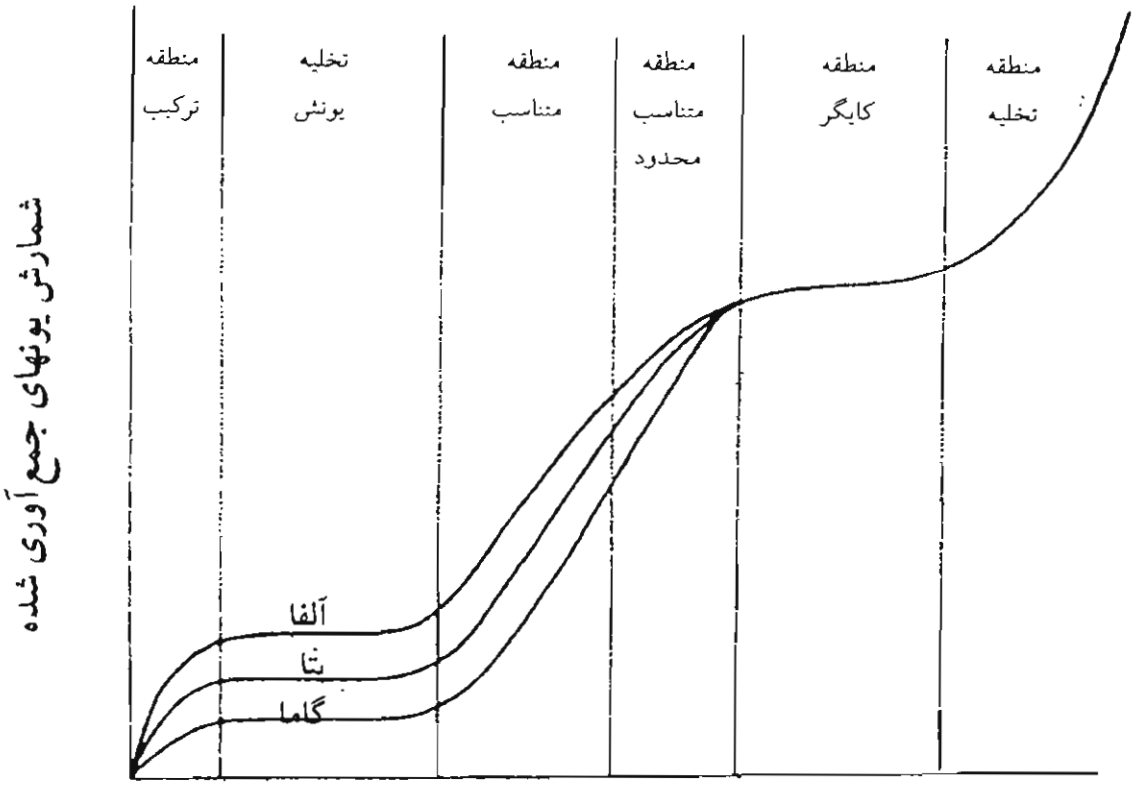
اتاقکهای یونیزاسیون عمومی‌ترین دستگاه برای سنجش تابش است. نحوه عمل اتاقکهای یونیزاسیون جمع‌آوری یونهایی است که به وسیله تابش در آن بوجود می‌آید. اتاقکها را می‌توان برای سنجش انواع تابشهای یونیزان با اندازه و شکلهای مختلف طراحی کرد. اساس اتاقک یونیزاسیون در شکل ۸-۸ به تصویر درآمده است. مدار از



شکل ۸-۸. مدار ساده یک آشکارساز

دو صفحه موازی یا الکترود تشکیل شده است و بین آنها با باطری می‌توان پتانسیلی ایجاد کرد و بنابراین تابش در فضای بین دو صفحه یونیزاسیون ایجاد می‌کند، یونهای تولید شده با توجه به بار الکتریکی جذب صفحه با بار الکتریکی مخالف می‌شوند. یعنی الکترونها به طرف آند و یونهای مثبت به طرف کاتد حرکت می‌کنند. در نتیجه جریان اندکی در سیستم تولید می‌شود که قابل اندازه‌گیری است.

تعداد یونهای جذب شده و شدت جریان حاصله (برای یک دسته الکترود و گاز مشخص) بستگی به مقدار یونیزاسیون و پتانسیل بین صفحات دارد. در شکل ۹-۸ محور Y نشان‌دهندهٔ تعداد یونهای جذب‌شده هنگام عبور ذره یونیزان یا فوتون از داخل اتاقک می‌باشد.



شکل ۹-۸. رابطه بین ولتاژ الکترود و یونهای جذب‌شده در یک اتاقک یونش. تصویر فوق نمایندهٔ یک منحنی مرکب است، زیرا هیچ نوع اتاقک یونش در این محدوده از ولتاژ به تنهایی قابل استفاده نیست و همهٔ تابشها را نیز نمی‌توان با یک اتاقک شمارش کرد.

اگر هیچ پتانسیلی به الکترودها نرسد، الکترونها با یونهای مثبت مجدداً ترکیب می‌شوند و هیچ یونی جذب صفحات نخواهد شد و در نتیجه جریانی هم به وجود نمی‌آید. در صورتی که پتانسیل کمی به الکترودها برسد، تعدادی از الکترونها به طرف آند و عده‌ای از یونهای مثبت به طرف کاتد حرکت می‌کنند و در نهایت جذب می‌شوند. تعدادی از الکترونها و یونهایی مثبت که جذب الکترودها نمی‌شوند با هم ترکیب شده و به صورت اتمهای خنثی در می‌آیند. با افزایش اختلاف پتانسیل بین الکترودها، بر تعداد الکترونها و یونهایی که جذب صفحات می‌شوند افزوده می‌شود. در یک مرحله خاص، تمام الکترونها و یونهای مثبت جذب الکترودها می‌شوند و هیچ ترکیبی بین آنها صورت

تمام الکترونها و یونهای مثبت جذب الکترودها می‌شوند و هیچ ترکیبی بین آنها صورت نمی‌گیرند. در این مرحله افزایش پتانسیل به مقدار کم تعداد یونهای جذب‌شده را زیادتر نمی‌کند، زیرا تمام الکترونها و یونها در شرف رسیدن به صفحات هستند. این منطقه را اصطلاحاً «منطقه یونش» می‌نامند.

به دلیل اینکه ذرات آلفا انرژی خود را با شدتی زیادتر (LET بالاتر) از ذرات بتا (LET پایین‌تر) از دست می‌دهند، در نتیجه قسمت زیادتری از مسیر یک ذره آلفا (در مقایسه با ذره بتا) بین این صفحات قرار می‌گیرد. تعداد یونهایی هم که توسط ذره آلفا بین این صفحات تشکیل می‌شود طبیعتاً بیشتر از آن تعدادی است که توسط ذره بتا یا فوتون گاما به وجود می‌آید. به طور کلی، بالاترین مقدار جذب یونها توسط ذره آلفا صورت می‌گیرد.

اگر پتانسیل بین الکترودها را باز هم افزایش دهیم، یونهای بیشتری جذب الکترودها می‌شوند که دلیل آن تشکیل جفت یونهای ثانویه است. الکترونهای اولیه با حصول انرژی، شتاب لازم را می‌یابند و باعث یونیزاسیون بقیه اتمها و در نتیجه تشکیل الکترونها و یونهای مثبت ثانویه می‌شوند. به این عمل تقویت گازی می‌گویند. در این حالت تعداد یونیزاسیون‌های ثانویه و تعداد یونهای جذب‌شده متناسب با تعداد یونهای اولیه حاصل از تابش است. به این دلیل این منطقه را منطقه متناسب می‌گویند. ذرات آلفا، بتا و فوتونهای گاما را می‌توان (به دلیل اینکه در مورد ذرات آلفا، تعداد کل یونها حتی اگر به چند برابر نیز افزایش یابد با تعداد کل یونیزاسیون اولیه متناسب است) از هم تمیز داد. به هر صورت عامل تقویت‌کننده برای تمام تابشها یکسان است.

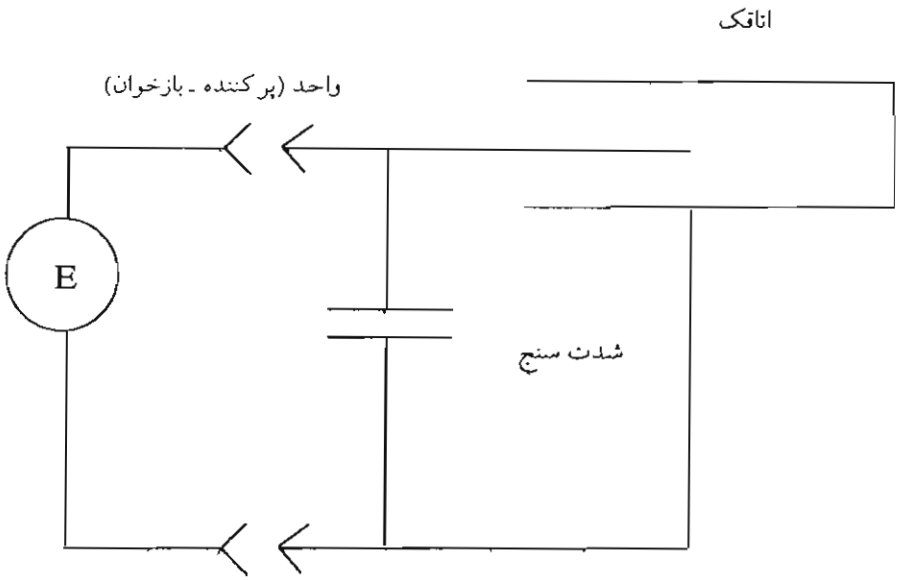
«تقویت گازی» را می‌توان با افزایش ولتاژ به حد معینی رساند. تنظیم این حد بستگی به تعداد کل یونیزاسیونهایی (اولیه و ثانویه) دارد که بین صفحات می‌توان ایجاد نمود. پس از این حد، تعداد یونهای جذب شده با وجود تعداد یونیزاسیونهای اولیه و نوع تابش، به حداکثر یکسانی می‌رسد. در این محدوده از ولتاژ که به آن «منطقه گایگر» می‌گویند، تشخیص تابشها از یکدیگر ممکن نیست، در ولتاژهای فوق‌العاده زیاد تخلیه الکتریکی مداومی بین صفحات صورت می‌گیرد. جذب دایم در این منطقه را نمی‌توان مربوط به عبور تابش دانست.

برای اندازه‌گیری مقدار یونیزاسیون در اتاقک راههای گوناگونی وجود دارد. یونهایی

که بر روی الکترودها به صورت انبوه یونی یا پالس جمع می‌شوند، نشان‌دهنده یونیزاسیون توسط ذرات یا فوتونهای پی‌درپی است. در یک مدار انتگرال، پالس‌ها از میان رفته و دستگاههای ثبت‌کننده میانگین تغییر ولتاژ یا جریان داخل سیستم را اندازه می‌گیرند. در روش دیگر به نام «مدارهای نوع پالسی» پالس‌ها به دو صورت جداگانه و دسته‌جمعی ثبت می‌شوند. به این ترتیب، تعداد تابشهای یونیزان که وارد آشکارساز می‌شوند مشخص می‌گردد. اتاقکهایی که در محدوده یونیزاسیون عمل می‌کنند می‌توانند به هر دو صورت یعنی دستگاههای نوع پالسی یا انتگرال، به کار گرفته شوند. شمارنده‌هایی که در مناطق گایگر و متناسب عمل می‌کنند معمولاً از نوع پالسی هستند.

در اکثر آزمایشگاههای رادیوبیولوژیکی و بالینی، پرتو ایکس یا گاما توسط اتاقکهایی که در منطقه یونیزاسیون عمل می‌کنند مورد سنجش قرار می‌گیرند. شدت‌سنج (R-meter) معمولاً برای این نوع سنجش به کار می‌رود. این شدت‌سنج دارای یک اتاقک یونیزاسیون انگشتانه‌ای و واحد مجزای است که مجهز به الکترومتر است. (شکل ۱۰-۸)

اتاقک کاملاً عایق بوده و به صورت موازی به یک خازن ثابت متصل شده است. الکترودهای اتاقک از یک میله میانی و یک لایه هادی ساخته شده‌اند و روی سطح داخلی از باکلیت (نوعی رزین سنتزشده یا پلاستیکی است) پوشیده شده است. در عمل، اتاقک متصل به یک واحد پرکننده است و نتیجتاً تا ولتاژ معینی پر می‌شود. سپس می‌توان آن را از قسمت پرکننده جدا نموده و برای مدت معینی در معرض تابش اشعه ایکس یا گاما قرار داد. در نتیجه قسمتی از بار الکتریکی اتاقک توسط یونیزاسیون حاصل از تابش تخلیه می‌شود. سپس اتاقک مجدداً به قسمت مربوط متصل و اختلاف بار برحسب واحد رونتگن مستقیماً خوانده می‌شود. میزان تابش‌دهی را می‌توان با تقسیم کل تابش به زمانی که اتاقک در معرض تابش قرار گرفته است به دست آورد. با تغییر شکل و اندازه اتاقک یونیزاسیون یا تغییر جنس دیواره قسمت انگشتانه‌ای، اتاقکها را درجه‌بندی می‌کنند. کاربرد این وسایل در اندازه‌گیری مقدار کل یا مقادیر مختلف انرژی اشعه‌های ایکس و گاما است. اتاقکهای مدادی شکل و جیبی به عنوان دوزیمترهای شخصی کاربرد فراوانی در پزشکی دارند.



شکل ۱۰-۸. شمای یک اتاقک شدت‌سنج

به کمک اتاقکهای یونیزاسیون مشابهی که مجهز به وسایل اضافی هستند می‌توان متوسط شدت یونیزاسیون را به جای مقدار کل یونیزاسیون اندازه‌گیری کرد. این قبیل وسایل برای اندازه‌گیری شدت دوز کاربرد فراوانی دارند و شدت را می‌توان مستقیماً به صورت رونتگن در ساعت یا میلی رونتگن در ساعت از روی آنها خواند.

اتاقکهای نوع پالسی برای شمارش ذرات یونیزان منفرد یا فوتونها کاربرد دارند. آنها را می‌توان طوری ساخت که در هر منطقه کار کنند. این اتاقکها معمولاً در منطقه گایگر قابل استفاده هستند، زیرا در این منطقه حداکثر اندازه پالس برای هر ذره یونیزان و حداقل وابستگی به پایداری ولتاژ فراهم است، علاوه بر آن در منطقه گایگر تغییرات منحصر ولتاژ تأثیر بسیار اندکی بر روی تعداد یونهای جذب‌شده دارد. از گایگر مولر یا شمارنده (G-M) در آزمایشهای ردیابی استفاده می‌کنند و حتی گاهی در مطالعات رادیوبیولوژیک (در ارتباط با منتشرکننده‌های داخلی) نیز به کار می‌روند.

شمارنده‌های «نوع پالسی منطقه متناسب»، نیاز به ولتاژ بسیار ثابتی دارند و معمولاً در رادیوبیولوژی کاربرد زیادی ندارند. انواع مخصوصی از شمارنده‌های متناسب برای آشکارسازی نوترونهای سریع یا گرمایی طرح‌ریزی شده‌اند که از آنها در دوزیمتری نوترون استفاده می‌شود.

دوزیمتری

دوزیمتر وسیله‌ای است که به وسیله آن می‌توان مقدار تابشهای یونیزان را اندازه‌گیری نمود. در این قسمت به چند گونه از دوزیمترها بطور خلاصه می‌پردازیم.

دوزیمتر تلألویی

اساس این دوزیمترها بر این پایه است که پاره‌ای از مواد قادرند پس از قرارگرفتن در معرض تابشهای یونیزان نور از خود منتشر کنند. در صورتی که همین مواد در شرایط معمولی چنین توانایی را ندارند.

دوزیمتر سوسوزن

هنگامی که یک ذره یونیزان یا فوتون از داخل یک کریستال مخصوص یا ماده سوسوزن مایع عبور می‌کند، الکترونهای داخل سوسوزن بر اثر جذب انرژی برانگیخته می‌شوند. انتشار مجدد انرژی به صورت جرقه‌هایی از نور یا سوسوزنی است که معمولاً توسط کاتد نوری یک لامپ «تکثیرکننده فوتونی» جذب می‌شود. با گسیل فوتوالکترونها و تقویت شماره الکترونها توسط لامپ «تکثیرکننده فوتونی» جریان پالسی ایجاد می‌شود. اندازه پالس متناسب با تعداد سوسوزنها و به عبارت دیگر، متناسب با انرژی از دست رفته به وسیله ذره یا فوتون در داخل سوسوزن است. بنابراین دوزیمتر قادر است توزیع انرژی تابشهای گوناگون را اندازه‌گیری کند.

دوزیمتر گرمایی

دوزیمتر گرمایی عملاً یک وسیله سنجش حرارت است. از این وسیله می‌توان برای اندازه‌گیری انرژی جذب‌شده از تابشهای یونیزان استفاده نمود، زیرا انرژی جذب شده در نهایت به حرارت تبدیل می‌شود.

دوزیمتر شیمیایی

تابش‌های یونیزان می‌توانند باعث واکنشهای رادیوشیمیایی گردند و با درجه‌بندی تعدادی از آنها می‌توان معیاری برای سنجش پرتوهای یونیزان به‌دست آورد.

دوزیمتر فیلم عکاسی

فیلم عکاسی یکی از اولین دوزیمترهای پرتویی است که هنوز هم به نحو گسترده برای سنجش تابش شخصی و همچنین نشان دادن محل بعضی از رادیونوکلئیدها در سطح سلول و غیره مورد استفاده قرار می‌گیرد. در یک گونه از این دوزیمترها فیلم بر اثر تابش سیاه می‌شود و درجه‌بندی میزان سیاه‌شدگی مبنای اندازه‌گیری تابشهای یونیزان است. این دوزیمتر در پزشکی کاربرد فراوان دارد.

مولکول نشان‌دار و موارد استعمال آن در پزشکی

بنا به تعریف مولکول نشان‌دار عبارت است از مولکولی که یک یا چند اتم آن رادیواکتیو باشند. مولکول نشان‌دار از نظر خواص بیولوژیکی و شیمیایی با مولکول معمولی یکی بوده ولی از نظر خواص فیزیکی با آن متفاوت است زیرا مولکول نشاندار از خود تشعشع می‌کند و می‌توان این تشعشع را با کنتور مناسبی تشخیص داده و در صورت لزوم اندازه گرفت. برای نشان‌دار کردن یک مولکول چند شرط لازم است.

۱ـ اتم یا اتمهای رادیواکتیوی که برای نشان‌دار کردن به کار می‌روند از نظر نیمه‌عمر فیزیکی نه زیاد کوتاه باشند و نه طویل. به عبارت دیگر دارای نیمه‌عمر متوسطی باشند زیرا در صورت کوتاه بودن نیمه‌عمر، فعالیت آنها زود از بین می‌رود و زمان کافی برای پی‌گیری و مطالعه در دست نیست. بالعکس اگر نیمه‌عمر آنها طویل باشد، چون مدت نسبتاً زیادی در بدن انسان یا حیوان می‌مانند ممکن است بطور متمادی آنها را تحت تأثیر تشعشعات خود قرار دهند.

۲ـ دارای مسمومیت شیمیایی یا پرتوی نباشند. به عبارت دیگر استعمال آنها به مقداری که برای ردیابی یا پی‌گیری لازم است شخص را دچار مسمومیت نکند.

۳ـ تفاوت نسبی جرمی کمی با ایزوتوپ پایدار خود داشته باشند. مثلاً I^{*131} که در پزشکی کاربرد دارد با I^{127} که ایزوتوپ پایدار آن است تفاوت نسبی جرمی در حدود $\frac{۱}{۳۰}$ دارد یا P^{*32} که در پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد با ایزوتوپ پایدار آن یعنی P^{31} تفاوت نسبی جرمی $\frac{۱}{۲۰}$ دارد که اختلاف خوب یعنی اندکی است.

نیمه‌عمرهای فیزیکی، بیولوژیکی و مؤثر: هنگامی که ماده رادیواکتیو به صورت

مولکول نشان‌دار یا خالص وارد بدن می‌شود، پس از ورود و رفتن به اعضای مختلف یا جمع شدن در بافتها یا اعضایی که نسبت به ماده مزبور تمایل دارند یا به عبارت دیگر ماده مزبور در آنها جمع و متمرکز می‌شود (مانند I^{*131} در غده تیروئید ـ رادیوم در استخوان و غیره) و بتدریج از راههای مختلف از قبیل ادرار، مدفوع، تنفس، عرق و غیره از بدن خارج می‌گردد. در اصطلاح برای چنین موادی که وارد بدن می‌شوند نیم‌عمری به نام نیم‌عمر بیولوژیکی در نظر گرفته‌اند که تعریف آن به قرار زیر است.

نیمه‌عمر بیولوژیکی یک ماده عبارت است از زمانی که لازم است تا نیمی از آن ماده که وارد بدن شده است از راههای مختلف دفع گردد. نیمه‌عمر بیولوژیکی یک عنصر خاص به صورت پایدار و رادیواکتیو، یکسان است مثلاً نیمه‌عمر بیولوژیکی I^{127} که عنصر غیررادیواکتیو است و I^{*125}، I^{*131}، I^{*132} و غیره که همگی رادیواکتیو هستند برای غده تیروئید ۱۴۰ روز است، بنابراین نیمه‌عمر بیولوژیکی مربوطه با متابولیسم عنصر رابطه داشته و بستگی به رادیواکتیویته آن ندارد.

نیمه‌عمر بیولوژیکی عناصر مختلف متفاوت است و بستگی به رفتار و عمل آنها در بدن دارد. در مورد برم ۸ روز، کلسیم $۱/۶۴ \times ۱۰^{۴}$ روز، استرنسیوم $۱/۳ \times ۱۰^{۴}$ روز و در مورد ژرمانیوم ۱ روز است. نیمه‌عمر بیولوژیکی ممکن است نسبت به عضو سنجیده شود. مثلاً نیمه‌عمر بیولوژیکی P^{*32} در استخوان ۱/۱۵۵ روز و در کبد ۱۸ روز است. نیمه‌عمر I^{*131}، در تیروئید ۱۴۰ روز و در کلیه، کبد و غیره ۷ روز است نیم‌عمر بیولوژیکی را به T_B نشان می‌دهند.

نیمه‌عمر فیزیکی یک ماده عبارت است از زمان لازم برای واپاشی نیمی از اتمهای عناصر رادیواکتیو که آن را نیمه‌عمر رادیواکتیو نیز می‌نامند. مثلاً در مورد I^{*131}، نیمه‌عمر فیزیکی ۸ روز است. نیمه‌عمر فیزیکی را به T_P و یا T نشان می‌دهند.

نیمه‌عمر مؤثر یک ماده عبارت است از زمانی که نیمی از فعالیت عنصر رادیواکتیوی که وارد بدن شده است چه از راه دفع و چه از راه واپاشی تقلیل یابد. نیمه‌عمر مؤثر را به T_E نشان می‌دهند. رابطه بین نیمه‌عمرهای فیزیکی، بیولوژیکی و مؤثر به قرار زیر است.

$$\frac{۱}{T_E} = \frac{۱}{T_P} + \frac{۱}{T_B}$$

مثلاً در مورد I^{*131}، $T_P = ۸$ و $T_B = ۱۴۰$ روز است و در نتیجه

$$\frac{۱}{T_E} = \frac{۱}{۸} + \frac{۱}{۱۴۰}$$

$$T_E = ۷/۷ \text{ روز}$$

نیمه‌عمر مؤثر از نظر محاسبه دوز پس از ورود مواد رادیواکتیو به بدن یا به اعضا اهمیت دارد، زیرا نیمه‌عمر مزبور معرف زمانی است که عنصر رادیواکتیو عضو را مورد تشعشع قرار داده است.

رادیوایزوتوپها (مولکول‌های نشان‌دار) در درمان

رادیوایزوتوپها در درمان سرطان‌ها به روش خارجی

معمولی‌ترین ماده‌ای که بدین منظور کاربرد دارد کبالت ۶۰ است و درمان به وسیله آن را کبالت‌تراپی می‌گویند که در ادامه به آن می‌پردازیم.

کبالت ۶۰ ماده‌ای است که از دیرزمان برای درمان تومورهای عمقی مورد استفاده قرار می‌گرفت. کبالت ۶۰ و واپاشی‌های آن به قرار زیر است.

$$^{۶۰}Co \longrightarrow {}^{۶۰}Ni^* + \beta$$

$$^{۶۰}Ni^* \longrightarrow {}^{۶۰}Ni + ۲\gamma$$

در کبالت‌تراپی از اشعه γ برای درمان استفاده می‌شود و اشعه β مورد استفاده قرار نمی‌گیرد و آن را با یک لایه نازک جذب می‌کنند.

در دستگاه کبالت‌تراپی، منبع کبالت رادیواکتیو را در محفظه سربی قرار می‌دهند. این محفظه دارای دریچه‌ای است که توسط آجرهای سربی ضخیم بسته شده است. پس از تنظیم فواصل و مشخصات درمان، آجرهای سربی کنار رفته و دریچه‌ها باز شده و درمان با تابشهای ^{۶۰}Co صورت می‌پذیرد.

در کبالت‌تراپی معمولاً هر چه عمق تومور بیشتر باشد، فاصله منبع تا پوست بیمار نیز افزایش می‌یابد ولی در این راستا نباید از این تکنیک برای درمان تومورهای واقع در عمقهای بیش از ۱۰ سانتیمتر استفاده نمود مگر اینکه میزان اشعه محاسبه‌شده را از دو یا چند جهت به بیمار بتابانیم. در کبالت‌تراپی حداکثر عمق برای تولید الکترونهای ثانویه (اشعه‌های مضر) حدود ۵ میلی‌متر است. در نتیجه چنانچه درمان سرطانهای پوست و لایه‌های زیرپوست مورد نظر باشد، بایستی یک لایه ۵ میلی‌متری از موادی که قدرت

جذب آن معادل بافت نرم بدن است بر روی پوست قرار داد و بدین ترتیب پوست بدن را به طور مصنوعی ۵ میلی‌متر بالا می‌برند.

رادیوایزوتوپها در درمان سرطانهای داخلی

برای درمان بافتهای سرطانی مثل پوست، لبها و حفره دهان که در منطقه قابل دسترسی قرار دارند از مواد رادیواکتیو به شکل سوزن و یا دانه و کاشتن آن در بافت استفاده می‌کنند. در این تکنیک نیز باید میزان تشعشع یکنواختی به تمام نقاط تومور برسد (این اصل در مورد تمام تکنیکها باید صادق باشد). سابقاً سوزنهای رادیوم ۲۲۶ را در بافتهای سرطانی می‌کاشتند ولی امروزه از سوزنهای سزیم ۱۳۷ استفاده می‌شود.

رادیوایزوتوپها در دمان سرطانهای داخل‌حفره‌ای

از آنجائیکه این تکنیک بیشترین کاربرد را در مورد مامایی و زنان دارد، در نتیجه آن را با جزئیات بیشتر مورد بررسی قرار می‌دهیم. از این تکنیک برای درمان سرطانهای رحم و دهانه رحم استفاده می‌شود ولی این تکنیک برای سایر حفرات بدن مثل مری، رکتوم، برنش‌ها نیز کاربرد دارد.

رادیوم‌گذاری: در این تکنیک بیمار را بیهوش می‌کنند و اپلیکاتورهای مخصوص را در بیمار قرار می‌دهند پس از آن لوله رادیوم (سوزن رادیوم با روپوش پلاتینی برای جذب اشعه آلفا) را در اپلیکاتورها قرار می‌دهند. در این راستا یک اپلیکاتور به درون رحم و انتهای دو اپلیکاتور دیگر توسط پلاستیکهای مخصوصی بنام اووید در دو طرف دهانه رحم نگهداشته می‌شوند. این پلاستیکهای نگهدارنده توسط یک گیره از هم فاصله می‌گیرند. شایان ذکر است که بسته به موقعیت تومور در رحم یا دهانه آن و با محاسبه دقیق، لوله‌های رادیوم را برای ۳ اپلیکاتور انتخاب می‌کنند. در این زمینه باید به میزان اشعه به رکتوم نیز توجه نمود. این عمل به وسیله دوزیمتر مخصوص انجام می‌گیرد. برای این منظور بعد از جاگذاری اپلیکاتورها و پیش از ورود لوله‌های رادیوم از منابع خیلی ضعیف‌تر رادیوم که همواره در مخزن مربوطه است استفاده می‌شود و میزان اشعه رسیده به رکتوم را اندازه‌گیری می‌کنند و میزان کل تشعشع دریافتی رکتوم را در طول درمان پیش‌بینی می‌نمایند.

چنانچه جمع کل تشعشع در طول درمان بیش از میزان قابل تحمل رکتوم باشد با قرار دادن پارچه و یا اپلیکاتور مخصوص فاصله‌دهنده رکتوم را از خطرات ناشی از تشعشعات مصون نگه می‌دارند. لوله‌های رادیوم مخصوص اپلیکاتور رحم (اپلیکاتور مرکزی) ۱۰ و ۱۵ میلی‌گرم و لوله‌های رادیوم مخصوص اوویدها در اندازه‌های کوچک (۱۷/۵ میلی‌گرم) متوسط (۲۰ میلی‌گرم) و بزرگ (۲۲/۵ میلی‌گرم) است.

رادیوایزوتوپها در درمان به روش خوراکی یا تزریقی

برای درمان برخی از سرطانها از تراسورها استفاده می‌شود که به صورت تزریقی یا خوراکی به بیمار تجویز می‌شوند. میزان مصرفی را می‌توان با استفاده از جداول مخصوص تعیین نمود که از حوصله این کتاب خارج است.

رادیوایزوتوپها در درمان سرطانها به روش رادیوایمونوتراپی

در این تکنیک سلولهای سرطانی را به حیوانی تزریق نموده. سرم (آنتی‌بادی سلولهای تزریق‌شده) حیوان را با یک رادیوایزوتوپ ترکیب نموده و به بیمار تزریق می‌کنند. این داروی تزریقی فقط به سلولهای سرطانی مربوطه چسبیده و آنها را تحت تابش قرار داده و می‌کشد.

رادیوایزوتوپها در تشخیص

رادیوایزوتوپها در تشخیصهای پزشکی به صورت وسیعی کاربرد دارند. در این راستا آزمایشهایی را که بااستفاده از رادیوایزوتوپها در پزشکی هسته‌ای انجام می‌دهند به ۳ گروه متمایز تقسیم‌بندی می‌کنند.

۱ـ مطالعات فیزیولوژیکی و متابولیکی

۲ـ تصویربرداری از اندام‌ها و غدد سرطانی

۳ـ تعیین حجم و جرم

۱ـ مطالعات فیزیولوژیکی و متابولیکی:

با اندازه‌گیری میزان جذب یک رادیوایزوتوپ در یک عضو از بدن بیمار و مقایسه آن

با مقادیر طبیعی، میزان فعالیت آن را از نظر پرکاری و یا کم‌کاری می‌توان تشخیص داد. یکی از قدیمیترین آزمایشهای پزشکی هسته‌ای در این راستا مطالعه فعالیت غده تیروئید است که به آن می‌پردازیم.

بررسی فعالیت تیروئید: برای این منظور مقداری ید رادیواکتیو $^{131}I^*$ را به بیمار تجویز می‌کنند. قسمتی از ید رادیواکتیو همانند ید پایدار بوسیله تیروئید جذب می‌شود. در این زمینه باید مواردی چند مورد نظر قرار گیرد.

۱ـ مقدار ید رادیواکتیوی که وارد بدن می‌شود آن قدر کم باشد که حالت تعادل فیزیولوژیکی عضو را برهم نزند. به همین دلیل بین ۵ تا ۱۰۰ میکروکوری ید ۱۳۱ را به صورت خوراکی وارد بدن می‌کنند.

۲ـ بیمار نباید دارویی که فعالیت تیروئید راکم یا زیاد کند و به طور کلی در آن مؤثر باشد را مصرف نماید.

۳ـ قبل از مطالعه، ید اضافی از هیچ راهی (خوراکی، تزریقی، استعمال خارجی و...) به بدن وارد نشده باشد.

بعد از لحاظ کردن موارد بالا و جذب ید بوسیله تیروئید و پس از تبدیل به هورمون آن را در خون می‌ریزد که در نتیجهٔ جذب بافت‌ها شده و باعث تنظیم سوخت و ساز بدن می‌گردد. میزان و سرعت جذب ید توسط تیروئید مشخص‌کننده فعالیت طبیعی و یا غیرطبیعی این غده می‌باشد.

ید ۱۳۱ نیمه‌عمری برابر ۸/۰۵ روز دارد و اشعه بتا با انرژی متوسط حدود Kev ۲۰۰ و پرتو گاما با انرژی Kev ۳۶۵ تابش می‌کند. بعد از ۲ ساعت و ۲۴ ساعت مقدار ید جذب‌شده (به درصد) در تیروئید را به وسیله آشکارساز تلالوئی اندازه گرفته و شمارش پرتو زمینه را از آن کم می‌کنند. میزان جذب ید در تیروئید شخص سالم پس از ۲ ساعت بین ۸ تا ۲۰٪ و پس از ۲۴ ساعت بین ۲۰ تا ۶۰٪ است. جذب ید در تیروئید بیماری که تیروئید کم‌کار دارد (هیپرتیروئیدی) از شخصی که تیروئید طبیعی (ایوتیروئید) دارد کمتر می‌باشد و بیماری که تیروئید پرکار دارد (هیپرتیروئیدی) جذب ید بیشتری خواهد داشت.

اندازه‌گیری هورمونهای تیروئید : با استفاده از رادیوایزوتوپها و به روش رادیوایمنواسی (Radio Immune Assay) یا RIA می‌توان هورمونهای مترشحه تیروئید

مانند T_3 و T_4 را اندازه‌گیری کرد.

۲- تصویربرداری از اندامها و غدد سرطانی :

شکل و موقعیت اندامها و یا تومورها یکی از مسائل مهم بالینی است که با به دست آوردن تصاویری از توزیع رادیواکتیویته در آنها می‌توان به تشخیص بیماری دست یافت و در روش درمان مؤثر بود. تشخیص غدد سرطانی در پزشکی هسته‌ای بر مبنای اختلاف موجود در تمرکز ماده رادیواکتیو در بافتهای سرطانی در مقایسه با بافتهای سالم است. این اختلاف در مقدار جذب ماده رادیواکتیو که به صورت اختلاف در رنگ و یا کنتراست در تصویر پوینده خطی و یا اختلاف در دانسیته نقاط متفاوت تصاویر تهیه شده به وسیله دوربین گاما مشاهده می‌شوند ممکن است نشان‌دهنده رشد سرطانی باشد. شایان ذکر است که ویژگی‌های تصویرگیری این دو وسیله شبیه به هم است ولی چون دوربین گاما تصویر را در زمان بسیار کوتاهی مهیا می‌سازد معمولاً بر پوینده خطی ارجحیت دارد. در ضمن دوربین گاما می‌تواند اطلاعات دینامیکی را هم در اختیار ما بگذارد. در ادامه به ۲ یا ۳ مورد از تصویربرداری به وسیله رادیوایزوتوپها اشاره می‌کنیم و در انتها به یکی از کاربرد خاص در مامایی و زنان می‌پردازیم.

۱ ـ **کبد** : به منظور آشکارسازی انسداد مجاری صفراوی و کبد را از نظر دینامیک و استاتیک مورد بررسی قرار می‌دهند. معمولاً ^{131}I را به صورت رزبنگال می‌توان مصرف نمود. زمان انتظار بیمار ۱۵ دقیقه است.

برای آشکارسازی هپاتومگالی، اسپلنومگالی، بررسی توده‌های قابل لمس، متاستاز، هپاتوما و غیره می‌توان از $^{99}Tc^m$ به صورت کلوئید سولفور (۵-۳ میلی‌کوری) یا انزیم ^{113}n بصورت کلوئیدی (۳ میلی‌کوری) و یا طلای ۱۹۸ به صورت کلوئید استفاده کرد ولی استفاده از تکنسیم توصیه می‌شود.

۲ - **قلب** : برای بررسی پریکاردیت از Tc^m و یا ^{131}I به صورت سرم آلبومین انسانی استفاده می‌شود وبصورت طبیعی بین اکتیویته کبد و قلب تفاوتی وجود ندارد. در حالت غیر طبیعی، در اطراف قلب اکتیویته کمتر می‌شود و بدین ترتیب آن را از کبد جدا می‌کند. این حالت را می‌توان در افیوژن پریکاردیال و هیپرتروفی میوکاردیال مشاهده نمود.

۳ ـ ریه : برای آشکارسازی آمبولی ریه، کارسینومای ریه، بیماری مزمن انسداد

راههای هوایی (برونشیت)، بیماری حاد انسداد راههای هوایی (آسم) معمولاً از ^{99m}Tc همراه با آلبومین انسانی و یا آلبومین مجتمع (MAA) استفاده می‌شود. از گزنون (^{133}Xe) همراه با سرم فیزیولوژیکی نیز می‌توان استفاده نمود. استفاده از ^{131}I نیز در برخی از مراکز معمول است ولی از معایب آن تشعشع زیاد به بیمار است. چنانچه بررسی وضع تنفسی نیز مورد نظر باشد از گاز کریپتون رادیواکتیو $^{81}Kr^{m}$ نیز می‌توان سود جست.

۴ ـ اسکن جفت : به منظور ارزیابی محل تماس جفت، خارج نمودن جفت سرراهی و همچنین بررسی خونریزیهای رحمی در پایان دوره حاملگی می‌توان از $^{99}Tc^{m}$ (به صورت پرتکنتات سرم آلبومین انسانی) استفاده کرد و بلافاصله پس از تزریق داخل وریدی اقدام به گرفتن اسکن نمود. ناحیه‌ای از شکم که درصد اکتیویته بالاتری را نشان می‌دهد محل جفت است و به طور معمول جنین در بالای فاندوس رحم جای می‌گیرد. محل جفت با مشاهده رحم و حوضچه خونی جفت مشخص می‌شود. از ^{131}I (به صورت آلبومین انسانی) نیز می‌توان استفاده کرد و چنانچه از دوربین گاما استفاده شود بهتر است که $^{99}Tc^{m}O_4$ تزریق شود.

۳- تعیین جرم و حجم:

برای به کار بردن روش رقیق‌سازی با استفاده از مواد رادیواکتیو می‌توان حجم توزیع و یا جرم یک ماده درون بدن را اندازه‌گیری نمود. در این روش مقدار معینی از یک رادیوایزوتوپ مشخص به سیستم مورد مطالعه اضافه می‌شود و صبر می‌کنیم تا با آن به تعادل برسد، سپس با اندازه‌گیری غلظت یا اکتیویته ویژه نمونه‌ای به حجم یا جرم معین از آن، می‌توان حجم یا جرم ماده موردنظر را محاسبه نمود. با استفاده از روش رقیق‌سازی می‌توان حجم گلبولهای قرمز خون، حجم پلاسما و نیز حجم کلی خون را اندازه‌گیری نمود.