

## رادیواکتیویته

رادیونوکلئیدها ناپایدارند و با فرآیندهایی که بحث شد به هسته‌های دیگر واپاشی می‌کنند. رادیونوکلئیدها با چه سرعتی واپاشی می‌کنند؟ آیا همه رادیونوکلئیدها با یک آهنگ واپاشی می‌کنند؟ چه تعداد رادیواتم پس از مدتی معین باقی می‌ماند؟ پاسخ به این سؤالات و دیگر سؤالات مربوطه، موضوع اساسی این فصل است.

### واحدها

تعداد تجزیه در واحد زمان یک هسته رادیواکتیو، رادیواکتیویته یا به‌طور ساده، اکتیویته نامیده می‌شود. برای مثال اگر ۱۰۰۰ رادیونوکلئید داشته باشیم و در ۵ ثانیه ۵۰ هسته آن تجزیه شود اکتیویته آن  $(\text{dis/sec}) \frac{50}{5} = 10$  تجزیه در ثانیه خواهد بود. به زبان ریاضی، اگر از  $N_t$  رادیونوکلئید  $dN_t$  رادیواتم در مدت کوتاه  $dt$  واپاشی نمایند، رادیواکتیویته ( $R_t$ ) از تقسیم رادیواتمهای واپاشی شده ( $dN_t$ ) به زمان  $dt$  به دست می‌آید:

$$R_t = \frac{-dN_t}{dt} \quad (1)$$

در این معادله علامت منفی نشان‌دهنده کاهش رادیواتم است. واحد اکتیویته در سیستم قدیمی کوری (Ci) و در سیستم جدید بکرل (Bq) نامیده می‌شود. معمولاً واحدهای جدید در علوم جایگزین سیستم قدیمی شده‌اند. متأسفانه در پزشکی هسته‌ای هنوز واحدهای قدیمی رایج است ولی آشنایی با واحدهای جدید و استفاده از آنها توصیه می‌شود.

طبق تعریف یک کوری مقدار اکتیویته نمونه‌ای است که  $3.7 \times 10^{10}$  تجزیه در ثانیه انجام دهد؛ درحالی‌که یک بکرل مقدار اکتیویته نمونه‌ای است که در هر ثانیه یک تجزیه انجام می‌دهد. به این ترتیب بکرل واحد کوچکی است و یکاهای بزرگتر مشتق از آن، به کار می‌رود. برای مثال یک کوری (Ci) برابر است با  $3.7 \times 10^{10}$  تجزیه در ثانیه یا ۳۷ گیگا بکرل (GBq) و یک میلی کوری (mCi) مساوی است با  $3.7 \times 10^7$  تجزیه در ثانیه (dis/sec) یا ۳۷ مگا بکرل (MBq). در پزشکی هسته‌ای مقادیر رادیواکتیویته میلی یا میکرو کوری به بیماران تجویز می‌شود.

### قانون واپاشی

وقتی نمونه‌ای رادیونوکلئید برای مدت طولانی مشاهده می‌شود، رادیواکتیویته ( $R_t$ ) نمونه در زمان ( $t$ ) به تعداد رادیواتمها ( $N_t$ ) و ثابتی که ( $\lambda$ ) مشخصه رادیونوکلئید است و برای رادیونوکلئیدهای مختلف فرق می‌کند، بستگی دارد. ثابت  $\lambda$ ، ثابت واپاشی نیز شناخته می‌شود و احتمال واپاشی یک رادیواتم در واحد زمان تعریف می‌شود. بنابراین اگر در زمان  $N_t, t$  رادیواتم

موجود باشد، تعداد هسته‌های تجزیه شده در واحد زمان ( $R_t$ ) در لحظه  $t$  به‌طور ساده از حاصل ضرب  $\lambda$  در  $N_t$  به‌دست می‌آید:

$$R_t = \lambda \cdot N_t \quad (2)$$

بنابراین برای تولید مقدار اکتیویته معین از رادیواتمهای متفاوت با ثابت واپاشی متفاوت احتیاج به تعداد هسته‌های متفاوت است.

برای مثال، تعداد رادیواتمهای موجود در یک نمونه  $^{99m}\text{Tc}$  با تعداد رادیواتمهای موجود در  $^{131}\text{I}$  با اکتیویته مساوی، متفاوت است. زیرا ثابت واپاشی  $^{99m}\text{Tc}$  ( $\lambda = 3/2 \times 10^{-5} / \text{sec}$ ) با ثابت واپاشی  $^{131}\text{I}$  ( $\lambda = 10^{-6} / \text{sec}$ ) متفاوت است. با استفاده از معادله (۲) تعداد رادیواتمهای  $^{99m}\text{Tc}$  یا  $^{131}\text{I}$  موجود در نمونه‌ای با رادیواکتیویته  $1 \text{ mCi}$  به راحتی به‌دست می‌آید.

$$N_t (^{99m}\text{Tc}) = \frac{R_t}{\lambda} = \frac{3.7 \times 10^7}{3.2 \times 10^{-5}} = 1.15 \times 10^{12}$$

$$N_t (^{131}\text{I}) = \frac{3.7 \times 10^7}{10^{-6}} = 3.7 \times 10^{13}$$

$$N_t (^{131}\text{I}) = 32 N_t (^{99m}\text{Tc})$$

بنابراین برای یک مقدار معین رادیواکتیویته، تعداد رادیواتم  $^{131}\text{I}$  تقریباً ۳۲ مرتبه بیشتر از  $^{99m}\text{Tc}$  خواهد بود.

اکتیویته ویژه

مقدار اکتیویته در واحد جرم رادیونوکلئید را اکتیویته ویژه می نامند و عموماً بر حسب واحدهایی نظیر mCi/mg یا MBq/mg بیان می شود. اگر جرم واحد اکتیویته مثلاً جرم یک میلی کوری اکتیویته را بدست آوریم وارونه این جرم میزان اکتیویته ویژه خواهد شد به شرطی که تمام اتمهای موجود در نمونه ناپایدار باشند یعنی ایزوتوپ پایدار در نمونه نباشد. در مواردی که نمونه مورد نظر فاقد ایزوتوپهای دیگر و یا رادیوایزوتوپ طولانی عمر باشد، نمونه را فاقد حامل<sup>۱</sup> می نامند. اکتیویته ویژه نمونه ای با حامل ( حاوی ایزوتوپی با عمر طولانی و یا پایدار از رادیونوکلئید مورد نظر است) همواره کمتر از نمونه فاقد حامل است و مقدار آن به مقدار حامل بستگی دارد. وقتی رادیونوکلئید نه به صورت یک عنصر بلکه بخشی از یک مولکول باشد، مفهوم اکتیویته ویژه به جرم مولکول تعمیم داده می شود. در مورد تکنسیم رادیواکتیو، نمونه بیشتر به صورت پرتکتات است ( $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ) دوشیده شده از ژنراتور تکنسیم) تا عنصر ساده ( $^{99m}\text{Tc}$ )، و اکتیویته ویژه نمونه در واحد جرم پرتکتات خواهد بود.

در پزشکی هسته ای دانستن اکتیویته ویژه به چند دلیل مهم است: اولاً، سمی بودن یک دارو یا ماده شیمیایی همواره به مقدار مصرف دارو بستگی دارد، بنابراین دانستن مقدار ماده شیمیایی یا داروی خاص در یک نمونه رادیواکتیو، مهم است. ثانیاً، بسیاری مواقع، توزیع یک رادیودارو در سیستم بیولوژیک به مقدار حامل در نمونه بستگی دارد. ثالثاً، کارایی نشاندار کردن یک ماده شیمیایی به اکتیویته ویژه رادیونوکلئید بستگی دارد.

#### قانون نمایی واپاشی

از ترکیب معادله های (۱) و (۲) معادله دیفرانسیل زیر بدست می آید که جواب آن به صورت رابطه (۳) خواهد شد.

$$-\frac{dN_t}{dt} = \lambda \cdot N_t$$

$$N_t = N_0 \cdot e^{-(\lambda t)} \quad (3)$$

این معادله ارتباط تعداد رادیواتمهای  $N_t$  در زمان  $t$  را وقتی با تعداد  $N_0$  شروع کرده باشیم، نشان می دهد و به نام قانون نمایی واپاشی شناخته می شود. اگر این معادله را در مقیاس خطی رسم کنیم، منحنیهای نمایی با شیب منفی برای رادیونوکلئیدهای مختلف (با  $\lambda$  مختلف) به دست می آید و اگر بر روی کاغذ نیمه لگاریتمی رسم شود، تعداد هسته های رادیواکتیو رابطه خطی با زمان خواهد داشت که شیب خط مساوی ثابت واپاشی هر رادیوایزوتوپ است. قانون نمایی واپاشی برای اکتیویته نیز صادق است که  $R_t$  نسبت به مقدار اکتیویته اولیه  $R_0$  با معادله ای مشابه معادله (۳) رابطه دارد.

$$R_t = \lambda \cdot N_t \rightarrow R_t = \lambda \cdot N_0 \cdot e^{-(\lambda \cdot t)} \quad \text{یا} \quad R_t = R_0 \cdot e^{-(\lambda \cdot t)} \quad (۴)$$

که  $R_0 = \lambda \cdot N_0$  رادیواکتیویته در لحظه صفر است. اگر بخواهیم اکتیویته  $R_t$  را به صورت تابعی از زمان رسم کنیم منحنیهایی مشابه تعداد هسته‌های رادیواکتیو نسبت به زمان بدست می‌آید. نیمه‌عمر

ثابت واپاشی را چگونه می‌توان تعیین کرد؟ از نظر عملی بهتر است کمیت  $T_{1/2}$ ، یعنی نیمه‌عمر، اندازه‌گیری شود. نیمه‌عمر مدت زمانی تعریف می‌شود که هسته‌های رادیواکتیو (یا اکتیویته) به نصف مقدار اولیه کاهش یابند. برای مثال، اگر در ابتدا ۱۰۰۰۰ هسته رادیونوکلوئید موجود باشد و تعداد ۵۰۰۰ هسته در مدت پنج روز واپاشی کند، باشد  $t = T_{1/2}$  خواهد بود. اگر این مقادیر را در معادله (۳) قرار دهیم:

$$\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\frac{(\lambda \cdot T_{1/2})}{2}} \longrightarrow \frac{1}{2} = e^{-\frac{(\lambda \cdot T_{1/2})}{2}}$$

از آنجا که  $e^{-0.693}$  مساوی  $\frac{1}{2}$  است بنابراین:

$$\lambda \cdot T_{1/2} = 0.693 \quad (۵)$$

معادله (۵) رابطه بین ثابت واپاشی و نیمه‌عمر است، پس اگر نیمه‌عمر یک رادیونوکلوئید معلوم باشد ثابت واپاشی آن قابل محاسبه است و برعکس.

مثال: نیمه‌عمر  $^{131}\text{I}$  ۸ روز است، ثابت واپاشی آن را تعیین کنید؟

$$T_{1/2} = ۸ \text{ روز} = ۸ \times ۲۴ \times ۶۰ \times ۶۰ = ۰.۶۹۱ \times ۱۰^۶, \quad ۰.۶۹۱ \times ۱۰^۶ \times \lambda =$$

$$۰.۶۹۳, \quad \lambda = ۱۰^{-۶} \text{ ثانیه}$$

### مسائل واپاشی رادیواکتیو

برای حل مسائل روزمره پزشکی هسته‌ای، معادله‌های (۱) تا (۵) لازم و ضروری است. به‌طور کلی برای حل این مسائل استفاده از جدول نمایی ضروری است. با این حال در مواردی خاص که  $t$  مضربی از نیمه‌عمر است، معادله (۳) با قراردادن  $\lambda$  از معادله (۵) به شکل ساده نوشته می‌شود

$$N_t = N_0 \cdot e^{-\frac{(0.693t)}{T_{1/2}}} \rightarrow N_t = N_0 \cdot (e^{-0.693})^{\frac{t}{T_{1/2}}} \rightarrow N_t = N_0 \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{t}{T_{1/2}}} \quad (۶)$$

اگر  $t$  مضربی از نیمه‌عمر باشد، استفاده از این معادله، ساده‌تر از جدول نمایی است. برای مثال اگر بخواهیم تعداد رادیواتمهای باقی مانده پس از سه نیمه‌عمر را بدانیم، معادله بالا خواهد شد:

$$N_t = N_0 \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^3 = \frac{N_0}{8}$$

که یک هشتم تعداد اولیه است و به‌طور مشابه در مورد اکتیویته نیز همین اتفاق رخ می‌دهد.

مثال ۱: یک نمونه رادیواکتیو  $^{99m}\text{Tc}$  ساعت ۹ صبح دارای ۱۰ میلی کوری (۳۷۰ مگا بکرل) اکتیویته است. ساعت ۳ بعد از ظهر همان روز اکتیویته آن چقدر خواهد شد؟ (نیمه عمر  $^{99m}\text{Tc}$  ۶ ساعت است)

با استفاده از معادله (۶) مقدار اکتیویته برابر است با:

$$R_t = 10 \times \left(\frac{1}{2}\right)^{6/6} = \frac{10}{2} = 5 \text{ mCi (185 MBq)}$$

مثال ۲: یک نمونه  $^{99m}\text{Tc}$  کالیبره، در ساعت ۷ صبح دارای ۱۵ mCi/ml (۵۵۵ MBq) اکتیویته است. اگر بیماری نیاز به ۱۵ mCi (۵۵۵ MBq) داشته باشد، حجم نمونه رادیواکتیو مورد نیاز برای تزریق در ساعت ۱۰ صبح چقدر است؟

(مدت زمان سپری شده ۳ ساعت) با استفاده از معادله های (۴) و (۵):

$$R_t = 15 \times e^{\frac{-0.693 \times 3}{6}} = 15 e^{-0.346} = 15 \times 0.7 = 10.5 \text{ mCi/mL (388.5 MBq/mL)}$$

برای مقدار اکتیویته مورد نظر یعنی ۱۵ mCi، حجم نمونه مورد نیاز  $\frac{15 \text{ mCi}}{10.5 \text{ mCi/mL}} = 1.43 \text{ mL}$  است.

قابل ذکر است که از نظر عملی مقدار اکتیویته باقی مانده پس از گذشت ده نیمه عمر تقریباً یک هزارم رادیواکتیویته اولیه است:  $\left[ \left(\frac{1}{2}\right)^{10} \approx \frac{1}{1000} \right]$  (مثلاً یک میلی کوری اکتیویته به یک میکروکوری یا MBq به kBq کاهش می یابد).

عمر متوسط ( $T_{av}$ )

گاهی با کمیت دیگری به نام عمر متوسط رادیونوکلوئید بر می خوریم که با نیمه عمر یا ثابت واپاشی به صورت زیر رابطه دارد:

$$T_{av} = 1.44 \times T_{\frac{1}{2}} = \frac{1}{\lambda}$$

در واپاشی یک نمونه رادیواکتیو، تمام رادیواتمها به طور همزمان واپاشی نمی کنند بلکه هر رادیواتم طول عمر خاصی دارد و میانگین تمام این طول عمرها، عمر متوسط خوانده می شود. نیمه عمر بیولوژیکی

در بسیاری از شرایط، حذف یک دارو یا ماده بیوشیمیایی از سیستم بیولوژیکی (مثلاً تیروئید، کبد، ریه، استخوان، خون، پلاسما یا سلولهای رتیکولاندوتلیال) مشابه واپاشی رادیونوکلوئید، تابع نمایی از زمان است. در این موارد حذف دارو یا ماده بیوشیمیایی از طریق متابولیسم، دفع، انتشار ساده یا بیومکانیزمهای نامعلوم دیگر صورت می گیرد. وقتی مقدار اولیه دارو یا ماده بیوشیمیایی  $M_0$  و ضریب حذف ماده از سیستم بیولوژیکی  $\lambda_{Bio}$  معلوم باشد، مقدار دارو یا ماده بیوشیمیایی  $M_t$  در زمان  $t$  در سیستم بیولوژیکی با معادله ای نظیر معادله رادیواکتیویته ( $R_t$  معادله ۴) به دست می آید.

$$M_t = M_0 e^{-(\lambda_{bio} \cdot t)} \quad (7)$$

احتمال حذف  $\lambda_{Bio}$  با نیمه‌عمر بیولوژیکی رابطه‌ای مشابه معادله (۵) دارد.

$$\lambda_{bio} \cdot T_{\frac{1}{2}(bio)} = 0.693 \quad (۸-الف)$$

نیمه‌عمر بیولوژیک مدت زمانی است که مقدار معینی دارو یا ماده بیوشیمیایی در یک سیستم بیولوژیک به نصف مقدار اولیه کاهش یابد. حذف دارو یا ماده بیوشیمیایی از یک سیستم بیولوژیک اغلب از معادله (۷) تبعیت نمی‌کند. در این موارد حذف دارو یا ماده بیوشیمیایی می‌تواند از جمع چندین تابع نمای مطابق رابطه زیر تعیین شود:

$$M_t = M_o (A_1 e^{-\lambda_{1bio} \cdot t} + A_2 e^{-\lambda_{2bio} \cdot t} + \dots) \quad (۸-ب)$$

که  $A_1, A_2, \dots$  و  $\lambda_{1Bio}, \lambda_{2Bio}, \dots$  ثابت‌هایی هستند که برای هر دارویی در سیستم بیولوژیکی مفروض به‌طور تجربی تعیین می‌شوند.

نیمه‌عمر مؤثر

در پزشکی هسته‌ای، توزیع و حذف مواد یا داروها از سیستم بیولوژیک به دلیل واپاشی فیزیکی و بیولوژیکی (متابولیسم، انتشار و دفع) بسیار با اهمیت است. این اطلاعات در محاسبات دُزیمتری بیمار و تعیین زمان بهینه تصویربرداری، پس از تجویز رادیودارو، بسیار مهم و حیاتی است. در موارد ساده یعنی توزیع و حذف تک نمایی زمان (۷)، احتمال حذف رادیودارو از یک سیستم بیولوژیک مجموع احتمال حذف بیولوژیکی و فیزیکی است، یعنی:

$$\lambda + \lambda_{bio} = \lambda_{eff} \quad (۹)$$

که  $\lambda_{eff}$  احتمال حذف مؤثر یک ماده یا داروی رادیواکتیو است. اگر ثابت‌های مختلف حذف در

معادله (۹) به نیمه‌عمرهایشان تبدیل شود، معادله (۱۰) به‌دست می‌آید:

$$\frac{1}{T_{\frac{1}{2}}} + \frac{1}{T_{\frac{1}{2}(bio)}} = \frac{1}{T_{\frac{1}{2}(eff)}} \quad (۱۰)$$

اگر نیمه‌عمر فیزیکی رادیونوکلوئید و نیمه‌عمر بیولوژیکی دارو یا ماده شیمیایی معلوم باشد، نیمه‌عمر مؤثر از معادله (۱۰) قابل محاسبه است. به‌عنوان یک قاعده، نیمه‌عمر مؤثر همواره مساوی یا کوچکتر از دو نیمه‌عمر فیزیکی یا بیولوژیکی است.

در مواردی که توزیع و حذف بیولوژیکی (معادله ۸-الف) پیچیده است، مشکل بتوان فقط یک نیمه‌عمر مؤثر تعریف کرد، مگر این‌که هر معادله نمایی معرف یک جزء یا اندام بیولوژیکی جداگانه باشد.

مثالها :

۱- در تیروئید انسان نیمه‌عمر بیولوژیکی ید حدود ۶۴ روز و نیمه عمر فیزیکی  $^{131}I$  ۸ روز

است. نیمه‌عمر مؤثر  $^{131}I$  در تیروئید چقدر است؟ (  $T_{\frac{1}{2}} = ۸$  روز ) و (  $T_{\frac{1}{2}(bio)} = ۶۴$  روز )

بنابراین با استفاده از معادله (۱۰) خواهیم داشت:

$$\frac{1}{T_{\frac{1}{2}}(eff)} = \frac{1}{8} + \frac{1}{64} = \frac{9}{64} \quad \text{یا} \quad T_{\frac{1}{2}}(eff) = \frac{64}{9} = 7.1 \text{ روز}$$

۲- زنون-۱۳۳ گاز رادیواکتیو خنثی است و برای مطالعه عمل ریه به کار می رود. نیمه عمر فیزیکی آن ۵ر۳ روز و نیمه عمر بیولوژیکی آن در ریه ها حدود ۰ر۳۵ دقیقه است، نیمه عمر مؤثر  $^{133}\text{Xe}$  در ریه ها چقدر است؟

$$\text{دقیقه } ۷۶۳۲ = ۵ر۳ \times ۲۴ \times ۶۰ = T_{\frac{1}{2}} = ۵ر۳ \text{ روز و دقیقه } ۰ر۳۵ =$$

$$(T_{\frac{1}{2}} = \text{بیولوژیک})$$

بنابراین با استفاده از معادله (۱۰) خواهیم داشت:

$$\frac{1}{T_{\frac{1}{2}}(eff)} = \frac{1}{7632} + \frac{1}{0.35} \quad \text{or} \quad T_{\frac{1}{2}}(eff) = ۰ر۳۵ \text{ دقیقه}$$

در این مثال نیمه عمر مؤثر مساوی نیمه عمر بیولوژیکی است. هرگاه یکی از نیمه عمرهای فیزیکی یا بیولوژیکی بسیار زیادتر از دیگری باشد (۱۰ برابر یا بیشتر)، نیمه عمر مؤثر مساوی نیمه عمر کوچکتر است.

آمار در واپاشی رادیواکتیو

هرچند  $\lambda$  به عنوان احتمال واپاشی هراتم در واحد زمان تعریف شد، ولی در مبحث قبل به طور ضمنی فرض شد تعداد رادیواتمهای واپاشی در زمان  $t$ ، دقیقاً قابل اندازه گیری است، که البته این طور نیست. در واقع هیچ راهی وجود ندارد تا دقیقاً پیش گویی کنیم کدام اتم در لحظه ای معین واپاشی می کند. در حقیقت تعداد رادیواتمهایی که در زمان مفروض  $t$  قادر به واپاشی باشند، حول یک مقدار متوسط تغییر می کند. به همین دلیل معادله هایی که توضیح داده شد فقط روابطی برای مقادیر متوسط  $N_t$  و  $R_t$  است.

به دلیل تغییرات آماری موجود در اندازه گیریهای هسته ای، تعیین سهم این تغییرات در خطای کلی یک اندازه گیری، اهمیت دارد. به استثنای خطای شخصی، هر اندازه گیری، دارای دو نوع خطای سیستمیک و تصادفی است. خطاهای سیستمیک ناشی از به کارگیری وسایل غیر کالیبره است و بسته به چگونگی ورود خطا در کالیبراسیون، همواره موجب تخمین زیاد یا کم مقادیر می شود. خطاهای تصادفی ناشی از چندین عامل غیر قابل کنترل است. بنابراین با انجام تعدادی آزمایش تکراری، توزیع تصادفی به وجود می آید. واژه صحت<sup>۲</sup> برای توضیح خطاهای سیستمیک و واژه دقت<sup>۳</sup> برای بیان خطاهای تصادفی به کار می رود. در اندازه گیریهای رادیواکتیویته، خطاهای تصادفی که ناشی از

فرآیند طبیعی واپاشی است، بر خطاهای سیستمیک غلبه می‌کند، بنابراین فقط این خطا در نظر گرفته می‌شود. قابل ذکر است بحث خطا، فقط به شمارش اکتیویته محدود نمی‌شود بلکه در تصویربرداری نیز به همین اندازه، مهم است.

توزیع پوآسن، انحراف معیار و درصد انحراف معیار

اگر متوسط تعداد تجزیه برای نمونه‌ای  $\bar{N}$  باشد، احتمال این که در نمونه‌ای رادیواکتیو،  $(N)$  تعداد تجزیه در زمان  $t$  اتفاق افتد، از توزیع پوآسن تعیین می‌شود. توضیح ریاضی و گرافیکی توزیع پوآسن پیچیده است، بنابراین معمولاً با یک توزیع نرمال یا گوسی، تقریب زده می‌شود. توزیع گوسی با دو کمیت، مقدار متوسط  $\bar{N}$  و انحراف معیار  $\sigma$  به طور دقیق با معادله زیر تعیین می‌شود:

$$P(N) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{N-\bar{N}}{\sigma}\right)^2}$$

که  $P(N)$  احتمال مشاهده  $N$  تجزیه است،  $\bar{N}$  متوسط تعداد تجزیه‌ها و  $\sigma$  انحراف معیار است. انحراف معیار معرف عرض یک توزیع گوسی (یا پوآسن) است و معمولاً به عنوان شاخص خطای تصادفی یا دقت در اندازه‌گیری رادیواکتیویته مورد استفاده قرار می‌گیرد. محدوده  $N - \sigma$  تا  $N + \sigma$  دلالت بر این دارد که احتمال قرار گرفتن یک مقدار اندازه‌گیری در این محدوده، ۶۸٪ است. وقتی محدوده به  $(N - 2\sigma)$  تا  $(N + 2\sigma)$  تعریض شود، احتمال به ۹۵٪ افزایش می‌یابد و با افزایش عرض محدوده به  $(N - 3\sigma)$  تا  $(N + 3\sigma)$  احتمال به ۹۹٪ افزایش می‌یابد. یک ویژگی مهم توزیع پوآسن ارتباط SD با تعداد متوسط تجزیه آن  $\bar{N}$  طبق رابطه زیر است:

$$\sigma = \sqrt{\bar{N}} \quad (11)$$

برای مقادیر بزرگ  $\bar{N}$ ، این معادله اجازه می‌دهد با قرار دادن  $N$  به جای  $\bar{N}$ ، مقدار CV به سهولت تعیین شود. CV یا درصد انحراف معیار شاخص مفیدتری برای خطای آماری یا دقت اندازه‌گیری است CV از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$CV = \frac{\sigma}{N} \times 100 = \frac{\sqrt{N}}{N} \times 100 = \frac{100}{\sqrt{N}} \quad (12)$$

این معادله مبین افزایش دقت اندازه‌گیری یک ماده رادیواکتیو با افزایش تعداد تجزیه‌های مشاهده شده است؛ یعنی اگر با شمارش نمونه‌ای رادیواکتیو به مدت یک دقیقه تعداد ۱۰۰ تجزیه اندازه‌گیری شود، CV آن مساوی  $\frac{100}{\sqrt{100}}$  یا ۱۰٪ خواهد شد. و با شمارش طولانی مدت نمونه مثلاً ۱۰۰۰۰ تجزیه، CV مساوی  $\frac{100}{\sqrt{10000}}$  یا یک درصد خواهد شد. به عبارت دیگر با افزایش زمان شمارش (تقریباً ۱۰۰ مرتبه) درصد خطا (با ضریب ۱۰) کاهش می‌یابد. اگر برای شمارش محدودیت زمانی وجود داشته باشد، بین مدت شمارش و دقت اندازه‌گیری، مصالحه می‌شود.

## تشعشعات زمینه

حتی وقتی نمونه رادیواکتیو در نزدیکی آشکارساز نباشد، تعدادی تجزیه ثبت می‌شود که تشعشعات زمینه اتاق نامیده می‌شود و ناشی از حضور مقادیر ناچیزی اکتیویته در پیرامون کره زمین و یا مواد ساختمانی است و بخشی نیز مربوط به پرتوهای پرانرژی کیهانی است. با حفاظ گذاری بر روی آشکارساز، تشعشعات زمینه اتاق کاهش می‌یابد. با این حال، به خاطر حضور مقادیر ناچیزی مواد رادیواکتیو در خود آشکارسازها و حفاظ و همچنین ناتوانی حفاظها در جلوگیری کامل از نفوذ تشعشعات پرانرژی زمینه، این مقدار به صفر کاهش نمی‌یابد. در مواقعی که آهنگ شمارش بسیار کم است ( کمتر از ۱۰ برابر زمینه ) تأثیر تشعشعات زمینه اتاق در دقت اندازه گیری نتیجه نهایی اهمیت دارد.

## تولید رادیونوکلئیدها

هنری بکرل در سال ۱۸۹۶ اورانیوم رادیواکتیو را کشف کرد. به زودی رادیونوکلئیدهای طبیعی دیگر نظیر رادیوم و پلونیوم نیز کشف گردید. اکثر رادیونوکلئیدهای طبیعی به دلیل نیم عمر طولانی (بیش از هزار سال) کاربردی در پزشکی هسته‌ای ندارند و عموماً از رادیونوکلئیدهای مصنوعی استفاده می‌شود که با سه روش اساسی زیر تولید می‌شوند:

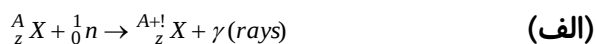
۱ - تابش به هسته‌های پایدار در رآکتور (محصولات رآکتور)

۲ - تابش به هسته‌های پایدار در شتاب‌دهنده یا سیکلوترون (محصولات شتاب‌دهنده یا سیکلوترون)

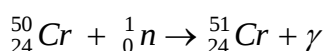
۳ - شکافت هسته‌های سنگین (محصولات شکافت)

رادیونوکلئیدهای محصول رآکتور

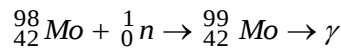
رآکتور هسته‌ای چشمه بزرگی از نوترونهای حرارتی است. نوترون حرارتی دارای انرژی جنبشی بسیار کمی است (تقریباً  $0.025 \text{ eV}$  که انرژی جنبشی اتم یا مولکول در دمای اتاق است). در این انرژی نوترون به راحتی جذب هسته پایدار می‌شود. زیرا ذره‌ای بدون بار است و نیروی دافعه پروتونها بر آن اثر نمی‌گذارد. واقعه جذب نوترون در هسته با یکی از روابط زیر نشان داده می‌شود:



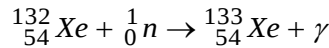
در رابطه (الف)، واکنشگرها در سمت چپ فلش و محصولات در سمت راست قرار دارند. معادله اول واکنش شیمیایی و معادله دوم علامتهای قراردادی آن است. در واکنش هسته‌ای بالا مشاهده می‌شود عدد اتمی هسته محصول تغییر نمی‌کند ولی یک نوترون به آن اضافه و عدد جرمی (A) یک واحد افزایش می‌یابد. هسته محصول (اگر رادیواکتیو باشد) با انتشار  $\beta^-$  واپاشی می‌کند. گفته می‌شود، اگر رادیواکتیو باشد زیرا در بسیاری از واکنشهای جذب نوترون، هسته محصول، پایدار است (مثلاً  ${}_{6}^{12}C (n, \gamma) {}_{6}^{13}C$ ) که هسته  ${}_{6}^{13}C$  پایدار است. از ویژگیهای محصولات رآکتور این است که فاقد حامل نیست. در نمونه فاقد حامل فقط رادیونوکلئید مورد نظر بدون حضور دیگر ایزوتوپها موجود است. یک نمونه  ${}_{53}^{131}I$  وقتی فاقد حامل است که هیچ یک از ایزوتوپ یا رادیوایزوتوپهای ید در نمونه نباشد. تعدادی از رادیونوکلئیدهای محصول رآکتور و واکنشهای هسته‌ای آنها که در پزشکی هسته‌ای به کار می‌رود، در زیر آورده شده است:



$^{51}\text{Cr}$  برای نشان‌دار کردن گلبولهای قرمز و اسکن طحال به کار می‌رود.



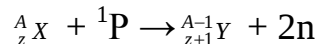
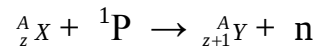
$^{99}\text{Mo}$  چشمه  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  است که در پزشکی هسته‌ای کاربرد فراوان دارد.



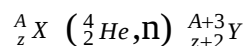
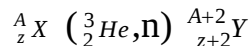
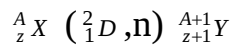
$^{133}\text{Xe}$  برای بررسی تهویه ریه به کار می‌رود.

رادیونوکلئیدهای محصول شتاب‌دهنده یا سیکلوترون

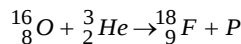
شتاب‌دهنده یا سیکلوترون چشمه بزرگی از ذرات باردار پرانرژی نظیر (پروتون)  $p$ ، (دوترون)  $^2_1\text{D}$ ، (هلیوم)  $^3_2\text{He}$  و (آلفا)  $^4_2\text{He}$  است. دسته بندی شتاب‌دهنده و سیکلوترون بر اساس روش شتاب‌دادن ذرات باردار است که به این بحث مربوط نمی‌شود. احتمال وقوع یک واکنش هسته‌ای شدیداً به انرژی ذره باردار وابسته است. به طور کلی، وقوع واکنش هسته‌ای در هسته هدف، نیازمند حداقل انرژی برای ذره باردار است. این انرژی مربوط به نیروی دافعه بارهای مثبت ذره باردار و هسته هدف است. به طور کلی انرژی آستانه در محدوده MeV است. عمومی‌ترین واکنشهای پروتون عبارتند از:



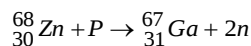
مثالی از واکنشهای دوترون،  $^2_1\text{D}$  (هیدوژن سنگین)، ذرات  $^3_2\text{He}$  و  $^4_2\text{He}$ :



واکنشهای فوق بطور عمده در محدوده انرژیهای ۵ تا ۳۰ MeV اتفاق می‌افتد. با افزایش انرژی ذرات بمباران کننده، واکنشهای هسته‌ای دیگری رخ می‌دهد. چند رادیونوکلئید مصرفی در پزشکی هسته‌ای که توسط شتاب‌دهنده تولید می‌شود در زیر آورده شده است:

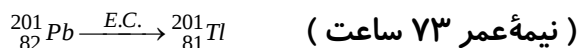
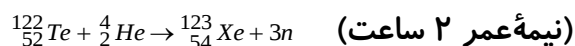


$^{18}\text{F}$  برای نشان‌دار کردن رادیوداروها در برش‌نگاری پوزیترونی (PET) به کار می‌رود.



$^{67}\text{Ga}$  برای تشخیص تومورهای بافت نرم و آبسه‌ها، به طور وسیع استفاده می‌شود.

در مثالهای فوق، رادیونوکلئید مورد نظر به عنوان نتیجه یک واکنش هسته‌ای خاص، مستقیماً تولید می‌شود. گاهی اوقات رادیونوکلئید مورد علاقه، به طور غیرمستقیم و از واپاشی رادیونوکلئید دیگری که قبلاً از واکنش هسته‌ای به دست آمده، تولید می‌شود. دو مثال از روشهای غیرمستقیم، رادیونوکلئیدهای  $^{123}\text{I}$  و  $^{201}\text{Tl}$  است:



رادیونوکلئید محصول واکنشهای هسته‌ای ذرات باردار، عموماً دارای عدداتی متفاوت با هسته هدف و در نتیجه قابل جداسازی شیمیایی‌اند؛ بنابراین، این رادیونوکلئیدها معمولاً فاقد حاملند. همچنین به دلیل اضافه شدن پروتون به هسته، عموماً انتشار دهنده  $\beta^+$  یا گیرانداز الکترونند. رادیونوکلئیدهای محصول شکافت هسته‌ای

به زودی پس از کشف رادیواکتیویته، معلوم شد، هسته‌های رادیواکتیو طبیعی نظیر  $^{232}_{90}\text{Th}$ ،  $^{226}_{88}\text{Ra}$  یا  $^{210}_{84}\text{Po}$  منابع خوب پرتوهای آلفا هستند. واکنش ذرات آلفا با رابطه  $^A_Z\text{X}(\alpha, n) ^{A+3}_{Z+2}\text{Y}$  تولید نوترون می‌کنند. هنگام بررسی سیستماتیک واکنش نوترونهای تولیدی، یک کشف عجیب رخ داد، و آن این‌که، بسیاری از هسته‌های سنگین ( $A \sim 100$ ) با جذب نوترون، به جای تولید هسته‌ای سنگین‌تر، چندین رادیونوکلئید با عددجرمی تقریباً نصف هسته اولیه تولید می‌کنند. برای مثال، در مورد  $^{235}_{92}\text{U}$  به ندرت  $^{235}_{92}\text{U} + \frac{1}{0}n \rightarrow ^{236}_{92}\text{U} + \gamma$  اتفاق می‌افتد و در عوض همواره  $^{235}_{92}\text{U} + \frac{1}{0}n \rightarrow ^{141}_{56}\text{Ba} + ^{91}_{36}\text{Kr} + 4\frac{1}{0}n$  رخ می‌دهد. فرآیند شکست هسته سنگین به دو هسته کوچکتر، شکافت هسته‌ای نامیده می‌شود. باریم و کریبتون تنها عناصر تولید شکافت نیستند. عناصری از روی ( $Z = 30$ ) تا دیسپرسیم ( $Z = 66$ ) در واکنش شکافت هسته‌ای شناسایی شده‌اند. در شکافت هسته‌ای، علاوه بر تولید رادیونوکلئیدهای عناصر واسطه ( $Z = 30$  تا  $66$ ) تعداد زیادی نوترون تولید می‌شود (در مثال فوق چهار نوترون). با جذب یک نوترون شکافت هسته‌ای ایجاد می‌شود ولی در اثر شکافت، بیش از یک نوترون تولید می‌شود. نوترونهای اضافی می‌توانند شکافت هسته‌ای مضاعف و در نتیجه نوترون بیشتری تولید کنند. این فرآیند یک واکنش زنجیره‌ای است و به طور نظری تا خارج شدن مواد شکافت پذیر ادامه می‌یابد. واکنش زنجیره‌ای غیرقابل کنترل بمب هسته‌ای نامیده می‌شود. البته یک واکنش زنجیره‌ای قابل کنترل، چشمه بسیار خوبی از نوترون و انرژی (برای تولید الکتریسیته) است که رآکتور هسته‌ای نامیده می‌شود.  $^{131}\text{I}$  که در پزشکی هسته‌ای استفاده درمانی دارد، محصولی از شکافت هسته‌ای است.  $^{99}\text{Mo}$  مادر رادیونوکلئید  $^{99m}\text{Tc}$  مثال دیگری از محصولا ت شکافت هسته‌ای است. مشابه رادیونوکلئیدهای محصول شتاب دهنده و سیکلوترون، رادیونوکلئیدهای محصول شکافت معمولاً فاقد حاملند.

راکتورهای هسته‌ای:

## منابع تولید نوترون:

الف: ساده‌ترین منبع آزمایشگاهی چشمه‌رادیوایزوتوپ است. این منبع شامل یک رادیونوکلئید آلفا دهنده و یک هسته هدف که بستگی نوترون آن به هسته ضعیف است. چشمه‌امرسیوم-برلیوم یکی از این مثالها است. امرسیوم با انتشار آلفا و برخورد آن با برلیوم تولید نوترون میکند. فلوی نوترون این چشمهها ضعیف ولی قابلیت حمل و نقل آن یک مزیت است.

ب: چشمه نوترونی با شکافت خودکار، یک منبع نوترونی استراتژیک است. کالیفرنیم-۲۵۲ با فلوی نوترون نسبتاً زیاد ولی بسیار گرانبه است یکی از این مثالهاست.

ج: ژنراتور نوترون که به کمک شتابدهنده ذرات باردار تولید نوترون با فلوی نسبتاً زیاد میکند.

برای مثال با پرتاب دوترون به دوتریوم و تولید هلیوم-۳ ذرات پرشتاب نوترون تولید میشود.

د: راکتور هسته‌ای استخراجی از آب سبک یا سنگین و سوخت غنی شده اورانیوم-۲۳۵ (مثلاً ۲۰٪)

است. اورانیوم ۲۳۵ با جذب یک نوترون شکافته شده به هسته‌های متعددی تبدیل میشود. در هر

واکنش شکافت دو تا ۴ نوترون سریع تولید میشود. نوترونهای جدید سبب شکافتهای جدید

شده پدیده شکافت هسته‌ای بطور تصاعدی افزایش مییابد. اگر آهنگ شکافت هسته‌ای کاهش یابد

حالت تحت بحرانی و اگر شکافت با آهنگ ثابت ادامه یابد حالت را بحرانی و اگر آهنگ تولید

افزایش یابد حالت فوق بحرانی یا بمب هسته‌ای رخ میدهد. آب موجود در استخر سبب کاهش

سرعت نوترونهای تولیدی از شکافت هسته‌ای میگردد بنابراین به عنوان کند کننده یا

moderator بکار میرود بعلاوه جاذب انرژی گاما و ذرات هسته‌ای دیگر بوده نقش حفاظتی را

بعده خواهد داشت بطوریکه هنگام فعال بودن راکتور میتوان در کنار استخر ایستاد. برای

جلوگیری از بخار آب موجود در استخر که دارای ابعاد تقریبی  $12 \times 8$  و عمق ۶ متری است آب با

فشار زیاد از کف استخر خارج و پس از سرد شدن توسط رادیاتورهای بزرگ از دیوارهای استخر

داخل میشود (آب مسیر بسته‌ای دارد). اورانیوم غنی شده که حدود ۲۰٪ اورانیوم ۲۳۵ و بقیه

اورانیوم ۲۳۸ است بشکل قرص فلزی درون لوله‌ای به ابعاد لامپ مهتابی رویهم چیده شده‌اند. تعداد

لوله‌های سوخت اورانیوم مبین قدرت راکتور و در نتیجه فلوی نوترون تولیدی است. به دلیل سرعت

بسیار زیاد ذرات باردار ناشی از واکنش شکافت هسته‌ای که در آب این سرعت از سرعت نور در

آب بیشتر میشود پدیده چرنکوف اتفاق افتاده نور به رنگ آبی از لوله‌های سوخت متصاعد و استخر

راکتور را روشن میکند. راکتور ایران که پروفیسور دکتر حسینی در تاسیس آن نقش اساسی داشته

است، در سازمان انرژی اتمی تهران انتهای خیابان کارگر شمالی واقع و از سال ۱۳۴۶ شروع بکار

نمود. برای آغاز واکنش شکافت هسته‌ای نیاز به چشمه اولیه تولید نوترون است که باید در کنار

سوخت هسته‌ای یعنی در قسمت core یا قلب رآکتور قرار داشته باشد ( چشمهٔ نوترون یا از نوع کالیفرنیم یا نوع امرسیوم برلیوم است). اطراف استوانه‌های سوخت هسته‌ای غلاف کادمیوم یا گرافیت است بطوریکه لوله‌های سوخت در هنگام خاموشی کاملاً درون غلاف جای می‌گیرند در این حالت نوترون‌های تولیدی از واکنش شکافت هسته‌ای توسط هسته‌های کادمیم که جاذب بسیار مناسبی برای نوترون‌هاست جذب می‌شود در نتیجه حالت تحت بحرانی ایجاد و راکتور خاموش می - شود. با خارج نمودن سوخت هسته‌ای از غلاف کادمیم واکنش شکافت شروع و توان تولید نوترون به تدریج افزایش می‌یابد. بیشترین توان تولید نوترون وقتی رخ می‌دهد که غلاف کادمیم یا گرافیت کاملاً از لوله های سوخت بیرون کشیده شود.

ملاحظات کلی در تولید رادیونوکلئیدها

مقدار رادیواکتیویته  $R_t$  ناشی از یک واکنش هسته‌ای در زمان  $t$ ، تابع عوامل زیر است:

- ۱ - تعداد ذرات بمباران کننده در واحد زمان و واحد سطح که فلو نامیده می‌شود؛
- ۲ - تعداد هسته‌های مورد بمباران  $n$  ( $n \times v$ ) تعداد هسته‌های هدف در  $1 \text{ cm}^3$  و  $v$  حجم ماده مورد بمباران؛

۳ - زمان تابش‌دهی،  $t$ ؛

۴ - نیمه‌عمر یا ثابت واپاشی رادیونوکلئید تولید شده (یعنی  $\lambda$  یا  $T_{1/2}$ )؛

۵ - احتمال وقوع واکنش هسته‌ای که سطح مقطع مؤثر ( $\sigma$ ) نامیده می‌شود. واحد سطح مقطع مؤثر، بارن نامیده می‌شود و مساوی  $10^{-24} \text{ cm}^2$  است.

در مورد واکنشهای شکار نوترون (رادیونوکلئیدهای محصول رآکتور)، رابطهٔ مربوط به عوامل مؤثر در تولید اکتیویته پس از زمان  $t$  به صورت زیر خواهد شد:

$$R_t = \sigma \cdot I \cdot n \cdot V \cdot (1 - e^{-\lambda t})$$

در مواردی که نیمه‌عمر هستهٔ محصول به قدر کافی طولانی باشد (روزها) معادلهٔ فوق به صورت زیر ساده‌تر می‌شود:

$$R_t = \sigma \cdot I \cdot n \cdot V \cdot \lambda \cdot t$$

معادلهٔ مشابهی نیز برای واکنش هسته‌ای ذرات باردار می‌توان نوشت. فلو ذرات باردار، برحسب میکروآمپر به جای تعداد در ثانیه در سانی مترمربع، اندازه‌گیری می‌شود. در این حالت، نیز اکتیویتهٔ تولیدی به پنج عامل فوق بستگی دارد. به طور کلی، محصولات اکتیویته ناشی از واکنش ذرات باردار برحسب یکای  $\text{mCi}/\mu\text{Amp}/\text{hr}$  هستند و به محصولات واکنش ذره‌ای معروفند. در انتخاب بهترین روش تولید رادیونوکلئید دو عامل مطرح است، الف: میزان تولید که شرطی اقتصادی است، ب:

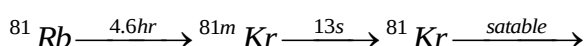
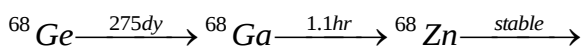
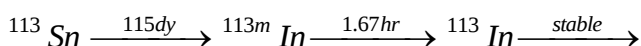
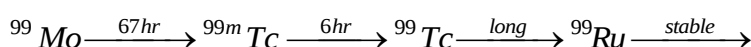
خلوص و اکتیویته ویژه رادیونوکلئید که ملاحظات بیولوژیکی و علمی است . بنابراین انتخاب بهترین روش به نوع استفاده از رادیونوکلئید، بستگی دارد.

تولید رادیونوکلئیدهای کوتاه‌عمر، استفاده از ژنراتور

در پزشکی هسته‌ای، غالباً به‌خاطر کاهش دُز جذبی بیمار، رادیونوکلئیدهای کوتاه‌عمر انتخاب می‌شوند. در استفاده از رادیونوکلئیدهای کوتاه‌عمر، مشکلات فراوانی به‌دلیل واپاشی سریع آنها بروز می‌کند. برای مثال، کوتاهی نیمه‌عمر یک رادیونوکلئید، زمان لازم برای اهدافی نظیر پردازش، انتقال، ذخیره و کنترل کیفیت را محدود می‌سازد. به‌این دلیل،  $^{18}\text{F}$  با نیمه‌عمر صد دقیقه، به‌ندرت در اسکن استخوان استفاده می‌شود. برای رادیونوکلئیدهای کوتاه‌عمر دیگری نظیر  $^{11}\text{C}$  (۳/۲۰ دقیقه)،  $^{13}\text{N}$  (۱۰ دقیقه) و  $^{15}\text{O}$  (۲ دقیقه) نیز این محدودیت استفاده وجود دارد . ژنراتور رادیونوکلئید (گاو نیز نامیده می‌شود) که در زیر توضیح داده خواهد شد، تعدادی از مسائل مورد اشاره را حل نموده، امکان استفاده از رادیونوکلئیدهای کوتاه‌عمر را در فواصل دور از محل تولید (یعنی شتاب‌دهنده یا سیکلوترون)، ممکن ساخته است.

اصول یک ژنراتور

در ژنراتور رادیونوکلئید، سریهای رادیواکتیو دو یا سه مرحله‌ای موجود است که یک رادیونوکلئید با نیمه‌عمر بلند (مادر نامیده می‌شود) به رادیونوکلئید کوتاه‌عمر مورد نظر (دختر نامیده می‌شود)، واپاشی می‌کند. چند مثال از ژنراتورهای رادیونوکلئید، در زیر آورده شده است. اولین مثال، امروزه بیشترین استفاده را دارد. دومین ژنراتور برای مناطق جغرافیای دور دست مفید است که مشکل انتقال مکرر رادیونوکلئید، وجود دارد. ژنراتور سوم در دست تهیه است و به‌خاطر برتری خاص آن در برش‌نگاری پوزیترونی، مورد توجه است. ژنراتور چهارم تولید  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  می‌کند که گاهی اوقات در بررسی‌های تهویه ریه، مورد استفاده قرار می‌گیرد.



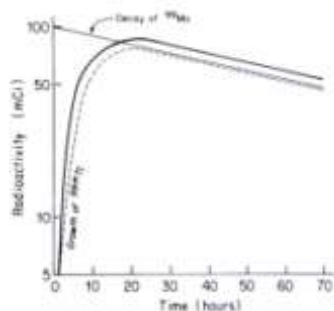
در یک سری رادیواکتیو، با واپاشی رادیونوکلئید مادر، دائماً رادیونوکلئید دختر تولید می‌شود و در اثر واپاشی، رادیونوکلئید دختر نیز از بین می‌رود. اگر نیمه‌عمر رادیونوکلئید مادر طولانی‌تر از نیمه‌عمر دختر باشد پدیده مهمی رخ می‌دهد که اساس کار ژنراتورهای پزشکی هسته‌ای است . این شرایط ( یعنی  $T_{1/2}$  مادر بیشتر از  $T_{1/2}$  دختر ) و در مدتی معین، بین رادیونوکلئید مادر و دختر تعادل اکتیویته برقرار می‌شود. در حالت تعادل، نسبت مقادیر دو رادیونوکلئید ثابت خواهد ماند. با

وجود تفاوت در نیمه‌عمر دو رادیونوکلئید، نسبت دو رادیواکتیویته در طول زمان تعادل، ثابت می‌ماند (این نسبت به یک نزدیک است). در نتیجه، رادیواکتیویته دختر به جای نیمه‌عمر خودش، ظاهراً با نیمه‌عمر مادر، واپاشی می‌کند. مثلاً، در ژنراتور  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$  رادیواکتیویته  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  هنگام تعادل با  $^{99}\text{Mo}$ ، به جای ۶ ساعت با نیمه‌عمر ۶۷ ساعت، واپاشی می‌کند. رشد و واپاشی اکتیویته دختر در یک ژنراتور، دقیقاً از قانون واپاشی قابل پیش‌بینی است. به جای ورود به بحث‌های پیچیده ریاضی، این نسبت را به طور گرافیکی در شکل‌های ۱-۳ و ۲-۳ برای دو ژنراتور معروف نشان می‌دهیم. در هر دو حالت مشاهده می‌شود، پس از گذشت تقریباً چهار نیمه‌عمر دختر، تعادل به وجود می‌آید. برای ژنراتور  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$ ، این زمان حدود ۲۴ ساعت است. در حالی که برای ژنراتور  $^{113\text{m}}\text{In} - ^{113}\text{Sn}$  حدود ۶/۵ ساعت است. از شکل‌های ۱-۳ و ۲-۳ واضح است، رشد رادیواکتیویته دختر، تابع خطی از زمان نیست. یعنی، پس از گذشت تقریباً یک نیمه‌عمر دختر، اکتیویته به ۵۰٪، پس از دو نیمه‌عمر به ۷۵٪ و پس از سه نیمه‌عمر به ۸۷٪ مقدار تعادل می‌رسد. وقتی تعادل بین رادیواکتیویته مادر و دختر برقرار شود، این تعادل فقط با جداسازی شیمیایی دو رادیونوکلئید (یعنی دوشیدن) قطع می‌شود. پس از جدا سازی شیمیایی، رادیواکتیویته دختر دوباره رشد نموده، حالت تعادل با رادیواکتیویته مادر، البته در سطح جدیدی از رادیواکتیویته، دوباره برقرار می‌شود (حدود چهار نیمه‌عمر دختر). به عبارت دیگر، بعد از گذشت چهار نیمه‌عمر دختر از دوشیدن قبلی، برای دوشیدن مجدد، رادیونوکلئید دختر تازه خواهیم داشت. برای دوشیدن، حتماً نباید چهار نیمه‌عمر دختر صبر کرد. ولی در این مدت زمان، حداکثر محصول در ژنراتور تولید خواهد شد. اگر تهیه رادیونوکلئید دختر فوریت داشته باشد، ژنراتور را می‌توان زودتر نیز دوشید. برای مثال، پس از یک نیمه‌عمر دختر، ۵۰٪ از حداکثر رادیونوکلئیدی که می‌توان دوشید، به دست می‌آید. حالت تعادل بین رادیونوکلئیدهای مادر و دختر به دو دسته *گذرا*<sup>۱</sup> و *پایدار*<sup>۲</sup> تقسیم می‌شود. اگر نیمه‌عمر مادر در مقایسه با نیمه‌عمر دختر بسیار طولانی نباشد، *تعادل گذرا* است. ژنراتورهای  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$  و  $^{87}\text{Y} - ^{87\text{m}}\text{Sr}$  دو مثال از *تعادل گذرا* است. از طرفی اگر نیمه‌عمر مادر بسیار طولانی‌تر از نیمه‌عمر دختر باشد، *تعادل پایدار* خواهد بود. دو مثال از این نوع تعادل، ژنراتورهای  $^{113\text{m}}\text{In} - ^{113}\text{Sn}$  و  $^{226}\text{Ra} - ^{222}\text{Rn}$  است. در *تعادل پایدار*، اکتیویته مادر و دختر تقریباً مساوی می‌شود در حالی که اکتیویته دختر در *تعادل گذرا* کمی بیشتر از مادر است. اختلاف *تعادل پایدار* و *گذرا* فقط از نظر علمی مطرح است و تفاوت عملی قابل توجه ندارد. در ژنراتور،

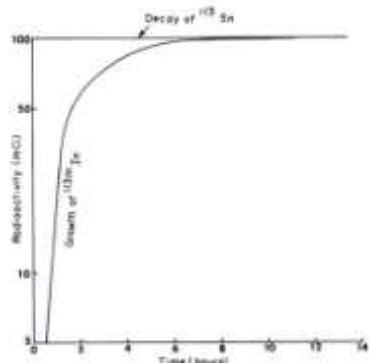
<sup>۱</sup> Transient

<sup>۲</sup> Secular

رادیونوکلئید دختر به طور شیمیایی از مادر جدا می شود. بنابراین، رادیونوکلئید دختر تقریباً فاقد حامل است. تقریباً فاقد حامل گفته می شود زیرا، رادیونوکلئید دختر در حالت شبه پایدار است و مثل  $^{99}\text{Tc} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$  به همان عنصر واپاشی می کند در نتیجه مقدار قابل توجهی ایزوتوپ پایدار (یا تقریباً پایدار، در مورد  $^{99}\text{Tc}$  یک رادیونوکلئید بسیار طولانی عمر) به خصوص وقتی ژنراتور مدتی دوشیده نمی شود، در ژنراتور تولید می شود. هنگام دوشیدن، ایزوتوپ پایدار با رادیوایزوتوپ مورد نظر همراه است (مثلاً  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  شسته شده، همواره حاوی مقدار کمی هرچند متغیر  $^{99}\text{Tc}$  است). بنابراین چنین نمونه ای دقیقاً فاقد حامل محسوب نمی شود.



شکل ۱-۳ تعادل گذرا در ژنراتور Mo-Tc



شکل ۱-۴ تعادل پایدار مثال Sn-In

توضیح یک ژنراتور نوعی

یک ژنراتور، از ستون شیشه ای حاوی ماده تعویضی مناسب نظیر آلومین ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) تشکیل شده است. انتهای ستون شیشه ای توسط دیسک شیشه ای سوراخ دار بسته شده تا آلومین را در ستون نگه دارد (شکل ۳-۳). رادیونوکلئید مادر در تعادل با دختر در بالای آلومین، کاملاً جذب شده. عبور مایع مخصوص با سرعت مناسب (محلول شستشو دهنده) از میان ستون، سبب جدایی (شسته یا دوشیده) رادیونوکلئید دختر از مادر می شود. رادیونوکلئید دختر در محلول شستشو حل می شود در حالی که رادیونوکلئید مادر در ستون باقی می ماند. در یک ژنراتور نوعی  $^{99\text{m}}\text{Tc} - ^{99}\text{Mo}$  ستون از آلومین پر شده است.  $^{99}\text{Mo}$  بخشی از مولکول مولیبدات سدیم و محلول شستشو، سرم

فیزیولوژیک غیر اکسیدان است ( محلول ۰/۹٪ سدیم کلرید ). تکنسیم رادیواکتیو به صورت سدیم پرتکتات، ( $\text{Na } ^{99\text{m}}\text{Tc O}_4$ ) شسته می شود. مولیبیدیم -۹۹ یا از طریق تابش  $^{98}\text{Mo}$  با نوترون و یا از شکافت  $^{235}\text{U}$  در رآکتور به دست می آید. مولیبیدیم -۹۹ تولیدی واکنش شکافت اصولاً فاقد حامل است. بنابراین اکتیویته ویژه بسیار زیاد دارد، ولی مولیبیدیم حاصل از تابش نوترون به  $^{98}\text{Mo}$ ، عموماً اکتیویته ویژه کمی دارد. اختلاف دیگر این دو روش، حضور مقادیر جزئی رادیونوکلئیدهای دیگر (ناخالصی رادیونوکلئید) است. در تولید  $^{99}\text{Mo}$  با تابش نوترون عمده ترین ناخالصیهای رادیواکتیو  $^{95}\text{Zr}$ ،  $^{124}\text{Sb}$ ،  $^{86}\text{Rb}$ ،  $^{60}\text{Co}$ ،  $^{134}\text{Cs}$  است؛ در حالی که در محصول شکافت عمده ترین ناخالصی رادیواکتیو  $^{90}\text{Sr}$ ،  $^{89}\text{Sr}$ ،  $^{132}\text{I}$ ،  $^{131}\text{I}$  و  $^{103}\text{Ru}$  می باشند. این رادیونوکلئیدها ممکن است به همراه  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  شسته شوند؛ بنابراین، تا حد ممکن باید مقادیرشان در نمونه کم باشد. در ژنراتورهایی که در پزشکی هسته ای کاربرد عملی دارند، باید فرآیند دوشیدن راحت و سریع باشد. همان طور که در فصل آینده توضیح داده خواهد شد، محلول شست و شو باید استریل، فاقد تبزایی و در محدوده pH فیزیولوژیک (۴/۵ تا ۷/۵) باشد. در انتخاب ژنراتور مناسب چندین عامل از جمله کارایی، مقدار رادیونوکلئید نفوذی مادر، حفاظ اشعه و غلظت ویژه در نظر گرفته می شود. این عوامل در مورد سیستم ژنراتور  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$  در زیر مورد بحث قرار می گیرد. کارایی کارایی یک ژنراتور که به عنوان میزان باردهی ژنراتور نیز مورد اشاره قرار می گیرد، با روش زیر تعریف می شود :

$$100 \times \left[ \frac{\text{مقدار اکتیویته دوشیده شده}}{\text{کل اکتیویته دختر در ستون}} \right] = \text{کارایی}$$

امروزه ژنراتورهای  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$  مقدار زیادی  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  تولید می کنند ( معمولاً بین ۷۰ تا ۹۰ درصد).

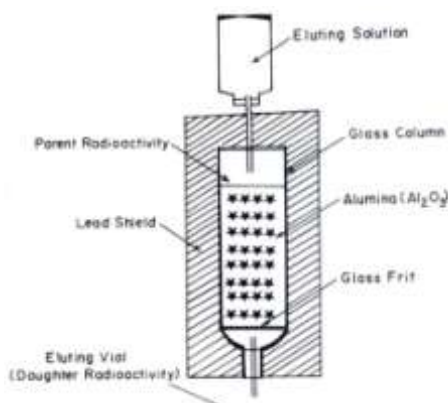
آلودگی به رادیواکتیو مادر

به همراه رادیواکتیویته دختر، مقداری رادیواکتیویته مادر نیز شسته می شود. این مقدار تا حد ممکن باید کم باشد، زیرا آلودگی با رادیونوکلئیدهای طولانی عمر (در این مورد، مادر) بدون هیچ فایده ای، دُز جذبی بیمار را افزایش می دهد. بیشترین مقدار مجاز نفوذ این مواد به دُز جذبی ناشی از این آلودگی بستگی دارد. برای ژنراتورهای  $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$  حداکثر مقدار مجاز به ازای هر میلی کوری  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ،  $0.15 \mu\text{Ci}$   $^{99}\text{Mo}$  است. به طور کلی  $^{99}\text{Mo}$  نفودی از ژنراتورهای  $^{99}\text{Mo} -$

$^{99m}\text{Tc}$  حدود ۰/۱ حداکثر مقدار مجاز است. مقدار  $^{99}\text{Mo}$  نفوذی، به وسیله دُز کالیبراتور به سادگی قابل اندازه گیری است.

#### خلوص شیمیایی

چون این ژنراتورها حاوی مقدار زیادی آلومین هستند، گاهی اوقات مقداری آلومین به همراه پرتکتات تکنسیم، شسته می شود. آلومین بسته به مقدارش، ممکن است تشکیل کلوئید دهد. مقدار این ناخالصی شیمیایی ناخواسته، باید اندازه گیری شود و از  $10 \mu\text{g/mL}$  احلال بیشتر نباشد. کیت های تجاری به سادگی و سریع مقدار آلومین در محلول را اندازه می گیرند.



شکل ۳-۳ طرح ژنراتور تکنسیم

#### حفاظ اشعه

ژنراتورهایی که برای استفاده روزمره عرضه می شوند، حاوی چند صد میلی کوری رادیونوکلوئید است؛ بنابراین برای حفظ سلامت کارکنان پزشکی هسته ای باید، کاملاً حفاظ گذاری شود. میزان دقیق حفاظ به مقدار اکتیویته و انرژی اشعه گامای رادیونوکلوئیدهای مادر و دختر بستگی دارد.

#### غلظت ویژه

میزان میلی کوری در میلی لیتر محلول شسته را غلظت ویژه می نامند. این عدد عموماً به دو دلیل باید بزرگ باشد:

۱- در بررسی های دینامیک نظیر فلوی خون در قلب و مغز داشتن رادیونوکلوئید متمرکز و غلیظ با اهمیت است.

۲- هنگام نشان دار ساختن رادیوداروهای مختلف با رادیونوکلوئید دختر، نیاز به رقیق سازی در مراحل مختلف است. بنابراین برای تهیه ترکیبات نشان دار با غلظت ویژه زیاد، لازم است در شروع کار از رادیونوکلوئید با غلظت ویژه زیاد استفاده شود. با این حال رادیواکتیویته با غلظت ویژه فوق العاده زیاد، ارزش عملی ندارد. در حال حاضر ژنراتورهای  $^{99m}\text{Tc}$  تا غلظت ویژه  $100 \text{ mCi/mL}$  تولید می گردد.



در پزشکی هسته‌ای رادیونوکلئیدها به ندرت به ساده‌ترین فرم شیمیایی خود، به کار می‌روند. بلکه به دلیل مطلوبیت خواص بیوشیمیایی، فیزیولوژیک و متابولیک به صورت ترکیبات متنوع شیمیایی مورد استفاده قرار می‌گیرند. یک ترکیب شیمیایی نشان‌دار با رادیونوکلئید و مناسب مصرف انسان را پرتودارو می‌نامند. تأییدیه مصرف انسانی پرتوداروها مشابه تمام داروها، توسط اداره دارو و غذای آمریکا<sup>۱</sup> صادر می‌گردد. پرتوداروها بیش از آن که مصارف درمانی داشته باشند به منظور کسب اطلاعات تشخیصی به کار می‌روند (با چند استثنا) و معمولاً در هر دوزاج، مقادیر بسیار جزئی رادیونوکلئید است تا اثرات فارماکولوژیک نداشته باشد.

#### ملاحظات طراحی یک پرتودارو

چون پرتودارو از یک رادیونوکلئید و یک ماده بیوشیمیایی تشکیل شده است، در طراحی و ساخت پرتودارو، دو نکته که یکی به رادیونوکلئید و دیگری به بیوشیمی آن مربوط می‌شود، مورد ملاحظه قرار می‌گیرد.

#### انتخاب رادیونوکلئید

انتخاب یک رادیونوکلئید برای تصویربرداری، براساس حداقل دوز جذبی بیمار و مشخصات آشکارسازی دستگاههای پزشکی هسته‌ای صورت می‌گیرد. برای حداقل سازی دوز جذبی بیمار، نیمه‌عمر رادیونوکلئید باید تا حدی کوتاه باشد که با پدیده بیولوژیکی مورد مطالعه سازگار باشد. برای مثال، یک رادیونوکلئید با نیمه‌عمر یک ساعت اگرچه موجب کاهش دوز جذبی بیمار می‌شود ولی برای بررسی اعمال فیزیولوژیک یا متابولیک که به ماهها وقت نیاز باشد، مناسب نیست. دراین رابطه یک روش تقریبی پیشنهاد می‌شود و آن این‌که، نیمه عمر فیزیکی پرتودارو، حدود  $T_{obs} \times 0.693$  باشد که  $T_{obs}$  مدت زمان بین تجویز پرتودارو و شمارش یا تصویر برداری است.

پرتودارو نباید هیچ نوع پرتوی ذره‌ای منتشر کند (مثلاً ذرات بتا یا الکترونهای تبدیل داخلی) که بدون هیچ فایده‌ای موجب افزایش دوز بیمار شود. رادیونوکلئید می‌باید ترجیحاً پرتوی  $\gamma$  تک انرژی با انرژی بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ keV منتشر کند. با افزایش انرژی پرتوی  $\gamma$  قدرت نفوذ بیشتر و برهمکنش آن با آشکارساز کمتر و در نتیجه سبب کاهش حساسیت سیستم می‌شود. پرتوی  $\gamma$  باید به طور مؤثر قابلیت نفوذ از بدن بیمار را نیز داشته باشند، بنابراین حد پایین و بالای انرژی گاما بر مبنای این دو پارامتر تعیین میشود. به علاوه، رادیونوکلئید باید به راحتی در دسترس، ارزان قیمت و

<sup>۱</sup> Food and Drug Administration (FDA)

غیرآلوده باشد. تکنسیم  $^{99m}\text{Tc}$  با نیمه‌عمر ۶ ساعت، انتشار پرتوی گامای  $140\text{ keV}$ ، حداقل تشعشع ذره‌ای، و تولید ارزان، به شرایط فوق‌الذکر بسیار نزدیک بوده سبب استفاده وسیع آن در پزشکی هسته‌ای گردیده است.

#### انتخاب یک ماده شیمیایی

مقادیر مواد بیوشیمیایی یا دارویی یک پرتودارو علاوه بر غیررسمی بودن، براساس توزیع یا تمرکز آن در اندام و اجزای مورد نظر و این‌که برداشت آن توسط اندام در شرایط طبیعی با شرایط بیماری متفاوت باشد، انتخاب می‌شود. این موضوع عموماً بطنسبت هدف به غیرهدف بیان می‌شود. بالا بودن این نسبت، معرف کنتراست بهتر تصویر و تشخیص راحت‌تر بیماری است. برای کمک به انتخاب ماده بیوشیمیایی مناسب، به اطلاعات داروشناسی بسیار زیادی نیازاست. در توزیع یا تمرکز دارو در بافت، یک دسته متغیرهای فیزیکی شیمی مؤثر یا تعیین کننده است. دراین رابطه، سه عامل طریقه تجویز پرتودارو، میزان جریان خون به بافت یا اندام و مقدار دفع از بافت تعیین کننده است. پرتوداروهایی که به آهستگی دفع شوند، تقریباً همواره، وریدی تزریق می‌شوند، زیرا سریعترین راه واردشدن دارو به سیستم جریان خون است. اصولاً فلوی خون یا پرفیوژن ( که به‌طور جدی می‌تواند تحت تأثیر بیماری باشد) تعیین‌کننده سهمی از دوز است که در ابتدای تزریق ( ۱۰ تا ۲۰ ثانیه ) به یک اندام یا بافت به‌خصوص داده می‌شود. خون نقش حامل دارو را دارد، بنابراین خواص دیگری نظیر اتصال به پروتئینهای پلاسما، نقش مهمی در تمرکز دارو یا ماده شیمیایی در بافت مورد نظر دارد. به‌طور کلی، مواد شیمیایی یا داروهایی که اتصال محکمی به پروتئینهای پلاسما دارند، نسبت به آنها که اتصال ضعیفی دارند، مدت بیشتری (ساعتها یا روزها ) در خون مانده و در بافت کمتر متمرکز می‌شود. خروج دارو یا ماده شیمیایی از جریان خون و تمرکز در بافت به چند طریق ممکن است؛ برای مثال، انتشار ساده، فیلتر شدن از میان سوراخهای ریز غشا، انتقال فعال، اتصال با گیرنده‌ها و فاگوسیتوز.

#### ساخت پرتودارو

وقتی رادیونوکلوئید و ماده شیمیایی مناسب انتخاب شد، ساخت نهایی پرتودارو شامل مراحل زیر است.

#### بررسی شیمیایی

هدف این بررسی، یافتن بهترین روش نشان‌دارسازی، تعریف شرایط بهینه نشان‌دارسازی، پایداری آزمایشگاهی<sup>۲</sup> و تعیین ماهیت و میزان ناخالصیهای رادیوشیمیایی است.

---

<sup>۲</sup> invitro

## بررسی سمیت و توزیع پرتودارو در حیوان

هدف اصلی این بررسی، تعیین توزیع بیولوژیکی مواد نشان‌دار و تعیین مقادیر بی‌ضرر مادهٔ رادیوشیمی است (به‌طور عمده جرم مادهٔ رادیواکتیو به کار رفته بسیار جزئی است)، تا با تجویز آن خطری متوجه انسان نشود. توزیع بیولوژیکی یعنی، الگوی توزیع ( اندام یا بافت‌های برداشت‌کنندهٔ اصلی ) رادیواکتیویته در زمانهای مختلف پس از تجویز پرتودارو در حیوان سالم (کنترل) و نمونه‌هایی است که شرایط بیماری در آنها به‌خوبی القا شده. از این اطلاعات، زمان بهینهٔ تصویربرداری، پس از تجویز پرتودارو و دوز رسیده به بافت‌های مختلف، تخمین زده می‌شود.

## بررسی بالینی یا انسانی

چون ممکن است توزیع پرتودارو در بدن حیوان با انسان متفاوت باشد، بررسی اولیه ( فاز اول ) بر روی تعداد محدودی انسان اجرا می‌شود تا الگوهای توزیع، زمان پاک‌سازی، مدل دفع و زمان بهینهٔ تصویربرداری پرتودارو به‌دست‌آید. در فاز دوم، بررسی بر روی بیماران با بیماری شناخته شدهٔ تعمیم داده و مدارک بیشتری از سلامت و شواهد اولیهٔ بهرهٔ درمانی یا تشخیصی پرتودارو فراهم می‌شود تا تخمین نهایی دوز جذبی پرتو در بافت‌های مختلف انسان به‌دست‌آید. بالاخره ( فاز سوم ) دسته‌های زیادی از بیماران مورد مطالعه قرار می‌گیرند تا مفید بودن ( یعنی سالم و مؤثر بودن ) این عامل به‌طور کلی بررسی شود. بررسی بالینی یا انسانی از داروی تحقیقی جدید با شرط معافیت از شکایت FDA اجرا می‌شود. پس از جمع‌آوری این اطلاعات، استفاده از داروی جدید به FDA پیشنهاد می‌شود تا قبل از ورود به بازار، مورد تأیید قرار گیرد.

## کنترل کیفیت یک پرتودارو

چون مقصود نهایی تولید پرتوداروها استفادهٔ انسانی است، کنترل کیفیت دقیق آنها اهمیت فراوان دارد. برای اطمینان از کیفیت بهینه، باید خواصی از پرتودارو که در زیر مطرح شده، در نظر گرفته شود.

## خلوص رادیونوکلئید

به‌طور ایده‌آل، پرتودارو باید فقط حاوی رادیونوکلئید مورد نظر باشد. با این حال، غالباً اندکی آلودگی به دیگر رادیونوکلئیدها، ناگزیر است. بنابراین حداقل سازی این آلودگی بسیار مهم است. آلودگی رادیونوکلئید نه تنها به اطلاعات تشخیصی نمی‌افزاید، که موجب افزایش دوز بیمار و در بسیاری از مواقع سبب کاهش کیفیت تصویر می‌گردد. یک مثال خوب، رادیونوکلئید  $^{123}\text{I}$  است که تولید آن بدون آلودگی به  $^{124}\text{I}$  مشکل است. ید  $^{124}\text{I}$  علاوه بر افزایش قابل توجه دوز جذبی بیمار، به سبب انتشار پرتوی گامای پرانرژی، موجب کاهش کیفیت تصویر نیز می‌شود. مقدار

ناخالصی معمولاً به صورت  $\mu\text{Ci}$  (KBq) آلوده‌کنندهٔ تشعشی در  $\text{mCi}$  (MBq) رادیونوکلئید مورد نظر است. گاهی اوقات حد قابل قبول آلودگی توسط سازمانهای دولتی تعیین می‌شود. در مورد  $\text{Tc}^{99\text{m}}$ ، مقدار  $\text{Mo}^{99}$  نباید از  $0.15 \mu\text{Ci}$  به ازای هر  $\text{mCi}$   $\text{Tc}^{99\text{m}}$  بیشتر باشد. در مواردی که این حدود تعیین نشده باشد، قاعدهٔ تقریبی، کاهش دوز جذبی پرتوی آلوده به کمتر از ۱۰٪ دوز رادیونوکلئید مورد نظر رعایت می‌شود. ویژگی دیگر خلوص رادیونوکلئیدی این است که نسبت به زمان ثابت نمی‌ماند؛ یعنی اگر نیمه‌عمر رادیونوکلئید مورد نظر کوتاهتر از نیمه‌عمر آلودگی باشد، خلوص رادیونوکلئید با گذشت زمان کاهش می‌یابد و برعکس. برای مثال، چون نیمه‌عمر  $\text{I}^{124}$  که معمولاً آلودگی  $\text{I}^{123}$  محسوب می‌شود بیشتر از  $\text{I}^{123}$  است، در زمان تولید خلوص رادیونوکلئید، بیشترین مقدار است و با ذخیرهٔ رادیونوکلئید، خلوص آن به تدریج کاهش می‌یابد. عمومی‌ترین روش تعیین ماهیت و میزان ناخالصی رادیونوکلئید طیف نمایی گاما با استفاده از آشکاسازهای  $\text{NaI(Tl)}$  و  $\text{Ge(Li)}$  است.

#### خلوص رادیوشیمیایی

چون رادیونوکلئید ممکن است، چندین ترکیب با خواص شیمیایی مختلف تشکیل دهد، تحقیق در این که پرتودارو به شکل شیمیایی مطلوب تهیه شده یا نه، اهمیت دارد. ناخالصیهای رادیوشیمیایی باید به دقت مشخص شود. در این رابطه، توجه به این نکته اهمیت دارد که، اگرچه یک رادیوشیمی در ابتدا ممکن است خالص باشد ولی پس از مدتی به خاطر عمل تشعشع یا ماهیت شیمیایی، خلوص خود را از دست می‌دهد. برای جلوگیری از این عیب، باید رادیوشیمی کاملاً طبق دستورالعملهای تولیدکننده، نگهداری شود. برای مثال، رادیوآیو دینات سرم  $(\text{RIHSA})^3$  که برای اسکن مخازن خون، مورد استفاده قرار می‌گیرد، ممکن است در ابتدای تولید، خلوص ۹۹/۹٪ داشته باشد، ولی با گذشت زمان مقداری از یدهای پرتوزا تبخیر می‌شوند. میزان تبخیر به میزان زیادی به شرایط ذخیره و نگهداری بستگی دارد. اگر  $\text{RIHSA}$  در دمای اتاق نگهداری شود، مقدار آلودگی به یدهای پرتوزای آزاد چندین برابر وقتی است که در یخچال نگهداری شود و مقدار بسیاری ید پرتوزا آزاد در بررسی مورد نظر وارد می‌شود. کروماتوگرافی لایهٔ نازک یا کاغذی، روشی عمومی برای تشخیص ناخالصی رادیوشیمی است.

#### خلوص شیمیایی

پرتودارو باید فقط حاوی عناصر شیمیایی مورد نظر باشد ولی ممکن است در مراحل نهایی آماده سازی، تعدادی عناصر شیمیایی به رادیوشیمی مورد نظر اضافه شوند. این عناصر باید در *لوله*

<sup>۳</sup> Radioiodinated Human Serum Albumin (RIHSA)

آزمایش<sup>۴</sup> با یکدیگر سازگار و برای بیمار بی ضرر باشند؛ به علاوه، نباید باعث خرابی عمل ماده<sup>۵</sup> شیمیایی در داخل بدن شود. آلومینیوم نفوذی در ژنراتور  $^{99m}\text{Tc} - ^{99}\text{Mo}$  یک مثال از ناخالصی شیمیایی بالقوه است.

### استریل شدگی

پرتودارو لازم است استریل باشد (یعنی عاری از هر نوع آلودگی میکروبی). بنابراین باید قبل از استفاده<sup>۶</sup> مریض این اثر آزمایش شود. در مواردی که از پرتوداروی کوتاه عمر استفاده می شود (  $^{99m}\text{Tc}$  و  $^{113m}\text{In}$  ) و آزمایش اولیه<sup>۷</sup> محصول عملی نیست، باید استریل بودن روش نشانه گذاری به طور دوره ای و کافی آزمایش شود.

### تبزایی

حتی اگر آماده سازی پرتودارو به صورت استریل انجام شود، ممکن است حاوی عوامل تبزا باشد و هنگام تزریق وریدی تولید واکنش کند. بنابراین باید قبل از استفاده<sup>۸</sup> مریض، پرتودارو از نظر تبزایی آزمایش شود. در مورد رادیونوکلئیدهای کوتاه عمر، به طور کامل و دوره ای، عدم تبزایی روش، بررسی می گردد.

### نشان دار سازی پرتوداروها با تکنسیم

اگرچه اغلب سازوکار دقیق نشان دار سازی ترکیبات با تکنسیم نامعلوم است، ولی به دلیل جاذبه های فیزیکی بسیار زیاد  $^{99m}\text{Tc}$  ترکیبات شیمیایی متنوعی با این رادیونوکلئید نشان دار می شود. در آزمایشگاه تکنسیم-  $^{99m}\text{Tc}$  به شکل پرتکتات سدیم (  $\text{Na } ^{99m}\text{TcO}_4$  ) به راحتی از ژنراتور  $^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$  به دست می آید. غالباً نشان دار کردن ترکیبات شیمیایی با  $^{99m}\text{Tc}$  ابتدا با احیای پرتکتات به تکنسیم باردار ( عموماً  $\text{Tc}^{4+}$  ) و سپس کمپلکس آن با ترکیب شیمیایی مورد نظر انجام می شود. معمولاً کلرید قلع (  $\text{SnCl}_2$  ) عامل احیا ست. به دلیل کوتاهی نیمه عمر تکنسیم ( ۶ ساعت )، معمولاً، نشان دار کردن، در محل کار انجام می شود. با استفاده از کیت های استریل و فاقد تبزایی، این کار بسیار ساده شده است؛ به این ترتیب که تمام عوامل شیمیایی مورد نظر، به جز رادیونوکلئید از قبل ترکیب و تحت فشار یک گاز خنثی ( گاز نیتروژن ) در حالت Lyophilized نگهداری می شوند. برای نشان دار سازی یک ترکیب شیمیایی خاص، فقط یک مقدار پرتکتات سدیم  $^{99m}\text{Tc}$  استریل و فاقد تبزایی به کیت اضافه و ترکیب نشان دار، ظرف چند دقیقه آماده مصرف می گردد. در انتخاب کیت، کارایی نشان دار شدن، پایداری داخل بدنی و لوله<sup>۹</sup> آزمایشی سه عامل مهم

<sup>۴</sup> In vitro

<sup>۵</sup> In vivo

است. درصد رادیواکتیویته کل موجود در کیت که به مولکول یا ترکیب مورد نظر چسبیده باشد، کارایی نشان دار شدن، تعریف می شود. در شرایط بهینه کارایی نشان دار شدن بیشتر کیت های مورد استفاده در پزشکی هسته ای، بیش از ۹۰٪ است و گاهی به ۹۹٪ نیز می رسد. رادیواکتیویته باقی مانده ( که به ترکیب مورد نظر نچسبیده ) ناخالصی رادیوشیمی محسوب می شود. مدت زمان نگهداری یک ترکیب نشان دار بدون خرابی قابل توجه را، پایداری *لوله آزمایی* آن می نامند. این پایداری، اجازه می دهد همه ترکیب یکبار نشان دار شده و در دفعات مختلف روز برای بیماران مصرف شود.

#### پرتکنتات تکنسیم ( $^{99m}\text{TcO}^{-4}$ )

این پرتودارو مستقیماً از ژنراتور  $^{99\text{m}}\text{Tc} - ^{99}\text{Mo}$  با استفاده از محلول شست و شوی سالین به دست می آید و در سیستم های بیولوژیک مشابه رفتار می کند. پس از خوردن یا تزریق وریدی به طور انتخابی در تیروئید، غدد بزاق، معده و شبکه کروی جمع می شود. حذف پرتکنتات از پلاسما یک تابع چند نمایی است. حدود ۵۰٪ ترکیب در مدت ۱۵ تا ۲۰ دقیقه در فضای خارج رگی، به سرعت رقیق می شود. مابقی با نیمه عمر ۳ ساعت از پلاسما حذف می شود. حدود ۲۰ تا ۳۰٪ دوز تزریقی، به آهستگی از راه مدفوع خارج می شود. اندام مهم برداشت این پرتودارو، معده است که در مدت ۴ ساعت، محتوی ۲۰ تا ۲۵٪ دوز تزریقی خواهد شد. حتی پس از ۲۴ ساعت این مقدار رادیواکتیویته در معده باقی می ماند؛ از این رو، بروی بیماری که تصویرگیری با پرتکنتات  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  انجام داده است، تا ۴۸ ساعت تصویرگیری از اندام های شکمی با استفاده از پرتوداروی نشان دار توصیه نمی شود. امروزه برای تصویرگیری از تیروئید، غدد بزاق و معده از پرتکنتات تکنسیم  $^{99\text{m}}$  استفاده می شود.

#### سولفور کولوئید نشان دار با تکنسیم - $^{99\text{m}}$

این پرتودارو با استفاده از کیت های تجاری به راحتی تهیه می شود. به طور کلی، کولوئیدها به وسیله سلول های رتیکولواندوتلیال (RE) بدن از جریان خون خارج می شود. توزیع نسبی کولوئیدها بین سلول های RE اندام های مختلف تابع عواملی نظیر: اندازه، طبیعت و مقدار ذرات کولوئید؛ میزان مصرف خون اندام و دیگر شرایط پاتولوژیک و فیزیولوژیک است. حدود ۷۰ تا ۸۰٪ دوز سولفور کولوئید چسبیده به تکنسیم -  $^{99\text{m}}$  (اندازه تقریبی ذره  $0.3 \mu\text{m}$ ) بین ۱۰ تا ۲۰ دقیقه پس از تزریق وریدی در کبد و از مقدار باقی مانده حدود ۳٪ در طحال و ۱۵ تا ۲۰٪ در مغز استخوان متمرکز می شود. بنابراین از این عامل اصولاً برای تصویرگیری از کبد، طحال و مغز استخوان استفاده می شود.

آلبومین متراکم شده نشان‌دار با تکنسیم ( $^{99m}\text{Tc MAA}$ )

اصولاً از این پرتودارو برای تصویرگیری ریه استفاده می‌شود. ۹۰ تا ۹۵٪ دوز تجویزی  $^{99m}\text{Tc MAA}$  در چند ثانیه پس از تزریق وریدی، در مویرگهای ریه گیر می‌افتد. آلبومین متراکم برای تمرکز مؤثر در ریه، باید اندازه‌ای بین ۱۵ تا  $75\mu\text{m}$  داشته باشد. نیمه‌عمر بیولوژیکی  $^{99m}\text{Tc MAA}$  در ریه‌ها حدود ۸ تا ۱۲ ساعت است. آلبومین متراکم  $^{99m}\text{Tc}$  به ذرات کوچکتر (میکرو) شکسته شده و توسط سلولهای RE کبد و طحال جذب می‌شود. پلی‌فسفات، پیروفسفات و دی‌فسفات نشان‌دار با تکنسیم

عموماً از این پرتوداروها برای تصویرگیری از استخوان استفاده می‌گردد. پس از تزریق وریدی، حدود ۵۰ تا ۶۰٪ دوز تزریقی بین ۱۵ تا ۲۰ دقیقه در استخوانهای اسکلتی متمرکز می‌شود؛ مابقی در بافت نرم و پلاسما توزیع و از طریق ادرار به آهستگی دفع می‌شود. ۲۰ تا ۳۰٪ دوز تزریقی در مدت ۳ ساعت پس از تزریق دفع یا به وسیله کلیه‌ها جمع‌آوری می‌شود. از میان این سه گروه، متیلن‌دی‌فسفات سریع‌ترین و پلی‌فسفات آهسته‌ترین پالایش  $^{\vee}$  پلاسما را دارد، بنابراین برای تصویرگیری از استخوان، پلی‌فسفات کمتر توصیه می‌شود. امروزه استفاده از پیروفسفات  $^{99m}\text{Tc}$  و دی‌فسفات  $^{99m}\text{Tc}$  برای آشکارسازی انفارکتوس قلب به خوبی انجام می‌شود.

اسیددی‌مرکپتوساکسینیک-۲.۳ نشان‌دار با تکنسیم ( $\text{DMSA}$ )

اگر بررسی مورفولوژی کورتکس کلیه مورد نظر باشد از این پرتودارو استفاده می‌شود. این پرتودارو پس از تزریق وریدی، به سرعت (با نیمه‌عمر پاک شدگی تقریباً ۱ ساعت) با حجم پلاسما مخلوط می‌شود. بین ۴۰ تا ۵۰٪ دوز تزریقی در کمتر از ۲ ساعت، توسط کورتکس کلیه، برداشت می‌شود و حدود ۱۵٪ از طریق ادرار دفع می‌شود. پرتوداروی  $\text{DMSA}^{\wedge}$  نشان‌دار با  $^{99m}\text{Tc}$  در *لوله آزمایش* به سرعت تجزیه می‌شود، بنابراین باید در یخچال نگهداری شود تا یک ساعت ونیم بعد از نشان‌دار شدن مورد استفاده قرار گیرد.

اسید پنتااستیک‌دی‌اتیلن‌تری‌آمین نشان‌دار با تکنسیم ( $\text{DTPA}$ )

اصولاً از این پرتودارو برای تصویرگیری از کلیه استفاده می‌شود. پس از تزریق وریدی  $\text{DTPA}^{\circ}$  (  $^{99m}\text{Tc}$  ) به سرعت به وسیله کلیه پالایش می‌شود. نیمه‌عمر بیولوژیکی  $\text{DTPA}$  از پلاسما انسان

<sup>۶</sup> Macroaggregated Albumin (MAA)

<sup>۷</sup> Clearance

<sup>۸</sup> Dimercaptosuccinic Acid (DMSA)

<sup>۹</sup> Diethylenetriamine Pentaacetic Acid (DTPA)

تقریباً ۱۵ دقیقه است و بیش از ۸۰٪ دوز تزریقی می‌تواند بین ۲ و ۳ ساعت پس از تزریق در ادرار جمع شود.

سستامیبی<sup>۱۰</sup> (کاردیولیت) نشان‌دار با تکنسیم

این ترکیب اساساً برای تصویرگیری از قلب استفاده می‌شود. به کارگیری آن در تصویرگیری از تومور (مثلاً در پستان) نیز تحقیق شده است. نشان‌دار شدن آن با تکنسیم، برای تصویرگیری از قلب سبب برتری آن نسبت بر تالیم است، زیرا با دوز جذبی مساوی، فلوی فوتون بیشتری تولید می‌کند و پس از تزریق وریدی، متناسب با جریان خون توسط عضله قلب جذب می‌شود. کارایی جذب اولین گذر قدری کمتر از یون تالیوم است ولی تا سه ساعت پس از تزریق در عضله قلب باقی مانده توزیع مجدد نمی‌شود؛ بنابراین برای تصویرگیری سطحی و (SPECT) مدت کافی فراهم می‌آورد. اندامهای کبد و کلیه، محلهای دیگری از تجمع فراوان این پرتوداروست (به ترتیب ۲۰ و ۱۴٪). این پرتودارو از طریق سیستم کبدی صفراوی و کلیه‌ها دست‌نخورده خارج می‌شود. پرتوداروهای نشان‌دار با یدپرتوزا ( $^{131}\text{I}$  و  $^{123}\text{I}$ )

با ظهور ترکیبات نشان‌دار تکنسیم استفاده از ترکیبات نشان‌دار ید ۱۳۱ در تصویرگیری به سرعت کاهش یافت. با این حال، دو رادیوایزوتوپ ید  $^{131}\text{I}$  و  $^{123}\text{I}$  در تشخیص بیماریهای تیروئید، عموماً مورد استفاده قرار می‌گیرد. به علاوه  $^{131}\text{I}$  برای درمان پرکاری تیروئید و سرطان تیروئید به کار می‌رود. برای مقاصد تشخیصی،  $^{123}\text{I}$  (نیمه عمر ۱۳ ساعت و ۸۷٪ انتشار پرتوی  $\gamma$  ۱۶۰ keV) رادیونوکلئید انتخابی است، زیرا نسبت به  $^{131}\text{I}$  دوز تابش کمتری به تیروئید می‌دهد. دو عیب پرتودارو  $^{123}\text{I}$  یکی گرانی و دیگری، آلودگی بعضی مواقع به رادیوایزوتوپهای دیگر ید نظیر  $^{124}\text{I}$  است. این آلودگی نه تنها موجب افزایش دوز جذبی بلکه کیفیت تصویر را نیز کاهش می‌دهد. یدور سدیم نشان‌دار با ید - ۱۳۱ یا ید - ۱۲۳

پرتوداروی یدور سدیم نشان‌دار با  $^{131}\text{I}$  یا  $^{123}\text{I}$  با اکتیویته ویژه بالا به صورت کپسول یا محلول و تقریباً فاقد حامل در بازار موجود است. چون یون ید به راحتی از معده جذب می‌شود معمولاً به صورت خوراکی تجویز می‌شود. پس از تزریق وریدی، یون ید در سرتاسر آب خارج سلولی، سریعاً توزیع و از آنجا به وسیله تیروئید، معده، روده، غدد بزاق، و شبکه کرویئید به تدریج برداشت می‌شود. بخش زیادی از آن به وسیله کلیه به ادرار فیلتر می‌شود. قبل از ۲۴ ساعت حدود ۷۵٪ دوز تزریقی دفع شده و ۱۵٪ در تیروئید، ۴ تا ۵٪ در مسیرهای روده‌ای - معده‌ای و ۱ تا ۲٪ از جریان خون، برداشت می‌شود. ید در تیروئید سازمان‌بندی شده، هورمونهای نظیر  $T_3$  و  $T_4$  تولید می‌شود. در شرایط

<sup>۱۰</sup> Sestamibi (Cardiolite)

بیماری، توزیع یدپرتوزا به طور جدی تغییر می کند، به خصوص هنگام پرکاری تیروئید یا کارکرد بسیار بد کلیه ها. در پرکاری تیروئید، تا ۹۰٪ دوز تجویز شده به وسیله تیروئید برداشت می شود بدون آن که عملاً دفع صورت گیرد. درحالی که در کم کاری تیروئید، ید بسیار ناچیزی توسط تیروئید برداشت می گردد ( گاهی اوقات کمتر از ۱ تا ۲٪ ) و دفع تا ۹۵٪ افزایش می یابد. پرتوداروی نشان دار با ید - ۱۲۳

در پزشکی هسته ای، استفاده از دو ترکیب نشان دار  $^{123}\text{I}$  یعنی، هیپوران -  $^{123}\text{I}$  و ایزو پروپیل آمتامین (اسپکتامین) -  $^{123}\text{I}$  افزایش یافته است. هیپوران ید  $^{123}\text{I}$  به سرعت به وسیله کلیه ها پالایش می شود. بنابراین برای مطالعه عمل کلیه به صورت رنوگرام که با استفاده از پروبهای دوتایی آشکارساز جرقه ای یا به وسیله تصویرگیری با دوربین گامای مرتبط با رایانه تهیه می شود، مورد استفاده قرار می گیرد. ایزوپروپیل آمتامین ید  $^{123}\text{I}$  برای ارزیابی عمل مغز، به خصوص تغییر در جریان منطقه ای خون مغز استفاده می شود. بررسی عمل مغز با اسپکتامین ید  $^{123}\text{I}$  با روش SPECT می تواند جانشین روش استفاده از دی اکسی گلوکز  $^{18}\text{F}$  در PET باشد که نیاز به سیکلوترون و وسایل مربوطه دارد.

ترکیبات نشان دار با دیگر رادیونوکلئیدها

سیترات گالیم - ۶۷

این پرتودارو برای آشکارسازی تومورهای بافت نرم و بیماریهای التهابی به کار می رود. بخش عمده گالیم (۳۰٪)، پس از تزریق وریدی به پروتئینهای پلاسمای خون، به خصوص ترانسفرین متصل می شود. بقیه گالیم به سرعت به فضای خارج سلولی رفته و به تدریج توسط کلیه ها پالایش می شود. قبل از ۲۴ ساعت، حدود ۱۵٪ دوز از طریق ادرار دفع می شود و حدود ۱۰٪ در جریان خون قرار می گیرد. مابقی رادیواکتیویته در کلیه ها، استخوان، کبد و گره های لنفاوی توزیع می شوند. نیمه عمر بیولوژیکی گالیم در انسان بین ۱ تا ۲ هفته است؛ بنابراین، حتی پس از دو هفته، مقدار زیادی از این رادیونوکلئید در بدن می ماند. علاوه بر ادرار (حدود ۲۵٪ در یک هفته) مقدار زیادی از راه مدفوع (۱۰٪) خارج می شود که گاهی اوقات سبب تداخل در تفسیر تصاویر منطقه شکم می شود. سازوکار اصلی تمرکز  $^{67}\text{Ga}$  در تومورها یا زخم های التهابی تا کنون دقیقاً معلوم نشده است.

کلرید تالوس - ۲۰۱

این پرتودارو اصولاً برای آشکارسازی آنفارکتوس یا ایسکمی عضله قلب مورد استفاده قرار می گیرد. یون تالیم از رفتار بیولوژیکی پتاسیم که داخل سلول متمرکز است، تقلید می کند. پس از

تزریق وریدی، یون تالیم مشابه پتاسیم به سرعت جریان خون را ترک می کند (  $T_{1/2}$  مساوی ۴ دقیقه ) و توسط اندامهای مختلف، متناسب با تهیه خون آن اندام، برداشت می شود ( مغز یک استثناست، که تقریباً تمرکز در آن صفر است ). ۴٪ دوز تزریقی در عضله قلب، ۱۲٪ در کبد، ۴٪ در کلیه ها و بقیه حجم باقی مانده در عضلات سراسر بدن در مدت ۱۵ تا ۲۰ دقیقه توزیع می شود. نیمه عمر بیولوژیکی یون تالیم در انسان حدود ده روز است؛ استفاده از آن برای تصویرگیری از عضله قلب بر اساس این واقعیت است که برداشت سلولی به جریان خون آن منطقه و تجمع خود سلولها بستگی دارد. بنابراین، کاهش برداشت یون تالیم در یک منطقه انعکاس دهنده کاهش فلوی خون ( ایسکمی ) یا صدمه سلولی است ( آنفارکتوس ).

#### DTPA نشان دار با ایندیم - ۱۱۱

اخیراً این پرتودارو، برای تصویرگیری دینامیک مایع مغزی - نخاعی انتخاب شده است. دو تا سه ساعت پس از تزریق داخل نخاعی در سطح قاعده مغز<sup>۱۱</sup> بالا می رود. قبل از ۲۴ تا ۴۸ ساعت، اکتیویته روی انحنای مغز و درون سطح پاراساجیتال بالا می رود. در آنجا دوباره جذب خون شده به سرعت توسط کلیه ها دفع و داخل ادرار می شود.

#### پلاکت و لوکوسیت نشان دار با ایندیم - ۱۱۱

این پرتوداروها به ترتیب برای آشکارسازی ترومبوس و آبسه به کار می رود. روش نشان دار کردن پلاکت یا لوکوسیت با رادیونوکلئید کاملاً پیچیده است، زیرا ابتدا لازم است پلاکت یا لوکوسیت از دیگر اجزای خون جدا شود. برای نشان دار کردن، ابتدا پلاکت یا لوکوسیتها از عوامل خون جدا شده سپس به مدت سی دقیقه در دمای اتاق با اکسین ایندیم-۱۱۱ انکوبه می شود. این پرتودارو به خاطر مشکلات نشان دار شدن با پلاکت یا لوکوسیت، در پزشکی هسته ای کمتر کاربرد دارد.

#### پنتتروتید DTPA نشان دار با ایندیم - ۱۱۱

این پرتودارو اخیراً برای آشکارسازی تومورهای حاوی گیرنده های سوماتوزین معرفی شده است. پس از تزریق وریدی به سرعت از خون پاک شده ( ۳۰٪ دوز تزریقی در خون در ۱۰ دقیقه پس از تزریق ) و در سرتاسر بافتهای نرم توزیع می شود، به خصوص در کلیه ها، طحال و کبد بیشتر متمرکز می شود ( به ترتیب، ۷، ۲۵ و ۲٪ در ۴ ساعت ). به علاوه، غدد تیروئید و هیپوفیز نیز غلظت زیادی نشان می دهند. این دارو عمدتاً از طریق ادرار دفع ( ۸۵٪ در ۲۴ ساعت ) و تصویرگیری ۲۴ ساعت پس از تزریق انجام می شود.

آنتی بادیهای منوکلونال نشان دار

استفاده از آنتی بادیهای منوکلونال و اجزای آنها که با رادیونوکلئیدهای مختلف نشان دار شده و برای تشخیص و درمان سرطان و متاستاز آن به کار رود، مورد توجه قرار گرفته است. با تزریق آنتی بادی نشان دار به بیمار، به خاطر تمایل آنتی بادیهای تومور به آنتی ژنهای تومور، اکتیویته در تومور جمع می شود. با نشان دار کردن آنتی بادی به رادیونوکلئیدهایی نظیر ایندیم-۱۱۱ و تکنسیم-99m، برای تشخیص تومور و نشان دار کردن با ید-۱۳۱ برای درمان تومور استفاده می شود. آنتی بادیها اصولاً پروتئین هستند در نتیجه، مشابه آلبومین نشان دار شده سرم به تدریج از خون پالایش می شوند. دو آنتی بادی نشان دار با ایندیم-۱۱۱ (OncoScint) و نشان دار با تکنسیم (CEA-Scan) اخیراً برای استفاده بالینی، مورد تأیید FDA قرار گرفته است. چندین (ProtoScint) نشان دار با ایندیم-۱۱۱ و Verluma نشان دار با تکنسیم نیز در دست ساخت است.

#### گازها و ذرات معلق در هوای رادیواکتیو

در بین گازهای رادیواکتیو،  $^{133}\text{Xe}$  به شکل گاز یا محلول در سالیन به خاطر دسترسی آسان و خواص فیزیولوژیک مفید بیشترین استفاده را در پزشکی هسته ای دارد. گزنون به شکل گاز برای بررسی تهویه ریه و به شکل محلول در سالین با تزریق وریدی برای بررسی پرفیوژن ریه استفاده می شود. با تزریق شریانی  $^{133}\text{Xe}$  محلول در سالین، جریان خون مصرفی یک اندام، اندازه گیری می شود. نیمه عمر بیولوژیکی گزنون در بدن فقط چند دقیقه است و فقط بخش بسیار کمی از آن (تقریباً ۲٪) احتمالاً بخشی که به چربی بدن انتقال می یابد، نیمه عمر بیشتری دارد (تقریباً ده ساعت). اخیراً با تجاری شدن ژنراتورهای  $^{81\text{m}}\text{Kr} - ^{81}\text{Rb}$  بسیاری از انستیتوها استفاده از کریبتون را به جای گزنون شروع کرده اند. به خاطر نیمه عمر ۱۳ ثانیه کریبتون، بررسیهای مکرر یک مریض در ظرف چند دقیقه امکان پذیر است. همچنین استفاده از آئروسول  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  DTPA برای این مقاصد به خوبی ثابت شده است. نوبولایزرهاي تجاری موجود، ذرات آئروسول نشان دار با  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  به ابعاد ۱ تا ۳  $\mu\text{m}$  برای بررسیهای تهویه ریه تولید می کنند. حدود ۹۰٪ آئروسول باقی مانده و بقیه به سرعت از ریه ها خارج می شوند.

#### طراحی پرتودارو برای استفاده درمانی

ملاحظات فیزیولوژیک و بیوشیمیایی در طراحی پرتودارو به منظور درمان، مشابه طراحی برای مقاصد تشخیصی است. هدف اصلی در هر دو منظور، افزایش تراکم در عضو هدف نسبت به اندامهای دیگر است، در استفاده درمانی، عضو هدف، سلولهای بیمار است. هدف از استفاده درمانی پرتوداروها، از بین بردن سلولهای بیمار به کمک تشعشع است. بنابراین، نیازهای فیزیکی پرتودارو

برعکس مواقع استفاده تشخیصی است؛ یعنی رادیونوکلئید باید دارای تشعشع ذره‌ای ( پرتوی  $\alpha$  یا  $\beta$  ) و ترجیحاً فاقد پرتوی نفوذی ( پرتوی X یا  $\gamma$  ) باشد.

#### مسائل و استفاده‌ها

در درمان بیمار با تجویز داخلی رادیونوکلئید، مسأله اصلی محاسبه دوز جذبی (راد) عضو هدف است. محاسبه دقیق دوز جذبی احتیاج به اطلاعات دقیق از مشخصات فیزیکی واپاشی رادیونوکلئید و توزیع آن در بدن دارد. هرچند اطلاعات دقیقی از مؤلفه اول موجود است ولی کسب اطلاعات از مؤلفه دوم به خصوص در مورد بیمار تحت درمان بسیار مشکل است. معمولاً، به منظور تعیین چگونگی توزیع دوز، مقدار ناچیزی پرتودارو به بیمار داده می‌شود و از نحوه ناپدید شدن در خون، سرعت دفع از ادرار و مدفوع و توزیع نسبی آن در بدن که با تصویرگیری سطحی یا SPECT به دست می‌آید، مؤلفه‌های مورد نیاز محاسبه دوز جذبی، تخمین زده می‌شود. متأسفانه، این مؤلفه‌ها ممکن است رفتار دوز درمانی (۱۰۰ تا ۱۰۰۰ برابر بیشتر از دوز آزمایش) را بیان نکنند. بنابراین، ممکن است دوز جذبی ناشی از پرتودارو درمانی با مقدار تخمینی به کمک دوز جزئی یا دوز آزمایش کاملاً متفاوت باشد. عامل غیرقابل پیش‌بینی دیگر تفاوت پاسخ بیولوژیکی افراد مختلف به مقدار دوز جذبی است. باوجود ناتوانی در تجویز مقدار دقیق دوز به عضو هدف، مصرف پرتودارو برای درمان تعدادی از بیماریها موفقیت آمیز بوده است.

جدول ۴-۱ استفاده درمانی پرتوداروها

| موارد استفاده                     | دوز (mCi) و طریقه تجویز                      | رادیونوکلئید و فرم شیمیایی                                                                                                    |
|-----------------------------------|----------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| پرکاری تیروئید                    | ۳-۱۰ خوراکی                                  | $^{131}\text{I}$ یدید                                                                                                         |
| سرطان تیروئید                     | ۵۰-۲۰۰ خوراکی                                | $^{131}\text{I}$ یدید                                                                                                         |
| پلی سیتی، متازتاز استخوان و لوسمی | ۳-۲۰ داخل وریدی                              | $^{32}\text{P}$ به صورت اورتوفسفلف                                                                                            |
| متازتاز استخوان                   | ۳-۵ داخل وریدی                               | $^{90}\text{Sr}$ به صورت کلرید استرانسیم                                                                                      |
| یک سری توههای بدخیم               | ۱۰-۱۵ داخل عروق ،<br>داخل حفره‌ای و بینابینی | $^{32}\text{P}$ , $^{198}\text{Au}$ , $^{90}\text{Y}$ , $^{177}\text{Lu}$ به فرم کولئید، ذراتی به اندازه‌های ۰.۱ تا ۵۰ میکرون |



## برهمکنش پرتوهای پرانرژی با ماده

در این فصل، فقط سازوکار برهمکنش پرتوی پرانرژی با ماده، مورد بحث قرار می‌گیرد. در این جا، پرتو به معنی کلی، آن یعنی هم پرتوی ذره‌ای ( ذرات باردار و نوترون ) و هم تابش الکترومغناطیس به صورت پرتوهای  $X$  و  $\gamma$  مورد نظر است. موضوعات مورد بحث، شامل استنباطی از آشکارسازی و اثرات ( مخصوصاً بیولوژیک ) پرتوهای پرانرژی و حفاظت در برابر آنهاست. به خاطر پیچیدگی موضوع، فقط بعضی از ویژگیها مطرح می‌شود. این فصل به سه بخش تقسیم می‌شود:

(۱) - برهمکنش ذرات باردار نظیر  $D^2$ ،  $\alpha$ ،  $p$ ،  $e^+$ ،  $e^-$  ( با انرژی  $10\text{ keV}$  تا  $10\text{ MeV}$  ).

(۲) - برهمکنش فوتونها پرانرژی نظیر پرتوی  $X$  و  $\gamma$

(۳) - برهمکنش نوترون.

## برهمکنش ذرات باردار ( $10\text{ keV}$ تا $10\text{ MeV}$ )

### سازوکار اصلی برهمکنش

ذره باردار هنگام عبور از میان ماده (هدف)، با الکترونها منفی و هسته‌های مثبت اتم یا مولکولهای هدف برهمکنش می‌کند. پرتو با نیروی کولمب، سعی در جذب یا دفع الکترون یا هسته‌های نزدیک مسیر عبور می‌کند و در اثر این کشیدن یا پس زدن قدری از انرژی خود را ازدست می‌دهد. این انرژی توسط الکترون اتمهای نزدیک مسیر جذب و به برانگیختگی یا یونیزاسیون اتمها می‌انجامد. در این محدوده انرژی ( $10\text{ keV}$  تا  $10\text{ MeV}$ )، یونیزاسیون بیش از برانگیختگی اتفاق می‌افتد. به همین دلیل، پرتوهای پرانرژی را پرتوهای یونساز نیز می‌نامند. به طور کلی، احتمال برخورد غیرالاستیک چنان زیاد است که برای توقف کامل ذرات باردار احتیاج به ماده بسیار ضخیم نمی‌باشد.

### تفاوت بین ذرات باردار سبک و سنگین

آیا برهمکنش تمام ذرات باردار مشابه است؟ جواب این سؤال هم بله و هم خیر است. بله، زیرا طبیعت برخورد تمام ذرات باردار در این محدوده انرژی ذاتاً مشابه است ( برخورد غیرالاستیک ). خیر، زیرا تظاهر برهمکنشها در ذرات سبکتر (جرم در حد یک الکترون، مثل  $e^-$  و  $e^+$ ) و ذرات سنگین‌تر (جرم مساوی یا بیشتر از یک پروتون، مثل  $p$  و  $\alpha$ ) کاملاً متفاوت است. ذرات سبک در برخورد غیرالاستیک با الکترونها اتم هدف، علاوه بر ازدست دادن انرژی با زاویه بزرگتری نسبت

به ذرات سنگین، منحرف می‌شوند؛ که سبب اختلاف در برد دو ذره می‌شود. مسیر ذرات سنگین تقریباً خط مستقیم ولی ذرات سبک خطوط شکسته (زیگزاگ) است. هرگاه یک ذره سبک با زاویه بزرگ منحرف شود انرژی انتقالی به الکترون اتم هدف نیز کاملاً بزرگ است. در نتیجه، الکترون هدف با جذب این انرژی، مشابه ذره باردار پرانرژی رفتار می‌کند، یعنی خودش در ماده هدف، مسیری را طی می‌کند. مسیرهای تولیدی ناشی از الکترونها پرانرژی ثانویه را پرتوی  $\delta$  می‌نامند در مورد پروتون و دیگر ذرات سنگین این نوع انتقال انرژی به ندرت اتفاق می‌افتد.

#### برد ذرات باردار

یک ذره باردار هر قدر در یک ماده بیشتر حرکت کند، انرژی بیشتری از دست داده و اتمهای نزدیک به مسیر حرکت، بیشتر یونیزه و برانگیخته می‌شوند و در نهایت، ذره باردار تمام انرژی جنبشی خود را ازدست داده و تقریباً می‌ایستد. متوسط طولی که یک ذره باردار در جهت ورودی طی کند، بُرد،  $R$ ، نامیده می‌شود. این تعریف، فقط برای ذرات باردار سنگین نظیر ذره  $\alpha$  کاملاً معتبر است. تعریف دقیق بُرد برای ذرات سبک مشکل است و فرض می‌شود بُرد ذرات سبک، نظیر الکترون و پوزیترون، کمترین ضخامت ماده‌ای است که قادر به نفوذ از آن نباشد. در امور حفاظت در برابر پرتو، برای طراحی آشکارسازها و دوزیمتری، مفهوم بُرد یک ذره باردار بسیار مفید است. بُرد ذرات باردار سنگین که کم و بیش به خط مستقیم حرکت می‌کنند، تقریباً مساوی متوسط مسیر طی شده در ماده مفروض است؛ در صورتی که بُرد ذرات سبکتر نظیر الکترون، که مسیر شکسته را طی می‌کنند، کوتاه‌تر از متوسط مسیر طی شده است. در جدول ۶-۱ فهرستی از بُرد ذرات  $\alpha$  و الکترون با انرژی و محیطهای مختلف آورده شده که ایده‌ای تقریبی از مسافتهای طی شده را به دست می‌دهد. مفهوم بُرد، گاهی اوقات با رادیونوکلوئیدهای بتا دهنده که ذره  $\beta$  با مقادیر مختلف انرژی تا مقدار ماکزیمم،  $E_\beta$  منتشر می‌کند، به کار می‌رود. در این مورد، بُرد کم و بیش با انرژی ماکزیمم تعیین می‌شود.

جدول ۶-۱ برد (cm) تقریبی ذرات باردار

| بُرد           |                |          |                |
|----------------|----------------|----------|----------------|
| هوا            | بافت نرم       |          |                |
| $\alpha$       | $e^+$ یا $e^-$ | $\alpha$ | انرژی<br>(keV) |
| $e^+$ یا $e^-$ | $e^+$ یا $e^-$ |          |                |

|            |                      |              |            |       |
|------------|----------------------|--------------|------------|-------|
| $10^{-2}$  | $1/6 \times 10^{-1}$ | $< 10^{-5}$  | $10^{-4}$  | 10    |
| $1 \times$ | 16                   | $10^{-4}$    | $2 \times$ | 100   |
| $10^{-1}$  | $3/3 \times 10^2$    | $1/4 \times$ | $10^{-2}$  | 1000  |
| $1 \times$ | $4/1 \times 10^3$    | $10^{-4}$    | $2 \times$ | 10000 |
| $10^{-1}$  |                      | $7/2 \times$ | $10^{-1}$  |       |
| $5 \times$ |                      | $10^{-2}$    | $4 \times$ |       |
| $10/5$     |                      | $1/4 \times$ | 5          |       |

#### عوامل مؤثر در بُرد

بُرد یک ذرهٔ باردار به عوامل مختلفی بستگی دارد؛ چهار تا از مهمترین آنها به شرح زیر است:

#### انرژی (E)

بُرد یک ذره با افزایش انرژی اولیه، زیاد می‌شود. برای مثال، بُرد الکترون با انرژی 5 MeV تقریباً 6 برابر بُرد الکترون 1 MeV است. رابطهٔ دقیق R و E مشکل است، ولی در محدودهٔ انرژی مورد نظر ما، R با انرژی اولیهٔ ذرهٔ باردار (E) رابطهٔ خطی دارد،  $R = aE + b$  که a و b مقادیر ثابت هستند.

#### جرم (M)

ذرات سبکتر نسبت به ذرات سنگین، با انرژی و بار مشابه، بُرد طولانی‌تری دارند. بُرد پوزیترون 1 MeV طولانی‌تر از بُرد پروتون 1 MeV است (جرم p، دوهزار برابر جرم e است). وابستگی بُرد به جرم گاهی اوقات به صورت وابستگی به سرعت بیان می‌شود. پوزیترون 1 MeV با سرعت بیشتری نسبت به پروتون 1 MeV حرکت می‌کند. بُرد ذرهٔ باردار با افزایش سرعت افزایش می‌یابد.

#### بار (Q)

ذرهٔ با بار کمتر مسافت بیشتری نسبت به ذرهٔ با بار بیشتر طی می‌کند، برای مثال،  ${}^3_1H$  (بار 1، جرم 3) بُرد بیشتری نسبت به  ${}^3_2He$  (بار 2، جرم 3) با انرژی مشابه دارند. رابطهٔ دقیق آن  $R \propto \frac{1}{Q^2}$  است. بنابراین مسافت ذرهٔ  ${}^3_1H$  چهار برابر ذرهٔ  ${}^3_2He$  است. علامت بار (مثبت یا منفی) تأثیری در بُرد ندارد. چگالی محیط (D)

بُرد ذرهٔ باردار به میزان زیادی به چگالی محیط، وابسته است. چگالی زیاد، سبب کاهش بُرد ذرهٔ باردار می‌گردد، یعنی  $R$  با عکس چگالی محیط،  $d$ ، متناسب است، یا  $R \propto \frac{1}{d}$ . به این دلیل بُرد ذرات باردار در گازها همواره بیشتر از مایعات و جامدات است. تولید برمشترالانگ<sup>۱</sup>

علاوه بر برخورد غیرالاستیک، ذرات باردار می‌توانند انرژی خود را از طریق فرآیند برمشترالانگ نیز ازدست بدهند. در این حالت، با قرار گرفتن ذرهٔ باردار در میدان الکتریکی هسته و افزایش یا کاهش ناگهانی شتاب، ممکن است فوتون‌های پرنرژی (پرتو  $X$ ) تولید شود. احتمال این برهمکنش در انرژیهای پائین، بسیار کم است، مگر آن‌که الکترون یا پوزیترون با موادی با عدد اتمی بالا (مثلاً، سرب و استیل) برخورد نماید. سهمی از انرژی الکترون که در ماده‌ای با عدد اتمی  $Z$  به پرتوی  $X$  تبدیل می‌شود، به‌طور تقریبی از معادلهٔ زیر به‌دست می‌آید:

$$f = \frac{Z.E}{1400}$$

$E$  انرژی الکترون برحسب MeV،  $Z$  عدد اتمی ماده هدف و  $f$  سهمی از انرژی الکترون که به اشعه ایکس تبدیل می‌شود. در لامپ اشعهٔ  $X$  با هدف تنگستن ( $Z = 74$ ) و الکترون با انرژی ورودی keV ۱۰۰، فقط ۰/۵ درصد انرژی الکترون به پرتوی  $X$  تبدیل می‌شود. همین کسر انرژی الکترون وقتی الکترون MeV ۱ از میان آب ( $Z = 7/4$ ) بگذرد، به پرتو  $X$  تبدیل می‌شود. البته، طیف پرتو  $X$  (انرژیهای پرتوی  $X$ ) تولید شده در این حالت کاملاً با مورد اول (لامپ پرتوی  $X$ ) متفاوت است. انتقال خطی انرژی

انتقال خطی انرژی<sup>۲</sup> عامل مهمی در رادیوبیولوژی است و به‌صورت انرژی انتقالی ( $dE_{local}$ ) از ذرهٔ باردار به اتمهایی که در نزدیکی مسیر کوتاه عبور ذره،  $dx$ ، قرار دارند، نسبت به مسافت  $dx$  تعریف می‌شود، یا

$$LET = \frac{-dE_{local}}{dX}$$

انهدام پوزیترون

روش ازدست دادن انرژی در الکترون و پوزیترون مشابه است؛ ولی وقتی پوزیترون انرژی خود را ازدست می‌دهد، با جذب یک الکترون به سرعت منهدم و انرژی معادل جرم الکترون و پوزیترون به دو پرتوی گامای keV ۵۱۱ که در جهت مقابل هم حرکت می‌کنند، تبدیل می‌شود. قابل ذکر است،

<sup>۱</sup> Bremsstrahlung Production

<sup>۲</sup> Linear Energy Transfer (LET)

پدیده نابودی پوزیترون وقتی اتفاق می افتد که پوزیترون تمام انرژی جنبشی خود را ازدست بدهد (یعنی، در انتهای بُرد).

برهمکنش پرتوی های X یا  $\gamma$  ( ۱۰ keV تا ۱۰ MeV )

اگرچه فوتون، بار الکتریکی ندارد، ولی با بارهای الکتریکی و در نتیجه ماده حاوی بارهای الکتریکی برهمکنش می کند. احتمال و مدل برهمکنش فوتون به میزان زیادی با انرژی فوتون وابسته است. در این جا فقط، برهمکنش فوتون های پُرانرژی ( پرتوهای X یا  $\gamma$  ) مورد نظر است. به طور کلی، احتمال برهمکنش پرتوی X یا  $\gamma$  با ماده در مقایسه با ذرات باردار پُرانرژی بسیار ناچیز است. در نتیجه قدرت نفوذ پرتوی X یا  $\gamma$  بیشتر از ذرات باردار پُرانرژی است. به خاطر این قدرت نفوذ، مفهوم بُرد، کاربرد عملی ندارد. در عوض تعاریف جدید ضریب تضعیف خطی ( $\mu_{Linear}$ ) و لایه نیمه جذب (HVL) مورد استفاده قرار می گیرد.

تضعیف و نفوذ پرتوهای X یا  $\gamma$

اکنون آزمایش ساده ای را در نظر می گیریم که پرتوهای موازی X یا  $\gamma$  با انرژی ( $E_\gamma$ ) وارد ورقه نازکی به سطح مقطع  $1\text{ cm}^2$  و ضخامت X cm می شوند. با عبور پرتوی  $\gamma$  از این ورقه، سه واقعه ممکن است اتفاق افتد:

۱ - پرتوی  $\gamma$  کاملاً توسط ماده جذب شود،

۲ - پرتوی  $\gamma$  با کاهش یا بدون کاهش انرژی، منحرف (پراکنده) شود.

۳ - پرتوی  $\gamma$  بدون برهمکنش از ماده عبور کند.

دو فرآیند اول را مجموعاً تضعیف و واقعه سوم را عبور می نامند. عبور پرتوی  $\gamma$  با انرژی معلوم  $E_\gamma$  از ضخامت X فقط به ماهیت ماده (چگالی و عدداتمی) و ضخامت ورقه بستگی دارد. برای یک ماده معلوم، وابستگی به ضخامت X می تواند با اندازه گیری تعداد پرتوهای  $\gamma$  عبوری از میان ضخامتهای مختلف ورقه (به جز آنها که انرژی ازدست داده یا منحرف شده اند) تعیین شود. اطلاعات به دست آمده از چنین آزمایشهایی با رابطه ریاضی زیر می تواند دقیقاً مرتبط باشد :

$$(1) \quad \frac{N_x}{N_o} = e^{-\mu_{(Linear)} X}$$

که  $N_o$  و  $N_x$  به ترتیب تعداد پرتوهای  $\gamma$  ورودی و عبوری از ضخامت X ورقه است. ضریب تضعیف خطی ( $\mu_{(Linear)}$ ) احتمال برهمکنش پرتوی  $\gamma$  عبوری از واحد سطح یک ماده به ضخامت ۱ cm است.  $\mu_{(Linear)}$  به انرژی پرتوی  $\gamma$  و طبیعت ماده (چگالی و عدداتمی) وابسته است. توجه داشته باشید، معادله (۱) از نظر ریاضی مشابه واپاشی رادیواکتیویته با زمان است. با این حال، آنچه در این جا شرح داده می شود یک فرآیند فیزیکی کاملاً متفاوت است (یعنی، عبور پرتوی  $\gamma$  از ماده ای به

ضخامت X). در شکل ۵-۱ وابستگی ضریب تضعیف خطی به انرژی را برای چهار ماده مفید نشان می‌دهد.

از نظر تجربی تعیین مؤلفه HVL<sup>۳</sup> راحت‌تر از  $\mu$  (خطی) است. HVL ضخامت از ماده است که نیمی

از پرتوهای ورودی  $\gamma$  را تضعیف می‌کند. با توجه با معادله (۱):  

$$\frac{N_x}{N_o} = \frac{1}{2} \quad X = HVL$$
HVL با معادله زیر به  $\mu_{(Linear)}$  مربوط می‌شود:

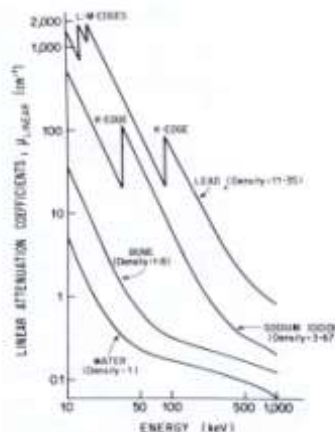
$$HVL = \frac{0.693}{\mu_{(linear)}} \quad (2)$$

که مشابه رابطه نیمه‌عمر  $T_{1/2}$  و ثابت واپاشی،  $\lambda$ ، در رادیونوکلئید است. وقتی HVL برحسب cm باشد مؤلفه  $\mu_{(Linear)}$  برحسب  $cm^{-1}$  اندازه‌گیری می‌شود. با معلوم بودن HVL یا  $\mu$  خطی، میزان تضعیف پرتوهای موازی پرتوی  $\gamma$  در عبور از هر ضخامت از ماده با معادله (۱) قابل اندازه‌گیری است.

ضریب تضعیف جرمی  $\mu$  (mass)

$\mu$  (linear) به چگالی ماده جاذب بستگی دارد و  $\mu$  (mass) اثر چگالی را از ضریب تضعیف خطی حذف می‌کند؛ بنابراین غالباً ضریب تضعیف جرمی با اهمیت‌تر است. ضریب تضعیف جرمی، معرف احتمال برهمکنش با واحد جرم ماده است ( $cm^2/gm$ ). ضریب تضعیف جرمی با ضریب تضعیف خطی طبق معادله زیر رابطه دارد.

$$\mu_{(mass)} = \frac{\mu_{(linear)}}{Density}$$



شکل ۵-۱ ضریب تضعیف خطی چهار ماده مختلف

## سازوکارهای برهمکنش

ضریب تضعیف پرتوهای  $x$  و  $\gamma$  را بدون توضیح سازوکارهایی که سبب این تضعیف می‌شود، شرح دادیم. در این محدوده از انرژی (  $10 \text{ keV}$  تا  $10 \text{ MeV}$  ) سه فرآیند اساسی در برهمکنش فوتون با ماده وجود دارد:

الف: اثر فوتوالکتریک

ب: اثر کامپتون

ج: تولید جفت

اهمیت هریک از این برهمکنشها به انرژی فوتون و عدد اتمی ماده مورد برخورد بستگی دارد. ویژگی مهم برهمکنش پرتو  $x$  یا  $\gamma$  با ماده از طریق سه سازوکار فوق، تولید ذره باردار پرنرژی ( الکترون و پوزیترون ) است که انرژی خود را با تولید یونسازی و برانگیختگی، همان‌طور که شرح داده شد، از دست می‌دهند. به همین دلیل گاهی اوقات پرتو  $x$  یا  $\gamma$  را پرتوی یونساز غیرمستقیم می‌نامند.

اثر فوتوالکتریک

اگر فوتون ورودی از طریق فوتوالکتریک با اتم هدف برخورد کند، تمام انرژی خود را به یکی از الکترونهای اتم می‌دهد ( یعنی، فوتون کاملاً جذب می‌شود ). اتم با جذب انرژی و پرتاب یک الکترون که دارای انرژی جنبشی (  $E_e$  ) برابر با اختلاف انرژی فوتون (  $E_\gamma$  ) و انرژی بستگی الکترون در لایه است (  $E_e = E_\gamma - B.E.$  ) یونیزه می‌شود. الکترون می‌تواند از هریک از لایه‌های اتم پرتاب شود، اگر از لایه‌های داخلی ( مثلاً  $K$  ) رها شود خلأ ایجاد شده در این لایه با الکترونی از لایه بالاتر ( مثلاً  $L, M$  ) پر می‌شود، همان‌طور که قبلاً شرح داده شد. این عمل سبب انتشار پرتوی  $x$  مشخصه یا الکترون اوژه، می‌شود. اگر الکترون لایه بالاتر در برهمکنش فوتوالکتریک شرکت کند، اتم به‌طور ساده یونیزه می‌شود. احتمال برهمکنش فوتوالکتریک در اتم، به دو عامل انرژی فوتون  $E_\gamma$  و عدد اتمی (  $Z$  ) اتم مورد برخورد، به شدت وابسته است.

وابستگی به  $E_\gamma$

احتمال وقوع برهمکنش فوتوالکتریک  $\tau_{(atom)}$  با افزایش انرژی پرتوی  $\gamma$  یا  $x$ ، با عکس توان سوم انرژی به شدت کاهش می‌یابد؛

$$\tau_{(atom)} \propto \frac{1}{E_\gamma^3}$$

بنابراین احتمال برهمکنش پرتوی گامای  $45 \text{ keV}$  هشت برابر پرتوی گامای  $90 \text{ keV}$  (  $\frac{90^3}{45^3} = 8$  ) است.

در قانون عکس توان سوم، یک استثنا وجود دارد؛ یعنی اگر انرژی پرتوی  $\gamma$  مساوی انرژی بستگی الکترون در لایه‌های مختلف اتم شود، احتمال برهمکنش فوتوالکتریک به شدت بالا می‌رود. برای مثال، احتمال برهمکنش فوتوالکتریک پرتوی گامای  $45 \text{ keV}$  با اتم سرب طبق رابطه  $1/E_\gamma^3$  می‌باید هشت برابر پرتوی گامای  $90 \text{ keV}$  باشد، در حالی که، به خاطر انرژی بستگی تقریباً  $88 \text{ keV}$  الکترون در لایه K اتم سرب، احتمال برهمکنش فوتوالکتریک پرتوی گامای  $90 \text{ keV}$  افزایش می‌یابد، به طوری که تقریباً احتمال آن با پرتوی گامای  $45 \text{ keV}$  برابر می‌شود. احتمال برهمکنش فوتوالکتریک پرتوی  $\gamma$   $80 \text{ keV}$  در سرب، با وجود انرژی کمتر، تقریباً ۶ برابر کمتر از پرتوی  $90 \text{ keV}$  است. منطقه‌ای که قانون  $1/E_\gamma^3$  صادق نیست لبه جذب نامیده می‌شود، و وجودش به عدد اتمی اتم هدف بستگی دارد. برای مثال، لبه جذب لایه K (که الکترونهای لایه K را شامل می‌شود) سرب، تقریباً  $88 \text{ keV}$  و ید  $32 \text{ keV}$  است (شکل ۶-۱).

بستگی به Z

احتمال برهمکنش فوتوالکتریک،  $\tau_{(atom)}$  با عدد اتمی نیز وابستگی شدید دارد. یعنی با توان سوم عدد اتمی رابطه مستقیم دارد. برهمکنش فوتوالکتریک ترجیحاً با الکترونهای مقید اتم صورت می‌گیرد یعنی اگر انرژی فوتون زیاد باشد ترجیحاً با الکترونهای داخل‌تر نظیر لایه K یا L برخورد می‌کند.

$$\tau_{(atom)} \propto Z^3$$

اثر کامپتون

در این فرآیند، فوتون پُرانرژی با الکترون، مشابه توپ بیلیارد برخورد می‌کند. فوتون ورودی انرژی از دست می‌دهد و الکترون با جذب انرژی پراکنده می‌شود. مقدار دقیق کسب انرژی الکترون و یا از دست دادن انرژی فوتون به زاویه پراکندگی و انرژی فوتون ورودی  $E_\gamma$  بستگی دارد. به طور کلی، افزایش زاویه پراکندگی فوتون با افزایش انتقال انرژی فوتون به الکترون همراه است؛ بنابراین با پراکندگی فوتون تحت زاویه  $180^\circ$  درجه (یعنی بازگشت فوتون)، حداکثر انتقال انرژی به الکترون اتفاق می‌افتد. ارتباط انرژی فوتون بازگشتی (حداقل انرژی فوتون پراکنده) و فوتون ورودی با معادله زیر بیان می‌شود:

$$E_\gamma \cong \frac{E_\gamma}{1 + 4E_\gamma} \quad , \quad E(\text{MeV}) \quad (\text{کمترین})$$

برای فوتونهای ورودی  $1 \text{ MeV}$  و  $0.36 \text{ MeV}$  کمترین انرژی فوتون پراکنده به ترتیب  $0.2 \text{ MeV}$  و  $0.148 \text{ MeV}$  است. حدود انرژی فوتونهای پراکنده از این مقادیر حداقل تا انرژی فوتون ورودی می‌باشد.

وابستگی به E

احتمال برهمکنش کامپتون  $\sigma_{(atom)}$  با افزایش انرژی در محدوده رادیولوژی تشخیصی افزایش و در محدوده انرژی ۱۰۰ Kev تا ۱ Mev مقداری ثابت است ولی پس از این انرژی احتمال وقوع کامپتون کاهش مییابد.

وابستگی به  $Z$

احتمال وقوع کامپتون تقریباً مستقل از عدد اتمی ولی متناسب با دانسیته الکترونی است. بنابراین هیدروژن که دارای بیشترین دانسیته الکترونی بیشترین احتمال وقوع کامپتون را دارد. به همین ترتیب وقوع پدیده کامپتون در آب بسیار زیاد است. در پدیده کامپتون، فوتون ترجیحاً با الکترون - های نامقید یعنی الکترونهای لایههای خارجی اتم برهمکنش میکند. پدیده جفت سازی

وقوع این برهمکنش، نیازمند پرتوی  $\gamma$  با انرژی بیش از  $1.02 \text{ MeV}$  است. با عبور پرتوی  $\gamma$  با انرژی بیش از این مقدار، از میدان الکتریکی هسته، یک الکترون و یک پوزیترون تولید می شود (بخشی از انرژی پرتوی  $\gamma$  به ماده تبدیل می شود). این پدیده، تولید جفت نامیده می شود. انرژی مازاد پرتوی گاما  $(E_\gamma - 1.02 \text{ MeV})$  به صورت انرژی جنبشی بین  $e^-$  و  $e^+$  تقسیم می شود.

وابستگی به  $E$

احتمال تولید جفت  $k_{(atom)}$ ، برای انرژیهای کمتر از  $1.02 \text{ MeV}$  صفر است.  $k_{(atom)}$  در انرژیهای بیش از این حد با افزایش انرژی، زیاد می شود و در انرژیهای بیش از  $1.0 \text{ MeV}$  برهمکنش غالب خواهد بود.

وابستگی به  $Z$

احتمال تولید جفت  $k_{(atom)}$ ، برای یک اتم با  $Z^2$  متناسب است.

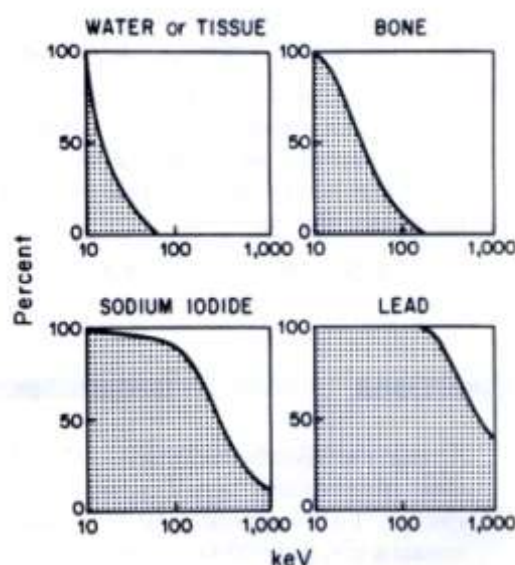
اهمیت نسبی این سه فرآیند

احتمال برهمکنش کلی یک اتم،  $\mu_{(atom)}$ ، حاصل جمع سه احتمال  $\sigma_{(atom)}$ ،  $\tau_{(atom)}$  و  $K_{(atom)}$  است. به خاطر پیچیدگی و وابستگی متغیر  $\mu_{(atom)}$  به انرژی پرتوی  $\gamma$  و عدد اتمی ماده، معمولاً یکی از این فرآیندها، برای انرژی پرتوی  $\gamma$  و عدد اتمی ماده مورد نظر، برهمکنش غالب خواهد بود. اهمیت نسبی این فرآیندها برای انرژیهای  $10 \text{ keV}$  تا  $1 \text{ MeV}$  برای چهار ماده بسیار مهم در پزشکی هسته ای یعنی، آب (بافت نرم)، استخوان، یدور سدیم  $[NaI(Tl)]$  و سرب (Pb) در شکل ۲-۶ نشان داده شده است. در آب یا استخوان، اکثر برهمکنشهای پرتوی  $x$  یا  $\gamma$  با انرژی بیش از  $10 \text{ keV}$  ۵۰٪ از طریق اثر کامپتون انجام می شود. در سرب، فوتوالکتریک برهمکنش غالب است حتی تا

انرژیهای ۱ MeV، علی رغم اهمیت برهمکنش کامپتون در این انرژیها، در (NaI(Tl)، تا انرژیهای ۳۰۰ keV فوتوالکتریک برهمکنش غالب است.

برهمکنش نوترونها

ذرات باردار نیروی دافعه یا جاذبه به نوترون وارد نمی سازند زیرا نوترون فاقد بارالکتریکی است. در عوض مشابه توپ بلیارد (ضربه مستقیم) با هسته برخورد می کند. نوترونهای بسیار کم انرژی می توانند به راحتی داخل هسته شده رادیونوکلئید تولید کنند. در پزشکی هسته ای، برهمکنش نوترونها، به جز در تولید چند رادیونوکلئید با واکنش گیراندازی نوترون، نقش مهم دیگری ندارد بنابراین در این جا مورد بحث قرار نمی گیرد.



شکل ۵-۲ توزیع نسبی برهمکنش کامپتون و فوتوالکتریک به کل ضریب تضعیف آب، استخوان، یدید سدیم و سرب به صورت تابعی از انرژی فوتون رسم شده است. در آب و استخوان تقریباً تمام برهمکنش های بالای ۵۰ keV از طریق کامپتون انجام میشود، در حالیکه در یدید سدیم و سرب حتی تا انرژیهای ۳۰۰ keV اثر فوتوالکتریک پدیده غالب است. (سطوح نقطه چین معرف اثر فوتوالکتریک و سطوح سفید معرف اثر کامپتون است)



## واحدهای دُزیمتری و آشکارسازی پرتوها

### دُزیمتری

انرژی جذب شده در بافت (دُز پرتو)، عامل مهمی در احتمال بروز و شدت اثرات بیولوژیک پرتو است. در صورت اطلاع از میزان پرتوی ورودی بیمار، دز جذبی قابل اندازه‌گیری است. در تخمین خطرات واقعی، دو عامل مهم دیگر، یعنی اثرات بیولوژیک نسبی پرتو و حساسیت بافت نیز با اهمیت است.

### تعاریف و یکاها

بدیهی است برای محاسبه دُز پرتو، نیاز به درک معنای دُز پرتو، تغییرات زمانی دُز پرتو و یکاهای اندازه‌گیری آن است.

### واحد پرتودهی Exposure unite

خسارات ناشی از منابع خارجی بر حسب پرتودهی اندازه‌گیری می‌شود. پرتودهی توانایی پرتوهای ایکس یا گاما در یونسازی هواست. رونتگن (R) واحد پرتودهی در سیستم قدیمی و برابر است با مقدار پرتوی ایکس یا گاما که در هر سانتیمتر مکعب هوا در شرایط استاندارد یک استات کولن بار از هر نوع تولید کند. در تعریف دیگر یک رنتگن برابر با پرتودهی ایکس یا گاما است که در یک کیلوگرم هوا  $2/54 \times 10^{-4}$  کولن بار از هر نوع تولید کند. واحد پرتودهی در سیستم SI که با XU نشان داده میشود مقدار پرتوی ایکس یا گاما است که در هر کیلوگرم هوا یک کولن بار از هر نوع تولید کند. بنابراین: هر XU برابر با ۳۸۷۶ رنتگن است.

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

### دُز پرتو، D

دُز پرتو یا به عبارت دقیقتر دُز جذبی پرتوهای یونساز، مقدار کل انرژی پرتو جذبی در یک گرم ماده است. واحد قدیمی آن راد RAD (حروف اول Radiation Absorbption Dose) می‌باشد. یک راد برابر با انرژی جذب شده  $100 \text{ erg}$  در یک گرم ماده یا بافت است. با معلوم بودن مقدار انرژی جذب شده بر حسب  $\text{erg/g}$  و از تقسیم آن به  $100$  دُز جذبی راد به دست می‌آید (یعنی،  $1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$ ).

در سیستم SI یکای گری (Gy)، جایگزین راد می‌شود. یک گری معادل  $100$  راد، یا یک راد مساوی  $10^{-2}$  گری یا یک سانتی گری است. یک گری انرژی جذب شده یک ژول از پرتوهای یونساز در هر کیلوگرم ماده است.

$$\frac{dD}{dt}, \text{ آهنگ دُز پرتو،}$$

آهنگ دُز پرتو، مقدار انرژی جذب شده در واحد زمان و واحد جرم بافت است. یکای آن ممکن است به صورتهای مختلف راد یا (mGy) در دقیقه، راد یا (cGy) در ساعت، راد یا (Gy) در روز بیان می‌شود.

هنگام مقایسه خطرات پرتو، عامل نوع پرتو کاملاً مؤثر است. این مطلب توسط NCRP در تعریف واژه جدید دُز معادل مطرح شده است. NRC هنوز واژه قدیمی معادل دُز را که قدری متفاوت است و در زیر توضیح داده می‌شود، به کار می‌برد.

دُز معادل

اثرات بیولوژیک در واحد دُز جذبی بافت، تابع نوع پرتو است (اشعه X و  $\gamma$  در مقایسه با ذرات پروتون و آلفا). بنابراین ضریب وزنی  $W_R$  برای هر نوع پرتو بر مبنای این اختلافات تعریف شده است. دُز ضربدر ضریب وزنی پرتو، دُز معادل نامیده می‌شود. برای تشخیص آن از دُز جذبی،  $D$ ، واحد آن در سیستم قدیمی رم (rem) و در سیستم جدید SI سیورت (SV) نامیده و با حرف  $H$  نشان داده می‌شود:

$$(1) \quad H = W_R \times D \quad (\text{راد یا گری}) \quad H = W_R \times D \quad (\text{رم یا سیورت})$$

برای پرتوهای مورد استفاده در رادیولوژی و پزشکی هسته‌ای (پرتوهای  $X$  و  $\gamma$ ، الکترون و پوزیترون)،  $W_R$  مساوی یک است. بنابراین، دُز ( $D$ ) و دُز معادل ( $H$ ) دارای مقادیر مشابه ولی واحدهای متفاوت راد و رم (گری و سیورت) می‌باشند. برای ذرات نوترون و آلفا،  $W_R$  دارای مقادیر بیشتر (۵ تا ۲۰) می‌باشند.

جدول ۱- ضرایب وزنی یا ضریب کیفی پرتوها

| نوع پرتو           | گستره انرژی پرتو              | ضریب وزنی پرتو $W_R$ |
|--------------------|-------------------------------|----------------------|
| فوتون (ایکس، گاما) | تمام انرژیها                  | ۱                    |
| الکترون و میون     | انرژی کمتر از ۱۰ keV          | ۵                    |
| نوترون             | انرژی بین ۱۰ تا ۱۰۰ keV       | ۱۰                   |
| " "                | انرژی بیش از ۱۰۰ keV تا ۲ MeV | ۲۰                   |
| " "                | انرژی ۲ تا ۲۰ MeV             | ۱۰                   |
| پروتون             | انرژی ۲ تا ۲۰ MeV             | ۵                    |

|           |                          |    |
|-----------|--------------------------|----|
| ذرات آلفا | انرژی بیش از ۲۰ MeV      | ۵  |
|           | بجز پروتونهای برگشتی با  | ۲۰ |
|           | انرژی بیش از ۲ MeV       |    |
|           | پاره‌های شکافت، هسته‌های |    |
|           | سنگین                    |    |

#### معادل دُز

در قوانین NRC از معادل دُز استفاده می‌شود که با معادله‌ای مشابه معادله (۱) تعریف می‌شود ولی به جای ضریب وزنی پرتو ( $W_R$ ) از ضریب کیفی پرتو ( $Q_R$ ) استفاده می‌شود. برای پرتوهای مورد استفاده پزشکی هسته‌ای،  $Q_R$  نیز یک است. تفاوت دیگر این که در معادله بالا،  $D$  متوسط دُز یک بافت است، در حالی که برای محاسبه معادل دُز، دُز یک نقطه در بافت در نظر گرفته می‌شود. در پزشکی هسته‌ای برای تمام مقاصد عملی، این دو واژه جایگزین یکدیگر می‌شوند.

دُز مؤثر، معادل دُز مؤثر

تخمین ریسک مربوط به تابش‌دهی یکنواخت کل بدن است؛ بنابراین خطرات تابش‌دهی بخشی از بدن یا تابش‌دهی غیرهموژن باید به‌طور مقتضی محاسبه شود. برای این منظور ضریب بافت،  $W_T$  مورد استفاده قرار می‌گیرد که تفاوت حساسیت بافتهای مختلف به پرتو (روی سن و جنس یک جمعیت داده شده متوسط‌گیری می‌شود) را نشان می‌دهد

جدول ۲ - ضرایب وزنی بافت،  $W_T$ ، برای بافت و اندامهای

مختلف بر طبق مقررات NCRP و NRC

NRC گزارش ۱۱۶

NCRP

|             |      |      |
|-------------|------|------|
| گنادها      | ۰/۲  | ۰/۲۵ |
| مغز استخوان | ۰/۱۲ | ۰/۱۲ |
| قرمز        | —    | ۰/۱۲ |
| کولون       | ۰/۱۲ | ۰/۱۲ |
| ریه         | —    | ۰/۱۲ |
| معدده       | —    | ۰/۰۵ |
| مثانه       | ۰/۱۵ | ۰/۰۵ |
| پستان       | ۰/۰۳ | ۰/۰۵ |
| تیروئید     | ۰/۰۱ | ۰/۰۱ |
| پوست        | ۰/۰۳ | ۰/۰۱ |
| سطح         | ۰/۰۳ | ۰/۰۵ |
| استخوان     |      |      |
| بقیه بافتها |      |      |

ضرایب بافت پیشنهادی NCRP در جدول ۲- آورده شده است. مقررات NRC هنوز ضرایب وزنی قدیمی را به کار می برد، این ضرایب نیز در جدول ۲- نشان داده شده است. با استفاده از ضرایب وزنی بافت NCRP، دُز مؤثر E، برای شرایطی معلوم (پرتودهی) به دست می آید. با این حال، با استفاده از ضرایب وزنی بافت NRC معادل دُز مؤثر یا (ede) تعیین می شود. دُزهای مؤثر یا (edes) برای مقایسه خطرات ناشی از پرتودهی در شرایط مختلف نظیر پرتودهی از اشعه زمینه در برابر پرتودهی از روشهای پزشکی به جامعه امریکاست. پرتودهی با دُز مؤثر بالاتر باعث خطرات نسبتاً بیشتری می گردد. معادل دُز مؤثر (یا ede، در موردی که ضرایب وزنی بافت NRC استفاده می شود) به صورت زیر تعریف می شود: که از جمع روی تمام اندامهای تابش دیده T به دست می آید.

$$E = \sum W_T \cdot H_T \quad (2)$$

جدول ۳- حد دُز توجیه پذیر سالانه پیشنهادی NRC

حد دُز ( میلی

سیورت)

### پرتوکاران (پرتوگیری)

|     |                      |
|-----|----------------------|
| ۵۰* | شغلی (               |
| ۱۵۰ | حد معادل دُز مؤثر کل |
| ۵۰۰ | عدسی چشم             |
| ۵۰۰ | پوست، دستها، پاها    |
| ۵   | اندام وبافتهای دیگر  |
| ۱   | جنین- رویان (        |
|     | پرتوکار باردار (     |
|     | عموم مردم            |

\* حد دُز مؤثر پرتوکاران در ایران مشابه اروپا ۲۰ میلی سیورت در سال است

### جدول ۴- دُز مؤثر سالانه منابع طبیعی و مصنوعی

| منابع              | دُز مؤثر سالانه<br>(mSv) |
|--------------------|--------------------------|
| اشعهٔ زمینه (تمام) | ۳                        |
| انواع اشعه (       | ۲/۸                      |
| دخانیات ( ۲۱۰-)    | ۰/۵۴                     |
| ( Po)              | ۰/۱۴                     |
| رادیولوژی و پزشکی  | ۰/۰۷                     |
| هسته ای            | ۰/۰۰۹                    |
| فقط پزشکی هسته ای  |                          |
| محصولات مصرفی      |                          |
| شغلی               |                          |

جدول ۵- دُز اندام و دُز مؤثر ناشی از چند آزمایش رادیولوژی برحسب میلی رم

| آزمایش        | مغز | پستان | رویان و | تیرو | دُر  |
|---------------|-----|-------|---------|------|------|
| استخوان       | ها  | جنین  | ئید     | مؤثر | فعال |
| ریه           | ۴   | ۹     | -       | ۲    | ۴    |
| CT ریه        | ۵۹۰ | ۲۱۰۰  | ۶       | ۲۳۰  | ۷۸۰  |
| جمجمه         | ۲۰  | -     | -       | ۴۰   | ۱۰   |
| CT سر         | ۲۷۰ | ۳     | -       | ۱۹۰  | ۱۸۰  |
| شکم           | ۴۰  | ۳     | ۲۹۰     | -    | ۱۲۰  |
| CT شکم        | ۵۶۰ | ۷۰    | ۸۰۰     | ۵    | ۷۶۰  |
| مهره کمری     | ۱۴۰ | ۷     | ۳۵۰     | -    | ۲۱۰  |
| لگن           | ۲۰  | -     | ۱۷۰     | -    | ۱۱۰  |
| CT لگن        | ۵۶۰ | ۳     | ۲۶۰۰    | -    | ۷۱۰  |
| باریم انما با | ۸۲۰ | ۷۰    | ۱۶۰۰    | ۲۰   | ۸۷۰  |
| پرتونمایی     | -   | ۲۰۰   | -       | -    | ۱۰   |
| مموگرافی (    |     |       |         |      |      |
| با مشدد)      |     |       |         |      |      |

### آشکارسازی پرتوها

در اثر برخورد پرتوی پرانرژی با ماده، تغییرات فیزیکی و شیمیایی خاصی در آن پدید می‌آید. این تغییرات موقتی یا دائمی، اساس آشکارسازی پرتوهای پرانرژی را تشکیل می‌دهد. البته، این تغییرات عموماً ناچیز و نامحسوس است. بنابراین، روشهای بسیار پیچیده‌ای برای آشکارسازی ابداع شده است. در این جا به شرح انواع آشکارسازهای می‌پردازیم.

### آشکارسازی ساده

آیا پرتو وجود دارد؟ معمولاً در مواردی نظیر آلودگی فردی یا محیطی، این سؤال مطرح میشود.

## کمیت پرتو

چه مقدار پرتو یا رادیواکتیویته وجود دارد؟ به طور مطلق یا نسبی باید به این سؤال اساسی پاسخ داد. همچنین در مواردی لازم است آهنگ رادیواکتیویته یا آهنگ شمارش به صورت تابعی از زمان اندازه گیری شود

## انرژی پرتو

در روشهای آنالیز مواد، فیزیک هسته‌ای و شناسایی نواحی آلوده به مواد رادیواکتیو اطلاع از میزان انرژی پرتو برای شناسایی عنصر یک نیاز اساسی است.

## ماهیت پرتو

به طور کلی در پزشکی هسته‌ای نوع پرتوی به کار رفته، معلوم است. با این حال، در بروز آلودگیها، ممکن است نیاز به تشخیص نوع پرتو باشد. یک آشکارساز نمی‌تواند به تمام این سؤالات پاسخ دهد. مثلاً آشکارساز گایگر مولر می‌تواند هر پرتویی را که با آن برخورد می‌کند و نه انرژی آنرا، اندازه بگیرد. آشکارسازهای جرقه‌ای می‌توانند هم انرژی و هم برخورد پرتو را تشخیص دهند. اتاقک یونساز نمیتواند به عنوان شمارشگر یا تعیین کننده انرژی پرتو به کار رود؛ ولی در بسیاری از شرایط، نظیر اندازه گیری مقدار پرتو دهی، مفید خواهد بود. میزان اکسپوژر یا پرتو دهی به انرژی و تعداد پرتوهای برخورد کننده با آشکارساز بستگی دارد.

## کارایی ذاتی یا حساسیت

حساسیت ( $E_i$ ) یک آشکارساز، توانایی آن در ثبت هرچه بیشتر پرتوها است و به صورت نسبت تعداد پرتوهای آشکار شده ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) به تعداد پرتوهای ورودی به حجم حساس آشکارساز، تعریف می‌شود. حساسیت ۰/۵ یا (۵۰٪) به این معنی است که فقط نیمی از پرتوهای ورودی به حجم حساس آشکارساز، ثبت می‌شوند و نیم دیگر با حجم حساس برهمکنش نمی‌کنند. در پزشکی هسته‌ای کارایی بالای آشکارساز که سبب کاهش زمان تصویر گیری یا کاهش دُز بیمار و یا هردو می‌شود، مفید است. حساسیت یک آشکارساز اصولاً به ضریب تضعیف خطی،  $\mu$  (linear)، و ضخامت حجم حساس آشکارساز بستگی دارد.

## زمان مرده یا زمان بازیافت

زمان مرده یا زمان بازیافت، معرف توانایی و دقت عمل یک آشکارساز در مواجهه با آهنگ شمارش مقادیر زیاد رادیواکتیویته است. در بسیاری از آشکارسازها فرصت کوتاه و محدودی بین برخورد پرتو به آشکارساز و پاسخ آشکارساز و ثبت اتفاق وجود دارد. این فرصت، زمان مرده یا

زمان بازیافت آشکارساز نامیده می‌شود. اگر پرتوی دوم در حالی برسد که پردازش پرتوی اول تمام نشده باشد، چه اتفاقی در برهمکنش با آشکارساز می‌افتد؟

آشکارسازها به این سؤال دو نوع پاسخ می‌دهند. در نوع اول وقتی پرتوی دوم در زمان مرده آشکارساز برسد، آشکارساز برای مدت زمان بیشتری، مساوی زمان رسیدن پرتوی دوم غیرحساس خواهد بود. برای مثال، اگر زمان مرده یک آشکارساز ۱۰۰ میکروثانیه باشد، و پرتوی دوم ۳۰ میکروثانیه پس از پرتوی اول برسد، آشکارساز به مدت  $100 + 30 = 130$  میکروثانیه غیرحساس خواهد شد، به شرط آن که در این فاصله پرتوی سومی نرسد. در غیراین صورت، بسته به زمان رسیدن پرتوی سوم زمان مرده افزایش می‌یابد، و همین‌طور برای پرتوهای بعدی ادامه می‌یابد. بنابراین، بسیاری از پرتوها تابع آهنگ شمارش که معرف متوسط فاصله زمانی دو پرتوی پیاپی است، بدون ثبت در آشکارساز از بین می‌روند.

در نوع دوم مدت غیرحساس بودن آشکارساز تابع زمان رسیدن پرتوی دوم نیست. پرتوی دوم و دیگر پرتوهای رسیده در زمان غیرحساس آشکارساز، شمارش نمی‌شوند.

به‌طور ایده‌آل، آشکارساز باید، تا حد ممکن است زمان مرده کمتری داشته باشد تا بدون از دست دادن مقدار قابل توجهی شمارش، قادر به ثبت آهنگهای شمارش بالا باشد. به هر حال، برای آهنگ شمارشهایی که در پزشکی هسته‌ای برای دُرهای روزمره، پیش می‌آید، آشکارساز با زمان مرده  $10 \mu\text{sec}$  قابل قبول است. ولی در تصویربرداری دینامیک قلب که نیاز به آهنگ شمارش بالاست، زمان مرده ۲ تا ۳ میکروثانیه مناسب است.

#### قدرت تفکیک انرژی<sup>۱</sup>

توانایی یک آشکارساز در تفکیک دو پرتو با انرژیهای نزدیک بهم را قدرت تفکیک انرژی می‌نامند. اگر قدرت تفکیک یک آشکارساز،  $20 \text{ keV}$  باشد، این آشکارساز، قادر به تفکیک دو پرتوی  $\gamma$  با اختلاف انرژی کمتر از  $20 \text{ keV}$  نمی‌باشد. قدرت تفکیک انرژی یک آشکارساز به‌عنوان میزان خطای یک آشکارساز در تعیین انرژی پرتوی  $\gamma$  یا  $x$  نیز محسوب می‌شود.

#### ملاحظات دیگر

در آشکارسازها عموماً از قطعات الکترونیکی استفاده می‌شود که غالباً ملثر از تغییرات ولتاژ برق شهر یا دمای محیط هستند؛ بنابراین، پاسخ آشکارساز باید کمتر تابع این عوامل باشد، به‌علاوه در صورت نیاز، قابل حمل باشد، کار با آن ساده و گرانقیمت نباشد.

#### انواع آشکارسازها

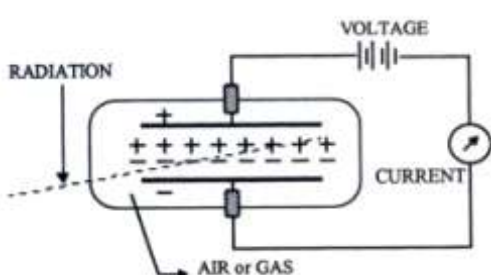
<sup>۱</sup> Energy Resolution

انواع مختلف آشکارسازها عبارتند از: آشکارساز گازی، جرقه‌ای، نیمه هادی، فیلم رادیوگرافی، کالریمتری، شیمیایی و ...

### آشکارسازهای گازی

مهمترین ویژگی پرتوهای پرانرژی، یونسازی در ماده است. به طور کلی به جز در گازها و چند جامد نیمه هادی، امکان اندازه‌گیری یونهای تولیدی در مواد وجود ندارد. اساس سه نوع آشکارساز گازی (اتاقک یونساز، شمارشگر تناسبی و شمارشگر گایگر مولر) اندازه‌گیری یونهای تولیدی از پرتو در حجم کوچکی از گاز است.

### سازوکار آشکارسازهای گازی



برای تشریح سازوکار آشکارسازهای گازی، بیایید بینیم وقتی یک پرتو یا ذره شتابدار، در حجم گازی حاوی دو الکتروود با اختلاف پتانسیل  $V$ ، یونسازی می‌کند، چه اتفاقی رخ می‌دهد. اگر ولتاژ بین دو الکتروود صفر باشد، جفت یون تولیدی، باز ترکیب شده، به اتم یا

مولکول خنثی تبدیل می‌شود. در نتیجه جریان الکتریکی نخواهیم داشت؛ ولی تحت تأثیر میدان الکتریکی، ناشی از اختلاف پتانسیل الکتروودها، تعدادی جفت یون به طرف الکتروودها رفته، جریان الکتریکی لحظه‌ای تولید می‌شود. شدت جریان تولیدی به عواملی نظیر ولتاژ آند-کاتد ( $V$ )، فاصله بین دو الکتروود، نوع گاز، حجم، فشار، دمای گاز، شکل و موقعیت الکتروودها بستگی دارد. با این حال ولتاژ بین دو الکتروود، مهمترین عامل است. شدت جریان ناشی از یک پرتو در آشکارساز گازی به صورت تابعی از ولتاژ در شکل ۶-۱ نشان داده شده است. در این رابطه، پنج ناحیه جداگانه وجود دارد که نیاز به توضیح دارد. البته در صورت عدم یونسازی پرتو با وجود ولتاژ، جریان الکتریکی نخواهیم داشت.

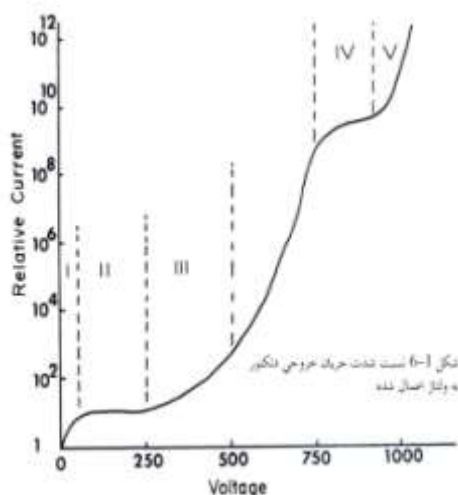
### ناحیه ۱ - بازترکیب

ولتاژ به حدی ناچیز است که جفت یونهای تولیدی پرتو بازترکیب شده، اتمها و مولکولهای خنثی تولید می‌شود. با افزایش ولتاژ، به تدریج جفت یونها با الکتروودها برخورد کرده، جریان الکتریکی تولید می‌شود.

### ناحیه ۲ - کفه یونسازی

در این ناحیه ولتاژ به قدر کافی زیاد است که تمام جفت ناشی از پرتو یا ذره شتابدار جذب الکترودها شده و پدیده باز ترکیب بسیار ناچیز است. به دلیل جمع آوری تمام جفت یونهای تولیدی، با افزایش ولتاژ مقدار جریان تغییر محسوسی نمی کند. البته مقدار جریان تولیدی یک پرتو یا ذره منفرد کمتر از آن است که آشکار شود، بنابراین برهمکنش تعداد زیادی از پرتوها قابل ثبت و آشکارسازی است.

### ناحیه ۳ - ناحیه تناسبی



باز هم ولتاژ افزایش داده می شود. این ولتاژ نه تنها برای جذب تمام جفت یونهای اولیه به الکترودها کافی است بلکه انرژی کافی به جفت یونهای اولیه نیز می دهد تا هنگام عبور از اتم و مولکولهای خنثای گاز، جفت یونهای ثانویه تولید کنند. تولید تعداد جفت یونهای ثانویه به انرژی جفت یونهای اولیه و به عبارت دیگر به ولتاژ اعمال شده، بستگی دارد. در نتیجه، با افزایش ولتاژ، جریان ناشی از پرتو افزایش می یابد. اکنون شدت جریان

برای آشکارسازی پرتو یا ذره منفرد که با حجم گاز برخورد کند، به قدر کافی زیاد هست. جریان تولیدی با انرژی پرتو متناسب است ولی با افزایش بیشتر ولتاژ ( ناحیه علامت گذاری نشده بین ۳ و ۴ ) این نسبت غیر خطی می شود.

### ناحیه ۴ - کفه GM

ولتاژ به حدی افزایش یافته است که جفت یونهای اولیه ناشی از پرتو یا ذره شتابدار، انرژی بسیار زیادی برای تولید جفت یونهای ثانویه و حالت برانگیختگی کسب می کنند؛ در نتیجه مولکولهای خنثای گاز، بیشتر یونیزه و برانگیخته می شوند. بازگشت مولکولها از حالت برانگیخته تولید نور فرابنفش می کنند که موجب یونسازی بیشتر می شود؛ در نتیجه حجم گاز به حالت تخلیه موقت رسیده، شدت جریان تولیدی کم و بیش مستقل از ولتاژ و انرژی پرتو می گردد.

### ناحیه ۵

ولتاژ به حدی زیاد است که برای تخلیه الکتریکی به پرتو نیازی نیست. تحت این میدان الکتریکی قوی، الکترونها از لایه های اتمی بیرون کشیده شده، اتمها و مولکولها یونیزه می شود و تخلیه الکتریکی بی نیاز از پرتو به وجود می آید. در این ناحیه امکان آشکارسازی پرتو وجود ندارد. آشکارساز یا اتاقک یونساز

اتاقک یونساز یکی از قدیمی‌ترین آشکارسازهای گازی برای اندازه‌گیری مقدار پرتو است. ولتاژ اعمال شده به این آشکارساز در ناحیه ۲ شکل ۶-۱ واقع است. در این ناحیه تغییرات جزئی در ولتاژ اعمال شده تأثیر قابل توجهی در شدت جریان ایجاد نمی‌کند. بنابراین اتاقک یونساز بسیار پایدار و معتبر است. این آشکارسازها در ابعاد و اشکال مختلف ساخته می‌شوند. حساسیت ضعیف برای پرتوی  $\gamma$  یا  $x$  و عدم تفکیک انرژی، مهمترین عیب آنهاست. به علت کمی جریان الکتریکی ناشی از یک پرتو یا ذره، به عنوان شمارنده، استفاده نمی‌شود. بنابراین، استفاده اساسی آن در دُزیمتری پرتو در رادیولوژی تشخیصی و درمانی است. دُزیمتر اتاقک یونساز فارمر برای دُزیمتری مطلق در کلیه مراکز رادیوتراپی بطور گسترده استفاده می‌شود. در پزشکی هسته‌ای به عنوان دُز کالیبراتور برای اندازه‌گیری رادیواکتیویته در حد میلی کوری تا کوری استفاده می‌شود. گاهی نیز برای دُزیمتری فردی پرتوکار به صورت دُزیمتر جیبی مورد استفاده قرار می‌گیرد و بالاخره اتاقک یونساز با حجم حساس بزرگ برای مانیتورینگ محیطی نیز بکار می‌رود.

#### دُز کالیبراتور

معمولاً دُز کالیبراتور اتاقکهای یونساز استوانه‌ای شکل حاوی گاز نادری، نظیر آرگون با فشار زیاد (تقریباً ۲۰ اتمسفر) است. فشار زیاد چگالی را افزایش می‌دهد و موجب افزایش حساسیت اتاقک یونساز می‌شود. حفره استوانه‌ای کوچکی در طول محور وجود دارد که نمونه رادیواکتیو برای شمارش، درون آن در نزدیکی مرکز اتاقک قرار می‌گیرد. این شکل هندسی، سبب افزایش حساسیت آشکارساز می‌شود. دیوارهای خارجی اتاقک کاملاً حفاظ‌گذاری شده، به طوری که تابش - های خارج از اتاقک سبب حداقل تداخل می‌شوند. اصول و عمل یک دُز کالیبراتور بسیار ساده است. جریان الکتریکی ناشی از منبع رادیواکتیو در اتاقک یونساز با آرایش هندسی خاص، با مقدار رادیواکتیویته چشمه تناسب مستقیم دارد. با این حال، رادیونوکلئیدهای مختلف با مقدار اکتیویته یکسان جریان الکتریکی متفاوتی تولید می‌کنند. این اختلاف عمدتاً ناشی از تفاوت در فراوانی انتشار ( $n_i$ ) و انرژی پرتوی  $\gamma$  است. بنابراین، قبل از این که از اتاقک یونساز به عنوان یک دُز کالیبراتور استفاده شود، برای هر رادیونوکلئیدی، باید کالیبره شود. با تعیین ضرایب کالیبراسیون واز ضرب جریان ناشی از رادیواکتیویته نامعلوم به ضریب کالیبراتور، مقدار رادیواکتیویته نامعلوم یک رادیونوکلئید به سادگی تعیین می‌شود.

#### ضریب اطمینان

برای اطمینان از درستی عمل دُز کالیبراتور، باید صحت و خطی بودن آن هر سال اندازه‌گیری شود. برای اطمینان، با اندازه‌گیری اکتیویته یک چشمه استاندارد حاوی رادیونوکلئید با طول عمر بلند

نظیر  $^{137}\text{Cs}$  یا  $^{57}\text{Co}$  کنترل و تصحیح روزانه انجام می‌شود. اکتیویته اندازه‌گیری شده نسبت به رادیواکتیویته چشمه استاندارد نباید بیش از ۱۰٪ اختلاف داشته باشد. همچنین ضرایب کالیبره فقط برای آرایش هندسی خاص، حجم معین و ظرف خاصی از چشمه معتبر است. اگر شکل یا نوع ظرف حاوی چشمه یا حجم چشمه به‌طور محسوس تغییر کند، ضرایب کالیبره تغییر نموده، اندازه‌گیری باید تکرار شود.

#### آشکارساز یا شمارشگر تناسبی

این آشکارسازها در ناحیه (۳) شکل (۶-۱) کار می‌کنند که یونهای اولیه به‌دلیل تولید یونهای ثانویه تقویت (تقریباً یک میلیون بار) شده‌اند. بنابراین شدت جریان الکتریکی کافی توسط پرتوی که باید شمارش شود، تولید می‌شود. شدت جریان با انرژی پرتو متناسب است. از این رو آشکارساز تناسبی برخلاف اتاقک یونساز برای شمارش تک پرتو و تعیین انرژی آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. کار با شمارشگر تناسبی به مهارت کافی نیاز دارد. پایداری به زمان و تغییرات ولتاژ آن به خوبی اتاقک یونساز نیست. شمارشگرهای تناسبی کاربرد عمومی ندارد

#### آشکارساز یا شمارشگر گایگر-مولر

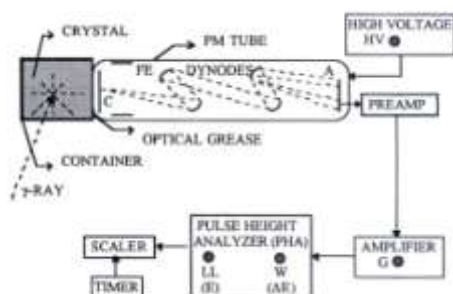
ولتاژ آشکارسازهای GM در ناحیه (۴) شکل (۶-۱) قرار دارند. در این حالت با ورود پرتو، گاز آشکارساز تخلیه الکتریکی شده، شدت جریانی کم و بیش مستقل از انرژی پرتو و ولتاژ اعمالی تولید می‌شود. چگونه می‌توان فرآیند تخلیه بار الکتریکی ناشی از پرتو را متوقف کرد تا آشکارساز برای پرتوی بعدی آماده شود؟

این کار به‌طور شیمیایی با افزودن قدری هالوژن یا ترکیبات آلی آن به‌عنوان ناخالصی به گاز انجام می‌شود. این ناخالصیها که فرو نشان<sup>۲</sup> شیمیایی نامیده می‌شوند نور فرابنفش تولیدی هنگام تخلیه بار و انرژی جفت یونهای ثانویه را جذب می‌کنند. مولکولهای فرو نشان با جذب انرژی و تجزیه خود، تخلیه بار الکتریکی را متوقف می‌سازند، ولی در مدت کوتاهی، بیشتر مولکولهای فرو نشان باز ترکیب شده به صورت اولیه باز می‌گردند. بنابراین تعداد کمی از مولکولهای فرو نشان تجزیه می‌شوند. فرو نشانی تخلیه بار بین ۵۰ تا ۲۰۰ میکروثانیه طول می‌کشد. در این مدت شمارشگر گایگر به پرتوی دیگری پاسخ نمی‌دهد؛ بنابراین، این مدت تقریباً زمان مرده آشکارساز است. حداکثر آهنگ شمارش شمارشگرها معمولاً هزار شمارش در ثانیه است. آشکارساز گایگر حساس‌ترین آشکارساز گازی است و به شکلهای مختلف ساخته می‌شود، کار با آنها ساده و در برابر تغییرات دما و ولتاژ کاملاً پایدارند، ولی قادر به اندازه‌گیری انرژی پرتو نمی‌باشند. برای آشکارسازی پرتوی بتا،

پنجره کوچکی از لایه نازک آلومینیومی میلار (Mylar) در انتها یا یک طرف آشکارساز تعبیه شده است. هنگام آشکارسازی پرتوی X یا  $\gamma$  این پنجره معمولاً بسته می‌شود. این شمارشگرها قابل حمل و کاربری آسان دارند. استفاده اساسی این آشکارسازها در مانیتورینگ محیطی و کارهای حفاظت از پرتو X و  $\gamma$  است.

### آشکارسازهای جرقه‌ای

مواد متنوعی به عنوان فسفرهای جرقه‌ای شناسایی شده‌اند که تحت تأثیر پرتوی پرانرژی، نور تولید می‌کنند. این خاصیت در ابزاری به نام دکتور جرقه‌ای برای آشکارسازی پرتو مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای مشاهده نور تولیدی باید نور قادر به خروج از ماده آشکارساز باشد. در مایعات این نیاز مسأله مهمی نیست ولی برای جامدات باید از تک بلورها استفاده کرد، زیرا نور در مرز



ریز بلورها جذب و پراکنده می‌شود، در نتیجه مقدار قابل توجهی نور قبل از آشکارسازی هدر می‌رود. دو ماده دیگر ترمولومینسانس و فتولومینسانس نیز به عنوان آشکارساز پرتو به کار می‌رود. این مواد فوراً پس از برخورد پرتو تولید نور نمی‌کنند و انرژی پرتو را برای

مدتی در خود ذخیره می‌سازند. سپس انرژی ذخیره با حرارت (ترمولومینسانس) یا تحت تابش نور لیزر (فتولومینسانس) به صورت نور رها می‌شود. آشکارسازهای ترمولومینسانس برای نمایش پرتو مورد استفاده قرار می‌گیرد. آشکارسازهای فتولومینسانس در رادیولوژی تشخیصی به خصوص در رادیولوژی دیجیتال به کار می‌روند. در شکل مقابل به طور شماتیک یک شمارشگر جرقه‌ای، نمایش داده شده است که شامل ماده جرقه زن (کریستال)، افزونگر فوتونی (PMT) شامل صفحه فتوکاتد (C) و تعدادی داینود (FE) برای تبدیل نور مرئی به جریان تقویت شده‌ای از الکترون‌ها، پیش تقویت کننده، تقویت کننده و قسمتهای الکترونیکی نظیر انتخابگر ارتفاع پالس و سرعت شمار یا شمارنده برای جمع‌آوری و تحلیل خودکار داده‌هاست.

تعداد مواد جرقه زن (سینتلاتور) بسیار زیادند. آنتراسن، نفتالین، انواع پلاستیک‌ها، بلور هالیدهای قلیایی نظیر NaI(Tl)، یا CsF و تنگستات سرب نمونه‌ای از مواد جرقه زن هستند.

### سازوکار تولید نور

چون سازوکار تولید نور در ماده تحت تابش پرتو پیچیده و نامعلوم است، قوانین نظری برای پیش‌گویی رفتار یک ماده در این مورد وجود ندارد. به طور خلاصه، پرتوی گاما، انرژی خود را از طریق سازوکارهای فتوالکتریک، کامپتون و جفت سازی در ماده جرقه زن از دست می‌دهد، سپس

انرژی الکترونیهای تولیدی در فاصله کوتاهی صرف یونسازی و تحریک مولکولهای ماده جرقه زن می شود. به طوری که در بازگشت به حالت پایه، نور منتشر می کنند.

### جرقه زن NaI(Tl)

در پزشکی هسته ای بلور یدور سدیم مخلوط با کمی تالیم، NaI(Tl) در میان سینتیلاتورها، بیشترین کاربرد را دارد. متوسط چگالی ( $d = 3.67 \text{ g/cm}^3$ ) و عدد اتمی مؤثر ( $Z_{\text{eff}} = 45$ ) سبب کارایی آن برای آشکارسازی پرتوهای X و  $\gamma$  در انرژیهای ۳۰ تا ۵۰۰ keV گردیده است. مقدار نور تولیدی در واحد انرژی جذبی در بلور NaI(Tl) یکی از مزیت های آن است. بلور یدور سدیم بدون ناخالصی تالیم، نور زیادی تولید نمی کند و حضور اندکی تالیم (یک در میلیون) نور منتشره را با ضریب ۱۰ یا بیشتر تقویت می کند. زمان استحاله فسفر سانس که معمولاً معرف زمان مرده یک آشکارساز جرقه ای است، تقریباً ۰/۲۵ میکروثانیه است و برای مقادیر رادیواکتیویته مورد استفاده در پزشکی هسته ای مناسب است، به علاوه فن آوری رشد این بلور در ابعاد بزرگ و اشکال مختلف به خوبی پیشرفت کرده است؛ به طوری که از دیگر آشکارسازهای جرقه زن اقتصادی تر است. بلورهای یدور سدیم جاذب رطوبتند و اجباراً به طور کامل در دیواره های نازک آلومینیومی یا محفظه های آهنی پوشانده می شود. دیواره های آلومینیومی و آهنی به مقدار جزئی سبب تضعیف پرتوهای پرانرژی  $\gamma$  می گردد. این بلورها نباید ناگهانی تحت تغییرات شدید دما قرار گیرند. حتی موقعی که بلااستفاده اند. پاسخ آشکارساز با تغییر دمای اتاق اندکی تغییر می کند. نور در حجم بسیار کوچکی از جرقه زن تولید میشود. این برد برای پرتوی X یا  $\gamma$  با انرژیهای کمتر از ۱ Mev بیش از یک میلی متر نیست. نور در تمام جهات عبور می کند. با پوشاندن تمام سطوح جانبی بلور (به جز وجه مقابل افزونگر فوتونی PMT) با انعکاس دهنده نور، نظیر اکسید منیزیم اکثر نورها به طرف افزونگر فوتونی هدایت می شوند.

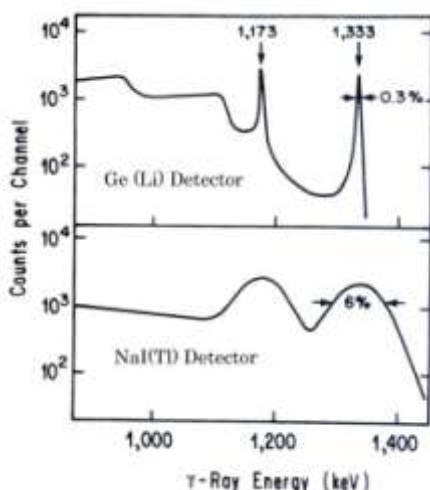
### مشخصات الکترونیکی

#### لامپ افزونگر فوتونی

مقدار نور تولیدی در بلور NaI(Tl) آن قدر کم است که به سختی با چشم دیده می شود. حتی اگر جرقه تولیدی با چشم دیده شود شمارش نورها عملی نیست. افزونگر فوتونی وسیله ای است که نور را به پالسهای الکتریکی قابل اندازه گیری تبدیل می کند. لامپ PMT از دریچه فتوکاتد که نور به آن وارد می شود، یک دسته الکترودهای فلزی به نام دینود با آرایش هندسی خاص و یک آند تشکیل شده است. تمام این اجزا در لوله شیشه ای خلأ قرار گرفته اند. در اثر برخورد نور به فتوکاتد و برهمکنش فتوالکتریک، الکترون کم انرژی تولید می شود (۰ تا ۱ eV). این الکترون تحت

اختلاف پتانسیل ( ۵۰ تا ۱۰۰ ولت ) به طرف یک دینود شتاب می گیرد. با این شتاب، الکترونها به قدر کافی دارای انرژی جنبشی شده اند ( ۵۰ تا ۱۰۰ الکترون ولت ) تا در برخورد با دینود الکترونهای ثانویه تولید کنند. تعداد الکترونهای ثانویه بین ۱ تا ۱۰ متغیرند، الکترونهای ثانویه به طرف دینود دوم شتاب می گیرند ( دو برابر ولتاژ دینود اولیه تغذیه شده اند ) و افزایش الکترونها تکرار می شود تا بالاخره در دینود نهایی ( معمولاً دهم ) بین  $10^5$  تا  $10^8$  الکترون به ازای هر فوتوالکترون تولید می شود. این الکترونها، در آند جریان پالسی با دامنه چند میکروآمپری در عرض چند میکروثانیه تولید می کنند. ولتاژ دینودهای مختلف از یک منبع ولتاژ ( ۵۰۰ تا ۱۵۰۰ ولت ) با تقسیم کننده ولتاژ تأمین می شود. بهره یک PMT ( چند برابر کنندگی الکترون ) شدیداً به ولتاژ هر یک از دینودها وابسته است؛ بنابراین، تغییر جزئی در ولتاژ سبب تغییر عمده در خروجی آشکارسازها می گردد. بلور و افزونگر فوتونی معمولاً در محفظه ضد نور قرار دارند تا از رسیدن نور زمینه به افزونگر فوتونی جلوگیری شود.

#### آشکارسازهای نیمه هادی



معمولاً در یک جامد، جفت یونهای تولیدی پرتوی یونساز، مشابه یک گاز قابل اندازه گیری نیست. ولی تحت شرایطی و برای دسته ای از مواد به نام نیمه هادها امکان اندازه گیری جفت یونها فراهم می شود. دو تا از معمولترین آشکارسازهای نیمه هادی،  $\text{Ge(Li)}$  و  $\text{Si(Li)}$  هستند که از نیمه هادی ژرمانیم و سیلیسیم با مقدار کمی لیتیم ساخته شده اند.  $\text{Ge(Li)}$  برای آشکارسازی پرتوهای  $\gamma$  یا  $x$  استفاده می شود و  $\text{Si(Li)}$  اصولاً برای آشکارسازی پرتوهای ذره ای به کار

می رود. مزیت اصلی آشکارساز  $\text{Ge(Li)}$  نسبت به آشکارساز جرقه ای، قدرت بالای تفکیک انرژی آن است. یک آشکارساز  $\text{Ge(Li)}$  می تواند قدرت تفکیک انرژی ۱٪ در مقایسه با آشکارساز  $\text{NaI(Tl)}$  با قدرت تفکیک ۱۰٪ برای پرتوی های گامای  $^{137}\text{Cs}$  داشته باشد. عیب اصلی آشکارسازهای  $\text{Ge(Li)}$  که سبب محدودیت جدی آنها در کاربرد پزشکی هسته ای گردیده، حساسیت پایین، نیاز به نگهداری در برودت ۷۷ درجه کلوین ( دمای اتاق حدود ۳۰۰ کلوین است ) و عدم دسترسی به ابعاد بزرگ آن است. در شکل فوق طیف حاصل از چشمه  $^{60}\text{Co}$  که به وسیله آشکارساز  $\text{Ge(Li)}$  و  $\text{NaI(Tl)}$  به دست آمده، نشان داده شده است.

دزیمر فردی

به منظور رعایت بهداشت پرتو و اجرای مقررات، نیاز به اندازه گیری پرتوگیری فردی است. این اندازه گیری ممکن است هر چند دقیقه یا چند ماه بطور متناوب لازم باشد. سه نوع دُزیمتر فردی مهم در پرتوشناسی تشخیصی و پزشکی هسته‌ای با مزایا و معایب خاص خود عبارتند از:

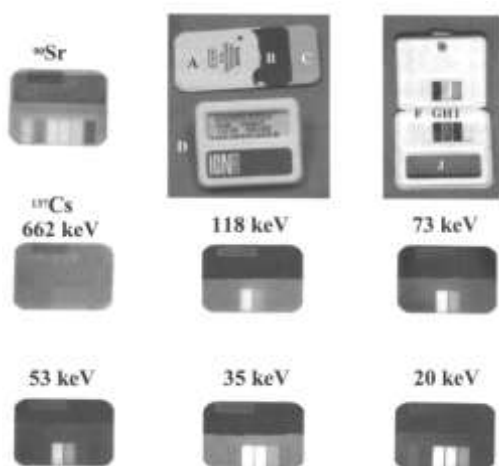
الف: فیلم بج، (ب) دُزیمتر فسفوری (مثلاً، دُزیمتر ترمولومینسانس TLD) و (پ) دُزیمتر جیبی.

اگر یک نوع دُزیمتر فردی تمام نیازهای دُزیمتری در تصویرسازی پزشکی را فراهم می‌ساخت بسیار خوب و ایده‌آل بود. یک دُزیمتر ایده‌آل باید از ویژگیهای زیر برخوردار باشد:

پاسخ سریع، قابلیت تشخیص انواع پرتوهای یونساز، اندازه گیری دقیق دُز پرتوهای یونساز با انرژیهای keV تا MeV و مستقل از زاویه تابش. بعلاوه باید کوچک، سبک، کاربری آسان، محکم، ارزان و مستقل از تغییرات شرایط محیط (مثلاً گرما، رطوبت، فشار و منابع پرتوهای غیر یونساز) باشد. متأسفانه یک چنین دُزیمتری وجود خارجی ندارد.

### فیلم بج Film Badge

فیلم بج عمومی ترین دُزیمتر مورد استفاده در



پرتوشناسی تشخیصی و پزشکی هسته‌ای است. این دُزیمتر شامل یک فیلم کوچک (شبیه فیلم رادیوگرافی دندان) درون لفافه کاغذی است که داخل حفاظ پلاستیکی مخصوصی به نام بج قرار گرفته و روی لباس نصب می‌شود. امولسیون این فیلم مشابه فیلم پرتونگاری در اثر پرتوی X و پس از ظهور ثبوت سیاه می‌شود. با افزایش دُز جذبی، فیلم سیاه تر می‌شود که با دانسیتومتر میزان سیاهی قابل اندازه گیری است.

امولسیون فیلم حاوی دانه‌های برمید نقره که عدد اتمی مؤثر آن بیش از عدد اتمی بافت است، در نتیجه، دُز فیلم معادل دُز بافت نمی‌شود. با انتخاب چندین فیلتر فلزی بر روی فیلم (معمولاً سرب، مس و آلومینیوم) و استفاده از نسبت دانسیته نوری فیلم زیر فیلترها، محدوده انرژی پرتو مشخص و امکان تبدیل دُز فیلم به دُز بافت فراهم می‌شود. فیلم بج دارای منطقه‌ای بدون فیلتر فلزی یا پوشش پلاستیکی است که مستقیماً مورد تابش قرار می‌گیرد. این قسمت (پنجره باز) برای آشکارسازی پرتوهای بتای پرانرژی و متوسط است. اکثر فیلم بج‌ها قادر به اندازه گیری دُزهای ۱۰ mrad تا ۱۵۰۰ rad پرتوهای گاما و ایکس هستند. معمولاً فیلم داخل بج هر ماه برای پردازش به مؤسسه

طرف قرارداد ارسال و گزارش پرتوگیری تقریباً دو هفته بعد دریافت می‌شود. فیلم ظاهر شده، معمولاً نزد مؤسسه، نگهداری و امکان ثبت دائمی پرتوگیری فراهم می‌شود. گزارش دُزیمتری شامل دُز سطحی یعنی دُز پوست و دُز عمقی مربوط به پرتوهای نفوذی است. فیلم بچ‌ها سبک، ارزان، کوچک و دارای کاربری آسانند. ولی امولسیون فیلم متأثر از گرما و رطوبت است و دُزیمتری را مشکل یا غیرممکن می‌سازد. فیلم بچ معمولاً روی نقطه‌ای از بدن نصب می‌شود که دارای بیشترین پرتوگیری یا حساسیت پرتویی است. اکثر رادیولوژیستها یا فن‌آوران پرتوشناسی و پزشکی هسته‌ای فیلم بچ را روی کمر بند یا لبه جیب پیراهن خود نصب می‌کنند. معمولاً هنگام فلورسکپی، فیلم بچ در نزدیکی یقه و روی روپوش سربی نصب می‌شود تا دُز تیروئید و عدسی چشم اندازه‌گیری شود، زیرا بخش اعظم بدن با روپوش سربی محافظت می‌شود. پرتوکاران حامله معمولاً برای اندازه‌گیری دُز جنین فیلم بچ دیگری در محل کمر بند نصب می‌کنند (زیر روپوش سربی).

#### دُزیمتر ترمولومینسانس

بعضی دُزیمترها حاوی فسفرهای ذخیره‌ای اند، یعنی الکترونهاى برانگیخته از پرتوهای یونساز، در حالت تحریک باقی می‌مانند. و اگر توسط حرارت، از دام برانگیختگی رها شوند با انتشار نور به تراز پایین تر سقوط می‌کنند. دُزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) دُزیمترهای فردی و محیطی بسیار دقیق اند؛ البته در مقایسه با فیلم بچ گرانتر و در پرتوشناسی تشخیصی رواج کمتری دارند. بلور لیتیم فلوراید (LiF) معمول‌ترین بلور TLD برای دُزیمتری فردی است. محدوده پاسخ این دُزیمتر 1 mrem تا  $10^5$  rem است و قابلیت استفاده مکرر دارد. مزیت دیگر آن نزدیکی عدد اتمی م و اثر آن با بافتهای بدن است؛ بنابراین، در محدوده بزرگی از انرژی دُز آن مشابه دُز بافت است. در TLD ثبت‌دایمی دُز نداریم زیرا برای خواندن دُز نیاز به گرم کردن بلور و خروج انرژی جذبی آن است. از TLD به عنوان دُزیمتر اندام در پزشکی هسته‌ای و دُزیمتری سطح بدن در رادیوتراپی استفاده می‌شود؛ یک انگشت حوی بلور TLD بیشترین دُز جذبی را در جریان آماده‌سازی و تجویز پرتودارو ثبت می‌کند. برای دُزیمتری در فواصل زمانی طولانی (مثلاً یک فصل) باز هم TLD دُزیمتر انتخابی است.

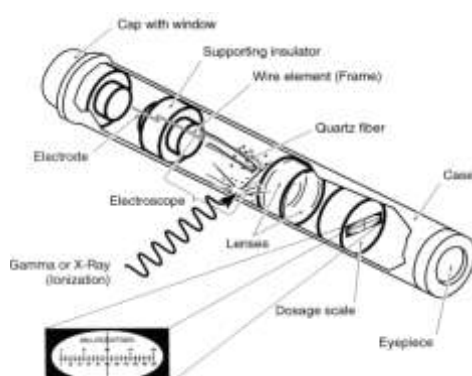
#### دُزیمتر جیبی یا قلمی

مهمترین عیب دُزیمترهای TLD و فیلم بچ، عدم امکان قرائت همزمان آنهاست در حالی که در

دُزیمترهای جیبی، دُز جذبی یا پرتوتابی بطور همزمان

قرائت می‌شود. نوع آنالوگ دُزیمتر جیبی (اتاقک یونساز

جیبی) دارای یک رشته نازک کوارتز است که روی فریم



متصل به الکتروود مثبت، در اتاقک هوا معلق است. در اثر نیروی دافعه کولنی رشته نازک کوارتز از فریم دور می شود و حرکت آن توسط عدسی نوری که برحسب رنتگن یا میلی سیورت مدرج شده، قابل مشاهده است.

در اثر برخورد پرتو، هوای داخل آشکارساز یونیزه می شود، بنابراین مقداری از بار مثبت هوای اتاقک، خنثی و نیروی دافعه کولنی آن کاهش می یابد در نتیجه، رشته کوارتز به فریم نزدیک می شود. این جابجایی به شکل حرکت خط نازکی روی صفحه مدرج قابل مشاهده است (شکل ۲ مقابل). اتاقکهای یونی جیبی نوعاً برای آشکارسازی فوتونهای با انرژی بیش از  $20 \text{ keV}$  به کار می روند. عمومی ترین مدل آنها، از صفر تا  $200 \text{ mR}$  یا صفر تا  $5 \text{ R}$  مدرج شده اند. این دُزیمتر ها، کوچک (به اندازه خودکار) و دارای کاربری آسانند اما در اثر ضربه صحت و دقت آن کاهش می یابد. این دُزیمترها دارای قابلیت استفاده مکررند ولی امکان ثبت دائمی دُز ندارند.



پرتوگیری به صورت مقدار بار الکتریکی ناشی از پرتوهای یونساز در واحد جرم هوا و برحسب کولمب بر کیلوگرم ( $\text{C/kg}$ ) تعریف می شود. رنتگن واحد قدیمی  $\text{C/kg}$   $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4}$  است. دُز پرتوگیری در هوا قابل محاسبه است بطوریکه هر رنتگن پرتوتابی منجر به  $\text{rad}$   $0.876$  دُز جذبی در هوا می گردد و یا بطور تقریبی هر رنتگن معادل یک راد دز جذبی در هواست.