

## 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 برحسب 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  $10^{-4} \times 2/54$  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.

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

### 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 Absorbance 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 برحسب  $\text{erg/g}$  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:

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

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	تمام انرژیها	۱
نوترون	انرژی کمتر از ۱۰ keV	۵
" "	انرژی بین ۱۰ تا ۱۰۰ keV	۱۰
" "	انرژی بیش از ۱۰۰ keV تا ۲ MeV	۲۰
" "	انرژی ۲ تا ۲۰ MeV	۱۰
" "	انرژی بیش از ۲۰ MeV	۵
پروتون	بجز پروتونهای برگشتی با انرژی بیش از	۵
ذرات آلفا	۲ MeV	۲۰

پاردهای 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 تابش دهی یکنواخت کل بدن است؛ بنابراین خطرات تابش دهی بخشی از بدن یا تابش دهی غیرهموزن باید به طور 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 متوسط گیری 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 قرمز	۰/۱۲	۰/۱۲
کولون	—	۰/۱۲
ریه	۰/۱۲	۰/۱۲
معدده	—	۰/۱۲
مثانه	—	۰/۰۵
پستان	۰/۱۵	۰/۰۵
تیروئید	۰/۰۳	۰/۰۵
پوست	۰/۰۱	۰/۰۱
سطح استخوان	۰/۰۳	۰/۰۱
بقیه بافتها	۰/۰۳	۰/۰۵

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 (پرتو دهی) 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 پرتو دهی در شرایط مختلف نظیر پرتو دهی از اشعه زمینه در برابر پرتو دهی از روشهای پزشکی به جامعه امریکاست. پرتو دهی با دُز مؤثر بالاتر باعث خطرات نسبتاً بیشتری می گردد. معادل دُز مؤثر (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 شغلی)	
حد معادل دُز مؤثر کل	*۵۰
عدسی چشم	۱۵۰
پوست، دستها، پاها	۵۰۰
اندام و بافتهای دیگر	۵۰۰
جنین- رویان (پرتوکار باردار)	۵
عموم مردم	۱

\* 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 (mSv)
اشعه زمينه ( تمام انواع اشعه )	۳
(	۲/۸
دخانيات ( $^{210}\text{Po}$ )	۰/۵۴
راديولوژی و پزشکی هسته	۰/۱۴
ای	۰/۰۷
فقط پزشکی هسته ای	۰/۰۰۹
محصولات مصرفی	
شغلی	

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

آزمایش	مغز استخوان فعال	پستانها	رویان و جنین	تیروئید	دُز مؤثر
ریه	۴	۹	-	۲	۴
CT ریه	۵۹۰	۲۱۰۰	۶	۲۳۰	۷۸۰
مجمعه	۲۰	-	-	۴۰	۱۰
CT سر	۲۷۰	۳	-	۱۹۰	۱۸۰
شکم	۴۰	۳	۲۹۰	-	۱۲۰
CT شکم	۵۶۰	۷۰	۸۰۰	۵	۷۶۰
مهرة كمری	۱۴۰	۷	۳۵۰	-	۲۱۰
لگن	۲۰	-	۱۷۰	-	۱۱۰
CT لگن	۵۶۰	۳	۲۶۰۰	-	۷۱۰
باریم انما یا پرتونمایی	۸۲۰	۷۰	۱۶۰۰	۲۰	۸۷۰
مموگرافی ( با مشدد)	-	۲۰۰	-	-	۱۰

### آشکار سازی پرتوها

در اثر برخورد پرتوی پرنرزی با ماده، تغییرات فیزیکی و شیمیایی خاصی در آن پدید می آید. این تغییرات موقتی یا دائمی، اساس آشکار سازی پرتوهای پرنرزی را تشکیل می دهد. البته، این تغییرات عموماً ناچیز و نامحسوس است. بنابراین، روشهای بسیار پیچیده ای برای آشکار سازی ابداع شده است. در این جا به شرح انواع آشکار سازی می پردازیم.

### آشکار سازی ساده

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

### 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 روش های آنالیز مواد، فیزیک هسته ای 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. اتافک یونساز نمی‌تواند به عنوان شمارشگر یا تعیین کننده انرژی پرتو به کار رود؛ ولی در بسیاری از شرایط، نظیر اندازه‌گیری مقدار پرتودهی، مفید خواهد بود. میزان اکسپوزر یا پرتودهی 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 تصویرگیری 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 غیر این صورت، بسته به زمان رسیدن پرتوی سوم زمان مرده افزایش می‌یابد، و همین طور 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.

به طور 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 دُزهای 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 می نامند. اگر قدرت تفکیک یک آشکارساز،  $20\text{keV}$  باشد، این آشکارساز، قادر به تفکیک دو پرتوی  $\gamma$  با اختلاف انرژی کمتر از  $20\text{keV}$  نمی باشد. قدرت تفکیک انرژی یک آشکارساز به عنوان میزان خطای یک آشکارساز در تعیین انرژی پرتوی  $\gamma$  یا  $x$  نیز محسوب می شود.

## ملاحظات دیگر

در آشکارسازها عموماً از قطعات الکترونیکی استفاده می شود که غالباً متأثر از تغییرات ولتاژ برق شهر یا دمای محیط هستند؛ بنابراین، پاسخ آشکارساز باید کمتر تابع این عوامل باشد، به علاوه در صورت نیاز، قابل حمل باشد، کار با آن ساده و گرانبیست نباشد.

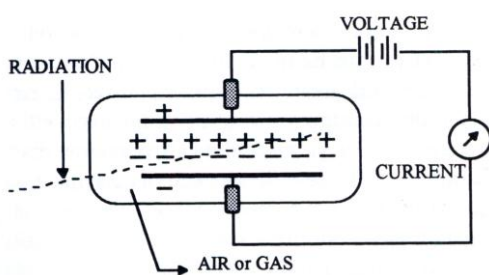
## انواع آشکارسازها

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

## آشکارسازهای گازی

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

## سازوکار آشکارسازهای گازی



برای تشریح سازوکار آشکارسازهای گازی، بیایید ببینیم وقتی یک پرتو یا ذره شتاب دار، در حجم گازی حاوی دو الکتروود با اختلاف پتانسیل  $V$ ، یونسازی می کند، چه اتفاقی رخ می دهد. اگر ولتاژ بین دو الکتروود صفر باشد، جفت یون تولیدی، باز ترکیب شده، به اتم یا مولکول خنثی تبدیل می شود. 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 لحظه ای تولید می شود. 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 - باز ترکیب

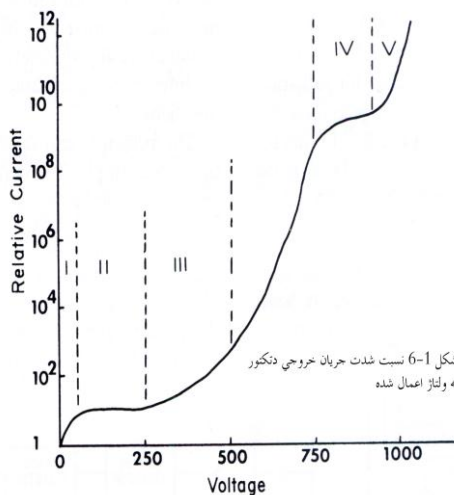
ولتاژ به حدی ناچیز است که جفت یونهای تولیدی پرتو باز ترکیب شده، اتمها و مولکولهای خنثی تولید می‌شود. با افزایش ولتاژ، به تدریج جفت یونها با الکترودها برخورد کرده، جریان الکتریکی تولید می‌شود.

#### 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 جمع‌آوری تمام جفت یونهای تولیدی، با افزایش ولتاژ مقدار جریان تغییر محسوسی نمی‌کند. 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 می‌شود. این ولتاژ نه تنها برای جذب تمام جفت یونهای اولیه به الکترودها کافی است بلکه انرژی کافی به جفت یونهای اولیه نیز می‌دهد 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 می‌یابد. 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 غیرخطی می‌شود.

#### 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 می‌کنند؛ در نتیجه مولکولهای خنثای گاز، بیشتر یونیزه و برانگیخته می‌شوند. بازگشت مولکولها از حالت برانگیخته تولید نور فرابنفش می‌کنند که موجب یونسازی بیشتر می‌شود؛ در نتیجه حجم گاز به حالت تخلیه موقت رسیده، شدت جریان تولیدی کم و بیش مستقل از ولتاژ و انرژی پرتو می‌گردد.

#### ناحیه ۵

ولتاژ به حدی زیاد است که برای تخلیه الکتریکی به پرتو نیازی نیست. تحت این میدان الکتریکی قوی، الکترونها از لایه‌های اتمی بیرون کشیده شده، اتمها و مولکولها یونیزه می‌شوند و تخلیه الکتریکی بی‌نیاز از پرتو به وجود می‌آید. 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 x یا  $\gamma$  و عدم

تفکیک انرژی، مهمترین عیب آنهاست. به علت کمی جریان الکتریکی ناشی از یک پرتو یا ذره، به عنوان شماره‌دهنده، استفاده نمی‌شود. بنابراین، استفاده‌ی اساسی آن در دُزیمتری پرتو در رادیولوژی تشخیصی و درمانی است. دُزیمتر اتاقک یونساز فارمر برای دُزیمتری مطلق در کلیه‌ی 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. حفره‌ی استوانه‌ای کوچکی در طول محور وجود دارد که نمونه‌ی 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 تابش‌های 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 رادیواکتیویته‌ی چشمه تناسب مستقیم دارد. با این حال، رادیونوکلئیدهای مختلف با مقدار اکتیویته‌ی 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 و از ضرب جریان ناشی از رادیواکتیویته‌ی نامعلوم به ضریب کالیبراتور، مقدار رادیواکتیویته‌ی 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 اکتیویته‌ی یک چشمه‌ی استاندارد حاوی رادیونوکلئید با طول عمر بلند نظیر  $^{137}\text{Cs}$  یا  $^{57}\text{Co}$  کنترل و تصحیح روزانه انجام می‌شود. اکتیویته‌ی اندازه‌گیری شده نسبت به رادیواکتیویته‌ی چشمه‌ی 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 به طور محسوس تغییر کند، ضرایب کالیبره تغییر نموده، اندازه‌گیری باید تکرار شود.

#### آشکارساز یا شمارشگر تناسبی

این آشکارسازها در ناحیه‌ی (۳) شکل (۶-۱) کار می‌کنند که یونهای اولیه به دلیل تولید یونهای ثانویه تقویت (تقریباً یک میلیون بار) شده‌اند. بنابراین شدت جریان الکتریکی کافی توسط پرتویی 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



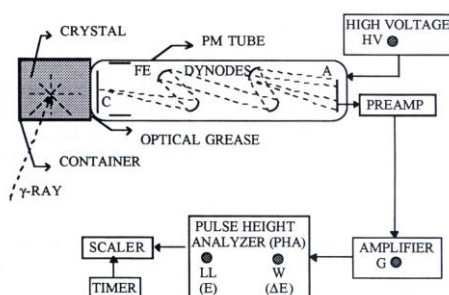
ولتاژ آشکارسازهای GM در ناحیه (۴) شکل (۶-۱) قرار دارند. در این حالت با ورود پرتو، گاز آشکارساز تخلیه الکتریکی شده، شدت جریانی کم و بیش مستقل از انرژی پرتو و ولتاژ اعمالی تولید می‌شود. چگونه می‌توان فرآیند تخلیه بارالکتریکی ناشی از پرتو را متوقف کرد تا آشکارساز برای پرتوی بعدی آماده شود؟

این کار به طور شیمیایی با افزودن قدری هالوژن یا ترکیبات آلی آن به عنوان ناخالصی به گاز انجام می‌شود. این ناخالصیها که فرونشان<sup>۲</sup> شیمیایی نامیده می‌شوند نور فرابنفش تولیدی هنگام تخلیه بار و انرژی جفت یونهای ثانویه را جذب می‌کنند. مولکولهای فرونشان با جذب انرژی و تجزیه خود، تخلیه بارالکتریکی را متوقف می‌سازند، ولی در مدت کوتاهی، بیشتر مولکولهای فرونشان باز ترکیب شده به صورت اولیه باز می‌گردند. بنابراین تعداد کمی از مولکولهای فرونشان تجزیه می‌شوند. فرونشانی 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 شکلها و اندازه‌های 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 پراثری، نور تولید می‌کنند. این خاصیت در ابزاری به نام دکتورجرقه‌ای 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 ریزبلورها 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 جرقه‌زن (کریستال)، افزونگرفوتونی (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 جمع آوری و تحلیل خودکار داده‌هاست.

تعداد مواد جرقه زن (سینتیلاتور) 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. به‌طور خلاصه، پرتوی گاما، انرژی خود را از طریق سازوکارهای فتوالکتریک، کامپتون و جفت‌سازی در ماده جرقه‌زن از دست می‌دهد، سپس انرژی الکترونیکی تولیدی در فاصله کوتاهی صرف یونسازی و تحریک مولکولهای ماده جرقه‌زن می‌شود. به‌طوری که در بازگشت به حالت پایه، نور منتشر می‌کنند.

جرقه‌زن NaI(Tl)

در پزشکی هسته‌ای بلور یدور سدیم مخلوط با کمی تالیوم، 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 مزیت‌های آن است. بلور یدور سدیم بدون ناخالصی تالیوم، نور زیادی تولید نمی‌کند و حضور اندکی تالیوم (یک در میلیون) نور منتشره را با ضریب ۱۰ یا بیشتر تقویت می‌کند. زمان استحالته فسفرسانس که معمولاً معرف زمان مرده یک آشکارساز جرقه‌ای است، تقریباً ۰/۲۵ میکروثانیه است و برای مقادیر رادیواکتیویته مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای مناسب است، به‌علاوه فن آوری رشد این بلور در ابعاد بزرگ و اشکال مختلف به‌خوبی پیشرفت کرده است؛ به‌طوری که از دیگر آشکارسازهای جرقه‌زن اقتصادی‌تر است.

بلورهای یدور سدیم جاذب رطوبتند و اجباراً به‌طور کامل در دیواره‌های نازک آلومینیومی یا محفظه‌های آهنی پوشانده می‌شود. دیواره‌های آلومینیومی و آهنی به‌مقدار جزئی سبب تضعیف پرتوهای پرانرژی  $\gamma$  می‌گردد. این بلورها نباید ناگهانی تحت تغییرات شدید دما قرار گیرند. حتی موقعی که بلااستفاده‌اند. پاسخ آشکارساز با تغییر دمای اتاق اندکی تغییر می‌کند. نور در حجم بسیار کوچکی از جرقه‌زن تولید می‌شود. این برد برای پرتوی X یا  $\gamma$  با انرژیهای کمتر از MeV (بیش از یک میلی‌متر نیست). نور در تمام جهات عبور می‌کند. با پوشاندن تمام سطوح جانبی بلور (به‌جز وجه مقابل افزونگر فوتونی PMT) با انعکاس‌دهنده نور، نظیر اکسید منیزیم اکثر نورها به‌طرف افزونگر فوتونی هدایت می‌شوند.

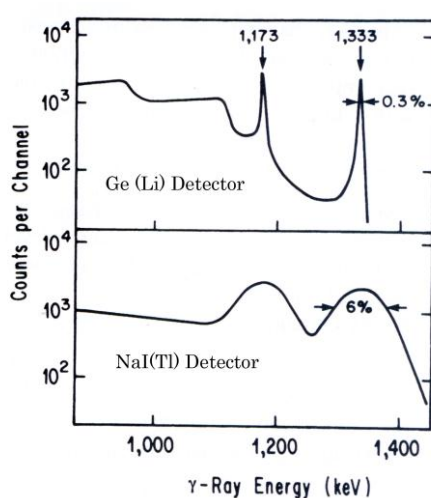
مشخصات الکترونیکی

لامپ افزونگر فوتونی

مقدار نور تولیدی در بلور NaI(Tl) آن‌قدر کم است که به سختی با چشم دیده می‌شود. حتی اگر جرقه تولیدی با چشم دیده شود شمارش نورها عملی نیست. افزونگر فوتونی وسیله‌ای است که نور را به پالسهای الکتریکی قابل اندازه‌گیری تبدیل می‌کند. لامپ PMT از دریچه فتوکاتد که نور به آن وارد می‌شود، یک دسته الکترودهای فلزی به‌نام دینود با آرایش هندسی خاص و یک آند تشکیل شده است. تمام این اجزا در لوله شیشه‌ای خلأ قرار گرفته‌اند. در اثر برخورد نور به فتوکاتد و برهمکنش فتوالکتریک، الکترون کم انرژی تولید می‌شود (۱ تا ۱ eV). این الکترون تحت اختلاف پتانسیل (۵۰ تا ۱۰۰ ولت) به طرف یک دینود شتاب می‌گیرد. با این شتاب، الکترونها به‌قدر کافی دارای انرژی جنبشی

شده‌اند ( ۵۰ تا ۱۰۰ الکترون ولت ) تا در برخورد با دینود الکترونهاى ثانویه تولید کنند. تعداد الکترونهاى ثانویه بین ۱ تا ۱۰ متغیرند، الکترونهاى ثانویه به طرف دینود دوم شتاب می‌گیرند ( دو برابر ولتاژ دینود اولیه تغذیه شده‌اند) و افزایش الکترونها تکرار می‌شود تا بالاخره در دینود نهایی ( معمولاً دهم ) بین  $10^5$  تا  $10^8$  الکترون به‌ازای هر فوتوالکترون تولید می‌شود. این الکترونها، در آندجریان پالسی با دامنه چند میکروآمپری در عرض چند میکروثانیه تولید می‌کنند. ولتاژ دینودهای مختلف از یک منبع ولتاژ ( ۵۰۰ تا ۱۵۰۰ ولت ) با تقسیم‌کننده ولتاژ تأمین می‌شود. 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 می‌گردد. بلور و افزونگر فوتونی معمولاً در محفظه ضد نور قرار دارند تا از رسیدن نور زمینه به افزونگر فوتونی جلوگیری شود.

#### آشکارسازهای نیمه‌هادی



معمولاً در یک جامد، جفت یونهاى تولیدی پرتوی یونساز، مشابه یک گاز قابل اندازه‌گیری نیست. ولی تحت شرایطی و برای دسته‌ای از مواد به نام نیمه‌هادیها امکان اندازه‌گیری جفت یونها فراهم می‌شود. دو تا از معمولترین آشکارسازهای نیمه‌هادی، Ge(Li) و Si(Li) هستند که از نیمه‌هادی ژرمانیم و سیلیسیم با مقدار کمی لیتیم ساخته شده‌اند. برای آشکارسازی پرتوهای x یا  $\gamma$  استفاده می‌شود و Si(Li) اصولاً برای آشکارسازی پرتوهای ذره‌ای به کار می‌رود. مزیت اصلی آشکارساز Ge(Li) نسبت به آشکارساز جرقه‌ای، قدرت بالای تفکیک انرژی آن است. یک آشکارساز Ge(Li) می‌تواند قدرت تفکیک انرژی ۱٪ در مقایسه با آشکارساز NaI(Tl) با

قدرت تفکیک ۱۰٪ برای پرتوی های گامای  $^{137}\text{Cs}$  داشته باشد. عیب اصلی آشکارسازهای Ge(Li) که سبب محدودیت جدی آنها در کاربرد پزشکی هسته‌ای گردیده، حساسیت پایین، نیاز به نگاه‌داری 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 Ge(Li) و NaI(Tl) به دست آمده، نشان داده شده است.

#### دُزیمتر فردی

به منظور رعایت بهداشت پرتو و اجرای مقررات، نیاز به اندازه‌گیری پرتوگیری فردی است. این اندازه‌گیری 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:

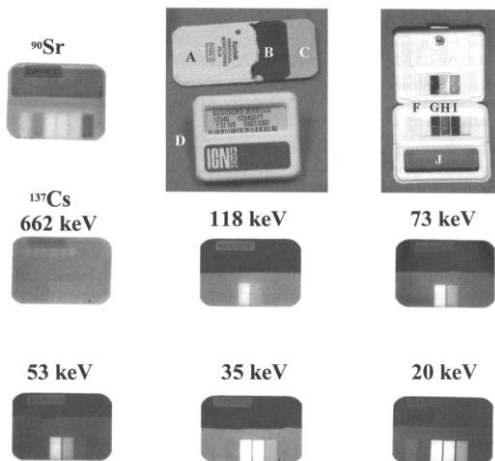
الف: فیلم بچ، (ب) دُزیمتر فسفری (مثلاً، دُزیمتر ترمولومینسانس TLD) و (پ) دُزیمتر جیبی.

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، اندازه‌گیری 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 بچ Film Badge



فیلم بچ 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 بچ 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 سیاه‌تر می‌شود که با دانسیتومتر میزان سیاهی قابل اندازه‌گیری 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 آلومنیوم) و استفاده از نسبت دانسیته نوری فیلم زیر فیلترها، محدوده انرژی پرتو مشخص و امکان تبدیل دُز فیلم به دُز بافت فراهم می‌شود. فیلم بچ دارای منطقه‌ای بدون فیلتر فلزی یا پوشش پلاستیکی است که مستقیماً مورد تابش قرار می‌گیرد. این قسمت (پنجره باز) برای آشکارسازی پرتوهای بتای پرتوهای متوسط است. اکثر فیلم بچ‌ها قادر به اندازه‌گیری دُزهای ۱۰ mrad تا ۱۵۰۰ rad پرتوهای گاما و ایکس هستند. معمولاً فیلم داخل بچ 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 پرتویست. 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).

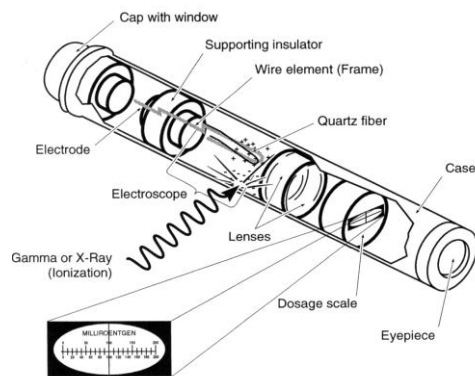
### دُزیمتر ترمولومینسانس

بعضی دُزیمترها حاوی فسفرهای ذخیره‌ای‌اند، یعنی الکترونهای برانگیخته از پرتوهای یونساز، در حالت تحریک باقی می‌مانند. و اگر توسط حرارت، از دام برانگیختگی رها شوند با انتشار نور به تراز پایین‌تر سقوط می‌کنند. دُزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) دُزیمترهای فردی و محیطی بسیار دقیق‌اند؛ البته در مقایسه با فیلم بچ گرانتر و در پرتوشناسی تشخیصی رواج کمتری دارند. بلور لیتیم فلوراید (LiF) معمول ترین بلور TLD برای دُزیمتری فردی است. محدوده پاسخ این دُزیمتر ۱ mrem تا ۱۰<sup>۵</sup> rem است و

قابلیت استفاده مکرر دارد. مزیت دیگر آن نزدیکی عدد اتمی مؤثر آن با بافتهای بدن است؛ بنابراین، در محدوده بزرگی از انرژی دز آن مشابه دز بافت است. در TLD ثبت دایمی دز نداریم زیرا برای خواندن دز نیاز به گرم کردن بلور و خروج انرژی جذبی آن است. از TLD به عنوان دزیومتر اندام در پزشکی هسته‌ای و دزیمتری سطح بدن در رادیوتراپی استفاده می‌شود؛ یک انگشتر حاوی بلور TLD بیشترین دز جذبی را در جریان آماده‌سازی و تجویز پرتودارو ثبت می‌کند. برای دزیمتری در فواصل زمانی طولانی (مثلاً یک فصل) باز هم TLD دزیومتر انتخابی است.

دزیومتر جیبی یا قلمی

مهمترین عیب دزیومترهای TLD و فیلم بچ، عدم امکان قرائت همزمان آنهاست در حالی که در دزیومترهای جیبی، دز جذبی یا پرتوتابی بطور همزمان قرائت می‌شود. نوع آنالوگ دزیومتر 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 می‌شود 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 می‌شود، بنابراین مقداری از بار مثبت هوای اتاقک، خنثی و نیروی دافعه کولنی آن کاهش می‌یابد در نتیجه، رشته کوارتز به فریم نزدیک می‌شود. 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 ۲۰ keV به کار می‌روند. عمومی ترین مدل آنها، از صفر تا ۲۰۰mR یا صفر تا ۵ R مدرج شده‌اند. این دزیومترها، کوچک (به اندازه خودکار) و دارای کاربری آسانند اما در اثر ضربه صحت و دقت آن کاهش می‌یابد. این دزیومترها دارای قابلیت استفاده مکررند ولی امکان ثبت دایمی دز ندارند.



پرتوگیری به صورت مقدار بار الکتریکی ناشی از پرتوهای یونساز در واحد جرم هوا و برحسب کولمب بر کیلوگرم (C/kg) تعریف می‌شود. رنتگن واحد قدیمی C/kg

$1 R = 2.58 \times 10^{-4}$  است. دز پرتوگیری در هوا قابل محاسبه است بطوری که هر رنتگن پرتوتابی منجر به  $0.876 \text{ rad}$  دز جذبی در هوا می‌گردد و یا بطور تقریبی هر رنتگن معادل یک راد دز جذبی در هواست.