عنوان دوره آموزشی:

آشنایی با دستگاههای تصویر برداری هسته ای

تابستان ۱۳۹۹

بسم الله الرحمن الرحيم

گروه هدف:

تکنسین تجهیزات پزشکی - کاردان تجهیزات پزشکی - کارشناس تجهیزات پزشکی

اهداف آموزشی:

در پایان از فراگیران انتظار می رود تا با

* مبانی طب هسته ای
* روش تهیه رادیوداروها
* اصول دستگاههای طب هسته ای
*اصول کارکرد و اجزای دستگاه گاما کمرا، SPECT وPET

آشنایی داشته باشد.

روش و نحوه اجرای آموزش:

- مدت دوره: ۲۰ ساعت
- اجرای آموزش کتابخوانی
- نوع آزمون: کتابخوانی
- روش آزمون: الکترونیکی-کتبی

فصل اول: مقدمه

۱-۱- مقدمه

فیزیک هسته ای عموما شامل بحث و بررسی درباره ساختمان هسته اتم، منشا نیروها و انرژیهای هسته ای و شیوه های کنترل و استفاده از آنها است. در بحث استفاده از انرژی هسته ای اولین مطلبی که به ذهن خطور می کند ساخت سلاح های هسته ای با قدرت تخریبی زیاد و آثار سوء ناشی از آنها است. هنگام اشاره به استفاده مفید و موثر از آن نیز اغلب از کنترل انرژی هسته ای در راکتورها برای مصارف صنعتی از قبیک تولید انرژی الکتریکی نام برده می شود. ولی امروزه به جرات می توان گفت که ضرورت و اهمیت کاربرد فیزیک هسته ای در پزشکی و علوم وابسته به آن کمتر از مصارف صنعتی آن نیست. اهمیت اطلاعاتی که می توان با به کارگیری اصول فیزیک هسته ای از آتاتومی و فیزیولوژی ارگانهای مختلف بدن انسان و همچنین فعالیتهای متابولیک آنها بدست آورد، کمتر از منافع ناشی از تولید انرژی الکتریکی در صنعت نمی باشد. اگر چه تولید انرژی در صنعت خود نیز امری حیاتی است، ولی مشاهده تصویر مقطعی از قلب انسان زنده ای که بر روی صفحه مانیتور در حال تپش است و محاسبه فلوی خون ورودی و خروجی و بررسی کار دریچه های آن چیزی است که تنها و تنها با استفاده از مبانی فیزیک هسته ای امکان پذیر بوده و اهمیت آن نیز برای حیات مریض امری کاملا محرز و مشخص است.

اندازه گیری کمی تهایی از قبیک حجم خون، پلاسما، هورمونها و پروتینهای مختلف سرم خون که از اهمیت پاتولوژیک ویژه ای برخوردار است، با استفاده از تکنیکهای هسته ای امکان پذیر بوده و امروزه به طور روزمره در اغلب آزمایشگاههای کلینیکی انجام می گیرد. مبانی فیزیک هسته ای علاوه بر موارد تحقیقی و یا تشخیصی در مصارف درمانی نیز مورد استفاده قرار می گیرد.

موارد درمانی بسته به ارگان مورد نظر و نوع درمان بسیار متنوع است. استفاده از تابش های α، β و γ از عناصر رادیوایزوتوپ که به طریق تزریقی، خوراکی و .. تجویز شده اند، می تواند در درمان بسیاری از امراض مورد بهره برداری قرارگیرد. در فصول بعدی این کتاب ضمن بررسی مبانی فیزیک هسته ای به مصارف تشخیصی و یا درمانی آنها نیز اشاره خواهد شد.

پزشکی هسته ای شاخه ای از تصویربرداری پزشکی است که از مقدار کم و معـین از مـاده رادیواکتیـو بـرای تشخیص و درمان انواع سرطان ها، بیماری های قلبی و سایر نارسایی های مشخص بدن استفاده می گردد. پزشکی هسته ای یا تصویربرداری با رادیونوکلوئیدها، یک آزمون غیرتهاجمی بوده و بطور معمول بدون درد می باشد که در تشخیص انواع بیماری ها به پزشکان و پیراپزشکان کمک می کند. دراین نوع اسکن از مواد رادیواکتیو استفاده می گردد که به آنها رادیودارو یا مواد نشاندار شده گفته می شود. بسته به نوع آزمون پزشکی هسته ای، ماده رادیودارو یا به صورت وریدی تزریق می گردد یا به شکل خوراکی بلعیده می شود و یا مانند گازاستنشاق می شود و درنهایت این مواد در ارگان یا ناحیه مورد نظر بدن بیمار تجمع یافته (براساس فرایند نشاندار کردن (Labeling) و پرتو گاما از ناحیه تجمع یافته با انرژی مربوطه ساطع می گردد. برای تصویر برداری با استفاده از مواد رادیواکتیو باید از مواد رادیواکتیوی استفاده شود که کمترین آسیب را در بدن ایجاد کنند.

انرژی پرتو گاما توسط دوربین گاما یا اسکنر PET و یا گاماپروب آشکار می شود. همه تجهیزات مورد اسـتفاده در پزشکی هسته ای مرتبط با کامپیوتر بوده که برای اندازه گیری میزان رادیو داروی جذب شده در بدن بیمـار، نحوه توزیع رادیو دارو در ارگان مورد نظر و بررسی های آناتومی ک و عملکردی به کارگرفته مـی شـوند. تصـاویر بدست آمده از دوربین گاما یا اسپکت به وسیکه کامپیوتر مورد ارزیابی و پردازش قرار می گیرند و جزئیات ساختار و یا عملکرد ارگان مربوطه را نشان می دهند.

در برخی از مراکز تصویربرداری پزشکی هسته ای، تصاویر پزشکی هسته ای با تصاویر ام آر آی و سی تی اسکن ترکیب شده (هم پوشانی) و تصاویر جدیدی بدست می آید، که به صورت تصاویر منطبق بـر روی هـم یـا ثبـت همزمان خواهند بود. این روشها نیز به نوبه خود می تواند اطلاعات دقیقتر و تشخیص بهتری را از نقطه نظر آناتومی کی ارائه دهند. همچنین تجهیزات SPECT/Ct و PET/CT قادر به مطالعه آناتومی و عملکرد فیزیولوژیـک ارگـان مورد نظر در تصاویر بدست آمده به صورت همزمان هستند.

۲-۱- تاریخچه پزشکی هسته ای

نخستین آزمایش استفاده از تزریق رادیوایزوتوپ در تصویربرداری انسانی، توسط هرمال ال بلومگار و سوساوایس در دانشگاه هاروارد انجام گرفت. این آزمایش در سال ۱۹۲۷ می کادی و به کمک یک اتاقک ابری و رادون انجام گرفت. هل انگر در سال ۱۹۵۸ می کادی دوربین انگر را در دانشگاه برکلی ابداع نمود. همچنین استفاده از رادیوایزوتوپ ^{99m}TC در سال ۱۹۶۴ توسط تیمی متشکل از پل هارپر و نیز رابرت بک از دانشگاه شیکاکو باعث ایجاد نقطه عطفی در تاریخ فیزیک پزشکی و پزشکی هسته ای گردید.

۳-۱- پزشکی هسته ای در ایران

استفاده از مواد پرتوزا در ایران برای اولین بار با سنجش میزان ید رادیواکتیو در سال ۱۳۳۹ به وسیکه یک شمارنده گایگر در آزمایشگاه مرکزی دانشکده علوم پزشکی تهران آغاز گردید. در این راستا یک کارشناس بریتانیایی به نام Malcolm Cuthbert Nokes نقش مهمی را در پیشرفت پزشکی هسته ای در ایران ایفا نمود. با همکاری وی، دکتر نظام مافی برای اولین بار در سال ۱۳۴۰ با یک پویشگر تیروئید، تحقیقاتی را به انجام رسانید و پایه های پزشکی هسته ای را در ایران بنا نهاد.

درسال ۱۳۴۶ مرکز پزشکی هسته ای و تحقیقات غدد مترشحه داخلی دانشگاه تهران تاسیس شد که در واقع اولین و قدیمی ترین مرکز پزشکی هسته ای کشور محسوب می شود. امکانات این بخش در حد یک دستگاه دوربین انگر بود که به تدریج تجهیز گردید.

۴-۱-مزایای پزشکی هسته ای

الف- ایمنی آزمون پزشکی هسته ای

فرایند پزشکی هسته ای جز ایمن ترین آزمون های تصویربرداری تشخیصی موجود می باشد که برای دستیابی به اطلاعات تشخیصی از بیمار، مقدار ناچیزی ماده رادیواکتیو به فرم رادیو دارو به بدن بیمار تزریق می گردد،

بنابراین با مقدارکمی از رادیو دارو می توان تصاویر ارزشمندی از نقطه نظر تشخیصی را بـه دسـت آورد. در ایـن فرایند میزان تشعشع دریافتی به اندازه اشعه ایکس تشخیصی در آزمون رادیوگرافی و یا حتی کمتر از آن است.

انسان بطور دائم درمعرض تشعشعات طبیعی و مصنوعی ساخته دست بشر می باشد. افراد به طـور سـالانه از منابع طبیعی مانند هوا، فضا، سنگ ها و خاک مقادیری تشعشع زمینه ای دریافت می کنند که از ابتدای خلقـت بدن انسان به این مقادیر از پرتوگیری عادت کرده است. علاوه بر اینها مقادیر دیگری از تشعشع از طریق محصولات مصرفی انسان مانند مواد ساختمانی، تلویزیون، نمایشگر های لومی نسانس و غیره بطور مداوم وارد بدن می شوند. میزان پرتوگیری که در آزمونهای پزشکی هسته ای به بیمار می رسد تقریبا معادل پرتوی است که فرد در طـول چند ماه از منابع طبیعی دریافت می کند. بطور معمول میزان دز دریافتی در آزمونهای پزشکی هسته ای به همان میزانی است که بیمار در طی رادیوگرافی با پرتو ایکس دریافت می کند.

ب- روش های پزشکی هسته ای از نظر اقتصادی مقرون به صرفه هستند.

ج- تا به امروز حدود ۱۰۰ روش تصویر برداری پزشکی هسته ای عرضه شده است.

د- برخلاف سایر آزمون های تشخیصی، پزشکی هسته ای درمورد عملکرد هریک از ارگانهای اصلی بدن اطلاعات مفیدی را ارائه می نماید.

ه- روش های پزشکی هسته ای یکی از مطمئن ترین روشها دربین آزمونهای تصویربرداری موجـود مـی باشـند و احتمال ایجاد عوارض جانبی در بیماران حداقل می باشد.

و- روشهای پزشکی هسته ای به طور معمول بدون درد و بیهوشی هستند.

۵-۱- کاربردهای تصویر برداری طب هسته ای

برخی از موارد کاربرد های معمول پزشکی هسته ای عبارتند از

۱- اسکن پرفیوژن قلب برای تشخیص بیماری های قلبـی کـه بـا علایـم درد قفسـه سـینه و درد ناشـی از فعالیت(آنژین) خود را نشان می دهد.

۲- تشخیص الگو های جریان خون در دیواره عضله قلبی که همان اسکن می وکارد پرفیوژن می باشد.

۳- ارزیابی وجود بیماری شریان های کرونری و میزان شدت آن

۴- تخمی ن میزان آسیب قلبی در افراد دچار حمله قلبی

۵- ارزیابی نتیجه جراحی های بای پس یا سایر روش های ترمی م عروقی که برای ذخیره خون داخل قلب انجام شده اند.

۶- ارزیابی حرکت دیواره قلب و عملکرد کل ارگان قلب با تکنیک Gating قلبی، این آزمون همزمان با ثبت نوار الکتروکاردیوگرام بیمار انجام می گیرد.

۷- تشخیص و درمان پرکاری تیروئید

۸- اسکن استخوان به منظور بررسی جراحات ارتوپدی و بررسی متاستازهای ناشی از انواع سرطان ها

۹- اسکن پرفیوژن و ونتیکاسیون ریه به منظور بررسی وجود لخته خون در شریان های ریوی(تشخیص آمبولی یا P.T.E)

۱۰- کاربردهای کلیوی اعم از بررسی عملکرد کلیه با رادیوداروی ^{99m}TC-DTPA و بررسی بافت کلیه و وجود زخم های کلیوی یا همان Scar با رادیو داروی ^{99m}Tc-DMSA.

۱۱- اسکن کبد وکیسه صفرا برای تشخیص ناهنجاری ها و بلوک شدن جریان عملکردی ارگان های موردنظر

۱۲- آشکارسازی انسداد مجاری ادراری

۱۳- بررسی بیماری آلزایمر

۱۴- آشکارسازی پس زدگی پیوند کلیه

۱۵- تشخیص پرفشاری خون کلیوی

۱۶- آشکارسازی محل دقیق تومورها و متاستازها

۱۷- تسکین دردهای ناشی ازسرطان (دردهای شدید استخوانی)

۱۸- آشکارسازی چرخش بیضه ها

فصل دوم:

مبانی فیزیک هسته ای

و مواد رادیواکتیو

۱-۲- ساختمان هسته

اتم که کوچکترین جز تشکیل دهنده اجسام تعریف می شود ساختمانی متشکل از یک هسته و تعدادی لایه های الکترونی در اطراف آن دارد. مطالب مربوط به نحوه قرارگرفتن الکترونها در هر یک از لایه های الکترونی موضوع فیزیک اتمی بوده و در اینجا به آن اشاره ای نخواهد شد. هسته اتم نیز از اجزا مختلفی تشکیل یافته که ذرات بنیادی نامیده می شود. مهمترین آنها پروتون و نوترون نام دارد. پروتون و نوترون هر یک به تنهایی جرمی به مراتب بیشتر از جرم الکترون دارند ($m_n=1837\ m_e$،$m_p=1836\ m_e$) در نتیجه می توان گفت جرم اتم های مختلف اکثرا در هسته آنها متمرکز شده است. نوترون از نظر بار الکتریکی خنثی است ولی پروتون دارای بار الکتریکی مثبت معادل $1.6x10^{-19}$ کلون می باشد. بنابراین هسته که از تعدادی پروتون و نوترون تشکیل شده است (به جز در هسته نیتروژن که تنها دارای یک پروتون می باشد) دارای بار الکتریکی مثبتی برابر با مجموع بار الکتریکی پروتون های موجود در آن می باشد. این بار الکتریکی از نظر مقدار برابر با بار منفی الکترونها در یک اتم خنثی می باشد. در فیزیک هسته ای به پروتون و نوترون بدون توجه به بار الکتریکی و جرم آنها نوکلئون اطلاق می شود. ذرات دیگری در هسته وجود دارند که اکثرا هنگام واکنش های هسته ای برای حفظ اصول بقا انرژی و بار الکتریکی تجلی می یابند. عمدترین آنها عبارتند از نترینو و آنتی نترینو که ذارتی با جرمی به مراتب کمتر از جرم الکترون بوده و بدون بار الکتریکی می باشند. تفاوت نوترینو و آنتی نوترینو در اسپین آنهاست.

پوزیترون (β^+) ذره ای مشابه الکترون ولی با بار الکتریکی مثبت است. این ذره بسیار ناپایدار بوده و به محض تولید (بعد از $۱۰^{-۷}$ ثانیه) با یک الکترون ترکیب شده و از بین می رود. انرژی معادل جرم آنها به صورت دو فوتون اشعه γ هر یک با انرژیMev ۰/۵۱۱ و در دو جهت مخالف تابش می شود. این پدیده به محو ذرات[۱] موسوم بوده و اساس ساختمان دستگاههای توموگرافی با نشر پوزیترون[۲] در پزشکی هسته ای می باشد.

[1] Annihilation of Particle
[2] Positron Emission Tomography

مزونها نیز ذراتی با جرم بیشتر از الکترون هستند که بهصورت مزون π و μو k در انواع مثبت و منفی و خنثی در واکنش های هسته ای به وجود می آیند. از ذرات دیگر هسته می توان از هیپرونها با جرمی بیشتر از نوکلئونها را نام برد. جدول ۱-۲ اعلام اختصاری، بار الکتریکی و جرم بعضی از ذرات بنیادی را نشان می دهد.

جدول۲-۱: مشخصات تعدادی از ذرات بنیادی

	سمبل	بار الکتریکی بر حسب e	جرم برحسب amu
الکترون	e^-, β^-	-۱	۰/۰۰۰۵٤۸
پوزیترون	e^+, β^+	+۱	۰/۰۰۰۵٤۸
پروتون	$P, {}_1^1H^+$	+۱	۱/۰۰۷۲۷
نوترون	$n, {}_0^1n$	۰	۱/۰۰۸٦٦
نوترینو	ν	۰	$< {}^1/_{۲۰۰۰} m_e$
مزون	π^+, π^-	+۱ و -۱	۲۷۳ m_e
	π°	۰	۲٦٤ m_e
	μ^+, μ^-	+۱ و -۱	۲۰۷ m_e
	$K^+ K^-$	+۱ و -۱	۹٦۷ m_e
	K°	۰	۹۷۳ m_e

قبل از بررسی منشا، نیروها و انرژی همبستگی در هر هسته، بهتر است ابتدا واحدها و تعاریف معمول در فیزیک هسته ای یادآوری شوند.

۲-۲- واحدها :

با توجه به کوچک بودن جرم هسته ها، در محاسبات و اندازه گیری های مربوط به جرم اغلب از واحد جرم اتمی با حروف مخفف amu استفاده می شود. بنا به تعریف یک amu عبارت است از ۱/۱۲ جرم اتم ^{12}C که هسته آن دارای ۶ نوترون و ۶ پروتون است و برابر با 1.66×10^{-27} کیلوگرم است.

به عنوان مثال: $m_p=1.00727$ amu، $m_n=1.00866$ amu،$m_e=0.00055$ amu

از بار الکتریکی الکترون که برابربا $1.66\times10^{-19}C$ است به عنوان واحد بار الکتریکی استفاده می شود. واحد انرژی نیز الکترون- ولت (ev) می باشد که برابر است با انرژی یک الکترون هنگامی که دراختلاف پتانسیل یک ولت قرارگیرد($1ev=1.6\times10^{-19}j$) می باشد. انرژی های زیادتر با Kev و یا Mev مشخص می شوند.

۲-۳- تعاریف:

عدد اتمی : تعداد پروتونهای موجود در هر هسته که مشخص کننده موقعیت عنصر در جدول تناوبی عناصر می باشد، عدد اتمی نامیده شده و با Z نمایش داده می شود.

عدد جرمی : مجموع تعداد پروتونها و نوترونهای موجود در یک هسته را عدد جرمی نامیده و با A نمایش می دهند. در یک هسته اگر تعداد نوترونها N باشد می توان نوشت:

$$A=Z+N$$

برای نشان دادن هسته عناصر مختلف معمولا از سمبل شیمیایی آنها استفاده می شود. عدد جرمی در سمت چپ آن و در بالا و عدد اتمی در پایین نوشته می شود. نوشتن عدد اتمی الزامی نیست زیرا سمبل شیمیایی هر عنصر مشخص کننده آن می باشد. (مانند ^{A}X)

ایزوتوب : دو یا چند هسته از یک عنصر که از نظر عدد جرمی متفاوت باشند ایزوتوپ یکدیگر نامیده می شوند.

رادیوایزوتوپ : هرگاه ایزوتوپی از یک عنصر رادیواکیتو باشد آنرا رادیوایزوتوب نامیده و با یک علامت (*) برروی آن مشخص می شود.

ایزوبار : دو یا چند هسته از عناصر مختلف که عدد جرمی آنها با هم برابر باشد ایزوبار نامیده می شوند.

ایزوتون : دو یا چند هسته از عناصر مختلف که تعداد نوترونهای آنها با هم برابر باشد ایزوتون نامیده می شوند.

ایزومر: هرگاه دو هسته از یک عنصر با اعداد جرمی یکسان، دارای ترازهای انرژی متفاوتی باشند، بطوری که یکی در حال تعادل و دیگری به صورت برانگیخته باشد به آنها ایزومر می گویند. مثل ^{99}Tc و $^{99}Tc^{m}$ که دومی در حال برانگیخته بوده و علامت m نشان دهنده ناپایداری آن است.

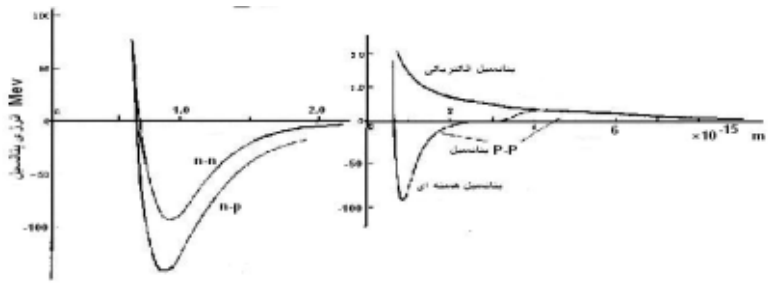
۲-۴- انرژی همبستگی هسته

هسته هر اتم شامل تعدادی پروتون و نوترون می باشد. با توجه به اینکه پروتون دارای بار الکتریکی مثبت بوده و بارهای همنام یکدیگر را دفع می کنند، چه عاملی باعث تجمع تعداد زیادی پروتون در داخل هسته عناصر مختلف می باشد؟ برای پاسخگویی به این سوال می بایستی با ماهیت نیروهای موثر بین نوکلئونها در داخل هسته بیشتر

آشنا شد. نیروهای موجود در طبیعت دارای انواع ثقلی، الکتریکی، مغناطسیی و هسته ای می باشند. نیروهای ثقلی از نوع جاذبه بوده و با توجه به قانون جاذبه نیوتن ($Fg = Gmm'/r^2$) برای اجسامی با جرم m،m' که به فاصله r از یکدیگر قرار دارند، قابل محاسبه است. نیروهای الکتریکی از انواع جاذبه و دافعه بوده و برای دو بار الکتریکی q′،q که به فاصله r از یکدیگر قرار دارند، با استفاده از قانون کولمب ($F= kqq'/r^2$) بدست می آید. نیروهای منغاطیسی نیز با استفاده از قانون آمپر و از طریق حاصل ضرب دو جریان الکتریکی قابل محاسبه است. اگر دو نیروی الکتریکی و ثقلی را برای الکترون و هسته در اتم هیدوژن محاسبه نموده و با یکدیگر مقایسه نمائید ملاحظه می شود که با حضور نیروهای الکتریکی در داخل اتم، نیروهای ثقلی به مراتب ناچیز و قابل صرفنظر کردن است.

در داخل هسته اتم نیز نیرویی بنام نیروی هسته ای وجود دارد که در ابعاد هسته ای موثر بوده و در مقایسه با نیروهای الکتریکی به مراتب از آن قویتر است. این امر باعث می شود که تعدادی پروتون علی رغم بار الکتریکی همنام به صورت هسته پایدار در کنار یکدیگر متمرکز شوند. به منظور آشنایی بیشتر با ویژگیهای نیروهای هسته ای می توان از نمودار انرژی پتانسیل هسته ای بین دو نوکلئون که به صورت تابعی از فاصله در شکل ۲-۱ نمایش داده شده است، استفاده نمود. در این شکل موارد زیر قابل ملاحظه می باشد:

۱- انرژی پتانسیل هسته ای بین دو نوکلئون منفی است و این بیانگر خاصیت جاذبه نیروهای هسته ای بین نوکلئونها در داخل هسته می باشد، یعنی باعث می شود دو نوکلئون خواه n-n،n-P و یا P-P به یکدیگر جذب شوند. این نیرو به بار الکتریکی نوکلئونها بستگی ندارد.

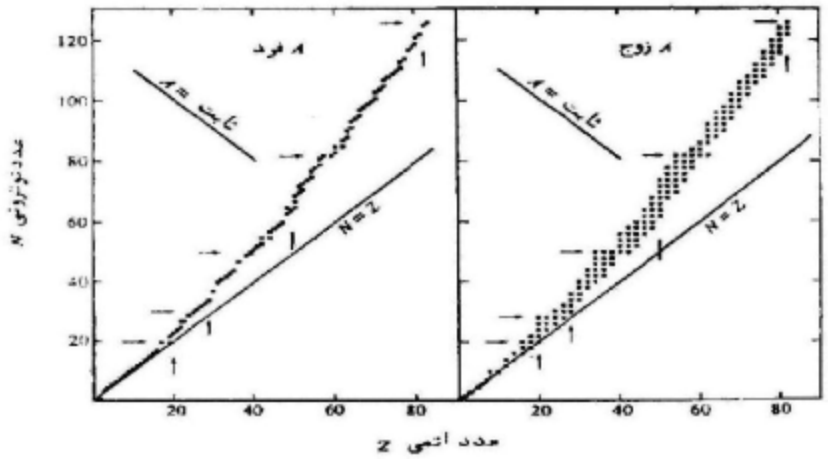


شکل ۲-۱ :انرژی پتانسیل هسته ای بین دو نوکلئون
الف: n-n, n-p ب:p-p و مقایسه با پتانسیل دافعه الکتریکی بر حسب فاصله

۲ - همان گونه که در اشکال الف و ب پیداست، نیروی هسته ای دارای برد کوتاه بوده و بـه مراتـب قـویتر از نیروهای الکتریکی و مغناطیسی می باشد. با افزایش فاصله بین دو نوکلئون از قدرت این نیرو به سـرعت کاسـته میشود.

۳ - تفاوت نیروهای هسته ای بین n-n با p-p در دافعه الکتریکی بین دو پروتون است که در فواصل بیشتر از چند فرمی که اثر نیرو هسته ای تضعیف می شود، به صورت نیروی موثر بین P-P ظاهر می شود.

۴ - از مقایسه منحنی های الف و ب مشاهده می شود که در یک فاصله مشخص مثلا یکی فرمی جاذبه بین n-p بیشتر از جاذبه بین n-n و یا p-p است. به عبارت دیگر نیروی n-p قویترین نیروی جاذبه هسته ای محسوب می شود. هسته ها برای افزایش پایداری تمایل دارند بیشترین تعداد از این پیوند را بین نوکلئونهای خود داشـته باشند، بنابراین تعداد پروتونها و نوترونهای مساوی در یک هسته پایداری آنرا افزایش می دهد. در هسته های سبک این عامل موثر بوده و اغلب تعداد پروتون و نوترون آنها برابر است. از طرفی در هسته های سنگین با زیـاد شـدن تعداد پروتونها نیروی دافعه الکتریکی بین آنها افزایش یافته که پایداری هسته را کاهش می دهد و لذا ازدیاد تعداد نوترون ها نسبت به پروتون ها موجب افزایش پایداری هسته می شود. این مطلب با توجه به نمودار تعداد نوترون ها بر حسب پروتون ها در هسته های پایدار اتم های مختلف که در شکل ۲-۲ ترسیم گردیده است، مشخص می شود.



شکل ۲-۲: نمودار تعداد نوترونها بذ حسب پروتونها در ایزوتوپهای پایدار

در این شکل مشاهده می شودکه هسته های پایدار خطی بنام خط پایداری عناصر را تشکیل می دهندکـه در عناصرسنگین از خط n=z در جهت افزایش تعداد نوترون ها فاصله دارد.

پتانسیل منفی بین نوکلئونها بیانگر آن است که انرژی هر هسته کمتر از انرژی اجزاء تشکیل دهنـده آن مـی باشد و برای جدا کردن نوکلئونها از یکدیگر باید مقداری انرژی صرف نمود. این مطلب در مورد بستگی الکترون در مدارش بدور هسته نیز صادق است. برای یونیزاسیون اتم هیدوژن و جدا کردن الکترون از مدارش به انـدازه ev ۱۳/۶ (یعنی انرژی یونیزاسیون اتم H) انرژی لازم است. انرژی لازم برای جداکردن تمام نوکلئونهای موجود در یک هسته را انرژی همبستگی آن می نامند. در واقع هنگام به وجود آمدن یک هسته از نوکلئونهای مختلف این مقدار انرژی آزاد شده و این امر باعث همبستگی نوکلئونها در داخل هسته شده است. اگر هسته ای دارای n نوترون و z پروتون باشد جرم حقیقی اش کمتر از مجموع جرم های n نوترون و z پروتون است. اختلاف جرم حقیقی هسته که توسط اسپکتروگراف جرم اندازه گیری می شود و مجموع جرم نوکلئونهای تشکیل دهنده آنرا " نقص جرمی " در هسته می نامند و از رابطه زیر محاسبه می شود.

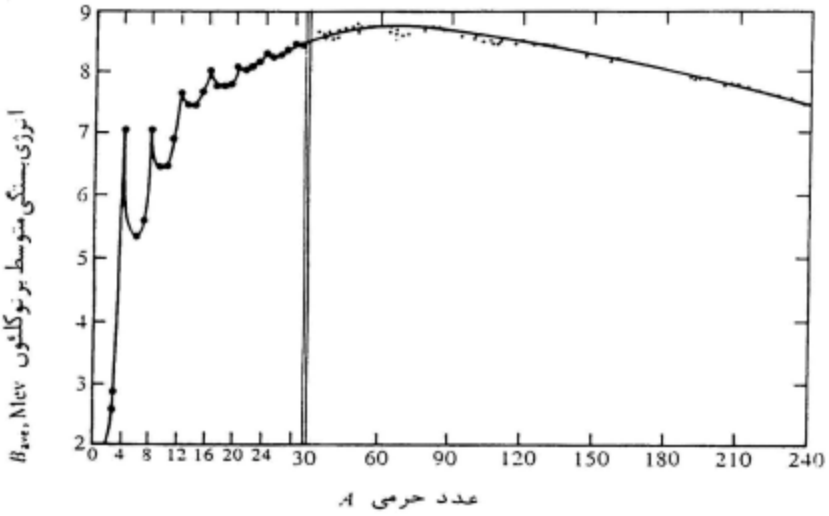
$$\Delta M=(nM_n+zM_p)-M_{nuc}$$

طبق نظریه اینشتین جرم و انرژی قابل تبدیل به یکدیگرند، بنابراین می توان نقص جرمی در یـک هسـته را همان انرژی همبستگی بین نوکلئونهای آن دانست. در این صورت انرژی همبستگی هسته از رابطه زیر بدست می آید.

$$E_b=\Delta mC^2$$

که در آن C سرعت سیر نور در خلا و E_b انرژی همبستگی هسته می باشد.

متوسط انرژی همبستگی به ازای هرنوکلئون را می توان ازتقسیم انرژی همبستگی (E_b) هسته بر تعداد نوکلئونهای موجود در آن (A) بدست آورد. بدیهی است هر چه انرژی همبستگی به ازاء هر نوکلئون زیادتر باشد پایداری هسته بیشتر است. منحنی تغییرات متوسط انرژی همبستگی (E_b/A) بر حسب عدد جرمی در شکل ۲-۳ ترسم شده است.



شکل۲-۳: منحنی تغییرات انرژی همبستگی متوسط بر حسب عدد جرمی

با توجه به منحنی فوق ملاحظه می شود که پایدارترین هسته ها دارای عدد جرمی بین ۵۰ تا ۱۵۰ می باشند. مقدار متوسط انرژی همبستگی در ابتدا با افزایش عدد جرمی به سرعت زیاد می شود تا برای عنصر ^{61}Ni به مقدار ماکزیمم ۸/۸ Mev می رسد، سپس به تدریج کاهش می یابد. در مورد ^{238}U این مقدار به ۷/۶ Mev کاهش می یابد.

۲-۵- رادیواکتیویته و سنجش آن

تعداد کمی از هزاران هسته ای که تا کنون شناخته شده اند پایدار هستند، هسته های ناپایدار به طور دائم از خود پرتوهایی تابش می کنند و در اثر این تابشها از هر هسته به هسته های دیگر تبدیل و یا استحاله می شود. این خاصیت هسته ها را "رادیواکتیویته" نامیده و اولین بار در ۱۹۸۶ توسط بکرل کشف شد. هسته های دارای فعالیت تشعشعی را هسته های رادیواکتیو و ذراتی که از این هسته ها خارج می شوند، را پرتو یا تابشهای یونیزان می نامند. استحاله هسته های ناپایدار تا زمانی که به یک هسته پایدار (غیر رادیواکتیو) تبدیل نشده اند ادامه خواهد یافت.

بعضی هسته ها به طور طبیعی رادیواکیتو هستند مانند اورانیوم، رادیویم، توریم و ... این امکان وجود دارد که هسته های پایدار را نیز به طور مصنوعی به یک هسته رادیواکتیو تبدیل نمود. از آنجا که رادیواکتیویته یک پدیده مولکولی نیست بلکه خاصیت درونی هسته های یک عنصر رادیواکتیو است، هر نوع ترکیب شیمیایی از یک هسته رادیوکتیو دارای کلیه خواص رادیواکتیو آن هسته می باشد. بعبارت دیگر کلیه رادیوایزوتوپ های یک عنصر دارای خواص شیمیایی یکسانی با ایزوتون پایدار آن می باشند.

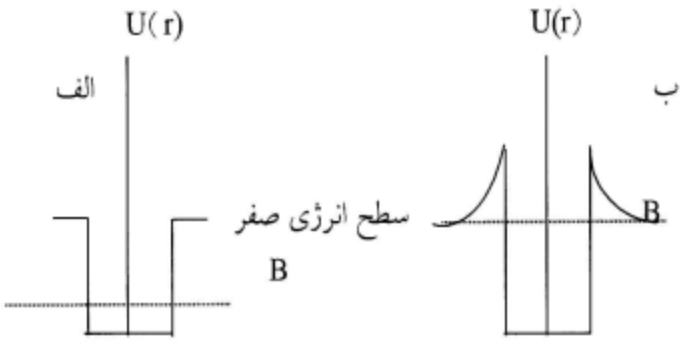
هسته اصلی در هر استحاله را اصطلاحا هسته مادر و هسته به وجود آمده پس از استحاله را هسته دختر می نامند. استحاله هسته ها اغلب با تابش اشعه α، β و یا هر دوی آنها صورت می گیرد. استحاله α اساسا به ایزوتوپ های عناصر سنگین(دارای $Z > ۸۲$) محدود می شود، در حالی که استحاله β در ایزوتوپهای کلیه عناصر صورت می گیرد. تابش اشعه γ می تواند هسته را از تراز انرژی تحریکی به حالت پایدار منتقل نماید.

استحاله اگر چه فرآیندی آنی است، یعنی برای هر هسته در یک لحظه اتفاق می افتد، ولی یک هسته رادیواکتیو می تواند قبل از آن که تحت استحاله α یا β قرار گیرد، مدت زمان زیادی وجود داشته باشد. طبق قوانین مکانیک کوانتم لحظه ای که یک هسته معین استحاله خواهد شد، کاملا نامعلوم است. تنها چیزی را که می توان پیش بینی نمود احتمال استحاله یک هسته در مدت زمان مفروضی است. به عبارت دیگر مدت زمانی که طی آن درصد مشخصی از هسته های یک نمونه (مثلا ٪۵۰) شانس استحاله دارند را می توان برای هر عنصر رادیواکتیو مشخص نمود. این مدت زمان نیمه عمر نام داشته و یکی از مشخصات هر هسته رادیواکتیو می یاشد.

هنگامی که تابشهای یونیزان از داخل محیط عبور می کنند به علت وجود بار الکتریکی و یا میدان الکترواستاتیکی آنها، با الکترونهای اتم های محیط برخورد می نمایند. برخورد با الکترون در لایه های خارجی اتمهای محیط سبب خارج شدن الکترن از اتم و یونیزاسیون آن می شود. هرگونه برخورد با الکترون در لایه های داخلی اتم سبب جابجایی آن از مدارهای پایین به مدار بالاتر می شود، در نتیجه اتم تحریک شده و به حالت برانگیخته در می آید. بنابراین به طورکلی تابش های یونیزان در محیط های مادی دارای دو خاصیت عمده ایجاد یونیزاسیون و تحریک یا برانگیختگی اتم های موجود در مسیر عبور خود می باشند.

۶-۲- استحاله

اگر انرژی یک نوکلئون هنگامی که در فاصله زیادی از هسته است صفر فرض شود، با نزدیک شدن آن به هسته، تا فاصله ای که نیروهای هسته ای موثرند، تحت تاثیر جاذبه قوی هسته ای قرار خواهد گرفت. در این حالت انرژی نوکلئون منفی شده و به اصطلاح گفته می شود نوکلئون در چاه پتانسیل هسته قرار گرفته است. این چاه پتانسیل که در اثر نقص جرمی حاصل شده و انرژی همبستگی هسته را به وجود می آورد، در مقابل فرار نوکلئون از هسته به صورت سد پتانسیل تجلی می نماید. در حالتی که ذرات با بار الکتریکی مثبت به هسته نزدیک می شوند به خاطر وجود نیروی دافعه کولمبی، در ابتدا سد پتانسیل مانع از نزدیک شدن ذره به هسته می شود. اگر به هر حال ذره قادر باشد بقدری به هسته نزدیک شود که در برد نیروهای هسته ای قرار گیرد، دافعه کولمبی مغلوب شده و ذره به داخل هسته راه می یابد. در شکل ۲-۴ (الف) سد پتانسیل ذره بدون بار مانند نوترون و در شکل ۲-۴ (ب) ذره بارداری مثلا ذره α که به هسته U^{238} نزدیک می شود را نشان می دهد.



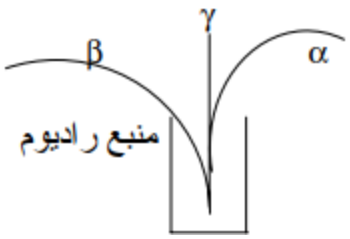
شکل ۲-۴:دیاگرام انرژی یک ذره در هسته
الف: ذره بدون بار ب: ذره باردار با بار مثبت

با توجه به این شکلهای ۲-۴ مشاهده می شود که نوترون (ذره بدون بار) به راحتی می تواند وارد هسته شود. در واقع نوترونهای حرارتی با انرژی در حدود چند ev قادرند وارد هسته شده و ایجاد واکنش هسته ای نمایند. ولی ذرات باردار مانند ذره α بایستی حداقلی انرژی برابر با ارتفاع سد پتانسیل برای نفوذ به داخل هسته و یا خارج شدن از آن را داشته باشند. البته اطلاعات موجود نشان می دهد که عبور از سد پتانسیل با انرژی های کمتر نیز

امکان پذیر است. این مطلب با تئوریهای پیچیده ریاضی در بحث مکانیک امواج که در آن یک ذره با موج بـراگ [1] مربوط به آن نشان داده می شود، قابل توجیه می باشد.

به هرحال سد پتانسیل برای جلوگیری از خارج شدن نوکلئونها از هسته وجود دارد. اگر چه ذرات داخل هسته دارای انرژی جنبشی هستند، ولی این انرژی در یک هسته پایدار برای عبور از سد پتانسیل کافی نیست. در یک هسته رادیواکتیو که دارای انرژی اضافی است، می توان تصور نمود که با برخوردهای اولیه ایـن انـرژی بـه طـور یکنواخت در میان نوکلئونها توزیع می شود. ولی با درنظرگرفتن قانون احتمالات این امکان وجود دارد که در یک لحطه کاملا نامشخص یک یا تعدادی از نوکلئونها بقدر کافی انرژی برای فرار از هسته بدست آورده و در نتیجه با خروج پرتوها و یا ذراتی از هسته آن را به حالت با انرژی پـائینتر مبـدل سـازد. تـابش چنـین ذرهـای از هسـته رادیواکتیو ممکن است آن را هنوز در حالت تحریکی باقی بگذارد. در این صورت انتقال هسته به حالت با انـرژی پائینتر همراه با تابش ذرهای دیگر یا اشعه γ ادامه خواهد یافت تا اینکه به حالت پایدار برسد.

بنابراین پرتوهای تابشی از هسته های رادیواکتیو می توانند به صورت ذرات باردار و یا تشعشع الکترومغناطیسی و یا هر دوی آنها باشند. شکل ۲-۵ روشی را نشان می دهد که در آن پرتوهای تابشی از یک هسـته رادیواکنتیـو (رادیوم) می توانند به وسیله میدان مغناطیسی از یکدیگر جدا شوند.



شکل ۲-۵: نحوه جدا کردن انواع تابشها در میدان مغناطیسی(عمود بر صفحه به طرف داخل)

ذرات α (هسته هلیوم)دارای بار مثبت و ذراتβ (الکترونها)دارای بار منفی بوده و در میدان مغناطیسـی در جهات مخالف یکدیگر منحرف می شوند. اختلاف در شعاعهای انحنا نشان می دهد که ذرات α بسیار سنگین تر از

[1] Broglie Wave

ذرات β می باشند. اشعه γ که مشابه اشعه x است، به جز در منشا تولید هسته ای آن، دارای بار الکتریکی نبوده و بنابراین در میدان مغناطیسی بدون انحراف باقی می ماند.

۱-۶-۲- استحاله آلفا

هسته های رادیواکتیو با عدد اتمی زیاد اغلب با تابش ذره α استحاله می شوند. به نظر می رسد هنگامی که تعداد پروتونهای هسته از ۸۲ زیادتر می شود، نیروی دافعه کولمبی بین پروتونها زیاد شده و بر نیروی جاذبه هسته ای فائق می آید. در نتیجه هسته ناپایدار شده و ذره ای مرکب از دو پروتون و دو نوترون تابش می کند. این ذره که در حقیقت هسته اتم هلیوم است، ذره α نامیده می شود و با انرژی جنبشی ناشی از نقصان جرم بین هسته های به وجود آمده از هسته مادر حرکت می نماید. با استحاله α ، عدد اتمی هسته ۲ واحد و عدد جرمی آن ۴ واحد کاهش می یابد و لذا واکنش عمومی برای استحاله به صورت زیر بیان می شود.

$$^{A}_{Z}X \longrightarrow ^{A-4}_{Z-2}Y + ^{4}_{2}He + Q$$

در این واکنش هسته X را اصطلاحا هسته مادر و هسته Y را هسته دختر و ذره α را پرتو تابشی می نامند. بار الکتریکی هسته مادر Ze است که پس از استحاله $(Z-2)e$ در هسته دختر و$2e$ در ذره α قرار می گیرد. بنابراین اصل بقا بار الکتریکی در رابطه فوق رعایت گردیده است. انرژی آزاد شده "Q" در این واکنش انرژی تجزیه نامیده می شود. مقدار این انرژی را می توان با استفاده از اختلاف جرم بین هسته مادر و هسته های تولید شده، از رابطه زیر بر حسب Mev محاسبه نمود.

$$Q = [M_X - (M_Y + M_\alpha)] \times 931$$

که M_X و M_Y و m_α به ترتیب جرمهای هسته مادر ،دختر و ذره آلفا بر حسب amu می باشد. یک مثال از استحالهα تبدیل ^{226}Ra به ^{222}Rn است که به صورت زیر می باشد.

$$^{226}_{88}Ra \xrightarrow{162N} ^{222}_{86}Rn + ^{4}_{2}He + 4.87\ \ Mev$$

در این فرایند هسته های رادیوم با نیمه عمر ۱۶۲۲ سال و هر هسته با تابش یک ذره α و انرژی 4.87 Mev که همان انرژی تجزیه است، به هسته رادن استحاله می شود. به منظور رعایت اصل بقا اندازه حرکت در این تجزیه، اندازه حرکت ذره α می بایستی برابر با اندازه حرکت برگشتی هسته رادن باشد.

از آنجا که هسته رادن به مراتب از ذره α سنگین تراست می توان نشان داد که انرژی جنبشی هسته رادن قابل صرفنظر کردن است و تقریبا تمام انرژی تجزیه به صورت انرژی جنبشی ذره ظاهر می شود. ذرات آلفای تابشی از مواد رادیواکتیو اغلب دارای انرژی جنبشی حدود Mev ۱۰-۵ می باشند که از هر هسته معین، انرژی خاصی تابش می شود.

به عبارت دیگر طیف اشعه α منوانرژتیک است و ذرات آلفای تابشی از یک هسته رادیواکتیو دارای انرژی مشخصی می باشند که این انرژی از مشخصات منحصر به فرد هسته محسوب می شود. بعضی از هسته های رادیواکتیو چندین دسته اشعه α تابش می کنند که در این صورت هر دسته دارای انرژی خاصی است. در اغلب موارد هسته ای که ذره αتشعشع می کند بعد از خروج ذره آلفا نیز به صورت برانگیخته باقی می ماند که تابش اشعه γ می تواند آن را به حالت تعادل برساند.

ذره α پس از بوجود آمدن و حرکت در داخل محیطی که در اطرافش می باشد، انرژی خود را از طریق برخورد با اتمهای محیط از دست می دهد. این برخوردها ممکن است الاستیک باشند (که جمع انرژی جنبشی ذره α واتم محفوظ می ماند) و یا غیرالاستیک که در اثر آنها علاوه بر انتقال انرژی، امتداد حرکت ذره نیز می تواند تغییر کند. کاهش انرژی ذرات α بیشتر در نتیجه برخورد غیرالاستیک با الکترونهای محیط می باشد. به خاطر اختلاف زیاد بین جرم ذرات α و الکترون، کاهش انرژی و همچنین انحراف ذره آلفا پس از هر برخورد ناچیز است. در نتیجه ذره α انرژی خود را از طریق تعداد زیادی برخورد از دست می دهد و مسیر آن نیز به صورت یک خط مستقیم است.

کاهش انرژی در واحد طول از مسیر ذره dE/dx قدرت توقف[1] نام دارد و عامل تعین کننده طول کل مسیر ذره در داخل یک محیط می باشد. در برخورد بین ذره α و الکترون، اشعه تابشی مقداری از انرژی خود را به الکترون

[1] Stopping Power

منتقل می کند. این انرژی الکترون را به یکی از ترازهای تهیجی اتم می برد و یا به طور کامل آن را از اتم جدا می سازد (یونیزاسیون).

الکترون تهیج شده در طول زمان بسیار کوتاهی($۱۰^{-۱۲}$ ثانیه) و با تابش یک فوتون به تراز انرژی اولیه برمی گردد. الکترونهایی که در اثر یونیزاسیون بوجود می آیند ممکن است به اندازه کافی انرژی جنبشی داشته باشند و اتم های بیشتری را یونیزه کنند. این پدیده را یونیزاسیون ثانویه می نامند.

برحسب تعریف مقدار جفت یونی که اشعه α در واحد طول مسیرش ایجاد می کند یونیزاسیون ویژه اشعه α نام دارد. در ابتدای مسیر به علت زیاد بودن سرعت ذره α و عبور سریع آن از کنار اتم های محیط یونیزاسیون ویژه کم است، ولی به تدریج که سرعت آن کاهش می یابد یونیزاسیون ویژه افزایش می یابد. در انتهای مسیر وقتی که سرعت آن کمتر و یا برابر سرعت الکترون در اتم های محیط شود با جذب دو الکترون از محیط تبدیل به اتم هلیوم می شود. در این حالت یونیزاسیون ویژه نیز به طور سریع کاهش یافته و به صفر می رسد. تغییرات یونیزاسیون ویژه اشعه آلفا در طول مسیرش به منحنی براگ مشهور می باشد.

فاصله بین منبع تابش ذره α و نقطه ای که آخرین یونیزاسیون توسط آن انجام می شود را برد ذره α می نامند. این برد برای تمام ذرات آلفا با انرژی یکسان و در یک محیط مشخص کاملا برابر نخواهد بود و متوسطی از آنها به عنوان برد متوسط قابل محاسبه و یا اندازه گیری به روش تجربی است. یک رابطه تجربی در مورد برد ذرات آلفا در هوا و برای انرژی های متوسط به صورت زیر است.

$$R_{(cm)} = ۰/۳۱۸E^{۱/۵} \ \ Mev$$

این رابطه که به رابطه گایگر معروف است در انرژی های کم به صورت $R \cong E^{۱/۵}$ و در انرژی های زیاد به صورت $R \cong E^{۲}$ بیان می شود که در آن E انرژی ذره α برحسب Mev و R برد متوسط آن در هوا بر حسب سانتیمتر است. برد اشعه α در هوا در حدود سانتیمتر و در آب یا بافت بدن در حدود چند می کرون(برای ذرات α با انرژی ۱ Mev در حدود ۶ می کرون و با انرژی ۵ Mev درحدود ۳۶ می کرون) می باشد. بنابراین اشعه آلفا به وسیله طبقه شاخی پوست جذب شده و از لحاظ حفاظتی خطر ناشی از تابش خارجی آن قابل چشم پوشی است.

در واقع یک برگ کاغذی می تواند به عنوان محافظ تمام اشعه آلفای حاصله از یک منبع با انرژی متوسط را جذب کند. برای محاسبه برد این ذرات در بافتهای مختلف می توان از رابطه ساده زیر استفاده نمود.

$$R_{\text{هوا}} \times \rho_{\text{هوا}} = R_{\text{بافت}} \times \rho_{\text{بافت}}$$

که در آن R برد متوسط و ρ دانسیته محیط برحسب g/Cm^3 می باشد.

۲-۶-۲-استحاله β

فرآیند استحاله رادیواکتیو که همراه با پرتاب یک پوزیترون و یا نگاترون از هسته باشد، استحاله β نامیده می شود. نگاترون به صورت β^- و پوزیترون به صورت β^+ نشان داده می شود. هیچکدام از این ذرات در داخل هسته وجود ندارند و در لحظه استحاله با تبدیلاتی به صورت زیر در داخل هسته به وجود می آیند.

استحاله β^- : $_0^1n \longrightarrow {}_1^1p + {}_{-1}^0\beta + \bar{\nu}$

استحاله β^+ : ${}_1^1p \longrightarrow {}_0^1n + {}_{+1}^0\beta + \nu$

که در آنها ${}_0^1n$ ، ${}_1^1p$ ، ν و $\bar{\nu}$ به ترتیب نوترون، پروتون، نوترینو و آنتی نوترینو است. در استحاله بتای مثبت با توجه به جرم بیشتر نوترون از پروتون، برای تابش پوزیترون می بایستی انرژی معادل جرم دو الکترون (۱/۰۲Mev) به عنوان قسمتی از انرژی تجزیه وجود داشته باشد. این انرژی توسط هسته ناپایدار تامین شده و پس از انجام استحاله، هسته دختر از لحاظ انرژی به سطح پایینتری تبدیل می شود. به عبارت دیگر در این استحاله ترازهای انرژی هسته مادر و دختر بیشتر از ۱/۰۲ Mev از یکدیگر فاصله دارند. در اینجا هر یک از فرآیندهای استحاله β^- و β^+ را با عنوان تابش نگاترون و پوزیترون به طور جداگانه مورد بررسی قرار می گیرند.

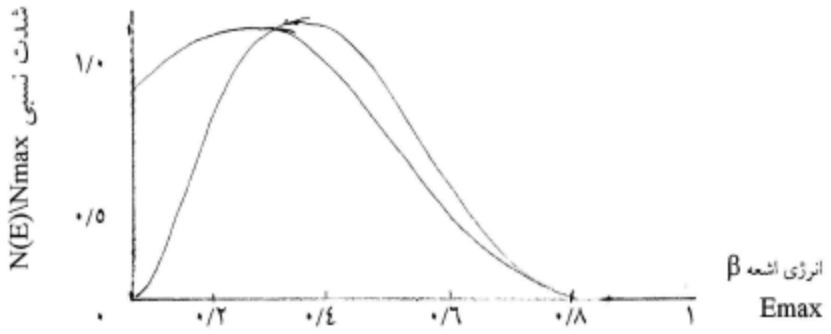
۱-۲-۶-۲-تابش نگاترون β^-

هسته های رادیواکتیو با تعداد نوترون اضافی به علت زیادتر بودن نسبت نوترون به پروتون n/p از هسته پایدارشان، در بالای خط پایداری عناصر قرار می گیرند. این هسته ها برای رسیدن به خط پایداری تمایک به کاهش نسبت n/p در خود را دارند. این عمل اغلب توسط فرآیند استحاله β^- و با تابش یک نگاترون از هسته انجام می شود. تابش مستقیم نوترون از هسته برای کاهش نسبت n/p تقریبا غیرمعمول است، ولی این عمل در فرایند فیسیون که هسته به هسته های با عدد اتمی کوچکتر شکسته می شود، وجود دارد. معادله عمومی برای استحاله β به صورت زیر بیان می شود.

$$ {}_{z}^{A}X \longrightarrow {}_{z+1}^{A}y + {}_{-1}^{0}\beta + \bar{\nu} + Q $$

مقدار انرژی تجزیه "Q " مطابق رابطه بالا از اختلاف جرم بین هسته مادر و مجموع جرمهای هسته دختر و ذرات تابشی قابل محاسبه است. این انرژی با رعایت اصل بقا اندازه حرکت به انرژی جنبشی بین ذرات تابشی و هسته دختر(و اشعه γ اگر توسط هسته دختر تابش شود) تقسیم می شود. انرژی جنبشی هسته دختر به علت جرم بسیار زیادتر آن از جرم ذرات تابشی، اغلب قابل صرفنظر کردن است. اگر در چنین تجزیه ای تنها یک نوع ذره تابشی وجود می داشت، مانند تابش آلفا، تمام ذرات دارای انرژی یکسان (منوانرژیک) بودند و در نتیجه منحنی توزیع انرژی(طیف انرژی) به صورت پیک تیزی بوجود می آمد. اطلاعات بدست آمده از آزمایشات نشان می دهد که طیف توزیع انرژی ذرات β بین صفر تا انرژی تجزیه Q به صورت پیوسته بوده و این امر نشان دهنده تابش بیش از یک ذره در اثر این استحاله می باشد.

پائولی طی فرضیه ای و با استفاده از این مطلب بیان داشت همراه هر ذره بایستی ذره دومی ، که بعدها به عنوان نوترینو شناخته شد، تابش شده و انرژی موجود بین آنها تقسیم شود. نمونه ای از این توزیع انرژی برای ذرات β^- و β^+ در شکل ۲-۶ نشان داده شده است.



شکل ۲-۶: طیف توزیع انرژی β^- و β^+

همان گونه که در شکل ۲-۶ ملاحظه می شود نقطه انتهایی انرژی در طیف اشعه β برابر انرژی تجزیه Q است که ماکزیمم انرژی الکترونها E_{max} است. شکل طیف توزیع انرژی و اندازه E_{max} ذرات تابشی در استحاله هر هسته منحصر به فرد بوده و انرژی متوسط ذرات β^- تقریبا یک سوم E_{max} می باشد. انرژی متوسط در حقیقت انرژی ذرات با تعداد ماکزیمم (ماکزیمم منحنی) در نظر گرفته می شود.

از آنجاییکه نوترینو و یا آنتی نوترینو دارای بار الکتریکی نبوده و جرم آن عملا بسیار ناچیز می باشد، احتمال واکنش آنها با ماده بسیار کم و آشکارسازی آنها بینهایت مشکل است. فرمی[۱] شواهد تئوریکی از وجود آن را به طور موفقیت آمیزی ارائه و شکل طیف اشعه β را پیش بینی نموده است. اخیرا وجود نوترینو به وسیله آزمایشات مستقیم نیز تائید گردیده است.

چون جرم ذرات β برابر با جرم الکترونها در اتمهای محیط است، انحراف آنها درهر برخورد برخلاف ذرات α از مسیر اولیه شان قابل توجه بوده و در نتیجه مسیر ذره β در محیط اطراف به صورت مستقیم نخواهد بود. باتوجه به این مطلب و همچنین توزیع پیوسته انرژی برای ذرات β ، امکان تعیین برد دقیق آن مسیر نمی باشد. بنابراین می توان گفت برد اشعه β در هوا از حدود چندین سانتیمتر تا چند متر تغییر می کند. این مسافت در آب یا بافت در حدود چند میلیمتر است .

---

[۱] Fermi

خاصیت یون سازی اشعه β به مراتب کمتر از اشعه α است (حدود ۱۰۰ مرتبه کمتر) ولی قدرت نفوذ آن به طور متوسط ۱۰۰ برابر بیشتر می باشد. بنابراین از نظر حفاظتی اشعه β دارای خطر خارجی است و ممکن است از راه پوست به بدن نفوذ کند. آلومینیم حاجب خوبی برای اشعه β است و یک ورقه آلومینیمی با ضخامت ۱ mm به خوبی می تواند آن را متوقف کند. اشعه β مانند اشعه α می تواند در اتمها ایجاد برانگیختگی نماید ولی این خاصیت نیز به مراتب کمتر از اشعه α است.

۲-۲-۶-۲- تابش پوزیترون β^+

هسته هایی که پوزیترون تابش می کنند دارای کمبود نوترون بوده و نسبت n/p آنها کمتر از هسته های ایزوتوپ پایدارشان می باشد. این هسته ها برای رسیدن به پایداری بایستی نسبت n/p خود را افزایش دهند. یک روش ممکن استحاله β^+ یا تابش پوزیترون است که معادله عمومی آن به صورت زیر بیان می شود.

$$z^A X \longrightarrow z\text{-}۱\ ^A y + {}_{+۱}{}^{۰}\beta + \nu + Q$$

همانگونه که برای تابش نگاترون بیان شد، انرژی تجزیه Q بین پوزیترون، نوترینو و اشعه γ اگر توسط هسته دختر تابش شود، تقسیم می شود. بنابراین پوزیترون نیز دارای طیف پیوسته ای مطابق شکل ۲-۶ می باشد.

تغییر شکل این دو طیف در انرژیهای کم به خاطر آن است که جاذبه بین نگاترون و هسته سبب کاهش انرژی ذرات بتا منفی و دافعه بین پوزیترون و هسته سبب افزایش انرژی ذرات بتای مثبت می شود. یک مثال از تابش پوزیترون استحاله $_{11}{}^{22}Na$ است که به صورت زیر بیان می شود.

$$_{۱۱}{}^{۲۲}Na \xrightarrow{۲/۶\ y} {}_{۱۰}{}^{۲۲}Ne + {}_{+۱}{}^{۰}\beta + \nu + ۱/۸۲Mev$$

نکته قابل توجه در استحاله β^+ این است که برای تابش پوزیترون، انرژی معادل جرم دو الکترون می بایستی به عنوان قسمتی از انرژی تجزیه وجود داشته باشد. به عبارت دیگر ترازهای انرژی هسته مادر و دختر در استحاله β^+ بیشتراز ۱/۰۲ Mev از یکدیگر فاصله دارند و این به خاطر آن است که این مقدار انرژی نهایتا با از بین رفتن پوزیترون به صورت اشعه گاما آزاد می شود.

۲-۷- شکار الکترون

شکار الکترون فرآنید آلترناتیو برای استحاله β^+ است که نیاز به انرژی اضافی ۱/۰۲ Mev در هسته مادر ندارد. یک هسته ناپایدار با کمبود نوترون می تواند نسبت n/p خود را برای کسب پایداری توسط فرآیند شکار الکترون افزایش دهد. در این فرآیند یک الکترون مداری توسط هسته جذب شده و در آن یک پروتون را مطابق رابطه زیر به نوترون تبدیل می سازد.

$$_{1}^{1}P + _{-1}^{0}e \longrightarrow _{0}^{1}n + \nu$$

فرآیند شکار الکترون اغلب شامل الکترون لایه K، به خاطر نزدیکی آن به هسته، می شود. از این نظر بـه آن شکارK نیز گفته می شود. در بعضی حالات فرآیند شکار L و یا M هم امکانپذیر است. ده درصد استحاله ^{22}Na از طریق شکار الکترون لایه K انجام می گیرد. هسته دختر بعد از جذب الکترون اغلب در حالت تحریکی قرارگرفته و انرژی اضافی خود را با تابش یک یا چند فوتون اشعه γ آزاد می کند. عموما اشعه γ همزمان (یا کمتر از 10^{-9} ثانیه پس از تابش و یا جذب ذرهای در هسته) تابش می شود.

در فرآیند شکار الکترون دو محصول وجود دارد و بنابراین توزیع انرژی نوترینو به صورت پیوسته نخواهد بـود. شکار الکترون یک جای خالی در لایه اتمی بوجود می آورد که می تواند توسط الکترون دیگری از مدار خارجی تر اتم پر شود و در نتیجه آن اشعه x اختصاصی تابش می شود. اشعه x اختصاصی نیز می تواند توسط الکترونهای اتم جذب شده و باعث پرتاب الکترون به خارج از اتم شود. این الکترونهای پرتابی که منوانرژیـک هسـتند، الکتـرون اوژه(Auger Electron) نامیده می شوند. این پدیده اغلب به فتوالکتریک داخلی موسوم می باشد.

۲-۸- تابش اشعه γ

اشعه γ مانند اشعه ایکس از جنس امواج الکترومغناطیسی بوده و معمولا به صورت فوتونهای با انرژی زیـادتر (طول موج کوتاه تر) درنظر گرفته می شوند. این فوتونها اغلب پس از استحاله α و یا β از داخـل هسـته و یـا از ترکیب الکترون و پوزیترون به وجود می آیند. نوکلئونها در داخل هسته فقط در ترازهای کوانتمی منفصل و خاصی می توانند قرارگیرند. وقتی یک هسته رادیواکتیو استحاله می شود نوکلئونهای باقیمانده در هسته دختر الزامـا در

پایین ترین ترازهای انرژی قرار نگرفته و هسته در حالت برانگیخته می باشد. انرژی اضافی هسته با نشر فوتونهای اشعه γ به بیرون از هسته تابش شده و در این صورت نوکلئونها به تراز اصلی خود منتقل می شوند. اختلاف انرژی بین ترازهای کوانتمی یک هسته غالبا در حدود Mev است و لذا اشعه دارای انرژی زیاد و طول موج خیلی کوتاه می باشد. تابش اشعه γ از هسته تغییری در عدد جرمی و عدد اتمی هسته ایجاد نمی کند، تنها ترازهای انرژی هسته ازحالت برانگیخته به حالت پایدار و یا حالتی با برانگیختگی کمتر منتقل می شود.

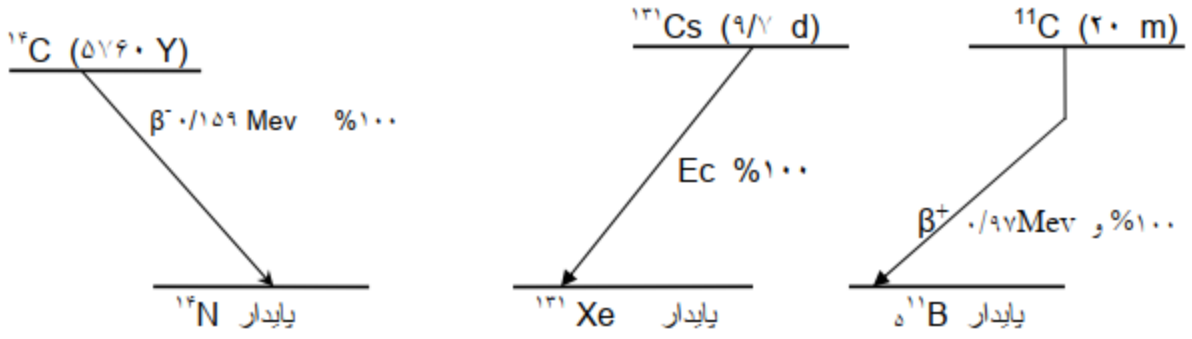
برای ازدست دادن انرژی توسط هسته علاوه بر تابش آن به صورت اشعه γ یک مکانیزم رقابتی دیگری بنام تبدیل داخلی نیز وجود دارد. در این مکانیزم انرژی اضافی هسته به یک الکترون مداری منتقل شده و باعث می شود که الکترون به بیرون از اتم پرتاب شود. در این فرآیند می توان گفت اشعه γ خارج شده از هسته با یک الکترون مداری همان اتم برخورد می کند. انرژی جنبشی این الکترون برابر با انرژی آزاد شده توسط هسته منهای انرژی یونیزاسیون آن است. پرتاب شدن الکترون مداری به بیرون از اتم در اثر فرآیند تبدیل داخلی، مشابه آنچه در بحث شکار الکترون بیان شد، موجب ایجاد یک حفره در لایه مربوطه می شود و این به نوبه خود باعث به وجود آمدن اشعه x اختصاصی و یا الکترون اوژه می شود.

هسته های دختر در اغلب تبدیلات رادیواکتیو انرژی اضافی خود را به شکل اشعه γ و یا توسط تبدیلات داخلی از دست می دهند. در بعضی هسته ها حالت تحریکی هسته برای زمان قابل توجهی ادامه می یابد، در این صورت گفته می شود هسته تحریک شده در حالت ناپایدار قرار دارد. چنین هسته ناپایداری را ایزومر نامیده و دارای همان عدد اتمی و عدد جرمی ولی ترازهای انرژی متفاوتی با هسته پایدار نهایی است. یک مثال ازچنین هسته ای که اغلب درپزشکی هسته ای به کاربرده می شود $^{99}Tc^{m}$ است که ایزومر ^{99}TC می باشد. این هسته توسط استحاله ^{99}Mo با نیمه عمر ۶۷ ساعت تولید می شود و خود نیز با نیمه عمر ۶ ساعت به ^{99}TC تبدیل می شود.

استحاله هسته های مختلف رادیواکتیو و انرژیهای تابشی از آنها بسیار متنوع است. برای نشان دادن نحوه استحاله هر هسته رادیواکتیو معمولا از ترازهای انرژی هسته مادر و عناصر دختر بنام نقشه استحاله استفاده می شود. در این نقشه مشخص می شود که چند درصد هسته به طریق استحاله α ، β و یا غیره انجام می شود و همچنین هر

ذره تابشی دارای چه انرژیهایی می باشد. ساده ترین آنها استحاله ای است که در آن تابش یک ذره باردار بـــاعث می شود که هسته دختر بلافاصله در پایینترین تراز انرژی به وجود آید. هسته های رادیواکتیو با چنین استحاله ای تابش کننده خالص α ، β و یا پوزیترون هستند و هیچگونه تابش الکترومغناطیسی ندارند.

در هر نقشه استحاله، هسته های مـادر و حالت نهـــایی هسته دختـر با خطوط افقی و ضخیم تر نشـــان داده می شود. اگر عدد اتمی هسته های دختر از هسته مادر کمتر و یا بیشتر باشد خطوط نشان دهنده آنهـا بترتیـب کمی به طرف چپ و یا راست جابجا می شود. در صورت رادیواکتیو بودن این هسته ها نیمه عمر آنها نیز بر روی خطوط ذکر می گردد. نحوه استحاله هر هسته توسط خطوط مورب بین دو هسته مشخص می شود. بر روی این خطوط درصد استحاله و انرژی ذره تابشی از آن مشخص می شود. در شکل زیر نقشه های استحاله ^{14}C، ^{131}Cs و ^{11}C ترسیم شده است.



شکل:۲-۷: نقشه های استحاله ^{14}C، ^{131}Cs و ^{11}C

استحاله اغلب هسته های رادیواکتیو به طریقی است که تنها قسمتی از انرژی تجزیه توسط ذرات باردار حمل می شود، و هسته های دختر با انرژی زیادتری از انرژی حالت پایدار بوجود می آیند. این هسته های دختر پس از تابش انرژی اضافی به صورت اشعه γ به حالت پایدار می رسند.

اکثر رادیوایزوتوپها دارای نقشه استحاله بسیار پیچیده ای هستند. امکان چندین انرژی مختلف برای ذرات تابشی منجر به وجود ترازهای انرژی مختلفی در هسته دختر و همچنین تابش گاما با انرژیهـای متفـاوتی مـی شـود. در چنین حالاتی که چندین مسیر ممکن برای استحاله یک هسته معین وجود دارد، همیشه از هر مسیر درصد ثابتی

از تجزیه ها انجام می گیرد. یعنی هرگاه نمونه ای شامل تعداد زیادی هسته رادیواکتیو باشد، استحاله آنها همیشه درصد ثابتی از ذرات باردار و اشعه گاما با انرژی های مختلف تابش خواهد نمود.

برای بسیاری از رادیوایزوتوپها استحاله توسط بیشتر از یک واکنش انجام می گیرد. ترکیبی از تابش پوزیترون و شکار الکترون بسیار معمول است.

فصل سوم:

هات لب و نحوه تولید رادیو داروها

۳-۱- هات لب

هات لب یا آزمایشگاه داغ، قسمتی از بخش طب هسته ای با دیوار های سرب کوبی شده برای جلوگیری از پرتوگیری اضافه پرسنل و بیماران می باشد که مواد رادیواکتیو مانند ژنراتور تکنسیوم، مولیبدن، ید، ... و رادیودارو ها در آن قرار دارد و یکی از قسمتهای مهم و اصلی بخش طب هسته ای می باشد که تمامی عملیات ترکیب و نشاندار نمودن کیت ها و تزریق رادیوداروها درآن انجام می شود. در حین کار با مواد گلاوباکس، سطل زباله داغ یا چرنوبیک، دزکالیبراتور و ... مورد استفاده قرار می گیرند که برای کار کردن در شرایط ایمن کاربرد دارند. برای کار کردن در محیط هات لب برای جلوگیری از آلودگی دستها و عدم تماس با اشیای داخل اتاق هات لب، باید دستکش استفاده شود. همچنین برای رعایت اصول حفاظت در برابر تشعشع، دزیمتری روزانه این قسمت توسط مسئول فیزیک بهداشت انجام می گیرد.

شکل ۳-۱: هات لب

۳-۲- رادیو دارو

به دارویی که با ایزوتوپ رادیو اکتیو نشاندار یا به اصطلاح لیبل گذاری شده باشد، رادیو دارو گفته می شود. ایزوتوپ رادیو دارو در بدن تجزیه شده و پرتو گاما تولید می کند. اشعه گاما از لحاظ تاثیر مانند اشعه ایکس بوده

اما منشا بروزش متفاوت است،در حقیقت اشعه ایکس از جابجایی سطوح الکترونی ایجاد می شود ولی اشعه گاما از جابجایی سطوح هسته ای اتم به همی ن خاطر اشعه گاما و اشعه ایکس از نظر ماهیت تفاوتی ندارد. رادیو داروها از خود ذره بتا تابش نمی کنند، لذا اثر تخریبی زیادی در بافت ایجاد نمی کنند و اشعه زیادی را در داخل بافت آزاد نمی کنند. انرژی ایجاد شده توسط رادیو داروها باید به اندازه ای باشد که از بدن خارج و توسط دتکتورها قابل ثبت باشد، معمولاً انرژی فتون ساطع شده از رادیوداروها بین ۵۰ تا ۳۰۰ کیکوالکترون ولت می باشد. روش کار به این صورت است که یک ماده رادیواکتیو با نیمه عمر فیزیکی پایین مانند ^{99m}TC که بطور عمده در پزشکی هسته ای کاربرد دارد در ترکیب با کیت های دارویی به صورت ترکیب شیمیایی خاصی در می آید که در بافت های معین به نسبت فعالیت آن ارگان از طریق خون جذب می گردد. ^{99m}TC دارای نیمه عمر ۶ ساعت با انرژی ۱۴۰ کیکوالکترون ولت می باشد. تکنسیوم در زبان لاتین به معنای مصنوعی است برای اینکه این دارو در طبیعت وجود نداشته و به صورت مصنوعی تولید شده است. ^{99m}TC خصوصیات مناسبی از نظر نیمه عمر و انرژی دارد و جزو فلزات واسطه است و امکان اتصال به مولکول های مختلف را دارد و برای همی ن هم برای کارهای پزشکی هسته ای مورد استفاده وسیعتری قرار می گیرد. برای اینکه ماده ای را در بدن استفاده کنیم علاوه بر خصوصیات فیزیکی مناسب، باید خصوصیات فیزیولوژیکی مناسبی داشته باشد. برای این کار لازم است که این اتم رادیواکتیو به مولکولهایی متصل شود. بسته به اینکه به چه مولکولهایی متصل شود در ارگان خاصی تجمع پیدا می کند و یک پروسه فیزیولوژیک و یا پاتولوژیک را برای ما نشان می دهد. به عنوان مثال این ترکیب شیمیایی می تواند یک نوع قند خاص برای بررسی عملکرد سلول های بخشی از مغز باشد که از طریق تزریق وریدی وارد جریان خون بیمار شده و در سلولهای مغزی که مصرف کننده اصلی این نوع قند هستند (بواسطه نشاندار شدن) جذب شده و در نتیجه بیشترین میزان تشعشع حاصل در این ناحیه خواهد بود. وقتی رادیو دارو از طریق تزریق وارد بدن بیمار می شود، به مقدار اندکی در سایر قسمتهای بدن نیز جذب می شود ولی به واسطه نشاندار شدن با داروی خاص در ناحیه مورد نظر و تحت تصویربرداری میزان بیشتری از رادیودارو جذب می گردد و تصویربرداری از آن ناحیه را امکان پذیر می سازد.

سایر داروهای رادیواکتیو عبارتند از: تالیوم ۲۰۱ که بصورت تالوس کلراید برای تصویربرداری از قلب استفاده می شود. گالیوم ۶۷ که بصورت گالیوم سیترات استفاده می شود و در تصویربرداری از عفونت ها و تومورها مورد استفاده قرار می گیرد. ایندیوم ۱۱۱ که برای نشاندار کردن گلبول های سفید استفاده می شود. ید ۱۲۳ که در برخی از تصویربرداریهای مربوط به تیروئید مورد استفاده قرار می گیرد.

۳-۳- ژنراتور رادیو دارو

ژنراتورهای رادیوایزوتوپ وسیله ای هستند که می توان به کمک آنها رادیونوکلوئیدهای با عمر کوتاه مورد مصرف در پزشکی هسته ای را از مراکز تولید اتمی به مراکز مصرف دور دست انتقال داد. در این ژنراتورها رادیونوکلوئید مادر از رادیوایزوتوپ مورد نظر انتخاب می شود که دارای نیم عمر به نسبت بلند است (بیش از ۲۳ ساعت). این رادیونوکلوئید واپاشی کرده و رادیونوکلوئید دختر مورد نظر را که دارای نیم عمر کوتاه تری است تولید می کند. مهمترین ژنراتور موجود، ژنراتور $Mo\text{-}^{99m}Tc$ است. این رادیوایزوتوپ موارد مصرف بسیاری را در پزشکی هسته ای دارد.

ایزوتوپ رادیواکتیوی که به طور گسترده در پزشکی هسته ای و حدود ۸۰ درصد تشخیص ها به کار می رود، ^{99m}Tc است که به طور مصنوعی از عنصر مادر مولیبدن تولید می گردد. این ایزوتوپ ویژگی های آیده آل را به عنوان یک رادیو نوکلوئید پزشکی هسته ای دارا می باشد و به عبارتی استعداد و شرایط مورد نظر برای استفاده از آن به عنوان ماده اصلی و حیاتی در پزشکی هسته ای را دارد.

ژنراتور تکنسیوم یک محفظه سربی است که به عنوان یک حفاظ برای لوله ی شیشه ای حاوی رادیو ایزوتوپ بوده و توسط سازمان انرژی اتمی در بیمارستانها توزیع می گردد. در این ژنراتور عنصر رادیواکتیو مولیبدن با نیمه عمر حدود ۶۶ ساعت است که در راکتور هسته ای تولید می گردد، و در ستون ژنراتور بارگذاری شده و به تدریج به تکنسیوم ۹۹ واپاشی می کند. برای استخراج ^{99m}Tc شست وشو با محلول نرمال سالین انجام شده و توسط ویال خلاء از قسمت دیگر ژنراتور دریافت می گردد. عمل دوشیدن بطور معمول هر ۲۴ ساعت یکبار انجام می شود که

در این فاصله زمانی مقدار تکنسیوم رادیواکتیو تولیدی در ژنراتور به حداکثر مقدار خود می رسد. ژنراتور پس از حدود ۲ هفته یا کمتر برای شارژ مجدد ارسال می گردد.

ژنراتور در واقع یک محفظه سربی سنگین است که اول هرهفته به بخش طب هسته ای تحویل داده می شود و بطور معمول ژنراتور ۱۰۰۰ و یا ۱۲۰۰ می کی کوری برای مصرف یک هفته سفارش داده می شود.

شکل۳-۲: ژنراتور رادیو دارو و محل اتصال ویالهای سالین و خلا

۴-۳- نحوه دوشیدن ژنراتور

برروی محفظه ژنراتور ۲ قسمت وجود دارد: قسمت مربوط به نرمال سالین و قسمت مربوط به ویال خلاء که در هنگام شروع کار در هات لب، بعد از استریل ویال خلاء، و ویال نرمال سالین با پنبه الکل ، ویال خلاء، به محل سوزن وکیوم و ویال نرمال سالین به محل سوزن سالین در ژنراتور وصل می شوند که به دلیل مشخص بودن محل هرکدام برروی ژنراتور جای اتصال این دو ویال اشتباه نمی شود. نکته قابل توجه اینکه ابتدا ویال نرمال سالین و سپس ویال خلاء را وصل می کنند. بلافاصله بعد از اتصال ویال ها به محل خود، شیکد سربی بر روی ویال خلاء که ^{99m}Tc در داخل آن پر می شود قرار داده می شود. چرا که محلول تکنسیوم ۹۹ که در طول ۲۴ ساعت از مولیبدن داخل ژنراتور به دست آمده است، توسط نرمال سالین شسته شده و وارد ویال خلا، می گردد و ^{99m}Tc پس از۴ - ۵ دقیقه در داخی ویال خلاء که حتی هوا هم وجود نداشت پر می شود، بنابراین لازم است که پرتوهای گامای ناشی

از ^{99m}Tc محدود شود، لذا ویال خلاء داخل شیکد قرار می گیرد. بایستی دقت شود که داخل ویال خلاء حتماً خلاء کامل باشد در غیر این صورت چند دقیقه بعد از اتصال ویال ها فرآیند دوشیده شدن به طور کامل انجام نشده یا اصلاً تکنسیوم دوشیده نمی شود. پس از اتصال هر کدام از ویالها به محل مخصوص خود ، در داخل ویال سالین حبابهاب ریزی دیده می شود که نشان دهنده خلا کامل ویال خلاء است و عمل دوشیدن به صورت کامل و صحیح انجام می گیرد. اگر بعد از مدتی هیچ حبابی در ویال سالین دیده نشد یعنی عمل دوشیدن انجام نشده و باید ویال خلاء دیگری استفاده کرد. سوزن قسمت وکیوم ژنراتور حتما باید وارد مرکز دایره درپوش پلاستیکی ویال خلاء شود تا خلاء ویال از بین نرود. ویال نرمال آبی رنگ و ویال خلاء سبز رنگ می باشد.

تکنسیوم دوشیده شده را بلافاصله داخل دوز کالیبراتور قرار داده تا میزان اکتیویته به دست آمده اندازه گیری گردد. سپس میزان اکتیویته، تاریخ دوشیدن و نام کارشناس در دفتر مخصوص ثبت می شود. سپس میزان اکتیویته، تاریخ دوشیدن و نام کارشناس در دفتر مخصوص ثبت می شود.

ژنراتور تحویل گرفته شده در ابتدای هفته، میزان اکتیویته ای آن پس از گذشت یک هفته کاهش می یابد، بنابراین ژنراتور قدیمی برای شارژ مجدد به شرکت پارس ایزوتوپ ارسال می گردد و ژنراتور جدیدی که هفته قبل سفارش داده شده است، تحویل گرفته می شود.

پس از دوشیدن ژنراتور به منظور خشک شدن مسیر از اکتیویته، ویال سالین خالی برروی ژنراتور باقی مانده و یک ویال خلاء دیگر به قسمت وکیوم وصل می شود تا در طی ۲۳ ساعت آ ینده مسیر لوله ها خشک شود.

ژنراتور مشابهی نیز در تولید روبیدیوم ۸۲ کاربرد دارد که در تصویربرداری PET از استرانسیوم ۸۲ با نیمه عمر ۲۵ روز مورد استفاده قرار می گیرد.

۵-۳-فرآیند تولید ^{99m}Tc

^{99m}Tc رادیوایزوتوپ دخترمولیبدن است. Mo با نیمه عمر حدود ۶۷ ساعت با فروپاشی به هسته های دختر ^{99m}Tc با نیمه عمر ۶ ساعت تبدیل می شود. در این فرآیند گونه ای از ترازمندی گذرا ایجاد می شود چرا که نیمه عمر مادر بیش از ۱۰ بار از نیمه عمر دختر بیشتر است. با بررسی منحنی تجزیه و رشد اکتیویته مادر و دختر،

ملاحظه می شود که اکتیویته دختر پس از نزدیک به چهـار نیمـه عمـــر با اکتیویـته مادر به تعادل یا ترازمندی می رسد که در نقطه ترازمندی اکتیویته دختر با اکتیویته مادر برابر است. بنابراین بـا روشـهای شـیمیایی جـدا ساختن این دو ایزوتوپ می توان مقدار اکتیویته تکنسیوم را به میزان اکتیویته مولیبدن به دست آورد. روشن است که هیچگاه اکتیویته دختر بیشتر ازاکتیویته مادر نخواهد بود. در ژنراتور، تکنسیوم به صورت پـودر در سـتونی از اکسید آلومینیوم ($Al_2 A_3$) قرار دارد.

۶-۳- علل استفاده از ^{99m}Tc در پزشکی هسته ای

۱- ^{99m}Tc دارای نیمه عمر حدود ۶ ساعت است که به اندازه کافی بلند می باشـد تـا بتـوان فعالیـت هـای متابولیکی بدن را بررسی کرد و همچنین به اندازه کافی کوتاه می باشد تا دوز دریافتی بیمار حداقل مقدار باشد.

- نیمـه عمـر مدت زمانی است که پس از گذشت آن میزان اکتیویته ماده رادیواکتیو به نصف میزان اولیه می رسد.

۲- ^{99m}Tc در طی فرایندی به نام واپاشی ایزومریک با انتشار الکترون های کم انرژی و پرتو های گاما تجزیه می شود و باتوجه به اینکه ذرات بتای ساطع شده پرانرژی نیستند، لذا دوز تابشی آن برای بیماران دارای عوارض نیست.

۳- پرتوهای گامای کم انرژی منتشر شده از بدن بعد از تزریق ^{99m}Tc به راحتی توسط یک دوربین گامـای دقیق آشکارسازی شده و دوز دریافتی بیمار نیز کاهش می یابد.

۴- واکنش پذیری شیمیایی تکنسیوم این اجازه را می دهد که با طیف گسترده ای از مواد فعال بیولـوژیکی نشاندار شده و به عنوان رادیودارو در بافت یا عضو مورد نظر تمرکز یابد.

۷-۳- کیتهای ردیاب

کیت های ردیاب برای هدایت و تجمع تکنسیوم در بافت مورد نظر استفاده می شوند. ساختار فارماکولوژی این کیتها بگونه ای است که که در سلول های قسمت های خاصی بدن مانند نایژک های ریه، قشر کلیه، عضلات قلب و

... جذب شده و با توجه به نشاندار شدن با تکنسیوم تشعشع ساطع شده از این بخش ها توسط دوربین گاما ثبت می شود و از پراکندگی تکنسیوم در تمامی بدن جلوگیری می شود.

اگر ^{99m}Tc به مولکولی مثل MIBI متصل شود (متوکسی ایزوبوتیک ایزونیتریک) که یک مولکول لیپوفیکیک است که می تواند بر اساس میزان خونرسانی در نواحی مختلف تجمع پیدا کند. این دارو در قلب تجمع پیدا می کند و اسکن قلب و پرفیوژن میوکارد و میزان خونرسانی به دیواره های مختلف قلب و به عبارت دیگر عملکرد کرونرها را امکانپذیر می سازد. اگر ^{99m}Tc را به مولکول دیگری مانند MDP متصل کنید که یک ترکیب فسفاته است(متیکن دی فسفونات) در استخوانها تجمع پیدا می کند و تمام سیستم اسکلتی را می توان دید. در حقیقت از این طریق استئوبلاستیک فانکشن یا عملکرد استئوبلاستها را بررسی می کنند. اگر ^{99m}Tc را به یک مولکول دیگر مانند MAA متصل کنید در ریه ها تجمع پیدا می کند و نحوه خونرسانی به ریه را می توانید ارزیابی کنید. واگر بیمار آمبولی ریه داشته باشد از این طریق قابل بررسی است. اگر این دارو به مولکول دیگری مانند هایدا متصل شود که از مشتقات ایمونو دی استیک اسید است در کبد تجمع پیدا می کند و از طریق مجـــاری صفراوی دفع می شود و شما می توانید کبد و مجاری صفراوی را از این طریق ارزیابی کنید.

^{99m}Tc را می توان به المان های خونی هم متصل کرد. در این روش چند سی سی خون از بیمار گرفته و گلبول های قرمز را در آن جدا کنید و سپس آنها را با استفاده از ^{99m}Tc نشاندار می کنند و دوباره به ورید بیمار تزریق می کنند. در این صورت تمام سیرکولیشن به صورت رادیواکتیویته قابل پیگیری و تصویربرداری است. عروق بزرگ مانندآئورت IVC، SVC وهمی ن طور وریدهای کوچکتر نواحی لگن و نواحی مختلف بدن را علاوه بر قلب که محل تجمع گلبول های قرمز است را می توانید بینید. بعلاوه طحال و کبد را هم که معمولاً مقدار قابل توجهی خون درآن تجمع پیدا می کند را می توانید ملاحظه کنید. علاوه بر این اگر یک توده در کبد داشته باشیم و به همانژیوم کبدی شک داریم می توان با استفاده از این اسکن همانژیوم کبدی را هم مشخص کرد.

بنابراین پزشکی هسته ای با استفاده از مولکول های مختلف و با نشاندار کردن ماده رادیواکتیو می تواند واکنشی فیزیولوژیک یا یک پاتولوژی را در داخل بدن ارزیابی کند. به همی ن علت nuclear medicine را molecular imaging نیز می گویند.

فصل چهارم:

آشکارسازهای پرتوهای یونیزان

۱-۴-آشکارسازی پرتوهای یونیزان

امروزه استفاده از دستگاههایی که با اشعه x و یا γ ارتباط دارند و نیز کاربرد رادیوداروها در مصارف تشخیصی و یا درمانی در زمینه های پزشکی امری اجتناب ناپذیر می باشد. با درنظر گرفتن این مطلب که مشاهده و اندازه گیری هر پدیده هسته ای تنها از طریق آشکارسازی اشعه و یا ذرات تابشی از هسته های آن امکان پذیر می باشد، اهمیت آشکارسازی تابش های هسته ای مشخص می شود. آشکارسازی تابشهای هسته ای همگام با پیشرفت صنایع اتمی و به کارگیری آنها در صنعت توسعه سریعی داشته است.

استفاده از روشهای مدرن آشکارسازی در پزشکی منجر به ابداع روشهای جدیدی در تشخیص تومرها و یا مطالعه فیزیولوژی کار ارگانهای مختلف بدن شده است. آشکارسازی تابشهای هسته ای در پزشکی از دو جنبه مختلف حائز اهمیت می باشد. ابتدا اینکه این روشها مبنای هرگونه اندازه گیری و بحث و بررسی در زمینه کاربرد رادیوایزوتوپها در مصارف پزشکی است و دیگری از جهت حفاظت افرادی که با چنین موادی سر و کار دارند. به همان اندازه که آشکارسازهای هسته ای به عنوان ابزاری برای به تصویر در آوردن لایه های مختلف تومری در مغز یک انسان جهت تشخیص و درمان وی حائز اهمیت است، این وسایل در اندازه گیری و ضبط مقدار پرتو تابیده به افرادی که به طور شغلی در معرض پرتو قرار دارند، می تواند مورد استفاده قرار گیرد. اگر در آزمایشگاهی با استفاده از این وسایل، عناصر موجود در بدن ی مریض برای تشخیص بیماری وی اندازه گیری می شود، کاربرد آنها در مشخص کردن میزان و انواع تابشهای زمینه محیط برای بررسی تاشیر متقابل آنها بر روی مراجعین و کارمندان آزمایشگاه نیز امری اجتناب ناپذیر است.

در این فصل منحصرا اساس کار و انواع آشکارسازهای تابشهای هسته ای مورد بررسی قرار می گیرند. انواع خاص مورد استفاده در پزشکی جهت مصارفی از قبیک اندازه گیری میزان اکسپوژر اشعه برای افرادی که به طور شغلی در معرض تابش اشعه قرار دارند، و یا آشکارسازهای مورد استفاده در تجهیزات مختلف اعم از وسایل کلینیکی و یا تجهیزات مدرن عکسبرداری از قبیل اسکنر و یا دوربینهای به منظور توموگرافی از اعضا مختلف بدن، نیاز به فرصت بیشتری دارد تا به تفصیل مورد بررسی قرارگیرند.

بدیهی است که هر آشکار ساز برای منظور خاصی طراحی و ساخته می شود. بدین منظور سعی می شود که مشخصات فیزیکی آن با اهداف تعین شده مطابقت داشته باشد. آشکار سازی که برای مشخص کردن تابشهای طراحی می شود بسادگی قادر نیست اشعه α را اندازه گیری نماید، اگر چه ممکن است ساختمان دتکتور و اصول اندازه گیری آنها یکسان باشد .قبل از وارد شدن به بحث مربوط به اصول آشکارسازی در انواع دتکتورها، برخی از مشخصات عمومی آنها که اغلب برای مقایسه و یا کاربرد آنها در مصارف مختلف در نظر گرفته می شود، معرفی می گردد.

۴-۲- مشخصات عمومی دتکتورها

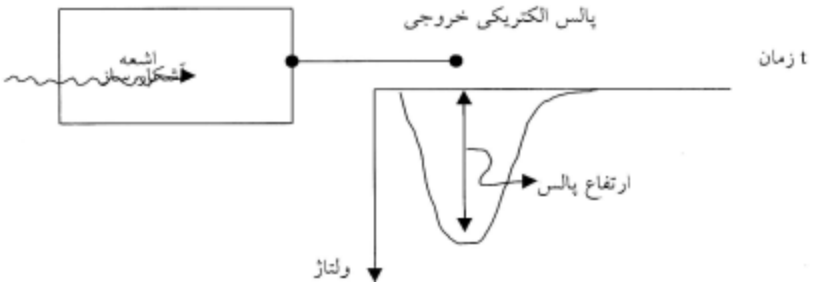
آشکارسازهای پرتوها را از لحاظ نوع آشکارسازی به دو دسته می توان تقسیم نمود. اول آشکارسازهای از نوع رد[۱] که اغلب مورد توجه فیزیکدانان بوده و برای آشکارسازی ذرات با انرژیهای بسیار زیاد به کار می رود. از این نوع آشکارسازها می توان اتاقک ابری[۲] ، اتاقک حباب[۳]، مولسیون عکاسی[۴] و غیره را نام برد که در پزشکی مصارف چندانی ندارد.

نوع دوم، آشکارسازهای از نوع علامت الکتریکی[۵] است که برای انرژیهای پایین و اغلب در کاربردهای مختلف از جمله در پزشکی مورد استفاده قرار می گیرد. این آشکارسازها به گونهای ساخته شده اند که با ورود ذرات باردار و یا اشعه X به فضای داخل آن یک علامت الکتریکی به شکل پالس ایجاد می شود. محیط داخل آشکارساز بر حسب موارد استفاده از آن می تواند به شکل گاز، مایع و یا جامد انتخاب شود.

تناسب بین ارتفاع پالس و انرژی اشعه ورودی، همچنین راندمان، قدرت تفکیک انرژی و پهنای زمانی پالس از مشخصاتی هستند که در انتخاب نوع آشکارساز برای بررسی هر پدیده بایستی در نظر گرفته شود. در زیر به شرح هر یک از این مشخصات به طور جداگانه می پردازیم.

۴-۳- تناسب ارتفاع پالس و انرژی اشعه :

اساس کار یک آشکارساز از نوع پالس الکتریکی بع طور شماتیک در شکل زیر نشان داده شده است. با ورود هر ذره تابشی به داخل حجم حساس آشکارساز، ولتاژ خروجی آن تغییراتی نسبت به زمان به شکل یک پالس الکتریکی خواهد داشت. اگر ارتفاع پالس الکتریکی مستقیما با انرژی اشعه ورودی متناسب باشد، با اندازه گیری آن قادر خواهیم بود که انرژی اشعه را اندازه گیری نمانیم. در اغلب آشکارسازها این تناسب برای رنج وسیعی از انرژی ها وجود دارد. معهذا در بعضی از آنها مانند کنتور گایکر دامنه پالس الکتریکی بستگی به انرژی اشعه ورودی نخواهد داشت. از این نوع دتکتورها برای اسپکتروسکپی اشعه نمی توان استفاده نمود.



---

[۱] Type Tracker
[۲] Cloud Chamber
[۳] Bubble Chamber
[۴] Photographic Emulsion
[۵] Signal Type

شکل ۴-۱: اساس کار آشکار ساز پالس الکتریکی

۴-۴-راندمان آشکارساز:

اگر هر فوتون و یا ذره تابشی ایجاد یک پالس الکتریکی نموده و این پالس ها توسط شمارنده ای شمرده شود، آنوقت تعداد پالسهای الکتریکی که در هر ثانیه شمارش می شود، شدت اشعه ورودی به آشکار ساز را نشان خواهد داد. معمولا تعداد فوتونها و یا ذرات تابشی بسیار زیاد بوده و با توجه به پهنای زمانی هر پالس و در مدتی که ولتاژ خروجی تضعیف شده، با ورود ذره و یا فوتون بعدی هیچگونه پالسی بوجود نمی آید. مدت زمانی که آشکارساز بعد از ورود هر ذره قادر به آشکارسازی ذرات بعدی نیست اصطلاحاً زمان مرگ[۱] نامیده می شود. علاوه بر زمان مرگ در هر آشکارساز که بستگی به ولتاژ اعمال شده و نوع مواد تشکیل دهنده حجم حساس آن دارد، در بعضی موارد، خصوصاً برای تابش های با انرژی کم، ارتفاع پالس الکتریکی ایجاد شده کوچکتر از سیگنالهای زمینه[۲] بوده و بنابراین جز پالسهای الکتریکی آشکار شده محسوب نمی شود. برای درنظر گرفتن پدیده های فوق راندمان آشکار ساز بصورت زیر تعریف می شود. برای افزایش راندمان یک آشکارساز در حالت کلی باید حتی الامکان زمان مرگ آن کوتاه و یا شدت اشعه تابشی کاهش یابد.

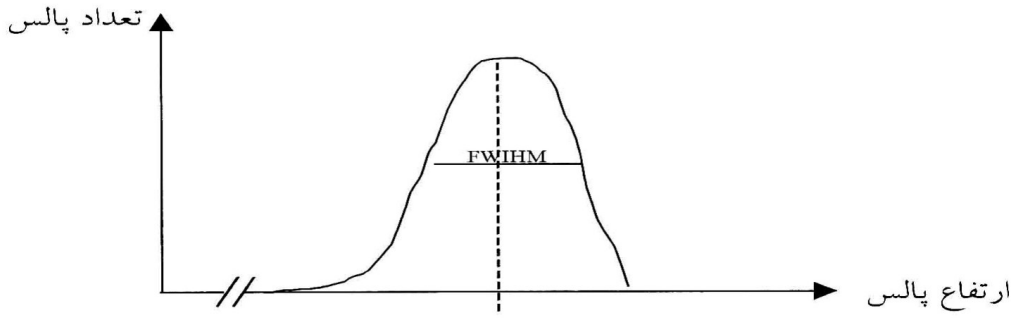
$$Ra = \frac{\text{تعداد پالسهای الکتریکی آشکار شده}}{\text{تعداد ذرات و یا فوتونهای تابشی}} \times ۱۰۰$$

۴-۵- قدرت تفکیک انرژی:

قدرت تفکیک انـــرژی در یک آشکارساز معمولا معیاری برای تشخیص دو تابش با انرژی های نزدیک بهـــم می باشد. اگر تفاوت نسبی بین انرژیهای دو تابش مختلف کمتر از قدرت تفکیک انرژی آشکارساز باشد، نمی توانند به صورت دو تابش مجزا آشکار شوند. مثلا برای آشکار سازی تابشهایی با انرژی ۵ و ۵/۵ Mev به طور مجزا، بایستی قدرت تفکیک آشکارساز کمتر از ۱۰٪ نباشد، در غیر اینصورت دو تابش از یکدیگر قابل تفکیک نمی باشند. قابلیت تشخیص دو تابش با انرژیهای مختلف بستگی به توزیع ارتفاع پالسهای حاصل از آنها دارد. یک توزیع معمولی از ارتفاع پالسهای حاصل از تابشی با یک انرژی معین به شکل زیراست.

---

[۱] Dead Time
[۲] Noise



شکل۴-۲: توزیع ارتفاع پالس برای یک انرژی معین

اگر در آشکارسازی حداقل انرژی بین دو تابش E_1 و E_2 که بطور مجزا قابل آشکارسازی می باشند، AE باشد، قدرت تفکیک انرژی با رابطه زیر محاسبه می شود.

$$\%Res = \frac{\Delta E}{E} = \frac{FWHM}{\text{ارتفاع پالس در ماکزیمم منحنی}} \times ۱۰۰$$

E انرژی متوسط تابشها و FWHM مطابق شکل فوق، پهنای منحنی در نصف ماکزیمم است. در واقع قدرت یک آشکارساز برای تشخیص دادن بین انرژیهای مختلف با کاهش Res افزایش می یابد. به عبارت دیگر جهت اسپکتروسکوپی اشعه، آشکارسازی قویتر است که قدرت تفکیک انرژی کوچکتری داشته باشد.

پهنای زمانی پالس فاکتور مهم دیگری است که در انتخاب یک آشکارساز به منظورهای مشخص، بایستی مورد توجه قرار گیرد. اگر پهنای زمانی پالس زیاد باشد پالسها روی یکدیگر قرار گرفته و همانطور که قبلا گفته شد راندمان آشکارسازی کاهش خواهد یافت. پهنای زمانی پالس به دو عامل صعود کننده و نزول کننده پالس الکتریکی بستگی دارد. صعود پالس تابع مشخصات فیزیکی آشکارساز است و در انواع مختلف آن بر حسب پدیدهای که به وجود آورنده پالس الکتریکی است، متفاوت می باشد. نزول پالس الکتریکی که در واقع سرعت از بین رفتن پالس را نشان می دهد، به ثابت زمانی مدار الکتریکی (RC) بستگی داشته و با کاهش آن می توان پهنای زمانی یک پالس را کاهش داد.

۶-۴- اساس آشکار سازی

آشکـــارسازی برتوهای یونیزان و یا اشعه X و γ بر اساس اثر متقـــابل آنها در برخورد با مواد داخل آشکارساز می باشد. از این رو مطالعه آنها نیاز به دانستن اثر متقابل برخورد هر ذره باردار و یا فوتون با مواد مختلف آشکارساز دارد. این اثرات به طور کلی به سه دسته تقسیم می شوند، که در اینجا به طور اجمال معرفی شده و کاربرد آنها در انواع آشکارسازهای موجود بررسی می شود.

الف : برخورد ذرات باردار با مواد سبب ایجاد یونیزاسیون در اتمهای محیط شود.

این نوع اثر متقابل در اکر گازها به سهولت اتفاق می افتد و لذا آشکارسازهای اتاقک ابری، اتاقک حباب و کنتورهای جرقه ای که آشکارسازهایی از نوع رد هستند و همچنین آشکارسازهای گازی که از نوع پالس الکتریکی هستند، بر این اساس طراحی و ساخته می شوند. انواع مختلف آشکارسازهای گازی در ادامه بحث مورد بررسی قرار خواهند گرفت.

ب -برخورد ذرات باردار با مواد باعث ایجاد فوتونهای نوری شود

بعضی از مواد دارای خاصیت لومینسانس بوده و قادرند پس از جذب انرژی، مقداری از آن را مجدداً به صورت نور تابش نمایند. مـــوادی که برای آنها فاصله زمانی بین جذب انـــرژی و تابش مجدد آن به صورت نور در حدود میکروثانیه و یا کمتر باشد، به مواد فلورسان معروف می باشند. در مواد فسفرسان این فاصله زمانی طولانی تر است. استفاده از مواد فلورسان برای آشکارسازی تابشهای هسته ای موجب به وجود آمدن آشکارسازهای سنتیلاسیون شده است. در این نوع آشکارسازها، انرژی ذره تابشی و یا فوتون اشعه Xیا γ توسط سنتیلاتور جذب شده و بلافاصله به صورت فوتون نور تابش می شود. آشکارسازی این فوتونها با استفاده از فتومولتی پلایر[1]که نور تولیدی از سنتیلاتور را به پالس الکتریکی تبدیل می کند، براحتی امکان پذیر است.

ج-برخورد ذرات باردار با مواد ایجاد الکترون و حفره نماید

پرتوهای یونیزان چنانچه به محیط یک کریستال یکنواخت، که دو انتهای آن توسط دو الکترود به ولتاژی وصل شده، وارد شوند، ایجاد الکترون و حفره می نمایند. در واقع در اثر هر یونیزاسیونی که در اتم های کریستال به وجود می آید یک الکترون آزاده شده و جای خالی آن در شبکه کریستال به صورت یک حفره باقی می ماند. زوجهای الکترون و حفره توسط الکترودها جمع آوری شده و یک پالس الکتریکی را بوجود می آورند. با استفاده از ارتفاع پالس و شمارش تعداد آنها می توان اطلاعاتی نسبت به انرژی و شدت اشعه ورودی به آشکارساز بدست آورد.

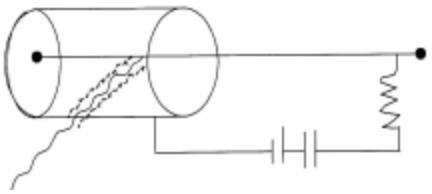
اشعه X و γ و همچنین پرتوهای نوترون (پرتوهای یونیزان غیرمستقیم) در برخورد با مواد مستقیما هیچکدام از این پدیده ها را بوجود نمی آورند و آشکارسازی آنها تابع فرآیندهای ثانویه ای است که در آن ذرات باردار بوجود می آید. جذب اشعه X و یا γ در مواد در اثر پدیده های کمپتون، فتوالکتریک و ایجاد زوج الکترون و پوزیترون انجام می شود. همچنین اثر متقابل برخورد نوترون با مواد تابع انرژی نوترون و نوع مواد می باشد. به هرحال آشکارسازی اشعه Xو γ و همچنین پرتوهای نوترون از طریق ذرات بارداری که در محیط بوجود می آورند و براساس اثر متقابل آنها با حجم حساس آشکارساز و توسط هر یک از پدیده های فوق الذکر امکان پذیر می باشد.

---

[1] Photomultiplier

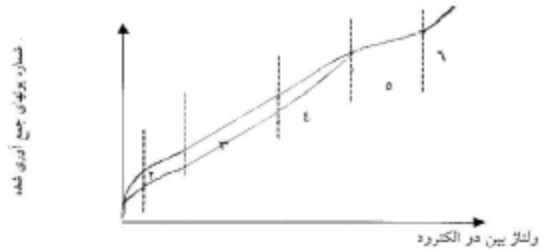
۴-۷-آشکارسازهای گازی

آشکارسازهای گازی دارای انواع یونیزاسیون، تناسبی و کنتورهای گایگر است، این نوع آشکارسازها اغلب از دو الکترود، یکی استوانه ای و دیگری سیمی در داخل آن تشکیل گردیده، و بین آنها اختلاف پتانسیل الکتریکی قرار دارد. شکل زیر شمایی از ساختمان آنها را نشان می دهد.



شکل ۴-۳: آشکارساز گازی

فرض کنیم تابشی با انرژی Mev۱ در فضای داخلی آشکارساز متوقف شود. اگر انرژی لازم برای ایجاد یک جفت یون به طور متوسط ev ۳۰ باشد، تعداد $۳/۳\times۱۰^{۴}$ زوج یون اولیه ایجاد خواهد شد. رفتار این یونها تابع اختلاف پتانسیل اعمال شده بین دو الکترود آشکارساز می باشد. اگر اختلاف پتانسیل صفر و یا ناچیز باشد، یونها مجددا با یکدیگر ترکیب می شوند. با افزایش ولتاژ تعدادی از این یونها به وسیله الکتروها جمع آوری شده و تولید یک پالس الکتریکی می نماید. منحنی تغییرات تعداد یونهای جمع آوری شده به وسیله الکترودها برحسب ولتاژ بین آنها برای دو تابش با انرژیهای مختلف در شکل زیر نشان داده شده است.



شکل ۴-۴: منحنی تغییرات تعداد یونهای جمع آوری شده بر حسب ولتاژ الکترودها

در ابتدای این منحنی که ناحیه ترکیب مجدد نام دارد، ولتاژ اعمال شده برای جمع آوری تمام یونها کافی نبوده و تعدادی از آنها مجدداً با یکدیگر ترکیب می شوند. بخاطر ارتفاع کم پالس بوجود آمده و عدم تناسب آن با انرژی اشعه، هیچگونه آشکارسازی در این ناحیه از ولتاژ ساخته نمی شود.

با افزایش ولتاژ، میدان الکتریکی در داخل آشکارساز افزایش می یابد. در محدوده ای از ولتاژ که کلیه یونهای به وجود آمده جمع آوری می گردد (ناحیه دوم)، دامنه پالس الکتریکی متناسب با انرژی اشعه تابشی خواهد بود. آشکارسازی که در این ناحیه از ولتاژ ساخته شود، اتاقک یونیزاسیون نامیده می شود. با افزایش بیشتر ولتاژ، الکترون و یونها در هنگام جمع آوری انرژی کسب نموده و در اثر برخورد با سایر اتمها موجب افزایش یونیزاسیون در محیط می شود. تعداد یونهای بعد از تکثیر را می توان بصورت Na که A ضریب تکثیر است بیان نمود. با

افزایش ولتاژ، A می تواند از یک تا ۱۰ تغییر نماید. در این ناحیه از ولتاژ نیز تعداد یونهای جمع آوری شده متناسب با یونهای اولیه و یا دامنه پالس الکتریکی متناسب با انرژی اشعه می باشد. بنابراین آشکارسازهایی که برای این ناحیه از ولتاژهای الکتریکی طراحی و ساخته می شوند به آشکارسازهای تناسبی معروف می باشند.

افزایش بیشتر ولتاژ (ناحیه ۴ در شکل ۴-۴) سبب می شود که تناسب بین تعداد یونهای جمع آوری شده و یونهای اولیه (و یا تناسب دامنه پالس با انرژی اشعه) محدود می شود. بدین جهت به آن ناحیه تناسبی محدود می گویند. در واقع بعلت محدودیت تعداد مولکولهای گاز موجود در داخل آشکارساز ضریب تکثیر A تا حد مشخصی می تواند افزایش یابد. این ضریب در ناحیه تناسبی مستقل از تعداد یونهای اولیه بوده و با افزایش ولتاژ به طور خطی افزایش می یابد، ولی در ناحیه تناسبی محدود، تابع تعداد یونهای اولیه می شود. ضریب تکیر A در یک ولتاژ معین برای اشعه ورودی کم انرژی که تعداد یونهای اولیه کمتری ایجاد می کنند، بیشتر و برای اشعه ورودی پرانرژی که تولید یون های اولیه بیشتری ایجاد می نماید، کمتر است. این مسئله با افزایش ولتاژ شدت می یابد به طوری که برای ولتاژهای بیشتر از ناحیه تناسبی محدود، تعداد یونهای جمع آوری شده برای اشعه ورودی با هر انرژی دلخواهی ثابت است. به عبارت دیگر ارتفاع پالس الکتریکی به انرژی اشعه ورودی بستگی نداشته و مقداری ثابت می باشد. این ناحیه از ولتاژها (ناحیه۵) به ناحیه گایگر معروف بوده و آشکارسازهایی که برای این ولتاژها ساخته می شوند، کنتورهای گایگر نامیده می شوند. کنتورهای گایگر قادر نیستند اطلاعاتی از انرژی اشعه را مشخص نمایند و فقط برای شمارش تعداد ذرات مورد استفاده قرار می گیرند.

افزایش بیشتر ولتاژ سبب تخلیه الکتریکی در داخل گاز و ایجاد جرقه بین دو الکترود آشکارساز می شود. به همی ن دلیل محدوده ولتاژهای ناحیه ۶ را ناحیه تخلیه الکتریکی می نامند. مشخصات عمومی انواع آشکارسازهای گازی بشرح زیر است.

الف : آشکارسازهای یونیزاسیون

این نوع آشکارسازها در انواع مجموعه ای[۱] و پالسی وجود دارند. در نوع مجموعه ای، ثابت زمانی RC آشکارساز به گونهای انتخاب می شود که خیلی طولانی تر از زمان جمع آوری یونها باشد. در این صورت سقوط پتانسیل بین دو الکترود آن در هر لحظه متناسب با مجموعه یونهای جمع آوری شده تا آن لحظه می باشد. به عبارت دیگر سقوط پتانسیل نشان دهنده میزان انرژی جذب شده در آشکارساز است. از این نوع آشکارسازها برای اندازه گیری دوز اشعه تابشی استفاده می شود.

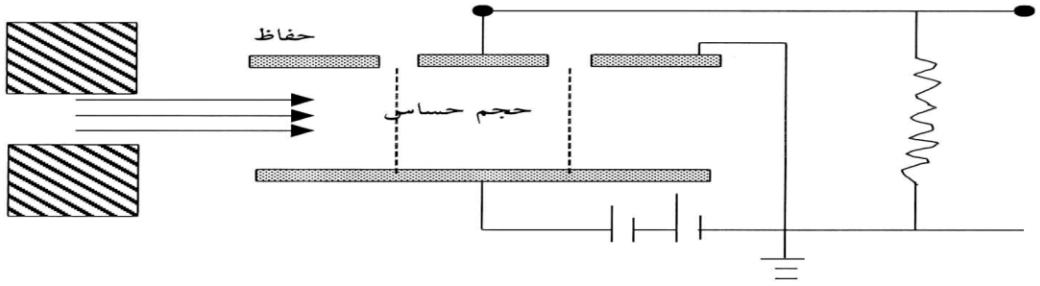
برای اندازه گیری فلوی ذرات و یا فلوی انرژی ذرات می توان از آشکارسازهای از نوع پالس الکتریکی، که در ناحیه یونیزاسیون کار می کنند، استفاده نمود. قدرت تفکیک این وسایل نسبتا زیاد است (حدود ۰/۷٪ برای ذرات با

---

[۱] Integration Type

انرژی Mev ۰/۵). برای حفظ تناسب بین ارتفاع پالس خروجی و انرژی اشعه بایستی ثابت زمانی این وسایل درحدود می لی ثانیه انتخاب شود. این انتخاب سبب پهن شدن پالسها شده و در نتیجه کاربرد آنرا به مواردی با شدتهای کم اشعه تابشی محدود می نماید. در غیر این صورت پالسها روی هم قرارگرفته و از راندمان آشکارسازی می کاهد.

در این نوع آشکارسازها انرژی اشعه تابشی بایستی به مراتب بیشتر از حداقل انرژی لازم برای ایجاد یک جفت یون (ev۳۰) باشد. از انواع آن می توان اتاقک یونیزاسیون با دیواره هوا را نام برد که ساختمان آن در شکل ۴-۵ نشان داده شده است.



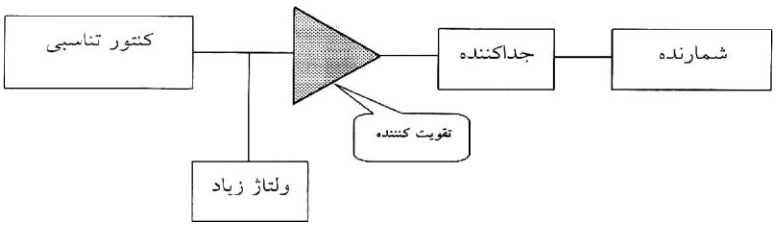
شکل ٤-٥: اتاقک یونیزاسیون با دیواره هوا

ب .آشکارسازهای تناسبی

آشکارسازهای تناسبی از یک الکترود استوانهای و یک رشته سیم مرکزی که معمولا از تنگستن می باشد ساخته می شوند و اغلب به کنتور تناسبی معروف می باشند.

برای برقراری تناسب کامل بین ارتفاع پالس و انرژی اشعه، بایستی ثابت زمانی آن حداقل برابر فاصله زمانی جمع آوری یونهای مثبت، یعنی در حدود μ s ۱۰۰ باشد. در صورتی که فقط شمارش ذرات مورد نظر باشد، می توان ثابت زمانی را خیلی کوچکتر انتخاب نمود. بنابراین ملاحظه می شود این نوع آشکارسازها برای تابشهای با شدت زیاد راندمان بهتری از آشکارسازهای یونیزاسیون خواهند داشت.

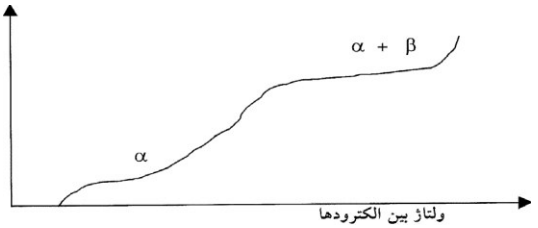
مراحل مختلف شمارش ذرات در یک کنتور تناسبی مطابق شکل زیر است. پالسهای الکتریکی پس از تقویت در تقویت کننده توسط جدا کننده طبقه بندی شده و سپس در شمارنده شمارش می شوند.



شکل ٤-٦: دیاگرام قسمتهای مختلف شمارش برای یک شمارنده تناسبی

چنانچه برای اندازه گیری تابشهای یک چشمه معین با اشعه α وβ از یک کنتور تناسبی بدون دریچه که با جریان گاز کارمی کند استفاده شود، منحنی مشخصاتی شمارش بر حسب ولتاژ به صورت شکل زیر خواهد بود.

پالسهای ایجاد شده توسط ذرات α دارای ارتفاع بیشتری از ذرات β می باشند، بنابراین در ولتاژهای کم فقط ذرات آلفا شمارش می شوند. با افزایش ولتاژ ارتفاع پالسهای β بقدر کافی بزرگ شده و همراه ذرات α شمارش می شوند.



شکل٤-٧: منحنی مشخصاتی شمارش بر حسب ولتاژ برای یک چشمه تابش الفا و بتا

شمـارنده های تناسبی علاوه بر آشکـارسازی ذرات بـاردار، برای آشـکارسازی نـوترون نیز مورد استفاده قرار می گیرند. برای این منظور کافی است گاز BF_3 را به همراه سایر گازهای استاندارد در داخل $B(o، n)$ شمارنده های گازی وارد نمود. برخورد نوترون حرارتی با هسته های اتم گاز ایجاد واکنش هسته ای نموده که در نتیجه دو ذره یونیزه کننده قوی α و هسته Li در داخل آشکارساز ایجاد می شوند. پالسهای بوجود آمده توسط آنها می تواند برای آشکارسازی نوترون بکار رود. برای آشکارسازی نوترونهای سریع می توان از کند کردن آنها قبل از وارد شدن بداخل شمارنده های BF استفاده کرد. برای انجام این کار معمولا شمارنده BF بایک ماده هیدروژن دار نظیر پارافین پوشانده می شود. دراین روش برخورد الاستیک نوترون با پرتونهای پارافین سبب کند شدن آنها می شود. علاوه بر این روش می توان با قراردادن یک پوشش از پلی اتیلن بر روی سطح داخلی کاتد در یک شمارنده تناسبی، آنرا برای آشکارسازی نوترونهای سریع آماده نمود. برخورد الاستیک نوترونهای سریع با اتم هیدروژن در لایه پلی اتیلن باعث پرتاب پرتون در داخل شمارنده می شود. پرتون ذره باردار بوده و در گاز داخل شمارنده ایجاد یونیزاسیون می نماید.

ج : شمارنده ها ی گایگر مولر[1]

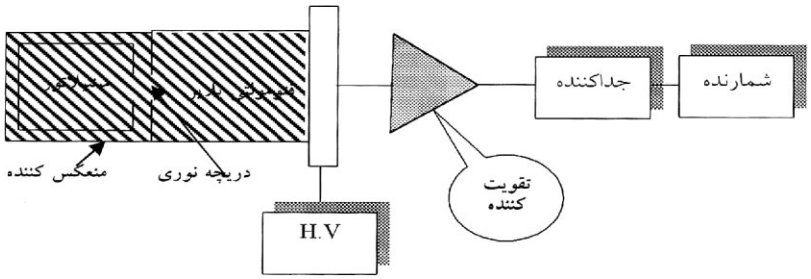
شمارنده ها ی گایگر مولر (M-G) که به شمارنده گایگر نیز معروف است، از نظر ساختمان مانند شمارنده تناسبی بوده ولی به خاطر امتیازات دیگر آن دارای موارد استفاده زیادی می باشد. در این نوع شمارنده ها تنها شدت اشعه تابشی اندازه گیـری مـی شـود. با توجـــه به اینکه پالسهای حاصل از تابشهای با انرژی مختلف دارای یک ارتفاع می باشند، نمی توان اطلاعاتی درباره انرژی اشعه بدست آورد. از امتیازات این شمارنده ها ایجاد پالس با ارتفاع زیاد و عدم نیاز به سیستم تقویب کننده و در نتیجه ارزانی و همچنین کارایی زیاد آنها را می توان نام برد. در شمارنده های گایگر تکثیر الکترون به صورت بهمن الکترونی و در فاصله کمی از آند انجام می گیرد، بنابراین در این شمارنده ها با ورود یک ذره به حجم حساس و تولید حتی یک زوج یون، یک پالس الکتریکی تولید شده و ذره مطمئنا شمرده خواهد شد. بدین ترتیب این شمارنده ها برای تابش هایی با انرژی حداقل ۳۰ ev دارای راندمان

[1] Gieger Moler

بالایی می باشند. برای استفاده از کنتور گایگر در آشکارسازی ذرات α وβ ، دریچه شمارنده باید خیلی نازک باشد. برای آشکارسازی ذرات معمولاً ضخامت دریچه کمی کوچکتر از برد آن (حدود ۲ cm/mg^2)انتخاب می شود. برای اشعه β دریچه دارای ضخامتی بین ۱ تا ۳ می لی گرم بر سانتیمترمربع می باشد که از می کا و یا فولاد زنگ نزن تهیه می شود.

۸-۴-آشکارسازهای سنتیلاسیون[۱]

مهمترین روش آشکارسازی در پزشکی، خصوصا در کارهای کلینیکی استفاده از آشکارسازهای سنتیلاسیون می باشد. اینگونه آشکار سازها اغلب برای اندازه گیری اکتیویته در هسته های رادیواکتیوی است که دارای تابش γ و یا ذرات β پرانرژی می باشند. ساختمان یک آشکارساز سنتیلاسیون مطابق شکل زیر از قسمتهای اساسی سنتیلاتور، فتومولتی پلایر، دستگاه تغدیه ولتاژ و سیستمهای تقویت کننده و جداکننده پالسها و در نهایت شمارنده تشکیل شده است.



شکل ۴-۸: دیاگرام شمارنده سنتیلاسیون

با ورود اشعه گاما به سنتیلاتور، که حجم حساس آشکارساز را تشکیل می دهد، یک یا تعدادی از اتمها یونیزه می شوند. الکترونهای ثانویه تولید شده سبب تهیج سایر اتمهای موجود در مسیر شده، این اتمها بلافاصله با تابش نور ماورابنفش به حالت پایدار خود بر می گردند. در هر سنتیلاتور شدت نور تابشی می بایستی متناسب با انرژی جذب شده از اشعه باشد. اطراف سنتیلاتور به جز در قسمتی که به فتومولتی پلایر متصل می باشد، توسط منعکس کننده هایی پوشیده شده است، که نور تولیدی در سنتیلاتور را پس از انعکاسهای متوالی بالاخره بداخل فتومولتی پلایر هدایت می نماید. قسمتی از کریستال که مقابل فتومولتی پلایر قرار دارد ، توسط موادی مانند کربن سیلیکون از نظر اپتیکی به فتو کاتد در تیوب فتومولتی پلایر اتصال می یابد. فتوکاتد از ترکیبات عناصر کمیاب تشکیل شده و بر اثر برخورد ۵ تا ۱۰ فتون یک الکترون آزاد می نماید. این فتوالکترونها در خلا داخل تیوپ در اثر ولتاژ مثبت اعمال شده به سمت اولین دایnود شتاب می گیرند. دایnود الکترودی است که با ماده ای مشابه فتوکاتد پوشیده

---

[۱] Scintillation Detectors

شده است. ضربه الکترون شتابدار، محرکی برای تابش ۲ یا ۳ الکترون دیگر خواهد بود. این الکترونهای جدید، بسوی دومین دایnود که در ولتاژ به ترتیب بالاتری قرار دارد، شتاب گرفته و مجددا فرآیند تکثیر الکترونها برروی این دایnود بوجود می آید. هر فتومولتی پلایر نوعا دارای ۱۲-۱۰ دایnود بوده، بطوریکه تقویت کلی $۱۰^{۷}$-$۱۰^{۶}$ خواهد شد. جمع آوری نهایی الکترونها توسط آند، پالس جریانی را بوجود می آورد که می تواند در مدارات خارجی از یک مقاومت عبور کرده و در دو طرف آن افت ولتاژی را به شکل یک پالس الکتریکی بوجود آورد. دامنه این پالس الکتریکـــی از طریق تعداد الکترونها یا فوتونهای نوری با انرژی اشعه ورودی به آشکارساز به طور مستقیم ارتباط می یابد. پهنای زمانی این پالسها به مراتب کمتر از پالسهای تولیدی در آشکارسازهای گازی می باشد.

یکی از خواص مهم سنتیلاتورها شفافیت نسبت به فوتونهایی است که تابش می کنند. در این مورد سنتیلاتورهای غیرآلی شفافیت بهتری از سنتیلاتورهای آلی دارند. از انواع مختلف سنتیلاتورها می توان مواد غیر آلی سولفوروی (SZn)، یدور فلزات قلیایی، با یا بدون ناخالصی NaI(Tl) ، همچنین مواد جامد آلی مانند هیدروکربورهای معطر (آنتراسن) جانشین شده و یا نشده، و یا محلولهای آلی در حلالهای مایع مانند محلول دی فنیک آنتراسن درتولوئن و یا پلاستیک (محلول TP و یا TPB در پلی استیرن) را نام برد.

سنتیلاتور جامدی که بیشترین کاربرد را دارد کریستال یدور سدیم است. این کریستال معمولا حاوی مقدار اندکی (۰/۴-۰/۱٪) ناخالصی تالیم است که جرقه زدن در درجه حرارت اتاق را امکان پذیر می سازد و اغلب بصورت NaI(Tl) نشان داده می شود. یدور سدیم اکثر خواص لازم برای یک آشکارساز خوب را دارا می باشد. این خواص عبارتند از:

الف -بخاطر داشتن دانسیته بالا (۳/۶۷ g/cm^3)و عدد اتمی زیاد جاذب خوبی برای اشعه گاما است

ب -شدت نور تابشی از آن در محدوده وسیعی از انرژیها متناسب با انرژی جذب شده در آن است. این امر امکان اندازه گیری انرژی اشعه را فراهم می سازد.

ج -نسبت به طول موج نور تابشی شفاف است به طوری که این نور می تواند بدون تضعیف به فتوکاتد برسد.

د-جرقه ها دارای پریود زمانی کوتاهی می باشند. این امر منجر به کاهش زمان مرگ در آشکارساز می شود. (چنانچه در مدت زمان ۸۰۰ نانوثانیه، ۹۰٪ نور تابشی از هر جرقه جمع آوری شود، زمان مرگ به حدود ۱ sμ کاهش می یابد.)

یدور سدیم جاذب رطوبت بوده و هنگامی که درمعرض بخار آب قرارگیرد به زردی می گراید به همین دلیل کریستال در داخل یک محفظه آلومی نیومی با جداره نازک (بجز در قسمت اتصال به فتوکاتد) قرار می گیرد .

ارتباط دامنه پالس الکتریکی با انرژی اشعه ورودی در سنتیلاتورهای مختلف متفاوت است. برای سنتیلاتورهای غیرآلی در گام پهنی از انرژی، ارتفاع پالس برای ذرات الکترون، پروتون، دوترون و اشعه گاما به طور خطی متناسب با انرژی است. برای ذرات سنگینتر این رابطه غیرخطی است. در سنتیلاتورهای آلی برای اشعه β وγ در انرژیهای

خیلی پایین، حدود چند Kev نیز این رابطه غیرخطی است.

راندمان آشکارسازی در آشکارسازهای سنتیلاسیون علاوه بر شدت و انرژی اشعه تابشی، به ابعاد و جنس سنتیلاتور بستگی دارد. علیرغم آن برای آشکارسازی اشعه ، آشکارسازهای سنتیلاسیون به مراتب کارائی بیشتری از آشکارسازهای گازی دارند. در اغلب دستگاههای پزشکی که برای آشکارسازی اشعه Xو یا γ ساخته شده است، از جمله دوربین گاما و یا دستگاههای مختلف جهت توموگرافی از این نوع آشکارسازها استفاده شده است.

۹-۴- توزیع ارتفاع پالس

تمام انرژی اشعه گامای تابشی ضرورتاً در داخل کریستال جذب نمی شود. این امر به نوع اثر متقابلی که برای تولید الکترون یا الکترونهای ثانویه اتفاق می افتد، یعنی فتوالکتریک، کمپتون یا تولید زوج بستگی دارد. در انرژیهای پایین، پدیده فتوالکتریک حاکمیت داشته و تمام انرژی اشعه گامای تابشی به الکترون ثانویه منتقل خواهد شد. انرژی نهایی الکترون ثانویه برابر انرژی اشعه گاما منهای انرژی پیوندی الکترون (معمولا kev ۲۹ انرژی پیوندی لایه K مربوط به اتم I که محتمل ترین منبع فتوالکترون خواهد بود) می باشد. انرژی فوتوالکترون به همراه اشعه ایکس اختصاصی لایه K در اتم ید، اغلب در داخل کریستال جذب شده و پالس الکتریکی با دامنه مربوط به انرژی کل اشعه گاما ایجاد می شود. در کریستالهای کوچک، اشعه ایکس اختصاصی ممکن است از کریستال خارج شده و دامنه پالس الکتریکی، کمی کمتر از دامنه مربوط به انرژی کل باشد. این موضوع تنها در انرژیهای پایین، کمتر از Kev۱۰۰ قابل مشاهده است.

برای تابشهای با انرژی زیادتر، اثر متقابل کامپتون با اتمهای کریستال اهمیت می یابد. در اینصورت انرژی الکترونهای کامپتون جذب شده و اشعه گامای پراکنده ممکن است از کریستال خارج شده یا در یک اثر متقابل دیگر شرکت کند. اگر اشعه گاما از کریستال خارج شود، ارتفاع پالس به انرژی الکترونهای کامپتون که معمولا تا یک انرژی ماکزیمم(بنام لبه کامپتون) ادامه دارد، ارتباط می یابد. این امر در کریستالهای کوچک محتمل است. اشعه گاما ممکن است در داخل کریستال تعدادی برخورد کامپتون داشته باشد که در اینصورت انرژی کل منتقل شده به الکترونهای ثانویه تجمعی بوده و پالس با ارتفاع مربوط به انرژیهای بزرگتر از لبه کمپتون بوجود می آید. اگر یک سری برخورد کامپتون در نهایت به یک برخورد فتوالکتریک ختم شود، انرژی کل اشعه گامای تابشی جذب شده و پالسی با ارتفاع حداکثر (مربوط به جذب کل) را بوجود می آورد.

برای اشعه گاما در انرژیهای بیشتر از Mev ۱/۰۲ تولید زوج امکان پذیر می شود. در اینصورت دو فوتون گاما هر یک با انرژی Mev ۰/۵۱ در اثر محو جرم هر پوزیترون در داخل کریستال بوجود می آید. این فوتونها و یا یکی از آنها ممکن است از کریستال خارج شده و یا امکان دارد هر دو جذب شوند. اولین حالت سبب ایجاد پالسهایی در

Mev ۱/۰۲ کمتر از انرژی تابشی و دومی ن حالت در Mev ۰/۵۱ کمتر از انرژی تابشی و سومین حالت پالسهایی در انرژیهای مربوط به جذب کل را بوجود می آورند. به هر حال وجود برخوردهای کمپتون سبب می شود که توزیع ارتفاع پالسها بصورت پیوسته با پیکهایی در انرژیهای مشخص بوجود آید.

اشعه گاما همچنین با سرب محافظ در اطراف آشکارسازهای جرقه زن برخورد داشته و تابش اشعه ایکس اختصاصی می نماید. این اشعه ایکس اختصاصی که از لایه K در سرب تابش می شود در Kev ۷۳ قابل مشاهده می باشد. چنانچه هسته رادیواکتیو دارای تشعشع گاما با بیشتر از یک انرژی باشد، طیف پیچیده ای مشاهده خواهد شد.

۴-۱۰- الکترونیک مورد نیاز

همانگونه که درشکل ۴-۸ نشان داده شده پالسهای الکتریکی از یک آشکارساز سنتیلاسیون معمولا نیاز به تقویت دارد و پس از تقویت، پالسهای اضافی در آنالیز کننده ارتفاع پالس قبل از هرگونه بررسی دیگری حذف می شود. بررسیها برحسب نوع اندازه گیری متفاوت است. در اندازه گیری یک اکتیویته ثابت، مثلا اکتیویته یک نمونه رادیواکتیو در داخل یک ظرف، و یا رادیواکتیویته داخل یک ارگان و یا ناحیه ای از بدن که بصورت قابل ملاحظه ای در طول اندازه گیری ثابت است، از Scaler و یا Timer استفاده می شود، ولی برای اندازه گیری تغییرات در رادیواکتیویته با تغییرات سریع از ratemeter استفاده می شود.

۴-۱۰-۱-تقویت کننده اولیه

برای اینکه یک آشکارساز و جرقه زن بتواند به راحتی به اطراف حرکت کند معمولا توسط کابلهای انعطاف پذیری به سایر وسایل الکترونیکی متصل می شود. برای غلبه بر تضعیف بوجود آمده در کابلها اغلب در خروجی آشکارساز یک تقویت کننده اولیه وجود دارد که جزیی از مجموعه آشکارساز است. برای اتصال فتومولتی پلایر با امپدانس زیاد (تقریبا ۱ مگا اهم) به کابلی با امپدانس کم معمولا از تقویت کننده اولیه Emitter Fallowe استفاده می کنند. دامنه پالسها در این کابل درحدود چند می لی ولت است. این آرایش علاوه بر منبع تغذیه ولتاژ بالا و خط انتقال سیگنال، نیاز به پیش بینی یک منبع ولتاژ پایین برای مجموعه دتکتور دارد.

آرایش ساده تری را می توان با استفاده از تقویت کننده حساس به بار الکتریکی بکار برد، که از یک کابل هم محور برای حمل ولتاژ زیاد به آشکار ساز و پالسها به تقویت کننده استفاده می شود. در این روش پالسها از ولتاژ زیاد در محل ورودی تقویت کننده توسط اتصال به یک خازن جدا می شود.

برای تقویت سیگنال می توان از تقویت کننده های حساس به ولتاژ و یا بار الکتریکی استفاده نمود. تقویت کننده معمولا دارای ضریب تقویت ۱۰۰۰ برای افزایش دامنه پالس به ولتاژی بین یک تا ۱۰ ولت می باشد. برای حفظ

ارتباط بین ارتفاع پالس و انرژی اشعه، می بایستی اولا تقویت کننده دارای پاسخی خطی بوده و در ثانی ضریب تقویت درمقابل تغییرات ولتاژ و درجه حرارت پایدار باشد. همچنین می بایستی در مقابل بار الکتریکی زیاد ناشی از پالسهای بزرگ (تابش زمینه با انرژی بیشتر از تابش مورد نظر) و یا میزان شمارش زیاد غیرحساس باشد. شمارش زیاد هنگامی بوجود می آید که هر یک از پالسها بر روی دنباله پالس قبلی قرارگرفته و طیف ارتفاع پالس را تغییر شکل دهد. در این صورت تقویت کننده، پالسها را به شکل استانداری تبدیل می نماید که در آن زمان صعود µs ۰/۲ و زمان نزول بگونه ای تنظیم می شود که پهنای زمانی پالس (از شروع تا ۱۰ ٪ دامنه پیک) درحدود µs ۱ باشد. تحت چنین شرایطی می توان بدون از دست دادن پالسها تا میزان $۱۰^{۶}$- $۱۰^{۵}$ شمارش در دقیقه را اندازه گیری نمود.

۴-۱۰-۲- آنالیز کننده ارتفاع پالس

آنالیزکننده ارتفاع، پالسهای در محدوده اندازه گیری را از پالسهای اضافی تشخیص می دهد. برای این کار از دو روش می توان استفاده نمود. روش تجمعی[۱] (یا تشخیص ارتفاع پالس) و روش تفریقی[۲] (یا آنالیز ارتفاع پالس). استفاده از روش دوم معمول تر است. در روش تجمعی، تمامی پالسهای با دامنه بزرگتر از ارتفاع مشخص، برای بررسیهای بعدی پذیرفته می شود. از این روش معمولا برای حذف پالسهای با انرژی پایین، که از نویز الکترونیکی بوجود می آید، استفاده می شود. در روش تفریقی، پالسهایی با ارتفاعهای مشخص و در محدوده ارتفاع های تنظیم شده که پنجره نامیده می شود، پذیرفته می شود. این روش برای کاهش میزان شمارش ناشی از تشعشع زمینه و پراکنده مفید بوده و شمارش را منحصر به پالسهایی می نماید که دارای ارتفاعی برابر با ارتفاع پنجره تنظیمی است.

دردستگاههای شمارنده برای تعیین حداقل ارتفاع پالس در روش تجمعی از یک تغییر دهنده با تغییرات پیوسته و یا کنترل آستانه استفاده می شود. انتخاب پنجره در روش تفریقی از یک دستگاه به دستگاه دیگر متفاوت است. در برخی دستگاهها برای کنترل ارتفاع ماکزیمم و می نیمم پالس از کنترلهای مستقل استفاده می شود. برخی دیگر دارای آستانه متغیر و کنترلهای عرض پنجره می باشند. نوع سوم دارای پنجره با خط مرکزی متغیر و کنترلهای عرض پنجره بصورت درصدی از ارتفاع پالس خط مرکزی می باشند. برای سادگی کالیبراسیون می بایستی کنترلهای آستانه و یا خط مرکزی بطور خطی با انرژی ارتباط داشته باشند. پایداری این کنترلها و نیز کنترلهای عرض پنجره نیز برای خوب کارکردن دستگاه اهمیت دارد. هر پالس پذیرفته شده در آنالیز ارتفاع پالس می تواند خروجی یک پالس تک ارتفاع (تادامنه ۱۰ ولت) با زمان صعود سریع، کمتر از ۱۰۰nsرا برای بررسی های بعدی

---

[۱] Integral Mode
[۲] Differential Mode

تریگر کند.

ارتباط صحیح بین تنظیم ارتفاع پالس در آنالیزر و انرژی اشعه γ تابشی با ضریب تقویت در تیوب فتومولتی پلایر و تقویت کننده تغییر خواهد کرد. ولتاژ زیاد در فتومولتی پلایر و ضریب تقویت در تقویت کننده بگونه ای تنظیم می شوند که ارتباط مناسبی را ارائه دهند. اغلب برای سهولت در کار، ضریب تقویت بگونه ای تنظیم می شود که کنترلهای آستانه و یا خط مرکزی برحسب kev مستقیما خوانده شود. هر تقویت کننده می تواند به منظور دستیابی به پنجره های متعددی از یک طیف ارتفاع پالس، به بیشتر از یک آنالیزر اتصال یابد. در دستگاه های گاما کانتر که برای اندازه گیری اکتیویته رادیوایزوتوب در نمونه های رادیواکتیو بکار می رود، چنانچه خروجی تقویت کننده به یک آنالیزر ارتفاع پالس اتصال یابد، دستگاه بصورت آنالیزر تک کاناله عمل نموده و قادر به اندازه گیری اکتیویته یک رادیوایزوتوب می باشد. ولی چنانچه خروجی آن به دو یا چند آنالیزر ارتفاع پالس اتصال یابد امکان اندازه گیری دو یا چند رادیوایزوتوب بصورت همزمان در یک نمونه فراهم می گردد.

۴-۱۰-۳- تایمر / شمارنده

هنگامی که تندی شمارش در طول اندازه گیری ثابت باشد می توان از تایمر و یا Scaler استفاده نمود. در هر اندازه گیری در صورت استفاده از تایمر، پالسهای خروجی از آنالیزکننده پالس برای مدت زمان پیشبینی شده شمارش می شود. در صورت استفاده از Scaler شمارش پالسها تا زمانی که به تعداد از قبل تعیین شده ای برسد ادامه یافته و زمان سپری شده برای آن اندازه گیری می شود.

اصولا تایمر خود نیز یک Scaler دیگری است که پالسهای یک منبع فرکانس اصلی و یا کریستال نوسان کننده کنترل شده ای را می شمارد. انتخاب شمارش و زمان از قبل تنظیم شده بستگی به دقت لازم برای اندازه گیری خواهد داشت. شمارش و زمان سپری شده می تواند در حین و پس از اتمام شمارش از روی صفحه نمایش و بصورت اعشاری قرائت شود. هنگامی که از چندین آنالیزر ارتفاع پالس استفاده می شود، برای هر کدام یک scaler ضروریست که تعداد پالسها در هر قسمت از طیف را ثبت کند.

۴-۱۰-۴- تندی سنج[۱]

تندی سنج برای نشان دادن پیوسته تندی پالسهای خروجی از یک آشکار ساز (تعداد پالسها در واحد زمان) است و معمولا برای اندازه گیری تغییرات اکتیویته در پریودی که بیشتر از ۳۰ ثانیه نباشد، بکار برده می شود. دو نوع تندی سنج دیجیتال و آنالوگ وجود دارد.

---

[۱] Rate Meter

تندی سنج آنالوگ ساده تر و معمولی تر بوده و پالسها را از آنالیز کننده ارتفاع پالس برروی خازن C که از طریق مقاومت R تخلیه می شود، ذخیره می نماید. برای پالسهای با تندی ثابت بار الکتریکی بر روی خازن متناسب با تندی پالس است. زمان رسیدن به این حالت تعادل تابع ثابت زمانی RC درمدار بوده و پاسخ تندی سنج به تغییرات سریع در میزان پالس را محدوده می کند. با افزایش ثابت زمانی نویز آماری در میزان شمارش نیز تعدیل می شود. مقدار ثابت زمانی می بایستی با بررسی مقایسه ای بین تعدیک نویز و اعوجاج در تغییرات میزان شمارش، تعیین شود. خروجی مدار مقاومت-خازن بر روی ولت متری که بر حسب تندی شمارش کالیبره شده، بصورت بیان لحظه ای تندی شمارش، نشان داده می شود. یک امپدانس خروجی مناسب نیز برای هدایت ثبات پتانسیومتری پیش بینی شده است که تغییرات تندی شمارش با زمان را بطور پیوسته ثبت می کند. مانند کلیه وسایل آنالوگ موقعیت صفر و پاسخ خطی دستگاه مرتباً بخاطر افتهای الکترونیکی بایستی کنترل شود.

تندی سنج دیجیتال می تواند بصورت یک Timer/Scaler چرخشی (نوبتی) درنظرگرفته شود، بدون اینکه واقعاً بین یک شمارش و آغاز بعدی هیچگونه تاخیری وجود داشته باشد. این امر به دو صورت انجام می گیرد. در روش معمول از یک بافر ذخیره استفاده می شود. پالسها در scaler برای زمان از قبل تنظیم شده ای شمارش شده و سپس به بافر ذخیره منتقل می شود. Scaler و Timer به صفر reset شده و شمارش مجددا آغاز می شود. زمان انتقال شمارش وreset تایمر و Scaler نوعاً کمتر از ۱۰ sμ است. این شمارش می تواند در حالیکه شمارش بعدی در حال انجام است از بافر ذخیره با سرعت نسبتا کمتری قرائت شود. در روش دیگر برای شمارش پالسها از دوScaler استفاده می شود که پالس خروجی از آنالیز کننده پالس متناوباً به یکی از دو Scaler اتصال می یابد. در واقع در حالی که یک Scaler شمارش را انجام می دهد از دیگری Scaler می توان شمارش قبلی را قرائت نمود. این روش به روش دو بافری مرسوم می باشد. شمارش کل توسط در تندی سنج با یک بافر و یا Scaler فعال در تندی سنج با دوبافر معمولا بصورت اعشاری نمایش داده می شود. شمارشهای متوالی از Scaler می تواند بر روی کاغذ پرینتر ثبت شده و یا درحافظه برای بررسیهای بعدی ثبت شود. تندی سنجهای دیجیتال دارای دو مزیت بر انواع آنالوگ می باشند که عبارتند از:

عاری بودن از افتهای الکترونیکی و داشتن پاسخ سریع به تغییرات در تندی پالس

۴-۱۰-۵- منابع تغذیه

برای تمامی سیستمهای شمارش، منبع تغذیه ولتاژ کم و ولتاژ زیاد لازم است. یک منبع تغذیه DC پایدار شده با ولتاژ کم(معمولا ۲۴V) برای تقویت کننده اولیه، تقویت کننده، آنالیزکننده ارتفاع پالس و Scaler و یا تندی سنج ضروری می باشد.

منبع تغذیه ولتاژ زیاد، یک ولتاژ DC را برای تیوب فتومولتی پلایر معمولا قابل تنظیم بین V ۱۵۰۰- ۱۰۰۰ تامی ن می کند. این منبع بایستی بسیار پایدار باشد (تغییراتی کمتر از ۰/۰۱ ٪)زیرا یک درصد تغییر در ولتاژ

منجر به ۱۰٪ تغییرات در ضریب تقویت و در نتیجه در ارتفاع پالس می شود. به همی ن دلیل نوسانات AC در ولتاژ زیاد می بایستی کمتر از ۱ می لی ولت باشد.

۴-۱۰-۶- آنالیزر چند کاناله

طیف ارتفاع پالس برای یک هسته رادیواکتیو را می توان با استفاده از یک آتالیزر ارتفاع پالس و یک Scaler و توسط یک سری اندازه گیری ها با استفاده از یک پنجره باریک و مقادیر آستانه فراینده ای بدست آورد.

بدیهی است این روش یک فرایند خسته کننده و تکراری است، بویژه اگر طیف بدست آمده ایجاب نماید که شرایط شمارش، مثلا ضریب تقویت تغییر کرده و طیف مجددا کنترل شود.

روش سریع و راحت تر استفاده از آنالیزر چند کاناله است، که شمارش را در یک پریود زمانی قابل تنظیم، بطور موازی در کانالهای متوالی انجام می دهد. آنالیزر چند کاناله از یک تقویت کننده پالس، تبدیل کننده آنالوگ به دیجیتال و قسمتهای مربوط به ذخیره (حافظه) و خروجی اطلاعات تشکیل شده است. برای ذخیره اطلاعات معمولا از ۲۵۶، ۵۱۲ و یا ۱۰۲۴ حافظه (کانال) استفاده می شود. این تعداد حافظه می تواند اطلاعات پالسها درمحدوده انرژی مورد نظر را بصورت مجموعه ای از پنجره های باریک و پیوسته به تفکیک ثبت نماید. محدوده انرژی می تواند از طریق بهره تقویت کننده بهمراه off Cut در انرژیهای پایین برای حذف نویز الکتریکی بصورت دلخواه تنظیم شود. هر ارتفاع پالس توسط تبدیل کننده آنالوگ به دیجیتال به یک مقدار عددی تبدیل می شود. از این عدد بعنوان آدرس برای مکان حافظه (و یا شماره کانال) استفاده می شود. پس از خروج هر پالس از تیوب فتومولتی پلایر و تبدیل ارتفاع آن به آدرس حافظه، یلک واحد به محتوای این حافظه اضافه می شود که بیانگر جمع آوری یک پالس با دامنه ای در محدوده انرژی مورد نظر می باشد. در این صورت پالسهای با ارتفاع برابر در یک آدرس مشخص از حافظه شمارش می شوند. در حین انجام شمارش، یک هیستوگرام که فراوانی هر ارتفاع پالس را برحسب آدرس حافظه (شماره کانال) نشان می دهد، بدست می آید. این طیف فراوانی پالسها می تواند برحسب کانال به پرینتر و یا جهت پروسسهای بعدی به کامپیوتر منتقل شود.

اغلب آنالیزرهای چند کاناله دارای امکانات مختلفی از قبیک تجمع شمارش ها در یک سری کانالها و در رنج مشخص شده ای مثلا فتوپیک، می باشند. این امر آنها را قادر می سازد که بعنوان scaler eMultipl حاوی تعدادی پنجره های انرژی که می تواند از طیف مشخصی انتخاب شود، مورد استفاده قرارگیرند.

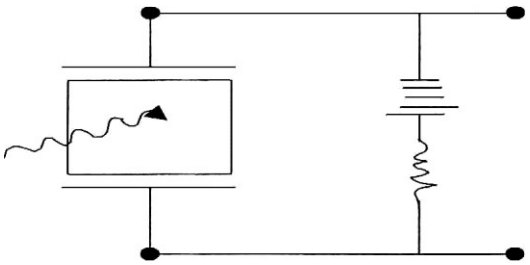
چون ارتفاع پالس علاوه بر تناسب با انرژی جذب شده در سنتیلاتور، تابع ولتاژ فوتومولتی پلایر و ضرائب تقویت در تقویت کننده های موجود در مدارات الکترونیکی می باشد، بنابراین در هر اندازه گیری بایستی ابتدا رابطه بین انرژی پرتو تابشی و ارتفاع پالس را به دست آورد. این عمل را کالیبراسیون می نامند. معمولا" برای کالیبراسیون دستگاه، ذرات تابشی از منابع استانداردی مانند ^{60}Co یا ^{137}Cs را اندازه گیری نموده و با استفاده از ارتفاع پالس آنها در پیک های با انرژیهای مشخص (۱/۱۷ Mev ، ۱/۳۳ و ۰/۶۶) ارتباط ارتفاع پالس (شماره کانال) بر حسب انرژی را به صورت یک خط مستقیم به دست می آورند. برای انجام آنالیزهای کمی و تبدیل شمارش ذرات به اکتیویته واقعی نمونه بایستی راندمان آشکارساز معلوم باشد. از آنجا که راندمان آشکارسازی تابع انرژی ذرات تابشی می باشد، در این موارد می بایستی کالیبراسیون راندمان و یا تعیین راندمان آشکارساز ی در انرژی های مختلف با استفاده از منابع استاندارد انجام شود.

به طورکلی برای اسپکتروسکپی ذرات α کریستالهای اکتیو شده یدور سدیم (NaITl) که به صورت لایه های نازکی تهیه شده، انتخاب مناسبی می باشد. در شمارش ذراتβ با سنتیلاتورها استفاده از طرحهای مختلف هندسی نظیر قراردادن چشمه بین کریستالهای نیم کرهای و یا استفاده از سنتیلاتورهای مایع راندمان خوبی را به دست می

دهد.

۴-۱۱- آشکارسازهای نیمه هادی[۱]

اساس کار یک آشکارساز نیمه هادی مشابه کار اتاقک یونیزاسیون است، با این تفاوت که در آشکارساز نیمه هادی جذب اشعه تابشی موجب بوجود آمدن الکترون و حفره در داخل فضای حساس آشکارساز می شود. از جمع آوری الکترونها و آنالیز پالس به وجود آمده می توان اطلاعاتی در زمینه شدت و انرژی اشعه تابشی بدست آورد. یکی از مزایای این آشکارسازها این است که برای ایجاد یک زوج الکترون - حفره در یک کریستال نیمه هادی مقدارev ۳/۵ انرژی لازم است، درصورتیکه برای ایجاد الکترون یون در آشکارسازهای گازی حدود ۳۰ ev انرژی مصرف می گردد. بنابراین در تابش های با انرژی کم تعداد الکترون حفره به ازاء یک Mev انرژی، افزایش یافته و در نتیجه تغییرات آماری و یا قدرت تفکیک آشکارساز کاهش می یابد. در شکل زیر اساس یک آشکارساز نیمه هادی نشان داده شده است.



شکل٤-۹: شماتیک آشکارساز نیمه هادی

با جمع آوری زوجهای الکترون- حفره که در اثر عبور اشعه تابشی در داخل کریستال به وجود می آید، یک پالس الکتریکی در مدار ایجاد می شود. ارتفاع این پالس متناسب با انرژیی جذب شده در داخل کریستال می باشد. در این آشکارسازها به خاطرمحدود بودن الکترونهایی که قبل از تابش اشعه در باند هدایت کریستال وجود دارند، و تفکیک آنها از الکترونهای به وجود آمده به وسیله اشعه، اغلب از موادی با هدایت کم، ترجیحا مواد عایق در درجه حرارت کار و یا نیمه هادیها در درجه حرارتهای پایین استفاده می شود.

قدرت تفکیک انرژی تابع تعداد الکترون- حفره های ایجاد شده است، و چون انرژی لازم برای ایجاد یک الکترون- حفره در نیمه هادیها کمتر از عایق هاست، بنابراین قدرت تفکیکای آشکارسازهای نیمه هادی به مراتب بهتر از آشکارسازهایی است که در آنها از عایق استفاده شده باشد. استفاده از کریستالهای نیمه هادی به صورت تک کریستال و بدون هیچ گونه ناخالصی (ناخالصی ها باعث جذب الکترونها قبل از رسیدن به الکترودها می شوند) موجب افزایش ارتفاع پالس می شود. کریستالهای ژرمانیم و سیلیکون چنانچه دانسیته بار الکتریکی آزاد در آنها کاهش یابد، می توانند مواد خوبی برای این گونه آشکارسازها باشند. قدرت تفکیک این نوع آشکارسازها در حدود ۰/۲ ٪ است که در مقایسه با اتاقک یونیزاسیون (۰/۷٪) و یا آشکارسازهای سنتیلاسیون (۶ تا ۱۰ ٪) ارجحیت آنها را برای اسپکتروسکپی اشعه تابشی نشان می دهد.

---

[۱] Semiconductor Detectors

از انواع این نوع آشکارسازها می توان اتصالهای n-p و یا p-n با ولتاژ زمینه معکوس، آشکارساز با اتصال نفوذی، آشکارساز با لایه سد پتانسیل و همچنین آشکارساز بالیتم نفوذی را نام برد. آشکارسازهای Ge(Li) بدلیل قدرت تفکیک مناسب آنها در اغلب مطالعات هسته ای و در انرژیهای کم و متوسط مورد استفاده قرار می گیرند. در این آشکارسازها با استفاده از ازت مایع درجه حرارت را کاهش داده و در نتیجه قدرت تفکیک آنرا بهتر می نمایند.

۴-۱۲- تصحیح در شمارش اشعه

به طور کلی در هر آشکارسازی تعداد ذرات شمارش شده کمتر از تعداد تابشهای رسیده از یک منبع اشعه به سطح شکارساز می باشد. برای مثال چنانچه منبع اشعه به صورت یک چشمه رادیواکتیو باشد، برای اندازه گیری اکیتویته واقعی آن می بایستی در شمارش انجام شده توسط آشکارساز اصلاحاتی اعمال گردد. در یک سیستم شمارش ساده برای به دست آوردن مقدار واقعی اکتیویته چشمه، فاکتورهایی از قبیک وضعیت هندسی، راندمان آشکارساز، میزان جذب اشعه در چشمه، هوا و دریچه شمارنده بایستی درنظرگرفته شود.

۴-۱۳- آشکارسازهای مورد استفاده در پزشکی

از آشکارسازها در مصارف پزشکی به منظورهای مختلف استفاده می شود. یکی از این کاربردها دوزیمتری اشعه است که در آن آشکارساز جهت اندازه گیری دوز جذب اشعه (انرژی جذب شده در واحد جرم) و یا معادل دوز طراحی و ساخته می شود. اینگونه دوزیمترها اغلب در مراکز رادیوترابی، پزشکی هستها ی، رادیولوژی و یا کاربردهای مربوط به حفاظت پرتوی در محیطهای کاری و یا افرادی که به نحوی در معرض تابش پرتوهای یونساز می باشند، مورد استفاده قرار می گیرد.

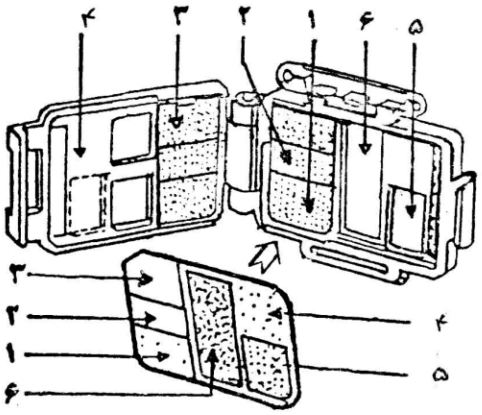
کاربرد دیگر آشکارسازها، آشکارسازی ذرات و یا پرتوها است که شامل اندازه گیری شدت و انرژی ذرات تابشی و یا اکتیویته یک نمونه رادیواکتیو می باشد. این نوع آشکارسازها می بایستی قادر باشند دو کمیت شدت و انرژی ذرات تابشی را به صورت مستقل اندازه گیری نموده و بر حسب واحدهای مربوطه مشخص نمایند.

الف : دوزیمتری

برای حفاظت پرسنل در مقابل اشعه از دوزیمتر فردی و برای اندازه گیری پرتوهای زمینه و یا میزان تشعشع پراکنده در محیط از دوزسنج استفاده می شود. دوزیمترهای فردی که عمدتا برای تعیین دوز معادل و کنترل پرتوگیری افراد به کار می رود، اغلب از نوع فیلم بج، دوزیمتر TLD (ترمولومی نسانس) و یا دوزیمتر قلمی می باشد.

فیلم بج متداول ترین نوع دوزیمتر فردی است که قادر است معادل دوز پرتوگیری فرد را در یک پریود زمانی مشخص از مقادیر بسیار کم (حدود زمینه msv ۰/۰۵)تا دوزهای خطرناک (بیش از sv ۶) از انواع پرتوهای X و γ و β و نوترونهای حرارتی را در محدوده معینی از انرژی ها اندازه گیری نماید. ساختمان داخلی آن از دو قسمت تشکیل گردیده است. ابتدا فیلم که با ابعاد ۳۴ سانتیمتر است و دیگری بج که قاب پلاستیکی آن بوده و دارای چند

نوع فیلتر می باشد. وجود این فیلترها باعث می شود که دوز جذب اشعه از انواع پرتوهای یونساز با انرژیهای مختلف، بطوری که در شکل ۱۰-۴ ملاحظه می شود، قابل اندازه گیری باشد. قسمتهای مختلف فیلم بج دارای فیلترهای متفاوتی است و از هر قسمت برای تعیین پرتوگیری نوع خاصی اشعه با انرژی مشخص استفاده می شود.

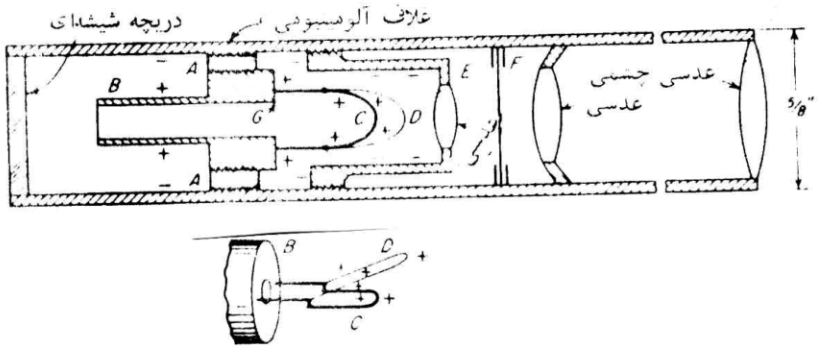


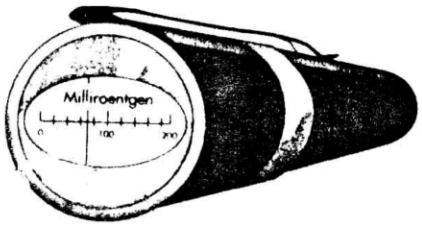
ناحیه ۱، قلع و سرب:
جهت تعیین پرتوگیری از پرتوهایی با انرژی بیشتر از ۸۰kev
ناحیه ۲،کادمیم و سرب:
جهت تعیین پرتوگیری از نوترونهای کند
ناحیه ۳ آلومینیم، ناحیه ٤ پلاستیک ضخیم:
جهت تعیین پرتوگیری از پرتوهای X و γ با انرژی بین ۸۰kev – ۲۰
ناحیه ٥ پلاستیک نازک، ناحیه ٦ دریچه باز:
جهت تعیین پرتوگیری از پرتوهای β وانرژی آن

شکل ٤-۱۰: فیلم بج

دوزیمترهای از نوع TLD چنانچه در معرض تابش اشعه قرارگیرند، در شبکه کریستالی خود مقداری از انرژی جذب شده را ذخیره می نمایند. چنانچه این کریستالها در معرض حرارت زیاد قرارگیرند، انرژی ذخیره شده را به صورت نور مرئی آزاد می سازند. در این صورت با توجه به ارتباط خطی بین شدت نور مرئی و میزان پرتوگیری کریستال، می توان دوز جذبی اشعه در آن را مشخص نمود. در پزشکی اغلب از موادی نظیر LiF که عدد اتمی آنها نزدیک آب و یا بافتهای بدن بوده و انرژی جذب شده در آن می تواند برابر انرژی جذب شده در آب یا بافت بدن باشد، استفاده می شود. با این روش دوز جذبی نقاط مختلف در داخل یک بافت براحتی اندازه گیری می شود.

دوزیمترهای قلمی برای اندازه گیری مقادیر کم اشعه (تا حدود ۲۰۰ می لی رونتگن)، خصوصاً در مواردی که نیاز به مشاهده فوری مقدار اشعه است، دارای کاربرد می باشد. این نوع دوزیمتر از اتاقک یونیزاسیونی تشکیل گردیده که ولتاژ یکی از صفحات آن به عقربهای متصل می باشد، و مشابه صفحات الکتروسکوپ، از صفحه ثابتی فاصله گرفته است. این نوع دوزیمترها در ابتدا می بایستی به وسیله یک منبع تغذیه شارژ شود تا عقربه آن مقابل صفر قرارگیرد. باقرارگرفتن دوزیمتر در معرض تابشهای ایکس وگاما، هوای داخل آن یونیزه شده و بارهای جمع آوری شده می تواند از بار الکتریکی موجود بر صفحات خازن کاسته و در نتیجه محل عقربه را متناسب با اشعه ورودی تغییر دهد. این تغییرات بر روی صفحه مدرجی بر حسب میلی رونتگن، که در مقابل عقربه قرار دارد، قابل مشاهده می باشد. شکل زیر شمای ساده یک دوزیمتر قلمی را نشان می دهد.





شکل ٤-١١: شمای ساده یک دوزیمتر قلمی

برای اندازه گیری پرتوهای زمینه و یا میزان تشعشع پراکنده در محیطهای مختلف معمولا از دوزسنج استفاده می شود. دوزسنج ها که در انواع آنالوگ (عقربهای) و دیجیتال (عددی) وجود دارند، میزان پالسهای آشکارساز را در پریودی که بیشتر از ۳۰ ثانیه نمی باشد، به طور متوسط بر حسب میزان شمارش در دقیقه (cpm) و یا میزان دوز جذبی (h/mSv) نشان می دهد. حجم حساس و پنجره ورودی در این گونه آشکارسازها بستگی به انرژی و نوع اشعه دارد. برای اندازه گیری اشعه α و β از پنجرههای بسیار نازک Be استفاده می شود. حجم حساس آن نیز به گونه ای است که می توان دوز جذب اشعه در محیط را توسط میزان انرژی جذب شده در آن بدست آورد.

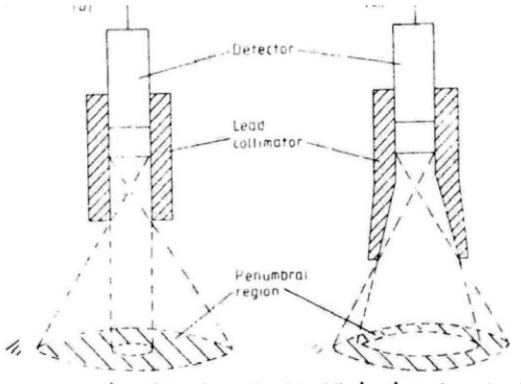
ب : آشکارسازی پرتوها

مطالعات علمی و یا بررسیهای مختلف با رادیوایزوتوپه ا عمدتاً با استفاده از روشهای اسپکتروسکوپی اشعه و یا اندازه گیری اکتیویته در یک نمونه انجام می شود. هر یک از تکنیکهای فوق به آشکارسازی ذرات یعنی اندازه گیری شدت و انرژی ذرات تابشی، نیاز دارد.

آشکارسازهای مورد استفاده در تجهیزات پزشکی برای اندازه گیری اکتیویته غالباً از نوع سنیتلاسیون می باشد. این نوع آشکارسازها با توجه به قدرت تفکیک انرژی نامناسب، معمولاً برای اسپکتروسکوپی اشعه به کار برده نمی شوند. در دستگاههایی از قبیک شمارنده گاما که تابشهای گاما با انرژی خاصی اندازه گیری می شود، ابتدا توسط مدارات آنالیزکننده ارتفاع پالس، پالسهایی که در محدوده انرژی مورد نظر هستند از پالسهای اضافی تفکیک شده و سپس شمارش می شود. در این دستگاهها هنگامی که میزان شمارش در حین اندازه گیری ثابت است، معمولاً از یک scaler و یا تایمر استفاده می شود. در این روش پالسها از آنالیزکننده ارتفاع پالس برای یک مدت زمان مشخص در scaler شمارش می شود و یا زمان سپری شده برای این که شمارش به تعداد از قبل تعیین شده ای برسد در یک تایمر اندازه گیری می شود. آنگاه با استفاده از اطلاعات بدست آمده اکتیویته نمونه محاسبه می شود.

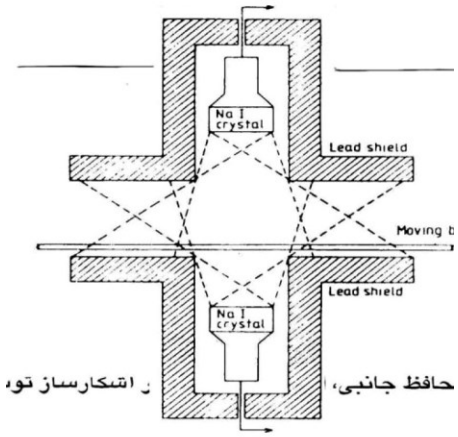
در شمارنده های چاهی حجم حساس آشکارساز دارای حفرهای با شکل هندسی چاه است که برای قراردادن ویال حاوی نمونه به داخل آن می باشد. در این صورت نمونه حداکثر تماس با آشکارساز را داشته و اکتیویته آن با بیشترین کارآیی ممکن شمارش می شود. آشکارسازهای چاهی معمولاً استوانهای با قطر ۵۰-۷۵ و نیز ارتفاع ۵۰ یا ۷۵ می لیمتر است که برای جلوگیری از ورود اشعه پراکنده به داخل آن کاملاً با سرب پوشیده می شود. شمارنده های گاما اغلب دارای یک آشکارساز چاهی می باشند که نمونه ها به طور خودکار در آن قرارگرفته و اکتیویته آن مطابق شرایط از قبل تعیین شده اندازه گیری می شود.

برای اندازه گیری رادیواکتیویته در ناحیه ای از بدن و یا یک ارگان مخصوص از شمارنده ها ی ویژه ای به نام counter take up استفاده می شودکه دارای کلیماتور خاصی است. این کلیماتورها از سرب ساخته شده و میدان دید آشکارساز را محدود می کند. معمولا" در شمارشهای invivo از کلیماتورهای با روزنه موازی و برای شمارش با میدان دید بزرگ از روزنه بازشونده مطابق شکل زیر استفاده می شود.



شکل ٤-١٢: انواع کلیماتور برای شمارش invivo

برای مطالعه اکتیویته باقیمانده در بدن اغلب از شمارنده های تمام بدن استفاده می شود که می تواند میزان شمارش را مستقل از توزیع هسته های رادیواکتیو در بدن و با حساسیت بسیار خوبی اندازه گیری نماید. برای این کار از اتاقهایی با حفاظهای سربی ضخیم و تعداد زیادی آشکارسازهایی که در بالا و زیر تخت مریض ثابت شده اند، استفاده می شود. در برخی انواع از حلقه های آشکارسازی که در اطراف مریض قرارگرفته و می تواند در طول مریض حرکت نماید نیز استفاده می شود. چنانچه نیاز به حساسیت بسیار بالایی نباشد می توان از شمارنده ها ی تمام بدن با محافظ جانبی در یک اتاق معمولی در بیمارستان استفاده نمود. این نوع شمارنده ها که بطور شماتیک در شکل زیر نشان داده شده، قادر است اکتیویته های کم بدن تا حدود ۳/۵ KBq را با دقت ۲٪ اندازه گیری نماید.



شکل ۴-۱۳: شمارنده تمام بدن با محافظ جانبی

۴-۱۴- دوز کالیبراتور:

دوز کالیبراتور وسیله ای برای اندازه گیری سریع اکتیویته در نمونه های رادیو اکتیو است که اغلب در موارد زیر مورد استفاده قرار می گیرد.

-تعیین اکتیویته رادیوداروی تحویلی از کارخانجات به مراکز پزشکی هسته ای

-تعیین مقدار دوز یک محلول رادیودارو اعم از تزریقی و یا خوراکی که برای مصارف تشخیصی و یا

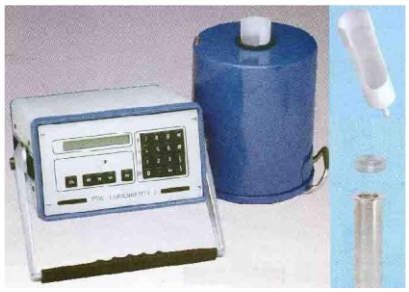
درمانی تهیه شده است.

-کنترل اکتیویته محلول تهیه شده از ژنراتورهای رادیوایزوتوپی

-اندازه گیری اکتیویته باقیمانده در ویال، ظروف و یا تعیین میزان تضعیف در مواد مختلف از قبیک پلاستیک و یا شیشه

-کالیبراسیون برخی وسائل اندازه گیری دیگر که در پزشکی هسته ای بکار می رود.

دوز کالیبراتور مطابق شکل از یک اتاقک یونیزاسیون چاهی و یک مونیتور تشکیل شده است. با قرار دادن نمونه رادیواکتیو در داخل کنتور چاهی، توسط یک مدار شمارشگر پرتوهای گامای تابشی از آن شمارش شده و با استفاده از ضریب کالیبراسیون مربوطه به اکتیویته (برحسب mCi و یا kBq) تبدیل و در مونیتور نمایش داده می شود. با ذخیره نمودن ضرائب کالیبراسیون رادیوایزوتوپهای مختلف در دستگاه، می توان از آن برای اندازه گیری اکتیویته در نمونه های حاوی آن ایزوتوپها استفاده نمود.



شکل ٤-١٤: شمای دستگاه دوز کالیبراتور

چنانچه به هر دلیلی پس از تعمیر، تنظیم و یا تعویض، نتایج اندازه گیریها از محدوده تغییرات مجاز خارج شود، می بایستی مراحل کالیبراسیون و کنترل کیفی عملکرد آن مجددا انجام گردد. تغییرات مجاز می تواند حداکثر به میزان ٪۵ ± و درهریک از موارد زیر باشد.

-پایداری (Constancy): حداقل یکبار در روز و قبل از استفاده از آن می بایستی کنترل شود.

-پاسخ خطی (Linearity): در زمان نصب وهر سه ماه یکبار پس از آن

-تغییرات هندسی (variation Geometry): در زمان نصب دستگاه

-صحت (Accuracy): در زمان نصب و پس از ان به صورت سالانه

پایداری (Constancy): تکرار نتایج اندازه گیریهای مکرر از یک منبع ثابت در زمانهای مختلف پایداری دستگاه را نشان می دهد. برای ارزیابی پایداری دوزکالیبراتور می توان اکتیویته خالص (پس از حذف بک گراند) یک منبع با عمر طولانی مانند $^{137}Cs, ^{60}Co, ^{57}Co, ^{226}Ra$ (و یا رادیوایزوتوپی که معمولا استفاده می شود) را در یک وضعیت هندسی ثابت، هر روز قبل از استفاده از آن اندازه گیری نموده و میزان تغییرات آن را مشخص نمود. تغییرات بیشتر از ٪۵ می بایستی گزارش شده و مورد توجه قرارگیرد. استفاده از دو منبع یا بیشتر و با اکتیویته و انرژیهای مختلف ترجیح دارد. ضمنا هر سه ماه یکبار بازدید از موقعیت اتاقک و صفر دستگاه براساس تنظیمات سازنده، ضروری است.

پاسخ خطی (Linearity): کالییراتورمی بایستی در محدوده وسیعی از اکتیویته های مورد استفاده، بتواند اکتیوته صحیحی را اندازه گیری نماید. برای اطمی نان از این امر ویال و یا سرنگ حاوی یک نمونه رادیواکتیو با بیشترین اکتیویته قابل استفاده از کیتهای تشخیصی و یا درمانی تهیه شده و پاسخ خطی دوز کالیبراتور به یکی از روشهای زیر بررسی می شود.

الف-روش استحاله[1] :

در این روش اکتیویته خالص یک نمونه تهیه شده در ویال و یا سرنگ، روزانه دو بار در زمانهای مشخص صبح و بعد از ظهر، توسط دوزکالیبراتوربر حسب mCi، تا زمانی که به حدود Ciμ کاهش یابد، اندازه گیری شده و به همراه زمان اندازه گیری ثبت می شود. سپس مقادیر اندازه گیری شده با استفاده از زمان اندازه گیری به اکتیویته اولیه تبدیل شده و نمودار تغییرات آن برحسب زمان (ساعت) بصورت خط مستقیم ترسیم می شود. میزان انحراف برای هر اندازه گیری با استفاده از رابطه زیرمحاسبه می شود.

$$\text{انحراف} = \frac{A_{\text{اندازه گیری}} - A_{\text{خط}}}{A_{\text{خط}}} \times ۱۰۰$$

چنانچه انحراف بیشتر از ٪۵ باشد، دوز کالیبراتور نیاز به تعمی ر و یا تنظیم دارد.

ب-روش محافظ

چنانچه نمونه رادیواکتیو را داخل محافظی قرارداده و مجموعه داخل دوزکالیبراتور قرارگیرد، اکتیویته نمونه کمتر از اکتیویته واقعی نشان داده می شود. با استفاده از این پدیده می توان تست پاسخ خطی را بدون نیاز به زمان زیادی برای استحاله، توسط یک سری محافظ با ضخامتهای مختلف انجام داد. در این صورت باید ابتدا برای هر یک از محافظ ها زمان معادل استحاله مشخص شود. سپس با اندازه گیری اکتیویته خالص یک نمونه، تهیه شده در ویال و یا سرنگ با محافظ های مختلف، می توان نمودار تغییرات آن را برحسب زمان معادل استحاله(ساعت) مطابق روش استحاله بصورت خط مستقیم ترسیم نموده و میزان انحراف برای هر اندازه گیری را تعیین نمود. انحراف بیشتر از ٪۵ عدم پاسخ خطی دوزکالیبراتور را نشان داده و بیانگر نیاز به تعمی ر و یا تنظیم مجدد آن می باشد. دراینصورت می توان از طریق تنظیم یک جدول اصلاحی اکتیویته اندازه گیری شده را به اکتیویته واقعی تصحیح نمود.

ج-تغییرات هندسی:

اکتیویته اندازه گیری شده از یک نمونه رادیواکتیو نباید با حجم ماده و یا ترتیب قرار گرفتن آن در داخل دوزکالیبراتور تغییر نماید. برای اطمی نان از این موضوع تست تغییرات هندسی انجام می شود. در این تست باید از سرنگی که معمولا برای تزریق استفاده می شود و یا ویالی که از نظر شکل و اندازه و جنس مشابه ویالهای معمول و مربوط به کیتهاست، استفاده شود.

برای انجام این تست می توان ۰/۵ سی سی ازمحلول $^{99}Tc^{m}$ با اکتیویته ای در حدود ۱۰-ml/mCi۱۰ را توسط سرنگی برداشته و یا در ویالی ریخته و اکتیویته آن را توسط دوزکالیبراتور اندازه گیری نمود. سپس ۰/۵ سی سی محلول غیر رادیواکتیو (آب یا نرمال سالین) به آن افزوده و مجددا اکتیویته را اندازه گیری نمود. اینکار را چندین مرتبه تکرار نموده (تا حجم سرنگ و یا ویال پر شود) و در هر مرحله حجم محلول و اکتیویته آن را ثبت نمود. نسبت اکتیویته های بدست آمده در هر مرحله را بصورت فاکتور اصلاح حجم درنظر گرفته و چنانچه بیشتر از ۱/۰۵ و یا کمتر از ۰/۹۵ شود می بایستی با استفاده از یک جدول اصلاحی، اکتیویته اندازه گیری شده به اکتیویته واقعی تصحیح شود. این تست برای ویالهای بزرگ می تواند با افزودن های متوالی و مکرر cc۱ محلول $^{99}Tc^{m}$ و cc۲ محلول غیر رادیواکتیو انجام شود.

د-صحت

اکتیویته ای که یک دوزکالیبراتور برای یک منبع مشخص و کالیبره شده مرجع نشان می دهد می بایستی برابر اکتیویته ای باشد که در مراکز ملی استاندارد اندازه گیری می شود. برای اطمی نان از این موضوع تست صحت انجام می شود. در این تست می بایستی حداقل از دو منبع ($^{137}Cs, ^{57}Co, ^{60}Co$) با انرژیهای فتون متفاوت (که یکی بین ۵۰-۱۰۰ kev۰ باشد) و با اکتیویته ای بیشتر از ۵۰μCi استفاده شود. در صورت

استفاده از یک منبع مرجع با اکتیویته ای در حدود اکتیویته های معمول، اکتیویته خالص منبع را سه مرتبه اندازه گیری نموده و متوسط آنها می بایستی تغییراتی کمتر از ٪۵ با اکتیویته منبع مرجع تائید شده داشته باشد. چنانچه تغییرات بیشتر از ٪۵ باشد دوزکالیبراتور نیاز به تعمی ر و یا تعویض دارد. این تست را می توان بجای استفاده از منبع مرجع تائید شده با منبعی که روزانه برای تست پایداری استفاده می شود، نیز انجام داد.

فصل پنجم:

گاما کمرا و اجزاء آن

۱-۵- مقدمه

هرگاه رادیوگرافی با اشعهِ X از برخی بافت های مختلف به دلیل نزدیکی چگالی و ضخامت آن بافت‌ها نتواند کنتراست کافی برای تشخیص ایجاد کند از مواد حاجب استفاده می شود. حتی در چنین حالتی نیز جزئیات برخی از اندام‌ها نظیر غده تیروئید و کبد نمی تواند از طریق رادیوگرافی آشکار شود. علاوه بر این استفاده از کنتراست مصنوعی در رادیوگرافی موجب جابجایی یا تخریب ساختار طبیعی بافت می شود و بنابراین اطلاعات کافی به دست نمی آید.

خوشبختانه استفاده از داروهای رادیواکتیو می تواند رادیوگرافی را کامل کند. به طور کلی در تکنیک‌های رادیوایزوتوپی چون مقادیر مختلفی از جسم رادیواکتیو جذب می شود می توان اندازه، شکل و موقعیت یک اندام یا فضای اشغالی تغییر جسم بافت را نسبت به محیط اطراف یا توزیع بعضی مواد در اندام را بررسی کرد.

از آنجا که تکنیک‌های رادیوایزوتوپی بلافاصله هر گونه تغییر فعالیتی را آشکار می کنند، قادر هستند شرایط پاتولوژیک راخیکی زودتر از تکنیک‌های دیگر آشکار کنند.

در گذشته برای اندازه گیری و تعیین جزئیات توزیع یک ماده در سیستم موردنظر از شمارنده سنتیلاسیونی (جرقه‌زن) که بجز یک روزن کوچک به خوبی با سرب پوشیده شده و در یک لحظه فقط قسمت کوچکی از بدن را می بیند استفاده می شد. این شمارنده بر روی اندام مورد نظر به آرامی و در خط راست به طرف جلو و عقب حرکت می کرد و از این طریق تمام منطقه اسکن می شد.

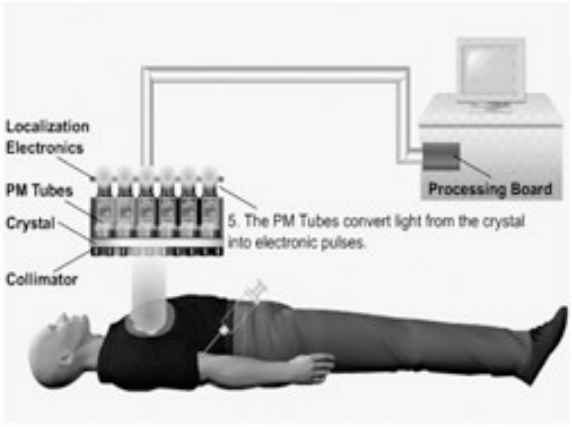
Scanning با آشکارسازی هایی که اشاره شد، به خاطر آن که باید در سطح بدن بیمار بر روی موضع حرکت کنند، مدت زیادی به طول می انجامی د، از این رو اغلب از آشکارسازهای سنیتلاسیون آنژه (یا دوربین گاما) استفاده می شود که در سال ۱۹۸۵ توسط آنژه برای تصویربرداری ساخته شد.

در ابتدا از آشکارسازی‌های آنژه‌ای که قطر میدان دید آن‌ها تقریبا cm25 بود استفاده می شد. ولی در سال های اخیر این میدان وسیع تر شده و کریستال های با قطر قابل استفادهِ تا cm60 و بیشتر نیز تهیه شده اند. این افزایش ابعاد میدان دید، به همراه بهبود قدرت تفکیک و سرعت سیستم، آشکارسازهای سنتیکاسیون را یک دستگاه تشخیصی همی شگی ساخته است. امروزه یکی از ابزارهای مهم در پزشکی هسته ای دوربین گاما است .

این وسیکه برای به تصویر کشیدن پرتو های گامای ساطع شده از عضو هدف به کار می رود . پس از آنکه در پخش پزشکی هسته ای بیمار را روی تخت خاص خود مستقر کردند رادیو ایزوتوپ را تجویز می کنند . ماده رادیو اکتیویته در بافت هدف تجمع می کند بعضی از رادیو ایزوتوپ ها بافت هدفشان چند گانه است اینها در اسکن از کل بدن به کار می آیند. ولی به طور مثال رادیو داروی TC- Dtpa در ناحیه کلیه و رادیوداروی TC_ Dmsa در ناحیه کبد تجمع می کند . ویژگی رادیو دارو آن است که در هر جایی که متابولیسم بیشتر است تجمع بیشتر صورت می پذیرد. وقتی رادیو ایزوتوپ تجویز شده به بیمار که به سه شکل تزریق درون رگ؛ یا به صورت خوراکی یا استنشاقی مورد استفاده قرار می گیرد، ماده رادیواکتیو در بافت هدف تجمع یافته و در درون بافت رادیو ایزوتوپ شروع به پرتودهی می کند و خود بافت منبع تابش پرتو می شود و گاما با انرژی مناسب برای دتکتور ساطع می شود. گاما کمراها انواع مختلفی دارند. ممکن استدارای یک دتکتور، یا دو تا سه دتکتور یا هد داشته باشند. گاما کمرا دوال هد (دارای دو هد) همزمان در دو زاویه مختلف تصویربرداری را انجام می دهد. در برخی از دستگاهها ترکیبی از اسپکت و سی تی اسکن(SPECT/CT) می باشد یعنی علاوه بر انجام اسپکت، دستگاه امکان انجام سی تی را هم دارد و در صورت نیاز یک سی تی Low KV نیز انجام می شود که جهت لوکالیزیشن دقیق و تصحیح تضعیف انجام می شود. معمولاً فوتون ها وقتی از بدن بیمار خارج می شوند به بافت های مختلف برخورد کرده و تضعیف می شوند که اگر بتوانیم میزان تضعیف شدگی را اصلاح کنیم تصاویری که به دست می آوریم تصاویر بسیار بهتری خواهند بود. در حقیقت تصاویر سی تی به ما کمک می کند که این تصحیح تضعیف را هم انجام دهیم. همی نطور PET و PET/CT دستگاه های جدیدتری هستند که مورد استفاده قرار می گیرند. گاهاً از دستگاه هایی استفاده می شود که در داخل اتاق عمل مورد استفاده قرار می - گیرند، گاماکمراهای Intera-operative معمولاً برای بیمارانی استفاده می شود که نیاز به لینفوسنیتی‌گرافی در در حین عمل را دارند.

۲-۵- نحوه تصویربرداری :

در ابتدا به بیمار یک رادیوایزوتوپ تزریق می شود، پس از مدتی مادهِ رادیوایزوتوپ توسط عضو مـورد نظـر جذب و شروع به تابش اشعه گاما می کند فوتون های تابش شده از عضو موردنظر به کلیماتور برخورد کرده و کلیماتور آن دسته از پرتوهای گامایی را که به موازات حفره هایش حرکت می کنند به طرف کریستال عبور می دهد، با برخورد پرتوها به کریستال،کریستال شروع به جرقه زدن می کند.



شکل۵-۱: شمای کلی از تصویر برداری هسته ای

در واقع این عمل کلیماتور موجب می شود که جرقه های نورانی در کریستال، تصویری از توزیع رادیوایزوتوپ در زیر آن را، ایجاد کنند. تعداد اشعه گامایی که به هر نقطه از کریستال می رسند مستقیما متناسب با مقـدار رادیوایزوتوپ موجود در ناحیه پایین آن است.

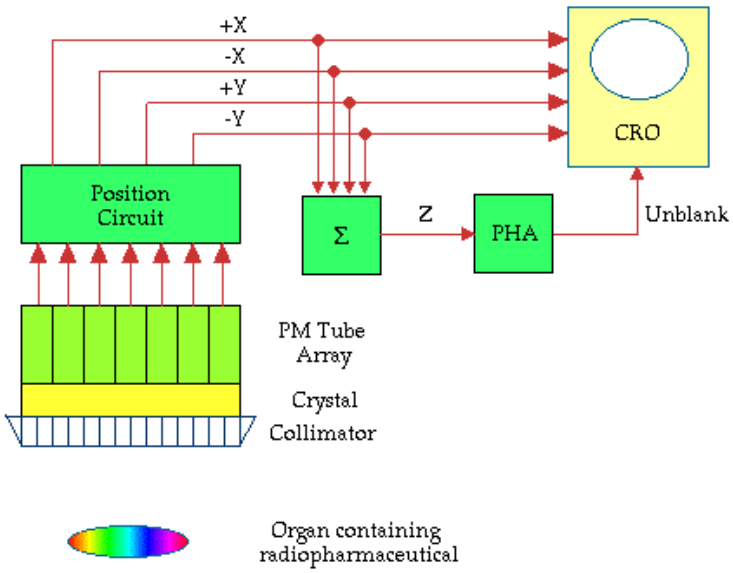
اشعه‌هایی که در جهتی غیر از کلیماتور حرکت می کنند و آن‌هایی که به سرب آن برخورد می کننـد در ایجاد تصویر نقشی ندارند. همچنین اگر پرتوی بدون آنکه جذب کلیماتور و کریستال شود از می ان آن‌ها عبور کند تصویری تولید نمی کند. بنابراین دیده می شود که فقط درصد کمی از اشعهِ گامای نشر شده توسط اندام نشاندار، آشکار می شوند و ایجاد تصویر می کنند. با جذب اشعهِ گاما در یک نقطه از کریستال فوتون های نورانی تولید می شوند که شدت آن‌ها مستقیما متناسب با انرژی اشعه گامای جذب شده است.

موقعیت جرقه های نورانی توسط لامپ های فتومولتی پلایر (PM) که در پشت کریستال قرار مـی گیرنـد، تعیین می شود. به این صورت که تیوب های PMT نور تولید شده در کریستال را به پالس های الکتریکی تبدیل می کند.

یک لایه شفاف می ان کریستال و لامپ های PM قرار دارد تا بین آن ها ارتباط اپتیکی برقرار کند. مشخصهِ اپتیکی این لایه اثر خیکی مهمی در قدرت تفکیک و یکنواختی میدان این نوع آشکار سازها دارد. در مرحله بعد مدار الکترونیکی تعیین مکان، موقعیت پالس‌ها را تشخیص داده و آن را به بـورد پـردازش مـی فرسـتد. بـورد پردازش، پس از اعمال پردازش‌های موردنیاز بر روی سیگنال‌های دریافتی آن را برای نمایش به مانیتور کامپیوتر می فرستد و به این ترتیب تصویر عضو موردنظر بر روی صفحه مانیتور نمایش داده می شود.

۳-۵- بلوک دیاگرام دستگاه گاماکمرا:

در شکل ۳-۲ بلوک دیاگرام گاماکمرا نمایش داده شده است. گاماکمرا به طور کلی شـامل دو قسـمت سـر (Gantry) و کنسول است. سر دستگاه به عنوان آشکار ساز اشعهِ گاما است و شامل اجزایی است که در شـکل دیده می شود.

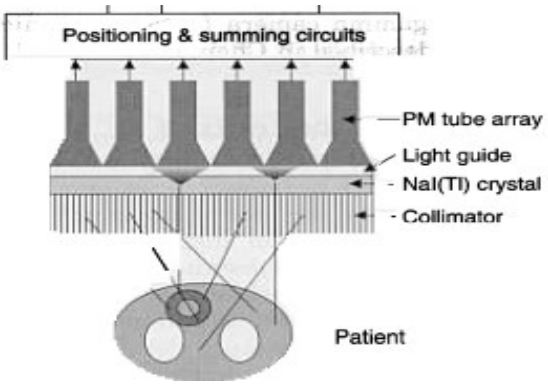


شکل ۵-۲: بلوک دیاگرام دستگاه گاما کمرا

این قسمت اشعه گامای ورودی را جذب و علایم الکتریکی مطابق با همان محل‌هایی که جذب انجام شده تولید می کند واین علایم را به سیستم پردازشگر کامپیوتری می فرستد. در کنسول علایم یاد شده بـه طـور الکترونیکی ظاهر می شوند و در جهت ایجاد تصویر بر روی صفحه مانیتور به کار می روند.

۴-۵- سر(Gantry)

قسمت گانتری دستگاه شامل کلیماتور، سنتیکاتور، تیوبهای فتومالتی پلایر و مدارهای مکان یاب شـده کـه درون بدنه محافظ گانتری قرار دارد. در شکل ۳-۳ قسمت سر (Gantry) گاماکمرا با جزئیات بیشتری نشان داده شده است که در ادامه به شرح تک‌تک جزئیات آن می پردازیم.



شکل ۵-۳: اجزاء گانتری

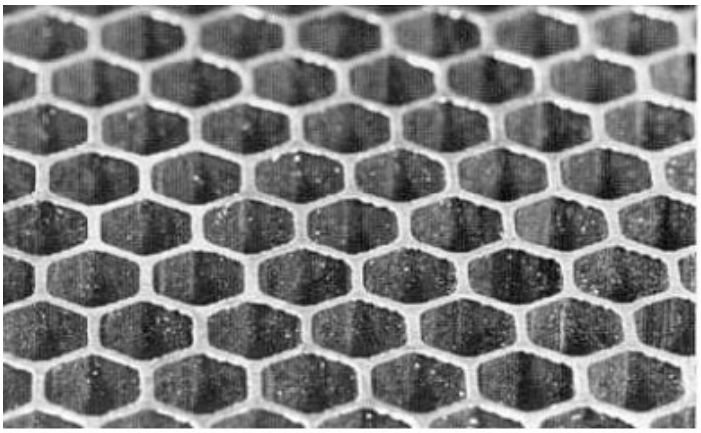
۱-۴-۵- کلیماتور:

تحتانی ترین قسمت دستگاه گاما کمرا Collimator می باشد.کلیماتور معمولا شامل قطعـات خیلـی بـزرگ سربی است که دارای روزن هایی است این روزن‌ها به موازات هم قرار گرفته‌اند و طوری ساخته شده که فقـط پرتوهایی را که به موازات روزن ها حرکت می کنند، عبور می دهد. در دستگاههای تصویربرداری از هسته های رادیواکتیو، کلیماتور برای آشکارسازی پرتو به مثابه عدسی در دوربین عکاسـی اسـت و تـاثیر زیـادی بـر روی حساسیت، قدرت تفکیک فضایی و عمق میدان دارد. برخلاف عدسیهای شیشه ای که بوسیله شکست نور مسیر آن را تغییر داده و یک اثر کانونی ایجاد می کنند، کلیماتور کاملا غیرفعال بوده و از یک یا چند سوراخ در ماده

ای با عدد اتمی زیاد مانند سرب یا تنگستن که در مقابل اشعه گامای مورد نظر در پزشکی هسته ای تقریبا حاجب است، تشکیل شده است. فتونهای اشعه گامائی که در امتداد روزنه ای از کلیماتور می تابد براحتی از آن عبور نموده و بصورت فتون کاملا موازی شده درنظر گرفته می شود. چنین فتونهانی مولفه هندسی پاسخ آشکارساز را تشکیل می دهند. چنانچه فتون در جهتی حرکت کند که با تیغه های کلیماتور برخورد نماید، بخشی از آنها کاملا جذب شده و بخشی ممکن است عبور نماید. فتونهایی که از یک یا چند تیغه قبل از رسیدن به آشکارساز عبور نمایند، مولفه نفوذی پاسخ آشکارساز را تشکیل خواهند داد. کسر ناچیزی از فتونها در اثر برخورد با ماده در تیغه های کلیماتور پراکنده شده و به فتونهای با انرژی کمتر تبدیل می شوند. اکثر فوتونهای پراکنده کمپتون در داخل بدن مریض ایجاد می شوند. فتونهای آشکار شده بعد از یک یا چند پراکندگی، مولفه پراکنده پاسخ آشکارساز را تشکیل می دهند. در ایجاد هر تصویر مولفه هندسی نقش اصلی را داشته و دو مولفه نفوذی و پراکنده، کنتراست آن را کاهش می دهند. در طراحی کلیماتورها، افزایش راندمان آشکارسازی، قدرت تفکیک فضایی و کنتراست تصاویر از طریق افزایش پاسخ مولفه هندسی و کاهش مولفه نفوذی تامین می گردد.

اصولا دو نوع کلیماتور وجود دارد. یکی کلیماتورهایی که در سیستمهای جاروب کننده و چند آشکارسازی استفاده می شود و اشعه تابشی از یک نقطه را ثبت می کند. اینگونه کلیماتورها معمولا دارای چندین روزنه برای افزایش راندمان آشکارسازی می باشند. روزنه ها بطور مایک بوده ولی محور همه آنها برای دست یابی به قدرت تفکیک فضایی کافی در یک نقطه متمرکز می شوند. کلیه فوتونهایی که از می ان روزنه های کلیماتور عبور می نمایند بوسیله یک کریستال سنتیلاسیون آشکار شده، و تولید پالسهایی می کند که به مکان محور کلیماتور ارتباط دارد. هر تصویر از ثبت این فتونها، هنگامی که مجموعه کلیماتور- آشکارساز بطور مکانیکی تمامی سطح مورد نظر را جاروب می کند، تشکیل می شود.

نوع دوم کلیماتورهایی است که در دوربین γ و یا سیستمهای Spect مورد استفاده قرارمی گیرد و منحصرا در تصویربرداری صفحه ای بکار برده می شود. آشکارسازی در این سیستم ها توسط یک کریستال سنتیلاتور با سطح زیاد و آرایش مشخصی از تعدادی تیوب های فتومولتی پلایر انجام می گیرد. مکان هر فتون عبوری از می ان کلیماتور که بر روی کریستال آشکار شده، توسط پالسهای خروجی PMT ها تعیین می شود.



شکل ۵-۴: کلیماتور دستگاه گاما کمرا

کلیماتور با جذب پرتوهای گامایی که در جهات مورد نظر نیستند، تصویری از توزیع هسته های رادیواکتیو را بر روی کریستال سنتیلاتور ایجاد می نماید. اولین دوربینها دارای کلیماتورهائی از نوع سوراخ سوزن بودند. این نوع کلیماتورها بر روی آشکارساز یک تصویر آینه ای معکوس که اندازه آن بوسیله موقعیت شیئی نسبت به دیافراگم تعیین می شود، را می سازد. امروزه از این کلیماتورها بخاطر حساسیت کم که بدلیل اندازه کوچک دیافراگم می باشد، معمولا در تصویربرداری از ارگانهای کوچک، مانند تیروئید و یا غدد اشکی استفاده می شود. با استفاده از بزرگنمایی می توان تصاویر با قدرت تفکیک بالا نیز بدست آورد.

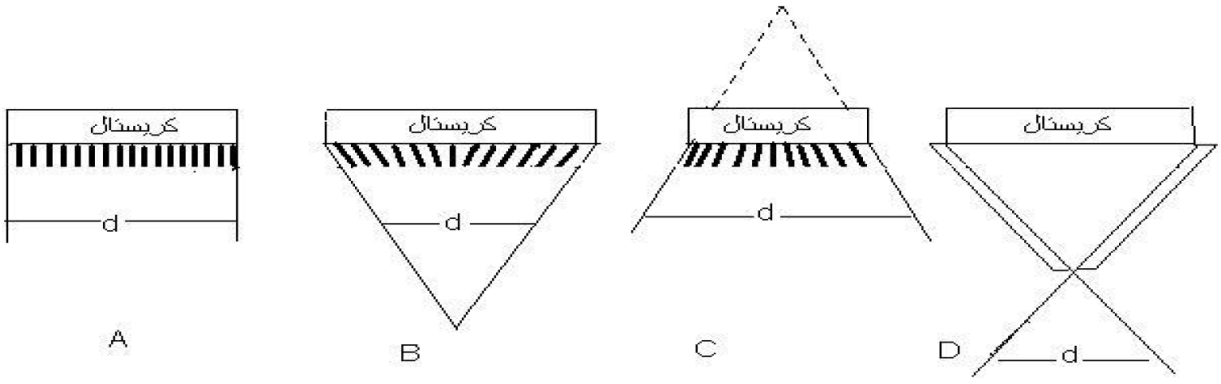
در سیستم های تصویربرداری، معمول ترین نوع کلیماتور برای ارگانهای بزرگتر کلیماتورهایی است که از روزنه های مستقیم با محورهای موازی تشکیل شده است. در این کلیماتورها که دارای حساسیت بیشتری می باشند، تصویر توزیع هسته های رادیواکتیو بر روی آشکارساز بدون بزرگنمایی ایجاد می شود. این کلیماتورها می توانند برای دستیابی به تفکیک فضایی و یا حساسیت مناسب با نیازهای بسیار متنوع کلینیکی و همچنین کارایی خوب فتونها در هسته های رادیواکتیو مختلف، توسعه یابند. یک نوع از این کلیماتورها با روزنه کج برای استفاده در تصویربرداری مقطعی از جریان خون مورد استفاده قرار می گیرد. با تنظیم روزنه ها در زاویه ۳۰ درجه نسبت به موقعیت عمود، صفحه کلیماتور می تواند در نمای نزدیک به مریض قرار گیرد.

برای تصویربرداری از ارگانهای بزرگتر از ابعاد کریستال و یا میدان دید کلیماتورهای با روزنه موازی، از کلیماتورهای با روزنه واگرا استفاده می شود. در این کلیماتورها روزنه ها به گونه ای آرایش یافته اند که در

نقطه‌ای در پشت آشکارساز متمرکز مـی شـوند و بنـابراین سـبب کـوچکتر نمـودن تصـویر وکـاهش رانـدمان آشکارسازی می شود. این کلیماتورها در ابتدا برای قراردادن ارگانهای بزرگ مانند کبد، طحال یا هر دو ریـه در مقابل دوربین با میدان دید کوچک توسعه یافته است. ولی باید به این نکته توجه داشت که افزایش میدان دید موجب کاهش قدرت تفکیک و یا حساسیت کمتر خواهد شد. با ابداع آشکارسازهای دایروی و یا مسـتطیلی بـا میدان دید بزرگ، احتیاج به این کلیماتورها تا حد زیادی از بین رفته است. به هر حال، کلیماتورهای با روزنـه واگرا با یک محور هنوز در برخی سیستمها برای تصویربرداری از تمام بدن استفاده می شود.

برای تصویربرداری از ارگانهای کوچک، اغلب از کلیماتورهای با روزنه همگرا استفاده می شود. کلیماتورهای با روزنه همگرا مشابه کلیماتورهای با روزنه واگرا است به جز اینکه روزنـه هـا در نقطهـای در جلـوی آشکارسـاز متمرکز می شوند. این قبیک روزنه ها تصویر هر شئی را بر روی صفحه تصویر با بزرگنمایی ایجـاد مـی نمایـد. بنابراین بخاطر بهره گیری از سطح بیشتر کریستال، راندمان آشکارسازی را برای قدرت تفکیک فضایی یکسان، در مقایسه با نوع روزنه های موازی، افزایش می دهد. همچنین قدرت تفکیک و حساسیت بهتری از کلیماتورهای مشابه با روزنه موازی دارد.

از آنجا که بزرگنمایی به صورت تابعی با فاصله از سطح کلیماتور تغییر می کند، تصویر گرفتـه شـده دارای ظاهری متفاوت از تصویر به دست آمده توسط کلیماتور با روزنه موازی می باشد. اشیایی که از صفحه کلیماتور دورترند بزرگنمایی بیشتری دارند.



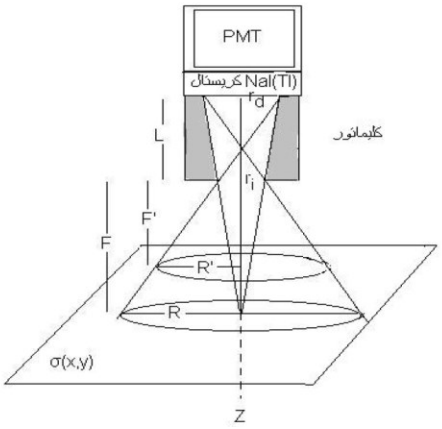
شکل ۵-۵: انواع کلیماتور

طراحی کلیماتور تک روزنه از آن جهت که یک واحد اصلی از کلیماتورهای چندین روزنه را تشکیل می دهد، دارای اهمیت است. در هر طراحی ابتدا مولفه های هندسی مربوط به رانـدمان آشکارسـازی و قـدرت تفکیـک

فضایی را برحسب پارامترهای کلیماتور و شرایط مختلف تصویربرداری بدست آورده و سپس آثـار مولفـه هـای نفوذی و پراکنده اشعه بر روی پاسخ کلی کلیماتور بررسی می شود. مولفه نفوذی در تصویربرداری با فوتونهـای پرانرژی اهمیت خاصی دارد.

۲-۴-۵- کلیماتورهای سیستم های جاروبگر

پاسخ هندسی یک کلیماتور چند روزنه برابر مجموع پاسخهای هر یک از روزنه های آن می باشد، بنابراین در اینجا ضمن بررسی عوامل اساسی مربوط به پاسخ کلیماتور تک روزنه، شکل۵-۶ راندمان و قدرت تفکیک فضایی آن تشریح می شود.



شکل۵-۶: ساختمان کلیماتور تک روزنه

۳-۴-۵- پاسخ هندسی[۱] کلیماتور تک روزنه

پاسخ هندسی یک منبع، سنجش مفیدی از راندمان آشکارسازی را ارائه می دهد و ویژگی مهمی از کلیماتور می باشد. این پاسخ برای یک منبع نقطه ای بر روی محـور کلیمـاتور و در فاصـله Z از سـطح آن $P_G(0,0,z)$، بصورت کسری از پرتوهای گامای تابشی از آن نقطه می باشد که در واحد زمان بصورت فتوپیک در آشکار ساز شمارش می شود.

$$C = P_G(o,o,z)\, n_E = g(o,o,z)\, \eta\, \psi\, n_E \quad \text{count/sec}$$

[۱] Geometric Response

۴-۵-۴- قدرت تفکیک فضایی کلیماتور تک روزنه

در هر تصویر قدرت تفکیک فضانی معیاری برای تشخیص دونقطه مجاور بوده و به قدرت تفکیک فضانی کلیماتور و قدرت تفکیک ذاتی کریستال آشکارساز بستگی دارد. برای اندازه گیری قدرت تفکیک فضایی کلیماتور می توان از تصویر یک منبع نقطه ای و یا تابع پاسخ مربوط به آن استفاده نمود. در فرآیند ساخت تصویر با یک سیستم جاروبگر، پرتوهای گامای آشکار شده درهرلحظه درسطح کریستال مربوط به فتونهایی است که از محل کانونی محورهای کلیماتور تابش می شود. مولفه هندسی تابع پاسخ برای یک منبع نقطه ای در یک جاروبگر، بصورت نسبت تعداد شمارش در نقطه r_d (محل آشکارساز) به فتونهای تابشی از r_o(محل منبع) در هر ثانیه تعریف شده و با رابطه زیر نشان داده می شود.

$$P_{SG}(r_d:r_o) = g(r_d:r_o)\,\eta\,\psi$$

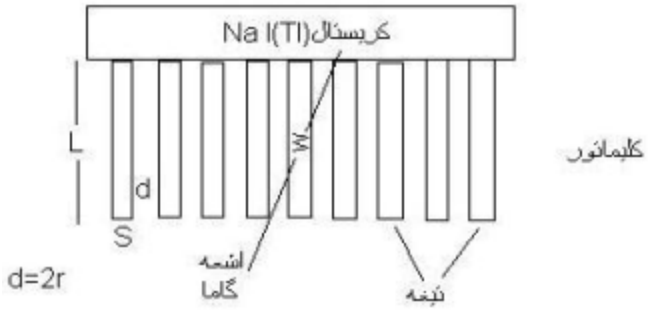
۵-۵-۴- عمق میدان

ایده عمق میدان به محدوده عمق هایی در فضای شینی $(Z_{\min} \le Z_0 \le Z_{\max})$ اطلاق می شود که دارای قدرت تفکیک فضایی قابل قبولی باشد. برای اندازه گیری عمق میدان می بایستی علاوه بر مشخص نمودن قدرت تفکیک فضایی، میزان کفایت آن نیز تعیین شود. در این زمینه یک توافق جهانی وجود ندارد، ولی علیرغم آن می توان کاربردهای کمی ایده عمق میدان را مورد بحث قرار داد. مثلا برای کلیماتورهای کانونی، اندازه گیری قدرت تفکیک فضایی با روشهای بیان شده قبلی در فاصله کانونی بهترین نتیجه را می دهد. اگر قدرت تفکیک فضانی برای صفحاتی با فاصله کمی از صفحه کانونی بسرعت تخریب شود، کلیماتور دارای عمق میدان کوچکی است و تصاویری را بوجود می آورد که در آنها تنها ساختارهای نزدیک به صفحه کانونی بخوبی قابل مشاهده است. این نوع از کلیماتورهای متمرکز با قدرت تفکیک زیاد و در کریستالهای بزرگ بخاطر آنکه ساختارهای سایر صفحات را در اثر تداخل کاهش می دهد، می تواند برای توموگرافی مورد استفاده قرار گیرد.

۶-۴-۵- تاثیر نفوذ تیغه ای

معمولا نفوذ تیغه ای برای عبور اشعه از ضخامت یک تیغه، مطابق آنچه در شکل ۵-۷ نشان داده شده، تعریف می شود. هنگام عبور پرتوگاما از یک روزنه به روزنه بعدی، چنانچه پرتو از میان یک تیغه عبور نماید، کوتاهترین مسیر w است. با در نظرگرفتن وضعیت هندسی کلیماتور، ارتباط بین w با ضخامت تیغه S، طول L و قطر d روزنه توسط رابطه زیر داده می شود:

$$W = \sqrt{(\frac{LS}{2d+S})^2 + S^2}$$



شکل۵-۷: نفوذ تیغه ای بین دو روزنه

کسری از اشعه گاما که از میان تیغه عبور می کند، کسر عبوری نامیده شده و برابر با $e^{-\mu w}$ است که μ ضریب تضعیف خطی ماده کلیماتور (معمولا سرب) می باشد. در جدول ۵-۱ پارامترهای معمول برای کلیماتورهای با انرژی کم (۲۰۰<kev)، انرژی متوسط (۴۰۰ > kev) و بسیار بالا (۵۱۱ kev) نشان داده شده است. این اطلاعات نشان می دهد که چگونه فاکتورهای بحث شده قبلی، بر قدرت تفکیک فضایی و راندمان کلیماتورها تاثیر می گذارد.

نفوذ تیغه ای برای یک تیغه محاسبه می شود و ممکن است اعداد آن گمراه کننده باشند. مثلا حساسیت منبع صفحه ای نشان داده شده در جدول زیر برای کلیماتور با انرژی بسیار بالا شامل تقریبا ۵۰٪ پرتوهای نفوذی تخمین زده می شود، که منجر به کاهش قابل توجهی در کنتراست تصویر می گردد. ولی حتی با چنین نفوذ قابل توجهی از این کلیماتور می توان تصاویر با کیفیت قابل قبولی در تصویربرداری از اشعه گامای ۵۱۱kev از تابش کننده پوزیترونو نیز تصاویر تشخیصی قابل قبول کیلینیکی از قلب بدست آورد.

جدول ۵-۱: مشخصات کلیماتورهای منتخب در کاربردهای کلینیکی روزمره

کلیماتور	کاربرد	انرژی ماکزیمم Mev	طول L mm	قطر d mm	ضخامت تیغه S mm	نفوذ تیغه ای $e^{-\mu w}$	قدرت تفکیک فضائی در ۱۰۰mm	حساسیت c/min/μCi
LEUHS	Cardiac 1st pass	۱۴۰	۲۵/۴	۳/۳۱	۰/۳۵۶	۲/۶	۱۹/۴	۱۵۲۰
LEMS	Thallium & multi-gated	۱۴۰	۲۵/۴	۱/۷۵	۰/۲۰۵	۲/۱	۱۰/۸	۴۳۰
LEGP	General	۱۴۰	۳۵	۱/۹	۰/۲	۰/۹	۹/۰	۲۷۰
LEHR	Bone scan	۱۴۰	۳۵	۱/۵	۰/۲	۰/۲	۷/۲	۱۶۰
LEUHR	Brain SPECT	۱۴۰	۴۰	۱/۵	۰/۲	۰/۱	۶/۸	۱۲۰
MEGP	^{133}Ga / ^{111}In	۳۰۰	۵۸	۳	۱/۰۵	۲/۰	۱۰/۰	۱۶۰
HEGP	^{131}I	۳۶۰	۶۶	۴	۱/۸	۲/۰	۱۱/۷	۱۹۰
UHEGP	Positron	۵۱۱	۸۰	۴	۲/۵	۳/۹	۱۴/۹	۱۱۰
LEUHR-FB	Brain SPECT	۱۴۰	۴۰	۱/۵	۰/۲	۰/۱	۶/۳	۲۲۰
LEGP-FB	Cardiac SPECT	۱۴۰	۲۹	۱/۹	۰/۲	۰/۸	۱۰/۳	۴۹۰
Pine hole	Small Organ	۳۶۰	-	۶	-	-	۷/۰	۱۳۶

در یک کلیماتور با چندین روزنه که بخوبی طراحی شده، تیغه بین روزنه ها اکثر پرتوهای گامایی که نمی توانند از میان روزنه های کلیماتور عبور کنند را متوقف می سازد، ولی به هرحال برخی پرتوهای گاما از میان تیغه ها عبور کرده و در تصویر ظاهر می شود. عبور این پرتوها در انرژیهای کم، برای طراحی کلیماتور اهمیت چندانی ندارد ولی برای پرتوهای با انرژی بیشتر از Kev۲۰۰ نفوذ تیغهای در طراحی کلیماتور اهمیت زیادی می یابد. این امر بخاطر آنست که با افزایش انرژی فتون ضریب تضعیف ماده تیغه کاهش یافته و پرتوهای بیشتری از میان تیغه ها عبور می کنند. و در نتیجه موجب تخریب تصویر می شوند. در بدترین حالت نفوذ تیغه ای، یک زمینه مشخص بر روی تصویر ظاهر می شود. مثلا در تصویر یک منبع نقطه ای، بدلیل وجود تقارن پره هایی ظاهر می شود. این پره ها سطح تصویر را به شکلی شبیه ستاره تبدیل می کند. در تصویربرداری از منابع پیچیدتر زمینه های ستاره ای بر روی یکدیگر افتاده و ایجاد خطوطی در تصویر می نماید. ظهور زمینه های ستاره ای بدین دلیل است که اشعه ترجیحا از قسمتهای نازکتر تیغه کلیماتور نفوذ می نماید. برای روزنه های کلیماتور که در آرایش منظمی قرار دارند، تیغه ها همیشه در جهت موازی با ردیفهای روزنه ها، نازکتر است. در حالت عادی تر ممکن است نفوذ تیغه ای زمینه های شبیه ستاره را ایجاد نکرده ولی بصورت زمینه پراکنده در

تصویر مشاهده شود. تابع پاسخ برای فتونهای نفوذی در مقایسه با پاسخ هندسی بسیار پهن و بدون پیک می باشد.

نفوذ تیغه ای، طراحی کلیماتور را در انرژیهای زیاد مشکل می سازد. معمولا سعی می شود نفوذ پرتو با استفاده از کسر نفوذ (F_p) که بصورت نسبت زیر تعریف می شود، آنالیز گردد و از آرایش ساده هندسی که قبلا توضیح داده شد برای تضعیف نمایی پرتوی عبوری از ماده کلیماتور استفاده نشود.

$$F_p = \frac{\text{تعداد فوتونهاي اوليه كه از تيغه عبور ميكنند}}{\text{تعداد فوتونهاي اوليه كه از داخل روزنه ها مي گذرند}}$$

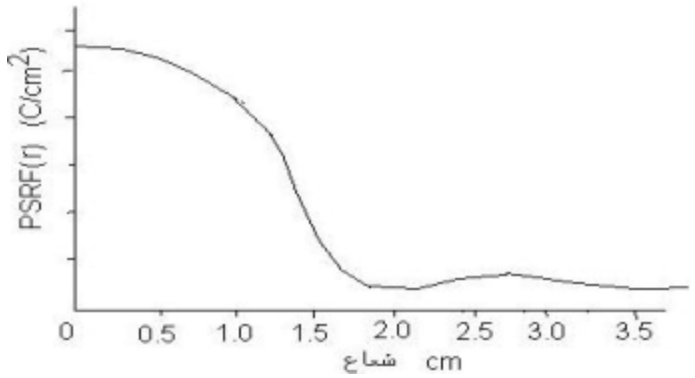
این کسر نفوذ برای یک منبع صفحه ای یکنواخت که میدان دید را پوشانده باشد، تابعی از ضخامت تیغه، انرژی پرتو گاما، ضریب تضعیف ماده کلیماتور ، و ابعاد روزنه می باشد. اگر چه بستگی دقیق F_p به این عوامل دقیقا شناخته شده نیست، ولی توسط افراد مختلف فرمولهایی برای تخمین F_p ارائه شده است.

برای طراحی کلیماتور در اغلب روشها، هدف اصلی افزایش حساسیت با قدرت تفکیکی هندسی معین و کسر نفوذی قابل قبول می باشد.در عمل می توان نفوذ تیغه ای را با انتخاب ماده کلیماتور با ضریب تضعیف زیاد، کاهش داد. مثلا بجای سرب کلیماتوری از جنس طلا و یا تنگستن ساخت، متاسفانه مواد سنگین با Z زیاد محدود بوده و برخی از آنها اقتصادی است.

روش دیگر کاهش نفوذ تیغه ای، افزایش ضخامت تیغه ها است درحالیکه سایر ابعاد کلیماتور برای حفظ قدرت تفکیک فضایی لازم مورد بررسی قرارمی گیرد. متاسفانه این بررسی ساده هنگامی که اندازه روزنه ها و جدایی آنها از قدرت تفکیک ذاتی دوربین بیشتر می شود دارای ارزش محدودی بوده و منجر به مشاهده زمینه روزنه در تصویر می شود. این امر در حقیقت تصویر را بیشتر از آنچه انتظار می رود با کاهش نفوذ تیغه ای بهبود بخشد، می تواند تخریب نماید.

در دهه های اخیر، تقاضا برای کلیماتورهای مناسب در انرژیهای زیاد (بویژه پرتو ۵۱۱ kev محو جرم)، موجب تلاش قابل توجهی در طراحی کلیماتورها شده است. برنامه های پیچیده کامپیوتری، جایگزین برآوردهای تحلیلی و تقریبی نفوذ تیغه ای شده است. ایده اصلی این برنامه ها تعقیب فتونهای اشعه در میان کلیماتور است. احتمال تضعیف هر پرتو با مسافتی که در ماده تیغه می پیماید، تعیین می شود. تابع پاسخ مربوط به منبع نقطه

ای از ترکیب شدت تضعیف شده پرتوهای زیادی که تصویر را می سازند، ایجاد می شود. این تابع دقیقترین پیشبینی کننده عملکرد کلیماتور است که در حال حاضر وجود دارد. شکل ۵-۸ تابع پاسخ مربوط به یک منبع نقطه ای Kev ۵۱۱ که برای تصویربرداری از ^{82}Rb در cm۱۰ بالای کلیماتور قراردارد، را نشان می دهد.



شکل ۵-۸: تابع پاسخ منبع نقطه ای در یک کلیماتور آزمایشی با Kev۵۱۱

پیک مرکزی، پاسخ هندسی کلیماتور را نشان می دهد در حالیکه دنباله نمائی طویل آن بیانگر نفوذ تیغه ای است. حساسیت کلیماتور که با انتگرال گیری از تابع پاسخ مربوط به منبع نقطه ای تعیین می شود برابر با 1.34×10^{-4} است. دنباله نفوذی برای شعاعهای بیشتر از ۱/۲ سانتیمتر، کمتر از ٪۱۰ شمارش را در تابع پاسخ منبع نقطه ای تشکیل می دهد. ٪۵۰ شمارشها در محدوده ۰/۶ سانتیمتر از مرکز توابع انتقالی منبع نقطه ای قرار می گیرد. وجود اینگونه جزئیات عملکردی کلیماتور، کمک قابل توجهی به توسعه طرحهای جدید کلیماتور برای اشعه های با انرژی زیاد می کند. بهینه نمودن طراحی کلیماتور برای اشعه با انرزی زیاد علیرغم وجود چنین برنامه هایی ادامه دارد، تا اینکه توسط مواد موجود و همچنین مشاهده زمینه روزنه در تصویر محدود شود.

۷-۴-۵-اثرات اشعه پراکنده

نشان داده شده است که پاسخ مربوط به اشعه پراکنده از دیواره های سربی کلیماتور درمقایسه با پاسخ هندسی حتی در کلیماتورهای با نسبت زیاد طول به قطر روزنه، ناچیز است. متقابلا پاسخ فتونهایی که در داخل بدن مریض پراکنده شده اند، در آشکارسازهای سنتیلاسیون که دارای قدرت تفکیک انرژی نسبتا ضعیفی هستند، قابل توجه است. کسر پراکندگی Fs بصورت نسبت زیر تعریف می شود:

$$F_S = \frac{\text{تعداد پرتوهاي ثبت شده از فتونهاي پراکنده}}{\text{تعداد پرتوهاي ثبت شده از فتونهاي اوليه}}$$

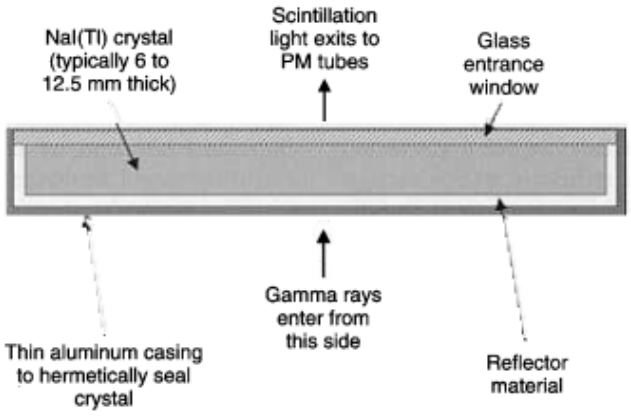
پاسخ به فتونهای پراکنده که می تواند از پرتوهای گامای تابشی از تمامی قسمتهای منبع باشد، در مقایسه با مولفه هندسی تابع پاسخ P(x,y,z)، مانند نفوذ تیغه ای، بسیار پهن و بدون پیک است. در نتیجه اثر عمده ثبت اشعه پراکنده، کاهش کنتراست تصویر و عدم افزایش FWHM است. در یک سیستم آشکارساز با قدرت تفکیک انرژی معین، کسر پراکندگی می تواند با افزایش سطح زمینه قابل تفکیک کاهش یابد. ولی در بیشتر از سطح مشخصی منجر به کاهش آشکارسازی اشعه اولیه خواهد شد. بر مبنای معیار صرفا عددی، می توان زمینه را در حد بهینه ای تنظیم نمود بگونه ای که منجر به تعدیل بین افزایش کنتراست تصویر و کاهش راندمان آشکارساز شود. مثلا آشکارسازهای نیمه هادی دارای قدرت تفکیک انرژی بسیار بهتری از آشکارسازهای NaI(Tl) هستند. ولی راندمان آشکارسازی آنها برای کاربردی شدن خیلی کم است.

آثار اشعه پراکنده می تواند با تفریق مولفه پراکنده از تصویر آشکار شده، کاهش یابد. این روش کاملا تقریبی است، زیرا کسر پراکنده تابعی از عمق منبع است. روش تفریق اشعه پراکنده می تواند کنتراست تصویر را افزایش دهد ولی این امر بقیمت از دست دادن شمارش های آشکار شده خواهد بود. از آنجا که مولفه پراکنده در پاسخ آشکارساز، بجای یک توزیع صاف، یک پیک پهن است، اشعه پراکنده حاوی مقدار مشخصی اطلاعات فضایی است. بهره برداری مناسب از این اطلاعات می تواند تصویر آشکار شده را بهبود بخشد درحالی که راندمان آشکارسازی ثابت باقی می ماند.

درک کاملتر اثرات اشعه پراکنده می تواند با استفاده از روش مونت کارلو در شبیه سازی کامپیوتری بدست آید. در چنین مطالعات شبیه سازی، مشروح توضیحات مربوط به توزیع های فضایی و انرژی اشعه پراکنده را می توان بوجود آورد. این اطلاعات مشروح برای درک آثار اشعه پراکنده مفید بوده و در طراحی مربوط به تصحیح پراکندگی و بهره گیری از روش هایی که منجر به بهبود کیفیت تصویر می شود، دارای اهمیت می باشد

۸-۴-۵- دتکتور یا کریستال :

پشت کلیماتور دتکتور قرار دارد که یک کریستال سنتیکاتور است و از یدید سدیم یا یدید سزیم تشکیل شده است که مقدار کمی ناخالصی تالیم به همراه دارد. این کریستال به رطوبت حساس است و دور تا دور آن را با یک لایه ی نازک پلاستیکی شفاف می پوشانند. کار این کریستال این است که در اثر برخورد اشعه گاما، فتونهای نوری آبی، بنفش و یا ماوراء بنفش ساطع می کند، این فوتون ها طول موجی در حدود 410nm دارند که در انتهای پایین طیف مرئی است. تعیین ضخامت کریستال بسیار مهم است چون توان تفکیک عرضی به ضخامت کریستال بستگی دارد. اگر ضخامت کریستال زیاد باشد فوتون نور مرئی در خود ضخامت یدید سدیم جذب یا منحرف می شود.



شکل ۵-۹: کریستال NaI(Tl)

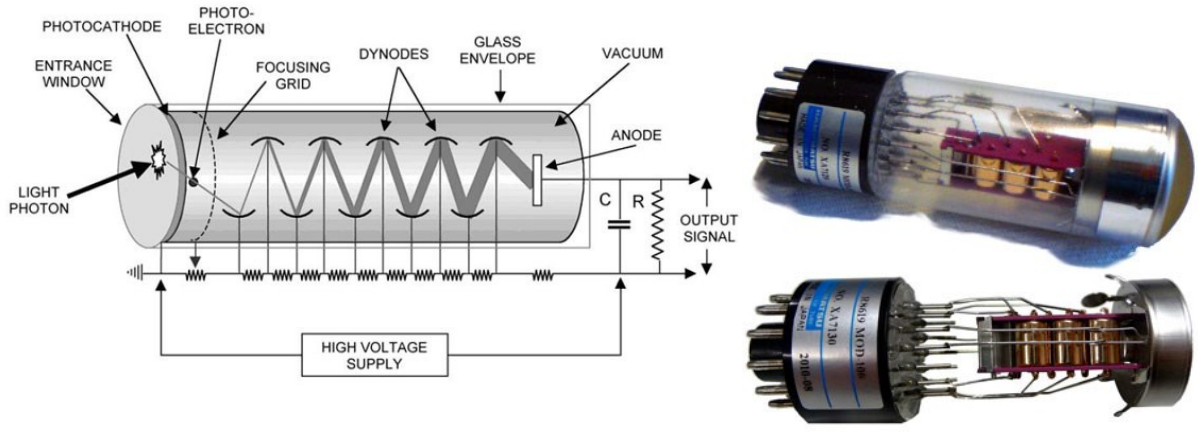
نوع دیگری از کریستال starbrite است. در این نوع کریستال شیارهایی وجود دارد، شیار دار کردن کریستال باعث می شود که اندازه کانون نوری روی PMT ها کاهش یابد و پراکندگی کانون نوری روی شیشه کم شود و تداخل بین جرقه ها کاهش یابد و در نهایت باعث می شود که تعداد PMT مورد استفاده کمتر شود و این مساله خود باعث بهتر شدن رزولوشن انرژی می شود.

۹-۴-۵-کانال نوری[۱]

برای پخش شدن نور تولیدی از نقطه سنتیلاسیون و دریافت آنها توسط PMTها، اغلب از کانالهـای نـوری استفاده می شود. ضخامت این کانالها در ابتدا برای بهبود یکنواختی در تصویر چندین سانتیمتر بود، ولی از آنجا که پخش شدن نور سبب کاهش قدرت تفکیک می شود، در سیستم های جدید از آنها استفاده نمی شود و یا ضخامتی در حدود و یا کمتر از ۱ سانتیمتر دارند. متقابلا از روش های تصحیح نرم افزاری برای بهبود یکنواختی تصاویر استفاده می شود.

۱۰-۴-۵- فوتومولتی پلایر

تعداد تیوبهای فتومالتی پلایر در دستگاه های مختلف فرق می کند از تعداد ۱۷ عدد در دستگاه های ارزان قیمت تا ۹۹ عدد در دستگاه های گران قیمت تغییر می کند. هر چه تعداد تیوبهای فتومالتی پلایر بیشتر باشد توان تفکیک بهتر است . تیوبهای فتومالتی پلایر باید سطح مقطع شش ضلعی داشته باشد تا بتوانند کل سطح کریستال را پوشش دهند. هر چه تعداد تیوبهای فتومالتی پلایر بیشتر باشد می توانیم ضخامت کریستال را کمتر کنیم، ولی این امر باعث افزایش قیمت دستگاه می شود . در شکل ۳-۷ تیوب (PM) فوتومولتی پلایر مشاهده می شود.

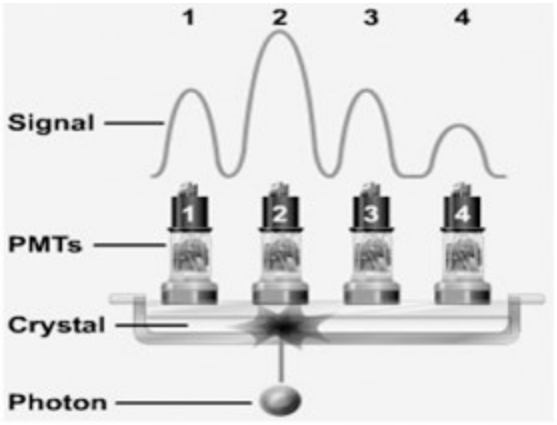


شکل ۵-۱۰: تیوب فتو مالتی پلایر

[۱] Light Pip

همانطور که مشاهده می شود این تیوب شامل: فتوکاتد، منبع تغذیه ولتاژ بالا(تقویت کننده الکترون) و در نهایت قسمت خروجی است. جزئیات بیشتر مربوط به منبع تغذیه ولتاژ بالا در شکل ۳-۷ نشان داده شده است.

وقتی فوتونی جذب کریستال شده و جرقه نورانی ایجاد می شود، هر لامپ PM یک پالس خروجی جریان تولید می کند. (شکل ۵-۱۱)



شکل ۵-۱۱ : سیگنالهای تولید شده توسط PMT ها در اثر واقعه برخورد فتون به کریستال

بنابراین لامپ های PM نظیر مبدل نور مرئی به جریان الکتریکی عمل می کند.

دامنه پالس هر لامپ مستقیما متناسب است با مقدار نوری که فتوکاتد آن دریافت کرده است نور حاصله در لایه فتوکاتد فتومولتی پلایر به تعدادی الکترون های کم انرژی تبدیل می شود. فتوکاتد از مادهِ BIALKALI نظیر سزیوم آنتی‌مون ساخته شده است و سطح دایینودها از مواد مشابهی پوشانیده شده اند و پتانسیل مثبت روی هر دایینود مرتباً افزایش می یابد.

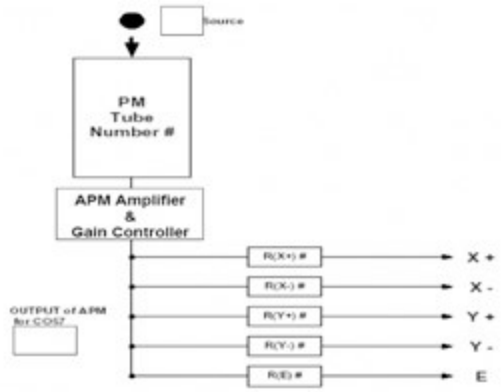
سپس الکترون های منتشره از فتوکاتد در طول فتومولتی پلایر از یک دایینود به دایینود بعدی با اختلاف پتانسیل کلی حدود ۲۰۰۰ ولت شتاب می گیرند. با برخورد هر الکترون به سطح دایینود دو یا سه الکترون از آن تابش می شود در نتیجه بهره تقویت افزایش می یابد. در نهایت جریان خروجی فتومولتی پلایر را می توان به مدار تقویت کننده داد، تا در وسایل اندازه‌گیر توان، مقیاس ها یا صفحه نمایش استفاده شود. آن لامپ هایی که نزدیک نقطهِ تولید کننده نور باشند. بزرگ ترین پالس ها و آن ها که از آن دور هستند علایم کوچکی ایجاد می

کنند در نتیجه هر تیوب متناسب با میزان نزدیکی به جرقه، پالس الکتریکی تولید می کند، این پالس ها به قسمت تعیین موقعیت رفته و این قسمت موقعیت نور سنتیکاسیون را بر حسب محورهای Y،X محاسبه کرده و همچنین روشنایی آن را بر حسب Z یا محور دامنه، E(انرژی) تعیین می کنند.

در بعضی موارد پالس های خروجی آن قدر کوچک هستند که در پارازیت های الکتریکی معمولی لامپ PM گم می شوند و بنابراین از نظر تصویری هیچ کاربردی ندارند.

۱۱-۴-۵- مدارهای مکان یاب:

در شکل ۳-۹ بلوک دیاگرام کلی قسمت کسب اطلاعات رسم شده است. همانطور که مشاهده می شود، پس از برخورد فوتون به کریستال ، عمل جرقه زنی انجام شده و در نهایت نور حاصل از طریق PMT به جریان الکتریکی تبدیل می شود، خروجی این قسمت به تقویت کننده APM و کنترل کننده بهره می رود. خروجی حاصل شامل E،Y-، Y+،X-،X+ است که نشان دهنده موقعیت مکانی و شدت انرژی پرتوهای آشکار شده است و در این قسمت پردازش نهایی بر روی این داده ها صورت گرفته وبه قسمت خروجی می رود که نتیجه حاصل تصویر بافت و محل تشعشع پرتو گاما می باشد.



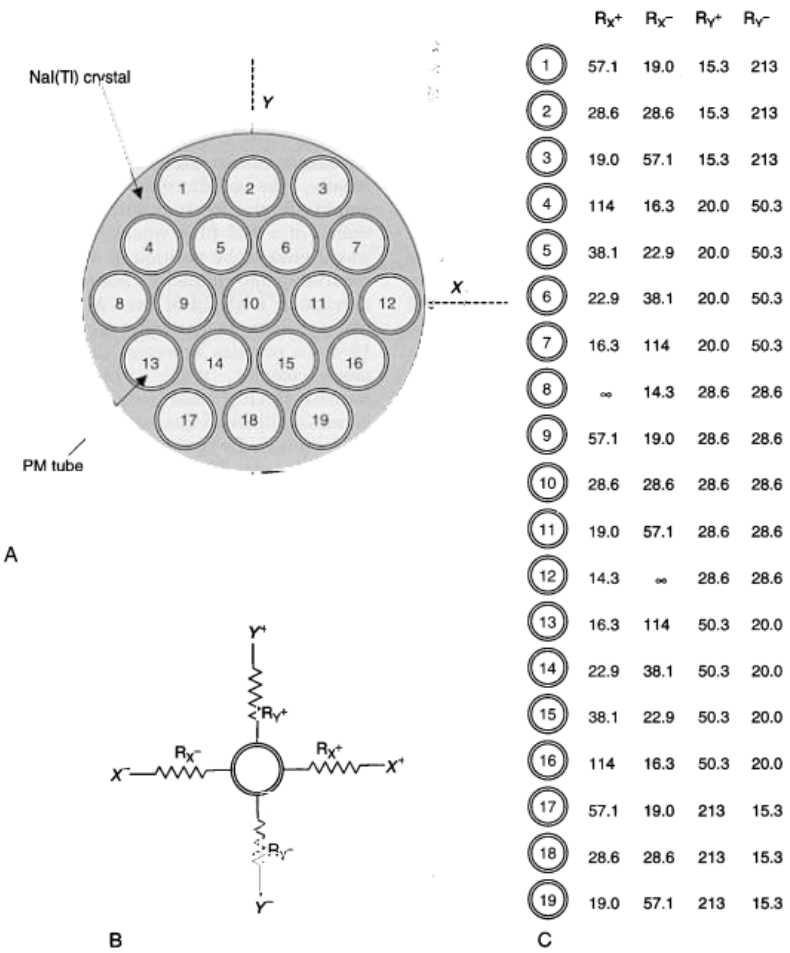
شکل ۵-۱۲: بلوک دیاگرام مدارهای کسب اطلاعات محل برخورد اشعه

شکل یک شماتیک رسم شده از ۱۹ تیوب فتومالتی پلایر یک دستگاه گاما کمرا را نشان می دهد. جهت پیدا کردن محل برخورد تشعشع گاما بر روی سنتیکاتور سیگنال هر PMT به چهار سیگنال خروجی تقسیم می شود

که با نامهای X^+، X^-، Y^+ و Y^- نمایش داده می شود، مقدار خروجی سیگنال هر خط با میزان مقاومت آن خط طبق قانون اهم مشخص می شود که با نسبت 1/R سیگنال بین چهار خروجی تقسیم می شود، مقدار مقاومت هر خروجی مطابق شکل۳-۱۰ برحسب فاصله تیوب فتومالتی پلایر از مرکز دتکتور مشخص می شود، مجموع کل سیگنالهای خروجی از PMTها توسط یک مدار مجزا جهت بدست آوردن مقدار سیگنال E تهیه می شود که سیگنال مذکور مقدار نور تولید شده در سنتیکاتور در هر واقعه برخورد اشعه گاما را نمایان می کند، مقادیر سیگنالهای X^+، X^-، Y^+ و Y^- جهت بدست آوردن مختصات برخورد اشعه با دتکتور با هم ترکیب شده و مطابق فرمول ۱ و۲ مختصات محل برخورد اشعه مشخص می شود.

فرمول ۱: $X=(X^+- X^-) / (X^++ X^-)$

فرمول ۲: $Y=(Y^+- Y^-) / (Y^++ Y^-)$



شکل۵-۱۳: گاما کمرا با ۱۹ عدد PMT A)محل قرارگیری PMTها بر روی کریستال B) مدار مقاومتی مکان یاب هر PMT C) مقادیر مقاوتها

۵-۵- انواع رزولوشن:

۱-۵-۵- رزولوشن زمانی

قابلیت دوربین گاما در تفکیک زمانی دو واقعه سنتیکاسیون را که در کریستال رخ می دهد رزولوشن زمانی آن می نامند. که در دستگاههای مختلف مقدار آن فرق می کند و بر حسب تعداد شمارش در ثانیه محاسبه شده است، این مساله در ارزیابی نحوه کار دوربین گاما در مطالعات عروق خونی با مواد رادیواکتیو با رادیواکتیویته بالا و سریع ، پارامتر مهمی محسوب می شود.

۲-۵-۵- رزولوشن انرژی

این قابلیت دوربین گاما به مفهوم آن است که این دوربین ها می توانند برای آشکارسازی پرتو گاما با هر انرژی دلخواه، ضمن آنکه پرتوهای با انرژی دیگر را حذف می کنند، به کار برده شوند. این کار توسط آنالیزور ارتفاع پالس و توابع آن انجام می شود، بدین ترتیب که با حذف پرتوهای زمینه و تصویربرداری به روش ایزوتوپ دو تایی به دنبال تزریق متوالی دو ماده رادیو اکتیو با انرژی های مختلف صورت می گیرد.

۳-۵-۵- رزولوشن خاص

در رزولوشن خاص سیستم، دو فاکتور کلیماتور و ضخامت کریستال تاثیر دارند. اندازه قطر و طول حفره های کلیماتور در این می ان تعیین کننده هستند به این صورت که افزایش در اندازه قطر حفره ها، منجر به افزایش حساسیت و کاهش رزولوشن می شود و برعکس افزایش طول حفره ها منجر به کاهش حساسیت و افزایش رزولوشن می شود.

در مورد کریستال می توان گفت ، یک کریستال ضخیم تر پرتو بیشتری را جذب خواهد کرد که باعث افزایش حساسیت و کاهش رزولوشن می شود و یک کریستال نازک‌تر باعث می شود حساسیت سیستم کاهش یافته و رزولوشن افزایش یابد.

این رزولوشن با وسایل خاص اندازه گیری می شودکه فانتوم های میله ای نامیده می شوند. اندازه گیری رزولوشن به این روش باید بدون کلیماتور انجام شود چرا که در غیر اینصورت تداخل زیادی بین فانتوم میله ای و کلیماتور صورت می گیرد.

۶-۵-کنترل کیفی گاما کمرا:

کنترل کیفی دوربین گاما دارای مراحل مختلفی است که برحسب نقش و اهمیت آنها در تصویر در فواصل زمانی متفاوتی انجام می شود. اهم موارد آن عبارتند از:

الف. کنترل یکنواختی کل سیستم

تست یکنواختی سیستم می بایستی همه روزه قبل از انجام اولین اسکن انجام شود. برای انجام آن ابتدا کلیماتوری از نوع روزنه موازی- انرژی پائین برروی دستگاه نصب نموده و برروی آن یک منبع یکنواخت و یا فانتوم یکنواخت پر از آبی که حاوی 1-5mCi از $^{99}Tc^{m}$ با شمارشی کمتر از cps۲۰۰۰۰ می باشد، قرارداده می شود. در صورت استفاده از فانتوم می بایستی با قراردادن صفحه پلاستیکی برروی آشکارساز از آلوده شدن ان جلوگیری نمود. سپس با تنظیم پنجره انرژی بمیزان ۲۰ ٪ در PHA، یک میلیون شمارش را در میدان دید استاندارد و یا دو میلیون شمارش را در میدان دید بزرگ جمع آوری می شود. دراین صورت هرگونه غیر یکنواختی در تصویر توسط چشم قابل رویت می باشد. این تست هنگامی که آشکارساز بدون کلیماتور است میتواند با قراردادن یک منبع نقطه ای $^{99}Tc^{m}$ درجلوی آن و در فاصله ای که شمارش کمتر از cps۲۰۰۰۰ ایجاد نماید، انجام شود.

ب- کنترل قدرت تفکیک فضانی

این تست می تواند بطور هفته ای انجام شود. برای انجام آن هنگامی که دستگاه دارای کلیماتوری از نوع روزنه موازی- انرژی پائین می باشد، یک فانتوم میله ای را به همراه منبع یکنواخت $^{99}Tc^{m}$ برروی آن قرارداده و پس از تنظیم ۲۰٪ برای پنجره انرژی، تصویر آنرا با یک میلیون شمارش در میدان دید استاندارد ویا دو میلیون شمارش در میدان دید بزرگ ثبت می نمایند. تصویر فانتوم میله ای بایستی مستقیم بوده وقدرت تفکیک با

چشم قابل بررسی است. چنانچه هنگام بررسی قدرت تفکیک ذاتی آشکارساز اعوجاجی ذکر شده باشد، این اعوجاج می بایستی در این آزمایش توسط کلیماتور برطرف شده باشد.

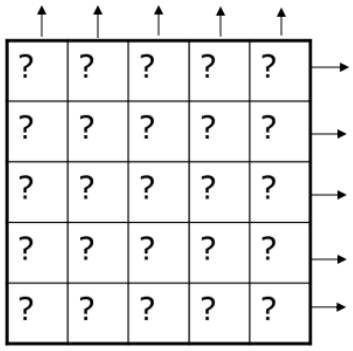
ج -کنترل حساسیت سیستم

تست حساسیت سیستم که می تواند سالانه تکرار شود، می بایستی صرفا با کلیماتور روزنه موازی- انرژی پائین انجام شود، زیرا کلیماتورهای واگرا و همگرا نسبت به فاصله بسیار حساس می باشند. با نصب کلیماتور و قراردادن یک منبع نقطه ای در فاصله ۵ برابر قطر میدان دید در جلوی آن و تنظیم ٪۲۰ برای پنجره انرژی، میزان شمارش در دقیقه را چندین بار اندازه گیری می نمایند. حساسیت سیستم برابر با متوسط شمارش خالص در هر دقیقه بازائ هر میکروکوری (cpm/uCi) است.

۷-۵- دستگاههای SPECT و PET

تهیه تصاویر برش های مقطعی از اندامها ابتدا در پزشکی هسته ای شروع شده و پس از آن MRI و CT و روش های دیگر متولد شدند. تهیه برش های مقطعی در پزشکی هسته ای تحت عنوان اسپکت گفته می شود. اسپکت مخفف Single Photon Emission Computed Tomography است که در حقیقت با استفاده از داروهایی که فوتون تابش می کنند مثل تکنسیوم انجام می شود. این برش های مقطعی در مقاطع عرضی یا برش های ترنسورس، برش های ساژیتال و برش های کرونال می تواند انجام شود و در سه جهت ارگان مورد نظر را می توانید ارزیابی کنید. مثلاً در اسپکت قلب ، برش های قلب در سه محور دیده می شود که از اپکس قلب شروع شده و تا قسمت می انی و قسمت بازال قلب ادامه می یابد و در جهات مختلف ورتیکال و هوریزنتال این برش ها انجام می شود. با این برش ها می توان دیواره لترال، سپتال، اینفریور و انتریور را در قلب به خوبی دید و میزان خون رسانی به قلب را ارزیابی کرد. تهیه برش های مقطعی چه در CT ، چه در MRI و چه در پزشکی هسته ای ،در حقیقت بازسازی تصاویر است. یعنی تصاویر تهیه شده و با استفاده از این تصاویر سعی می کنیم تخمی ن بزنیم که انتشار این رادیو دارو در داخل بدن چگونه بوده است. برای اینکه حدس صحیح تری زده باشیم لازم است که ۳۶۰ درجه دور بیمار تصویربرداری انجام شود. یعنی برخلاف تصویربرداری های پلانار که به صورت روبرو یا در حقیقت به صورت آنتریور یا پوستریور تصویربرداری انجام می شود، در تصویربرداری

های اسپکت لازم است که ما ۳۶۰ درجه تصویربرداری بکنیم تا با استفاده از اطلاعات به دست آمده وضعیت ارگانهای داخل بدن را ارزیابی کنیم.



شکل ۵-۱۴: ماتریس تصویر

به صورت ساده تر می شود گفت که تصاویر به صورت اعدادی از تیرگی و روشنی هستند که از زوایای مختلف مانند آنتریور و لترال ثبت می شوند و ما می توانیم با استفاده از حدس ریاضی اعدادی را در داخل این ماتریس بگذاریم و این اعداد را به با استفاده از چند معادله چند مجهولی و پردازش های کامپیوتری به دست آوریم که این اعداد میزان انتشار ماده رادیواکتیو در داخل بدن بیمار را نشان می دهد. تصویربرداری اسپکت در واقع یک تصویربرداری سه بعدی است.

شاخه دیگری از پزشکی هسته ای که در سال های اخیر مورد توجه بیشتری قرار گرفته است PET یا positron emission tomography است. PET با شاخه های دیگر پزشکی هسته ای تفاوت عمده ای ندارد به جز اینکه در این شاخه از داروهایی استفاده می شود که از خود پوزیترون تابش بکنند. در پزشکی هسته ای معمولا از داروهایی مانند تکنسیوم استفاده می شد که از خود یک فوتون گاما تابش می کنند؛ اما در اینجا از داروهایی استفاده می شود که از خود پوزیترون تابش می کنند. پوزیترون یک ذره کوچک با بار مثبت است مثل الکترون که وقتی از هسته خارج می شود بلافاصله با یک الکترون ترکیب می شود و این ترکیب پوزیترون با الکترون باعث می شود که پدیده فنا اتفاق بیفتد. پدیده فنا به تبدیل ماده به انرژی گفته می شود. وقتی که یک پوزیترون با یک الکترون ترکیب می شوند ماده به انرژی تبدیل شده و این انرژی به صورت دو فوتون گاما با اختلاف ۱۸۰ درجه نسبت به هم منتشر می شود و این اختلاف فوتون گاما را ما توسط دستگاه PET ثبت می

کنیم. داروهایی این توانایی را دارند که از خود پوزیترون تابش کنند؛ که معمولاً داروهایی هستند که تعداد پروتون هایشان به طور نسبی نسبت به نوترون هایشان بیشتر است. مثل کربن ۱۱ ، نیتروژن ۱۳ ، یا اکسیژن ۱۵ .کربن، نیتروژن و اکسیژن در حقیقت آجرهای سازنده بدن ما هستند و این نشان می دهد که PET این امکان را دارد که هر ماده ای را که بخواهیم در بدن نشان دار کنیم و آن را ارزیابی نمائیم . مثلاً میزان مصرف اکسیژن در بافت های مغز که چند می کی مول به ازاء گرم بافت مغز در دقیقه است از طریق روش پوزیترون امی شن توموگرافی بدست آمده است؛ چرا که کافی است به جای اکسیژن معمولی از اکسیژن ۱۵ استفاده شود واز مغز تصویربرداری انجام شود. سپس می توان میزان مصرف اکسیژن در نواحی مختلف مغز را ارزیابی کرد. PET امکان کوانتفکیشن را هم فراهم می کند و به صورت کمی می توان میزان مصرف اکسیژن را تعیین کرد. علاوه براین از ترکیب های دیگری هم می توان استفاده کرد. ترکیبی که بسیار زیاد در پزشکی هسته ای استفاده می شود، فلوروداوکسی گلوکز یا FDG یا گلوکز نشاندار با فلوراید است که در نواحی مختلف نشان دهنده مصرف گلوکز در بدن است. اگر این دارو را استفاده کنید و از بدن تصویربرداری نمائید به شما نشان خواهد داد که نواحی مختلف بدن و هر ارگانی چه مقدار گلوکز مصرف می کند. استفاده از این دارو این امکان را برای ما فراهم می کند که تصویربرداری های عملکردی وفانکشنال انجام دهیم.

منابع

1. Webster J، Medical Instrumentation: Application and Design، Fourth Edition، John Wiley & Sons Inc.، 2009
2. Cherry S، Physics in Nuclear Medicine، Third Edition، Saunders، chapter 13، pp، 211-226.
3. Sharp P، Goatman K، Nuclear Medicine Imaging، Springer، 2005، pp، 1-19.