

اشعه ایکس و کاربردهای آن در پزشکی

بخش اول: تولید اشعه ایکس

مقدمه‌ای بر تصویربرداری پزشکی

بعد از تصاویر ماهواره‌ای، تصویربرداری پزشکی بیشترین و فعال‌ترین نقش را در تصویربرداری دارد. هدف از تصویربرداری در پزشکی، به دست آوردن تصاویر بیمار به منظور کمک به تشخیص بیماری می‌باشد. دو گروه اصلی عبارتند از تصویربرداری *in vivo*، که با استفاده از دستگاه‌های رایج مانند سی‌تی^۱، پزشکی هسته‌ای، اولتراسوند، MRI، ترموگرافی و پروب‌های فیبر نوری^۲ بدست می‌آید؛ و تصویربرداری *in vitro*، که جهت بررسی نمونه‌ها در خارج از بدن استفاده می‌شود. این نمونه‌ها شامل مواردی چون نمونه خون^۳ و نمونه بافت^۴ هستند که به طور کلی با تکنیک‌های سیتولوژی (خون شناسی)^۵، و هیستولوژی (بافت شناسی)^۶ بررسی می‌شوند.

تصویربرداری *in vivo* ممکن است مثل اشعه ایکس^۷ و اولتراسوند، با استفاده از تشعشع عبوری^۸ به داخل بافت یا بدن بیمار صورت گیرد، و یا با استفاده از تشعشع نشری^۹ انجام شود، که این اثر ممکن است با استفاده از خصوصیات طبیعی بافت (مثل ترموگرافی) و یا با کمک تجمع مواد انتقالی به بدن در یک بافت (تزریق مواد رادیواکتیو در پزشکی هسته‌ای)، به وجود آید. به علاوه در بعضی از انواع تصویربرداری، سیستم‌های داخلی بدن تحریک و تحت تأثیر واقع می‌شوند؛ مثل تزریق مواد کنتراست را

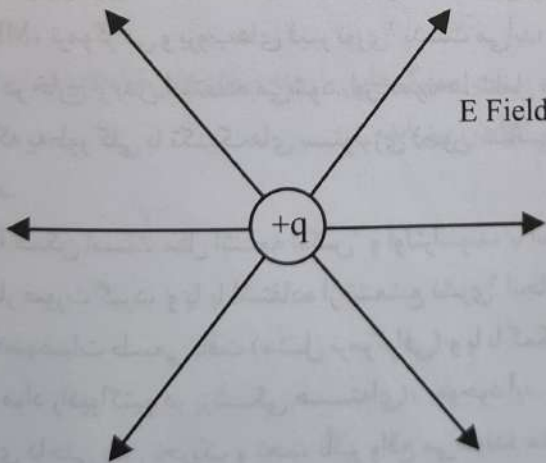
1. CT
2. Fiber optic
3. Blood smear
4. biopsy specimens
5. cytology
6. histology
7. X-ray
8. Transmission Radiation
9. Emission Radiation

در رادیولوژی^۱ و یا ورزش‌های سخت در حین تست فشار^۲ قلبی. در این فصل، تصویربرداری رادیولوژی (با استفاده از اشعه ایکس) که از روش‌های تصویربرداری با استفاده از تشعشع عبوری است، توضیح داده می‌شود. در این نوع تصویربرداری از اشعه ایکس استفاده می‌شود که از تشعشعات الکترومغناطیسی است.

تشعشعات الکترومغناطیسی^۳

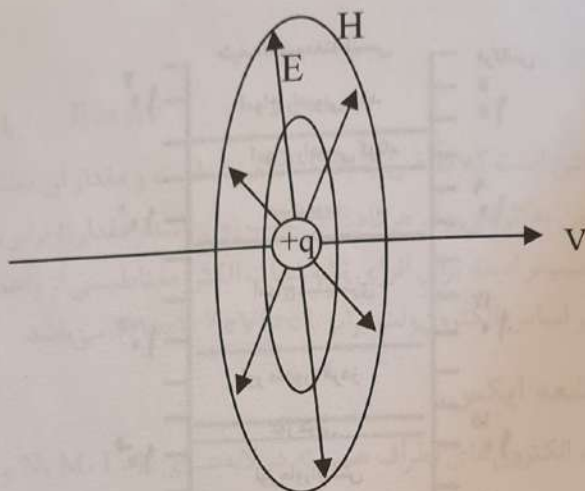
انتقال انرژی در فضا به شکل ترکیب میدان الکتریکی و مغناطیسی (EM) و توسط یک ذره باردار شتاب گرفته صورت می‌گیرد. تشعشعات اشعه ایکس، اشعه گاما، نور مرئی و امواج رادیویی همگی دارای نوسانات میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی بوده و از این دسته انرژی‌ها هستند. الکترون موجود در اطراف بار هسته شتابدار نیست؛ ولی خارج از اتم می‌تواند شتاب بگیرد و ایجاد تشعشع EM کند. تشعشع EM جرم ندارد؛ توسط میدان مغناطیسی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد؛ جهت انتشار به محیط ماده نیاز ندارد؛ و دارای طول موج λ و فرکانس f و انرژی E می‌باشد.

همان‌طور که در شکل ۲-۴ مشخص است وقتی بار الکتریکی q با سرعت ثابت حرکت می‌کند، میدان الکتریکی E حرکت کرده و میدان مغناطیسی H که عمود بر میدان الکتریکی است، به صورت دایره‌ای به وجود می‌آید. ولی اگر بار q با شتاب حرکت کند، میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی نسبت به بار الکتریکی یک پیچش انرژی به طرف خارج ایجاد می‌کند که با سرعت بالا و مشخص انتشار می‌یابد و این همان تشعشع EM است.



شکل ۱-۴: میدان الکتریکی اطراف یک بار مثبت در حال سکون

1. Radiology
2. Stress Test
3. Electromagnetic Radiation



شکل ۲-۴: میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی اطراف یک بار در حال حرکت

خصوصیات تشعشعات الکترومغناطیسی

هر موج الکترومغناطیسی با سه مشخصه توصیف می‌شود: فرکانس، طول موج و انرژی^۱. اگر هر یک از این صفات مشخص باشند، دو صفت دیگر با استفاده از معادلات قابل محاسبه هستند.

امواج الکترومغناطیس شامل محدوده‌ای وسیع از طول موج‌ها، و لذا فرکانس‌ها و انرژی‌های مختلف هستند که از امواج رادیویی با طول موج‌هایی حدود چندین متر تا امواج ایکس و گاما با طول موج‌های بسیار کوتاه را شامل می‌شوند. انرژی برخی از این امواج حتی در حدود بیلیون الکترون‌ولت است، ولی در رادیولوژی تشخیصی انرژی‌های تا ۱۵۰ کیلو الکترون‌ولت کاربرد دارد.

باید تأکید نمود که هیچ اختلافی بین اشعه ایکس و گاما وجود ندارد و محدوده انرژی هر دوی آنها می‌تواند یکسان باشد. یک فوتون ایکس با انرژی خاص از فوتون گامای هم انرژی آن قابل تشخیص نخواهد بود و تنها تفاوت، به علت منشاء تولید آنها است. اشعه ایکس در نتیجه تأثیر متقابل اتمی و الکترونی حاصل می‌شود و منشأ آن، تبدیل انرژی در مدارات الکترونی اتم است. در صورتی که اصطلاح اشعه گاما در مورد فوتون‌هایی به کار می‌رود که منشأ آنها هسته اتم است.

۱. تعاریف: طول موج: فاصله طی شده به وسیله‌ی یک موج یا فاصله یک ماکزیمم از ماکزیمم موج مجاور است که معمولاً با حرف یونانی λ (لاندا) نشان داده می‌شود. طول موج را معمولاً بر حسب متر یا سانتی‌متر بیان می‌کنند. فرکانس: فرکانس تعداد نوسانات در ثانیه است که معمولاً با حرف یونانی ν (نو) یا حرف انگلیسی f نشان داده می‌شود. فرکانس را معمولاً بر حسب هرتز (Hz) بیان می‌کنند که یک هرتز مساوی یک سیکل (دوره) بر ثانیه است. سرعت: چون موج منتقل می‌شود لذا برای حرکت موجی باید سرعت قائل شد. ارتباط بین طول موج، فرکانس و سرعت از روی واحدهای این کمیات واضح است. به عبارت دیگر طول موج (بر حسب متر) ضرب در فرکانس (بر حسب تعداد در ثانیه) برابر سرعت (متر بر ثانیه) خواهد بود. $v \times \lambda = \text{سرعت}$



شکل ۳-۴: طیف امواج الکترومغناطیسی. مقادیر طول موج و فرکانس امواج مختلف نشان داده شده است.

خواص موجی و ذره‌ای اشعه X

الف) حرکت موجی

چون انتشار پرتوهای ایکس مانند انتشار نور و امواج رادیویی، موجی شکل است، لذا دارای خاصیت و حرکت موجی است. این تشعشعات در خلأ با سرعت مساوی سرعت نور و حدود 3×10^8 متر بر ثانیه حرکت می‌کنند. این مقدار را با حرف c نشان می‌دهند. بنابراین برای تشعشعات الکترومغناطیس خواهیم داشت:

$$\nu = \frac{c}{\lambda} \quad \text{یا} \quad \lambda = \frac{c}{\nu} \quad \text{یا} \quad \lambda \times \nu = c \quad (۴-۱)$$

ب) حرکت ذره‌ای

کلیه امواج، معرف انتقال انرژی از یک مکان به مکان دیگر هستند. مع هذا این انتقال انرژی توسط تشعشعات الکترومغناطیس، کاملاً پیوسته یا اتصالی نیست؛ بلکه انتقال آنها به شکل بسته‌های معین امواج بنام کوانتا است که حاوی یک مقدار معین انرژی نیز می‌باشند. کوانتای نور و اشعه‌ی ایکس معمولاً فوتون نامیده می‌شود. مقدار انرژی هر فوتون برحسب فرکانس آن تغییر می‌کند و رابطه آنها طبق معادله

زیر است:

$$E = h \frac{c}{\lambda} \quad \text{یا} \quad E = hv \quad (۴-۲)$$

در اینجا h عدد ثابتی است که به ضریب پلانک^۲ معروف است و مقدار آن بستگی به واحدهایی دارد که برای E یا انرژی فوتون به کار می‌رود. هرگاه E بر حسب ژول باشد، مقدار h برابر با $۶,۶۲۵ \times ۱۰^{-۳۴}$ ژول ثانیه خواهد بود. مناسب‌تر است برای انرژی تشعشعات الکترومغناطیسی از واحد الکترون‌ولت استفاده کنیم (eV). مقدار h بر اساس الکترون‌ولت برابر با $۴/۱۵ \times ۱۰^{-۱۵}$ eVSec می‌باشد.

روش‌های تولید اشعه ایکس

طبق تئوری بور^۲، الکترون‌های اطراف هسته در لایه‌های $K, L, M, N, \dots$ به ترتیب به تعداد ۲، ۸، ۱۸، ۳۲ و... الکترون در هر لایه می‌چرخند. انتقال الکترون از یک لایه به لایه‌ای دیگر با سطح انرژی پایین‌تر، مثلاً از L به K باعث تابش انرژی EM می‌شود. این انرژی دارای طول موج $۰/۱$ تا $۰/۰۱$ نانومتر است و اشعه ایکس نام دارد. اغلب لایه‌ها دارای زیرلایه با سطح انرژی کمی متفاوت هستند. در شکل ۴-۴، لایه‌های مختلف و سطح انرژی آنها برای اتم تنگستن^۴ نشان داده شده است. اتم تنگستن که در تولید اشعه ایکس مورد استفاده قرار می‌گیرد، دارای عدد اتمی ۷۴، انرژی لایه K معادل ۷۰ keV و انرژی لایه L معادل ۱۱ keV است.

این نکته قابل توجه است که ابر الکترونی اطراف هسته بسیار بزرگتر از هسته می‌باشد (حدود ۱۰۰,۰۰۰ برابر هسته). اگر هسته هیدروژن را ۲ اینچ فرض کنیم و قطر الکترون را ۱/۲ اینچ، قطر لایه K ، ۱ مایل است؛ و اگر هسته‌ها بدون الکترون به هم متصل شوند، قطر زمین به ۰/۱ مایل کاهش می‌یابد. لذا چنانچه

۱. مثال: فرکانس یک فوتون پرتو ایکس با انرژی ۷۰ keV چقدر است؟

$$E = hv, \quad v = \frac{E}{h}, \quad v = \frac{۷ \times ۱۰^۴ \text{ eV}}{۴,۱۵ \times ۱۰^{-۱۵} \text{ eVSec}} = ۱,۶۹ \times ۱۰^{۱۹} \text{ Sec}^{-۱}$$

$$v = ۱,۶۹ \times ۱۰^{۱۹} \text{ Hz}$$

مثال ۲: انرژی یک فوتون تابشی از یک ایستگاه رادیویی در صورتیکه فرکانس پخش آن، ۱۰۱/۷ کیلوهرتز باشد چقدر است؟

$$E = hv = (۴,۱۵ \times ۱۰^{-۱۵}) \times (۱,۰۱۷ \times ۱۰^۵ \text{ Sec}^{-۱}) = ۴,۲۲ \times ۱۰^{-۱۰} \text{ eV}$$

مثال ۳: انرژی فوتون نور سبز که طول موج آن ۵۵۰ nm است چقدر می‌باشد؟

$$E = \frac{hc}{\lambda} = \frac{(۴,۱۵ \times ۱۰^{-۱۵} \text{ eVSec})(۳ \times ۱۰^۸ \text{ m/Sec})}{۵۵۰ \times ۱۰^{-۹} \text{ m}} = ۲,۲۶ \text{ eV}$$

2. Planck

3. Bohr

4. Tungsten

بخواهیم از الکترون‌های انرژی‌دار بمباران کننده اتم تنگستن، به منظور انتقال انرژی به الکترون‌های لایه‌های آن استفاده کنیم، خصوصیات ماده هدف اهمیت بسیاری در امکان برخورد هر الکترون شتابدار با الکترون‌های مدار اطراف هسته دارد.

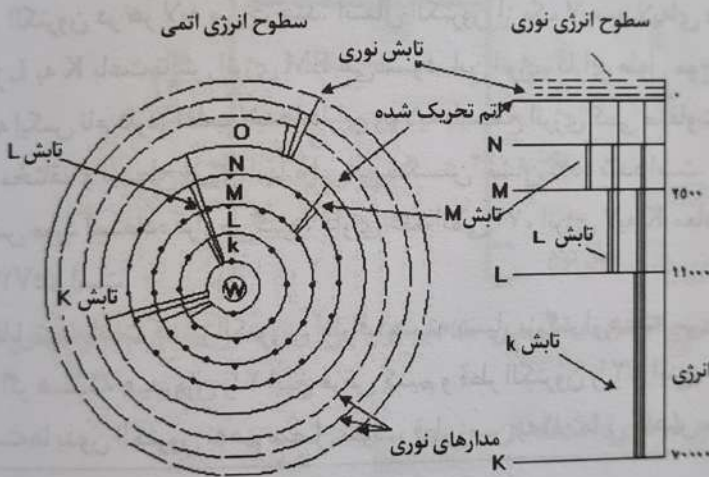
به طور کلی برای اینکه یک اتم بتواند اشعه ایکس تولید کند، سه خصوصیت ماده هدف از اهمیت خاصی برخوردار است:

میدان الکتریکی هسته

انرژی اتصال‌های بین لایه‌های الکترونی اطراف هسته

تمایل یک اتم برای رسیدن به حالت پایه (سطح پایین انرژی)

تشعشع اشعه ایکس از دو طریق تولید می‌شود: تشعشع عمومی^۱ (ترمزی یا برمشترالانگ^۲)، و تشعشع اختصاصی^۳ یا ویژه.



شکل ۴-۴: لایه‌های مختلف و سطوح انرژی آنها برای اتم تنگستن

تشعشع عمومی

در این روش، تعدادی الکترون پراانرژی (دارای انرژی جنبشی) به روش‌هایی که بعداً ذکر خواهد شد، تولید می‌شوند و یک هدف با اتم مناسب مثل تنگستن را مورد برخورد قرار می‌دهند. الکترون‌های پراانرژی پس از برخورد، به طرف هسته اتم کشیده شده، سرعتشان کاهش یافته، و جهتشان عوض می‌شود. انرژی جنبشی که این اتم‌ها در اثر تغییر سرعت از دست می‌دهند، به صورت فوتون تشعشعی اشعه ایکس ظاهر می‌شود. معمولاً یک الکترون با چندین اتم برخورد کرده و در هر برخورد بخشی از انرژی خود را از دست می‌دهد؛ لذا چندین فوتون اشعه ایکس با انرژی‌های متفاوت ایجاد می‌شود. اغلب برخوردها در انرژی پایین صورت می‌گیرند و باعث ارتعاش اتم‌ها و تولید انرژی در طول موج مادون قرمز (به شکل گرما) می‌شوند (۹۹٪).

1. General radiation
2. Bremsstrahlung
3. Characteristic radiation



شکل ۴-۵: تولید اشعه X به روش عمومی (برمشترا لانگ)

انرژی فوتون X زمانی به حداکثر مقدار خود می‌رسد که الکترون توسط اولین اتم متوقف شده باشد، در نتیجه فوتونی با حداقل طول موج ($\lambda_{\min}$) ایجاد می‌شود که بستگی به حداکثر انرژی جنبشی الکترون بمباران کننده دارد. در رادیولوژی، به این حداکثر انرژی kVp (یعنی ماکزیمم انرژی) می‌گویند. به عنوان مثال طول موج اشعه ایکس با $kVp = 100 \text{ keV}$ برابرست با:

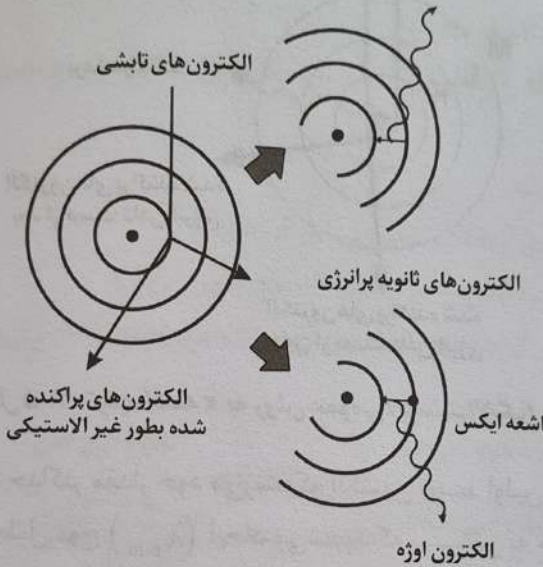
$$E = \frac{hc}{\lambda} \Rightarrow \lambda_{\min} = \frac{hc}{E_{\max}} = \frac{(4.15 \times 10^{-15}) \times (3 \times 10^8)}{kVp} = \frac{1.24 \times 10^{-6}}{100,000} = 0.0124 \text{ nm}$$

همان طور که گفته شد مینیمم طول موج، مربوط به ماکزیمم انرژی است که از kVp حاصل می‌شود. ولی طیف اشعه ایکس دارای طول موج‌های بلندتر یعنی انرژی‌های پایین‌تری نیز هست که از برخوردهای متوالی الکترون با اتم به دست می‌آیند.

تشعشع اختصاصی

هنگام برخورد الکترون‌های پراانرژی با اتم‌های هدف، ممکن است این الکترون‌ها با الکترون‌های لایه‌های ماده هدف برخورد کرده و انرژی جنبشی خودشان را به آنها منتقل کنند. چنانچه انرژی دریافتی توسط الکترون‌های ماده هدف بیشتر از انرژی اتصال آن لایه و یا بیشتر از تفاوت انرژی بین یک لایه و لایه بالاتر باشد، این الکترون‌ها از لایه‌های داخلی اتم به بیرون پرتاب می‌شوند. سپس در اثر جایگزینی الکترون‌های لایه‌های داخلی، تشعشع X با انرژی مساوی تفاضل انرژی لایه‌ها تولید می‌شود. در تنگستن، در انرژی پایینتر از 70 kVp (زمانی که انرژی الکترون بمباران کننده $> 70 \text{ keV}$ باشد)، هیچ اشعه اختصاصی 70 کیلو الکترون ولتی از لایه K وجود ندارد. در انرژی مساوی یا بالاتر از 70 kVp ممکن است اشعه ایکس 59 و یا 70 کیلو الکترون ولتی حاصل از انتقال الکترون از لایه L به لایه K و یا به خارجی‌ترین لایه، به دست آید (بر اساس تفاضل سطح انرژی این دو لایه). مقدار اشعه اختصاصی نسبت

به تشعشع عمومی بسیار پایینتر است. در انرژی ۸۰ kVp تا ۱۵۰ kVp، ۱۰٪ تا ۲۵٪ تشعشع اختصاصی قابل استفاده وجود دارد.



شکل ۴-۶ تولید اشعه X به روش اختصاصی

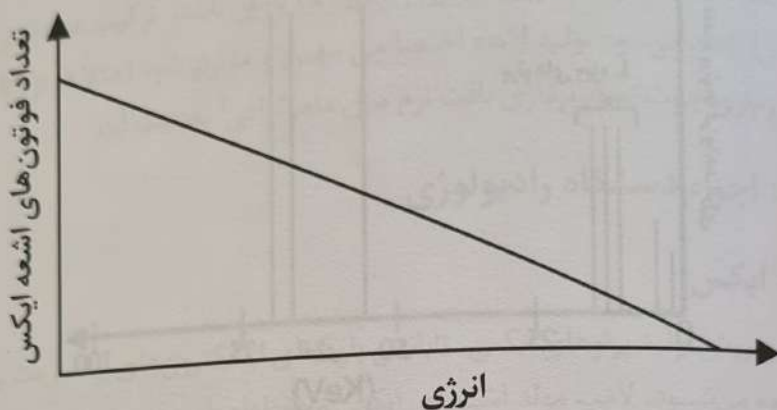
طیف اشعه ایکس

در دستگاه‌های رادیولوژی تعداد بسیار زیادی الکترون با انرژی جنبشی کنترل شده به سمت هدف پرتاب می‌شوند. انرژی جنبشی این الکترون‌ها از رابطه کلاسیک $E_k = \frac{1}{2}mv^2$ به دست می‌آید. این معادله نشان می‌دهد که در تعیین بزرگی انرژی جنبشی یک الکترون یا هر ذره‌ی باردار دیگر، سرعت بسیار مهم‌تر از جرم است. در یک دستگاه مولد پرتو X که با ولتاژ ۱۰۰ kVp کار می‌کند، هر الکترون با ماکزیمم انرژی جنبشی ۱۰۰ keV به هدف می‌رسد.

الکترون‌های پرتابی در برخورد با اتم‌های سنگین فلز هدف، انرژی جنبشی خود را در برخوردهای متوالی به هدف منتقل می‌کنند و سرانجام به حالت سکون می‌رسند. این برهم‌کنش موجب تبدیل انرژی جنبشی به انرژی حرارتی و انرژی الکترومغناطیسی به صورت پرتو X می‌گردد. بیشتر انرژی جنبشی الکترون به گرما تبدیل می‌شود (۹۹٪). علت تولید گرما این است که بیشتر الکترون‌های پرتابی به الکترون‌های لایه خارجی اتم‌های هدف برخورد می‌کنند و انرژی کافی برای یونش^۱ را به این الکترون‌ها منتقل نمی‌کنند، بلکه تنها باعث برانگیختگی^۲ آنها می‌شوند. این الکترون‌های لایه‌های خارجی به یک سطح یا تراز انرژی بالاتر می‌روند، ولی بی‌درنگ با انتشار اشعه مادون قرمز (IR) به تراز انرژی پایه باز می‌گردند. بنابراین در این روند تنها کمتر از ۱٪ انرژی طی دو فرآیند روش عمومی و اختصاصی، به شکل اشعه ایکس تابش می‌شود. از آنجائیکه تشعشع عمومی و اختصاصی باعث تولید اشعه ایکس در انرژی‌های

1. Ionization
2. excitation

متفاوت (بین صفر تا حداکثر kVp) می‌شوند، یک طیف انرژی ایجاد می‌شود، به‌طریقی که در هر انرژی تعدادی فوتون ایجاد می‌شود.



شکل ۴-۷ طیف (پیوسته) پرتو ایکس

طیف پیوسته اشعه ایکس

طیف پیوسته اشعه ایکس در اثر تولید پرتوهای عمومی (ترمی) به‌دست می‌آید. از آن جهت به این طیف، پیوسته گفته می‌شود که در آن انرژی فوتون‌های تابشی ممکن است در هر جایی از طیف میان صفر تا بیشترین مقادیر انرژی گسترده باشد.

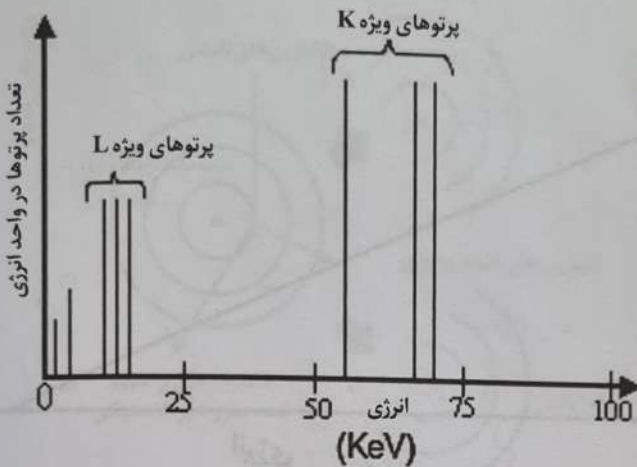
از نظر عددی، ماکزیم انرژی فوتون‌های تولیدی با ماکزیم انرژی الکترون‌های بمباران‌کننده (یا kVp دو سر آند و کاتد) برابر است، ولی معمولاً بیشترین تعداد فوتون‌های تابشی در انرژی در حدود $\frac{1}{3} E_{max}$ تولید می‌شوند. معمولاً انرژی‌های بسیار کم (در اکثر موارد کمتر از $\frac{1}{3} E_{max}$) توسط قرار دادن یک لایه آلومینیومی (بنام فیلتر) در مسیر عبور اشعه x حذف می‌گردند تا به بافت مورد مطالعه نرسند.

طیف گسسته اشعه ایکس

اگر انرژی فوتون‌های اختصاصی پرتو ایکس تولیدشده را اندازه‌گیری کنیم و تعداد کل فوتون‌های هم‌انرژی تابش‌شده را به‌وسیله خط باریکی مانند شکل زیر نشان دهیم، به‌نحوی که طول هر خط نمایشگر تعداد نسبی فوتون‌های هم‌انرژی باشد، یک طیف ناپیوسته (طیف گسسته) به‌دست می‌آید. در این طیف، فراوانی نسبی فوتون‌های تابشی به‌صورت تابعی از انرژی رسم می‌شود.

همان‌طور که گفته شد پرتوهای x اختصاصی، انرژی ثابت یا منفصل دارند و این انرژی‌ها از تفاوت‌های اختصاصی بین انرژی همبستگی الکترون‌های لایه‌های مختلف یک عنصر به‌دست می‌آید. به‌عنوان مثال، اشعه ایکس اختصاصی تنگستن می‌تواند پانزده نوع انرژی داشته باشد. شکل ۴-۸، طیف اختصاصی

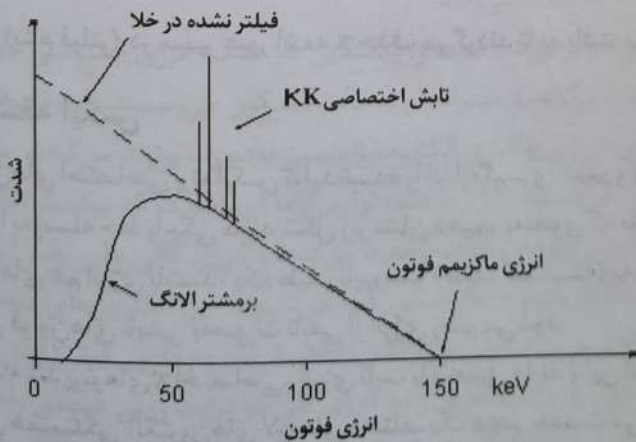
عنصر تنگستن را نشان می‌دهد. پرتوهای ایکس حاصل از لایه K، تنها اشعه ایکس اختصاصی تنگستن با انرژی کافی هستند که در رادیولوژی تشخیصی با ارزش می‌باشند.



شکل ۸-۴ طیف گسیسته (ناپیوسته) پرتو ایکس حاصل از تنگستن

گرچه چند نوع پرتو K_x وجود دارد، ولی مرسوم است که آنها را با یک خط نشان دهند. این خط در انرژی حدوداً ۶۹ keV نشان داده می‌شود.

طیف کلی پرتو ایکس که به وسیله یک مولد پرتو ایکس تولید شده است، در شکل ۹-۴ نمایش داده شده است. منحنی پهن نشانگر تابش ترمزی، و تیغه‌ها نشانگر پرتوهای ایکس اختصاصی هستند. هرچه سطح زیر منحنی طیف تابشی بزرگتر باشد کمیت پرتو بیشتر است. شکل عمومی طیف اشعه ایکس همواره یکسان است؛ ولی مکان آن روی محور انرژی تغییر می‌کند. مقدار زیادی از فوتون‌های پرتو ایکس کم انرژی (نرم) تولید شده، در جدار شیشه‌ای لامپ پرتو ایکس - که به صورت یک فیلتر عمل می‌کند - جذب می‌شوند و لذا در انرژی‌های خیلی پایین، فوتون ایکس مؤثری از لامپ اشعه به دست نمی‌آید.



شکل ۹-۴: طیف تشعشع عمومی (برمشترا لانگ) و تشعشع اختصاصی حاصل از لایه K

شدت^۱ یا مقدار تشعشع بستگی به kVp ، mA (میلی آمپر یا جریان الکترون‌هایی که به هدف برخورد می‌کنند)، عدد اتمی هدف، و فیلتر مورد استفاده دارد، در صورتی که کیفیت (یا انرژی) تشعشع بستگی به kVp و عدد اتمی هدف و فیلتر، دارد. وقتی عدد اتمی پایین باشد، تشعشع عمومی (برمسترالانگ) کمتر قابل استفاده است؛ به خصوص اگر انرژی الکترون‌ها (kVp) پایین باشد. ترکیب عدد اتمی پایین و انرژی کم (kVp پایین) باعث می‌شود تولید اشعه اختصاصی مهم‌تر و مؤثرتر شود (مثلاً در 40 kVp) و تشعشع یکنواخت‌تر و نرم‌تری جهت تصویربرداری بافت نرم مثل ماموگرافی^۲ به دست آید.

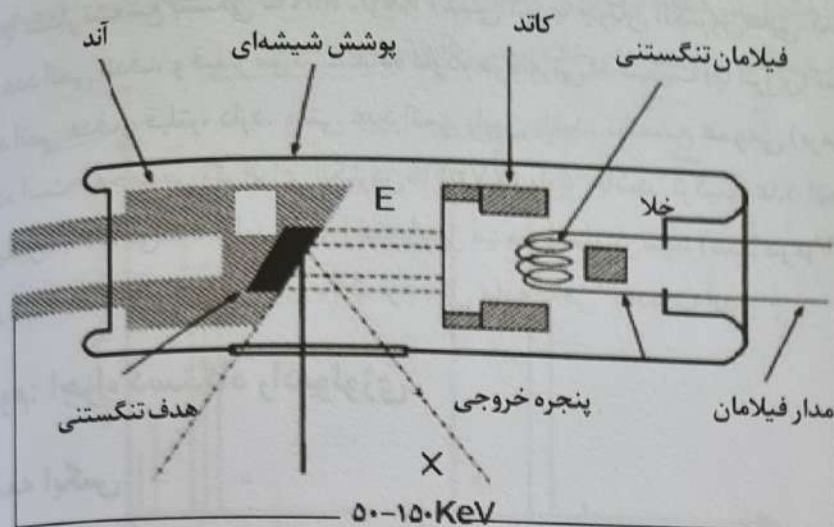
بخش دوم: اجزاء دستگاه رادیولوژی

لامپ اشعه ایکس

معمولی‌ترین روش تولید پرتوهای ایکس، تاباندن باریکه‌ای از الکترون‌های پرسرعت بر ماده‌ای است که هدف^۳ نامیده می‌شود. لامپ مولد اشعه‌ای ایکس محفظه‌ای از جنس شیشه پیرکس^۴ است که در داخل آن خلاء ایجاد شده است و حاوی دو الکتروود می‌باشد. الکتروودها به نحوی طرح‌ریزی شده‌اند که الکترون‌های تولید شده در کاتد می‌توانند تحت تأثیر اختلاف پتانسیل زیاد به طرف آند (قطب مثبت) شتاب گیرند. در شکل ۱۰-۴ قسمت‌های اساسی یک لامپ مولد اشعه ایکس با آند ثابت نشان داده شده است. الکترون‌هایی که بر اثر ملتهب شدن فیلامان^۵ (که از جنس تنگستن می‌باشد) تولید می‌گردند، پس از شتاب گرفتن در طول لامپ به آند (هدف) برخورد نموده و اشعه ایکس تولید می‌نمایند.

لامپ‌های اشعه ایکس، ۲۰-۳۵ سانتی متر طول و ۱۵ سانتی متر قطر دارند. پوشش شیشه‌ای آنها دارای تحمل حرارتی بسیار زیاد بوده و داخل آن خلاء است. این خلاء باعث بازده^۶ بیشتر تولید پرتو ایکس و طول عمر بیشتر لامپ می‌شود. لامپ‌ها معمولاً دارای پنجره‌ای به مساحت تقریبی 5 cm^2 و با شیشه‌ای نازک‌تر می‌باشند که تشعشع را به میزان کمتری فیلتر و جذب می‌کند و لذا از آن پنجره، اشعه ایکس مفید به بیرون تابیده می‌شود.

1. Intensity
2. mammography
3. target
4. pyrex
5. Filament
6. Efficiency



شکل ۱۰-۴: لامپ اشعه ایکس با آند ثابت؛ E باریکه الکترون‌ها، و X اشعه ایکس مفید می‌باشند.

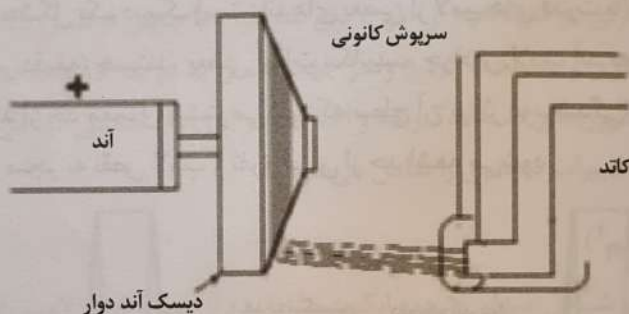
کاتد و فیلامان

قطب منفی لامپ اشعه ایکس، کاتد نامیده می‌شود. کاتد از فیلامان و سرپوش کانونی^۱ تشکیل شده است و توسط شکل و پتانسیل منفی که دارد باعث تمرکز الکترون‌ها روی سطح هدف می‌شود. به‌وسیله یک مدار الکتریکی (مدار فیلامان)، ولتاژ (حدود ۲۰ ولت) و جریان (به‌طور متوسط ۳ تا ۵ آمپر بنام جریان فیلامان) برای گرم شدن فیلامان فراهم می‌شود. فیلامان سیمی است از جنس تنگستن که به‌صورت یک مارپیچ به قطر ۰/۳ تا ۲ میلی‌متر و طول ۱ تا ۲ سانتیمتر درآمده است. هنگامی که جریان الکتریکی از داخل این سیم نازک عبور می‌نماید، موجب گرم شدن آن می‌گردد. زمانی که به یک فلز گرما داده می‌شود، اتم‌های آن انرژی گرمایی را جذب می‌نمایند و تعدادی از الکترون‌ها با کسب انرژی تا مسافت کمی از سطح فلز دور می‌گردند. آزاد شدن الکترون‌ها به فرآیند تابش ترمیونیکی^۲ مربوط می‌شود که به‌عنوان تابش الکترون‌ها به‌سبب جذب انرژی حرارتی تعریف می‌گردد. کارایی ترمیونیکی، بستگی به حرارت، جنس ماده، شکل، و اندازه سطح تماس اتم‌های فیلامان با محیط بیرون دارد. تنگستن نسبت به دیگر فلزات، تابش ترمیونیکی بالاتری تولید می‌کند و نقطه ذوب آن بالاترست (3380°C)، بنابراین فیلامان مانند یک لامپ نوری نمی‌سوزد.

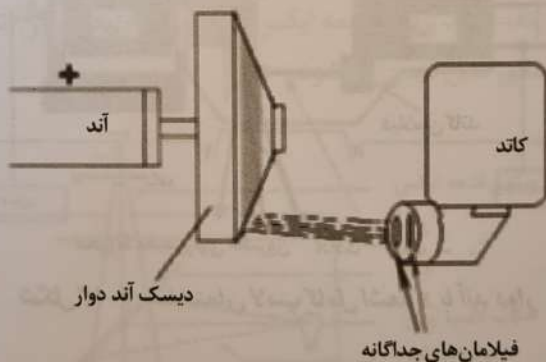
از آنجائیکه بین الکترون‌های تولیدشده، نیروهای دافعه متقابل وجود دارد، تعداد زیادی از الکترون‌ها به اطراف پراکنده می‌گردند (ابر الکترونی) که در نتیجه، منطقه‌ی وسیع غیرقابل قبولی از آند را مورد بمباران قرار می‌دهند. به‌همین دلیل با استفاده از وسیله‌ای بنام سرپوش کانونی که فیلامان را احاطه کرده، الکترون‌ها را به سمت هدف متمرکز می‌کنند. سرپوش کانونی، منعکس‌کننده‌ای به شکل مقعر است و دارای بار منفی می‌باشد.

1. Focussing Cup
2. Thermionic emission

لامپ‌های مدرن اشعه ایکس ممکن است به وسیله یک فیلامان منفرد، یا به صورت متداول‌تر با یک جفت فیلامان تغذیه شوند که به این نوع لامپ‌ها، لامپ دو کانونی می‌گویند. معمولاً یکی از فیلامان‌ها دارای طول بیشتری نسبت به دیگری است و به منظور تابش‌های با شدت زیاد و زمان کوتاه به کار می‌رود (مثل رادیوگرافی قلب که حرکت غیرارادی دارد). فیلامان کوچک برای رادیوگرافی‌های با شدت کم و زمان طولانی (مثل رادیوگرافی استخوان)، یا زمانی که وضوح زیاد تصویر مد نظر باشد (مثل ماموگرافی) به کار می‌رود.



شکل ۱۱-۴: تأثیر سربوش کانونی



شکل ۱۲-۴: نمای دو فیلامان جداگانه در لامپ دوکانونه

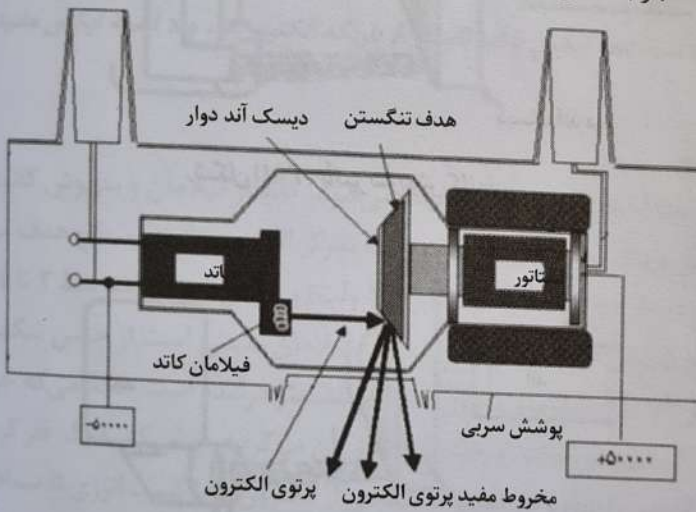
آند و انواع آن

آند در لامپ‌های اشعه ایکس، قطب مثبت لامپ را تشکیل می‌دهد و بر دو نوع ثابت و یا دوار می‌باشد. لامپ‌های با آند ثابت در دستگاه‌های رادیوگرافی عمومی قدیمی‌تر، دستگاه‌های رادیوگرافی دندان، و دستگاه‌های رادیوگرافی پرتابل^۲ که در آنها نیاز به جریان و پتانسیل بالا نیست، وجود دارند. همچنین آند، هم هادی الکتریکی و هم هادی حرارتی خوبی می‌باشد، زیرا موقعی که الکترون‌ها به آند اصابت می‌کنند، بیشتر از ۹۹٪ انرژی جنبشی آنها به حرارت تبدیل می‌شود. این حرارت باید به سرعت و

1. Rotating Anode
2. Portable

پیش از اینکه بتواند آند را ذوب کند، به خارج هدایت شود. تنگستن به علل زیادی به عنوان هدف انتخاب می شود: چون دارای عدد اتمی $Z=74$ است، بازده آن برای تولید اشعه ایکس زیاد است، و تشعشع اختصاصی K حاصل از آن در حد انرژی تشخیصی لازم است. به علاوه به علت نقطه ذوب بالاتر، قادر است در برابر حرارت های بالا مقاومت نماید.

در لامپ های با آند دوار، سطح آند مستمراً در هنگام تولید اشعه ایکس دوران می کند و هر لحظه قسمت های مختلف آن در معرض بمباران الکترونی قرار می گیرند. لذا حرارت در سطح وسیعی پخش می گردد. آند دوار به شکل یک دیسک است. آندهای بعضی از لامپ های قدرت بالا دارای سرعت چرخش 10000 rpm (دور در دقیقه) هستند. بعضی اوقات مکانیسم چرخش لامپ آند دوار دچار نقص می شود، در نتیجه حرارت آند از حد معمول بیشتر می شود که سطح آن بر اثر ذوب شدگی، گود می گردد و یا ترک برمی دارد. این امر منجر به نقص لامپ و تفرق بیش از حد اشعه می شود.



شکل ۱۳-۴: ساختمان لامپ کامل اشعه X با آند دوار

ژنراتور اشعه ایکس

برای تولید اشعه ایکس باید بین دو سر لامپ، اختلاف پتانسیل مؤثر و بالایی برقرار گردد که مقدار آن در رادیولوژی تشخیصی از $130-40$ کیلوولت است. برای این کار از ژنراتور اشعه ایکس (ترانسفورماتورها) استفاده می شود، که ولتاژ برق شهر را به ولتاژ قوی مورد نیاز تبدیل می نمایند و سپس این جریان را به وسیله ی یکسوکننده ها یکطرفه می کنند. یک ژنراتور اشعه ایکس شامل قسمت های زیر است:

۱- ترانسفورماتور فشار قوی (افزاینده) که دو سر ثانویه آن به وسیله کابل های مخصوص، به کاتد و آند لامپ وصل است. با تغییر ولتاژ اولیه و دیگر خصوصیات جریان ورودی (مثل فرکانس)، می توان اختلاف پتانسیل دو سر ثانویه ترانسفورماتور فشار قوی (که همان kVp دو سر لامپ اشعه است) را به دلخواه تنظیم نمود.

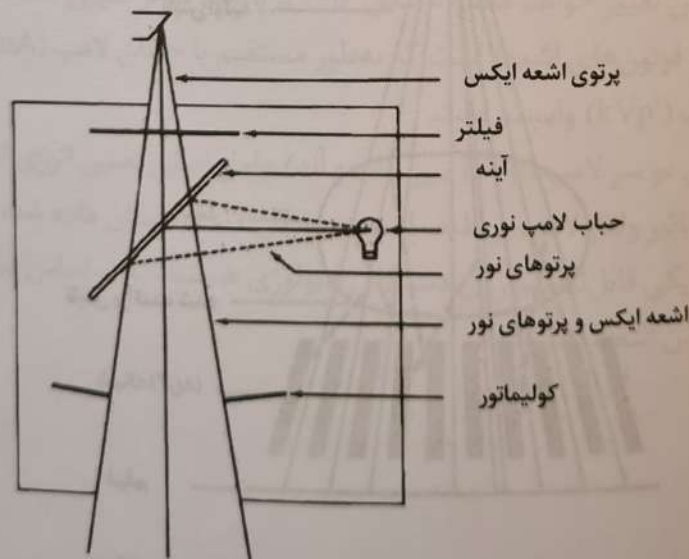
۲- یک ترانسفورماتور کاهنده برای گرم کردن فیلان لامپ.

۳- زمان سنج (تایمر) که به وسیله آن زمان لازم برای کار دستگاه تنظیم می گردد، و پس از مدت مزبور مدار جریان به طور خودکار قطع می گردد.

در داخل لامپ ولتاژ اعمال شده برای سرعت دادن به الکترون ها باید یکسو باشد که بدین منظور از دیوهای نیمه هادی سیلیکونی^۲ استفاده می کنند. با قرار دادن چنین وسایلی در مسیر جریان متناوب، جریان حاصل به صورت یکطرفه استفاده می شود. جریان یکسوشده ای که از این مدارها حاصل می شود هنوز مقداری متغیر و به اصطلاح پالسی است. جهت رفع این نقیصه و یکنواخت کردن جریان و در نتیجه تأمین ولتاژ حتی الامکان ثابت برای دو سر لامپ، از خازن، برق سه فاز، و یا جریان فرکانس بالا استفاده می شود. در صورتی که یکسوسازی و یکنواخت کردن ولتاژ جهت اعمال به دو سر لامپ به خوبی صورت نپذیرد باعث نوسان انرژی الکترون های شتاب گیرنده و اختلاف در انرژی جنبشی آنها می شود. لذا انرژی فوتون های X تولید شده تغییرات بیشتری را شامل می شوند.

کولیماتور^۳ (دیافراگم^۴)

کولیماتورها، اندازه و شکل میدان اشعه ایکس خارج شده از پنجره تابش لامپ را تنظیم می کنند. مجموعه سیستم کولیماتور، به محفظه لامپ در پنجره تابش آن متصل می شود. تیغه های سربی کولیماتور که به طور موازی مقابل هم قرار گرفته اند، میدان اشعه ایکس را معین می کنند. در محفظه کولیماتور، پرتوی نور منعکس شده از آینه، مانند پرتوی اشعه ایکس رفتار می نماید. بنابراین اندازه میدان اشعه ایکس از سایه های تیغه های کولیماتور قابل دیدن می شود.



شکل ۴-۱۴: ساختمان داخلی کولیماتور اشعه ایکس

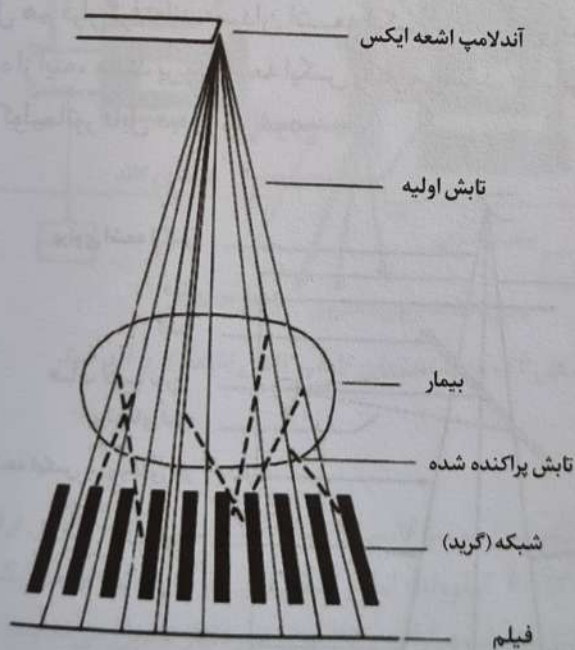
1. Diode
2. Silicon
3. Collimator
4. Diaphragm

گرید^۱ ضد پراکندگی

پرتوهای پراکنده ایجاد شده در بافت باید قبل از رسیدن به سیستم تشکیل دهنده تصویر (فیلم یا صفحه فلوئوروسکوپی)، حذف شوند. گرید وسیله ایست که به منظور رفع اثرات پراکندگی در رادیوگرافی تشخیصی مورد استفاده قرار می گیرد. گرید، بین بیمار و کاست رادیوگرافی قرار داده می شود. در گرید، از یک ترکیب هندسی برای کاهش مقدار پراکندگی که به آشکارساز^۲ می رسد، استفاده می شود.

همان طور که گفته شد منبع تابش اصلی به آشکارساز، لکه کانونی اشعه ایکس است، در حالیکه تابش پراکنده شده ای که به آشکارساز می رسد، از تعداد بی شماری از محل های مختلف درون بدن بیمار سرچشمه می گیرد.

گرید، مجموعه ای از تیغه های فلزی (سربی) از هم جدا است. چون شکاف های گرید با منبع تابش اصلی در یک راستا می باشند، اشعه های ایکس اصلی، شانس بیشتری برای عبور از این تیغه ها دارند؛ در حالی که پرتوهای پراکنده که عمدهً مورب هستند حذف می شوند. این تیغه ها معمولاً از جنس سرب هستند؛ در حالی که ماده واسط (فواصل) بین تیغه ها می تواند از جنس فیبر^۳، کربن، آلومینیوم، یا حتی فضای خالی باشد.



شکل ۱۵-۴: نقش شبکه در جذب پرتو پراکنده

وسیله ای که در سال ۱۹۱۳ توسط دکتر بوکی^۴ اختراع شد و به شبکه بوکی معروف است، نوعی دیگر

1. Grid
2. Detector
3. Fiber
4. Bucky

از این گریدها می‌باشد. این گرید در طول تابش، یک حرکت عرضی در جهت مخالف راستای تیغه‌ها انجام می‌دهد تا سایه‌ی تیغه‌ها روی فیلم محو شود و لذا دیده نشود. سه خصوصیت مهم یک شبکه عبارتند از: ۱- ضخامت تیغه شبکه (T)، ۲- ضخامت ماده‌ی بین تیغه‌ها (D)، ۳- ارتفاع تیغه شبکه (h)

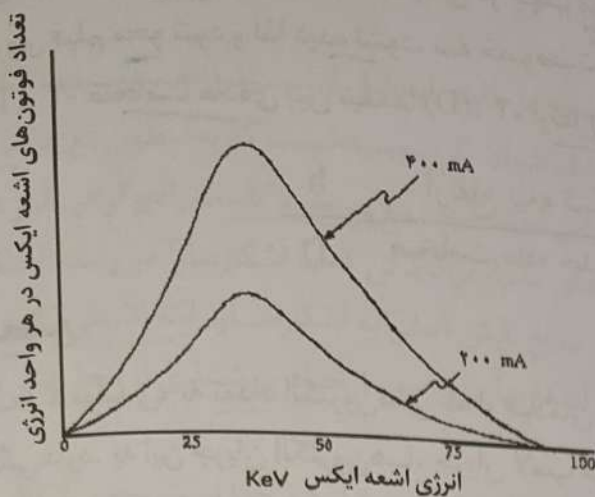
$$\text{نسبت شبکه} = \frac{\text{ارتفاع تیغه شبکه}}{\text{ضخامت ماده حد فاصل}} = \frac{h}{D}$$

بنا به تعریف:

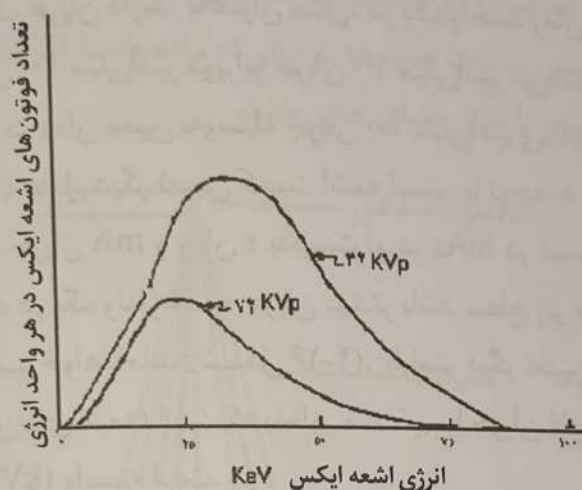
کمیت و کیفیت تشعشع

تعداد فوتون‌های اشعه x تولیدی، به تعداد الکترون‌هایی که از فیلامان به سمت هدف (آند) لامپ حرکت می‌نمایند، بستگی دارد. به این جریان الکترون‌ها، جریان لامپ می‌گویند. جریان الکترونی در طول یک لامپ مولد اشعه ایکس، فقط در یک جهت (همیشه از کاتد به آند) می‌باشد. جریان لامپ اشعه x که برحسب میلی آمپر بیان می‌شود (mA)، به تعداد الکترون‌هایی اطلاق می‌گردد که در هر ثانیه از فیلامان به سمت هدف جریان دارند. به عنوان مثال، در یک واحد زمان معین، تعداد الکترون‌های تولیدشده به وسیله جریان ۲۰۰ میلی آمپر دو برابر جریان ۱۰۰ میلی آمپر می‌باشد؛ و همچنین میزان اشعه ایکس تولیدشده در یک مدت زمان معین به وسیله جریان ۲۰۰ میلی آمپری، دو برابر جریان ۱۰۰ میلی آمپری است. زمان (برحسب Sec) عامل دیگر تعیین کمیت اشعه است. با توجه به تعریف، کمیت جریان اشعه را می‌توان از حاصل ضرب جریان mA و زمان s به دست آورد. mAs در دستگاه رادیولوژی تعیین کننده مقدار اشعه است. هر چه در یک ولتاژ ثابت، جریان بیشتر باشد سطح زیر منحنی طیف پیوسته بزرگتر است و E_{max} بدون تغییر خواهد ماند (شکل ۱۶-۴). پارامتر دیگر تعیین کننده مقدار اشعه ایکس، شدت اشعه (تعداد فوتون‌های اشعه) است که به طور مستقیم با جریان لامپ (mA)، زمان، و اختلاف پتانسیل دو سر لامپ (kVp) وابسته است.

اختلاف پتانسیل دو سر لامپ (KVp) بین کاتد و آند) عامل اصلی تعیین انرژی اشعه ایکس و کیفیت تشعشع می‌باشد. تاثیر ولتاژ لامپ بر طیف اشعه در شکل ۱۷-۴ نشان داده شده است. هر دو mA و KVp دو پارامتر فیزیکی قابل تنظیم روی دستگاه رادیولوژی هستند که بر اساس عکس برداری از نواحی مختلف آناتومیک بدن انتخاب می‌شوند.



شکل ۴-۱۶: اثر جریان. با تغییر میلی‌آمپر لامپ، دامنه



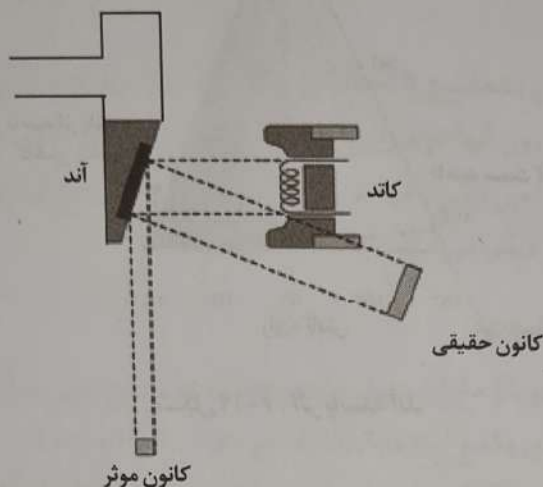
شکل ۴-۱۷: اثر ولتاژ. افزایش ولتاژ باعث افزایش دامنه طیف

طیف اشعه X در کلیه انرژی‌ها تغییر می‌نماید. و انتقال ماکزیمم طیف به طرف انرژی‌های بالاتر می‌شود. به هر حال، اجزای مختلف لامپ و دستگاه رادیولوژی و چگونگی طراحی آنها در تعیین خصوصیات اشعه ایکس خروجی (کمیت، کیفیت، و یکنواختی)، و شکل و اندازه طیف اشعه ایکس خروجی سهم به سزایی دارند. در ذیل، این اجزا و تأثیر آنها بیان شده است.

اثر زاویه‌دار کردن آند

برای بهبود کیفیت تصاویر رادیولوژی نیاز به یک منبع تشعشع (نقطه کانونی) کوچک می‌باشد. متأسفانه با کوچکتر شدن نقطه کانونی، حرارت ایجاد شده در هدف نیز روی ناحیه کوچکی متمرکز می‌شود که باعث خرابی لامپ می‌گردد. در نتیجه، این موضوع عامل محدودکننده‌ای برای اندازه‌ی نقطه کانونی است. با زاویه‌دار کردن هدف (۱۵ تا ۲۰ درجه)، همان‌طور که در شکل روبرو نشان داده شده است، می‌توان سطح مؤثر هدف را بسیار کوچکتر از سطح حقیقی برخورد الکترون‌ها ساخت. شکل واقعی نقطه

کانونی (یا لکه کانونی)^۱ با توجه به شکل فیلامان، مستطیلی است و پهنای آن همیشه کمتر از طول آن است؛ ولی شکل نقطه کانونی مؤثر معمولاً مربعی است. لازم است تأکید شود هر چه فیلامان و در نتیجه لکه کانونی کوچکتر باشند، وضوح تصویر بهتر خواهد بود.



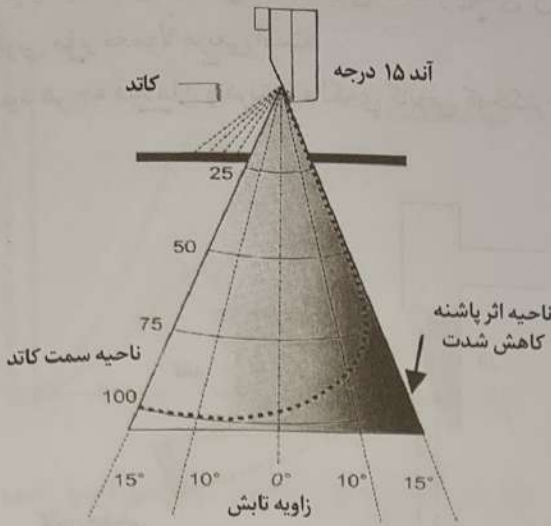
شکل ۱۸-۴: هدف زاویه دار و وضعیت کانون

اثر پاشنه آند^۲

هنگامی که اشعه ایکس از آند خارج می شود، شدت پرتو x در سمت کاتد بیشتر از شدت آن در سمت آند است. همان طور که در شکل زیر نشان داده شده است، پرتوهای ایکسی که در عمق ماده هدف تولید می گردند و از سمت آند به طرف پنجره خروجی اشعه تابش می شوند، نسبت به پرتوهای ایکسی که از سمت کاتد تابش می شوند، باید از ضخامت بیشتری از ماده هدف عبور کنند. این افزایش جذب، باعث کاهش شدت پرتوهای بخشی از میدان تشعشع می شود که در طرف آند است. به این پدیده، اثر پاشنه آند گویند. برای جبران این پدیده می توان یک فیلتر مخصوص در پنجره خروجی باریکه اشعه ایکس از لامپ قرار داد. ساختمان این فیلتر طوری است که ضخامت آن از سمت آند به کاتد بیشتر می شود. البته با قرار دادن قسمت های ضخیم تر بدن بیمار به سمت کاتد در میدان اشعه ایکس می توان از این پدیده استفاده مثبت کرد.

1. Focal spot

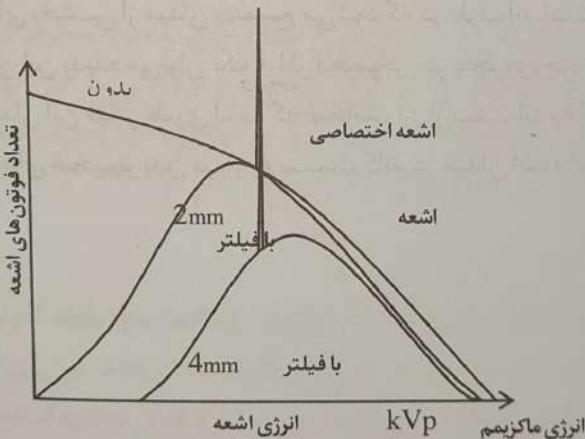
2. Anode heel effect



شکل ۱۹-۴: اثر پاشنه آند

تأثیر فیلتر (صافی) اضافی

شیشه لامپ اشعه ایکس و موادی که در مسیر اشعه قرار می‌گیرند (مثل روغن اطراف محفظه)، بخشی از تشعشعات کم‌انرژی را کاهش می‌دهند که این کاهش را ناشی از فیلتر ذاتی^۱ گویند. با گذاشتن فیلتر اضافی در داخل محفظه لامپ اشعه ایکس، انرژی مؤثر اشعه ایکس افزایش یافته و در شدت اشعه ایکس نیز کاهش ایجاد می‌شود. این امر جهت حذف فوتون‌های کم‌انرژی که قابلیت نفوذ به بافت‌های بدن را جهت ایجاد تصویر ندارند و فقط باعث تشعشع زیان‌آور به بیمار می‌شوند، ضروری است. فیلتر اضافی باعث سخت‌تر شدن انرژی اشعه ایکس و لذا افزایش قدرت نفوذ مؤثر اشعه ایکس در بدن می‌شود. فیلتر معمولاً بر طیف گسیسته و ماکزیمم انرژی اشعه ایکس اثر نمی‌گذارد.



شکل ۲۰-۴: طیف اشعه ایکس، قبل و بعد از استفاده از فیلتر اضافی

1. Inherent filter

اثر لبه K

با افزایش انرژی، جذب پرتوها در فیلتر کاهش می‌یابد. ولی این جذب در انرژی‌های مساوی یا نزدیک به انرژی همبستگی اتصال لایه‌ها به یکباره افزایش پیدا می‌کند (به دلیل افزایش احتمال جذب فتوالکتریک^۱). این عدم پیوستگی در روند کاهش جذب تشعشع با افزایش انرژی را اثر لبه جذب^۲ یا لبه K گویند.

البته این امر باعث تابش تشعشع X اختصاصی دیگری می‌شود که ناشی از جایگزینی الکترون در لایه‌های داخلی است که الکترون آنها در اثر تابش پرتو اولیه، کاهش یافته است. این پدیده در ترکیب هدف و فیلتر مولیبدوم^۳ (با عدد اتمی پایین) در دستگاه ماموگرافی، باعث بازتابش مناسب انرژی فوتون و عدم جذب تشعشع‌های مفید در فیلتر می‌شود.

اثر نایکنواختی و لتاز تیوب

همانطور که گفته شد ولتاژ متناوب برق شهر بوسیله ترانسفورماتور به ولتاژ قوی تبدیل می‌گردد و سپس این جریان به وسیله‌ی یکسوکننده‌ها یکطرفه می‌شود. ولی خصوصیات یکسوکنندگی ژنراتورهای مختلف، متفاوت است و معمولاً اکثر سیستم‌ها نمی‌توانند ولتاژ کاملاً یکنواختی را برای دو سر تیوب ایجاد نمایند.

اثر جنس ماده‌ی هدف

جنس ماده‌ای که در هدف استفاده می‌شود تعیین‌کننده شدت یا میزان (کمیت) پرتویی است که به وسیله اعمال یک ولتاژ معین تولید می‌گردد. هر قدر عدد اتمی اتم‌های هدف بیشتر باشد، بازده تولید اشعه ایکس نیز بیشتر خواهد بود. در طیف پیوسته (تولید اشعه ایکس عمومی)، عدد اتمی ماده هدف عمده‌تاً در کمیت اشعه ایکس تولیدی اثر می‌گذارد. در تولید اشعه ایکس اختصاصی، عدد اتمی ماده هدف، انرژی یا کیفیت اشعه ایکس را تعیین می‌نماید.

بخش سوم: جذب و پراکندگی اشعه ایکس در بافت

برهم‌کنش (برخورد) اشعه ایکس با ماده

به‌طور کلی نتیجه‌ی آشکار اثرات تابش پرتو در ماده و جذب انرژی آن، یونیزاسیون و یا تحریک اتم‌ها می‌باشد. در بعضی مواقع فوتون‌های اشعه ایکس جذب می‌گردند، در حالی که در سایر مواقع صرفاً پراکنده^۴ می‌شوند. جذب فوتون‌ها باعث حذف کامل آنها از دسته پرتوهای اشعه ایکس می‌شود. هنگامی که فوتون‌ها پراکنده می‌شوند، به‌صورت اتفاقی و بی‌ترتیب از مسیر اولیه منحرف می‌شوند و

1. Photoelectric
2. Absorption edge
3. Molybdenum
4. Scatter

بدین ترتیب اطلاعات مفیدی را حمل نخواهند کرد. از آنجائیکه جهت‌گیری فوتون‌های پراکنده به صورت اتفاقی می‌باشد، لذا نمی‌توانند یک تصویر ایجاد نمایند و بر روی فیلم فقط ایجاد سیاهی می‌کنند. پرتوهای پراکنده در سیستم تصویربرداری، پارازیت (نویز)^۱ اضافه می‌کنند، اگرچه تشعشعات پراکنده حاوی اطلاعات **کیفی** از **بافت** و **خصوصیات بافت** مورد برخورد هستند و اخیراً با روش‌هایی سعی شده است از این اطلاعات جهت مشخص کردن **جنس** و **نوع بافت** استفاده کنند. در رادیوگرافی مرسوم پارازیت‌هایی که به وسیله پرتوهای پراکنده در روی فیلم رادیوگرافی ایجاد می‌شوند، باعث مه‌آلودگی فیلم می‌شوند. مه‌آلودگی شدید یک فیلم اشعه ایکس ممکن است تصویر را کاملاً بپوشاند. بدین ترتیب اگر چه تصویر هنوز بر روی فیلم است، ولیکن قادر به رؤیت آن نخواهیم بود.

پنج حالت اصلی برای برخورد یک فوتون اشعه ایکس با ماده وجود دارد که عبارتند از:

۱- پراکندگی هم‌دوس^۲ یا ساده

۲- اثر فتوالکتریک

۳- پراکندگی کمپتون^۳

۴- تولید جفت^۴

۵- تجزیه نوری^۵

پراکندگی هم‌دوس

پراکندگی هم‌دوس به آن دسته از برخوردها اطلاق می‌شود که بدون ایجاد هرگونه تغییری در طول موج (انرژی) پرتو، فقط جهت آنرا تغییر دهند. در این برخورد، فوتون تابشی با یک اتم هدف برخورد می‌نماید و باعث برانگیختگی اتم می‌شود. اتم هدف فوراً این انرژی اضافی را به صورت یک فوتون ثانویه یا پراکنده با طول موج مساوی با فوتون برخوردی آزاد می‌کند. بنابراین انرژی فوتون ثانویه، مساوی انرژی فوتون برخوردی (تابشی) است، ولی مسیر آن با فوتون تابشی متفاوت است. از آنجائیکه هیچ انرژی انتقال داده نمی‌شود، بنابراین هیچ یونیزاسیونی اتفاق نمی‌افتد.

اغلب پرتوهای ایکس که به طریق هم‌دوس برخورد می‌کنند به سمت جلو (با زاویه کوچک نسبت به فوتون تابشی اولیه) پخش می‌شوند. پخش یا پراکندگی هم‌دوس در رادیولوژی تشخیصی اهمیت زیادی ندارد، زیرا آنها توسط اشعه ایکس با انرژی‌های کم تولید می‌شوند که کمتر در رادیوگرافی شرکت می‌کنند. از پراکندگی هم‌دوس همچنین به عنوان پراکندگی سیاده، پراکندگی ریله^۶، و یا پراکندگی تامسون^۷ نام برده می‌شود.

1. Noise

2. Coherent

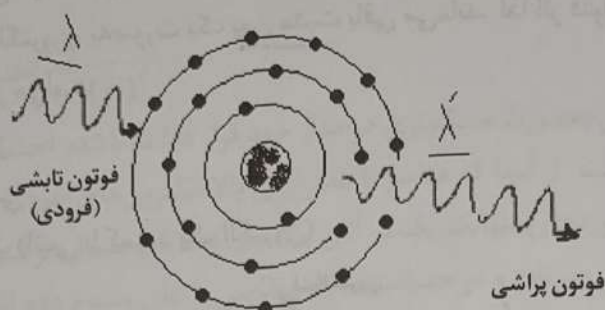
3. Compton

4. Pair production

5. Photodisintegration

6. Rayleigh

7. Thomson



شکل ۴-۲۱: نمایش پراکندگی همدوس یا کلاسیک

اثر فتوالکتریک

الکترون‌ها در لایه‌های نزدیک به هسته، انرژی همبستگی بیشتری با هسته دارند، و در لایه‌های خارجی دارای پیوند سستتری می‌باشند. میزان انرژی لایه‌های هر اتم به وسیله عدد اتمی آن مشخص می‌گردد. لذا الکترون‌های لایه K در عناصر با عدد اتمی بالا نسبت به عناصر با عدد اتمی پایین، با قدرت بیشتری به اتم پیوند خورده‌اند.

در برخورد فتوالکتریک یک فوتون تابشی که دارای انرژی کمی بیشتر از انرژی همبستگی یک الکترون لایه K یا L باشد، به یکی از الکترون‌های این مدارها برخورد کرده و آنرا از مدارش خارج می‌کند. فوتون مزبور با انتقال تمام انرژی خود به الکترون ناپدید می‌شود. این پدیده را جذب کامل فوتون گویند. بیشتر انرژی فوتون صرف غلبه بر انرژی همبستگی الکترون می‌گردد و باقیمانده آن به الکترون، انرژی جنبشی می‌دهد. این الکترون به صورت فتوالکترون^۱ در فضا رها می‌شود. هرگاه انرژی فوتون تابشی ($h\nu$)، بیشتر از انرژی همبستگی لایه (E_b) باشد (ν فرکانس پرتو و h ثابت پلانک می‌باشد)، داریم:

$$h\nu > E_b$$

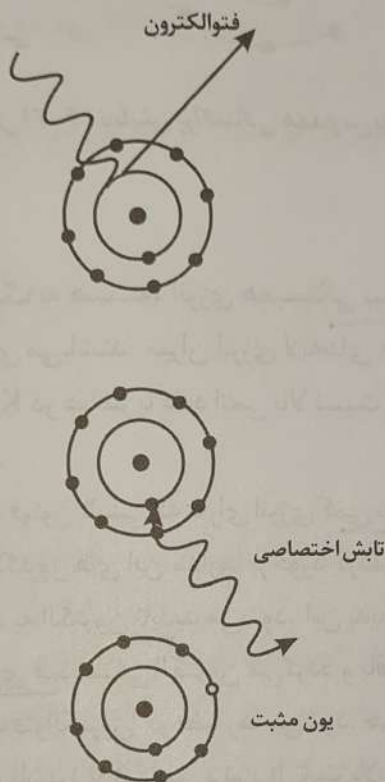
$$\frac{1}{2}mv^2 = h\nu - E_b \quad (4-3)$$

انرژی جنبشی فتوالکترون

همان‌طور که در شکل ۴-۲۲ دیده می‌شود، اتم برای مدت کوتاهی با یک جای خالی الکترونی در لایه K باقی می‌ماند و بلافاصله با قرار گرفتن یک الکترون در این جای خالی، لایه K مجدداً تکمیل می‌گردد. جای خالی این الکترون معمولاً از لایه مجاور L، گاه‌گاهی از لایه M، و به ندرت از الکترون‌های آزاد همان اتم یا اتم‌های دیگر پر می‌گردد. هنگامی که یک الکترون به لایه K می‌رود مقداری انرژی به شکل فوتون اشعه ایکس از دست می‌دهد. میزان این انرژی جزء خصوصیات هر عنصر می‌باشد و اشعه‌ای که بدین طریق در یک اتم تولید می‌گردد "اشعه ایکس اختصاصی" نامیده می‌شود.

هنگامی که جای خالی لایه K به وسیله یک الکترون از لایه ی خارجی همان اتم و یا اتم دیگر پر می شود، آن اتم با کمبود یک الکترون، به صورت یک یون مثبت باقی می ماند. لذا اثر فتوالکتریک همیشه سه محصول انتهایی به بار می آورد:

- (۱) یک فتوالکتریک
- (۲) اشعه اختصاصی
- (۳) یک یون مثبت (اتمی با کمبود یک الکترون)



شکل ۲۲-۴: اثر فتوالکتریک

سه قانون ساده بر احتمال وقوع برخورد فتوالکتریک حکومت می نماید:

۱- فوتون تابشی باید انرژی کافی برای غلبه بر انرژی همبستگی الکترون را داشته باشد. به عنوان مثال الکترون های لایه K از اتم ید دارای انرژی همبستگی 33 KeV می باشند. یک فوتون اشعه ایکس با انرژی 32 KeV قطعاً قادر به خارج کردن الکترون مزبور از لایه K نمی باشد. در بدن انسان و در حد انرژی تشخیصی، عمدتاً مواد کنتراستزا (باریم^۱ یا ید) می توانند ایجاد برخورد فتوالکتریک کرده و تولید کنتراست نمایند.

۲- زمانی احتمال وقوع یک واکنش فتوالکتریک حداکثر است که انرژی فوتون و انرژی همبستگی الکترون تقریباً با هم برابر باشند. در حقیقت، احتمال یک برخورد فتوالکتریک با افزایش انرژی فوتون با شیب تند افت می نماید. احتمال این برخورد با عکس توان سوم انرژی متناسب می باشد.

$$\text{احتمال برخورد فوتوالکتریک} \propto \frac{1}{(E)^3} \quad (4-4)$$

۳- هرچه الکترون به صورت محکم تری در مدار خود قرار داشته باشد، احتمال شرکت آن در برخورد فوتوالکتریک بیشتر است. از آنجا که عناصر با عدد اتمی بالا الکترون های خود را محکم تر در برگرفته اند، لذا احتمال وقوع برخوردهای فوتوالکتریک در آنان بیشتر است. احتمال اثر فوتوالکتریک با افزایش عدد اتمی به شدت افزایش می یابد و در حقیقت، به طور تقریبی با توان سوم عدد اتمی نیز متناسب است ($Z^3 \propto \text{احتمال برخورد فوتوالکتریک}$).

به طور خلاصه، احتمال وقوع واکنش های فوتوالکتریک در عناصر با عدد اتمی بالا توسط فوتون های کم انرژی (مشروط بر اینکه انرژی کافی برای غلبه بر نیروی همبستگی الکترون ها در لایه ها را داشته باشند) بیشتر است.

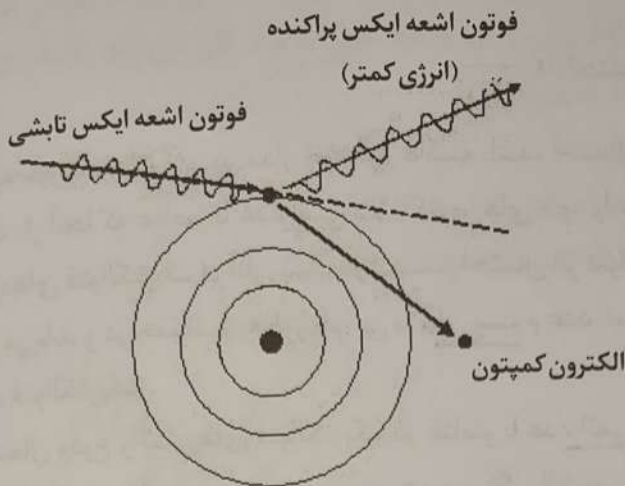
از نقطه نظر کیفیت تصویر، تشعشع فوتوالکتریک ارجح است، زیرا:

- ۱- پراکندگی ندارد و کنتراست طبیعی بافت تشدید می شود.
- ۲- با توان ۳ عدد اتمی بستگی دارد، لذا کنتراست حاصل از ضریب جذب بافت هایی که ترکیبات و عناصر مختلف دارند زیاد است.

از نقطه نظر تشعشع بیمار، برهم کنش فوتوالکتریک مناسب نیست؛ زیرا اکثر تشعشع جذب بدن می شود. جهت رفع این مشکل بهتر است از انرژی فوتون (kVp) بالا استفاده کرد. در این رابطه می توان گفت، باید حداکثر انرژی که برای خصوصیات بافت مورد تصویربرداری مناسب باشد استفاده شود تا دوز بیمار را کاهش دهد.

پراکندگی کمپتون

اشعه ایکس با انرژی هایی که در تصویربرداری تشخیصی استفاده می شود، عمدتاً پراکندگی کمپتون به وجود می آورد. در پراکندگی کمپتون و یا اثر کمپتون، فوتون ایکس تابشی با یک الکترون لایه ی خارجی برخورد می کند و مقداری از انرژی آن صرف غلبه بر انرژی همبستگی الکترون می شود و آنرا از اتم بیرون می کند و بدین ترتیب اتم یونیزه می شود. در این برخورد، فوتون ایکس مقداری از انرژی باقیمانده خود را به صورت انرژی جنبشی الکترون خارج شده مصرف می کند و فوتون پرتو ایکس مسیر خود را در جهت دیگر و با انرژی دیگری ادامه می دهد.



شکل ۲۳-۴: پراکندگی کمپتون

بنابراین انرژی اشعه ایکس پراکنده به وسیله اثر کمپتون مساوی با تفاوت انرژی فوتون تابشی و انرژی داده شده به الکترون می باشد. این انرژی انتقالی به طریق زیر نشان داده می شود:

(۴-۵)

$$E_i = E_b + E_{KE} \quad \text{انرژی فوتون پراکنده}$$

 $E_i = E_b$ انرژی فوتون تابشی:

 E_{KE} انرژی اتصال الکترونی که خارج می شود

 E_{KE} انرژی جنبشی الکترون خارج شده

ممکن است ضمن یک برخورد کمپتون، هم فوتون پراکنده شده و هم الکترون ثانویه (الکترون کمپتون) هنوز انرژی کافی برای ایجاد برخوردهای یونیزان^۱ بیشتری قبل از اتمام انرژی خود، داشته باشند. فوتون های پراکنده شده به وسیله اثر کمپتون می توانند در هر مسیری، از جمله 180° نسبت به جهت فوتون تابشی، منحرف شوند. در یک انحراف صفر درجه، انرژی منتقل نمی شود. به تدریج که زاویه انحراف تا 180° زیاد می شود، انرژی فوتون پراکنده کاهش یافته، و در مقابل انرژی بیشتری به الکترون ثانویه منتقل می شود. به طور کلی احتمال برخورد کمپتون نیز با زیاد شدن انرژی پرتو ایکس کم می شود؛ ولی نسبت به برخورد فتوالکتریک وابستگی کمتری به میزان انرژی دارد. احتمال برخورد کمپتون تقریباً مستقل از عدد اتمی ماده هدف می باشد؛ اما به دانسیته^۲ الکترونی (تعداد الکترون ها در واحد جرم) بستگی دارد. به این ترتیب در تصویربرداری اشعه ایکس، کنتراست^۳ خوبی بین بافت های دارای هیدروژن بالا (مثل چربی) و بافت های دیگر ایجاد می شود؛ چون دانسیته الکترونی در هیدروژن تقریباً دو برابر مواد دیگر است.

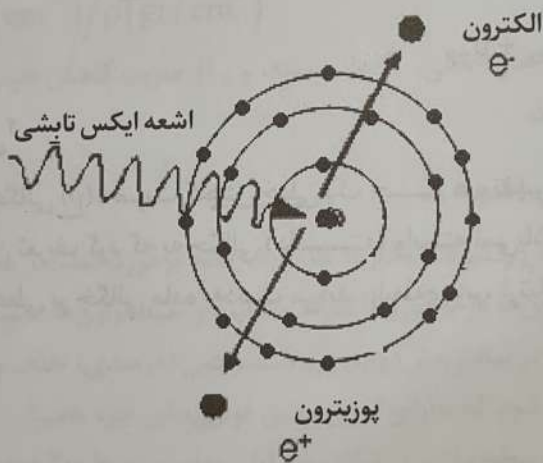
1. Ionizing
2. Density
3. Contrast

$$\frac{1}{E} \propto \text{احتمال برخورد کمپتون} \quad (۴-۶)$$

پرتوهای پراکنده شده فراهم کننده اطلاعات مفیدی بر روی فیلم نیستند. به جای آن، در مه آلود کردن فیلم شرکت می کنند که باعث افت کیفیت تصویر رادیوگرافی می شود. راه هایی برای کاهش تابش پراکنده وجود دارد که بعداً مورد بحث قرار خواهند گرفت.

تولید جفت و تجزیه نوری

اگر یک پرتو ایکس تابشی، انرژی کافی داشته باشد ممکن است به اندازه ی کافی به هسته ی اتم بافت هدف نزدیک شود و تحت تأثیر میدان هسته قرار گیرد. اثر متقابل بین فوتون و نیروی هسته ای باعث ناپدید شدن فوتون می شود و به جای آن دو ذره متولد می شوند: یکی دارای بار مثبت که پوزیترون^۱ نامیده می شود و دیگری که بار منفی دارد و الکترون است. این عمل، تولید جفت نامیده می شود و در شکل ۴-۲۴ نشان داده شده است. از آنجائیکه انرژی معادل جرم یک الکترون، 0.512 MeV می باشد و در برخورد تولید جفت، هم الکترون و هم پوزیترون تشکیل می شوند، فوتون تابشی باید حداقل 1.02 MeV انرژی داشته باشد تا تولید جفت نماید.



شکل ۴-۲۴: پدیده ی تولید جفت

پدیده ای که در آن فوتون ایکس با انرژی بالا کاملاً در هسته از بین برود و انرژی به طور کامل به هسته منتقل شود، پدیده تجزیه نوری نامیده می شود. از آنجائیکه وقوع پدیده های تولید جفت و تجزیه نوری فقط برای پرتوهای ایکس با انرژی های بیش از 1.02 MeV محتمل هستند، لذا اهمیت چندانی در انرژی های به کار رفته در رادیولوژی تشخیصی ندارند.

تضعیف خطی (ضریب کاهش خطی)

زمانی که دسته پرتوهای ایکس با یک ماده جاذب (مثل بافت) برخورد می کند، پرتوهای ایکس می توانند از طریق هر یک از پنج مکانیسمی که توضیح داده شد، با اتم های ماده برهم کنش داشته باشند. در این برهم کنش ها، میزان کاهش پرتو را تعداد فوتون های تابشی که نمی توانند در مسیر اولیه خود ادامه دهند و از دسته پرتوهای عبوری حذف می شوند، تعیین می کنند. در این رابطه، کاهش کلی تعداد پرتوهای ایکس اولیه در حین عبور از یک ضخامت معین ماده، تضعیف یا کاهش اشعه نامیده می شود. با استفاده از پارامتری تحت عنوان ضریب تضعیف (کاهش)، می توان یک ارزش عددی برای احتمال وقوع برهم کنش ها قائل شد. ضریب کاهش خطی (μ) به معنی احتمال کاهش فوتون ها در یک سانتی متر ضخامت از یک ماده می باشد. حرف یونانی μ را ضریب جذب خطی^۱، یا ضریب کاهش خطی^۲ می نامند. ولی در حقیقت، این ضریب کاهش یابی است. زیرا نقصان شدت به علت هر دو پدیده جذب و پراکندگی است. در محدوده انرژی تشخیصی، با افزایش انرژی، μ کاهش می یابد (به استثنای لبه k که توضیح داده شد). مقدار μ برای بافت نرم، 0.16 cm^{-1} تا 0.35 cm^{-1} است. یعنی بسته به نوع بافت، ۱۶ تا ۳۵ درصد پرتو در یک سانتی متر بافت کاهش می یابد.

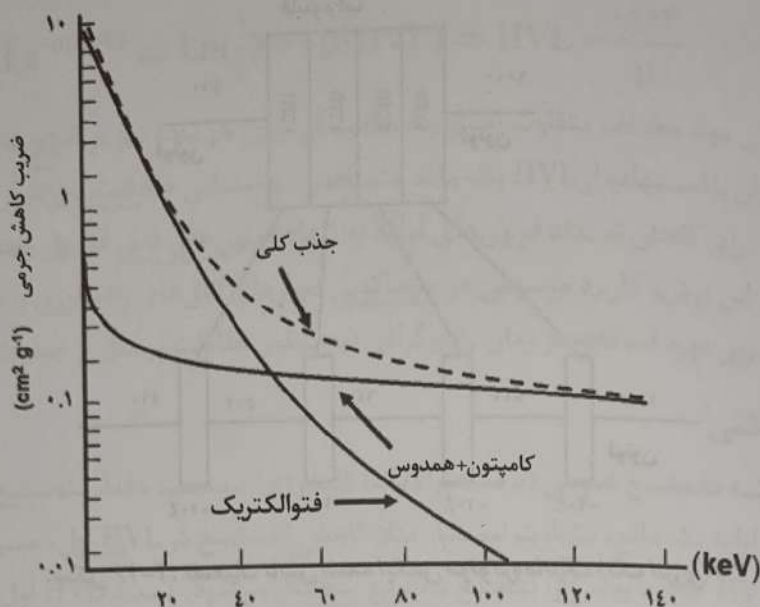
برای برخوردهای متفاوت، ضریب کاهش کلی μ برابر است با مجموع ضرایب جذب و کاهش مربوط به فتوالکتریک (μ_{PE})، همدوس (μ_{coh})، پراکندگی کمپتون (μ_{cs}) و تولید جفت (μ_{pp}):

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_{coh} + \mu_{cs} + \mu_{pp} \quad (4-7)$$

ضریب کاهش جرمی^۴

از آنجائیکه با تغییر چگالی (ρ)، ضریب کاهش خطی یک جسم هم تغییر می کند، می توان ضریب کاهش جرمی را به جای آن تعریف کرد که به چگالی (دانسیته) وابسته نمی باشد. ضریب کاهش جرمی با تقسیم ضریب کاهش خطی بر چگالی ماده به دست می آید. رابطه ی زیر، ارتباط این دو ضریب و واحد آنها را نشان می دهد:

1. Interaction
2. Linear absorption coefficient
3. Linear attenuation coefficient
4. Mass absorption coefficient



شکل ۲۵-۴: تغییر ضریب کاهش جرمی برای انرژی‌های گوناگون در آب.

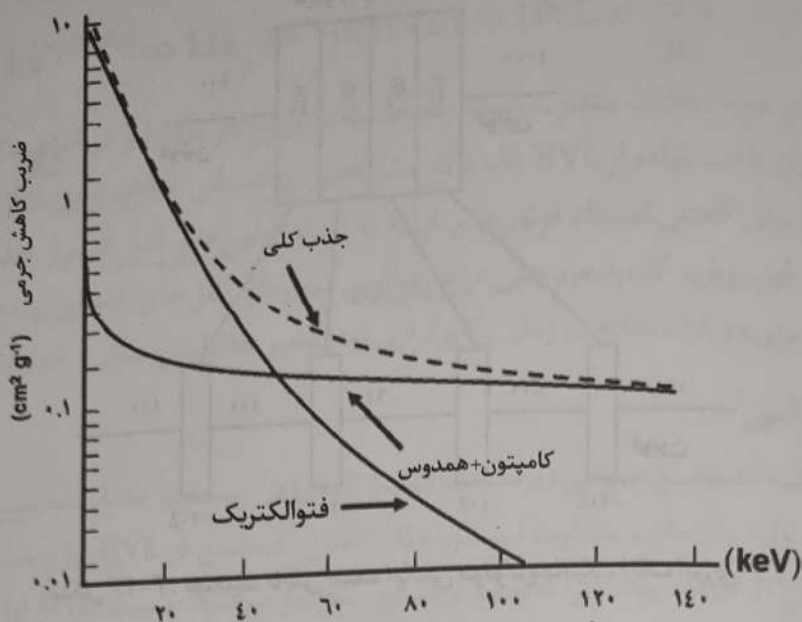
$$\mu_m (\text{cm}^2 / \text{gr}) = \mu (\text{cm}^{-1}) / \rho (\text{gr} / \text{cm}^3) \quad (۴-۸)$$

در اینجا μ ضریب کاهش خطی، ρ دانسیته، و μ_m ضریب کاهش جرمی است که به آن ضریب جذب جرمی هم می‌گویند.

ضریب کاهش نمایشی اشعه X

یک دسته اشعه ایکس را در نظر بگیرید که با یک ماده برخورد کند. در سانتی‌متر اول ممکن است فقط جزء کوچکی از فوتون‌ها در برخوردها شرکت نمایند و بقیه فوتون‌ها عبور کرده و به سانتی‌متر دوم برسند. به همین ترتیب در سانتی‌متر دوم، جزء مشخصی (درصدی) حذف و بقیه به سانتی‌متر بعدی می‌رسند. چنانچه فرض شود که به ازای انرژی معین فوتون، این جزء به میزان ۲۰٪ باشد، در اینصورت از ۱۰۰۰ فوتون تابیده شده به سطح ماده، در سانتی‌متر اول به طور متوسط ۲۰۰ فوتون از اشعه حذف می‌گردند و در نتیجه در هنگام ورود به سانتی‌متر دوم، ۸۰۰ فوتون باقی است. به همین ترتیب ۲۰٪ تعداد باقیمانده، یعنی ۱۶۰ فوتون نیز در سانتی‌متر دوم جذب می‌شود و در نتیجه ۶۴۰ فوتون برای سانتی‌متر سوم باقی می‌ماند.

از آنجائیکه همین نسبت در لایه‌های بعدی اتفاق می‌افتد، بدیهی است که میزان کاهش شدت اشعه در واحد ضخامت در هر نقطه از ماده، متناسب با شدت اشعه در آن نقطه است. لذا مقدار کاهش در عمق‌های مختلف، خطی نیست و به صورت نمایشی کاهش می‌یابد.



شکل ۲۵-۴: تغییر ضریب کاهش جرمی برای انرژی‌های گوناگون در آب.

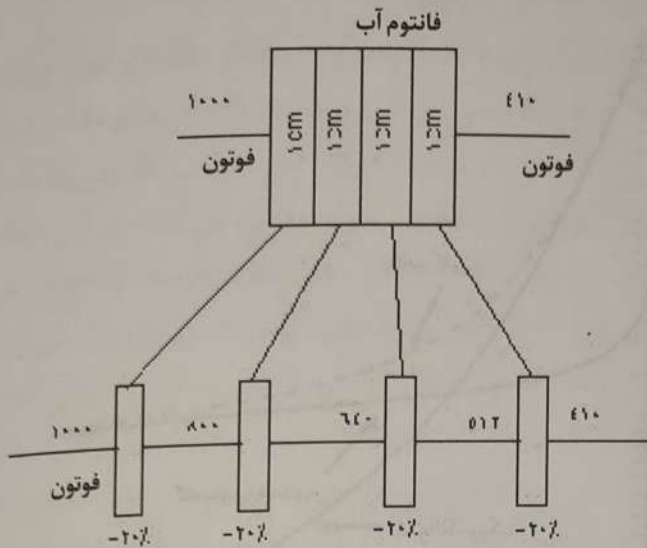
$$\mu_m (\text{cm}^2 / \text{gr}) = \mu (\text{cm}^{-1}) / \rho (\text{gr} / \text{cm}^3) \quad (۴-۸)$$

در اینجا μ ضریب کاهش خطی، ρ دانسیته، و μ_m ضریب کاهش جرمی است که به آن ضریب جذب جرمی هم می‌گویند.

ضریب کاهش نمایشی اشعه X

یک دسته اشعه ایکس را در نظر بگیرید که با یک ماده برخورد کند. در سانتی‌متر اول ممکن است فقط جزء کوچکی از فوتون‌ها در برخوردها شرکت نمایند و بقیه فوتون‌ها عبور کرده و به سانتی‌متر دوم برسند. به همین ترتیب در سانتی‌متر دوم، جزء مشخصی (درصدی) حذف و بقیه به سانتی‌متر بعدی می‌رسند. چنانچه فرض شود که به ازای انرژی معین فوتون، این جزء به میزان ۲۰٪ باشد، در اینصورت از ۱۰۰۰ فوتون تابیده شده به سطح ماده، در سانتی‌متر اول به طور متوسط ۲۰۰ فوتون از اشعه حذف می‌گردند و در نتیجه در هنگام ورود به سانتی‌متر دوم، ۸۰۰ فوتون باقی است. به همین ترتیب ۲۰٪ تعداد باقیمانده، یعنی ۱۶۰ فوتون نیز در سانتی‌متر دوم جذب می‌شود و در نتیجه ۶۴۰ فوتون برای سانتی‌متر سوم باقی می‌ماند.

از آنجائیکه همین نسبت در لایه‌های بعدی اتفاق می‌افتد، بدیهی است که میزان کاهش شدت اشعه در واحد ضخامت در هر نقطه از ماده، متناسب با شدت اشعه در آن نقطه است. لذا مقدار کاهش در عمق‌های مختلف، خطی نیست و به صورت نمایشی کاهش می‌یابد.



شکل ۲۶-۴: تضعیف تابش اشعه ایکس مونوکروماتیک (تک انرژی)

این تعریف را می‌توان به شکل زیر در یک عبارت ریاضی بیان داشت:

$$\Delta I = -\mu I \Delta x \Rightarrow \frac{\Delta I}{\Delta x} = -\mu I \quad (4-9)$$

که در اینجا ΔI نشان‌دهنده تغییر جزئی در شدت I ، Δx نمایانگر تغییر جزئی در ضخامت x و μ ضریب ثابتی است که معرف کاهش در واحد ضخامت است. علامت منفی (-) نمایانگر کاهش شدن دسته اشعه با افزایش ضخامت ماده است. معادله بالا را می‌توان با محاسبات ریاضی ساده حل نمود و تابع زیر را بدست آورد:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (4-10)$$

که در اینجا I_0 شدت فوتون اولیه، e مبنای لگاریتم نپری، x ضخامت ماده و I تعداد فوتون‌های باقیمانده بعد از ضخامت x می‌باشد (نه فوتون‌های کاهش یافته).

لایه نیم جذب و کاربرد آن

لایه نیم جذب (HVL)، معیار غیرمستقیم اندازه‌گیری انرژی فوتون یا کیفیت تشعشع می‌باشد. HVL به معنی ضخامت ماده مورد نیاز جهت کاهش شدت اشعه (تعداد فوتون اولیه) به نصف مقدار اولیه است (در شرایطی که تشعشع بدون پراکندگی استفاده می‌شود).
با استفاده از معادله عمومی کاهش تشعشع می‌توان رابطه‌ای بین HVL و ضریب کاهش پیدا نمود:

$$I_{HVL} = \frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu(HVL)} \Rightarrow \ln\left(\frac{1}{2}\right) = -\mu(HVL) \Rightarrow HVL = \frac{0.693}{\mu} \quad (4-11)$$

HVL برای مواد مختلف متفاوت است و ضخامت آن برای هر ماده نیز در انرژی‌های مختلف، فرق می‌کند. می‌توان با استفاده از HVL یک ماده مشخص، به آسانی ضخامت مورد نیاز از آن ماده (مثل یک مانع) را برای کاهش تعداد فوتون‌های اولیه به تعداد فوتون‌های قابل قبول بعد از عبور از مانع، مشخص کرد. این روش، کاربرد مرسوم در سرب کوبی دیوارهای اتاق‌های رادیولوژی یا طراحی ضخامت روپوش‌های سربی مورد استفاده در زمان رادیوگرافی (به منظور حفاظت پرسنل از خطرات تشعشع) دارد.

ضرب همگنی^۱

از آنجائیکه تشعشع عمومی (برمشترا لانگ) تک انرژی^۲ نیست، مقدار تشعشع کاهش یافته در ضخامت‌های اولیه یک مانع، متفاوت است. مثلاً کاهش تشعشع در HVL اول، سریعتر از لایه‌های دوم و سوم HVL خواهد بود، زیرا تشعشع به تدریج سخت‌تر می‌شود. نسبت HVL اول به دوم، ضرب همگنی (یکنواختی) نام دارد و "پراکندگی انرژی" تشعشع را نشان می‌دهد.

$$H = HVL_1 / HVL_2 \quad (4-12)$$

بخش چهارم: جذب افتراقی^۳ اشعه ایکس در بدن و عوامل موثر در آن

در تشکیل یک کلیشه رادیوگرافی در رادیولوژی، فوتون‌های حاصل از پراکندگی کمپتون و اثر فتوالکتریک، و نیز پرتوهای ایکسی که بدون جذب از بدن عبور می‌کنند، شرکت دارند. شکل ۴-۲۷ این پدیده را به طور شماتیک نشان می‌دهد. واضح است که پرتوهای پخش شده به وسیله‌ی پراکندگی کمپتون ممکن است باعث ناواضح کردن یک فیلم (تصویر روی کلیشه رادیوگرافی) گردند.

بنابراین سه نوع پرتو مهم در تشکیل تصویر رادیولوژی عبارتند از:

۱- پرتوهایی که به طریق برخورد کمپتون پراکنده می‌شوند.

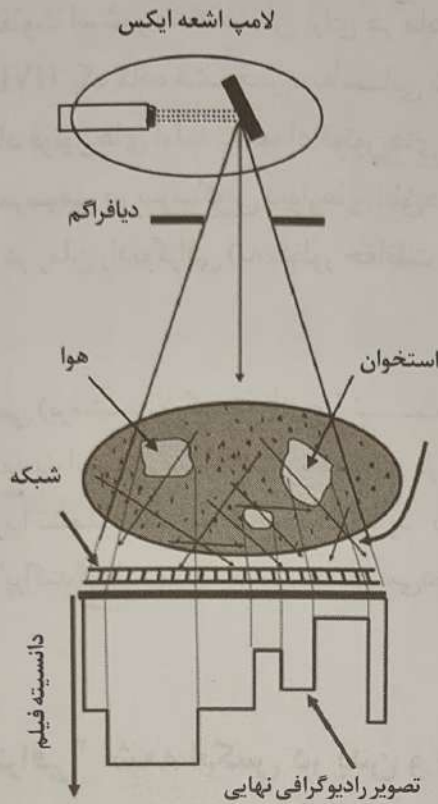
۲- پرتوهایی که به طریق فتوالکتریک جذب می‌شوند.

۳- پرتوهایی که بدون برخورد در بافت، به فیلم منتقل می‌شوند.

پرتوهای ایکسی که درون بافت برخورد می‌کنند، اطلاعات تشخیصی را به طریق منفی (نگاتیو^۴) تولید می‌کنند؛ چون آنها به فیلم نمی‌رسند. این پرتوها نماینده ساختارهای آناتومیکی با خصوصیات جذب بالا می‌باشند. چنین ساختارهایی رادیوپاک^۵، یعنی حاجب اشعه می‌باشند. بنابراین جذب و کاهش اشعه ایکس در بافت، باعث ایجاد نواحی روشن روی یک کلیشه رادیوگرافی نگاتیو می‌شود (شبیه آنچه در مورد

1. Homogeneity Coefficient
2. Monochromatic
3. Differential absorption
4. Negative
5. Radiopaque

استخوان دیده می شود). پرتوهای ایکس دیگری که در بدن نفوذ می کنند و بدون هیچگونه برخوردی منتقل می شوند، باعث ایجاد نواحی سیاه روی کلیشه می شوند. ساختارهای آناتومیکی بدن که این پرتوهای ایکس را عبور می دهند رادیولوسنت یعنی شفاف به اشعه نامیده می شوند.



شکل ۲۷-۴: پراکندگی کمپتون، اثر فتوالکتریک.

اساساً تصویر پرتو ایکس از تفاوت ضریب تضعیف بافت‌هایی که موجب جذب یا پراکندگی پرتوهای ایکس می شوند، و بافت‌هایی که پرتوها را عبور می دهند، نتیجه می شود (جذب افتراقی). اغلب پرتوهای ایکس، به جز پرتوهای با kV پایین، از طریق اثر کمپتون عمل می کنند و این یکی از دلایل ناواضح بودن تصاویر رادیولوژی می باشد. تنها درصد کوچکی از پرتوهای کم انرژی در بافت‌های با عدد اتمی بالا (مثل استخوان) از طریق جذب فتوالکتریک کاهش می یابند. به طور کلی کمتر از ۵٪ پرتوهای برخورد کرده به بیمار به فیلم می رسند و تصویر رادیولوگرافی تقریباً حاصل ۱ درصد پرتوهای ایکس ساطع شده از دستگاه اشعه ایکس می باشد. در نتیجه برای به دست آوردن یک کلیشه با کیفیت خوب باید در انتخاب پرتو ایکس و شرایط دستگاه تصویربرداری دقت بسیار نمود.

وابستگی جذب افتراقی به انرژی

برای تهیه یک کلیشه با کیفیت خوب، اولین کار انتخاب kV مناسب می باشد. زیرا انرژی مناسب اشعه ایکس باعث می شود جذب افتراقی به حداکثر برسد. در محدوده انرژی مؤثر، هرچه kV پایین تر

باشد جذب افتراقی افزایش می‌یابد و به علاوه پراکندگی کمتر می‌شود. اما متأسفانه با کم کردن kVp، دوز بیمار بالا می‌رود. بنابراین برای عکسبرداری از هر نقطه بدن، انتخاب ویژه‌ای برای kVp لازم است. وابستگی جذب افتراقی به عدد اتمی

با کاربرد مواد کنتراستزا (ید)، و نیز در استخوان نسبت به بافت نرم، تعداد زیادی از پرتوهای ایکس به طریق فتوالکتریک جذب گردیده و در تشکیل تصویر شرکت می‌کنند. از آنجائیکه احتمال جذب یک پرتو ایکس به طریق فتوالکتریک با توان سوم عدد اتمی ماده جاذب متناسب است، این پدیده می‌تواند کنتراست خوبی را بین بافت‌های مختلف ایجاد کند. عدد اتمی مؤثر استخوان $13/8$ می‌باشد، درحالی‌که عدد اتمی مؤثر بافت نرم $7/4$ است. بنابراین احتمال برخورد فتوالکتریک در استخوان بیشتر از ۶ برابر بافت نرم می‌باشد.

$$\left(\frac{13/8}{7/4}\right)^3 = 6/49$$

وابستگی جذب افتراقی به دانسیته (چگالی)

جذب افتراقی در استخوان نه تنها بستگی به Z دارد، بلکه دانسیته‌ی بیشتر استخوان نسبت به بافت نرم، باعث تشدید جذب افتراقی می‌شود. برهم‌کنش بین اشعه ایکس و بافت، بستگی به دانسیته‌ی بافت دارد. اگر دانسیته دو برابر شود (تعداد الکترون‌های مورد برخورد دو برابر می‌شود)، احتمال برخورد و جذب اشعه ایکس نیز دو برابر می‌شود. در رادیوگرافی سینه، شش‌ها اساساً به‌خاطر اختلاف دانسیته تصویر می‌شوند؛ زیرا دانسیته‌ی بافت نرم، ۷۷۳ برابر هوا می‌باشد و لذا در نسج نرم پرتوهای ایکس ۷۷۳ بار بیشتر از هوا برخورد انجام می‌دهند. این در شرایطی است که عدد اتمی (Z) بافت نرم $7/4$ و عدد اتمی هوا $7/6$ می‌باشد که تقریباً یکسان هستند.

جدول ۴-۱: مقایسه‌ی دانسیته‌ی بافت‌ها و مواد مختلف

نام ماده	دانسیته g/cm^3	
عضله	۱	بافت انسانی
چربی	۰/۹۱	
استخوان	۱/۸۵	
شش	۰/۳۲	
باریم ید هوا	۳/۵ ۴/۹۳ ۰/۰۱۳۹۳	مواد حاجب
سیمان تنگستن سرب	۲/۳۵ ۱۹/۳ ۱۱/۳۵	سایر مواد

کاربرد مواد حاجب برای جذب افتراقی

به علت بالا بودن عدد اتمی و زیاد بودن دانسیته ی باریم و مواد حاجب یددار در مقایسه با بافت نرم، آنها را به عنوان کمک (کنتراستزا) در تهیه تصویر از اندام های داخلی بدن به کار می برند. این مواد پس از بلعیده شدن یا تزریق، در بافت های هدف تجمع می کنند (و یا از آنها عبور می کنند) و هنگام تصویربرداری باعث جذب پرتو و در نتیجه مانع از رسیدن پرتو به فیلم رادیوگرافی می شوند. لذا تصویر بافت هایی که در آن قرار گرفته اند، به صورت روشن روی فیلم ظاهر می شوند (مثل آنژیوگرافی^۱). به عنوان مثال، هنگامی که ورید کاروتید داخلی با ماده حاجب یددار، و کولون با باریم پر می شوند، این ارگانهای داخلی به راحتی در کلیشه دیده می شوند. عدد اتمی باریم ۵۶ و عدد اتمی ید ۵۳ است. احتمال برخورد فتوالکتریک برای این دو در مقایسه با بافت نرم تقریباً ۴۰۰ برابر است.

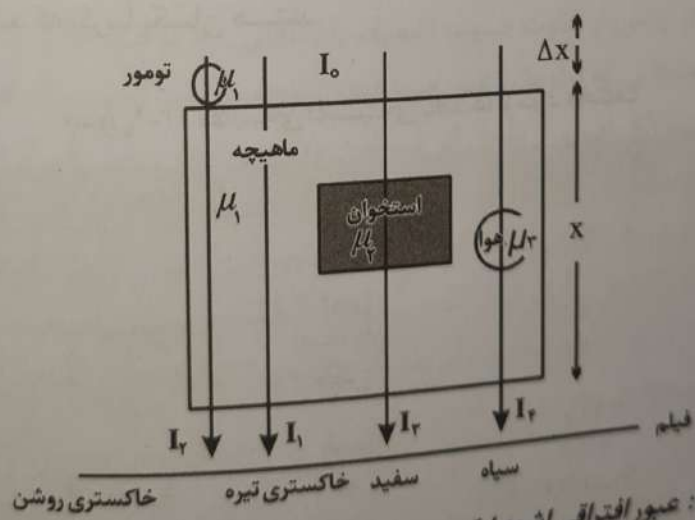
$$\left(\frac{53}{74}\right)^2 = 367$$

کنتراست تشعشع

جذب افتراقی اشعه ایکس در بدن باعث ایجاد کنتراست در تشعشع خروجی از بدن می شود که به آن کنتراست تشعشع گویند. تفاوت بین دو پرتو دهی^۲، شدت تشعشع، و یا نور را نشان می دهد، و امکان تمایز و تشخیص دو بافت مجاور و حد فاصل آنها را ممکن می سازد. یکی از تعاریف آن، براساس نسبت شدت تشعشع خروجی (I) از بافت های مجاور می باشد و با رابطه لگاریتمی (Ln) ذیل نشان داده می شود:

$$Cr = Ln(I_1/I_0)$$

(۴-۱۳)



شکل ۴-۲۸: عبور افتراقی اشعه ایکس در بافت های مختلف بیمار (فانتوم شبیه سازی بافت)

1. Angiography
2. Expose

همان طور که گفته شد وقتی شدت تشعشع اولیه، I_0 وارد بدن انسان می شود ۳ حالت اتفاق می افتد:

۱- پرتو به طور مستقیم از بدن عبور کرده و بدون جذب از میان ساختار بافت ها می گذرد.

۲- پرتو به طور کامل جذب شده و به دلیل جذب فتوالکتریک هیچ پرتویی عبور نمی کند.

۳- بخشی از انرژی پرتو، جذب شده و بقیه پراکنده می شود.

البته در بافت نرم و یا در انرژی بالا، بخش عمده ی ضریب کاهش ناشی از اثر کمپتون می باشد. جهت محاسبه کنتراست تشعشع، به مثال زیر توجه فرمایید:

اگر توموری به ضخامت Δx و ضریب جذب μ در روی بافتی به ضخامت x و ضریب جذب μ_1 داشته باشیم (مانند شکل ۲۸-۴)، کنتراست حاصل از تومور طبق معادله عمومی ضریب کاهش نمایی عبارتست از:

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu x)$$

$$I_1 = I_0 \exp[-\mu(x + \Delta x)] \Rightarrow Cr = \ln(I_1 / I_0) = -\mu \Delta x$$

نتایج حاصل عبارتند از:

۱- کنتراست منفی است یعنی اضافه شدن بافت تومور، باعث کاهش تشعشع خروجی می شود.

۲- کنتراست، بستگی به ضریب جذب خطی (μ) مواد دارد.

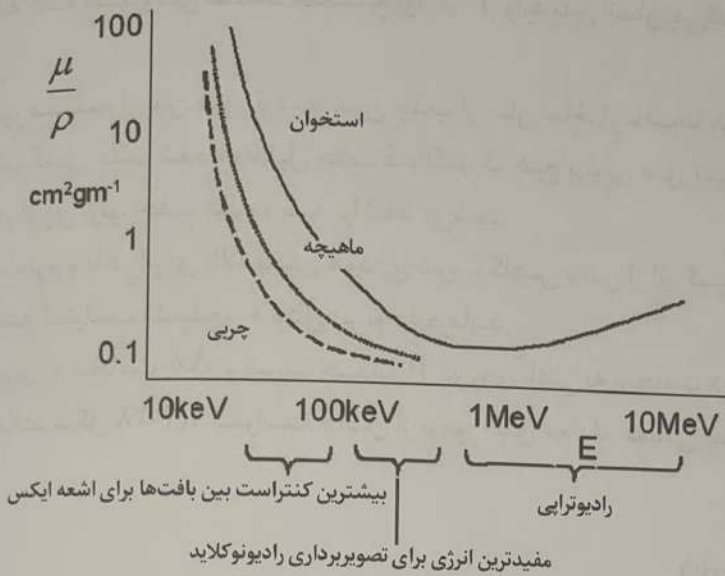
۳- کنتراست در این شرایط فقط بستگی به ضخامت تومور دارد، نه ضخامت بیمار یا بقیه بافت (بدون در نظر گرفتن پرتو پراکنده).

۴- برای اضافه کردن تومور یا مواد با ضریب جذب μ_2 در داخل بافتی با ضریب جذب μ_1 ، رابطه زیر به دست می آید:

(۴-۱۴)

$$Cr = -|\mu_2 - \mu_1| \times \Delta x$$

این فرمول جهت محاسبه کنتراست بعد از اضافه کردن مواد کنتراست زا به کار می رود.



شکل ۲۹-۴: تغییرات ضریب تضعیف خطی با KeV برای استخوان و بافت نرم.

عوامل مؤثر در کنتراست تشعشع

- ۱- ضخامت: هرچه اختلاف ضخامت دو بافت ایجادکننده کنتراست بیشتر باشد، کنتراست بین آن دو بیشتر است.
 - ۲- ضریب جذب: ضریب جذب خطی استخوان بیشتر از بافت نرم است. بنابراین نه تنها این عامل باعث ایجاد کنتراست بین استخوان و بافت نرم می‌شود، بلکه کنتراست جزئیات داخل استخوان بزرگتر و بهتر از کنتراست جزئیات داخل بافت نرم است.
 - ۳- پراکندگی: پراکندگی به صورت تشعشع یکنواخت بر سرتاسر فیلم اثر می‌گذارد و کنتراست را کاهش می‌دهد (دقیقاً مثل روشن کردن لامپ، زمانی که پروژکتور اسلاید روشن است).
 - ۴- انرژی فوتون: ضریب جذب خطی با افزایش انرژی، کاهش می‌یابد. لذا هم کنتراست استخوان و هم بافت نرم، با افزایش انرژی کاهش می‌یابد. کنتراست بین استخوان و بافت نرم هم به دلیل کاهش اختلاف ضریب جذب بین آنها کاهش می‌یابد.
- عوامل دیگری نیز در عدم وضوح تصویر رادیوگرافی و در نتیجه کنتراست آن مؤثر هستند، مانند فاکتورهای هندسی، حرکت بیمار، حرکت لامپ، نوع فیلم و صفحه‌ی تشدیدکننده که در بخش بعد توضیح داده خواهند شد.

مقدار تشعشع رادیوگرافی و واحدهای آن

تاکنون شدت تشعشع I (تعداد فوتون‌های اشعه ایکس) به عنوان عامل کمی جهت بیان مقدار اشعه تعریف شده است. این شدت تشعشع به جریان بین کاتد و آند لامپ اشعه یعنی همان mA بستگی دارد که هنگام تصویربرداری روی دستگاه رادیولوژی قابل تنظیم و انتخاب است. از آنجائیکه تعداد فوتون‌های

ایجادشده به زمان نیز بستگی دارد، با طولانی‌تر شدن زمان تصویربرداری، شدت تشعشع نیز افزایش می‌یابد. حتی با لای بردن اختلاف پتانسیل (kVp) لامپ اشعه که خود روی دستگاه رادیولوژی قابل تنظیم است، باعث افزایش جریان لامپ در زمان و لذا باعث افزایش شدت اشعه (I) می‌شود. به هر حال استفاده از شدت اشعه (I) به عنوان کمیت اشعه، یک راه قابل اندازه‌گیری مقدار اشعه نیست، به علاوه شدت اشعه توسط پارامترهای تکنیکی تصویربرداری (مثل mA، Sec و kVp) تعیین می‌شود.

جهت اندازه‌گیری مقدار تشعشع حاصل از پارامترهای تکنیکی انتخاب شده، میزان اکسپوز^۱ اشعه مدنظر قرار می‌گیرد؛ و چون اشعه ایکس از جنس پرتوهای الکترومغناطیس است که اندازه‌گیری آن مستقیماً ممکن نیست، مقدار و یا تعداد فوتون‌های آن را با استفاده از میزان یونیزاسیونی که ایجاد می‌کند محاسبه می‌کنند.

مقدار بار حاصل از تشعشع یونیزاسیون در واحد جرم هوا را اکسپوز^۱ گویند که برحسب کولن بر کیلوگرم C/kg بیان می‌شود. واحد قدیمی اکسپوز^۱، رونتگن^۲ است. یک رونتگن، مقدار اشعه ایکس یا گامایی است که می‌تواند 2.58×10^{-4} کولن بار در یک کیلوگرم هوا ایجاد کند.

برای تشعشع در یک زمان محدود، مثل رادیوگرافی، اطلاعات ثبت شده روی فیلم بستگی به اکسپوز^۱ رسیده به فیلم دارد. به عنوان مثال، یک میلی رونتگن (mR) ایجاد دانسیته فتوگرافی (سیاهی روی فیلم) حدود ۱/۰ می‌نماید (تعریف دانسیته در بخش بعدی خواهد آمد).

توجه فرمایید که در تصویربرداری پیوسته مثل فلوئوروسکوپی، اطلاعات براساس زمان ثبت و باقی ماندن اطلاعات^۳ (که خود بستگی به خصوصیات زمانی مغز انسان دارد) به بیننده انتقال می‌یابد؛ لذا در این حالت اطلاعات براساس آهنگ اکسپوز^۱ (mR/s) به دست می‌آید. مقدار معمول آهنگ اکسپوز^۱ در فلوئوروسکوپی $(50 \mu R s^{-1})$ است. بنابراین براساس زمان ثبت و باقی ماندن اطلاعات مغز انسان که حدود ۱۰۰ ms است، مقدار اکسپوز^۱ که در سیستم بینایی برای تشخیص یک صفحه ثابت تصویر در فلوئوروسکوپی ثبت می‌گردد، عبارت است از $5 \mu R = 50 \times 0.1$ که با رادیوگرافی بسیار متفاوت است.

بخش پنجم: تشکیل تصویر در رادیولوژی

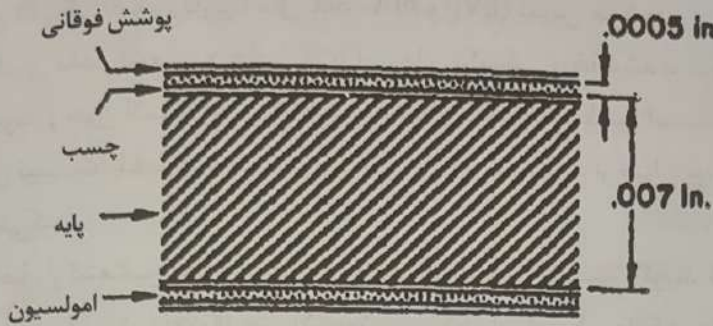
فیلم پرتونگاری و خصوصیات آن

ساختمان فیلم و عمل ظهور^۴ و ثبوت^۵ تصویر

در ساختمان یک فیلم، دو لایه امولسیون^۶ در دو طرف آن به کار رفته است. کلیه تغییراتی که منجر به تشکیل یک تصویر مرئی می‌شوند منحصراً در این لایه‌ها صورت می‌گیرد. لایه‌های امولسیون

1. Exposure
2. Roentgen
3. Storage Time
4. Development
5. Fixation
6. Emulsion

رایج از کریستال‌های برمور نقره^۱ (AgBr) تشکیل شده‌اند. توزیع کریستال‌های برمور نقره در این لایه‌ها باید کاملاً یکنواخت باشد تا تمام سطح فیلم نسبت به پرتو حساسیت یکسانی داشته باشد. بین دو لایه‌ی امولسیون، لایه‌ی نسبتاً ضخیم و شفاف^۲ بنام پایه‌ی فیلم^۳ از موادی مثل استات سلولز^۳ یا پلی‌استر وجود دارد.

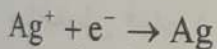


شکل ۳۰-۴: مقطع ساختمان فیلم دو پوششی

بین لایه امولسیون و پایه‌ی فیلم، لایه‌ی بسیار نازکی از ژلاتین قرار دارد که در حقیقت باعث چسبیدن لایه‌های امولسیون به پایه‌ی فیلم می‌گردد. نهایتاً یک لایه روکش حفاظتی شامل ژلاتین شفاف، در سطح خارجی فیلم کشیده می‌شود تا لایه‌های امولسیون را از عوامل و صدمات مکانیکی مثل فشار، خراش و یا اصطکاک محافظت نماید. زمانی که یک فیلم پرتونگاری مورد تابش قرار می‌گیرد و انرژی تشعشع با کریستال‌های موجود در فیلم برخورد می‌کند، تغییراتی در کریستال‌های برمور نقره صورت می‌گیرد. در این مرحله تصویر رادیوگرافی قابل رؤیت نیست و باید یکسری فرایندهای شیمیایی موسوم به ظهور و ثبوت روی فیلم انجام داد. پس از برخورد اشعه X و یا نور مرئی با فیلم، کریستال‌های برمور نقره تحت تأثیر انرژی تشعشع یونیزه شده و به صورت زیر درمی‌آیند:



ظهور: توسط ماده‌ی ظاهرکننده یون‌های Ag^+ احیاء شده و به صورت دانه‌های ریز سیاه‌رنگ نقره فلزی درمی‌آیند و به این ترتیب تصویر قابل رؤیت می‌گردد.



از طرف دیگر، تبدیل هر یون نقره به اتم نقره همراه با آزاد شدن یک یون برم (Br^-) خواهد بود. به تدریج که محلول ظاهرکننده مورد استفاده قرار می‌گیرد، غلظت برم در آن افزایش می‌یابد و به همین دلیل پس از مدتی باید محلول را تعویض نمود.

1. Silver Bromide
2. Film base
3. Acetate cellulose

مراحل فرآیند فتوگرافیک

خروج اشعه ایکس (کم انرژی) از بافت
جذب و یونیزاسیون در فیلم (تصویر پنهان)^۱
تغییر شیمیایی و ظهور (تصویر سیاه شدن نقره)
عبور نور مرئی (تصویر روشن و تاریک)

ثبوت: در این مرحله بر مورهای نقره متأثر نشده از انرژی تشعشع، به وسیله محلول ثابت کننده^۲ حل می شوند و بدین طریق از فیلم حذف می گردند.

پس از مراحل ظهور و ثبوت و شستشوی فیلم که در تاریکخانه صورت می گیرد، فیلم رادیوگرافی به صورت یک فیلم منفی ظاهر می گردد؛ یعنی نقاطی از فیلم که مورد تابش پرتوهای ایکس قرار گرفته اند به رنگ سیاه (رنگ نقره فلزی) و سایر نقاط که اشعه دریافت نکرده اند به رنگ روشن (شفاف) جلوه می نمایند.

در این راستا، اگر اشعه ایکس به بافتی مثل استخوان (با عدد اتمی بالا) برخورد کند، میزان زیادی از آن جذب بافت می شود و میزان کمتری از بدن عبور می کند و به فیلم رادیوگرافی می رسد. در نتیجه فیلم در آن قسمت ها کمتر متأثر می شود. این فیلم پس از ظهور و ثبوت، در آن قسمت به رنگ روشن دیده می شود (دانسیتته اپتیکی^۳ پایین). ولی اگر اشعه ایکس به بافتی با عدد اتمی کوچک مثل ریه برخورد کند، میزان کمی از آن جذب بافت شده و میزان بیشتری از بدن عبور می کند و به فیلم می رسد. در نتیجه به علت زیاد بودن میزان اشعه خروجی، فیلم در آن قسمت بیشتر متأثر می گردد و پس از ظهور و ثبوت، آن قسمت به رنگ سیاه دیده می شود (دانسیتته اپتیکی بالا). در نتیجه تمایز یا کنتراست بین استخوان و ریه ایجاد می گردد.

دانسیتته اپتیکی فیلم

هرگاه یک فیلم پرتونگاری را پس از تابش، ظاهر و ثابت نمائیم و در مقابل منبع نور یکنواخت (مثل نگاتوسکوپ^۴) قرار داده و مطالعه کنیم، نواحی اشعه دیده سیاه رنگ و قسمت های اشعه نخورده روشن (شفاف) دیده خواهند شد. اگر روشنایی^۵ یک منبع نور تابشی نگاتوسکوپ^۴ I_1 و شدت نور خروجی از فیلم I_2 باشد دانسیته^۶ فیلم عبارتست از:

1. Latent image

2. Fixer

3. Optical Density

4. Negatoscope

5. Brightness

۶. مثال: اگر مقدار شدت نسبی نور برخوردی به کلیشه ی یک استخوان بلند ۱۰۰۰ باشد و شدت نور عبوری از قسمت استخوان تصویر ۱۰۰ باشد و شدت نور عبوری از تصویر نسج نرم ۱۰ باشد دانسیته ی تقریبی هر کدام چقدر است؟

$$D = \log_{10} \frac{1000}{100} = 2 \text{ برای بافت نرم} \quad D = \log_{10} \frac{1000}{10} = 2 \text{ برای استخوان}$$

$$D = \log \frac{I_i}{I_t}$$

(۴-۱۵)

دانسیتته‌ی فیلم رادیوگرافی تقریباً از ۰ تا ۴ می‌باشد که به ترتیب نشان‌دهنده نقاط روشن و سیاه هستند. دانسیتته‌ی ۴ بدین معنی است که فقط $\frac{1}{10,000}$ فوتون‌های نور قادر به عبور از فیلم هستند. عوامل مؤثر در دانسیتته‌ی یک کلیشه عبارتند از: شدت اشعه، ولتاژ دستگاه، فاصله منبع تشعشع با فیلم، ضخامت عضو مورد تصویربرداری، شرایط ظهور و ثبوت، نوع فیلم، و صفحه‌ی تقویت‌کننده.

کنتراست تصویر

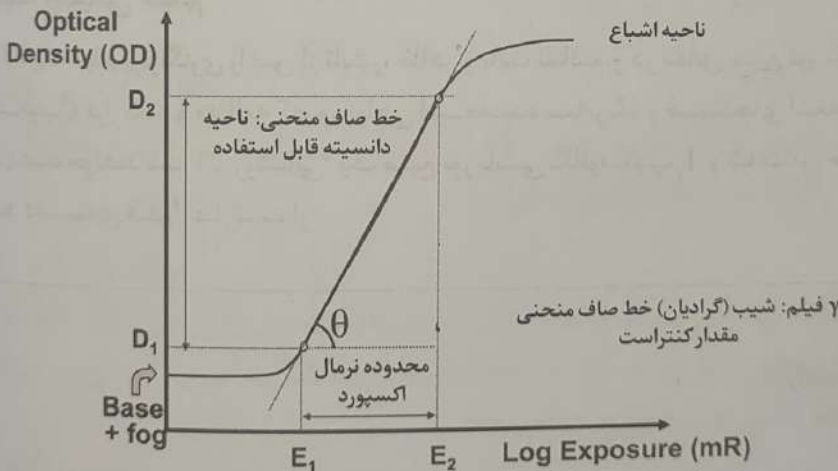
کنتراست تصویر (رادیوگرافیک) عبارتست از اختلاف در دانسیتته‌ی اپتیکی (نوری) دو نقطه از فیلم (سایه روشن)، و توسط اختلاف دانسیتته‌ی نواحی گوناگون کلیشه به دست می‌آید:

$$\text{Contrast} = D_r - D_l$$

در اینجا D_r و D_l دانسیتته نوری مربوط به دو نقطه از فیلم رادیوگرافی می‌باشند. با توجه به روابط بین دانسیتته و میزان تشعشع ایکس (اکسپوزر E)، می‌توان منحنی مشخصه فیلم را تعریف نمود که در شکل ۴-۳۱ نمایش داده شده است. اگر به جای تفاضل دانسیتته‌های D_r و D_l ، تفاوت در مقادیر اکسپوزر ایجادکننده آنها را (بر حسب لگاریتم) از منحنی مشخصه فیلم قرار دهیم، طبق رابطه مثلثاتی داریم:

$$\gamma = \tan(\theta) = \frac{(D_r - D_l)}{\log E_r - \log E_l} = D_r - D_l = \gamma (\log E_r - \log E_l) \quad (۴-۱۶)$$

رادیوگرافیک

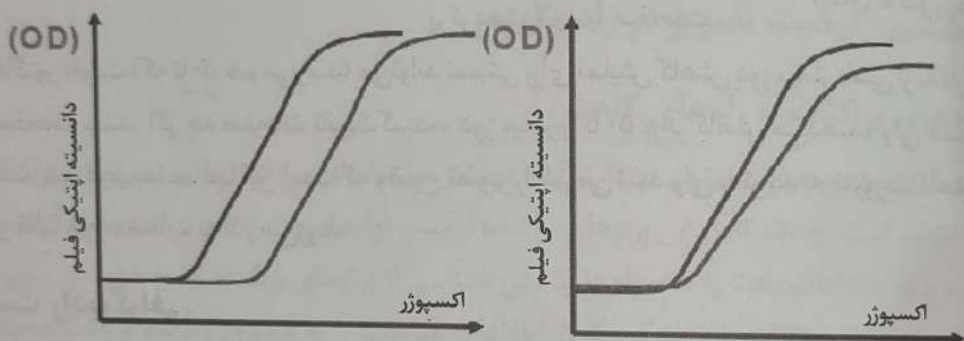


شکل ۴-۳۱: منحنی مشخصه فیلم

۷ شیب قسمت خطی منحنی مشخصه فیلم می باشد و کنتراست فیلم را تعیین می کند. هرچه شیب این منحنی بیشتر باشد (گامای بزرگتر)، کنتراست بهتر است و بدین معنی است که با تفاوت کمتری در اکسپوزر (اختلاف تشعشع کمتر) امکان به دست آوردن تفاوت بیشتری در دانسیته ی نوری به دست می آید.

حساسیت فیلم

حساسیت یک فیلم رادیوگرافی به معنی کمترین میزان تشعشع اشعه ایکس است که می تواند دانسیته مشخصی را ایجاد نماید. فیلم های با حساسیت بالا همچنین با تشعشع کمتری دانسیته مناسب را روی فیلم ایجاد می کنند. این فیلم ها از ذرات برمید نقره درشت تری در امولسیون فیلم برخوردارند، لذا با نور (یا اشعه ایکس) کمتری تحت تأثیر قرار گرفته و لکه های سیاهی روی آنها ایجاد می شود. این خصوصیت کمک می کند تا امکان تصویربرداری از بیمار با دوز اشعه کمتری فراهم شود. به هر حال عدم مزیت این فیلم ها عبارت است از محدودیت قدرت تفکیک یا رزولوشن و کاهش دقتی که در نمایش جزئیات و ذرات ریز وجود دارد.



الف: دو فیلم با حساسیت متفاوت

ب: دو فیلم با کنتراست متفاوت

شکل ۳۲-۴: مقایسه منحنی های مشخصه

صفحات تقویت کننده و خصوصیات آنها

صفحه تقویت کننده وسیله ای است که انرژی پرتو ایکس را به نور مرئی تبدیل می کند. سپس نور مرئی تولید شده با امولسیون حساس فیلم رادیوگرافی برخورد نموده و تصویر را می سازد. در رادیوگرافی معمولی تنها کمتر از ۱٪ از فوتون هایی که از بدن بیمار می گذرند به فیلم برخورد کرده و در تشکیل تصویر شرکت می کنند؛ در حالی که عمده تصویر از نور صفحات تشدید کننده حاصل می شود. در هر برخورد اشعه ایکس به صفحه تقویت کننده، تعداد زیادی فوتون نوری ایجاد می شوند که با زاویه ای محدود به فیلم می رسند. لذا این امر باعث کاهش دقت تصویر و محو شدن جزئیات و لبه های تیز اجزاء تصویر می شود (به این عمل، محوی اسکرین گویند). بنابراین صفحات تقویت کننده به صورت تقویت کننده پرتوهایی که از بدن بیمار خارج می شوند عمل می کنند و برای تقلیل مقدار اشعه ایکس و رعایت حفاظت بیمار در پرتونگاری کاربرد فراوان دارند. این صفحات براساس خاصیت فلوئورسانس ماده کار می کنند و روی آنها

لایه حساسی از امولسیون بلورهای مواد معدنی کشیده شده است. فیلم را بین دو صفحه تقویت کننده در کاست قرار می دهند. با تابش اشعه ایکس، از این صفحات پرتوهای فلئوئورسانسی گسیل می شوند که عامل اصلی تأثیرگذار بر روی فیلم رادیوگرافی می باشند.

انواع مختلفی از بلورهای معدنی ممکن است در ساخت این صفحات مورد استفاده قرار گیرند که معمول ترین آنها تنگستات کلسیم^۱ می باشد. برای صفحات با حساسیت بالا (سریع) ترکیبی از فلزات نادر خاکی^۲ استفاده می شود. همانند فیلم رادیوگرافی، صفحات مختلف با حساسیت های متفاوت وجود دارند. از آنجائیکه انرژی فوتون های فلئوئورسانس در حد یکی از مناطق آبی، نیلی، بنفش، فرابنفش، و سبز طیف امواج الکترومغناطیس قرار دارد، لذا حساسیت امولسیون فیلم نیز باید مربوط به این گستره از امواج باشد. برای نمایش چگونگی تبدیل اشعه ایکس به پرتوهای نور مرئی در این صفحات و مؤثر بودن این تبدیل، فاکتور تقویت با نسبت زیر تعریف می شود:

$$\text{پرتو دهی لازم بدون صفحات} \\ \text{پرتو دهی لازم با صفحات} = (I.F) \text{ فاکتور تقویت}$$

فاکتور تقویت (که تا ۵۰ هم می رسد) می تواند نسبتی برای نمایش کاهش دوز بیمار ناشی از به کارگیری این صفحات باشد. اگر چه صفحات تقویت کننده، دوز بیمار را تا ۵۰ برابر کاهش می دهند، ولی همان طور که گفته شد عیب عمده آنها این است که وضوح تصویر را کم می کنند ولی با توجه به ضرورت کاهش دوز بیمار غالباً این صفحات به کار می روند.

کاست رادیوگرافی

جعبه ای است شامل لایه های غیر قابل نفوذ به نور مرئی، که صفحات تقویت کننده و فیلم رادیولوژی را به صورت ساندویچی در خود جای می دهد. سطح داخلی کاست توسط صفحات تقویت کننده پوشانده شده است. صفحه ی بالایی کاست که در معرض تابش اشعه است نسبت به اشعه x شفاف بوده و از جنس یک ماده ی سبک یا پلاستیک است. صفحه ی پشتی کاست، از جنس فلزی با عدد اتمی بالا است تا تشعشعات جذب نشده در صفحات تقویت کننده یا فیلم را جذب کند و اجازه ی پراکندگی و سپس برگشت آنها را به فیلم ندهد. فیلم و کاست ها در اندازه های مختلفی می باشند که اندازه های مرسوم عبارتند از: ۳۵ × ۴۳ cm، ۳۵ × ۳۵ cm، ۳۰ × ۴۰ cm، ۲۴ × ۳۰ cm و ۱۸ × ۲۴ cm.

روش های رادیولوژی بدون فیلم

در این روش ها سیستم دیجیتالی و مونیتور نمایش جایگزین فیلم و اسکرین می شود. هدف از رادیولوژی دیجیتال، نمایش اطلاعات تصاویر اشعه ایکس به صورت عددی می باشد. بر این اساس، فضای تصاویر آنالوگ که اطلاعات در آنها به صورت پیوسته در ذرات هالوئید نقره ثبت می شود به تعدادی سلول های تصویر مجزا (بنام pixel) تقسیم شده و مجموع تعداد فوتون هایی که به هر سلول برخورد می کنند به عنوان میانگین

1. Calcium Tungstate
2. rare earth

اطلاعات ضرایب جذب بافت‌های مسیر این فوتون‌ها آشکار شده و ثبت می‌گردد. بنابراین یک تصویر عبارتست از یک ماتریس دوبعدی از پیکسل‌ها، و هر پیکسل واجد یک عدد (در مقیاس خاکستری) یا روشنایی (Brightness) است که نشانگر میانگین فوتون‌های وارد شده به آن است.

جهت به دست آوردن یک تصویر دیجیتالی، یک سیستم آشکارساز لازم است تا بتواند فوتون‌های اشعه ایکس را با کارایی بالا ثبت کند و به علاوه توان فراهم کردن اطلاعات فضایی مربوط به توزیع تشعشع را نیز داشته باشد.

بعد از کسب اطلاعات تصویر و دیجیتایز کردن آن، باید دو عمل دیگر هم که در فیلم صورت می‌گیرد در این نوع روش تصویربرداری نیز انجام شود؛ تشکیل تصویر قابل رؤیت، و ذخیره اطلاعات برای مراجعات آینده. هر سه عمل، در تصویربرداری دیجیتالی آسان‌تر و مؤثرتر از رادیوگرافی معمولی خواهند بود. به علاوه در این روش امکان انجام موارد دیگر از قبیل پردازش، انتقال اطلاعات، بازیابی سریع، و ثبت و فشرده سازی تصاویر مهیا است.

بخش ششم: کیفیت تصویر در رادیولوژی

تشعشع‌های پراکنده و راه‌های کاهش آن

به دلیل پدیده برخورد کمپتون در بافت که در اکثر موارد اتفاق می‌افتد، تولید پرتوهای پراکنده غیرقابل اجتناب است. حذف کامل این پرتوهای پراکنده از مسیر اولیه اشعه (در صورتی که به فیلم نرسند) مثل جذب پرتو، اطلاعات بافت را به همراه دارد. ولی بخشی از پرتوهای پراکنده که به فیلم می‌رسند (به دلیل انحراف از مسیر اولیه با زاویه کوچک)، اطلاعات غیرمفید را به فیلم می‌رسانند و باعث محوی می‌شوند. این گونه پرتوها باید توسط ابزارهای مربوطه (مثل گرید) و یا به کارگیری تکنیک‌های خاص حذف شوند. روش‌هایی که باعث حذف پرتوهای پراکنده می‌شوند عبارتند از:

الف: استفاده از وسیله‌ای که تشعشعات زاویه‌دار را جذب می‌کند مثل گرید (بوکی یا شبکه).

ب: به کارگیری دیافراگم (کولیماتور) به طریقی که اندازه میدان تا حد امکان کاهش یابد.

ج: استفاده از وسایل فشارنده مثل کمپرسور که بدین طریق ضخامت بافت تا حد امکان کاهش یابد.

د: افزایش فاصله بین بیمار و فیلم به جهت حذف پرتوهای زاویه‌دار و عدم برخورد آنها به فیلم (در مواردی که بزرگ‌نمایی تصویر مشکل تشخیصی ایجاد ننماید).

ه: استفاده از تکنیک تصویربرداری مناسب مثل کاهش kVp در حد ممکن

نیم‌سایه^۲ و عوامل مؤثر در وضوح تصویر

نیم‌سایه هندسی: اگر منبع تولید پرتو ایکس نقطه‌ای باشد، تصویر بسیار واضح خواهد بود. ولی اگر اندازه‌ی منبع بزرگ باشد باعث ایجاد نیم‌سایه در اطراف تصویر خواهد شد (شکل ۳۳-۴). این امر باعث حذف جزئیات و اجزاء ریز در تصویر می‌شود و لبه‌های اجسام محو و نامشخص می‌شود.

1. Compressor

2. Penumbra

غالباً کوشش بر این است که اندازه‌ی منبع (یا به عبارت دیگر اندازه نقطه کانونی) تا جایی که ممکن است کوچک شود. عوامل دیگری نیز در افزایش نیم‌سایه‌ها مؤثرند که فاصله بیمار تا منبع پرتو و همچنین فاصله بیمار تا فیلم از آن جمله هستند. از رابطه زیر پهنای نیم‌سایه محاسبه می‌شود و مقدار آن در اثر عوامل زیر افزایش می‌یابد:

$$\frac{U_g}{u_g} = \frac{OF}{OS}$$

(الف) افزایش اندازه‌ی لکه کانونی (منبع تشعشع S)

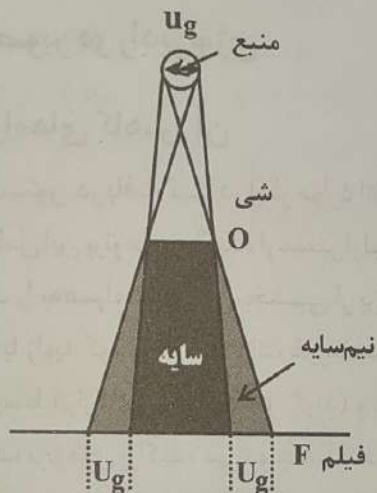
(ب) افزایش فاصله شیء (بیمار) تا فیلم

(ج) کاهش فاصله منبع تشعشع تا شیء

U_g = پهنای نیم‌سایه

OF = فاصله شیء تا فیلم

OS = فاصله لکه کانونی تا شیء



شکل ۳۳-۴: اثر نیم‌سایه (محوی) هندسی

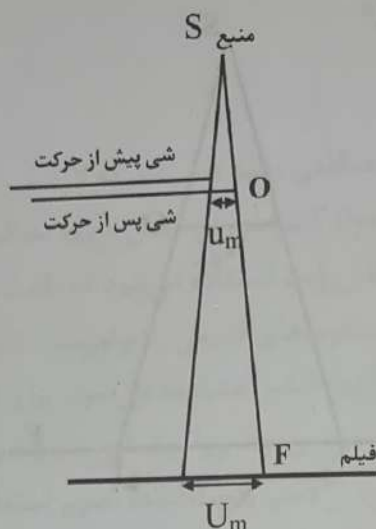
محوی حرکتی

حرکت بیمار، فیلم، یا لامپ اشعه ایکس، در حین تابش اشعه به بیمار، باعث محوی جزئیات و لبه‌های تیز در تصویر کلیشه می‌شود. این پدیده را عدم وضوح یا محوی حرکتی می‌گویند. نمونه این مورد را می‌توان در رادیوگرافی قفسه سینه مشاهده نمود.

در هنگام رادیوگرافی سینه، بیمار باید نفس خود را حبس نماید. البته حرکت غیرارادی قلب هنگام پرتودهی یکی از دلایل محو شدن تصویر آن می‌باشد. عدم وضوح تصویر را می‌توان با کم کردن سرعت حرکت بیمار و کوتاه نمودن زمان تابش اشعه به بیمار کاهش داد. رابطه زیر بیانگر نحوه ارتباط حرکت

$$\frac{U_m}{u_m} = \frac{SF}{OS}$$

بیمار و جابجایی تصویر است:



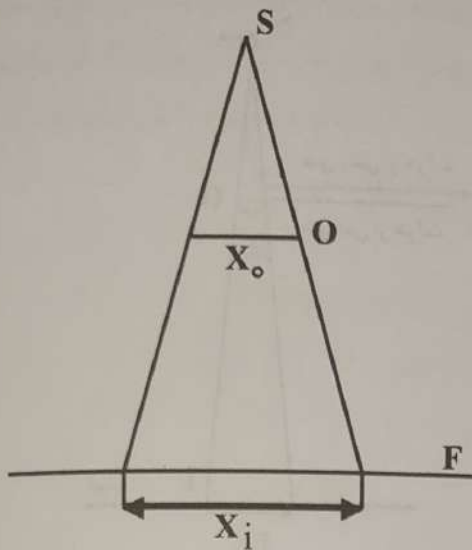
شکل ۳۴-۴: اثر محوی حرکتی

بزرگ‌نمایی^۱

با عبور اشعه ایکس از ساختارهای آناتومیکی بدن و جذب افتراقی اشعه ایکس، تصاویر ثبت‌شده این ساختارها تا حدودی بزرگ‌تر نمایان می‌شوند. میزان این بزرگی (فاکتور بزرگ‌نمایی MF) به دو عامل بستگی دارد: فاصله نقطه‌ی کانونی منبع از شیء، و دیگری فاصله‌ی نقطه کانونی از فیلم. این فاکتور به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$MF = \frac{\text{فاصله منبع از فیلم}}{\text{فاصله منبع از شیء}} \rightarrow MF = \frac{x_i}{x_o} = \frac{SF}{OS}$$

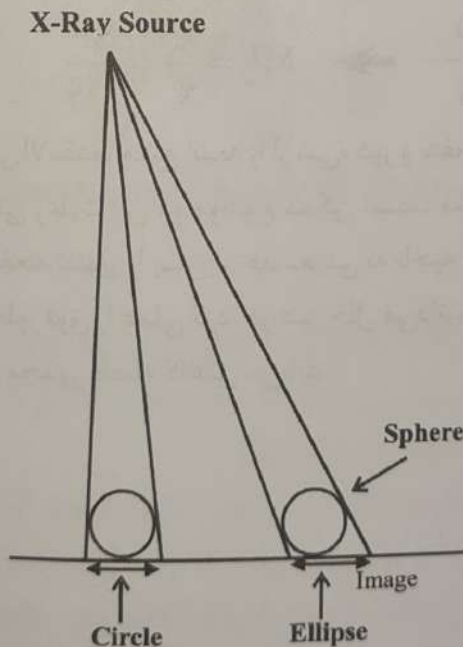
برای رفع این عیب باید حتی الامقدور منبع اشعه را از شیء دور و صفحه تصویر (فیلم) را به آن نزدیک نمود. اما همیشه و در هر حالتی رعایت این دو موضوع ممکن نیست مثلاً برای رادیوگرافی قسمت‌های عمقی (مثل کلیه) نمی‌توان صفحه تصویر را بیش از حد معینی به ناحیه موردنظر نزدیک نمود. در اینجا باید با دور کردن منبع اشعه منظور فوق را عملی کرد. در عین حال می‌دانیم که دور کردن منبع محدودیت دارد، زیرا شدت اشعه با عکس مجذور فاصله کاهش می‌یابد.



شکل ۳۵-۴: اثر بزرگ‌نمایی

تغییر شکل تصویر

پرتو خروجی از لامپ اشعه ایکس واگراست. لذا ممکن است به دلیل زاویه‌ی متفاوت تابش و تغییر در بزرگ‌نمایی در قسمت‌های مختلف میدان تشعشع، تغییر شکل اجزاء تشکیل‌دهنده تصویر رخ دهد (طبق شکل ۳۶-۴). جهت کاهش اثر تغییر شکل، فاصله‌ی شیء تا فیلم را کم کرده و بافت مورد تصویربرداری تا حد ممکن در مرکز میدان قرار داده می‌شود.



شکل ۳۶-۴: اثر تغییر شکل

بخش هفتم: مباحث ویژه

فلوئوروسکوپی

تکنیک‌های فلوئوروسکوپی هنگامی مفید هستند که لازمست حرکتی همچون جابجایی مواد در مجرای گوارشی پس از بلعیدن مواد کنتراست‌زا (مثل باریوم) مطالعه شود. در این روش به‌جای فیلم از صفحات شیشه‌ای فلورسانس قابل‌رؤیت استفاده می‌شود که باعث مرئی کردن تصویر در هنگام تشعشع رادیوگرافی می‌شود. در فلوئوروسکوپ‌های قدیمی رادیولوژیست تصویر فلورسانس تولیدشده را در روی یک صفحه در طرف مقابل لامپ اشعه ایکس مشاهده می‌نمود. برای این کار، استفاده از یک اتاق تاریک و تطابق دید رادیولوژیست با تاریکی ضروری بود، زیرا روشنایی تصویر جهت رؤیت آن در روز کفایت نمی‌کرد. در فلوئوروسکوپ‌های مدرن، از لامپ تقویت‌کننده تصویر استفاده شده است. در تقویت‌کننده‌های تصویر، صفحه ورودی لامپ، ابتدا اشعه ایکس را تبدیل به نور مرئی، و سپس بلافاصله توسط لایه فتوکاتد تبدیل به الکترون می‌کند. یک جریان الکترونی می‌تواند توسط اختلاف پتانسیل ایجادشده در دو سر لامپ به سمت صفحه خروجی شتاب بگیرد و حدود ۵۰ برابر تقویت شود. از آنجائیکه ابعاد صفحه ورودی، حدود ۱۰ برابر صفحه خروجی است، می‌توان انتظار داشت که تقویتی معادل ۱۰۰ برابر نیز در شدت پرتوهای برخوردی به هر نقطه صفحه خروجی به‌دست آید. لذا تشعشع در مجموع حدود ۵۰۰۰ برابر تقویت می‌شود. صفحه خروجی نیز از جنس فلوئورسانس است تا تصویر نورانی شدیدی را ایجاد نماید. اگرچه دیدن این صفحه مستقیماً توسط رادیولوژیست امکان‌پذیر است ولی تصویر حاصل توسط دوربین‌های ویدئویی^۱ ثبت شده و سیگنال ویدئویی از طریق این دوربین به یک تلویزیون مدار بسته هدایت می‌شود و رادیولوژیست تصویر را در تلویزیون مشاهده می‌نماید. این دوربین‌ها و مونیتورهای نمایشگر تصویر، امکان تازه کردن^۲ و نمایش حدود ۲۵ تصویر در ثانیه را فراهم می‌کنند. لذا یک تصویر دینامیکی^۳ و زنده از یافت، حرکت اجزاء آن را نشان می‌دهد.

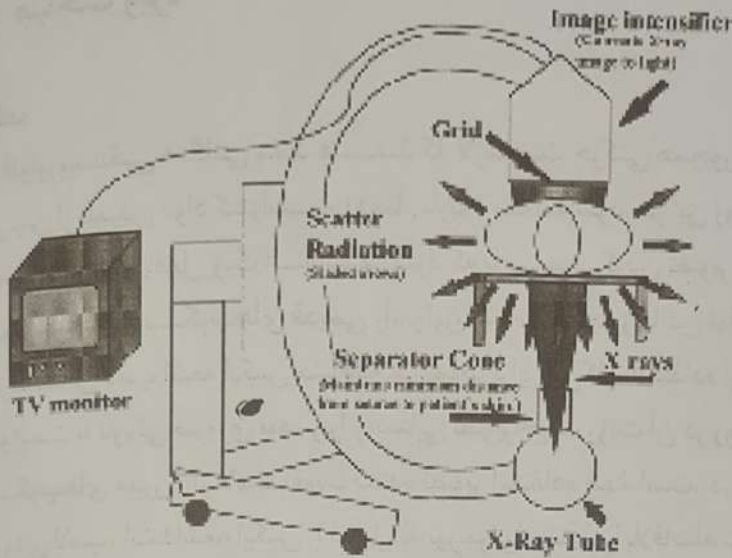
تصاویر به‌دست آمده توسط تقویت‌کننده‌های تصویر را می‌توان بر روی فیلم‌های مخصوص فیلم‌برداری و یا در یک دستگاه ویدئو ضبط نمود و سپس در فرصت مناسب بررسی کرد. در فلوئوروسکوپی مقدار جریان لامپ کمتر از ۵ mA است.

اگرچه صدها فوتون نوری از جذب یک فوتون x با صفحه فلوئوروسکوپی ایجاد می‌شوند، بخش بسیار کوچکی از این تعداد توسط مردمک چشم دریافت می‌شود. از آنجائیکه تعداد قابل توجهی فوتون نوری لازم است تا یک حس بینایی را تولید نماید، ده‌ها فوتون x جهت ایجاد یک حس بینایی لازم است.

1. Video camera

2. Refresh

3. Dynamic

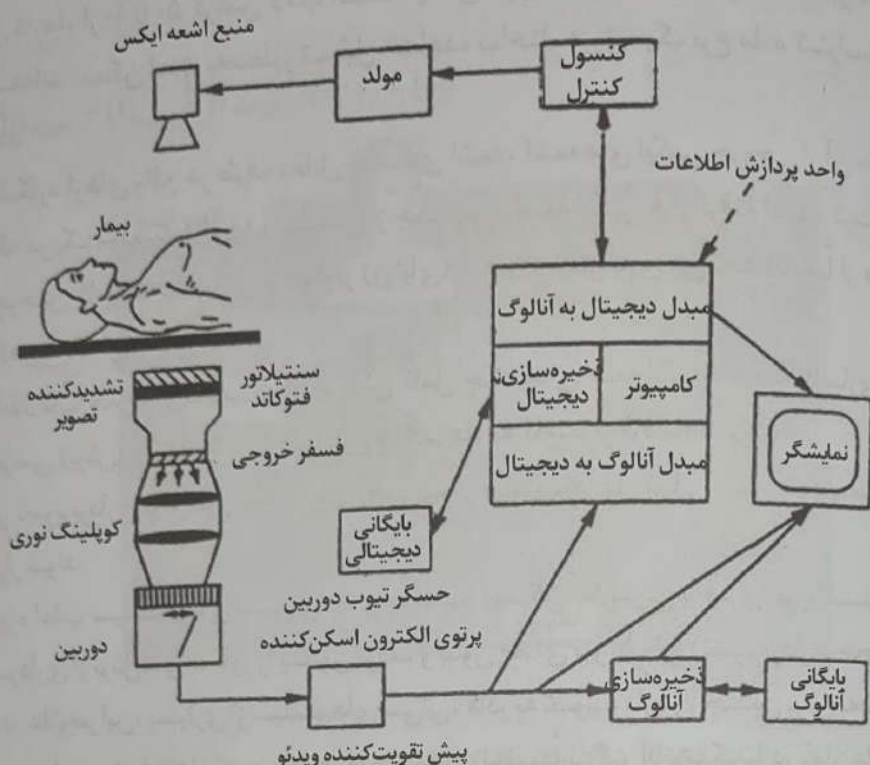


شکل ۳۷-۴: یک نوع سیستم فلوروسکوپی (C-Arm) که در آن از لامپ تقویت کننده تصویر استفاده شده است.

دیجیتایزر

در اکثر دستگاه‌های فلوروسکوپی که امروزه استفاده می‌شوند، قبل از اینکه سیگنال‌های ویدئویی دربرگیرنده اطلاعات تصویر بر روی مونتور نشان داده شوند، توسط یک برد دیجیتایزر و یا اسکنر به صورت دیجیتالی درمی‌آیند و روی سیستم یک کامپیوتر ذخیره می‌شوند. این عمل، امکان بازیابی و نمایش تصاویر را در هر زمان فراهم می‌کند. به علاوه می‌توان با انجام پردازش‌های مورد نیاز، قبل از نمایش تصحیحات لازم روی تصاویر را انجام داد. اساس کار دستگاه‌های آنژیوگرافی دیجیتالی یا DSA^۲ که امروزه استفاده می‌شوند همین است. از این دستگاه می‌توان به عنوان یک ابزار قدرتمند جهت تشخیص‌های تخصصی قلبی عروقی نام برد.

1. Digitizer
2. Scanner
3. Digital Subtraction Angiography



شکل ۳۸-۴: بلوک دیاگرام سیستم فلوئوروسکوپی دیجیتالی

سی تی اسکن

اگرچه سی‌تی‌اسکن نیز همانند دستگاه‌های رادیولوژی دیگر بر اساس جذب افتراقی اشعه ایکس دریافت‌های مختلف کار می‌کند، به‌عنوان یک روش برش‌نگاری محوری کامپیوتری شناخته می‌شود و شکل متفاوتی از تصویربرداری را به‌صورت تصویربرداری مقطع عرضی فراهم می‌آورد. ریشه‌ی واژه‌ی «توموگرافی»^۲ در لغت یونانی «تومو» به‌معنی برش^۳ یا مقطع، و لغت «گراف» به‌معنی ترسیم می‌باشد. سیستم تصویربرداری سی‌تی، معمولاً تصویری از مقاطع عرضی آناتومی را تولید می‌کند. تصاویر این مقاطع عرضی برای اهداف درمانی و تشخیصی مختلفی به‌کار می‌روند.

اجزاء و طرز کار سیستم سی تی اسکن:

- (۱) یک میز دارای موتور، بیمار را به داخل یک تونل دایروی در سیستم حرکت می دهد.
- (۲) هنگامی که بیمار داخل سیستم تصویربرداری سی تی قرار داده می شود، یک چشمه اشعه ای ایکس حول این دالان دایروی می چرخد. یک گردش تکی، حدوداً ۱ ثانیه به طول می انجامد. چشمه اشعه ایکس، پرتوی باریکی به شکل فن تولید می کند که بخشی از بدن بیمار را مورد تابش قرار می دهد. ضخامت این پرتو می تواند از ۱ تا چندین ۱۰ میلی متر باشد. در آزمایشات تشخیصی، فازهای مختلفی وجود دارند که هر

1. Computed Tomography
2. tomography
3. Slice

یک از این فازها، از ۱۰ تا ۵۰ گردش لامپ اشعه ایکس حول بیمار به همراه حرکت میز در دالان دایروی تشکیل شده‌اند. ممکن است به منظور تسهیل مشاهده ساختار عروق، یک نوع ماده کنتراست را به بیمار تزریق گردد.

۳) آشکارسازهای واقع در طرف مقابل چشمه‌ی اشعه، اشعه‌های ایکس خروجی از آن بخش از بدن بیمار را که در یک موقعیت (زاویه) مشخص از چشمه‌ی اشعه ایکس قرار گرفته است، ثبت می‌نمایند. در یک چرخش کامل تعداد زیادی از تصاویر (زوایای) متفاوت جمع‌آوری می‌گردد (تقریباً از هر زاویه یک تصویر، که پروجکشن نام دارد).

۴) اطلاعات جمع‌آوری شده از هر چرخش کامل چشمه‌ی اشعه ایکس، جهت بازسازی یک تصویر مقطع عرضی (برش) از اندام‌های داخلی بدن و بافت‌ها، به کامپیوتر فرستاده می‌شوند. برای تصویربرداری برش‌های مجاور باید تخت بیمار بیشتر به داخل تونل منتقل شود و سپس مراحل فوق تکرار شوند.

امروزه اغلب سیستم‌های سی‌تی، قادر به انجام اسکن مارپیچی یا فنری می‌باشند که امکان تصویربرداری از برش‌های مجاور را بدون توقف و بدون فضای بین لایه‌ای (تصویربرداری حجمی) فراهم می‌نماید. علاوه بر این، بسیاری از سیستم‌های سی‌تی، قادر به تصویربرداری از چندین برش به طور همزمان می‌باشند. این پیشرفت‌ها، تصویربرداری از حجم‌های نسبتاً بزرگتر آناتومیک را در زمان‌های به نسبت کمتری مقدور می‌سازند. پیشرفت دیگری در فناوری سی‌تی، استفاده از پرتوی الکترون یا EBCT می‌باشد. اساس تشکیل تصاویر در EBCT، مشابه با سی‌تی معمولی است با این تفاوت که این اسکنر (خواه تک برشی و خواه چندبرشی)، مستلزم هیچ بخش متحرکی برای تولید تصاویر نمی‌باشد. بنابراین اسکنر EBCT، امکان اخذ تصویر سریع‌تری را نسبت به اسکنرهای سی‌تی متداول فراهم می‌کند و برای کاربردهای فلوئوروسکوپی سی‌تی و آنژیوگرافی سی‌تی مناسب هستند.

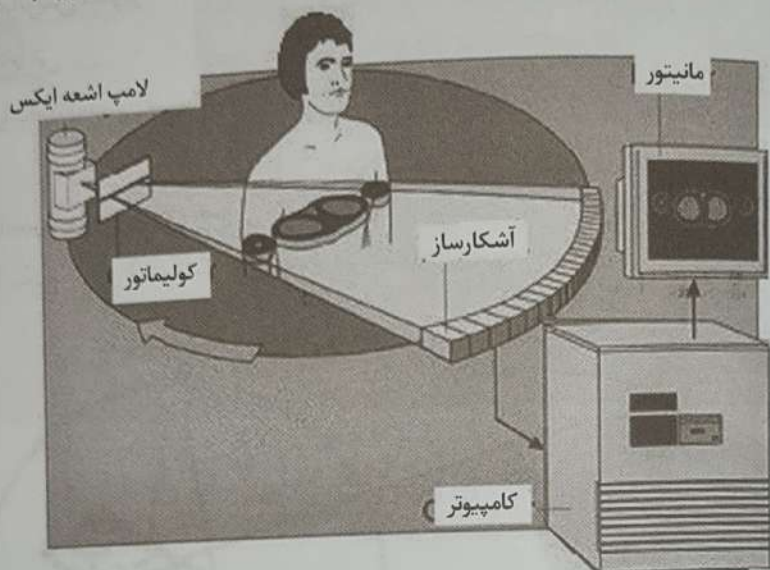
عدد سی‌تی (CT number)

عدد سی‌تی معادل و هم‌معنی دانسیته اپتیکی در فیلم می‌باشد و میزان روشنایی یا تاریکی (سطح خاکستری)^۱ عناصر تصویر را نشان می‌دهد. در سی‌تی‌های اخیر معمولاً 512×512 پیکسل با ۴۰۹۶ سطح خاکستری وجود دارد. ابتدا اطلاعات حاصل از پروجکشن‌ها در زوایای اطراف بیمار توسط یک برنامه محاسباتی کامپیوتری پردازش می‌شود و بازسازی تصویر دوبعدی صورت می‌پذیرد. محصول بازسازی تصویر، یک ماتریس^۲ دوبعدی از اعداد اعشاری بین صفر تا یک است که این اعداد مربوط به ضریب کاهش (جذب) بافت‌های موجود در وکسل‌های^۴ لایه‌ی تصویر (برش) می‌باشند. این مقادیر در حدود $1000 - 3000$ برابر بزرگ می‌شوند. در این بزرگ شدن، نسبت به ضریب تضعیف آب تعدیل^۵ می‌شوند. عدد CT از رابطه

1. Electron Beam Computed Tomography
2. gray level
3. matrix
4. Voxel
5. normalize

$$1000 \times (\mu_{\text{pixel}} - \mu_{\text{water}}) / \mu_{\text{water}} = \text{CT number}$$

(۴-۲۰)



شکل ۳۹-۴: دیگرام شماتیک تشکیل تصویر در سی تی اسکن

کیفیت تصویر در سی تی اسکن

ضخامت برش^۱، توسط اندازه فیزیکی تشعشع ایکس در اثر محدود شدن با کولیماتور و اندازه آشکارساز مشخص می شود. اگر اندازه ی ضخامت برش کاهش یابد، باعث بهبود قدرت تفکیک فضایی^۲ (قدرت تفکیک اجزاء ریز تصویر از یکدیگر) می شود. ولی از آنجائیکه تعداد فوتون ها در هر سلول تصویر کاهش می یابد، نسبت نویز تصویر افزایش یافته و لذا قدرت تفکیک دانسیته^۳ و نسبت سیگنال به نویز^۴ کاهش می یابد.

چون اندازه ی پیکسل در سی تی حدود ۰/۵mm است، قدرت تفکیک فضایی آن بدتر از سیستم فیلم با اسکرین می باشد (به عنوان مثال قدرت تفکیک فیلم ماموگرافی ۰/۰۵mm می باشد). اما چون دوز تشعشع در سی تی اسکن بالاست و تعداد فوتون ها در وکسل ها به شدت افزایش می یابد، قدرت تفکیک دانسیته و نسبت SNR بسیار بهتر است. کنتراست قابل تشخیص در سی تی اسکن حدود ۰/۵٪ است، در صورتی که در فیلم حداقل ۵٪ کنتراست نیاز است تا تغییرات قابل رؤیت باشند.

به طور کلی، قدرت تفکیک فضایی در سی تی اسکن به عوامل زیر بستگی دارد که بدون رعایت این عوامل و انتخاب پارامترهای تصویربرداری مناسب، امکان تشخیص ضایعات کم دانسیته و دیدن اجسام

1. Slice thickness
2. Spatial resolution
3. Density Resolution, S/N
4. Signal to Noise Ratio (SNR)

ریز در تصویر وجود ندارد:

۱- اندازه‌ی آشکارسازها و فاصله بین آنها

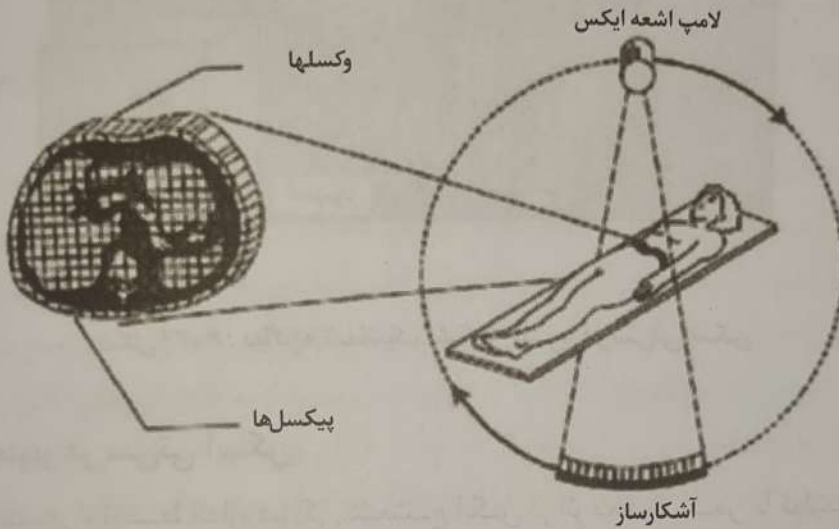
۲- اندازه‌ی ماتریس تصویر

۳- ضخامت برش

۴- خصوصیات هندسی سیستم: شامل اندازه‌ی لکه‌ی کانونی، فاصله لامپ اشعه با بیمار و یا آشکارساز و..

۵- برنامه کامپیوتری بازسازی تصویر

۶- سرعت اسکن کردن (حرکات را محدود می‌کند)



شکل ۴۰-۴: طریقه نگاره برداری و تشکیل تصویر برشی در سی‌تی اسکن

زیست‌شناسی پرتو و حفاظت

بخش اول: زیست‌شناسی پرتوی

انواع پرتوهای یون‌ساز مورد استفاده در پزشکی

در پزشکی، پرتوهای یون‌ساز گوناگونی کاربرد دارند که می‌توان آنها را به دو گروه اصلی طبقه‌بندی کرد. گروه اول شامل پرتوهای الکترومغناطیسی ایکس و گاما، و گروه دوم شامل پرتوهای ذره‌ای هستند. پرتوهای ایکس و گاما از نوع امواج الکترومغناطیسی هستند، ولی از طرف دیگر می‌توان آنها را به صورت بسته‌هایی از انرژی بنام فوتون نیز در نظر گرفت. یک پرتو یون‌ساز، انرژی کافی برای شکستن پیوندهای شیمیایی را دارد و در صورت جذب توسط یک بافت زنده موجب ایجاد یک‌سری تغییرات بیولوژیک در آن می‌شود.

پرتوهای ذره‌ای که در واقع از ذرات مادی تشکیل شده‌اند، عبارتند از: الکترون‌ها، پروتون‌ها، ذرات آلفا، نوترون‌ها، و یون‌های سنگین. الکترون‌ها ذرات کوچک با بار منفی هستند که سرعتشان می‌تواند در انرژی‌های بالا به سرعت نور نزدیک شود. پروتون‌ها ذرات باردار مثبتی هستند که جرمشان تقریباً ۲۰۰۰ برابر الکترون‌هاست. ذره آلفا، اتم هلیوم دو بار یونیده است. نوترون‌ها ذراتی بدون بار و با جرمی معادل جرم پروتون هستند و یون‌های باردار سنگین هسته عناصری چون نیتروژن، کربن، بور، نئون، یا آرگون هستند. به‌جز الکترون که در رادیوتراپی کاربرد بسیاری دارد، استفاده از این پرتوها هنوز چندان متداول نیست و بیشتر در تحقیقات و نیز به عنوان مکمل در رادیوتراپی به‌کار گرفته می‌شوند.

آثار و خصوصیات فیزیکی پرتوهای یون‌ساز

ماده‌ای که تحت تابش پرتو یون‌ساز قرار می‌گیرد، انرژی پرتو را جذب نموده و یونیزه می‌شود. جذب انرژی و یونیزاسیون در ماده یک اثر کاملاً فیزیکی است که منجر به بروز آثار بیولوژیک در بافت زنده

خواهد شد. مقدار انرژی جذب شده در واحد جرم ماده را "دوز جذب شده" می نامند و با واحد "گری" بیان می کنند.

پرتوهای یون ساز به هنگام عبور از ماده با اتم های محیط برخورد نموده و تمام یا بخشی از انرژی آنها صرف یونیزاسیون اتم ها می شود. پرتوهای ایکس، گاما و الکترون انرژی خود را به تدریج و طی برخوردهای بسیار و به طور پراکنده در ماده به جای می گذارند. بنابراین مسیر نسبتاً طولانی را در بافت طی می نمایند یا به عبارتی قدرت نفوذ زیادی دارند. این در حالیست که پرتوهای دیگر می توانند انرژی خود را به صورت متمرکز و در فاصله کوتاهی کاملاً مبادله نموده و متوقف شوند. کمیت "انتقال خطی انرژی" (LET)^۳ می تواند ویژگی فوق را به صورت کمی شرح دهد. LET مقدار انرژی انتقال یافته به محیط مادی در واحد طول مسیر پرتو می باشد. پرتوهای ایکس، گاما، و الکترون LET پایین^۴ دارند، در حالی که پرتوهای ذره ای چون پروتون، نوترون، آلفا، و یون های سنگین، انرژی خود را به صورت متمرکز در اطراف نقطه برخورد آزاد نموده و بنابراین LET بالا^۵ دارند.

ضرب کیفی پرتو (QF)^۶، ضرب وزنی پرتو (Wr)^۷، اثر نسبی بیولوژیکی (RBE)^۸

دوز جذب شده به تنهایی برای پیش بینی وخامت آثار بیولوژیکی پرتوهای یون ساز کافی نیست و لازم است نوع پرتو نیز مشخص شود. کمیتی بنام دوز معادل تعریف می شود که در برگیرنده هر دو عامل مقدار دوز جذب شده توسط بافت و نیز نوع پرتو است. دوز معادل، حاصل ضرب دوز جذب شده در ضرب کیفی پرتو (QF) است (رابطه ۱-۶).

$$H = D \times QF \quad (۱-۶)$$

که در آن H دوز معادل و D دوز جذب شده می باشد.

QF برای پرتوهای مختلف متفاوت است. هرچه اثر تخریبی پرتو بیشتر باشد QF آن نیز بیشتر است. QF با LET نسبت مستقیم دارد. بنابراین پرتوهای با LET بالا، ضرب کیفی بیشتری دارند و درازا جذب دوز معینی، دوز معادل بیشتری نسبت به پرتوهای با LET پایین ایجاد می کنند. در متون جدید و براساس گزارش ICRP-۶۰^۹ به جای QF ضرب دیگری بنام ضرب وزنی پرتو W_r جایگزین شده است که مقادیر آن اندکی از مقادیر QF متفاوت است. QF برای پرتوهای با LET مختلف مشخص شده است در حالی که W_r برای پرتوهای با انرژی مختلف معین شده است. در تعیین W_r برای پرتوهای مختلف از اثر نسبی بیولوژیکی آنها استفاده شده است. مقادیر QF و W_r در جداول (۱-۶) و (۲-۶) آمده است.

1. Absorbed Dose

2. Gray

3. Linear Energy Transfer

4. Low LET Radiation

5. High LET Radiation

6. Quality Factor

7. Weighting Factor

8. Relative Biological Effectiveness

9. International Commission on Radiological Protection

جدول ۶-۱: ضرایب کیفی پرتوهای با LET مختلف

QF	متوسط LET در آب (MeV/cm)
۱	≤ 35
۱-۲	۳۵-۷۰
۲-۵	۷۰-۲۳۰
۵-۱۰	۲۳۰-۵۳۰
۱۰-۲۰	۵۳۰-۱۷۵۰
۲۰	≥ 1750

جدول ۶-۲: ضرایب وزنی پرتوهای با انرژی مختلف

نوع و محدوده انرژی پرتو	ضریب وزنی پرتو
فوتون‌ها	۱
الکترون‌ها و میون‌ها	۱
پروتون‌ها و پیون‌های باردار	۲
ذرات آلفا، محصولات شکاف، یون‌های سنگین	۲۰
نوترون‌ها	یک منحنی پیوسته به صورت تابعی از انرژی نوترون

اثر نسبی بیولوژیک (RBE)، قابلیت نسبی پرتوهای با LET مختلف را در ایجاد یک اثر بیولوژیکی خاص شرح می‌دهد. RBE برای یک نوع خاص از پرتو عبارتست از: نسبت دوز پرتو مرجع (پرتو ایکس ۲۵۰ kVp) به دوز پرتو مورد نظر که هر دو یک اثر بیولوژیکی یکسان را در یک محیط یکسان، ایجاد می‌نمایند.

$$RBE = \frac{\text{دوز جذبی پرتو ایکس } 250 \text{ KV}_p \text{ بر حسب گری (پرتو مرجع)}}{\text{دوز جذبی پرتو مورد آزمایش بر حسب گری}}$$

(۶-۲)

بدیهی است هر چه اثر تخریبی پرتو بیشتر باشد RBE آن بیشتر خواهد بود.

دسته‌بندی اثرات زیستی پرتوهای یون‌ساز

جذب انرژی پرتو، یک فرآیند کاملاً فیزیکی است که می‌تواند در بافت زنده و یا در هر ماده دیگری رخ دهد. ولی آنچه برای ما حائز اهمیت است، بررسی آثار بیولوژیک ناشی از جذب انرژی در بافت زنده است. در سیستم‌های زنده، آسیب بیولوژیک ناشی از تابش در سه سطح مولکولی، سلولی، و عضوی اتفاق

کامل و در چند دور در هر جلسه درمان انجام شود، و گاهی ممکن است چرخش کامل نبوده و به زاویه معینی محدود شود تا مناطق حساس به پرتو را در برنگیرد (Arcttherapy).

بخش سوم: حفاظت در برابر پرتوها

منابع پرتوهای یون ساز

منابع پرتوهای یون ساز به دو گروه طبیعی و مصنوعی تقسیم می‌شوند:

منابع پرتوزای طبیعی: شامل پرتوهای کیهانی، رادیونوکلئیدهای حاصل از برخورد پرتوهای کیهانی با جو زمین و رادیونوکلئیدهای اولیه موجود در پوسته زمین و محصولات پرتوزای آنهاست. هیچ راهی برای کاهش منابع پرتوزایی طبیعی وجود ندارد و لزومی هم احساس نمی‌شود. چون بشر از آغاز زندگی روی زمین، همواره تحت تابش این منابع پرتوزا قرار داشته است و علیرغم پیدایش جهش‌های ژنتیکی در اثر این پرتوها به زندگی طبیعی خود ادامه داده است.

میزان دریافت پرتوهای کیهانی توسط جمعیت‌های انسانی بستگی به موقعیت محل زندگی آنها دارد. مناطقی که در سطح دریا هستند نسبت به مناطق مرتفع، پرتوهای کیهانی کمتری دریافت می‌کنند؛ چون ارتفاع جو در این مناطق بیشتر است و مقدار بیشتری از پرتوهای کیهانی توسط آن جذب می‌گردد. مواد پرتوزای موجود در پوسته زمین که از زمان شکل‌گیری زمین وجود داشته‌اند، رادیونوکلئیدهای اولیه نامیده می‌شوند و نیمه‌عمری تقریباً برابر با عمر زمین دارند. این مواد در مصالح ساختمانی و در بعضی از مواد مصرفی وجود دارند. علاوه بر این رادیونوکلئیدها، نوترون نیز که از اجزاء پرتوهای کیهانی است، در برخورد با هسته‌های پایدار موجود در جو زمین، رادیونوکلئیدهایی تولید می‌کند.

پرتوگیری ناشی از منابع طبیعی به دو صورت خارجی و داخلی انجام می‌گیرد. پرتوگیری خارجی به این معنی است که پرتوهای کیهانی و پرتوهای ناشی از مواد رادیواکتیو، که منشأ زمینی دارند، از خارج بدن انسان را تحت تابش قرار می‌دهند و بخشی از انرژی آنها ضمن عبور از بدن جذب می‌شود. ولی پرتوگیری داخلی ناشی از مواد رادیواکتیوی است که از طریق خوردن، آشامیدن، و تنفس وارد بدن می‌شوند؛ به‌عنوان مثال ^{40}K و ^{14}C از طریق خوردن، و گاز رادن ^{222}Rn از طریق تنفس وارد بدن می‌شوند. این عناصر و بعضی عناصر رادیواکتیو دیگر موجب پرتوگیری داخلی می‌شوند.

منابع پرتوزای مصنوعی: رشد تکنولوژی هسته‌ای باعث ساخت رآکتورهای هسته‌ای، تولید مواد رادیواکتیو مصنوعی و منابع تولید پرتوهای ایکس و گاما گردیده است. این منابع پرتوزا در صنعت و پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. توسعه کاربرد این منابع پرتوزا سبب افزایش پرتوگیری جامعه انسانی شده است. در این میان، بیشترین سهم را پرتوگیری از مصارف پزشکی به خود اختصاص داده است. بیشترین پرتوگیری از مصارف پزشکی نیز مربوط به پرتوشناسی تشخیصی و آزمایشات پزشکی هسته‌ای است.

پرتوگیری شغلی^۱

هر نوع پرتوگیری افراد به واسطه اشتغال را پرتوگیری شغلی می‌نامند. پرتوگیری شغلی شامل پرتوگیری در معادن اورانیوم، نیروگاه‌های هسته‌ای، مراکز تشخیصی درمانی، خدمه پروازهای تجاری، و فعالیت‌های متفرقه نظیر پژوهش و... است.

پرتوکاران در نواحی کنترل شده کار می‌کنند. ناحیه کنترل شده عبارتست از ناحیه مشخصی که در آن پرتوگیری افراد زیر نظر سرپرست حفاظت پرتوی انجام می‌گیرد. بدین معنی که در این نواحی ورودی‌ها، میزان اشغال فضا، و شرایط محیط کار از نظر حفاظت پرتوی کنترل می‌شود.

جدول ۶-۶: متوسط دوز مؤثر سالانه شغلی در آمریکا

طبقه شغل		متوسط دوز مؤثر سالانه	
		mrem	mSv
کارگران معدن اورانیوم		۱۲۰۰	۱۲
کاربران نیروگاه هسته‌ای		۶۰۰	۶
خدمه پرواز		۱۷۰	۱/۷
فن‌آوران پزشکی هسته‌ای و پرتوشناسی تشخیصی		۱۰۰	۱
رادیولوژیست‌ها		۷۰	۰/۷

پرتوگیری جامعه آمریکا از پرتوگیری‌های شغلی، گزارش شماره ۱۰۱ NCRP، سال ۱۹۸۹، Bethesda, MD

جدول ۶-۶: متوسط دوز معادل مؤثر^۲ سالانه شغلی در آمریکا را نشان می‌دهد. متوسط دوز مؤثر معادل پزشکان و پرتوکاران که در بخش پرتوشناسی تشخیصی کار می‌کنند تقریباً ۱ mSv در سال است. باید توجه نمود که این مقدار متوسط هم شامل افرادی است که پرتوگیری کمی دارند (مثل سرپرست مرکز رادیولوژی) و هم شامل افرادی است که در بخش فلونئوروسکوپی تهاجمی (مانند متخصصین قلب) کار می‌کنند و نسبت به دیگر پرتوکاران دوز زیادی دریافت می‌دارند. بدیهی است رعایت اصول و قوانین حفاظت در کاهش پرتوگیری شغلی بسیار مؤثر است.

اصول دوزیمتری^۳ و حفاظت در برابر پرتوهای یون‌ساز

امروزه مراجع و کمیته‌های علمی بین‌المللی بر اجرای مقررات حفاظت پرتوی تأکید بسیاری دارند. مطالعات نشان می‌دهد که حتی مقادیر کم پرتوگیری نیز ممکن است سبب ایجاد آسیب‌های جدی بیولوژیک در انسان‌ها شود. سازمان‌های ملی و بین‌المللی مسئول در قبال حفاظت در برابر پرتوهای

۱. Occupational Exposure

۳. Dosimetry

۲. در بحث اصول دوزیمتری و... توضیح داده خواهد شد.

یون ساز، توصیه می کنند که پرتوگیری پرتوکاران و افراد عادی جامعه تا حد ممکن کاهش یابد. هدف از این توصیه ها، کم کردن پتانسیل آسیب زایی منابع پرتوزای ساخت بشر است. هر نوع اقدام جهت کنترل و کاهش پرتوگیری منابع پرتوزای مصنوعی، حفاظت پرتوی نامیده می شود.

یکی از برنامه های اساسی حفاظت، اندازه گیری شدت پرتوزایی در محل هایی است که از مواد رادیواکتیو و یا دستگاه های مولد پرتوهای ایکس و گاما استفاده می شود. این نوع اندازه گیری را دوزیمتری گویند. کمیت های مورد استفاده در دوزیمتری بدین شرح اند.

الف) دوز جذب شده: دوز عبارتست از مقدار انرژی جذب شده در واحد جرم ماده. واحد آن در سیستم SI، J/kg می باشد که نام دیگر آن "گری" با علامت اختصاری Gy است. در قدیم از واحد rad استفاده می شد. هر rad معادل یک سانتی گری است.

ب) دوز معادل: عبارتست از حاصل ضرب دوز جذب شده در ضریب وزنی پرتو (W_R). چون ضریب وزنی یک کمیت بدون واحد است، دوز معادل هم همان دیمانسیون دوز جذب شده را دارد.

ج) دوز مؤثر: در پرتوگیری پزشکی، نواحی خاصی از بدن تحت تابش قرار می گیرند، در حالی که در پرتوگیری های خارجی و بعضی پرتوگیری های داخلی از منابع طبیعی، تمام بدن پرتوگیری می کند. به منظور مقایسه پرتوگیری نواحی خاص از بدن با پرتوگیری سراسر بدن و ارزیابی کمی پرتوگیری نواحی خاص، کمیت دوز مؤثر تعریف می شود. دوز مؤثر حاصل ضرب دوز معادل یک قسمت خاص از بدن در یک ضریب توزین بافت (W_T) است که برای قسمت های مختلف بدن متفاوت است. حداکثر مقدار آن برای گنادها برابر 0.2 و حداقل آن برای سطح استخوان و پوست برابر 0.01 تعریف شده است. واحد این کمیت در سیستم SI سیورت با علامت اختصاری (Sv) می باشد. واحد کوچکتر آن میلی سیورت (mSv) است. در قدیم از واحد rem استفاده می شد که هر rem برابر با یک صدم سیورت است.

برای آنکه اهمیت دوز مؤثر مشخص شود مثالی ارائه می شود. دوز مؤثر ناشی از یک رادیوگرافی قفسه سینه برابر 0.06 میلی سیورت است. این مقدار دوز مؤثر به این معنی است که خطر یک آزمایش قفسه سینه، برابر با خطر ناشی از تابش 0.06 میلی سیورت اشعه به تمام بدن است. هرچه عضو تحت تابش حساسیت پرتوی بیشتری داشته باشد، ضریب توزین آن بیشتر است و جذب دوز معینی توسط آن، دوز مؤثر بیشتری را سبب می شود.

روش های دوزیمتری

دوزیمتری معمولاً با اندازه گیری مقدار انرژی جذب شده در موادی که در معرض تابش پرتو قرار گرفته اند و با ابزارهای سنجش مخصوصی انجام می گیرد. دوز جذب شده در این مواد معیاری را برای محاسبه مقدار دوز جذب شده توسط بیمار و کارکنان بخش های پرتوی و یا افرادی که بطور تصادفی پرتوگیری کرده اند، فراهم می سازد.

جذب انرژی از پرتوهای یونساز در محیط های مادی موجب تغییرات فیزیکی و شیمیایی در آنها

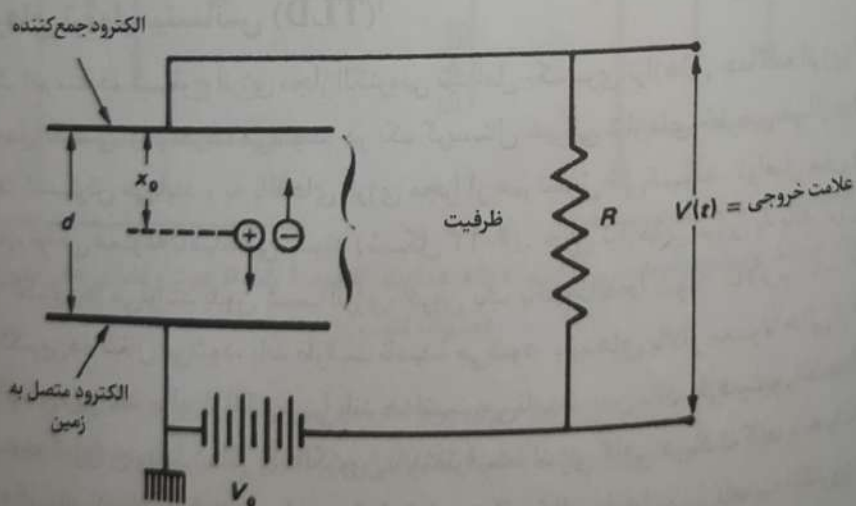
می‌شود. با اندازه‌گیری کمی تغییرات ایجاد شده در این محیط‌های مادی می‌توان مقدار دوز جذب شده در آنها را ارزیابی نمود. در ادامه به شرح انواعی از دوزیمترها می‌پردازیم.

کالریمترها

جذب انرژی از پرتوهای یون‌ساز سبب ایجاد گرما در مواد می‌شود. با اندازه‌گیری افزایش دمای ماده‌ای که تحت تابش قرار گرفته است می‌توان دوز جذب‌شده در آن را اندازه‌گیری نمود. این روش دوزیمتری، حساسیت بسیار پایینی دارد؛ به عبارت دیگر دوزهای کم را نمی‌توان با این روش اندازه‌گیری نمود. همچنین روشی بسیار کند است. از سوی دیگر دقت اندازه‌گیری در این روش بسیار بالاست. لذا این روش در کارهای روزمره کاربرد ندارد و فقط در آزمایشگاه‌های استاندارد، جهت درجه‌بندی (کالیبراسیون) دیگر دوزیمترها استفاده می‌شود.

دوزیمترهای گازی

این دوزیمترها شامل یک اتاقک محتوی گاز هستند. برخورد پرتو با گاز درون اتاقک موجب یونیزاسیون مولکول‌های آن می‌شود. تعداد جفت یون‌های ایجادشده متناسب با انرژی به‌جا مانده است. با اندازه‌گیری مقدار یون‌های ایجادشده می‌توان مقدار دوز جذب‌شده را اندازه‌گیری نمود. یکی از انواع این دوزیمترها بنام اتاقک یونیزاسیون، شامل دو الکترود مثبت و منفی است و باتوجه به گاز درون اتاقک، در نقش یک خازن عمل می‌کند. یون‌های ایجادشده در گاز درون اتاقک به‌سمت الکترودهای مخالف در خازن حرکت می‌کنند و بار خازن را کاهش می‌دهند و یا در یک مدار الکتریکی که به خازن متصل است، جریان الکتریکی ایجاد می‌کنند. با اندازه‌گیری کاهش بار خازن و یا جریان الکتریکی تولیدشده در مدار خارجی خازن، مقدار انرژی جذب‌شده توسط ماده‌ای که دوزیمتر در آن قرار دارد، اندازه‌گیری می‌شود (شکل ۶-۲۱).



شکل ۶-۲۱: مدار الکتریکی یک اتاقک یونیزاسیون

با تغییر ولتاژ دو سر خازن می‌توان مقدار یون‌های تولید شده درون اتاقک را تشدید نمود. بر همین اساس انواع دیگری از دوزیمترهای گازی ساخته شده‌اند. کنتور تناسبی و شمارنده گایگر مولر دو نوع از دوزیمترهای گازی هستند که در آنها از ولتاژ بالای دو سر خازن استفاده شده است. در این شمارنده‌ها ولتاژ بالای دو سر خازن باعث تولید یون‌های مرتبه دوم و بالاتر در اثر شتاب گرفتن یون‌های اولیه می‌شود و بدین ترتیب بهمنی از یون‌ها درون اتاقک ایجاد می‌شود که جریان زیادی را در مدار خارجی تولید می‌کند. به همین دلیل حساسیت کنتور گایگر مولر و کنتور تناسبی از اتاقک یونیزاسیون بیشتر است. شکل ۶-۲۲ تصویر یک شمارنده گایگر-مولر را نشان می‌دهد.



شکل ۶-۲۲: تصویر یک شمارشگر گایگر مولر

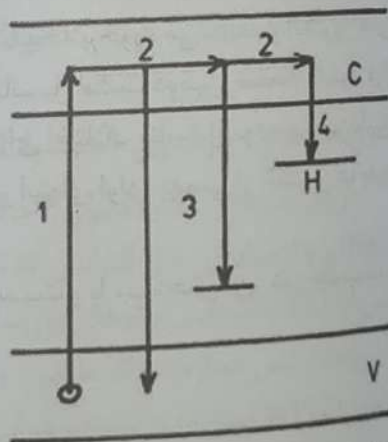
دوزیمترهای ترمولومینسانس (TLD)^۱

در یک اتم منفرد، سطوح انرژی مجاز الکترونی شامل یک سری ترازهای جداگانه انرژی است که بر حسب مدل تکمیلی بوهر تعریف می‌شوند. در یک کریستال غیرآلی ترازهای خارجی در اثر برهم‌کنش میان اتم‌ها گسترش می‌یابند و به باندهای انرژی مجزا از هم تبدیل می‌شوند. فواصل بیان باندهای انرژی مجزا، نواحی ممنوعه نامیده می‌شوند (شکل ۶-۲۳). چون ترازهای انرژی به باند انرژی تبدیل می‌شوند، الکترون‌ها می‌توانند بدون کسب انرژی، درون یک باند جابه‌جا شوند. بالاترین باند انرژی که به وسیله الکترون‌ها اشغال می‌شود، باند ظرفیت نامیده می‌شود. باندهای بالاتر معمولاً خالی از الکترون هستند. پایین‌ترین باند خالی از الکترون را باند هدایت می‌نامند. بین باند ظرفیت و باند هدایت یک فاصله ممنوعه انرژی وجود دارد. اگر یک الکترون باند ظرفیت، انرژی کافی دریافت کند و به باند هدایت برود یک جای خالی در باند ظرفیت بر جای می‌گذارد. این جای خالی را حفره می‌نامیم. الکترون و حفره

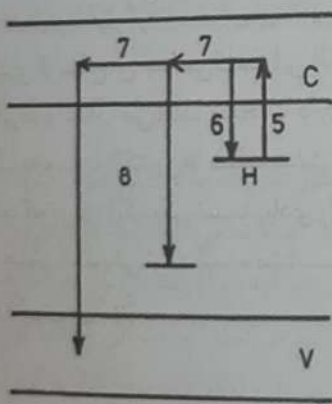
می‌توانند مستقل از یکدیگر در باند ظرفیت و هدایت حرکت کنند.

آنچه تا اینجا گفته شد مربوط به کریستال‌های کامل و خالص است. در عمل در اثر نقص‌های کریستالی و یا ناخالصی‌های موجود در کریستال، تغییراتی در باندهای انرژی ایجاد می‌شود. این تغییرات در چنین وضعیتی اگر کریستال تحت تابش پرتو قرار گیرد، الکترون باند ظرفیت، انرژی جدیدی پدید آید. رسیدن به باند هدایت را پیدا می‌کند (شکل ۲۳-۶ الف-مرحله ۱). این الکترون می‌تواند در باند هدایت حرکت کند (مرحله ۲) و سپس به باند ظرفیت و یا یکی از سطوح انرژی جدید که میان باند ظرفیت و هدایت به وجود آمده است (مرحله ۳) و یا یک تله (H) انتقال یابد (مرحله ۴). اگر این انتقال‌ها همراه با تابش نور باشد به آن «فلورسانس» می‌گویند. اگر عمق تله زیاد نباشد، الکترون می‌تواند در دمای اتاق، انرژی کافی برای خارج شدن از تله دریافت کند و به باند هدایت رفته و از آنجا به باند ظرفیت برگردد. ولی اگر تله عمیق باشد، فقط در دماهای بالا امکان خارج شدن الکترون از تله وجود دارد (شکل ۲۳-۶ ب-مرحله ۵). در این صورت نیز بازگشت الکترون از باند هدایت به باند ظرفیت توأم با تابش نور است. به این فرآیند «ترمولومینسانس» گفته می‌شود. هر چه ناخالصی کریستال بیشتر باشد، اثر ترمولومینسانس نیز بیشتر خواهد بود. با افزایش دمای مواد ترمولومینسانسی که تحت تابش قرار گرفته‌اند، الکترون‌های بیشتری از تله‌ها خارج شده، به باند هدایت می‌روند و هنگام برگشت به سطوح پایین‌تر نور تولید می‌کنند.

الف



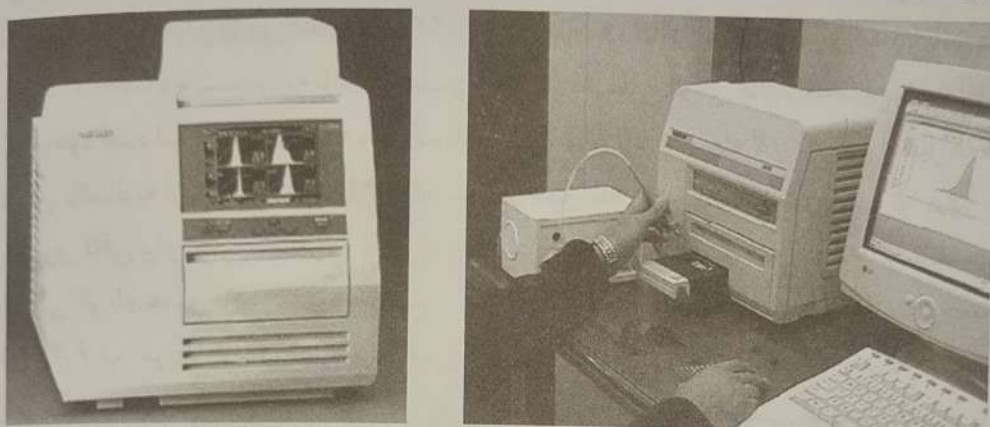
ب



شکل ۲۳-۶: فرآیند ترمولومینسانس، ناحیه C باند هدایت، ناحیه V باند ظرفیت و فضای خالی مابین، ناحیه ممنوعه است

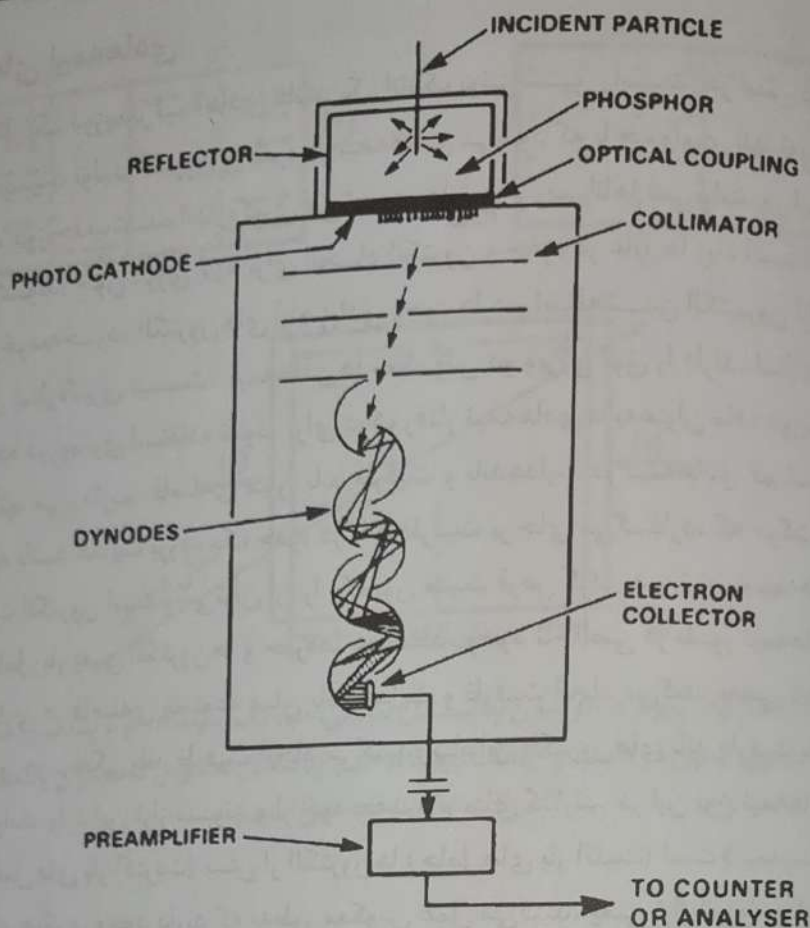
از خاصیت ترمولومینسانس در دوزیمتری پرتوهای یون‌ساز استفاده می‌شود. کریستالی را که دارای خاصیت ترمولومینسانس است تحت تابش قرار می‌دهیم. سپس آن را تا دمای معینی گرم کرده، مقدار نور خروجی از آن را اندازه می‌گیریم. مقدار نور خروجی متناسب با دوز جذب‌شده توسط کریستال است.

شکل ۲۴-۶ تصویر دستگاهی را نشان می‌دهد که دوز جذب‌شده در دوزیمتر TLD را اندازه‌گیری می‌کند (TLD Reader). این وسیله شامل یک سیستم حرارتی است که دوزیمتر را تا دمای مشخصی گرم می‌کند. در این شرایط از آن نور تابش می‌شود. نور گسیل‌شده در لامپ تقویت‌کننده الکترونی به جریان الکتریکی تبدیل می‌شود. با اندازه‌گیری جریان تولیدشده می‌توان مقدار دوز جذب‌شده در کریستال را ارزیابی نمود.



شکل ۲۴-۶: دستگاه TLD Reader

شکل ۲۵-۶ ساختمان یک لامپ تقویت‌کننده فوتونی را نشان می‌دهد. نور تولیدشده از TLD و یا مواد فلورسانسی که در دوزیمترهای جرقه‌زن استفاده می‌شود، به صفحه فتوکاتد برخورد می‌کند و باعث کنده‌شدن الکترون از روی سطح آن می‌شود. الکترون‌های کنده‌شده تحت‌اثر پتانسیل مثبت اولین صفحه داینوداً قرار گرفته، شتاب پیدا می‌کنند و با سرعت به این صفحه برخورد می‌نمایند و الکترون‌های بیشتری از سطح آن جدا می‌کنند. این الکترون‌ها نیز تحت‌اثر پتانسیل مثبت دومین صفحه داینود قرار می‌گیرند و شتاب می‌یابند. صفحات داینود نسبت به یکدیگر دارای اختلاف پتانسیل بوده و بدین طریق هریک به‌نوبت به الکترون‌ها شتاب بیشتری می‌دهند. در نتیجه در انتهای لوله، به‌همی از الکترون‌ها پدید می‌آید که جریان الکتریکی نسبتاً زیادی را تولید می‌کند. جریان الکتریکی تولیدشده متناسب با دوز جذب‌شده است و با سنجش آن، دوز جذب‌شده اندازه‌گیری می‌شود.



شکل ۲۵-۶: لامپ تقویت کننده الکترونی

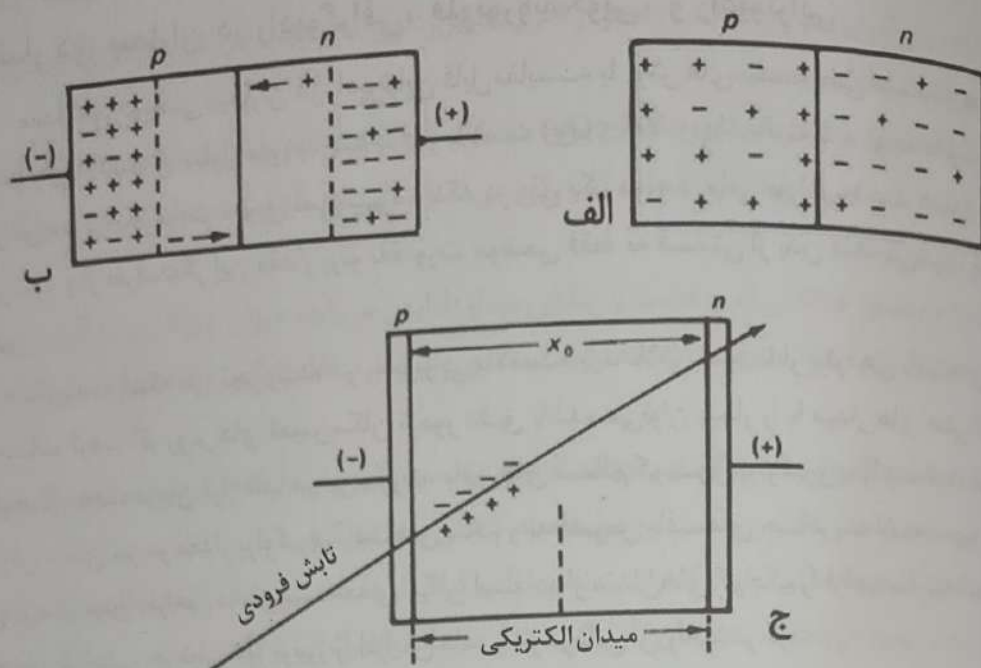
دوزیمترهای جرقه‌زن (سنتیلاتورها)^۱

در دوزیمترهای سنتیلاسیون یا جرقه‌زن، از موادی مثل محلول‌های فلورسان، بلور غیرآلی یدید سدیم (NaI) و یا از مواد آلی مثل آنتراسن که خاصیت فلورسانس دارند، استفاده می‌شود. الکترون‌های این مواد پس از اینکه تحت تابش پرتوهای یون‌ساز قرار گرفتند، انرژی کسب کرده و از باند ظرفیت به باند هدایت می‌روند. سپس دوباره به باند ظرفیت بازگشته، و از خود نور تولید می‌کنند. تفاوت این مواد با بلورهای که در TLDها استفاده می‌شوند، در آن است که نور، بلافاصله پس از پرتوگیری و بدون نیاز به گرم کردن بلور تولید می‌شود (در مدت 10^{-8} ثانیه پس از انتقال الکترون به باند هدایت). لذا باید نور تولیدشده در همان لحظه تابش پرتو یون‌ساز اندازه‌گیری شود. سنجش نور تولیدی که متناسب با دوز جذب‌شده است مانند TLDها به وسیله لامپ تقویت الکترونی انجام می‌گیرد. چون نور تولیدشده به وسیله لامپ تقویت الکترونی به جریان الکتریکی نسبتاً زیادی تبدیل می‌شود، حساسیت این دوزیمترها بسیار بالاست. این دوزیمترها در پزشکی هسته‌ای کاربرد فراوان دارند.

دوزیمترهای نیمه‌هادی

طرز کار یک دوزیمتر نیمه‌هادی مانند یک اتاقک یونیزاسیون است. در این دوزیمترها، پرتو یون‌ساز، سبب تولید الکترون و حفره در نیمه‌هادی می‌شود که با جمع‌آوری آنها توسط یک میدان الکتریکی، دوز جذب‌شده اندازه‌گیری می‌شود. عایق‌ها و رساناها نمی‌توانند در این دوزیمترها استفاده شوند. چون انرژی لازم برای ایجاد الکترون و حفره در عایق‌ها زیاد است. در رساناها نیز به‌طور خودبه‌خود، الکترون‌های آزاد زیادی وجود دارد و اضافه‌شدن الکترون آزاد در اثر تابش اشعه قابل اندازه‌گیری نیست. نیمه‌هادی‌ها معکوس دو ویژگی فوق را دارند. لذا می‌توان از آنها به‌عنوان ماده دوزیمتری استفاده نمود. برای درک رفتار نیمه‌هادی‌ها به‌عنوان ماده دوزیمتری به شرح ساختمان آنها می‌پردازیم. فاصله‌ی میان باند ظرفیت و باندهدایت در نیمه‌هادی کم است. وقتی یک الکترون به باند هدایت برود، یک حفره در باند ظرفیت بر جای می‌گذارد، که حرکت آن در خلاف جهت حرکت الکترون است و می‌توان آن را یک یون مثبت فرض کرد. بدین ترتیب، نیمه‌هادی‌ها دارای دو نوع حامل بار یعنی الکترون‌ها و حفره‌ها هستند. وجود ناخالصی در بلور نیمه‌هادی، ترازهای انرژی مجازی در فاصله‌ی ممنوعه میان باند هدایت و ظرفیت ایجاد می‌کند. بعضی ناخالصی‌ها، تراز انرژی مجازی در نزدیکی باند ظرفیت ایجاد می‌کنند؛ بنابراین الکترون‌های باند ظرفیت با کسب انرژی اندکی می‌توانند وارد این تراز شوند و از خود حفره بر جای گذارند. در این نوع نیمه‌هادی‌ها، تعداد حفره‌ها (حامل‌های بار اکثریت) بیش از الکترون‌ها (حامل‌های بار اقلیت) است (نیمه‌رسانای نوع p). ناخالصی‌های دیگری وجود دارند که به‌طور معکوس عمل می‌کنند، یعنی تراز انرژی مجازی در نزدیک باند هدایت ایجاد می‌کنند. در چنین شرایطی الکترون‌هایی که روی این تراز قرار گرفته‌اند، به‌راحتی و با کسب انرژی اندک قادرند به باند هدایت بروند. در این صورت الکترون‌های آزاد زیاد شده و حامل‌های اکثریت را تشکیل می‌دهند (نیمه‌رسانای نوع n).

اگر دو نیمه‌رسانای n و p به یکدیگر متصل شوند و یک اختلاف پتانسیل معکوس (قطب مثبت به n و قطب منفی به p) به آنها وصل شود، در ناحیه اتصال یک فضای بدون بار ایجاد می‌شود که به آن "فضای تهی" می‌گویند (شکل ۲۶-۶). فضای تهی دارای ویژگی‌های موردنظر به‌عنوان یک ماده دوزیمتر است که عایق‌ها و رساناها فاقد آنها بودند. بنابراین با اتصال دو نیمه‌هادی نوع n و p و اعمال اختلاف پتانسیل معکوس میان آنها، یک دوزیمتر نیمه‌هادی ساخته می‌شود. ناحیه تهی، حجم حساس این دوزیمتر یعنی محل برخورد پرتوهای یون‌ساز و محل اندازه‌گیری دوز جذب‌شده را تشکیل می‌دهد.



شکل ۲۶-۶: الف) یک پیوند $p-n$ بدون پتانسیل بیرونی، ب) یک پیوند $p-n$ با پتانسیل معکوس (ناحیه تهی قسمت مرکزی، بدون بار است) و ج) یک پیوند $p-n$ با پتانسیل معکوس که بعنوان یک آشکارساز عمل می‌کند (X^+ ناحیه تهی است)

دوزیمترهای شیمیایی

ویژگی‌های شیمیایی بعضی از مواد در اثر جذب پرتوهای یون‌ساز تغییر می‌کند. از آنجا که مقدار این تغییرات متناسب با دوز جذب‌شده است، از این ترکیبات نیز می‌توان به عنوان دوزیمتر استفاده نمود. دوزیمتر فریک و فیلم فتوگرافیک دو نوع از این دوزیمترها هستند که کاربرد بیشتری دارند.

دوزیمتر فریک شامل محلول سولفات فرو است. در اثر جذب پرتوهای یون‌ساز، یون‌های Fe^{+2} به Fe^{+3} تبدیل می‌شوند. با اندازه‌گیری مقدار Fe^{+3} تولیدشده، مقدار دوز جذب‌شده اندازه‌گیری می‌شود.

دوزیمتر فیلم فتوگرافیک در واقع همان فیلم عکاسی با امولسیون برمیدنقره است که به‌وسیله یک پوشش کاغذی از نور محافظت می‌شود. پرتوهای یون‌ساز به‌وسیله کریستال‌های برمیدنقره موجب آزاد شدن نقره فلزی و تغییررنگ فیلم پس از ظهور و ثبوت می‌شوند. با سنجش مقدار تیرگی ایجادشده روی فیلم، می‌توان مقدار دوز جذب‌شده را اندازه‌گیری نمود. برمیدنقره نسبت به بافت نرم بدن، پرتوهای کم‌انرژی را بیشتر جذب می‌کند؛ در نتیجه دوز جذب‌شده در آن بیش از مقداری است که از جذب همان مقدار پرتو در بافت انتظار داریم. لذا بر روی آن فیلتری با عدد اتمی بالا قرار داده می‌شود تا فوتون‌های با انرژی کم را پیش از رسیدن به فیلم جذب کند. در این صورت فیلم توسط فوتون‌های با انرژی بالای 70 KeV به نحو مطلوب و به‌طور یکنواخت سیاه می‌گردد. این فیلم را می‌توان با استفاده از چشمه تابشی که انرژی فوتون‌های آن بالای 70 KeV باشد مدرج نمود. چشمه سزیم-۱۳۷ با انرژی گامای 660 Kev برای این منظور مناسب است.

مقدار دوز بیماران در رادیوگرافی، فلوئوروسکوپی، و رادیوتراپی

مقدار دوز دریافتی بیماران در رادیوتراپی قابل مقایسه با روش‌های تشخیصی نیست. هدف در رادیوتراپی، کشتن سلول‌های بدخیم با دوز بالاست (۷۰۰۰-۱۰۰۰ cGy). البته باید توجه داشت دوزی در این حد در یک نوبت تحویل نمی‌شود، بلکه در طی یک دوره درمانی طولانی (چند هفته) تحویل می‌شود و از طرف دیگر این مقدار پرتو به صورت موضعی فقط به قسمتی از بدن داده می‌شود، نه تمام بدن^۱.

با توجه به اینکه دوز تجویز شده در رادیوتراپی بالاست، باید تلاش نمود تا از پرتودهی بافت‌های سالم اجتناب گردد. اگر روش‌های تعیین مکان تومور دقیق باشد، می‌توان بیمار را با میدان‌های حتی الامکان کوچک تحت درمان قرار داد. در این صورت، بافت‌های سالم کمتری پرتوگیری خواهند کرد. انتخاب روش درمان نیز در مقدار پرتوگیری بافت‌های سالم و به خصوص بافت‌های حساس به اشعه، مهم است. روش‌های نوین طراحی درمان سه بعدی امکان استفاده از میدان‌های کوچک را فراهم ساخته است. در چنین شرایطی، می‌توان دوز تومور را افزایش داده و اثر درمانی آن را بیشتر کرد.

در روش‌های تشخیصی، دوز بیمار بسیار کمتر از رادیوتراپی است. هدف از برنامه‌های حفاظت در روش‌های تشخیصی جلوگیری از ایجاد آثار اتفاقی پرتوهای یون‌ساز است و مقدار دوز در شرایط عادی هرگز به حدی نمی‌رسد که موجب مرگ سلول‌ها و ظهور آثار قطعی شود. در رادیوگرافی و فلوئوروسکوپی عوامل مختلفی بر مقدار پرتوگیری بیمار تأثیر دارند که در ذیل به شرح آنها می‌پردازیم.

انرژی طیف اشعه ایکس: هرچه انرژی متوسط طیف اشعه ایکس بیشتر باشد، قدرت نفوذ آن در بدن بیمار بیشتر است و مقدار کمتری در بدن بیمار جذب می‌شود. پس استفاده از اشعه ایکس پرانرژی، دوز دریافتی بیمار را کاهش می‌دهد. انرژی پرتوهای ایکس تولید شده توسط لامپ به دو عامل kVp (کیلوولتاژ پیک) و فیلتر بستگی دارد. kVp ماکزیمم ولتاژ متناوبی است که بین کاتد و آند لامپ اشعه ایکس برقرار می‌شود. انرژی متوسط طیف اشعه با افزایش kVp، افزایش می‌یابد. فیلتر سبب جذب پرتوهای کم‌انرژی شده، و متوسط انرژی را بالا می‌برد. پرتوهای کم‌انرژی در بدن بیمار، به خصوص در پوست جذب می‌شوند و هیچ‌گاه به فیلم نمی‌رسند. بنابراین دوز بیمار را بدون آنکه تأثیری در ایجاد تصویر داشته باشند، افزایش می‌دهند. حذف آنها توسط فیلتر، دوز بیمار را کاهش می‌دهد.

فاکتورهای تکنیکی پرتودهی: فاکتورهای تکنیکی پرتودهی عبارتند از: کیلوولتاژ، میلی‌آمپر، و زمان پرتودهی. این فاکتورها کمیت و کیفیت اشعه‌ای را که به بیمار می‌رسد کنترل می‌کنند. کیلوولتاژ، کیفیت پرتوها و میزان نفوذ آنها در بدن را تعیین می‌کند. همان‌گونه که گفته شد تکنیک‌های با کیلوولتاژ بالا، دوز جذبی بیمار را کاهش می‌دهند. مقدار یا کمیت اشعه با میلی‌آمپر و زمان پرتودهی نسبت مستقیم دارد. پس کاهش میلی‌آمپر و زمان پرتودهی، باعث کاهش پرتوگیری بیمار می‌شود. کنترل خودکار عوامل فوق

۱. دز ۴۰۰-۶۰۰ cGy به تمام بدن کشنده است. در رادیوتراپی دز جذب شده به دز در ناحیه درمان اطلاق می‌شود و با واحد گری یا سانتی‌گری بیان می‌شود ولی در روش‌های تشخیصی دز معادل مؤثر که از جنبه حفاظتی اهمیت دارد برحسب رم یا میلی‌سیورت محاسبه می‌شود.

می‌تواند، پرتوگیری بیمار را کاهش دهد و از تکرار تصویربرداری که موجب افزایش پرتوگیری غیرضروری بیمار می‌گردد، جلوگیری نماید.

محدودسازی یا کولیماسیون میدان پرتو: محدودسازی باعث کاهش میزان اشعه با محدود کردن میدان تابش به ناحیه موردنظر از لحاظ کلینیکی می‌شود. این امر باعث حفاظت بیمار از پرتوگیری غیرضروری می‌گردد.

اندازه بیمار: هنگامی که ضخامت یا چگالی بیمار افزایش می‌یابد، میزان پرتوگیری نیز افزایش پیدا می‌کند. چون برای ایجاد تصویر به اشعه اولیه بیشتری نیاز است. لذا پرتوگیری افراد چاق بیش از افراد لاغر است.

فاصله منبع تا پوست: هرگاه این فاصله افزایش یابد، پرتوگیری بیمار کاهش می‌یابد. چون شدت اشعه در سطح پوست با قانون عکس مجذور فاصله کاهش پیدا می‌کند.

گریدهای ضدپراکندگی: گرید کنتراست تصویر رادیوگرافی را با جذب و حذف اشعه پراکنده خارج شده از بدن بیمار بهبود می‌بخشد. هر زمان که از گرید در آزمایشات رادیوگرافی و فلوئوروسکوپی استفاده شود، میزان اشعه به بیمار در مقایسه با آزمایش‌های بدون گرید افزایش می‌یابد. خصوصیات گرید مورد استفاده بر میزان افزایش پرتوگیری تأثیر دارد.

علاوه بر فاکتورهای فوق در پرتوشناسی تشخیصی، حساسیت فیلم، نوع صفحه تشدیدکننده، و شرایط ظهور و تبدیل فیلم، در پرتوگیری بیمار نقش دارند. در فلوئوروسکوپی نیز عواملی مثل بزرگنمایی تصویر، روش نگهداری آخرین تصویر، ثبت تصویر، و پیوسته یا ناپیوسته بودن تابش اشعه ایکس در میزان پرتوگیری بیمارمان مؤثر هستند.

دوزیمتری فردی

دوزیمتر فردی، دوزیمتری است که به ناحیه‌ای از لباس پرتوکاران نصب می‌شود و برای تخمین مقدار پرتوگیری آنها به کار می‌رود. دوزیمتر فردی باید دارای ویژگی‌های زیر باشد:

باید پاسخ آن سریع و دقیق باشد، بتواند دوز پرتوهای مختلف را در یک بازه وسیع انرژی اندازه‌گیری نماید (انرژی‌های از چند کیلوولت تا چندین مگاولت). در بعضی مراکز پرتوی، انواع پرتوهای یون‌ساز استفاده می‌شوند. در چنین مواردی، دوزیمتر باید قادر باشد نوع پرتو را نیز مشخص کند. دوزیمتر فردی باید کوچک و سبک باشد، به‌طوری‌که پرتوکار بتواند همواره آن را با خود همراه داشته باشد. ثبات و ارزانی نیز از دیگر ویژگی‌های یک دوزیمتر مناسب برای پایش پرتوکاران است. ولی درواقع نمی‌توان دوزیمتری یافت که تمام این خصوصیات را داشته باشد. پس بهتر است برحسب کاربرد آن، از بین دوزیمترهای موجود بهترین را انتخاب نمود. سه نوع دوزیمتر فردی عبارت از فیلم بج، TLD، و دوزیمتر قلمی، بیش از همه مورد استفاده قرار می‌گیرند.

فیلم بج: فیلم بج همان دوزیمتر فتوگرافیک است و تشکیل شده است از یک قطعه فیلم که درون یک پوشش کاغذی قرار دارد. پوشش کاغذی نیز درون یک حفاظ پلاستیکی قرار می‌گیرد تا کاملاً از نور محافظت شود. فیلم و حفاظ آن در یک قاب بنام بج قرار می‌گیرند. بج را می‌توان به لباس نصب

نمود و معمولاً به قسمتی از بدن نصب می‌شود که بیشتر در معرض تشعشع قرار می‌گیرد و یا به پرتو حساس‌تر است. بچ دارای فیلترهای فلزی است و نقش این فیلترها، جذب پرتوهای کم‌انرژی است (قبلاً راجع به حساسیت بیشتر فیلم‌های فتوگرافی به پرتوهای کم‌انرژی نسبت به بافت بدن توضیح داده شد).

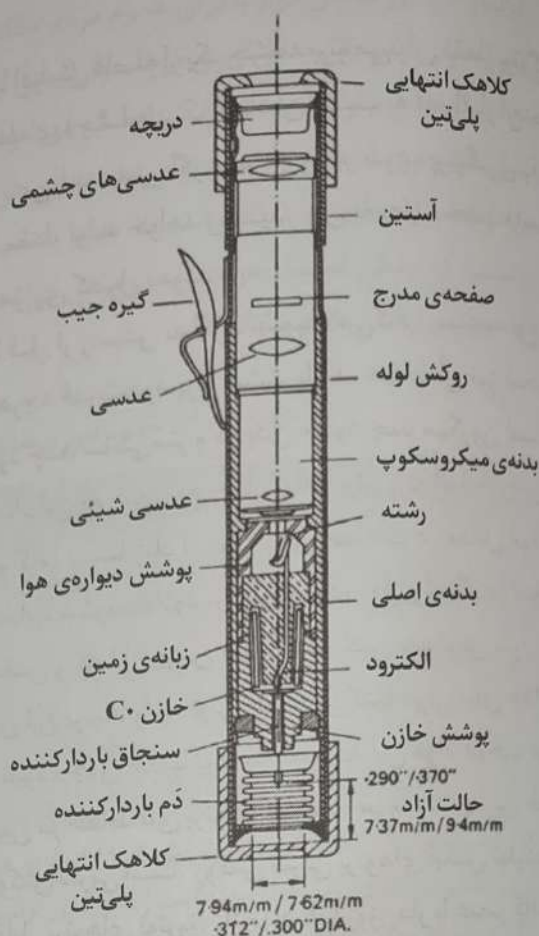
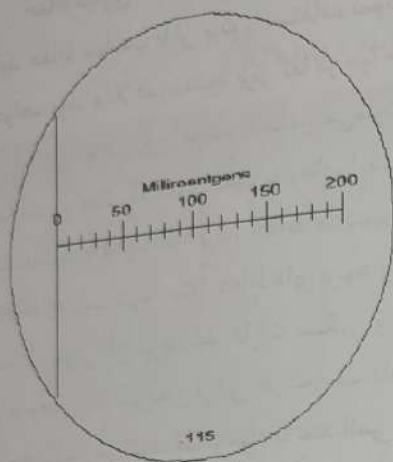
مزایای فیلم بچ نسبت به دیگر دوزیمترهای فردی در آن است که مقدار دوز جذب‌شده پرتوکاران به تفکیک نوع پرتو بر روی آن ثبت می‌شود و امکان نگهداری آن در پرونده پرتوکاران وجود دارد. از سوی دیگر ارزان است و استفاده از آن نیز آسان می‌باشد. بزرگ‌ترین عیب فیلم بچ، عدم امکان ارزیابی مقدار دوز جذب شده در همان لحظه پرتوگیری است.

فیلم بچ‌ها باید هر یک ماه یکبار پردازش شوند. لذا مؤسساتی به‌منظور پردازش فیلم‌ها و ارائه گزارش آن به مؤسسه استفاده‌کننده، تأسیس شده‌اند.

TLD: دوزیمترهای ترمولومینسانس در ایران کمتر از فیلم بچ در دوزیمتری فردی به‌کار می‌روند. این دوزیمترها معمولاً از بلور LiF ساخته می‌شوند، چون عدد اتمی لیتیوم فلوراید به عدد اتمی بافت‌های بدن نزدیک است. این دوزیمترها نیز مثل فیلم بچ، نمی‌توانند در زمان پرتوگیری دوز جذب‌شده را نشان دهند. بلکه باید آنها را در محل دیگری و با ابزارهای مخصوص (TLD Reader) قرائت نمود.

قرائت دوز جذب‌شده توسط TLD مستلزم حرارت دادن آن است که در این صورت دوزیمتر به وضعیت قبل از پرتوگیری بازمی‌گردد و برای پرتوگیری‌های بعدی آماده می‌شود. لذا از یک TLD می‌توان بارها در دوزیمتری استفاده نمود. از طرف دیگر نمی‌توان آن را مثل فیلم فتوگرافی جهت ثبت دائمی پرتوگیری در پرونده پرتوکار نگهداری نمود. دوزیمترهای TLD نسبت به فیلم بچ گران‌تر هستند. این دوزیمترها در پزشکی هسته‌ای، برای دوزیمتری اندام‌ها استفاده می‌شوند. به‌عنوان مثال پرتوکاران در جریان آماده‌سازی و تجویز رادیوداروها از انگشترهای حاوی TLD استفاده می‌کنند.

دوزیمتر قلمی: دوزیمتر قلمی در واقع یک اتاقک یونیزاسیون است. به الکتروود مثبت آن رشته‌ای کوارتز متصل و درون اتاقک هوا معلق است. رشته کوارتز در اثر نیروی دافعه الکتریکی دور از الکتروود مثبت قرار می‌گیرد. تابش پرتو سبب کاهش بار الکتروود مثبت و در نتیجه کاهش نیروی دافعه الکتریکی می‌شود. در این صورت رشته کوارتز به الکتروود مثبت نزدیک می‌شود. به‌وسیله یک عدسی نوری حرکت رشته کوارتز روی خطی که برحسب واحدهای دوز جذبی مدرج شده است مشاهده و مقدار دوز جذب‌شده قرائت می‌گردد (شکل ۲۷-۶). بدین ترتیب قرائت دوز جذب‌شده در همان لحظه پرتوگیری امکان‌پذیر است و این بزرگ‌ترین مزیت این دوزیمتر نسبت به انواع دیگر مثل فیلم بچ و TLD است. از این دوزیمتر می‌توان به‌طور مکرر استفاده نمود ولی برای هر بار اندازه‌گیری باید دوز ثبت‌شده در اندازه‌گیری قبلی را حذف (پاک) نمود.



شکل ۲۷-۶: الف) سطح مقطع دزیمتر قلمی با رشته کوارتز، ب) صفحه مدرج که رشته کوارتز روی آن حرکت می‌کند (تصویر بزرگ شده به وسیله عدسی)

عوامل مؤثر در کنترل پرتوگیری

به حداقل رساندن زمان پرتوگیری: حاصلضرب زمان پرتوگیری در آهنگ دوز برابر است با دوز جذب‌شده. پس با کاهش زمان پرتوگیری می‌توان دوز جذب شده را کاهش داد. این امر به‌خصوص وقتی اهمیت دارد که در میدان تابش نسبتاً شدید کار کنیم. اصولاً دانستن آهنگ پرتوگیری در تعیین نقش زمان، تأثیر به‌سزایی دارد. مثلاً دستگاه‌های پرتوشناسی تشخیصی نسبت به منابع پرتوزا در پزشکی هسته‌ای، پرتو بیشتری را در زمان کوتاه‌تری تولید می‌کنند. در نتیجه به حداقل رساندن زمان پرتوگیری در کار با دستگاه‌های تشخیصی از اهمیت بیشتری برخوردار است. به‌عنوان مثال فرض کنیم یک پرتوکار هفته‌ای پنج روز در یک میدان تابش 0.25 mSv/h ($2/5 \text{ rem/h}$) کار می‌کند. با محدود کردن کار این فرد به ۲۴ دقیقه در روز می‌توان از پرتوگیری بیش از حد تعیین‌شده توسط سازمان‌های بین‌المللی حفاظت پرتوی، جلوگیری نمود. کسب مهارت یکی از عواملی است که زمان پرتوگیری را کاهش می‌دهد. مثلاً در هنگام فلوروسکوپی چنانچه کاربر مهارت کافی داشته باشد، پرتوگیری پرتوکاران و بیمار به

حداقل می‌رسد.

به حداکثر رساندن فاصله از چشمه تابش: با افزایش فاصله از یک چشمه پرتو می‌توان مقدار پرتوگیری را کاهش داد. آهنگ پرتوگیری از یک چشمه نقطه‌ای (چشمه‌ای که ابعاد آن نسبت به فاصله از آن خیلی کوچک است) با مجذور فاصله از چشمه کاهش می‌یابد. یعنی اگر فاصله دوبرابر شود، پرتوگیری به $1/4$ و اگر فاصله سه برابر شود، پرتوگیری به $1/9$ مقدار اولیه خواهد رسید. پس با رعایت حفظ فاصله از چشمه‌های پرتوزا می‌توان پرتوگیری را به شکل مؤثری کنترل نمود.

حفاظ‌گذاری: حفاظ ماده‌ای است که پرتو را قبل از رسیدن به افراد تضعیف می‌کند. بسته به نوع پرتو باید حفاظ مناسب با آن پرتو را استفاده نمود. هرچه قدرت نفوذ پرتو بیشتر باشد، حفاظ آن نیز ضخیم‌تر خواهد بود. مثلاً قدرت نفوذ پرتو آلفا در هوا حدود چند سانتی‌متر و در بدن حدود چند میکرون است که در نواحی شاخی روی پوست، جذب می‌شود. بنابراین به هیچ نوع حفاظی در برابر پرتو آلفا خارجی نیاز نداریم. در حالی که قدرت نفوذ پرتوهای ایکس و گاما نسبتاً زیاد است و برای حفاظت در مقابل آنها باید متناسب با قدرت نفوذ پرتو، حفاظ مناسب انتخاب شود. علاوه بر قدرت نفوذ، نوع پرتو هم در انتخاب حفاظ اهمیت دارد؛ مثلاً حفاظ‌های پرتوهای ایکس و گاما از جنس فلزات سنگین بخصوص سرب و یا معادل بتونی^۱ آن می‌باشند. فلزات سنگین و بتون این پرتوها را به‌خوبی جذب می‌کنند. ولی برای حفاظت از پرتوهای بتا نمی‌توان از این فلزات استفاده نمود، چون جذب پرتو بتا توسط این مواد موجب تولید اشعه ایکس می‌شود. لذا از مواد با عدد اتمی پایین در حفاظ‌های پرتو بتا استفاده می‌شود. بهترین حفاظ برای پرتوهای بتا پرانرژی حفاظ آلومینیومی با روکش سربی است. روکش سربی پرتوهای ایکس تولیدشده احتمالی را تضعیف می‌کند. برای حفاظت در مقابل پرتوهای نوترونی از مواد هیدروژن‌دار یا عنصر کادمیم با روکش سربی استفاده می‌شود.

انواع مختلف حفاظ وجود دارد. از جمله می‌توان محفظه‌های شامل مواد رادیواکتیو در پزشکی هسته‌ای، محفظه لامپ اشعه ایکس که از نشت پرتو جلوگیری می‌کند، محفظه‌های دستگاه‌های پرتودرمانی، حفاظ‌هایی که اعضای بدن را می‌پوشانند (مثل پیش‌بند سربی، عینک سربی، دستکش سربی، تیروئیدبند و...)، و حفاظ‌های ساختمانی (دیوارها) را نام برد. حفاظ ساختمانی به‌صورت دیوارهایی است که اطراف اتاق را فرا می‌گیرد و به‌منظور حفاظت از افرادی که در خارج یک محوطه با شدت تابش بالا کار می‌کنند، طراحی می‌شود.

حد دوز

تعیین حد دوز به‌عنوان جزیی از کنترل پرتوگیری مورد نیاز است. کمیسیون بین‌المللی حفاظت پرتوی (ICRP)، براساس آخرین اطلاعات به‌دست آمده از مطالعات پرتوی، حد دوز را مشخص می‌کند. هدف کمیسیون از وضع محدودیت‌های دوز برای آزمایش‌های معین و تابش‌دهی‌های معمولی و مستمر این است که سطوحی از دوز را تعیین کند که در مقادیر بالاتر از آنها، عواقب ناشی از تابش برای شخص زبان‌آور و غیرقابل قبول است.

۱. ضخامتی از بتون که مقدار تضعیف آن برابر با حفاظ سربی مورد نظر باشد.

ICRP حد دوز معادل مؤثر را برای عموم مردم 1mSv و برای پرتوکاران 20mSv در سال پیشنهاد می‌کند که برای ۵ سال معدل‌گیری می‌شود (یعنی 5mSv در پنج سال برای عموم مردم و 100mSv در پنج سال برای پرتوکاران). با این شرط که دوز مؤثر در هر سال از 2mSv برای مردم و 50mSv برای پرتوکاران فراتر نرود. محدودیت‌های توصیه‌شده برای دوز معادل مؤثر به‌منظور اطمینان از عدم ایجاد آثار قطعی در تمام بافت‌های بدن کافی است. به‌جز عدسی چشم که سهم کمی در دوز معادل مؤثر دارد و نیز پوست که ممکن است به‌راحتی در معرض دوز موضعی قرار گیرد. لذا برای این دو بافت حدود دوز جداگانه موردنیاز است (جدول ۶-۷).

جدول ۶-۷: حدود دوز پیشنهادشده از طرف ICRP

کاربرد	شغلی	عموم مردم
دوز مؤثر	20mSv در هر سال که میانگین دوز دریافتی در مدت ۵ سال می‌باشد (۱)	1mSv در هر سال (۲)
دوز مؤثر سالانه در: عدسی چشم پوست (۳) دست و پا	150mSv 500mSv 500mSv	15mSv 50mSv

(۱) شرط دیگر این است که دوز مؤثر نباید از 50mSv در هر سال بیشتر گردد. برای تابش‌گیری شغلی خانم‌های باردار محدودیت دیگری نیز به‌کار رفته است که در متن توضیح داده شده است.

(۲) در شرایط خاص مقدار دوز مؤثر سالانه دریافتی می‌تواند بیشتر از مقدار مذکور گردد، به شرطی که متوسط دوز دریافتی در مدت پنج سال از 1mSv در سال تجاوز نکند.

(۳) محدودیت دوز مؤثر، حفاظت کافی در مقابل آثار تصادفی برای پوست فراهم می‌کند.

علت اینکه پرتوکاران از عموم جامعه جدا می‌شوند این است که ضرورتاً پرتوگیری آنها از دیگر افراد جامعه بیشتر است. آنها آگاهانه ریسک خطرات جزئی کار با پرتو را قبول نموده‌اند. تعداد افراد این گروه نسبت به کل جامعه کم است و پرتوگیری آنها به‌طور محسوس آثار ژنتیکی ناشی از پرتوگیری در کل جامعه را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. این دلایل باعث می‌شود حد دوز این گروه، از عموم مردم جامعه بیشتر باشد.

در تابش‌گیری شغلی زنان نیز، اساس کنترل پرتوگیری زنانی که باردار نمی‌باشند، مشابه مردان است و کمیسیون هیچ محدودیت دوز شغلی ویژه‌ای را برای آنها پیشنهاد نمی‌کند. اما زمانی که بارداری اظهار گردید، به‌وسیله کاربرد محدودیت دوز معادل برای پوست شکم زنان (اندام تحتانی) به مقدار 2mSv و محدودیت دریافت رادیونوکلوئیدها برای باقیمانده دوران بارداری، چنین محافظت می‌گردد.

اصول حفاظت کارکنان پرتوکار در مراکز پرتوشناسی تشخیصی و پزشکی هسته‌ای

قبل از آغاز کار یک مؤسسه پرتوپزشکی، حفاظها باید به‌خوبی طراحی شوند و حفاظهای ساختمانی نصب گردند. ساعات کار پرتوکاران باید به‌گونه‌ای تنظیم شود که پرتوگیری آنها از حد دوز سالانه تجاوز ننماید و پرتوکاران ملزم به رعایت اصول حفاظت برای خود و بیماران شوند. آموزش آنان در این زمینه مهم‌ترین نقش را ایفا می‌کند.

بیشترین دوز دریافتی کارکنان در روش‌های تشخیصی، مربوط به آزمایش‌های فلئوروسکوپی، رادیولوژی پورتابل و روش‌های تشخیصی خاص مثل آنژیوگرافی می‌باشد. در آزمایشات فلئوروسکوپی، پرتوکاران دوز قابل‌توجهی دریافت می‌دارند. لذا پوشیدن پیش‌بند سربی در این‌گونه آزمایشات الزامی است. همچنین چون دست‌ها و پاها در این آزمایشات دوز زیادی جذب می‌کنند، پرتوکاران باید از دستکش سربی و دوزیمترهای شخصی جهت پایش دست‌ها استفاده نمایند. در آزمایشات فلئوروسکوپی، مهارت و سرعت‌عمل کارکنان خیلی اهمیت دارد و باعث کاهش زمان روشن بودن لامپ و در نتیجه کاهش دوز دریافتی کارکنان و بیمار می‌شود.

در رادیولوژی پورتابل نیز بر پوشیدن پیش‌بند سربی و حفظ فاصله از دستگاه تأکید می‌شود. دستگاه‌هایی که در رادیولوژی پورتابل استفاده می‌شوند، باید کابل بلند داشته باشند تا پرتوکار بتواند حتی‌الامکان دور از آن قرار گیرد.

پرتوگیری کارکنان در آزمایشات ماموگرافی و سی‌تی اسکن کم است و به حفاظت خاصی نیاز ندارند. پرستاران و دیگر افرادی که در اتاق عمل یا ICU کار می‌کنند، ممکن است تحت تابش دستگاه‌های پورتابل قرار گیرند؛ ولی پرتوگیری آنها ناچیز است و نیازی به پایش ندارند. در آزمایشگاه‌های پزشکی هسته‌ای نیز کارکنان باید از روش‌های حفاظتی خاصی استفاده نمایند. مثلاً: هنگام آماده‌سازی سرنگ و تزریق آن به بیمار باید از حفاظ سربی سرنگ استفاده نمایند؛ آماده‌سازی پرتودارو باید پشت شیشه سربی انجام شود؛ همچنین باید پیش‌بند سربی پوشیده و دست‌کش یکبارمصرف استفاده نمایند تا دست‌هایشان با مواد رادیواکتیو آلوده نشود. از آنجائیکه دست‌ها تحت تابش پرتو هستند، لازم است این پرتوکاران علاوه بر دوزیمترهای شخصی که به ناحیه‌ای از لباسشان نصب می‌گردد، دوزیمتر TLD انگشتانه‌ای نیز داشته باشند. پیش‌بندهای سربی که در مراکز پرتوشناسی تشخیصی استفاده می‌شود از پیش‌بندهای مورد‌استفاده در مراکز پزشکی هسته‌ای متفاوت است، چون انرژی پرتوهای مورد‌استفاده در این دو مرکز با یکدیگر متفاوت است. انرژی پرتوهای ایکس در پرتوشناسی تشخیصی کمتر از انرژی فوتون‌های با انرژی متوسط $TC-99m$ است که در آزمایشات پزشکی هسته‌ای کاربرد زیاد دارند.

اصول حفاظت بیمار

حفاظت از بیمار در پرتودرمانی با باریکه خارجی: حفاظت از این بیماران تحت‌عنوان حدود دوز بررسی نمی‌شود، بلکه اطمینان از تحویل یک دوز صحیح و مناسب منظور نظر است. یعنی نه تنها دوز تجویز شده برای تومور اولیه و ثانویه به دقت اندازه‌گیری می‌شود، بلکه پیش‌گیری از تابش به بافت سالم به خصوص اندام‌های حساس به اشعه از جمله چشم‌ها، نخاع، حنجره، رکتوم، و مثانه مورد توجه قرار می‌گیرد. بنابراین برنامه‌ریزی برای درمان دقیق، حائز اهمیت است تا اندام‌های حیاتی سالم، محفوظ بمانند.

حفاظت از بیمار در براکی‌تراپی: حفاظت از بیمار در براکی‌تراپی به این معنی است که درمان، درست مطابق با برنامه‌ریزی پیش‌بینی شده انجام پذیرد. رعایت دقیق زمان خروج چشمه‌ها ضروری است و این عمل نباید زودتر و یا دیرتر از موعد مقرر انجام شود. همچنین باید دقت کرد که غیر از دانه‌های طلا-۱۹۸ که نیمه‌عمر کوتاهی دارند، چشمه‌های پرتوزا به صورت کاشته‌شده در بدن باقی نمانند. در انتخاب چشمه‌ها باید به پرتوزایی صحیح آنها توجه شود.

حفاظت از بیمار در پزشکی هسته‌ای و ید درمانی: حفاظت از بیمار در ید درمانی و آزمایشات پزشکی هسته‌ای تشخیصی برمبنای اطمینان از موارد زیر صورت می‌گیرد: تطبیق میزان پرتوگیری بیمار با مقادیر مورد نظر، اطمینان از کیفیت رادیودارو، عدم ریخت‌وپاش مواد پرتوزا بر روی لباس بیمار در هنگام تزریق یا خوردن دارو.

حفاظت از بیمار در پرتوشناسی تشخیصی: در پرتوشناسی تشخیصی حفاظت از بیمار باید این اطمینان را ایجاد کند که بیماران حداقل دوز را دریافت می‌کنند. این امر نه تنها به کیفیت سیستم‌های رادیوگرافی و فلوئوروسکوپی بستگی دارد، بلکه به وجود یک نگرش منطقی در مطالعات پرتوشناسی نیز وابسته است (رجوع کنید به گروه WHO - ۱۹۸۳). بخشی از این نگرش عبارتست از ارزیابی لزوم انجام معاینات برای یک بیمار معین. به عنوان مثال WHO (۱۹۸۳) بیان می‌کند که:

- ۱- بسیاری از معاینات پرتوشناسی بر حسب عرف و عادت یا بدون ضرورت پزشکی انجام می‌شوند. این آزمایش‌ها ارزشی ندارند.
- ۲- در بیماران فاقد علائم یا مواردی که روش‌های مؤثرتر و ارزان‌تر برای بررسی آنها وجود داشته باشد، پرتونگاری مفید نخواهد بود.
- ۳- برای پزشکان، تجویز پرتونگاری با اشعه ایکس یک روش راحت و آسان است. پرتوشناسان باید درباره روش‌های استفاده مفید از این پرتوها، آنان را راهنمایی کنند.
- ۴- استفاده بیش از حد و نادرست پرتوهای ایکس، یکی از منابع عمده و پرهزینه پرتوگیری از پرتو یونساز محسوب می‌شود.

دوز مرجع (Refernce Level)

بررسی‌ها نشان می‌دهند دوز دریافتی بیماران پس از انجام یک رادیوگرافی معین در مراکز پرتوی مختلف با یکدیگر تفاوت چشمگیری دارد. در یک مطالعه، دوز دریافتی بیماران از چهار معاینه مختلف رادیوگرافی در ۲۰ بیمارستان انگلستان اندازه‌گیری شد. نتایج نشان دادند که دوز بیمار ناشی از هر معاینه رادیوگرافی معین دارای بازه وسیعی است. به‌طوری‌که مقدار بیشینه آن پنج برابر مقدار میانگین و پنجاه برابر مقدار کمینه است.

این تفاوت‌ها نشان می‌دهند که امکان کاهش دوز بیمار در معاینات رادیولوژی تشخیصی وجود دارد و باید سعی شود به حداقل ممکن برسد. لذا برخی مراجع مسئول در قبال حفاظت پرتوی، پیشنهاد کرده‌اند که دوز بیماران در طی معاینات پرتوپزشکی به‌طور منظم کنترل و اندازه‌گیری شود و بخشی از برنامه تضمین کیفیت در کاربردهای پرتوپزشکی به حساب آید.

اولین گام در برنامه بررسی کیفیت خدمات در رادیولوژی تشخیصی، دوزیمتری بیماران است. در این صورت بازرسان به اطلاعات مستندی دسترسی خواهند داشت که براساس آن می‌توانند کیفیت خدمات ارائه‌شده به بیماران را ارزیابی نمایند.

براساس این اندازه‌گیری‌ها می‌توان برای هر آزمایش رادیوگرافی با کیفیت تشخیصی مطلوب، یک دوز مرجع (حد رفرنس)^۱ تعیین نمود و مراکز پزشکی را موظف نمود تا با انجام اقدامات حفاظتی مناسب، از دریافت دوز بیش از حد مرجع از سوی بیمار جلوگیری نمایند.

مقدار دوز در یک آزمایش معین بستگی به کیفیت تجهیزات آن مرکز، مهارت و آموزش کارکنان، و مجموعه امکاناتی دارد که این مراکز از آنها برخوردارند. بدیهی است این امکانات برحسب اوضاع اقتصادی و سطح پیشرفت در کشورهای مختلف متفاوت است و در نتیجه میانگین دوز دریافتی بیماران در معاینات مختلف در یک کشور خاص با دیگر کشورها متفاوت است. بنابراین هر کشوری می‌تواند استانداردهایی را متناسب با امکانات و واقعیات موجود در آن کشور تعیین کند و براساس این استانداردها، مراکز پزشکی خود را مورد ارزیابی قرار دهد و آنها را موظف سازد که از پرتوگیری بیماران بیش از حدود تعیین‌شده ممانعت به‌عمل آورند. برای این منظور می‌توان تعدادی از مراکز پرتوشناسی تشخیصی را در هر کشور به‌طور تصادفی انتخاب کرد و دوز بیماران در این مراکز را اندازه‌گیری نمود. میانگین این مقادیر، دوز مرجع ملی در هر رادیوگرافی مشخص را تعیین می‌کند.

ICRP نیز برای معاینات مختلف رادیوگرافی یک دوز مرجع را اعلام نموده است که جنبه بین‌المللی دارد. از این مراجع می‌توان برای ارزیابی کیفیت خدمات پرتوشناسی تشخیصی کشورهای مختلف در سطح بین‌المللی بهره‌مند شد و آنها را با یکدیگر مقایسه نمود. به عبارت دیگر دوزهای مرجع تعیین‌شده توسط ICRP معیاری برای مقایسه استانداردهای یک کشور خاص با استانداردهای بین‌المللی را فراهم می‌سازد.

قانون "ده روز" سازمان بهداشت جهانی در مورد پرتوتابی به اندام‌های تحتانی زنان

مطالعات نشان می‌دهند که حساسیت جنین به سرطان‌زایی پرتوهای یون‌ساز، دو برابر بزرگسالان است. پس باید تا آنجا که ممکن است از تابش مادران باردار خودداری نمود. قانون "ده روز" بیان می‌کند که زنان در سن باروری فقط می‌توانند در طی ده روز پس از شروع قاعدگی، مورد معاینات تشخیصی و درمانی پرتوی در ناحیه لگن و اندام‌های تحتانی شکم قرار گیرند. بدیهی است این قانون، شامل زنانی نمی‌شود که سلامت آنها در خطر است. در چنین شرایطی ممکن است پرتودرمانی یا انجام آزمایشات پرتوشناسی به بهبودی بیمار و رفع خطر کمک کند. در حقیقت قانون ده روز مربوط به آزمایشات کنترل سالیانه، پایش دوره‌ای بیماری (مثلاً پایش تومورهای خوش‌خیم پستان)، آزمایشات پرتوی قبل از استخدام، و کلیه آزمایشاتی است که به تعویق افتادن آنها هیچ‌گونه خطری برای بیمار به دنبال نخواهد داشت.

بهداشت پرتو در پزشکی هسته‌ای

الف کنترل و بررسی آلودگی: مناطقی با پرتودهی دو برابر مقدار زمینه را منطقه آلوده می‌گویند. قبل از هر چیزی باید از آلوده شدن محیط به مواد پرتوزا جلوگیری نمود، به این منظور توجه به موارد زیر تأکید می‌شود. از جمله این که باید هنگام کار با مواد پرتوزا با قرار دادن پلاستیک مخصوص یکبار مصرف بر روی میز کار، از آلوده شدن آن جلوگیری نمود. نیز باید مواد پرتوزای تبخیرشونده را در زیر هود نگهداری کرد. باید از دستکش‌های یکبار مصرف استفاده نمود و پس از پایان کار آنها را در ظرف مخصوص مواد پس‌ماند انبأخت. ضروری است که دست‌ها و لباس را از لحاظ آلودگی بررسی نموده و پس از اتمام کار دست‌ها را به خوبی شستشو داد.

کنترل آلودگی شامل بررسی‌های دوره‌ای و نیز بررسی در موارد مشکوک می‌باشد. بررسی‌های دوره‌ای معمولاً در پایان هر روز کاری و در پایان هر هفته انجام می‌گیرند. این بررسی‌ها شامل نمونه‌برداری، اندازه‌گیری پرتودهی نمونه، رفع آلودگی، و کنترل سراسری آزمایشگاه با شمارشگر گایگر-مولر است.

ب) کار آزمایشگاهی: در کارهای آزمایشگاهی رعایت نکات زیر ضروری است:

• تمام ظروف حاوی مواد رادیواکتیو علامت‌گذاری شوند، نوع ماده رادیواکتیو و مقدار اکتیویته آن مشخص گردد.

• خوردن و آشامیدن در محیط کار با مواد رادیواکتیو ممنوع شود.

• بیپت کردن مواد رادیواکتیو ممنوع شود.

• باقیمانده مواد رادیواکتیو در ظروف مخصوص پس‌ماند ریخته شود.

• به هنگام کار با گاز گزنون ۱۳۳، از آلودگی هوای محیط آزمایشگاه جلوگیری شود. این عمل با ایجاد فشار منفی در اتاق بیمار امکان‌پذیر است. فشار منفی مانع از خروج گاز گزنون و نشت آن

به راهروها می‌شود.

- در صورتی که آلودگی رخ داد، سریعاً به مسئول فیزیک بهداشت گزارش شود.

ج) آلوده شدن محیط با مواد پرتوزا: قبل از هر چیز منطقه آلوده باید ایزوله شود. افراد قبل از خروج از این محل باید با شمارشگر گایگر-مولر مورد بررسی قرار گیرند و اگر احتمال آلودگی داخلی وجود داشته باشد، به وسیله آزمایشات بیولوژیکی، آلودگی یا عدم آلودگی آنها محرز شود. افرادی که مسئول رفع آلودگی هستند باید لباس مخصوص بپوشند و قبل از خروج از محل آلوده، لباس‌ها را درآورند. رفع آلودگی از طریق شستشوی محل آلوده با آب و مواد پاک‌کننده انجام می‌شود و پس از رفع آلودگی، مجدداً همه جا با شمارشگر گایگر-مولر مورد بررسی قرار می‌گیرد.