

فهرست

۱	فصل ۱: مبانی فیزیک نور و دیدگانی و کاربردهای آن در پزشکی
۱۹	فصل ۲: لیزر
۲۳	فصل ۳: مبانی فیزیک صوت و کاربردهای آن در پزشکی
۳۰	فصل ۴: کاربرد امواج پرفرکانس در درمان
۳۴	فصل ۵: اشعه ایکس و کاربردهای آن در پزشکی
۴۶	فصل ۶: پزشکی هسته‌ای، زیست‌شناسی پرتو و حفاظت

تقدیم به:

طبیعیانه

مادر م



فصل ۵: اشعه ایکس و کاربردهای آن در پزشکی

پرتوهای X قسمتی از طیف امواج الکترومغناطیسی هستند و همانند دیگر اجزای این طیف جرم ندارند، تحت تأثیر میدان الکتریکی و مغناطیسی قرار نمی‌گیرند و برای انتشار نیازی به محیط مادی ندارند. پرتو X دارای خاصیت موجی و ذره‌ای است. خاصیت موجی یعنی همانند امواج دیگر در خلأ با سرعت $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ حرکت می‌کند ($v = \frac{c}{\lambda}$) و خاصیت ذره‌ای هم یعنی اینکه انتقال انرژی بصورت بسته‌هایی به نام کوانتا صورت می‌گیرد. به کوانتای پرتو X، فوتون گفته می‌شود و از رابطه زیر محاسبه می‌شود.

$$E = h \cdot \nu$$

E نماینده انرژی فوتون است، h ثابت پلانک و ν یعنی فرکانس (بسامد) موج.

تولید پرتو X

برای تولید پرتو X از لامپ اشعه X استفاده می‌شود که از اجزای زیر تشکیل شده است.

تیوب اشعه X: محفظه‌ای از جنس شیشه پیرکس که درون آن خلأ است. عایق الکتریسیته است و تحمل حرارتی بالایی هم دارد. دارای دو الکترود (کاتد و آنود) بوده که در اثر اعمال اختلاف پتانسیل الکتریکی، الکترون‌های شتابدار شده از کاتد (-) کنده شده و به‌اند (+) می‌روند.

کاتد: قطب منفی بوده و شامل فیلامان سیمی پیچ خورده از جنس تنگستن و سرپوش کانونی از جنس مولیبدنیوم است. فیلامان دارای نقطه‌ای ذوب بالا، تبخیر کم و دارای قابلیت انتقال آسان الکترون است که در اثر عبور جریان الکتریکی گرم می‌شود. در اثر این دمای بالا، تعدادی از الکترون‌های آن از سطح جدا می‌شوند.

آنود: قطب مثبت لامپ است که هدف بمباران الکترون‌های جدا شده از کاتد قرار می‌گیرد. بمنظور افزایش بازده تولیدی، از مواد هادی جریان الکتریکی با عدد اتمی بالا و مقاومت الکتریکی کم ساخته می‌شود. همچنین باید دارای تحمل حرارتی بالا و قابلیت بالای هدایت گرما باشد تا در اثر گرمای زیاد بوجود آمده آسیب نبیند. به همین منظور برای ساخت آنود از چند لایه مس (هدایت الکتریکی و هدایت گرمایی بالا) و تنگستن (عدد اتمی بالا) استفاده می‌شود. اند در دو نوع ثابت و دوار ساخته می‌شود که نوع دوار آن بدلیل کاهش تمرکز حرارتی بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد.

در ماموگرافی، از آنود مولیبدنیوم استفاده می‌شود.

فیلتر: برای اینکه فوتون‌های کم‌انرژی که آسیب‌رسان هستند به سطح بدن نرسند، بوسیله‌ی فیلتر، حذف‌شان می‌کنیم. در این حالت، از شدت اشعه کاسته می‌شود ولی انرژی مؤثر آن افزایش می‌یابد. دو نوع فیلتراسیون داریم:

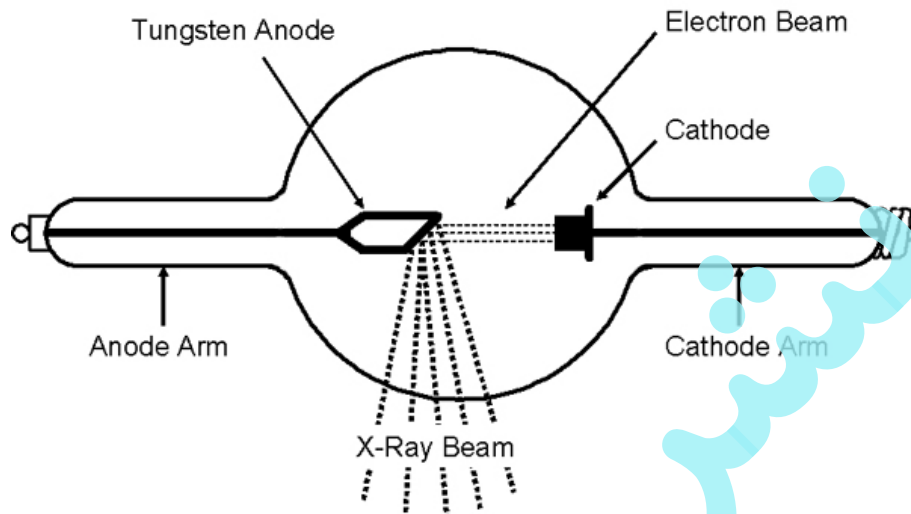
۱. فیلتراسیون ذاتی لامپ: بعلت محفظه‌ی شیشه‌ای و روغن و مخروط پلاستیکی در محل پنجره خروجی، فوتون‌های کم‌انرژی عبور نمی‌کنند (مورد استفاده در ماموگرافی).

۲. فیلتراسیون اضافی: در رادیوگرافی‌های معمولی می‌توان با استفاده از آلومینیوم فوتون‌های کم‌انرژی X را حذف کرد.



کولیماتور: کولیماتور یا دیافراگم وسیله‌ای است که به محفظه تولید اشعه متصل می‌شود و میدان تابش را تغییر می‌دهد و در واقع به آن شکل می‌دهد (اندازه‌ی میدان تابش تغییر می‌کند ولی شدت پرتوهای اولیه بدون تغییر است).

گرید ضد پراکندگی: وسیله‌ای معمولاً از جنس سرب که بین بیمار و کاست رادیوگرافی قرار می‌گیرد. این وسیله پرتوهایی که بخاطر عبور از بافت پراکنده شده‌اند را حذف می‌کند.



شکل ۵-۱: لامپ تولید پرتو X

🍏 کدام وسیله بمنظور رفع اثرات پراکندگی پرتو در رادیوگرافی تشخیصی مورد استفاده قرار می‌گیرد؟

🕒 دیافراگم

🕒 کولیماتور

🕒 فیلتر اضافی

🕒 گرید

کاملاً مشخصه که جواب همیشه گرید. ولی حواست باشه که گرید رو با کولیماتور اشتباه نکنی!

در اثر برخورد الکترون‌ها به ماده‌ی هدف، با دو نوع تشعشع مواجه می‌شویم.

تشعشع عمومی (ترمزی): الکترون‌ها به هسته‌ی اتم‌های آند نزدیک می‌شوند و تحت تأثیر میدان الکتریکی، از سرعت و انرژی جنبشی شان کاسته شده و منحرف می‌شوند. این انرژی جنبشی از دست رفته در قالب فوتون X آزاد می‌شود. الکترون‌های مختلف در مواجهه‌های مختلف فوتون‌هایی با انرژی‌های متفاوت تولید می‌کنند. الکترون فرودی در مواجهه با اتم‌های بعدی هم بتدریج انرژی خود را از دست داده و در نهایت متوقف می‌شود. اگر الکترون فرودی توسط اولین اتم ماده‌ی هدف بطور کامل متوقف شود، فوتون تولیدی بیشترین انرژی و کمترین طول موج را داراست که به این حداکثر انرژی، Peak Voltage Kilo (KVP) گفته می‌شود.

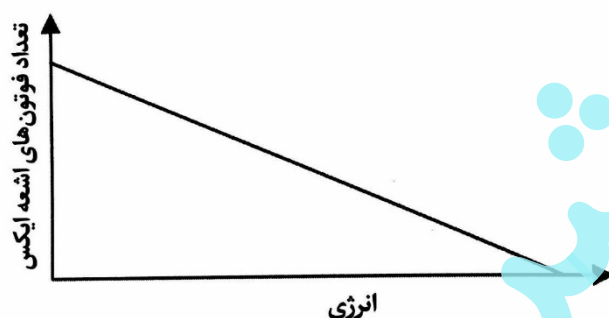
تشعشع اختصاصی: اگر الکترون‌های فرودی، دارای انرژی کافی باشند که اتم‌های ماده‌ی هدف را یونیزه کنند، الکترونی را از یک اتم جدا می‌کنند. جای خالی الکترون کنده شده با الکترون مدار خارجی‌تر پر شده که اختلاف انرژی بین دو مدار بصورت فوتون پرتو X آزاد می‌شود (انرژی فوتون آزاد شده برابر اختلاف انرژی بین دو مدار است). مقدار تشعشع اختصاصی در مقابل تشعشع عمومی بسیار کم است.



در حین تولید فوتون X از پدیده تشعشع اختصاصی، ممکن است این فوتون سبب شدن الکترون دیگری شود که این الکترون کنده شده را اوژه می‌نامیم.

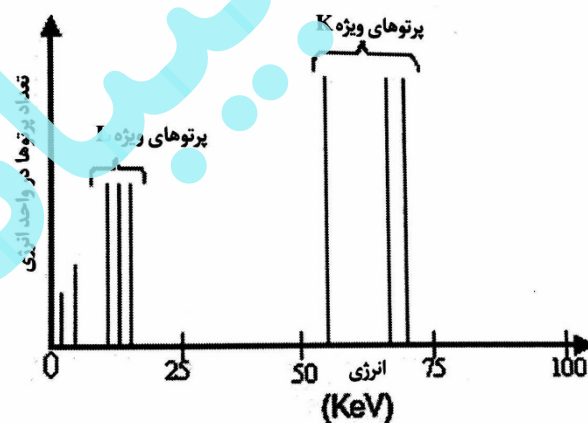
طیف پرتو X

طیف پیوسته: در اثر پدیده تشعشع عمومی بوجود می‌آید و می‌تواند شامل فوتون‌هایی با هر مقدار انرژی باشد (شکل ۲-۵). اما بیشتر فوتون‌های تولیدی دارای مقدار انرژی $\frac{1}{2} E_{\max}$ تا $\frac{1}{3} E_{\max}$ هستند. طی عمل فیلتراسیون، فوتون‌های با انرژی کم حذف می‌شوند.



شکل ۲-۵: طیف پیوسته حاصل از تشعشع عمومی

طیف گسسته: در اثر پدیده تشعشع اختصاصی تولید می‌شود و شامل فوتون‌هایی با مقدار انرژی معین است که بدلیل اختلاف انرژی معین بین مدارهای الکترونی مختلف است.



شکل ۳-۵: طیف گسسته حاصل از تشعشع اختصاصی اتمهای تنگستن

عوامل مؤثر بر شدت و انرژی پرتو X:

جنس ماده‌ی هدف: هر چه عدد اتمی ماده‌ی هدف (آند) بیشتر باشد، بازده تولیدی بیشتر است. در پدیده تشعشع عمومی عدد اتمی آند، کمیت (شدت) اشعه‌ی تولیدی را تعیین می‌کند و در تشعشع اختصاصی، بر کیفیت (مقدار انرژی) اشعه‌ی X تولیدی مؤثر است.

سطح آند: هر چه کانون (سطحی از آند که بوسیله الکترون‌ها بمباران می‌شود) کوچکتر باشد، تصویر واضح‌تر می‌شود. اما سطح



تابنده پرتو X هم کمتر شده و شدت هم کمتر می‌شود. برای رفع این مشکل، آند را با زاویه‌ای حدود ۱۵ تا ۲۰ درجه قرار می‌دهند. در این حالت سطح مؤثر بسیار کوچکتر از سطح دریافت کننده الکترون‌ها است و شدت هم تغییر زیادی نمی‌کند.

ولتاژ: شدت اشعه X تولیدی با توان دوم ولتاژ اعمال شده بین دو الکترود متناسب است. یعنی با افزایش ولتاژ، شدت اشعه تولیدی با توان ۲ بیشتر می‌شود. همچنین ولتاژ اعمال شده فاکتوری تعیین کننده در میزان حداکثر انرژی پرتو تولیدی است.

جریان (mA): با افزایش جریان، الکترون‌های بیشتری در واحد زمان به آند برخورد می‌کنند پس فوتون‌های بیشتری تولید می‌شوند. **فیلتراسیون:** فیلتراسیون با حذف فوتون‌های کم انرژی، میانگین انرژی فوتون‌ها را افزایش می‌دهد که باعث افزایش کیفیت پرتوهای تولیدی می‌شود (تعداد) پرتوها را کاهش می‌دهد.

طول تیوب: افزایش طول تیوب تولید پرتو X (افزایش فاصله کاتد و آند) باعث کاهش کمیت (شدت) اشعه تولیدی می‌شود ولی در کیفیت (انرژی) آنها تأثیری ندارد.

نوع منبع ولتاژ: منبع ولتاژ باید کمترین نوسان را داشته باشد. برق سه فاز نسبت به برق دوفاز و تک فاز بازده بیشتری دارد.

زمان تابش: با افزایش زمان، تعداد فوتون‌های تولیدی (شدت) افزایش می‌یابد.

با این حساب نتیجه می‌گیریم که شدت پرتوهای تولیدی به جنس ماده‌ی هدف (در تشعشع عمومی)، ولتاژ، جریان، فیلتراسیون، نوع منبع ولتاژ، فاصله‌ی تیوب و زمان تابش وابسته است و مقدار انرژی پرتوها به جنس ماده‌ی هدف (در تشعشع اختصاصی)، ولتاژ و فیلتر بستگی دارد.

🍏 در یک تیوب اشعه X کیفیت تشعشع به کدام عامل وابسته نیست؟

① میلی آمپر ثانیه ② کیلو ولت

③ عدد اتمی ماده‌ی هدف ④ فیلتر

کیفیت تشعشع بیانگر میزان انرژی فوتون‌ها است و شدت هم یعنی تعداد (کمیت) فوتون‌های تولیدی. میلی آمپر ثانیه واحد جریان هست که بر شدت اثرگذار است و اثری روی مقدار انرژی ندارد.

🍏 در خصوص طیف پیوسته پرتو X ، افزایش کدام مورد سبب کاهش سطح زیر منحنی می‌گردد؟

① فیلتر اضافی ② ولتاژ اعمال شده

③ جریان ④ عدد اتمی ماده‌ی هدف

کاهش سطح زیر منحنی یعنی کاهش شدت. با فیلتر اضافی، پرتوهای کم انرژی و پراکنده حذف می‌شوند که باعث کاهش شدت می‌شوند.

🍏 در مسیر پرتو خروجی از لامپ اشعه X که ولتاژ آن افزایش داده می‌شود بترتیب چه تغییراتی در مساحت زیر منحنی (تعداد فوتون‌ها) و ماکزیمم انرژی طیف اشعه X مشاهده می‌شود؟

① افزایش - ثابت ② ثابت - افزایش

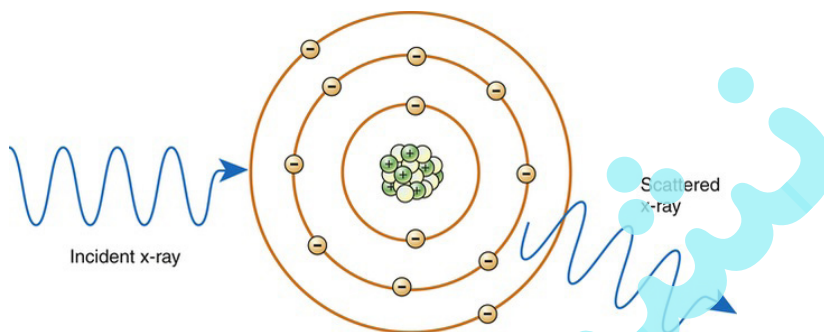
③ افزایش - افزایش ④ افزایش - کاهش



هم شدت و هم مقدار انرژی وابسته به ولتاژ است و با افزایش ولتاژ، هردو افزایش می‌یابند.

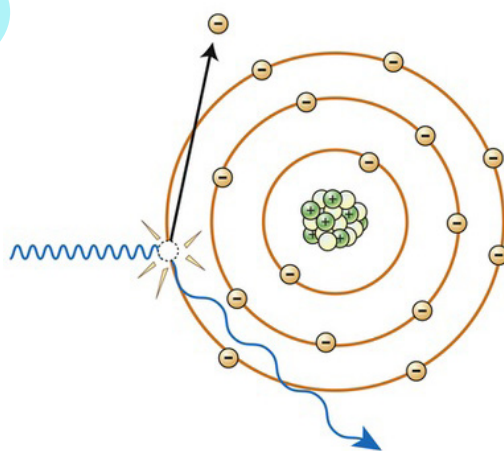
انواع برخورد های پرتو X با ماده:

پراکندگی هم‌دوس (ساده / تامسون / کلاسیک): پس از برخورد فوتون‌های کم انرژی پرتو X به مواد دیگر، تغییری در طول موج آنها ایجاد نمی‌شود و فقط تغییر جهت می‌دهند (شکل ۴-۵). در این حالت هیچ انرژی‌ای منتقل نمی‌شود و در رادیولوژی تشخیصی اهمیتی ندارد.



شکل ۴-۵: پراکندگی هم‌دوس

اثر فوتوالکتریک: اگر انرژی فوتون تابشی که به الکترون لایه K یا L برخورد می‌کند کمی بیشتر از انرژی همبستگی این الکترون باشد انرژی فوتون مذکور کاملاً جذب الکترون شده و آن را از مدار خارج می‌کند که به این الکترون، فوتوالکتریک گفته می‌شود. انرژی فوتون صرف غلبه بر انرژی همبستگی شده و باقیمانده آن به انرژی جنبشی در الکترون تبدیل می‌شود. سپس یک الکترون از لایه‌های بالاتر جای خالی این الکترون کنده شده را پر می‌کند و اختلاف انرژی دو مدار بصورت فوتون اشعه X آزاد می‌شود (شکل ۵-۵). مقدار انرژی این فوتون به خصوصیات آن عنصر بستگی دارد بنابراین به این اشعه، اشعه X اختصاصی می‌گوییم. پس پدیده فوتوالکتریک سه محصول نهایی دارد فوتوالکتریک، یون مثبت و اشعه X اختصاصی.

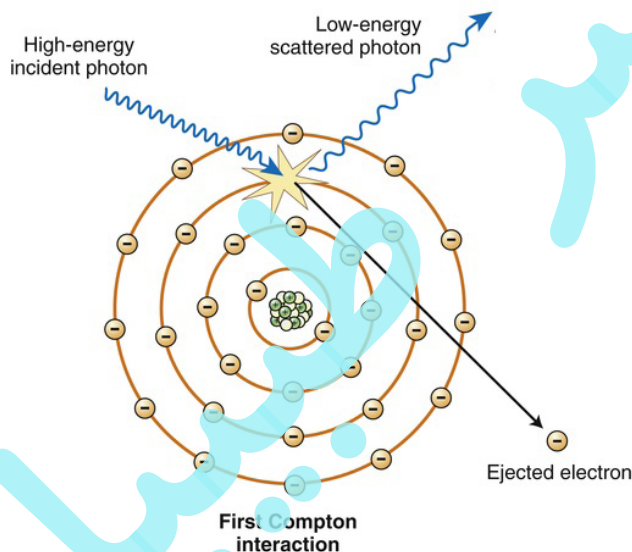


این پدیده بیشترین جذب را دارد و باعث ارائه‌ی بهترین کیفیت تصویر می‌شود و از نظر ایجاد کنتراست، از همه مهم‌تر است چون



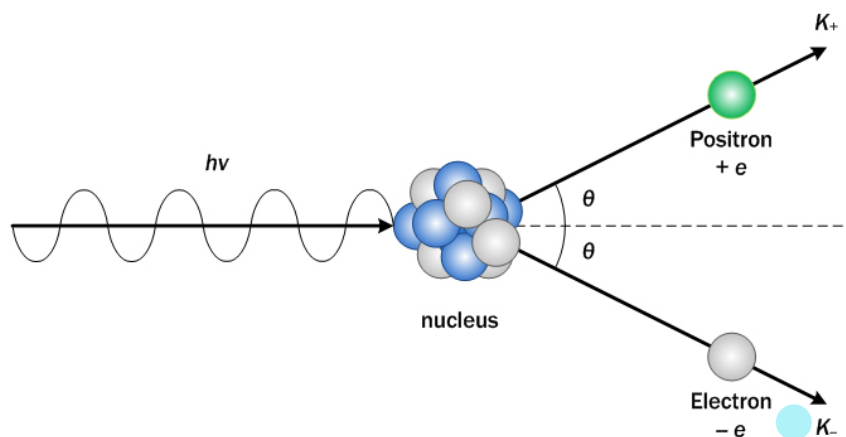
پراکندگی ندارد و کنتراست حاصل از ضریب جذب بافت‌هایی که عناصر متفاوتی دارند را تشدید می‌کند اما برای بیمار مضر است چون در این حالت، اکثر تشعشعات جذب بدن بیمار می‌شود. برای کاهش ضرر آن از فوتون‌های با انرژی زیاد استفاده می‌شود تا دوز جذبی بیمار کمتر شود.

پراکندگی کمپتون: با برخورد فوتون پرتو X به الکترون یکی از مدارهای خارجی با غلبه بر انرژی همبستگی، آن الکترون از اتم جدا شده و مقداری از انرژی فوتون هم تبدیل به انرژی جنبشی الکترون می‌شود و فوتون با انرژی کمتر منحرف می‌شود (شکل ۵-۶). نکته مهم اینجاست که تمام انرژی فوتون جذب نمیشود و بخشی از اون به الکترون منتقل می‌شود. با افزایش انرژی، احتمال وقوع پراکندگی کمپتون کمتر می‌شود ولی مستقل از عدد اتمی است و به دانسیته الکترونی (چگالی الکترونی) ماده بستگی دارد. این پدیده بیشترین اتفاقی است که در تصویر برداری تشخیصی می‌افتد و بدلیل پراکندگی پرتو باعث کاهش کنتراست و مه آلود شدن تصویر می‌شود.



شکل ۵-۶: پراکندگی کمپتون

تولید جفت: در صورتیکه انرژی فوتون کافی باشد (حداقل 1.02 MeV) ممکن است به اندازه‌ی کافی به هسته نزدیک شود و در نتیجه اثر متقابل با نیروی هسته‌ای، یک پوزیترون (ذره‌ای با جرم برابر با الکترون ولی دارای بار مثبت) و یک الکترون تولید شود (شکل ۵-۷). در صورتی که انرژی فوتون بالا باشد، می‌تواند با برخورد به هسته یک پروتون یا نوترون را از هسته بیرون بیاورد که به این پدیده تجزیه نوری گفته می‌شود. پدیده تولید جفت در رادیولوژی تشخیصی اهمیت چندانی ندارد.



شکل ۷-۵: پدیده تولید جفت

🍏 در رادیولوژی تشخیصی کدامیک از پدیده‌ها موجب کاهش وضوح تصویر می‌شود؟

⌚ اثر فوتوالکتریک

⌚ کمپتون

⌚ تجزیه نوری

⌚ اثر تولید جفت

پدیده کمپتون باعث انحراف فوتون شده که موجب کاهش کنتراست و وضوح تصویر می‌شود.

🍏 کدامیک از برخوردهای فوتونی زیر بیشترین اهمیت را در ایجاد کنتراست تصویر رادیوگرافی دارد؟

⌚ کمپتون

⌚ فوتوالکتریک

⌚ تاملون

⌚ تولید جفت

اثر فوتوالکتریک بدلیل جذب کامل فوتون‌های تابشی بیشترین کنتراست و وضوح را ایجاد می‌کند.

تضعیف اشعه X

کاهش کلی تعداد پرتوهای X اولیه در حین عبور از ضخامت معین بافت معین را تضعیف اشعه X در آن بافت می‌گویند.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

I یعنی شدت پرتو خروجی، I_0 یعنی شدت پرتو اولیه ورودی، μ یعنی ضریب خطی تضعیف و x هم ضخامت ماده است. از فرمول بالا نتیجه می‌گیریم که هرچه ضخامت ماده بیشتر باشد، شدت پرتو خروجی هم کمتر می‌شود.

ضریب کاهش خطی (μ): ضریب کاهش خطی یا ضریب جذب خطی یعنی احتمال کاهش فوتون‌ها در یک سانتی‌متر از ضخامت یک ماده که این پدیده به علت جذب پرتو و پراکنده شدن آن توسط ماده است. در برخوردهای متفاوت، ضریب کاهش کلی (μ) برابر است با مجموع ضرایب جذب و کاهش مربوط به پدیده‌های فوتوالکتریک (μ_{pe})، همدوس (μ_{coh})، پراکندگی کمپتون (μ_{cs})



و تولید جفت (μ_{pp}).

$$\mu = \mu_{pE} + \mu_{coh} + \mu_{cs} + \mu_{pp}$$

ضریب کاهش جرمی (μ): حاصل تقسیم ضریب جذب خطی بر چگالی (ρ) است که باعث عدم وابستگی به چگالی می‌شود.

$$\mu_m (cm^2/gr) = \frac{\mu (cm^{-1})}{\rho (gr/cm^3)}$$

لایه‌ی نیم جذب (HVL): ضخامت ماده‌ی مورد نیاز برای کاهش شدت اشعه به نصف مقدار اولیه در شرایطی که پرتو بدون پراکندگی است. در تعیین ضخامت مورد نیاز برای سرب کوبی دیوارهای اتاق رادیولوژی و طراحی ضخامت روپوش سربی کاربرد دارد.

$$HVL = \frac{0,693}{\mu}$$

جذب افتراقی اشعه X در بدن

سه نوع پرتو در تشکیل تصویر رادیولوژی برای ما اهمیت دارند:

۱. پرتوهایی که بدون برخورد به بافت، به سطح فیلم می‌رسند
۲. پرتوهایی که به طریق فوتوالکتریک جذب می‌شوند
۳. پرتوهایی که به طریق پدیده کمپتون پراکنده می‌شوند

وابستگی جذب افتراقی به انرژی: برای تهیه تصویر، یک انرژی مناسب که جذب افتراقی را به حداکثر برساند لازم است. در محدوده انرژی مؤثر هرچه انرژی پرتو X کمتر باشد، میزان جذب افتراقی بیشتر است اما با پایین آوردن انرژی، جذب پرتو بیشتر و دوز جذبی بیشتر می‌شود. بنابراین انرژی باید بهینه باشد نه خیلی زیاد و نه خیلی کم.

وابستگی جذب افتراقی به عدد اتمی: هرچه عدد اتمی ماده‌ای بیشتر باشد، بدلیل تعداد بیشتر الکترون‌ها جذب بیشتری در آنها صورت می‌گیرد.

وابستگی جذب افتراقی به چگالی (دانسیته): متناسب با افزایش چگالی تعداد الکترونهایی که فوتون دریافت می‌کنند هم افزایش می‌یابد و به همین ترتیب احتمال جذب پرتو X هم افزایش می‌یابد. در رادیوگرافی سینه، شش‌ها بدلیل اختلاف چگالی دیده می‌شوند زیرا چگالی بافت نرم ۷۳۳ برابر هوا است. علیرغم اینکه عدد اتمی برابری دارند.

کاربرد مواد حاجب: برای ایجاد کنتراست در بافت‌هایی که بطور طبیعی دیده نمی‌شوند می‌توان از مواد حاجب استفاده کرد. این مواد بدلیل عدد اتمی و چگالی بالاتر نسبت به بافت‌های نرم بدن جذب بیشتری دارند. مثلاً احتمال برخورد پرتو X با اتم‌های باریم و ید ۴۰۰ برابر بافت‌های نرم است بنابر این از این دو ماده به عنوان ماده‌ی حاجب استفاده می‌کنیم.



کنتراست تشعشع: جذب افتراقی پرتو X در بدن باعث ایجاد کنتراست در تشعشعات خروجی می‌شود که به آن کنتراست تشعشع گفته می‌شود. در واقع تفاوت بین دو پرتو دهی، شدت تشعشع را نشان می‌دهد که امکان تمایز بین بافت‌های مجاور را فراهم می‌سازد.

$$Cr = -\mu \cdot \Delta x$$

با توجه به فرمول، کنتراست به جنس مواد بستگی دارد مثلاً کنتراست استخوان از بافت نرم بیشتر است. با افزایش انرژی پرتو ورودی کنتراست کاهش می‌یابد و هرچه ضخامت بیشتر باشد، جذب پرتو هم بیشتر است.

🍏 افزایش کدامیک از پارامترهای زیر موجب کاهش کنتراست تصویر رادیوگرافی می‌شود؟

⌚ کیلو ولتاژ تیوب

⌚ چگالی بافت

⌚ میلی آمپر ثانیه

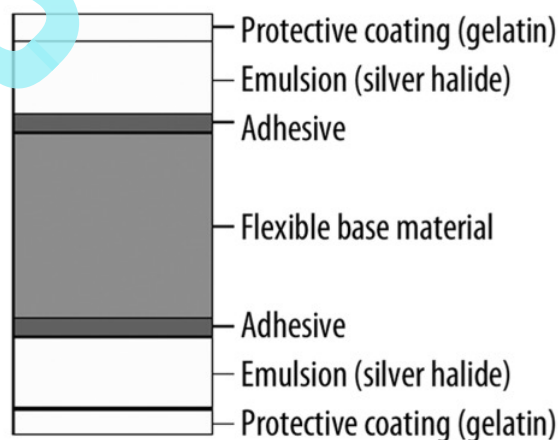
⌚ شدت جریان فیلامان

قبلاً گفتیم که افزایش ولتاژ باعث افزایش انرژی می‌شود که افزایش انرژی پرتو ورودی به بافت باعث کاهش کنتراست می‌شود. افزایش جریان (گزینه‌های ۳ و ۴) باعث افزایش شدت پرتو ورودی می‌شود که با افزایش کنتراست همراه هست.

تشکیل تصویر در رادیولوژی

فیلم رادیوگرافی

در ساختار فیلم از دو لایه‌ی امولسیون در دو طرف استفاده شده که از جنس کریستال AgBr (نقره برمید) هستند. توزیع نقره برمید در لایه‌ها یکسان است تا تمام سطح فیلم از حساسیت یکسانی برخوردار باشند. بین این دو لایه‌ی امولسیون لایه‌ای نسبتاً ضخیم و شفاف به نام فیلم وجود دارد. لایه‌ی امولسیون و فیلم توسط لایه‌ای ژلاتینی بسیار نازکی به هم می‌چسبند و سرانجام لایه‌های روکش حفاظتی از جنس ژلاتین شفاف در سطح خارجی کشیده می‌شوند تا فیلم رادیوگرافی را از صدمات مکانیکی محافظت کنند (شکل ۵-۸).



شکل ۵-۸: مقطع عرضی فیلم رادیوگرافی



کریستال‌های نقره برمید تحت اثر انرژی تشعشعی، یونیزه شده و به یون نقره و یون برم تجزیه می‌شوند. این یونها توسط مواد ظاهر کننده احیا شده و بصورت دانه‌های ریز سیاه رنگ فلز نقره در می‌آیند که قابل رؤیت هستند.

تثبیت

در این مرحله نقره برمیدهای متأثر نشده بوسیله‌ی محلول ثابت کننده حل شده و از فیلم حذف می‌شوند. پس از ظهور و ثبوت و شستشوی فیلم (در تاریکخانه) فیلم رادیوگرافی بصورت یک فیلم منفی ظاهر می‌گردد یعنی نقاطی از فیلم که در برابر تابش پرتو قرار گرفته‌اند به رنگ سیاه (نقره فلزی) بوده و سایر نقاط که تابش دریافت نکرده‌اند روشن هستند.

برای فیلمی که ظاهر شده و در برابر منبع نور یکنواخت قرار گرفته دانسیته‌ی اپتیکی تعریف می‌شود. دانسیته‌ی اپتیکی یعنی لگاریتم نسبت شدت نور تابشی به فیلم به شدت نور خروجی از آن.

$$D = \log \frac{I_0}{I}$$

کنتراست تصویر

عبارت است از اختلاف در دانسیته دو نقطه از فیلم که برابر است با اختلاف لگاریتم‌های شدت نورهای خروجی از دو نقطه‌ی مورد نظر در عکس رادیولوژی. کنتراست تصویر به شدت پرتو X بستگی دارد.

حساسیت فیلم

حساسیت فیلم رادیوگرافی به معنای کمترین میزان تشعشع است که می‌تواند دانسیته‌ی اپتیکی مشخصی ایجاد کند. فیلم‌های باحساسیت بالا با دریافت تشعشع کمتر، دانسیته‌ی اپتیکی مناسبی ایجاد می‌کنند چون حاوی بلورهای AgBr درشت‌تری‌اند و در ازای پرتو کمتری لکه‌های سیاه را ایجاد می‌کنند.

صفحات تقویت کننده:

بر اساس خاصیت فلوئورسانس مواد، ساخته شده و باعث کاهش دوز دریافتی بیمار می‌شود که در حفاظت بیمار اهمیت فراوانی دارد. بدین‌صورت که بین بیمار و فیلم قرار گرفته و پرتوهای خروجی از بدن بیمار را به نور مرئی تبدیل کرده که عامل اصلی اثرگذاری روی فیلم رادیوگرافی است. عیب این وسیله اینجاست که وضوح و کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد. به کاهش دقت تصویر، محوی اسکرین گفته می‌شود.

کیفیت تصویر

برای افزایش کیفیت تصویر باید پرتوهای پراکنده را حذف کنیم. برای این کار از روش‌های زیر استفاده می‌شود.

۱. استفاده از وسیله‌ای مثل گرید (بوکی / شبکه) که تشعشعات زاویه‌دار را جذب کند.
۲. به کارگیری دیافراگم برای کاهش اندازه‌ی میدان (بدون کاهش شدت).
۳. استفاده از کمپرسور برای کاهش ضخامت بافت.
۴. افزایش فاصله‌ی بین بیمار و فیلم بمنظور حذف پرتوهای زاویه‌دار (بشرطی که بزرگنمایی اهمیتی نداشته باشد).



۵. استفاده از تکنیک تصویر برداری مناسب مثل کاهش حداکثر انرژی (در حد امکان).
اگر منبع تولید پرتو X نقطه‌ای باشد، تصویر واضح‌تر از حالتی است که منبع گسترده است. چون منبع گسترده باعث ایجاد نیم سایه شده که وضوح تصویر را کاهش می‌دهد. هرچه فاصله‌ی بیمار با منبع نور یا فیلم بیشتر باشد نیم سایه بزرگتری ایجاد می‌شود.
عدم وضوح: عدم وضوح یا محوی حرکتی بخاطر حرکت بیمار، فیلم یا لامپ تولید کننده پرتو در حین تابش ایجاد می‌شود که وضوح تصویر را کاهش می‌دهد.

بزرگنمایی: بزرگنمایی به دو عامل وابسته است:

۱. فاصله‌ی نقطه‌ی کانونی منبع از بیمار

۲. فاصله‌ی نقطه‌ی کانونی منبع از فیلم

برای جلوگیری از بزرگنمایی در مواردی که ابعاد برای ما مهم هستند باید در حد امکان فاصله‌ی نقطه‌ی کانونی منبع از بیمار بیشتر و از فیلم کمتر باشد.

$$MF = \frac{\text{فاصله منبع از فیلم}}{\text{فاصله منبع از بیمار}}$$

مباحث ویژه

فلوئوروسکوپي

برای رویت تصویر، تصویر اولیه رادیولوژی را توسط یک صفحه‌ی فلوئورسانس به نور مرئی تبدیل می‌کنیم. این تکنیک در مطالعه حرکت بافت مثلاً حرکات لوله گوارش مورد استفاده قرار می‌گیرد.

(CT) Computed Tomography

برای حذف سایه‌ها و نیمسایه‌های مزاحم در رادیوگرافی استفاده می‌شود. در CT تعداد زیادی طرح از بیمار بدست می‌آید که اطلاعات سه بعدی حاصل برای نمایش یک مقطع برش دو بعدی استفاده می‌شوند. برای نشان دادن روشنایی عناصر تصویر CT از Optical density یا CT number استفاده می‌کنیم.