

چکیده مراجع دندانپزشکی
اصول و مبانی رادیولوژی دهان CDR
وایت فارو ۲۰۱۹

به کوشش:

دکتر مریم میرزاei

سروشناهه	: میرزائی، مریم، ۱۳۵۳
عنوان و نام پدیدآور	: چکیده مراجع دندانپزشکی CDR اصول و مبانی رادیولوژی دهان وایت فارو ۲۰۱۹ به کوشش مریم میرزائی.
مشخصات نشر	: تهران : شایان نمودار، ۱۳۹۹
مشخصات ظاهری	: ۵۲۱ ص.
شابک	: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۶۰-۸
وضعیت فهرست نویسی	: فیبا
یادداشت	: کتاب حاضر برگرفته از کتاب «White and pharoah's oral radiology : principles and interpretation,8th ed,2019» اثر ساجبای ام، مالایا، ارنست دبلیو. ان. لم است.
یادداشت	: کتاب حاضر از جمومعه.تسا (CDR (Compact Dentistry Reference)
موضوع	: دندان — پرتونگاری
موضوع	: Teeth — Radiography
موضوع	: دهان — پرتونگاری
موضوع	: Mouth — Radiography
شناسه افزوده	: مالایا، ساجبای ام.
شناسه افزوده	: Mallya, Sanjay M.
شناسه افزوده	: لی، ارنست دبلیو. ان.
شناسه افزوده	: Lam, Ernest W. N.
شناسه افزوده	: وايت، استوارت . رادیولوژی دهان
شناسه افزوده	: فیرو . رادیولوژی دهان
رد بندی کنگره	: RK۳.۹
رد بندی دیوبی	: ۶۱۷/۶۰۷۵۷۲
شماره کتابشناسی ملی	: ۷۳۹۹۷۲۹

نام کتاب: چکیده مراجع دندانپزشکی CDR اصول و مبانی رادیولوژی دهان وایت فارو ۲۰۱۹
 گردآوری و تألیف: دکتر مریم میرزائی
 ناشر: انتشارات شایان نمودار
 مدیر تولید: مهندس علی خزعلی
 حروف چینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار
 طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار
 نوبت چاپ: سوم
 شمارگان: ۱۰۰۰ جلد
 تاریخ چاپ: پاییز ۱۴۰۲
 شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۲۲۵-۶
 قیمت: ۵۰۰،۰۰۰ ریال



شایان نمودار

دفتر مرکزی: تهران/ میدان فاطمی/ خیابان چهلستون/ خیابان دوم/ پلاک ۵۰/ بلوک B/ طبقه همکف/ تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸

وب سایت: www.shayannemoodar.com

اینستاگرام: [Shayan.nemoodar](https://www.instagram.com/shayan.nemoodar/)

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ،

فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست. این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

مقدمه

بنام خداوند جان و خرد

افتخار دارم که فرصت بازبینی و ترجمه مجدد کتاب CDR وایت فارو ۲۰۱۹ به این دانش آموخته این مرزو بوم داده شد.

یقین دارم دانش پژوهان فرهیخته ما نواقصی که بی‌شک وجود خواهد داشت، با شکیباتی و هنروری، راهنمائی‌گر ما خواهند بود. و به امید روزگارانی که فرزندان این مرزو بوم خود مبداء و رفرانس علوم مختلفه در عرصه جهانی باشند.

مریم میرزایی
پاییز ۱۳۹۹

تقدیم به آموزگار مهرم، مجید و فرزند مهرمان آریو

در این باغ، در این مزرعه پاک

بجز مهر، بجز عشق، دگربذر نکاریم

فهرست مندرجات

بخش I: فونداسیون

۸	فصل اول: فیزیک
۳۰	فصل دوم: اثرات بیولوژیک رادیاسیون یونیزان
۴۵	فصل سوم: اینمی و حفاظت

بخش II: تصویربرداری

۵۷	فصل چهارم: تصویربرداری دیجیتال
۷۸	فصل پنجم: فیلم تصویربرداری
۹۸	فصل ششم: ژئومتری تصویر
۱۰۴	فصل هفتم: تصاویر داخل دهانی
۱۱۵	فصل هشتم: تصویربرداری جمجمه و سفالومتری
۱۲۷	فصل نهم: تصویربرداری پانورامیک
۱۴۱	فصل دهم: Cone – beam Computed Tomography: دریافت حجمی
۱۶۰	فصل یازدهم: CBCT volume preparation: آمادهسازی سه بعدی
۱۷۱	فصل دوازدهم: آناتومی رادیوگرافی
۲۰۲	فصل سیزدهم: سایر مدلایتهای تصویربرداری
۲۲۲	فصل چهاردهم: آنسوی تصویربرداری سه بعدی
۲۳۱	فصل پانزدهم: ایمپلنت‌های دندانی
۲۴۳	فصل شانزدهم: تضمین کیفیت و کنترل عفونت
۲۴۹	فصل هفدهم: تصویربرداری تشخیصی

بخش III: تفسیر

۲۰۹	فصل هجدهم: اصول تفسیر رادیوگرافی
۲۶۷	فصل نوزدهم: پوسیدگی دندانی
۲۷۳	فصل بیستم: بیماری پریودنتال

فصل بیست و یکم: آنومالی‌های دندان	۲۸۷
فصل بیست و دوم: شرایط التهابی فکین	۳۰۴
فصل بیست و سوم: کیست‌ها	۳۲۳
فصل بیست و چهارم: تومورهای خوش‌خیم	۳۴۵
فصل بیست و پنجم: بیماری‌های درگیر کننده ساختار استخوان	۳۷۶
فصل بیست و ششم: بیماری‌های بدخیم	۴۰۶
فصل بیست و هفتم: ترومما	۴۲۷
فصل بیست و هشتم: سینوس‌های پارانازال	۴۴۰
فصل بیست و نهم: ناهنجاری‌های فکین و صورت	۴۵۶
فصل سی ام: ناهنجاری‌های مفصل گیجگاهی فکی	۴۶۷
فصل سی و یکم: کلسيفيکاسيون و استخوانی شدن بافت نرم	۴۹۶
فصل سی و دوم: بیماری‌های غده بزاقی	۵۱۰
فصل سی و سوم: پزشکی قانونی	۵۲۱

بخش I: پایه‌ها

فیزیک

» ساختار ماده

ماده هر چیزی است که جرم دارد و فضا اشغال می‌کند. اتم واحد اساسی همه مواد بوده و شامل یک هسته حاوی پروتون‌ها، نوترون‌ها و الکترون‌ها می‌باشد که توسط نیروی الکترواستاتیک به هسته متصل می‌شوند. نمای کلاسیک اتم، مول بوهر، ساختار اتم را مشابه منظومه شمسی در نظر می‌گیرد با الکترون‌های با بار منفی که در اربیتال‌های جدا دور یک هسته مرکزی، با بار مثبت حرکت می‌کنند (شکل ۱-۱) نظریه معاصر، مدل مکانیک کوانتوم، الکترون‌ها را داخل مجموعه اربیتال‌های سه بعدی با سطوح انرژی متفاوت ذکر می‌کند.

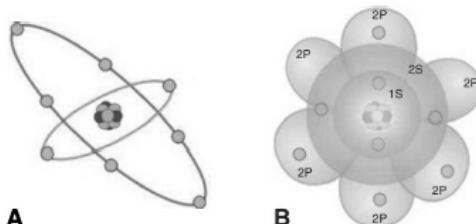
» ساختمان اتم

✓ هسته

در تمام اتم‌ها به جز هیدروژن، هسته حاوی پروتون‌های با بار مثبت و نوترون‌های خنثی است. هسته هیدروژن یک پروتون دارد. تعداد پروتون‌ها در هسته، عدد اتمی (Z)، منحصر به هر عنصر است. هر کدام از ۱۱۸ عنصر شناخته شده عدد اتمی مشخصی دارد. مجموع تعداد پروتون‌ها و نوترون‌ها در هسته یک اتم، جرم اتمی آن (A) می‌باشد. نسبت نوترون‌ها به پروتون‌ها، ثبات هسته را تعیین می‌کند و اساس تخریب رادیواکتیو می‌باشد.

✓ اربیتال‌های الکترونی

الکترون‌ها، ذرات با بار منفی هستند که در فضای خارج هسته‌ای حضور داشته و توسط جاذبه الکترواستاتیک به هسته متصل می‌شوند. در مدل بوهر الکترون‌ها در اربیتال‌ها یا لایه‌های مجرزا تحت عنوان K , L , M , N , O , P هستند که لایه K نزدیکترین لایه به هسته می‌باشد لایه‌ها با عدد کوانتوم $n = 1, 2, 3, \dots$ نیز توصیف می‌شوند که عدد کوانتوم 1 برای لایه k می‌باشد هر لایه حداقل n^2 الکtron داشته که n



شکل ۱-۱: (A) نمای شماتیک از مدل بوهر مربوط به اتم اکسیژن که نشان دهنده چرخش الکترون‌ها در مداراتی دایره‌ای پیرامون هسته است. (B) نمای شماتیک از مدل مکانیک کوانتوم مربوط به اتم اکسیژن هسته در مرکز توسعه ابرهای الکترونی که نشان‌دهنده نقشه محل حضور اجتماعی الکترون در یک نظام پیچیده می‌باشد.

✓ یونیزاسیون

وقتی تعداد الکترون‌های یک اتم با تعداد پروتون‌های هسته آن برابر باشد اتم از نظر الکتریکی خنثی است. اگر یک اتم خنثی یک الکtron از دست بدهد هسته، یک یون مثبت می‌شود و الکترون آزاد، یک یون منفی می‌شود. این روند ایجاد جفت یون، یونیزاسیون خوانده می‌شود. یونیزه کردن یک اتم به انرژی کافی برای غلبه بر، نیروی الکترواستاتیک و آزاد شدن الکترون‌ها از هسته، نیاز دارد. ذرات با انرژی بالا، اشعه X و پرتو ماوراءبنفس انرژی کافی برای جابجایی الکترونها از اربیتال‌هایشان و یونیزه کردن اتم‌ها را دارند. چنین پرتوهایی، پرتوهای یونیزان نامیده می‌شود. در مقابل پرتوهای غیر یونیزان مثل نور مرئی، مادون قرمز و امواج ماکروویو و رادیویی انرژی کافی برای خارج کردن الکترون‌های متصل شده از اربیتال‌هایشان را ندارند.

✓ ماهیت تشعشع

تشعشع، انتقال انرژی در ماده و فضاست و به دو شکل ممکن است رخداد: ذره‌ای (جدول ۱-۱) و الکترومغنتیک.

عدد کوانتوم لایه می‌باشد. در مدل مکانیکی کوانتوم، الکترون‌ها در اربیتال‌های سه بعدی یا ابر الکترونی هستند. اربیتال‌های الکترونی براساس فاصله از هسته (عدد کوانتوم اصلی، ... و ۲ و ۳ و ۱ (۱) و شکل آنها (طرح i, s, p d, f, g, h, i) توصیف می‌شوند. فقط دو الکترون یک اربیتال را اشغال می‌کنند. اربیتال‌های الکترونی با ترتیب ۱s, ۲s, ۳s, ۲p, ۳p, ۴s, ۳d, ۴f, ۵p, ۴d... قرار دارند. مدل بوهر و مکانیک کوانتوم هر دو اصول کافی برای درک تولید اشعه X تشخیصی و تداخلات آنها را فراهم می‌کنند.

انرژی باندینگ الکترون، انرژی مورد نیاز برای غلبه بر نیروی الکترواستاتیک است که الکترون را به هسته متصل نگه می‌دارد. انرژی باندینگ الکترون به عدد اتمی و نوع اربیتال وابسته است. عناصر با عدد اتمی بزرگ (Z بالا) پروتون‌های بیشتری در هسته داشته و الکترونها نسبت به عناصر با Z کوچکتر محکمتر باند می‌شوند. الکترونها اربیتال‌های داخلی باند قوی‌تری نسبت به الکترون‌های لایه خارجی دارند. در تصویربرداری تشخیصی، در CT و رادیوگرافی اشعه X دسته‌ای از پرتوهای الکترومغناطیسی که ماهیت یونیزان دارد استفاده می‌شود.

در MRI از پرتوهای الکترومغناطیسی که انرژی کمتر قابل ملاحظه‌ای نسبت به اشعه X دارند استفاده می‌شود که غیر یونیزان هستند.

بعضی از مواد رادیویی مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای، پرتو ذره‌ای از خود ساطع می‌کنند. مثلاً فلورو دئوکسی گلوکز متصل به فلورین، (F-FDG) پوزیترون ساطع می‌کند که مرحله کلیدی در تصویربرداری PET می‌باشد.

پرتوهای الکترومغناطیسی با انرژی بالا (اشعه گاما، γ) و پرتوهای ذره‌ای با انرژی بالا (پرتوهای الکترونی و پروتونی) در درمان کانسر استفاده می‌شود.

✓ تشعشع ذره‌های

اتم‌های کوچک تقریباً پروتون‌ها و نوترون‌های برابر دارند در حالی که اتم‌های بزرگ تمایل دارند نوترون‌های بیشتری از پروتون‌ها داشته باشند. اتم‌های بزرگ‌تر بعلت توزیع غیریکسان پروتون‌ها و نوترون‌ها بی ثبات بوده و آنها ممکن است متلاشی شده ذرات α یا β یا پرتو ۷ ساطع کنند. این فرآیند رادیواکتیویتی نامیده می‌شود. وقتی یک اتم رادیواکتیو ذرات β یا α ساطع می‌کند اتم به عنصر دیگری تبدیل می‌شود. نوع دیگر رادیواکتیویتی، استحاله ۷ است که اشعه گاما تولید می‌شود. آنها از یکسری تباہی زنجیره‌ای که یک هسته از حالت برانگیخته به سطح پایین تر حالت پایه تبدیل می‌شود ناشی می‌شود که معمولاً بعد از ساطع کردن ذره α یا β از هسته و یا بعد از شکاف یا فیوژن هسته‌ای اتفاق می‌افتد.

مثال‌هایی از تباہی رادیواکتیو که در مراقبت سلامتی مهم هستند لیست شده‌اند. یک اتم بدون ثبات با پروتون‌های اضافه ممکن است با تبدیل یک پروتون به یک نوترون، یک ذره β^+ (پوزیترون) و یک نوتربینو دچار تباہی شود. پوزیترون به سرعت توسط الکترون‌ها تباہی یافته و به دو اشعه گاما تبدیل می‌شود. این واکنش اساس تصویربرداری PET می‌باشد. یک اتم بدون ثبات با نوترون‌های اضافی

جدول ۱-۱: تشعشع ذره‌ای

ذره	علائم	بار ابتدایی	Rest mass (amu)
Alpha	α	+ 2	۴/۰۰۱۵۴
Beta+ (positron)	β^+	+ 1	.۰۰۰۵۴۹
Beta- (electeron)	β^-	- 1	.۰۰۰۵۴۹
Electeron	e^-	- 1	.۰۰۰۵۴۹
Neutron	n^0	0	۱/۰۰۸۶۶۵
Proton	p	+ 1	۱/۰۰۷۲۷۶

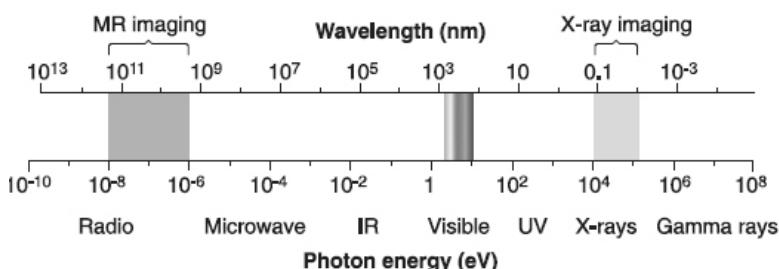
بار اولیه ۱ معادل میزان بار یک پروتون با یک الکترون مخالف است.

واحد جسم اتم که در واقع $1/12$ amu معادل $1/12$ جرم اتم خنثی کربن 12 امی باشد.

طیف الکترومگنتیک- پرتو ماوراء بنفس، پرتو X و پرتو ۷- قادر به یونیزاسیون مواد می‌باشند. برخی خصوصیات اشعه الکترومگنتیک به بهترین وجه با تئوری کوانتمو و سایر خصوصیات آن با تئوری موجی قابل توضیح است. تئوری موجی بیانگر آن است که تشعشع به فرم موج منتشر می‌گردد و شامل دو میدان الکتریکی و معناطیسی عمود بر یکدیگر و عمود بر مسیر حرکت نوسان است. این امواج سرعتی برابر سرعت نور ($\frac{m}{s} \times 10^8$) در خلاء دارند. مشخصات امواج براساس طول موج (متر، λ) و فرکانس (V دور بر ثانیه، هرتز) بیان می‌شود (کادر ۱-۱)

✓ تشعشع الکترومگنتیک

تشعشع الکترومگنتیک حرکت انرژی در فضایی مرکب از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی است و حین تغییر سرعت ذره باردار ایجاد می‌گردد. پرتو ۷، نور UV، مرئی، مادون قرمز (گرما) مایکروویو و امواج رادیویی، پرتو الکترومگنتیک هستند (شکل ۱-۲) پرتو ۷ از هسته اتم رادیواکتیو منشاء گرفته و انرژی بیشتری نسبت به اشعه X دارد. اشعه X به صورت خارج هسته‌ای و از تداخل الکترون‌ها با هسته اتم‌های بزرگ در دستگاه تولید اشعه X حاصل می‌گردد. انواع پر انرژی تشعشع



شکل ۱-۲: طیف الکترومگنتیک ارتباط طول موج، انرژی فوتون و خواص فیزیکی بخش‌های وسیعی از این طیف را نشان می‌دهد. فوتون‌های با طول موج کوتاه‌تر انرژی بیشتری دارند. فوتون‌های مورد استفاده در رادیولوژی دندانپزشکی انرژی بین ۱۰^{-۸} تا ۱۰^{-۶} کیلوالکترون ولت دارند. در MRI از امواج رادیویی استفاده می‌شود

(UV) با طول موج (نانومتر) و فوتون‌های با انرژی پایین (امواج رادیویی FM, AM) با فرکانس مشخص می‌شوند. (KH_Z , MH_Z)

کادر ۱-۱: ارتباط بین انرژی (E) و طول موج (λ)

تشعشعات الکترومگناطیس

$$E = h \frac{c}{\lambda}$$

ثابت پلانک (ژول - ثانیه^{-۴}) $\times 10^{-۳۴} \times 6/626$ یا به

$$E = \frac{1/24}{\lambda} eV-S$$

$$E = \frac{1}{\lambda} \text{ طول موج (نانومتر، nm)} \text{ می‌باشد}$$

$\times 10^{-۸} m/c$ - سرعت نور = C

تئوری موجی زمانی که اشعه به شکل توده ای از میلیون‌ها کوانتم است مفید است و انکسار، انعکاس، انتشار، تداخل و پلاریزاسیون را توجیه می‌کند.

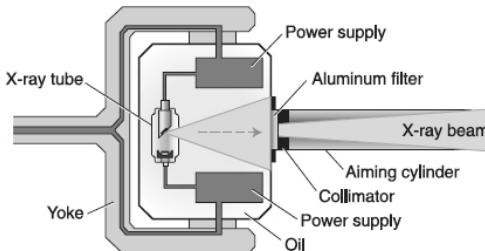
تئوری کوانتم بیانگر تابش الکترومگنتیک به شکل بسته‌های کوچک انرژی به نام فوتون است. فوتون با سرعت نور حرکت کرده و حاوی مقدار خاصی انرژی می‌باشد، واحد انرژی آن الکترو ولت است.

تئوری کوانتم برای توضیح داده‌های تجربی مثل تداخلات پرتو با اتم‌ها، اثرفتالکتریک و تولید اشعه X کاربرد دارد.

فوتون‌های با انرژی بالا مثل اشعه X و γ با انرژیشان، فوتون‌های با انرژی متوسط (نور مرئی و امواج eVs)

» دستگاه تولید اشعه X

می کنند زیرا هم توسط کاتد با بار منفی دفع و به آند با بار مثبت جذب می شوند. تیوب اشعه X به دلیل جلوگیری از تصادم الکترون های سریع در حال حرکت با مولکول های گازی که سبب کاهش بارز سرعت آنها می شود و جلوگیری از اکسیداسیون و سوختن (burn) فیلامنت از هوا تخلیه شده است.



شکل ۳-۱: سرتیوب شامل منبع نیرو و روغنی است که گرما را از تیوب اشعه X دور می کند مسیر اشعه X مفید از آند، دیواره شیشه ای تیوب اشعه X، روغن و سرانجام یک فیلتر آلومینیومی است. اندازه پرتو با محافظه فلزی تیوب و کولیمیتور محدود می شود. فوتون های کم انرژی ترجیحاً توسط فیلتر آلومینیومی حذف می شوند.

قسمت اساسی دستگاه تولید اشعه X، تیوب اشعه X و منبع انرژی آن است. تیوب اشعه X درون سر تیوب قرار گرفته و همراه آن برخی از اجزای منبع انرژی قرار دارد

✓ تیوب اشعه X

غالباً تیوب داخل سر تیوب قرار می گیرد تا کیفیت تصویر رادیوگرافی را افزایش دهد (با افزایش فاصله منبع - جسم و به حداقل رساندن دیستوریشن). پانل کنترل به اپراتور اجازه تنظیم زمان تابش و غالباً انرژی و میزان اکسپوزر اشعه X را می دهد. تیوب اشعه X از یک کاتد و آند که در یک محفظه یا تیوب شیشه ای که از هوا خالی شده باشد تشکیل می شود (شکل ۱-۳). الکترون ها از یک فیلامنت در کاتد به یک هدف در آند جریان دارند جایی که انرژی بعضی الکترون ها به اشعه X تبدیل می شود.

✓ کاتد

✓ آند

آنده، تارگت تنگستن فرو رفته در بخش مسی است که موجب تبدیل انرژی جنبشی الکترون های حاصله از فیلامنت به فوتون اشعه X می شود. بیش از ۹۹٪ انرژی جنبشی الکترون ها به گرما تبدیل می شود. خصوصیات تنگستن برای یک تارگت ایدهآل شامل: عدد اتمی بالا (74°) (تولید کارامد اشعه X)، نقطه ذوب بالا ($3422^{\circ}C$) (تحمل گرمای ایجاد شده حین تولید اشعه X)، هدایت گرمایی زیاد ($173 Wm^{-1} k^{-1}$) و (پراکنش حرارت ایجاد شده از تارگت) فشار بخار پایین در دمای ایجاد شده حین کار با تیوب اشعه (کمک به حفظ خلاء در تیوب در دمای عملکردی بالا) می باشد.

تارگت تنگستن مشخصاً روی یک بلوك بزرگ مسی قرار گرفته و مس هدایت کننده گرمایی خوبی است

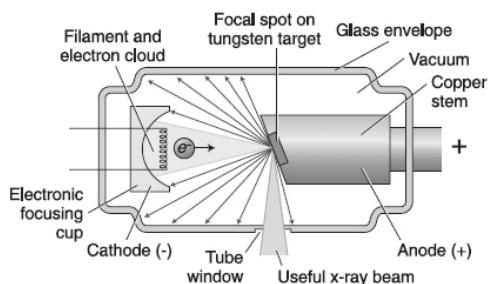
کاتد شامل فیلامنت و کاسه متمنکز کننده می باشد، فیلامنت منبع الکترون های داخل تیوب اشعه X می باشد و سیم پیچی از تنگستن به قطر $2 mm$ و طول $1 cm$ یا کم تر می باشد و معمولاً حاوی 1% توریوم برای افزایش آزاد شدن الکترون ها از سیم پیچ داغ می باشد.

فیلامنت توسط جریان با ولتاژ پایین تا حد التهاب گرم می گردد و مناسب با حرارت آن الکترون ها از آن ساطع می گرددند. فیلامنت درون کاسه متمنکز کننده قرار دارد که یک انعکاس دهنده مقعر با بار منفی و از جنس مولیبدن می باشد. شکل پارabolیک کاسه متمنکز کننده به طریقه الکترواستاتیک الکترون ها را به ناحیه مربعی کوچکی روی آند «نقطه کانونی» می رساند (شکل ۱-۴) الکترون ها به سمت نقطه کانونی حرکت

چرخان را، می چرخاند، خارج از تیوب قرار دارد. آند دوار در دستگاه پرتونگاری داخل دهانی کاربرد ندارد اما ممکن است در دستگاه های سفالومتری، CBCT و دستگاه های MD CT که نیازمند تولید اشعه بیشتر برای زمان طولانی تری هستند بکار رود.

✓ منبع نیرو

عملکرد اولیه منبع نیرو: ۱) فراهم کردن جریان با ولتاژ پایین جهت گرم کردن فیلامنت ۲) ایجاد اختلاف پتانسیل بالابرای شتاب دادن به حرکت الکترون ها از کاتد به نقطه کانونی آند. تیوب اشعه X دو ترانسفورمر درون یک محفظه فلزی با اتصال الکتریکی به زمین قرار دارند که هد (head) دستگاه اشعه X نامیده می شود.



شکل ۱-۴: اجزاء اصلی تیوب اشعه X نامگذاری شده اند. اشعه X تولید شده در تارگت در تمام جهت ها حرکت می کند.

✓ جریان تیوب (mA)

حین تولید اشعه X، الکترون های تولید شده در فیلامنت در آند جذب می شوند.

"جریان تیوب" عور الکترون ها داخل تیوب از فیلامنت کاتد به سمت آند است. مقدار این جریان با کنترل (mA) تنظیم می شود که مقاومت و شدت جریان فیلامنت را تنظیم می کند و باعث تنظیم تعداد الکترون های ساطع شده می گردد. در بسیاری

و گرما را از تنگستن دور می کند و خطر ذوب تارگت را کاهش می دهد. نقطه کانونی منطقه ای از تارگت است که کاسه مت مرکز کننده، الکترون ها را به سمت آن هدایت می کند و اشعه X تولید می شود. وضوح تصویر رادیوگرافی (sharpness) با کاهش اندازه نقطه کانونی افزایش می یابد هر چند حرارت تولید شده در واحد منطقه تارگت با کاهش اندازه منطقه کانونی افزایش می یابد.

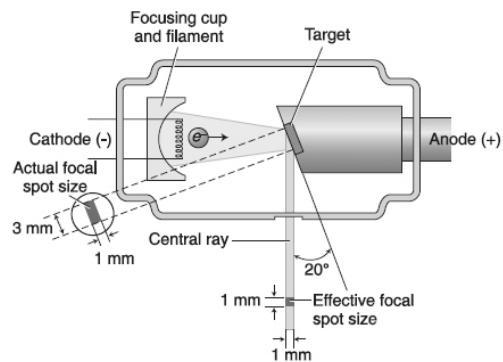
برای سود بردن از یک منطقه کانونی کوچک و در عین حال پخش الکترون ها در منطقه وسیعتری از آند، تارگت با زاویه نسبت به پرتو الکترون ها قرار می گیرد. اندازه ظاهری نقطه کانونی مشاهده شده از موقعیتی عمود بر پرتو الکترون ها (نقطه کانونی مؤثر) کوچکتر از اندازه حقیقی نقطه کانونی است و تارگت با زاویه ۲۰° نسبت به پرتو مرکزی قرار می گیرد (شکل ۱-۵). اندازه نقطه کانونی مؤثر تقریباً $1 \times 1 \text{ mm}$ می شود در حالی که نقطه کانونی حقیقی اندازه ای حدود $1 \times 3 \text{ mm}$ دارد و این نقطه کانونی مؤثر کوچک تر منبع ظاهری پرتو X کوچک و افزایش در وضوح تصویر را نتیجه خواهد داد البته همراه با یک فوکال اسپات حقیقی بزرگتر با دفع گرمایی بیشتر. این آندها، آند ثابت هستند، چون هیچ بخش متحرکی ندارند. روش دیگر پخش حرارت از یک نقطه کانونی کوچک، استفاده از آند دوار است که تارگت تنگستن به شکل یک صفحه تنگستن پخش شده است که در حین کار تیوب می چرخد. در نتیجه الکترون ها به نقاط متواالی تارگت برخورد نموده و سبب افزایش اندازه نقطه کانونی به میزانی مناسب با محیط دیسک پخش شده می گردد و حرارت را در این سطح وسیع پخش می کند آند دوار قابل استفاده در تیوب هایی با جریان ۱۰۰-۵۰۰ mA است که حدود ۱۰-۵۰ برابر مقداری است که در آند ثابت کاربرد دارد. تارگت و موتور چرخاننده آن درون تیوب هستند و سیم پیچ ثابت که با سرعت ۳۰۰۰ دور در دقیقه ناچیه

الکترون‌های اطراف فیلامنت به سمت تارگت مثبت سرعت می‌یابند و جریان درون تیوب برقرار می‌شود. اگر ولتاژ تیوب زیاد باشد اشعه‌های X تولید شده در تارگت بیشترین بازدهی را دارند و قدرت پالس‌های اشعه X در وسط هر پالس به حداقل می‌رسد. در نیمه بعدی (پانیمه منفی) هر سیکل، فیلامنت قطب مثبت و تارگت قطب منفی می‌شود. در این هنگام الکترون‌ها در فضای خالی بین دو قطب تیوب جریان پیدا نمی‌کنند. در طول این نیم سیکل هیچ اشعه X تولید نمی‌شود. بنابراین زمانی که یک تیوب با جریان ۶۰ سیکل بر ثانیه AC، توان دهنده می‌شود ۶۰ پالس اشعه X در هر ثانیه تولید می‌شود که مدت زمان هر یک $\frac{1}{120}$ ثانیه است. این نوع مدار تولید نیرو که جریان متناوب باشد بالا مستقیماً از تیوب می‌گذرد تولید اشعه X را به نیمی از سیکل جریان متناوب محدود می‌کند و به نام خود یکسو کننده یا یکسوکننده نیم موج نامیده می‌شود. تقریباً همه دستگاه‌های دندانپزشکی اشعه X رایج، خود یکسو کننده هستند.

برخی کارخانه‌های تولیدکننده دستگاه اشعه X دندانپزشکی، دستگاه‌هایی تولید می‌کنند که جریان معمول ۶۰ سیکل AC، خود یکسوکننده نیم موج را با یک منبع نیرو فرکانس بالا و یکسو کننده تمام موج جایگزین می‌کند. این امر سبب تولید یک پتانسیل ثابت بین آند و کاتد و تولید اشعه X طی کل سیکل می‌شود این ولتاژ تقریباً ثابت، اشعه X با طیف محدود انرژی را موجب می‌شود. که در نتیجه میانگین انرژی اشعه X تولید شده توسط این دستگاه‌ها بالاتر از دستگاه‌های رایج یکسوکننده نیم موجی است که در همان ولتاژ کار می‌کنند.

چون تولید اشعه X در کل سیکل ولتاژ صورت می‌گیرد دستگاه‌های با پتانسیل ثابت نیاز به زمان اکسپوزر

از دستگاه‌های داخل دهانی دندانپزشکی، تنظیم mA ثابت بوده و ۷-۱۰ mA می‌باشد. بعضی دستگاه‌ها امکان انتخاب ۲-۱۰ mA را دارند.

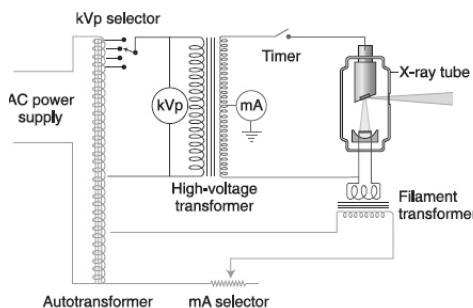


شکل ۵-۱: زاویه‌ی تارگت نسبت به پرتو مرکزی دسته پرتو X اثر بارزی در اندازه نقطه کانونی دارد. نقطه‌ی کانونی مؤثر بسیار کوچک تر از اندازه نقطه کانونی حقیقی است. در نتیجه اشعه‌ای با اندازه فوکال اسپات مؤثر کوچک، تصاویر با رزلوشن بالا تولید می‌کند و امکان انتشار گرمای ایجاد شده در آند را در سطح وسیع تری فراهم می‌کند.

✓ ولتاژ تیوب

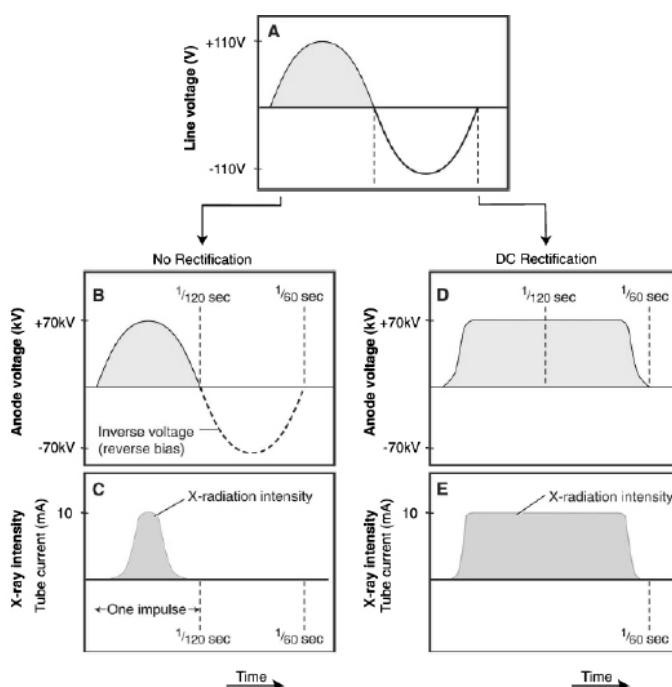
برای ایجاد الکترون‌های با انرژی کافی برای تولید اشعه X یک جریان با ولتاژ بالا بین آند و کاتد موردنیاز است. تنظیم کننده kVp، جریان ترانسفورمر ولتاژ بالا را برای ایجاد ولتاژ حداقل جریان ورودی V (۱۱۰-۲۲۰) تنظیم می‌کند.

عموماً دستگاه‌های داخل دهانی، پانورامیک و سفالومتری با ۹۰-۵۰ kVp عمل می‌کنند در حالی که دستگاه‌های CT در محدوده ۹۰-۱۲۰ kVp عمل می‌کنند. چون پولاریته جریان متناوب است (۶۰ سیکل در ثانیه) پولاریته تیوب اشعه X در همان فرکانس تغییر می‌کند (شکل ۱-۸). زمانی که پولاریته داخل تیوب سبب شود تا تارگت آند به قطب مثبت و فیلامنت به قطب منفی تبدیل گردد،



شکل ۱-۶: مداربندی دستگاه پرتو x دندانپزشکی و اجزاء اصلی آن نامگذاری شده‌اند. اپراتور kVp مورد نظر را از اوتوفرانسفورمر انتخاب می‌کند و ولتاژ توسط تنظیم ترانسفورمر بالا افزایش یافته و برای تیوب اشعه x بکار می‌رود. kVp dial، mA dial، سمت ولتاژ پایین ترانسفورمر را اندازه گیری می‌کند اما برای نمایش ولتاژ مربوط به جریان تیوب درجه بندی شده است. تایмер جریان تیوب را برای فواصل مطلوب زمان اکسپوژر می‌بندد. mA dial جریان عبوری از مدار تیوب را اندازه گیری می‌کند. جریان فیلامنت، کاتدفیلامنت را گرم کرده و با mA selector تنظیم می‌شود.

کوتاهتری برای تولید همان تعداد فوتون اشعه X دارند و حرکت بیمار به حداقل می‌رسد. شدت فوتون اشعه X تولید شده یکدست و قابل اطمینان می‌باشد به خصوص با زمان اکسپوزر کوتاه که در استفاده، از گیرنده‌های دیجیتال که پرتوتابی کمتری نیاز دارد اهمیت کاربردی دارد. اشعه X تولید شده با دستگاه‌های پتانسیل ثابت در همان kVP، میانگین انرژی بالاتری داشته که کنتراست تصویر رادیوگرافیک را کاهش می‌دهد. برای جبران این اثر، دستگاه‌های اشعه X با پتانسیل ثابت در kVP مختصری کمتر، معمولاً ۶۰-۶۵ کار می‌کنند. طیف محدودتر انرژی با فوتون‌های کم انرژی بیشتر، دور تابشی بیمار را تا ۴۰٪ - ۳۵ در مقایسه با ژنراتورهای AC رایج اشعه X کاهش می‌دهد.



تصویر ۱-۷: (A) جریان متناوب وارد شده ولتاژ (V) ۱۱۰ و ۶۰ سیکل بر ثانیه در این مورد (B) ولتاژ آند از میزان صفر تا kVp تنظیم شده (در این مورد ۷۰ V است) متغیر می‌باشد. (C) شدت اشعه تولید شده در آند (آبی رنگ) قویاً وابسته به ولتاژ آند بوده و زمانی که ولتاژ تیوب حداکثر است. شدت اشعه نیز در بالاترین حالت می‌باشد. (D) پتانسیل ثابت و روودی (V) ۱۱۰ در این مورد (که در طی سیکل حفظ می‌شود) (E) ولتاژ در آند از صفر حداکثر kVp تنظیم شده (۷۰ V در این مورد) متغیر است. توجه کنید که افزایش و کاهش اختلاف پتانسیل در شروع و پایان سیکل می‌باشد. شدت رادیاسیون که در آند تولید می‌شود (رنگ آبی) بالاتر بوده و همچنین میزان هتروژن بودن انرژی فوتون‌ها کمتر است.

✓ زمان سنج

زمان سنج در مدار ولتاژ بالا برای تنظیم زمان اکسپوژر اشعه X قرار می‌گیرد (شکل ۱-۶). تایمر الکترونیک مدت زمان به کارگیری ولتاژ بالا در تیوب و در نتیجه زمان تولید اشعه X را کنترل می‌کند. قرار دادن فیلامنت، تحت یک حرکت دائمی با جریان معمولی از عمر فیلامنت می‌کاهد. بنابراین باید ابتدا یک جریان به مدت ۵/۰ ثانیه برای ایجاد حرارت فیلامنت برقرار کرد. سپس جریان با ولتاژ بالا را در مدار برقرار کرد. در برخی مدارها یک جریان اندک دائمی برای ایجاد یک حرارت اندک مطمئن در فیلامنت برقرار است و تأخیر قبل از هر تابش آن کمتر است. بنابراین، این دستگاه‌ها در طول مدت کار خود باید روش باشند. برخی از تایمرهای دستگاه‌های اشعه X بر حسب کسری از ثانیه و برخی دیگر براساس نواحی اناتومیک مختلف فک و برخی دیگر بر حسب تعداد ایمپالس در هر تابش بیان می‌گردد. تعداد ایمپالس‌ها تقسیم بر ۶۰ (فرکانس منبع نیرو)، زمان اکسپوژر بر حسب ثانیه را نشان می‌دهد. بنابراین در تنظیم ۳۰ ایمپالس، یعنی ۳۰ ایمپالس شعشع داریم که معادل نیم ثانیه اکسپوژر است.

✓ توان تیوب و چرخه کار

تیوب‌های اشعه X در تارگت هنگامی که مورد استفاده قرار می‌گیرند گرما تولید می‌کنند. حرارت تولید شده در آند بر اساس واحد حرارتی (HU) با فرمول زیر بیان می‌گردد:

$$HU = kVp \times mA \times S$$

ظرفیت ذخیره حرارتی برای آند تیوب‌های تشخیصی دندانپزشکی تقریباً ۲۰ kHU می‌باشد. گرما از تارگت با هدایت (conduction) به آند مسی و سپس به روغن اطراف و محیط تیوب و با انتقال (convection) به

اتمسفر خارج می‌شود. هر دستگاه اشعه X جدول توان تیوب (tube rating) مشخصی دارد که بیانگر حد اکثر زمان اکسپوژر تیوب می‌باشد که می‌تواند در محدوده مقادیر ولتاژ و جریان تیوب انرژی دار شود بدون آن که خطر ناشی از حرارت بیش از حد به تارگت صدمه بزند. توان تیوب هیچ محدودیتی برای استفاده از دستگاه‌های رادیوگرافی داخل دهانی ایجاد نمی‌کند. (duty cycle) چرخه کار، بیانگر فرکانسی از اکسپوژرهای موفق است بدون اینکه آند بیش از حد گرم شود. این خصوصیت عملکردی از اندازه آند، mA و kVp و اکسپوژر و روش مورد استفاده برای خنک نمودن تیوب می‌باشد. یک چرخه کار ۱:۶۰ به این معنی است که ۱ ثانیه اکسپوژر در هر ۶۰ ثانیه می‌توان برقرار کرد.

◀ تولید اشعه‌های X

تداخل بر مشترالونگ (ترمزی) با توقف ناگهانی یا کاهش سرعت الکترون‌های سریع السیر در تارگت با هسته تنگستن رخ می‌دهد. اگر الکترون‌های سریع السیر مستقیماً به هسته اتم‌های تارگت برخور کنند تمام انرژی جنبشی آنها به یک فوتون منفرد اشعه X تبدیل می‌شود که انرژی آن به kVp با کیلو ولتاژ برابر است (شکل ۱-۸). گرچه بسیاری از الکترون‌های پرسرعت از نزدیک یا با فاصله از هسته اتم تنگستن عبور می‌کنند. در این تداخلات یک الکترون به سمت هسته با بار مثبت کشیده می‌شود و مسیر آن به سمت هسته تغییر می‌کند و مقداری از سرعت خود را از دست می‌دهد. این کاهش سرعت به از دست دادن مقداری از انرژی جنبشی الکترون منجر می‌شود که به شکل تعداد زیادی فوتون جدید آزاد می‌گردد. هرچه الکترون پرسرعت، به هسته نزدیکتر شود، مقدار جاذبه الکتروستاتیک بین الکترون و هسته، قوی‌تر بوده و فوتون‌های بر مشترالونگ تولیدی انرژی بالاتری

خود را از دست بدهند. و در نتیجه یک الکترون حامل مقدار متفاوتی انرژی پس از تداخل با هسته تنگستن می‌باشد.

انرژی فوتون‌های اختصاصی گستته است چون نشان دهنده تفاوت سطوح انرژی لایه‌های اختصاصی اربیتال الکترونی است و از ویژگی‌های اتم‌های تارگت می‌باشد.

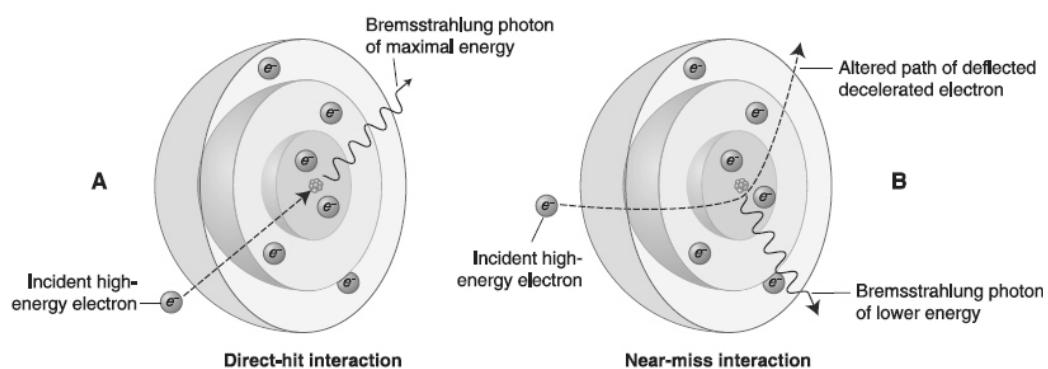
اشعه اختصاصی فقط قسمت بسیار اندکی از اشعه‌های تولیدی در تیوب اشعه X را می‌سازد (شکل ۱-۹)

✓ اشعه اختصاصی

اشعه اختصاصی زمانی ایجاد می‌شود که یک الکترون تصادفی، یک الکترون داخلی را از تارگت تنگستن خارج می‌کند. وقتی این اتفاق می‌افتد یک الکترون از اربیتال خارجی به سرعت جذب منطقه خالی در اربیتال داخلی که فاقد الکترون است می‌گردد. وقتی که الکترون اربیتال خارجی الکترون جابجا شده را جایگزین کند یک فوتون با انرژی معادل اختلاف انرژی باندینگ دو اربیتال ساطع می‌گردد. (شکل ۱-۱۰) ۱) تولید اشعه X اختصاصی هیچ مفهوم کاربردی برای رادیوگرافی دندان و فک و صورت ندارد

خواهد داشت. بازده این فرآیند متناسب با مربع عدد اتمی تارگت می‌باشد، فلزات با Z بالا در انحراف مسیر الکترون‌های برخوردی مؤثرتر می‌باشد. تداخلات بر مشترالونگ فوتون‌های X با طیف پیوسته‌ای از انرژی تولید می‌کند. انرژی دسته اشعه X معمولاً بوسیله حداکثر اختلاف پتانسیل (برحسب kVp) بیان می‌شود. یک دستگاه اشعه X دندانپزشکی با حداکثر ولتاژ 70 kVp ، سبب ایجاد ولتاژ متغیر تا حداکثر 70 kVp با طیف پیوسته در محدوده انرژی حداکثر $70\text{ کیلو الکترون ولت}$ می‌باشد.

دلایل وجود طیف پیوسته: ۱) وجود یک ولتاژ پیوسته متغیر بین تارگت و فیلامنت سبب می‌گردد که الکترون‌هایی که به تارگت برخورد می‌کنند انرژی جنبشی متفاوتی داشته باشند. ۲) الکترون‌های بمباران کننده از فواصل متفاوتی از هسته تنگستن عبور می‌کنند. بنابراین محدوده انحراف آن‌ها متغیر است. در نتیجه آنها مقدار متفاوتی از انرژی به فرم فوتون برمشترالونگ تولید می‌کنند. ۳) بسیاری از الکترون‌ها در تداخلات متعدد برمشترالونگ در تارگت تنگستنی شرکت می‌کنند پیش از آنکه تمام انرژی

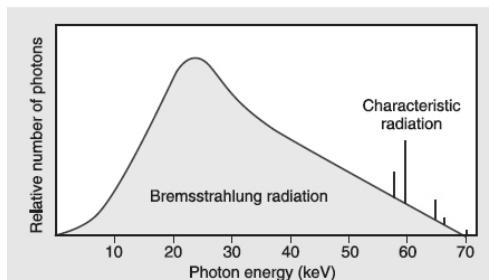


شکل ۱-۸: پرتوهای برمشترالونگ در اثر برخورد مستقیم الکترون‌ها به هسته تارگت (A) یا در اثر عبور الکترون‌ها از نزدیکی هسته تولید می‌شوند که منجر به کاهش سرعت و انحراف مسیر الکترون‌ها می‌گردد (B).

(کلیماسیون) و شدت (فاصله بین تارگت و بیمار) می‌باشد.

✓ زمان اکسپوژر (S)

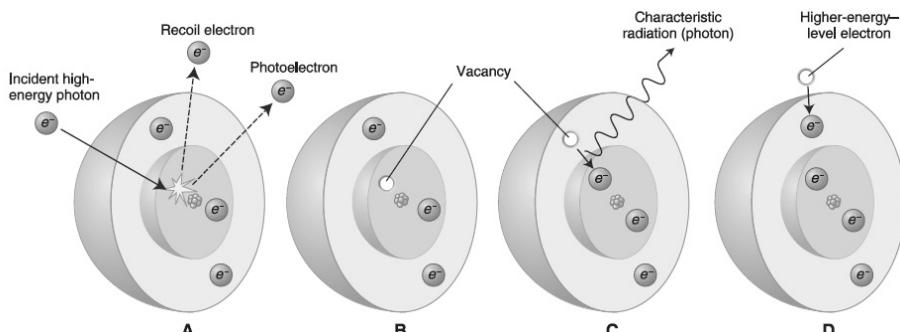
تغییر زمان تابش که معمولاً بصورت کسری از ثانیه اندازه گیری می‌شود مدت اکسپوژر و تعداد فوتون‌های تولید شده را تغییر می‌دهد. وقتی زمان تابش دو برابر می‌گردد تعداد فوتون‌های حاصله با انواع انرژی‌ها در طیف اشعه X ساطع شده، دو برابر می‌گردد ولی میزان انرژی فوتون‌ها ثابت می‌ماند (شکل ۱-۱۱)



شکل ۱-۹: طیف فوتون‌های ساطع شده از دستگاه اشعه X که در ۷۰ kVp تولید شده است. قسمت اعظم پرتوها، از نوع برمسنترالونگ و بخش کوچکی از آن پرتو اختصاصی است.

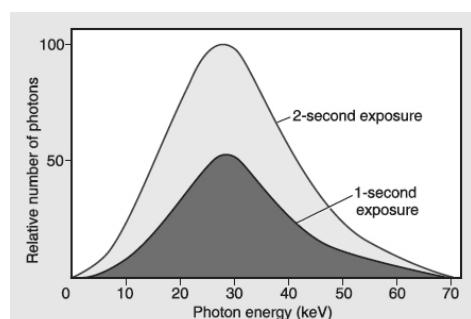
« عوامل کنترل کننده دسته پرتو اشعه X

شامل زمان تابش اشعه (زمان سنج) مقدار اکسپوژر (mA)، انرژی اشعه (kVp و فیلتراسیون)، شکل پرتو



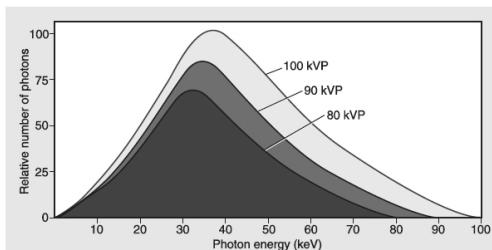
شکل ۱-۱۰: اشعه احتصاصی. (A) یک الکترون برخوردی از یک اریتال داخلی یک الکترون را به خارج می‌فرستد و یک فتوالکترون ایجاد می‌کند، یک الکترون recoil و یک فضای خالی ایجاد می‌کند (B و C) این فضا با یک الکترون از لایه‌ی خارجی پر می‌شود و یک فوتون با انرژی معادل اختلاف انرژی سطوح بین دو مدار ساطع می‌شود. (D) الکترون‌ها از مدارهای مختلف ممکن است درگیر شده و منشاء سایر فوتون‌های احتصاصی شوند. بنابراین انرژی فوتون‌های آزاد شده، مختص اتم تارگت خواهد بود.

شکل ۱-۱۱: طیف انرژی فوتون‌ها نشان می‌دهد که با افزایش زمان اکسپوژر (ثابت ماندن kVp و ولتاژ تیوب)، تعداد کل فوتون‌ها نیز زیاد می‌شود متوسط انرژی و حداقل انرژی دسته پرتو بدون تغییر می‌ماند.

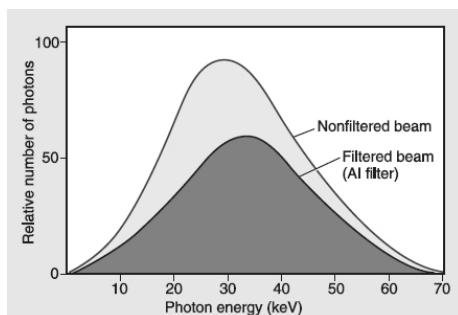


✓ ولتاژ تیوب (kVp)

افزایش kVp باعث افزایش اختلاف پتانسیل بین کاتد و آند و در نتیجه افزایش انرژی هر یک از الکترون ها به هنگام برخورد به آند می گردد. هرچقدر انرژی یک الکtron افزایش یابد احتمال تبدیل شدن آن به فوتون های اشعه X افزایش می یابد. افزایش kVp باعث ۱) افزایش تعداد فوتون های تولیدی ۲) افزایش میانگین انرژی آن ها و ۳) افزایش حداکثر انرژی آن ها می شود (شکل ۱-۱۳).



شکل ۱-۱۳: طیف انرژی فوتون ها نشان می دهد که با افزایش kVp (جریان تیوب و زمان اکسپوژر ثابت باشد)، افزایشی در متوسط انرژی دسته پرتو با تعداد کل فوتون های ساطع شده و حداکثر انرژی فوتون ها دیده می شود (با شکل ۱-۱۲ و ۱-۱۳ مقایسه شود).

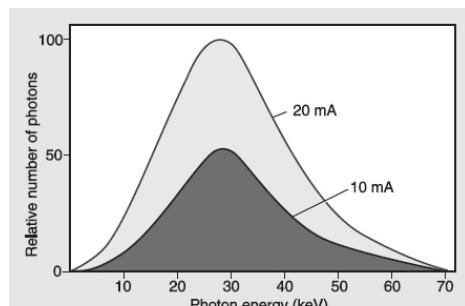


شکل ۱-۱۴: فیلتراسیون دسته پرتو X با آلمینیوم به طور انتخابی فوتون های کم انرژی را حذف می کند، در نتیجه شدت دسته پرتو کاهش و متوسط انرژی پرتو افزایش می یابد.

✓ جریان تیوب (mA)

کمیت اشعه تولیدی توسط تیوب اشعه X (همین طور تعداد فوتون هایی که به بیمار و فیلم می رسد) مستقیماً متناسب با جریان تیوب است. وقتی که mA افزایش می یابد نیروی بیشتری برای فیلامنت فراهم می گردد که سبب داغ شدن آن و آزاد شدن الکترون بیشتری به جهت برخورد با تارگت جهت تولید پرتو می گردد. بنابراین کمیت اشعه تولید شده متناسب با حاصل ضرب زمان و جریان تیوب می باشد. تا زمانی که حاصل ضرب mA و زمان مقدار ثابتی باشد کمیت اشعه تولیدی بدون توجه به تغییرات میلی آمپر و زمان ثابت باقی می ماند. برای مثال دستگاهی که با ۱۰ میلی آمپر به مدت ۱ ثانیه (۱۰ mAs) کار می کند همان مقدار پرتو تولید می کند که با ۲۰ میلی آمپر به مدت ۰.۵ ثانیه کار کند (۲۰ mAs) اصطلاح کمیت یا شدت (intensity) اشعه به تعداد فوتون های اشعه X اطلاق می شود. (شکل ۱-۱۲)

خطی بودن و قابلیت تکرار تنظیمات mA و s اغلب در برنامه نویسی کنترل کیفیت واحد های اشعه X شامل دستگاه هایی که در تصاویر دندانی و فک و صورت کاربرد دارند وجود دارد.



شکل ۱-۱۲: طیف انرژی فوتون ها نشان می دهد که با افزایش جریان (mA) تیوب (kVp) و زمان اکسپوژر ثابت می ماند، تعداد کل فوتون ها نیز زیاد می شود. متوسط انرژی و حداکثر انرژی دسته پرتو بدون تغییر باقی می ماند.

✓ فیلتراسیون

فوتون‌های کم انرژی که نمی‌توانند به گیرنده برسند در اکسپوژر بیمار و خطر آن نقش دارند اما فایده ای ندارند. در نتیجه حذف این فوتون‌های کم انرژی مطلوب است. یک راه قرار دادن دیسک فلزی (فیلتر) در مسیر پرتو می‌باشد. فیلتر ترجیحاً فوتون‌های کم انرژی را حذف می‌کند در حالی که به فوتون‌های پر انرژی که قابلیت شرکت در تشکیل تصویر را دارند اجازه عبور می‌دهد (شکل ۱-۱۵).

فیلتراسیون ذاتی شامل موادی است که فوتون‌های اشعه X حین حرکت از نقطه کانونی روی تارگت به سمت خارج از تیوب که دسته اشعه X قابل استفاده را می‌سازند با آن برخورد می‌کنند.

فیلتراسیون ذاتی شامل دیواره شیشه‌ای تیوب اشعه X و روغن احاطه کننده آن و موانعی است که از خروج روغن از مسیر ویژه در دستگاه اشعه X جلوگیری می‌کنند و اغلب معادل ۰/۵-۲ mm آلومینیوم است.

فیلتراسیون اضافه شده به شکل صفحات آلومینیوم در مسیر خروجی سر دستگاه اشعه X نصب شده است. فیلتراسیون کلی، مجموع فیلتراسیون ذاتی و فیلتراسیون اضافه شده می‌باشد و باید معادل ۱/۵ mm آلومینیوم برای دستگاه تا ۷۰ kVp و ۰/۵ mm آلومینیوم برای دستگاه‌های با ولتاژهای بالاتر باشد.

✓ کلیماسیون

کلیماتور یک مانع فلزی با یک مدخل در قسمت وسط است که برای شکل دادن و کاهش اندازه دسته پرتو X کاربرد دارد و میزان حجم تحت تابش بیمار را نیز کاهش می‌دهد.

کلیماتورها گرد و مستطیلی هستند کلیماتور گرد، به قطر ۷ cm (۲ اینچ) است. کلیماتور گرد به شکل یک صفحه ضخیم از جنس یک ماده فلزی (غالباً سرب)

✓ قانون عکس مجذور

شدت یک دسته پرتو X (تعداد فوتون‌های X عبوری در هر مقطع عرضی و از یک زمان اکسپوژر) بسته به فاصله از نقطه کانونی دارد. شدت پرتو تابیده با مجذور فاصله از منبع نسبت عکس را دارد، علت این کاهش آن است که دسته پرتو X حین خروج از منبع متبعده می‌گردد و رابطه به صورت زیر است:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{(D_2)^2}{(D_1)^2}$$

که I شدت پرتو و D فاصله را نشان می‌دهد بنابراین اگر دوز ۴ گری در فاصله ۱ متری اندازگیری شود، دوز حاصله در فاصله ۲ متری ۱ گری و در فاصله ۴ متری حدود ۰/۲۵ گری خواهد بود. بنابراین تغییر

با اتم های ماده جاذب یا با فوتون های پراکنده شده از پرتو می باشد.

در تداخلات پراکنده، فوتون ها با اتم های بافت تداخل یافته اما سپس در مسیر دیگری خارج می شوند. فراوانی این تداخلات به نوع بافت در معرض تابش وابسته است. استخوان بیشتر تمایل به جذب فوتون های اشعه X دارد در حالی که بافت نرم بیشتر تمایل دارد به آنها اجازه عبور بدهد بنابراین هر چند پرتو اصابت کننده با بیمار از نظر فضایی هموژن است پرتو باقیمانده، پرتوی که از بیمار خارج می شود هتروژن است که بعلت جذب افتراقی ساختارهای آناتومیکی است که از آنها می گذرد. این تفاوت در اکسپوژور فیلم یا گیرنده دیجیتال تصویر رادیوگرافیک را تشکیل می دهد.

فاصله بین تیوب اشعه X و بیمار اثر کاملاً مشخصی بر اکسپوژور پوست دارد.

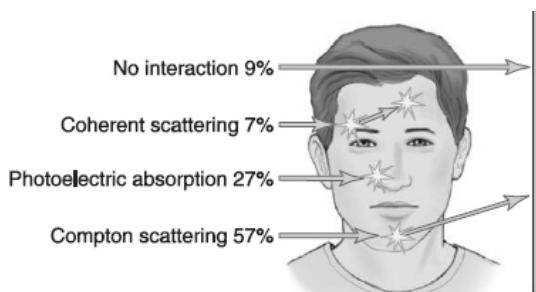
افزایش فاصله عمل کننده از منبع اشعه X روشی کارآمد را به جهت به حداقل رساندن دوز اشعه می باشد.

◀ تداخلات اشعه X با ماده

در تصویر برداری دندانپزشکی، پرتو اشعه X وارد صورت بیمارشده با بافت های نرم و سخت تداخل کرده و سپس با یک گیرنده دیجیتال یا فیلم برخورد می کند. پرتو شامل فوتون ها با انرژی متفاوت می باشد اما از نظر فضایی هموژن است. به همین دلیل است که شدت پرتو در اصل از مرکز پرتو به سمت خارج یکنواخت است. وقتی پرتو از بیمار عبور می کند مستهلك شده و شدت آن کاهش می یابد. این استهلاک ناشی از جذب هر فوتون در دسته پرتو

جدول ۲-۱: تداخل فوتون ها از پرتو اشعه X تشخیصی

مفهوم کاربردی	پایه تشکیل تصاویر رادیوگرافی
پرتو اشعه X	اشعه پراکنده می تواند باعث کاهش کیفیت تصویر شده و پرسنل و بیمار را اکسپوژور کند
مفهوم کاربردی	مشارکت کمی در اشعه پراکنده دارد
تداخل	پایه تشکیل تصاویر رادیوگرافی
پراکنده	اشعه پراکنده می تواند باعث کاهش کیفیت تصویر شده و پرسنل و بیمار را اکسپوژور کند
یونیزاسیون	مشارکت کمی در اشعه پراکنده دارد
جذب فوتون	پایه تشکیل تصاویر رادیوگرافی
پراکنده کمپتون	اشعه پراکنده می تواند باعث کاهش کیفیت تصویر شده و پرسنل و بیمار را اکسپوژور کند
پراکنده کوهرنت	مشارکت کمی در اشعه پراکنده دارد



شکل ۱-۱۵: فوتون های دسته پرتو X با جسم به صورت اولیه توسط پراکنده کمپتون (A) تداخل می کنند (۵۷٪ تداخلات اولیه) که در این حالت فوتون پراکنده ممکن است به قیم برخورد کرده و به دلیل ایجاد مه آلودگی از کیفیت تصویر رادیوگرافی بکاهد. شایع ترین تداخل بعدی، جذب فتوالکتریک است (۲۷٪) که فوتون متوقف می شود. تصویر رادیوگرافیک توسط فوتون هایی که از ساختار با عدد اتمی پایین عبور می کنند (بافت نرم) و ترجیحاً توسط ساختارهای با عدد اتمی بالا ۴۷٪ جذب فتوالکتریک می شوند (استخوان، دندان و ترمیم فلزی) ایجاد می شود. فوتون های نسبتاً کمی (۹٪) داخل جسم دچار پراکنده کوهرنت می شوند یا بدون تداخل از جسم عبور کرده و گیرنده تصویر را اکسپوژور می کنند (۹٪).

می‌کند (پراکنده) ۷٪ کل تداخلات را شامل می‌شود و نقش بسیار اندکی در مه آلودگی فیلم دارد زیرا تعداد کل فوتون‌های پراکنده کم و سطح انرژی آنها برای رسیدن به فیلم بسیار اندک است (جدول ۱-۳) به دلیل اینکه هیچ گونه انرژی به اتم بیولوژیک منتقل نشده و یونیزاسیون رخ نداده، تأثیرات پراکنده‌گی کوهرنت قابل ملاحظه نمی‌باشد.

✓ جذب فتوالکترونیک

جذب فتوالکترونیک در تصویربرداری تشخیصی بسیار مهم است و زمانی روی می‌دهد که فوتون اولیه با الکترون اریتال داخلی اتم در بیمار برخورد می‌کند (شکل ۱-۱۷). فوتون برخوردی همه انرژی خود را از دست می‌دهد و به الکترون منتقل می‌کند و از بین می‌رود.

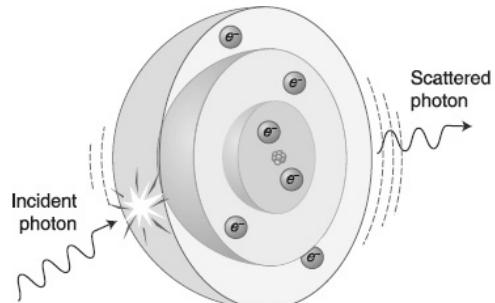
انرژی جنبشی که به فتوالکترون منتقل می‌شود معادل با میزان انرژی فوتون برخوردی منهای انرژی باندینگ الکترون است. در اتم‌های با عدد اتمی کم (مثل آنهایی که در مولکول‌های بیولوژیک وجود دارند) انرژی باندینگ اندک است بنابراین فتوالکترون بیشترین مقدار انرژی فوتون برخوردی را به دست می‌آورد. بسیاری از تداخلات فتوالکترونیک در اریتال ۱۸ روی می‌دهد زیرا تراکم ابر الکترونی در این ناحیه بیشترین است و احتمال تداخلات در این ناحیه بیشتر است.

در تداخلات جذب، فوتون‌ها با اتم‌های بافت تداخل کرده و از بین می‌روند و انرژی خود را به انرژی جنبشی الکترون خارج شده تبدیل می‌کند. سه نوع استهلاک انرژی و تضعیف پرتو وجود دارد: ۱) پراکنده‌گی کوهرنت ۲) جذب فتوالکترونیک ۳) پراکنده‌گی کمپتون (شکل ۱-۱۵)

حدود ۹٪ از فوتون‌های اولیه بدون هیچ‌گونه تداخلی از بیمار عبور می‌کند و با گیرنده برخورد کرده و تصویر را تشکیل می‌دهد.

✓ پراکنده‌گی کوهرنت

در پراکنده‌گی کوهرنت (کلاسیک، الاستیک یا Rayleigh) فوتون برخوردی کم انرژی (۱۰ keV) با کل اتم برخورد می‌کند. فوتون برخوردی باعث برانگیختگی لحظه‌ای اتم خواهد شد (شکل ۱-۱۶).



شکل ۱-۱۶: پراکنده‌گی کوهرنت ناشی از تداخل فوتون برخوردی کم انرژی با یک اتم کامل سبب می‌شود که بطور لحظه‌ای در چار نوسان شود. پس از آن، اتم بلافضله به حالت اولیه بر می‌گردد و یک فوتون پراکنده با همان انرژی و در زاویه‌ای مقاومت با مسیر فوتون برخوردی ساطع شود.

فوتون برخوردی از بین می‌رود و اتم برانگیخته به وضعیت اولیه بر می‌گردد و فوتون X دیگری با همان انرژی فوتون برخوردی تولید می‌کند. فوتون ثانویه در مسیری متفاوت نسبت به مسیر فوتون اولیه ساطع می‌شود و در نتیجه مسیر اشعه X برخوردی هم تغییر

جدول ۱-۳: سرنوشت ۱ میلیون فوتون برخوردي در تصاویر بايت وينگ

تداخل	سرنوشت فوتون برخوردي	فوتون های اولیه	فوتون پراکنده	كلها
پراکنده کوهرنت	پراکنده از ساختار اتم	۷۴/۴۲۰	۷۸/۱۱۷	۱۵۲/۵۷۰
جذب فتوالکتریک	خروج الکترون داخلی و توقف و جذب	۲۶۸/۱۰۴	۲۶۱/۰۴۱	۵۲۹/۱۴۵
	آن آزادسازی اشعه اختصاصی خروج الکترون خارجی و نیز اشعه پراکنده			
پراکنده کمپتون	عبور بیمار	۵۶۵/۹۳۹	۵۹۴/۳۶۰	۱/۱۱۵/۳۰۰
فاقد تداخل		۹۱/۵۰۴	۳۷۹/۳۵۰	۴۷۰/۸۵۰
کل		۱/۰۰۰/۰۰۰	۱/۲۶۷/۸۶۸	۱/۲۶۷/۸۶۹

وضوح در کلیشه های دندانپزشکی بصورت اختلاف دانسیته چشمی مینا، عاج، پالپ، استخوان و بافت نرم قابل رویت است.

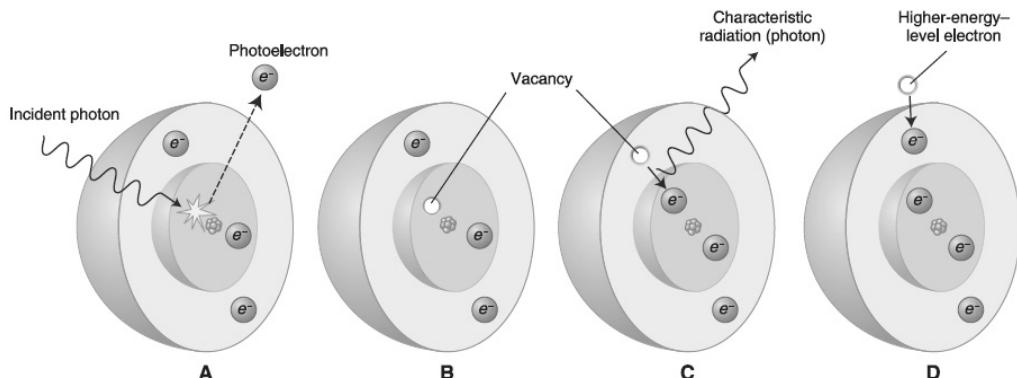
۷ پراکنده گی کمپتون

پراکنده گی کمپتون زمانی رخ می دهد که یک فوتون با یک الکترون اریتال خارجی تداخل انجام می دهد. ۵۷٪ فوتون های جذب شده در دسته پرتو X دندانپزشکی توسط پراکنده گی کمپتون جذب می شوند (شکل ۱-۱۸) فوتون برخوردي با الکترون خارجی واکنش می دهد و سبب می شود که الکترون لایه خارجی انرژی جنبشی دریافت کند و از نقطه ای که تصادم رخ داده خارج شود. مسیر فوتون اولیه به خاطر تصادم رخ داده منحرف می گردد و از محل تصادم در مسیر جدیدی پراکنده می شود. انرژی فوتون پراکنده معادل اختلاف انرژی فوتون اولیه یا مجموع انرژی جنبشی که الکترون بازگشته دریافت کرده و انرژی باندینگ آن می باشد. مشابه جذب فتوالکتریک، پراکنده گی کمپتون سبب از دست رفتن الکترون و یونیزاسیون اتم جاذب می شود. فوتون های پراکنده به طی مسیر جدید خود ادامه داده و سبب یونیزاسیون بیشتری می شوند. الکترون های بازگشته نیز انرژی خود را با یونیزه کردن سایر اتم ها از دست می دهند.

حدود ۲۷٪ تداخلات دسته پرتو X دندانپزشکی توسط جذب فتوالکتریک می باشد. اتم شرکت کننده در پدیده یونیزه است و کمبود الکترون آن (عموماً در اریتال ۱۸) به سرعت با استفاده از الکترون های ۲S یا ۲p جبران می شود که این امر همراه با آزاد سازی اشعه اختصاصی است. اریتال الکترون جابجا شده هر چه باشد فوتون های اختصاصی تولید شده چنان انرژی کمی دارند که در بیمار جذب شده و سبب مه آلودگی فیلم نمی شوند. الکترون برگشتی خارج شده طی جذب فتوالکتریک، قبل از ، از دست دادن انرژی خود از راه یونیزاسیون ثانویه، فقط مسافت اندکی را در ماده جاذب طی می کند. فرکانس تداخلات فتوالکتریک مستقیماً با توان سوم عدد اتمی تغییر می کند. و رابطه معکوس با توان سوم انرژی فوتون برخوردي (E) دارد

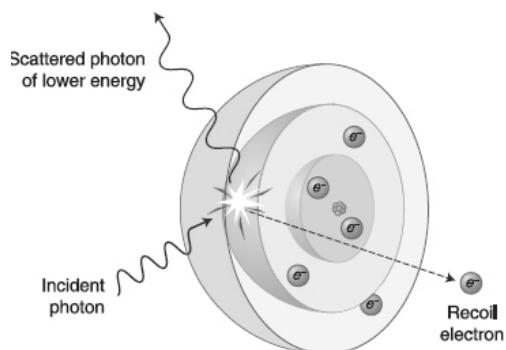
$$Z^{\frac{1}{3}} = \text{احتمال تداخل فتوالکتریک}$$

چون عدد اتمی مؤثر استخوان متراکم ($Z=13/8$) بیشتر از بافت نرم ($Z=7/4$) است، احتمال جذب فوتون فتوالکتریک در استخوان ۶/۵ برابر بافت نرم در ضخامت یکسان است. ($\frac{6}{5} = \frac{(13/8)^3}{(7/4)^3}$) وجود این اختلاف جذب است که تولید تصویر رادیوگرافی را ممکن می سازد این جذب افتراقی فتوالکتریک به



شکل ۱-۱۷: جذب فتوالکتریک. (A) جذب فتوالکتریک زمانی روی می دهد که فوتون برخوردی کل انرژی خود را به الکترون داخلی اتم منتقل کرده و آن را به خارج پرتاب می کند (فتوالکترون). الکترون برخوردی در این نقطه متوقف می شود. (B) اتم یونیزه حالا یک جای خالی الکترون در مدار داخلی دارد. (C) یک الکترون با سطح انرژی بالاتر این جای خالی را پر کرده و پرتو اختصاصی تولید می کند. (D) همه مدارها به ترتیب پرمیشوند و تبدیل انرژی را تکمیل می کنند.

هیچ اطلاعات مفیدی نداشته و با کاهش کنتراست موجب تیرگی تصویر (degrade) می شود.



شکل ۱-۱۸: پراکندگی کمپتون زمانی روی می دهد که فوتون برخوردی با الکترون لایه خارجی برخورد کرده و یک فوتون پراکنده با انرژی کمتر از فوتون برخوردی تولید کند یک الکترون برگشتی از اتم تارگت خارج می شود. فوتون پراکنده جدید در مسیر متفاوتی از فوتون برخوردی حرکت می کند.

کادر ۳-۱: کاربردهای علمی اثرات فتوالکتریک

جذب افتراقی در بافت‌ها و اجسام مختلف (برای مثال ترمیم‌ها) عامل ایجاد کنتراست رادیوگرافیک است. به دلیل اینکه عدد اتمی موثر استخوان تراکم (Z=۱۲/۸) نسبت به بافت نرم (Z=۷/۶) بیشتر است، احتمال جذب فتوالکتریک فوتون‌های اشعه X در استخوان به اندازه ۶/۵ برابر بیشتر از ضخامت آن معادل با بافت نرم می‌باشد. (۶/۵=۱۲/۸/۷/۶)، این تفاوت بارز جذب فوتون‌های اشعه X به وسیله بافت نرم و سخت، تولید تصاویر رادیوگرافیک را ممکن می‌سازد. این تفاوت جذب (جذب افتراقی) فوتون‌های اشعه X در مینا، عاج، پالپ استخوان و بافت نرم همان تفاوت در درجه رادیوپاپسیتی روی تصویر رادیوگرافیک مشاهده شده است.

عامل یونیزاسیون و پتانسیل آسیب بیولوژیک را دارد.

احتمال تداخلات کمپتون به دانسیته الکترونی ماده جاذب وابسته بوده که به طور نسبی در بافت ثابت است. احتمال رخداد پراکندگی کمپتون با انرژی فوتون نسبت عکس دارد و به عدد اتمی ماده بستگی ندارد. در نتیجه تداخلات کمپتون در تشکیل تصویر شرکت می کنند. فوتون های پراکنده در تمام جهات حرکت می کند. فوتون های پراکنده که از بیمار خارج شده و به فیلم یا گیرنده دیجیتال برخورد می کنند

کمپتون با افزایش دانسیته، افزایش می‌یابد. افزایش ضخامت ماده جاذب نیز تعداد تداخل‌ها را افزایش می‌دهد. دسته پرتو فوتونی مونوکروماتیک، یعنی دسته پرتوهایی که تمامی فوتون‌ها انرژی یکسان داشته باشد مثال خوبی را فراهم می‌کند. زمانی که فقط فوتون‌های اولیه (نه پراکنده) مدنظر باشند هنگام عبور دسته پرتو از ضخامت ماده جاذب، کسر ثابتی از دسته پرتو تضعیف می‌شود. بنابراین $1/5$ سانتی متر آب، شدت دسته پرتو را تا $1/5 \cdot 50\%$ کاهش می‌دهد، $1/5 \cdot 25\%$ دیگر (25% شدت اولیه) و به همین ترتیب تضعیف می‌کند. این یک الگوی نمایی جذب است. HVL که قبلاً شرح داده شد مقداری از ماده جاذب است که شدت دسته پرتو را به نصف کاهش می‌دهد، در مثال قبل HVL $1/5$ سانتی متر آب است. برخلاف مثال قبلی، طیف انرژی فوتون‌ها در دسته پرتو X وسیع است. جذب فوتون‌های کم انرژی از فوتون‌های پر انرژی بسیار محتمل است. درنتیجه، لایه‌های سطحی ماده جاذب تمایل دارند که فوتون‌های کم انرژی را جذب کرده و فوتون‌های پرانرژی را عبور دهند. بنابراین در اثر عبور یک دسته پرتو X از ماده، با ترجیح حذف فوتون‌های کم انرژی، شدت دسته پرتو کاهش اما متوسط انرژی دسته پرتو نهایی افزایش می‌یابد. این فرآیند منجر به سخت شدن اشعه beam) (hardening می‌شود، افزایش در میانگین انرژی پرتو با حذف ترجیحی فوتون‌های کم انرژی.

وقتی که انرژی دسته پرتو افزایش می‌یابد عبور پرتو هم از ماده جاذب زیاد می‌شود. زمانی که انرژی فوتون برخورده با اندازه انرژی باندینگ الکترون‌های اریتال $1S$ ماده جاذب برسد، احتمال جذب فتوالکتریک به وضوح زیاد می‌شود و تعداد فوتون‌های جذبی به شدت افزایش می‌یابند. این پدیده ab- (K-edge sorbtion) نام دارد. زمانی که انرژی فوتون معادل

کادر ۴-۱: کاربردهای علمی پراکنده‌گی کمپتون

فوتوون‌های پراکنده در تمام جهات حرکت کرده و ممکن است از بیمار خارج شده و به رسپتور به تصویر برستند.

این فوتون‌ها حامل هیچ گونه اطلاعات مفیدی نبوده و با کاهش کنترast کیفیت تصویر را کاهش می‌دهند.

فوتوون‌های پراکنده که از بیمار خارج می‌شود می‌تواند کاربر را اکسپوز کند.

فوتوون‌های پراکنده در مسیرهای متفاوتی در بافت‌های بیمار حرکت کرده و باعث یونیزاسیون می‌شوند. این اشعه پراکنده داخلی در رادیوگرافی بیمار را افزایش می‌دهد و اغلب ارگان‌ها و بافت‌های خارج از مسیر اولیه اشعه را اکسپوز می‌کند.

✓ تضعیف پرتو

هنگام عبور پرتو از ماده، شدت پرتو تضعیف می‌گردد، به صورت اولیه به دلیل جذب فتوالکتریک و پراکنده‌گی کمپتون است. مقدار جذب پرتو به صورت اولیه وابسته به ضخامت و دانسیته ماده جاذب و انرژی پرتو می‌باشد. فوتون‌های اشعه X پر انرژی احتمال بیشتری برای نفوذ به ماده دارند در حالیکه فوتون‌های کم انرژی احتمال بیشتری برای تضعیف دارند. هرچه شرایط kVp بالاتر باشد نفوذپذیری اشعه ایجاد شده در ماده بیشتر می‌شود. روش مفید برای مشخص کردن کیفیت نفوذپذیری اشعه X توسط لایه نیم جذب (HVL) می‌باشد. ضخامت ماده جاذب مثل آلومنیوم است که لازم است تا تعداد فوتون‌های اشعه X عبوری را به نصف کاهش دهد. وقتی میانگین انرژی دسته اشعه X زیاد شود ضخامت ماده لازم برای کاهش شدت اشعه به نصف نیز افزایش می‌یابد. میزان کاهش شدت پرتو به خصوصیات فیزیکی ماده جاذب نیز بستگی دارد. با افزایش دانسیته ماده جاذب، تضعیف اشعه نیز بعلت افزایش جذب فتوالکتریک و پراکنده‌گی

Kerma مجموع انرژی‌های جنبشی اولیه تمام ذرات باردار آزاد حاصل از پرتوهای یونیزاسیون غیر باردار (اشعه X) در یک نمونه از ماده از تقسیم این مقدار بر جرم ماده به دست می‌آید. مقدار کرما ایجاد شده در هوا، کرمای هوا نامیده می‌شود. کرما به سرعت جایگزین کولمب بر کیلوگرم یا رونتگن شده است، اکسپوژر یک رونتگن منجر به ایجاد mGy کرمای هوا می‌شود.

✓ دوز جذبی

دوز جذبی، اندازه گیری کل انرژی جذب شده توسط هر نوع پرتو یونیزان در واحد جرم هر نوع ماده است. دوز جذبی بسته به نوع و انرژی پرتو و نوع ماده جذب کننده انرژی متفاوت می‌باشد. واحد آن در سیستم SI گری می‌باشد و یک گرما معادل $1J/kg$ می‌باشد. واحد قدیمی دوز جذبی راد (radiation absorbed dose) و یک راد معادل 100 ارگ بر گرم ماده جاذب می‌باشد. یک گری معادل 100 راد می‌باشد.

✓ دوز معادل

دوز معادل (H_T) برای مقایسه اثرات بیولوژیک انواع مختلف پرتوها دریک بافت یا اندام به کار می‌رود. پرتوهای ذرهای LET بالا داشته و نسبت به پرتوهای LET کم مثل پرتوهای X، آسیب بیشتری به بافت می‌رسانند. بنابراین تجمع $1Gy$ از ذرات α عامل آسیب بیولوژیک بیشتری نسبت به $1Gy$ فوتون‌های اشعه X می‌باشد. این تأثیر بیولوژیکی نسبی پرتوهای مختلف، فاکتور توزیع پرتو (W_R) نامیده می‌شود. برای مثال $1Gy$ پرتوون پرانرژی 5 برابر آسیب بیشتری از $1Gy$ فوتون اشعه X، ایجاد می‌کند. W_R فوتون‌ها به عنوان مرجع، 1 است.

$$H_T = \sum W_R \times D_T$$

انرژی باندینگ الکترون شود احتمال برخورد فوتون با الکترون اربیتال به حداکثر می‌رسد. اگر انرژی فوتون بیشتر شود این احتمال کاهش می‌یابد. فوتون‌های با انرژی کمتر از انرژی باندینگ الکترون های اربیتال $1s$ ، فقط با الکترون های اربیتال های $2s$ یا $2p$ و اربیتال‌های دورتر از هسته به روش فتوالکتریک تداخل می‌کنند. عناصر نادر زمینی گاهی به عنوان فیلتر استفاده می‌شوند زیرا K-edge یا انرژی باندینگ اربیتال $1s$ آنها ($50/24$ keV) برابر گادولینیوم (Gadolinium) جذب فوتون های پرانرژی را به شدت افزایش می‌یابد. این امر مطلوب است زیرا فوتون‌های پرانرژی کنتراست تصویر را کاهش داده و به اندازه فوتون های با انرژی متوسط درایجاد تصویر رادیوگرافی شرکت نمی‌کنند.

◀ دوزیمتري

✓ اکسپوژر

اکسپوژر، اندازه گیری ظرفیت اشعه X یا گاما جهت یونیزاسیون هوا است و بصورت مقدار بار در توده هوا کولمب بر کیلوگرم اندازه گیری می‌شود. واحد قدیمی آن R بوده و یک رونتگن برابر با $\frac{C}{kg} \times 10^{-4}$ می‌باشد. یک رونتگن 10^4 جفت یون در $1cm^3$ هوا ایجاد می‌کند. این واحد شدت محدوده پرتوتابی در مقابل میزان پرتو جذب شده را اندازه گیرید که رابطه مستقیم دارد. رونتگن با کرمای هوا در واحد SI جایگزین شده است (جدول ۱-۵).

✓ کرمای هوا

وقتی پرتو با ماده طی جذب فتوالکتریک و پراکنده‌گی کمپتون تداخل می‌کند تبادل انرژی به الکترون‌های ماده جاذب رخ می‌دهد. Kerma، مخفف انرژی جنبشی آزادشده در ماده می‌باشد و انرژی جنبشی را که از فوتون‌ها به الکترون‌ها انتقال می‌یابد را اندازه گیری می‌کند و بر اساس واحدهای دوز (گری) بیان می‌شود. یک Gy معادل 1 ژول بر کیلوگرم است.

جدول ۵: خلاصه کمیت و واحدهای رادیاسیون

کیت	توصیف	واحد	واحد قدمی	تبديل
اکسپوژر	میزان یونیزاسیون هوا توسط اشعه X یا Y	coulomb/kg (C/kg)	roentgen (R)	$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$
Kerma	انرژی جنبشی انتقال یافته به ذرات باردار	gray (Gy)	gray (Gy)	$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$
دز جذبی	انرژی کلی جذب شده توسط یک ماده	gray (Gy)	rad	$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$
دز معادل	دز جذبی توزین شده توسط نوع اثر بیولوژیک اشعه استفاده شده	sievert (Sv)	rem	$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$
دز مؤثر	مجموع دزهای معادل توزین شده توسط رادیوسنیستیوسمی بافت یا ارگان اکسپوژر شده	sievert (Sv)		
رادیواکتیویتی	سرعت زوال رادیواکتیو	becquerel (Bq)	curie (Ci)	$1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ ci}$

مری، کبد و تیروئید، سطح استخوان، مغز، غدد بزاقی و پوست $0/0/4$ و سایر بافت‌های اختصاصی در مجموع $0/0/1$ می‌باشد. بنابراین E مجموع حاصل ضرب دوز معادل هر بافت یا ارگان (H_T) و فاکتور توزین بافت (W_T) است. واحد دوز مؤثر سیورت می‌باشد.

$$E = \sum W_T \times H_T$$

✓ رادیواکتیویتی

اندازه گیری رادیواکتیویتیه بیانگر میزان استحاله یک نمونه از ماده رادیواکتیو است. یک بکرل معادل یک استحاله در ثانیه است. کوری مرتبط با فعالیت یک گرم رادیوم $(10^{10} \times 3/7) \text{ استحاله در ثانیه}$ است. $1 \text{ میلی کوری معادل } 37 \text{ مگا بکرل و } 1 \text{ بکرل معادل } 2/7 \times 10^{-11} \text{ کوری است.}$

برای محاسبه این تفاوت، H_T حاصل ضرب D_T و W_R متوسط دوز جذبی یک بافت یا اندام است. W_R نوترون، 5 keV و فوتون‌های پر انرژی، $5 \text{ و } W_R$ ذرات آلفا معادل 20 است. واحد دوز معادل سیورت می‌باشد. برای معاینات تشخیصی یک سیورت معادل یک گری است. واحد قدمی دوز معادل، رم (mma) می‌باشد. یک سیورت معادل 100 رم می‌باشد.

✓ دوز مؤثر

دوز مؤثر جهت محاسبه خطر در انسان کاربرد دارد. مقایسه خطر اکسپوژر بافت‌های مختلف با خاطر تفاوت بافتی و حساسیت به پرتو بافتی متفاوت مشکل می‌باشد. دوز مؤثر محاسبه ای است که تأثیر بیولوژیک نسبی انواع پرتوها و حساسیت به پرتو بافت‌های مختلف را به اصطلاح خطر ایجاد کانسر یا اثر قبل توارث در نظر می‌گیرد. حساسیت مقایسه ای بافت‌های مختلف توسط W_T محاسبه می‌شود. فاکتورهای توزین بافتی برای مغز استخوان قرمز، پستان، کولون، ریه و معده $0/0/8$ ، گنادها $0/0/12$ ، مثانه،

تست های فصل اول

۱- فیلتراسیون پرتوهای رادیولوژی تشخیصی، کدام یک از پیامدهای زیر را به همراه دارد؟ (اختصاصی ۹۱)

- الف) کاهش میانگین انرژی فوتون ها بدون تغییر حداکثر انرژی فوتون ها
- ب) افزایش تعداد فوتون ها و کاهش میانگین انرژی فوتون ها
- ج) کاهش تعداد فوتون ها و افزایش حداکثر انرژی فوتون ها
- د) کاهش تعداد فوتون ها و افزایش میانگین انرژی فوتون ها

۲- کدام یک از واحدهای سنجش پرتوهای یون ساز برای تخمین ریسک در انسان به کار می رود؟ (اختصاصی ۹۲)

- الف) تابش
- ب) دوز جذب
- ج) دوز معادل
- د) دوز مؤثر

۳- دوز مورد نیاز جهت ایجاد یک اثر بیولوژیک مشخص و یکسان در کدام یک از تشعشع های زیر

کمتر می باشد؟ (اختصاصی ۹۲)

- الف) گاما
- ب) آلفا
- ج) ایکس
- د) بتا

۴- افزایش کدام پارامتر ذیل باعث افزایش کیفیت پرتوهای X می شود؟ (اختصاصی ۹۳)

- الف) میلی آمپر
- ب) کولیماسیون
- ج) زمان
- د) فیلتراسیون

۵- علت عقب قرار دادن تیوب تولید اشعه X در داخل محفظه سر تیوب کدام است؟ (اختصاصی ۹۳)

- الف) بهبود کیفیت اشعه X تولیدی
- ب) بهبود کیفیت تصویر
- ج) جلوگیری از سوختن فیلامان
- د) انتقال بهتر گرمای تولیدی

۶- در صورتی که میلی آمپر دستگاه رادیوگرافی ۲ برابر و زمان تابش و فاصله منبع اشعه تا جسم

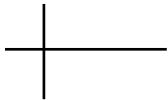
نصف شود، شدت اشعه می شود (اختصاصی ۹۳)

- الف) ۱۲ برابر
- ب) ۱۳ برابر
- ج) ۲ برابر
- د) ۴ برابر

۷- رابطه احتمال تداخل کمپتون با دانسیته الکترونی ماده جاذب و اطلاعات مفید بر روی فیلم

چگونه است؟ (اختصاصی ۹۰)

- الف) مستقیم، معکوس
- ب) مستقیم، مستقیم
- ج) معکوس، مستقیم
- د) معکوس، معکوس



پاسخنامه

- ۱-۱
- ۱-۲
- ۱-۳ ب
- ۱-۴ د
- ۱-۵ ب
- ۱-۶ ج
- ۱-۷ ب

اولین واکنش متقابل بین اشعه یونیزان و ماده طی 10^{-13} ثانیه اول پس از تابش، صورت می گیرد. این تغییرات مولکلهای بیولوژیک در عرض ثانیه‌ها تا ساعتها رخ می‌دهد و آسیب ناشی از این تغییرات بسته به مقدار و نوع آسب ساعتها، روزها، سال‌ها و حتی نسل‌ها بعد آشکار می‌شود.

اثرات بیولوژیک رادیاسیون یونیزان

﴿ اثرات شیمیایی و بیوشیمیایی جذب اشعه ﴾

اثرات اشعه به دو صورت مستقیم و غیرمستقیم اعمال می‌گردد. در اثر مستقیم فوتون مستقیماً با ماکرومولکول بیولوژیک واکنش داشته و آن را یونیزه می‌کند. الکترونهای آزاد ایجاد شده توسط واکنش یونیzasیون (الکترون ثانویه) ممکن است مستقیماً با ماکرومولکول بیولوژیک واکنش داشته باشند. در مقابل، اثرات غیرمستقیم فوتونها و الکترونهای ثانویه با آب واکنش داده و یونیzasیون آب موجب آسیب بیولوژیک می‌شود. اثرات مستقیم و غیرمستقیم هر دو حاصل رادیکال‌های آزاد ناپایدار هستند. (اتم‌ها یا مولکول‌هایی با یک الکtron جفت نشده در اربیتال ظرفیتی). رادیکال‌های آزاد بسیار فعال بوده و طول عمر بسیار کوتاهی دارند. رادیکال‌های آزاد نقش مهمی در تولید تغییرات مولکولی در مولکول‌های بیولوژیک ایفا می‌کنند.

✓ اثر مستقیم

در اثر مستقیم، مولکلهای بیولوژیک RH که R مولکول و H اتم هیدروژن است) از اشعه یونیزان انرژی جذب کرده و رادیکال‌های آزاد بیثبات را در عرض $10 - 10$ ثانیه ایجاد می‌کنند. رادیکال‌های آزاد سریعاً به وسیله تجزیه یا پیوند متقاطع Cross-linking (اتصال دو مولکول) به ترکیبات پایدار تبدیل می‌شوند.

