چکیده مراجع دندانپزشکی

CDR اصول و مبانی رادیولوژی دهان

وایت فارو ۲۰۱۹

به کوشش:

دکتر مریم میرزائی

(متخصص رادیولوژی دهان، فک و صورت)

سرشناسه	: میرزائی، مریم، ۱۳۵۳ ـ گردآورنده.
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، ۱۳۹۵
مشخصات ظاهری	: ۶۲۵ ص
شابک	: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۶۰-۸
وضعیت فهرست نویسی	:فیپا
یادداشت	: کتاب حاضر از مجموعه (Compact Dentistry Reference) CDR است.
یادداشت	: کتاب حاضر خلاصه کتاب Oral radiology: principles and interpretation,7th ed,2019 است.
عنوان دیگر	: رادیولوژی دهان.
موضوع	: دهان ـ ـ پرتونگاری
موضوع	: دندان ـ ـ پرتونگاری
موضوع	: فک ـ ـ پرتونگاری
شناسه افزوده	: وایت، استوارت، رادیولوژی دهان
شناسه افزوده	: فیرو، رادیولوژی دهان
رده بندی کنگره	: ۱۳۹۵ ۸۳ چ ۹ م/ ۳۰۹ RK
رده بندی دیویی	: ۶۱۷ /۶۰۷۵۷۲
شماره کتابشناسی ملی	: ۴۲۰۷۱۷۶

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

به کوشش: دکتر مریم میرزائی

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیرتولید: مهندس علی خزعلی

طرح جلد : آتلیه طراحی شایان نمودار

حروف چینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار

شمارگان: ۱۰۰۰ جلد

نوبت چاپ : اول

تاریخ چاپ : پاییز ۱۳۹۹

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۶۰-۸

قیمت: ۰۰۰، ۴۰۰، ۱ ریال

شایان نمودار

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

وب سایت :shayannemoodar.com

اینستاگرام: Shayannemoodar

(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

به نام خداوند جان و خرد

افتخـار دارم کـه فرصـت بازبینـی و ترجمـه مجـدد کتـاب CDR وایـت فـارو ۲۰۱۹ بـه ایـن دانـش آموختـه ایـن مـرزو بوم داده شـد.

یقیـن دارم دانش‌پژوهـان فرهیختـه مـا در نواقصـی کـه بی‌شـک وجود خواهد داشـت، با شـکیبائی و هنـروری، راهنمائی‌گـر مـا خواهنـد بـود. بـه امیـد روزگارانـی کـه فرزنـدان ایـن مرزو بـوم خود مبـداء و رفرانـس علـوم مختلفـه در عرصه جهانی باشـند.

بی‌شـک در سـیر بـه ثمر رسـیدن این کتاب انتشـارات شـایان نمـودار، جناب آقای مهنـدس خزعلی و سـرکار خانـم آقـازاده همـت والا و کمک‌هـای ارزنـده و بسـزایی داشـتند، از طـرف خـود و بـه نیابـت از تمامـی عزیـزان خواننـده ایـن کتاب از ایشـان تشـکر و قدردانـی می‌کنم.

دکتر مریم میرزائی

پاییز ۱۳۹۹

تقدیم به آموزگارم مهرم، مجید و فرزند مهرمان آریو

در این باغ،دراین مزرعه پاک

بجزمهر،بجزعشق،دگربذرنکاریم

فهرست مندرجات

بخش I: پایه‌ها

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

بخش II: تصویربرداری

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

بخش III: تفسیر

فصل هجدهم: اصول تفسیر رادیوگرافی ۲۵۹
فصل نوزدهم: پوسیدگی دندانی ۲۶۷
فصل بیستم: بیماری پریودنتال ۲۷۳

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 ۳۴۴
فصل بیست و پنجم: بیماری‌های درگیر کننده ساختار استخوان ۳۷۵
فصل بیست و ششم: بیماری‌های بدخیم ۴۰۵
فصل بیست و هفتم: تروما ۴۲۶
فصل بیست و هشتم: سینوس‌های پارانازال ۴۴۰
فصل بیست و نهم: بیماری‌های غدد بزاقی ۴۵۶
فصل سی‌ام: ناهنجاری‌های مفصل گیجگاهی فکی ۴۷۲
فصل سی و یکم: کلسیفیکاسیون و استخوانی شدن بافت نرم ۵۰۱
فصل سی و دوم: بیماری‌های غده بزاقی ۵۱۵
فصل سی و سوم: پزشکی قانونی ۵۲۶

بخش I: پایه‌ها

فیزیک

۱

➢ 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 پروتون های 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 مجزا تحت عنوان K, L , M , N O, P هستند که لایه K نزدیک‌ترین لایه به هسته می‌باشد لایه‌ها با عدد کوانتوم .. و ۳و۲و۱ نیز توصیف می‌شوند که عدد کوانتوم ۱ برای لایه k می‌باشد هر لایه حداکثر n^2 ۲ الکترون داشته که n

عـدد کوانتـوم لایـه می‌باشـد. در مـدل مکانیکـی کوانتـوم، الکترون‌هـا در اربیتال‌هـای سـه بعـدی یـا ابـر الکترونـی هسـتند. اربیتال‌هـای الکترونـی براسـاس فاصلـه از هسـته (عـدد کوانتـوم اصلـی، ... و ۳ و ۲ و ۱= n) و شـکل آنهـا (طـرح s , p d , f , g , h, i) توصیـف می‌شـوند. فقـط دو الکتـرون یـک اربیتـال را اشـغال می‌کنـد. اربیتال‌هـای الکترونی با ترتیب ۱ s , ۲ s , ۲ p , ۳ s , ۳ p, ۳ d , ۴ s , ۴ p ,۴d , ۴f, ... قـرار دارنـد. مـدل بوهر و مکانیک کوانتوم هـر دو اصـول کافی برای درک تولید اشـعه X تشـخیصی و تداخـلات آنهـا را فراهـم می‌کننـد.

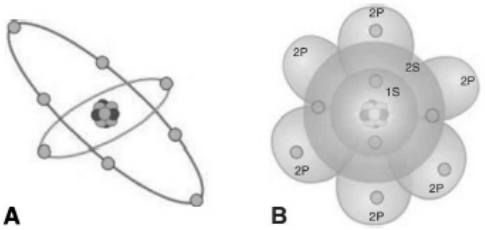
انـرژی باندینـگ الکتـرون، انـرژی مـورد نیـاز بـرای غلبه بـر نیروی الکترواسـتاتیک اسـت که الکترون را به هسـته متصـل نگـه مـی‌دارد. انـرژی باندینـگ الکتـرون بـه عدد اتمـی و نـوع اربیتـال وابسـته اسـت. عناصر با عـدد اتمی بـزرگ (Z بالا) پروتون‌های بیشـتری در هسـته داشـته و الکترونهـا نسـبت بـه عناصر بـا Z کوچکتـر محکمتر باند می‌شـوند. الکترونهـای اربیتال‌هـای داخلی باند قوی‌تری نسـبت بـه الکترون‌های لایـه خارجـی دارند.

در تصویربـرداری تشـخیصی، در CT و رادیوگرافی اشـعه X دسـته‌ای از پرتوهـای الکترومغناطیسـی کـه ماهیـت یونیـزان دارد اسـتفاده می‌شـود.

در MRI از پرتوهـای الکترومغناطیسـی کـه انرژی کمتر قابـل ملاحظـه‌ای نسـبت بـه اشـعه X دارنـد اسـتفاده می‌شـود کـه غیـر یونیـزان هسـتند.

بعضـی از مـواد رادیـو دارویـی مورد اسـتفاده در پزشـکی هسـته‌ای، پرتـو ذره‌ای از خـود سـاطع می‌کننـد. مثـلا (F-FDG) فلـورو دئوکسـی گلوکـز متصـل بـه فلورین، پوزیتـرون سـاطع می‌کنـد کـه مرحلـه کلیـدی در تصویربـرداری PET می‌باشـد.

پرتوهـای الکترومغناطیسـی بـا انرژی بالا (اشـعه گاما، γ) و پرتوهـای ذره‌ای بـا انـرژی بـالا (پرتوهـای الکترونـی و پروتونـی) در درمـان کانسـر اسـتفاده می‌شـود.



شـکل ۱-۱: (A) نمـای شـماتیک از مـدل بـور مربـوط بـه اتـم اکسـیژن کـه نشـان دهنـده چرخـش الکترون‌هـا در مدارهـای دایـره‌ای پیرامـون هسـته اسـت. (B) نمـای شـماتیک از مـدل مکانیـک کوانتـوم مربـوط بـه اتـم اکسـیژن هسـته در مرکـز توسـط ابرهـای الکترونـی کـه نشـاندهنده نقشـه محل حضور اجتماعـی الکترون در یک نظـم پیچیـده می‌باشـد..

✓ یونیزاسیون

وقتـی تعـداد الکترون های یـک اتم با تعـداد پروتون‌های هسـته آن برابـر باشـد اتم از نظـر الکتریکی خنثی اسـت. اگـر یـک اتم خنثی یـک الکترون از دسـت بدهد هسـته، یـک یـون مثبـت می‌شـود و الکتـرون آزاد، یـک یـون منفی می‌شـود. ایـن روند ایجـاد جفت یون، یونیزاسـیون خوانـده می‌شـود. یونیـزه کـردن یک اتـم به انـرژی کافی بـرای غلبـه بـر، نیـروی الکترواسـتاتیک و آزاد شـدن الکترون‌هـا از هسـته، نیـاز دارد. ذرات بـا انـرژی بـالا، اشـعه x و پرتـو ماوراءبنفـش انـرژی کافی بـرای جابجایی الکترونهـا از اربیتال‌هایشـان و یونیـزه کـردن اتم‌هـا را دارنـد. چنیـن پرتوهایـی، پرتوهـای یونیـزان نامیـده می‌شـود. در مقابـل پرتوهـا ی غیـر یونیـزان مثـل نـور مرئـی، مـادون قرمـز و امـواج ماکروویـو و رادیویـی انرژی کافـی بـرای خـارج کـردن الکترون هـای متصل شـده از اربیتال‌هایشـان را ندارنـد.

✓ ماهیت تشعشع

تشعشـع، انتقـال انـرژی در مـاده و فضاسـت و بـه دو شـکل ممکـن اسـت رخ دهـد: ذره‌ای (جـدول ۱-۱) و الکترومگنتیـک.

✓ تشعشع ذره‌ای

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 پروتون ها و نوترون‌ها بی ثبات بوده و آنها ممکن است متلاشی شده ذرات α یا β یا پرتو γ ساطع کنند. این فرآیند رادیواکتیویتی نامیده می‌شود. وقتی یک اتم رادیواکتیو ذرات β یا α ساطع می کند اتم به عنصر دیگری تبدیل می‌شود. نوع دیگر رادیواکتیویتی، استحالهγ است که اشعه گاما تولید می‌شود. آنها از یکسری تباهی زنجیره‌ای که یک هسته از حالت برانگیخته به سطح پایین‌تر 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 تباهی 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 نوترینو دچار تباهی شود. پوزیترون به سرعت توسط الکترون‌ها تباهی یافته و به دو اشعه گاما تبدیل می‌شود. این واکنش اساس تصویربرداری PET می‌باشد. یک اتم بدون ثبات با نوترون‌های اضافی ممکن است با تبدیل یک نوترون به یک پروتون، یک ذره β^- و یک نوترینو دچار تباهی شود. ذرات β^- همانند الکترونها هستند. ذرات β^- با سرعت بالا قادر به نفوذ تا ۱/۵ cm در بافت هستند. ذرات β^- حاصل از ید ـ ۱۳۱ رادیواکتیو در درمان بعضی کانسرهای تیروئید استفاده می‌شود.

ذرات α ، هسته هلیم شامل دو پروتون و دو نوترون هستند. آنها از تباهی رادیواکتیو بسیاری از عناصر با عدد اتمی بزرگ ایجاد می‌شوند. به خاطر بار مثبت و جرم سنگین ذره α به شدت ماده‌ای را که از آن عبور می‌کنند یونیزه می‌کنند و فقط چند میکرومتر در بافت بدن نفوذ می‌کنند. قابلیت تشعشع ذره‌ای برای یونیزه کردن اتم‌ها، بستگی به جرم سرعت و بار آن دارد.

این محدوده مشخص از ساطع شونده‌های α مثل ۲۲۳ـ رادیوم در پرتودرمانی هدفدار در متاستاز استخوان استفاده می‌شوند.

میزان از دست دادن انرژی یک ذره حین عبور از میان ماده (بافت) انتقال انرژی خطی آن (LET) می‌باشد. هرچه قدراندازه فیزیکی و بار آن بیشتر و سرعت آن کمتر باشد LET (Liner energy transfer) آن بیشتر است.

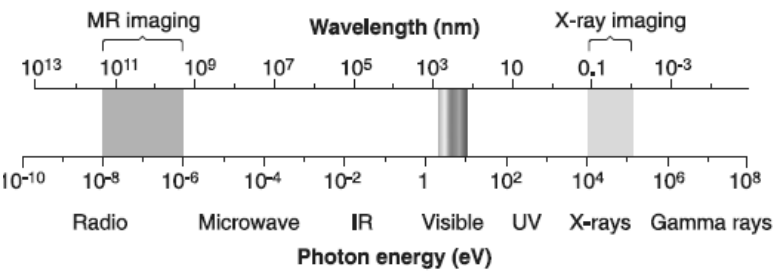
جدول ۱-۱: ارتباط بین انرژی (E) و طول موج (λ) اشعه الکترومغناطیس

ذره	علائم	بار ابتدایی	Rest mass (amu)
Alpha	A	2+	۴/۰۰۱۵۴
Beta+ (positron)	β+	1+	۰/۰۰۰۵۴۹
Beta- (electeron)	β-	1-	۰/۰۰۰۵۴۹
Electeron	e^-	1-	۰/۰۰۰۵۴۹
Neutron	n^0	0	۱/۰۰۸۶۶۵
Protoa	P	1+	۱/۰۰۷۲۷۶

بار اولیه ۱ معادل میزان بار یک پروتون با یک الکترون مخالف است.
واحد جسم اتم که در واقع ۱amu معادل ۱/۱۲ جرم اتم خنثی کربن ۱۲می‌باشد.

✓ تشعشع الکترومگنتیک

تشعشع الکترومگنتیک حرکت انرژی در فضایی مرکب از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی است و حین تغییر سرعت ذره باردار ایجاد می گردد. پرتوγ، x، UV، نور مرئی، مادون قرمز (گرما) مایکروویو و امواج رادیویی، پرتو الکترومگنتیک هستند (شکل ۲-۱) پرتو γ از هسته اتم رادیواکتیو منشاء گرفته وانرژی بیشتری نسبت به اشعه x دارد. اشعه x به صورت خارج هسته‌ای و از تداخل الکترون ها با هسته اتم‌های بزرگ در دستگاه تولید اشعه x حاصل می گردد. انواع پر انرژی تشعشع طیف الکترومگنتیک- پرتو ماوراء بنفش، پرتو x و پرتو γ– قادر به یونیزاسیون مواد می‌باشند. برخی خصوصیات اشعه الکترومگنتیک به بهترین وجه با تئوری کوانتوم 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 ($۳\times۱۰^{۸}\ \frac{m}{s}$) در خلاء دارند. مشخصات امواج براساس طول موج (متر، λ) و فرکانس (V دوربر ثانیه، هرتز) بیان می‌شود (کادر ۱ـ۱)



شکل ۲-۱: طیف الکترومگنتیک ارتباط طول موج، انرژی فوتون و خواص فیزیکی بخش های وسیعی از این طیف را نشان می دهد. فوتون‌های با طول موج کوتاهتر انرژی بیشتری دارند. فوتون های مورد استفاده در رادیولوژی دندانپزشکی انرژی بین ۱۰ تا ۱۲۰ کیلوالکترون ولت دارند. در MRI از امواج رادیویی استفاده می‌شود

تئوری موجی زمانی که اشعه به شکل توده ای از میلیون ها کوانتوم است مفید است وانکسار، انعکاس، انتشار، تداخل و پلاریزاسیون را توجیه می کند. تئوری کوانتوم بیانگر تابش الکترومگنتیک به شکل بسته های 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 کوانتوم برای توضیح داده‌های تجربی مثل تداخلات پرتو با اتم‌ها، اثرفتوالکتریک وتولید اشعه x کاربرد دارد.

فوتون‌های با انرژی بالا مثل اشعه X و γ با انرژیشان (eVs)، فوتون‌های با انرژی متوسط (نور مرئی و امواج UV) با طول موج (نانومتر) و فوتون‌های با انرژی پایین (امواج رادیویی FM , AM) با فرکانس مشخص می‌شوند. (KH_Z , MH_Z)

کادر ۱ـ۱: : ارتباط بین انرژی (E) و طول موج (λ) تشعشعات الکترومغناطیس

E، انرژی (کیلوالکترون، ولت، kev) می‌باشد. $E = h\frac{c}{\lambda}$

H ثابت پلانک(ژول ـ ثانیه $۶/۶۲۶ \times ۱۰^{-۳۴}$ یا به صورت زیر ساده می‌شود $۴/۱۳ \times ۱۰^{-۱۵}$ eV–S) می‌باشد $E = \frac{۱/۲۴}{\lambda}$

λ طول موج (نانومتر، nm) می‌باشد $E = \frac{۱}{\lambda}$

➢ دستگاه تولید اشعه x

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

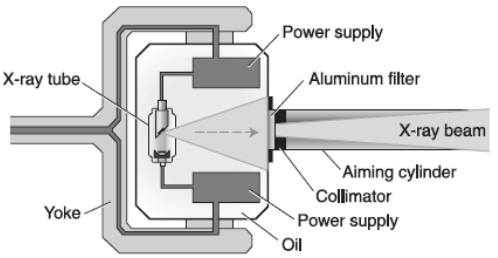
✓ تیوب اشعه x

غالباً تیوب داخل سر تیوب قرار می گیرد تا کیفیت تصویر رادیوگرافی را افزایش دهد (با افزایش فاصله منبع ـ جسم و به حداقل رساندن دیستوریشن). پانل کنترل به اپراتور اجازه تنظیم زمان تابش و غالباً انرژی و میزان اکسپوژر 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 می‌شود (شکل ۳-۱). الکترون ها از یک فیلامنت در کاتد به یک هدف در آند جریان دارند جایی که انرژی بعضی الکترون ها به اشعه x تبدیل می‌شود.

✓ کاتد

کاتد شامل فیلامنت و کاسه متمرکز کننده می‌باشد، فیلامنت منبع الکترون‌های داخل تیوب اشعه X می‌باشد و سیم پیچی از تنگستن به قطر ۲ mm و طول ۱ cm یا کم تر می‌باشد و معمولاً حاوی ۱٪ توریوم برای افزایش آزاد شدن الکترون ها از سیم پیچ داغ می‌باشد.

فیلامنت توسط جریان با ولتاژ پایین تا حد التهاب گرم می‌گردد و متناسب با حرارت آن الکترون ها از آن ساطع می گردند. فیلامنت درون کاسه متمرکز کننده قرار دارد که یک انعکاس دهنده مقعر با بار منفی و از جنس مولیبدن می‌باشد. شکل پارابولیک کاسه متمرکز کننده به طریقه الکترواستاتیک الکترون‌ها را به ناحیه مربعی کوچکی روی آند «نقطه کانونی» می‌رساند (شکل ۴-۱) الکترون ها به سمت نقطه کانونی حرکت می کنند زیرا هم توسط کاتد با بار منفی دفع و به آند با بار مثبت جذب می‌شوند. تیوب اشعه X به دلیل جلوگیری از تصادم الکترون‌های سریع در حال حرکت با مولکول‌های گازی که سبب کاهش بارز سرعت آنها می‌شود و جلوگیری از اکسیداسیون و سوختن (burn out) فیلامنت از هوا تخلیه شده است.



شکل ۳-۱: سرتیوب شامل منبع نیرو و روغنی است که گرما را از تیوب اشعه x دور می‌کند مسیر اشعه x مفید از آند، دیواره شیشه‌ای تیوب اشعه x، روغن و سرانجام یک فیلتر آلومینیومی است. اندازه پرتو با محفظه فلزی تیوب و کولیماتور محدود می‌شود. فوتون های کم انرژی ترجیحاً توسط فیلتر آلومینیومی حذف می‌شوند.

✓ آند

آند، تارگت تنگستن فرو رفته در بخش مسی است که موجب تبدیل انرژی جنبشی الکترون های حاصله از فیلامنت به فوتون اشعه xمی‌شود. بیش از ۹۹٪ انرژی جنبشی الکترون‌ها به گرما تبدیل می‌شود. خصوصیات تنگستن برای یک تارگت ایده‌آل شامل: عدد اتمی بالا (۷۴) (تولید کارامد اشعه X)، نقطه ذوب بالا (۳۴۲۲° C) (تحمل گرمای ایجاد شده حین تولید اشعه X)، هدایت گرمایی زیاد (۱۷۳ $Wm^{-1}k^{-1}$) 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) می‌باشد.

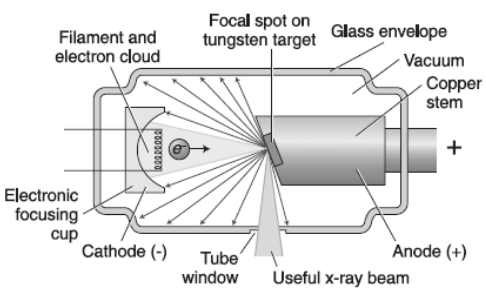
تارگت تنگستن مشخصاً روی یک بلوک بزرگ مسی قرار گرفته و مس هدایت کننده گرمایی خوبی است

و گرما را از تنگستن دور می کند و خطر ذوب تارگت را کاهش می دهد. نقطه‌ی کانونی منطقه‌ای از تارگت است که کاسه متمرکز کننده، الکترون ها را به سمت آن هدایت می کند و اشعه x تولید می‌شود. وضوح تصویر رادیوگرافی (sharpness) با کاهش اندازه نقطه کانونی افزایش می‌یابد هر چند حرارت تولید شده در واحد منطقه تارگت با کاهش اندازه منطقه کانونی افزایش می‌یابد.

برای سود بردن از یک منطقه کانونی کوچک و در عین حال پخش الکترون‌ها در منطقه وسیعتری از آند، تارگت با زاویه نسبت به پرتو الکترون‌ها قرار می گیرد. اندازه ظاهری نقطه کانونی مشاهده شده از موقعیتی عمود بر پرتو الکترون‌ها (نقطه کانونی مؤثر) کوچکتر از اندازه حقیقی نقطه کانونی است و تارگت با زاویه ۲۰° نسبت به پرتو مرکزی قرار می گیرد (شکل ۵-۱). اندازه نقطه کانونی مؤثر تقریباً ۱×۱ mm می‌شود در حالی که نقطه کانونی حقیقی اندازه ای حدود ۱×۳ 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 صفحه‌ی تنگستن پخ شده است که در حین کار تیوب می چرخد. در نتیجه الکترون ها به نقاط متوالی تارگت برخورد نموده و سبب افزایش اندازه نقطه کانونی به میزانی متناسب با محیط دیسک پخ شده می گردد و حرارت را دراین سطح وسیع پخش می کند آندو دوار قابل استفاده در تیوب‌هایی 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 ناحیه چرخان را، می چرخاند، خارج از تیوب قرار دارد. آند دوار در دستگاه پرتونگاری داخل دهانی کاربرد ندارد امّا ممکن است در دستگاه های سفالومتری، CBCT و دستگاه‌های MD CT که نیازمند تولید اشعه بیشتر برای زمان طولانی‌تری 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 الکترون‌ها ازکاتد به نقطه کانونی آند. تیوب اشعه x و دو ترانسفورمر درون یک محفظه فلزی با اتصال الکتریکی به زمین قرار دارند که هد (head) دستگاه اشعه x نامیده می‌شود.



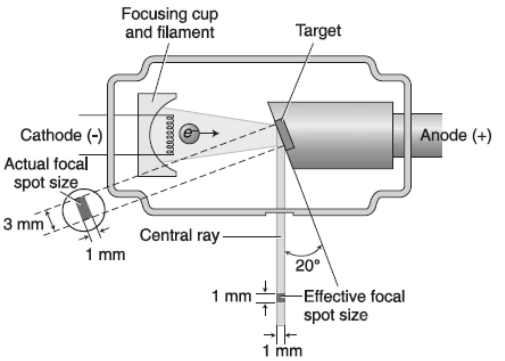
شکل ۴-۱: اجزاء اصلی تیوب اشعه X نامگذاری شده‌اند. اشعه x تولید شده در تارگت در تمام جهت‌ها حرکت می‌کند.

✓ جریان تیوب (mA)

حین تولید اشعه X، الکترون‌های تولید شده در فیلامنت در آند جذب می‌شوند.

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

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

✓ ولتاژ تیوب

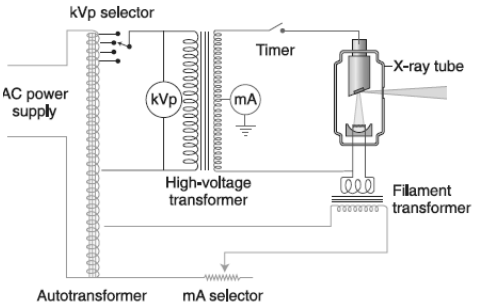
برای ایجاد الکترون‌های با انرژی کافی برای تولید اشعه x یک جریان با ولتاژ بالا بین آند وکاتد موردنیاز است. تنظیم‌کننده kVP، جریان ترانسفورمر ولتاژ بالا را برای ایجاد ولتاژ حداکثر جریان ورودی (V ۲۲۰-۱۱۰) تنظیم می‌کند.

عموماً دستگاه‌های داخل دهانی، پانورامیک و سفالومتری باkVp ۹۰- ۵۰ عمل می‌کنند در حالی که دستگاه‌های CT در محدوده‌ی kVp ۱۲۰-۹۰ عمل می کنند. چون پولاریته جریان متناوب است (۶۰ سیکل در ثانیه) پولاریته تیوب اشعه X در همان فرکانس تغییر می کند (شکل ۸-۱). زمانی که پولاریته داخل تیوب سبب شود تا تارگت آند به قطب مثبت و فیلامنت به قطب منفی تبدیل گردد، الکترون‌های اطراف فیلامنت به سمت تارگت مثبت سرعت می‌یابند و جریان درون تیوب برقرار می‌شود. اگر ولتاژ تیوب زیاد باشد اشعه‌هایx تولید شده در تارگت بیشترین بازدهی را دارند و قدرت پالس‌های اشعه x در وسط هر پالس به حداکثر می‌رسد. در نیمه بعدی (یا نیمه منفی) هر سیکل، فیلامنت قطب مثبت و تارگت قطب منفی می‌شود. در این هنگام الکترون ها در فضای خالی بین دو قطب تیوب جریان پیدا نمی کنند. در طول این نیم سیکل هیچ اشعه x تولید نمی‌شود. بنابراین زمانی که یک تیوب با جریان ۶۰ سیکل بر ثانیه AC، توان دهی می‌شود ۶۰ پالس اشعه x در هر ثانیه تولید می‌شود که مدت زمان هر یک $\frac{۱}{۱۲۰}$ ثانیه است. این نوع مدار تولید نیرو که جریان متناوب با شدت 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.

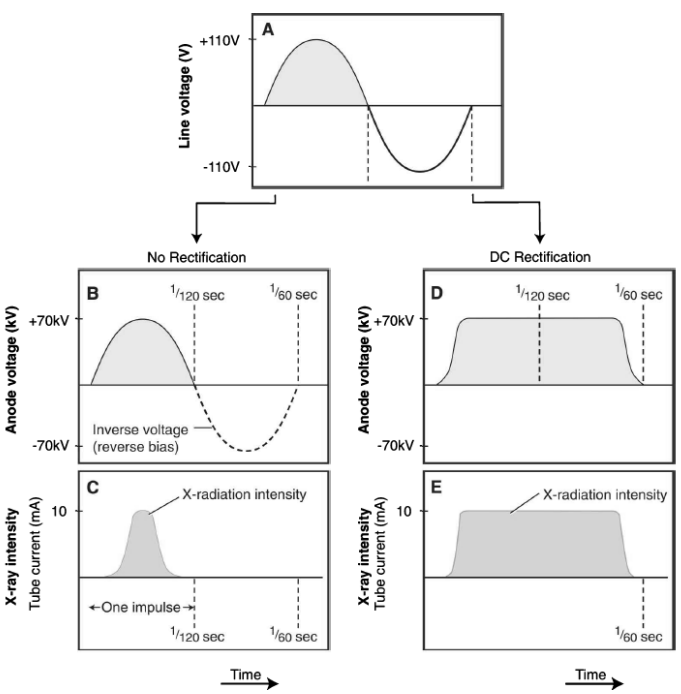
برخی کارخانه‌های تولیدکننده دستگاه اشعه x دندانپزشکی، دستگاه‌هایی تولید می‌کنند که جریان معمول ۶۰ سیکل AC، خود یکسوکننده نیم موج را با یک منبع نیرو فرکانس بالا و یکسو کننده تمام موج جایگزین می‌کند. این امر سبب تولید یک پتانسیل ثابت بین آند و کاتد و تولید اشعه X طی کل سیکل می‌شود این ولتاژ تقریباً ثابت،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

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

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 اکسپوژر 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، دستگا های اشعه x با پتانسیل ثابت در kVP مختصری کمتر، معمولاً ۶۵-۶۰ کار می‌کنند. طیف محدودتر انرژی با فوتون‌های کم انرژی بیشتر، دوز تابشی بیمار را تا ۴۰٪ ـ ۳۵ در مقایسه با ژنراتورهای AC رایج اشعه X کاهش می‌دهد.



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



تصویر ۷-۱: (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 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 ورودی (V ۱۱۰ در این مورد) که در طی سیکل حفظ می شود (E) ولتاژ در آند از صفر حداکثر kvp تنظیم شده (۷۰ kvp 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 می گیرد (شکل ۶-۱). 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 می کاهد. بنابراین باید ابتدا یک جریان به مدت ۰/۵ 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 روشن باشند. برخی از تایمرهای دستگاه های 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 می گردد. تعداد ایمپالس ها تقسیم بر ۶۰ (فرکانس منبع نیرو)، زمان اکسپوژر بر حسب ثانیه را نشان می دهد. بنابراین در تنظیم ۳۰ ایمپالس، یعنی ۳۰ ایمپالس تشعشع داریم که معادل نیم ثانیه اکسپوژر است.

✓ توان تیوب و چرخه کار

تیوب های اشعهx 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 حداکثر 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، kVp و mA 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 الکترون های سریع السیر مستقیماً به هسته اتم‌های تارگت برخورد کنند تمام انرژی جنبشی آنها به یک فوتون منفرد اشعه x تبدیل می‌شود که انرژی آن به kVp با کیلو ولتاژ برابر است (شکل ۸-۱). گرچه بسیاری از الکترون های 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 می گردد. هرچه الکترون پرسرعت، به هسته نزدیک‌تر شود، مقدار جاذبه الکتروستاتیک بین الکترون و هسته، قوی‌تر بوده و فوتون‌های بر مشترالونگ تولیدی انرژی بالاتری

خواهند داشت. بازده این فرآیند متناسب با مربع عدد اتمی تارگت می‌باشد، فلزات با Z بالا در انحراف مسیر الکترون های برخوردی مؤثرتر می‌باشد. تداخلات بر مشترالونگ فوتون‌های x با طیف پیوسته ای از انرژی تولید می کند. انرژی دسته اشعه X معمولاً بوسیله حداکثر اختلاف پتانسیل (برحسب kVp) بیان می‌شود. یک دستگاه اشعه X دندانپزشکی با حداکثر ولتاژ ۷۰ kVp، سبب ایجاد ولتاژ متغیر تا حداکثر ۷۰kVp می‌شود. بنابراین تیوب مولد فوتون های x با طیف پیوسته در محدوده انرژی حداکثر ۷۰ کیلو الکترون ولت می‌باشد.

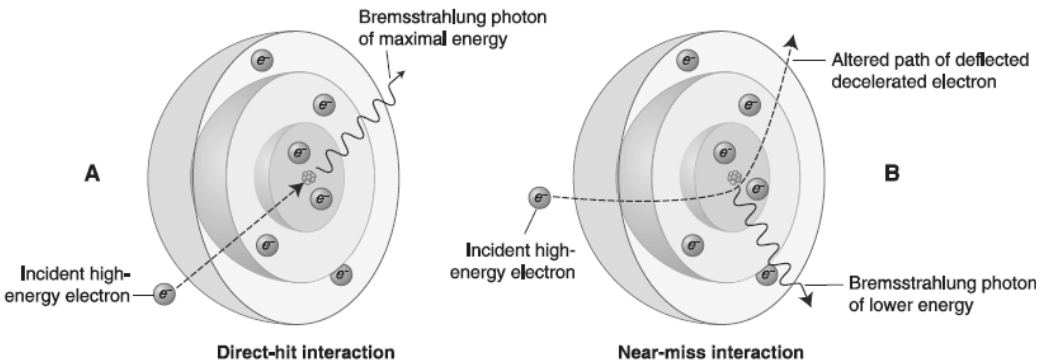
دلایل وجود طیف پیوسته: ۱) وجود یک ولتاژ پیوسته متغیر بین تارگت و فیلامنت سبب می‌گردد که الکترون‌هایی که به تارگت برخورد می‌کنند انرژی جنبشی متفاوتی داشته باشند. ۲) الکترون های بمباران کننده از فواصل متفاوتی از هسته تنگستن عبور می‌کنند. بنابراین محدوده انحراف آن‌ها متغیر است. در نتیجه آنها مقدار متفاوتی از انرژی به فرم فوتون برمشترالونگ تولید می کنند. ۳) بسیاری از الکترون‌ها در تداخلات متعدد برمشترالونگ در تارگت تنگستنی شرکت می‌کنند پیش از آنکه تمام انرژی خود را از دست بدهند. و در نتیجه یک الکترون حامل مقادیر متفاوتی انرژی پس از تداخل با هسته تنگستن می‌باشد.

انرژی فوتون‌های اختصاصی گسسته است چون نشان دهنده تفاوت سطوح انرژی لایه های اختصاصی اربیتال الکترونی است و از ویژگی‌های اتم‌های تارگت می‌باشد.

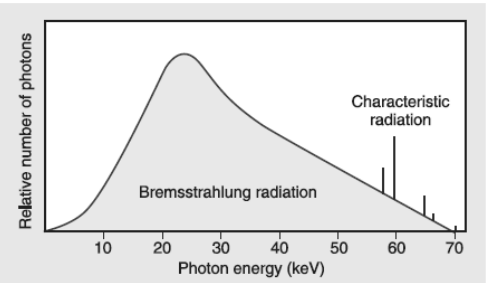
اشعه اختصاصی فقط قسمت بسیار اندکی از اشعه‌های تولیدی در تیوب اشعه x را می سازد (شکل ۹-۱)

✓ اشعه اختصاصی

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



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



شکل ۹-۱: طیف فوتون های ساطع شده از دستگاه اشعهx که در ۷۰ kVp تولید شده است. قسمت اعظم پرتوها، از نوع برمشترالونگ و بخش کوچکی از آن پرتو اختصاصی است.

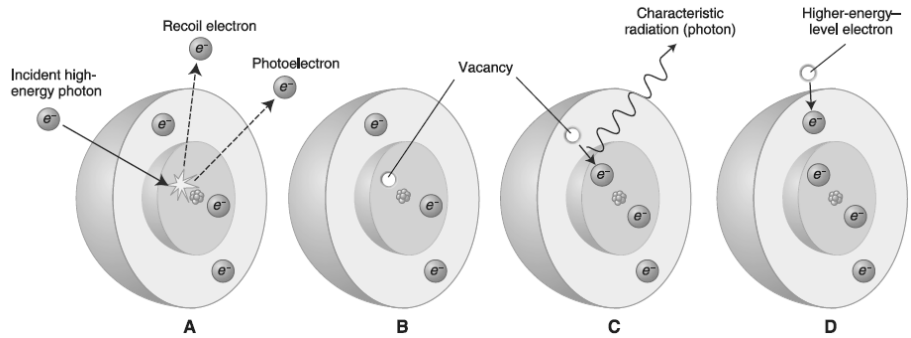
(کلیماسیون) و شدت (فاصله بین تارگت و بیمار) می‌باشد.

✓ زمان اکسپوژر (S)

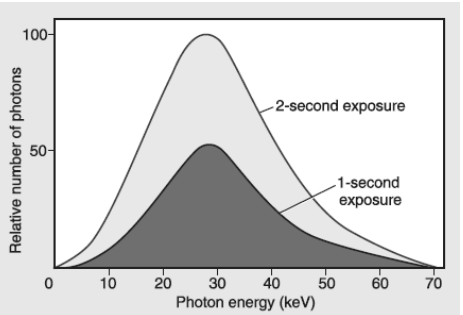
تغییر زمان تابش که معمولاً بصورت کسری از ثانیه اندازه گیری می‌شود مدت اکسپوژر و تعداد فوتون‌های تولید شده را تغییر می‌دهد. وقتی زمان تابش دو برابر می‌گردد تعداد فوتون‌های حاصله با انواع انرژی‌ها در طیف اشعه x ساطع شده، دو برابر می‌گردد ولی میزان انرژی فوتون‌ها ثابت می ماند (شکل ۱۱-۱)

➢ عوامل کنترل‌کننده دسته پرتو اشعه x

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



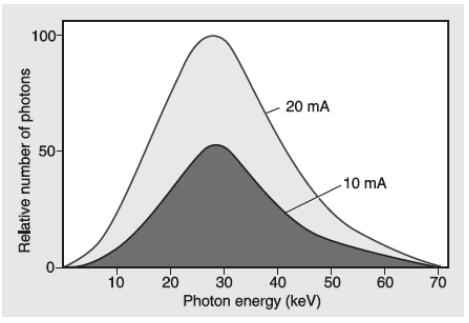
شکل ۹-۱: اشعه‌ی اختصاصی. A) یک الکترون برخوردی از یک اربیتال داخلی یک الکترون را به خارج می فرستد و یک فتوالکترون ایجاد می کند، یک الکترون recoil و یک فضای خالی ایجاد می کند B و C) این فضا با یک الکترون از لایه ی خارجی پر می‌شود و یک فوتون با انرژی معادل اختلاف انرژی سطوح بین دو مدار ساطع می‌شود. D) الکترون ها از مدارهای مختلف ممکن است درگیر شده و منشاء سایر فوتون های اختصاصی شوند. بنابراین انرژی فوتون های آزاد شده، مختص اتم تارگت خواهد بود.



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

✓ جریان تیوب (mA)

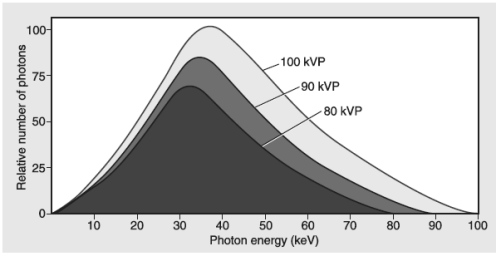
کمیت اشعه تولیدی توسط تیوب اشعه x (همین طور تعداد فوتون هایی که به بیمار و فیلم می رسد) مستقیماً متناسب با جریان تیوب است. وقتی که mA افزایش می یابد نیروی بیشتری برای فیلامنت فراهم می گردد که سبب داغ شدن آن و آزاد شدن الکترون بیشتری به جهت برخورد با تارگت جهت تولید پرتو می گردد. بنابراین کمیت اشعه تولید شده متناسب با حاصل ضرب زمان و جریان تیوب می‌باشد. 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 می‌کند همان مقدار پرتو تولید می کند که با ۲۰ میلی آمپر به مدت ۰/۵ ثانیه کار کند (۱۰ mAs) اصطلاح کمیت یا شدت (intensity) اشعه به تعداد فوتون های اشعه x اطلاق می‌شود. (شکل ۱۲-۱) خطی بودن و قابلیت تکرار تنظیمات mA و s اغلب در برنامه‌نویسی کنترل کیفیت واحدهای اشعه x شامل دستگاه‌هایی که در تصاویر دندانی و فک و صورت کاربرد دارند وجود دارد.



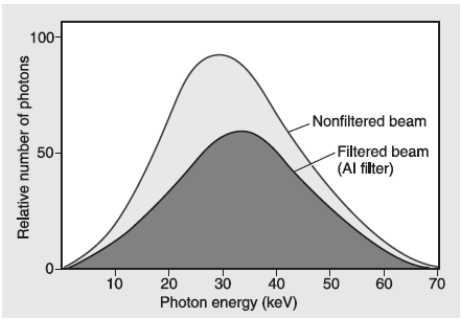
شکل ۱۲-۱: طیف انرژی فوتون ها نشان می دهد که با افزایش جریان (mA) تیوب (kVp و زمان اکسپوژر ثابت می ماند)، تعداد کل فوتون ها نیز زیاد می‌شود. متوسط انرژی و حداکثر انرژی دسته پرتو بدون تغییر باقی می‌ماند.

✓ 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 الکترون افزایش یابد احتمال تبدیل شدن آن به فوتون‌های اشعه x افزایش می یابد. افزایش kVp باعث ۱) افزایش تعداد فوتون‌های تولیدی ۲) افزایش میانگین انرژی آن ها و ۳) افزایش حداکثر انرژی آن‌ها می‌شود (شکل ۱۳-۱).



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



شکل ۱۴-۱: فیلتراسیون دسته پرتو x با آلومینیوم به طور انتخابی فوتون‌های کم انرژی را حذف می‌کند، در نتیجه شدت دسته پرتو کاهش و متوسط انرژی پرتو افزایش می‌یابد.

✓ 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 ۱۵-۱).

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 می سازند با آن برخورد می‌کنند.

فیلتراسیون ذاتی شامل دیواره شیشه ای 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 ۲-۰/۵ 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 mm ۱/۵ آلومینیوم برای دستگاه تا kVp ۷۰ و mm ۲/۵ 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 $\frac{۳}{۴}$ اینچ) است. کلیماتور گرد به شکل یک صفحه ضخیم از جنس یک ماده فلزی (غالباً سرب) است که دارای یک منفذ گرد در مرکز است که در خارج سر تیوب قرار می گیرد و دسته اشعه x از آن خارج می‌گردد. و معمولاً درون سیلندرهای راهنمای انتهای باز ساخته می‌شوند.

کلیماتورهای مستطیلی، اندازه پرتو را تا مقدار اندکی بزرگتر از گیرنده‌های اشعه x محدود می‌کنند، بنابراین اکسپوژر بیمار را بیشتر کاهش می‌دهند. برخی از ابزارهای فیلم نگهدار کولیماسیون مستطیلی اشعه x را فراهم می کنند. کلیماسیون کیفیت تصویر را بهبود می بخشد. بافت های سخت و نرم حدود ۹۰٪ فوتون‌های اشعه x را جذب کرده و ۱۰٪ فوتون‌ها از بیمار عبور کرده و به گیرنده می رسند. بسیاری از فوتون های جذب شده در بافت تحت تابش، از طریق پروسه ای به نام پراکندگی کمپتون، پرتو پراکنده تولید می کنند که در همه جهات حرکت کرده، برخی به گیرنده می رسند و از کیفیت آن می‌کاهند. کلیماسیون، حجم اکسپوژر و درنتیجه تعداد فوتون‌های پراکنده ای را که به گیرنده می‌رسد کاهش می‌دهد و اکسپوژر بیمار کاهش یافته و تصاویر بهبود می‌یابد.

✓ قانون عکس مجذور

شدت یک دسته پرتو x (تعداد فوتون های 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 متباعد می گردد 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 می دهد 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

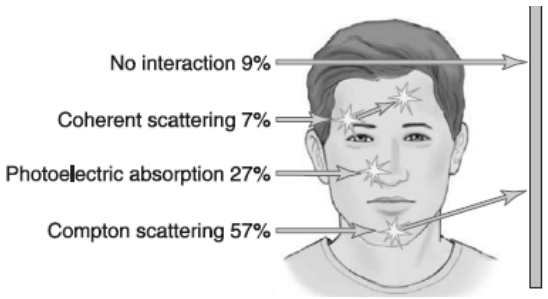
فاصلـه بیـن تیوب اشـعه x و بیمار اثر کاملاً مشـخصی بر اکسـپوژر پوسـت دارد.
افزایـش فاصله عمل کننده از منبع اشـعه x روشـی کارآمد را به جهت به حداقل رسـاندن دوز اشـعه می‌باشـد.

➢ تداخلات اشعه x با ماده

در تصویـر بـرداری دندانپزشـکی، پرتـو اشـعه x وارد صـورت بیمارشـده بـا بافـت هـای نـرم و سـخت تداخـل کـرده و سـپس با یـک گیرنده دیجیتـال یا فیلـم برخورد می‌کنـد. پرتـو شـامل فوتـون هـا بـا انـرژی متفـاوت می‌باشـد امـا از نظـر فضایـی همـوژن اسـت. بـه همیـن دلیـل اسـت کـه شـدت پرتـو در اصـل از مرکـز پرتـو بـه سـمت خـارج یکنواخت اسـت. وقتـی پرتو از بیمـار عبور مـی کنـد مسـتهلک شـده و شـدت آن کاهـش مـی یابد. ایـن اسـتهلاک ناشـی از جذب هـر فوتون در دسـته پرتو بـا اتـم هـای ماده جـاذب یا بـا فوتون‌هـای پراکنده شـده از پرتـو می‌باشـد.
در تداخـلات پراکندگـی، فوتون‌هـا بـا اتم‌هـای بافـت تداخـل یافتـه امـا سـپس در مسـیر دیگـری خـارج می‌شـوند. فراوانـی این تداخـلات به نوع بافـت در معرض تابـش وابسـته اسـت. اسـتخوان بیشـتر تمایـل بـه جذب فوتـون هـای اشـعه x دارد در حالـی که بافت نرم بیشـتر تمایـل دارد بـه آنهـا اجـازه عبور بدهـد بنابرایـن هر چند پرتـو اصابـت کننـده بـا بیمـار از نظـر فضایـی همـوژن اسـت پرتـو باقیمانـده، پرتوی کـه از بیمار خارج می‌شـود هتـروژن اسـت کـه بعلـت جـذب افتراقـی سـاختارهای آناتومیکـی اسـت کـه از آنهـا مـی گـذرد. این تفـاوت در اکسـپوژر فیلم یـا گیرنده دیجیتـال تصویـر رادیوگرافیک را تشـکیل مـی دهد.

جدول ۲-۱: تداخل فوتون‌ها از پرتو اشعه x تشخیصی

مفهوم کاربردی	پراکندگی	یونیزاسیون	تداخل
پایه تشکیل تصاویر رادیوگرافی	خیر	بله	جذب فوتون
اشعه پراکنده می‌تواند باعث کاهش کیفیت تصویر شده و پرسنل و بیمار را اکسپوز کنند	بله	بله	پراکندگی کمپتون
مشارکت کمی در اشعه پراکنده دارد	خیر	خیر	پراکندگی کوهرنت



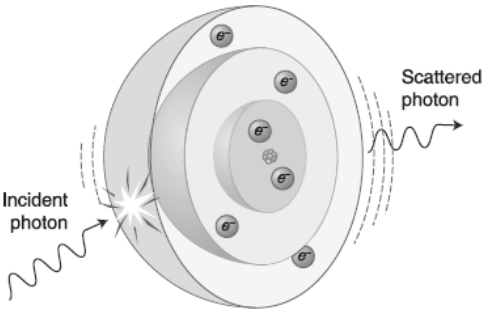
شـکل ۱۵-۱: فوتون‌هـای دسـته پرتـوx بـا جسـم بـه صـورت اولیـه توسـط پراکندگـی کمپتـون (A) تداخـل می‌کننـد (۵۷٪ تداخـلات اولیـه) کـه در ایـن حالـت فوتـون پراکنـده ممکـن اسـت بـه فیلـم برخـورد کـرده و بـه دلیـل ایجـاد مـه آلودگـی از کیفیـت تصویـر رادیوگرافـی بکاهـد. شـایع‌ترین تداخـل بعـدی، جـذب فتوالکتریـک اسـت (۲۷٪) کـه فوتـون متوقـف می‌شـود. تصویـر رادیوگرافیـک توسـط فوتون‌هایـی کـه از سـاختار بـا عـدد اتمـی پاییـن عبـور می‌کنند (بافـت نـرم) و ترجیحاً توسـط سـاختارهای با عـدد اتمی بالا دچـار جـذب فوتوالکتریـک می‌شـوند (اسـتخوان، دنـدان و ترمیـم فلـزی) ایجـاد می‌شـود. فوتون‌هـای نسـبتاً کمـی (۷٪) داخل جسـم دچـار پراکندگـی کوهرنـت می‌شـوند یـا بـدون تداخـل از جسـم عبـور کـرده و گیرنـده تصویـر را اکسـپوز می‌کننـد (۹٪).

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

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

✓ پراکندگی کوهرنت

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



شکل ۱۶-۱: پراکندگی کوهرنت ناشی از تداخل فوتون برخوردی کم انرژی با یک اتم کامل سبب می‌شود که بطور لحظه ای دچار نوسان شود. پس از آن، اتم بلافاصله به حالت اولیه بر می گردد و یک فوتون پراکنده با همان انرژی و در زاویه ای متفاوت با مسیر فوتون برخوردی ساطع شود.

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

✓ جذب فتوالکتریک

جذب فتوالکتریک در تصویربرداری تشخیصی بسیار مهم است و زمانی روی می‌دهد که فوتون اولیه با الکترون اربیتال داخلی اتم در بیمار برخورد می‌کند (شکل ۱۷- ۱) . فوتون برخوردی همه انرژی خود را از دست می دهد 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 اتم های با عدد اتمی کم (مثل آنهایی که در مولکول های بیولوژیک وجود دارند) انرژی باندینگ اندک است بنابراین فتوالکترون بیشترین مقدار انرژی فوتون برخوردی را به دست می آورد. بسیاری از تداخلات فتوالکتریک در اربیتال 1S روی می دهد زیرا تراکم ابر الکترونی در این ناحیه بیشترین است و احتمال تداخلات در این ناحیه بیشتر است.

جدول ۳-۱: سرنوشت ۱ میلیون فوتون برخوردی در تصاویر بایت وینگ

کل‌ها	فوتون پراکنده	فوتون‌های اولیه	سرنوشت فوتون برخوردی	تداخل
۱۵۲/۵۷۰	۷۸/۱۱۷	۷۴/۴۳۵	پراکندگی از ساختار اتم	پراکندگی کوهرنت
۵۲۹/۱۴۵	۲۶۱/۰۴۱	۲۶۸/۱۰۴	خروج الکترون داخلی و توقف و جذب آن آزادسازی اشعه اختصاصی خروج الکترون خارجی و نیز اشعه پراکنده	جذب فوتوالکتریک
۱/۱۱۵/۳۰۰	۵۹۴/۳۶۰	۵۶۵/۹۳۹	عبور بیمار	پراکندگی کمپتون
۴۷۰/۸۵۵	۳۷۹/۳۵۰	۹۱/۵۰۴		فاقد تداخل
۱/۲۶۷/۸۶۹	۱/۲۶۷/۸۶۸	۱/۰۰۰/۰۰۰		کل

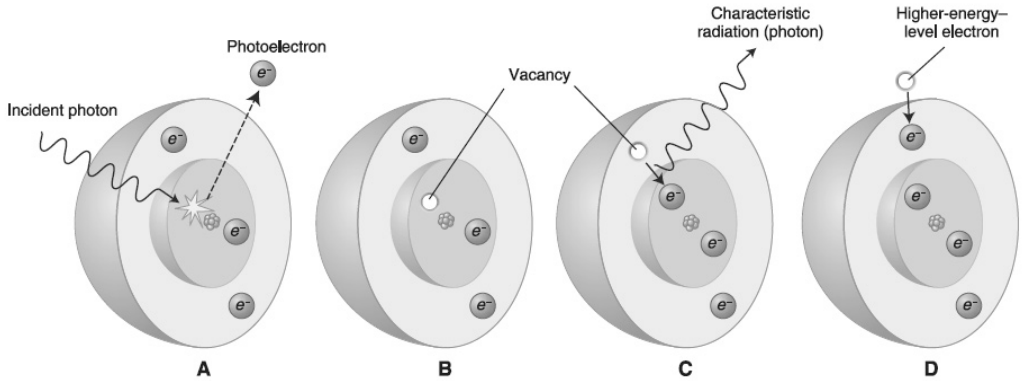
حدود ۲۷٪ تداخلات دسته پرتو x دندانپزشکی توسط جذب فتوالکتریک می‌باشد. اتم شرکت کننده در پدیده یونیزه است و کمبود الکترون آن (معمولاً در اربیتال 1s) به سرعت با استفاده از الکترون های 2s یا 2p جبران می‌شود که این امر همراه با آزاد سازی اشعه اختصاصی است. اربیتال ا لکترون جابجا شده هر چه باشد فوتون‌های اختصاصی تولید شده چنان انرژی کمی دارند که در بیمار جذب شده و سبب مه آلودگی فیلم نمی‌شوند. الکترون برگشتی خارج شده طی جذب فوتوالکتریک، 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 برخوردی (E) دارد

$$\text{احتمال تداخل فوتوالکتریک} = \frac{Z^3}{E^3}$$

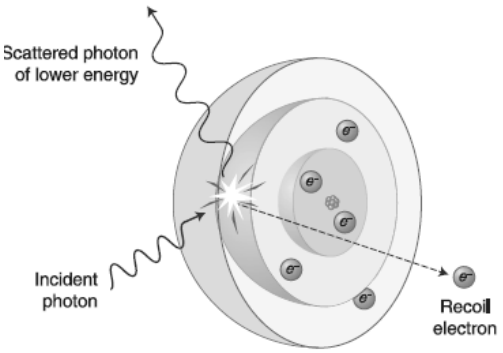
چون عدد اتمی مؤثر استخوان متراکم (Z=۱۳/۸) بیشتر از بافت نرم (Z=۷/۴) است، احتمال جذب فوتون فتوالکتریک در استخوان ۶/۵ برابر بافت نرم در ضخامت یکسان است. ($\frac{(۱۳/۸)^3}{(۷/۴)^3} = ۶/۵$) وجود این اختلاف جذب است که تولید تصویر رادیوگرافی را ممکن می سازد این جذب افتراقی فوتوالکتریک به وضوح در کلیشه های دندانپزشکی بصورت اختلاف دانسیته چشمی مینا، عاج، پالپ، استخوان و بافت نرم قابل رویت است.

✓ پراکندگی کمپتون

پراکندگی کمپتون زمانی رخ می‌دهد که یک فوتون با یک الکترون اربیتال خارجی تداخل انجام می‌دهد. ۵۷٪ فوتون‌های جذب شده در دسته پرتوx دندانپزشکی توسط پراکندگی کمپتون جذب می‌شوند (شکل ۱۸-۱) فوتون برخوردی با الکترون خارجی واکنش می دهد و سبب می‌شود 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 می‌گردد و از محل تصادم در مسیر جدیدی پراکنده می‌شود. انرژی فوتون پراکنده معادل اختلاف انرژی فوتون اولیه یا مجموع انرژی جنبشی که الکترون بازگشتی دریافت کرده و انرژی باندینگ آن می‌باشد. مشابه جذب فتوالکتریک، پراکندگی کمپتون سبب از دست رفتن الکترون و یونیزاسیون اتم جاذب می‌شود. فوتون های پراکنده به طی مسیر جدید خود ادامه داده و سبب یونیزاسیون بیشتری می‌شوند. الکترون‌های بازگشتی نیز انرژی خود را با یونیزه کردن سایر اتم ها از دست می‌دهند.



شکل ۱۷-۱: جذب فتوالکتریک. A) جذب فتوالکتریک زمانی روی می‌دهد که فوتون برخوردی کل انرژی خود را به الکترون داخلی اتم منتقل کرده و آن را به خارج پرتاب می‌کند (فوتوالکترون). الکترون برخوردی در این نقطه متوقف می‌شود.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 می‌کند. D) همه مدارها به ترتیب پر می‌شوند و تبدیل انرژی را تکمیل می‌کنند.



شکل ۱۸-۱: 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 می‌شود. فوتون پراکنده جدید در مسیر متفاوتی از فوتون برخوردی حرکت می کند.

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

کادر ۳ـ۱: کاربردهای علمی اثرات فوتوالکتریک

جذب افتراقی در بافت‌ها و اجسام مختلف (برای مثال ترمیم‌ها) عامل ایجاد کنتراست رادیوگرافیک است. به دلیل اینکه عدد اتمی موثر استخوان تراکم (Z =۱۳/۸) نسبت به بافت نرم (Z=۷/۴) بیشتر است، احتمال جذب فوتوالکتریک فوتون‌های اشعه X در استخوان به اندازه ۶/۵ برابر بیشتر از ضخامت آن معادل با بافت نرم می‌باشد. ($۶/۵=۱۳/۸^۳/۷/۴^۳$). 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 رادیواپاسیتی روی تصویر رادیوگرافیک مشاهده شده است.
عامل یونیزاسیون و پتانسیل آسیب بیولوژیک را دارد.

کادر ۴-۱: کاربردهای علمی پراکندگی کمپتون

فوتون‌های پراکنده در تمام جهات حرکت کرده و ممکن است از بیمار خارج شده و به رسپتور به تصویر برسند.
این فوتون‌ها حامل هیچ گونه اطلاعات مفیدی نبوده و با کاهش کنتراست کیفیت تصویر را کاهش می‌دهند.
فوتون‌های پراکنده که از بیمار خارج می‌شود می‌تواند کاربر را اکسپوز کند.
فوتون‌های 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 ضعیف می گردد، به صورت اولیه به دلیل جذب فتوالکتریک و پراکندگی کمپتون است. مقدارجذب پرتو به صورت اولیه وابسته به ضخامت و دانسیته ماده جاذب و انرژی پرتو می‌باشد. فوتون های اشعهx پر انرژی احتمال بیشتری برای نفوذ به ماده دارند در حالیکه فوتون‌های کم انرژی احتمال بیشتری برای تضعیف دارند. هرچه شرایطkVp 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. HVL ضخامت ماده جاذب مثل آلومینیوم است که لازم است تا تعداد فوتون های 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 می یابد. میزان کاهش شدت پرتو به خصوصیات فیزیکی ماده جاذب نیز بستگی دارد. با افزایش دانسیته ماده جاذب، تضعیف اشعه نیز بعلت افزایش جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کمپتون با افزایش دانسیته، افزایش می یابد. افزایش ضخامت ماده جاذب نیز تعداد تداخل‌ها را افزایش می دهد. دسته پرتو فوتونی مونوکروماتیک، یعنی دسته پرتوهایی که تمامی فوتون‌ها انرژی یکسان داشته باشد مثال خوبی را فراهم می کند. زمانی که فقط فوتون های اولیه (نه پراکنده) مدنظر باشند هنگام عبور دسته پرتو از ضخامت ماده جاذب، کسر ثابتی از دسته پرتو تضعیف می‌شود. بنابراین ۱/۵ سانتی متر آب،شدت دسته پرتو را تا ۵۰٪، ۱/۵ سانتی متر بعدی، ۵۰٪ دیگر (۲۵٪ 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 دهد، در مثال قبل HVL ۱/۵ سانتی متر آب است. برخلاف مثال قبلی، طیف انرژی فوتون ها در دسته پرتو x وسیع است. جذب فوتون های کم انرژی از فوتون های پر انرژِی بسیار محتمل است. درنتیجه، لایه های سطحی ماده جاذب تمایل دارند که فوتون های کم انرژی را جذب کرده و فوتون های پرانرژی را عبور دهند. بنابراین در اثر عبور یک دسته پرتو x از ماده، با ترجیح حذف فوتون های کم انرژی، شدت دسته پرتو کاهش اما متوسط انرژی دسته پرتو نهایی افزایش می یابد. 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 می یابد عبور پرتو هم از ماده جاذب زیاد می‌شود. زمانی که انرژی فوتون برخوردی به اندازه انرژی باندینگ الکترون‌های اربیتال ۱s ماده جاذب برسد، احتمال جذب فتوالکتریک به وضوح زیاد می‌شود و تعداد فوتون‌های جذبی به شدت افزایش می‌یابند. این پدیده (K-edge absorbtion) نام دارد. زمانی که انرژی فوتون معادل

انـرژی باندینـگ الکترون شـود احتمال برخـورد فوتون با الکتـرون اربیتـال بـه حداکثر می رسـد. اگر انـرژی فوتون بیشـتر شـود ایـن احتمـال کاهـش می‌یابـد. فوتون‌هـای بـا انـرژی کمتر از انـرژی باندینـگ الکترون هـای اربیتال 1s، فقـط بـا الکتـرون هـای اربیتـال هـای 2s یـا 2p و اربیتال‌هـای دورتر از هسـته بـه روش فتوالکتریک تداخل مـی کننـد. عناصـر نـادر زمینـی گاهـی بـه عنـوان فیلتر اسـتفاده می‌شـوند زیـرا K-edge یـا انـرژی باندینـگ اربیتـال 1s آنهـا (۵۰/۲۴ KeV بـرای گادولینیوم) جذب فوتـون هـای پرانـرژی را بـه شـدت افزایش می یابـد. این امـر مطلـوب اسـت زیـرا فوتون‌هـای پرانـرژی کنتراسـت تصویـر را کاهـش داده و بـه انـدازه فوتـون های بـا انرژی متوسـط درایجـاد تصویـر رادیوگرافـی شـرکت نمی‌کنند.

دوزیمتری

✓ اکسپوژر

اکسـپوژر، انـدازه گیـری ظرفیـت اشـعه x یا گامـا جهت یونیزاسـیون هـوا اسـت و بصـورت مقـدار بار در تـوده هوا کولمـب بر کیلوگـرم اندازه گیری می‌شـود. واحد قدیمی آن R بـوده و یـک رونتگـن برابـر بـا $۲/۵۸\times۱۰^{-۴}\ \frac{c}{kg}$ می‌باشـد. یـک رونتگـن^{۸} ۲/۰۸×۱۰ جفـت یـون در $۱cm^{۳}$ هـوا ایجـاد می‌کنـد. ایـن واحد شـدت محـدوده پرتوتابی در مقابـل میـزان پرتـو جذب شـده را اندازه مـی گیرد که رابطـه مسـتقیم دارنـد. رونتگـن بـا کرمـای هـوا در واحد SI جایگزین شـده اسـت (جـدول ۵-۱).

✓ کرمای هوا

وقتـی پرتـو با ماده طی جـذب فوتوالکتریـک و پراکندگی کمپتـون تداخـل می کنـد تبادل انـرژی بـه الکترون‌های مـاده جـاذب رخ می‌دهـد. Kerma، مخفـف انـرژی جنبشـی آزادشـده در ماده می‌باشـد و انرژی جنبشـی را کـه از فوتـون ها بـه الکترون ها انتقـال می یابـد را اندازه گیـری مـی کنـد وبر اسـاس واحدهـای دوز (گـری) بیان می‌شـود.یک Gy معـادل ۱ ژول بـر کیلوگرم اسـت.

Kerma مجمـوع انـرژی های جنبشـی اولیـه تمام ذرات بـاردار آزاد حاصـل از پرتوهـای یونیزاسـیون غیـر بـاردار (اشـعه x) در یـک نمونـه از مـاده از تقسـیم ایـن مقـدار بـر جـرم مـاده بـه دسـت می‌آیـد. مقـدار کرمـا ایجـاد شـده در هـوا، کرمـای هـوا نامیـده می‌شـود. کرمـا بـه سـرعت جایگزیـن کولمـب بـر کیلوگـرم یا رونتگن شـده اسـت، اکسـپوژر یـک رونتگـن منجـر بـه ایجـاد mGy ۸/۷۷کرمـای هـوا می‌شـود.

✓ دوز جذبی

دوز جذبـی، انـدازه گیـری کل انرژی جذب شـده توسـط هـر نـوع پرتـو یونیـزان در واحد جـرم هر نوع ماده اسـت. دوز جذبـی بسـته بـه نوع و انـرژی پرتو و نـوع ماده جذب کننـده انـرژی متفـاوت می‌باشـد. واحـد آن در سیسـتم SI گـری می‌باشـد و یـک گرما معـادل 1J/kg می‌باشـد. واحـد قدیمـی دوز جذبـی راد (radiation absorbed dose) و یـک راد معـادل ۱۰۰ ارگ بـر گـرم ماده جاذب می‌باشـد. یک گـری معـادل ۱۰۰ راد می‌باشـد.

✓ دوز معادل

دوز معـادل (H_T) بـرای مقایسـه اثـرات بیولوژیـک انـواع مختلـف پرتوهـا دریـک بافـت یـا انـدام بـه کار مـی رود. پرتوهـای ذره‌ای LET بالا داشـته و نسـبت بـه پرتوهای بـاLET کـم مثل پرتوهای x، آسـیب بیشـتری بـه بافت می‌رسـانند. بنابراین تجمع 1Gy از ذرات α عامل آسـیب بیولوژیک بیشـتری نسـبت بـه 1Gy فوتون‌های اشـعه x می‌باشـد. ایـن تأثیر بیولوژیکی نسـبی پرتوهـای مختلف، فاکتـور توزیـن پرتـو (W_R) نامیـده می‌شـود. بـرای مثال 1Gy پروتـون پرانـرژی ۵ برابر آسـیب بیشـتری از 1Gy فوتـون اشـعه x، ایجـاد مـی کنـد. W_R فوتـون هـا بـه عنوان مرجع، ۱ اسـت.

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

جدول ۵-۱: خلاصه کمیت و واحدهای رادیاسیون

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

برای محاسبه این تفاوت، H_Tحاصل ضرب W_Rو D_T متوسط دوز جذبی یک بافت یا اندام است. W_Rنوترون، ۵ keV و فوتون‌های پر انرژی، ۵ و W_R ذرات آلفا معادل ۲۰ است. واحد دوز معادل سیورت می‌باشد. برای معاینات تشخیصی یک سیورت معادل یک گری است. واحد قدیمی دوز معادل، رم (Roentgen equivalent mma۱) می‌باشد.یک سیورت معادل ۱۰۰ رم می‌باشد.

✓ دوز مؤثر

دوز مؤثر جهت محاسبه خطر در انسان کاربرد دارد. مقایسه خطر اکسپوژر بافت های مختلف بخاطر 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 قابل توارث در نظر می گیرد.حساسیت مقایسه ای بافت های مختلف توسط W_T محاسبه می‌شود. فاکتورهای توزین بافتی برای مغز استخوان قرمز، پستان، کولو ن، ریه و معده ۰/۱۲، گنادها ۰/۰۸، مثانه، مری، کبد و تیروئید ۰/۰۴، سطح استخوان، مغز، غدد بزاقی و پوست ۰/۰۱ وسایر بافت های اختصاصی در مجموع ۰/۱۲ 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 می باشد.

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

✓ رادیواکتیویتی

اندازه گیری رادیواکتیویته بیانگر میزان استحاله یک نمونه از ماده رادیواکتیو است. یک بکرل معادل یک استحاله در ثانیه است. کوری مرتبط با فعالیت یک گرم رادیوم ($۳/۷\times۱۰^{۱۰}$ استحاله در ثانیه) است. ۱ میلی کوری معادل ۳۷ مگا بکرل و ۱ بکرل معادل $۲/۷\times۱۰^{-۱۱}$ کوری است.

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 می‌باشد؟ (اختصاصی ۹۲)

الف) گاما ب) آلفا ج) ایکس د) بتا

۴- افزایش کدام پارامتر ذیل باعث افزایش کیفیت پرتوهای X می‌شود؟ (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 ..... می‌شود (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، مستقیم ب) مستقیم، معکوس

ج) معکوس، مستقیم د) معکوس، معکوس

پاسخنامه

۱-د

۲- د

۳- ب

۴- د

۵- ب

۶- ج

۷- ب

اثرات بیولوژیک رادیاسیون یونیزان

۲

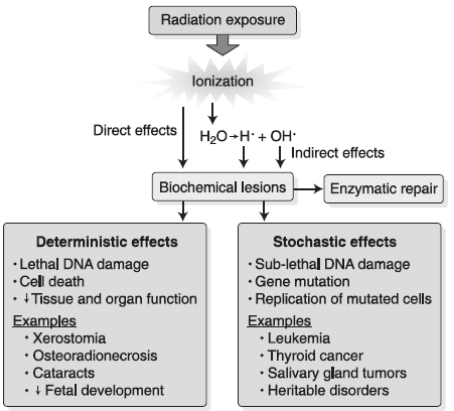
اولیـن واکنـش متقابـل بیـن اشـعه یونیـزان و ماده طـی $^{-۱۳}$ ۱۰ ثانیـه اول پـس از تابـش، صـورت مـی گیـرد. ایـن تغییـرات مولکولهـای بیولوژیـک در عـرض ثانیه‌هـا تـا سـاعت‌ها رخ می‌دهـد و آسـیب ناشـی از این تغییرات بسـته به مقـدار و نوع آسـب سـاعت‌ها، روزهـا، سـال‌ها و حتـی نسـل‌ها بعـد آشـکار می‌شـود.

➢ اثرات شیمیایی و بیوشیمیایی جذب اشعه

اثـرات اشـعه بـه دو صـورت مسـتقیم و غیرمسـتقیم اعمـال می‌گـردد. در اثر مسـتقیم فوتون مسـتقیماً بـا ماکرومولکول بیولوژیک واکنش داشـته و آن را یونیـزه می‌کند. الکترونهای آزاد ایجـاد شـده توسـط واکنـش یونیزاسـیون (الکتـرون ثانویـه) ممکـن اسـت مسـتقیماً بـا ماکرومولکـول بیولوژیک واکنش داشـته باشـند. در مقابل، اثرات غیرمسـتقیم فوتونها و الکترونهـای ثانویـه بـا آب واکنـش داده و یونیزاسـیون آب موجـب آسـیب بیولوژیـک می‌شـود. اثـرات مسـتقیم و غیرمسـتقیم هـر دو حاصـل رادیکال‌هـای آزاد ناپایـدار هسـتند. (اتم‌هـا یـا مولکول‌هایـی بـا یـک الکتـرون جفـت نشـده در اربیتـال ظرفیتـی). رادیکال‌هـای آزاد بسـیار فعال بـوده و طـول عمـر بسـیار کوتاهی دارنـد. رادیکال‌هـای آزاد نقـش مهمـی در تولیـد تغییـرات مولکولـی در مولکول‌هـای بیولوژیـک ایفـا می‌کننـد.

✓ اثر مستقیم

در اثـر مسـتقیم، مولکولهـای بیولوژیـک (RH کـه R مولکـول و H اتـم هیدروژن اسـت) از اشـعه یونیزان انرژی جـذب کـرده و رادیکال‌هـای آزاد بی‌ثبـات را در عـرض ۱۰- ۱۰ ثانیـه ایجـاد می‌کننـد. رادیکال‌هـای آزاد سـریعاً بـه وسـیله تجزیـه یـا پیونـد متقاطـع Cross- linking (اتصـال دو مولکـول) بـه ترکیبـات پایدار تبدیل می‌شـوند.



شکل ۱-۲: مرور اتفاقات پس از اکسپوژر انسان به پرتو یونیزاسیون. یونیزاسیون اولیه، اثرات مستقیم و غیرمستقیم و تغییرات مولکولی اولیه در مولکول های ارگانیک در کمتر از ۱ ثانیه رخ می دهد. ترمیم آنزیمی یا ضایعات بیوشیمیایی بیشتر طی دقایق تا ساعت ها رخ می دهد. اثرات قطعی و احتمالی طی دوره زمانی چند ماهه تا قرنها در نسلها رخ می‌دهد.

ایجاد رادیکال آزاد:

$$RH+X\text{-radiation} \rightarrow R^{\circ} + H^{+} + e$$

سرنوشت رادیکال آزاد:

تجزیه: (Dissociation) $R^{\circ} \rightarrow X + Y^{\circ}$

ترکیب متقاطع: (Cross-linking) $R^{\circ} + S^{\circ} \rightarrow RS$

چون ملکول های بیولوژیک تغییر یافته از نظر ساختمانی و عملکرد متفاوت از ملکول های اولیه هستند منجر به تغییر بیولوژیک در بافت تحت تابش می‌شود. اثرات مستقیم بیشتر پرتوهای با LET بالا هستند و پرتوهای با LET پایین مثل اشعه X و Y کمتر هستند.

✓ اثر غیر مستقیم

در اثرات غیر مستقیم، واکنش اولیه یک فوتون با یک مولکول آب رخ می‌دهد که تقریباً ۷۰٪ سلول‌های پستانداران را تشکیل می‌دهد. اثرات غیرمستقیم در واقع آسیب بیولوژیک ایجاد شده توسط اشعه X هستند. اشعه یونیزاسیون تغییرات شیمیایی را در آب ایجاد می‌کند که در مجموع رادیولیز آب نامیده می‌شود. در ابتدا آب به هیدروژن و رادیکال‌های آزاد و هیدروکسیل (OH°) تبدیل می‌شود. رادیکال هیدروکسیل بسیار فعال بوه و حدود دو سوم تغییرات بیولوژیک سلول‌های پستانداران ناشی از اشعه x را ایجاد می‌کند. رادیکال آزاد ارگانیک ایجاد شده بی‌ثابت بوده و به مولکول‌های باثبات تبدیل می‌شود.

$$x - \text{radiation} + H_2O \rightarrow H^{\circ} + OH^{\circ}$$

$$R - H + OH^{\circ} \rightarrow R^{\circ} + H_2O$$

$$R - H + H^{\circ} \rightarrow R^{\circ} + H_2$$

حضور اکسیژن محلول، همانند بافت‌های نرمال، نوع رادیکال‌های آزاد ایجاد شده در رادیولیز آب را تغییر می‌دهد. در حضور اکسیژن، هیدروپروکسیل و پراکسید هیدروژن ایجاد می‌شوند که عوامل اکسیدکننده قوی هستند که در اثر غیرمستقیم شرکت می کنند.

$$H^{\circ} + O_2 \rightarrow HO_2^{\circ}$$

$$HO_2^{\circ} + HO_2^{\circ} \rightarrow H_2O_2 + O_2$$

✓ تغییرات DNA

آسیب به DNA سلول عامل اصلی مرگ ناشی از پرتوتابی، موتاسیون ارثی (heritable) و سرطان‌زایی ناشی از اشعه می‌باشد. تغییرات ناشی از پرتوتابی در DNA شامل شکسته شدن یک یا هر دو زنجیر DNA، اتصال متقاطع زنجیره های DNA با زنجیره های دیگر DNA یا با پروتئین، تغییر یا از دست دادن یک باز، می‌باشد. در مکانیسم پاسخ به آسیب DNA، مولکول‌های گیرنده آسیب اختصاصی DNA را تشخیص داده و مکانیسم ترمیم DNA را فعال می‌کنند. مکانیسم ترمیم باز و نوکلئوتید اکثر