رادیولوژی دهان، فک و صورت

گردآوری:
دکتر مه سیما طایفی
متخصص رادیولوژی
دکتر علی درفشی
متخصص رادیولوژی
دکتر وحید آخشته
متخصص رادیولوژی

سرشناسه	:	طایفی، مه‌سیما، ۱۳۶۹-
عنوان و نام پدیدآور	:	درسنامه رادیولوژی دهان، فک و صورت وایت فارو ۲۰۱۹/ گردآوری مه‌سیما طایفی، علی درفشی، وحید آخشته.
مشخصات نشر	:	تهران : شایان نمودار ، ۱۴۰۰.
مشخصات ظاهری	:	۲ج.؛ ۲۲×۲۹ س‌م.
شابک	:	۹۷۸-۹۶٤-۲۳۷-٦۰٤-۹ :۹۷۸دوره ؛ :۳-٥٦٥-۲۳۷-۹٦٤-۹۷۸ج.۱ ؛ :۲-٦۰۳-۲۳۷-۹٦٤ :۹۷۸ج.۲
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	کتاب حاضر ترجمه و تلخیص کتاب "White and pharoah's oral radiology, 8th. ed, 2019"اثر سانجای‌ام. مالایا، ارنست‌دبلیو ان. لم است.
یادداشت	:	گردآورندگان جلد دوم وحیدآخشته و امیررضا مهدی‌زاده است.
یادداشت	:	ویراستار علمی جلد دوم مریم امیری می‌باشد.
موضوع	:	دهان -- پرتونگاری
موضوع	:	Mouth -- Radiography
موضوع	:	دندان -- پرتونگاری
موضوع	:	Teeth -- Radiography
موضوع	:	فک -- پرتونگاری
موضوع	:	Jaws -- Radiography
موضوع	:	صورت -- پرتونگاری
موضوع	:	Face -- Radiography
شناسه افزوده	:	درفشی، علی، ۱۳۵۷-
شناسه افزوده	:	آخشته، وحید، ۱۳۶۲-
شناسه افزوده	:	امیری، مریم، ۱۳۶۹-
شناسه افزوده	:	مالیا، سانجای ام.
شناسه افزوده	:	Mallya, Sanjay M.
شناسه افزوده	:	لم، ارنست دبلیو. ان.
شناسه افزوده	:	Lam, Ernest W. N.
شناسه افزوده	:	وایت، استوارت . رادیولوژی دهان
شناسه افزوده	:	فیرو . رادیولوژی دهان
رده بندی کنگره	:	RK۳۰۹
رده بندی دیویی	:	۶۰۷۵۷۳/۶۱۷
شماره کتابشناسی ملی	:	۸۴۵۷۰۱۵
اطلاعات رکورد کتابشناسی	:	فیپا

نام کتاب: درسنامه رادیولوژی دهان فک و صورت

گردآوری: دکتر مه‌سیما طایفی، دکتر علی درفشی، دکتر وحید آخشته

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیرتولید: مهندس علی خزعلی

حروف چینی و صفحه آرایی: انتشارات شایان نمودار

طرح جلد : آتلیه طراحی شایان نمودار

نوبت چاپ: اول

شمارگان: ۱۰۰۰ جلد

تاریخ چاپ: پاییز ۱۳۹۹

شابک: ۳-۵۶۵-۲۳۷-۹۶۴-۹۷۸

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.)

به نام مهربان هستی بخش

اقبال روزافزون دندانپزشکان از آزمون دستیاری و بالا رفتن روز به روز تقاضا، اعمال سهمیه‌های مختلف و ضریب گرفتن دروس برای رشته‌های تخصصی مختلف، موجب شده پذیرش در آزمون دستیاری به رقابتی پیچیده و دشوار بدل شود. در این میان درس رادیولوژی فک و صورت، سومین درجه اهمیت (ضریب کل) در بین تمامی دروس مورد آزمون را داراست و عاملی تاثیرگذار برای قبولی در بسیاری از رشته‌های تخصصی به شمار می‌رود. چه آنکه بسیاری از داوطلبین به شوق گشودن درهای دنیایی تازه و "همه تن چشم شدن" رشته تخصصی رادیولوژی را برای ادامه این مسیر انتخاب می‌کنند.

کتابی که در دست دارید چکیده و ترجمه Edition هشتم کتاب

white and pharoah's Oral Radiology, principles and interpretation

است که به کوشش گروه رادیولوژی موسسه آوید نگارش و تدوین شده. این کتاب از جمله رفرنس‌های اصلی رشته رادیولوژی فک و صورت به شمار می‌رود و در عین روانی محتوا، نکات ارزشمند و کاربردی در زمینه درک اصول و تفسیر تصاویر رادیوگرافیک ارائه می‌دهد. تسلط به مطالب این کتاب نه تنها در این برهه زمانی و برای آمادگی شرکت در آزمون دستیاری، بلکه چراغ راهی است برای ادامه مسیر در هر یک از رشته های تخصصی.

این مهم محقق نمی‌شد مگر با کمک همکاران بزرگوارم جناب آقای دکتر آخشته و جناب آقای دکتر درفشی که در نگارش این کتاب سهم بسزایی داشتند و همچنین گروه ویراستار مجموعه آوید و سرکار خانم ترانه‌جو و جناب آقای مهندس خزعلی که لحظه به لحظه در کنار ما بودند و ماحصل این تلاش را هرچه زیباتر به دست شما رساندند.

امید آنکه آموزه‌های این کتاب را از ما به یادگار نگه دارید؛ ره توشه‌ای مغتنم برای تمام روزهای روشن پیش رو ... .

دکتر مه سیما طایفی

پاییز ۹۹

به نام یزدان پاک

هدف از گردآوری این کتاب، توضیح روان‌تر مطالب و برجسته کردن نکات مهم فصول منتخب کتاب وایت- فارو چاپ هشتم می باشد به نحوی که بتواند مورد استفاده متخصصین و دستیاران تخصصی رادیولوژی دهان و فک و صورت و سایر رشته های مرتبط و همچنین داوطلبین آزمون دستیاری و ... قرار گیرد.

کتابی که در پیش رو دارید ماحصل زحمات گروه رادیولوژی مؤسسه آوید، سرکار خانم دکتر طایفی و جناب آقای دکتر آخشته و بنده که افتخار همکاری در کنار این عزیزان را داشتم می باشد. امید است که مورد استفاده خوانندگان گرامی قرار گیرد.

در اینجا بر خود لازم می دانم از همراهی و تلاش‌ها و محبت‌های بی‌دریغ جناب آقای مهندس خزعلی، مدیر انتشارات شایان نمودار و سرکار خانم ترانه جو و کلیه عزیزانی که در به ثمر رسیدن این اثر نقش به‌سزایی داشتند تشکر و قدردانی نمایم.

پیشنهادها و انتقادات خوانندگان عزیز باعث خشنودی گردآورندگان و ارتقاء کیفیت این اثر خواهد شد.

دکتر علی درفشی

(متخصص رادیولوژی دهان و فک و صورت)

a.drafshii@gmail.com

راهنمای استفاده از درسنامه

به نام خدا

دوست عزیز

افتخار بزرگی نصیب ما شده تا در مسیر موفقیت در آزمون دستیاری دندانپزشکی در کنار شما باشیم.

مهمترین ملاک موفقیت در آزمون برنامه‌ریزی دقیق و استفاده از منابع جامع و در عین حال خلاصه است تا امکان دوره چندباره آن را داشته باشید. در این درسنامه تلاش شده است ضمن انتقال دقیق متون رفرنس اصلی و حفظ یکپارچگی مطالب، تاکید بیشتری روی نکاتی که احتمال طرح سوال از آن در آزمون وجود دارد انجام گیرد. لطفاً در مطالعه این درسنامه علاوه بر گرفتن راهنمایی از مشاوران موسسه آوید، به نکات و پیشنهادهای ذیل دقت کنید:

۱- در ابتدای هر فصل سطح اهمیت مطالب با توجه به در نظر گرفتن ضریب هر درس برای داوطلبان و سوالات مطرح شده از فصل در ۱۰ سال گذشته به سه سطح A ، B و C تقسیم شده است:

A: فصولی که تقریبا هر سال از آن سوال طرح شده است و نسبت حجم و دشواری مطالب فصل به تعداد سوالی که از آن در آزمون مطرح می‌شود به شکلیست که خواندن فصل برای همه داوطلبان و با هر انتخاب رشته‌ای مقرون به صرفه است. اگر وقت کمتری برای دوره این درس دارید پیشنهاد نمی‌شود این فصول جزء فصول حذفی قرار گیرد.

B: فصولی که تقریباً یک سال در میان از آن‌ها سوال مطرح می‌شود. نسبت حجم و دشواری مطالب به تعداد سوالی که از آن در آزمون مطرح می‌شود به شکلیست که خواندن آن به همه داوطلبان توصیه می‌شود ولی در اولویت بعدی نسبت به فصول سطح A قرار دارند. در صورت کمبود وقت، حذف این فصول فقط در صورت اجبار و کمبود شدید وقت و فقط پس از هماهنگی با مشاور انجام می‌شود.

C: فصولی که کمتر در سال‌های گذشته از آن‌ها سوال طرح شده است یا نسبت حجم و دشواری مطالب به تعداد سوالی که از آن در آزمون مطرح می‌شود به شکلیست که خواندن آن برای داوطلبانی که وقت دوره کمتری دارند مقرون به صرفه نیست. این بدین معنی نیست که حذف این فصول برای همه داوطلبان پیشنهاد می‌شود، ولی اگر درسی برای شما ضریب ۱ یا ۰/۵ داشته و به دلایلی فرصت کمتری برای دوره دارید با راهنمایی مشاور می‌توانید فصول حذفی را از این فصول انتخاب کنید.

دقت داشته باشید که همه فصول درسنامه مهم بوده و امکان طرح سوال از همه فصول وجود دارد و سطح‌بندی فوق برای کمک در مواردی انجام شده که برنامه مطالعه داوطلبان عزیز از برنامه موسسه عقب افتاده است.

۲- در هر فصل قسمت‌هایی وجود دارد که احتمال مطرح شدن سوال از آن‌ها کم بوده یا میزان دشواری مطلب در

سطحی است که صرف وقت برای مطالعه آن‌ها به دوستانی پیشنهاد می‌شود که درس برای آن‌ها ضریب ۲ یا ۳ دارد. این قسمت از متن با علامت (+ II/III) مشخص شده‌اند.

۳- در هر فصل سوالات تالیفی و سوالات مطرح شده در آزمون‌های سال‌های گذشته آورده شده است. دقت کنید که این تست‌ها صرفاً برای کمک به یادگیری بهتر درسنامه طراحی شده‌اند و داوطلبان باید حتما پس از هماهنگی با مشاور از سایر منابع تست برای آمادگی آزمون نیز استفاده کنند.

۴- پیشنهاد می‌کنیم از چند منبع یا درسنامه مختلف استفاده نکنید. متعهد هستیم که میزان انطباق سوالات آزمون با مطالب درسنامه اگر نه کامل، نزدیک به کامل است.

۵- فیلم آموزشی که همراه با درسنامه خدمت شما ارسال شده است برای کمک به درک مطالب کتاب و آشنایی با روش مطالعه صحیح درس است و استفاده از آن در دور اول مطالعه پیشنهاد می‌شود. هر چند مطالب درسنامه کامل بوده و محتوایی از درس برای ایجاد اجبار برای شما عزیزان در تهیه فیلم حذف نشده است.

بدون شک هیچ نگارشی فاقد اشتباه نیست. خواهشمندیم اگر هر مشکلی در متن پیش رو وجود دارد با بزرگواری به ما تذکر دهید تا بتوانیم نقص‌های احتمالی موجود را برطرف نماییم.

با آرزوی کامیابی

واحد آموزش و مشاوره آوید

فهرست مطالب

فصل ۱ : فیزیک/ فصل ۱ وایت فارو

ترکیب ماده ۱۳
ساختار اتم ۱۴
یونیزاسیون IONIZATION ۱۵
ماهیت رادیاسیون NATURE OF RADIATION ۱۵
رادیاسیون الکترومگنتیک ELECTORMAGNETIC RADIATION ۱۶
رادیاسیون ذره ای PARTICULATE RADIATION ۱۸
دستگاه اشعه X X-RAY MACHINE ۲۰
توان تیوب و چرخه کار TUBE RATING AND DUTY CYCLE ۳۱
تولید اشعه x ۳۲
فاکتورهای کنترل کننده اشعه X ۳۵
تداخلات اشعه x با ماده INTERACTION OF X RAYS WITH MATTER ۳۹
تضعیف پرتو BEAM ATTENUATION ۴۴
سخت شدن پرتو BEAM HARDENING ۴۵
K-edge absorption ۴۵
دوزیمتری ۴۶
رادیواکتیویته ۴۸

فصل ۲: اثرات بیولوژیک رادیاسیون یونیزان/ فصل ۲ وایت فارو

شیمی رادیاسیون ۵۱
اثر مستقیم ۵۲
اثر غیر مستقیم ۵۲
آسیب های دئوکسی ریبونوکلئیک اسید(DNA) و کروموزومی و پاسخ به آسیب ۵۳
اثرات احتمالی و قطعی ۵۶

اثرات احتمالی (Stochastic) ۵۷
اثرات قطعی (Deterministic) ۵۹
رادیوتراپی درگیر کننده حفره دهان ۶۲

فصل ۳: حفاظت و ایمنی / فصل ۳ وایت فارو

رادیاسیون زمینه ای ۷۱
اکسپوژر پزشکی ۷۳
محصولات مصرفی ۷۴
منابع دیگر ۷۴
رادیولوژی دندان، فک و صورت ۷۴
کاهش اکسپوژر دندانی ۷۹
حفاظت از پرسنل ۸۶
محدودیت‌های دوز ۸۸
تضمین کیفیت ۹۰

فصل ۴: تصویر برداری دیجیتال Digital Imaging/ فصل ۴ وایت فارو

آنالوگ در برابر دیجیتال ۹۳
گیرنده های تصویر دیجیتال ۹۵
آشکارسازهای ۹۵
فسفرهای حساس به نور ۱۰۱
ویژگی های آشکارساز دیجیتال ۱۰۴
۱- رزولوشن فضایی ۱۰۵
مشاهده تصویر دیجیتال ۱۰۸
کپی های سخت ۱۰۹
پردازش تصویر ۱۱۰
آنالیز تصویر ۱۱۴

ذخیره سازی تصویر ۱۱۵
ملاحظات بالینی ۱۱۶
مشکلات معمول در اکسپوژر ، پردازش و استفاده از رسپتورهای دیجیتال..... ۱۲۰

فصل ۵: تصویربرداری با فیلم / فصل ۵ وایت فارو

فیلم اشعه X ۱۲۹
فیلم اشعه X داخل دهانی ۱۳۱
فیلم اسکرین ۱۳۳
صفحات تشدید کننده ۱۳۳
تشکیل تصویر نهفته ۱۳۷
محلول های پردازش ۱۳۸
تاریکخانه ۱۴۲
فرآیند پردازش دستی ۱۴۳
مواد شیمیایی ظهور و ثبوت سریع ۱۴۴
تعویض محلول ها..... ۱۴۵
ظهور و ثبوت خودکار فیلم ۱۴۵
تنظیم زمان اکسپوژر صحیح ۱۴۷
مدیریت مواد زائد رادیوگرافیک ۱۴۷
ویژگیهای تصویر ۱۴۷
سرعت رادیو گرافی ۱۵۳
دامنه فیلم ۱۵۴
نویز(Noise) رادیوگرافی ۱۵۵
شارپنس رادیو گرافی و رزولوشن ۱۵۶
محو شدگی (تاری= Bluring) رادیوگرافیک..... ۱۵۶
کیفیت تصویر (image quality) ۱۵۸

مانت کردن رادیوگرافی‌ها ۱۵۹
رادیوگرافی های دوپلیکیت ۱۵۹
مشکلات رایج در اکسپوژر و ظهور و ثبوت فیلم ۱۶۰

فصل ۶: ژئومتری تصویربرداری / فصل ۶ وایت فارو

شارپنس و رزولوشن تصویر ۱۶۹
دیستورشن اندازه تصویر ۱۷۲
دیستورشن شکل تصویر ۱۷۲
تکنیک نیمساز زاویه ۱۷۴
تکنیک موازی ۱۷۴
تعیین موقعیت جسم ۱۷۵
اثر پوسته تخم‌مرغی (Eggshell Effect) ۱۷۷

فصل ۷: تصاویر داخل دهانی / فصل ۷ وایت فارو

معیار های کیفیت ۱۸۲
رادیوگرافی پری اپیکال ۱۸۲
گام های کلی انجام رادیوگرافی های داخل دهانی ۱۸۸
تصاویر پری اپیکال تکی ۱۸۹
رادیوگرافی بایت وینگ ۱۹۹
تصاویر بایت وینگ تکی ۲۰۱
رادیوگرافی اکلوزال ۲۰۳
تصاویر اکلوزال تکی ۲۰۴
تصویربرداری از کودکان ۲۱۰
رادیوگرافی متحرک داخل دهانی ۲۱۳
ملاحظات خاص ۲۱۴

فصل ۸ : تصویربرداری جمجمه و سفالومتری/ فصل ۸ وایت فارو

معیارهای انتخاب..... ۲۱۹
تکنیک..... ۲۱۹
ارزیابی تصویر..... ۲۲۰
تصویربرداری های سفالومتریک..... ۲۲۱
تصویربرداری لترال سفالومتری (تصویربرداری لترال اسکال)..... ۲۲۱
تصویربرداری خلفی قدامی سفالومتری..... ۲۲۵
تصویر برداری های جمجمه و کرانیوفیشیال..... ۲۲۷
تصویربرداری ساب منتو ورتکس(Base)..... ۲۲۷
تصویر برداری واترز..... ۲۲۸
تصویر برداری تاون معکوس (با دهان باز)..... ۲۲۹

فصل ۹: تصویر برداری پانورامیک/ فصل ۹ وایت فارو

فوکال تراف (لایه تصویر)..... ۲۴۰
سیستم یا ماشین پانورامیک..... ۲۴۸

فصل ۱۰: آناتومی رادیوگرافی/ فصل ۱۲وایت فارو

اصولی کلی ارزیابی رادیولوژیک..... ۲۵۹
دندان ها..... ۲۶۰
ساختارهای دنتو آلوئولار حمایت کننده..... ۲۶۳
استخوان های ماگزیلا و میدفاسیال..... ۲۶۹
مندیبل..... ۲۸۵
مفصل تمپورومندیبولار..... ۲۹۵
قاعده جمجمه..... ۲۹۶
راه هوایی..... ۲۹۹
مواد ترمیمی..... ۲۹۹

فصل ۱۱ : ایمپلنت های دندانی / فصل ۱۵ وایت فارو

تکنیک های تصویربرداری..... ۳۰۳
رادیوگرافی داخل دهانی: ۳۰۵
تصویربرداری پانورامیک:..... ۳۰۶
توموگرافی کامپیوتری (توموگرافی کامپیوتری با دتکتورهای متعدد و توموگرافی کامپیوتری با اشعه مخروطی): ۳۰۷
تکنیک های بازسازی تصویر:..... ۳۰۸
سایر تکنیک ها:..... ۳۱۰
ارزیابی و طرح درمان پیش از جراحی: ۳۱۰
ارزیابی رادیولوژیک کمّیت استخوان:..... ۳۱۰
ارزیابی رادیولوژیک کیفیت استخوان: ۳۱۳
تصویربرداری حین کار: ۳۱۴
کاربردهای راهنمای تصویربرداری(Image-guided): ۳۱۴
تصویربرداری و مونیتورینگ پس از جراحی:..... ۳۱۶

فصل ۱

فیزیک / فصل ۱ وایت فارو

سطح اهمیت A

دکتر مه سیما طایفی

ترکیب ماده

- ویژگی های ماده⟵ داشتن جرم و اشغال فضا
- واحد پایه تمام مواد⟵ **اتم**
- اجزای تشکیل دهنده اتم شامل : یک هسته (شامل پروتون مثبت + نوترون خنثی) و الکترون های منفی اطراف هسته است.
- عامل باند الکترون‌ها به هسته⟵ نیروهای الکتروستاتیک .

مدل های توصیف ساختار اتم:

۱) مدل کلاسیک/ مدل بور (Bohr):

- تشبیه ساختار اتم‌ها به منظومه شمسی؛ الکترون های با بار منفی بر روی مدارهای (اوربیت های) مجزا اطراف یک هسته مرکزی با بار مثبت حرکت می‌کنند.
- نام گذاری اوربیت‌ها یا لایه‌ها (Shells) به ترتیب:

نام لایه	K	L	M	N	O	P
عدد کوانتومی (n)	۱	۲	۳	۴	۵	۶

K-Shell نزدیک ترین لایه الکترونی به هسته با عدد کوانتومی ۱ می‌باشد.

- ظرفیت گنجایش الکترون هر اوربیت یا لایه: $2n^2$ (n برابر با عدد کوانتومی لایه)

۲) مدل معاصر (Contemporary) /مدل مکانیک کوانتوم:

- الکترون‌ها در فضاهای پیچیده سه بعدی به نام اوربیتال با سطوح انرژی متفاوت (energy sub-levels) حضور دارند.

- مدل مکانیک کوانتومی، الکترون‌ها را درون اوربیتال های سه بعدی یا ابرهای الکترونی توصیف می‌کند.
- اوربیتال‌های الکترونی بر اساس :

فاصله از هسته (قوانین عدد کوانتومی....,n=۱,۲,۳) و شکل **اوربیتال** (s,p,d, f,g,h,i) توصیف می‌شوند.

- ظرفیت گنجایش الکترون اوربیتال⟵ ۲ عدد
- ترتیب پر شدن اوربیتالها:
- ...,1s,2s,2p,3s,3p,3d,4s,4p,4d,4f

هر دو مدل اطلاعات کافی برای درک روند تولید اشعه x و تداخلات را فراهم می‌کنند.

ساختار اتم

هسته تمام عناصر از پروتون های مثبت و نوترون های خنثی تشکیل شده (استثنا: **هسته هیدروژن** تنها از یک پروتون تشکیل شده)

عدد اتمی (Z) = تعداد پروتونهای هسته (برابر تعداد الکترونها در وضعیت خنثی)⟵
تعیین کننده ی نوع ماده است.
عدد جرمی (A) = مجموع تعداد پروتونها و نوترون های هسته .
نسبت تعداد **نوترون به پروتون** تعیین کننده ثبات هسته و بنیان تخریب رادیواکتیو (Radioactivity decay) است.

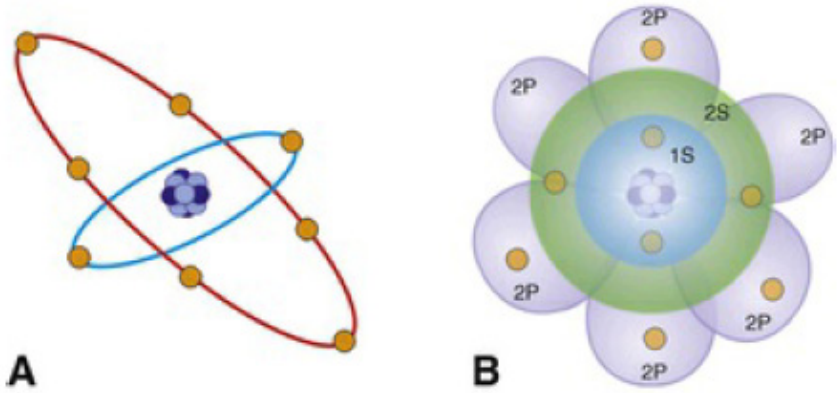
• اوربیتال های الکترون

انرژی باندینگ الکترون⟵ انرژی مورد نیاز برای غلبه بر نیروی الکتروستاتیک که یک الکترون را به هسته باند می‌کند.

انرژی باندینگ الکترون مرتبط با: ۱- **عدد اتمی** و ۲- **نوع اوربیتال** می‌باشد.

مواد با **هسته های بزرگ** (Z بالا)⟵ انرژی باندینگ الکترون **بالاتری** دارند.

همچنین در یک اتم مشخص **الکترونهای لایه های داخلی تر** انرژی باندینگ الکترون **بالاتری** دارند که این مفهوم در درک یونیزاسیون در اثر اکسپوژر ماده به اشعه x مهم است.



شکل ۱-۱ (A) اتم اکسیژن طبق مدل بور (B) اتم اکسیژن طبق مدل کوانتوم

یونیزاسیون IONIZATION

یک اتم خنثی با از دست دادن الکترون تبدیل به یون مثبت شده و الکترون آزاد شده به یون منفی تبدیل می‌شود.

این فرآیند تشکیل جفت یون، یونیزاسیون نامیده می‌شود.

انرژی خارجی لازم برای یونیزاسیون یک اتم، انرژی لازم جهت غلبه بر نیروی باندینگ الکترون (نیروی الکتروستاتیک) است.

عناصری با عدد اتمی بالا (Z بالا)⟵ پروتون های بیشتری در هسته خود دارند ⟵ الکترونها را در هر اوربیتالی، محکم‌تر از عناصری با Z کوچکتر، باند می‌کنند.

ماهیت رادیاسیون NATURE OF RADIATION

رادیاسیون، انتقال انرژی از میان فضا و ماده است. ممکن است به دو شکل ایجاد گردد:

(۱) الکترومگنتیک و (۲) ذره ای

Particulate Radiation

Particle	Symbol	Elementary Charge[a]	Rest Mass (amu)
Alpha	α	+2	4.00154
Beta$^+$ (positron)	β^+	+1	0.000549
Beta$^-$ (electron)	β^-	−1	0.000549
Electron	e^-	−1	0.000549
Neutron	n^0	0	1.008665
Proton	p	+1	1.007276

[a]Elementary charge of 1 equals that the charge of a proton or the opposite of an electron.

amu, Atomic mass units, where 1 amu = $\frac{1}{12}$ the mass of a neutral carbon-12 atom.

- **کاربرد رادیاسیون در پزشکی:**

۱) تصویربرداری تشخیصی با اشعه X (مثل رادیوگرافی های پروجکشن و CT)←**الکترومگنتیک با ماهیت یونیزان** هستند.

۲) MRI←**الکترومگنتیک غیر یونیزان** است.

۳) برخی رادیوداروها (radiopharmaceuticals) (مثل ^{18}F-FDG ساطع کننده پوزیترون که عامل کلیدی در تصویربرداری PET است)←**رادیاسیون ذره ای** است.

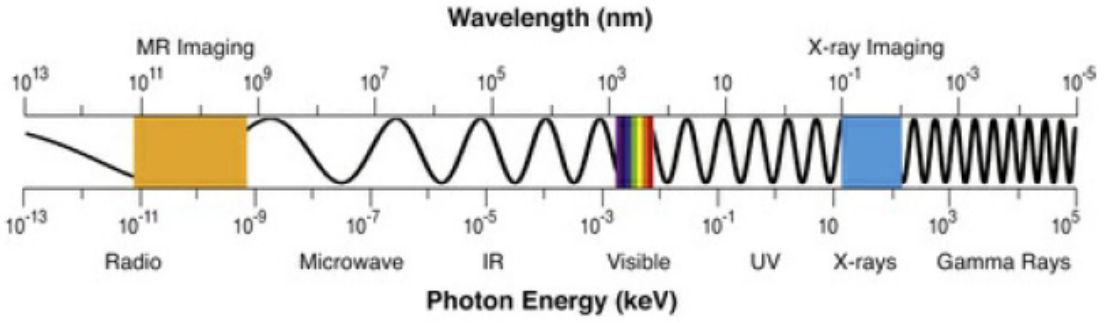
۴)در درمان سرطان←رادیاسیون های **الکترومگنتیک پر انرژی** (اشعه گاما،γ) و رادیاسیون های **ذره ای پر انرژی** (پرتوهای **الکترونی** و **پروتونی**) کاربرد دارند.

رادیاسیون الکترومگنتیک ELECTORMAGNETIC RADIATION

۱- حرکت انرژی از میان فضا به صورت ترکیبی از میدانهای الکتریکی و مغناطیسی است و زمانی که سرعت یک ذره باردار الکتریکی تغییر می‌کند، ایجاد می‌شود.

- انواع رادیاسیون های الکترومگنتیک به ترتیب افزایش انرژی و فرکانس و کاهش طول موج:

امواج رادیویی (MRI)، میکروویو، مادون قرمز(IR)، نور مرئی، فرابنفش (UV)، اشعه x، اشعه گاما



شکل ۲-۱:طیف الکترومگنتیک. انرژی فوتون های رادیوگرافی دندانی از **۱۰ تا ۱۲۰ کیلوالکترون ولت** می‌باشد.

- **اشعه های ماوراء بنفش، اشعه های x و اشعه های گاما**←دارای **انرژی بالاتر** رادیاسیون هستند و قادر به **یونیزه کردن** ماده می‌باشند.

اشعه گاما	● از **درون هسته** اتمهای رادیواکتیو منشأ می‌گیرند ● معمولاً انرژی بالاتری از اشعه های x دارند
اشعه x	● **خارج از هسته** تولید می‌شوند ●نتیجه تداخل الکترون‌ها با هسته های اتمهای بزرگ در دستگاه های اشعه x می‌باشند

برخی ویژگی های رادیاسیون الکترومگنتیک با تئوری کوانتومی و برخی دیگر با تئوری موجی به خوبی توصیف می‌شوند.

- **تئوری کوانتومی**←رادیاسیون الکترومگنتیک را به صورت بسته های مجزا و کوچک انرژی در نظر می‌گیرد که **فوتون** نامیده می‌شود.

هر فوتون با سرعت نور حرکت کرده و دارای مقدار مشخصی انرژی می‌باشد که با واحد **الکترون ولت** (ev) اندازه‌گیری می‌شود.

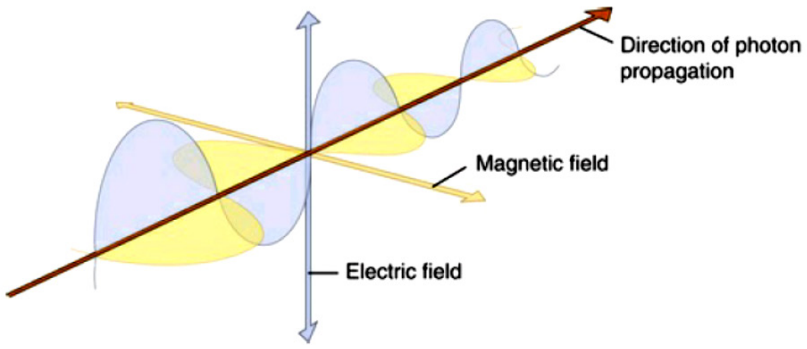
برخی ویژگی های رادیاسیون الکترومگنتیک (شامل **تداخل رادیاسیون با اتم ها**، **پدیده فوتوالکتریک** و **تولید اشعه x**) با تئوری کوانتوم توصیف می‌شوند.

- **تئوری موجی**← بیان می‌کند که رادیاسیون الکترومگنتیک به شکل **امواج** انتشار می‌یابند، مشابه امواجی که از بهم خوردن آب ایجاد می‌شود.

همه امواج الکترومگنتیک با سرعت نور (۳×۱۰^{۸} m/s) در خلاء حرکت می‌کنند و دارای ویژگی های طول موج(λ)و فرکانس(V) هستند.

برخی ویژگی‌ها ی رادیاسیون الکترومگنتیک (شامل **تفرق**(refraction)، **انعکاس** (reflection)، **انکسار** (diffraction)، **تداخل** (interference)و **پلاریزاسیون**) با تئوری موجی توضیح داده می‌شوند.

این تئوری برای بررسی رادیاسیون در جسم، زمانی که میلیون‌ها کوانتوم آزمایش می‌شوند، مفیدتر است.



شکل۳-۱: میدان الکتریکی و مغناطیسی در ارتباط با رادیاسیون الکترومگنتیک

- نحوه معرفی فوتونها:

- فوتون های پرانرژی مانند اشعه x و اشعه γ، بر حسب **انرژی** شان (الکترون ولت)

- فوتون های با انرژی متوسط (مانند؛ نور مرئی و امواج ماوراء بنفش) بر حسب **طول موجشان** (نانومتر)

- فوتون های کم انرژی (مانند؛ امواج رادیویی FM, AM) بر حسب **فرکانس** شان (MHz , KHz) مشخص می‌شوند.

رابطه ی بین طول موج و انرژی فوتون به شکل زیر است:

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

E: انرژی به کیلوالکترون ولت
h: ثابت پلانک(به ژول-ثانیه یا الکترون ولت ثانیه)
c: سرعت نور(۳×۱۰^{۸} m/s)
λ: طول موج به نانومتر

این معادله به صورت زیر خلاصه می‌شود:

$$E = \frac{1.24}{\lambda}$$

رادیاسیون ذره ای PARTICULATE RADIATION

اتم های کوچک← تعداد برابر پروتون و نوترون دارند.

اتم های بزرگتر← تمایل به تعداد نوترون بیشتر دارند.

اتم های بزرگتر به دلیل توزیع نابرابر پروتون‌ها و نوترون‌ها ناپایدارند و ممکن است شکسته شده و ذرات آلفا (α) یا بتا (β) یا اشعه ی گاما (ϒ) آزاد نمایند. این فرآیند **رادیواکتیویتی** نامیده می‌شود.

با آزاد کردن یک ذره آلفا یا بتا اتم ماده به ماده دیگری تبدیل میشود.

اشعه گاما در طی زنجیره تخریب در تبدیل یک هسته برانگیخته به سطح پایینتر انرژی ساطع می‌شود. اغلب این حالت پس از اینکه **هسته یک ذره α یا β ساطع میکند یا پس از فیژن(fission) یا فیوژن(fusion) هسته** اتفاق می‌افتد.

- حاصل متلاشی شدن (decay) یک اتم ناپایدار با **نوترون** های اضافی :
- تبدیل یک نوترون به:

۱) یک پروتون

۲) یک ذره β^-

۳) یک نوترینو

ذرات β^- مشابه الکترون‌ها هستند.این ذرات دارای سرعت بالا و جرم کم بوده یونیزان های قوی نیستند و نهایتا ۱/۵ سانتی متر در بافت نفوذ می‌کنند.

ذرات β^- حاصل از Iodine-۱۳۱ رادیواکتیو، برای درمان برخی سرطان های تیروئید به کار می‌روند.

- حاصل متلاشی شدن یک اتم ناپایدار با **پروتون** های اضافی:

تبدیل یک پروتون به:

۱) یک نوترون

۲) یک β^+ (پوزیترون)

۳) یک نوترینو

پوزیترونها به سرعت در ترکیب با الکترون‌ها از بین رفته (annihilation) و **دو اشعه Υ** بوجود می‌آید.

این واکنش، اساس Positron emission tomography scanning(PET) است.

- ذرات آلفا هسته هلیوم با دو پروتون و دو نوترون هستند. جرم زیاد (۴) و بار مثبت (۲+) آنها باعث نفوذ کم (چند میکرومتر) و یونیزه کردن شدید جسمی که به آن نفوذ میکند میشود.

این نفوذ کم باعث استفاده مواد ساطع کننده ذرات آلفا (مثل **رادیوم ۲۲۳**) در رادیوتراپی هدف دار(targeted) متاستازهای استخوان می‌شود.

توانایی رادیاسیون ذره ای در یونیزه کردن اتم ها، بستگی دارد به :

۱. **جرم←مستقیم**
۲. **سرعت←معکوس**
۳. **بار←مستقیم**

انتقال انرژی خطی : سرعت از دست دادن انرژی یک ذره، هنگامی که در امتداد مسیر خود از میان ماده (بافت) عبور می‌کند، انتقال انرژی خطی آن (LET) می‌باشد.

هرچه اندازه فیزیکی **ذره بزرگتر**، **بار ذره بیشتر** و **سرعت کمتر** باشد، میزان **LET بالاتر** است.

ذرات α که جرم بالاتری در مقایسه با الکترون دارند، بار بیشتر و سرعت کمتری داشته بشدت یونیزان بوده و سریعاً انرژی جنبشی خود را ازدست میدهند و دارای LET بالایی هستند. ذرات β شدت یونیزاسیون کمتری به دلیل جرم سبکتر و بار کمتر دارند و درنتیجه LET کمتری دارند. پرتوهای دارای LET بالا، یونیزاسیون خود را در طول مسیر کوتاهی متمرکز می‌کنند درحالیکه پرتوهای دارای LET پایین، بطور پراکنده تر و درطول مسیر طولانی تری، جفت یون تولید می‌کنند.

ویژگی ذرات α :

- جرم ↑
- بار ↑
- سرعت ↓
- نفوذ ↓
- قدرت یونیزاسیون ↑
- LTE ↑

دستگاه اشعه X X–RAY MACHINE

اجزای دستگاه اشعه X ← تیوب اشعه X و منبع نیرو (درون سر تیوب)

محل معمول نصب بازوی دستگاه دیوار است.

کنترل پنل اجازه تغییرات زمان اکسپوژر، انرژی وrate (سرعت) اکسپوژر را می‌دهد.

مواد عایق الکتریکی که معمولاً روغن است، تیوب و ترانسفورمر را احاطه می‌کنند.

اغلب تیوب در بخش خلفی سر تیوب قرار دارد تا ←میزان فاصله جسم تا منبع (SOD) **افزایش یافته** و **دیستورشن کاهش** یابد. (فصل ۶)

• کاتد CATHODE

شامل یک **فیلامنت** و یک **کاپ متمرکز کننده** می‌باشد.

فیلامنت، **منشأ الکترون‌ها** در تیوب اشعه x بوده و سیم پیچی از **تنگستن**، با قطر ۲ mm و طول ۱ cm یا کمتر می‌باشد.

فیلامنت‌ها معمولاً دارای حدود **۱٪ توریوم** می‌باشند که انتشار الکترون‌ها از سیم گرم شده را بسیار افزایش می‌دهد.

فیلامت با **ولتاژ پایین** گرم می‌شود و الکترون به تناسب **دمای فیلامنت** آزاد می‌شود.

فیلامنت در یک کاپ (فنجان) متمرکز کننده قرار دارد که یک صفحه منعکس کننده **مقعر**، با بار **منفی** و از جنس **مولیبدن** است.

شکل **سهمی** (پارابولیک) کاپ متمرکز کننده، الکترون های ساطع شده از فیلامنت را بطور الکترواستاتیک، به شکل یک پرتو باریک متمرکز نموده و به سوی یک ناحیه مستطیلی بر روی آند به نام فوکال اسپات (نقطه کانونی) هدایت می کند.

الکترون‌ها به دو دلیل:

۱- نیروی دافعه ناشی از کاتد دارای بار منفی و

۲- نیروی جاذبه آند دارای بار مثبت به سمت فوکال اسپات حرکت می‌کنند.

شرایط داخلی تیوپ اشعه X کاملاً وکیوم و محیط خلأ است. مزایای این شرایط:

۱) جلوگیری از برخورد الکترون های سریع با مولکول های گاز که به طور قابل ملاحظه ای عامل کاهش سرعت آنهاست

۲) ممانعت از اکسیداسیون یا سوختن فیلامان

• آند ANODE

یک **تارگت تنگستنی** که در یک **پایه مسی** جایگذاری شده است.

تنگستن عنصری است که ویژگی های فراوانی به عنوان یک ماده ایده آل برای تارگت دارد، که شامل موارد زیر می‌باشد:

↑ عدد اتمی بالا (۷۴)

↑ نقطه ذوب بالا (۳۴۲۲°C)

↑ هدایت گرمایی بالا ($۱۷۳ W.m^{-1}.K^{-1}$)

↓ فشار تبخیر پایین در دماهای کارکرد تیوب اشعه x

تبدیل انرژی جنبشی الکترون‌ها به فوتون های اشعه x، فرآیندی ناکارآمد است که در آن بیش از ۹۹٪ انرژی جنبشی الکترون به گرما تبدیل می‌شود.

کارایی تولید اشعه x با عدد اتمی تارگت متناسب است.

فشار تبخیر **پایین** تنگستن در دماهای بالا، به حفظ خلاء در دماهای بالای کارکرد کمک می‌کند.

فوکال اسپات ناحیه ای بر روی تارگت است که کاپ متمرکز کننده، الکترون‌ها را به سوی آن هدایت کرده و اشعه‌های x از آن تولید می‌شوند.

مزیت کاهش سایز فوکال اسپات← **افزایش شارپنس** تصویر رادیوگرافی است.

عیب کاهش سایز فوکال اسپات← **افزایش گرمای** تولیدی در واحد سطح تارگت است.

برای استفاده از مزایای یک فوکال اسپات کوچک و پخش مناسب گرما ، دو راهکار وجود دارد:

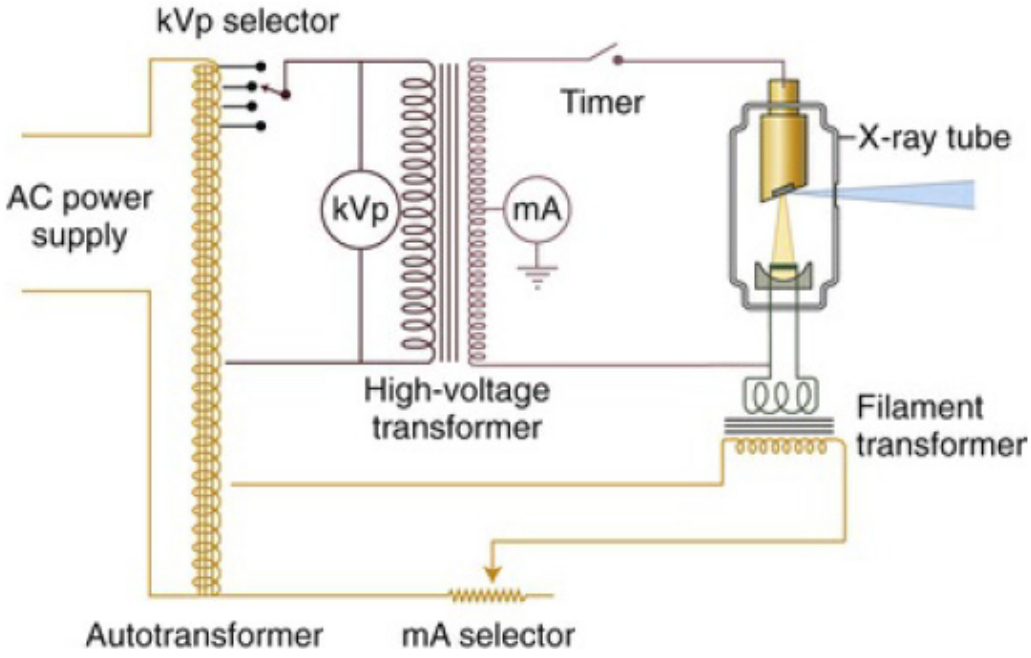
۱- **آند ثابت(stationary)** :

تارگت نسبت به **پرتو** الکترون‌ها با زاویه قرار داده می‌شود.

اگر سایز ظاهری فوکال اسپات از موقعیتی عمود بر پرتوالکترونی دیده شود (فوکال اسپات مؤثر)، کوچک تر از سایز واقعی فوکال اسپات است.

به طور معمول، وقتی تارگت حدود **۲۰ درجه** نسبت به اشعه مرکزی پرتو اشعه x شیب داشته باشد، فوکال اسپات مؤثر حدود ۱mm ×۱mm است در حالیکه فوکال اسپات واقعی، حدود ۳mm×۱mm است.

فوکال اسپات مؤثر = فوکال اسپات ظاهری < فوکال اسپات واقعی



شکل ۱۰-۱:شکل شماتیک مدار دستگاه اشعه x و تیوب به همراه اجزای اصلی. اپراتور kVp دلخواه را با تنظیم اتوترانسفورمر تعیین می‌کند. ولتاژ تا حد زیادی با ترانسفورمر High-voltage تقویت می‌شود. kVp dial ولتاژ سمت Low-voltage را اندازه می‌گیرد ولی نمایشگر آن ولتاژ اصلی مدار تیوب را نمایش می‌دهد. تایمر جهت زمان مطلوب اکسپوژر تنظیم می‌شود. mA dial جریان جاری مدار تیوب را اندازه می‌گیرد. مدار فیلامنت، فیلامنت کاتد را حرارت داده و توسط mA selector تنظیم می‌شود.

• کنترل کننده های دستگاه اشعه x

۱) جریان تیوب TUBE CURRENT

ترانسفرمر فیلامنت (ترانسفرمر کاهنده) ، ولتاژ جریان متناوب (AC) ورودی به مدار فیلامنت را به حدود ۱۰ ولت کاهش می‌دهد.

این اختلاف پتانسیل که بین دو سر فیلامنت ایجاد شده موجب حرکت الکترون‌ها درون آن می‌شود. این حرکت الکترون‌ها درون فیلامنت **جریان فیلامنت** نام دارد.

هم چنین یک اختلاف پتانسیل بالا بین فیلامنت(کاتد) و تارگت(آند) ایجاد می‌شود که موجب حرکت الکترون های تولید شده در کاتد به سمت آند می‌شود. به این جریان الکترون‌ها از کاتد به آند **جریان تیوب** می‌گویند.

- تنظیم جریان تیوب

بزرگی جریان تیوب (حرکت الکترونها از کاتد به آند) از طریق تغییر جریان فیلامنت کنترل می‌شود.

ویژگی های کاربردی دستگاه پتانسیل ثابت

- نیاز به **زمان اکسپوژر کوتاه تر** ← به دلیل استفاده از کل سیکل برای تولید اشعه X
- **به حداقل رساندن حرکت بیمار و آرتیفکت حرکتی** ←به دلیل زمان کمتر اکسپوژر
- شدت ثابت تر و قابل اطمینان تر فوتونهای اشعه ایکس تولیدی خصوصا در زمانهای کوتاه تابش (خصوصا رادیوگرافی دیجیتال)← به دلیل نوسان کمتر ولتاژ
- **میانگین بالاتر انرژی** دسته پرتو X که منجر به **کاهش کنتراست** می‌شود. برای رفع این تأثیر دستگاههای ولتاژ ثابت در **مقادیر کمتر ولتاژ** تنظیم می‌شوند (۶۰ kVp تا ۶۵)
- طیف باریک تر انرژی با کاهش فوتونهای کم انرژی و در نتیجه **کاهش دوز بیمار** (۳۵ تا ۴۰ درصد در مقایسه با AC)

۳) تایمر **TIMER**

برای کنترل زمان اکسپوژر اشعه X، یک تایمر در **مدار ولتاژ بالا** قرار گرفته است.

تایمر در مدار ولتاژ بالا (در سمت **سیم پیچ ثانویه ترانسفورمر ولتاژ بالا**) قرار دارد.

تایمر الکترونیک طول مدت زمان اعمال ولتاژ بالا در تیوب و در نتیجه طول مدت اکسپوژر اشعه X را تعیین می‌کند.

برای اطمینان از ساطع شدن میزان کافی الکترون، قبل از اعمال ولتاژ بالا در طول تیوب، فیلامان باید به دمای کارکرد برسد. گرم شدن مداوم فیلامان از عمر آن می‌کاهد.

جهت کاهش آسیب به فیلامان، مدار تنظیم زمان، ابتدا در حدود نیم ثانیه جریانی را به فیلامان اعمال کرده تا آن را به دمای کارکرد مناسب برساند و سپس نیرو را در مدار ولتاژ بالا اعمال می‌کند.

گاهی برای **کاهش تاخیر ناشی از گرم کردن اولیه فیلامان** ، یک جریان **مداوم اندک** از فیلامان عبور می‌کند تا آن را در یک دمای پایین ایمن نگه دارد.

- انواع تایمرها:

۱. بر اساس کسری از ثانیه (مثلا ۰/۵ ثانیه)
۲. برحسب تعداد پالس‌ها در طول اکسپوژر (برای مثال ۳ و ۶ و ۹ و ۱۵).

تعداد پالس‌ها تقسیم بر ۶۰ (فرکانس منبع نیرو) زمان اکسپوژر در ثانیه را نشان می‌دهد. تنظیم ۳۰ پالس معادل ۰/۵ ثانیه اکسپوژر خواهد بود.

این ویژگی، تابعی از:

۱. **اندازه آند**

۲. **kVp**

۳. **mA** اکسپوژر و

۴. روش بکار رفته برای **خنک کردن** تیوب است.

نکات باکس ۲-۱:

- اگر mA دستگاه قابل تغییر است← تنظیم mA در حداکثر مقدار ممکن. در نتیجه کوتاهترین زمان اکسپوژر و کاهش احتمال حرکت بیمار
- اگر ولتاژ تیوب دستگاه قابل تغییر است← انتخاب یک **ولتاژ ثابت** (۶۵ kVp تا ۷۰)، در نتیجه تنظیمات اکسپوژر ساده تر با انتخاب **زمان** اکسپوژر بر اساس **ناحیه تصویربرداری** و **سایز بیمار**
- تغییرات kVp برای جبران ضخامت بافت استفاده می‌شود (به خصوص در رادیوگرافی پانورامیک و سفالومتری)
- قانون شست دست(rule of thumb) : **افزایش ۲ kVp** به ازای **هر سانتی متر** افزایش ضخامت بافت

تولید اشعه x

انرژی **اکثر** الکترونهای برخوردی به تارگت به گرما تبدیل می‌شود.

انرژی جنبشی **برخی** از الکترونها از طریق تشکیل **اشعه برمزاشترالانگ** و **اشعه اختصاصی** به فوتون های اشعه x تبدیل می‌شود.

• اشعه برمزاشترالانگ BREMSSTRAHLUNG RADIATION

منبع اولیه رادیاسیون از تیوپ اشعه x

برمزاشترالانگ در زبان آلمانی = **ترمزی**

تولید اشعه x **برمزاشترالانگ:** توقف ناگهانی یا کند شدن الکترون های پرسرعت توسط جاذبه هسته تنگستن در تارگت.

هرچه الکترونهای پرسرعت به هسته اتم **نزدیکتر** باشند← نیروی الکترواستاتیک قویتری بین هسته اتم و الکترون، ایجاد شده و درنتیجه فوتونهای برمزاشترالانگ تولیدی، انرژی بالاتری خواهند داشت (**نسبت عکس** انرژی فوتون با فاصله از هسته)

کارایی تولید اشعه x ترمزی (فوتون برمزاشترالانگ)، متناسب با مربع عدد اتمی تارگت (Z^2) **است.**

در تداخلات پراکندگی (scattering interactions) ←فوتون‌ها با اتم های جاذب تداخل دارند، اما پس از آن در جهتی دیگر به حرکت خود ادامه می‌دهند.

استخوان← جذب بیشتر

بافت نرم←عبور بیشتر

اگر چه شدت (intensity) پرتویی که به بیمار برخورد می‌کند، از نظر فضایی هموژن است، پرتو باقیمانده – پرتو تضعیف شده ای که از بیمار خارج می‌شود-به دلیل جذب افتراقی ساختارهای آناتومیکی که از آنها عبور میکند، از نظر فضایی هتروژن می‌باشد.

این تفاوت در اکسپوژر فیلم یا سنسور دیجیتال سبب تشکیل یک تصویر رادیوگرافی میشود.

در یک پرتو اشعه X دندانی، سه روش تعضیف پرتو وجود دارد:

۱) **پراکندگی کوهرنت**(۷٪)

۲) **جذب فوتوالکتریک** (۲۷٪)

۳) **پراکندگی کمپتون** (۵۷٪)

حدود ۹٪ از فوتون های اولیه بدون تداخل از بافتهای بیمار عبور کرده و برای تشکیل تصویر به سنسور برخورد می‌کنند.

- **پراکندگی کوهرنت**COHERENT SCATTERING

در پراکندگی کوهرنت (پراکندگی Rayleigh، کلاسیک، یا الاستیک).فوتون برخوردی **کم انرژی** با **تمام اتم** تداخل می‌کند و سبب برانگیختگی لحظه ای اتم با فرکانسی مشابه فوتون ورودی می‌شود.

سپس فوتون برخوردی ازبین می‌رود و اتم سریعاً به حالت پایدار بازگشته و فوتون پراکنده ای با انرژی مساوی اما در زاویه ای متفاوت از مسیر فوتون برخوردی ایجاد می‌کند.

نتیجه خالص این پدیده، **تغییر مسیر(پراکنده شدن)** فوتون اشعهX برخوردی است.(یونیزاسیون صورت نمی گیرد)

نقش پراکندگی کوهرنت در کاهش کیفیت تصویر **اندک** است زیرا تعداد فوتون های پراکنده کم بوده و انرژی آن‌ها برای رسیدن به فیلم بسیار پایین است.

تداخل	یونیزاسیون	اشعه پراکنده رسیده به فیلم	مفهوم کاربردی
جذب فوتو الکتریک	بله	خیر	پایه تشکیل تصاویر رادیوگرافی
پراکندگی کمپتون	بله	بله	اشعه پراکنده می‌تواند باعث کاهش کیفیت تصویر شده و پرسنل و بیمار را اکسپوز کند
پراکندگی کوهرنت	خیر	خیر	حداقل مشارکت در مخدوش کردن تصویر

تضعیف پرتو BEAM ATTENUATION

میزان جذب پرتو به:

۱- **انرژی پرتو**

۲-**ضخامت**

۳-**دانسیته ماده جاذب** بستگی دارد.

عوامل اصلی تضعیف پرتو←جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون است.

فوتون های پرانرژی← احتمال بیش تری برای نفوذ به ماده دارند .

فوتون های کم انرژی ←با احتمال بیش تری جذب می‌شوند.

هر چه kvp بالاتر باشد، قابلیت نفوذ پرتو در ماده بیش تر خواهد بود.

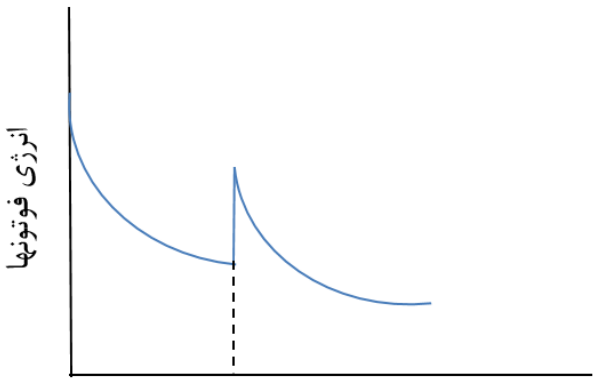
یک راه برای ارزیابی **کیفیت نفوذ اشعه x** ، لایه نیم جذب (HVL) آن می‌باشد.

HVL (Half Value Layer) : **ضخامتی از یک ماده جاذب** مانند آلومینیوم است که برای کاهش **نیمی** (۵۰٪) از تعداد فوتون های اشعه x عبوری از آن مورد نیاز می‌باشد.

یکی از معیارهای سنجش کیفیت (میانگین انرژی) دسته پرتو است و هنگامی که متوسط انرژی اشعهx افزایش می‌یابد HVL نیز افزایش خواهدیافت.

دسته پرتوی **مونوکروم**، پرتویی است که تمام فوتون‌ها در آن انرژی مشابهی دارند.

زمانی که این دسته پرتو از میان هر واحد ضخامت ماده جاذب عبور می‌کند، **کسر ثابتی** از آن تضعیف می‌شود. برای مثال هر ۱/۵ سانتی متر آب پرتو را ۵۰٪ کاهش می‌دهد. این یک الگوی **نمایی** از جذب است.



احتمال جذب فوتوالکتریک

از **عناصر نادر زمینی** به عنوان فیلتر برای حذف فوتون های پر انرژی (که در تداخلات شرکت نمیکنند) استفاده می‌شود زیرا انرژی باندینگ اوربیتال ۱S یا K edges آن ها، **جذب فوتون های پرانرژی را به شدت افزایش می‌دهد.**

فوتون های پر انرژی ← عامل کاهش کنتراست تصویر

فوتون های با انرژی متوسط ← شرکت در تشکیل تصویر

دوزیمتری

• اکسپوژر EXPOSURE

اکسپوژر، اندازه گیری توانایی اشعه های x یا γ برای یونیزاسیون هوا است.

به صورت میزان **بار در توده هوا**(کولن/کیلوگرم) اندازه گیری می‌شود.

واحد قدیمی آن رونتگن(R) است. رونتگن به طور گسترده ای توسط واحد معادل SI آن یعنی air kerma جایگزین شده است.

• AIR KERMA

وقتی اشعه با ماده تداخل می کند، از طریق جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون، در الکترون‌ها انرژی جنبشی ایجاد می کند. Kerma مخفف kinetic energy released in matter است و انرژی جنبشی انتقال یافته از فوتون‌ها به الکترونها را اندازه می‌گیرد و با واحدهای دوز (گری Gy) بیان می‌شود. Gy ۱معادل J/kg ۱ است.

Kerma، **مجموع مقادیر انرژی های جنبشی همه ذرات باردار** آزاد شده توسط رادیاسیون یونیزان غیر باردار (مانند اشعه x) در یک نمونه از ماده، تقسیم بر جرم نمونه می‌باشد. مقادیر kerma که در هوا به دست می‌آیند، air kerma نامیده می‌شوند.

• دوز جذبی ABSORBED DOSE

دوز جذبی، اندازه گیری **کل انرژی جذب شده** توسط هر نوع رادیاسیون یونیزان، در واحد جرم هر نوع ماده است.

واحد SI آن گری می‌باشد.Gy ۱ معادل J/kg ۱ است.واحد قدیمی دوز جذبی، rad (radiation absorbed dose) است.

Gy ۱ معادل rad ۱۰۰می باشد.

• دوز معادل (EQUIVALENT (RADIATION-WEIGHTED DOSE

دوز معادل (H_T) برای مقایسه **اثرات بیولوژیک** انواع مختلف رادیاسیون بر روی یک بافت یا ارگان، استفاده می‌شود.

اثرگذاری بیولوژیک نسبی انواع مختلف رادیاسیون، فاکتور وزنی رادیاسیون(W_R)نامیده می‌شود.

W_Rفوتون‌ها رفرنس بوده و معادل ۱ است.

W_Rنوترون های Kev ۵ وپروتون های پر انرژی ۵ است.

W_R ذرات α، ۲۰ است.

دوز معادل به صورت حاصل ضرب فاکتور وزنی اشعه و میانگین دوز جذبی یک بافت یا ارگان، محاسبه می‌شود.

$$H_T=W_R \times D_T$$

واحد دوز معادل، سیورت (Sv) است. واحد قدیم دوز معادل، rem (roentgen equivalent mammal) است.

Sv ۱ معادل rem ۱۰۰ است.

• دوز مؤثر EFFECTIVE DOSE

دوز مؤثر (E) برای ارزیابی **میزان خطر در انسانها** به کار می‌رود. مقایسه میزان خطر ناشی از یک اکسپوژر دندانی با خطر ناشی از مثلاً بررسی رادیوگرافی قفسه سینه، دشوار است زیرا بافتهای مختلف با رادیوسنسیتیویتی های متفاوت، اکسپوز می‌شوند.

مقایسه رادیوسنسیتیویتی های بافتهای مختلف با فاکتور وزنی بافتی(W_T)اندازه گیری می‌شود.

فاکتورهای وزنی بافتی (ICRP ۲۰۰۷)	
مغز قرمز استخوان، پستان، کولون، ریه و معده	۰/۱۲
گنادها	۰/۰۸
مثانه، مری، کبد و تیروئید	۰/۰۴
سطح استخوان، مغز، غدد بزاقی و پوست	۰/۰۱
سایر بافتهای اختصاصی	مجموعا ۰/۱۲