

|          |                                    |         |   |
|----------|------------------------------------|---------|---|
| ۹۴.....  | فصل ۱۴                             | ۲.....  | فصل ۱                                     |
|          | سایر مدالیت‌های تصویربرداری        |         | PHYSICS فیزیک                             |
| ۱۰۳..... | فصل ۱۵                             | ۹.....  | فصل ۲:                                    |
|          | تضمین کیفیت و کنترل عفونت          |         | بیولوژی                                   |
| ۱۰۹..... | فصل ۱۶                             | ۱۶..... | فصل ۳:                                    |
|          | تجویز تصویربرداری تشخیص            |         | حفاظت و ایمنی                             |
| ۱۱۷..... | فصل ۱۷                             | ۲۲..... | فصل ۴                                     |
|          | اصول تفسیر رادیوگرافی              |         | تصویر برداری دیجیتال Digital Imaging      |
| ۱۲۱..... | فصل ۱۸                             | ۳۳..... | فصل ۵                                     |
|          | پوسیدگی‌های دندانی                 |         | تصویربرداری با فیلم Film Imaging          |
| ۱۲۵..... | فصل ۱۹                             | ۴۸..... | فصل ۶:                                    |
|          | بیماری‌های پریدنتال                |         | ژئومتری تصویربرداری                       |
| ۱۳۰..... | فصل ۲۰                             | ۵۳..... | فصل ۷                                     |
|          | بیماری التهابی                     |         | تصاویر داخل دهانی Intraoral Projection    |
| ۱۳۸..... | فصل ۲۱                             | ۵۸..... | فصل ۸                                     |
|          | Cysts                              |         | آناتومی داخل دهانی Intraoral Anatomy      |
| ۱۴۷..... | فصل ۲۲                             | ۶۷..... | فصل ۹                                     |
|          | BENIGN TUMORS تومورهای خوش خیم     |         | تصویربرداری های خارج دهانی و آناتومی      |
| ۱۶۵..... | فصل ۲۳                             | ۷۱..... | فصل ۱۰                                    |
|          | سایر بیماریهای استخوان             |         | Panoramic Imaging                         |
| ۱۷۴..... | فصل ۲۴                             | ۸۰..... | فصل ۱۱                                    |
|          | Malignant Diseases بیماریهای بدخیم |         | (کسب داده حجمی)                           |
| ۱۸۸..... | فصل ۲۵                             | ۸۶..... | فصل ۱۲                                    |
|          | Systemic Disease بیماریهای سیستمیک |         | (آماده سازی داده حجمی)                    |
|          |                                    | ۹۰..... | فصل ۱۳                                    |
|          |                                    |         | Cone-beam computed tomography:<br>ANATOMY |

## ماهیت رادیاسیون NATURE OF RADIATION

رادیاسیون، انتقال انرژی از میان فضا و ماده است. ممکن است به دو شکل ایجاد گردد: (۱) ذره ای و (۲) الکترومگنتیک.

## رادیاسیون ذره ای PARTICULATE RADIATION

اتم های بزرگتر به دلیل توزیع نابرابر پروتون ها و نوترون ها ناپایدارند و ممکن است شکسته شده و ذرات آلفا ( $\alpha$ ) یا بتا ( $\beta$ ) یا اشعه های گاما ( $\gamma$ ) آزاد نمایند. این فرایند رادیواکتیویته نامیده می شود.

یک اتم ناپایدار با نوترون های اضافی، با تبدیل یک نوترون به یک پروتون، یک ذره  $\beta^-$  و یک نوترینو، متلاشی شود. ذرات  $\beta^-$  مشابه الکترون ها هستند.

ذرات  $\beta^-$  حاصل از Iodine-131 رادیواکتیو، برای درمان برخی سرطان های تیروئید به کار می رود.

یک اتم ناپایدار با پروتون های اضافی، با تبدیل یک پروتون به یک نوترون، یک ذره  $\beta^+$  (پوزیترون) و یک نوترینو، متلاشی شود. پوزیترون ها به سرعت در ترکیب با الکترون ها از بین رفته و دو اشعه  $\gamma$  بوجود می آید. این واکنش، اساس positron emission tomography scanning است.

توانایی رادیاسیون ذره ای در یونیزه کردن اتم ها، بستگی به جرم، سرعت و بار آنها دارد. سرعت از دست دادن انرژی یک ذره، هنگامی که در امتداد مسیر خود از میان ماده (بافت) عبور می کند، انتقال انرژی خطی آن (LET) می باشد.

اشعه های گاما، فوتون می باشند که فرمی از رادیاسیون الکترومگنتیک است. اغلب این حالت پس از اینکه هسته یک ذره  $\alpha$  یا  $\beta$  ساطع میکند یا پس از فیژن یا فیوژن هسته اتفاق می افتد.

## رادیاسیون الکترومگنتیک

## ELECTROMAGNETIC RADIATION

رادیاسیون الکترومگنتیک، حرکت انرژی از میان فضا به صورت ترکیبی از میدانهای الکتریکی و مغناطیسی است و زمانی که سرعت یک ذره باردار الکتریکی تغییر می کند، ایجاد می

## فصل ۱

## فیزیک PHYSICS

## ساختار اتمی هسته ATOMIC STRUCTURE Nucleus

پروتون ها و نوترون ها از quark ساخته شده اند. پروتون ها دارای دو up quark و یک down quark می باشند و در نتیجه بار +۱ دارند. نوترون ها از یک up quark و دو down quark ساخته شده اند و بنابر این خنثی هستند.

گلوآن g: در ایجاد نیروی قوی هسته ای شرکت کرده و کوارک ها را به پروتون ها و نوترون ها باند کرده و هسته ها را نیز به یکدیگر باند می کند.

W Wboson: در ایجاد تداخلات ضعیف شرکت می کند، در ارتباط با تخریب بتا می باشد.

Z Zboson: در ایجاد تداخلات ضعیف شرکت می کند، در ارتباط با پراکندگی نوترینو می باشد.

## اوربیتال های الکترون ELECTRON ORBITALS

هر اوربیتال تنها با دو الکترون می تواند اشغال شود. اوربیتال های نوع s کروی هستند. در هر عنصر، ابتدا اوربیتال های نوع s پر می شوند. سپس اوربیتالهای نوع p قرار دارند که دو لوب داشته و در مرکز هسته قرار گرفته اند. بعد اوربیتال های نوع d هستند که شامل چهار لوب بوده که در اطراف هسته قرار دارند. آنها دارای دو لوب با یک حلقه می باشند. هیچ اتم شناخته شده ای بیش از هفت اوربیتال ندارد.

## یونیزاسیون IONIZATION

اگر اتمی خنثی، یک الکترون از دست بدهد، تبدیل به یک یون مثبت شده و الکترون آزاد، تبدیل به یک یون منفی می شود. این فرآیند تشکیل جفت یون، یونیزاسیون نامیده می شود. یونیزاسیون یک اتم، نیازمند انرژی کافی برای غلبه بر انرژی باندینگ الکترون می باشد، که نیرویی الکترواستاتیک است که الکترون ها را به هسته باند می کند. انرژی باندینگ یک الکترون، بستگی به عدد اتمی آن اتم و نوع اوربیتال دارد. عنصر با عدد اتمی بالا (Z بالا)، پروتون های بیشتری در هسته خود دارند و بنابر این الکترونها را در هر اوربیتالی، محکم تر از عناصری که با Z کوچکتر، باند می کنند.

## فصل ۱

## رادیولوژی / دکتر غفاری و مرادی‌نژاد

## کاتد CATHODE

کاتد تیوب اشعه X از یک فیلامنت و یک کاپ متمرکز کننده تشکیل شده است. فیلامنت، منشأ الکترون ها در تیوب اشعه X بوده و سیم پیچی از سیم تنگستن، با قطر 2mm و به طول 1cm یا کمتر می باشد. فیلامنت ها معمولاً دارای حدود ۱% توریوم می باشند که انتشار الکترون ها از سیم گرم شده را بسیار افزایش می دهد.

فیلامنت در یک کاپ متمرکز کننده قرار دارد که یک صفحه منعکس کننده مقعر، با بار منفی و از جنس مولیبدن است. شکل سهمی کاپ متمرکز کننده، الکترون های ساطع شده از فیلامنت را به طور 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.

## آند ANODE

آند در تیوب اشعه X، از یک تارگت تنگستنی که در یک پایه مسی جایگذاری شده، تشکیل شده است.

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

- عدد اتمی بالا (۷۴)
- نقطه ذوب بالا ( $3422^{\circ}\text{C}$ )
- هدایت گرمایی بالا ( $173\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ )
- فشار تبخیر پایین در دماهای کارکرد تیوب اشعه X

تبدیل انرژی جنبشی الکترون ها به فوتون های اشعه X، فرآیندی ناکارآمد است که در آن بیش از ۹۹% انرژی جنبشی الکترون به گرما تبدیل می شود. تارگتی که از ماده ای با عدد اتمی بالا ساخته شده باشد، بیشترین کارایی را در تولید اشعه X دارد.

فشار تبخیر پایین تنگستن در دماهای بالا، به حفظ خلاء در دماهای بالای کارکرد کمک می کند.

فوکال اسپات ناحیه ای بر روی تارگت است که کاپ متمرکز کننده، الکترون ها را به آن سو هدایت کرده و اشعه های X از آن تولید می شوند.

شود. اشعه های  $\gamma$ ، اشعه های X، اشعه های ماوراء بنفش، نور مرئی، رادیاسیون مادون قرمز (گرما) و امواج رادیویی، همگی نمونه هایی از رادیاسیون الکترومگنتیک هستند. اشعه های گاما از درون هسته اتمهای رادیواکتیو منشأ می گیرند. آنها معمولاً انرژی بالاتری از اشعه های X دارند. اشعه های X خارج از هسته تولید می شوند و نتیجه تداخل الکترون ها با هسته های اتمهای بزرگ در دستگاه های اشعه X می باشند. (اشعه های ماوراء بنفش، اشعه های X و اشعه های گاما) دارای انرژی بالاتر رادیاسیون هستند، قادر به یونیزه کردن ماده می باشند.

تئوری کوانتومی، رادیاسیون الکترومگنتیک را به صورت بسته های مجزا و کوچک انرژی در نظر می گیرد که فوتون نامیده می شود. هر فوتون با سرعت نور حرکت کرده و دارای مقدار مشخصی انرژی می باشد.

تئوری کوانتوم در ارتباط دادن داده های آزمایشگاهی مربوط به تداخل رادیاسیون با اتم ها، پدیده فوتوالکتریک و تولید اشعه X موفق بوده است. تئوری موجی رادیاسیون الکترومگنتیک بیان میکند که رادیاسیون به شکل امواج انتشار می یابند، مشابه امواجی که از بهم خوردن آب ایجاد می شود.

همه امواج الکترومگنتیک با سرعت نور ( $c=3.0 \times 10^8 \text{m/s}$ ) در خلاء حرکت می کنند.

تئوری موجی برای بررسی رادیاسیون در جسم، زمانی که میلیون ها کوانتوم آزمایش می شوند، مفیدتر است، مانند آزمایشاتی که در مورد تفرق (refraction)، انعکاس (re-) (flection)، انکسار (diffraction)، تداخل (interference) و پلاریزاسیون انجام می شود.

معمولاً فوتون های پرانرژی مانند اشعه X و اشعه  $\gamma$ ، بر حسب انرژی شان (الکترون ولت)، فوتون های با انرژی متوسط (مانند؛ نور مرئی و امواج ماوراء بنفش) بر حسب طول موجشان (نانومتر) و فوتون های کم انرژی (مانند؛ امواج رادیویی AM, FM) بر حسب فرکانس شان (MHz, KHz) مشخص می شوند.

## تیوب اشعه X X-RAY TUBE

تیوب اشعه X از یک کاتد و یک آند تشکیل شده است که درون یک محفظه یا تیوب شیشه ای خلاء قرار دارد.

## فصل ۱

## رادیولوژی / دکتر غفاری و مرادی نژاد

## Tube current

## جریان تیوب

ترانسفورمر فیلامنت، ولتاژ جریان متناوب (AC) ورودی به مدار فیلامنت را به حدود ۱۰ ولت کاهش می دهد.

شمارشگر kVp، ولتاژ را در سمت ولتاژ پایین ترانسفورمر اندازه می گیرد.

میزان عددی MA بر روی کنترل کننده جریان تیوب، به این جریان تیوب اشاره دارد که معمولاً حدود 10MA بوده و توسط میلی آمتر (milliammeter) اندازه گیری می شود.

## Tube Voltage

## ولتاژ تیوب

برای اینکه انرژی کافی برای تولید اشعه X به الکترون ها داده شود به یک ولتاژ پایین بین آند و کاتد نیاز است. ولتاژ واقعی به کار رفته در یک دستگاه اشعه X، با اتوترانسفورمر تنظیم می شود.

کاربر با استفاده از kVp selector، اتو ترانسفورمر را تنظیم کرده و ولتاژ اولیه حاصل از منابع ورودی را به ولتاژ ثانویه دلخواه تبدیل می نماید. ولتای ثانویه انتخابی، برای سیم پیچ اولیه ترانسفورمر ولتاژ بالا به کار می رود. که پیک ولتاژ جریان ورودی (110V) را بین ۶۰۰۰ تا ۱۲۰۰۰ ولت (120kVp تا ۶۰) بالا می برد.

شمارشگر (kVp dial) kVp، پیک ولتاژ کاربردی بین آند و کاتد را انتخاب می کند.

تقریباً همه دستگاههای اشعه X معمول، خود یک سو شونده هستند .

دستگاههای اشعه X دندانی ای تولید می کنند که در آن منبع نیروی یک سو شونده تمام موج و با فرکانس بالا برای یک ولتاژ و دانسیته رادیوگرافی معین، تصاویر حاصل از این دستگاههای پتانسیل ثابت، مقدار سایه های خاکستری بیشتری داشته و بیمار در مقایسه با دستگاههای اشعه X معمولی، دوز کمتری دریافت می کند.

## TIMER

## تایمر

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

شارپنس تصویر رادیوگرافی با کاهش سایز فوکال اسپات، افزایش می یابد. اما با کاهش سایز فوکال اسپات، گرمای تولیدی در واحد سطح تارگت بیشتر می شود. چون الکترون ها روی سطح بزرگی از تارگت پخش می شوند، برای استفاده از مزایای یک فوکال اسپات کوچک، تارگت نسبت به پرتو الکترون ها با زاویه قرار داده می شود. 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، تارگت حدود ۲۰ درجه نسبت به اشعه مرکزی پرتو اشعه X شیب دارد. فوکال اسپات مؤثر حدود 1mm×1mm است. فوکال اسپات واقعی، حدود 1mm×3mm است.

روش دیگر پراکنده نمودن گرما از یک فوکال اسپات کوچک، استفاده از یک آند دوار (rotating anode) است. در این طرح، تارگت تنگستنی به شکل دیسک بول (bevel) شده است که هنگام کارکرد تیوب، می چرخد. در نتیجه الکترون ها به نواحی متعددی از تارگت برخورد کرده، سبب عریض شدن فوکال اسپات به میزانی متناسب با محیط دیسک بول شده می گردد و گرما در سراسر این ناحیه وسیع، پخش می شود.

آندهای دواری در دستگاههای اشعه ایکس دندانی داخل دهانی به کار نمی روند، اما گاهی در واحدهای سفالومتری، معمولاً در دستگاه های cone-beam و همیشه در دستگاه های اشعه ایکس CT پزشکی، که نیاز به خروجی بالای رادیاسیون برای اکسپوزرهای طولانی تر دارند، استفاده می شوند.

## POWER SUPPLY

## منبع نیرو

عملکردهای اولیه منبع نیروی یک دستگاه اشعه X عبارتند از:

- فراهم نمودن یک جریان ولتاژ پایین برای گرم کردن فیلامنت تیوب اشعه X
- ایجاد یک اختلاف پتانسیل بالا برای شتاب دادن به الکترون ها از کاتد به سمت فوکال اسپات بر روی آند.

تیوب اشعه X و دو ترانسفورمر، درون یک پوشش فلزی که از نظر بار الکتریکی خنثی می باشد، قرار دارد که سر (head) دستگاه اشعه X نامیده می شود.

تارگت شرکت می کنند. در نتیجه، یک الکترون پس از تداخلات متوالی با هسته های تنگستن، مقادیر متفاوتی از انرژی را حمل می کند.

### اشعه اختصاصی

#### CHARACTERISTIC RADIATION

اشعه اختصاصی تنها بخش کوچکی از فوتون های یک پرتو اشعه X را تشکیل می دهد. یک الکترون برخوردی، یک الکترون داخلی را از تارگت تنگستن خارج کند. یک الکترون به سرعت از اوربیتال خارجی، جذب مکان خالی موجود در اوربیتال داخلی کاهش یافته می شود. وقتی الکترون خارجی جایگزین الکترون جایجا شده می گردد، فوتونی با انرژی ای معادل تفاوت انرژی های باندینگ دو اوربیتال ساطع می شود. انرژی های فوتون های اختصاصی مجزا است.

#### EXPOSURE TIME (s) زمان اکسپوزر

تغییر زمان اکسپوزر - معمولاً بر حسب کسرهایی از ثانیه (S) اندازه گیری می شود - طول مدت اکسپوزر و در نتیجه تعداد فوتون های تولید شده را تغییر می دهد. وقتی زمان اکسپوزر دو برابر می شود، تعداد فوتون های تولید شده با همه انرژی های متفاوت موجود در طیف اشعه X ساطع شده، دو برابر می شوند (اما) دامنه انرژی های فوتون بی تغییر می ماند.

#### CURRENT TUBE (mA) جریان تیوب (MA)

کمیت رادیاسیون تولید شده توسط تیوب اشعه X (برای مثال؛ تعداد فوتون هایی که به بیمار و فیلم می رسند)، با جریان تیوب (MA) و زمان کارکرد تیوب نسبت مستقیم دارد.

#### پیک ولتاژ تیوب (kVp)

#### TUBE VOLTAGE PEAK (kVp)

افزایش kVp یک دستگاه اشعه X موارد زیر را افزایش می دهد؛

- تعداد فوتون های تولید شده
- انرژی متوسط فوتون ها
- حداکثر انرژی فوتون ها

### توان تیوب و چرخه کار

#### TUBE RATING AND DUTY CYCLE

ظرفیت ذخیره گرمایی در آندهای تیوب های تشخیصی دندانی حدود 20KHU می باشد. چرخه کار مربوط به تعداد اکسپوزرهای متوالی است که بدون گرم شدن بیش از حد آند می توان انجام داد. فاصله بین اکسپوزرهای متوالی برای پراکنده شدن گرما باید به قدر کافی طولانی باشد. این ویژگی، تابعی از اندازه آند، kVp و MA اکسپوزر و روش بکار رفته برای خنک کردن تیوب است.

### اشعه برماشترالانگ

#### BREMSSTRAHLUNG RADIATION

توقف ناگهانی یا کند شدن الکترون های پرسرعت توسط هسته تنگستن در تارگت، فوتون های برماشترالانگ را ایجاد می کند که منبع اولیه رادیاسیون از تیوب اشعه X می باشند (برماشترالانگ در زبان آلمانی به معنی "اشعه ترمزی" است).

کارایی تولید اشعه X، متناسب با مربع عدد اتمی تارگت است؛ تداخلات برماشترالانگ، فوتون های اشعه X را به صورت طیف پیوسته ای از انرژی تولید می کنند.

این تیوب طیف پیوسته ای از فوتون های اشعه X را با دامنه ای از انرژی ها، تا حداکثر keV تولید می کند. دلایل ایجاد این طیف پیوسته در زیر آمده است:

- اختلاف ولتاژی که بین تارگت و فیلامنت به طور پیوسته تغییر می کند، موجب می شود که الکترون های برخوردی به تارگت، سطوح متفاوتی از انرژی جنبشی داشته باشند.
- الکترون های بمباران کننده با فواصل متفاوتی از هسته های تنگستن عبور میکنند بنابر این به میزان متفاوتی منحرف می شوند. در نتیجه، مقادیر متفاوتی از انرژی را به شکل فوتون های برماشترالانگ از دست می دهند.
- بیشتر الکترون ها پیش از آنکه همه انرژی جنبشی شان را از دست بدهند، در چندین تداخل برماشترالانگ در

## فصل ۱

## رادیولوژی / دکتر غفاری و مرادی نژاد

می شود - به دلیل جذب افتراقی ساختارهای آناتومیکی که از آنها عبور میکند، از نظر فضایی هتروژن می باشد. این تفاوت در اکسپوژر فیلم یا سنسور دیجیتال سبب تشکیل یک تصویر رادیوگرافی میشود.

در یک پرتو اشعه X دندان، سه روش تضعیف پرتو وجود دارد:

- پراکندگی کوهرنت
- جذب فوتو الکتریک
- پراکندگی کمپتون

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

## پراکندگی کوهرنت

## COHERENT SCATTERING

پراکندگی کوهرنت (که به عنوان پراکندگی Rayleigh، کلاسیک، یا الاستیک نیز شناخته می شود). فوتون برخوردی، سبب برانگیختگی لحظه ای اتم با فرکانسی مشابه فوتون ورودی می شود. سپس فوتون برخوردی از بین می رود.

## جذب فوتو الکتریک

## PHOTOELECTIC ABSORPTION

جذب فوتو الکتریک در تصویربرداری تشخیصی، نقش اساسی دارد زیرا عامل اصلی تشکیل تصویر است. فوتون های اختصاصی ایجاد شده آنقدر کم انرژی هستند که درون بیمار جذب شده و فیلم را مه آلود نمی نمایند.

میزان تداخلات فوتوالکتریک، مستقیماً با توان سوم عدد اتمی ماده جاذب تغییر می نماید.

اختلاف زیاد بین جذب فوتون ها توسط بافتهای نرم و سخت، ایجاد یک تصویر رادیوگرافی را ممکن می سازد. این تفاوت جذب فوتوالکتریک به راحتی در رادیوگرافی های دندانسی به شکل اختلاف دانسیته اپتیکال مینا، عاج، پالپ، استخوان و بافت نرم دیده می شود.

فیلتراسیون ذاتی اکثر دستگاههای اشعه X، در محدوده ای معادل ۰.۰۵ تا ۲ میلی متر آلومینیوم است.

## کولیماسیون COLLIMATION

کولیماتور گرد صفحه ضخیمی از یک ماده رادیوپاک (معمولاً سرب) با دهانه ای گرد است که در مرکز خروجی سرتیوب اشعه X قرار گرفته و پرتو اشعه X از میان آن خارج می شود.

کولیماتورهای مستطیلی سایز پرتو را به اندکی بزرگتر از فیلم اشعه X محدود کرده و سبب کاهش بیشتر اسکپوژر بیمار می گردند. کولیماسیون پرتو اشعه X، از حجم اسکپوژر شده و در نتیجه تعداد فوتون های پراکنده ای که به فیلم می رسند، می کاهد و سبب کاهش اسکپوژر بیمار و بهبود تصاویر می گردد.

تغییر فاصله بین تیوب اشعه X و بیمار، همانند تغییر از دستگاهی با تیوب راهنمای کوتاه به نوعی با تیوب راهنمای بلند، تأثیر محسوسی بر روی اسکپوژر پوستی دارد.

## تداخلات اشعه X با ماده

## INTERACTION OF X RAYS WITH MATTER

هنگامی که پرتو از بیمار عبور می کند، از شدت آن کاسته می شود (تضعیف می شود)، این تضعیف (attenuation)، به این دلیل ایجاد می شود که فوتون ها در پرتو، یا بوسیله اتم هایی در بافتهای جاذب، جذب می شوند یا اینکه به خارج از پرتو پراکنده می شوند.

در تداخلات جذبی (absorption interactions)، فوتون ها اتم های جاذب را یونیزه کرده، انرژی خود را به انرژی جنبشی الکترونهای خارج شده منتقل کرده و از بین می روند. در تداخلات پراکندگی (scattering interactions) نیز، فوتون ها با اتم های جاذب تداخل دارند، اما پس از آن در جهتی دیگر به حرکت خود ادامه می دهند. میزان این تداخلات به نوع بافت اسکپوژر شده بستگی دارد. استخوان، بیشتر تمایل به جذب فوتون های اشعه X دارد، در حالی که بافتهای نرم بیشتر به آنها اجازه عبور میدهند. اگر چه پرتوی که به بیمار برخورد می کند، از نظر فضایی هموزن است، پرتو باقیمانده - پرتو تضعیف شده ای که از بیمار خارج



## فصل ۱

## رادیولوژی / دکتر غفاری و مرادی‌نژاد

رادیاسیون یونیزان، در واحد جرم هر نوع ماده است. واحد SI آن گری می باشد که 1Gy معادل 1J/Kg است. واحد قدیمی دوز جذبی، rad (radiation absorbed dose) است. Gy معادل 100rad می 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 می شود. واحد دوز معادل، سیورت (Sv) است. واحد قدیم دوز معادل، rem (roentgen equivalent man) است.

## EFFECTIVE DOSE

## دوز موثر

دوز موثر (E) برای ارزیابی میزان خطر در انسانها به کار می رود. مقایسه میزان خطر ناشی از یک اکسپوزر دندانسی با خطر ناشی از مثلاً بررسی رادیوگرافی قفسه سینه، دشوار است، زیرا بافتهای مختلف با رادیوسنسیتیویتهای متفاوت، اکسپوز می شوند.

مقایسه رادیوسنسیتیویتهای بافتهای مختلف با  $W_T$  اندازه گیری می شود. فاکتورهای وزنی بافتی (ICRP 2007) شامل مغز قرمز استخوان، پستان، کولون، ریه و معده همگی ۰.۰۱۲؛ گنادها ۰.۰۸؛ مثانه مری، کبد و تیروئید همگی ۰.۰۴؛ سطح استخوان، مغز، غدد بزاقی و پوست همگی ۰.۰۱؛ و سایر بافتهای اختصاصی مجموعاً ۰.۰۱۲ میباشند. واحد دوز موثر Sv است.

احتمال تداخل کامپتون، با دانسیته الکترونی ماده جاذب نسبت مستقیم دارد.

## BEAM ATTENUATION

## تضعیف پرتو

اصولاً میزان جذب پرتو به انرژی پرتو و ضخامت و دانسیته ماده جاذب بستگی دارد.

HVL، ضخامتی از یک ماده جاذب مانند آلومینیوم است که برای کاهش نیمی از تعداد فوتون های اشعه X عبوری از آن مورد نیاز می باشد. گاهی عناصر نادر زمینی به عنوان فیلتر بکار می روند، زیرا انرژی باندینگ اوربیتال 1S، یا K edges آنها، جذب فوتون های پراثری را به شدت افزایش می دهد.

## EXPOSURE

## اکسپوزر

اکسپوزر، اندازه گیری توانایی اشعه های X یا  $\gamma$  برای یونیزاسیون هوا است. به صورت میزان بار در توده هوا اندازه گیری می شود. قبلاً، این واحد رونتگن (R) نامیده می شد. 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 الکترون های انرژی جنبشی ایجاد می کند.

Kerma مخفف kinetic energy released in matter است و انرژی جنبشی انتقال یافته از فوتون ها به الکترونها را اندازه می گیرد و با واحدهای دوز (گری Gy) بیان می شود که 1Gy معادل 1J/kg 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 می باشد. مقادیر kerma که در هوا به دست می آیند، air kerma نامیده می شوند.

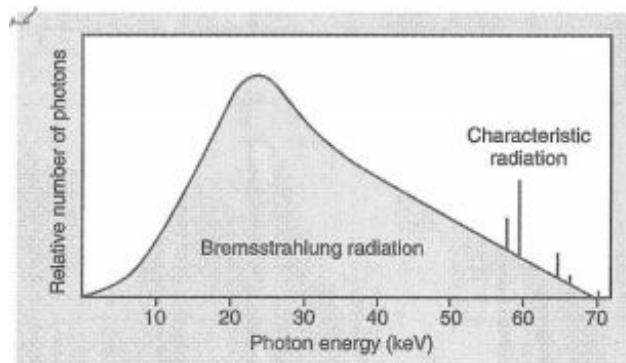
## ABSORBED DOSE

## دوز جذبی

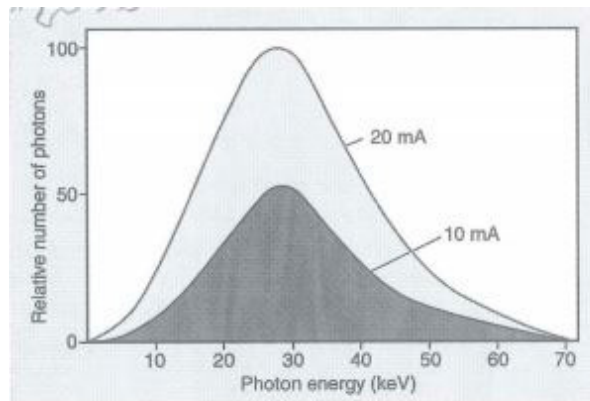
دوز جذبی، اندازه گیری کل انرژی جذب شده توسط هر نوع

## فصل ۱

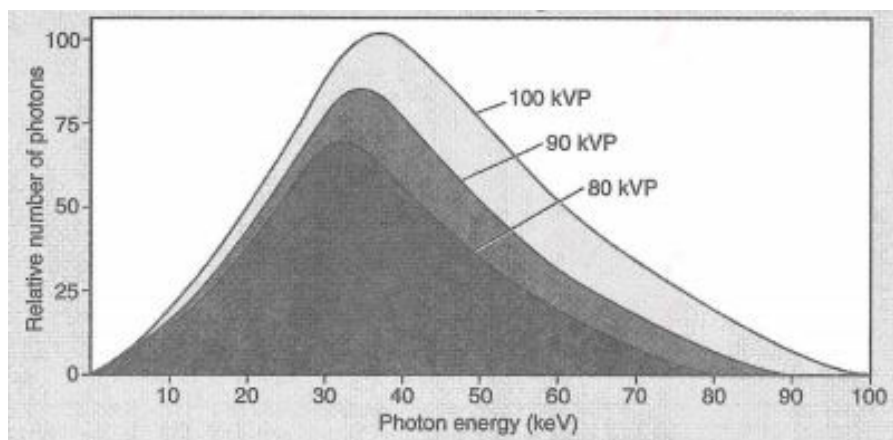
## رادیولوژی / دکتر غفاری و مرادی نژاد



طیف فوتون‌های ساطع شده از یک دستگاه اشعه X که در ۷۰ kVp کار می‌کند. قسمت عمده رادیاسیون، اشعه برمزاشترالانگ (ناحیه تیره‌تر)، به همراه مقدار اندکی از اشعه اختصاصی می‌باشد.



طیف انرژی‌های فوتون تولید شده در یک دستگاه اشعه X نشان می‌دهد که وقتی جریان تیوب (mA) افزایش می‌یابد (kVp و زمان اکسپوزر ثابت هستند)، تعداد کلی فوتون‌ها نیز افزایش می‌یابد. انرژی متوسط و حداکثر انرژی‌های پرتوها تغییر نمی‌کنند.





یادداشت :