



سیستم های تصویرگر پزشکی

ارائه شده توسط: مریم خزاعی مقدم

گروه مهندسی هسته ای

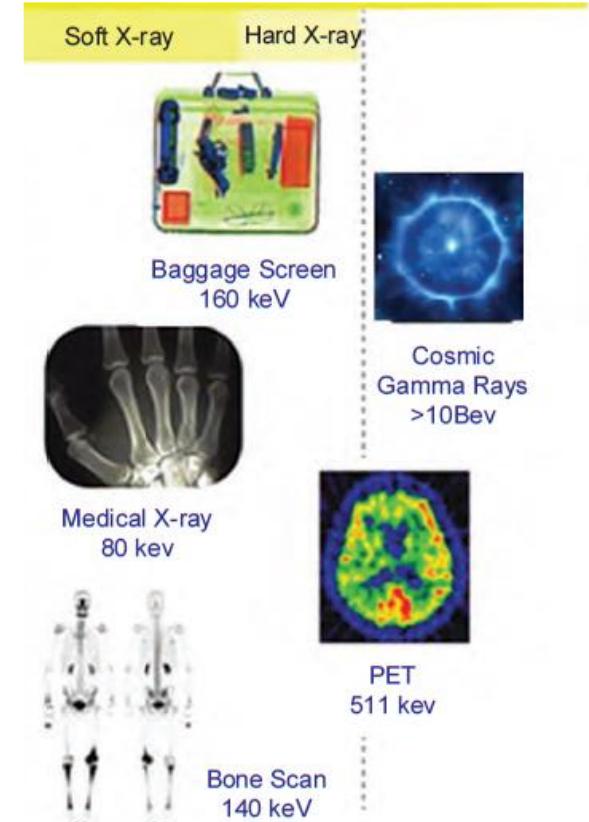
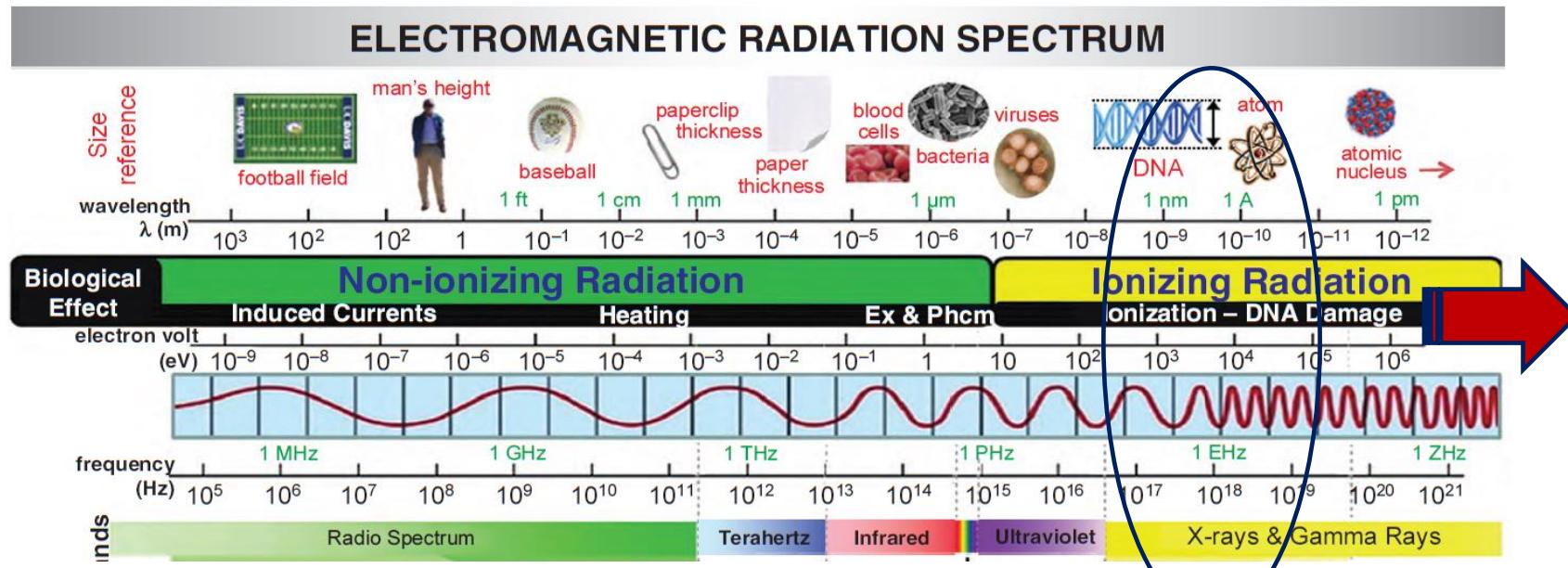
دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکز

فهرست مطالب فصل اول

- ✓ ماهیت پرتو X
- ✓ دستگاه تولید پرتو X - تیوب اشعه X
- ✓ بر هم کنش‌های پرتو X در ماده
- ✓ دستگاه‌های ثبت اشعه - سیستم‌های آشکارسازی
- ✓ سیستم‌های رادیولوژی
- ✓ رادیوگرافی
- ✓ فلوروسکوپی
- ✓ ماموگرافی
- ✓ آنژیوگرافی
- ✓ زیرو رادیو گرافی
- ✓ سیستم تصویربرداری سی تی اسکن ۳
- ✓ کیفیت تصویر

أشعة X

پرتو X یک موج الکترومغناطیسی با فرکانسی بالاتر از امواج رادیویی و نوری است و طول موجی کوتاه تر نسبت به این امواج دارد.
از برهم کنش الکترون های پرانرژی با ماده اشعه X تولید میشود (تبديل انرژی جنبشی الکترون به تابش الکترومغناطیسی)



تولید اشعه X- طیف تابش ترمزی

$$f = \frac{ka_1 a_2}{r^2}$$

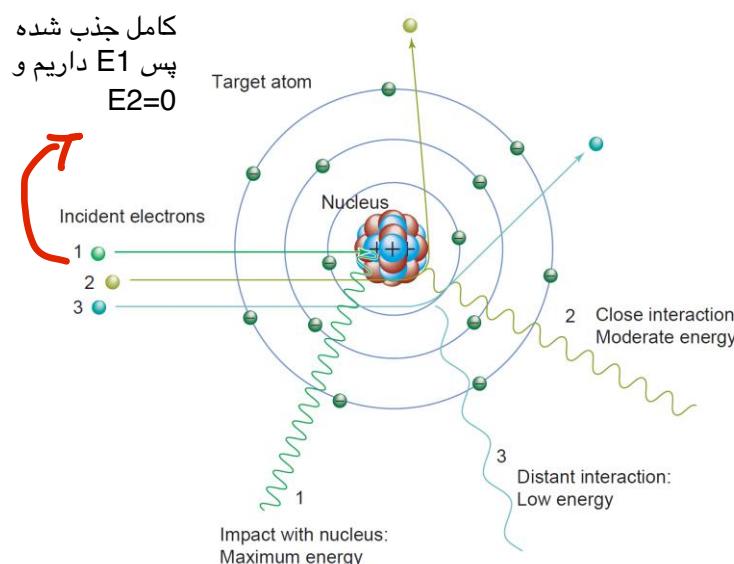
فیزیک مسئله:

تابش ترمزی (اشعه X) از برهم کنش الکترون های پرانرژی با هسته اتم هدف تولید می شود.

نیروهای کولونی سبب جذب و کاهش سرعت الکترون های پرانرژی شده و مقدار قابل توجهی از انرژی جنبشی این الکترون ها از دست میرد و مسیر الکترون ها هم تغییر می یابد.

انرژی فوتون اشعه X برابر با انرژی جنبشی از دست رفته الکترونهاست پرانرژی تابیده شده به سمت هدف است (اصل پایستگی انرژی).

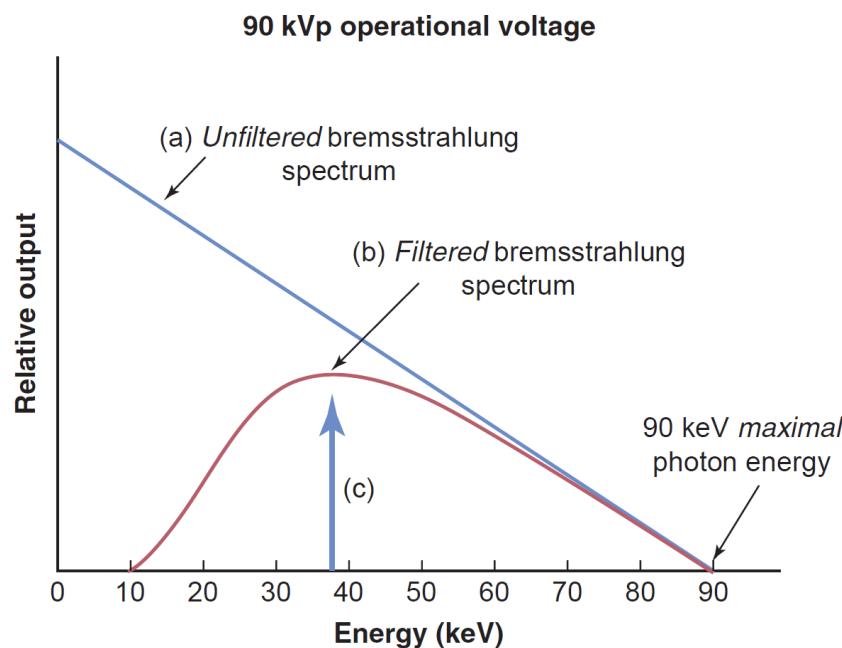
مقدار انرژی فوتون X تولید شده به فاصله بین الکترون ها و هسته هدف در زمان برهم کنش بستگی دارد.



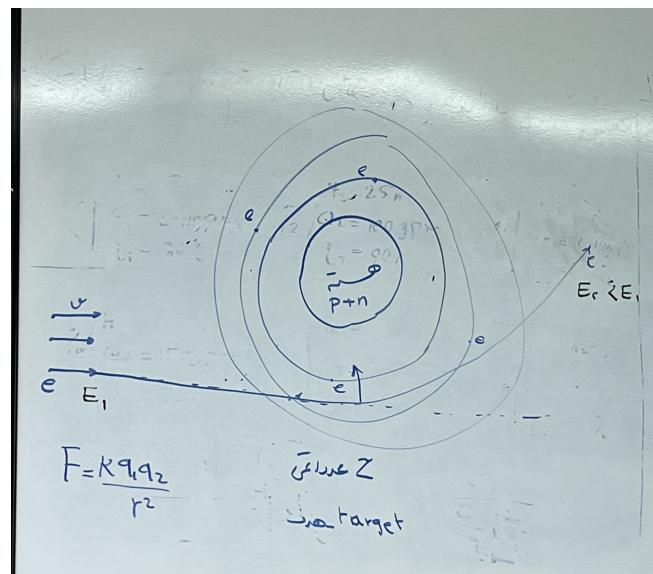
پرتو X از برخورد الکترون های پرانرژی با یک هدف از جنس موادی با عدد اتمی بالا مثل تنگستن یا مولیبدن تولید می شود. دقیق شود در این فرایند الکترون های پرانرژی با هسته اتم هدف برهم کنش می کنند و سبب تولید تابش ترمزی (پرتو ایکس) می شوند.

طیف انرژی پرتو ایکس

- احتمال برخورد کامل و مستقیم الکترون با هسته بسیار کم است. به همین دلیل این کم انرژی تر با فراوانی بیشتری نسبت به ایکس های پر انرژی تولید می شوند.
- به طور کلی می توان گفت از آن جایی که هسته اتم فضای کمتری را نسبت به اتم اشغال می کند، احتمال نزدیک شدن الکترون های پر انرژی به هسته کم می باشد. در نتیجه همان طور که در طیف انرژی مشاهده می شود سهم تولید پرتوهای پر انرژی کمتر از پرتوهای کم انرژی می باشد.
- طیف قرمز مشاهده شده در شکل زیر، طیف فیلتر شده ناشی از عبور پرتو های X تولیدی از یک لایه از ماده است. با فیلتراسیون، پرتو های X کم انرژی حذف و میانگین انرژی پرتو ها به یک سوم تا یک دوم انرژی بیشینه خواهد رسید



فیلتراسیون ذاتی همان اجزا است



تولید اشعه ایکس مشخصه

فیزیک مسئله

اگر الکترون های پر انرژی با الکترون های داخلی ماده هدف برهم کنش انجام دهند، پرتو X مشخصه تولید می شود که به صورت پیک هایی بر روی طیف اصلی سوار می شوند.

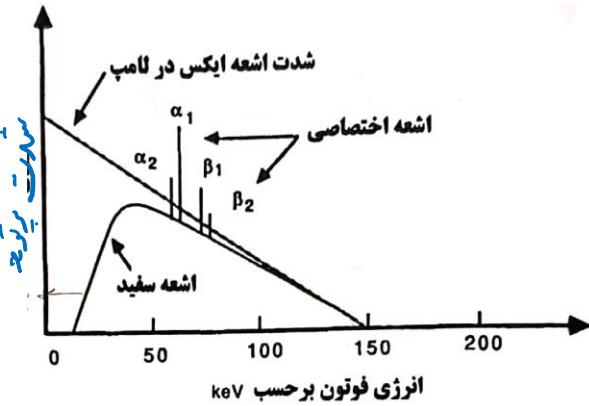
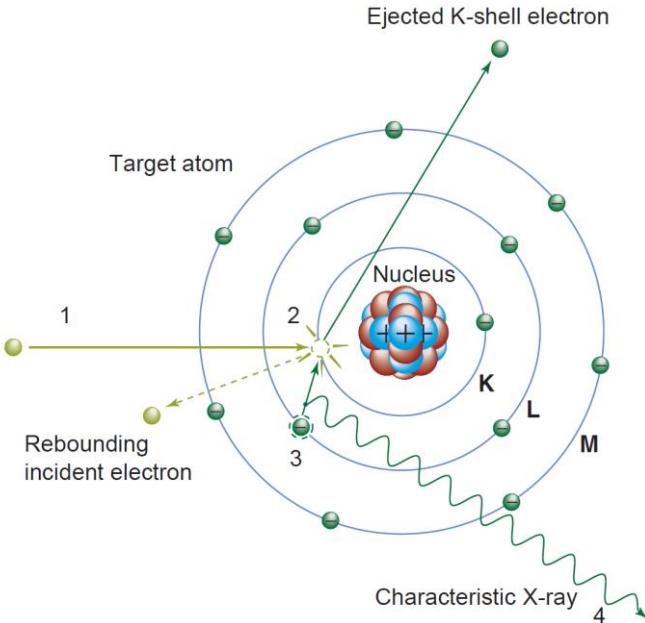
در این برهم کنش الکtron پر انرژی الکترون مداری اتم هدف را به بیرون از اتم پرتاپ می کند.

جای خالی ایجاد شده با یک الکترون از لایه های بالاتر پر می شود. در فرآیند گذار الکترون از لایه بالاتر به لایه پایین تر یک پرتو به تام ایکس مشخصه گسیل می شود.

مقدار انرژی پرتو گسیل شده برابر با اختلاف انرژی دو تراز می باشد که مقدار آن از ویژگی های ماده هدف می باشد.

مدار های بالاتر از هسته پر انرژی تر اند

7



تولید اشعه X-طیف X مشخصه

- الکترون ها ممکن است از لایه های مختلف مجاور(K_{α}) یا غیر مجاور (K_{β}) لایه مورد نظر را پر کنند.
- با زده تولید تابش X مشخصه به نوع ماده و انرژی الکترون های فرودی بستگی دارد.
- هرچه انرژی الکترون های فرودی بالاتر باشد نسبت X مشخصه به تابش ترمی افزایش خواهد داشت
- عامل اصلی در تولید X های مشخصه برهم کنش الکترون-الکترون است.

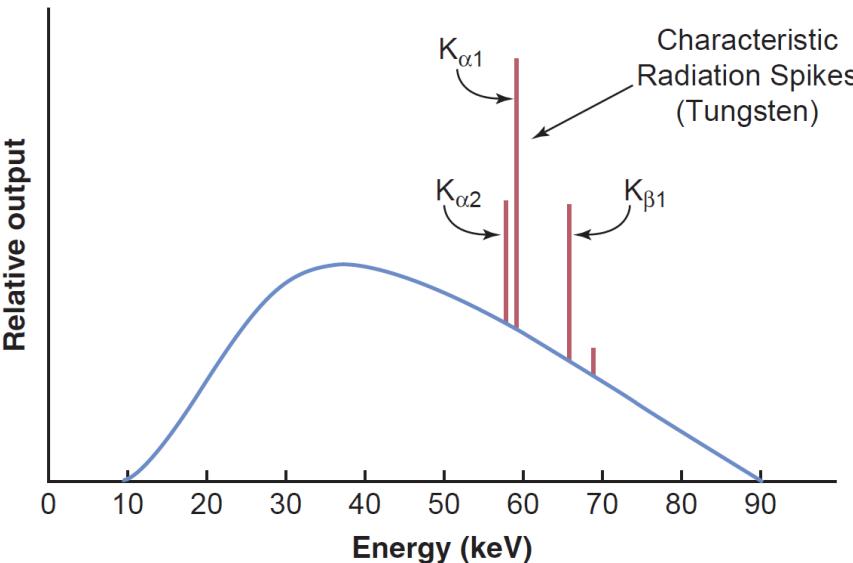
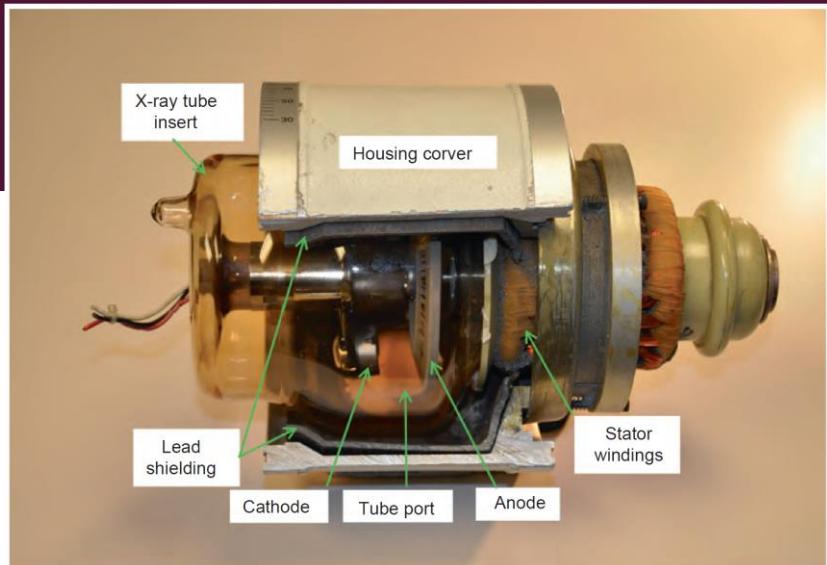


TABLE 6-2 K-SHELL CHARACTERISTIC X-RAY ENERGIES (keV) OF COMMON X-RAY TUBE TARGET MATERIALS

SHELL TRANSITION	TUNGSTEN	MOLYBDENUM	RHODIUM
$K_{\alpha 1}$	59.32	17.48	20.22
$K_{\alpha 2}$	57.98	17.37	20.07
$K_{\beta 1}$	67.24	19.61	22.72

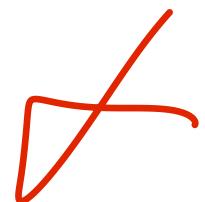
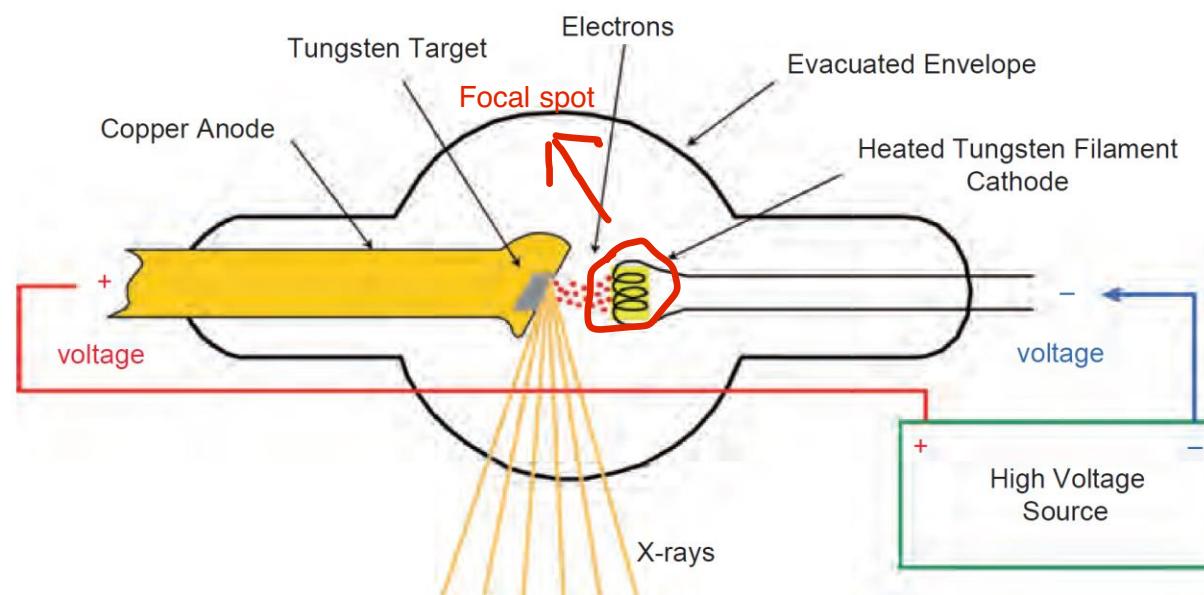
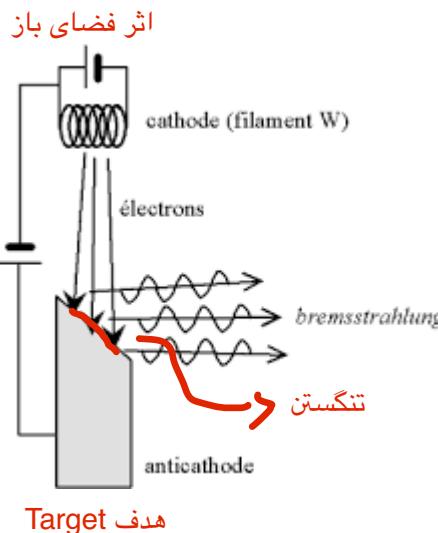
Note: Only prominent transitions are listed. The subscripts 1 and 2 represent energy levels that exist within each shell.

ژنراتورهای تولید کننده پرتو X - تیوب اشعه X

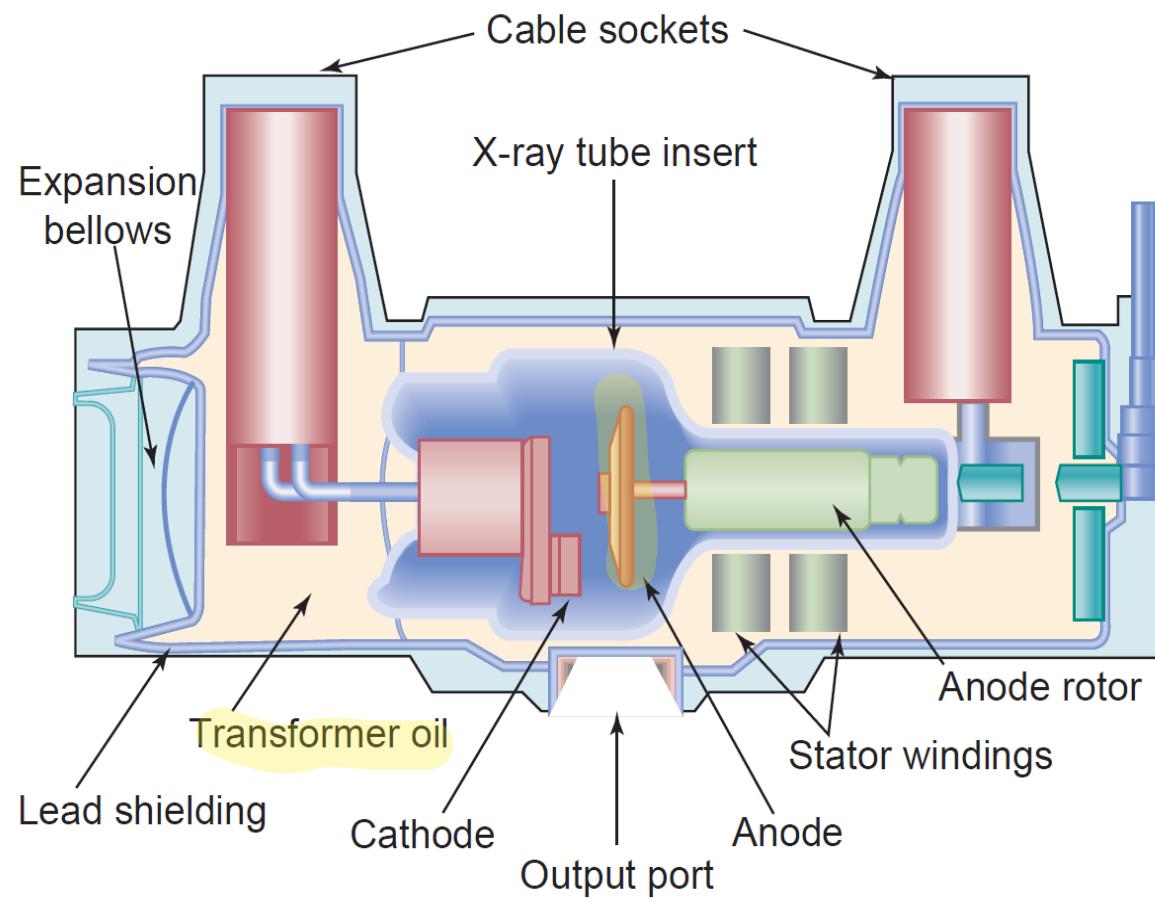


- تیوب اشعه ایکس سیستمی برای تولید اشعه X از طریق تابش ترمی و تابش مشخصه است

- فیلامان**
- ساختمان داخلي:**
- چشم الکترون یا کاتد
 - ماده هدف یا آند
 - فضای خلا از جنس شیشه یا فلز

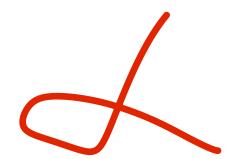


تیوب اشعه X



ساختار بیرونی:

- حفاظ
- حمام روغن خنک کننده
- ژنراتور
- کولیمیاتورها





هرچی پهن تر، کیفیت تصویر پایین تر Focal spot:

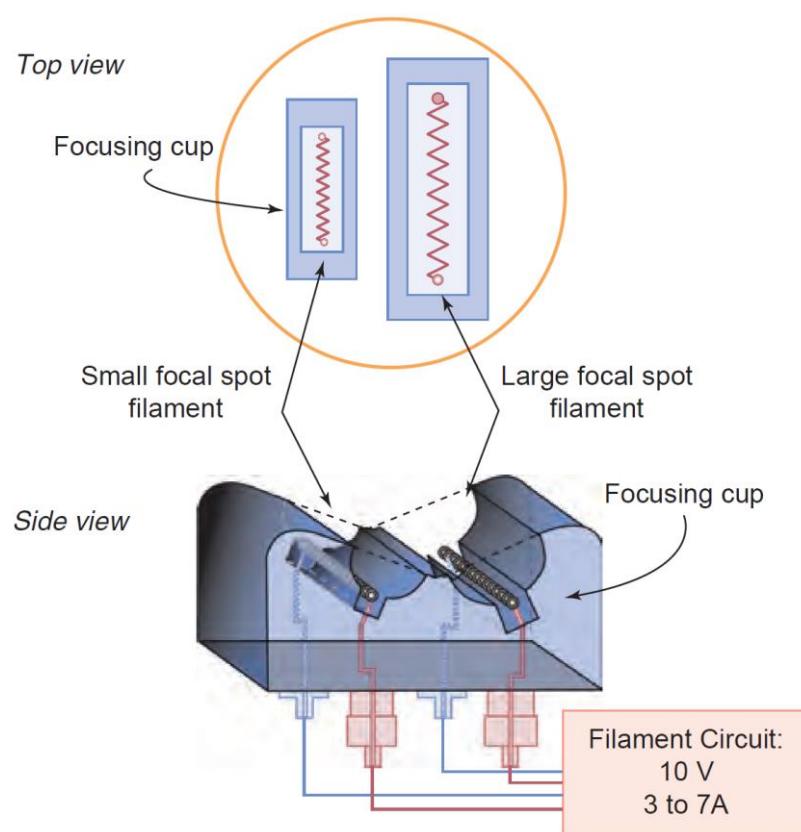
کاتد چشمکه الکترونی به شکل فیلامانی مارپیچی (با ولتاژی در حدود 10 V و جریانی در حدود 7 A) است

Focussing cup بسته به ولتاژ اعمالی خطوط پتانسیلی الکتریکی را برای متمرکز کردن الکترونها برای ایجاد یک ناحیه برهم کنشی کوچک روی آند (نقطه کانونی) ایجاد کرده و پهنهای بیم الکtron را شکل می دهد.

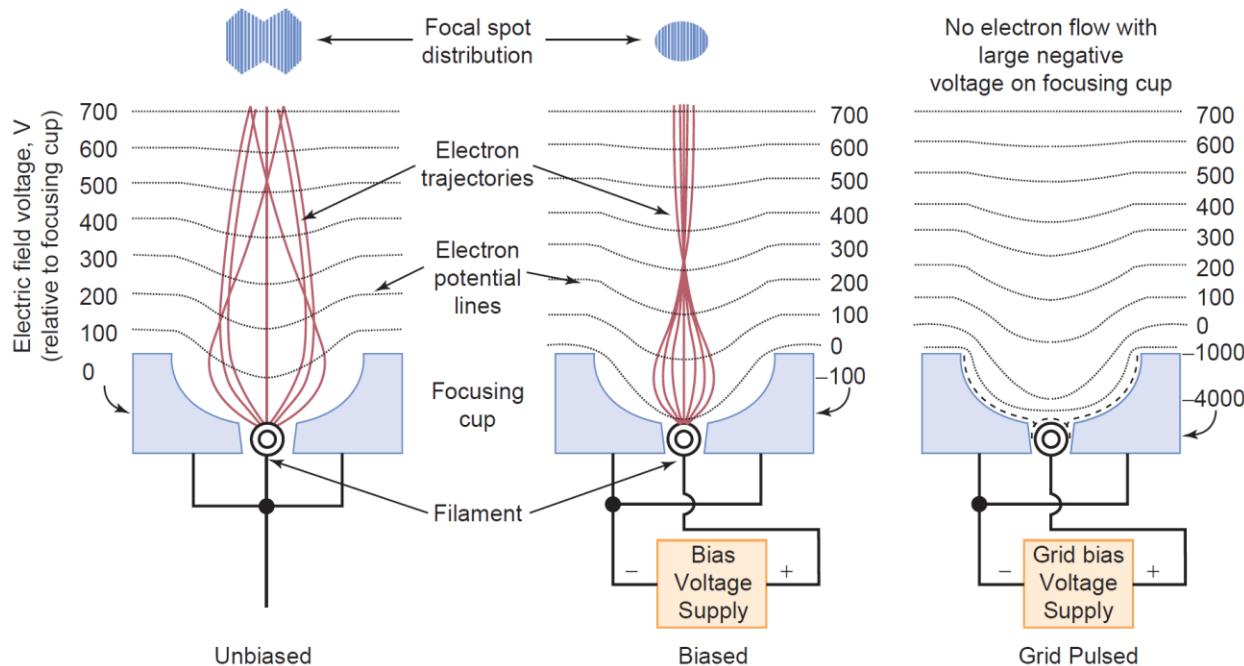
ابعاد ناحیه کانونی:

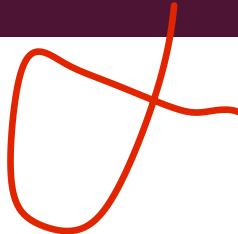
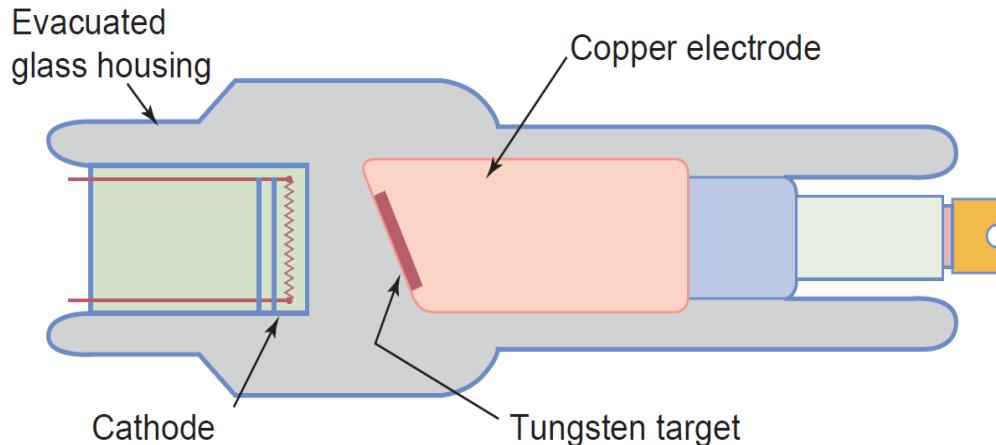
پهنهای شیار Focussing cup پهنهای نقطه کانونی، و طول فیلامان طول نقطه کانونی را تعیین میکند

معمولًا از دو فیلامان با دو طول مختلف برای ایجاد دو نقطه کانونی مختلف استفاده می شود



ولتاژ اعمال شده به FOCUSING CUP





آند یک الکترود هدف فلزی است که در ولتاژ مثبت نسبت به کاتد قرار دارد
پارامترهای موثر در تعیین جنس آند: ۱- دمای ذوب ۲- عدد اتمی

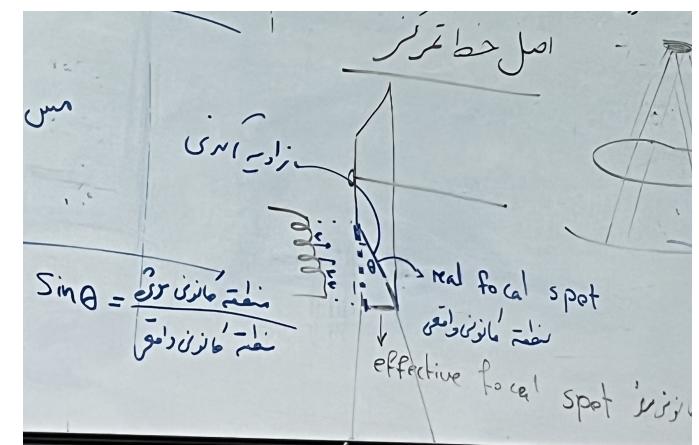
آندها در دو دسته ثابت و چرخان طراحی میشوند

- آند ثابت: آند تنگستنی در یک بلوک مسی (به عنوان نگهدارنده و انتقال دهنده گرما)
- معایب: ناحیه بسیار کوچک آند سبب محدودیت آهنگ انتقال گرما از آند به بلوک مسی خواهد بود و بیشینه جریان تیوب و شار اشعه X را محدود خواهد کرد

TABLE 6-2 K-SHELL CHARACTERISTIC X-RAY ENERGIES (keV) OF COMMON X-RAY TUBE TARGET MATERIALS

SHELL TRANSITION	TUNGSTEN	MOLYBDENUM	RHODIUM
$K_{\alpha 1}$	59.32	17.48	20.22
$K_{\alpha 2}$	57.98	17.37	20.07
$K_{\beta 1}$	67.24	19.61	22.72

Note: Only prominent transitions are listed. The subscripts 1 and 2 represent energy levels that exist within each shell.





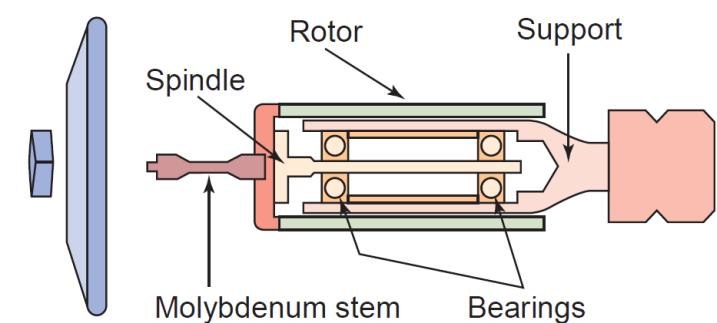
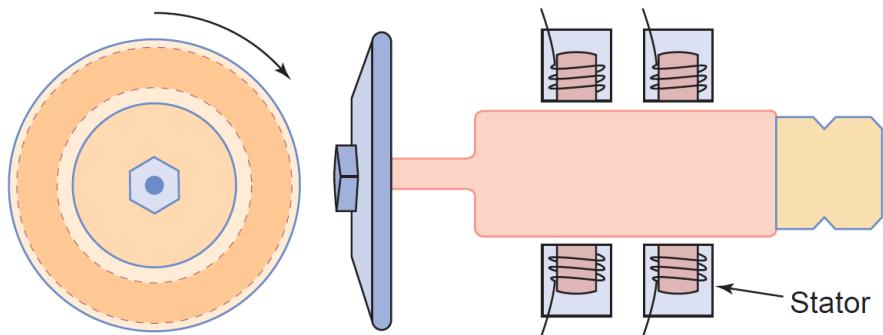
آند چرخان

با وجود پیچیدگی این طراحی برای بسیار از کاربردهای تشخیصی اشعه X به کار می‌روند چون انتقال گرما بهتر صورت می‌پذیرد و در نتیجه توانایی تولید اشعه X با انرژی بیشتر در آنها لمکان پذیر است.

چرخش آند سبب می‌شود که انرژی گرمایی در سطح وسیعی از آند پخش شود.
آنداز نظر گرمایی ایزوله شده است و به صورت گسیل تابشی و با تابش مادون قرمز گرما را به حمام روغن خنک کننده منتقل می‌کند.

در اندهای چرخان ناحیه برخورد الکترون‌ها برابر است با طول مسیر ($2\pi r$) در پهنه‌ای مسیر (Δr) که r فاصله شعاعی از مرکز آند است

فرایند خنک‌سازی (heat loading) به سرعت چرخش آند و مساحت ناحیه کانونی بستگی دارد

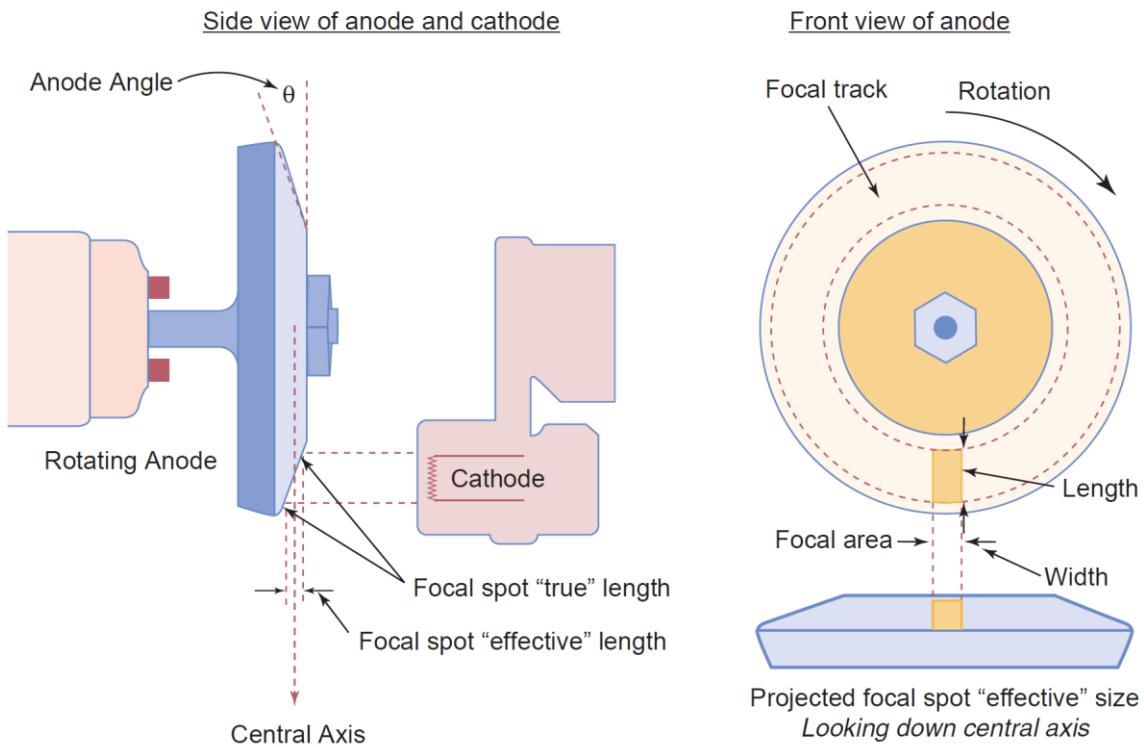


اصل خط تمرکز - زاویه آندی

زاویه آندی سطح آند نسبت به پرتو مرکزی میدان اشعه X

زاویه آندی در تیوب های اشعه X تشخیصی بجز برخی ماموگرافی ها بین ۷ تا ۲۰ درجه است (زاویه های ۱۲ تا ۱۵ درجه رایج تر است)

سایز ناحیه کانونی:



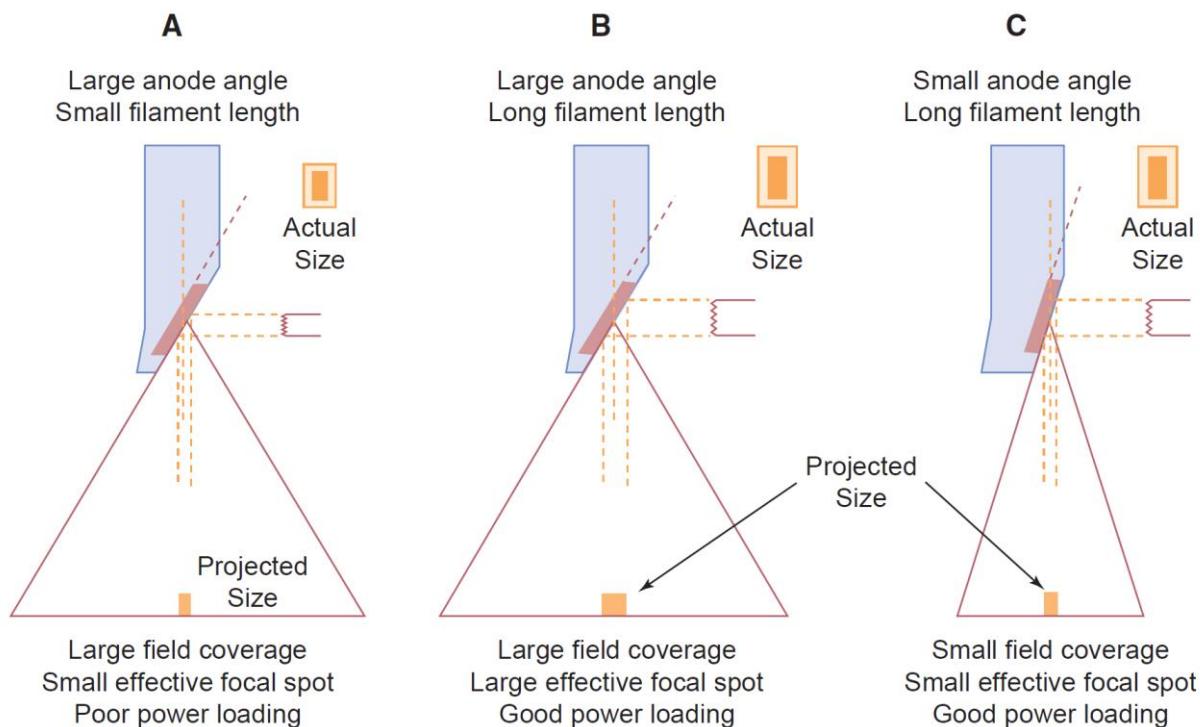
■ **Actual focal spot** (ناحیه کانونی حقیقی): ناحیه ای از آند که با الکترون برخورد میکند

■ **Effective focal spot** (ناحیه کانونی موثر): طول و عرض ناحیه کانونی هنگامی که از سمت میدان پرتو X به آند نگاه میکنیم عرض موثر و حقیقی ناحیه کانونی با هم برابرد و با تغییر زاویه آندی تغییر نمیکنند

طول ناحیه کانونی موثر از طول ناحیه کانونی حقیقی کوچکتر می باشد.

$$\text{Effective focal length} = \text{Actual focal length} \times \sin \theta$$

زاویه آندی

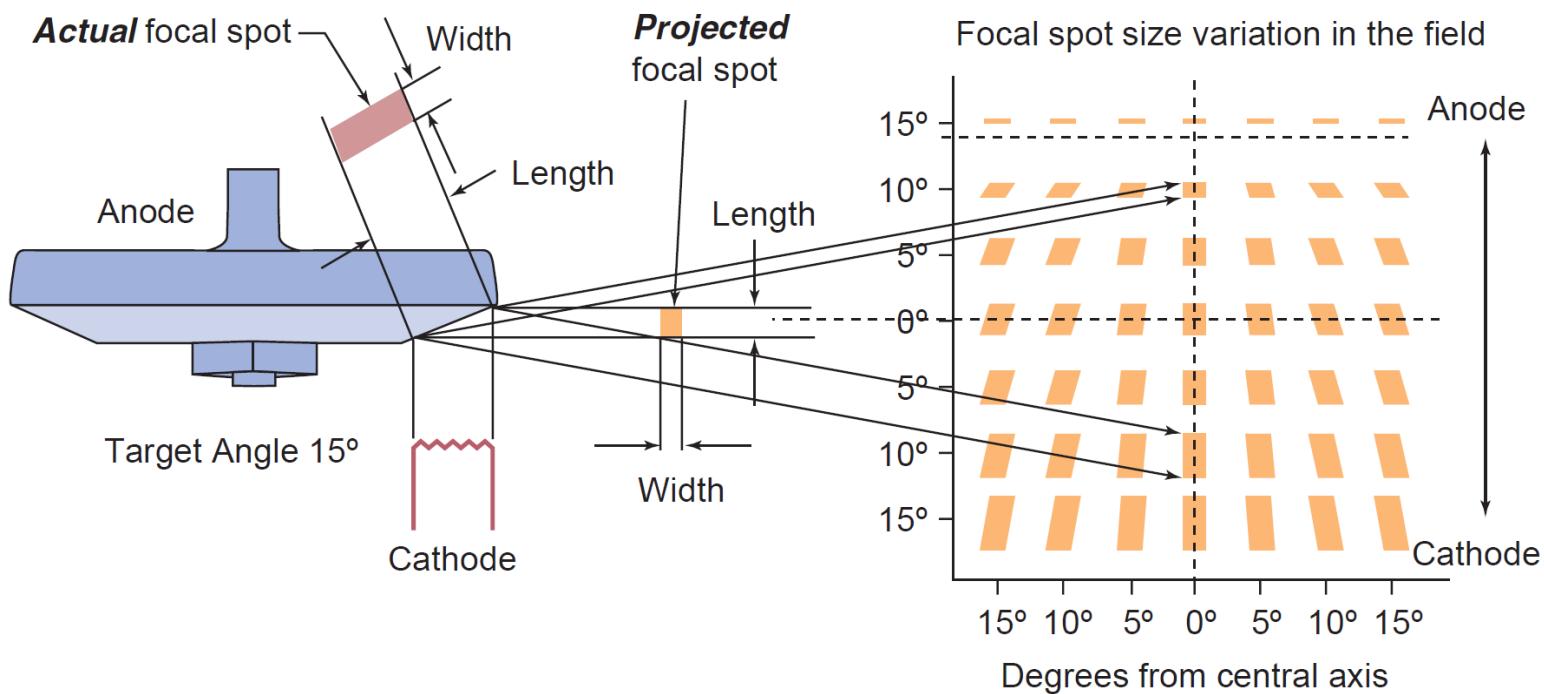


برای یک ناحیه کانونی حقیقی معین:

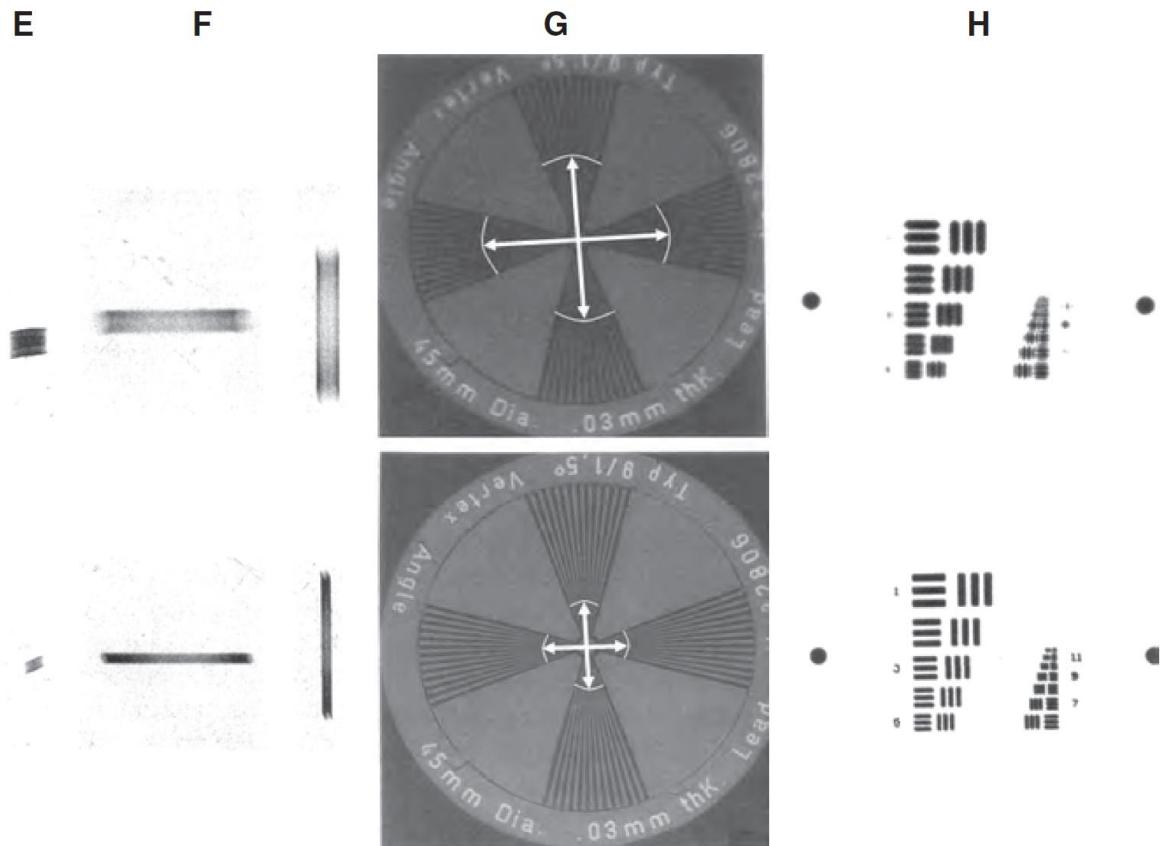
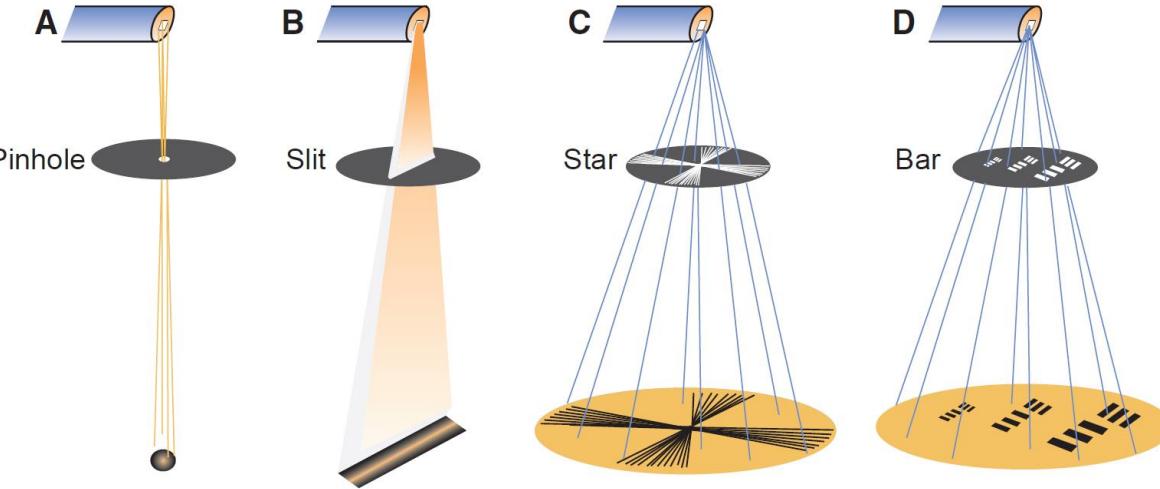
- هرچه زاویه آندی کوچکتر باشد ناحیه کانونی موثر کوچکتر و تفکیک مکانی بهتر خواهد بود
- هر چه زاویه آندی کوچکتر، سایز میدان اشعه X کوچکتر میشود و پوشش میدان برای فاصله ثابت چشم X تا آشکارساز، کمتر خواهد شد
- انتخاب بهترین زاویه آندی به نوع کاربرد کلینیکی دستگاه تصویربرداری بستگی دارد

تعیین اندازه ناحیه کانونی

- اندازه ناحیه کانونی در پرتو مرکزی خروجی تیوب اشعه ایکس تعیین میشود.
- طول موثر ناحیه کانونی با تغییر موقعیت صفحه تصویر در جهت آند-کاتد تغییر میکند.

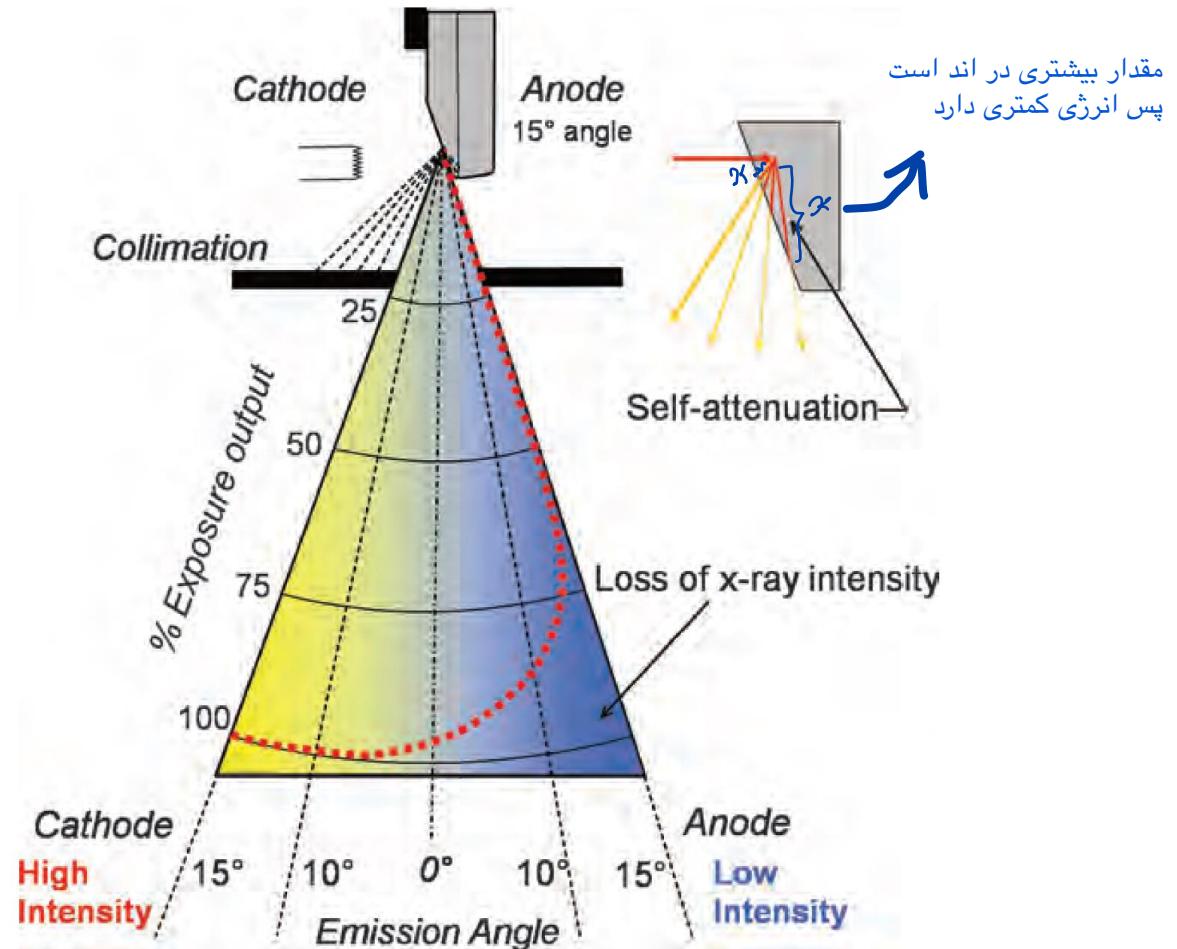


اندازه گیری ناحیه کانونی:



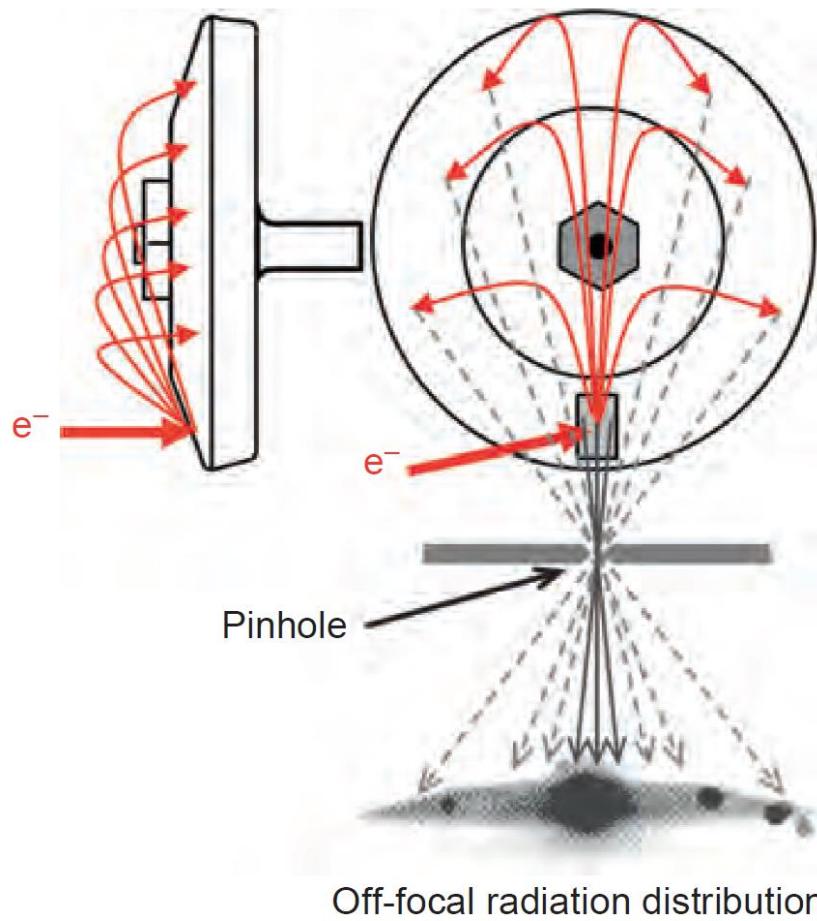
- **Pinhole camera** (دایره ای به قطر $10\text{--}30 \mu\text{m}$ در یک دیسک فلزی با تضعیف بالا مثل سرب تنگستن یا طلا)
- **Slit camera** (صفحه ای از جنس فلز با تضعیف بالا مثل تنگستن با یک شکاف باریک با پهنای حدود $10 \mu\text{m}$)
- **Star pattern** (پترن شعاعی از پره های سربی روی یک دیسک نازک پلاستیکی)
- **Resolution bar pattern**

اثر پاشنه آندی



- شدت کاتد نسبت به آند بیشتر است
- پاشنه آندی ناشی از کاهش شدت بیم در میدان اشعه X از کاتد به سمت آند است.
- در یک اندازه میدان معین اثر پاشنه آندی با زیاد شدن فاصله تصویر تا چشم به طور قابل توجه کاهش می یابد.
- برای ایجاد بالانس بهتر در شدت فوتونهای عبوری از بیمار بهترین حالت زمانیست که آند در سمتی از بیمار که ضخامت کمتری دارد قرار بگیرد.
- هرچه پرتو مسافت بیشتری در آند طی کند، شدت آن کمتر می شود
- یکی از اجزای اصلی، فیلتر است که شدت خروجی را یکی می کند

تابش خارج از کانون OFF-FOCAL RADIATION



ناشی از الکترونهای پس پراکنده از سطح آند است

اثرات:

- افزایش دز بیمار

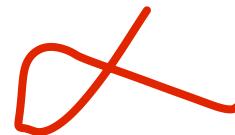
- مات شده گی و کدر شدن زمینه تصویر

راه حل:

- قرار دادن کولیماتور

- قرار دادن محفظه تیوب در پتانسیل الکتریکی مشابه آند (با فرض آنکه جنس محفظه از فلز باشد)

فاکتورهای موثر در بازدهی تولید اشعه X تابش ترمزی



عدد اتمی ماده هدف (Z)

انرژی جنبشی اولیه الکترون های فرودی

مثال: برای الکترون های با انرژی 100 keV در برخورد با هدفی از جنس تنگستن ($Z=74$), تقریبا ۱ درصد از انرژی از دست رفته شان تبدیل به تابش ترمزی می شود

$$\frac{\text{Radiative energy loss}}{\text{Collisional energy loss}} \cong \frac{E_K Z}{820,000}$$

$$\frac{100 \times 74}{820000} \cong 0.009 \cong 0.9\%$$

HEAT LOADING

- HU (Heat unit) روشی ساده برای بیان اتلاف انرژی (به جاگذاشتن انرژی) در آند است
- محاسبه HU با دانستن پارامتر های روش رادیوگرافی با رابطه زیر امکان پذیر است

$$\text{Energy (HU)} = \text{peak voltage (kV)} \times \text{tube current (mA)} \times \text{exposure time (s)}$$

- مثال انرژی بر جای گذاشته شده بر حسب HU در آند در سیستمی که با ۸۰ kVp، ۲۵۰ mA و زمان ۱۰۰ msec بصورت زیر محاسبه میشود:

$$\begin{aligned} \text{Single-phase generator: } & 80 \times 250 \times 0.100 = 2,000 \text{ HU} \\ \text{Three-phase or high-frequency inverter generator: } & 80 \times 250 \\ & \times 0.100 \times 1.35 = 2,700 \text{ HU} \end{aligned}$$

$$\text{HU / s} = \text{kV} \times \text{mA}$$

- برای کاربردهای فلوروسکوپی HU/sec بصورت زیر تعریف میشود

HEAT LOADING

- واحد انرژی در سیستم SI ژول است $(1J=1W \cdot 1sec)$.

- انرژی ذخیره شده در آند به صورت زیر بر حسب ژول محاسبه میشود:

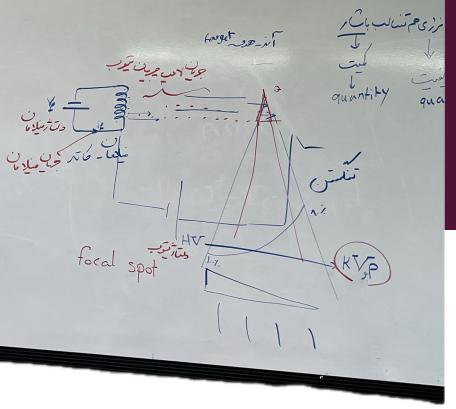
$$\text{Energy (J)} = \text{Voltage (V)} \times \text{Tube current (A)} \times \text{Exposure time(s)}$$

ریشه میانگین مربعی ولتاژ (root-mean-square voltage, VRMS) را که همان توانی (W) را که ولتاژ kVp ایجاد میکند تولید میکند.

- رابطه بین ژول و HU تقریبا بصورت زیر است:

$$\text{Energy (HU)} \cong 1.4 \times \text{Heat input (J)}$$

فاکتورهای موثر در گسیل اشعه X



مولفه های توصیف خروجی تیوب اشعه X
انرژی

کیفیت quality یا: بیانگر معیاری از نفوذپذیری پرتوهای X تولیدی است
شار kVp بالاتر ← انرژی الکترون فرودی بالاتر ← انرژی پرتوهای X تولیدی بالاتر ← قدرت نفوذ یا کیفیت بالاتر اشعه
کمیت quantity یا: بیانگر تعداد یا تراکم فوتون های موجود در بیم اشعه X است.

هر چه جریان تیوب بالاتر ← شار فوتونی (تعداد فوتون در واحد سطح) بالاتر

پرتودهی: پرتودهی یا exposure (قابلیت یونیزاسیون اشعه X در حجم هوا) با شدت میدان اشعه X (انرژی و تعداد پرتوها در طیف) متناسب است و به
کیفیت و کمیت خروجی تیوب بستگی دارد. X

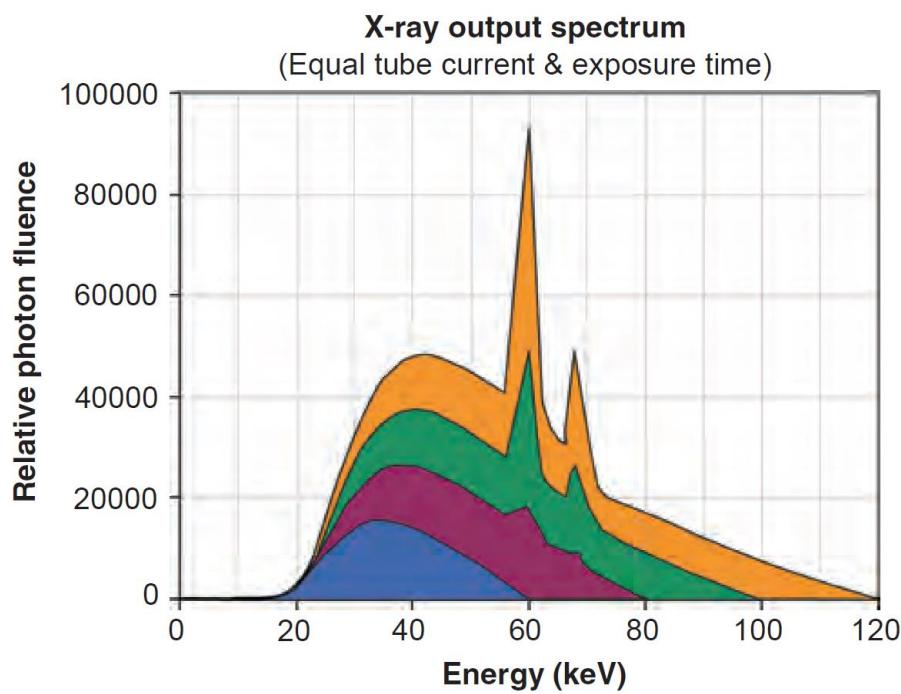
کنسول اپراتوری: سه پارامتر اصلی قابل انتخاب در سیستم های تصویربرداری ایکس mA، kVp و زمان پرتودهی میباشد که تعیین کننده مشخصات کیفی و کمّی و میزان پرتودهی طیف اشعه X خواهد بود

برخی سیستم ها که دارای دو فیلامان کاتد هستند امکان پرتودهی با دو سایز ناحیه کانونی را فراهم میسازند

معمولًا سیستم ها برخی پروتکل های بهینه سازی شده و از پیش برنامه ریزی شده جهت کاربردهای روتین دارند

فاکتورهای موثر در گسیل اشعه X

α



بازده تولید اشعه X، پرتودهی، کیفیت و کمیت به وسیله فاکتورهای زیر تعیین میشود:

۱- جنس ماده هدف (آند):

جنس آند (عدد اتمی) روی تعداد (quantity) فوتونهای تابش ترمزی و انرژی تابش مشخصه (quality) موثر است

۲- ولتاژ تیوب (kVp):

تعیین کننده بیشینه انرژی در طیف تابش ترمزی است و در quality طیف خروجی تاثیر دارد.

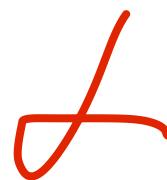
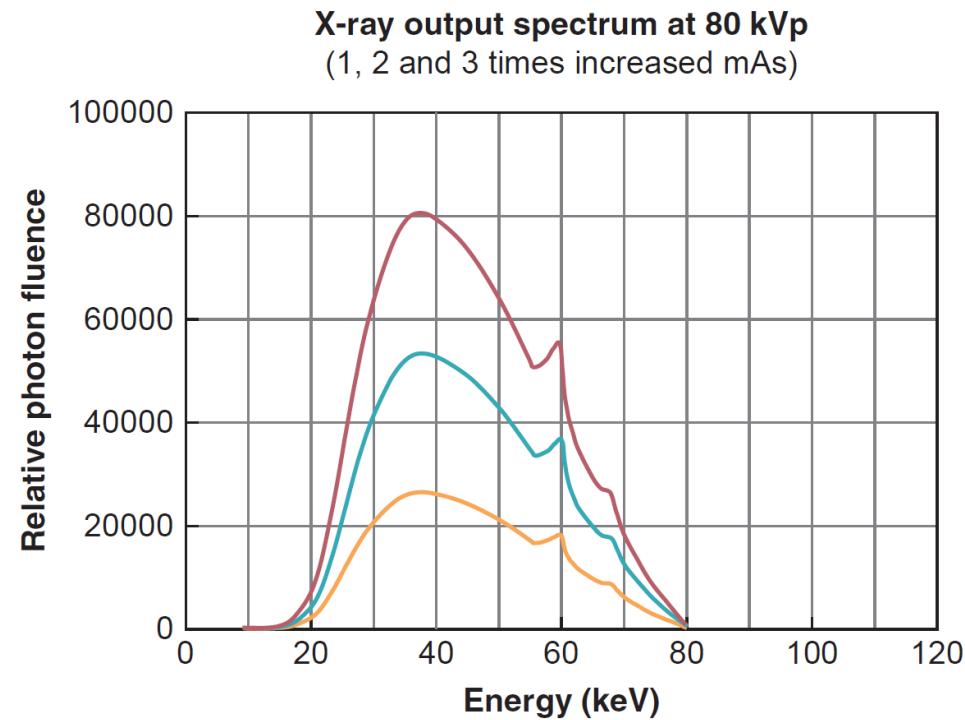
تعیین کننده در بازدهی تولید اشعه X ولتاژ تیوب بالاتر، نفوذپذیری و کیفیت بالاتر و همچنین بازدهی و کمیت بالاتر و در نتیجه پرتودهی بالاتر

۳- جریان تیوب (تعداد الکترونی هایی که از کاتد به آند میروند در واحد زمان)
کمیت یا تعداد پرتوهای تولیدی اشعه X رابطه مستقیم با تعداد الکترونها فروندی
یا جریان تیوب دارد

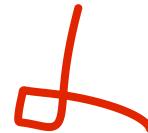
پرتوهای X مستقیماً با جریان تیوب متناسب است

۴- زمان پرتودهی:

کمیت پرتوهای طیف اشعه X مستقیماً متناسب است با حاصلضرب جریان
تیوب در مدت زمان پرتودهی (mAs)



عوامل تاثیر گذار بر شدت پرتو X تولید شده



- ❖ درجه حرارت فیلامان که توسط جریان فیلامان کنترل می‌شود. (جریان فیلامان)
- ❖ تفاوت ولتاژ الکتریکی آند و کاتد
- ❖ تعداد الکترون‌هایی که هدف را بمباران می‌نمایند. (جریان لامپ)
- ❖ جنس ماده هدف

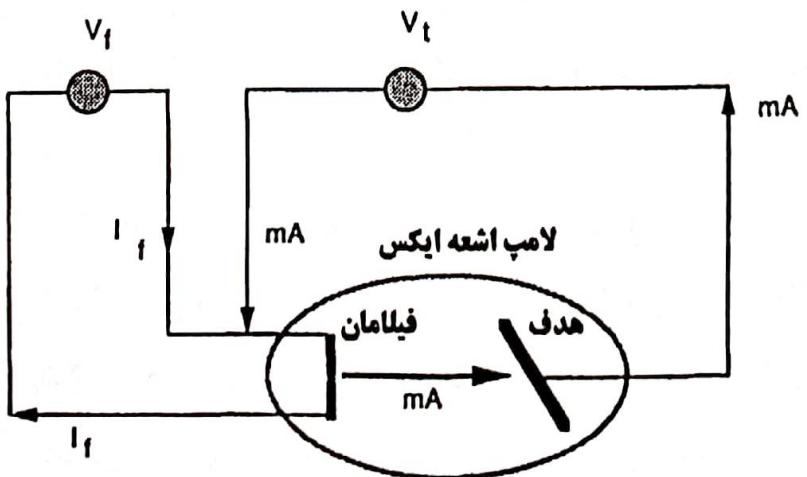
$$I \approx Z(mA)(kVp)^{\frac{1}{2}}$$

کیلو ولت پیک 
هم رو شار و هم رو انرژی تاثیر دارد 

جريان فیلامان



- ❖ در یک جریان فیلامان ثابت با افزایش ولتاژ لامپ در ابتدا جریان لامپ نیز افزایش می یابد.
- ❖ اما با افزایش زیاد تر ولتاژ لامپ به نقطه ای میرسیم که دیگر افزایش ولتاژ بر جریان لامپ تاثیر ندارد. به این نقطه، **نقطه اشباع ولتاژ** گفته می شود.
- ❖ جریان لامپ در ناحیه اشباع توسط حرارت فیلان یا جریان فیلامان محدود می گردد.
- ❖ این جریان به طور معمول در حد چند آمپر می باشد.



اثر ابر بار فضایی



جریان فیلامان تعیین کننده دمای فیلامان و در نتیجه تعیین کننده آهنگ گسیل گرمایونی الکترون است

اگر ولتاژی بین کاتد و آند اعمال نشود یک ابر الکترونی در اطراف فیلامان تولید میشود

اگر ولتاژ مثبت به آند اعمال شود الکترون ها به سمت آند شتاب داده میشوند و جریان در تیوب برقرار میشود

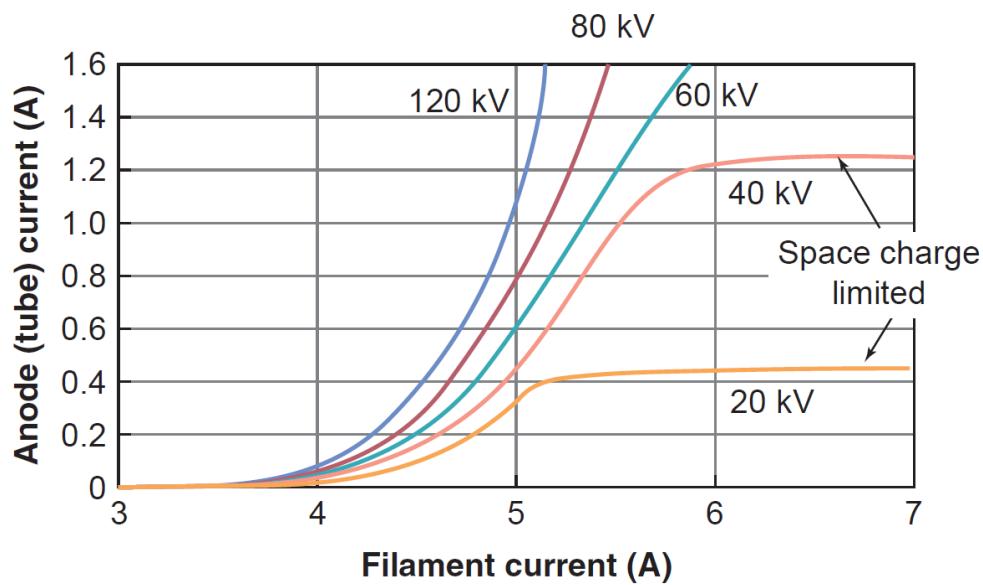
پس:

جریان فیلامان \leftarrow تعیین کننده آهنگ گسیل الکترون

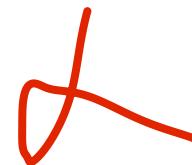
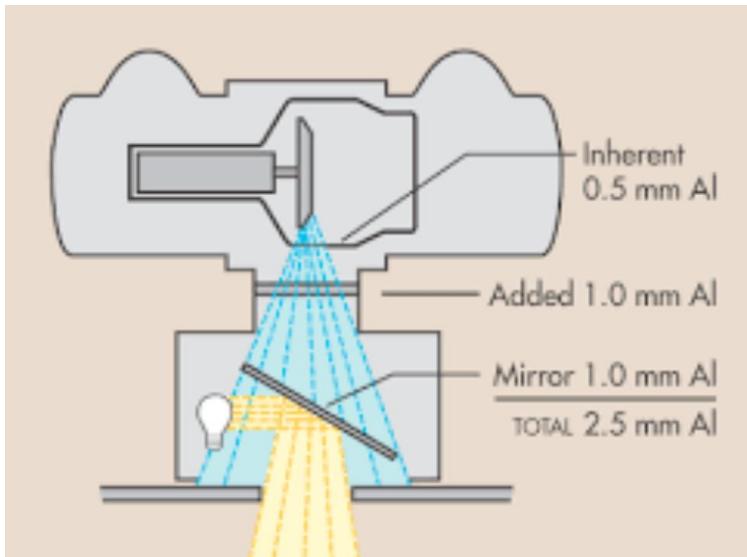
جریان تیوب \leftarrow تعیین کننده شار فوتون خروجی

در یک ولتاژ ثابت با افزایش جریان فیلامان، جریان تیوب هم افزایش می یابد. این افزایش بسته به مقدار ولتاژ تا یک جایی ادامه می یابد و پس از رسیدن به نقطه مورد نظر هر چقدر جریان فیلامان را اضافه کنیم، جریان تیوب افزوده نمی شود و در اطراف فیلامان را یک ابر الکترونی فرا می گیرد.

²⁹



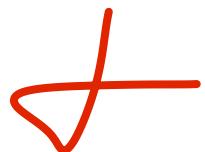
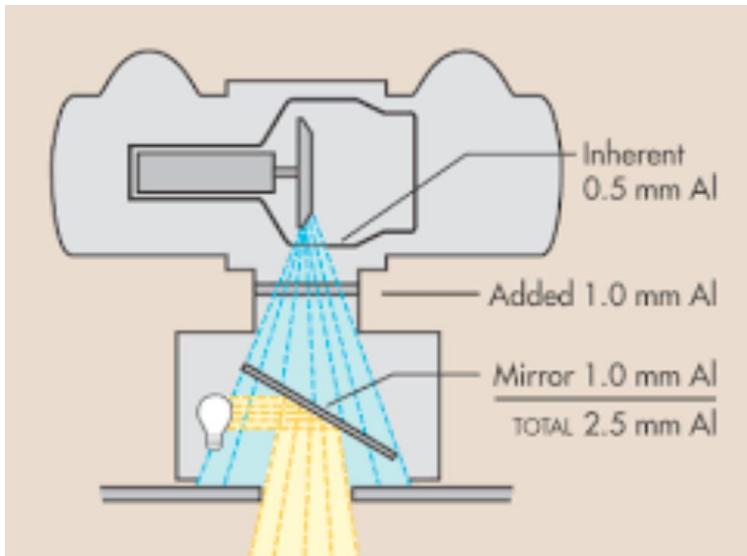
اجزای جانبی ژنراتور تولید پرتوی X



فیلترها

- حذف انرژی های ناخواسته طیف پرتو X کاهش دز رسیده به بیمار
- به صورت ورقه های نازک بین بدن بیمار و چشم قرار می گیرد
- آلومینیوم یک فلز ایده آل برای حذف پرتوهای X کم انرژی و مس مفیدترین جاذب برای حذف پرتوهای X پر انرژی
- گوهای شکل

انواع فیلترها



فیلتراسیون ذاتی

میتواند ناشی از موارد زیر باشد:

- ضخامت ۱-۲mm شیشه یا فلز محافظه تیوب در ناحیه روزنه خروجی
- حمام روغن خنک کننده
- آینه نوری تنظیم میدان کولیماتور

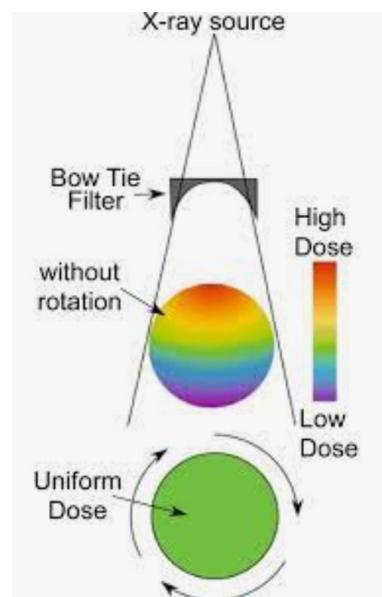
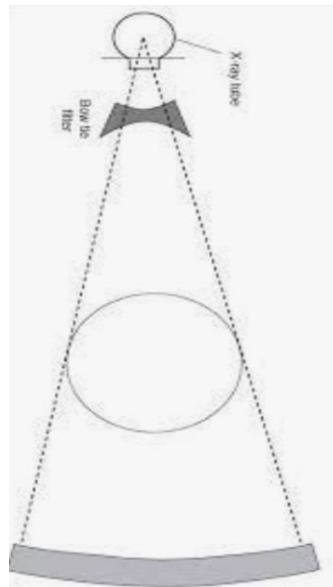
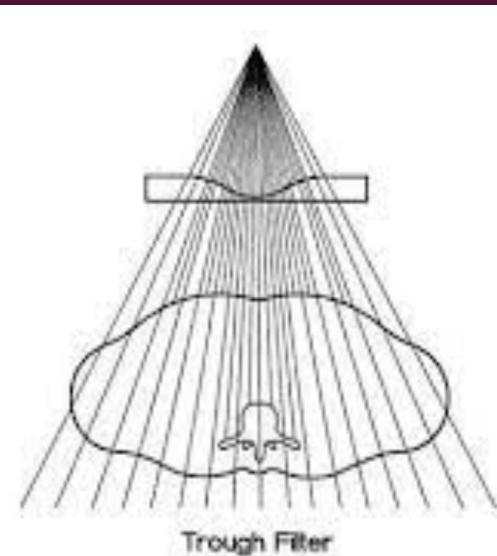
فیلترهای اضافه شده به دستگاه

- کارکرد: تنظیم انرژی موثر پرتوهای خروجی از تیوب
- جنس: آلومینیم، مس، پلاستیک (اکرلیک)، خاکهای کمیاب (erbium) و ... (رایجترین جنس فیلتر آلومینیم است)

مزایا: کاهش دز تابشی به بیمار

- در یک kVp معین فیلتراسیون اضافه شده به سیستم سبب افزایش انرژی موثر بیم و HVL خواهد شد

فیلترهای جبران گر (compensator)



■ برای ایجاد تغییر در چگونگی توزیع اشعه X در زمان رسیدن به بدن بیمار به کار میروند تا پرتودهی یکنواخت تری به بیمار برسد.

■ فیلتر های جبران گر نزدیک روزنه تیوب اشعه ایکس یا دقیقا بعد از کولیماتور قرار میگیرند.

■ انواع فیلترها عبارتند از :

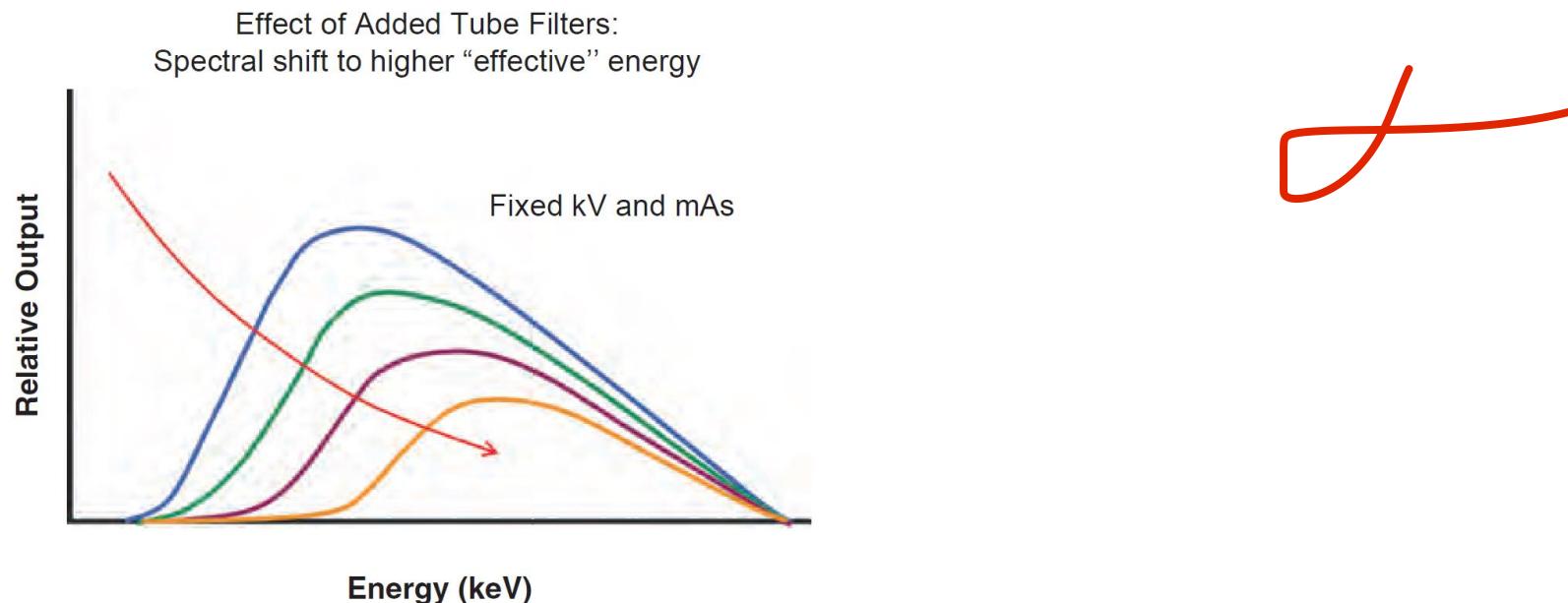
■ **Trough filter**

■ **Wedge filter**

■ **Bow-tie filter**

فیلتراسیون

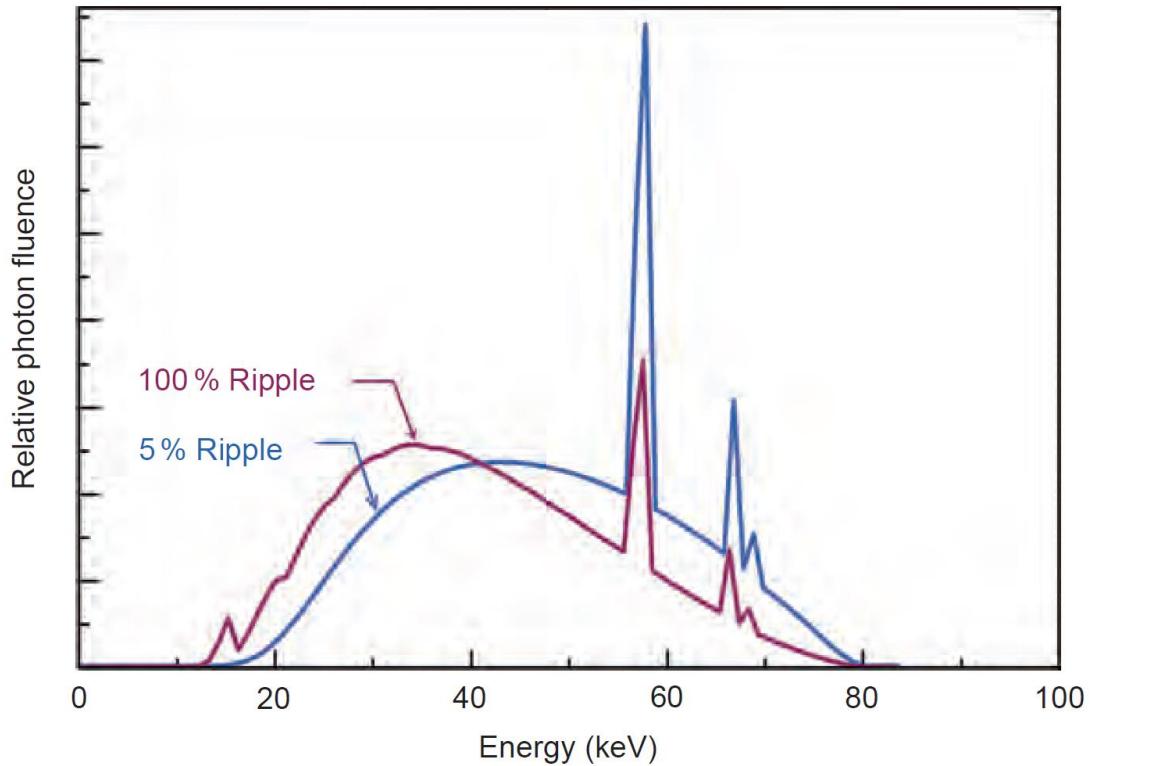
- کیفیت و کمیت پرتوهای X را با حذف انتخابی فوتونهای کم انرژی در طیف تنظیم میکند.
- فیلتراسیون تعداد فوتونها را کاهش میدهد (کاهش کمیت) و مقدار میانگین انرژی طیف را به مقادیر بالاتر شیفت میدهد (افزایش کیفیت)



فرم موج ژنراتوری

۶- فرم موج ژنراتوری بر quality طیف پرتو ایکس موثر است.

برای یک kVp یکسان یک اختلاف پتانسیل میانگین کمتری نسبت به یک ژنراتور سه فاز تولید میکند. و بر quantity و طیف اشعه ایکس تاثیر میگذارد.



کمیت (Quantity) وابسته است به:

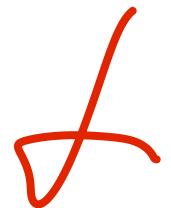
$$mAs \cdot Z \cdot kVp^2 \cdot$$

کیفیت (Quality) وابسته است به:

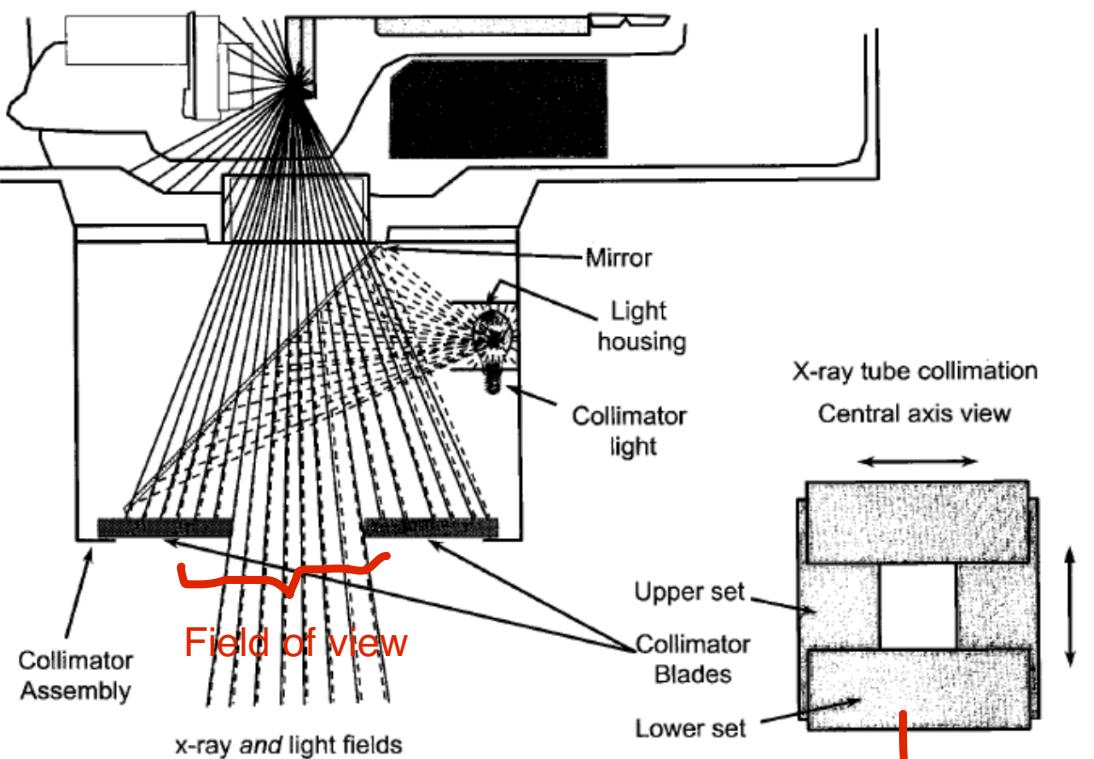
• فرم موج ژنراتوری و فیلتراسیون تیوب

پرتودهی (Exposure) وابسته است به:

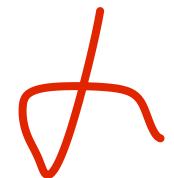
• به کیفیت و کمیت پرتوهای X



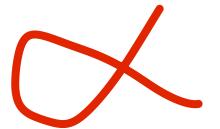
کلیماتورها



- یکی از مطلوب ترین محدود کننده های پرتو X است
- اندازه میدان پرتو X را تنظیم می نماید
- از اشعه نوری برای تعیین میدان استفاده می شود

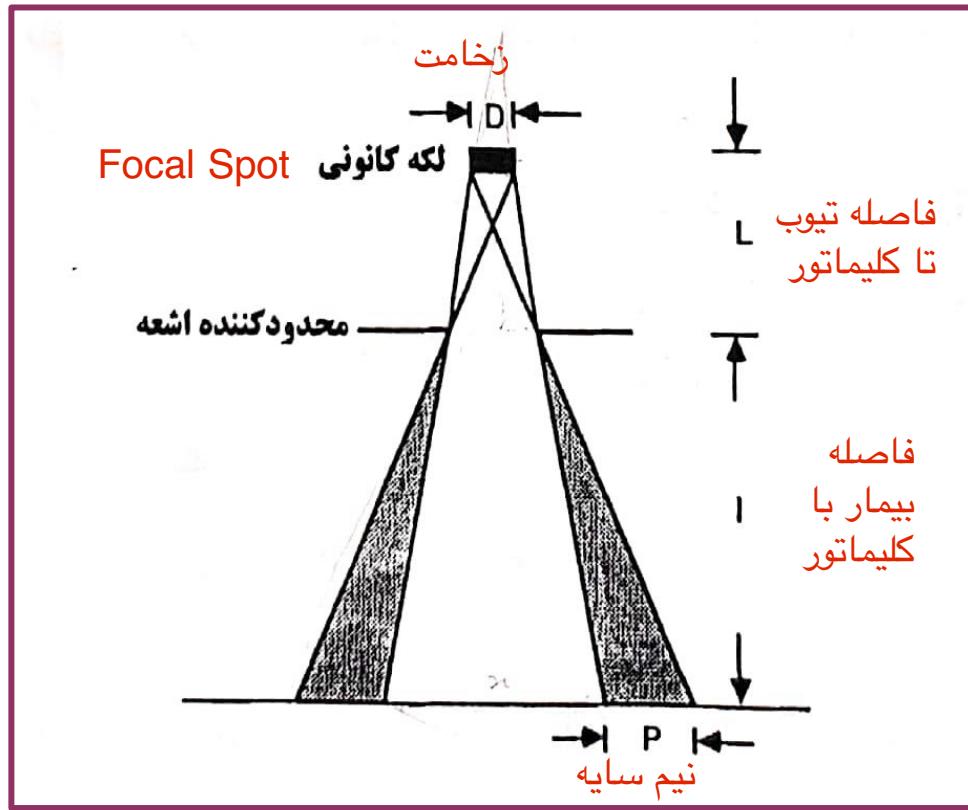


اثر نیم سایه

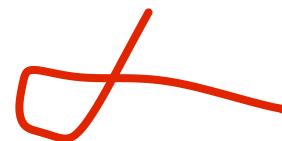
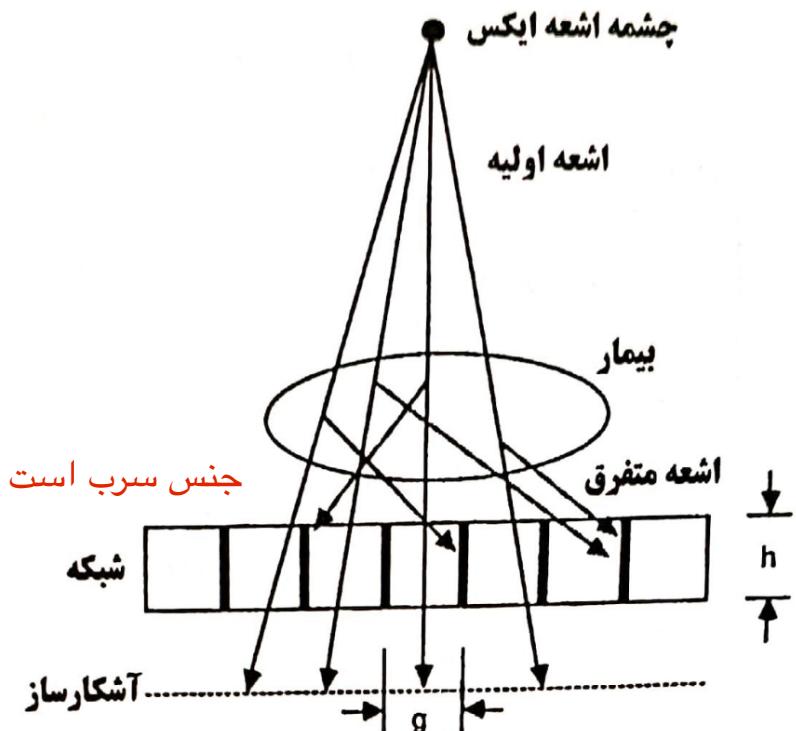


فوکال اسپات لکه است و پرتو از کلیماتور عبور می‌کند و دوز کمی به بیمار می‌رسد و نیم سایه را ایجاد می‌کند

ضخامت کم
کلیماتور را نزدیک به بیمار
بیمار را دور تا نیم سایه کوچک
شود



$$P = \frac{D}{L} I$$



بین بیمار و آشکار ساز

✓ پرتوهای پراکنده نویز هستند و کیفیت تصاویر را کاهش و دوز رسیده به بیمار را افزایش می دهند.

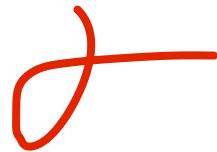
✓ موثرترین روش برای حذف پرتوهای پراکنده استفاده از grid می باشد.

$$h/g$$

✓ نسبت شبکه

مقدار زیادی از پرتو های پراکنده را جذب می کند

برهم کنش پرتوی ایکس با ماده



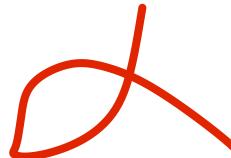
بر همکنش با هسته اتم های محیط



بر همکنش با الکترون های اتم های محیط



پراکندگی کشسان



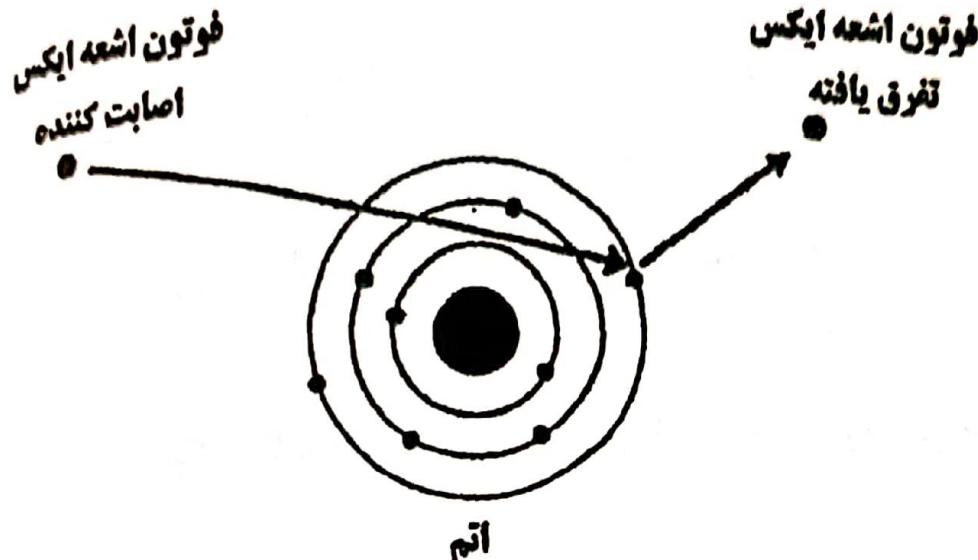
فقط جهت فوتون X کمی منحرف می شود ولی انرژی پرتو X تغییری نمی کند.

این پدیده حاصل بر هم کنش فوتون های کم انرژی با الکترون های لایه آخر می باشد

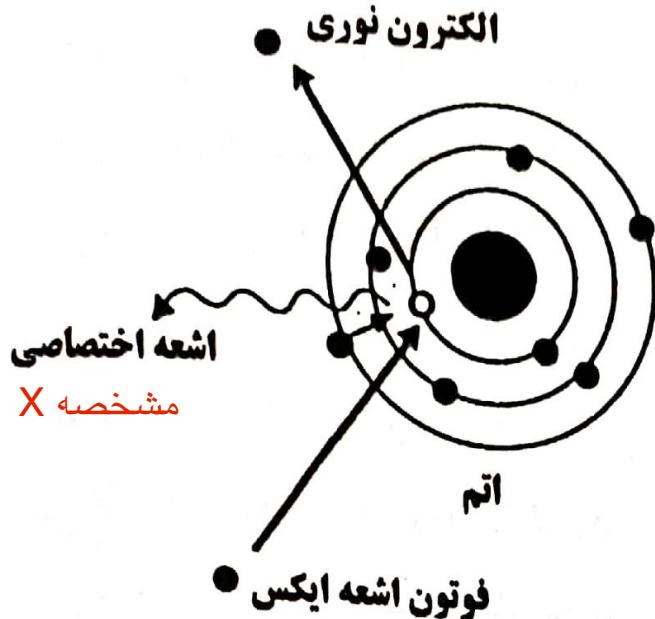
این بر هم کنش موجب یونیزه شدن اتم های هدف نمی شود

برهم کنش با لایه های بیرونی است

جهت عوض می شود و انرژی تغییر نمیکن و برای X های کم انرژی اتفاق می افتاد



فوتوالکتریک



ج

- اگر انرژی پرتو X از انرژی اتصال الکترون لایه k ماده هدف بیشتر باشد، پرتو X با یکی از این الکترون‌های مداری برخورد می‌کند و آن را از مدار خود خارج می‌کند.

- همزمان با یونیزه شدن اتم هدف یک پرتو X مشخصه یا تابش فلورسنت هم به صورت یک فوتون X گسیل می‌شود.

- اگر انرژی ناشی از پر شدن محل خالی در لایه داخلی توسط الکترون‌های لایه بالاتر گسیل نشود و به یک الکtron مداری دیگر منتقل شود، به این الکترون که انرژی کافی را برای فرار از اتم به این صورت به دست می‌آورد الکترون اوژه گفته می‌شود.

- خارج شدن الکترون اوژه یک برهمنش رقابتی برای گسیل پرتو X مشخصه می‌باشد.^۱

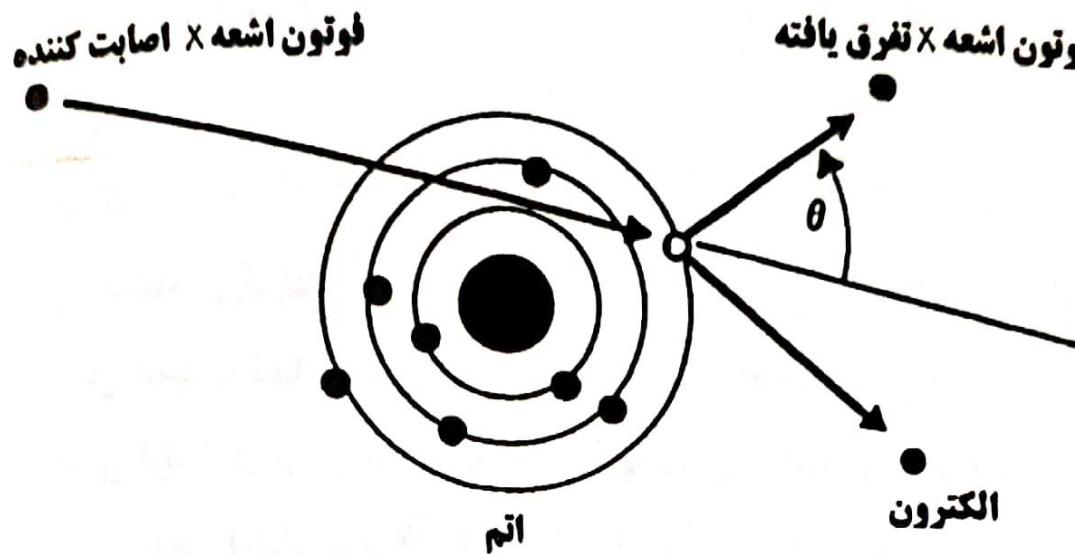
پراکندگی کامپتون

- فوتون با یک الکترون از لایه خارجی ماده هدف برهم کنش می کند و آن را از مدار خود خارج می کند.
- در این حالت انرژی فوتون کمتر می شود و همچنین از مسیر خود منحرف می شود.
- میزان انرژی فوتون پس از پراکندگی بستگی به انرژی اولیه فوتون نسبت به انرژی اتصال الکترون و زاویه پراکندگی دارد



هم انرژی تغییر می کند هم جهت

زاویه بیشتر باشد انرژی بیشتر از دست می دهد



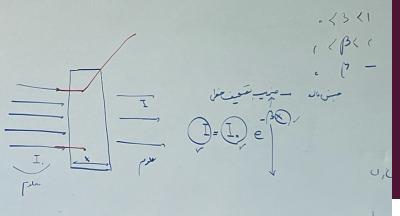
تولید زوج و واپاشی نوری

- **تولید زوج :** فوتون پر انرژی کاملاً توسط هسته هدف جذب می‌شود و به دو ذره الکترون و پوزیترون تبدیل می‌شود
- **واپاشی نوری:** یک فوتون پر انرژی با هسته برهمنکش می‌کند و باعث خروج یک یا چند ذره مثل نوترон یا پروتون و یا آلفا از هسته می‌شود.
- در محدوده انرژی پرتوهای X تشخیصی، احتمال وقوع این دو پدیده محتمل نمی‌باشد.

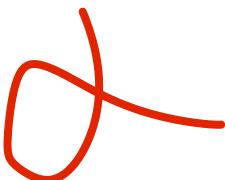
شدت پرتو ایکس

- شدت پرتو ایکس به صورت مقدار توان در واحد سطح آن پرتو تعریف می شود.
- توان موجود در یک پرتوی X به تعداد فوتون هایی که در واحد زمان از سطح مقطع پرتو عبور می کنند و همچنین به انرژی این فوتون ها بستگی دارد.
- از آنجایی که پرتو X یا تابش های هسته ای تشعشعات یونساز می باشند از واحدی به نام رونتگن برای اندازه گیری انرژی اشعه ایکس استفاده می شود.
- یک رونتگن مقدار تابشی است که مجموعه زوج یون هایی برابر با 2.58×10^{-4} در واحد حجم هوا تحت شرایط استاندارد تولید می کند.
- دوز جذبی اشعه: این کمیت برابر مقدار انرژی جذب شده در واحد جرم ماده تعریف می شود و توسط واحد راد یا گری اندازه گیری می شود. دلیل تعریف این واحد آن است که مواد مختلف خصوصیات جذبی متفاوتی نسبت به پرتو ایکس دارند.

تضعیف پرتو X در ماده



$$I = I_0 e^{-\beta x}$$

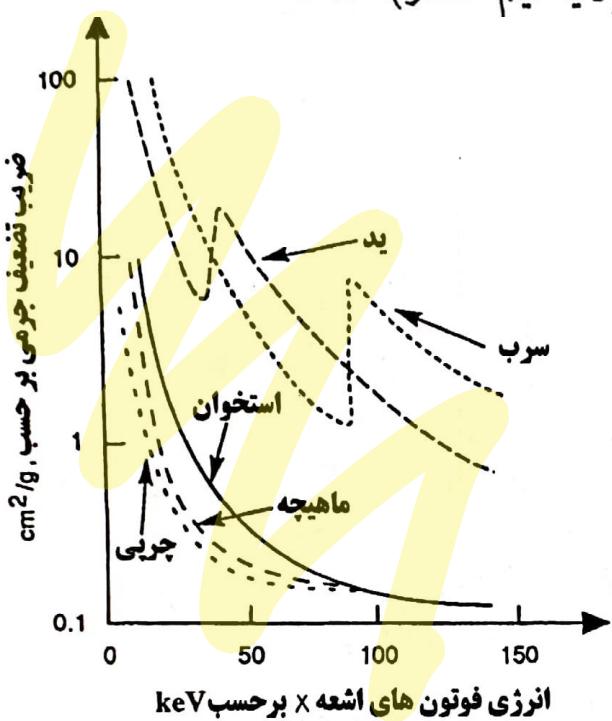


- در عبور یک پرتوی X از یک ماده شدت پرتو ها به دلیل برهمنکش بین فوتون ها و ماده کاهش پیدا می کند.

- ضریب تضعیف جرمی به صورت نسبت ضریب تضعیف خطی بر چگالی جسم تعریف می شود.

- دلیل تعریف این کمیت آن است که مقدار تضعیف پرتو توسط یک ماده مستقل از حالت فیزیکی ماده بیان شود

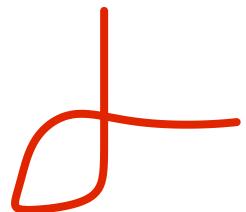
$$HVL^2 = \frac{0.693}{\beta} \quad (\text{لایه نیم مقدار})$$



عوامل موثر بر ضریب تضعیف

بر اثر برخورد فوتون های پرتو ایکس با اتم های یک ماده این فوتون ها ممکن است:

بدون برهمنکش عبور می کنند



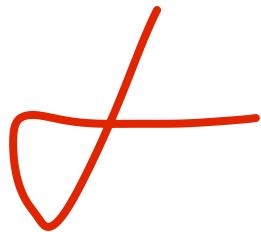
کاملاً جذب شوند

و یا با از دست دادن بخشی از انرژی خود پراکنده گردند.

عوامل موثر بر ضریب تضعیف

میزان تضعیف پرتو ایکس توسط یک ماده با استفاده از ساز و کار جذب و پراکندگی به چندین عامل بستگی دارد. این عوامل عبارتند از:

$$\beta = \beta_{coh} + \beta_{pho} + \beta_{com}$$



□ انرژی فوتون ها
□ عدد اتمی ماده
□ چگالی ماده
□ چگالی الکترونی (تعداد الکترون ها در واحد جرم)
□ ضخامت ماده

عوامل موثر بر ضریب تضعیف

- ✓ تضعیف ناشی از پراکندگی همسان که در موقع کم بودن انرژی فوتون ها از انرژی اتصال الکترون های مداری رخ می دهد به عدد اتمی چگالی و انرژی اتم ها بستگی دارد.
- ✓ از آن جایی که عدد اتمی متوسط برای بافت های حیاتی کم و انرژی پرتو ایکس در محدوده تشخیصی نسبتاً زیاد است سهم تضعیف پرتوهای پراکنده همسان در تضعیف کلی قابل صرف نظر کردن است

$$\beta_{coh} \approx \eta Z^4 E^{-1}$$

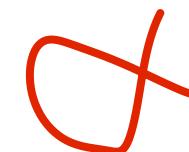


عوامل موثر بر ضریب تضعیف

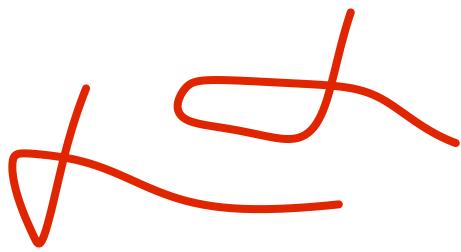
- ✓ تضعیف ناشی از پراکندگی کامپتون و فوتوالکتریک در محدوده ایکس تشخیصی سازوکارهای اصلی می باشند.
- ✓ میزان این تضعیف عمدتاً به چگالی ماده و انرژی فوتون های ایکس بستگی دارد. (رابطه تضعیف با چگالی خطی می باشد).
- ✓ تضعیف ناشی از پراکندگی کامپتون به چگالی الکترونی (تعداد الکترون بر گرم) هم وابسته می باشد.
- ✓ احتمال وقوع فوتوالکتریک در موقعی که انرژی فوتون ها به انرژی اتصال الکترون های مداری نزدیک می شود افزایش می یابد و یک افزایش ناگهانی در مقدار تضعیف اشعه مشاهده می شود. این افزایش تضعیف با افزایش بیشتر انرژی اشعه مجدد کاهش می یابد. (از این نکته برای مواد حاصل از رادیولوژی تشخیصی استفاده می شود).

$$\beta_{com} \approx \eta \rho_e E^{-1}$$

$$\beta_{pho} \approx \eta Z^3 E^{-3}$$



سیستم های آشکارسازی - صفحات تشدید کننده



صفحه تشدید کننده از قسمت های زیر تشکیل شده است:

- ۱- یک لایه ماده تابشگر مثل فسفر ← پس از برخورد فوتون های اشعه X نور تولید می کند
- ۲- یک زیر لایه مقاوم ← این لایه استحکام دهنده باید نسبت به پرتو X شفاف باشد
- ۳- یک لایه منعکس کننده نور ← لایه دهنده از بازگشت های نوری جلوگیری می کند
- ۴- یک لایه محافظ ← این دو لایه استحکام دهنده باید نسبت به پرتو نور شفاف باشد



اشعه ایکس



زیر لایه

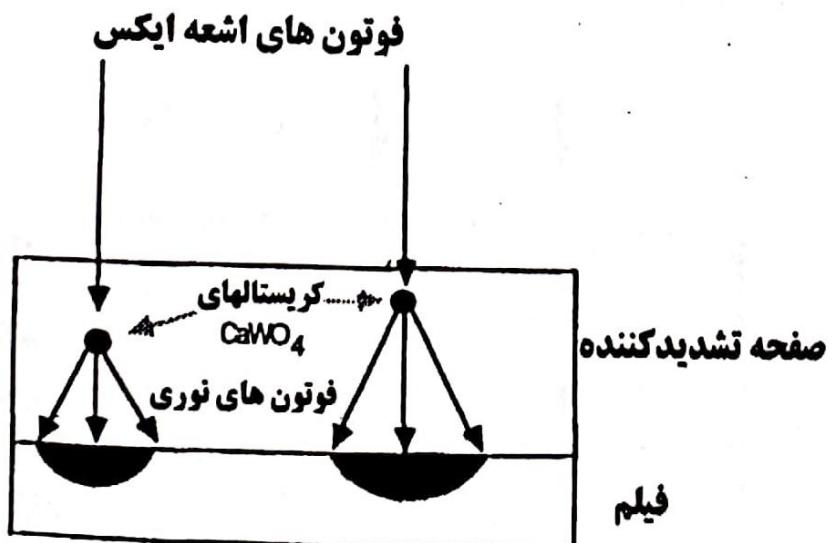
لایه منعکس
کننده نوری
فسفر

لایه محافظ

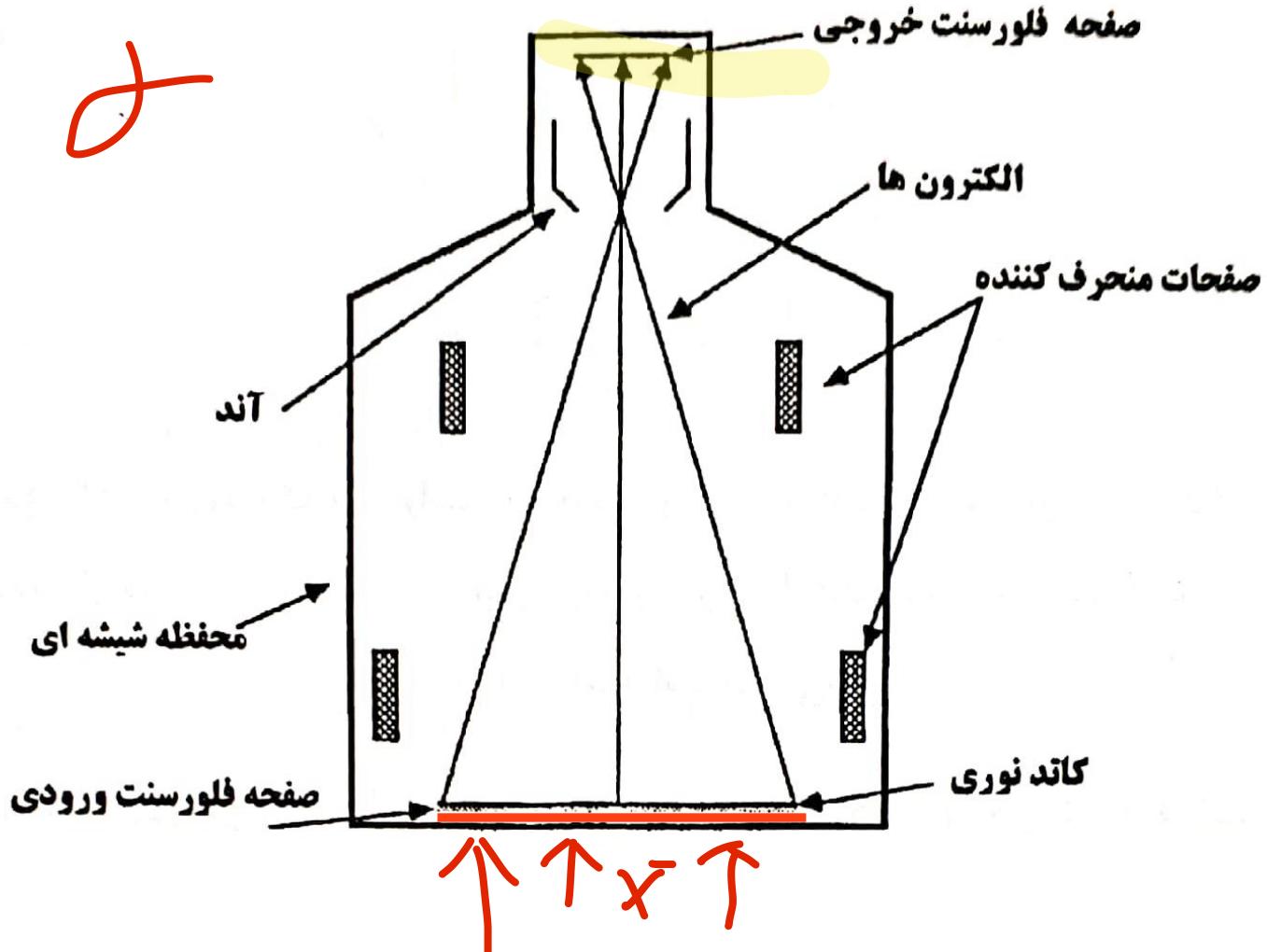
نور مرئی

صفحات تشدید کننده

- طول موج نور خروجی صفحه تشدید کننده باید با طول موجی که برای نور دهی به فیلم زیر آن استفاده می شود، همخوانی مناسبی داشته باشد.
- سرعت یک صفحه تشدید کننده برای یک فسفر خاص عمدتاً توسط ضخامت فسفر، اندازه دانه بندی فسفر و توانایی فوتون های نوری برای فرار از صفحه تشدید کننده تعیین می گردد.
- ضخامت بیشتر لایه فسفری به دلیل پخش و پراکندگی بیشتر نور موجب کاهش کیفیت تصویر می شود.



لامپ تشدید کننده‌ی تصویر



این لامپ از اجزای زیر تشکیل شده است :

■ یک لامپ خلا

■ فسفر ورودی

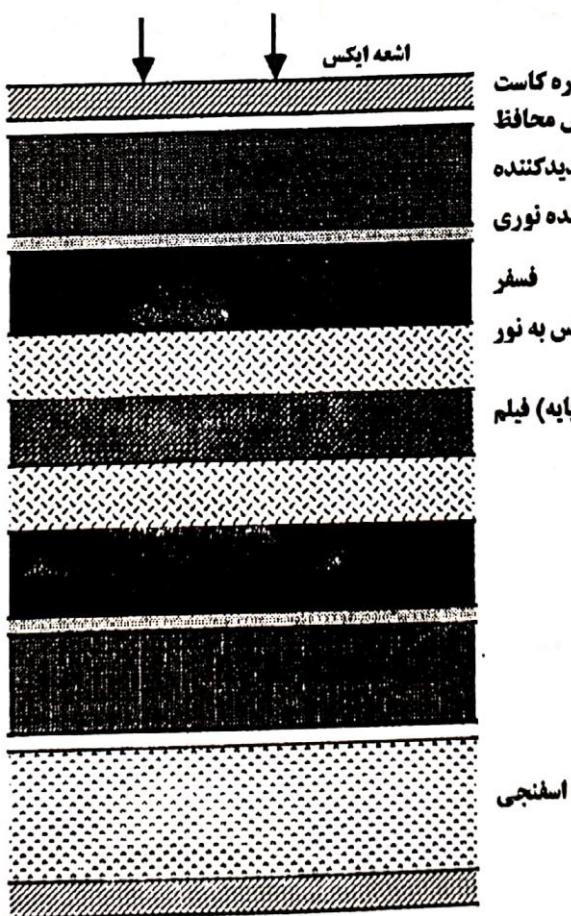
■ کاتد نوری (فوتوكاتد)

■ صفحات تمرکز دهنده

■ آند

■ فسفر خروجی

آشکارسازهای پرتو X- فیلم



- فیلم عکاسی مورد استفاده از کریستال های هالید نقره تشکیل شده است.
- کریستال ها در موقع دریافت فوتون نوری یک الکترون آزاد می کند.
- این الکترون با یک نقره ترکیب شده و یک اتم نقره آزاد می نماید.
- اتم نقره سیاه است، در نتیجه نوردهی به فیلم سبب سیاه شدن آن می شود.
- مقدار تیره شدن فیلم مستقیماً با مقدار انرژی نور تابانده شده بستگی دارد.
- مقدار انرژی نور تابانده شده با حاصلضرب شدت اشعه و زمان نوردهی برابر می باشد.

آشکارسازهای پرتو X- فیلم

$$D = \log_{10} \left(\frac{I_i}{I_t} \right)$$



▪ مقياسی برای اندازه گیری مقدار تیره شدن فیلم است، که به صورت زیر تعریف می شود.

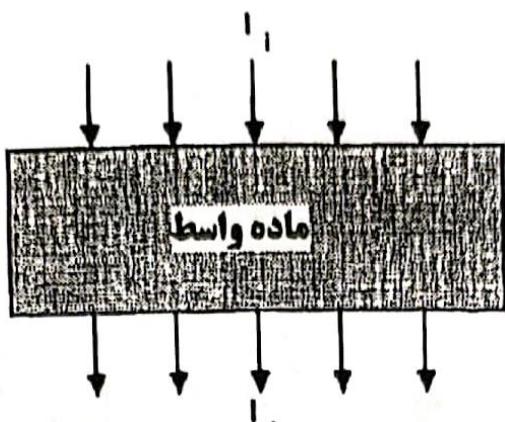
▪ به معنای بیشتر بودن مقدار نوربرخورد کرده با فیلم است ← و در نتیجه به معنای تاریک تر بودن فیلم Ziadatرا Optical density ←

▪ مقدار Optical density یک فیلم که بدون اشعه بینی ظاهر شده است کمتر از ۰/۲۲ است.

▪ این مقدار، Optical density زیر لایه و مه نامیده می شود و به دو دلیل اتفاق می افتد:

▪ ۱- جذب نور توسط ماده استحکام دهنده یا زیر لایه که ماده حساس عکاسی بر روی آن پوشش داده می شود،

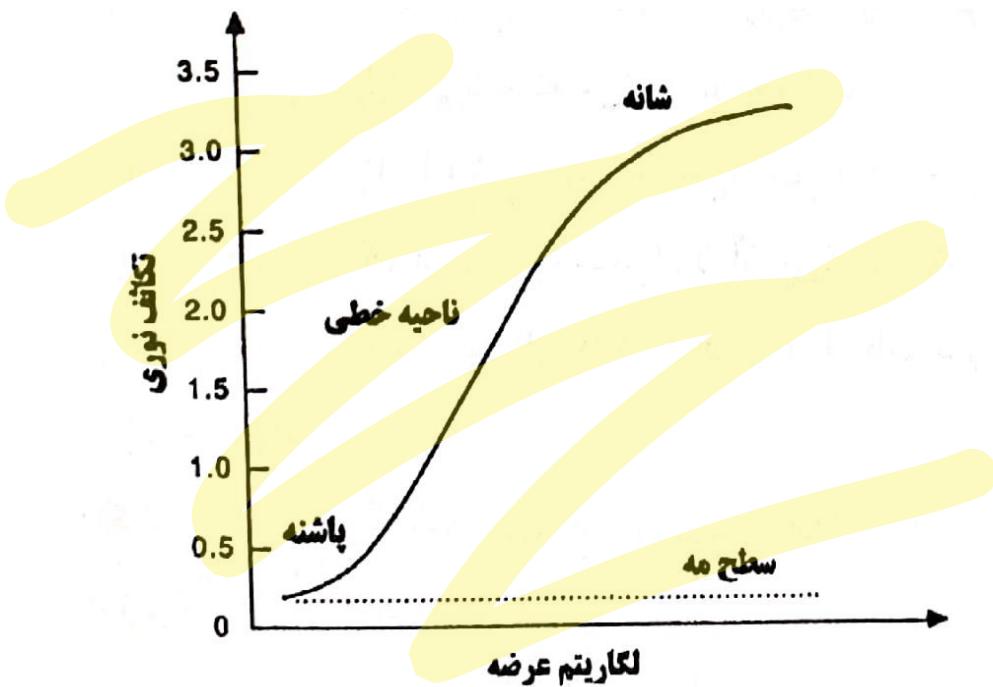
▪ ۲- ظاهر شدن دانه های هالید نقره بدون اشعه دیدن که پدیدهای موسوم به مه ان را به وجود می آورد



آشکارسازهای پرتو X- فیلم



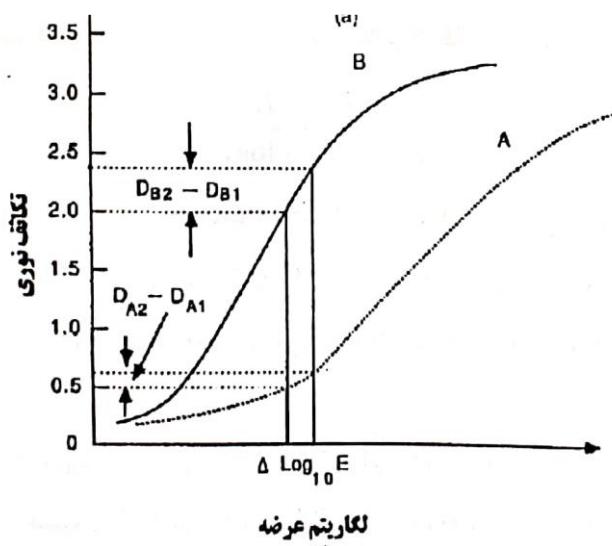
- منحنی مشخصه رابطه بین optical density و اشعه بینی فیلم منحنی مشخصه را می‌دهد.
- حتی در زمان عرضه صفر به دلیل وجود ماده زیر لایه و مه optical density برابر با صفر نیست.
- در قسمت میانی منحنی رابطه خطی بین optical density و لگاریتم عرضه برقرار می‌شود



آشکارسازهای پرتو X- فیلم

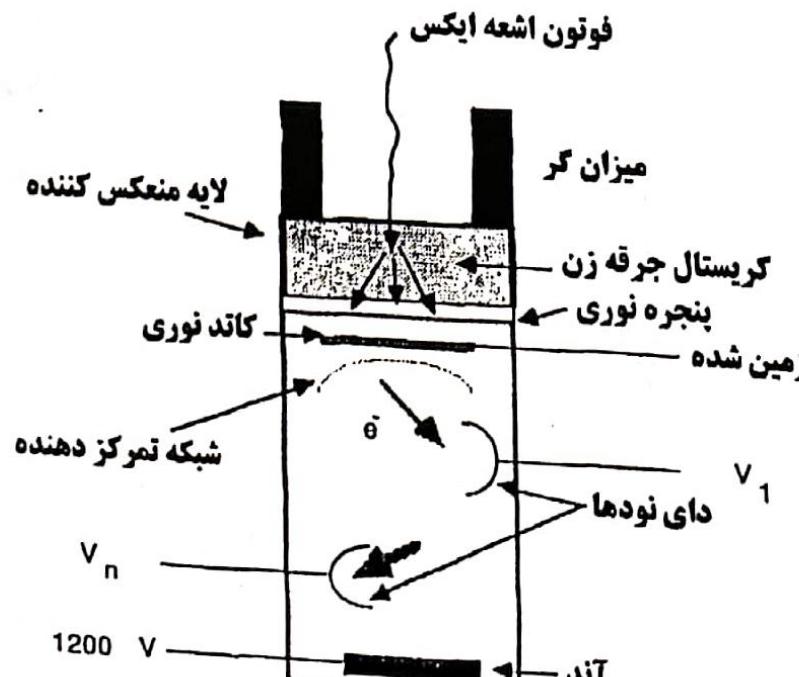
۱۰

- سرعت فیلم: مقدار عرضه مورد نیاز (بر حسب رونتگن) برای ایجاد optical density برابر با یک (علاوه بر اثر زیرلایه و مه) بر روی یک فیلم
- اگر شدت ثابت در نظر گرفته شود فیلم سریعتر به زمان عرضه کوتاهتری برای افزایش یک واحد در optical density خود نیاز دارد.
- گنجایش نوری فیلم: عبارت است از محدوده‌ای از لگاریتم عرضه که optical density قابل قبولی برای مقاصد و تشخیصی ایجاد می‌کند.
- مناسب برای ما معمولاً بین ۰.۲۵ تا ۲.۵ می‌باشد.
- هرچه گنجایش نوری فیلم بزرگتر باشد تمایز در فیلم کمتر می‌شود.



آشکارسازهای پرتو X- سنتیلاتور

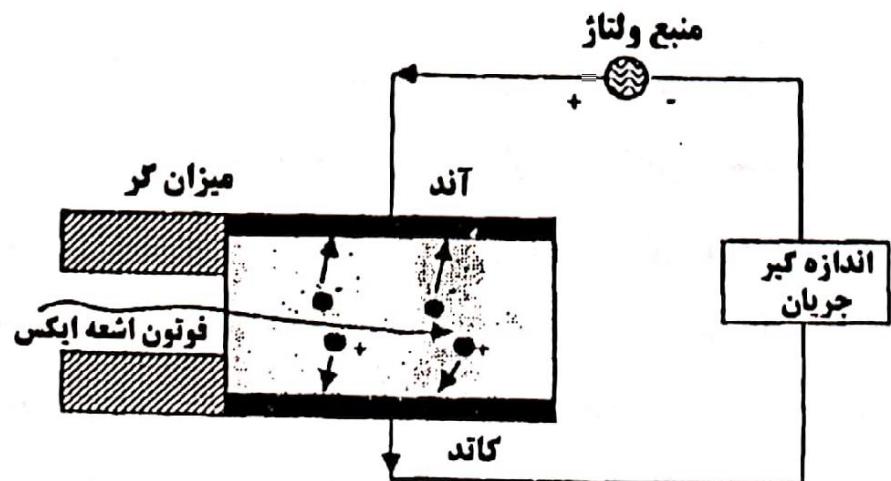
د



Pmt

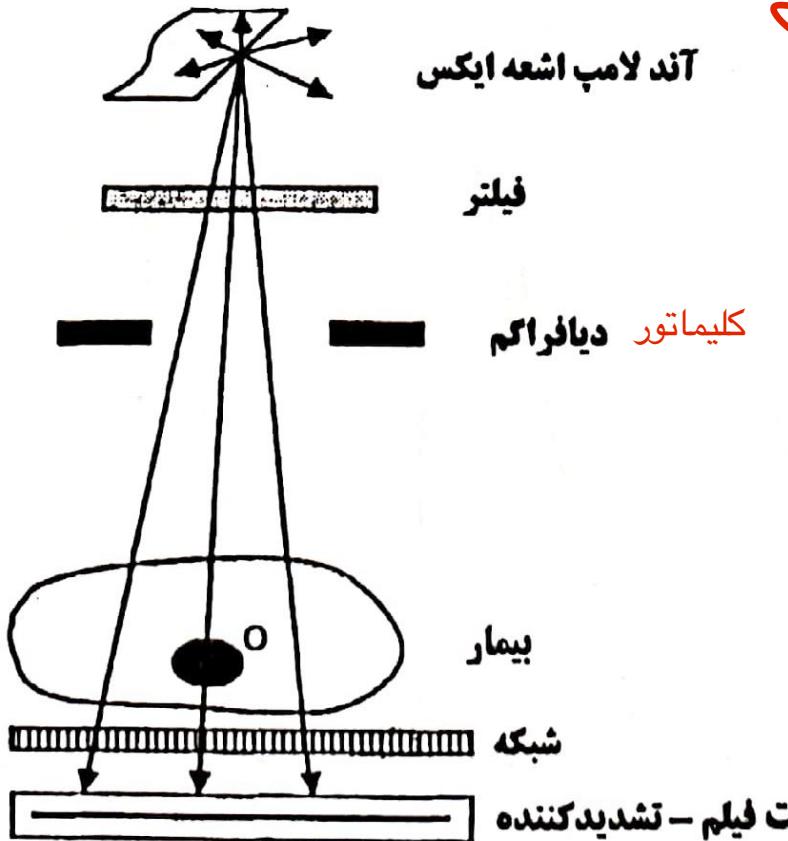
- این آشکار ساز از اجزای زیر تشکیل شده است:
 - ۱- کریستال جرقه زن (مثل $\text{NaI}(\text{Tl})$)
 - ۲- لامپ تکثیر کننده نور (PMT)

آشکارسازهای پرتو X- اتاقک یونش



- این آشکار ساز از اجزای زیر تشکیل شده است:
- یک محفظه پر شده از گاز
- اختلاف ولتاژ بین الکترودها

روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- عکس رادیوگرافی معمولی



+

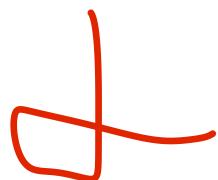
■ مقدار optical density به صورت معکوس با مقدار تضعیف پرتو عبوری از بافت ارتباط دارد.

■ به عبارت دیگر ناحیه ای از فیلم که زیر یک بخش با چگالی کمتر قرار گرفته باشد تیره تر می شود



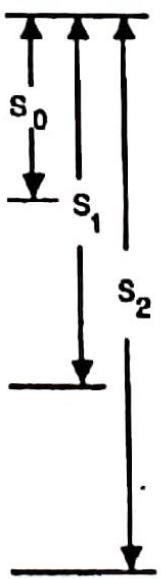
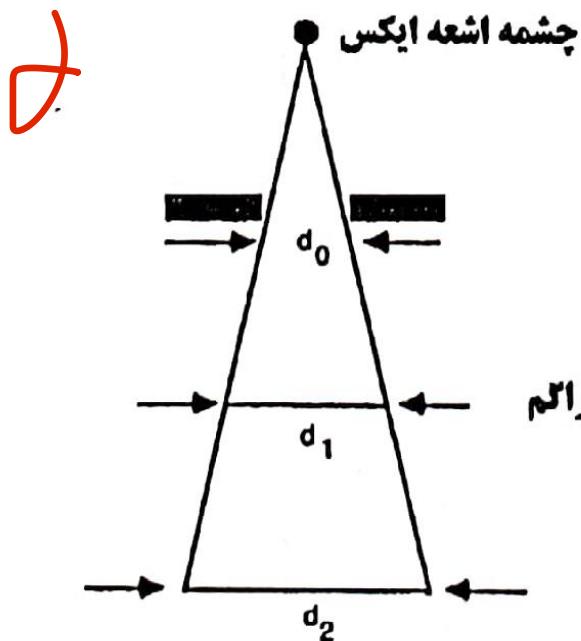
دیجیتال رادیوگرافی

- دیجیتال رادیوگرافی یک تکنیک تصویربرداری مدرن، شامل استفاده از حسگرهای دیجیتال برای ثبت تصاویر اشعه ایکس است که جایگزین فیلم‌های عکاسی سنتی می‌شود.
- در رادیوگرافی دیجیتال، فوتون‌های ایکس که از بدن یا شیء مورد بررسی عبور می‌کنند توسط حسگر دیجیتال ضبط می‌شوند و سپس به یک سیگنال الکتریکی تبدیل می‌شوند. سپس این سیگنال پردازش و به تصویر دیجیتالی تبدیل می‌شود که می‌توان آن را در صفحه کامپیوتری مشاهده یا چاپ کرد.



- مزیت‌های رادیوگرافی دیجیتال نسبت به رادیوگرافی مبتنی بر فیلم:
 - سرعت بیشتر: تصاویر دیجیتال تقریباً در لحظه به دست می‌آید و زمانی که بیماران در مراکز تصویربرداری صرف می‌کنند کاهش می‌یابد.
 - دوز کمتر بیماران: سیستم‌های دیجیتال به مقدار کمتری اشعه برای تولید تصاویر با کیفیت بالا نیاز دارند.
 - کیفیت بهتر تصاویر: تصاویر دیجیتال می‌توانند با استفاده از نرم‌افزارها تغییر شکل داده شود و بهبود یابد و این باعث افزایش دقیق تشخیص می‌شود.
 - ذخیره و بازیابی آسان: تصاویر دیجیتال می‌توانند به صورت الکترونیکی ذخیره شوند و نیازی به ذخیره‌سازی فیزیکی فیلم ندارد.
 - دسترسی و اشتراک‌گذاری از راه دور: تصاویر دیجیتال می‌توانند به راحتی بین ارائه‌دهندگان خدمات بهداشتی به اشتراک گذاشته

روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- عکس رادیوگرافی معمولی



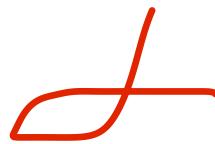
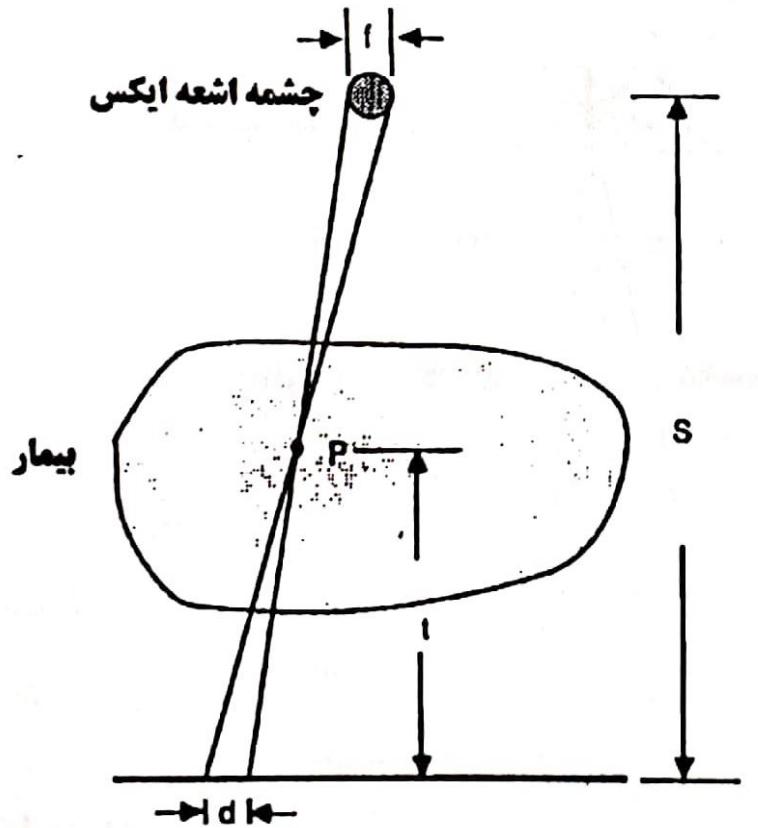
- اندازه میدان: پرتو X به محض تولید واگرا میشود.
- اندازه میدان X با فاصله از چشم متناسب دارد.

$$d_1 = d_0 \cdot (S_1 / S_0)$$

↑ ↑ ↓

- روابط ذکر شده تنها در شرایطی صدق میکند که فیلم در یک فاصله زیاد از چشم قرار داشته باشد
- اندازه میدان پرتو X با فاصله از چشم متناسب دارد.

روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- عکس رادیوگرافی معمولی



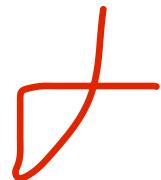
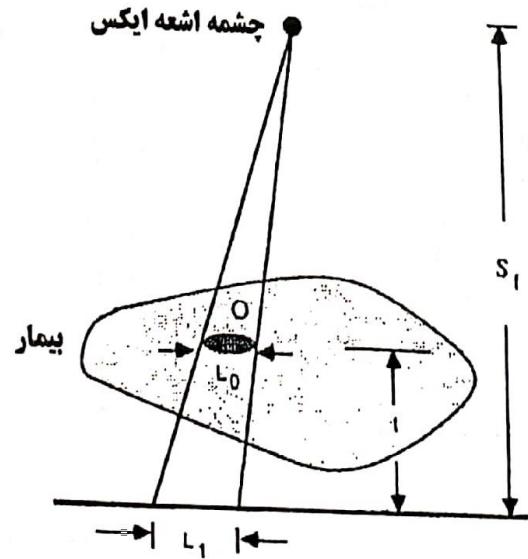
میزان بزرگ نمایی یکسان نیست و بزرگ کردن d تصویر را خراب می‌کند

- اثر نیم سایه: چون لکه کانونی در مولد پرتو ایکس دارای ابعاد است یک اثر محو شدگی در تصویر به وجود می‌آید.

عرض تصویر تار شده به عنوان نیم سایه هندسی تعریف می‌شود

$$d = ft / (S - t)$$

روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- عکس رادیوگرافی معمولی



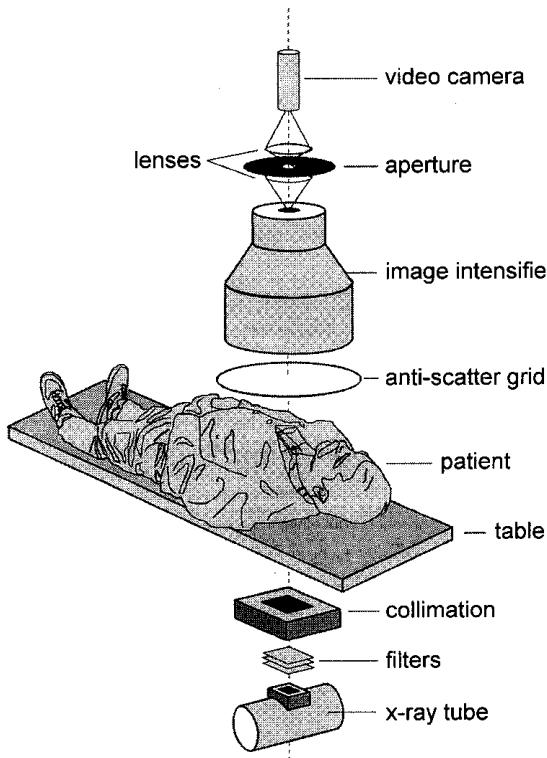
▪ بزرگنمایی فیلم ضریب بزرگنمایی از رابطه زیر محاسبه می شود

$$r_m = \frac{L_1}{L_0} = S_f / (S_f - t)$$

▪ اندازه تصویر اشیا مختلف بر روی یک فیلم به نسبت فاصله های آن ها از فیلم دچار تغییر می شود

▪ پرتو X نسبت به اولتراسوند و ام آر آی، برای بافت نرم، کمترین contrast را دارد. اما در تصویربرداری از استخوان و ریه به دلیل تمایز زیاد چگالی این اندام ها نسبت به بافت های نرم از نظر contrast ارجح تر است

روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X-فلوروسکوپی

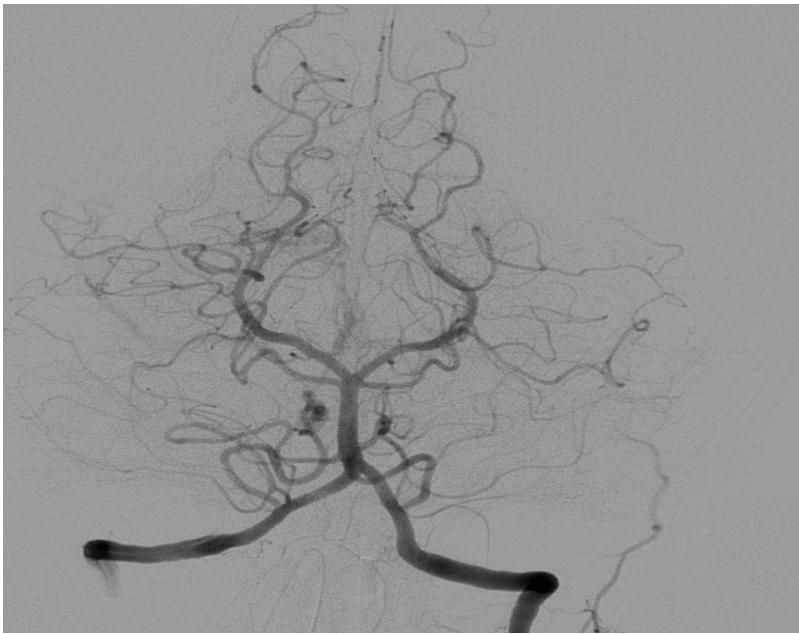
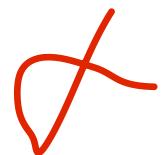


■ در مواقعي که مشاهده حرکت يك شی مثل حرکت ماده حاجب در مسیر گوارش مورد نظر است، می توان مستقيماً تصوير را بر روی يك صفحه فلورسنت مشاهده نمود.

■ در فلوروسکوپی معمولی تصاویر ايجاد شده بر روی صفحه فلورسنت بسيار ضعيف می باشند، برای رفع اين نقیصه و تقویت سیگنال نوری در دستگاههای فلوروسکوپی جدید از لامپ تشدید کننده تصوير استفاده می شود.

■ از آنجایی که برداشت فلوروسکوپی بيمار دائماً در معرض پرتو ايکس می باشد توسعه اى که دريافت می کند بسيار زياد است

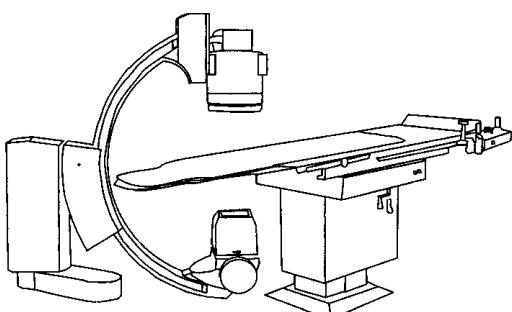
روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- آنژیوگرافی



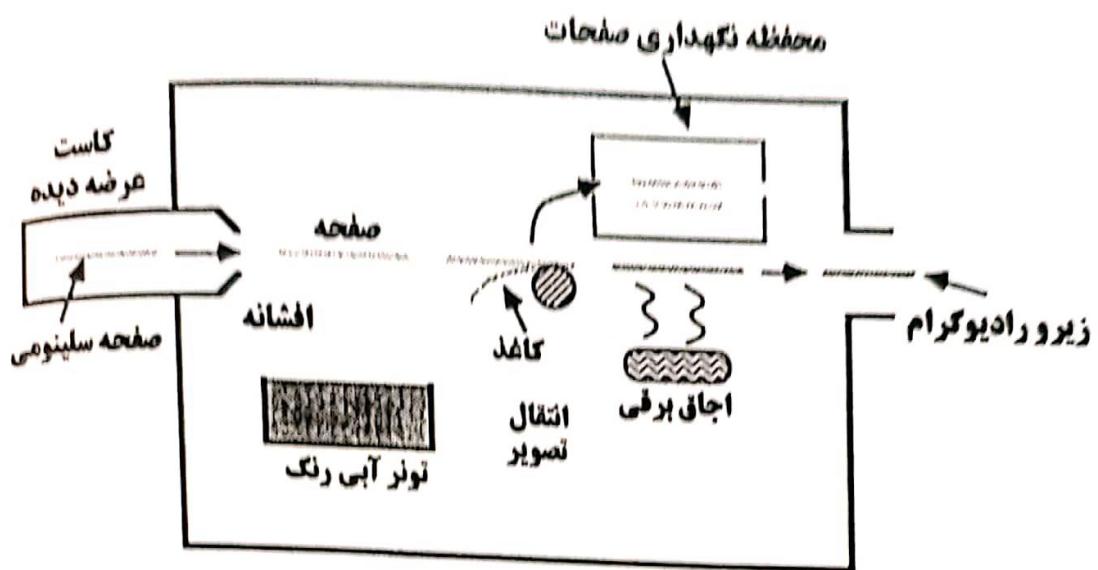
■ آنژیوگرافی به فرایندی گفته می شود که در خلال آن با تزریق مواد غیر سمی و کدر نسبت به اشعه، در جریان خون رگهای خونی تصاویر به صورت رادیوگرافی مشاهده می گردند.

■ این روش برای مشاهده گرفتگی رگها و تومورهای عروقی مناسب است.

■ پس از تزریق ماده حاجب از طریق کاتتر به رگ مورد نظر بلافاصله چندین عکس متوالی اخذ می شود

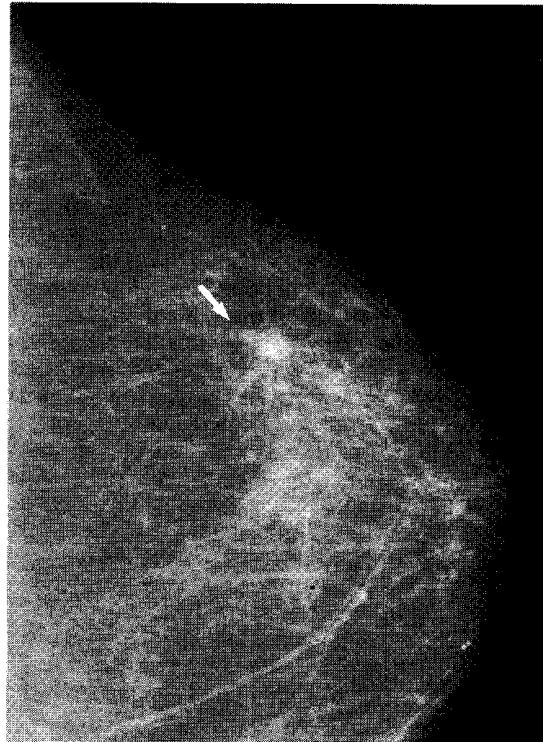


روش‌های استفاده تشخیصی از پرتو X- زیرورادیوگرافی



- از یک روش بار ساکن برای ثبت تصاویر استفاده می شود
- یک صفحه پوشش داده شده توسط سلنیوم به صورت مثبت باردار شده و در معرض پرتو ایکس عبور یافته از بدن بیمار قرار می گیرد
- پرتودهی سبب آزاد شدن الکترون توسط سلنیوم و خنثی شدن بخشی از بار صفحه می گردد
- پس از آن پودر مرکب آبی رنگی که به صورت منفی باردار شده بر روی صفحه افشارنده می شود
- مقدار مرکب نگاشته شده در هر بخش از صفحه معرف شدت پرتوی ایکس در آن نقطه است
- نقش مرکب به منظور مشاهده و نگهداری توسط حرارت به یک صفحه کاغذ منتقل می شود
- در این روش تصویربرداری مرزها بهتر دیده می شود

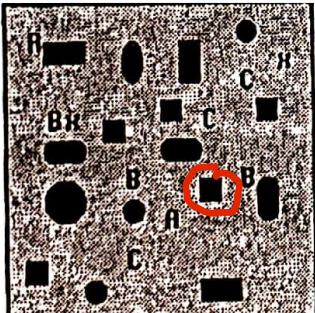
روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- ماموگرافی



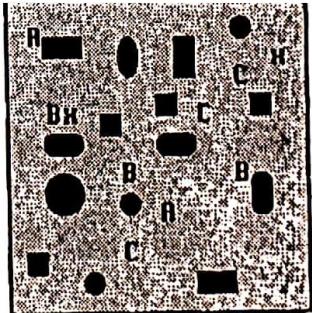
فر

- به رادیو گرافی سینه توسط پرتوی X مامو گرافی گفته می شود.
 - تفاوت ماموگرافی با رادیوگرافی معمولی:
 - سینه از بافت نرم تشکیل شده است است ← برای ماموگرافی باید از پرتو X کم انرژی در حدود ۲۰ کیلو الکترون ولت استفاده شود.
 - در دستگاه های ماموگرافی جدید از مولیبden با عدد اتمی ۴۲، که دارای پرتو X مشخصه در 17.4 keV و 19.6 keV می باشد، به عنوان آند استفاده می شود.
 - از آنجایی که در ماموگرافی لازم است ریزدانه های آهکی و رشته های نگهدارنده بافت همبندی به درجه تفکیکی بهتر از 1.0 میلیمتر مشاهده شوند، از فیلم های یک رویه با قدرت تفکیک بالا استفاده می شود.
 - برای جلوگیری از بروز آرتیفکت ناشی از حرکت زمان تصویربرداری ماموگرافی باید کوتاه در نظر گرفته شود
- چون ضخامت کم است از پرتو کم انرژی استفاده می شود

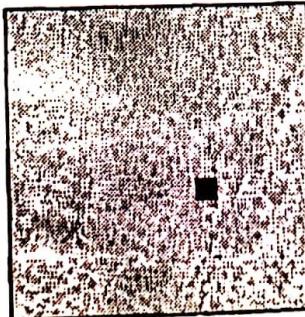
روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- تفریق تصویری



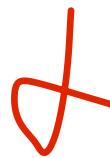
(a)



(b)



(c)



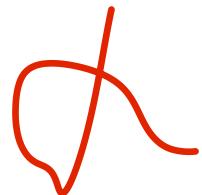
■ در این روش اطلاعات مربوط به زمینه از داخل تصویر حذف می شود

■ این روش بیشتر برای آنژیوگرافی مفید است و می تواند به صورت دیجیتالی و یا به کمک فرایند عکاسی بر روی فیلم اشعه ایکس انجام شود

■ در این روش یک تصویر معکوس موسوم به ماسک تهیه می شود

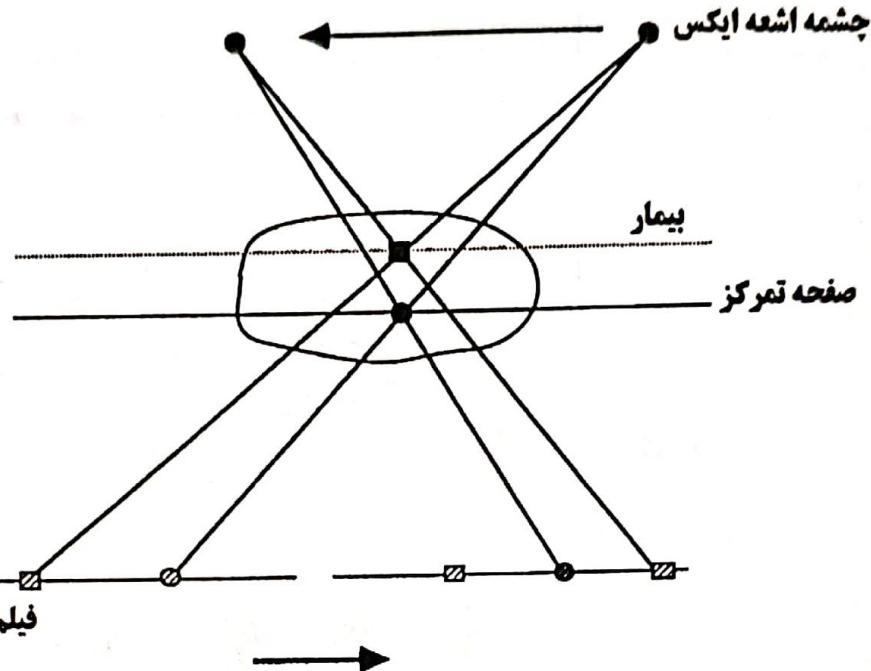
■ مشکلات این روش عبارتند از: ۱- حرکت بیمار بین دو تصویربرداری ۲- غیر خطی بودن فیلم عکاسی

روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- محدودیت ها



- محدودیت های رادیوگرافی اشعه ایکس :
- نگاشت دو بعدی از ساختار سه بعدی 
- اطلاعات مربوط به عمق از بین میرود
- به دلیل ابهام ناشی از انطباق صفحات متعدد بر روی هم کشف نارسایی های کوچک و دقیق بسیار مشکل است
- رادیوگرافی نمی تواند بین نسوج نرم تمایز ایجاد کند
- رادیو گرافی برای اندازه گیری چگالی نسوج تحت مطالعه به صورت کمی کارآیی ندارد

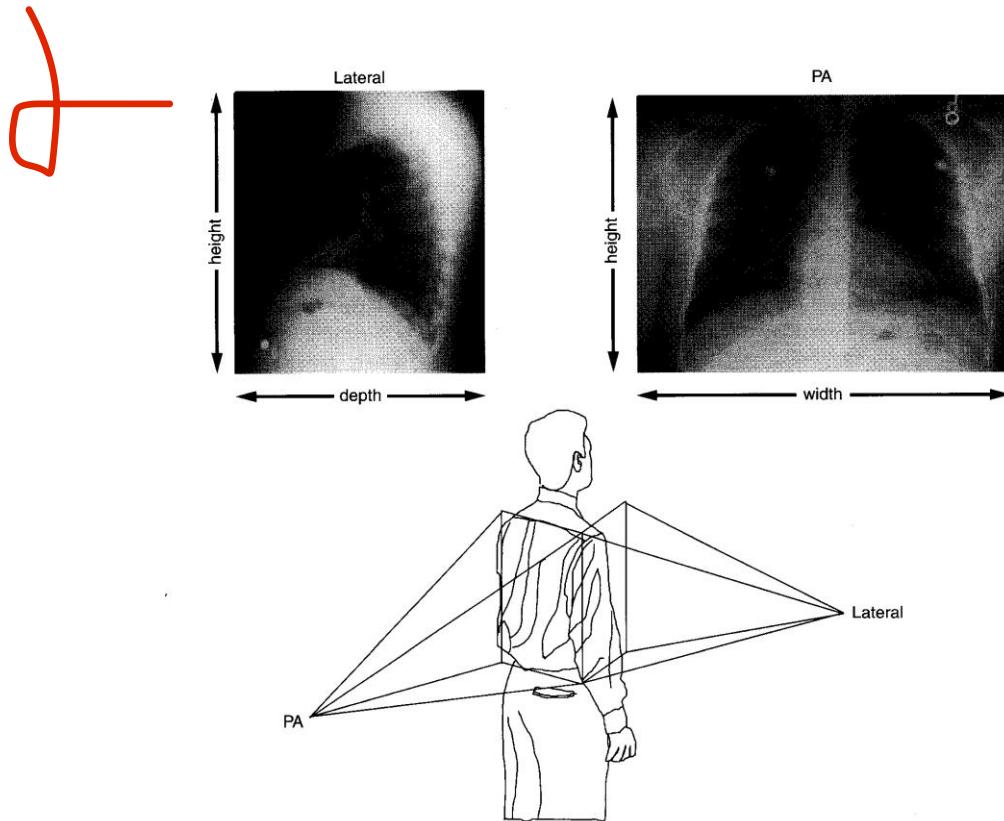
روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- مقطع نگاری خطی



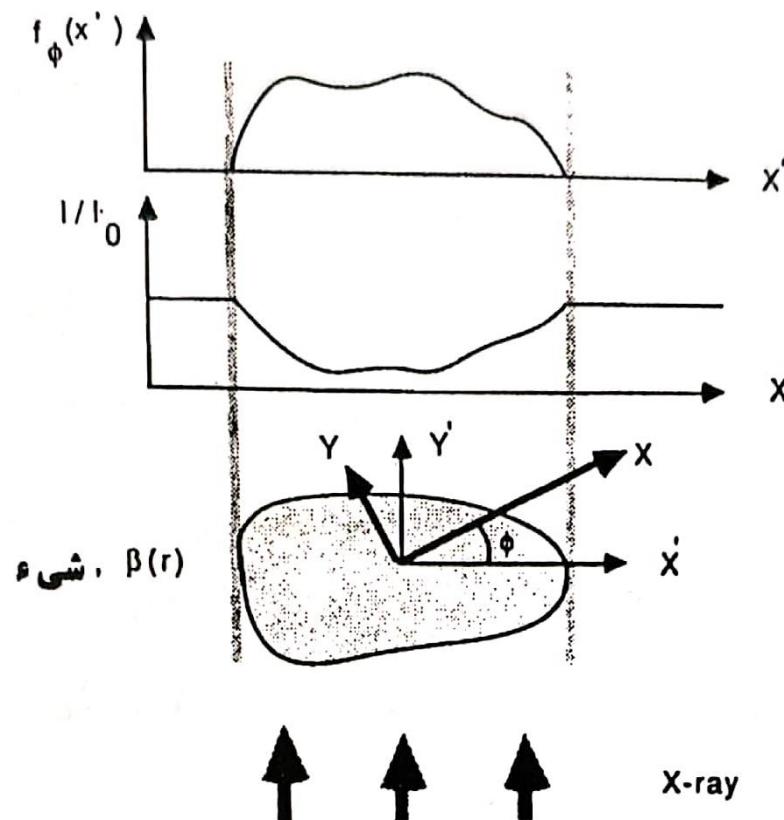
- اساس این روش تار و مبهم کردن تصاویر ناخواسته ای است که بر روی ساختار مورد نظر قرار گرفته اند.
- لامپ اشعه ایکس و فیلم حول یک نقطه اتکا حرکت می کند.
- این حرکت هماهنگ اما در جهت مخالف می باشد.
- صفحه ای که با فیلم موازی است و نقطه اتکا را بردارد تنها صفحه ای است که در کانون باقی می ماند و تصویر آن تار و مبهم نمی شود
- تصاویر ناخواسته شده تار می شود و به نویز زمینه اضافه می شود

تازه باند نرم ندارم
انواع رسمی برای تفسیر داده های سلسیون رده صد
چیزی که نمی داشتم

CT

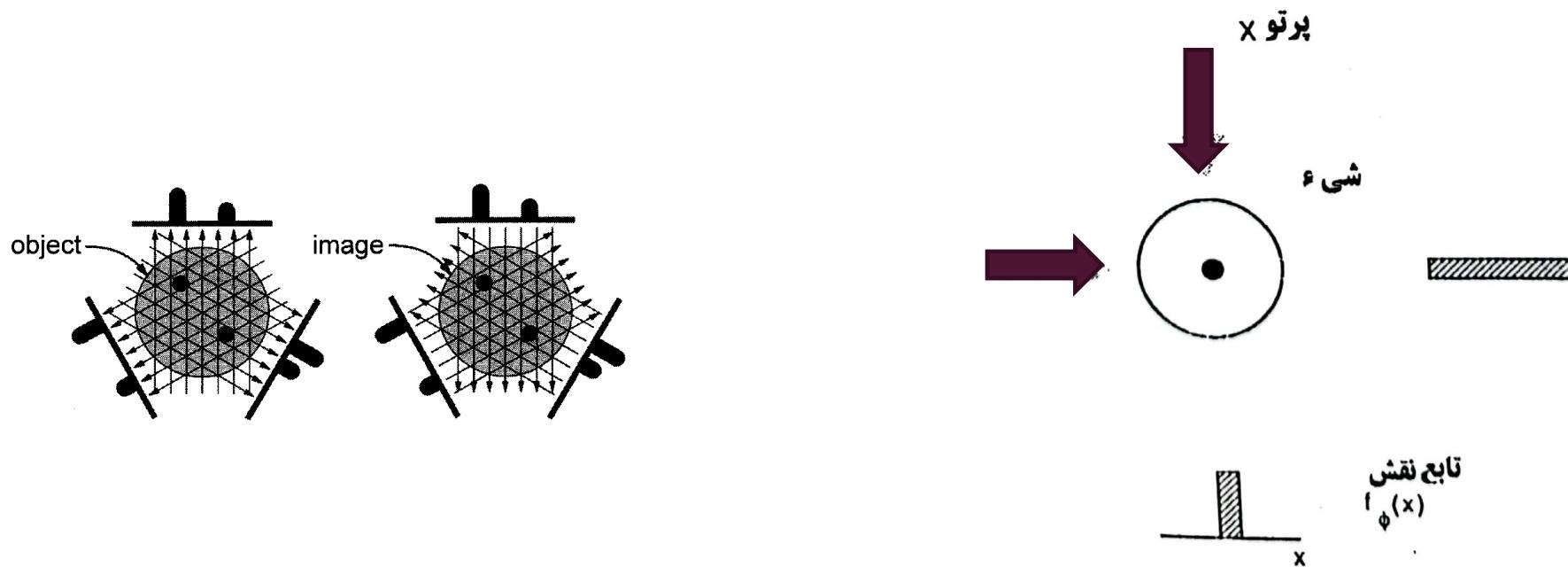


روشهای استفاده تشخیصی از پرتو X- مقطع نگاری کامپیوتري

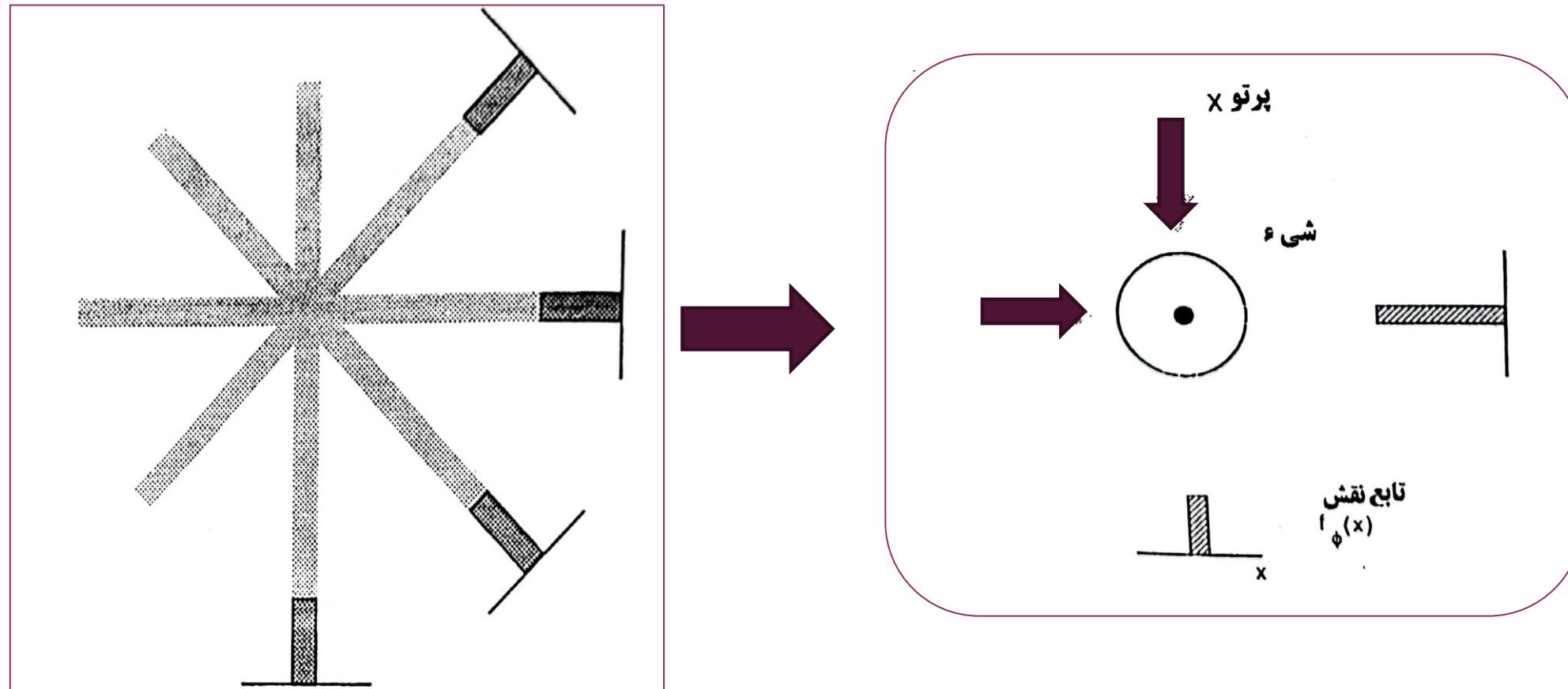


$$f_\phi(x') = -\ln \frac{I}{I_0} = \int_{\text{چشم}}^{\text{آشکارساز}} \beta(x, y) dy$$

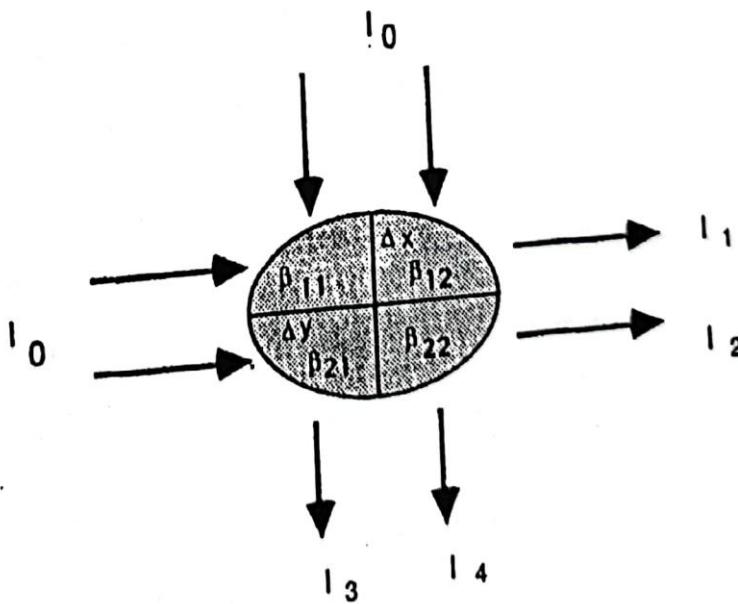
روشهای استفاده تشخیصی از پرتو ایکس- مقطع نگاری کامپیوتری



روشهای استفاده تشخیصی از پرتو ایکس- مقطع نگاری کامپیوتری



✓

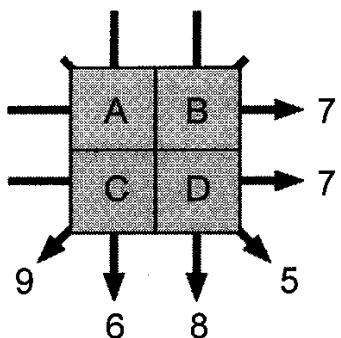


$$I_1 = I_0 \exp[-(\beta_{11} + \beta_{12})\Delta x] , \quad I_2 = I_0 \exp[-(\beta_{21} + \beta_{22})\Delta x]$$

$$I_3 = I_0 \exp[-(\beta_{11} + \beta_{21})\Delta y] , \quad I_4 = I_0 \exp[-(\beta_{12} + \beta_{22})\Delta y]$$

BACK PROJECTION

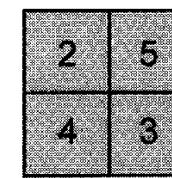
α



problem

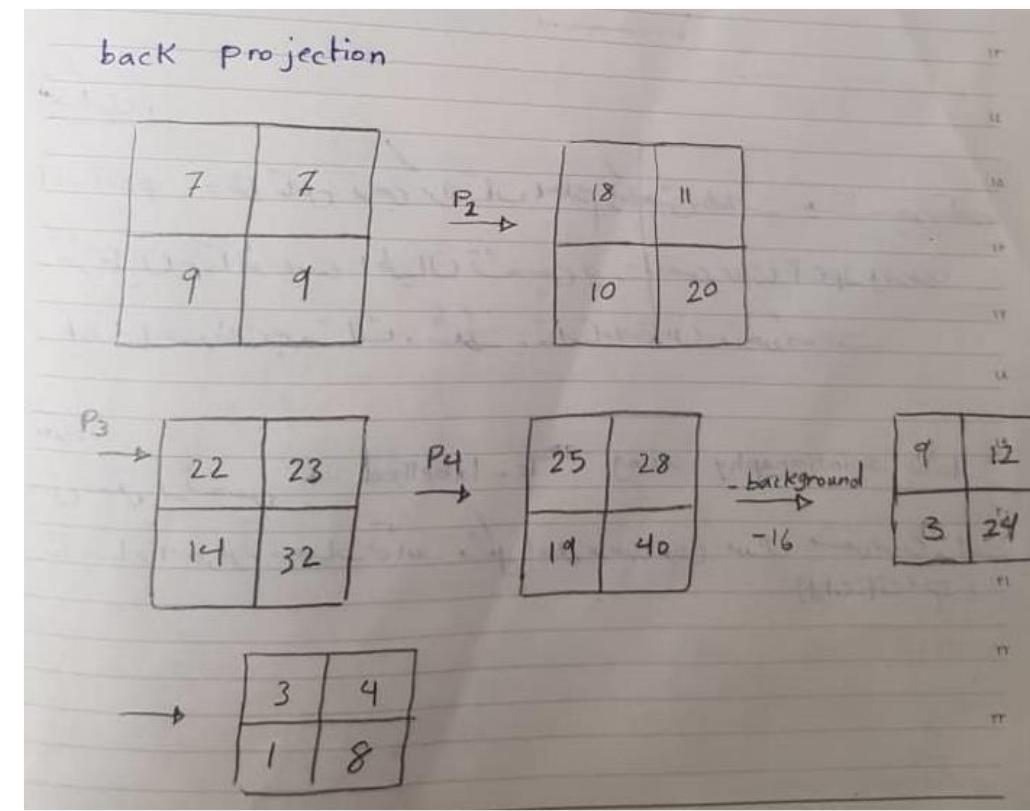
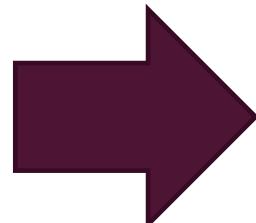
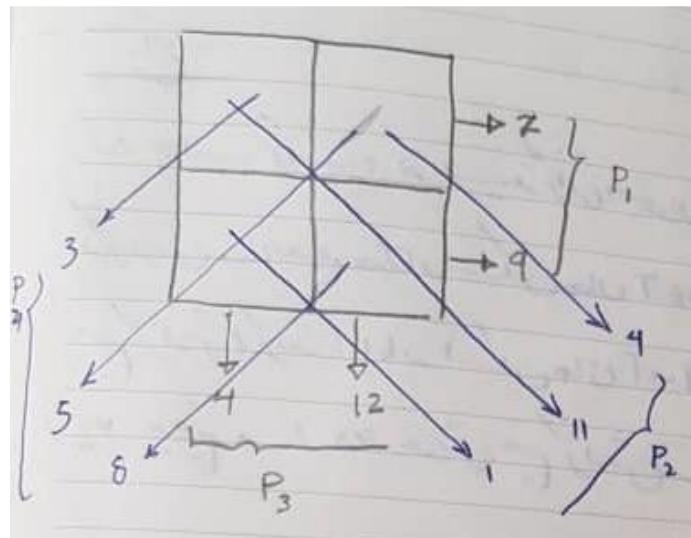
$$\begin{aligned} A + B &= 7 \\ A + C &= 6 \\ A + D &= 5 \\ B + C &= 9 \\ B + D &= 8 \\ C + D &= 7 \end{aligned}$$

method

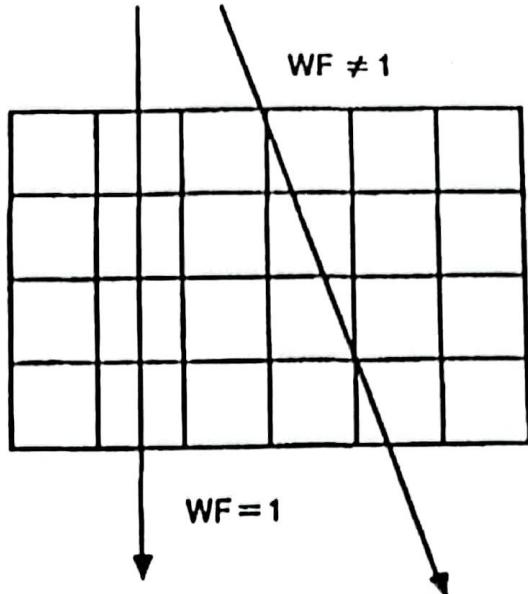


solution

BACK PROJECTION



تصحیحات مورد نیاز

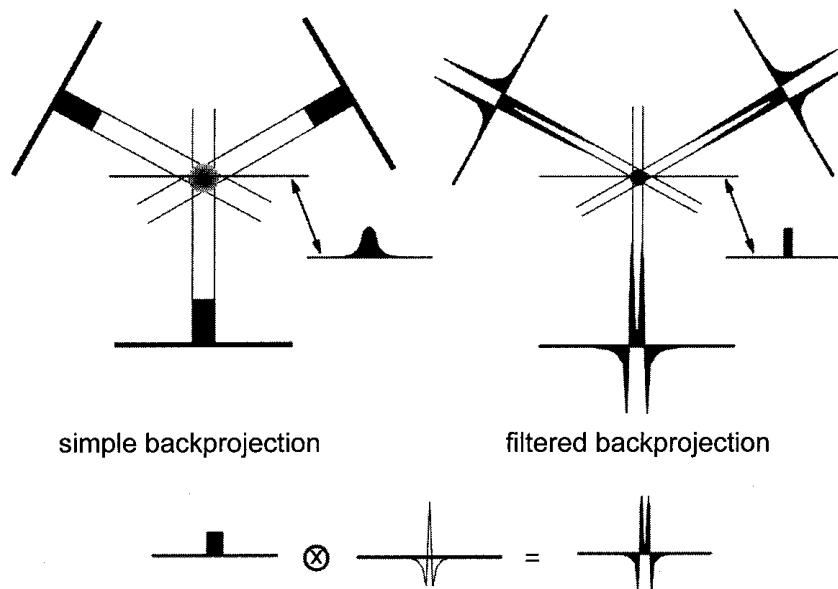


+

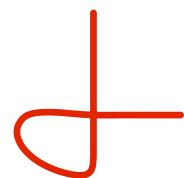
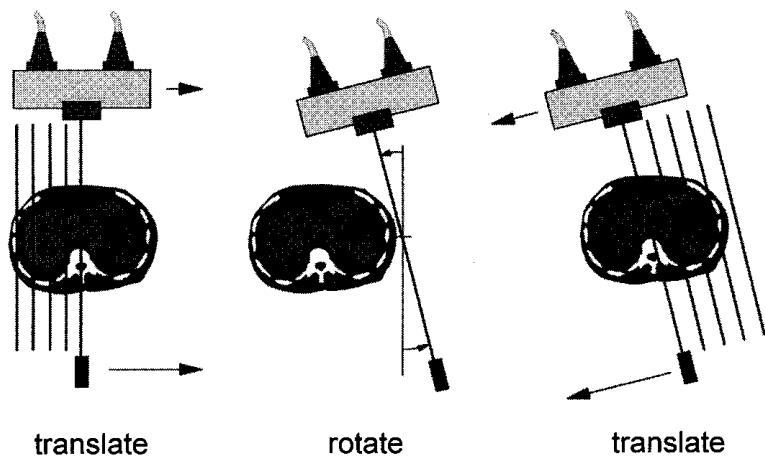
- فوتون های کم انرژی در هنگام عبور پرتو از بدن جذب شده و تنها فوتونهای پر انرژی تر باقی می ماند \leftarrow سخت شدن پرتو (beam hardening) •

- یک ضریب وزنی برای تصحیح طول انتشار پرتو در نظر گرفته می شود

FILTERED BACK PROJECTION



CT- FIRST GENERATION



Computed Tomography

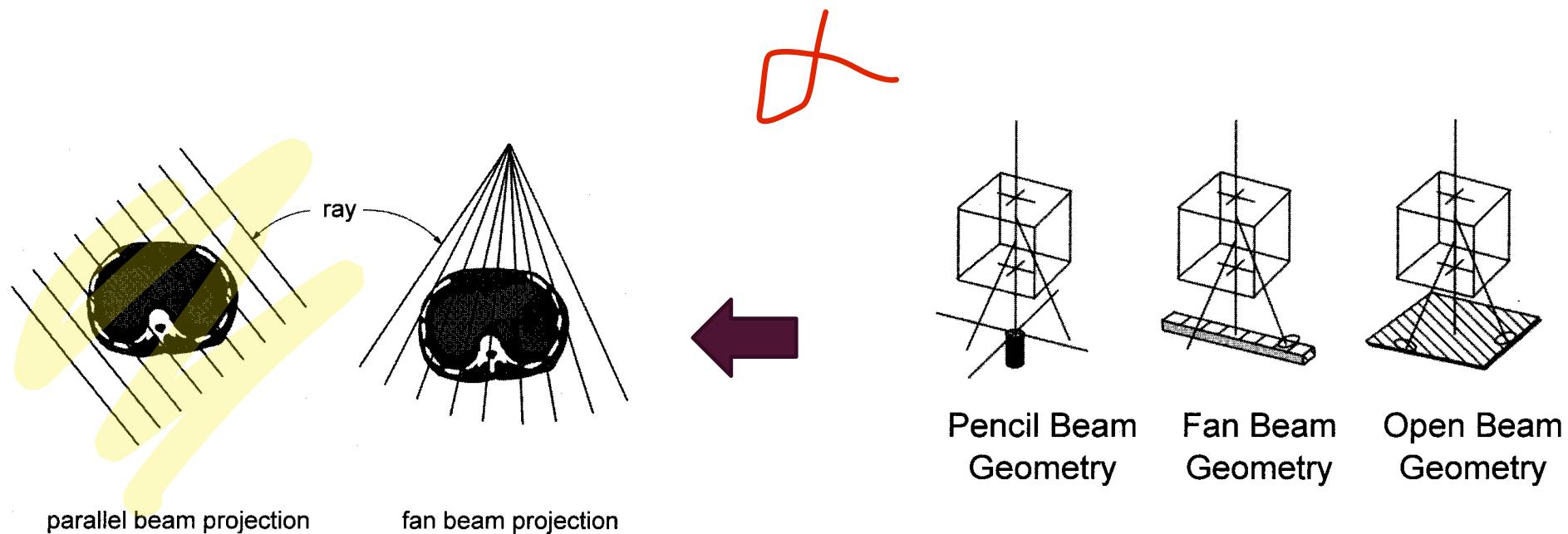


قطع نگاری کامپیوترا

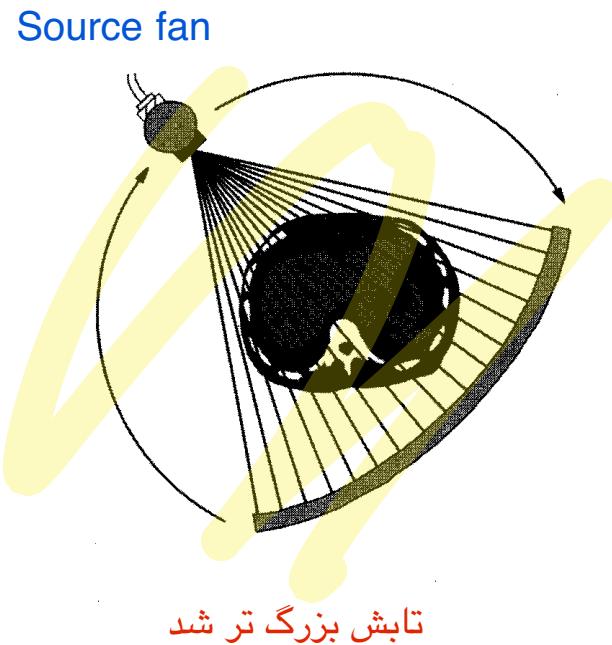
بعد از اسکن کامل یک زاویه چرخش اتفاق می‌افته

تکنولوژی بیم — » پنسل بیم

CT-SECOND GENERATION



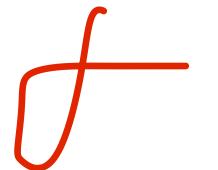
CT – THIRD GENERATION



از ۸۰۰ دتکتور حدوداً ۷۰۰ تا در عکس ما دایره تشکیل میدن که هرچی به مرکز دتکتور نزدیکتر باشه دایره ای نزدیک تر در عکس ایجاد میکنه (حدود ۱۰۰ تا ۱ صفر رو نشون میده)

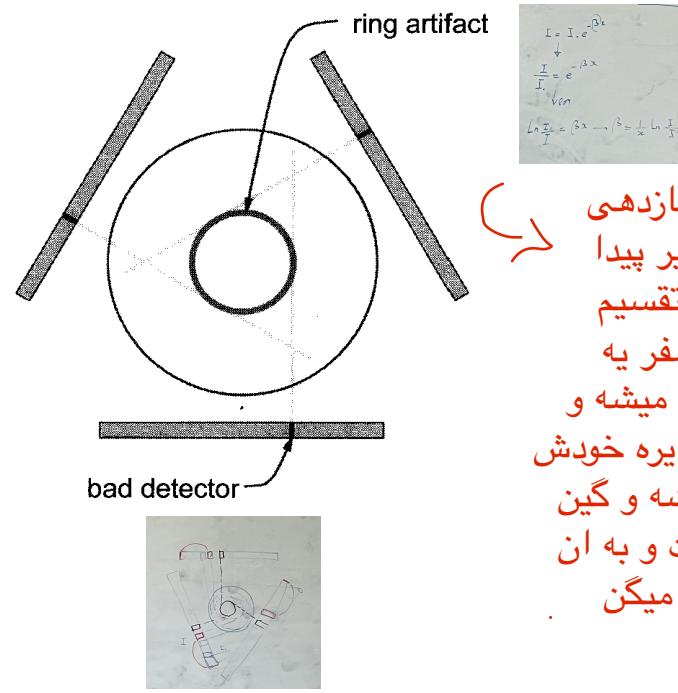
مشکل نسل سوم

Ring artifact



با زیاد کردن آشکار ساز باعث شد در یک تابش عکس بگیرد

۸۰۰ دتکتور استفاده شده است



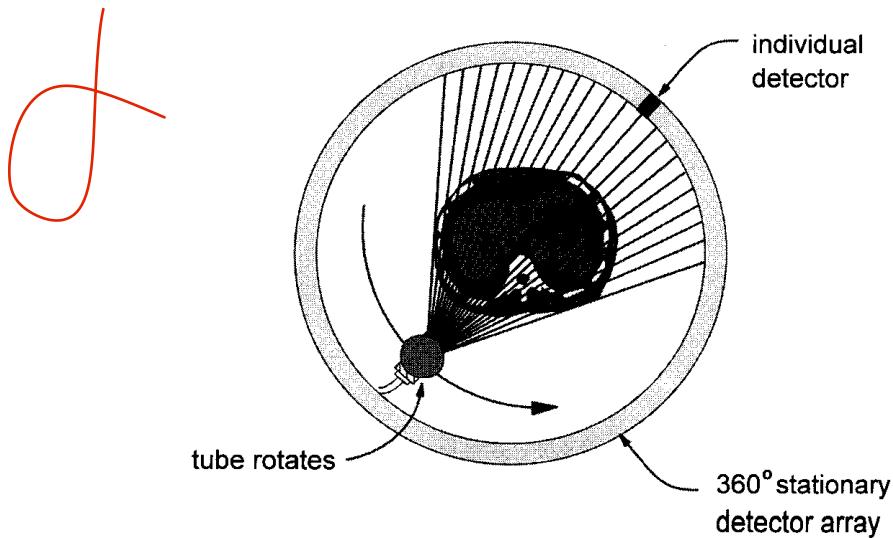
مشکل این روش:
زمان اندازه
گیری بتا:

$$\begin{aligned} I &= I_0 e^{-\beta x} \\ \frac{I}{I_0} &= e^{-\beta x} \\ \ln \frac{I}{I_0} &= -\beta x \rightarrow \beta = \frac{1}{x} \ln \frac{I}{I_0} \end{aligned}$$

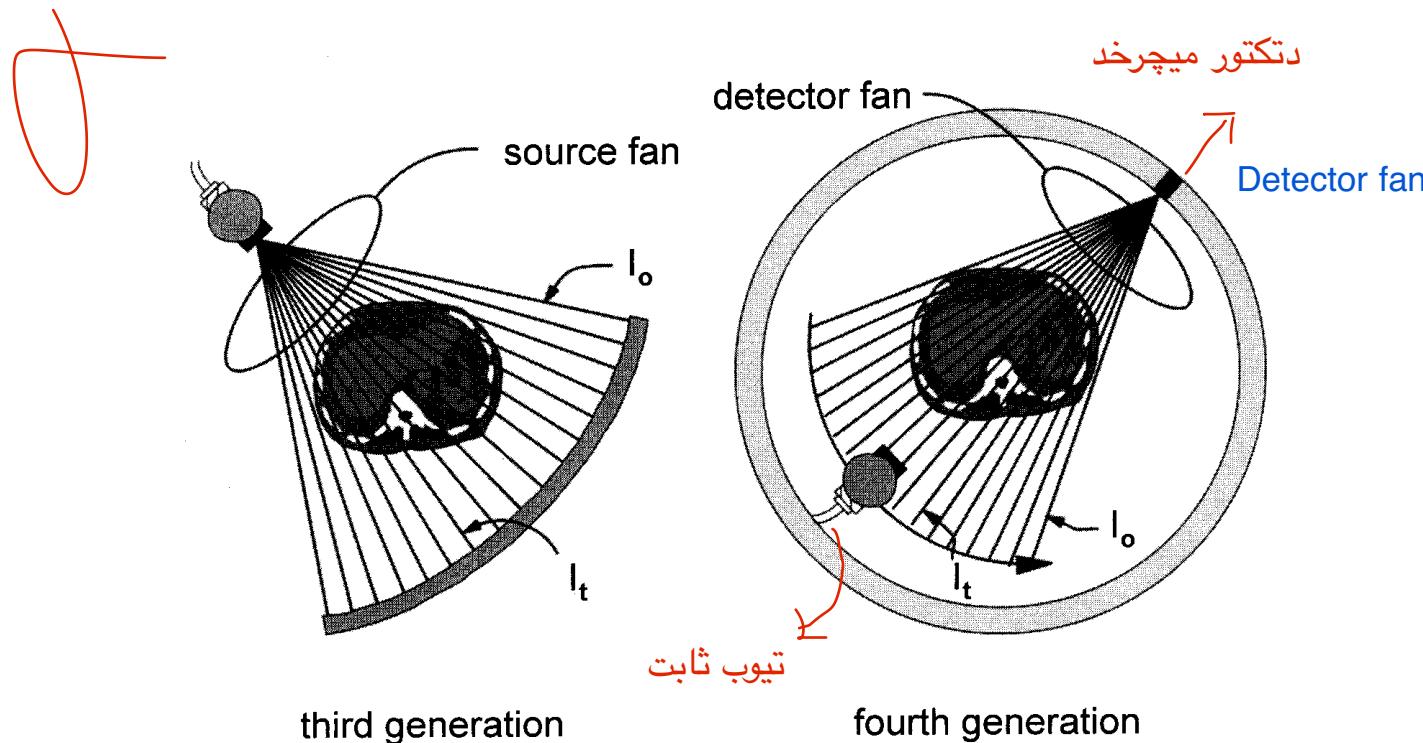
بعد از مدتی بازدهی دتکتور ها تغییر پیدا میکنند و زمان تقسیم شدن ا به ا صفر یه ضریبی ایجاد میشه و باعث ایجاد دایره خودش در تصویر میشه و گین دیگه یک نیست و به ان رینگ ارتیفکت میگن

CT-FORTH GENERATION

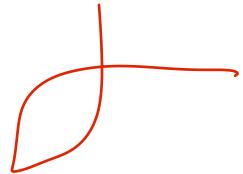
را با هم شناسایی می‌کند اصفر و



حل مشکل نسل سوم CT



CT-FIFTH GENERATION

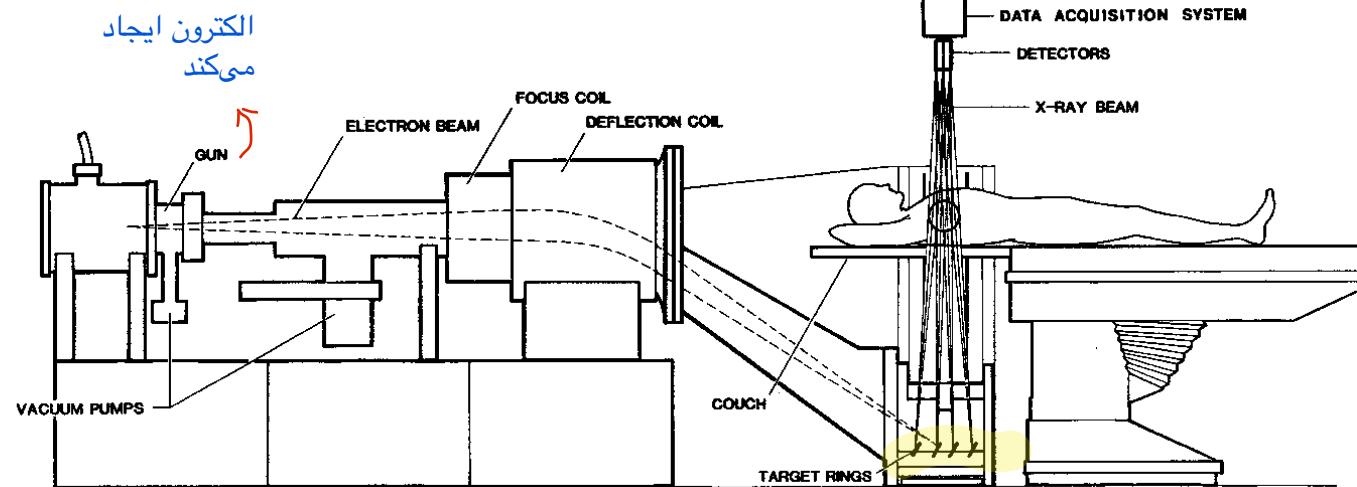


سینه سیتی و ویژگی ساعت

برای حرکت قلب به کارمیرود

حرکت زمان را افزایش می‌دهد پس حرکت را حذف می‌کنیم

تیوب ثابت و با تارکت رینگ
عکس با برخورد به تیوب ایجاد
می‌شود در جهت‌های مختلف



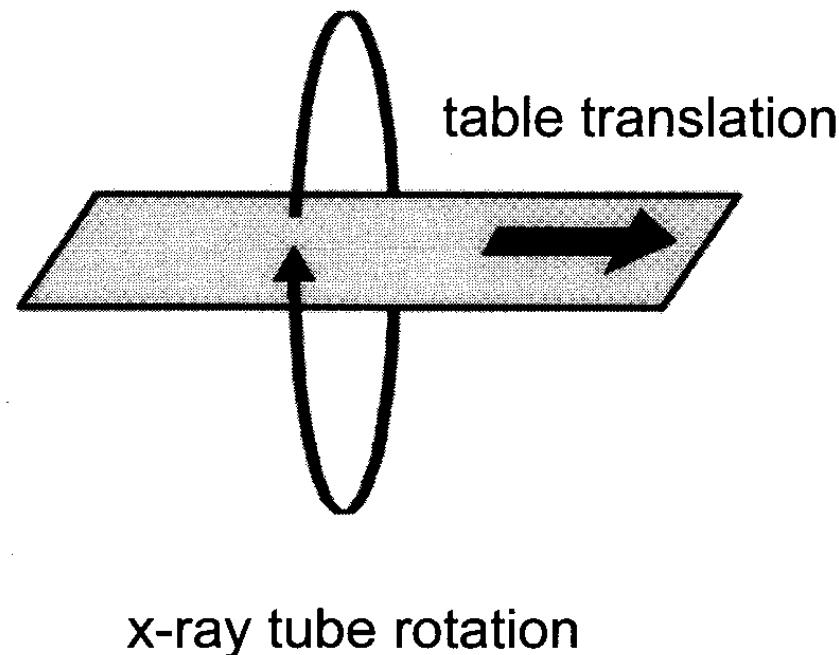
الکترون ایجاد
می‌کند

HELICAL CT- SIXTH GENERATION

- Slip ring technology
- pitch 

هرچه سرعت پایین تر باشد
دقت بیشتر است

سرعت با توجه به تشخیص
تنظیم میشود

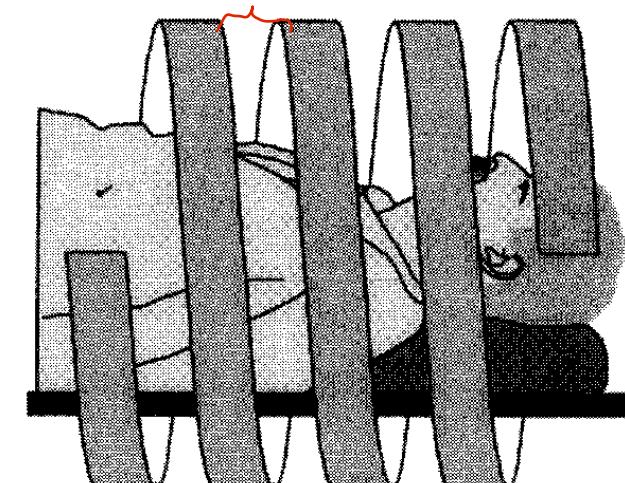


نسبت سرعت حرکت تخت به
سرعت چرخش tube دور بیمار



با توپو گرام حدود مکان ارگان ها به دست می اید

درون یابی یا
تصویر را میسازد ولی دقیق ندارد



تصاویر مارپیچی یا هلیکا

helical x-ray tube
path around patient

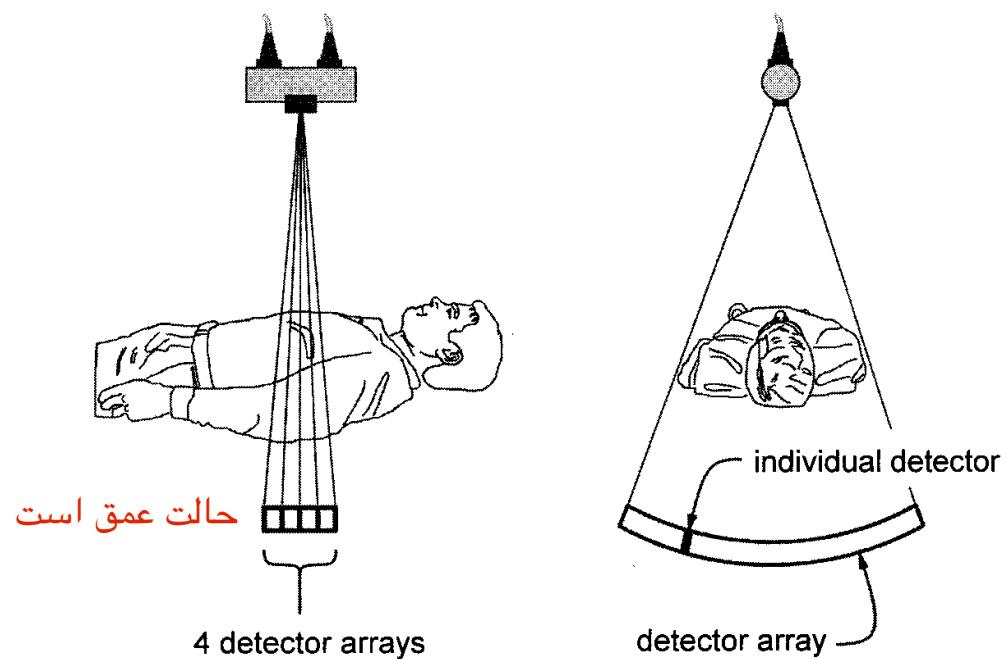
Seventh Generation: Multiple Detector Array

ج

تعداد اسلایس ها بیشتر هست

معمولًا ۶۴ و ۱۲۸ اسلایس موجود است

بیم —» اپن بیم



Preprocessing the Data



$$\ln(I_o/I_t) = \mu t$$

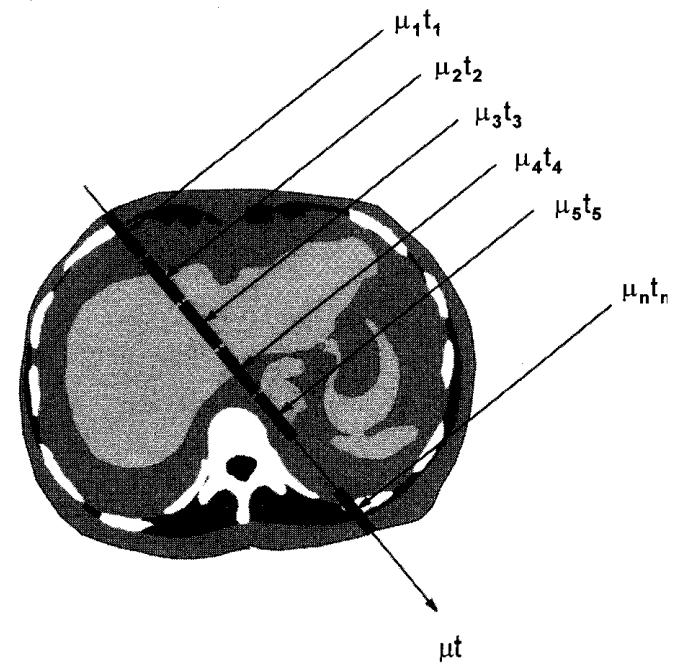


$$\mu t = \mu_1 \Delta t + \mu_2 \Delta t + \mu_3 \Delta t + \dots + \mu_n \Delta t = \Delta t [\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n]$$



$$\mu = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n$$

مجموع ضریب تضعیف های عبوری از بافت های سر راه ا صفر



CT Numbers or Hounsfield Units

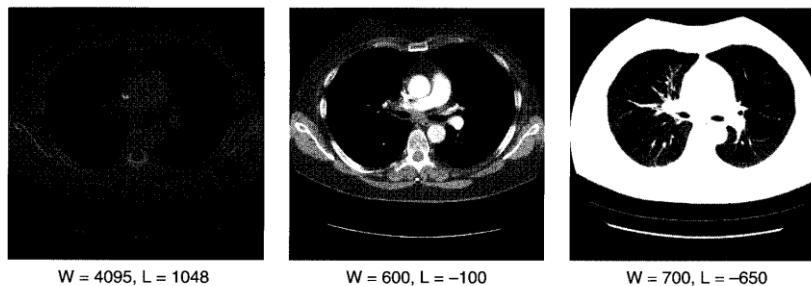
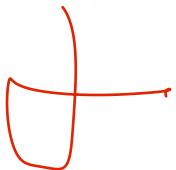
$$CT(x,y) = 1,000 \frac{\mu(x,y) - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$

فرمول ساختگی برای دور کردن اعداد از هم و
قاطی نشدن

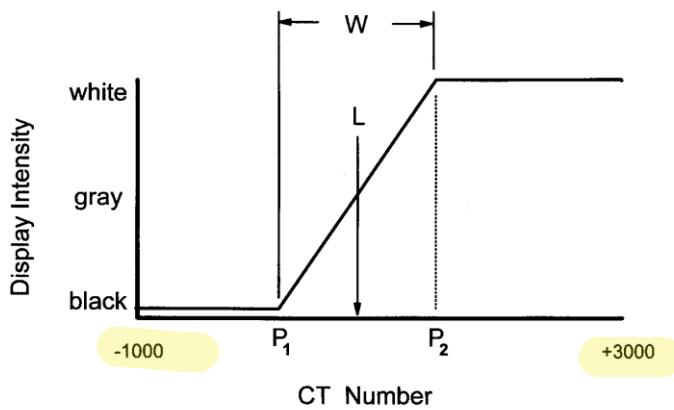


ماه	CT عدد	ضرب تضعیف cm^{-1} خطی
استخوان	808	0.38
آب	0	0.21
مامیجه مخلوط	-48	0.20
چربی	-142	0.18
هوای	-1000	0

WINDOW AND LEVEL



W = 4095, L = 1048 W = 600, L = -100 W = 700, L = -650



با توجه به ارگان مورد نظر با استفاده از ویندو و لول بازه نمایش مشخص میکنیم تا بهتر دیده بشه

AXIAL – SAGITTAL - CORONAL

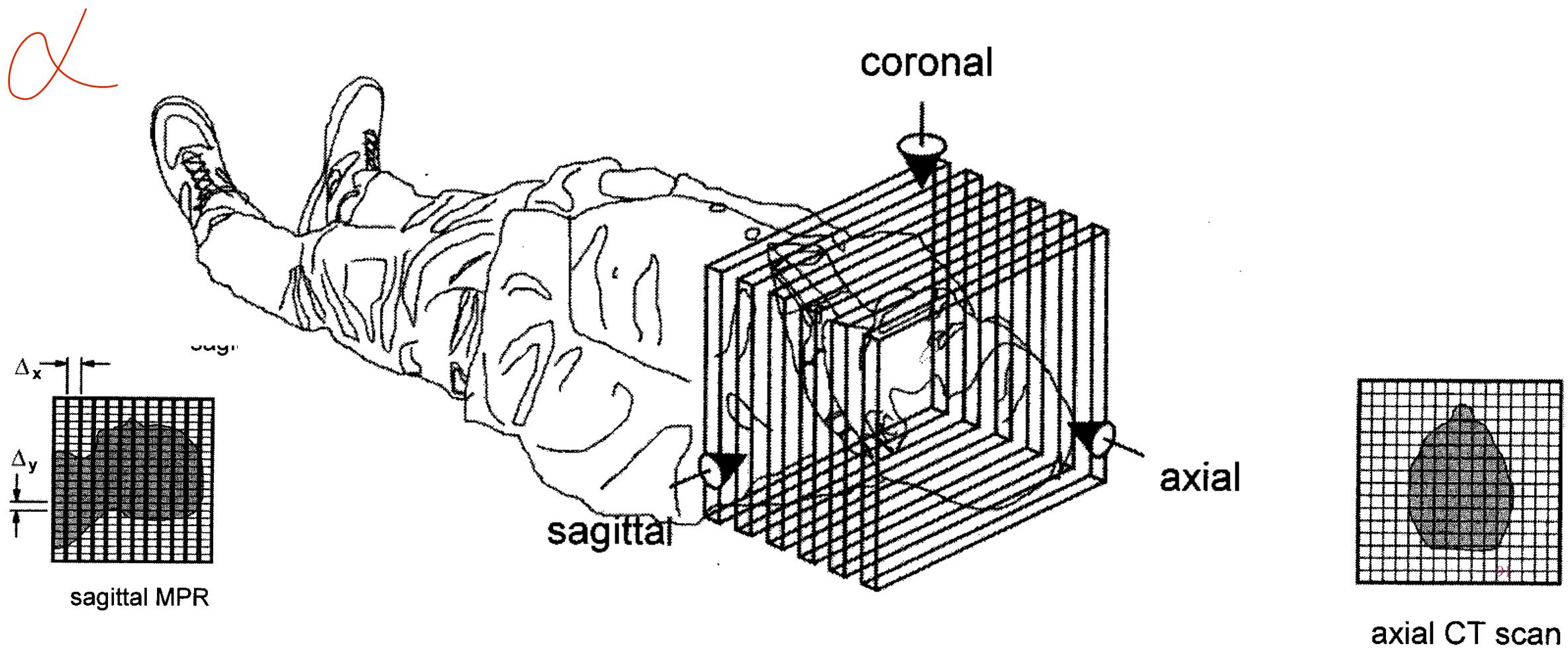


IMAGE QUALITY

- Spatial resolution



نویز به کنترast مربوط است

- توانایی سیستم در ایجاد تفاوت در ساختار های ظریف و کوچک
- حداقل فاصله بین دو نقطه و یا دو خط که می‌تواند توسط سیستم تصویربرداری از همدیگر تمیز داده شود معیاری است که معمولاً برای تعیین قدرت تفکیک مکانی سیستم به کار می‌رود

کنتراست تفاوت رنگ را نشان
می‌دهد ولی رزولوشن تفاوت
ساختار را تشخیص می‌دهد

IMAGE QUALITY- PSF

PSF

The point spread function describes the response of an imaging system to a point stimulus, and it is a very thorough description of the system's spatial resolution properties.

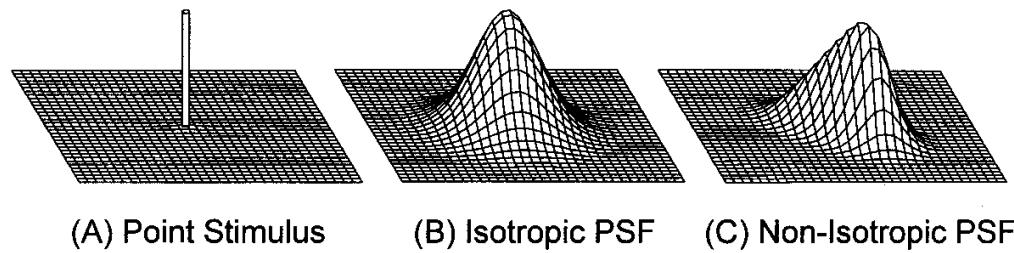
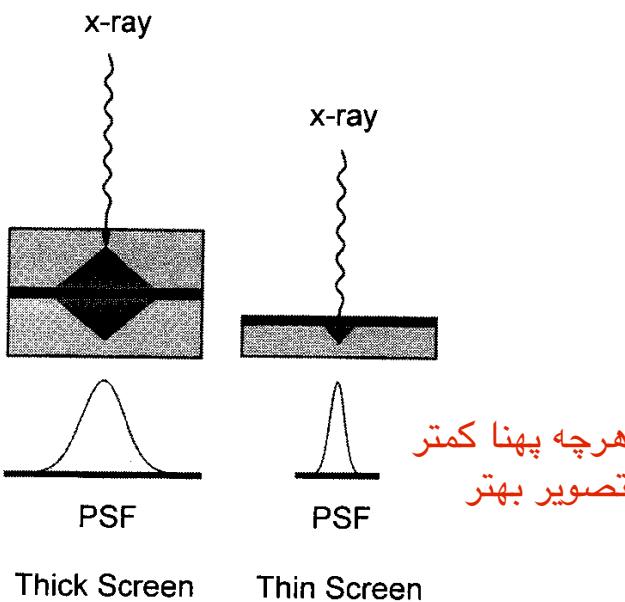


IMAGE QUALITY- PSF & LSF

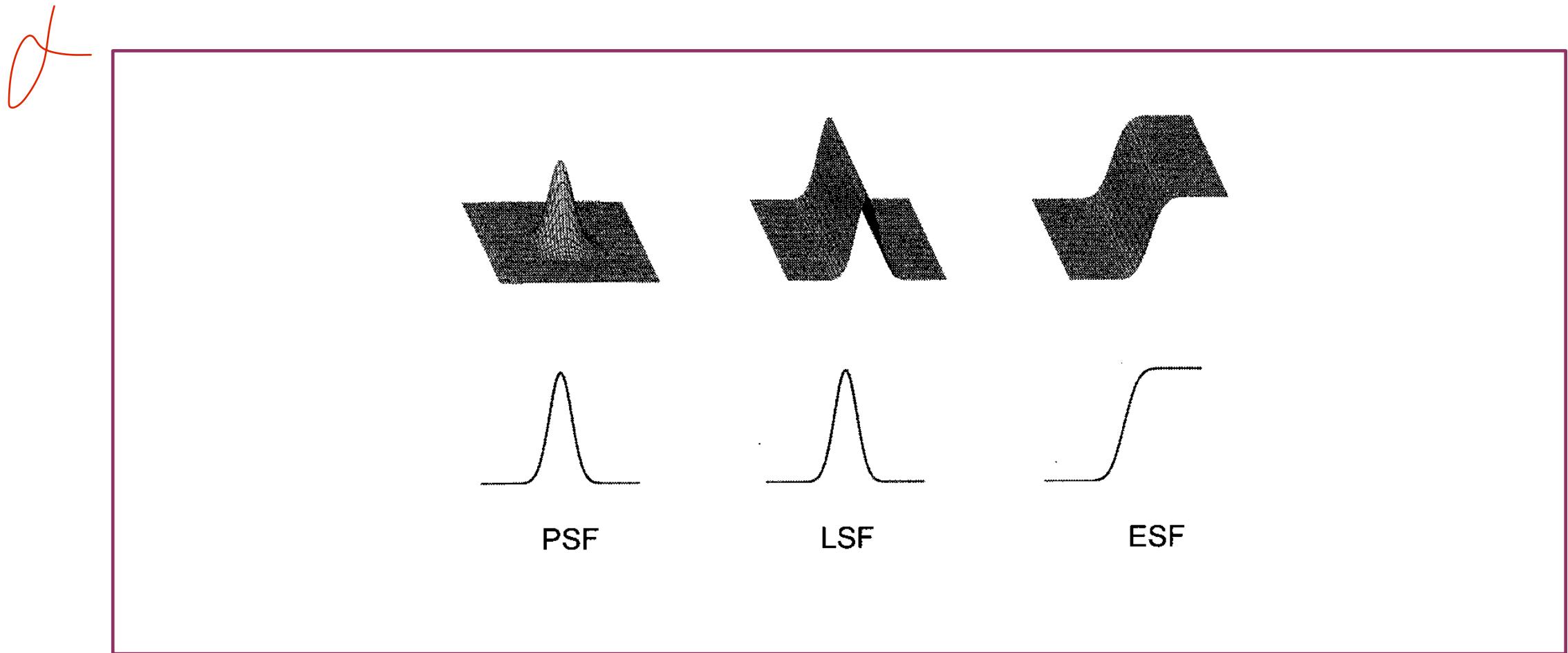
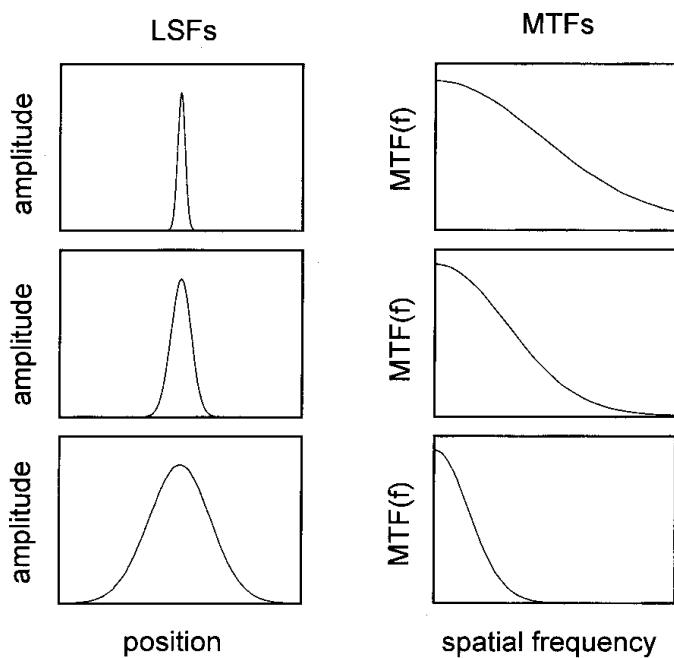


IMAGE QUALITY- MTF

$$MTF(f) = |FT\{LSF(x)\}|$$



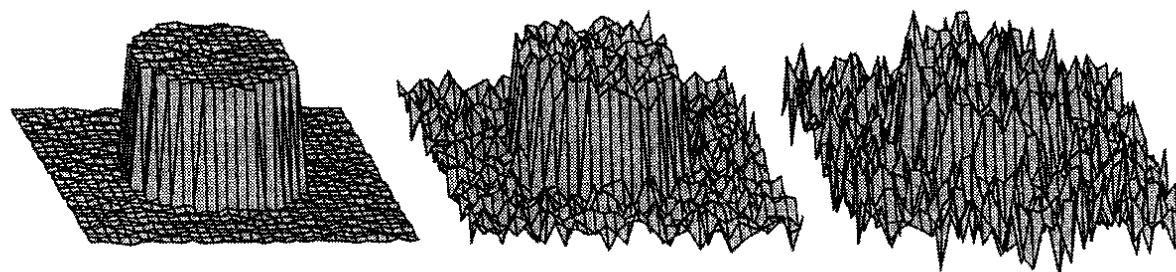
- بیانگر نحوه تعديل فرکانس‌های مکانی مربوط به تصویر ورودی توسط سیستم
 - از MTF برای بررسی عملکرد تابع انتقال در حوزه فرکانس استفاده می‌شود

A red hand-drawn style checkmark.

NOISE



- تغییرات اماری در آشکارسازی فوتون های پرتو ایکس و اندازه دانه بندی در مجموعه فیلم-تشدید کننده از مهمترین منابع تولید نویز تصویر در یک سیستم تصویر برداری پرتو ایکس می باشد



Low Noise

Medium Noise

High Noise

IMAGE QUALITY

Image contrast

حداقل تمایزی که برای تشخیص یک شی با ابعاد مشخص در حضور نویز مورد نیاز است تفکیک تمایز نامیده می شود

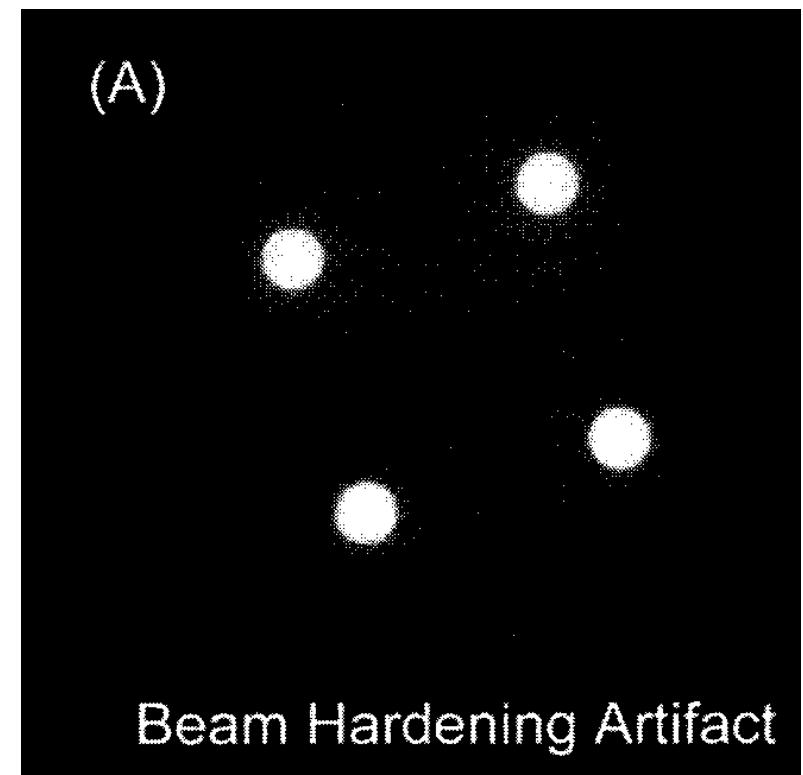
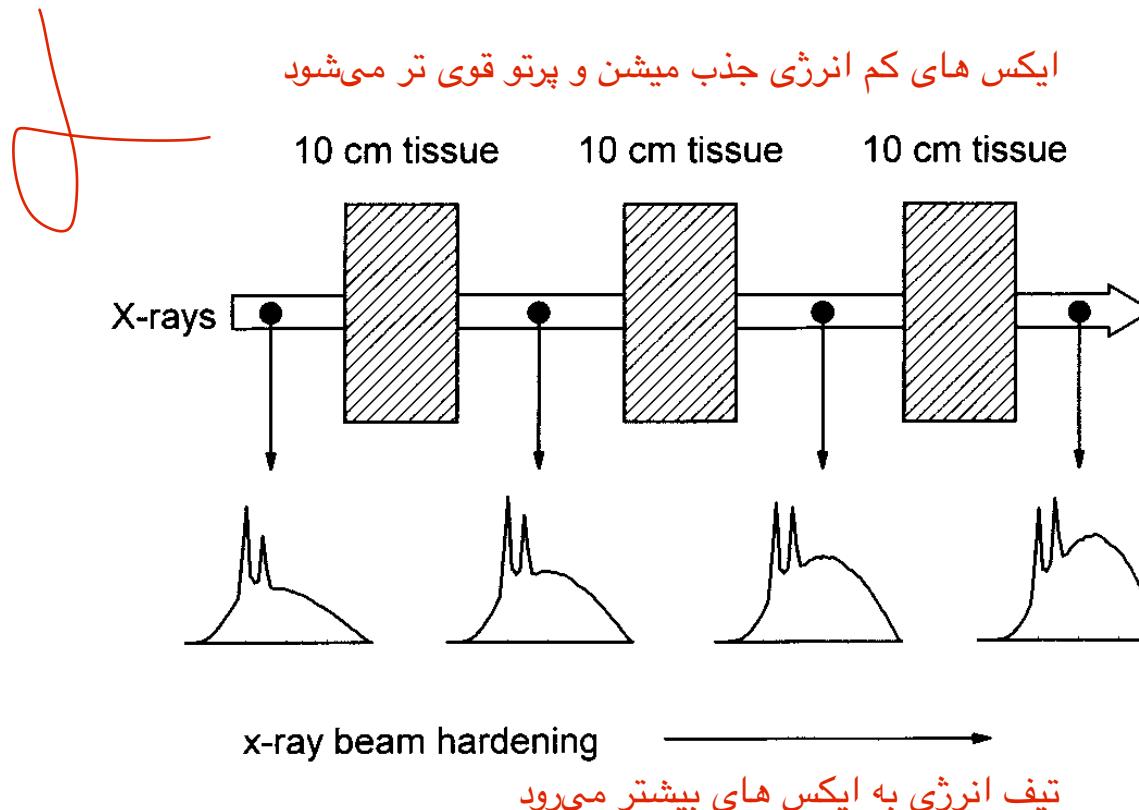
$$C = \frac{s}{s + b}$$

سیگنال
بکگراند

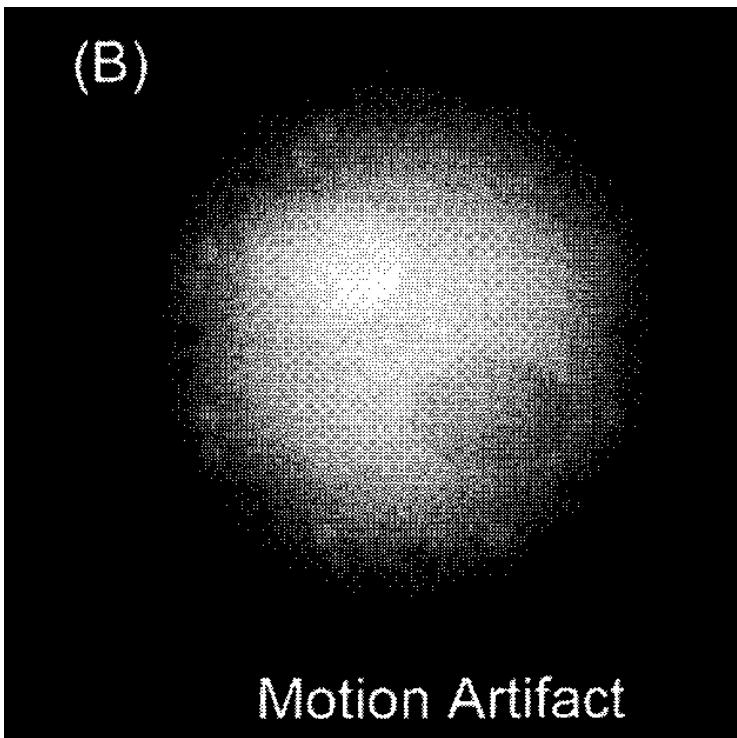
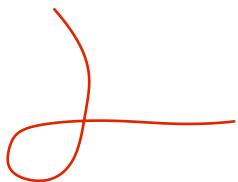
$$C = \left| \frac{s - b}{s} \right|$$

+

CT ARTIFACTS-BEAM HARDENING



MOTION ARTIFACT



PARTIAL VOLUME AVERAGING

