

# مقدمه ای بر سیستم های تصویربرداری پزشکی

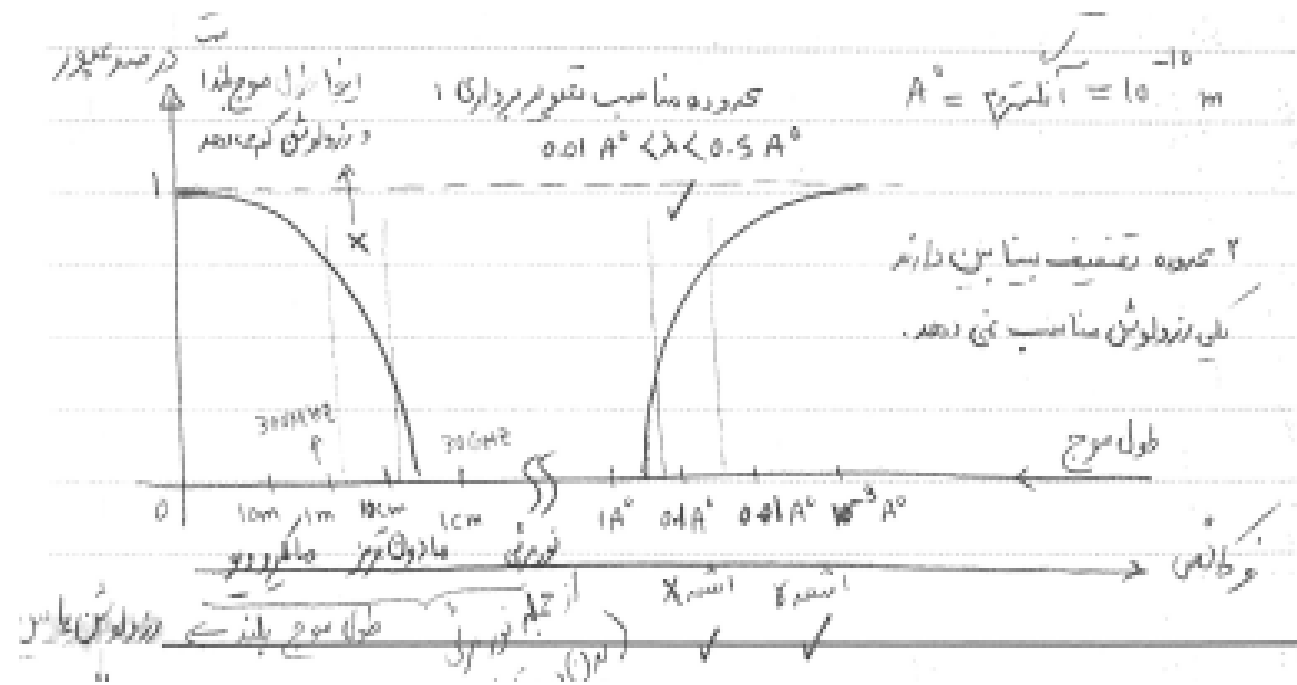
آشنایی با سیستمهای تصویربرداری با پرتو X

# آشنایی با سیستمهای تصویربرداری بر مبنای X-Ray

- رادیوگرافی مسطح بر پایه ی پرتو X یکی از بخشهای اصلی مراکز تصویربرداریست که هم در بررسی صدمات جدی و هم تشخیص موارد مشکوک و بیماریهای مزمن کاربرد دارد.
- کاربردها: ارزیابی شکستگی استخوانها، وجود جرم/ توده در ریه بر اثر بیماری/ سرطان و دیگر مسیرهای عبور هوا در بدن، وجود سنگ کلیه و بیماریهای دستگاه گوارش، ...
- بسته به نتیجه ی تصویربرداری اشعه X، بیمار ممکن است برای روش تصویربرداری پیشرفته تری همچون CT-Scan اعزام شود.

# X-ray

- مبنای این روش: تضعیف اشعه X در بافتها.
- مکانیزم تشکیل تصویر: ایجاد سایه. (عبور اشعه از بدن-ظاهر شدن تصویر بر روی فیلم)
- محاسن: سرعت (رزولوشن زمانی-کمتر از میلی ثانیه- به محض اعمال اشعه، تصویر تشکیل می شود)-رزولوشن مکانی (در حد آنگستروم کمتر از میکرو)
- معایب: زیان آور (امواج یونیزه کننده)-گران
- طیف امواج الکترومغناطیس:
- چرا از سایر اشعه ها استفاده نمی شود؟
- چرا اشعه X؟
- کجا برای تصویربرداری مناسب است؟
- جایی که تضعیف ایجاد کند.
- کدامیک از دو ناحیه بهتر است؟
- چرا ناحیه طول موج بلند، رزولوشن مناسب ندارد؟



# پدیده تفرق

- دو فاکتور مهم در تصویربرداری:
- 1- تضعیف: تضعیف‌های متفاوت برای بافتهای مختلف.
- طول موجهایی که در آن جسم کاملاً شفاف یا کاملاً کدر به نظر می‌رسند، مفید نیستند.
- 2- رزولوشن: طول موج  $\gg 1$  سانتی متر - حداقل - هر چی کمتر بهتر. (برای احتراز از تفرق).
- طول موج اشعه تصویربرداری بایستی با حد تفکیک (رزولوشن مکانی) جسم مورد تصویربرداری قابل قیاس باشد.
- اگر نباشد Interference diffraction

رخ می‌دهد

مثال عددی:

در تصویربرداری با اشعه X:

$$\Rightarrow 0.01 \text{ \AA} < \lambda < 0.5 \text{ \AA}$$

انرژی فوتون‌های اشعه X:

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

ثابت پلانک  $(6.6 \times 10^{-34})$       سرعت نور  $3 \times 10^8$       طول موج  $\lambda$

$$\rightarrow 25 \text{ KeV} < E < 1 \text{ MeV}$$

تیم انرژی و ولت

- اشعه نرم: اشعه‌های با انرژی فوق کم - کاربرد مثلاً در ماموگرافی (برای مطالعه بافت‌های نرم)

- اشعه سخت: اشعه‌های با انرژی فوتون بیشتر

# مثال عددی

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad \lambda < 1 \text{ cm}$$

$$f > \frac{v}{\lambda} = \frac{15 \times 10^3}{10^{-2}} = 150 \text{ KHz} \rightarrow \boxed{f > 150 \text{ KHz}}$$

برای دوری از سرز تفرقه و داشتن حد تفکیک مکانی مناسب

بیشتر از 20KHz از محدوده شنوایی خارج است ← باید از امواج فراصوت استفاده کرد.

در سیستم های سونوگرافی f چند مگاهرتز است. ← به همین دلیل اسم این امواج فراصوت است

در عمل  $1 \text{ MHz} < f < 20 \text{ MHz}$

• یافتن حد تفکیک مناسب در التراسوند:

• سرعت صوت:

• در بافت نرم (خون): 1500 متر بر ثانیه

• در هوا: 340-330 متر بر ثانیه.

• افزایش فرکانس همواره مطلوب نیست.

• افزایش تضعیف، کاهش عمق نفوذ.

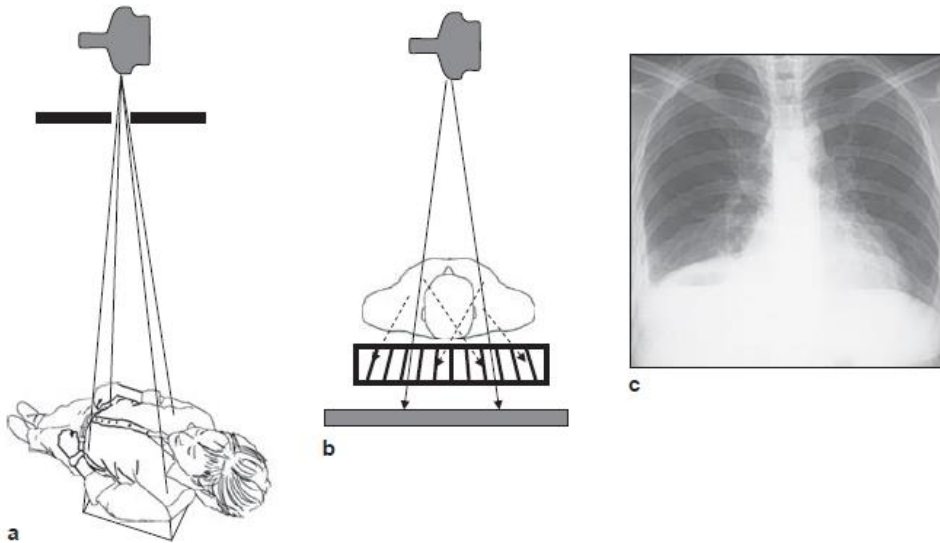
• تضعیف امواج در بافتهای نرم: 1.5dB/cm.MHZ (به صورت خطی در مقیاس dB)

• یعنی در فرکانس 1 مگاهرتز، به ازاء یک سانتی متر، 1dB تضعیف می کند. (2 سانتی متر، 3dB)

# اصول فیزیکی عملکرد

- اساس تصویربرداری بر مبنای پرتو X (و CT-Scan) جذب متفاوت پرتو X توسط بافت‌های مختلف بدن است. به عنوان مثال استخوانها و بافت‌های کلسیم دار، پرتوهای X را بیشتر از بافت‌های نرم جذب می نمایند.

- پرتوهای X تولیدشده در منبع، به سمت بیمار گسیل شده (**مطابق شکل**) و پرتوهای X عبوری از بیمار توسط صفحه آشکارساز مسطح (ساخته شده بر مبنای مفاهیم فیزیک حالت جامد) که دقیقاً در زیر بیمار تعبیه شده است، آشکارسازی می شود.



## ادامه ...

- انرژی جذب شده ی پرتو  $X$  ابتدا به نور، سپس ولتاژ و در نهایت دیجیتایز می شود. تصویر دیجیتایز (رقمی) شده ی حاصل، تصویر دو بعدی از بافتهای واقع شده بین منبع پرتو  $X$  و آشکارساز است.
- علاوه بر امکان جذب شدن پرتوهای  $X$ ، امکان منحرف شدن (Scattering) آنها نیز حین عبور از بدن وجود دارد. این پرتو (فوتون) های منحرف شده موجب افزایش سیگنال (روشنی) پیش زمینه ی تصویر حاصل شده و در نهایت به کاهش کنتراست تصویر می انجامند. بنابراین در برخی موارد از گرید (صفحه ای مشبک) ضد پراکندگی، برای جبران اثر این پدیده استفاده می شود.

# روشهای زیرگروه تصویربرداری X

- تعدادی کاربرد ویژه از رادیوگرافی (تصویربرداری بر پایه ی اشعه X) وجود دارند که نیازمند تجهیزاتی مرتبط (هم خانواده) اما متفاوت هستند.

1. **X-Ray Fluoroscopy** که راهکاری برای جمع آوری و نمایش پیوسته تصاویر به منظور مطالعه ی بافت (همچون دستگاه گوارش) است. اگر رادیوگرافی نقش تصویربرداری از بافتها را داشته باشد، فلوروسکوپی نقش فیلم برداری از بافتها را داراست.

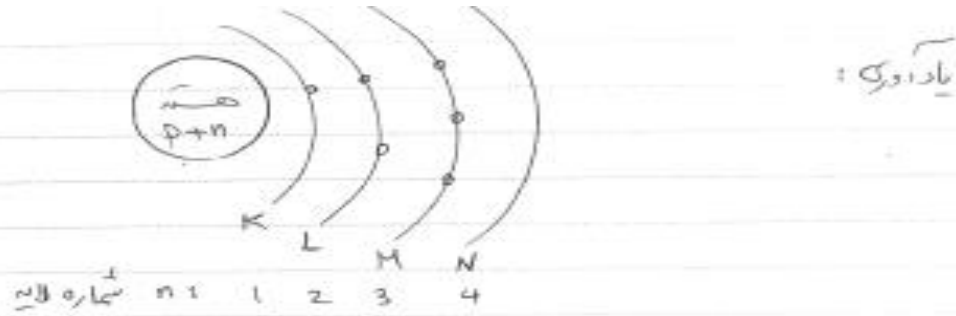
2. ماموگرافی دیجیتال برای بررسی بافت سینه (پستان) بهره برده و در این تکنیک از پرتوهای کم انرژی تر اشعه X به نسبت تصویربرداری X استاندارد استفاده می شود. بدین ترتیب رزولوشن بهتری نسبت به حالت استاندارد، حاصل می آید.

3. تکنیک آنژیوگرافی نیز برپایه ی تفریق تصاویر دیجیتال بنا نهاده شده است و تصاویر عروق را در نهایت وضوح و ریزبینی بالا نمایش میدهد.



# تولید اشعه ایکس

- اساس تولید: برخورد باریکه الکترون های شتابدار به یک هدف سخت (جسم با عدد اتمی بالا).



$$\text{حداکثر تعداد الکترون در لایه} = 2n^2$$

انرژی پیوند الکترون (به صورت): Binding energy

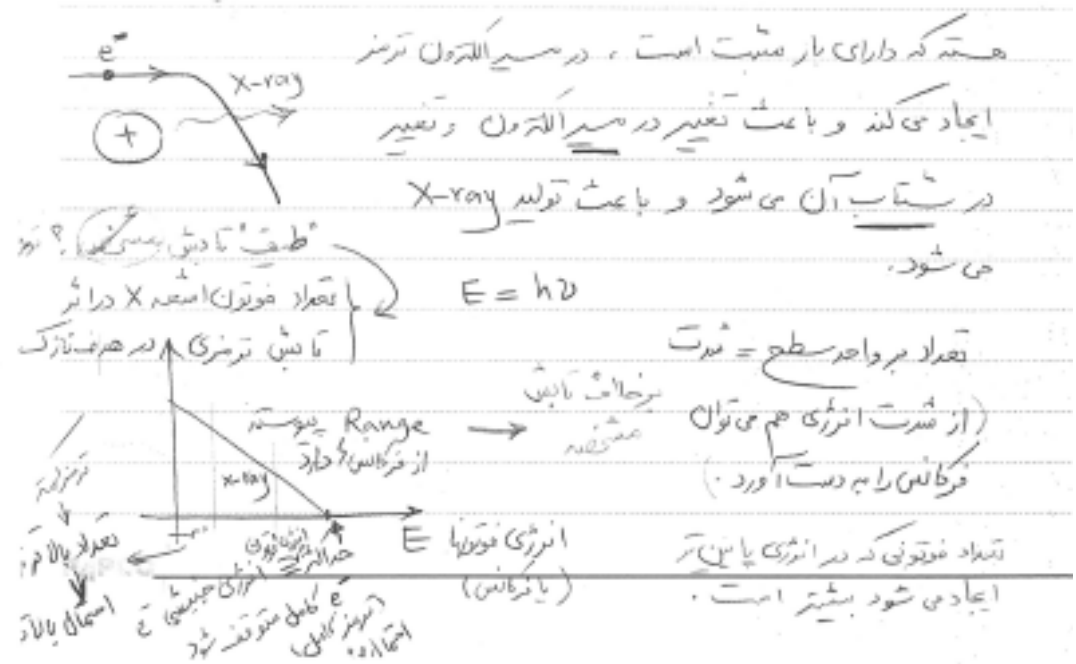
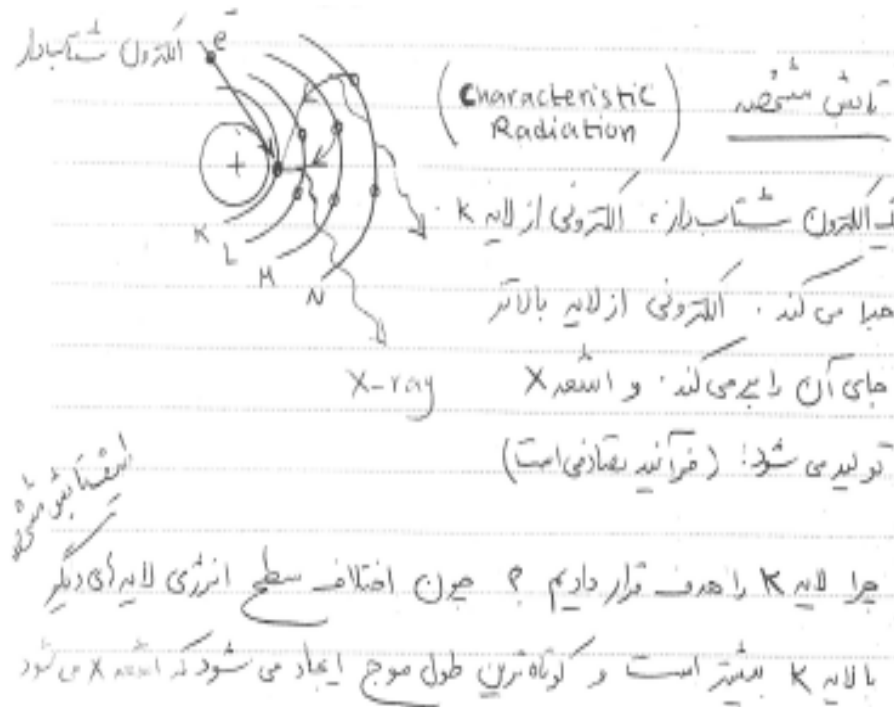
لایه های پایین تر مثل K بیشتر است.

حداکثر انرژی از لایه بالا به پایین (مثلاً N به K) انرژی زیاد است.

چون الکترون با بار منفی همجوار است و در برابرش انرژی زیاد است. انرژی زیاد است. انرژی زیاد است. انرژی زیاد است.

# انتقال انرژی ذرات الکترون شتابدار

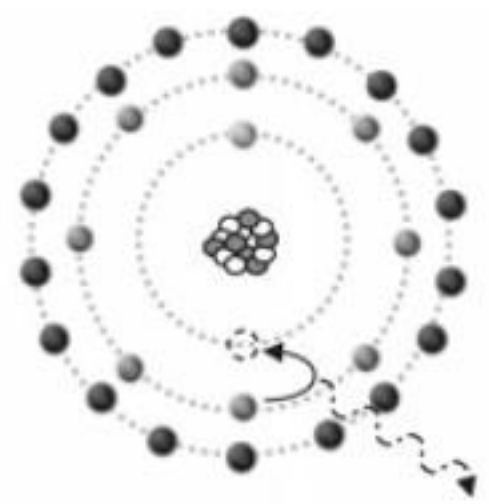
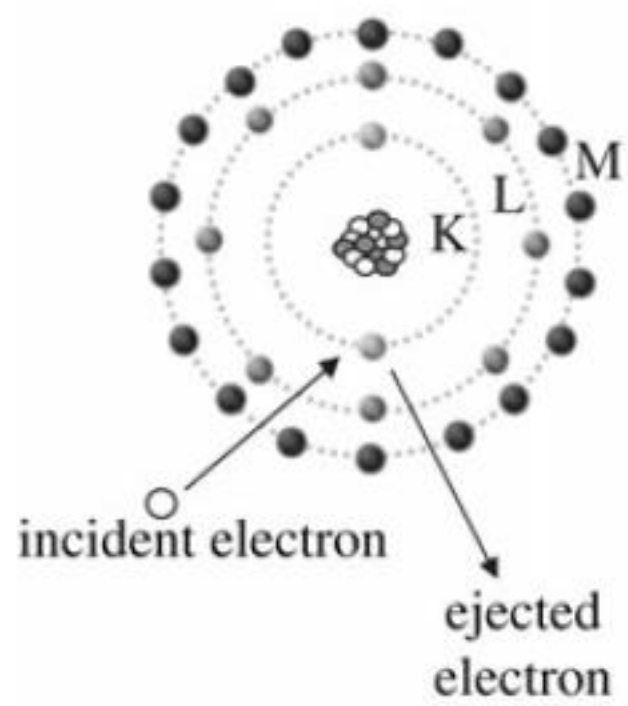
- Collisional Transfer-1: برخورد ذرات، یونیزاسیون و ایجاد گرما. بخش اعظم انرژی (99%) در قالب گرمای ایجاد شده در هدف تلف می شود.
- Radiation Transfer-2: 1- تابش مشخصه (ویژه). 2- تابش عمومی یا ترمزی (در انرژی بالاتر احتمال ترمز بیشتر است- تعداد فوتونهای X بیشتری در انرژی های پایین تولید می شوند).



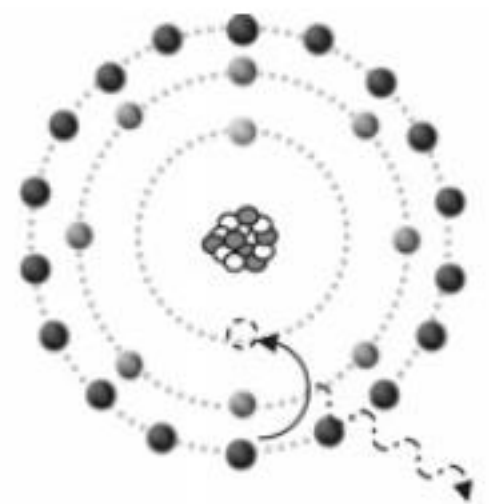


## ساز و کار اول (تابش ویژه)

- خطوط باریک و منفرد اوج در طیف پرتو  $X$  مشهود هستند.
- انرژی که این نقاط اوج در آنها اتفاق می افتد مشخصه ی ویژه ی فلز تشکیل دهنده ی آند است و به همین دلیل تابش خاص (ویژه) نامیده میشود.
- چنانچه الکترون گسیل شده از کاتد با الکترونی در سطح انرژی  $K$  از اتم عنصر تشکیل دهنده ی آند برخورد کند، موجب جدا شدن این الکترون و پدید آمدن یک حفره در سطح انرژی  $K$  اتم میشود.
- این حفره توسط الکترونی از سطوح بیرونی (دورتر) انرژی همچون  $L$  یا  $M$  پر میشود و اختلاف انرژی الکترون جداشده و الکترونهای سطوح انرژی دورتر، موجب تابش پرتو  $X$  با انرژی خاص میشود.

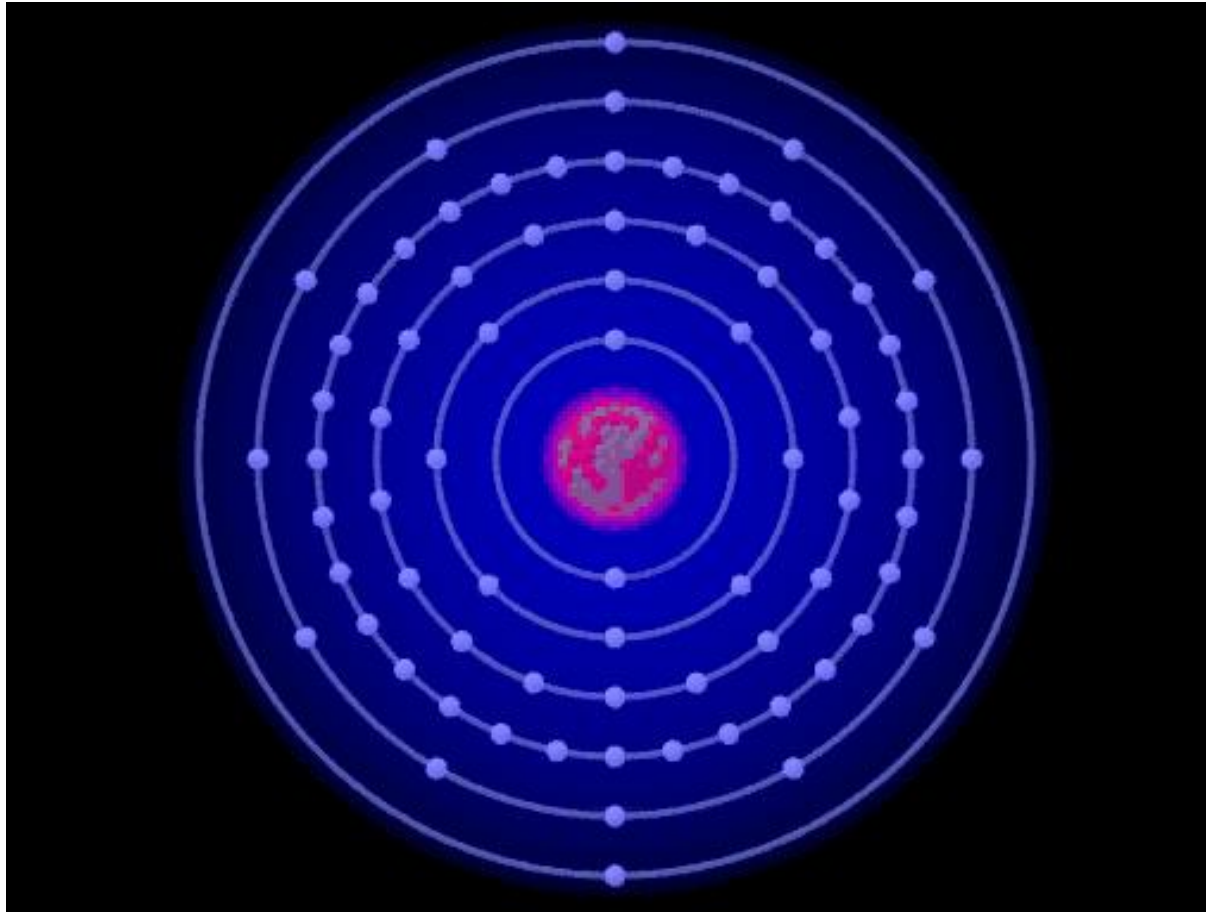


characteristic X-ray  
~59 keV



characteristic X-ray  
~69 keV

## توصیف تابش ویژه



## ساز و کار دوم (تابش عمومی)

- حاصل از عبور الکترون از نزدیکی هسته ی اتم فلز تشکیل دهنده ی آند است.
- در این حالت الکترون به دلیل بار مثبت هسته، از مسیر اصلی سیر خود منحرف میشود. این انحراف به کاهش انرژی جنبشی الکترون منجر میشود. این مقدار کاسته شده از انرژی جنبشی نیز به پرتو X بدل میگردد.
- بنابراین حداکثر انرژی که پرتو X میتواند داشته باشد، معادل با کل انرژی جنبشی الکترون (برابر با kVp) است که بدل به اشعه ی X شده باشد.
- نظر به اندازه ی کوچک هسته به نسبت کل اتم، احتمال زیادی وجود دارد که الکترون تنها بخشی از انرژی خود را از دست دهد. این واقعیت موجب پدیدآمدن طیف وسیع انرژی پرتو X میشود.

## ادامه ...

- این ساز و کار با عنوان تابش عمومی شناخته میشود.
- هرچند که این توزیع انرژی در دو سوی قله ی طیف، کمابیش به طور خطی کاهش مییابد، اما پرتوهای دارای انرژی های بسیار پایین توسط خود تیوب جذب شده و نمودی در اشعه ی تولید (و گسیل) شده توسط تیوب ندارند.



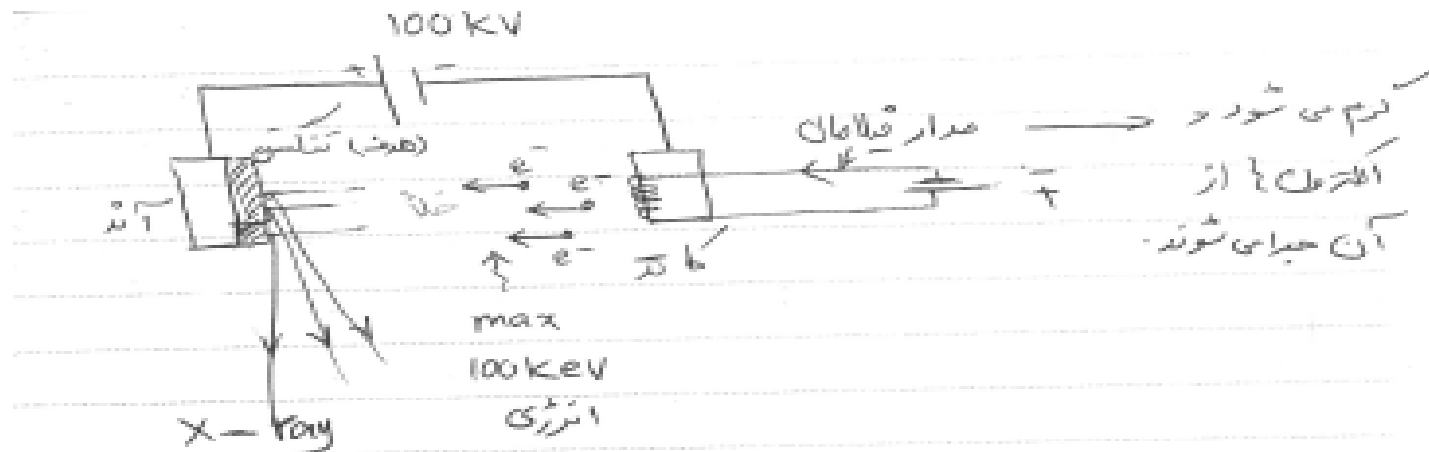
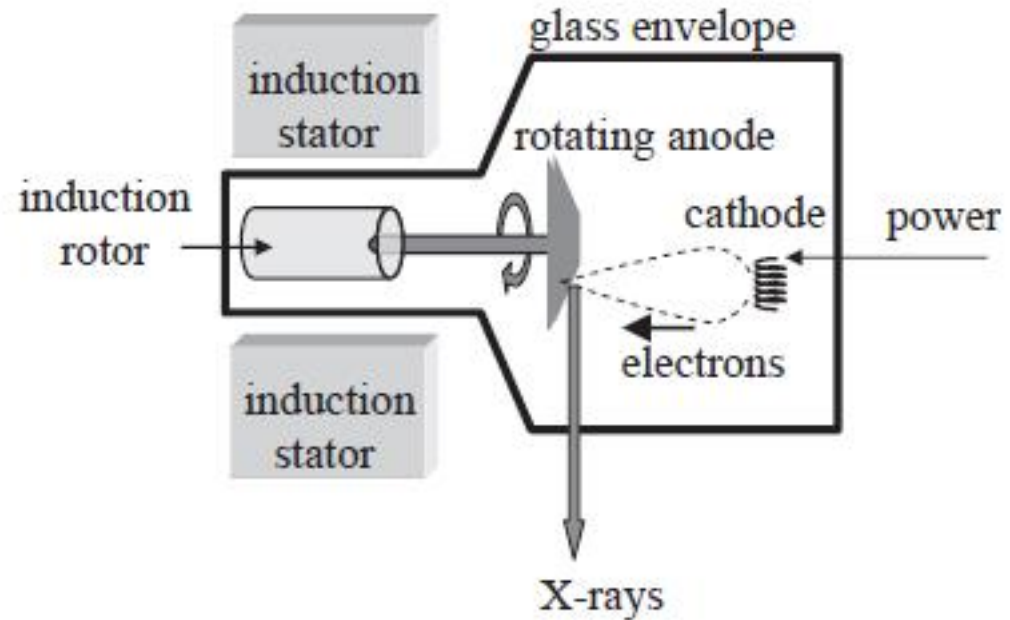
## توصیف تابش عمومی



# تیوب اشعه X

- در هر دو روش تصویربرداری X-Ray و CT-Scan منبع پرتو X، بخش ویژه ای از تجهیزات است که به X-Ray Tube شناخته می شود.
- همه ی اجزاء تیوب در محفظه ی خلاء قرار داشته و خود این محفظه نیز، هم به منظور خنک شدن و هم ایزولاسیون الکتریکی، درون روغن قرار گرفته است.
- کلیه ی این ملحقات نیز با یک پوشش سربی و شیشه ای جهت گسیل (عبور) پرتو X احاطه شده اند.

# نمایی از تیوب اشعه X



# اصول فیزیکی تولید اشعه ی X

- پرتوهای X به واسطه ی تصادم باریکه ای از الکترونهاى دارای انرژی بالا، با سطح یک هدف فلزی (metal target) تولید میشوند.
- کاتد یکی از بخشهای لازم برای این گسیل و برخورد الکترونها است. کاتد ماریچی کوچک، تشکیل شده از سیم تنگستن است که جریان الکتریکی از آن عبور میکند (اعمال ولتاژ dc حدوداً ۱۲ ولتی، ۳ تا ۵ آمپر).
- هنگامی که درجه حرارت این سیم به  $2200^{\circ}\text{C}$  برسد، الکترونها انرژی لازم برای ترک کاتد را بدست می آورند.
- همچنین برای تولید پرتوی باریک و متمرکز از الکترونها، یک کلاhek متمرکز کننده با بار منفی، کاتد را احاطه کرده است.
- در این حالت، ولتاژ مثبت بالایی به هدف فلزی اعمال میشود که آنها را می نامیم.

## ادامه ...

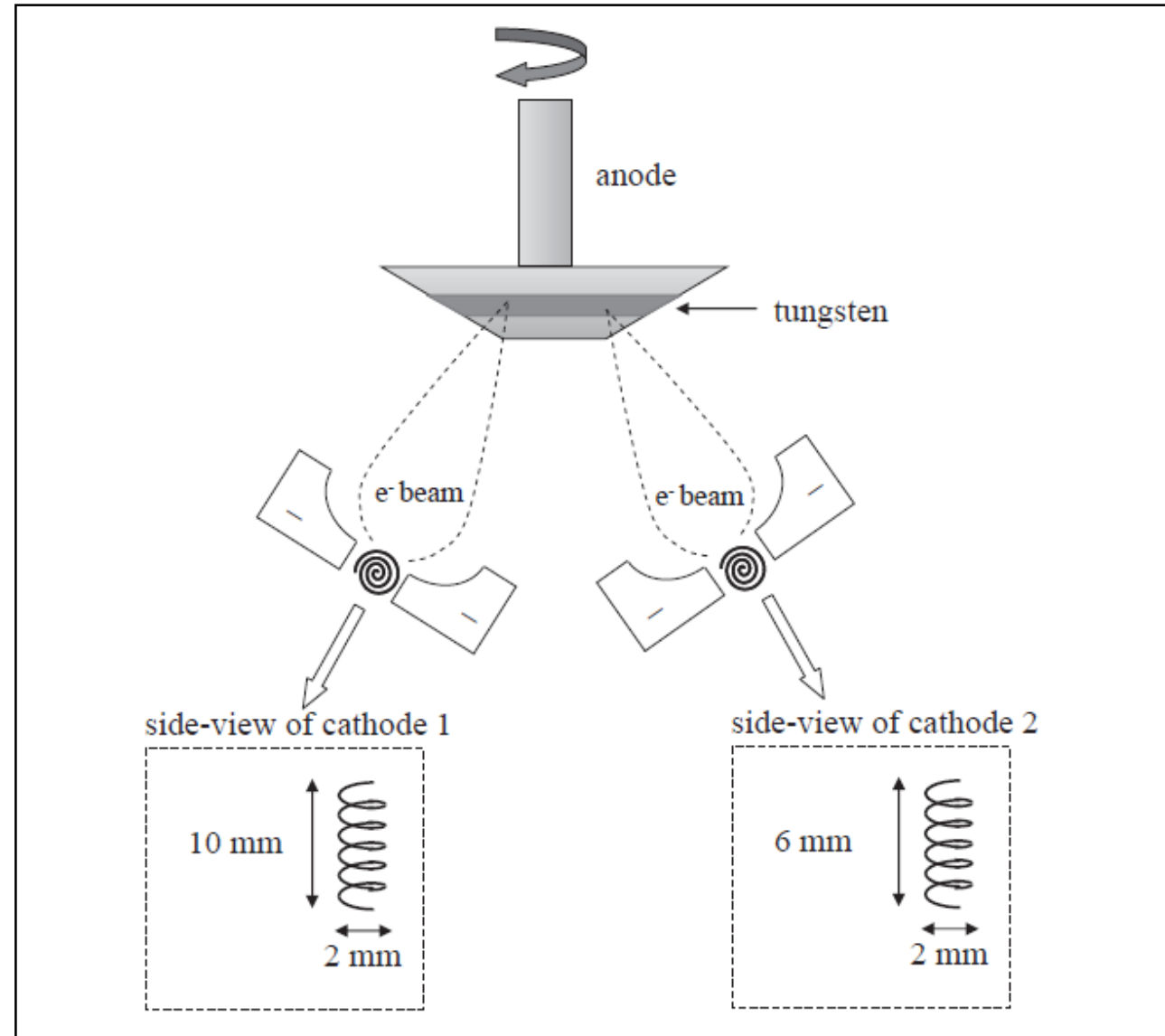
- بسته به کاربرد پزشکی موردنظر، اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد که آنرا اختلاف پتانسیل شتاب دهنده ( $KVp$ ) مینامیم، بین 25 الی 200 KV اعمال میشود. این اختلاف پتانسیل بالا موجب جذب الکترونهاى سطح کاتد به سمت آند و برخورد پرسرعت با آن میشود (جریان الکترونی لامپ: ۵۰-۱۲۰۰ میلی آمپر)
- هنگام برخورد الکترونهاى با انرژی بالا به سطح آند بخشی از انرژی جنبشی آنها، بدل به پرتو X میگردد.
- آند نیز باید از طرفی، با بازدهی بالا توانایی تولید اشعه ی X را داشته باشد و از دیگر سو امکان تحمل دمای فوق العاده زیاد تولید شده را داشته باشد. برآوردن شرط اول، نیازمند بالا بودن عدد اتمی (تعداد پروتونهاى هسته ی عنصر) فلز تشکیل دهنده ی آند است.
- متداولترین فلز مورد استفاده برای این منظور نیز فلز تنگستن است، که عدد اتمی آن 74 (بالا) است و نقطه ی ذوب آن نیز  $3370^{\circ}C$  است.

## ادامه ...

- افزون بر این، تنگستن هدایت الکتریکی بالا و فشار بخار پایینی دارد که تا حد زیادی شرایط شبه خلاء را در درون تیوب X-Ray فراهم آورده و بدین ترتیب مسیری برای حرکت آزادانه الکترون‌ها بین کاتد و آند ایجاد میشود.
- حتی در صورت استفاده ی بهینه از تنگستن و رسیدن به بالاترین حد بازدهی نیز، تنها 1% انرژی الکترون‌ها بدل به اشعه ی X شده و بقیه به صورت گرما تلف میشود.
- آند (هدف ساخته شده از تنگستن)، ۰/۷ میلیمتر ضخامت داشته و با سرعتی در حد 3000 rpm می چرخد تا از تمرکز حرارت در یک نقطه جلوگیری کند. توانایی چرخش آند نیز به دلیل تعبیه ی موتور (روتور- استاتور) القایی حول آن است، مطابق شکل.

## ادامه ...

- در عمل آلیاژی از تنگستن- رنیوم (rhenium) (10% ~ 2 رنیوم) در ساخت آند استفاده میشود تا پایداری مکانیکی بسیار خوبی داشته باشد.
- چنانچه پیشتر نیز ذکر شد، در ماموگرافی به پرتوهای کم انرژی تری نیاز داریم و در چنین مواردی آند در عوض تنگستن، از فلز مولیبدنیوم (molybdenum) ساخته میشود.
- به منظور ایجاد باریکه ای متمرکز از الکترون‌ها، یک کلاhek متمرکز کننده با بارمنفی در جوار فیلامان کاتد ساخته شده است. در حقیقت تیوبهای X-Ray دارای دو فیلامان کاتدی با طول متفاوت و کلاhek ویژه ی خود هستند.





# زاویه دار بودن آند

- به منظور بدست آوردن یک مساحت کوچک که پرتوهای X در آن تولید شوند، آند در حد ۸ الی ۱۷ درجه (و معمولاً ۱۲ الی ۱۵ درجه) زاویه دار ساخته میشود. هرچقدر میزان این زاویه ی آند کوچکتر باشد، ناحیه ی کانونی مؤثر (f) کوچکتر خواهد بود.

$$f = F \sin(\theta)$$

که  $\theta$  زاویه ی آند و F نیزپهنای پرتو الکترونی است.

- اندازه ی این ناحیه ی کانونی مؤثر (f) در ماموگرافی در حد 0.3 و برای X-Ray و CT Scan در حد 1.2 mm است.

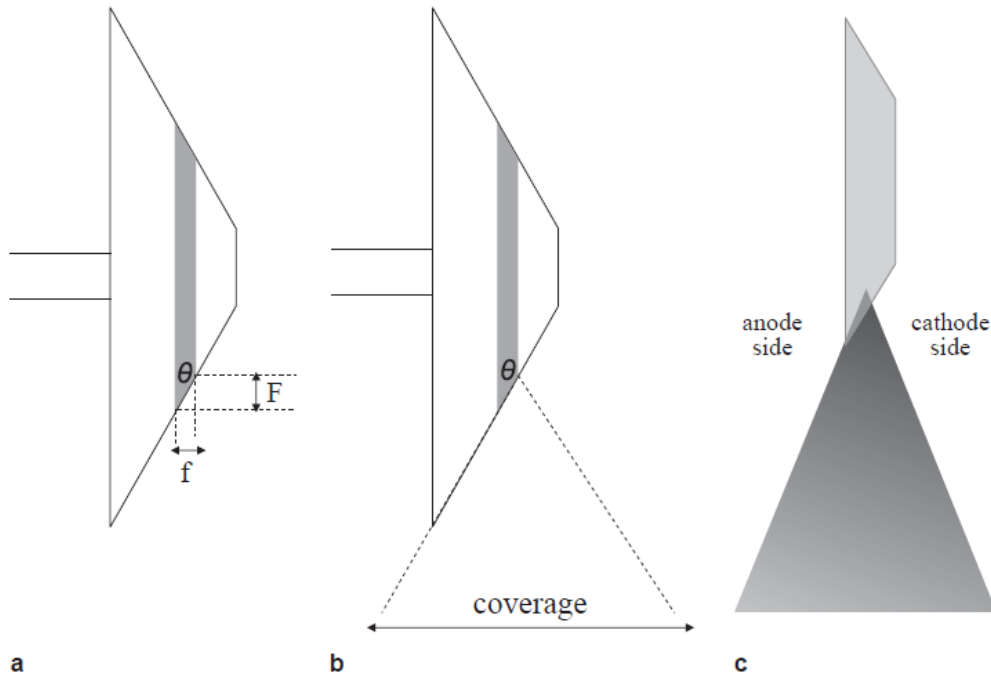
- این زاویه همچنین محدوده ی پوشش پرتو X را تحت تأثیر قرار میدهد:

$$\text{Coverage} = 2 (\text{source} - \text{patient dist.}) \tan(\theta)$$

# پدیده Heel

- در عمل و براساس پدیده ی Heel، پرتو X در سمت کاتد شدت بیشتری دارد تا در سمت آنند. این پدیده ناشی از اختلاف فاصله ایست که پرتوهای X مجبور به طی کردن در درون خود آنند هستند. این فاصله برای پرتوهای X تولیدشده در سمت رو به آنند بیشتر است و طبعا نرخ جذب بیشتری توسط خود هدف دارند.

- این بدین معناست که شدت سیگنال در یکسوی تصویر رادیوگرافی با شدت روشنایی سمت دیگر متفاوت است. به کمک برخی الگوریتمهای پردازشی میتوان این اثر را جبران کرد، گرچه در عمل تاثیر قابل ملاحظه ای در کیفیت تصاویر ایجاد نمیکند.



# کنترل میزان پرتودهی

- باید توجه داشت که در عمل، اپراتور تصویربرداری X میتواند بروی سه پارامتر کنترل داشته باشد:

1. ولتاژ شتابدهنده (KVp برحسب KV)،

2. جریان تیوب (i برحسب mA) و

3. زمان گسیل اشعه (exposure time برحسب ms).

- جریان تیوب (کاتد) در رادیوگرافی در حد 400 ~ 50 mA و برای CT Scan در حد 1000 mA است. مقدار KVp نیز از 25 KV در ماموگرافی تا 140 KV در تصویربرداری از استخوان و قفسه ی سینه متفاوت است.

## ادامه ...

- محدودیت فیزیکی مقادیر KVp و جریان تیوب به واسطه ی توان نامی تیوب X-Ray تعیین میشود که عبارتست از حداکثر قدرت قابل اتلاف بروی تیوب در گسیل پرتوی به مدت 0.1 s.
- به عنوان مثال تیوبی با توان نامی 10 KW میتواند در اختلاف ولتاژ 125 KV با جریان کاتد 1 A و به مدت 78 ms عمل کند.
- توانایی یک منبع اشعه X، در رسیدن به خروجی بالای تیوب شدیداً با گرم شدن آند محدود میشود. گرمای ایجاد شده در آند به محفظه تیوب و از آنجا به روغن دور محیط محفظه ی تیوب منتقل میشود. مهار بیشتر این حرارت با پمپاژ پیوسته ی روغن و یا آب سرد به محفظه صورت میپذیرد.

# طیف انرژی اشعه X

- تیوبهای اشعه X، پرتو X را با گستره ی وسیعی از انرژیها که بیشینه ی این مقادیر انرژی با kVp (اختلاف پتانسیل آند و کاتد) تعیین می شود، تولید میکنند.
- شکل، نمونه ای از طیف انرژی اشعه X را نمایش میدهد. در اینجا منظور از طیف انرژی، تعداد (فراوانی) نسبی پرتوهای X بر حسب انرژی آنها است.
- هنگامی که صحبت از انرژی پرتو X میشود، این عدد نمایانگر متوسط وزن دار تمام مقادیر مختلف انرژی بوده و حدوداً برابر  $2/3$  مقدار kVp است.
- در حقیقت دو سازوکار متفاوت و جداگانه برای تولید پرتو X وجود دارند، یکی به گستره ی وسیع (پهن) و دیگری به خطوط اوج منفرد و باریک در طیف انرژی می انجامند.

## ادامه ...

- در جدولهای زیر انرژی الکترون در هریک از سطوح انرژی و انرژی پرتو X مرتبط با هر یک این دو عنصر تنگستن و مولیبدنیوم آورده شده است.

مولیبدنیوم $^{42}\text{Mo}$			تنگستن $^{74}\text{W}$			عنصر
M	L	K	M	L	K	سطح انرژی
0.4 ~ 0.5	2.5 ~ 2.8	20	1.9 ~ 2.8	10.2 ~ 12.1	69.5	انرژی الکترون (keV)
19.5	17.5		67	59		انرژی پرتو X حاصل

- الکترون ولت یکای انرژی است و با نماد eV آنرا نمایش می دهند. بنا به تعریف، یک الکترون ولت اندازه انرژی یک الکترون تحت ولتاژ یک ولت است. و اندازه عددی آن بر پایه ژول برابر است با:

$$1 \text{ eV} = 1.6021765 (10)^{-19}$$