

# مقدمه ای بر سیستم های تصویربرداری پزشکی

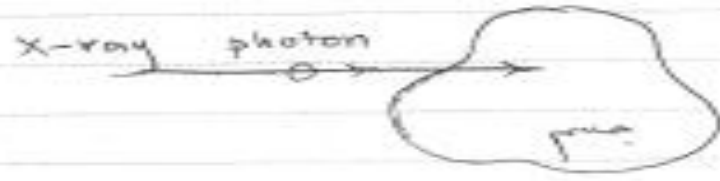
آشنایی با سیستمهای تصویربرداری با پرتو X - ادامه

# برهم کنش (تعامل) پرتو $X$ با بدن

• برای دستیابی به نسبت سیگنال به نویز (SNR) و کنتراست به نویز (CNR) بالا سه شرط لازم است:

1. برای SNR بالا، باید پرتو (دُز) کافی  $X$  به بدن تابانده شود،
2. برای CNR بالا، باید جذب پرتوهای  $X$  توسط انواع مختلف بافت به قدر کافی متفاوت باشد،
3. باید راهکاری برای حذف پرتوهای  $X$  منحرف شده (Scattered) حین عبور از بدن، وجود داشته باشد.

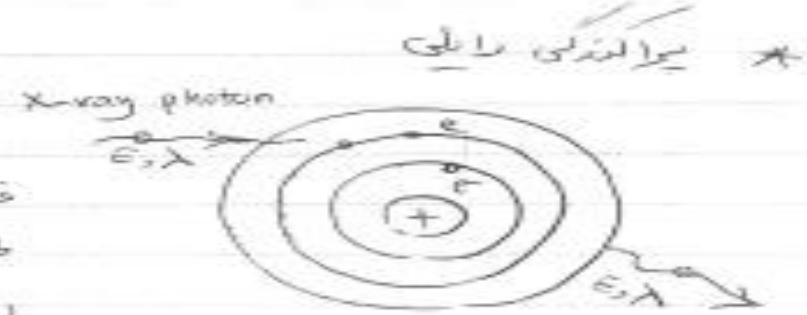
# برهم کنش اشعه X



مکانیزم های برهم کنش فوتون و اتم جسم :

- \* جذب فوتو الکتریک  $\rightarrow$  <sup>نیروی</sup> دافعه بافت می شود و خارج می شود
- \* پراکنش ریلی
- \* پراکنش کامپتون
- \* pair production  $\rightarrow$  کم انرژی می افتد و شعاع پراکنده (X) ایجاد می شود

## Rayleigh Scattering Coherent Scattering



فوتون از مسیر صافی خود منحرف می شود.  
طول موج آن تغییر نمی کند.  
در طول موج های کم رخ می دهد.

فوتون اشعه X انرژی خود را به اتم می دهد و اتم پراکنده می شود و بعد اتم فوتونی با همان انرژی آزاد می کند. در محدوده انرژی های پایین (5-30 keV) رخ می دهد

در محدوده تشخیصی (20-200 keV) معمولاً صرف نظر می شود.

# ساز و کارهای جذب پرتوها

- در گستره ی انرژی مورد استفاده در تصویربرداری پزشکی، دو ساز و کار عمده در جذب پرتوهای X وجود دارند:
- 1. برهم کنش Photoelectric، مبتنی بر ضرایب تضعیف متفاوت بین بافتهای سخت (استخوان) و نرم،
- 2. پراکندگی Compton که عبارتست از انحراف پرتو X از خط سیر اولیه اش.
- در پی تعاملات بالا انرژی پرتوهای X کاهش می یابد، ولی انرژی پرتوهای منحرف شده کماکان در حدی هست که به آشکارساز برسند. این پرتوها، موجب سیگنالی تصادفی در پیش زمینه ی تصویر شده و به کاهش کنتراست تصویر می انجامند.
- یادآور می شود ساز و کارهای دیگری، همچون پراکندگی همدوس (coherent scattering) در تعامل پرتوهای X و بافتهای بدن مطرحند، اما در گستره ی انرژی مورد استفاده در پزشکی، تأثیر قابل ملاحظه ای ندارند.

# تضعیف فتوالکتریک

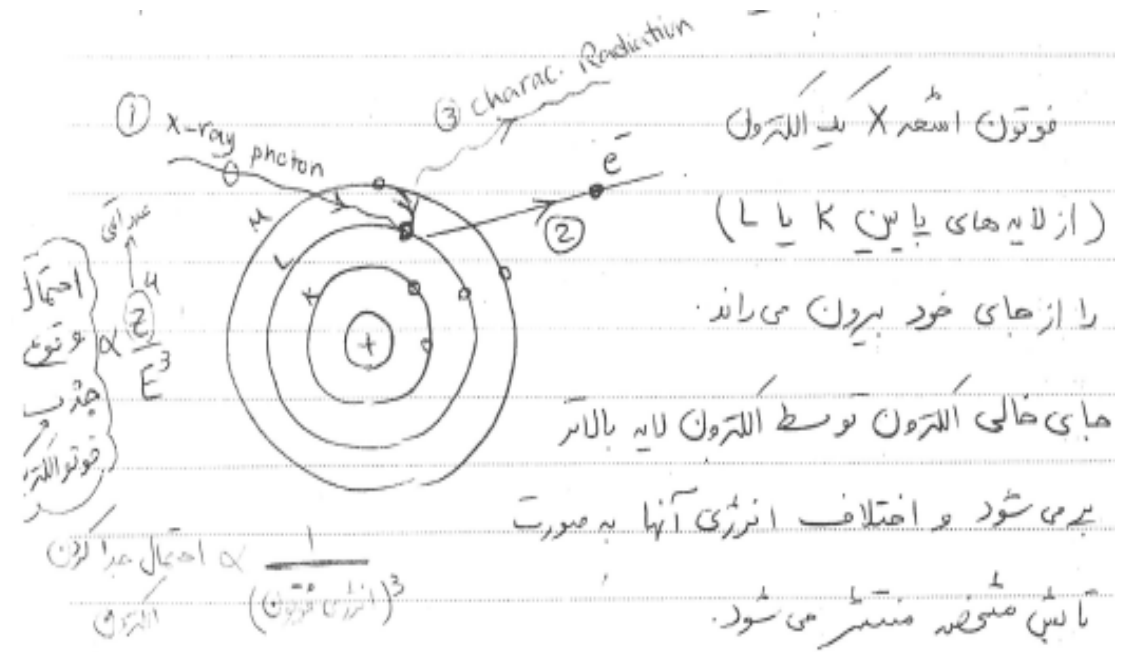
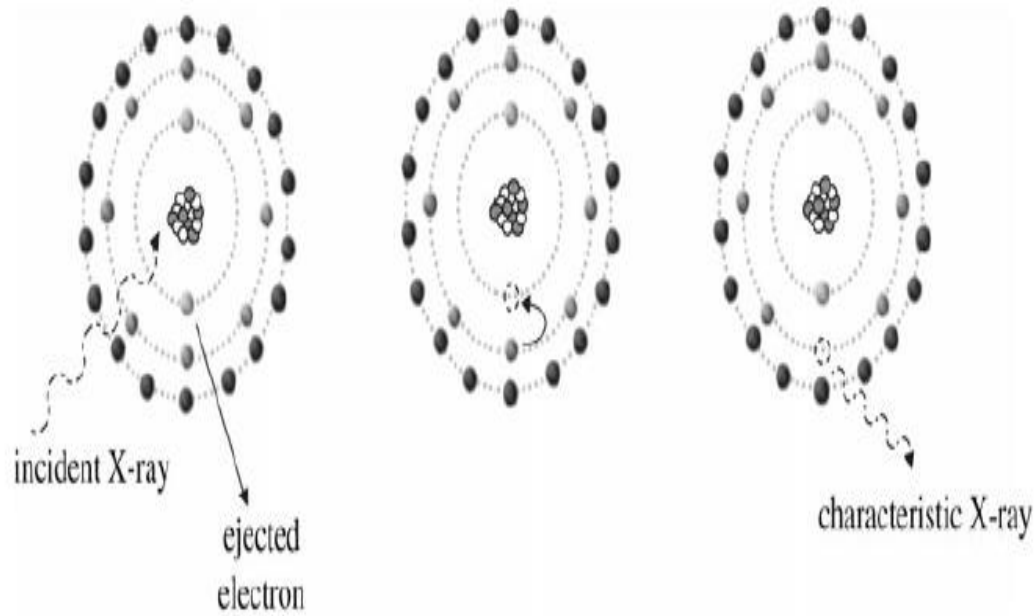
- تعاملات فتوالکتریک، بسیار شبیه به پدیده ی تابش ویژه، مطرح شده در قبل، بوده و نتیجه ی نهایی آن اینست که:

بخشی از پرتوهای X به طور کامل در بدن جذب شده و به آشکارساز نمیرسد.

- بر این اساس:

1. انرژی پرتو متلاقی (برخورد کننده) به واسطه ی تابش (خروج) یک الکترون از سطح انرژی K یا L توسط بافت جذب می شود. انرژی این الکترون خارج شده، برابر با اختلاف انرژی پرتو متلاقی و الکترون محصور است.
2. حفره ی ایجاد شده توسط الکترونی از لایه ی بیرونی تر جایگزین شده و انرژی پرتو X حاصل از این جایگزینی برابر با اختلاف انرژی الکترون در این دو سطح انرژی خواهد بود.

# نمایش پدیده ی تضعیف فتوالکتریک



فوتون اسعه X متوقف می شود  
اتم یونیزه می شود  
تابش مشخصه

دیده ی یونیزه کننده است  
(که مخرب رمانع است)  
برای بدن

## ادامه ...

- انرژی پرتوهای حاصل از پدیده ی تابش ویژه، بسیار اندک و در حد چند KeV بوده و به طور کامل در بدن جذب می شود و به آشکارساز نمی رسد.
- تعاملات فتوالکتریکی، بیش از سایر عناصر بدن، برای:
  - عنصر کربن، لایه های انرژی K2 و L4،
  - عنصر اکسیژن، لایه های انرژی K2 و L6 و
  - عنصر کلسیم، لایه های انرژی K2، L8، M8 و N2رخ میدهد.

# احتمال رخداد پدیده ی فتوالکتریک

- احتمال رخداد تضعیف فتوالکتریک با عدد اتمی مؤثر و چگالی بافت نسبت مستقیم و با انرژی پرتوها نسبت عکس دارد:

$$P_{pe} \propto \rho \frac{Z_{eff}^3}{E^3}$$

نوع بافت	عدد اتمی مؤثر	چگالی نسبی
بافت نرم	7.4	1
چربی	6.9	0.9
استخوان	13.8	1.85

- عدد اتمی مؤثر بالای استخوان، به دلیل حضور قابل توجه کلسیم در این نوع از بافت است.
- مطابق رابطه و جدول فوق در انرژیهای پایین، کنتراست بالایی بین استخوان و بافت نرم داریم ولی با افزایش انرژی این کنتراست کاهش می یابد.

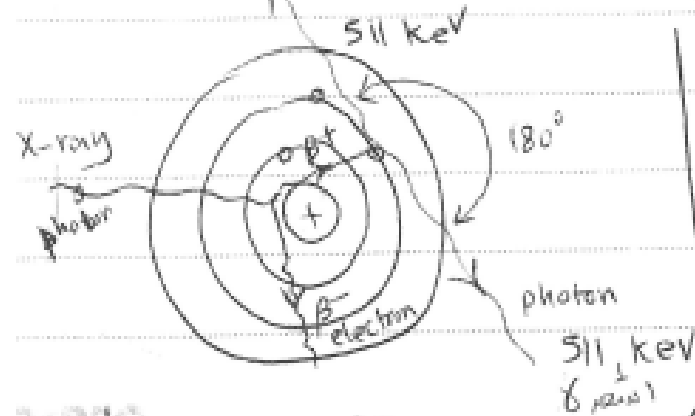


# تولید جفت (pair production)

در محدوده تشخیصی اتفاق نمی افتد چون محدوده انرژی لازم بسیار بالاست.

در محدوده اشعه X تشخیصی اهمیت ندارد (به وقوع نمی پیوندد)

برای اشعه های پرتوانتر (1.02 MeV) اتفاق می افتد.



positron + electron  $\rightarrow$  2 photons

با زاویه 180° ، هر کدام با انرژی 511 keV

فوتون اشعه X تحت تأثیر میدان هسته

پوزیترون

$\beta^+$

positron

$\beta^-$

electron

جرم = جرم  
بار = - (بار الکترون)

Annihilation radiation

2-photon w/ 511 keV

تولید دوباره با الکترون ترکیب

# پراکندگی کامپتون (Compton Scattering)

- پراکندگی Compton ماحصل برهم کنش پرتو  $X$  و الکترونیست که به صورتی غیر استوار در لایه ی بیرونی اتمی در بافت قرار گرفته است.
- در پدیده ی پراکندگی Compton بخشی از انرژی پرتو ورودی (متلاقی: incident) به این الکترون غیر استوار منتقل می شود.
- در پی این برهم کنش، الکترون غیر استوار از جای خود خارج میشود و پرتو  $X$  نیز با زاویه ی  $\theta$  از مسیر اصلی خود منحرف میشود، مطابق شکل:

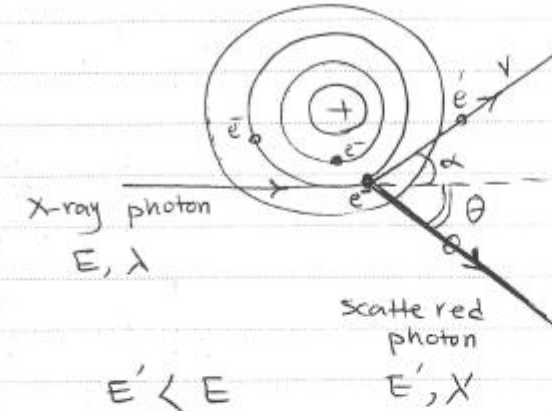
# نمایش پراکندگی کامپتون

فوتون اشعه X، الکترون

اتم هدف را از جای کند و

خود در راستای متفاوتی

ادامه می دهد.



$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta)$

$$E' < E$$

$$\lambda' > \lambda$$

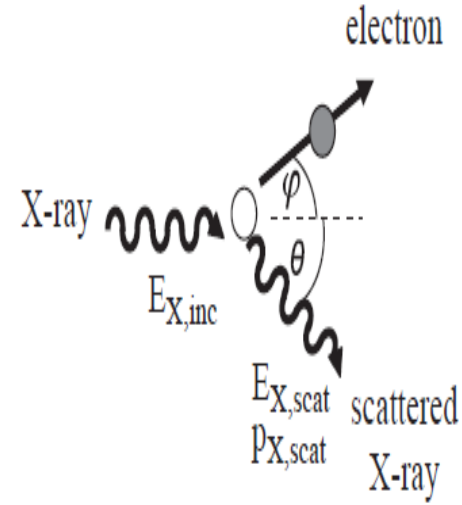
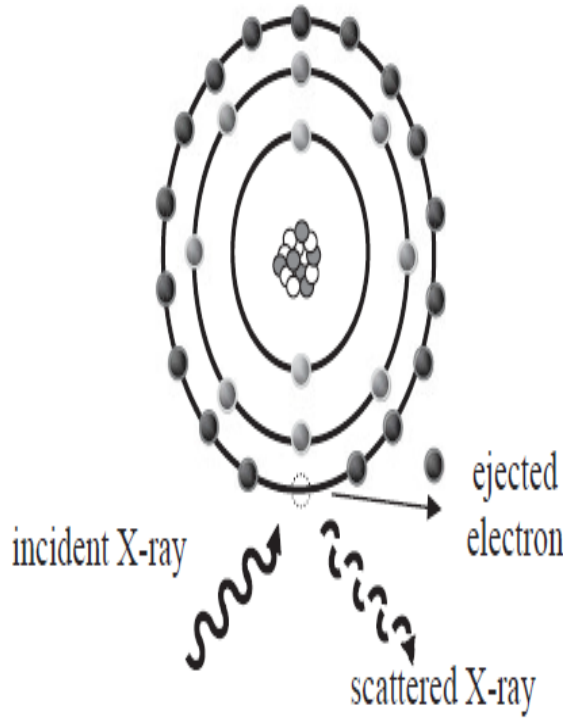
\* در تمامی جنبه احتمال وقوع آن قابل توضیح است.

\* انتشارش همی در تقویر برداری ایجاد می کند (اثر مزاحم در انرژی بالا)

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{(1 - \cos \theta) E}{m_0 c^2}}$$

اثبات کنید

که هم الکترون در حالت سکون



# اثبات

$$\begin{cases}
 E = E' + \overset{\text{مجموع انرژی}}{(m - m_0) c^2} & \text{اصل بقای انرژی} \\
 \frac{E}{c} = m v \cos \alpha + \frac{E'}{c} \cos \theta & \text{اصل بقای انرژی مرتب} \\
 \frac{E'}{c} \sin \theta = m v \sin \alpha
 \end{cases}$$

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}}$$

$$m_0 = 9.1 \times 10^{-31} \text{ kg}$$

$$1 \text{ eV} = 1.6022 \times 10^{-19} \text{ joule}$$

$$h = 6.626 \times 10^{-34}$$

# محاسبات پراکندگی کامپتون

- انرژی این پرتو X منحرف شده می تواند با استفاده از دو قانون بقای انرژی و بقای اندازه حرکت محاسبه شود، بدین ترتیب رابطه ی پراکندگی Compton استاندارد اختلاف طول موج پرتو X متلاقی (ورودی) و منحرف شده را به صورت زیر ارائه می نماید:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta),$$

- در این رابطه  $m_0$  جرم الکترون،  $c$  سرعت نور و  $h$  نیز ثابت پلانک است.

ادامه ...

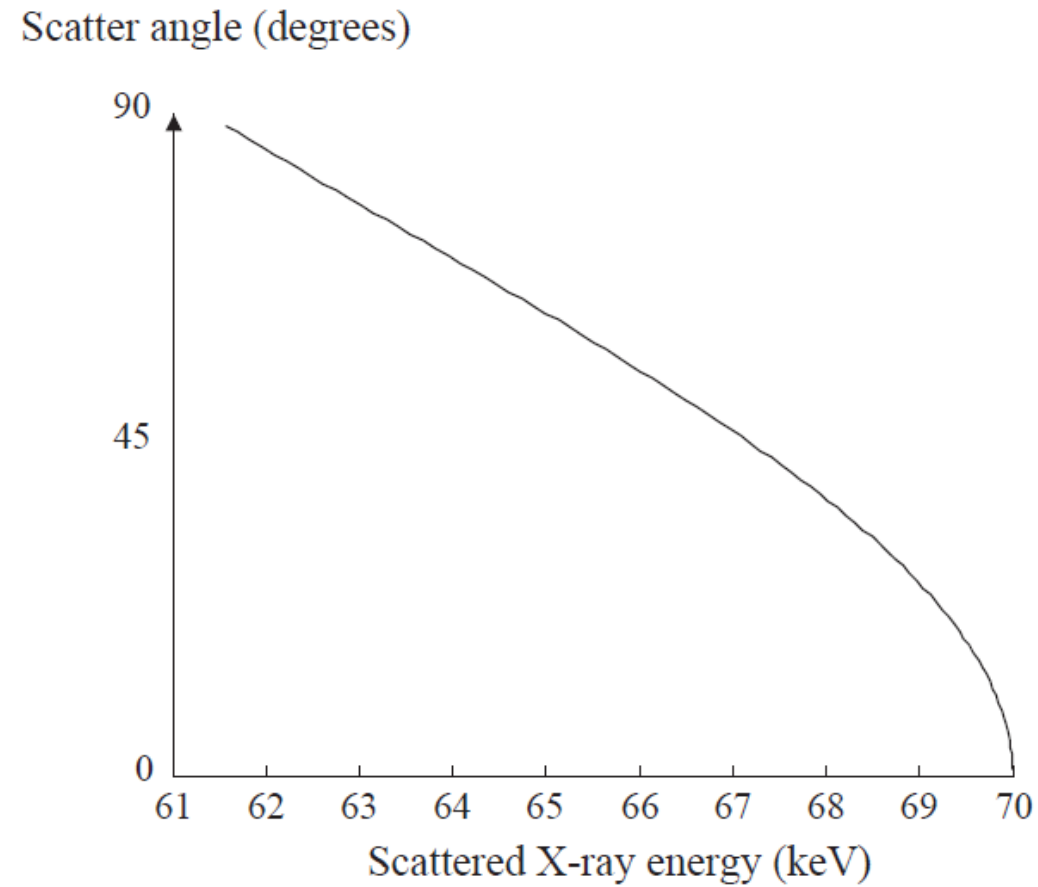
- تغییر در انرژی به سادگی از روی تغییر طول موج قابل محاسبه است:

$$\Delta E = E_{X,\text{inc}} - E_{X,\text{scat}} = \frac{hc}{\lambda_{\text{inc}}} - \frac{hc}{\lambda_{\text{scat}}}.$$

- به این ترتیب انرژی پرتو منحرف شده عبارت خواهد بود از:

$$E_{X,\text{scat}} = \frac{E_{X,\text{inc}}}{1 + \left( \frac{E_{X,\text{inc}}}{mc^2} \right) (1 - \cos\theta)}.$$

نمایش انرژی پرتوهای منحرف شده X بر حسب زاویه ی انحراف،  
در انرژی 70 KeV



## ادامه ...

- ملاحظه می شود که حتی در زوایای انحراف بزرگ، انرژی این پرتوهای منحرف شده به پرتو ورودی نزدیک است و احتمال عبور این پرتوها از بدن و برخورد با آشکارساز بسیار زیاد است.
- میدانیم که این امر به ایجاد سیگنالی ناخواسته در پیش زمینه ی تصویر و کاهش کنتراست می انجامد.
- همچنین اگر زاویه ی انحراف پرتوهای  $X$  خیلی بزرگ باشد ممکن است مسیر جدید سیر آنها به آشکارساز نرسد. در این حالت پرتو  $X$  به شدت تضعیف می شود.
- احتمال رخداد پدیده ی پراکندگی Compton نیز از عدد اتمی مستقل، با چگالی الکترون بافت متناسب و تا حد کمی به انرژی پرتوهای  $X$  ورودی، وابسته است.



## نقش هر یک از دو سازوکار تضعیف پرتو $X$ در بدن

- در انرژیهای پایین، پدیده ی غالب، پدیده ی فتوالکتریک است.
- از آنجا که عدد اتمی مؤثر استخوان تقریبا ۲ برابر بافت نرم است، تضعیف پرتو  $X$  در استخوان بسیار بیشتر از بافت نرم است و تضاد بسیار خوبی حاصل می شود.
- در انرژیهای بالاتر، تأثیر پدیده ی پراکندگی Compton اهمیت بیشتری یافته و چنانچه خواهیم دید، تضاد کاهش می یابد.

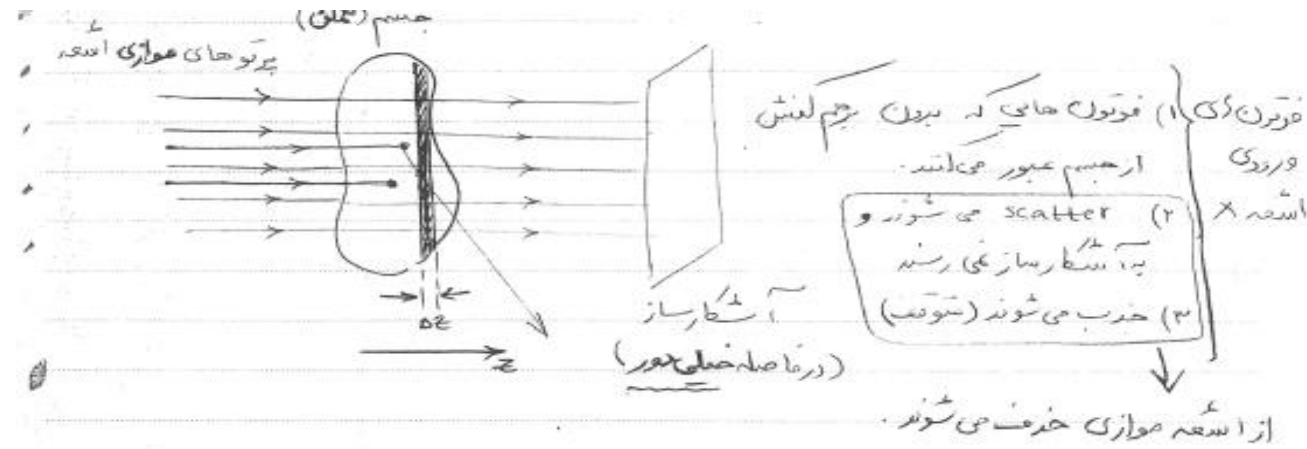
## ضرایب تضعیف خطی و جرمی پرتو X

- بر اساس تجربیات آزمایشگاهی، ثابت شده است که تضعیف پرتوهای X در بدن، تابعیست نمایی از فاصله ی پیموده شده در بدن که با ضریب تضعیف خطی بافت ( $\mu$ ) مشخص می شود.
- مقدار  $\mu$  به انرژی پرتوهای X نیز بستگی دارد.
- تعداد پرتوهای X گذرکرده از ضخامت مشخص X از بافت را می توان به صورت:

$$N = N_0 e^{-\mu(E)x},$$

بیان کرد که  $N_0$  تعداد اولیه ی پرتوهای X ورودیست.

# فرمول بندی تضعیف در اشعه موازی



برای منحنی به ضخامت  $\Delta z$ :

$$\Delta N = N_{out} - N_{in}$$

اگر  $N_{out} > N_{in}$  به ترتیب فوتون‌های موجود در رشته اشعه موازی ورودی و خروجی باشد

$$\Delta N < 0$$

$$\Delta N \propto N \Delta z$$

در حالت دیفرانسیلی

$$dN = -\mu N dz$$

$$\int_{N_i}^{N_o} \frac{dN}{N} = -\mu \int_0^z dz$$

$\mu$ : ضریب تضعیف خطی  
واحد  $(\frac{1}{cm})$  دارد

$\mu$  وابسته به جسم

دارد به انرژی فوتون و نوع ماده

$$N_o = N_i e^{-\mu z} = N_i e^{-\int \mu dz}$$

در زیرشکی ما معمولاً با شدت اشعه سروکار داریم و نه با تعداد فوتون‌ها

انرژی هر فوتون

$$I = \frac{\text{توان}}{\text{سطح}} = \frac{N \times K}{\text{زناك} \times \text{سطح}} \quad (\text{میزان فوتون‌های يك انرژی})$$

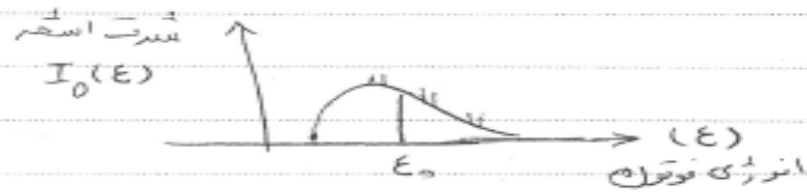
$$I_o = I_i e^{-\mu z}$$

# فرم کلی

$$I_o = I_i e^{-\mu z}$$

برای فوتون‌های تک انرژی

اما در حقیقت لامپ اشعه X تک انرژی نیست و طیف دارد.



$$\frac{I_d(x_d, y_d)}{I_i(x_i, y_i)} = \int I_0(E) e^{-\int \mu(x, y, z; E) dz} dE$$

برای طیف کلی:

$\mu$  هم وابسته به انرژی فوتون است.

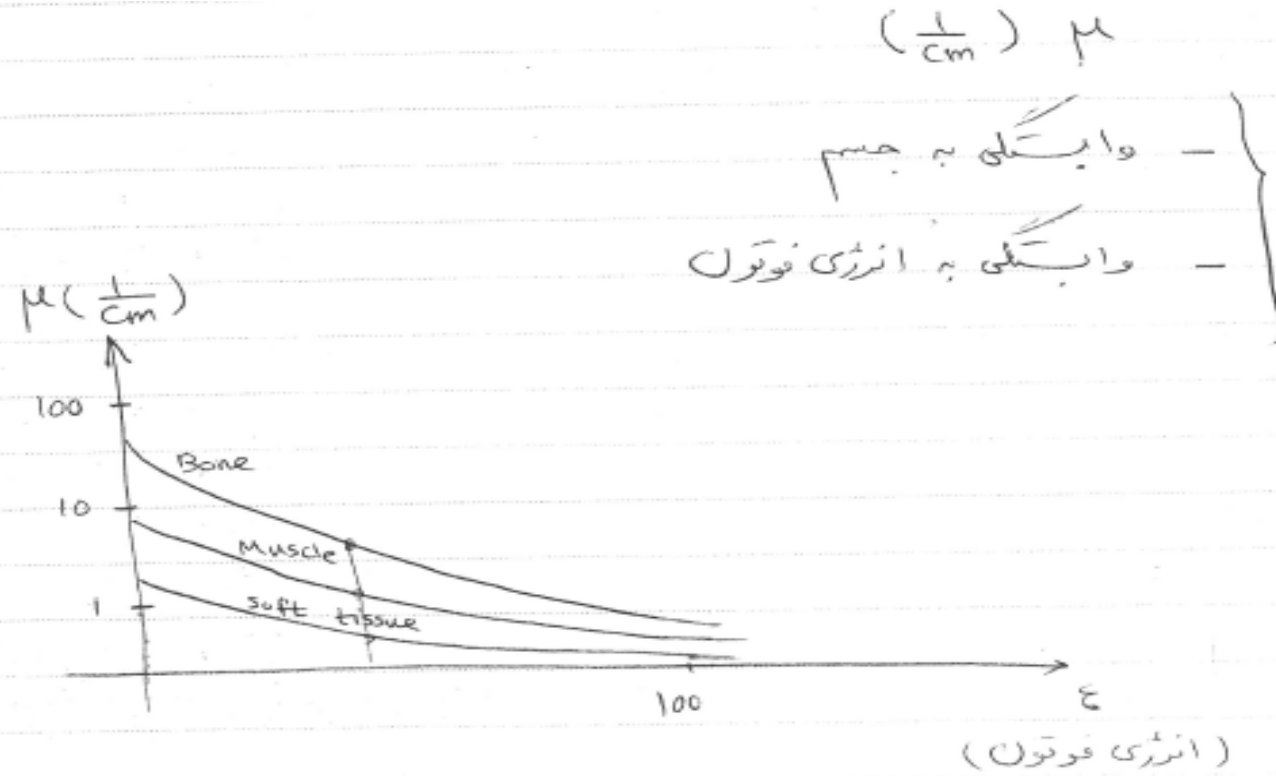
شدت در آشکارساز:  $I_d(x_d, y_d)$   
 شدت اشعه ورودی (طیف ورودی):  $I_i(x_i, y_i)$

transmission =  $t(x, y; E_0)$

$$= \frac{I_d(x, y; E_0)}{I_0(x, y; E_0)} = e^{-\int \mu(x, y, z; E_0) dz}$$

جسم نازک یا خنثی هوا  $\rightarrow e^{-\int \mu dz} = e^0 = 1 \rightarrow \text{transmission} = 100\%$   
 $\mu = 0$   $dz \approx 0$

# ضریب تضعیف خطی



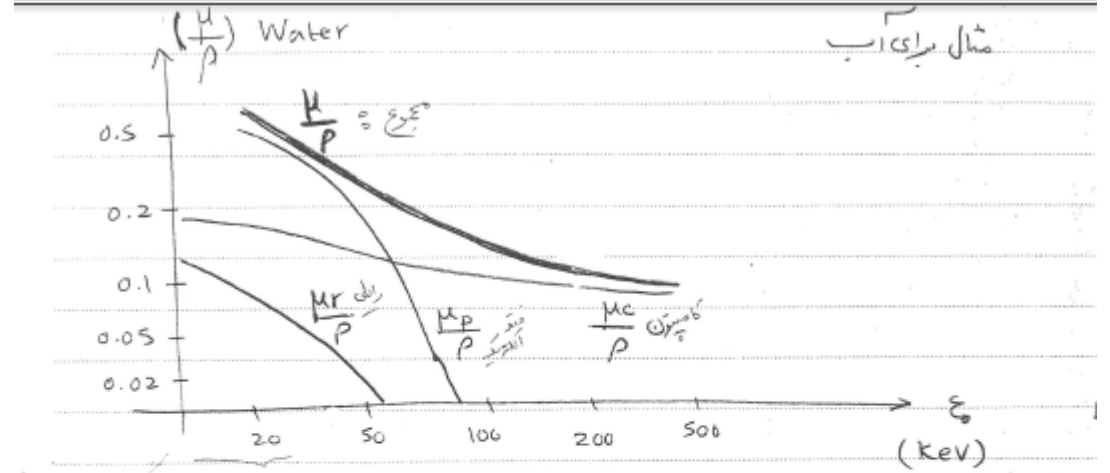
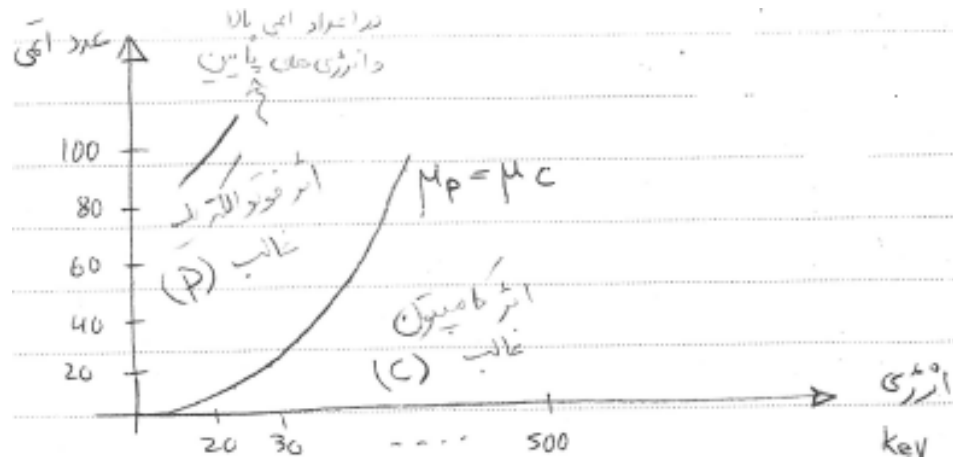
انرژی های ضعیف یا کم برای تصویربرداری مناسب نیستند چون ضریب تضعیف اشعه X در آنها بسیار پایین است ← بافت transparent

# ضریب تضعیف حجمی

$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ : Mass attenuation coefficient  $\left(\frac{\text{cm}^2}{\text{g}}\right)$

(دلیل با کرمات تغییر می کند مثل ۲۱) فاشی از جذب فاشی از

5. 2.  $\mu_c$  Compton scattering  $\mu_p$  Photoelectric effect  $\mu_r$  Rayleigh scattering

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_c}{\rho} + \frac{\mu_p}{\rho} + \frac{\mu_r}{\rho}$$


The essentials of medical imaging physics

احتمال وقوع  $\frac{\mu_r}{\rho}$  یا افزایش انرژی کاهش می یابد و  $\frac{\mu_e}{\rho}$  باقی می ماند

\* در مصاد با عدد آبی بالا پیرده خد فو تو الله رب غالب است  $\frac{2}{E^3}$  اصل با عدد

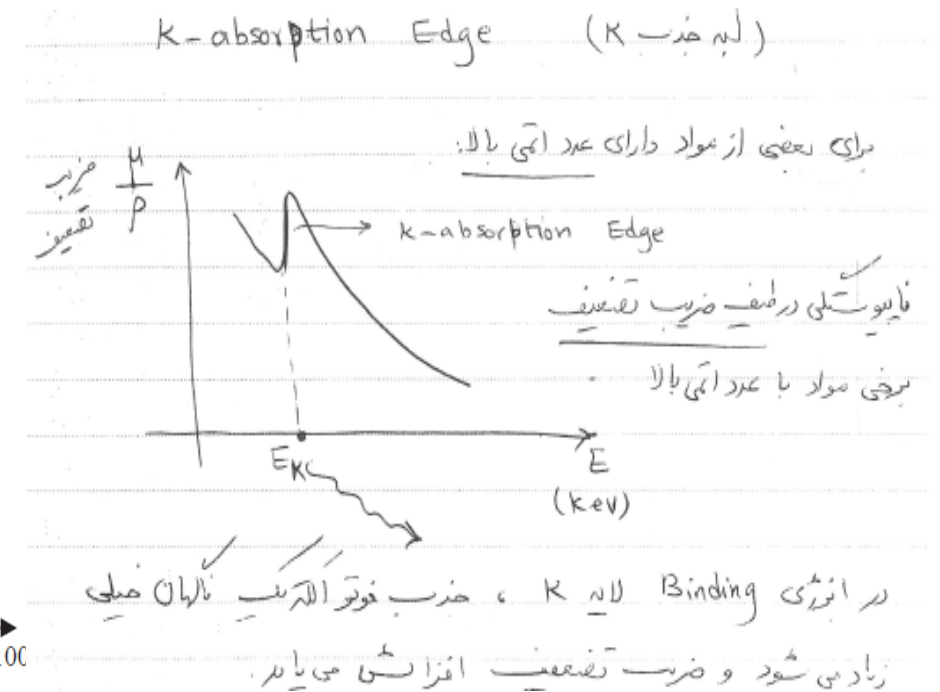
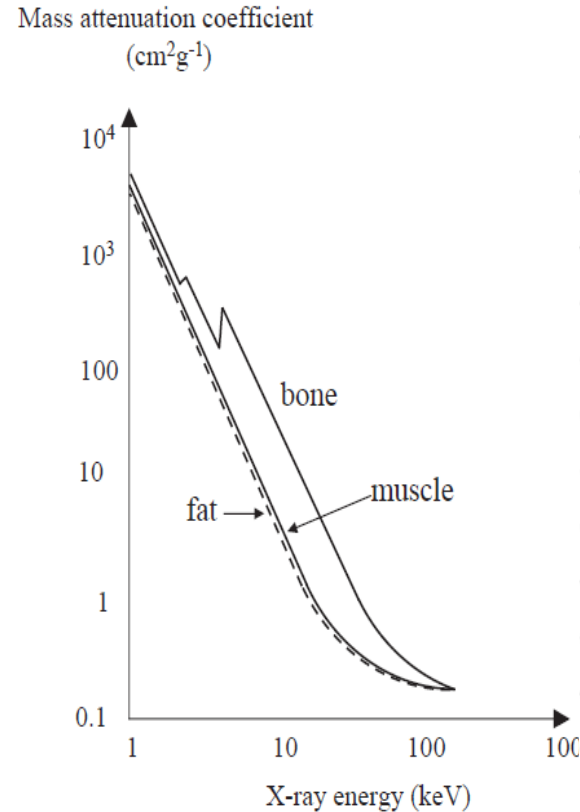
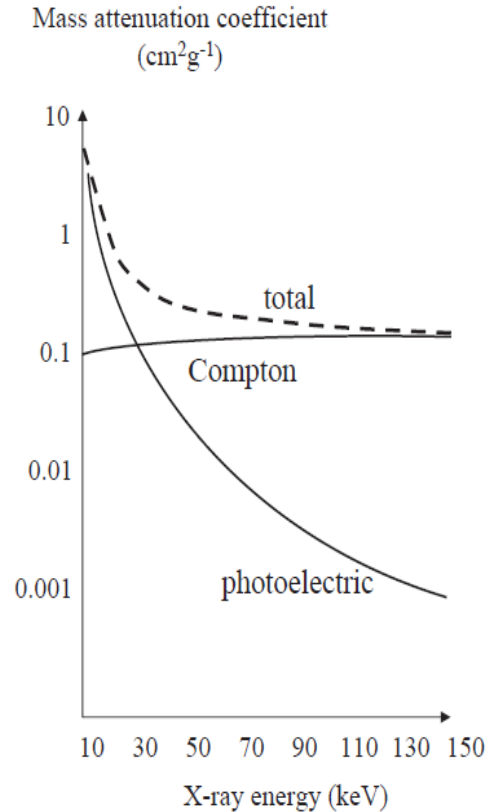
## ادامه ...

- $\mu$  نیز حاصل جمع تضعیف حاصل از پدیده ی فتوالکتریک و پراکندگی Compton خواهد بود:

$$\mu(E) = \mu(E)_{\text{photoelectric}} + \mu(E)_{\text{Compton}}.$$

- یادآور می شود که تضعیف پرتوهای X در بدن معمولا با ضریب تضعیف جرمی بیان می شود:  $\mu/\rho$  و واحد آن نیز عبارتست از:  $\text{cm}^2\text{g}^{-1}$ .
- در شکل تأثیر نسبی دو پدیده ی فتوالکتریک و پراکندگی Compton براساس انرژی پرتوهای ورودی مشاهده می شود.
- چنانچه قبلا نیز ذکر شد پدیده ی فتوالکتریک در انرژیهای پایین و پراکندگی Compton در انرژیهای بالا اهمیت بیشتری دارند.

# ضرایب تضعیف بافتهای مختلف بر حسب انرژی پرتوهای X ورودی





## ادامه ...

- همچنین در شکل فوق، ضریب تضعیف جرمی استخوان، بافت نرم و چربی بر اساس انرژی پرتوهای X ارائه شده است.
- در انرژیهای اندک، استخوان با اختلاف زیاد بالاترین ضریب تضعیف جرمی را دارد. دلیل این امر نیز غالب بودن تضعیف فتوالکتریک در انرژیهای پایین و عدد اتمی مؤثر بالای استخوان در قیاس با بافت نرم و چربی است.
- چنانچه انرژی پرتوهای ورودی افزایش یابد، مقدار ضرایب تضعیف جرمی برای همه ی بافتها به شدت کاهش می یابد.
- در پرتوهای X با انرژی بالاتر از 80 KeV، ضریب تضعیف استخوان حدوداً ۲ برابر ضریب تضعیف بافت نرم است. اختلاف اندکی نیز بین ضریب تضعیف بافت نرم و چربی وجود دارد، چرا که عدد اتمی آنها به یکدیگر نزدیک است.

# پدیده ی لبه های K

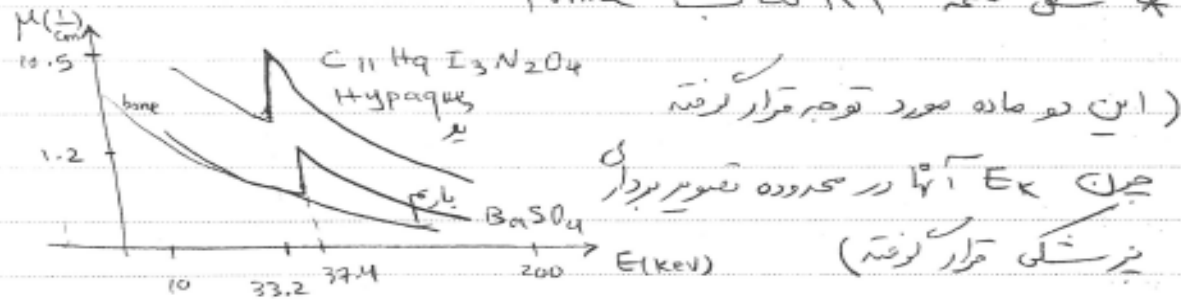
- ویژگی مهمی که در شکل فوق وجود دارد، لبه های تیز ضریب تضعیف استخوان در دو انرژی مجزاست. این پدیده به لبه های K موسوم است.
- در انرژی خاصی که تقریباً برابر (بالاتر با فاصله ای بسیار کم) با سطح انرژی لایه ی K از اتم کلسیم (موجود در استخوان) است، احتمال رخداد برهم کنش فتوالکتریک ۵ تا ۸ برابر افزایش می یابد و شاهد افزایش بسیار شدید ضریب تضعیف استخوان در این محدوده ی انرژی خواهیم بود.
- می توان نشان داد بدون وجود این پرشها، ضریب تضعیف استخوان نیز خیلی شبیه بافتهای نرم (ماهیچه و چربی) می شد.
- پدیده ی لبه های K از اهمیت فوق العاده ای در طراحی مواد حاجب و آشکارسازهای پرتو X برخوردار است.

# مواد حاجب کنتراست

یُد ۱:  $E_K = 33.2 \text{ Kev} \leftarrow (Z=53) \text{ I}$

باریم:  $E_K = 37.4 \text{ Kev} \leftarrow (Z=56) \text{ Ba}$

\* شکل صنفه ۱۴۳ کتاب Prince



در برخی بافت ها، کنتراست ذاتی کم است و برای بالا بردن ضریب تضعیف

از ماده حاجب استفاده می شود. یُد و باریم ضریب تضعیف بالایی دارند.

در اصطلاح می گویند: برو عکس رنگی بگیر. (یعنی تصویربرداری از صنفه X با سوار حاجب

مشقات یُد در عروق جذب می شوند و از طریق سیستم ادراری دفع می شوند.

مجموعشان در سیستم ادراری تصویربرداری

مولود کاربرد مشقات باریم (به عنوان ماده حاجب) در تصویربرداری:

معاینه مده کوارشی و روده

# لایه نیم مقدار (Half-value layer)

- همچنین ماهیت تضعیف کنندگی بافت می تواند برحسب کمیتی موسوم به لایه ی نیم مقدار (Half-value layer) نیز بیان شود.
- لایه ی نیم مقدار (HVL) آنچنان که از اسم آن نیز بر می آید، ضخامتی از بافت است که پس از طی آن، شدت پرتو X به نصف مقدار اولیه ی آن کاهش می یابد.
- مقدار HVL بر حسب  $\ln 2 / \mu$  بیان می شود.
- در انرژی 100 KeV، HVL ماهیچه 3.4 cm و استخوان 2.3 cm است.
- در انرژی 30 KeV مورد استفاده در ماموگرافی، این مقادیر به ترتیب به 1.8 cm و 0.4 cm تقلیل می یابند.

## مثال ۱.

- فرض کنیم ضخامت قفسه سینه برابر با 20 cm باشد. چه درصدی از پرتوهای X دارای انرژی 70 KeV، تابانیده شده به قفسه ی سینه از آن عبور می کنند، چنانچه بدانیم:
  - ضخامت ماهیچه در قفسه سینه، 16 cm و مقدار HVL آن نیز 3.5 cm است،
  - ضخامت استخوان در قفسه سینه، 4 cm و مقدار HVL آن نیز 1.8 cm است.

حل: ضریب  $\mu$  را برای هریک از دو بافت محاسبه میکنیم:

$$\mu_{\text{muscle}} = \ln 2 / 3.5 \approx 0.2 \text{ cm}^{-1}, \mu_{\text{bone}} = \ln 2 / 1.8 \approx 0.4 \text{ cm}^{-1}$$

$$N_1 / N_0 = \exp (-0.2 \times 16) = 0.04, N_2 / N_1 = \exp (-0.4 \times 4) = 0.2$$

$$\text{Passed x-ray: } 100 (0.04 \times 0.2) = 0.8\%$$