

اصول سیستم‌های رادیولوژی و تصویربرداری پزشکی

جلسه چهارم - ادامه ی مبحث تصویربرداری با پرتوهای X

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:

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

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:
 ۱. برهم کنش Photoelectric، مبتنی بر ضرایب تضعیف متفاوت بین بافتهای سخت (استخوان) و نرم،
 ۲. 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

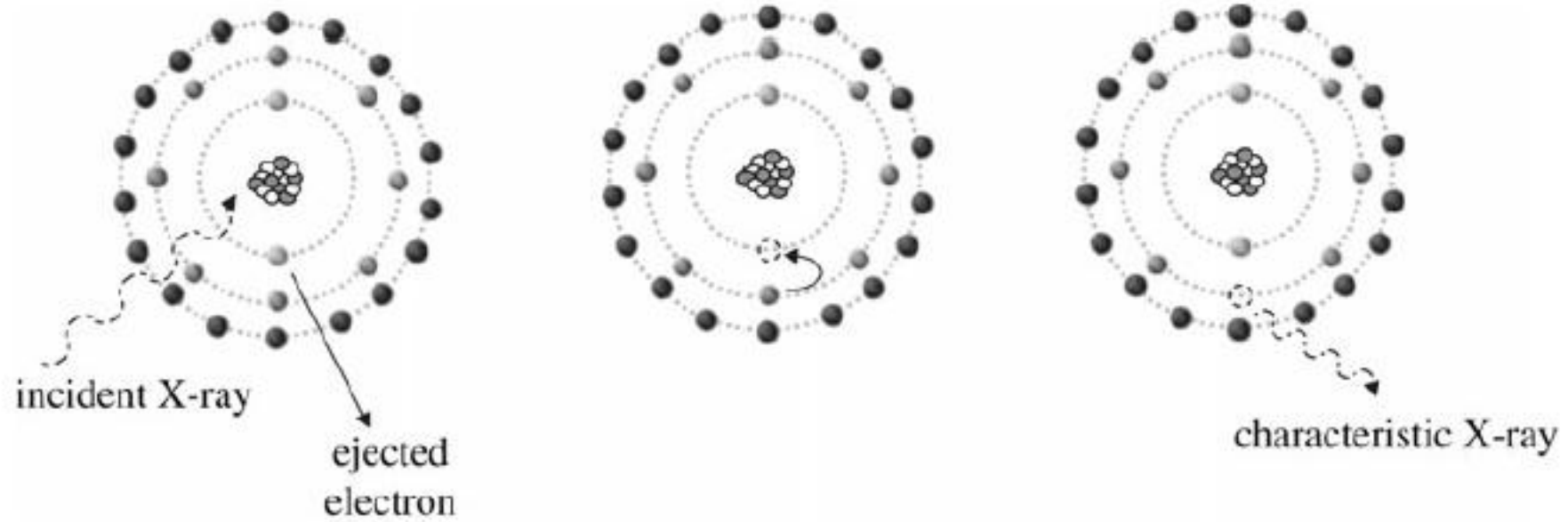
- تعاملات فتوالکتریک، بسیار شبیه به پدیده ی تابش ویژه، مطرح شده در قبل، بوده و نتیجه ی نهایی آن اینست که:

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

- بر این اساس:

۱. 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.
۲. 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



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 N2
- رخ 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:

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

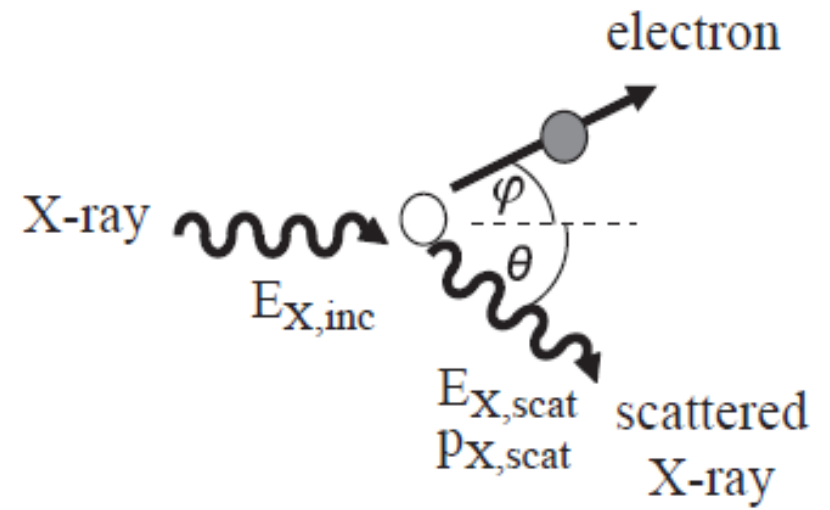
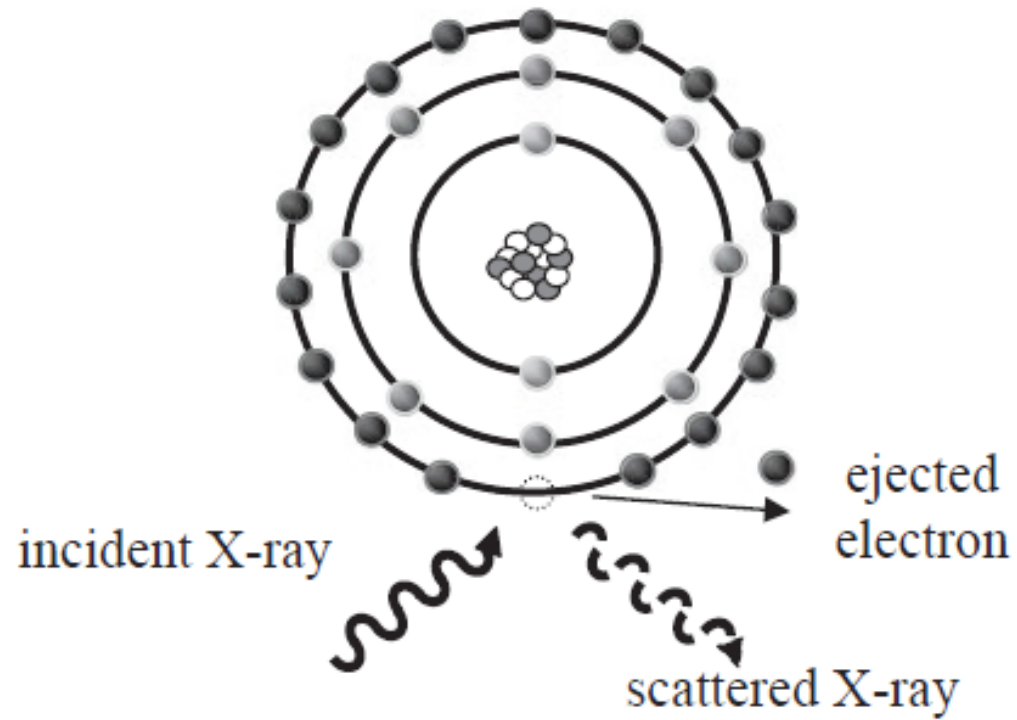
نوع بافت	عدد اتمی مؤثر	چگالی نسبی
بافت نرم	7.4	1
چربی	6.9	0.9
استخوان	13.8	1.85

- 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.

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 θ از مسیر اصلی خود منحرف میشود، مطابق شکل:

نمایش پراکندگی کامپتون



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، ضریب c سرعت نور و h نیز ثابت پلانک است.

ادامه ...

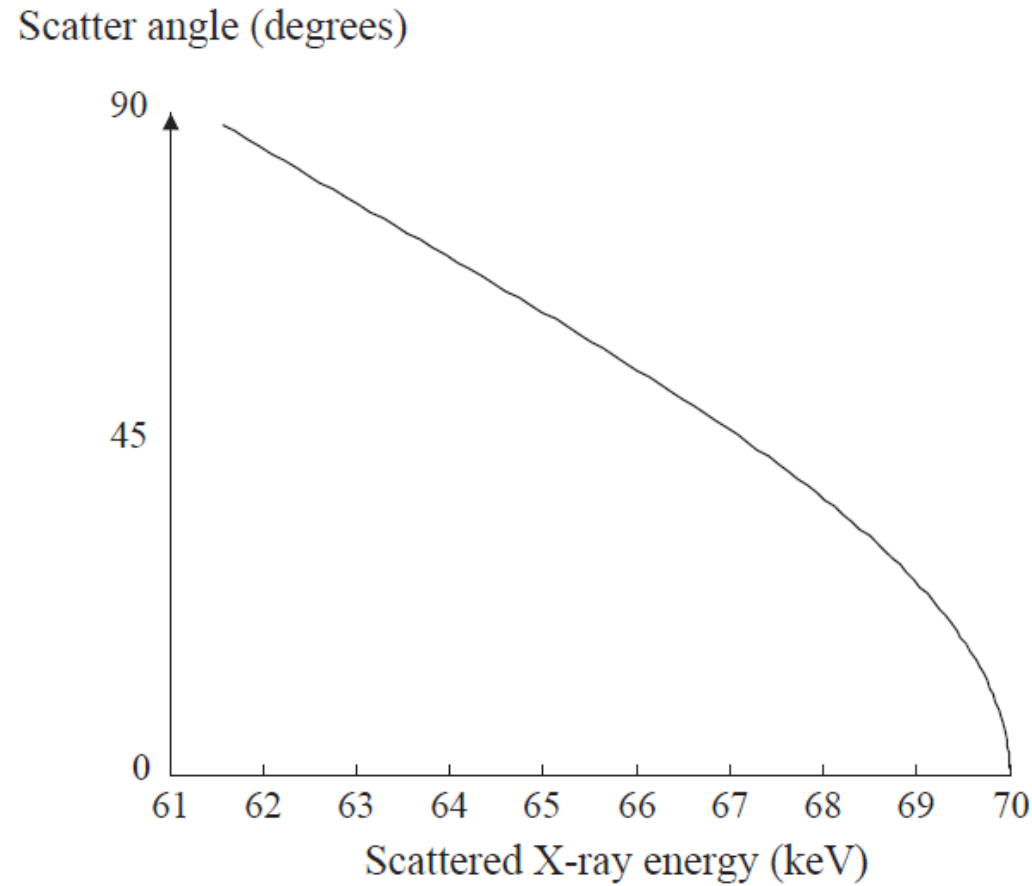
• تغییر در انرژی به سادگی از روی تغییر طول موج قابل محاسبه است:

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

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

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

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 (μ) مشخص می شود.
- مقدار μ به انرژی پرتوهای X نیز بستگی دارد.
- تعداد پرتوهای X گذر کرده 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.

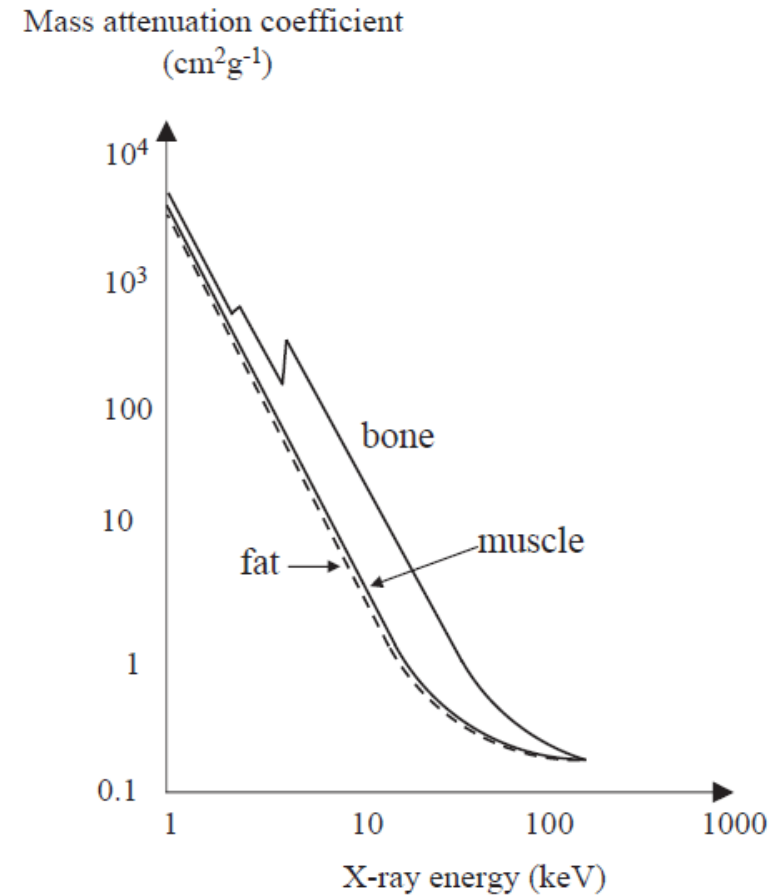
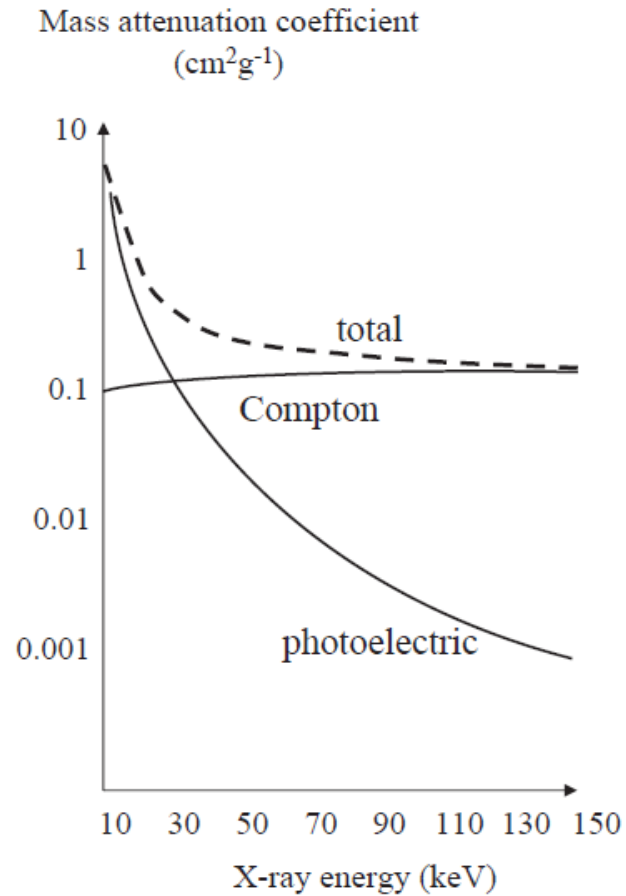
ادامه ...

- μ 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: μ/ρ و واحد آن نیز عبارتست از: cm^2g^{-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 تقریبا 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.

لایه نیم مقدار (Half-value layer)

- همچنین ماهیت تضعیف کنندگی بافت می تواند برحسب کمیته 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 μ را برای هریک از دو بافت محاسبه میکنیم:

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

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

$$\text{Passed x-ray: } 100 (0.04 \times 0.2) = 8\%$$