

第五章 X(或 γ)射线在物质中的衰减



学习目标

1. 掌握:连续 X 射线在物质中的减弱规律及影响 X 射线在人体中衰减吸收的主要因素。
2. 熟悉:窄束 X 射线及宽束 X 射线的概念及其在介质中的衰变规律。
3. 了解:X 射线在介质中的衰减规律及 X 射线在医疗领域的应用。

X(或 γ)射线在其传播过程中强度的衰减,包括距离和物质所致衰减两方面。下面主要介绍 X 射线在物质中的衰减。

设想 X 射线是由点放射源发出并向空间各方向辐射。在以点源为球心,半径不同的各球面上的射线强度,与距离(即半径)的平方成反比,这一规律称射线强度衰减的平方反比法则。距离增加 1 倍,则射线强度将衰减为原来的 $1/4$ 。这一衰减称为距离所致的衰减,也称为扩散衰减。

当射线通过物质时,由于射线光子与物质原子发生光电效应、康普顿效应和电子对效应等一系列作用,致使出射方向上的射线强度衰减,这一衰减称为物质所致的衰减。X 射线强度在物质中的衰减规律是 X 射线透视、摄影、造影及各种特殊检查、X-CT 检查和放射治疗的基本依据,同时也是进行屏蔽防护设计的理论根据。

第一节 单能 X 射线在物质中的衰减规律

由能量相同的光子组成的 X 射线称为单能射线,它具有单一的波长或频率。当 X 射线通过物质时,不论作用形式如何,不是被散射,就是被吸收。为了简化问题,首先讨论单能 X 射线的吸收衰减。

一、窄束 X 射线在物质中的衰减规律

(一) 窄束 X 射线概念

为了单纯研究射线光子因吸收而造成的减弱,首先讨论窄束 X 射线的吸收衰减规律。所谓窄束是指所包括的散射线成分很少的辐射束,“窄束”一词是在实验中通过准直器后得到细小的辐射束而取名的。准直器是用一定厚度的铅板制作的,准直孔很小,通过准直孔的 X 射线束也很细小。准直器的作用是限制射线束的面积和吸收散射线。凡离开原射线束方向的散射光子,绝大部分被准直器吸收。因此,通过准直器的射线束所含散射线成分很少,可视为近似理想的窄束。

显然,这里所说的窄束并不仅是指几何学上的细小,而主要是指物理意义上的窄束。因为物理学上对窄束的定义是,射线束中不存在散射成分。即使射线束有一定宽度,只要所含散射光子很少,都可近似称为窄束。



(二) 窄束 X 射线在物质中的减弱规律

为研究窄束 X 射线的衰减规律,设计了图 5-1 的实验装置。在单能辐射源与探测器之间放置两个铅准直器,使辐射源、准直孔和仪器探头在一条直线上,然后在两准直器之间放置吸收物质。

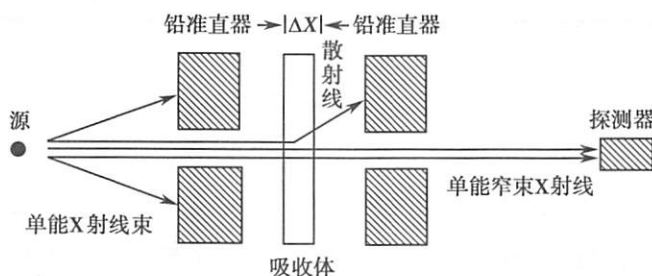


图 5-1 获得窄束 X 射线装置

研究表明,单能窄束 X 射线通过均匀物质层时,其强度的衰减符合指数规律。即

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (5-1)$$

或

$$I = I_0 e^{-\mu_m x_m} \quad (5-2)$$

式(5-1)、(5-2)中, I 为穿过物质层后的射线强度; I_0 为入射强度; x 、 x_m 分别为吸收物质层的厚度和质量厚度; μ 、 μ_m 分别为线衰减系数和质量衰减系数。上述两式说明,单能窄束 X 射线通过物质时呈指数衰减规律。图 5-2(a)是在普通坐标中绘出的指数减弱曲线,表示单能窄束 X 射线的强度随吸收体厚度的增加而呈指数减弱。图 5-2(b)是在半对数坐标中绘出的,纵坐标为 $\ln I/I_0$ 。由于 $\ln I/I_0 = -\mu x$,所以此时的射线相对强度随厚度的关系曲线为一直线,其直线的斜率就是线性衰减系数 μ 值。

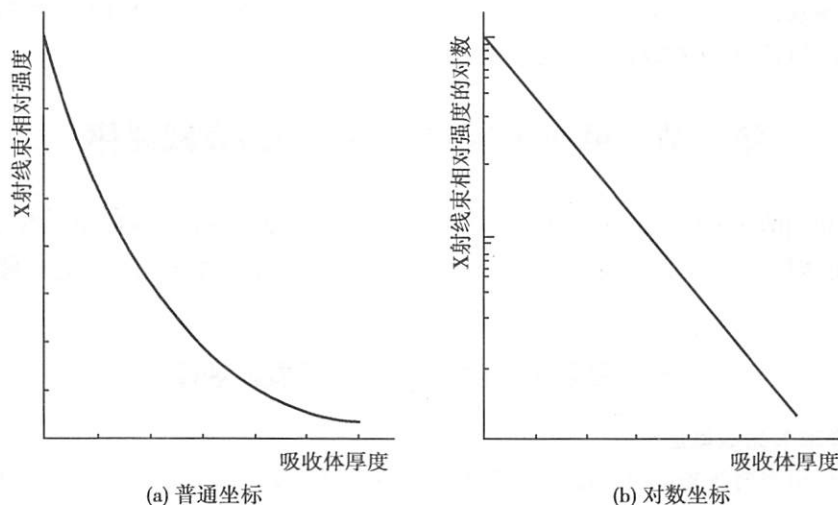


图 5-2 单能窄束 X 射线的衰减曲线

单能窄束 X 射线的指数衰减规律,还可以用不同的形式表示如下:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (5-3)$$

式(5-3)中, N 为 X 射线透过厚度为 x 的物质层后的光子个数; N_0 为入射的光子数。

现举例说明指数衰减规律。选每层都是 1cm 厚的水模型(图 5-3),放置于图 5-3 准直器中间的射线束中。设 $\mu = 0.2 \text{ cm}^{-1}$,并有 1000 个入射单能光子。在通过第一个 1cm 厚的水层时,入射光子衰减了 20%,变为 800 个;再通过第二个 1cm 厚的水层时,又衰减了剩余光子数的 20%,变

为 640 个;依此类推。可见,单能窄束 X 射线在通过物质时只有光子个数的减少,而无光子能量的变化。其指数减弱规律就是射线强度在物质层中都以相同的比率衰减。从理论上讲,按等比率衰减永远也不会为零。也就是说,很厚的吸收物质层仍可能有一定强度的射线透过,不可能完全被吸收。

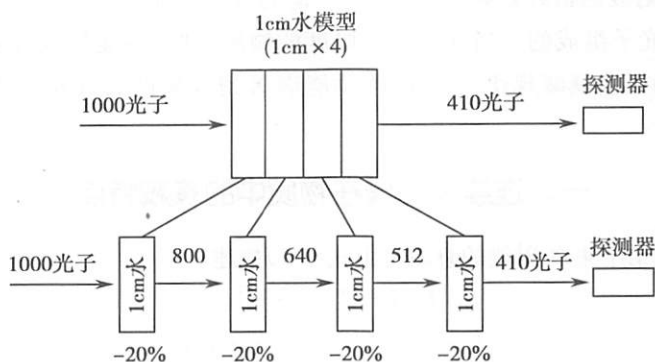


图 5-3 单能窄束 X 射线通过物质时的衰减模型

在实际查表应用中,某些物质的衰减系数很大,我们可把每层厚度减为原来的 $1/10$ 或 $1/100$ 。如果衰减系数很小,也可使每个吸收层的厚度加大一些。

二、宽束 X 射线在物质中的衰减规律

(一) 宽束 X 射线概念

所谓宽束 X 射线,是指含有散射线成分的 X 射线束。实际上射线大多为宽束辐射,而真正的窄束的情况极少。若把图 5-1 中的铅准直器去掉,那么在吸收物质层中产生的散射光子也可到达探测器,并与穿过物质层的原射线一同被探测器记录。显然,实际测量值要高于衰减后的窄束强度值,这便是宽束的情况。窄束与宽束的区别就在于是否考虑了散射线的影响。

(二) 积累因子概念

若用窄束的衰减规律处理宽束的问题,因为没有考虑散射的影响,将会高估材料的屏蔽效果,使防护设计不够安全。因此需要引入宽束积累因子的概念,它表示在物质中所考虑的那一点的光子总计数与未经碰撞原射线光子计数之比,用 B 表示,即

$$B = \frac{N}{N_n} = \frac{N_n + N_s}{N_n} = 1 + \frac{N_s}{N_n} \quad (5-4)$$

式(5-4)中, N_n 为物质中所考虑的那一点未经碰撞的原射线光子计数; N_s 为物质中所考虑的那一点散射光子的计数; N 为物质中所考虑的那一点的光子的总计数, $N = N_s + N_n$ 。式(5-4)明确地表示了积累因子的物理意义,其大小反映了在考虑的那一点散射光子数对总光子数的贡献。显然,对宽束而言 B 总是大于 1;在理想窄束条件下, $N_s = 0$, $B = 1$ 。

积累因子是描述散射光子影响的物理量,它反映了宽束与窄束的差别。但在实际防护设计中很少用到积累因子,因为供使用的数据多为已经包括散射成分的实际测量值。

(三) 宽束 X 射线的衰减规律

宽束 X 射线的衰减规律比较复杂, X 射线束衰减的相对强度与吸收物质厚度的关系,在半对数坐标中就不再是图 5-2(b) 所示的直线,而是出现弯曲。欲较准确地用来计算屏蔽体的厚度,可以在窄束 X 射线的指数衰减规律上引入积累因子 B 加以修正,即

$$I = BI_0 e^{-\mu x} \quad (5-5)$$

对于积累因子可以通过近似算法求得

$$B = 1 + \mu x \quad (5-6)$$



式(5-6)中, μ 为线衰减系数, x 为吸收物质的厚度。

第二节 连续 X 射线在物质中的衰减规律

窄束和宽束 X 射线的指数衰减规律只是对单能的 X 射线而言。而一般情况下,X 射线束是由能量连续分布的光子组成的。当穿过一定厚度的物质层时,各能量成分衰减的情况并不一样,并不遵守单一的指数衰减规律。因此,连续能谱 X 射线束的衰减规律比单能 X 射线束更复杂。

一、连续 X 射线在物质中的衰减特点

理论上,连续能谱窄束 X 射线的衰减可由式(5-7)描述。

$$I = I_1 + I_2 + \cdots + I_n$$

$$I = I_{01}e^{-\mu_1 x} + I_{02}e^{-\mu_2 x} + \cdots + I_{0n}e^{-\mu_n x} \quad (5-7)$$

式(5-7)中, $I_1, I_2, \cdots, I_n$ 表示各种能量 X 射线束的透过强度; $I_{01}, I_{02}, \cdots, I_{0n}$ 表示各种能量 X 射线束的入射强度; $\mu_1, \mu_2, \cdots, \mu_n$ 表示各种能量 X 射线的线性衰减系数; x 为吸收物质层的厚度。

连续能谱的 X 射线束是能量从最小值到最大值之间的各种光子组合成的混合射线束,当连续 X 射线通过物质层时,其量和质都有变化。其特点是,X 射线强度变小(量减小),硬度变大(质提高)。这是由于低能光子容易被吸收,致使 X 射线束通过物质后,高能光子在射线束中所占比率相对变大的缘故。

连续 X 射线在物质中的衰减规律可用图 5-4 来说明,最高能量为 100keV 的连续 X 射线束,开始时平均能量为 40keV,光子数 1000 个;在水平通过第 1 个 1cm 厚的水层后,光子数衰减了 35%,平均能量提高到 47keV;在第 2 个 1cm 厚的水层中,光子数仅衰减 27%,剩下光子中高能光子占的比率更大,平均能量提高到 52keV;如此下去,X 射线的平均能量将逐渐提高,并接近入射线最大能量。

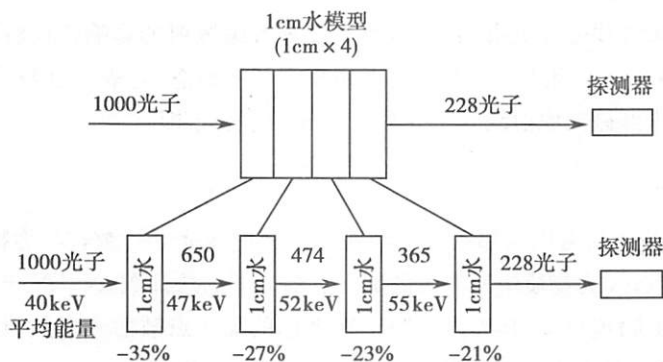


图 5-4 连续 X 射线通过物质时的衰减模型

若将吸收物质的厚度作为横坐标,透射的光子数作为纵坐标,画在半对数坐标中,亦与相同条件下的单能 X 射线相比较,如图 5-5 所示,可以看出连续能谱 X 射线有更大的衰减。

图 5-6 表示不同厚度的吸收体对 X 射线能谱的影响。从 A 到 D,厚度依次增加,X 射线束相对强度不断减弱。能谱组成也不断地变化,低能成分减弱很快,高能成分的比率不断增加,X 射线的能谱宽度(光子能量范围)逐渐变窄。可以利用 X 射线的这种衰减特点来调节 X 射线的质与量。X 射线管电压的峰值决定 X 射线束的光子最大能量,可用过滤的方法,使其线束平均量接近最大能量。可见,X 射线管的激发电压与过滤条件是决定 X 射线束线质的重要条件。



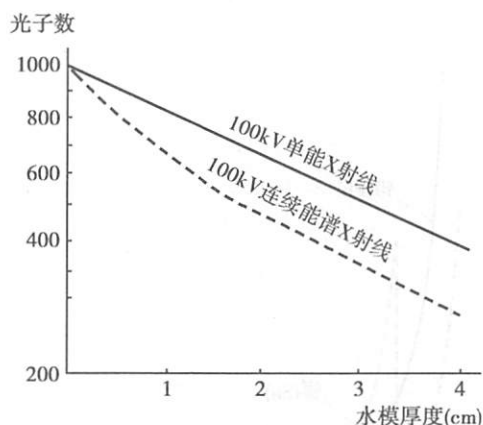


图 5-5 连续 X 射线与单能 X 射线
通过物质时衰减的比较

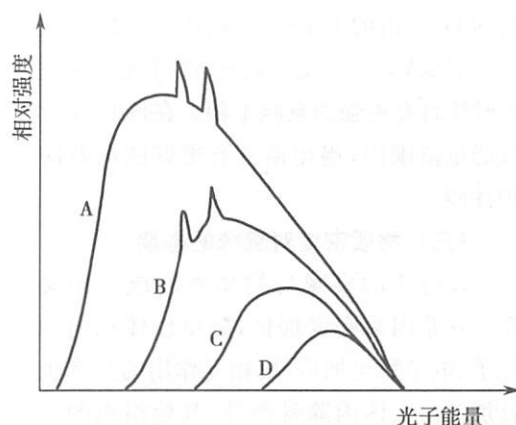


图 5-6 连续 X 射线能谱随吸收
物质厚度的变化曲线

二、影响 X 射线衰减的因素

通过对 X 射线穿过物体时的衰减规律的讨论，可以看出，决定其衰减程度的因素有 4 个。一是 X 射线本身的性质，另外 3 个是：吸收物质的性质，即物质的密度；原子序数和每千克物质含有的电子数。

（一）射线性质对衰减的影响

一般而言，入射光子的能量越大，X 射线的穿透力就越强。在 10~100keV 能量范围内，X 射线与物质间的作用截面随着入射光子能量的增加而减小，因此线性衰减系数随着入射光子能量的增大而减小，穿过相同的吸收体，射线束的高能成分透射率变大。表 5-1 给出的是不同能量的单能 X 射线通过 10cm 厚的水模型时透过光子的百分数。显然，随着光子能量增加，透过光子所占的百分数亦增加。其中，低能光子绝大部分通过光电效应而被衰减，只有极少数的低能光子透过。随 X 射线能量的增加，康普顿散射占了优势。这是因为光电衰减系数与 X 射线能量的 3 次方成反比，而康普顿衰减系数与 X 射线能量的一次方成反比。但作为总体效应，不管哪种作用占优势，都可以说射线能量越高，衰减越少。

表 5-1 通过 10cm 的水单能窄束 X 射线透过百分数

能量(keV)	透过百分数(%)	能量(keV)	透过百分数(%)
20	0.04	60	13.0
30	2.5	80	16.0
40	7.0	100	18.0
50	10.0	150	22.0

（二）物质原子序数对衰减的影响

从第四章可知，光电衰减系数与原子序数 Z 的 4 次方成正比，而康普顿衰减系数与原子序数成正比，因此，原子序数愈高的物质，吸收 X 射线也愈多。

透射量随入射线能量的增加而增加的规律，对低原子序数物质是正确的，对高原子序数物质则不然，当射线能量增加时，透射量还可能突然下降。这种矛盾现象的产生，是由于原子的 K 边界限吸收造成的。实验表明，用能量稍低于 88keV 的 X 射线照射 1mm 厚的铅板，测得透过光子数占 12%；然后将能量调至稍高于 88keV，测得透过光子数几乎为零。这是因为铅的 K 结合能是 88keV，故发生了边界限吸收所致。图 5-7 示出铅和锡两条衰减曲线。在锡的 K 边界吸收限(29keV)处，其质量衰减系数发生突变并超过了 82 号元素铅。这一反常现象一直延续



到 88keV(铅的 K 边界吸收限)。显然,在 29~88keV, 50 号元素锡比 82 号元素铅对 X 射线具有更强的衰减本领。在诊断 X 射线能量范围内,锡比铅具有更好的屏蔽防护性能。

(三) 物质密度对衰减的影响

X 射线的衰减与物质密度成正比关系。这是因为密度加倍,则单位体积内的原子、电子数也加倍,故相互作用的几率也就加倍。人体内除骨骼外,其他组织的有效原子序数相差甚微,但由于密度不同,便形成衰减的差别,从而产生了 X 射线影像。

(四) 每克电子数对衰减的影响

射线的衰减与一定厚度内的电子数有关。显然,电子数多的物质比电子数少的物质更容易衰减 X 射线。每克电子数一般用电子数 $\cdot$ 克 $^{-1}$ 做单位。表 4-1 列出了某些常见物质的密度和每克电子数。由表 4-1 可见,除氢以外的所有物质的每克电子数大致相同。若用电子数 $\cdot$ 克 $^{-1}$ 乘以密度就得到每立方厘米的电子数,即电子数 $\cdot$ 克 $^{-1} \times$ 克 $\cdot$ (厘米) $^{-3}$ = 电子数 $\cdot$ (厘米) $^{-3}$ 。

由于随着原子序数的提高,中子数的增长比电子数增长的要快,所以原子序数高的元素比原子序数低的元素每克电子数要少。

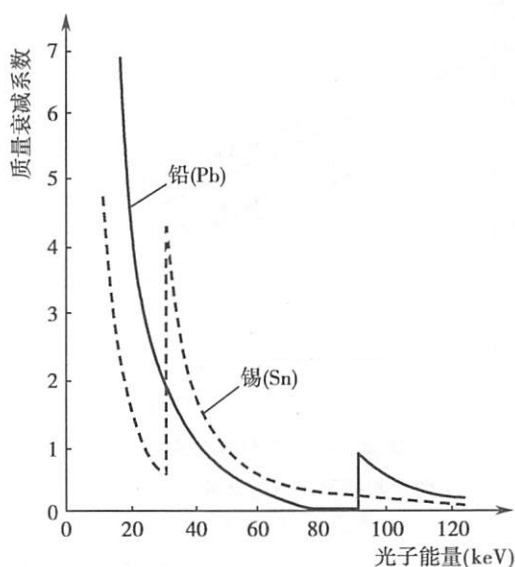


图 5-7 铅和锡两条衰减曲线的对比

三、X 射线的过滤

医用 X 射线属于连续能谱。这种 X 射线通过人体时,绝大部分低能成分都被皮肤和表浅几厘米的组织吸收。由于低能光子不能透过人体,对形成 X 射线影像不起任何作用,但却大大增加了被检者的皮肤照射量。为了获得最佳影像质量,同时尽量减少无用的低能光子对人体皮肤和表浅组织的伤害,就需要根据连续 X 射线在物质中的衰减规律,采用恰当的过滤措施,兼顾应用与防护的双重目的。在 X 射线管出口放置一定均匀厚度的金属,预先把 X 射线束中的低能成分吸收掉,将 X 射线的平均能量提高,这种过程就是所谓过滤,所用的金属片叫过滤板。这如同使用不同网眼的筛子一样,让需要的通过,不需要的筛去。X 射线的过滤分固有过滤和附加过滤两部分。

(一) 固有过滤

X 射线管组装体本身的过滤叫固有过滤。它包括 X 射线管的玻璃管壁、绝缘油、管套上的窗口和不可拆卸的过滤板(图 5-8)。固有过滤一般都用铝当量表示,所谓铝当量(mm Al)是指一定厚度的铝板与其他过滤材料相比较,对 X 射线具有相

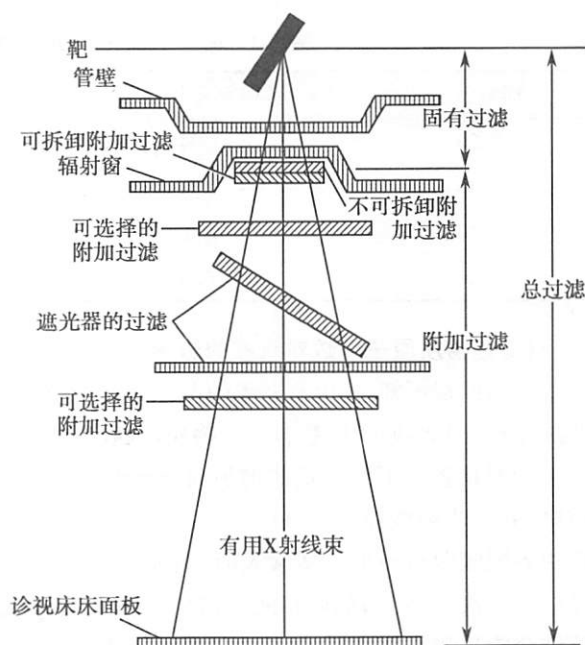


图 5-8 X 射线过滤示意图



同的衰减效果,则此铝板厚度(mm)就是该过滤材料的铝当量。一般诊断 X 射线机的固有过滤在 0.5~2mmAl。

个别特殊情况需要使用低过滤 X 射线,因为过滤虽然可以提高 X 射线的平均能量,但却降低了组织的影像对比度。在一般 X 射线摄影中,这种降低无关紧要,但对软组织摄影,若降低对比度就会严重影响照片质量。铍窗口就是为产生低过滤而设计的,由于铍的原子序数($Z=4$)低,它比玻璃窗口能透过更多的低能射线。这种 X 射线管具有最小的固有过滤,适于软组织特别是女性乳房的 X 射线摄影和表层放射治疗。

(二) 附加过滤

附加过滤包括用工具可拆卸的附加过滤板、可选择的附加过滤板、遮光器中反光镜和有机玻璃窗的过滤等。

1. 过滤板的选择 理想的过滤板应把一切无用的低能成分吸收掉,而让有用的高能成分全部透过。实际上没有这样的物质,但我们可以选择某种物质,使它通过光电作用能大量地吸收低能成分,而高能成分通过时仅有极微量的康普顿散射吸收和光电效应吸收,使绝大部分高能射线通过。在 X 射线诊断中通常都用铝和铜作过滤板。铝的原子序数是 13,对低能射线是很好的过滤物质;铜的原子序数是 29,对高能射线是很好的过滤物质。

应该注意的是,高原子序数物质不能单独作过滤板使用,而应从 X 射线管窗口由里向外,按过滤板的原子序数由高到低依次排列,组成复合过滤板使用。例如铜不能单独作过滤板,它经常和铝结合为复合过滤板。一个复合过滤板可以包括两层或更多层的不同物质,在使用时高原子序数的铜要面向 X 射线管,低原子序数的一层铝面向被检者。这是因为光电作用在铜内能产生 8keV 的特征辐射,这种射线能增加被检的皮肤照射量,可用铝层把它吸收掉,至于铝的特征辐射只有 1.5keV,空气即把它全部吸收。

2. 过滤板的厚度 表 5-2 为各种能量光子在穿过不同厚度的铝过滤板时,衰减单能光子的百分数。

表 5-2 不同厚度的铝过滤板对不同能量的单能 X 射线衰减的百分数

光子能量(keV)	1mm Al	2mm Al	3mm Al	10mm Al
10	100	100	100	100
20	58	82	92	100
30	24	42	56	93
40	12	23	32	73
50	8	16	22	57
60	6	12	18	48
80	5	10	14	39
100	4	8	12	35

可见,随着过滤板厚度的增加,低能射线迅速衰减,但高能射线衰减缓慢。2mm 的铝过滤板能把 20keV 以下的绝大部分低能光子吸收。在实际工作中采用多厚的过滤板合适,应根据具体检查类型,考虑管电压和过滤板厚度的适当组合。

必须指出,使用低过滤而进行高千伏摄影,对受检者是十分有害的。为此,在 X 射线机出线口处应设置更换过滤板的装置。工作人员应根据检查类型和所用管电压,随时更换附加过滤板的厚度。在 X 射线机的设计上,应增加与过滤板连锁控制装置,使机器在无适当过滤的情况下不能曝光,以避免出现差错。

当增加管电压和过滤时,会提高透射率,但照片的对比度降低,特别是骨骼的对比度减小。



当骨骼的对比度不占重要地位时,如颈部和胸部的照片,可适合于高电压、厚过滤技术。另外,用钡剂检查时,由于钡剂本身的对比度高,故可用硬质 X 射线,以降低受检者剂量。

3. 过滤板厚度对受照剂量的影响 实验条件为 60kV、100mA,对厚度为 18cm 的骨盆模型照相,从零开始依次增加不同厚度的过滤板,用调节照射时间的方法,使照片的黑化度相同。每次都用品器测出入射皮肤处的照射量,其数据列在表 5-3 中。

表 5-3 过滤板厚度对照射量的影响(60kV,100mA)

滤板厚度(mmAl)	皮肤照射量($C \cdot kg^{-1}$)	照射量下降百分数(%)
0	6.14×10^{-4} (2380mR)	0
0.5	4.78×10^{-4} (1850mR)	22
1.0	3.28×10^{-4} (1270mR)	47
3.0	1.20×10^{-4} (465mR)	80

由以上实验数据可见,使用 3mm 的铝过滤,就可使受检者皮肤照射量下降 80%。这一实验事实告诉我们,厚过滤技术对降低受检者剂量具有重要意义。

4. 过滤与照射时间 过滤板可有选择地大量吸收低能量光子,但对高能成分也有一定衰减。为弥补这一损失,在 X 射线摄影中一般采用适当增加照射时间的办法来解决。实验表明,采用高千伏、厚过滤摄影虽然照射时间延长了,但受照剂量却大幅度降低了。

5. 楔形或梯形过滤板 在照射部位的厚度相差太多的情况下,会使照片一边黑化度太浓,另一边黑化度太淡,造成诊断困难。为此可使用楔形或梯形过滤板来补偿这种差别,如图 5-9 所示。楔形或梯形过滤板薄的部分吸收的射线较少,使更多的射线通过病人的厚部位。在照射技术中,也经常利用在增感盒内的胶片上盖一层金属过滤纸的方法来调节照片的浓度。

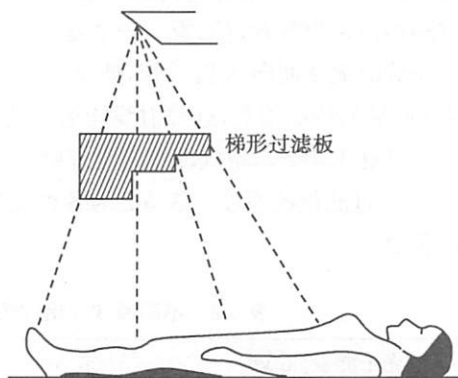


图 5-9 梯形过滤板

第三节 医学放射学中 X 射线的衰减

X 射线束射入体内,一部分被吸收散射,另一部分通过人体沿原方向传播。透过的 X 光子按特定形式分布,便形成了 X 射线影像。应该看到,透过的光子与衰减的光子都具有同等的重要性。如果全部的光子都透过,则胶片呈现均匀黑色,没有任何影像;如果所有的光子都被吸收,则胶片呈现一片白色,也不能形成影像。因此,X 射线影像是人体的不同组织对射线不同衰减的结果。所以研究 X 射线在人体中的衰减规律,应首先了解人体各组织器官的元素构成、分布、密度及衰减系数等基本情况。

一、人体的构成元素和组织密度

人体骨骼由胶体蛋白和钙质组成,其中钙质占 50%~60%[钙质中 $Ca_3(PO_4)_2$ 占 85%; $CaCO_3$ 占 10%; $Mg_3(PO_4)_2$ 占 5%];软组织内水占 75%,蛋白质、脂肪及糖类占 23%,其余 2%是 K、Na、Cl、Fe 等元素。

人体内除少量的钙、磷等中等原子序数的物质外,其余全由低原子序数物质组成。人体吸收 X 射线最多的是由 $Ca_3(PO_4)_2$ 组成的门牙,吸收 X 射线最少的是充满气体的肺。

在研究 X 射线衰减规律时,经常用到有效原子序数($\bar{Z}$)一词。所谓有效原子序数,是指在相同照射条件下,1kg 复合物质与 1kg 单质所吸收的辐射能相同时,则此单质的原子序数(Z)就称为复合物质的有效原子序数($\bar{Z}$)。在医用 X 射线的能量范围内,有效原子序数的计算公式为

$$\bar{Z} = (\sum a_i Z_i^{2.94})^{\frac{1}{2.94}} \quad (5-8)$$

其中, a_i 为第 i 种元素在单位体积中电子数的占有比率, Z_i 为第 i 种元素的原子序数。例如水(H_2O)中的氧对应的电子数比率为 $2.68 : 3.34$,氢的电子数比率为 $0.665 : 3.34$,氧、氢的原子序数分别为 8 和 1,代入式(5-8)可得水的有效原子序数为 7.42。式(5-8)的近似公式为

$$\bar{Z} = \left(\frac{a_1 Z_1^4 + a_2 Z_2^4 + \dots + a_n Z_n^4}{a_1 Z_1 + a_2 Z_2 + \dots + a_n Z_n} \right)^{\frac{1}{4}} \quad (5-9)$$

其中, a_i 为第 i 种元素原子在分子中的原子个数, Z_i 为第 i 种元素的原子序数。例如,氧原子在水分子中的个数为 1,氢原子的个数为 2,代入式(5-9)可得到占人体成分大部分的水的有效原子序数为

$$\bar{Z}_w = \left(\frac{2 \times 1^4 + 1 \times 8^4}{2 \times 1 + 1 \times 8} \right)^{\frac{1}{4}} = (410)^{\frac{1}{4}} = 7.43$$

有关一些正常人体组织的密度和有效原子序数见表 4-1。

二、X 射线通过人体的衰减规律

X 射线通过被检体的衰减规律,一般采用单能宽束 X 射线的指数减弱规律,见式(5-5)。式中的 μ 为被检体的线衰减系数。实验证明,当光电吸收为主时,被检体的线衰减系数与 X 光子波长 λ 的 3 次方成正比,与有效原子序数 $\bar{Z}$ 的 4 次方成正比,还与组织密度 ρ 成正比,即

$$\mu = K \lambda^3 \bar{Z}^4 \rho \quad (5-10)$$

式(5-10)中, K 是一个比例系数。

人体各组织器官的密度、有效原子序数和厚度不同,对 X 射线的衰减程度各异,一般按骨骼、肌肉、脂肪和空气的顺序由大变小。

X 射线在人体中,主要通过光电效应和康普顿效应两种作用形式使其衰减。图 5-10 是以肌肉和骨骼为例,表示不同能量的 X 射线在两种组织中分别发生两种效应的比率。图中是以总衰减为 100%,而把两种效应的衰减作为总衰减的一部分描出的曲线。由图 5-10 可见,对肌肉组织在 42kV 时,两种效应各占 50%,在 90kV 时,康普顿效应已占到 90%。骨骼的有效原子序数较高,由曲线所包围的面积可见,在骨骼中发生光电效应的几率是肌肉的 2 倍。在 73kV 时两种作用几率相等。

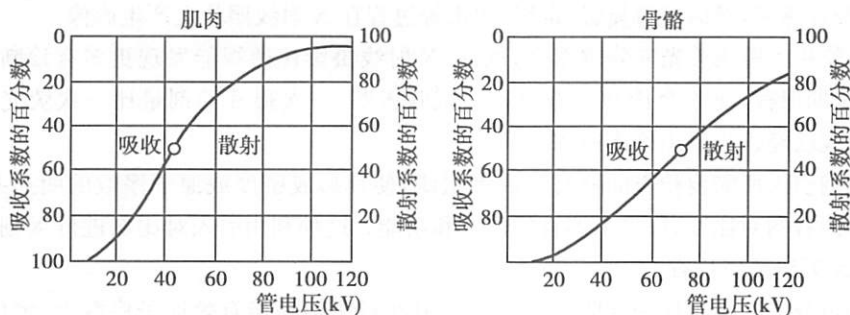


图 5-10 X 射线通过人体的吸收衰减和散射衰减所占比例

表 5-4 列出人体不同组织的线衰减系数。我们应掌握查表方法,并会用表中提供的数据研究问题。



表 5-4 人体不同组织的线衰减系数 $\mu(\text{m}^{-1})$

管电压(kV)	脂肪	肌肉	骨骼
40	0.3393×10^2	0.4012×10^2	2.4434×10^2
50	0.2653×10^2	0.2933×10^2	1.4179×10^2
60	0.2196×10^2	0.2455×10^2	0.9677×10^2
70	0.2009×10^2	0.2213×10^2	0.7342×10^2
80	0.1905×10^2	0.2076×10^2	0.6047×10^2
90	0.1832×10^2	0.1994×10^2	0.5408×10^2
100	0.1801×10^2	0.1942×10^2	0.4865×10^2
110	0.1774×10^2	0.1906×10^2	0.4530×10^2
120	0.1755×10^2	0.1882×10^2	0.4298×10^2
130	0.1742×10^2	0.1864×10^2	0.4132×10^2
140	0.1732×10^2	0.1852×10^2	0.4010×10^2
150	0.1724×10^2	0.1842×10^2	0.3918×10^2

现在以手部摄片为例,说明 X 射线在人体不同组织中的衰减差别。先用 40kV X 射线摄片,由表 5-4 查得骨骼是肌肉线衰减系数的 6.1 倍 $\left(\frac{\mu_{\text{骨}}}{\mu_{\text{肌肉}}} = \frac{2.4434 \times 10^2}{0.4012 \times 10^2} = 6.1\right)$,可见手骨和手部肌肉如此之大的衰减差别,在照片上可呈现高对比度。然后改用 150kV 摄片,这时骨骼的线衰减系数仅是肌肉的 2.1 倍 $\left(\frac{\mu_{\text{骨}}}{\mu_{\text{肌肉}}} = \frac{0.3918 \times 10^2}{0.1842 \times 10^2} = 2.1\right)$,其影像对比度将明显下降。这是因为 40kV 时是光电效应为主,而 150kV 时几乎全部是由康普顿效应造成的吸收差别。

第四节 X 射线的临床应用

放射线在医学上的广泛应用,给人类带来了巨大的医疗利益,同时也伴随一定的电离辐射危害。了解射线在医学上的应用原理及其发展概况,对在实践中正确应用射线具有重要意义。

一、常规 X 射线摄影技术

(一) 传统胶片 X 射线摄影

摄影是 X 射线检查的一种基本方法。其原理是透过人体带有信息的 X 射线潜影照射在胶片上,致使胶片感光,然后通过显影、定影、脱水等过程在 X 射线照片上产生影像。

X 射线胶片比透视荧光屏分辨率高,因此,X 射线摄影比透视能发现更多有诊断价值的影像,而且可长期保存,便于会诊和复查对比。试验表明,一次摄片的剂量比一次荧光透视少得多。荧光透视已经逐步退出临床应用。

将对比剂引入所需要检查的器官或周围组织,使其形成密度或原子序数的明显差别,从而改变与周围器官的对比度,以显示器官的形态和功能。这种利用引入对比剂进行 X 射线检查的方法,称为 X 射线造影检查。

对比剂可分为阳性对比剂和阴性对比剂。阳性对比剂是指有效原子序数大、密度高、能强烈吸收 X 射线的物质。这类对比剂有做胃肠道检查的钡剂(硫酸钡)和做血管造影检查的碘剂等。阴性对比剂是指有效原子序数小、密度低、对 X 射线吸收极弱的空气、氧气和二氧化碳等气体。全身有空腔和管道的部位,都可做造影检查。造影检查扩大了 X 射线的检查范围,但需精心操作,以保证获得满意的检查结果,并保证患者安全。



(二) 数字化 X 射线成像技术

1. 计算机 X 射线摄影 计算机 X 射线摄影(computed radiography, CR)是将 X 射线透过人体后的信息记录在影像板(image plate, IP)上,经读取装置读取,再由计算机重建出一幅数字化图像,在荧屏上显示出灰阶图像。

CR 系统由激光扫描仪、影像板和数字图像工作站组成。

用普通 X 射线机对装于暗盒内的 IP 曝光, X 射线穿过被照体到达 IP, 形成潜影。激光扫描仪利用激光扫描的原理,逐点逐行地将存储在 IP 上的 X 射线影像信号读出来,并转换成数字信号输入到计算机中。根据诊断需要对图像进行数字化处理。在完成对影像的读取后,由激光扫描仪对 IP 上的残留信号进行消影处理,为下次使用做好准备,IP 的寿命一般在 10 000 次左右。

CR 的优点是:①宽容度大,摄影条件易选择。②可降低投照时的辐射量:CR 可在 IP 获取的信息基础上自动调节放大增益,最大限度地减少 X 射线曝光量,降低病人的辐射损伤。③影像清晰度较普通片高。④对影像可进行后期处理,对曝光不足或过度的胶片可进行后期补救。⑤可进行图像传输、存储。⑥IP 可重复使用。

CR 与 X 射线胶片摄影的区别主要表现在以下几点:①由于传统摄影 X 射线照片的影像受多种因素(发生器、洗片机、定位、技术、暗室条件等)的影响,几乎不可能再现相同的影像,而 CR 的再现性可达 100%,且数字影像可按原始状态或经过处理后的状态在工作站上反复多次打印。②X 射线照片不能同时在多个场合观看影像,而 CR 可在多个场合同时观看影像。③普通摄影影像密度、对比度由 kV、mAs 和胶片类型决定,对于曝光过度或曝光不足的影像无法进行观看,而对病人重复曝光造成对病人的辐射损害。CR 的对比度、亮度可由影像处理参数来控制,既能得到质量高的照片,又可避免重复曝光。④X 射线照片受周围环境冷、热、潮湿的影响,胶片保存需要占用大量空间,CR 不受环境影响,且存储、提取方便。

2. 直接数字化 X 射线摄影系统 直接数字化 X 射线摄影系统(digital radiography, DR)是由成像板、扫描控制器、系统控制器、影像监视器等组成,是直接将 X 射线光子通过成像板转化为数字化图像。

DR 除具有与 CR 相同的优点外,因为是直接成像,比 CR 的成像环节少,减少了信息丢失,大大提高了工作效率和图像质量,已经成为医院放射科常规摄影的主流。CR 只是数字化摄影的过渡,将逐步被 DR 所取代。目前,在三级医院以上,CR 只作为床头摄片使用。

3. 数字减影 虽然使用对比剂能使要观察器官的影像密度与周围其他组织影像密度区分开,但得到的影像仍是重叠的。若将使用对比剂前后的两幅图像相减,则去掉了没有对比剂部分的图像,得到了有对比剂部分的图像,这就是减影。用计算机进行这种图像的减影处理,就是数字减影。数字减影技术在临床上不仅常用于血管造影,即数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA),也可应用于其他组织或器官。

二、介入放射技术

介入放射学(Interventional Radiology, IVR)是以影像诊断为基础,在医学影像诊断设备(X 射线、CT、MRI)的引导下,利用穿刺针、导管及其他介入器材,通过经皮穿刺途径或通过人体原有空腔脏器,插至病变部位进行诊断性造影和治疗,或采集组织进行细胞学及生化检查。

介入放射学是在影像诊断学、选择或超选择性血管造影、细针穿刺和细胞病理学等新技术基础上发展起来的。它包括两个基本内容:①以影像诊断学为基础,利用导管等技术,在影像监视下对一些疾病进行临床治疗。②在影像监视下,利用经皮穿刺、导管等技术,取得组织学、细菌学、生理和生化资料,以明确病变的性质。

介入放射学是在影像医学的引导下,为现代医学诊疗提供了新的给药途径和手术方法。与传统的给药途径和手术方法相比较,具有更直接有效、更简便微创的特点。



介入放射学是 20 世纪 80 年代初传入我国并迅速发展起来的一门融医学影像学 and 临床治疗于一体的新兴边缘学科,涉及人体消化、呼吸、泌尿、神经、心血管等多个系统疾病的诊断和治疗。尤其对以往认为不治或难治的病症(各种癌症、心血管疾病),介入开拓了新的治疗途径,且简便、安全、创伤小、并发症少、见效快。它是在影像学方法的引导下采取经皮穿刺插管,对患者进行药物灌注、血管栓塞或扩张成形等“非外科手术”方法诊断和治疗各种疾病。由于其在疾病诊疗方面拥有传统的内、外科学不具备的(具有微创性;可重复性强;定位准确;疗效高、见效快;并发症发生率低;多种技术的联合应用简便易行)等独有特点,在现代医疗诊治领域已迅速确立其重要地位。介入放射学的发展与普及,使患者有了更多的康复机会,日益成为人们选择性治疗的首选方法,备受患者关注和欢迎。

三、计算机断层成像技术

X 射线计算机断层摄影(computed tomography, CT)技术经过 40 多年的发展,已经成为放射影像科的主要成像设备。

CT 是用经过高度准直的窄束 X 射线,对人体断层面进行扫描。X 射线管与探测器作为同步转动的整体,分别位于人体两侧的相对位置。检查中 X 射线束从各方向对被探查的断面进行扫描,位于对侧的探测器接收透过断面的 X 射线,然后将这些 X 射线信息转变为电信号,再由模拟/数字转换器转换为数字信号输入计算机进行处理,重建出人体的横断面图像,并由图像显示器显示出灰阶图像。

CT 检查的特点是密度分辨率高。以往的传统 X 射线检查,是把复杂的人体结构重叠在一张平片上,无法分清楚细微结构。CT 是人体的断面图像,它具有不重叠、层次分明、对比度高和密度分辨率强等特点。CT 使图像信号数字化后,方便储存、复制,不仅能观察形态变化,也可提供病变的数据,使诊断水平明显提高。CT 检查简便、安全、无痛苦。

CT 装置发展很快,从发明至今的 40 多年时间里,设备不断更新换代。螺旋 CT 采用滑环技术可以连续扫描,在短时间内进行不间断的数据采集,以得到大量信息。先进的 CT,成像时间短,计算机后处理技术提高,使得 CT 新技术的开发有了条件,如仿真内镜技术及人体器官的再现技术等,都是 CT 技术在临床领域的应用。

四、利用 X 射线的肿瘤放射治疗技术

电离辐射可用于肿瘤的放射治疗,简称放疗。肿瘤细胞自身分裂繁殖活跃,它对放射线的敏感性比发育成熟的正常细胞大得多。放疗就是利用放射线的这一生物效应特性,再加上适当的控制措施,从而达到抑制和破坏肿瘤组织,最大限度地保护正常组织的治疗目的。

皮肤和表浅组织的肿瘤,通常利用低能 X 射线或加速器产生的电子线进行近距离的照射治疗。深部肿瘤多采用医用电子直线加速器产生的高能 X 射线进行治疗。加速器可根据治疗需要调整 X 射线能量,其能量从几兆电子伏到数十兆电子伏。

X 刀、 γ 刀是以 CT、磁共振和血管造影图像为诊断依据,利用计算机进行三维重建、立体定位,制定精确的照射方案,利用医用电子直线加速器产生的高能 X 射线或 ^{60}Co 产生的 γ 射线做放射源,进行大剂量窄束定向集中照射的技术。它不用手术开颅就能对颅内肿瘤或病灶进行准确的定向照射治疗,并能最大限度地减少正常组织的损伤,是一种高效、精确、无创、无痛的非手术治疗方法。

介入放射学是 X 射线诊断与治疗相结合的一门新技术。它是在透视、CT 定位等导向下,将穿刺针或导管插入人体某部位进行 X 射线诊断和治疗,同时还能取得用于组织学、细菌学和生物化学的活体组织。





本章小结

X射线在介质中的衰减取决于射线能量、介质的组成与结构。对于单能窄束X射线而言,由于不考虑散射线因素,其在介质中的衰减遵循指数规律;对连续能量及有一定照射野的X射线束,射线束的衰减不仅要考虑由于介质吸收所造成的射线束平均能量随着射线穿透深度的变化,同时还要考虑X射线在介质中产生的散射线变化。由于人体结构的组织不均匀性,X射线在穿过不同组织和器官时衰减、吸收不同,产生的散射线强度也不同,临床应用X射线必须充分考虑各种因素的影响,以获得具有良好空间分辨率及组织密度对比度的医学影像。

思考题

1. 根据宽束连续能量X射线衰减的规律,解释临床X射线摄影应用过滤板的意义。
2. 根据X射线的衰减规律,思考不同肢体部位X射线摄影时,为提高影像清晰度及对比度,应如何选择X射线摄影条件?

(彭文献)



第六章 常用的辐射量和单位



学习目标

1. 掌握:描述辐射场强度的常用辐射量,照射量、吸收剂量、当量剂量及有效剂量的关系。
2. 了解:辐射测量的意义。

辐射效应的研究和辐射的应用,离不开对辐射的计量,需要有各种辐射量和单位来表征辐射源的特性,描述辐射场的性质,度量辐射与物质相互作用时能量的传递及受照物体内部的变化程度和规律。

X射线发现后首先应用于医学,便沿用医药学中“剂量”一词来描述,于是电离辐射的计量也称辐射剂量。几十年来,各种射线在医学上的应用愈加广泛,辐射剂量学有了很大发展,辐射量和单位的概念也经历了较大演变。

国际上选择和定义辐射量及其单位的权威组织是“国际辐射单位和测量委员会”(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)。ICRU 主要为临床放射学、放射生物学,辐射防护学等领域提出电离辐射量和单位的定义,建议这些量的测量和应用方法以及推荐这一领域内最新的数据和知识。历年来,ICRU 发表了许多报告,提出了一系列建议,最近 20 年来,由于科学技术的迅速发展和实际应用的需要,以及 ICRU 所做的大量工作,现在已经有了较为完善的电离辐射量和单位,对辐射计量的研究发展成一门专门学科——辐射剂量学。辐射防护学使用的量和单位也包括在其中。

本章以 ICRU 报告为基础,介绍常用的辐射量和单位。

第一节 描述电离辐射的常用辐射量和单位

电离辐射存在的空间称为辐射场,它是由辐射源产生的,如 X 射线机产生的 X 射线场和放射性核素产生的射线场。在射线的应用过程中,我们需要定量了解、分析射线在辐射场中的分布,这种分布既可以用粒子注量、能量注量等描述辐射场性质的量来直接表征,也可以用照射量来间接表示。

一、描述辐射场性质的量

(一) 粒子注量

图 6-1 所示的是一个非平行辐射场的情况。假若从辐射场中某点 P 为中心划出一个小的球形区域,由图可见,粒子可以从各方向进入球体。如球体(通过球心 P 的)截面积为 da ,从各方向进入该小球体的粒子总数为 dN ,则 dN 除以 da 而得的商,即定义为辐射场 P 点处的粒子注量 Φ 。有

