

第七章 放射线的测量



学习目标

1. 掌握:照射量及吸收剂量测量的方法及肿瘤放射治疗剂量学计算的基本概念。
2. 熟悉:诊断 X 射线辐射剂量学评价测量方法。
3. 了解:放射线测量的基本方法。

在应用放射线进行诊断和治疗中,我们需了解放射源所输出的射线强度,以确定所采取的照射量是否符合临床的要求;需要定量测量被照射的肢体或病灶所吸收的射线剂量的大小,从而判断能否达到预期的疗效;需要对 X、 γ 射线或其他类型的辐射所形成的射线场进行定量测量,以判断对辐射所设置的屏蔽以及为工作人员所提供的放射防护水平能否达到所规定的安全标准。

通常在医学放射诊断治疗过程中,所涉及的射线测量可分成两种情况:一是辐射场分布的测量。如机房内射线分布、机房外透射线、散射线强度,放射源输出量的大小等。这种情况通常我们以照射量大小来反映射线强度的分布,因此,人们建立了照射量的测量方法。二是放射学诊断和(或)治疗中被检者、患者所接受的吸收剂量的测量。虽然照射量与吸收剂量相比是一个辅助量,但直到现在,它的测量仍然是很重要的。这是因为,由测得某点的照射量可以方便地换算出其他物质中的吸收剂量。

放射线与物质相互作用可以产生各种效应,这些效应都可以成为射线测量的基础。如应用射线的电离作用、热作用、感光作用、荧光作用可以制作各种电离室、闪烁计数器、荧光玻璃剂量计、热释光剂量计和胶片剂量计等。在对射线测定时,应根据实际情况,考虑仪器的测量量程、能量响应、读数建立时间、仪器的灵敏度、精确度等因素。

第一节 照射量的测量

照射量实际上是以 X、 γ 射线在空气中产生的电离电荷的数量来反映射线强度的物理量,对照射量的测量就涉及如何收集、测量 X(或 γ) 射线所产生的微量电离电荷。在实际应用中,电离电荷的收集、测量是通过空气电离室来实现的。

一、自由空气电离室

为了测定 X、 γ 射线照射量,必须满足照射量定义的要求,设法隔离质量已知的空气,然后测量在给定质量的空气中由 X、 γ 射线释放出来的次级电子在空气中所产生的任何一种符号的离子总电荷量。自由空气电离室(也称标准电离室)是根据照射量的定义设计的,是对照射量进行直接绝对测量的标准仪器。其电离室结构特点如图 7-1 所示。



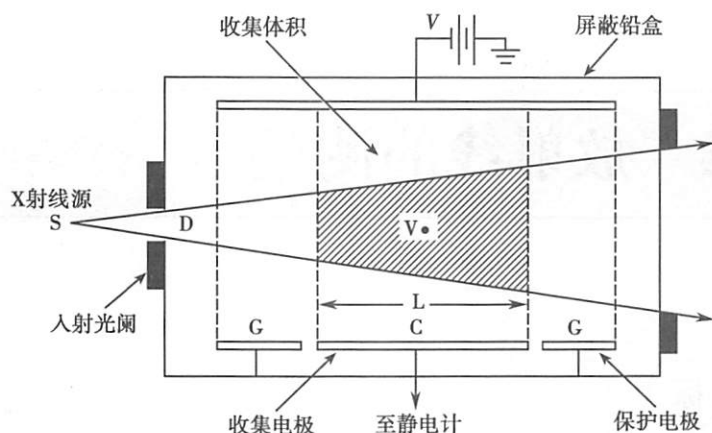


图 7-1 自由空气电离室结构示意图

电离室有两个光阑,射线束从入射光阑射入,从出口光阑射出。标准电离室的工作气体就是空气。电离室有两个极性相反的平行电极,下面的极板由3部分组成:中间一个收集电极和外侧两个保护电极。收集电极用来收集电离室内产生的某一种符号的离子,它被接到测量电荷的静电计上。保护电极与收集电极相互隔开,但具有相同的电位,用于使收集电极上的电场均匀,保证中间区域的电力线垂直于电极。

图 7-1 中阴影部分称为“测量体积 V' ”,即 X 射线束通过的正对收集电极的那部分空气体积,也就是需要隔离的,并且质量已知的那部分空气的体积。当 X 射线从 X 射线管焦点发出射入电离室后,在整个电离室内都会产生电离。因此,电离室的电极板与 X 射线束边缘的距离应大于次级电子在空气中的射程,使得电子在其能量耗尽之前不能直接跑到电极,从而保证电子完全阻止在空气之中,其能量全部用于在电离室内引起空气电离。

图中与收集电极 C 相对的体积为“收集体积”,即收集电极上方次级电子产生电离的那部分体积。凡在“收集体积”内产生的离子,其中的一种符号的离子将在电场作用下全部移向收集电极。

为了消除使“收集体积”外产生的次级电子在“测量体积”内电离电荷的贡献,“收集体积”周围空气厚度必须大于次级电子的最大射程,从而使次级电子在电离室内达到“电子平衡”。

在电子平衡条件下,收集电极收集到的一切离子是由“测量体积”内被 X 射线击出的次级电子所形成的,设这些被收集的离子总电荷量为 Q (单位:C)。“测量体积”内空气的质量为 m ,有

$$m = \rho \cdot V \quad (7-1)$$

式(7-1)中, ρ 为标准状况下(0°C , 760mmHg)的空气密度。 V 为“测量体积”内空气的有效体积。X射线的照射量 X 为

$$X = \frac{Q}{m} = \frac{Q}{\rho \cdot V}$$

但是必须注意,由于入射口至“测量体积”间空气对 X 射线的吸收、离子复合、散射光子形成的多余电子、阻止于电离室室壁中的电子损失以及由于温度与气压偏离标准状况而引起的空气密度的变化等,很难完全达到电子平衡及空气质量的稳定。因此,所测照射量往往偏离正确值,须进行适当校正。

二、实用型电离室

标准型电离室体积庞大,应用技术较为复杂,当 X、 γ 光子能量较高时,建立“电子平衡”的空气厚度较大,因此它只能作为标准电离室放置在国家标准实验室内作为次级标准计量仪使用,

而不能作为现场测量仪器。如果我们将“收集体积”外的空气进行压缩,如图 7-2(a)、(b)所示,则既能满足“电子平衡”条件,同时又大大缩小电离室体积。压缩的空气壁可用空气等效材料代替,从而可以制成实用型空气等效电离室。电离室室壁材料与空气的有效原子序数愈接近,则实用型电离室与标准电离室的等效性愈好。

由于使用了空气等效材料代替空气室壁,实用型电离室在体积上就可以大大减小,因此能够方便在辐射现场测量。

(一) 实用型电离室室壁

图 7-2(c)是一个典型的实用型柱形电离室示意图。电离室室壁材料与中心电极的有效原子序数和自由空气基本等效。这一前提可以保证电离室室壁内释放的次级电子的能谱与空气相似。最常用的室壁材料有石墨、电木或塑料。实际上室壁材料的有效原子序数一般低于空气的有效原子序数,结果造成室壁电子在空气腔内产生的电离略小于在自由空气电离室中产生的电离;但中心电极的原子序数通常比较大,它的尺寸和它在电离室中的位置、几何形状可为上述损失提供补偿。

由于不同能量的 X、 γ 射线产生的次级电子的射程不同,故应选用不同厚度室壁的电离室。目前,一般常用与空气等效的材料做成不同厚度的平衡罩,当测定较高能 X、 γ 射线时,需在原来电离室室壁上套上适当厚度的平衡罩。

(二) 电离室的校准

实用型电离室可直接用于照射量的测量。条件是:①它与空气等效;②它的空气腔体积能够准确得知;③它的室壁厚度足以提供电子平衡。但实用型电离室很难同时满足上述条件。为此,在实际应用中,需要用自由空气电离室来对实用型电离室做校准刻度。通过使用两种电离室同时测量已知强度的 X、 γ 射线源,给出实用型电离室测量校准因子,用于校正实用型电离室所测照射量值。

电离室在使用一段时间后仍需校准,校对时室温一般为 20°C ,气压为 760mmHg。但在实际应用时,往往偏离校正时的气温和气压,造成测量误差,故对所测的数值应进行温度、气压校正。其校正系数 K_{TP} 为

$$K_{TP} = \frac{273.2 + t}{293.2} \times \frac{760}{P} \quad (7-2)$$

其中, t 为测量时气温($^{\circ}\text{C}$); P 为测量时气压(mmHg)。

三、电离电荷测量电流

由于 X、 γ 射线在电离室中产生的电离电荷量非常小,所形成的电离电流为 $10^{-6} \sim 10^{-15} \text{ A}$,因此测量如此微弱的电流信号就要求其测量电路要有较强的抗干扰性,有较高的输入阻抗和较大的放大倍数。一般情况下,我们不直接测量电离电流,而是通过一个积分放大器,将电离电流在一个积分电容上充电,通过测量积分电容两端的积分电压来推算积分电荷量。图 7-3 为常用的电荷测量电路。

根据运算放大器工作原理,有

$$U_0 = -\frac{Q}{C} \quad (7-3)$$

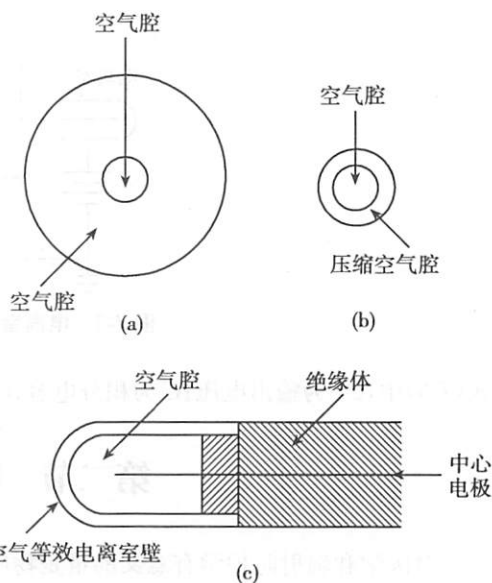


图 7-2 实用型空腔电离室结构示意图



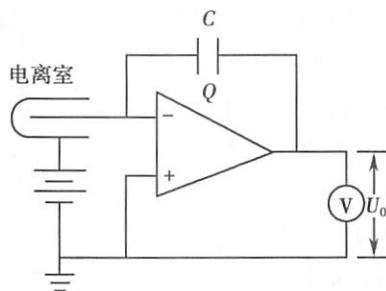


图 7-3 电离室电荷积分测量电路示意图

式(7-3)中, U_0 为输出电压; C 为积分电容; Q 为电离电荷量。

第二节 吸收剂量的测量

对医学和辐射防护学有意义的量是物质中某点的吸收剂量。根据吸收剂量的定义,为了测定物质中某点的吸收剂量,需要测量射线在介质中该点沉积的能量大小。然而直接测量射线在该点沉积的能量是很困难的,通常情况下要利用探头取代该点为中心的一小块物质,用该探头测量物质中该点吸收射线能量后产生的理化变化,间接反映该点吸收的射线能量,经过适当校准、刻度,从而给出该点吸收剂量大小。因此,选用的探头应该足够小,使它的引入并不显著干扰原来辐射场的分布。

一、吸收剂量的基本测量法

任何一种物质,当其受到辐射照射后,其吸收的射线能量将以热的形式表现出来,吸收的能量越大,产生的热量亦越高。将介质吸收的能量与其释放的热量进行已知的吸收能量与热量的刻度,就可以定量给出吸收剂量的大小。量热计正是基于这一原理制成的。图 7-4 为量热剂量计原理示意图。

在吸收介质内要测定吸收剂量的部位,放一小体积的吸收体,用它作为吸收剂量量热计的敏感材料,它与周围介质必须达到热绝缘。吸收体吸收了射线能量后,温度升高,借助微型测温器件(热电偶或热敏电阻)测出吸收体温升,计算出吸收体吸收的能量,以求出小块吸收体材料中的吸收量 D

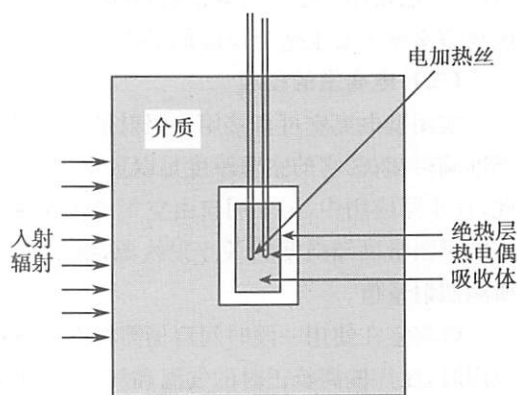


图 7-4 量热法测量吸收剂量原理图

$$D = \frac{de}{dm} \approx \frac{dE}{dm} \quad (7-4)$$

式(7-4)中, dm 为吸收体质量; de 为射线授予该吸收物体的平均能量; dE 为以热量形式出现的能量。

在实际测量中,以热量形式出现的能量并非是直接测量出来的,而是根据导热系统计算出来的。其具体做法是:把已知的电能 dE_e ,通过导线引入电加热丝对吸收体加热,观察其相应的温升 dT_e ,这样 dE_e/dT_e 便表示每单位温升相应的能量吸收。

在射线照射过程中,若测得吸收体的温升 dT ,并忽略其他因素的影响,则可利用式(7-5)求得吸收体的吸收剂量:



$$D = \frac{dE_c}{dT_c} \cdot \frac{dT}{dm} \quad (7-5)$$

但是,射线照射物质时所产生的热量非常微小。例如,水吸收 1Gy 的吸收剂量时,其温升只有 $2.4 \times 10^{-4}^\circ\text{C}$ 。再如,通常量热计常用石墨做吸收体,石墨吸收 1Gy 的吸收剂量时,温升约 $1.4 \times 10^{-3}^\circ\text{C}$ 。即使在 X 射线治疗中,组织吸收 50Gy 的吸收剂量时,温度也不过上升 0.012°C 。如此微小的温度变化,通常很难进行测量,必须借助非常灵敏的微型测温仪器。因此,量热法虽然是测定吸收剂量的标准方法,但是因为制造和使用技术较为复杂,只能作为标准仪器使用,以校准其他测定吸收剂量的仪器。

二、电离室测量法

如上所述,量热法测量辐射在介质中的吸收剂量有很多限制,如灵敏度低、使用操作复杂、测量结果不能随时显示。因此,吸收剂量的现场测量大多通过测量照射量,然后换算成介质的吸收剂量。

(一) 空气介质中的吸收剂量

已知 1 个电子电量 $e = 1.6 \times 10^{-19} \text{C}$ 。在空气中产生一对离子所需要的平均电离能量 $\omega = 33.73 \text{eV}$, 又 $1 \text{eV} = 1.60 \times 10^{-19} \text{J}$, 因此,在满足电子平衡的前提下, $1 \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ 的照射量,能使每千克标准空气吸收射线的能量为

$$D_{\text{空气}} = \frac{1 \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}}{1.6 \times 10^{-19} \text{C}} \times 33.73 \text{eV} \times 1.6 \times 10^{-19} \text{J} \cdot \text{eV}^{-1} = 33.73 \text{J} \cdot \text{kg}^{-1} = 33.73 \text{Gy}$$

若在空气中已测知某点处 X 射线的照射量为 X , 则这一点空气的吸收剂量为

$$D_{\text{空气}} = 33.73 \cdot X \quad (7-6)$$

对于 X、 γ 射线,在空气中最容易测得的是照射量(X),按式(7-6)即可计算出空气的吸收剂量 $D_{\text{空气}}$ 。

(二) 任意介质中的吸收剂量

在实际工作中,常常需要知道其他物质的吸收剂量,尤其在对辐射效应的研究中以及在放射治疗剂量计算时,需要知道生物组织中某点处的吸收剂量。直接测量组织的吸收剂量是有困难的,往往借助体模进行测量。

设没有体模存在时,射线在空间一点的能量注量为 Ψ , 根据吸收剂量与能量注量的关系,在电子平衡条件下,该点空气吸收剂量为

$$D_{\text{空气}} = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{空气}} \quad (7-7)$$

式(7-7)中, $\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{空气}}$ 为射线在空气中的质能吸收系数。

当体模存在时,在体模内该点的吸收剂量为

$$D_{\text{物质}} = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{物质}} \quad (7-8)$$

式(7-8)中, $\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{物质}}$ 为射线在介质中的质能吸收系数。由此

$$D_{\text{物质}} = \frac{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{物质}}}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{空气}}} \cdot D_{\text{空气}} = f \cdot X \quad (7-9)$$

式(7-9)中,

$$f = \frac{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{物质}}}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{空气}}}$$



f 为照射量-吸收剂量转换系数,或称照射量-吸收剂量转换因子。它是以“ $\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ ”或“R”表示的照射量换算为以“Gy”为单位的吸收剂量的一个系数。

转换系数 f 值决定于光子能量和受照射物质的性质。表 7-1 列出了水、肌肉和骨骼等不同能量光子的 f 系数值。由表 7-1 可见,对于低能光子即使照射量相同(如均为 $2.58 \times 10^{-4} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$),骨骼的吸收剂量也要比肌肉高 3~4 倍,而脂肪的吸收剂量却只有肌肉的 50% 左右。但当光子能量超过 200keV 后,对于相同的照射量,各种物质的吸收剂量都非常接近。

若求某种物质的吸收剂量时,只要在物质中待测点位置留个小腔,然后把电离室放入小腔,测出小腔内空气的照射量 X ,再根据 f 值,就可以计算出物质中该点处的吸收剂量($D_{\text{物质}}$)。

【例 1】已测知 ^{60}Co - γ 射线在空气中某点处的照射量为 $0.1 \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$,求空气中该点处的吸收剂量 $D_{\text{空气}}$ 。

解:根据题意已知: $X=0.1 \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$,所以空气中吸收剂量为:

$$D_{\text{空气}} = 33.73X = 33.73 \times 0.1 \text{Gy} = 3.373 \text{Gy}$$

【例 2】用电离室测得模内一点空气照射量率为 $2.58 \times 10^{-5} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$,已知光子的能量为 0.10MeV。求处于体模内同一位置的吸收剂量率。

解:已知: $\dot{X}=2.58 \times 10^{-5} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$

查表 7-1 得: $f_{\text{水}}=36.74 \text{Gy/C} \cdot \text{kg}^{-1}$

所以: $\dot{D}_{\text{水}}=36.74 \times 2.58 \times 10^{-5} \text{Gy} \cdot \text{h}^{-1} = 9.48 \times 10^{-4} \text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$

表 7-1 不同光子能量对应几种物质的 f 值(单位: $\text{Gy/C} \cdot \text{kg}^{-1}$)

光子能量(MeV)	水	骨骼	肌肉组织
0.010	35.35	137.21	35.85
0.020	34.15	163.95	35.50
0.030	33.68	170.16	35.27
0.040	34.03	160.47	35.62
0.050	34.57	138.76	35.89
0.060	35.08	112.79	36.01
0.080	36.12	74.03	36.40
0.10	36.74	56.20	36.74
0.20	37.71	37.95	37.33
0.30	37.44	36.36	37.09
0.40	37.44	35.97	36.98
0.50	37.44	35.85	37.09
0.60	37.44	35.85	37.09
0.80	37.40	35.66	37.05
1.0	37.40	35.74	37.05
2.0	37.44	35.70	36.98
3.0	37.29	35.97	36.98
4.0	37.13	36.05	36.74
5.0	36.98	36.20	36.59
6.0	37.21	36.78	36.78
8.0	37.05	37.05	36.59
10.0	36.24	37.21	36.01



(三) 放射治疗校准剂量的测量

放射治疗的校准剂量是指治疗射线在测量体模内某深度处的吸收剂量或吸收剂量率。对高能 X、 γ 射线、电子线,通常选择在体模内最大剂量点深度。校准剂量测量用体模,一般为水体模或有机玻璃、聚苯乙烯体模。大小为 $30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 30\text{cm}$ 或 $40\text{cm} \times 40\text{cm} \times 40\text{cm}$ 。测量使用时,在最大照射野边缘至少要有 5cm 的富余。水箱应备有电离室插孔,孔与电离室要密合,不能有空隙。

测量时将电离室插入测量孔内固定好。测量前,电离室在水箱中至少放置 15 分钟,以保证温度平衡。选择被测照射野大小(一般 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$,源-体模表面距离一般为 100cm),测量水箱内温度、大气压,以备计算空气密度修正因子(K_{tp})。开机出射线,至少读取 3~5 个读数,并取其平均读数 M 。此时测量点处的吸收剂量公式如下。

$$\text{对 X 射线或 } \gamma \text{ 射线: } D_{\text{dc}} = M \cdot K_{\text{tp}} \cdot N_{\text{c}} \cdot F$$

$$\text{对电子束: } D_{\text{dc}} = M \cdot K_{\text{tp}} \cdot N_{\text{c}} \cdot C_{\text{E}}$$

式中, D_{dc} 为测量点处水体模中的吸收剂量,单位为 cGy ; M 为剂量仪表读数,单位为 $\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$, N_{c} 为剂量仪的校准因子; K_{tp} 为空气密度修正因子,且

$$K_{\text{tp}} = \frac{273.2 + t}{293.2} \times \frac{P_0}{P} \quad (7-10)$$

其中, t 、 P 为测量时的水温($^{\circ}\text{C}$)和大气压; P_0 为标准大气压,与 P 的单位一致。仪表校准时以 20°C 、 1013kPa 为标准条件。 F 为照射量-吸收剂量转换因子($\text{cGy}/\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$),它与辐射质有关,X 射线的照射量-吸收剂量转换因子如表 7-2 所示。高能电子线的转换因子 C_{E} ($\text{cGy}/\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$) 如表 7-3 所示。

表 7-2 校准深度及照射量-吸收剂量转换因子 F

射线质(半价层或核素名称)		$F(\times 10^3 \text{cGy}/\text{C} \cdot \text{kg}^{-1})$	射线质		$F(\times 10^3 \text{cGy}/\text{C} \cdot \text{kg}^{-1})$
0.5mm Al	X 射线	3.45	2MV	X 射线	3.68
1mm Al	X 射线	3.41	4MV	X 射线	3.64
2mm Al	X 射线	3.37	6MV	X 射线	3.64
4mm Al	X 射线	3.37	8MV	X 射线	3.60
6mm Al	X 射线	3.41	10MV	X 射线	3.60
8mm Al	X 射线	3.45	12MV	X 射线	3.57
0.5mm Cu	X 射线	3.45	14MV	X 射线	3.57
1.0mm Cu	X 射线	3.53	16MV	X 射线	3.53
1.5mm Cu	X 射线	3.60	18MV	X 射线	3.53
2mm Cu	X 射线	3.64	20MV	X 射线	3.49
3mm Cu	X 射线	3.68	25MV	X 射线	3.49
4mm Cu	X 射线	3.72	30MV	X 射线	3.45
^{137}Cs , ^{60}Co	γ 射线	3.68	35MV	X 射线	3.41

表 7-3 高能电子线的转换因子 $C_{\text{E}}(\times 10^3 \text{cGy}/\text{C} \cdot \text{kg}^{-1})$ *

体模深度(cm)	电子线能量(MeV)												
	4	5	6	8	10	12	14	15	16	18	20	23	25
0.5	3.53	3.49	3.45	3.41	3.37	—	—	—	—	—	—	—	—
0.7	3.53	3.49	3.45	3.41	3.37	—	—	—	—	—	—	—	—
1.0	3.53	3.53	3.49	3.45	3.37	3.33	3.29	3.29	3.26	3.26	3.22	3.22	3.18



续表

体模深度(cm)	电子线能量(MeV)												
	4	5	6	8	10	12	14	15	16	18	20	23	25
1.5	3.49	3.57	3.53	3.45	3.41	3.37	3.33	3.29	3.29	3.26	3.26	3.22	3.18
2.0	—	3.49	3.57	3.49	3.45	3.37	3.33	3.33	3.29	3.26	3.26	3.22	3.22
3.0	—	—	—	3.57	3.49	3.45	3.37	3.37	3.33	3.29	3.26	3.26	3.22
4.0	—	—	—	—	3.57	3.49	3.45	3.41	3.37	3.33	3.29	3.26	3.26
5.0	—	—	—	—	—	—	3.49	3.45	3.45	3.37	3.33	3.29	3.26
6.0	—	—	—	—	—	—	3.57	3.53	3.49	3.45	3.37	3.33	3.29
7.0	—	—	—	—	—	—	—	3.57	3.57	3.49	3.41	3.37	3.33
8.0	—	—	—	—	—	—	—	—	—	3.57	3.49	3.41	3.37
9.0	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	3.57	3.45	3.41
10.0	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	3.53	3.45
11.0	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	3.57	3.53
12.0	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	3.57

注：* 本表适用于轴和电子束入射方向垂直的圆柱形电离室，电离室内径约 6cm

三、吸收剂量的其他测量方法

除了利用电离室进行吸收剂量测量以外，在实际测量时，由于射线强度的差别及电离室体积的限制，为满足不同的测量要求，还可以采用其他的测量方法测量吸收剂量。

(一) 热释光测量元件及其剂量读出装置

热释光剂量仪一般由热释光测量单元——热释光剂量片及其读出装置构成。热释光剂量片为具有晶格结构的固体粉末，根据测量要求可制成散装粉末、烧结圆片、热压方片或圆棒等形状。由于晶格内含有杂质或其中的原子，离子缺位、错位，造成晶格缺陷而形成带电中心。晶格缺陷带电中心具有吸引、束缚异性电荷的本领。辐射照射剂量元件时，晶格中原子的价电子获得能量，脱离原子束缚而变为自由电子，自由电子会被带电中心吸引，从而重新被束缚。剂量片吸收的辐射能量越多，则束缚于带电中心的电子数目愈多。当对热释光剂量片加热时，会使带电中心束缚的价电子脱离吸引，重新变为自由电子，同时释放出能量。该能量以可见光形式释放出来。发光强度与束缚中心释放的电子数成正比，而电子数又与物质吸收辐射能量有关。经过适当标定，则可以测量剂量片所在位置吸收剂量。

热释光元件的品种很多，但以氟化锂(LiF)材料最为常见。LiF的有效原子序数为8.2，接近空气和生物组织的有效原子序数，用来做测量元件比较合适。除此以外， $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Mn})$ 、 $\text{CaF}_2(\text{M}_2)$ 、 BeO 、 $\text{CaSO}_4(\text{Mn})$ 和 $\text{CaSO}_4(\text{Dy})$ 等亦可作为剂量测量元件。由于热释光剂量片可以制成各种形状，各种大小，因此常用来作为放射线工作人员个人剂量监测使用。

热释光剂量片测量装置是用来读出剂量片所存贮的辐射能量的装置。被照射过的热释光元件，放入热释光测读仪的加热单元中加热，元件受热发光，经滤光后照射到光电倍增管上。并将其转化为电流信号，经电流/频率转换后，以脉冲频率形式输送给计数系统，用于打印记录。

热释光剂量元件经加热后，其贮存的能量信息会全部释放，因此它不能重复读数，但是热释光剂量元件可以重复使用，用高温退火炉对元件加温后，其因受到射线照射后，进入带电中心陷阱中的电子全部逸出，恢复辐射之前的状态。

热释光剂量计由于其灵敏度高，量程范围宽、体积小、重量轻、携带方便、材料来源丰富，得以广泛应用于X、 γ 射线的个人剂量监测以及辐射场所和环境监测。



(二) 胶片剂量测定法

当射线穿过感光胶片时,胶片中的灵敏物质如溴化银便形成潜影,经过化学处理(显影、定影)后,其光学密度发生变化,密度变化的程度与胶片吸收辐射能量的多少有关,这种关系在一定的剂量范围内呈线性。在实际应用中,选择特定胶片,控制剂量水平在感光曲线的线性范围内,即可用光学密度曲线来表示相对的剂量曲线。

临床放射治疗中主要用胶片剂量仪来获得一组完整的剂量曲线或复杂照射技术的等剂量曲线。这种方法比较方便和快捷,它已广泛地应用于高能光子和电子束的测量中。

由于胶片在受到辐射照射后形成的潜影在显影、定影过程中受环境因素影响较大,在实际应用中,要注意胶片冲洗温度及方法,最好采用自动控制系统控制药液温度,因为高温、高湿环境会使潜影有很大的衰退,而且这种冲洗变化还会影响密度值所对应的剂量值。对于不同的辐射,感光胶片密度与剂量值的响应也不同。另外,胶片使用前应用不透光的黑纸密封好。

(三) 半导体剂量仪

根据半导体理论,两种导电类型半导体材料结合在一起时,在其结合部会形成一个空间电荷区,它的作用犹如两个电极之间绝缘层,当射线照射到空间电荷区时,会产生电离,从而产生带电粒子,带电粒子在空间电场作用下向两极移动,在外电路形成电离电流。电离电流的大小正比于入射辐射的强度,因此,半导体探测器很类似于空气电离室工作原理,由此,有人称半导体探测器为“固体电离室”。

半导体探头一般用硅材料制成,由于它的密度远远高于空气密度,故和空气电离室相比较,半导体剂量仪有极高的灵敏度,探头可以做得很小,相同体积的半导体剂量仪要比空气电离室灵敏上万倍。

目前半导体剂量仪广泛应用于病人治疗过程的剂量监测以及用于测量体模内剂量分布。

同其他剂量仪一样,半导体使用过程中也受到许多因素的影响,如环境温度、照射野大小、能量以及脉冲式辐射场中剂量率的影响。

第三节 射线质的测定

射线的质即射线的能量,它决定了射线在物质中的穿透能力。在放射诊断和治疗中,根据射线能量的大小不同,其表征的方法也有所不同。射线质的测定是临床剂量学的一个重要内容。

一、400kV 以下 X 射线质的测定

X 射线能谱是连续的,对放射诊断及治疗来讲,直接测量射线能谱的分布是有困难的。临床上关心的是射线的穿透能力。对低能 X 射线其穿透能力的大小一般用半价层来表示。所谓半价层,是使原射线强度衰减一半所需要的某种吸收材料的厚度。半价层的值越大,射线的穿透本领越强。

根据半价层的定义,可以用实验方法来测定 X 射线的半价层。测量时,将不同厚度的吸收片(铝片或铜片)一片一片地叠加,同时测出射线穿透不同厚度吸收片后的射线量,然后做出厚度对射线量的坐标曲线。最后从曲线上查出使射线量减少一半的吸收片厚度,此厚度即为被测 X 射线的半价层。

测定半价层时应注意:测定的半价层必须针对直接用于治疗 X 射线,也就是说要明确所使用的管电压、过滤板条件、测量装置的几何安置。尽管管电压相同,若过滤板不同,半价层也不一样。



二、高能 X 射线能量的测定

医用直线加速器加速电子到同一额定能量产生的医用高能 X 射线,由于实际电子能量及滤过情况不同,会存在很大差异。从加速器射出的高能 X 射线也是一个连续谱,通常采用水体模中 $1/2$ 最大剂量深度(也称半值深度,用 HVD 表示)法,即用水体模中射线中心轴上 50% 剂量深度来确定 X 射线的质。或者用测定 10cm 和 20cm 两个深度处的电离比 $J_{10/20}$ 确定射线质。半值深度与高能射线的平均能量的关系如表 7-4 所示。

表 7-4 高能 X 射线能量与水 HVD 的关系*

射线能量(MV)	最大剂量深度(cm)	50%剂量深度(cm)
4	1	13.8
6	1.5	15.5
8	2	17.1
10	2.5	18.1
12	2.5	18.8
15	3	20.0
18	3	21.3
20	3	21.8
22	4	22.7
24	4	23.5

注: * 该表使用的测量条件是:源-皮距(SSD)=10cm,照射野(A)=10cm×10cm

半值深度法方便易行,大部分医院都采用此法。但 X 射线中存在的电子污染使剂量曲线中的峰值吸收剂量增加,影响高能 X 射线能量测定。

日常射线能量的监测用一个简易监测能量的体模进行。如果每次校正测量均为 50%,就说明能量没有变化,如误差超过 5%,就应对机器进行调整。

三、高能电子束能量的测定

放射治疗所用的电子线多为加速器产生。表征加速器电子线能谱一般用 3 个能量参数:最大能量、对应于能谱峰位的最几能量、平均能量。由于电子线的穿透能力较弱,加之电子线在空气中的散射,在到达病人体表位置处,其平均能量变化较大。从应用角度来看,人们主要对体模表面或人体表面射线能量以及体模内或人体内一定深度的射线能量感兴趣。在实际测量时,通过测量体模内射线中心轴上的深度剂量分布,得出相应电子线的最大射程等参数,按照 ICRU 推荐经验公式,确定体模表面及参考深度处电子线平均能量。

第四节 医用诊断 X 射线检查技术的辐射剂量学评价

医用诊断 X 射线检查包括 X 射线摄影技术、X 射线透视技术及 X 射线计算机断层成像技术等。近年来,由于计算机及 X 射线探测技术的快速发展,诊断 X 射线检查技术得以实现数字化。数字成像技术的应用使得 X 射线影像的传输、存储及后处理方便、快捷。但是新技术的应用也带来了相关的问题,如图像噪声与成像质量的关系,成像质量与曝光量的关系,曝光量与被检者辐射剂量学关系等。由于不同 X 射线检查方法具有不同技术特点,因此通常采用不同的剂量学概念来合理评价不同检查技术所涉及的辐射剂量学问题。



1. 入射剂量(incident dose, ID) 入射剂量是指 X 射线摄影时投射到被检者体表部位的 X 射线所致空气吸收剂量,它不包含被检者对 X 射线所形成的背向散射。在测量入射剂量时,通常将电离室或半导体剂量计置于被检者皮肤表面射线束中心位置,测量时不设置体模或被检者,探测器在空气中直接测量。入射剂量代表了 X 射线曝光时将会在被检者体模表面位置处产生的空气吸收剂量。由于实际测量时并不设置被检者或体模,因此它不包含背向散射所致吸收剂量。入射剂量的国际单位为 Gy。

2. 表面入射剂量(entrance surface dose, ESD) 表面入射剂量是指 X 射线摄影成像时,受检者体表处照射野中心的空气吸收剂量。显然 ESD 与所选择的曝光条件有关,管电流越大、曝光时间越长,ESD 就越大;同时由于曝光时选择的管电压不同,射线的平均能量不同,人体被照部位的背向散射也会有差别,这也会影响表面入射剂量的大小。表面入射剂量的国际单位为 Gy,可以将电离室、半导体剂量计或热释光剂量片直接置于 X 射线照射野中心,病人皮肤表面进行测量。

ESD 通常用于 X 射线摄影时被检者受照剂量的间接评价,通过测量 ESD 可以推算单次曝光被检者照射野内组织或器官的吸收剂量或有效剂量。表面入射剂量可以理解为入射剂量与被检者或体模背向散射剂量之和。图 7-5 为 ID 和 ESD 测量示意图。

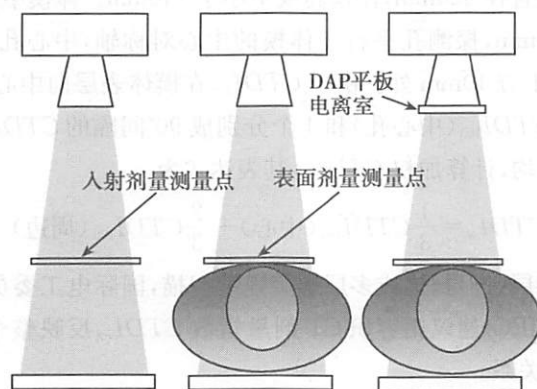


图 7-5 X 射线摄影被检者辐射剂量评价示意图

3. 剂量面积之积(dose-area product, DAP) 剂量面积之积是指照射到人体表面的 X 射线束的横截面积与照射野内平均空气吸收剂量的乘积。面积剂量之积通常采用平板电离室测量,测量时平板电离室置于准直器下方,X 射线束穿过平板电离室,因此电离电流大小与照射到电离室的面积成正比,与电离室与 X 射线源之间的距离成反比。由图 7-6 可见,测量的剂量面积之积与电离室所在位置无关,当 X 射线机管电流固定时,DAP 大小反映了照射面积和射线强度之和,因此 DAP 常被用于透视检查时被检者剂量评估。

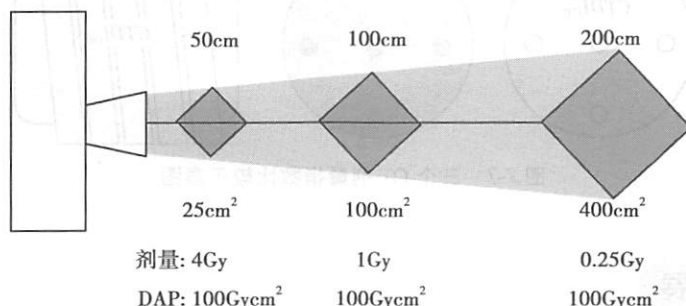


图 7-6 剂量面积之积测量示意图

4. CT 剂量指数(computed tomography dose index,CTDI) CT 机的 X 射线束结构和 X 射线管的运动与普通 X 射线机有明显区别。受检者的剂量分布与普通 X 射线照射截然不同,不能用常规 X 射线机的病人入射体表剂量(ESD)表示。单次扫描几乎所有初始射线集中照射到厚度为 T 的一个薄层截面上,构成一个截面较清楚的区域,其宽度远远大于扫描层。这是因为 CT 机 X 射线束的发散、模体散射和线束半影区等的联合作用。对于多次扫描,某一层面上剂量分布受到来自其他层面的照射,而使该层面剂量增加,整个层面上剂量分布形状和幅度取决于扫描层数和层与层之间距离,以及单次扫描剂量分布的性质等。CT 机问世以来,很多学者对 CT 剂量测量进行了研究,直到 20 世纪 80 年代中期,世界各国对 CT 剂量测量取得了较为一致的认识,即目前采用的两种表达方法:单次扫描 CT 剂量指数(CTDI)和多次扫描平均剂量(MSAD)。CTDI 是指沿着垂直于断层平面方向(Z 轴)上的吸收剂量分布 $D(z)$,除以 X 射线管在 360° 的单次旋转时产生的断层切片数 N 与标称厚度 T 之积的积分,成为 CTDI。积分区间可以取 $-7T$ 到 $+7T$,也可以取 -50mm 到 $+50\text{mm}$ 。在后者积分区间所得积分称为 $CTDI_{100}$,即:

$$CTDI_{100} = \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{NT} dz$$

测量 CT 剂量指数,需选用组织等效材料制成的均质聚甲基丙烯酸酯柱形体模。分头颈部体模直径 160mm ,体部体模直径 320mm ,体模高度不小于 140mm 。体模中钻有能够容纳辐射探测器的孔,孔直径一般取 13mm ,探测孔平行于体模的中心对称轴,中心孔位于体模中心,其他以 90° 间隔分布于体模表明下方 10mm 处。由于 $CTDI_{100}$ 在模体表层向中心不同深度呈线性变化,在实际检测中分别测量 $CTDI_{100}$ (中心孔)和 4 个分别成 90° 间隔的 $CTDI_{100}$ (周边孔),对 4 个周边孔 $CTDI_{100}$ 测量值取平均,计算加权 $CTDI_w$,其表达式为

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}(\text{中心}) + \frac{2}{3}CTDI_{100}(\text{周边})$$

现代 CT 扫描多为多层(排)扫描或多层螺旋连续扫描,国际电工委员会(International Electrotechnical Commission, IEC)建议用容积 CT 剂量指数 $CTDI_{\text{vol}}$ 反映整个扫描容积内的平均剂量,它与扫描螺距有密切关系。

$$CTDI_{\text{vol}} = \frac{CTDI_w}{D} = (NT/d) \cdot CTDI_w$$

式中: D 为多层扫描之层间距(即扫描螺距); N 为一次扫描产生的总层数; T 为扫描层厚; d 为 X 射线管每旋转 1 周诊视床移动的距离。3 个 CT 剂量指数可以由图 7-7 形象概括。 $CTDI_{100}$ 反映的是 X-CT 在标准体模中某一点所沉积的 X 射线能量; $CTDI_w$ 是 CT 扫描在某一断层平面上的平均剂量状况; $CTDI_{\text{vol}}$ 是多排螺旋 CT 在整个扫描容积体积内的平均辐射剂量。

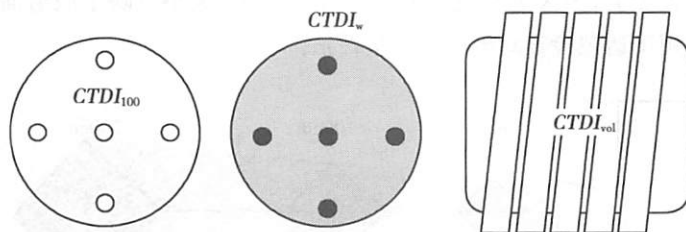


图 7-7 三个 CT 剂量指数比较示意图



知识拓展

多排螺旋 CT 扫描的有效剂量估算

目前临床应用的螺旋 CT 多具备多排探测器,如 4 排、16 排、64 排、256 排甚至 320 排。

X-CT 的空间分辨率、密度分辨率、时间分辨率、纵向分辨率等性能不断提高,超高速、薄层、各向同性扫描技术的应用使得 CT 成像向超精细、功能化方向发展。但是,CT 扫描的高剂量、CT 检查的高频度也凸显了对被检者剂量的正确监测和评价的重要性。

多层螺旋扫描 CT 沿着 Z 轴的扫描,其扫描长度必然明显影响其所致的被检者的辐射剂量,为此类比于 DAP,用剂量长度乘积(DLP)来评价多排螺旋 CT 扫描的电离辐射危险。

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot nT \cdot N \cdot C$$

式中, i 为 X-CT 扫描序列数, N 为螺旋扫描圈数, nT 为每旋转一圈的标称线束准直器宽度, C 为 X 射线管每旋转一周的管电流与曝光时间之积,而 $nCTDI_w$ 则表示与所用管电压和总标称限束准直器宽度相对应的归一的加权 CT 剂量指数。多排螺旋 CT 扫描的全身有效剂量可以利用多排螺旋 CT 扫描的容积 CT 剂量指数 $CTDI_{vol}$ 及其扫描长度 L 之积,计算出剂量长度乘积 DLP,然后再乘以特定的转换系数 k 来估算。 k 值的大小可以通过蒙特卡洛模拟算法计算得出,也可以由国际权威机构,如欧盟委员会(Commission of the European Communities, CEC)关于 X-CT 的质量标准指南或其他文献给出。

CTDI 的测量是当今对 CT 机的剂量性能进行直接比较的一个很重要的实用量。上述 CT 剂量测量为进一步估算受检者器官的当量剂量和有效剂量提供了数据基础。

本章小结

射线测量涉及射线强度测量及辐射剂量学测量。电离室及半导体探测器是射线强度测量的最常用传感器;自由空气电离室由于体积及测量条件所限,只能作为标准仪器使用;指型电离室和半导体探测器常作为现场仪器使用。量热计是吸收剂量的标准测量方法,但其灵敏度低,受环境温度影响大,不适合现场测量。吸收剂量通常采用照射量转换的方法获得。在评价诊断 X 射线检查技术中的辐射剂量学问题时,需针对响应的检查技术使用不同的剂量学参量。

思考题

1. 不同能量的 X 射线强度测量时,所使用的电离室为何需更换不同厚度、尺寸的平衡帽?
2. 使用半导体探测器进行照射量及吸收剂量测量的优势是什么?
3. CT 剂量指数是否就是 CT 检查时被检者所接受的实际辐射剂量?为什么?

(王鹏程 侯立霞)



第八章 放射治疗剂量学



学习目标

1. 掌握:肿瘤放射治疗剂量学计算的基本概念。
2. 熟悉:影响辐射剂量分布的因素。
3. 了解:肿瘤放射治疗的基本概念及肿瘤放射治疗的基本方法。

肿瘤的放射治疗就是利用各种射线对肿瘤侵犯的组织进行一定剂量照射,从而控制肿瘤细胞生长、增殖的一种物理治疗技术。放射治疗不同于放射影像诊断,其最大区别在于利用了射线与生物组织作用产生生物损伤这一基本原理。由于组织吸收射线剂量不同,所表现出的生物效应有很大差异,因此放射治疗疗效很大程度上依赖于肿瘤所吸收的辐射剂量的大小,临床放射治疗剂量学的一项很重要的任务就是确定射线在患者体内的分布及为达到确定的治疗剂量而应采用的照射方式、射线能量。本章将简要介绍放射治疗剂量学中的基本概念及剂量学体系。



知识拓展

肿瘤放射治疗技术的发展

肿瘤放射治疗技术经历了 100 余年的发展历程。1895 年德国物理学家伦琴发现了 X 射线,1896 年居里夫人、贝克勒尔发现了镭,这两种放射源的发现标志着人类使用放射线进行肿瘤放射治疗的历史开始。20 世纪初,Bergonie 和 Tribondeau 建立的细胞放射敏感性法则及有关辐射效应研究,奠定了放射治疗的生物学基础。20 世纪中叶,以 ^{60}Co 治疗机、电子直线加速器为代表的高能射线束外照射治疗技术的应用,开创了现代肿瘤放射治疗的新局面。20 世纪 80 年代以后,放射物理学、辐射剂量学、计算机技术以及医学影像技术的发展,极大提高了肿瘤放射治疗的物理精度,改善了正常组织的防护和剂量分布,肿瘤放射治疗作为肿瘤治疗的常规治疗手段,在各级医疗服务机构广泛应用。进入 21 世纪,精确放射技术成为当今放射治疗发展的标志。适形放疗(conformal radiation therapy, CRT)、立体定向放射外科(stereotactic radio-surgery, SRT)、三维适形、三维适形调强放射治疗(three-dimensional conformal intensity modulation radiation therapy, IMRT),已经成为 21 世纪放射治疗学的主流技术。

第一节 放射治疗剂量学基本概念

一、放射治疗常用的放射源及照射方式

放射治疗所用的放射源和辐射源大致有 3 类。

(一) 可释放出 α 、 β 和 γ 射线的各种放射性核素

^{60}Co 、 ^{192}Ir (^{192}Ir 铱)、 ^{226}Ra 等放射源均为常用放射治疗用放射源。 ^{60}Co 放射源其射线平均能量

