

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



为 1.25MeV,半衰期为 5.3 年,即可以封装于外照射治疗机—— ^{60}Co 治疗机,用于深部肿瘤的外照射治疗,也可以封装于后装治疗机进行肿瘤的内照射治疗。

(二) 常压 X 射线治疗机和各类医用加速器

临床常用的医用加速器主要有电子直线加速器,能产生高能 X 射线和高能电子束。加速器产生的高能 X 射线与常压 X 射线相比,具有皮肤剂量低、深部剂量高、骨吸收剂量少、全身剂量小的优点,且半影区较小。它常用于治疗深部肿瘤,如鼻咽癌、肺癌、食管癌、胰腺癌、泌尿系和妇科肿瘤等。

(三) 医用直线加速器产生的电子线及其他能产生重粒束的加速器

加速器产生的高能电子束具有特殊的剂量特性,适用于治疗浅表和偏心性肿瘤(如皮肤癌和唇癌),胸壁和颈部术后残余或复发病灶,深度为 1~10cm 的上呼吸道和消化道癌瘤(可用混合照射)以及淋巴结恶性病变的补充治疗和治疗浅淋巴结转移,还用于术中放射治疗。

(四) 放射治疗的常规治疗方法

各类放射源在实际临床应用中有两种基本照射方法:①体外照射,亦称远距离放射治疗,是指放射源位于体外一定距离的照射治疗。放射线经过皮肤和部分正常组织集中照射身体内的肿瘤部位,是目前临床使用的主要照射方法。它又可分为 3 种照射技术,即固定源-皮距(SSD)技术、固定源-轴距(SAD)和旋转照射技术。②体内照射,亦称近距离照射。近距离治疗是将密封放射源直接放入被治疗的组织内或放入人体的天然腔内如鼻咽、食管、气管、宫腔等部位进行局部照射。内照射技术分位为 5 类:腔内、管内、组织间插入、术中和敷贴治疗。

二、放射治疗物理学有关的名词

(一) 射线源

在没有特别说明的情况下,一般指放射源前表面的中心,或产生射线的靶面中心,对电子束取在出射窗或其散射箔所在的位置。

(二) 射线中心轴

表示射线束的中心对称轴线。临床上一般用放射源与最后一个限束器中心的连线作为射线中心轴。

(三) 照射野(A)

表示射线中心轴垂直于体模时,线束投照在体模表面的面积。对于旋转治疗或对固定源-轴距照射,截面取在旋转中心的深度处。临床剂量学中规定,体模内 50%同等剂量曲线的延长线交于体模表面的区域为照射野的大小。

(四) 参考点

一般情况下,为剂量计算或测量参考点。通常规定为体模表面下射线中心轴上的一点。体模表面到参考点的深度为参考深度(d_0),如 400kV 以下 X 射线,参考点取在体模表面($d_0=0$),对高能 X 射线或 γ 射线参考点,取在体模表面下最大剂量点位置,其位置随能量而定($d_0=d_m$)。

(五) 校准点

指的是体模内射线中心轴上指定的剂量测量点。体模表面到校准点的深度为校准深度。在进行外照射放射治疗剂量计算时,通常我们要事先测量治疗机在校准点的校准剂量率。

(六) 源-皮距

源-皮距(source surface distance, SSD)表示沿射线中心轴从射线源到体模表面的距离。对于高能加速器,临床习惯用 $SSD=100\text{cm}$,对于 ^{60}Co 治疗机,一般 $SSD=75\text{cm}$ 或 80cm 。

(七) 源-瘤距

源-瘤距(source tumor distance, STD)表示射线源沿射线中心轴到肿瘤中心的距离。



(八) 源-轴距

源-轴距(source axis distance, SAD)表示射线源到机架旋转中心的距离。

(九) 人体体模

当 X(γ)射线以及高能电子束入射到人体时,会发生散射和吸收,能量和强度逐渐损失。研究这些变化不可能在人体内直接进行,往往用一种组织等效材料做成的模型代替人的身体,简称体模。最常用的体模材料是水、聚苯乙烯、有机玻璃、石蜡等。

三、射线中心轴上百分深度剂量

射线进入人体或体模后,人体或体模内的吸收剂量随深度的增加而不断变化,这种变化随射线能量、组织深度、照射野面积以及源-皮距等改变而有不同的变化。

(一) 百分深度剂量

百分深度剂量(percentage depth dose, PDD)是指:体模内射野中心轴上任一深度 d 处的吸收剂量 D_d 与参考点深度 d_0 处吸收剂量 D_0 之比的百分数,即

$$PDD = \frac{D_d}{D_0} \times 100\% \quad (8-1)$$

图 8-1 为百分深度剂量的定义示意图。对深部 X 射线 ($\leq 400\text{kVp}$),其参考深度选择在体模表面($d_0=0$);而对高能 X 射线,参考深度选在峰值吸收剂量深度($d_0=d_m$)。

(二) 影响百分深度剂量的因素

1. 组织深度的影响 当高能光子入射到患者或体模表面后,与组织和介质相互作用,在体模表面及相续的深层区域产生次级电子。由于体模表面不满足次级电子平衡,且射线强度随组织深度的增加而按指数和反平方定律减少,因此在体表下一定深度处,吸收剂量存在一个峰值(最大剂量点),这种吸收剂量在体模内具有最大剂量的现象称为剂量建成效应。当百分深度剂量的参考点深度选择在最大剂量点深度时,在此深度前百分深度剂量随深度增加而增加,在最大剂量点之后,随深度的增加而减少。如 8MV X 射线, SSD = 100cm, 照射野 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, 在 0.5cm, 1.0cm, 2.0cm, 5.0cm 及 10.0cm 时, PDD 分别为 75.0, 93.0, 100.0, 89.5, 71.0。

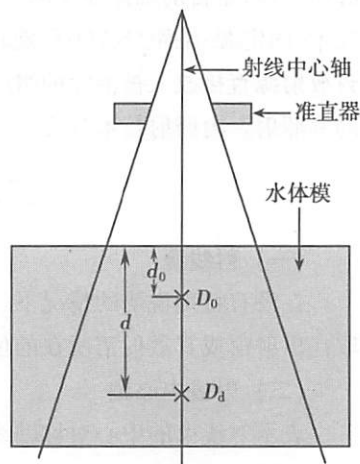


图 8-1 百分深度剂量的定义

2. 深度剂量随射线能量变化 当射线能量增大时,射线的穿透力提高,因此射线轴上同一深度,其吸收剂量增大,百分深度剂量也随射线能量的增加而增大。如在 SSD = 10cm, 照射野 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 时,用 6MV X 射线在 10cm 深度时,深度剂量为 67.6%, 而用 15MV X 射线时,深度剂量可达 76.7%。

3. 照射面积对深度剂量的影响 总的说来,照射面积增大,同一深度的百分深度剂量随之加大。但当照射野面积很大时,照射野边缘的散射射线对中心轴上的剂量贡献减少,因此,此时随面积增加变缓,并逐渐达到饱和。

放射治疗时,通常情况下需要事先将各种标准照射野及不同深度处百分深度剂量利用三维水体模测量列表。剂量计算时,百分深度剂量直接从百分深度剂量表(表 8-1)中查得。表 8-1 中的照射野均是方形野,而放射治疗最常见的是矩形和不规则野。矩形照射野的百分深度剂量要比同面积方形照射野的小,因此矩形野在体模内某点的百分深度剂量,不能直接用同面积方形野在该点的百分深度剂量代替。对于这些野的百分深度剂量如何查得,引入了等效方野的概念。所谓等效方野,其物理意义是如果使用的矩形野或不规则野在其照射野中心轴上的百分深度剂量与某一方形野的百分深度剂量相同时,该方形野叫做所使用的矩形或不规则照射野的等



效照射野。最精确的计算方法是用原、散射线分别计算。临床上经常使用近似的几何计算方法或者简便的面积/周长比法,即如果使用的矩形野和某一方形野的面积/周长比值相同,则认为这两种照射野等效,射野百分深度剂量相同。设矩形野的长、宽分别为 a 和 b ,等效方形野的边长为 c ,根据面积/周长比相同的方法有

$$\frac{c^2}{4c} = \frac{a \cdot b}{2(a+b)}$$

即

$$c = \frac{2 \cdot a \cdot b}{(a+b)} \quad (8-2)$$

例如:对 $8\text{cm} \times 10\text{cm}$ 矩形野,利用式(8-2)求得其等效方野边长 $c=8.9\text{cm}$ 。

4. 源-皮距对百分深度剂量的影响 在同一深度下,射线能量、照射面积不变的情况下,源-皮距越小,百分深度剂量越小,且百分深度剂量随深度变化越快。源-皮距越大,百分深度剂量也越高。在实际应用当中,为了在较深部位达到较高的百分深度剂量,必要时可以适当增加源-皮距,但是必须注意源-皮距的增大仅使射线束中心轴上的百分深度剂量提高,但射线轴上各点的绝对剂量率数值则按距离平方反比法则降低。

(三) 百分深度剂量表的应用

百分深度剂量表是在一定条件下,在体模(一般为水)中经实测后而制成的,如表 8-1 所示。为使用方便,制成各种照射条件下(能量、照射野、浓度及源-皮距)的百分深度剂量表供选择使用。临床上不论用单野或多野结合照射,均由医师设计定野,进行剂量分配。对每一照射野应给予的最大参考点剂量 D_m ,需根据分配到的肿瘤量,经查百分深度剂量(PDD)后计算得出处方剂量

$$D_m = D_T / PDD \quad (8-3)$$

式(8-3)中, D_T 代表肿瘤的治疗剂量。

表 8-1 ^{60}Co 百分深度剂量表(SSD=50cm)

治疗深度(cm)	照射野面积($\text{cm} \times \text{cm}$)							
	0	4×4	6×6	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20
0.5	100	100	100	100	100	100	100	100
1	94.6	96.0	96.7	97.1	97.5	97.6	97.7	97.7
3	76.8	81.6	83.6	84.7	85.4	85.8	86.2	86.7
5	62.6	68.8	71.3	72.9	74.0	74.6	75.4	76.4
10	37.8	43.8	46.2	48.1	49.7	50.9	52.5	54.7
15	23.3	27.9	29.9	31.6	33.2	34.6	36.3	38.8
20	14.5	17.8	19.4	20.9	22.2	23.6	25.4	27.9

高能 X(γ)射线由于具有穿透力强、深度剂量高、横向散射少等优点,临床上主要用于体内深部位肿瘤的放射治疗。而加速器产生的电子线,由于其穿透力小,能量沉积快,临床上主要用于位于体表或表浅部位的肿瘤治疗。

(四) 等剂量曲线

在制订临床放射治疗计划时,有时需要知道整个照射野内的剂量分布,甚至照射野邻近区域的剂量分布,临床上通常用等剂量曲线来反映射线在体内的剂量分布。把体模内过射线中心轴的平面上剂量相同的点连接起来形成的一组曲线称为等剂量曲线。等剂量曲线直观反映了射线束在体内离轴方向的剂量变化。通常按照 10% 等剂量间隔绘制,且归一于线束中心轴的最



大剂量点。图 8-2 为膀胱肿瘤放射治疗时,在过肿瘤中心横断面上的等剂量曲线。图中阴影部分为所需要治疗的肿瘤区域。射线采用 MV X 射线,照射野为 $9\text{cm} \times 9\text{cm}$ 。由图中可以观察、对比射线剂量在肿瘤内及周围的相对分布状况。

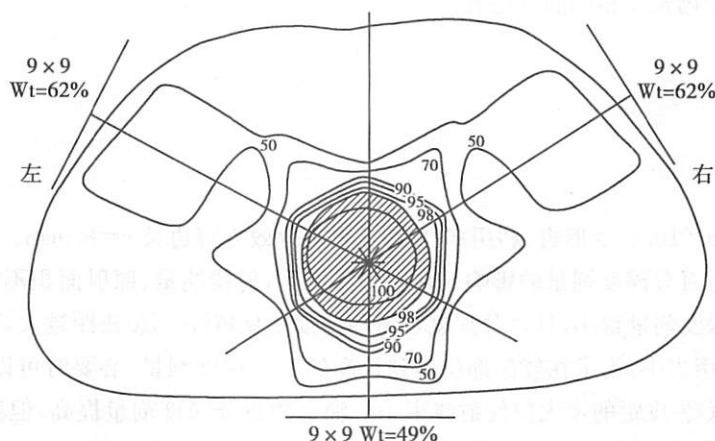


图 8-2 膀胱肿瘤等剂量分布图

四、射线中心轴上组织空气比

由于现代放射治疗机技术的发展,加速器、 ^{60}Co 治疗机的广泛使用,使固定源-皮距照射技术逐步为等中心照射技术所取代。在使用等中心照射技术进行放射治疗时,射线束的旋转中心点一般位于肿瘤中心,线束旋转时源-皮距随之发生变化,由于百分深度剂量随源-皮距改变而改变,因此使用百分深度剂量进行等中心照射技术的剂量计算就变得较为烦琐。为此,放射治疗剂量学引入组织空气比。

(一) 组织空气比

组织空气比(tissue air ratio, TAR)是指:体模内射线中心轴上任一点吸收剂量 D_d 与没有体模时,空间同一位置上空气吸收剂量 D_{fs} 之比。即

$$TAR = \frac{D_d}{D_{fs}} \quad (8-4)$$

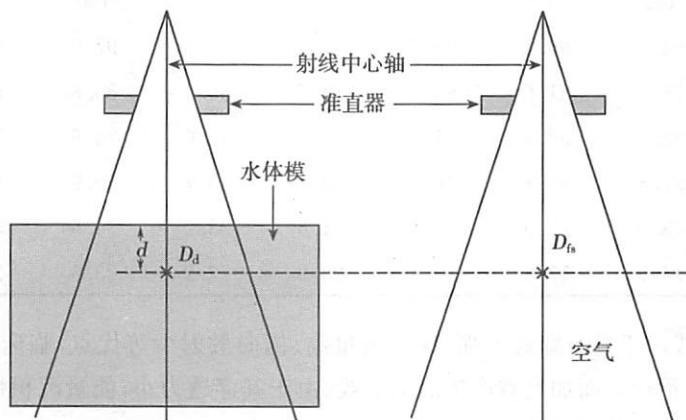


图 8-3 组织空气比定义

(二) 影响组织空气比的因素

1. 组织空气比与源-皮距无关 由于组织空气比是空间同一位置的两点的剂量之比, D_d 与 D_{fs} 的不同之处在于两者的散射条件不同,因此组织空气比 TAR 与源-皮距 SSD 无关。这就使得在等中心放疗或旋转照射治疗时,应用组织空气比进行剂量计算变得非常方便。



2. 组织深度的影响 由于剂量建成效应的存在使组织空气比在最大剂量深度以内随深度增加而增大,在最大剂量点达到最大,在此深度之后,随深度增大而减小。临床剂量学中最大剂量点处的组织空气比称为背散射因子,用 BSF 表示; $BSF=TAR(d_m)$

背散射因子代表了体模的存在对空间一点剂量的影响。

3. 照射野与射线能量的影响 TAR 随照射野及射线能量的增大而增大,其受射野面积与射线能量之影响与百分深度剂量类似。

组织空气比克服了百分深度剂量随源-皮距变化,不适应等中心照射时剂量计算的困难,但组织空气比的一个根本缺点在于它必须测量出空气中计算点处的吸收剂量。随着射线能量的增加,为达到次级电子平衡而加在测量电离室上的平衡帽加大,这不仅使测量变得困难,而且会增加测量误差。为解决上述问题,Holt 等提出了组织最大剂量比的概念。

五、组织最大剂量比

组织最大剂量比(tissue maximum ratio, TMR)的定义为:体模内照射野中心轴上任意一点的吸收剂量 D_d 与空间同一点体模中照射野中心轴上最大剂量点处的吸收剂量 D_m 之比。

$$TMR = \frac{D_d}{D_m} \quad (8-5)$$

图 8-4 为组织最大剂量比测量示意图。

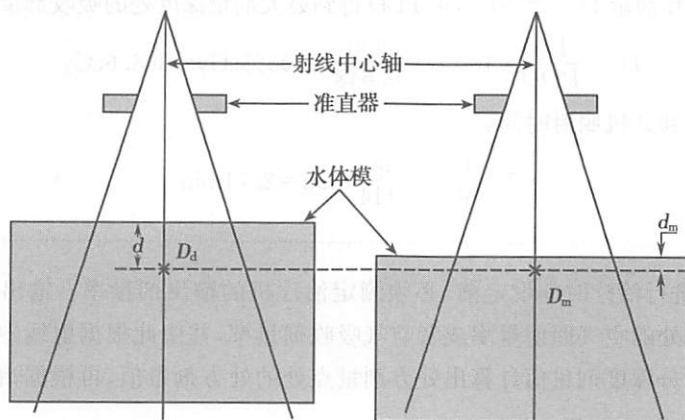


图 8-4 组织最大剂量比定义

由于组织最大剂量比 TMR 所涉及的两点剂量都是指体模内组织吸收剂量,避开了空气中吸收剂量测量,因此,解决了 TAR 测量的困难。 TMR 受射线能量、照射野大小以及随组织深度变化的影响情况与 TAR 相类似。表 8-2 所示为 4MV X 射线组织最大剂量比。

表 8-2 4MV X 射线组织最大剂量比

治疗深度(cm)	照射野面积(cm×cm)							
	0×0	4×4	6×6	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20
1.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
5.0	0.817	0.874	0.894	0.909	0.914	0.919	0.922	0.931
10.0	0.635	0.679	0.713	0.739	0.759	0.773	0.785	0.802
15.0	0.495	0.535	0.565	0.591	0.614	0.631	0.647	0.668
20.0	0.384	0.407	0.438	0.462	0.482	0.501	0.521	0.549



第二节 放射治疗剂量计算实例

百分深度剂量 PDD 、组织空气比 TAR 及组织最大剂量比 TMR 通常用来进行临床剂量计算。本节根据其概念,结合临床实际举例说明剂量计算方法。



案 例

一病人接受半价层为 3mm Cu 的 X 射线照射治疗。该机在距 X 射线管焦点 50cm 处,照射野为 8cm×8cm 时,X 射线机输出照射量率为 $100\text{R} \cdot \text{min}^{-1}$,肿瘤深度为 5cm,在此深度处,照射野为 8cm×8cm 时,其百分深度剂量 $PDD(d=5\text{cm}, 8\text{cm} \times 8\text{cm}, SSD=550\text{cm})=64.8\%$,背散射因子 $BSF=1.2$,空气照射量-组织吸收剂量转换因子 $f=0.95\text{cGy} \cdot \text{R}^{-1}$ 。据此,达到肿瘤的治疗剂量为 200cGy 的开机时间应该设定为多少?

首先得到自由空气中吸收剂量率与照射量率的转换,空气中剂量率 $\dot{D}_{\text{is}}$:

$$\dot{D}_{\text{is}} = \text{照射量率} \times \text{照射量吸收剂量转换因子} = 100 \times 0.95\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1} = 95\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1}$$

由 BSF 得到最大剂量深度处的吸收剂量率:

$$\dot{D}_{\text{m}} = \dot{D}_{\text{is}} \times BSF = 95 \times 1.2\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1} = 114\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1}$$

根据肿瘤治疗剂量 $D_{\text{T}}=200\text{cGy}$,由 PDD 得到最大剂量深度处的吸收剂量,即处方剂量:

$$D_{\text{m}} = \frac{D_{\text{T}}}{PDD} \times 100\% = \frac{200}{0.648} \times 100\% \text{cGy} = 308.6\text{cGy}$$

最后计算得到开机照射时间:

$$T = \frac{D_{\text{m}}}{\dot{D}_{\text{m}}} = \frac{308.6}{114} \text{min} = 2.71\text{min}$$

由此可见,在进行治疗时间设定前,必须测定治疗机的输出剂量率。输出剂量率可以是距离射线源特定距离处的空气照射量率或者空气吸收剂量率,并由此根据射线中心轴上一定深度处的肿瘤剂量和百分深度剂量值计算出处方剂量点处的处方剂量值,再根据治疗机输出剂量率计算出治疗时间。



案 例

一肿瘤病人,以 ^{60}Co 进行照射治疗。设治疗机在距源 80.5cm 处,空气吸收剂量率 $\dot{D}_{\text{is}}=150\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1}$,照射野 10cm×10cm 时, $SSD=80\text{cm}$,百分深度剂量 $PDD=64.1\%$,背散射因子 $BSF=1.036$,试计算肿瘤深度 $d=8\text{cm}$,治疗剂量 $D_{\text{T}}=200\text{cGy}$ 时,据此确定治疗机开机时间。

根据背散射因子的定义,体内最大剂量点处校准剂量率:

$$\dot{D}_{\text{m}} = \dot{D}_{\text{is}} \times BSF = 150 \times 1.036\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1} = 155.4\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1}$$

则为达到 200cGy 的治疗剂量,在最大剂量点处的处方剂量:

$$D_{\text{m}} = \frac{D_{\text{T}}}{PDD} \times 100\% = \frac{200}{64.1} \times 100\% \text{cGy} = 312\text{cGy}$$

治疗机开机时间:

$$T = \frac{D_{\text{m}}}{\dot{D}_{\text{m}}} = \frac{312}{155.4} \text{min} = 2.01\text{min}$$



实际肿瘤放射治疗中,百分深度剂量(PDD)、组织空气比(TAR)、组织最大剂量比(TMR)等,通常都是以标准照射野(如方形射野),不同的靶区深度及一定的源-皮距条件进行测量并汇总成数据表,如表 8-1、表 8-2 所示。如果实际治疗病人所用到的照射野不是方形射野,则可以按照式(8-2)进行等效射野变换,将矩形野的治疗剂量计算问题转换为方形野(规则野)的治疗剂量计算。



案 例

一肿瘤病人,在 ^{60}Co 治疗机上应用等中心照射技术进行肿瘤治疗,已知源-轴距 $\text{SAD}=80\text{cm}$,等中心点处照射野为 $6\text{cm}\times 12\text{cm}$,没有体模存在时,在该点处 ^{60}Co 治疗机输出空气剂量率为 $120\text{cGy}\cdot\text{min}^{-1}$,照射野为 $8\text{cm}\times 8\text{cm}$ 时,组织空气比 $\text{TAR}(d=10\text{cm}, 8\text{cm}\times 8\text{cm})=0.618$,试计算肿瘤深度为 10cm ,肿瘤剂量为 200cGy 时, ^{60}Co 治疗机开机时间。

根据式(8-2),照射野 $6\text{cm}\times 12\text{cm}$ 的等效方野边长:

$$c=\frac{2\cdot a\cdot b}{a+b}=\frac{2\times 6\times 12}{6+12}\text{cm}=8\text{cm}$$

根据组织空气比的定义,靶区所在位置的空气吸收剂量:

$$D_{\text{fs}}=\frac{D_{\text{T}}}{\text{TAR}}=\frac{200}{0.618}\text{cGy}=293.7\text{cGy}$$

已知在该点处校准剂量率为: $\dot{D}_{\text{fs}}=120\text{cGy}\cdot\text{min}^{-1}$

由此计算治疗时间:

$$T=\frac{D_{\text{fs}}}{\dot{D}_{\text{fs}}}=\frac{293.7}{120}\text{min}=2.45\text{min}$$

肿瘤放射治疗时,为了提高治疗效果,要求在尽可能减小正常组织受照射的前提下,增大肿瘤受照剂量。为此可以采用旋转照射技术。治疗时将射线束以肿瘤中心为旋转轴,连续或按一定间隔角度进行旋转照射,以此在肿瘤区域形成高剂量区,同时避免周围正常组织过量照射。

在旋转照射时,由于患者体表轮廓的起伏,不同角度上其 SSD 不同,因此剂量计算时应使用 TAR 或 TMR。

第三节 近距离放射治疗剂量学

近距离放射治疗是腔内放射治疗和组织间放射治疗的总称。它是指将密封的放射源连同相应的治疗器具(施用器)置放于人体腔管肿瘤附近或经插针植入瘤体内的治疗技术。近距离放射治疗时,由于放射源离瘤体较近,肿瘤组织受照剂量较高,而周围的正常组织由于剂量的迅速跌落,受照剂量较低,与外照射放射治疗相比,其在肿瘤内形成的高剂量分布均匀性较差。为了达到较好的治疗效果,通常情况下将外照射放射治疗技术与近距离放射治疗技术联合使用。近年来,随着放射源、后装机和治疗计划系统的发展,内照射治疗范围已发展到全身各类肿瘤,如鼻咽癌、食管癌、乳腺癌、直肠癌、支气管癌、胰腺癌、膀胱癌等。治疗技术亦涉及腔管、组织间、模板、敷贴及术中照射 5 大类。

一、辐 射 源

可用于近距离治疗的辐射源主要是 γ 辐射源,常用的有 ^{226}Ra 源、 ^{137}Cs (137 铯)源、 ^{60}Co 源、 ^{192}Ir 源。



(一) ^{226}Ra 源

^{226}Ra 是一种天然放射性核素,其半衰期为 1590 年,经一系列衰变后转变为稳定的 ^{226}Pb ,临床应用的镭是它的硫酸盐,封在各种形状的铂铱合金封套内。1mg 镭经 0.5mm 铂铱外壳过滤后,距离镭源 1cm 处每小时的照射量为 $2.1 \times 10^{-3} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$,放出的 γ 射线平均能量为 0.83MeV。由于它半衰期过长,衰变过程中产生氦气,需要厚的防护层等,在医学上逐渐被 ^{60}Co 、 ^{137}Cs 等人工放射性核素取代。

(二) ^{137}Cs 源

^{137}Cs 是人工放射性核素,其 γ 射线能量为 0.66MeV,半衰期为 33 年。 $3.7 \times 10^7 \text{ Bq}(1\text{mCi})$ ^{137}Cs 源在距离 1cm 产生的照射量率为 $8.4 \times 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$ 。 ^{137}Cs 在组织内具有与镭相同的穿透力和类似的剂量分布,其物理特点和防护方面比镭优越,是取代镭的最好核素。由于 ^{137}Cs 的化学提纯存在问题,其放射性比度无法做得太高,因此, ^{137}Cs 源只能做成柱状或球形放射源用于中、低剂量率腔内照射。

(三) ^{192}Ir 源

^{192}Ir 是一种人工放射性核素,它是由 ^{191}Ir 铱在原子反应堆中经热中子轰击而生成。其 γ 射线的平均能量为 350keV。由于 ^{192}Ir 的 γ 能量范围使其在水中的衰减恰好被散射建成所补偿,在距离 5cm 的范围内任意点的剂量与距离平方的乘积近似不变,且 ^{192}Ir 的粒状源可以做得很小,使其点源的等效性好,便于计算。其半衰期为 74.5 天,故铱源是较好的近距离放射治疗用放射源,常用于高剂量率腔内照射和组织间插植。

$3.7 \times 10^7 \text{ Bq}(1\text{mCi})$ ^{192}Ir 源在距源 1cm 处每小时的照射量率为 $1.26 \times 10^{-3} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$ 。 ^{192}Ir 的半价层为 24mmPb,是较易防护的放射源。

(四) ^{60}Co 源

^{60}Co 也是人工放射性核素,其半衰期为 5.3 年, γ 射线的平均能量为 1.25MeV,剂量分布与镭相似,因此也可作为镭的替代物。制成钴针、钴管等。由于其放射性活度高,且容易得到,因此在此近距离照射时,多用作高剂量率腔内照射。

二、放射源周围的剂量分布

现代近距离放射治疗所用的射线源多为点源,利用计算机控制点源在体腔内按照一定的时间间隔步进位移,可以得到治疗所需要的各种剂量分布。放射源周围剂量分布计算,在考虑距离平方反比法则的同时,还应考虑源的自吸收、源内的多次散射和源的几何形状等诸多因素。

(一) 点源辐射

点源被认为是各向同性的,其周围某一点处的照射量率与其源的距离的平方成反比,其计算公式是

$$\dot{X} = \frac{\Gamma \cdot A}{r^2} \quad (8-6)$$

式(8-6)中, Γ 为放射源的照射量率常数,它表示距密封源单位距离位置上,由单位活度的放射源产生得照射量率; r 为其某一点距离源的距离; A 为该源的放射性活度。

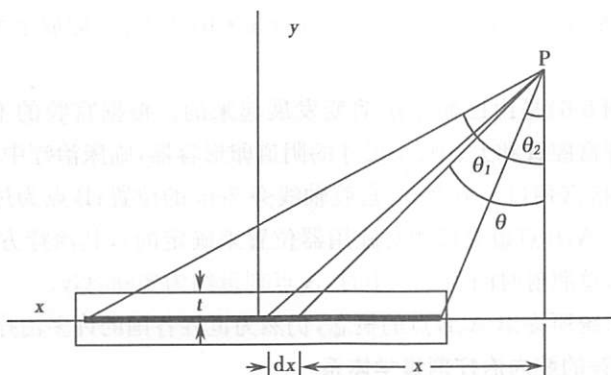
(二) 线辐射源

对于一个长度为 L 的线状源,设其总活度为 A ,与它相距为 r 处 P 点的照射量率可以看成是由组成该线源的无数个点状源在该点形成的照射量的积分。将线源分成无数个点源,设其中一个长度为 dx ,如图 8-5 所示。

点源 dx 在 P 点的照射量率为

$$dI = \frac{A}{L} \cdot \Gamma \cdot dx \cdot \frac{e^{-\mu \cdot r \cdot \sec \theta}}{r^2}$$



图 8-5 活性长度为 L 的线源附近一点的照射量率计算

其中, $r = y \sec \theta$; $x = y \tan \theta$; $dx = y \sec^2 \theta d\theta$

P 点的总照射量率为

$$I = \int_{\theta_1}^{\theta_2} dI = \frac{A \cdot \Gamma}{L \cdot y} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu \cdot y \sec \theta} d\theta \quad (8-7)$$

式(8-7)中, Γ 为照射量率常数; t 为源的壁厚; μ 为放射源密封材料的线性衰减系数。

现代近距离治疗使用的放射源趋向于微型化,以近似于点源来模拟线源,常用的方式为源步进运动,控制其不同位置的停留时间来模拟线源。

放射源在空气中任一点的照射量率考虑到当放射源植入人体后,周围组织对辐射的吸收和散射,利用常用 Meisberger 三次多项式校正法,就可以得到体内(体模内)一点的吸收剂量率。即

$$\frac{\text{水中照射量}}{\text{空气中照射量}} = A + Br + Cr^2 + Dr^3 \quad (8-8)$$

式(8-8)中, r 为距放射源的距离(1~10cm)。A、B、C、D 为不同放射性核素的多项式系数。

三、腔内治疗剂量学

腔内治疗是指把放射源置于自然体腔内肿瘤附近,以射线对该部位肿瘤进行局部照射的放疗技术。该技术历经近百年的发展,已建立起一套完整的剂量学体系和治疗技术与设备。特别是近年来由计算机控制的放射源后装技术的广泛使用,使腔内治疗技术更加安全、可靠、完善。

腔内照射技术临床应用最广泛的是对妇科宫颈癌的治疗,而且疗效显著,其腔内治疗范围包括宫颈、宫体及宫旁组织,盆壁组织一般采用体外照射。妇科肿瘤的腔内照射采用的施源器由两部分组成,一是直接植入宫腔内,称宫腔管;另一是植入阴道内,紧贴在宫颈部,为阴道容器。宫颈癌的治疗始于 20 世纪初的腔内镭疗,随后逐步发展。其剂量学系统可分为传统腔内放疗剂量学体系和现代 ICRU 剂量学体系。

(一) 传统腔内放疗剂量学体系

传统(或经典)的腔内治疗方法主要有 3 大系统,即斯德哥尔摩系统、巴黎系统和曼彻斯特系统。

斯德哥尔摩系统于 1914 年已形成,其特点是采用较高强度源分次照射。该治疗系统放射源施治器包括不同长度的宫腔管及不同宽度的阴道容器以包绕宫颈。腔内治疗分次进行,一般 2~3 次,每次治疗 20~24 小时,曾被称为“大剂量率,短时间”分次治疗。

巴黎系统的特点为采用低强度源,长时间照射。此种治疗方法于 1919 年形成,其宫颈管含镭 33.3mg。阴道容器为 3 个独立的球形容器,中间的对着宫颈口,两侧的贴在穹隆,中间以弹簧条支撑。其治疗时间为 6~8 天,以低剂量率,长治疗时间连续治疗。



上述两系统的剂量计算方法基本以毫克小时($\text{mg} \cdot \text{h}$)为单位,即放射源的总强度(毫克)与治疗时间的乘积。

曼彻斯特系统(图 8-6)是由巴黎系统演变发展起来的。根据宫腔的不同深度和阴道的大小,分为长、中、短 3 种宫腔管和大、中、小尺寸的阴道卵形容器,临床治疗中,以 A 点及 B 点作为剂量参考点。A 点是指宫颈口上方 2cm,宫腔轴线旁 2cm 的位置;B 点为过 A 点横截面并距宫腔轴线旁 5cm 的位置(A、B 点也有按相对施用器位置来确定的),其治疗方式分两次照射,每次约 72 小时,间隔 1 周,总照射时间为 140 小时,A 点剂量约为 8000cGy。

至今,曼彻斯特系统所提出 A、B 点的概念,仍然为世界各国的许多治疗中心所广泛使用。

(二) ICRU 所推荐的腔内治疗剂量学体系

ICRU 在其 38 号报告中力图使宫颈癌的放射治疗规范化,以便不同的放射治疗中心对宫颈癌的腔内放射治疗具有统一、规范、准确的剂量学描述。ICRU 在其 38 号报告中定义了参考体积,即参考等剂量面包罗的体积。参考剂量对低剂量率($0.4 \sim 2.0 \text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$)治疗为 60Gy;对高剂量率($>12 \text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$)为相应的等效值($<60 \text{Gy}$)。参考体积的长(d_L)、宽(d_w)、高(d_h)可以由模拟定位正侧位片确定。如图 8-7 所示。

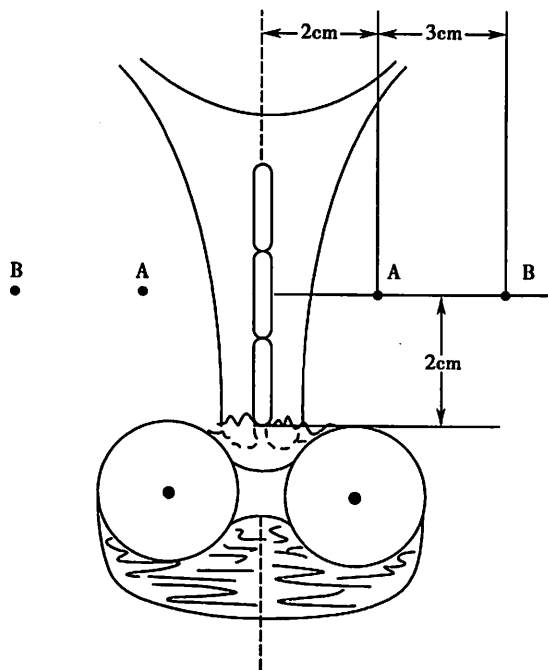


图 8-6 经典妇科肿瘤内照射
曼彻斯特剂量学系统

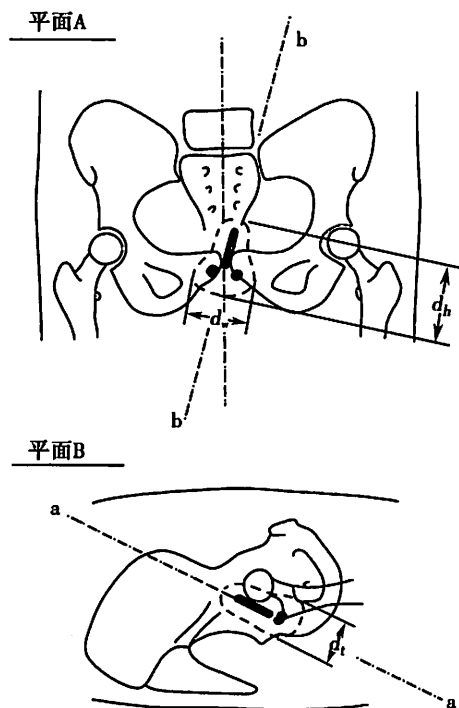


图 8-7 ICRU38 号报告有关参考
体积的定义

四、组织间治疗剂量学

组织间治疗亦称为插植治疗,是根据靶区的形状和范围,将一定规格的多个放射源按特定的排列法则,直接植入入肿瘤部位,以期在肿瘤部位产生高剂量照射。为了使治疗部位获得满意的剂量,必须根据放射源周围的剂量分布特点,按一定的规则排列放射源。多年来许多物理学家致力于这方面的研究,建立了一些为临床所能接受的剂量学系统 and 治疗法则。当前在世界范围内有较大影响的是曼彻斯特系统和巴黎系统。





知识拓展

血管腔内近距离介入放射治疗技术

血管腔内近距离放射治疗预防血管成形术后再狭窄,是近年来介入心内科和肿瘤放疗科的一项尖端课题,且发展迅速,已经形成一门崭新的学科——血管腔内近距离治疗学。血管腔内近距离治疗预防血管成形术后再狭窄的生物学原理是以一定剂量的射线照射冠状动脉,通过直接作用、间接作用造成细胞DNA损伤,抑制细胞增殖与分化,使中膜的血管平滑肌细胞(vessel smooth muscle cell, VSMC)及细胞外基质(extracellular matrix, ECM)均无法增殖形成新内膜。从而达到抑制冠状动脉内膜的增生、预防再狭窄发生的目的。

冠状动脉或周缘动脉管腔内照射可以用高放射活性线颗粒状放射源或金属丝源,与气囊血管成形术联合使用。也可用含放射活性的液体经气囊导管灌注;或用带低放射活性的支架做血管腔内置入。



本章小结

肿瘤放射治疗剂量学是对肿瘤实施放射治疗的物理基础,放射治疗剂量学涉及辐射与组织的作用、辐射在人体内能量沉积的规律。不同的治疗方法其剂量计算方法及剂量学体系不同。外照射时通常以百分深度剂量、组织空气比及组织最大剂量比等参数描述深度剂量分布,并由此计算不同照射条件下靶区治疗剂量及处方剂量。对近距离放射治疗,由于放射源在靠近肿瘤的位置对其进行局部、大剂量照射,因此其剂量学体系的建立必须考虑放射源的形态、放射的精确定位、治疗方案的可重复性,目前近距离插值入放射治疗剂量学体系多采用巴黎系统,而宫颈癌及子宫体癌多采用曼彻斯特系统或ICRU系统。

思考题

1. 应用高能X射线进行肿瘤放射治疗的优势是什么?
2. 剂量建成效应在肿瘤放射治疗中的作用是什么?
3. 肿瘤后装治疗与外照射治疗在剂量学上有何差异?

(王鹏程 侯立霞)



第九章 放射线对人体的影响



学习目标

1. 掌握:确定性效应和随机性效应的概念并了解它们各自包括的辐射效应。
2. 熟悉:皮肤效应的概念,并了解其分度诊断标准和处理原则。
3. 了解:靶学说的基本内容;放射线引起的生物学效应;胎儿出生前受照射引起的效应。

人类受到照射的辐射源有两类,即天然辐射源和人工辐射源。

地球上的人类,每时每刻都受到天然存在的各种电离辐射的照射,这种照射统称为天然本底照射。天然本底照射是人类受到电离辐射的最主要来源。人工辐射主要包括医疗照射、核爆炸和核动力生产。核爆炸在大气层中形成人工放射性物质,使环境受到广泛的污染。核能发电等核动力生产中产生的放射性核素,绝大部分存留于受照过的核燃料中,核燃料循环运行的每个环节都会有放射性物质被释放于环境中。医疗照射来源于X射线诊断检查、核医学诊断以及放射治疗。

随着医疗保健事业的发展,接受医疗照射的人数愈来愈多。有资料统计,若按医疗保健水平从高到低将世界上的国家分为Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ类,对于Ⅰ类保健水平高的国家,每年进行医学X射线检查的频率是890次每1000人,第Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ类国家分别是120、70和9次每1000人。在医疗照射中,以诊断为目的的照射又占有主导地位。医疗照射是人类受到人工照射的主要来源。人类由于医疗照射所致的年集体有效剂量约为天然辐射源所致的年集体有效剂量的1/7。

第一节 放射线的生物学效应

放射线引起的生物学效应是一个非常复杂的过程。射线作用于机体后,以直接作用和间接作用两种方式使细胞分子发生反应,造成其损伤。当人体组织受到射线照射时,处在射线轨迹中的重要生物分子,如脱氧核糖核酸(DNA)或具有生物功能的其他分子吸收射线的能量,直接被电离、激发,引起这些大分子损伤,这种效应称为直接作用。而当射线能量通过扩散的离子以及射线作用于机体水分子产生的多种自由基与生物分子作用,引起生物分子的损伤,称为间接作用。由于机体细胞的含水量很高,一般达到70%以上,细胞内生物大分子存在于含大量水的环境中,故间接作用在引起生物大分子损伤中具有实际意义。

一、放射生物学基础

按照现代放射生物学观点,基因组(genomic DNA)和生物膜是受照射细胞中的主要靶分子,是引起细胞一系列生化变化的关键。基因组DNA作为射线的靶分子已得到许多实验室的支持。生物膜包括质膜、核细胞器(线粒体、溶酶体等)膜等,具有重要的生物功能,且对电离辐射比较敏感。在射线引起上述靶分子一系列损伤的同时,机体在一定范围内也进行着反馈调节、

