

腫瘤放射治療計劃

圖譜



南京
大學
醫學
院

肿瘤放射治疗计划图谱

中国医学科学院肿瘤医院放射治疗科放射物理室

胡逸民 冯宁远 张红志 黄一容 编写
徐国镇 吴雄标 张春利

谷铄之 胡郁华 审校

一、放射治疗剂量学图谱说明

(一) 前 言

放射治疗常规照射剂量学图谱和大家见面了,这是我们物理室同志和治疗科医生,多年来共同努力的结果。在本图谱中,我们对各种常见肿瘤的放射治疗照射野布置进行了设计、比较和讨论,大部分已在我科放疗实践中施行,形成常规,一小部分正在探讨试行。鉴于国内大多数放疗单位目前尚未配备计算机X线断层机(CT)和放射治疗计划系统(如EMIPLAN和TPS)以及模拟定位机(Simulator),因此很有必要建立一套剂量学图谱,供从事放射治疗的医生和物理人员在设计具体的治疗方案时参考。从这个意义上讲,本图谱对提高我国放射治疗方案的设计水平将会起到积极的推动作用。

国际原子能委员会(IAEA)1965年以后相继出版了一套剂量分布图谱^[1],由于历史条件的限制,当时难以全面考虑人体的实际剖面资料,不能进行组织不均匀性等因素的校正,与临床要求仍有一段距离。实验和临床资料表明,肿瘤剂量的准确性直接影响放疗的疗效^[2-5]。大家知道,有两项因素严重影响治疗计划设计的准确性^[6]。一个是病人的基本数据如病人身体的外轮廓、肿瘤的位置和范围、周围重要器官的组织密度等。由于有了计算机X线断层机(CT),就能准确地得到这些数据;另一个是所采用的计算方法和计算工具,由于使用了专用电子计算机以及建立了数学物理模型,使得剂量计算方便、准确、可靠。在我们的剂量图谱中,采用了CT和专用电子计算机,将上述两项因素的影响限制到最小^[6-9]。这是我们图谱的显著特点。

本图谱概括了使用⁶⁰钴 γ 线、8MV x线体外照射和¹³⁷铯、²²⁶镭腔内治疗的治疗方案的设计。我们还将在图谱的续集中,将20~25MV高能x线、4~35MeV高能电子束的治疗方案增补进去。

这是结合我国实际情况的第一本放射治疗图谱,难免有缺点,错误,希望国内同行、专家批评指正。

(二) 图谱资料的来源

I、病人数据 病人数据主要指受照射部位外轮廓、肿瘤位置和范围、肿瘤周围需要受保护的重要器官的位置、射线穿透的组织密度等。有许多方法得到这些数据。本图谱的所有人体截面均取自于EMI 7020CT机,从CT图片中可清楚地了解被治疗部位的详细的解剖结构,

不同组织的密度值可根据表 1 由 CT 值换算得到^[10]。

表 1 CT 值 (Hn 单位) 与组织密度转换

器 官 组 织	CT 值(Hn)	相 对 密 度
空气	-1000	0.000
肺(0 ~ -1000)	-938	0.000
脂肪(-80 ~ -120)	-164	0.850
水	0	1.000
肝、脾、肾、胰腺、动脉、肌肉(30~70)	126	1.150
	140	1.160
	142	1.080
骨(150~1000)	388	1.190
	540	1.270
	1080	1.400

II、剂量数据 构成图谱的基础为单野剂量分布。治疗计划系统(TPS)的单野剂量分布是根据直接测量得到的单野的中心轴百分深度剂量(PDD)和10厘米深度处的离轴比(OAR),由VAN DE GEIJN的投影模型^[30]计算得到。EMIPLAN的单野剂量分布也是由在水箱中直接测量等剂量线(或中心轴百分深度剂量及若干深度的离轴比)得到的。对一些特殊照射野如楔形照射野,TPS用计算法,EMIPLAN采用和普通野一样由测量的数据直接输入。

III、数据比较

(I) 中心轴百分深度剂量(PDD) 表 2、3 列出了⁶⁰钴、8 MV x 线射野中心轴百分深度剂量实际测量值与标准表^[11](BJR值)值的比较,⁶⁰钴相差在0.7%以内,8 MV x 线符合很好。

(II) 同等剂量分布 我们采用 Agfa-Ge vaert T51P 低灵敏度胶片在自制的 MIXD 标准人体模型中测量得到单野同等剂量分布。这种胶片在很宽的剂量范围内(100~450拉德),剂量与胶片黑度保持很好的线性(图 1)。图 2、图 3 给出了胶片法测量得到的单野剂量分布(10×10厘米)与TPS按VAN DE GEIJN模型计算得到的剂量分布。两者相比,主束范围内,误差在1~2%以内,但在射野边缘,由于计算机使用数学模型进行计算,误差比较大。从这点看,EMIPLAN比TPS精确性更好。

表 2

 ^{60}Co SSD = 75 厘米 PDD 测量值与 BJR 值比较

PDD 深度(厘米)	照射野	4 × 4 厘米		10 × 10 厘米	
		测量值	BJR 值	测量值	BJR 值
0.5		100	100	100	100
1		97.5	96.7	98.0	98.1
2		91.0	90.4	92.9	93.0
3		84.6	84.3	87.8	87.9
4		78.7	78.5	82.7	82.9
5		73.0	72.9	77.5	77.9
6		67.5	67.5	72.7	72.9
7		62.5	62.2	68.0	68.0
8		57.5	57.3	63.5	63.3
9		53.2	52.7	58.8	58.9
10		48.8	48.5	54.5	54.8
11		44.8	44.7	50.2	50.9
12		41.1	41.1	47.2	47.3
13		37.5	37.9	44.0	44.0
14		34.5	34.9	40.5	40.9
15		31.8	32.2	37.8	38.1

表 3

SL 75-10 8MV x 线 SSD = 100 厘米 PDD 测量值与 BJR 值比较

PDD 深度(厘米)	照射野	5 × 5 厘米		10 × 10 厘米	
		测量值	BJR 值	测量值	BJR 值
2		100	100	100	100
4		93.0	93.0	93.5	93.5
6		84.5	84.3	85.5	85.5
8		75.5	76.0	78.0	78.0
10		68.5	68.5	71.0	71.0
12		61.5	61.3	64.0	64.0
14		55.5	55.3	58.0	58.0
16		49.5	49.0	53.0	53.0
18		44.5	44.3	47.5	47.5

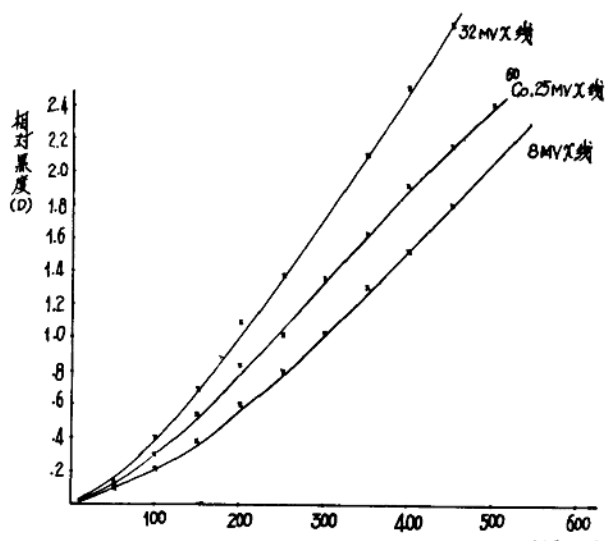


图 1 T 51 P 剂量胶片黑度曲线

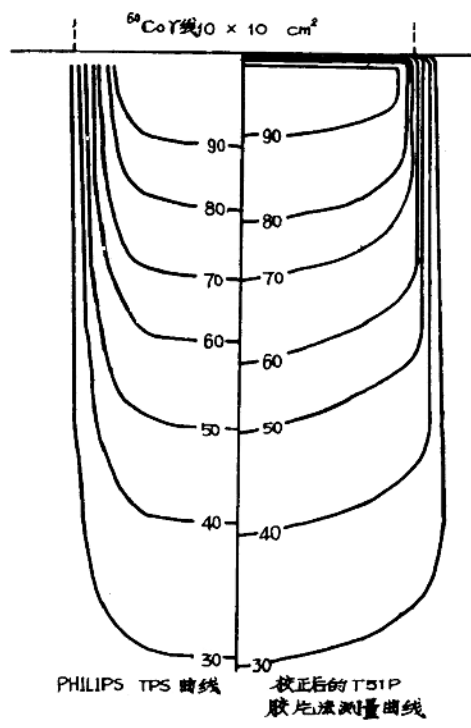


图 2 ^{60}Co 钴等剂量曲线比较

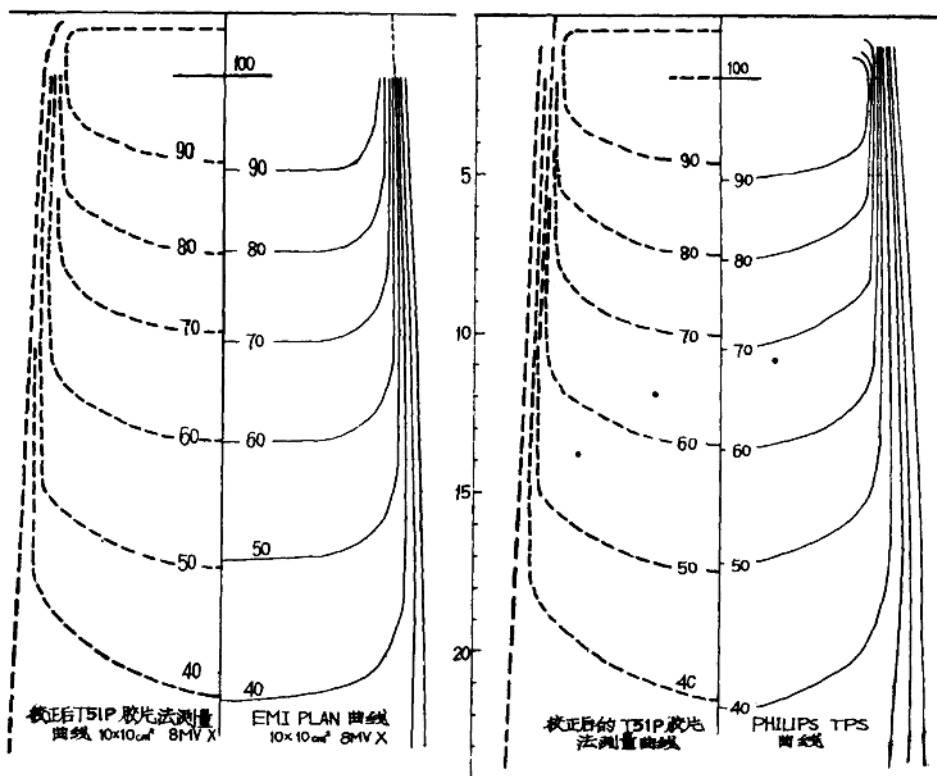


图 3 8 MV x 线等剂量曲线比较

(三) 放射治疗专用计算机

I、计算模型 目前体外照射剂量分布的计算基本上有三种方法：(1) 经验模型^[12-14] (Empirical approach) (或叫矩阵法)。在放疗中常用的各式照射野，包括楔形照射野，用测量法直接测定，得到上述各种射野(单野)的剂量分布，将测量结果，连同被测点坐标一起贮存在计算机里(测量间距一般不超过1厘米，其它非测量点用内插法求出)。借助电子计算机进行多野剂量分布的计算，其它如斜面入射、组织不均匀性、射野挡块等对剂量分布的影响，以校正因素法进行。此方法优点是切合实际情况，误差主要由测量方法本身的不精确性确定。因治疗条件(机器、射野数)多，要求计算机有较大的贮存量。EMIPLAN、PC等都属于这类装置。(2) 数学模型(Mathematical approach)。用一种所谓射线发生函数(Beam generating function)，求解射野内剂量分布。此方法的特点是所需要的原始数据较少，但因数学计算比较繁杂，计算时间长，同时对散射线的影响，没有充分考虑。(3) 物理模型(Physical approach)。根据临床实际测量的一些材料(如射野的中心轴百分深度剂量PDD、离轴比OAR等)，结合物理学原理，推导出一个经验和半经验公式。此方法吸取了矩阵法和数学模型法的优点，克服了他们的缺点，即所需临床剂量数据相对比矩阵法少，计算机容量可以小一些，同时计算公式比较简单，对计算机的要求(运算速度)比数学法低，容易实现计算机的专用化。如AECL TP-11、飞利浦TPS、西门子的Sidos-u等，都属于这种类型。

II、体外照射剂量分布计算 体外照射剂量分布计算的逻辑如图4所示。照射野内任意一点的剂量由下列三项因子乘积而得^[15,16]：(1) 射野中心轴上深度剂量值；(2) 同一深度处，离开中心轴的诸点与中心轴上剂量之比——离轴比；(3) 楔形滤过板、射野斜入射、体内组织不均匀性等引起的校正。

如图5所示坐标系，单野平面(x,y)内任意一点的剂量D(x,y)可表示为同一深度处中心轴Ox上剂量D_x与偏离中心轴剂量偏离值R(x,y)的乘积：

$$D(x,y) = D_x \cdot R(x,y) \quad (1)$$

式中D_x为射野中心轴上任意一点的剂量。它可以直接测量，也可以用各种经验、半经验公式，由计算机进行计算。关于D_x的数学模型读者可参考文献^[17-27]。R(x,y)称为离轴比值(OAR)，R(x,y)的大小反映了射野截面(与射野中心轴垂直)内剂量分布的情况(图6)。我们知道，影响射野中心轴百分深度剂量的因素一般只有源皮距离、射野大小及深度；而源限距离、限光筒的设计、放射源的大小对离轴比值的影响很大。特别对⁶⁰钴治疗机，由于放射源有一定的大小造成的⁶⁰钴半影随机器不同而不同，由于半影大小的不同，造成射野截面内的剂量分布有较大差别(图7)。由于这些原因，很难用一个简单的数学表达式来描述射野截面的剂

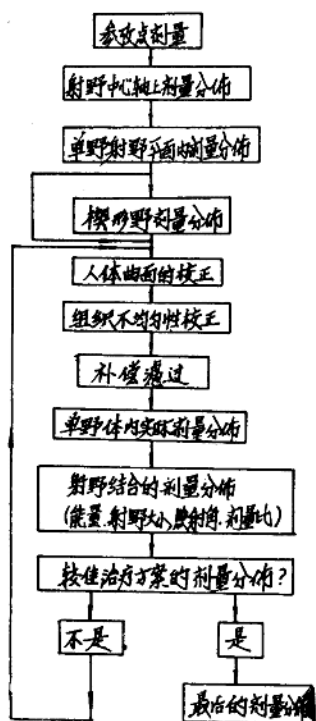
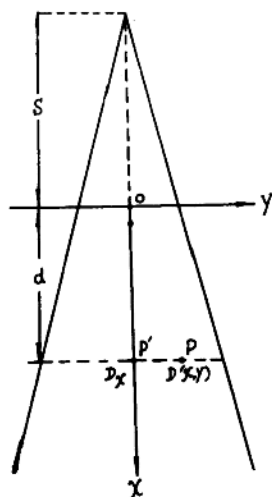


图 4 体外照射剂量分布计算逻辑



$$D(x,y) = D_x \cdot R(x,y)$$

$D(x,y)$: 射野内任一点P的剂量

$D(x)$: 与P点同深度处射野中心轴上P'点剂量

$R(x,y)$: P点的离轴比值
即 $R(x,y) = \frac{D(x,y)}{D(x)}$

图 5 射野坐标系选择

量分布。Orchard 建立一种“递减线”概念^[28],表示射野截面内的剂量分布。所谓“递减线”实质上为等离轴比线(图8),凡是位于同一离轴比线上诸点(如0.8线上诸点)的剂量与体模内同一深度处中心轴上剂量之比为常数(80%)。实验证明,这些等离轴比线均近似为直线^[29],只是每根线与射野中心轴的夹角(图9) θ 随离轴比值的减少而增加。因此使用了等离轴比线概念之后,有可能只需测量任意两种深度(如 $x_1 = 5$ 厘米、 $x_2 = 10$ 厘米)的离轴比,结合中心轴百分深度剂量,得到整个射野的剂量分布,大大简化了剂量分布的测量工作,并为使用电子计算机计算剂量分布提供了简单的方法。

不少医院物理学家对等离轴比线进行了研究,提出各种数学模型^[17,18,28-34]。VAN DE GEIJN 利用几何投影线(图10中OA)与实际等离轴比线(图10中O'A')相近的事实,建立了射线束的投影模型。射野内任意一点的剂量由原射线剂量和散射线剂量组成,而散

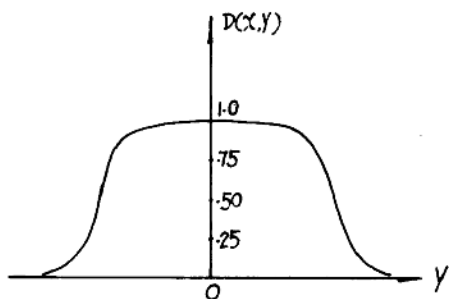


图 6 离轴比随 y 的变化情况

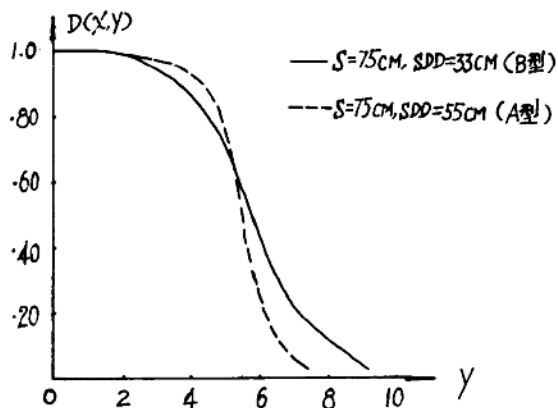


图 7 Eldorado A型 Theratron
B型⁶⁰钴治疗机的截面剂量分布

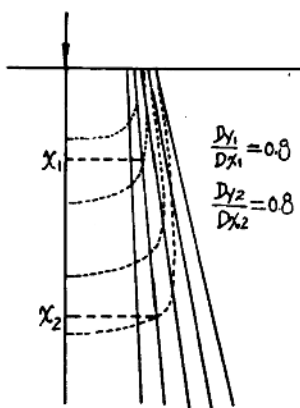


图 8 等离轴比线概念

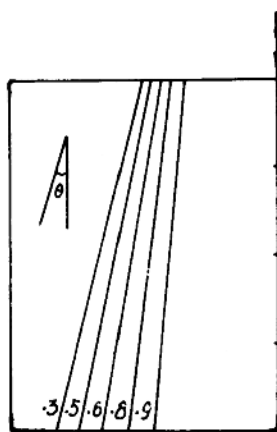


图 9 等离轴比线特点

射线又分解为前向(顺着原射线方向)散射和侧向散射两部分。根据这种模型, 作者认为原射线和前向散射线均遵从投影定律, 也就是说将几何投影线OA当作等离轴比线进行剂量分布的计算。这样近似处理引起的误差, 主要由侧向散射线的影响造成。为减少这种误差, 作者想了两个办

法：第一，对各种方形野实测出10厘米深度处的等离轴比值，将侧向散射线剂量的平均量包括了进去；第二，侧向散射随深度的变化造成的误差用所谓“微分散射校正”系数（DSC）进行校正。因此，射野内任意一点的剂量离轴比值 $R(x, y)$ 可表示成几何投影线上10厘米深度处离轴比值与“微分散射校正”的乘积：

$$R(x, y) = R(10, y) \cdot DSC \dots \dots \quad (2)$$

式中 $y' = y \cdot \left(\frac{S+10}{S+x} \right)$ 。DSC的具体值依赖于具体的机器，从实测数据中确定(图11)。

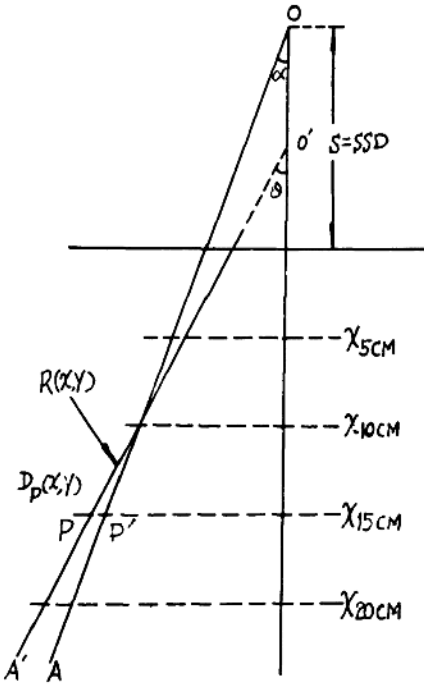


图 10 等离轴比线(O'A')与几何投影线(OA)的比较

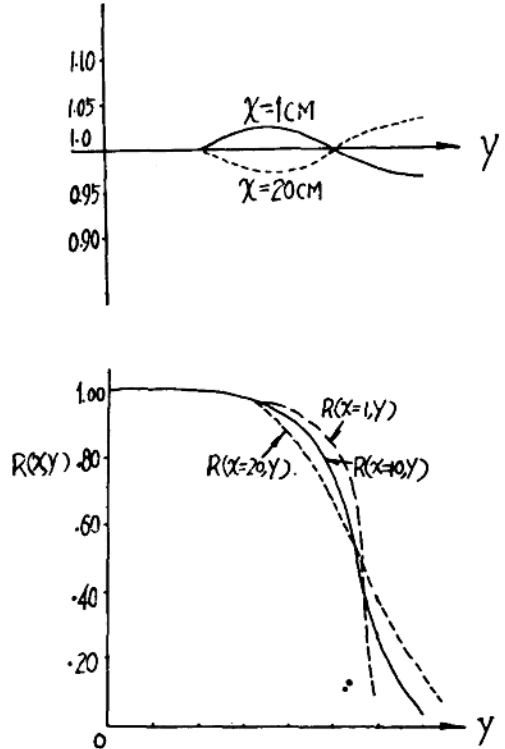
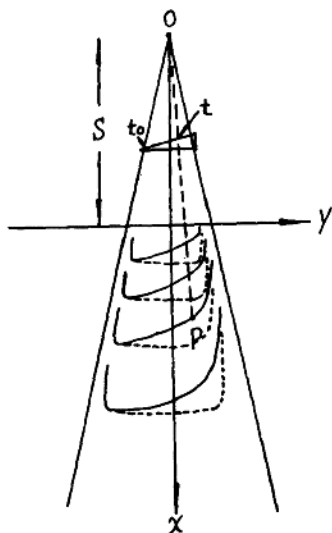


图 11 微分散射校正 (DSC)

这种方法与实测法相比，所需测量数据较少，但误差较大，特别在半影区；与数学法相比，计算比较简单，误差相近。

楔形照射野内任意一点的剂量 $D_w(x, y)$ 可用下式表示(图12)：



$$D_w(x, y) = D(x, y) \cdot A_w(x, y)$$

$D(x, y)$: 不加楔形板的剂量分布

$A_w(x)$: 楔形板的校正因素, 其值为:

$$A_w(x, y) = \exp [\gamma \mu (t - t_0)]$$

$$= \exp [\gamma \mu t_0]$$

$$= \exp [-\gamma \mu t_0]$$

其中 $\gamma = -1$ 楔形尖指向 $y(+)$

$\gamma = +1$ 楔形尖指向 $y(-)$

图 12 楔形野剂量分布示意图

$$D_w(x, y) = D(x, y) \cdot A_w(x, y) \quad (3)$$

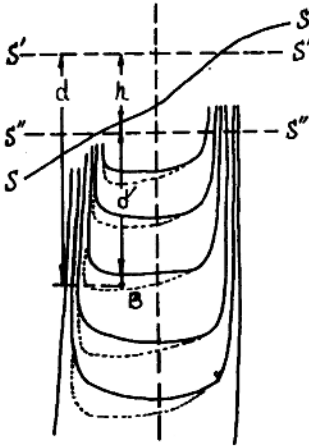
$D(x, y)$ 由 (1) 式表示。 $A_w(x, y)$ ——楔形校正因素, 当 $y = 0$ 时, $A_w(x, 0)$ 即为楔形因素。楔形校正因素 $A_w(x, y)$ 一般用指数吸收方法计算^[16]:

$$\begin{aligned} A_w(x, y) &= \exp [(\gamma \mu (t - t_0))] & \text{当 } |y/y_m| \leq 1 \\ &= \exp [\gamma \mu t_0] & y/y_m < -1 \\ &= \exp [-\gamma \mu t_0] & y/y_m > 1 \end{aligned} \quad (4)$$

其中 $\gamma = -1$ 楔形尖指向 $y(+)$, $\gamma = +1$ 楔形尖指向 $y(-)$, μ 为楔形板材料的吸收系数。

到目前为止, 剂量分布的计算均假定在标准均匀体模内(水箱或MIXD模), 它和实际人体之间有两点重要区别: 人体表面一般是弯曲的而体模表面是平的; 实际人体由气腔(如气管、上颌窦、咽、喉等)、肺、骨、脂肪和软组织组成, 这些组织的密度和原子序数都不相同, 而体模只模拟人体的大部分软组织, 因此, 需要对体模内的剂量分布进行校正^[35]。有三种方法计算人体弯曲表面对剂量分布的影响。如图13所示, 射野内任意一点B的剂量因空气(h_{cm})代替组织, 比计算量高, 校正因素 C_F 值分别为: $C_F = \frac{T(d-h, W_d)}{T(d, W_d)}$ (肿瘤空气比法); $C_F =$

$(\frac{S+h+d_0}{S+d_0})^2$ (有效源皮距法); $C_F = K \cdot h$ (同等剂量曲线移动法)。式中K值由表4查得。



$$C_F = \frac{T(d+h, W_d)}{T(d, W_d)} \quad \text{肿瘤空气比法}$$

$$C_F = (\frac{S+h+d_0}{S+d_0})^2 \quad \text{有效源皮距法}$$

$$C_F = K \cdot h \quad \text{曲线移动法}$$

射线能量	K值
150KV-1MV	0.8
1-5 MV	0.7
5-15MV	0.6
15-30 MV	0.5
>30 MV	0.4

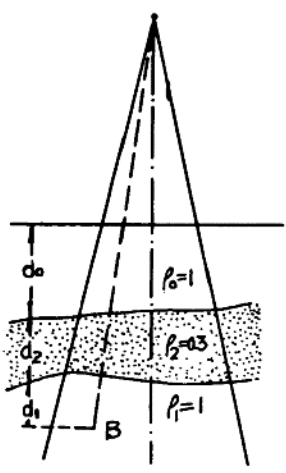
图 13 人体表面弯曲对剂量分布的影响

表 4 不同射线能量的移动系数

射线能量	K 值	射线能量	K 值
150 KV-1 MV X线	0.8	15-30 MV X线	0.5
1-5 MV X线	0.7		
5-15MV X线	0.6	>30 MV X线	0.4

对⁶⁰钴、¹³⁷铯及高能加速器产生的X线，骨组织对剂量分布的影响较小，主要是肺组织问题。有四种方法进行不均匀组织的校正：a) 肿瘤空气比方法：校正因素 $C_F = \frac{T(d', W_d)}{T(d, W_d)}$ ，式中 $d = d_0 + d_2 + d_1$ ， $d' = \text{有效组织深度} = d_0 \cdot \rho_0 + d_2 \cdot \rho_2 + d_1 \cdot \rho_1$ ， ρ_0, ρ_1, ρ_2 为各

种组织的组织密度。对肺组织 $\rho = 0.26 \sim 0.4$ 克/厘米³ 范围变化, 因有CT, 组织密度很容易由表1确定。b) 有效衰减系数法: 校正系数 $C_F = e^{\mu(d-d')}$, $\bar{\mu}$ 为平均吸收系数。c) 同等剂量曲线移动法: 移动距离 $t = n \cdot d$ (d 为不均匀组织厚度)。各种组织的 n 值列于表5, 正值表示曲线往表面移, 负值表示往下移。d) 电子密度法: $C_F = \left(\frac{T(d_2, W_d)}{T(d_1, W_d)} \right)^{\rho e^{-1}}$, ρ_e 为不均匀组织中的电子密度(电子数/厘米³)。



$$C_F = \frac{T(d', W_d)}{T(d, W_d)} \quad d = d_0 + d_2 + d_1, \quad d' = d_0 \rho_0 + d_2 \rho_2 + d_1 \rho_1$$

$$C_F = e^{\bar{\mu}(d-d')}$$

$$C_F = \left(\frac{T(d_2, W_d)}{T(d_1, W_d)} \right)^{\rho e^{-1}}$$

$$t = n \cdot d \quad (d \text{ 为不均匀组织厚度})$$

组织	n 值
气腔	-0.6
肺	-0.4
硬骨	0.5
海绵骨	0.25

图 14 不均匀组织校正

表 5 不同组织的 n 值

组 织	n 值	组 织	n 值
气 腔	-0.6	硬 骨	0.5
肺	-0.4	海 绵 骨	0.25

经过上述方法的计算和处理以后, 得到病人体内具体部位的实际剂量分布, 多数情况下, 这种剂量分布并不理想, 除去选择合适的治疗方案之外, 需要进行组织的补偿校正(图15)。⁶⁰钴及高能 X 线、γ 线组织补偿物一般用金属如铜、铅等代替, 并且远离皮肤, 以保护射线的建成

效应。从一定意义上来说，楔形板是一种特殊用途的补偿滤过板，因此可按（4）式设计补偿滤过板。

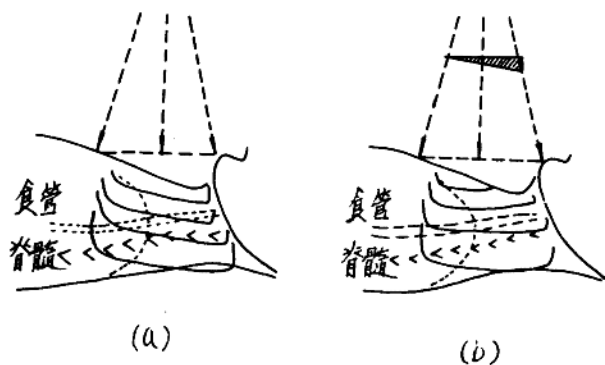


图 15 颈段食管前野照射
a) 不加补偿板；b) 加补偿板

多野照射只是单野照射的几何集合，即是说，经过坐标变换之后，归结为单野剂量计算。如图16所示，野 I 坐标系 x_1, y_1 与 x, y 坐标系重合，野 II、III 坐标系 x_2, y_2 、 x_3, y_3 与野

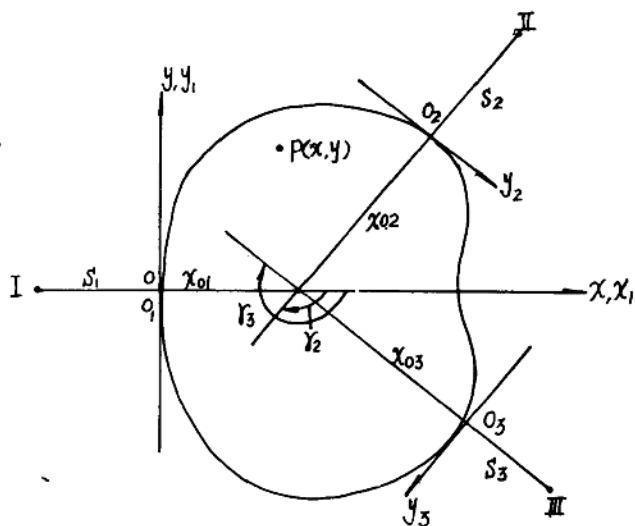


图 16 三野照射坐标系说明

I 坐标系关系为:

$$\begin{aligned} x_i &= -(y - m_i)\sin\gamma_i + (x - l_i)\cos\gamma_i \\ y_i &= (y - m_i)\cos\gamma_i + (x - l_i)\sin\gamma_i \quad \dots\dots \end{aligned} \quad (5 a)$$

其中:
$$\begin{cases} l_i = x_{0i} - x_{0i} \cos\gamma_i \\ m_i = x_{0i} \cdot \sin\gamma_i \end{cases} \quad (5 b)$$

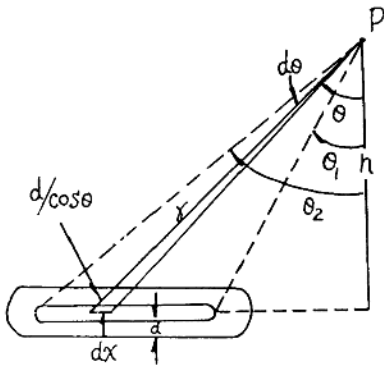
($i = 1, 2, \dots, n$)

P点的总剂量为三野在P点的剂量和:

$$\begin{cases} D_P(x, y) = \sum_{i=1}^{n=3} D_i(x, y) \cdot P_{c_i}(x, y) \\ P_{c_i}(x, y) = \frac{D_i(x, y)}{D_i(x_0, 0)} \end{cases} \quad \dots\dots \quad (6)$$

III、腔内放射治疗剂量分布计算^[36-40] 腔内照射所用放射源主要是线源或线源的几何组合, 如北京型阴道容器, 就是用数根线源组合成类似表面施用器的面源形式。对曲线源, 可认为由具有一定线源密度的小直线段源组成。

如图17所示, 设镭源线源密度为 ρ (单位长度上的放射源强度), 铂金套壁厚为 d 毫米, 考



$$\begin{aligned} * I &= K_r \cdot \rho \int_{h \cdot \theta_1}^{h \cdot \theta_2} \frac{1}{r^2} e^{-\mu \cdot d / \cos\theta} \cdot dx \\ &= \frac{K_r \cdot \rho}{h} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu \cdot d / \cos\theta} d\theta \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} * \text{组织吸收校正系数} &= \frac{\text{组织水中剂量}}{\text{空气中剂量}} \\ &= A + B\gamma + C\gamma^2 + D\gamma^3 \quad (\gamma < 10\text{CM}) \\ &= E \cdot \exp[-\mu_{en}(\gamma - 10)] \quad (\gamma \geq 10\text{CM}) \end{aligned}$$

$$(E = A + 10B + 100C + 1000D)$$

图 17 线源附近某一点P剂量计算说明

虑某一小线段单元 dx , 此单元的放射性强度为 $\rho \cdot dx$ 毫克镭当量, 根据距离平方反比定律, 结

合镭或其它同位素的 γ 电离常数 K_γ , 单元 dx 放射源在 P 点产生的剂量率 dl 为:

$$dl = K_\gamma \cdot \rho \cdot dx \cdot \frac{1}{r^2} \cdot e^{-\mu \cdot d \cdot \cos \theta} \dots \dots \quad (7)$$

式中 $K_\gamma \cdot \rho \cdot dx$ 表示距离镭源单元 dx 一厘米的剂量率(伦琴/小时); 第二项 $\frac{1}{r^2}$ 距离平方反比定律; $e^{-\mu \cdot d \cdot \cos \theta}$ 表示铂金滤过引起的指数吸收的衰减校正。将(7)式积分, 可得整个线源在 P 点产生的剂量率:

$$I = K_\gamma \cdot \rho \cdot \int_{h \cdot \tan \theta_1}^{h \cdot \tan \theta_2} \frac{1}{r^2} \cdot e^{-\mu \cdot d \cdot \cos \theta} \cdot dx$$

$$= \frac{K_\gamma \cdot \rho}{h} \cdot \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu \cdot d \cdot \cos \theta} \cdot d\theta \dots \dots \quad (8)$$

利用Sieverl 积分可求出(8)式结果。对放射源本身的自吸收问题, 也用指数吸收法进行校正。由于医用线源的直径都很小, 源自吸收对剂量分布影响很小, 一般可以忽略, 或用一个校正常数直接送入计算机, 例如1毫米直径镭源, 源自吸收校正常数 $C_F = 0.995$ 。(8)式的计算, 假定线源周围为空气, 而实际上是组织, 应该进行组织吸收的校正。由于组织的存在, P 点接受的剂量不只是线源经组织衰减后在 P 点直接产生的剂量, 还有周围组织对 P 点产生的散射线剂量, 因此组织吸收的校正比较复杂。对临床使用, 用距离 r 的三级多项式表示(当 $r < 10$ 厘米时):

$$\text{组织吸收校正系数} = \frac{\text{组织(水)中剂量}}{\text{空气中剂量}} = A + Br + Cr^2 + Dr^3 \dots \dots \quad (9a)$$

r 为 P 点距离线源单元 dx 的距离。各种同位素的 A 、 B 、 C 、 D 值列于表6。当 $r \geq 10$ 厘米时,

表 6 各种同位素的 A、B、C、D 值 (组织衰减系数)

同 位 素	A	$10^2 \cdot B$	$10^3 \cdot C$	$10^4 \cdot D$
^{137}Cs	1.0091	-0.9015	-0.3459	-0.2817
^{60}Co	0.9942	0.5318	-2.610	1.327
^{198}Au	1.0306	-0.8134	1.111	-1.529
^{192}Ir	1.0128	0.5019	-1.178	-0.2008
^{226}Ra	1.0005	-0.4423	-1.707	0.7448