



第八章 放射治疗剂量学

学习目标

- ◆掌握肿瘤放射治疗剂量学计算的基本概念
- ◆熟悉影响辐射剂量分布的因素
- ◆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

就是利用各种放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

放射治疗的基本原理

利用射线与生物组织作用产生生物损伤

临床放射治疗剂量学的任务

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采用的照射方式、射线能量

内容：放射治疗剂量学中的基本概念及剂量学体系





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

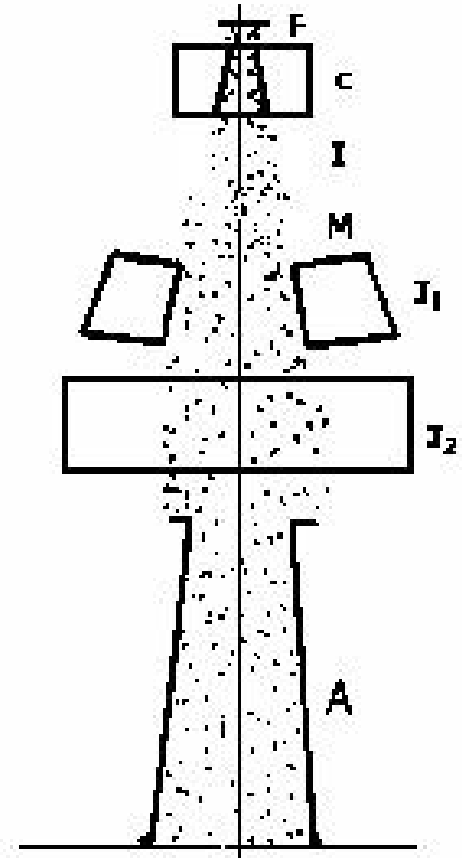
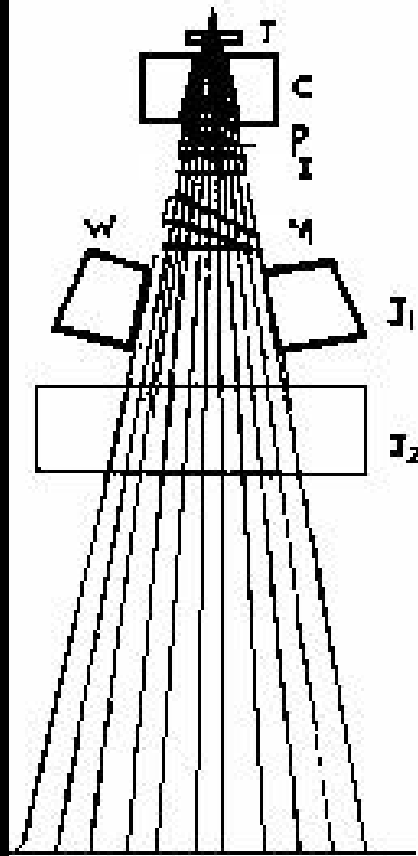
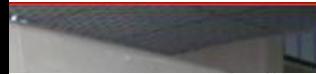
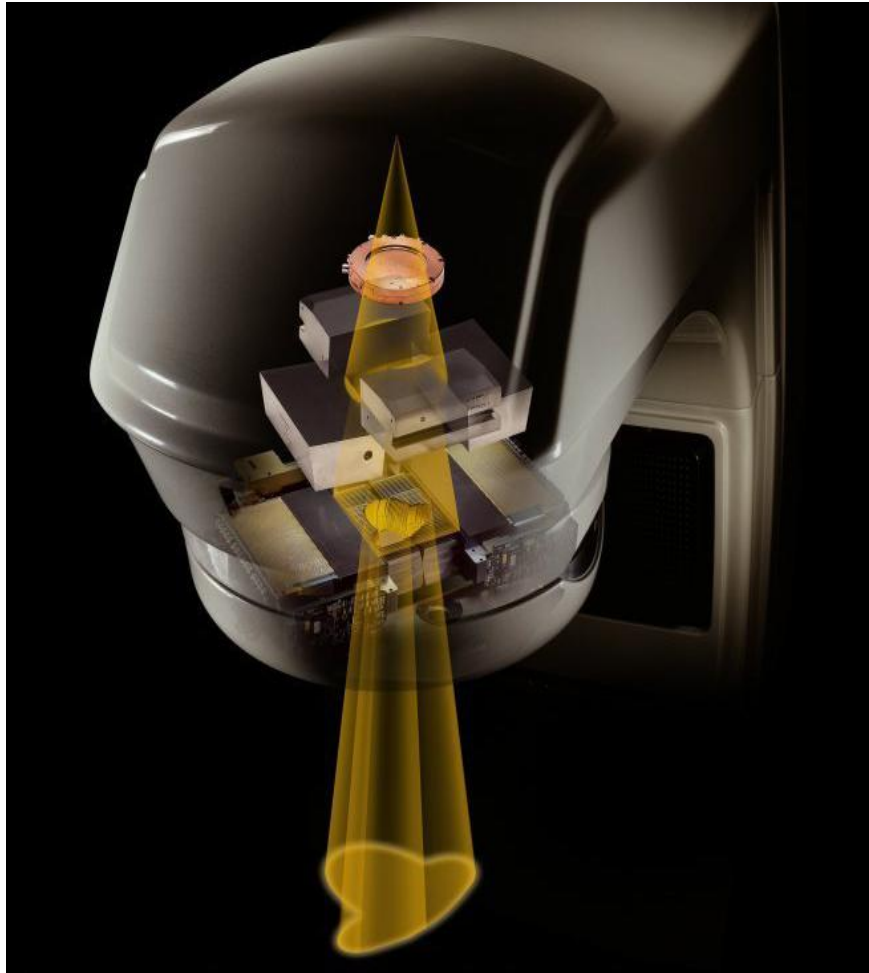
1.放射治疗的放射源和辐射源有三类

(一)可释放出 α 、 β 和 γ 射线的放射源

临床常用 { ^{60}Co ($^{60}\text{钴}$) 平均能量=1.25MeV,半衰期=5.3年
 ^{192}Ir ($^{192}\text{铱}$)
 ^{226}Ra ($^{226}\text{镭}$)

^{60}Co 照射方式: { 封装于外照射治疗机, 用于深部肿瘤的外照射治疗
封装于后装治疗机, 进行肿瘤的内照射治疗







(二)常压X线治疗机和各类医用加速器

临床常用： 电子直线加速器

产生高能X线和高能电子束

优点： 皮肤剂量低，深部剂量高
骨吸收剂量少，全身剂量少，半影区较小

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子的加速器

这类加速器产生的高能电子束具体**特殊的剂量特性**

临床应用：治疗浅表和偏心性肿瘤，如皮肤癌各唇癌
胸壁和颈部手术后残余或复发病灶

可用混合照射 深度**1~10cm**的上呼吸道
和消化道癌瘤

淋巴结恶性病变的补充治疗和治疗浅淋
巴结转移

用于术中放射治疗





直线加速器





放射源在临床应用中的基本照射方法

1.体外照射

又称远距离放射治疗，是指放射源位于体外一定距离的照射治疗

照射方法：

放射线 $\longrightarrow$ 皮肤 $\longrightarrow$ 部分正常组织 $\xrightarrow{\text{集中照射}}$ 身体内的肿瘤部位

照射技术：

- (1)固定源-皮距（**SSD**）技术
- (2)固定源-轴距（**SAD**）技术
- (3)旋转照射技术





电子直线加速器



IGRT直线加速器





60Co治疗机

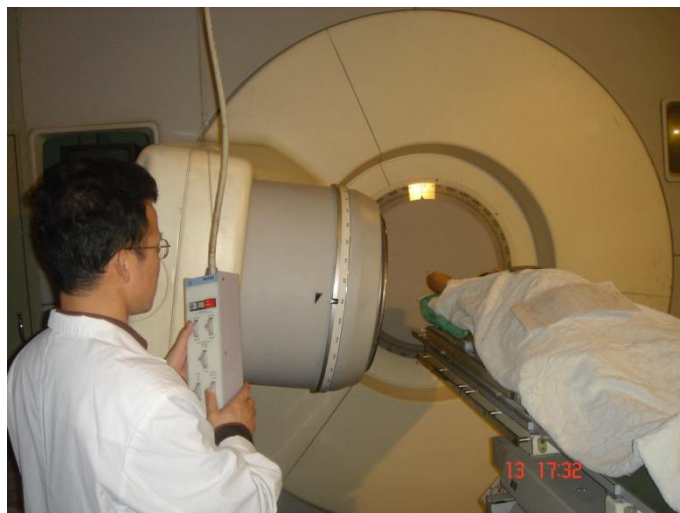




设备	X线机	^{60}Co	加速器			
射线	X线	γ	高能X线	电子线	快中子	质子线
物理学特性	表面剂量大，深部剂量下降快	表面剂量50%，深部剂量下降慢，半影大	表面剂量小，深部剂量下降慢，半影小	表面剂量较大，在一定深度内剂量较均匀，此后迅速下降	与 ^{60}Co γ 线非常接近	表面剂量低，有bragg峰，峰后剂量迅速截止
组织反应	皮肤反应重，骨吸收多	皮肤反应轻，各类组织吸收类似	皮肤反应轻，各类组织吸收类似	皮肤反应较重，各类组织吸收类似	富氢组织损伤大，后期损伤较重	保护正常组织功能极佳，反应很小
生物学特性	RBE $\approx$ 1 OER=2.5-3	RBE $\approx$ 1 OER=2.5-3	RBE $\approx$ 1 OER=2.5-3	RBE $\approx$ 1 OER=2.5-3	RBE $\approx$ 3 OER $\approx$ 1.3	RBE=1.1 OER=2.5-3
适用范围	浅表肿瘤	深度肿瘤	深部肿瘤	浅表肿瘤	抗放射肿瘤	深部肿瘤
使用特点	结构简单，适合治疗浅表肿瘤，防护简单	结构较复杂，可做大多数治疗，防护换源麻烦	成本昂贵，结构复杂，可做各种治疗，维护要求高			



- 远距离照射:放射源与病人身体保持一定距离（30-100cm）进行照射，射线从病人体表穿透进入人体内一定深度，集中照射人体某一部位，达到治疗肿瘤的目的，这是用途最广也最主要放疗主要方式





2.体内照射:

亦称近距离照射。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、宫腔等部位局部照射。

内照射技术分为五类:

腔内、管内、组织间插入、术中和敷贴治疗





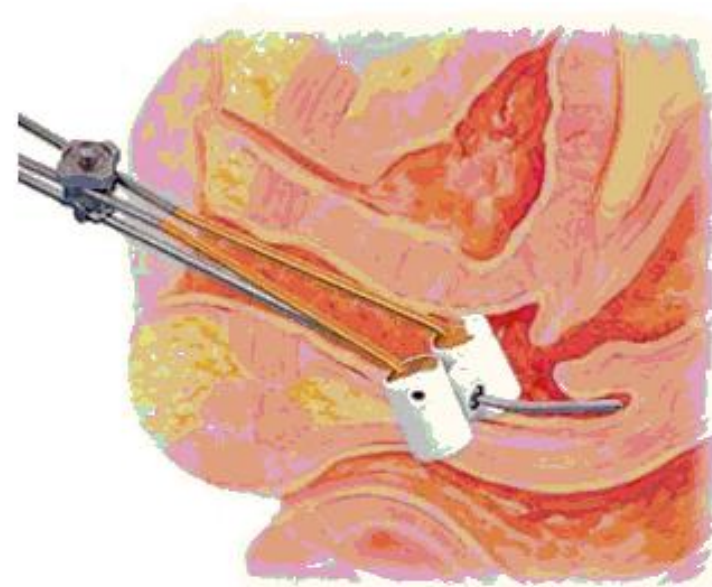
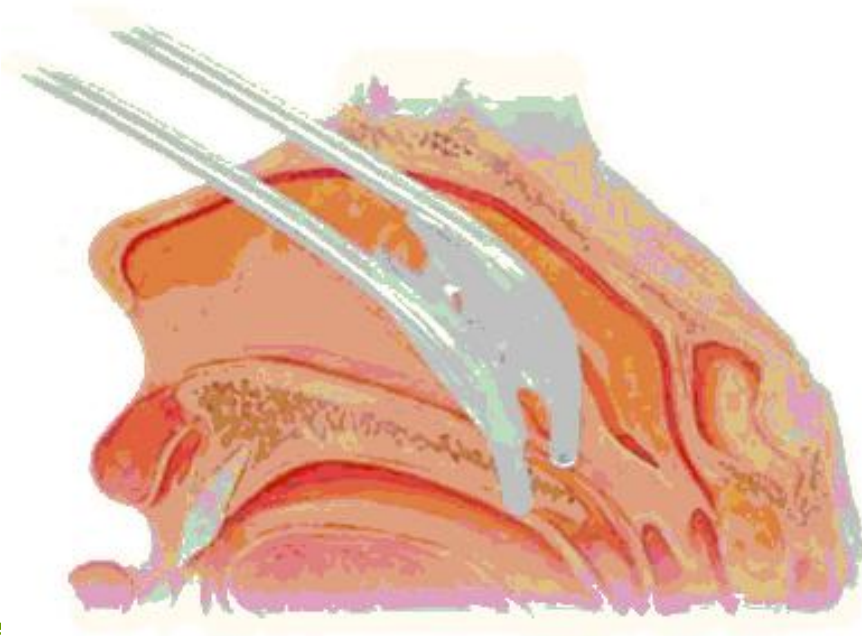
后装治疗机





后装治疗机

Stiff drive cable Flexible cable
0.9 mm diameter



- 近距离照射：密封源直接放入组织间或人体天然腔道内进行治疗,如采用腔内，组织间插植及模型敷贴等方式将放射源密封置于肿瘤内或肿瘤表面，或放入人体的天然腔内或组织内（如舌、鼻、咽、食管、气管和宫体等部位）进行照射，是外照射的辅助手段。
- 内用同位素照射：利用器官对某种放射性同位素选择性吸收，将同位素口服或注射入人体进行治疗





二、放射治疗物理学有关的名词

(一) 射线源

一般指放射源前表面的中心，或产生射线的靶面中心

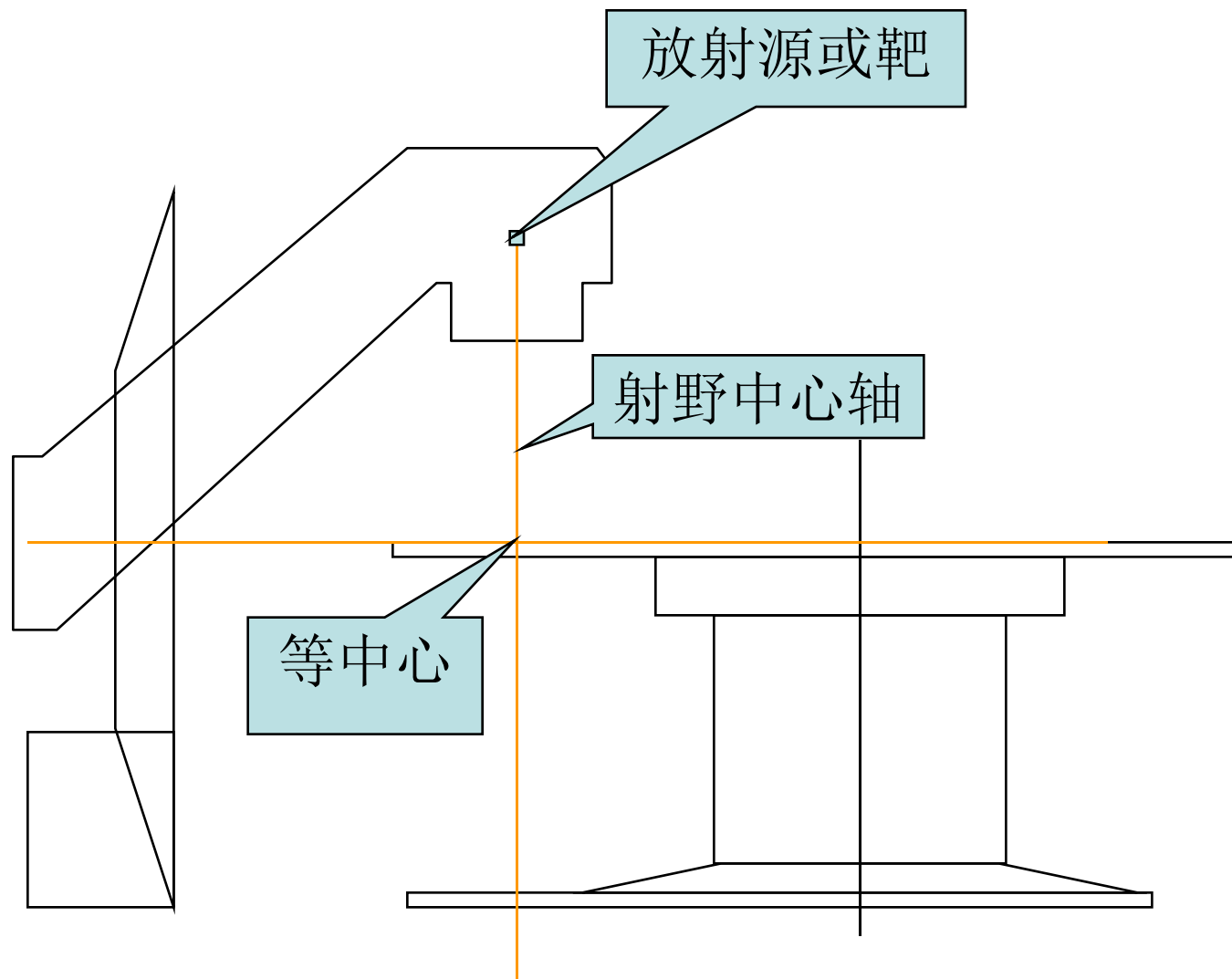
电子束：取在出射窗或其散射箔所在的位置为射线源

(二) 射线中心线

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的中心线







(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

旋转治疗或对固定源-轴距照射时，截面取在旋转中心的深度处

临床剂量学中规定：

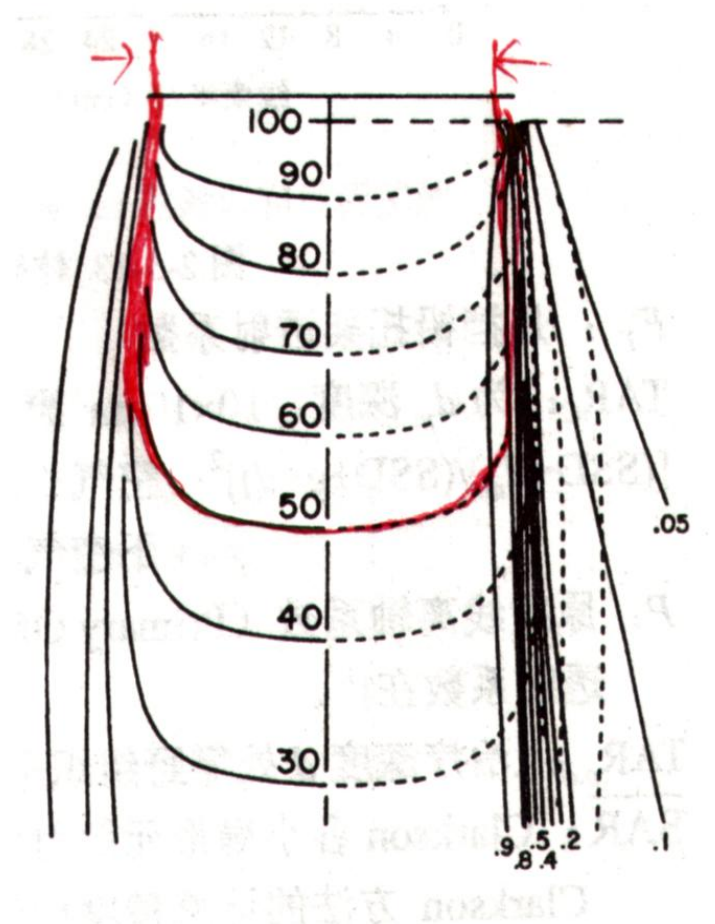
体模内**50%**等剂量曲线的延长线交于体模表面的区域为照射野的大小





射野经准直器后垂直通过
体模表面的范围。如：照
射野 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$

临床剂量学中规定，**50%**
等剂量曲线延长线交于模
体表面的区域定义为照射
野的大小。



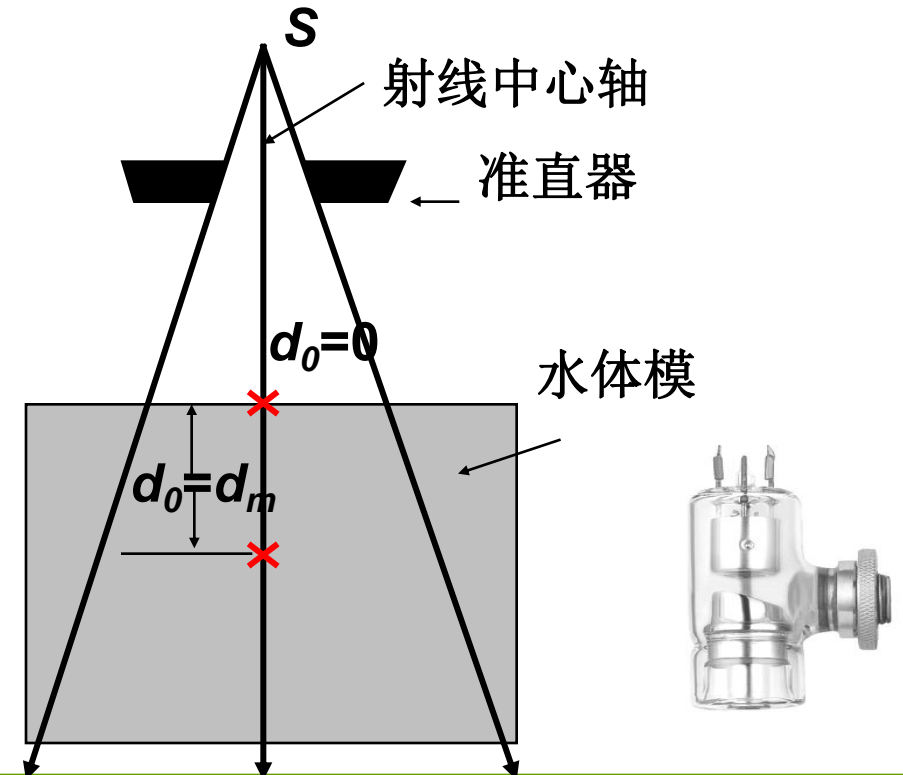


(四) 参考点 是指剂量计算或测量参考点

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 ）

当用**400kV**以下的**X**线照射时，
参考点取在体模表面（ $d_0=0$ ）

当用高能**X**线或 **γ** 射线照射时，
参考点取在体模表面下最大剂
量点的位置，其位置随能量而
定（ $d_0=d_m$ ）





（五）校准点：

是指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，要事先测量
治疗机在校准点的**校准剂量率**

（六）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=100cm**
对于**60Co**治疗机，一般**SSD=75cm**或**85cm**





(七) 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 (**source axis distance,SAD**)

表示射线源到机架旋转中心的距离

(九) 人体体模

一种用组织等效材料做成的代替人的身体的模型

常用的体模材料有：水、聚苯乙烯、有机玻璃、石蜡





三、射线中心轴上百分深度剂量

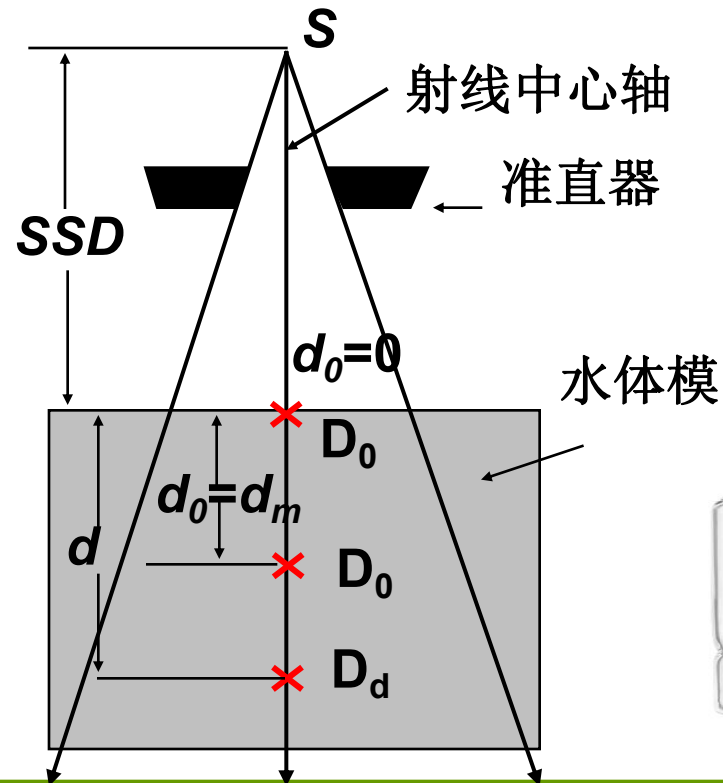
(一) 百分深度剂量 (percentage depth dose, PDD)

定义：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 吸收剂量 D_0 之比的百分数，即

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

对X线 ($\leq 400\text{kVp}$)，参考深度选择在体模表面 ($d_0=0$)

对高能X线，参考深度选在最大吸收剂量点深度 ($d_0=d_m$)





百分百分深度剂量 PDD

定义:

射野中心轴上某一深度 d 处的吸收剂量率 $\dot{D}_d$ 与参考点深度 d_0 处吸收剂量率 $\dot{D}_{d_0}$ 的百分比

$$PDD = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_{d_0}} \times 100\%$$

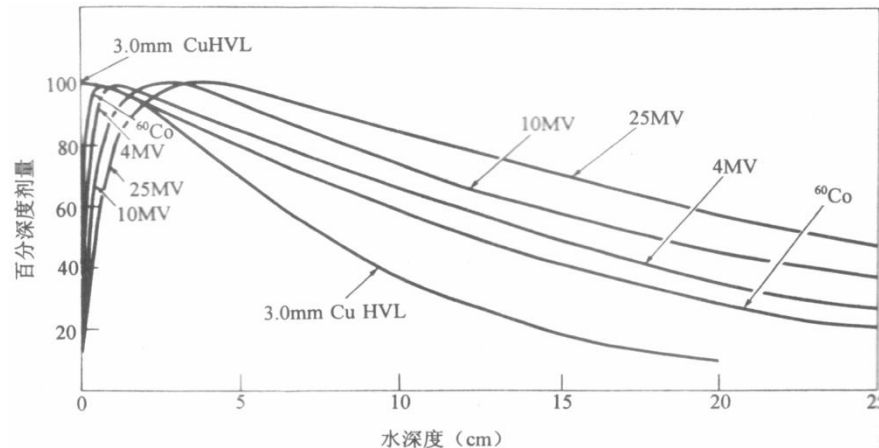


图 2-1-4 不同能量 X 线的深度剂量比较

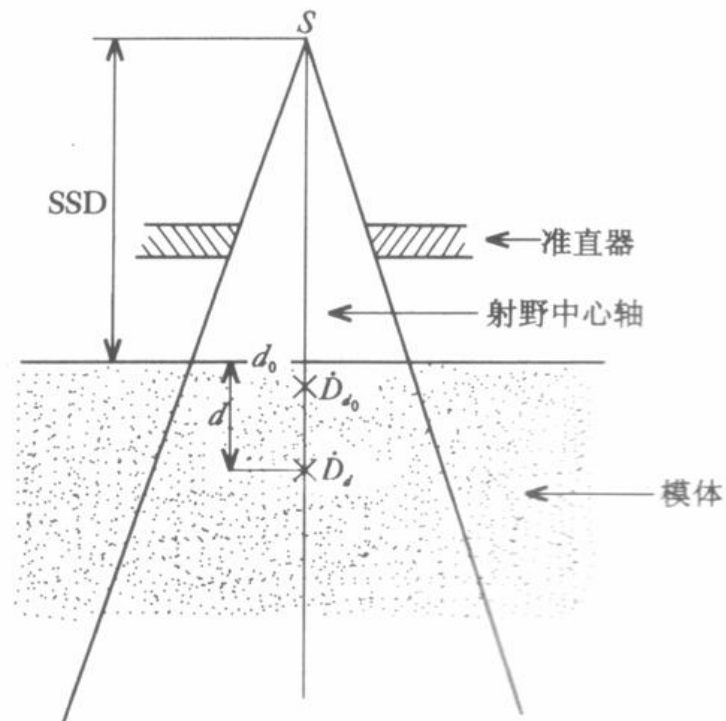


图 5-2 百分深度剂量定义示意图





(二) 影响百分深度剂量的因素

1. 组织深度的影响

由于体模表面不满足次级电子平衡，而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**

从体表到这一深度之间的区域称**建成区**

从体表到这一深度称**建成深度**





当***PDD***的参考点深度选择在最大剂量点深度时，在此深度前***PDD***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**的***X***线，***SSD***=100cm，照射野为10cm×10cm

组织深度	0.5cm	1.0cm	2.0cm	5.0cm	10.0cm
PPD	75%	93%	100%	89.5%	71%





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***PDD***也随射线能量的增加而增大

如***SSD***=100cm，照射野为10cm×10cm，组织深度***d***=10cm

射线能量	6MV	15MV
PPD	67.6%	76.7%





3. 照射野面积对深度剂量的影响

照射面积增大，同一深度的百分深度剂量随之加大

当照射野面积很大时，射野的边缘的散射线对中心轴上的剂量贡献减少，此时**PDD**随面积增加变缓，并逐渐达到饱和





射野面积和形状对百分深度剂量的影响

放疗中用列表的方法，表示各种大小方形野的百分深度剂量随组织深度的变化

临床经常用到矩形野和不规则野，不能一一列表，故要等效方野，将其转换到方形野，临床采用面积周长比法或查表法

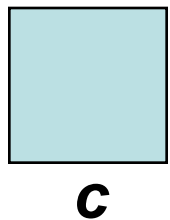
等效方野：如果使用的矩形野或不规则野在其照射中轴上的百分深度剂量与某一方形野的百分深度剂量相同时，该方形野叫做所使用的矩形野或不规则照射野的等效照射野





面积/周长比法:

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



c

$$S=c^2, L=4c$$

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



b

$$S=a \cdot b, L=2(a+b)$$

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

例: 对10cm×8cm矩形野, 其等效方野边长

$$c = \frac{2 \times 10 \times 8}{(10+8)} = 8.9cm$$





但窄长条野应查表

Long Axis (cm)	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	30
2	2.0														
4	2.7	4.0													
6	3.1	4.8	6.0												
8	3.4	5.4	6.9	8.0											
10	3.6	5.8	7.5	8.9	10.0										
12	3.7	6.1	8.0	9.6	10.9	12.0									
14	3.8	6.3	8.4	10.1	11.6	12.9	14.0								
16	3.9	6.5	8.6	10.5	12.2	13.7	14.9	16.0							
18	4.0	6.6	8.9	10.8	12.7	14.3	15.7	16.9	18.0						
20	4.0	6.7	9.0	11.1	13.0	14.7	16.3	17.7	18.9	20.0					
22	4.0	6.8	9.1	11.3	13.3	15.1	16.8	18.3	19.7	20.9	22.0				
24	4.1	6.8	9.2	11.5	13.5	15.4	17.2	18.8	20.3	21.7	22.9	24.0			
26	4.1	6.9	9.3	11.6	13.7	15.7	17.5	19.2	20.9	22.4	23.7	24.9	26.0		
28	4.1	6.9	9.4	11.7	13.8	15.9	17.8	19.6	21.3	22.9	24.4	25.7	27.0	28.0	
30	4.1	6.9	9.4	11.7	13.9	16.0	18.0	19.9	21.7	23.3	24.9	26.4	27.7	29.0	30.0





4. 源皮距对PDD的影响

深度剂量变化受三个因素支配：

1. 该点到源的空间距离的反平方衰减
2. 深度为d的介质引起的指数衰减
3. 准直限束系统和体模产生的散射影响

故：随着SSD ↑，剂量率 ↓，但组织中PPD ↑

$$PDD(d, r, f_1) = 100 \times \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \times e^{-\mu(d-d_m)} \times K_S$$

$$PDD(d, r, f_2) = 100 \times \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \times e^{-\mu(d-d_m)} \times K_S$$





(三)百分深度剂量表的应用

PDD表是在一定条件下，在水体模中经实测后制成，见表8-1
制成各种照射条件下（能量、照射野、治疗深度和源-皮距离）
的百分深度剂量表方便临床使用

处方剂量的计算：

设 D_T 为肿瘤的治疗剂量， D_m 为处方剂量

$$D_m = \frac{D_T}{PDD} \quad (8-3)$$





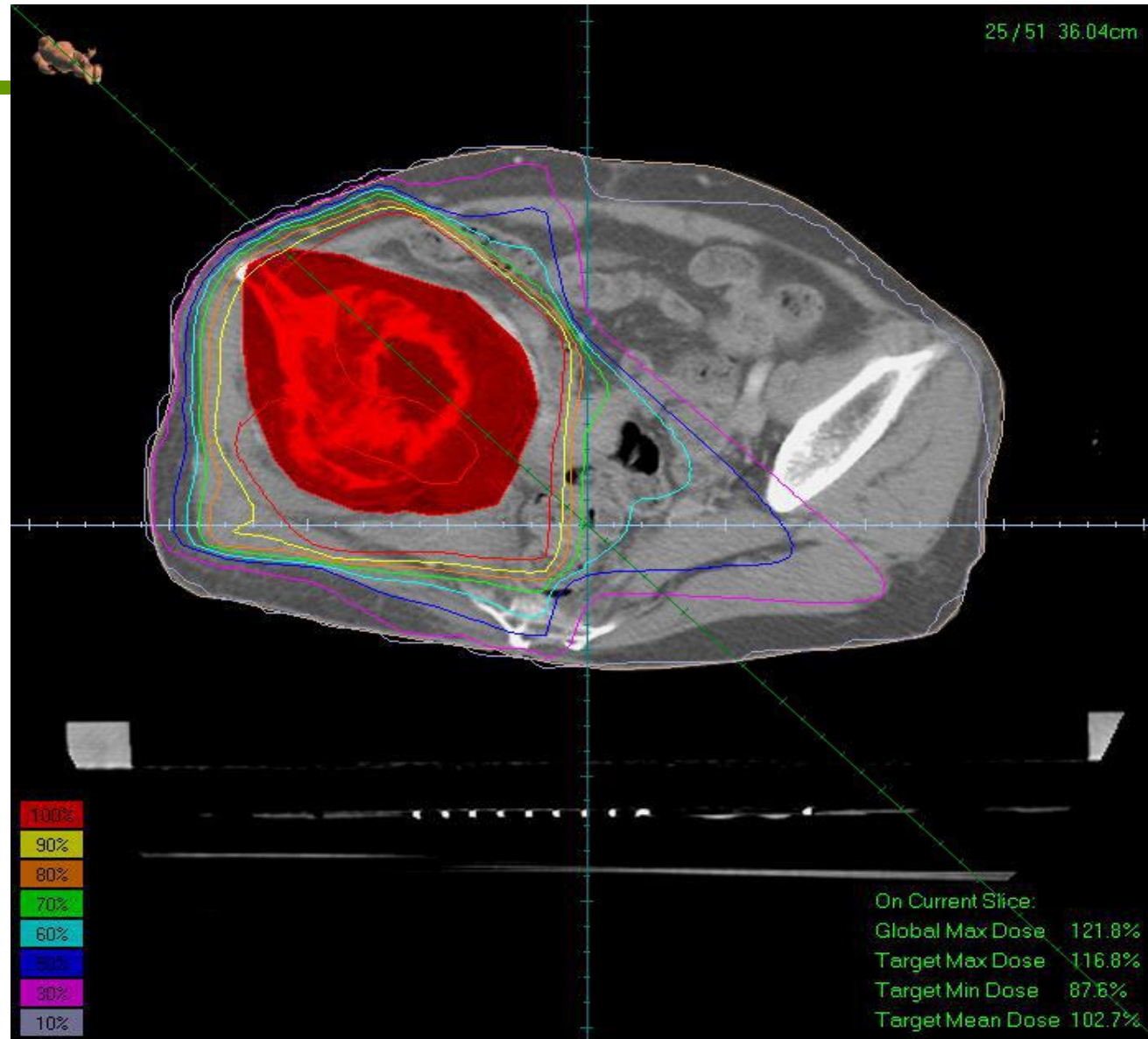
（四）等剂量曲线

在制定临床放射治疗计划时，需要知道整个照射野内及邻近区域的剂量分布，通常用等剂量曲线来反映射线在体内的剂量分布

等剂量曲线：

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。等剂量曲线反映了射线束在体内离轴方向的剂量变化



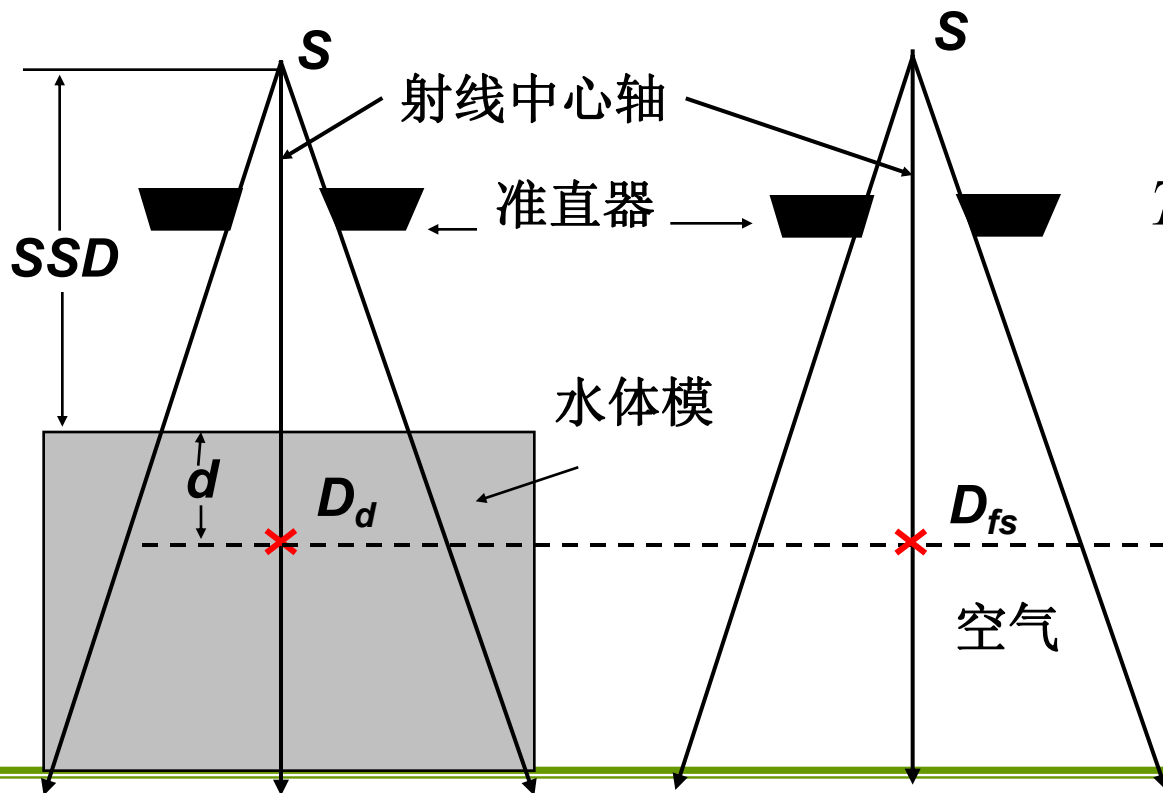




四、射线中心轴上组织空气比

(一) 组织空气比 (tissue air ratio, TAR)

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



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





(二) 影响组织空气比的因素

1. 组织空气比与源-皮距无

关

2. 组织深度的影

由于剂量建成效应

响

TAR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

临床剂量学中将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

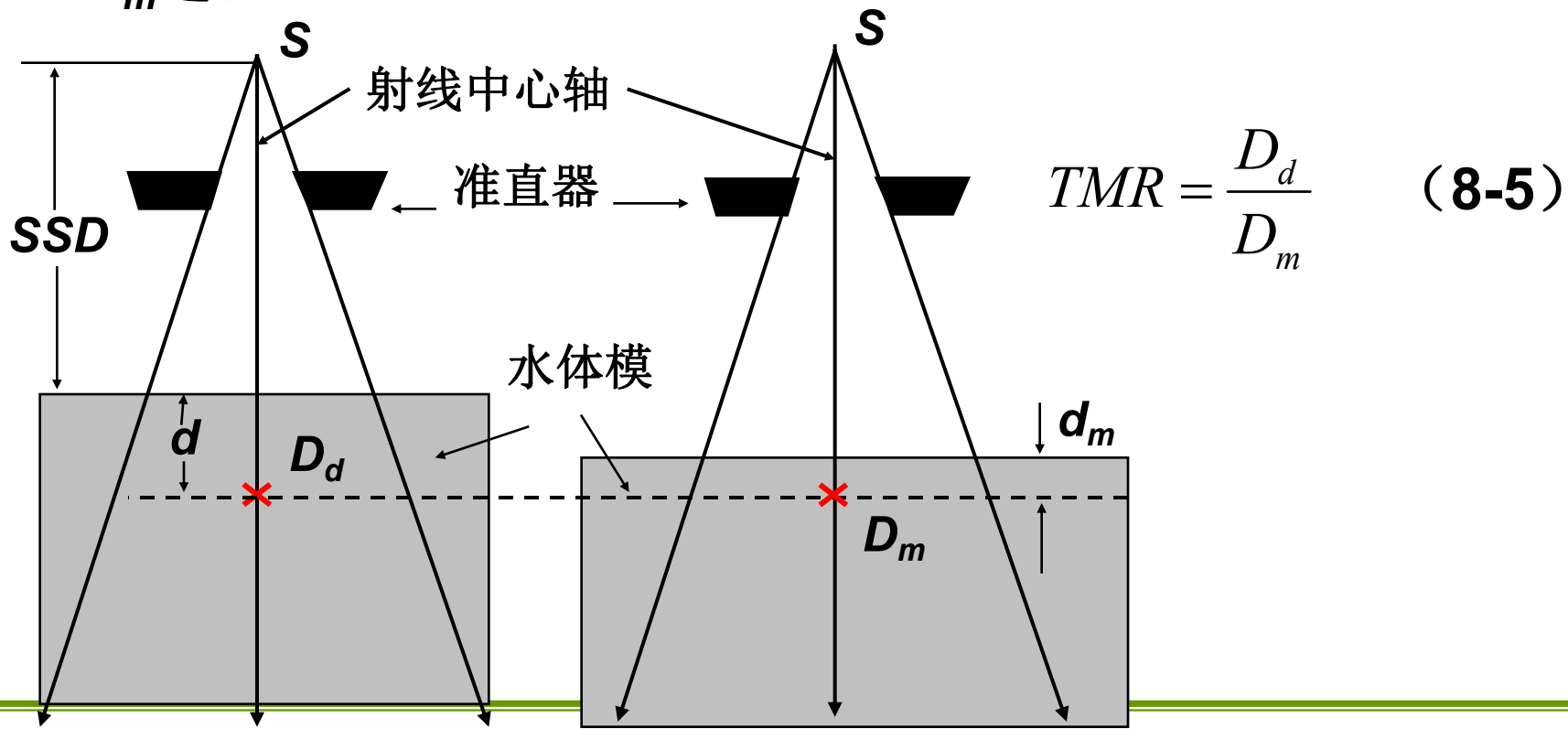




五、组织最大剂量比

组织最大剂量比（tissue maximum ratio,TMR）

定义：体模内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





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

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





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。

【例1】一患者，接受半价层为3mmCu的X线照射治疗。设在距X线焦点50cm处，照射野为8cm×8cm时，X线机输出照射量率为100R·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=5cm, 8cm×8cm, SSD=50cm)=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***=0.95cGy.R⁻¹，试计算达到肿瘤的治疗剂量为200cGy的开机时间。





解：空气中剂量率 $\dot{D}_{fs}$ ： $\dot{D}_{fs} = \dot{X} \cdot f$

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

最大剂量点处剂量率：

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

肿瘤治疗剂量： $D_T = 200 \text{cGy}$

$$\text{处方剂量： } D_m = \frac{D_T}{PDD} \times 100\% = \frac{200}{0.648} \times 100\% \text{cGy} = 308.6 \text{cGy}$$

$$\text{治疗时间： } T = \frac{D_m}{\dot{D}_m} = \frac{308.6}{114} \text{min} = 2.71 \text{min}$$





【例2】一患者，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 $\dot{D}_{fs}=150\text{cGy} \cdot \text{min}^{-1}$ 照射野 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 时， $\text{SSD}=80\text{cm}$ ，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 $D_T=200\text{cGy}$ 时，治疗机开机时间。

解：体内最大剂量点处校准剂量率：

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

处方剂量： $D_m = \frac{D_T}{PDD} \times 100\% = \frac{200}{0.641} \times 100\% = 312 \text{cGy}$

治疗机开机时间： $T = \frac{D_m}{\dot{D}_m} = \frac{312}{155.4} \text{min} = 2.01 \text{min}$





【例3】一患者，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 $\text{TAR}(d=10\text{cm}, 8\text{cm} \times 8\text{cm})=0.681$ ，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。

解：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：

$$D_{fs} = \frac{D_T}{\text{TAR}} = \frac{200}{0.681} \text{cGy} = 293.7 \text{cGy}$$





$$\dot{D}_{fs} = 120cGy \cdot \min^{-1}$$

治疗时间:

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

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、敷贴及术中照射五大类。





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
 γ 辐射源有

- ^{226}Ra 源
- ^{137}Cs ($^{137}\text{铯}$) 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=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铂铱外壳滤过后，
距离镭源1cm处每小时的照射量= $2.1 \times 10^{-3} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ ，
放出的 γ 射线平均能量=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 等人工放射性核素代替





(二) ^{137}Cs 源

^{137}Cs 是人工放射性核素，
半衰期=33年，其 γ 射线能量=0.66MeV

$3.7 \times 10^7 \text{Bq}(1\text{mCi})^{137}\text{Cs}$ 源在距离1cm产生的
照射量率= $8.4 \times 10^{-4} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$

^{137}Cs 在组织内具有与镭相同的穿透力和类似的剂量分，
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 的化学提纯存在着问题，
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 ^{192}Ir 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=**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=**74.5天**，故铱源是较好的近距离放射治疗用放射源

$3.7 \times 10^7 \text{Bq}(1\text{mCi})$ ^{192}Ir 源在距源**1cm**处
每小时的照射量率= **$1.26 \times 10^{-3} \text{C.kg}^{-1}$**

^{192}Ir 的半价层为**24mmPb**，是较易防护的放射源

常用于高剂量率腔内照射和组织间插植





(四) ^{60}Co 源

^{60}Co 也是人工放射性核素

其半衰期=5.3年， γ 射线的平均能量=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的照射量率；

r 为其某一点距离源的距离；

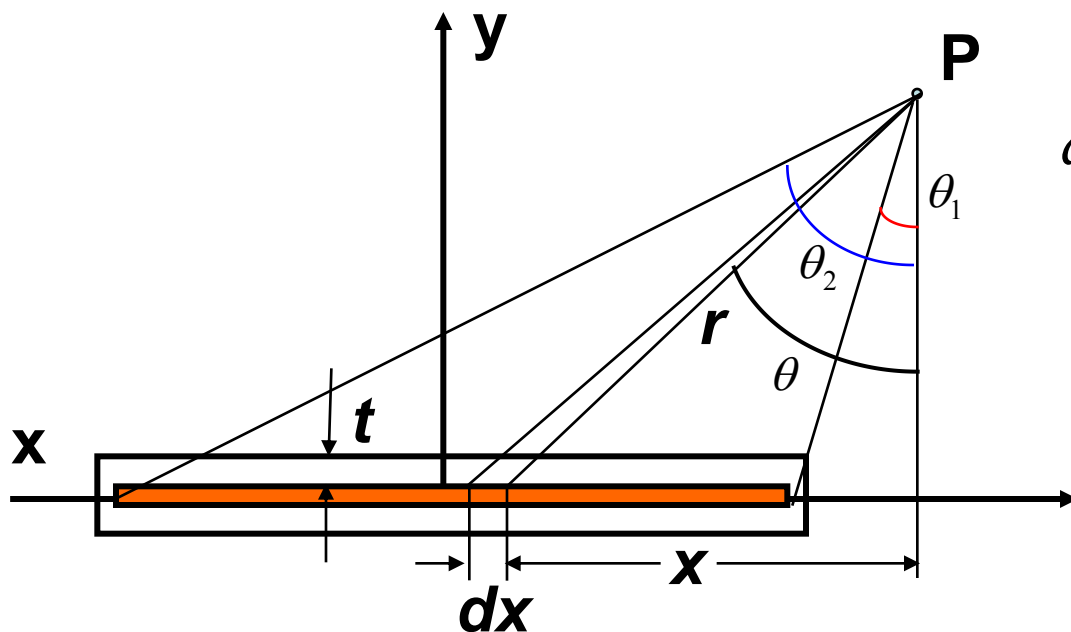
A 为该源的放射性活度





(二) 线辐射源

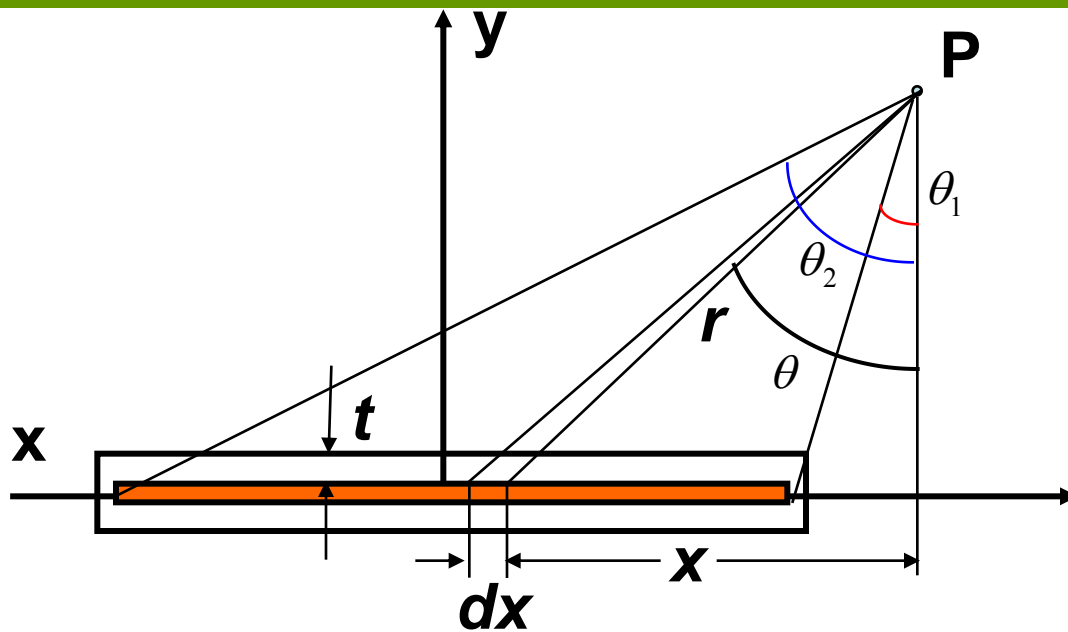
对于一个长度为**L**的线状源，设其总活度为**A**，与它相距为**r**处**P**点的照射量率可以成是由组成该线源的无数个点状源在该点形成的照射量的积分。将线源分成无数个点源，设其中一个长度为**dx**，则点源**dx**在**P**点的照射量率为



$$dI = \frac{A}{L} \cdot \Gamma \cdot dx \cdot \frac{e^{-\mu \cdot t \cdot \sec \theta}}{r^2} \quad (8-7)$$

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





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

式中， 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，控制其在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

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

式中，**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，使腔内治疗技术至加安全、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，其腔内三疗范围包括宫颈、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系统和现代**ICRU**剂量学系统。





(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三大系统:

- 斯德哥尔摩系统
- 巴黎系统
- 曼彻斯特系统

1. 斯德哥尔摩系统

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，每次治疗时间为**20~24**小时，曾被称为“大剂量率，短时间”分次治疗。





2. 巴黎系统

1919年形成，其特点是采用低强度源，长时间照射。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。其宫颈管含镭**33.3mg**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为单位，即放射源的总强度(毫克)与治疗时间的乘积。





3. 曼彻斯特系统 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，分别分为长、中、短三种宫腔管和大、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**星期，总照射的时间为**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，仍然为世界各地的许多治疗中心所广泛使用。



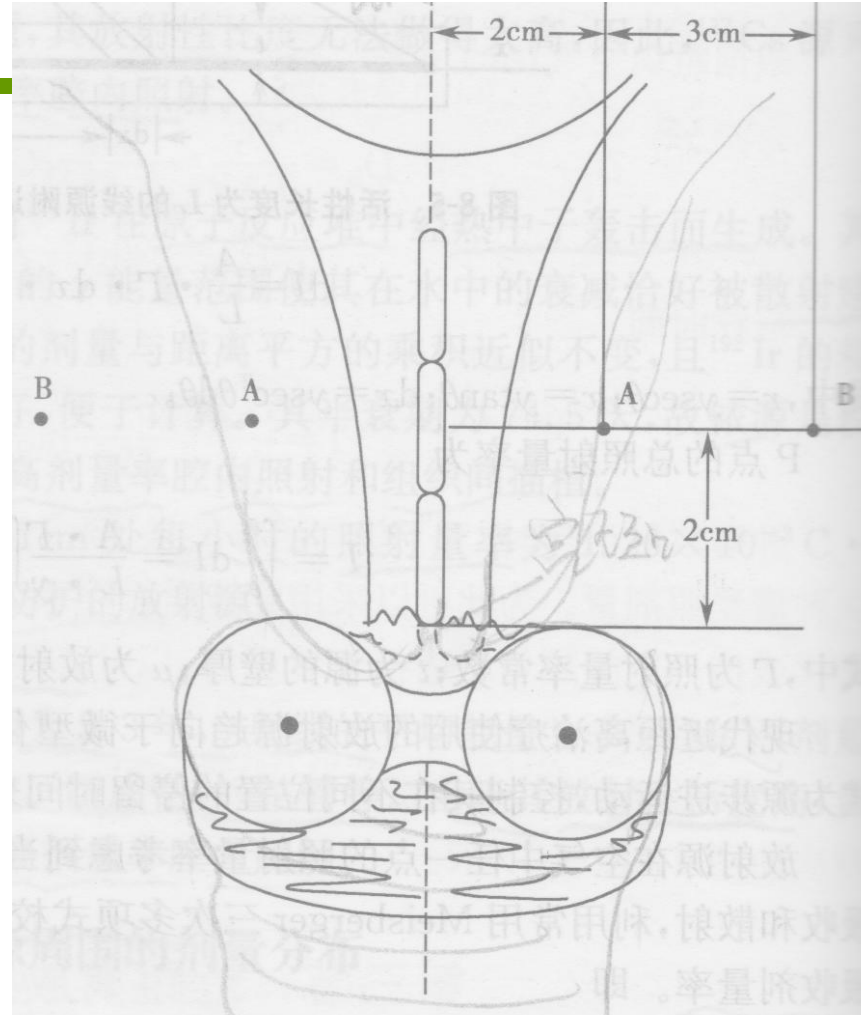


图8-6经典妇科肿瘤内照射
曼彻斯特剂量学系统





(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封治疗规范化，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的、规范的、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($0.4 \sim 2 \text{ Gy} \cdot \text{h}^{-1}$)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。



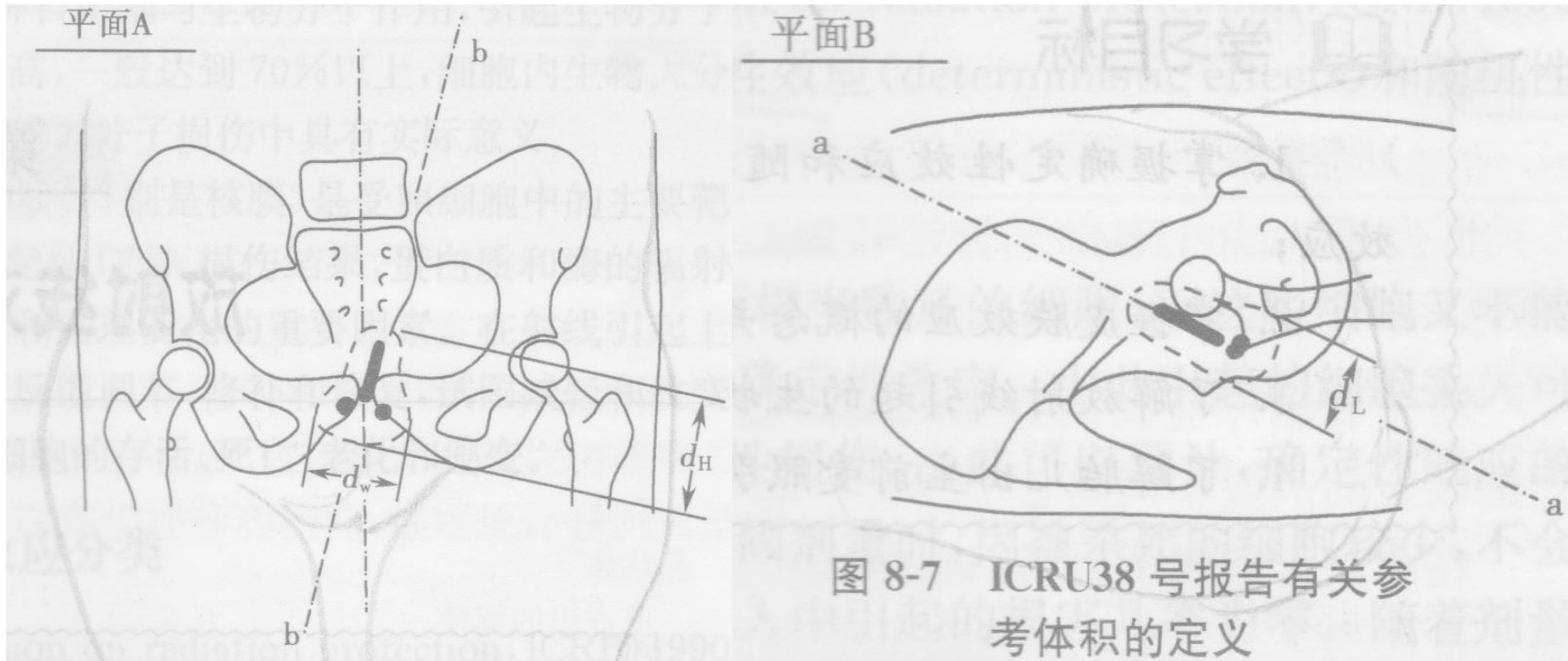


图8-7 ICRU38号报告有关参考体积的定义





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，直接插植入肿瘤部位，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和治疗法则。

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和治疗法则。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。



