

中华医学会北京分会放射治疗学继续教育推荐教材

■ 主 编 张红志  
邱学军  
史 荣

# 肿瘤放射治疗物理学进展

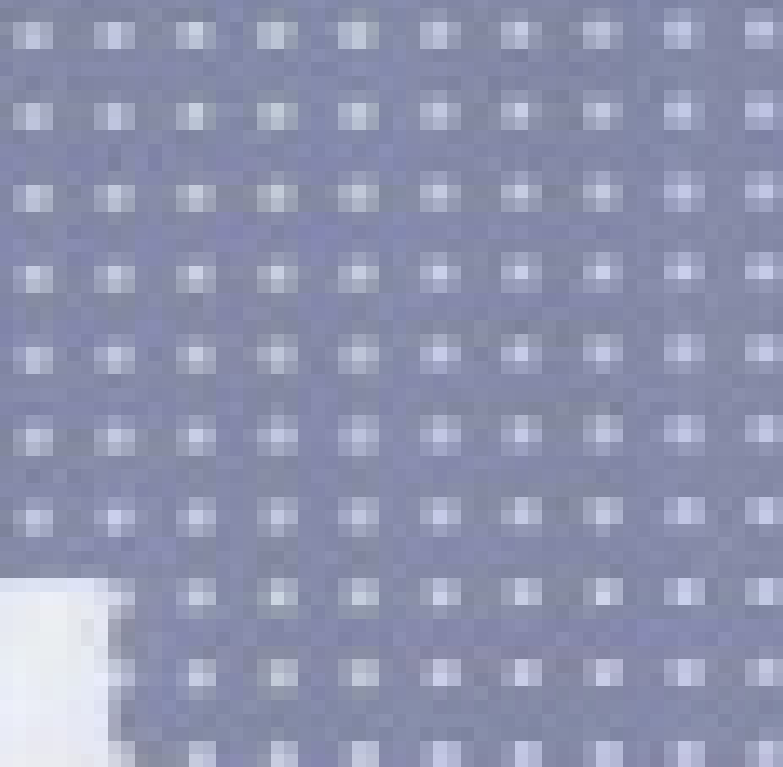
Zhongliu Fangshe Zhiliao  
Wulixue Jinzhan

北京医科大学出版社

肇庆分校建校二十周年纪念册  
肇庆分校建校二十周年纪念册  
肇庆分校建校二十周年纪念册

# 中国书画函授大学肇庆分校建校二十周年纪念册

中国书画函授大学肇庆分校建校二十周年纪念册



中华医学会北京分会放射治疗学继续教育推荐教材

# 肿瘤放射治疗 物理学进展

主编 张红志 邱学军 史 荣

作者姓名（按文内出现顺序排列）

申文江 北京大学 第一医院  
张绍刚 卫生部 北京医院  
王所亭 中国人民解放军总医院  
朱庙生 卫生部 北京医院  
邱学军 中国科学院 大恒医疗设备有限公司  
谢虎臣 美国 NIH  
张红志 中国医学科学院 肿瘤医院  
于世平 北京大学 第一医院  
王连元 中国人民解放军总医院  
周振山 中国人民解放军 307 医院  
何京学 卫生部 北京医院

中华医学会北京分会主办  
中国科学院大恒医疗设备有限公司协办

北京医科大学出版社

# ZHONGLIU FANGSHE ZHILIAO WULIXUE JINZHAN

## 图书在版编目 (CIP) 数据

肿瘤放射治疗物理学进展/张志红, 邱学军, 史荣主编. —北京: 北京医科大学出版社, 2002.3

ISBN 7-81071-249-7

I. 肿… II. ①张…②邱…③史… III. 肿瘤 - 放射疗法 - 物理学 - 进展 - 世界 IV. R730.55

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2002) 第 006852 号

北京医科大学出版社出版发行

(100083 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内)

责任编辑: 暴海燕

责任校对: 焦 娴 王怀玲

责任印制: 郭桂兰

莱芜市圣龙印务书刊有限责任公司印刷 新华书店经销

开本: 787mm × 1092mm 1/16 印张: 15.25 字数: 384 千字

2002 年 3 月第 1 版 2002 年 3 月第 1 次印刷 印数: 1 - 2500 册

定价: 32.50 元

版权所有 不得翻印

# 前 言

北京医学会放射肿瘤专业委员会承担卫生部、中华医学会继续教育项目已经十余年，积累了丰富的经验，历年来受到了全国广大放疗专业医务人员的重视与欢迎。

放射治疗学之所以有飞速发展，主要原因是放射物理学及放射生物学有很大进步，为放射治疗临床奠定了坚实的基础。为此，北京放射治疗专业委员会在四年前开始每年举办一期“肿瘤放射治疗物理学进展”学习班，每年一期的学习班大约培训全国物理师 50~60 人，学员在学成后回到原单位起到重要作用，使本单位物理学水平有明显提高，为临床治疗提供可靠、安全、有效的物理学保证。因此，这个学习班日趋受到放射肿瘤界的重视和好评。

由于肿瘤放疗知识发展甚快，根据卫生部的要求，学习班必须每 3 年重新编写新讲义。我们要求教学人员适应新形势，编写新讲义，主旨是适合于临床使用，过去各种放射物理书中所介绍的内容可以忽略，必要的内容也需结合进展叙述，读者对象应为放射肿瘤物理师、技师及临床医师。各位作者本着这种精神，较好地完成了任务，写成了这本放射物理进展。

北京放射物理界的物理师、工程师，对撰写这本讲义十分努力，以极为认真负责的态度尽可能编写最新的材料，适合临床应用为原则及目的，此外还收录了本书作者少数已正式发表的论文。本书的质量肯定还有不尽人意之处，尚祈各位专家批评指正，待有再版时予以补正。

北京放射肿瘤专业委员会诚恳感谢中华医学会放射肿瘤学会、北京医学会的支持与帮助，感谢广大同仁的支持，感谢北京肿瘤放射物理学界的各位教职员工的努力及奉献。感谢大恒公司慷慨协助。

北京放射肿瘤专业委员会会一如既往诚恳为大家服务。

申文江  
2002.1.

# 目 录

## 前言

辐射剂量学 .....	张绍刚 (1)
临床射野剂量学 .....	王所亭 (61)
外照射治疗计划 .....	王所亭 (83)
三维适形放射治疗 (3DCRT) .....	朱庙生 (108)
逆向调强放射治疗 .....	邱学军 (133)
立体定向放射手术 (SRS) 和立体定向放射治疗 (SRT) .....	朱庙生 (140)
三维适形调强放射治疗的质量保证 .....	张红志 (156)
21 世纪的近距离治疗	
——基于影像学的治疗计划设计及应用 .....	张红志 (159)
血管介入放射治疗 .....	于世平 申文江 (170)
粒子植入近距离治疗 .....	于世平 (187)
术中放射治疗 .....	王连元 (203)
全身照射技术的临床应用 .....	周振山 (209)
放疗治疗设备的验收 .....	何京学 (222)
辐射防护保健物理 .....	王连元 (227)

# 辐射剂量学

吸收剂量的测算是临床辐射剂量学的一项主要内容，当光子和电子束等电离辐射进入人体组织后，通过和人体组织中的原子相互作用，而传递电离辐射的部分或全部能量。人体组织吸收电离辐射的能量后，会产生一系列的物理、化学和生物学变化，最终导致组织的生物学损伤，即生物效应。生物效应的大小正比于组织中吸收的电离辐射的能量。因此，只要确定组织中所吸收的电离辐射的能量，就能正确地评估放射治疗的疗效和它的副作用。

测量吸收剂量的方法很多，而电离室法是临床上测量吸收剂量的最主要和最实用的方法。

## 一、术语简介

### 1. 铯-137 源

$^{137}\text{Cs}$  是人工放射性同位素，其衰变出的  $\gamma$  射线能量是单能的，为  $0.66\text{MeV}$ ，半衰期 33 年，平均每年衰变 2%，1 毫居里  $^{137}\text{Cs}$  距源 1cm 处每小时照射量为 3.26 伦琴，即 1 毫居里  $^{137}\text{Cs}$  等于 0.4 毫克镭当量 ( $3.26/8.25 = 0.4$ )。其特点：

(1)  $^{137}\text{Cs}$  中含有  $^{134}\text{Cs}$  同位素，其能谱复杂，半衰期短 (2.3 年)，造成  $^{137}\text{Cs}$  剂量计算困难，因此要求  $^{137}\text{Cs}$  源含  $^{134}\text{Cs}$  量越少越好。

(2) 它的放射性比度 (单位体积的放射性强度) 不可能做的太高，因此多制成柱状或球形放射源，用于中、低剂量率腔内照射放射源，而很少作为外照射，用于远距离治疗机。

### 2. 钴-60 源

$^{60}\text{Co}$  源也是人工放射性同位素，它是通过  $^{59}\text{Co}$  在原子反应堆中经过热中子照射轰击而生成的放射性同位素。核内中子不断转变为质子放射出能量为  $0.31\text{MeV}$  的  $\beta$  射线，核中过剩能量以  $\gamma$  辐射的形式释出，包括能量为  $1.17\text{MeV}$  及  $1.33\text{MeV}$  两种  $\gamma$  射线。衰变的最终产物是镍的稳定性同位素 (镍-60)。 $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  射线的半衰期为 5.24 年，每月衰减 1.1%。

1 毫居里  $^{60}\text{Co}$  距钴源 1cm 处每小时的照射量为 13.08 伦琴。因此，1 毫居里  $^{60}\text{Co}$  相当于 1.6 毫克镭当量 ( $13.08/8.25 = 1.6$ )，其特点：

(1) 钴源放出的  $\beta$  射线能量低，易于源容器吸收。

(2) 钴源  $\gamma$  射线能量高，作腔内照射不如铯-137。

(3) 钴源  $\gamma$  射线用于外照射，特点突出，五、六十年代是外照射主要的治疗辐射源，目前在全国范围内仍是重要的放疗辐射源之一。

### 3. 照射量 (Esposure)

照射量是用来表示 X 射线在空气中产生的电离能力大小的一个物理量，其定义为：X 或  $\gamma$  射线在质量为  $d_m$  的空气中释放出来的全部电子 (正电子和负电子) 完全被空气阻止时，在空气中产生一种符号的离子的总电荷的绝对值  $d_Q$  除以  $d_m$ ，即： $d_Q/d_m$ 。

应当指出，该定义只适用于 X 或  $\gamma$  辐射，不能用于其它辐射 (如中子或电子束等)；也不能用于其它物质，只限于空气。照射量不包括该质量中释放出来的次级电子发射的韧致辐射被吸收后产生的电离，不过这仅在光子能量很高时才有意义。照射量的测量必须满足电

子平衡条件，只有在几千电子伏到几兆电子伏之间才能较严格地进行照射量的测量。

#### 4. 吸收剂量 (Absorbed Dose)

吸收剂量是指电离辐射在单位质量的介质中沉积 (Imparted) 的平均能量。旧单位为拉德 (rad)，SI 单位为戈瑞 (Gy)。其单位 (Gy) 的定义是每千克 (kg) 物质吸收 1 焦耳 (J) 能量时的吸收剂量。 $1\text{rad} = 100\text{ergs/g} = 10^{-2}\text{J/kg} = 1\text{cGy}$ 。

吸收剂量与照射量不同，它被广泛地应用于不同电离辐射的类型、能量及各种介质。

吸收剂量反映的是射束在介质中被吸收的情况，而照射量则是指辐射在空气中电离量的大小，在临床上，前者更重要，更被医生所关注，它的量值是通过使用剂量计及电离室对后者进行精确的测算而确定的。

#### 5. 最大吸收剂量 (Maximun Absorbed Dose)

辐射在模体中沿辐射束轴产生的吸收剂量率中的最大者，称为最大吸收剂量。

#### 6. 比释动能 (Kinetic Energy released in the medium, Kerma)

用来量度不带电粒子与物质相互作用，释放出来的带电电离粒子的初始动能总和的一个物理量。

单位：焦耳/千克 (J/kg)

专用名：戈瑞 (Gray)，符号：Gy

量纲： $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$ ， $1\text{Gy} = 100\text{cGy}$

说明：其单位与吸收剂量相同，但在概念上是有区别的，不带电粒子与物质相互作用，产生带电粒子和其它次级不带电电离粒子而损失能量，这是第一步。第二步是带电电离粒子把能量授予物质。比释动能表示第一步的结果；吸收剂量则表示第二步的结果。因此，只有满足次级电子平衡条件和韧致辐射可忽略不计时，比释动能才等于吸收剂量。

#### 7. 百分深度剂量 (Percentage Depth Dose, PDD)

固定照射野和源皮距条件下，模体内任意深度  $d$  处的吸收剂量率  $D_d$  与射束轴上参考点 (一般取最大剂量点)  $d_0$  的吸收剂量率  $D_{d_0}$  的百分数比值 PDD，即  $\text{PDD} = D_d/D_{d_0} \times 100\%$ 。

8. 组织模体比 (Tissue-Phantom Ratio, TPR) 和组织最大剂量比 (Tissue-Maximun Dose Ratio, TMR)

模体中射野中心轴上任意一点的剂量率与空间同一点模体中射野中心轴上参考深度处同一射野的剂量率之比。参考深度通常取水下 5cm 或 10cm，原则上参考深度与临床剂量学中常用的参考深度即最大剂量点深度相同，这就是我们在临床上常提及到的组织最大剂量比 TMR。显然，TMR 是 TPR 的一个特殊情况。它与 PDD 的主要区别之一在于 PDD 是线束中心轴上两个不同深度位置的剂量百分比，而 TMR 则是空间同一位置两种不同散射条件下的剂量比，故与到源的距离无关。

#### 9. 电离室有效测量点 (Effective Point of Measurement)

模体中有电离室的空气空腔后，辐射的注量梯度与无空腔时的梯度不同。因此，电离室测出的吸收剂量将不是电离室的几何中心点处的吸收剂量，而是有效测量点处的吸收剂量。

#### 10. 参考点 (Deference Point)

一般情况下，为剂量计算或测量参考而规定的体模表面下照射野中心轴上的一个点。对 400kV 以下 X 射线，参考点取在体模表面；对高能 X ( $\gamma$ ) 射线，参考点取在体模表面下最大剂量点或依射线能量不同规定的特定深度。

#### 11. 校准深度 (Calibration Depth)



在模体中对辐射进行吸收剂量测量时，探测器的有效测量点所在的深度。

### 12. 校准因子 (Calibration Factor)

计量检定机构给出的剂量值与被检定的剂量计对该剂量值的显示值的比值。校准因子可以是吸收剂量 ( $N_D$ )、比释动能 ( $N_K$ ) 或照射量校准因子  $N_x$ 。

### 13. 建成效应 (Polarity Effect)

指高能 X 射线入射体模时，在几个毫米至几个厘米的表浅深度出现剂量累积效应的区域。

### 14. 连续慢化射程 $V_0/\rho$ (Continuous-Slowing-Down Range)

在无限均匀介质中，假若电子沿其全部径迹连续不断地损失能量，并损失率总是近似等于其平均能量损失率，在这种慢化过程中电子的路程长度称为连续慢化射程，以  $V_0/\rho$  表示。

### 15. 反散射因子 (Backscatter Factor)

模体表面处的剂量与在空间同一点无模体时的剂量的比值。

### 16. 电子束半值深度 (Half-Value Depth for Electron)

(1) 剂量半值深度：由电子束的射野中心轴百分深度剂量曲线查出半值 (50%) 对应的深度，即  $R_{50}^D$  (cm)。

(2) 电离半值深度：由电离深度曲线确定半值对应的深度，即  $R_{50}^I$  (cm)。

### 17. 均整区 (Flattened area)

均整区是指有用射线束形成的辐射野内的一个范围，在此范围内最大吸收剂量与最小剂量之比应满足一定的要求。①对于加速器产生的 X 射线 (见图 1)，其方野的均整区范围由表 1 给出。②对于电子束，在电子束轴的最大剂量点处做垂直于束轴的平面，即为最大剂量平面。于最大剂量平面内，90% 等剂量线与主轴和对角线的交点分别同几何野的在此面上投影的邻近边的距离为  $d_A$ ；同几何野顶点的距离为  $d_c$ 。对于各种辐射野， $d_A$  不大于 10 mm， $d_c$  不大于 20 mm 所围成的区域为均整区 (见图 2)。

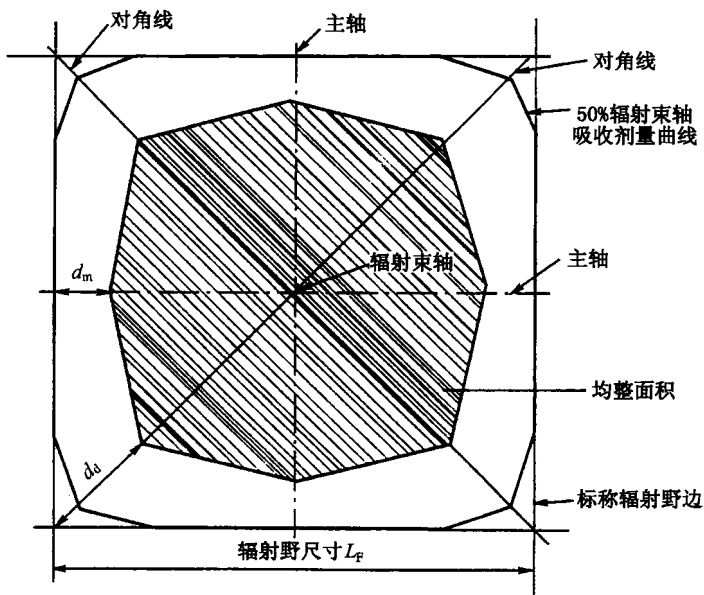


图 1 X 辐射野的均整区 (图中斜线区为均整区)

表 1 均整区内的  $d_m$  与  $d_d$  值

野边长 $L_F/cm$	$d_m$	$d_d$
$5 \leq L_F \leq 10$	1cm	2cm
$10 < L_F \leq 30$	$0.1 L_F$	$0.2 L_F$
$30 < L_F$	3cm	6cm

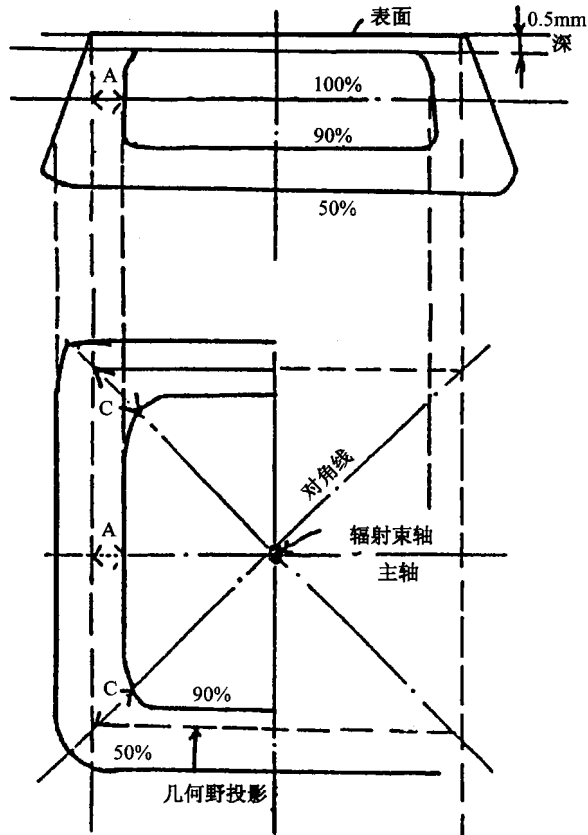


图 2 电子束辐射野的均整区

### 18. 几何野 (Geometrical field)

模体表面上由光野限定的范围，为几何野。在模体的不同深度，几何野的投影与几何野大小相同。

### 19. 质能吸收系数 (Mass Energy Absorption Coefficient)

不带电电离粒子与物质相互作用，在转移为带电电离粒子的动能中，除去以韧致辐射形式放出的以外真正消耗在介质中的，即总能量中真正被介质吸收的那部分能量的份额就是质能吸收系数。水与空气中吸收剂量之比，近似于质能吸收系数之比：

$$D_w/D_a = (\mu_{en}/\rho)_w / (\mu_{en}/\rho)_a$$

### 20. 阻止本领 (Stopping Power)

带电电离粒子或不带电电离粒子与物质相互作用而引起物质的某种变化，最终都是通过带电电离粒子与物质相互作用完成的，阻止本领就是描述带电电离粒子在物质中损失能量的过程。即用能量损失与穿过的路程之比来定量描述带电电离粒子损失能量的过程就是阻止本领的概念。

## 21. 电子平衡 (Electronic Equilibrium)

在均匀介质中的测量体积元内, 离开此体积元的电子, 被另一个进入该体积元具有相同能量的电子代替, 则在体积元内存在着电子平衡。这里不一定要要求进入体积元的电子数目等于离开体积元的电子数目; 也不要要求进入体积元的能量等于离开体积元的能量。只要求电子带入体积元的能量 (不包括静止能) 等于电子带出体积元的能量 (不包括静止能)。

当测量体积元的体积较小, 但大于次级电子的最大射程时, 可以满足电子带入此体积元的能量等于电子带出此体积元的能量, 电子平衡可以建立。如低能 X 射线, 由于次级电子的最大射程短, 体积可以很小, 这两个条件都可得到满足。对能量较高 ( $\geq 1\text{MV}$ ) 的 X ( $\gamma$ ) 射线, 由于次级电子的射程增长, 测量体积元增大, 这两个条件不能满足, 电子平衡不能建立。当然利用 Gray 原理, 使用圆柱形电离室测量水中吸收剂量时, 不需要电子平衡条件, 因为不论在某一点的吸收剂量或电离都是由次级电子在该点的通量决定的。此时电离室不是作为射线探测器出现, 而是作为电子探测器使用。理论的要点是: 介质中的吸收剂量可以与介质内较小的充气空腔中单位体积的电离相联系。

## 22. Gray 原理

在吸收剂量测量中使用的圆柱形电离室, 测量的电离量是一个被固定室壁包围的小气体空腔中的电离, 其原理是 Gray 于 1936 年提出的。该原理: 想象被均匀照射的很大介质中, 假设有一个小空腔, 而且这个空腔足够的小, 并且不会引起介质中次级电子的数目或分布的明显的变化。于是穿经此空腔的次级电子的数目是由介质吸收辐射能量的多少决定的。如果以  $E_{\text{med}}$  和  $E_{\text{gas}}$  同  $S_{\text{med}}$  和  $S_{\text{gas}}$  分别表示单位体积介质和空腔内损失的能量同 (线性) 阻止本领, 那么显然有  $E_{\text{med}}/E_{\text{gas}} = S_{\text{med}}/S_{\text{gas}}$  或  $E_{\text{med}} = (S_{\text{med}}/S_{\text{gas}}) \cdot E_{\text{gas}}$ , 令  $S_{\text{gas}}^{\text{med}} = S_{\text{med}}/S_{\text{gas}}$ , 即介质对气体的线性阻止本领比, 则有  $E_{\text{gas}} = E_{\text{med}}/S_{\text{gas}}^{\text{med}}$ , 假设空腔中的气体为空气, 当其吸收  $E_{\text{gas}}$  能量时, 因为形成一对离子平均消耗能量为  $W$ , 在单位气体中形成的离子对数目为  $E_{\text{gas}}/W$ , 每对离子一种符号的电荷为电子电荷, 则形成的电离电流  $I = E_{\text{gas}} \cdot (e/w)$  或  $I = (e/w) \cdot E_{\text{gas}} = (e/w) \cdot (E_{\text{med}}/S_{\text{gas}}^{\text{med}})$  即  $E_{\text{med}} = I \cdot (w/e) \cdot S_{\text{gas}}^{\text{med}}$ , 单位体积内的电离电流可理解为照射量, 上式即为使用圆柱形电离室在水模体中测量水的吸收剂量 ( $E_{\text{med}}$ ) 的原理公式。

Spencer 和 Attix 进一步考虑了空腔大小对介质吸收能量的影响, 提出了限值碰撞阻止本领。这个量与电离室大小有关, 使计算结果更精确。

## 二、电离室 (包括静电计) 的特性及在应用中注意的问题

临床上对吸收剂量的测量, 一般使用电离室型剂量计, 它是一种间接的测量方法, 通过测量电离辐射在与物质相互作用过程中产生的次级粒子的电离电荷量即照射量, 并乘以与吸收剂量成一定函数关系的一系列参数, 而最终计算得出吸收剂量。

### (一) 电离室

#### 1. 自由空气电离室

当光子束穿过充满空气的两个互相平行的电极板之间时, 经与空气介质相互作用, 形成次级电子。这些电子在其运动径迹上使空气原子电离产生的正负离子在极间电场的作用下, 分别被两个电极所收集, 而形成电离电流。当入射光子能量较低, 达到电子平衡, 测量到的电离电荷, 即为次级电子所产生的全部电离量。根据这一原理, 可制成“自由空气电离室”。这种电离室通常安装在国家标准实验室内, 作为国家基准, 用来校准次级标准剂量仪, 而后再用来刻度现场使用的剂量仪。

## 2. 圆柱形电离室

圆柱形电离室的结构如图 3 所示，图中 A 是在中心部位有一个空气腔的球形空气介质，当外球和内腔间距等于空气中产生的次级电子的最大射程，满足进入气腔中电子数与离开的相等，则电子平衡存在。B 为以固体空气等效材料（如石墨）代替空气外壳，其内表面涂有一层导电材料，形成外电极。C 为圆柱形电离室的剖面图，图中另一电极位于中心，为收集极（如铝）。由于室壁材料石墨的有效原子序数小于空气（7.6）而接近碳（ $z=6$ ）。结果造成室壁电子在空腔内产生的电离小于在自由空气电离室中产生的电离；但中心电极铝的原子序数较大，可为上述损失提供补偿。

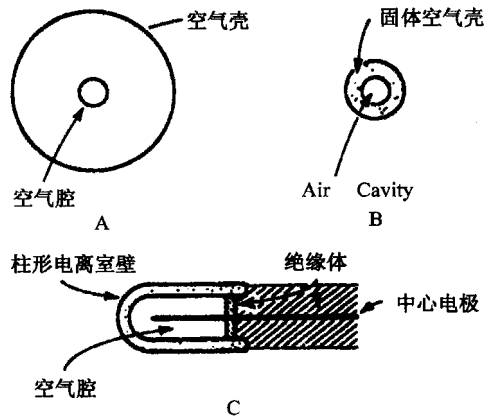


图 3 柱形电离室的原理

A. 含空气腔的空气壳；B. 含空气腔的等效空气固体壳；C. 柱形电离室结构

## 3. 平行板电离室

平行板电离室的人射窗由 0.01 至 0.03mm 厚的聚酯薄膜等材料组成，其内部有一扁平气腔，也就是说电极间距非常小（ $\leq 2\text{mm}$ ），即高度与气腔直径（ $\leq 20\text{mm}$ ）之比  $< 1/10$ 。平行板电离室的特点：①由于电离室的电极间距小，其气腔在辐射场中产生的扰动就非常小，使得它在电子束的测量中优于圆柱形电离室，因此，IAEA TRS277 技术报告规定，当电子束能量  $E_0 \leq 5\text{MeV}$  时，必须使用平行板电离室对其吸收剂量进行测量。②由于电离室的人射窗极薄，其有效测量点又位于气腔的前表面中心，它适于测量人体表面（即皮下 0.5mm 处）的剂量和建成区的剂量分布（在电离室窗顶部依次叠加人体组织等效层）。

## 4. 外推电离室

如图 4 所示，外推电离室的极间距离连续可调，外电极是镀有一层碳的薄层塑箱，另一电极呈圆盘状，称之为集电极，四周是保护环。电极间距可用微米螺旋精确调节，测量时通过调整极间距可得出一条电离电荷 ~ 电极间距函数曲线，将该曲线外推至零间距即可求出表面剂量。

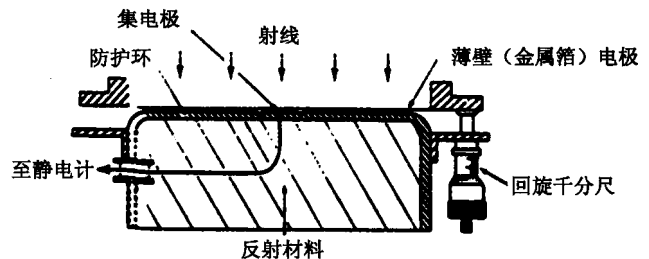


图 4 Failla 外推电离室结构示意图

### (二) 电离室特性

电离室剂量计是以电离室为探测器的测量吸收剂量的仪器。电离室剂量计通常由一个或几个电离室及平衡帽、测量单元和稳定性检验源组成。使用中应了解其特性并注意下面几个问题。

#### 1. 电离室的方向性

电离室的灵敏度，会受不同方向入射的电离辐射的影响；使用时应注意，保证其与校准时的几何条件相同。电离室的角度依赖性原因：①电离室的灵敏度体积会受到电离辐射的方向的影响。②电离室的角度依赖性与中心电极和室壁的制作工艺如室壁厚度的均匀性有关等。

#### 2. 电离室杆效应

这主要是由电离室的金属杆和绝缘体，在辐射场中会有电子产生，并达到中心电极而减少电荷的收集。一般电离室的杆效应较小。如杆效应较大，在测量射野输出因素时，应对其进行校正。电离室的杆效应一般  $< 1.0\%$ 。

杆效应校正因子可根据图 5 进行测定，即电离室要按图中所示的两个方位在射野中做多点测量，然后将测量结果归一，做图。横坐标各点表示电离室杆在射野中的长度，纵坐标为杆效应校正因子。

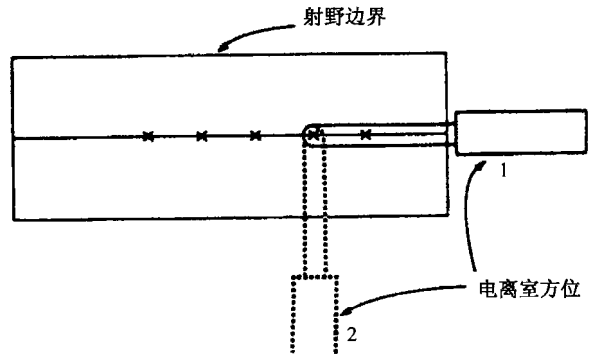


图 5 测定杆效应因子的几何布局

### 3. 电离室的复合效应

电离室的复合效应由收集系数表示，其定义为收集的电离离子数与辐射产生的离子数之比。随电离室极板电压的增加，收集效率不断提高，主要归于随电压的增加，复合效应减弱的缘故，为克服电离室的复合效应，应适当选择工作电压，使收集效率达到 99%。

尽管电离室的离子收集效率很高，但由于原始辐射在电离室空腔中产生的电离，最终有一部分因复合效应而损失，因此要对电离室的电离收集效率进行修正，其修正因子为  $P_S$ 。 $P_S$  的测算通常采用双压法，即电离室的极化电压分别取  $V_1$  和  $V_2$ ， $V_1$  是电离室的正常工作电压， $V_1/V_2$  值在 2~10 之间。用相同的辐射条件辐照电离室，测量相应的电离电荷  $Q_1$  和  $Q_2$ 。

对于脉冲或脉冲扫描辐射，当取正常工作电压  $V_1$  时：

$$P_S = a_0 + a_1 (Q_1/Q_2) + a_2 (Q_1/Q_2)^2$$

式中， $a_0$ 、 $a_1$  和  $a_2$  的数值见表 2、3。

对于连续辐射， $P_S$  值见图 6。

表 2 脉冲辐射二次项拟合系数

电压比	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2.0	2.330	-3.63600	2.29900
2.5	1.4740	-1.58700	1.11400
3.0	1.1980	-0.87530	0.67730
3.5	1.0800	-0.54210	0.46270
4.0	1.0220	-0.36320	0.34130
5.0	0.9745	-0.18750	0.21350
6.0	0.9584	-0.10750	0.14950
8.0	0.9502	-0.03732	0.05905
10.0	0.9516	-0.01041	0.05909

表 3 脉冲扫描辐射二次项拟合系数

电压比	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2.0	4.711	-8.2420	4.5330
2.5	2.719	-3.9770	2.2610
3.0	2.001	-2.4020	1.4040
3.5	1.665	-1.6470	0.9841
4.0	1.468	-1.2000	0.7340
5.0	1.279	-0.7500	0.4741
6.0	1.177	-0.5081	0.3342
8.0	1.089	-0.2890	0.2020
10.0	1.052	-0.1896	0.1398

### 4. 极化效应 (Polarity Effect)

有时电离室收集的电离电荷，会因收集极电压极性的改变而变化，这种现象称为极化效应。对相同的电离辐射，当电离室的极化电压大小相同，极性相反时，测得的电离电流的绝对值分别为  $|I+|$  和  $|I-|$ ，则  $2(|I+| - |I-|) / (|I+| + |I-|)$  即为该电离室的极化效应。这种效应不是由电离辐射产生的电离或者绝缘不好形成的电荷（流）所产生的效应，而是极化电压极性不同引起的效应。为提高测量精度，可选择电离室合适的工作电压来减小极化效应。通常要求极化效应  $< 0.5\%$ 。

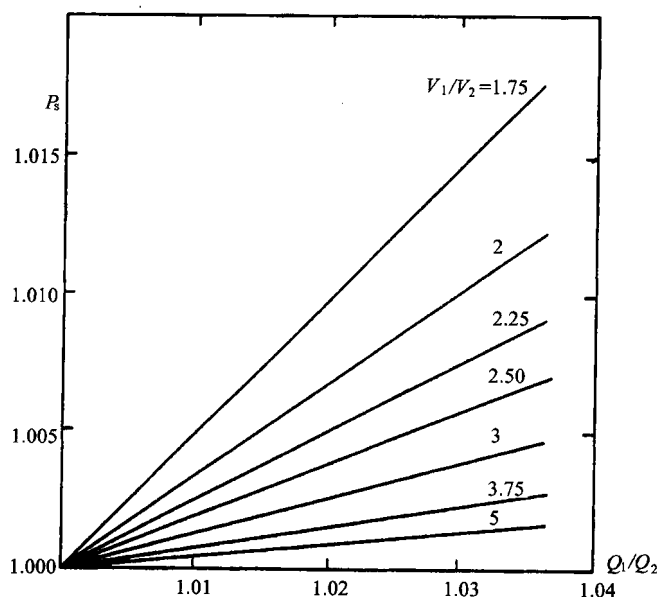


图6 连续辐射束中的  $P_s$  修正因子  
(双压法确定离子收集效率)

### 5. 电离室空气密度效应的修正

用非密封电离室测量时,对剂量计的读数  $M$ ,要进行电离室空腔的空气密度效应修正,即温度、气压的修正。当温度相差  $3^{\circ}\text{C}$ ,测量结果偏差达  $1\%$ 。因此,对温度、气压变化引起的测量误差必须予以修正。其修正因子 ( $20^{\circ}\text{C}$  或  $22^{\circ}\text{C}$  与  $101.3\text{kPa}$  为参考值):

$$K_{T,P} = (273.15 + t) / 293.15 \cdot 101.3 / P$$

如测量室气压  $P = 102.4\text{kPa}$ ,室温  $t = 24^{\circ}\text{C}$ ,则:

$$\begin{aligned} K_{T,P} &= (273.15 + 24) / 293.15 \cdot 101.3 / 102.4 \\ &= 1.003 \end{aligned}$$

对相对湿度的校正,源于空气和水蒸气的电子密度不同以及产生一对离子所需的能量(电离功)不同造成的。电离室工作环境中空气的相对湿度的影响一般比较小。如电离室校准时的相对湿度为  $50\%$ ,而现场测量时的相对湿度在  $20\% \sim 70\%$  之间则相对湿度的校正通常小于  $1\%$ ,故在大多数情况下可忽略不计。若电离室的工作环境湿度很大,则温度、气压、湿度的组合校正因子  $K_{T,P,h}$  等于:

$$K_{T,P,h} = [760 / (P - 0.2389P_1)] \cdot [(273.15 + t) / (273.15 + 20)]$$

式中,  $P$  为电离室工作环境的大气压 ( $\text{mmHg}$ );  $P_1$  为水蒸气的压力 ( $\text{mmHg}$ )。

### (三) 辐射剂量测量的其他方法

辐射剂量测量的其他方法,其中量热法和化学剂量计法具有很好的能响特性和很高的测量精度,适于在实验室中应用,尤其量热法一般在国家标准实验室里作为吸收剂量的测量标准。固体剂量仪有多种如热释光、胶片和半导体等剂量仪,但其中没有一种直接用做绝对剂量的测量,而必需在已知的辐射场内作校准。固体剂量仪一般用于相对剂量测量,应用中各有特点,如 WHO 等国际有关权威机构通过热释光剂量元件邮寄比对的方法可对各国的医疗部门进行剂量监测和由地区放疗中心来解决暂时没有测量手段的地方医院的剂量测量问题;而使用胶片法快捷,可同时测量一个平面内所有点的剂量;又如半导体剂量仪的探头由于灵

敏度高、体积小，适于测量辐射场梯度变化较大的区域，如建成区、半影区及深度量、离轴比、等剂量曲线等，尤其在电子束的剂量测量中，由于硅与水的质量阻止本领比，基本不依赖于电子束能量的变化，故可直接以深度电离曲线表示百分深度剂量曲线。

### 三、射束质的确定

国际电工委员会 IEC 788 (1984) 文件对辐射质 (Radiation quality) 的定义是：“由与辐射能量有关的某个辐射量的谱形分布所决定的电离辐射的特征。注：对于所涉及的 X 辐射的不同用处，辐射质可表示为不同的量：a) 高压值，百分纹波比和总过滤，b) 特定的高压值（与其相应的百分纹波比）的第一半价层，c) 第一半价层和总过滤，d) 第一半价层和第一半价层与第二半价层之比，e) 等效能量”。由此定义可看出，辐射质是与电离辐射质能量有关的物理量，但表示方法可以因为用途不同而不同。

在临床上，对放射性核素  $\gamma$  射线的品质通常用平均能量和核素名称来描述。例如从钴-60源发出的两条  $\gamma$  射线可表述为能量分别为 1.17MeV 和 1.33MeV（或平均值 1.253MeV）的钴-60 $\gamma$  射线。

#### (一) 治疗机产生的中低能 X 射线质的确定

治疗机产生的 X 射线其光谱的主要成份是具有连续能谱的韧致辐射，确切地说是在韧致辐射的连续谱上迭加了离散的特征辐射的特征谱。在临床上医生所关心的是射线的平均能量而要求实测出它的平均能量很困难，通常使用测量半价层的办法，即使用某一种金属材料，作为对于 X 射线的吸收体，使射线衰减到原强度的一半所需要的这种材料的厚度（半价层）来表示中低能 X 射线的质即能量。对于管电压小于或大于 100kV 的 X 射线分别采用铝或铜。能量高低取决于①吸收体材料的原子序数。②半值的吸收体的厚度。图 7 是测量半价层的实验装置。

#### 1. 半价层的 (HVL) 测量

测量方法：在相同的 kV、mA 和附加过滤的条件下，改变吸收体的厚度，测出 X 射线在空气中的剂量率随吸收体厚度的改变而变化的关系，然后用作图法或计算法求出半价层。诚然，由于半价层表示方法的局限性，不同的 X 射线谱可获得相同的半价层。因而只给定半价层不能确切表示 X 射线的质。为此，应加第二半价层 (QVL) 和同质系数 (H)。QVL 定义将 X 射线照射量率从原照射量率的一半减少至四分之一所需的某种纯材料的厚度。同质系数 H 定义为第一半价层 (HVL) 和第二半价层 (QVL) 之比： $H = HVL/QVL$ 。表 4 给出了中低能射线质的各种参数。

表 4 中低能 X 射线质的参数

半价层		管电压 kV	同质性系数	
mmAl <sub>1</sub>	mmCu		Al <sub>1</sub>	Cu
1.0	0.030	50	0.63	0.64
1.5	0.045	-	-	-
2.0	0.062	75	0.65	0.59
3.0	0.100	-	-	-
4.0	0.150	100	0.67	0.52
5.0	0.200	105	0.69	0.53
6.0	0.250	-	-	-
7.0	0.320	-	-	-

半价层		管电压 kV	同质性系数	
mmA <sub>1</sub>	mmCu		A <sub>1</sub>	Cu
8.0	0.420	140	0.77	0.53
9.0	0.500	135	0.82	0.58
10.0	0.600	-	-	-
11.3	0.800	-	-	-
12.3	1.000	180	0.90	0.61
14.5	1.500	-	-	-
16	2.000	220	0.96	0.70
18	3.000	-	-	-
20	4.000	280	0.98	0.90
21	5.000	-	-	-
23	6.000	-	-	-
27	8.000	-	-	-
32	10.00	-	-	-
39	12.00	2MV	-	-

## 2. 测量中应注意的问题

① 测量应在空气中进行。② 测量应用铅光阑或小面积治疗筒限束，使其满足窄束条件。一般电离室中心所在的辐射场为电离室横截面的 2~3 倍，也就是该处的射野尺寸比电离室尺寸大 1cm 左右。③ 吸收片的位置应恰好在电离室与靶中间。④ 为避免散射影响，应挪开周围物体，电离室与其它物体应相距 50cm 以外。主射线  $\varphi 2 \sim 5m$  应无墙壁等散射体。⑤ 整个测量过程中，要求治疗机出束稳定，应使 kV、mA 数值及每次照射时间相同。⑥ 光阑材料一般用铅，其厚度应使辐射强度减少到初始值的 1% 以下。对 300kV 以下的 X 射线，3mm 铅即可。⑦ 要求电离室尺寸不应太大，能响要好，因测半价层时，随吸收片厚度增加，质变硬，所以要求电离室能响要平坦。同时要求与电离室配套的剂量仪漏电小，量程宽，线性好。⑧ 吸收材料为纯铜（150kV 以上 X 射线），纯铝（150kV 以下 X 射线），杂质含量应小于 0.1%，对 20~30kV 以下的 Grenz X 射线，铝吸收材料的纯度应 99.99%，有时可采用特殊塑料。它的尺寸应比光阑孔大 1~2mm。⑨ 不加吸收材料的初始读数要复测几次，取其平均值；半价层附近的测量数据要比其他范围密一些。⑩ 测量范围要拉开，通常要测到初始值的 20%。

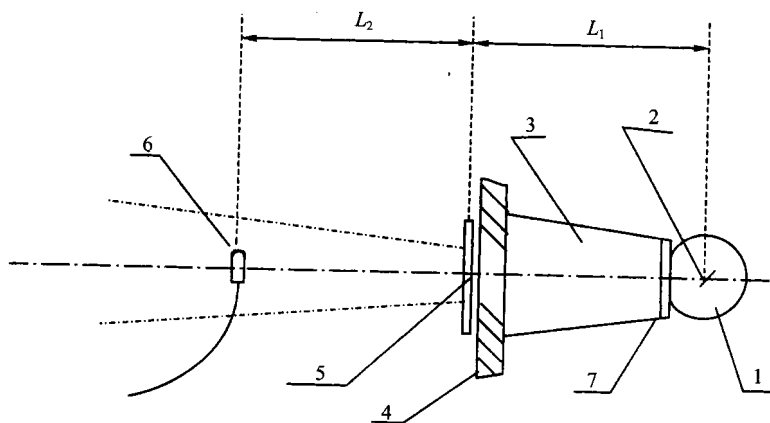


图 7 测量半价层的实验装置

1 - X 射线管 2 - 焦斑 3 - 射束筒 4 - 限束器 5 - 吸收筒 6 - 电离室 7 - 附加过滤



## (二) 高能 X 射线

加速器产生的高能 X 射线，其能谱依赖于加速电子的能量、靶、均整器的材料和厚度等诸多因素。不同加速器，虽然，标称能量都是 6MV 或 8MV……X 射线，但能量终有细微差异，即深度剂量曲线的形状、参数和参与剂量计算的系数均会有所不同。

在临床上，对高能 X 射线的射束质的确定，有以下几种简便可行的方法。

### 1. 穿透性

通常加速器生产厂家在随机文件中给出的是加速器 X 射线的穿透性，其测定方法是：SSD 为 100cm，水模表面射野为 10cm × 10cm，电离室的有效测量点在水模内沿射线束中心轴移动，测出水下 10cm 深度处的剂量与最大剂量的比值为 X 射线的穿透性。如 VARIAN CLINAC 2100C 和 600C 电子直线加速器其随机文件对质规定的穿透性为 67%，要求不超过 ± 2%。70 年代初期一些医院安装使用的加速器，验收时也曾使用过半价层的方法如北京医院的 PHILIPS SL75-10 电子直线加速器 HVL 为 19mmCu。当然，某些厂家也有使用半水深法作为能量的验收标准（见表 6）。

### 2. 剂量比 ( $D_{20}/D_{10}$ )

测量方法：源至水模表面距离 SSD = 100cm，模体表面的辐射野 FSZ = 10cm × 10cm，射线束轴与模体垂直。若用圆柱形电离室，电离室轴线与束轴垂直；若用平行板电离室，束轴垂直于平行板电离室的入射面。电离室的有效测量点沿束轴移动，分别测出水深为 10cm 与 20cm 处的吸收剂量  $D_{10}$  与  $D_{20}$ ，并确定  $D_{20}/D_{10}$  的比值（图 8.b）。

### 3. 组织模体比 ( $TPR_{10}^{20}$ )

测量方法：源至电离室有效测量点的距离 SCD = 100cm，过这点并与束轴垂直的平面上射野 FSZ = 10cm × 10cm，在保持 SCD 不变的情况下，由电离室有效测量点上方的水深分别为 20cm 和 10cm，测量出相应的吸收剂量的比值。即  $TPR_{10}^{20}$ （图 8.a）。 $D_{20}/D_{10}$  与  $TPR_{10}^{20}$  间的关系为：

$$TPR_{10}^{20} = 2.189 - 1.308 (D_{10}/D_{20}) + 0.249 (D_{10}/D_{20})^2$$

例如 Varian 2100C 电子直线加速器的 6MV - X 射线 SSD = 100cm，FSZ = 10cm × 10cm，根据在瑞典 RFA-300 射野分析仪（三维水箱）中测量出的射野中心轴百分深度剂量曲线，可查出： $D_{10} = 66.3\%$ ； $D_{20} = 38.3\%$ ； $D_{10}/D_{20} = 1.73$  代入上式：

$$\begin{aligned} TPR_{10}^{20} &= 2.189 - 1.308 \times 1.73 + 0.249 \times 1.73^2 \\ &= 0.671 \end{aligned}$$

表 5 是组织模体比和剂量比与 X 射线能量的相应关系。

总之，对吸收剂量的计算，X 射线辐射质  $TPR_{10}^{20}$  值的确定必不可少，它的大小决定了水对空气的阻止本领比  $S_{w,air}$ 、扰动因素  $P_u$  及校准深度  $d$  的值。 $TPR_{10}^{20}$  值的取得有三种途径，一是使用计算的方法通过上面的关系式把  $D_{10}$  与  $D_{20}$  的比值换算成  $TPR_{10}^{20}$  值；二是通过表 5 或表 10，由  $D_{20}/D_{10}$  的数值查出对应的  $TPR_{10}^{20}$  值；三是在特定条件下，水模体内进行实测。显然第二种方法是最简便的方法。

## (三) 电子束辐射质的确定

加速器产生的高能电子束，在电子窗以前，能谱相对较窄，基本上可看作是单能的，而在电子出射以后，经电子窗、散射箔、监测电离室、空气等介质后，能谱变宽，电子束在不同的位置，其能量数值有很大差别。从临床和水模中吸收剂量测量考虑，我们主要关心的是