

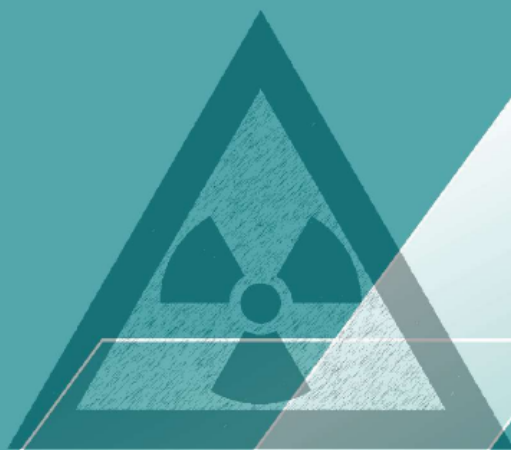
· 四川大学精品立项教材 ·

剂量测量 及放射卫生防护

JILIANG CELIANG
JI FANGSHE WEISHENG FANGHU

主 编 肖江洪

副主编 李 涛 周 莉 王雪桃



四川大学出版社

· 四川大学精品立项教材 ·

剂量测量 及放射卫生防护

J ILIANG CELIANG
JI FANGSHE WEISHENG FANGHU

主 编 肖江洪

副主编 李 涛 周 莉 王雪桃



四川大学出版社

前 言

放射治疗是肿瘤治疗的主要手段之一，随着放射治疗技术，如调强放射治疗、立体定向放射治疗等技术的发展和广泛应用，以及精准医学的提出和推进，肿瘤放射治疗对剂量测量的精度要求越来越高。与此同时，几个国际或国家组织先后修订或新推出了相应的放射治疗剂量测量规程，如2014年美国医学物理学家协会（AAPM）出版的TG-51报告补充文件，2017年国际原子能机构（IAEA）和AAPM出版的TRS-483报告等。另一方面，放射治疗领域对于辐射防护的要求也更加严格，例如对职业和公众照射的个人剂量限值进行了调整。随着放射治疗在我国的广泛开展，对于剂量测量与防护人才的需求越来越大。为此，部分高校专门设立了放射治疗相关的本科或研究生专业。为了及时整合、更新放射治疗剂量测量与防护的理论、方法和规范，满足高校放射治疗剂量测量与防护专业人才培养的需求，经四川大学立项，决定编写《剂量测量及放射卫生防护》一书。

本书面向的读者主要是肿瘤放射治疗及相关专业的学生和临床工作人员，包括临床放射治疗物理师、技师等。全书共分为六章：第一章介绍剂量学中的辐射量和单位；第二章介绍辐射剂量计；第三章介绍吸收剂量测量的基础，包括国际二级标准实验室网、剂量测量系统、剂量测量的原理等；第四章介绍吸收剂量的测量与校准方法，包括辐射质的测量、基于IAEA TRS-277报告的吸收剂量校准规程、基于IAEA TRS-398报告的吸收剂量校准规程、基于AAPM TG-51报告的吸收剂量校准规程、小野剂量测量、相对剂量测量、三维水箱以及计划系统数据采集等；第五章介绍IMRT计划验证；第六章介绍放射卫生防护。

作为本书的编者，我们深感任务艰巨、责任重大，在本书的编写过程中始终贯彻了“质量第一”的宗旨。尽管如此，由于水平和时间的限制，



本书难免存在不足之处，恳请广大师生和同行在使用本书的过程中，对于发现的错误和不足不吝赐教，提出批评指正，以便再版时修订。

编 者

2019 年 3 月

目 录

第一章 剂量学中的辐射量和单位	(1)
第一节 常用的辐射量和单位	(1)
第二节 辐射量之间的关联和区别	(5)
第二章 辐射剂量计	(10)
第一节 概 述	(10)
第二节 辐射剂量计的物理特性	(10)
第三节 电离室剂量计	(13)
第四节 胶片剂量计	(25)
第五节 半导体剂量计	(28)
第六节 发光剂量计	(31)
第七节 量热法	(33)
第八节 化学剂量计	(34)
第三章 吸收剂量测量的基础	(36)
第一节 概 述	(36)
第二节 二级标准实验室和二级标准实验室网	(37)
第三节 剂量测量系统	(38)
第四节 吸收剂量测量的原理	(44)
第四章 吸收剂量的测量与校准	(49)
第一节 辐射质的测量	(49)
第二节 基于 IAEA TRS-277 报告的吸收剂量校准规程	(55)
第三节 基于 IAEA TRS-398 报告的吸收剂量校准规程	(76)
第四节 基于 AAPM TG-51 报告的吸收剂量校准规程	(92)
第五节 小野剂量的测量	(102)
第六节 相对剂量测量	(107)
第五章 IMRT 计划验证	(117)
第一节 调强计划验证探测器	(117)
第二节 剂量分析方法	(119)
第三节 探测器阵列	(120)



第六章 放射卫生防护	(125)
第一节 概 述	(125)
第二节 辐射效应	(126)
第三节 辐射防护的基本内容	(126)
第四节 放射卫生防护中使用的量和单位	(128)
第五节 设计安全	(130)

第一章 剂量学中的辐射量和单位

在放射治疗中，X (γ) 射线和高能电子束等电离辐射会与人体组织发生相互作用，造成组织的生物学损伤，即生物效应。生物效应与后者吸收的电离辐射的能量成正比。因此，放射治疗的基础之一就是需要精确确定组织中吸收了多少电离辐射的能量。早期的测量很粗糙，使用了一些表面可以观察到的指标，如胶片变黑的程度、受照射皮肤颜色的变化程度（皮肤红斑剂量，英文为 Skin Erythema Dose）等。1925 年在伦敦召开了第一届国际放射学大会（ICR），成立了“国际 X 射线单位委员会”，后来改名为“国际辐射单位与测量委员会”（International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU）。1962 年，ICRU 第 10 号报告才较为系统地统一了电离辐射量和单位。本章主要根据 ICRU 第 33 号报告^[1]和第 85 号报告^[2]的内容，重点介绍放射治疗及辐射防护中最常使用的辐射量及其单位。

第一节 常用的辐射量和单位

一、粒子注量 Φ (Particle Fluence)

粒子注量 Φ 通常用于描述光子束，也可用于描述带电粒子束。它是用入射粒子数目来描述辐射场性质的一种辐射量。 Φ 被定义为 dN 除以 dA 所得的商。

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (1-1)$$

式中， dN 是入射在截面积为 dA 的球体上的粒子数。粒子注量 Φ 的单位为 m^{-2} 。此定义中使用了截面积为 dA 的球体，这是用最简单的方法描述只考虑每个粒子在垂直方向上的面积 dA ，因此粒子注量与辐射入射的角度无关。考虑到各粒子的能量不是单一的，粒子注量存在一定的能谱分布。粒子注量有两种形式：积分能谱分布 $\Phi(E)$ 和微分能谱分布 Φ_E 。

粒子注量率 $\dot{\Phi}$ ：单位时间内粒子注量的增量，其单位为 $m^{-2} \cdot s^{-1}$ 。

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (1-2)$$

二、能量注量 Ψ (Energy Fluence)

能量注量和粒子注量同样都是描述辐射场性质的辐射量，它用进入辐射场内某点处



单位截面面积球体的粒子总动能来描述。 Ψ 被定义为 dE 除以 dA 所得的商。

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (1-3)$$

式中, dE 是进入截面面积为 dA 的球体内的所有粒子的总动能。能量注量 Ψ 的单位为 $J \cdot m^{-2}$ 。

能量注量率 $\dot{\Psi}$: 单位时间内能量注量的增量, 其单位为 $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$ 。

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (1-4)$$

式中, $d\Psi$ 是在时间间隔为 dt 内能量注量的增量。可以通过粒子注量计算出能量注量。

对于单能辐射场:

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E = \Phi E \quad (1-5)$$

式中, E 是粒子能量, dN 是能量为 E 的粒子数目。

然而, 现实中的光子或粒子束几乎都是多能的, 所以, 对于非单能辐射场, 需要用到微积分形式:

$$\Psi = \int_0^{E_{\max}} \Phi_E E dE \quad (1-6)$$

三、照射量 X (Exposure)

照射量是描述 $X(\gamma)$ 辐射致空气电离程度的一个量。 X 被定义为 dQ 除以 dm 所得的商。

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1-7)$$

式中, dQ 是在质量为 dm 的空气中由 $X(\gamma)$ 辐射释放或产生的所有电子和正电子, 当它们被完全阻止在空气中时在空气中产生的同一种符号离子的总电荷的绝对值。 X 的单位为库伦每千克 ($C \cdot kg^{-1}$), 曾用单位为伦琴 (R), $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$ 。需要注意照射量不能用于其他类型的辐射 (如中子或电子束等) 和其他物质 (如组织、水等)。

照射 (量) 率 $\dot{X}$: 单位时间内照射量的增量, 其单位为 $C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$, 曾用单位为 $R \cdot s^{-1}$ 。

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (1-8)$$

四、比释动能 K (Kinetic Energy Released per Unit Mass, Kerma)

比释动能 K 是一种适用于衡量间接电离辐射 (如光子和中子) 的辐射量。它只计算从间接电离辐射转移到直接电离辐射的平均数量值, 而不考虑转移后发生的情况。我们以光子为例, 先来看看光子的能量转移给物质的步骤: 第一步, 光子辐射通过多种光子相互作用 (包括光电效应、康普顿效应及电子对生成) 将能量转移给次级带电粒子

(电子)。第二步,带电粒子通过原子激发或电离将能量转移给介质。 K 被定义为 dE_{tr} 除以 dm 所得的商。

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1-9)$$

式中, dE_{tr} 是单位质量为 dm 的介质中间接电离辐射转移给带电粒子(电子)的平均能量(也就是这些带电粒子的初始动能之和)。

K 的单位为 $J \cdot kg^{-1}$, 专用名为戈瑞 (Gy), $1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$, 也有毫戈瑞 (mGy)、微戈瑞 (μGy), $1 Gy = 10^3 mGy = 10^6 \mu Gy$ 。

比释动能率 $\dot{K}$: 单位时间内比释动能的增量, 其单位为 $J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$ 。

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (1-10)$$

照射量只能用于空气介质, 比释动能则可用于任何介质。

五、CEMA (Converted Energy per Unit Mass)

CEMA 即单位质量转换的能量: 它是一个适用于直接电离辐射(如电子和质子)的辐射量。CEMA 被定义为 dE_c 除以 dm 的商。

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad (1-11)$$

式中, dE_c 是带电粒子在质量为 dm 的介质中碰撞损失的平均能量, 不包括次级电子的损失。CEMA 的单位为 $J \cdot kg^{-1}$, 专用名为戈瑞 (Gy), $1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$ 。

CEMA 率 $\dot{C}$: 单位时间内 CEMA 的增量, 其单位为 $J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$ 或 $Gy \cdot s^{-1}$ 。

$$\dot{C} = \frac{dC}{dt} \quad (1-12)$$

六、吸收剂量 D (Absorbed Dose)

吸收剂量是度量单位质量受照物质吸收辐射能量多少的一种辐射量, 它适用于间接电离辐射和直接电离辐射, 也适用于受到照射的任何物质。 D 被定义为 $d\epsilon$ 除以 dm 所得的商。

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (1-13)$$

式中, $d\epsilon$ 是电离辐射给予质量为 dm 的介质的平均授予能(即进入感兴趣体积的所有能量减去离开此体积的所有能量)。 D 的单位为 $J \cdot kg^{-1}$, 专用名为戈瑞 (Gy), $1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$, 曾用单位为拉德 (rad), $1 Gy = 100 rad$ 。放射治疗临床上也常用 cGy, $1 Gy = 100 cGy$ 。

吸收剂量率 $\dot{D}$: 单位时间内吸收剂量的增量, 其单位为 $Gy \cdot s^{-1}$ 。

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1-14)$$

吸收剂量实际上就是辐射在介质中沉积下来的能量。在放射治疗中, 人体组织经过



射线照射治疗后产生的生物效应与吸收剂量成正比，因此吸收剂量是放射治疗中最基本也是最重要的一种物理量。

七、当量剂量 H_T (Equivalent Dose)

评价辐射对组织或器官所造成的后果主要是评价其造成的生物效应。这不仅仅取决于组织或器官接受的平均物理剂量，也取决于辐射类型和辐射能量。因此，将组织或器官的平均吸收剂量乘以辐射权重因子 ω_R (Radiation Weighting Factor) 将得到当量剂量 H_T 。当量剂量是辐射防护剂量学的基本辐射量，是更严格意义上的吸收剂量。它仅在辐射防护中使用。 H_T 的公式为：

$$H_T = \omega_R D_{T,R} \quad (1-15)$$

式中， $D_{T,R}$ 是某一组织或器官 T 所接受的平均吸收剂量， ω_R 是辐射质为 R 的辐射权重因子。 H_T 的单位为 $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ ，专用名为希沃特 (Sievert)，符号为 Sv， $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$ 。

表 1-1 是国际辐射防护委员会 (ICRP) 第 60 号报告^[3] (1990 年) 列出的各种不同辐射与能量范围的辐射权重因子值。

表 1-1 不同辐射与能量范围的辐射权重因子值

辐射与能量范围		辐射权重因子值
光子，所有能量 (X 射线和 γ 射线)		1
电子、正电子及 μ 介子，所有能量		1
中子 (Neutrons)	能量 $<10 \text{ eV}$	5
	$10 \text{ eV} \sim 100 \text{ eV}$	10
	$100 \text{ eV} \sim 2 \text{ MeV}$	20
	$2 \text{ MeV} \sim 20 \text{ MeV}$	10
	$>20 \text{ MeV}$	5
质子 (Protons)，能量 $>2 \text{ MeV}$		5
α 粒子、裂变碎片、重离子		20

辐射权重因子代表了辐射质为 R 的辐射在小剂量照射时诱发的随机性效应的相对生物效应 (RBE) 的数值。与 γ 光子或电子相比，器官受到相同剂量照射时， α 粒子和中子辐射造成的损害更大。这是因为 α 粒子和中子辐射产生了更密集的电离事件，导致产生染色体不可逆损伤的概率更高，组织修复的机会更少。我们可以从表中看到， α 粒子和中子辐射权重因子值大于 γ 光子或电子。假如器官受到多种类型的辐射，当量剂量可以由求和公式得到：

$$H_T = \sum_R \omega_R D_{T,R} \quad (1-16)$$

2007 年，ICRP 关于放射防护的最新建议以《ICRP2007 建议书》为题，编入了第 103 号出版物^[4]。其中更新了质子的 ω_R 为 2，新增了带电 π 介子的 ω_R 为 2，而中子的

ω_R 则按其能量的连续函数来确定, 见表 1-2。

表 1-2 不同辐射类型的辐射权重因子值 (2007 版)

辐射类型	辐射权重因子值
光子	1
电子、 μ 介子	1
质子、带电 π 介子	2
α 粒子、裂变碎片、重离子	20
中子	中子能量的连续函数

八、放射性活度 A (Activity)

物质的放射性是不稳定原子核转变成更稳定 H 的特性。新的 H 也可能不稳定, 需要通过继续衰变, 直到形成稳定的原子核结构。衰变过程遵从指数衰减规律。 A 被定义为 dN 除以 dt 所得的商。

$$A = -\frac{dN}{dt} = \lambda N = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t} \quad (1-17)$$

式中, dN 是一定量的放射性核素在 dt 时间内发生的核衰变数, λ 是衰变常数, A 和 A_0 分别是 t 时刻和初始时刻 t_0 的放射性活度。放射性活度 A 的国际单位是贝可勒尔 (Becquerel, Bq), 曾用过居里 (Ci)、克镭当量, $1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ 。

第二节 辐射量之间的关联和区别

一、间接电离辐射的能量转移和吸收

间接电离辐射主要指 X (γ) 辐射与物质的相互作用。能量为 $h\nu$ 的 X (γ) 光子是分两步来损失能量的^[5] (如图 1-1 所示): 第一步, 入射光子将其部分或全部能量转移给介质而释放出次级电子。第二步, 大部分次级电子与介质原子中的电子作用, 以原子电离或激发的形式损失其能量, 即被介质吸收; 少数次级电子与介质原子的原子核作用, 发生韧致辐射, 产生 X 射线。光子能量在第一步的转移用比释动能来度量; 在第二步中, 光子的能量被介质吸收, 用吸收剂量来度量。比释动能和吸收剂量在概念上是两个完全不同的物理量, 前者是入射光子在第一步时释放给次级电子的总动能, 后者为次级电子在第二步中沉积在介质中的能量。当次级电子的能量很低、射程很短时, 它刚产生就将获得的能量全部释放给附近介质, 此处介质的吸收剂量在数值上恰好等于比释动能。

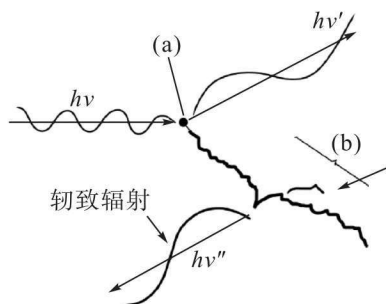


图 1-1 X (γ) 光子在介质中发生能量转移的过程示意图

二、电子平衡 (Electronic Equilibrium)

吸收剂量和比释动能是有关联的。利用比释动能计算吸收剂量的附加条件之一，就是电子平衡或广义的带电粒子平衡 (Charged Particle Equilibrium)。如图 1-2 所示，X (γ) 辐射介质，介质体积为 v ，在 v 中释放出次级电子。假设 o 点附近有一小体积 Δv ，由于次级电子具有一定的射程， Δv 里面的次级电子会逃出 Δv ，带走一部分能量，而 Δv 外面产生的次级电子也有可能进入 Δv 内，带来一部分能量。当离开 Δv 的次级电子带走的能量与进入 Δv 的次级电子带来的能量相等时，则称 o 点处存在电子平衡。电子平衡成立的条件有两个：第一， Δv 周围的 x (γ) 辐射场必须是均匀的（包括辐射强度和能谱保持不变，介质均匀）。第二， Δv 距离介质边界足够远 ($\geq R_{\max}$ ，次级电子在介质中的最大射程)。理论上，这两点都难以满足。在实际操作中，我们可以做一些近似处理，认为达到了电子平衡。

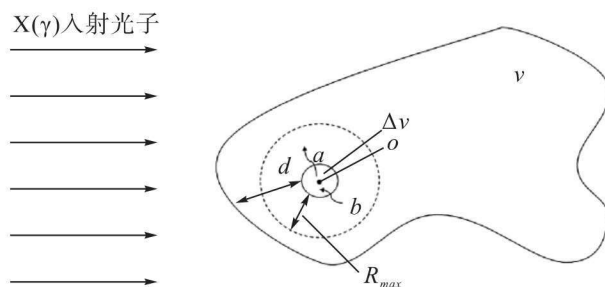


图 1-2 电子平衡示意图

三、照射量与能量注量

根据照射量的定义， $X = \frac{dQ}{dm}$ 。对单能 X (γ) 辐射，同一点上的照射量与能量注量的关系为：

$$X = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \times \frac{e}{W} \quad (1-18)$$

式中， e 是每个离子的电荷， W 是在空气中每形成一个离子对所消耗的平均能量， $\frac{\mu_{en}}{\rho}$

是空气对给定能量光子的质能吸收系数。

四、比释动能与能量注量

光子能量转移给次级电子的方式有两种：碰撞相互作用（软碰撞和硬碰撞）和辐射相互作用（韧致辐射和电子-正电子湮灭）。比释动能通常分成两部分：碰撞比释动能 K_{col} 和辐射比释动能 K_{rad} 。总比释动能 K 为：

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (1-19)$$

通过辐射过程而损失的能量（转移给电子）的平均份额用辐射份额因子 $\bar{g}$ 表示，通过碰撞损失的份额用 $(1-\bar{g})$ 表示。于是有：

$$K_{col} = K(1-\bar{g}) \quad (1-20)$$

在电子平衡条件下， K_{col} 与能量注量的关系如下：

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (1-21)$$

当 $\bar{g}$ 很小 ($\bar{g}=0$)，可以忽略时，则有：

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (1-22)$$

五、照射量和比释动能

在电子平衡条件下，把式 1-16、式 1-20 相关联，则得到在空气介质中照射量与比释动能间的关系：

$$K = X \times \frac{W}{e} \quad (1-23)$$

目前，空气介质的 W 平均值最好的估计值取为 33.97 eV/离子对或者 $33.97 \times 1.602 \times 10^{19}$ J/离子对，则 $\frac{W}{e}$ 为 33.97 J/C。

六、照射量和吸收剂量

由于在数值上吸收剂量可以表示为 $D = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$ ，所以，当满足电子平衡条件时，在空气介质中照射量和吸收剂量的关系为：

$$D = X \times \frac{W}{e} \quad (1-24)$$

七、吸收剂量和比释动能

如前所述，当满足电子平衡条件，并且次级电子产生的韧致辐射很微弱，以致于可以忽略时，在数值上吸收剂量与比释动能相等。当不满足电子平衡条件时，两者虽然不相等，但可以通过一个电子平衡系数 q_e 来转换。 q_e 的计算公式为：

$$q_e = \frac{E_{dep}}{E_{col}} \quad (1-25)$$



式中, E_{dep} 是光子辐射在 Δv 内沉积的能量, E_{col} 是光子辐射在 Δv 内电离过程中释放出的能量。

当 X (γ) 光子辐射一均匀介质时, 在介质表浅位置光子与介质相互作用, 释放的部分能量转变成次级电子的动能。次级电子有一定的射程, 不能全沉积在 Δv 内, 未建立电子平衡, 比释动能大于吸收剂量 ($q_e < 1$)。假设 X (γ) 光子辐射在介质中未衰减, 当深度等于次级电子的最大射程时, 电子平衡条件得到满足, 比释动能和吸收剂量相等 ($q_e = 1$), 吸收剂量完成剂量建成。因为未发生衰减, 即使深度 $\bar{a}$ 增加, 比释动能和吸收剂量的数值也保持不变, 如图 1-3 所示。

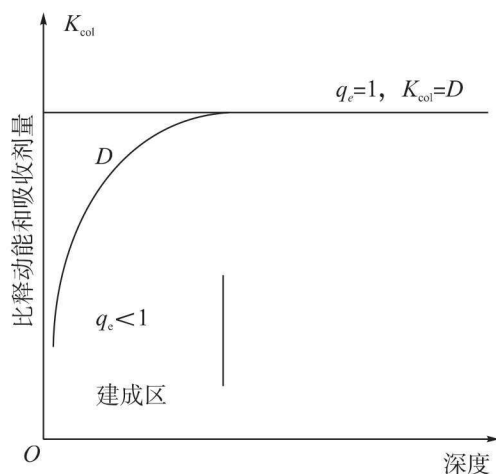


图 1-3 比释动能和吸收剂量随深度变化图 (辐射在介质中无衰减)

而真实情况则是, 在介质中 X (γ) 光子辐射会发生衰减。如图 1-4 所示, 随着深度的增加, 辐射强度遵照指数规律衰减, 比释动能下降。在介质表浅位置, 由于沿辐射方向产生的次级电子数目在到达其射程之前会增加, 因此吸收剂量也得增加。而当由于深度增加所增加的次级电子的数目与因入射光子衰减而使释出的次级电子减少的数目相等时, 吸收剂量达到最大值, 完成剂量建成。随着深度 $\bar{a}$ 增加, 吸收剂量与比释动能同时变小, 在同一点处的吸收剂量大于比释动能。

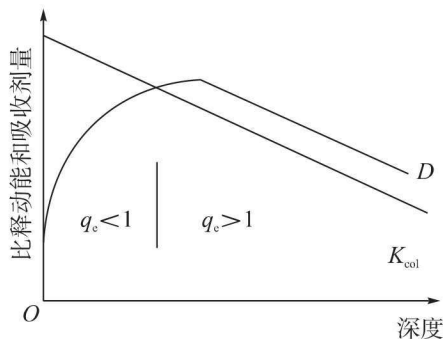


图 1-4 比释动能和吸收剂量随介质深度改变而变化

由上图可以看到, 介质受到照射时表面都会有建成效应 (剂量偏低)。因此, 在临

床放射治疗时，一定要根据实际病情的需要考虑是否加补偿组织来提高表浅剂量。

(李涛 王雪桃)

参考资料

- [1] International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units; ICRU Report 33 [R]. ICRU, 1980.
- [2] International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation; ICRU Report 85 [R]. UK, Oxford University Press; ICRU, 2011.
- [3] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection; ICRP Publication 60 [R]. Ann; ICRP, 1990.
- [4] International Commission on Radiological Protection. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection; ICRP Publication 103 [R]. Amsterdam; ICRP, 2007.
- [5] 胡逸民. 肿瘤放射物理学 [M]. 北京: 原子能出版社, 1999.

第二章 辐射剂量计

第一节 概 述

辐射剂量计是测量辐射量的装置或系统。它可以直接或者间接地测量出照射量 (X)、比释动能 (K)、吸收剂量 (D) 或当量剂量 (H_T)，以及由它们所衍生出来的时间量或相关的电离辐射量。剂量测量系统由辐射剂量计与读出器共同组成。对某种辐射剂量的测量，是指使用剂量测量系统来测出这一辐射剂量的数值的过程。一个测量结果即是一个辐射剂量的数值，它由数字和适当的单位来表示，比如 100 cGy。

辐射剂量计要能被用来正确测量辐射剂量，它至少需要具有一个与所测量的辐射剂量有函数关系的物理特性，这样经过适当的校准后就可以使用。剂量计的物理特性包括准确度和精确度、线性剂量响应、剂量率依赖性、能量依赖性、方向依赖性和空间分辨率等。当然，一个剂量计可能不具备上述的所有物理特性。我们必须根据实际测量情况的需要选择合适的辐射剂量计与读出器。目前，测量吸收剂量的方法有很多种，如现场应用的有电离室法、胶片法、半导体法和热释光法，在实验室中可以使用量热法和化学剂量计法等。我国的国家技术监督部门和国际权威性学术组织已确定放射治疗吸收剂量校准及日常监测的主要方法是电离室法。

第二节 辐射剂量计的物理特性

一、准确度和精确度

辐射剂量测量的不确定度 (Uncertainty) 是描述测量值离散度的参数，它由统计学方法 (A 类) 或非统计学的其他方法 (B 类) 计算得出，没有符号。通常假定不确定度是对称的，用准确度和精确度来表示。

剂量测量的准确度 (Accuracy) 定义为测量的结果与其真实值的接近程度。测量结果不可能绝对准确，它的误差就由不确定度来描述。

剂量测定的精确度 (Precision) 定义为在相同条件下测得的数据的可重复性，可以由多次测到的结果估计其大小。测量结果的标准偏差越小，测量的精确度就越高。

测量误差指物理量的测量值与客观存在的真实值之间存在的一定差异。它是由数字和符号组成的。误差不可能精确已知，只能恰当地进行评估，同时适当修正。

不确定度又分为 A 类标准不确定度和 B 类标准不确定度。A 类标准不确定度是由重复测量结果的统计学方法分析得到的, 它会随着测量次数的增加而减小。例如, 对某一辐射剂量 x 重复测量 N 次, 所有测量结果的算术平均值为:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2-1)$$

标准偏差 σ_x 为:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2-2)$$

σ_x 就表示某一测量结果 x_i 的平均不确定度。

测量结果的平均值的标准偏差 $\sigma_{\bar{x}}$ 为:

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad \sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2-3)$$

A 类标准不确定度指测量结果的平均值的标准偏差, 用 U_A 表示, 即 $U_A = \sigma_{\bar{x}}$ 。B 类标准不确定度用 U_B 来表示, 它是用非统计学方法对测量结果不确定度的科学计算, 它包括测量过程、修正因子 (Correction Factor) 和引用文献物理数据给测量结果带来的不确定度。通常假设 B 类标准不确定度是具有某种概率分布的, 如均匀分布 (Uniform Distribution) 或者正态分布 (Normal Distribution)。 U_B 可由假定的概率分布来确定。测量结果往往需要同时考虑 A 类标准不确定度、B 类标准不确定度, 于是引入合成不确定度 (Combined Uncertainty) 和扩展不确定度 (Expanded Uncertainty)。测量空间中某一点 P 的剂量 D : 剂量计的读数乘以所有修正因子。

$$D_P = M \prod_{i=1}^N F_i \quad (2-4)$$

式中, M 为剂量计的读数, F_i 为修正因子或转换因子。

合成不确定度 (Combined Uncertainty, U_C) 指 A 类标准不确定度 (U_A) 与 B 类标准不确定度 (U_B) 的平方和的根:

$$U_C = \sqrt{U_A^2 + U_B^2} \quad (2-5)$$

扩展不确定度 (Expanded Uncertainty) U 的计算: 合成不确定度乘以包含因子 k (Coverage Factor), 即 $U = kU_C$ 。包含因子 k 在 ISO 出版的《测量不确定度表示指南》^[1] 里给出了详细计算方法。假定合成不确定度是正态分布的, 当 $k=2$ 时, 置信水平 (Confidence Level) 通常为 95%。扩展不确定度 U 通常表示总的不确定度和测量的准确度。 P 点的剂量 D 的测量结果可以表示为 $D_P \pm U$ 。

二、线性剂量响应

辐射剂量计应具有线性剂量响应, 即辐射剂量计正常工作时, 它的读数 M 应与受到照射的剂量 D 呈线性关系。有时候某一剂量计与其读出器并不具有线性剂量响应, 但它们的组合却可以在较宽的剂量范围内具有线性剂量响应。如果剂量测量系统呈非线性剂量响应, 则需要对其读数进行修正。线性剂量响应依赖于剂量测量系统的类型及自身的物理特性。