

实用放射肿瘤剂量学

SHIYONG FANGSHE ZHONGLIU JILIANGXUE

徐海超 杨天恩 主编



原子能出版社

05
H

实用放射肿瘤剂量学

徐海超 杨天恩 主编

肖泽久 庞瑞草 高钧成 编
樊兆昇 刘明远

原子能出版社

内 容 简 介

本书介绍放射肿瘤剂量学的基本概念、剂量测量方法、常用临床照射技术及有关计算方法。为临床治疗实施提供了较多的常用数据表及简明的计算举例。

本书可供放射肿瘤剂量学工作者、放射肿瘤治疗医务人员以及有关学科的研究、教学人员参考。

实用放射肿瘤剂量学

徐海超 杨天恩 主编
当泽久 庞瑞草 高钧成 编
樊兆昇 刘明远

原子能出版社出版

(北京2108信箱)

国防科工委印刷厂印刷

新华书店总店科技发行所发行·新华书店经售

☆

开本787×1092 1/16 ·印张18.5·字数437千字

1988年10月北京第一版·1988年10月北京第一次印刷

印数1—1600册

统一书号：15175·882 定价：6.45元

ISBN 7-5022-0027-4/R·4

前 言

放射肿瘤剂量学在现代医学科学领域里已逐步形成一门较完善的学科，它日益受到人们的重视，并在临床上得到广泛的应用。

放射肿瘤剂量学是治疗肿瘤的重要基础。在治疗中，给予肿瘤靶区“最佳剂量”，使肿瘤组织得到应有的剂量和剂量分布，而又尽可能减少对其周围正常组织的损伤，这是关系到放射治疗的质量和水平的问题。为妥善地运用射线这一强有力的手段来治疗病人，必须准确地掌握射线装置的有关物理参数，选定合适的辐射源、剂量和照射方法等等。针对上述情况，我们深感有必要编写《实用放射肿瘤剂量学》一书。

在编写过程中，我们参考了国内外权威书刊资料，并结合国内的临床实践经验，着重叙述放射肿瘤剂量学的基本概念、测量方法、临床应用的照射技术及计算方法，并提供了较多的实用数据表和计算举例。

全书共分两篇。第一篇为电离辐射剂量学基础，概述了电离辐射的来源、所用的辐射量和单位、测量仪器及其使用方法、射线质和剂量的测定、测量误差分析及数据处理等。第二篇为临床剂量学，包括临床剂量使用的原则、辐射源的选用、照射方法以及治疗计划中有关剂量的记录和要求。百分深度吸收剂量是关键量值，所以用较大篇幅阐述百分深度吸收剂量及其有关物理参数的转换和数据表的使用，并以具体例子说明了各种照射技术的应用。本书还介绍了处理放射治疗的时间-剂量-分次数间关系的标称标准剂量（NSD）的计算和应用。射线治疗肿瘤除由身体外照射之外，尚有组织间放射治疗和腔内放射治疗，其所用辐射源及吸收剂量的计算、实施方法等也在书中一并予以简述。

由于编者水平有限，书中难免有缺点和不足之处，希望读者予以指正。

徐沔同志曾对本书提出修改意见，谨此表示感谢。

编者

目 录

第一篇 电离辐射剂量学基础

第一章 电离辐射概述	1
第一节 原子结构和核衰变	1
一、原子结构	1
二、原子核结构	1
三、核衰变	2
四、核衰变规律	4
第二节 治疗用辐射源简述	4
一、远距离 ⁶⁰ Co治疗机	4
二、X射线治疗机	5
三、医用电子加速器	6
第三节 电离辐射与物质的相互作用	7
一、带电粒子的能量在物质中的转移	7
二、光子(X或 γ 射线)的能量在物质中的转移	14
第二章 辐射量和单位	23
第一节 辐射量和单位	23
第二节 常用辐射量单位间的换算	25
第三章 测量仪器及其使用方法	26
第一节 照射量计	26
一、照射量计概述	26
二、照射量计的正确使用	30
第二节 硫酸亚铁化学剂量计(弗里克(Fricke)剂量计)	33
一、测量原理和方法	33
二、硫酸亚铁化学剂量计溶液及影响测量结果的主要因素	34
第三节 热释光剂量测量法	35
一、测量原理	35
二、热释光元件的基本特性	36
三、热释光(TL)读出仪表	37
四、用热释光剂量计(TLD)进行的 ⁶⁰ Co γ 射线水中吸收剂量测量的邮寄比对	38
第四节 量热法	39
第五节 胶片剂量测定法	40
第六节 小结	40
第四章 射线质的测定	43
第一节 引言	43
第二节 γ 射线能谱	43
第三节 常规X射线质的测定	44

一、常规X射线及过滤	44
二、X射线质——半值层	45
三、半值层的测量方法	46
第四节 加速器射线能量的确定	48
一、电子束能量的概念	48
二、电子束能量的测量	49
三、加速器高能 X射线质的测量	50
四、加速器能量常规监测	52
第五章 吸收剂量测量的标准方法	53
第一节 引言	53
第二节 有关术语简介	53
第三节 测定吸收剂量前的预备程序	56
一、射线束的恒定性	56
二、射线束的准直	56
三、照射野的均匀性及半影	57
第四节 吸收剂量的测量	57
一、测量仪表及设备	57
二、水体模中校准点吸收剂量的测定	58
三、百分深度剂量	63
四、等剂量分布	64
五、参考点吸收剂量 D_{a_0} 的计算	65
六、在空气中测量照射量再转换为水体模中吸收剂量的测量方法	66
七、其他测量方法——邮寄比对和测量服务	67
八、吸收剂量测定概要	67
九、吸收剂量测定的计算举例	67
第五节 定期校准和监测	70
一、监测器或定时器的校准	70
二、吸收剂量的定期校准	72
第六章 测量误差及数据处理	73
第一节 基本知识	73
一、名词和术语	73
二、有效数字和舍入法则	73
三、偶然误差	74
四、系统误差	77
五、粗差及判别方法	77
六、误差传递	79
七、线性回归	80
第二节 吸收剂量测量的不确定度	82

第二篇 临床剂量学

第七章 临床剂量学概论	85
第一节 临床剂量学原则	85

第二节 辐射源种类、照射方法和基本类型	88
一、辐射源种类	88
二、照射方法	89
三、远距离照射的类型	89
第三节 各种射线的特性和选择依据	89
一、低能和中能 X 射线物理参数的选择.....	90
二、高能 X 射线和 γ 射线的特性	93
三、高能电子束的特性和选择	95
四、两种射线混合照射的应用	98
第四节 各种治疗机的临床应用	100
一、接触治疗机的应用范围	100
二、深部 X 射线治疗机的应用范围	101
三、 ^{60}Co 远距离治疗机的应用范围	101
四、医用加速器的应用范围	101
五、新型粒子束治疗机	101
第五节 治疗计划、记录和报告的几点要求	104
一、射线质	104
二、照射几何条件	104
三、靶吸收剂量	104
四、其他	105
第八章 射线束轴百分深度剂量及组织空气比	106
第一节 常用术语	106
一、照射参数	106
二、组织空气比	106
三、反散射因子	107
四、百分深度剂量	107
五、组织体模比与组织最大比	107
第二节 射线束轴百分深度剂量表及其使用	108
一、百分深度剂量表的选用原则	108
二、照射野大小的确定	108
三、矩形照射野、圆形照射野和方形照射野的等效互换	109
四、百分深度剂量和组织空气比的关系	110
五、不同源-表距时百分深度剂量的换算.....	111
六、电子束百分深度剂量表的选用	112
第九章 等剂量图和吸收剂量分布图	114
第一节 等剂量图	114
第二节 等剂量图的获得	115
第三节 几种典型的等剂量图	116
第四节 多野等剂量曲线的复合	117
第五节 有关吸收剂量分布图的几个概念	119
一、靶区	119
二、治疗区	120

三、照射区	120
四、关键器官	120
五、最大、最小和平均靶吸收剂量	120
六、热点	120
第六节 病人吸收剂量分布图	120
第十章 静止照射野照射技术	122
第一节 单照射野照射技术	122
一、单照射野剂量分布特点和临床应用范围	122
二、单照射野照射技术	123
第二节 二、四、六照射野照射技术	126
一、两照射野照射的临床应用范围和剂量分布特点	126
二、二、四、六照射野照射的临床应用的主要类型	127
第三节 三照射野照射技术	131
第四节 病人表面倾斜或弯曲的修正	133
第五节 组织不均匀性的修正	135
第六节 不规则形状照射野的剂量计算	137
一、散射空气比	137
二、大面积不规则照射野剂量的计算	138
第七节 挡铅块照射野的剂量计算	139
第八节 相邻照射野的设计	139
第十一章 运动照射野照射技术	141
第一节 运动照射野的应用	141
第二节 旋转治疗剂量的计算	143
一、剂量计算步骤	143
二、剂量计算举例	144
第十二章 几种特殊临床照射技术	146
第一节 全身照射	146
一、临床应用范围	146
二、治疗方法	146
三、半身照射	147
第二节 全淋巴结照射	147
一、临床应用范围	147
二、照射方法	148
三、全淋巴结照射的定位方法	148
四、全淋巴结照射的剂量计算	149
五、广泛的淋巴结照射	151
第三节 全腹照射	151
一、临床应用范围	151
二、照射技术	152
第四节 全中枢神经系统照射	156
一、临床应用范围	156
二、照射技术和剂量	157

第十三章 楔形板照射技术	160
第一节 楔形板的用途	160
第二节 术语和定义	160
一、楔形板	160
二、楔等剂量曲线	161
三、楔形角 ϕ	161
四、楔形因子 f	162
第三节 楔形板使用中的一些问题	162
第四节 楔形板的设计和制作	163
第五节 楔形照射野的设计	165
一、单一楔形照射野	165
二、多个楔形照射野联合照射	166
三、楔形照射野设计中的一些问题	169
第十四章 放射治疗的时间-剂量-分次数间关系 (标称标准剂量 NSD 及其应用)	171
第一节 标称标准剂量 (NSD) 的概念	171
第二节 NSD 的计算	172
一、治疗达到最大耐受剂量的情况	172
二、计算表格的使用	174
三、治疗未达到最大耐受剂量的情况 (部分耐受剂量)	174
第三节 应用举例	175
一、已知 NSD 值设计治疗方案	175
二、未知 NSD 值时治疗方案的比较和修改—— TDF 简易法	178
三、治疗方案的 ret 值分析	180
四、在组织间放射治疗及腔内放射治疗中的应用	182
第四节 小结	184
第十五章 组织间和腔内放射治疗	201
第一节 引言	201
第二节 辐射源	201
一、 γ 辐射源—— ^{226}Ra 及其替换物	201
二、 β 辐射源—— ^{90}Y	203
三、中子辐射源—— ^{252}Cf	203
第三节 封闭辐射源的剂量计算	204
一、点辐射源	204
二、线辐射源	204
三、封闭辐射源的等剂量分布	206
第四节 封闭辐射源的分布法则	206
一、Quimby 系统	206
二、Manchester 系统	208
第五节 组织间插植治疗	210
一、单平面插植	211
二、双平面插植	212
三、立体插植	213

四、插植胶片修正法	215
第六节 镭的替换物——¹³⁷Cs, ⁶⁰Co, ¹⁹²Ta, ¹⁹²Ir	216
一、 ¹³⁷ Cs	216
二、 ⁶⁰ Co	217
三、 ¹⁹² Ta	217
四、 ¹⁹² Ir	217
第七节 永久植入	217
第八节 腔内放射治疗施用器	218
第九节 后装技术	219
附录	221
I. 肿瘤定位方法——模拟定位机	221
II. CT在放射治疗中的应用	223
III. 附表——常用X射线及电子束的束轴百分深度剂量、组织空气比及组织最大比等数据	224
IV. 常用常数、公式	280

第一篇 电离辐射剂量学基础

第一章 电离辐射概述

第一节 原子结构和核衰变

一、原子结构

自然界存在的各种物质都是由不同的元素组成的。构成每种元素的最小单位叫做原子，它是由原子核和核外电子组成的。原子核带正电荷，在它周围有带负电的电子 (e^-)，电子按一定的轨道围绕原子核不停地运动。通常原子核所带的正基本电荷数与核外电子数相等，所以整个原子呈电中性。

原子内部每个电子都有一定的轨道，几条轨道又形成一个壳层，最靠近核的是K层，依次向外是L，M，N层等等。各层所容许的电子数有一定限度，越向外壳层上所容许的电子数越多。K层最多只有2个电子，L层可有8个，M层可有18个，N层可有32个，但最外层电子总数不能超过8个。原子的化学性质就是由最外层的电子数所决定的。

在原子内某一轨道上的电子具有严格确定的能量，称为能级。因此，也可以说电子处于某一能级上。同一层的电子能量相近，所以大致处于同一能级上。K层轨道上的电子能级最低，越是靠外层轨道上的电子能级越高。电子能够吸收外来的能量从低能级升到高能级，称为原子的激发。如果外来粒子的能量足够大，使电子脱离原子，这种作用称为电离，这时的原子称为离子。处于高能级的电子能够“跳回”到低能级，同时把多余的能量以电磁辐射(光子)的形式释放出来。

二、原子核结构

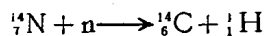
原子核是由质子(p)和中子(n)组成的，质子和中子统称为核子。质子带正电荷，它与核外电子所带电荷数值相等而符号相反。中子不带电荷，它与质子的质量差不多相等。原子核内质子和中子数目之和称为原子的质量数，用A表示。原子核的质子数即核所带的基本电荷

数，称为原子序数，用 Z 表示。原子核内的中子数即为 $A - Z$ 。以 X 代表某元素，用 ${}^A_Z X$ 表示该元素原子核的组成。

核内具有相同数量的质子，即原子序数相同但中子数不同的一类原子，它们的化学性质相同，在元素周期表上占据同一个位置，互为同位素。例如，天然存在的元素钾，由几种类型的原子组成，其原子序数为 19，而中子数则可能为 20（即 ${}^{39}\text{K}$ ），21（即 ${}^{40}\text{K}$ ）或 22（即 ${}^{41}\text{K}$ ），它们都是钾的同位素。一种元素的各个同位素的某些核性质可能是不同的。因此，将核内具有特定数目中子和质子的一类原子称为某一核素。例如， ${}^1\text{H}$ 、 ${}^2\text{H}$ 和 ${}^3\text{H}$ 都是氢的同位素，但它们是不同的核素，因为在它们的原子核中质子数虽然相同，都是 1，但其中子数却各异，分别是 0，1 和 2。

一种元素可因其原子核的变化而变成另一种元素。这些变化包括核反应和核衰变。

人工核反应是指原子核由于人为的原因，如带电粒子的轰击、吸收中子、高能光子的照射等所引起的核结构的变化。例如，氮核 (${}^{14}\text{N}$) 在低能中子作用下变成碳核 (${}^{14}\text{C}$)，同时放出质子。这一反应可表示如下：



或简写为 ${}^{14}\text{N}(n, p){}^{14}\text{C}$

利用加速器、反应堆产生的各种高能粒子，可以生产人们所需要的各种放射性同位素。

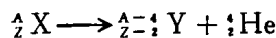
三、核 衰 变

核反应后的产物有些是稳定的核素，但更多是不稳定的核素。后者将自发地衰变为其它核素，称为核衰变。不稳定的核素通常称为放射性核素。如果它们是由核反应产生的则称为人工放射性核素，以区别于在自然界中存在的天然放射性核素。所谓稳定的核素指其核结构不会自发地发生变化；而不稳定的核素即使不受任何外部作用，核的结构或能量状态也会发生变化。在核衰变过程中，会从核内放出 α 粒子、 β^- 粒子、 γ 光子、 β^+ 粒子、俘获轨道电子等一种或几种射线。这种从不稳定核素放出射线的性质称为放射性。

(一) α 衰 变

从原子核内放出 α 粒子的衰变称为 α 衰变。 α 粒子实际上就是氦原子核 (${}^4_2\text{He}$)，它的质量数是 4，由两个中子和两个质子组成，带两个正基本电荷。

作 α 衰变的都是高原子序数的放射性核素，衰变后的质量数 A 降低 4 个单位，原子序数 Z 降低 2 个单位。若令 X 代表母体， Y 代表子体，则 α 衰变可用下式表示：



例如： ${}^{226}_{88}\text{Ra} \longrightarrow {}^{222}_{86}\text{Rn} + \alpha$

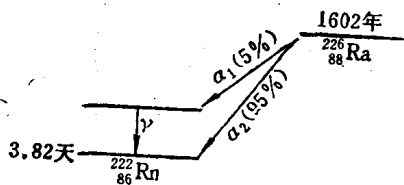


图 1.1 ${}^{226}_{88}\text{Ra}$ 的衰变图

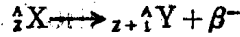
图 1.1 所示为 ${}^{226}_{88}\text{Ra}$ 的衰变图。

通常， α 衰变总伴有 γ 发射。

(二) β^- 衰 变

从原子核内放出 β^- 粒子（或记作 β^- 粒子）的核衰变称为 β^- 衰变。在 β^- 衰变中，原子核内

一个中子变成一个质子，同时放出 β 粒子。 β 粒子实际上是高速电子。如令X代表母体，Y代表子体，则 β 衰变可用下式表示：



因为 β 衰变时放出的 β 粒子的能量从零到某个最大值，所以形成一个连续谱，通常所说的放射性核素的 β 粒子能量，指的是这个能谱的最大值。

常用的放射性核素 ${}^{137}_{55}\text{Cs}$ 和 ${}^{60}_{27}\text{Co}$ 的衰变图如图1.2所示。

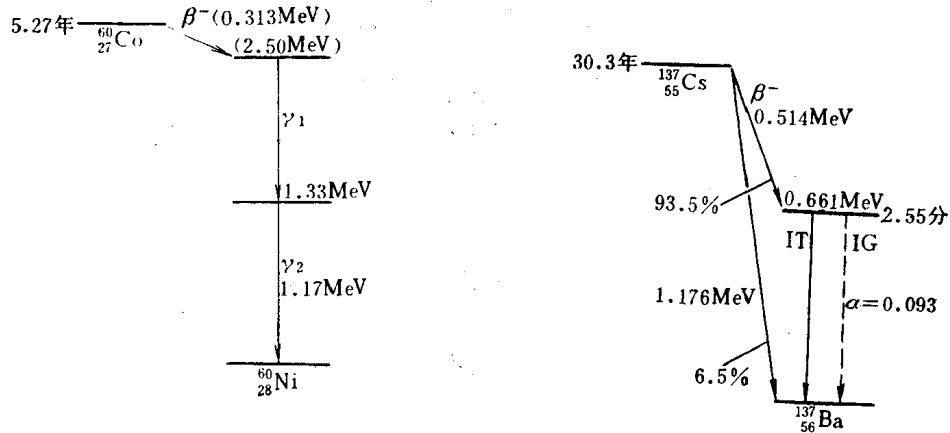


图1.2 ${}^{137}_{55}\text{Cs}$ 和 ${}^{60}_{27}\text{Co}$ 的衰变图

在多数情况下， β^- 衰变也常伴有 γ 发射。

(三) γ 发 射

在核衰变中有时还发射 γ 光子，称为 γ 发射。经过 α 、 β 衰变的原子核经常处于激发态。原子核从较高激发态回到较低激发态或基态时，往往把多余的能量以 γ 光子的形式发射出来，所以 γ 光子通常是紧随着 α 粒子或 β 粒子一起产生的（见图1.1、1.2）。

(四) β^+ 衰 变

发射 β^+ 粒子（即正电子），称 β^+ 衰变。有时也伴有 γ 发射。

(五) 电子俘获（用EC表示）

电子俘获是 β 衰变的一种。在这种衰变过程中，衰变的原子核从核外电子壳层中俘获一个电子，而使核内的一个质子转变成中子。如果俘获的电子是K壳层的，则称为K电子俘获；俘获的电子是L壳层的，称为L电子俘获；余类推。K壳层最靠近核，所以K电子俘获几率最大。还应当指出，能满足产生 β^+ 衰变的条件，也能满足产生电子俘获的条件。因此，有许多放射性核素同时具有发射 β^+ 粒子和电子俘获的衰变。还有为数不多的放射性核素，既满足 β^+ 衰变的条件，同时又满足 β^- 衰变的条件；这样的核素，同时具有发射 β^- 粒子， β^+ 粒子和电子俘获的衰变。

(六) 同质异能跃迁（用IT表示）

同质异能跃迁也是一种 γ 衰变；只是在此情况下，原子核的激发态的寿命较长。常称之为

为同质异能态，它所发生的 γ 跃迁叫同质异能跃迁。

(七)内转换 (用IC表示)

内转换也是 γ 衰变的一种。这时原子核的激发能通过电磁相互作用直接传递给临近的电子，使该电子离开原子，而核跃迁到基态或较低的激发态。

四、核衰变规律

放射性核素的衰变与周围环境的温度、压力和湿度等外界条件无关。它遵循一定的规律，即指数衰减规律。例如某放射性核素，最初共有 N_0 个原子，经过时间 t 以后，只剩下 N 个原子，则 N 和 N_0 之间的关系为：

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1.1)$$

式中， λ 称为衰变常数，其单位是时间单位 t 的倒数。如果经过时间 $T_{1/2}$ 以后， $N = \frac{1}{2} N_0$ 。

代入(1.1)式中，则 $\frac{1}{2} = e^{-\lambda T_{1/2}}$ 。即 $2 = e^{\lambda T_{1/2}}$ 。两边取对数得： $\lambda T_{1/2} = \ln 2 = 0.693$ 。故

$$T_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda} \quad (1.2)$$

放射性原子核的数目因衰变而减少到原来的一半所需的时间称为半衰期($T_{1/2}$)。它与衰变常数 λ 的关系如式(1.2)。不同的核素的 $T_{1/2}$ 值差别很大。半衰期是表征放射性核素的基本特性之一。

第二节 治疗用辐射源简述

目前，在放射治疗中使用最多的是 ^{60}Co γ 射线源（也有少量的 ^{137}Cs 源、 ^{226}Ra 源等），以及用高压发生器产生的射线源，如X射线治疗机，产生电子束和高能X射线的各种医用加速器。

一、远距离 ^{60}Co 治疗机

离身体远距离 ^{60}Co 治疗机利用放射性核素 ^{60}Co 发射的 γ 射线进行身体外远距离照射。它的主体（机头）实际上是一个满足屏蔽要求的辐射源容器（钢壳体内充以铅），治疗时可将辐射源送至照射位置或把射线出口的屏蔽快门打开，使 γ 射线照射病人。机头附有可调光阑用来改变射线束截面（照射野大小）。

机头备有定位用的模拟光束以及光学测距标尺或距离量杆。

所用放射性核素 ^{60}Co 发射的 γ 光子能量为1.17 MeV和1.33 MeV（用于治疗，可视为平均能量1.25 MeV）。由于辐射源材料本身、辐射源的外壳以及机头的照射准直器等对 γ 射线的散射与吸收等因素，故从机头出射的 γ 射线束含有一定量的低能散射成分。

^{60}Co γ 射线照射体模或病人时，由于射线积累效应，最大剂量点不在表面而在表面以下约0.5 cm处，这是与常规X射线（ $<400\text{ kV}$ ）不同的地方。

^{60}Co 治疗机位置的重复性一般比较好，几次开机送源到照射位置，输出变化小于1%。但仍应定期检验，因为一旦机械发生故障（特别是辐射源往复运动式的），对射线束输出的影响是很严重的。

照射野面积可通过调整准直光阑进行改变。照射野内剂量的均匀性对治疗是有影响的，一般光学野边沿与50%等剂量曲线相重合；照射野中央区域（约占照射野的80%）应在90%等剂量曲线内。光学野边沿以外剂量应迅速下降（边沿以外0.5~1.0cm处，应下降到中心剂量的20~10%以下）。目前的 ^{60}Co 治疗机一般都有消除这种称为半影的铅条，会大大减小照射野外的辐射。

^{60}Co 治疗机在关闭状态时，放射源仍一直在进行衰变过程，所以机头的屏蔽应达到一定的防护要求，以减少辐射的泄漏。一般在关闭状态下，距辐射源1m处，泄漏辐射最大不超过 $2.58 \times 10^{-6} \text{C/kg} \cdot \text{h}$ (10mR/h)，平均不超过 $5.16 \times 10^{-7} \text{C/kg} \cdot \text{h}$ (2mR/h)。在治疗状态，距源1m处，泄漏不超过治疗照射量率的0.1%，照射野边沿2cm以外应在5%以下。

^{60}Co 核素衰变的半衰期为5.27年，约每28天减少1%，这时要给出28天之前一样的剂量，照射时间则应增加1%。

一般进行衰变修正时的修正系数为：

$$K = \frac{A}{A_0} = e^{-\lambda(t-t_0)} \quad (1.3)$$

式中， A_0 为时刻 t_0 时的值（初始值）； A 为时刻 t 时的值（衰变 $t-t_0$ 之后的值）； $\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$ 为衰变常数。 ^{60}Co 的 $T_{1/2} = 5.27$ 年。衰变修正系数可编成表，应用起来简便得多，见本书附录附表9。

二、X射线治疗机

X射线治疗机是利用X射线管产生的X射线进行治疗的。

某些金属被高速电子轰击会产生X射线（轫致辐射）。X射线管中灯丝和阳极之间加有适当的电压形成一电场，灯丝加热后发射的电子在此电场中被加速飞向阳极，受到电子轰击的阳极（靶）就产生X射线。

X射线治疗机主要由三部分构成，即高压发生器、机头、控制台，其它还有X射线管的冷却系统等。

高压发生器产生X射线管所需的高电压和灯丝加热用的电源。机头主要为置于一定屏蔽壳体中的X射线管，有供X射线定向射出的出射窗和准直光阑。通过调节光阑的孔径或调换不同面积的射束筒，可以控制X射线束截面的大小。机头的支撑机构可以通过调节改变机头的位置以及射线束的方向等。为了对X射线管进行冷却，机头有相应的机构，与冷却系统的回路相通。控制台安装有治疗机的控制系统和有关指示机构。它的主要功能为：预选、调节X射线管的电压和电流，控制管电压的接通和切断（即控制X射线的产生和停止）。还有照射时间的指示和控制及所用X射线规范的显示等。较新近的X射线机配备有输出剂量监测器等，在控制台上相应的显示部分。

对于X射线放射治疗，了解X射线穿透物质的能力是很重要的。X射线穿透物质的能力

用X射线的品质来描述。最精确的表示是射线的能量和能谱。但对放射治疗工作来说过于复杂，因而传统上简单地用射线通过标准材料的减弱情况来表示，即采用半值层表示法。

半值层是使射线的照射量率减弱到初始值的一半时，所需要的某种标准吸收材料的厚度。用半值层作为射线品质的表示法，对治疗工作来讲是方便的。详见第四章第三节。

X射线治疗机一般分为浅层治疗机和深部治疗机两类，其主要区别为X射线管所使用的电压高低不同，无明确划分的电压界限。

治疗用X射线管的焦斑一般较大，约为5~8mm的线度，能给出相当大截面的射线束。照射野还可通过调节在一定的范围内选择使用。在照射野内射线束的均匀性应达到一定的要求。

新购置的X射线治疗机，应定期检验各个射线规范的半值层(HVL)，输出照射量率及其变化情况，射线束的定向性，照射野内的均匀性，照射野以外的辐射量以及输出控制(mA和计时器等)的可靠性。

三、医用电子加速器

用于治疗的电子加速器，目前主要是电子感应加速器和电子直线加速器。治疗时是利用高能电子束或利用加速电子轰击靶产生的高能X射线束。医用电子加速器的能量范围为1~50MeV。

电子加速器设备复杂，运行和维护都要求较高的技术。治疗机头部分可以旋转，便于从不同方向照射病人。机头附有可调整的光阑或束射筒，内部装有射线束均整滤片。加速器一般有输出剂量监测器，可以预选和控制治疗剂量。控制台部分有辐射类型选择，能量选择，剂量预选及指示，剂量率调整，以及其它加速器特有的调整及指示部分。

电子束的能量是个重要的参数，应进行测定并定期校对。测量的方法有磁场偏转法、核反应阈能法、契仑科夫辐射阈法和射程法等。

射程法比较简便易行。在水体模中测定电子束随深度的衰减曲线，曲线的直线下降部分的外推线和X射线污染所产生的本底外推线的交点处的深度即电子束的实际射程。射程与电子束在入射表面的能量有对应关系。具体测量方法请参考第四章第四节。电子束能量在5~30MeV的范围内，射程法测定结果的偏差小于2%。医疗应用通常都采用射程法。

医用加速器射线束的轴线一般用光学十字线指示，指示的偏差不应大于2mm，可用胶片法进行检查。

指示源到照射表面的距离(即SSD)的指示器，在治疗应用的范围内(如0.5~1.5m)误差不应超过±5mm。

光学野边缘应与50%等剂量线重合。重复摆位时，照射野应稳定在一定范围内(如在±1mm之内)。照射野的80%等剂量线与20%等剂量线之间的半影区，在各种照射野条件下都应不超过规定。照射野的均整度，即照射野中央80%区域内，例如对10cm×10cm照射野，中央8cm×8cm区域内，要求各点的剂量与中心点剂量的偏差不超过3~4%(对X射线)，对电子束要求不超过±5%。

医用电子加速器的剂量监测系统一般为装在射线出口处的电离室。电离室的读数应用标准剂量计进行校准，即给出一定量照射时，求出监测电离室读数所对应的校准点处束轴上标

准剂量计的测量值。得到的比值，其误差应在1%以下。监测电离室的剂量线性，要求在一定范围之内，偏离线性应不大于1%。读数对剂量率的依赖所引起的偏差不大于2%。由于加速器处于不同的工作位置（即不同的旋转角度）引起的偏差不应大于3%。剂量监测系统的短期稳定性不应超过2%，一天之内变化应在3%之内。为了治疗安全起见，加速器一般装有同时工作的两套剂量监测系统。

对加速器重复工作的稳定性的要求是，在8小时内，用最大剂量率给出相当一次治疗的剂量，而后停机10分钟，如此重复出束、断束，加速器能保持射野位置、射野尺寸、均整度、剂量监测电离室读数的定标等的稳定。

在辐射安全方面，加速器在治疗状态下，通常要求在距源1m处泄漏剂量应小于治疗剂量的0.1%，中子污染应小于0.05%。在加速器预备状态下，表面距源5cm处剂量应不大于 20×10^{-5} Gy/h。

第三节 电离辐射与物质的相互作用

高速带电粒子，如 α 粒子、 β 粒子及质子等能直接引起物质电离，称它们为带电致电离粒子（直接电离粒子）；X射线和 γ 射线及中子等不带电粒子是通过与物质作用时产生的次级带电粒子引起物质电离的，称为非带电致电离粒子（间接电离粒子）。由带电或非带电致电离粒子，或两者混合所组成的任何辐射，统称电离辐射。

电离辐射与物质的相互作用，是电离辐射剂量学的物理基础。

电离辐射授予物质的能量多少是电离辐射对物质作用过程的主要标志。这里所关心的问题是电离辐射的能量在物质中的转移和吸收规律。

一、带电粒子的能量在物质中的转移

在辐射剂量学的研究中，带电粒子有来自放射性核素衰变或加速器产生的电子、正电子和 α 粒子，有光子通过物质时释放出的高能电子，还有中子在物质内传播过程中产生的反冲核以及宇宙射线中各种带电的基本粒子。表1.1中列出了一些带电粒子的基本性质。

表1.1 电离辐射剂量学中有关的某些带电粒子的性质

名称与符号	电 荷 (以e为单位 $e=1.6021892 \times 10^{-19} \text{C}$)	质 量		Mc^2 (MeV)	$M/M_{\text{质子}}$	平均寿命 (s)
		($\times 10^{-27}$ kg)	(原子质量单位 $^{12}\text{C}=12.000$)			
电子 e^\pm	± 1	9.109534×10^{-31}	5.4858026×10^{-4}	0.511006	0.00054463	稳定
μ 介子 μ^\pm	± 1	0.188346	0.113432	105.659	0.112612	2.200×10^{-6}
π 介子 π^\pm	± 1	0.248812	0.149848	139.58	0.148765	2.55×10^{-8}
K介子 K^\pm	± 1	0.880204	0.530104	493.78	0.526274	1.229×10^{-8}
质子P	+1	1.6726485	1.007276470	938.26	1.000000	稳定
氘核D	+1	3.343380	2.0135536	1875.581	1.9990076	稳定
氦核 ^4He (α 粒子)	+2	6.644252	4.0015064	3727.315	3.9725993	稳定