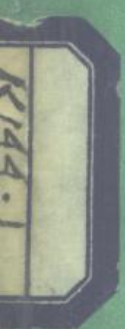


辐射治疗剂量学
美国国家辐射防护与测量委员会第69号报告

辐射治疗 剂量学

美国国家辐射防护与测量委员会第69号报告



中国计量出版社

辐 射 治 疗 剂 量 学

美国国家辐射防护与测量委员会第 69 号报告

张之彬 刘远迈 译

史元明 校

中国计量出版社

2246/1P

内 容 提 要

辐射治疗的目的是用预置的吸收剂量辐照人体的特殊部位,而使人体其它部位受到最小的照射。治疗区域的吸收剂量应该准确到某个水平。本书叙述和推荐辐射剂量学方法,以便在这个准确度范围内,可以把预置的吸收剂量由X射线和 γ 射线传递到均匀的模体中。因此,本书从介绍光子束的基本参数及其剂量学基本原理开始,重点介绍了国家辐射标准、辐射量的量值传递、检定系统,各级测量仪器的性能以及如何正确使用包括辐射治疗机的调试运转、校准和其它测量,最后对各个步骤所引入的误差作了详细地分析。本书特点除了介绍测量吸收剂量的实用规程、测量条件和计算数据以外,还对国家辐射标准、次级标准、现场测量仪器以及辐射治疗机从基本原理到使用方法都作了详细地介绍和分析。能帮助剂量测试工作者了解和检查各级测量仪器的原理和性能,从而达到正确使用目的。

该书可供核工业、农业、生物学、放射治疗以及计量系统等部门从事剂量测量的工作人员使用。

NCRP REPORT NO. 69

Dosimetry of X-Ray and Gamma-Ray
Beams for Radiation Therapy in the
Energy Range 10 keV to 50 MeV

NCRP 1981.12

辐射治疗剂量学

美国国家辐射防护与测量委员会第69号报告

张之彬 刘远迈 译

史元明 校

中国计量出版社出版

北京和平门内大街7号

河北省三河县中赵甫印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

—1—

开本 787×1092/32

印张 4.375 字数 93 千字

1987年5月第1版

1987年5月第1次印刷

印数 1—5000

定价 1.10 元

统一书号 15210·505

ISBN 7-5026-0003-5/IB·4

公 告

本报告是国家辐射防护与测量委员会 (NCRP) 编写的。委员会力图在这篇报告中提供准确、完整和有用的资料。但是, 无论国家辐射防护与测量委员会、国家辐射防护与测量委员会的成员、其他参加或协助编写这篇报告的人员或者代表这些机构的个人: (a) 对这篇报告中所包含资料的精确度、完整性或实用性, 不管是暗含的还是明确的都不得做任何保证或表态; 也不得违背个人应有的权力使用这篇报告中提供的资料、方法和程序。(b) 关于使用或由使用这篇报告中提供的资料、方法和程序而造成事故都不承担任何责任。

序 言

辐射治疗的目的是用预置的吸收剂量辐照人体的特殊部位,而使人体其它部位受到最小的照射。治疗区域的吸收剂量应该准确到某个容许水平,致使在这个准确度水平内,由于吸收剂量变化所引起的误差,基本上不会产生不必要的临床反应。本报告的目标在于叙述和推荐辐射剂量学方法,以便在这个准确度范围内,可以把预置的吸收剂量由X射线和 γ 射线源传递到均匀的体模中。然而,将准确的剂量授予患者(治疗计划)不属于本报告的范围。为了能适当的连续传递由辐射治疗机产生的吸收剂量,本报告详细叙述和讨论了许多推荐方法。报告中还考虑了照射量和吸收剂量的突出特征与国家辐射标准的关系,其中包括吸收剂量传递中不确定度的讨论。

本委员会注意到第15届国际计量大会(GCWM)所采纳的用于电离辐射领域的某些SI单位的专门名称。采用戈瑞(符号Gy)作为吸收剂量、吸收剂量指数、比释动能和比授予能的SI单位专门名称。采用贝可勒尔(符号Bq)作为(放射性核素)活度的SI单位专门名称。1戈瑞等于1焦耳每千克;而1贝可勒尔等于负一次方秒。由于从目前使用的专用单位——拉德和居里向新的专门名称过渡需要一段时间,本委员会决定暂时使用拉德和居里。一组单位向另一组单位转换时,下列关系式适用:

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ J kg}^{-1} = 0.01 \text{ Gy}$$

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ s}^{-1} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq (准确值)}$$

本报告准备期间，在第 26 科学委员会高能 X 射线辐射
剂量学工作的是：

Robert J. Shalek, 主席

德克萨斯大学肿瘤中心，休斯敦，M.D.安德逊医院及
肿瘤研究所，物理系

成 员

Peter R. Almond

德克萨斯大学肿瘤中心，休斯敦，M.D.安德逊医院及
肿瘤研究所，物理系

John S. Laughlin

纽约州，纽约，斯龙-凯特林纪念肿瘤中心医用物理系
John R. Cameron

威斯康星州，麦迪逊，威斯康星大学放射物理系
Robert Loevinger

华盛顿特区，国家标准局辐射物理处
Arnold Feldman

伊利诺斯州，皮奥里亚，伊利诺斯卫理公会医学中心
Robert J. Schulz

康涅狄格州，纽黑文，耶鲁大学医学院放射学系
Lawrence H. Lanzl

伊利诺斯州，芝加哥，罗斯-长老会-圣路加医学中心放
射治疗科

顾 问

J. Garrett Holt

纽约州，纽约，斯龙-凯特林纪念肿瘤中心医用物理系
Ralph B. Worsnop

加利福尼亚州，伍德赛德，海湾地区医用物理公司
Peter Wootton

华盛顿州，西雅图，华盛顿医学院放射学系

NCRP 秘书——Constantine J. Maletskos

本委员会谨向将时间和精力奉献给这份报告编写的委员会成员和顾问表示谢意。

NCRP 主席 Warren K. Sinclair

1981年3月1日

目 录

1. 引 言	(1)
1.1 目的	(2)
1.2 误差讨论	(3)
1.3 综合性参考文献	(3)
2. 光子束的基本参数和剂量学原理	(5)
2.1 光子与物质的相互作用	(5)
2.2 光子束的能量(辐射品质)	(5)
2.3 测量光子产生的吸收剂量的原理	(6)
2.3.1 概述	(6)
2.3.2 辐射量和单位	(7)
2.3.3 照射量和吸收剂量之间的关系	(13)
2.3.4 自由空气电离室	(14)
2.3.5 布拉格-戈瑞空腔电离室	(15)
2.3.6 光子能量大于 0.6MeV 时进行照射量校准的 空腔电离室方法	(17)
2.3.7 量热法	(23)
2.3.8 化学方法	(24)
3. 国家辐射标准	(26)
4. 次级标准	(27)
4.1 次级标准仪器	(27)
4.2 射束品质的说明	(28)
4.3 校准次级标准或现场仪器的方法	(28)
4.4 校准实验室对现场仪器进行的检验	(29)
5. 现场仪器	(30)

5.1 现场仪器的类型	(31)
5.1.1 带分离静电计的电容电离室	(31)
5.1.2 用电缆连接到指零读数静电计的电离室	(32)
5.1.3 用电缆连接到反馈静电计的电离室	(32)
5.2 现场仪器的校准频率	(33)
5.3 现场仪器的稳定性	(33)
5.3.1 用放射源检验稳定性	(34)
5.3.2 用同时或交替辐照电离室的比对法检验 稳定性	(34)
5.3.3 检验静电计灵敏度的稳定性	(35)
5.3.4 保存与校准仪器有关的记录	(35)
5.3.5 应有的仪器数以及没有可用仪器时校准值的 连续性	(35)
5.4 响应的线性	(36)
5.5 温度和气压修正	(37)
5.6 漏电、虚假电离	(39)
5.7 电离室杆效应	(40)
5.8 电离室的能量响应和室壁厚度	(42)
5.9 剂量率的影响	(44)
5.10 初始读数的误差	(47)
5.11 用电容电离室测量之前静电计的调整	(47)
5.12 微波干扰	(47)
5.13 现场仪器的储存	(48)
5.14 现场仪器的运输	(48)
6. 辐射治疗机的调试运转、校准和其它测量	(49)
6.1 一般性的安全	(49)
6.2 机械、电气和光学性能	(49)
6.2.1 对患者的机械的和电气的安全	(49)
6.2.2 辅助的照射限制	(50)

6.2.3 治疗射束、定位灯光和准直器轴的对准	(50)
6.2.4 同中心装置对准中心的检验保证	(54)
6.2.5 辅助灯光和指示器的对准	(55)
6.2.6 距离指示器的精确度	(55)
6.2.7 治疗过程中治疗床的稳定性	(55)
6.3 与辐射治疗机校准有关的射束和机械特性	(56)
6.3.1 引言	(56)
6.3.2 关于治疗射束能量的详细说明	(56)
6.3.3 照射野尺寸的定义	(58)
6.3.4 射束的均匀性	(59)
6.3.5 与照射野尺寸有关的属性	(60)
6.3.6 源的表现位置	(61)
6.3.7 终端误差	(61)
6.3.8 射束监督系统的完整性	(64)
6.3.9 吸收剂量率和机器取向的关系	(66)
6.3.10 支撑射束整形块的托架造成的减弱	(66)
6.3.11 电子污染	(66)
6.3.12 中子污染	(67)
6.4 校准	(68)
6.4.1 引言	(68)
6.4.2 X 射线机和放射性核素辐照器在 空气中的校准	(68)
6.4.3 峰值能量从 2 到 50MeV 的 X 射线 机及 ^{137}Cs 和 ^{60}Co γ 辐照器在水中的校准	(72)
6.4.4 有关校准介质的建议的综述	(77)
6.5 稳定性检查	(78)
6.5.1 峰值能量 10keV 到 2MeV X 射线机 的稳定性检查	(78)
6.5.2 峰值能量 2 到 50MeV 的 X 射线机 及 ^{137}Cs 和 ^{60}Co 辐照器的稳定性检查	(78)

6.5.3 利用邮寄的热释光剂量计做稳定性检查	(79)
6.6 校准的频率和运转时的常规检查	(79)
6.6.1 周检查	(79)
6.6.2 月检查	(80)
6.6.3 起始检查和年度检查	(81)
6.6.4 现场仪器的复校	(81)
6.6.5 独立的复审	(81)
6.7 吸收剂量分布	(81)
6.7.1 相对吸收剂量的表达式	(82)
6.7.2 测量方法	(85)
6.7.3 对 ^{137}Cs 和 ^{60}Co 的 γ 射线以及峰值能量等于 或大于 2MeV 的 X 射线, 根据在推荐 的校准深度的校准结果对实用参数的计算	(86)
7. 吸收剂量传递过程的不确定度	(88)
7.1 不确定度的类型	(88)
7.2 模型的描述	(90)
7.2.1 第一级 国家标准局射束的标准化	(90)
7.2.2 第二级 次级仪器的校准	(91)
7.2.3 第三级 现场仪器在区域性校准实验室的 校准	(91)
7.2.4 第四级 在医院中治疗射束的校准	(92)
7.2.5 第五级 传递到组织体模中的剂量	(92)
7.2.6 第 0 级 物理常数	(92)
7.3 总不确定度	(93)
附录 A 定义和术语注释	(96)
国家辐射防护与测量委员会(NCRP)	(101)
国家辐射防护与测量委员会出版物	(110)
参考文献	(116)

1. 引言

有证据表明,在辐射治疗中授予的吸收剂量若存在5—10%那样小的差别,就可能对某些类型的治疗,在肿瘤的局部控制方面出现不同(Shukovsky, 1970).另外,从一些未发表的临床实践中,临床医生可以观察到由于吸收剂量有7%的差异所引起的不同临床反应。

研究了美国的174个单位,从1968年到1976年这段时间的放射治疗中,提供的吸收剂量和处方值的比较表明,在检查的治疗机中有88%计算出的肿瘤剂量值为所要求值的 $\pm 5\%$ 以内。超出 $\pm 5\%$ 以外的那些机器,在不复杂的治疗情况下授予剂量与处方剂量的比值在1.23到0.75之间变化(Shalek et al., 1976).这些误差是由于辐射测量、机器运转或计算中的错误引起的;几乎在每个单位都发现常常能抵消的小系统误差。本报告考虑了所遇到的某些典型问题。本节和本报告中着重解释与剂量测量系统和计算有关的问题,不包括诸如由于治疗期间患者移动、运算错误、治疗机控制失误等造成的意外误差。

只要有可能,在执行剂量处方时所包含的实际不确定度基本应当显著地小于临床上容许的剂量偏差。按照辐射剂量处方对患者治疗,由国家辐射标准传递到辐射治疗机的计时或监督装置要经过许多级,其中每一级都会引起误差。本文叙述了这些级中的各级情况,同时考虑了目前对各级可采用的最佳程序。本报告的对象是辐射治疗部门负责进行剂量测定的人员,通常这些人员是医学物理学家。

一开始就必须指出,在推荐用电离室测量高能 X 射线吸收剂量的方法中有不确定度。电离室由校准能量(^{60}Co γ 射线或 2MV X 射线)向较高能量的 X 射线过渡比以前设想的更复杂。但是,表 6 中给出的 C_A 值与 1964 年以来公用的值是一致的。这些值可能会在 0—3% 范围内发生变化,取决于 X 射线的能量及所用电离室的类型,这个问题将在第 2.3 节中进一步讨论。

在提出本报告的建议之前先讨论辐射束的某些特征,以及辐射照射量和吸收剂量测量的主要特点,这些和建立的国家辐射标准及用这些标准确定的辐射单位的传递有关。此外,还列出了比较完整的讨论资料。

1.1 目 的

本报告的目的是描述在模拟接受辐射治疗的患者的均匀体模中,可以用来测定吸收剂量的体系和方法,及有关的国家辐射标准。所考虑的辐射是峰值能量范围从 10keV 到 50MeV 的 X 射线和由放射性核素治疗装置产生的 γ 射线。讨论了对辐射治疗机所需进行的测量,以及原理、注意事项和仪器的使用。讨论限于水或组织体模中的单一治疗射野,而不讨论治疗计划。希望执行建议后将能在辐射治疗中履行剂量处方方面得到改善,这些建议用“必须”和“可以”来加以注明。

本报告不包括象州和联邦组织所要求的,或在国家辐射防护与测量委员会的其它报告中所列入的那些装置制造者和设计者提出的详细的机器说明。因此,特别把与机器的一般运转以及对患者、操作者和公众安全有关的机械、电气和辐射说明省略了。

1.2 误差讨论

如果要得到满意的测量结果，可以根据临床需要对一般现场使用的某些测量仪器加上性能标注，而且使用中要格外注意。此外，在应用辐射进行治疗时，依据测量求出的吸收剂量要受到各种近似的影响，包括肿瘤的定位和肿瘤范围、患者的外部轮廓（它在治疗期间是可能变化的）、内部器官的位置（它在仰卧或倾斜位置时可能不同）以及诸如骨骼和空气间隙等非均匀组织的部位都会扰乱辐射分布。本报告没有考虑象上面列出的那些辐照患者时由于吸收剂量分布变化而引起的问题和误差。第7节讨论了在用 ^{60}Co γ 射线辐照组织体模时所包含的误差。与辐照患者相关连的其它误差未包括在本报告范围之内。

正象第7节考虑的那样，单一射野治疗时，把国家辐射标准与授予的辐射剂量联系起来的那一级中，把误差分成随机误差和系统误差两类，其中推荐了把误差减至最小的方法。

1.3 综合性参考文献

近几年有一些讨论X射线和 γ 射线的杰出文章。这些文章包括：由医院物理学家协会发表的《2到35MV X射线、 ^{137}Cs 和 ^{60}Co γ 射线束剂量学的实用规则》(HPA, 1969)；国际辐射单位与测量委员会第14号报告《辐射剂量学：最大光子能量0.6到50MeV X射线和 γ 射线》(ICRU, 1969)；国际辐射单位与测量委员会第17号报告《辐射剂量学：5至150kV电位产生的X射线》(ICRU, 1970a)；由美国医学物理学家协会发表的《最大能量为0.6到50MeV的X和 γ 射线剂量学草案》(AAPM, 1971)；由北欧临床物理协

会发表的《最大能量为 1 到 50MeV 的电子和光子束外照射治疗剂量测定法》(Nordic, 1980); 国际辐射单位与测量委员会第 23 号报告《受单束 X 或 γ 射线照射的体模中吸收剂量的测量》(ICRU, 1973); 《X 射线治疗用直线加速器的实用规则》(AAPM, 1975); 以及国际辐射单位与测量委员会第 24 号报告《在放射治疗过程中患者受 X 或 γ 射线照射时吸收剂量的测定》(ICRU, 1976)。国家辐射防护与测量委员会更早期的第 33 号报告(NCRP, 1968)中有许多问题与目前报告讨论的问题有关。

2. 光子束的基本参数和 剂量学原理

本节简单回顾了光子束和剂量学的一些基本情况，而这些都是对于了解国家标准以及传递由这些标准确定的辐射单位是必不可少的。

2.1 光子与物质的相互作用

X射线或 γ 射线束通过光电效应、相干和非相干(康普顿)散射、正负电子对、三重态产物以及光核过程(Evans, 1968; Johns and Cunningham, 1969; Hubbell, 1977), 与吸收介质(例如组织)相互作用。由这些过程产生的快电子电离和激发分子。所吸收能量的一部分引起化学变化, 这种化学变化可以导致生物损伤, 但所吸收能量的大部分被转变成热。生物损伤是电子与介质相互作用引起的, 而光子的相互作用只能间接地引起生物损伤, 了解这点是很重要的; 一个光子相互作用可以产生快电子, 快电子在停止运动之前要经受数万次分立的能量损失。因此, 测量光子束的系统可以通过测量快电子穿过时引起的电离、温升、物理或化学变化来进行。

2.2 光子束的能量(辐射品质)

需要用能量的完整谱分布才能全面地说明光子束的辐射品质。测量能谱的方法包括衰减分析, 和用闪烁探测器、气体正比计数器或锂漂移锗探测器的能谱测量, 也可用理论计算能谱(ICRU, 1964; 1970a)。

对放射性核素源来讲,光子束的初始能谱由单能谱线组成,对于X射线源而言,由连续谱构成,其上可能附加某些单能谱线,两者同时都混有在机器准直部件中产生的散射光子。目前辐射治疗中一般不要求用更多的数据来详细描述光子束的能谱。但有些研究项目,例如研究骨骼—组织界面处的吸收剂量,研究某些探测器的能量响应,或者计算反冲电子的传能线密度,都可能需要详细地知道整个光子能谱。对 γ 射束可用标明放射性核素名称的方法说明它的名义能量;然而能谱受源的结构、准直和监测装置等细节的影响,不过它主要地还是具有单能的特征(ICRU, 1970b)。对X射线束一般要指明能谱中的最大能量。对于产生电压在10kV到2MV之间的治疗用X射线,通过选用第一或第二半值层(HVL)来进一步表征其射束的能量,半值层可以在吸收片对探测器散射辐射很小的几何条件下,用铝、铜或铅吸收片进行测量(第6.3.2节)。在2MV以上时,半值层随能量的变化缓慢,可能无法单一地确定射束能量,因而这不是一个有效的描述参数。在1.5MV以上时,正如国际辐射单位与测量委员会第14号报告(ICRU, 1969)叙述的那样,可以利用阈能已知的元素的光核反应测量最大能量。对于预计出版的深部剂量或其它治疗机数据,非常希望能通过光核反应或其它直接测量能量的方法来测定X射线的峰值能量。然而,就日常使用的高能X射线治疗机而言,没必要再利用独立的方法测定能量;一般通过测量证明已发表的深部剂量数据适用于该具体机器就足够了,而且这样更恰当。

2.3 测量光子产生的吸收剂量的原理

2.3.1 概述

对于能量在10 keV到50 MeV之间的光子,光子相互