

国际辐射单位与测量委员会第 23 号报告

单束 X 射线或 γ 射线照射模体时 吸收剂量的测量

原子能出版社

国际辐射单位与测量委员会第23号报告

单束X射线或 γ 射线照射模体
时吸收剂量的测量

高钧成 牛明忠 译

徐海超 校

原子能出版社

内 容 简 介

本书主要讨论了单束X射线或 γ 射线照射模体时吸收剂量的测量,介绍了测量系统、工作仪器、测量方法,测量中应考虑的各种因子以及实施本建议的一些具体措施。本书有助于提高临床辐射治疗水平,促进临床测量经验的交流。

本书可供辐射治疗临床医生、放射科物理工作者、辐射防护人员、大专院校有关专业师生参考。

ICRU Report 23

Mesurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by
a Single Beam of X or Gamma Rays

ICRU, 1973

单束X射线或 γ 射线照射模体时吸收剂量的测量

高钧成 牛明忠 译 徐海超 校

原子能出版社出版

(北京2108信箱)

北京印刷一厂印刷

(北京市西便门)

新华书店北京发行所发行·新华书店经售

☆

开本 $787 \times 1092 \frac{1}{32}$ ·印张12·字数 21千字

1982年9月第一版·1982年9月第一次印刷

印数001—1,800·统一书号: 15175·434

定价: 0.26元

目 录

1. 引言	(1)
2. 吸收剂量率的测定	(2)
2.1 测量系统	(2)
2.2 工作仪器	(3)
2.3 测量方法	(5)
3. 吸收剂量率测量中诸因子数值的评述	(8)
3.1 温度和气压修正因子 k_1	(8)
3.2 照射量校准因子 N	(9)
3.3 转换系数 F	(10)
3.4 反散射因子 B	(11)
3.5 测量点深度 d	(11)
3.6 反平方因子 $(s+x)^2/s^2$	(11)
4. 建议的实施	(11)
4.1 剂量仪校准	(11)
4.2 峰值吸收剂量率的测定	(12)
4.3 吸收剂量率的日常检验	(13)
4.4 用定时器控制治疗	(14)
4.5 用监督电离室控制治疗	(14)
4.6 辐射品质的详细说明	(15)
5. 任意点上的吸收剂量率	(16)
5.1 射束轴上吸收剂量的分布	(16)
5.2 已发表的深度剂量数据的使用及其限度	(17)
5.3 深度剂量数据的散射成分	(20)

5.4 深度剂量数据的其他形式	(23)
5.5 深度剂量数据的修改	(25)
6. 单野等剂量图	(27)
6.1 引言	(27)
6.2 等剂量图的获得	(28)
6.3 包括半影效应的等剂量图的检查	(29)
6.4 等剂量图的绘制	(32)
附录 术语注释	(37)
参考文献	(42)

1. 引言

临床辐射剂量学的任务就是对被照射病人身体所有有关部位的吸收剂量给以精确的说明。由于直接测量的可能性很小，又常是困难重重，所以，一般使用间接测量方法。多年来，已经提出几种解决这一问题的途径，而且已经在各部门中使用。虽然所用的基本方法相同，但技术上的细节实际上是大不一样的，再加上所用的某些基本数据很不一致，致使各个中心给出的测量值确实不好比较，因而阻碍了临床经验的交流，妨碍了放射治疗的进展。这就需要一套明确的能为实用剂量学普遍接受的工作准则。

1963年，作为对普遍提高放射治疗标准的一个贡献，国际辐射单位与测量委员会发表了一份报告：“以文字形式而不是以公式说明有效放射治疗技术的原则并根据这些原则提出建议”（ICRU，1963）。最近，该委员会责成它的各个小组，对于实用射线束剂量学加以考察，提出确定病人身体上任意部位吸收剂量方法的建议。

此方法一般可分为四步。首先，在校准点上进行辐射测量，它可以作为对射线束的校准。对于要使用的所有射束尺寸和源距都要作这样的测量。在低能X射线（低于150kV）的情况下，要测的量是照射率，测量是在自由空气中进行的。对于所有其他光子能量，要测的量是标准模体（水）中特定点的吸收剂量率，这个特定点的位置取决于光子束的能量。

其次，利用相对测量，较普遍的是利用已经发表的深度

剂量表，推算出峰值吸收剂量率，或者在低能时，推算出表面吸收剂量率。

第三步，利用适当的标准深度剂量表和等剂量图把所需要的任意一点的吸收剂量率与峰值吸收剂量率或表面吸收剂量率联系起来。

最后，必须考虑到病人的体形、尺寸和组织成分不同于标准测量中用的模体。这些考虑的详细情况没有写入本报告，计划将它们收入准备发表的另一份报告中。

2. 吸收剂量率的测定

首先，我们必须重视校准点上吸收剂量率的测量以及求出峰值（或表面）吸收剂量率。为此，提出了有关以下几方面的一些初步建议：

- (1) 使用的测量系统；
- (2) 该系统仪器应具备的特性；
- (3) 使用仪器的方法。

2.1 测量系统

在测量吸收剂量或者测量任何其他物理量时，要把日常测量用的仪器与校准这类仪器的标准仪器加以区别。标准仪器一般都在严格限定的实验室条件下工作，用它作实际测量当然是不方便的，甚至完全不适用。例如，一个自由空气电离室在一个典型的250kV X线机限束筒末端将不能准确地测量照射率。由于另外一些原因，无论量热法或化学法都不适宜作临床常规测量。最好使用专为这种测量而设计的剂量仪。尽管在设计剂量仪时应用了若干物理效应（如热释光、荧光、光电导效应），而且对一些特殊目的确实具有一定的长处，但

是，经过校准的电离室对于临床剂量测量来说，无疑仍然是基本的。这样建议的一个重要的实际好处就是，大部分放射治疗单位都已经配备了合用的电离室型剂量仪，其详细情况将在后面讨论。

对于50—250kV的X射线，已经用自由空气电离室建立了照射量标准，在此基础上积累了大量的放射治疗经验。下面将会看到，在这一辐射品质范围内，临床剂量仪都应当直接或间接地经过国家标准的校准。对于 ^{60}Co γ 射线或辐射品质与 ^{60}Co γ 射线类似的2 MV X射线，这些考虑基本上也适用。不过，此时标准仪器是空腔电离室。

高于2 MV的X射线，事情比较难办。虽然有几种方法可用于测量吸收剂量，但到现在为止尚未为任何标准实验室所正式采纳。因此，使用剂量仪的人必须自己进行绝对测量，否则就利用 ^{60}Co γ 射线或2 MV X射线的照射量校准。在作照射量校准时，需引入一个与所用辐射能量相应的附加因子。这是目前最适用的做法，在空腔电离室也能够用来对高能光子校准以前，为了统一起见，应当普遍采用。后面还要叙述这种做法。

尽管高能和中能的辐射测量有这些原则上的差别，在实际上，一种方法就适用于几乎所有的辐射品质范围，只有作表皮治疗的电压相当低的X射线例外。

2.2 工作仪器

必须考虑电离室的三个主要特性，即它的大小、结构材料和壁厚。既然目的是测量某一点上的照射量，电离室的体积必须小，内径5 mm左右、长15 mm左右比较合适，不能大于上述尺寸的两倍。

必须使电离室响应尽可能与射线能量无关。要用实际上

“空气等效”的合适材料制作电离室，也就是对一给定的照射量，电离室的响应（相应于每一R的刻度）随能量的变化不大于5%，至少对于X射线来说，这个能量变化要在100kV到300kV之间。低能时难于作到严格的“空气等效”，不应该把不满足上述中能范围准则的电离室用作低能工作仪器。假如电离室满足中能范围的测量，一般来说，可以相信它也具有能满足较高能量射线测量的性能。然而，这并不意味着中能时的校准因子能够直接外推到高能范围。

对于任何特定的光子辐射，测量其照射量的电离室的壁厚必须使得在电离室外部产生的次级电子对于室内电离的贡献可以忽略。随着光子能量的增加，所需壁厚也增大。对于300kV X射线来说，壁厚大约是 $50\text{mg}/\text{cm}^2$ （若材料密度为 $1\text{g}/\text{cm}^3$ ，则壁厚为0.5mm）。由于强度的缘故，大多数临床剂量仪的电离室壁差不多就是这个厚度，所以它们正好适用于300kV以下的X射线。能量更高的射线需要较厚的室壁，一般给室壁加一个贴切的有机玻璃帽（人造荧光树脂或树脂玻璃）。测量 ^{60}Co γ 射线或2MV X射线需附加4—5mm厚的有机玻璃。

现在，许多商品电离室都能很好地满足上述条件。因此，下文假定用了一个这种仪器，它有一个指形电离室，其空腔直径小于8mm，长约1.5cm。另外还假定这种电离室符合下述标准：第一，电离室没有金属杆，模体中用了有金属杆的电离室会显著减弱散射辐射；第二，它没有某些早期电离室的杆漏效应（Braestrup and Mooney, 1958; Adams, 1962）；第三，电离室内的离子复合可以忽略。

检验是否存在杆漏的试验很容易做（ICRU, 1963），同时用不同的收集电压作比较测量能够检验离子收集效

率(Boag, 1966)。但我们特别建议,制造剂量仪的厂家在说明书中应写明复合造成的电荷损失为1%时的照射率。看来,这种效应不用修正,除非在平均照射率超过200R/min时。但是使用脉冲射束时,尤其当脉冲非常短(小于几微秒)以致瞬时照射率很高时,需要特别小心。每个脉冲(持续1微秒)大约1R的照射率用上述尺寸的电离室记录时,复合造成的误差约为5%,若所用收集电压比通常高的话,误差可以减小(Boag, 1966)。

仪器在使用之前应当用一个国家标准在几种适当的辐射品质下进行校准。如果不能直接由国家标准校准,也可与其他经过国家标准校过的仪器进行比对。

2.3 测量方法

人们非常希望不同的工作者使用同样的测量方法,因此,十分需要有一种方法能够适用于几乎整个X射线和 γ 射线的能量范围。尽管先前提到过基本方法之间的差别,但这里所叙述的方法能适合于很大一部分放射治疗中日常使用的射线。用于表皮治疗的X射线是一个小小的例外,后面还要提到它。

2.3.1 150kV以上X射线和高能 γ 射线

这类射线是临床上主要治疗范围为皮下几厘米深度时使用的。由于这个原因以及其他文献(例如ICRU, 1963)中已作过的广泛讨论,我们建议把电离室放到射束轴线上距水模体表面深度为 d 的地方进行校准测量,对各种辐射品质所建议的 d 值列在表1中。为了防水,电离室应包在一个不透水的有机玻璃(人造荧光树脂或树脂玻璃)套中。图1表示一般设计的带防水套的水模体。结构材料是有机玻璃、人造荧光树脂、树脂玻璃或类似的材料。模体横截面积为30cm×30cm,深度20cm,如早期文献(ICRU, 1963)中所提出

的那样。如果只限于研究小的射线束，那么小些的模体就够了。

表 1 水中校准深度的推荐值

射 线	$d(\text{cm})$
150kV 至10MV X射线	5
^{137}Cs 和 ^{60}Co γ 射线	5
11MV 至25MV X射线	7
26MV 至50MV X射线	10

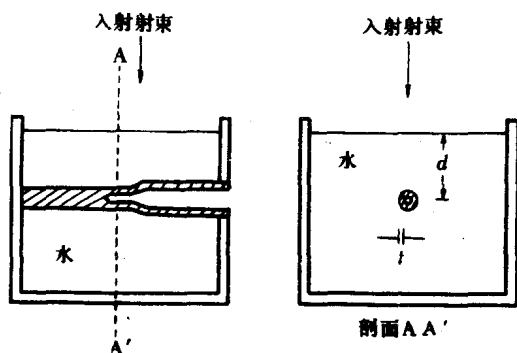


图 1 用于测量水中某深度处吸收剂量的具有防水套的水模体

尺寸：垂直于射线束的截面 $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ ，深 20cm 。此外，模体侧向应使射束周围至少留有 5cm 的余地。有机玻璃套的壁厚 t 应在 2mm 左右，但这并不要紧。

以 rad 表示的吸收剂量可由下列方程计算：

$$D = R \cdot k_1 \cdot k_2 \cdot N \cdot F$$

式中：

D ——移去电离室后无干扰水深为 d 处模体中的吸收剂量；

R ——仪器读数；

ES0175

- k_1 ——对测量时与校准时温度、气压差的修正因子；
- k_2 ——对校准时和使用时照射野差别的（如辐射品质等）修正因子；
- N ——在规定的辐射品质温度和气压下由标准化实验室确定的校准因子，用于把仪器读数转化成用R表示的照射量；
- F ——R表示的照射量转换成rad表示的水中吸收剂量的复合系数。它包括“替换修正”(3.2节)，这个“替换修正”用于中能射线时与用于高能射线时的确切含义是不同的(3.3节)。乘积($N \cdot F$)可看作在指定的测量条件下仪器的吸收剂量校正系数， F 的数值与辐射品质有关(表2)。

表 2 转 换 系 数 F

初级射束的辐射品质 (半价层、MV或核素)	$F(\text{rad/R})$	初级射束的辐射品质 (半价层、MV或核素)	$F(\text{rad/R})$
0.5mm AL	0.89	2MV	0.95
1 mm AL	0.88	4MV	0.94
2 mm AL	0.87	6MV	0.94
4 mm AL	0.87	8MV	0.93
6 mm AL	0.88	10MV	0.93
8 mm AL	0.89	12MV	0.92
0.5mm Cu	0.89	14MV	0.92
1.0mm Cu	0.91	16MV	0.91
1.5mm Cu	0.93	18MV	0.91
2.0mm Cu	0.94	20MV	0.90
3.0mm Cu	0.95	25MV	0.90
4.0mm Cu	0.96	30MV	0.89
^{137}Cs , ^{60}Co	0.95	35MV	0.88

2.3.2 40kV至150kV X射线

这类辐射的界限是不严格的，这一节主要适用于低贯穿

性辐射以及所关心的吸收剂量是对表层或接近表层的治疗。在这些情况下, 建议校准测量使用的电离室应放在自由空气中射束的中心, 并且尽可能靠近接受治疗的表皮的位置。因此, 水模体表面吸收剂量 D 与电离室读数 R 的关系如下:

$$D = R \cdot k_1 \cdot k_2 \cdot N \cdot F \cdot \left(\frac{s+x}{s} \right)^2 \cdot B$$

式中: k_1 、 k_2 、 N 、 F 的定义同上;

s ——治疗时源与表皮的距离;

x ——表皮与电离室中心的距离, 也就是限束筒 (治疗筒) 末端与电离室中心的距离。如果电离室比表皮离源更远, 则 x 的符号为正。如果不用限束筒, 就可以把电离室中心安置在治疗的距离上, 在这种情况下 $x = 0$;

B ——适用于该照射野尺寸和辐射品质的反散射因子。

3. 吸收剂量率测量中 诸因子数值的评述

3.1 温度和气压修正因子 k_1

如果电离室不是密封的, 标准化实验室给出的修正因子 N 的数值仅仅适用于规定温度 (t_0) (一般 20°C 、 22°C 或 25°C , 有时也有 0°C) 和气压 (p_0) (一般 760 毫米汞柱) 下进行的测量, 但是, 大量的测量是在不同于那些规定数值的环境空气温度 (t) 和气压 (p) 下完成的, 为此, 必须利用下式给出的因子进行修正:

$$k_1 = \frac{273+t}{273+t_0} \cdot \frac{p_0}{p}$$

温度 t 是指电离室内空气的温度，必须有足够的时间使电离室及安置电离室的模体达到室温，这个温度才同于室温，即通常测量的温度。

3.2 照射量校准因子 N

对于400kV以下的X射线， N 的数值是用标准自由空气电离室校准该电离室求出的，仪器读数（经过上述环境温度和气压的修正）必须乘上 N 才能得出以R为单位的照射量。由于 N 的数值随辐射品质而变化（尤其是低能X射线），必须以适当的准确度测出射束的半价层。

对于较高能量的射线，标准实验室现有的照射量校准设备仅仅适用于 ^{60}Co γ 射线或2 MV X射线，因此， ^{137}Cs 和 ^{60}Co γ 射束以及2 MV和2 MV以上的X射线的 N 值都是从 ^{60}Co γ 射线及2 MV X射线得到的。在这些辐射品质下校准时，电离室应有一个足以使总厚度达到500—800 mg/cm²的平衡帽，以期达到电子平衡。

平衡帽一般是用有机玻璃、人造荧光树脂、树脂玻璃或其他类似的材料做成的，它在一定程度上减弱和散射了射束，因子 N 中已经考虑了这一点。应用 N 给出的量是不存在电离室及其外加平衡帽时电离室中心位置上的照射量。按照本建议，用电离室测量模体中的照射量时，对于电离室和其校准用平衡帽替换一部分模体物质的影响必须作出修正。6mm直径的空气空腔电离室的修正因子约为0.98，它已经编入较高能量所引用的 F 值中（Greene等，1962）。应当指出，当电离室放在模体中时不加校准用平衡帽实际上不影响电离室读数，这时平衡帽的厚度被等量厚度的水所代替。Day等（1965）证明，在这种条件下，当有机玻璃平衡帽的厚度从0变化到20 mm、辐射品质从 ^{137}Cs γ 射线变化到6 MV X射线时，电离

室读数的变化小于0.7%。

对于低能射线，不要外加平衡帽。但由于用电离室系统的各种物质替换了模体物质，仍然会产生一些干扰，因而原则上必须进行某些修正。但实际上，对于这里建议使用的电离室类型来说，这种修正远远小于1%（Greene等，1962；Massey，1967）。

3.3 转换系数 F

在40—400kV范围内， F 基本上就是在电子平衡条件下由照射量计算吸收剂量所用的“ f 因子”（ICRU，1964）。这个系数考虑了在空气中产生一离子对所需要的平均能量 W 以及空气和水的能量吸收系数比。对于单能辐射， F 正比于 $(\mu_{en}/\rho)_{\text{水}}/(\mu_{en}/\rho)_{\text{空气}}$ ，这里 (μ_{en}/ρ) 是质量能量吸收系数。

对于实际遇到的复杂组分的射束，如果它的铝或铜半价层与某一单能射线的相同，则认为这一能量是它的有效光子能量，并从此得到 F 值。真正的半价层不是初级射束的半价层，而是考虑到过滤和散射使得模体中的辐射品质与初级射束不同之后的半价层。利用已有的资料（ICRU，1964），根据已知的初级辐射品质能够足够准确地推算出模体中的辐射品质。在计算表2所列的 F 值时，对于这种辐射品质的变化已经作了应有的修正，表中指明的是初级辐射品质。这些 F 值是针对10cm×10cm的照射野得出的。把一个特定的 F 值用于不同大小的照射野，所引进的误差将小于2%。

在测量 ^{137}Cs 和 ^{60}Co 的 γ 射线以及较高能X射线（其修正因子 N 由 ^{60}Co γ 射线或2MV X射线得出）时，表中的 F 值包括了把修正过的仪器读数转换成水中以rad为单位的吸收剂量所必须的全部修正因子（作过极化效应或密度效应修正

的阻止本领比,对于模体中存在测量装置引起的扰动的修正)。在这种辐射品质范围内 F 与一般所知道的 C_A 因子相同。这种方法的物理基础在ICRU第14号报告(ICRU, 1969)中作了详尽的讨论。

3.4 反散射因子 B

要是没有专门测量反散射的设备,就必须应用标准反散射因子(如HPA, 1961)。

3.5 测量点深度 d

为了避免含糊不清,最好规定一个确定的测量点深度。选择测量点深度的依据,首先是测量结果不取决于电离室的精确定位;其次,测量点应当存在电子平衡;第三,所作的测量应在放射治疗所关心的位置范围内。对于150kV至10MV X射线,所推荐的5cm深度基本上满足上述要求。对于更高的电压,建议深度为7cm(11—25MV)或10cm(26—50MV)。只要知道深度值就行了,精确与否并不紧要。

3.6 反平方因子 $(s+x)^2/s^2$

在2.3.2节中用到了因子 $(s+x)^2/s^2$,这意味着是遵从反平方定律。然而事实上也许并非如此。为了减小结果误差,可能的话, x 应当是零,无论如何 x 应当足够小,使所作的修正小于5%。如果情况不是这样,就要以现有的最小电离室对不同的 x 值进行测量,然后把读数外推至 $x=0$ 。

4. 建议的实施

4.1 剂量仪校准

任何部门的辐射剂量值的一致性取决于该处剂量仪的稳定性。这种仪器至少每两年应由标准化实验室在各种辐射品质所需的各射程尽可能复校一次。在两次校准之间,至少每

个月应当用适当的放射源检验一下其灵敏度。仪器经过必要的修理之后，一旦灵敏度的变化大于 2%，就应当送标准化实验室复校。

仪器决不可通过邮局寄送，只应由有关单位的工作人员送到标准化实验室，校准后以同样方式取回。仪器一到标准化实验室就立即用其测试放射源进行检验，而在取回之前再检验一次，以便查出运输的影响。我们知道，这种作法在世界许多地区不能实行，因为没有标准化实验室可资利用。在这种情况下，要紧的是推动本地区建立次级标准仪器，各单位的仪器可用它检验，直到更加普遍地有了标准化设备可供利用时为止。

我们极力主张每个放射治疗中心都应该保存一个经过充分校准的剂量仪作为自己的参考或次级标准仪器，用来对其他仪器进行定期的检验，而不是用作日常的临床测量。

4.2 峰值吸收剂量率的测定

上面叙述的方法能够测定标准模体中特定点（即校准点）的吸收剂量，任何单位与其他单位可进行严格的比对。但是，测出的特定点的吸收剂量并不是一般放射治疗中用到的吸收剂量。在临床工作中，对所用每种射束尺寸和形状，习惯上都是指出其中心百分深度剂量值参考点（见附录）处的吸收剂量率，也就是百分深度剂量值为 100 的那一点上的吸收剂量值。低于 400kV 的 X 射线，其参考点在表面上，而能量较高的射线，参考点是在峰值吸收剂量的那一点上。

从上述吸收剂量率的校准测量求峰值（或表面）吸收剂量率，必须知道有关照射野在校准深度上的百分深度剂量值（ P ）。由校准吸收剂量率 $\dot{D}$ 计算峰值（或表面）吸收剂量率 $\dot{D}$ 可用下式：