

国际放射防护委员会第33号出版物

医用外照射源的辐射防护

郑钧正 卢正福 李隆德 译 张景源 校

Protection Against Ionizing Radiation
from External Sources Used in Medicine

ICRP Publication 33

Pergamon Press, Oxford, 1982.

国际放射防护委员会第33号出版物

医用外照射源的辐射防护

郑钧正 卢正福 李隆德 译

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

人民卫生出版社印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米32开本 4印张 86千字

1984年11月第1版 1984年11月第1版第1次印刷

印数: 00,001—5,550

统一书号: 14048·4680 定价: 0.63元

[科技新书目81—72]

目 录

序	1
引言	2
一、辐射量和单位	3
二、剂量限制体系	11
引言	11
正当化	12
辐射防护的最优化	14
剂量限值	16
三、关于设计和操作方面的建议	17
四、X线诊断	23
一般建议	23
用荧光屏或影象增强器的X线透视检查	25
X线摄影	28
荧光摄影	29
牙科X线摄影	30
五、放射治疗	31
射束治疗	32
一般建议	32
管电压低于150千伏的X线治疗设备	33
管电压为150至500千伏的X线治疗设备	34
兆伏X线和电子束治疗	34
电子加速器由于疏忽而产生的中子危害	36
封闭源射束治疗	37
非准直封闭源治疗	39

六、中子发生器和中子源	41
七、患者的防护	43
临床方法	43
X线诊断	45
医学研究	47
八、监测	48
引言	48
个人监测	49
工作场所的监测	49
监测结果的评价	50
参考文献	50
附录：外照射源的辐射防护数据	52
引言	52
X线发生器的发射率	52
γ 线源的发射率	53
初级X线和 γ 线穿过屏蔽时的透射	58
斜入射线束的透射	77
半值厚度和十分之一值厚度	78
几种选定材料对低能X线的屏蔽效能	79
X线和 γ 线的散射	79
散射辐射穿过屏蔽的透射	86
泄漏辐射穿过屏蔽的透射	92
散射与泄漏辐射复合的屏蔽	92
X线和 γ 线屏蔽设计的公式	92
最优化应用于屏蔽防护	94
400千伏以下X线的极限条件的屏蔽	98
电子的射程能量曲线	98

半值层	101
附录的参考文献	103
* * *	
国际放射防护委员会简介	108
国际放射防护委员会的出版物	115
后记	121

序

1978年,国际放射防护委员会(ICRP)在斯德哥尔摩会议上,设立了一个工作组,旨在依照本委员会1977年建议书的精神修订ICRP第15号和21号出版物,提出一份涉及所有医疗上使用的外电离辐射源防护的新建议书。

这个工作组的成员如下:

L. -E. Larsson (主席)

D. K. Bewley

J. H. E. Carmichael

J. Jankowski

C. Lagergren

P. A. J. Pellerin

J. Villforth

国际放射防护委员会及其第3专门委员会特别感谢 L. -E. Larsson 和 J. H. E. Carmichael, 他们承担了本报告文稿的准备和修订工作。

1977年至1981年第3专门委员会成员:

C. B. Meinhold (主席)

D. K. Bewley

J. H. E. Carmichael

R. O. Gorson

V. I. Ivanov

J. Jankowski

A. M. Kellerer

S. Koga
C. Lagergren
L. -E. Larsson
P. A. J. Pellerin
A. K. Poznanski
E. L. Saenger
R. H. Thomas
J. Villforth

引 言

(1) 1977 年, 国际放射防护委员会 (ICRP) 发表了关于辐射防护的新建议书 (ICRP 第 26 号出版物)。本报告就是根据该建议书的精神起草的, 并取代 ICRP 第 15 号和第 21 号出版物。

(2) 为了履行本委员会在医学放射学方面对工作人员、患者和一般公众进行防护的职责, 本出版物为主管当局提供安全使用医用外照射源的建议和指导。在即将出版的 ICRP 出版物《X线诊断中患者的防护》*中, 将对各开业医师给予指导。开放型放射性核素的使用已在 ICRP 第 25 号出版物中论述过。

(3) ICRP 第 26 号出版物介绍了辐射防护领域中新的辐射量和单位, 其中适用于本出版物的那些基本原则将用单独的一部分篇幅予以论述。

(4) 本报告中的建议是以 ICRP 制定的剂量限制体系

* 译注, ICRP 已发表第 34 号出版物——《放射诊断中患者的防护》。

为依据的。国际的和国家的规章管理机构，应鼓励并促使为执行这些建议而制订有关的标准和规范。尤其设备的设计应尽量考虑最优化原则。

(5) 委员会的剂量限制体系的细节，可参见 ICRP 第 26 号出版物和委员会后来发表的声明。

(6) 本报告着重介绍各种辐射源本身的工艺方面的防护问题。并且对人员培训、工作实践和管理要求的最优化也将作为辐射防护中的主要问题来讨论。

(7) 本报告所提出的建议中“必须”(Shall)和“应该”(Should)两个词具有如下含义：

“必须”(Shall)是指对辐射的防护是必要的，必不可少的，

“应该”(Should)是指为了改善辐射防护，只要合理就采用。

(8) 本委员会了解到，某些新建议可能需要改变现有设备的结构和操作程序。这种改变只要可以办到应尽快完成，但是不能因此而使患者的必要治疗受到影响。

一、辐射量和单位

(9) 本部分概述了辐射防护中使用的基本辐射量和表示这些量的单位。以便于理解本报告而无需参考其他资料。重点介绍那些在辐射防护中具有重要意义的辐射量。希望进一步了解这方面问题的读者可参阅更详细的 ICRP 和 ICRU 报告。

(10) 在辐射防护中，最重要的辐射量和概念是吸收剂

量D以及与剂量当量H的各种表示有关的辐射量和概念。从吸收剂量可导出剂量学中最重要辐射量，如下列所示：

吸收剂量 (D)

组织中某一点的剂量当量 (H)

平均器官剂量当量 (H_T)

有效剂量当量 (H_E)

在ICRP剂量限制体系中，需要作出评价和限制的是各种机体器官和组织中的平均剂量当量以及有效剂量当量，因此本报告的重点放在这两个辐射量上。

(11) 吸收剂量D是电离辐射给予每单位质量受照物质的能量。吸收剂量的SI单位是焦耳每千克 (J/kg)，其专用名称是戈瑞 (Gy)。以前吸收剂量的专用单位是拉德 (rad)，1拉德等于0.01焦耳/千克。如果所给予的能量在一个小质量元中测定，能量沉积就可能出现随机涨落现象。因此，ICRU第33号报告用统计学的期望值给吸收剂量下了严格的定义。由于能量沉积的统计涨落在细胞和亚细胞结构中所起的重要作用，导致引入微剂量学的量。这些量不在本报告中讨论。

(12) 不同品质的辐射，吸收剂量相同，其产生效应的严重程度不同，效应产生的几率也不同。委员会试图用剂量当量H（即用权重因子修正的吸收剂量）来解释这种差异。组织中某一点的剂量当量可由下列方程求得：

$$H = DQN$$

式中D是该点的吸收剂量，Q是品质因子（见第13段），N是一个修正因子，目前由委员会指定其数值为1，在这里引入N的目的是为了将来可以引进其他修正因子，这些因子可

以顾及到诸如吸收剂量率或剂量分次给予等的影响。因为权重因子 Q 和 N 都是无量纲，因此剂量当量的SI单位同吸收剂量的单位相同，即焦耳每千克。但是为了避免同吸收剂量混淆，采用专门名称希沃特(Sv)。以前使用的专用单位是雷姆(rem)，1雷姆等于0.01焦耳每千克。

(13) 品质因子 Q 表示各种电离辐射在产生有害效应方面的差异。这种差异与吸收剂量的各种微观分布或亚微观分布有关。因此作用点上的 Q 值是水中碰撞阻止本领(L_{∞})的函数。表1列出了委员会对各种 L_{∞} 值规定的 Q 值。 Q 的

表1 L_{∞} 与 Q 的关系

水中的 L_{∞} (千电子伏/微米)	Q
3.5及以下	1
7	2
23	5
53	10
175及以上	20

内插值与 L 的函数关系可从图A求出。

(14) 通常， D 由具有 L_{∞} 值范围的粒子推定，在这种情况下，可以计算出作用点上 Q 值的有效值 $\bar{Q}$ (参见ICRU第33号报告)。如果作用点上 L_{∞} 的分布不详，可以按照辐射的类型使用 $\bar{Q}$ 的近似值。表2列出了委员会为此目的对内、外照射所建议的 $\bar{Q}$ 的近似值。

(15) 品质因子是用来表示小剂量的各种电离辐射所产生的有害效应的效果。因此，重要的是剂量当量不应当用来

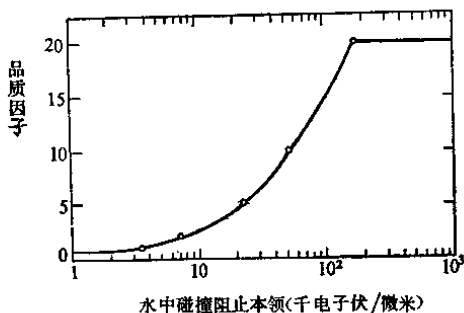


图 A 品质因子与水中碰撞阻止本领的关系

表 2 对各种电离辐射建议的 $\bar{Q}$ 的允许近似值

辐 射 类 型	$\bar{Q}$ 的近似值
X 线、 γ 线和电子	1
热中子	2.3
能量未知的中子、质子和静止质量大于 1 原子质量单位的单电荷粒子	10
能量未知的 α 粒子和多电荷粒子 (以及电荷未知的粒子)	20

估计严重事故性照射对人体可能产生的后果。对于事故性照射来说,如果能够得到资料,那么对大剂量效应以每种辐射的相对生物效应 (RBE) 加权后,则可用吸收剂量来评估。

(16) 在辐射防护中所关心的另一个量是每一器官或组织 (T) 中的平均剂量当量 H_T 。这是委员会建议用于非随机性效应剂量限值的一个基本量。对工作人员来说,除眼晶

体外，所有器官的年剂量限值是 500 毫希沃特，眼晶体的年剂量限值是 150 毫希沃特。公众中个人的所有器官的年剂量限值是 50 毫希沃特（见 ICRP 第 26 号出版物）。

(17) 除委员会建议的防止非随机性效应的剂量限值外，委员会还建议了一套基于所有器官和组织受照射产生的随机性效应的总危险度的剂量限值。这实际上是全身均匀照射的一个剂量限值。工作人员的年剂量限值为 50 毫希沃特，公众中个人的年剂量限值为 5 毫希沃特。同时还认为，如果这个剂量是经过实际测量而没有加以夸大的话，则对公众成员来说，其一生平均每年不应超过 1 毫希沃特（参见 ICRP 第 26 号出版物）。

(18) 在非均匀照射的情况下，随机性效应的剂量限制的原则是：不管全身受到均匀照射还是非均匀照射，所定的限值的危险度应当相等。如果：

$$\sum_T W_T H_T \leq H_{\text{全限}}$$

则上述条件将得到满足。式中 $H_{\text{全限}}$ 是所建议的全身均匀照射的年剂量当量限值； W_T 是一个加权因子，表示组织 T 受照的随机性危险度与全身均匀受照的随机性总危险度的比率。

(19) 如果使用委员会推荐的加权因子 W_T （见表 3），则总加权的平均器官剂量当量可称为有效剂量当量 H_E 。因此，不管是均匀照射还是非均匀照射，委员会建议的随机性效应的剂量限值 $H_{\text{全限}}$ 都适用于有效剂量当量。有效剂量当量的单位与剂量当量的单位相同，即用希沃特（Sv）表示。

(20) 实际上，在所有的情况中，允许用次级标准代替有效剂量当量的实际测量。对于内照射来说（不在本报告论述），次级标准就是年摄入量限值（ALI）（参阅 ICRP 第

表 3 用于推定有效剂量当量的加权因子
(W_T) 的建议值

器官或组织(T)	W_T
性腺	0.25
乳腺	0.15
红骨髓	0.12
肺	0.12
甲状腺	0.03
骨表面	0.03
其余组织*	0.30

* 对于其余五个接受最高剂量当量的器官或组织, 每一个的 W_T 取作0.06。

30号出版物)。对于外照射来说, 次级标准就是剂量当量指数 H_I (见第 21 段)。在受到内外合并照射的情况下, 如果下列两个不等式的条件成立, 则不会超过委员会对随机效应所建议的剂量限制:

$$\frac{H_{I,d}}{H_{E,L}} + \sum_j \frac{I_j}{ALI_j} \leq 1$$

$$\frac{H_{I,s}}{H_{SK,L}} \leq 1$$

式中 $H_{I,d}$ 是年深部剂量当量指数, $H_{I,s}$ 是年浅表剂量当量指数, $H_{E,L} = H_{全限}$ 是年有效剂量当量限值 (见第 17 段), $H_{SK,L}$ 是皮肤中的年剂量当量限值 (工作人员为 500 毫希沃特, 公众中个人为 50 毫希沃特), I_j 是放射性核素 j 的年摄入量限值 (见 ICRP 第 30 号出版物)。

(21) 在某一点处的剂量当量指数 (H_I) 被定义为以此点为中心, 由密度为 1000 千克/立方米的软组织等效材料制

成的直径为 30 厘米的球体内的最大剂量当量。这个量称为“广义”剂量当量指数。这个定义的一个重要的必然结果是 H_I 的中心离某一表面或照射源的距离不能小于 15 厘米。最大剂量当量几乎总是不会出现在球体的中心点。

(22) 为了对贯穿能力小的辐射采取限制措施，可以对剂量当量指数的定义进行修正。方便的方法是分别考虑半径为 14 厘米的球体内核的最大剂量当量和 1 厘米厚的外壳层的最大剂量当量。这两个最大值分别称为深部剂量当量指数和浅表剂量当量指数，其符号为 $H_{I,d}$ 和 $H_{I,s}^*$ 。它们又可称为“狭义剂量当量指数”。这两个指数中的较大的一个指数和广义剂量当量指数相同。浅表剂量当量指数不应包括 1 厘米厚壳层外侧 0.07 毫米的剂量当量，因为 0.07 毫米代表薄的皮肤区域中表皮基底层的厚度，可以假定在外侧 0.07 毫米部分的任何辐射效应都可忽略不计。

(23) 对许多场合，例如在辐射防护措施的最优化评价中，可以使用集体有效剂量当量 S_E 。 S_E 是受照个体数与其平均有效剂量当量的乘积（见 ICRP 第 26 号出版物第 22~24 段）。集体剂量当量的单位用人希沃特（或用以前的剂量当量专用单位人雷姆表示）。

(24) 比释动能 K （每单位质量释放出的动能）是每单位质量的特定材料中由非带电致电离粒子释放出来的带电致电离粒子的动能。比释动能采用和吸收剂量相同的单位量度。比释动能的 SI 单位为焦耳每千克 (J/kg)，其专用名称为戈瑞 (Gy)。对任何特定材料可以指明在自由空间或吸收介质中某一点处的比释动能。例如说“空气中的组织比释动能”和“骨中的组织比释动能”都是可以接受的。在很宽

* 译注：原文漏 $H_{I,d}$ 。

的光子能量范围内，空气比释动能和组织比释动能相差不到 10%，因此从辐射防护观点来看，可以认为空气比释动能和组织比释动能的量值是一样的。就这一点来说，空气比释动能就是指空气中的空气比释动能。比释动能不受受照质量元的复杂的几何条件的影响，并可以用来描述自由空间或吸收介质中的光子或中子。正是由于这些原因，比释动能的适用范围比照射量的适用范围更广（见第 26 段）。

(25) 如果使用接近似带电粒子平衡条件设计的辐射测量仪来测定比释动能，则比释动能值同吸收剂量值一样，这时两者以同样单位表示。但是在接近两种介质的交界面，例如在皮肤或靠近骨表面的内衬细胞，比释动能和吸收剂量则有明显的差异。在能量很高的辐射中，由于带电粒子能量的转移，对剂量的累积影响很大，在某一点处的比释动能可能大于也可能小于在该点上某一小质量元内的吸收剂量。在这种情况下，可以将乘以适当品质因子的组织比释动能或空气比释动能看作剂量当量指数的一个近似值。用适当的品质因子乘小组织元中的吸收剂量可能会低估人体中的最大剂量当量。

(26) 照射量 X 是致电离的电磁辐射剂量测定的一个量，它是以辐射在空气中产生电离能力为基础。照射量就是当光子在每单位质量空气中释放出的所有电子完全阻留于空气中时，在空气中产生同一种符号离子的总电荷的绝对值。照射量的 SI 单位是库仑每千克 (C/kg)。照射量以前的专用单位是伦琴 (R)。

1 伦琴 = 2.58×10^{-4} 库仑/千克 (精确值)

(27) 自由空间或某一吸收介质中的照射量应加以注明。通过适当的转换因数，照射量可以转换成空气比释动能和剂

量当量指数。例如在某一点处产生 1 伦琴照射量的 100 千伏 X 线，在该点给出的空气比释动能约为 8.7 毫戈瑞 (0.87 拉德)，组织比释动能约为 9.5 毫戈瑞 (0.95 拉德)。除空气外的任何其他介质，其比释动能值的大小取决于 X 线的能量和介质中的原子组分。

(28) 粒子注量 Φ 是用来描述辐射场的物理特性的，它同粒子与受照物质的相互作用无关。通过适当的相互作用系数可以对所关心的任何物质推导出各种测定剂量的量如剂量当量。粒子注量 Φ 是球体单位截面积内的粒子透过数。注量的 SI 单位是 m^{-2} 。单向辐射场的注量等于同该辐射场垂直表面上每单位面积的入射粒子数。辐射的能量注量 ψ 是指通过单位截面积球体内的电离粒子的动能。能量注量的 SI 单位是焦耳每平方米 (J/m^2)。

(29) 在 ICRU 第 33 号报告《辐射量和单位》中可以查到有关这方面的详尽的资料和确切的定义。ICRU 第 25 号报告《剂量当量测定中的基本概念》讨论了剂量当量的概念。ICRP 第 26 号出版物的第三部分 (基本概念)，ICRP 1978 年斯德哥尔摩 (Stockholm) 会议声明 (《ICRP 纪事》第 2 卷第 1 期，1978 年)，ICRP 1980 年布赖顿 (Brighton) 会议声明和建议 (《ICRP 纪事》第 4 卷第 3、4 期，1980 年)，也都讨论了辐射量和单位。

二、剂量限制体系

引言

(30) ICRP 建议一套剂量限制体系，其主旨在于确

保：任何来源的照射，从其本身的利益或可供选择的其他方法的利益来衡量都必须具有正当的理由；任何必要的照射都要保持在可以合理做到的最低水平；所受的剂量当量不超过某些规定的限值。剂量限制体系具有如下主要特点：

1. 正当化：除非实践产生肯定的纯利益，否则不得进行该项实践。

2. 防护的最优化：在考虑到经济和社会因素的条件下，一切照射都应当保持在可以合理做到的最低水平。

3. 剂量限值：对个人的剂量当量不得超过委员会对相应情况所建议的限值。

正当化和最优化原则实质上是与辐射源有关的，也就是说，它涉及到应用于每种辐射源的防护是否充分。剂量限值则涉及到工作人员、公众成员和有关的患者。

正 当 化

(31) 理想地说，接受某项伴有辐射照射的作业或实践计划时，应当在代价与利益分析的基础上决定。这种分析的目的在于确保采用此项计划后，总危害与利益相比是相当小的。对各种实践的选择取决于许多因素，其中只有某些因素与辐射防护有关。

(32) 有关医师和放射学工作者单独或共同进行临床判断，若拟议中的医学放射学操作对受照患者可能具有净利益的话，则认为对该患者的照射是“正当的”。事后分析这些判断是否正确将有助于弄清需要接受给定照射的患者的适应证和非适应证。在即将出版的 ICRP 出版物《X线诊断中患者的防护》中将对此作详尽的讨论。

(33) 只有当获得的信息对患者的治疗和改善群体的健