

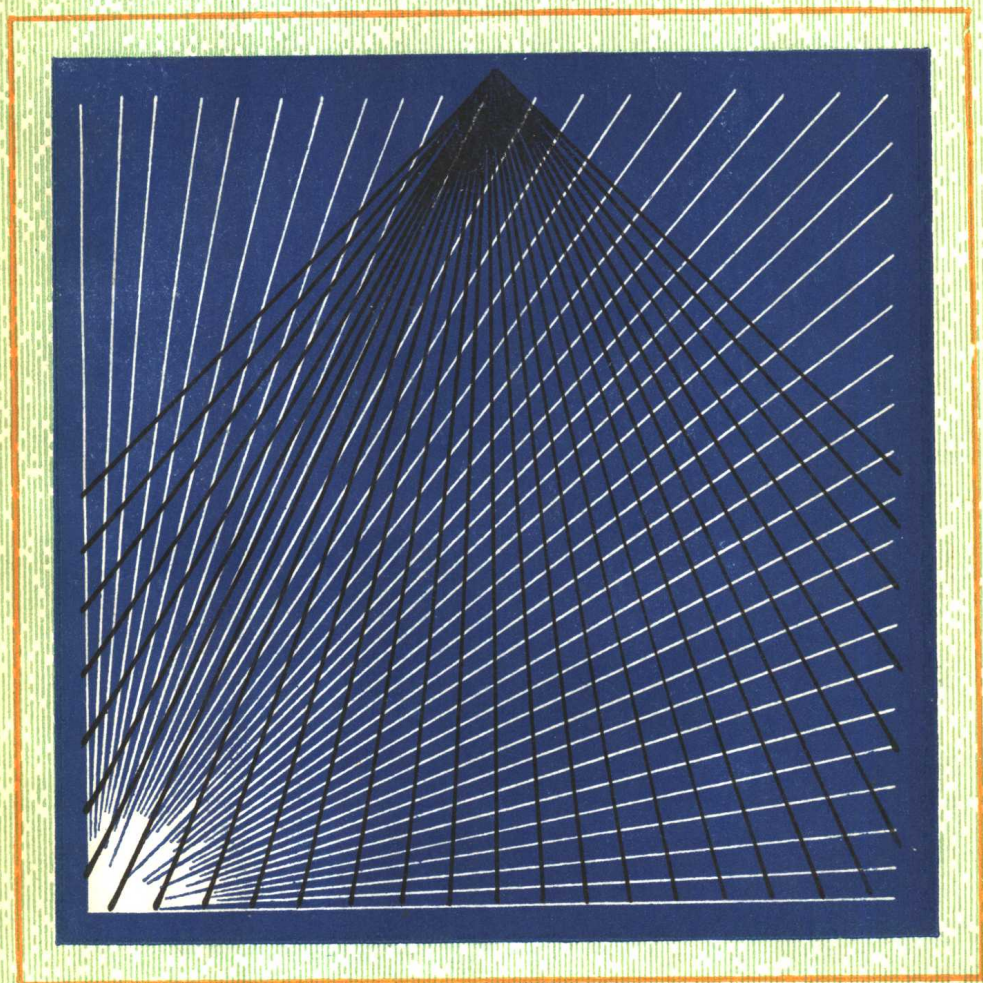
辐射剂量学

〔美〕

F.H.阿蒂克斯 主编
E.托契林

主编

第三卷 辐射源 辐射场 辐射的测量和应用(上)



原子能出版社

辐 射 剂 量 学

第三卷 辐 射 源 辐 射 场 辐射的测量和应用

(上)

〔美〕 F.H. 阿蒂克斯 主编

E. 托契林

于耀明 沈 恂 等译

潘自强 陈丽姝 校

原 子 能 出 版 社

内 容 简 介

本卷为《辐射剂量学》的应用部分,共有十七章,主要论述医学、工业和科研部门涉及的辐射剂量学问题。内容包括X射线和远距同位素 γ 射线,放射性核素分布源,电子束,重带电粒子束,反应堆,中子和 $n-\gamma$ 混合场,加速器和辐射源,核爆炸产生的起始和剩余辐射,天然和人工辐射本底,空间辐射,超高能辐射和稀有型粒子,辐射防护,放射生物学,辐射治疗学,植入治疗,“过渡区”和工业加工等方面的辐射剂量问题。书中列出了一些有用的数据、公式、图表。

可供医学、工业、农业、科研部门从事辐射工作的科技人员及高等院校有关专业师生参考。

Radiation Dosimetry (Second Edition)

Volume I: Sources, Fields, Measurements, and Applications

Frank H. Attix Eugene Tochilin

Academic Press, New York and London, 1969

辐 射 剂 量 学

第三卷 辐射源 辐射场 辐射的测量和应用

(上)

于耀明 沈 恂 等译

潘自强 陈丽姝 校

原子能出版社出版

(北京 2108 信箱)

沈阳新华印刷厂印刷

(沈阳市铁西区兴顺街 2 号)

新华书店北京发行所发行·新华书店经售

☆

开本 $850 \times 1168^{1/32}$ ·印张16·字数428千字

1981年9月第一版·1981年9月第一次印刷

印数001—1600·统一书号: 15175·271

定价: 2.35元

序 言

1956年学术出版社出版了由 G.J.Hine 博士和 G.L.Brownell 博士主编的《辐射剂量学》初版。当时出版该书的目的是为满足医学、工业和研究部门中辐射工作人员在开始应用辐射时了解辐射剂量学方面的新的、重要知识的需要。编者和作者们很成功地达到了这个目的,这一点可以从下述事实得到证明,即在这一领域中工作的大多数人们的书桌或书架上都有这样一本翻旧了的书。

该书出版十年来,无论在了解辐射剂量学的基础方面还是在建立新的和改进的测量方法方面,都已取得了许多进展。编写第二版时,再次搜集了当前这一领域中的大部分最新知识,以满足人们对综合性专著的需要。本书主要是作为辐射工作者的参考书而编写的,为此,书中附有许多有用的数据和曲线图表、公式以及参考文献。另一方面,本书内容的叙述力求清楚,以至本书对刚刚跨入这一领域的人们也是有用的。

我们特别注意做到全书中所用剂量学术语的一致性。国际辐射单位与测量委员会(ICRU)是这方面的最高权威,第一卷的第一章对这一方面作了广泛的讨论。看来,有些读者最初可能会对近来所建议的一些术语(例如,注量和比释动能)感到有点陌生,但他们很快就会熟悉起来。在本书中,分别用 gm, mg 和 kg 作为 gram, milligram 和 kilogram 的缩写,这与现时 ICRU 和制定物理学术语的其他权威组织的建议不完全一致。他们喜欢用“g”来作为 gram 的缩写,显然,这与 mg 和 kg 更为一致。但是,学术出版社的长期方针是使 gram 的两个字母缩写最终得到普遍使用。

本书虽然称为第二版,但增添了许多内容。由于有其他的工作, Hine 博士和 Brownell 博士不能再次担任本书的主编工作,因此邀请 F.H.Attix (美国海军科学研究所)、W.C. Roesch (太平洋西北研究所) 和 E.Tochilin (美国海军放射防护

研究所)担任这一版的主编,而 Hine 博士则以编辑顾问的身份予以协助。原书为一卷本共十八章,现在扩充为三卷本共三十三章,内容包括许多新题材,作者均为本学科方面的著名权威。

第一卷(共八章,由 Attix 和 Roesch 编)的标题是《基本原理》。这一卷论述剂量学的概念和单位;微观范围(例如单个细胞)中能量沉积的一些特殊问题; α 和 γ 射线、带电粒子及中子与物质的相互作用;辐射场的数学理论;电离以及空腔室理论。

第二卷(共八章,由 Attix 和 Roesch 编)的标题是《仪器》。本卷包括电离室的原理和设计;盖革-弥勒计数器和正比计数器、闪烁探测器、化学剂量计、积分型和电导型固体剂量计、胶片剂量计和量热计。

第三卷(共十七章,由 Attix 和 Tochilin 编)的标题是《辐射源、辐射场、辐射的测量和应用》。主要内容包括: α 射线和远距同位素 γ 射线, α 、 β 、 γ 射线分立源和分布源,电子束,重带电粒子束,反应堆,中子和 n - γ 混合场,加速器和放射源产生的中子,核武器产生的起始和剩余电离辐射,天然的和人工的本底辐射,宇宙空间辐射,超高能辐射和稀有型粒子,保健物理,放射生物学,辐射治疗学,植入和间隙治疗,“过渡区”(尤其是骨组织界面)以及辐射加工。

为了减少各章之间的重复,放手采用了前后参照的方法,从而适当地压缩了整部书的篇幅。第三卷特别依赖于第二卷提供的对仪器的基本论述,它本身则把重点主要放在适合于不同类型辐射场的剂量测量方法和对这些辐射场及其辐射源的描述方面。

F.H. Attix

W.C. Roesch

E. Tochilin

1968年12月

目 录

第十七章 X射线和远距同位素的 γ 射线	(1)
I. X射线和 γ 射线的产生	(1)
A. 30—300千伏X射线的产生	(1)
B. X射线的特性	(6)
C. 2—30兆电子伏的高能X射线	(14)
D. 远距同位素的 γ 射线	(14)
II. 辐射的贯穿和散射	(23)
A. 半值层	(23)
B. 表面反散射	(24)
C. 深部剂量和累积	(28)
III. 辐射的谱分布	(35)
A. 初级辐射	(35)
B. 散射辐射	(38)
C. 传能线密度(LET)的分布	(44)
参考文献	(50)
第十八章 放射性核素分布源	(56)
I. 引言	(56)
II. 分布态放射性核素剂量计算的一般特点	(59)
A. 所需的资料	(59)
B. 模型	(60)
III. 计算分布态放射性核素剂量的公式	(66)
A. 假设和定义	(66)
B. 符号和表示方法	(67)
C. 平衡分布	(69)
D. 吸收分数和比吸收分数	(70)
E. 点源函数	(71)
F. 互易定理	(72)
G. 剂量方程	(74)
H. 单位的变换, 剂量方程和剂量率方程	(75)

I. 密度变换的规则	(76)
J. 源的放射性强度和浓度对时间的依赖性	(77)
IV. 剂量公式对特定的模型和特定的放射性核素的应用	(82)
A. 一般考虑	(82)
B. 核辐射资料	(83)
C. 能量分布资料	(85)
参考文献	(97)
第十九章 电子束	(100)
I. 电子束源	(100)
A. 电子加速器	(100)
B. 束流控制技术	(103)
II. 电子能量的标定	(105)
A. 磁偏转	(105)
B. 核反应	(105)
C. 射程的测量	(107)
D. 闪烁脉冲分析法	(109)
III. 剂量测量	(109)
A. 量热法	(109)
B. 化学反应法	(112)
C. 空腔电离室	(115)
D. 照相胶片	(118)
E. 热释光	(118)
IV. 强度的测量与监测	(119)
A. 法拉第筒	(120)
B. 透射电离室	(122)
C. 其它方法	(123)
V. 电子束参数的理论推导	(125)
A. 局部吸收剂量与空腔电离的关系	(125)
B. 剂量的空间分布	(132)
C. 电子通量密度、流量及电荷分布	(134)
D. 电子能量分布和角分布	(136)
VI. 电子束穿透的测量	(138)
VII. 医学应用	(139)

A. 电子疗法的特点.....	(139)
B. 剂量的空间分布.....	(141)
C. “输出量”和剂量表述.....	(145)
D. 治疗方案的制定程序.....	(147)
参考文献	(154)
第二十章 重带电粒子束	(168)
I. 引言.....	(168)
II. 重带电粒子与物质的相互作用.....	(172)
A. 能量损失.....	(174)
B. 射程-能量关系	(178)
C. 重带电粒子束的多次散射.....	(181)
III. 重带电粒子探测器.....	(186)
A. 电离室.....	(186)
B. 法拉第筒.....	(189)
C. 次级发射监测器.....	(192)
D. 活化剂量计.....	(194)
E. 半导体探测器.....	(195)
IV. 重带电粒子束的测量.....	(196)
A. 布喇格电离曲线.....	(196)
B. 粒子束的剖面分布图和等剂量曲面图.....	(199)
C. 积分射程曲线.....	(201)
D. 能量损失的测量.....	(203)
E. 能量测量.....	(205)
F. 用半导体探测器测量剂量.....	(206)
V. 照相技术.....	(207)
A. 径迹平均和径迹线段技术.....	(207)
B. 脊形滤片.....	(209)
C. 不连续的损伤.....	(210)
参考文献.....	(212)
第二十一章 在辐照材料时反应堆中子的剂量测量	(223)
I. 引言.....	(223)
II. 反应堆中子辐射的特征.....	(224)
A. 中子谱.....	(225)

B. 反应堆的运行规律.....	(234)
III. 活化探测器的特性.....	(237)
A. 一般考虑.....	(237)
B. 活化探测器的一些基本概念.....	(239)
C. 反应截面.....	(242)
IV. 用活化阈探测器测定中子谱的方法.....	(253)
A. 共振反应.....	(253)
B. 有效阈法.....	(255)
C. 多边形法和多项式法.....	(257)
D. 正交展开法.....	(257)
E. 迭代法.....	(259)
V. 反应堆中子谱对金属辐射效应的影响.....	(261)
A. 一般考虑.....	(261)
B. 原子位移损伤.....	(261)
C. 核变化产物的效应.....	(263)
D. 结束语.....	(267)
参考文献.....	(269)
第二十二章 中子及 $n-\gamma$ 混合场的剂量测量	(274)
I. 引言.....	(274)
A. 表征 $n-\gamma$ 混合辐射场的参数.....	(275)
B. 中子辐射场的分类.....	(282)
C. 中子与物质相互作用的主要方式.....	(284)
II. 剂量测量的技术.....	(287)
A. 一般考虑.....	(287)
B. 对 γ 射线不灵敏的中子探测器	(288)
C. 对中子的灵敏度低的 γ 射线探测器	(303)
D. 对中子和 γ 射线都灵敏的探测器	(312)
III. 典型的中子源辐射场环境的测量.....	(319)
A. 具有裂变中子谱的源.....	(319)
B. 热-超热中子源	(331)
C. 回旋加速器中子源.....	(334)
参考文献.....	(337)
第二十三章 加速器和放射源所产生的中子.....	(346)

I. 引言	(346)
II. 中子辐射场的一般特征	(347)
A. 均匀性	(347)
B. 强度	(349)
C. 稳定性	(350)
III. 中子源	(353)
A. 放射源的特性	(353)
B. 加速器单能源的特性	(368)
C. 低能量中子发生器	(375)
IV. 本底辐射	(379)
A. 中子	(379)
B. γ 射线	(385)
V. 测量通量密度的标准仪器	(387)
A. 中子放射源	(387)
B. 加速器中子源	(390)
参考文献	(395)
第二十四章 核武器产生的起始和剩余的电离辐射	(403)
I. 引言	(403)
I. 核爆炸中的基本物理过程和现象	(404)
A. 裂变过程	(404)
B. 聚变过程	(405)
C. 核武器的能量释放	(405)
D. 沉降物	(407)
E. 基浪	(412)
II. 电离辐射	(412)
A. 核武器辐射的一般特性	(412)
B. 中子辐射的特性	(414)
C. 裂变产生的 γ 辐射	(421)
D. 中子感生的 γ 辐射	(424)
E. 沉降物与裂变产物 γ 射线谱的比较	(428)
F. 分布源产生的 γ 辐射	(428)
G. 空间的剩余辐射	(436)
IV. 结束语	(437)

参考文献	(437)
第二十五章 天然的和人工的本底辐射	(445)
I. 引言	(445)
II. 本底辐射的性质和强度	(446)
A. 来自地球外的辐射	(446)
B. 环境中放射性所形成的外照射	(448)
C. 环境中放射性所形成的内辐射源	(450)
III. 本底辐射数值的说明	(468)
IV. 本底辐射的测量	(470)
A. 外照射的测量	(470)
B. 高灵敏度样品计数方法	(473)
参考文献	(489)

第十七章 X射线和远距同位素的 γ 射线

H.E. Johns

I. X射线和 γ 射线的产生

A. 30—300千伏 X射线的产生

1. 产生X射线的电路

高速电子一与物质碰撞，就会产生X射线。图1所示为通常的X射线管，它由安装在抽成真空的玻璃壳内的阴极和阳极组成。阴极是装在聚焦杯中的钨灯丝，聚焦杯使电子射向嵌在铜阳极中的钨靶上。在X射线管的两端加上高压（通常为交流），便可产生X射线。在交变周期中，当阳极为正时，电子在通过真空的过程中被加速，然后打到钨靶上。当这些电子被减速时，就放出能量。辐射是向所有方向发射的，但由于靶以及通常设置在X射线管周围的铅罩的屏蔽作用，使有用的射束限制在如图1所示的锥体中。X射线的性质与加在管上的电压密切相关。电压越高，辐射的平均波长越短，穿透率就越大。最小波长 $\lambda_{\text{最小}}$ 及最大频率 $\nu_{\text{最大}}$ 与加在管子上的峰值电压的关系可用下列公式表示：

$$h\nu_{\text{最大}} = \frac{hc}{\lambda_{\text{最小}}} = V_e \quad (1a)$$

如果电压 V 按千伏计，波长 $\lambda_{\text{最小}}$ 按埃（ 10^{-8} 厘米）计，则上式可变为下列形式：

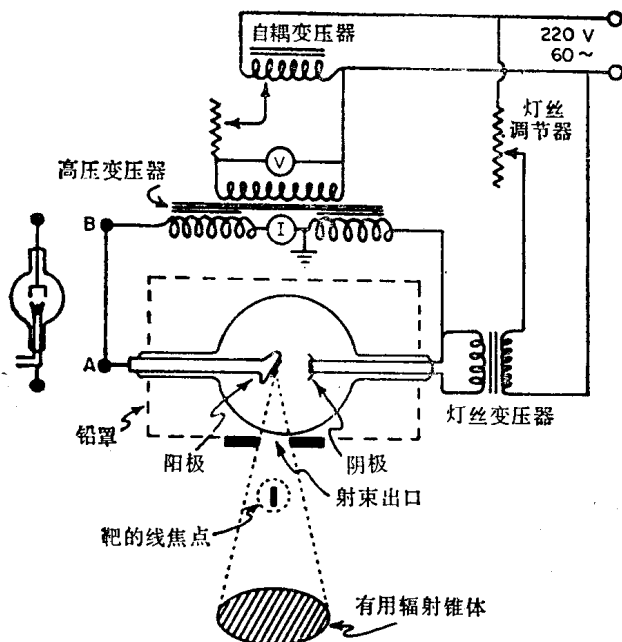


图1 X射线管及其有关的自整流型电路简图

如在A、B两端之间插入所示的整流器，则可以采用半波外部整流。

$$\lambda_{\text{最小}} = \frac{12.398}{V} \quad (1b)$$

通过电路的电流 I ，取决于灯丝释放出的电子数，电子数又取决于灯丝的发射特性和温度。当温度上升时，电流按照理查森 (Richardson) 方程迅速上升。在大多数的X射线管中，实际上所有的被释放出来的电子都是通过真空而被吸引到阳极上的。灯丝两端的电压由简单的降压变压器提供，通常为6—8伏。在该变压器的初级和次级之间必须高度绝缘，使能承受住加在X射线管上的全部电压。为方便起见，在图1中通常将测量通过X射线管的靶电流的电表的一端接地，但它也可以接在电路中的任一地方。从变压器到X射线管的导线是能承受住所加的最高电压的同轴电缆。在图1的情况下，我们可以通过自耦变压器和变阻器来控制加在X射线管上的电压，通过灯丝来控制管子的电流。这两

个控制系统在一定程度上是彼此独立的。医用X射线机的电压范围通常在30—300千伏之间。一般来说，诊断用的电压范围是50—140千伏左右，放射治疗机则可能用到整个电压范围。30—140千伏的治疗机用于治疗皮肤疾病，200—300千伏的机器则用于治疗皮下肿瘤。X射线机的电压通常由升压变压器供给，如图1所示。在200千伏范围内，往往在倍加电路中用一个带整流器（见下节）的100千伏变压器。在200—300千伏范围内，有一些X射线机用共振变压器装置来激励X射线管。在这样一种装置中，省掉了变压器的铁心，而用X射线管代替之。变压器的线圈绕着管轴缠。线圈在每秒1000周左右的频率下被激励起来，调谐到以它自己的分布电容产生共振。这种X射线机是用高压气体绝缘的，与通常的充油的管壳比较起来，具有重量轻的优点。在这种电路中，高电压是在管壳内产生的，外部导线不必传导高电压，因此可以采用细而柔软的导线。

2. 整流器

在自整流管中，当负载很大的情况下，X射线管的靶很热，以致发射出电子。这些电子在阳极为负的半周期间可以反向穿过X射线管而打到灯丝上。在这种情况下，即使反向电流很小，也足以损坏灯丝。为了防止这类事情的发生，可在图1所示的A点与B点之间接一个整流器。整流器中的灯丝比X射线管热得多，能发射大量的电子，但只有其中的一部分通过X射线管。也就是说，通过整个电路的电流取决于通过X射线管的电流。在这种情况下，导电的半周内整流器两端的电压降只有几百伏，而X射线管两端的电压降可能为几百千伏。在导电的半周内，消耗在这种管子上的功率与管两端的电压降成正比。因此，几乎所有的热都产生在X射线管的靶上，而整流器的阳极永远不会达到能释放电子的温度，因而也不会反向电压期间传导电流。

用于产生X射线电路中的整流器可以有多种不同的形式，例如简单的半波整流器、全波整流器、或电压二倍器。整流器可以是电子管或管型整流器（如图1所示），也可以是阻挡层型的。例

如，西门子整流器的基本元件是在薄的铝圆片上涂了一层硒，再涂上锡镉合金。这种器件的某一方向容许电流顺畅地通过，而另一方向则阻止电流通过。一片这样的整流器元件能经受住30伏的反向电压，而且传导电流可以忽略不计；在正向电压时，能传导500毫安左右电流，而电压降只有零点几伏。将200个左右的这种整流器元件重叠起来，构成一个单元，能经受住6千伏左右的反向电压。串联足够多的这种单元，就可以经受住X射线设备的高电压。近代大多数产生X射线的电路都是采用这种整流器，因为它们并不麻烦，而且使用寿命长。此外，由于它们不象图1所示的电子管型整流器那样需要变压器来激励灯丝，因而简化了电路。

3. 诊断用的X射线管

特殊设计的诊断用的X射线管，可产生轮廓分明的阴影图象或射线照片。要做到这一点，必须将灯丝发射出的电子聚焦到靶上的某个很小的斑点上。几乎在所有新式的诊断用X射线管中，X射线都是沿着靶的斜表面上的一条线聚焦的，就象图2(a)所表示的那样。该图表明了电子束如何轰击靶上宽度为 W 、长度为 L 的长条面积，从下面看，这块面积是高为 $H = L\cos\theta$ ，宽为 W 的一条线。因此，电子束的能量分布在 $W \times L$ 的面积上，但看起来X射线却是从小得多的面积 $W \times L\cos\theta$ 上发射出来的。

对诊断用X射线管的基本要求是在很短的时间内能产生很大照射量的X射线，这样可以使病人在照射期间保持不动。为了增加线焦管的负载，可以将阳极做成可转动的半径为 R 的圆盘〔图2(a)〕，使靶的冷却部分连续地带到电子束下面。在保证X射线看来好象发自一小斑点的前提下，可以将被轰击的面积 $2\pi RL$ 做得相当大。阳极由电动机带动旋转，而电动机的线圈则在玻璃罩的外面。诊断用X射线的照射量往往很大，需要在100千伏、500毫安的情况下持续0.1秒，这要相当于输入50000瓦瞬时功率或5000焦耳的瞬时能量，会使整个阳极达到高热并发射出电子。这样的管子必须始终连接整流器，以防止在反向电压时导电。诊断用X射线管通常采用全波整流，使每一整周交流电压可以得到两次辐

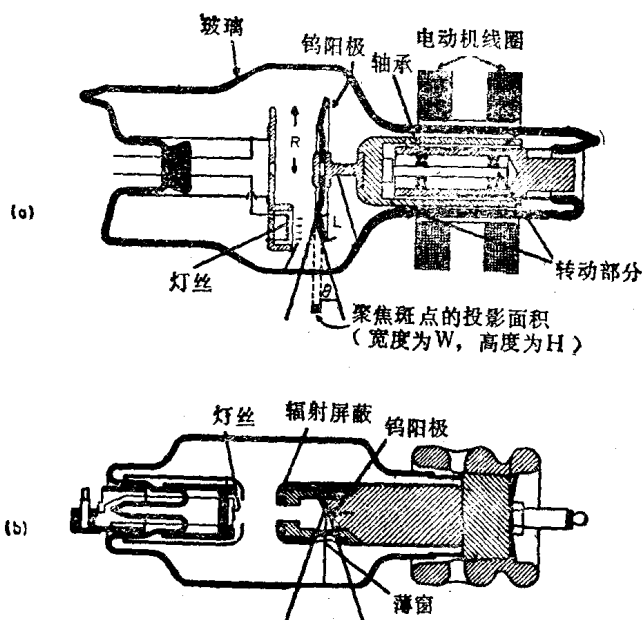


图2 (a) 阳极转动的诊断用X射线管, 根据飞利浦 (Philips) 原图改绘 (b) 罩型阳极的治疗用 X 射线管, 根据飞利浦原图改绘

(承 Philips Gloeilampen-fabrieken N.V., Eindhoven, Netherlands 同意转载)

射脉冲。图2(a)所示的那种诊断用X射线管的阳极是通过发射热辐射而冷却的。必须防止操作者连续地受到过量的照射, 而不让靶在各次照射之间得到冷却。

4. 治疗用的X射线管

对治疗用X射线管的设计要求是, 在比诊断用X射线管的瞬时额定功率低得多的平均额定功率下, 能长时间地连续工作。通过铜阳极的循环的冷却油使靶散热, 让靶经常保持在足够低的温度, 从而保证了自整流管的正常工作。治疗时通常需要较高的电压, 因此对管的设计要求是在 30 毫安、300千伏电压下可以连续地工作, 这相当于 9 千瓦的功率输入。图 2 (b) 表示的是一个典

型的治疗用X射线管。电子聚焦到钨靶上，靶放在阳极中的空穴内。X射线从倾斜的靶上射出，然后通过阳极管旁边的薄铍窗。在这种治疗用的X射线管中，不需要使电子集中到一点，焦斑的直径通常为4—5毫米。

设计治疗用X射线管时需考虑的问题之一，是要防止靶发射出次级电子。电子能从敞开的靶上反散射，并可能打在玻璃封罩上，而引起严重的问题。打在玻璃上的电子可以起“控制栅”的作用，因而影响管子的电工作特性；足够强的散射电子束甚至能够穿透玻璃。图2(b)所示的罩型阳极在很大程度上解决了这些问题。此外，往往在罩上覆盖一层钨，能起到辐射屏蔽的作用，使得只有向着薄窗的X射线才能从管中射出去。

Spruall (1946) 和 Johns (1966) 提供了X射线管及其发生电路的有关资料。

B. X射线的特性

1. 电子与靶的相互作用

当电子轰击靶时，通过两种基本不同的过程——碰撞损失和辐射损失，而将能量消耗掉。碰撞损失是轰击电子与原子电子之间的库仑力相互作用所造成的，辐射损失是轰击电子与核相互作用的结果。高速电子多次地与原子电子和原子核的互相作用，将能量消耗在靶中。每次相互作用往往使轰击电子的方向改变一次，致使轰击电子在厚靶中走的是一条曲折的路线。当电子通过薄靶时，能量损耗和方向变化都很小，人们有时就利用这一特点来研究X射线的产生过程，或以较高的加速电压 (>10 兆电子伏) 来研究其它一些问题。

轰击电子与原子电子之间的库仑力的相互作用，可使原子电子激发到较高的能量轨道，或者通过电离过程干脆将电子从原子中驱逐出去。被逐出的电子可能带有较大的能量，在它自己的路程上还会引起激发和电离。这样的电子称为 δ 射线。实际上，在靶