



面向 21 世纪课程教材
Textbook Series for 21st Century

全国高等医药院校教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

主编 张泽宝



人民卫生出版社

面向 21 世纪课程教材
全国高等医药院校教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

主编 张泽宝

编者(以姓氏笔画为序)

吉 强(天津医科大学)

刘 立(河北医科大学)

张泽宝(中国医科大学)

洪 洋(中国医科大学)

胡继光(北华大学)

童家明(青岛大学)

人 民 卫 生 出 版 社

医学影像物理学

主 编: 张 泽 宝

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园3区3号楼

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 850×1168 1/16 **印张:** 17.25

字 数: 362千字

版 次: 2000年11月第1版 2000年11月第1版第1次印刷

印 数: 00 001—5 050

标准书号: ISBN 7-117-03901-9/R·3902

定 价: 22.00元

著作权所有,请勿擅自用本书制作各类出版物,违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

全国高等医药院校医学影像学专业规划教材出版说明

为了适应我国高等医药院校医学影像学教育的改革和发展,满足教学需要,卫生部教材办公室于1999年4月组织成立了高等医药院校医学影像学专业教材评审委员会,并决定组织编写面向21世纪医学影像学专业规划教材。根据医学影像学专业的业务培养目标,即培养具有基础医学、临床医学和现代医学影像学的基本理论知识及能力,能在医疗卫生单位从事医学影像诊断、介入放射学和医学成像技术等方面的医学高级专门人才的要求,评委会讨论确定了医学影像学专业规划教材的品种和编写原则。此套教材亦是国家教育部《面向21世纪医学影像专业课程体系与教学手段的改革》课题的重要组成部分。它除供本科医学影像学专业教学使用外,亦可供专科医学影像学专业和从事医学影像方面工作的临床医生选用。本套教材共7种,教材目录如下:

- | | |
|--------------|-------|
| 1. 人体断面解剖学 | 姜树学主编 |
| 2. 医学影像物理学 | 张泽宝主编 |
| 3. 医学电子学基础 | 高翠霞主编 |
| 4. 医学影像设备学 | 张里仁主编 |
| 5. 医学影像检查技术学 | 张云亭主编 |
| 6. 医学影像诊断学 | 吴恩惠主编 |
| 7. 介入放射学 | 郭启勇主编 |

以上教材均由人民卫生出版社出版。

卫生部教材办公室

全国高等医药院校医学影像学专业教材评审委员会

主任委员:吴恩惠

委员(以姓氏笔画为序)

于树江	白人驹	刘望彭
张雪林	孟俊非	袁聿德
郭启勇		

秘书:白人驹

前 言

本书是根据国家教委 1988 年关于批准建立医学影像学专业的课程设置意见和 1999 年 7 月卫生部全国医药院校医学影像学专业教材评审委员会第一届第二次会议的决定,依据临床影像学专业五年制本科生的培养目标,总结 10 年来医学影像学专业教学成果和经验而编写的供医学影像学专业学生使用的规划教材。

医学影像物理学(physics of medicine imaging)是医学影像学专业的专业基础课程。它将为学生奠定有关医学影像的物理基础,为学生的图像诊断提供物理学依据。全书共分 6 章,其内容按临床使用较高、普及较好的 X 射线影像(包括普通 X 射线影像、数字 X 射线影像及 X-CT)、放射性核素显像(RNI)、磁共振(MRI)及超声影像展开。章后附有习题,供学生深入理解书中内容使用。

现代医学影像技术是在 20 世纪 70 年代之后迅速发展起来的。由于现代医学影像提供了丰富的组织与器官的形态学、功能性和细胞的物质与能量代谢的信息,使人们可以全面、深入地认识人体内发生的生理、生化和病理过程。现代的医学影像已经形成了以 X-CT、MRI、RNI 及超声影像四大医学研究的先进的技术手段。

现代医学影像的技术路线从根本上说就是依据电离辐射(如 X 射线、 γ 射线)和非电离辐射(如超声波)的自身性质和它们与物质的相互作用,用现代技术手段来采集成像数据,按一定的数学方法用计算机重建数字图像。在现代医学影像的成像过程中使用了很多现代技术与理论。如工程数学、微电子学、原子核物理学、计算机技术、波的传导技术、有线电视技术等等。这就是说,深入挖掘图像所蕴藏的生物信息和很好的控制图像质量,不但需要雄厚的医学知识,也需要掌握各种成像技术的原理,有坚实的理工基础。

本书在编写过程中注意了以下几个方面的问题:

1. 在学生已有的物理学知识基础上讲授与医学影像有关的物理学知识,尽可能作到深入浅出、循序渐进。
2. 通过理论知识的讲授加强对学生抽象与逻辑思维能力的培养;强调理论与实际相结合的讲授;培养学生用理论解决实际问题的能力。
3. 编写过程中对医学影像中新的理论与技术有所体现,使教材能适应学科高速发展的现实。

本书编写过程中得到了卫生部教材办公室、中国医科大学教务处、中国医科大学附属二院及青岛大学医学院的大力支持、关心与鼓励;中国医科大学医学美术教研室绘制了全书插图,中国医科大学物理与生物物理教研室刘为、郭健老师参加了书稿的整理工作。很多专家、教授对本书也提出了宝贵意见。在此谨向所有帮助、支持、关

心、指导本书编写的同志们表示衷心地谢意。

本书的编写时间紧迫,加之要求高、难度大,编者的学识又有限,经验欠缺,故书中不足乃至错误在所难免,诚恳希望使用本书的同行及学生提出宝贵意见,以便不断改进。

张泽宝

2000年4月

目 录

第一章 普通 X 射线影像	(1)
第一节 X 射线管的特性	(1)
一、X 射线管的结构	(1)
二、X 射线的产生	(5)
三、X 射线管的焦点及焦点的性能参量	(8)
四、X 射线管的容量	(11)
第二节 X 射线辐射场的空间分布	(13)
一、X 射线的物理特征	(13)
二、X 射线的强度	(14)
三、X 射线的滤过和硬化	(17)
四、辐射场的角分布	(17)
第三节 X 射线在介质中的衰减	(19)
一、作用概率与截面	(19)
二、主要作用形式	(20)
三、扩散衰减	(23)
四、吸收衰减的规律	(23)
第四节 X 射线在人体组织内的衰减	(25)
一、混合物和化合物的质量衰减系数	(25)
二、化合物的有效原子序数	(26)
三、连续能谱 X 射线在物质中的衰减规律	(28)
四、X 射线在人体组织内的衰减	(29)
第五节 X 射线透视与 X 射线摄影	(31)
一、X 射线透视	(31)
二、X 射线影像增强器	(32)
三、X 射线摄影	(35)
第六节 特殊 X 射线摄影	(38)
一、软 X 射线摄影	(39)
二、高千伏 X 射线摄影	(39)
三、体层摄影	(40)
四、X 射线造影及造影剂	(41)
第七节 X 射线影像质量	(42)
一、评价医学影像质量的参数	(42)
二、影响 X 射线影像质量的因素	(43)

第二章 数字化 X 射线成像技术	(48)
第一节 计算机数字图像基础知识	(48)
一、数字图像	(48)
二、计算机数字图像处理技术简介	(51)
第二节 数字透视	(54)
一、数字减影血管造影	(54)
二、数字胃肠点片	(58)
三、数字透视的缺点	(60)
第三节 数字 X 射线摄影	(60)
一、扫描投影放射摄影	(60)
二、计算机 X 射线摄影	(61)
三、直接数字化 X 射线摄影	(69)
第四节 数字化 X 射线成像技术与传统 X 射线摄影的比较	(71)
一、X 射线的量子检测效率与射线剂量	(71)
二、图像的对比度分辨力与空间分辨力	(71)
三、摄影条件	(72)
四、图像的处理、存储和传输	(72)
五、计算机辅助诊断	(73)
第三章 X 射线计算机体层成像(X-CT)	(75)
第一节 X-CT 的数理基础	(76)
一、体层、像素、体素	(76)
二、扫描与投影	(77)
三、图像重建的数学基础	(78)
四、CT 值与灰度显示	(85)
第二节 X-CT 扫描方式	(86)
一、单束平移-旋转(T/R)方式	(87)
二、窄扇形束扫描平移-旋转方式	(88)
三、旋转-旋转(R/R)方式	(88)
四、静止-旋转扫描(S/R)方式	(89)
五、螺旋扫描方式	(91)
六、高速扫描	(92)
第三节 X-CT 的后处理技术	(95)
一、图像后处理技术的种类	(95)
二、几个典型的图像后处理技术	(95)
第四节 X-CT 图像的质量控制	(99)
一、评价图像质量的参数	(99)
二、X-CT 的伪像	(103)
三、X-CT 的展望	(105)

第四章 磁共振成像	(108)
第一节 原子核的磁矩	(108)
一、角动量与旋进	(108)
二、角动量和磁矩	(111)
三、核的自旋磁矩	(113)
四、水分子的磁矩	(115)
五、磁矩与外磁场的相互作用	(115)
第二节 核磁共振现象	(116)
一、自旋核能级在外磁场中的劈裂	(116)
二、劈裂能级间的跃迁	(116)
三、自旋磁矩在外磁场的旋进	(117)
第三节 核磁共振的宏观描述	(119)
一、样品的自旋数密度及磁化强度矢量	(119)
二、射频电磁波对样品的激励	(120)
三、 θ 角脉冲及磁共振信号	(122)
四、弛豫过程及其特征量 T_1 、 T_2	(123)
五、 T_1 、 T_2 的物理学意义及生物学意义	(125)
第四节 化学位移和核磁共振谱分析	(127)
一、化学位移	(127)
二、磁共振谱分析	(128)
三、“自由水”、“结合水”及其磁共振谱分析	(130)
第五节 自旋回波序列	(131)
一、自旋回波序列	(131)
二、加权图像	(133)
三、其它几种脉冲序列, T_1 、 T_2 的测量	(134)
第六节 空间位置编码	(138)
一、梯度磁场	(139)
二、选层与频率位相编码	(139)
三、二维傅里叶变换及体层图像重建的时间估计	(142)
第七节 磁共振血管造影	(145)
一、飞越时间和流入性增强	(146)
二、位相效应	(147)
三、非侵入性磁共振造影的技术原理	(147)
第八节 磁共振成像质量监控	(148)
一、信噪比	(149)
二、均匀度	(149)
三、线性度	(150)
四、空间分辨力	(151)
五、低对比度分辨力	(152)
六、图像质量参数间的相互影响	(156)

七、磁共振成像技术的进展	(157)
第五章 放射性核素显像	(159)
第一节 概述	(159)
一、放射性核素显像的技术特点	(159)
二、核素示踪技术	(159)
三、放射性制剂	(160)
第二节 原子核基本性质	(160)
一、核素分类	(160)
二、核力的基本概念	(161)
三、原子核的稳定性	(162)
四、原子核的能级	(163)
第三节 放射性衰变规律	(163)
一、放射性衰变规律	(163)
二、放射性活度	(165)
三、递次衰变规律	(165)
四、放射平衡	(167)
第四节 放射性核素发生器原理	(169)
一、放射性核素发生器发展简况	(169)
二、医用放射性核素发生器的要求	(169)
三、放射性核素发生器的基本原理	(170)
四、放射性核素发生器的类型及构造	(171)
五、短寿命放射性核素发生器	(172)
第五节 放射性计数的统计涨落	(172)
一、放射性的统计涨落	(172)
二、放射性计数的统计规律性	(172)
三、放射性计数的质量控制、平滑计算	(174)
第六节 准直器	(175)
一、准直器的作用	(175)
二、准直器的特性参数	(176)
第七节 闪烁计数器和脉冲幅度分析器	(178)
一、闪烁计数器	(178)
二、脉冲幅度甄别器	(180)
第八节 γ 照相机	(182)
一、 γ 照相机的原理	(182)
二、 γ 照相机的性能指标	(185)
三、 γ 照相机的质量控制	(185)
四、 γ 照相机的主要优缺点	(186)
第九节 发射型计算机断层	(186)
一、单光子发射型计算机断层原理	(186)

二、单光子发射型计算机断层的质量控制	(188)
三、单光子发射型计算机断层的主要优缺点	(188)
四、正电子发射型计算机断层原理	(189)
第六章 超声波成像	(193)
第一节 声波的基本概念	(193)
一、超声波类型及其转换	(193)
二、声压、声强与声阻抗	(194)
三、声强级与声压级	(196)
第二节 声波在介质中的传播规律	(197)
一、反射与透射	(197)
二、衍射与散射	(200)
三、干涉与驻波	(201)
四、声束传播过程中的能量守恒	(202)
五、声束通过介质薄层	(203)
六、耦合剂的阻值	(204)
第三节 声波在介质中的衰减规律	(204)
一、衰减的概念	(204)
二、介质吸收衰减规律	(205)
三、测量介质吸收声波的参数	(206)
四、超声与物质的相互作用	(207)
五、超声临床诊断的强度和安全剂量	(208)
第四节 超声场	(209)
一、超声探头	(209)
二、超声场轴线上的声压分布	(212)
三、超声场的角分布	(215)
四、声束的聚焦	(217)
第五节 超声成像的基本方法	(219)
一、成像的物理假定	(219)
二、时间增益补偿	(220)
三、检波、抑制与视频放大	(221)
第六节 A型与M型超声	(222)
一、A型超声	(222)
二、M型超声	(223)
第七节 B型超声	(225)
一、辉度调制式断层图像的形成	(225)
二、B超中的扫描、扇扫	(226)
三、灰阶和数字扫描变换器	(229)
第八节 超声图像的质量评估	(232)
一、空间分辨力	(233)

二、对比度分辨力	(234)
三、图像的均匀性	(234)
四、声像图的特征	(235)
五、伪像形成的原因	(237)
六、伪像分类与识别	(238)
第九节 超声多普勒血流测量仪	(240)
一、多普勒效应的数学表示	(240)
二、多普勒超声信号的采集和处理	(242)
三、连续多普勒超声测量仪	(246)
四、脉冲多普勒超声测量仪	(246)
五、高频脉冲重复频率多普勒超声测量仪	(248)
第十节 多普勒频谱分析	(248)
一、频谱的特征	(248)
二、频谱分析方法	(249)
三、频谱显示技术	(249)
第十一节 血流测量中的定量计算	(250)
一、血流定量计算的流体力学基础	(251)
二、流速、流量和血流指数	(251)
三、心脏功能参数计算	(253)
第十二节 彩色多普勒血流显像	(254)
一、自相关技术	(254)
二、血流彩色显示	(255)
三、彩超原理	(256)
四、彩超图像的特点	(258)
五、彩超的局限及其伪像	(259)

第一章 普通 X 射线影像

刘立 河北医科大学 童家明 青岛大学

1895 年德国物理学家伦琴发现 X 射线后,首先被应用到医学诊断上,第二年就提出了用于治疗的设计。在这一百年当中,X 射线在医学领域中发挥了巨大作用。本章将介绍 X 射线产生的物理过程、X 射线的辐射场、X 射线在介质中的衰减、X 射线透视与摄影等。

第一节 X 射线管的特性

一、X 射线管的结构

产生定向的、实用的 X 射线应具备四个条件:首先应有电子源(阴极)来发射电子;其次应有一个受电子轰击而辐射 X 射线的物体(阳极靶);第三要有加速电子使其增加动能的电位差(管电压);第四要有一个高度真空($P < 10^{-4} Pa$)的环境(玻璃外壳),使电子在运动过程中尽可能减少能量损耗,保护灯丝不被氧化。X 射线管(或称管球)就能产生定向的,实用的 X 射线。X 射线管结构如图 1-1 所示。

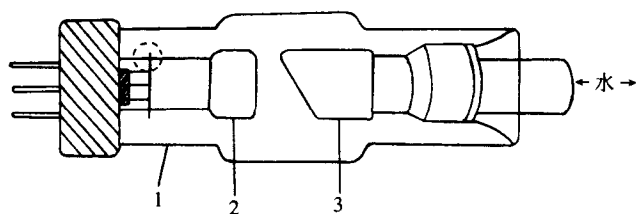


图 1-1 X 射线管构造示意图

1. 玻璃外壳 2. 阳极 3. 阴极

1. X 射线管的阴极 阴极(cathode)在 X 射线管中是发射电子的电子源,且能使电子聚焦后去撞击阳极。X 射线管的阴极一般由发射电子的灯丝和聚焦电子的凹面阴极体组成。

常用 X 射线管的阴极有两种类型,圆焦点型和线焦点型,外形结构如图 1-2 所示。若考虑到阳极散热,则线焦点优于圆焦点。圆焦点阴极的灯丝绕成螺旋形,安放在呈碗状的阴极槽中。线焦点阴极绕成长螺旋管形,阴极体头部有长形凹槽,灯丝安

放在长形凹槽里。有些 X 射线管有大小不同的两组灯丝,它可分别产生大小不同的两个焦点供选择使用。若选用大焦点时,只给长灯丝通电发射电子形成大焦点,如图 1-2c 所示。

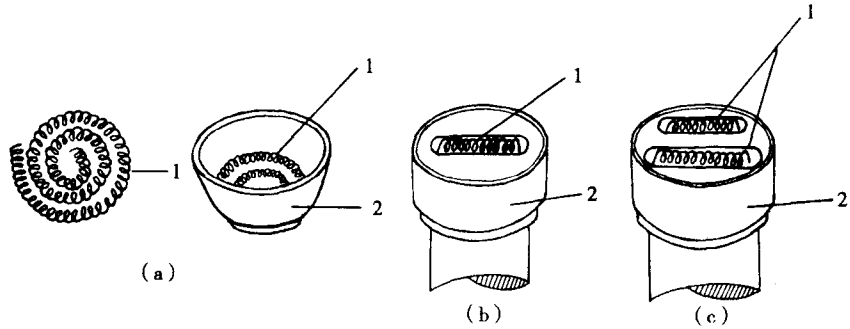


图 1-2 X 射线管阴极的构造
a. 圆焦点阴极 b. 线焦点阴极 c. 双焦点阴极

从灯丝发射出的电子,由于库仑力作用而相互排斥,使电子流在向阳极运动时发散。因此,实际中采用了钨制成的凹面阴极体,置于灯丝后,如图 1-3 所示,且将灯丝一端与阴极体相联,接在同一电源上,这相当于使阴极体具有比灯丝电位更低的电位,使阴极体排斥电子,就可以起到使电子初聚焦的作用,如图 1-3 所示。由图可见,灯丝与阴极体凹面的相对位置,对电子聚焦影响很大。

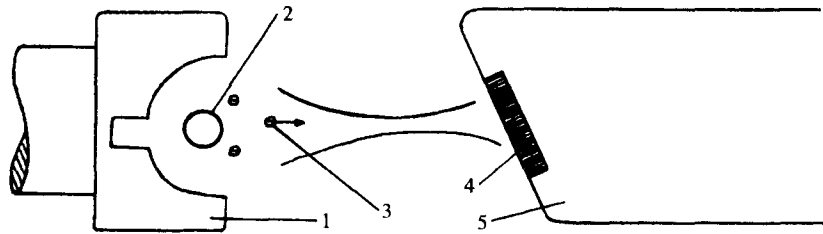


图 1-3 电子聚焦示意图(剖面图)
1. 阴极体 2. 灯丝 3. 电子 4. 阳极 5. 阳极体

阴极体除了使电子初聚焦外,还可防止二次电子造成的危害。二次电子是由阳极发射(反射)出来的电子(如当阳极过热时,就有电子发射出来),二次电子可撞击灯丝使其发生断裂,撞在玻璃上可造成玻璃破裂。阴极体可收集二次电子防止危害发生。

2. X 射线管的阳极 阳极(anode)又称阳靶,它的功能是产生 X 射线,按阳极的结构分有固定式和旋转式两种类型。

固定式阳极一般由原子序数较高的耐高温的金属钨、钼等制成,为帮助其散热,通常将阳极靶镶嵌在称为衬底的铜制阳极体上。由于电子撞击处产生大量热,因此固定阳极的 X 射线管仅适用于管电流小、曝光时间较长的便携式牙科和骨科用的 X 光机中。

有的 X 射线管为了防止反射电子对阴极和玻璃外壳的破坏作用,在阳极外用 10mm 厚加钨粉的铜做成罩,并留出接受电子束和向外放出 X 射线的两个开口,如图 1-4 所示。还可在出射口加装 1~2mm 厚的金属铍片,吸收软 X 射线。

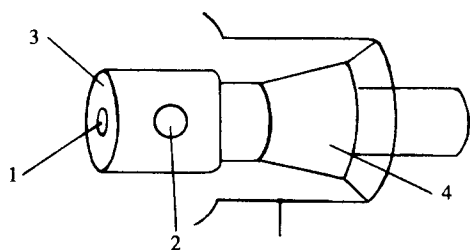


图 1-4 X 射线管的阳极罩

1. 电子入射开口 2. X 射线出口
3. 阳极罩 4. 阳极体

循环器散热。在 X-CT 机中还使用了加栅极的 X 射线管,产生脉冲 X 射线,降低热量产生。

3. 特殊 X 射线管-栅控 X 射线管

在普通 X 射线管的阴极和阳极之间加上控制栅极,又称三极 X 射线管。其特点是:当栅极加上负电位时,管电流被截止,无 X 射线输出,当负电位消失

时,管电流导通,输出 X 射线。因此,栅控 X 射线管就能实现快速断续 X 线摄影,如满足了电影摄影时需要摄影频率很高(达 200 帧/秒)的要求。另外,当所加负电位很低,使其小于管电流截止的值时,阴极上这一负电位会使电子流聚焦起来获得微焦点。它对放大 X 射线摄影是非常理想的 X 射线源。

软 X 射线管在对乳房等软组织进行 X 射线摄影时,为了提高 X 射线影像的反差,须用大剂量软 X 射线,因此要使用软 X 射线管。由于软 X 射线的能量较低,所以 X 射线管的管壁对 X 射线的吸收不容忽视。产生软 X 射线的管电压较低,通常为 20~50kV,这就造成了灯丝发射电子的困难。基于上述两方面的原因,软 X 射线摄影中的 X 射线管不采用一般 X 射线管中的钨片及硬质玻璃的管壁。也不采用铍窗,这是因为铍窗虽会使 X 射线较容易地出射,但从铍窗出射的软 X 射线容易对受检体造成较大的皮肤剂量,且受检体有较大的厚度,太低能的 X 射线也并不合适。目前使用软 X 射线管的出射窗采用极薄的玻璃窗。设计要求窗的总滤过不超过 0.6~0.9mm 铝当量。

软 X 射线管采用钼($Z=42$)靶,它的发射率虽比钨靶低(为钨靶的 0.57 倍),但钼靶有一优点,即钼有一 19.5keV 的标识辐射,此辐射经具有特征吸收特性的锆(Zr)的滤过层,可获得近于单色(0.07nm)的软 X 射线,从而可获得较为理想的摄影

旋转阳极是将阳极和阳极体做成圆盘状,并用小电机带动旋转,如图 1-5 所示。这样阳极时刻都以“新的靶面”接收电子束的撞击。由于电机高速旋转(2800~8500 转/分),就使产生的热量均匀分散到整个靶面上,避免了局部过热。旋转阳极的 X 射线管要比固定阳极的 X 射线管功率大的多。

大功率的 X 射线管配有专门的油

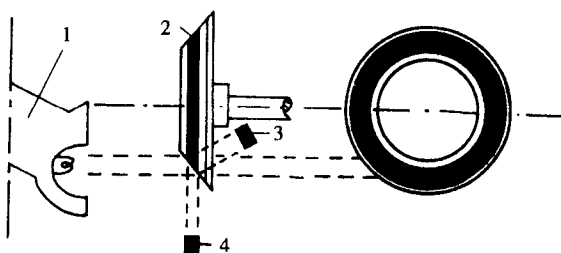


图 1-5 旋转阳极示意图

1. 阴极 2. 旋转阳极 3. 实际焦点 4. 有效焦点

效果。

软 X 射线摄影,对于乳房的腺体组织、结缔组织、脂肪、血管等细微组织结构,以及乳腺的其它疾病甚至肿瘤的边缘,都有较清晰的显示。

X 射线管的灯丝有最高安全温度,超过此温度因灯丝过度蒸发而变细最终被烧断,且钨蒸气会附着在玻壳上形成钨层,它易受到电子的轰击,从而使玻壳损坏。金属 X 射线管是中间易形成钨层的玻璃部分由钢制壳取代,靠近阳极端嵌入玻壳,另一端嵌入陶瓷内,使钢壳处于绝缘状态,接地后能捕获杂散电子。可见,这样的金属 X 射线管,能提高灯丝温度,增加 X 射线管的负荷。这种管适用于短时间曝光,承受高负载,如 X 射线电影、体层摄影、CT 装置等。

陶瓷绝缘 X 射线管是将铯钨合金的阳靶装在钨阳极盘上,制成旋转阳极。将阳极用陶瓷绝缘后放入金属外壳中,最后装在钢制的管套中,为了能快速散热须外加加热交换器。这种 X 射线管主要用于连续 X 射线摄影,体层摄影和电影摄影等。

4. X 射线管的电特性 在电性能方面,X 射线管与饱和二极管相类似,即管电流的大小主要决定于灯丝加热电流或灯丝电压。随着管电压的升高,管电流在一定范围内也增加。但是,随着管电压的增加,管电流升高到某一临界值时,就不再随管电压而变化,且保持一恒定值,即达到“电压饱和”。临界值的大小随灯丝加热电流的增加而增大,这是因为灯丝在一定加热电流下所发射的热电子数目一定,当管电压从零开始升高时,单位时间内到达阳极的电子数也逐渐增多,但增加到一定程度时,灯丝所发射的电子已经全部到达阳极,故出现电压饱和,如图 1-6 所示。从图中还可看出,当管电压一定,且低于某一较低的临界电压值时,管电流并不随灯丝电流的继续增加而升高。因灯丝发射的电子不能全部到达阳极,而产生空间电荷效应。即使灯丝发射的电子再多,因受空间电荷的阻挡,到达阳极的电子数目也不会显著增加,即出现所谓“温度饱和”。但在 X 射线管额定灯丝加热电流下,“电压饱和”的临界值都很低,可见,管电流的大小仍取决于灯丝加热电流。图 1-7 所示即为灯丝加热电流与管电流的关系曲线。当加热电流低于某 i_0 值时,灯丝还不能有足够的热电子发射,

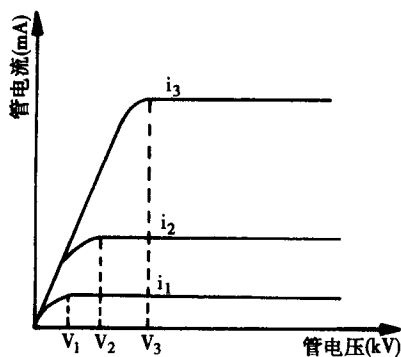


图 1-6 X 射线管的阳极特性曲线
 i 灯丝电流 V 临界电压

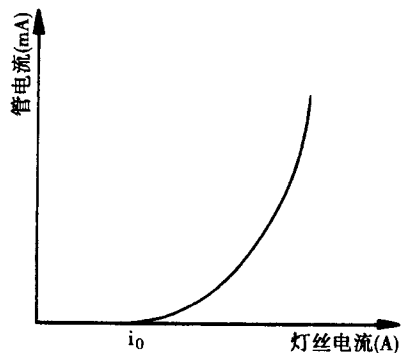


图 1-7 管电流与灯丝加热电流的关系
(管电压大于“电压饱和”的临界值)

则管电流为零。当灯丝电流大于 i_0 时,管电流开始缓慢增长,随着灯丝电流的不断升高,管电流的增大才显著起来,曲线也越陡。

二、X射线的产生

在X射线管中,从阴极发射的热电子,经阴、阳两极间的电场加速后,电子的速度已非常高。如在100kV管电压下,当电子抵达靶时,速度可达 $0.55c$ (c 为光速)。此高速电子与靶物质相互作用能量损失,速度骤减。可见,这种相互作用十分复杂,一般情况下,电子在失去它的全部能量前要经受很多次同靶原子的碰撞,其能量损失分为碰撞损失(collisionloss)和辐射损失(radiationloss)两种情况。碰撞损失只涉及高速电子与外层电子的作用,碰撞损失的能量将全部转化为热能。而辐射损失则涉及高速电子与内层电子和原子核的作用。因此我们可以说:凡属电子与原子核的外层电子作用而损失的能量统称为碰撞损失。当高速电子与原子核的内层电子或原子核相互作用而损失的能量统称为辐射损失。通过辐射损失的能量,大部分是以X射线的形式辐射出去,它不足电子总能量的1%。

1. 连续X射线产生的物理过程 轫致辐射是辐射损失的一种,它是产生连续X射线的机制。

经典的电磁学理论指出:当一个带电体在外电场中速度变化时,带电体将向外辐射电磁波。高速电子进入到原子核附近的强电场区域,然后飞离强电场区域从而完成一次电子与原子核的相互作用时,电子的速度大小和方向必然发生变化,按上述理论,电子将向外辐射电磁波而损失能量 ΔE ,电磁波的频率由 $\Delta E = h\nu$ 确定。电子的这种能量辐射叫轫致辐射(bremsstrahlung),这种辐射所产生的能量为 $h\nu$ 的电磁波称为光子。由于每个高速电子与靶原子作用时的相对位置不同,且每个电子与靶原子作用前具有的能量也不同,所以各次相互作用对应的辐射损失也不同,因而发出的X光子频率也互不相同,大量的X光子组成了具有频率连续的X光谱。如图1-8所示,靶原子为钨原子时,对应于不同管电压的连续X射线谱(Continuous X-rays spectrum)。

由图1-8可以看出,连续谱的X射线强度是随波长的变化而连续变化的。每条曲线都有一个峰值;曲线在波长增加的方向上都无限延展,但强度越来越弱;在波长减小的方向上,曲线都存在一个称为短波极限波长 λ_{\min} 的极限值。随着管压的升高,辐射强度均相应地增强。同时,各曲线所对应的强度峰值和短波极限的位置均向短波方向移动。

短波极限波长 λ_{\min} 对应的X光子能量最

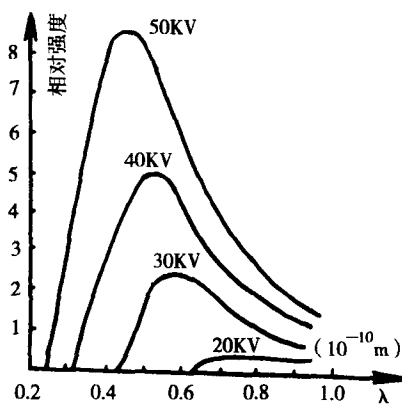


图 1-8 钨在较低管电压下的连续 X 射线谱