



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

全国高等学校教材 | 供医学影像学专业用

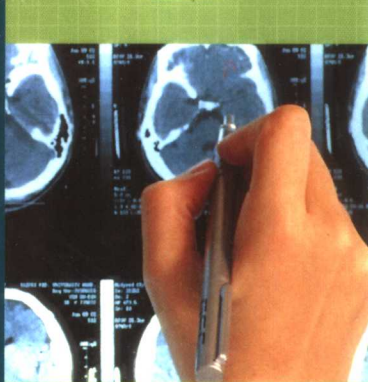
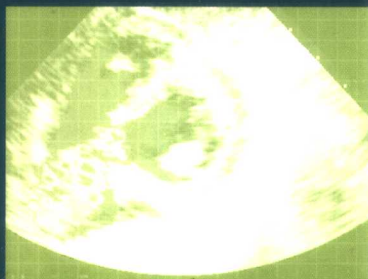
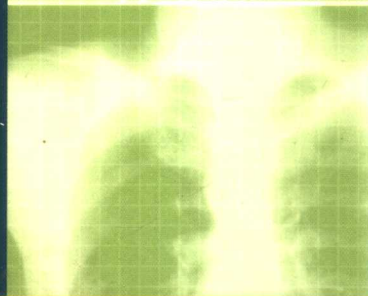
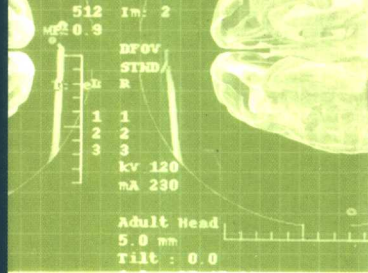
医学影像物理学

[第2版]

主 编 张泽宝
副主编 吉 强

人民卫生出版社

People's Medical Publishing House



面向 21 世纪课程教材

全国高等学校教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

第 2 版

主 编 张泽宝

副主编 吉 强

编 者 (以姓氏笔画为序)

吉 强 (天津医科大学)

吴小玲 (南京医科大学)

张泽宝 (中国医科大学)

洪 洋 (中国医科大学)

胡继光 (北华大学医学院)

贺奇才 (中山大学医学院)

龚 明 (江西医学院)

童家明 (青岛大学医学院)

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像物理学/张泽宝主编. —2 版. —北京:
人民卫生出版社, 2005. 6

ISBN 7-117-06893-0

I. 医... II. 张... III. 影像诊断-医用物理学-
医学院校-教材 IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2005) 第 055593 号

本书本印次封底贴有防伪标, 请注意识别。

医学影像物理学 第 2 版

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

邮购电话: 010-67605754

印 刷: 三河市宏达印刷有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 850×1168 1/16 印张: 17 插页: 1

字 数: 409 千字

版 次: 2000 年 11 月第 1 版 2005 年 12 月第 2 版第 9 次印刷

标准书号: ISBN 7-117-06893-0/R · 6894

定 价: 25.00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

全国高等学校医学影像学专业规划教材

第二轮修订说明

为适应我国高等医药院校医学影像学专业教育的改革和发展,满足教学需要,经全国高等医药教材建设研究会和卫生部教材办公室审议,决定从2004年开始进行医学影像学专业规划教材第二轮的修订。此次修订以《中国医学教育改革发展纲要》为指导思想,强调三基(基础理论、基本知识和基本技能)、五性(思想性、科学性、先进性、启发性和适用性)原则,遵循医学影像学专业的培养目标,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工作的医学高级专门人才的要求。本套教材是教育部《面向21世纪课程教材》。

此次修订增加《影像核医学》、《肿瘤放射治疗学》两种。本套教材共9种。

第二轮教材目录

- | | | | |
|-------------------|---------|-----|-----|
| 1. 人体断面解剖学(第2版) | 主 编 姜树学 | | |
| | 副主编 段菊如 | | |
| 2. 医学影像物理学(第2版) | 主 编 张泽宝 | | |
| | 副主编 吉 强 | | |
| 3. 医学电子学基础(第2版) | 主 编 陈仲本 | | |
| | 副主编 况明星 | | |
| 4. 医学影像设备学(第2版) | 主 编 徐 跃 | 梁碧玲 | |
| 5. 医学影像检查技术学(第2版) | 主 编 张云亭 | 袁聿德 | |
| 6. 医学影像诊断学(第2版) | 主 编 白人驹 | | |
| | 副主编 马大庆 | 张雪林 | 李建丁 |
| 7. 介入放射学(第2版) | 主 编 郭启勇 | | |
| | 副主编 申宝忠 | | |
| 8. 影像核医学 | 主 编 黄 钢 | | |
| | 副主编 左书耀 | | |
| 9. 肿瘤放射治疗学 | 主 编 王瑞芝 | | |
| | 副主编 樊锐太 | | |

以上教材均由人民卫生出版社出版

全国高等医药教材建设研究会
卫生部教材办公室

再版前言

这本教材在2000年11月第一次出版发行，共印刷了7次，在国内的覆盖面较大。医学影像是发展极快的诊断技术，普及也非常快。医学教育要适应医学实践与研究的发展，所以及时修订再版是很自然的事。

2004年5月卫生部临床医学专业教材评审委员会决定进行再版修订工作，聘任了第2版教材编委会及主编、副主编。明确了修订要求，再次强调了教材编写中的“三基”、“五性”，并应注意教材文字的易懂性。

新版教材内容仍按72学时的理论讲授安排，对已过时、陈旧的内容作了删除，补进了近年来影像技术的新理论、新概念。与相关教材在内容上重叠部分作了进一步的划分，避免内容上的重复。第2版教材较前版修订部分占20%以上。

医学影像检查中电离辐射防护问题越来越突出，为此在第2版教材中增加辐射防护一章。全书共分九章，后附技术名词的中英文对照及参考书目。

上届编委会的开创性工作，奠定了教材的框架和基本内容，基本理顺了与医学影像设备学、医学影像检查技术的学科划分。新一届编委会对上届编委会卓有成效的工作，以及不再担任编委工作的河北医科大学刘立教授表示敬意。

新版教材中仍可能存在不足，甚至不当之处，恳请各位专家、教授、同行及广大同学提出宝贵建议。

张泽宝

2005年5月

目录

第一章 X射线物理	1
第一节 X射线的产生	1
一、X射线管	1
二、X射线的产生机制	4
三、X射线的基本特性	8
第二节 X射线辐射场的空间分布	9
一、X射线强度	9
二、X射线强度的空间分布	11
第三节 X射线与物质的相互作用	13
一、X射线与物质相互作用系数	13
二、光电效应	15
三、康普顿效应	17
四、电子对效应	19
五、X射线与物质的其他相互作用过程	20
六、各种相互作用的相对重要性	21
第四节 X射线在物质中的衰减	21
一、单能X射线在物质中的衰减规律	22
二、连续X射线在物质中的衰减规律	23
三、X射线的滤过	24
第五节 X射线在人体内的衰减	26
一、人体的物质组成	26
二、混合物和化合物的质量衰减系数	26
三、化合物的有效原子序数	27
四、X射线在人体内的衰减	28
第二章 X射线影像	30
第一节 X射线摄影	30
一、投影X射线影像的形成	30
二、采集、转换、显示系统	30
第二节 特殊X射线摄影	33
一、软X射线摄影	33

二、体层摄影	33
三、X 射线造影及对比剂	34
第三节 X 射线摄影图像质量评价	35
一、评价医学影像质量的参数	35
二、影响 X 射线摄影图像质量的因素	37
第四节 数字图像基础	39
一、数字图像	39
二、数字图像的形成	40
三、数字图像处理的主要方法	42
四、数字图像的显示方法	46
第五节 数字减影血管造影	47
一、DSA 的物理基础	47
二、DSA 的基本方法	48
三、DSA 的参数性成像	50
四、DSA 的影像质量与优缺点	50
第六节 数字 X 射线摄影	51
一、扫描投影放射摄影	51
二、计算机 X 射线摄影	52
三、直接数字化 X 射线摄影	56
第七节 数字 X 射线影像的主要技术优势	57
第三章 X 射线计算机断层成像(X-CT)	61
第一节 X-CT 的基础知识	61
一、断层与解剖断面	62
二、体素与像素	62
三、扫描与投影	63
四、CT 图像重建的数理基础	64
五、CT 值与灰度显示	71
第二节 传统 X-CT 的扫描方式	72
一、单束平移-旋转 (T/R) 方式	72
二、窄扇形束扫描平移-旋转 (T/R) 方式	72
三、旋转-旋转 (R/R) 方式	73
四、静止-旋转 (S/R) 方式	73
五、传统 CT 扫描的技术缺憾	74
六、电子束扫描方式	74
第三节 X-CT 后处理技术	75
一、图像后处理技术的种类	75
二、几个典型图像处理技术	76
第四节 X-CT 图像的质量控制	79

一、图像的主要质量参数	79
二、X-CT 图像的伪像	84
第五节 螺旋 CT	85
一、单层螺旋 CT	86
二、多层螺旋 CT 简介	90
三、X-CT 的展望	94
第四章 核磁共振现象	97
第一节 原子核的磁矩	97
一、角动量及旋进	97
二、电子的角动量与磁矩	99
三、核的自旋磁矩	99
四、水分子的磁矩	101
第二节 微观核磁共振	101
一、自旋核在磁场中的能级劈裂	101
二、劈裂能级间的跃迁	101
三、自旋磁矩在外磁场中的旋进	102
第三节 核磁共振现象的宏观描述	103
一、自旋核数密度与磁化强度矢量	104
二、射频电磁波对样品的激励	104
三、 θ 角脉冲及磁共振信号	105
四、狭义弛豫过程及其弛豫时间常数	105
五、弛豫时间常数的理化、生物特性	107
第四节 化学位移和核磁共振谱	109
一、化学位移定义	109
二、核磁共振谱	110
三、MRS 分析	110
四、“自由水”、“结合水”及其 MRS	111
第五章 磁共振成像	113
第一节 磁共振信号与加权图像	113
一、自由感应衰减信号与加权图像	113
二、自旋回波信号与加权图像	113
三、反转恢复信号与加权图像	116
第二节 磁共振图像重建	118
一、梯度和梯度磁场	118
二、断层选择	119
三、相位编码和频率编码	120
四、二维傅里叶变换图像重建	121

五、三维傅里叶变换成像	124
六、K空间与磁共振图像重建	124
第三节 快速成像序列	125
一、快速自旋回波序列	125
二、梯度回波序列	127
三、回波平面成像序列	129
四、快速成像序列应用	130
第四节 磁共振血管成像	133
一、流动现象	133
二、流动现象的补偿	134
三、时间飞越法血管成像	135
四、相位对比法血管成像	136
五、图像重建	137
第五节 磁共振图像质量	137
一、信噪比	137
二、对比度	138
三、空间分辨力	139
四、常见图像伪影	139
第六章 放射性核素显像	143
第一节 概述	143
一、放射性核素显像的技术特点	143
二、核素示踪	143
三、放射性制剂	144
第二节 原子核的放射性	144
一、放射性衰变规律	145
二、放射性活度	146
三、递次衰变	147
四、放射平衡	148
五、放射性核素发生器基本原理	149
六、放射性计数的统计规律	150
第三节 原子核反应	151
一、核反应的一般概念	151
二、中子及分类	152
三、中子核反应	153
四、医用放射性核素的来源	153
第四节 γ 射线探测	154
一、 γ 射线能谱	155
二、闪烁计数器	155

三、脉冲幅度分析器	157
第五节 准直器	158
一、准直器的作用	158
二、准直器的技术参数	158
第六节 γ 照相机和单光子发射型计算机断层	161
一、 γ 照相机原理	161
二、 γ 照相机的性能指标及质量控制	162
三、单光子发射型计算机断层原理	164
四、单光子发射型计算机断层的技术优势	165
五、单光子发射型计算机断层性能指标及质量控制	165
第七节 正电子发射型计算机断层	166
一、正电子发射型计算机断层原理	166
二、正电子发射型计算机断层的技术优势	167
三、正电子发射型计算机断层应用评价及发展趋势	168
第七章 超声物理	171
第一节 超声波物理基本性质	171
一、超声波的分类	171
二、超声波的动力学方程	172
三、超声波的速度	173
四、超声波的声压、声强与声阻抗	174
第二节 超声波在介质中的传播特性	176
一、反射与折射	176
二、衍射与散射	179
三、干涉与驻波	180
四、声波在介质中的衰减规律	181
五、声波通过界面的特性	182
六、声束通过介质薄层的特征	186
第三节 多普勒效应	187
一、声波的多普勒效应	187
二、多普勒频移的数学表示	187
三、频移信号的采集	190
第四节 压电效应	190
一、压电效应与电致伸缩效应	191
二、压电材料的选择	191
第五节 超声场	191
一、圆形单晶片声源的超声场	192
二、声束的聚焦	195
第六节 血流动力学效应	197

一、实际液体的流动	197
二、连续效应	197
三、感应	198
四、涡流发放距离	198
五、掩盖	198
六、减速的不稳定性	199
第八章 超声波成像	200
第一节 超声回波所携带的信息	200
一、反射和散射回波	200
二、超声成像的基本特征	202
第二节 M超与B超原理	204
一、M超原理	204
二、超声心动曲线	205
三、B超原理	206
四、B超的图像处理与灰阶	208
五、谐波成像	211
第三节 超声多普勒成像原理	212
一、多普勒频移信号的成分	213
二、频谱分析方法	214
三、频谱显示技术	216
第四节 脉冲多普勒技术	217
一、采样容积	217
二、尼奎斯特频率极限	218
三、多道距离选通测量	219
第五节 彩色多普勒血流成像	219
一、自相关技术	220
二、信号输出的显示方式	221
三、彩色多普勒血流显像的特点	223
四、彩超的局限	223
第六节 超声图像的质量评价	224
一、空间分辨力	224
二、清晰均匀性	225
三、声像图的特征	226
四、伪像及其形成原因	228
五、伪像分类与识别	229
第九章 医学影像中的辐射防护	232
第一节 电离辐射的生物效应	232

一、电离辐射损伤的表现特性	232
二、电离辐射损伤机制	233
三、确定性效应和随机性效应	233
第二节 辐射剂量单位	233
一、描述电离辐射场的辐射量与剂量单位	234
二、辐射防护用辐射量和单位	235
三、集体当量剂量和有效剂量	236
四、辐射测量仪器	236
第三节 医学照射的基本概念及防护要求	236
一、医学照射的特殊性及重要性	236
二、医学照射防护的法规意识	237
三、基本标准在医学照射防护上的基本要求	237
第四节 影像检查的防护	240
一、X 射线检查	240
二、核素显像	241
第五节 非电离性的电磁波和超声的防护	242
一、电磁波的分类与特性	242
二、电磁波的生物效应	243
三、电磁波的防护措施	243
四、超声波的生物效应	243
参考文献	246
中英文名词对照	248

第一章

X 射线物理

X 射线是德国著名物理学家伦琴于 1895 年 11 月 8 日发现的，它的发现给人类历史和科技发展带来深远的影响。X 射线被发现后，首先应用到医学诊断上，在随后的一百多年中，X 射线在医学领域发挥了巨大作用。本章将介绍 X 射线产生的物理过程、X 射线的辐射场、X 射线在物质中的衰减等内容。

第一节 X 射线的产生

一、X 射线管

高速带电粒子撞击物质受阻而突然减速时都能产生 X 射线。现在用于医学成像的 X 射线辐射源都是利用高速运动的电子撞击靶物质而产生的。可见，产生 X 射线必须具备三个基本条件：首先应有一个电子源，能根据需要随时提供足够数量的电子。其次应能够获得高速电子流，这又需要两个条件：其一是有一个高电压产生的强电场，使电子获得很大的动能；其二是有一个高真空度的空间，使电子在高速运动中不受气体分子的阻挡而降低能量，同时，也能保护灯丝不致因氧化而被烧毁。第三要有一个能够经受高速电子撞击而产生 X 射线的靶。X 射线管 (X-ray tube) 就能满足上述要求。现代 X 射线管的主要组成部分如图 1-1 所示。

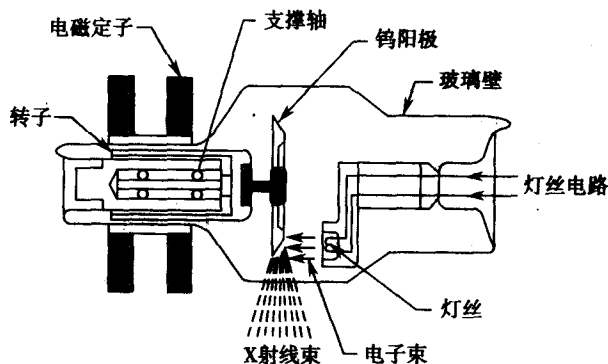


图 1-1 旋转阳极 X 射线管结构示意图

1. 阴极 阴极 (cathode) 是 X 射线管的负极，包括灯丝和聚焦杯两部分。灯丝采用高熔点的钨丝 (熔点 3410°C) 绕制而成。钨丝中含有的微量元素钍是为了增加电子的发射率和延

长灯丝的寿命。但是,最终金属钨还是会蒸发的,并沉积在 X 射线管的内壁上。当上述情况发生时,会出现电弧放电,结果导致 X 射线管发生故障。通常,这种故障会突然发生。当电子从灯丝逸出后,会暂时停留在灯丝的周围。因为这些电子均带负电,所以它们之间便会相互排斥,从而在灯丝周围形成了一团“云”,该电子云即被称为空间电荷。由于静电排斥,使得灯丝中其他电子逸出的难度随之增大,这种现象称为空间电荷效应。

灯丝电流的大小由一个灯丝电路来控制,形成的电流变化范围从几个到几十个安培不等。灯丝电流是 X 射线管的一个主要技术指标。阴极发射电子的发射率取决于它发射电子时的温度即灯丝电流。从灯丝发射的电子经高压加速后撞击在靶上,此时加在两极之间的加速电压称为管电压,这种加速后的电子束流称为管电流。管电流的变化范围从几个到几百个毫安培。灯丝的另外一个技术指标是保证束流的斑点尽可能小。为了减小束流的斑点大小,需要一个调节电流束斑大小和电子发射方向的聚焦电路,这种有聚焦作用的电极做成碗状,所以称为聚焦杯。由于电子密度很大,空间电荷效应明显,在电子从阴极向阳极运动的过程中电子与电子之间的斥力,加大了束斑的尺寸。另一个决定束流斑点大小的因素是灯丝的尺寸,一般的 X 射线管都有 2 个或 3 个不同尺寸的灯丝。

管电压和灯丝电流对管电流的影响如图 1-2 所示。对于任一给定的灯丝电流, X 射线管电流将会随着管电压的升高而增大,当管电压升高到某一值(饱和电压)时,管电流达到其最大值。这个时候进一步增加管电压,将不会使管电流增大。超过饱和电压,只有通过提高灯丝的温度才能增加管电流。在诊断中为了获取大的管电流和有用的 X 射线能量,要选取大的灯丝电流和 40~140 kV 间的管电压。

2. 阳极 阳极(anode)是 X 射线管的正极,目前有两种类型的阳极:固定的和旋转的。固定阳极 X 射线管常用于牙科 X 射线成像系统、某些移动式的成像系统以及其他不需要大的管电流和大功率的特殊用途系统。一般的 X 射线管通常使用旋转阳极,因为它们必须有能力在很短的时间内产生高强度的 X 射线束。X 射线管中,阳极有三大功能:首先阳极是一个导体,它接收从阴极发射出的电子并将它们传导至与 X 射线管相连的电缆,使其能返回高压发生器;其次阳极为 X 射线管的靶提供机械支撑;第三阳极是一个良好的热辐射体。从阴极发射出的电子与阳极发生作用时,它们的动能大约有 99% 都转换成热量。在这些热量对阳极造成损伤前,必须很快地将其传导出去。如何恰当地将热量散去,特别是对大容量 X 射线管,是大部分工程师都需要克服的困难。

靶是阳极中受电子轰击的区域。在固定阳极 X 射线管中,靶即为一镶嵌在铜阳极上的钨合金。而在旋转阳极 X 射线管中,整个旋转的圆盘都是靶。在钨中加入其他金属(通常为铌)

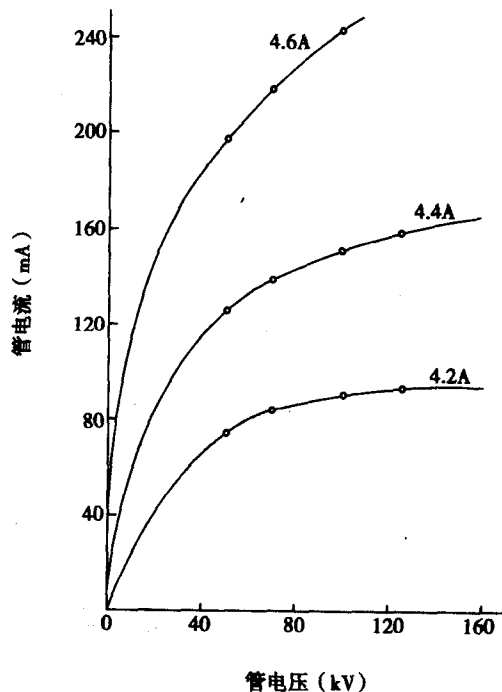


图 1-2 管电压和灯丝电流对管电流的影响

能够增加它的机械强度，从而可以承受高速旋转的应力。在普通的摄影中，用钨作为靶材料具有以下的原因：①钨原子序数较高 ($Z=74$)，使其产生 X 射线的效率高和产生高能 X 射线；②钨的热传导性几乎与铜的完全相同，它是一种能够有效散热的金属；③钨具有很高的熔点 3410°C （相比较而言，铜的熔点较低，仅为 1100°C ）。因此，在大的管电流下，钨仍能承受而不会出现伤痕或起泡。

用于乳腺摄影的专用 X 射线管的阳极靶是用钼或铑制成的，这主要是因为它们具有较低的原子序数和由此产生的低能量的 K 系标识 X 射线。表 1-1 总结了这些靶材料的特性，所有这些材料均具有良好的散热能力。

表 1-1 X 射线靶的特性

元 素	元 素 符 号	原 子 序 数	K 标识 X 射线 (keV)	熔 点 $^{\circ}\text{C}$
钨	W	74	69	3 410
钼	Mo	42	20	2 600
铑	Rh	45	23	3 200

3. X 射线管的焦点 灯丝发射的电子，经聚焦加速后撞击在阳极靶上的面积称为实际焦点。X 射线管的实际焦点在垂直于 X 射线管轴线方向上投影的面积，称为有效焦点 (effective focal spot)。两个焦点及其关系如图 1-3 所示。

两个焦点都具有面积的量纲，它们之间通过靶倾角 θ 建立起一定的关系。靶倾角被定义为靶的表面相对于 X 射线输出方向的夹角。设实际焦点的长度为 A ，宽度为 B 。经过投影后，有效焦点的宽度 b 仍等于实际焦点的宽度，而有效焦点的长度 a 则变成了 $A \sin \theta$ ，比实际焦点的长度短。可见靶倾角越小，有效焦点的长度越小，即有效焦点的面积越小。

实际焦点的大小直接影响 X 射线管的散热和影像的清晰度。面积越大，对散热越有利。但实际焦点越大，有效焦点的面积也增大，必然影响在胶片上所形成影像的清晰度。若用缩短灯丝长度或减小靶倾角来缩小有效焦点，必然使单位面积上的电子密度增加，实际焦点的温度快速上升，阳极将不能承受较大的功率。因此，两方面的情况都要考虑。大多数诊断 X 射线管的靶倾角在 $6^{\circ} \sim 17^{\circ}$ 间变化。

在阳极上设计出两种靶倾角，即双角度靶面能够产生两种尺寸的焦点。将双角度靶面和不同长度的灯丝结合起来就可以产生出非常灵活的摄影条件。

通常一个圆形的有效焦点是比较理想的。但是，实际上它的形状特征为双香蕉状的，如图 1-4 所示。焦点上 X 射线强度的差别主要是由灯丝、聚焦杯和加在聚焦杯上的电压来决定。

有效焦点的大小用针孔相机测量。具体方法是将针孔相机放在 X 射线管和胶片之间，让 X 射线通过一个很小的针孔后对针孔成像，当针孔的尺寸小到一定程度时（一般为 $75\mu\text{m}$ 左右），由于光的衍射原因，对物体的分辨率不能再提高。从胶片上影像的尺寸和针孔的位置，

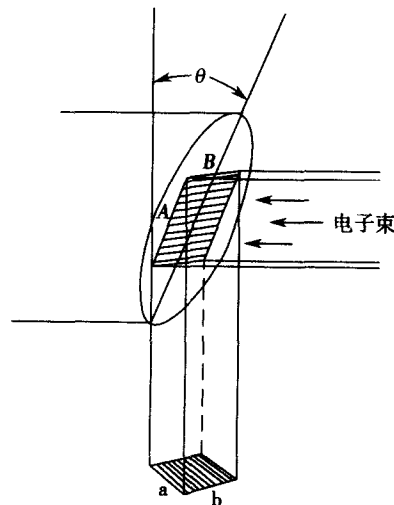


图 1-3 X 射线的实际焦点和有效焦点

就可计算出 X 射线管有效焦点大小。

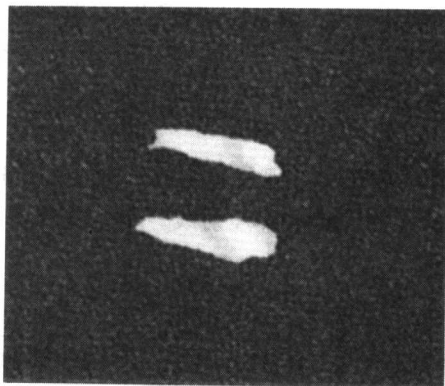


图 1-4 焦点的一般形状

对大多数 X 射线管而言, 焦点大小不是一个常数, 它随管电流和管电压变化, 如图 1-5 所示。

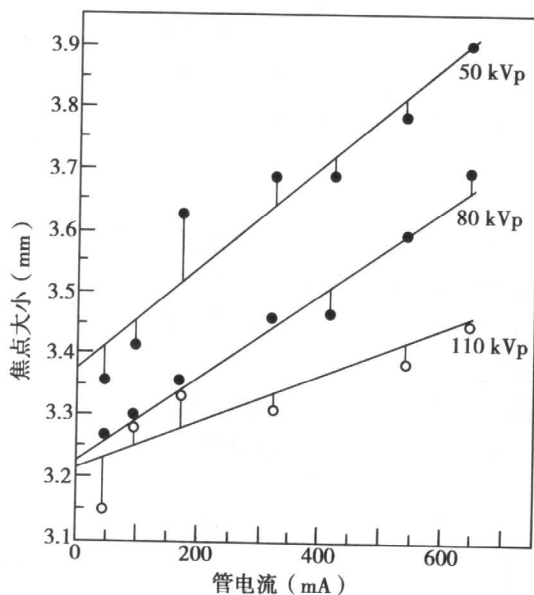


图 1-5 管电压和管电流对有效焦点长度的影响

二、X 射线的产生机制

1. 电子与物质的相互作用 X 射线是高速运动的电子在与物质相互作用中产生的。在 X 射线管中, 从阴极发射的电子, 经阴极、阳极间的电场加速后, 其速度已非常高。例如, 在 100 kV 管电压下, 电子抵达靶时, 速度可达 $0.55c$ (c 为光速)。这些电子轰击 X 射线管靶的重金属原子时, 便将其动能传递给了靶原子。这些相互作用发生在穿入靶面不太深的地方。当相互作用发生时, 发射电子将会慢下来并最终完全停止。事实上, 这些相互作用十分复杂。一般情况下, 电子在失去它的全部能量前要经受很多次与靶原子的碰撞, 其能量损失分为碰撞损失 (collision loss) 和辐射损失 (radiation loss)。

碰撞损失只涉及原子的外层电子。高速电子与原子的外层电子发生作用时, 可以使原子激

发或电离。当入射电子的能量大于外层电子的结合能,则靶原子被电离,其外层电子脱离靶原子并具有动能,此时该电子与入射电子一样可以使原子激发或电离,将损失的能量变为热量。如果入射电子并不能将足够的能量传递给外层电子,就无法将原子电离。相反地,外层电子只不过上升到一个激发态或更高能级。然后,伴随着红外辐射的发射外层电子会立即返回到它们正常的能级。正是外层电子的不断受激发与再复原,使得在X射线管阳极产生了大量的热。凡属电子与原子的外层电子作用而损失的能量统称为碰撞损失。

辐射损失只涉及原子的内层电子和原子核。高速电子除与原子的外层电子发生碰撞而损失能量外,也可能电离原子的内层电子,将能量转化为标识辐射(characteristic radiation);另外,高速电子还可能与靶原子核发生相互作用,将能量转化为韧致辐射(bremsstrahlung radiation)。凡属电子与原子的内层电子或原子核作用而损失的能量统称为辐射损失。

上述某种作用形式的概率取决于高速电子的能量和靶物质的原子序数。通过计算知道

$$\frac{\text{碰撞损失}}{\text{辐射损失}} \approx \frac{816\text{MeV}}{E_k \cdot Z} \quad (1-1)$$

这里, E_k 是高速电子的动能(以 MeV 为单位), Z 是靶物质的原子序数。例如, 100 kV 管电压下, 电子撞击在钨靶上, 99% 的能量以碰撞损失, 仅有 1% 的能量产生 X 射线。可见, 不管 X 射线管有多先进, 它的效率总是非常低的。阳极产生的热量与 X 射线管电流的增加成正比。X 射线产生的效率与管电流的大小无关。因此, 不管选择什么挡位的毫安曝光, X 射线产生的效率都是一样的。

2. 连续 X 射线 韧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。当高速电子穿过靶原子时, 若它能够完全避开轨道电子就有可能非常接近原子核, 并受其影响。由于电子带负电, 原子核带正电, 那么在它们之间就会有静电吸引。高速电子越接近原子核, 它受到原子核的电场的影响就越大。因为原子核中包含了许多质子, 并且质子与高速电子间的距离又十分的小, 因此这个电场是非常强的。当高速电子经过原子核时, 它会慢下来, 并改变其原有的轨迹。按照上述理论, 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韧致辐射, 这种辐射所产生的能量 E 为 $h\nu$ 的电磁波称为 X 射线光子。

韧致辐射的产生如图 1-6 所示。由于每个高速电子与靶原子作用时的相对位置不同, 所以各相互作用对应的辐射损失也不同, 因而发出的 X 射线光子的能量也互不相同。当高速电子基本上没有受原子核影响的时候, 就会产生能量相对低的 X 射线, 此时电子仍有较大的动能, 将继续与靶中的其他原子发生作用。当高速电子直接撞击在原子核上, 电子失去了它的全部动能, 产生的 X 射线的能量等于入射电子的动能。一般地, 能量介于这两个值之间的韧致 X 射线出现的频率比较高。大量的 X 射线光子组成了具有频率连续的 X 射线发射谱。图 1-7 是使用钨靶 X 射线管, 管电流保持不变, 将管电压从 20 kV 逐步增加到 50 kV, 同时测量各波段的相对强度来绘制成 X 射线发射谱。

由图 1-7 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, 曲线都存在一个最短波长, 称为短波极限 ($\lambda_{\min}$)。