



医药学院 610 2 12084789

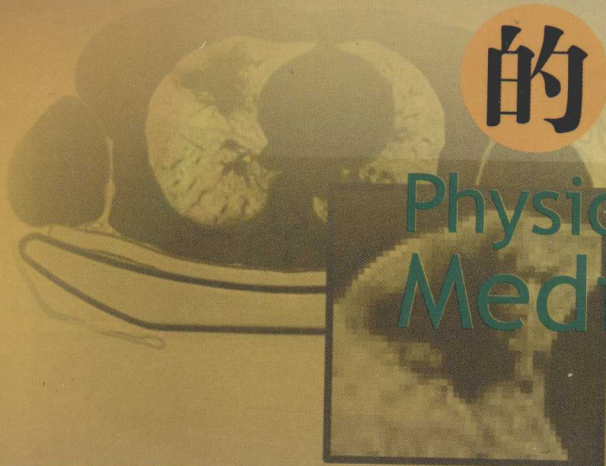
江苏省精品教材建设项目 · 医学影像信息学

汤乐民 包志华 编著

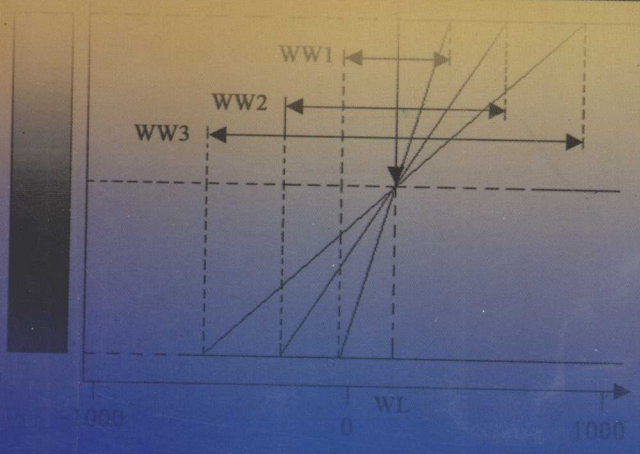
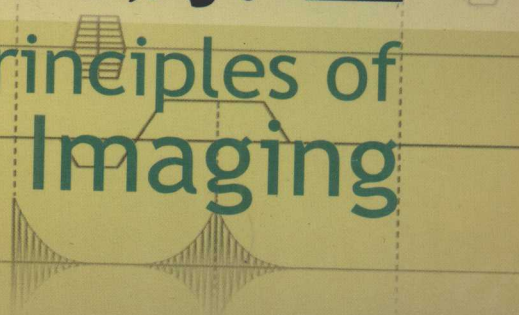
医学成像

的物理原理

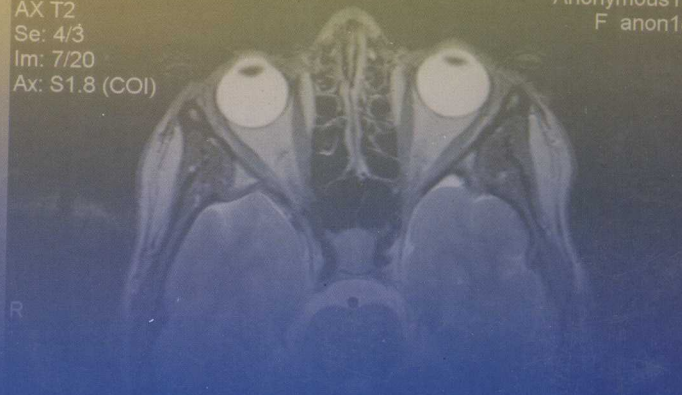
Physical Principles of Medical Imaging



检测信号



1.5T GEMSOW
Ex: 1866
AX T2
Se: 4/3
Im: 7/20
Ax: S1.8 (COI)



Diagnostic Imagin
Anonymous186
F anon186

亮度显示



科学出版社



清华大学出版社

医学成像

的物理原理

Principles of
Medical Imaging



清华大学出版社

江苏省精品教材建设项目·医学影像信息学



医药学院 610 2 12084789

医学成像的物理原理

汤乐民 包志华 编著



科学出版社

北京

内 容 简 介

医学影像信息学是起源于医学影像学、数字图像处理学、计算机科学和网络信息技术的一门发展中的交叉学科。本丛书探讨了医学影像信息学包含的基本技术和方法,以及它在提高医疗企业信息化水平方面的应用,重点放在对医学影像信息学基本原理和应用需求的叙述上,并覆盖当前与临床诊断和治疗有关的医学影像信息学的主要内容及进展。

本书是丛书的第一篇:医学成像的物理原理,书中所涉及的内容及讨论的深度适合作为高等院校生物医学工程、医学信息学、医学影像学、电子科学与工程、计算机科学与技术、仪器科学与技术等相关专业学生的教材或教学参考书,也可供相关领域与专业的科研及工程技术人员参考。

图书在版编目(CIP)数据

医学成像的物理原理/汤乐民,包志华编著. —北京:科学出版社,2012.10
江苏省精品教材建设项目·医学影像信息学
ISBN 978-7-03-035346-7

I. ①医… II. ①汤… ②包… III. ①影像诊断—高等学校—教材
IV. ①R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2012)第193394号

责任编辑:潘志坚 闵捷 孙青/责任校对:张凤琴
责任印制:刘学/封面设计:殷靓

科学出版社 出版

北京东黄城根北街16号
邮政编码:100717
<http://www.sciencep.com>

上海欧阳印刷厂有限公司 印刷

科学出版社编务公司排版制作
科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2012年10月第一版 开本:787×1092 1/16
2012年10月第一次印刷 印张:22 插页:4
字数:496 000

定价:60.00元

丛书前言

医学影像信息学是起源于医学影像学、数字图像处理学、计算机科学和网络信息技术的一门发展中的交叉学科。本丛书探讨了医学影像信息学包含的基本技术和方法,以及它在提高医疗企业信息化水平方面的应用。

丛书的第一主题主要介绍医学成像的物理原理:提供一个关于临床诊断所应用的不同成像模式的概述,重点放在对每一种成像模式的物理基础和工程性质的区别上,并且覆盖当前与诊断有关的医学成像研究的主题及有关进展。丛书的第二主题主要讨论医学图像处理、存档与通信:首先介绍数字图像处理的基本方法、医学图像分割、医学图像描述与分析、医学图像配准与融合、医学体数据三维可视化、医学图像压缩等主题;接着重点介绍医学影像信息学中 PACS 的主要研究内容及相关技术,包括 PACS 体系架构、PACS 与放射信息系统(RIS)及医院信息系统(HIS)的集成,PACS 与网络及数据存储、PACS 与工作站、PACS 与医学工业标准的关系、PACS 的实施策略等。

本书编写的出发点有三个:一是为了使工程背景的学生熟悉临床/医疗环境的各个方面,使他们能够在医学影像信息学领域适当地运用自己的技能和知识;二是为了使医学背景的学生获得足够的工程技术专业知识,以解决临床环境中的具体问题;三是为了使医学信息学专业的学生成为医学影像信息学领域的专家,并获得处理多样性医学影像数据的能力。

在编写过程中作者参考了大量的中英文文献,在此对所有被引用文献的作者表示感谢。由于本书谋划时间较长,加上案头工作繁杂,在罗列参考文献时可能有所遗漏,在此谨向相关文献的作者表示衷心的感谢。

本丛书的出版得到了江苏省精品教材建设项目、江苏省高等教育教改研究课题的资助。刘春、王娟、杨韬、李洪君等老师以及研究生张砚满、夏建国、陈香、唐玉婷为本书做了大量的文字校对和绘图工作,在此一并致谢。

书中的不足和疏漏在所难免,最后诚恳地希望各位读者及相关领域的各位专家学者批评指正。

汤乐民 包志华

2012年6月

目 录

丛书前言

第 1 章 投影 X 射线成像	2
1.1 X 射线的产生及特性	2
1.1.1 X 射线的产生机制	2
1.1.2 X 射线效应	9
1.1.3 X 射线的量与质	10
1.1.4 X 射线与物质的相互作用	11
1.2 医用 X 射线探测器	14
1.2.1 医用 X 射线探测器的特征	15
1.2.2 模拟 X 射线探测器	15
1.2.3 数字 X 射线探测器	23
1.3 平面 X 射线成像	26
1.3.1 X 射线成像几何学	27
1.3.2 模拟 X 射线成像	28
1.3.3 数字 X 射线成像	29
1.4 数字减影	31
1.4.1 数字减影血管造影	32
1.4.2 基本减影方式	34
1.4.3 旋转 DSA 和血管三维重建	38
第 2 章 X 射线计算机断层成像	43
2.1 X 射线计算机断层成像技术简史	43
2.2 CT 成像基本原理	45
2.2.1 几个常用概念	45
2.2.2 投影值测量	47
2.2.3 CT 扫描方式	48
2.2.4 CT 值	53
2.2.5 CT 窗口技术	54
2.3 CT 图像重建	58
2.3.1 直接矩阵变换法重建 CT 图像	58
2.3.2 迭代重建法重建 CT 图像	59
2.3.3 傅里叶变换法重建 CT 图像	61
2.3.4 滤波反投影法重建 CT 图像	63
2.3.5 CT 图像重建算法的比较	65

2.4	CT 图像处理与显示	66
2.4.1	多平面重组	66
2.4.2	表面遮盖显示	67
2.4.3	最大密度投影	68
2.4.4	最小密度投影	68
2.4.5	容积再现技术	68
2.4.6	虚拟内窥镜	69
2.5	螺旋 CT	70
2.5.1	螺旋 CT 的意义	71
2.5.2	螺旋 CT 的关键技术	72
2.5.3	螺旋 CT 图像重建	73
2.6	多层螺旋 CT	77
2.6.1	多层 CT 的探测器配置	77
2.6.2	多层螺旋 CT 图像重建	79
2.7	CT 图像质量控制	81
2.7.1	CT 图像质量参数	82
2.7.2	CT 图像伪影	88
第 3 章	磁共振成像	94
3.1	核磁共振的基本概念	94
3.1.1	原子核的自旋和自旋磁矩	95
3.1.2	外磁场中的氢原子核	97
3.1.3	核磁共振现象	99
3.2	核磁共振的特征量	99
3.2.1	磁化强度矢量	99
3.2.2	射频脉冲的激励作用	100
3.2.3	弛豫过程和自由感应衰减信号	102
3.3	磁共振图像特性	107
3.3.1	磁共振基本脉冲序列	107
3.3.2	脉冲序列与加权图像	112
3.4	磁共振图像的建立	115
3.4.1	信号空间编码	115
3.4.2	k 空间与图像重建	122
3.5	磁共振血管造影	124
3.5.1	流动相关增强	125
3.5.2	时间飞行 MRA 技术	126
3.5.3	相位对比 MRA 技术	128
3.5.4	对比增强 MRA 技术	129
3.5.5	MRA 数据后处理	130

3.6 磁共振成像伪影	133
3.6.1 磁场因素伪影	133
3.6.2 射频伪影与梯度伪影	134
3.6.3 运动与流动伪影	136
3.6.4 图像处理伪影	140
第4章 磁共振功能成像	144
4.1 磁共振波谱	144
4.1.1 化学位移与J-耦合现象	144
4.1.2 磁共振波谱	145
4.2 磁共振波谱成像	146
4.2.1 MRS的技术要求	147
4.2.2 MRS的定位技术和脉冲序列	147
4.2.3 磁共振波谱成像(MRSI)	150
4.2.4 MRSI的临床应用	151
4.3 功能性磁共振成像	152
4.3.1 fMRI的生理及生物物理基础	152
4.3.2 fMRI信号采集	156
4.3.3 fMRI实验设计	161
4.3.4 fMRI数据分析策略	163
4.3.5 fMRI的临床应用和认知科学研究应用	164
4.4 弥散加权与弥散张量成像	165
4.4.1 弥散的基本概念	165
4.4.2 弥散量化指标	168
4.4.3 弥散加权成像原理及其应用	168
4.4.4 各向异性弥散的张量表达	172
4.4.5 弥散张量成像	174
第5章 核医学成像	180
5.1 核医学成像的物理基础	180
5.1.1 放射性核素及其衰变规律	180
5.1.2 放射性示踪剂	185
5.1.3 单光子发射与正电子发射	187
5.2 核医学成像的技术基础	190
5.2.1 伽马光子探测器	190
5.2.2 伽马相机	195
5.2.3 单光子发射计算机断层成像	202
5.2.4 正电子发射断层成像	204
5.3 功能成像与结构成像融合技术	212
5.3.1 多模式图像融合	212

5.3.2	PET/CT 及其应用	214
5.3.3	PET/MRI 及其应用	217
5.4	分子影像学核医学成像	221
5.4.1	分子影像学对核医学成像设备的挑战	222
5.4.2	小动物 SPECT 及 SPECT/CT	222
5.4.3	小动物 PET 及其应用	227
第 6 章	超声成像	234
6.1	超声波物理基本性质	234
6.1.1	超声波主要声学参数	235
6.1.2	超声换能器	237
6.1.3	超声波的传播特性与生物效应	242
6.2	多普勒效应与血流动力学效应	249
6.2.1	多普勒效应	249
6.2.2	血流动力学效应	251
6.3	脉冲回波技术	253
6.3.1	脉冲回波技术参数	254
6.3.2	脉冲回波检测技术	255
6.3.3	回波信号处理技术	256
6.4	超声成像的主要模式	258
6.4.1	A 型超声诊断系统	258
6.4.2	B 型超声诊断系统	259
6.4.3	M 型超声诊断系统	264
6.4.4	多普勒超声成像	266
6.5	超声图像质量及其评价	283
6.5.1	超声图像质量指标	283
6.5.2	超声伪影	287
6.6	超声成像新模式	295
6.6.1	谐波成像	295
6.6.2	三维超声成像	299
6.6.3	超声弹性成像	308
第 7 章	其他医学成像模式	315
7.1	光学与红外成像	315
7.1.1	光与生物组织体相互作用的基本形式	315
7.1.2	OCT 成像与 DOT 成像	318
7.1.3	红外线成像	324
7.2	激光扫描共聚焦成像	327
7.2.1	厚生物样品观察遇到的问题	327
7.2.2	激光扫描共聚焦成像原理及系统结构	328

7.2.3 激光扫描共聚焦成像的主要应用	329
7.3 电子显微镜成像	330
7.3.1 样本中的散射现象	331
7.3.2 透射电子显微镜	331
7.3.3 扫描电子显微镜	334
7.4 电阻抗成像	336
7.4.1 人体的阻抗特性	336
7.4.2 电压测量与问题求解	337
7.4.3 电阻抗成像的医学应用	339
参考文献	340
图版	

医学成像是许多临床诊断和治疗过程的核心。从 1985 年伦琴发现 X 射线开始, 各种成像模式被不断研发出来并随之用于临床, 包括模拟和数字 X 射线投影成像、X 射线计算机断层成像 (CT)、磁共振成像 (MRI)、核医学成像 (NMI)、超声成像 (US) 等。除核医学成像外, 最初的成像模式都可归类为结构成像, 作用是显现人体内部组织 (器官) 结构的细节。现在, 关于组织 (器官) 功能甚至化学物质代谢的信息已经能够检测和实现可视化, 其中最受关注的是正电子发射断层扫描 (PET)。

各种成像模式所依据的物理原理不同, 决定了不存在理想的单一成像模式。因此, 能提供更全面的诊断信息的图像融合技术成为数字医学成像发展的趋势之一。典型的是 PET 与 CT、MRI 同机融合的 PET-CT、PET-MRI 系统, 它们已经在或正在疾病诊断与治疗上表现出前所未有的临床价值。

本书主要介绍医学诊断所应用的不同成像模式, 重点概述每一种成像模式的物理原理和工程知识, 并且讨论当前与诊断有关的医学成像研究的主题及有关进展。

通过本书内容的学习, 读者应该做到:

- 1) 了解电离辐射成像模式涉及的物理参数;
- 2) 描述影响电离辐射成像质量的物理参数;
- 3) 能使用反投影方法重建简单的 CT 图像;
- 4) 解释 PET 与 CT 图像形成的区别;
- 5) 了解非电离辐射成像模式涉及的物理参数;
- 6) 描述脉冲序列如何影响 MRI 图像对比度;
- 7) 掌握如何从 MRI 成像获得功能信息的方法;
- 8) 理解影响非电离辐射成像质量的物理参数; 解释 B 型超声成像、MRI 成像中图像伪影的来源及应对对策;
- 9) 了解除 X 射线摄影、CT、MRI、超声成像和核医学成像外, 目前临床正在应用或可能应用的成像技术。

第 1 章 投影 X 射线成像

投影 X 射线成像 (projection X-ray imaging) 被公认是医学影像学历史上的首个医学成像模式, 在所有的影像学检查手段中占 60%~70% 的份额。长期以来, 增感屏-胶片系统一直是 X 射线成像所使用的图像探测器, 而新型图像探测器和数字 X 射线成像技术的问世与应用, 代表了该领域最近三十多年来的主要进展。本章介绍了 X 射线的产生及其特性、传统平面 X 射线图像探测及形成、数字平面 X 射线成像机制, 并阐述与之相关的基础理论和应用价值。

1.1 X 射线的产生及特性

1895 年 11 月, 德国物理学家伦琴在研究稀薄气体放电时发现了 X 射线。X 射线的发现及其在医学诊断上的应用, 开创了人类利用电离辐射等能量源进行医学成像的历史, 对医学科学的进步与发展产生了巨大影响。

1.1.1 X 射线的产生机制

X 射线的产生机制可以分别从宏观和微观的角度进行解释。X 射线产生的宏观机制主要涉及热电子产生、加速电场及阳极靶的性质; 微观机制则主要描述高速电子与靶物质的相互作用过程。



图 1.1 X 射线管

1. X 射线管

X 射线管(图 1.1)是一个高度真空的热阴极二极管, 是 X 射线成像设备的能量源。X 射线管的焦点及 X 射线管焦点上 X 射线量的分布对于 X 射线成像质量有重要的影响。X 射线管产生的 X 射线作为一种电磁波, 具有电磁波所有的共同属性。

(1) X 射线的产生条件

高速运动的电子撞击物质受阻而突然减速时都能产生 X 射线。X 射线的产生必须具备三个条件: ①电子源, 能根据需要随时提供足够数量的电子; ②真空条件下高电压产生的强电场, 能使电子流高速运动; ③能够经受高速电子撞击而产生 X 射线的障碍物(靶面)。

(2) X 射线管的基本结构

如图 1.2 所示, X 射线管主要由阴极、阳极组成的管芯与管套组成, 管芯与管套间充满了耐高压的绝缘油。阴极一般有大小两组灯丝, 阳极是一个固定或旋转的靶面, 它们共同安装在一个真空的玻璃管内, X 射线从管套上留有的 X 射线窗射出。

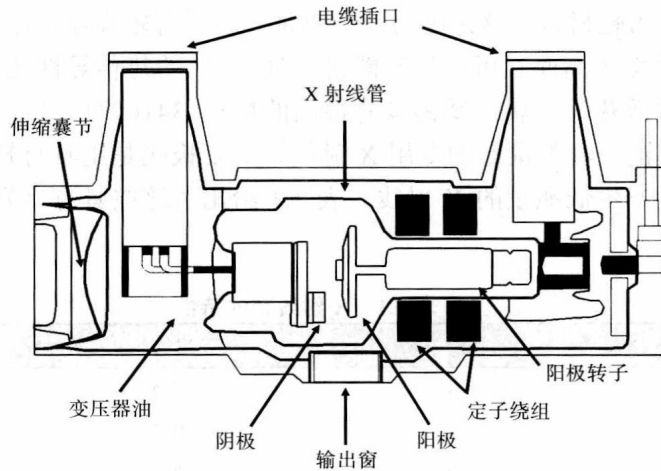


图 1.2 X 射线管结构

1) 阴极(cathode) 阴极是 X 射线管的负极, 包括灯丝和聚焦杯两部分。灯丝采用熔点为 3410°C 的钨丝绕制而成。为增加电子的发射率和延长灯丝的寿命, 在钨丝中掺有微量元素钍。

灯丝电流是 X 射线管的一个主要技术指标。灯丝电流的大小由灯丝电路来控制, 形成的电流变化范围从几安培到几十安培不等。阴极发射电子的发射率取决于灯丝电流。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毫安培到几百毫安培。调节电流束流斑点大小和电子发射方向的聚焦电路称为聚焦杯, 其作用是保证束流的斑点尽可能小。

管电流的大小受到管电压和灯丝电流的影响。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, 将不再会使管电流增大。超过饱和电压, 只有通过提高灯丝的温度才能增加管电流。

2) 阳极(anode) 阳极是 X 射线管的正极, 具有三个主要功能: ①作为导体, 阳极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; ②作为机械支撑物, 阳极为 X 射线管的靶提供强度支撑; ③作为热辐射体, 从阴极发射出的电子与阳极发生作用时, 它们的动能约有 99% 都转换成热量, 这些热量首先通过阳极传导出, 大容量 X 射线管一般还要再用油浴(oil bath)方式散热。实际上, 阳极如何恰当地散热, 是大容量 X 射线管设计和制造过程中需要克服的技术难题之一。目

前阳极包括固定式和旋转式两种类型，前者常用于具有特殊用途的不需要大的管电流和大功率的系统，如牙科摄影、床边摄影、C型臂X射线机等。而为了保证有能力在很短的时间内产生高强度的X射线束，大容量X射线管的阳极通常采用后者。

靶是阳极中受电子轰击的区域。在固定阳极X射线管中，靶就是一镶嵌在铜栅极上的钨合金。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)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X射线摄影中，一般用钨作为靶材料，这是因为：①钨是一种具有较高原子序数($Z=74$)的物质，产生X射线的效率较高而且可产生高能X射线；②钨的热传导性几乎与铜的完全相同，是一种能够有效散热的金属；③钨具有很高的熔点(3410°C)，能承受大的管电流而不会出现伤痕或起泡。乳腺摄影的专用X射线管的阳极靶是用具有较低原子序数的钼或铯制成的，用于产生低能量的X射线。表1.1给出了这些具有良好散射能力的材料的特性。

表 1.1 X 射线靶的特性

元素	原子序数	X 射线/keV	熔点/ $^{\circ}\text{C}$
钼	42	17.4	2600
铯	45	19.7	3200
钨	74	59.0	3410

3) 焦点 (focal spot) 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或电子焦点。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) 或光学焦点。两个焦点及其关系如图1.3所示，它们之间通过靶倾角 α 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 $A\sin\alpha$ ，短于实际焦点的长度。因此靶倾角越小，有效焦点的长度越小，有效焦点的面积也越小。

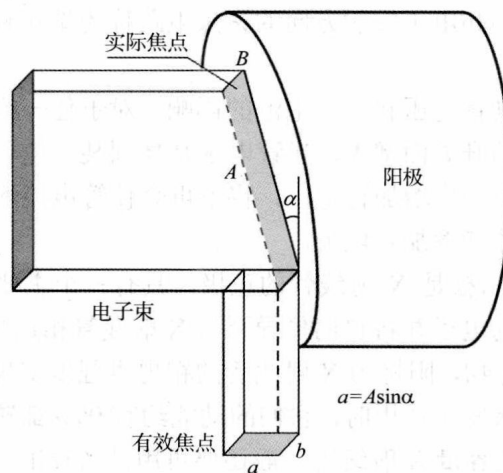


图 1.3 实际焦点和有效焦点的关系

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。从有利于散热的角度出发, 希望实际焦点的面积越大越好。但是实际焦点面积越大, 有效焦点的面积也随之增大, 从而对影像的清晰度产生重大影响。缩短灯丝长度或减小靶倾角可缩小有效焦点, 有利于改善影像的清晰度(图 1.4)。但是随着单位面积上电子密度的增加, 实际焦点的温度也会快速上升, 阳极将承受很大的功率, 可能导致 X 射线管稳定性降低。由此可见, 影像清晰度和 X 射线管散热之间的关系必须权衡考虑。

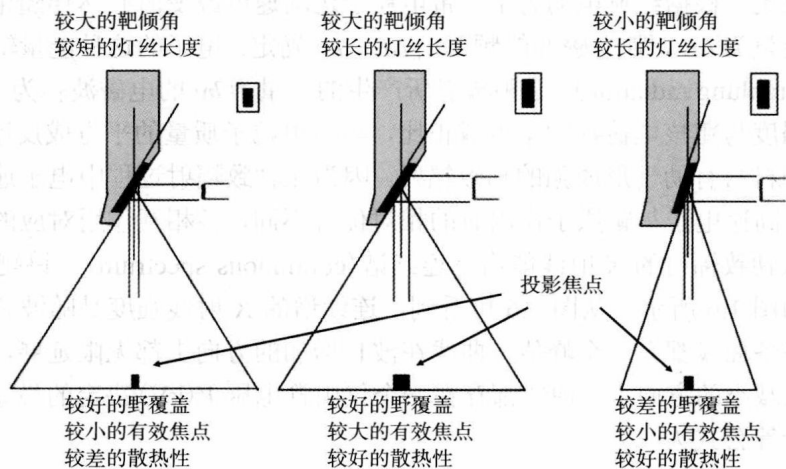


图 1.4 靶倾角、灯丝长度与有效焦点、承载功率之间的关系

2. 韧致辐射和标识辐射

X 射线是高速电子在与物质相互作用时产生的, 其作用过程相当复杂, 通常认为电子需要经受很多次与靶原子的碰撞才能失去它的全部能量。能量损失的形式主要分为碰撞损失和辐射损失。碰撞损失是高速电子与原子的外壳层电子发生作用时形成的, 通过电离或激发最终以热量的形式表现出来。辐射损失是高速电子与原子的内壳层电子或原子核相互作用的结果, 该过程将能量转化为 X 射线辐射。X 射线管发射出的 X 射线光子的频率不是单一的, 图 1.5 给出了一个典型的 X 射线管发生的 X 射线光子的能量分

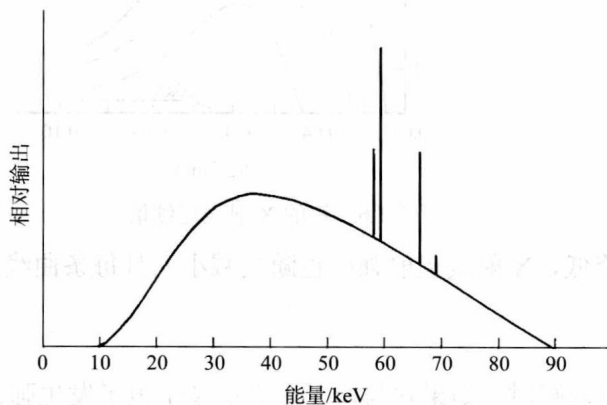


图 1.5 X 射线光子能量谱

布。由图 1.5 可见，在一个变化平缓的光子分布曲线上叠加了两个频带很窄但光子强度很大的尖峰。已有的研究表明，这两种状态具有不同的物理机制，前者对应了“轫致辐射”过程，而后者则对应了“标识辐射”过程。

(1) 轫致辐射

当高速电子从原子核附近掠过时，它受到靶原子核库仑场的作用而急剧减速，并改变其原有的轨迹。根据经典电动力学，带电粒子运动速度改变时必然伴随电磁辐射。若电子损失的能量为 ΔE ，则电磁波的频率由 $\Delta E = h\nu$ 确定。电子的这种能量辐射称为轫致辐射 (Bremsstrahlung radiation)，这种辐射所产生的能量为 $h\nu$ 的电磁波称为 X 射线光子。轫致辐射的强度与靶核电荷数的平方成正比，与带电粒子质量的平方成反比。因此，高原子序数的靶材料有助于形成强的轫致辐射。因为在轫致辐射过程中电子速度的改变是连续的；每个高速电子与靶原子作用时的相对位置不同，各相互作用对应的辐射损失也不相同，所以轫致辐射的 X 射线能谱是连续谱 (continuous spectrum)。钨靶 X 射线管发射的连续谱如图 1.6 所示。从图 1.6 可看到，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，曲线都存在一个仅由管电压 V (kV) 决定的最短波长，称为短波极限，计算公式为

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eV} = \frac{1.24}{V} (\text{nm})$$

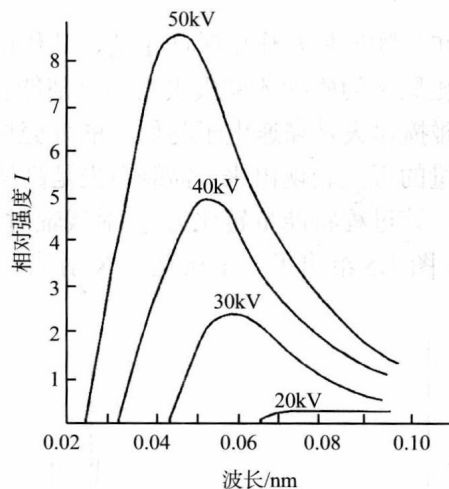


图 1.6 钨的 X 射线连续谱

随着管电压 V 的降低，X 射线辐射强度也随之减小，且每条曲线的峰值向右移动。

(2) 标识辐射

当高速电子进入靶时，如果它与原子内壳层某个电子发生强烈的相互作用，就有可能将一部分能量传递给这个电子，使其从原子中脱出，于是原子内壳层因失去电子而出

现一个空位。按能量分布最低的原则，处于较高能级的外壳层电子必然要向较低能级的内壳层跃迁，填充该空位，进而在跃迁过程中以 X 射线辐射的形式释放多余能量，产生的 X 射线的波长由这两个电子的轨道能级差决定。不同的靶物质，其原子结构不同，辐射出的 X 射线的波长也不相同，这种由靶物质所决定的 X 射线称为标识 X 射线 (characteristic radiation)，其谱线为线状谱 (line spectrum)。

图 1.7 给出了标识钨原子的 K、L、M 和 N 能级以及产生的 K 系、L 系标识 X 射线。若被撞击出的是 K 层电子，则空出来的位置就会被 L、M 或更外层的电子来填充，并在跃迁过程中发射一个光子。这样辐射的几条谱线便组成 K 线系。类似地，如果是 L 层的电子获得能量后脱离原子，则在 L 层形成的空位将由 M、N 或 O 层电子填充，于是在跃迁过程中辐射的 X 射线组成 L 线系。总之，电子由不同能级到达同一壳层的空位时所辐射的谱线就组成一个线系。

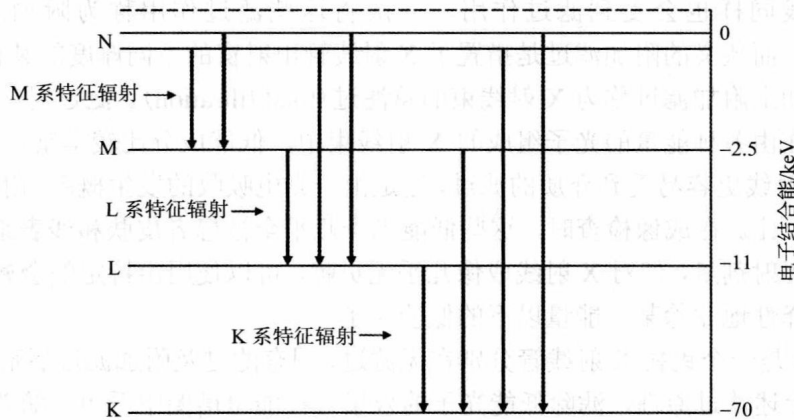


图 1.7 钨原子能级和 K 系、L 系标识 X 射线

发生标识辐射的概率取决于运动的电子是否具有足够的能量，加速电子的能量 (管电压与电子电量的乘积) 应大于原子某壳层电子的结合能。显然，管电压是其中的决定性因素。例如，钨靶 X 射线管，在 50kV 以下只发射连续 X 射线，但当管电压升高到 70kV 以上时，则在连续谱上叠加了线状 X 射线谱。管电压继续升高，虽然连续谱会发生很大变化，但线状谱线的位置始终不变 (即波长不变)，只是强度增加。

由于原子内各壳层轨道能量随原子序数增大而增大，原子序数越高，能级差越大，辐射的标识 X 射线的波长越短。所以，原子序数高的元素产生的各线系标识 X 射线的波长要小于原子序数低的各线系相对应的标识 X 射线的波长。标识 X 射线主要用于原子壳层结构研究和化学元素分析，对于 X 射线成像无意义。

3. X 射线的滤过

X 射线在到达作用对象前，要经过 X 射线管的玻璃外罩、X 射线管周围的变压器油、出射窗等固定安装的组件材料，由此引起的滤过称为固有滤过 (inherent filtration)。可以用基准材料的质量等效滤过概念来定量地描述固有滤过，即将组件材料对 X 射线的衰减