



中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校本科规划教材

供医学影像、生物医学工程、临床、预防等医学相关专业使用

医学影像技术学

第4版

主编 余建明 李真林

本书免费
提供全套
电子课件



科学出版社

中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校本科规划教材

供医学影像、生物医学工程、临床、预防等医学相关专业使用

医学影像技术学

第4版

主 编 余建明 李真林

副主编 郑君惠 李文美 牛延涛 陈 晶

编 者 (按姓氏笔画排序)

牛延涛 (首都医科大学附属北京同仁医院)

王 静 (华中科技大学同济医学院附属协和医院)

刘世恩 (青岛大学附属医院)

余建明 (华中科技大学同济医学院附属协和医院)

李大鹏 (南京医科大学第一附属医院)

李文美 (广西医科大学第一附属医院)

李真林 (四川大学华西医院)

杨 明 (华中科技大学同济医学院附属协和医院)

杨晓鹏 (郑州大学第一附属医院)

陈 晶 (中南大学湘雅医学院附属海口医院)

周选民 (湖北医药学院附属太和医院)

周绿漪 (四川大学华西医院)

林建华 (广州医科大学附属第二医院)

罗来树 (南昌大学第二附属医院)

郑君惠 (华南理工大学附属广东省人民医院)

胡鹏志 (中南大学湘雅三医院)

赵雁鸣 (哈尔滨医科大学附属第二医院)

钟镜联 (中山大学附属第二医院)

徐绍忠 (江西中医药大学附属医院)

郭建新 (西安交通大学第一附属医院)

郭跃信 (郑州大学第一附属医院)

顾 青 (昆明医科大学第一附属医院)

黄小华 (川北医学院附属医院)

谢明星 (华中科技大学同济医学院附属协和医院)

綦维维 (北京大学人民医院)

翟福山 (河北医科大学第三医院)



科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

本书以临床实用为目的,强调实用性,避免与临床脱节。全书分为九篇三十七章,第一篇为总论,第二篇为 PACS 技术与图像打印技术,第三篇为普通数字 X 线成像技术,第四篇为 CT 成像技术,第五篇为 SDA 成像技术,第六篇为 MR 成像技术,第七篇为超声成像技术,第八篇为核医学成像技术,第九篇为放射治疗技术。全面介绍了影像技术学科全系的基本知识内涵和基本的从业技能。本书以现代医学影像技术学科体系的大影像学观为出发点,在重点叙述各种影像设备构造原理、检查技术方法和图像质量控制,注重影像技术各个亚专业之间的融合,拓宽了专业口径,淡化了学科意识。

本次改版,添加了 CT 和 MR 等影像技术亚学科许多新的理论和检查技术,增加了学生目前必须掌握的放射治疗学技术,删除了临床不用或少用的医学技术。

本书适用于医学影像专业和生物医学工程专业,也可作为在职专业技术人员的培训教材和工具书。

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像技术学 / 余建明, 李真林主编. —4 版. —北京: 科学出版社, 2018.1

中国科学院教材建设专家委员会规划教材·全国高等医药院校本科规划教材
ISBN 978-7-03-055151-1

I. ①医… II. ①余… ②李… III. ①医学摄影-医学院校-教材
IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2017) 第 269264 号

责任编辑: 朱 华 / 责任校对: 郭瑞芝

责任印制: 赵 博 / 封面设计: 张秀艳

版权所有, 违者必究。未经本社许可, 数字图书馆不得使用

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>

北京市文林印务有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2004 年 9 月第 一 版 开本: 850×1168 1/16

2018 年 1 月第 四 版 印张: 36

2018 年 1 月第十四次印刷 字数: 1 109 000

定价: 118.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

第 4 版前言

《医学影像技术学》是全国高等医药院校医学影像和生物医学工程专业的本科教材。本教材以国发〔2017〕4 号文件《国家教育事业发展规划“十三五”规划》为指导思想,依据《中华人民共和国国民经济和社会发展第十三个五年规划纲要》和《国家中长期教育改革和发展规划纲要(2010—2020 年)》纲领性文件,特别是 2011 年国务院学位委员会和教育部公布了新的《学位授予和人才培养学科目录(2011 年)》,国家已经建立“医学技术”为一级学科(代码 1010),确定影像技术为医学技术一级学科下的二级学科。本教材遵循专业的培养目标,适合特定的学生对象,适应特定的学制和学时要求,强调教材的基本理论知识、基本思维方法和基本实践技能,体现教材的思想性、科学性、先进性、启发性和适应性的“五性”原则,其中以临床实用性为重点。

本教材以影像技术二级学科为体系,本书分为九篇三十七章,第一篇为总论,第二篇为 PACS 技术与图像打印技术,第三篇为普通数字 X 线成像技术,第四篇为 CT 成像技术,第五篇为 DSA 成像技术,第六篇为 MR 成像技术,第七篇为超声成像技术,第八篇为核医学成像技术,第九篇为放射治疗技术。全面介绍了影像技术学科体系的基本知识内涵、基本的从业技能。授课学时初定为 120 学时,各高校可以根据自己的特点做相应的学时安排和内容调整。

本教材以现代医学影像技术学科体系的大影像学观为出发点,在重点叙述各种影像设备构造原理、检查技术方法和图像质量控制方面,注重影像技术各个亚专业之间的融合,拓宽了专业口径,淡化了学科意识。

本次教材改版最大的特点:紧跟医学影像技术日新月异发展的步伐,适应影像技术周期不断变短的特点,追踪各影像技术新理论和新方法的趋势,添加了 CT 和 MR 等影像技术亚学科的许多新的理论和检查技术,特别是增加了影像技术学科及本学科目前必须掌握的放射治疗学技术,删除了临床不用或少用的医学技术技术。

本教材的编写以临床实用为目的,倡导医学影像技术理论化和理论知识实用化,力戒纯理论,强调实用性,避免与临床脱节。本教材中叙述了各种成像技术的发展与应用评价,介绍了影像学检查技术的选择与比较,这样有利于学生对不同的影像技术有一个纵向的了解和横向的比较,便于知识融会贯通。参加本教材的编委均来自各地大学教学医院临床一线的医师,他们具有丰富的教学和临床工作经验,并根据他们各自的特长进行编写分工。

本教材在编写过程中得到了华中科技大学同济医学院附属协和医院戴文老师的帮助,在此表示衷心的感谢。

由于时间紧、任务重及编者水平所限,书中的不足之处在所难免,恳请广大读者不吝赐教,提出宝贵的改进意见。

余建明
2017 年 6 月



第 1 版前言

《医学影像技术学》是全国高等医药院校医学影像专业的教材。本教材以《中国教育改革和发展纲要》和《中共中央国务院关于卫生改革与发展的决定》为指导,遵循专业的培养目标,适合特定的学生对象,适应特定的学制和学时要求,强调教材的基本理论知识、基本思维方法和基本实践技能,体现教材的思想性、科学性、先进性、启发性和适应性的“五性”原则,其中以实用性为重点。

按照上述的原则和指导思想,本教材分总论和七篇 48 章,计划授课 120 学时。即总论、普通 X 线成像技术、数字 X 线成像技术、CT 成像技术、DSA 成像技术、MR 成像技术、超声成像技术和核医学成像技术。

总论是对本教材的内容做一个简要的概述,指出医学影像技术学的内涵以及各种成像技术的特点。

各篇的叙述以临床实用为出发点,分别论述了各成像技术的发展与应用评价、成像设备的系统组成与特性、成像技术的基本理论和基本原理、成像技术的相关知识点、图像的质量控制以及各种成像技术在人体各系统部位的临床应用。

本教材的特点是:各篇中增加了许多临床已经使用和刚进入临床的新技术;同时扬弃了过时的或临床上没有多大实用价值的成像技术;每种成像技术都有发展史和应用评价,以及图像质量控制;每章前有内容提要,章后有思考题;书后有中英索引。

为广泛地吸收不同医学院的教学经验和临床应用体会,参加本教材的编委均来自各大学教学医院临床第一线的教师,他们具有丰富的教学经验和临床工作经验,并根据他们特长进行分工写作。

本教材在编写过程中得到了中华医学会影像专业委员会主任委员燕树林教授的亲自把脉指点,同时受到中华医学会放射学专业委员会副主任委员、博士生导师冯敢生教授具体指导和帮助,在此谨致衷心感谢。

在教材的图文整理中,华中科技大学同济医学院附属协和医院戴文同志做了大量的工作,并得到了武汉大学中南医院高文和周素平技师以及华中科技大学同济医学院附属协和医院孔祥闯技师的帮助,在此一并致谢。

由于编者水平所限,书中的缺点和错误在所难免,恳请广大读者不吝赐教,以便改进。

余建明
2004 年 5 月



目 录

第一篇 总 论

第一章 X线成像的物理基础	1
第一节 X线产生及其特性	1
第二节 X线与物质的相互作用	4
第二章 数字X线成像基础	7
第一节 数字图像的特征	7
第二节 数字图像的形成	9
第三节 数字图像的处理	10
第四节 数字图像显示技术	19
第五节 数字图像的评价	20
第六节 计算机辅助诊断	23
第三章 X线防护	25
第一节 X线对人体的危害	25
第二节 X线的防护要求	27
第三节 常用的辐射量及其单位	28
第四章 对比剂	30
第一节 X线对比剂	30
第二节 MR对比剂	33
第三节 超声对比剂	35
第五章 医学影像技术发展及应用评价	38
第一节 CR的发展及应用评价	38
第二节 DR的发展及应用评价	39
第三节 CT的发展及应用评价	40
第四节 DSA的发展及应用评价	42
第五节 MR的发展及应用评价	43
第六节 超声的发展及应用评价	44
第七节 核医学的发展及应用评价	46
第六章 医学影像学检查方法的比较与选择	47
第一节 各种影像学检查方法的特点	47
第二节 胸部	48
第三节 腹部	49
第四节 骨与关节	51
第五节 中枢系统与头颈部	52

第二篇 PACS技术与图像打印技术

第七章 图像存储与传输系统	54
第一节 PACS的发展与组成	54
第二节 PACS的运行	64
第三节 国际标准和规范	71
第四节 PACS的临床应用	73
第五节 PACS的进展和应用评价	74

第八章 医学图像打印	77
第一节 概述	77
第二节 激光照片打印技术	78
第三节 热敏成像技术	82
第四节 喷墨打印成像技术	84
第五节 自主胶片打印技术	87
第三篇 普通数字 X 线成像技术	
第九章 X 线摄影检查技术	91
第一节 X 线摄影的基础知识	91
第二节 X 线摄影条件	96
第三节 普通 X 线设备	98
第四节 CR 成像技术	101
第五节 DR 成像技术	107
第六节 乳腺 X 线摄影	115
第七节 口腔 X 线摄影	120
第八节 普通数字 X 线图像质量控制	122
第十章 X 线造影检查	129
第一节 消化道造影检查	129
第二节 其他部位造影检查	130
第十一章 人体各部位 X 线摄影技术	132
第一节 头部 X 线摄影	132
第二节 脊柱与骨盆 X 线摄影	134
第三节 四肢 X 线摄影	142
第四节 胸腹部 X 线摄影	154
第四篇 CT 成像技术	
第十二章 CT 构造与成像原理	158
第一节 CT 的基本构造及附属设备	158
第二节 CT 成像基础	162
第三节 单层螺旋 CT 的成像原理	163
第四节 多层螺旋 CT 的成像原理	164
第五节 CT 技术的新进展	166
第十三章 CT 扫描技术	167
第一节 CT 的基本概念和常用术语	167
第二节 扫描方法	170
第十四章 CT 质量控制	174
第一节 CT 图像质量控制	174
第二节 CT 性能指标及检测	178
第十五章 CT 检查技术	180
第一节 扫描前准备	180
第二节 颅脑 CT 检查技术	180
第三节 鞍区 CT 检查技术	183
第四节 眼部 CT 检查技术	183
第五节 耳部 CT 检查技术	184
第六节 鼻与鼻窦 CT 检查技术	184

第七节 颌面部 CT 检查技术	185
第八节 咽喉部 CT 检查技术	186
第九节 颈部 CT 检查技术	187
第十节 胸部 CT 检查技术	188
第十一节 先天性心脏病 CT 扫描技术	191
第十二节 冠状动脉 CT 扫描技术	192
第十三节 肺静脉与左心房 CT 扫描技术	198
第十四节 腹部 CT 扫描技术	199
第十五节 盆腔 CT 扫描技术	203
第十六节 脊柱 CT 扫描技术	204
第十七节 四肢骨关节及软组织 CT 扫描技术	205
第十八节 CT 介入技术	209
第五篇 DSA 成像技术	
第十六章 DSA 设备及成像原理	211
第一节 DSA 设备的构造及其特性	211
第二节 DSA 成像原理	215
第三节 DSA 信号与图像采集	217
第四节 DSA 成像方式与时间减影方式	218
第五节 DSA 图像处理	220
第六节 DSA 图像质量控制	220
第七节 DSA 特殊成像技术	222
第十七章 介入放射学	226
第一节 介入放射学发展与应用评价	226
第二节 介入放射学的器械	227
第三节 介入放射学相关技术	229
第四节 介入放射学并发症及处理	231
第十八章 DSA 的临床检查技术	234
第一节 检查前准备	234
第二节 头颈部 DSA 技术与介入治疗	235
第三节 胸部 DSA 技术与介入治疗技术	245
第四节 心脏与冠状动脉 DSA 技术与介入治疗	248
第五节 腹部 DSA 技术与介入治疗	258
第六节 盆腔 DSA 技术与介入治疗	269
第七节 四肢 DSA 技术与介入治疗	270
第六篇 MR 成像技术	
第十九章 MR 构造与成像原理	277
第一节 MR 成像仪的构造及其特性	277
第二节 MR 成像的物理学基础	281
第三节 MR 图像重建原理	286
第二十章 MR 成像的脉冲序列	290
第一节 脉冲序列的构成、表达与分类	290
第二节 脉冲序列的参数及其意义	291
第三节 图像对比度与加权	293
第四节 自旋回波序列	295

第五节	梯度回波脉冲序列	300
第六节	反转恢复和快速反转恢复序列	304
第七节	平面回波成像序列	306
第八节	基于螺旋桨技术的快速自旋回波及快速反转恢复序列	307
第九节	三维成像及其脉冲序列	309
第二十一章	MR 特殊成像技术	311
第一节	MR 血管成像	311
第二节	MR 水成像	314
第三节	MR 功能成像	317
第四节	磁敏感加权成像	321
第五节	MR 波谱成像	322
第六节	MR 饱和成像技术	324
第七节	预脉冲获得图像对比的序列设计	325
第八节	MR 辅助成像技术	330
第九节	MR 介入与分子影像学	331
第二十二章	MR 图像质量控制	333
第一节	概述	333
第二节	MR 成像参数间相互影响	333
第三节	MR 成像伪影	334
第二十三章	MR 临床检查技术	338
第一节	MR 检查准备	338
第二节	中枢神经系统 MR 扫描技术	339
第三节	脊柱与脊髓 MR 扫描技术	352
第四节	五官及颈部 MR 扫描技术	358
第五节	呼吸系统 MR 扫描技术	365
第六节	循环系统 MR 扫描技术	368
第七节	消化系统 MR 扫描技术	379
第八节	泌尿生殖系统 MRI 技术	383
第九节	四肢关节及软组织 MR 扫描技术	386
第十节	外周血管	392
第十一节	外周神经成像技术	393
第十二节	MR 成像技术的新进展	396
第七篇 超声成像技术		
第二十四章	超声设备与成像基础	398
第一节	超声设备的构造及其特性	398
第二节	超声成像物理基础	400
第三节	超声成像原理	403
第四节	超声图像质量控制	406
第五节	超声图像的命名	409
第二十五章	心脏超声检查技术	412
第一节	经胸壁常规超声心动图	412
第二节	经食管超声心动图检查技术	417
第三节	三维超声心动图	420
第四节	心脏声学造影	421

第五节	负荷超声心动图	423
第六节	组织多普勒成像技术	425
第七节	斑点追踪成像技术	426
第二十六章	胸腹部超声检查技术	427
第一节	胸壁与胸腔超声检查技术	427
第二节	肺部与纵隔的超声检查技术	427
第三节	肝脏	428
第四节	胆道系统超声检查技术	429
第五节	胰腺超声检查技术	431
第六节	脾脏超声检查技术	432
第七节	胃肠道超声检查	433
第八节	腹壁、腹腔、腹膜及腹膜后超声检查技术	435
第九节	泌尿系统、肾上腺超声检查技术	435
第十节	妇科超声检查技术	437
第十一节	产科超声检查技术	439
第二十七章	浅表器官及血管超声检查技术	443
第一节	眼部超声检查技术	443
第二节	涎腺超声检查技术	444
第三节	甲状腺和甲状旁腺超声检查技术	444
第四节	乳腺超声检查技术	444
第五节	浅表淋巴结超声检查技术	445
第六节	阴囊超声检查技术	445
第七节	颈部血管超声检查技术	446
第八节	腹部血管检查技术	448
第九节	肢体血管超声检查技术	449
第二十八章	介入超声	451
第一节	仪器设备	451
第二节	无菌原则	452
第三节	技术原则	452
第四节	常用介入超声操作技术	453
第八篇 核医学成像技术		
第二十九章	核医学设备及显像原理	457
第一节	核医学主要设备的构造及其特性	457
第二节	核医学显像原理	465
第三节	核医学显像特点	468
第四节	成像参数选取原则	468
第三十章	核医学显像技术	471
第一节	核医学显像类型	471
第二节	核医学图像分析	472
第三十一章	常见的核医学显像方法	475
第一节	脑血流灌注显像	475
第二节	甲状腺静态显像	477
第三节	心肌灌注显像	479
第四节	胃肠道出血显像	484

第五节	异位胃黏膜显像	486
第六节	肝胆动态显像	487
第七节	肺灌注显像	488
第八节	肺通气显像	491
第九节	骨显像	493
第十节	骨髓显像	496
第十一节	肾动态显像	497
第十二节	^{18}F -FDG 肿瘤代谢显像	498
第三十二章	核医学图像质量控制	501
第一节	放射性示踪药物的质量管理和控制	501
第二节	核医学显像仪器的质量控制	502
第九篇 放射治疗技术		
第三十三章	放射治疗设备	505
第一节	模拟定位设备	505
第二节	放射治疗设备	507
第三节	近距离放疗设备	516
第三十四章	模拟定位技术	518
第一节	体位固定技术	518
第二节	模拟定位技术	521
第三十五章	治疗计划设计	527
第一节	治疗计划系统	527
第二节	靶区体积定义	528
第三节	计划设计及评估中的剂量参数	529
第四节	外照射临床计划设计	531
第五节	近距离放疗计划设计	535
第六节	治疗计划优化设计和计划评估	537
第三十六章	放射治疗技术	539
第一节	固定源皮距照射技术	539
第二节	等中心照射技术	541
第三节	调强放射治疗技术	542
第四节	图像引导的放射治疗	547
第五节	立体定向放射治疗技术	549
第三十七章	放射治疗质量保证和质量控制	551
第一节	放射治疗质量保证和质量控制的目的	551
第二节	放射治疗质量保证体系	552
第三节	放射治疗质量控制	553
第四节	CT 模拟机的质量控制	553
第五节	放射治疗设备质量控制	554
第六节	治疗计划系统的质量控制	557
索引		558



第一篇 总 论

第一章 X 线成像的物理基础

本章主要叙述 X 线成像的基本理论, 分别介绍了 X 线的产生及其特性, X 线与物质的相互作用, X 线影像的形成及其影响。

This chapter mainly describes the basic theory of radiography; and introduces the production of X-ray and its characteristics, the interactions of X-ray with matter, the formation and influence of radiography.

第一节 X 线产生及其特性

一、X 线的发现

1895 年 11 月 8 日, 德国物理学家伦琴 (Röntgen) 在研究阴极射线管气体放电时, 发现附近涂有铂氰化钡的纸板能发出肉眼可见的荧光, 即将手置于阴极射线管与铂氰化钡板之间, 在纸板上可显示出手的轮廓及骨骼影像。伦琴推断这是一种特殊的射线, 由于当时不清楚这种射线的性质, 便借用数学上代表未知数的符号 “X” 来代替, 称为 X 线 (X-ray), 后人又称之为伦琴射线。

二、X 线产生的条件

在 X 线管中, 高速运动的电子撞击到阳极 (anode) 靶物质金属原子内部, 经过与靶原子的多次碰撞, 能量逐渐损失, 其损失分为碰撞损失 (collision loss) 和辐射损失 (radiation loss)。高速运动的电子与原子的外层电子相互作用而损失的能量统称为碰撞损失, 损失的能量全部转化为热能。高速运动的电子与原子核或内层电子作用而损失的能量统称为辐射损失, 其损失的能量大部分以 X 线的形式辐射出去。

X 线是在真空条件下, 高速运动的电子撞击到金属原子内部, 使原子核外层轨道电子发生跃迁而放射的一种能。X 线的产生必须具备以下条件: ①电子源; ②在真空条件下, 高电压产生的强电场和高速运动的电子流; ③适当的障碍物 (靶面) 来接受高速运动电子所带的能量, 使高速电子所带的动能部分转变为 X 线能。

若靶面物质原子序数较低, 其内层电子结合能

小, 高速电子撞击原子内层电子所产生的 X 线能量小、波长较长; 原子序数较高的元素如钨, 其原子内层电子结合能大, 当高速电子撞击时, 便产生波长短、能量大的 X 线。现在用于 X 线诊断与治疗的 X 线管的靶面绝大多数是由原子序数较高的钨制成的。有些具有特殊用途 (软组织摄影) 的 X 线管靶面是由原子序数较低金属 (如钼) 制成的, 它能产生波长较长的 X 线, 称为软射线, 如图 1-1。

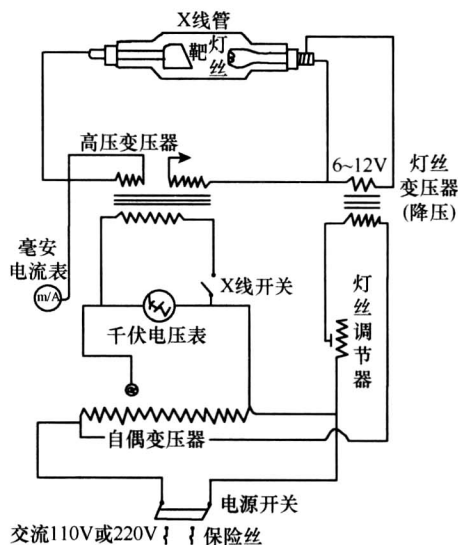


图 1-1 X 线产生原理图

三、X 线的本质

X 线属于电磁辐射的一种, 和其他光线一样, 具有微粒和波动二象性。X 线的波长范围为 $6 \times 10^{-11} \sim 5 \times 10^{-6} \text{cm}$, 医学诊断用的 X 线管电压通常为 $40 \sim 150 \text{kV}$, 相应的 X 线波长为 $8 \times 10^{-10} \sim 3.1 \times 10^{-9} \text{cm}$ 。

(一) 微粒性

经 X 线照射后, 荧光屏及增感屏上的某些化学物质 (如铂氰化钡、钨酸钙、碘化铯等) 的原子外层轨道电子发生跃迁现象而产生荧光, 也使气体或某些物质发生电离。X 线光子与某些金属原子中的轨道电子碰撞, 该原子轨道上的电子得到足够能量而脱出, 物质会失去负电荷而产生光电效应。光子理论把 X 线看作是由一个个的微粒——光子组成的, 而这些光子具有一定的能量 ($E=h\nu$) 和动质量 ($m=\frac{h\nu}{c^2}$), 这些现

象说明了 X 线具有微粒性。

(二) 波动性

X 线是一种波长很短的电磁波, 实验证实了 X 线具有波的干涉和衍射等现象。X 线是一种横波, 以波动的方式传播, 在真空中的传播速度与光速相同 ($c=3 \times 10^{10} \text{cm/s}$)。X 线的波长用 λ 表示, 频率用 ν 表示, c 代表其传播速度, 三者的关系为:

$$c = \lambda \nu \text{ 或 } \lambda = \frac{c}{\nu} = \frac{c}{\lambda} \quad (1-1)$$

(三) X 线的二象性及其统一

X 线在与物质相互作用时表现了微粒性, 每个光子具有一定的能量、动量和质量, 能产生光电效应, 能激发荧光物质发出荧光现象。X 线又和其他光线一样, 在传播的过程中表现出了波动性, 具有频率和波长, 并有干涉、衍射、反射和折射等现象。这些都充分说明了 X 线不仅具有微粒性和波动性, 且微粒性和波动性并存。量子力学把 X 线(光波)看作几率波, 即光子在空间里存在的几率, 它把光的微粒性和波动性统一起来, X 线既呈现微粒性又呈现波动性。干涉、衍射等表现了波动性, 而光电效应等则表现了微粒性。

四、X 线的质与量

X 线球管靶面发出的 X 线, 在各个方向上的强度分布是不均匀的, 它的分布与靶物质的种类、厚度、靶面倾斜角度等均有一定的关系。所谓 X 线强度 (X-ray intensity), 是指在单位时间内垂直于 X 线传播方向的单位面积上所通过的光子数目和能量的总和。X 线管长轴方向上的 X 线强度分布是非对称性的, 近阳极端的 X 线强度小, 近阴极端的 X 线强度大; X 线管短轴方向上的 X 线强度分布是基本对称的。

在实际应用中, 常用质和量来表示 X 线强度。X 线的质(线质), 一般用于表示 X 线硬度 (X-ray hardness), 即穿透物质的能力, 它代表光子的能量。X 线的质仅与光子能量有关, 能量越大, X 线的波长越短, 穿透力越强, X 线的质越硬; 反之, X 线的硬度就小。X 线管发出的是波长不等的连续 X 线谱, 很难用一个数值来表示。由于 X 线的光子能量是由管电压决定的, 一般用管电压 (kV) 数值间接表示 X 线的质, 也可用半价层来表示 X 线的质。半价层 (half value layer, HVL) 是指入射的 X 线强度减弱为原来的一半时某均匀吸收体的厚度, 半价层越厚, 表示 X 线质越硬。

X 线的量是 X 线束中的光子数目, 在实际工作中, 常用 X 线管的管电流与照射时间的乘积毫安秒

(mAs) 来表示 X 线的量。管电流越大, 代表 X 线管中被加速的电子数目越多, 电子撞击阳极靶面产生的 X 线量也越多, 则 X 线强度越大。X 线照射时间是指球管产生 X 线的时间。显然, X 线的量与管电流及照射时间成正比。

五、X 线效应

X 线是一种电磁波, 除具有电磁波的共同属性外, 还具有以下性质。

(一) 物理效应

1. 穿透作用 (penetration action) 是指 X 线穿过物质时不被吸收的本领, 其穿透性不仅与 X 线的能量有关, 还与被穿透物质的本身结构和原子性质有关。光子能量越大, 产生 X 线波长越短, 对物质的穿透作用就越强。物质的原子序数高、密度大, 吸收 X 线量多, X 线穿透力相对较弱; 物质原子序数低、密度小, 吸收 X 线量少, X 线穿透力相对较强。X 线对人体各组织穿透性的差异是 X 线医学成像的基础。

2. 荧光作用 (fluorescence action) 某些荧光物质, 如碘化铯、钨酸钙、铂氰化钡及某些稀土元素等, 受到 X 线照射时, 物质原子会发生电离或被激发处于受激状态。当被激发的原子恢复到基态时, 电子的能级跃迁辐射出可见光和紫外线光谱, 即荧光。具有这种特性的物质叫荧光物质, 这种物质间的作用称荧光作用。透视用的荧光屏, 摄影中用的增感屏, 影像增强器的输入屏, 以及平板探测器的碘化铯等物质都是利用这种特性制成的。

3. 电离作用 (ionization action) 物质受到 X 线照射, 原子核外电子脱离原子轨道, 这种作用称为电离作用。虽然 X 线本身不带电, 但具有足够能量的 X 线光子撞击物质原子中的轨道电子, 使电子脱离原子而产生第一次电离; 脱离原子的电子获得较大能量后又与其他原子碰撞, 产生二次电离。这种由电离作用产生带电荷的正、负离子, 在固体和液体中很快又复合, 在气体中可由正负电极吸引此种离子形成电离电流。收集气体中的电离电荷, 测定它的强弱, 便可知道 X 线的量, X 线剂量测量仪便是根据这种原理制成的。电离作用是 X 线损伤和治疗的基础。

(二) 化学效应

1. 感光作用 (sensitization action) 由于电离作用, X 线照射到胶片, 使胶片上的卤化银发生光化学反应, 出现银颗粒的沉淀, 称为 X 线的感光作用。由于 X 线穿透人体后的强度分布不同, 使卤化银的感光度发生差异, 经显影后产生一定的黑化度, 显示出人体不同密度的影像。

2. 着色作用 (pigmentation action) 某些物质,

如 CR 的成像板、增感屏、铅玻璃、水晶等，经 X 线长时间照射后，其晶体脱水渐渐改变颜色，发生脱水、着色，称为着色作用（脱水作用）。

（三）生物效应

生物细胞特别是增殖性细胞经一定量的 X 线照射后，会发生抑制、损伤甚至坏死，即为 X 线的生物效应（biological effect）。不同的组织细胞对 X 线的敏感性不同，会出现不同的反应。放射治疗就是利用 X 线的生物效应治疗病变，因而放射线工作者及受检者应该注意 X 线的防护。

六、X 线产生的效率及其影响

X 线产生的效率是指产生的 X 线能量占全部电子撞击阳极靶面总能量的百分率。在电子撞击阳极靶面的全部能量中，碰撞损失的能量最后将全部转化为热能，仅有辐射损失能量的极小部分（约 0.2%）转变为 X 线能。产生 X 线的效率（ η ）通常可用下式计算：

$$\eta = K \cdot Z \cdot U \quad (1-2)$$

式中， K 为常数 10^{-9} ， Z 为阳极靶面物质的原子序数， U 为管电压。产生 X 线的效率与靶面物质的原子序数及管电压成正比。大部分低能量的电子在撞击阳极靶面时，只增加了原子热运动，产生大量的热能要通过阳极散出。若焦点的温度过高，阳极会损坏或熔化，这是 X 线管不能长时间连续使用的根本原因，也是用熔点较高的钨作阳极靶面的原因之一。

X 线管阳极靶面允许产热（或能承受热量）的最大负荷量，称为 X 线管的容量，它是球管的重要参数之一。影响 X 线产生效率的因素很多，主要有管电压、阳极靶面物质、管电流等。

（一）管电压的影响

高速电子撞击阳极靶物质的最大能量，取决于管电压的峰值。若改变管电压，即改变了光子的最大能量，必然改变整个 X 线谱的形式。图 1-2 是管电流不变时，管电压对连续 X 线谱的影响。随着管电压的升高，曲线所对应的强度峰值和最短波长的位置均向短波方向（高能端）移动，X 线强度相应地增强，产生 X 线的效率增高。

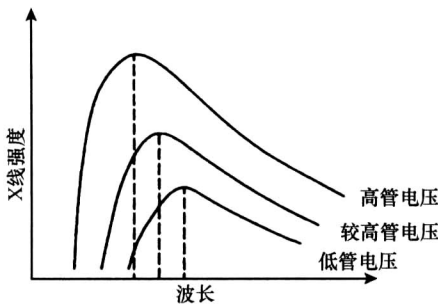


图 1-2 管电压对 X 线谱的影响

（二）阳极靶面物质的影响

连续放射是由高速运动的电子与所撞击的靶原子核相互作用产生的，其能量与靶物质的原子序数成正比。在其他条件不变时，靶物质的原子序数越高，产生的 X 线强度越大。标识放射由 X 线管阳极靶物质的原子结构特性所决定，靶物质的原子序数越高，轨道电子结合能越大，产生标识放射的能量也就越大。图 1-3 是其他条件相同时，原子序数较高的钨和原子序数较低的锡产生的 X 线谱。可以看出，两条曲线的两个端点重合，最大强度都对应于相同的光子能量处，但钨产生 X 线谱的强度峰值高于锡产生的强度峰值，说明钨产生 X 线强度比锡大，可见原子序数越高，产生 X 线的效率越高。

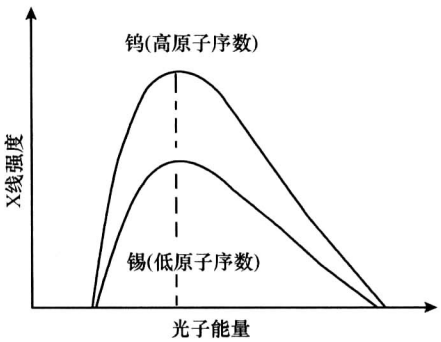


图 1-3 原子序数对 X 线谱的影响

（三）管电流的影响

当管电压固定时，管电流越大，撞击阳极靶面的电子数目越多，产生的 X 线强度越大。图 1-4 是管电压不变时，管电流对 X 线谱的影响。不同管电流的两条曲线的最短波长一样，但高管电流曲线的强度峰值比低管电流曲线的强度峰值大。说明高管电流的 X 线强度大，产生 X 线的效率高。

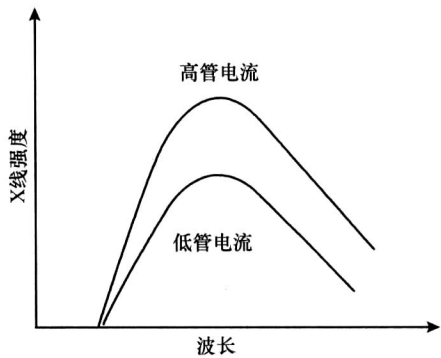


图 1-4 管电流对 X 线谱的影响

此外，高压波形对 X 线的产生也有一定的影响。尽管作用于 X 线管两极间管电压的整流形式都是脉冲电压，但 6 脉冲和 12 脉冲的峰值电压接近于恒定电压，比半波和全波整流峰值电压平均能量要高，X 线的硬线成分相对较多，辐射强度（或输出量）大，

产生 X 线的效率也高。

第二节 X 线与物质的相互作用

一、光电效应与康普顿效应

(一) 光电效应

光电效应又称光电吸收,它是 X 线光子被原子全部吸收的作用过程。当一个能量为 $h\nu$ 的光子通过物质时,它与原子的某壳层中某个轨道上一个电子发生相互作用,把全部能量传递给这个电子,而光子本身则整个被原子吸收,获得能量的电子摆脱原子的束缚而自由运动,这种电子称为光电子,这种现象称为光电效应。

光电效应的实质是物质吸收 X 线使其产生电离的过程。在此过程中将产生的次级粒子有:光电子、正离子(产生光电子的原子)、新的光子(特征辐射光子)、俄歇电子。光电效应的发生几率可受以下 3 个方面因素的影响。

1. 物质原子序数 光电效应的发生几率与物质的原子序数的 4 次方成正比,物质的原子序数越高,光电效应的发生几率就越大。高原子序数物质由于结合能较大,不仅 K 层,其他壳层电子也较容易发生光电效应。但对于低原子序数物质,光电效应几乎都发生在 K 层。在满足光电效应的能量条件下,内层比外层电子发生光电效应的几率可高出 4~5 倍。

2. 入射光子能量 因为光电子的动能 $E_e = h\nu - E_B$,所以光电效应发生的能量条件是:入射光子的能量 $h\nu$ 必须等于或大于轨道电子的结合能 E_B ,否则就不会发生光电效应。光电效应的发生几率与入射线波长的 3 次方成正比,与光子能量的 3 次方成反比。

3. 原子边界限吸收 如果测出某一种物体对不同波长射线的光电质量衰减系数,就会得到质量衰减系数随入射光子能量 $h\nu$ 的变化。钡剂和碘剂都是 X 线检查中常用的对比剂,其 K 特征辐射都具有较高的能量(钡是 37.4keV,碘是 33.2keV),它们都能穿过人体组织到达图像使之产生灰雾。

人体软组织中原子的 K 特征辐射的结合能仅为 0.5keV,发生光电效应时,其特征放射光子能量不会超过 0.5keV,如此低能光子,在同一细胞内就可被吸收而变为电子运动能。骨骼中钙的 K 特征辐射的结合能为 4keV,发生光电效应时其特征辐射光子在发生点几毫米之内就被吸收。由此可见,在人体组织内发生的光电效应,其全部能量都将被组织吸收。

诊断放射学中的光电效应有利有弊,一是不产生散射线,减少了图像灰雾,增加了人体不同组织和对比剂对射线的吸收差别,产生了高对比度的 X 线图

像。钼靶软组织 X 线摄影,就是利用低能射线在软组织中,因光电吸收的明显差别而产生高对比度的图像。在放疗中,光电效应可增加肿瘤组织的吸收剂量,提高其疗效;二是入射 X 线通过光电效应可全部被人体吸收,增加了受检者的 X 线剂量。

(二) 康普顿效应

康普顿效应又称康普顿散射,它是射线光子能量部分吸收而产生散射线过程。康普顿效应是入射光子与原子中的一个外层“自由”电子相互作用时发生的。康普顿效应的发生几率可受以下两个方面因素的影响。

1. 物质原子序数 康普顿效应的发生几率与物质的原子序数(Z)成正比。

2. 入射光子能量 康普顿效应发生几率与入射线波长成正比,与入射光子能量成反比。

康普顿效应是光子和“自由”电子之间的相互作用,在 K 层电子结合能以上,随着入射光子能量的增加,由光电效应几率 $\propto 1/(h\nu)^3$ 可知,光电效应随能量很快降低,而康普顿效应变得越来越重要。

需要指出,康普顿效应中产生的散射线,是 X 线检查中最大的散射线来源。从被照射部位和其他被照物体上产生的散射线,充满检查室整个空间。这一事实应引起 X 线工作者和防护人员的重视,并对此应采取相应的防护措施。

二、X 线衰减及其影响因素

X(γ)线在其传播过程中一般有两种衰减形式,即距离衰减和物质吸收衰减。

(一) 距离衰减

X 线以 X 线管焦点为中心在空间向各个方向辐射。在半径不同的各球面上射线强度与该点到球心的距离(即半径)的平方成反比,射线强度的衰减遵循平方反比法则规律。可见,如果距离增加 1 倍,射线强度将衰减为原来的 1/4。这一衰减称为距离所致的衰减,也称为扩散衰减。

人体在元素构成上与空气类似,空气的密度是 0.0013t/m^3 ,当离开焦点 100cm 时,对 X 线的衰减仅相当于 0.13cm 人体厚度所致的衰减;当离开焦点距离为 200cm 时,相当于 0.26cm 人体厚度所致的衰减。

根据这一法则,焦点到接收器的距离由 50cm 分别变为 70cm、100cm、140cm、200cm 时,X 线强度变为原来强度的 1/2、1/4、1/8、1/16。

(二) 物质吸收衰减

当射线通过物质时,由于射线光子与物质的原子、电子或原子核相互作用,入射方向上的射线强度产生衰减,这一衰减称为物质吸收所致的衰减。

X 线强度在物质中的衰减规律是 X 线透视、摄影、

造影及各种特殊检查、X-CT 检查和放射治疗的基础和基本依据,同时也是进行屏蔽防护设计的理论根据。

从一般的胸部出来的射线平均照射量只有入射线的 1/10,从腹部前后位出来的仅有 1/100,从腹部侧位出来的仅有 1/1000。这是由 X 线与物质发生各种相互作用并对 X 线能量进行吸收造成的。

(三) 影响因素

1. X 线能量对衰减的影响 射线能量除了对光电吸收和散射吸收的类型有影响外,还对 X 线的衰减有直接影响。实验表明,透过光的百分数随射线能量的增加而增加。对低能射线,绝大部分通过光电效应而衰减;对高能射线,绝大部分通过康普顿效应而衰减。

2. 吸收物质的原子序数对衰减的影响 物质对 X 线的吸收一般是随着元素的原子序数的增高而增加的。但在某一能量范围内,也会出现原子序数低的物质比原子序数高的物质吸收更多的 X 线的特殊现象,如锡和铅的质量衰减系数在 X 线能 29~88keV 之间,锡的吸收系数大于铅的吸收系数,这一点很有实用价值,说明单位质量的锡比单位质量的铅能吸收更多的 X 线。由于锡比铅要轻得多,所以目前开始采用锡防护代替铅防护。

3. 物质密度对衰减的影响 物质密度的变化反映了电子数目和质量的变化,吸收物质的密度与 X 线的衰减成正比关系,如一物质的密度加倍,则它对 X 线的衰减也要加倍。

人体各组织的密度不同,对 X 线的吸收量也不等,这就形成了 X 线影像。密度大的物质对 X 线的衰减能力强,故多用密度大的物质作为屏蔽防护材料。但复合材料与单质材料比较,有的复合材料密度小而对 X 线的衰减能力强,这是因为多种元素的吸收限不同而造成的结果。

4. 每克物质的电子数对衰减的影响 每克物质的电子数目称为每克电子数,单位是 e/g。它与密度(单位 g/cm^3)的乘积为物质的每立方厘米的电子数(单位 e/cm^3)。

除氢外的所有物质的每克电子数都大致相同。一般地说,有效原子序数高的物质比有效原子序数低的物质每克电子数要少,不少物质的每克电子数基本一样,但单位体积内的电子数却相差很远。

三、连续放射与标识放射

X 线管产生的 X 线是由连续放射和标识放射两部分组成的。

(一) 连续放射

连续放射又称连续 X 线或韧致辐射(bremsstrahlung),在 X 线管中,阴极电子撞击阳极

靶面的动能,取决于加在 X 线管两极间的管电压,管电压越高,阴极电子获得的动能就越大。一部分具有足够动能且高速运动的电子与所撞击的靶原子核相互作用,将电子的全部能量(动能)转变为光子,产生波长极短的 X 线。但高速运动的电子并不一定全部直接与靶原子核相撞,有的只是受到核内正电场的作用而失去一部分能量,并且以光子形式放射出来。电子越接近原子核,失去的能量越多,所放射出的 X 线波长越短。其他电子因得到的动能较小,产生的 X 线波长则较长。高速电子经过第一次撞击失去一部分能量,再以较低速度继续撞击,直到能量完全耗尽为止。由于单位时间内大量的、能量不等的电子同时撞击靶面,且在与靶原子相互作用中损失的能量也各不相同。所以, X 线管放射出的 X 线是一束波长不等、连续的混合射线,称为连续放射(韧致辐射)。

光子能量可用 $h\nu$ 或 $\frac{hc}{\lambda}$ 来表示,其中, h 为普朗克常数, c 为光速, λ 为 X 线的波长,则:

$$\frac{1}{2}mv^2 = Ve = \frac{hc}{\lambda} \text{ 或 } \lambda = \frac{hc}{Ve} \quad (1-3)$$

式中, m 为电子质量, v 为电子的末速度, e 为电子的电量, V 是作用于 X 线管两端的管电压峰值。通常把求 X 线管发生的最短波长公式写成:

$$\lambda_{\min} = \frac{1.24}{V} \text{ nm} \quad (1-4)$$

对于每一个确定的管电压,都有一个最短波长,且数值只与管电压有关,管电压越高,波长越短。

(二) 标识放射

标识放射又称标识 X 线或特征辐射(characteristic radiation),是由高速运动的电子与靶原子的内层轨道电子相互作用所产生的。X 线管阴极发出的电子,以很大的动能撞击靶面时,原子内层轨道电子被击出而留下一个空位。按能量分布最低的原则,处于高能态的外壳层电子必然要向内壳层填补,产生电子跃迁现象。在跃迁过程中将其多余的能量以光子的形式放射出来,便产生 X 线,跃迁的电子能量差决定了这种 X 线的波长。不同的靶物质,其原子结构不同,发出 X 线的波长也不尽相同。这种由靶物质所决定的 X 线称为标识放射,它与 X 线管的管电流无关。电子撞击靶物质产生标识射线所需要的足够能量是由管电压决定的,管电压与靶物质的原子序数平方成正比,原子序数越高,需要的能量越大,产生的标识 X 线波长越短。

综上所述,在 X 线管内,高速运动的电子撞击阳极靶面时,一部分电子撞击到靶物质的原子核,受到核内正电场的作用产生连续放射;另一部分电子撞击了靶物质原子的内层电子,出现跃迁现象,产生标识放射。所产生的 X 线谱是由连续放射和标识放射叠加

而成,标识射线占很小一部分,是在连续射线谱上出现的几个向上突出的尖端,随着管电压的升高,标识射线的量会增加。图 1-5 是 X 线管阳极靶面为钨,加在两极间的管电压分别为 200kV、150kV、100kV、65kV 时,产生连续谱的 X 线强度分布图。

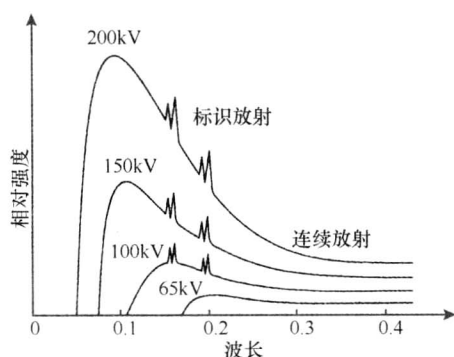


图 1-5 X 线强度曲线分布图

由曲线分布图可以看出,连续谱的 X 线强度是随波长的变化而连续变化的。每一不同数值管电压所对应的曲线,都有一个强度峰值和一个最短波长,且管电压越高,波长越短。最短波长的 X 线强度极小,随着波长的增加,其强度也增加,在未达到最短波长的 2 倍之前, X 线强度已达最大值。之后, X 线强度随波长增加而逐渐减小。

四、散射线产生与消除

X 线与人体的主要相互作用形式是光电吸收和康普顿散射吸收,其中康普顿散射吸收会伴有散射线的产生,而散射线对周围其他物体也有穿透、被吸收和再次产生散射等作用。散射线的多少与原发射线的能量,被照体的厚度、密度、原子序数及照射面积有关。管电压越高,能量越大,产生 X 线波长越短,散射线越多;被照体越厚、密度越大、原子序数越高、受照射面积越大,产生的散射线也越多。如果散射线大量存在,就会使影像产生灰雾,影响图像质量。

为了提高影像质量,尽量减少散射线对照片的影响,主要方法有抑制法和消除法。

(一) 抑制法

1. 滤过板从球管窗口发出的是波长不等的 X 线束,其中波长较长的原发射线可产生较多的散射线,将铝板或薄铜板等放置于窗口处,可吸收波长较长的原发射线,从而减少散射线的产生。

2. 遮线器遮线器可在摄影时尽量缩小照射野的面积,减少不必要的原发射线,从而减少散射线。

(二) 消除法

消除散射线的有效设备是滤线器,其主要设备是滤线栅。滤线栅的构造,是将宽度为 0.05~0.1mm 的薄铅条,间隔以能透过 X 线的物质(如胶木纸板等)互相平行或呈一定斜率排列而成。铅条的高度与相邻两铅条间(填充物)距离的比值,称栅比。栅比越大,其吸收散射线能力越强,栅比值通常为 6~16。单位距离内铅条的数目称栅密度,常用线对/厘米(LP/cm)表示。栅密度越大,表示滤线栅吸收散射线能力越强(图 1-6)。

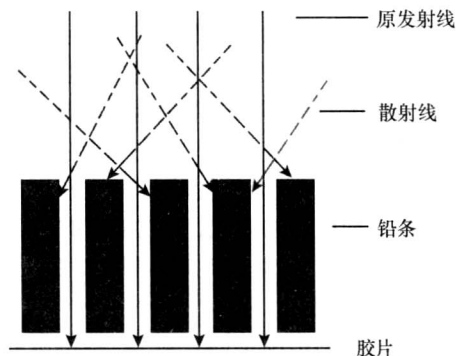


图 1-6 滤线栅工作原理图

思考题

1. 简述 X 线产生的条件。
2. 简述连续放射与标识放射的概念。
3. 简述 X 线产生的效率及其影响因素。
4. 简述 X 线的本质。
5. 简述 X 线的质与量。
6. 什么是 X 线效应?
7. 什么是 X 线衰减?