

医疗器械系列教材

医学影像物理学教程

主 编 张学龙
副主编 汪红志
黄 勇
李哲旭
姚旭峰



科学出版社

医疗器械系列教材

医学影像物理学教程

主 编 张学龙
副主编 汪红志 黄 勇
李哲旭 姚旭峰

科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

本书主要介绍了 X 射线、CT、核磁共振、核医学和超声成像技术的成像原理、相关性能参数,密切联系临床应用和各相应技术领域的新进展。具体安排如下:总论部分首先介绍了医学成像的发展历程、医学成像的生物学基础和视光学基础;第一篇介绍 X 射线平面投影成像,主要有 X 射线成像的物理基础、X 射线平面成像基本原理、成像系统及其临床应用;第二篇介绍 X 射线计算机断层成像(X 射线 CT),有 CT 成像的数理基础、成像原理、重建方法和 CT 图像处理及质量评价;第三篇介绍核磁共振成像原理、成像脉冲序列以及图像质量评价;第四篇介绍核医学成像的物理基础和基本原理;第五篇介绍超声成像的物理基础、成像原理及其新技术;附录部分介绍 X 射线 CT 相位成像。

本书可作为生物医学工程等各相关专业,如医疗器械工程、医学影像技术(医学)、医学影像设备(工程)和(近代)应用物理学专业教材,也可供相关方向的硕士研究生或相关领域的工程师、教师阅读参考。

图书在版编目(CIP)数据

医学影像物理学教程/张学龙主编。——北京:科学出版社,2013
医疗器械系列教材
ISBN 978-7-03-037243-7

I. ①医… II. ①张… III. ①影像诊断-医用物理学-教材 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2013)第 060702 号

责任编辑:孙 芳 张艳芬 / 责任校对:赵桂芬
责任印制:张 倩 / 封面设计:陈 敬

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>

新科印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2013 年 4 月第 一 版 开本:B5(720×1000)

2013 年 4 月第一次印刷 印张:22 3/4

字数:438 000

定价:45.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

上海市高等学校本科教育高地建设项目基金资助出版

《医疗器械系列教材》编委会

顾 问:华泽钊

主 任:郦鸣阳

副主任:张学龙 常永亨

成 员:(按姓氏笔画排序)

王云龙 乐建威 刘宝林 严 樾

沈力行 张学龙 郑 政 郦鸣阳

黄嘉华 常永亨 谢海明 潘明荣

前 言

医学影像成像是借助于某种介质(如 X 射线、电磁场、超声波、放射性核素等)与人体的相互作用,将其内部组织、器官的形态结构、密度、功能等,以影像的方式呈现出来。随着科学技术的发展,现代医学影像已出现了 X 射线成像、核磁共振成像、核医学成像和超声成像四大类成像技术,再加上不断发展的内镜成像、红外成像、激光成像、微波成像和电阻抗成像等成像技术,形成了完整的医学影像成像体系。目前,医学影像技术已成为当代临床诊断、治疗和医学研究的一种重要手段。

医学影像物理学重点介绍医学成像技术的现代物理原理和相关的生物学原理,而医学成像技术是医学图像研究领域中的一个研究方向。医学成像的主要任务是根据临床和医学研究的需要,对成像原理、成像系统进行分析研究,将人体内感兴趣的信息提取出来,以图像的形式进行显示,并对各种医学图像的质量因素进行分析。通过学习掌握各类影像的成像过程、成像参数的物理学及生物学意义、图像的特点及其质量控制。

本书具有下列特点:①力求体例新颖;②重在理论方法;③紧密联系实际;④注意承前启后;⑤扩充适当知识;⑥图文并茂,深入浅出。

本书总论介绍了医学成像的发展历程、生物学基础、视光学基础、图像重建与处理;第一篇为 X 射线平面投影成像,包括 X 射线物理基础、X 射线平面成像基本原理、X 射线平面投影成像系统及其临床应用;第二篇为 X 射线计算机断层成像(X 射线 CT),包括 CT 成像的数理基础、成像原理、重建方法和 CT 图像处理及质量评价;第三篇为核磁共振成像,包括核磁共振成像原理、核磁共振成像序列、核磁共振图像质量评价;第四篇为核医学成像,包括核医学成像物理基础、核医学成像基本原理;第五篇为超声成像,包括超声成像的物理基础、超声成像原理、成像新技术,以及附录 X 射线相位成像。

本书由张学龙任主编,总论及第五篇内容由李哲旭编写,第一篇和第四篇由黄勇编写,第二篇由姚旭峰编写,第三篇由汪红志编写,附录由夏天编写。陈珊珊协助做了大量文字汇总和内容校阅工作。全书统稿工作由集体讨论,最后由张学

龙教授统一完成。

本书得到了国家教学质量工程项目和上海市教育委员会 085 工程(“放射卫生与防护”重点课程建设)项目的资助,特此表示感谢。

限于作者水平,疏漏在所难免,敬请读者不咎指正。

作 者

2012 年于上海

目 录

前言

第 0 章 总论	1
0.1 医学成像的发展历程	1
0.1.1 X 射线成像	1
0.1.2 核磁共振成像	3
0.1.3 核医学成像	3
0.1.4 超声成像	4
0.1.5 其他医学成像	4
0.2 医学成像的生物学基础	6
0.2.1 人体的解剖结构成像	6
0.2.2 人体的生理信息成像	7
0.2.3 人体的病理信息成像	8
0.3 医学视光学基础	8
0.3.1 人的视觉系统	9
0.3.2 视光学基础	9
0.3.3 视觉的特性	10

第一篇 X 射线平面投影成像

第 1 章 X 射线成像的物理基础	17
1.1 X 射线的产生	17
1.1.1 X 射线的发现	17
1.1.2 X 射线的性质	17
1.1.3 X 射线的产生原理	20
1.1.4 X 射线管	26
1.2 X 射线与物质的相互作用	30
1.2.1 光电效应	30
1.2.2 康普顿效应	32
1.2.3 相干散射	34
1.2.4 电子对效应	35

1.2.5	X射线的衰减规律	36
第2章	X射线平面成像基本原理	42
2.1	成像原理	42
2.1.1	X射线平面投影成像过程	42
2.1.2	点源成像原理	42
2.1.3	点源对成像的影响	43
2.1.4	平面源的效应	46
2.2	X射线影像的显像方法	47
2.2.1	荧光显像	47
2.2.2	屏-胶显像	52
2.2.3	光激励存储荧光体显像	58
2.2.4	探测器显像	62
2.3	影响图像质量的因素	67
2.3.1	成像链对图像质量的影响	67
2.3.2	评价医学影像质量的参数	71
2.3.3	影响X射线图像质量的因素	74
第3章	X射线平面投影成像系统	78
3.1	传统X射线成像系统	78
3.1.1	透视系统	78
3.1.2	普通摄影系统	80
3.1.3	体层摄影系统	81
3.1.4	软X射线摄影系统	82
3.1.5	造影检查系统	83
3.2	数字化X射线成像系统	84
3.2.1	数字荧光摄影系统	85
3.2.2	计算机X射线摄影系统	85
3.2.3	数字X射线摄影系统	89
3.3	数字减影血管造影系统	97
3.3.1	DSA的原理和方法	97
3.3.2	图像后处理	103
3.3.3	技术新进展	105

第二篇 X射线计算机断层成像

第4章	CT成像的数理基础	109
------------	------------------------	-----

4.1	CT 成像的原理	109
4.1.1	CT 成像的数学基础	109
4.1.2	CT 成像的基本概念	112
4.2	CT 图像重建方法	114
4.2.1	CT 扫描方式	115
4.2.2	CT 图像重建算法	127
第 5 章	CT 图像处理及质量评价	144
5.1	CT 图像处理	144
5.1.1	图像处理功能种类	144
5.1.2	窗口技术	144
5.1.3	感兴趣区的测量	146
5.1.4	图像处理与显示	146
5.2	CT 图像质量评价	148
5.2.1	分辨力	148
5.2.2	噪声	150
5.2.3	伪影	151

第三篇 核磁共振成像

第 6 章	核磁共振成像原理	159
6.1	核磁共振现象	159
6.1.1	原子核自旋与核磁矩	159
6.1.2	磁性核在磁场中的能级分裂与旋进	162
6.1.3	核磁共振现象	163
6.2	核磁共振的宏观解释	165
6.2.1	宏观磁化强度矢量 \mathbf{M}	165
6.2.2	射频场激励与 \mathbf{M}_0 的章动	166
6.2.3	弛豫及弛豫过程	168
6.2.4	T_1 弛豫	168
6.2.5	T_2 弛豫	170
6.2.6	T_2^* 弛豫	171
6.2.7	自由感应衰减信号	172
6.2.8	旋转坐标系与实验室坐标系	173
6.2.9	核磁共振的两种解释理论	175
6.3	核磁共振信号检测与处理	176

6.3.1	核磁共振信号的检测与灵敏度	176
6.3.2	化学位移与核磁共振波谱	176
6.3.3	核磁共振信号的傅里叶变换	178
6.3.4	核磁共振信号处理	179
6.4	二维核磁共振空间编码	182
6.4.1	梯度磁场与磁场梯度	182
6.4.2	选层及选层梯度	183
6.4.3	频率编码梯度 G_f	185
6.4.4	相位编码梯度 G_p	185
6.5	核磁共振图像重建	188
6.5.1	图像重建方法	188
6.5.2	二维傅里叶变换图像重建原理	189
6.5.3	K 空间及其特性	191
第 7 章	核磁共振成像脉冲序列	195
7.1	SE 序列	195
7.1.1	自由感应衰减序列	195
7.1.2	基本 SE 序列	196
7.1.3	序列时间参数对图像权重的影响	198
7.1.4	权重图像的特征和表现	199
7.1.5	多次回波 SE 序列	200
7.1.6	多层回波 SE 序列	201
7.2	IR 序列	202
7.2.1	IR 序列原理	202
7.2.2	T_1 时间对信号对比度的影响	204
7.2.3	STIR 序列和 FLAIR 序列	205
7.3	GRE 序列	205
7.3.1	基本 GRE 序列	206
7.3.2	去除剩余磁化的 GRE 序列	208
7.3.3	利用剩余磁化的 GRE 序列	209
7.3.4	GRE 序列参数对图像权重的影响	210
7.4	EPI 序列	211
7.4.1	EPI 序列及其分类	211
7.4.2	改进型 EPI 序列	213
7.4.3	螺旋扫描 EPI 序列	214

第 8 章 核磁共振图像质量评价	216
8.1 图像质量及其评价	216
8.1.1 信噪比及其决定因素	216
8.1.2 对比度及其决定因素	219
8.1.3 空间分辨力及其决定因素	220
8.1.4 均匀性及其决定因素	220
8.1.5 几何畸变率及其决定因素	221
8.1.6 伪影	222
8.2 性能参数检测与评价	223
8.2.1 性能检测模体与成像溶液要求	223
8.2.2 共振频率检测与评价	223
8.2.3 信噪比检测与评价	223
8.2.4 几何畸变率检测与评价	224
8.2.5 空间分辨力检测与评价	224
8.2.6 图像均匀性检测与评价	225
8.2.7 层厚与层厚均匀性检测与评价	225
8.2.8 制冷剂挥发率检测与评价	225
第四篇 核医学成像	
第 9 章 核医学物理基础	229
9.1 放射性核衰变物理基础	229
9.1.1 原子与原子核	229
9.1.2 核衰变的种类	231
9.1.3 核素的衰变规律	235
9.1.4 放射性药物的产生	237
9.2 γ 射线测量的基本原理	240
9.2.1 放射性衰变的统计规律	240
9.2.2 医用核辐射探测器	243
9.2.3 能量分辨率和探测效率	248
9.2.4 γ 射线能谱	250
第 10 章 核医学成像基本原理	252
10.1 γ 射线平面成像	252
10.1.1 γ 射线平面成像原理	252
10.1.2 一次成像 γ 照相机的性能	264

10.2 发射型计算机断层	266
10.2.1 概述	266
10.2.2 SPECT	267
10.2.3 PET	273

第五篇 超声成像

第 11 章 超声成像的物理基础	285
11.1 超声波的定义	285
11.1.1 超声波	285
11.1.2 超声波的波动状态	286
11.2 超声波的传播特性	287
11.2.1 超声波的物理量	287
11.2.2 超声波传播特性	291
11.3 超声波的衰减	296
11.3.1 超声波的衰减	296
11.3.2 生物组织的声学参数	297
11.4 超声波与物质的相互作用	299
11.4.1 物质对超声波的作用	299
11.4.2 超声波对物质的作用	299
11.4.3 超声波生物效应分析	301
11.4.4 超声诊断安全剂量	302
第 12 章 超声成像原理	304
12.1 超声成像概述	304
12.1.1 超声成像技术	304
12.1.2 超声成像技术特点	305
12.2 超声的产生与超声场	306
12.2.1 换能原理	306
12.2.2 超声探头的基本结构	307
12.2.3 超声场	309
12.3 超声的发射与聚焦	312
12.3.1 超声的扫描	312
12.3.2 超声的聚焦	314
12.4 超声的接收与显示	318
12.4.1 A 式显示与 A 超	318

12.4.2 B式显示与B超	319
12.4.3 M式显示与M超	320
12.5 多普勒效应与超声多普勒成像	321
12.5.1 多普勒效应	321
12.5.2 超声多普勒技术	324
12.5.3 多普勒频移信号的显示	325
12.6 超声成像的性能参数	328
12.6.1 主要参数	328
12.6.2 主要参数的测量方法	331

附录 X 射线相位成像

附录 A 相位成像简介	335
附录 B 相位成像的基本原理	337
B.1 相衬成像的理论基础	337
B.2 泽尼克相衬成像	338
附录 C 相位成像的种类	340
C.1 干涉成像	340
C.2 衍射增强成像	341
C.3 光栅剪切相位衬度成像	342
C.4 类同轴全息相衬成像	343
附录 D 相位成像需要解决的技术问题	345
参考文献	346

的荧光物质发光。阴极射线(电子束)在空气中不能穿透这么长的距离,因此伦琴将这种未知的射线称作 X 射线,并用 X 射线为他夫人的手拍了人类历史上第一张医学影像。为了纪念他,人们又称 X 射线为伦琴射线。伦琴本人也因为这一重大贡献而在 1901 年获得了第一个诺贝尔物理学奖。

0.1.1.1 平面投影成像

X 射线平面投影成像是把三维的人体组织或器官对 X 射线的吸收分布投射在二维的成像媒介(如胶片、显示屏等)上。临床放射学证明,X 射线机作为医学成像系统大家庭中的一名老成员,至今仍是有效的检查设备,它在综合影像诊断,特别是对肺、骨骼、胃肠道和心血管的诊断中,仍占有重要地位。

X 射线发现后即用于临床医学,首先是用于骨折和体内异物的诊断,以后又逐步用于人体各部分的检查。与此同时,X 射线设备相继出现。1896 年,德国西门子公司研制出世界上第一支 X 射线管。20 世纪 10~20 年代,出现了常规 X 射线机。30 年代增感屏的应用增加了胶片的感光能力,曝光时间明显缩短,提高了影像清晰度;后续出现的旋转阳极球管具有功率大、焦点小的优点,促使 X 射线机发生了重大变化。50 年代初影像增强器研制成功,使透视图像的亮度和对比度大为改善,实现了明室操作和观察。60 年代初,X 射线电视的诞生使工作人员可与 X 射线隔离,大大减少了医生和病人的照射剂量,同时现代摄录技术和自动控制技术开始应用于 X 射线机。到 60 年代中末期,已形成了较完整的放射诊断学或放射学科。

20 世纪 70 年代中期,逆变技术应用于 X 射线成像技术,出现了中频、高频 X 射线机,提高了 X 射线的硬度和管电压的精度,缩小了高压变压器体积,同时减少了病人的照射剂量。

飞速发展的计算机技术也应用于 X 射线机,出现了将图像数字化并进行图像处理显示的数字 X 射线成像技术。80 年代初,开发出了数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)和计算机 X 射线摄影(computed radiography, CR);90 年代研制出数字 X 射线探测器和直接数字 X 射线摄影(digital radiography, DR)。数字 X 射线成像设备可利用大容量的光盘存储数字影像,能用计算机进行图像后期处理,它对实现网上诊断和咨询、发展远程放射学系统具有重要作用。

目前,X 射线机实现了程控化、智能化和数字化,使操作更简单,防护更有效,机械运动更灵活可靠,为医疗卫生事业发展提供了更完善的设备和技术。

0.1.1.2 断层成像

为了克服传统 X 射线投射摄影中器官重叠的影响,20 世纪 70 年代出现了体

层摄影术,将所需观察的体层置于焦点平面上,从而得到该体层的清晰图像,而其他层面的图像同时被模糊为朦胧背景。近几年,数字 X 射线平板探测技术与体层摄影技术相结合,生产出了高图像质量的体层摄影设备。

1972 年,英国工程师霍斯菲尔德(Hounsfield)研制成功世界上第一台用于颅脑的计算机断层成像(computed tomography,CT)扫描机,是电子技术、计算机技术和 X 射线技术相结合的产物,是 1895 年 X 射线发现以来,医学成像技术的一个革命性进展。20 世纪 80 年代,先后研制开发了超高速 CT、螺旋 CT,近几年又开发出多层螺旋 CT,大大缩短了检查时间,提高了工作效率。

0.1.2 核磁共振成像

1946 年,美国物理学家 Bloch 和 Purcell 领导的课题组首先发现了核磁共振(nuclear magnetic resonance, NMR)现象,并于 1952 年获得诺贝尔物理学奖。1946~1972 年,核磁共振主要用于有机化合物分子的结构分析,即核磁共振谱分析(magnetic resonance spectroscopy, MRS)。1973 年,美国人 Lauterbur 用反投影法完成了核磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)的实验室模拟成像工作。1978 年,在英国第一台头部核磁共振成像设备投入临床使用,1980 年全身核磁共振成像研制成功。

核磁共振成像是通过测量放入磁场中的原子核(组成人体组织的基本元素)和外激励(射频信号)间产生共振后获得的核磁共振信号而成像的,常用的图像重建方法是傅里叶变换法。在核磁共振成像中,图像中各像素的明暗差异取决于各自所对应的核磁共振信号强度,而核磁共振信号强度则取决于成像物体的一些基本参数,如质子密度 ρ 、弛豫时间 T_1 和弛豫时间 T_2 等。为了对成像物体的基本参数进行测量,以获得反映这些参数的图像,常常采用脉冲序列对成像物体进行扫描。核磁共振成像是一种崭新的非电离辐射式医学成像设备,现已成为医学影像诊断设备中重要的组成部分。

0.1.3 核医学成像

核医学成像技术是通过测量体内脏器或组织对放射性核素所形成浓度分布的差异,实现人体的功能成像。常用的图像重建方法是迭代法。1951 年,同位素闪烁扫描仪问世;1957 年, γ 照相机诞生,这是能对体内脏器进行动态观察的最基本的核医学仪器;1979 年,第一台实用的单光子发射型体层(single photon emission CT, SPECT)研制成功,随后又出现了正电子发射型体层(positron emission CT, PET)。1999 年推出 PET/CT,即在同一台设备上将螺旋 CT 和 PET 有机结合,既能反映解剖结构,又能反映组织的功能代谢情况,PET/CT 提高了对心、脑血管和肿瘤的诊断能力,在神经系统功能研究方面具有独特的作用。

0.1.4 超声成像

超声(ultrasound, US)成像是通过向人体发射超声波,并把接收到的带有人体组织器官信息的反射波、透射波或谐波转化成声像图的技术。1942年, A超诞生;1954年, B超问世;20世纪80年代, 超声成像得到迅速发展, 在影像诊断中得到了广泛应用。1983年, 研制出彩色超声多普勒成像仪;1984年, 出现超CT;1991年, 推出第一代全数字化超声系统。超声成像实行无损伤的检查, 有其独特的地位。

20世纪90年代以来, 超声技术的新发展主要集中在全数字化技术、三维成像技术、彩色多普勒血流成像技术。在全数字化技术方面, 数字声束形成、射频数字化、宽频探头和宽频技术多方面改善了图像的质量;在彩色多普勒显像技术方面, 继显示心肌组织运动情况的组织成像、显示低速血流的能量图和方向能量图技术出现后, 近年又推出定量分析心肌存活性的定量组织速度成像技术, 用于心内膜自动标记的超声学定量技术和有效观察心脏室壁运动的彩色室壁运动技术。总之, 超声成像技术发展迅速, 不仅能形态显像, 还具有生物力学、生物物理学的分析功能。

0.1.5 其他医学成像

在医学成像中, 除了以上四种重要成像技术外, 还有其他类型的医学成像, 这些也是医学成像必不可少的组成部分。

0.1.5.1 光学内镜成像

医学光学内镜发展到现在已有二百多年的历史, 经历了硬式内镜(1806~1932年)、半屈式内镜(1932~1957年)、光导纤维内镜(1957年至今)、电子内镜(1983年至今)四个阶段。特别是电子内镜的出现, 以其图像清晰、观察视野大、镜身微型化、自身成本和检查成本低等特点, 在呼吸道、消化道、泌尿道、生殖道、腹腔内、关节内等疾病的诊断和治疗中, 得到越来越广泛的应用。

电子内镜的成像原理是利用光源所发出的光, 经内镜内的导光纤维将光导入受检体腔内, 电荷耦合器件(charged coupled device, CCD)图像传感器接收到体腔内黏膜面反射来的光, 将此光转换成电信号, 再通过导线将信号输送到电视信息中心, 再经过电视信息中心将这些电信号经过贮存和处理, 最后传输到电视监视器中并在屏幕上显示出受检脏器的图像。

0.1.5.2 红外线成像

40多年前, 人们把红外线军工技术应用到医学上, 经过不断的改进和发展逐

步形成红外线医学成像技术。

红外线成像是通过接收被测物体所发射的红外能量把不可见(相对于人的肉眼)图像转换成可见光图片。物体的温度越高,所发射的能量越多。典型的红外热像仪类似标准的便携式摄像机,能够实时拍摄来自物体的热辐射。它可以提供基本的温度范围,利用不同的颜色图像更容易阐述温度图谱。

由于红外线成像可以反映人体组织细胞的代谢状态,在以下几方面具有一定的优势:①判断疼痛的部位、性质、程度;②判断急、慢性炎症的部位,范围,程度;③监测血管性病变的供血功能状态;④肿瘤预警指示、全程监视及疗效评估等。其在临床上的应用不断扩大。

0.1.5.3 激光成像

1960年,美国人 Maiman 在加利福尼亚休斯研究所研制出红宝石激光器,这是世界上第一台激光器。激光新技术的诞生使光学这门古老的学科跨出了划时代的一步,也为光医学跨激光医学时代创造了物质基础。激光医学是专门利用激光新技术去研究、诊断和治疗疾病的一门新兴的边缘医学科学。

激光医学经过几十年的发展已逐步运用于现代医学成像领域,如激光多普勒血流图技术,它是一项以大范围体表图像显示微循环状态的新技术方法;激光全息摄影技术能神奇地复原出被摄体的立体图像;激光透照影像能很好地显示体内异物和骨骼畸形。用于检验和诊断的激光技术还有激光荧光光谱术、激光散斑分析术、激光流动式细胞分析术、激光干涉术、激光偏振技术等,分别用来测量血液、尿液和人体其他组织的成分、微量元素的含量等,以及识别和分辨细胞是否病变或癌变。

0.1.5.4 微波成像

微波是频率在 300MHz~300GHz 的电磁波,最先运用在通信技术中,近代又被用于加热、干燥、催化化学反应、激发等离子体等领域。在医学上也有很多应用,如低温杀菌、射频消融等。

微波成像是当前国际上正在大力研究开发的一种非均匀介质成像技术。英国科学家目前正在开发一种全新的微波成像系统。这一系统有望在将来取代 X 射线成像技术,为医疗服务行业提供一种效率更高、危害性更低的诊断方法。除此之外,该项研究成果还可应用于安全和工业生产等领域,如探测隐藏的武器、地雷和爆炸物等。英国诺森伯兰大学工程技术学院的史密斯博士正在开发这种新型微波成像系统,通过测量物体二维的“密度模式”,进而生成物体的三维图像,也就是人们所熟知的“全息图像”。利用该技术,医务工作者能够以更低的成本更快地获得检测结果。