

# 医学成像系统

王学民 沈克涵 编著

清华大学出版社



---

# 医学成像系统

---

王学民 沈克涵 编著

清华大学出版社

北京

## 内 容 简 介

医用成像系统是目前医院中的常规设备,是医学检查的重要方法。本书侧重传统医学成像仪器的介绍,同时也涉及了较新的技术。主要内容包括:诊断用X线机、数字X线摄影、X线CT、磁共振、超声、单光子发射体层和正电子发射体层等成像系统的原理、结构、功能、应用特点、图像质量评价和后处理技术等,还着重介绍了计算机对设备的控制及后处理技术的应用等。全书力求做到理论联系实际,既反映医院现状,又展现最新技术成就。

本书既可作为生物物理、医学物理、生物医学工程和医学影像学等有关专业研究生、本科生的教材,也可供上述专业的研究工作者和医生从事科研和医疗工作参考。

版权所有,翻印必究。举报电话:010-62782989 13501256678 13801310933

本书封面贴有清华大学出版社防伪标签,无标签者不得销售。

本书防伪标签采用特殊防伪技术,用户可通过在图案表面涂抹清水,图案消失,水干后图案复现;或将表面膜揭下,放在白纸上用彩笔涂抹,图案在白纸上再现的方法识别真伪。

### 图书在版编目(CIP)数据

医学成像系统/王学民,沈克涵编著. —北京:清华大学出版社,2006.8

ISBN 7-302-13087-6

I. 医… II. ①王… ②沈… III. 影像诊断—成像系统 IV. R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2006)第052867号

出 版 者: 清华大学出版社 地 址: 北京清华大学学研大厦

<http://www.tup.com.cn> 邮 编: 100084

社 总 机: 010-62770175 客 户 服 务: 010-62776969

责任编辑: 曾 洁

印 刷 者: 北京嘉实印刷有限公司

装 订 者: 北京国马印刷厂

发 行 者: 新华书店总店北京发行所

开 本: 185×260 印张: 20.75 字数: 489千字

版 次: 2006年8月第1版 2006年8月第1次印刷

书 号: ISBN 7-302-13087-6/R·135

印 数: 1~3000

定 价: 35.00元

# 前言

医用成像仪器是目前医院中的常规设备,是医学检查的重要方法。现代医学影像技术是在 20 世纪后期迅速发展起来的。随着计算机技术及新的方法应用于医学成像领域,现代医学影像不仅提供了丰富的组织与器官的形态、功能以及物质与能量代谢的信息,而且使人们能够全面、深入地认识人体内生理、生化和病理过程。目前,在相关的研究及教学领域中,迫切要求熟悉和掌握此项技术的人员很多,然而,有关这方面的参考书较少,远不能满足广大读者学习的需要。

本书主要针对相关高等院校的本科教学使用,侧重于基础理论,对于与传统知识相关的内容,采用详细介绍的方法;而较新的技术,由于涉及的系统庞大,采用框图的介绍方法,以压缩篇幅。本书分别阐述了诊断用 X 线机、数字 X 线摄影、X 线 CT、磁共振、超声、单光子发射体层和正电子发射体层等成像系统的原理、结构、功能、应用特点、图像质量评价和后处理技术等。在内容处理上,力求做到理论联系实际,既反映医院现状,又展现最新技术成就。由于近年来数字化医学影像设备的不断普及,本书还着重介绍了计算机对设备的控制及后处理技术的应用等。

本书由王学民、沈克涵、李殿双、曲斌、李林枫、马凤武、路会生、邓化国、康晓东、倪红艳、郭明霞、徐瑞等老师参与编写,在此谨向参编人员和所有支持、帮助、指导本书编写的同志们表示衷心的感谢。

本书既可作为生物物理、医学物理、生物医学工程和医学影像学等有关专业研究生、本科生的教学参考书,也可供上述专业的研究工作者和医院医生从事科研和医疗工作参考。

由于编者水平有限,书中缺点和疏漏在所难免,诚望广大读者批评指正。

作者

2006 年 4 月于天津大学

PREFACE

# 目录

第 1 章 概论 .....	1
1.1 医学成像的发展历程 .....	1
1.1.1 普通 X 线成像 .....	1
1.1.2 计算机技术参与的 X 线成像 .....	2
1.1.3 数字 X 线成像 .....	3
1.1.4 超声成像 .....	3
1.1.5 磁共振成像 .....	3
1.1.6 核医学成像 .....	4
1.1.7 影像学新技术 .....	4
1.2 几种主要医学成像系统的特点和应用 .....	7
1.2.1 X 线成像系统 .....	7
1.2.2 超声成像系统 .....	7
1.2.3 磁共振成像系统 .....	8
1.2.4 核医学成像系统 .....	9
1.3 图像存储和传输系统 .....	10
1.3.1 PACS 概述 .....	10
1.3.2 PACS 的基本结构和关键技术 .....	11
1.4 远程放射学系统 .....	16
1.4.1 服务模式 .....	16
1.4.2 国内的远程放射学系统 .....	16
1.4.3 国内远程医学网络 .....	17
第 2 章 普通 X 线成像 .....	19
2.1 X 线的本质和特性 .....	19
2.2 成像方法 .....	21
2.2.1 透视成像 .....	21
2.2.2 X 线摄影 .....	21
2.3 诊断用 X 线机 .....	22
2.3.1 概述 .....	22
2.3.2 透视 X 线机 .....	24
2.3.3 普通摄影 X 线机 .....	26
2.3.4 适时摄影 X 线机 .....	28
2.3.5 机械辅助装置 .....	30
2.3.6 心血管造影用 X 线机 .....	35

# CONTENTS

<b>第 3 章 诊断用 X 线机高压部分</b> .....	41
3.1 固定阳极 X 线管 .....	41
3.1.1 阳极 .....	42
3.1.2 阴极 .....	42
3.2 旋转阳极 X 线管 .....	43
3.2.1 靶面 .....	44
3.2.2 转子 .....	44
3.2.3 轴承 .....	44
3.3 特殊 X 线管 .....	45
3.3.1 栅控 X 线管 .....	45
3.3.2 软 X 线管 .....	46
3.3.3 金属陶瓷 X 线管 .....	47
3.4 X 线管的规格与特性 .....	47
3.4.1 构造参数 .....	47
3.4.2 电参数 .....	47
3.4.3 X 线管的阳极特性和灯丝发射特性 .....	49
3.4.4 X 线管的瞬时负载特性 .....	50
3.4.5 X 线管的连续负载特性 .....	51
3.5 X 线管的检验和使用 .....	52
3.5.1 X 线管的检验 .....	52
3.5.2 X 线管的使用 .....	53
3.6 高压发生装置 .....	54
3.6.1 高压变压器 .....	55
3.6.2 灯丝变压器 .....	58
3.7 高压元器件 .....	59
3.7.1 高压整流器 .....	59
3.7.2 高压电缆、高压插头及插座 .....	59
3.7.3 高压交换闸 .....	61
3.7.4 变压器油 .....	62
<b>第 4 章 X 线机控制部分</b> .....	65
4.1 概述 .....	65
4.1.1 对电路的基本要求 .....	66
4.1.2 基本电路 .....	66
4.2 电源电路 .....	68
4.2.1 X 线机电源电路 .....	68
4.2.2 X 线机对电源内阻的要求 .....	69



4.3	高压初级电路与管电压调整电路	70
4.3.1	高压控制方法	70
4.3.2	高压调节方法	74
4.3.3	管电压预示方法	76
4.3.4	高压初级电路实例	78
4.4	X线管管电流调节电路	80
4.4.1	基本电路组成	80
4.4.2	X线管空间电荷补偿器	81
4.4.3	XG200型X线机的管电流调节电路	83
4.5	高压整流与管电流测量电路	85
4.5.1	自整流及管电流测量电路	85
4.5.2	单相全波整流及管电流测量电路	85
4.5.3	三相整流及管电流测量电路	86
4.5.4	XG200型X线机管电流测量电路	89
4.6	计时器	90
4.6.1	阻容计时电路	91
4.6.2	数字时钟计时电路	94
4.7	自动曝光控制电路	95
4.7.1	管电流自动降落负载原理	95
4.7.2	光电计时原理	97
4.7.3	F-ATR原理	98
4.8	旋转阳极启动、保护及延时电路	98
4.8.1	基本原理	98
4.8.2	旋转阳极启动保护及延时电路	99
4.9	X线管安全保护电路	102
4.9.1	电路结构	104
4.9.2	电路分析	104
4.10	操作控制电路	104
4.10.1	透视及胃肠点片摄影电路	105
4.10.2	摄影电路	106
4.11	应用中、高频逆变技术的X线机	107
4.11.1	逆变技术	107
4.11.2	中频X线机	109
<b>第5章</b>	<b>数字X线成像系统</b>	<b>113</b>
5.1	概述	113
5.2	计算机X线摄影系统	115
5.2.1	CR的基本组成和工作原理	115

5.2.2	成像板 .....	116
5.2.3	读取装置 .....	117
5.2.4	计算机图像处理 .....	119
5.2.5	图像储存和记录装置 .....	123
5.3	数字 X 线摄影系统 .....	125
5.3.1	DR 的基本结构和工作原理 .....	125
5.3.2	直接数字 X 线摄影 .....	126
5.4	数字减影血管造影系统 .....	132
5.4.1	基本结构和工作原理 .....	132
5.4.2	DSA 的成像方式 .....	133
5.4.3	DSA 对设备的特殊要求和技术措施 .....	137
<b>第 6 章</b>	<b>医用电视系统 .....</b>	<b>141</b>
6.1	X 线电视系统的结构 .....	141
6.2	影像增强器 .....	142
6.2.1	影像增强管 .....	142
6.2.2	辅助装置 .....	146
6.2.3	光学系统 .....	147
6.3	电视摄像机 .....	148
6.3.1	摄像管式摄像机 .....	148
6.3.2	CCD 摄像机 .....	152
6.4	电视信号的组成与传送 .....	154
6.4.1	图像和扫描 .....	154
6.4.2	电视信号 .....	155
6.5	高清晰度电视 .....	157
<b>第 7 章</b>	<b>核医学成像系统 .....</b>	<b>159</b>
7.1	概述 .....	159
7.1.1	核医学成像的特点 .....	159
7.1.2	核医学成像的发展 .....	160
7.1.3	核医学成像设备的分类及临床应用 .....	161
7.2	核医学成像的基本原理和技术 .....	162
7.2.1	核医学成像的物理基础 .....	162
7.2.2	核医学成像的辐射检测技术 .....	163
7.3	$\gamma$ 照相机 .....	167
7.3.1	$\gamma$ 相机的基本结构与工作原理 .....	168
7.3.2	准直器 .....	169
7.3.3	闪烁晶体 .....	172



7.3.4	光电倍增管阵列 .....	172
7.3.5	$\gamma$ 相机的电路 .....	173
7.3.6	信号处理和图像显示 .....	175
7.4	单光子发射型计算机体层设备 .....	176
7.4.1	单光子 .....	176
7.4.2	SPECT 的类型与探头特点 .....	176
7.4.3	SPECT 的成像原理和基本结构 .....	178
7.4.4	SPECT 的性能指标及特点 .....	179
7.5	正电子发射型计算机体层设备 .....	181
7.5.1	正电子和正电子放射性核素 .....	181
7.5.2	成像的基本原理和方法 .....	182
7.5.3	高能准直成像设备 .....	183
7.5.4	双探头 SPECT 符合检测成像设备 .....	183
7.5.5	PET 成像设备 .....	184
7.6	正电子检测体层/X线螺旋 CT .....	188
7.6.1	基本原理 .....	188
7.6.2	图像特点 .....	188
<b>第 8 章</b>	<b>X 线计算机体层成像 .....</b>	<b>191</b>
8.1	X 线 CT 成像原理 .....	191
8.1.1	X 线 CT 成像的数理基础 .....	191
8.1.2	X 线 CT 成像的数据采集 .....	195
8.1.3	图像重建方法 .....	196
8.2	X-CT 扫描方式 .....	200
8.2.1	单束平移-旋转方式 .....	200
8.2.2	窄扇形束扫描平移-旋转方式 .....	200
8.2.3	旋转-旋转方式 .....	201
8.2.4	静止-旋转扫描方式 .....	202
8.2.5	螺旋扫描方式 .....	203
8.2.6	高速扫描方式 .....	203
8.3	CT 成像系统的基本结构 .....	205
8.3.1	数据采集系统 .....	205
8.3.2	计算机系统 .....	210
8.3.3	图像显示、记录和存储系统 .....	213
8.4	CT 图像处理 .....	214
8.4.1	图像处理功能的种类 .....	214
8.4.2	显示功能处理 .....	215
8.4.3	确定和测量兴趣区域 .....	218

8.5	CT 图像质量 .....	219
8.5.1	CT 成像系统的主要技术指标 .....	219
8.5.2	CT 图像与 X 线照片评价比较 .....	220
8.5.3	影响 CT 图像质量的参数 .....	221
8.5.4	典型的 CT 图像干扰 .....	226
8.6	螺旋 CT 和多层螺旋 CT .....	227
8.6.1	螺旋 CT .....	227
8.6.2	多层面 CT .....	232
<b>第 9 章</b>	<b>磁共振成像</b> .....	<b>237</b>
9.1	概述 .....	237
9.1.1	磁共振成像的临床应用 .....	237
9.1.2	磁共振成像的特点 .....	238
9.2	磁共振成像的基本原理 .....	238
9.2.1	原子核的特性 .....	238
9.2.2	恒定静磁场的作用 .....	239
9.2.3	射频磁场的作用 .....	241
9.2.4	磁共振的图像信号 .....	242
9.3	磁共振图像空间定位和重建技术 .....	245
9.3.1	梯度磁场的概念 .....	245
9.3.2	层面选择梯度 .....	246
9.3.3	频率编码梯度 .....	246
9.3.4	相位编码梯度 .....	247
9.3.5	傅里叶变换 .....	248
9.3.6	多层面成像 .....	249
9.3.7	三维成像 .....	249
9.3.8	数据储存 .....	249
9.4	磁共振成像的序列技术 .....	250
9.4.1	脉冲序列的基本概念 .....	250
9.4.2	自旋回波序列 .....	250
9.4.3	快速自旋回波类型序列 .....	251
9.4.4	反转恢复序列 .....	253
9.4.5	梯度回波序列 .....	254
9.4.6	梯度自旋回波序列 .....	256
9.4.7	回波平面成像序列 .....	256
9.4.8	超快速成像序列的特殊应用 .....	257
9.4.9	化学位移技术 .....	259
9.5	磁共振血管成像 .....	259

9.5.1	时间飞越法 MRA	260
9.5.2	相位对比法 MRA	260
9.5.3	对比增强 MRA	261
9.6	磁共振成像的设备	261
9.6.1	磁体	261
9.6.2	射频系统	264
9.6.3	梯度磁场系统	266
9.6.4	计算机系统	269
9.6.5	辅助设备	270
9.7	MR 图像质量的评价指标与影响参数	271
9.7.1	MR 图像质量的评价指标	271
9.7.2	成像参数对 MR 图像质量的影响	272
<b>第 10 章</b>	<b>超声成像</b>	<b>275</b>
10.1	概述	275
10.1.1	超声成像的发展简史	275
10.1.2	超声诊断的临床应用特点	276
10.1.3	脉冲式回波超声诊断仪的基本类型	276
10.1.4	超声诊断仪的基本结构	278
10.2	医用超声成像的声学基础	278
10.2.1	超声波	278
10.2.2	超声波的传播特性	279
10.3	医用超声换能器	279
10.3.1	压电效应与压电材料	279
10.3.2	超声换能器的结构	280
10.3.3	聚焦换能器	281
10.4	超声脉冲回波成像原理	283
10.4.1	超声脉冲回波成像的基本原理	283
10.4.2	超声脉冲回波成像的主要工作参数	284
10.5	超声诊断仪的基本电路	286
10.5.1	发射电路	286
10.5.2	接收电路	286
10.5.3	主控电路	287
10.5.4	扫描发生器	287
10.5.5	电源	287
10.6	B 型超声成像系统	287
10.6.1	B 型超声诊断仪的工作原理及分类	288
10.6.2	B 型超声诊断仪中的换能器	293

10.6.3	B型超声诊断仪中的电路原理 .....	294
10.6.4	数字扫描转换器 .....	295
10.6.5	B型超声诊断仪中的几种新技术 .....	296
10.6.6	M型超声诊断仪 .....	301
10.7	超声多普勒技术 .....	303
10.7.1	超声多普勒技术的工作原理 .....	303
10.7.2	超声多普勒成像系统 .....	308
<b>参考文献</b> .....		<b>313</b>
<b>缩略语</b> .....		<b>314</b>

# 概 论

本章概述各种医学成像技术,对各类医学成像系统的发展历程作了概括的回顾,简要说明其成像及应用特点等。

医学成像设备作为疾病诊断的重要手段,已经成为医学发展的标志之一。统计表明,医院中 1/3 以上的资金用在成像设备上,而各大跨国公司在其民用产品开发上,医学成像设备占有很大的比例。

医学成像技术以观察人体信息为目的,目前使用较为广泛的是 X 线成像、超声波成像、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、放射性核素成像(radionuclide imaging, RNI)、热成像、光学成像等。医学影像信息的载体按其物理性质可分为电离辐射类和非电离辐射类。X 线、 $\gamma$  射线和其他放射性核素(radionuclide, RN)属电离辐射类;超声波、磁共振信号、红外线、微波、光、激光等属非电离辐射类。随着计算机技术的发展,微机化的医学成像设备,已经使传统的成像设备焕发新的功能,出现了许多新设备,如计算机体层(computed tomography, CT)成像、数字 X 线成像、MRI、超声成像、 $\gamma$  照相机、单光子发射体层和正电子发射体层等设备。不同的设备由于成像的原理不同,各有其特点,可以相互补充,完整地反映人体的功能状态,使疾病的诊断更准确,治疗方法更完善,对医生和病人的损害最小。

## 1.1 医学成像的发展历程

### 1.1.1 普通 X 线成像

1895 年,德国物理学家伦琴在做真空管高压放电实验时,发现了一种肉眼看不见,但具有很强的贯穿能力,可使某些物质发荧光

和使胶片感光的新型射线,即 X 线。他的这一伟大发现掀起了世界科技史上重要的一页,为此,伦琴于 1901 年荣获首次诺贝尔物理学奖。

X 线发现后即用于医学临床,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 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 线球管。20 世纪 10—20 年代,出现了常规 X 线机。20 世纪 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 线机发生了重大变化。20 世纪 50 年代初开发了影像增强器,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。20 世纪 60 年代初,X 线电视的诞生使工作人员可与 X 线隔离,现代摄录技术和自动控制技术开始应用于 X 线机。到 20 世纪 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,利用逆变技术产生高压,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,计算机技术也应用于 X 线机。目前,X 线机实现了程控,正在向智能化发展,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。

X 线成像是把三维的人体组织或器官对 X 线的吸收分布投射在二维的成像媒介(胶片、显示屏)上的技术。临床放射学证明 X 线机作为医学成像系统大家庭中的一名老成员,至今仍有效的检查设备,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,仍占有重要的地位。

### 1.1.2 计算机技术参与的 X 线成像

为了克服传统的 X 线成像将三维图像压缩成二维的缺点,可利用计算机技术把体层内 X 线的吸收分布,以 CT 值形式进行重建图像,得到人体的断层图。1972 年,英国工程师豪斯菲尔德研制成功世界上第一台用于颅脑的 CT 扫描机。这是电子技术、计算机技术和 X 线技术相结合的产物,它的问世,为现代医学影像设备学奠定了基础。

近 20 年,CT 技术一直以提高成像速度和成像质量作为追求的目标,20 世纪 80 年代螺旋 CT(spiral CT)、电子束 CT(electron beam CT,EBCT)即超高速 CT(ultrafast CT,UFCT)相继出现,20 世纪 90 年代开发出多层螺旋 CT。30 年来 CT 设备的更新速度极快,单层扫描时间由最初的几分钟到亚秒级。

多层螺旋 CT(multi-slice spiral CT,MSCT)是当前 CT 设备技术发展的一个热点。2001 年 16 层采集的螺旋 CT 已问世,采集时间一般为 0.5s/周。以身高 1.55m 的病人为例,2.5mm 层厚采集时,能在 19~22s 内完成全身扫描。如何有效地降低剂量,克服锥形束伪影,提高实用价值,是 16 层 CT 有待进一步解决的课题。与正电子发射型体层 PET 一体化的组合型 CT 在完成 CT 检查后可直接进行 PET 检查,使 CT 的形态学信息与 PET 的功能性信息通过工作站准确融合,更准确地完成定性与定量的诊断。EBCT 仍然是检查心脏和心血管病的最佳手段。实现容积(volume)CT 是今后 CT 设备发展的目标,其用平板探测器 CT 或超宽探测器 CT 代替传统的 X 线 CT,虽目前尚在开发阶段,但一旦技术成熟,从成像原理、机器设计、信息模式、成像速度、射线剂量到运行成本都会有

根本的改变,将会引起 CT 技术的又一次革命。

### 1.1.3 数字 X 线成像

20 世纪 70 年代兴起数字化浪潮,集成电路大量应用到 X 线机。数字 X 线成像是将 X 线透射图像数字化并进行图像处理显示的技术。1979 年出现飞点扫描的数字 X 线摄影(digital radiography, DR)系统;20 世纪 80 年代初,开发了数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)和计算机 X 线摄影(computed radiography, CR);20 世纪 90 年代研制出数字 X 线检测器和直接数字 X 线摄影(direct DR, DDR)设备,20 世纪 90 年代中期,推出了一些实用的平板检测器 DDR 设备。开发 X 线实时高分辨率数字成像板是数字 X 线成像设备创新的关键。

数字 X 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。

### 1.1.4 超声成像

超声(ultrasound, US)成像是接收从人体组织反射或透射的超声波,获得反映组织信息的声像图的技术。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,在影像诊断中得到广泛应用。1983 年研制出彩色超声多普勒成像仪,1984 年出现超声 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。

### 1.1.5 磁共振成像

磁共振成像是通过测量人体组织中原子核的磁共振信号,用数学方法计算出组织中质子密度的差异,实现人体成像。常用的图像重建方法采用傅里叶变换法。20 世纪 80 年代初用于临床的磁共振成像设备,是一种崭新的非电离辐射式医学成像设备。近年来,已有多家公司推出了 3.0T 的 MR 设备,这种设备的梯度场强可达为 40mT/m,切换率可达 150mT/(m·ms),从而可使回波时间更短,每次脉冲重复时间可获得更多的层面。中场超导(0.7T)开放型 MR 便于开展介入操作和检查中监护患者。双梯度场技术可在较小范围内达到更高的梯度场强,有利于完成各种高级成像技术,如扩散成像、灌注成像等功能。降噪措施和成像专用线圈也都有了较大的进步,如功能成像线圈和肢体血管成像线圈等。MR 脑影像的分辨率极佳,显微成像的分辨率达到 50~10 $\mu$ m,现已成为医学影像诊断设备中重要的组成部分。生物体磁共振波谱分析(MR spectroscopy,



MRS)具有研究机体物质代谢的功能和潜力,今后如能进一步实现 MRI 与 MRS 结合的临床应用,将会引起医学诊断学上一个新的突破。

### 1.1.6 核医学成像

放射性核素成像技术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 $\gamma$ 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),开始了 RN 体层显像的时代。由于 PET 价格昂贵,1995年开发出双探头符合检测 SPECT,它和超高能准直器 SPECT(统称为正电子符合检测 SPECT)都具有一定的 PET 功能,而价格降低;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,还具备同机图像融合功能。PET/CT 采用 X 线获得人体组织密度后,对 PET 图像进行衰减校正;用 CT 图像对 PET 图像病变部位进行精确解剖定位和鉴别诊断;利用融合图像拟定放射治疗计划。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有独特的作用。

正电子符合检测 SPECT 和 PET/CT 是多功能成像设备,增强了分子显像、代谢显像和基因显像功能,不仅提供诊断信息而且提供治疗信息,它们的出现是医学成像系统和技术的重大进展。

### 1.1.7 影像学新技术

介入放射学和仿真影像学是影像学的新技术。伴随着医学影像设备的不断发展,介入放射学自 20 世纪 60 年代兴起,于 70 年代中期逐步应用于临床,近年来尤以介入治疗进展迅速。因其具有安全、简便、经济等特点,深受医生和病人的普遍重视与欢迎。

介入放射学是指在高精度计算机化的成像系统的导向、监视下完成穿刺、插管、造影和治疗。通过将各种特制的穿刺针、导管选择性地插入人体的病变区,注入对比剂后监控操作,以取得组织学、细菌学、生化和生理学资料,有针对性地引入药物或栓塞剂等进行治疗。这种技术既是诊断方法,又是治疗手段,操作简便,创伤小,对不少疾病具有其他临床科室无法比拟的治疗作用,是放射学发展的一个新领域。现在临床常用的有介入性 DSA 检查和介入性超声检查。

仿真影像学的问世是继 CT、MRI 问世后医学影像学发展的又一飞跃。目前,仿真影像学是利用 CT、MRI、DSA 或超声等二维或三维容积影像作为源影像数据进行三维图像后处理重建,获得一种新的能直观器官腔内或外表面形态及其病理变化的立体图像,进行医学诊断、医学教育、模拟手术和协助治疗的医学影像学分支学科。仿真影像学的前提是源影像技术,包括 CT、MRI 容积采集技术,DSA 旋转采集技术和三维超声技术等。成像的关键是计算机三维图像后处理技术,主要包括仿真内镜(virtual endoscopy, VE)技术、多平面重建(multi-planar reformation, MPR)、曲面重建(curved planar reformation, CPR)、表面阴影显示(shaded surface display, SSD)技术、最大/最小强度投影(maximum/

minimum intensity projection, MIP/Min-IP)技术等。

仿真内镜成像是利用特殊的计算机软件功能,将扫描获得的图像源数据进行后处理,对空腔器官内表面具有相同像素值范围的部分进行三维重建,再利用计算机的模拟导航技术进行腔内观察,并赋予人工伪色彩和不同的光照强度,最后连续回放,即可获得类似纤维内镜行进和转向直视观察效果的动态重建图像。

多平面重建指容积扫描以像素为单位的图像,被重建成为以像素为单位的二维数据后,再用冠状、矢状或横断面去截取三维数据,得到重构的二维图像。在所有算法中,MPR算法最为简单,耗时最少。若在冠状、矢状或横断面上画任意的曲线,此曲线所确定的柱面所截得的二维图像就是曲面重建图像。CPR是MPR改进的算法,通过人工描述出兴趣结构的中心线或自动跟踪三维体结构的轨迹所形成的曲面去截取三维数据,获得二维重建图像。

最大强度投影是指三维体数据沿着任一方向投影时,将灰度值最大的一个投影值作为像素值投影而形成的图像。如果取最小投影值作为结果投影值形成的图像则称为最小强度投影。MIP/Min-IP原理较为简单,一般用于控制CT或MRI扫描的计算机都带有这种三维重建的软件包,在控制台(而非工作站)即可进行重建,应用最为广泛。

表面阴影显示是通过计算机将容积扫描原始数据按表面数学模式计算,使被扫描物体表面大于某个确定阈值的所有相关像素连接起来成像。它要求须先设定一个阈值最低数值,计算机将邻近像素的CT值或MRI信号强度值与这个阈值进行比较,凡是高于这个阈值的像素确定为白色,作等密度或等信号强度处理,低于这个阈值的像素则定为黑色,作舍弃处理,并用阴影技术进行处理,从而得到可以从任意角度投影成像的二维表面轮廓影像。

医学三维成像,从方法上讲,主要分为体(积)绘制、(表)面绘制以及介于二者之间的方式。面绘制和体绘制均可以SSD、VE等的图像形式表现出来,但目前仿真影像学三维图像成像主要采用体绘制技术。

(1)体绘制。即体积重建,用得最多的是光线跟踪(ray tracing)技术,也称光线投射(ray casting)技术。目前医疗设备上所用的诸如SSD、MIP、Min-IP等绘制方法,均属体绘制,是从光线投射基础上发展起来的,只是在方法上有了一些变动。

(2)面绘制(surface rendering)。即表面再现,是通过组织分割得到一些等值面,进而提取成为面元结构,最后进行重建成像。从图像质量上看,目前已经难以区分体绘制与面绘制。但是,如果仔细观察,面绘制上可以看到一些细微的线条结构,而体绘制则较少出现。

(3)介于体绘制及面绘制之间的一些成像方式。主要有MPR、CPR等。从概念上来说,这些成像方式是将一些内部的层面,通过内部重建算法得到具体的切割图像,然后通过三维空间构型显示相对位置,这就是断层组合显示方式。它虽然不能提供完整的三维成像结果,但是由于符合医生的观察习惯、空间位置明确、算法较为简单、易于实现等而越来越多地被利用。

表1-1列出了医学成像设备发展的概况。