



全国工程专业学位研究生教育国家级规划教材

康 雁 主编

医学成像技术与系统

<http://www.tup.com.cn>

清华大学出版社

全国工程专业学位研究生教育国家



康雁 主编

医学成像技术与系统

清华大学出版社

内 容 简 介

在概述医学成像历史、现状、作用和一般性规律的基础上,本书重点阐述五种模态的成像技术与系统,即 X 射线摄影成像、计算机断层成像、磁共振成像、核医学成像和医学超声成像。对于每种成像模态,均从物理化学基础、成像原理与过程、系统架构、核心部件和临床应用等维度展开。最后,阐述了几种重要的医学图像后处理技术。

本书可作为生物医学工程专业本科生和研究生的入门教材,对医学影像相关领域的研究人员也有一定参考价值。

版权所有,侵权必究。侵权举报电话:010-62782989 13701121933

图书在版编目(CIP)数据

医学成像技术与系统/康雁主编. —北京:清华大学出版社,2014

全国工程专业学位研究生教育国家级规划教材

ISBN 978-7-302-37530-2

I. ①医… II. ①康… III. ①影象诊断—研究生—教材 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 174612 号

责任编辑:罗 健 赵从棉

封面设计:常雪影

责任校对:赵丽敏

责任印制:刘海龙

出版发行:清华大学出版社

网 址: <http://www.tup.com.cn>, <http://www.wqbook.com>

地 址:北京清华大学学研大厦 A 座 邮 编:100084

社 总 机:010-62770175

邮 购:010-62786544

投稿与读者服务:010-62776969, c-service@tup.tsinghua.edu.cn

质 量 反 馈:010-62772015, zhiliang@tup.tsinghua.edu.cn

印 刷 者:北京富博印刷有限公司

装 订 者:北京市密云县京文制本装订厂

经 销:全国新华书店

开 本:185mm×260mm

印 张:21

字 数:507千字

版 次:2014年12月第1版

印 次:2014年12月第1次印刷

印 数:1~2500

定 价:49.80元

产品编号:037288-01

编 委 会

主 编：康 雁

副主编：齐守良

编 者：（以姓氏笔画为序）

李 宏 李建华 吴国城 张耀楠 金 程 项士海

前言

医学成像技术与系统是一门综合性的工程学课程,包含了数理科学、电子信息技术和机械制造等学科知识,主要研究医学图像采集、重建、显示、传输、存储、处理和解读等一系列过程。利用不同模态、无创(或微创)的医学成像技术可以获得反映人体内部组织形态和功能变化的医学影像,从而挖掘出重要病理特征和相关知识。这种多模态、多维度、多尺度、动态的、量化信息将人类对于健康和疾病的认识提高到一个前所未有的水平,也推动了整个医疗过程正由“以疾病为中心的模式”向“以健康为中心的模式”演变。

日新月异的医学成像技术极大地延伸了人们观察世界的的能力,在推动基础医学和临床医学快速进步的同时,也不断地受到医学领域中新需求的挑战,医学成像技术在持续创新中得到传承和发展。总体上,医学成像技术正在由解剖结构向生理生化功能、由静态向动态、由定性向定量、由模拟向数字、由组织非特异向靶向、由单纯诊断向诊断治疗发展。同时,无创、多模态融合和分子影像也是医学成像技术发展的重要趋势。相应地,医学影像装备制造始终是一个具有高科技含量和高附加值的高科技行业,体现着一个国家整体的科技水平和综合竞争力。与发达国家相比,中国的医学影像装备制造起步较晚,医学成像的核心技术和专业人才极其匮乏,医学成像技术与系统有必要成为生物医学工程专业本科和硕士研究生的核心必修专业课程之一。

1998年,中国的第一台CT在东北大学和东软集团产学研相结合的实践中诞生。这不仅打破了国外产品和技术对中国医学影像装备的长期垄断,更开启了中国高校产学研模式的新变革。编者在多年的产学研相结合的实践中,深感现有教材在知识全面性、技术鲜活性及理论联系实际等方面尚无法满足人才培养的实际需求。在教育部教学指导委员会工程硕士培养专家组的鼓励和倡导下,我们组成了以东北大学中荷生物医学与信息工程学院和东软医疗系统有限公司相关研究人员和产业专家为核心的教材编著团队。历时4年的积累和完善,完成了本书的编著工作。本书受益于近些年蓬勃发展的生物医学工程研究和医学影像产业,在借鉴国内外大量参考资料的同时,还紧密结合工程转化和产业实践,力求做到内容全面、结构合理、详略得当、贴近产业第一线,成为一本实用型的工程教材。

本书共7章。第1章概述了医学成像的历史和发展现状、医学影像在临床应用中的重要作用,并归纳和总结医学成像系统的一般性规律和发展趋势;第2~6章分别阐述了临床中广泛应用的5种成像模态,即X射线摄影成像、计算机断层成像技术(computed tomography, CT)、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、核医学成像和医学超声成像。对于每种成像模态,都从物理和化学基础、成像原理、成像过程、系统架构、核心部件、基本成像技术和重要最新技术,以及典型的临床应用、生物效应与安全等几个维度展开。第7

章是关于医学影像的后处理技术,包括图像再现、增强、分割、特征检测、配准与融合等,也包括肺部、心脏、乳腺、结肠、脑部等方面的临床应用和影像处理技术的发展趋势。

本书是由东北大学和东软医疗系统有限公司相关研究团队合作完成的。康雁教授整体组织和策划了全书的编写,并与齐守良副教授联合撰写了第1章和第3章,齐守良副教授撰写了第2章和第4章,项士海副教授撰写了第5章,张耀楠教授撰写了第6章,李宏博士和李建华博士共同撰写了第7章。东软派斯通医疗系统有限公司吴国城工程师参与了第5章的撰写,东软医疗系统有限公司李双学总工程师和胡红兵博士参与了前期策划和后期审稿,金程工程师参与了第6章的撰写。书中部分研究成果得到国家自然科学基金项目(51006021,61071213)、中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(N110419001)和辽宁省科技项目教育厅一般项目(L2012080)的资助。感谢徐明杰、吴昊、邹云鹏等在部分章节整理和插图绘制过程中给予的帮助。

本书可作为生物医学工程专业本科生和研究生的入门教材,对从事医学影像系统研究和开发的工程技术人员、医学影像专业的医师和工作人员也有一定参考价值。作为教材时,建议理论授课50学时,并设置相应仿真和实验课20学时。国内高校可根据实际情况有重点地选择部分内容深入讲解,同时可考虑补充一些线性系统理论的知识,如信号与系统、傅里叶变换、信号采样与重建等。与本书配套的双语教学课件也已经制作完毕。采用本书作为教材的教师可通过电子邮件(kangyan@bmie.neu.edu.cn或qisl@bmie.neu.edu.cn)联系编者。

当前科技迅猛发展,产业跨界融合,给医学成像技术与系统的教材编著工作带来了极大的挑战,准确描述全部知识点十分困难,加上编著团队时间和精力的限制,尽管已经十分努力,但仍难免存在遗漏和不准确之处,恳请读者给予批评和指正,以便再版时修改。

康 雁 齐守良

2014年8月于沈阳

目 录

第 1 章 概述	/1
1.1 医学成像的发展史和现状	1
1.1.1 X 射线摄影成像	1
1.1.2 X 射线计算机断层成像	2
1.1.3 磁共振成像	3
1.1.4 核医学成像	4
1.1.5 医学超声成像	5
1.2 医学影像在临床应用中的重要作用	6
1.3 医学成像系统的一般性规律	9
1.3.1 医学成像的一般过程	9
1.3.2 多学科交叉促进医学影像的进步和原始创新	10
1.4 医学成像系统的发展趋势	10
1.4.1 医学成像系统向微创或无创发展	11
1.4.2 多模态融合是影像设备发展的重要趋势	11
1.4.3 分子影像技术在疾病的早期检测、机理研究和新药研发方面将发挥 重要作用	12
1.5 医学成像技术的学科和产业背景	13
1.5.1 生物医学影像是生物医学工程学科的重要组成部分	13
1.5.2 生物医学影像设备产业和市场状况	14
习题	14
第 2 章 X 射线摄影成像	/15
2.1 X 射线的发现和物理本质	15
2.1.1 X 射线的发现	15
2.1.2 X 射线的物理本质	15
2.2 X 射线的产生	17
2.2.1 X 射线产生的微观物理机制	17
2.2.2 X 射线产生的宏观设备器件	19

2.3	X射线与物质的相互作用	27
2.3.1	X射线的质和量	27
2.3.2	X射线与物质相互作用的宏观效应	30
2.3.3	X射线与物质相互作用的微观机制	31
2.3.4	X射线束与物质的相互作用	36
2.3.5	X射线与人体的相互作用	37
2.4	X射线摄影成像	39
2.4.1	屏片X射线摄影成像	40
2.4.2	CR	41
2.4.3	DR	43
2.4.4	探测器性能评价	50
2.4.5	DR的典型临床应用	52
2.5	X射线透视和DSA	58
2.5.1	X射线透视	58
2.5.2	数字减影血管成像	59
	习题	63
第3章	计算机断层成像	/64
3.1	CT的发展和概述	64
3.2	CT投影和重建算法	66
3.2.1	CT投影	67
3.2.2	Radon空间与变换	69
3.2.3	图像重建理论	70
3.2.4	图像重建算法	73
3.3	扇形束反投影重建算法	82
3.3.1	等角度扇形束扫描的图像重建算法	83
3.3.2	等距离扇形束扫描的图像重建算法	86
3.4	迭代重建	90
3.4.1	代数重建方法	90
3.4.2	统计迭代重建	94
3.5	螺旋CT	98
3.5.1	螺旋CT的特点	98
3.5.2	螺旋截距	99
3.5.3	图像重建算法	99
3.5.4	多层螺旋CT	100
3.6	CT图像显示、质量和伪影	102
3.6.1	CT图像显示	102
3.6.2	CT图像质量	103

3.6.3	伪影	104
3.7	CT 扫描设备的基本结构	108
3.7.1	扫描机架系统	108
3.7.2	X 射线球管	109
3.7.3	高压发生器	111
3.7.4	探测器	111
3.7.5	数据采集系统(DAS)	112
3.7.6	准直器	112
3.7.7	过滤器	113
3.7.8	重建引擎	113
3.8	特定用途 CT	114
3.8.1	心脏 CT(cardiac CT)	114
3.8.2	平板探测器 CT	115
3.8.3	多 X 射线球管 CT(multiple X-ray tube CT)	117
3.8.4	多焦点 X 射线球管 CT	118
3.8.5	双能 CT	119
3.9	CT 辐射剂量和降低措施	122
3.9.1	CT 辐射剂量	122
3.9.2	CT 剂量降低技术和措施	123
	习题	126
第 4 章	磁共振成像	/128
4.1	磁共振物理基础	128
4.1.1	自旋和角动量	128
4.1.2	磁矩	129
4.1.3	进动	130
4.1.4	塞曼能级分裂	131
4.1.5	宏观磁化矢量	132
4.1.6	核磁共振现象	134
4.1.7	信号测量和加权	141
4.1.8	NMR 测量	145
4.2	MR 图像	145
4.2.1	层面选择	145
4.2.2	位置编码: k 理论	147
4.2.3	失相位现象	150
4.2.4	基本成像脉冲序列	152
4.3	图像品质	171
4.3.1	对比度	171

4.3.2	分辨率	172
4.3.3	噪声	173
4.3.4	伪影	174
4.4	MRI 成像系统构造	176
4.4.1	磁体系统	176
4.4.2	梯度系统	181
4.4.3	射频系统	184
4.5	生物效应和安全	187
4.5.1	生物效应	187
4.5.2	安全	188
4.6	未来展望	189
	习题	189
第 5 章	核医学成像	/193
5.1	核医学物理化学基础	194
5.1.1	放射性核素	194
5.1.2	放射性核素的产生	195
5.1.3	放射性药物及其选择性聚集机制	195
5.2	核医学探测器	197
5.2.1	核医学探测器种类	197
5.2.2	探测器材料的物理特性	198
5.2.3	核医学探测器的基本性能	199
5.3	核医学平面成像设备	200
5.3.1	γ 相机系统构成	201
5.3.2	成像准直器	201
5.3.3	γ 相机闪烁晶体	203
5.3.4	γ 相机电子学系统	203
5.4	单光子发射计算机断层成像	206
5.4.1	SPECT 探测器	207
5.4.2	SPECT 衰减校正	208
5.4.3	SPECT 图像重建	210
5.5	正电子发射计算机断层成像	210
5.5.1	PET 成像物理原理	210
5.5.2	PET 探测器	212
5.5.3	符合探测	214
5.5.4	PET 数据采集模式	216
5.5.5	PET 图像重建	217
5.5.6	飞行时间 PET 技术	219

5.6	PET/CT/MRI 多模成像系统	219
5.7	小动物 PET	222
	习题	224
第 6 章	医学超声成像 /226	
6.1	医学超声的物理基础	226
6.1.1	超声波的一般概念	226
6.1.2	超声波的产生	227
6.1.3	均匀介质中波的传播	227
6.1.4	非均匀介质中波的转播	230
6.1.5	多普勒效应	232
6.2	A 型、M 型、B 型超声成像原理	233
6.2.1	A 型超声诊断仪	233
6.2.2	M 型超声诊断仪	233
6.2.3	B 型超声的扫描方式	234
6.3	多普勒成像原理	237
6.3.1	连续多普勒超声诊断仪	238
6.3.2	脉冲多普勒诊断仪	238
6.3.3	彩色多普勒超声诊断仪	240
6.3.4	能量多普勒成像	242
6.4	超声成像系统的组成部分	243
6.4.1	医学超声系统结构	244
6.4.2	换能器	245
6.4.3	前端部分	246
6.4.4	中端部分	249
6.4.5	后端部分	251
6.5	超声成像的信号、信道、指标与相关算法	252
6.5.1	超声发射信号的形式及其特性	252
6.5.2	超声信号与系统的主要指标	253
6.5.3	超声发射通道	257
6.5.4	波束形成的基本理论	259
6.5.5	数字超声接收处理通道	263
6.6	超声弹性成像	266
6.6.1	弹性成像基本原理	267
6.6.2	超声弹性成像的分类	267
6.6.3	一维位移/应变估计的基本算法	268
6.6.4	二维位移/应变估计的基本算法	270
6.7	超声成像新技术	273

6.7.1	血管内超声成像	273
6.7.2	超声造影成像	275
6.7.3	光声成像	276
	习题	278
第7章 医学影像后处理 /279		
7.1	基本的医学影像处理技术	280
7.1.1	图像再现	280
7.1.2	图像增强	286
7.1.3	图像分割	291
7.1.4	特征检测	293
7.1.5	图像配准及融合	295
7.2	主要的医学影像处理应用	298
7.2.1	X-ray 影像处理应用	298
7.2.2	CT 影像处理应用	300
7.2.3	MR 影像后处理应用	312
7.2.4	核医学影像后处理	312
7.2.5	超声影像后处理应用	312
7.3	医学影像处理的发展趋势	315
7.3.1	从结构分析到功能分析	316
7.3.2	多影像融合	316
7.3.3	多信息综合辅助诊断	317
	习题	317
参考文献 /318		

第 1 章

概 述

医学图像是表达人体海量信息的一种有效方式。人体是一个复杂系统,理解其静态和动态特性需要大量(或海量)信息。如何获取、处理和显示人体信息,将其理解并转变成知识,提出科学的诊断和治疗方法,一直是临床医生和研究人员们面临的挑战。在多数情况下,图像是一种非常有效的信息表达方式。一幅图像所表达的信息量是几个数据或几条曲线所无法比拟的。“耳听为虚,眼见为实”和“闻名不如见面”均在一定程度上说明,人们对视觉的依赖和信任程度要远高于其他感知方式。

医学图像科学是研究医学图像采集、重建、显示、传输、存储、处理和解读等一系列过程的一门现代科学技术。一般地,可将其研究领域分成两个相对独立的研究方向,即医学成像技术(medical imaging technology)和医学图像处理(medical imaging processing)。前者是指图像的形成过程,包括成像原理、成像设备和成像系统分析等内容;后者是指对获取图像的后处理,包括显示、传输、存储、处理和解读等内容。第 2~6 章主要阐述 5 种医学成像模式,即 X 射线摄影成像、计算机断层成像、磁共振成像、核医学成像和医学超声成像,在第 7 章阐述医学影像后处理。

本章将首先回顾医学成像的历史和发展现状;然后概述医学影像在临床应用中的重要作用;接着,归纳和总结医学成像系统的一般性规律和发展趋势;最后,简述了医学影像在生物医学工程学科中的重要地位,以及医学影像装备产业的发展状况。

1.1 医学成像的发展史和现状

1.1.1 X 射线摄影成像

在 20 世纪以前,医生获取疾病和损伤信息的能力十分有限。无论西医还是中医,本质上均依靠人类的几种感觉(如看、听、触摸、闻或尝)来完成。由于患者的谨慎和传染疾病的控制,即使这几种方式也无法被充分利用。经常地,医生的作用仅仅是安抚患者和家属,而不是干预疾病发展,使患者恢复健康。

医学诊断用 X 射线的引入是医学成像系统发展过程中的一个重要里程碑。1895 年 11 月,德国科学家伦琴(Rontgen)在研究阴极放电实验时,发现一种射线可以穿透不同物质后被摄影底片记录下来,他将这种射线命名为 X 射线,并拍摄了一张手的影像(见图 1.1)。短短一个月内,X 射线就作为医学工具迅速在德、英、法和美国等地得到推广和应用。在随后

的几十年中,影像增强器和旋转阳极 X 射线球管等技术不断涌现,使得 X 射线成像一直是临床上最常用的成像设备。

近年来,随着计算机技术的发展,以胶片为图像记录介质的传统 X 射线摄影成像已经被各种新型数字化 X 射线摄影技术所取代,包括计算机 X 射线摄影(computed radiography,CR)、数字 X 射线摄影(digital radiography,DR,见图 1.2)和数字减影血管造影成像(digital subtraction angiography,DSA)等设备。



图 1.1 伦琴拍摄的手部 X 射线影像

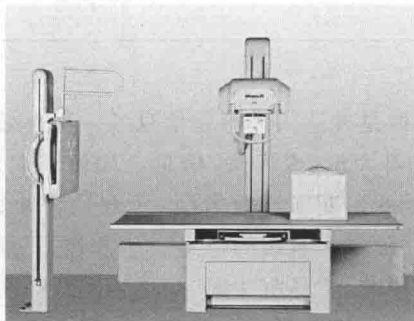


图 1.2 数字 X 射线摄影系统

目前,将先进固态 X 射线探测器嵌入大尺寸、高敏感度的平板阵列中,可实现乳腺癌筛查和冠状动脉成像。最新基础物理研究的进展表明,可能开发出一种与激光相类似的设备,它能产生高度有序的相干 X 射线束,搭配基于衍射的新型光学器件,将能以史无前例的分辨率在分子和细胞水平探测生物系统。

1.1.2 X 射线计算机断层成像

X 射线计算机断层成像(computed tomography,CT)被认为是继 X 射线之后医学成像领域中另外一个最重要的里程碑。1917 年,Radon 提出了投影重建函数的计算公式,为投影重建图像奠定了基础。1963 年,Cormack 提出了应用 X 射线投影数据重建图像的数学方法。基于该方法,Hounsfield 于 1967 年发明了第一台 X-CT 扫描系统。这被认为是继 X 射线发现后的七八十年中放射医学领域最重要的突破性进展,也是 20 世纪科学技术的重大成就之一。Cormack 和 Hounsfield 因此获得了 1979 年诺贝尔医学和生理学奖,这是该奖首次破例授予两位没有专门医学资历的科学家。

CT 的重要性与它的几个特征有关,包括:①它可以提供关于人体解剖结构的断层图像(见图 1.3);②其对比分辨率远高于传统 X 射线摄影成像;③由 X 射线发射数据重建图像,需要借助于数学算法;④从数字化数据产生图像,可以被操作处理产生大量不同形式。CT 的引入标志着医学影像由模拟信号开始向数字信号转变。

在最近的几十年中,CT 技术发展迅速,从最开始的单层 CT 逐步发展到双排、16 排、64 排、128 排甚至更多,各种新技术包括螺旋 CT 技术、飞焦点技术、动态剂量、双源技术、多能技术等,图 1.4 所示为一款 64 排螺旋 CT。技术的发展不仅带来了设备成本的下降,使得 CT 设备能够很快普及,而且还使得高分辨率($<0.5\text{mm}$)、低剂量、三维快速的心脏成像变

为可能,有效地扩展和延伸了人类观察器官动态和组织精细结构的能力,推动了整个医疗产业的发展和医疗水平的提高。

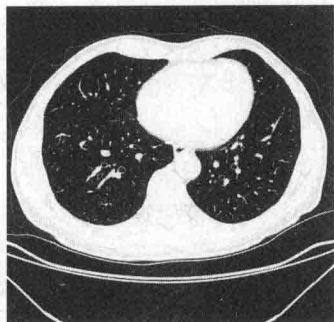


图 1.3 胸部 CT 断层图像

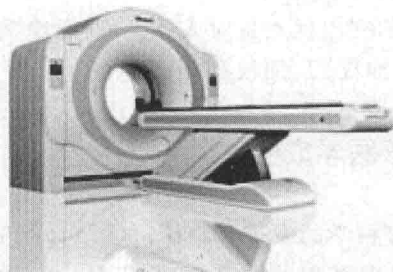


图 1.4 现代 CT 系统

1.1.3 磁共振成像

磁共振物理和梯度磁场定位技术一起促成了磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)系统的发展。1946年,美国斯坦福大学的学者 Bloch 和哈佛大学的 Purcell 分别发现,处于稳定磁场下的氢核会与具有 Lamor 频率的射频(radio frequency, RF)发生共振现象,吸收 RF 能量跃迁到高的能级,当外加 RF 关闭后,氢核发生弛豫现象发射出 RF 信号,即核磁共振现象。这为现代核磁共振成像技术建立了理论基础。1973年,纽约州立大学 Lauterbur 发表了两个充满水试管的第一幅核磁共振图像,并于 1974 年得到了活鼠的图像,1977 年取得应用于临床影像诊断的 MRI 扫描机专利。之后,英国科学家 Mansfield 进一步发展了梯度场方法,为医学 MRI 的临床应用打下基础。因为上述贡献, Lauterbur 和 Mansfield 共同获得 2003 年诺贝尔医学奖。

自 20 世纪 80 年代引入医学诊断以来, MRI 系统的性能和应用稳步发展。目前, MRI 系统在短短几分钟内即可以获得空间分辨率小于 1mm 的全人体影像。图 1.5 所示为一个 MRI 系统及其两幅图像。

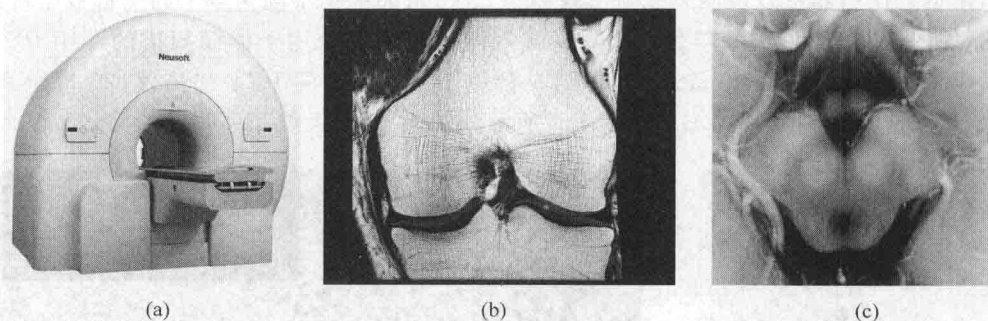


图 1.5 MRI 系统和图像

(a) MRI 系统照片; (b) 膝盖 MRI 图像; (c) 脑干 MRI 图像

除传统结构成像外, MRI 可以提供多种无创的血管成像方法,可以基于血氧水平依赖

(blood oxygenation level dependent, BOLD) 识别神经细胞活性(即功能磁共振, functional magnetic resonance imaging, f-MRI), 可以定量测量组织特性, 包括肿瘤血管密度、肝细胞中脂肪含量、代谢物浓度、动脉中血流量、脑灌注测量、动态心肌应变、水分子扩散、组织黏弹性、细胞方向和形态等。

MRI 的突出优点是对人体无创, 无电离辐射, 并且可实现任意方向、多参数(如质子密度加权、 T_1 加权、 T_2 加权等) 成像。

1.1.4 核医学成像

核物理科学的发现与临床医学结合促生了另外一种新的医学成像方式, 即核医学成像。Rontgen 发现 X 射线两个月后, Becquerel 发现硫酸双氧铀钾(potassium uranyl sulfate) 自然地发射一种射线。他称之为 Becquerel 射线, 现在称为 β (Beta) 粒子。居里(Curie) 在她的博士论文中研究 Becquerel 射线时, 发现钍(thorium)、镭(radium) 和钋(polonium) 本身就具有辐射特性, 它们都通过一种新的辐射方式释放 α (Alpha) 粒子。1900 年, γ 射线作为第三种辐射被 Villard 所发现。这些发现(α , β 和 γ 辐射) 与临床医学结合, 促生了核医学成像。将放射性核素标记到特定化合物上制成示踪药物并注入人体, 依照人体生理代谢规律, 药物在不同器官和组织形成不同的浓度分布。同时, 核素不断衰变辐射出 Gamma 射线, 通过体外对射线的测量估计核素在体内的分布, 从而实现器官或组织的结构与功能成像。20 世纪 50 年代末期, 安格尔(Anger) 制造出了第一台 γ 相机, 可以获得人体中放射性核素浓度分布的二维投影图像。

将 CT 重建算法扩展到核医学成像领域, 促使产生了发射型 CT(emission computed tomography, ECT)。ECT 可分成单光子发射型计算机断层成像(single photon emission computed tomography, SPECT) 和正电子发射断层成像(positron emission tomography, PET) 两类。SPECT 是将 γ 相机探测器围绕检查部位旋转, 采集不同角度 γ 光子投影数据, 然后利用 X-CT 类似的重建算法获得断层图像。SPECT 利用的是同位素衰变过程中直接产生 γ 光子。而 PET 成像是通过正 β 衰变释放正电子, 正负电子会发生电子对湮灭这一物理现象设计的。正负电子对湮灭时会生成两个能量相等(511keV) 且传播方向完全相反的 γ 光子, 用符合探测器可以检测到成对出现的 γ 光子, 从而根据不同角度上的测量数据可以重建出断层图像。20 世纪 70 年代, Pogossian 等制造了第一台用于体模扫描的专用 PET 系统, 紧接着, Phelps 和 Hoffman 制造了第一台用于人体检查的 PET 扫描仪, 20 世纪 90 年代开始逐步应用于临床。图 1.6 和图 1.7 所示分别为 PET 系统和一张 PET 影像。

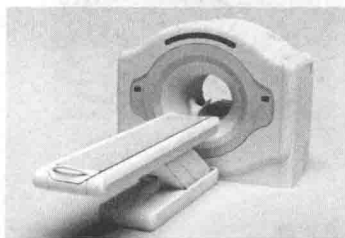


图 1.6 PET 系统

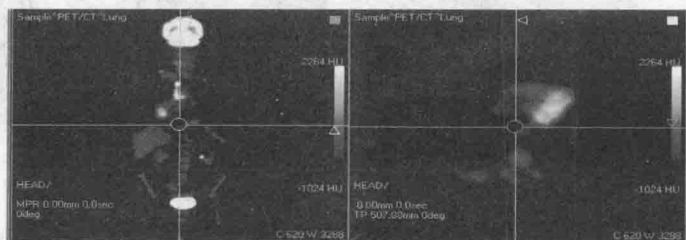


图 1.7 PET 影像

目前,利用 PET 和 SPECT 进行神经学和认知神经科学的研究已经聚焦在分子水平上的新知识,而肿瘤学研究聚焦在监控治疗和预测化疗和放射免疫疗法的有效性上。

1.1.5 医学超声成像

医学超声成像(ultrasonography)具有无创、便于携带、时间分辨率高等特点。其成像原理相对简单,一束超声波在穿过不同组织界面时会发生反射,如果测量反射超声信号的时间函数,并已知超声在组织内的传播速度(1540m/s),即可获得组织界面的位置信息。超声最早被用于第一次世界大战中的潜艇探测,然后扩展到金属制品的非破坏性探伤。这些发展均源于 1887 年 Rayleigh 发表的《The Theory of Sound》和 1880 年 Curier 发现的压电效应(piezoelectric effect),它使得超声波的产生和测量更为容易。1949 年,出现了第一个脉冲回波系统,20 世纪 50 年代出现了 2D 灰度图像。1956 年,多普勒(doppler)超声被用于医学成像。1965 年,西门子公司开发出第一台可用于实时扫描的二维超声扫描仪。图 1.8 所示为一种超声成像系统和两帧心脏超声图像。

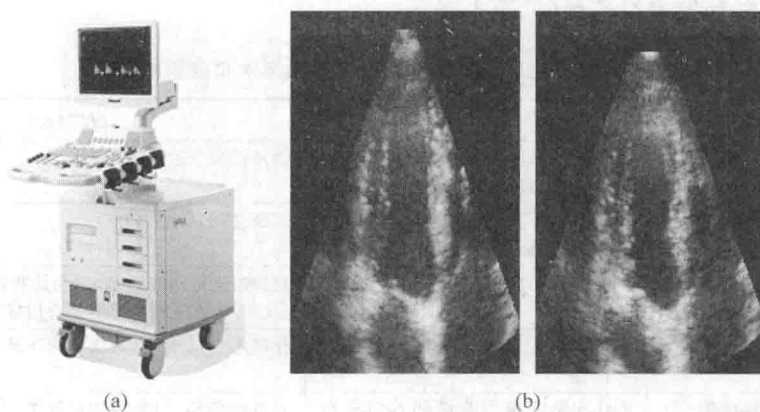


图 1.8 超声系统和心脏超声图像

(a) 超声成像系统;(b) 心脏超声图像

目前,多维超声阵列探头可以提供 3D 实时图像。利用超声测量组织弹性,有可能用于无创诊断肿瘤和肝部疾病。利用微泡(micro bubble)作为超声对比剂注入血液可实现血管造影,此外,也可以利用超声束操控微泡,从而实现靶向药物或其他材料的递送。

除上述几种主要方法外,光学成像也是一类重要的医学成像系统。光学成像主要是指利用可见光或近红外光作为成像媒介的成像方式。通过利用透射、干涉、散射等不同的光学特性,形成了种类繁多的光学成像方法,如内镜(见图 1.9)、光学投影断层成像(optical projection tomography, OPT)、光学相干断层成像(optical coherence tomography, OCT)、扩散光学层析成像(diffusion optical tomography, DOT)等。近年来随着光学分子探针技术的飞速进步,光学分子影像技术也迅猛发展,其中以生物发光成像(bioluminescence imaging)和激发荧光成像(fluorescence imaging)最为典型。此外,光显微镜、共聚焦显微镜等多种显微成像设备也是利用光作为成像媒介的。