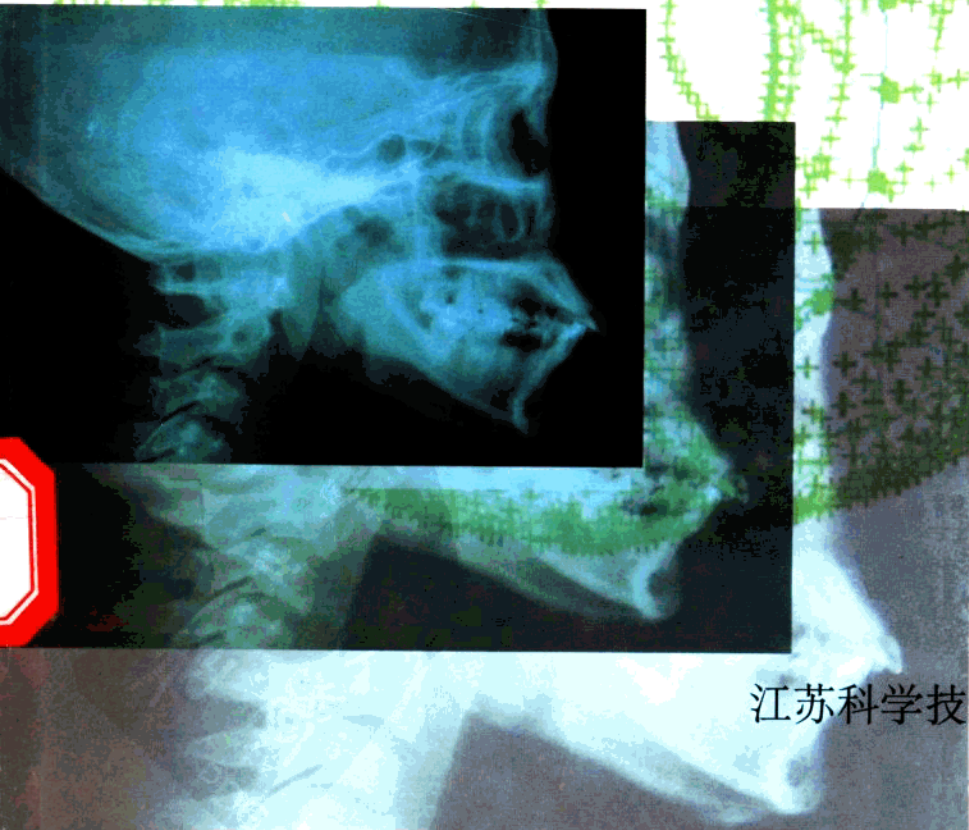




江苏省金陵科技著作出版基金

主编 白 净

生理功能 数字仿真 与无创成像



江苏科学技术出版社

生理功能数字仿真与无创成像

主编 白 净

江苏科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

生理功能数字仿真与无创成像 / 白净主编. —南京:
江苏科学技术出版社, 2004. 4

ISBN 7-5345-4185-9

I. 生... II. 白... III. IV.

中国版本图书馆 CIP 数据核字(1998)第 0000 号

生理功能数字仿真与无创成像

主 编 白 净

责任编辑 熊亦丰

出 版 江苏科学技术出版社
(南京市湖南路 47 号, 邮编: 210009)

经 销 江苏省新华书店
照 排 南京紫藤制版印务中心
印 刷 江苏新华印刷厂

开 本 787 mm×1092 mm 1/16

印 张 21.5

插 页 4

字 数 500 000

版 次 2004 年 4 月第 1 版

印 次 2004 年 4 月第 1 次印刷

印 数 1—1 000 册

标准书号 ISBN 7-5345-4185-9/R·791

定 价 65.00 元(精装)

图书如有印装质量问题,可随时向我社出版科调换。

致读者

社会主义的根本任务是发展生产力,而社会生产力的发展必须依靠科学技术。当今世界已进入新科技革命的时代,科学技术的进步不仅是世界经济发展、社会进步和国家富强的决定因素,也是实现我国社会主义现代化的关键。

科技出版工作肩负着促进科技进步,推动科学技术转化为生产力的历史使命。为了更好地贯彻党中央提出的“把经济建设转到依靠科技进步和提高劳动者素质的轨道上来”的战略决策,进一步落实中共江苏省委、江苏省人民政府作出的“科教兴省”的决定,江苏科学技术出版社于1998年倡议筹建江苏省科技著作出版基金。在江苏省人民政府、省委宣传部、省科委,省新闻出版局负责同志和有关单位的大力支持下,经省政府批准,由省科学技术委员会、省出版总社和江苏科学技术出版社共同筹集,于1990年正式建立了“江苏省金陵科技著作出版基金”,用作支持自然科学范围内的符合条件的优秀科技著作的出版补助。

我们希望江苏省金陵科技著作出版基金的建立,能为优秀科技著作在江苏省及时出版创造条件,以通过出版工作这一“中介”,充分发挥科学技术作为第一生产力的作用,更好地为我国社会主义现代化建设和“科教兴省”服务;并能带动我省科技图书提高质量,促进科技出版事业的发展和繁荣。

建立出版基金是社会主义出版工作在改革中出现的新生事物,期待得到各方面给予热情扶持,在实践中不断总结经验,使它逐步壮大和完善。更希望通过多种途径扩大这一基金,以支持更多的优秀科技著作的出版。

这次获得江苏省金陵科技著作基金补助出版的科技著作的顺利问世,还得到江苏联合信托投资公司的赞助和参加评审工作的教授、专家的大力支持,特此表示衷心感谢!

江苏省金陵科技著作出版基金管理委员会

203/205/07

引言

在解剖学建立之前,可以说医学完全是一门经验科学,依靠推测来诊断和治疗疾病。现代医学是建立在解剖学基础上的,特别是外科手术更是依赖于解剖学的进步而发展的,解剖学知识使得人们可以比较正确地认识人体的结构和功能,将对于疾病的理解置于人体病理的基础上,从此,医学才进入科学化的时代。此后,20 世纪发展起来的医学影像技术又极大地拓展了医生的认知能力,其作用如同微软公司的 Windows 操作系统一样,使青年医师也能迅速掌握借助影像的信息诊断疾病的方法,使许多疾病的诊断更加客观和准确。所以说,医学影像是 20 世纪的最重要科技成果之一,20 世纪是影像医学为主导的世纪。同时,在 20 世纪末出现了基于人体大量信息融合分析的精细化医疗技术。将完整人体的数字化信息和计算机技术相结合,使得基于实际人体信息的模拟和计算成为可能,这就意味着人类将逐步摆脱过去医疗中基本上“摸着石头过河”的状况,大量人体信息的获取、整合和利用将开辟一个精细化、量化、个性化的计算医学新纪元。

所谓计算医学是指利用与人体的解剖、生理、物理等特性相似的数字化计算模型来定量地模拟机体的生理病理及与外界交互作用的表现,从而指导医学诊断和治疗。目前的影像引导机器人手术、适形放疗就是实例。

大量的医学影像信息为全面认识和利用人体的信息提供了广阔的舞台,我们不仅能够借助计算机看到人体的结构和形态的细节,还可以利用功能成像技术获得人体生理功能的动态信息,利用这些信息,我们甚至可以在计算机上再现人体的各种生命活动状态,这或许可以称之为虚拟人体。虚拟人体将从各个角度形成人体的数字化模型,例如美国的 VHP 就是一个解剖学等效的虚拟人体数字化模型,而 VIP-MAN 则是放疗等效的虚拟人体数字化模型。

达尔文曾经说过:“我永远不满足自己,直到我能做出它的物理模型为止。如果我能做出它的数学模型,我就能通晓

它了。”如果能够将人体解剖学、生理学及人与外界作用的物理过程和生物学过程都能用数学方法进行精确描述,建立相应的数字化模型(即种种等效意义上的虚拟人),人对自身的认识将会发生质的飞跃。

事实上,多少年来,人们一直在研究并建立种种人体形态和功能等效的数学模型,例如血液动力学模型、代谢动力学模型、组织应力应变模型、药物代谢动力学模型、生物电场分布模型等等。这些模型以及利用其进行的动态数字仿真研究在药物研究、医疗技术发展等方面起了重要作用。然而,长期困扰这一领域发展的因素之一是缺乏实际人体的组织形态及其参数,模拟结果会产生偏差。数字化医学影像及其整合建模等方面的研究将改变这一局面,使得关于人体的模拟变得定量化、精细化,甚至可以实现个性化。

数字化医学成像技术及其信息整合技术的研究将带动计算医学的发展,此外,许多其他领域的发展也在很大程度上依赖于相应人体计算模型的发展,如载人航天急需估算太空辐射对人体的影响以及微重力和高加速运动时人体生理和功能的变化及相应的防护方法;环境与电磁辐射对人体影响的科学测算方法;新型军用技术的研究和模拟实验等等。因此,利用信息学提供的最新手段,建立数字化人体标本数据库,提供研究人体生理和解剖学的量化描述方法并实现科学计算,与可视化技术和网络结合,可以满足社会对数字化人体基础信息和基本规律描述的渴求,也为人体与外界交互作用及其在医疗、教育、人机交互等领域的应用提供数据库和进一步发展的平台。

在过去的几年中,我的学生们和我一起数字化医学成像技术、医学影像信息的分析、处理、整合技术以及基于医学影像的生理系统模拟方法等方面作了一些探索和研究。应江苏科学技术出版社的邀请,将这些初步的研究结果汇集在一起,构成了本书的主要内容。同时为了给读者一个较为全面的有关数字化医学成像技术和相关信息资源的现状概貌,本书也概要地介绍了目前主要的医学影像技术、数字化图谱以及主要的图像处理技术。

本书共分三个部分。第一部分主要介绍数字化医学影像信息的获取和处理技术,其中包括临床使用的主要医学影像技术的概况;国际上可以获取和共享的数字化医学影像图谱和图像数据库;基本的图像处理方法。第二部分主要介绍基

于医学影像的生理功能和器官动态特性的建模和数字仿真的研究方法和结果,其中包括血管和骨骼两个器官。第三部分主要介绍我们新近研究的三种新的医学成像方法,包括超声波心肌功能成像、超声波弹性参数成像、近红外光乳腺成像的方法和技术。应葵博士、王利生博士参与了第一部分的写作;郝卫亚博士、彭亮同学、王华同学参与了第二部分的写作;高天欣博士、陈南光博士、丁楚雄博士、李响博士参与了第三部分的写作;高天欣博士对全文进行了整理、修改、编排等大量细致的完善工作。在此,我对所有的作者表示衷心的感谢,是他们的努力使得本书得以完成,同时本书展示的也是他们的工作成果,希望这些初步的工作能对今后的相关研究有所启迪和帮助。本书介绍的工作结果是在国家自然科学基金、教育部优秀人才基金、科技部科技攻关计划、863 计划、北京市自然科学基金、航天 863 等课题的资助下完成的,在此,感谢他们提供的资助。最后感谢江苏科学技术出版社的支持和本书编辑的辛勤工作及修改意见。

白 净

2003 年 12 月于北京清华园

目 录

引 言	1
第一部分 数字化医学影像信息获取与处理技术	
第 1 章 医学影像获取技术	1
1.1 X 线摄影	2
1.1.1 X 线的特性	2
1.1.2 传统 X 线摄影	2
1.1.3 间接 X 线数字影像(CR 和 DF)	3
1.1.4 直接数字 X 线摄影(DDR)	3
1.2 X 线计算机断层摄影(X-Ray Computerized Tomography)	4
1.2.1 X-CT 系统组成和工作原理	4
1.2.2 CT 图像重建原理	5
1.2.3 X-CT 系统的演变	5
1.3 核医学成像	6
1.3.1 γ 照相机成像	6
1.3.2 单光子发射断层成像(SPECT)	7
1.3.3 正电子发射断层成像(PET)	8
1.4 磁共振成像(MRI)	9
1.4.1 MRI 的物理学基础	9
1.4.2 MRI 内在的磁特性参数	10
1.4.3 MRI 成像的基本原理	11
1.4.4 MRI 的成像系统	14
1.4.5 功能性 MRI 成像技术	14
1.5 超声成像	15
1.5.1 超声原理	15
1.5.2 超声系统的组成与功能	16
1.5.3 发展状况	17
1.6 其他新型的医学成像技术	17
1.6.1 电阻抗断层成像(EIT)	17
1.6.2 磁源成像(MSI)	18
1.6.3 医学光学成像(MOP)	18
参考文献	19

第2章 医学影像库及图谱	21
2.1 医学影像数据库	21
2.1.1 美国的可视人工程及数据	22
2.1.2 中国的可视人数据	26
2.1.3 一些重要的网络上公开的医学影像数据	27
2.2 基于医学影像数据建立的图谱	30
参考文献	32
第3章 三维医学图像的分析、可视化及应用	35
3.1 绪论	35
3.2 三维医学图像的可视化	38
3.2.1 三维医学图像的面绘制技术	38
3.2.2 三维医学图像的体绘制技术	42
3.2.3 体绘制技术与面绘制技术的比较	45
3.3 三维医学图像的分割与配准	45
3.3.1 三维医学图像的分割技术及其特点	46
3.3.2 三维医学图像的配准技术	48
3.3.3 基于偏微分方程的生物医学图像的处理算法	50
3.4 三维医学图像中高精度边界曲面的重建	51
3.4.1 三维医学图像中高精度边界曲面的重构	53
3.4.2 三维图像中边界曲面的逼近曲面的计算	56
3.4.3 讨论	62
3.5 基于三维医学图像的计算机辅助分析技术	64
参考文献	66

第二部分 基于医学影像的建模与数字仿真

第4章 基于医学影像的腹主动脉瘤动态模拟和力学特性分析	78
4.1 腹主动脉瘤的临床表现及治疗	79
4.1.1 动脉瘤病因和临床后果	79
4.1.2 腹主动脉瘤的临床治疗	80
4.2 生物力学因素在动脉瘤的产生与发展中的作用	80
4.2.1 腹主动脉瘤的管壁力学特性的研究	80
4.2.2 血管瘤壁的应力分布特性研究	81
4.2.3 血管瘤腔内血液流场分布特点研究	82
4.2.4 腔内附壁血栓对血管瘤应力分布的影响	82
4.3 脉动压力作用下腹主动脉受力状态的特点	83
4.3.1 方法	83
4.3.2 结果	86
4.4 腹主动脉瘤稳定性及影响因素的仿真研究	87
4.4.1 腹主动脉瘤的稳定性	87
4.4.2 参数分析研究	89
4.5 结束语	90
参考文献	90
第5章 基于人体断层图像的股骨有限元应力分析和三维模拟	94

5.1 绪论	94
5.1.1 承重骨力场分析的意义	94
5.1.2 研究思路	94
5.1.3 有限元法简介	95
5.1.4 并行计算简介	95
5.2 模型的建立	96
5.2.1 VTK 简介	96
5.2.2 方法与步骤	96
5.2.3 重建结果	98
5.3 接口的设计	98
5.3.1 方案选择	99
5.3.2 转换结果	99
5.4 有限元分析	100
5.4.1 理论基础	100
5.4.2 MARC 简介	102
5.4.3 网格重划分	102
5.4.4 方法与步骤	103
5.4.5 分析结果	107
参考文献	108
第 6 章 基于人体断层图像的寰枢关节有限元模拟和应用	110
6.1 绪论	110
6.1.1 背景	110
6.1.2 建立三维寰枢椎有限元模型的意义	113
6.2 三维寰枢椎骨外轮廓的提取	113
6.2.1 决定三维建模外轮廓的因素	114
6.2.2 决定各个器官之间相对位置的因素	114
6.2.3 决定与 Matlab 灰度映射程序中坐标变换矩阵的因素	115
6.2.4 三维建模外轮廓提取的主要步骤	115
6.2.5 寰枢椎骨三维外轮廓提取的结果	115
6.3 寰枢椎骨有限元模型的建立	117
6.3.1 读入 STL 数据文件	117
6.3.2 三维有限元划分前的准备工作	117
6.3.3 两种三维有限元单元的划分方法	118
6.3.4 寰枢椎有限元划分结果	119
6.4 韧带模型的建立	122
6.4.1 三种建立有限元韧带的方法	122
6.4.2 寰枢椎关节韧带和关节囊弹簧组建立结果	123
6.5 Matlab 灰度映射程序的编写	127
6.5.1 Marc 输入文件的格式	128
6.5.2 VHP 切片图像、Marc 模型和 VHP 计算机断层扫描 图像的配准问题	128
6.6 寰枢关节模型的调试和几何非线性算法的使用	130
6.6.1 几何非线性的原理	130

6.6.2	几何非线性的算法	131
6.6.3	几何非线性计算的设置方法	133
6.6.4	关于有限元几何非线性计算中载荷增量的优化考虑	133
6.6.5	并行计算设置方法	137
6.6.6	关于并行计算单元分区设置的优化考虑	137
6.7	内固定钉模型的建立	138
6.7.1	内固定钉模型的建模方法	138
6.7.2	寰椎内固定钉模型的建模结果	138
6.8	有限元模拟计算的结果和分析	139
6.9	小结	146
	参考文献	146
 第三部分 几种无创成像新方法		
第7章	心肌缺血的超声功能成像新方法	148
7.1	绪论	148
7.1.1	心肌缺血及现有诊断方法	148
7.1.2	心肌背向散射积分的研究现状	149
7.2	全数字化超声射频信号采集系统与分析软件设计	152
7.2.1	引言	152
7.2.2	二维全数字化超声射频信号采集系统的研制	153
7.2.3	超声射频信号采集与分析系统软件的设计	156
7.3	CVIB 计算方法在随机性噪声环境中统计性能的研究	165
7.3.1	引言	165
7.3.2	各种算法描述	166
7.3.3	基于小波变换的 CVIB 估计方法(Wavelet)	169
7.3.4	各种 CVIB 计算方法的理论仿真实验	171
7.4	基于固定位置回波的二维 CVIB 成像法	176
7.4.1	引言	176
7.4.2	基于固定位置回波的二维 CVIB 成像法	177
7.4.3	正常心肌与局域缺血心肌超声回波强度的 运动变化模型	184
7.5	跟踪心肌边缘的二维 CVIB 成像法	189
7.5.1	心肌边缘的检测	189
7.5.2	跟踪心肌边缘的二维 CVIB 成像法	193
7.5.3	仿真结果	195
7.6	实验研究与结果	197
7.6.1	动物实验	197
7.6.2	人体实验	203
	参考文献	203
第8章	生物组织超声应变成像方法	210
8.1	绪论	210
8.1.1	引言	210
8.1.2	相关研究综述	210

8.2 软组织超声散射模型与互相关算法	213
8.2.1 互相关应变成像基本原理	213
8.2.2 一维组织超声散射模型	214
8.2.3 基于有限元分析的二维组织超声散射模型	217
8.2.4 互相关算法的改进	222
8.3 组织横向位移影响的相关信噪比分析	226
8.3.1 问题的提出	227
8.3.2 相关信噪比	228
8.3.3 实验参数的影响	238
8.4 变尺度应变成像	240
8.4.1 引言	240
8.4.2 跟踪波段的影响	240
8.4.3 变尺度方法应变重建	246
8.5 二维综合互相关应变成像	247
8.5.1 二维综合互相关方法	248
8.5.2 组织压缩与弹性差异的影响	250
8.5.3 对伪峰误差的抑制	253
8.5.4 仿真实验	255
8.6 二维应变成像实验	259
8.6.1 实验系统	259
8.6.2 微波烧灼组织的二维应变成像实验	260
8.6.3 高强度聚焦超声烧灼组织应变成像实验	263
参考文献	267
第9章 近红外乳腺成像新方法	273
9.1 乳腺癌及其检测方法	273
9.1.1 乳腺癌及其病原学	273
9.1.2 乳腺癌的检查和诊断	275
9.1.3 近红外检测在乳腺癌检测中的应用前景和现状	277
9.2 生物组织的光学特性及生物医学光学成像方法	278
9.2.1 光学参数的定义	278
9.2.2 人体组织的光学特性	279
9.2.3 光学成像方法分类	281
9.3 准直线传播光子	286
9.3.1 光子在浑浊媒质中的传播	286
9.3.2 玻尔兹曼输运方程及其 P_1 近似	287
9.3.3 准直线传播光子: 定义和计算	289
9.3.4 受控蒙特卡罗方法	290
9.3.5 仿真结果	291
9.3.6 时间门成像技术及相关问题	294
9.4 漫射方程及相关问题	294
9.4.1 漫射近似和漫射方程	294
9.4.2 浑浊与透明媒质的边界	295
9.4.3 用自治的蒙特卡罗方法确定边界条件	297

9.4.4 等效光源项	299
9.5 最可几漫射路径	301
9.5.1 最可几路径的概念	301
9.5.2 反射模式的最可几漫射路径	303
9.5.3 透射模式的最可几漫射路径	305
9.5.4 在异物定位中的应用	306
9.6 乳腺癌的近红外检测系统	309
9.6.1 系统框架	309
9.6.2 吸收中心的二维定位算法	311
9.6.3 异物中心的三维定位	313
9.6.4 二维图像的去模糊处理	314
9.7 实验与结果	317
9.7.1 脂肪乳溶液实验	317
9.7.2 猪脂肪实验	322
9.7.3 讨论	324
参考文献	324

第一部分 数字化医学影像信息 获取与处理技术

第1章 医学影像获取技术

自从德国物理学家伦琴于1895年发现X线以来,医学成像技术经历了一代又一代的变更。X线的发现使人们第一次能够看到人体内的骨头及其他一些结构,也标志着医学成像技术发展的开始。1972年Hounsfield发明X线计算机断层摄影(X-Ray Computerized Tomography,简称X-CT),结合计算机技术,把图像信息数字化。这使医学成像技术发生了革命性变化。从此永远改变了人们认为医学成像仅仅是照相的观念。使用计算机,我们可以对图像实施多种图像信息后处理,建立三维图像,更加准确地显示人体内部结构。后来计算机断层摄影(CT)技术应用到传统的核医学成像中,两种新的成像技术由此应运而生:单光子发射断层成像(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)和正电子发射断层成像(Positron Emission Tomography, PET)。目前,CT技术正被开拓性地应用到电阻抗断层摄影(Electrical Impedance Tomography, EIT)、光学断层摄影(Optical Tomography)和三维脑磁描记法等成像技术中。除此之外,自20世纪80年代初迅猛发展的磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和自20世纪50年代不断发展的超声成像(Ultrasonography, USG)也均是使用计算机技术。20世纪90年代以来,随着成像技术、计算机技术和网络技术的进步,图像存档和传输系统(Picture Archive and Communication System, PACS)迅速发展起来,使影像医学发展成为今天的远程放射学(Tele-Radiology)和远程医学(Tele-Medicine)。

当今医学成像技术种类繁多,其成像原理和方法不同,诊断价值与使用范围也有差异。但都是研究各种形式的辐射与人体组织的相互作用,通过各种技术从所观察的数据中提取出具有临床意义的信息,以达到诊断的目的。

比如说,X-CT是根据人体组织与器官对X线的吸收不同,通过检测穿过人体的X线(透射现象),再把模拟信息转化为数字信号,通过计算机处理形成的反映人体组织与器官的影像。SPECT与PET是将放射性同位素注入人体,对人体内放射性物质发射的 γ 射线成像,因而统称发射型计算机断层成像术(Emission Computed Tomography, ECT),以区别于X-CT所采用的透射型计算机断层成像术(Transmission Computed Tomography, TCT)。由于X-CT对透过病人身体的X线成像,得到是人体组织衰减系数的图像,反映人体的解剖结构。而

ECT(包括 SPECT 和 PET)所提供的放射性药物分布的图像则反映了人体的新陈代谢(Metabolic)和生理学(Physiologic)状况。

MRI 是利用人体组织和器官所含氢质子的密度不同,经过外磁场磁化,产生的磁矢量不同,用射频脉冲激励后磁矢量离开原来的平衡状态而发生变化(即磁共振),这种磁变化使环绕在人体周围的接收线圈产生感应电压,这个感应信号,即 MR 信号输入计算机系统而成像。20 世纪 80 年代末,功能性核磁共振(functional MRI, fMRI)的出现使得 MRI 不但能够提供解剖形态信息,而且能够提供新陈代谢和生理功能等信息。

超声是利用声波在人体内传播时,不同组织和器官对声波的折射率不同,声波在组织分界面被反射,采集反射的声波信号,最终由计算机合成成像。超声从最开始的一维超声发展到实时二维超声、三维超声和彩色多普勒成像。它主要用于内脏器官的临床诊断。

医学成像发展主要是从形态到功能;从静态到动态;从平面到立体;从浅层次生物信息到深层次生物信息等几个方面发展,它包括了计算机、磁共振、激光、同位素、放射性等各种理工科技术。各种医学成像技术和方法各有优势和不足,使用的范围也有所不同。各种技术之间不是互相取代,而是相互补充和相互印证。深入地了解每个医学成像技术的基本原理,可以比较客观地选择合适的成像技术,既经济实惠,又能有效地达到临床诊断目的。

本章论述几种有代表性的医学成像技术原理,如 X-CT、SPECT、PET、MRI 和超声,以及仍处于研究之中的几种新型成像技术如 EIT、MSI、医学光学成像(Medical Optical Imaging)等。我们还试图分析每种成像技术的优势和不足,以帮助我们更好地选择成像技术。

1.1 X 线摄影

本节中,我们首先介绍 X 线的特性,它是 X 线摄影的基础。接着,我们介绍传统的 X 线摄影,最后介绍 20 世纪 90 年代以来蓬勃发展的数字化的 X 线摄影。数字化的 X 线摄影利用计算机技术,显示出其强大的生命力。其中之一可以把信息传输给图像存档和传输系统(Picture Archive and Communication System, PACS),使其融合于 PACS 系统之中。

1.1.1 X 线的特性

X 线是一种波长较短的电磁波。X 线除了具有电磁波所有的共同属性外,还具有如下特性:

(1) X 线具有穿透能力。对于不同物质,其穿透能力不同。X 线对物质的穿透性与被照射的物质本身的结构及原子性质有关,还与被照射物质的密度和厚度有关。密度越大、厚度越大,物体吸收 X 线的量就越多,穿透物体的 X 线也就越少。这种对物质的穿透性是 X 线成像的基础。

(2) X 线具有荧光效应。当 X 线照射某种物质时,能产生荧光。这类荧光物质能把我们肉眼所不能看见的 X 线转化为肉眼能看见的荧光。荧光效应是 X 线透视检查的基础。

1.1.2 传统 X 线摄影

前面列举的 X 线特性是 X 线成像的基础,但 X 线影像的形成还与一些技术条件有关。X 线影像需要通过影像接收器把肉眼看不见的 X 线变为肉眼可见的。常用的接收器是感光胶片(Photosensitive Film)、荧光屏(Fluorescent Screen)和电子探测器(Electronic Detectors)。

管电压、管电流和曝光时间均会影响 X 线摄影的影像质量。比如对于控制曝光时间来说,如果曝光时间过短,发射 X 线的能量不够高,从而图像的强度不高。如果曝光时间过长,病人就可能移动,病人体内的器官如心脏、肺也可能会有生理运动,从而导致影像模糊。

传统的 X 线摄影具有使用简单,成本低廉的特点,但存在不足之处。其最大的缺点是动态范围有限,如在胸部的 X 线摄影中,肺叶和纵隔有较大的吸收差别,限制了其他组织的可见度。此外,传统 X 线摄影的敏感性和分辨力比较低,所得的信息也不能直接进入 PACS。

为了克服传统 X 线摄影的不足,间接的 X 线数字摄影和直接的 X 线数字摄影应运而生。这些数字式的成像技术实现了传统 X 线摄影的数字化,并使实施图像后处理有了可能,提高了图像清晰度。更主要的是可以不使用胶片来存储图像,而是以数字形式用磁盘或光盘存储,同时能使用到 PACS 系统中去。

1.1.3 间接 X 线数字影像(CR 和 DF)

计算机 X 线摄影(Computed Radiology, CR)是第一代 X 线摄影数字化成像技术。它最先于 20 世纪 80 年代由日本的富士公司提出。CR 的基本原理是对平片进行数字转化。它仍需要影像板先采集信号,然后由影像阅读器读出,再转换成数字信号。因此,CR 仍属于间接数字影像。类似地,数字 X 线荧光成像(Digital Fluoroscopy, DF)也是先用模拟方式采集 X 线信息,即通过影像增强管-摄像管系统形成视频信号,然后由 A/D 转换器转换成数字信息。所以,DF 也属于间接数字影像。

CR 系统由 X 线机、影像板(Image Plate, IP)、影像阅读处理器,以及监测器和存储器组成。IP 经 X 线曝光后,采集通过人体内部结构的 X 线信号,形成潜影。IP 把此模拟信号送入影像阅读处理器,经激光扫描器扫描读出影像,把模拟影像转化为数字影像。在此基础上,进行图像后处理,如减影处理,可以提高图像的清晰度,提高诊断的精确性,扩大诊断的范围。影响 CR 系统图像质量的因素有多种。CR 系统中的四大环节——信息的采集、读取、处理和记录,每一个环节均会影响到图像的质量。特别是前两个环节,其中 IP 与读取元件的特性决定 CR 系统的影像质量。

DF 系统由成像子系统和数字化子系统两部分组成。成像子系统包括 X 线源和 X 线探测器(影像增强管、摄像机等)。数字化子系统包括 A/D 转换器、D/A 转换器、数字存储器、计算机、显示器终端等。DF 沿用影像增强管-摄像管系统,X 线照射到影像增强管的输入屏上,形成荧光影像,影像增强后,由输出屏输出,X 线摄像机获取荧光信号,转化为视频信号,再由 A/D 转换器转换成数字信号。后面的图像处理与 CR 的图像后处理是基本一样的。DF 的影像质量主要由信息的采集和转换两部分——即影像增强管和摄像管中元件的特性决定。

1.1.4 直接数字 X 线摄影(DDR)

前面所述的间接数字 X 线摄影(CR 与 DF)确实大大地提高了图像的质量,但仍是间接方法。20 世纪 90 年代最早由美国一家公司发展的直接数字摄影(Direct Digital Radiography, DDR)技术能够直接在探测器中将探测的 X 线信息转换为数字信号并输出。由于采集和转换的所有过程全部在平板探测器内完成,缩短了成像时间,并且降低了 X 线信号的损失,从而降低 X 线的使用剂量,减少了噪声的产生,因此图像质量有了大幅度的提高。

DDR 系统的核心部分是平板探测器。它取代了前面所说的影像板、电视影视增强系统即

所有类型的 X 线检测器。直接输出的是数字化影像。曝光后几秒钟即可显示图像。DDR 可以和传统 X 线设备兼容,降低了医院的改造成本。

1.2 X 线计算机断层摄影(X-Ray Computerized Tomography)

前面叙述的传统 X 线摄影技术是将人体三维影像信息重叠在一张平面上。人们一直在寻找着如何解决这种影像重叠问题。1972 年 Hounsfield 等人成功地研制出用于头部扫描的 X 线计算机断层摄影(X-CT)装置。通过 X-CT,人体的每一层断面可以清晰地显示出来,不再是 X 线经过的所有层面的叠加。清楚的解剖关系显著提高了病变检出率和诊断的准确率。这是医学影像学的一个重大变革。

1.2.1 X-CT 系统组成和工作原理

X-CT 系统主要包括扫描系统、计算机系统、操作台、显示与记录系统等。扫描系统主要包括 X 线生成装置、X 线过滤器、探测器、系统准直器等。计算机系统主要用于图像重建、图像后处理、扫描监控等。X-CT 的基本工作原理是:由 X 线生成装置产生的 X 线经准直器准直后透照人体。X 线穿透人体时,因光电吸收和康普顿散射效应,会产生衰减。不同组织由于密度不同产生不同衰减,穿过人体组织的 X 线被探测器采集,并通过 A/D 转换器转化为电信号。电信号强弱反映 X 线能量的不同,也就记录了人体密度的变化。但是这种变化是 X 线经过的一条线(某一角度)上所有组织密度的累计(称该角度的投影数据)。还不能反映体内每一点的相对密度。因此,CT 从人体不同角度采集投影数据。经过计算机重建运算法,反算出每一点的相对密度值。这些值经过 D/A 转换器转换后,通过显示器显示出来,从而获得人体某一断层的 X 线透射图像。从不同角度采集投影数据是断层图像重建的关键。

图 1-2-1 示意 X-CT 的基本系统结构图。其中过滤器是用来把 X 线束变为能量分布均匀的射线。准直器决定射线束的扇形角度,使 X 线束具有很好的方向性。

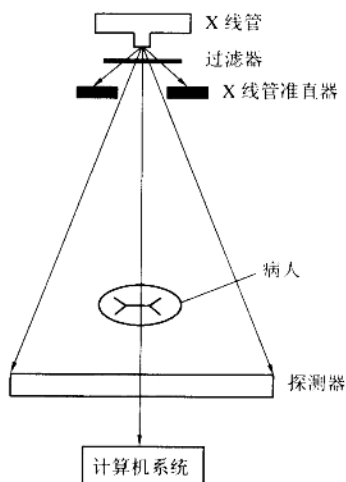


图 1-2-1 X-CT 的基本系统结构图