



卫生部“十一五”规划教材

全国高等学校教材

供医学影像技术专业与生物医学工程专业用

# 医学影像成像理论

第2版



主 编 李月卿

副主编 邱建峰 章伟敏 黄 林



人民卫生出版社  
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

卫生部“十一五”规划教材

全国高等学校教材 ● 供医学影像技术专业与生物医学工程专业用

# 医学影像成像理论

第 2 版

主 编 李月卿

副主编 邱建峰 章伟敏 黄 林

编 委 (以姓氏笔画为序)

王 军	山东省泰安市第四人民医院	赵 嵩	浙江大学医学院附属第二医院
甘 平	重庆医科大学	黄 林	四川大学华西医院
李月卿	泰山医学院	曹国全	温州医学院附属第一医院
李祥林	滨州医学院	章伟敏	浙江大学医学院附属第二医院
吴恩福	温州医学院附属第一医院	翟福山	河北医科大学
邱建峰	泰山医学院		

人民卫生出版社

## 图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像成像理论/李月卿主编. —2 版. —北京:  
人民卫生出版社, 2010. 7

ISBN 978-7-117-13024-0

I. ①医… II. ①李… III. ①影像诊断—医学院校—  
教材 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2010) 第 089814 号

门户网: <a href="http://www.pmph.com">www.pmph.com</a> 出版物查询、网上书店
卫人网: <a href="http://www.ipmph.com">www.ipmph.com</a> 护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

本书本印次封底贴有防伪标。请注意识别。

## 医学影像成像理论 第 2 版

主 编: 李月卿

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: [pmph@pmph.com](mailto:pmph@pmph.com)

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 三河市宏达印刷有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 23.5 插页: 1

字 数: 744 千字

版 次: 2003 年 12 月第 1 版 2010 年 7 月第 2 版第 2 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-13024-0/R·13025

定价(含光盘): 51.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: [WQ@pmph.com](mailto:WQ@pmph.com)

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

# 前 言

《医学影像成像理论》是卫生部“十一五”规划的全国高等学校教材,供医学影像技术专业与生物医学工程专业使用。本教材根据 2009 年 11 月在山东泰安召开的医学影像技术专业规划教材会议精神、教材编写大纲和计划学时编写的。为了加强对学生的素质教育和能力培养,强调在教材编写中应遵循专业培养目标的要求,适应专业目标、学制和学时等方面的特定需求,合理取材;教材内容强调“三基”,即基础理论、基本知识和基本实践技能;并使教材体现思想性、科学性、先进性、启发性、适用性等“五性”原则。

《医学影像成像理论》是医学影像技术专业的主要专业基础课程之一,其授课学时和编写内容比第 1 版有了较大调整,增加了第九章“核医学成像”;强化了各成像系统的图像质量相关内容,增加了医学影像成像的基本条件等;同时吸收了近几年出现的医学影像新概念、新技术,并简化去除了部分陈旧的知识内容,如模拟 X 线成像中有关 X 线胶片等内容。本教材计划授课 126 学时,共分九章:第一章概论,介绍各种医学成像的基本原理、方法和技术;第二章至第九章,分别介绍放射物理基础、模拟 X 线成像、数字 X 线成像、X 线成像理论、CT 成像、磁共振成像、超声成像、核医学成像等内容。本书编写力争全面、系统,既有传统 X 线成像理论,又有近年来出现的 CR、DR、DSA、CT、MRI、US、RNI 成像原理、图像重建与图像处理及图像质量因素分析,并且简介新发展的医学影像成像技术。在内容编排、文字组织、图表应用等方面,努力做到概念清楚、条理分明、语言通畅、直观性强,深入浅出,做到好懂、好读、好用,适宜于学生学习且有益于培养学生科学性思维和分析、解决问题的能力。同时,还注意到与其他教材的有机联系,既互相呼应,又尽量避免重复。为满足教学的需要,本教材还配制了多媒体光盘。

本教材在编写过程中得到卫生部教材办公室具体指导和帮助,山东万杰医学院黄忠浩老师做了大量的工作,在此一并表示感谢。

由于水平所限,教材中肯定有缺点、错误和不足之处,希望读者批评指正,以便改进。

编 者

2010 年 2 月

# 目 录

<b>第一章 概论</b> .....	1
<b>第一节 医学成像技术的分类</b> .....	1
一、X 线成像.....	1
二、X 线计算机体层成像 .....	2
三、磁共振成像.....	2
四、超声成像 .....	3
五、放射性核素成像 .....	3
六、其他成像 .....	4
<b>第二节 医学影像成像的基本条件</b> .....	4
一、信息影像的传递与形成 .....	4
二、信息源 .....	5
三、信息载体 .....	7
四、信息检测 .....	8
五、影像视读 .....	9
<b>第三节 医学成像系统的评价</b> .....	10
一、电磁波透射成像 .....	10
二、超声成像与 X 线成像.....	10
三、MR 成像与 CT 成像 .....	11
四、形态学成像与功能成像 .....	11
五、对人体的安全性 .....	11
<b>第四节 医学影像展望</b> .....	12
一、医学影像学发展历程 .....	12
二、提高影像设备的性能 .....	13
三、分子影像 .....	14
四、医学影像存储与通信系统 .....	14
五、计算机辅助诊断 .....	15
<b>第二章 放射物理基础</b> .....	18
<b>第一节 X 线的产生和性质</b> .....	18
一、X 线发现 .....	18
二、X 线的本质和特性 .....	18
三、X 线的产生 .....	20
四、X 线产生原理 .....	21
五、X 线的量与质 .....	26
六、影响 X 线量与质的因素 .....	27

七、X线产生效率 .....	28
八、X线强度空间分布 .....	28
第二节 X线与物质的相互作用 .....	30
一、光电效应 .....	31
二、康普顿效应 .....	33
三、电子对效应 .....	35
四、其他作用 .....	35
五、在诊断放射学中各种作用发生的概率 .....	36
第三节 X线的衰减规律 .....	37
一、距离引起的衰减 .....	37
二、物质引起的衰减规律 .....	37
三、X线通过人体的衰减规律 .....	42
四、影响X线衰减的因素 .....	42
<b>第三章 模拟X线成像</b> .....	<b>45</b>
第一节 X线影像的形成 .....	45
一、X线影像信息的形成 .....	45
二、X线影像信息的采集、传递与转换 .....	46
三、X线影像的形成与显示 .....	46
第二节 X线照片 .....	47
一、医用X线胶片 .....	47
二、增感屏 .....	51
三、屏-片组合 .....	54
四、数字成像胶片 .....	57
第三节 X线照片影像的基本要素 .....	65
一、密度 .....	65
二、对比度 .....	68
第四节 X线影像清晰度 .....	73
一、X线管焦点的成像性能 .....	73
二、模糊度 .....	76
三、影像噪声 .....	79
四、影像失真 .....	79
五、散射线 .....	81
<b>第四章 数字X线成像</b> .....	<b>88</b>
第一节 数字图像基础知识 .....	88
一、数字图像 .....	88
二、数字成像基本概念 .....	89
三、数字图像的形成 .....	90
四、数字图像的基本处理 .....	92
第二节 计算机X线摄影 .....	93
一、成像板 .....	93
二、CR成像基本原理 .....	95
三、CR图像处理 .....	97

四、CR 技术新进展 .....	102
第三节 数字 X 线摄影 .....	103
一、直接型平板探测器 .....	104
二、间接型平板探测器 .....	105
三、多丝正比电离室型 .....	107
四、DR 特殊成像技术 .....	108
第四节 数字减影血管造影 .....	109
一、DSA 原理与方法 .....	109
二、DSA 工作方式 .....	112
三、DSA 图像后处理 .....	113
四、DSA 技术新进展 .....	115
第五节 数字 X 线图像质量 .....	116
一、影响数字成像质量的因素 .....	116
二、数字图像质量评价 .....	120
第五章 X 线成像理论 .....	125
第一节 信号理论 .....	125
一、信号的描述 .....	125
二、信号系统的描述 .....	128
三、信息理论 .....	129
第二节 信号检测与受试者操作特性解析 .....	132
一、受试者操作特性解析的应用意义 .....	132
二、ROC 解析的基本原理 .....	132
三、ROC 曲线的制作方法 .....	135
四、ROC 曲线的种类 .....	136
五、ROC 解析的特征参数 .....	136
六、ROC 曲线评价指标与临床应用 .....	140
第三节 影像的频率响应特性 .....	141
一、空间频率和调制度 .....	141
二、点扩散函数 .....	143
三、线扩散函数 .....	143
四、卷积计算成像 .....	146
五、光学传递函数 .....	147
六、单脉冲函数傅氏变换的物理意义 .....	152
七、X 线成像系统的非线性及其线性变换 .....	153
八、成像系统的调制传递函数 .....	153
九、调制传递函数的测试与应用 .....	153
第四节 噪声特性 .....	160
一、噪声的概念 .....	160
二、影响噪声的因素 .....	160
三、噪声特性 .....	161
第五节 噪声的等价量子数和量子探测效率 .....	167
一、用 NEQ 和 DQE 评价成像性能的原因 .....	167
二、NEQ 和 DQE 在放射成像系统中的物理意义 .....	167

三、数字 X 线成像系统 DQE 的检测方法	168
<b>第六章 CT 成像</b>	174
<b>第一节 成像原理</b>	174
一、概述	174
二、成像原理	175
三、CT 值与灰度	176
<b>第二节 扫描方式与数据采集</b>	177
一、扫描方式	177
二、数据采集原则	181
三、数据采集方法	182
<b>第三节 CT 图像重建</b>	188
一、数理基础	189
二、图像重建方法	193
<b>第四节 CT 图像后处理</b>	201
一、显示功能处理	202
二、测量兴趣区域	204
三、二维重组	205
四、三维重建	205
五、表面阴影显示	206
六、最大密度投影及最小密度投影	207
七、容积再现	208
八、仿真内镜	208
<b>第五节 CT 成像新技术</b>	209
一、CT 灌注成像	209
二、CT 能谱成像	211
<b>第六节 CT 图像质量</b>	212
一、CT 成像系统的主要技术指标	213
二、CT 图像质量参数	213
三、CT 放射剂量	219
<b>第七章 磁共振成像</b>	221
<b>第一节 磁共振物理基础</b>	221
一、原子核的自旋与磁矩	221
二、静磁场中的自旋核	223
三、磁共振现象和磁共振条件	227
四、磁共振的宏观描述	231
五、饱和现象	235
<b>第二节 弛豫和共振信号的检测</b>	236
一、弛豫	236
二、磁化强度矢量 $M$ 的弛豫过程	237
三、弛豫的生物学意义	241
四、自由感应衰减信号检测	243
五、磁性核的特性	245



第三节 磁共振成像	247
一、梯度场	247
二、磁共振成像的空间定位	249
三、磁共振图像重建	255
第四节 磁共振成像序列	258
一、脉冲序列的基本概念	258
二、自旋回波序列	259
三、快速自旋回波序列	261
四、反转恢复序列	262
五、梯度回波序列	263
六、梯度自旋回波序列	266
七、平面回波成像序列	266
第五节 磁共振血管成像	267
一、时间飞越法 MRA	267
二、相位对比法 MRA	269
三、对比增强 MRA	270
四、非对比剂增强血管成像技术	270
第六节 磁共振其他成像技术	270
一、磁共振波谱成像	270
二、磁共振功能成像	271
三、磁共振灌注成像	271
四、弥散成像	272
五、磁敏感加权成像	274
第七节 磁共振成像的图像质量	275
一、MR 图像质量参数	275
二、MRI 参数优化	277
三、提高图像质量的特殊技术	284
<b>第八章 超声成像</b>	<b>286</b>
第一节 超声的传播	286
一、超声在介质中的传播	286
二、超声多普勒效应	289
三、超声的衰减	292
第二节 超声探测的物理基础	293
一、超声的发射与接收	293
二、超声脉冲回波成像原理	297
第三节 超声成像系统工作原理	299
一、A 型超声诊断仪	299
二、B 型超声诊断仪	300
三、M 型超声诊断仪	303
四、超声多普勒成像系统	303
五、其他超声成像	309
第四节 超声医学图像质量	311
一、图像质量参数	311

二、质量控制	312
三、临床诊断的强度与安全剂量	313
<b>第九章 核医学成像</b>	<b>315</b>
<b>第一节 核医学成像物理基础</b>	<b>315</b>
一、放射性核素	315
二、放射性核素衰变规律	316
<b>第二节 放射性核素的产生</b>	<b>319</b>
一、核反应堆和原子核裂变	319
二、医用回旋加速器	320
三、放射性核素发生器	321
<b>第三节 放射性药物</b>	<b>322</b>
一、放射性药物分类	322
二、放射性药物标记方法	322
三、临床常用体内诊断放射性药物	323
四、放射性药物质量控制	325
<b>第四节 核医学显像原理</b>	<b>327</b>
一、核医学显像基本原理	327
二、放射性药物体内定位机制	327
三、核医学显像特点和显像类型	329
<b>第五节 <math>\gamma</math> 照相机</b>	<b>330</b>
一、 $\gamma$ 照相机的成像原理	331
二、 $\gamma$ 照相机成像中的定位方法	331
三、 $\gamma$ 照相机的图像采集	332
<b>第六节 单光子发射型计算机断层成像</b>	<b>332</b>
一、单光子发射型计算机断层成像原理	333
二、单光子发射型计算机断层图像采集	333
三、单光子发射型计算机断层图像重建	334
四、单光子发射型计算机断层特点	334
<b>第七节 正电子发射型计算机断层成像</b>	<b>335</b>
一、正电子发射型计算机断层成像原理	335
二、正电子发射型计算机断层图像采集	336
三、正电子发射型计算机断层图像重建	337
<b>第八节 正电子发射断层与计算机断层成像</b>	<b>338</b>
一、PET/CT 图像采集	338
二、PET/CT 的图像融合及图像配准	339
<b>参考文献</b>	<b>342</b>
<b>附录</b>	<b>343</b>
<b>实验</b>	<b>344</b>
<b>中英文名词索引</b>	<b>357</b>
<b>英中文名词索引</b>	<b>362</b>

# 第一章

## 概 论

李月卿 邱建峰

医学影像技术是借助于某种介质(如 X 线、电磁场、超声波、放射性核素等)与人体相互作用,用理工学基础理论和技术,把人体内部组织器官的结构、功能等具有医疗情报的信息源传递给影像信息接收器,最终以影像的方式表现出来,提供给诊断医生,使医生能根据自己的知识和经验对医学影像中所提供的信息进行判断,从而对病人的健康状况进行判断的一门科学技术。所以医学影像是临床诊断、治疗和医学研究的一个重要领域,包括 X 线摄影(radiography)、X 线计算机体层成像(computed tomography, CT)、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、超声成像(ultrasound imaging, USI)、放射性核素成像(radioactive nuclide imaging, RNI)以及可见光成像、红外成像和微波成像等。

《医学影像成像理论》是医学影像技术专业的一门重要专业基础课程。课程内容是各种成像技术的相关概念、成像原理、各种图像质量的影响因素,影响因素的控制、测量方法,以及 CT、MRI 的图像重建与图像处理方法等。

### 第一节 医学成像技术的分类

根据医学影像学所研究的内容,按其成像原理和技术的不同,医学成像技术分为两大领域:一是以研究生物体微观结构为主要对象的生物医学显微影像学(biomedical microimaging, BMMI);二是以人体宏观解剖结构及功能为研究对象的现代医学影像学(modern medical imaging, MMI)。现代医学成像按其信息载体可分为:X 线成像、磁共振成像、超声成像、放射性核素成像以及其他成像。

#### 一、X 线成像

传统的 X 线放射学,开始于 1895 年伦琴对 X 线的伟大发现。通过 X 线,人们第一次透过皮肤看到体内的骨骼,开创了对人体进行影像学诊断的先例。到目前为止,各种 X 线图像数占临床影像总图像数的 70%~80%。1896 年,英国伦敦一位外科医生经 X 线透视,成功地从患者手中取出一枚钢针异物。但初期的 X 线检查只限于观察有自然对比的组织结构,人工对比检查是在 1920 年对比剂发明以后开始的。在百余年 X 线成像的发展历程中,X 线图像随着其他相关学科的发展,在清晰度、分辨力以及解决影像重叠问题等方面都得到了显著的改变。

X 线成像是由 X 线管发出的 X 线强度透过被检人体的组织结构时发生衰减形成的。由于各种组织的密度( $\rho$ )、原子序数( $Z$ )以及厚度( $d$ )的不同,因而对 X 线的衰减系数( $\mu$ )不同,使得穿过人体出射的 X 线强度不同而产生 X 线对比度( $K_x$ ),含有人体信息的  $K_x$  由屏-片系统(影像增强器、成像板或平板探测器)接收,再经过处理形成可见的光学影像。所以,X 线成像可以看做是 X 线透过人体内部器官的投影,这种不同的灰度差别即为任何一个局部所接受的辐射强度的模拟;从另一角度讲,是相应的成像组织结构对 X 线衰减程度的模拟。

1983年,日本富士公司首先推出了他们的存储荧光体方式的计算机X线摄影(CR)系统,领先进入临床使用,从而解决了常规X线摄影数字化问题。1997年以后,数字X线摄影(digital radiography, DR)设备相继问世,为医学影像学全面实现数字化奠定了基础。数字X线成像技术是传统的X线技术与计算机技术结合的产物。

数字X线成像是采用影像板(imaging plate, IP)、平板探测器(flat panel detector, FPD)等来代替屏-片系统作为X线信息接收器(检测器),应用各种探测器将X线信息转换成电信号,再经模拟/数字(A/D)转换成数字化影像。数字X线成像包括CR、DR、数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)和数字X线透视等。

数字X线成像获得的是数字化信息,可以通过计算机对图像信息进行各种处理,改善影像的质量,显示出在未经处理的影像中所见不到的特征信息;可借助人工智能等技术对影像做定量分析和特征提取,可进行计算机辅助诊断(computer aided diagnosis, CAD);可将数字图像信息传输给图像存储与通讯系统(picture archiving and communication system, PACS),实现远程诊断和远程医疗。

## 二、X线计算机体层成像

X线计算机体层成像(CT)技术无论从成像装置、成像原理和图像重建,还是从图像处理和图像诊断上都与传统的X线成像有所不同。1972年英国工程师Hounsfield GN发明了CT。CT是自X线管发出的X线首先经过准直器形成很细的直线射束,穿透人体被检测层面;经人体薄层内组织器官衰减后射出的带有人体信息的X线束到达检测器,检测器将含有被检体层面信息的X线转变为相应的电信号;再通过测量电路将电信号放大,由A/D转换器变为数字信号,送给计算机处理系统处理;计算机系统按照设计好的方法进行图像重建和处理,得到人体层面上组织器官衰减系数( $\mu$ )分布情况,并以灰度方式显示人体这一层面上组织器官的图像。

CT成像具有许多优势:①获得无层面外组织结构干扰的横断面图像,能准确地反映横断平面上组织器官的解剖结构;②密度分辨率高,能显示出普通X线检查所不能显示的病变;③能够准确地测量各组织的X线衰减值,可通过各种计算进行定量分析;④可进行各种图像的后处理。

至今,CT技术几经发展,极大地提高了成像速度。1989年在滑环技术的基础上,螺旋CT(spiral CT)问世,使CT技术在临床应用上又有新的发展,成像速度加快,图像处理功能强大,图像质量提高。1998年多层面CT(multi slice CT, MSCT)诞生,使得X线管围绕人体旋转一圈能同时获得多幅断面图像,大大提高了扫描速度,使心脏动态成像得以实现。2004年推出的64排螺旋CT,又称容积CT,开创了容积数据成像的新纪元。2005年双源CT(dual source CT, DSCT)研制成功,通过两套X线管系统和两套探测器来采集数据,实现了单扇区的数据采集。

## 三、磁共振成像

1946年美国斯坦福大学的布洛赫(Felix Bloch)和哈佛大学的珀塞尔(Edward Purcell)首先发现了磁共振现象,由此产生的磁共振波谱学被广泛地应用于对物质的非破坏性分析。20世纪70年代美国纽约州大学的达马迪安(Raymond Damadian)和劳特伯(Paul Lauterbur)将磁共振用于医学成像,20世纪80年代被快速地发展起来成为医学影像新技术。磁共振成像(MRI)技术是在物理学领域发现磁共振现象的基础上,于20世纪70年代末继CT之后,借助计算机技术和图像重建方法的进展和成果而发展起来的一种新型医学影像技术。

MRI是通过对静磁场( $B_0$ )中的人体施加某种特定频率的射频脉冲(radio frequency, RF)电磁波,使人体组织中的氢质子( $^1\text{H}$ )受到激励而发生磁共振现象,当RF脉冲中止后, $^1\text{H}$ 在弛豫过程中发射出射频信号(MR信号),被接收线圈接收(检测器),再利用梯度磁场进行空间定位,最后进行图像重建而成像的。

与其他成像技术相比,MRI具有许多显著的特点:①以RF脉冲作为成像的能量源,不使用电离辐射,对人体安全、无创;②图像对脑和软组织分辨力极佳,能清楚地显示脑灰质、脑白质、肌肉、肌腱、脂肪等软组织以及软骨结构,解剖结构和病变形态显示清楚、逼真;③多方位成像,能对被检查部位进行轴位、冠状

位、矢状位以及任何倾斜方位的层面成像,能得到其他成像技术所不能显示或难以显示部位的图像,便于再现体内组织结构和病变的空间位置及相互关系;④多参数成像、多序列成像,通过分别获取  $T_1$  加权像( $T_1$  weighted image,  $T_1$  WI)、 $T_2$  加权像( $T_2$  weighted image,  $T_2$  WI)、质子密度加权像(proton density weighted image, PDWI)以及  $T_2^*$  WI、重  $T_1$  WI、重  $T_2$  WI,在影像上取得组织之间、组织与病变之间在  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_2^*$  和 PD 上的信号对比,可以提高兴趣区域(region of interest, ROI)组织结构的显示及病变显示的敏感性,大幅度地增加诊断信息;⑤选择性成像,通过参数、成像序列的选择或应用特殊成像技术,可以选择或抑制人体某些组织的 MR 信号,进行选择性的成像,如水成像、脂肪或水的抑制成像;不使用对比剂即可行非创伤性血管成像,且成像质量可与 DSA 相媲美;⑥除了能进行形态学研究外,还能进行功能、组织化学和生物化学方面的研究。正是由于上述特点,使该项技术在 30 余年的时间内得到了广泛的应用并显示出它的强势。其所具有的潜力,也使之成为目前发展最为迅速的医学成像技术之一。

#### 四、超声成像

超声成像是继 X 线成像之后发展最迅速、推广应用普及最快的一种成像方法,超声成像在医院中的应用仅次于 X 线成像。目前临床上使用的超声成像系统(B 型超声显像仪)大多是采用脉冲回波方式成像,即用一个短暂的电脉冲激励换能器晶片,使之振动产生超声波并射入体内,进入人体的超声波在遇到组织界面时,就会产生较强的回波信号。根据接收到的回波信号可以直接获取扫查平面上的人体组织结构图像。

因为超声波在人体组织中的衰减与声频近似成反比关系,故应根据探查组织的深度及分辨力要求灵活选用超声波频率。对于腹部等较深部位的成像,应选用 1.0 ~ 3.0MHz 的频率;对于穿越长度较短的部位成像,如眼部或其他浅部组织,声频可达 20MHz;用于血管内的超声探头频率高达 40MHz。

超声成像的突出优点是无电离辐射,对人体无损、无创,同时它又能提供人体断面实时的动态图像,因而广泛地用于心脏、腹部的检查。超声成像除了断面成像外,还可借助经典的多普勒原理进行超声血流测量,用于对心血管与脑血管等疾病的诊断。

近年发展起来的三维超声、四维超声、彩色多普勒能量图、谐波成像等技术是一些全新的临床检查方法,包括观察心脏立体形态及其活动的三维超声心动图和显示其他非活动脏器的三维图像。超声三维重建图像可使切割线的位置任意选择,图像任意旋转,以能够清晰显示所预定的观察目标,如脑、胆、肾、肝、眼、胎儿等。20 世纪 80 年代初问世的超声彩色血流图是目前临床上使用的高档超声诊断仪,其特点是把血流信息叠加到二维 B 超图像上,在一张图像上既能看到脏器的解剖形态,又能看到动态血流,它在心血管疾病的诊断中发挥了很大的作用。

#### 五、放射性核素成像

放射性核素成像主要是利用人体内不同组织对放射性核素的吸收情况不同,通过示踪剂在体内和细胞内转移速度和数量的差异及变化而产生特征图像,从而提供脏器的形状、大小、功能和血流量的动态测定指标,以及测量病变部位的范围,能反映体内生理、生化和病理情况,可以显示出组织、器官的功能等。放射性核素成像是目前核医学研究和临床诊断所采用的主要手段。

核医学成像中所使用的  $\gamma$  射线的能量范围一般在 25keV ~ 1.0MeV 之间,这与 X 线成像时应用的能量相近,但平均能量要高些。尽管图像的分辨力较低(为 1cm 左右),仍是临床诊断中的重要工具。

放射性核素成像技术发展很快,最早采用的是 1951 年的放射性核素扫描仪(即闪烁扫描仪)。1958 年,美国人 Anger 研制的  $\gamma$  照相机(gamma scinticamera)具有快速显像的能力,使得核素影像诊断从静态进入到动态观察,能够指示脏器的生理代谢功能。20 世纪 80 年代初,放射性核素扫描与 CT 技术结合起来,研制出发射型计算机体层扫描术(emission computed tomography, ECT)。这一技术不仅对各种脏器及其病变进行立体显像,能动态观察各种脏器的形态、功能和代谢的变化,而且能进行体层、立体显像。

发射型 CT (ECT) 可分为单光子发射型计算机体层(single photon emission computed tomography, SPECT)与正电子发射型计算机体层(positron emission computed tomography, PET)两类,两者的数据采集原

理不同。目前,ECT 在临床上已得到较广泛的应用。PET 有许多引人注目的地方,如用它来研究人脑功能等,有其独特的优点。

## 六、其他成像

可见光成像在医学上的应用主要是内镜技术。自从 1958 年第 1 台纤维胃镜诞生以来,至今制成了光纤内镜、电子内镜、超声内镜、激光内镜等各种不同性能的内镜。电子内镜抛弃了光导纤维传像的方式,在镜头端装有一只微型电视摄像机,由电荷耦合器件(charge coupled device, CCD)将物镜所成的图像变换为电视信号,再转换为光学图像。它对管腔内状态既可直接在屏幕显示,供多人同时观察;也可用磁带录像机录像或打印机输出;还可直接夹取活体组织进行活检、止血和局部病灶治疗。目前,内镜的使用范围已由消化道扩展到泌尿、循环、呼吸、生殖等多个系统,以及腹腔、耳、喉、血管、关节腔等器官。

用激光制成的激光纤维内镜已成功用于支气管癌、肺癌等疾病的腔内诊治。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。

红外成像在医学上主要用于人体浅表疾病的探查,其主要技术可分为被动成像方式的红外摄影术和主动成像方式的红外摄影术。红外医学成像的最大优点:①对人体无辐射损害;②不会因检查而引起人体状态的改变;③操作方法简便、经济,是一种具有应用前途的医学影像检查方法。

微波是指波长从 1m ~ 1mm(300MHz ~ 300GHz)波段的电磁波,除利用微波热效应制成的各种临床治疗仪器外,微波还是 CT 机的一种理想能源,也可作为显微镜的光源。近年来微波医学成像技术在不断进步。

除了上述各种成像技术外,还有利用人体组织的电阻抗成像等。

## 第二节 医学影像成像的基本条件

广义的摄影(成像),是应用光或其他能量来表现被照体的信息状态,并以可见的光学影像加以记录的一种技术。X 线摄影、X 线透视、CT、MR 等成像均需要具备有一个成像系统,成像系统即是将信息载体表现出来的信号加以处理,形成表现信息影像的系统。成像程序为能量→信息信号→检测→图像形成。

各种成像方法均需要三大要素,即成像的信息源(被检体)、信息载体与信息检测(接收器),而且还需要对形成的影像进行判读(影像视读),本节就信息影像的传递与形成、医学影像成像的基本条件进行分析。

### 一、信息影像的传递与形成

#### (一) 模拟 X 线信息影像的传递与形成

X 线透过被照体时,因物体的吸收、散射而减弱,透射线仍按原方向前进,作用在某种接收介质上,从而转换、形成可见的 X 线影像。如果把被照体作为信息源,X 线作为信息载体,那么 X 线影像形成的过程就是一个信息传递与转换的过程,如图 1-1 所示。

X 线信息影像的形成与传递大体可分为五个阶段。

1. X 线信息影像的产生 X 线信息影像的形成基础是被照体对 X 线强度的衰减。X 线在物质中的衰减符合如下规律:

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1-1)$$

式中  $I$  为透过被照体的 X 线强度; $I_0$  为入射 X 线强度; $\mu$  为线性衰减系数; $d$  为被照体的厚度。

X 线束对三维空间的被照体进行照射时,由于被照体(如人体)是一个复杂的组织结构,其构成元素种类很多,各种组织的原子序数、组织密度、厚度各不相同,致使 X 线的线性衰减系数  $\mu$  不同,因此经被照体衰减后透过的 X 线强度也就不同,从而取得载有被照体信息成分的强度不均匀的 X 线分布,即形成不能为肉眼识别的 X 线信息影像(潜影)。

2. X 线信息影像的转换 将不均匀的 X 线强度分布,通过接收器(屏-片系统、影像增强器系统等)转换为密度影像,或二维的光强度分布(荧光屏、影像增强器系统等)影像,以用于观察诊断。

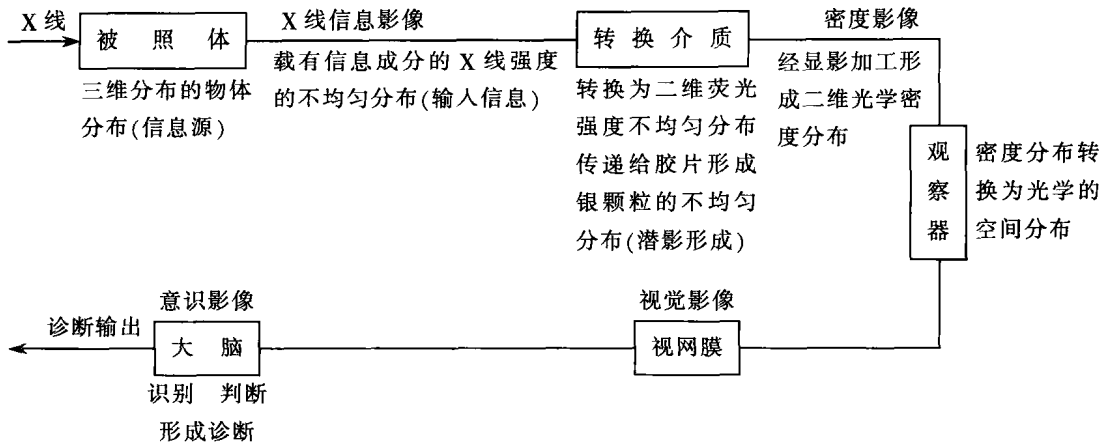


图 1-1 X 线信息影像的传递与形成

如果以屏-片系统作为接收器,那么透过射线直接对 X 线胶片进行感光以及激发增感屏发出荧光并将荧光强度分布传递给胶片,形成银颗粒的分布(潜影形成);在潜影的催化下,已曝光的胶片经显影加工处理,将胶片上大量的卤化银( $\text{AgX}$ )还原成 Ag 原子;银原子积累到相当数量后,就形成二维光学密度的分布。此阶段的信息传递与功能转换,取决于荧光体特性、胶片特性及显影处理。

透过被检体的不均匀 X 线强度分布也可通过光电倍增管,将波长为  $0.01 \sim 0.06\text{nm}$  的 X 线转换成波长为  $500 \sim 600\text{nm}$  的可见透视影像。此阶段是把不可见的 X 线信息影像转换成可见的密度影像的中心环节。

3. 密度分布转换成可见光的空间分布 借助观片灯可将密度分布转换成可见光的空间分布,然后投影到视网膜。此阶段信息传递的质量,取决于观片灯亮度、色光、观察环境以及视力。

4. 视觉影像的形成 通过视网膜上明暗相间的图案,形成视觉影像。

5. 意识影像的形成 通过对视觉影像的识别、判断,作出评价或诊断。此阶段信息传递取决于医师的阅历、知识、经验和鉴别能力。

X 线摄影的目的,就是掌握和控制 X 线影像形成的条件,准确地最大限度地从被照体中取得有用信息,并尽可能真实地转换成可见影像;或者说,在允许的辐射剂量内获得最有效的影像信息。

## (二) 数字 X 线信息影像的传递与形成

除了屏-片 X 线成像外,其他各种成像技术形成的均为数字影像。数字信息影像的传递与形成基本上与模拟信息影像的传递与形成相同,不同之处主要是影像信息的传递过程中增加了模/数转换,即将模拟信息转换成数字信息,而后进行各种处理和图像重建,最后还要将数字影像通过数/模转换成可以视读的模拟影像。

## 二、信息源

上述各种医学成像,其信息源均为被检的人体。但是各种成像技术与人体组织结构的关联又是不一样的。

### (一) X 线成像

人体由骨骼、肌肉、脂肪等构成,而骨骼由胶体蛋白和钙质组成,钙质占  $50\% \sim 60\%$ ;软组织内水占  $75\%$ ,还有蛋白质、脂肪及糖类等。各种组织结构其原子序数( $Z$ )、密度( $\rho$ )不同,形成了对 X 线的衰减系数( $\mu$ )不同。所以 X 线成像是利用被检体组织结构的  $Z$ 、 $\rho$  的不同。X 线成像是 X 线束进入人体后,一部分被人体组织结构吸收和散射,另一部分透过人体沿原方向向前传播。X 线通过人体组织时是按照式(1-1)的指数规律衰减。

X 线通过人体的衰减规律一般采用单能窄束 X 线的指数衰减规律。当 X 线的衰减以光电吸收为主

时,被检体的 $\mu$ 与人体组织的 $Z, \rho$ 存在着如下关系:

$$\mu = k \cdot \lambda^3 \cdot Z^4 \cdot \rho \quad (1-2)$$

即人体不同组织结构的 $Z, \rho$ 不同,其对X线的线性衰减系数 $\mu$ 不同,因此一束强度为 $I_0$ 的原发X线透过人体组织后其透过X线强度 $I$ 是不一样的,即产生了X线对比度( $K_x$ )。人体组织结构大致可分为骨骼、肌肉、脂肪及空气四大类,对X线的衰减按骨骼、肌肉、脂肪、空气的顺序逐渐减弱(表1-1),一些组织比其他组织能衰减更多的射线,这种衰减差异的大小就形成了X线影像的对比度。然后通过各种影像接收器(探测器)进而形成可见的X线影像。

这里需要指出的是人体组织不是一种单质,而是一种复合物,所以其原子序数应为有效原子序数 $\bar{Z}$ 。 $\bar{Z}$ 是指在相同的照射条件下,1kg复合物与1kg单质所吸收的辐射能相同时,此单质的原子序数 $Z$ 就称为复合物质的 $\bar{Z}$ 。医用诊断X线能量范围内,有效原子序数为:

$$\bar{Z} = (\sum a_i Z_i^{2.94})^{\frac{1}{2.94}} \quad (1-3)$$

式中 $a_i$ 为第 $i$ 种元素在单位体积中电子数的占有比率, $Z_i$ 为第 $i$ 种元素的原子序数。

或

$$\bar{Z} = \left( \frac{a_1 Z_1^4 + a_2 Z_2^4 + \dots + a_n Z_n^4}{a_1 Z_1 + a_2 Z_2 + \dots + a_n Z_n} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1-4)$$

式中 $a_i$ 为第 $i$ 种元素的原子在分子中的原子个数, $Z_i$ 为第 $i$ 种元素的原子序数。

X线在透过人体时,主要发生光电效应和康普顿效应两种作用形式的衰减。图1-2是以肌肉和骨骼为例,显示不同能量的X线在两种组织中发生效应的比率。把对X线的总衰减作为100,将光电衰减和康普顿衰减作为总衰减的一部分作出曲线。肌肉在42kV时,两种作用所占比例相等,在90kV时,散射已占90%。骨的 $\bar{Z}$ 较高,光电作用所占的面积近似等于肌肉光电作用的两倍。在73kV时,骨中发生光电作用与散射作用概率相等。

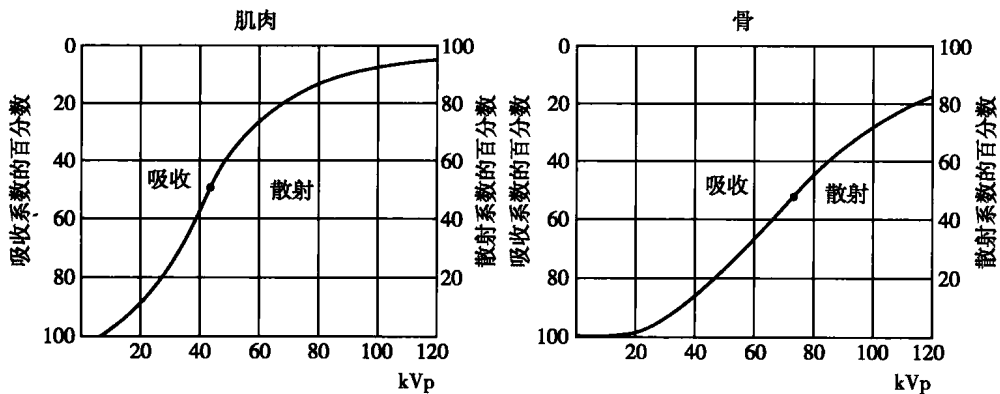


图1-2 X线在人体组织中吸收、散射比例

表1-1 人体不同组织的线性衰减系数( $m^{-1}$ )

管电压(kV)	脂肪	肌肉	骨骼
40	$0.3393 \times 10^2$	$0.4012 \times 10^2$	$2.4434 \times 10^2$
50	$0.2653 \times 10^2$	$0.2933 \times 10^2$	$1.4179 \times 10^2$
60	$0.2196 \times 10^2$	$0.2455 \times 10^2$	$0.9677 \times 10^2$
70	$0.2009 \times 10^2$	$0.2213 \times 10^2$	$0.7342 \times 10^2$
80	$0.1905 \times 10^2$	$0.2076 \times 10^2$	$0.6047 \times 10^2$
90	$0.1832 \times 10^2$	$0.1994 \times 10^2$	$0.5408 \times 10^2$
100	$0.1801 \times 10^2$	$0.1942 \times 10^2$	$0.4865 \times 10^2$



续表

管电压(kV)	脂肪	肌肉	骨骼
110	$0.1774 \times 10^2$	$0.1906 \times 10^2$	$0.4530 \times 10^2$
120	$0.1755 \times 10^2$	$0.1882 \times 10^2$	$0.4298 \times 10^2$
130	$0.1742 \times 10^2$	$0.1864 \times 10^2$	$0.4132 \times 10^2$
140	$0.1732 \times 10^2$	$0.1852 \times 10^2$	$0.4010 \times 10^2$
150	$0.1724 \times 10^2$	$0.1842 \times 10^2$	$0.3918 \times 10^2$

## (二) 磁共振成像

磁共振成像(MRI)是处于静磁场( $B_0$ ,也称主磁场或外磁场)中的氢质子( $^1\text{H}$ )在 RF 脉冲磁场激励下发生磁共振现象,RF 脉冲停止后发生弛豫现象而获得磁共振信号,这种信号的强弱与人体组织的 $^1\text{H}$ 密度密切相关。在人体各种组织结构中, $^1\text{H}$ 占原子数量的2/3,而且 $^1\text{H}$ 为磁化最高的原子核,所以目前生物组织的MRI主要是 $^1\text{H}$ 成像。从MRI概念中可以看到,MR成像是利用人体中自旋不为零的 $^1\text{H}$ 。

因为人体组织结构含水量( $^1\text{H}$ 差异)、水分子的杂乱运动、脂肪含量等的差异,导致在RF中被激励的程度不一样,使得RF停止后由于:①纵向弛豫时间 $T_1$ ;②横向弛豫时间 $T_2$ ;③ $^1\text{H}$ 的密度;④流体的流动效应;⑤不同组织的磁敏感性;⑥ $^1\text{H}$ 所处的局部化学环境(如甲醇分子 $\text{CH}_3\text{COOH}$ 中的两种H);⑦水质子状况(即游离态水质子或结合态的水质子);⑧组织方向及组织分子的大小等的不同,呈现出不同的MR信号。

## (三) 超声成像

医学超声成像中的运用超声脉冲回波成像,是利用超声波在传播路径上遇到不均匀介质界面的声阻抗( $Z$ )的不同,且能发生反射的特性,向人体内发射超声脉冲,当超声遇到人体组织和脏器界面时有反射回波,用探头检测这些回波信号并对其进行接收放大和信号处理,并将探头的扫查运动与显示器上光点的扫描运动配合,把回波信号作为光点的亮度调制信号,即用亮点来显示反射回波的界面,最后在显示器上进行回波亮度显示形成各种超声图像。故超声成像的信息源是被检体内各种组织结构、脏器界面对超声波的声阻抗 $Z$ 。

## (四) 放射性核素成像

放射性核素成像是放射性核素示踪技术基础上,利用某些放射性核素发射出的 $\gamma$ 射线具有一定穿透力的特点和放射性核素或其标记物在体内代谢分布和转归的规律,通过核素显像仪器在体外显示核素或其标记物在脏器、组织的分布和量变规律及其在生物样品中的含量,达到诊断疾病的目的。

核医学显像是脏器内、外或脏器内各组织之间、脏器与病变之间的放射性药物分布存在浓度差别,选择能够聚集在特定脏器、组织和病变的放射性药物,使该脏器、组织或病变与邻近组织之间的放射性浓度差达到一定程度。也即放射性核素成像的信息源是放射性药物在脏器、组织或病变与邻近组织之间的放射性浓度差异。

# 三、信息载体

## (一) X线

对于X线成像来说,一次成像过程中,X线管发出的X线束的强度( $I_0$ )是基本均匀的,其穿过人体不同组织结构时由于各种组织对X线的衰减程度( $\mu$ )不同,致使透过各种组织结构到达影像接收器的X线强度( $I$ ),即影像信息就有了不同,因此可以说X线是我们人体组织结构信息的载体。

X线成像中X线是影像信息载体。X线的本质是一种电磁波。X线的波长短( $1 \times 10^{-10}\text{m}$ 左右),光子能量大,故穿透物质的能力强。X线的穿透性不但与其波长 $\lambda$ 有关,还与物质的性质、结构有关。一般物质的 $Z$ 高、 $\rho$ 大,吸收X线多,X线穿透性差。人体各组织对X线的衰减按骨、肌肉、脂肪、空气的顺序由大变小。X线对人体不同组织穿透性能的差别,是X线摄影和透视的基础。