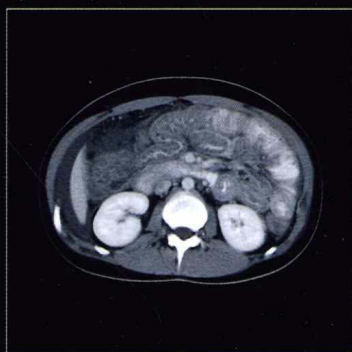


教育部生物医学工程专业
教学指导委员会推荐教材

医学成像原理

顾本立 万遂人 赵兴群 编著



科学出版社

医学影像学
第2版

医学成像原理

主编 王斌全 副主编 王斌全 王斌全



人民卫生出版社

教育部生物医学工程专业教学指导委员会推荐教材

医学成像原理

顾本立 万遂人 赵兴群 编著

科学出版社

北京

内 容 简 介

本书讲述各种常用的医学成像方法的物理原理、成像过程、重建图像的计算方法以及有关的部件、器件、设备等,并用二维线性变换理论分析影响成像质量的各种因素和图像质量。

本书可作为大专院校生物医学工程专业师生和研究生的教学参考书,也可供从事成像设备科研和生产的工程技术人员、医学院校医学影像专业师生以及医院的影像工作者参考。

图书在版编目(CIP)数据

医学成像原理/顾本立,万遂人,赵兴群编著.—北京:科学出版社,2011.11

(教育部生物医学工程专业教学指导委员会推荐教材)

ISBN 978-7-03-032804-5

I. ①医… II. ①顾… ②万… ③赵… III. ①影像诊断 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 235170 号

责任编辑:王国栋 李晶晶 / 责任校对:刘亚琦
责任印制:张克忠 / 封面设计:迷底书装

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>

保定市中画美凯印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2012 年 1 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2012 年 1 月第一次印刷 印张:21 1/2

字数:510 000

定价:42.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

前 言

近几十年来医学成像技术的发展大大地推动了医学科学的发展,医学图像已成为现代化医院中极其重要的工具,不仅用于临床诊断,而且在治疗方面的应用也日益广泛。医学成像是医学、物理学与工程技术三者结合的成果,是生物医学工程专业的重要专业内容。本书是根据东南大学生物医学工程专业 20 多年的教学经验,在原来使用多年讲义的基础上,结合近年来迅速发展的新技术编写而成的。

各种医学成像方法其物理原理往往完全不同,图像所反映的物理量也完全不同。例如,X 射线成像是利用高能电磁波粒子透射过人体时沿途衰减的信息成像,图像反映的是人体内组织、骨骼的衰减系数分布;磁共振成像则是利用频率低得多的电磁波与人体内的氢原子核发生共振时产生的信息成像,图像反映的是氢原子的分布及其与周围物质的生化关系。早年的医学成像书往往从每一种成像方法的物理原理讲起,叙述特定成像设备的设计制造和特性,形成各种医学成像设备的孤立章节,全书没有统一的理论体系。后来 Albert Macovski、H. H. 巴雷特等在书中采用了二维变换理论分析各种成像过程,用统一的系统分析理论把所有成像系统贯穿起来,奠定了各种成像方法理论的共同基础。所有的成像目标是人体内某一种物理量的分布,这种有一定形状和对比度的二维物理量分布在成像系统中被转换为有相似形状和对比度,但在成像过程中附加了噪声并有一定程度模糊的可见图像。这种变换的一个简单而又容易分析的模型就是大家常用的二维线性变换理论,用这种理论分析可以评价所有成像系统性能的优劣,定量表示图像质量。本书也采用这种体系分析各种成像系统的图像质量以及影响图像质量的各种因素,并引入了量子检出效率等新概念。

本书第一章在讲述医学成像发展的基础上,着重归纳各种成像方式,启发学生对各种可能的成像方法的思考,拓展视野,不限于常用的成像方法,为日后的创新思路做铺垫。

第二章讲述二维线性系统理论,为后面各章分析成像机理和成像系统的性能做好准备。

第三章为 X 射线投影成像的原理,从 X 射线的性质讲起,介绍了它的产生、与物质的相互作用、成像过程以及各种 X 射线影像转换器(包括传统的摄片和新的数字成像设备),分析了成像中源、探测器、量子噪声、散射噪声等对成像质量(分辨率、对比度)的影响,介绍了成像质量的评估方法,并对临床应用和生物安全性作了简要介绍。

第四章讲述 X 射线数字减影系统,包括数字 X 射线摄影中的能量减影和 X 射线双能量骨密度仪及常用的数字血管减影系统 DSA,介绍了数字血管减影的种种方式、图像数据处理、系统设备(包括传统的影像增强器-摄像机系统和新推出的平板探测器减影系统),并分析了系统图像的质量。

第五章首先讲述 CT 成像的原理、图像重建理论和方法;接着介绍 X-CT 系统的构成、主要部件和它们的性能,并对现在用得较多的螺旋 CT 的结构和特殊参数进行专门讲述;然后分析 CT 图像质量,并介绍了 CT 重建结果图像的显示和处理方法以及 CT 机剂量测量和评估方法;最后介绍了 CT 的新进展和 CT 方面的一些研究动向。

第六章首先介绍了核放射衰变的基本概念和医学上常用的放射性核素;在讲述核放射探

测器的基础上,介绍了核医学成像中单光子 CT 和正电子 CT 系统,包括单光子 CT 中的准直器分析、定位计算,正电子 CT 中的检测模块和符合检测,以及统计迭代重建算法和衰减校正等;最后对图像质量进行分析,并简述了临床进展以及 PET/CT 等新成像系统。

第七章为超声成像的理论基础,首先重点讲述了超声的波动方程和在人体组织中传播的物理特性;然后讲述了 A 型、B 型、M 型及多普勒超声波成像系统的基本原理,并从声波衍射原理的角度重点分析了换能阵列超声波成像系统;接下来讲述了 B 型超声波图像质量的评价及其方法;最后介绍了超声波成像的新技术——谐波成像、组织定征的超声成像、超声波三维成像等。

第八章回顾了磁共振现象发现和应用的历史,系统全面地阐述了 MRI 的基本原理、成像机制、信号的获得、K 空间性质、系统的构成和安全性。特别是在磁共振原理方面,简洁地推导了宏观磁化矢量的表达形式。在 MRI 信号获取机理方面,简洁地给出了原理表达式的推导。这对于读者掌握原理、进一步深入研究或应用有益。

第九章为医学影像存储与传输系统(PACS)的简介,该内容虽不同于成像理论,但却是成像设备制造者和使用者应该了解的,因为随着医学图像数量的急剧增加,大量的医学图像如何存储、传输和管理是必须解决的问题。本章介绍了 PACS 的主要功能、医学影像 DICOM 标准以及 PACS 系统的组成,包括图像采集网关、与 HIS/RIS 的接口设备、图像工作站、PACS 控制器、数据库、图像存储设备以及系统建设等。

本书是针对普通大学本科生而编写的,读者需具有基础物理、数学、线性系统、电子电路方面的基础知识。本书可作为大专院校生物医学工程专业师生和研究生的教学参考书,并对从事成像设备研制和生产的工程技术人员、医学院校医学影像专业师生以及医院的影像工作者有一定的参考价值。

本书是在东南大学生物医学工程学院领导多方面的支持和关怀下编写而成的;在审稿过程中得到了上海交通大学庄天戈教授的许多宝贵意见,并与其进行了互动式的修订,使全书质量有了明显的提高;江苏省中医院陈功校友给本书第九章提供了宝贵的资料和意见;本书插图的绘制得到了王晔和徐乔乔同学的帮助,这里一并致谢。

编 者

2011 年 8 月

于东南大学生物医学工程学院

目 录

前言

第一章 引论	1
第一节 医学成像技术的发展	1
第二节 医学成像的种种形式	2
一、利用电磁能成像	2
二、利用声能成像	5
三、不同成像方法的互补性	6
习题	7
参考文献	7
第二章 线性系统	9
第一节 线性系统的定义	10
第二节 冲击响应与空间移不变系统	10
一、二维 δ 函数	10
二、空间冲击响应及输出函数	11
三、线性空间移不变系统 (linear shift-invariant system, LSI)	11
第三节 二维 Fourier 变换	12
一、空间频率的物理意义	13
二、调制传递函数	14
第四节 二维采样	14
习题	16
参考文献	16
第三章 X 射线投影成像	17
第一节 X 射线成像的物理基础	17
一、X 射线的性质和计量	17
二、X 射线的产生	19
三、X 射线束与物质的相互作用	22
第二节 X 射线投影成像中影像的形成和检测	26
一、影像的形成	26
二、X 射线影像转换器	27
第三节 成像质量评估	37
一、图像对比度	37
二、噪声	38
三、空间分辨率 (有时也称为模糊度或细节可见度)	38

四、时间分辨率	38
五、伪迹	38
六、畸变	38
第四节 X射线成像中影响图像分辨率的因素	39
一、源对成像质量的影响	39
二、物体运动对分辨率的影响	45
三、检测系统的分辨率分析	46
四、考虑源和检测器两者影响时成像系统的分辨率	51
第五节 X射线投影像中的对比度	53
一、原发对比度	53
二、散射对原发对比度的影响	55
三、图像对比度	59
第六节 X射线投影成像中的噪声、伪迹、畸变	61
一、噪声	61
二、伪迹和畸变	63
第七节 不同检测系统临床使用比较	64
第八节 特殊摄影	64
第九节 临床应用	64
一、静态摄影	64
二、动态系列图像观察	65
第十节 生物效应和安全性	66
习题	67
参考文献	67
第四章 数字减影成像	69
第一节 不同能量的减影	69
一、原理	69
二、应用	70
第二节 不同时间的减影——DSA(digital subtraction angiography)数字血管减影	73
一、DSA的减影方式	74
二、图像数据的处理	77
三、DSA设备	79
四、DSA图像质量	81
五、先进DSA的一些功能	84
习题	84
参考文献	84
第五章 X射线计算机断层成像——X-CT	86
第一节 概述	86
一、X射线投影成像的不足之处	86
二、X-CT成像如何解决了上述问题	86

三、X-CT的发展简史	87
第二节 X-CT的扫描方式	88
第三节 图像重建方法	90
一、Radon变换和求逆	90
二、Radon变换与Fourier变换——直接Fourier变换重建	91
三、Radon变换与反投影——滤波反投影重建	94
四、扇形束重建	97
五、直接离散法矩阵求逆——迭代法图像重建	98
六、三维重建(直接体积重建)	103
第四节 X-CT机的系统构成及功能	105
一、系统的构成,主要部件性能	105
二、螺旋CT的结构和特殊参数	110
三、扫描方式	114
四、图像的显示和处理	115
第五节 CT图像质量	118
一、空间分辨率	119
二、噪声、低对比度(密度)分辨率	122
三、时间分辨率	124
四、伪像	124
第六节 剂量的测量和评估	126
一、剂量的测量	127
二、剂量的估计	127
三、降低剂量优化CT系统	128
第七节 CT的新进展	128
一、64排螺旋CT的优异性能	128
二、几个发展倾向	129
三、一些研究动向	130
习题	131
参考文献	131
第六章 核医学成像	134
第一节 引言	134
第二节 核放射源	136
一、放射性衰变	136
二、放射性核素的活度与剂量	137
三、核医学成像中的放射性核素	139
第三节 核辐射探测器	140
一、闪烁探测器的组成	140
二、对闪烁探测器的要求	141
三、闪烁体	142
四、光电倍增管	144

五、探测器的基本电路	145
第四节 成像方法	145
一、 Γ 闪烁相机和 SPECT	145
二、正电子发射 CT	160
第五节 图像重建	163
一、二维重建	163
二、三维重建	167
第六节 图像质量	168
一、空间分辨率	168
二、噪声	169
三、对比度、最大计数率	170
四、伪像	170
第七节 核医学的临床应用进展	171
一、核心脏病学	171
二、神经精神核医学	172
三、核肿瘤学	173
第八节 核医学成像新系统	173
一、PET/CT 图像融合系统	173
二、具有正电子成像功能的 SPECT(SPECT/PET)	174
三、SPECT/PET+CT 系统	175
四、小动物和分子成像专用系统	175
五、用半导体检测器的 PET、SPECT 系统	175
六、处于研究阶段的 PET/MR 系统	175
习题	176
参考文献	176
第七章 超声成像	179
第一节 引言	179
第二节 超声波物理学	180
一、声波的连续性方程	180
二、声波的运动方程	181
三、声波的物态方程	181
四、波动方程	182
五、波动方程的解	183
第三节 人体组织的超声特性	183
一、声波波动参量及相互关系	183
二、超声在人体中的反射、折射、衍射	185
三、超声衰减	186
第四节 基本反射成像分析	188
一、A 型成像原理	189
二、M 型成像原理	190

三、B型成像原理	191
四、多普勒成像原理	195
第五节 考虑衍射的超声回波成像	199
一、超声波衍射成像	199
二、超声波衍射成像的稳态近似分析	201
三、噪声分析	207
第六节 使用换能器阵列的超声成像系统的分析	209
一、成像换能器阵列	209
二、相控阵列系统的分析	211
第七节 超声图像质量的评价	216
一、图像质量评价	216
二、图像质量测试模型	217
三、现代B超改进图像质量的一些措施	221
第八节 超声成像新技术	222
一、谐波成像技术	223
二、与组织定征有关的超声成像新技术	225
三、超声波三维成像技术	226
习题	229
参考文献	229
第八章 磁共振成像	231
第一节 引言	231
第二节 磁共振的基本原理	235
一、粒子的自旋	235
二、进动(precession)	237
三、磁矩的能量	238
四、磁化矢量(magnetization)	239
五、旋转坐标系	240
六、射频场激励	241
七、磁矢的弛豫	243
八、Bloch方程	245
九、MRI信号	247
第三节 磁共振成像原理	256
第四节 MRI信号获取	260
第五节 K空间	262
一、K空间和图像空间的关系	262
二、影响图像分辨率的内在因素	263
三、K空间的性质	264
四、K空间数据记录的轨迹	266
第六节 MRI系统	271
第七节 安全性	274

第八节 结语	276
习题	278
参考文献	279
参考网址	279
第九章 医学影像存储与传输系统简介	281
第一节 概述	281
一、医学影像存储与传输系统的兴起	281
二、PACS 的主要功能	282
第二节 医学影像的 DICOM 标准	283
一、概述	283
二、DICOM 标准各部分内容	284
三、DICOM 信息对象	284
四、DICOM 服务	288
五、DICOM 医学影像信息的传输	290
第三节 PACS 系统的基本模块	292
一、成像设备和图像采集网关	292
二、图像工作站	293
三、DICOM/HL7 网关	294
四、网络传输	294
五、PACS 控制器	296
六、图像存储子系统	297
第四节 PACS 系统的建设	299
一、PACS 系统总体考虑	299
二、PACS 系统的不同架构	299
三、医院 PACS 系统举例	302
习题	303
参考文献	303
附录 2.1 δ 函数的一些性质	306
一、 δ 函数的多种形式	306
二、 δ 函数的性质	306
附录 2.2 二维 Fourier 变换	308
一、二维 Fourier 变换的一些性质	308
二、Hankel 变换	308
三、成像技术中常用的二维 Fourier 变换表	309
附录 3.1 有限尺寸源成像中源对成像质量影响的进一步推导	310
一、一般情况下成像的表达式	310
二、薄片目标的卷积关系	312
三、线性化近似	312
四、微扰法近似	313
五、一般情况	314

小结	314
附录 5.1 CT 重建算法的具体实现	315
一、正弦图	315
二、反投影算法	315
三、卷积核的选取	316
四、常用卷积滤波函数	319
五、卷积滤波反投影的实现过程	321
附录 5.2 扇束重建的具体实现	324
一、重排法的具体化	324
二、扇束直接重建的推导	325
附录 6.1 平行孔准直器平均点扩散函数的推导	328
附录 6.2 发射 CT 中 MLEM 统计迭代算法	331

第一节 医学成像技术的发展

随着近代科学技术的发展,医学图像已成为现代化医院中极其重要的工具。医学图像不仅用于临床诊断,而且在治疗方面的应用也日益广泛。人体内部的结构和功能一般是不可见的,但人们可以借助于各种科学技术将人体内部结构和功能形成图像,从而检视人体,进行诊断和治疗,这就是医学成像的目的。

1895年 W. K. Roentgen 发现 X 射线后不久,医生就将此技术用于医学。X 射线使医生有可能观察人体内部结构,从而为疾病诊断提供了重要信息。从 20 世纪 50 年代开始,医学影像诊断技术进入了一个革命性的发展时期,新的成像系统相继出现,它们不仅可以用于无创伤地观察解剖学图像,而且可以用于检查器官的功能。

X 射线计算机断层成像技术从根本上克服了传统 X 射线投影成像中影像的重叠问题,获得了清晰的剖面图像,而且大大提高了密度分辨率,可以区分密度差异很小的软组织。

X 射线成像主要用于观察人体形态学上的特征。采用放射性核素的核素成像可以了解脏器的生理功能。单光子发射 CT 和正电子发射 CT 利用示踪动力学模型,显示了活体对注入药物的体内代谢过程,使许多疾病的研究和诊断大为深入。

磁共振成像从另一角度揭示了人体内部的情况,它的图像与体内生化过程有关;它既是功能性的,又比核素成像有更清晰的图像,而且对人体损伤很小。

与上述成像方法相比,超声医学成像的优点是价格低廉,使用方便,对人体基本无损,因此得到广泛的应用,成为常规的首选成像手段之一。

20 世纪八九十年代数字图像、计算机和通信技术的飞速发展,使医学成像技术的开拓应用如虎添翼,数字图像处理、三维立体显示、图像融合技术、医学图像标准接口、图像存储与传输系统以及远程通信技术等的应用大大增强了医学成像的应用效果^[1,2]。

不同的成像技术从不同方面互补地反映了患者的信息,图像融合技术将它们结合起来。例如,在 CT 精确的解剖学图像上叠加正电子发射 CT 的功能图像,大大提高了病情诊断的准确性。三维重建技术使医生对病灶的大小、形状以及在体内的相对空间位置有了立体、直观的了解,成功地发展了用射束聚焦杀灭肿瘤的 Γ 刀、X 刀,外科医生了解了病灶的立体形象和入路附近的敏感部位,如神经、血管,使手术更有把握。在图像引导下的介入治疗已普遍使用,而先进的术间成像技术可看到手术过程中病灶和组织的局部形变,从而实现“手术导航”。网络和远程通信使边远地区患者的医学图像可以方便地传到中心城市,从而使远程诊断和治疗成为可能^[3,4]。

第二节 医学成像的种种形式

在一切成像方法中,图像都是由能量和人体组织相互作用而形成的。不同形式的能量用于医学成像形成了种种成像方法。要对体内结构成像,就要求能量从一种能量源传递到人体,再从人体传递出(带有体内信息的)能量到适当的接收器,如图 1.1a 所示,而有时能量源就在人体内部,见图 1.1b。

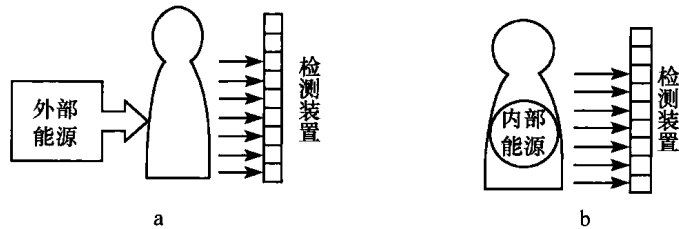


图 1.1 医学成像中能量的作用

a. 用外部能源成像; b. 用体内能源成像

用于成像的任一种能量的基本要求是:①它必须与体内结构发生相互作用,在一定程度上会产生图像信息;②它必须能穿过组织。可见光是日常生活中用于传递图像的能量主要形式,但它通常不能穿过人体,因此,对体内成像不可能直接应用。

一、利用电磁能成像

1. 透射成像

首先考虑利用外部电磁波源透射穿过人体,携带出路径上体内各部位经不同衰减后的能量,然后利用此能量成像。电磁波有一个很宽的频率范围,利用什么频段进行透射成像主要从以下两方面考虑。

(1) 电磁波经过人体应有适度的衰减。例如,衰减过大则透射出的能量很小,甚至被噪声淹没,因此最大允许衰减应以保证一定的信噪比为限;反之,当衰减过小时,如果我们仍利用电磁能在人体中衰减后不同强度的射线来成像,就会因人体各部分对信号的影响太小而得不到精确的图像。在极端情况下,如电磁波毫无衰减地穿过人体,则信号就不携带人体内部信息,也就不可能成像。

(2) 良好的空间分辨率。空间分辨率指的是在成像中可区分两个物体的最小距离。透射和反射成像的理论分析表明空间分辨率与波长有关,通常空间分辨率的极限为 $\frac{1}{2}\lambda$, 而 $\frac{1}{4}\lambda$ 即认为是超分辨率,因此如果我们希望至少能区分相距 0.5cm 的物体,则选用的波长至少应小于 1cm。

图 1.2 示出了电磁波穿过 25cm 厚的软组织时能量的衰减。在图的左边部分可看到波长小于 1cm 时信号已衰减得非常小,而大于 1m 的波段又因为分辨率太差而无法用于人体透射成像,在此频段电磁波穿过软组织的衰减可近似表示成 $\exp(-20l/\lambda)$, l 为路径长度。

图的中间部分对应于毫米波、红外、紫外,一直延伸到软 X 射线,该频段过大的衰减是由弛豫、光电吸收和散射引起的,它使我们无法利用该频段进行透射成像。

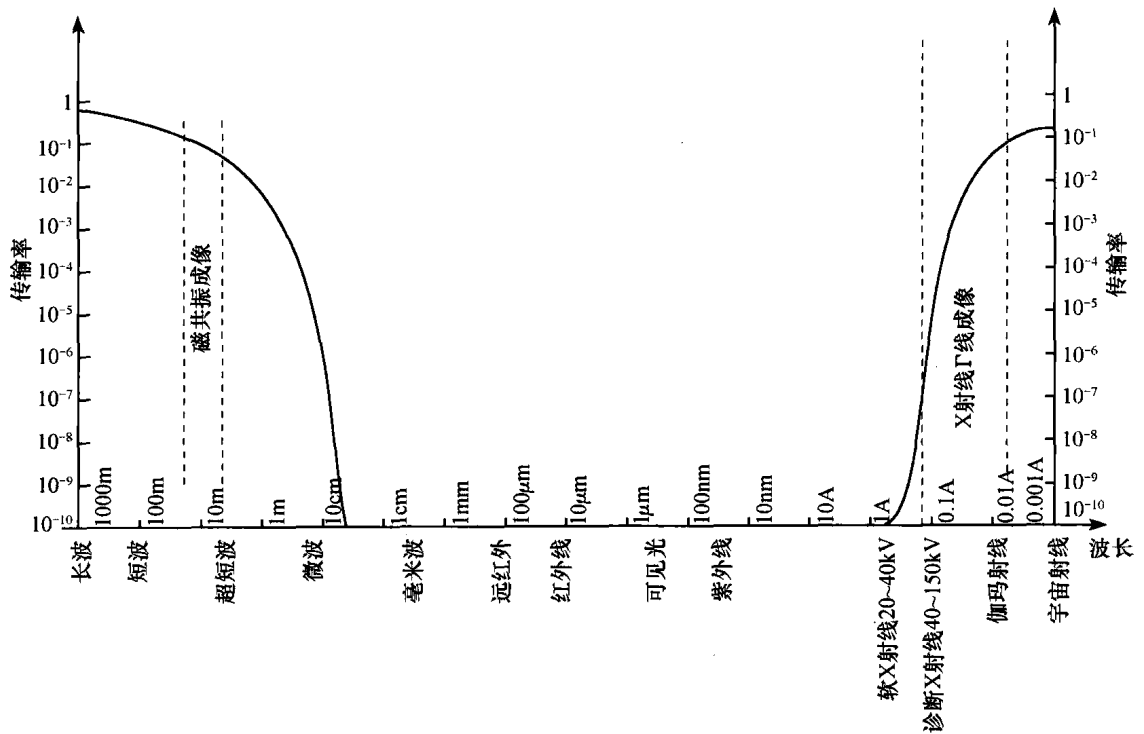


图 1.2 电磁波透过 25cm 软组织时透射量与波长的关系
(其中软 X 射线相当于 20~40kV, 诊断 X 射线相当于 40~150kV)

在波长为 $0.5 \sim 0.01 \text{ \AA}$ 时(相当于光子能量 $25 \text{ keV} \sim 1.24 \text{ meV}$), 透射衰减量适中而波长又远比我们希望的分辨率更小, 这一点保证了不会由于电磁衍射而导致成像中产生的畸变, 这个合适的频段就是现在广泛使用的 X 射线诊断用波段。

在更短的波段, 每个光子的能量 $h\nu$ 变得更高, 射线穿过人体时的衰减量变得更小, 直到人体变为几乎对射线透明, 因而所接收的射线几乎不携带人体内部的信息; 同时波长越短, 则在一定的总能量下就只有越少的光子数, 导致在射线检测时统计效果变差, 量子噪声增大。

以上这些就是为什么我们经常利用 X 射线进行透射成像的原因。

2. 磁共振成像

电磁波激发体内原子核, 原子核产生再次辐射成像。这实际上即为目前广为应用的磁共振成像。它利用与原子核共振波长相同的电磁波激发人体内部的原子核, 使之处于受激的状态。当原子核从受激状态恢复到平衡态时, 辐射出电磁波而被线圈所接收, 所接收的电磁波当然携带有相应原子核密度以及与核周围生化环境有关的信息, 因此它不仅显示解剖学形态的图像, 而且可以指示病理特征。

图 1.2 示出了磁共振成像的波段, 可见衰减不大, 信号容易传出。虽然波长较长, 但磁共振成像的分辨率是靠局部磁场的变化来保证的, 故可满足需要。

3. 放射性核素成像

将放射性核素标记在药物上, 引入体内达到所感兴趣的脏器, 然后在体外测量该核素放射出的 Γ 射线能量, 形成闪烁图像来显示放射性药物在体内的分布情况。此种成像方式实际

上是把图 1.1a 的能量源以口服或注射的方式移到了人体内部。能量源产生的 Γ 射线也是一种电磁波,只是它的波长通常比 X 射线更短,粒子能量更大。

放射性核素成像中由于各脏器对同位素标记物的选择性吸收、正常组织与病变组织的吸收差异、代谢差异以及病变对标记物在体内循环产生影响等因素,使不同生理、病理的闪烁图像形成差异,故可以据此诊断疾病。

4. 光学成像

在光谱范围内红外光可在一定深度内透出人体,因而可实现医学成像。

1) 人体电磁波辐射成像

人体具有一定的温度,不断地向外类似黑体一般辐射能量,其辐射能谱的峰值大致落在波长为 $8\sim 14\mu\text{m}$ 的远红外波段,低频端延伸到微波波段,高频端延伸到红外区。人体的辐射携带着体内温度分布的信息,而病变可导致体内温度分布异常。因此这种被动式的人体电磁辐射测量和成像也已成为医学诊断成像的一种形式,即医用红外热像仪^[5]。

2) 局部组织光学成像

局部组织光学成像从理论上又可分为扩散光学成像和相干光学成像两种:前者检测在人射光源照射下不同的光学特性参数的组织散射信息的不同,按照组织中的输运方程,散射信息传递到表面,经红外检测装置成像;后者在相干红外光源照射下用干涉测量法可得到不同深度内部微结构的反射、散射信息,可得到反映组织内部细微结构的图像。光学 CT(OCT)即属于此类^[6]。

5. 电阻抗成像

在更低的频率,如几个 kHz,将许多一对一对的“电极对”直接接触人体,测量其电流,通过计算可确定人体内部阻抗分布,这是目前仍在研究的阻抗 CT 成像。这种图像分辨率不高,但由于造价低和无损伤性,故至今仍是研究中的课题^[7]。

6. X 射线相衬成像^[8]

(1) 通常的 X 射线透射成像利用的是 X 射线的衰减特性,但如果利用相位特性,依据组织结构的衍射情况成像,则有望在很低的剂量下获得良好的对比度。因为对生物软组织而言,其折射率 n 近于 1,即 $n=1-\delta+i\beta$,其中 β 与 δ 分别代表 X 射线的吸收率与折射率的负增量。在 $15\sim 150\text{keV}$ 范围内, δ 约比 β 大三个数量级且 δ 随能量的变化比 β 随能量的变化要平缓得多,故在灵敏度上利用相位成像大大优于利用衰减成像。考虑相位问题必涉及 X 射线的相干散射和干涉作用以及形成的 X 射线衍射图像。以往 X 射线衍射成像主要用于研究晶体特性,虽然生物组织不同于晶体,相干散射较弱,但研究表明在入射方向前方小角度范围内主要为相干散射。不同的物质成分和不同的射线能量会产生不同的干涉图案,实验表明:对相干散射特征图案的分析使得其在乳腺癌早期诊断、肝癌肝硬化诊断、骨成分分析等方面比普通 X 射线成像优越得多。后来科学家又研究了相干散射 CT 成像,也获得了可喜的结果。例如,软骨病中骨组织的矿化情况发生了变化,这是目前方法无法检测的,但相干散射 CT 就有这方面的检测能力。

(2) 衍射增强 X 射线成像(DEI)。X 射线透射成像中虽然使用滤线栅滤去散射射线,但无法滤去相对于入射方向的前向小角度范围内的散射线,而这些散射线会使图像模糊。分析