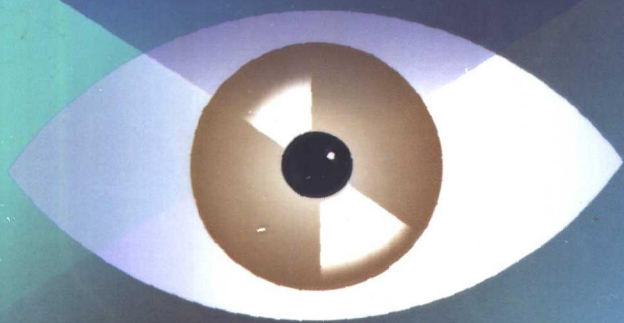


医学成像系统

高上凯 编著



清华大学出版社

<http://www.tup.tsinghua.edu.cn>

醫學成像與系統

2023 2023



醫學成像與系統

醫學成像與系統

医学成像系统

高上凯 编著

清华大学出版社

(京)新登字 158 号

内 容 简 介

本书介绍目前在临床上广泛使用的各种医学成像系统,包括投影 X 射线成像系统、X 射线计算机断层成像系统、放射性同位素成像系统、超声成像系统以及磁共振成像系统。

本书的特点是以线性系统理论为基础,分析成像过程,以便使读者更好地了解成像的机理及系统的性能。本书同时还提供对断层图像重建算法的实验研究指导。

本书可供高等院校生物医学工程专业的研究生或本科生用作教材,也可供有关专业的教师及工程技术人员阅读参考。

书 名: 医学成像系统

作 者: 高上凯

出版者: 清华大学出版社(北京清华大学学研楼,邮编 100084)

<http://www.tup.tsinghua.edu.cn>

印刷者: 清华大学印刷厂

发行者: 新华书店总店北京发行所

开 本: 787×1092 1/16 印张: 11.75 字数: 275 千字

版 次: 2000 年 3 月第 1 版 2000 年 3 月第 1 次印刷

书 号: ISBN 7-302-01206-7/TN·105

印 数: 0001~4000

定 价: 13.80 元

本教材接受中国建设银行
湖北省分行尊师重教联合会
研究生教育基金资助出版

前 言

随着近代科学技术的发展,医学成像系统已迅速发展成为一个专门的技术领域。各种类型的医学图像不仅使医生有可能观察到体内脏器在形态学上的变化,而且有可能对脏器的功能做出判断。目前,医学成像系统已成为临床与医学研究中不可缺少的工具。

本书主要介绍目前临床上广泛使用的各种成像系统,包括投影 X 射线成像系统、X 射线计算机断层成像、放射性同位素成像系统、超声成像系统以及磁共振成像系统。为了满足系统分析的需要,本书在附录 I 中扼要介绍了线性系统的基础知识。此外,在附录 II 中还介绍了计算机断层图像重建算法的计算机仿真实验研究方法。

目前国内虽然有一些书介绍各种常见的医学成像设备,但多数只讨论一种或几种成像方法,不够完整,而且一般都主要讨论具体的仪器设备及装置的线路,介绍系统分析方法的书并不多见。本书在撰写过程中力图在介绍成像机理的基础上,突出系统分析的方法。本书借助线性系统的理论,在一定条件的假设下推导出从“源”到“像”过程中的冲激响应、系统传递函数等,以便使读者更好地了解成像的机理及系统的性能。尽管具体的仪器设备会很快地更新换代,但是我们相信,作为成像系统的基本分析方法在相当长的一段时间里都将是适用的。

由于医学成像系统仍然属于不断发展与完善中的学科,新的成像方式、技术与设备不断地涌现,因此本书在各章节中都注意介绍了本领域的学科前沿动态。本书除可供高等院校生物医学工程专业的研究生及高年级本科生用作教材外,也可供有关专业的教师及工程技术人员阅读参考。

作为研究生或高年级本科生的一门课,我们在教学过程中要求学生做一定的习题,同时要求学生上机进行计算机断层图像重建算法的仿真实验研究。为此,在本书的附录 II 中介绍了实验研究的方法。实践证明,这种上机实验做法对促进学生了解断层图像的重建过程是很有好处的。

由于篇幅的限制,本书的内容只包含了目前临床上最常用的成像系统,还有一些其他的成像系统没有在书中提及,即使是书中已经涉及到的成像系统所介绍的内容也有一定的局限性。另外,由于作者水平有限,书中难免会有许多错误与不妥之处,恳请广大读者给予批评、指正。

作 者

1999 年 1 月

目 录

第 1 章 概述	1
1.1 历史回顾与发展现状	1
1.1.1 投影 X 射线成像系统	1
1.1.2 X 射线计算机断层成像	2
1.1.3 超声成像系统	2
1.1.4 放射性核素成像	3
1.1.5 磁共振成像系统	4
1.2 医学成像系统的评价	5
1.2.1 电磁波透射成像的分析	5
1.2.2 超声成像与 X 射线成像的比较	6
1.2.3 解剖形态学成像与功能成像	7
1.2.4 对人体的安全性	7
1.3 未来的展望	8
第 2 章 投影 X 射线成像系统	10
2.1 X 射线成像的物理基础	10
2.1.1 X 射线的产生及其性质	10
2.1.2 X 射线的衰减	12
2.2 投影 X 射线成像设备	17
2.2.1 荧光透视成像系统	17
2.2.2 胶片摄影系统	18
2.3 评价成像系统与图像质量的客观标准	19
2.3.1 对比度	19
2.3.2 不锐度	21
2.3.3 分辨力	22
2.3.4 调制传递函数	22
2.4 投影 X 射线成像系统的分析	23
2.4.1 X 射线源对成像系统的影响	23
2.4.2 记录器对成像系统分辨率的影响	32
2.4.3 投影 X 射线成像系统的总响应	36
2.5 数字 X 射线摄影	38
2.5.1 数字 X 射线图像的采集	38
2.5.2 数字 X 射线减影	40
2.5.3 数字 X 射线摄影的优点与应用前景	42

第 3 章 X 射线计算机断层成像系统	43
3.1 基本原理与发展概况	43
3.2 从投影重建图像的原理——中心切片定理	46
3.3 从投影重建图像的算法(一)——平行束反投影重建算法	51
3.3.1 直接反投影法	51
3.3.2 滤波反投影法	54
3.3.3 卷积反投影法	56
3.4 从投影重建图像的算法(二)——扇形束反投影重建算法	60
3.4.1 等角度扇形束扫描的图像重建	61
3.4.2 检测器等距扇形束扫描的图像重建	65
3.4.3 数据重排算法	69
3.5 X 射线衰减系数的重建	69
第 4 章 放射性核素成像系统	73
4.1 放射性核素成像的物理基础	73
4.2 γ 照相机	74
4.2.1 系统构成	74
4.2.2 准直器	75
4.2.3 闪烁晶体	77
4.2.4 光电倍增管阵列与位置计算电路	78
4.2.5 脉冲高度分析器与显示装置	79
4.3 放射性同位素成像系统的分析	80
4.3.1 系统的灵敏度	81
4.3.2 系统的模糊度或分辨力	81
4.3.3 对比度	81
4.3.4 均匀性	82
4.3.5 系统噪声	82
4.4 发射型计算机断层摄影	82
4.4.1 单光子发射型断层摄影	83
4.4.2 正电子发射型断层成像	84
第 5 章 超声成像系统	88
5.1 超声成像的物理基础	88
5.1.1 超声在人体组织中的衰减	88
5.1.2 超声在人体组织中的传播速度	89
5.1.3 超声在人体组织中的反射、折射、衍射与散射	90
5.2 脉冲回波式超声成像系统	91
5.2.1 A 型	93
5.2.2 B 型	93
5.2.3 M 型	95

5.2.4 C型	95
5.2.5 多普勒血流测量	96
5.3 B型超声成像系统中的若干关键技术	98
5.3.1 换能器与波束形成技术	98
5.3.2 数字扫描变换器	102
5.3.3 超声图像的复原	106
5.4 超声彩色血流图	109
5.4.1 多普勒彩色血流图	110
5.4.2 时域彩色血流图	113
5.5 衡量B型图像质量的客观标准	114
第6章 磁共振成像系统	117
6.1 磁共振成像的物理基础	117
6.1.1 磁共振现象	117
6.1.2 磁共振现象中的几个重要参数	122
6.2 磁共振信号的采集方法——脉冲序列	126
6.2.1 部分饱和序列	126
6.2.2 倒转恢复序列	129
6.2.3 自旋回波序列	132
6.3 磁共振成像技术	136
6.3.1 投影重建方法	136
6.3.2 傅里叶变换法	137
6.3.3 平面回波成像法	140
6.4 磁共振成像设备	142
第7章 医学成像的若干新方法与技术	144
7.1 多维成像	144
7.1.1 医学三维成像系统	144
7.1.2 三维医学图像的应用	149
7.2 多模式成像	149
7.3 多参数成像	153
7.4 图像归档与通信系统	155
7.4.1 PACS的构成	155
7.4.2 PACS涉及的主要技术	157
7.4.3 PACS的应用前景	158
参考文献	160
附录 I 线性系统的基础知识	162
A1.1 线性系统的定义	162
A1.2 δ 函数、冲激响应及空不变系统	162
A1.3 二维傅里叶变换	165

A1.4 二维采样定理	169
附录 I X-CT 图像重建的计算机仿真实验研究	172
A2.1 仿真头模型	172
A2.2 仿真投影数据的产生	173
A2.3 卷积反投影方法的计算机仿真实验研究	175

第 1 章 概 述

图像科学是现代科学技术领域中的一个重要分支,它包含图像的形成、获取、传输、存储、处理、分析与识别等。由于医学图像以非常直观的形式向人们展示人体内部的结构形态或脏器功能,目前它已成为临床诊断与医学研究中不可缺少的工具。

在医学图像研究领域中包含以下两个相对独立的研究方向:医学成像系统(medical imaging system)和医学图像处理(medical image processing)。前者是指图像形成的过程,包括对成像机理、成像设备、成像系统的分析等问题的研究;后者是指对已经获得的图像作进一步的处理,其目的或者是使原来不够清晰的图像复原,或者是为了突出图像中的某些特征信息,或者是对图像作模式分类等等。本书主要涉及医学成像系统的研究领域。

1.1 历史回顾与发展现状

医学成像系统发展的历史一般可追溯到 1895 年伦琴发现 X 射线。X 射线在医学上的应用使医生有可能观察到人体内部的结构,这无疑为医生进行疾病诊断提供了重要的信息。

大概是从 20 世纪 50 年代开始,医学成像技术进入了飞速发展的时期。各种新技术相继被应用到医学成像系统中,新的成像方法不断涌现,所成的医学图像不仅提供了人体组织在解剖上的形态结构,而且为器官功能检查提供了可能。时至今日,几乎所有的物理方法都已或多或少地渗透到了医学成像的领域,例如 X 射线成像、超声成像、放射性同位素成像及磁共振成像等。这些不同的成像方式所提供的人体结构或生理参数的图像为提高临床诊断与治疗的有效性发挥了极大的作用。医学成像设备已成为现代化医院的一个重要标志。

下面,我们将简略回顾几种主要的医学成像方式的发展历史,并介绍其目前的发展状况。

1.1.1 投影 X 射线成像系统

自 1895 年伦琴发现 X 射线之日起,人们就很快地意识到了 X 射线在医学成像中的应用前景。据说,在 1896 年两位英国医生首先摄取了一位妇女手指的 X 射线照片,这位妇女的手指中不慎插入了一根针。第二天,外科医生借助这张 X 射线照片成功地从这位妇女的手指中取出了那根针。在这之后的几十年中,X 射线摄影技术有了不小的发展,包括使用旋转阳极 X 射线管、影像增强管及采用运动断层摄影等。但是,由于这种常规的 X 射线成像技术是将人体三维结构投影到一个二维平面上来显示,因此产生了图像重叠、读片困难等问题。此外,投影 X 射线成像对软组织的分辨能力较差,使得它在临床中的应用也受到一定的限制。

为了获得脏器的清晰图像,人们又设计了一些特殊的 X 射线成像装置。其中的 X 射线数字减影装置(digital subtraction angiography,以下简称 DSA)就是一个例子。DSA 的基本工作原理是:将 X 射线机对准人体的某一部位,并将 X 射线造影剂注入人体血管中。如果在注入造影剂的前后分别摄取这同一部位的 X 射线图像,然后再将这两幅图像相减,那么就可以消除图像中相同结构的部分,而突出注入造影剂的血管部分。DSA 在临床中已成功地用于血管网络的功能检查。

1.1.2 X 射线计算机断层成像

如何克服在投影 X 射线成像中出现的影像重叠问题,一直是医学界迫切希望解决的问题。这个问题的数学描述应该是:如何根据接收到的投影数据计算出人体内的断层图像(而不是结构重叠的图像)。X 射线计算机断层成像(X-ray computed tomography,以下简称 X-CT)成功地解决了这一问题。

实现 X-CT 的理论基础是从投影重建图像的数学原理。虽然奥地利的数学家 Radon 早在 1917 年就证明了从投影重建图像的原理,但他的论文一直未被世人所重视。当代图像重建理论最杰出的贡献者之一是美国的物理学家 A. M. Cormack。他自 20 世纪 50 年代开始发表了一系列的论文,不仅证明了在医学领域中从 X 射线投影数据重建图像的可能性,而且提出了相应的实现方法并完成了仿真与实验研究。真正设计出一个装置来实现人体断面成像是在 1972 年。在那一年的英国放射学年会上,一位名叫 G. N. Hounsfield 的工程师公布了计算机断层成像的结果。这项研究成果可以说是在 X 射线发现后的七八十年中放射医学领域里最重要的突破性进展,它也是 20 世纪科学技术的重大成就之一。由于 Hounsfield 与 Cormack 在放射医学中的划时代贡献,1979 年的诺贝尔生理与医学奖破例地授给了这两位没有专门医学资历的科学家。图 1.1(a)是一幅人体头部 X 射线计算机断层摄影图像,图像的灰度反映了该位置上人体组织对 X 射线的衰减系数。

自从 X-CT 问世以来,它的技术有了很大的发展,设备装置也不断地更新换代。在早期的 X-CT 扫描仪中,数据采集与图像重建的计算过程需要较长的时间,图像的分辨率相对比较低,而病人接受的射线照射剂量却相对比较大。较新的 X-CT 装置采用多个检测器构成的扇形扫描方式,它不仅减少了扫描与数据处理的时间,减少了照射剂量,同时还改善了图像的分辨率。在这个发展过程中,大量的研究工作是在努力开发高速有效的图像重建算法,包括代数方法与解析方法。目前的 X-CT 装置其成像厚度可以小到 1mm,断面中的图像分辨率也已经可以做到小于 1mm。

1.1.3 超声成像系统

超声成像设备大概是目前医院中仅次于投影 X 射线机而使用得最频繁的成像设备。目前临床上使用的超声成像系统(即 B 型超声显像仪)基本上都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。于是,根据接收到的回波信号就可以直接获取扫描平面上的人体结构图像,这就是所谓的 B 型图像。图 1.1(b)是一幅腹部的 B 型图像。超声成像的突出优点是对人体无损、无创、无电离辐射,同时它又能提供

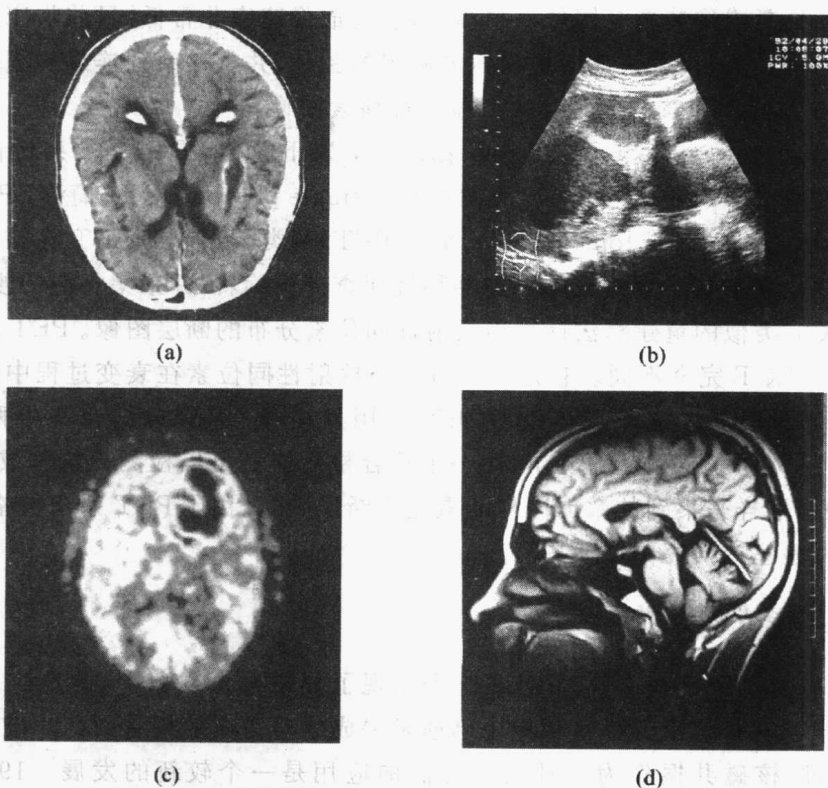


图 1.1 医学图像

人体断面实时的动态图像。因此,可广泛地用于心脏或腹部的检查。除了断面成像外,血流测量也是超声成像设备中的重要组成部分。超声血流测量是借助经典的多普勒原理完成的。射入人体的一定频率的超声波在遇到运动的红血球时,血球产生的后向散射信号就会出现多普勒频移。通过对多普勒回波信号的分析就能得到血流的方向与速度信息,这些信息是心血管疾病与脑血管疾病诊断中的重要依据。

20 世纪 80 年代初问世的超声彩色血流图(color flow mapping, 以下简称 CFM)是目前临床上使用的高档超声诊断仪。它的特点是把血流信息叠加到二维 B 型图像上。在 B 型图像显示的血管中,凡是指向换能器的血流在图中用红颜色表示,而那些背离换能器的血流则用蓝颜色表示。由于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。

1.1.4 放射性核素成像

放射性核素成像是把某种放射性同位素标记在药物上,然后引入病人体内,当它被人体组织吸收后,人体自身便成了辐射源。放射性同位素在衰变的过程中,将向体外放射 γ 射线。人们可以用核子探测器在体外定量地观察这些放射性同位素在体内的分布情况。从所得的放射性同位素图像中,不仅可以看到器官的形态,更重要的是可以从中了解到人体脏器新陈代谢的情况。这是其他成像系统所不容易做到的。因此,尽管放射性同位素图像的分辨率比较低(约为 1cm 左右),但它仍是临床诊断中的重要工具。

早期的同位素成像装置是同位素扫描仪,它的成像速度非常低。目前临床上用得比较多的是 γ 照相机,它可用来快速地拍摄体内脏器的图片,并从一系列连续的图像中了解器官新陈代谢的功能。图 1.1(c)是一幅人体头部核素图像。

发射型 CT(emission computed tomography, 以下简称 ECT)是放射性同位素成像系统的较新发展。ECT 可分为单光子发射型 CT(single photon ECT, 简称 SPECT)与正电子 CT(positron emission tomography, 简称 PET)两类。目前,SPECT 在临床上已得到较广泛的应用。它是将 γ 照相机的探测器围绕探查部位旋转,并采集相应的投影数据,然后采用与 X-CT 类似的重建算法计算出放射性同位素分布的断层图像。PET 系统的数据采集原理与 SPECT 完全不同。它是根据有一类放射性同位素在衰变过程中释放正电子的物理现象来设计的。正电子与电子相互作用发生湮灭现象后,会产生两个能量为 511keV 且传播方向完全相反的光子,用一个符合探测器就可以检测出这种成对出现的 γ 射线光子。根据这样采集到的数据同样能重建出断层图像。由于 PET 系统价格昂贵,它目前主要是在实验室或研究中心使用。

1.1.5 磁共振成像系统

1945 年美国学者 Block 和 Purcell 首先发现了核磁共振现象,从此产生了核磁共振谱学这门科学。它在广泛的学科领域中迅速发展成为对物质的最有效的非破坏性分析方法之一。不过,核磁共振作为一种成像方法的应用是一个较新的发展。1973 年 P. C. Lauterbur 第一个做出了仿真模块的二维核磁共振图像。之后,又有人完成了对小物体成像。直至 70 年代后期,对人体的成像才获得成功。核磁共振成像系统也称为磁共振成像(magnetic resonance imaging, 以下简称 MRI)系统。

磁共振成像的过程是将人体置入一强磁场中,这时,如果同时对人体施加一个一定频率的交变射频场,那么被探查的质子就会产生共振,并向外辐射共振信号。于是,在接受线圈中就会有感应电势产生。所接收到的信号经过计算机处理后,就可以得到清晰的人体断面图像。与 X-CT 不同的是,在 MRI 图像中,每个像素的灰度值代表的是从该位置上来的磁共振信号的强度,这个强度与共振核子的密度及两个化学参数——弛豫时间 T_1 与 T_2 有关。图 1.1(d)是一幅人体头部的磁共振图像。

磁共振成像的突出优点是对人体无创、无电离辐射,并且可以对人体组织做出形态与功能两方面的诊断。此外,磁共振图像的分辨率比较高,而且可以较容易地获取人体的三维图像。

除了上述各种成像系统外,还可以列举出一些其他的成像方式,例如,红外成像、人体组织的电阻抗成像等,它们在不同的研究领域中都发挥着很重要的作用。

由于人体脏器结构是一个三维空间分布,因此仅仅依靠一幅或几幅二维图像来理解三维结构是有一定的局限性的,它不能完全满足临床上在疾病诊断、治疗决策及外科手术研究中的需要。为了给医生提供真正的三维结构显示图,自 70 年代开始就有人着手研究医学三维成像的方法。早期的三维成像曾经采用过全息摄影等方法。随着计算机技术的发展及计算机图形学的成熟应用,医学三维成像在近十年中有了很大的发展。

三维图像一般是由一系列二维图像叠合构成。将二维数据的集合变成三维数据结构

后,人们就可以根据需要取出任意角度下的剖面来观察。这样做可以使医生更准确、更全面地了解脏器的内部结构。此外,医生还可以“剥出”任意局部区域作进一步分析,或模拟外科手术过程,从而制定最佳的手术方案。

目前,三维图像已应用于放射学诊断、肿瘤学、心脏学与外科手术的研究中,并已成为计算机辅助制定治疗方案的得力工具。

随着计算机技术的发展,各类医学图像的数据库与医学图像的管理系统也日趋成熟。医学图像的管理是建立在实现大容量数字图像存储的基础上的。现在,一张 12in(1in=25.4mm)的光盘大约可存储近 2000 幅 1024×1024 像素的图像,并能根据需要很快地分门别类调出所需的图像。此外,利用现有的计算机网络或其他通信系统进行数字图像的通信也已成为现实。凡此种种,形成了当今所谓的“图像归档与通信系统”(picture archiving and communications system,简称 PACS)。

从历史发展的过程看,有些成像系统,例如投影 X 射线成像系统,是紧随着某种基本的物理现象发现之后出现的。但是,也有一些成像系统,如 X 射线断层成像系统,尽管其基本原理早就被人们所证实,但是最终进入实用还有赖于高速运算的计算机。因此,其问世的年代远远滞后于证明其原理的年代。还有一些成像系统的出现与战争时期军事技术研究的突破密切相关。例如,超声仪器的发展与二次大战中雷达与声纳技术的发展相关,核医学成像、光子检测器等又是核子反应技术的副产品。

总而言之,医学成像系统是物理学、电子技术、计算机技术、材料科学与精细加工等多种高新技术相互渗透的产物。今后,随着各项基础研究及高新技术的突破性进展,医学成像系统肯定会有更大的发展,并进一步显示出其在临床及医学研究中的重要地位。

1.2 医学成像系统的评价

纵观上面提到的各种成像方式,它们在成像原理、成像参数及适用范围等方面各不相同。实际上,这些不同的成像系统并不能互相取代,它们在临床应用中起着相互补充的作用。因此,在评价一个成像系统时,应从各个不同角度全面分析成像系统的优缺点,并指明其临床适用的范围。

1.2.1 电磁波透射成像的分析

我们可以将医学成像的模式或方法粗略地分为两类:在大多数情况下,医学图像的获得有赖于某种形式的能量与人体组织相互作用的物理过程(如 X 射线成像、超声成像、磁共振成像等);也有一些医学图像是反映人体生命过程中自身发出的某种信息(如红外成像等)。

在图 1.2 中分别以频率、波长和光子能量为标尺来表示电磁波谱。对于电磁波而言,除了可以用波长和频率来描述外,以光子能量的形式来描述电磁波也是很重要的。光子可以视为能量的一个单元,它决定辐射的穿透能力,较高能量的射线比较低能量的射线具有更强的穿透性。光子能量 E 与电磁波的频率 ν 成正比。它们之间的关系是

$$E = h\nu \quad (1-1)$$

上式中, h 为普朗克常数, 等于 $6.626 \times 10^{-34} \text{J/s}$ 。

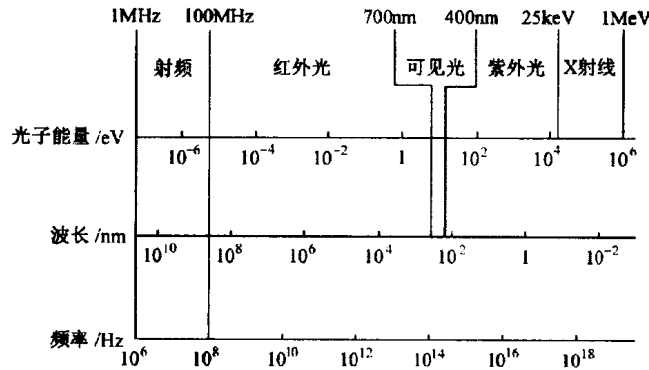


图 1.2 电磁波谱

纵观整个电磁波频段,并不是所有的电磁波都可以用来进行医学成像。在用透射方法成像时,需要考虑的主要因素是分辨率与衰减。从分辨率的角度考虑,用于成像的辐射波的波长至少应小于 1.0cm。图 1.2 中波长大于 1.0cm 的无线电波自然是不能用于成像的。此外,当射线照射人体时,人体组织会将其部分吸收或散射,或者说对射线起到了某种衰减作用。在医学成像系统中,射线穿过人体时的衰减必须适度。所谓适度是说不能太大也不能太小。如果衰减得过分厉害,那么当射线穿过人体后,除了噪声之外,什么信息也检测不到。反之,如果衰减很小或者几乎毫无衰减而全部穿过人体,那么所测得的射线强度同样不能说明任何问题,至少是不可能得到清晰的图像。因为图像的对比度是靠经过一定的衰减后射线强度的差异来形成的。在图 1.2 所示的电磁波频段中,红外、可见光及紫外光部分由于其照射人体时产生过度的衰减,因此不能用于透射成像。这种过度的衰减一直要持续到软 X 射线范围,即波长为 $100 \sim 1 \text{\AA}$ 的射线。波长为 $0.5 \sim 0.001 \text{\AA}$ 的射线在照射人体后出现的衰减是适度的,因此,它们可以用于人体的透射成像。这个频段中电磁波的光子能量约为 25keV 至 1.0MeV。

1.2.2 超声成像与 X 射线成像的比较

由于超声波与 X 射线在人体组织中的传播过程不同,因而这两种不同的成像方式有明显不同的特点。

目前临床上使用的超声仪器都是采用反射成像的方法。在反射成像系统中,可以根据超声波往返传播的时间来决定探查的深度。据测定,超声波在水中或大多数人体组织中的传播速度约为 1540m/s。在体内传播 1cm 距离的时间约为 $6.7 \mu\text{s}$,在这个数量级的时间内,现代电子技术完全有能力区分来自人体不同深度处的回波信号。也就是说,超声成像可直接获取三维空间中某一特定点的信息,这也正是超声成像方法可方便地获取人体断面图像的主要原因。显然,在 X 射线成像系统中是做不到这一点的。

衍射扩散是超声成像系统中的一个问题。众所周知,当入射波的波长与被探查物尺寸相当的时候就会发生衍射。医学诊断用的超声波其波长一般选择在 0.5 mm 左右,它在人体中传播时将发生衍射,从而造成图像分辨率的降低。在 X 射线成像中,射线的波长小于

1Å,它在人体中传播时不发生衍射。又由于X射线的传播速度与所穿过的人体组织基本无关,这样,它在人体中传播时的折射指数为1。这也正是X-CT可能获得高分辨率图像的原因。

此外,X射线与超声在人体中不同的传播特性也决定了它们各自在临床中的适用范围。例如,脉冲回波式超声对观察腹部脏器结构是很合适的,因为各个器官之间、器官与病灶间的界面对超声波会形成强烈的反射,从而使这些界面在回波图像中清晰可见。相反,用X射线探查腹部时则很难分辨出内部的脏器,因为这些组织对X射线的衰减性能相差不多。实际上,透射X射线成像对人体软组织的分辨能力是比较差的。但是,在对胸腔的检查时,超声波方法就不行了。这主要是因为胸腔内有肋骨及肺叶中的空气,它们与周围媒质间的声阻抗相差甚大。超声传播过程中遇到这类声阻抗明显变化的界面,绝大部分的能量都会被反射回来,从而无法继续深入人体。超声成像用于心脏检查时只能通过肋骨间的缝隙将超声波射入体内或用食管探头从腔内采集数据。相反,用X射线来探查胸腔则是很成功的。因为空气、软组织和骨骼对X射线有明显不同的衰减系数,从而使得X射线在穿过人体后会出现明显不同的强度变化。或者说,所得的图像具有较大的对比度。上述例子告诉我们,超声与X射线成像适用于不同的部位,而在许多情况下它们起到了互补的作用。

1.2.3 解剖形态学成像与功能成像

X射线成像所能显示的是人体结构的解剖学形态,对疾病的诊断也主要是根据形态上的变化,它较难在病理研究中发挥作用。尽管放射性同位素图像的分辨率是比较低的,但是它能直接提示脏器功能,特别是代谢方面的问题,目前已成为临床中不可缺少的诊断工具。

实际上,功能成像在临床诊断与医学研究中已越来越显示出其作用。功能成像一般可分为有源的和无源的两类。将某种放射性物质引入体内,通过在体外检测其辐射能量来判断某个脏器的功能,属于有源的方法。直接检测人体在生存过程中产生的围绕人体的物理场及各种辐射,同样可用于脏器功能的检查,这种方法属于无源的方法。例如,测定红外热辐射可了解皮肤毛细血管中的血流状态,人体电场与磁场的测定可用于判断心脏、大脑和肌肉的生物电活动等等。尽管许多功能成像方法得到的图像分辨率比较低,但它所提供的关于脏器功能方面的信息却越来越得到人们的重视。

X射线、超声及核素成像是目前临床中应用最广泛的成像设备。值得提出的是,在最近十来年中日趋成熟的磁共振成像系统具有对人体无损、无电离辐射等优点,并具有与X-CT同样高的图像分辨率。此外,磁共振图像不仅能提供组织形态方面的信息,而且可以提供有关脏器功能及组织化学特性方面的信息,是一种很理想的成像方法。

1.2.4 对人体的安全性

在评价医学成像系统时,一个需要特别注意的问题是对人体的安全性。尽管诊断用X射线的辐射水平已有了明显的降低,但它对人体的伤害也确实是不容忽视的。电离辐射对人体造成的损伤可大致分为两种:一种属于对照射躯体的直接损伤,如局部发红、脱发、有