

研究生教学用书

教育部学位管理与研究生教育司推荐

# 医学成像系统

## (第2版)

高上凯 编著

清华大学出版社

**研究生教学用书**

教育部学位管理与研究生教育司推荐

# 医学成像系统

(第2版)

清华大学出版社

北京

## 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、X 射线计算机断层成像、放射性核素成像、超声成像以及磁共振成像系统。

本书的特点是以线性系统的理论为基础,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做教材,也可供有关专业的教师及工程技术人员阅读参考。

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

医学成像系统/高上凯编著. —2 版. —北京: 清华大学出版社, 2010. 2

ISBN 978-7-302-21317-8

I. 医… II. 高… III. 影像诊断—成像系统—高等学校—教材 IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 184126 号

责任编辑: 张占奎

责任校对: 刘玉霞

责任印制: 王秀菊

出版发行: 清华大学出版社

地 址: 北京清华大学学研大厦 A 座

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

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 装 者: 北京市清华园胶印厂

经 销: 全国新华书店

开 本: 185×260 印 张: 14 字 数: 335 千字

版 次: 2010 年 2 月第 2 版 印 次: 2010 年 2 月第 1 次印刷

印 数: 1~3000

定 价: 28.00 元

---

本书如存在文字不清、漏印、缺页、倒页、脱页等印装质量问题,请与清华大学出版社出版部联系调换。联系电话: (010)62770177 转 3103 产品编号: 021177-01

## 再版序言

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作出判断。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、X 射线计算机断层成像、放射性核素成像、超声成像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 A 中扼要介绍了线性系统的基础知识,在附录 B 中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。

鉴于医学成像系统近十年来的新进展,本次再版中除了保留原版本中有关的基础知识和基本概念外,将重点放在增添近年来发展起来的新技术与新方法上。具体增添的内容包括:

- (1) 在第 2 章投影 X 射线成像系统中增加了数字 X 射线成像系统;
- (2) 在第 3 章 X-CT 中增加了螺旋 CT、多排螺旋 CT 的内容;
- (3) 在第 4 章放射性核素成像系统中,加强了 PET 的内容;
- (4) 在第 5 章超声成像系统中,增加了谐波成像、编码激励成像等内容;
- (5) 在第 6 章 MRI 成像系统中增加了快速成像等内容;
- (6) 在第 7 章中增加了 PET/CT、fMRI 等内容。

本书除可供高等院校生物医学工程专业的本科生或研究生用做教材外,也可供有关专业的教师及工程技术人员阅读参考。

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,即使是书中涉及的成像系统,所介绍的内容也有一定的局限性。另外,由于作者水平有限,书中难免会有错误与不妥之处,恳请广大读者给予批评、指正。

编者

2010 年 1 月



2.4.2	对比度 .....	41
2.4.3	空间分辨率 .....	43
2.4.4	调制传递函数 .....	44
2.4.5	量子检测效率 .....	45
<b>第3章</b>	<b>X射线计算机断层成像系统 .....</b>	<b>46</b>
3.1	基本原理与发展概况 .....	46
3.2	从投影重建图像的原理 .....	49
3.2.1	中心切片定理 .....	49
3.2.2	正弦图 .....	51
3.2.3	Radon 空间与变换 .....	52
3.2.4	从投影重建图像——傅里叶变换法 .....	53
3.3	从投影重建图像的算法(一)——平行束反投影重建算法 .....	55
3.3.1	直接反投影法 .....	55
3.3.2	滤波反投影法 .....	58
3.3.3	卷积反投影法 .....	59
3.4	从投影重建图像的算法(二)——扇形束反投影重建算法 .....	63
3.4.1	扇形束扫描数据的采集方法 .....	63
3.4.2	等角度扇形束扫描的图像重建方法 .....	64
3.4.3	检测器等距离扇形束扫描的图像重建方法 .....	68
3.4.4	数据重排算法 .....	71
3.5	螺旋 CT .....	73
3.5.1	螺旋 CT 的工作原理 .....	74
3.5.2	多排螺旋 CT .....	78
3.5.3	螺旋 CT 设备 .....	80
3.6	图像质量的评价 .....	83
<b>第4章</b>	<b>放射性核素成像系统 .....</b>	<b>86</b>
4.1	放射性核素成像的物理基础 .....	86
4.2	$\gamma$ 照相机 .....	87
4.2.1	系统构成 .....	88
4.2.2	准直器 .....	88
4.2.3	闪烁晶体 .....	90
4.2.4	光电倍增管阵列与位置计算电路 .....	91
4.2.5	脉冲高度分析器与显示装置 .....	93
4.3	放射性核素成像系统的分析 .....	94
4.3.1	系统的灵敏度 .....	94

4.3.2	系统的模糊度或分辨率 .....	94
4.3.3	对比度 .....	95
4.3.4	均匀性 .....	95
4.3.5	系统噪声 .....	95
4.4	发射型计算机断层成像 .....	95
4.4.1	单光子发射型断层成像 .....	96
4.4.2	正电子发射型断层成像 .....	98
<b>第 5 章</b>	<b>超声成像系统</b> .....	<b>105</b>
5.1	超声成像的物理基础 .....	105
5.1.1	超声在人体组织中的衰减 .....	105
5.1.2	超声在人体组织中的传播速度 .....	106
5.1.3	超声在人体组织中的反射、折射、衍射与散射 .....	106
5.2	脉冲回波式超声成像系统 .....	108
5.2.1	A 型 .....	109
5.2.2	B 型 .....	110
5.2.3	M 型 .....	112
5.2.4	C 型 .....	112
5.2.5	多普勒血流测量 .....	113
5.3	B 型超声成像系统中的若干关键技术 .....	115
5.3.1	换能器与波束形成技术 .....	115
5.3.2	数字扫描变换器 .....	119
5.4	超声彩色血流图 .....	124
5.4.1	多普勒彩色血流图 .....	124
5.4.2	时域彩色血流图 .....	127
5.5	超声成像中的新方法 .....	128
5.5.1	谐波成像 .....	128
5.5.2	编码激励成像 .....	132
5.5.3	扩展视野成像 .....	139
5.5.4	组织多普勒成像 .....	140
5.6	超声成像系统的评价 .....	141
<b>第 6 章</b>	<b>磁共振成像系统</b> .....	<b>144</b>
6.1	磁共振成像的物理基础 .....	144
6.1.1	磁共振现象 .....	144
6.1.2	磁共振现象中几个重要的参数 .....	150
6.2	磁共振信号的采集方法——脉冲序列 .....	154

6.2.1	部分饱和序列	154
6.2.2	倒转恢复序列	156
6.2.3	自旋回波序列	159
6.3	磁共振成像方法的基本原理	164
6.3.1	成像平面的选择	164
6.3.2	空间编码的概念	166
6.3.3	投影重建方法	167
6.4	傅里叶变换法	167
6.4.1	层面选择激励	168
6.4.2	相位编码	169
6.4.3	频率编码(数据读出)	170
6.4.4	二维傅里叶变换法	171
6.4.5	$k$ 空间	174
6.5	先进成像方法	176
6.5.1	快速自旋回波成像方法	176
6.5.2	平面回波成像方法	178
6.5.3	三维成像	179
6.6	磁共振成像设备	180
<b>第7章 医学成像的新方法</b>		<b>182</b>
7.1	多维成像	182
7.1.1	三维医学成像系统	182
7.1.2	三维医学图像的应用	187
7.2	多模式成像	187
7.2.1	多模式图像间的配准问题	188
7.2.2	PET/CT 简介	190
7.3	多参数成像	192
7.3.1	超声组织弹性成像	192
7.3.2	功能磁共振成像	193
7.3.3	分子影像学	195
<b>附录A 线性系统的基础知识</b>		<b>196</b>
A.1	线性系统的定义	196
A.2	$\delta$ 函数、冲激响应及空不变系统	196
A.3	二维傅里叶变换	199
A.4	二维采样定理	203



<b>附录B X-CT 图像重建的计算机仿真实验研究</b> .....	205
B.1 仿真头模型 .....	205
B.2 仿真投影数据的产生 .....	206
B.3 卷积反投影方法的计算机仿真实验研究 .....	208
<b>参考文献</b> .....	211

## 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,即医学成像系统(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。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革命年代。各种新技术相继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,各式各样的物理学方法都已渗透到了医学成像的领域,例如 X 射线成像、超声成像、放射性核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的标志。

图 1-1 展示了多种类型的医学图像,包括投影 X 射线图像、X-CT 图像、超声图像、核医学图像和磁共振图像。下面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

自从 1895 年伦琴发现 X 射线起,人们很快意识到 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 射线成像技术有了很大的发展,包括使用影像增强

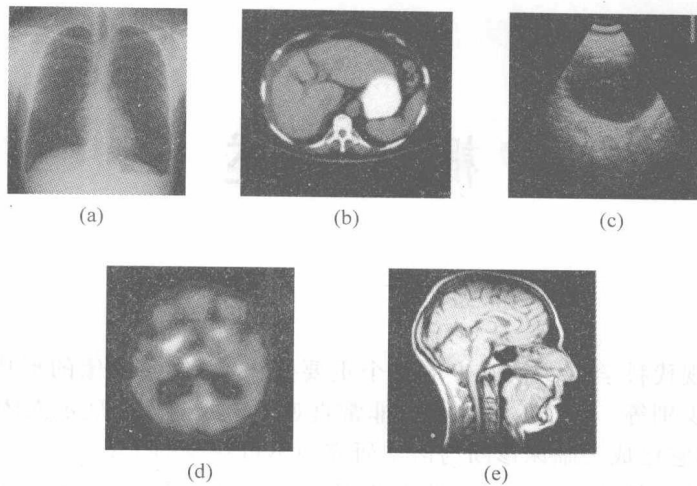


图 1-1 医学图像

(a) 投影 X 射线图像; (b) X-CT 图像; (c) 超声图像; (d) 核素图像; (e) 磁共振图像

管、旋转阳极 X 射线管及采用运动断层摄影等。这使得投影 X 射线成像一直是临床上最常用的成像设备。图 1-1(a)是一张典型的 X 射线胸片图像。

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, 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,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。

传统的投影 X 射线成像采用胶片作为图像记录的介质。这种方法不仅造成胶片图像长时间保持的困难,而且在胶片冲洗的过程中还会造成环境污染。近年来,随着数字化技术的发展,各种新型的数字化投影 X 射线成像技术相继问世。这些系统采用了全新的记录介质,直接采集数字化图像,彻底废除了胶片冲洗的过程。由于是数字化图像,这也使得图像的保存、归档、处理与传输等变得非常方便。目前,数字化的投影 X 射线成像系统已经成为临床上使用的主流设备。

### 1.1.2 X 射线计算机断层成像系统

由于常规的投影 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,因此会产生图像重叠、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。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, 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 Johann

Radon 早在 1917 年就证明了从投影重建图像的原理,但这一成果很长时间一直未获得实际的应用。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 Allan 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 1972 年。在那一年的英国放射学年会上,一位名叫 Godfrey 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 Cormack 与 Hounsfield 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授予了这两位没有专门医学资历的科学家。图 1-1(b)是一幅人体 X 射线计算机断层成像图像。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,图像的分辨率相对较低,而病人接受的射线照射剂量却相对比较大。20 世纪末发展起来的螺旋 CT,特别是多排螺旋 CT,使 X-CT 装置的发展进入了一个崭新的时期。目前的螺旋 CT 已经从开始的单排、双排检测器发展到 16 排、64 排、128 排甚至更多。由于多排螺旋 CT 可以在很短的时间里采集受试者的三维立体数据,它可以在很短的时间里提供人体三维图像,由此极大地拓展了在临床上的应用。目前多排螺旋 CT 的成像空间分辨率可以小于 0.5mm。高速螺旋 CT 甚至可用于心脏疾病的诊断。

### 1.1.3 超声成像系统

超声成像设备大概是日前医院中除投影 X 射线机外使用最频繁的成像设备。目前临床上使用的超声成像系统基本上都是采用脉冲回波成像方式,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(c)是一幅眼部的 B 型超声图像。超声成像的突出优点是对人体无损、无创、无电离辐射,同时它又能提供人体断面的实时动态图像。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, 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 型结构图像上。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。

近年来,三维超声成像有了很大的进展。采用机械或电子扫描的三维超声成像系统已经在临床上得到了广泛的应用。特别是在妇产科,三维超声成像在胎儿畸形的早期发现中

发挥了很大的作用。

#### 1.1.4 放射性核素成像系统

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 $\gamma$ 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。从所得的放射性核素图像中,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,尽管放射性核素图像的分辨率比较低(约为1cm),但它仍是临床诊断中的重要工具。

早期的放射性核素成像装置是同位素扫描仪,它的成像速度非常低。目前临床上广泛使用的是 $\gamma$ 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。

发射型CT(emission computed tomography,ECT)是放射性核素成像系统较新的发展成果。ECT可分为单光子发射型CT(single photon ECT,SPECT)与正电子CT(positron emission tomography,PET)两类。目前,SPECT在临床上已得到广泛的应用。它是将 $\gamma$ 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,用一个符合检测器就可以检测出这种成对出现的 $\gamma$ 射线光子。根据这样采集到的数据同样能重建出断层图像。图1-1(d)是一幅人体核素断面图像。

为了将X-CT的高空间分辨率和PET系统的功能成像有效地结合起来,一种全新的称为PET/CT的系统在20世纪初问世,并得到迅速的发展。PET/CT把两种不同的成像模式统一在一台机架上,病人无需挪动,就能完成两种不同模式的扫描。扫描结束后通过计算机软件可以准确地实现两种不同模式的图像融合。这一新的多模式成像方式在肿瘤、心血管疾病和神经系统疾病的早期诊断中发挥着越来越重要的作用。

#### 1.1.5 磁共振成像系统

1945年美国学者Felix Block和Edward Purcell首先发现了磁共振现象,从此产生了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,磁共振作为一种成像方法的应用是后来的一个新发展。1973年Paul Lauterbur第一个做出了仿真模块的二维磁共振图像。之后,英国科学家Peter Mansfield进一步发展了使用梯度场的方法,使磁共振成像在技术上成为可能,他为医学磁共振成像的临床应用打下了基础。这两位科学家因为在磁共振成像技术方面的突破性成就,获得了2003年诺贝尔医学奖。

磁共振成像(magnetic resonance imaging,MRI)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(e)是一幅人体头部的磁共振图像。

近年来,在磁共振成像领域备受关注的是所谓的功能磁共振成像(functional MRI, fMRI)。fMRI 利用氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白磁化率的差异,显示受试者在特定任务条件下大脑被激活的区域。它为脑神经科学研究和临床神经系统疾病的诊断提供了强有力的工具。

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作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。

图 1-2 展示了部分成像设备的外形图,包括投影 X 射线成像设备、X-CT 扫描仪、超声成像设备和磁共振成像设备。

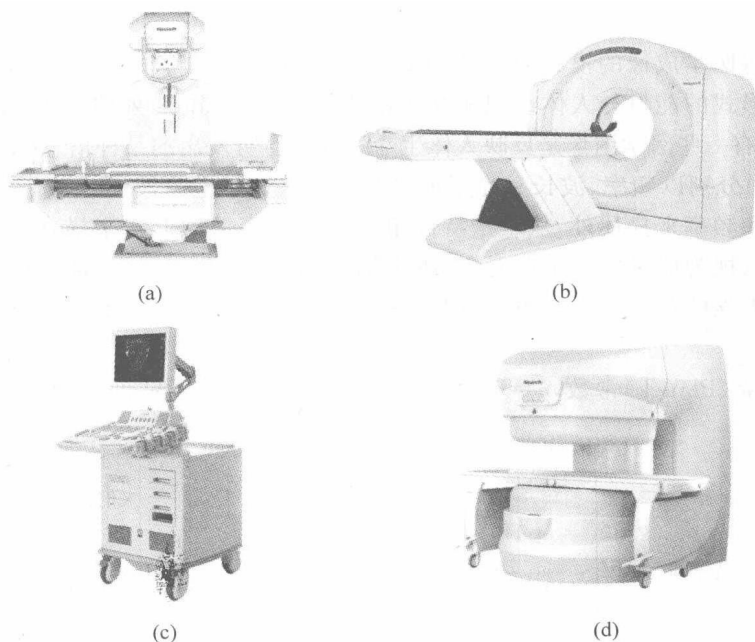


图 1-2 医学成像设备

(a) 投影 X 射线成像设备; (b) X-CT 扫描仪; (c) 超声成像设备; (d) 磁共振成像设备(图片由东软集团股份有限公司提供)

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。

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被发现之后出现的。但是,也有一些成像系统,如 X 射线断层摄影,尽管从其基本原理上说早就被人们所证实,但是其最终进入实用有赖于高性能的计算机。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,超声仪器的发展与第二次世界大战中雷达与声纳技术的发展相关。

核素成像、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,医学成像系统还会有更进一步的发展,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 电磁波透射成像与超声波反射成像的分析

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 1-3 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,从量子特性角度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。光子能量与电磁波的频率成正比。它们之间的关系是

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

式中, $h$  为普朗克(Planck)常数, $h = 6.625 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$ ;  $\nu$  为电磁波的频率。

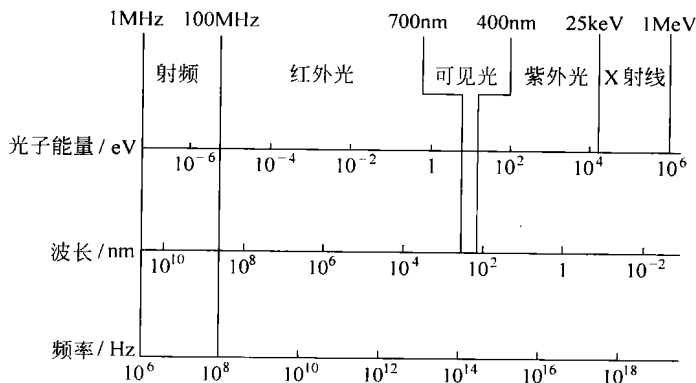


图 1-3 电磁波谱

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应小于 1.0cm,图 1-3 中波长大于 1.0cm 的无线电波是不能用于成像的。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 1-3 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过度的衰减,就不能用于透射成像。这种过度的衰减一直要持续到软 X 射线范围,即波长为  $0.1\sim 10\text{nm}$  的射线。在波长为  $0.05\sim 0.0001\text{nm}$  范围里的射线在照射人体后出现的衰减是适度的,因此,它们在人体的透射成像中应用是很合适的。这个频段中电磁波的光子能量为  $25\text{keV}\sim 1.0\text{MeV}$ 。

由于超声波与 X 射线在人体组织中不同的传播过程,使得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软组织中的传播速度约为  $1540\text{m/s}$ 。在体内传播  $1\text{cm}$  距离的时间约为  $6.7\mu\text{s}$ ,在这个时间的数量级中,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  $0.5\text{mm}$  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。X 射线成像中,射线的波长小于  $0.1\text{nm}$ ,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、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。这当然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相补充的作用。

### 1.2.2 解剖形态学成像与功能成像分析

X 射线成像所能显示的主要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。尽管放射性核素图像的分辨率是比较低的,但



是它能直接指示脏器功能,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,功能成像已越来越显示出其在临床诊断与医学研究中的作用。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,是属于有源的方法。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。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。

值得一提的是,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,已经成为一种非常理想的医学成像方法。

### 1.2.3 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、有可能增加某些疾病(如白血病)的发病率等。另一种损伤是属于遗传性的,它会一直影响到下一代。考虑到 X 射线对人体可能的伤害,作 X 射线检查时(特别是检查胎儿一类的敏感区域)应尽可能设法减少对人体的照射剂量。

放射性核素成像与 X 射线成像一样都会给人体造成电离辐射。但在评价两者对人体的损伤时,应注意其差别。在 X 射线摄影中,尽管辐射的强度相对比较大,但病人只是在一个很短的时间里接受照射。放射性核素成像用的放射性材料的浓度虽然是很低的,但注入病人体内的放射性材料对人体的照射则会持续相当一段时间,直至其放射出体外或衰变完了。因此,在选择放射性材料时要考虑的一个重要因素是要求其具有较短的半衰期。

目前已有的统计数据表明,诊断中使用的超声波照射水平不会对人体造成任何伤害。由于超声成像中对人体的无损、无创,使得它在临床中得到了越来越广泛的应用。特别是对那些敏感的区域,如对胎儿或眼部的检查,使用超声尤为合适。

总之,评价或学习医学成像系统的时候,应注意全面了解其成像机理、能量与人体组织相互作用时的物理过程、对人体的安全性、图像的分辨率、成像速度、临床适用的范围及设备价格等各种因素,从而对其作出全面、客观的评价。

## 1.3 未来的展望

从信息量的角度看,一幅图像所包含的信息远比几个数据或几条曲线要多。医学图像不仅可以向医生展示人体内部某一特定部位或层面的解剖结构,而且还可以在一定程度上揭示人体脏器的功能。因此,它是生物医学工程领域中一个非常重要且又非常活跃的研究领域,它的应用前景也是非常广阔的。