



肝脏疾病 *CT与MRI* 诊断

主 编 王成林 周康荣

肝脏疾病 CT 与 MRI 诊断

主 编

王成林 (北京大学深圳医院医学影像科)

周康荣 (复旦大学附属中山医院医学影像科)

副主编

李坤成 (首都医科大学附属北京宣武医院医学影像科)

郭启勇 (中国医科大学附属第二医院医学影像科)

陈克敏 (上海交通大学附属瑞金医院医学影像科)

刘鹏程 (北京大学深圳医院医学影像科)

尹建忠 (天津医科大学附属天津第一中心医院医学影像科)

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目 (CIP) 数据

肝脏疾病 CT 与 MRI 诊断/王成林等主编. —北京:
人民卫生出版社, 2007. 8

ISBN 978 - 7 - 117 - 08829 - 9

I. 肝… II. 王… III. ①肝疾病 - 磁共振成像 -
诊断学②肝疾病 - 计算机 X 线扫描体层摄影 - 诊断
学 IV. R575 816.5

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2007) 第 088774 号

肝脏疾病 CT 与 MRI 诊断

主 编: 王成林 周康荣

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010 - 67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

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: 19.25

字 数: 587 千字

版 次: 2007 年 8 月第 1 版 2007 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 08829 - 9/R · 8830

定 价: 108.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010 - 87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

编写委员会

(以姓氏笔画为序)

- | | |
|-----|-----------------------|
| 尹建忠 | 天津医科大学附属天津第一中心医院医学影像科 |
| 方 玲 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 王成友 | 广东医学院附属深圳市第二人民医院肝胆外科 |
| 王成林 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 刘 鹏 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 刘晓平 | 北京大学深圳医院肝胆外科 |
| 刘鹏程 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 成官迅 | 南方医科大学南方医院医学影像科 |
| 余永强 | 安徽医科大学附属第一医院医学影像科 |
| 吴 卓 | 中山大学附属第二医院医学影像科 |
| 吴政光 | 广东省第二人民医院医学影像科 |
| 张龙江 | 天津医科大学附属天津第一中心医院医学影像科 |
| 李坤成 | 首都医科大学附属北京宣武医院医学影像科 |
| 言伟强 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 陆普选 | 广东医学院附属深圳市第三人民医院医学影像科 |
| 陈克敏 | 上海交通大学附属瑞金医院医学影像科 |
| 周康荣 | 上海复旦大学附属中山医院医学影像科 |
| 袁知东 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 郭启勇 | 中国医科大学附属第二医院医学影像科 |
| 郭学军 | 北京大学深圳医院医学影像科 |
| 黄 嵘 | 北京大学深圳医院医学影像科 |

前 言

自 X 线计算机体层摄影 (computed tomography, CT) 和磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 开始临床应用至今已有 30 多年的历程, 目前已发展成为现代医学不可或缺的检查技术, 几乎可用于人体各部位、各种疾病的诊断。

肝脏是人体腹腔内最大的实质性脏器, 不仅发病几率高, 而且病种复杂, 在 CT 和 MRI 问世之前, 其诊断主要依靠超声 (ultrasound, US) 和有创性血管造影, 对肝脏疾病的诊断能力和精确程度非常有限, 很多疾病因得不到正确诊断而影响到临床治疗效果和愈后。

随着 CT 和 MRI 设备的进展和各种计算机软件的开发, CT 和 MRI 在临床的应用价值日益明显, 已成为诊断肝脏疾病和指导临床选择治疗方案的重要客观依据。然而, 国内有关肝脏疾病 CT 和 MRI 诊断的专著为数不多, 无论从临床、科研, 还是影像学诊断, 都迫切需要一部这方面的专著。为此, 我们组织了国内在肝脏疾病的临床、CT 和 MRI 诊断方面颇有研究的专家, 总结各自多年的经验和研究成果编写出《肝脏疾病 CT 与 MRI 诊断》这部专著, 希望能够对从事有关肝脏疾病临床和科研的人员有所帮助。

本书共分十章, 体现着三大特色: ①贴切临床, 病种齐全, 几乎囊括了肝脏所有的常见病、多发病和罕见病; ②资料完整, 注重诊断的客观依据, 尤其是病理和影像学图片的完整性、代表性、连续性和真实性, 突出了显示病变的效果; ③内容新颖, 全部资料均来源于作者们的经验和积累, 采用统一的撰稿风格, 吸收和引用了国内外新近研究成果。

影像医学正在迅速发展, 现有的知识和技术难免存在一定的局限性, 为进一步促进影像医学事业的发展和完善, 我们将继续努力, 同时恳请广大读者和同道多提宝贵意见, 以期再版修订时不断完善。

王成林

2007 年 7 月

于北京大学深圳医院

目 录

第一章 计算机体层成像 (CT) 在肝脏的应用	1
第一节 CT 成像原理与结构	1
一、CT 成像的基本原理	1
二、CT 的基本结构	2
第二节 CT 设备的发展	3
一、层面采集 CT	4
二、电子束 CT	5
三、螺旋 CT	6
四、多层螺旋 CT	6
第三节 CT 的基本概念与影像后处理技术	7
一、CT 涉及的基本概念	7
二、CT 影像的后处理技术	10
第四节 肝胆 CT 增强扫描	15
一、CT 增强扫描常用对比剂	15
二、CT 增强扫描对比剂的用法	15
三、CT 增强扫描方法	16
四、CT 增强扫描时间-密度曲线的应用	16
第五节 肝脏 CT 灌注成像	17
一、灌注成像的原理	17
二、灌注成像中的一些术语	18
三、肝脏 CT 灌注成像的应用	18
第六节 肝脏 CT 血管成像	18
一、扫描前注意事项	19
二、血管成像与肝脏增强	19
三、期相选择与扫描设定	19
第七节 肝脏 CT 检查的注意事项	20
第二章 磁共振成像 (MRI) 在肝脏的应用	22
第一节 MRI 的发展历史与成像原理	22

一、MRI 的发展历史	22
二、MRI 的成像原理	22
第二节 MRI 的设备与类型	31
一、磁体	31
二、射频系统	31
三、梯度系统	31
四、计算机系统及其他辅助系统	32
第三节 肝脏 MRI 常用脉冲序列	32
一、自旋回波序列	32
二、快速自旋回波序列	33
三、半傅立叶采集单次激发快速自旋回波序列	33
四、反转恢复序列	34
五、梯度回波序列	34
六、平面回波成像	37
第四节 肝胆 MRI 特殊成像技术	38
一、同相位和反相位成像	38
二、脂肪抑制技术	39
三、磁共振胆胰管成像	41
四、扩散加权成像	42
第五节 肝胆 MRI 增强扫描	43
一、MRI 对比剂的类型	43
二、MRI 增强检查常用对比剂: Gd-DTPA	44
三、MRI 增强扫描方法	45
第六节 肝脏 MRI 灌注成像	46
第七节 肝脏磁共振血管成像	46
一、对比增强法 MRA	46
二、相位对比法 MRA	48
三、时间飞跃法 MRA	48
第八节 肝脏 MRI 检查的注意事项	49
第三章 肝脏正常 CT 和 MRI 解剖	51
第一节 肝胆系的发育	51
一、消化管的发生发育	51
二、肝胆系的发生发育	52
第二节 肝脏正常 CT 和 MRI 表现	55
一、肝脏正常 CT 表现	55
二、肝脏正常 MRI 表现	60
三、肝内正常胆系 CT 表现	61
四、肝内正常胆系 MRI 表现	61
五、肝脏的测量	62
第三节 肝脏 CT 和 MRI 易误诊的影像	64
一、肝脏的先天性变异	65
二、门静脉主干变异	67
三、肝内异位静脉回流	69
四、肝动脉-门静脉分流	69

五、部分容积效应伪影	69
六、人工对比伪影	70
第四章 肝脏的恶性肿瘤	74
第一节 肝脏常见原发性恶性肿瘤	74
一、肝细胞癌	74
二、肝内胆管细胞癌	83
三、肝门部胆管癌	86
第二节 肝脏少见原发性癌	93
一、肝母细胞瘤	93
二、肝脏纤维板层型癌	95
三、外生型肝细胞癌	96
四、混合型肝细胞癌	99
五、硬化型肝细胞癌	100
六、肝类癌	102
第三节 肝癌治疗后的 CT 和 MRI 评价	104
一、肝癌术后复发的 CT 和 MRI 评价	104
二、肝癌介入治疗后的 CT 和 MRI 评价	105
三、肝癌射频消融治疗后的 CT 和 MRI 评价	107
四、肝癌适形放疗后的 CT 和 MRI 评价	107
第四节 肝脏少见原发性肉瘤	110
一、肝细胞癌肉瘤样变	110
二、肝血管肉瘤	111
三、肝脂肪肉瘤	113
四、肝平滑肌肉瘤	115
五、肝纤维肉瘤	117
六、肝恶性淋巴瘤	118
七、肝恶性纤维组织细胞瘤	120
第五节 肝脏转移性肿瘤	122
一、肝转移性肿瘤 CT、MRI 的诊断价值	122
二、肝转移性肿瘤 CT、MRI 诊断的进展	123
三、肝转移性肿瘤的 CT、MRI 特征	125
四、肝脏转移性肿瘤案例	130
第五章 肝脏良性肿瘤及肿瘤样病变	139
第一节 肝脏良性肿瘤	139
一、肝细胞腺瘤	139
二、肝内胆管腺瘤	143
三、肝内胆管乳头状瘤病	144
四、肝畸胎瘤	145
五、肝错构瘤	146
六、肝平滑肌瘤	148
七、肝血管平滑肌脂肪瘤	149
八、肝骨髓脂肪瘤	152
第二节 肝血管瘤及肿瘤样血管病变	154

一、肝脏典型血管瘤	154
二、肝脏非典型血管瘤	157
三、小儿肝血管瘤	160
第三节 肝脏血管性病变	162
一、肝动脉瘤	162
二、肝内血管短路	164
三、肝紫斑病	165
四、肝遗传性出血性末梢血管扩张症	167
五、肝门静脉海绵样变	168
六、门静脉血栓形成	171
第四节 肝脏肿瘤样病变	174
一、肝局灶性增生	174
二、肝脏炎性假瘤	178
三、肝结节病	181
四、肝间叶性错构瘤	181
五、肝脏异位妊娠	184
第六章 肝脏的囊性病变	187
第一节 肝脏非肿瘤性囊性病变	187
一、单纯性肝囊肿	187
二、多发性肝囊肿	191
三、Caroli 病	191
四、肝包膜下假囊肿	193
五、纤毛前肠性肝囊肿	194
六、肝内胆汁漏	196
第二节 肝脏肿瘤性囊性病变	197
一、肝内胆管性错构瘤	197
二、肝脏囊性腺瘤(癌)	198
三、肝脏囊性转移瘤	200
第七章 肝脏感染性病变	203
第一节 肝脏寄生虫感染	203
一、肝包虫病	203
二、阿米巴性肝脓肿	208
三、肝血吸虫病	210
四、肝蛔虫病	211
五、肝吸虫病	211
六、肝片吸虫病	213
第二节 肝脏病原菌感染	214
一、肝炎	214
二、细菌性肝脓肿	218
三、真菌性肝脓肿	223
四、肝脏放线菌病	224
五、肝脏结核	225
六、肝周围炎	230

第八章 肝脏弥漫性病变	232
第一节 肝硬化	232
一、肝硬化的病因	232
二、肝硬化的病理	233
三、肝硬化的 CT 和 MRI 表现	233
四、其他可导致肝硬化的肝脏 CT 和 MRI 表现	237
五、CT 和 MRI 诊断肝硬化的进展	237
六、肝硬化的 CT 和 MRI 临床应用价值	238
第二节 门静脉高压症	239
一、病因	239
二、发病机制	240
三、发病部位	240
四、肝内性门静脉高压——肝硬化	240
五、肝前性门静脉高压——门静脉海绵样变	243
六、肝后性门静脉高压——Budd-Chiari 综合征	245
第三节 脂肪肝	248
一、弥漫型脂肪肝	248
二、局限型脂肪肝	253
第四节 肝脏代谢性疾病	256
一、肝铁沉着症（肝血色素沉着症）	256
二、肝铜沉着症（肝豆状核变性）	256
三、肝淀粉样变	257
四、肝内乙胺碘呋酮沉着症	258
五、肝糖原累积病	258
第五节 肝脏自身免疫性疾病	259
一、自身免疫性肝炎	259
二、原发性胆汁性肝硬化	260
三、肝脏原发性硬化性胆管炎	261
第九章 肝脏损伤性病变	265
第一节 钝性肝损伤	265
一、病理和临床表现	265
二、影像学表现	265
三、肝损伤的分级诊断	273
四、肝脏损伤的 CT 随访、治疗与预后	275
第二节 肝电击伤	276
第三节 肝放射性损伤	278
一、病理和临床表现	278
二、影像学表现	279
三、鉴别诊断	282
第十章 肝移植	283
第一节 肝移植术前影像学检查的综合评价	283

一、肝实质情况	283
二、活体供肝体积测量	284
三、肝血管影像评价	284
四、胆道影像评价	285
五、受体肝外解剖和病理评价	285
第二节 肝移植术后影像学检查的综合评价	286
一、肝移植术后血管并发症	286
二、胆道并发症	288
三、其他并发症	290

索引	293
-----------------	-----

计算机体层成像 (CT) 在 肝脏的应用

自 1895 年德国物理学家 W. K. Röntgen 发现 X 线后, X 线已经被广泛应用于医学影像诊断。但常规的 X 线应用包括透视和平片检查, 有明显的限度, 最主要的两个缺点: 空间结构之间的彼此重叠与掩盖; 对组织之间密度差别的分辨能力有限。如在常规的腹平片上, 一方面腹部脏器与结构相互重叠, 另一方面, 我们并不能区分腹部主要脏器如肝脾之间的密度差别。因此在实际工作中, 常规 X 线手段的应用价值有限。对于腹部主要脏器肝脾疾病的诊断, 临床更多依靠 CT 与 MRI。

随着电子计算机技术的不断发展, 医学影像诊断的技术和设备也不断改进和提高, 特别是 1969 年 Hounsfield 设计发明了第一台计算机 (X 线) 体层成像装置 (computed tomography, CT), 英文缩写简称 CT, 并于 1971 ~ 1972 年开始临床试用。此 CT 设备的问世使医学影像诊断发生重大突破, 有力地促进了医学影像诊断学的发展。鉴于 CT 设备在医学成像领域引发的革命性进步, Hounsfield 获得 1979 年的诺贝尔医学奖。

与常规 X 线平片相比, CT 图像是断层图像, 解剖结构的空间位置关系清楚; 密度分辨力大大提高, 病变显示良好, 对病变的检出率和诊断的准确率均较高。此外, 由于正常和不同病变组织的 X 线衰减系数不同, 且同一类型组织的衰减系数相对固定, 这样可以通过对 X 线的衰减进行定量分析辅助判断病变的性质^[1]。特别是随着 CT 设备的发展, 螺旋 CT 和多层螺旋 CT 的出现, CT 设备的采集速度与能力也大为提高, CT 在临床腹部检查中得到越来越广泛的应用。

第一节 CT 成像原理与结构

一、CT 成像的基本原理

常规 X 线平片或透视是利用人体内不同密度组织对于 X 线穿透后吸收能力不同的原理成像的。当 X 线透过人体后, 因不同部位衰减程度不同, 而在胶片或荧光屏上形成相应组织或器官的图像。CT 仍然是利用 X 线的穿透性来成像。为了解决常规 X 线成像中不同脏器的空间重叠问题, CT 采用高度准直的 X 线束围绕身体某一厚度的特定层面进行扫描, 扫描过程中由灵敏的检测器记录下 X 线穿透此层面后的衰减信息。由模拟-数字转换器将此模拟信息转换成数字信息, 然后输入电子计算机 (图 1-1)。

依照物理学原理, X 线穿透人体组织后会产生衰减, 衰减的程度与物质的密度和厚度有关。人体组织构成物质的不同, 因此对透射的 X 线可产生不同程度的衰减, 称为“衰减系数”不同。假设 X 线的初始强度为 I_0 , 组织的厚度为 d , 衰减系数为 μ , 衰减后的 X 线强度为 I , 则

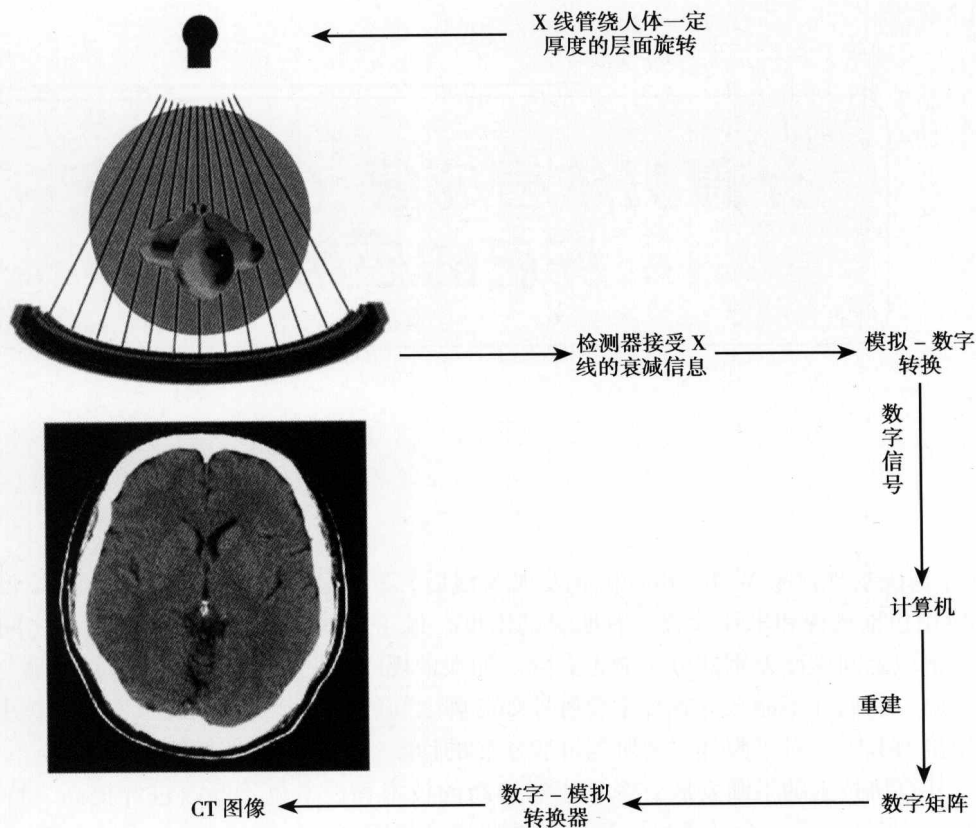


图 1-1 CT 的成像原理

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

CT 设备成像中，X 线束“扫描”一个成像层面意味着从不同角度透射人体，得到可满足重建数据所要求的多个投影信息。每个方向上投射的 X 线都将穿过层面内投射轨迹上的所有体素，到达检测器时，受到的衰减将是各体素衰减作用的总和。以衰减系数 μ 表示，则

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 \cdots) d}$$

扫描中，随着不断地改变投影角度，则得到各个投影方向上的大量数据集，通过计算机实施相应的重建数学运算，最终可得到层面内每个像素的 X 线衰减信息（图 1-2）。这些 X 线衰减数据即组成数字矩阵，为了使图像直观化，此数字矩阵经数字-模拟转换后，以由黑至白的不同灰阶表示层面内不同位置组织所造成的 X 线衰减强度，即将每一像素的 X 线衰减系数转换为相应的灰度值，可通过图像显示器输出就得到所成像层面的图像，这样此层面内的诸解剖结构就可清晰地显示出来^[1-3]。

二、CT 的基本结构

目前 CT 设备经过三十多年的发展，出现多种设备类型。CT 的主要结构从功能组成上可分为以下四个部分：扫描部分、计算机系统、操作控制部分、图像的存储与显示系统。

1. 扫描部分 包括 X 线发生系统、准直器、检测系统、扫描架以及检查床等。主要结构包括：

(1) X 线发生系统：此部分的基本功能是提供成像所需的稳定 X 线束，包括 X 线球管、高压发

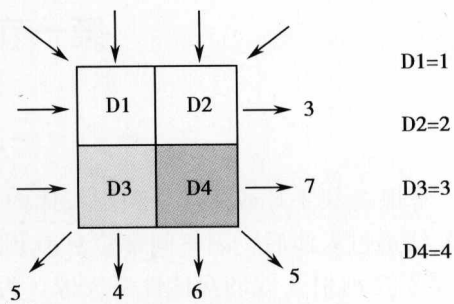


图 1-2 CT 投影与重建

生器和冷却系统等。

CT 机的 X 线球管，一般采用旋转阳极球管。球管焦点较小，约 0.6mm ~ 2mm 大小。球管的热容量均较大，最新的可达 500 万热力单位，以适应连续大范围扫描的需要。为保证 CT 机球管的正常工作，还需要辅助的高压发生器提供一个稳定的高压以及相应的球管冷却系统。

(2) 准直器：位于球管的 X 线出口处，为窄缝样设计，可根据扫描要求调整为不同的宽度，用以对特定厚度的某部位进行成像。

(3) 检测系统：包括位于扫描架内的检测器、检测回路和模数转换器等。它的主要任务是检测人体对 X 线的吸收量。

检测器分为气体和固体两大类。较早期的设备多使用气体检测器，它是采用气体电离的原理，当 X 线使气体产生电离时测量所产生电流的大小来反映 X 线强度的大小。常用氙气。固体检测器，当接收 X 线能量时可将其转换为电信号，进行光电换能；包括闪烁晶体检测器等，闪烁晶体有碘化钠、碘化铯、钨酸镭和锗酸铋等，但是早期检测器在转换时能量损失较大；而目前使用较多的稀土陶瓷检测器的光电转换效率大为提高。

检测器、CT 球管以及准直器等都位于扫描架内，共同构成了 X 线-检测系统，扫描过程中 X 线或间断脉冲式，或连续发射；检测器不断检测 X 线吸收量，然后将所采集的数据经过模拟-数字转换输入计算机系统。

2. 计算机系统 计算机系统的主要任务有两方面：一是扫描的控制，包括扫描架和检查床的运动，X 线的产生，数据的采集以及各部件之间的信息交换等；二是承担数字处理和图像重建的任务，即将采集的数据经过数学计算得到相应层面的数字矩阵。

CT 设备的计算机系统少者只有一台计算机，但由于任务量较大，常采用多台计算机并行处理的方式，以提高采集和处理速度。按照所负担的任务分为主计算机和图像处理计算机两部分。图像处理计算机与主计算机相连接，负责处理多组数据，本身不能独立工作。

3. 操作控制部分 操作控制部分主要包括操作台，通过操作台输入整个 CT 操作或控制命令，进行扫描程序、曝光条件的设定与选择，控制 X 线-检测系统的工作。同时检查前通过此部分要输入有关图像识别的多种数据和资料（包括检查号、患者基本资料、体位等），检查后还要控制图像的显示，以及窗宽、窗位的选择等。

随着 CT 设备的不断改进和提高，操作的性能也日趋完善。目前的操作台已集操控和显示于一体，使用方便、功能全。为了提高工作效率，常配备与 CT 相连的 CT 诊断和后处理工作站，方便图像的浏览和后处理。

4. 图像的存储与显示系统 图像的存储设备包括磁盘、磁带等。扫描的原始数据最初存储在 CT 设备的缓冲区，待扫描完成，这些原始数据经过处理后相应的图像数据则存入 CT 磁盘的图像存储区。磁盘的容量，随机器种类而不同。为了方便大量病人检查数据的存储，CT 设备常还需要另外的接口，可以将数据读取到外源的存储器，如高密度磁带或磁盘，这些外源的存储设备可大量记录图像数据。近年来，磁光盘应用也逐渐增加，存储量较大，且检索更方便。

图像显示系统，CT 机本身多采用显示器，早期为灰度等级较高的黑白显示器，灰阶的显示可达 16 ~ 64 级。现由于后处理技术的发展和需要，多采用彩色显示器。而检查结果目前仍需用照相机以胶片的形式输出图像给病人，多采用激光照相机与 CT 设备相连输出胶片，直观方便，但成本较高、不易保存。目前，随着影像设备数字化的进展，国内已有不少医院开始为病人检查后提供光盘形式的图像，此种形式的图像不仅可以有常规的横断面图像，而且可以包括彩色与立体的图像信息。

第二节 CT 设备的发展

自 Housfield 于 1969 年设计发明了第一台 CT 原型机至今，CT 设备先后经过不同的设计和发

按照采集方式的不同可分为四种类型^[2-3]。

一、层面采集 CT

自从 CT 原型机至 1989 年之间，CT 设备采用的是层面采集方式，即每次扫描采集一个层面的信息，扫描时检查床是静止不动的，扫描完成后检查床移动一定距离再进行下一个层面的扫描。这种设计的原因是 CT 扫描架内的 X 线管连接着高压电缆，受电缆的制约每次扫描管球旋转后必须复位，再开始下一次扫描。此类机型根据设计的不同可分为四代。

1. 第一代 又称“笔形束、平移-旋转式”CT，为 Hounsfield 所设计的原型机（图 1-3）。采用笔形 X 线束和单一的检测器设计，每次扫描 X 线源与检测器需先进行平行移动扫描人体，然后旋转 1°，再行平移扫描，重复此动作直到旋转 180°，采集的信息可用于重建一个层面的影像，图像矩阵 256 × 256，而采集一个层面要耗时几至几十分钟。因此基本未用于临床。

2. 第二代 又称“窄扇形束、平移-旋转式”CT（图 1-4）。为了增加扫描时的采集效率，X 线-检测系统采用了窄的扇形束和多个检测器（一般为 16 ~ 30 个，直线排列）的设计。这样每次平移后就可以旋转较大的角度（如 11.25°），同样扫描 180°时间可大为缩短，但却比第一代 CT 得到更多的信息量，可重建矩阵数目较高，如 320 × 320 的 CT 图像。采集一个层面需要耗时 30 ~ 90 秒，为最早可临床实用的设计。

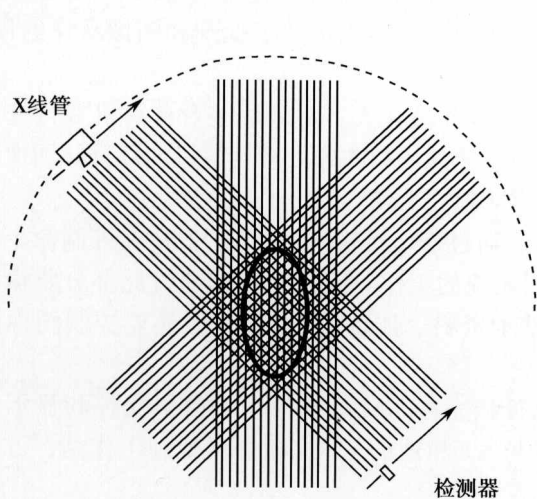


图 1-3 层面采集 CT 第一代模式图

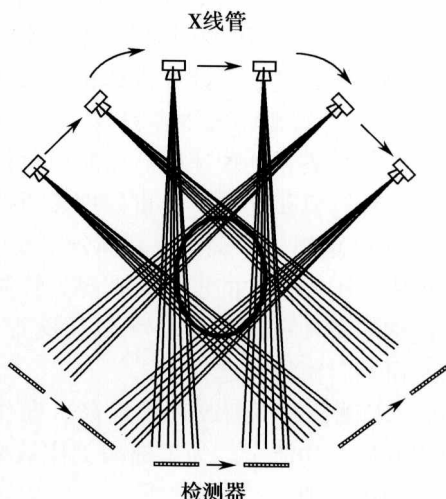


图 1-4 层面采集 CT 第二代模式图

由于第一、二代 CT 采集速度较慢，不适用于动态器官成像，只能用于头部成像，又称为头部扫描专用机。

3. 第三代 又称“宽扇形束、旋转-旋转式”CT，1976 年问世（图 1-5）。它的 X 线-检测系统设计采用了很宽的扇形线束和数百个检测器（通常为 500 ~ 800 个，曲面排列），因此可同时得到数百个独立的信息。由于宽的 X 线束可同时覆盖全部人体，每次扫描时 X 线源与检测器只需进行同步旋转运动，而无须平移运动并且旋转远小于 180°时即可完成一个层面的信息采集，重建的图像远优于前两代 CT，矩阵可达 512 × 512，甚至还有 1024 × 1024 者。第三代 CT 采集一个层面信息仅耗时 1 ~ 5 秒，因而已可用于除心脏外全身大部分部位的检查。

第三代后的 CT 机检测器数量较多，甚至多达上千个，所有检测器均沿着一段圆弧排列，每个检测器对应着一束窄的 X 线，因而一次扫描可以同时获得成千个数据，大大提高了 CT 机的时间分辨力。

4. 第四代 又称“宽扇形束、旋转-固定式”CT（图 1-6）。与第三代 CT 机先后问世，仅是设计思路的不同，基本性能与第三代无太大差别。第四代设计中，检测器不再随 X 线球管同步旋转，而

是围成一周形成一检测器环，固定在扫描架内，数目可多达数千个（1200 ~ 1400 个）。扫描时仅 X 线球管绕人体旋转，但每次扫描仍是部分检测器接收信息。X 线球管可位于检测器环内或环外，当位于检测器环外时，检测器环还需要进行章动动作。第四代 CT 采集一个层面信息耗时 1 ~ 5 秒。第一至第三代 CT 装置，检测器和 X 线球管是联动的，而第四代 CT 装置检测器则安装在扫描机架四周，只有 X 线球管作旋转运动。

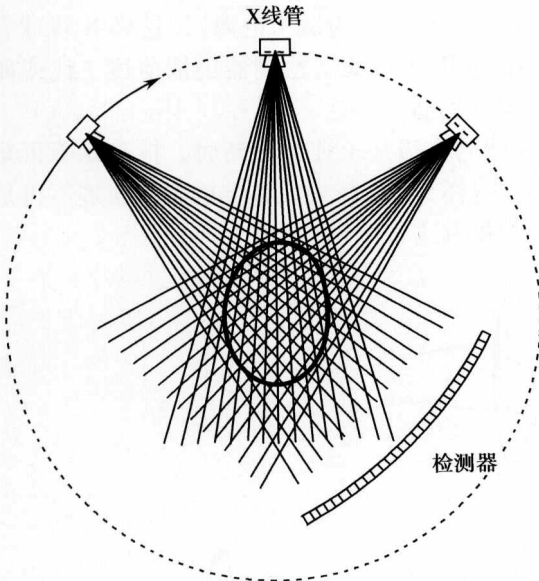


图 1-5 层面采集 CT 第三代模式图

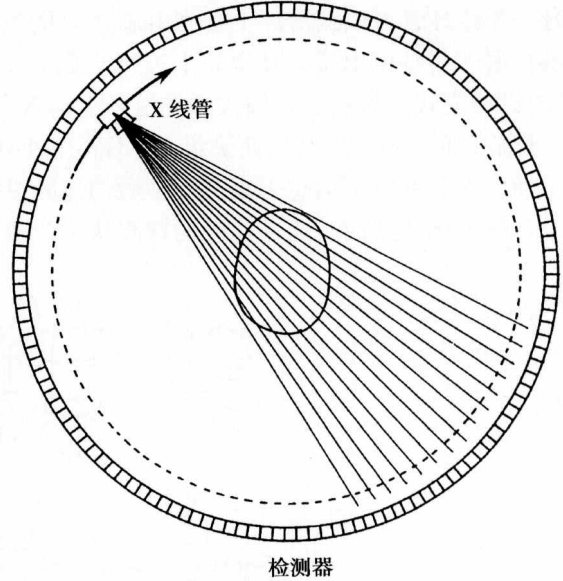


图 1-6 层面采集 CT 第四代模式图

第三、四代 CT 机由于已可作全身大部分的扫描，故又称为全身 CT 扫描机。目前，除少数不发达地区使用外，层面采集方式的 CT 机已退出主流。

二、电子束 CT

电子束 CT (electron beam CT, EBCT) 是 20 世纪 80 年代后期针对层面采集 CT 的扫描速度不足以显示动态器官如心脏，而设计的 (图 1-7)。EBCT 采用了与层面采集完全不同的设计和成像原理，可把一个层面的采集时间缩短至 50 毫秒，故又称为超快速 CT (UFCT)。有人将之归为第五代 CT 或是第四代 CT 变种，但这是没有根据的，因为 EBCT 与层面采集 CT 的设计完全不同，与后面将描述的螺旋 CT 也不同。

EBCT 使用电子枪代替 X 线源置于扫描架后方。在和常规 CT 类似的扫描架内设置四排或八排靶环，靶环的上部有环形排列的钨阳极条。电子枪发射高能电子束，经偏转后激发上部靶环的钨阳极产生 X 线，透射过人体后被靶环下部的检测器接收，在极短的时间内可获得足够重建层面影像的信息。与常规 CT 不同之处是：它没有球管和检测器的转动 (电子束由偏转线圈操纵转动)，扫描速度为一般 CT 的数倍至数十倍，最快的扫描速度为 0.05 秒/层，因此可不受动态器官运动的干扰，完成许多 CT (包括螺旋 CT) 不能完成的任务，如心脏和冠

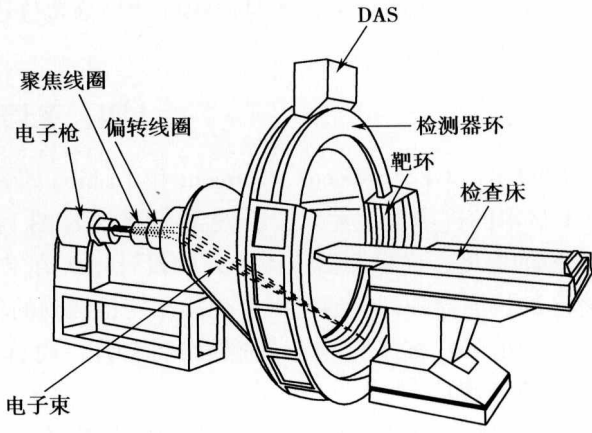


图 1-7 电子束 CT 模式图

状动脉的成像等。

它的应用领域也是心脏,包括冠状动脉成像。迄今,在其他部位检查中,EBCT没有更多的优点,许多部位的图像质量还不如第三、四代层面采集CT或螺旋CT。

三、螺旋CT

螺旋CT采集方式发展的基础是滑环技术的开发与应用。该设计是在扫描架内置一个环形滑轨即滑环,X线球管可以从滑环上得到电源(早期为高压电源,现已发展为低压电源),这样X线球管就能够摆脱了传统的电缆,在滑轨上连续绕病人旋转和不断发射X线束。检测器仍依前述三代或四代CT的设计模式,如按三代模式则在滑环上与X线管同步连续旋转。

螺旋CT另外一点与层面采集CT不同之处是,在X线管在滑环上连续旋转时,检查床不再是静止不动,而是在整个信息采集过程中做匀速的纵向移动。这样,X线束在人体上的扫描轨迹不再是垂直于身体长轴的平面,而是连续的螺旋状,此即为螺旋扫描方式(图1-8)。

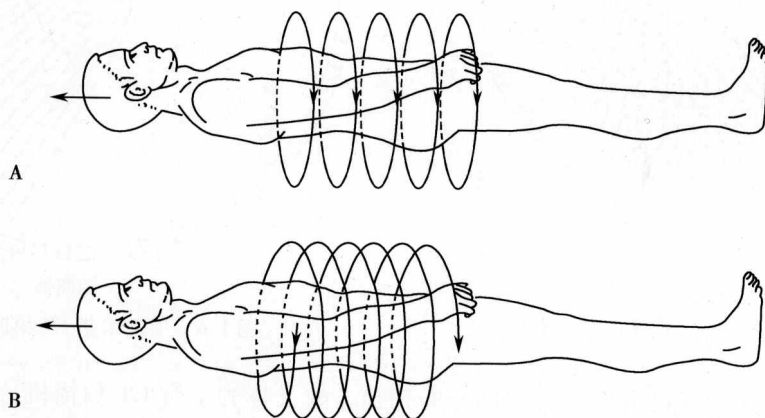


图1-8 层面采集扫描方式(A)与螺旋采集扫描方式(B)

第一台临床实用的螺旋CT设备是在1989年问世,这种新的扫描方式不仅大大提高了扫描速度,而且在设备的硬件(如X线管的热容量)、病人检查的方式、重建理论等方面引发了一次新的突破性发展。螺旋CT的出现具有明显的意义:①扫描层面之间不需再做停顿,可连续快速扫描,大大提高了扫描速度,每层采集时间可减少到0.75~1.5秒;②在层面采集CT检查过程中,由于是逐次屏气扫描,体部如肝胆的微小病变很容易在不同的屏气时被遗漏,螺旋CT连续扫描可防止体部微小病变的遗漏;③螺旋CT的扫描和重建方式有利于数据进行三维后处理,为CT后处理技术的发展打下了基础。

较早开发的螺旋CT设备是以螺旋状扫描轨迹逐层地采集信息,和以后发展的设备对比,也称为单层螺旋CT。

四、多层螺旋CT

1999年,GE、Siemens、Marconi和Toshiba四家医疗设备公司同时推出了新一代的CT设计,此次CT技术的进步也是发生在X线-检测系统(图1-9)。X线束由扇形改为锥形束,即增大Z轴方向上X线的厚度;而检测器也由一系列的设计增大在Z轴方向上的排列数目,增加为多列,形成具有一定宽度的检测器阵列。通过把多列检测器检测到的信息进行不同的组合,可以同时得到4个层面的螺旋扫描的信息,称多排检测器螺旋扫描CT,简称“多层螺旋CT(multidetector-row computed tomography, MDCT)”^[4]。

多层螺旋扫描方式大大提高了信息的采集速度,每4层的采集时间可降低到0.3~0.5秒。2000年后,在4层螺旋CT基础上,又先后出现了8层、16层乃至64层的多层螺旋CT设计^[5]。这样,扫