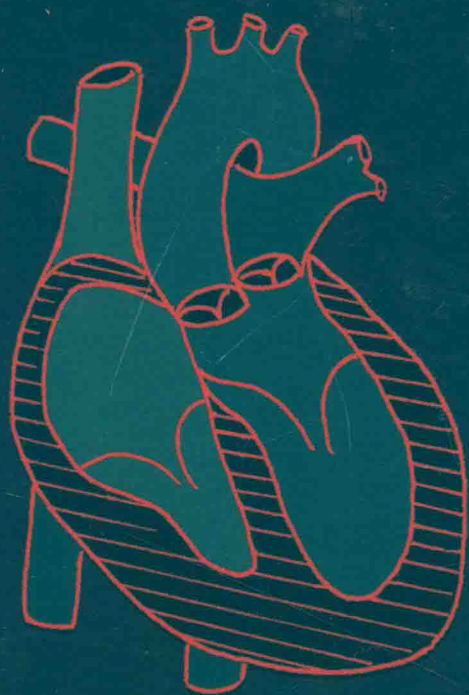


Computed Tomographic Diagnosis
in Cardiovascular Disease

心血管病 CT诊断学

第2版

主编 戴汝平



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

Computed Tomographic Diagnosis in Cardiovascular Disease

心血管病 CT 诊断学

第2版

主 编 戴汝平

副主编 支爱华 曹 程 高建华

主 审 蒋世良 吕 滨 赵世华

编 者 (以姓氏笔画为序)

马展鸿	王 静	王宏宇	王贵生	韦云青
支爱华	白 桦	刘 敏	祁晓鸥	孙献昶
李 涛	李立刚	李剑影	杨新令	吴言伶
宋志巍	宋来凤	张戈军	金敬琳	胡炳欣
徐仲英	高建华	曹 程	韩 磊	韩文娟
戴汝平				

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

心血管病 CT 诊断学 / 戴汝平主编. —2 版. —北京:
人民卫生出版社, 2013.3

ISBN 978-7-117-16722-2

I. ①心… II. ①戴… III. ①心脏血管疾病—计算
机 X 线扫描体层摄影—诊断 IV. ①R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 299074 号

人卫社官网	www.pmph.com	出版物查询, 在线购书
人卫医学网	www.ipmph.com	医学考试辅导, 医学数 据库服务, 医学教育资 源, 大众健康资讯

版权所有, 侵权必究!

心血管病 CT 诊断学

第 2 版

主 编: 戴汝平

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

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 33.5

字 数: 1038 千字

版 次: 2000 年 1 月第 1 版 2013 年 3 月第 2 版第 3 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-16722-2/R·16723

定 价: 249.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

1995 年我国首次引进电子束 CT (EBCT), 开始了心血管病 CT 诊断临床应用与研究。在大量临床实践基础上, 2000 年我们在国内首次出版《心血管病 CT 诊断学》, 为 CT 在该领域的临床应用与研究奠定了基础。

进入 21 世纪, 多排螺旋 CT (MDCT) 的重大进展以及 CT 在心血管领域的广泛应用大大推进了心血管影像学的发展, 为心血管病临床及科研发展起到重大推动作用。新一代影像设备的诞生, 必然会带来医学影像学成像理论及临床应用的革新与进步。为了适应全球性医学影像学的发展, 第 2 版的修订出版势在必行。

当前, 心血管影像学是心脏病学进展的核心部分, 多排螺旋 CT 更是影像学的核心之一。计算机技术的发展成就了影像学, 同时优质 3D- 高分辨率图像不仅有助于直观揭示人体疾病病理解剖奥秘, 而且有助于确定诊断、指导治疗和直观教学。能将当今最先进的科学技术应用到极致, 不仅是一种智慧, 也是一种艺术; 能让读者爱不释手的专著, 无不是科学与艺术的完美结合。正是这一理念指导我们修订出版第 2 版《心血管病 CT 诊断学》。

第 2 版《心血管病 CT 诊断学》共包括八篇十九章: 第一篇 多排螺旋 CT (MDCT) 原理, 第二篇 心血管 CT 诊断基础, 第三篇 获得性心脏病, 第四篇 肺血管病与肺动脉高压, 第五篇 主动脉疾患, 第六篇 先天性心脏病, 第七篇 心包疾患, 第八篇 心脏肿瘤。全部病例均来源于作者近 10 年应用多排螺旋 CT 临床及科研工作的经验总结, 均采用了计算机最佳图像重建技术。本书图文并茂, 较第 1 版资料更加丰富、翔实, 是一部既有深度又有广度且形式新颖的专著。

本书是集体智慧的结晶、共同劳动的成果。在这里应该感谢放射科全体同志的出色工作以及大力支持; 感谢我国老一代著名放射学家数十年对我们的关心、教导和支持; 感谢在编写中各相关单位在相关技术上的指导, 使得著作能够顺利完成。

由于作者学识所限, 经验不足, 书中缺点、错误在所难免, 祈望读者不吝赐教。

中国医学科学院 北京协和医学院
国家心血管病中心 阜外医院



2012.5.1

第一篇 多排螺旋 CT(MDCT)原理

第一章 CT 技术发展史	3
第二章 单源多排螺旋 CT 设备结构及原理	5
第三章 双源多排螺旋 CT 设备结构及原理	11
第一节 双源多排螺旋 CT 的基本结构与设计理念	11
第二节 双源多排螺旋 CT 在冠状动脉成像的应用	15
第三节 双源多排螺旋 CT 在小儿先心病成像的应用	23
第四节 双源多排螺旋 CT 在负荷心肌灌注成像的应用	27
第五节 双源多排螺旋 CT 在双能量心肌灌注成像的应用	31
第六节 双源多排螺旋 CT 在胸痛三联症中的应用	34

第二篇 心血管 CT 诊断基础

第四章 心血管 MDCT 图像重建方法及临床应用	41
第一节 三维重建原理	41
第二节 CT 血管造影(CTA)及三维重建的临床应用	48
第三节 各种三维重建法的评价	54
第五章 正常心血管 CT 解剖基础	57
第一节 心脏和大血管大体解剖	57
第二节 心脏 CT 横断解剖	66
第三节 计算机重建心脏标准体位断面解剖	71
第四节 计算机重建心脏局部解剖	79
第五节 肺动脉及肺静脉 CT 解剖	86
第六节 主动脉及其分支 CT 解剖	91
第七节 心包 CT 解剖	109

第三篇 获得性心脏病

第六章 冠状动脉与冠状动脉粥样硬化性心脏病 CT 诊断	113
第一节 冠状动脉 MDCT 检查方法与图像重建	113
第二节 MDCT 冠状动脉成像及解剖	118
第三节 冠状动脉粥样硬化性心脏病(冠心病)基本知识	128
第四节 冠状动脉钙化与 MDCT 钙化积分	130
第五节 冠状动脉粥样硬化 MDCT 定性及定量诊断	133
第六节 MDCT 冠状动脉成像与冠状动脉造影比较	143
第七节 MDCT 心功能检查及临床应用	146
第八节 MDCT 心肌灌注成像及应用评价	149
第九节 心肌梗死与心脏结构性并发症 MDCT 诊断	152
第十节 MDCT 在冠状动脉介入治疗术的应用	157
第十一节 MDCT 在冠状动脉旁路移植术的应用	166
第十二节 家族性高胆固醇血症	174
第十三节 非动脉粥样硬化性(获得性)冠状动脉病 CT 诊断	176
第十四节 先天性冠状动脉畸形 CT 诊断	183
第十五节 CT 在冠状动脉病诊断应用评价	192
第七章 心肌病	198
第一节 心肌病 CT 诊断	198
第二节 扩张性心肌病	199
第三节 肥厚性心肌病	202
第四节 限制性心肌病	206
第五节 致心律失常性右室心肌病	208
第六节 心肌致密化不全	210
第七节 应激性心肌病	212
第八节 围生期心肌病	213
第九节 心肌淀粉样变	214
第十节 CT 在心肌病诊断应用评价	216
第十一节 左室假腱索	217
第八章 心脏瓣膜病	219
第一节 基本知识	219
第二节 二尖瓣病变 CT 诊断	220
第三节 主动脉瓣病变 CT 诊断	223
第四节 心脏瓣膜置换术后并发症的 CT 诊断	225
第五节 CT 在瓣膜病诊断应用评价	229

第九章 高血压 MDCT 诊断	231
第一节 原发性高血压病	231
第二节 继发性高血压	235
第三节 CT 在高血压诊断应用评价	246

第四篇 肺血管病与肺动脉高压

第十章 肺血管疾患及肺动脉高压	249
第一节 肺血管疾患与肺动脉高压基本知识	249
第二节 肺动脉及肺静脉 MDCT 检查方法及重建方法	251
第三节 肺循环异常 CT 基本征象	256
第四节 肺动脉栓塞症(肺栓塞)	260
第五节 肺动脉炎	273
第六节 慢性纵隔炎与肺动脉	279
第七节 肺动脉肿瘤	280
第八节 肺动脉(动脉)瘤	288
第九节 肺动脉夹层	290
第十节 特发性肺动脉高压	292
第十一节 肺静脉、毛细血管疾患	294

第五篇 主动脉疾患

第十一章 主动脉瘤 CT 诊断	307
第一节 主动脉瘤基本知识	307
第二节 真性主动脉瘤 CT 诊断	309
第三节 假性主动脉瘤 CT 诊断	312
第四节 主动脉夹层 CT 诊断	316
第五节 主动脉壁内血肿 CT 诊断	321
第六节 主动脉溃疡 CT 诊断	323
第七节 主动脉瘤手术、介入治疗后 CT 复查	326
第八节 主动脉手术右房耳分流的 CT 诊断	329
第九节 CT 在主动脉瘤诊断应用评价	332
第十二章 其他主动脉疾患 CT 诊断	334
第一节 马方综合征	334
第二节 大动脉炎	336
第三节 白塞病心血管损害	345
第四节 川崎病	348
第五节 动脉硬化性闭塞症	349
第六节 CT 在主动脉疾患诊断应用评价	351

第六篇 先天性心脏病

第十三章 先天性心脏病的 CT 诊断基础	355
第一节 先心病 MDCT 检查方法	355
第二节 先天性心脏病病理	357
第三节 先天性心脏病诊断的节段分析法	360
第十四章 左向右分流先心病	372
第一节 房间隔缺损	372
第二节 室间隔缺损	374
第三节 心内膜垫缺损	376
第四节 共同心房与单心房	378
第五节 动脉导管未闭	381
第六节 共同永存动脉干	383
第七节 主动脉-肺动脉间隔缺损	388
第八节 肺动脉起源于升主动脉	389
第九节 先天性主动脉窦瘤及破裂	393
第十节 部分性肺静脉畸形引流	395
第十一节 完全性肺静脉畸形引流	399
第十二节 无顶冠状静脉窦综合征	403
第十三节 CT 在左-右分流先天性心脏病诊断应用评价	404
第十五章 左心发育异常	406
第一节 左侧三房心	406
第二节 先天性主动脉瓣狭窄及二瓣化畸形	409
第三节 先天性主动脉瓣上狭窄	411
第四节 先天性主动脉瓣下狭窄	414
第五节 先天性主动脉缩窄	416
第六节 主动脉弓离断	421
第七节 先天性冠状动脉畸形	424
第八节 主动脉-左室通道畸形	434
第九节 先天性主动脉弓畸形	437
第十节 左心发育不全综合征	442
第十一节 CT 在左心发育异常诊断应用评价	447
第十六章 右心发育异常	449
第一节 法洛四联症	449
第二节 肺动脉闭锁合并室间隔缺损	453
第三节 室间隔完整的肺动脉闭锁	460

第四节	三尖瓣下移畸形·····	462
第五节	三尖瓣闭锁·····	464
第六节	右室异常肌束·····	467
第七节	肺动脉瓣狭窄及二瓣化畸形·····	468
第八节	肺动脉及其分支狭窄·····	470
第九节	一侧肺动脉缺如·····	471
第十节	肺动静脉瘘·····	472
第十一节	迷走肺动脉·····	474
第十二节	CT 在右心发育异常诊断应用评价 ·····	476

第十七章	房室 / 心室 - 大动脉连接异常 ·····	478
第一节	大动脉错位·····	478
第二节	右室双出口·····	483
第三节	左室双出口·····	487
第四节	单心室·····	489
第五节	CT 在房室连接异常诊断应用评价 ·····	495

第七篇 心 包 疾 患

第十八章	心包疾患·····	499
第一节	基本知识·····	499
第二节	心包积液·····	500
第三节	缩窄性心包炎·····	501
第四节	CT 在心包疾患诊断应用评价 ·····	504

第八篇 心 脏 肿 瘤

第十九章	心脏肿瘤·····	507
第一节	心脏肿瘤 CT 诊断 ·····	507
第二节	心包肿瘤 CT 诊断 ·····	509
第三节	心脏肿瘤 CT 诊断 ·····	511
第四节	CT 在心脏肿瘤诊断应用评价 ·····	517

中英文对照表·····	519
-------------	-----

中文索引·····	523
-----------	-----

第一篇

多排螺旋 CT(MDCT)原理

CT 是计算机断层扫描系统(computed tomography)的简称,是自 1895 年伦琴(Wilhelm Conrad Röntgen)发现 X 线以来在 X 线诊断方面的最大突破,是近代飞速发展的电子计算机控制技术和 X 线检查摄像技术相结合的产物。

早在 1917 年,奥地利数学家 Radon 就发表了一篇论文为重建设论建立了基础。文章指出如果所有通过物体的积分值都已知的話,那么这个物体的分布就能够被计算出来。1956 年放射天文学家 Bracewell 把这个重建理论首次付诸实践,创造出一种重建天体图像的重建公式,而这种公式以后被广泛地用在 CT 重建上。物理学家 Cormack 在 20 世纪中叶首次独立地在医学应用中得到和 Radon 提出的相似的结论,尽管他并不知道 Radon 和 Bracewell 的工作。而英国的工程师 Hounsfield 则是首先把这种重建理论运用到现实中去的人。他在不知道前人工作的情况下于 1967 年成功研制出第一台实验室用 CT 扫描仪。1971 年底第一台医用 CT 问世,从此把医学影像学推向了一个新的时代。为此 Godfrey Hounsfield 和 Allan Cormack 分享了 1979 年的诺贝尔医学奖。

自从第一台临床扫描仪使用以来,CT 技术取得了巨大的进展,其中一项很重要的指数就是单层扫描所需的时间,这个时间在过去的 30 多年里以每年大体上 1.34 倍的速度减少。现在覆盖一层的时间是最早 CT 所需时间的 1/50 000。这个巨大的变化有一部分是因为机架转速的极大提高,另一部分是因为探测器排数的突飞猛进。

在经历了第一代、第二代、第三代、第四代 CT 技术的发展后,由于在单层探测器的使用中存在着切片厚度和体积覆盖能力之间的相互影响和折中等问题,越来越多的临床应用要求亚毫米的各向同性的分辨率以实现三维观察和诊断。而在层厚减少的同时人们对扫描覆盖范围的要求却在不断增加。如在胸腹大动脉研究中,感兴趣区域包括整个胸部和腹部,需要覆盖 45~60cm,这种应用需要在造影剂增强的稳定阶段快速获取体积图像,并在 20~40 秒之内完成全部检查以尽量减少患者的呼吸运动造成的影响。如果所希望的层厚是 2.5mm,机器转速是 0.5 秒,螺距是 1,那么使用单排探测器则需要 $[600/(2.5 \times 1.0/0.5)] = 120$ 秒才能覆盖 60cm,这显然限制了单排 CT 在临床上的应用。另外人们对心脏和冠状动脉成像的向往以及这种成像中对于薄的层厚、高的图像质量和扫描时间分辨率的要求使得单排探测器中层厚和覆盖率的矛盾更突出,所有这些都大大促进了 CT 的进一步发展。

电子束 CT 异军突起。为解决心脏 - 冠状动脉检查移动伪影问题,提高 CT 扫描速度成为关键。美国 Boyd 博士于 1983 年发明电子束 CT(electron beam computed tomography, EBCT),由电子束扫描技术代替 X 线管与探测器的机械扫描,因而扫描速度提高数十倍(50~100ms/r),检查的器官(如心脏大血管)均能得到清晰的图像,实现了电影 CT,也实现了 CT 对心脏检查。1995 年我国引进首台 EBCT,成功应用于临床诊断,奠定了我国 CT 心血管临床诊断基础。但是在应用中 EBCT 的缺点逐渐暴露,如层厚不能实现亚毫米级、空间分辨率还不能达到要求、图像质量受到影响,再加上性价比不高的问题,使其推广受到限制。因此,科学界再一次掀起对单源螺旋 CT 的深入研究,大大促进了 CT 的进一步发展。

多排螺旋 CT 革命性发展。1998 年单源多排(4 排)螺旋计算机断层扫描(multidetector-row spiral

CT, MDCT) 问世, 而后 8 排也应用于临床——CT 技术在心血管病诊断的临床应用开始加速发展。2001 年 16 排 MDCT 研制成功, 2004 年美国 GE 医疗等公司相继研制成功 64 排螺旋 CT 投入临床应用, 使得回顾性心电门控扫描彻底解决了心脏 - 冠状动脉成像问题。此后, 新机型陆续研制成功。以扩大探测器覆盖率为主要技术革新的如 2007 年荷兰飞利浦公司 (Philips) 128 排以及其后的 256 排螺旋 CT 使得前瞻性心电门控扫描成为可能, 大大降低了冠状动脉扫描辐射剂量; 2007 年日本东芝公司 (Toshiba) 的 320 排螺旋 CT 机投入临床使用, 实现了前瞻性心电触发的大范围 CTA 容积扫描, 大大降低了扫描辐射剂量。另外, 2005 年德国西门子公司 (Siemens) 研制成功双源和双多排探测器 CT 扫描系统, 以提高成像速度为主要技术突破, 对心脏 - 冠状动脉扫描时间分辨率达 82.5ms, 只采用单扇区重建模式, 在任何心率时只用一个心动周期数据便可重建图像, 减低对患者心率的限制, 扩大临床应用适应证。这些都使得 CT 扫描的时间分辨率、空间分辨率、密度分辨率发生了突飞猛进的发展, 也使 CT 的临床应用得到了极大的拓展。

新技术层出不穷。近年来能谱成像技术有新的发展, 该技术将传统 X 线混合能量分解成 40~140keV 连续的 101 单能量, 从而获得不同物质能谱曲线, 实现了不同物质的定性、定量分析。能谱 CT 解决了 X 线硬化效应, 可以重组出 40~140keV 的任意单能量图像, 是 CT 的重大突破。

连续扫描与成像速度的提高, 可以开展血流动力学研究, 使得 CT 不仅能用于解剖学研究, 同时也可以实现功能研究, 大大拓展 CT 的临床应用价值。

当前对 CT 技术的研究主要着重在:

- 探测器新材料与宽度的开发;
- 提高扫描与成像速度的开发;
- 降低辐射剂量与 CT 自动防护开发;
- CT 能谱成像开发;
- CT 功能研究开发。

单源多排螺旋 CT 设备结构及原理

一、设备结构

从 1998 年多排 CT 问世以来,探测器的排列设计经历了几次变革,层厚的选择也在不断地变化。最早的四排探测器设计包括等距矩阵型、自适应矩阵型和混合矩阵型,探测器的探测单元从 8~34 个不等,但是探测器的实际输出排数受探测器数据收集系统(DAS)的影响被限制在 4 排。等距矩阵型的设计比较简单也很具实用性。在等距矩阵探测器设计中,探测器沿 Z 轴方向切割成等距的探测器单元。如 GE 医疗公司的 LightSpeed QX/i 四排探测器具有均匀分布的 16 个探测单元,在成像中心的单元宽度为 1.2mm,通过合并探测器单元的方式来获取不同的层厚,如 $4\text{mm} \times 1.25\text{mm}$ 、 $4\text{mm} \times 2.5\text{mm}$ 、 $4\text{mm} \times 3.75\text{mm}$ 、 $4\text{mm} \times 5\text{mm}$ (图 2-0-1 A)。Toshiba 的 4 排探测器使用了混合矩阵型(图 2-0-1 B),它的中心 4 排探测器单元为 0.5mm,在两边各排列了 15 排 1mm 的探测单元,虽然总共有 34 排探测单元,但每次仅有 4 个通道信号可以读出。切片层厚的选择是通过几排探测器单元组合来实现,这和等距矩阵探测器的方法相似。Siemens 和 Philips 的 4 排探测器是属于自适应矩阵型(图 2-0-1 C),不仅探测器单元具有不同的尺寸,而且有些切片层厚由前准直器和探测器单元共同决定。自适应矩阵探测器在厚切片模式中,由于消除了外侧探测器单元之间的间隙,从而具有更好的剂量利用率。但这种排列方式缺少灵活性,不便重叠,不利于探测器排数的进一步增加。因此到了 16 排 CT 时,所有厂家的探测器都使用了混合矩阵型,例如 GE 使用了 $4\text{mm} \times 1.25\text{mm} + 16\text{mm} \times 0.625\text{mm} + 4\text{mm} \times 1.25\text{mm}$ 排列, Toshiba 使用了 $12\text{mm} \times 1\text{mm} + 16\text{mm} \times 0.5\text{mm} + 12\text{mm} \times 1.0\text{mm}$ 排列,而 Siemens 和 Philips 则使用了 $4\text{mm} \times 1.5\text{mm} + 16\text{mm} \times 0.75\text{mm} + 4\text{mm} \times 1.5\text{mm}$ 排列方式。而不同层厚的实现则是因为沿用了最早 4 排中探测器单元的组合方式。随着薄层 CT 应用的不断深入,探测器的设计又逐渐回到等距矩阵型的设计上,如 GE 医疗、Philips、Toshiba 的 64 排探测器都使用了等距矩阵排列, Siemens 的薄层也利用了 $32\text{mm} \times 0.6\text{mm}$ 的设计,另外 Siemens 和 Philips 也把切片层厚从 0.75mm 调到 0.6mm 左右以得到探测器和球管的最佳匹配(图 2-0-1)。

多排 CT 和单排 CT 在系统的配置上是非常相似的。当然,随着薄层和快速扫描的应用越来越广泛,人们对机器的精度、球管的强度和重建的速度要求也越来越高。总的来说多排 CT 由扫描单元、扫描床、数据处理、图像重建以及操作控制和图像显示器组成。而扫描单元则由 X 射线发生器、准直器、滤波器、探测系统以及把这些系统联系在一起的机架组成。

(一) X 射线发生器

X 射线发生器是 CT 中最重要的部件之一,随着空间和时间分辨率应用的不断深入,人们对球管的要求越来越高。目前高档 CT 机架的转速已经小于 0.4 秒。为了能在亚秒内对亚毫米成像提供足够的光子数,X 射线发生器不仅需要极高的瞬间功率(kW),同时还需要较小的焦点尺寸以匹配亚毫米的层厚。另外许多临床应用还要求球管的高压发生器能在扫描过程中改变电流的大小甚至电压的高低,目前球管的最大功率可以达到 100kW,小焦点的功率也能达到约 50kW,大大提高了高分辨率在临床上的应用。

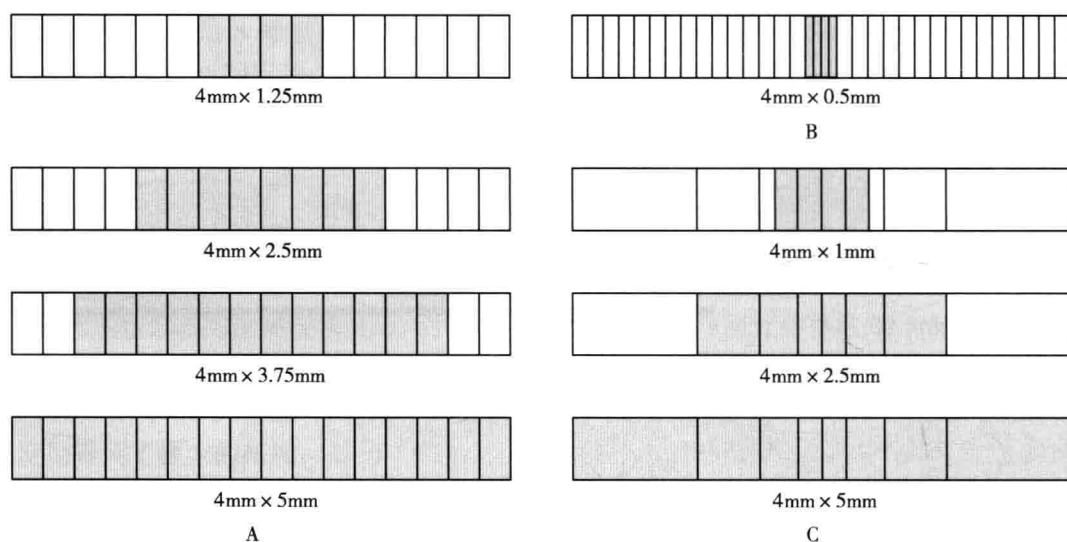


图 2-0-1 不同探测器的排列设计

A. 等距矩阵型; B. 混合矩阵型; C. 自适应矩阵型

(二) X 射线准直器和滤线器

X 射线准直器起两个作用：①减少对患者不必要的辐射剂量；②保证良好的图像质量。由于多排探测器的切片厚度是由探测器单元尺寸决定的，因此多排探测器中的准直器主要用来限制 X 射线的范围以减少对患者不必要的辐射剂量。从球管中发射的 X 射线具有从 0 到峰值电压的连续能谱，但临床中低能量的 X 射线无法穿透皮肤，只能产生皮肤剂量，而对成像不提供任何帮助。因此大多数 CT 上都使用了平板滤线器来去除低能 X 射线以减低对患者的不必要的剂量。有些 CT 制造商在此基础上还使用了领结式滤线器，根据患者的体型和临床应用的特殊性来制造和选择不同形状的滤线器，以改变 X 射线束流的强度，进一步优化成像条件，减少对患者的剂量。

(三) X 射线探测器

X 射线探测系统是 CT 中另一个非常重要的部件。CT 探测器从最早的高压惰性气体发展到目前的固体稀土元素探测器，量子探测效率从 60% 上升到 99%。多排探测器的应用使 CT 的探测器覆盖率从 10mm 增加到目前的 40mm，同时最小切片厚度也从 10mm 减少为 0.6mm 左右，从而真正实现了“各向同性”体素采集的信息模式。这种趋势还在继续朝着更薄更宽的方向发展，这种发展的可行性在很大程度上取决于探测器设计上的改进，即从前向信号输出改为背向信号输出 (backlite™)。这种背向信号输出的设计成功地解决了光电二极管物理空间排列的问题，为探测器覆盖率的进一步发展提供了可靠的技术基础。另外人们并没有停留在探测器量的改变上，能够直接把 X 射线转换成电信号的探测器研究也得到了很大关注。这种技术能使人们能够真正得到能谱 CT 图像，从而对物质进行组织分类。我们期待着它在临床上应用的早日实现 (图 2-0-2, 表 2-0-1)。

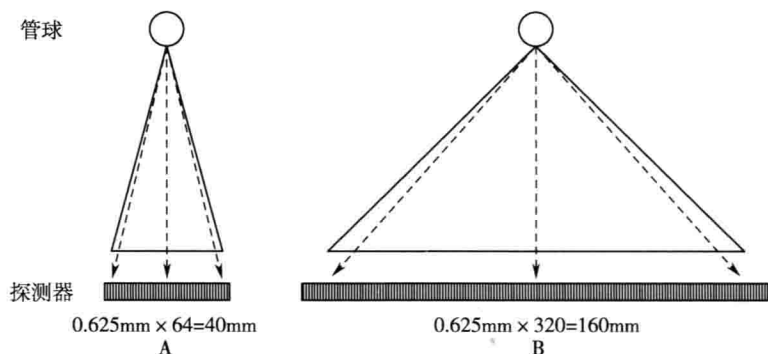


图 2-0-2 A. 64 排螺旋 CT Z 轴覆盖率/r 模式图; B. 320 排螺旋 CT Z 轴覆盖率/r 模式图

表 2-0-1 几种主要 MDCT 设备技术参数

设备类型	Toshiba Aquilion ONE	Philips Brilliance iCT	GE CT 750HD	Siemens DefinitionAS
探测器排数	320	256	64	64
探测器宽度	160mm	80mm	40mm	38.4mm
360° 旋转速度	350ms	270ms	350ms	330ms
180° 扫描速度	175ms	135ms	175ms	83ms
时间分辨率	175ms	135ms	175ms	83ms
Z 轴覆盖率	160mm/r	80mm/r	40mm/r	38.4mm/r

X 射线探测系统中的另一个重要部分是数据采集系统 (DAS)。高转速低信号的 CT 系统对 DAS 提出了更高的要求。每圈小于 0.4 秒的机架转速要求 DAS 具有极高的取样频率。通常情况下我们需要约 1000 个角取样以满足重建的要求, 这就意味着如果机架转速是 0.4 秒时, DAS 的取样频率必须在 2500Hz 左右。

新一代的 DAS 不仅朝着更高的取样频率发展, 同时还尽量降低了电子噪声。最新的 DAS 不到过去 DAS 电子噪声的 1/2。由于图像中的噪声是由 X 射线的统计涨落 (量子噪声) 和信号中的电子噪声共同决定, 而电子噪声的相对影响在低 X 射线情况下显得更突出。因而在低信号成像中, 低电子噪声的 DAS 就具有很大的优越性, 这就为多排 CT 在低剂量临床应用提供了可靠的保障。

(四) 机架和滑环

机架和滑环是 CT 系统的骨架和能量信号传输的桥梁。随着扫描速度的不断加快和切片层厚的不断变薄, 对机架性能的要求也不断提高, 机架必须在巨大离心力的情况下保持非常高的角度和位置精度。为了确保三维亚毫米成像分辨率, 机架在所有投影角的最大偏差必须小于亚毫米的几分之一。滑环是 CT 系统能量和信号传输的桥梁, 滑环的使用使螺旋扫描成为现实, X 线源所需的能量和数据信号通过滑环上的电的和光的或者射频的连接而实现在连续旋转的机架和静止的 CT 部件之间传输。随着机架转速的不断加快和探测器排数的增加, 需要传输的数据量也成倍增加。以目前最先进的 64 排 CT 为例, 如果每排探测器为 1000 个通道, 每转一圈产生 1000 个角投影数据, 那么在机架转速为 0.4 秒的情况下, 所需的传输率 $R = 1000 \times 1000 \times 64 / 0.4 = 1.6 \times 10^8$ 数据 / 秒。如果每个采样数据用浮点格式 (32bits), 那么滑环的带宽必须为 5Gbit/s, 而随着机架转速的进一步提高和排数的增加, 这个带宽必然还会增加。

(五) 扫描床和螺距

扫描床是常规 CT 中并不引人瞩目的部件。但随着多排 CT 朝着更薄的层厚发展和临床应用的不断深入, 人们对扫描床的要求越来越高。首先是薄层对扫描床的精度要求有了很大的提高, 另外为了满足新的临床应用, 对扫描床的实时控制也越来越变成一种需要。例如 GE 的 VCT, 使用了最先进的扫描床设计, 扫描床能够在扫描过程中实现加速和减速, 并能把扫描床的准确位置实时反馈给计算机系统, 使变速中的数据能够用于重建, 为很多适应性 CT 技术的实现提供了保障。

在临床应用扫描一个器官或一段范围所需的时间的选择往往可以通过螺距和层厚的组合来控制。在多排 CT 中螺距 (p) 可以用以下公式来定义:

$$p = d / M \times T \quad (1)$$

其中 d 是扫描床每旋转一圈的进床距离, T 是探测器的切片厚度 (mm), M 是实际应用的探测器排数。

如果我们使用机架旋转速度 (s) 和螺距 (p), 那么覆盖一个范围为 R 区域则需要 t 的时间。

$$t = (R / d) \times s = (R \times s) / (p \times M \times T) \quad (2)$$

如果我们回到最早使用过的覆盖 600mm (R) 部位的例子, 假如其他条件都不变的话, 使用 64 排 CT 则只需要 2 秒, 这比原来单排 CT 所需的 120 秒有了极大的提高。当然使用多排 CT 的另一个优越

性在于我们可以在更短的时间内使用更薄的层厚来提高空间分辨率。如果我们把同一例子中的层厚减少为 0.625mm (T) 以提高空间分辨率, 则使用 64 排覆盖 600mm 仍只需要 8 秒。

二、多排 CT 的重建原理

奥地利数学家 Radon 的重建原理如下: 要重建某一平面的图像, 对平面上的任意一点, 必须要有全部角度的数据。轴位扫描基本上符合这个要求。二维反投影重建法 (2 dimension back projection reconstruction, 2DBP 重建法) 主要用于轴位扫描的重建。

对于 MDCT 探测器中心附近的内侧的探测器, 因为没有锥形的影响, 使用这个技术我们可以得到较高质量的图像。而外侧的探测器却因为受到锥形角度的影响, 重建得到的图像质量就可能有所下降。对于锥形伪影不是非常明显的多排 CT 轴扫的数据重建, 我们也基本上采用 X-Y 轴的 2DBP 重建法来进行图像重建。16 排以下的 MDCT 的轴位扫描重建的原理是取出 MDCT 的某一排的投影数据, 使用 2DBP 重建法来进行重建, 从而得到这一排的图像。例如 4 排的 MDCT, 从不同的探测器得到数据并重建得到不同的 4 幅图像。随着 64 排探测器的出现, Z 轴宽度越来越宽, 而层厚越来越薄, 锥形伪影的影响也显得越发突出。为了减少锥形伪影的影响对图像的影响, 对于 Z 轴覆盖面较大的容积数据, 人们采用了以 FDK (Feldkamp-Davis-Kress) 为基础的 3D 锥形束反投影重建法来进行图像重建 (3D FDK CBBP)。3D FDK CBBP 的原理为对于标准层面的每一个点, 都使用 X-Y 轴 (channel), Z 轴 (row) 上不同的探测器单元的容积数据来进行插值处理, 然后再使用 3D 反投影法来重建图像, 从而大大减少锥形伪影。2DBP 重建法使用独立的探测器重建独立的不同排的 CT 图像。而 3D 容积重建技术是先设立要重建的标准层面, 然后使用容积数据来插值及反投影, 而标准层面在容积数据 (X、Y、Z) 上, 可以任意设立, 故原理上可以得到任意层面的重建图像。比如对于 $64\text{mm} \times 0.625\text{mm}$ 的 40mm 的容积数据, 如果在 Z 轴方向上设立 0.31mm 的重建间隔, 就可以产生 128 层轴位图像。

螺旋扫描方式具有高速、连续性等优点, 但因扫描时扫描床在运动, 在重建平面上会得到不只一个数据, 故不符合 Radon 的重建原理。若对这样的原始数据进行重建, 图像上就产生不可接受的严重的运动性伪影和层面错位。所以要对原始数据的相邻点用内插法 (interpolation) 进行逐点修正, 得到与轴位扫描方式同等的的数据, 然后再用 2DBP 或 3DBP 重建法来进行重建。MDCT 中的螺旋重建原理是标准层面多通道探测器数据采集, 用传统的插值法在 Z 轴重建图像, 需要同一投影角两个相邻检测器的数据用于插值, 重建该平面的投影数据。比如 16 排 MDCT 时, 使用 16 排的原始数据来重建设定的标准层面的一个图像。在这种方法中相邻探测器排之间的投影估算采用了线性插值, 故常被称为排间插值。该算法的优点是简单和灵活, 由于线性插值是排与排之间进行的, 每个视角下的插值系数仅需计算一次。此外, 该算法对于任意螺距下采集的投影都是适用的, 不足的是其产生图像的层厚 (Z 轴分辨率) 和图像伪影的抑制不是很理想。由于 Z 轴空间分辨率对临床诊断来说和平面内 (X-Y) 空间分辨率同等重要的, 因此提高 Z 轴空间分辨率也是重建中非常受关注的一个方面。目前至少有两种方法能提高 Z 轴方向的空间分辨率: 一是飞焦采集技术, 另一种是共轭采集技术。这两种方法可以说是异曲同工, 同样能达到增加数据采集率来提高 Z 轴方向分辨率的目的。共轭数据是相差 180° 的数据, 由于在螺旋取样中探测器在不停地旋转, 患者在不停地运动, 因此在通常情况下, 物体中的任何一点是由探测器中同一投影角 (0° 或 360°) 的 Z 轴方向的两个相邻的探测器位置来定位的。有了共轭数据以后, 我们可以把这些数据和 180° 的数据集合起来, 这样物体中同样的一点就有四个点来定位。这样就把定位的数据加倍了, 或者说把取样的间隔减小了, 从而提高了 Z 轴方向的分辨率。因此使用了共轭采集技术以后, 我们把数据采集率有效地提高了一倍。

三、MDCT 放射线剂量

X 线的生物学危害分为远期效应和近期效应。远期效应无剂量阈值, 但少量多次照射后, 辐射剂量可以累积, 主要引起癌症和遗传效应的发生; 近期效应是当剂量超过阈值 (一般是 500mSv) 时才会发生, 如白内障、皮肤辐射损伤等。欧洲的一项研究显示, 每 10mSv 的有效剂量可引起 0.05% 癌症危险