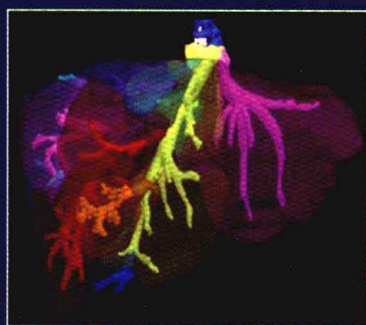
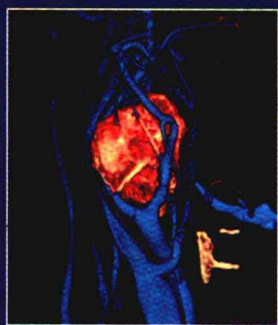

全身CT血管成像 诊断学

QUANSHEN CT XUEGUAN CHENGXIANG
ZHENDUANXUE

▶ 主 编 / 张龙江 卢光明



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

全身 CT 血管成像 诊断学

QUANSHEN CT XUEGUAN CHENGXIANG
ZHENDUAN XUE

主 编 张龙江 卢光明



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目 (CIP)数据

全身CT血管成像诊断学/张龙江, 卢光明主编. —北京: 人民军医出版社, 2012. 10
ISBN 978-7-5091-6156-2

I. ①全… II. ①张…②卢… III. ①血管疾病—计算机X线扫描体层摄影—诊断学 IV. ①R816.2

中国版本图书馆CIP数据核字 (2012) 第227219号

策划编辑: 高爱英 文字编辑: 刘新瑞 责任审读: 王三荣

出版发行: 人民军医出版社 经销: 新华书店

通讯地址: 北京市100036信箱188分箱 邮编: 100036

质量反馈电话: (010) 51927290; (010) 51927283

邮购电话: (010) 51927252

策划编辑电话: (010) 51927300-8172

网址: [www. pmmp. com. cn](http://www.pmmp.com.cn)

印、装: 三河市春园印刷有限公司

开本: 889mm×1194mm 1/16

印张: 25.25 字数: 736千字

版、印次: 2012年10月第1版第1次印刷

印数: 0001-2600

定价: 198.00元

版权所有 侵权必究

购买本社图书, 凡有缺、倒、脱页者, 本社负责调换

内容提要

本书详细介绍了 CT 血管成像 (CTA) 的基础知识、全身各系统的临床应用及新进展。第 1—3 章讲述了多层螺旋 CT 的基本原理、碘对比剂的使用原则和策略以及 CTA 图像后处理和数据分析; 第 4—18 章着重介绍 CTA 技术在全身不同部位的应用, 强调各部位血管的解剖和变异、不同疾病的 CTA 表现以及鉴别诊断, 对重要疾病还特别讲述了术前和术后影像评估的重要内容; 第 19 章特别介绍了双能量 CT 血管成像的基本原理、图像后处理和解释以及临床应用, 涵盖了当前 CTA 的主要技术及应用现状。

适合医学影像科医师、临床科室医师以及医学院校师生参考学习。

编著者名单

主 编

张龙江	南京军区南京总医院	副主任医师	医学博士
卢光明	南京军区南京总医院	主任医师	医学硕士

副主编

沈 文	天津市第一中心医院	主任医师	医学博士
郑 玲	南京军区南京总医院	副主任技师	医学学士
黄 伟	南京军区南京总医院	主任医师	医学博士

编著者 (以汉语拼音为序)

曹新志	陈丽华	陈渝晖	程晓青	程 悦	郭 瑜
黄 伟	季 倩	季学满	李 林	刘丽华	卢光明
路 莉	罗 松	彭 晋	邵举薇	沈 文	王 梅
吴新生	杨桂芬	杨亚英	尹建忠	赵艳娥	赵 珍
张龙江	张宗军	郑 玲	周长圣	朱飞鹏	

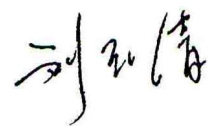
序

近年来，医学影像学包括心血管影像学发展迅速，对此新技术的开发应用发挥着重要作用。以CT为例，多层螺旋CT逐步普遍应用，双源CT含双能量新技术等也取得新进展，对促进和提高心血管疾病的防、诊、治具有重要作用。CT血管成像（CTA）的成像技术及图像质量不断提高，诊断效果明显优于MR血管成像（MRA），主要方面已达到导管法血管造影和DSA水平，并已较广泛地应用于临床。但应注意CT和CTA辐射剂量对人体的影响，尤其对于儿童和生育期女性，应根据临床诊治需要，严格并适当地掌握适应证。

迄今，国内有关CT诊断学的著作颇多，但有关CTA的专著甚少。值此时刻，由南京军区南京总医院医学影像科张龙江博士和卢光明教授主编、组织有关专家和专业人员编著的《全身CT血管成像诊断学》即将出版，此书适应当前CTA技术发展的需求，对促进、规范国内CTA的临床实践具有重要价值。

本书是以该院十多年实践经验及积累的丰富资料为基础编写的，在介绍多层螺旋CT的基本原理和技术、CTA对比剂的应用、图像后处理等基础上着重讲述了CTA的临床应用，在最后一章评介了双源双能量CTA的进展。本书共19章，约70万字、图片达1287幅，内容翔实丰富，反映了我国血管CT应用的现状及进展，具有颇高的临床应用和学术价值。

祝愿并相信，本书的出版定会对推动我国心血管影像学进而整体放射—影像学的发展作出积极的贡献。



中国工程院院士

中国医学科学院阜外心血管病医院 教授

2012年9月于北京

前 言

CT 血管成像 (CTA) 出现至今已有 20 年, 尤其是自 16 层 CT 应用后的近 10 年, 该技术已经被广泛应用于临床, 部分情况下可以替代 DSA 用于诊断与治疗后的评估。目前, 多层螺旋 CT 可以实现一次 CT 检查, 既提供较为全面的解剖学信息, 又提供实质器官的功能信息, 逐渐成为许多疾病的一站式检查手段。我们在 10 多年来的临床实践中持续不断地应用和改良 CTA 新技术, 不断总结完善和推广应用, 经历了从实践到理论再到实践的循环过程。这部《全身 CT 血管成像诊断学》就是这一过程的产物。

本书从多层螺旋 CT 的基本原理和技术入手, 之后讲述了 CTA 中碘对比剂的使用原则和策略、图像后处理和数据分析; 在第 4 ~ 18 章着重介绍了 CTA 技术在不同部位的应用, 强调了各部位血管的解剖和变异、不同疾病的基本概况、CTA 表现以及鉴别诊断, 对重要疾病还特别讲述了术前和术后评估的主要内容; 第 19 章特别介绍了双能量 CT 血管成像的基本原理、图像后处理和解释以及临床应用, 涵盖了当前 CTA 的主要技术及应用现状。书中关于双能量 CT 的应用是建立在南京军区南京总医院医学影像科近 5 年来大量科学研究和临床经验总结的基础上, 具有鲜明特色。书中图片来自于不同 CT 设备、不同后处理工作站、不同年份, 具有一定的代表性; 部分图片发表在国际著名杂志如《Radiology》和《Eur Heart J》上, 有些图片还被主编选作杂志封面图片。

本书的完稿得益于南京军区南京总医院医学影像科诸位同事及学生的大力支持、各位作者和编辑等多方面的通力合作。本书诸位作者严格地按照主编的意见多次修改稿件、更新和编辑图片、校对文字, 使得稿件不断完善。南京军区南京总医院医学影像科周长圣技师、朱飞鹏博士、程晓青主治医师、赵艳娥医师、罗松医师以及在读硕士研究生唐春香、祁丽、张薇、梁雪、倪玲在本书编写后期协助主编在文字校对和图片编辑方面做了大量工作; 山东医学影像研究所程召平博士和北京协和医院王怡宁博士为本书提供了部分 CT 图片, 在此一并表示衷心感谢!

尽管我们一直追求完美, 渴望奉献一部佳作, 但百密一疏, 不足或错、漏之处, 肯望读者不吝赐教, 以便本书再版时能够更新相关内容, 订正错误!

张龙江 卢光明

2012 年 6 月 16 日于南京

目 录

第 1 章 多层螺旋 CT 的原理与技术	1		
第一节 CT 的成像原理与结构	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、非螺旋层面采集 CT	3		
二、单层螺旋 CT	3		
三、多层螺旋 CT	3		
四、CT 的发展现状	4		
第三节 CT 的扫描参数	5		
一、准直器宽度	5		
二、床速和螺距	5		
三、管电压和管电流	5		
四、重建方式	6		
五、层面和螺旋扫描方式	6		
六、层厚	6		
第四节 CT 的辐射剂量	7		
一、基本辐射剂量的测量	7		
二、CT 特定的辐射测量参数	7		
三、影响辐射剂量的 CT 扫描参数	8		
四、减少辐射剂量的方法	8		
第五节 心脏 CT	9		
第六节 CT 影像后处理的显示方式	11		
一、二维显示方式	11		
二、三维显示方式	13		
第七节 CT 的一些基本概念	15		
一、像素和体素	15		
二、矩阵	15		
三、CT 值	15		
四、窗宽和窗位	15		
五、分辨力	16		
六、部分容积效应	16		
七、重建、回顾性重建和重组	17		
八、困注	17		
九、伪影	17		
第 2 章 CT 血管成像对比剂使用及原则	19		
第一节 对比剂基本知识	19		
一、基本结构及分类	19		
二、基本物理特性	21		
三、碘对比剂药理学	22		
第二节 CTA 静脉注射碘对比剂的原则和策略	24		
一、影响动脉强化的因素	25		
二、扫描及对比剂注射参数的设计与优化	29		
第三节 碘对比剂应用的注意事项	30		
第四节 对比剂安全性问题	31		
一、对比剂肾病	31		
二、对比剂外渗	33		
三、对比剂不良反应及处理措施	33		
第 3 章 CT 血管成像图像后处理和数据分析	36		
第一节 图像显示技术	36		
一、多平面重组技术	37		
二、曲面重组技术	38		
三、最大密度投影技术	39		
四、容积再现技术	40		
五、表面遮盖显示	42		
六、CT 仿真内镜	43		
第二节 分割	46		
一、交互式裁剪平面	46		
二、兴趣区裁剪法	46		
三、区域延伸法	46		
第三节 CTA 减影技术	47		
一、数字减影法	47		
二、时间减影法	48		
三、双能量减影法	48		
第四节 CTA 数据测量分析	49		
第五节 CTA 图像后处理工作规范化的问题	50		
第 4 章 头颅 CT 血管成像	53		
第一节 检查技术	53		
一、扫描技术	53		
二、对比剂注射技术	54		

第二节 图像后处理技术	54	二、扫描技术	132
第三节 颅内血管的解剖和变异	56	三、对比剂注射技术	132
一、颅内动脉系统	56	第二节 图像后处理技术	133
二、颅内静脉系统	61	第三节 胸主动脉解剖和变异	133
第四节 临床应用	64	一、升主动脉	133
一、颅内动脉粥样硬化性狭窄或闭塞所致脑卒中	64	二、主动脉弓	135
二、颅内动脉瘤	66	三、降主动脉	136
三、脑实质血管畸形	71	第四节 临床应用	136
四、硬膜动静脉瘘	75	一、主动脉粥样硬化	136
五、烟雾病	76	二、主动脉夹层	137
六、颈内动脉海绵窦瘘	77	三、主动脉壁内血肿	142
七、静脉窦血栓形成	78	四、主动脉穿透性溃疡	145
八、颅内肿瘤累及与血管	79	五、胸主动脉瘤	146
九、其他	79	六、主动脉损伤	149
第五节 比较影像学	80	七、主动脉缩窄和离断	149
第 5 章 颈部 CT 血管成像	82	八、马方综合征	153
第一节 检查技术	82	九、大动脉炎	153
第二节 图像后处理技术	83	第五节 比较影像学	156
第三节 颈部血管的解剖和变异	84	第 8 章 冠状动脉和静脉的 CT 血管成像	158
一、颈动脉系统	84	第一节 检查技术	158
二、椎动脉系统	86	一、检查前准备	158
三、颈部静脉系统	90	二、扫描技术	158
第四节 临床应用	91	三、心电门控选择	158
一、颈动脉系统病变	91	四、对比剂注射方案	159
二、椎动脉系统病变	100	第二节 图像后处理技术	160
三、颈部静脉系统病变	103	一、冠状动脉钙化积分	160
第五节 比较影像学	105	二、冠状动脉 CTA	160
第 6 章 肺 CT 血管成像	108	第三节 冠状动脉及静脉解剖和变异	164
第一节 检查技术	108	一、冠状动脉大体解剖	164
第二节 图像后处理技术	108	二、冠状动脉解剖变异	166
第三节 肺血管系统解剖和变异	109	三、冠状静脉	173
一、肺动脉	109	第四节 临床应用	174
二、肺静脉	109	一、冠状动脉阻塞性病变	174
三、支气管动脉	110	二、冠状动脉瘤或瘤样扩张	176
第四节 临床应用	111	三、冠状动脉术前和术后评估	177
一、肺动脉	111	第五节 冠状动脉 CTA 心外异常的检出和处理	180
二、肺静脉	122	第六节 比较影像学	182
三、支气管动脉	127	第 9 章 腹主动脉 CT 血管成像	184
第五节 比较影像学	129	第一节 检查技术	184
第 7 章 胸主动脉 CT 血管成像	132	一、腹主动脉 CT 平扫	184
第一节 检查技术	132	二、扫描的参数选择	184
一、检查前准备	132	三、对比剂注射及延迟扫描技术	184
		第二节 图像后处理技术	185

第三节 腹主动脉解剖和变异	186	第二节 图像后处理技术	255
一、壁支	186	第三节 肠系膜血管的解剖和变异	257
二、脏支	186	一、腹腔干	257
三、腹主动脉变异	187	二、肠系膜上动脉	257
第四节 临床应用	188	三、肠系膜下动脉	259
一、腹主动脉粥样硬化	188	四、肠系膜上静脉	260
二、腹主动脉瘤	189	五、肠系膜下静脉	261
三、腹主动脉夹层	195	第四节 临床应用	261
四、主动脉壁内血肿	197	一、肠系膜缺血性疾病	261
五、动脉硬化性闭塞症	199	二、外压综合征	267
六、大动脉炎	200	三、肠系膜动脉瘤	268
七、腹主动脉外伤性病变	200	四、肠系膜动脉夹层	269
第五节 比较影像学	201	五、肠系膜血管畸形	271
第 10 章 肝 CT 血管成像	203	六、大动脉炎	272
第一节 检查技术	203	七、小肠扭转	272
一、扫描前准备	203	八、肿瘤血供评价	273
二、扫描方法及扫描参数	203	九、小肠移植术前和术后评估	275
第二节 图像后处理技术	204	第五节 比较影像学	276
第三节 肝血管解剖和变异	206	第 13 章 胰腺癌的 CT 血管成像	278
一、肝动脉	206	第一节 检查技术	278
二、门静脉	209	第二节 图像后处理技术	278
三、肝静脉	210	第三节 胰腺血管解剖	279
第四节 临床应用	213	一、动脉系统	279
一、肝动脉病变	213	二、静脉系统	281
二、门静脉病变	218	第四节 胰腺癌血管侵犯	282
三、肝静脉病变	226	一、胰腺癌血管侵犯机制	282
四、肝肿瘤	230	二、胰腺癌血管侵犯评估标准	283
五、经颈内静脉肝内门体分流术术前和术后评价	232	三、肿瘤对胰腺（胰周）动脉的侵犯	283
六、肝移植	233	四、肿瘤对胰腺（胰周）静脉的侵犯	283
第五节 比较影像学	240	五、不同部位肿瘤的血管侵犯	286
第 11 章 脾 CT 血管成像	243	第五节 比较影像学	289
第一节 检查技术	243	第 14 章 肾 CT 血管成像	290
第二节 图像后处理技术	243	第一节 检查技术	290
第三节 脾血管解剖和变异	244	第二节 图像后处理技术	290
一、脾动脉解剖	244	第三节 肾血管解剖和变异	291
二、脾静脉解剖	245	一、肾动脉	291
第四节 临床应用	247	二、肾静脉	294
一、脾动脉瘤	247	第四节 临床应用	296
二、脾梗死	249	一、肾动脉狭窄	296
三、其他病变累及脾动脉和静脉	250	二、肾动脉瘤	298
第五节 比较影像学	253	三、肾动静脉畸形	300
第 12 章 肠系膜循环 CT 血管成像	255	四、主动脉夹层与肾动脉关系	301
第一节 检查技术	255	五、肾静脉栓子形成	302
		六、肾移植术前和术后评估	304
		第五节 比较影像学	305

第 15 章 下肢 CT 血管成像	307		
第一节 检查技术	307		
一、扫描技术	307		
二、对比剂注射技术	307		
第二节 图像后处理技术	308		
第三节 下肢血管解剖和变异	309		
一、下肢动脉系统	309		
二、下肢静脉系统	310		
三、下肢血管解剖变异	311		
第四节 临床应用	311		
一、下肢动脉粥样硬化	311		
二、血栓闭塞性脉管炎	312		
三、下肢动脉瘤	314		
四、下肢动静脉瘘	316		
五、下肢动脉损伤	317		
六、腘动脉压迫综合征	317		
七、下肢静脉血栓	319		
八、髂静脉压迫综合征	320		
九、下肢静脉曲张	320		
十、下肢血管与肿块	321		
第五节 比较影像学	322		
第 16 章 上肢 CT 血管成像	325		
第一节 检查技术	325		
第二节 图像后处理技术	325		
第三节 上肢血管解剖和变异	326		
一、上肢动脉	326		
二、上肢静脉	327		
第四节 临床应用	327		
一、上肢动脉粥样硬化	327		
二、大动脉炎	328		
三、上肢动脉栓塞	328		
四、上肢动脉瘤	329		
五、上肢动脉外伤	330		
六、上肢动静脉瘘	331		
七、上肢静脉血栓	331		
八、上肢静脉瘤	333		
九、上肢肿瘤累及血管	333		
十、静脉透析管的应用	334		
第五节 比较影像学	335		
第 17 章 上腔静脉 CT 血管成像	337		
第一节 检查技术	337		
第二节 图像后处理技术	337		
第三节 上腔静脉解剖和变异	338		
一、正常解剖	338		
二、解剖变异	338		
第四节 临床应用	340		
一、上腔静脉综合征	340		
二、上腔静脉血栓	345		
三、上腔静脉瘤	347		
第五节 比较影像学	347		
第 18 章 下腔静脉 CT 血管成像	349		
第一节 检查技术	349		
一、扫描技术	349		
二、对比剂注射技术	349		
第二节 图像后处理技术	350		
第三节 下腔静脉解剖和变异	350		
一、正常解剖	350		
二、解剖变异	351		
第四节 临床应用	356		
一、巴德-吉亚利综合征	356		
二、下腔静脉栓子形成	359		
三、下腔静脉属支栓子形成	362		
四、静脉压迫综合征	364		
五、下腔静脉肿瘤	365		
六、其他	368		
第五节 比较影像学	369		
第 19 章 双能量 CT 血管成像的临床应用	371		
第一节 基本原理	371		
第二节 硬件设备	372		
一、双源 CT	372		
二、快速千伏切换技术	372		
三、“三明治”式探测器技术	372		
第三节 图像后处理技术	373		
第四节 临床应用	374		
一、脑动脉	374		
二、颈动脉	375		
三、肺动脉	376		
四、冠状动脉	386		
五、主动脉	388		
六、外周动脉	388		
第五节 辐射剂量的考虑	389		
第六节 优势与不足	389		
一、双能量 CTA 的优势	389		
二、双能量 CTA 的不足	390		
索引	392		

近年来，随着 CT 成像技术的迅速发展，其临床应用，特别是 CT 血管成像（CT angiography, CTA）技术的临床应用不断拓宽。只有掌握 CT 的基本原理，才能更好地理解 CTA 的价值、潜力和限度。

第一节 CT 的成像原理与结构

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 也是利用 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探测器记录下 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。人体由不同的物质构成，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 μ ，衰减后的 X 线强度为 I ，则有公式 1-1：

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1-1)$$

CT 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，到达探测器时，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，则有公式 1-2：

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \dots)d} \quad (1-2)$$

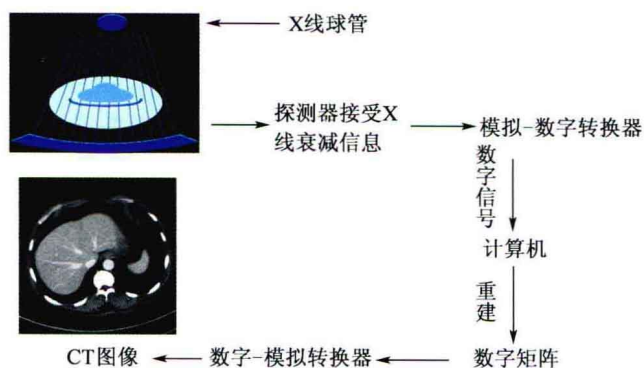


图 1-1 CT 成像的基本原理

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合,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。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,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。

二、CT 的基本结构

虽然目前 CT 设备经过 40 多年的发展,出现多种设备类型,但是 CT 的主要结构组成从功能上依然分为以下四部分:扫描部分、计算机系统、操作控制部分以及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、扫描架及检查床等。

(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,为 0.6 ~ 2mm 大小。球管的热容量均较大,最新的可达 8MHU (HU, Heat Unit),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,高端多层 CT 还配置了相应的球管冷却系统,球管冷却效率用 HU/min 表示。

(2) 准直器:准直器是一种辐射衰减物质,用以限制到达探测器组件的放射线角度分布。它的作用是空间定位,即仅局限于某一空间单元的射线进入探测器,而其他部分的射线则被屏蔽而不能进入探测器。

(3) 检测系统:包括位于扫描架内的探测器、检测回路和模拟数字转换器等,其主要任务是检测人体对 X 线的吸收量。

探测器是 CT 扫描系统中的一个重要组件。由性能完全相同的探测器单元排列而成,每个探测器对应着一束窄的 X 线。探测器分为气体和固体两大类。较早期的 CT 设备多使用气体探测器,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。常用气体为氙气。固体探测器,当接收 X 线能量时可将其转换电信号,进行光电换能,具体包括:闪烁晶体探测器,闪烁晶体有碘化钠、碘化铯、钨酸镭和锗酸铋等,但是早期的探测器在能量转换时损失较大;而目前使用较多的稀土陶瓷探测器的光电转换效率大为提高。宝石探测器也已经开发并应用于临床,其优点是对 X 线响应速度快、光电转化率高、硬度高,可降低辐射损伤。

探测器、CT 球管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;探测器不断检测 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,扫描曝光条件的设定与选择,控制 X 线 - 检测系统的工作。同时在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(包括患者检查号、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,操作台的性能也日趋完善。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,以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,原始数据经过相应处理后所得的图像数据则存入 CT 磁盘的图像存储区。磁盘的容量随机器种类而不同。为了方便大量患者检查数据的存储,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,其存储量较大,检索更为方便。

图像显示系统,CT 机本身多采用显示器,早期为灰度等阶较高的黑白显示器,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。检查结果目前仍需用照相机以胶片的形式输出图像给患者,多采用激光照相机与 CT 设备相连输出胶片,直观方便。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患者刻录光盘,提供 DICOM 格式的图像,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,在导入相应后处理工作站后可进行重复测量,进行图像后处理。

第二节 CT 设备的发展

自 Housfield 于 1969 年设计发明了第 1 台 CT 原型机至今,CT 设备先后经过不同的设计和发展,按照采集方式的不同可分为以下类型。

一、非螺旋层面采集 CT

自 CT 原型机至 1989 年之前,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球管旋转后必须复位,再开始下一次扫描。现国内除少数不发达地区仍在使用外,层面采集方式的 CT 机已退出主流。

二、单层螺旋 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 线球管就能够摆脱传统的电缆,在滑轨上连续绕患者旋转和不断发射 X 线束。探测器仍采用层面采集 CT 的设计模式,在滑环上与 X 线管同步连续旋转。

螺旋 CT 与层面采集 CT 另外一点不同之处是,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。

第 1 台临床实用的螺旋 CT 设备在 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)、患者检查的方式、重建理论等方面引发了一次新的突破性发展。螺旋 CT 的出现具有重大的意义: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 ~ 1.5s;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、胰、脾的微小病变很容易在不同屏气时被遗漏,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。

三、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。X 线束由扇形改为锥形束,即增大 z 轴方向上 X 线的厚度;而探测器也增大在 z 轴方向上的排列数目,由一列的设计增

加为多列。GE 医疗系统用了 16 排 (z 轴方向) 探测器, Marconi 与 Siemens 医疗系统使用的是 8 排探测器, Toshiba 公司采用了 34 排, 但是数据采集系统采集通道均只用了 4 个, 所以机架每旋转一圈可得到 4 层图像, 称多排探测器螺旋 CT, 也可称 4 层螺旋 CT, 一般不称 4 排螺旋 CT。

4 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 0.5s。2000 年后, 在 4 层螺旋 CT 基础上, 又先后出现了 8 层、16 层、64 层及更多层数的多层螺旋 CT。这样, CT 扫描的效率又得到了更大的提高, 单位时间内可扫描更大的解剖范围。16 层螺旋 CT, 基本都采用 24 排探测器, 数据采集系统采集通道采用 16 个; 在 64 层螺旋 CT 中一般采用的是 40 排探测器。

随着扫描速度的提高, 多层螺旋 CT 对硬件的要求也相应提高。要完成如此快速的扫描意味着机架内近 1 000kg (1 吨) 重的构件在几分之一秒内旋转 1 周, 其重力加速度可达 13g 以上。常规机械式传动装置已不适用, 扫描构件在滑环上的快速旋转引入了磁浮技术。此外, 连续大范围扫描对于 CT 球管的热容量也提出了更高的要求; 短时间内处理几倍的数据量, 对计算机的运算能力也有更高的要求。

由于多层螺旋 CT 技术的出现, CT 的时间分辨力有了较大幅度的提高, 最新的多层螺旋 CT 时间分辨力可缩短至几十毫秒, 能够用于心脏和冠状动脉的成像。多层螺旋 CT 的优势主要表现在: ①时间分辨力大大提高, 使原 CT 成像有困难的运动器官, 如心脏和冠状动脉的成像成为可能; ②由于设备能力的提高, 可进行连续大范围扫描, 如全身成像, 并且可在扫描后针对不同部位进行不同层厚、不同重建与重组方式的显示; ③对于腹部脏器, 单次扫描时间明显缩短, 这样可以进行精确的多期相扫描, 有利于病变的定性和发现微小病变。

四、CT 的发展现状

目前, 高端 CT 的发展一直以拓宽探测器宽度和提高扫描速度为主旨, 如 Aquilion One 640

高端 CT 的探测器达到 320 排, 探测器宽度达到 16cm, 而双源 CT 在增加扫描速度和拓宽探测器宽度的同时, 在机架中增加了一套高压发生器、球管、探测器和数据采集系统等, 使单扇区采集的时间分辨力达 75ms, 基本实现了冠状动脉 CT 的临床常规应用。

当前的高端 CT 已经解决了 CT 检查上的很多难点, 能进行无创性心血管检查, 解决了心率过快、心律失常等以往冠状动脉 CT 检查瓶颈问题, 显著提高了老年人和重症监护患者检查成功率; 低剂量 CT 检查, 可适合冠状动脉的体检、筛查或冠心病患者的随访, 以及儿科低剂量检查及肿瘤患者的随访检查。在儿科应用方面, 解决了既往所需的镇静后才能检查的缺点, 适合儿科先天性心脏病等各种检查需要。对于急诊检查患者, 无论是胸痛三联征或是急诊外伤患者, 能进行快速扫描与图像重组, 适合急诊检查方便、快速的客观要求。在肿瘤学检查, 剂量低、扫描快、分辨率高, 有利于肿瘤的早期发现与诊断。在功能学检查方面, 大范围的动态覆盖范围, 为开展全脏器灌注等功能学检查奠定硬件基础。

双源 CT 设备还实现了能量 CT 的临床常规应用。当双源 CT 的 2 个球管分别以管电压 80kV/100kV 和 140kV 同时、同层扫描时, 可同时获得低能和高能数据, 实现双能量 CT 成像, 获得同一组织在不同能量射线下所具有的不同 X 射线衰减特性, 从而可区分不同的组织结构, 鉴别病变性质等。CT 能量成像技术的价值还在于可以增加实质器官与对比剂的区别, 明显降低背景噪声因素影响, 避免线束硬化伪影和容积效应造成的小病灶遗漏和误诊, 提高小病灶和多发病灶的检出率。

除了双源双能量 CT 之外, 快速千伏切换的单源 CT 设备也可实现能量 CT 成像, 除了获得基物质图像, 还可获得一系列特定能量水平的 CT 图像, 即单能量 (keV) 图像, 用于去除硬化伪影、优化图像质量和对比噪声比、进行物质定量分析, 以及通过能谱数据的综合分析进行病变定性诊断等。能量 CT 彻底改变了常规 CT 几十年来的传统诊断模式, 在获得混合能量图像的同时, 还可以一次扫描得到单能量图像以及不同

物质（水、碘、钙等）的图像。CT 能谱成像对于常规 CT 单一密度参数成像提供了全新的解决

手段。

第三节 CT 的扫描参数

一、准直器宽度

从 X 线管发射出的 X 线束需要进行准直，以减少不必要的辐射剂量，成为成像层面所需要的形态，同时还保护探测器不受到散射。根据不同的设备类型，准直器有多种不同的结构设计。

一般采用两种准直器。一是 X 线管侧准直器，又叫做前准直器。二是探测器侧准直器，又叫做后准直器，它的狭缝分别对准每一个探测器，使探测器只接受垂直于探测器方向的射线，尽量减少来自其他方向的散射产生的干扰。有的 CT 机中没有安装后准直器，究其原因认为是认为 X 线球管的焦点足够小。

前准直器由两部分组成：第一部分是固定的准直器，保证 X 线束在横断面上呈扇形形状；第二部分是可调节的准直器，可在纵轴方向上变化不同的准直值，获得所需的 X 线束厚度。此 X 线束厚度就是临床应用中经常提到的准直器宽度。

单层螺旋 CT，准直器决定层面厚度。多层螺旋 CT，准直器不能直接决定层面厚度，而是限制扫描区范围，层厚的调节依靠 z 轴方向上各排探测器的不同组合。

二、床速和螺距

在螺旋扫描方式中，CT 扫描床移动速度是一项密切关系图像质量、辐射剂量、扫描时间和覆盖范围的重要参数。多层螺旋 CT 和宽 X 线束范围有助于在每次扫描架旋转期间内有更快的移床速度。

螺距是主要用于定量评价 CT 床速的参数，其定义为 X 线管每旋转 360° CT 扫描床移动的距离除以探测器扫描范围的宽度。螺距是没有单位的参数。当床速与准直器宽度相等时，螺距为 1。当床速小于准直器宽度时，螺距小于 1，扫描数

据会有部分重叠。螺距越小，重叠的部分越多。

螺距对于多层螺旋 CT 图像质量的影响要比单层螺旋 CT 小，但其与图像质量、伪影、辐射剂量之间的关系更为复杂，有些也有争议。螺距的最佳选择取决于探测器的设置和 CT 投影数据的内插算法模式。一些厂家推荐在多层螺旋 CT 中使用一组固定大小的螺距值，而其他厂家则建议可任意选择不同的螺距值。总之，采用较高的螺距时，由于层面形态增宽可致 z 轴分辨力下降。采用较低的螺距时，可改善 z 轴分辨力，但是要维持相同的信噪比则会产生产生更高的辐射剂量。在特定临床条件下，进行扫描参数的螺距值设定时，应当认真考虑图像质量与辐射剂量之间的平衡。

实际临床应用中，多层和单层螺旋 CT 选择螺距值范围为 1 ~ 2；但在心脏 CT 常需要低螺距的重叠扫描，以保证获得足够的连续采样扫描数据。此外，低螺距值扫描能更有效地减少多层螺旋 CT 的相关伪影，这在多平面重组和 3D 图像中更为明显。

三、管电压和管电流

恰当地选择 CT 的扫描参数对于优化辐射剂量和图像质量是至关重要的。在管电流保持恒定而降低管电压时，或者管电压恒定而降低管电流时，会减低 X 线管的输出量和患者接受的辐射剂量。但是，不恰当地降低管电压可导致组织的 CT 值和噪声明显增加，尤其是在肥胖患者。对于大多数 CT 设备，只能进行几个管电压值的选择。成人的常规体部 CT 采用 120 ~ 140kV 的管电压进行；对于儿童，绝大多数采用 80kV 的管电压进行扫描，以降低辐射剂量。

在选择管电压值的过程中，其他需考虑的因素还有碘，例如 CT 血管成像中所使用的碘对比剂，当选择 80kV 时可导致 CT 值升高，这是由于此时光量子的能量（约为 kV 能量的 50%）

接近于碘原子的 K 边缘值（即 33.2keV）。这样，120kV 时对比增强 250Hu 的对比剂浓度，在 80kV 时可产生 400Hu 的对比增强。然而在实际应用中，即使采用目前最大的 X 线管电流，80kV 在肥胖患者或诸如成人腹部和盆腔等较厚身体部位的扫描中还是不够的。此外，较低能量的光量子的 X 线吸收更高，可能会造成更大的有效辐射剂量。

与管电压相比，管电流的选择更加灵活，常见的为 20 ~ 800mA。与管电压相比，调节管电流的实际优点是它对图像质量的影响更为直接。因此，控制管电流或旋转时间是一种比管电压更常见和实用的减少辐射剂量的方法。例如对于胸部 CT，肺部结节普查的参数可以采用 20mAs, 120kV，而常规临床检查的参数为 120mAs、120kV。

在单层螺旋 CT 中，更高的螺距会导致层厚增大，这样当管电流恒定时，每个层面的噪声保持不变；而在多层螺旋 CT 中，增加螺距不一定会造成层厚增加。当层厚不变时，如管电流恒定，增大螺距可降低辐射剂量并增加图像噪声。为了使噪声水平保持不变，提高螺距时必须增大管电流。

这样，就需要介绍新的术语——有效 mAs，它的定义为管电流时间乘积(mAs)除以螺距的值。螺距为 2 时 200mAs 与螺距为 1 时 100mAs 扫描方式时的有效 mAs 值相等，这使两种扫描方式的辐射剂量和噪声相同。

四、重建方式

在投影重建过程中可以采用多种不同的滤过模式。滤过是通过卷积核（或重建算法）来进行的，它可以牺牲图像的锐利度来降低背景噪声。

当进行更多细节的显示时，采用高分辨力的重建方式或算法，如骨算法或肺算法，可产生更高的空间分辨力，但图像噪声会增加；而低分辨力的重建方式，如软组织或平滑算法，可降低图像噪声，但空间分辨力也降低。在图像重建中，可根据具体临床任务对图像的要求来选择适合的重建方式。部分 CT 设备可常规产生不同重建方式的图像，如在胸部 CT 扫描后可产生软组织和肺算法的图像。

五、层面和螺旋扫描方式

随着螺旋和多层螺旋 CT 技术的进展，螺旋扫描已成为标准的 CT 扫描方式。层面扫描方式仍然有一些临床应用，如对比剂的团注监控、CT 灌注、介入应用和心电门控的冠状动脉钙化等 CT 检查，上述检查或者在同一位置反复进行扫描，或者在不同的 CT 扫描位置间采集图像有一个延迟时间间隔。

层面扫描方式中所采集的图像数目，取决于开通的探测器层数（或通道数）。在图像重建过程中，联合处理邻近层面探测器的信号，可以降低每次扫描的图像数量，同时增加图像的层厚。例如，对于 $16 \times 0.5\text{mm}$ 的扫描方式，可提供 16 幅 0.5mm 层厚的图像、8 幅 1.0mm 层厚的图像，或 2 幅 4.0mm 层厚的图像。在螺旋扫描方式中，也要根据具体的应用情况处理好图像数目与层厚之间的平衡。

六、层厚

层厚的选择取决于具体的临床应用、定量检查和显示的要求。薄层图像可提供清晰的解剖细节，但数据量和阅读图像的时间会增加。此外，薄层图像较厚层图像需要更长的采集时间，图像噪声也更大。临床常规诊断应用的层厚为 5mm。对于 3D 显示、CT 血管成像或筛查肺小结节的图像，通常是以 1 ~ 2mm 的层厚进行采集。对于细微结构定量检测的一些临床应用（如冠状动脉的小斑块或颞骨结构），可能需要 0.4 ~ 0.6mm 的层厚。

在单层螺旋 CT 中，所采集的扫描投影数据确定了固定的层厚。与此不同的是，在多层螺旋 CT 中，扫描架每次旋转期间所得到的螺旋数据可产生不同层厚的图像。然而，层厚不能低于采集期内所使用的探测器的宽度。例如，16 层螺旋 CT 采用 $16 \times 0.5\text{mm}$ 探测器设置的扫描方式可产生 0.5mm、1mm、1.5mm、2mm、3mm、4mm、5mm 等不同的层厚。采用较大层厚时，所重建的图像数目会减少，而每幅图像的噪声会降低。

在重建过程中采用较小的间隔形成部分