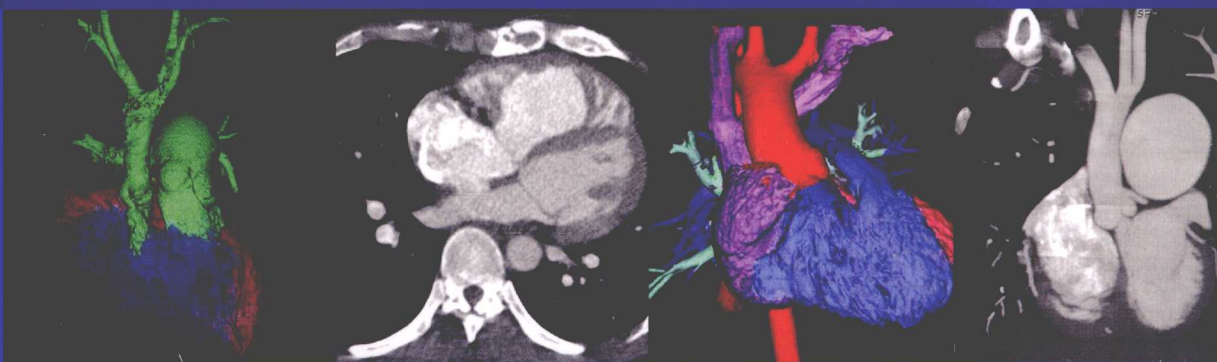


先天性心脏病多排螺旋 CT 成像与诊断

戴汝平 高建华 主编



科学出版社
www.sciencep.com

先天性心脏病多排螺旋 CT 成像与诊断

张颖 王树强 主编



人民卫生出版社
People's Medical Publishing House

先天性心脏病多排螺旋 CT 成像与诊断

戴汝平 高建华 主编

科学出版社

北 京

内 容 简 介

多排螺旋 CT(MDCT)对先天性心脏病的诊断,特别是对复杂先天性心脏病的诊断有其优势,属于无创性检查,合理应用有助于提高先天性心脏病诊断的正确率。本书介绍了多排螺旋 CT 工作原理、先天性心脏病 MDCT 检查方法,对心脏大血管系统的胚胎发育和发育畸形、正常心血管 CT 解剖及先天性心脏病 CT 节段分析法做重点介绍。本书各论参照新的先天性心脏病分类方法进行编写,包括左向右分流先天畸形、左心发育异常、右心发育异常及房室连接异常等 CT 诊断,共计 6 篇 38 章。本书图文并茂,充分利用 MDCT 的优质重建图像,显示先天畸形,提示诊断要点并做出合理评价。

本书是心血管病专科医生、影像学医生、相关医技人员及医学院学生有价值的参考书。

图书在版编目(CIP)数据

先天性心脏病多排螺旋 CT 成像与诊断/戴汝平,高建华主编. - 北京:科学出版社,2009

ISBN 978-7-03-026028-4

I. 先… II. ①戴… ②高… III. 先天性心脏病 - 计算机 X 线扫描体层摄影 - 诊断学 IV. R816.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 209220 号

策划编辑:农 芳 / 责任编辑:黄相刚 / 责任校对:陈玉凤

责任印制:刘士平 / 封面设计:黄 超

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

天时彩色印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2009 年 12 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2009 年 12 月第一次印刷 印张:23 1/2

印数:1—2 000 字数:580 000

定价:178.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

《先天性心脏病多排螺旋 CT 成像与诊断》

编写人员

主 副 编	主 编 者	戴汝平	高建华			
		梁立武	蒋世良	吕 滨	支爱华	
		(按姓氏汉语拼音排序)				
		阜外心血管病医院				
		白 桦	曹 程	戴汝平	韩 磊	胡海波
		蒋世良	吕 滨	祁晓鸥	宋来凤	王宏宇
		韦云青	吴言伶	杨新令	张戈军	支爱华
		武警总医院				
		崔 英	高建华	韩文娟	李 娜	李 涛
		李剑颖	梁立武	米丰岗	孙献昶	王 静
		王贵生	夏庆堂	张如意	张志强	

序

当前,正值多排螺旋 CT(MDCT)技术迅速发展及 MDCT 心血管成像的临床应用在我国逐步普及时期,《先天性心脏病多排螺旋 CT 成像与诊断》一书的出版无疑是广大医务工作者及先天性心脏病患者的一大喜讯。

自 CT 问世以来,在临床应用上迅速覆盖全身各个系统,但是,对搏动的脏器成像始于电子束 CT(EBCT)技术,而 MDCT 能更好地将空间分辨力、密度分辨力、时间分辨力结合在一起,使之不断完善,并凭借其良好的性价比和无创性以及各种三维重建图像显示的解剖关系,尤其是和超声心动图的结合,已成为心脏病新的检查流程的优选模式。应指出的是,如何降低 CT 检查的辐射剂量是推广、普及此项技术的必要前提。

在 MDCT 心血管成像的临床应用中,除冠心病等为重点外,在先天性心脏病中的应用已凸显其优越性。检查的简便无创,尤其是新型 MDCT 已有效地大幅度降低辐射剂量,这对保护患儿十分有利。检查所获得的各种重建图像能提供清晰的形态和准确的解剖关系,使医生对诊断和治疗做出恰当的判断和决策,因而受到临床医生的认可和欢迎。但是,如何解决检查技术的规范化和优化的扫描参数及各种降低剂量措施等问题则显得十分迫切,本书即是解决上述问题的一本专著。全书共六篇三十八章,内容丰富,覆盖面广:从 MDCT 检查技术、正常解剖到诊断分析;在临床上从心脏正常解剖、发育异常到各种类型先心病。全书论述流畅,从大量临床病例中精选了图片 500 余幅,图像优良,可谓图文并茂。此外,针对先心病患者多为儿童的特点,详细介绍了扫描技术尤其是低剂量检查,并对各种重建方法、三维图像的价值,根据实践经验做出评价。这些对临床医生、影像学医生,尤其是年轻医生是十分有帮助的,是一本有价值的参考书。

相信本书的出版,将对推动各项新技术普及、推广起到积极作用。

徐家兴

2009 年 6 月 20 日

前 言

我们从十多年前应用电子束 CT 对先天性心脏病(先心病)进行临床诊断及科研工作中得到启示,CT 及计算机图像重建对于先心病形态学的展示有其独到之处,对解决诊断问题,特别是对复杂先心病的诊断有其优势:①有利于复杂先心病“节段分析”;②有助于检出心脏外畸形,如主动脉、肺动脉、肺静脉、腔静脉畸形,以指导外科治疗;③CT 属于无创性检查,研究表明,CT 与超声心动图相结合,可以提高诊断的正确率,减少对有创性的心血管造影的依赖,减少患者痛苦,因此是患者的福音。

近年来,多排螺旋 CT(MDCT)有重大发展,虽然前心电门控轴位扫描仍不能与电子束 CT 相比,但是应用回顾性心电门控采集与重建,其时间分辨率及空间分辨率有所提高,可以满足心脏-冠状动脉检查的基本要求。我们根据数千例先心病 MDCT 临床诊断实践与手术及其他影像学对照研究,MDCT 对先心病的诊断可以达到同样的效果。本书的目的是介绍先心病 MDCT 检查技术以及诊断原则,指导医学影像医生和心血管病临床医生特别是小儿心血管病医生能够正确应用 MDCT,提高检查成功率及诊断的正确率。CT 检查辐射剂量是大家所关注的问题,本书着重介绍了小儿 MDCT 检查方法及低剂量检查技术的应用,供读者参考。本书个论参照新的先心病分类方法进行编写,共计六篇三十八章。第一篇为多排螺旋 CT(MDCT)成像基础,包括 MDCT 工作原理、先心病 MDCT 检查方法及低剂量检查技术等,共三章。第二篇为先天性心脏病多排螺旋 CT 诊断基础,包括心脏大血管系统的发育和发育畸形、先天性心脏病的病理生理、正常心血管 CT 解剖及 CT 先心病阶段分析法等,共四章。第三篇为左向右分流先天畸形,除介绍常见畸形外,新增无顶冠状静脉窦综合征等,共十一章。第四篇为左心发育异常,新增左心发育不全综合征共八章。第五篇为右心发育异常,新增肺动脉异常一章,共八章。第六篇为房室连接异常,包括大动脉错位、右室双出口、左室双出口及单心室,共四章。本书图文并茂,力求充分利用 MDCT 的优质重建图像显示先天畸形,展示 CT 诊断征象,以利于临床医生应用及初学者学习。每章作者都对 MDCT 在该病诊断的作用做出恰当评价,以利于读者能正确理解、合理应用。

本书是集体劳动的成果、共同智慧的结晶。在这里应该感谢为 MDCT 工作做出贡献的所有同志,感谢各级领导对我们工作的关心和支持。

由于编者学识有限,经验不足,书中缺点、错误在所难免,希望读者不吝赐教。

戴汝平

2009 年 5 月 1 日

目 录

第一篇 多排螺旋 CT(MDCT)成像基础

第一章 CT 工作原理	(3)	第二节 低剂量检查技术	(18)
第一节 多排螺旋 CT 工作原理	(3)	第三章 心血管 MDCT 图像重建方法及临床应用	(21)
第二节 双源 CT 工作原理	(8)	第一节 三维重建原理	(21)
第二章 先天性心脏病 MDCT 检查技术与低剂量检查	(13)	第二节 心血管 MDCT 三维重建的临床应用	(28)
第一节 先天性心脏病 MDCT 检查	(13)	第三节 各种三维重建法的评价	(36)

第二篇 先天性心脏病多排螺旋 CT 诊断基础

第四章 心脏大血管系统的发育和发育畸形	(41)	第二节 计算机重建心脏层面解剖	(66)
第五章 先天性心脏病的病理生理	(58)	第三节 计算机重建心脏局部解剖	(75)
第六章 正常心血管 CT 解剖	(62)	第七章 先天性心脏病顺序节段分析法及基本征象	(95)
第一节 心脏横断解剖	(63)		

第三篇 左-右分流先天畸形

第八章 房间隔缺损(继发孔型) ...	(113)	第十四章 主肺动脉窗	(169)
第九章 室间隔缺损	(123)	第十五章 肺动脉起源于升主动脉	(172)
第十章 心内膜垫缺损	(132)	第十六章 先天性主动脉窦瘤及破裂	(178)
第一节 部分型心内膜垫缺损 ...	(133)	第十七章 肺静脉畸形引流	(183)
第二节 完全型心内膜垫缺损 ...	(135)	第一节 部分性肺静脉畸形引流	(184)
第三节 心内膜垫缺损合并其他复杂畸形	(137)	第二节 完全性肺静脉畸形引流	(191)
第四节 CT 诊断心内膜垫缺损评价	(139)	第十八章 无顶冠状静脉窦综合征 ...	(202)
第十一章 共同心房与单心房	(140)		
第十二章 动脉导管未闭	(147)		
第十三章 共同永存动脉干	(162)		

第四篇 左心发育异常

第十九章 左侧三房心	(209)	第二十三章 先天性冠状动脉畸形	(239)
第二十章 先天性主动脉瓣上及瓣下狭窄	(215)	第二十四章 主动脉-左室通道畸形	(249)
第一节 先天性主动脉瓣上狭窄	(215)	第二十五章 先天性主动脉弓和头臂动脉畸形	(253)
第二节 先天性主动脉瓣下狭窄	(219)	第一节 右位主动脉弓	(253)
第二十一章 先天性主动脉缩窄 ...	(222)	第二节 双主动脉弓	(256)
第二十二章 主动脉弓离断	(234)	第二十六章 左心发育不全综合征 ...	(259)

第五篇 右心发育异常

第二十七章 法洛四联症	(265)	第三十四章 肺动脉异常	(311)
第二十八章 三尖瓣闭锁	(282)	第一节 肺动脉狭窄	(312)
第二十九章 三尖瓣下移畸形	(288)	第二节 一侧肺动脉缺如	(315)
第三十章 肺动脉闭锁合并室间隔缺损	(290)	第三节 左肺动脉起源于右肺动脉(肺动脉吊带)	(316)
第三十一章 右室异常肌束	(299)	第四节 肺动-静脉瘘	(317)
第三十二章 肺动脉瓣缺如	(304)	第五节 CT 对肺动脉异常影像诊断的评价	(319)
第三十三章 先天性肺动脉瓣狭窄	(307)		

第六篇 房、室及大动脉连接异常

第三十五章 大动脉错位	(323)	第三十六章 右室双出口	(332)
第一节 完全型大动脉错位	(323)	第三十七章 左室双出口	(344)
第二节 校正型大动脉错位	(327)	第三十八章 单心室	(348)
参考文献	(359)		

第一篇

多排螺旋CT(MDCT)

成像基础

第一章 CT 工作原理

第一节 多排螺旋 CT 工作原理

一、CT 技术的发展史

CT 是计算机断层扫描系统(computed tomography)的简称,是自 1895 年伦琴(Wilhelm Conrad Roentgen)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 线检查摄影技术相结合的产物。

早在 1917 年,奥地利数学家 Radon 就发表了一篇论文,为重建理论建立了基础。文章指出,如果所有通过物体的积分值都已知的的话,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,Hounsfield 和 Cormack 分享了 1979 年的诺贝尔生理/医学奖。

自从第一台临床扫描仪采用以来,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,这个时间在过去的三十多年里以大体上每年 1.34 倍的速度减少。现在覆盖一层的时间是最早 CT 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,另一部分也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问题,越来越多的临床应用要求亚毫米的各向同性的分辨力,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,希望能在 20~40 秒之内完成全部检查,尽量减少患者的呼吸运动影响。如果所希望的层厚是 2.5mm,机器转速是 0.5 秒,螺距是 1:1,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,人们对心脏以及冠状动脉成像的向往和这种成像中对薄的层厚,高的图像质量和扫描时间分辨力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多排 CT 的发展。

自 1998 年双排 CT 问世,11 年来多排 CT 经历了 4 排、8 排、10 排、16 排、32 排、64 排的发展阶段,近年更有 128 排、320 排 CT 机陆续上市,另外还有双源多排 CT 的出现。这些都使得 CT 扫描的时间分辨力、空间分辨力、密度分辨力发生了突飞猛进的变革,也使 CT 的临床应用得到了极大的拓展。

二、多排 CT 的机器构造和工作原理

从 1998 年多排 CT 出现以来,探测器的排列设计经历了几次变革,层厚的选择上也在不断地变化。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 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 $4 \times 1.25\text{mm}$ 、 $4 \times 2.5\text{mm}$ 、 $4 \times 3.75\text{mm}$ 、 $4 \times 5\text{mm}$ (图 1-1A)。Toshiba 的 4 排探测器使用了混合矩阵型(图 1-1B),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。如图 1-1C 所示,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,由于外侧探测器单元之间的间隙没有了,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,所有厂家都使用了混合矩阵型,如 GE 使用了 $4 \times 1.25\text{mm} + 16 \times 0.625\text{mm} + 4 \times 1.25\text{mm}$ 排列, Toshiba 使用了 $12 \times 1\text{mm} + 16 \times 0.5\text{mm} + 12 \times 1.0\text{mm}$ 排列,而 Siemens 和 Philips 则使用了 $4 \times 1.5\text{mm} + 16 \times 0.75\text{mm} + 4 \times 1.5\text{mm}$ 的探测器排列方式,而不同层厚的实现沿用了最早 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、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 $32 \times 0.6\text{mm}$ 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。

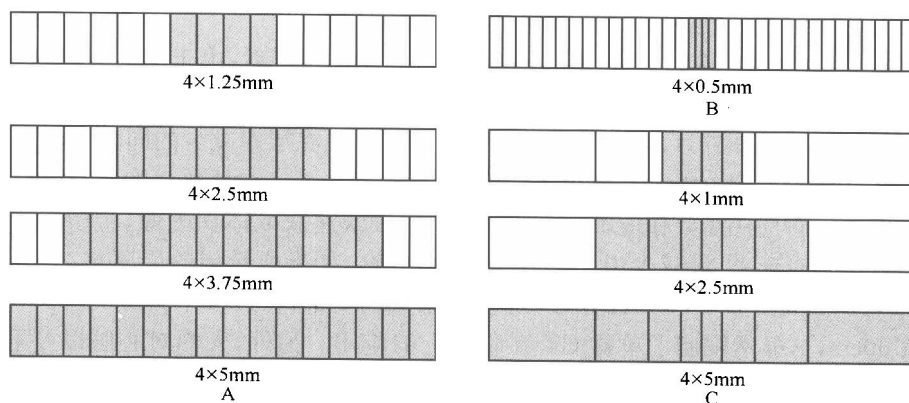


图 1-1 不同探测器的排列设计。A. 等距矩阵型;B. 混合矩阵型;C. 自适应矩阵型

多排 CT 和单排 CT 在系统的配制上是非常相似的,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越来越高。总的来说,多排 CT 由扫描单元、扫描床、数据处理和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、准直器和滤线器、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力应用的不断深入,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。

(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,所以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,使用这种技术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。

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发展,同时还在降低电子噪声上进行努力。最新的 DAS 是过去 DAS 电子噪音的 1/2 还不到。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 光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得到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,需要传输的数据量成倍增加。用目前最先进的 64 排 CT 做例子,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 是: $R=1000 \times 1000 \times 64 / 0.4 = 1.6 \times 10^8$ (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 5Gbaud,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,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。

在临床应用中我们非常关心覆盖一个器官或一段范围所需的时间,各种扫描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:

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

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。

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

如果我们回到最早使用过的覆盖 600mm(R)部位的例子,那么如果其他条件都不变的话,使用 64 排 CT 则只需要 2 秒钟,这比原来单排 CT 所需的 120 秒钟有了极大的提高。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 秒钟。

三、多排 CT 的重建原理

如上所述,根据奥地利数学家 Radon 的重建原理: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

(back projection reconstruction, 2DBP)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 来进行图像重建。16 排以下的 MDCT 的轴位扫描重建的原理为取出 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,如 4 排的 MDCT,从不同的探测器得到不同的 4 帧图像。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(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。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。如对于 $64 \times 0.625\text{mm}$ 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。

螺旋扫描方式带来了高速、连续性等优点,但因扫描时床在运动,在重建平面上,原则上只有一个数据,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,传统的螺旋插值法为若在某 Z 轴位置重建图像,此重建位置同一投影角的 Z 轴向两相邻检测器列数据被用于插值重建平面内的投影数据。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要计算一次。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:一种是飞焦采集技术,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样率来提高 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,我们有效地把数据采样率提高了一倍。

第二节 双源 CT 工作原理

一、双源 CT 的设计思路与构成

(一) 多层螺旋 CT 的局限性

自螺旋 CT 问世以来,第一次实现了容积采集,我们可以获得冠状、矢状和其他任意角度的斜位图像。同时,跟以前的序列扫描相比,螺旋扫描时间大大缩短。自从 1998 年,多层螺旋 CT 开始了真正意义上的起步。主要表现在同步扫描能力越来越强,从 4 层到 6~8 层,到 10~16 层,到 40~64 层,再到 320 层;扫描速度也越来越快,从每旋转一圈 0.5 秒到 0.37 秒,到 0.33 秒,到 0.30 秒,再到 0.27 秒;图像分辨力越来越高,以 Z 轴分辨力为例,从 1mm 到 0.75mm,到 0.6mm,再到 0.33mm。硬件的发展带来临床的受益。扫描时间愈来愈短,扫描范围愈来愈大,扫描层厚愈来愈薄,图像达到各向同性分辨力。同时,结合心电门控技术,多层螺旋 CT 实现了冠状动脉成像,这是 CT 临床应用划时代的突破:能对运动脏器的解剖细节进行细微观察和病变诊断,为影像学诊断开拓了全新的领域。

然而,对于多层螺旋 CT,无论它的层数是多少,在临床上一直接面临着一些难以逾越的问题,使得其在临床领域的应用范围受到限制,并且使得相当数量的潜在受检者被挡在检查之外。多层螺旋 CT 的局限性主要表现在以下几个方面:

1. 时间分辨力 多层螺旋 CT 对高心率和心律不齐的受检者进行心脏成像时,运动伪影是最大的挑战。在常规临床应用过程中,为了获得稳定的可用于诊断的图像质量,大多数医生建议受检者在检查前服用 β -受体阻滞剂来降低心率,对于心律不齐的受检者则建议在经过治疗后获得了稳定的窦性心律后再行心脏 CT 检查。然而即使这样,对于早期的机架旋转速度较低的 16 层 CT 而言,仍有相当比例的冠状动脉节段显示不佳,不可用于诊断评估。64 层 CT 最快的机架旋转时间是 0.33 秒,单扇区的时间分辨力是 165ms,进行心脏检查时的稳定性和图像质量较 16 层有显著的提高,包括较高心率的情况。但是使用 64 层 CT 进行心脏检查时,心率最好控制在较低水平。

如果想在扫描时不对心率进行控制,进一步提高时间分辨力是关键。只有时间分辨力小于 100ms 时才可以理想的“冻结心脏”,此时在任意心率情况下,都不需再人为控制心率,从而使心脏成像不受高心率和心律失常的影响。提高时间分辨力有两种方法:一是“多扇区”重建,即由多个心动周期叠加来缩短成像时间窗,但是由于扫描时间过长,不同心动周期叠加错位导致空间分辨力明显下降,而且射线剂量大大增加,临床结果没有得到充分认可。二是通过提高机架的旋转速度来提高时间分辨力。但毫无疑问,对此需要付出巨大的努力来解决机械离心力增加的问题(旋转时间是 0.42 秒时为 17G,旋转时间是 0.33 秒时为 28G)和数据传输速率增加的问题。要获得不依赖心率的、单扇区小于 100ms 的时间分辨力,就必须使机架的旋转时间小于 0.2 秒,而此时的机械离心力高达 75G 以上,超过了当今机械制造能够实现水平。

2. 容积覆盖范围 CT 获取高分辨力心脏图像的发展过程中,探测器 Z 轴的覆盖范围有了显著增加,从初期 4 层 CT 的 4mm(1mm 准直宽度 $\times$ 4)覆盖范围,发展到 64 层 CT 的