

冠状动脉多排螺旋 CT 成像

戴汝平 高建华 主编



冠状动脉多排螺旋 CT 成像

主编 戴汝平 高建华

科学出版社

北 京

内 容 简 介

全书共分13章,对MDCT的工作原理、三维重建原理及检查方法进行了介绍;着重对冠状动脉MDCT解剖、冠状动脉粥样硬化MDCT的基本征象、心肌灌注研究及临床应用、先天性冠状动脉畸形的MDCT诊断做了详尽叙述;并专门邀请临床专家撰写选择性冠状动脉造影与MDCT冠状动脉成像、血管内超声在冠状动脉疾病诊断中的应用以及光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断中的应用等新技术。

本书影像联系临床,理论融入实际,图文并茂,是心血管专科医生、影像学医生、相关医技人员及医学生的重要参考书。

图书在版编目(CIP)数据

冠状动脉多排螺旋CT成像/戴汝平,高建华主编. —北京:科学出版社,2007

ISBN 978-7-03-019754-2

I. 冠… II. ①戴…②高… III. 冠状动脉造影—计算机X线扫描体层摄影 IV. R816.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2007)第131615号

责任编辑:农芳李君/责任校对:张琪

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>

北京中科印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2007年8月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2007年8月第一次印刷 印张:12

印数:1—2 500 字数:277 000

定价:128.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换〈科印〉)

《冠状动脉多排螺旋 CT 成像》编者名单

主 编 戴汝平 高建华

副主编 郑静晨 王贵生

编 者 (按姓氏拼音排序)

陈步星 陈 燕 戴汝平 高建华

韩 玮 李剑颖 李 涛 刘惠亮

孙宪昶 田 婷 王贵生 王红月

郑静晨

序

近年来,冠状动脉粥样硬化性疾病(CAD)在我国的发病率迅速上升,受累人群呈年轻化趋势,急性冠脉综合征导致猝死者也日益增多,对人民健康造成很大危害。因此,如何更广泛、更系统、更深入地了解我国CAD的流行病学、各种危险因素、检查和诊断,尤其是对粥样硬化斑块的组成、演变和相关影像学的细致研究,粥样硬化斑块濒临易损性的预警以及各种干预方法的治疗意义评估,就显得十分必要,这也对医学影像学工作者提出了新的课题和迫切要求。由于时间分辨率的限制,直到电子束CT(EBCT)问世之后,CT才得以涉足心脏领域,EBCT以其50~100毫秒的采集速度和前置心电门控技术,在心血管病的临床检查、诊断、研究中取得显著成效,解决了很多实际问题,开创了无创性心血管病检查的先河。但是,由于空间分辨率和密度分辨率的限制,EBCT基本上仍属于血流成像,显示的是血管管腔(luminology),对目前要求的冠状动脉管壁成像、斑块成像(wall imaging, plaque imaging)、斑块的显示、定性定量分析等仍难以满足,EBCT设备在近十余年来也没有实质性进展。由于医学工程和物理学领域诸多学者的共同不懈努力,促进多排螺旋CT(MDCT)的问世及飞速发展,尤其是容积CT(volumetric CT, VCT)成功地应用于临床,可在5~7秒内完成心脏扫描,是近年来CT技术发展史上最令人瞩目的事件。VCT以其更高的空间和时间分辨率,能更好地观察管壁的斑块,且剂量降低到几个毫希沃特(mSv),从而把无创性冠状动脉成像技术推向了一个新的阶段,也为今后的临床应用、进一步研究提出了广泛发展的技术平台。VCT的高技术要求、操作的规范化以及重点分析剂量控制等方面涉及诸多技术,全面了解有关这方面的知识及正确使用这些技术为当务之急。正是有鉴于此,以戴汝平、高建华教授为带头人的学者们,在过去积累的丰富经验的基础上,将引进的VCT应用于临床,通过对2600多例CAD的检查、研究和摸索经验,及时总结撰写了《冠状动脉多排螺旋CT成像》。全书共15万余字,系统全面为其特点之一,涵盖了从MDCT的构造及工作原理、MDCT冠脉造影的检查方法、冠状动脉解剖及MDCT的正常影像学所见、CAD病理及MDCT表现、心肌灌注、手术及介入治疗后的应用等。该书另一特点为介绍了其他冠状动脉检查的最新技术,如血管内超声(IVUS)及光学相干断层成像(optical coherence tomography, OCT),最后还介绍了射线剂量的控制技术。从2600多例实际病例中遴选出450余幅高质量且具有教学意义的图片,更是大大丰富了该书的内容。

全书行文流畅,层次清晰,深入浅出,图像清晰,可谓图文并茂,充分体现了编者的丰富经验。阅之感到受益匪浅,愿推荐给同道们共享。该书是一本很好的教科书和参考书,适合于医学影像学和心脏学专科医生阅读,也十分适合于临床医生参考,深信该书的出版,将对普及无创性多排螺旋CT冠状动脉造影起到积极的推动作用。

徐家兴
2007年6月

前 言

1959年 Sone 及 1961年 Judking 开创选择性冠状动脉造影,使冠心病冠状动脉血运重建术才成为可能。从此,冠状动脉造影成为冠心病诊断的“金标准”广泛应用。但是,根据国内外统计,临床实行的冠状动脉造影中,约一半或一半以上患者无需冠状动脉血运重建治疗。如何筛选出不需要冠状动脉造影的患者,使有创冠状动脉造影更有针对性,是医学界关注的课题。

近年来,随着计算机技术的发展,医学影像学特别是 CT 有了突破性进展,自 1985 年电子束 CT (EBCT) 面世到 2004 年 64 排螺旋 CT 研制的成功,无创性冠状动脉成像已经达到临床实用阶段,国内外学者经过近年来的临床实践,证明多排螺旋 CT (MDCT) 对冠状动脉疾病的诊断有重要的临床应用价值,值得推广。但是,目前 MDCT 的临床应用尚未引起广泛重视或不能给予合理应用,主要原因是尚缺乏按照循证医学原则制定的 MDCT 临床应用指南,临床医生与影像学医生缺乏有效交流,致使 MDCT 临床应用与推广受到限制。

有鉴于此,我们根据两年来近 2600 例 MDCT 临床应用的经验,进行总结编撰。全书共分 13 章,约 15 万余字、450 余幅图,分别对 MDCT 工作原理、三维重建原理及检查方法进行较为详尽的介绍;专门请病理学专家撰写冠状动脉粥样硬化病理;着重对冠状动脉 MDCT 解剖、冠状动脉粥样硬化 MDCT 的基本征象、心肌灌注研究及临床应用、先天性冠状动脉畸形的 MDCT 诊断做详尽叙述;我们遵循循证医学的原则,邀请临床专家为本书撰写选择性冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像、血管内超声在冠状动脉疾病诊断应用以及光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断应用等新技术。对各种影像学方法与 MDCT 对照研究的最新成果进行详尽地介绍,有助于临床医生、影像学医生参考学习。MDCT 冠状动脉检查由于应用连续螺旋扫描、薄层和小螺距,射线剂量大成为关注问题,为此,我们对 MDCT 低剂量技术进行了系统研究,取得了降低 30%~50% 射线剂量的效果,依据科研总结撰写“X 射线剂量及降低 CT 剂量的技术”一章,以供读者参考和应用。本书最大特点是根据国人的材料总结,影像联系临床,理论融入实际,图文并茂,有助于心血管专科医生、影像学医生及相关医技人员学习并解决实际工作中的问题。

本书编写中得到各级领导和同道的大力支持和协助,武警总医院 CT 室叶道斌、崔英、夏庆堂、张如意、杨帆、韩文娟、李娜、高彩宏、石占全、刘娟都对本书的编写做出了贡献,在此表示衷心感谢。由于时间仓促,经验有限,书中难免有不足之处,希望读者批评指正,不胜感谢。

戴汝平 高建华

2007 年 5 月 1 日

目 录

第 1 章 多排螺旋 CT 机器构造及工作原理	1
第一节 计算机断层成像技术的历史	1
第二节 CT 扫描仪的发展历史	1
第三节 多排 CT 的机器构造和工作原理	3
第四节 多排 CT 的重建原理	7
第五节 心脏 CT 成像技术的要求和特性	8
第 2 章 MDCT 冠状动脉造影检查	14
第一节 MDCT 冠状动脉检查的适应证及禁忌证	14
第二节 MDCT 冠状动脉检查步骤	16
第 3 章 MDCT 心血管三维重建	32
第一节 三维重建原理	32
第二节 心血管 MDCT 三维重建的临床应用	41
第三节 各种三维重建法的评价	49
第 4 章 冠状动脉解剖学与动脉粥样硬化病理学	52
第 5 章 冠状动脉 MDCT 解剖	59
第一节 冠状动脉 MDCT 解剖	59
第二节 MDCT 冠状动脉成像评价	71
第 6 章 冠状动脉粥样硬化 MDCT 的基本征象	76
第一节 概 述	76
第二节 冠状动脉粥样硬化 MDCT 基本征象	77
第 7 章 选择性冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像	97
第一节 选择性冠状动脉造影	97
第二节 冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像比较	103
第 8 章 心肌血流灌注研究及临床应用	112
第一节 存活心肌的概念及临床价值	112
第二节 心肌存活性及成像方法	113
第 9 章 MDCT 在冠状动脉介入治疗与旁路移植术的应用	124
第一节 MDCT 在冠状动脉内支架术的应用	124

第二节 MDCT 在冠状动脉旁路移植术的应用	134
第 10 章 先天性的冠状动脉畸形的 MDCT 诊断	144
第 11 章 血管内超声在冠状动脉疾病诊断中的应用	157
第 12 章 光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断中的应用	165
第 13 章 X 射线剂量及降低 CT 剂量的技术	172
第一节 X 射线剂量的基本概念	172
第二节 CT X 线辐射剂量的定义	173
第三节 影响 CT 剂量的因素	174
第四节 降低 CT 剂量的方法	174
第五节 心脏 CT 成像中降低剂量的方法	177

第 1 章 多排螺旋 CT 机器 构造及工作原理

第一节 计算机断层成像技术的历史

物理学家和诺贝尔奖获得者伦琴在1895年发现了X射线,这一伟大的发现从此开始了人类100多年对X射线的认识和应用。而计算机断层扫描仪的出现被认为是继X射线后放射界最伟大的发明,这种横断面成像的技术使放射界能够更好地洞察体内的结构和病变,以增加病人康复的几率。

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年成功于研制出第一台实验室用计算机断层(CT)扫描仪。1971年底,第一台医用CT问世。从此把医学影像推向了一个新的时代。为此,Hounsfield和Cormack分享了1979年的诺贝尔医学奖。

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。

第二节 CT扫描仪的发展历史

1971年问世的第一台CT的类型被称为第一代CT。如图1-1所示,第一代CT使用了笔形束和单一探测器。在每个探测角度,X射线源和探测器沿直线平移来获得单个平面数据。完成每个直线测量后,X射线源和探测器一起旋转 1° 到达下一个角度位置,开始下一套数据测量。这种系统具有非常差的几何效率。在此基础上,第二代CT把探测器的数量进行了增加,如图1-2所示。使用第二代CT时,我们能在任何瞬间从6个不同的角度进行测量。虽然X射线源和探测器仍然需要直线移动,但这个组合可以每次旋转 6° ,大大缩短了

数据收集时间。在1975年末,EMI推出的一台30个探测器的第二代CT扫描机,能够在20秒内完成一个扫描。由于扫描时间已经落入多数病人可以屏住气的范围,所以这对人体扫描是一个重要的里程碑。但是,由于笨重的X射线球管和机架的惯性影响以及直线平移和旋转组合引起的复杂性,第二代CT存在着很大的局限性。第三代和第四代CT的出现打破了这种局限性。

球管旋转 / 单个探测器平移

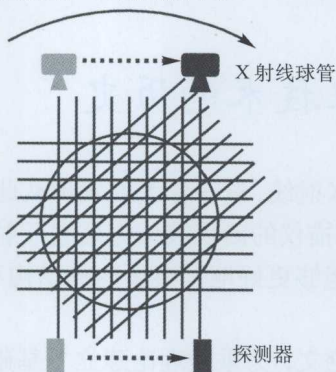


图 1-1 第一代 CT 扫描仪

球管旋转 / 多个探测器平移

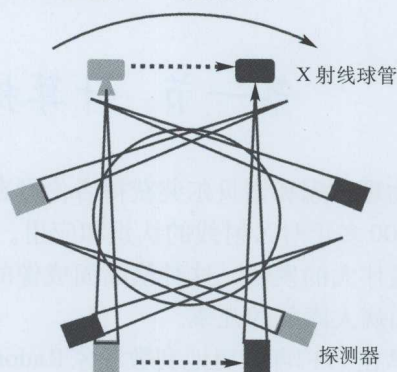


图 1-2 第二代 CT 扫描仪

第三代和第四代CT使用了大面积探测器,使得X射线源和探测器之间的扇形能覆盖病人的横切面。这样就排除了对X射线源和探测器组合的来回平移的需求,大大提高了数据采集的速度。第三代和第四代CT的主要区别是在探测器的运动上。在第三代CT上(图1-3),X射线源和探测器被分别装在以病人为中心的系统的两相反端。X射线源和探测器围绕病人一起旋转。在任何瞬间,X射线源和探测器是保持相对静止的。而第四代CT中,探测器是静止的(图1-4),利用球管的旋转来产生一个扇形的覆盖区。

扇形束 / 球管和探测器同时旋转

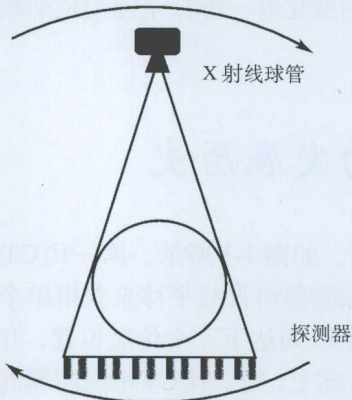


图 1-3 第三代 CT 扫描仪

扇形束 / 球管旋转 / 探测器停止

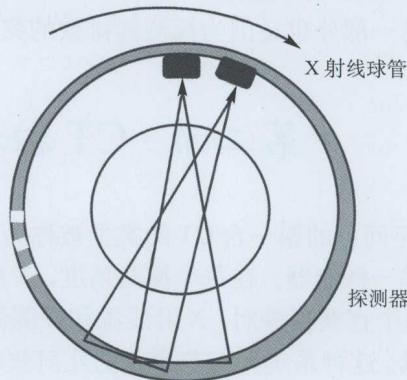


图 1-4 第四代 CT 扫描仪

目前最常用的是第三代CT。早期的第三代CT, X射线源的电源及探测器的信号都是经过电缆传输的,这就决定了早期CT不能进行连续扫描,而只能进行轴位扫描。这种扫描模式在只有单排探测器的情况下显然很费时,特别是在需要对器官进行大面积覆盖的情况下。近代的机型使用了滑环传输技术来传输电源和数据,使得机架转速得以提高,同时也使螺旋CT的引进得以实现。螺旋扫描模式在1986年被首次提出,到1989年得到临床应用。螺旋CT扩展了传统的单排CT的能力,使之能在一次屏气内完成对整个大器官的扫描,从而把面向切片的成像方式带入了面向器官的成像方式。

第三节 多排CT 的机器构造和工作原理

到目前为止,我们所讨论的内容还是关于单层探测器的情况。尽管螺旋扫描的出现已经使体积覆盖能力大幅度提高了,但是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,尽量减少病人的呼吸运动影响。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率的要求(见下文详细讨论)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。

图1-5显示了多排与单排CT探测器结构上的区别。从很高的层次上看,除了Z轴(病人长轴)方向特殊的结构外,多排CT系统的系统配制与单排大致一样。当然,先进的多排CT在所有的硬件软件的性能上都有了比单排非常大的改进。但是,单排和多排CT在层厚的决定上有着非常大的区别,如图1-6所示,单排(包括1989年出现的双排)探测器的切片厚度是由前准直器确定的,而多排探测器的切片厚度是由探测器单元尺寸决定的,这是为什么我们认为真正的多排CT是从1998年通用电气在美国芝加哥的北美放射学会年会上推出的4排CT(GE Light Speed QX/i)开始的。目前最先进的多排CT,比如通用电气生产的Light Speed VCT,具有64个独立的探测器通道,0.35秒的机架速度,0.625mm的切片厚度和40mm的探测器覆盖范围。这就意味着系统能用亚毫米的分辨率在5秒之内完成冠状动脉的扫描,能够在10秒左右覆盖全身血管。

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4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,也很有实用性。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Light Speed QX/i 4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

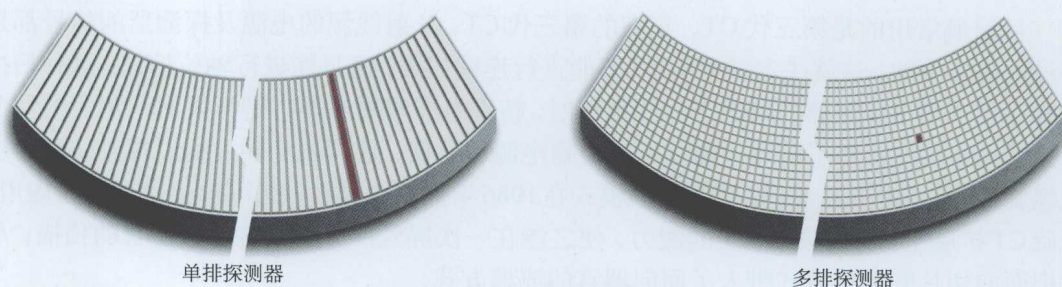


图 1-5 单排与多排 CT 探测器结构上的区别

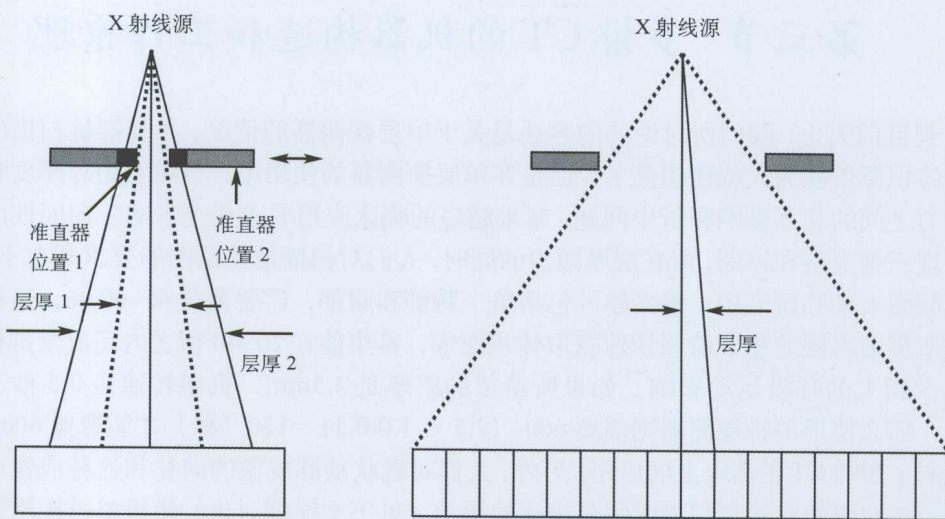


图 1-6 多排与单排 CT 决定切片层厚的不同方法

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 1-7A）。Toshiba 的 4 排探测器使用了混合矩阵型（图 1-7B），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成来实现，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 1-7C 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，例如，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。

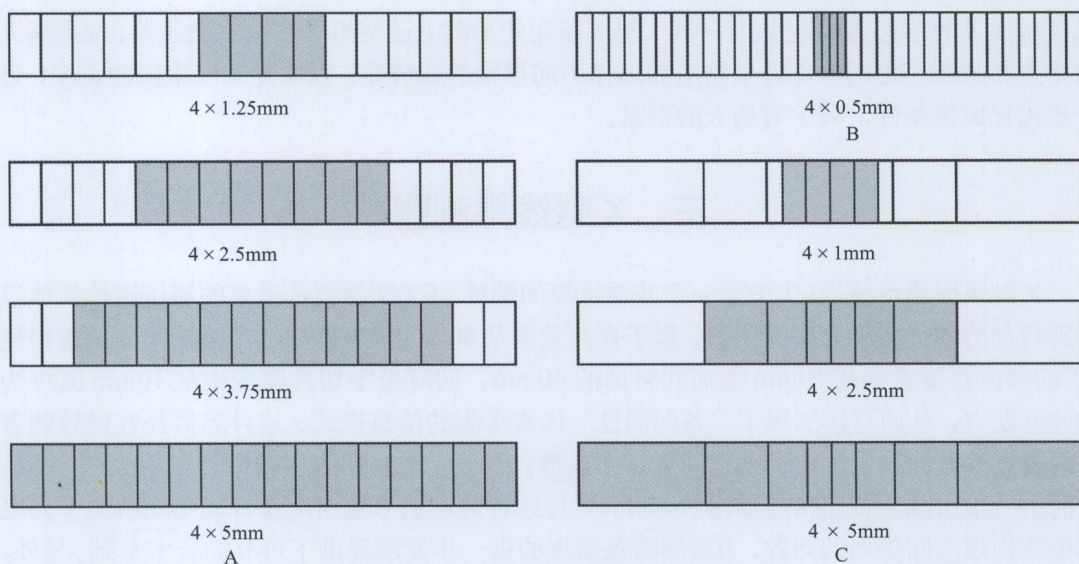


图 1-7 不同探测器的排列设计
A.等距矩阵型；B.混合矩阵型；C.自适应矩阵型

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。

二、X射线准直器和滤线器

X射线准直器起两个作用：①减少对病人不必要的辐射剂量；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，以减少对病人不必要的辐射剂量。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

减低对病人的不必要的剂量。有些CT制造商在此基础上还使用了领结式滤线器,根据病人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线束流的强度,进一步优化成像条件,减少对病人的剂量。

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应用上的早日实现。

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为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射线光源所需的能量和数据信号通过滑环上的电和光的或者射频的连接,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 $R = 1000 \times 1000 \times 64 / 0.4 = 1.6 \times 10^8$ (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 5G baud, 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 公司的 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:

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

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 的区域则需要 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, 如果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。

第四节 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 (2DBP) 主要用于轴位扫描的重建。

对于多排螺旋CT (multi-detector CT, 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,例如,4排的MDCT,从不同的探测器得到不同的4枚图像。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(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 $64 \times 0.625\text{mm}$ 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,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轴分辨力)和图像伪影的抑制不是很理想。由于Z轴空间分辨力对临床诊断来说和平面内(X-Y)空间分辨力同等重要的,因此,提高Z轴空间分辨力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轴方向的空间分辨力: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,病人在不停地运动,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。

第五节 心脏CT成像技术的要求和特性

自从1971年第一台计算机断层扫描仪(CT)发明以来,CT在临床医学上的应用在过去的三十几年有了突飞猛进的发展。用CT对冠状动脉进行成像是人们梦寐以求的目标,也

是推动CT不断进步的原动力。多排CT的出现,特别是亚毫秒扫描速度的出现,使得人们能够对心脏进行初步的研究;16排CT的推出,首次实现了亚毫米各向同性的分辨率,CT在心脏上的临床应用也因此有了长足的发展。64排CT的开发使得高质量的冠状动脉成像、胸痛三联诊的一次实现以及大器官灌注的研究都成为日常临床应用的现实。这些先进的临床应用来源于CT技术,包括硬件、软件和重建技术的革命性进步。

心脏由于其细小的血管结构和搏动特性对CT成像提出了至高的要求。它不仅需要很高的空间分辨力和密度分辨力,还需要极好的时间分辨力。同时由于心脏CT成像使用小螺距,减少对病人X射线剂量也是备受关注的问题,本节将对心脏CT成像技术的要求和特性进行介绍。

一、5秒心脏成像——心脏成像成功率保障

心脏是一个搏动的器官,而且搏动的频率受多种因素影响。CT冠状动脉成像时,通常要使用造影剂并要求病人屏住呼吸。医学界的研究表明,由于受造影剂和屏气的影响,病人的心率会有较大的波动。如图1-8所示,人的心率稳定期只有大约5~7秒。而稳定的心率对CT成像质量是至关重要的。因此,要想得到完美的冠状动脉的图像,CT必须具备两种不同的高时间分辨力:图像时间分辨力和扫描时间分辨力。心脏图像时间分辨力是由机架的转速和图像重建算法来决定的。机架的转速越快,可获得的图像时间分辨力越高。同时心脏成像的图像时间分辨力还直接受心脏扫描重建方法的影响。心脏扫描重建方法主要可分为单扇区和多扇区重建法。单扇区重建法是利用回顾性心电门控得到的多排CT的螺旋扫描原始投影数据,利用半重建技术进行影像重建(图1-9);多扇区重建法是利用心电门控的同期信息,从不同的心率周期和不同列的检测器信息,采集同一期相不同角度的半重建所需的原始数据来进行影像重建(图1-10,图1-11)。使用常规的单扇区心脏重建法获得的时间分辨力是X线管旋转速度的一半,使用多扇区重建法我们可以进一步提高极限图像时间分辨力。如在0.35秒机架的转速的情况下,使用单扇区重建法可获得的175毫秒的图像

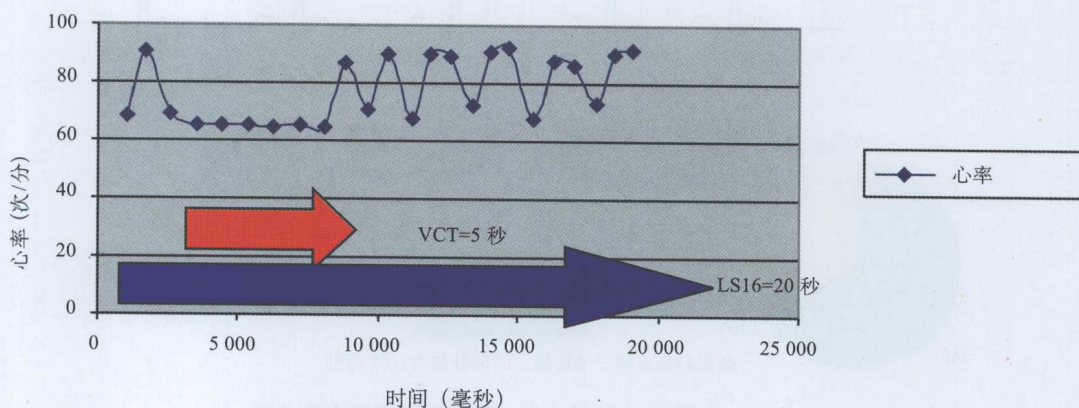


图1-8 心率波动随屏气时间变化的示意图