

Low Dose CT Scan in Children
Scan Protocol and Clinical Application

儿童CT 低剂量扫描 检查方案与临床应用

主编 / 彭 芸

儿童对电离辐射更为敏感，对身体造成的不良影响较成人显著。因此，在严格控制儿童CT检查适应证的前提下，探寻尽可能低辐射剂量的CT优化扫描方案是儿童放射工作者义不容辞的责任和不懈努力的目标。

作者在大量临床实践的基础上，坚持对儿童CT检查中低剂量扫描优化方案进行了广泛深入的探索研究，积累了丰富的临床实践经验。在相关专家的指导下，经过7年的努力，完成了本书的编写。

本书包括了儿童十个部位的CT低剂量推荐和优化扫描方案，图像评估及其在儿科临床的应用，汇集了首都医科大学附属北京儿童医院影像中心二十年来的儿童CT检查经验和7年来低剂量临床研究的成果。结合国内外CT低剂量技术的先进经验，优化和制定了针对儿童各系统疾病的最新低剂量检查技术方案，具有广泛的临床实用价值和推广意义。



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

儿童 CT 低剂量扫描

检查方案与临床应用

Low Dose CT Scan in Children
—— Scan Protocol and Clinical Application

主 编 彭 芸

副主编 段晓岷 于 彤



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目 (CIP) 数据

儿童CT低剂量扫描检查方案与临床应用/彭芸主编. --北京: 人民军医出版社, 2014.11
ISBN 978-7-5091-7960-4

I. ①儿… II. ①彭… III. ①小儿疾病-计算机X线扫描体层摄影-诊断学 IV. ①
R816.92

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2014) 第 251703 号

策划编辑: 高爱英 文字编辑: 侯小芳 责任审读: 陈晓平
出版发行: 人民军医出版社 经 销: 新华书店
通信地址: 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

印、装: 三河市春园印刷有限公司
开本: 787 mm × 1092 mm 1/16
印张: 10.25 字数: 228 千字
版、印次: 2014 年 11 月第 1 版第 1 次印刷
印数: 0001-2500
定价: 70.00 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

本书分 14 章全面介绍了 CT 剂量的评估、儿童 CT 检查的特点和 workflow，并且包括了儿童 10 个部位的 CT 低剂量推荐和优化扫描方案、图像评估及其在儿科临床的应用，集中了首都医科大学附属北京儿童医院影像中心 20 年来的儿童 CT 检查经验和 7 年低剂量扫描的临床研究成果，结合国内外 CT 低剂量技术的先进经验，优化和制订了针对儿童各系统疾病的最新低剂量 CT 检查技术方案，具有广泛的临床实用价值和推广意义。本书将理论和实践相结合，科学性和实用性相结合，突出临床应用性和可操作性，可作为从事医学影像工作人员的工具书，也可作为临床医师、医学院校师生及相关专业人员的参考书。

编者名单

主 编 彭 芸

副主编 段晓岷 于 彤

编 者 (以姓氏汉语拼音为序)

段晓岷 首都医科大学附属北京儿童医院

韩忠龙 首都医科大学附属北京儿童医院

蒋 玲 首都医科大学附属北京儿童医院

李剑颖 GE 中国 CT 影像研究中心

刘澜涛 中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所

刘 勇 首都医科大学附属北京儿童医院

刘 玥 首都医科大学附属北京儿童医院

彭 芸 首都医科大学附属北京儿童医院

沈 云 GE 中国 CT 影像研究中心

孙记航 首都医科大学附属北京儿童医院

王冬潜 首都医科大学附属北京儿童医院

尹光恒 首都医科大学附属北京儿童医院

于 彤 首都医科大学附属北京儿童医院

张祺丰 首都医科大学附属北京儿童医院

序 一

随着科技的迅猛发展，近 30 年来医学影像学发展迅速，CT 由常规平面 CT 发展为非创伤性的容积多层 CT 成像扫描，可以迅速显示大体病变乃至细微结构，甚至辨别病变的病理性质，器官形态学至功能和动态 4D 扫描。因此，CT 硬件、软件和扫描后处理的不断创新和发展结果使之广泛应用于临床多个系统疾病的诊断中，成为指导治疗、观察疗效和随访的有利工具。不可避免的 CT 辐射性损伤亦会随之增多，尤其儿童对电离辐射更为敏感，为此，如何合理使用 CT，减少辐射，按照辐射防护最优化原则（as low as reasonably achievable, ALARA）获得不影响观察和诊断的图像，成为 CT 成像的关键所在。

首都医科大学附属北京儿童医院彭芸教授及其团队在大量临床实践基础上，不断探索研究儿童 CT 检查低剂量扫描的优化方案，经过 7 年的实践和研究，积累了丰富的经验，编写了有关儿童 CT 低剂量扫描优化方案的参考书共 14 章。全面介绍了 CT 剂量的评估，儿童各系统、多部位 CT 检查的特点和 workflow，低剂量推荐和优化扫描方案及图像评估，并结合国内外 CT 低剂量扫描技术的先进经验，使之成为先进性、实用性和科学性强的医学影像工作人员必备的工具书，临床医师、医学院校师生的参考书。

因此，我郑重推荐此书，并祝愿此书的出版能为合理使用低剂量 CT、减少辐射的同时，更多地解决临床诊断问题，促进儿科影像学发展，造福人类。

徐赛英

二〇一四年元月十日

序 二

儿童是祖国的未来，少年强则中国强，少年健康则中国健康。我们医务工作者要尽力保证儿童的健康成长，影像学诊断是达到这个目标的重要手段，这是由于儿童往往不能正确表达其疾病的症状，故影像学的客观证据对儿童要比对成年人更加重要。

近年来，由于 CT 技术迅速发展，其临床应用日益广泛，CT 已用于儿童颅脑、五官、肺、纵隔、腹部实质脏器和骨骼病变的检查中，多层螺旋 CT 的出现，使儿童 CT 检查的范围扩大到心脏大血管。但儿童 CT 检查的射线剂量也是人们关注的问题。虽然最近出现的高端 CT 通过新的迭代重建技术，已经使其检查的剂量有大幅降低，但由于儿童对电离辐射更为敏感，放射辐射对身体造成的不良影响较成年人显著，因此，在严格控制儿童 CT 检查适应证的前提下，探寻对不同病种尽可能降低辐射剂量的 CT 优化扫描方案已经成为儿科放射工作者义不容辞的责任和坚持不懈努力奋斗的目标。

儿科放射学是放射学的一个重要分支，儿童患者无论病种分布、检查技术、注意事项，还是诊断要点，均与成年人有相当程度的不同，需要医师的知识结构也有所不同。但在我国儿科放射学专著比较少，虽然近年来情况有所改善，但与成年人相比，数量仍然很少，不能完全满足广大儿科放射工作者的需要。故本书的出版可为国内广大儿科放射工作者提供学习资料。

首都医科大学附属北京儿童医院影像中心多年来一直是国内儿科放射的领军单位，长期致力于儿童 CT 低剂量扫描的研究，通过多年的积累，制订了一套切实可行的儿童各系统 CT 低剂量扫描方案，全书内容涵盖了儿科放射学的各个方面，图文并茂，通俗易懂，内容详细，重点突出。不仅对儿科放射专业的医师非常实用，而且对从事儿科专业的其他工作人员也有参考价值。

朱 铭

二〇一四年元月二十日

前言

随着多层螺旋 CT 技术的发展，优质图像和快速扫描的优势使 CT 检查在儿童疾病中的临床诊断价值得到临床和放射医学工作者广泛的认同。国内几乎所有的儿童医院都配置了 CT 设备，CT 成为国内儿科影像学检查的重要方法。但是，近年来，医源性放射辐射也成为人们普遍关注的问题，因此，射线剂量成为了 CT 检查中最主要的负面因素。如何正确对待 CT 检查在临床诊断中不可替代的优势，同时又能做到有效规避辐射危害的弊端，是促使我们完成此书的动力。

尽管各大 CT 厂商致力于推出各种新产品，通过硬件改进或图像处理更新，在降低放射辐射剂量方面取得了一定的效果，但是，更进一步地降低辐射剂量、最大程度地保护受检者身体健康是医务人员义不容辞的责任。儿童疾病与成年人存在显著不同，具有其独有的疾病谱和临床特征，儿童不断发育的过程和细微的解剖结构，以及儿童检查具有更为烦琐的工作流程模式，不能以单独的成年人低剂量扫描方案来进行替代，并且 CT 低剂量扫描技术涉及个性化的标准及放射医技人员对多种技术参数知识的正确了解。儿童 CT 检查中减少放射剂量方案的优化包括 CT 检查的适应证，避免重复扫描及额外曝光，患儿检查中注意对放射线敏感器官的保护，在解决医学问题的前提下，接受尽可能高的噪声值，优化扫描参数，降低放射剂量，减少扫描范围，避免对同一部位的不正当多次扫描等。因此，这需要儿科放射医师、技师和 CT 科学技术人员等多方面合作，需要充分了解儿科疾病的特点，儿童检查的特点，低剂量 CT 的原理、技术和相关问题，需要在符合医学伦理学、合理科研设计的前提下，合理应用低剂量技术和选择合理的扫描参数，进行主观和客观的图像评估，在大量临床资料数据的分析验证基础上，遵循辐射防护最优化原则 (as low as reasonably achievable, ALARA)，在保证获取良好的 CT 图像质量（满足临床诊断的需求）的同时，尽可能合理地降低受检者的检查剂量，以严谨负责任的科学态度制订出合理的使用低剂量的优化扫描方案。

首都医科大学附属北京儿童医院影像中心在 2006 年就开始致力于儿童 CT 低剂量扫描方案的研究和逐步实施临床应用的推广，在长达 7 年的时间内，相关专家给予了高水平的技术支持，我们的团队完善和规范了儿童 CT 检查的流程和技术，制订了切实可行的儿童全身各系统的 CT 低剂量扫描方

案。本书主要阐述了儿童低剂量 CT 的概念、技术原理及临床应用等方面的知识，为期望开展儿童 CT 检查及调整儿童 CT 低剂量检查的同仁提供一本实用性、可操作性强的参考书，为已开展此项工作的同仁提供互相交流、共同进步的平台。

由于 CT 技术的快速发展及 CT 设备的品牌、型号的多样性，导致本书在实际应用中存在一定的局限性，希望以后可以在多中心研究的基础上进一步完善和改进。

彭 芸
二〇一四年二月

上 篇

基 础 篇

第 1 章

CT 设备的原理与性能

第一节 CT 的发展历史

计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 是在计算机的辅助下利用 X 线通过物体后的吸收数据对物体的断面进行还原的影像设备。从 1971 年的第 1 代 CT 至今已经走过了 40 多年。在这 40 多年中, CT 经历了从气体探测器到固体探测器, 从单纯轴位扫描到螺旋扫描, 从单排探测器到多排探测器的不断发展。临床应用从早期的头部到体部, 直到现在的高分辨率心脏成像, 从单纯地显示解剖结构到可以提供功能信息, 乃至能量信息。40 多年的历程, CT 实现了快速的、革命性的发展。

第 1 代 CT 使用了笔形束和单一探测器。在每个探测角度, X 线源和探测器通过沿直线平移来获得单个平面数据, 完成每个平面测量后 X 线源和探测器一起旋转 1° 到达下一个角位置, 开始下一套数据测量。这种系统的几何效率较差。第 2 代 CT 在此基础上将探测器的数量增加了 6 倍以上, 缩短了数据采集时间。而第 3 代和第 4 代 CT 使用了大面积探测器, 使得 X 线源和探测器之间的扇形能一次覆盖患者的横切面, 这样就无需再通过 X 线源和探测器组合平移进行数据的采集, 大大提高了数据采集的速度 (图 1-1 ~ 图 1-4)。第 3 代和第 4 代 CT 的主要区别是在探测器的运动上。第 3 代 CT 的 X 线源和探测器被分别装在以患者为中心的系统的两个相对端, X 线源和探测器围绕患者一起旋转, 从而保证 X 线源和探测器在任何瞬间都保持相对静止。最新的第 4 代 CT 则采用静止探测器、旋转球管的方法, 对其形成的扇形覆盖区进行数据采集。目前最常用的是第 3 代 CT。

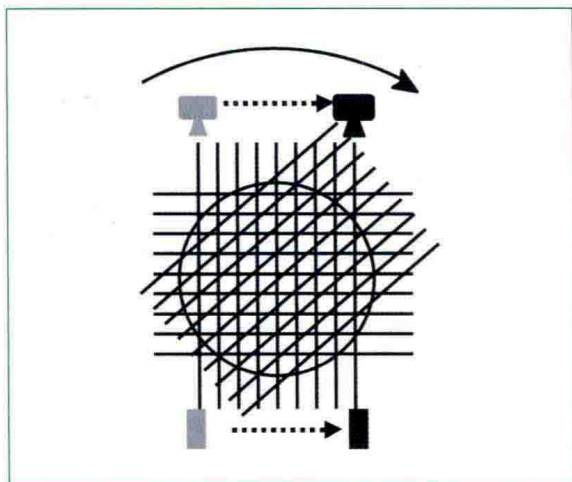


图 1-1 第 1 代 CT 扫描仪

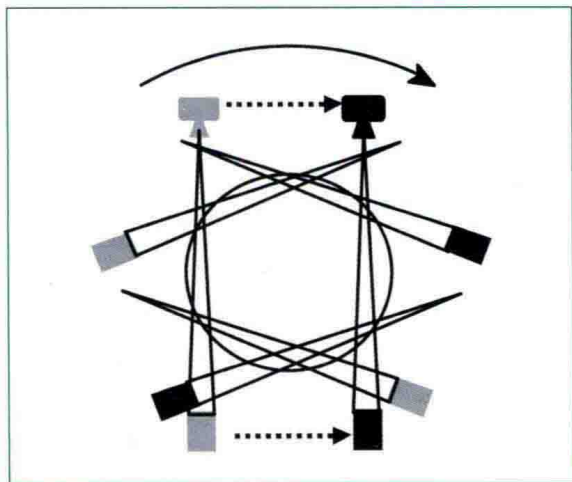


图 1-2 第 2 代 CT 扫描仪

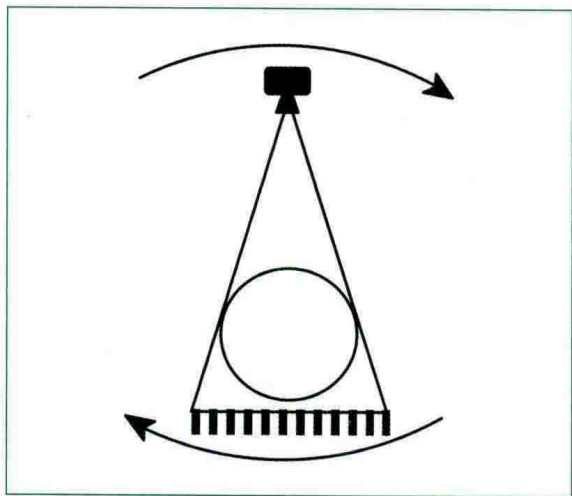


图 1-3 第 3 代 CT 扫描仪

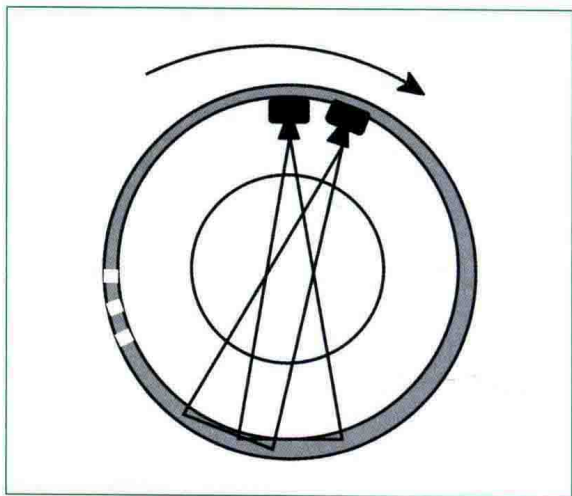


图 1-4 第 4 代 CT 扫描仪

早期的第 3 代 CT, X 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, 特别是需要大范围显像时。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 的扫描模式成为可能。1986 年首次提出螺旋扫描模式概念, 1989 年应用于临床。螺旋 CT 使传统的单排 CT 扫描能力大为提高, 能在一次屏气内完成较大范围的扫描, 从而 CT 从切片成像模式进入了器官成像模式时代。虽然螺旋 CT 可以覆盖更大的扫描范围, 但是单层探测器切片厚度制约了 CT 的空间分辨率和时间分辨率, 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 ~ 60 cm, 这就需要在血管内造影剂浓度相对稳定的阶段快速获取容积图像, 即在 20 ~ 40 s 完成全部扫描, 同时还可以减少呼吸伪影。如果期望层厚是 2.5 mm, 机器转速是 0.5 s, 螺距是 1.0 : 1, 使用单排探测器则需要 120 s 才能完成覆盖长度为 60 cm 的扫描。另外, 随着心脏病学的迅速发展, 临床医师对冠状动脉成像提出了更高的要求。这些使得单排探测器中层厚和覆盖率的矛盾更加突出, 也大大促进了 CT 由单排向多排发展的速度 (图 1-5)。1998 年四排螺旋 CT 问世。多排 CT 的出现使得大器官显像和大范围的血管成像成为可能, 特别是亚毫秒扫描速度的实现使得人们有可能对心脏精细结构进行显像和研究。16 排 CT 的推出首次实现了亚毫米各向同性的分辨率, 使 CT 在心脏显像中初步应用, 并得到了长足发展。随着 64 排 CT 的开发, 冠状动脉高质量成像可一次完成, 并使大器官灌注成像成为可能, 并在临床应用中广泛推广。

心脏 CT 成像是 CT 设备性能的综合性考验。心脏血管结构细微, 并以极快的频率搏动, 这些特性对 CT 设备提出了巨大的挑战, 它不仅需要设备具有极好空间及密度分辨率, 而且还必须具备很高的时间分辨率。

CT 图像时间分辨率是由机架的转速和图像重建算法来决定的。机架的转速越快则可获得的时间分辨率越高, 但机架的转速在很大程度上受到设备硬件结构的限制, 双球管的设计能提高机架的有效转速, 从而使时间分辨率加倍。另一方面, 心脏成像的时间分辨率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。



图 1-5 多排与单排 CT 探测器结构上的区别

单扇区重建法是利用回顾性心电门控获得的多排 CT 螺旋扫描原始投影数据，并用半重建技术进行图像重建；多扇区重建法是利用心电门控的同期信息，采集心率周期不同时段以及不同列探测器的数据，获得同一时相不同角度的原始数据来进行图像重建。常规的单扇区心脏重建法获得的时间分辨率是 X 线管旋转速度的 $1/2$ ，多扇区重建法可以进一步提高图像的极限时间分辨率。如在 0.4 s 机架的转速下使用单扇区重建法可获得 200 ms 图像时间分辨率，而使用 4 扇区重建可以得到 50 ms 图像极限时间分辨率。最近，科学家还在研究利用迭代重建以及血管运动跟踪和冻结等方法去除心脏运动伪影，减少高心率对心脏扫描的影响。

CT 图像的空间分辨率和密度分辨率同时间分辨率一样，可以影响 CT 冠状动脉成像的图像质量。CT 冠状动脉成像需要对细小的心脏冠脉和带有支架的冠脉进行三维重建和重现，并需要对冠状动脉内的斑块进行显示。这些均需要 CT 具有较高的密度分辨率和各向同性的空间分辨率。良好的空间分辨率保证我们能对细小的冠脉进行成像，对冠脉的狭窄进行准确的测量，消除钙化对冠脉狭窄测量的影响，对冠脉支架和支架内再狭窄进行评估。而良好的密度分辨率可以提高那些与周围物质密度相近的斑块或病灶的显示率，提高诊断的灵敏度。

64 排 CT 在心脏成像上的日趋成熟标志着 CT 进入了一个很高的平台期。人们开始谈论后 64 排时代。后 64 排时代 CT 设备发展的一部分精力仍然要放在开发更宽的探测器，更快的机架转速和更精准的成像技术上，并仍以提高心脏成像能力为标志。可以看出，这些努力和提高仍局限在提高图像形态学显像能力方面。但在经历了 30 多年形态学上的快速发展以后，科学家又将 CT 的发展拓向了功能学和组织结构学显像领域，希望成为后 64 排时代 CT 发展的新突破点。

能量 CT 是利用物质在不同 X 线能量下的特征性衰减系数获得比常规 CT 更多的影像信息。能量 CT 的开发和研究是 CT 技术研发的前沿领域，是期望利用 CT 成像中得到的能量信息进行功能性研究，并实现对物质组成的区分和定性分析。其实，能量 CT 成像的概念早在 20 世纪 70 年代 CT 诞生的初期就被提出来了，CT 的鼻祖 Hounsfield 博士在 1973 年对 CT 的描述中就提到了用能量成像来确定物质组成，并进行定性分析。在 70 年代后期放射学界开展了早期双能量减影的临床研究和应用，但由于成像技术不够成熟，能量 CT 成像的临床应用沉寂了多年。但从 70 年代到 80 年代能量 CT 成像的物理基础研究取得了巨大进步，同时 CT 成像技术在硬件和软件方面也得到了整体发展，使能量成像的

技术开发和临床应用再次成为人们关注的焦点，并逐步成为 CT 发展的主流方向之一，各大 CT 生产厂家也纷纷推出了能够进行能量 CT 成像的技术和设备。

第二节 CT 的机器构造和工作原理

由于目前绝大多数 CT 都使用多排探测器，因此本章节只讨论多排 CT 的机器构造和工作原理。从 1998 年 4 排 CT 出现以来，探测器的排列设计经历了几次变革，层厚的选择也不断变化。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 个到 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，也具有实用性。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 LightSpeed 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 1.25 mm，通过 DAS 合并探测器信号的方式来获取不同的层厚，如 4×1.25 mm、 4×2.5 mm、 4×3.75 mm、 4×5 mm (图 1-6A)。Toshiba 的 4 排探测器使用了混合矩阵型 (图 1-6B)，它的中心 4 排探测器单元为 0.5 mm，在两边各排列 15 排 1 mm 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数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 排探测器属于自适应矩

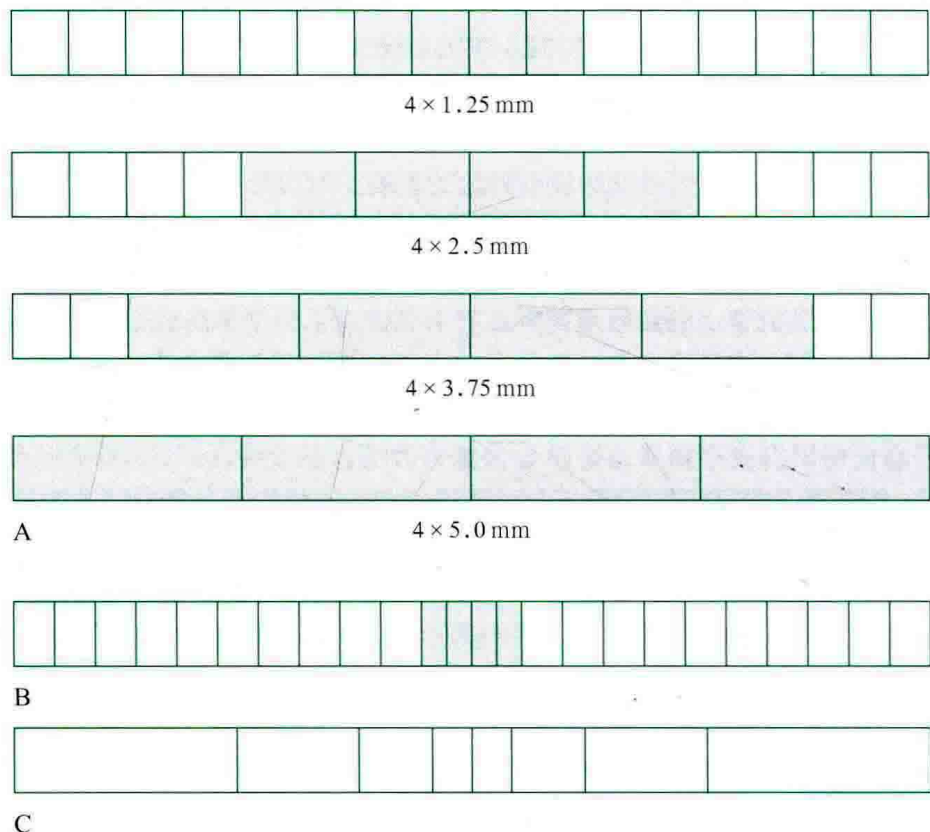


图 1-6 早期 4 排探测器的矩阵类型

A. 等距矩阵型；B. 混合矩阵型；C. 自适应矩阵型

阵型。如图1-6C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。由于外侧探测器单元之间不存在间隙,因此在自适应矩阵探测器的厚切片模式中,剂量利用率较高,其缺点是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。对16排CT的设计,所有厂家均使用混合矩阵型(左+中+右),例如GE使用 $4 \times 1.25 \text{ mm} + 16 \times 0.625 \text{ mm} + 4 \times 1.25 \text{ mm}$ 排列,通过使用传统的4排探测器单元的组合方式,可以获得不同层厚的图像数据。但随着薄层CT的发展,64排及以上的探测器的设计又逐渐回归等距矩阵型的设计方案。

虽然薄层和快速扫描对机器的精度、球管的强度和重建的速度要求越来越高,但多排CT和单排CT在基本的配备上是一致的,均是由扫描单元、扫描床、数据处理、图像重建、操作控制和图像显示器及后处理组成。下面分别予以介绍。

一、扫描单元

扫描单元是由X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线发生器

X线发生器是CT最重要的部件之一,随着临床对CT图像空间和时间分辨率要求的不断提高,各生产厂商对CT球管的技术投入也越来越多。目前高档CT机架的转速已经 $< 0.3 \text{ s}$,为了能在亚秒内对亚毫米成像提供足够的光子数,X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,另外在许多临床应用项目中,还要求球管的高压发生器能在扫描过程中调整电流大小。在能谱CT中更需要球管在 $< 1 \text{ ms}$ 的时间间隔内进行高低电压的瞬时切换。

目前球管的最大功率可以达到 $60 \sim 100 \text{ kW}$,使高分辨率扫描模式可广泛应用于临床。

(二) X线准直器和滤线器

X线准直器主要用来限制X线的范围以减少对患者不必要的辐射剂量,同时可以提高图像质量。

从球管中发射的X线具有从0到峰值电压的连续能谱,但临床中低能量的X线无法穿透皮肤、产生皮肤剂量,而对成像提供不了帮助。因此,大多数CT都使用平板滤线器去除低能X线以减少对患者不必要的剂量。有些CT制造商在此基础上还将滤线器改良成领结式滤线器,根据患者的体型和临床应用的特殊性制造和选择不同形状的滤线器,以改变X线束流的强度和能量分布,进一步优化成像条件,提高图像质量。

(三) X线探测系统

X线探测器是X线探测系统,也是CT设备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探测器发展到固体探测器,乃至近期出现的以宝石材料为基础物质、稀土材料为吸收体的新一代CT探测器。探测器的发展使量子探测效率从60%上升到

99%，探测器的反应速度也得到极大提高。量子探测效率的提高为充分利用信号、降低患者射线剂量和图像噪声提供了有效的保障。探测器反应速度的提高为提高机架转速和采样率奠定了基础。

多排探测器的应用使 CT 探测器覆盖范围从 10 mm 增加到目前的 160 mm，同时最小切片厚度也从 10 mm 减少为 0.6 mm 左右，从而真正实现了“各向同性”体素的信息采集模式，这些进步在很大程度上取决于探测器设计的改进，即从前向信号输出改为背向信号输出 (BackliteTM)。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，为探测器覆盖范围的进一步扩大提供了技术基础。

目前，科学家正在探索如何通过改进探测器的构成，使之能够直接把 X 线转换成电信号，对此我们抱以很高期待。

X 线探测系统中的另一个重要部分是数据收集系统 (Data Acquisition System, DAS)。高转速低信号的 CT 系统对 DAS 有较高的要求。每圈 < 0.3 s 的机架转速要求 DAS 具有极高的取样频率。通常情况只有达到约 1000 个角度的取样信息才能满足图像重建的要求，这就意味着如果机架转速为 0.3 s 时，DAS 的取样频率必须在 3300 Hz 左右。如果我們还需要在机架旋转的同时进行焦点切换，那么取样频率还需进一步提高。目前 DAS 的取样频率能达到 7400 Hz 以上。

新一代的 DAS 不仅要求有更高的取样频率，同时还要求有效控制电子噪声。最新的 DAS 的电子噪声较过去的相比减低了 1/2 以上。由于图像中的噪声是由 X 线的统计涨落 (量子噪声) 和信号中的电子噪声共同决定的，低信号 CT 成像中电子噪声对整个图像噪声的贡献大大增加。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，使其成为 CT 低剂量成像的重要技术保障。

(四) 机架和滑环

机架是 CT 系统的骨架。随着扫描速度的不断加快和扫描层厚的不断变薄，对机架性能的要求也在不断提高。机架必须在巨大离心力的情况下保持非常精准的角度和位置。为实现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。

滑环是 CT 系统能量和信号传输的桥梁。滑环技术的使用，也使螺旋扫描成为现实。通过滑环上的光、电或射频的连接，探测得到的能量和数据信息得以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增加和探测器排数的增加，需要传输的数据量成倍增加，对滑环的要求也越来越高。

二、扫描床和螺距

扫描床在常规的 CT 中也许是一个最不起眼的部件。但随着多排 CT 的发展和应用，人们对扫描床的要求越来越高。首先，薄层扫描对扫描床的进床精度和准确定位要求较高；另外，随着临床应用的推广和深入，在很多情况下医师希望对扫描床进行实时控制。

当今最先进的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，保证变速中的数据可用于重建，为大范围动态 CT 扫描技术的实现提供了保障。