

第四版 (上卷)

体部CT与 MRI对照

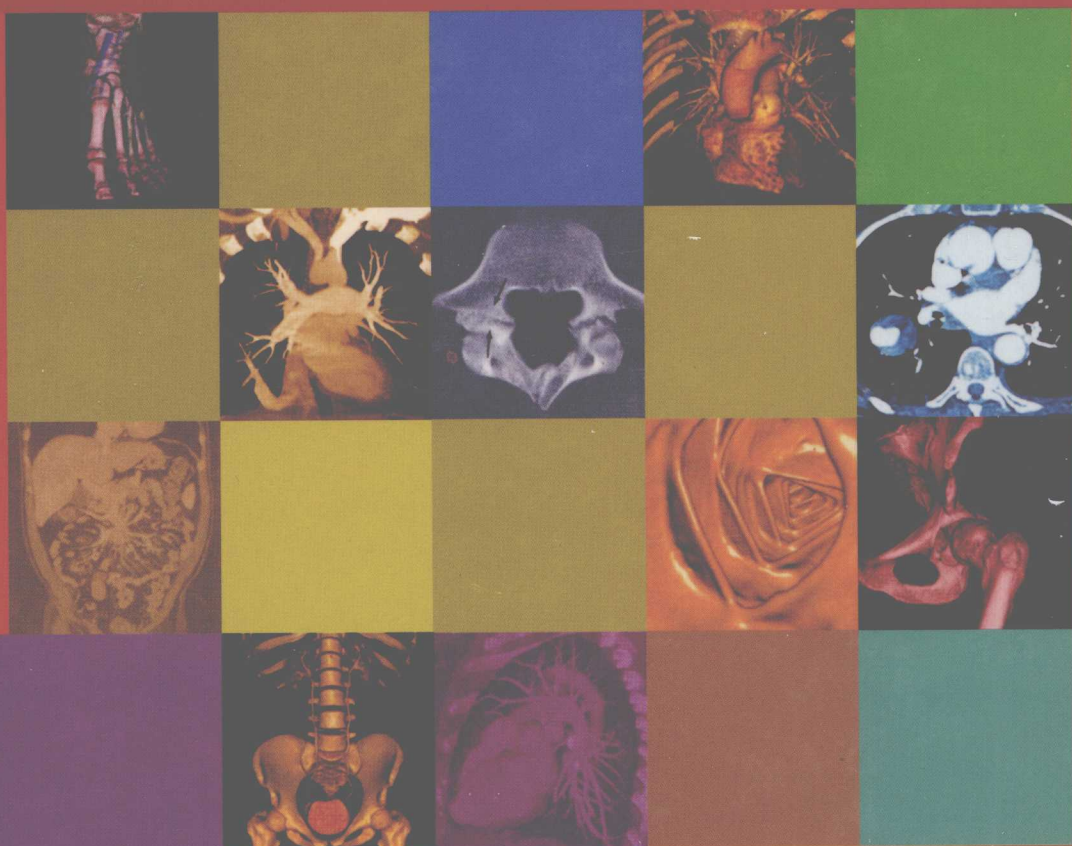
Computed Body Tomography with
MRI Correlation

FOURTH EDITION

VOLUME 1

〔美〕 Joseph K. T. Lee Stuart S. Sagel Robert J. Stanley Jay P. Heiken 等编著

尹建忠 张龙江 主译 祁吉 审校



天津科技翻译出版公司

第 2 版 第 1 次印刷

HAECT'S MIRIAM

Computerized Body Topography with
MRI Correlation

SECOND EDITION

1994, 1997

1000 LINDEN BLVD., SUITE 1000, NEWTON, MASSACHUSETTS 02459-1000
TEL: 617-552-3300 FAX: 617-552-3301



W.B. SAUNDERS COMPANY

第 四 版 (上 卷)

体部CT与 MRI对照

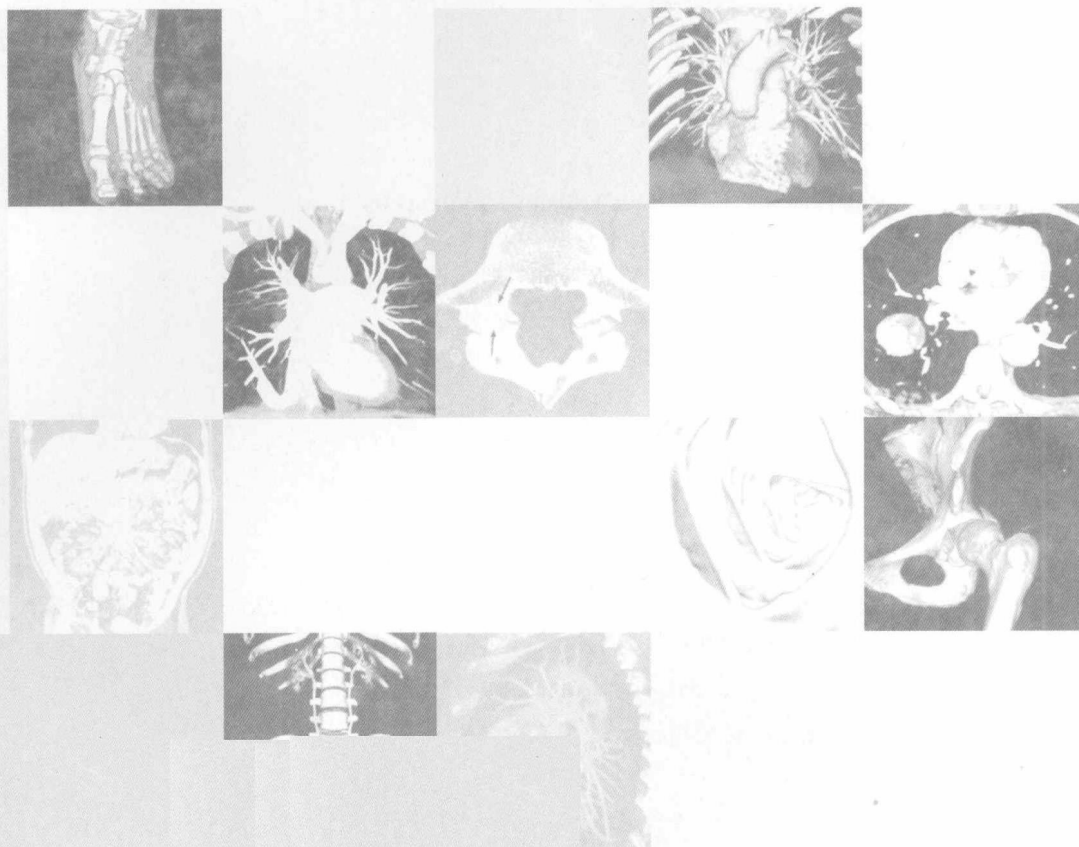
Computed Body Tomography with MRI Correlation

FOURTH EDITION

VOLUME 1

〔美〕 Joseph K. T. Lee Stuart S. Sagel Robert J. Stanley Jay P. Heiken 等编著

尹建忠 张龙江 主译 祁 吉 审校



天津科技翻译出版公司

著作权合同登记号：图字：02-2006-67

图书在版编目(CIP)数据

体部CT与MRI对照 / (美)李(Lee, J.K.T.)等编著; 尹建忠等译. — 天津: 天津科技翻译出版公司, 2008.6

书名原文: Computed Body Tomography with MRI Correlation

ISBN 978-7-5433-2148-9

I. 体… II. ①李…②尹… III. ①计算机X线扫描体层摄影②磁共振成像
IV. R814.42 R445.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2008)第010306号

Copyright © 2006 by Lippincott Williams & Wilkins Inc.

All rights reserved. No reproduction, copy or transmission of this publication may be made without written permission.

Published by arrangement with Lippincott Williams & Wilkins, USA.

This book may not be sold outside the People's Republic of China.

中文简体字版权属天津科技翻译出版公司。

授权单位: Lippincott Williams & Wilkins Inc.

出版: 天津科技翻译出版公司

出版人: 蔡颢

地址: 天津市南开区白堤路244号

邮政编码: 300192

电话: 022-87894896

传真: 022-87895650

网址: www.tsttpc.com

印刷: 山东新华印刷厂临沂厂

发行: 全国新华书店

版本记录: 889 × 1194 16开本 108.5印张 935千字 配图2349幅

2008年6月第1版 2008年6月第1次印刷

定价: 498.00元(上·下卷)

(如发现印装问题, 可与出版社调换)

作者名单

- Kyongtae T. Bae, MD, PhD** Associate Professor of Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Dennis M. Balfe, MD** Professor of Radiology, Department of Diagnostic Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Sanjeev Bhalla, MD** Assistant Professor of Radiology, Co-Chief, CT and Emergency Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Edward W. Bouchard, MD** Radiology Resident, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- Mark A. Brown, PhD** Senior Technical Instructor, Siemens Training and Development Center, Cary, North Carolina
- Charles T. Burke, MD** Assistant Professor of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- Cheri L. Canon, MD** Associate Professor, Vice Chair for Education, Department of Radiology, University of Alabama at Birmingham; Chief, Gastrointestinal Radiology, Department of Radiology, UAB Health System, Birmingham, Alabama
- Mauricio Castillo, MD** Professor and Director of Neuroradiology, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- Khaled M. Elsayes, MD** Staff Radiologist, Theodore Bilharz Institute, Giza, Egypt
- Julia R. Fielding, MD** Associate Professor and Director of Abdominal Imaging, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- David S. Gierada, MD** Associate Professor of Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Suzan Menasce Goldman, MD, PhD** Affiliated Professor, Imaging Diagnosis Department, UNIFESP/EPM, São Paulo, Brazil
- Brett Gratz, MD** Instructor in Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Fernando R. Gutierrez, MD** Professor of Radiology, Cardiothoracic Imaging Section, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Jay P. Heiken, MD** Professor of Radiology, Department of Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Alvaro L. Huete-Garin, MD** Assistant Professor of Radiology, Catholic University, Santiago, Chile
- Cylen Javidan-Nejad, MD** Assistant Professor of Cardiothoracic Imaging, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Philip J. Kenney, MD** Director of Outpatient Radiology and Chief, GU Section, Professor, Abdominal Imaging Section, Department of Radiology, University of Alabama at Birmingham, Birmingham, Alabama
- Joseph K. T. Lee, MD** E. H. Wood Distinguished Professor and Chairman, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- Mark E. Lockhart, MD, MPH** Director, Abdominal Imaging Fellowship, Assistant Professor, Abdominal Imaging Section, Department of Radiology, University of Alabama at Birmingham, Birmingham, Alabama
- Robert Lopez-Ben, MD** Associate Professor of Radiology, University of Alabama Medical School, Birmingham, Alabama
- Matthew A. Mauro, MD** Professor and Vice Chair of Clinical Affairs, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- Christine O. Menias, MD** Assistant Professor, Department of Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri
- Paul Lee Molina, MD** Professor of Radiology and Vice Chairman of Education, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina
- Daniel S. Moore, MD** Assistant Professor, Department of Radiology, University of Texas Southwestern Medical School, Dallas, Texas
- Desiree E. Morgan, MD** Associate Professor and Medical Director—MRI, Department of Radiology, University of Alabama at Birmingham, Birmingham, Alabama

Harish Patel, MD Clinical Instructor, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina

Christine M. Peterson, MD Clinical Fellow, Department of Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri

Michele T. Quinn, MD Radiology Resident, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina

Santiago Enrique Rossi, MD Centro de Diagnostico, Hospital de Clínicas José de San Martín, Buenos Aires, Argentina

Zoran Rumboldt, MD Associate Professor of Radiology, Medical University of South Carolina, Charleston, South Carolina

Stuart S. Sagel, MD Professor of Radiology and Director, Chest Radiology Section, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri

Richard C. Semelka, MD Professor and Vice Chair of Research, Department of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina

Marilyn Joy Siegel, MD Professor of Radiology and Pediatrics, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri

Richard M. Slone, MD, FCCP Virtual Radiologic Professionals, PLLC, Virtual Radiologic Consultants, Minneapolis, Minnesota

J. Kevin Smith, MD, PhD Vice Chair for Veterans Affairs, Associate Professor, Abdominal Imaging Section, Department of Radiology, University of Alabama at

Birmingham, Birmingham, Alabama

J. Keith Smith, MD, PhD Associate Professor of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina

Robert J. Stanley, MD, MSHA Professor and Chair Emeritus, Department of Radiology, University of Alabama at Birmingham, Birmingham, Alabama

Paul D. Stein, MD St. Joseph Mercy Hospital, Pontiac, Michigan

Franklin N. Tessler, MD, CM Professor of Radiology, Department of Radiology, University of Alabama at Birmingham, Birmingham, Alabama

D. Dean Thornton, MD Clinical Assistant Professor, Department of Radiology, University of Alabama Medical School, Birmingham, Alabama

David M. Warshauer, MD Professor of Radiology, University of North Carolina School of Medicine, Chapel Hill, North Carolina

Bruce R. Whiting, PhD Research Assistant, Professor of Radiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri

Franz J. Wippold II, MD, FACR Professor of Radiology, Chief of Neuroradiology, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University Medical Center, St. Louis, Missouri; Adjunct Professor of Radiology and Nuclear Medicine, F. Edward Hébert School of Medicine, Uniformed Services University of the Health Sciences, Bethesda, Maryland

Pamela K. Woodard, MD Associate Professor, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri

译者名单

(以姓氏笔画为序)

于进超	天津医科大学附属第一中心医院
马 莉	广东省边防总队医院
王 宇	天津市天津医院
王 苏	广东省边防总队医院
王建云	广东省边防总队医院
尹建忠	天津医科大学附属第一中心医院
龙淼淼	武警山东总队医院
卢 涛	广东省边防总队医院
刘丽华	天津医科大学附属第一中心医院
刘统成	广东省边防总队医院
李一鸣	上海市第一人民医院扬州分院（扬州洪泉医院）
杨桂芬	昆明医学院第一附属医院
宋 焱	卫生部北京医院
张龙江	南京军区南京总医院
张益谋	广东省边防总队医院
陈浩凡	广东省边防总队医院
陈新娟	山东省潍坊医学院
季 倩	天津医科大学附属第一中心医院
柯 勇	广东省边防总队医院
姜世平	广东省边防总队医院
袁 辉	天津医科大学附属第一中心医院
钱丽霞	山西医科大学第一附属医院
徐 谦	广东省边防总队医院
高光峰	天津医科大学附属第一中心医院
郭 瑜	天津医科大学附属第一中心医院
葛夕洪	天津医科大学附属第一中心医院
程 悦	天津医科大学附属第一中心医院
曾 辉	广东省人民医院

中文版前言

《体部 CT 与 MRI 对照》一书(原著作者 Joseph K. T. Lee 等)系由美国 Lippincott Williams & Wilkins 出版公司出版的专著,目前已经是第 4 版了。此书的前几版内容在国际及中国的医师中已产生明显影响,是众多一线的放射科及临床医生必读的参考书与工具书。

此书的每次再版均综述了同期 CT 与 MRI 的基础物理学与成像技术的新进展,并在后续内容中充分反映出基于技术进展的新的诊断原则和理论。

此书是依解剖学部位综合讨论 CT/MRI 的诊断理论,而不是依设备自身展开的描述,这对于给读者提供一种综合的、比较性的诊断信息,进而培养读者现代的思维模式具有深远的意义,尤其有助于国内一些医院逐步扭转那种以设备分工的工作模式。

由尹建忠博士和张龙江博士主译的这部译著对于在中国推广这本有价值的参考/工具书很有意义,不仅易化了读者的使用,而且在积极地向读者渗透循证医学的理念。

相信这部译著会有裨于读者。

祁吉

2008 年 3 月 28 日

前言

自从1998年第3版《体部CT与MRI对照》出版以来,CT和MRI已有了长足的技术进步。由单层螺旋CT到多层螺旋CT的革命,使我们能够进行各向同性体素的成像,从而拓展了CT的应用范围。目前,CT血管成像已经常规应用于检查肺栓塞、评价主动脉及其分支、术前制定胸腹部肿瘤的切除计划和肾移植供体的术前检查。64层CT设备现在已经代替电子束CT进行冠状动脉和心脏结构及功能的检查。CT已经成为急腹症和多器官创伤的重要检查手段。虽然对于益耗比和辐射剂量等问题还存在争论,但在一些医疗中心已经用CT对无症状者进行普查。PET-CT将PET的代谢性信息与高空间分辨力的CT信息相结合,因此已经成为肿瘤成像中的重要手段。

与此同时,MR硬件和软件也在进行不断的技术革新与进步,更快的脉冲序列、改善线圈设计和并行成像技术的发展,所有这些都促进了MR在临床诊断中的应用。MRI毫无疑问是评价许多中枢神经系统和肌骨系统疾病的重要手段。虽然MRI很适合进行心血管系统的检查,并且没有电离辐射,但是由于近几年64层CT设备的快速发展,MRI并没有在心血管系统成像中相对于CT成像表现出明显优势。但是对于腹部和盆腔的检查,MRI已经是一种互相补充的影像学方法。MRI在胸部成像中的作用仍然有限。

本版书力图全面介绍CT在体部颅外器官的应用。在能够应用的部位,对于MRI的作用也进行了充分的讨论。本书主要适合于从事临床和教学工作的放射学工作者。对于其他医生,例如内科、儿科和外科医生,也可以通过本书获得体部CT和MRI应用价值的最新进展。与先前的3版相同,书中包括正常和异常CT与MRI表现的描述和图片。书中同时阐述了优化检查的方法,分析和解释了CT和MRI的影像表现。根据我们的临床实践,介绍了如何在CT和MRI检查中避免常见的技术和诊断错误。

对特定的临床问题如何决定哪种技术是最恰当的诊断手段,对我们来说仍然是一个难题。为确定在具体情况下达到特定诊断目的采用的最佳成像手段,需要全面理解临床所面临的问题和每种成像技术的优缺点。我们对于CT和MRI的经验来自于3个医疗中心的放射学同事的努力。我们都知道,对于特定的临床问题可以有同样有效的不同成像手段。并且,对于相同的疾病情况,知识和经验的积累、技术的不断进步、不同的设备及专家的状况,同样会影响我们选择不同的成像方法。

J.K.T.L.
S.S.S.
R.J.S.
J.P.H.

致 谢

正是在我们3个医疗中心很多人无私的努力下，这版书才能克服困难并最终完成。我们衷心感谢所有参与各个章节写作的专家，他们拓展了本书的深度和知识范围的完整性。

特别感谢我们的秘书，他们是 Sue Day、Angela Lyght、Jama Rendell、Pam Schaub 和 Trish Thurman。他们花费了无数时间进行打字工作、核对参考文献和标记图片。北卡罗莱纳大学放射科摄影室的 Maurice Noble 在准备图片材料过程中提供了很大的帮助。还要感谢我们的住院医师、同事和技师，在进行 CT 和 MRI 研究中，他们给了我们很多的帮助。通过他们的努力，书中才能有高质量的图像。

我们同样感谢 Lippincott Williams & Wilkins 出版公司给予本书的专业性处理。特别感谢 Kerry Barrett 和 Lisa McAllister 在本书出版过程中不辞辛劳的贡献和建议。

目 录

中文版前言

前言

致谢

上卷

第1章 CT的基本原理和技术探讨	1
第2章 磁共振成像的原理和应用	29
第3章 CT介入技术	89
第4章 颈部	137
第5章 胸部：技术与正常解剖	213
第6章 纵隔	295
第7章 肺	399
第8章 胸膜、胸壁和膈肌	541
第9章 心脏和心包	635
第10章 正常腹部和盆腔解剖	673
第11章 胃肠道	735
第12章 肝脏	791

下卷

第13章 胆道	885
第14章 脾	925
第15章 胰腺	957
第16章 腹壁和腹膜腔	1045
第17章 腹膜后腔	1097
第18章 肾脏和膀胱	1173
第19章 肾上腺	1245
第20章 盆腔	1307
第21章 胸腹外伤的CT检查	1345
第22章 肌骨系统	1405
第23章 脊柱	1585
第24章 儿科应用	1651

CT 的基本原理和技术探讨

Kyongtae T. Bae Bruce R. Whiting

简介

30 多年来, CT 的成像能力迅速发展, 临床应用不断拓宽。只有掌握 CT 运行的基本原理, 才能更好地理解 CT 的潜力和限度。本章将阐述在 CT 应用中技术问题的背景知识, 并对包括图像形成过程、影响临床应用的参数、描述性能的公式、图像信息的显示以及辐射剂量等方面进行深入探讨。

利用 X 线进行成像

X 线成像是 1895 年伦琴发现 X 线后立即应用的第一种影像诊断技术。X 线是一种通过空间传播的电磁能量, 与原子相互作用后可被吸收或散射。X 线通过物体后的能量衰减, 可以无创性获得物体内部不同类型物质的密度和厚度的信息。在 X 线平片中, X 线穿透物体形成二维影像, 它是物体三维结构在 X 线束中的“投影”。这种投影会造成内部结构的重叠, 不能准确判断物体的相互关系、形状和位置。因为这种不确定性, 放射学家需要大量的训练和经验, 才能解释二维影像数据的三维结构。此外, 平片对于密度差别低的组织间的鉴别能力有限。

20 世纪 70 年代发明的计算机体层摄影(CT)克服了这些缺点^[13]。通过采集物体多个角度的 X 线投影, 对数字信息进行数学运算, 可以采用二维层面的方式重建出物体的全部信息(图 1-1)。在 CT 发明后, 通过不断地精简结构和革新扫描技术, 使 CT 技术不断进步, 性能也不断提高^[19], 最终使扫描时间明显缩短,

扫描范围和对细微结构的分辨力也不断提高。

此进展的结果是, 目前扫描技术所获得的大量数据对图像解释提出了另一个挑战: 如何显示大量的信息。真正容积影像的信息量和复杂性需要新的显示技术, 以便有效利用所采集的大量信息。

CT 简史

自 20 世纪 70 年代中期 CT 诞生以后, CT 设备的技术性能持续改善, 采集速度、单个层面的信息量和扫描覆盖范围明显提高。这些参数随时间的变化(图 1-2)类似于描述计算机性价比的摩尔定律, 它是指每 18 个月反映计算机性能的几项指标(时钟速度、随机存储器或硬盘的费用)会变化一倍。在 CT 技术中, 倍增周期大约为 32 个月, 这仍然是一个惊人的速率。例如, 每层的扫描时间从 1972 年的 300 秒降低到 2005 年的 0.005 秒。此进展的基础是电子学硬件的改善和创新性机械扫描结构的开发。

历史上, 早期的层面 CT 设备可根据扫描方式的特点分为几代(图 1-3)。1990 年出现的连续旋转扇形束设备, 利用滑环技术使 X 线管和检测器能够连续旋转, 采集时间降低至大约 1 秒, 而每层的重建计算要用数秒。然而, 扫描病人整个检查范围的时间常大于一次闭气的时间, 而扫描范围也受到 X 线管热容量的限制, 仅为 10~30cm。这种病人检查床在通过扫描架时的连续运动方式称为螺旋扫描, 随着基础的 X 线管热容量和机械旋转速度的进步, 扫描覆盖范围和速度进一步提高。在螺旋方式中, 将所采集的三维数据通过特殊的图像重建技术形成二维平面图像。20 世纪 90

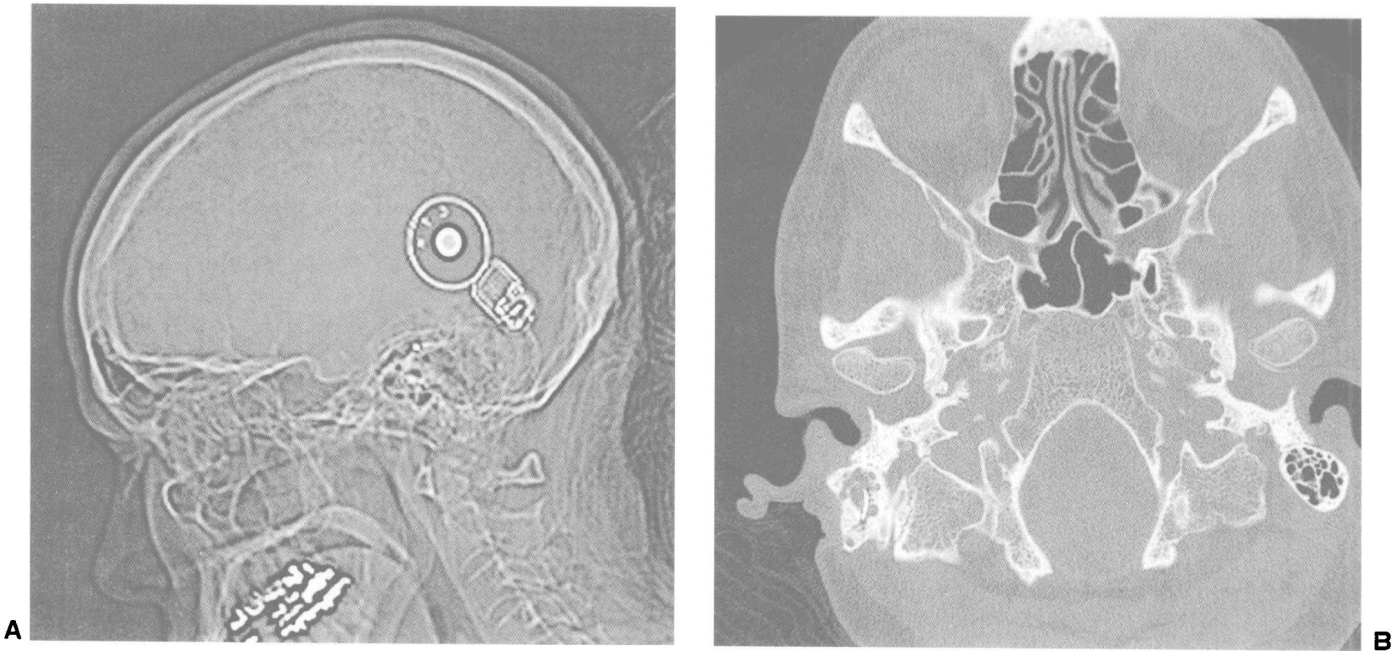


图 1-1 耳蜗移植病人的头部X线(A)和CT(B)图像。注意CT横断面中细微结构的对比更高，而X线片中结构的重叠混淆了三维空间位置关系。

年代末，多层螺旋CT克服了早期螺旋CT设备所面临的问题，它利用多排检测器阵列，可以更有效地利用管球所产生的X线，能够同时采集多个平行层面的信息。此时所重建的当然是三维数据，因此必须使用更复杂的算法。随着计算机性能的提高，平板检测器、更快的电子设备和锥形X线束重建算法的开发，CT设备性能的快速提高似乎可以持续到新的世纪。

为了更好地理解如何在临床上利用CT技术及新产品的性能，必须要了解CT成像的基本原理。CT的基本原理与X线成像的物理机制相同，但另外包括产生人体二维影像的数学方法。常见的技术阐述一般分为图像形成和图像显示两个阶段。以下将详细介绍。

CT 的采集系统

X 线的产生

在医学影像学中，X线是由X线管产生的。在此装置中，加热金属丝(类似于灯泡)可以使高能电子由阴极表面逃逸到真空中。而后这些电子被电场所加速，受阳极靶的吸引而获得动能。电子在加速电场中所获得的总能量等于电压(千伏峰值,kVp)与电荷单位的乘积，单位为电子伏特(千电子伏, keV)。单位时间X线

球管产生的电荷量为电流的单位(毫安, mA)，而电压和电流的乘积是X线管的功率(瓦特, W)。采用静电场和/或磁场可以将电子束聚焦于阳极靶的一个很小的区域。典型的焦点直径大约为1mm。当电子轰击阳极靶时，大部分能量转化为热能，但一小部分(<1%)

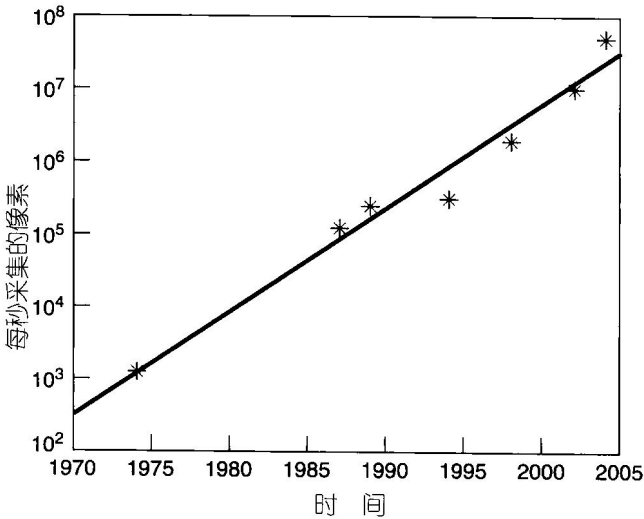


图 1-2 CT 设备性能的进展：采集性能与时间的关系图。斜线提示CT设备的性能大约每2年翻一倍。(数据来自西门子医疗系统, www.medical.siemens.com, “CT的历史与技术”。)

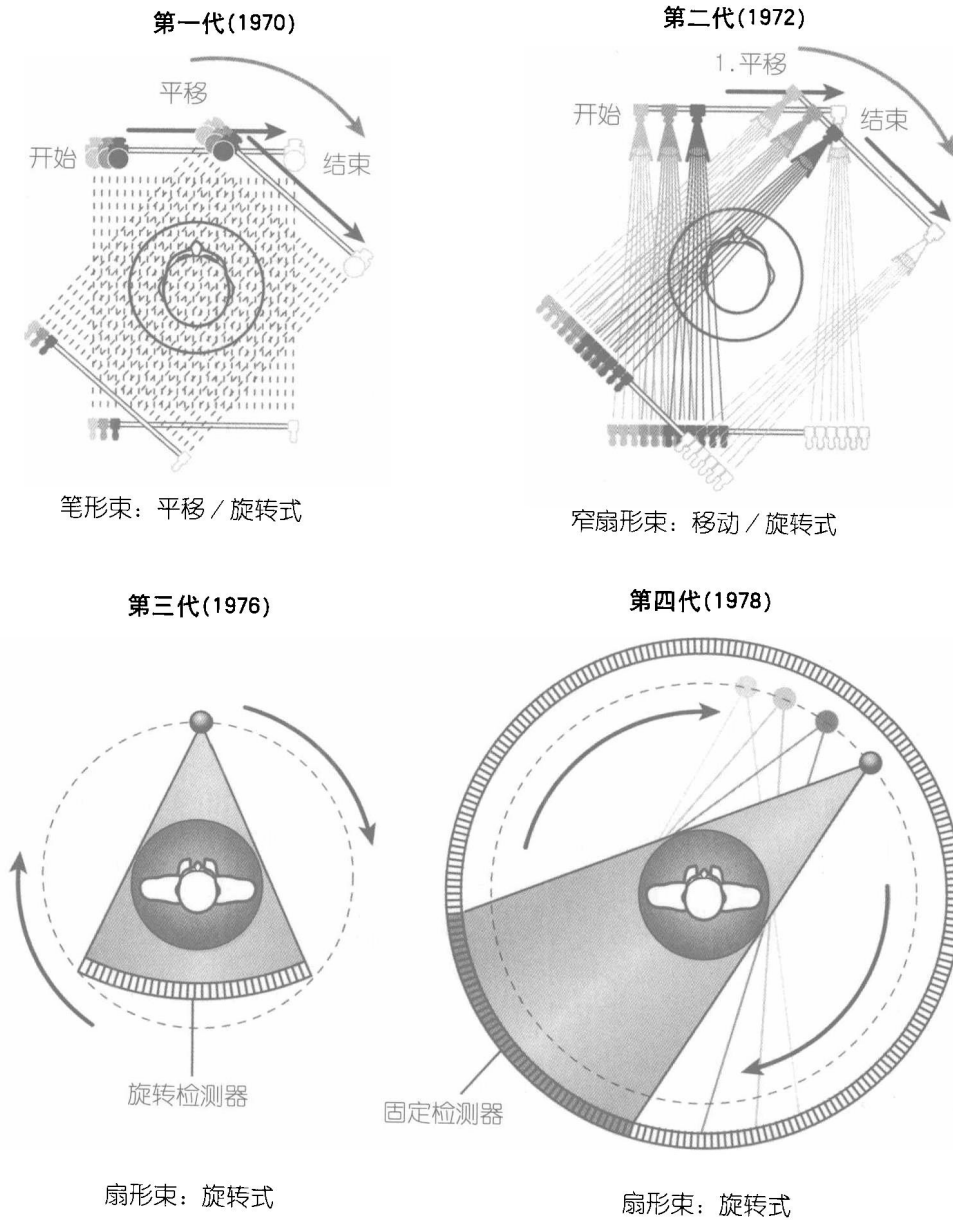


图1-3 层面CT不同分代的定义。(选编自: Kalender W. *Computed tomography*. Munich: Publicis MCD Verlag, 2000.)

被转换为几种类型的电磁波。X线管发出能量的典型谱线范围分布如图1-4所示。它的特点是电子在阳极靶内减速所致的轫致辐射总体呈线性降低趋势。根据麦克斯韦公式,任何加速的电荷都会以电磁波的形式释放能量。在到达阳极靶的过程中,电子束被加速并与阳极靶相互作用。所被转化的最大能量等于 $e \times kVp$,稍少些的能量转化根据电子碰撞的细节不同而随机出现。谱线中最锐利的锋位于电子束的能量刚好可以激发阳极靶中原子内电子的位置。外层电子吸收能量受激发后可脱离原子,形成典型的射线谱线中的(K峰)能量峰。

X线管所产生的谱线内包含了很多低能光子。

随着不同频率单个光子能量的线性增加,由于光子数随能量的增加而呈线性降低,这样在特定的能量范围内电子束的功率是恒定的。因为较低能量的光子在人体内将明显衰减,他们对于病人检查时最终所测得的信号影响很小。这样,通过在X线管周围放置相应材料对X线束进行滤过,减少低能量的光子而使高能光子通过,就可以达到改善图像质量而降低辐射剂量的目的。

阳极靶所产生的X线会分布在一个很大的钝角范围内(基本是半球形)。为减少辐射剂量和背景散射,需要将X线束通过一个窄缝,准值为薄的扇形束。对于CT设备来讲,病人检查时的X线束通常为数毫米厚,

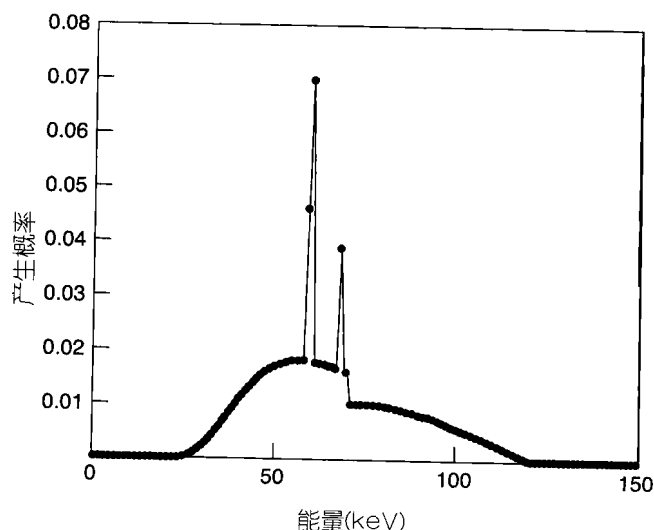


图 1-4 120kVp 钨靶的典型 X 线分布谱线。低能量的光子由于不能通过病人，不影响最终的图像，已经被滤过。

形成大约 45° 的扇形。此外，由于人体横断面的典型解剖形状为圆形，中间部分较周围部分厚，而中间部分比周围部分需要更大剂量的 X 线束。这意味着扫描时病人周围部分将接受更多不必要的辐射剂量。为了补偿这种效应，在 X 线束中放置蝴蝶结形的滤过，它自中间部分至外周部分逐渐变细，从而平衡到达检测器的 X 线束和降低辐射剂量。

X 线成像设备运行的一个实际问题就是电流转换为 X 线的效率很低。球管被迅速加热至高温，必须控制这种情况以避免损害管球。阳极靶被设计为绕一定的轴旋转，以增加被电子束加热的区域。采用热引流槽以对流和水辅助冷却的方式去除系统产生的热。

在常规的临床应用中，X 线管对病人产生的 X 线为每秒 2×10^{11} 的数量级，所得的数据可提供高信噪比的图像。

X 线的检测

X 线检测可利用特殊物质来完成，此材料可以将高能量(数十千电子伏)的 X 线光子转化为低能形式，例如光学光子和电子对，它们仅有几个电子伏特的能量。在这种向下的转化中，产生了数目很多的次级粒子，典型者每个初级光子可产生数千个次级粒子。检测器材料，诸如磷、闪烁陶瓷和高压氙气，最终可产生一个电流或电压。对此信号进行电子放大调整，并通过模拟数字转换器转换为数字信号。CT 成像中所产生的信号范围很大，从气体(无衰减或 100% 穿透)到肥胖病人的金属内置物(约衰减至 0.0006%)，几乎相

差 10^5 倍。此外，即使在最低的信号水平，模拟数字转换器也必须要有百分之几的变化幅度。因此，对于 20 位的模拟数字转换器，扫描范围内的全部数据必须达到百万分之一的水平。

扫描架

为了获得不同角度的测量，所有的电子器件必须绕病人旋转。当今的设备中，这对机械的精确性与稳定性提出了很高的要求。扫描架重 400~1000kg，跨度直径 1.5m，每秒旋转 3 圈。旋转时的摆动不超过 0.05mm。

最初，扫描架是通过电缆与外部电源相连的，在每次旋转后必须改变旋转方向。随着滑环技术的发明，扫描方式发生了重大突破，滑环技术利用电刷连接来提供连续的电压和电流，从而可以使扫描架进行连续旋转。

螺旋扫描

CT 厂商的主要目标之一就是提供更短的扫描时间和更大的扫描覆盖范围。随着滑环技术的问世和扫描架连续旋转的实现，扫描速度的主要限制是断层成像方式时检查床所采取的步进式移动方式。20 世纪 80 年代末出现了检查床的连续移动方式，这样可以缩短扫描时间，但需要在图像重建中采用不同的数据处理方法(图 1-5)。以前 CT 重建理论是基于对每个成像层面进行一系列不同方向的测量。但是，螺旋扫描中扫描架在每次旋转期间均处于检查床不同的位置。这样需要在每个管球位置内插入相应邻近位置的信息，采用较好的数学近似算法来重建得到此层面的图像。这种方式能够提供良好的图像质量，而实际上还有另外的优势，即可以对任意位置的层面进行回顾性重建，而不再受固定的检查床位置所限制。此外，研究显示螺旋扫描的空间分辨力通常优于层面采集方式。它的缺点是内插过程会在高对比物体的边缘产生阶梯样伪影。

检测器结构

到 20 世纪 90 年代中期时，由于受扫描架亚秒级旋转时间的机械因素和达到足够信噪比所要求的 X 线管输出量的影响，螺旋扫描的速度受到了限制。下一步性能提高的实现，是通过同时使用一排以上的检测器，在多个身体水平并行采集数据。此进展可以提高容积采集的速度，并与检测器的排数呈比例。采用这种方式时，需要 X 线管产生较宽的 X 线

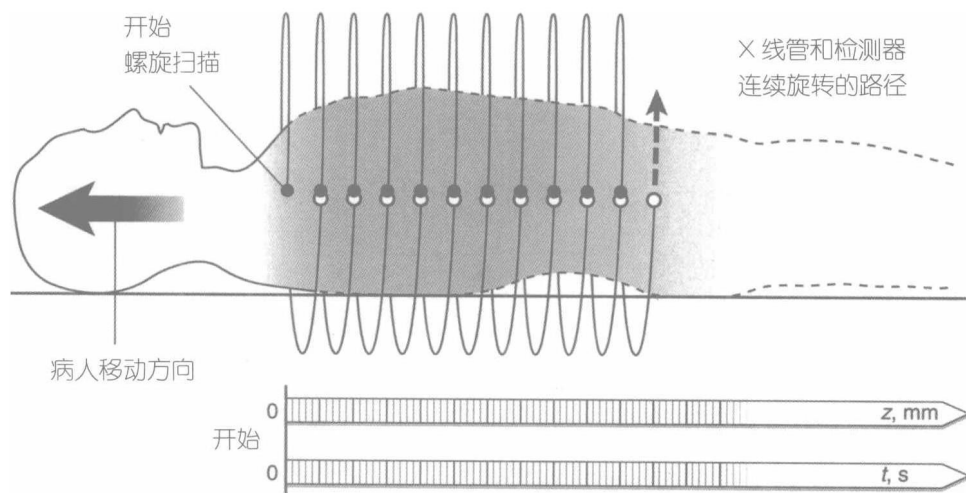


图1-5 病人纵向通过旋转扫描架时的螺旋扫描方式。(选自: Kalender W. *Computed tomography*. Munich: Publicis MCD Verlag, 2000.)

束,而不能准值为很窄的层面;通过加宽准值射线束,可以使X线投照至多排的检测器,在每次进行相同的投照时可以采集更多的数据。早期产生的是2排或4排的多层螺旋CT(MDCT)设备,但检测器的排数不断增加,目前很多单位都已经安装了64层CT设备。因为多层螺旋CT所采用X线束的纵轴宽度增加,测得的图像数据不再对应于扫描轴垂直的层面,因此需要采用新的重建算法来保持图像质量和防止产生图像变形。

在单层螺旋CT中,每个检测器都作为单独的成像单元,为一个层面提供每次旋转时的投影数据。同样在单层螺旋CT中,通过调整X线束所准值的宽度,可获得不同的层厚(图1-6)。然而多层螺旋CT中,检测器在Z轴方向也有不同的分布,每次旋转时可以同时采集多个层面的信息。这样,多层螺旋CT进行薄层扫描时,每次旋转Z轴方向的进床速度更快,而覆盖范围更大。

20世纪90年代后期,4通道多层螺旋CT诞生时,不同的CT厂商采用了3种不同的检测器结构形式:①相同宽度的16排检测器,称为等距阵列(GE);②不同宽度的8排检测器,中间宽度小而周围宽度大,称为不等距阵列(Siemens和Philips);③两种固定厚度的34排检测器系统,中间4排较薄,外周30排较厚,称为混合性阵列(Toshiba)。注意4通道的多层螺旋CT设备的检测器,在Z轴上分为8~34排排列。但是,因为这些设备只有4个数据通道,每次旋转时仅同时采集4个层面的信息。当需要准值较窄的X线束扫描时,采用中间4排独立的检测器进行数据采集,此时较窄的X线束集中于

中间部分的检测器(如 $4 \times 1\text{mm}$)。为扫描更大的层厚,可采用准值较宽的X线束,增加邻近两排和多排检测器的数据,通过电路调整为4排较厚检测器的数据通道。例如,2排1mm的检测器可以组合为1排2mm的检测器($4 \times 2\text{mm}$),3排1mm的检测器可组合为3mm层厚的检测器($4 \times 3\text{mm}$)等。

对于16通道的多层螺旋CT,所有的CT厂商均采用混合性检测器阵列设计,中间检测器的宽度稍小于1mm,而外周检测器的宽度稍大于1mm。但是,各CT厂商不同设备的Z轴覆盖范围和检测器排数有很大的差异。

对于64通道的多层螺旋CT,所有的CT厂商仍然采用相同的检测器排列设计,此时是全部检测器都有相同宽度的等距阵列方式。但是,与16层CT的情况相同,检测器的总排数和Z轴覆盖范围仍然有很大的差别。

CT图像的形成

X线信号

X线的成像过程包括产生X线、X线穿透物体和检测穿透物体后的X线能量。X线在物体内的衰减取决于原子的类型,而物体内的每个原子都会与X线有不同程度的相互作用。由于此相互作用,X线束在穿过物体一定距离后,就会平均衰减某一固定的百分比。这样,如果60keV的X线穿过1mm的水后,它平均衰减为97.4%。那么穿透2mm的水后,它应是上面数值的平方,即94.9%。穿透率不但与物体类

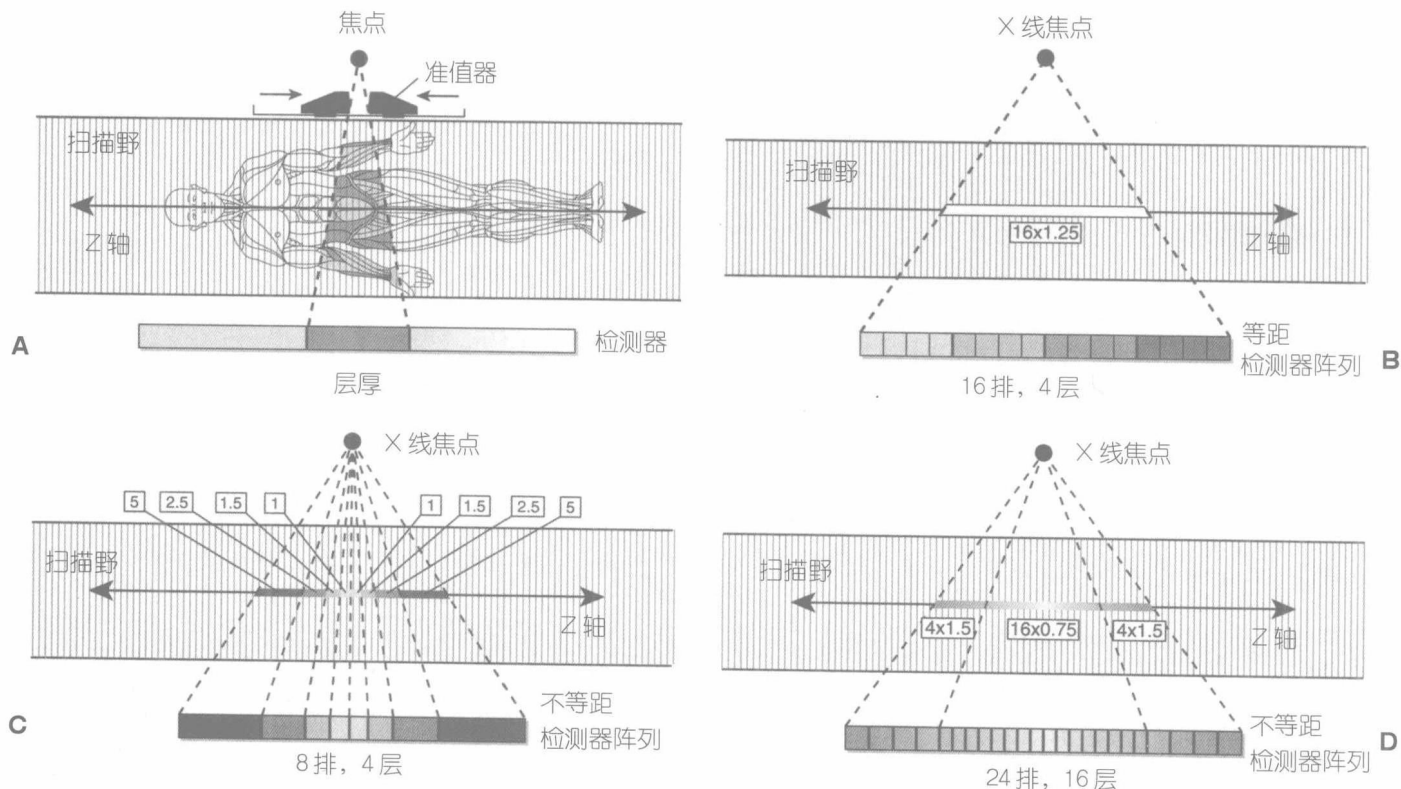


图 1-6 多层螺旋 CT 的检测器结构。A: 图示单层螺旋 CT 中, 在投射至病人前将 X 线束准直为不同的层厚。B: 图示不同厂家的 4 层和 16 层螺旋 CT 设备的检测器阵列的等距方式。C, D: 图示不等距方式设计。(选编自: Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, et al. Multidetector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005; 235(3):756-773.)

型有关, 同时随物体的总量呈指数关系下降, 可以采用 Lambert-Beer 方程表示:

$$S = I \exp\left(-\sum_i \mu_i t_i\right) \quad (1)$$

式中, S 是穿透后信号的量子数, I 是初始的量子数, 斜体 i 为构成物体的不同类型物质, μ_i 为每种物质的线性衰减系数, t_i 为该种物质的量(厚度)。

在传统 X 线成像中, 图像是通过视野范围内信号 S 的相对改变而形成。对于 70kg 的人来说, 他腹部大约相当于 20cm 厚的水, X 线光量子的穿透率大约为 2%。如果出现 2mm 的异常结构, 此穿透率将变为 1.98%(差别仅 1%)。此微小变化还要受到很多重叠结构的影响, 这样很明显, 传统 X 线成像显示解剖细节的能力有限。在 CT 成像中, 通过从多个角度投影测量信号 S , 从测得的数据中计算出 μ_i 以直接显示。此技术可以使邻近结构间产生更高的对比。例如, 2mm 的钙化结节与周围组织相比, 衰减系数的差别可达

200%, 因此 CT 较传统 X 线成像对细微密度差别的显示更清楚(参见图 1-1)。

对于所见的图像, 传统 X 线成像中的亮度变化, 与等式 1 中穿透后信号 S 的改变呈比例关系。在 CT 中, 图像中的衰减变化, 采用以水的衰减系数为参照的单位, 即 Hounsfield 单位(HU)来表示。

$$HU_i = 1000 \frac{\mu_i - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}} \quad (2)$$

二维投影数据的图像重建

形成 CT 图像的基础可以通过投影方法将数据重建为二维图像的过程来进行阐述。X 线源和检测器绕病人旋转, 从而可测量穿透人体的 X 线。所得到的每个测量值都是 X 线源沿着不同方向穿透病人到达检测器后的衰减结果。因此, 对于均匀的圆盘, 中间衰减最大, 具有对称的投影轮廓。通过扫描架的旋转可以从不同角度进行线性测量, 为图像重建提供