

[法] M.Rémy-Jardin · J.Rémy 主编

刘士远 李惠民 董伟华 译

肖湘生 审

胸部螺旋 CT

SPIRAL CT OF THE CHEST

中国医药科技出版社

胸部螺旋 CT

Spiral CT of the Chest

作者 J. E. Aldrich, A. A. Bankier, C. Beigelman, P. Costello, D. Fleischmann, P. Grenier
C. J. Herold, W. A. Kalender, J. R. Mayo, R. Meuli, D. P. Naidich, M. Prokop
J. Rémy, M. Rémy - Jardin, G. D. Rubin, C. M. Schaefer - Prokop, P. Schnyder
M. W. Vannier, J. A. Verschakelen, P. Vock, G. Wang, S. Wicky

主编 M. Rémy - Jardin, J. Rémy

Albert L. Baert 为此书撰写前言

共有 243 幅(540 帧)图片,部分为彩色。

刘士远 李惠民 董伟华 译
肖湘生 审

中国医药科技出版社

登记证号:(京)075号

内 容 提 要

本译著全面介绍了螺旋CT基本原理及检查技术,详细论述了胸部各解剖区域主要适应证的螺旋CT表现,特别是那些与常规相比有明显优势的领域,如螺旋CT血管造影、三维重建等。书中流畅准确、通俗易懂的文字配以243幅精美的图片可帮助读者全面掌握螺旋CT技术及其在胸部的应用。全书共15章,每章均附有大量参考文献。

该书两位原编者均为国际著名的放射学家,书中不仅总结了他们使用该项专门技术的最新成果,还汇聚了其他国际领先胸部放射学家在这一领域的独特经验。本书适用于广大放射科医生及相关专业的医生、医学生、教学人员、科研人员等阅读使用。

图书在版编目(CIP)数据

胸部螺旋CT/(法)杰丁,(法)瑞米著;刘士远,
李惠民,董伟华译. —北京:中国医药科技出版社,
2000.6

书名原文:Spiral CT of the Chest

ISBN 7-5067-2256-9

I. 胸… II. ①杰… ②瑞… ③刘… ④李… ⑤董…

III. 胸-计算机X线扫描体层摄影-基本知识

IV. X814.42

中国版本图书馆CIP数据核字(2000)第62160号

Translation from the English language edition:
Spiral CT of the Chest edited by Martine Rémy-Jardin and Jacques Rémy
Copyright © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1996
All Rights Reserved

图字:01-1999-0882号

*

中国医药科技出版社 出版
(北京市海淀区文慧园北路甲22号)
(邮政编码 100088)

中国人民解放军第4210工厂 印刷

全国各地新华书店 经销

*

开本 A4 印张 20¼

字数 479千字 印数 1-3000

2001年1月第1版 2001年1月第1次印刷

定价:160.00元

前言

螺旋 CT 的诞生大大改变了 X 线计算机体层的实际应用。快速容积扫描不仅可以通过提供更薄更多的重叠切层在横断面上获得更多的诊断信息,而且能够提供新的应用领域,比如在三维数据采集的基础上进行表面遮蔽显示(SSD),利用最大强度投照(MIP)进行投照成像,以及更好的多平面重建等。另外,螺旋 CT 使造影剂的应用更加理想,可以根据特定的临床目的减少造影剂的应用总量;还可以理想地选择性显示血管或器官的特定期相。利用螺旋 CT 上述的某些特点,仅仅经静脉注射造影剂就可以选择性显示体内的血管,所以 CT 血管造影在某些情况下已经替代了动脉内 DSA。螺旋 CT 的优势可以得到理想的开发,使其顺应相应解剖区域的生理运动,这就是它在胸部运用如此成功的原因。

该书由两位国际著名放射学家 Martine Rémy - Jardin 和 Jacques Rémy 主编,他们很早就开始了胸部螺旋 CT 的应用,并负责撰写了本书中的三个章节,总结了他们使用该项专门技术的最新成果。编者还非常成功地在该书中汇聚了一大批国际领先的胸部放射学家,他们在这一解剖领域的 CT 应用上都有独特的经验。该书内容丰富,技术先进,包括原理、曝光剂量、技术、临床应用以及该方法在胸部疾病研究中的展望等 15 章。

我相信读者既可以将此书作为学习的基础,也可以作为参考教科书。日常工作中,既可以正确回答读者提出的问题,也可以解决胸部螺旋 CT 扫描时遇到的难题。

Leuven

Albert L. Baert

序

螺旋 CT 自 1990 年首次应用于临床以来,其技术上已得到了很大的发展,这大大增强了我们发现和定性胸部疾病的能力。连续性 CT 扫描数据的采集,大大提高了受生理运动伪影和高血流影响区域的图像质量。非常理想的是,该技术可以一次屏气完成真正的全胸连续容积扫描;这样,只要病人配合,基本消除了因呼吸运动导致的位移伪影。数据采集的连续性允许产生很多重叠的图像而无需增加曝光量,并增加了长轴上的空间分辨率,这种重叠重建极大地提高了多断面重建和三维重建的质量。

螺旋 CT 在新的适应证以及技术的进一步完善方面都在快速地发展,但仍需将大量的已经成熟的技术应用于临床。这本教科书成功地做到了这一点,编者以通俗实用的方式总结了有关放射学家的经验,该书的作者包括了胸部螺旋 CT 应用方面的主要专家,编者 Martine Rémy - Jardin 和 Jacques Rémy 是国际胸部放射界的领袖人物,主要从事该技术的临床应用,他们在该领域渊博的知识以及对每个细节一丝不苟的态度都全部反映在了这本书里。

很荣幸拜读了该书的校样,这对我来说也是一个学习的过程,我相信该书将成为所有进行胸部螺旋 CT 检查的参考标准。

Vancouver

N. Müller

中译本序

CT 进入临床应用的时间应该说不算很长,但其发展却是日新月异,尤其 20 世纪 90 年代,螺旋 CT、多层螺旋 CT、电子束 CT 等令人应接不暇。螺旋 CT 的关键进步是扫描更快速并获得了容积数据,前者使检查速度加快,增加了单位时间内病人检查流量,显著改善了增强效果,使 CT 血管造影成为可能;后者可提供极薄的切层,可以任意重叠重建图像,这不仅避免了部分容积效应,而且使 CT 拥有了多断面重建、表面遮蔽显示、最大或最小密度投照、虚拟内窥镜等强大的后处理功能,大大提高了 CT 的定位和定性能力。所以说,螺旋 CT 的出现是 CT 技术的一项革命。目前螺旋 CT 相当普及,全国的拥有量超过 2000 台,许多县级医院也有了螺旋 CT,准备更新或购买 CT 的也基本都考虑螺旋 CT。但遗憾的是,目前关于螺旋 CT 的专著尚非常匮乏,不能满足广大医务工作者的要求,限制了螺旋 CT 功能的应用和开发。

令人高兴的是,Rémy - Jardin 教授及其同事们为我们提供了一本好书,这本《胸部螺旋 CT》是近 10 个国家 20 余位著名胸部放射学家经验的结晶,可以说是国际间成功合作的精品,我读了以后感觉受益匪浅。该书对螺旋 CT 基本原理、检查技术、临床适应证到未来的发展趋势都做了详细的阐述,并配有 240 余幅制作精细、清晰的图片,其内容既包括了作者自己多年宝贵的经验,也涵盖了各个领域最新的研究动态和发展,相信会对放射科医生的临床工作带来益处。为了让中国的广大放射学界同仁都能读到这本好书,更好地做好螺旋 CT 检查,避免资源浪费,提高诊断准确率,我的学生刘士远博士等将此书翻译出版,期望对大家能有所帮助。由于水平有限,错误之处在所难免,欢迎大家批评指正。

本书翻译过程中,中国医药科技出版社张艳丽小姐给予了无私的全力帮助;长征医院影像科李军工程师以及西门子公司王观法博士,王一波工程师等对基本原理部分也提供了无私的帮助,在此一并表示衷心的感谢!

肖湘生

1999 年 10 月

总目录

1 螺旋 CT 基本原理	(1)
2 放射剂量	(33)
3 数据采集技术	(41)
4 增强技术	(57)
5 重建技术	(100)
6 局灶性肺疾病的螺旋 CT	(126)
7 肺实质疾病的螺旋 CT	(147)
8 气管及主支气管的螺旋 CT	(156)
9 支气管树的螺旋 CT	(178)
10 肺栓塞的螺旋 CT	(193)
11 肺血管的螺旋 CT 血管造影	(220)
12 上腔静脉的螺旋 CT	(250)
13 胸主动脉及其分支的螺旋 CT	(265)
14 横膈、胸壁和胸膜的螺旋 CT	(284)
15 2000 年的螺旋 CT	(299)

1 螺旋 CT 基本原理

M.W.Vannier, G.Wang

目录

1.1	引言	1
1.2	CT 成像过程	3
1.3	原始数据插值	6
1.4	图像分辨率	8
1.4.1	层面敏感性剖面	8
1.4.2	层厚	12
1.4.3	纵向带宽比较	13
1.4.4	重叠层面重建	15
1.4.5	最佳扫描螺距	17
1.5	图像噪声	19
1.6	图像伪影	19
1.6.1	阶梯伪影	20
1.6.2	模糊伪影	21
1.6.3	金属伪影	23
1.6.4	运动伪影	26
	专有词汇	28
	参考文献	29

1.1 引言

螺旋 CT (Spiral/Helical CT) 是近年医学容积成像的一个重要发展。螺旋 CT 的概念, 于 1987 年首次在专利文献中出现 (Mori 1987), 80 年代后期, 日本开展了相关研究并作了报道 (Katakura 等 1989; Ida 等 1990)。1989 年北美放射学会议上首次报道了关于螺旋 CT 的物理测量及临床研究 (Kalender 等 1989; Vock 等 1989), 与螺旋扫描相关的插值方法也得到了详细的研究 (Skrabacz 等 1988; Bresler 和 Skrabacz 1989; Crawford 和 King 1990)。

对减少运动伪影的需求以及电子技术和计算机的进步推动了螺旋 CT 的发展。在螺旋 CT 中, X 线源的旋转和检查床平移同时进行, 如图 1.1 所示, 因此, 原始数据采集时间大大缩短, 而且可在相同的呼吸水平获得重建横断面图像, 避免了 (步进式扫描) 相邻层面图像的偏移。

图 1.2 比较了几种不同扫描序列, 包括 (a) 多层扫描; (b) 快速序列扫描和 (c) 螺旋扫描。其中, 多层和快速扫描序列采用步进式“床进、扫描”两步骤的循序渐进过程, 而螺旋扫描则为一连续过程。图 1.3 为扫描过程原始数据组的简图, 可用不同时间间隔和不同重建视野进行重建。图 1.4 示单次及多次螺旋扫描。一些机型只能作单次预设的螺旋扫描, 而另一些机型允许作多个系列螺旋扫描, 中间为短的呼吸间隔, 使屏气能力下降的病人也能作螺旋扫描。

螺旋扫描使用了两个新的成像参数: 螺旋螺距 (helical pitch, P) 和重建间隔 (reconstruction interval, RI)。螺距定义为检查床步进值与探测器准直宽度的比值; 重建间隔为重建的相邻两横断面间的纵向距离。螺旋 CT 的一个重要方面就是可作回顾性重建, 也就是先作螺旋扫描采集原始数据, 尔后可作任意横断面重建而不管螺距大小。现认为, 一定 X 线剂量下, 用重叠重建的螺旋 CT 比常规 CT 具有明显高的纵向分辨率 (Wang 和 Vannier 1994a; Wang 等 1994; Kalender 等 1994)。越来越明显, 在螺旋

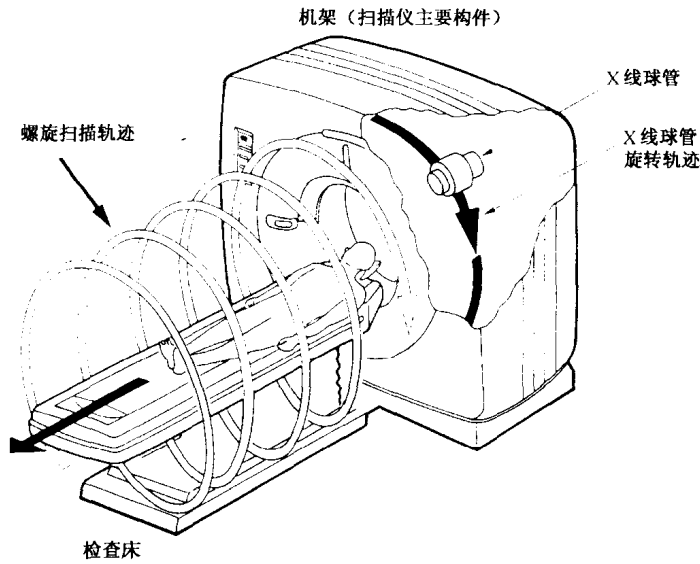


图 1.1. 在螺旋扫描过程中，机架内 X 线球管和探测器组合的旋转与检查床平移同时进行，其相对运动形成螺旋形轨迹（摘自 Tohki 1993）

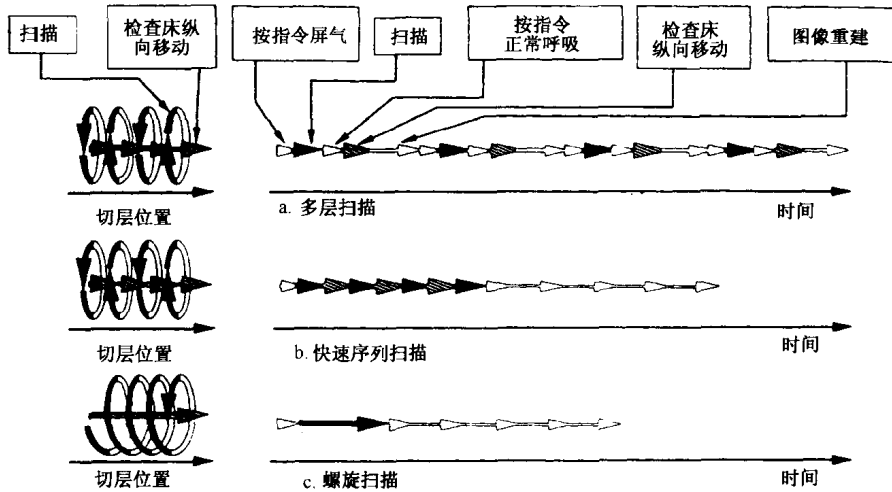


图 1.2. 各扫描序列的时间性对比：a 多层扫描，b 快速序列扫描和 c 螺旋扫描。图示多层和快速序列扫描采用步进式“床进、扫描”两步骤扫描，而螺旋扫描过程为连续性（摘自 Tohki 1993）

CT 中，由于重叠重建而提高的纵向分辨率，与由于快速数据采集而提高的时间分辨率同等重要，这两方面优势使螺旋 CT 成为容积成像的首选方法，如图 1.5 所示。自 1989 年推出以来，螺旋 CT 作为标准医学 CT 模式已得到普遍认可。

CT 图像的时间分辨率以使用电子束技术为最佳 (Boyd 和 Lipton 1983)，以 Imatron 公司生产的电子束 CT 扫描仪为例，其亚秒级横断面成像已不需常规断层扫描要求的机械运动，电子束扫描仪的最初用途是心脏成像。目前，CT 探测器沿一维弧线排列构成扇形几何结构。锥形束螺旋 CT 使用二

维探测器阵列，于 1991 年首次报道 (Wang 等 1991, 1993)，早期一些关于锥形束断层成像的工作促成了这一技术的形成 (Feldkamp 等 1984; Tuy 1983; Smith 1985; Grangeat 1991; Jaszczak 等 1988; Gullberg 和 Zeng 1992)。一个用于血管造影的锥形束 X 线成像系统也已于最近出厂 (Saintfelix 等 1994)，但这些已在本章范围之外了。

CT 扫描过程——X 线从不同方向穿透病人进行扫描，采集投射数据，然后使用计算机技术将这些投射数据进行数学重建，形成图像——现已非常明了。螺旋 CT 中，平面内投射数据组 (矩阵) 是通过原始螺旋

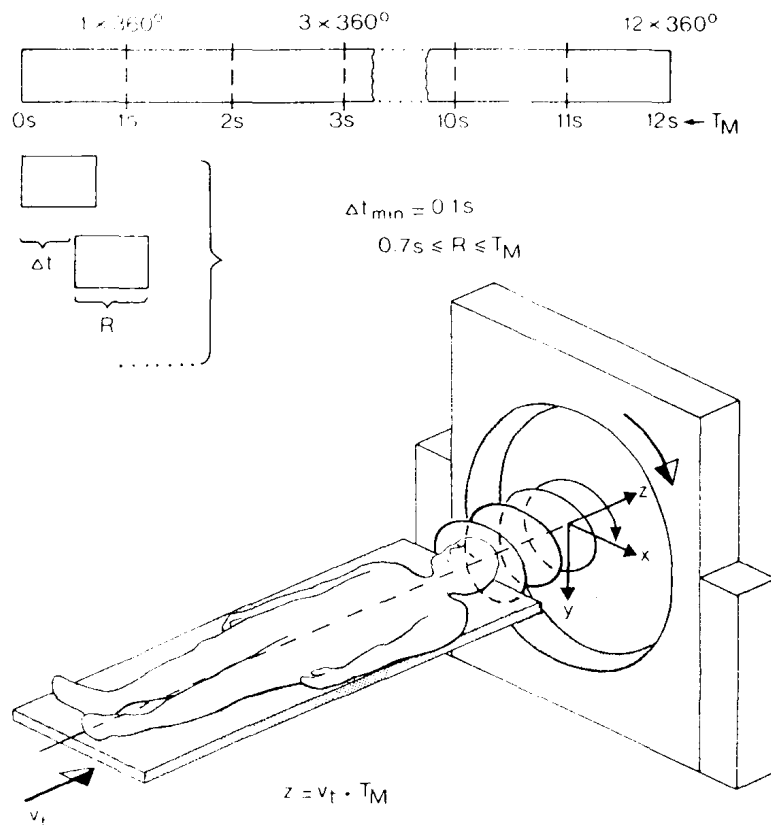


图 1.3. 扫描期 T_M 的原始数据组简图。可以作不同时间间隔 (Δt) 和不同重建窗 (R) 的重建 (摘自 Rigauts 等 1990)

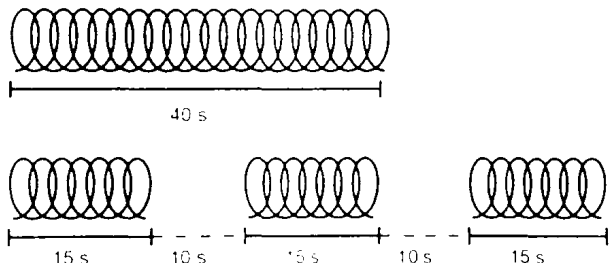


图 1.4. 单次与多次螺旋扫描。一些机型只能作预先设定的单次螺旋扫描，而另一些机型允许作多系列的螺旋扫描，中间可有短暂呼吸间隔 (摘自 Brink 等 1994)

投射数据进行插值后合成的，然后，通过滤过反投射法进行图像重建，因此，原始数据的插值是螺旋 CT 的核心。如普通 CT 一样，螺旋 CT 的图像质量也包括三个内容：分辨率、噪声和伪影。图像分辨率包括两大类：辨别相邻小物体的空间分辨率和辨别大范围相似灰阶度的对比分辨率；图像噪声是由于 X 线光子流的随机波动而造成的颗粒状影像；图像伪影则为结构或模式的干扰 (structured or patterned interference)，螺旋 CT 中遇到的最重要的四种类型为阶梯伪影 (stair-step)、模糊伪影 (blurring)、金属

伪影及运动伪影，我们将在本章中加以讨论。

1.2 CT 成像过程

CT 过程的第一步是采集原始投射数据：检查床平移时，X 线束从不同方向照射病人，同时记录 X 线穿透病人后衰减的线性积分。CT 扫描仪一般分为四代，如图 1.6 所示，第一代特征为一个 X 线源和一个探测器的组合，该组合沿直线平移，每旋进一步，获得一个平行线束投射剖面 (profile) 即一组数据。第二代机也是平移-旋转式，但有多探测器形成一个小扇角。第三代机采用了扇束成像结构，使用较多探测器，这样从一个线源发出、穿过人体横断面的 X 线就可全部探测到了，这个模式中没有必要平移线源-探测器组合，也就是，组合工作形式为“旋转-旋转”式。双线束扫描是 Elscint 公司研制生产的新型三代设计 (Elscint 1992)，这一技术基于同时扫描两个连续横断面。第四代机的探测器沿全周排列，只有一个 X 线源在沿轨道旋转。快速

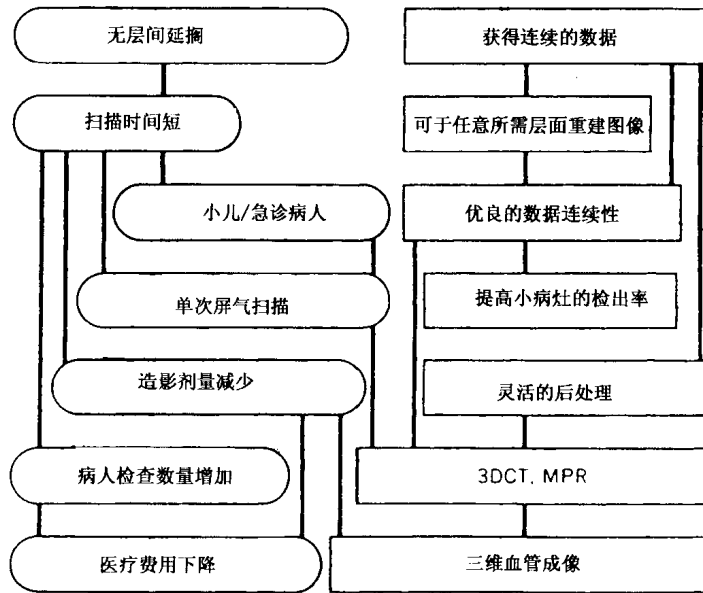


图 1.5. 螺旋 CT 扫描优点概图。横轴面和纵轴面数据采集同时进行，消除了层间延搁，提供了一组连续的投射数据（摘自 Katada 1993）

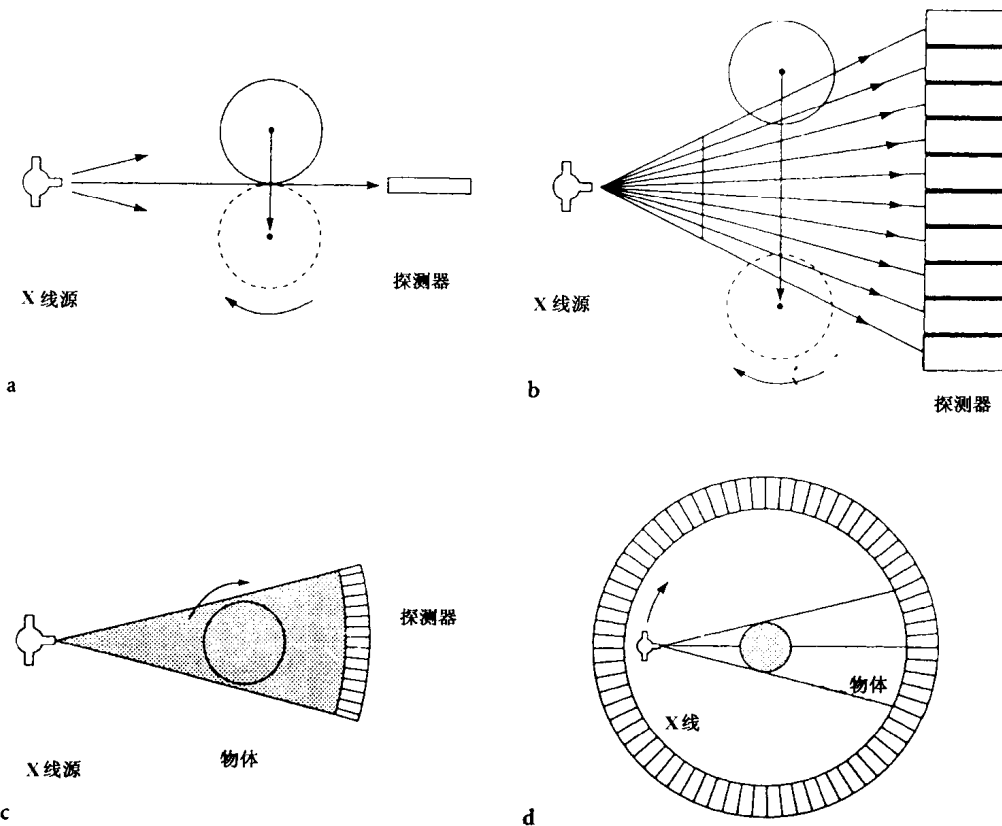


图 1.6. 基本的 CT 扫描构架。a. 单探测器“平移-旋转”的第一代系统；b. 多探测器“平移-旋转”的第二代系统；c. 单旋转（旋转-旋转）的第三代系统；d. 探测器固定的单旋转的第四代系统。在这类医疗系统中，线源和探测器进行运作而物体不动（摘自 Dennis 1989）

扫描的要求大大推动了这些成像几何结构的发展，但也造成了大量散射，散射问题可经使用 X 线准直器而大大减少。

第三代扫描仪最为普及，第三代 CT 机几何结构的滑环技术是螺旋 CT 的基础，如图 1.7 所示，滑环使 X 线球管和探测器阵

列组合能够连续旋转。滑环技术的关键因素是在一个长时间扫描过程中保证能源持续供给。理论上，组合旋转时，电刷沿滑环滑动，使得连续扫描时电源持续供给 X 线球管。此滑环技术的最大扫描时间主要决定于球管热容量。在 X 线球管组合中，通常将

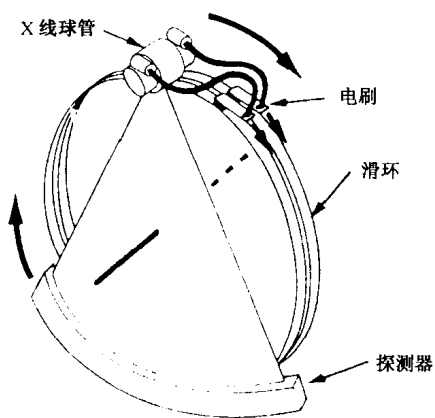


图 1.7. 三代 CT 构架中的滑环允许 X 线球管（源）和探测器连续旋转，滑环机制是连续多个旋转扫描的基础。当系统旋转时，电刷沿滑环滑动，持续给 X 线球管供给电力（摘自 Tohki 1993）

相对低的电压转换成高电压输送给球管工作。

正是由于滑环技术，使得螺旋扫描成为可能。图 1.8 示螺旋 CT 扇束型几何体的坐标系，在螺旋 CT 中，一个 X 线源照射一个弧形排列的探测器阵列，螺旋扫描轨迹除一点相交外，其余均落在待重建层面之外，X-Y 平面包含了待重建平面，Z-轴代表床进方向。注意第四代扫描模式的螺旋 CT 不同于第三代扫描模式的常规 CT。因此，下面我们设定采用第三代扫描模式，其方法和结果均可适用于双线束三代模式和四代扫描模式的螺旋 CT。

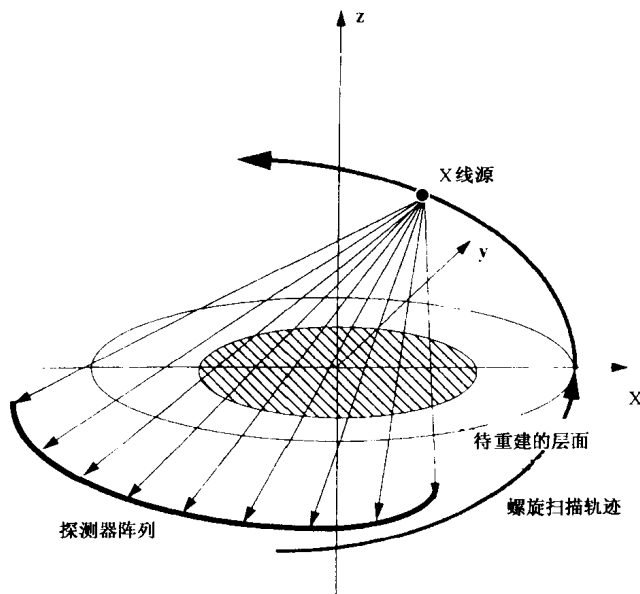


图 1.8. 扇束构架螺旋 CT 的坐标系。X 线源照射一个沿弧形排列的探测器阵列。螺旋扫描轨迹除了一个层面交叉点外，均位于待重建的平面之外。图中 X-Y 平面含有一个待重建的平面，床沿 Z-轴运动

常规 CT 成像过程简图如图 1.9 所示，运动的 X 线源照射病人，经一探测器组（固定或运动）产生扇束投射数据，将投射数据用一个重建算法计算，结果形成一个从病人获取的相应层面的数字图像。滤过反投射（filtered backprojection）是一个成熟的图像重建方法。图 1.10 显示简单反投射不能与其投射图像准确重合，因为有模糊效应（smearing effect），而滤过反投射则形成准确图像，因为简单反投射中的模糊伪影在简单滤过反投射中消除了。

滤过反投射法有严格的数学基础，这可用于图 1.11 中所示的投射和付立叶转换中得到最好解释，从中可导出一个良好关系：图

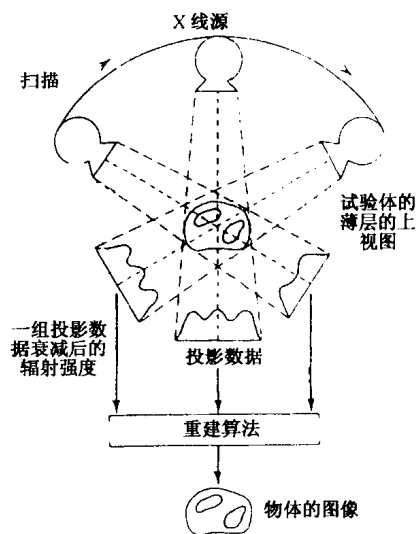


图 1.9. CT 成像过程简图。运动的 X 线源照射一个物体、通过一组固定或运动的探测器产生投射数据，投射数据被输入到一个图像重建的计算算法（摘自 Dennis 1989）

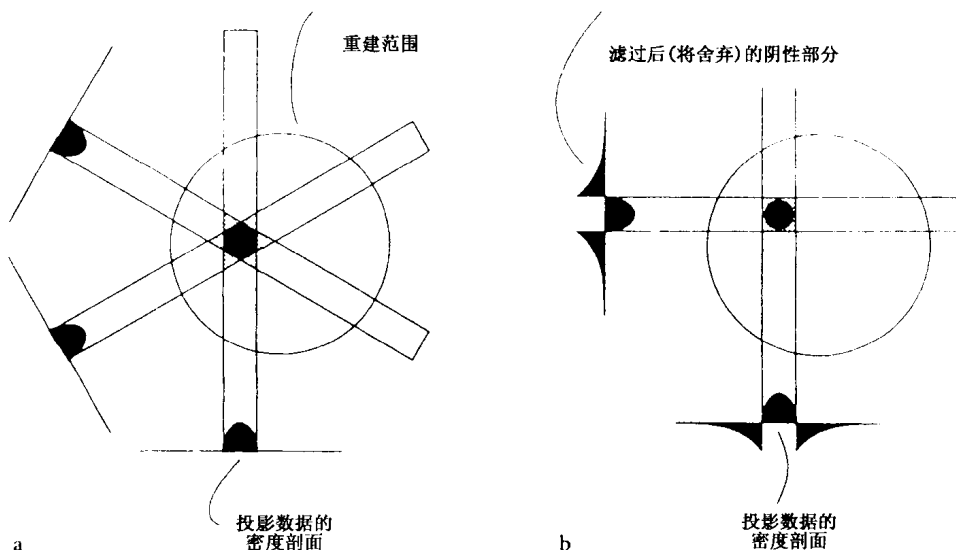


图 1.10. CT 图像重建简图。a. 简单反投射；b. 滤过反投射。简单反投射产生一幅模糊和加宽的图像，而滤过能消除简单反投射中的这些模糊效应（摘自 Dennis 1989）

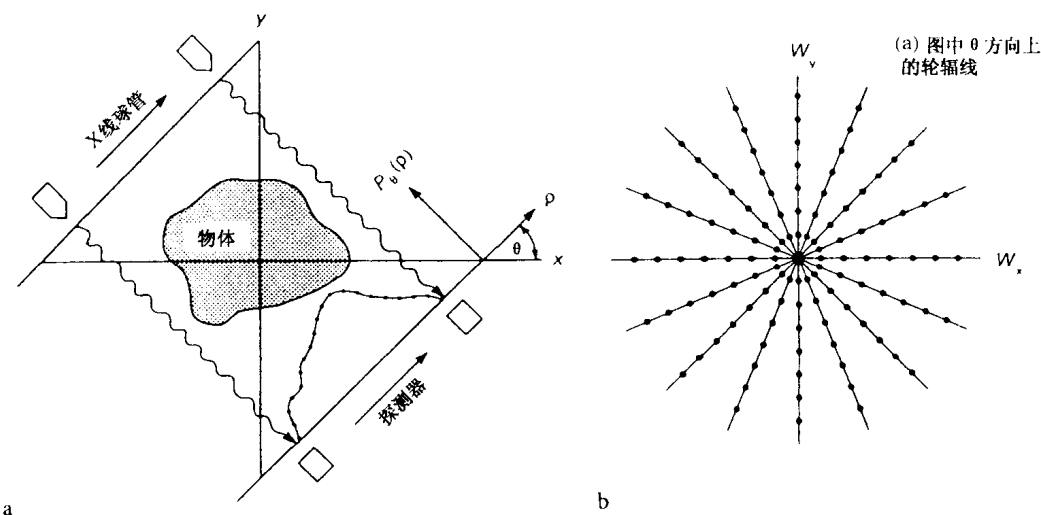


图 1.11a, b. 一幅待重建图像的投射数据和付立叶转换平面之间的关系。如图 a 所示方向上的投射数据点对应于 b 中二维付立叶中一个轮辐上的数据点（摘自 Dennis 1989）

1.11a中所示的方向上获得的平行线束投射剖面的付立叶转换平面等同于图 1.11b 中的二维付立叶转换空间内的一个轮辐线上的数据点 (Natterer 1986; Kak 和 Slaney 1987)。如果全部平行线束投射剖面均可利用，那么对应轮辐线将完全充填二维付立叶转换空间，因此，反付立叶转换将准确重建图像。可以从数学上证明付立叶重建过程与滤过反投射相等 (Natterer 1986; Kak 和 Slaney 1987)。尽管前面所描述的是针对平行线束几何体，滤过反投射机制也适用于扇束几何体 (Natterer 1986; Kak 和 Slaney 1987)。在螺旋 CT 中，因为任意平面内只能获得一个扇束投射剖面，所以任意横切层内就没有

足够的投射数据来重建图像，在滤过反投射之前需要从原始螺旋扫描数据中导出平面投射数据组。

1.3 原始数据插值

图 1.12 示普通和螺旋扫描中不同的扫描覆盖区域，普通扫描产生一个两平面间纯粹圆柱状的层面，而螺旋扫描则由于连续床进产生位移。结果，用螺旋数据直接重建相比于插值重建的图像，其质量完全不同，如图 1.13 所示，插值后条纹状伪影消除。

在各种原始螺旋投射数据的插值技术中，线性插值法 (linear interpolation, LI) 因其功效及易操作性而常被推荐 (Crawford

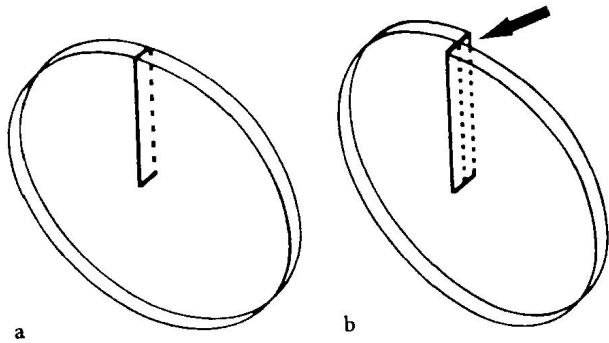


图 1.12a, b. 普通扫描 (a) 和螺旋扫描 (b) 的扫描区域不同。普通扫描产生一个完全两平面间的圆柱体内的切层, 而螺旋扫描因连续床动产生位移

和 King 1990; Kalender 和 Polacin 1991; Polacin 等 1992)。典型线性插值技术包括全扫描 (full-scan, FS), 不全扫描 (under-scan, US), 全扫描伴内插 (full-scan with interpolation, FI), 半扫描 (half-scan, HS), 半扫描伴内插 (half-scan with interpolation, HI), 及半扫描伴外插 (half-scan with extrapolation, HE) 等方法。FS 法中, 360° 范围采集原始投射数据, 卷积、反投射前不作处理, 因此, FS 是最简单的插值算法。US 和 HS

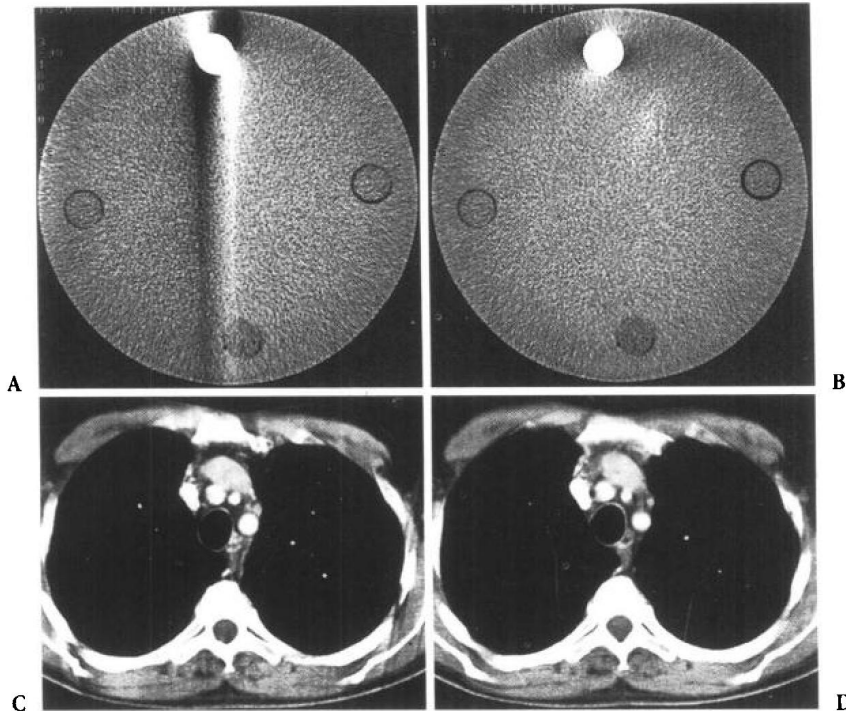


图 1.13. 螺旋数据直接重建 (A, C) 与插值重建 (B, D) 的图像质量比较: 模具 (A, B) 和纵隔 (C, D) 的研究。注意当使用插值时, 条纹状伪影消除 (摘自 Kalender 等 1990)

法要求角度分别为 360° 和 180° 加一扇角。二者中, 原始投射数据在扫描的开始和结束附近均有过低补偿, 而接近扫描中央则有原始投射数据的过高补偿。FI 法中, 360° 范围内的一组平面投射数据, 通过同一方向上邻近的原始投射数据的线性插值而获得, 如图 1.14 所示。因此, 其原始数据包括 720° 角范围。HI 法使用了大量原始扇束数据, 在相反方向上, 插入邻近数据, 因而角度从 FI 法要求的 720° 降为 360° 加两个扇角。HE 法无需 HI 法要求的条件, 即要求投射数据必须来自于重建平面的两侧, 在 HE 法中, 如果反向线来源于平面的同侧, 则用外插法估计对应投射值, 否则, 如 HI 法所述用内插

法。按 Kalender 等所用术语, FI 和 HI 法分别相当于 360° LI 和 180° LI。

所有上述方法均为纵向插值, 因此, 如果结构在 Z 轴向上不连续, 则在合成投射数据时就产生垂直模糊伪影, 这一模糊伪影过程和不同周期的插值构架也会扭曲横断面结构。基于这一限制, 建议选用一个自适应插值 (adaptive interpolation, AI) 法, 沿倾斜方向进行线性插值, 以改进现行的螺旋 CT 插值法 (Wang 和 Vannier 1994c)。自适应插值的概念如下所述: 假定一较长结构呈纵向斜行, 那么在同一方向上的相邻投射之间就产生了相对移位, 这一错位 (失重合) 可经传统关联 (correlation) 技术估算, 并

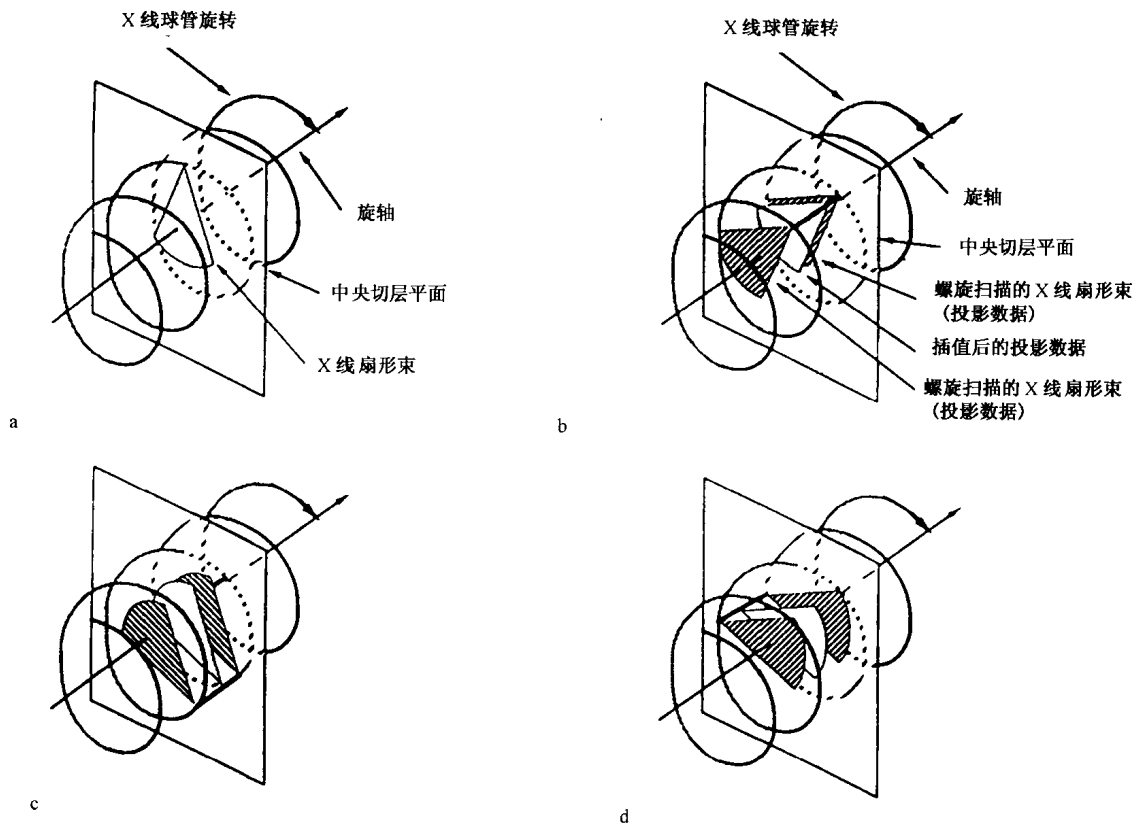


图 1.14a-d. 插值算法示意图。a. 任意的切层和螺旋数据只相交于一点, 意味着一个平面图像内只有一个真正投影数据的剖面; b. 平面切层内投影数据通过切层两侧相同旋转相上两点的螺旋数据进行插值而获得; c, d. 该过程按旋转相重复以获得 360° 插值数据, 足够重建一横断面切层 (摘自 Tohki 1991)

用于确定插值路径 (方向)。对于多个不同斜向的结构, 源于投射位置的插值路径, 决定于该位置为中心的一短系列投射数据与同方向上邻近投射数据的综合。解决这一问题还可能其它技术, 如用小波分析技术 (wavelet decomposition) 确定投射区域内的结构 (Kaiser 和 Streater 1992)。

这些典型线性插值法如图 1.15 所总结, 其中, HI 和 HE 法已被广泛接受, 因为能有效地利用原始数据, 可靠地合成平面投射, 最终形成满意的重建图像。

1.4 图像分辨率

一些研究表明, 用 HI/HE 法的螺旋 CT 平面内空间分辨率与常规 CT 非常相似 (Crawford 和 King 1990; Polacin 等 1992; Brink 等 1992), 但螺旋 CT 的纵向空间分辨率不同于常规 CT, 这与层面敏感性剖面 (slice sensitivity profile, SSP) 密切相关。

1.4.1 层面敏感性剖面

层面敏感性剖面定义为 CT 扫描仪点扩散函数 (point spread function, PSF) 的纵向中心剖面, 并通常沿机架孔中心纵轴测量。SSP 对高对比和低对比纵向图像分辨率都很重要。如图 1.16 所示, SSP 影响小病灶的成像。当病灶直径小于层厚时, 对比度即小病灶与其背景的 CT 值比率也下降; 当 SSP 偏离理想的矩形时, 则这种影响更显著。与常规 CT (床进为 0) 的 SSP 相比, 螺旋 CT 会使 SSP 变模糊, 如图 1.17 所示; 在快速床进并用 FI (360° LI) 法时, 这一变化更加突出。而用 HI (180° LI) 法, 这一影响大大降低, 即使床进速度大于探测器准直宽度。

很显然, SSP 依赖于相关纵线的横断位置, 归因于螺旋 CT 插值构架的不对称性。SSP 的空间变化近已有人注意并进行了研究 (Wang 和 Vannier 1994b)。假定横向排列的

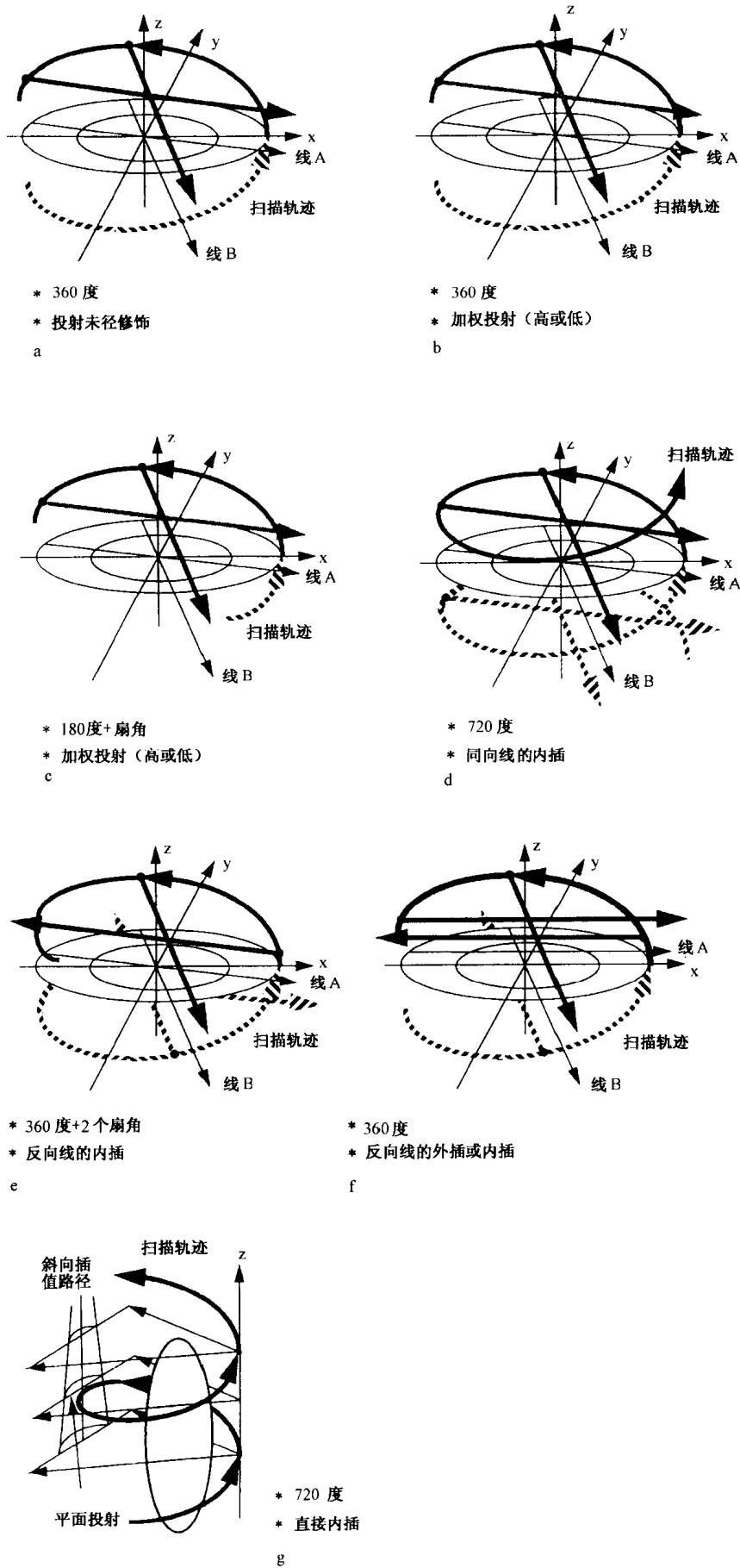


图 1.15. 螺旋 CT 插值图解: a. 全扫描 (FS); b. 不全扫描 (US); c. 半扫描 (HS); d. 全扫描伴内插 (FI 或 360°LI); e. 半扫描伴内插 (Hi 或 180°LI); f. 半扫描伴外插 (HE); g. 自适应插值 (AI)

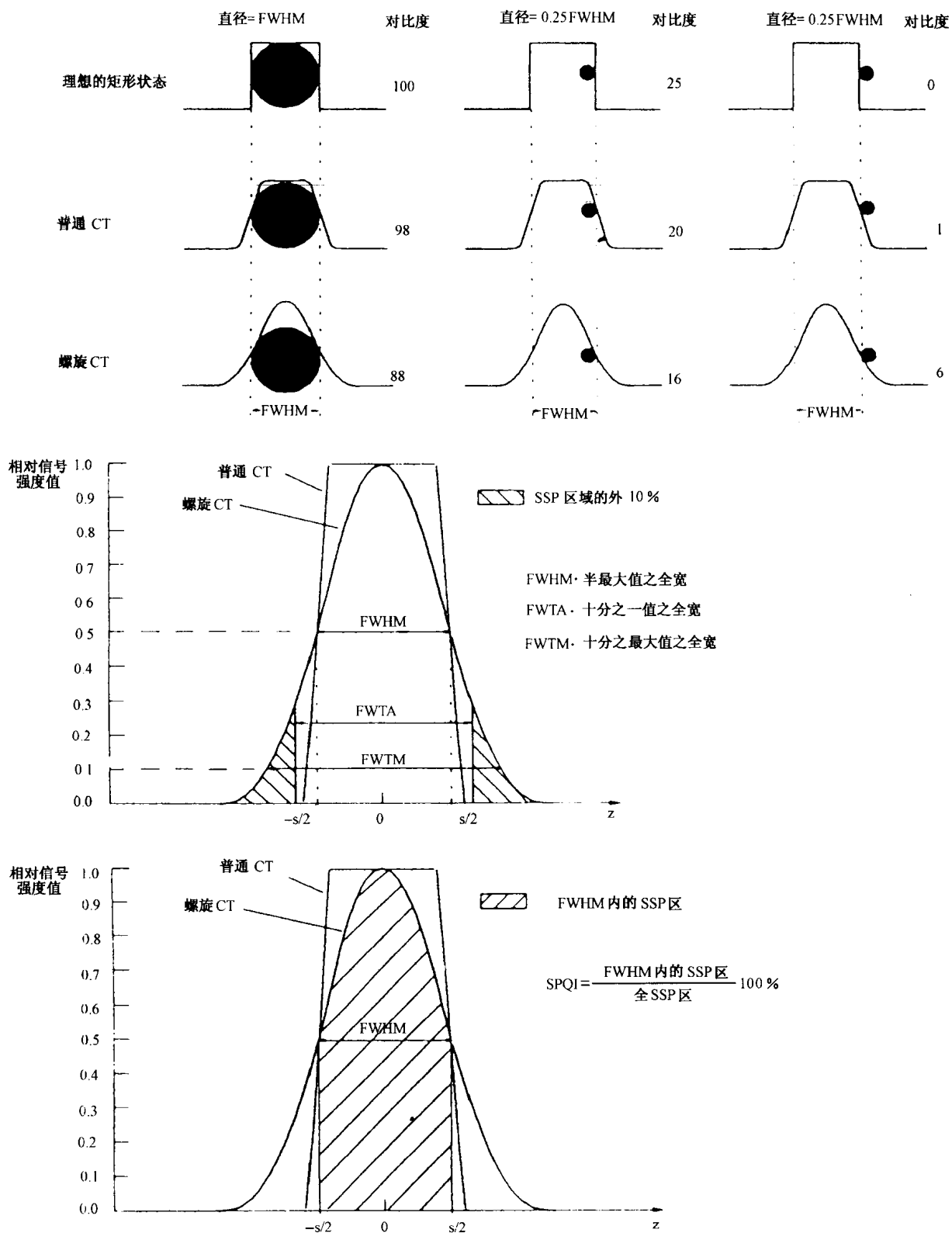


图 1.16a-c. SSP 形状对小病灶成像的影响。a. 当小病灶直径比层厚小时，其对比度下降；此效应于肺理想矩形 (b, c) 的 SSP 时更趋显著 (摘自 Kalender 1995)

探测器紧密排列，仅纵向显示探测器特征，在这样的情况下，对一个点源的探测器响应也是点源与探测器中心距离的函数，我们将探测器的响应列为直角函数：

$$r(d) = \frac{1}{D} \text{rect}\left(\frac{d}{D}\right), \quad (1.1)$$

其中 d 是探测器中心与点源间纵向相关距离，D 是探测器准直的纵向宽度，rect(.) 是直角函数：

$$\text{rect}(x) = \begin{cases} 1, & x \in \left[-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right); \\ 0, & \text{其他。} \end{cases}$$