

总主编 秦维昌

医学影像技术学

CT检查技术卷

主编 王鸣鹏



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

医学影像技术学

CT检查技术卷

主 编 王鸣鹏

副主编 白 桦 沈 纲

编 者 (按姓氏笔画排序)

牛延涛 (首都医大附属北京同仁医院)

王鸣鹏 (复旦大学附属华东医院)

白 桦 (中科院附属阜外心血管病医院)

牟文斌 (北京协和医院)

沈 纲 (复旦大学附属华东医院)

杨建明 (南方医大附属珠江医院)

杨新令 (中科院附属阜外心血管病医院)

张永县 (首都医大附属北京同仁医院)

黄 雄 (武汉大学附属中南医院)

雷子乔 (华中科大附属协和医院)

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像技术学. CT 检查技术卷/王鸣鹏主编. —北京:
人民卫生出版社, 2012. 10

ISBN 978-7-117-16272-2

I. ①医… II. ①王… III. ①计算机 X 线扫描体层摄影-诊断学 IV. ①R445②R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 171718 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

**医学影像技术学
CT 检查技术卷**

主 编: 王鸣鹏

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 17

字 数: 527 千字

版 次: 2012 年 10 月第 1 版 2012 年 10 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-16272-2/R·16273

定 价: 99.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

一百多年来,随着科学技术的发展、临床实践和理论的丰富,以及教育的提高,医学影像学技术学科体系进一步健全。进入数字化时代后,影像技术得到快速发展。检查技术和方法的不断更新、技术队伍的迅速扩大,影像技术需要一套涵盖本专业技术发展现状,供中青年学习提高使用的参考书。为此,中华影像技术学会第四届委员会把学会出书作为一项工作计划。

本书是以学会的名义,举学会的力量,组织本专业国内各方面具有丰富实践经验的专家学者编写的系列原创专著。丛书力求规范各种影像技术实践,尽可能解决存在争论的实际问题;希望对专业技术的标准化、规范化具有指导意义;对引领和推进我国影像技术的发展发挥一定作用。

本书以各种成像技术为纲,共设7卷,包括:总论、X线摄影技术、X线造影技术、CT检查技术、MR检查技术、急诊影像技术、影像设备质量控制管理。在内容安排上,各卷自成系统,保持各种检查技术的系统性,又有所侧重,避免过多重复,保持丛书的整体性。内容力求抓住相关成像技术的最新进展,在继承传统经典影像技术学内容的基础上,注重专业的发展和现状,保证丛书的时代性和实用性。希望丛书能成为广大影像技术工作者有用的常备参考书。

应邀参与的编者都是在某一方面很有经验的专家。同时,作者来源又照顾到地域性和老中青结合,力求具有广泛的代表性,并通过写作得到锻炼提高。

本丛书在每卷独立会审之后,又组织各卷主编对每卷进行会审,以力求完善和尽量避免错误。但由于编写时间等因素的限制,难以组织更多有经验的学者参加,一起讨论的机会不够充分等原因,书中欠缺之处难以避免,欢迎广大读者批评指正。

2011年2月28日

前 言

影像技术专业近十几年发展很快,而 CT 是其中发展最快的专业之一。从非螺旋 CT 到螺旋 CT,从螺旋 CT 到多层螺旋 CT,CT 一次旋转采集的层数以几何级数增加。CT 的发展,一方面为医学的进步作出了巨大的贡献,另一方面,也促进了影像技术专业的飞速发展。

本书的目的,是打算为影像技术的在校学生和专业工作者提供一本包括基本理论知识,同时又能满足临床日常使用的专业参考书。限于篇幅,在基础知识方面,尽可能包罗和涵盖了 CT 的基本内容,其中只对少部分必需的内容进行了较深入的讨论,如读者需深入学习研究其中的一些相关内容,请参考相关的专业书籍;在临床应用内容方面,除了引入了掌握 CT 检查技术必需的解剖和疾病专业知识外,在介绍 CT 的检查方法中,采用了表格方式列出,以便于一些初学者的学习使用和日后查找方便。书后,附录了英汉对照 CT 专业及相关词汇以及常用辐射剂量和单位;另外,书末的索引也是为了读者的查找使用方便。

根据丛书编委会的安排,本卷是医学影像技术学系列丛书中的一本。本书开始部分的引言主要是简单地介绍了 CT 发明的历史,以及 CT 的优缺点和应用概况。第一章是 CT 设备技术概述,主要是介绍 CT 设备和硬件方面的内容;第二章是 CT 成像原理和基本概念,本章采用了深入浅出的叙述,使 CT 影像技术专业必须理解和掌握的内容变得通俗易懂;第三章介绍了 CT 临床应用方面的一些情况,包括 CT 应用最基本的内容 CT 值和窗技术等;第四章是关于 CT 图像后处理和三维成像的内容,主要内容包括三维成像的基本原理和方法等,供已经基本掌握 CT 并且有兴趣的读者阅读参考;第五章是关于 CT 图像质量和辐射剂量的内容,该章节也是深入掌握 CT 原理的重要内容,供有一定专业基础的读者学习阅读;第六章至第十一章是各部位的 CT 检查方法。第六章至第九章是日常 CT 检查及诊断要点,第十章是心脏大血管 CT 检查及诊断要点,第十一章是特殊 CT 检查和临床应用,供有兴趣者参阅。

由于近十多年 CT 一直在不断发展中,加之作者学识有限,编写时间仓促,书中难免有疏漏和谬误之处,恳请读者不吝批评指正。



2012 年 5 月于上海

引言.....	1
第一章 CT 设备技术概述	3
第 1 节 非螺旋 CT	3
第 2 节 CT 机的基本结构	5
第 3 节 螺旋 CT	9
第二章 CT 成像原理和基本概念	15
第 1 节 CT 成像原理.....	15
第 2 节 CT 成像基本概念.....	19
第三章 CT 的临床应用	22
第 1 节 CT 检查的程序.....	22
第 2 节 CT 的扫描方法.....	24
第 3 节 CT 值和 FOV	27
第 4 节 CT 图像与窗技术.....	28
第四章 CT 图像后处理和三维成像	30
第 1 节 CT 图像的三维成像方法.....	30
第 2 节 冠状动脉 CTA 三维后处理方法	43
第五章 CT 图像质量和辐射剂量	46
第 1 节 CT 的分辨率和影响因素.....	46
第 2 节 CT 的伪影和避免措施.....	50
第 3 节 噪声的形成与图像质量	55
第 4 节 螺旋 CT 的图像质量和纵向分辨率	58
第 5 节 CT 的辐射剂量.....	62
第六章 颅脑、五官和颈部 CT 检查及诊断要点	69
第 1 节 检查注意事项	69
第 2 节 相关解剖	69
第 3 节 检查方法	69
第七章 胸部、纵隔 CT 检查及诊断要点	108
第 1 节 检查注意事项.....	108

第2节 相关解剖	108
第3节 扫描方法	108
第八章 腹部、盆腔 CT 检查及诊断要点	131
第1节 检查注意事项	131
第2节 相关解剖	131
第3节 扫描方法	132
第九章 脊柱、四肢 CT 检查及诊断要点	167
第1节 检查注意事项	167
第2节 相关解剖	167
第3节 扫描方法	167
第4节 检查注意事项	179
第5节 相关解剖	179
第6节 扫描方法	179
第十章 心脏大血管 CT 检查及诊断要点	194
第1节 CTA 成像技术概述	194
第2节 颅脑 CTA 检查	204
第3节 颈部动脉 CTA 检查	206
第4节 心脏冠状动脉 CTA 检查	210
第5节 左心房肺静脉 CTA 检查	216
第6节 冠状静脉窦 CTA 检查	219
第7节 肺动脉 CTA 检查	220
第8节 主动脉 CTA 检查	223
第9节 腹主动脉 CTA 检查	226
第10节 下肢动脉 CTA 检查	230
第十一章 特殊 CT 检查和临床应用	233
第1节 CT 灌注检查	233
第2节 CT 仿真内镜检查	238
第3节 双能量 CT 成像	240
第4节 CT 泌尿系成像	243
参考文献	246
附录1 英汉对照 CT 专业及相关词汇	247
附录2 常用辐射剂量和单位	261
索引	262

CT 是计算机体层成像 (computed tomography, CT) 的简称, 它的出现是继 1895 年伦琴发现 X 线以来, 医学影像学发展史上的一次革命。

CT 的发明可以追溯到 1917 年。当时, 奥地利数学家雷登 (J. Radon) 提出了可通过从各方向的投影, 并用数学方法计算出一幅二维或三维图像的重建理论。

1967 年, 由考迈克 (Allan Macleod Cormack) 完成了 CT 图像重建相关的数学问题。亨斯菲尔德 (Godfrey Newbold Hounsfield) 在英国 EMI 实验中心进行了相关的计算机和重建技术的研究, 用 9 天时间获得数据组, 2.5 小时成功地重建出一幅人体横断面图像。

1971 年 9 月, 第一台 CT 装置安装在 Atkinson-Morley 医院。同年 10 月 4 日在安普鲁斯 (Ambrose) 医师的指导下做临床试验, 检查了第一位患者。当时, 每一幅图像的处理时间减少到 20 分钟左右。后来, 借助微处理器使一幅图像的处理时间减少到 4.5 分钟, CT 的临床试验获得了成功。

1972 年 4 月, 在英国放射学研究院年会上亨斯菲尔德和安普鲁斯宣读了关于 CT 的第一篇论文, 宣告了 CT 机的诞生。同年 10 月, 在北美放射学会年会 (RSNA) 上向全世界宣布了这一在放射学史上具有划时代意义的发明。

1974 年, 美国 George Town 医学中心的工程师莱德雷 (Ledley) 设计出了全身 CT 扫描机, 使 CT 不仅可用于颅脑, 而且还可用于全身各个部位的影像学检查。

由于他们的成就, 亨斯菲尔德于 1972 年获得了与工程学诺贝尔奖齐名的 McRobert 奖。1979 年亨斯菲尔德和在塔夫茨大学从事 CT 图像重建研究工作的考迈克教授一起, 获得了诺贝尔医学生理学奖。

CT 与普通 X 线摄影方法相比, 主要有以下四个方面的优点:

一、真正的断面图像

CT 通过 X 线准直系统的准直, 可得到无层面外组织结构干扰的横断面图像。与常规 X 线体层摄影比较, CT 得到的横断面图像层厚准确, 图像清晰, 密度分辨率高, 无层面外结构的干扰。另外, CT 扫描得到的横断面图像, 还可通过计算机软件的处理重组, 获得诊断所需的多平面 (如冠状面、矢状面) 的断面图像。

二、密度分辨率高

CT 与普通 X 线摄影检查相比, 它的密度分辨率有大幅度提高。其原因是: 第一, CT 的 X 射线束透过物体到达检测器经过严格的准直, 散射线少; 第二, CT 机采用了高灵敏度的、高效率的接收器; 第三, CT 利用计算机软件对灰阶的控制, 可根据诊断需要, 随意调节适合人眼视觉的观察范围。一般, CT 的密度分辨率要比普通 X 线检查高 20 倍左右。

三、可做定量分析

CT 借助于 CT 值能够准确地测量各组织的 X 射线吸收衰减值, 通过各种计算, 可做定量分析。

四、可利用计算机做各种图像处理

借助于计算机和图像处理软件, 可做病灶的形状和结构分析。采用螺旋扫描方式, 可获得高质量的三维图像和多平面的断面图像。

CT 虽然极大地改善了诊断图像的密度分辨率, 但由于各种因素的影响, 也有其局限性和不足。

第一, 是极限空间分辨率仍未超过普通 X 线检查。目前, 中档 CT 机的极限空间分辨率约 10LP/cm, 而高档的 CT 机其极限空间分辨率约 14LP/cm 或以上。普通 X 线屏/片摄影的分辨率可达 7 ~ 10LP/mm, 无屏单面药膜摄影, 其极限空间分辨率最

高可达 30LP/mm 以上。

第二,CT 虽然有很广的应用范围,但并非是所有部位和脏器 CT 都是最好的选择。如空腔脏器胃肠道的 CT 扫描,在腔内病变的观察不如内镜。由螺旋 CT 扫描的 CT 血管造影(CTA)、冠脉 CTA 等,其在显示小血管分支上不如 DSA 血管造影。目前,由于近年来多层螺旋 CT 的出现和一些新成像方法的应用,已使这些差距逐渐缩小。

其三,CT 的定位、定性诊断只能相对比较而言,

其准确性受各种因素的影响。在定位方面,CT 对于体内小于 0.5~1cm 的病灶,常常容易漏诊或误诊。在定性方面,也常受病变的部位、大小、性质、病程的长短、患者的体型和配合检查等诸多因素的影响。

其四,CT 的图像基本上只反映了解剖学方面的情况,基本没有脏器功能和生化方面的资料。当体内的某些病理改变其 X 射线吸收特性与周围正常组织接近时,或病理变化不大,不足以对整个器官产生影响,对此 CT 也无能为力。

CT设备技术概述

在 CT 发明和应用的历史进程中,其发展大致可分为两个阶段,即从 CT 发明到螺旋 CT 出现的非螺旋 CT 阶段,以及从螺旋 CT 投入临床使用到目前为止的多层螺旋 CT 时代。相比较而言,第一阶段的意义是改变了医用 X 射线的诊断方式,而第二阶段则是在第一阶段的基础上发展和丰富了横断面 X 线诊断的手段。第一阶段 CT 设备的内容目前仅保留了历史

意义,第二阶段是目前正在使用的,下面将根据 CT 设备发展的顺序,分别阐述各种不同非螺旋和螺旋 CT 设备的主要结构特点和成像特性。

第 1 节 非螺旋 CT

20 世纪 80 年代末螺旋 CT 发明之前,CT 的发

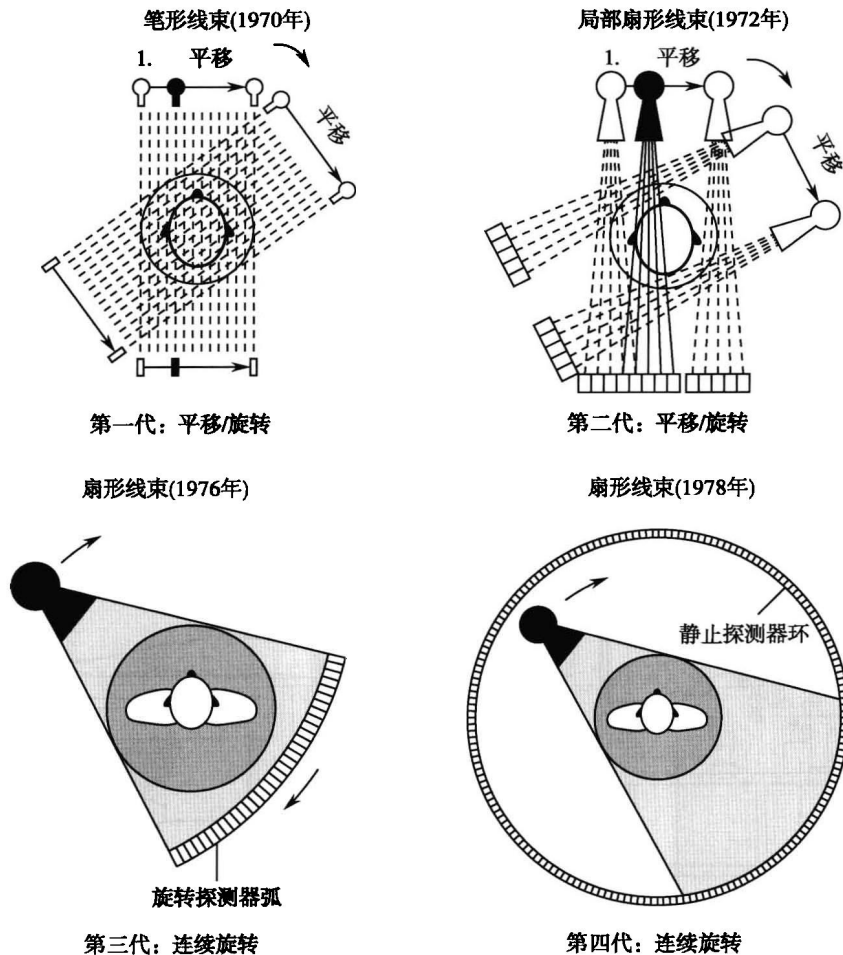


图 1-1 第一代到第四代 CT 扫描机

展通常以代称呼(图 1-1),而螺旋 CT 出现后,CT 的改进和发展则不再以代称呼。以下是螺旋 CT 发明前各代 CT 的基本特点概述,螺旋 CT 将由专门章节讨论。

各代 CT 机的基本特点如下:

(一) 第一代 CT 机

第一代 CT 机为旋转-平移扫描方式。X 射线管是油冷固定阳极,扫描 X 射线束为笔形束,探测器一般是 2~3 个。扫描时,机架环绕患者作旋转和同步直线平移运动,X 射线管每次旋转 1° ,同时沿旋转反方向作直线运动扫描。下一次扫描,再旋转 1° 并重复前述扫描动作,直至完成 180° 以内的 180 个平行投影采样。这种 CT 机结构的缺点是射线利用率很低,扫描时间长,一个断面需 3~5 分钟。

(二) 第二代 CT 机

第二代 CT 机仍为旋转-平移扫描方式。扫描 X 射线束改为 $5^\circ \sim 20^\circ$ 的小扇形束,探测器增加到 3~30 个,平移扫描后的旋转角度由 1° 提高到扇形射线束夹角的度数,扫描的时间缩短到 20~90 秒。另外,第二代 CT 缩小了探测器的孔径、加大了矩阵和提高了采样的精确性等,改善了图像质量。这种扫描方式的主要缺点是:由于探测器排列成直线,对于扇形的射线束而言,其中心和边缘部分的测量值不相等,需要作扫描后的校正,以避免伪影的出现而影响图像质量。

(三) 第三代 CT 机

第三代 CT 机改变了扫描方式,为旋转-旋转方式。X 射线束是 $30^\circ \sim 45^\circ$ 宽扇形束,探测器数目增加到 300~800 个,扫描时间缩短到 2~9 秒或更短。探测器阵列排列成彼此无空隙的弧形,数据的采集

以 X 线管为焦点,随着 X 线管的旋转得到不同方位的投影,由于排列方式使扇形束的中心和边缘与探测器的距离相等,无须作距离测量差的校正。该扫描方式的缺点是:扫描时需要每一个相邻探测器的灵敏度差异进行校正,否则由于同步旋转的扫描运动会产生环形伪影。

(四) 第四代 CT 机

第四代 CT 机的扫描方式只有 X 线管环绕机架的旋转。X 射线束的扇形角达 $50^\circ \sim 90^\circ$,因此也减少了 X 线管的负载,使扫描速度可达 1~5 秒。探测器更多达 600~1500 个,全部分布在机架 360° 的圆周上。扫描时,没有探测器运动,只有 X 线管围绕患者作 360° 的旋转。与第三代 CT 机扫描不同,在第四代扫描方式中,对于每一个探测器来说所得的投影值,相当于以该探测器为焦点,由 X 线管旋转扫描一个扇形面而获得,故此种扫描方式也被称为反扇束扫描。

(五) 第五代 CT 机

第五代 CT 机又称电子束 CT,它的结构明显不同于前几代 CT 机(图 1-2)。它由一个电子束 X 线管、一组由 864 个固定探测器阵列和一个采样、整理、数据显示的计算机系统构成。最大的差别是 X 射线发射部分,它包括一个电子枪、偏转线圈和处于真空中的半圆形钨靶。扫描时,电子束沿 X 线管轴向加速,电磁线圈将电子束聚焦,并利用磁场使电子束瞬时偏转,分别轰击 4 个钨靶。扫描时间为 30 毫秒、50 毫秒和 100 毫秒。由于探测器是排成两排 216° 的环形,一次扫描可得两层图像;还由于一次扫描分别轰击 4 个靶面,故总计一次扫描可得 8 个层面。

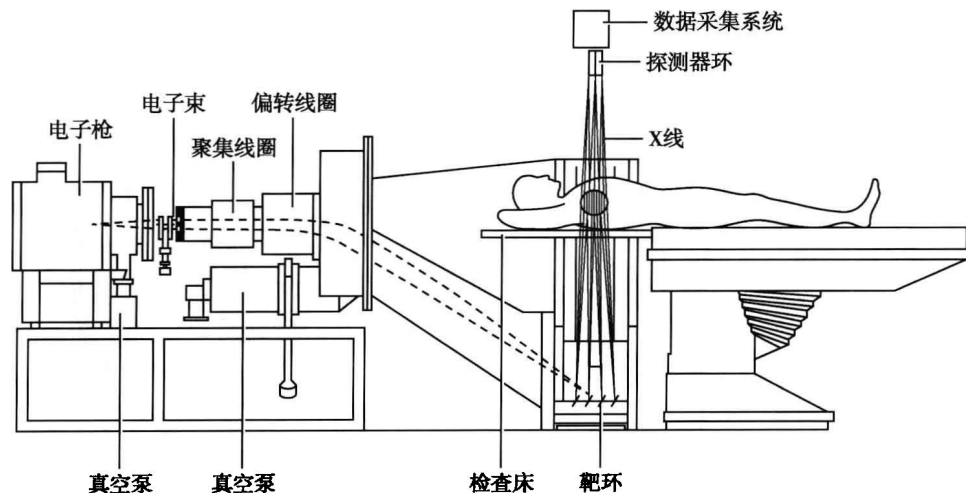


图 1-2 电子束 CT

第2节 CT 机的基本结构

一、X 线发生装置

(一) 高压发生器

早期的 CT 机一般采用三相 X 线发生器。CT 对高压电源的稳定性要求很高,三相发生器大都采用高精度的闭环控制稳压措施和高压四极管稳定输出。

三相高压发生器分为连续式和脉冲式,连续式主要用于第二代 CT 机;脉冲式主要用于第三代 CT 机。

现代 CT 机都采用体积小、效率高的高频发生器。由于体积小,发生器可被直接安装在旋转的机架上,与旋转架一起同步旋转。

高频发生器于 20 世纪 80 年代起开始用于 CT 机、乳腺摄影机和移动式 X 线机等。它的工作原理是将低频、低压的交流电源转换成高频、高压电源,可产生 500~25 000 赫兹(Hz)的高频,经整流和平滑后,其电压波动范围小于 1%,而常规三相、十二脉冲发生器的波动范围为 4%。

目前使用的高频发生器的功率最高可达 120 千瓦(kW),kVp 的范围大都可在 80~140 千伏之间选择,X 线管电流的范围一般是 20~800 毫安(mA)。

(二) X 线管

CT 扫描对 X 线射线源的要求是:①足够的射线强度:根据物体的大小、物质的原子序数、密度和厚度能形成不同的衰减;②穿透一个物体所需足够的射线量。X 线管满足了上述两个基本要求。

X 线管由电子阴极、阳极和真空管套组成,其基本结构与普通 X 线机的 X 线管相同,但额定功率较常规 X 线管要大。

CT 用 X 线管也可分为固定阳极和旋转阳极两种。固定阳极 X 线管主要用于第一、第二代 CT 机中。

旋转阳极 X 线管主要用于扇束扫描方式的第三代和第四代 CT 机中,焦点大小一般为 1.0mm×1.0mm;现代 CT 高速旋转阳极管焦点大小一般在 0.5~1.2mm,阳极靶面材质多为钨、铼合金,转速为 3600 转/分或 10 000 转/分。

现在螺旋 CT 扫描机的 X 线管一般都采用大功率的 X 线管。X 线管的管套大都采用金属或陶瓷材料,阳极靶面的直径可达到 200mm,X 线管整体

质量的增加,也增加了 X 线管的热容量和散热率。阴极采用一根或者数根灯丝组成,吸气剂采用钼,吸收使用过程中产生的气体分子,确保了 X 线管的真空状态。

螺旋 CT X 线管靶面的厚度也有所增加,并且使用了不同的材料,目的是为了提高阳极的热容量。以前的阳极使用全金属制造,现在有些 X 线管采用化学汽化沉淀石墨复合层和黄铜的复合阳极盘。由于石墨有很好的储热性能,使阳极的热容量提高。而最新的 CT X 线管开始采用液体轴承来替代过去的滚轴轴承,液体轴承的主要成分是液态的镓基金属合金,采用液体轴承后,一方面能增加 X 线管的散热率,另一方面还能减少噪声和振动。

CT 用 X 线管的产热量计算公式是: $1.4 \times kVp \cdot mA \cdot s$ 。式中 1.4 是常数。将实际应用的参数分别代入上述公式并乘以常数 1.4,即等于一次检查 X 线管产生的热量。该公式适用于三相和高压发生器,其中的时间是一次检查的总计扫描时间。单位是 HU,1HU=1J(焦耳)。

此外,现代 X 线管为了提高热容量,还采用了所谓的“飞焦点”设计,即 X 线管阴极发出的电子束,曝光时交替使用,其变换速率约 1.0 毫秒,利用锯齿形电压波形的偏转,导致电子束的瞬时偏转,使高压发生时电子的撞击分别落在不同的阳极靶面上,从而提高了阳极的使用效率,并能提高成像的空间分辨率。

最新由西门子公司推出的 CT 用 X 线管称为电子束控管,即所谓的“零兆 X 线管”,英文商品名为“Straton tube”。该 X 线管的最主要改进是将阳极靶面从真空管中分离出来,使阳极靶的背面完全浸在循环散热的冷却油中,改变了以往阳极靶面的间接散热为直接散热,大大地提高了 X 线管的散热效率(与普通 CT X 线管相比,散热率提高了 5~10 倍,为 5MHU/min),满足了螺旋扫描长时间、连续工作的要求。由于散热效率的提高,阳极靶面的直径也可减小,电子束控管阳极靶的直径为 120mm,普通 CT X 线管阳极靶的直径通常可达 200~300mm,阳极靶直径的减小同时使 X 线管的体积减小和重量减轻。第二个改进是旋转轴的改进,即以前所有的 X 线管只有阳极旋转,阴极部分是固定的。而“零兆 X 线管”的阴极部分也增加了一个轴承,与阳极靶面一起在真空管中同时旋转,这个改进也避免了 X 线管机械设计上的弱点,使阳极的机械旋转性能更稳定,并更有利于阳极旋转速度的提高。电子

束控管的阴极结构有点类似于电子束 CT 的 X 线管,它产生的电子束须由偏转线圈聚焦和偏转一定的角度射向阳极靶面产生 X 射线。

二、冷却系统

CT 除 X 线管自身的油冷却外,机架的冷却系统一般有水冷却、风冷却和水风冷三种,各个公司在各种型号的 CT 机中分别采用其中的一种,并且这三种冷却系统各有优缺点。

机架冷却系统的主要作用是加速散发由 X 线管和机架内电器设备在工作期间产生的热量。冷却系统的散热效果如水冷最好,但是装置复杂、结构庞大,需一定的安装空间和经常性地维护;风冷却效果最差,其他一些方面也正好与水冷相反;而水风冷则介于两者之间。

三、准直器

在 CT 扫描中,准直器有以下两个作用:

1. 调节 CT 扫描的层厚。
2. 减少患者的辐射剂量和改善 CT 图像的质量。

CT 射线的辐射防护第一关是含铅的球管外壳,通过 X 线管窗口发出的射线束初步形成了扇形束或锥形束。CT 机中的准直器一般有两套:一套是 X 射线管端的准直器(或称患者前准直器),由固定的和可调节的几组叶片组成。在多层螺旋 CT 扫描机中,为了减少焦点半影现象,可调节的准直器叶片一般都安装在尽可能远离 X 线球管;另一套是探测器端的准直器(或称患者后准直器),同样由固定的和可调节的几组叶片组成,固定部分叶片的开口一般都等于或大于扫描中使用的最大层厚。前准直器主要控制患者的辐射剂量;后准直器主要控制扫描准直层厚。也有的 CT 机仅采用一套准直器,这种方式的配置则无后准直器。

四、过滤器/板

从 X 线管发出的原发射线是一束包含不同能量的辐射,其中有不同数量的长波和短波。

在实际使用中,CT 机所产生的 X 射线也是多能谱的。现在 CT 机中所使用的楔形补偿器(或称过滤器/板)的作用是:吸收低能量 X 射线,优化射线的能谱,减少患者的 X 射线剂量,并且使通过过滤后的 X 射线束变成能量分布相对均匀的硬射线束。

对于 CT 而言,滤过有两个目的:去除长波 X 射线。由于长波 X 射线对成像无益,仅增加患者的辐射剂量;经滤过后射线平均能增加、线质变硬和均一,通过物体后的射线硬化现象也因此趋于一致。

圆形物体(CT 检查患者的横断面近似圆形)由于形状的原因,X 线衰减吸收不一样,射线硬化的产生也有所差别,但这些变化探测器无法检测到,为了纠正射线硬化不一致的现象,CT 扫描仪中使用了专用的滤过器。

第一代 CT 扫描机的楔形滤过器是一个方形、中间呈弧形凹陷的水箱。目前 CT 机的滤过器/板主要有:①X 线管的固有滤过,通常为 3mm 厚的铝板,有时也使用 0.1~0.4mm 厚的铜板;②“适形”滤过器(如蝶形, bow-tie),形状为两面凹陷剖面观类似于蝴蝶形状的高密度物质,目的是适应人体形状射线衰减的需要。“蝶形”滤过器中心部分几乎无衰减射线的作用,而四周则有较强的衰减射线作用,它的主要作用是:滤除部分低能射线,同时也降低了到达探测器射线能的动态范围;其次减少“蝶形”周边与物体作用产生的散射线,降低了患者的辐射剂量。“蝶形”滤过器常采用特氟隆(Teflon,聚四氟乙烯)为材料,原因是这种物质原子序数低、密度高,非常适合作为“蝶形”滤过器的材料。X 线管的固有滤过和“蝶形”滤过器通常都置于 X 线管的窗口前。

CT 机中通常必须使用滤过器/板,但同时使用滤过器/板也增加了 X 线的输出量。

五、X 线检测接收装置

(一) 探测器

探测器的作用是接收 X 射线辐射并将其转换为可供记录的电信号。

探测器作为一种成像介质,必须要具有转换效率、响应时间、动态范围和稳定性等特性。

1. 转换效率 指探测器将 X 线光子俘获、吸收和转换成电信号的能力。

2. 响应时间 指探测器能够响应两次 X 线照射的最小时间间隔长度。

3. 动态范围 指在线性范围内接收到的最大信号与能探测到的最小信号的比值。

4. 稳定性 指探测器响应的前后一致性,如果探测器的稳定性较差,则 CT 机必须频繁地校准来保证信号输出的稳定。

已投入临床应用 CT 机的探测器可分为固体和

气体两大类,固体和气体的作用原理分别是:

1. 固体探测器 利用闪烁晶体将 X 射线转换成可见光,再把可见光转换成电子能。

固体探测器多采用闪烁晶体耦合一个光电倍增管组成,由闪烁晶体把 X 线转换为光信号,再用光电倍增管或高灵敏度光电二极管接收,变成电信号送至信号采集处理器。通过探测器后的电信号实现了辐射能到电能之间的转换,其中闪烁晶体将辐射能转换为光能,光电倍增管中的光电阴极又将光能转换为电能。

早期的固体探测器采用碘化钠(NaI),使碘化钠晶体材料和光电倍增管耦合在一起,起到光电转换作用,但由于碘化钠有余辉,且动态范围有限,后又被锗酸铋(BGO)和钨酸镭(CdWO_4)等取代,而光电倍增管则被固态的、光二极管闪烁晶体探测器所取代。

20 世纪 70 年代末至 80 年代初的 CT 机大都使用钨酸镭探测器,80 年代至 90 年代初则改用闪烁晶体和高压氙气探测器。

固体探测器的优点:灵敏度较高,有较高的光子转换效率。

固体探测器的缺点:首先是相邻的探测器之间存在缝隙,X 射线辐射的利用率相对较低;其次是晶体发光后余辉较长影响响应函数,使高低密度交界处的图像会产生拖尾伪影;最后是探测器阵列中的各个探测器不易做得完全一致,造成误差影响成像质量。

多层螺旋 CT 中最新的固体探测器是由两种新型的闪烁晶体材料耦合光二极管制成,它们分别是钨酸钙和高纯度的、稀土氧化物陶瓷。稀土氧化物陶瓷实际上是掺杂了一些像钇、钆之类金属元素的超快速氧化陶瓷,其采用光学方法使这些材料和光二极管结合在一起。钨酸钙的转换效率和光子俘获能力是 99%,动态范围为 1 000 000:1;而氧化稀土陶瓷的吸收效率也是 99%,闪烁晶体的发光率却是钨酸钙的 3 倍。

第三代 CT 扫描机的气体探测器多采用高压氙气,利用气体电离的原理,入射的 X 射线使气体产生电离,然后测量电流的大小进而得到入射 X 射线的强度。

2. 气体探测器 利用气体电离室直接将 X 射线转换成电子能。

气体探测器通常做成一个密封的电离室,密封的气室内被加入约 30 个大气压,以增加气体分子的

电离,电离室的上下夹面由陶瓷拼成,每个电离室两侧用薄钨片构成,中心收集电极也由钨片构成,而 X 射线入射面由薄铝片构成,所有的分隔相互联通。电离室内充满氙气,当入射 X 射线进入电离室后使氙气电离,其正、负电离子分别由中心收集电极的正、负极接收(负电离子被正电极接收,正电离子相反),通过前置放大器放大后送入数据采集系统。电离室侧面的钨片对 X 射线有准直作用,可防止被检测物体产生的散射线进入电离室。

气体探测器的优点:稳定性好、响应时间快、几何利用率高、无余辉产生。

气体探测器的主要缺点:首先是吸收效率较低;其次是在制作工艺上只能做成单排的探测器阵列,无法做成多排的探测器阵列。故在多层螺旋 CT 中已不采用高压氙气探测器阵列。

一般而言,固体探测器的转换效率约 95%,几何效率约 40%~50%;气体探测器的几何效率约 95%,转换效率约 45%。总检测效率的计算公式是:总检测效率=几何效率×固有(转换)效率。

(二) 模数、数模转换器

模数转换器是 CT 数据采集系统(data acquisition system, DAS)的主要组成部分。

CT 最初探测到的模拟信号是连续的随时间变化而不断变化,它可由电压表读取或由示波器显示,但无法被计算机识别。

模数转换器的作用是将信号放大器放大后的输出信号积分后多路混合变为数字信号送入计算机处理。模数转换器由一个频率发生器和比较积分器组成,后者是一组固态电路,被称为“时钟”,它的作用是把模拟信号通过比较积分后转变成数字信号。同样数模转换器是上述的逆向运算,它的“时钟”电路根据输入的数字信号转换成相应的模拟信号。

模数和数模转换器有两个重要的参数——精度和速度。精度是指信号采样的精确程度,精度与分辨率有关,分辨率用量化级数或比特描述。速度是指信号的采集速度,也就是数字化一个模拟信号的时间。在模数和数模转换器中,信号采集速度与精确性始终是一对矛盾,即采样信号数字化的精确性越高,采集时间越长,反之,采集速度越快,采样的精确性则越低。

(三) 数据采集系统

数据采集系统(data acquisition system, DAS)主要由信号放大器、模数转换器和数据传送器等共同组成,因其在 CT 成像系统中作用特殊,尤其在多排

螺旋 CT 机中,往往被列为一个系统。

数据采集系统是位于探测器与计算机之间的电子器件,和探测器一起负责扫描后数据的采集和转换。

数据采集系统除了接收、放大来自探测器的信息和传送已转换信息外,作为 DAS 系统主要部件的模数转换器,还有以下两个作用:

1. 射线束测量,包括通过人体后的衰减射线和未通过人体的参考射线。
2. 将这些数据编码成二进制数据。

六、机械运动装置

(一) 扫描机架

机架是一个与检查床相垂直安装的框架,里面安装各种扫描采集部件。如滑环、X 线管、高压发生器、准直器、探测器和数据采集系统等。

机架的孔径和倾斜范围两项性能指标在应用中较为重要,孔径指机架孔的开口大小,多数 CT 机的机架孔径为 70cm。机架必须能够倾斜,以适应不同患者情况和各种检查的需要,倾斜角度通常为 $\pm 12^\circ \sim \pm 30^\circ$ 。

(二) 滑环

根据结构形状,滑环可有两种类型:盘状滑环和筒状滑环,盘状滑环的形状类似一个圆盘,其导通部分设在盘面上,而筒状滑环呈圆筒状,它的导通部分则位于圆筒的侧面。

导电刷通常有两种类型,金属导电刷和混合导电刷。金属导电刷采用导电的金属和滑环接触,每一道滑环有两个金属导电刷游离端与其接触,目的是增加可靠性和导电性。混合导电刷采用导电材料银石墨合金(又称碳刷)与滑环接触,同样,有两个导电刷游离端与滑环接触。

滑环的传导方式:根据滑环传导电压的高低,可分为高压滑环和低压滑环。高压滑环通过滑环传递产生 X 线的电压达上万伏,而低压滑环通过滑环传递给 X 线发生器的电压为数百伏。

低压滑环采用只有数百伏特的交流电源,根据 X 线发生控制信号,借助于导电刷将电流送入滑环。在低压滑环供电方式中,电流进入滑环后,由滑环将电流送入高压发生器,再由高压发生器产生高电压并输送给 X 线管。低压滑环的 X 线发生器、X 线管和其他控制单元全部都安装在机架的旋转部件上。

在高压滑环供电方式中,交流电源直接供电给高压发生器,由高压发生器将高电压送入滑环,然后

再输送给 X 线管。高压滑环一般也采用小型的、高频发生器,并且高压发生器不安装在旋转的机架上。高压滑环易发生高压放电导致高压噪声,影响数据采集系统并影响图像质量。低压滑环的 X 线发生器须装入扫描机架内,要求体积小、功率大的高频发生器。

目前,大多数生产厂家都采用低压滑环。

(三) 扫描床

检查床的作用是把需扫描检查的患者准确地送入预定或适当的位置。

根据 CT 检查的需要,检查床有两个方面的要求:承重和床面材质。承重是确保特殊体型患者的检查需要;另外,床面材料必须由易被 X 线穿透、能承受和易清洗的碳素纤维组成。

检查床应能够上下运动,以方便患者上下,同时检查床还能够纵向移动,移动的范围应该能够做从头至大腿的 CT 扫描,床纵向的移动要相当平滑,定位精度要求高,绝对误差不允许超过 $\pm 0.5\text{mm}$,一些高档 CT 机可达 $\pm 0.25\text{mm}$ 。

为适应 CT 检查的需要,与 X 线束射出同方向的位置上有定位光源,以利于准确定位。

七、计算机设备

(一) 主计算机

以往的 CT 计算机系统属于通用小型计算机,但随着计算机技术的飞速发展,小型计算机与微型计算机之间的差别已经很小,现在很多 CT 机包括多层螺旋 CT 都采用微型计算机作为 CT 的主计算机。

CT 的计算机系统一般都具有运算速度快和存储量大这两个特点。

CT 计算机的硬件通常包括输入输出设备、中央处理器(CPU)、阵列处理器、接口装置、反投影处理器、储存设备和通讯硬件。

CT 的计算机还须包含软件,并通过硬件执行指定的指令和任务。

CT 计算机的作用主要是接受数据采集系统(DAS)的数字信号,并将接收到的数据处理重建成一幅横断面的图像。

CT 的主计算机都具有协同处理的能力。协同处理的方式是:两个或两个以上大致相同的处理器各自执行一个或几个处理任务,协同处理的主要目的是加快处理速度或提高计算机的处理能力。

根据 CT 机和 CT 机制造厂商的不同,CT 成像

的处理方式可有并行处理、分布式处理和管线样处理。

(二) 图像重建计算机/阵列处理器

图像重建计算机是 CT 计算机中一个很重要的部分。过去,计算机的处理速度较慢,需依靠专用的阵列处理器来重建图像,现在由于计算机制造技术的发展,阵列处理器已被运算速度快的微型计算机替代,一般称为图像重建计算机。

图像重建计算机一般与主计算机相连,其本身不能独立工作,它的主要任务是在主计算机的控制下,进行图像重建等处理。

图像重建时,图像重建计算机接收由数据采集系统或磁盘送来的数据,进行运算后再送给主计算机,然后在显示器上显示。它与主计算机是并行工作的,图像重建计算机工作时,主机可执行自己的运算,而当图像重建计算机把数据运算的结果送给主机时,主机暂停自己的运算,处理图像重建计算机交给的工作。

八、图像显示及存储装置

(一) 显示器(监视器)

显示器的作用是:人机对话(通过键盘,其包括患者资料的输入、扫描过程的监控等)信息和扫描结果图像显示。

显示器有黑白和彩色两种,通常显示图像都采用高分辨率的黑白显示器,文字部分的显示有时采用彩色显示器。

显示器的性能指标主要是显示分辨率,一般以点阵和线表示。

另外与显示分辨率有关的是重建后图像的显示矩阵、像素大小和灰阶位深等。

(二) 存储器

CT 的图像存储设备分别由硬磁盘、磁带、软盘和光盘等组成,它们的功能是存储图像、保存操作系统及故障诊断软件等。

在硬件的设置上,硬盘、磁带和光盘等是分列的。通常一次扫描后,由数据采集系统采集的原始数据先存储于硬盘的缓冲区,待扫描完成后,经重建处理后的图像,再存入硬盘的图像存储区,从磁带、光盘等存取图像往往也通过硬盘作中介。

由于 CT 属于数字成像设备,为保证图像的动态范围,存储都采取数字二维像素阵列方式,每个像素点由若干与图像灰阶有关的比特组成。

多数情况下,CT 图像的矩阵大小是 512×512 ,

深度是 8 ~ 12 个比特,灰阶范围是 $512(2^8) \sim 4096(2^{12})$ 。

一般,一幅 $512 \times 512 \times 2$ 字节的 CT 图像约需 0.52MB 的存储空间。

第 3 节 螺旋 CT

一、单层螺旋 CT

与非螺旋 CT 相比,单层螺旋 CT 设备结构主要是利用了滑环技术,并改变了以往非螺旋 CT 的馈电和数据传导方式,使 CT 扫描摆脱了逐层扫描的模式,从而提高了 CT 扫描和检查的速度。

在螺旋式扫描方式中,有两个基本概念是必须提及的,即螺距和重建增量。

螺距(pitch)是螺旋 CT 扫描方式特有的、与图像质量相关的参数。它的含义是:扫描旋转架旋转一周期间检查床运行的距离与层厚或准直宽度的比值。它是一个无量纲的量,是检查床运动距离和层面曝光的百分比。根据 IEC (international electro-technical commission, IEC) 说明,螺距的定义由下式表示:

$$\text{螺距}(p) = \frac{TF}{W} \quad (\text{公式 1-1})$$

式中 TF(table feed) 是扫描旋转架旋转一周期间检查床运行的距离,单位为 mm; W 是层厚或射线束准直的宽度,单位也是 mm。

重建增量(reconstruction increment)的定义是:被重建图像长轴方向的间距。重建增量有时也被称为“重建间隔”(reconstruction interval)或“重建间距”(reconstruction space)。

螺旋 CT 与非螺旋 CT 的一个重大区别是区段采集和逐层采集,由于螺旋 CT 采集的数据是连续的,所以可以在扫描区间任意位置重建图像。通过采用不同的重建增量,可确定相邻被重建图像的间隔或层面重叠的程度。重建增量与被重建图像的质量有关,即不同程度的重叠重建,可使三维等后处理图像的质量改善。

二、4 层螺旋 CT

单层螺旋 CT 的探测器阵列与非螺旋 CT 相比基本没有变化。4 层螺旋于 1998 年由 4 家 CT 设备制造商同时推出。与单层螺旋 CT 相比,其硬件方

面的主要改进是探测器阵列排数和数据采集通道有所增加,使 CT 扫描机架一次旋转可同时得到 4 层图像,并且扫描覆盖范围也相应增加。

(一) 4 层螺旋 CT 的探测器

与单层螺旋 CT 不同,4 层螺旋 CT 的探测器材料采用了辐射转换效率高的稀土陶瓷闪烁晶体组成,与光电二极管一起共同组成探测器阵列。以前固体探测器材料的辐射总转换效率大约是 50% ~ 60%,而改用稀土陶瓷材料后,辐射的总转换效率可达到 99%。

由于探测器排数的增加,各厂商设计的 4 层螺旋 CT 探测器排数也由此各不相同,其结果不仅影响了层厚的大小和组合,同时也影响了螺旋 CT 扫描重要技术参数螺距的计算表达方式。4 层螺旋 CT 的排列主要有以下三种方式:

1. Toshiba 公司的 4 层螺旋 CT 有 34 排探测器,其中 0.5mm 4 排,1.0mm 30 排,机架旋转一周最大覆盖范围为 32mm。

2. GE 公司采用 16 排 1.25mm 的等宽探测器,机架旋转一周最大覆盖范围为 20mm。

3. Philips(Picker)和 Siemens 公司采用 8 排 1 ~ 5mm 的探测器,包括四对 1mm、1.5mm、2.5mm、5mm 的探测器,机架旋转一周最大覆盖范围为 20mm。

根据各家厂商 4 层螺旋 CT 探测器的排列方式,大致可分为两种类型:等宽型和不等宽型探测器阵列。GE 属于典型的等宽型探测器排列,Philips(Picker)和 Siemens 属于典型的不等宽型探测器排列,Toshiba 的探测器阵列排列方式应该也属于不等宽型,但有部分观点认为也属于等宽型。

两类不同排列组合的探测器阵列各有利弊。等宽型探测器排列的层厚组合较为灵活,但是外周的四排探测器只能组合成一个宽探测器阵列使用,并且过多的探测器排间隔会造成有效信息的丢失。

不等宽型探测器的优点是在使用宽层厚时,探测器的间隙较少,射线的利用率较高,因为无法产生数据的探测器间隙只有 7 个,缺点是层厚组合不如等宽型探测器灵活。

4 层螺旋 CT 与单层螺旋 CT 相比,旋转一周扫描覆盖的范围比单层螺旋扫描有所增加,每旋转一周的扫描时间也缩短至 0.5 秒,纵向分辨率也有所提高,但 4 层螺旋 CT 扫描还未真正达到各向同性,根据厂商公布的数据,其平面内(横向)分辨率为 0.5mm,纵向分辨率则为 1.0mm。

(二) 4 层螺旋 CT 的数据采集通道

单层螺旋 CT 或以前的非螺旋 CT 机,通常只有一个数据采集通道,其与模数转换器等组合称为数据采集系统(data acquisition system, DAS),而 4 层螺旋 CT 由于需同时采集 4 层数据的需要,数据采集通道增加到 4 个。工作时根据层厚选择的需要,通过位于数据采集系统上电子开关的关闭和导通,进行不同的组合,最后形成数据采集的输出。4 层螺旋 CT 的 DAS 在工作时,长轴方向的探测器形成四个通道同时采集数据,每一个数据采集通道可只接收一排探测器阵列的扫描数据,也可以将数排探测器阵列的扫描数据叠加后等于一组数据输出,虽然各厂家探测器排数都超过 4 排,有的甚至达到 8 倍,由于总共只有 4 个数据采集通道,其最终获得的扫描层数最多只能为 4 层。

(三) 4 层螺旋 CT 的技术改进

4 层螺旋 CT 的探测器由 8 排以上组成,其成像过程以及参数方面与单层、双层螺旋 CT 相比也有所不同,主要的差别有以下几个方面:准直器的使用、射线束的宽度和螺距。

X 射线束由前准直器准直后,经被扫描物体的衰减投射于多排探测器阵列。对单排探测器而言,其射线束的宽度等于扫描所得的层厚宽度,但在多排探测器扫描时,扫描射线束的宽度并不决定扫描后得到的层厚,其最后所得的层厚而是由所使用的探测器宽度决定。如一次多层螺旋扫描,采用的射线束宽度为 8mm,投射到四排探测器上可以是 4 层 2mm 的层厚,或者是两层 4mm、一层 8mm 的层厚。从理论上说,如果不考虑探测器阵列的间隙,所采用的探测器排的宽度等于扫描所得的层厚,并可以用下述公式表示:

$$d(\text{mm}) = D(\text{mm}) / N \quad (\text{公式 1-2})$$

上式中 d 是层厚或探测器的宽度, D 是射线束宽度, N 是所使用探测器的排数。在单层螺旋 CT 中射线束的宽度等于探测器的宽度,而在多层螺旋 CT 中探测器的宽度只等于 $1/N$ 射线束的宽度,理论上这种扫描射线束的应用,增加了扫描的覆盖率。一般而言,探测器的排数越多,扫描覆盖范围越大。

4 层螺旋 CT 中由于探测器排数的增加,X 射线的辐射形状也必须作相应的改变。在单层螺旋扫描中,从 X 线管发出的射线束在 z 轴方向呈扇形,而垂直于 z 轴方向则是一个很窄的射线束(与所选层厚相等),称之为扇形束;在多层螺旋扫描中,由于 z 轴