

21世纪医学影像专业教材

医用CT 技术及设备

主 编 / 姚旭峰 李占峰

副主编 / 沈秀明 李 伟

黄清明 范一峰

桑玉亭

图书在版编目(CIP)数据

医用 CT 技术及设备/姚旭峰,李占峰主编. —上海: 复旦大学出版社,2018. 8
21 新世纪医学影像专业教材
ISBN 978-7-309-13817-7

I. ①医... II. ①姚...②李... III. ①计算机化 X 射线断层扫描仪-使用方法-
医学院校-教材 IV. ①R814. 42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 174310 号

医用 CT 技术及设备

姚旭峰 李占峰 主编

责任编辑/贺琦

复旦大学出版社有限公司出版发行

上海市国权路 579 号 邮编: 200433

网址: fupnet@fudanpress.com <http://www.fudanpress.com>

门市零售: 86-21-65642857 团体订购: 86-21-65118853

外埠邮购: 86-21-65109143 出版部电话: 86-21-65642845

当纳利(上海)信息技术有限公司

开本 787 × 1092 1/16 印张 10.25 字数 213 千

2018 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

ISBN 978-7-309-13817-7/R · 1699

定价: 38.00 元

如有印装质量问题, 请向复旦大学出版社有限公司出版部调换。

版权所有 侵权必究

编写委员会

姚旭峰

(上海健康医学院)

李占峰

(江苏联合职业技术学院南京卫生分院)

于同刚

(复旦大学附属华山医院伽玛分院)

沈秀明

(上海健康医学院)

范一峰

(杭州医学院)

李 伟

(上海健康医学院)

黄清明

(上海健康医学院)

桑玉亭

(上海健康医学院)

季智勇

(上海交通大学附属第六人民医院)

孙连柱

(上海西门子医疗器械有限公司)

前言

《医用 CT 技术及设备》是针对医学影像技术及生物医学工程专业编写的教材。本书的编者来自高校、附属医院以及医疗器械公司一线,大多具有丰富的教学与实践经验。

在编写过程中,我们遵循教材必须具备的“思想性、科学性、先进性、启发性、适用性”的原则,同时注重教材要面向“特定的对象、特定的要求、特定的限制”的要求,精心组织编写。

医用 CT 设备是临床诊疗中常用的影像学检查设备之一,由于能够断层成像,且能够清晰显示组织结构信息,在临床中发挥了重大的作用。同时,CT 机价格昂贵,且正常运行对环境要求较高,所以日常管理与维护尤为重要。

本书根据实际需求,系统阐述了 CT 设备的原理、结构、管理、维护以及日常操作等内容。

本书第一章概述由姚旭峰、范一峰编写;第二章 CT 成像基础由李伟、李占峰编写;第三章 CT 扫描成像系统由李伟、李占峰、孙连柱编写;第四章螺旋 CT 由李伟、李占峰编写;第五章 CT 图像重建由姚旭峰、范一峰编写;第六章 CT 扫描方式由沈秀明、桑玉亭、于同刚编写;第七章 CT 扫描技术由沈秀明、桑玉亭、于同刚编写;第八章 CT 设备的质量保证和质量控制由黄清明、季智勇、孙连柱编写;第九章 CT 设备安装与维修由黄清明、季智勇、孙连柱编写。

限于我们的认识和能力,本书还存在不足之处,在此恳切希望读者给予批评指正。

编者

2018 年 6 月

目 录

第一章 概述	1
第一节 传统 X 线成像	1
一、X 线的发现	1
二、传统 X 线成像	1
第二节 CT 发展历程	2
一、CT 的诞生	2
二、CT 的发展	4
第三节 CT 的特点和发展趋势	7
一、CT 的特点	7
二、CT 的发展趋势	8
第四节 CT 临床应用技术	10
一、CT 血管造影	10
二、三维图像重建	10
三、CT 仿真内镜	11
四、CT 灌注成像	11
五、CT 立体定向放疗技术	11
六、双源 CT	11
七、CT 的其他应用	12
第二章 CT 成像基础	13
第一节 X 线与物质的相互作用	13
一、光电效应	13
二、康普顿效应	14
三、电子对效应	14
四、其他效应	15
五、各种效应发生的概率	15

第二节	物质对 X 线的吸收规律	16
一、	X 线在均匀介质中的吸收衰减	16
二、	X 线在人体中的吸收衰减	17
第三节	CT 的基本概念与成像过程	18
一、	CT 的基本概念	18
二、	CT 的成像过程	21
第三章	CT 扫描成像系统	23
第一节	CT 系统组成	23
第二节	X 线管	24
一、	X 线管的作用	24
二、	X 线管的种类	24
三、	X 线管的结构	25
四、	X 线管的技术指标	27
第三节	高压发生器	28
一、	高压发生器的作用	28
二、	高压发生器的结构	28
三、	高压发生器的性能要求	30
第四节	滤过器	30
一、	滤过器的作用	30
二、	滤过器的材料与形状	30
第五节	准直器	31
一、	准直器的作用	31
二、	准直器的结构	31
第六节	探测器	32
一、	探测器的作用	32
二、	探测器的种类	32
三、	探测器的性能要求	35
第七节	数据采集系统	38
一、	数据采集系统的作用	38
二、	数据采集系统的结构	38
第八节	扫描机架	40
一、	扫描机架的作用	40
二、	扫描机架的结构	40
三、	扫描机架的性能要求	41

第九节 扫描床	41
一、扫描床的作用	41
二、扫描床的结构	42
三、扫描床的性能要求	42
第十节 计算机系统	42
一、计算机系统的作用	42
二、计算机系统的结构	43
第十一节 控制台	45
第四章 螺旋 CT	47
第一节 概述	47
一、螺旋 CT 的发展	47
二、螺旋 CT 的特点	47
第二节 螺旋 CT 的特殊结构——滑环	48
一、滑环的作用	48
二、滑环的类型	49
第三节 螺旋 CT 的扫描参数和插值算法	50
一、螺旋 CT 的扫描参数	50
二、螺旋 CT 的插值算法	51
第四节 多层螺旋 CT	52
一、多层螺旋 CT 的发展	52
二、多层螺旋 CT 的结构	54
三、多层螺旋 CT 的参数	56
第五章 CT 图像重建	57
第一节 概述	57
一、图像重建理论的提出	57
二、图像重建的实质	57
三、图像重建的误差	58
第二节 CT 图像重建的理论	59
一、采样几何与弦图	59
二、图像重建算法的种类	60
三、各种重建算法的比较	72

第六章 CT 扫描方式	74
第一节 CT 平扫	74
一、普通扫描	74
二、薄层扫描	75
三、重叠扫描	75
四、靶扫描	75
五、高分辨力扫描	76
六、图像堆积扫描	76
七、定量扫描	76
八、容积扫描	77
九、低剂量扫描	77
第二节 CT 增强扫描	77
一、对比剂	78
二、常规增强扫描	79
三、动态增强扫描	79
四、延迟增强扫描	79
五、双期和多期增强扫描	79
六、低对比剂用量扫描	80
七、造影 CT 扫描	80
第七章 CT 扫描技术	82
第一节 颅脑 CT 扫描技术	83
一、CT 平扫	83
二、CT 增强扫描	84
三、特殊扫描	85
四、图像后处理	85
第二节 头颈部 CT 扫描技术	87
一、眼眶扫描	87
二、耳部扫描	88
三、鼻和鼻窦扫描	88
四、颌面部扫描	89
五、颈部扫描	90
第三节 胸部 CT 扫描技术	91
一、常规扫描	91
二、特殊扫描	92

第四节 腹部 CT 扫描技术	96
一、胃肠道常用对比剂	96
二、CT 平扫	96
三、CT 增强扫描	97
四、肝脏血管造影 CT 扫描	99
五、CT 血管造影	99
六、胃肠道 CT 仿真内镜	100
第五节 盆腔 CT 扫描技术	102
一、检查方法	102
二、图像后处理	103
第六节 脊柱 CT 扫描技术	103
一、检查方法	103
二、图像后处理	104
第七节 四肢 CT 扫描技术	104
一、检查方法	105
二、图像后处理	105
第八章 CT 设备的质量保证和质量控制	106
第一节 CT 设备质量保证	106
一、质量保证的概述	106
二、CT 设备性能测试	106
三、图像质量保证的要求	108
第二节 CT 设备质量控制	108
一、CT 成像系统的主要技术指标	109
二、CT 图像与 X 线照片评价比较	110
三、CT 图像质量的参数	111
第三节 CT 图像的质量评价	117
一、图像质量的评价	117
二、图像性能指标	117
第九章 CT 设备安装与维修	119
第一节 CT 的安装	119
一、安装的场地要求	119
二、安装的工作环境要求	120
三、安装的流程	122

第二节 CT 的日常维护与保养	122
一、操作规范	122
二、日常维护	124
三、定期保养	125
第三节 CT 的维修	126
一、故障产生原因	126
二、故障检修方法	128
三、常见故障的分析与处理	132
四、RESET 故障	139
五、其他故障	142

第一章

概 述

自 1895 年伦琴发现 X 线以来,计算机断层扫描(computed tomography, CT)已成为重要的医学成像方法之一,它是医学影像发展史上的一次革命。CT 成像由于具有较高的密度分辨力和较强的图像后处理能力,对病灶的定位和定性检查具有一定优势,已成为临床诊断不可缺少的手段。

第一节 传统 X 线成像

X 线具有很强的穿透能力,具备使某些物质发出荧光或者使胶片感光的能力。X 线成像能观察物体的内部结构,被广泛应用于医学诊断、工业无损检测等领域。

一、X 线的发现

1895 年 11 月 8 日,伦琴在进行阴极射线的实验时,第一次注意到放在射线管附近的氰亚铂酸钡小屏上发出微光。经过几天废寝忘食的研究,确定了荧光屏发光是由于射线管中发出的某种射线所致。当时对于这种射线的本质和属性了解得很少,他称之为“X”线,表示未知的意思。1896 年 1 月 23 日,伦琴展示了他夫人手部的 X 线照片。这是人类首次通过非创伤技术直观地看到了体内结构,从此开创了利用 X 线进行医学诊断的放射学,并奠定了医学影像摄影的基础。

二、传统 X 线成像

传统 X 线成像原理是射线源发射 X 线穿过物体,然后通过胶片、荧光屏以及影像增强器接受穿过人体的 X 线。X 线摄影由于胶片的对比度和空间分辨力较高,效果良好;X 线通过激发荧光屏与影像增强器能显示被检者的脏器,代表着 X 线透视技术的诞生。20 世纪 80 年代引入了计算机 X 线摄影技术(computed radiography, CR),X 线技术发生了巨变,实现了

X 线摄影的间接数字化,90 年代后期的数字平板探测器(flat panel detector, FPD)则是直接数字成像方式(digital radiography, DR),使得 X 线摄影技术真正实现了数字化。传统 X 线成像由于成像原理的限制,存在一些难以克服的缺陷,包括如下。

(一) 影像重叠

X 线装置是利用透过被照物体的衰减 X 线将三维的受检体显示在二维的胶片或荧光屏等接收装置上,在射线经过方向的信息势必重叠在一起,容易造成组织与器官的重叠,引起误诊。

(二) 密度分辨力低

传统 X 线装置使用接收装置记录发自 X 线球管的焦点和穿过人体后衰减的辐射。以 X 线胶片为例,它表现的是辐射强度改变后的分布状况,是沿着 X 线焦点到接收装置射线方向上的所有结构,即这些射线方向上的所有体素都对辐射强度的衰减起作用。它不能区分密度差异小的软组织,一般只能区分密度差别大的脏器和病灶,例如充气的肺,而对肝、胰等软组织内部的差异无法鉴别。为了提高密度分辨力,某些脏器只能借助吸收 X 线多的高密度对比剂才能显示组织结构差异,但有时成像效果不佳。

(三) 几何放大效应

传统 X 线装置以 X 线管实际焦点为源进行中心投影,射线呈锥形向外辐射,相同的物体因与焦点的距离不同而造成放大率不同,在 X 线胶片上成像的大小也不同,从而影响医生对病灶大小的准确判断。

第二节 CT 发展历程

自从发现 X 线后,医学上就开始用它来探测人体疾病。由于人体内有些器官对 X 线的吸收差别较小,且存在组织重叠等弊端,有时难以发现病灶。科学家们开始研发一种新的成像技术以弥补传统 X 线成像的不足,CT 应运而生。

一、CT 的诞生

CT 是 20 世纪 60 年代随着现代计算机技术的发展而成为可应用的医学影像检查设备,其理论基础来自 1917 年奥地利数学家雷登(Radon)的科学贡献。

1917 年,雷登提出了图像重建理论的数学方法。他指出对二维或三维的物体可以从各个不同的方向进行投影,然后用数学方法重建出一张图像,当时应用于无线电天文学的图像重建。最初将投影图像重建应用于医学领域的是无线电天文学家奥顿道夫(W. H. Oldendorf)。他在 1961 年做了一个称为“旋转-平移”的实验,实现了最早的图像重建。他用碘-131 发出伽马射线平行束,用碘化钠晶体光电倍增管探测器进行检测(图 1-1)。这种利用透射型成像的初级装置第一次实现了医学上建立真正的断层图像的愿望。尔后,科尔

(Kuhl)与爱德华(Edwaras)在1963年独立研制出发射型成像装置。这些装置均使用类似于反投影的算法进行图像重建,但所得图像不够清晰。

当代投影图像精确重建的数学方法是由美国物理学家布雷斯韦(R. N. Bracewell)与考马克(A. M. Cormack)分别于1956及1963年确立的。考马克于1963年9月及1964年10月在 *Journal of Applied Physics* 上发表了两篇题为《用线积分表示一函数的方法及其在放射学上的应用》的系列文章,并将这一方法成功应用于简单的模拟装置(图1-2)。他是应用图像重建数学方法获得物体吸收系数的第一人,为CT技术研究打下了基础。

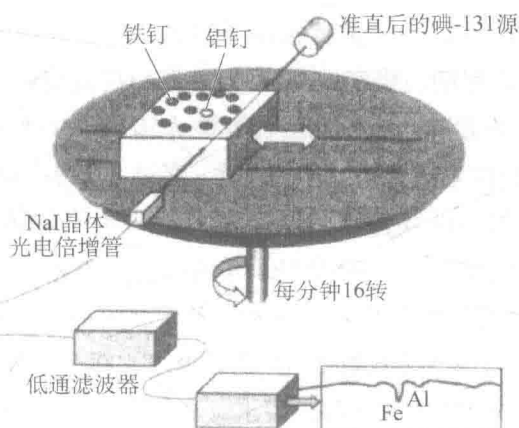


图1-1 奥顿道夫的旋转平移实验

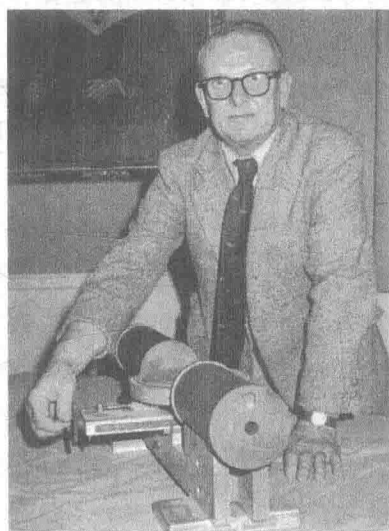


图1-2 考马克的物体吸收系数实验

对CT的研究可追溯到1967年,当时CT的发明人豪斯菲尔德(Godfrey N. Hounsfield)在英国EMI公司实验研究中心从事计算机重建技术研究。在研究模型识别技术时他意识到,如果X线从各个方向通过一个物体,并且对所有这些衰减的X线进行测量,那么就有可能得到这个物体内部的信息,并且该信息能够以图像的形式提供给放射诊断医师。在图像重建过程中,豪斯菲尔德发现透过被扫描物体的X线束各个方向能构成数学上的联立方程式。经多次实验后,他采用了一个合适的数学模型使方程式程序化,重建出第一幅完整的图像。1967年,豪斯菲尔德制成了第一台可用于临床的CT机。

1971年9月,第一台头部CT机安装在英国伦敦的Atkinson Morley医院,并于1972年在该医院拍摄了第一张临床CT图像。豪斯菲尔德于1972年4月在英国放射学会宣布了CT的诞生(图1-3)。CT令人信服地证明,它是检查囊性额叶肿瘤的有效方

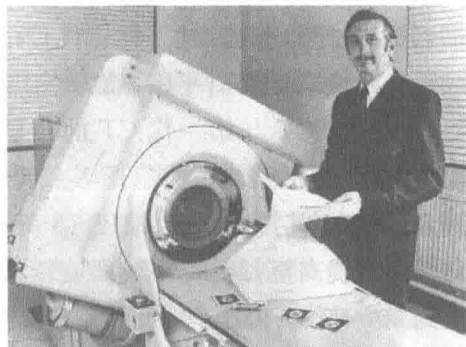


图1-3 CT的发明人豪斯菲尔德和世界上一台CT原型机

法。CT 自发明后立即受到医学界的热切欢迎,震惊了整个医学界。1974 年,美国 George Town 医学中心的工程师 Ledley 设计出全身 CT。1979 年,鉴于豪斯菲尔德和考马克在 CT 发明中的卓越贡献,他们被授予诺贝尔生理学或医学奖。

二、CT 的发展

自 1972 年第一台头颅 CT 问世以来,CT 先后经历了 5 代构造性能的发展和改变。如此迅速发展的主要目的是为了缩短扫描时间、改善图像质量、降低制造费用、设计友好的用户界面等。因此,临床诊断的需要和工艺技术上的不断创新促使 CT 性能和应用得到快速的发展。

(一) 第一代 CT(平移+旋转扫描方式)

这类 CT 多属于头部专用机,由一个 X 线管和 2~3 个晶体探测器组成。由于 X 线束被准直成像铅笔芯粗细的线束,故又称为笔形扫描束装置。该装置中 X 线管与相对静止的探测器环绕人体做同步平移和旋转运动,其扫描方式如图 1-4 所示。穿过人体头部的 X 线束被另一端的 NaI 晶体探测器接收。第一台 CT 的矩阵大小为 80×80 ,共产生 6 400 个显示单元。只要方程式数目大于像素数,就可以计算出每个像素点的值。第一台 CT 在扫描中共产生 43 200 个投影数据,而只有 6 400 个像素点,显然可以满足联立方程组求解的要求。当矩阵大小为 160×160 时,像素点为 25 600,小于 43 200,也可满足要求。因此,在第一代商品化 CT 中,用 160×160 的矩阵替代了 80×80 的矩阵。

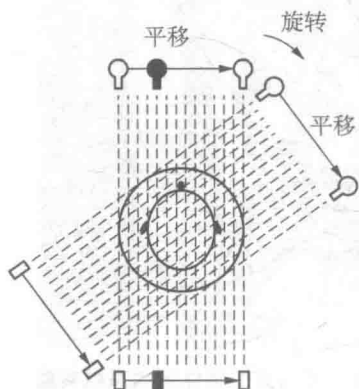


图 1-4 第一代 CT 扫描方式

第一代 CT 的 X 线利用率很低,扫描时间长,通常需要 3~5 min,重建一幅图像的时间约为 5 min,所以在做 CT 检查时,计算机重建一幅图像的同时收集下一幅图像的数据。如果患者需要扫描 6 个层面,则需要约 35 min。第一代 CT 基本能够满足人体头部的扫描。由于扫描时间较长,很难抑制图像的运动伪影,尤其是在腹部扫描时,运动伪影极其严重。为了缩短扫描时间,于是产生了第二代 CT。

(二) 第二代 CT(平移+旋转扫描方式)

第二代 CT 与第一代 CT 的明显区别在于将第一代 CT 单一笔形 X 线束改为扇形 X 线束,探测器数目也增加到 3~30 个,其扫描方式如图 1-5 所示。每次扫描后的旋转角由 1° 提高至 $3^\circ \sim 30^\circ$ 。这样旋转 180° 时,扫描时间就缩短到 20~90 s。但这个时间对于扫描腹部器官来说仍然不能避免运动伪影的产生。由于探测器数目增加,连续扇形 X 线束替代了笔形 X 线束。

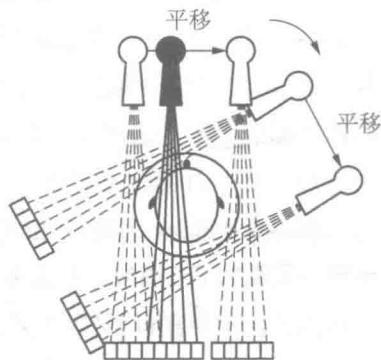
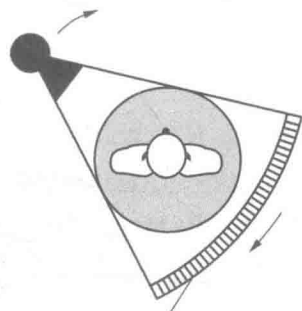


图 1-5 第二代 CT 扫描方式

(三) 第三代 CT(旋转+旋转扫描方式)

第一代和第二代 CT 都是采用平移+旋转扫描方式,这种运动方式限制了扫描速度的进一步提高。为了减少运动时间而取消平移运动,使得 X 线管和探测器作为整体只围绕患者做旋转运动,从而进一步缩短扫描时间。1975 年,美国通用公司首先推出的 CT,称为第三代 CT。第三代 CT 有较宽的扇形角($30^{\circ}\sim 45^{\circ}$),可以覆盖整个被扫描物体的断层面,探测器的数目也相应增加。扫描时间在初期就已经缩短到 20 s,使得在一次屏气时间内扫描一幅完整图像的目标得以实现。

第三代 CT 对技术性能要求较高,在成本和图像质量方面具有较大的优势。它能将扫描时间控制在 0.5 s 以内,也是目前临床上应用最为广泛的一种 CT,其扫描方式如图 1-6 所示。



旋转的弧形探测器

图 1-6 第三代 CT 扫描方式

(四) 第四代 CT(旋转+静止扫描方式)

第四代 CT 用 600 个探测器排成圆周,其扫描方式如图 1-7 所示,探测器保持静止而 X 线管旋转。扇形线束角度也较大,单幅数据获取时间缩短。第四代 CT 的缺点是对散射线极其敏感。为此,在每个探测器旁加一小块翼片做准直器,但这样不仅浪费了空间,还增加了患者的辐射。第四代 CT 探测器数量最多可达 72 000 个,增加了设备成本,而且这么多的探测器在扫描过程中并没有被充分利用。因此,第四代 CT 与第三代 CT 相比并没有明显优势。



图 1-7 第四代 CT 扫描方式

(五) 第五代 CT(静止+静止扫描方式)

1972~1976 年,CT 有了突飞猛进的发展,先后经历了 4 代 CT。可是人们仍致力于 CT 设备的改进,出现了第五代 CT。

1. 电子束 CT(electron beam CT) 1977 年提出了电子束 CT 的设想,其目的是为心脏检查提供极短的扫描时间。为了达到此目的,人们取消了扫描过程中存在的机械运动,这点可称为是革命性的进步。第五代 CT(电子束 CT)在扫描时间上有了极大的改善,扫描时间缩短至毫秒级,可以用于心脏扫描。目前,全世界生产第五代 CT 的厂家只有美国 Imatron 公司(已被通用公司收购)。

第五代 CT 的 X 线管与前 4 代有着本质的区别。早期的电子束 CT 的 X 线管是一个大型特制的扫描电子束 X 线管,探测器有 864 个。这 864 个探测器被安装在两个固定环内,每个环分别包含 432 个探测器。由电子枪发射电子束,经聚焦后由偏转线圈控制,使电子束旋转,并轰击 4 个平行的钨靶环,从而获得旋转的 X 线源,并采用双列探测器阵列来收集扫描数据。由于有 4 个钨靶环,一次可进行 4 层扫描,扫描一层可获得 8 幅图像,其扫描方式如图 1-8 所示。216°的局部扫描可在 50~100 ms 内完成,而且能够在没有任何延时的情况下反

复扫描,对心脏、冠状动脉及心血管的研究有特殊作用。由于时间分辨力高,所以具备减少运动伪影、增加对比剂的利用率和动态研究等特点。

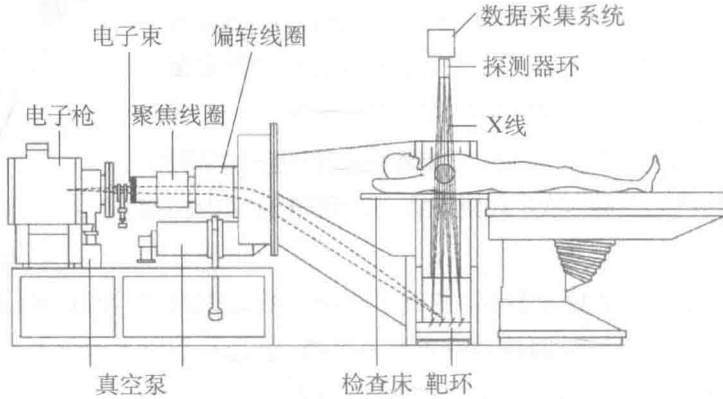


图 1-8 电子束 CT 扫描方式

2. 动态空间再现 CT(dynamic spatial reconstructor CT) 第五代 CT 的另一种形式是动态空间再现 CT,它利用普通 CT 技术实现了快速容积扫描。采用 28 个 X 线球管和 28 个荧光屏围绕着患者连续旋转,其扫描方式如图 1-9 所示。与连续单层扫描不同,它采用的锥形束在一圈旋转扫描中就能覆盖整个容积。美国梅奥诊所(Mayo Clinic)安装了一台缩小版本的动态空间再现 CT,仅使用 14 个球管,用于动物生理学实验,可以同时采集 240 层 0.9 mm 厚的层面,总扫描时间只有 1 s。

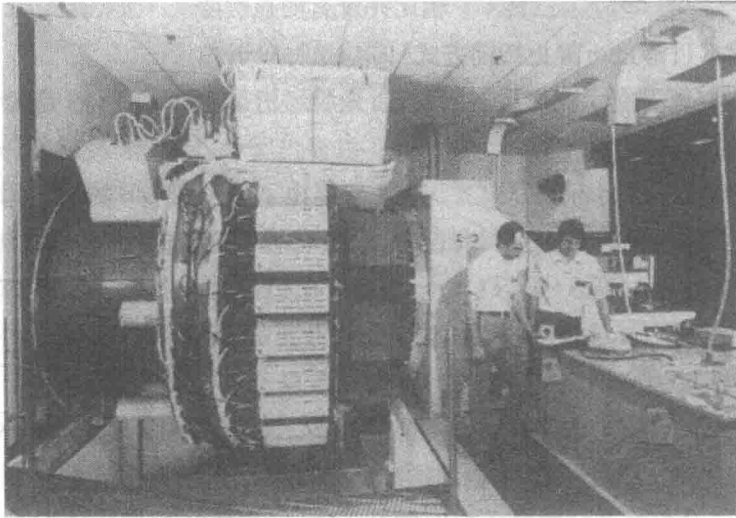


图 1-9 动态空间再现 CT 扫描方式

由于需要大量的投入以及面临众多的技术难题,并且其图像质量与标准 CT 相比根本不能令人满意,动态空间再现 CT 技术没能继续研究下去。然而,尽管并未完全实现预先的计