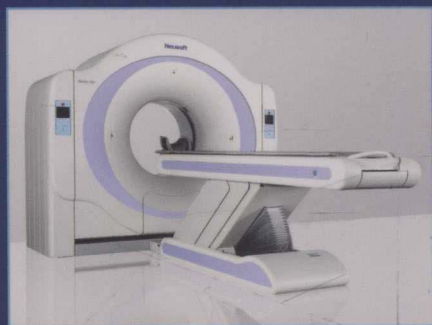
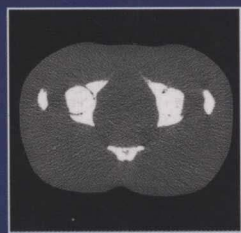


生物医学工程系列
规划教材

丛书主编 陈武凡
现代医学成像科学丛书

CT 原理与技术



余晓锴 龚 剑 主编



科学出版社

生物医学工程系列规划教材
现代医学成像科学丛书

CT 原理与技术

丛书主编	陈武凡	
主 编	余晓锸	龚 剑
副主编	卢 晶	马建华
编 委	陈武凡	余晓锸
	龚 剑	卢 晶
	马建华	康立丽
	张怀岑	林木炎

科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

本书从原理和技术两方面对计算机断层扫描设备（CT）进行全面的分析、论述。主要内容包括设备构成、重建算法和设备参数三大板块。设备构成单元中以 CT 设备的主要组成为线索，介绍了球管、探测器等关键部件的作用、原理和维护等；重建算法单元中从经典的滤波反投影算法着手，逐步介绍了平行线束、扇形线束和锥形线束的重建算法；设备参数单元重点介绍了剂量、图像分辨力、噪声、层厚等关键参数的影响因素、表征和测量方法等。同时对 CT 图像伪影的形成原因、表现形式和校正方法进行了全面的阐述。

本书主要适用于生物医学工程专业、医学影像学专业本科教学，也可供从事医学影像诊断和设备维修的相关人员及 CT 设计研究人员与高等院校研究生参考。

图书在版编目(CIP)数据

CT 原理与技术 / 余晓镠, 龚剑主编. —北京: 科学出版社, 2013

(现代医学成像科学丛书)

生物医学工程系列规划教材

ISBN 978-7-03-037044-0

I. ①C… II. ①余… ②龚… III. ①计算机 X 线扫描体层摄影—高等学校—教材 IV. ①R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2013) 第 268341 号

责任编辑: 刘 畅 王国栋 / 责任校对: 桂伟利

责任印制: 阎 磊 / 封面设计: 迷底书装

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码: 100717

<http://www.sciencep.com>

保定市中华美凯印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2014 年 1 月第 一 版 开本: 787×1092 1/16

2014 年 1 月第一次印刷 印张: 16

字数: 410 000

定价: 35.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

丛书序

现代医学成像科学丛书含《MRI 原理与技术》、《CT 原理与技术》、《PET 原理与技术》、《超声原理与技术》与《现代医学图像分析》五种，终于陆续脱稿并交付出版，实在令人欣慰，本套丛书的出版也将会给读者带来全新、全方位的感受。本丛书内容范围属于信息科学与医学科学的综合交叉领域，前四书分别解决四大医学影像系统的成像科学问题，最后一书面向临床数字化分析诊断的复杂需求提供解决方案。它们均为当前研究热点，也是电磁学、光学、计算机科学与临床医学等学科综合知识创新的基础。如今，国际范围内从事该领域研究的队伍在迅速扩大，不同国家的政府研究基金也在不断增强，系统整理本领域的技术原理、应用及前沿成果显得很有必要。

此五书是本团队执行两项国家“973”计划项目“重要临床医学信息处理关键科学问题研究”（NO. 2003CB716100）与“现代医学成像与高维图像分析关键科学问题研究”（NO. 2010CB732500）十余年来研究成果的部分总结，也是本团队承担国家精品课程“现代医学成像技术”建设的物化表达。毋庸置疑，本丛书强力的写作基础与精心的内容编著，倾注了写作团队每位作者的心血。本丛书的主要特色，是在适当地顾及学科发展历史之前提下，结合国内外同行与我们的科研成果，处处凸显“现代”，即当下之成就，以帮助读者尽快地掌握创新的学术思想与先进的当代技术，并迅速跨入学科领域的研究前沿。可以坦言，本丛书的系统性、完整性与先进性在国内同类著作中极具特色。

本丛书为本领域内高年级本科生和研究生而编写，因其兼具教材与专著之特色，亦可作为从事相关研究人员的参考书。

丛书主编为本丛书的写作制订基本框架、规范写作内容、指导相关细节，最后通阅校正。各分册主要由冯前进博士、余晓镔博士、康立丽博士、卢广文博士、马建华博士、冯衍秋博士、张煜博士、吕庆文博士、王青博士、路利军博士、边兆英博士、郝立巍博士等分别组织完成。他们的教学、科研任务繁重，故即便是在他们各自熟知的专业领域，要抽空拣字成文实属不易，在此谨向这些年轻人致以衷心的感谢。

由于材新式异，无范本可参，丛书中必有不当之处，请读者不吝指正，则作者修改可期。

陈武凡

2014年1月于羊城

前言

生物医学工程系列规划教材《CT原理与技术》共分七章，第一章对CT的发展史和相关术语进行概括介绍；第二章详细介绍CT设备的主要构成，对X射线管、探测器和滑环等关键部件的发展、作用和维护进行归纳和探讨；第三章分步介绍CT图像的重建算法，由简单的平行束重建出发，进而介绍和分析扇形束、锥形束重建算法；第四章详细介绍CT剂量的表达方法、影响因素，重点介绍目前CT的研究热点——低剂量成像技术；第五章介绍CT设备的关键参数的测量，参数涵盖了扫描参数、图像性能参数、机械参数等；第六章介绍CT图像的多种类型的伪影的表现、成因和解决方法，包含与系统物理特性相关的伪影、与患者相关的伪影、与设备系统性能相关的伪影等，本章内容贯穿了所有章节的相关知识点；第七章以西门子的Somatom Plus单排螺旋CT为例，详细介绍CT设备的基本构造和结构原理。

本书配套的教学材料主要体现在国家级精品课程现代医学成像技术中，该电子课程中有与之配套的教学讲义、课件和录像。与第七章配套的多媒体仿真课件《CT原理与结构》已经正式出版。

本书由南方医科大学及南方医院从事影像技术科研、教学和设备维修方面的人员参与编写。全书内容的布局、编写分工由丛书主编陈武凡教授负责，余晓镔负责所有内容的汇总和定稿。各章节的作者如下：

- 第一章 X-CT设备概论（余晓镔，龚剑）
- 第二章 CT扫描成像系统（余晓镔，卢晶）
- 第三章 CT图像重建（马建华，陈武凡）
- 第四章 CT剂量（余晓镔，张怀岑）
- 第五章 CT系统参数与测试（余晓镔，林木炎）
- 第六章 CT图像伪影（余晓镔，康立丽）
- 第七章 CT扫描机实例（卢晶）

感谢高海英、叶思等研究生在本书编写中给予的帮助。由于编者水平有限，本书不足之处在所难免，还请读者批评指正，以便将来再版时修改。

编者
2013年11月

目 录

丛书序

前言

第一章 X-CT 设备概论	1
第一节 CT 的基本含义	1
第二节 CT 的研究历史	4
第三节 X-CT 成像的基本概念	9
第四节 各类 CT 扫描机	18
第二章 CT 扫描成像系统	31
第一节 系统构成概述	31
第二节 X 射线管	31
第三节 滤过器	47
第四节 准直器	48
第五节 探测器	52
第六节 数据采集系统	70
第七节 滑环	71
第八节 机架	73
第九节 检查床	75
第十节 计算机系统	75
第三章 CT 图像重建	77
第一节 CT 重建算法历史与现状	77
第二节 CT 重建算法相关概念	78
第三节 平行束 CT 图像经典重建算法	82
第四节 扇形束重建	94
第五节 锥形束 CT 成像	103
第四章 CT 剂量	112
第一节 CT 剂量的表达方法	112
第二节 CTDI 的测量方法	116
第三节 影响 CT 剂量的因素	118
第四节 基于调制技术的剂量降低方法	122
第五节 与设备硬件相关的降低剂量的方法	127
第六节 与设备操作相关的剂量降低方法	130
第七节 低剂量成像技术	133
第五章 CT 系统参数与测试	137
第一节 空间分辨力	137

第二节	纵向分辨力	144
第三节	噪声	149
第四节	密度分辨力	153
第五节	时间分辨力	157
第六节	CT 值线性	161
第七节	CT 机的机械性能参数	162
第六章	CT 图像伪影	167
第一节	概述	167
第二节	混淆伪影	169
第三节	射线硬化伪影	174
第四节	散射线形成的伪影	181
第五节	部分体积效应伪影	183
第六节	金属伪影	188
第七节	环形伪影	194
第八节	阶梯伪影	200
第九节	锥形线束伪影	204
第十节	风车伪影	207
第十一节	截断伪影	210
第十二节	运动伪影	211
第七章	CT 扫描机实例	218
第一节	CT 硬件结构框图	218
第二节	CT 的控制结构框图	221
第三节	CT 设备的软件系统	223
第四节	CT 设备主要部件的工作原理	224
参考文献		239

第一章 X-CT 设备概论

第一节 CT 的基本含义

一、常规 X 射线摄影的局限性

常规 X 射线摄影在临床上的应用打开了无损检查的新局面，但常规 X 射线摄影一直伴有一个难以克服的局限性。图 1.1.1 (a) 说明了常规 X 射线图像的形成过程，图像中所有的结构和组织都被重叠在一起，从而导致整个图像模糊不清，无法突出感兴趣部分。成像将人体的三维信息沿着 X 射线的方向重叠在一起形成一幅二维图像。图 1.1.1 (b) 是一幅肺部 X 射线照片，图中肋骨和肺部重叠。因此，尽管图像空间分辨力很高，但低对比度分辨力却很差。为此，人们研究出了常规 X 射线断层方法，并将这一成果应用于临床。

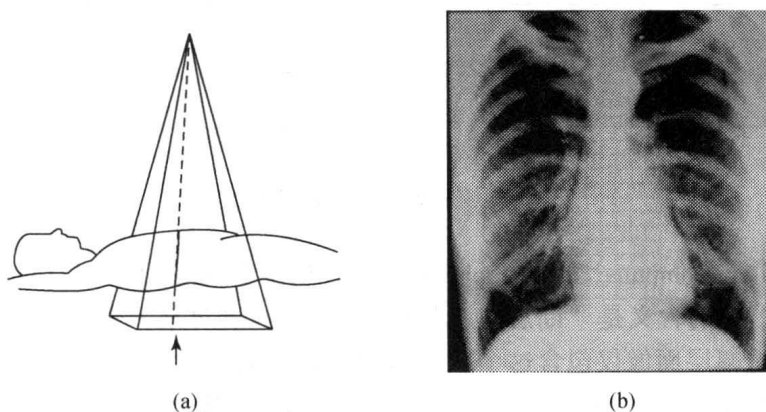


图 1.1.1 常规 X 射线图片的形成机理 (a) 和典型的肺部 X 射线照片 (b)

常规断层法 (conventional tomography) 也叫平面断层成像法 (planigraphy) 或者厚层断层摄影法 (zonography)。这种方法的发明者是 Bocage，早在 1921 年，Bocage 对他设计的设备进行了描述：这种设备可以抹掉相邻层面的信息，突出感兴趣层面的内容。设备的主要组成有：一个 X 射线球管、一张 X 射线胶片和一台同步机器装置。同步装置的目的是确保球管和 X 射线胶片同步运动。常规断层法的原理如图 1.1.2 所示。为了简便起见，我们只考虑两个孤立的点 A 和 B。假设这两个点都在患者体内，点 A 被定位在焦平面 (focal plane) 内，而点 B 在焦平面外。点 A 和点 B 在胶片上的投影分别用 A1 和 B1 来表示，此时在胶片上产生的图像与普通放射没有任何区别。如果将 X 射线管和胶片同步反向移动（如在图 1.1.2 中，X 射线管向左移动，胶片向右移动）到另一个位置，我们想弄清楚由固定点 A 所产生的阴影 A2 是否与 A 在没有移动前的阴影 A1 重叠。这个问题可以通过计算 X 射线管和 X 射线胶片与 A 点的相对距离来验证，在图中可以看出移动前 B 点的投影 B1 和移动后的投影 B2 并没有重叠。其原因是 B 点在焦平面外，从 B 点到 X 射线管的距离与从 B 点到胶片的距离的比值严重偏离 A 点对应的比值。所以，当 X 射线管和胶片相向移动时，B 点在胶片

上的投影是一条线段。同样的道理，所有不在焦平面的点的投影都是一条条线段，而且应该注意到投影的密度有所降低，这是因为从点到线，投影分布在一个扩大的范围里，而在焦平面上的点的投影均落在同一个点上，并且对应点的密度并没有降低。

因此，我们将常规断层法总结如下：在常规断层摄影中，X射线源向某一方向移动时，照相的底片相对于X射线源向相反的方向移动，患者处于这两者之间。当底片移动时，只有一个平面摄影图像对底片相对保持不动，这个平面在底片上聚焦，而别的平面是模糊的。此法的缺点是：那些不需要的平面的模糊投影降低了理想图像的对比度，如图 1.1.2 所示。由此可见，常规断层法的发明及应用依然不能克服传统X射线摄影图像重叠的缺陷，人们一直在致力于寻求一种新的方法来克服普通断层的不足，CT的产生为我们给出了最终的答案。

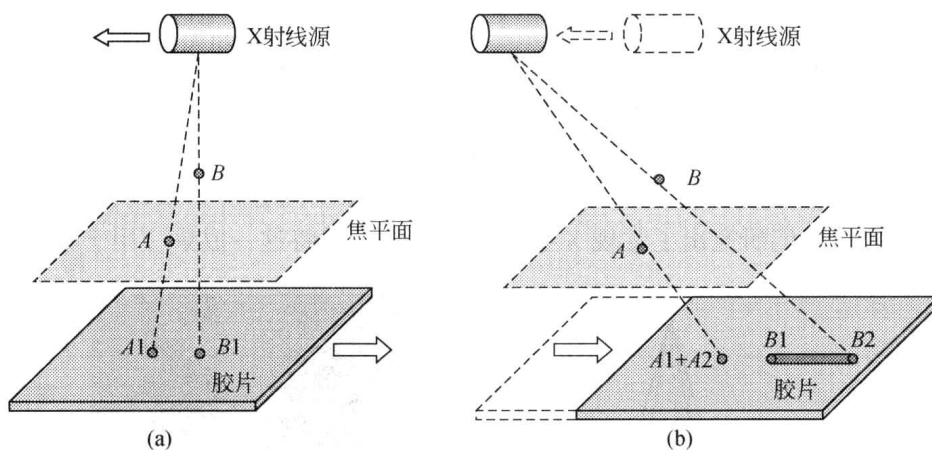


图 1.1.2 常规 X 射线断层示意图

何为 CT? CT 是 Computed Tomography 的缩写。根据 Webster 词典，Tomography 来自于希腊词根“tomos”，它的含义是“断层”，具体解释为：通过对某一个单层面成像而形成的 X 射线摄影技术，这幅层面像仅包含这个层面内的内容，而消除了相邻层面的信息。简言之，CT 是指由投影重建图像。1980 年 Herman 对“由投影重建图像”给出了一个比较完整的解释：由投影重建图像是指由已知一定位置的线积分（投影）来重建某类物理特性的二维分布。CT 通常有两类投影，一类是发射（emission）CT，这类 CT 的放射源在患者体内（如核医学设备）；另一类是透射（transmission）CT，这类 CT 的放射源在患者体外（如 X-CT、MRI 等）。在本书中，如果不加特别说明，所指的 CT 均为 X-CT。

二、CT 图像形成过程

（一）数据采集阶段（图 1.1.3）

在数据采集阶段，球管发射 X 射线，发射出的射线穿过人体一个欲成像的层面。穿过此层面的 X 射线由探测器测量。为了获得足够的信息以产生完整的图像，线束必须围绕人体的断面旋转，从各个角度采集数据。一般要进行数百次的采样，每次采样的断面数据都存储在计算机的存储器中。

数据采集阶段涉及的参数有：采集模式（scanning mode）、球管电压（tube voltage）、球管电流（tube current）、扫描时间（scan time）、螺距（pitch）、扫描长度（scan length）、层厚（slice width/slice thickness/section width）、扫描野（scan field of view, SFOV）、扫描矩阵（scan matrix）。

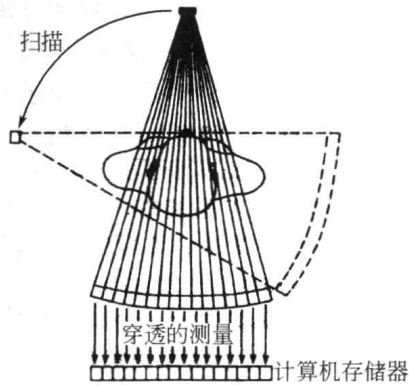


图 1.1.3 CT 图像形成的扫描阶段

(二) 图像重建阶段 (图 1.1.4)

CT 图像产生的第二个阶段就是图像重建，这主要由阵列处理机进行。图像重建是将原始数据转成显示数据的过程。图像是由各个图像像素的矩阵构成的，每个像素由一个数值或 CT 值来表示。每个像素的具体值与相应体积单元 (体素) 的组织密度有关，重建后的数字图像被存储在计算机存储器内。

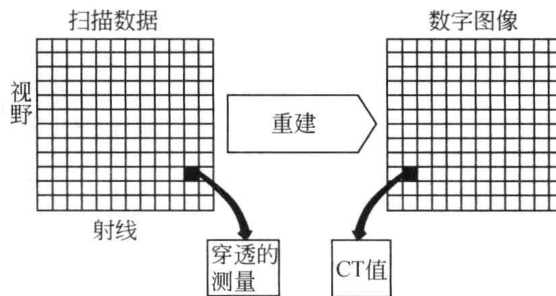


图 1.1.4 CT 图像形成的重建阶段

图像重建阶段涉及的参数有：重建矩阵 (reconstruction matrix)、重建算法 (reconstruction algorithms)、插值方法 (interpolation method) 和重建间隔 (reconstruction interval, RI)。

(三) 图像显示阶段 (图 1.1.5)

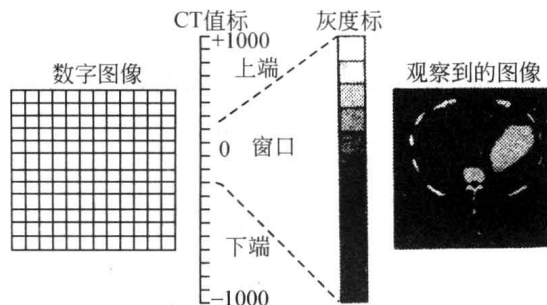


图 1.1.5 CT 图像形成的显示阶段

显示阶段主要任务是把数字图像转换成视频显示，以便直接观测或记录在胶片上。这个阶段由 A/D 转换器部件完成。在所显示的图像中，像素的 CT 值和灰度梯度间的关系是由操作者选用的窗位决定的。通过窗位高低的调整，可调节所显示的图像的亮度和对比度。

与显示阶段相关参数：显示野（display field of view, DFOV）、窗宽（window width, WW）和窗位（window level, WL）。

三、CT 图像的基本特点

虽然普通放射和 CT 都使用 X 射线，但 CT 图像的数量要比普通放射图像的数量多出许多。如图 1.1.6 (a) 所示，普通放射所表现的是辐射强度改变后的分布图像，而且是叠加图像，沿着 X 射线焦点到探测器的射线方向上的所有结构，即这些射线方向上所有的体素都对辐射的衰减起作用，每个像素显示的是所有衰减作用的总和。

图像对比度是由两个相邻的像素或区域在强度上的差异形成的。普通放射照片的对比度是由像骨骼这样的高衰减结构和对比介质决定的，或者由人体厚度的差异决定。低衰减结构，尤其以软组织为典型，它的成像作用在大多数情况下被完全覆盖了。在普通放射中，这个本质上的问题是无法消除的。而 CT 图像的对比度直接来自于相邻体素的衰减值，而不是由穿过人体路径的线积分产生的。对比度是由局部组织决定的，而相邻的或叠加的结构则不会或很少产生影响 [图 1.1.6 (a)]。因此，组织的密度或成分上的任意微小的差异，原则上说都能够通过足够的对比度来显示。

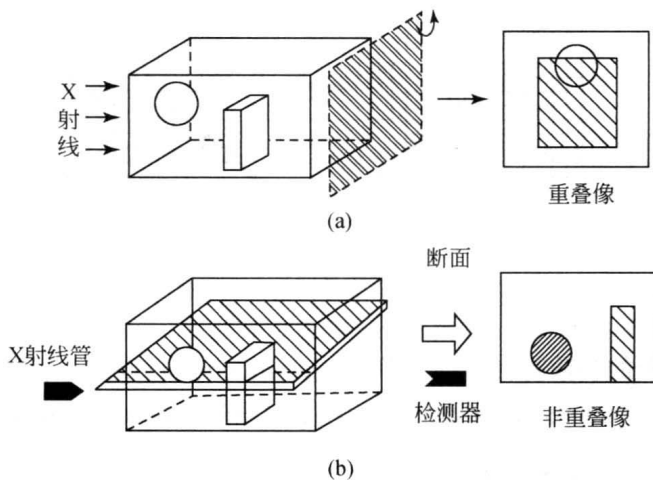


图 1.1.6 普通 X 放射与 X-CT 的比较

与图像质量相关的参数有：空间分辨力（spatial resolution）、纵向分辨力（longitudinal resolution）、对比度分辨力（contrast resolution）、图像均匀性（image uniformity）、图像噪声（image noise）、CT 值线性（CT number linearity）等。

第二节 CT 的研究历史

1895 年，伦琴（Roentgen）发现 X 射线（图 1.2.1）。1895 年 11 月 8 日，德国物理学家 Roentgen 在 Wurzburg 大学做实验时发现 X 射线后，X 射线很快被用到医学上。1896 年 1 月 23 日，伦琴在德国物理学会上宣布 X 射线的发现并展示了他夫人的手部 X 射线照片。

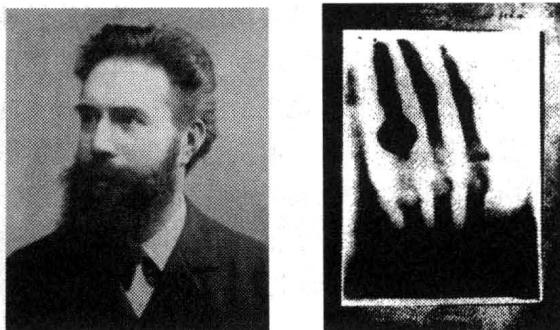


图 1.2.1 Roentgen 发现 X 射线

1917 年，奥地利数学家 Radon 提出了图像重建理论的数学方法（图 1.2.2）。他指出对二维或三维的物体可以从各个不同的方向上投影，然后用数学方法计算出一张重建的图像。当时这种方法应用在无线电、天文学的图像重建中。

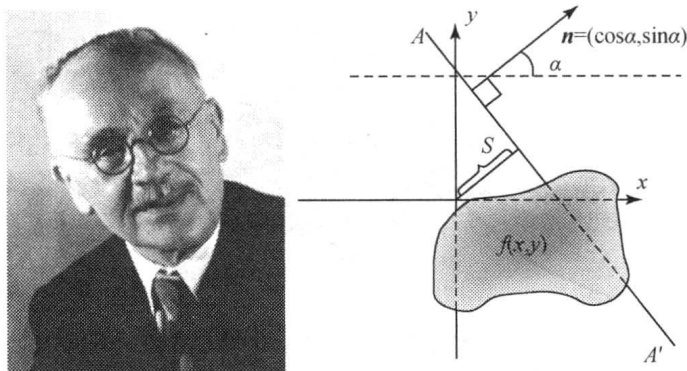


图 1.2.2 Radon 提出并证明了由投影重建图像的理论

1955 年，从澳洲移民美国的天文学家 Bracewell，打算利用电波望远镜描绘太阳黑子的地图时，由于他没办法让巨大的无线电碟形天线对焦在他所相中的太阳表面地区，因此他把投影处理当成一项工程技术上的挑战。他首先根据取自很狭窄细条上的数据重建出太阳影像，然后再利用这一系列的一维空间的细条重建二维空间的地图。1956 年，Bracewell 第一次将一系列由不同方向测得的太阳微波发射数据，运用傅里叶变换（Fourier transform）重建的方法，绘制了太阳微波发射图像。由于接收天线只能聚焦并接收某一极薄的窄条上的发射的微波，故一次所测量得到的是从太阳表面某一窄条发射出的总发射量，然后根据这一系列的投影值来绘制一个局部活动的图像。这就给了人们一个启示：如何从人体某段的射线投影得到该人体段的图像。

1961 年，天文学家 W. H. Oledendorf 做了一个称为“旋转-平移”的试验，实现了最早的图像重建。如图 1.2.3 所示，他的方法是用碘 131 源发射出平行校正射线束，并用碘化钠晶体光电倍增管检测器检测。把一个 10cm×10cm×4cm 的塑料块作为被测标本，塑料块中还插入了一些铁钉和铝钉。将这块物体放在一个小平车上，并用一个时钟马达将它沿一短轨道以 8cm/h（厘米/小时）的速度拉动。所有部件均安装在一个留声机转盘上，其旋转速度是 16r/min（转/分）。 γ 射线束通过转盘的旋转中心，此塑料块也被拉过该旋转中心。整个系统运转时，射束被正处于旋转中心上的那些钉子的线性运动所调制，而不在旋转中心上的钉子

以二倍旋转速率调制射束。由于所提供的线性移动的速度慢于旋转速度，我们可以用一个低通滤波器将这些二倍频率分离，而只保留线性运动对射束强度的作用。一个全过程约需一个小时来完成，这时它重建了一根单线。但此设备是不实用的，因为通过模型的所有射束虽然被检测，但未被储存起来，并没有使用价值，但是它第一次实现了医学上建立断层图像的梦想。虽然原理看起来浅显明白，但是 Oledendorf 的模型却涵盖了日后所有电脑化断层摄影扫描仪的基础概念——除了现代数字化电脑外。他已经证明，如果要测量某一点上的辐射密度（也就是该点吸收辐射的能力），必须先把平面上其他点的效应分离出去。Oledendorf 设计的模型能获得如此成功，令他大受激励，觉得只要“逐步增大模型的维数与灵敏度，将来扫描头部就不成问题了”。带着这个想法，把伽马射线换成 X 射线，就可以应用在患者身上，于是 Oledendorf 在 1960 年申请了专利，1961 年在《生医电子学》（Bio-Medical Electronics）期刊上发表论文，1963 年获得专利权。

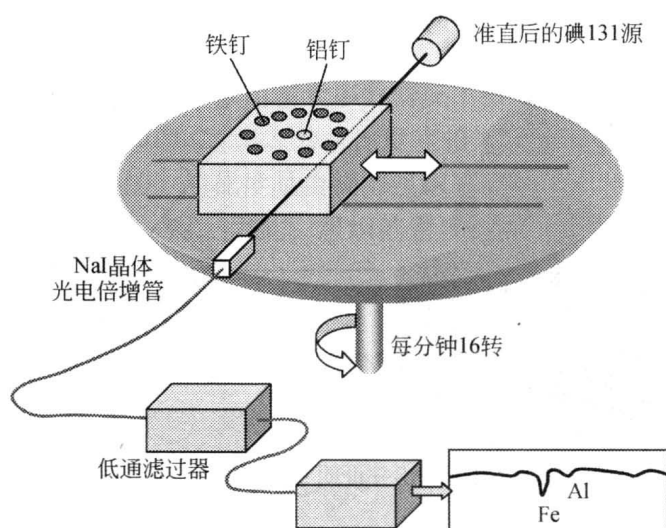


图 1.2.3 W. H. Oledendorf 的旋转-迁移实验

放射线专家 David Kuhl 的实验与 Oledendorf 的设计大同小异，但他选择的受测体是人体，按照 Kuhl 的说法：“我们建立了一个系统，让志愿者自己注射放射性化合物，然后再检查放射性物质在他们肺部的什么区位，以便了解他们的身体处在压力下会发生什么变化。通过横断面影像，来看看放射性物质跑到什么地方。”通过实验，Kuhl 获得了第一张放射线穿越活体到达对边的探测器所得到的体内断层影像。这张照片随论文发表在 1966 年 8 月的医学期刊 *Radiology* 上。这是有史以来第一张发射放射线穿越活体到达对边的探测器所得到的体内切面影像。渐渐地，CT 扫描的要素一一成熟。事后 Kuhl 回想，当时他手边其实已拥有数年后问世的商业化 CT 机型的所有基本要素，包括数学式。当时，他只需要把实验中的伽马射线改成穿透性较强的 X 射线，就可以做出一台 CT 扫描机了。

1963 年，美国教授 Cormack 进一步发展了从 X 射线投影重建图像的准确数学方法。他意识到掌握 X 射线吸收系数的重要性，因此他在文章中详细叙述了所做的实验。如图 1.2.4 所示，该试验是用一个铝圆筒，周围用环状木材围上，射线源采用 Co-60，使用了一个盖革计数管为探测器，然后对其进行扫描而得剖面图像，扫描后采用傅里叶变换法获得铝和木材的实际吸收系数。他是正确应用图像重建数学方法获得吸收系数的第一个研究者，从而为

CT 技术的研究打下了基础。

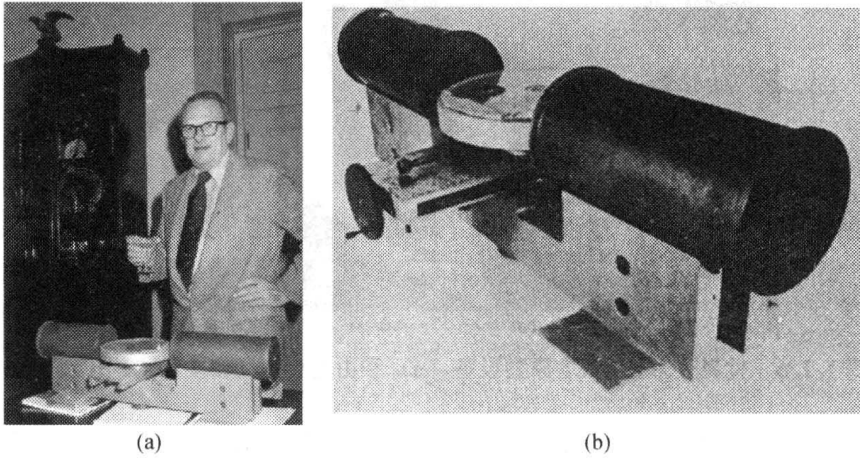


图 1.2.4 Cormack (a) 和他的吸收系数实验 (b)

1967 ~ 1970 年，在 EMI 实验中心的 Hounsfield 博士 [图 1.2.5 (a)] 提出了断层的方法，这种方法仅需从单一平面获取投射的读数。因此，每个光束通路都可以看成是联立方程的许多方程之一。通过解这组联立方程才能获得该平面的图像。在此基础上，采用数学模拟法加以研究。如图 1.2.5 (b)，采用同位素作射线源做试验，此试验用 9 天的时间产生数据，用 2.5 个小时重建一幅图像。如图 1.2.5 (c) 所示，实验结果最终能够区分相差 4% 的衰减系数，而不是理论上的区分相差 0.5% 的衰减系数。

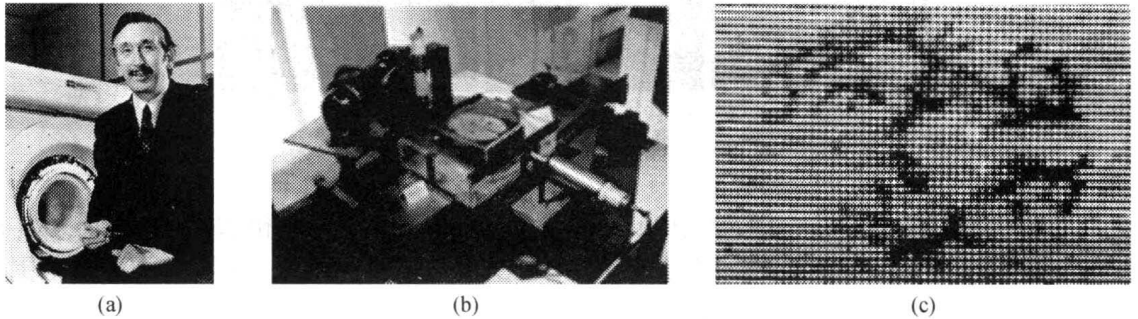


图 1.2.5 Housfield (a) 的和他的试验装置 (b) 及生成的图像 (c)

尽管许多人提出了 CT 的思想，但是 Hounsfield 首先把这个思想发展为 CT 扫描机，因此他被认为是发明了“自从伦琴 1895 年发现 X 射线以来，在放射、医学、医学物理和相关学科领域里，没有能与 CT 相比拟的发明”。为此，1979 年他和 Cormack 获得 Nobel 医学奖。

1971 年 9 月，英国的 Atkinson Morley 医院安装了第一台原型设备 EMI Mark I [图 1.2.6 (a)]，并在神经学家 James Ambrose 和 Louis Kreel 的参与下，于 1971 年 10 月 1 日检查了第一个患者，检查之前医生怀疑患者有脑瘤。对此患者进行扫描后获得的 CT 图像如图 1.2.6 (b) 所示，这幅图像的确把怀疑的脑瘤部分显示了出来。当时的扫描参数为：4.5min 的扫描时间、20s 的重建时间、13mm 的图像层厚、图像显示矩阵为 80×80 、重建方法为代数重建方法。

1972 年 Hounsfield 和 Ambrose 在英国放射学家年会上发表正式论文，宣告了 EMI 扫描机的诞生，同年 11 月在北美放射学会 (RSNA) 年会上向全世界宣布。

以二倍旋转速率调制射束。由于所提供的线性移动的速度慢于旋转速度，我们可以用一个低通滤波器将这些二倍频率分离，而只保留线性运动对射束强度的作用。一个全过程约需一个小时来完成，这时它重建了一根单线。但此设备是不实用的，因为通过模型的所有射束虽然被检测，但未被储存起来，并没有使用价值，但是它第一次实现了医学上建立断层图像的设计。虽然原理看起来浅显明白，但是 Oledendorf 的模型却涵盖了日后所有电脑化断层摄影扫描仪的基础概念——除了现代数字化电脑外。他已经证明，如果要测量某一点上的辐射密度（也就是该点吸收辐射的能力），必须先把平面上其他点的效应分离出去。Oledendorf 设计的模型能获得如此成功，令他大受激励，觉得只要“逐步增大模型的维数与灵敏度，将来扫描头部就不成问题了”。带着这个想法，把伽马射线换成 X 射线，就可以应用在患者身上，于是 Oledendorf 在 1960 年申请了专利，1961 年在《生医电子学》（Bio-Medical Electronics）期刊上发表论文，1963 年获得专利权。

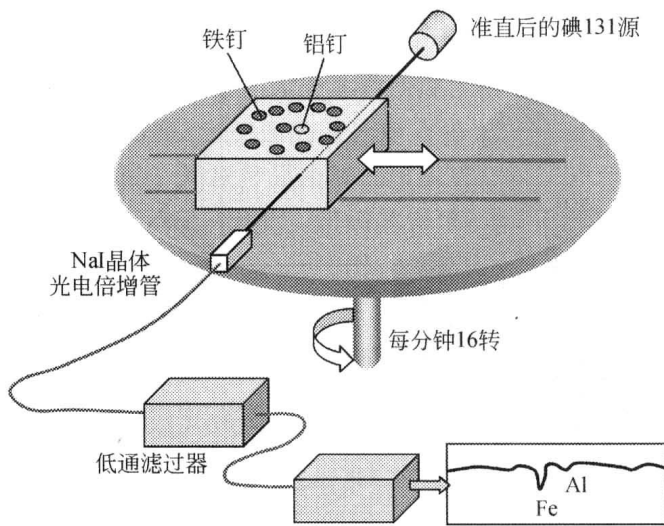


图 1.2.3 W. H. Oledendorf 的旋转-迁移实验

放射线专家 David Kuhl 的实验与 Oledendorf 的设计大同小异，但他选择的受测体是人体，按照 Kuhl 的说法：“我们建立了一个系统，让志愿者自己注射放射性化合物，然后再检查放射性物质在他们肺部的什么区位，以便了解他们的身体处在压力下会发生什么变化。通过横断面影像，来看看放射性物质跑到什么地方。”通过实验，Kuhl 获得了第一张放射线穿越活体到达对边的探测器所得到的体内断层影像。这张照片随论文发表在 1966 年 8 月的医学期刊 *Radiology* 上。这是有史以来第一张发射放射线穿越活体到达对边的探测器所得到的体内切面影像。渐渐地，CT 扫描的要素一一成熟。事后 Kuhl 回想，当时他手边其实已拥有数年后问世的商业化 CT 机型的所有基本要素，包括数学式。当时，他只需要把实验中的伽马射线改成穿透性较强的 X 射线，就可以做出一台 CT 扫描机了。

1963 年，美国教授 Cormack 进一步发展了从 X 射线投影重建图像的准确数学方法。他意识到掌握 X 射线吸收系数的重要性，因此他在文章中详细叙述了所做的实验。如图 1.2.4 所示，该试验是用一个铝圆筒，周围用环状木材围上，射线源采用 Co-60，使用了一个盖革计数管为探测器，然后对其进行扫描而得剖面图像，扫描后采用傅里叶变换法获得铝和木材的实际吸收系数。他是正确应用图像重建数学方法获得吸收系数的第一个研究者，从而为

第三节 X-CT 成像的基本概念

一、在 CT 中测量什么

(一) 线性衰减系数

线性衰减系数 (linear attenuation coefficient) 一般用字母 μ 表示。当 X 射线穿过物体时, 存在着三种过程影响 X 射线的衰减, 它们是干涉散射、光电效应和康普顿效应。所以, 可以定性地认为 CT 机中的线性衰减系数是这三种效应的总和 (图 1.3.1)。

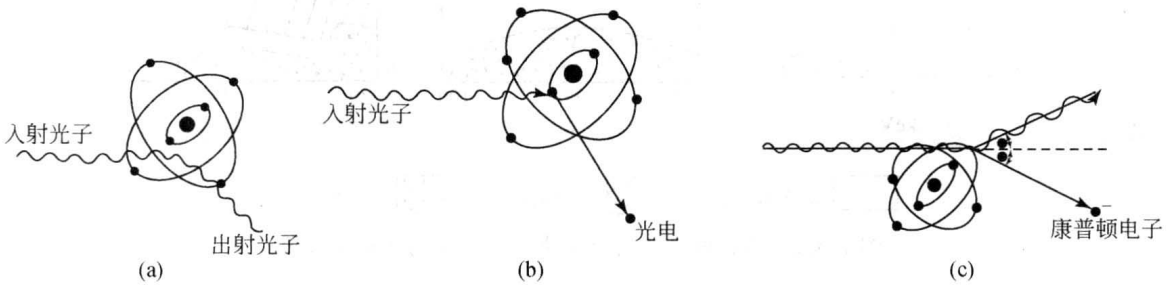


图 1.3.1 诊断范围内 X 射线与物质的三种作用

(a) 相干散射; (b) 光电效应; (c) 康普顿效应

(1) 相干散射: 是 X 射线与物质相互作用发生干涉的散射过程。如图 1.3.1 所示, 在相干散射时, X 光子与原子中的电子碰撞, X 射线仅改变方向继续前进而能量不变, 也即波长不变。虽然相干散射在整个诊断 X 射线范围内都会发生, 由于 CT 所用的 X 射线的能量比较高, 所以干涉散射对 CT 影响不大, 但它的存在会导致 CT 分辨力下降, 照片产生灰雾。

(2) 光电吸收: 是指入射 X 光子消失, 它的全部能量传给原子内的内层电子。光电效应受以下因素制约: 光子能量、原子序数、轨道电子的结合能。具体说来, 也就是 X 射线光子能量稍大于轨道电子的结合能时, 最易发生光电效应。

(3) 康普顿效应: 在 CT 所用的较高能量的 X 射线中, 康普顿散射起主导作用。在这种相互作用过程中, X 光子通常与原子的外层电子碰撞, X 光子以部分能量给予电子, 使电子带着动能弹出。X 光子失去一些能量后, 改变方向而散射 (波长增加了)。如果这种散射线在成像过程中被记录到, 就会减弱细节的可见度。为此, 须在患者和探测器之间放置窄的准直器, 从而把散射光子挡住。对于经厚板滤过的 X 射线束来说, 在肌肉和其他组织中, 几乎所有的相互作用都是康普顿散射。只有在原子序数较高的物质中, 光电过程才明显, 如在骨骼和钡剂、碘剂等造影剂中。

在诊断学中, 三种基本作用出现的相对几率随物质的原子系数和光子能量不同而有很大差别。图 1.3.2 分别显示了水、致密骨和碘化钠中三种基本作用发生的相对几率。由图可以看出: 在水中, 对低能 X 射线, 光电效应占主导地位, 对高能 X 射线, 则康普顿效应是主要的, 相干散射比重比较小, 软组织对 X 射线的吸收与水很相似; 在致密骨中, 低能 X 射线时, 光电效应的比重很大, 较高能量时, 康普顿效应是主要的, 相干散射仍占很小比重; 在碘化钠中, 由于原子系数比较高, 无论光子能量如何变化, 都是光电效应占绝对优势, 而康普顿效应甚至还不如相干散射那么重要, 后两者所占比重都很小。所以在诊断中, 常采用

钡剂和碘剂作为造影剂，以提高光电效应发生几率，增大天然组织的对比度。在空气中，各种作用的总数很少，但每种作用的相对百分数几乎相同。

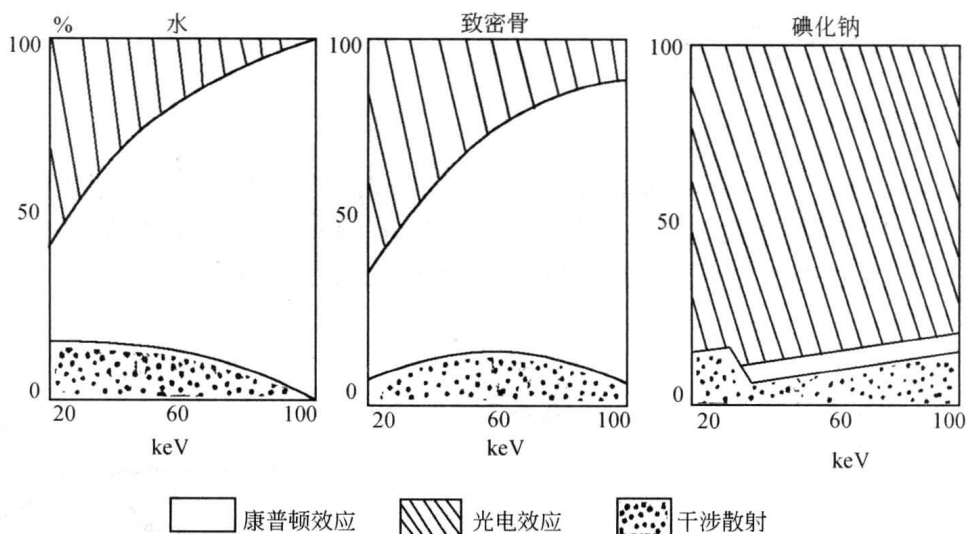


图 1.3.2 在诊断学中各种基本作用发生的相对百分数

我们知道线性衰减系数在性质上主要由康普顿效应、光电效应和相干散射三部分构成，X-CT 成像从本质上说是线性衰减系数成像，目的就是要在重建中求解出各个体素的 μ 值，因此，快速准确地计算出 μ 值就是 CT 图像重建的唯一目标。那么在 X-CT 中是根据哪些测量参数来获得 μ 值的呢？ μ 值为什么能够反映组织的密度分布呢？

一般说来，当一束射线通过人体时会由于吸收与散射而衰减，如图 1.3.3 所示，射线被吸收的总数取决于它穿过的物质的密度、原子组成及 X 射线束的光能频谱。在 X 射线能量相同的情况下，密度大的物质对射线的衰减更大，如图 1.3.4 所示。

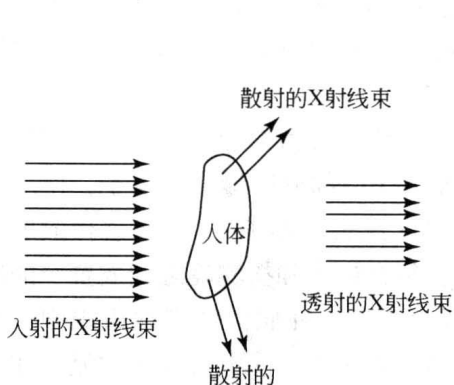


图 1.3.3 X 射线的衰减

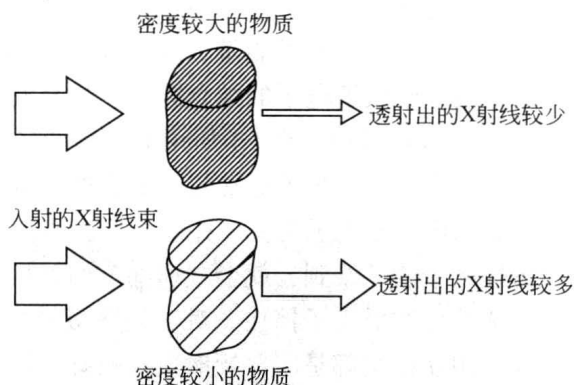


图 1.3.4 密度对 X 射线衰减的影响

物质对 X 射线的吸收规律可以用朗伯-比尔定律 (Lambert Beer law) 来描述：由物理学的吸收定律 (朗伯定律) 可知，当一单色线束通过一密度均匀的小物体时，其能量与物质的原子相互作用减弱，减弱的程度与物质的厚度和组成成分或吸收系数有关，可用下式表达

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1.3.1)$$

式中， I_0 为入射 X 射线强度； I 为穿过均匀密度物体后透射的射线强度； μ 为物质对该波长