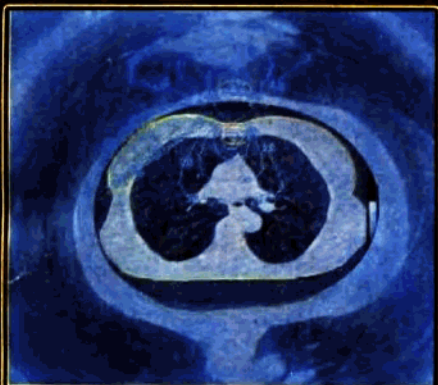




The Technique of Computed Tomography

CT 技术

罗时葆 编著

内 容 简 介

本书是一本现代医学电子工程方面的新书。

CT 是计算机断层的英文缩写,它是应用物理和数学理论,借助于电子计算机而建立起人体内部组织图象的。CT 图象清晰而逼真,是观测体内组织病变和诊断早期肿瘤的有力工具。

内容主要包括X射线CT和超声波CT两部分,以前者为主。书中由浅入深地阐述建立图象的物理过程。有通俗易懂、容易引起兴趣的概念叙述和插图,也有从直观的几何学为出发点,严格地推导出CT建象的数理方程的过程。既适合于中等水平的读者阅读,也适合于高等水平的读者参考。

本书读者对象主要是医学工作者和数学、物理、电子学方面的科技人员。同时,本书可作为医学院在先进医学电子设备方面的参考书,也适合于理工专业的师生作参考

C T 技 术

罗 时 葆 编 著

出版:江苏科学技术出版社

发行:江苏省新华书店

印刷:江苏新华印刷厂

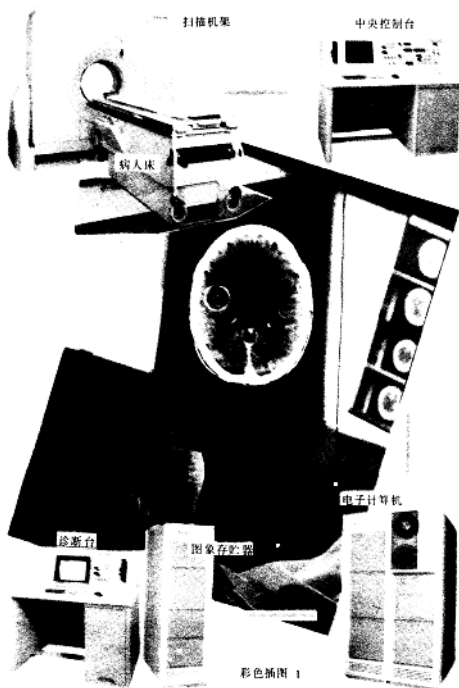
开本 787×1092 毫米 1/32 印张 12 插页 11 字数 264,000

1985 年 6 月第 1 版 1985 年 6 月第 1 次印刷

印数 1—3,800 册

书号:15196·156 定价:2.80 元

责任编辑 许顺生





彩色插图 2

前 言

科学技术的发展和生物医学的实践需要，数学、物理、化学、系统工程、信息论、电子计算机理论、材料学和机械学等相继渗透到生物医学领域，吸取并结合生物医学理论而形成生物医学工程学。总的说来，这门学科已进入信息处理自动化时代，CT——人体内部断层图象的快速建立，是这门学科的重要成果，也是电子计算机具有代表意义的应用。

十多年来，CT扫描设备不断更新换代，在这过程中，理论工作者、工程技术人员和医学家密切配合所获得的研究成果是决定性的因素。这就要求医学工作者要具备一定的数理知识，理工科技人员也要具备必要的医学知识。

任何先进的CT设备，都存在着不完善或尚待改进的理论和 technical 问题。对于医学工作者，如果能够比较深刻地理解建立图象的物理知识，就能准确地发现和提出问题，进而上升为数理科技人员研究和探讨的课题。另一方面，对于新一代型号的CT扫描机，医学工作者可根据人体组织和病理学特点，与工程技术人员共同设计出精密的模型，用以检验和确定新机器所达到的性能。

医学工作者具备必要的数理知识，为正确地理解各种病变的图象特点创造了条件，因而这是高水平诊断的基础。

决定CT扫描设备性能的因素很多，而建立图象的数学物理方法是其中的关键。在我国要发展自己的CT图象技术，首先要从基本理论上弄懂弄通，在掌握国外先进的研究成果

的基础上有所创造。只有这样，才能在坚实的基础上，独立自主地使我国的CT图象事业发展起来。在这过程中，切忌不加消化地照搬照套，走机械仿制的道路。此外，根据我国的实际情况，经过充分地论证，应用当前最先进的理论和技术，研制既实用又精良的CT设备，不必重复走由低级至高级的道路。根据这些观点，本书用了较多的篇幅在理论方面进行论证阐述，同时偏重于入门的基础理论，如第二、三、四、五章就是这样的。尤其是，其中的多数内容取自于近几年国外的著名文献，为读者了解和掌握发展中的CT技术提供了较为系统的资料。

从管理学的观点讲，为了保证科学技术工作取得成功，对这些活动的组织管理工作的重要性，正如科学技术本身一样，是保证科学的发展所不可缺少的。这就要求科学事业的管理人员也要具备广泛的科学知识。

超声波有着许多与X射线不同的特点。它的一个主要优点，是对人体组织无危害性，因此，如何建立高质量的超声断层图象，引起科学界的重视。书中的第五章，论述了超声CT的图象建立的原理和可能实现的方法。

此外，在第四章，我们论述了借助于计算机的图象处理技术，改善目前普遍使用的断层设备所产生的图象的原理和方法。这项技术有现实意义，因为即使CT扫描技术充分地发展了，而普通断层机还广泛地应用着。

生物医学工程作为一门独立的新兴学科和领域，在国际上只有二十多年的历史，这方面的前景是相当广阔的。在我国，该领域可说是刚开垦的处女地，需要科学家们来播种、开花和结果。特别需要年轻一代的理论工作者、工程技术人员和医学家投入生物医学工程方面的研究，为繁荣祖国的科学

事业而奋斗。

本书编著过程中，中国生物物理学会、华东工程学院、浙江大学以及南京军区总医院的学者给予不少有益的帮助；出版界的专家对书稿进行了精心的审校，并提出许多建设性的建议。

本书第七章由宋兆祺主任医师提供资料，张瑞忠主治医师审定。姜宗义工程师对本书提供了宝贵意见。另外，王秀兰医师参加了收集资料和编写部分内容的工作。这里，作者谨向同志们致以衷心的感谢。

作 者

1983年10月1日

目 录

第一章 X 射线 CT 的基本知识

§ 1.1 概 述	1
§ 1.2 X射线的本质及度量	8
§ 1.3 CT 中的X射线管	15
§ 1.4 X射线 CT 中的检测器	24
§ 1.5 人体组织对X射线的衰减和X射线成象的概念	30
§ 1.6 X射线 CT 图象的建立方法	51
§ 1.7 CT 数	71
§ 1.8 CT 系统的电视图象	73
§ 1.9 CT 系统中的电子计算机	85
§ 1.10 X射线管的高压电源	89
§ 1.11 X射线 CT 的主要组成部分	96

第二章 X 射线 CT 建立图象的数学物理方程

§ 2.1 引 言	101
§ 2.2 基本关系式	106
§ 2.3 对于匀速平移和匀速旋转情况所必须具备的 条件	118
§ 2.4 CT 扫描机的设计方程式	120
§ 2.5 关于反投影运算的点扩展函数	124
§ 2.6 (l, θ) 和 (α, β) 平面之间的变换特性	130
§ 2.7 卷积反投影建象公式	134
§ 2.8 建象结果	138

第三章 X 射线硬化效应及其误差校正

§ 3.1 问题的由来	141
§ 3.2 X射线的光谱	143
§ 3.3 射线硬化效应对 CT 图象的影响及其 经典校正方法	154
§ 3.4 衰减系数与射线能量之间的基本关系式	165
§ 3.5 用基本函数表达 CT 数和经典校正技术	168
§ 3.6 用叠代法对射线硬化效应误差进行校正	173
§ 3.7 由双能量测量合成单能量图象	178

第四章 电算法改善普通断层图象

§ 4.1 概 述	183
§ 4.2 X射线普通断层的概念	185
§ 4.3 断层图象中的频谱分析	192
§ 4.4 断层图象函数的空间频谱	201
§ 4.5 直线式纵向断层的图象函数	204
§ 4.6 横轴向圆弧式断层的图象函数	208
§ 4.7 改善普通断层图象的安排	211

第五章 超声波 CT 的建象原理

§ 5.1 一般介绍	218
§ 5.2 穿透式超声 CT	221
§ 5.3 穿透式超声 CT 的建象算法	225
§ 5.4 精密反射式超声 CT 的一般概念	240
§ 5.5 用反向散射波建立目标图象的公式	244
§ 5.6 平面、球面和圆柱面孔情况下的 反射式超声 CT 的建象解	251
§ 5.7 反向散射超声 CT 的实际安排	255
§ 5.8 问题的结论	257

第六章 介绍几种型式的X射线 CT 扫描机

§ 6.1 国产 XDN-1 型头颅CT 扫描机	258
§ 6.2 DELTA-SCAN2060 型 CT 扫描机	279
§ 6.3 CT-HSF 头颅 CT 扫描机	288
§ 6.4 CT-W4 全身 CT 扫描机	291

第七章 X射线 CT 的临床应用

§ 7.1 概 述	295
§ 7.2 颅脑 CT 诊断	296
§ 7.3 胸部 CT 诊断	305
§ 7.4 用普通 CT 扫描机显示跳动心脏的瞬时图象	312
§ 7.5 腹部 CT 诊断	320
附录 I 利用快速傅里叶变换实现高速卷积	335
附录 II 在平面源-接收孔情况下的解	341
附录 III 在球面源-接收孔情况下的解	352
附录 IV 几个公式的推导和圆柱面情况下的严格解	364

第一章 X射线CT的基本知识

§ 1.1 概 述

CT 是 Computed Tomography 的缩写,中文意思是电子计算机断层。

1895 年,伦琴博士发现 X 射线以来,在 X 射线的理论和技术领域内,有着不少的建树和创造。但是,CT 成象设备则是放射学领域中无可比拟的重大发明。

CT 设备,1972 年首创于英国 EMI 公司,十多年来的临床效果,证明 X 射线 CT 成象装置确实是放射医学中的一项重大突破。

X 射线 CT 的成象方法,完全不同于常规的 X 射线摄影。普通的 X 射线机系将三维空间的图象投影到一个二维平面上,使厚度方面的信息都重叠地加在一起,因而不易判读。而 CT 装置能得到与人体长轴相垂直的十分清晰的断层平面图象,因此为诊断形变式和密度改变式病变提供了有力的依据。

CT 设备是应用现代图象理论,采用高速多功能电子计算机进行信息处理的,因而获得的人体横断面图象清晰度高。由于它能将衰减系数在千分之五的差异区分出来,所以具有高的密度分辨率(常规的 X 射线摄影只能区分百分之五至七的差异),可以清楚地辨别肿瘤、血块、坏死和囊变组织等。在临床应用方面,对脑出血、脑栓塞、脑萎缩、脑外伤等颅脑病变,诊断效果尤为显著。

就严格的图象理论而言,由断层扫描数据直到建立图象,过程比较复杂,但它可用如图 1.1 所示的方式形象易懂地展现出来。

由图 1.1 可以看出,计算机断层的功能,就是将人体中某一薄层中的组织分布情况,经过射线对该薄层的扫描、检测器对信息的收集、计算机对数据的处理,以及最终将数据在电视屏幕上显示出图象的过程。

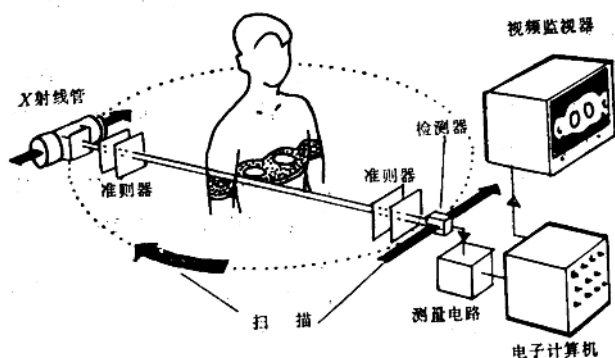


图 1.1 CT 扫描建象示意图

为了建立薄层的组织图象,必须依赖计算机求解出数以万计象素上的密度值。对于这种万计未知数的求解问题,必须有足够多的原始数据,因此射线源必须围绕目标,从各个方向探测射线所受到的衰减情况。这个过程就是通常所谓的扫描。

在图示的系统中,扫描系统中的X射线源和检测器,在任何情况下始终保持着严格的相对静止状态。射线管发出的是

直线形波束。扫描机构围绕人体作旋转加平移运动，图中圆周上的粗箭头表示顺时针圆周运动；位于射线管和检测器上的两个平行箭头表示平移运动。

准则器的功能是将射线束的直径限制在一定大小范围内。

扫描过程中，射线经人体薄层的衰减(吸收和散射)而到达检测器，检测器将射线的光量子信息转变为相应的电信号；测量电路将电信号放大并转换为数值，然后输入到电子计算机。

电子计算机按照所设计的建象方程，对数字信号加以一系列的处理，它的输出便是人体薄层的组织密度值的分布情况。

计算机运算出的密度数据先存入存储器，然后按照电视扫描制式编入电视扫描行中，以便最终在屏幕上显示出人体某一薄层的组织图象。

CT系统的方块图如图1.2所示。X射线管和检测器等所组成的扫描系统安装在方形的扫描机架内，机架前面是病人床，病人被断层的部位被置于机架的圆孔中。

本章以下各节基本上按照该图的顺序加以阐述。

扫描机架、病人床和医生诊断台的布局式样如图1.3所示。

CT图象其逼真程度的优劣，主要取决于X射线源和检测器的质量、原始数据的精确度及其数量、数据获取的速度、信息处理技术优良的程度、机械系统的性能，以及显示装置的分辨能力等。

由目标的一系列投影(射线穿过人体薄层为检测器所接收，称为目标的投影)，建立起目标内部的组织图象，是一项

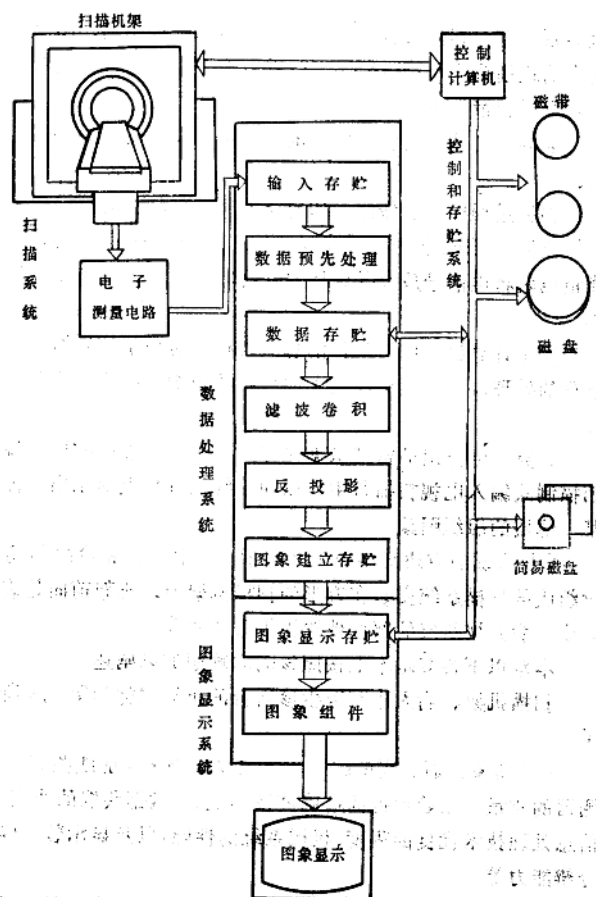


图 1.2 CT 系统的主要方块图

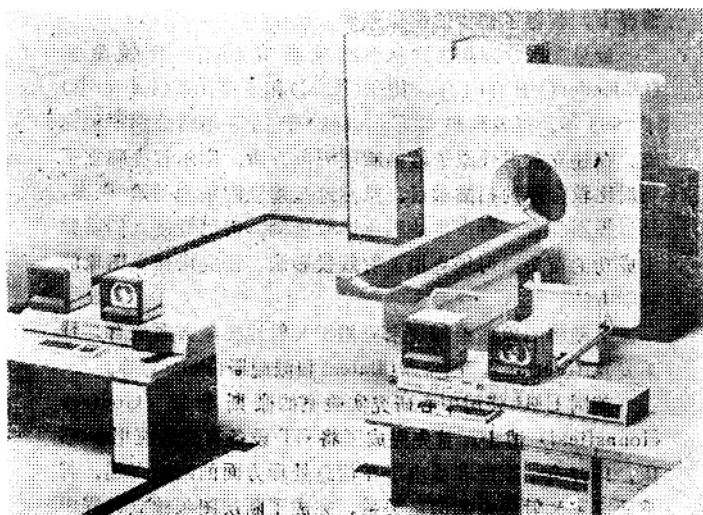


图 1.3 CT 系统主要组成及其配置

新颖的技术，和一切事物一样，有其发生发展以至成功的过程。这里，对 X 射线 CT 的发展作一简要的回顾。

早在二十世纪一十年代，雷当 (Radon) 就从数学研究中推导出建立图象的理论。1956 年，白莱斯韦尔 (Bracewell) 首先应用建象理论，构成了初步的建象应用技术。他证实了由一系列的目标投影可以合成出目标的图象。他在实验中所采用的是无线电微波辐射源。试验表明，已有的微波天线不可能将电磁微波很好地聚焦在所需要的点阵上，而一种由条状金属所构成的特殊辐射源较理想。这种“组合金属条”为白

莱斯韦尔创造了必要的实验条件，从而在采用微波辐射源的情况下，获得了初步的图象效果。

最早在医学应用方面从事图象研究的有，奥顿道夫 (Oldendorf) 于 1961 年，库尔 (Kuhl) 和爱得瓦斯 (Edwards) 于 1963 年，以及珂玛克 (Cormack) 于 1963 年所分别单独完成。在建立放射性原子核的断层图象方面，库尔首先确立了当时比较合理的扫描数目。虽然这些建立图象的初始方案，经过投影和合成所产生的图象比较模糊，但已经使人们看到了成功的苗头。珂玛克用 X 射线投影法，研究出建立图象的数学方法。

早期将图象理论和技术应用于 X 射线图象方面的有，特莱安克 (Tretiak)、巴特斯 (Bates) 和派脱斯 (Peters) 等。

美国 EMI 公司中心研究实验室的豪斯菲尔德 (Godfrey Hounsfield) 博士，首先完成了将 CT 设备有效地应用于临床。1967 年，豪斯菲尔德出于在信息处理方面的浓厚兴趣，着重研究了 X 射线中的信息关系，完成了断层图象建立过程中的一系列实验。

英国阿姆白劳 (James Ambrose) 博士对人的病态颅脑标本进行了研究，从实验获得明确结论：CT 技术能将脑瘤令人信服地区分开来，同时在图象中可以将脑组织中的灰色物质从白色物质中区分出来。

1970 年 8 月，开始设计颅脑 X 射线 CT 扫描机的具体结构和全灰级电视显示。1971 年 9 月，在阿特钦松的蒙尔莱依医院 (Atkinson Morley's Hospital) 安装起第一台 X 射线头颅 CT 扫描机。

首台 CT 机问世以后，这项技术发展突飞猛进，不久就出现了 CT 设备的正式产品，确认了它的实用价值。1973 年 6

月，美国的麻萨诸塞州的综合医院 (Massachusetts General Hospital) 建立起美国第一台头颅 CT 扫描机。1974 年 2 月，乔治大学的医学中心 (Georgetown University Medical Center) 建立起第一台 X 射线全身 CT 扫描机。1974 年 10 月发表了该设备的研究报告。

鉴于计算机断层装置在医学上的重大贡献，豪斯菲德和珂玛克博士获得了诺贝尔奖金。豪斯菲德又与奥顿道夫一同获得拉斯开尔 (Lasker) 奖金。

在许多重大发明的初始阶段，往往一个简单的实验启示，预告了发明的诞生。著名的奥顿道夫旋转位移实验，向人们揭示了 CT 图象产生的基本原理。

在他的实验中，用碘 131 作为射线源，NaI 晶体所构成的光量子倍增器作为检测器；被测目标是 $10 \times 10 \times 4 \text{ cm}^3$ 塑料块，内嵌铁和明矾的钉子。

目标放在一只玩具平车上，以时钟的动力使它沿一条短轨道作 8 厘米/小时的直线运动。与此同时，又把这只小车放在一只留声机的转盘上，旋转速度为 16 转/分钟。目标作如上运动的过程中， γ 射线束通过唱盘的旋转中心，塑料块的平移轨迹也经过这个旋转中心。这种运动方式与图 1.1 所示的旋转加平移扫描方式非常相似。

试验时，射线在通过目标的过程中，其强度被运动状态中的钉子所调制。钉子不在旋转中心时，射线受调制的频率是旋转率的二倍。若人为地使得位移速度低于旋转的线速度，因此用低通电子滤波器能够将这两种频率的调制分开，只保存下线性位移对射线强度的调制；同样，用高通滤波器能够保存下射线强度受旋转的调制。穿过目标后的射线被检测器所接收，它的输出信号经过中间电路后在终端被记录下来。