

CT

计算机断层摄影 原理及应用

周光湖 编

R814-4
ZGH

103755

成都电讯工程学院出版社



计算机断层摄影 原理及应用 (CT)

周光湖 编

成都电讯工程学院出版社

·1986·

内 容 提 要

计算机断层扫描是现代生物电子学中的一门新兴学科。它已经在医学、基础科学和材料研究等方面开始广泛应用。

全书共分七章，从叙述基本原理开始，介绍计算机断层扫描技术的发展简史与展望，但重点阐述断层图象重显的原理以及各种数学处理方法，还综述了近年来国外各种断层扫描设备、测定和显象方法，同时讨论了图象的质量问题。最后，介绍了正在迅速发展中的核磁共振断层扫描技术以及正电子发射断层扫描技术。

本书可作为大学有关专业本科生及研究生的教材或参考书，也可作为广大计算机研究及应用人员、电子学、生物医学工程、医学等有关科技工作者的参考书。

计算机断层摄影原理及应用(CT)

周光湖 编

*

成都电讯工程学院出版社出版

四川石油管理局印刷厂印刷

四川省新华书店发行

*

开本 787×1092 1/32 印张 10.7 字数 215 千字
版次 1986年6月第一版 印次 1986年6月第一次印刷
印数 1-2,500 册

书号:15452·9 定价:2.10元

序 言

生物电子学是当前蓬勃发展的一门新兴学科，计算机断层扫描 (Computed Tomography——CT) 是这方面应用的一项先进技术。目前它正得到迅速发展与广泛应用，国外近十年内投入了大量人力物力从事此项研究与制造，我国也开始了这方面的研制。

长期以来，人们希望有一种设备，它能不经过解剖手段，将人体内各部分横断面图象逐层显示出来（层析），甚至得到人体内部结构的立体图象，使体内的异常组织或病变暴露出来。本书叙述的计算机断层扫描技术，就是在极短的时间内（几秒钟或更短）利用计算机实现以上愿望的一种先进手段。

目前，国外科学家不仅将此项技术广泛应用于医疗临床诊断，而且还开展了大量的生物科学及基础的研究工作。这项技术还促进了计算机的应用，对电子学、数学、生物电子学及生物基础理论的研究与发展也起了积极的推动作用。计算机断层扫描技术已由X-射线断层扫描、超声波断层扫描、同位素扫描，发展到正电子发射扫描及核磁共振扫描等新技术。

本书共分七章。首先，概述了计算机断层扫描的基本概念及发展历史与展望；重点叙述了各种图象重显的数学处理方法，特别是反投影法、迭代法及解析法，还综述了近年国外的断层扫描设备、具体测定及图象重显的方法及

重显图象的质量问题；最后，讨论了最新发展中的核磁共振断层扫描技术的基本原理。

作者近两年在美国从事这方面的研究，得到美国加州州立大学长海滨大学尼克教授(Dr. Nick. Panagiotacopoulos.)的大力帮助，以及美国普林斯顿大学刘必治教授(Prof. Bede Lue)、林寿海教授(Prof. S. H. Lam)的协助。回国后，又得到上海华东化工学院张元民副教授、四川医学院廖文满主任医生的协作。清华大学宋泽芳副教授描绘了全部插图。书中在此一并致以衷心感谢。

由于作者水平有限，书中错误和不当之处敬请广大读者给予批评、指正。

编 者

1984年

目 录

第一章 绪论	1
第一节 基本概念	2
第二节 CT的发展简史及展望	5
第二章 横断面图象的重显原理与方法概述	12
第一节 图象重显原理	12
第二节 图象重显算法的目的	15
第三节 图象重显过程的数据与有关参数: 密度函数与衰减系数	16
第四节 反投影法图象重显	23
第五节 迭代法重显	31
第六节 解析图象重显法	39
第七节 卷积法与反投影法之间的数学关系	54
第八节 各种数学法的比较	56
第三章 计算机断层扫描设备	60
第一节 概述	60
第二节 CT设备的数据获得(数据收集)	65
第三节 历史上发展的四代CT机器	68
第四节 X射线频谱的改变—— 频谱硬化对CT数值的影响	75
第五节 CT设备的描准器——平行校准	79
第六节 CT设备的检测器 特性与类型	81
第七节 CT设备的计算机	87
第四章 CT设备的测量与显示	92
第一节 单色辐射的衰减	92

第二节	生物组织中衰减系数的测量——	
	CT 数值	95
第三节	图象显示	100
第四节	重显图象的质量	110
第五节	CT 中的假象问题	116
第六节	图象处理器	121
第七节	扫描器性能的评定	127
第八节	数据获得系统 (DAS)	130
第五章	图象重显解析算法	137
第一节	雷登(Radon)变换及反投影重显法	140
第二节	富利叶变换重显法及卷积法	156
第三节	卷积算法重显	178
第四节	系列展开法	203
第五节	重显中滤波器的设计	211
第六章	其他医学成像技术的发展	229
第一节	引言	229
第二节	超声扫描成像技术	231
第三节	原子核医学——同位素扫描	237
第四节	正电子发射断层扫描 (PET)	238
第七章	核磁共振断层扫描技术 (NMR)	253
第一节	概述	253
第二节	NMR与X-CT的比较	255
第三节	核磁共振的原理	258
第四节	肿瘤细胞组织的鉴别	284
第五节	产生NMR图象的方法	288
第六节	NMR成像设备	311
附图		320
参考文献		325

第一章 绪论

近二十年来，从投影法得到不同方向上的图象重显技术，已经用以解决一些天文学方面的问题。例如，用以确定日冕的内部结构，以及测定局部天空的辐射亮度等。这种方法近年来已广泛用于医学上，这是因为人类大脑和身体的生理作用以及病人心脏搏跳的动态特性所呈现出的放射性原子核数的分布与上面所讲的这些天文学问题具有同样的数学基础。

过去，内科医生一直受限于窥视人体的内部结构的能力，而且没有一种方法能完全满足内科医生或病人的需要。外科手术对病人不仅是痛苦的，而且往往有感染及另外复杂的危险性。人们所熟悉的X光机对多数病人虽然危险性较小，但它所得到的幻影图象的诊断价值也只是勉强合格的。如果我们将内窥镜（用一条很狭窄的管子与一个光学系统安装在一起而形成的探测器），引入人体内某些部位，可以得到局部的详细图象，但也仅仅是人体内一些微小区域的图象。

本世纪七十年代期间，由于计算机与放射学的密切结合，产生了图象技术新的一代，其结果人们称之为是医学上的一次革命，这就是计算机断层摄影技术（或称断层扫描）。人们可以得到人体内部任何部分的断层图象。现在最成熟的、应用最广的是用X射线源的计算机断层摄影机，简称X-CT（X Computed Tomography）。它的

断层图象是惊人的清晰,而且对病人的危害相当低。CT机已经成为近年来探索疾病和生命秘密的有力工具。

本章叙述CT的基本概念及发展概况,使我们对它有一个清晰的概念,为后续各章打下基础。

第一节 基本概念

我们以描述计算机X-射线断层摄影机为主(以后用X-CT),X-CT机是由以下几个主要部分组成(见图1.1所示):

—1.X-射线源 2.检测器 3.计算机 4.图象显示器

从图1.1可见,X-射线源与检测器同步地围绕人体作旋转运动,同时在每次旋转之间,作大量的平行移动。由X-射线源发出的均匀的X射线束穿过人体后,由于人体不同组织对X-射线的吸收率不同,因而检测器在接收到的不同强度的X-射线数据中,包含了反映人体组织的信息。将从检测器得到的资料数据送入计算机进行一定程序的处理,最后可以在显示器上看到人体所探测部位的横断面图象的重显。这就是人们所希望的,不经过解剖手段而得到的剖视图。计算机在X-CT机中的作用,是计算从检测器测量到的一系列数据,确定在每个射束通路上的、不同点的人体组织的特性值,用这些数据重显人体横断组织特性的图象。再显这些特性值形成的图象的过程,基本上是数据收集的反过程。

图象的保真度与以下因素有关:

- (1) X-射线源的性质和检测器的性能;
- (2) 扫描(测量)的数目和速度;

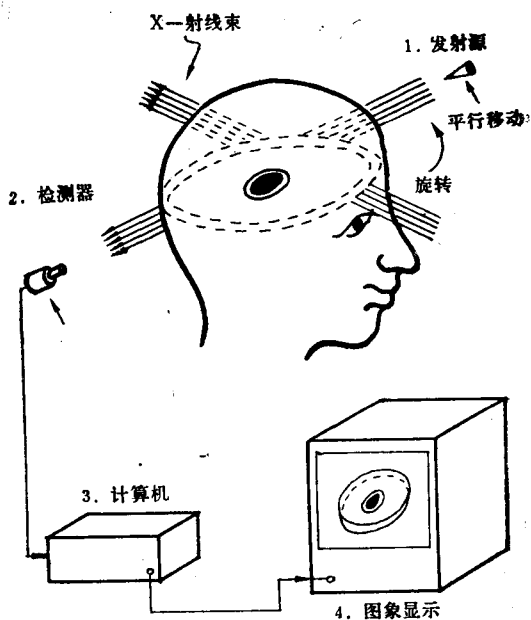


图1.1 CT扫描机的组成

所得的测量数据愈多，则重显图象愈准确，但必须保持高速度，才能避免在测量过程中由于物体移动（如心脏跳动），使检测条件变化造成假象而得不到准确的瞬时图象；

(3) 图象重显所用的计算方法等细节过程；

(4) 设备特性；

(5) 数据描述与显示方法。

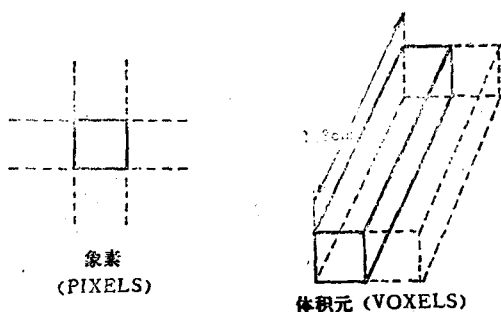
以下各章将给予更详细的说明。

X-CT不同于我们熟悉的将器官都重叠在一起的X-射

线图象。CT扫描产生一个很薄的人体取样横断面薄片图形，如图1.1所示。而且，其图象质量大大优于以往的X-光图象。明晰成象的CT扫描是十分敏感的，它们能检测的细胞组织的对比差小于0.2%。计算机X-射线断层摄影机能利用计算机在极短的时间内（几十秒或更短），得到普通X-光机所不可能得到的人体横截面图（二维图），现在还可以得到立体图象（三维图），使病人体内的异常组织或病变能更充分、更精确地暴露出来，以尽早得到及时的治疗。

在CT中，我们把物体最基本的组合单元分解为体积元（或体元素VOXELS），CT切片是由许多这样的组合单元组成的。每一个组合单元都有它自己的X-射线吸收特性。这样小的组合元方块可用一个二维图象阵列来显现，简称为像素（PIXELS）。

如果研究一个1.3cm厚的人体横截面，并将此截面分割成很小的1.3cm长的正方形截面小块，那么这种小块实际上就是一种体积组合元，简称体积元（VOXELS）。



像素可用硬复制品来显示。计算机指示出无数个与体

积单元吸收特性（即在体积元中的平均相对线性衰减）成比例的CT数，或者在阴极射线管及其它显示监视器中以灰度显示出图象。此时，每个二维元按其CT数赋予特定的灰度。

第二节 CT的发展简史及展望

1917年，雷登（J.Radon）的天线数学（Antenna's mathematics）提出了图象重显理论的数学方法研究，当时应用在无线电天文学的图象重显中。1956年，天文学家用这种方法处理了从太阳发射来的微波吸收信息，并得到了这些数据所描绘的太阳图。由于微波天线不可能聚焦在一个定位的点而只能聚焦在穿过太阳表面的极薄的窄条上（参看图1.2的阴影部分）。因此我们能测量到的是从这一窄条发射出的总发射量，并且根据一系列的测量值，要求构成一个局部活动性的图形。1956年提出了一个类似的问题：如何从人体某段的射线投影图得到该人体段的图象重显？1967年柏雷斯韦尔（Bracewell）及雷多（Riddle）解决了这个问题。

雷登给出的数学式是从图象的线积分（从一个无限薄的窄条发射出的总发射量）确定此图象。这个算式的实质是：在一个无限薄的窄条内，相对线性衰减的分布唯一地由它们的线积分集所决定。

一般X-射线断层摄影的一个重要问题是如何从叠加的辐射平面上，消除不需要的信息。这一问题的解决是将X-射线管与摄影底片在相反方向上同步移动，这样，人体内的某个平面可保持在明显的聚焦情况，而其它的部分

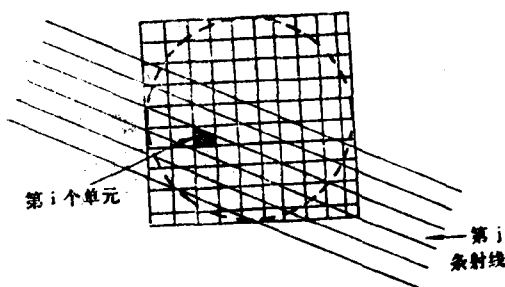


图1.2 迭代重显的射线几何图形

由虚线圆所限制的物体，被重显在一个有 $n \times n$ 个单元的阵列上。射线实际是有限宽的窄条。第 i 单元对第 j 条射线值的贡献值用 W_{ij} （深色阴影）表示）

是模糊的（如图1.3所示）。但这个方法的缺点是，不需要的那些平面的模糊图象使原来可以得到的对比度减小了。因此，它限制了摄影底片作为检测器的应用，而且由于对低对比度的物体感觉差，进一步限制了它的应用。但是，在CT中这个限制消除了，这是因为辐射完全限制在所感兴趣的平面内，并且散射的辐射记录也减小，从而改进了对低对比度物体的感觉（分辨力）。

1961年，无线电天文学家欧顿道尔夫（W.H.Oldendorf）用他称为的“旋转-迁移”法实现了最早的图象重显（图1.4），他用碘-131源发出平行校正射束，并用碘化钠晶体光电倍增管检测器检测。一个 $10 \times 10 \times 4 \text{ cm}^3$ 的塑料块作为物体，塑料块中还插入了一些铁钉和铝钉。将此物块放在一个玩具标准平车上，并用一个时钟马达将它沿一短轨道以 8 cm/h （厘米/小时）的速度拉动。全部部件均安装在一个留声机转盘上，其旋转速度是 16 (r/min)

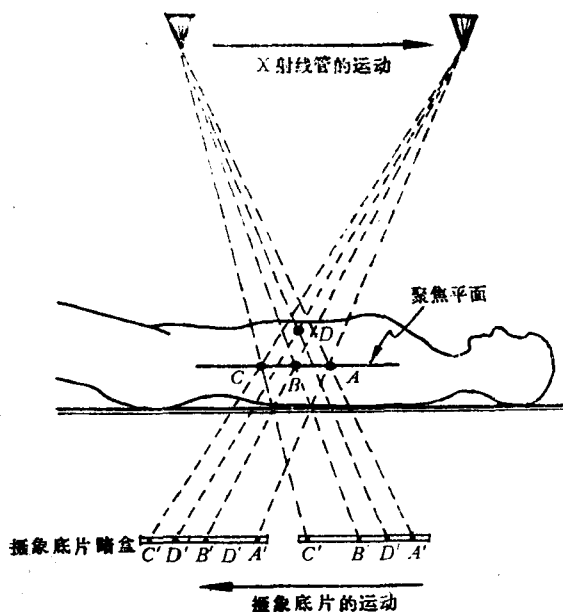


图1.3 X-射线聚焦平面的摄影

(转/分)。γ-射线束通过转盘的旋转中心，此塑料块也被拉过这旋转中心。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率所调制，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，而仅仅保留线性运动对射束强度的作用。一个全过程大约需用一小时来完成，此时它重显了一根单线。但是，这一设备是不实用的，因为通过模型的所有射束虽被检测，但未被储存起来。因此，附加点的重显

要求附加的过程。这种方法需要的辐射剂量较大。这是第一个公开发表的应用在医学上的图象重显。

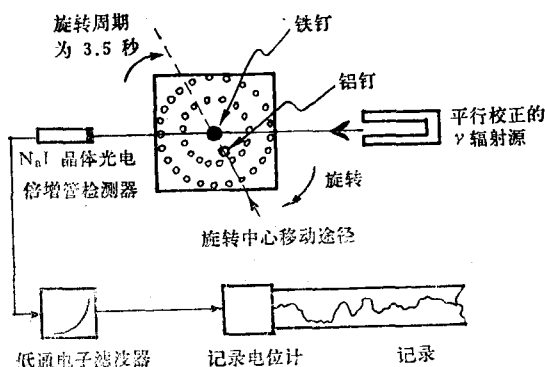


图1.4 欧尔顿道尔夫实验的图示

1963年,柯尔马克 (Cormack) 进一步发展了从X-射线投影重显图象的准确数学方法。

1967年,杭斯菲尔德 (Godfrey Hounsfield) 制成了第一台可用于临床的计算机X-射线断层摄影机。他过去是从事普通的X-光研究中的模式识别和信息恢复以及在断层摄影图象重显中的 γ -射线、X-射线的实验工作。

1970年8月他开始了头部扫描CT的设计。1971年9月,第一台头扫描CT机安装在英国的一所医院中。杭斯菲尔德由此接受了麦克罗伯特奖金 (1972年11月)。图 1.5 为头部CT扫描机。

1974年莱得利 (Ledley) 研制成功了全人体扫描CT, 并安装在美国乔治镇大学医疗中心。

麦克罗伯特 (MacRobert) 奖金委员会总结CT的影响是：“自从伦琴 (Roentgen) 1895年发现 X- 射线 以来，在这个领域里，没有能与CT相比拟的发明了”。

CT扫描仪是现在所有成象设备中技术上最先进的，它已广泛应用于世界各大城市医院中，它能提供的脑部及腹部诊断的准确性高于90%。早期CT模型完成一次扫描需要长达7分钟的时间，现在做一个全旋转扫描只需约2秒钟时间，重显图象在35秒钟内。新的模型甚至更快，扫描时间可少于一秒钟。这是真正的瞬时图象重显（实时图象重显）。提高速度，对体CT更为重要，因为人体内有呼吸和心脏运动以及肠蠕动等，它们在一次全旋转扫描中保持原状，才能得到清晰的图象重显。影响CT速度的主要因素是：计算机技术、数学（包括数字图象处理及图象重显的数学方法）、测试设备（数据的获取）及放射源等方面

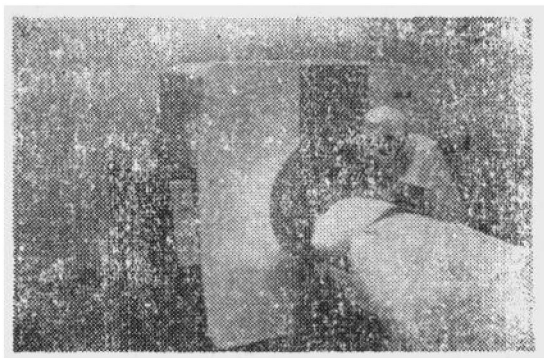


图1.5 头部CT扫描机
(四川医学院附属医院拍摄)

的发展与改进。现在，已达到的操作时间在1~2秒内，还能做到三维空间的立体图象重显。图1.6所示为人体CT扫描机。

更新的应用脉冲X-射线束的扫描器可能与心脏跳动同步，因而这种设备的发展将是非常切实可行的。

CT扫描器不同于普通的X-射线机，它在收集所有可能得到的信息方面特别好，因为数据处理的改进能导致机器的不同用途。对病人给予一定的辐射剂量，CT扫描器可收集到一定量的信息，并根据这些信息，给出很高的空间分辨率或密度分辨率。较高的空间（位置）分辨率可通过牺牲较高的密度分辨率得到，反之亦然。

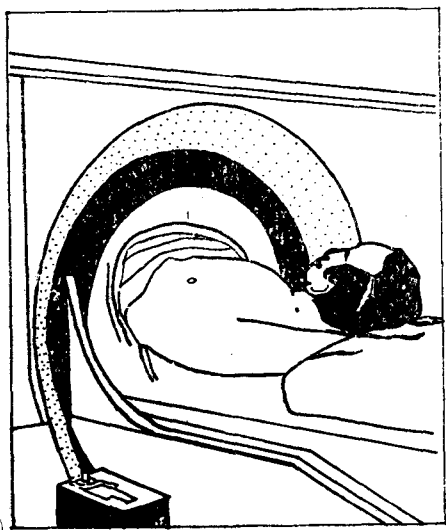


图1.6 人体CT扫描机