

神奇的 医用CT

陈唐 编

金盾出版社

神奇的医用CT

陈 唐 编

電子工業出版社

目 录

一、医学诊断的划时代进步.....	(1)
CT——两个缩写字母	(1)
CT和诺贝尔医学奖	(3)
临床的迫切需要	(7)
原理并不神秘	(12)
二、CT的类别及特点	(15)
三大家族	(15)
广泛使用的XCT	(20)
ECT 别具特色	(25)
后起之秀——MRI-CT	(31)
三、系统的组	(41)
结构与功能	(41)
采集信息的探测器	(45)
计算机——系统的中枢	(51)
数学宝石	(58)
四、临床诊断用	(64)
影像诊断学的建立	(64)
XCT的临床应用	(66)
MRI-CT的临床应用	(70)
五、前景展望和我国近况	(75)
前景展望	(75)
我国近况	(79)
附录1 人体不同组织的 T_1 、 T_2 值	(83)
附录2 部分 X 射线 CT 装置的参数	(84)
附录3 国产颅脑 XCT 性能指标	(86)

一、医学诊断的划时代进步

CT——两个缩写字母

健康是全人类共同关心的问题。在医学领域中，人体检查和正确诊断，是疾病的及时发现和有效治疗的前提。我国传统的“脉诊”、“舌诊”，做为优秀医学遗产，至今依然在广泛沿用。正是借助于这些方法，“神医”才能做到“不需病家开口”，经过施药行术，赢得“妙手回春”的赞誉。然而，随着时代的发展，科学的进步，门类齐全、种类繁多的诊断方法和设备，如X射线(有时也称X线透视)、心电图、造影术、窥镜等，像雨后春笋般地出现，它们极大地提高了诊断的速度和准确性。人们通过切身的体会，对先进的诊断技术日益表现出浓厚的兴趣和积极的探索精神。

近年来，在诊断技术的百花园中，“CT”宛如一朵艳丽的奇葩，在群芳之中熠熠闪光，放射着异彩。它赢得世界各国人民的广泛赞扬，同时人们也探询着它的涵义，研究着它的功能。那么，“CT”有什么神奇本领、这两个普通字母又标志着什么呢？其实，CT是并列的两个英语单词的字母头，代表的意思是“计算机断层成像”。单词有两种组合：Computed Tomograph 和 Computerized Tomograph。除了这种简称外，在许多著作中还有其它名称和缩写符号，如“计算机辅助成像”(CAT)；“重建成像”(RT)；“计算机断面成像”(CTT)；“计算机轴向断面成像”(CTAT)等，所

有名称的含意都是相同的。1974年5月在加拿大蒙特利尔召开的第一次国际专题讨论会上，将这种显像诊断技术正式统一称为CT。随着计算机科学的迅速发展，它广泛地用于各个领域。CT是计算机在生物医学界的首次应用，也是迄今为止对医学最重要、规模最大的介入。它标志着人类智慧最优异的成果——计算机，与人类最古老、最普及的医学科学开始了意义深远的结合。这种结合蕴育着巨大的潜在力量，而CT便是结出的第一只硕果，它的出现轰动了全世界的医学界。

我们知道，人体检查的理想方式，是采取对身体不造成任何损伤的，通常称之为“无创性”的体外诊断技术。其中，X射线照像方法，已成为最重要的检查手段之一。1895年11月，德国物理学家伦琴在试验阴极射线管时发现了X射线，并在无意中用这种射线拍摄了一张他夫人的手的骨骼影像，从此开创了放射诊断的纪元。人们为了获得更好的效果，在X射线管、造影剂、影像增强等方面都做了许多努力，图象质量也有了很大提高。虽然如此，医生对所摄照片依然感到有严重不足。除了在X射线透射过程中，存在着有类似光通过毛玻璃时的散射干扰，使得照片对比减弱，以及胶片感光度未能充分利用等因素影响象质外，在成象方法上还存在着本质的、无法避免的缺点。这是因为X射线透射人体后，在胶片上所形成的影像，是检查部位的透视重叠像。因此很难分辨不同层次的器官和各种组织分布，而且由于相互重叠，其中许多信息可能彼此抵消。影像的这种失真，极严重地影响了对病变的正确观察与分析。

为了克服上述缺点，科学家们试图用X射线实现受检体的断层摄影，也常称为层析摄影或分层摄影。它以1914

年波兰人 Mayer 提出移动 X 线管获得断层照片的设想为开端，第二年意大利人 Baece 使用此原理制成实验装置。1921 年法国人 Bocage 用同样方法对感兴趣的检查部位摄影成功，并获得此项专利。以后又经过多种设计方案的改进与理论研究，到 1930 年由意大利人 Vallebona，将这种方法实际应用到临床。又经过十余年的继续努力，他进一步完成了人体的临床横断层摄影，获得病人某一横切面的影像。这种摄影方法可使要观察的某一层组织能够较清晰地摄于底片上，而其它部分影像变得模糊。其实现的方法是在 X 射线照射过程中，让产生 X 射线的 X 线管和接收胶片反向协调移动，使所取的断层在移动过程中距离不变地被摄于胶片，其影像因保持焦距不变而得到清晰显示，其它部分由于移动的缘故则变得模糊不清，这种方法扩展了放射诊断的临床适用范围。此后经过多年的研究与完善，对头颅、肺部、胸腔、脊椎等若干部位的诊断，提供了许多有价值的资料。然而，这种以机械控制为主体的设备仍然局限于几何学原理；而且它的结构复杂、操作不便，在精度、速度、清晰度等方面也都存在不足。因此，在应用中，形成了多年停滞徘徊的局面。随着电子计算机的崛起及其在各学科中的广泛应用，它的触角也悄悄而有力地伸向古老的医学领域；一种新的、影响深远的诊断技术正在剧烈地萌动着。

CT和诺贝尔医学奖

CT 原理的发现，最早可以追溯到 1917 年。当时，澳大利亚数学家 J·Radon 发表论文，从数学上证明依据对受检物体的大量投影数据，能够重建所需的平面(二维)或立体

(三维)图象。所谓投影数据是指放射源发出的各束射线，经过受检体衰减后的数值。显然，值的大小就表示在相应路径上，射线被受检体吸收的程度。此后，图象重建方法不断有所进展，在 X 射线诊断以及射电天文学等方面都有所应用。然而，此时依然处于重建研究的初始阶段，所采用的方法局限于解联立方程等直接计算的方式，它的过程繁琐、计算量大；此外，计算工具也不发达，这些都使应用难以推广。直到 1963 年，美国物理学家 Cormack 首先提出现实可行的图象重建的数学方法，并用于 X 线投影数据模型。自此以后，又有其它多种方法陆续提出，尤其是数字电子计算机的日臻完善，在提高图象质量和缩短成象时间方面都有巨大进展，不久便实现了具有重要意义的医学临床应用。

在 1967 年，英国 EMI 公司中央研究所的 G. Hounsfield 工程师，正热衷于模式识别的研究工作。这是一个重要而令人感兴趣的领域。依据模型样本进行识别是自动控制 and 机器人感官的重要内容。做为计算机与图象处理的专家，他关心的问题是依据从物体外部测量的数据，获知物体内部的构造。开始他制做了一架简单的装置，以同位素为放射源，测量源对物体的多方向投影值。为取得这些数据，花费了 9 个多小时，以这些数据重建一幅图象，又用了 2.5 小时。所获得的结果非常具有启发性。这使他受到极大鼓舞。于是他进一步改进了装置，采用加强的 X 射线做为放射源，对人的头部进行实验性扫描测量，结果得到了脑内断层分布图象。这一成功是惊人的。在以后的一年中，他又积极致力于将头部测量扩展到全身。为了加快临床应用，他与神经放射学家 Ambrose 医师协作，于 1971 年 9 月，在伦敦郊外的 Atkinson Morley 医院正式开始了头部临床试验研究。

安装了第一个原型设备，10月4日检查了第一个病人，试验结果在1972年4月召开的英国放射学家研究年会上首次发表，宣告EMI扫描机诞生。接着于1973年11月在北美放射学会上向全世界宣布。这一成就震动了医学界。人们对于CT对头部的诊断作用给予了极高评价，它被称为自1895年伦琴发现X射线以来，在放射诊断学上最重要的成就。为此，两位贡献最大的发明者Cormack和Hounsfield，获得了1979年度的诺贝尔医学与生理学奖以及其它许多荣誉。这也是第一次由非生物医学科学家获得国际性的最高医学奖。

通常，荧光屏或X线胶片所摄取的透视影像，主要用于骨骼、软组织和气体的识别。人们采取种种措施，设法提高影像的清晰程度，以获得最大的空间(位置)分辨能力(常简称为“第一维分辨力”)。然而，一般医用X射线在荧光屏上形成的透视影像，由于亮度较低需避光观察。到了1952年影像增强器出现以后，影像的亮度和对比度通过聚焦等措施得到加强，并能够与电视系统连接应用。这样可将检查者所接受的辐射剂量减少到一般荧光透视的十分之几，而且使医生在透视时摆脱了暗室，可以同时有多个显像设备供人们观看，还能够显示结果录像。除此而外，其重要意义还在于它为开展人体形态学研究，即对人体某些器官的活动机能进行观察、分析它的运动变化情况，从而建立时间分辨能力(也常简称为“第二维分辨力”)的概念提供了有效的手段。CT主要是依据以X线为放射源的透视型断层成像原理。它从根本上摆脱了几何光学断层成像的限制，使得图象层次清晰，定位的准确率可达95%以上，从而开辟了“第三维分辨力”(就是对人体类型不同的组织，在吸收和密度上的分辨能力)。对

于一般用 X 射线检查方法难以分辨的软组织与骨骼的细微变化，都可以用 CT 通过局部放大，用亮度区间的调节，选择显示所需部位，对其进行较清晰的观察。图 1-1 给出了人体各部组织的比值，它是表达组织密度的统一单位，是以水的 CT 值为 0 的相对衰减系数。人体组织的 CT 值有 2000

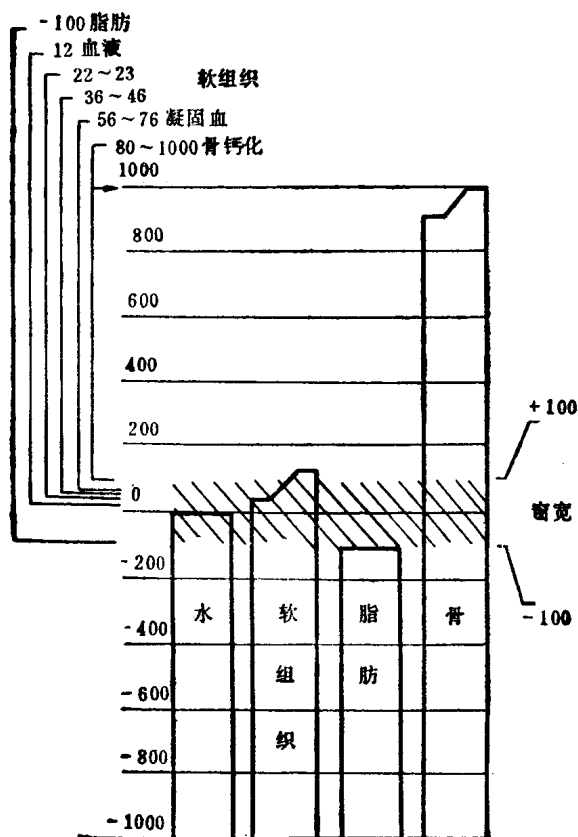


图1-1 人体组织的 X 线吸收系数

个分度。以空气为 $-1,000$ ，骨骼为 $+1,000$ 。显示在屏幕上的各部组织的 CT 图象是以不同的灰度等级(即黑白程度)来描述的。

自从 X 线 CT 问世以来，不仅此类设备发展极快、日趋完美，而且有多种其它类别的 CT 出现，它们的结构不同、特点各异，在临床应用中可互为补充。CT 是一种新的诊断方法，它同任何新生事物一样，有其优异的性能和强大的生命力，然而，它也有自己的局限性。在某些条件下，它可以代替一些其它常规诊断方法。考虑到功能特点、灵活性、经济等种种因素，在多数情况下它应与超声、同位素、X 线透视等影像显示方法相互配合，才能取得更好的实际效果。目前，在国外已经建立，国内也已提出要设置影像诊断中心，它汇集各种医学成像手段，以便于统一管理和科学地配合使用。诊断医生面临的是各种影像，因此，一种新的诊断学科——影像诊断学便诞生了。它有力地反映了 CT 问世所产生的深远影响。

临床的迫切需要

1972 年向全世界宣布 CT 以后，第二年便提供有颅脑 CT 商品。由此可以看出社会需求多么迫切。其中第一台和第二台分别安装在美国 Mayo Clinic 和马萨诸塞州总医院。在此以后的数年间，CT 为全世界许多研究所及公司所瞩目，纷纷进行提高和改进。初期 EMI 机所用的逐次逼近图象重建方法，很快地由更严密的卷积方法所代替。除了头部 CT 在继续得到完善外，1973 年下半年乔治敦(Georgetown)大学开始仿效 EMI 的设计，进行全身 CT 的研制，该

设备第二年即进入临床试验阶段。但它的图象质量很差，获取数据的扫描时间也长。于1974年初，EMI公司研制成CT-5000型全身用CT商品机，其扫描时间降到20秒以下。

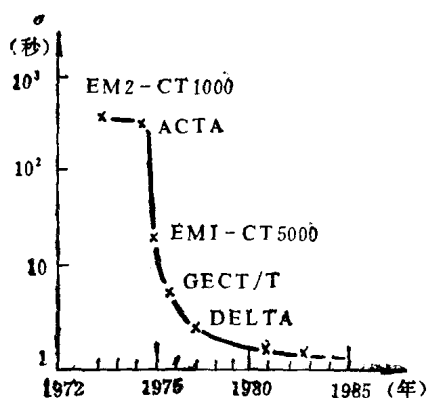


图1-2 扫描时间的缩短

五年间约减少为原来的百分之一，已达到适于临床使用的水平。图1-2给出了扫描时间变化曲线。它有力地反映了CT的惊人发展速度。

目前，美、英、西德、日、荷、法等国，有数十家厂商在继续研制X线CT。这种装置已成为常规诊断的主要手段，它使用方便、适用面广，已能满足多方面检查需要。虽然价格尚较昂贵，每台约需百万美元左右，但至今全世界已有千余台在临床使用。其中美国普及率最高，平均约达25万人一台。日本1975年开始引进EMI头部CT机，1977年拥用头部和全身CT总数已达200台，平均50万人一台，计划今后装备一千台。除了XCT有迅速发展外，其它多种医学成像和CT技术也有惊人的进步。1958年Anger发明闪烁伽玛(γ)相机，以后不久便投入临床使用。多种示踪同位素的采用，开拓了它的诊断范围。 γ 相机历经重重困难

发展成为单光子 CT(SPECT), 于 1973 年获得断层图象, 肯定了它的临床意义, 但在分辨率等方面还不够满意。当人们感到 XCT 在诊断方面所引起的巨大震动后, 对这种以同位素为放射源的成象方法, 重新引起浓厚兴趣, 积极开展研究, 发展了正电子 CT (PECT)。尽管目前此类 CT 的分辨能力还低于 XCT, 但在低对比度结构图象方面, 却可以补偿 XCT 的不足。此外, 它已从头部诊断扩展到全身, 在临床上集中于脑部和心脏的病症研究。

早在四十年代便发现了核磁共振现象, 但只是在 XCT 问世的启示下, 历经十年左右, 才导致医用核磁共振(NMR) CT 的出现。它没有 X 线放射性损伤, 一般也不需服用或注射造影药物, 属于无伤害的诊断技术。我们知道, 在人体组织发生病变以前, 首先要经过功能上的改变, 核磁共振做为可探知这种信息的手段, 非常适用于早期诊断。由于这个重要特点, 奠定了它在影像诊断中的特殊地位, 在短短的几年里, 研制了多种类型和规格的临床使用装置, 而且还在蓬勃发展中。

超声成象技术自五十年代发展至今, 已获得多方面的重大进展与临床应用, 超声全息显象, 超声彩色显象已成为令人瞩目的研究领域。超声成象经历了灰度显示应用、实时显象技术两次重大突破以后, 正面临着意义更为重要、影响更为深远的第三次突破发展, 这就是包括超声显示断层在内的计算机科学与超声技术的结合。

扫描时间是 CT 的重要参数。它的缩短可以减少对病人的检测时间和医生的等待时间。它意味着在几秒的短暂扫描时间内, 计算机需采集几十万个数据, 并在几秒、数十秒内存贮起来。此外, 还有其它几个参数, 表示 CT 的特性和

指标。

像素数目：CT 图象是由一定数目的、不同深浅或颜色的像素所组成，类似于报纸上印制的照片。如图 1-3 所示，每个像素反映 X 线衰减系数。通常像素愈小、数目愈多，

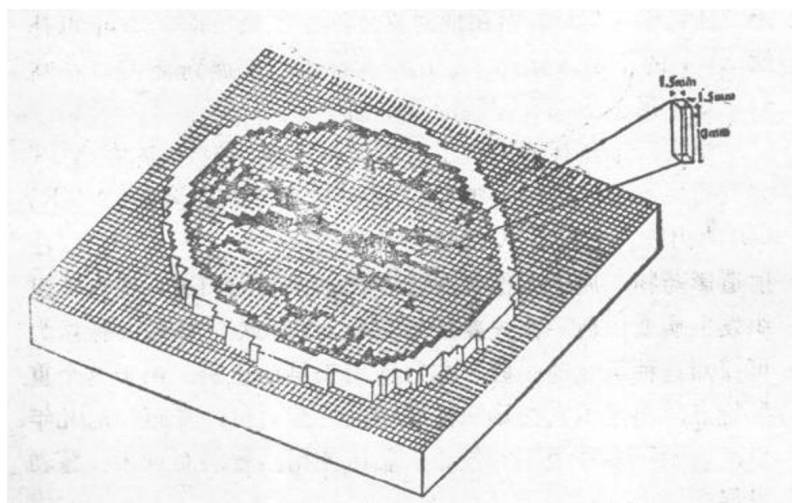


图1-3 CT 图象的像素组成

所构成的图象愈细致。粗糙的画面每帧可由 64×64 点阵组成，目前较普遍的是选用 256×256 或 512×512 。像素大小则有 1.0×1.0 毫米²， 1.5×1.5 毫米² 等等。

空间分辨率：它表示位置可区分的最小相邻距离。这个数值愈小，空间分辨率愈高，画面的不同部位可以区别得更清晰。它的值主要取决于探测器类型、像素阵列的选择、以及运算方法等因素。显然高的分辨能力对医生诊断是很重要的，目前已可达到 1 毫米左右。

密度分辨率：标志区分受检体内各组织器官密度差别的

能力。例如，在XCT的图象中，除了可以从位置上分辨骨、血管、软组织等以外，由于X射线对它们的透射程度不同，可把这些差别做为辨识条件。可分辨的最小差别也常称为对比度分辨率。显然它的值愈小表示区分的能力愈强。CT图象的空间分辨率不如X线照片高，但密度分辨率则较X线照片高得多，虽然相邻软组织密度差别不大，但仍可形成对比显示。特别是由于CT具有图象处理能力，从而可以提取更多的分辨信息。

辐射剂量：为获取正常图象所必须的辐射剂量值。病人所受的放射剂量是指吸收量，以戈瑞为单位。剂量大小对影像质量有重大影响，加大剂量可减少噪声，提高密度分辨率；但从放射防护考虑，必须保障人体健康。因为辐射可以杀死细胞，或使其代谢和结构发生改变。理想的选择是以最小的剂量得到最佳的图象质量，提高剂量的利用率。

影像噪声：影像噪声是指在密度均匀的物体影像中，象素值在平均值附近的起伏变化。以XCT为例，这个变化包括接收的X光子数目在空间和时间的起伏、重建计算形成的附加噪声、电噪声以及显示噪声等。噪声使图象呈现颗粒性，尤其影响低密度组织的显示。

因为CT的原理、结构、功能差异很大，表示CT特性的还有许多其它指标和特点描述。例如：断层厚度、视野范围、灰度级等功能参数和技术参数。然而，一台CT在医学诊断上性能的优劣，取决于三项主要指标：辐射剂量，空间分辨率，噪声电平。从实验结果可得到其关系式

$$\text{辐射剂量 } D \approx \frac{(\text{噪声电平 } N)^2}{(\text{空间分辨率})^3}$$

目前CT技术已达到功能非常丰富、指标相当理想的阶

段，因此要合理选用，以便充分发挥设备效能，获得最佳诊断结果。

原理并不神秘

CT能神奇地取得人体任一断层的剖面图象，在不长的时间里，发展了功能各异的多种类型。每台CT都安装上一台甚至多台电脑，以进行系统管理和成象计算，加上获取信息的各种探测器、电子学部件，以及大量的控制线路，确实它的结构是相当复杂的。但是其原理并非神秘莫测。虽然各种诊断方式和数据获取途径不同，成象原理和方法也可能差异很大，但是CT的基本组成部分却是相类似的，在若干环节上，如图象的显示和处理、提高成象运算能力等过程几乎完全相同。

以头部X线CT为例，我们来说明CT的原理。图1-4所

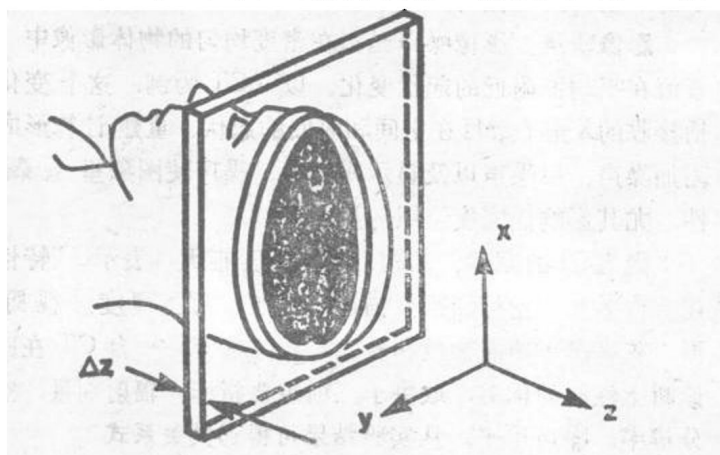


图1-4 头部断层示意图

示为横向断面图。图中各象点可用其 x 、 y 两个坐标值表示，因此平面图也常称为“二维图象”。在一般情况下，通过测量

不同位置的射线投影值，再经数学计算实现重建原图象。那么，这种测量是怎样进行呢？图 1-5(a) 显示 X 线管和相应位置的检测器。

当它们以相同速率（常称为“同步”）逐点平行移动时，便可测得某一方向的投影数据，如图 2-3

(a) 所示。此时若将 X 线管和检测器恢复起始位置，并共同转动一度角，如图 2-3(b) 示，重复前述动作，则可获得转角后的另一组数据。如此旋转 120° 便可得到 120

组数据。若将所观

察的断面，按 X 线管逐次移动的点距，划分相等间隔的若干小格，参看图 1-5(b) 其中每格对于 X 线的衰减值，可设为代数计算中的一个变量，则每一行投影值对应有一组联立方程。只要平移和旋转的次数足够多，使建立的方程数目，超过阵格的总数（也就是所设的变量数），从原理上便可解得此联立方程的各变量值，也就是获得图中每格点的衰减量，从而建立断面图象。若每格尺寸取得足够小，则格阵数目——相应像素点足够多，理论上便可满足所需清晰度。以上便是图象重建的原理。

然而，实际问题远非这样简单。首先遇到的困难是图象

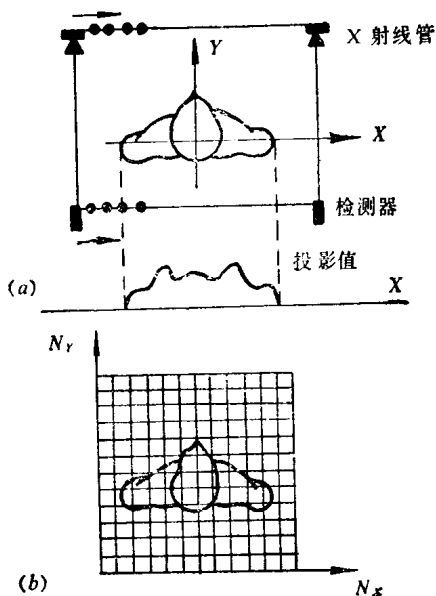


图 1-5 人体扫描示意图

数据量非常大。如对一般清晰度来说若取 256×256 象素点阵，则变量总数便有65536个，再考虑到运算过程中需要存放中间结果等，实际需要的存贮空间，就要超过它若干倍。第二个困难是需要解与变量数相同的联立方程组。如此众多数目的联立方程求解，不用电子计算机是根本不可能完成的。即便使用数字计算机计算，所需的运行时间也非常大，这也是图象重建方法长期不能实用的主要原因。直到六十年代以后，许多简便的计算方法陆续提出，如富立叶变换、反投影、卷积、逐次逼近等，使得计算精度和时间都得到显著改善，才促使断层成象进入实用阶段。

上述用X线管进行扫描，是最简单的获取数据的方式，也常称为第一代扫描结构。增加探测器和改变扫描途径，可以组成其它结构类型，这在以后还要提到。显而易见，用这种二维图象重建方法，也可以获得立体，或称为三维图象。当完成一个断层的成象后，使探测器、放射源相对受检体移动，重复上述成象过程，便可获得一系列断面图象。根据需要选取移动的距离（断层间隔），则可构成一个完整的头颅或全身立体图象。显然，用这种方法建立的三维图象，由于多次移动地测量数据，很难满足相互位置间准确对应关系，因而重建后的立体图象，或取任意方向的断面图象，可能会有严重失真。探测器有不同类型，其中平面型探测器检测二维投影信息，从而能直接获得三维立体图象，但相应需要更大的计算机数据容量和耗费更长的计算时间，其优点是容易得到受检体任意方向的断面图象，以及瞬时的立体图象。