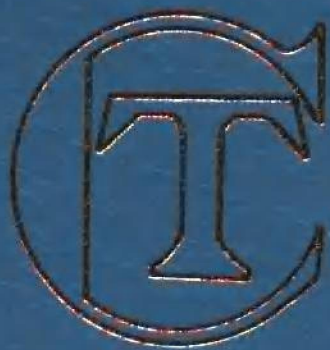




实用CT诊断学

曹丹庆 高育敏主编

COMPUTED
TOMOGRAPHY

计量出版社

内 容 提 要

作者根据自己的直接经验和实际材料并参考国内外有关资料编写了这本《实用CT诊断学》。本书共分九章，其主要内容有CT扫描机的概况和原则、检查技术、正常CT解剖、颅脑、胸部、腹部、盆腔等疾病的CT诊断，以及CT扫描的X线剂量学、病人剂量和测定。书中以三百余幅图像介绍了有关部位的正常与异常CT表现。

本书可供放射诊断专业医师、临床各科医师、剂量分析测试人员参考。

实用CT诊断学

曹丹庆 高育璈 主编

※

计量出版社出版

(北京和平里11区7号)

化工出版社印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

※

开本 787×1092 1/32 印张 11 3/8

字数 260千字 印数 1—8000

1985年7月第一版 1985年7月第一次印刷

统一书号 15210·431

定价4.00元

前 言

自1972年CT扫描技术问世以来，无论在扫描机械、扫描时间、扫描技术、图像质量和动态扫描等方面都有了迅速的改进和提高，目前已成为放射诊断学领域中一个很重要的组成部分。它特别是在脑、肝、胰、肾、腹膜后以及腹腔包块的诊断上发挥了独特的作用。在影像诊断学中它与传统X线诊断、B型灰阶超声诊断以及核素扫描做到互相弥补、互相验证，对临床诊断和疗效观察发挥了重要的作用。近年来国内CT机逐渐增多，对CT诊断的要求也日益迫切，但有关这方面的参考书籍国内尚不多见。为了适应客观形势发展的需要，我们根据自己的实践经验和材料，并参考了国内、外CT诊断资料，从实用出发，编写了这本《实用CT诊断学》。

本书主要包括CT扫描基本原理、检查技术、正常CT解剖、颅脑、胸部、腹部、盆腔等疾病的CT诊断，以及CT扫描的X线剂量学。全书共分九章，图片三百余幅。软组织、骨骼以及小儿CT扫描检查因我们的实践经验少，材料也不多，故没有包括在内。在编写过程中赵红、吴璇光、杜洛山等同志参加了大量的照片工作，谨此表示谢忱。由于我们水平所限，错误之处在所难免，恳切希望同道们批评指正。

《实用CT诊断学》编著组

1983年10月

目 录

第一章 总论	(1)
第一节 X线CT扫描机的概况及原理	(1)
第二节 CT扫描方法	(12)
第三节 图像质量	(14)
第二章 颅脑	(21)
第一节 脑CT扫描和正常解剖	(21)
第二节 脑血管疾病	(36)
第三节 颅脑损伤	(58)
第四节 颅内感染性疾病	(68)
第五节 颅内肿瘤	(79)
第六节 脑放疗、化疗及术后改变	(138)
第七节 脑萎缩	(142)
第八节 脑寄生虫病	(149)
第九节 脑变性疾患 (脱髓鞘病)	(157)
第十节 颅底的CT扫描	(160)
第三章 眼眶	(164)
第四章 耳、鼻、喉	(187)
第五章 胸部	(201)
第六章 腹部	(227)
第一节 肝脏	(227)
第二节 胆道	(244)
第三节 脾脏	(256)
第四节 胰腺	(259)
第五节 肾脏	(273)
第六节 肾上腺	(286)
第七节 腹腔	(297)
第八节 腹膜后腔	(301)
第七章 盆腔	(316)

第一节 女性盆腔·····	(316)
第二节 膀胱和前列腺·····	(324)
第八章 脊椎和脊髓·····	(330)
第九章 病人剂量及其测定·····	(353)

第一章 总 论

第一节 X线CT扫描机的概况及原理

X线CT扫描机 (computed tomography scanner) 是伦琴 (Röntgen) 发现 X 线以来, 堪称为放射诊断学领域中具有革命意义的一大发明。为此英国的 G. N. Hounsfield 工程师与创立影像重建基础理论的美国物理学家 A. M. Cormack 共同获得了 1979 年度诺贝尔医学、生理学奖。

本章仅就 X 线 CT 扫描机的基本原理、影像的重建和显示以及发展的特点等方面做概要的介绍, 作为对 X 线 CT 扫描机的入门知识, 供同道参考。

一、X线CT的基本原理

X 线 CT 扫描机 (以下简称 CT) 的影像形成与普通的 X 线摄影相比, 在方法上存在着本质的不同。它具有下述主要特征。首先是它仅从人体某一较薄的断层中, 采集建立影像所必需的信息——投影数据, 因此不会因其他层面的重叠而模糊不清。其次是所使用的 X 线是以一条或多条细窄的线束方式辐射的, 因而可以大幅度地减少散射线的影响, 有利于提高影像的清晰度。第三是采取了具有动态量程范围很宽的 X 线探测器, 用来测量透过人体后的 X 线强度。第四是应用

电子计算机运算和处理所采集到的投影数据，並重建断层影像。第五是通过电子计算机的软件功能，可以选择多种多样的影像显示方式和录存等。这些作用的综合效果，达到了能够明显地分辨出X线吸收系数相差很小的软组织和水。

CT的基本功能可以简要归纳为：X线源、投影数据采集、重建影像和影像显示。

现在以头部的CT扫描为例作一扼要说明。如图 1— a 所示，首先将X线管和X线探测器对应配置在可移动的机架

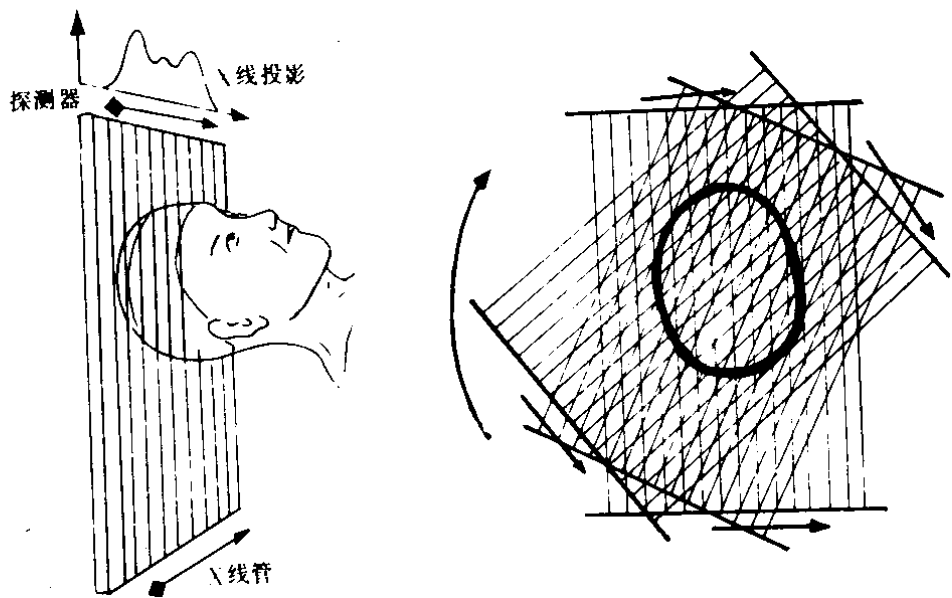


图 1— a CT扫描原理

上，並使其对头部的某一横向断面做同步扫描运动。X线被准直器限定为沿扫描方向为 2—3 mm、沿与扫描成直角方向为10mm 的线束， 穿透头部横向断面后的X线强度用探测器进行测量， 如此所测得的X线投影数据，就是一维的X线强度分布值，亦可称作剖面曲线图。完成一次直线扫描运动之后，使X线管和探测器在同一头部的横向断面上，旋转一个小角度，然后再进行另一次直线扫描运动，则又可获得不同角度的一组投影数据。以此类推，多次反复，就可以从许

多方向上得到投影数据。将这些投影数据即X线强度分布值，输入电子计算机，经过运算处理之后，即可重建出该横向断面范围内的X线吸收系数分布图，再由电子计算机输出这些已构成影像的数据，通过显示器即可显示出该断面的影像来。

CT所用的X线探测器，应能满足灵敏度高、动态量程范围宽和线性好等要求。常用的品种有：闪烁晶体（NaI，CaF，BGO等）同光电倍增管的组合件；闪烁晶体（CsI等）同光电二极管的组合件以及氙气（Xe）高压电离室探测器等。

在X线强度和X线吸收系数之间有什么关系呢？对单色X线而言，假设入射的X线强度为 I_0 ，穿透后的X线强度为 I ，则可成立如下的关系式：

$$I = I_0 e^{-\sum \mu_i \cdot dx_i}$$

这里的 μ_i 为横向断面物质的微小范围的X线吸收系数； dx_i 为X线在穿过该微小范围物质方向上的长度；所谓像素（Pixel s）即指由 μ_i 及 dx_i 所限定的微小单位体积而言，常用的尺寸有 $1.5 \times 1.5 \times 10 \text{ mm}$ 、 $1.0 \times 1.0 \times 5 \text{ mm}$ 等。如将前式作对数变换，则可求得与该断面物质的吸收系数总和成正比例的关系式：

$$\text{即} \quad \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i \cdot dx_i$$

$$\text{若使} \quad dx_i = dx$$

$$\text{则} \quad \ln \frac{I_0}{I} = dx \cdot \sum \mu_i$$

从上式可得知，入射X线强度同透过X线强度之比的对数与沿着X线所通过经路上的吸收系数的总和成正比。通常将这个数值称作投影（Projection），每做一次直线扫描运动即可采集到一组一维的投影数据，再结合旋转运动，就可以得到许多方向上的投影数据。综合这些投影数据，即构成吸收系数的多维一次方程式，应用电子计算机进行运算处理，便能较迅速地解析出吸收系数分布图来。

CT的基本结构如示意图1—b，它是将X线机同电子计算机以及周围设备结合成一整套的装置。其概要的工作情况是，先由X线管辐射出并被准直的细窄X线束，透过头部的某断层面之后，射入接收投影数据的探测器（若用二个探

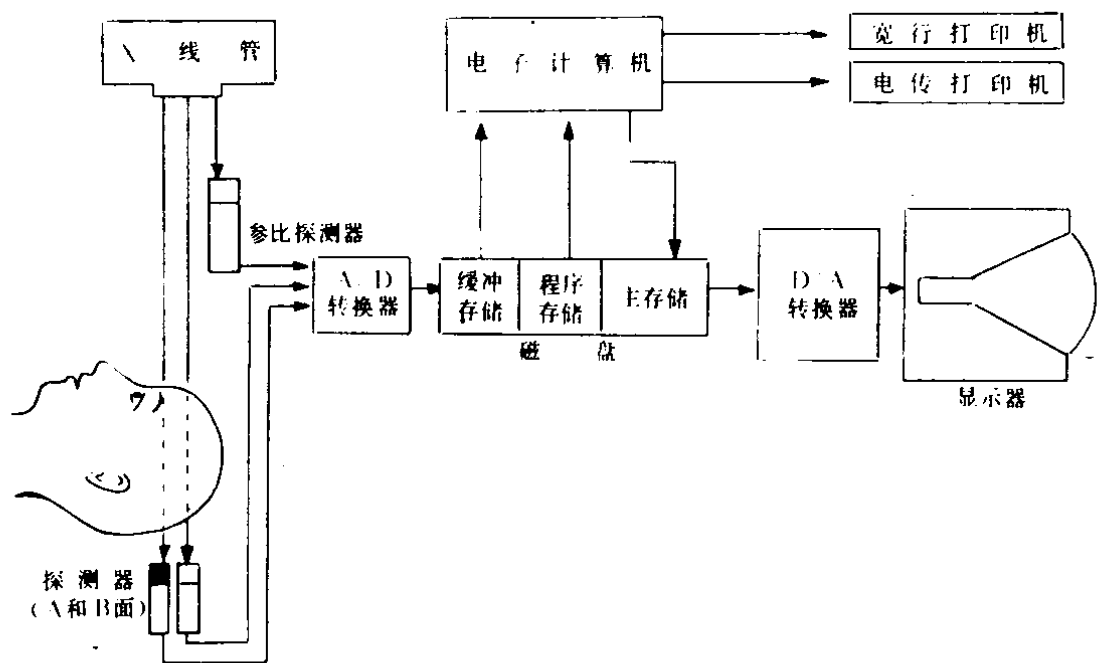


图 1—b CT的基本结构

测器可同时获得二个断层面影像)，同时为了修正因X线强度微小变动所带来的影响和精确地求出吸收系数，还必须测定射入头部以前的X线强度。因此，尚需在X线管附近装配上一只参考用探测器。X线束射入以前的和透过后的两侧探测

器所输出的模拟量电信号，按其各自的通道经过模-数变换器转换成数字量电信号之后，送入电子计算机进行对数变换，再作为原始的投影数据被存储到磁盘上，如此相继采集，把从许多方向探测到的投影数据都存储到磁盘上，最后，根据这样所获得的大量数据，应用电子计算机的功能做重建CT影像（即横向断层面的X线吸收系数分布图）的处理，但是，这时所完成的CT影像不过是一种数字量的排列，为了便于观察，还要经过数/模变换器转换成模拟量，并以灰色调制（灰阶）方式或彩色方式，把影像显示在阴极射线管的屏幕上。必要时亦可把重建影像的数据，用宽行打印机直接打印出来。这些数据即称为CT值，它所反映的物理意义就是X线吸收系数，对此，后面将再加说明。

图 1 — c 是X线CT扫描机外观示意图。

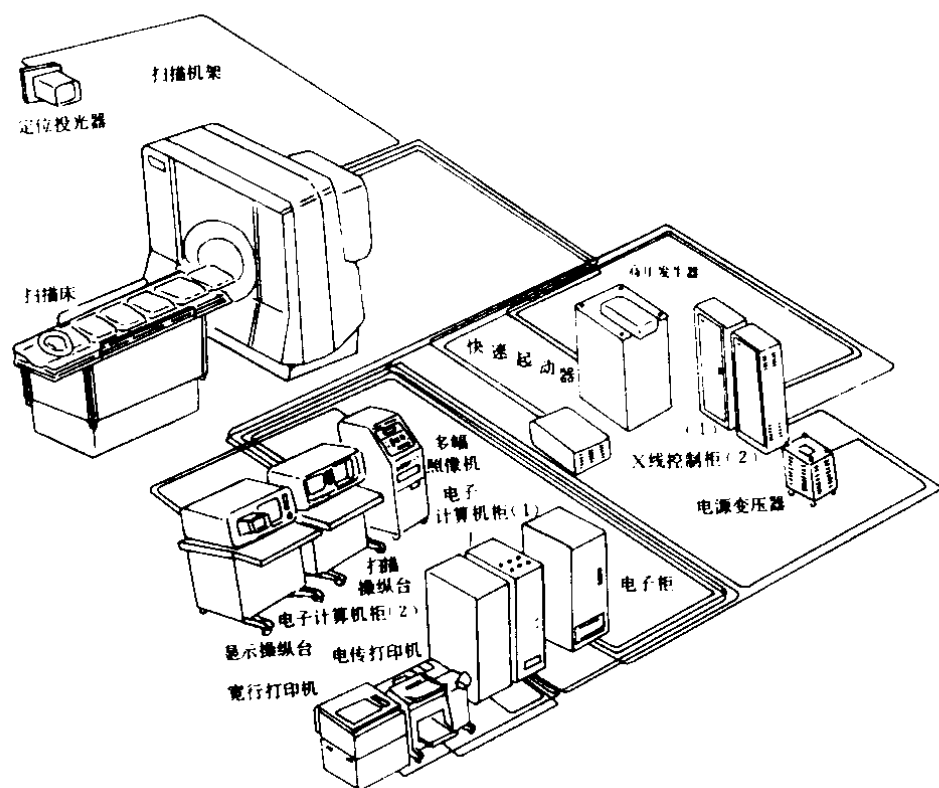


图 1 — c X线CT扫描机外观示意图

二、CT影像的重建

根据从许多方向所采集到的投影数据,用来进行CT影像重建的数学运算处理方法,将会直接关系到影像质量和重建时间的快慢。对CT扫描机来说,是最为关键的问题之一。它的数学解析原理,早在1917年就由Radon 发表过论文。CT问世之后,又相继有些学者发表过不少关于数学运算处理方法的论著。现仅就在CT扫描机上应用较普遍的影像重建方法,简要作一介绍。

这种重建方法一般称作褶积法 (Convolution) 或滤波补偿反投影法 (Filtered Back Projection)。为了便于说明起见,先从此法基础的单纯反投影法开始叙述。如图 2— a (A) 所示,对包括有一个如同铁钉般高密度(吸收系数大)的物体在内的某断面,进行一次直线扫描,即可获得一组投影数据,依次变换方向再作扫描,将会如图 2— a (B)所示,可得到从各个方向的投影数据。把这些数据通过电子计算机

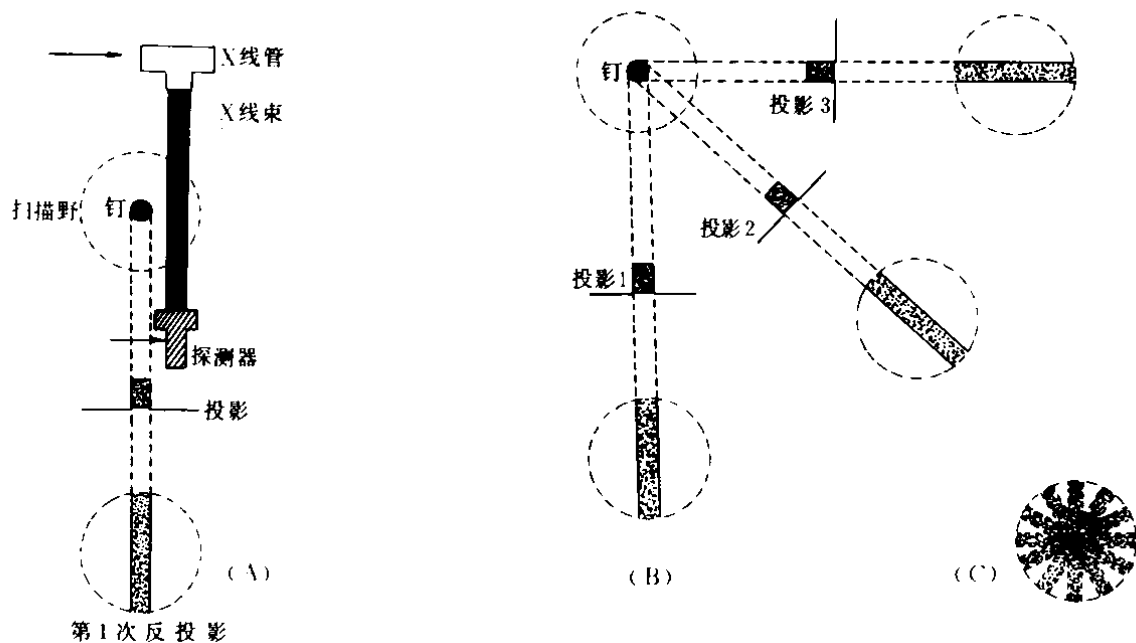


图 2— a 单纯反投影法示意图

的运算处理並应用其存储器，按照与投影数据值成正比的强度，向着采集数据时的原投影方向相反的方向上，重新分配这些数值，换言之，即进行单纯的反投影处理，就能够重建出影像来，如图 2 — a (C)。但是这样重建的影像，会在高密度像点周围出现车轮辐条状的虚影，通常叫做伪影(Artifact)。由此可见，只采用单纯的反投影法，是不能够准确地复原出被扫描断层本来的影像的。因而为了清除CT影像上的这种伪影，便研究出了滤波补偿反投影法。此法的原理如图 2 — b 所示。开始仍如图 2 — a (B)所表明的那样，先从各个方向采集投影数据，然后经过具有某种频率特性电路的滤波处理，从而求出如图 2 — b (A)所示意的，已进行过滤波处理的投影数据。最后，再用这些被滤波处理的投影数据，进行反投影，这样重建的影像比单纯反投影法重建的影像大有改善，可以达到前述之目的要求，如图 2 — b (B)。这里一个极为重要的问题是选用什么特性的滤波处理才能更准确地复原出逼真的断层影像，这也是各生产CT的部门为了提高影像质

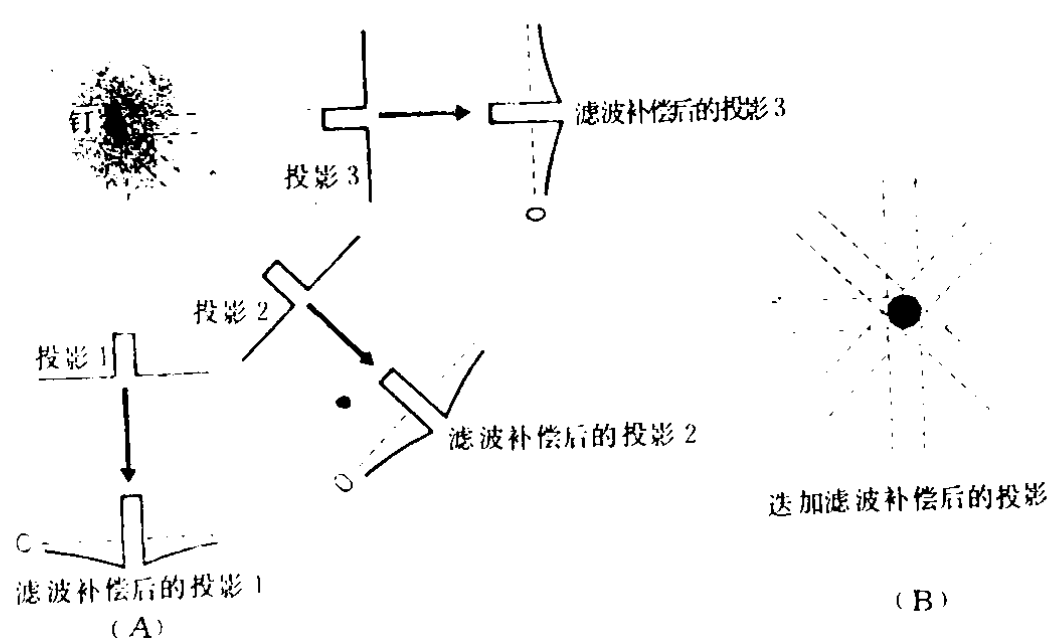


图 2—b 滤波补偿反投影法示意图

量，着重进行研究的关键项目之一。选用某滤波特性电路作投影数据处理的基本作用是，向最初的投影数据加上一个权重函数，使该投影数据中，相当于高密度像点的部分为正值，除此以外的近区部分为负值，随着远离此像点，逐渐使其值接近零。将如此处理后的各个方向的投影数据，经过反投影使其重叠的结果，由于高密度像点的投影均为正值，叠加之后浓度增高，但在其周围，则根据位置和扫描方向的不同，这些区域的数值有正有负，正、负值相抵消几乎为零，因此才能使高密度像点存留而使其周围伪影消除，这就是把影像处理到与原断层解剖形态相同的基本道理。当然，在实际应用中，不会如此简单，例如，这些滤波电路具有锐截止特性，容易在重建影像中出现环状伪影等，因而，为了获得更优秀的CT影像，仍在做着大量的研究工作。

如前所述，经过数据处理重建的CT影像，是由与吸收系数成正比的CT值，在电子计算机的影像存储器上排列为矩阵而成，每一个矩阵点（存储地址）即相当于一个像素。一幅CT影像所占用的矩阵数有： 160×160 ； 240×240 ； 256×256 ； 320×320 ； 512×512 等若干种。采用大的矩阵数虽可改善影像的空间分辨率，但会使密度分辨率下降，因而有必要根据具体诊断需要，有侧重的选择。

CT值与吸收系数之间的关系如下：

$$\text{CT值} = \frac{\mu_{\text{组织}} - \mu_{\text{水}}}{\mu_{\text{水}}} \times 1000$$

式中的 $\mu_{\text{组织}}$ 为人体组织的吸收系数； $\mu_{\text{水}}$ 为水的吸收系数。此CT值也称作Hounsfield单位，缩写为HU。由上式可知，当把水的CT值调整为零时（ $\mu_{\text{组织}} = \mu_{\text{水}}$ 时的 $\mu_{\text{组织}}$ 的CT值即为零）则在 $\mu_{\text{组织}} > \mu_{\text{水}}$ 条件下的CT值为正数，而在 $\mu_{\text{组织}} < \mu_{\text{水}}$ 条件下的CT值为负数。空气的吸收系数（ $\mu_{\text{空气}}$ ）与水的吸收系数

(μ_*)相比是非常小的, 因而, 使空气的CT值等于-1000, 那么, 骨的吸收系数与水的吸收系数比较, 几乎相差2倍之多 ($\mu_{\#} \geq 2 \mu_*$), 所以使骨的CT值等于+1000。这时, 人体上钙化及骨化灶的CT值可能在80—1000之间; 凝血块为30—85, 血液为25—65; 软组织为40—80, 而脂肪的CT值约为0—-100。

在120 kV_P (千伏) 的X线条件下, 目前的CT精确度, 或称为密度分辨率是0.5%, 因而, 能够比较容易地把水和软组织区分开来。由于脑的白质 (25—38HU) 与灰质 (35—60HU) CT值相差约4%, 所以能够清楚地把它们识别出来。而CT的空间分辨率则远不如X线影像好。

三、CT影像的显示

如何将重建的影像显示出来, 也是极为重要的, 有黑白 (灰色调制) 显示法及彩色显示法等。

如前节所述, 重建的CT影像是以-1000至+1000CT值范围内的数据所构成的, 若要把多达2000个CT值数目的内容变换为用肉眼可以观察的影像, 虽然可采取使CT值最低的部分显示为黑色 (灰暗), CT值最高的部分显示为白色 (明亮), 而其中间者显示为许多不同程度的灰色 (灰阶) 的办法, 但是, 一则由于显示仪器的性能一般只可达到32—64个灰阶程度, 再则由于肉眼也没有那么高的分辨能力, 所以, 实际应用的多为16灰阶显示。因此在CT扫描机上采用了一种独特的, 称为窗功能 (window function) 的显示方法。此法对需要观察CT值的某一较小的领域范围提供了很多方便。它能够以任意所选择的CT值为中心, 并以此中心值为基准, 再任意选择CT值的某一范围为幅度, 可通过显示器所具有的全部灰阶 (一般为16个灰度) 显示出来, 通常将此

中心值称作窗位或窗高 (window level), 将此CT值的幅度称为窗宽 (window width)。

一般说来, 选窄的窗宽可使影像的对比度增强, 相反选宽的窗宽可使影像的对比度减弱。所以, 应根据诊断需要, 适当选择显示条件是很重要的。但必须明确指出, 如果以CT值的绝对值能够准确地反映出同一器官、同样组织或相同病灶的话, 那是再理想也没有了, 而实际上却还没有达到这种程度, 由于个人的差别和各个CT扫描机的差异以及某些伪影的影响等, 应把它理解为是具有若干涨落范围的数值。例如, 在一组正常人肝扫描的CT值中, 有的人是40, 有的人则是60。

四、各代CT的特点

所谓第几代CT的说法实际上是基于扫描方式的差异而得名。

如图3所示, 最初的CT是采用单一X线束对应一个探测器 (也有使用两个探测器的, 这样可同时获得两幅断层切片影像), X线管和探测器在相对应的位置上, 作完一次平行 (直线) 运动之后, 旋转 1° 再进行下一次平行 (直线) 运动, 如此重复180次方可完成一回扫描检查。这种以直线扫描结合旋转 (Translate/Rotate, T/R) 的方式称为第一代。扫描时间约需5 min。后来, 为了加快扫描速度而研制成使用小角度 ($3^\circ - 10^\circ$) 扇形X线束和同扇形角度数值一样多的探测器的方法, 在一次直线扫描运动中, 等效于获得相当于扇形角度数值一样多的扫描效果, 如此即可把重复直线扫描运动的次数减少到 180° 除以扇形X线束角度数值所得商值的次数。例如, 若扇形束角度为 8° 时, 则 $180^\circ \div 8^\circ = 22.5$, 那么重复23次即可完成一回扫描检查, 这种用小角度扇形X线

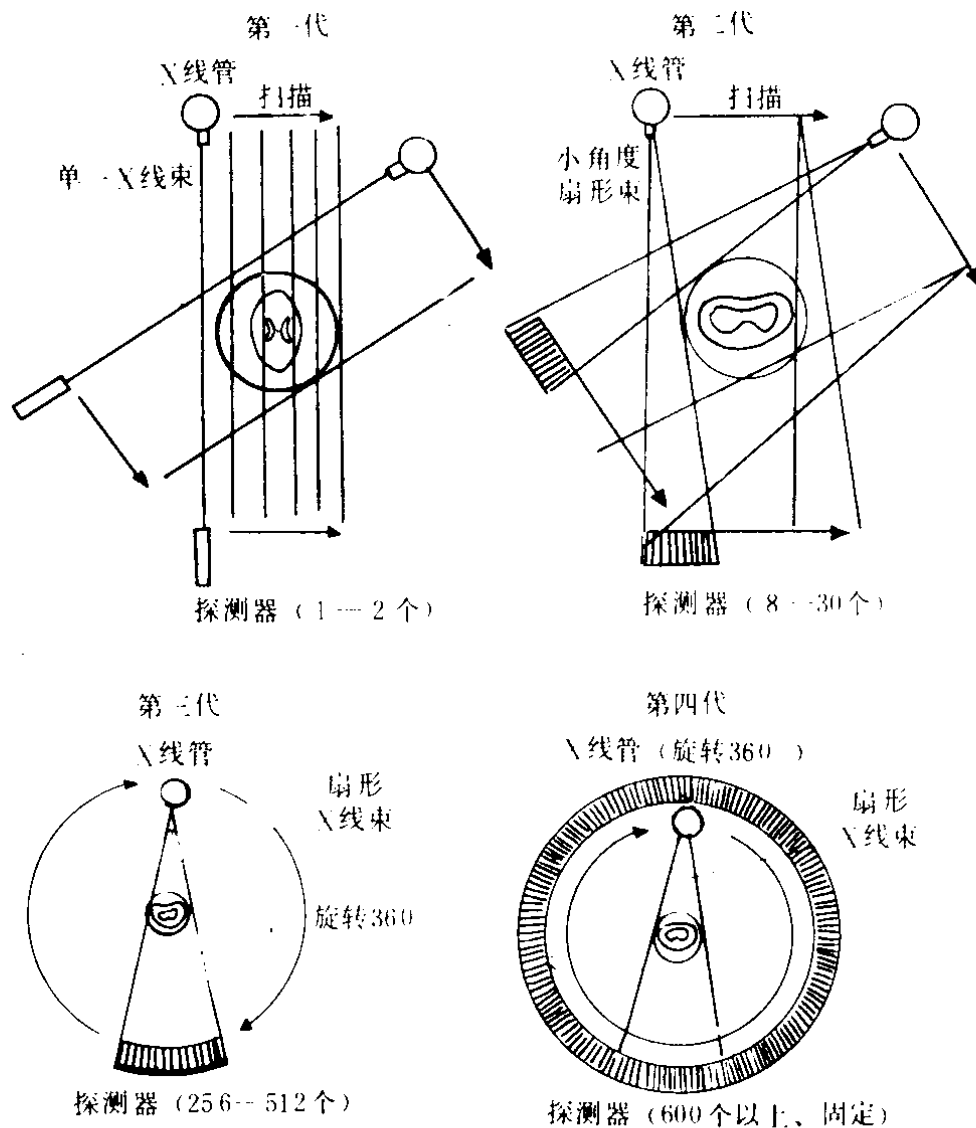


图 3 CT扫描方式示意图

束的直线扫描结合旋转 (fan beam translate rotate, T/R.)的方式称为第二代。扫描时间需 1 min左右。当发展到全身扫描时, 又研制成扫描时间短至10 s 以下的新方法。一种是采用较大角度 (30 —40) 扇形 X线束和多数 (256—512) 个探测器, 使 X线管和探测器组围绕被检查体连续旋转360 , 即 X线管旋转而探测器组也一同旋转 (Rotate Rotate, R/R.)的方式, 称为第三代。另一种是将600个以

上的探测器围绕着被检查体均等的固定排列成圆环状而不旋转，只是X线管辐射出角度较大的（50°以上）扇形X线束并旋转360°进行扫描，即探测器固定而X线管旋转（stationary rotate, S R.）的方式称为第四代。目前最快扫描速度已达1 s左右。顺便说一下，以检查心脏为目的，称为DSR（dynamic spatial reconstructor）的，采用28个X线管和与此相对应的28套影像增强器同电视摄像系统配合起来，能够最快以0.01s时间扫描一幅并可连续获得240幅，断层切片厚度为1 mm的心脏断面静止影像的新设备，据说正在研制中。包括另一种正在研究着的，用0.2s时间可连续扫描出8幅影像的，叫做电子束偏转扫描方式的CT在内，被称为第五代CT。

上述前四种都是早已商品化并较普遍应用的扫描方式，它们有各自的优缺点，因而单凭第几代来评论优劣是不全面和困难的，在选择时必须根据具体须要和可能慎重考虑。

第二节 CT 扫描方法

一、扫描前准备

1. 空腹：检查前4—6 h（小时）禁食；
2. 检查前一日做好碘过敏试验；
3. 躁动不安或不合作的患者可根据情况给予镇静剂；
4. 按医嘱扫描前口服造影剂或静脉注射造影剂，行增强扫描。

二、扫描方法

常规为仰卧位，需要时可侧卧或俯卧，还可根据不同部位或需要将机架或床板倾斜不同角度，扫描起始线亦因检查