

临床 体部CT 诊断学

李果珍 主 编 苏学曾 副主编

人民卫生出版社

61.53
215

临床体部CT诊断学

李 果 珍 主 编
苏 学 曾 副主编
吴雄标 苏学曾 李果珍 编写
韦嘉瑚 曹丹庆 郑国梁



人 民 卫 生 出 版 社

8710319

责任编辑：雷亨朗

临床体部CT诊断学

李果珍 主编

苏学曾 副主编

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

中国科学院印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米 16开本 18 1/4 印张 4 插页 423千字

1986年5月第1版 1986年9月第1版第2次印刷

印数：2,001—8,500

统一书号：14048·5232 定价：11.00 元

前 言

1972年在英国Wimbledon的Atkinson Morley医院首先将CT技术应用于临床。为此发明者Godfrey Hounsfield获得了诺贝尔奖。1974年美国的Mayo Clinic开始了体部的应用,1977年扩展到胸部的扫描。我国自1978年以来,相继开展了此项临床检查技术,并且发展很快。国内外的临床经验充分证明CT是影像诊断学的一个跃进。

本书是国内同仁自己的经验总结,也参考了国外文献,尤其是近年文献中较成熟的观点。全书按器官部位分章,各章按疾病分节。每章均包括检查方法,正常CT解剖,临床和病理基础,CT所见和鉴别诊断,并附有较多插图说明CT所见。

近年来又发展了一种新的影像学技术,即核磁共振(NMR),也称为磁共振成像(MRI)。这项诊断技术应用的主要也是横断面解剖,故而CT诊断学可以作为磁共振成像诊断学的基础。

在北京医院院领导的大力支持下,此书才得以早日和读者见面,特此志谢。

李 果 珍

1985年12月

目 录

第一章 X线CT的物理学基础	(1)
第二章 胸部CT扫描方法和正常解剖	(18)
第三章 纵隔.....	(33)
第四章 气道.....	(41)
第五章 肺门和肺.....	(49)
第六章 胸内淋巴结.....	(56)
第七章 胸膜、胸壁和横膈.....	(73)
第八章 心和心包.....	(79)
第九章 肝脏.....	(83)
第十章 胆道系统.....	(118)
第十一章 脾脏.....	(134)
第十二章 胃肠道.....	(143)
第十三章 胰腺.....	(160)
第十四章 肾脏.....	(174)
第十五章 肾上腺.....	(190)
第十六章 腹膜腔和腹膜后腔.....	(201)
第十七章 盆腔.....	(221)
第十八章 腹腔和盆腔淋巴结.....	(240)
第十九章 脊柱.....	(257)
第二十章 CT室的规章制度	(273)
附 录	(282)
1. 颅脑CT扫描申请单	(282)
2. 颅脑报告单	(283)
3. 体部CT扫描申请单.....	(284)
4. CT扫描记录单.....	(285)

第一章 X线CT的物理学基础

第一节	基本原理	(1)
第二节	部件简介	(4)
第三节	操作功能	(9)
第四节	图象质量评价	(10)
第五节	CT与放射治疗计划	(12)
第六节	CT室机房的建筑布局	(13)
第七节	设备的维护	(14)
第八节	CT的发展	(15)

第一节 基本原理

CT机的基本结构原理如线图 1—1 所示。X 线穿射人体经部分吸收后为检测器所接收，检测器接收射线的强弱决定于人体截面内的组织密度。如组织为骨，则吸收较多的X线，检

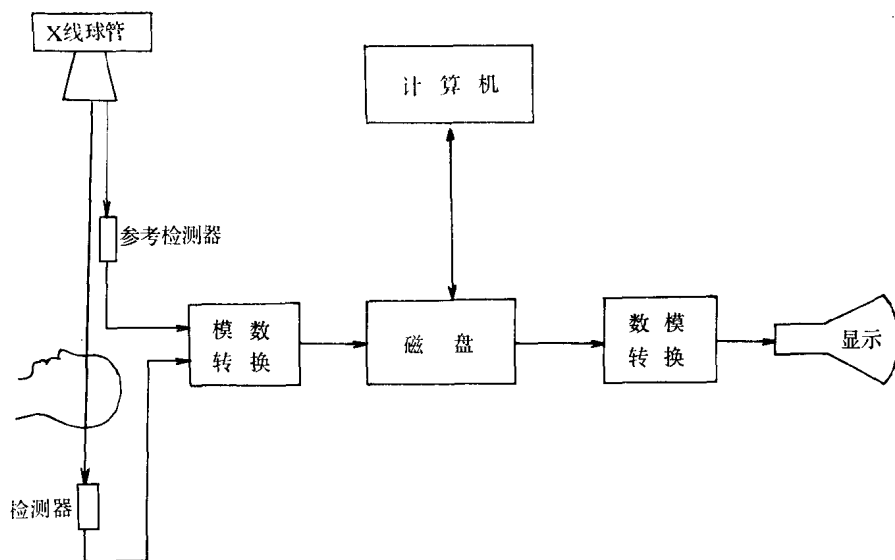


图 1—1 CT机的基本结构原理

测器将测得一个比较弱的信号；反之，如组织为脂肪、气腔等，则吸收较少的X线，检测器将测得比较强的信号，这种不同组织对X线吸收不同的性质可以用组织的吸收系数 μ 来表示。也就是说，不同的信号强度反映了不同组织的 μ 值，从而也反映了组织的不同特性。另有参考检测器测量未经吸收衰减的原始X线强度，以与衰减后的不同的信号强度进行比较。

当X线球管与检测器同步移动时，可对截面内各点进行测量，得出投影值。所测得的不

同强度的信号经过模数转换变成数字送至磁盘暂存。这些数字经计算机处理得出可产生图象的数据再存于磁盘。最后在计算机的控制下将这组图象数据从磁盘读出，经过数模转换后形成模拟信号并通过电子系统的一些必要变换后输至荧光屏显示出图象。

由以上过程可以看到CT是一种利用X线穿射人体后的衰减特性作为诊断依据的。由物理学可知，某一特定能量的X线通过物体后的衰减遵守指数衰减规律：

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

式中， I_0 为入射X线强度

I 为通过物体衰减后的X线强度

d 为物体厚度

μ 为物体的线性吸收系数

如果已知 I_0 和 d ，测出 I 后便可知该物体的 μ 值。 μ 与射线能量和该物体的原子序数、电子密度有关。对于一个具有一定面积和 μ 值不均匀的截面而言，我们假定有四个不同的 μ 值，显然为了求出 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 、 μ_4 必须建立四个方程：

$$I_n = I_0 e^{-\mu_n d}$$

$$n = 1, 2, 3, 4$$

为此需使X线从四个不同的位置射入（如图1—2所示）。

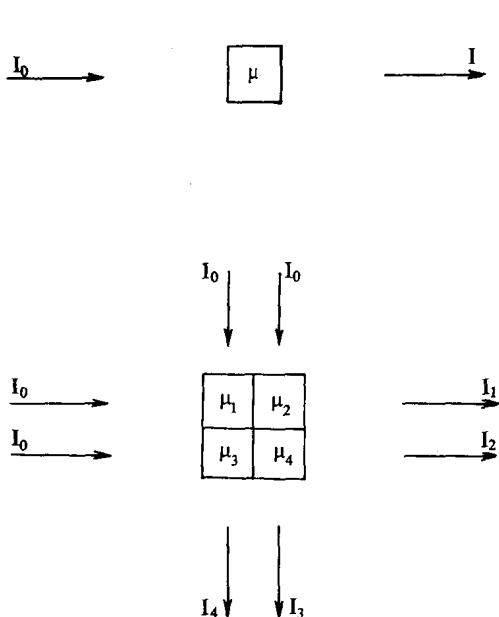


图1—2 吸收系数 μ 值的求解

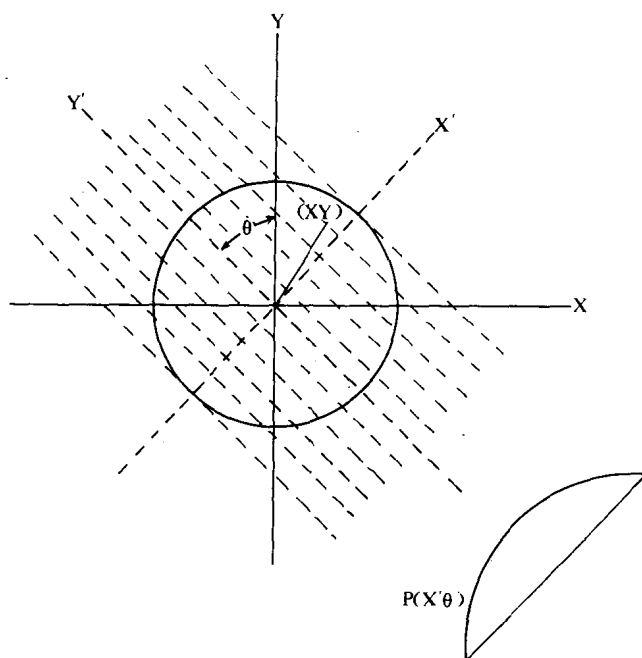


图1—3 投影值 $P(X', Q)$ 的求解

就一般情况而言， μ 应是截面内考察点座标 x 、 y 的函数，即 $\mu(x, y)$ 。如图1—3所示。由此可得出以下公式 $I = I_0 e^{-\int_L \mu(x', y') dy'}$ 或： $\int_L \mu(x', y') dy' = \ln I_0 / I$ ，习惯上称线积分值为投影值 $p(l, \theta)$ 或 $p(x', \theta)$ ，即： $p(l, \theta) = p(x', \theta) = \int_L \mu(x', y') dy'$ ，为求得整个面积内各点的 μ 值，需有多个方向的投影值 $p(x', \theta)$ 组成投影组，从而得出各个部位的吸收系数 $\mu(x, y)$ 。如何求解 $\mu(x, y)$ 就是CT中的图象重建问题。(1)由此转换成CT值后再通过显示技术按CT值差别在电视屏幕上显示出被扫物体的图象。

图象重建有多种方法，就其原理而言大致可分为以下三种：

1. 直接反投影法 这种方法的基本点是将测得的各个方向上对物体剖面的投影，在相反方向上进行反投影，由此再组成该物体剖面的图象。如图 1—4 所示，（a）当 X 线通过物体 A

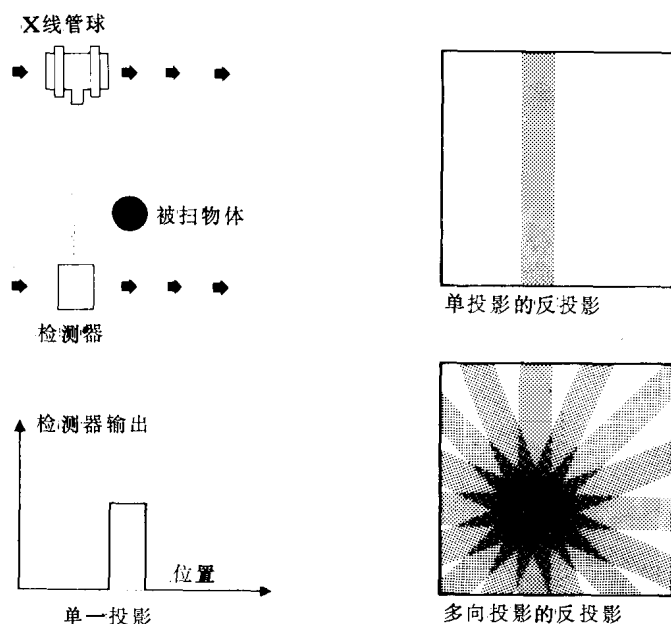


图 1—4 直接反投影法

时，（b）产生一个投影值，（c）如把它反投影后则产生一个带状影，它就是物体 A 通过单个反投影重建后的形状，（d）如果以多个方向的投影值，再同时反投影后，则产生一个小黑球，它已经相当接近原始物了，只不过带有星形边界和不需要的模糊背景。显然投影数量愈多，则反投影后的图象愈接近原始物。至于星状伪影和背景模糊，可以用滤过的办法克服。

2. 迭代法 迭代法是在一次迭代过程中，将近似重建得到的图象的投影同实测的剖面进行比较。然后将比较得到的差值反向投影在图象上，每一次反投影之后得到一幅新的近似图象。当对所有的投影方向都进行以后，一次迭代便完成，并用前一次迭代的重建结果作为初始值以开始下一次的迭代。在进行了一定次数的迭代后，认为结果已足够准确，则重建过程就结束。

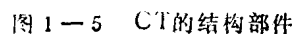
不同形式的迭代重建技术采用不同的校正程序，它有三种方法：联立迭代重建法（SIRT），代数重建法（ART）和迭代最小二乘法（ILST）。

3. 解析法 图象重建的解析法是目前 CT 图象重建技术中使用最为广泛的方法。它的基础是富里叶变换投影定理，⁽²⁾即：一个投影的一维富里叶变换是图象的二维富里叶变换在中心线上的值。具体有以下三种主要方法：

二维富里叶变换重建法。这种方法是先把扫描测得的投影值变换到频域，然后利用映照变换为二维直角坐标系统，最后利用二维富里叶变换反演到真实空间得出重建图象。由于快速富里叶变换（FFT）的出现，使这一方法的图象重建速度大大提高。该方法是 CT 中很重要并很有发展前途的一种图象重建法。

褶积反投影法。首先把滤波函数与投影函数进行褶积运算，考虑到象素中心不一定在极坐标网格点上，为求得任意一个象素的吸收系数，需接着进行内插处理。最后再使之反投影，以得到重建图象。褶积法比前几种重建法简单得多，它无需进行富里叶逆变换，因而快得多。此外，这种方法重建的图象质量较高，因此是目前最广泛应用的方法。

一个典型的CT结构如图1—5所示。其中包括扫描机架,高压发生器及其控制,阵列处理计算机,主计算机,控制台,数据采集系统,磁盘机,磁带机,多幅照相机和宽行打印机等等。



一、扫描机架 机架一般包括：运动驱动部分及其电源、X线球管、准直器、楔形补偿器、检测器组件以及有关的一系列电子控制线路。

对于第一、二代结构的CT，运动部分包括平移和旋转，同时又需保证两者在时间上的协调，因此其运动系统比较复杂。而对于第三、四代单纯旋转型结构来说相对比较简单，对于第四代章动技术，则利用机架的机械结构来达到。大多数CT机架可以调节倾斜度（一般为 $\pm 20^\circ$ 左右），以便于对某些器官，特别是椎间盘的扫描可以利用机架的倾斜使之与椎间隙平行。CT机中使用的X线球管类型与扫描速度有关。对于平移加旋转式结构，扫描速度在20秒左右，大多使用固定阳极，油冷式X线管。由于照射时间长，球管的毫安值一般较低，寿命相应较长。而对于速度为几秒的快速CT机，则常用旋转阳极，风（或油）冷，脉冲式工作的X线球管。由于需在相当短的时间内给出足够的辐射剂量，要求X线球管工作在较高的毫安值（有的高达数百毫安），因此，这种球管的寿命一般较短（2万次扫描左右）。

在平移加旋转或单纯旋转式CT机，检测器和X线球管同步运动。在X线出口处和检测器的入口处装有前和后准直器。前准直器的作用是使X线束形成所需要的扫描层厚度。后准直器的狭缝分别对准每一检测器，以便最大限度地减少散射线对每个检测器读数的影响。但是，对于检测器固定的第四代CT机，由于不能保证每次X线球管运动后，前准直器的线束与后准直器的缝隙相一致，导致接收强度的减弱，因此，一般均取消后准直装置。

由于X线不是单能量，造成吸收厚度与检测器接收的X线强度的对数不呈线性关系。因此，即使对一均匀的圆形（或近似圆形的人体截面）物体来说，扫描结果对影象中心部分的吸收值就小于周围的吸收值。为此，可采用楔形补偿的办法加以克服。如图1—6所示。一般的扫描野直径为120、240、320、400、500cm等，楔形补偿器也需具有相应的尺寸。而其变换，则由操作台上的指令来执行。

除X线球管外，机架内的一个重要装置便是检测器组件。检测器分为两大类：固体检测器和气体检测器。前者由闪烁晶体接收X线光子并转换为光信号后，输至光电倍增管（或通过光电二极管及其放大电路）转变为电信号，经放大后输至测量电路。而气体检测器则是采用气体电离室的原理，由X线光子使气体产生电离，然后测量其电离电流的大小来反映X线光子的强度大小。

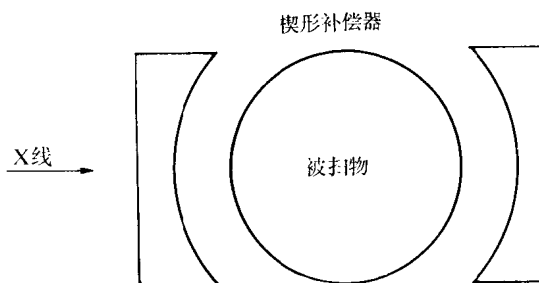


图1—6 楔形补偿原理图解

通常用剂量效率来描述检测器的总效率。它是检测器对光子的俘获效率和光子转换效率的乘积。较高的剂量效率反映有较大的信噪比，是评价图象质量的重要指标之一。

常用的闪烁晶体有NaI（碘化钠）、CsI（碘化铯）、BGO（锗酸铋）和 CdWO_4 （钨酸镉）等几种。固体检测器的灵敏度较高，即具有很高的光子转换效率。但是由于相邻检测器间隙的限制，而使它的几何利用率（即俘获效率）比较低。同时，为了提高空间分辨率，必须缩小晶体尺寸以增加检测器数目，但也增加了晶体间间隙的总数，因此几何利用率将随之下降。气体检测器（一般用氙气）相反，因其相邻电离室单元间采用薄壁钨板，因此大大提高了它的几何利用率。但是气体电离室的转换效率比固体低得多。为提高这一效率，一般采用高压氙气。但气压的进一步提高将受到薄壁钨板机械强度的限制。总的剂量效率这两种检

测器大致相同，一般为50~70%左右。

在扫描过程中，X线输出的变化会影响检测器接收信号的准确性。为此，一般均设有参考检测器，测量未经人体的原始X线强度及其变化，并把这种变化对检测器的读数进行补偿。

检测器的灵敏度、一致性、可靠性、动态范围及其效率等一系列特性，直接影响图象质量和整个CT机的性能。而检测器的多少与取样率有关。故在一般情况下，其数量愈多则图象的空间分辨率就愈好。结合其它因素考虑，在CT机中，扫描时间、球管寿命、检测器种类及其效率、图象质量、价格、维护的方便与否等方面，均存在着相互制约和相互影响的因素。医院在设置CT时必须结合自己的条件和要求，确定其主要矛盾，才能作出最合理的选择。

二、高压系统 包括高压发生器和高压控制系统。CT机对高压的稳定性要求很高。因为高压值的变化直接反映X线能量的变化，而X线能量与吸收值的关系极为敏感（在光电效应区域，吸收值与能量的三次方成反比），因此，在任何高压系统中均需采用高精度的反馈稳压措施。对于电源电压不稳定的城市，可能需要外加稳压装置。

三、数据采集系统 (data acquisition system, DAS) DAS的作用是在主计算机的控制下，接收从机架检测器输出的模拟信号，并通过模数转换加以数字化，而后送至阵列处理机进行分类、综合和处理。

模数转换板(A/D)是DAS中的主要部分，它把数字化后的数据传送至数据母线，通过数据缓冲板(data buffer)逐一缓冲后送至阵列处理机。同时，还把参考检测器的信号解码后输至主计算机。

扫描控制板提供在DAS中所有各种不同的扫描程序信号控制。扫描参数存储器则存储扫描时间内所需要的不同参数。

四、计算机系统 第三和第四代CT机的计算机系统，一般包括主计算机和阵列处理机两部分。

主计算机是中央处理系统，它的作用除如图1—5所示提供与DAS、AP、DISK、DIP、VDU、TVM、MTU、LP以及机架和高压的微处理器间的输入输出的连接外，还通过其中央处理器(CPU)和存储器(memory)执行如下功能：

1. 控制和监视扫描过程，并将扫描输入数据（投影值）送入存贮器；
2. CT值的校正和输入数据的扩充，即进行插值处理；
3. 控制信息的传递——数据管理；
4. 字符显示的处理；
5. 图象重建的程序控制。

中央处理机一般可用小型计算机来执行，如PDP11 Eclipse S/130等。也可使用微处理机。

阵列处理计算机是60年代才发展起来的计算机技术。它与主计算机相接，专门处理多组数据，本身不能独立工作。

AP在主计算机的控制下接收由DAS或磁盘来的数据，进行运算后交给主计算机。然后进行终端显示。它与主计算机是并行工作的，在AP工作时，主机可执行自己的运算，而当AP把运算好的数据送至主机时，它暂停自己的运算。

AP的系统结构以AP-120B为例，如图1—7所示。它采用流水线技术，以提高速度，

缩短周期时间。其中的主数据存贮器、表格存贮器和程序存贮器采用并行结构，目的也在于提高图象重建速度。

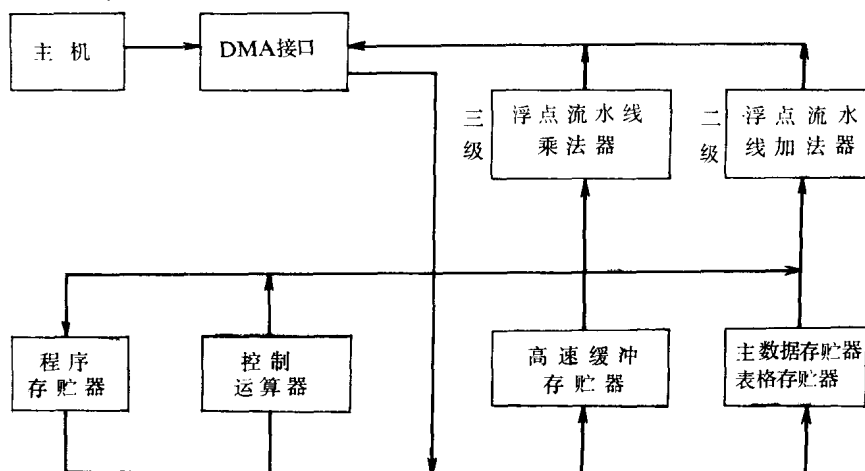


图 1—7 AP-120B 系统的结构

在整个系统中采用七条总线：数据总线；浮点加法器输出总线；浮点流水线乘法器输出总线，2条加法器输入总线和2条乘法器输入总线。主数据的输入输出和程序控制I/O的字长为38位。高速缓冲存贮器采用2个32k便笺寄存器组成。控制程序存贮器采用64位字长，存贮多个子程序。

AP-120B的主频率为6 MHz，周期167ns，浮点数字长38位（10位阶码，偏置补码；28位尾数，补码）。数据存贮器容量可从8 K至64K扩充，存取周期333ns，快速存取周期167ns，控制存贮器为4 K，每秒运算12M（一千二百万次），减去存、取、输入等时间，实际约为7.9M。

五、磁盘机 磁盘机的作用是把从数据采集系统（DAS）来的扫描数据先贮存于它的缓冲区域，以完成一次完整的扫描。这些数据经过处理后，则存入磁盘的图象区域。此外，它还能从磁带存取图象。

另外，磁盘内有一整套的操作程序软件（RDOS或RTOS）和诊断软件，以及整个CT机调整后的特性参数等，因此它是极为重要的部件。

磁盘机的数据通道如图 1—8 所示：

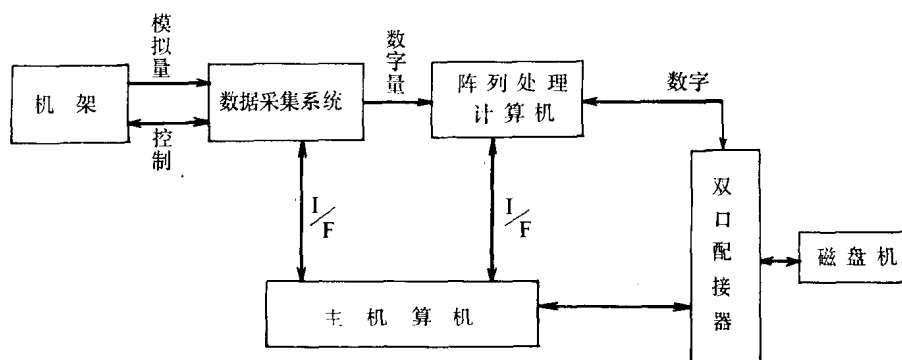


图 1—8 磁盘机的数据通道

磁盘可有单片盘或多片盘（如10片盘），它们的容量不同。单片盘由固定磁盘和活动磁盘组成，共有四个磁表面。每一磁表面分为12扇区和408条磁道。由扇区分割成的磁道段称为数据区，每一数据区对单密度磁盘可容纳256个16位字；对双密度，则可容纳512个字。所以，单片盘的容量为10Megabytes。

10片盘,则有19个磁表面(除去一个磁表面用于伺服校准,只能读,不能写)。每一表面分为24个扇区和815条磁道。总容量为190Megabytes。

磁盘驱动器由线性电机、磁盘旋转主轴电机、磁头装配、送风系统、空气过滤系统、电源以及驱动逻辑板和伺服板等组成。驱动逻辑的功能主要是寻磁道、选磁头、读、写;其次还支配整个磁盘机的工作顺序:驱动主轴电机、速度检测、刷盘、磁头载入等;最后是给出磁盘机工作中的错误状态。如寻道出错,读写出错,以及系统中的电压丢失或不准等。伺服时钟脉冲为读写信号给出调制脉冲。

如图1—8所示,磁盘机通过双口匹配器与主计算机和阵列处理计算机相联系。

六、磁带机 磁带机的主要作用是图象的贮存。最常用的磁带机有两种类型:

1.相位编码制(PE)。这种格式的磁带有九行磁道,记录密度为每吋1600字节。“1”表示磁极性向某一方向变化,“0”表示磁极性向相反方向变化。所以,在任一磁道上每吋磁道的变化频率可从1600~3200变化。PE格式磁带在730米长度上可储存240张 320×320 矩阵的图象。

2.非归零制(NRZ)。这种格式的磁带也有九行磁道,记录密度为每吋800字节。“1”表示磁极性变化,“0”表示磁极性无变化。因此,在任一磁道上,每吋磁通的改变可从0~800之间变化。NRZ格式磁带在730米长度上可储存120张 320×320 矩阵的图象。

两种磁带机在结构上是一样的,可分成磁带传送器和磁带格式器两部分。磁带传送器中包括有伺服电源、传送控制、读数据和写数据四部分。磁带格式器一般由读写控制、指令寄存与模式控制、读数转换与故障检测及其电源等组成。传送器与格式器间由传送终端板联结。

图象的储存除磁带机、软磁盘、磁盘外,还可以利用多幅照相机摄取X线底片,作永久性保存。

七、操作台 CT机的操作台用来输入扫描参数、控制扫描、显示和贮存图象,以及进行系统软件的诊断等。许多CT机的功能都由操作台来实施。其中最重要的组成部分有三个:

1.视频显示系统。该系统实现人机对话、控制图象操作、输入和修正病人数据,以及进行诊断操作等。它由四个基本部分组成:

字符显示器及其调节器;

视频控制器。其作用是产生输至视频系统的视象信号,以及传送视频系统和显示系统处理器之间的数据和指令。它由控制板、存储板、时间板等组成。

键盘。输入指令和数据至计算机和视频控制器来实现人机对话。它由标准键盘及一些功能键、程序模式按钮和键盘逻辑系统等部分组成。

视频接口。这是装在主计算机内的标准接口板,称为BASIC I/O。建立计算机与视频系统之间的指令和数据通道。

2.电视组件系统 其作用为贮存和显示所有格式的图象,并作窗口处理,以及实现规迹球的各种功能。

它由存储器及其控制和输入输出、模数转换、模拟显示、字符产生和选择、窗口处理和控制在电子线路所组成。

3.软磁盘系统 用软磁盘可以贮存和提取图象,也可应用诊断软盘来进行故障的诊断,因此包括软件软盘和图象软盘。一般软磁盘有77条同心磁道。最外一圈为00,最内一圈为76,每一磁道分为四个扇区(0-3)。由于它以数据形式记录图象,因此,其格式决定于计算

机的软件系统，一般有以下三种格式：16位数据字双密度、12位数据字双密度和11位数据字单密度。最常用的是第一种，它允许读写任何矩阵形式的图象。在308个扇面区中（ 77×4 ）分为状态扇面和图象扇面。前者包括有 1188×16 位数据字，可表达4张图象的状态。它从外向内记录（即从00磁道、0扇面开始）。图象扇面也包括有 1188×16 位数据字，一张完整图象需用扇面数决定于该图象的型式。

软磁盘的驱动器由读写头及其逻辑控制部分、驱动机构、寻道机构等组成，它起到读写数据和翻译、产生控制信号的作用。

软磁盘驱动器通过磁盘接口处理器（DIP）与计算机内的主机接口处理器（HIP）建立联系。两者皆由微处理器组成，并以8位数据母线相互建立指令的往返。

第三节 操作功能

可分为基本功能和特殊功能。基本功能是各型CT机均具备的扫描功能、诊断功能、照相和磁带储存功能，此处从略。特殊功能多种多样，而且在不断增加，包括：

1. 动态扫描（dynamic scan） 这项软件的工作方式，是在选取了扫描的起始位置和终止位置，以及层厚和其他一切必要的扫描条件后，整个扫描过程自动逐层进行。而在扫描结束后，再逐一处理和显示图象。这一功能对病人注射造影剂后，需在一定时间内完成整个检查，是十分重要的。

2. 快速连续扫描（fast continue scan） 它是对某一感兴趣的层面自动作多次快速扫描的软件。这一功能有两个用途：一是用作动态研究，记录下感兴趣的层面内某一时间过程中造影剂浓度的变化，如肝血管瘤的CT扫描。二是用来研究心脏某一部位随时间变化的情况，可与心电图相配合。

以上两种扫描方式，对X线球管的负荷有较高的要求，一般均有自动温度监测系统加以保护，以免过热损害球管。

3. 目标扫描（object scan） 这一方法只扫描感兴趣的区域，而对人体的其他截面或者不扫描，或者只用较低的剂量或较大的采样间隔扫描。它可以用同样的分辨率来成象感兴趣的区域，而减少病人总的摄入剂量；也可以在病人摄入剂量相同时，提高感兴趣区的空间分辨率，以后者为主。

这种方法常用于纵隔、脊柱、胰腺和头颅内的蝶鞍或颞骨岩部的成象上。

4. 高分辨成象（target reconstruction） 在扫描过程中计算机收集两套资料：X线资料（即原始资料，raw data）和影象资料。日常工作中，X线资料陆续经计算机处理后变为影象资料，而后一个病人的扫描有时可自动消除前一个病人的X线资料。高分辨成象是对X线资料进行特殊处理，因而当需要作高分辨成象时，必需先输入“保存X线资料程序”。通过选择不同的算法（algorithm）可用于显示骨细节或软组织细节。这项软件是为了提高对较小病变影象的分辨率。

5. 平滑过滤（smoothing cupping filtering） 它是一种特殊的过滤方法，使所有相邻的小区域内产生平均的CT值，从而有效地增加相邻区域间的对比，起到不同组织界面的平滑作用。它能有效地使肝区显示出一般不易观察到的病变。特别在肿瘤转移的情况下，其正常组织和肿瘤之间的对比度差别很小，这一功能更显得有用。

该功能也常用于脑部，它可以消除掉颅骨与脑组织交界面处的一圈白色光亮带。

6.定位扫描象 (scanogram或scout view) 一般对头、胸和腹部的CT扫描不需要定位片,因而定位扫描象并不包括在常规扫描程序内。小的病变或斜位扫描如肺内小结节,头的冠状面扫描或椎间盘等,则需在扫描前先作定位扫描象。方法是在所希望的角度上(正位或侧位)固定X线管和检测器阵列,然后在按规定的间隔进行一系列脉冲曝光时自动送入有病人的诊断床,即可得到正位或侧位的定位扫描象。

这一功能是十分有用的。它可以选择支架倾斜角度,标记所需扫描的区域、部位、层厚和层数等。在放疗计划中,可用来证实各层面与病人体表上特殊标记间的关系。

7.多平面图象重建(MPR) 当对病人进行了一定数量层面的扫描后,可以应用这些数据重建三维空间中其他平面的图象。最常用的是冠状面和矢状面图象的重建,也能重建斜面图象。若欲从不同方向观察病变位置,这一显示功能很有意义。

很明显,层面数愈多,则三维空间中的 μ 值愈多,重建时有丰富的数据,可以得到清晰的图象。因此,在重建时一般要求层面数不少于6层。同时,层厚愈薄(5 mm以下),则重建后的图象就愈真实。

第四节 图象质量评价

一、空间分辨率 空间分辨率是指鉴别结构大小的能力。它与检测器孔径的宽度、检测器之间的距离、图象重建中所采用的卷积滤波函数的形式、显示图象单元的大小(即像素大小)、被检物吸收系数的差别,以及装置的噪声等因素有关。

可以用多种办法来表示空间分辨率,但目前为大家所常用的办法,是用可分辨的最小圆孔的直径(毫米),或用可分辨的每厘米的线对数来表示(LP/cm)。

由于CT的空间分辨率受诸多因素的影响,而且检测器的孔径不可能象X线胶片的颗粒那样细小,因此,CT的空间分辨率一般不会超过X线成象,特别对骨骼或胸腔等高度对比情况下的检查,目前CT尚不能完全代替X线检查。

二、密度分辨率 密度分辨率又称为对比度分辨率。它表示能够区分开的密度(或对比度)差别的程度,以%表示。如果CT的密度分辨率为0.5%,则表示两种物质的密度差别等于或大于0.5%时即可辨别出来。当密度差别小于0.5%时,由于受噪声的干扰,就无法辨别。在这种情况下,如加大X线剂量,即增加检测器吸收的光子数,提高其信噪比,则相对地降低了噪声,此时,可进一步分辨出更小的密度差别,也就是提高其密度分辨率。(3)

实验证明,被检测物的大小改变时,密度分辨率也发生变化,两者之积为一常数,称为对比细节常数,以mm%表示。它决定于X线剂量和机器的性能。如图1—9所示,为某CT的对比细节图。曲线的右上方区域为可分辨区,左下方区域为不可分辨区。从图中可以看出,密度分辨率愈高(%值愈小例如0.2%),空间分辨率就愈低(7.5mm);反之,密度分辨率愈低(%值愈大例如2.0%),则空间分辨率就愈高(1.7mm)。再者由图可知,在同一空间分辨率的情况下,例如1.7mm,剂量愈大,则密度分辨率就愈高,1.25rad是2%,而5rad则为1%。因此,在表明密度分辨率的百分比时,常需同时表明其可分辨物直径大小及剂量值,如:3 mm/0.5%, 5 rad时。(4)

三、伪影 伪影是指在被扫物体中并不存在,而出现在图象中的所有不同类型的阴影。它可分为两大类:

第一类伪影仅与病人有关。是在扫描时间内病人的自主或不自主运动所造成,如呼吸、

肠蠕动、心跳等。由于数据收集和CT的重建数学之间的复杂关系，解剖上某一部位的运动，可影响到图象中远离该部位区域的质量。克服这种伪象的方法有两个：一是缩短扫描时间，使之小于各种生理运动时间；二是以 360° 旋转采样代替 180° 旋转采样，它使在给定的束流方向上取样两次，因为单向取样时，X线入口处的层厚与出口处的层厚实际上是不等的。

第二类伪影仅与机器本身的性质有关，⁽⁵⁾原因多种多样，消除办法也不同，其中包括：

1. 条纹状伪影。这种伪影有两种类型，一种是在骨的边缘产生的辐射状细条纹；另一种是由于取样率低，数据不足造成混叠误差而产生的宽条纹，它也与射线束的硬化效应有关。适当增加取样数据（即增加取样率）和进行射束硬化效应校正（楔形过滤），以及改善算法可以改善这种伪影。

2. 环状伪影。它可以出现在任何一种类型的CT机。在平移—旋转型的第二代CT机，它通常是由于在平移过程中，在固定点上的机械不精确所引起；在旋转检测器的第三代CT机，是由于检测器的不一致性所造成；在固定检测器的第四代CT机，则由于X线剂量随时间的变化所引起，特别是在有后准直器的情况下。要消除这种伪影，必须提高CT的机械精度，检测器的一致性和X线源的稳定性等。

3. 假皮层灰质伪影。在不少头部CT图象中，于骨脑交界处存在着白雾状影象。它有时严重地影响诊断。多由偏角辐射（如散射）所引起。优良的准直系统可以克服这种伪影。

四、图象格式 图象格式一般包括成像范围（扫描野大小）和图象像素。图象像素数目可用每一行中像素的数目来表示，也可用像素矩阵表示。如256像素/行或 256×256 。常用的像素矩阵为： 160×160 ， 256×256 ， 320×320 ， 512×512 等。像素矩阵数愈大，表明像素单元愈小、愈精细（空间分辨率越高），但此时，X线衰减值的精确性（反映了密度分辨率）就愈低。

一般在同一台CT机可以有多种矩阵格式，临床医生可以根据自己对密度分辨率或空间分辨率的不同要求，而选取合适的矩阵数来显示图象。一般讲，图象显示矩阵大小不应小于由原始数据决定的图象矩阵。有的CT，其原始数据量不足（图象矩阵数仅 320×320 ），但为了改善图象质量，采用“内插”方式，人为增加数量，使达到 640×640 。有的CT，原始数据已足够多，但为了将某些感兴趣区放大，作精细观察，也采用“内插”方式以增加数

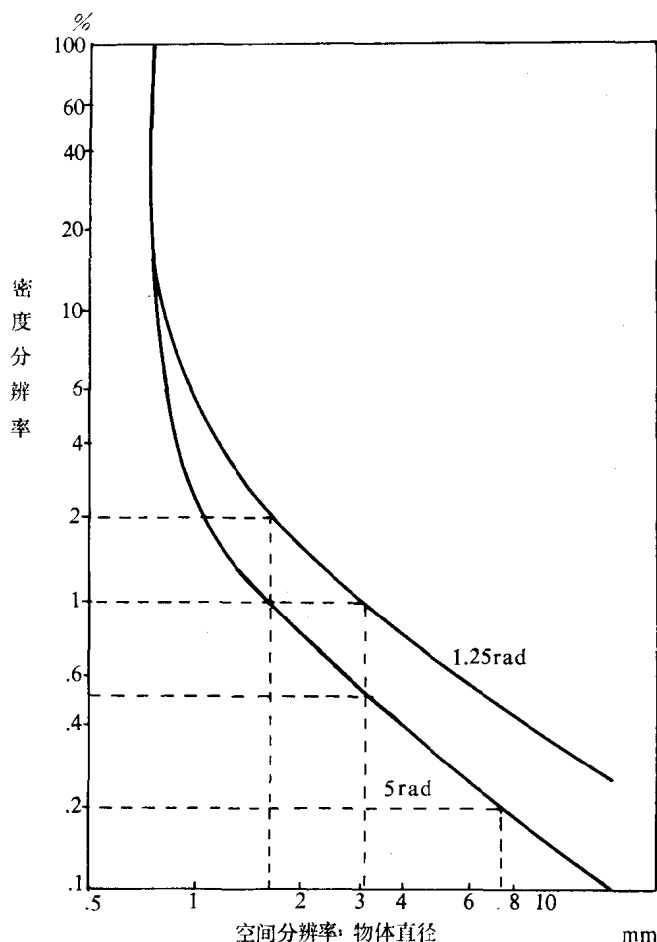


图 1—9 密度分辨率，空间分辨率和剂量的关系

据。因此，如能合理处理，可提高一些分辨率。

第五节 CT与放射治疗计划

放射治疗在技术上的最大要求，是使射线剂量集中在肿瘤上，而其周围正常组织的照射应减至最小程度。这被认为是放射治疗技术上的总则。CT的发明为放射治疗计划的制定，提供了有力的手段。在治疗前、治疗中及治疗后均能起到重要的作用。

治疗前：描绘出肿瘤的轮廓；估计肿瘤局部侵犯的范围；选择和测定照射体积；辨别周围器官的精确位置；精确测定肿瘤与体表相互关系的位置，提供放射剂量计算的原始数据，以决定最佳治疗方案。

治疗中：追随观察肿瘤的消退情况，以决定照射野随肿瘤的变化而改变；根据病人体征，可随时检查局部或远地转移的可能。

治疗后：观察治疗后的肿瘤变化；检查复发情况，以及发现复发的精确位置和范围。由于能精确地设计照射区域，就有可能避免再次治疗时的局部过量照射。

应用于放射治疗的CT，在结构上应具备以下几方面的要求：

- 1.因放射治疗床一般是由聚苯乙烯（polystyrene）材料制造的平板床，为使在CT定位后所取的数据与放疗一致，因此，在作放射治疗计划的CT扫描时，也应换上同样材料制作的平板床。

- 2.为了保持扫描和治疗时病人位置的严格一致，需与放疗时一样，采用等中心安排的三个定位灯，并在病人体表作出相应标记。为了在CT图象上显示出标记位置，有的用8毫米直径的聚丙烯（polypropylene）小柱贴于体表。

- 3.有的CT扫描机填充补偿时采用“豆袋”（beanbag），而作放疗计划时建议使用2毫米厚的Temex橡胶。原因是这种橡胶很轻，不象“豆袋”比较重而常改变病人体表的轮廓；而其厚度又足以消除皮肤和空气高低密度交界面所造成的人工伪影。

使用CT作放疗计划的大致步骤如下：

- 1.首先在模拟机上，病人以作CT扫描时的体位，定出计划照射区域的上下界，以及中心平面的位置，大致观察一下病变区域及其周围正常组织的相互关系。

- 2.对病人的病变区作CT扫描，以精确地定出病人的体表轮廓、靶区的位置、与周围正常组织的相互关系，特别是与要害脏器（如脊髓、脑干、肾脏等）间的距离。同时，还定出被照区域内的组织密度，以供作组织校准时参考。

将病人的CT横断层图象录入软盘或磁带，然后在治疗计划系统上读出。

- 3.利用放射治疗计划系统，进行放疗的设计，以定出最佳照射方案，其中包括：照射野大小、射线能量和照射角度的选择、滤过板，以及组织均匀性校正或补偿。同时给出肿瘤中心的剂量、照射区的均匀性、组织的最大剂量和皮肤剂量。这些参数对放疗中和放疗后的病例分析，都是非常有意义的。

- 4.在获得上述最佳方案后，再在模拟机上进行核对。因为模拟机的应用，实际上是治疗机的一种演示。这种核对能发现一些在设计治疗方案时忽视的问题，特别是照射几何学上的问题，因此，是很重要的一个步骤。

CT应用于放射治疗的一个必须重视的问题，是病人的呼吸因素的影响。放疗时，病人的每次照射时间一般为数十秒甚至数分钟，即远远大于病人的呼吸周期。因此，体内脏器的