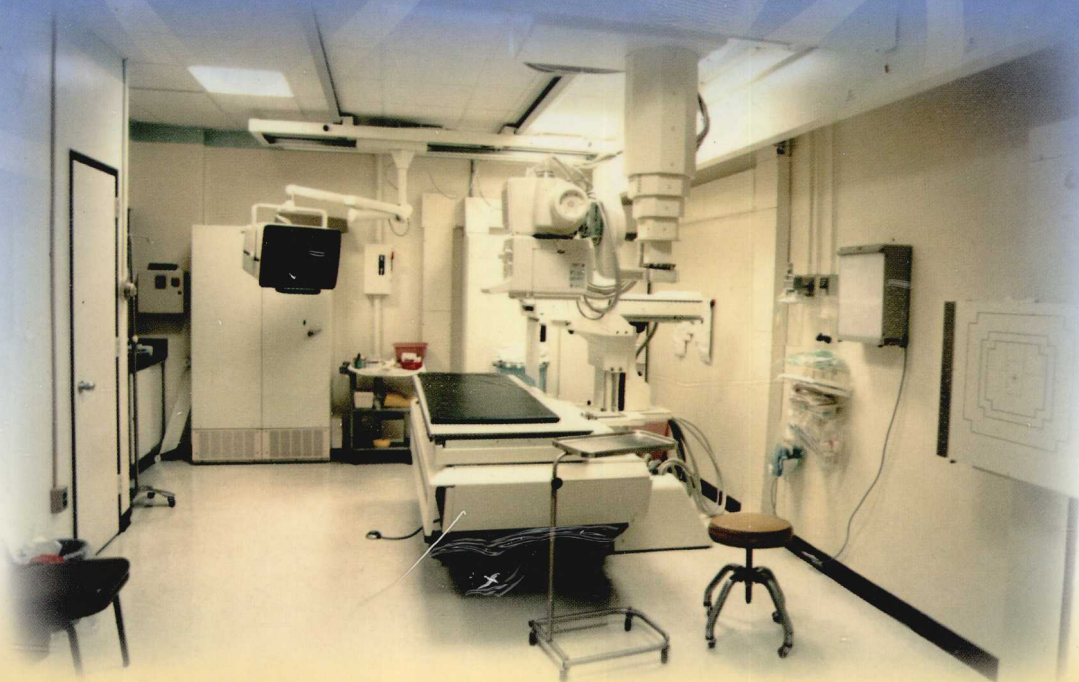


# 医疗机械设备安装工程质量验收规范

## 与故障诊断及维护维修实务全书

主编：黄雨三



金版电子出版公司



医药学院 610 2 07029345

# 医疗器械设备安装工程质量验收规范 与故障诊断及维护维修实务全书

主编：黄雨三

(中册)



金版电子出版公司

# 第一章 CT 机设备系统结构

## 第一节 CT 机的发展

我们通常所指的 CT 是 X 射线 CT, 全称为 X 射线电子计算机断层摄影, 简称为 CT, 是一种放射学成像方法, 它可提供人体横断切面的图像, 还可以把这些横断切面图像加起来作三维图像重建。尽管 CT 的基本原理几十年来已广泛使用, 但直到 1973 年第一台计算机断层 X 射线扫描机才应用于医学临床的检查。从那时起, CT 扫描机已经经过五代的发展和进步, 所以, CT 机的发展通常以“代”(generation)来划分。CT 机的分代主要以 X 射线球管和探测器的关系、结构、探测器的数目、排列方式和两者的运动方式来划分。实际上按“代”的划分并不能完全反映 CT 机性能的优劣, 因为 X 射线球管系统、探测器的性能和计算机的运算速度等硬件更为重要。

### 一、CT 机的分代

(一)第一代 CT 机 X 射线为单射束, 有单个或数个探测器, 运动方式是平移加旋转, 扫描时间长达数分钟, 临床检查只限于头颅扫描。

(二)第二代 CT 机 X 射线为多射束, 探测器从数个至几十个, 运动方式还是平移加旋转, 扫描时间缩短到 18s 左右。开始扩大到全身的扫描应用, 但临床运动伪影很明显。

(三)第三代 CT 机 X 射线为扇形束。探测器也相应呈扇形排列, 其数目多达几百个。运动方式为旋转方式。扫描时间一般为 2~5s, 最快可达 1s。临床应用功能也明显增加。在近两年所生产的滑环式 CT 机是第三代机型的一个突破。

(四)第四代 CT 机 与第三代 CT 机基本相同。只是在探测器的排列上为圆周状, 固定在扫描架四周, 达到每半度一个探测器, 为闪烁式晶体探测器, 还有用一千多个探测器的, 主要是为了提高图像质量。其运动方式为 X 射线球管旋转。扫描时间也在 2s, 重建  $512 \times 512$  图像的时间在 45s。

(五)第五代 CT 机 超高速机型 CT 机 (ultra fast CT, UFCT), 与以前的 CT 机已有根本的区别。

电影 CT (cine CT) 较第三代、第四代 CT 机的扫描速度明显提高, 可实时显像。为了减少毫安秒 (主要是毫安) 即 X 射线量, 探测器改为稀土元素, 主要用于心脏等检查。但效果并不十分理想, 目前也尚未广泛用于临床。随着 UFCT 等的出现, 估计电影 CT 不会

有很大的发展和提高。

## 二、新型 CT 机的特性和临床应用

### (一)滑环式 CT(cycle CT)

以往生产的 CT 机,其球管系统的电力及信号传递都采用电缆来进行连接高压电缆和信号电缆。因此,每作一次旋转扫描之后,都必须使其球管作反方向旋转运动,回到起始位置,然后再作第二次扫描,这样很明显影响了扫描速度的提高。而滑环式 CT 机其 X 射线球管系统的电力和信号的传递均由高压或低压滑环装置来实现,使 X 射线球管只作一个方向的旋转运动,大大提高了扫描速度。滑环式 CT 机按其扫描形式划分又分为两大类。

#### 1. 螺旋型连续式扫描

X 射线球管不停地作旋转运动,在扫描过程中持续发射 X 射线。检查床(病人)则沿扫描平面的垂直方向作水平匀速移动,速度为层厚的距离/s。其球管的旋转速度一般为每秒 1 周,最短 0.6s/1 周。两种运动轨迹的组合,形成了螺旋形不间断式扫描。在实际上这种扫描方式所获得的 CT 图像不是一个标准的人体横断面图像。其代表机型为德国西门子子公司生产的 SOMATOM-PLUS 系列的各种机型;滑环形式为高压滑环。

#### 2. 间断式扫描

即 X 射线球管的运动方式与前述相同,扫描时间为 1s,检查床不动,此时球管旋转发射 X 射线;检查床移动时间 1s,停止发射 X 射线。这样是扫描一层完毕后,检查床移动一次,临床上所获得的 CT 图像与普通 CT 图像是一致的,也是标准的横断面图像。这种机型比较多,其代表机型为美国通用电气公司生产的 GE CT prospeed,此机型为高速滑环式。另外还有与上述机型相同的机器,有德国西门子子公司生产的 SOMATOM AR.C、AR.T、AR.HP CT 机,其滑环形式为低压滑环。

#### 3. 螺旋型连续式多层扫描

目前,比上述性能更高的机器已经投入临床使用,为螺旋连续式多层扫描,每扫描一周可采集多层数据,然后对数据进行处理和重建,即可显示扫描的多层图像,也就是人们所说的多层螺旋。也就是说在 X 射线球管每旋转一周所采集的数据可分多层进行处理和重建,充分运用了计算机的高速运算和对大量数据进行处理的功能,这样就大大提高了病人检查的速度,减少了照射剂量,是当前 CT 机的发展方向。

从基本上讲,螺旋型连续式 CT 机为高速滑环式 CT 机的演变,其 X 射线球管的热容量大,两者的原理是一样的。螺旋型连续式扫描与间断扫描的区别在于,螺旋型连续式扫描时检查床的移动一个是匀速运动;而间断式扫描时检查床是间断移动的,即扫描完一层,检查床移动一次,其移动的距离就是扫描的层厚。

另外,根据滑环结构以及所提供的电力情况,又分为高压滑环和低压滑环两种。高压滑环的 CT 机,其高压发生器与普通 CT 机一致,有专门的高压发生器在外面,通过高压电缆连接到滑环上,然后经过高压滑环输送到 X 射线球管内。而低压滑环则是将高压发生器与 X 射线球管装在一起,成为一个整体,而且体积很小,安装在扫描机架内,并随扫描

做旋转运动,其电源只是由变压器输出的动力电连接到滑环上,然后通过滑环输送到 X 射线发生系统。这种机型是目前临床应用比较广泛的,而且扫描速度很高,都在 0.6s 的扫描速度。

### (二)UFCT

1984 年由美国 Imatron 公司率先研制成功,直到近几年才逐步用于临床,适用于心脏和全身各部位的检查。X 射线的产生采用最先进的电子技术(electron beam technology),球管的阳极与阴极分离,从阴极的电子枪发射电子束,经加速形成高能电子束,再通过聚集和磁场偏转线圈,投射到呈 210°弧形的阳极靶面,产生 x 射线束,代替传统的机械性旋转,扫描速度达到 50ms。探测器则排列在与阳极靶面相对的位置。其扫描方式有以下 3 种:

#### 1. 连续式扫描(cinema)

采用多靶和探测器环在极短的时间内完成多层面(8 个)和多幅图像(80 幅)扫描,适用于心脏功能检查;

#### 2. 触发式扫描(flow study)

由门电路控制,分别用于心动周期的不同时相扫描,测定血流量;

#### 3. 容积式扫描(volume)

在一定的间隔时间内对感兴趣的脏器和部位进行扫描,用于形态诊断。

### (三)PET/CT

PET/CT 是 2001 年由美国 GE 公司首先研制成功的,是最新的全身 PET 扫描部分和螺旋 CT 机的组合;CT 机除了可以独立完成诊断扫描、定位等功能外,还可以进行 PET 扫描的衰减校正;利用一台计算机系统进行数据处理和图像重建,这种 PET/CT 的有机结合,也同时提高了 PET 的诊断水平;这是目前影像学中在世界上最先进的机器。目前,国内已有 10 台 PET 机器,但都是单纯的 PET,而不具备 CT 机和 PET 机器两者的结合。今年,德国西门子公司也研究出同类产品 CT/PET,各项性能指标以及硬件配置将会更好。CT/PET 机器能够提前做出肿瘤疾病的诊断。

## 三、CT 机的发展和趋势

### (一)扫描速度

CT 机的扫描时间在不断地缩短,经历了从低速到高速以及超高速的变化过程,以前的机器结构要想提高扫描速度是很困难的,连接的高压电缆和信号电缆必须使旋转扫描的 X 射线球管回转 to 起始位置才能进行下一次扫描;目前生产的滑环式 CT 机就不需要旋转的 X 射线球管回转的起始位置,可进行连续的一个方向旋转,其扫描速度已提高到 1s,最快扫描速度现在已达到 0.6s;UFCT 扫描速度缩短至 50ms。

### (二)计算机

计算机在 CT 机中的应用和发展可以说是最快的,一方面,由于采用了大规模集成电

路,元器件的集成化和微型化程度越来越高,使 CT 机的计算机体积明显缩小,运算速度大幅度提高;计算机体积由过去的一个房间那么大,缩小到现在还不到 1 立方米大小。因此,CT 机所用计算机是向微型化发展,包括滑环式高速 CT 机,也多采用微型计算机;另外,除了在提高扫描速度上作了较大的改进以外,还运用计算机使采集的数据运算速度极快,图像的重建速度由数分钟缩短至数秒或实时完成,即扫描完一层,即可重建成  $512 \times 512$  图像,也就是说在扫描过程中即可达到动态和实时显像的目的。

### (三) 探测器

探测器的数量在增加,其类型由原来的晶体型发展到气体型,现在又由气体型向固体型方向发展,并以高密度集成化排列,增加探测器的数量,缩小探测系统的体积。目前使用的滑环式 CT 机探测器数量有 704 个。

### (四) 功能

由过去复杂的计算机操作和命令,变成现在不断增加和扩大的功能键以及应用范围;计算机应用界面更完备,均设有对话框,错误信息显示和报告,自动化水平在迅速提高,操作程序更加简便。

### (五) X 射线球管和高压发生器

X 射线球管的热容量在大大增加,以适应螺旋型快速扫描和动态扫描的需要。高压发生器的体积现在已做的很小,由原来只能安装在扫描机架外面单独的高压发生器,必须用高压电缆连接起来,发展到现在安装在扫描机架内,与 X 射线球管装在一起,并随球管一起旋转进行扫描,这种结构多用在低压滑环式 CT 机上。另外,就是高压发生器单独安装在扫描机架外面,其高压是通过扫描机架上的高压滑环连接到旋转扫描的 X 射线球管,这种结构是高压滑环式 CT 机。

### (六) 图像空间分辨率 (spatial resolution)

在图像空间分辨率上已有了进一步的提高,从过去的 3mm 提高到 0.35mm。在第 1、2 代到第 3、4 代 CT 机中,空间分辨率的提高比较显著,而到了高速 CT 机和超高速 CT 机之间,在分辨率上就无明显差别。影响空间分辨率提高的因素有许多,以探测器的数量和质量以及扫描矩阵的关系这些因素最为密切。扫描矩阵已由原来的  $128 \times 128$ 、 $256 \times 256$  提高到  $512 \times 512$ ,现在最高已提高到矩阵  $1024 \times 1024$ ,原来的  $128 \times 128$  和  $256 \times 256$  矩阵已经淘汰落后。为提高空间分辨率除了上述分析的因素以外,还有矩阵的提高与计算机的功能和数据的处理关系密切。

由于 CT 机以上几方面技术的不断改进,使得 CT 机在临床应用上更加方便自如,图像更加清晰,在各种冠状位、矢状位和其他位置的扫描和重建都非常方便,图像更加接近解剖,并可做到三维重建、图像旋转以及伪彩色技术处理。

## 第二节 CT机的基本结构

CT机的基本结构包括:X射线发生系统、X射线探测系统、扫描机架、计算机系统、图像显示和记录部分、操作控制台以及必要的附属设备。其主要结构部分及相互关系如图1所示:

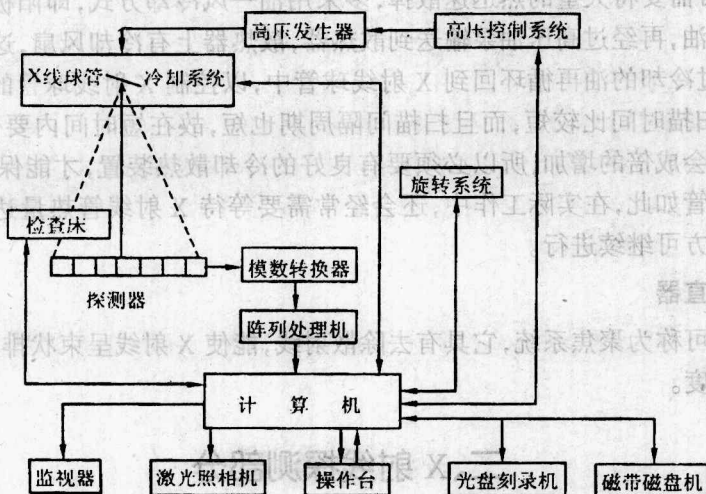


图1 CT机主要系统部件框图

### 一、X射线发生系统

X射线发生系统包括高压发生器、X射线球管、冷却系统及前准直器等。这个系统的主要目的是产生一个稳定的、高度准直的X射线束,即扇形束。

#### (一)高压发生器

它是为X射线的产生提供一个稳定的直流高压,其高压值的大小直接影响X射线能量值的变化,而X射线能量与吸收系数关系极为密切,因为只有X射线能量稳定的情况下,才能准确地反映被扫描物体的X射线吸收系数,所以稳定的高压是CT成像质量的重要基础之一。在任何一种型号的CT机所应用的高压系统都必须采用高精度的反馈稳压措施,以达到CT机的技术要求。

#### (二)X射线管

CT机用的X射线管与一般普通X射线机所用X射线管相同,均为高度真空的二极管,也分为固定阳极和旋转阳极两种。固定阳极X射线管只能用于扫描速度慢、需要电流流量小的第1、2代CT机;旋转阳极X射线球管适用于扫描速度快、需要电流流量大的机

器,这种 X 射线管的热容量也很大,如第 3、4 代 CT 机,它需要在很短的时间内(1s 或数秒)产生足够的能量,并要求较高的电流值。由于 X 射线管在发生 X 射线时要产生大量的热能,其旋转阳极能使热能均匀地分布在整個圆形靶面上,一方面起保护作用,另一方面有助于散热。在 X 射线管结构上,钨靶阳极的 X 射线管靶面其耐热性能要高于普通阳极 X 射线管靶面。

### (三)冷却系统

对于固定阳极 X 射线管采用油冷式的冷却系统即可以达到要求。对于旋转阳极 X 射线管来说,常需要将大量的热迅速散掉,多采用油—风冷却方式,即阳极靶面的热能首先传给周围的油,再经过高压油泵输送到散热器,散热器上有冷却风扇,这样将热能散到空气中去,经过冷却的油再循环回到 X 射线球管中,以控制 X 射线球管的温度。由于第 3、4 代 CT 机扫描时间比较短,而且扫描间隔周期也短,故在短时间内要作多次扫描,阳极靶面的热能会成倍的增加,所以必须要有良好的冷却散热装置,才能保证 X 射线管的连续工作。尽管如此,在实际工作中,还会经常需要等待 X 射线管热量达到下一次扫描时的温度要求方可继续进行。

### (四)前准直器

这部分亦可称为聚焦系统,它具有去除散射线,能使 X 射线呈束状排列,还可以调节层厚的扫描厚度。

## 二、X 射线探测部分

这部分包括探测器、模数转换器和后准直器,其作用是探测穿过人体后的 X 射线量,并转化为数字信号。

### (一)探测器

探测器可分为气体和固体两大类。前者采用气体电离的原理,探测器内多充有惰性气体,如氙气(xenon)或氪气(krypton),当 X 射线射入后,使氙气产生成对的光电子,由收集电极集中后,便产生与 X 射线强度成比例的电流。后者常用碘化钠(NaI)、碘化铯(CsI)、钨酸镉(CDW04)、锗酸铋(BGO)作为荧光体,它们当受到 X 射线照射后发出荧光,然后再经过光电转换和信号放大。目前,碘化钠已极少使用。

气体探测器和固体探测器各有优缺点,气体探测器灵敏度差一些,但利用率高,受温度湿度影响小一些,性能也比较稳定。固体探测器灵敏度高,容易受温度湿度影响,使用一段时间后其性能指标会有些变化,由于其余辉时间(激发荧光后恢复到原状态的时间)长,使利用率降低。固体探测器的分辨率要比气体探测器分辨率高。对固体探测器来说,使用一段时间后有些探测器性能指标可能有些变化,会造成 CT 图像上的伪影,以至扫描出来的图像无法诊断。这时,可以用软件将性能和曲线不太好的探测器隔离起来,即不运用这些探测器所采集的数据,将其放置一段时间不用,当经过一段时间放置的探测器如果再重新检查,则有一些还可以恢复使用,有一些是不可以恢复使用的。

在探测器的排列和数量方面有许多不同,第 1、2 代 CT 机探测器的数目是从单个至



数十个,目前第3、4代CT机的探测器大都在数百个,甚至千余个,第3代CT探测器的排列是沿X射线球管的对应扇形面呈弧形排列,是与X射线球管同时旋转,相对运动的;第4代CT机则是固定在扫描机架圆周内的360°,一般是以每半度一个探测器或多达一千多个安装的,是不随x射线球管旋转的。当然,探测器个数越多,空间分辨率就越高。在目前的螺旋形CT机中还常使用气体探测器,以第3代CT机型的结构形式,其探测器数量大多在数百个。

### (二)模数转换器

模数转换器的作用是将探测器所形成的光电信号转化为数字信号,并输送到阵列处理机,主要是A/D的转化过程。

### (三)后准直器

后准直器位于探测器前面,其结构与探测器做在一个整体上,在被扫描物体后方,主要的作用是除去通过X射线被照射物体后产生的散射线,结构比较简单。

## 三、扫描机架部分

这部分包括扫描架和检查床两部分。扫描架部分是将X射线发生部分、探测器部分、准直器部分、旋转部分以及模数转换部分和控制部分等组成的一个扫描系统。将这些部分装置在扫描机架中,其中间是一个直径60cm的孔径(有的扫描机架中间孔径为70cm),将被扫描物体至于中心,旋转部分将围绕被扫描物体作匀速旋转。以前的CT机器其高压发生器都在扫描机架外面安装,目前生产的低压滑环式CT机器,其高压发生器与X射线球管全部装在一起,并位于旋转部分,与探测器一起对扫描人体做相对旋转运动。检查床部分可以作升降动作和前后移动,设定扫描层厚多少,检查床前后移动距离多少,将病人被扫描部位送入扫描机架的中间孔内进行扫描。

## 四、计算机系统

计算机系统在第3、4代CT机中,包括阵列处理机(图像处理计算机)反投影器和计算机主机。其作用是处理数据,完成图像的重建、控制和检测整个CT系统。

### (一)阵列处理机

阵列处理机它是在主计算机的控制下工作的,接受模数转换器或磁盘输入的数据,反投影器也在其中工作,经过处理后再交予主计算机。

### (二)主计算机

主计算机是CT机的中央处理系统,与CT机各个部分都有传出、传入的广泛通讯联系,主要的功能有:①将扫描系统所获得的数据,根据不同的需要,按照不同的数学计算模式,完成图像的重建;②对图像(数据)的管理和运用;③检测和控制CT机的整个系统工作,特别是扫描机架部分的工作状态,并能发现和校正扫描机架这部分所出现的偏差,用报告的形式显示错误信息以及机器故障。

以前生产的 CT 机所用主计算机是由小型计算机来完成的,其运算速度是很慢的,重建一层  $512 \times 512$  图像大约需要 15~45s。近几年来,计算机在 CT 机中的应用多采用并行微型计算机,功能比较齐全,重建一层  $512 \times 512$  图像时间为实时的(即扫描完一层图像立即显示),主要是以体积小、运算速度快、互不干扰等为特点,这也是发展方向。

## 五、图像存储、显示和记录部分

这部分包括磁盘(硬盘)或光盘、磁带或软磁盘、显示器和照相机等。

### (一)磁盘、光盘、磁带和软磁盘

磁盘或光盘是将计算机处理过的数字信号按计算机的指令,自动由磁盘机存入磁盘或光盘的某个特定区域。以前生产的 CT 机磁盘只有一个,其中包括系统程序数据和图像数据,工作起来对运行速度影响很大。目前生产的 CT 机很多是两个磁盘系统,即一个是系统程序控制数据磁盘,另一个是专门存储图像的数据磁盘,而且磁盘容量很大,可存储  $512 \times 512$  的图像数据 4000~5000 多幅;光盘的存储容量则更大,可多达上万幅图像数据。当这些磁盘存满图像后,计算机可以给予指令,将图像磁盘内以存满的数据删除,可以重复使用。利用磁带机,可以将存入磁盘内的图像数据复制到磁带上。磁带也可以保存或重复使用。软磁盘是由软盘驱动器操作的,其功能与磁带一致,但容量小,目前,多采用光盘刻录机,这样可存储大量的图像数据,今后在这些方面会有很大的进展。

### (二)显示装置

CT 机用的显示装置常用高分辨率黑白电视监视器,而且,屏幕比较大,可显示 16 个灰阶。目前生产的 CT 机显示器可显示  $1024 \times 1024$  矩阵图像。

### (三)照相机

以前生产的 CT 机常配备多幅照相机,它是将 CT 图像视频信号用电缆传输给多幅照相机的视频输入接口,再经过多幅照相机内的阴极显像管(CRT)投射到单面药膜的感光胶片上,胶片大小一般为  $20\text{cm} \times 25\text{cm}$ 、 $25\text{cm} \times 30\text{cm}$  或  $36\text{cm} \times 43\text{cm}$ ,多幅选择有 2、4、6、9、12、24 等。目前多幅照相机已经落后,被淘汰。近几年来,CT 机都配备激光照相机,这种照相机效果十分理想。它是用激光头将图像扫描到感光胶片上的,其图像质量的好坏与激光头光束质量有直接关系。激光照相机的接口有红外线接口和数字接口两种。

## 六、操作控制部分

操作控制这部分有两个作用:一个是临床使用人员的日常操作;另一个是维修人员的维修操作。

### (一)日常操作

可以通过操作控制台的键盘将必要的指令输入计算机,再由计算机通过控制部分执行,比如扫描的厚度、间隔、电压、电流、时间等以及扫描的部位与方式、图像重建的算法、CT 值的测定、对图像窗宽、窗位的调节、病人资料的输入和图像的管理、记录等。

## (二) 维修操作

CT机的运行情况,检查运行当中是否出现错误,如有故障可查出有关的错误信息,以指导维修。对机器所出现的误差还要进行校正和调整,修正相关的数据。如图像的均匀一致性、CT值的校准、伪影的消除等。

## 第三节 CT机成像原理

CT扫描过程首先是用高度准直的X射线束扫描人体的某个部位,并围绕该部位做 $360^\circ$ 匀速转动,穿过人体的X射线再经准直后,由探测器(detector)接收。探测器接收的大量信息经模数转换器(A/D convertor)将模拟量转换成数字量输入计算机,计算机计算出该断面上个单位体积的X射线吸收值(CT值),并排列成数字矩阵(digital matrix)。数字矩阵再经数模转换器(D/A convertor),用黑白不同的灰度等级在监视器荧光屏上显示,就获得该部位的横断面解剖结构图像。CT机的X射线部分结构如图2所示。

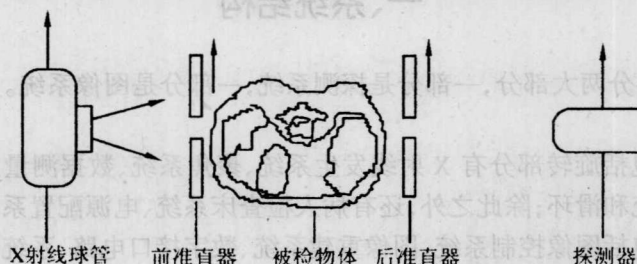


图2 CT机X射线部分结构示意图

当X射线穿过人体某一部位时,不同密度的组织对X射线的吸收量也不同。组织密度越高,如骨骼,吸收X射线越多,探测器接收到的信号越弱;相反,组织密度越低,如脂肪和空气等,吸收X射线量越少,探测器接收到的信号越强。探测器分辨X射线量的敏感程度比X射线透视(荧光透视和电视增强透视)和X射线胶片摄影等高得多。因此,其对组织密度的分辨率较常规方法高 $10\sim 30$ 倍。可见人体X射线吸收的系数与形成的像素有直接的关系,即在单元分得越小,要求出的吸收系数越多,像素越小,数目多,就越能反映组织的密度和解剖结构,像素是用黑白不同的灰阶将吸收系数反映在CT平面图像上,也是构成CT图像的最基本单位。像素从根本上说是一定体积的X射线吸收系数,这种含有一定厚度的像素也称为体素。目前最小为 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm} \times$ 厚度(最小为 $1\text{mm}$ )。因此,CT值测得的数据最小为1个像素所代表的吸收系数,通常为多个像素的平均值。

矩阵(matrix)是构成一幅CT图像吸收系数(像素)的排列方式,以前生产的机器一般是以 $128 \times 128$ 、 $256 \times 256$ 、 $320 \times 320$ 、 $512 \times 512$ ,而现在的机器都在 $512 \times 512$ 或 $1024 \times 1024$ 。其矩阵越大,像素越小,探测器的数目越多,所收集的信息数据量成几何倍数增加,

这样,对计算机的要求也就越高。所求得的衰减系数越多,也就越精确,建立的 CT 图像则更能接近实际解剖结构。

CT 图像重建的过程即为求得每一个吸收系数的复杂数学运算过程。其数学运算的方法必须以尽可能短的运算时间和准确反映组织吸收系数为前提。主要有以下几种方法;①反投影法(back projection),也称综合法(summation method);②迭代法(interactive methods),包括代数重建法(simultaneous reconstruction)、逐线校正法(ray-by-ray correction)、逐点校正法(point-by-point correction);③解析法(analytic methods),包括二维傅立叶变换法(two-dimensional fourier analysis)、滤波反投影法(filtered back-projection)、和褶积反投影法(convoluted back-projection)。这三种方法,目前多采用解析法,此方法不仅运算量小,而且,图像质量也比较好。

## 第四节 常用 CT 机基本结构和工作原理

### 一、系统结构

常用 CT 机共分两大部分,一部分是探测系统,一部分是图像系统。图 3 为整机系统框图。

探测系统中包括旋转部分有 X 射线发生系统、聚焦系统、数据测量系统;扫描机架不动部分有扫描系统和滑环;除此之外,还有病人检查床系统、电源配置系统。

图像系统中包括图像控制系统、图像重建系统、数字接口电路、系统磁盘、图像存储磁盘、磁带机、光盘机、监视器、键盘、鼠标和电源等。

### 二、主要单元线路

#### (一)探测系统

图 4 中以滑环为界的左半部分是扫描机架的不动部分,右半部分是旋转部分。

扫描机架的不动部分,是由电源配置箱供给机架连接,还通过滑环送给旋转部分;电源通过整流后接到扫描机架主板 D30 板,从主板 D30 板连接到控制扫描旋转、机架倾斜的控制板 D31 板,然后,再连接扫描旋转电动机和机架倾斜电动机;病人检查床控制是由 D35 板控制的,通过 D35 板连接床升降电动机和床面水平移动电动机,以控制病人扫描床的运动;扫描机架的两个控制键盘开关为 D34 板,控制扫描机架的倾斜角度、病人床的升降和床面的水平移动以及定位灯的操作;通过主板连接扫描室外面 X 射线发生指示灯。

扫描机架的旋转部分,首先是滑环部分,它有两部分电缆连接,一部分是电源,一部分是信号;电源配置有 X 射线系统、数据测量系统、数据采集系统电源。通过滑环送入的电源经过电源配置一部分供给 X 射线射线发生部分,电源板 D20 板、D21 板,还有一部分供

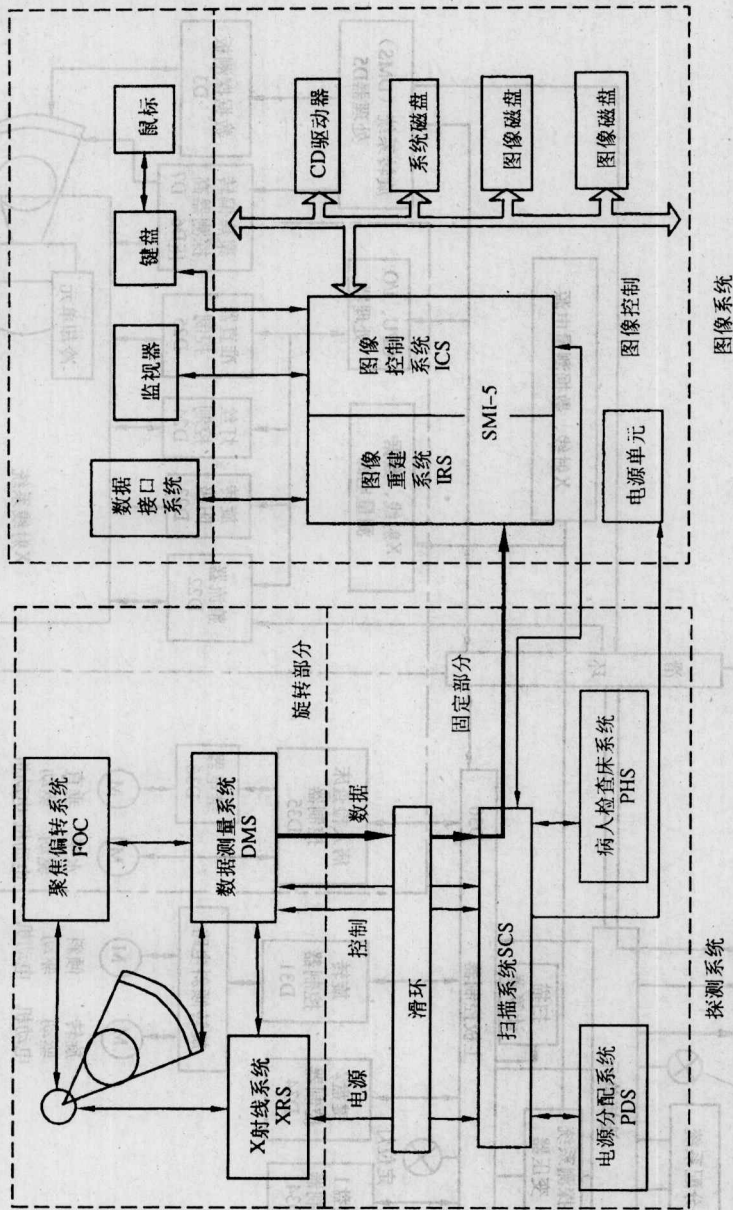


图3 CT机整机系统框图

给逆变器 D22 板,然后,连接 X 射线管的旋转阳极 D23 板、灯丝电流控制板 D24 板、准直器控制板 D25 板。在 X 射线管部分中还有 D28 板。在数据测量系统中通过滑环连接模数转换 CPU 板 D26 板和 D27 板函数控制;还有通过滑环和数据测量系统连接到旋转系统中的数据测量控制功能 D5 板,然后与聚焦偏转系统和探测器高压系统连接, D4、D5、D6、D7 板;与旋转系统的数据测量部分连接的数据采集板(即 D3 板),然后与探测器连接。

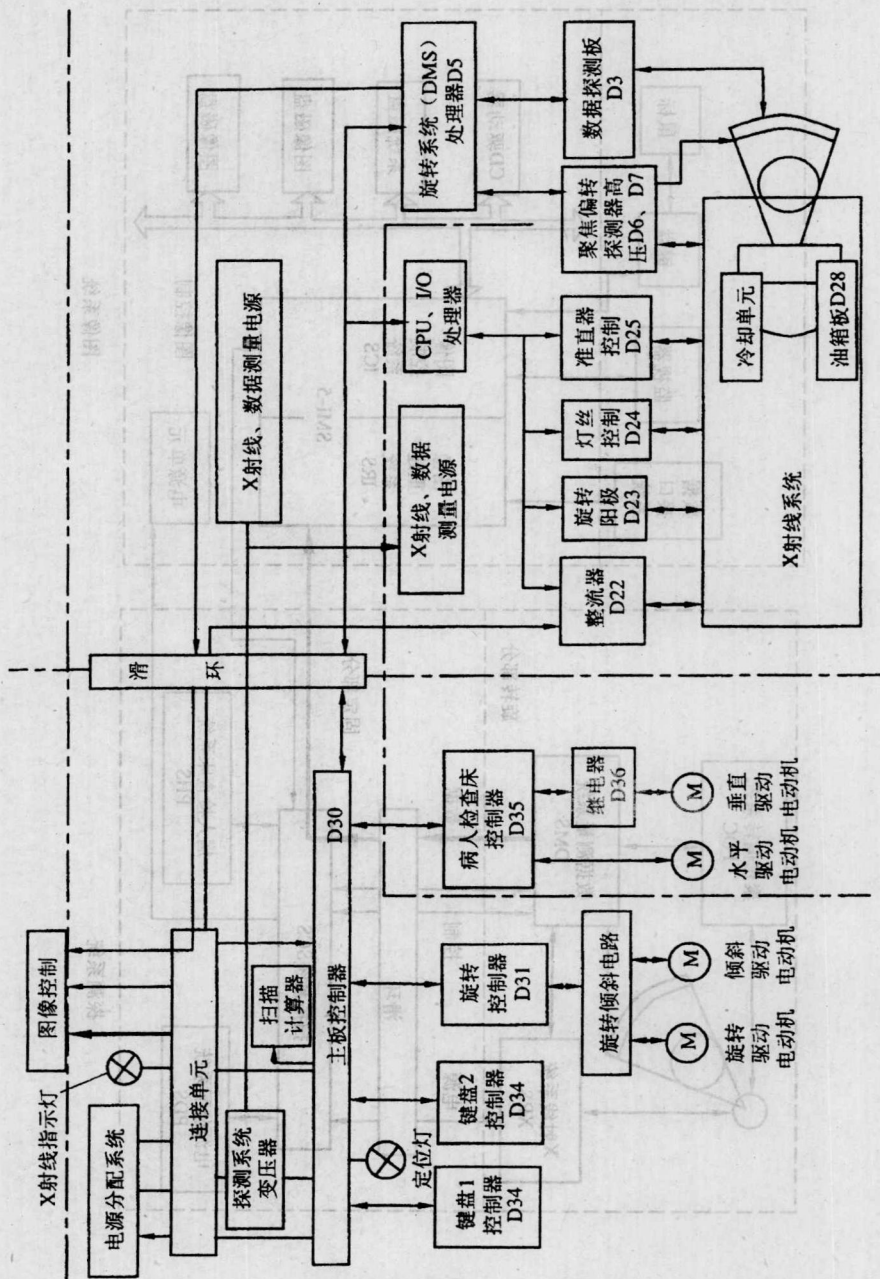


图4 探测系统框图

### 1. 电源分配系统

如图5,通过电源分配变压器连接到扫描系统电源变压器,其中400V通过滑环供给扫描系统的旋转部分,连接到(XRS)X射线发生系统、(FOC)聚焦偏转系统、(DMS)数据测量系统中,即(DC1,DC2)电源变换、(FOC/DHV)聚焦偏转与探测器高压、(DPS)数据采

集系统电源;另外,还有 400V 电源供给扫描旋转电动机和扫描机架倾斜电动机两部分;其中 230V 电源供给扫描机架风扇;电源部分的两个 24V 和一个 8V 电源是供给主板 (D30),通过 D30 板的电源分配,再送给病人检查床控制部分的 D35 板,通过 D35 板的控制连接到水平移动电动机;还有一部分电源连接到 D36 板继电器板,并连接到病人检查床升降电动机,以控制病人检查床的升降运动。

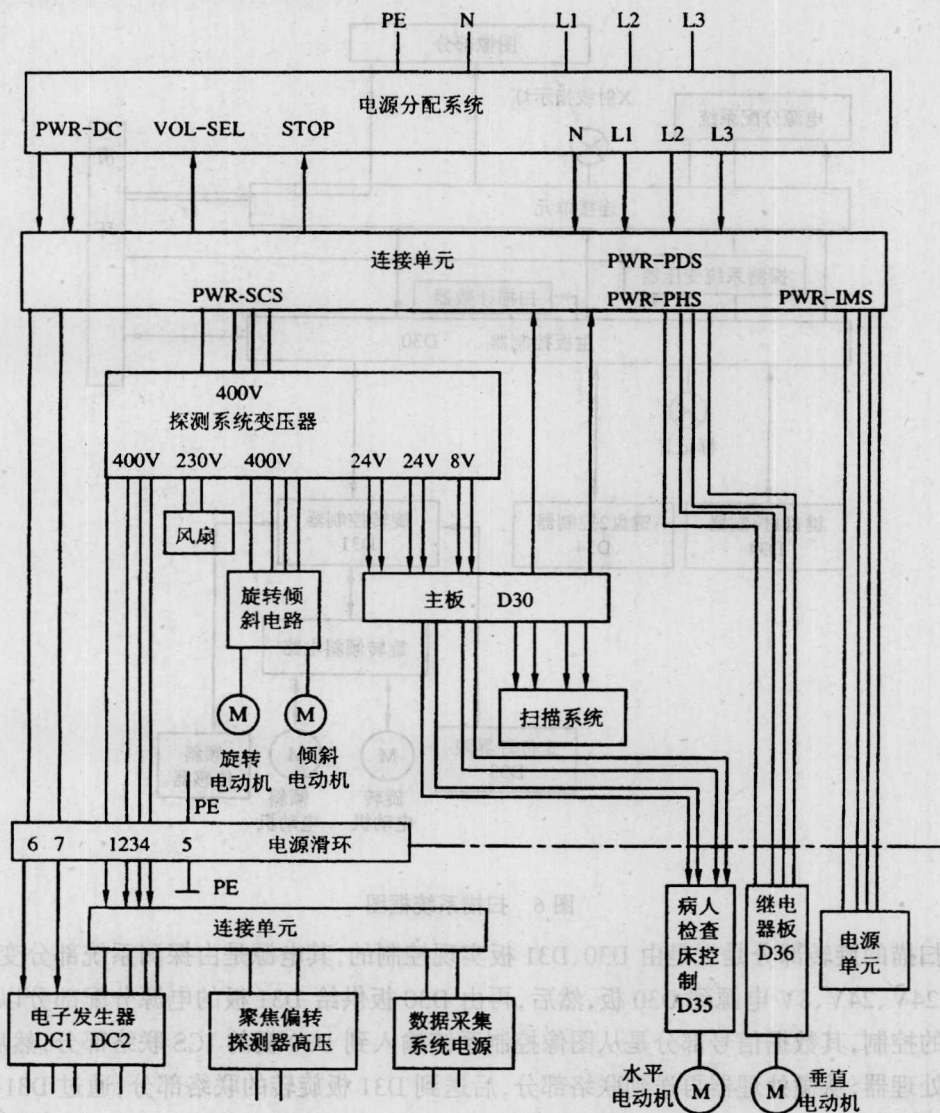


图 5 电源分配系统框图

## 2. 扫描系统

图 6 中的黑色部分为扫描系统,这部分电源也是由电源分配系统供给的,然后,连接到扫描机架的变压器和主板 D30 板,通过 D30 板再连接到 D31 板来控制扫描旋转和机架

的扫描倾斜角度两个电动机;由 D31 板连接倾斜角度传感器控制扫描机架的倾斜角度。另外,由 D31 板还连接到 D33 板以控制灯光的打开和关闭;由 D30 板分别送到扫描机架两边的控制键盘 D34 板,来控制扫描时病人的定位,包括控制病人检查床升降运动、病人检查床的水平移动和定位用的定位灯控制,所有这些控制都是由 D30 板传输达到控制的。

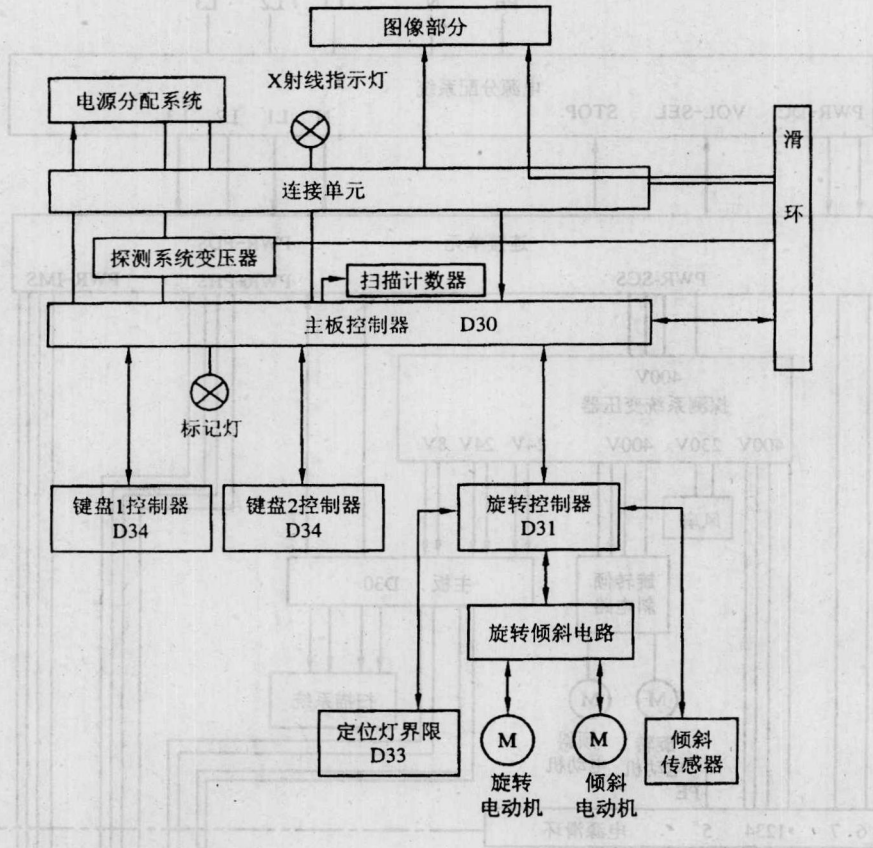


图 6 扫描系统框图

扫描的旋转部分是也是由 D30、D31 板实现控制的,其电源是由探测系统部分变压器供给 24V、24V、8V 电源到 D30 板,然后,再由 D30 板供给 D31 板的电源分配部分以及病人床的控制,其数据信号部分是从图像控制系统输入到 D30 板的 ICS 联络部分,然后,送到微处理器,从微处理器再送到联络部分,后送到 D31 板旋转的联络部分,通过 D31 板的微处理器将信号送给驱动器,以驱动旋转电动机工作,旋转电动机是一台三相电动机,是一个固定的旋转速度;扫描机架的倾斜角度是由倾斜传感器、倾斜电动机和显示部分组成,由扫描机架两边开关控制倾斜角度。另外,还有停机报告等功能。图 7 为扫描架倾斜系统。

### 3. 病人检查床系统

图 8 中的黑色部分为病人检查床系统,其控制是由 D30 板和 D35 板以及 D36 板、37



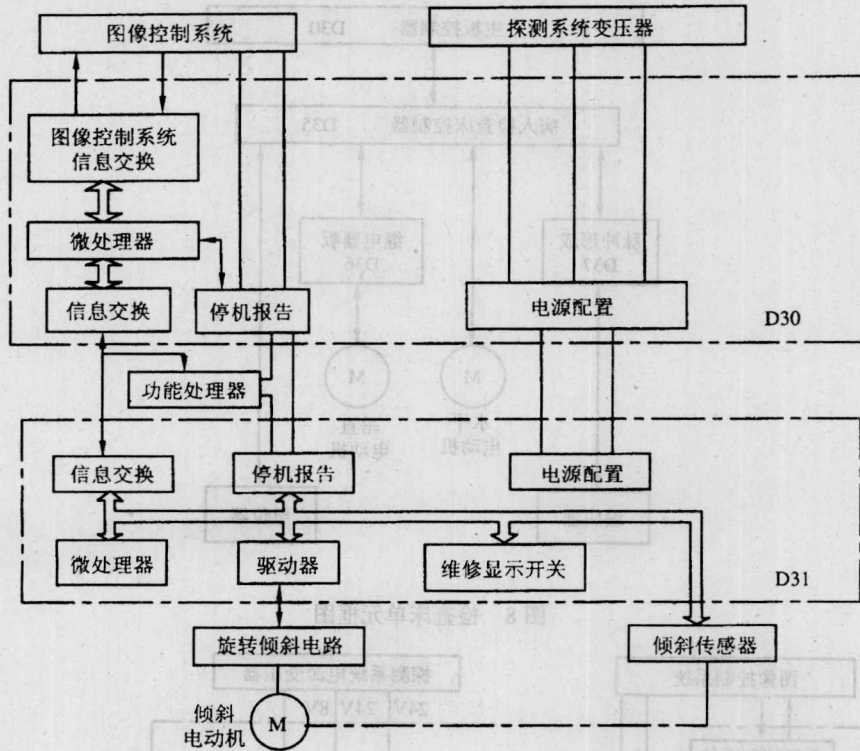


图 7 扫描架倾斜系统框图

板来实现的,从 D30 板连接到病人检查床控制 D35 板后,连接继电器板 D36 板,由 D35 板连接升降编码电位器,另外还连接到 D37 板通过 D37 板连接到水平移动编码器;其电源是由探测系统的变压器输出两个 24V、和一路 8V 电压供给 D30 板的电源分配部分,然后,由 24V 和 8V 分别加到 D35 板。控制信号是从图像控制系统先给 ICS 部分联络后,再送给 D35 板的微处理器,到驱动器和控制继电器到 D36 板,由 A/D 变换器控制床的垂直高度和水平移位,另外,在 D35 板上还设有维修转换开关,以利于维修的方便。此外,还有停机的报告功能。检查床垂直运动系统,如图 9 所示:

这部分图是病人检查床水平移动部分,利用编码器控制床的移动距离。病人检查床垂直移动控制部分。检查床水平运动系统,如图 10 所示:

#### 4. X 射线系统

X 射线系统是由 X 射线电源部分、数据测量系统、X 射线系统 CPU、I/O、逆变器、X 射线管灯丝控制部分、准直器控制部分、聚焦系统和 X 射线管的旋转阳极部分组成。图 11 中的黑色部分为 X 射线系统。

X 射线系统电源是由电源配置系统(PDS)连接到扫描系统的 415V 或 500V 直流电压通过滤波器直接送给逆变器,然后由逆变器再送给 X 射线的高压变压器来供给 X 射线管;通过滑环从扫描系统输出的 AC400V 电源,通过滤波器一部分送给旋转阳极控制和