

CT扫描 分册

韩萍 熊茵 主编
邱光淮 曾祥阶 主审
医学影像技术丛书
丛书主编
曾祥阶 燕树林
李治安 张永学



CT
SAOMIAO
FENCE

湖北科学技术出版社

总 序

影像医学与核医学专业范围较广,主要由以下三大部分组成:1.放射医学:包括传统X线诊断学、CT、磁共振、介入放射学;2.超声医学:包括B型超声、超声心动图、超声多普勒、介入超声;3.核医学:包括 γ 照相、单光子放射计算机断层扫描(SPECT)、正电子发射计算机断层扫描技术(PET)和介入核医学。

随着计算机技术的飞速发展,近年来影像医学与核医学仪器的性能有很大改进,成像清晰,分辨率高,不仅能显示正常与异常结构的轮廓和形态,而且可以观察器官的血供、代谢及其机能。这些技术已经广泛用于多个系统各种疾患的检查,使诊断水平有很大提高,在临床上发挥重要作用。介入影像医学也有长足的进步,使许多疾病能得到微创治疗,特别是在某些肿瘤的治疗效果方面可与内科治疗或外科治疗相媲美,成为临床上首选的治疗方法之一。经过影像医学和核医学工作者多年努力,我国影像医学技术在临床应用领域内许多方面具有国际先进水平,有些研究项目已步入世界先进行列。

为了便于广大影像医学工作者能全面了解与掌握所从事专业的基础理论、操作方法,熟练进行检查,正确判断图像的变化及其在疾病诊断上的意义,受湖北科学技术出版社的委托,由曾祥阶主任和一些学术造诣很深的专家担任主编和编委,编写了这套《医学影像技术》丛书。全书有5个分册,即《X线摄影分册》、《CT扫描分册》、《MR成像分册》、《超声显像分册》与《核医学分册》。作者们将自己积累的丰富经验和宝贵资料加以总结提炼,注意理论与实践密切结合,并吸取国内外的先进技术和最新成果,精心编写本书,使之成为一套内容丰富,资料翔实,编排有序,层次分明,文笔简练,重点突出,论证深刻,图像精美的影像医学专著。相信本套丛书的出版,一定会受到广大临床医师、影像医学和核医学工作者的热烈欢迎,对促进我国影像医学的发展和提高方面作出贡献。有感于此,兴奋不已,特作序言,向国内同仁推荐。

同济医科大学附属协和医院教授 王新房 冯敢生

1999年9月

前 言

CT的问世为疾病的诊断提供了新的手段,使放射诊断水平发生了质的飞跃,20余年来随着CT设备的更新换代,尤其是近年来螺旋CT、电子束CT、多层螺旋CT相继进入临床,使人们对CT扫描方式、方法以及各种疾病的CT表现在观念上也不断地在发生变化。为了适应CT技术的发展,特编写了《CT成像技术》一书。本书共分三篇,第一篇介绍了一般CT成像原理及扫描技术,阐明了电子束CT和多层螺旋CT的特点及作用。第二篇详尽地叙述了CT的临床应用,并对各种疾病的诊断要领作了扼要说明,旨在以诊断为目的从事扫描工作。第三篇较详细地介绍了螺旋CT扫描技术及图像的后处理功能。

本书旨在提高放射技术人员的理论基础水平及实际操作能力,可作为放射医师和技术人员的工具书,也可作为研究生、临床医务工作者的参考书。

编者

2000年3月

目 录

第一篇 计算机体层成像(CT)基本理论

第一章 CT 的成像原理及结构	3
第一节 CT 的成像原理	3
第二节 CT 成像的优越性	4
第三节 CT 的基本结构	5
第四节 CT 机的维修与保养	9
第二章 CT 图像及影响图像的因素	11
第一节 CT 图像及有关概念	11
第二节 影响 CT 图像的因素	13
第三章 CT 图像的记录与图像的处理	18
第一节 多幅照相机	18
第二节 激光照相机	19
第三节 CT 图像的后处理功能	23
第四章 CT 的进展	26
第一节 CT 机的进展	26
第二节 CT 机的分类及特点	28
第五章 CT 对比剂及其临床应用	35
第一节 药态动力学	35
第二节 常用 CT 对比剂的分类与特点	35
第三节 对比剂的副反应及预防	37
第四节 对比剂的应用方式	41
第五节 病理强化的机理	42

第二篇 人体各部位的 CT 成像技术

第六章 CT 检查的适应证	45
第七章 CT 的检查方法	49
第一节 CT 检查前的准备	49
第二节 CT 机操作步骤	49
第三节 常规 CT 的扫描方法	50
第四节 CT 扫描的主要技术指标	51
第八章 颅脑的 CT 成像技术及临床应用	54
第一节 颅脑的应用解剖	54

第二节	颅脑的 CT 扫描技术	57
第三节	常见疾病的诊断要点	60
第九章	眼及眼眶的 CT 成像技术及临床应用	81
第一节	眼及眼眶的应用解剖	81
第二节	眼眶 CT 扫描技术	82
第三节	CT 的眼异物定位技术	83
第四节	常见疾病的诊断要点	86
第十章	耳-颞骨的 CT 成像技术及临床应用	92
第一节	耳-颞骨应用解剖	92
第二节	耳-颞骨的 CT 扫描技术	93
第十一章	鼻和副鼻窦的 CT 成像技术及临床应用	103
第一节	鼻和副鼻窦的应用解剖	103
第二节	鼻和副鼻窦的扫描技术	104
第三节	常见疾病的诊断要点	105
第十二章	咽部和喉部 CT 成像技术及临床应用	107
第一节	咽部及喉部的应用解剖	107
第二节	咽喉扫描技术	107
第三节	常见疾病的诊断	108
第十三章	颈部的 CT 成像技术及临床应用	110
第一节	颈部的应用解剖	110
第二节	颈部扫描技术	111
第三节	常见疾病的诊断要点	111
第十四章	胸部的 CT 成像技术及临床应用	114
第一节	胸部器官的应用解剖	114
第二节	胸部 CT 扫描技术	118
第三节	肺部高分辨率 CT 扫描技术	120
第四节	常见疾病的诊断要点	121
第十五章	腹部的 CT 成像技术及临床应用	131
第一节	腹部器官的应用解剖	131
第二节	腹部 CT 扫描技术	133
第三节	肝脏血管造影 CT 扫描	137
第四节	常见疾病诊断要点	139
第十六章	盆腔的 CT 检查技术及临床应用	154
第一节	盆腔应用解剖	154
第二节	盆腔扫描技术	155
第三节	常见疾病的诊断要点	156
第十七章	脊椎的 CT 成像技术及临床应用	161
第一节	脊椎的应用解剖	161
第二节	脊柱 CT 的扫描技术	162
第三节	骨定量 CT	164

第四节	常见疾病的诊断	166
第十八章	CT 介入放射学	171
第一节	CT 导向穿刺活检	171
第二节	CT 导向下介入性治疗	177

第三篇 螺旋 CT 及其临床应用

第十九章	螺旋 CT 及影像后处理	189
第一节	螺旋 CT 成像原理和技术	189
第二节	螺旋 CT 的影像后处理	193
第二十章	螺旋 CT 血管造影	199
第二十一章	螺旋 CT 的扫描技术及临床应用	205
第二十二章	实时螺旋扫描与 CT 透视	210
附录	CT 技术术语及常见病名的中英文对照表	212
参考文献		219

第一篇 计算机体层成像 (CT)基本理论

电子计算机体层成像 (computed tomography, CT) 是 20 世纪 70 年代初期出现的新型放射成像设备, 它是医学发展中的重大革命, 它给医学影像诊断开辟了一个新的领域。

常规的 X 线影像是将三维的立体解剖结构表现为二维的平面图像, 影像相互重叠, 相邻的器官或组织之间若对 X 线的吸收差别小, 则难以形成对比, 构成清晰的图像。虽然普通的 X 线断层摄影力图解决影像重叠问题, 但其邻近层面的影像也不能完全被抹消, 致使影像的分辨率不高而影响诊断。

CT 是 1969 年英国工程师 G · H · Hounsfield 设计成功的, 1972 年用于临床。CT 将电子计算机与 X 线摄影相结合, 影像数字化, 其图像逼真, 清晰, 解剖关系明确, 从而大大提高了病变的检出率和诊断的准确率。Hounsfield 开创了计算机技术在医学上的应用和图像重建的先例。由于这一贡献, 他获得了 1979 年的医学生物学诺贝尔奖。和他一起同获诺贝尔奖的还有 Cormack, 他在有关的物理学基础方面作出了贡献。

第一章 CT 的成像原理及结构

第二章 CT 图像及影响图像的因素

第三章 CT 图像的记录与图像的处理

第四章 CT 的进展

第五章 CT 对比剂及其临床应用

第一章 CT 的成像原理及结构

第一节 CT 的成像原理

CT 是高度准直的 X 线束环绕人体某部按一定厚度的层面进行断层扫描,由探测器(又叫检测器,detector)接受透过该层面的 X 线,然后经放大并转化为电子流,再经模拟/数字转换器转为数字,输入电子计算机进行处理运算,由图像显示器将不同的数据用不同的灰度等级显示出来,即构成供诊断用的 CT 图像。CT 成像的基础在某些方面与 X 线照片是一致的:与 X 线的穿透性有关;与组织(器官)吸收 X 线的多少(X 线的衰减)有关,即与组织的密度有关;图像以从黑到白的不同灰度表示。

X 线穿过人体后的衰减(attenuation),遵循指数衰减规律:

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

式中 I_0 ——入射 X 线强度;

I ——穿过物体衰减后的 X 线强度;

d ——物体厚度;

μ ——接受 X 线照射组织的线性吸收系数或衰减系数,它与射线能量、物体的原子序数、电子密度有关。

如果已知 I_0 和 d ,测出 I 后便可知物体的 μ 值。X 线穿射人体经部分吸收后为检测器所接收,检测器接收射线信号的强弱,取决于人体截面内组织的密度。如组织为骨,密度高,吸收较多的 X 线,检测器测得的射线量弱;反之,如脂肪、含气的脏器等,密度低,吸收较少的 X 线,检测器将得到比较强的射线量信号。不同的组织对 X 线吸收具有不同的特性,可用组织的吸收系数(亦称衰减系数) μ 来表示。

沿着 X 线束通过的路径上,X 线穿过的物质是不均匀的。我们可将目标分割成许多小体素,每个体素的长度为 Δd , Δd 应是足够小。设第一个小单元入射的 X 线强度为 I_0 时,可求出透过第一个小单元的 X 线强度 I_1 为

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 \Delta d}$$

式中, μ_1 为第一小单元的衰减系数。

对于第二个小单元来说, I_1 为入射 X 线的强度,设第二个小单元的衰减系数为 μ_2 ,X 线穿射第二个小单元后的强度 I_2 则为

$$\begin{aligned} I_2 &= I_1 e^{-\mu_1 \Delta d} \\ &= I_0 e^{-\Delta d(\mu_1 + \mu_2)} \end{aligned}$$

依次类推,则最后一个小单元穿射后的 X 线强度 I_n 为:

$$I_n = I_0 e^{-\Delta d(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \cdots + \mu_n)}$$

如果已知入射 X 线强度 I_0 , 穿射后的强度 I_n , 像素的长度 Δd , 即可求出 $\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \cdots + \mu_n$ 。

为了建立 CT 图像就必须求出每个像素的衰减系数。CT 的成像过程就是求出 $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \cdots, \mu_n$ 的过程。然而 n 个未知的衰减系数不可能由一次穿射而获得, 必须从不同方向进行多次穿射, 就可以收集足够多的数据, 从而建立起足够数量的方程式见(图 1-1)。如果把断面等分成 256×256 个单元, X 线在每个角度上投射 256 次, 这样每个角度可建立 256×256 个方程式, 求得 256×256 个单元所对应的衰减系数, 通过计算机运算出每个小单元的衰减系数。如果像素越小, 检测器数目越多, 计算机测得的衰减系数越多, 越精确, 所重建的图像就越清晰。

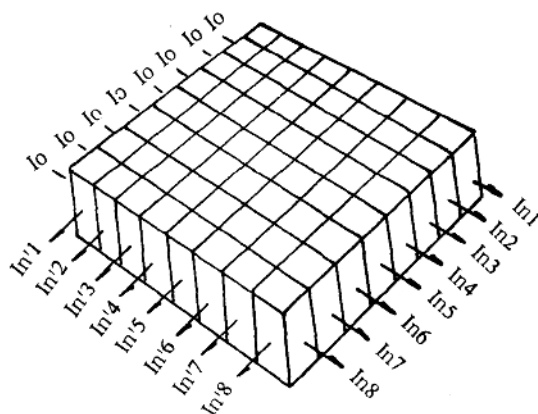


图 1-1 CT 成像的重建原理图

I_0 为入射 X 线强度; I_n 与 I_n' 为穿射后的强度。

第二节 CT 成像的优越性

(一) CT 能显示真正的断面图像

CT 检查获取的图像是人体组织器官真正的横断面或冠状面的图像, 这些图像既避免了不同组织器官病变影像相互重叠影响观察分析, 又能提供受检切面组织器官和病灶等的解剖细节。通过 CT 机的特殊软件功能, 根据扫描切层的厚度、层距、切层的数目等常可对病变或组织器官的形态、大小、部位解剖邻属关系等, 作出准确和“立体”的判断。

(二) CT 图像清晰, 密度分辨率高

CT 和普通 X 线检查最大的不同是 CT 可把组织间的微小 X 线吸收差异表现在图像上, 其原因是: 首先 CT 所摄取的是一极薄层的人体横断面, 将其显示在二维空间的画面上, 不含有其

他纵深阴影的重叠。CT 是以笔形或扇形 X 线来射入人体,照射范围局限,故 X 线散射小。解决了普通 X 线信息的“探测器”为荧光屏和胶片,由于荧光屏和胶片涂抹的荧光体和感光物质颗粒往往分布不均匀,因而影响了 X 线信息的接收效率和准确度,降低了图像的密度分辨。CT 的数据处理采用高速阵列处理机(AP),根据 X 线探测器所收集的资料进行图像重建,大量检查数据的保管、检索、显示,可直接存取迅速重复地进行,而普通 X 线检查是无法获得的。

(三)CT 检查的操作简单、安全

与普通 X 线检查、同位素和超声波检查一样,均不需要采取破坏体表的措施即可完成检查,故可称之为“无损性诊断方法”,而且 CT 检查全过程中所接受的照射均在安全允许范围内。

第三节 CT 的基本结构

CT 诞生至现在已发展到第五代,但典型设备主要由:①扫描系统与检查床;②计算机系统和阵列处理机;③扫描控制显示系统;④图像与记录系统组成。以功能分可将其分为以下几个部分:

(一)X 线发生部分

包括高压发生系统,位于扫描机架内的 X 线管及其冷却系统等。

1. 高压系统

包括高压发生器及高压控制系统。CT 机对高压的稳定要求很高。因为高压值的变化直接反映了 X 线能量的变化。而 X 线能量与衰减系数的关系十分敏感(在光电效应区域,衰减系数与能量的三次方成反比)。因此在任何高压系统中均需要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。在结构上,高压发生器大都采用三相 12 脉冲供电方式。首先给高压电容器充电,再供 X 线球管两端,新的 CT 高压发生器采用中频供电。X 线球管灯丝加热是采用交流 50Hz 整流后再振荡的形式供电。使 X 线发射稳定。

2. X 线球管及其冷却系统

CT 机上使用的 X 线管与一般 X 线机上使用的 X 线管结构基本相同,也有固定阳极 X 线管和旋转阳极 X 线管两种。固定阳极 X 线管主要用于单束形和多束形扫描机中,焦点是矩形,主要用于第一代与第二代 CT 机中。由于第一代、第二代 CT 机的扫描方式是直线平移加旋转,扫描时间长且热量大,故采用油冷或水冷方式强制冷却球管。旋转阳极 X 线管主要用于扇形束旋转扫描机中,即在第三代、第四代 CT 机上使用。由于扫描时间短,故要求管电流大,分连续发射和脉冲发射两种,焦点大小约为 1mm,高速旋转阳极管焦点小,约为 0.6mm,且热容量大,可高达 300~400 万热单位,采用油冷却方式。

(二)数据采集系统

DAS(data acquisition system, DAS)部分一般由探测器、脉冲信号、积分电路、模/数(A/D)转换电路、数据传送电路等组成。

1. 探测器

探测器是探测 X 射线的辐射强度,它是将射线能量转化为可供记录电信号的装置。有两

种类型:固体探测器及气体探测器。固体探测器包括有半导体探测器和闪烁探测器。现以常用闪烁探测器的工作原理作一介绍。

闪烁探测器是利用射线能使某些闪烁晶体发光的特性来探测射线的装置。其主要组成部分是闪烁晶体、光导、光电倍增管等,整个装置外部用铝屏蔽(图 1-2)。

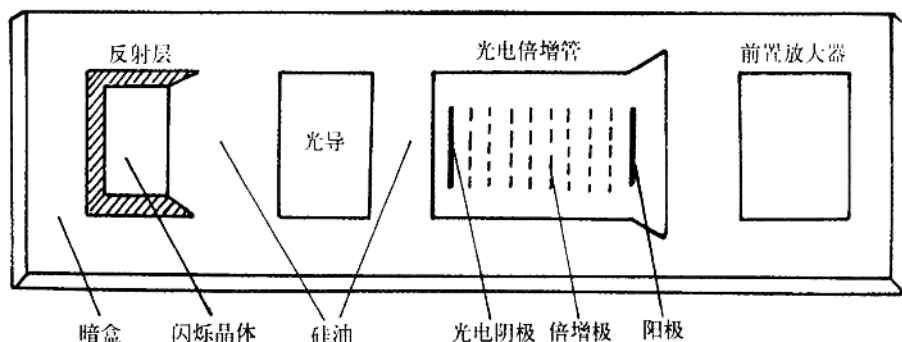


图 1-2 闪烁探测器结构图

其工作原理是:当带电粒子进入闪烁晶体时,使其原子激发或电离,当受激发原子由激发状态返回到基态时,可以发出荧光光子,荧光光子经光导投照到光电倍增管的光电阴极上,光电阴极上的光电敏感物质放出光电子,光电子经聚焦投照到光电倍增管的联极。由于联极的电子倍增作用,使光电子数大量增加,这些电子打在阳极上,并在输出电阻上形成一个电压脉冲,该脉冲经前置放大器反馈到后续的测量电路。在闪烁晶体前面加有反射层,常常是涂有白色氧化镁粉末的铝盒,它使闪烁晶体产生的荧光光子能大部分反射到光电阴极上。另外在晶体与光电倍增管间放置由有机玻璃制成的光导,并涂有硅油以保证良好的光耦合。一般闪烁晶体用碘化钠(NaI)、碘化铯(CsI)、锗酸铋(BGO)和钨酸镧(CdWO_4)等,探测器灵敏度高,光子转换率高,但几何利用率低,稳定性差。

固体探测器的优点是灵敏度较高,有较高的光子转换效率。缺点是相邻的探测器之间存在缝隙。X射线辐射的利用率相对较低;其次是晶体发光后余辉较长影响响应函数,使高低密度交界处的图像会产生拖尾伪影;最后是整个探测器陈列中的各个探测器不易做得完全一致,造成误差而影响质量。

气体探测器是采用化学性能稳定的惰性气体氙气或氡气。它是通过收集在气体中产生的电离电荷记录辐射强度的。一般都具有类似结构:在充有一定的压力气体的密封容器中,置有一根金属丝或金属棒、金属板作为探测器的正极,容器壁作为负极(图 1-3)。

其工作原理为:工作时,两极间加有一定的工作电压,在两极间形成电场。当带电粒子进入探测器时,气体电离产生许多正负离子对,它们在电场的作用下分别向负、正极移动,形成放电电流,在外电路电阻上便产生了相应的电压信号。同固体探测器相比,其几何利用率高,稳定性较好,但光子的转换率低。通常电离室中封入具有 10~15 个大气压的高压氙气,以提高 X 线光子的捕捉效率。

2. 脉冲积分电路

从检测器来的电流脉冲信号被送到脉冲积分电路,转变成成为直流电压信号。当电流脉冲幅度越高即 X 线剂量越大,积分电路所得的直流信号越高。通过测量得到不同的直流电压信号,即 X 线强度不同,可以间接地得到被检测物体密度的不同。

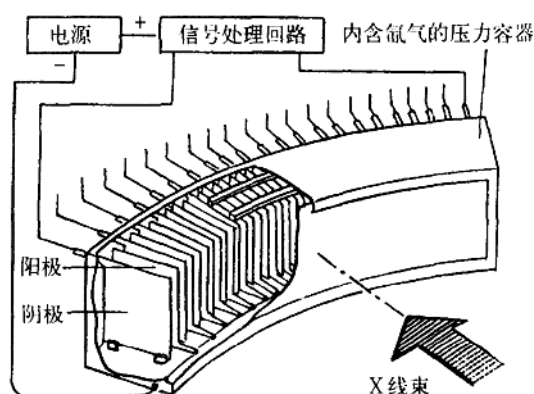


图 1-3 气体探测器结构图

3. 模数(A/D)转换电路

A/D 是数据采集系统 DAS 中的主要部分,它将积分电路得到的直流电压信号经浮点放大,然后通过模/数转换器变为数字信号再送到 AP 阵列处理机中进行图像重建。模数转换器最常用的有两种:逐次逼近式 A/D 转换器和双积分式 A/D 转换器。

(1)逐次逼近式 A/D 转换器(图 1-4) 其工作原理为,将一待转换的模拟输入信号 V_{IN} 与一个“推测”信号 V_1 相比较,根据推测信号是大于还是小于输入信号来决定减少或增大该推测信号,以便向模拟输入信号逼近。推测信号由 D/A 变换器的输出获得,当推测信号与模拟信号“相等”时,向 D/A 转换器输入的数字即为对应的模拟输入的数字。

其“推测”的算法是,它使二进制计数器中的二进制数的每一位从最高位起依次置 1。每接一位时,都要进行测试。若模拟输入信号 V_{IN} 小于推测信号 V_1 ,则比较器的输出为零;否则比较器的输出为 1。那么在 D/A 转换器的数字输入即为模拟输入信号的数字量,将此数字输出,即完成其 A/D 转换过程(图 1-4)。

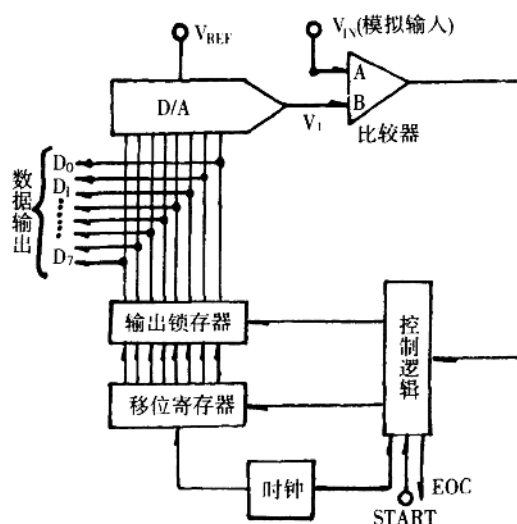


图 1-4 逐次逼近式 A/D 转换器电路图

(2) 双积分式 A/D 转换器(图 1-5) 它的抗干扰能力较强。其工作原理是通过测量两个时间,一个是模拟输入电压向点容器充电的固定时间;另一个是在已知参考电压下放电所需的时间。模拟输入电压与参考电压的比值就等于上述两个时间值之比。

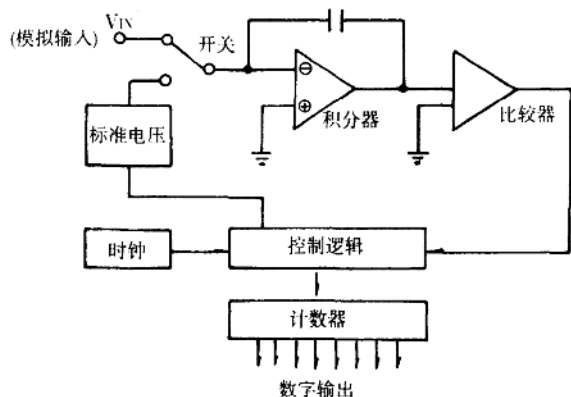


图 1-5 双积分式 A/D 转换器电路图

在“转换开始”信号控制下,模拟输入电压 V_{IN} 在固定时间内充电几个时钟脉冲,时间一到,控制逻辑就把模拟开关转换到与 V_{IN} 极性相反的基准电源上,开始使电容器放电。放电期间计数器计数脉冲的多少反映了放电时间长短,从而决定模拟输入电压的大小。输入电压大则放电时间长。当比较器判定电容器放电完毕时,输出信号使计数器停止计数,并由控制逻辑发出“转换结束”信号。计数器计算值大小反映输入电压 V_{IN} 在固定积分时间的平均值。

(三) 计算机系统

CT 机有两个主要的计算机系统,一是主计算机;一是阵列处理器(AP)。主计算机负责控制整个系统的运行,包括机架检查床的运行, X 线的产生,数据收集以及各部件的信息交换。阵列处理器(AP)是 20 世纪 60 年代发展起来的计算机技术。在 CT 机中,阵列处理器在主计算机的控制下接收由 DAS 或磁盘送来的数据,进行运算后再送回主计算机,进行终端显示。它与主计算机并行工作,在阵列处理器工作时,主机可进行自己的运算,而当阵列处理器把运算的数据送给主机时,它暂停自己的运算。随着 CT 的发展,各部件均有自己的微处理器来控制工作。主计算机按系统运行时间将各个微处理器的工作协调起来。这样机器在扫描的过程中仍可进行图像重建,医务人员仍可进行图像的诊断,大大提高了工作效率。

(四) 机械控制部分

主要指扫描框架和床,扫描框架具有倾斜功能,可依需要作不同角度的倾斜,以利诊断。一般 CT 均能使其机架有 $\pm 20^\circ$ 的倾斜角度。

CT 扫描床可做上下运动,其床面还可做前后运动。前后运动除受操作人员手动按钮控制外,在扫描过程中受计算机控制。整个机械部分的运动状态直接影响图像质量,且通过接口电路显示在控制台的监视器上。

(五) 图像存储和记录部分

CT 图像存储和记录系统常用的有:硬盘(disk)、软盘(floppy disk)、磁带机(magnet tape)

driver)、光盘(optical disk)、多幅照相机(multi-format camera)、激光打印机(laser imager)等。目前主要用的是多幅照相机或激光打印机。

磁带机和光盘的作用是存储图像。现在的 CT 机一般都采用光盘存储。光盘可分为只读和可读两种,大小一般是 13.34cm。激光头在读取时,将表面凹凸不平的小坑转换成计算机可识别的数据,最终显示在监视器上或复制在磁盘上。

以往 CT 胶片成像方式多采用阴极射线管(CRT)型多幅照相机,近些年又出现了激光型多幅照相机,并广泛应用。激光型多幅照相机又称激光打印机,它是用激光束扫描,成像系统均以数字方式,把图像的像素的灰度值输入激光打印机的存储器中,并直接控制每一个像素的激光亮度,在专用的激光胶片上成像。

激光相机内装硬磁盘可缓冲进入的图像,同时用于多个(3~6个)医疗设备,大大降低了设备成本。激光打印机还能与自动洗片机相连,形成打印、冲洗全自动系统,并且所有工作在明室进行。

第四节 CT 机的维修与保养

CT 机是大型的精密医疗设备,CT 机的维护保养工作是 CT 设备处于良好工作状态的保证,是减少故障的重要手段。维护与保养工作有以下几个方面:

(一)CT 设备的工作环境

要使 CT 机正常工作,首先要保证其必要的工作环境。即在保持机房、操作间的干净卫生外,很重要的是注意环境的温湿度条件。CT 机工作时,元器件的温度比周围环境的温度高,为避免超过元器件的最高热容量,必须使热量散发,因而要检查 CT 机房的空调设备,定期清洁过滤网,保证其正常工作状态,使机房温度控制在 $18^{\circ}\sim 22^{\circ}\text{C}$ 为宜。湿度对于 CT 设备也是很重要的。湿度过小,会导致原器件的几何变形和性能改变,如扭曲,断裂。湿度过高会导致精密的部件生锈,精度降低,其使用寿命缩短。要定期检查机房内除湿机,排倒储水盒,确保机房的湿度保持在 40%~65%左右。

(二)设备的清洁与设备部分的润滑

由于静电感应可使灰尘附着于元器件表面,影响元器件的散热和电气性能。要注意做好设备的清洁工作。一般每周抽出一定的时间做好日常的保养工作,首先是机器的表面清洁,包括操作台、显示器、扫描机架等,另外还要清除机架和控制台内部的灰尘,对某些电路板、插头、插座进行除尘、清洁等,对机架和计算机的空气过滤器应该勤更换。除尘检修应关闭电源并务必带好防静电手环。定期检查床,机架的运动部分,对机械部分进行润滑,避免磨损。

(三)电路的检查与调整

在电路检查中首先要注意测量各部分的电源数值及纹波。要定期检查与校正部分重要电路,如氙探测器的压力状况,数据采集系统各通道的增益和线性,机架旋转速度的控制电路等。要经常监视电源状态,调整好稳压器的的工作状态,确保 CT 机所需的稳定工作频率,免受外界突变电压的影响。

(四)CT 机的性能测定,做好质量检查工作

定期对 CT 的图像进行质量检查,用扫描水模、层模、分辨率模的方法进行 CT 值,平均值,标准差及象素噪声的测量,进行空间分辨率和密度分辨率的测定。

(五)科学正确的日常操作维护

遵循操作规程,严格按照顺序启动机器和关闭机器。CT 机每天正常扫描前必须进行 X 线球管预热,它是关系 X 线球管寿命的最主要因素。每日早上开机后进行空气校准以及训练 X 线球管,校准的目的是对探测器及前置放大器工作点校准,而训练球管目的是使球管逐步加温到工作状态。训练程序是从小 mA、低 kV 到大 mA、高 kV 逐步进行。因为高 kV 大 mA 长时间曝光使处于冷却状态的 X 线球管靶面突然升温,有可能造成球管靶面龟裂,或产生游离气体降低 X 线管耐压,或冷却油炭化,绝缘性能下降引起放电,从而降低 X 线球管的使用寿命。

CT 机的日常维护程序(preventive maintenance, PM)应按周、月、季度和年度计划进行,并应做好日常维护工作的记录和故障排除记录。重点记录扫描模型的原始数据和显示数据,故障现象,故障原因和排除方法,以便做好质量跟踪工作。

第二章 CT 图像及影响图像的因素

第一节 CT 图像及有关概念

CT 图像是通过计算机计算出来的 X 线衰减值的二维分布图。CT 图像是由一定数目的象素按矩阵排列所构成的二维断层图像。这些象素反映相应单位容积的 X 线吸收系数,目前常用的 CT 装置的象素大小为 256×256 , 320×320 或 512×512 。CT 图像以不同灰度等级(即灰阶 gray scale)在显示屏上显示。为了更好的认识 CT 图像,以下介绍一些与 CT 图像有关的概念见(图 2-1)。

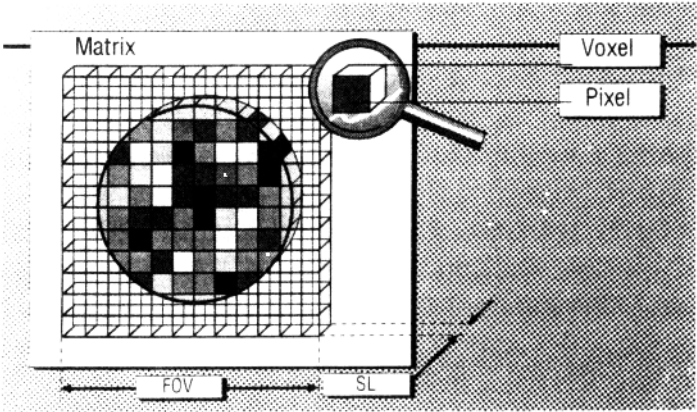


图 2-1 体素与象素的关系图

CT 图像实际上是以体素(voxel)为单位的三维断层图像,但 CT 成像时用象素(pixel)的不同灰阶等级形成 CT 图像。

1. 矩阵(matrix)

按照横行纵列排成的栅状矩形阵列叫矩阵。可用计算机的图像存储器的硬件来实现。它由两项指标来评价,一是矩阵的大小,如 256×256 , 512×512 等,二是矩阵中数字的精度,它用二进制的位数来表示,如 10bit, 12bit 等。矩阵大小,影响着图像的质量。如构成图像矩阵小,象素数量少,图像的分辨率则低,观察到的原始图像细节就少;反之,矩阵大,象素数量多,尺寸小,图像的分辨率高,观察的细节多。在实际应用中,有重建矩阵和显示矩阵之分。