

中枢神经系统
计算机体层摄影(CT)
和
磁共振成像(MRI)

沈天真 陈星荣 主编

上海医科大学出版社

中枢神经系统计算机体层摄影(CT) 和磁共振成像(MRI)

沈天真 陈星荣 主编

上海医科大学出版社

内 容 提 要

全书共分十七章。第一和第二章介绍 CT 和 MRI 的基础知识;第三章介绍造影剂的应用;第四和第五章介绍颅脑和脊柱、脊髓的 CT 和 MRI 解剖;第六至第十四章介绍颅脑各种病变的 CT 和 MRI 诊断;第十五和第十六章介绍椎管内病变的 CT 和 MRI 诊断;第十七章介绍 CT 和 MRI 的限制和克服措施。

全书文字约 50 万,表格 22 幅,线图 68 幅,CT 和 MRI 照片 796 张。

本书可用作医学影像学教学、科研和临床医疗的参考书,对放射科和神经内、外科医师,特别是 CT 室和 MRI 室的医、技人员更有帮助。此外,对儿科和骨科等临床医务工作者也能起到更新知识、提高诊疗水平的作用。

(沪)新登字 207 号

责任编辑 沈彬源

责任校对 袁 庆

中枢神经系统计算机体层摄影 (CT) 和
磁共振成像 (MRI)

沈天真 陈星荣 主编

上海医科大学出版社出版发行

上海市医学院路 138 号

邮政编码 200032

新华书店上海发行所经销

上海市印刷三厂印刷

开本 787×1092 1/16 印张 20.5 插页 78

字数 504 900

1992 年 2 月第 1 版 1992 年 2 月第 1 次印刷

印数 0—3000

ISBN 7-5627-0105-9/R·96

定价: 56.00 元

主编 沈天真 陈星荣

编者(以姓氏笔划为序)

于富华 王恭宪 方黎明 冯晓源

许建荣 李 克 李立宏 李明华

李群欢 沈天真 陈克敏 陈星荣

杨光钊 杨和静 张纪春 徐坚民

徐跃成 梅 红 蔡佩武 黄祥龙

詹松华 潘玉萍 戴嘉中

前 言

计算机体层摄影(CT),自70年代初应用于临床以来,大大提高人体各系统疾病的诊断水平,特别是对神经系统疾病的定位和定性诊断,更具独特价值。80年代初自MRI应用临床以后,对于神经系统变性疾病、后颅凹病变、血管性病变,尤其是脊髓疾病等方面的诊断,比CT更胜一筹。至今,MRI不能取代CT,两者之间的关系是相辅相成的,它们的综合应用,必将对神经系统疾病的诊断和治疗带来很大的好处。

本书根据上海医科大学附属华山医院的资料和经验,参考国内外新近取得的成就编写而成。限于我们的学识,缺点和错误一定不少,敬请批评指正。

在编写过程中,上海第二医科大学附属新华医院朱杰明医师和中国康复研究中心隋邦森医师曾提供了一些病例,在此表示由衷的感谢。日本岛津公司特为本书提供1.5 T MRI所作磁共振血管造影图像,为本书增色不少,也一并致谢!

主 编

1991年3月

目 录

前 言

第一章 CT 的结构、原理和检查方法	(1)
第一节 CT 基本结构	(1)
第二节 CT 基本原理	(4)
第三节 神经系统 CT 的临床应用和检查方法	(8)
颅脑 CT 检查方法	(8)
脊髓和脊柱 CT 检查方法	(11)
第二章 磁共振成像的原理、结构和检查方法	(13)
第一节 磁共振成像的基本原理	(13)
磁共振成像的基本物理学原理	(13)
磁共振成像技术	(17)
第二节 磁共振成像机的基本结构	(24)
第三节 神经系统 MRI 的临床应用和检查方法	(25)
第三章 CT 和 MRI 造影剂的药理和应用	(29)
第一节 神经系统 CT 造影剂的药理和应用	(29)
第二节 神经系统 MRI 造影剂的药理和应用	(36)
第三节 造影剂副反应的预防和处理	(39)
第四章 颅脑解剖以及 CT 和 MRI 的正常表现	(45)
第一节 颅脑解剖	(45)
第二节 颅脑横断面解剖以及 CT 和 MRI 的正常表现	(56)
第三节 颅脑冠状面解剖以及 CT 和 MRI 的正常表现	(70)
第四节 颅脑矢状面解剖以及 CT 和 MRI 的正常表现	(77)
第五章 脊柱、椎管和脊髓解剖以及 CT 和 MRI 的正常表现	(85)
第一节 脊柱、椎管和脊髓的解剖	(85)
脊柱	(85)
椎管和脊髓	(86)
第二节 脊柱、椎管和脊髓 CT 的正常表现	(89)
脊柱 CT 的正常表现	(89)
椎管和脊髓 CT 的正常表现	(91)
椎管碘液造影 CT 的正常表现	(91)
第三节 脊柱、椎管和脊髓 MRI 的正常表现	(93)
脊柱 MRI 的正常表现	(93)
椎管和脊髓 MRI 的正常表现	(94)
第四节 不同节段脊柱、椎管和脊髓的 CT 和 MRI 特点	(96)

颈段脊柱、椎管和脊髓的 CT 和 MRI 特点	(96)
胸段脊柱、椎管和脊髓的 CT 和 MRI 特点	(97)
腰段脊柱、椎管和脊髓的 CT 和 MRI 特点	(98)
第六章 先天性颅脑发育畸形	(99)
第一节 器官源性畸形	(100)
脑膜膨出和脑膜脑膨出	(100)
脑小畸形	(101)
脑大畸形	(101)
一侧性大脑半球发育不全	(101)
脑裂、脑沟和脑回发育畸形	(102)
胼胝体发育不全	(103)
透明隔发育畸形	(103)
小脑扁桃体延髓联合畸形	(104)
第四脑室中、侧孔先天性闭塞	(105)
脑穿通畸形	(106)
大脑导水管狭窄	(106)
第二节 组织源性畸形	(107)
结节性硬化	(107)
脑颜面血管瘤综合征	(108)
神经纤维瘤病	(108)
第七章 脑积水	(110)
第一节 脑积水的 CT 和 MRI 基本表现	(110)
第二节 交通性脑积水	(111)
第三节 阻塞性脑积水	(113)
第四节 正常压力性脑积水	(115)
第五节 脑积水分流术后的表现	(116)
第八章 脑萎缩	(119)
第一节 脑萎缩的 CT 和 MRI 基本表现	(119)
第二节 局限性脑萎缩	(122)
第三节 弥漫性脑萎缩	(123)
第九章 卒中及脑缺氧	(127)
第一节 脑梗塞及脑缺氧	(127)
脑动脉闭塞	(127)
血液动力性脑梗塞	(130)
高血压脑病	(131)
脑腔隙	(132)
皮质下动脉硬化性脑病	(133)
脑动脉炎	(133)
脑缺氧	(134)

颅内静脉和静脉窦血栓形成·····	(135)
第二节 脑出血·····	(137)
CT 和 MRI 诊断脑出血的基本原理·····	(137)
脑出血的 CT 和 MRI 基本表现 ·····	(140)
高血压性脑出血·····	(144)
动脉瘤伴发脑出血·····	(145)
脑动静脉畸形伴发出血·····	(145)
脑肿瘤并发出血·····	(146)
出血性脑梗塞·····	(146)
脑血管淀粉样变性伴发出血·····	(147)
早产儿颅内出血·····	(147)
第十章 脑血管疾病 ·····	(149)
第一节 颅内动脉瘤·····	(149)
第二节 颅内动静脉血管畸形·····	(153)
第三节 海绵状血管瘤·····	(156)
第四节 烟雾病·····	(157)
第五节 Galen's 静脉瘤·····	(159)
第六节 蛛网膜下腔出血·····	(160)
第七节 脑静脉性血管瘤·····	(163)
第十一章 颅内肿瘤和囊肿 ·····	(164)
第一节 总论·····	(164)
第二节 胶质细胞瘤·····	(175)
星形胶质细胞瘤·····	(175)
室管膜瘤·····	(183)
少枝胶质瘤·····	(185)
第三节 髓母细胞瘤·····	(187)
第四节 脑膜瘤·····	(189)
第五节 垂体腺瘤·····	(196)
第六节 颅神经瘤·····	(203)
听神经瘤·····	(203)
三叉神经瘤·····	(207)
其他颅神经瘤·····	(207)
第七节 颅咽管瘤·····	(208)
第八节 血管母细胞瘤·····	(210)
第九节 松果体细胞瘤和松果体母细胞瘤·····	(212)
第十节 生殖细胞肿瘤·····	(214)
表皮样囊肿·····	(214)
皮样囊肿·····	(216)
生殖细胞瘤·····	(217)

畸胎瘤·····	(219)
绒毛膜上皮癌·····	(220)
第十一节 颅脑转移瘤·····	(222)
脑内转移瘤·····	(222)
软脑膜转移·····	(225)
硬膜、硬膜外和硬膜下转移·····	(225)
颅骨转移·····	(226)
第十二节 颅内其他肿瘤和囊肿·····	(226)
脉络丛乳头状瘤和脉络丛乳头状癌·····	(226)
颅内黑色素瘤·····	(227)
原发性淋巴瘤·····	(228)
小胶质肉瘤·····	(229)
颈静脉球瘤·····	(231)
脂肪瘤·····	(231)
胶样囊肿·····	(233)
Rathke's囊肿·····	(234)
颅内蛛网膜囊肿·····	(234)
颅内脊索瘤·····	(236)
软骨瘤和软骨肉瘤·····	(237)
巨细胞瘤·····	(238)
第十二章 颅脑外伤 ·····	(240)
第一节 颅内血肿·····	(240)
脑内血肿·····	(240)
硬膜外血肿·····	(242)
硬膜下血肿·····	(243)
混合性血肿·····	(244)
多发性血肿·····	(245)
第二节 脑挫裂伤·····	(246)
第三节 弥漫性脑损伤·····	(247)
第四节 特殊部位的脑外伤·····	(249)
脑干损伤·····	(249)
胼胝体损伤·····	(250)
少见部位的颅脑损伤·····	(250)
第五节 脑外伤并发症和后遗症·····	(251)
第十三章 颅内感染性和其他炎性病变 ·····	(253)
第一节 硬膜外脓肿和硬膜下脓肿·····	(253)
硬膜外脓肿·····	(253)
硬膜下脓肿·····	(254)
第二节 化脓性脑膜炎和室管膜炎·····	(256)

第三节 化脓性脑炎和脑脓肿	(257)
第四节 颅内结核	(261)
第五节 病毒感染和艾滋病(AIDS)	(263)
病毒感染	(263)
艾滋病(AIDS)	(264)
第六节 颅内真菌感染	(266)
颅内隐球菌感染	(266)
其他真菌引起的颅内感染	(267)
第七节 脑寄生虫病	(268)
脑囊虫病	(268)
脑包虫病	(270)
脑血吸虫病	(271)
脑肺吸虫病	(271)
第八节 颅内梅毒	(272)
第九节 颅内结节病	(273)
第十四章 脑白质病	(276)
第一节 脱髓鞘性病变	(276)
多发性硬化	(276)
播散坏死性脑白质病	(278)
急性散发性脑脊髓炎	(279)
弥漫性硬化	(279)
桥脑中央髓鞘溶解症	(280)
胼胝体变性	(280)
进行性多灶性脑白质病	(281)
第二节 髓鞘形成不良性病变	(282)
异染性脑白质营养不良	(282)
海绵状脑病	(282)
类球状细胞型脑白质营养不良	(283)
Alexander's 病	(283)
皮质外轴突发育不良	(284)
肾上腺性脑白质营养不良	(284)
第十五章 椎管内肿瘤	(287)
第一节 髓内肿瘤	(287)
第二节 髓外硬膜下肿瘤	(290)
第三节 髓外硬膜外肿瘤	(293)
第十六章 椎管内其他病变	(297)
第一节 脊膜膨出和脊髓脊膜膨出	(297)
第二节 脊髓外伤	(298)
第三节 硬膜外脓肿和硬膜下脓肿	(300)

第四节	椎管内血管畸形·····	(302)
第五节	脊髓空洞症·····	(304)
第六节	脊髓萎缩·····	(306)
第七节	椎间盘突出·····	(306)
第八节	椎管狭窄·····	(309)
第十七章	CT 和 MRI 的限制和克服措施 ·····	(313)
第一节	CT 的限制和克服措施 ·····	(313)
第二节	MRI 的限制和克服措施 ·····	(315)
第三节	CT 和 MRI 的联合应用·····	(317)

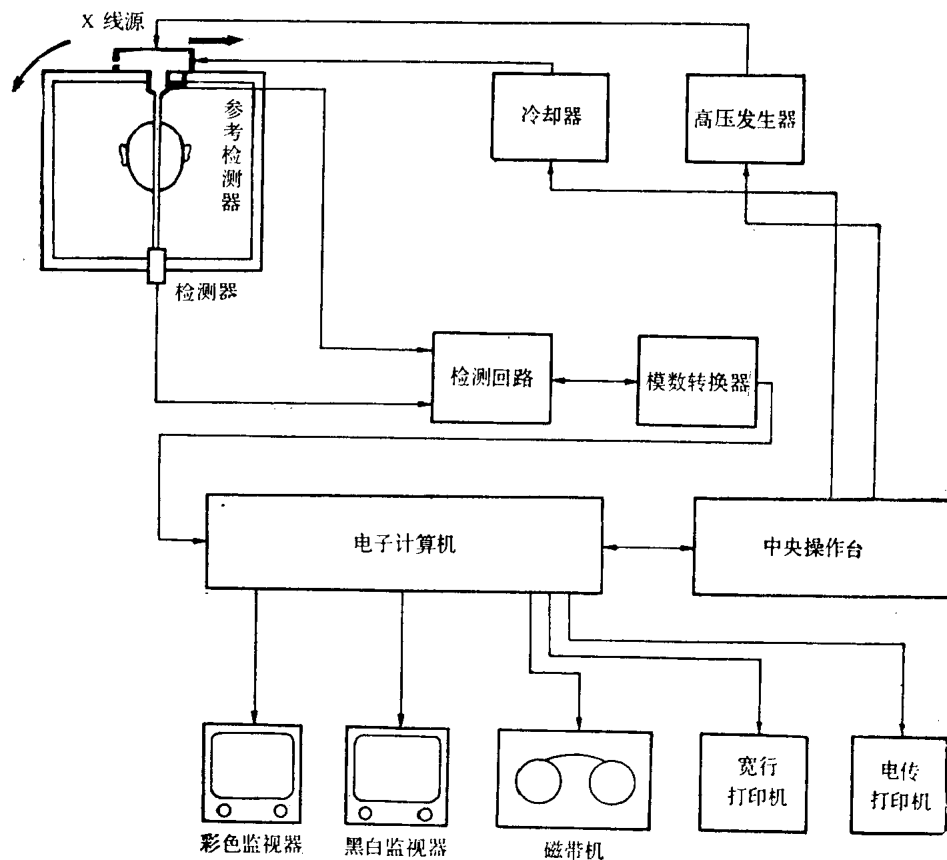
第一章 CT 的结构、原理和检查方法

自 1895 年伦琴发现 X 线以来，X 线就被广泛应用于医学影像诊断。随着科学技术的不断发展，医学影像诊断的技术和设备也不断改进和提高，特别是 1969 年 Hounsfield 设计的计算机横断体层摄影装置的诞生和计算机体层摄影(Computed Tomography, 简称 CT)的临床应用，使医学影像诊断发生重大突破，促进了医学影像诊断学的发展。

CT 检查简便、迅速、安全、无痛苦。CT 图像是断层图像，空间分辨率高，解剖关系清楚，病变显示良好，对病变的检出率和诊断的准确率均较高。此外，可以获悉不同正常组织与病变组织的 X 线吸收系数，以进行定量分析。因此，CT 得到越来越广泛的临床应用。

第一节 CT 基本结构

CT 的基本结构如线图 1-1 所示，现分述如下：



线图 1-1 CT 基本结构图

一、X线发生部分 包括高压发生器、X线球管、扫描框架和冷却器等。其基本功能是提供一个稳定的高压。重点介绍如下：

(一) 高压发生器 由于高压值的变化直接反映X线能量的变化，而X线能量与吸收系数关系极为密切，也只有在X线能量稳定的情况下，才能反映出真正的人体对X线的吸收数值。如X线能量在52~82keV范围内测量脑灰质和脑白质的X线吸收系数，若高压每变动1keV就会产生0.6%的误差。因此，任何高压系统均需采用高精度的反馈稳定措施，一般要求直流高压的波纹因素在0.05%，高压稳定度在0.1%以内。

(二) X线球管 CT扫描所用X线球管与一般X线球管相同。分固定阳极和旋转阳极两种。固定阳极X线球管焦点较大，采用油冷式冷却，输入的高电压电流较小，扫描时间较长，仅用于第一、第二代的CT装置。旋转阳极X线球管焦点小，采用空气冷却，输入的高电压电流较大，扫描时间明显缩短，多用于第三、第四代的CT装置。

二、X线检测部分 包括检测器、检测回路和模数转换器等。其主要任务是检测人体对X线的吸收量。

检测器分固体和气体两大类。固体检测器由闪烁晶体接收X线能量转换为荧光，然后通过光导物质耦合于光电倍增管上，进行光电转换，并将微弱的电信号加以放大，再由模数转换器将大小不同的电信息转换成数字形式，以输送给电子计算机处理，闪烁晶体有碘化钠、碘化铯、钨酸镭和锗酸铋等。目前常用为锗酸铋，它具有余辉短、稳定性好、加工性能好和不易潮解等优点。气体检测器则采用气体电离室的原理，由X线使气体产生电离，然后测量其电离电流的大小来反映X线光子的强度大小。一般多用氙气。固体检测器的灵敏度较高，但其几何利用率较低，而气体检测器则与之相反。目前，多数厂家采用气体检测器。一般第一、第二代CT检测器数量较少，而第三代以后的CT装置检测器数量较多，甚至多达千余只，所有检测器均沿着一段圆弧排列，每个检测器对应着一束窄的X线，因而一次扫描可以同时获得几十个、几百个数据，大大提高了CT机的密度分辨力。

检测器和X线球管同处于扫描机架上构成X线源—检测系统，扫描过程中X线连续发射，通过扫描机架中的光学编码系统的控制，检测器每隔一定时间检测一次X线吸收量，然后由电子计算机进行快速计算，构成图像矩阵，第一至第三代CT装置，检测器和X线球管是联动的，而第四代CT装置检测器则安装在扫描机架四周，X线球管单独运动。因此更可缩短扫描时间。

三、图像处理及显示部分 包括电子计算机、图像显示器、磁盘、磁带和宽行打印机等。其主要任务为进行数字处理和图像重建，以及记录、储存和显示有关信息或图像。重点介绍如下：

(一) 电子计算机 CT扫描所用的电子计算机，特别是第三、第四代CT装置，常常包括主计算机和图像处理计算机两部分。主计算机是中央处理系统，除了提供与CT装置各部分的连接外，其主要功能为：①根据扫描系统所获得的原始数据，按照建像的数学方程编制的软件程序，计算出矩阵图像中的参数，以及矩阵数字中的CT值；②将存贮器中的矩阵图像编入电视扫描程序中，然后在屏幕上显示出CT图像，或在宽行打印机中显示出数字；③控制扫描系统的工作，以及控制其他部件的动作。图像处理计算机与主计算机相连接，专门处理多组数据，本身不能独立工作。目前趋向应用微型计算机进行全部工作。

(二) 磁盘和磁带 磁盘可把扫描数据先贮存在它的缓冲区域,待一次扫描完成,这些原始数据经过处理后则存入磁盘的图像区域。此外,它还能从磁带存取图像。当今磁盘的容量,随机器种类而异。一般第一代CT磁盘容量为矩阵 256×256 的图像可储存40幅,第三代CT则矩阵 256×256 的图像可储存1000多幅,矩阵 512×512 的图像可储存500多幅。磁带可长达800m,记录200多幅图像的数据。近年来,光盘应用渐趋增加,逐渐代替磁盘和磁带。光盘可储存的图像最多可达上万幅。

(三) 显示装置 多用阴极射线管。现今多用黑白电视显示装置,灰度等级为16级。也可用彩色电视显示装置。灰度等级可多达64级,但应用不多。

(四) 多幅照像机 CT图像的数据可储存于磁盘或磁带中,但仍需用照片直接记录图像。一般可用偏振光照片(Polaroid Film)摄下或用胶片摄片。前者需用偏振光照像机和偏振光照片,特别是偏振光照片价格昂贵,故多不用。常用多幅照像机,将阴极射线管上的图像先行黑白反转,再用摄影机摄下,可拍一幅或多幅。胶片为单面胶膜,大小随多幅照像机而异。目前所用多幅照像机暗盒多为片库式,一般可装胶片50~100张。

四、操作、控制部分 为整个CT操作或控制的命令部分,通过它进行X线曝射条件的选择,控制X线源—检测系统工作。输入有关图像识别的多种数字(包括日期、患者编号、层次的位置、层次的序数和患者听眈线与垂直面所成角度等),控制图像的显示,以及窗宽、窗位的选择等。操作、控制部分主要包括操作台和诊断床。随着CT机的不断改进和提高,操作台和诊断床的性能也日趋完善。目前的操作台已集显示和操纵于一体,占地小、使用方便、功能全。诊断床也具有自动上下升降、左右移动及前后进退的功能,还配备各种托架,以便作各种特殊位置的断面扫描。

五、各代CT机的特点

(一) 第一代CT X线球管为固定阳极,发射X线为直线笔形束,一般为一个检测器,采用直线和旋转扫描相结合,即直线(平行)扫描后,旋转 1° ,再行直线扫描,旋转 180° 完成一层面扫描,扫描时间3~6min。矩阵像素为 256×256 或 320×320 。一般仅适用于颅脑检查。

(二) 第二代CT 与第一代无质的差别,仅由小角度($3^\circ \sim 30^\circ$)扇形X线束替代了直线笔形束,检测器可增加至几十个,扫描时间缩减至10s到1.5min。矩阵像素也与第一代CT机相同。可用于颅脑和腹部检查。

(三) 第三代CT X线球管为旋转阳极,发射的X线为扇形束,角度较大达 $30^\circ \sim 45^\circ$,检测器多达几百个,只作旋转扫描,扫描时间为2.4~10s。矩阵像素除 256×256 和 320×320 外,还有 512×512 。适用于全身各部位。此外,第三代CT还具有局部放大扫描、动态扫描及扫描照相等功能。

(四) 第四代CT 与第三代无质的差别,但其检测器多达1000余个,固定安装在扫描机架四周,仅X线球管绕患者旋转,扫描时间进一步缩短至1~5s。

(五) 第五代CT 为最新发展的电影扫描CT(Cine CT Scanner),在扫描速度上有飞跃发展,采用电子枪结构,使每次扫描时间可缩短至50ms,大大有利于心脏CT扫描。但还有待完善,目前生产和使用均不多。

(沈天真 李群欢)

参考文献

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. Br J Radio 1973;46:1016
2. Kreel L. Computerized tomography using the EMI general purpose scanner. Br J Radio 1977; 50:2
3. 陈星荣, 等. X线电子计算机体层摄影的基本原理和临床应用. 上海医学 1980;3:48~50.

第二节 CT 基本原理

CT 是用高度准直的 X 线束围绕身体某一部位作一个断面的扫描, 扫描过程中由灵敏的、动态量程范围大的检测器记录下大量的衰减信息, 再由快速的模数转换器将模拟量转换成数字量, 然后输入电子计算机, 高速计算出该断层面上各点的 X 线衰减数值, 由这些数据组成矩阵图像, 再由图像显示器将不同的数据用不同的灰度等级显示出来, 这样横断面上的诸解剖结构就由电视显示器清晰地显示出来了。

一、CT 成像的原理 CT 采用的能量是 X 线。X 线穿射人体后的衰减遵循指数衰减规律: $I = I_0 e^{-\mu d}$, 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 为物体的线性衰减系数。如果已知 I_0 和 d , 测出 I 后便可知该物体的 μ 值。 μ 值与 X 线能量和该物体的原子序数、电子密度有关。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取决于人体断面内的组织密度。如组织为骨, 则吸收较多的 X 线, 检测器将测得一个比较弱的信号。反之, 如组织为脂肪、气腔等, 吸收较少的 X 线, 检测器将测得比较强的信号。不同组织对 X 线吸收不同的性质可用组织的吸收系数(亦称衰减系数) μ 来表示。

沿着 X 射线束通过的路径上, 物质的密度和组成等都是不均匀的。为便于分析起见可将目标分割成许多小部分像素, 每个像素的长度为 W , W 应足够小, 使得每一个小单元均可假定为单质均匀密度体, 因而每个小单元衰减系数可以假定为常值。设第一个小单元入射的 X 射线强度为 I_0 时, 可求出透过此小单元的射线强度为 $I_1 = I_0 e^{-\mu_1 W}$, 式中 μ_1 为第一个小单元的衰减系数。对于第二个小单元来说, I_1 便是入射线的强度, 设第二个小单元的衰减系数为 μ_2 , 射线经第二次穿射后强度为 I_2 , 则 $I_2 = I_1 e^{-\mu_2 W}$ 。将 I_1 的表达式代入上式: $I_2 = (I_1 e^{-\mu_1 W}) e^{-\mu_2 W} = I_0 e^{-(\mu_1 W + \mu_2 W)} = I_0 e^{-W(\mu_1 + \mu_2)}$ 将此过程继续下去, 则最后一个小单元穿射后的 X 线强度为: $I_n = I_0 e^{-W(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n)}$, 式中 μ_n 是第 n 个小单元的衰减系数, 将方程中的未知数移至左边, 得 $\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n = \frac{1}{W} \ln \frac{I_0}{I_n}$ 。这个方程式表明, 如果入射线强度 I_0 、穿射强度 I_n 、物质的长度增量 W 均为已知, 那末沿着入射线通过途径上衰减系数之和 $(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n)$ 就可以计算出来。

为了建立 CT 图像, 就必须求出每个小单元的衰减系数 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 、 $\dots$ 、 μ_n 。也就是说, CT 建立图像的过程就是求每个小单元衰减系数的过程。因此, $\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n = \frac{1}{W} \ln \frac{I_0}{I_n}$ 就是 CT 建立图像的基本方程。 N 个未知的衰减系数不可能由一次穿射而获得, 因为一个方程式不可能解出多个未知数。但从不同方向上进行多次的穿射, 就可以收集足

够多的数据,从而建立起足够数量的方程式。如果把断面等分成 256×256 个单元,X线在每个角度上投影 256 次,这样每一角度上可建得 256×256 个方程式,求得 256×256 个单元所对应的衰减系数。然后电子计算机求解这些方程式,从而得出每一个小单元的衰减系数。以第一代日本的 CT-H₂ 头颅 CT 扫描机为例,每次直线扫描可得 256 个信息,旋转 180° ,作 180 次扫描,可得 46 080 个信息。因此,像素越小,检测器数目越多,计算机所测出的衰减系数就越多越精确,从而可以建立清晰的图像,以满足医学诊断上的需要。

二、图像的重建 用来进行 CT 图像重建的数学运算处理方法,直接关系到图像质量和重建时间。图像重建有多种方法,包括:①直接反投影法;②迭代法;③解析法。而解析法是目前 CT 图像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,即一个投影的一维富里叶变换是图像的二维富里叶变换在中心线上的值,具体有以下 3 种方法:

(一) 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像。

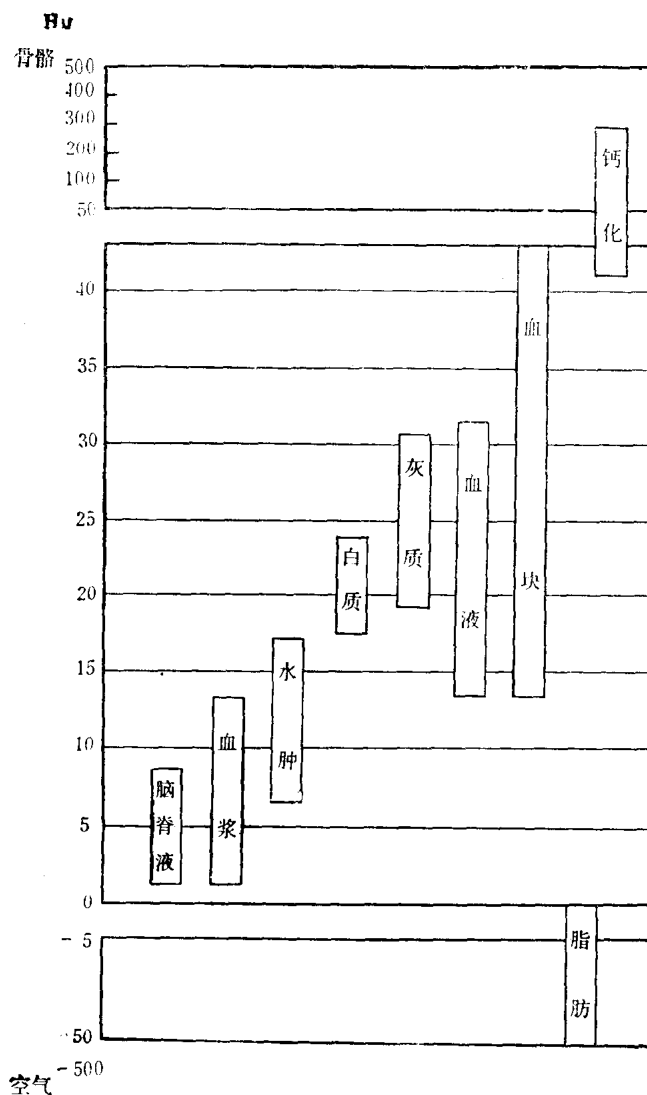
(二) 空间滤波反投影法 先把扫描测得的投影值直接进行反投影,形成带有星状模糊的图像,然后利用二维富里叶变换到频域,再进行二维滤波,最后利用二维富里叶逆变换反演到真实空间,得到修正后的重建图像。

(三) 褶积反投影法 首先把滤波函数和投影函数进行褶积运算,再使之反投影,以得到重建图像。此法比前几种重建法简单,无需进行富里叶变换,因而也快得多。此外,这种方法重建的图像质量较高,因此是目前最广泛应用的方法。

三、影响 CT 成像的因素

(一) 窗宽与窗位 CT 检查中,无论是矩阵图像或矩阵数字都是 CT 值的代表,而 CT 值又是从人体不同组织、器官吸收 X 线后的衰减系数 μ 值换算而来的,CT 值 = $\left[\frac{\mu - \mu W}{\mu W} \right] \cdot a$, μ 和 μW 分别为受测物体和水的衰减系数, a 为各厂商所选定的标度因素。 a 为 500 或 1 000 时,标出的 CT 值分别标为 EMI 单位或 Hounsfield 单位(H)。一个 EMI CT 值相当于二个 Hounsfield CT 值。正常人体不同组织、器官的 CT 值见图 1-2。

目前绝大多数的 CT 扫描机具有 1 000 或 2 000 以上的 CT 值的变化范围。在多数情况下实际所需了解的只是一个较小范围的组织吸收 X 线值的变化,如大多数颅内病变 CT 值的变化都包括在 $-20 \sim +100\text{Hu}$ 之间。但是,有时欲了解一个较宽范围的组织吸收 X 线值的变化,如作胸部 CT 扫描,拟同时了解肺和其他软组织的情况时就是如此。这就要求检查者选择显示的 CT 值的范围和范围的中点,这个范围即所谓的窗宽,这个范围的中点即所谓的窗位。在 CT 的黑白显示器上,根据医生的习惯,往往将高 CT 值显示为淡色即白色,低 CT 值显示为深色即逐渐加深直至黑色。显示器具有一定数量的灰度等级(如 16 或 64 等),由于人眼只能分辨有限数量的灰度等级,根据拟显示结构 CT 值的变化范围来确定窗宽和窗位是相当重要的。每一灰度等级所包括的 CT 值范围随窗宽的加宽而增大,并随其宽度变窄而变小。每一灰度等级所包括 CT 值的范围,可用灰度级数除窗宽而算出。窗位即窗宽所表示 CT 值范围的中点,只有窗位选择恰当才能更好地显示不同密度的组织。如显示器上窗宽选择为 100,而窗位为 0,则 CT 值介于 $-50 \sim +50\text{Hu}$ 之



线图 1-2 正常人体组织的 CT 值

间者呈现为不同的灰度，而 CT 值小于 -50 和大于 +50Hu 者分别显示为黑色和白色。

(二) 噪声与伪影 扫描噪声即光子噪声为穿透人体后到达检测器的光子数量有限，且其在矩阵内各图像点(像素)上的分布不是绝对均匀所造成。所以均质的组织或水在各图像点上的 CT 值不是相等的，而是在一定范围内呈常态曲线分布的。为减少噪声必须增加 X 线剂量，噪声减半需增加约 4 倍的 X 线量。

组织噪声为各种组织(如脂肪组织和脑组织等)的平均 CT 值的变异所造成，即同一组织的 CT 值常在一定范围内变化，以致不同组织可以具有同一 CT 值。因此，根据 CT 值确定病理性质时需注意这一点。

伪影(Artifacts)为扫描时的实际情况与建像所带来的一系列假设不符合所造成。扫描时患者的移动可产生移动性伪迹，一般呈条状低密度影，与扫描方向一致(图 1-1)。高密度物质如术后银夹、枕骨内粗隆和前颅窝鸡冠等亦可产生伪影，可呈放射状或条状高密度影(图 1-2)。低密度物质周围可发生低密度暗带，如副鼻窦及含空气组织周围(图 1-3)。