



头部CT诊断学

吴恩惠 主编

· 人 民 卫 生 出 版 社 ·

头部CT诊断学

吴 恩 惠 主编

人 民 卫 生 出 版 社

8710375

内 容 提 要

本书共分四章。第一章介绍 CT 基础知识。第二章、第三章为颅脑疾病 CT 诊断总论及各论。第四章介绍眼、耳鼻咽喉疾病 CT 诊断。

书中论述了 CT 基本原理、构造及其优点,讲述颅内肿瘤、脑血管病、颅脑外伤、颅内炎症、先天畸形等疾病的 CT 表现及诊断,并介绍了 CT 在眼、耳鼻咽喉疾病诊断中的应用。为了便于读者学习,尚汇集了照片和线图 290 幅。本书可供放射科医师、神经科、眼科及耳鼻喉科医师参考。

责任编辑 王 兵

头部 CT 诊断学

吴恩惠 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 13印张 4插页 253千字

1985年4月第1版 1986年9月第1版第2次印刷

印数: 7,701—10,700

统一书号: 14048•4527 定价: 9.75元

(科技新书目: 125—55)

DS75/24

编 者

吴恩惠 张云亭 白人驹
陶叔巍 于荣溥 张国宪
吴 奇

绘 图 齐 桐

照 片 摄 制

天津医学院医学摄影室
天津医学院附属医院放射科 管同伟

序

计算体层(CT)摄影技术是70年代初放射诊断学的一项重大革新,采用了与普通X线摄影完全不同的方法,可显示出身体内部各种组织器官的断层影像。普通X线摄影颅内软组织均不能显影,过去作造影检查亦不能显示病变的全貌。而CT可显示出各种病变的不同影像,不但能定位而且多能定性。因而对颅内各种病变的诊断和鉴别诊断很有价值。由于CT操作方便迅速,特别对颅脑损伤、脑血管意外等能很快作出诊断,以便于及时采取适当的抢救措施,提高治疗效果。

天津医学院附属医院自1980年春引进头颅CT装置,积累了大量检查资料,现由吴恩惠教授主持总结撰写成书。并参考了许多文献,介绍了CT的基础知识,参照CT像片详细描述了颅内肿瘤、脑血管病、颅脑损伤、颅内炎症等各种神经科常见病的CT诊断,并介绍了CT在眼科和耳鼻喉科的应用。内容丰富,很有实用价值。目前国内尚缺乏此类专著,并且CT正在逐渐普及,相信本书将会对有关各科工作者在实践中起到参考作用。

天津市神经病研究所

薛庆澄

1983年3月

前 言

临床应用 CT 诊断仅有 10 年左右，但它的诊断价值很高，尤其在头部诊断。近年来，国内开展 CT 诊断工作的单位日益增多，但缺少头部 CT 诊断的专著。因此，我们在上级党委的领导与支持下，在神经内科、神经外科、眼科、耳鼻咽喉科、精密仪器科和有关科室的大力协助下，对三年多 10,000 余例头部 CT 资料进行了总结，结合国内、外文献写成此书，以供同志们参考。

本书分 CT 基础知识、颅脑 CT 诊断总论和各论以及眼、耳鼻咽喉 CT 诊断四章。以总结我院材料为主，参考文献资料为辅，力求符合我国实际。在介绍每一章的诊断时，首先叙述检查方法和正常 CT 表现。介绍每一疾病时，则先简述其病理改变再描述其 CT 表现，然后讨论其诊断与鉴别诊断。除文字外，还配合以线条图 30 帧与 CT 照片图 260 幅，适于放射科和有关临床医师在医疗、教学、科研工作中参考。

由于我们开展此项工作时间尚短、实践经验有限、了解很不深入，加之受到写作能力的限制，缺点、错误一定不少，敬请批评指正。

天津市神经病学研究所所长、天津医学院附属医院神经外科主任薛庆澄教授为本书作序，仅致谢忱。

本书中小脑结核瘤、脑囊虫病和脑包虫病的 CT 图片分别由沈阳军区总医院和新疆医学院附属医院放射科提供，表示谢意。

吴 恩 惠

一九八三年 三 月

目 录

第一章 CT 基础知识	1
第一节 CT 发展概况	1
第二节 CT 基本结构与原理	1
一、CT 基本结构	1
二、CT 图象重建方法	4
第三节 CT 装置	6
一、扫描装置	6
二、计算机系统	7
三、图象记录	8
第四节 CT 图象与CT 值	8
一、CT 图象	8
二、CT 值	8
三、窗位与窗宽	10
四、CT 分辨力	11
第二章 颅脑CT 诊断总论	14
第一节 颅脑CT 检查方法	14
一、普通检查	14
二、特殊检查	29
三、造影增强检查	29
四、阿米培克脑池造影	30
第二节 头部CT 图象分析	32
一、CT 图象的特点	32
二、正常颅脑CT 图象	34
三、异常颅脑CT 图象	48
四、CT 图象分析步骤	51
第三节 CT 的适应证和同其它神经放射检查方法的配合应用	52
一、脑瘤	52
二、脑血管意外	54
三、颅脑外伤	55
四、颅内炎症	55
五、先天畸形与新生儿疾病	55
六、其它脑实质病变	55
七、手术与放疗后	55
第三章 颅脑CT 诊断各论	57
第一节 脑瘤	57

一、概述	57
二、脑瘤的基本 CT 表现	59
三、不同类型脑瘤的 CT 表现	63
第二节 脑血管疾病	97
一、脑出血	97
二、脑梗塞	103
三、脑静脉或静脉窦闭塞	111
四、动脉瘤	112
五、脑血管畸形	116
六、烟雾病	122
第三节 颅脑外伤	124
一、急性外伤	124
二、亚急性与慢性硬膜下血肿	131
三、硬膜下水瘤	133
四、外伤后遗症	133
第四节 炎症性疾病	134
一、脑膜炎	134
二、脑脓肿	135
三、肉芽肿	138
四、脑炎	141
五、硬膜外与硬膜下脓肿	142
六、室管膜炎	142
第五节 脑寄生虫病	143
一、脑囊虫病	143
二、脑包虫病	145
第六节 先天性畸形和新生儿疾病	147
一、先天性畸形	147
二、新生儿疾病	154
第七节 脱髓鞘疾病与脑萎缩	155
一、脱髓鞘疾病	155
二、脑萎缩	158
第八节 手术后 CT 随访检查	159
第四章 眼、耳鼻咽喉 CT 诊断	163
第一节 眼 CT 诊断	163
一、检查方法	163
二、正常眼 CT 图象	163
三、异常眼 CT 图象	165
四、眶内肿瘤	166
五、眶内炎症	175
六、眼型格氏病	177

七、血管性疾病·····	178
八、眼眶外伤与眶内异物·····	179
第二节 耳CT 诊断·····	180
一、检查方法·····	180
二、正常耳CT 图象·····	180
三、疾病诊断·····	183
第三节 鼻与鼻窦CT 诊断·····	185
一、检查方法及正常鼻与鼻窦CT 图象·····	185
二、疾病诊断·····	185
第四节 咽部CT 诊断·····	188
一、检查方法及正常咽部CT 图象·····	188
二、疾病诊断·····	189
第五节 喉部CT 诊断·····	190
一、检查方法及正常喉部CT 图象·····	190
二、疾病诊断·····	191
参考文献·····	193

第一章 CT 基础知识

第一节 CT 发展概况

X线影象是把具有三维的立体解剖结构摄成二维的平面图象，影象相互重叠，相邻的器官或组织之间如对X线的吸收差别小，则不能形成对比而构成图象。虽然断层摄影可解决影象重叠问题，造影检查可使普通X线检查不能显示的器官显影，但影象的分辨力不高，一些器官或组织，特别是由软组织构成的器官仍不能显影。1969年亨（Hounsfield）氏首先设计成计算横断体层摄影装置。经神经放射诊断学家安（Ambrose）氏应用于临床，取得极为满意的诊断效果。它使对X线吸收差别小的脑组织和脑室以及病变本身显影，并获得颅脑横断层面图象。这种检查方法称之为计算体层摄影（computed tomography，简称CT）。这一成果于1972年英国放射学会学术会议上发表，1973年在英国放射学杂志上报道，引起人们极大的关注。这种画质好、诊断价值高而又无创伤、无痛苦、无危险的诊断方法是放射诊断领域中的重大突破，促进了医学影象诊断学的发展。由于对医学上的重大贡献，亨氏获得了1979年的诺贝尔医学生物学奖。这种检查方法开始只能用于头部，1974年莱（Ledley）氏设计成全身CT装置，使之可以对全身各个解剖部位进行检查，扩大了检查范围。CT装置在设计上已有了很大发展，临床应用也日趋普遍。

CT诊断的特点是检查方便、迅速而安全，检查时只要患者不动地卧于检查床上，即可顺利完成检查，易为患者所接受，而且随访方便；虽然也有X线照射问题，但一般照射量不超过容许剂量，同所得到的诊断资料相比，则可以不计；图象是断层图象，密度分辨力高，可直接显示X线照片无法显示的器官和病变，同核素扫描和超声图象相比，CT图象清楚，解剖关系明确，病变显影良好，因此，病变的检出率和诊断的准确率较高；可以获悉不同的正常组织与病变组织的X线吸收系数（或衰减系数），以用于定量分析，即不仅有不同密度的器官、组织或病变的影象，而且有反映各自对X线吸收多少的数据，即吸收系数；由于图象是来自吸收系数的转换，因此，通过计算机进行图象处理，使图象的密度或灰度可调到适于对某些组织或病变进行观察的密度。不象X线照片各部影象的密度那样，不能调节。

第二节 CT 基本结构与原理

一、CT 基本结构

CT是以X线束从多个方向沿着头部某一选定断层面进行照射，测定透过的X线量，数字化后经过计算得出该层层面组织各个单位容积的吸收系数，然后重建图象的一种成象技术。为此，CT装置要包括：由X线管和能测量透过X线量的探测器所组成的扫描装置；可以把扫描所收集到的信息数据进行储存、运算并能重建图象的计算机；以及能显示图象的阴极射线管（cathod ray tube，缩写CRT）、快速打印机和光学摄影机等（图1-1）。可以看出CT同X线摄影不同，后者是用锥形X线束，利用透过人体的X线，使胶片感光而构成图象的成象方法。

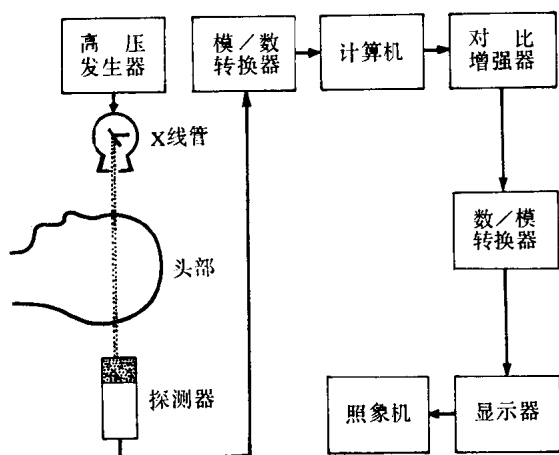
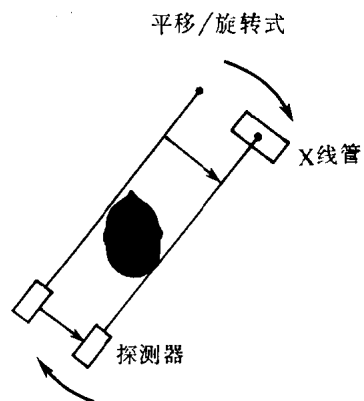
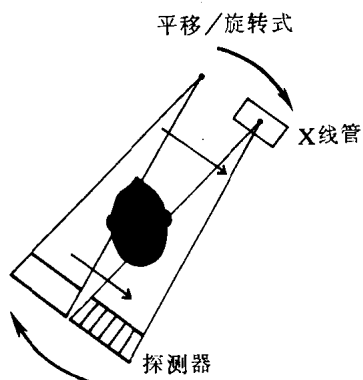


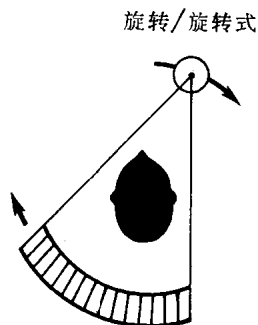
图 1-1 计算体层摄影装置示意图



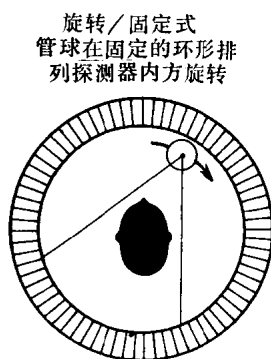
a 2个探测器并列扫描时间为4~5分钟



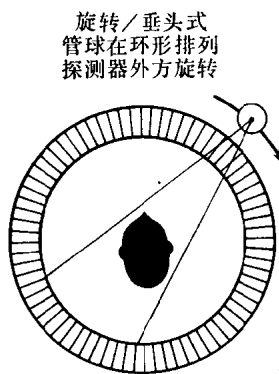
b 30个探测器扫描时间为18秒



c 300个探测器扫描时间为2~4秒



d 700个探测器扫描时间为2~4秒



e 1200个探测器扫描时间为3~30秒

图 1-2 不同的扫描方式

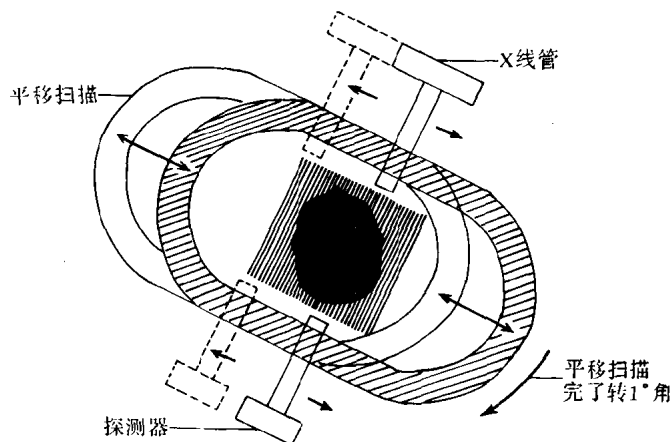


图 1-3
CT装置(扫描架)

X线扫描与透过的X线量测量方法因CT装置不同而异。图1-2是不同结构的扫描装置，其扫描方式亦异。一般也将CT装置象计算机的划代那样分成几代。实际上，这种划分并不确切。

现以原始的CT-装置为例，如EMI-MK1型说明CT装置的工作情况(图1-2a、3)。X线源用3毫米宽的笔形束，对包括头部的24厘米正方形的一边进行平移扫描。与X线束相对的是同步平移的探测器，接受透过头部的X线，按照240个点进行X线测量，而得240个信息。扫描完了，则以头部为中心扫描架旋转 1° 角，再行另一个方向的扫描。如此连续进行平移扫描和旋转，直至转完 180° 角，即进行了180次平移扫描为止，完成一个层面的扫描。这样可

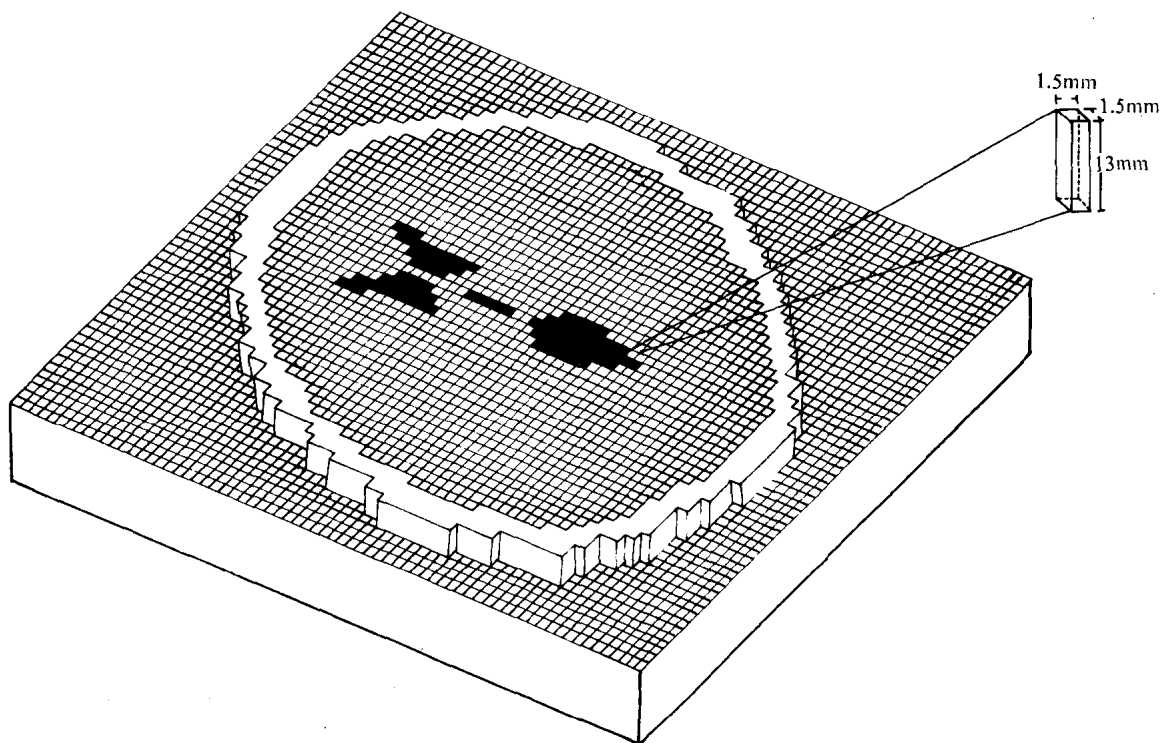


图 1-4 CT 图象的单位容积和像素 (Pixel)

得到 240×180 , 即 43,200 个信息。这些信息经模拟/数字转换器 (analog/digital converter) 转换成数字存储于磁盘 (disk) 中。由计算机运算而得出该 24 厘米正方形, 厚度为 8 或 13 毫米层面中, 每个 $1.5 \text{ 毫米} \times 1.5 \text{ 毫米} \times 8$ (或 13) 毫米单位容积的吸收系数 (图 1-4), 共有 25,600 个, 并排列成行与列, 成为 160×160 的矩阵, 即数字矩阵 (digital matrix), 每个方块面积称为像素 (pixel 或 voxel)。计算结果存储于磁盘中。根据计算机的指令, 这些吸收系数经数字/模拟转换器 (digital/analog converter) 而于阴极射线管上显出该层面的图象。也可用快速打印机将各个吸收系数印出, 成为数字矩阵 (图 1-5)。实际, 在 X 线管的前方即 X 线管与被查体之间还有一个探测器, 由这两个探测器测量并计算出该层面各个单位容积的吸收系数。由于探测器少, 扫描次数多, 时间长, 所以重建一个层面的图象所需时间要以分计。这种 CT 装置的扫描方式是平移/旋转式 (translate/rotate, 缩写 T/R)。如以代划分, 则属第一代。

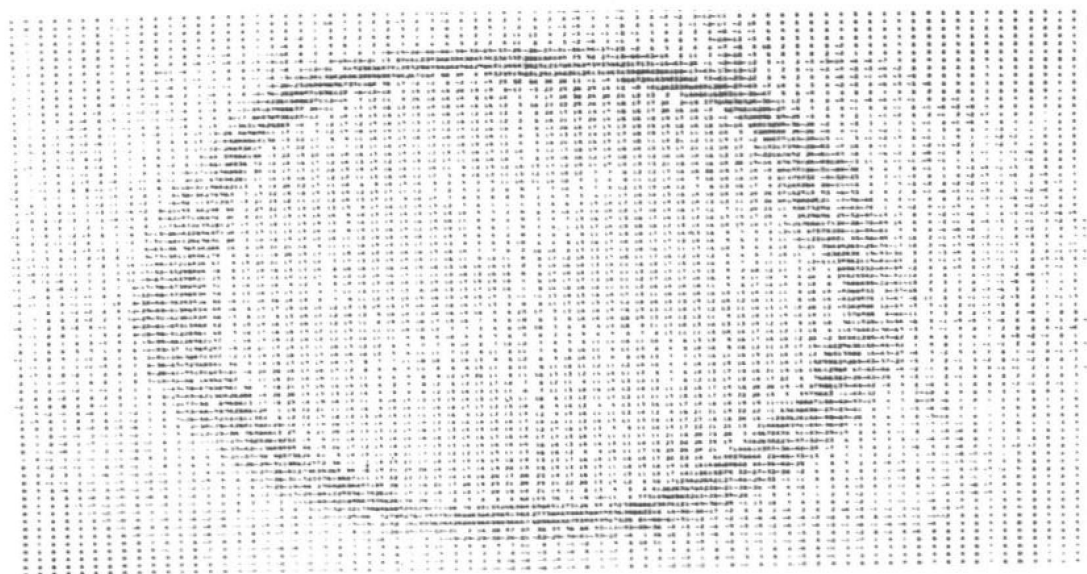


图 1-5 数字矩阵

二、CT 图象重建方法

早在 1917 年澳大利亚数学家雷 (Radon) 氏就从数学原理上证明了二元或三元物体由投影的无限集合可重建图象。物体断层层面的各个单位容积从多个方向 X 线扫描所得的投影数据, 经计算机快速运算, 即经图象重建的处理过程而可重建图象。重建图象的数学方法有多种, 包括①直接矩阵法 (direct matrix method) 或逆矩阵法 (matrix inversion method); ②单纯重合法 (linear superposition method) 或逆投影法 (back projection method); ③逐次近似法 (iterative approximation method), 其中又分代数复元技术 (algebraic reconstruction technique, 缩写 ART)、同时逐次复元技术 (simultaneous iterative reconstruction technique, 缩写 SIRT) 和最小逐次近似技术 (least iterative technique, 缩写 LSIT); ④傅利叶 (Fourier) 变换法, 其中主要是滤波修正逆投影技术 (filtered back projection technique) 等。

上述数学方法涉及许多数学公式, 不拟详述, 仅以逆矩阵法为例简述每个互相重叠的单位容积吸收系数计算的过程。

图 1-6 是假定某一断层面是由 4 个吸收系数不同的单位容积所组成，即 1、2、3、4。它们各自的吸收系数 (x_1 、 x_2 、 x_3 、 x_4) 可从 A~F 几个方向的投影值所求得。逆矩阵法就是求解下述各式的联立一次方程式。

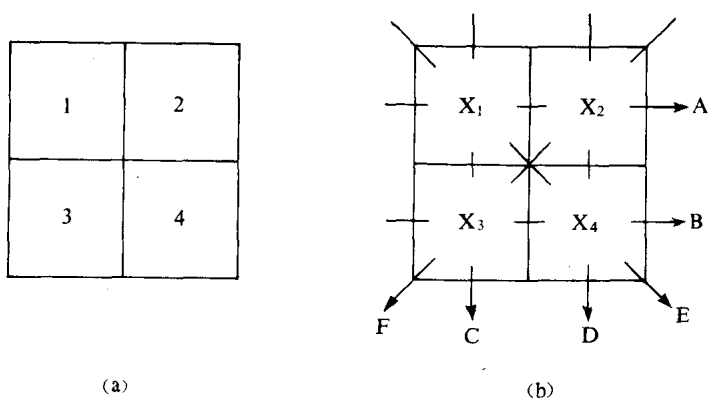


图 1-6 逆矩阵法
a 1、2、3、4 为四个相邻的单位容积
b x_1 、 x_2 、 x_3 、 x_4 为每个单位容积的吸收系数，A、B、C、D、E、F 为线束的投影

投影 A $x_1 + x_2 = 3$

投影 B $x_3 + x_4 = 7$

投影 C $x_1 + x_3 = 4$

投影 D $x_2 + x_4 = 6$

投影 E $x_1 + x_4 = 5$

投影 F $x_2 + x_3 = 5$

由投影 A 和 C 得

$$(x_1 + x_2) - (x_1 + x_3) = 3 - 4$$

$$x_2 - x_3 = -1$$

从上式和投影 F 得

$$(x_2 - x_3) + (x_2 + x_3) = -1 + 5$$

$$2x_2 = 4$$

$$x_2 = 2$$

由投影 A 得

$$x_1 + x_2 = 3$$

$$x_1 = 3 - x_2$$

$$x_1 = 3 - 2$$

$$x_1 = 1$$

由投影 C 得

$$x_1 + x_3 = 4$$

$$x_3 = 4 - x_1$$

$$x_3 = 4 - 1$$

$$x_3 = 3$$

由投影 D 得

$$x_2 + x_4 = 6$$

$$x_4 = 6 - x_2$$

$$x_4 = 6 - 2$$

$$x_4 = 4$$

经过联立一次方程计算得知 1、2、3、4 四个单位容积的吸收系数分别为 1、2、3、4。求出所有的未知数。实际上一个层面的未知数颇多，而联立方程式的数目也极大，即使用大型计算机也难于完成。逆矩阵法是基本的图象重建法，但实际上并不应用。

第三节 CT 装 置

CT 装置由扫描装置、计算机系统和图象显示与记录系统组成。

一、扫 描 装 置

扫描装置是收集透过被检查体的 X 线信息的部分，主要有能发射 X 线的 X 线管和接受透过被检查体 X 线的探测器。

(一) X 线管

作为 CT 扫描用的 X 线管与一般 X 线管相同。分固定阳极和旋转阳极两种。前者用于 T/R 扫描方式，即用于一、二代的 CT 装置，后者则用于其它形式的扫描，多用于三、四代的 CT 装置。

1. 固定阳极 X 线管 由于扫描是 T/R 方式，收集信息时间较长，所以焦点常较大，呈矩形，对着断层厚度的方向为长边，而且用强制油冷式进行冷却。输入电压为 100~150 千伏，电流与电压乘积为 4,000 千伏·毫安，例如用 120 千伏的电压，则电流用 30 毫安。这样，焦点的热负荷在容许范围内，冷却速度也适当。CT 扫描用 X 线管输入的高电压电流与诊断用 X 线管相比，其波动越小越好，也就是电压越恒定越好。在整个扫描过程中，X 线一直发射。

2. 旋转阳极 X 线管 三~四代 CT 装置，扫描时间只为 2~10 秒，信息收集时间缩短。而通过 X 线管的电流较大，常是 100~600 毫安。固定阳极由于热负荷不足，不能耐受阳极所产生的高热。因此，需要用旋转阳极管球，使焦点的瞬间容许热负荷大幅度增加。X 线管的工作时间短，冷却方式可用空气冷却。焦点大小为 1.0 毫米。

(二) 探测器

X 线扫描时，探测器接受的 X 线量是一定时间内的模拟量，并不是直接计算 X 线光子数目。第一、二代 CT 装置的探测器用碘化钠晶体与光电倍增管组成。碘化钠晶体探测器对 X 线的敏感度比胶片大 100 倍。后来，改用氟化钙 (CaF_2) 晶体和锗酸铋晶体 (Bismuth Germanate— $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ，缩写 BGO)。这些晶体在 X 线照射时，产生与 X 线量成比例的可见光线，经光电倍增管放大，并由光能转为电子流作为扫描信息而输入计算机。晶体中放入微量的增光或减少余辉的激活物质。第三代 CT 装置的探测器主要用氙气 (Xenon—Xe) 电离室，而第四代则由 BGO 晶体和光电倍增管组成。

1. 闪烁器与光电倍增管式 上述碘化钠、氟化钙和锗酸铋都可用于闪烁器，属于无机结晶。碘化钠对 X 线光子的检出率为 100%。但余辉是最大的问题，在遮断 X 线后 0.1 秒内，其强度与原来强度相比，还有 $10^{-2} \sim 10^{-3}$ 的余辉。氟化钙与锗酸铋晶体余辉则非常小。氟化钙的 X 线光子检出率差。锗酸铋同碘化钠及氟化钙相比优点较多，所以应用较广。因为铋原子序数为 83，较高，比重较大，其能量吸收系数比碘化钠大三倍。虽然晶体小，其检出率也不差，无余辉，也不潮解。

2. 氙气电离室 100 个以上的探测器密集排列，在结构排列上较难，但用电离室则不困

难。于电离室中封入具有 20 个大气压的原子序数高的高压氙气,可提高捕捉 X 线光子的效率。也有用氪 (Kr) 气的。同闪烁器光电倍增管式相比,其检出率虽低,但无余辉,而稳定性较好。

(三) 准直仪

X 线管前方有准直仪 (collimator)。CT 扫描时, X 线束的准直与否对患者的 X 线照射量和重建图象的质量有较大关系。第一~二代 CT 装置使用较大焦点管球,半影大,需用准直仪,而准直仪使通过被查体的 X 线光子有 45% 不能进入探测器。第三代 CT 装置用小焦点管球,半影小,没有必要使用准直仪,全部光子可进入探测器中, X 线光子的利用率比第一~二代者大 2~3 倍。

断层层面厚度取决于准直仪长轴的长度,层面厚度比像素要大,例如 EMI MK1 型 CT 装置,其像素一边为 1.5 毫米,而厚度为 8 或 13 毫米。

(四) 扫描方式

扫描方式不同。图 1-2b 所示, X 线源为具有不同角度的扇形束,例如为 10° 角,对面有为数不等的,例如 16 个或 30 个探测器,仍用平移/旋转方式扫描,但与第一代不同,转的角度较大,例如转 10° 角,如是扫描 18 次,即可完成一个层面的扫描。由于探测器较多,获得信息多,扫描次数减少,扫描时间也缩短,可达 10~40 秒。这类装置属于第二代。全身扫描装置也可用这种扫描方式。

图 1-2c 所示 X 线源呈扇形,被查体位于扇形束中, X 线管与探测器相对,以被查体轴为中心,行 90° 或 180° 旋转,旋转同时进行扫描。这样,可由多个方向获得信息。由于探测器数目多,可达 300 个,所得信息多。旋转又与扫描同时进行,使一个层面的扫描时间进一步缩短,可以秒计,约为 2~4 秒。这种扫描为旋转/旋转式 (rotate/rotate, 缩写 R/R),也可称单纯旋转式。X 线管产生 X 线脉冲,透过人体进入探测器组,在旋转扫描过程中, X 线管发射出几百次 X 线脉冲。能获得更多信息。这种 CT 装置属第三代。

图 1-2d 探测器约有 700 个,固定排列成环形,被查体的轴在环的中心, X 线管在环形排列的探测器内作 360° 的旋转,而探测器不动。X 线管旋转同时进行扫描,同 X 线管所发射的扇形束相对的探测器接受透过的 X 线。这种扫描属旋转/静止式 (rotate/stationary, 缩写 R/S)。扫描时间可缩短到 2~5 秒。属第四代。

图 1-2e 探测器排列成环状,被查体在环内,而探测器均向着被查体的轴倾斜,以躲开 X 线束。X 线管在环形排列的探测器外边,当旋转扫描时,倾斜的探测器也同步旋转。这种运动为垂头运动 (nutation)。扫描方式为旋转/垂头式 (rotate/nutation, 缩写 R/N)。探测器可达 1,200 个,完成一个层面的扫描时间为 3~30 秒。仍属于第四代。

目前还设计适应检查心血管的快速适时方式扫描。例如采用多 X 线源 (28 个 X 线管),脉冲输出 X 线的扫描方式,使扫描时间缩短到 0.01 秒。图象分辨力高,可检查心脏。但价格昂贵,不便推广使用,属第五代。

二、计算机系统

CT 扫描所用计算机系统应具有高速运算、大量数据储存和检索的功能,是由中心处理装置 (central process unit, 缩写 CPU)、主储存装置 (此两项通常称之为计算机)、辅助储存装置、显示装置和操作台、打字机、快速打印机装置等组成。

中心处理装置与主储存装置是计算机的核心,进行投影数据的收集和运算。

辅助储存装置主要用磁盘和磁带 (magnetic tape, 缩写 MT),用于储存图象的数据。

磁盘储存的图象数据受中心处理装置所控制,可即时依指令显示图象。当今所用磁盘容量,对矩阵为 256×256 的图象可储存50个,多者可达500个。磁带可长达2,400尺,记录200个图象的数据。

显示装置用阴极射线管。现今多用黑白电视显示装置,灰阶表现能力为16个梯度。也可用彩色电视显示装置,但应用不多。

操作台和打字机可用于输入X线扫描条件和有关患者的资料、发出开始或停止收集数据的指令。快速打印装置则可印出相应层面的吸收值——CT值,并排列成数字矩阵。由于CT图象是数学上的图象重建,所以通过操作台发出指令,经计算机处理,可将横断各层某一相应部分CT值重新排列而组成冠状面和矢状面图象。还可按参数放大,而得到某一局部的放大图象,测量某一解剖结构或病变的径线以及它们的CT值等。这些操作均可使用操作台上的功能键来完成。

三、图 象 记 录

CT图象的数据可储存于磁盘或磁带中,但仍需用照片直接记录图象。如需即刻获得则用偏振光照片(polaroid film)摄下或用胶片摄下。前者需要用偏振光照象机和偏振光照片,后者需将阴极射线管上的图象先行黑白反转,再用摄影机摄下。常用的是多画面照象机(multiformat camera),系由显示屏光学系统和操作系统所组成。还可加上自动显象系统。胶片大小可用 8×10 吋或 14×17 吋的。1张照片可记录1~9个画面。胶片则用单面胶膜者。偏振光照象机价廉,但偏振光照片昂贵。

第四节 CT 图象与CT 值

一、CT 图 象

CT图象是由一定数目的由黑到白不同灰度小方块按矩阵排列所构成的。这些小方块是反映相应单位容积的吸收系数。以原始的EMI MK1型CT装置为例,是在24厘米正方形图象中包括着 160×160 个象素。显然,象素越小,数目越多,则构成的图象越细致。象素的大小与数目因CT装置不同而异。有 $240 \times 240 = 57,600$ 、 $256 \times 256 = 65,536$ 、 $336 \times 336 = 112,896$ 和 $512 \times 512 = 262,144$ 个的。象素大小则为 1.0×1.0 毫米, 0.5×0.5 毫米不等。

CT图象在显示屏上以由黑到白的不同灰度表示,黑表示低吸收区,即低密度区,如脑室;白表示高吸收区,即高密度区,如颅骨。这与X线照片所示的黑白图象一致。由于CT有高的密度分辨力,所以人体软组织的吸收系数虽大多数近于水的吸收系数,也能形成对比而显影(CT能分辨出吸收系数只有0.1~0.5%的差异,这与CT装置的精密程度有关)。

二、CT 值

如前所述,CT图象是由身体某一选择层面一定数目象素,按该层面固有的排列关系所构成。计算机对X线从多个方向扫描所得的信息,计算出每个单位容积的X线吸收系数(或称衰减系数—— μ 值)。这个 μ 值再换算成CT值,以作为表达组织密度的统一单位。规定将受测物质的衰减系数 μ_M 与水的衰减系数 μ_W 作为比值计算,并以骨皮质和空气的衰减系数分别作为上下限进行分度,这样就得出CT值。

CT值的计算公式如下: