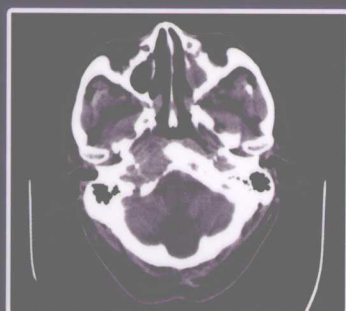
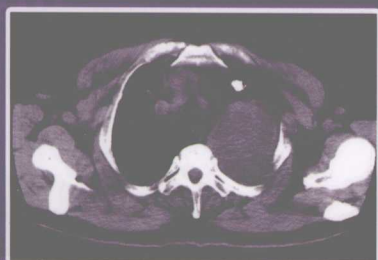


实用CT 诊断学

Practical Diagnostics of CT

主编 孟庆学 柳澄田 军



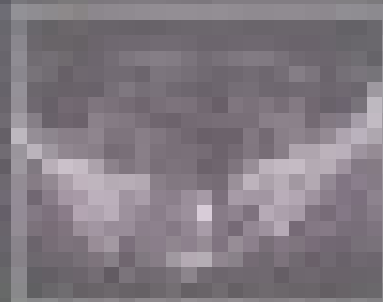
 科学技术文献出版社

实用CT

诊断学



图 1-1-1 急性颅内出血



实用 CT 诊断学

主 编 孟庆学 柳 澄 田 军

科学技术文献出版社

Scientific and Technical Documents Publishing House

北 京

图书在版编目(CIP)数据

实用 CT 诊断学/孟庆学等主编. -北京:科学技术文献出版社,2009.7
ISBN 978-7-5023-6315-4

I. 实… II. 孟… III. 计算机 X 线扫描体层摄影-诊断学 IV. R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 028814 号

出 版 者 科学技术文献出版社
地 址 北京市复兴路 15 号(中央电视台西侧)/100038
图书编务部电话 (010)58882938,58882087(传真)
图书发行部电话 (010)58882866(传真)
邮 购 部 电 话 (010)58882873
网 址 <http://www.stdph.com>
E-mail:stdph@istic.ac.cn
策 划 编 辑 丁坤善
责 任 编 辑 李 蕊
责 任 校 对 唐 炜
责 任 出 版 王杰馨
发 行 者 科学技术文献出版社发行 全国各地新华书店经销
印 刷 者 富华印刷包装有限公司
版 (印) 次 2009 年 7 月第 1 版第 1 次印刷
开 本 889×1194 大 16 开
字 数 1223 千
印 张 45.25
印 数 1~3000 册
定 价 108.00 元

© 版权所有 违法必究

购买本社图书,凡字迹不清、缺页、倒页、脱页者,本社发行部负责调换。

序

从 1895 年德国物理学家威·康·伦琴(W. K. Roentgen)发现 X 线并应用于临床诊断一百多年来,医学影像学经过了无数次技术革命和迅猛发展。至今,医学影像学已成为一门包括 X 线、CT、B 超、MR、DSA、ECT 等诊断的综合学科,并为现代医学的发展注入了强劲的活力。CT 是医学影像学的重要组成部分,这一高科技检查技术的应用无疑是继传统放射学后的又一次历史性飞跃,是对医学影像学发展的巨大贡献。目前,CT 已成为最常用的医学影像学诊断方法之一。

近年来,CT 诊断广泛普及,已成为县以上各级医院不可缺少的诊断手段之一。广大影像学医师以及临床医师,尤其是基层医师急需对 CT 诊断学的理论知识进行系统地学习和掌握。CT 知识已纳入影像学专业“三基”(基本理论、基本知识、基本技能)范畴,要做到应知应会。本书作者长期从事医学影像学诊断,精于 CT 研究,作者结合自己的临床实践经验,参阅大量国内外文献资料编著了《实用 CT 诊断学》一书,相信该书将有助于广大影像学医师、临床医师特别是中青年医师深入学习和掌握 CT 诊断理论与技术,进一步提高诊断水平。

该书推陈出新,编者既注重基础理论的阐述,又纳入了许多新技术和新进展,既有科学性、先进性,又有实用性;内容丰富、新颖,深入浅出,便于记忆、理解和学以致用。相信此书会成为广大影像学医师以及临床各科医务人员的良师益友。

武乐斌

2009 年 3 月于泉城济南

前 言

当前,CT 诊断技术在我国已得到广泛的应用。CT 的应用无疑是继 X 线技术应用以来,现代医学的又一次巨大历史性变革。从 1972 年 CT 机的诞生,到今天双源 CT 的应用,CT 的技术设备经历了数次更新和换代,特别是近 10 年来,CT 技术和设备的发展更是日新月异,与其相关的新知识和新概念层出不穷,影像医学各学科技术和知识的更新周期已缩短为 5~10 年。如何掌握 CT 诊断学的精华是影像学医师及临床医师所面临的重要任务之一。我们结合自己的实践,参阅、收集和整理了十余年来大量的国内外相关报道和文献资料,编写了这本《实用 CT 诊断学》。本书共分 23 章,线条插图近 100 幅,CT 插图近 700 幅,包含的病种齐全,力求从 CT 成像原理、解剖、病理和 CT 影像学表现等方面给予系统的阐述。它既适用于读者系统学习和掌握 CT 诊断学理论,也便于读者结合具体病例提高诊断水平,是一部理论与实践紧密结合的参考书。

本书在编写过程中,始终贯穿理论与实践相结合,采用图文结合的方式,尽可能使其兼顾先进性和实用性。因为本书编写者都是从事影像学诊断二三十年以上的专家、学者和教授,他们在长期的实践中有着丰富的经验与体会,这是本书质量的重要保证。由于本书涉及的内容广泛,且影像学发展飞快,加之我们的能力和经验有限,尽管在编写过程中付出了很大努力,但仍难免存在疏漏和差错,敬请广大读者给予批评指正。

本书承蒙中华医学会放射学分会山东省放射学会主任委员、中国医师协会放射医师分会副会长、山东省医学影像学研究所所长、博士生导师武乐斌教授主审并作序;山东省医学影像学研究所情报资料室赵鲁彬教授为该书绘图;还得到了山东省沂源县人民医院的大力支持,特致谢忱!

孟庆学

2009 年 2 月于沂河之源

目 录

第一章 总论	1	第一节 检查方法	145
第一节 CT 机的基本构造和原理	1	第二节 正常解剖、变异和 CT 表现	145
第二节 CT 的应用和进展	3	第三节 先天性疾病	148
第三节 常用的 CT 技术术语	6	第四节 外伤	149
第二章 颅脑	9	第五节 炎症和囊肿	151
第一节 检查方法	9	第六节 肿瘤	158
第二节 正常解剖和 CT 表现	10	第六章 咽和喉	165
第三节 先天颅脑发育畸形和变异	19	第一节 检查方法	165
第四节 新生儿及婴幼儿脑疾病	29	第二节 正常解剖和 CT 表现	165
第五节 脑积水	34	第三节 先天性疾病	171
第六节 脑萎缩	36	第四节 炎症和良性肥大	172
第七节 脑缺血、出血和脑血管病变	39	第五节 肿瘤	177
第八节 颅脑外伤及其他损害	51	第七章 口腔颌面部	185
第九节 颅内肿瘤和囊肿	59	第一节 检查方法	185
第十节 颅内感染性和其他炎性疾病	88	第二节 正常解剖和 CT 表现	187
第十一节 脑白质病及少见的代谢性 疾病	96	第三节 颌骨疾病	188
第三章 眼和眼眶	108	第四节 涎腺疾病	200
第一节 检查方法	108	第五节 颞下颌关节疾病	204
第二节 正常解剖和 CT 表现	108	第八章 颈部	207
第三节 先天性病变	110	第一节 检查方法	207
第四节 外伤和异物	113	第二节 正常解剖和 CT 表现	208
第五节 眼眶内炎性病变	115	第三节 先天性囊性病变	210
第六节 眼及眼眶部肿瘤	117	第四节 颈动脉间隙及其他颈外侧区 病变	212
第七节 眶内血管性病变	125	第五节 甲状腺疾病	218
第八节 眼部其他疾病	129	第六节 甲状旁腺疾病	225
第四章 耳及颞骨	130	第九章 呼吸系统	228
第一节 检查方法	130	第一节 检查方法	228
第二节 正常解剖和 CT 表现	130	第二节 正常解剖及 CT 表现	229
第三节 先天畸形和变异	135	第三节 呼吸系统疾病的基本 CT 表现	240
第四节 外伤	137	第四节 气管支气管疾病	246
第五节 炎症性疾病	138	第五节 肺先天性疾病	255
第六节 肿瘤和肿瘤样病变	142	第六节 肺不张	260
第五章 鼻和鼻窦	145		

第七节 肺气肿	262	第十三章 胰腺	460
第八节 肺水肿	265	第一节 检查方法	460
第九节 肺栓塞和肺梗死	268	第二节 正常解剖、CT 表现和变异	460
第十节 肺部炎症	270	第三节 胰腺炎症	462
第十一节 肺脓肿	285	第四节 胰腺肿瘤	466
第十二节 肺结核	287	第十四章 脾	477
第十三节 肺真菌病	297	第一节 检查方法	477
第十四节 肺寄生虫病和艾滋病	301	第二节 正常解剖、先天变异和畸形	477
第十五节 肺肿瘤	304	第三节 脾脏感染及梗死	479
第十六节 胸部损伤性疾病	326	第四节 脾囊肿及肿瘤	481
第十七节 尘肺	330	第十五章 肾、输尿管和膀胱	485
第十八节 肺结缔组织疾病	333	第一节 检查方法	485
第十九节 肺部弥漫性病变	338	第二节 正常解剖和变异	486
第二十节 胸膜、胸壁和横膈疾病	350	第三节 泌尿系统先天性发育异常	489
第二十一节 乳腺疾病	360	第四节 泌尿系结石和积水	495
第二十二节 纵隔疾病	367	第五节 泌尿系感染性疾病	498
第十章 心脏和大血管	382	第六节 肾脏囊性病变	507
第一节 检查方法	382	第七节 肾、输尿管和膀胱肿瘤	512
第二节 正常解剖和 CT 表现	383	第八节 肾血管病变及肾移植	525
第三节 胸部大血管的先天异常	385	第十六章 肾上腺	529
第四节 大血管病变	388	第一节 检查方法	529
第五节 心脏病变	394	第二节 正常解剖和 CT 表现	529
第六节 心包病变	400	第三节 肾上腺增生和肿瘤	530
第七节 心脏及胸部大血管损伤	402	第四节 肾上腺囊肿、血肿及皮质功能减退	537
第十一章 肝脏	403	第十七章 胃肠道	539
第一节 检查方法	403	第一节 检查方法	539
第二节 正常解剖、变异和血管畸形	406	第二节 正常解剖和 CT 表现	540
第三节 原发性肝细胞癌	410	第三节 食管疾病	541
第四节 非肝细胞性肝脏恶性肿瘤及转移瘤	419	第四节 胃疾病	544
第五节 肝血管瘤和其他良性占位性病变	426	第五节 十二指肠疾病	550
第六节 肝脏炎性疾病和寄生虫病	433	第六节 小肠疾病	552
第七节 肝脏弥漫性病变及血管病变	439	第七节 大肠疾病	559
第十二章 胆道系统	446	第八节 阑尾疾病	564
第一节 检查方法	446	第九节 肠梗阻	566
第二节 正常解剖、变异和先天异常	447	第十八章 腹膜腔与腹壁	570
第三节 胆系结石、炎症和出血	449	第一节 检查方法	570
第四节 胆囊息肉样病变	452	第二节 正常解剖	570
第五节 胆系恶性肿瘤及肝外胆管梗阻	454	第三节 腹腔积液、脓肿、炎症和网膜缺血	574
		第四节 腹膜腔肿瘤	580

第五节 腹壁疾病	583	第七节 盆腔其他病变	630
第十九章 腹膜后腔	587	第二十二章 骨关节及软组织	633
第一节 检查方法	587	第一节 概述	633
第二节 正常解剖及变异	587	第二节 正常解剖和 CT 表现	634
第三节 腹部大血管疾病	589	第三节 骨与关节创伤	638
第四节 腹膜后腔炎症及脓肿	590	第四节 骨关节感染	643
第五节 腹膜后腔肿瘤	592	第五节 骨肿瘤及肿瘤样病变	651
第六节 腹膜后淋巴结病变	595	第六节 软组织病变	661
第七节 腹膜后纤维化及腰肌病变	596	第七节 关节疾病	668
第二十章 腹部钝伤	600	第八节 骨缺血性坏死	675
第一节 检查方法	600	第二十三章 脊柱和脊髓	680
第二节 腹腔积血	600	第一节 检查方法	680
第三节 实质性脏器损伤	601	第二节 正常解剖和 CT 表现	680
第四节 空腔性脏器损伤	605	第三节 脊柱与脊髓的先天性异常	685
第二十一章 盆腔	607	第四节 脊柱退行性病变	690
第一节 检查方法	607	第五节 椎管内结构损伤	698
第二节 正常解剖和 CT 表现	607	第六节 椎间盘及椎管内感染性疾病	700
第三节 前列腺、精囊及睾丸病变	609	第七节 椎管内血管疾病	702
第四节 子宫病变	616	第八节 椎管内肿瘤	703
第五节 卵巢病变	621	参考文献	708
第六节 输卵管病变	629		

第一章 总 论

第一节 CT 机的基本构造和原理

1895 年 11 月 8 日,德国著名物理学家威·康·伦琴(W. K. Roentgen)在一次阴极真空射线管放电实验中偶然发现了 X 线,它不仅是对物理学的巨大贡献,也为放射诊断学的创立和发展奠定了基础。100 多年来放射诊断学获得了迅猛的发展。1969 年英国物理学家 G. N. Hounsfield 利用人体对 X 线的吸收原理,结合计算机的图像重建和处理功能设计了计算机断层扫描机(computed tomography,简称 CT),这一成果于 1972 年向全世界宣告。这种图像质量好、诊断价值高的成像方法,使放射诊断学发生了重大突破,是对现代医学的卓越贡献。为此,Hounsfield 获得了 1979 年诺贝尔医学生物奖。

一、CT 的发展简史

1967 年 CT 的基本组成部分即重建数学、计算机技术和 X 线探测器都已具备。那时,Hounsfield 在 EMI 实验研究中心,从事图像识别和利用计算机存储手写字技术的研究。他证实了有可能采用一种与直接电视光栅方式不同的另一种存储方法,这种方法使信息检索更为有效。

首先,有人提议从三维物体的各个方向取读数。但后来的断层方法似乎更适用于图像重建和诊断。它意味着仅需从单一平面里获取透射的读数。因此,每个光束通路都可以看作联立方程中的许多方程之一,必须解这组联立方程才能获得该平面的图像。此原理用数学模拟法加以研究。然后经过反复实验,并用 X 线进行人脑组织标本扫描研究,于 1969 年 Hounsfield 设计成功 CT

机。第一个原型设备于 1971 年 9 月安装在 Atkinson Morley 医院,1971 年 10 月 4 日检查了第一个病人。在 1972 年 4 月英国放射学家研究年会上宣告 EMI 扫描机诞生了,接着在同年 11 月芝加哥的北美放射学会(RSNA)年会上向全世界宣布。1973 年在英国放射学杂志上报道。1974 年美国 George Town 医学中心工程师 Ledley 设计了全身 CT 机,从此 CT 告别了只限于头颅检查的时代。1985 年开发了滑环技术,1989 年单方向连续螺旋型 CT 即螺旋 CT 的问世,是滑环技术的体现,是 CT 发展的重大突破。1991 年开发了亚毫米扫描和双螺旋 CT。1998 年多层螺旋 CT 机问世,SIEMENS、GE、PICKER、TOSHIBA 公司都相继生产。1983 年超高速 CT(ultrafast CT,UFCT)又称电子束 CT(electron beam technology CT,EBCT)由美国 Imatron 公司率先研制成功,并于 1993 年推向市场。EBCT 进一步开拓了 CT 的应用范围,例如心脏功能和形态学研究,心、脑、肾、冠状动脉的血流量测定等。2004 年 GE 公司率先推出 64 层(64 排探测器)螺旋 CT,并在北美放射学会年会发布这一信息。此后 SIEMENS 公司亦研制出 64 层螺旋 CT(探测器为 40 排,机架每旋转 1 周利用中间的 32 排探测器即可获得 64 层图像)。在 2005 年北美放射学会上,SIEMENS 公司又推出了双源 CT(SOMATOM Definition),SOMATOM Definition 基于西门子 64 层螺旋 CT 的成熟技术,配备了两个同步旋转的 X 射线源、探测器,每组 X 射线源、探测器组合只需转动 90°就可以获得质量很好的心脏图像;基于 0.33s 的机

架旋转时间,它可获得 83ms 的时间分辨率,使心脏成像不受心率影响。

二、CT 机的基本结构和成像原理

(一)基本结构

1. X 线发生系统:高压发生器、X 线球管、冷却系统、前准直器(去除散射线,使 X 线呈束状排列)。

2. X 线探测部分:探测器、模数转换器(将探测器形成的电信号转换成数字信号,输入计算机)、后准直器(去除被照物体后的散射线)。探测器分为气体和固体两大类。固体探测器由闪烁晶体构成,有碘化钠、碘化铯、钨酸钡、锗酸铋等;气体探测器采用气体电离室的原理,一般多用氙气。固体探测器灵敏度较高,但其几何利用率较低,而气体探测器则与之相反。

3. 支架部分:扫描架和检查床。

4. 计算机系统:第 3、第 4 代 CT 机包括阵列处理机(图像处理计算机)和主计算机(中央处理系统)。

5. 图像贮存、显示和记录部分:主要指磁盘(硬盘)、光盘、磁带或软盘、显示器和照相机等。

6. 操作控制部分:主要指操作台的键盘。

(二)成像原理

CT 的成像原理与普通 X 线相仿,只是图像的载体用探测器代替了胶片或荧光屏。CT 扫描时用高度准直的 X 线束扫描人体的某部位,并围绕该部位做 360° 匀速转动,穿过人体的 X 线再经过准直后,由探测器接受。探测器接受的大量信息经模数(A/D)转换器将模拟量转换成数字输入计算机,计算机计算出该断面上各单位体积的 X 线吸收值(CT 值)并排列成数字矩阵。数字矩阵再经数模转换(D/A),用灰白不同的灰度等级在监视器荧屏上显示,就获得了该部位的横断解剖结构图像。不同密度的组织对 X 线的吸收量不同。探测器分辨 X 线量的敏感程度较 X 线透视和 X 线摄影高的多,其对组织的密度分辨力较常规 X 线检查约高 10~30 倍。

三、CT 机的分代

CT 机的发展通常以“代”来划分,主要依据 X

线球管和探测器的关系、探测器的数目、排列方式和两者的运动方式来划分。其实“代”并不完全反映 CT 机的性能优劣,即并非代数越高 CT 机性能越好,如第 3、第 4 代 CT 各有其优点。

1. 第 1 代 CT 机:X 线为单射束,单个或数个探测器,运动方式为平移加旋转,扫描一层需数分钟,只能限于头颅扫描。

2. 第 2 代 CT 机:它与第 1 代无质的区别。X 线为小角度($3^\circ \sim 30^\circ$)扇形 X 线束,探测器从数个至几十个。运动方式仍为平移加旋转,扫描时间缩短至 18 秒左右。虽已扩大至全身应用,但运动伪影很明显,故实际仍限于头颅扫描。

3. 第 3 代 CT 机:X 线为角度较大($30^\circ \sim 45^\circ$)的扇形 X 线束,探测器也相应呈扇形排列,数目多达数百个。运动方式为旋转式,扫描时间一般为 2~5 秒,最快可达 1 秒,使 CT 检查应用于全身。滑环技术及随之应用的螺旋 CT 是第 3 代机型的重大突破。

4. 第 4 代 CT 机:与第 3 代基本相同。探测器排列呈圆周状,固定在扫描架四周,仅为 X 线球管旋转。实际为第 3 代的变型,并无明显优越性,仅有少数厂家生产。

5. 第 5 代 CT 机:即超高速 CT 机(UFCT),又称电子束 CT(EBCT),与以前的 CT 机已有根本区别。采用电子枪结构,使每次扫描时间可缩短至 30ms,大大有利于心脏 CT 扫描。

EBCT 即 UFCT,主要由电子枪、聚集线圈、偏转线圈、8 排探测器群、台面高速移动的检查床和控制系统组成。采用电子枪发射电子束,经聚焦后由偏转线圈控制,使电子线旋转,并轰击四个平行的钨靶环,从而获得旋转的 X 线源,再采用 8 排探测器群来收集扫描数据。目前,扫描速度可达 50ms。由于有 4 个靶环,一次可进行 4 次扫描,最快每秒可扫描 24 次,故对心脏、冠状动脉等心血管的研究有特殊的作用。它的优点是:①扩大了影像诊断范围;②提高了图像质量(减轻了运动伪影);③减少了造影剂用量,并提高了高峰显影质量;④增加了单位时间的检查人数;⑤可做血流量、血流速度和弥散等功能检查。

第二节 CT 的应用和进展

一、CT 图像重建的常用数学演算方式

通常使用的演算方式有:标准演算法(standard resolution)、边缘演算法(edge resolution)和平滑演算法(smooth resolution)等。可根据受检部位的组织成分及密度差异,选择合适的数学演算方式。标准算法适于分辨率要求一般的普通 CT 图像重建如头颅等。软组织演算法对密度差异很近的组织分辨率较好,常用于腹部脏器的检查。骨密度演算法的图像分辨率最佳,可以分辨密度差异很大的组织,适用于观察骨质及内耳、乳突等,也可用于肺部小病灶的高分辨率 CT 检查(HRCT)。

二、影响 CT 成像的因素

1. 窗宽和窗位:形成 CT 图像的数字矩阵都是 CT 值,即组织密度的代表。空气的 CT 值约为 -1000Hu ,骨皮质的 CT 值约为 1000Hu 。而人眼大约能分辨 16 个灰阶。如果某幅图像内既含有空气,亦有骨皮质,则上下 CT 值范围约 2000Hu 差值,每个灰阶所包含的 CT 值范围为 125Hu 。那么,CT 值相差在 125Hu 内的组织结构显示为同一灰阶(即同一灰度)而不能在 CT 图像上各自显示。所以就要在观察某幅图像或观察某部位的组织结构时,选择合适的 CT 值范围和该范围的中点,来观察或显示某幅图像,这一 CT 值范围即窗宽,其中点即为窗位。如观察脑组织窗宽为 100Hu ,窗位为 35Hu ;肺部窗宽为 $1000 \sim 1500\text{Hu}$,窗位为 -700Hu 左右;纵隔窗宽为 $200 \sim 300\text{Hu}$,窗位 $30 \sim 50\text{Hu}$ 。

2. 伪影与噪声:①伪影:在扫描中由于某种因素的影响而产生的被检物体不存在的假象。有机因素造成的环状伪影、条状伪影、点状伪影等;亦有因人体内密度差异(例如骨骼、手术金属物、胃肠内钡剂)造成的伪影;还有运动性(如胃肠蠕动、呼吸、病人身体移动)伪影。扫描条件不当亦造成伪影。②噪声:分为光子噪声和组织噪声。

前者亦称扫描噪声,即 X 线穿透人体后到达检测器的光子量有限,其在矩阵内各图像点(像素)上的分布不是绝对均匀所造成,以致均质组织或水在各图像点上的 CT 值不是相等的,为减少噪声需增加 X 线量。组织噪声为各种组织(如脂肪和脑组织)的平均 CT 值变异所致,即同一组织 CT 值常在一定范围内变化,以致不同组织可具有同一 CT 值。

3. 部分容积效应:像素代表一个体积,此体积内可能含有各种不同组织。其 CT 值实际代表的是单位体积内各种组织 CT 值的平均数。例如骨骼和气体加在一起可以类似肌肉密度(CT 值)。因此在较高密度区域中间的较小低密度灶的 CT 值常偏高,反之亦然。

4. 空间分辨率与密度分辨率:前者是指影像中能显示的最小细节,后者是指能显示的最小密度差别。

三、CT 的检查方法

(一)常用检查方法

常用的 CT 检查方法有平扫描、增强扫描、动态 CT 扫描、靶扫描(亦称目标 CT 扫描、放大 CT 扫描)、高分辨率 CT 技术(HRCT)。

用于肝脏的特殊增强扫描即所谓的肝脏 CT 血管造影有两种方式,包括肝动脉插管的动脉造影 CT(CTA)和经脾动脉或肠系膜上动脉注入造影剂的门静脉期扫描,又称经动脉门脉血管造影 CT(CTAP)。

(二)特殊检查方法

1. CT 透视与实时螺旋 CT 扫描:其原理相同,即在接近 0.6 秒的延迟时间后 CT 图像以 6 帧/秒速度显示,能达到实时观察的目的。CT 透视主要用于 CT 介入穿刺;实时螺旋扫描能在扫描期间评价增强程度、选择扫描时机等。

2. CT 血管造影术:或称 CT 血管成像术(CT

angiography, CTA) 是螺旋 CT 三维(3D)重建技术的应用结果,主要用于颈动脉、颅内动脉、胸主动脉、腹主动脉、髂动脉、肺动脉、肾动脉、肠系膜动脉及内脏静脉(如门静脉)成像。CT 仿真内镜如 CT 胆管成像、泌尿系尿路成像等亦是螺旋 CT 三维重建的应用体现。

3. 仿真内镜术(Virtual endoscopy, VE):是将 CT 或 MR 获得的原始容积数据与计算机三维图像技术相结合,借助导航技术(navigation)或漫游技术(flythrough)以及伪彩技术来逼真的模拟腔道内镜检查的一种方法。于 1994 年 Vining 等首次报道应用于结肠 CTVE。

目前 CTVE 主要用于:①气管和支气管;②鼻咽腔、鼻窦、喉和中耳;③胃和结肠;④大血管;⑤胆道;⑥肾盂、输尿管和膀胱;⑦脑室和椎管;⑧关节腔等。但它存在着不能显示病变的颜色、不能显示腔内扁平病变、定性能力差等缺点。目前虽处于初步认识阶段,但值得进一步深入研究。

4. CT 灌注成像(CT perfusion imaging):是指静脉注射造影剂的同时对选定的层面进行连续多次扫描,以获得该层面内每一像素的时间-密度曲线。根据该曲线利用不同的数学模型计算出血流量、血容量、对比剂的平均通过时间、造影剂峰值时间等参数,以此评价组织器官的灌注状态。它反映的是生理功能的改变,因此是一种功能成像,可用于了解脑、肝、肾、胰腺、心脏的灌注状态。灌注参数还能较准确的反映头颈部、肝、肾、胰腺和肺等部位的肿瘤内血管变化和血液动力学改变,对肿瘤的诊断及恶性肿瘤的分级有重要意义,且为治疗方案的选择提供有价值的信息。

5. CT 定量骨密度测定:定量骨密度测定为骨矿物质含量测定的重要方法。其方法很多,如单光子吸收法和双光子吸收法等,其中以 CT 双效能定量测量法(定量 CT 法)比较可靠。

四、常用的螺旋 CT 三维重建技术

常用的三维重建技术有:多平面重建法(multi-planar reformation, MPR)、最大强度投影法(maximum intensity projection, MIP)、最小强度投影法(minimum intensity projection, MinIP)、遮蔽表面显示法(shaded surface display, SSD)、容

积再现法(volume rendering, VR)以及曲面重建法(curved planar reformation, CPR)、透明重建(Ray sum)等。

五、造影剂的药理、应用和副反应

(一) 药理

CT 增强所用的造影剂主要为经肾脏排泄的含碘造影剂,但也有用硫酸钡制剂和胆道造影剂者。钡剂用于胃肠道检查;经肝脏排泄的胆道造影剂(包括口服和静脉用药)只用于胆道增强。

目前,CT 检查使用的经肾脏排泄的造影剂多为水溶性造影剂,且均为三碘苯环的衍生物(图 1-1)。根据其结构分为 4 型:①离子型单体:常用的有复方泛影葡胺、安其格纳芬(Angiografin);②离子型双聚体:常用的有碘卡明;③非离子型单体:常用的有优维显(碘普罗胺)、欧乃派克(碘苯六醇)、碘必乐(碘异酞醇)等;④非离子型双聚体:常用的有伊索显(碘曲仑)。

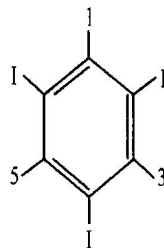


图 1-1 三碘苯环的基本分子式

离子型者苯环上 1 位侧链为羧基盐($-\text{CO}-\text{OR}$),具此结构的造影剂水溶性高,在水溶液中可离解成阴离子(含有三碘的苯环)及阳离子(葡甲胺、钠、钙、镁)。非离子型者苯环上 1 位侧链为酰胺衍生物($-\text{CONH}$),其水溶性很高,但不离解于水中。单体造影剂是指一分子造影剂含有一个三碘化苯环,双聚体则有两个三碘化苯环。

经肾脏排泄造影剂的临床应用主要受下列因素影响:①碘浓度:与造影剂的增强效果有关。根据其浓度可分为 4 类:特高浓度(400mg/ml)、高浓度(350~400mg/ml)、中浓度(280~320mg/ml)、低浓度(80~240mg/ml)造影剂。特高浓度偶用于心脏、大血管造影和经静脉注射的动脉造影。中、高浓度造影剂尤其高浓度造影剂适用于

快速静脉注射后的 CT 动态扫描。CT 脑室或 CT 脊髓造影适用低浓度造影剂。②渗透压:高渗透压的副作用高于低渗透压造影剂;离子型渗透压高于非离子型;单体造影剂的渗透压高于双聚体者。③黏度:分子大、浓度高、温度低者黏度高。黏度越高给大剂量快速注射带来困难,且易形成微小血管的阻塞而引起局部的缺血缺氧。

(二)给药方式

理想造影剂应具备以下条件:①显影清楚;②无毒、副作用;③易于吸收和排出;④使用方便;⑤性质稳定,易储存;⑥价格低廉。

除离子型造影剂碘卡明和非离子型造影剂优维显(碘普罗胺)、欧乃派克(碘苯六醇)、碘必乐(碘异酞醇)、伊索显(碘曲仑)可用于脑室及脊髓造影外,其他肾脏排泄造影剂禁用于脑室和椎管造影。因为这类造影剂容易进入蛛网膜下腔,可损害血脑屏障,引起抽搐及至死亡。

给药方式和用量如下:

1. 静脉团注法:亦称快速注射法。将某一剂量的高浓度造影剂加压快速注入静脉,在造影剂经血循环大量进入靶器官的供血动脉时开始 CT 扫描。这种方法可提供 CT 所需的高质量增强情况,现已成为常规增强方式。一般情况下造影剂用量为 $1.5 \sim 2\text{ml/kg}$ 体重(成人一般注入 $80 \sim 100\text{ml}$),注射流率为 $1 \sim 8\text{ml/s}$ 。

2. 静脉滴注法:以 $20 \sim 30\text{ml/min}$ 的速度注入含碘量约为 300mg/ml 的造影剂 100ml 后,再行 CT 扫描的方法。

3. 动脉注射给药法:主要用于肝脏肿瘤的诊断,即选择性注入肝动脉、脾动脉及肠系膜上动脉的 CTA 和 CTAP 扫描术,以 $0.7 \sim 1\text{ml/s}$ 的流率注入 $70 \sim 100\text{ml}$ 。

4. 胆系造影增强: 30ml 胆影葡胺缓慢注射(大于 5 分钟)或 100ml 胆影葡胺静脉滴注给药(快速团注易引起严重副反应)。给药后 $30 \sim 60$ 分钟达最佳强化。

5. 蛛网膜下腔给药:由腰穿注入水溶性碘造影剂后做脊髓或脑室扫描。椎管造影浓度一般为 $200 \sim 300\text{mg/ml}$,剂量 $10 \sim 15\text{ml}$ 。脑室造影浓度为 150mg/ml ,剂量 5ml 。

6. 胃肠充盈造影:常用 2% 的碘水造影剂,用量无统一标准。①胃十二指肠检查前 $20 \sim 30$ 分钟服 $500 \sim 800\text{ml}$,上床前再服 $200 \sim 300\text{ml}$ 。②小肠检查前 $2 \sim 3$ 小时服 $800 \sim 1000\text{ml}$ 以充盈结肠,检查前 $1 \sim 2$ 小时服 $300 \sim 500\text{ml}$ 以充盈小肠远端,检查前 $15 \sim 30$ 分钟再服 $300 \sim 500\text{ml}$ 充盈胃及小肠近端。③结肠检查一般灌肠注入 $1500 \sim 1800\text{ml}$ 。

(三)含碘造影剂的副反应

一般根据反应的轻重和需治疗的程度进行分类(见表 1-1)。离子型和非离子型造影剂副反应发生率有明显差异,前者约为 5%,后者约为 1.3%,但后者重度反应明显少,约为 0.01%。所以对有肝、肾、心疾病、糖尿病、虚弱、恶病质和过敏体质者等高危人群尽可能选用非离子型造影剂。离子型和非离子型造影剂对肝肾功能的影响区别不大。

表 1-1 造影剂副反应的分类

程度	定义	主要症状
轻度	不需要处理,部分属生理性	潮红、头痛、恶心、轻度呕吐、轻度荨麻疹
中度	反应短暂,无生命威胁,需处理,但不需住院治疗	重度的反复呕吐、较重的荨麻疹、面部水肿、轻度喉头水肿、轻度支气管痉挛、轻度和暂时性血压下降
重度	有生命威胁,必须及时处理,多需住院治疗	休克、惊厥、昏迷、重度支气管痉挛、重度喉头水肿
死亡	治疗无效或未及时处理而死亡	死亡

六、CT 的发展方向

目前推出基于 CT 的肿瘤放疗系统即 CT 模拟定位系统,其软件、硬件专门为 CT 模拟设计制造,还配有立体定位介入引导系统,可帮助医师模拟和介入(活检或引流等),并配有组织间近距离放疗的 CT 立体定位机械手臂系统。

介入性 CT 可用于脑、肺、纵隔、肝、胰、肾、肾

上腺、腹膜后淋巴结、盆腔肿块的穿刺活检及肿瘤治疗,亦可用于骨骼肌肉的穿刺活检。对胸腹部脓肿、腹部和盆腔囊肿(如肝、肾囊肿)进行穿刺引流、硬化治疗,其定位准确性更高。尤其对颅内血

肿和脓肿的穿刺抽吸引流更具独到之处。在颈臂神经丛和腹腔神经丛神经阻断术中是其他影像学手段所不及。CT 亦可用于植物神经阻断术。

第三节 常用的 CT 技术术语

一、扫描、平扫描和增强扫描

扫描(scan): CT 机扫描架内的 X 线球管围绕人体旋转进行 X 线照射,探测器接收到衰减程度不同的 X 线,转换成电信号,输入计算机重建成图像,每旋转一次的动作称为扫描。

平扫描(simple scan):不向血管内注射造影剂的一般扫描程序称为平扫。检查腹部虽然多口服造影剂以充盈胃肠,但仍叫平扫。

增强扫描(contrast enhancement scan):即造影增强,以 CE 或+C 表示。应用碘水造影剂注入静脉或动脉内,使心血管、组织器官或病灶密度增加,有利于对病变或正常组织器官的显示。

二、动态扫描、快速连续扫描和延迟扫描

动态扫描(dynamic scan):按设定的部位,自扫描起始位到终止位,自动地进行逐层扫描,扫描后自动处理并显示图像,可分为动床式和同层动态扫描。此种方法主要用于增强扫描。

快速连续扫描(fast continuous scan):对感兴趣的某区,自动地进行多次快速扫描,了解器官功能活动情况、造影剂充盈与排泄情况,显示同一层次在不同时间的变化。实际属于同层动态扫描。

延迟扫描(delay scan):部分病例需要在团注增强扫描结束后一段时间内再做病灶区域或整个脏器扫描。如疑肝血管瘤,可在团注造影剂后 5~15 分钟再做局部扫描,以观察病灶是否被造影剂充填。

三、薄层扫描、间隔扫描和重叠扫描

薄层扫描(thin slice scan):一般指层厚 $\leq 5\text{mm}$ 的扫描。主要为了减少部分容积效应而进行此扫描。

间隔扫描(interval scan):亦称间断扫描,即层距大于层厚的扫描。其扫描不是连续扫描,可以按一定间隔进行隔层扫描,减少了扫描层数。如层厚为 10mm,层距为 12mm、15mm、20mm,则为间隔扫描。

重叠扫描(overlap scan):层距小于层厚的扫描。如层厚为 5mm,而层距(间隔)为 3mm,则为重叠扫描。

四、定位扫描

定位扫描(scan ogram)又称为 topograph 或 scout view。即在 X 线球管固定时扫描出一幅人体正位或侧位像,用以做出扫描层次、方向、层距、间隔及扫描次数等计划。定位扫描像有时可代替普通 X 线片,供诊断参考。

五、靶 CT 扫描

靶 CT 扫描(target scan)亦称目标扫描(object scan)、放大扫描(magnify scan),是针对某一感兴趣区做局部的 CT 扫描,即应用小显示野(DFOV)扫描。由于被显示的范围小而矩阵不变,在一定单位体积的区域内像素相对增多,故可明显提高空间分辨率。也可以在普通 CT 扫描结束后,利用收集的原始扫描数据做局部的靶图像重建。后一种方法因有扫描数据保存,故可做各种部位、大小和成像方式的图像靶重建。靶扫描或靶重建与 CT 图像的单纯放大不同。后者仅是把图像的某部分放大,并无从根本上改变像素的大小和成像方式,所以其分辨率未提高,其清晰度反而下降。

六、螺旋扫描

螺旋扫描(spiral scan or helical scan)是建立

在滑环技术上,是在一次数据扫描过程中 X 线管和探测器不停地向一个方向旋转(第 4 代 CT 机只是 X 线管旋转),检查床亦同时向前推进,整个扫描的轨迹呈螺旋形。故螺旋扫描采集的数据是某一器官的容积数据,因此重建时可以采用任意的重建距离来进行重建而获得相应的图像幅数。

在扫描过程中 X 线管每旋转一周,检查床推进的距离不一定要和层厚相等,检查床推进距离可以等于、大于或小于层厚。床推进距离和层厚之比称为螺距指数(pitch index)简称螺距。螺距指数=床推进距离/层厚。床推进距离和层厚一致时螺距为 1,床推进距离大于层厚时螺距 >1 ,反之则 <1 。

七、图像的重建和重组

重建(reconstruction):是利用图像的原始数据来进行处理所形成的图像。

重组(refomattng):是利用已经形成的图像进行重新组合,如用来形成冠状面、矢状面、多平面(MPR)、三维(3D)图像。故重组与重建两者含义是有区别的,但多习惯于将重组亦称为重建。

八、高分辨率 CT 技术

高分辨率 CT(high resolution CT, HRCT)技术,即利用 CT 机具有的特殊软件,专为显示肺部弥漫性间质性病变以及结节病变等细微结构的重建方法,可使空间分辨率显著提高。一般采用 1~2mm 的薄层扫描,故亦可称为薄层高分辨率 CT。实际上多采用骨密度演算法重建,所以也适用于观察骨质情况及内耳、中耳、鼻窦、眼眶等结构。

九、窗宽、窗位、窗功能和双窗

窗宽(window width):以 W. W 或 W 表示,即在观察某幅图像时所选择的 CT 值范围。观察不同的组织器官应选择合适的窗宽。

窗位(window level 或 window center):以 W. L、L 或 C 表示,即所选择窗宽的 CT 值范围的中心值。

窗功能(window function):即在观察某幅图像时,通过窗宽及窗位的调节,使所需观察的组

织、器官及病变清楚显示称为窗功能。

双窗(dual window):即为显示不同组织器官使用双窗位及双窗宽,具体数字在监视器或 CT 片上分别显示。例如胸部双窗显示,可在显示纵隔图像的同时,也显示肺的细节,有利于观察肺部病变与纵隔的关系。

十、CT 值及其换算公式

CT 值是指 X 线穿过人体后,探测器检测并换算出的组织、器官的衰减系数,它所反应的是组织、器官的密度。其换算公式如下:

$$\text{CT 值} = (\mu_{\text{组织}} - \mu_{\text{水}}) / \mu_{\text{水}} \times \alpha$$

$\mu_{\text{组织}}$ 为人体组织的吸收系数, $\mu_{\text{水}}$ 为水的吸收系数, α 为分度因数。在换算时将水的吸收系数调节为 1,空气的吸收系数为 0, $\mu_{\text{组织}}$ 是相对水和空气而言的。 α 目前均采用 Hunsfield 的单位,其分度因数为 1000,故水的 CT 值为 0Hu,空气约为一 1000Hu,骨的吸收系数最高可达水的两倍,即 $\mu_{\text{骨}}$ 为 2,故其 CT 值可高达 1000Hu。最早的 CT 机采用 EMI 单位,其分度因数为 500,故其 CT 值是 Hu 单位的一半,如空气为一 500EMI 单位。

十一、感兴趣区

感兴趣区(region of interest, ROI)即我们对图像某部分进行 CT 值测量分析的区域,其中有 3 项指示在画面上。

1. 平均值(mean, m):即 ROI 内的 CT 值。
2. 标准偏差(standard deviation, SD):即 ROI 内 CT 值的标准偏差。
3. 面积(area, a):即 ROI 内的面积,以 mm^2 表示。

十二、层厚和层距

层厚(thickness or slice)是指 CT 断层每个层面的厚度。层距(interval)是指每个扫描层面间的距离。根据层厚和层距的关系可分为连续扫描、间隔扫描和重叠扫描。

十三、矩阵、像素和像侖素

矩阵(matrix):是一个数学概念,它表示一个横成行、纵成列的数字阵列。如 $320 \times 320, 512 \times$

512, 1024×1024 等。CT 机将计算的人体断面各点的 CT 值以矩阵排列, 构成分布图。矩阵由极小的方格所组成, 其格数越多即矩阵越大, 则显示的图像越清晰细致。

像素和像体素(pixel voxel): 一幅 CT 图像是由许多矩阵排列的小单元(小方格)组成, 这些组成图像的基本单元称为像素。像素所表示的每一个小单元内具有一定宽度和一定厚度(层厚)的立方体称为像体素。体素是一个三维概念, 而像素是一个二维概念, 像素实际是体素成像时的表现, 矩阵越大像素越小。

十四、部分容积效应、周围间隙现象和伪影

部分容积效应(partial volume effect): 亦称为平均值效应。每个像素的 CT 值为此像素或体素内各种物质 CT 值的平均值, 故如果层厚过大, 则一个像素内常含有两种或两种以上密度互不相同的物质, 从而不能确切地反映其组织密度, 这一现象称为部分容积效应。可通过减小层厚减轻部分容积效应的影响。

周围间隙现象(peripheral space phenomenon): 在同一层面内, 与层面垂直的两个相邻且密度不同的物体, 其物体边缘部的 CT 值不能准确测得, 结果在 CT 图像上也不能清晰地分辨出两者的交界, 这种现象亦称为边缘效应。

伪影(artifacts): 由于某些因素的影响, 图像中产生实际并不存在的各种形状的假象, 称为伪影。

十五、空间分辨率和密度分辨率

空间分辨率(spatial resolution): 又称高对比分辨率, 是指 CT 对物体空间大小(几何尺寸)的分

辨能力。通常用每厘米内的线对数或用可辨别最小物体的直径来表示。空间分辨率与被检物体的密度差别也有关系, 密度差别小则空间分辨率亦相应减小。影响空间分辨率的主要因素为探测器的几何尺寸、探测器间的间隙和总的原始数据。重建算法也是影响空间分辨率的重要因素。

密度分辨率(density resolution): 又称低对比分辨率, 是指 CT 对密度差别的分辨能力。以百分比表示, 如密度分辨率为 0.35%, 即表示两个物质的密度差 > 0.35% 时, CT 即可将它们分辨出来。噪声和信噪比是影响密度分辨率的重要因素。

以上二者是相互制约的, 空间分辨率与像素大小密切相关, 一般为像素宽度的 1.5 倍。像素越小, 数目越多, 空间分辨率提高, 图像越清晰, 但在 X 线源总能量不变的条件下, 每个单位容积所获得的光子数却按比例减少, 使密度分辨率下降。

十六、“多层”和“多排”

“多层”(multi-slice)和“多排”(multi-row)是两个完全不同的概念。1998 年全球各相关公司相继推出了 4 层螺旋 CT, 然而不同的厂家采用了不同的探测器设计理念。如探测器的排列有对称和不对称之分, 有 8、16、34 排不同的排列, 但均为同步获得 4 层图像的扫描能力。2001 年西门子公司率先推出了 16 层螺旋 CT, 而探测器的排列是 24 排。GE 公司 64 层螺旋 CT, 为 64 排探测器; SIEMENS 公司 64 层螺旋 CT, 探测器为 40 排, 机架每旋转 1 周利用中间的 32 排探测器即可获得 64 层图像。故“排”是指探测器的物理排列数目; 而“层”是指数据采集系统同步获得图像的能力, 即机架每旋转一周能够同步采集几层图像。所以, “多层螺旋 CT”更加符合人们通常的理解且更趋合理。