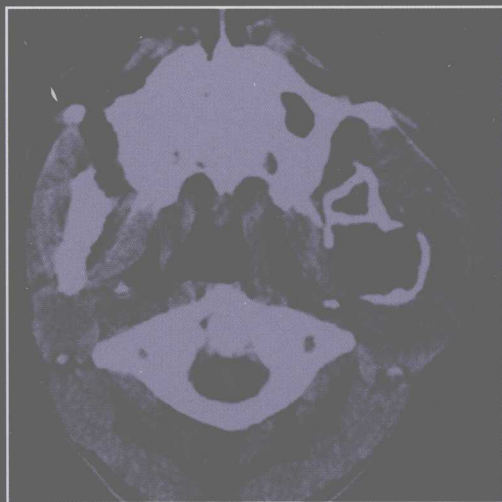
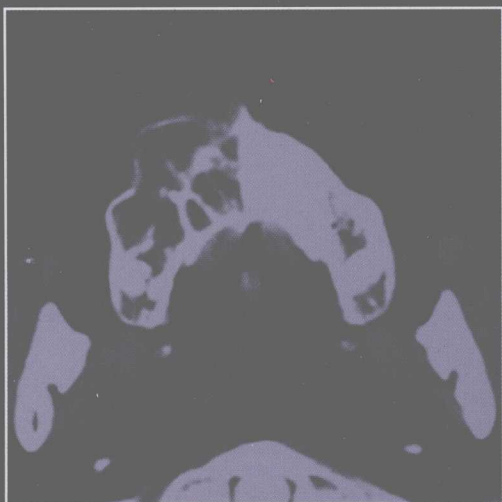


口腔颌面部疾病 CT 诊断学

主审 邱洪斌

主编 孟存芳 李德超 苗波



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

口腔颌面部疾病CT诊断学

主 审 邱洪斌

主 编 孟存芳 李德超 苗 波

副主编 杜晓岩 关 键 李善昌

编 者(以姓氏笔画为序)

关 键	杜晓岩	李善昌	李德超	张国梁
苗 波	房殿吉	孟存芳	赵文礼	赵 刚
段 峰	贾虹玉	高 颖	唐海波	

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目(CIP)数据

口腔颌面部疾病 CT 诊断学/孟存芳等主编. —北京:
人民卫生出版社, 2008. 11

ISBN 978-7-117-10590-3

I. 口… II. 孟… III. 口腔颌面部疾病-计算机 X 线
扫描体层摄影-诊断学 IV. R816.98

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2008)第 137616 号

口腔颌面部疾病 CT 诊断学

主 编: 孟存芳 李德超 苗波

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010-67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

网 址: <http://www.pmph.com>

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

印 刷: 北京人卫印刷厂(富华)

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 15.75

字 数: 482 千字

版 次: 2008 年 11 月第 1 版 2008 年 11 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-10590-3/R·10591

定 价: 64.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

序

医学影像学，特别是口腔影像学，是一个起步较晚的新兴学科，伴随着科技的发展，医学影像学得到快速的提高，计算机体层成像（CT）技术的应用范围越来越广泛，尤其在口腔颌面外科的应用，在疾病的诊断上发挥着越来越重要的作用。由于口腔疾病的表现具有多样性、复杂性，口腔疾病的诊断及鉴别诊断的手段非常多，在众多的诊断手段中，CT 技术以其操作简单、诊断准确等优势被广大的医务工作者广泛采用。

《口腔颌面部疾病 CT 诊断学》一书从 CT 基本知识入手，全面系统地阐述了口腔颌面及其毗邻正常解剖结构的 CT 表现，把常见的口腔颌面部疾病的临床、病理、CT 表现三者有机地结合起来并且附有大量的 CT 图片加以阐明。本书着力体现理论结合实际，深入浅出，图文并茂，以利于读者理解和应用。本书共分三篇、20 章、43 节，包括了口腔颌面部的常见病及多发病，是口腔颌面外科医师、影像学以及其他医学院系的研究生、本科生的有益参考书。本书的出版发行是口腔颌面外科学与影像学相结合的产物，也为口腔颌面外科学学术园地增添了新的篇章。

作者多年来一直从事口腔颌面外科及影像学的临床、教学和科研工作，具有一定的临床和影像学诊断的实践经验。熟悉口腔颌面外科学常见病、多发病的临床表现和 CT 表现，并能将两者有机地结合起来。该书主编李德超博士是黑龙江省青年专家学者，现任佳木斯大学口腔医学院副院长、口腔颌面外科教研室副主任，多年从事口腔颌面外科工作，积累了丰富的诊疗经验。主编孟存芳副教授，现任佳木斯大学口腔医学院放射线科主任，佳木斯医学会影像学主任委员。

借此书出版发行之际，特予推荐，并致衷心的祝贺！

宿玉成

2008 年 9 月

前 言

CT作为一种崭新的影像学检查方法,正方兴未艾,随着CT在放射诊断学领域的广泛应用,CT在口腔颌面外科疾病诊断中逐渐发挥重要作用,大部分疾病依赖CT诊断。同时,有关口腔颌面外科疾病CT诊断著作很少。本书比较全面地介绍了CT原理、CT扫描方法以及它的临床应用。内容涉及口腔颌面及毗邻正常CT解剖,口腔颌面肿瘤、囊肿、炎症、外伤、唾液腺疾病、颞下颌关节疾病及多生埋伏牙的CT诊断。体现了国内、外口腔颌面外科疾病CT诊断的新进展,同时也反映了目前我国CT在口腔颌面部临床应用的发展水平。本书具有科学性、实用性、简明、通俗及图文并茂等特点,是一部学术价值和实用价值均较高的专著。本书总结了十余年口腔颌面外科疾病的CT诊断,结合临床表现,观察愈后,且与病理对照。

本书阅读对象为影像诊断科和口腔颌面外科医师、影像科技人员、医学影像及口腔专业学生及有关研究和工程技术人员,同时,对于临床各科医师也不失为一本学习和运用CT诊断的理想参考书。

本书在编写过程中,承蒙佳木斯大学邱洪斌、朱晓峰副校长及佳木斯大学口腔医学院王建平院长、刘继光及杜晓岩副院长的大力协助与支持,谨此表示衷心的感谢。由于我们水平有限,错误之处在所难免,恳切希望同道批评指正。

编 者

2008年4月9日

目 录

第一篇 总 论

第一章 计算机体层成像的基本知识	3
第一节 CT 的发展概况	3
第二节 CT 基本结构和原理	4
一、CT 的基本结构	4
二、普通 CT 的基本成像原理	4
三、单层螺旋 CT 的成像特点	5
四、多层螺旋 CT 的成像特点	5
第二章 扫描参数和检查方法	7
第一节 普通 CT	7
第二节 螺旋 CT	8
第三节 多层螺旋 CT	8
第四节 多层螺旋 CT 重建参数	9
一、质量控制	9
二、图像后处理技术	10
第三章 多层螺旋 CT 后处理的应用	11

第二篇 口腔颌面及毗邻正常 CT 解剖

第一章 眼部	15
第一节 正常解剖和 CT 表现	15
第二节 眼和眼眶的 CT 检查方法	20
第二章 耳和颞骨	22
第一节 正常解剖和 CT 表现	22
一、耳部	22
二、颞骨	25
第二节 耳和颞骨的 CT 检查方法	28

一、CT 横断面检查	28
二、CT 冠状面检查	29
三、直接 CT 矢状面检查	29
四、内耳道、脑池 CT 空气造影检查	29
五、颞骨三维 CT 扫描成像	29
第三章 鼻和鼻窦	30
第一节 正常解剖和 CT 表现	30
第二节 鼻和鼻窦的 CT 检查方法	36
第四章 咽和喉	37
第一节 正常解剖和 CT 表现	37
一、咽部	37
二、喉部	39
第二节 咽和喉的 CT 检查方法	44
一、横断面扫描	44
二、冠状面扫描	44
三、口咽部 CT 检查	45
四、喉和喉咽部 CT 检查	45
第五章 颌骨	46
第一节 正常解剖和 CT 表现	46
第二节 颌骨的扫描技术	49
一、三维 CT	49
二、三维 CT 在颌骨骨折诊断中的应用	50
第六章 舌及口底	51
第一节 正常解剖及 CT 表现	51
第二节 检查技术	54
第七章 唾液腺	55
第一节 正常解剖及 CT 表现	55
一、腮腺	55
二、下颌下腺	57
三、舌下腺	57
第二节 唾液腺 CT 检查技术	57
一、腮腺 CT 平扫	57
二、腮腺 CT 造影检查	58
三、腮腺静脉增强造影	58
四、下颌下腺、舌下腺 CT 扫描方法	58
五、CT 参数	58
六、CT 扫描价值	59
第八章 颈部	60

第一节 正常解剖和 CT 表现	60
第二节 颈部的 CT 检查方法	64
一、平扫	64
二、增强扫描	64

第三篇 各 论

第一章 口腔颌面部感染	69
第一节 颌面骨炎症	69
一、牙源性化脓性颌骨骨髓炎	69
二、新生儿颌骨骨髓炎	76
三、口腔颌面部特异性感染	76
第二节 口腔颌面软组织感染	78
一、颌面间隙感染	78
二、颌面软组织结核	85
第二章 口腔颌面部囊肿	88
第一节 颌骨囊肿	88
一、牙源性颌骨囊肿	88
二、非牙源性颌骨囊肿	96
第二节 颌面部软组织囊肿	98
一、皮样囊肿	98
二、表皮样囊肿	98
三、鳃裂囊肿	100
四、甲状舌管囊肿	104
五、鼻窦囊肿	106
六、喉囊肿	111
第三章 口腔颌面部良性肿瘤	113
第一节 颌骨良性肿瘤	113
一、牙源性良性肿瘤	113
二、非牙源性良性肿瘤	122
第二节 颌面颈部软组织良性肿瘤	126
一、牙龈瘤	126
二、血管瘤	127
三、淋巴管瘤	133
四、神经源性肿瘤	135
五、脂肪瘤	140
第四章 口腔颌面部恶性肿瘤	142
第一节 颌骨恶性肿瘤	142
一、原发性颌骨骨肉瘤	142
二、骨肉瘤	146
三、软骨肉瘤	148

第二节 颌面软组织恶性肿瘤	149
一、牙龈癌	149
二、上颌窦癌	151
三、恶性淋巴瘤	152
四、口腔颌面上皮组织癌	155
五、头颈淋巴结转移瘤	162
第五章 唾液腺疾病	166
第一节 唾液腺肥大	166
第二节 唾液腺痿	167
第三节 涎石病	168
第四节 唾液腺囊肿	169
第五节 唾液腺炎性病变	173
一、急性化脓性唾液腺炎	173
二、慢性复发性唾液腺炎	175
三、慢性阻塞性唾液腺炎	178
四、唾液腺结核	180
第六节 唾液腺良性肿瘤	181
一、唾液腺多形性腺瘤	181
二、腺淋巴瘤	191
三、单形性腺瘤	194
四、腮腺基底细胞腺瘤	195
五、唾液腺肌上皮瘤	195
六、唾液腺脂肪瘤	196
七、嗜酸细胞腺瘤	197
第七节 舍格伦综合征	197
第八节 唾液腺恶性肿瘤	199
一、黏液表皮样癌	199
二、腺样囊性癌	201
三、腺癌	202
四、乳头状囊腺癌	202
五、恶性多形性腺瘤	203
第六章 颞下颌关节疾病	206
第一节 颞下颌关节紊乱综合征	206
第二节 颞下颌关节强直	208
第三节 颞下颌关节脱位	209
第七章 系统病的颌面骨表现	210
第八章 埋伏阻生牙	214
第九章 颌面骨骨折	218
第一节 概论	218
第二节 各论	219

一、下颌骨骨折	219
二、上颌骨骨折	225
三、颧骨骨折	228
四、鼻区骨折	230
五、眶骨骨折	233
六、牙槽突骨折	236
参考文献	237

第一篇

总 论

计算机体层成像的基本知识

第一节 CT 的发展概况

普通 X 线影像是把具有三维的立体解剖结构拍摄成二维的平面图像,影像相互重叠,相邻的器官或组织之间如 X 线的吸收差别小,则不能形成对比图像。虽然断层摄影可解决影像重叠问题,造影检查可使普通 X 线检查不能显示的器官显影,但影像分辨力差,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 年亨氏 (Hounsfield) 首先设计成计算机横断体层成像装置。经神经放射诊断学家安氏 (Ambrose) 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的本身显影,并获得颅脑横断层面图像。这种成像方法称之为计算机体层成像 (computed tomography, CT)。

1972 年上述成果在英国放射学会议上发表,英国科学家 Godfrey N. Hounsfield 发明了 CT,被称为医学影像发展史上的一个划时代的里程碑,并于 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、无危险的成像是放射诊断领域中的重大突破,促进了医学影像诊断学的发展。由于对医学上的重大贡献,亨氏获得了 1979 年的诺贝尔生理医学奖。这种诊断方法开始只限于头部检查。

1974 年莱氏 (Ledley) 设计成全身 CT 装置。亨氏发明的第一代 CT 开始应用于临床时,CT 的扫描速度很慢,图像重建时间也很长,因此,如何提高扫描速度和缩短重建时间是 CT 发展的最重要课题。在 20 世纪 70 年代和 80 年代,随着科学技术的发展,CT 的扫描方式和扫描速度有了明显的进步。首先第一代探测器是平移/旋转方式、第二代的多探测器为平移/旋转方式,发展到第三代为旋转/旋转方式。CT 扫描速度提高到 2~4s/层,重建时间缩短到 7~8s/层。近而发展至第四代静止探测器/球管旋转方式。

尽管 CT 的发展已经明显提高了临床诊断能力,但其扫描速度仍然不能满足临床检查的需要,特别是难以解决运动脏器的扫描问题。当时面临急于解决的难题是:CT 在扫描过程中,球管必须围绕人体作 360° 旋转,为了避免高压电缆的缠绕,要求球管必须在扫描 360° 后复位。而且每扫描一层,必须等待扫描床移动到下一层面才能继续扫描。这样,完成全部检查一般需几分钟。所以,此种 CT 的扫描是不连续的,不能得到容积成像数据。此外,由于患者的呼吸等原因,尚有层间扫描信息中断的现象,容易漏掉小病灶,并且时间分辨率低,无法进行多时相扫描。

20 世纪 80 年代末螺旋 CT 的问世是 CT 发展史上的一个重大飞跃。螺旋 CT 运用滑环技术,X 线球管可以连续旋转而无需担心电缆的缠绕,扫描时检查床匀速行进,扫描与图像采集连续进行,从而以螺旋状的扫描轨迹获得容积数据,保证采集数据的完整性,并使扫描时间明显缩短,达到了秒级以至

亚秒级。

螺旋 CT 的优点：扫描速度快，一次憋气即可获得胸部甚至胸腹部全部容积扫描资料，避免了常规 CT 因呼吸运动而造成的病灶遗漏；获取无间隔容积数据，使得能在任意位置、以任意间隔回顾性重建；三维立体重建，可直观彩色三维立体显示；多平面重组，是将已有的各层面中的有关显示数据取出来重新组合成为新的层面，如矢状面、冠状面、斜面和任意曲面；血管造影，即静脉 CT 血管造影，它是指从受检者静脉注射造影剂，在造影剂经肾脏排泄之前，循环血管中和靶血管内造影剂浓度达到最高峰的时间内，应用螺旋 CT 采集一个高分辨率的容积资料，由计算机最终重建成血管数字化的立体影像；CT 仿真内镜成像，是指利用计算机软件功能，将 CT 容积扫描获得的数据进行后处理，重建出空腔器官的内表面的立体图像。

虽然螺旋 CT 问世是一个重大的技术进步，但仍然存在着缺陷和不足，主要是扫描速度、分辨率和覆盖面，这三个互相制约的主要参数，顾此失彼，难以统一起来。

1991 年，以色列 Elscint 公司推出了采用两排探测器的双螺旋 CT，这是后来出现的多排 CT 的雏形。但这种设计的实质与单排无明显不同，仅仅是提高了采集效率。

1998 年，东芝、西门子、飞利浦和 GE 公司同时推出了 MSCT (multi slicehelical CT)，这是 CT 发展史上又一重大里程碑。MSCT 不但扫描速度快，达到亚秒级甚至 0.4s 扫描，而且一次 360° 旋转可以产生多层图像，由于亚毫米层厚的采集，使 Z、Y、X 三轴方向分辨率达到一致，实现了各向同性图像，从而显著提高重建图像质量。MSCT 将速度、分辨率及覆盖面完美地结合起来，达到了高速度、高分辨率、小薄层、大覆盖面和多时相的程度，因此，大大提高了 CT 扫描效率，拓宽了临床应用范围，并进入心脏（冠状动脉）领域检查，展示了 CT 应用的广阔前景。

4 层 CT 最重要的贡献是改变了信息的采集模式，以多列探测器代替了传统的单排探测器，以“锥形 X 线束”代替了传统的“扇形 X 线束”，采集速度是单层螺旋 CT 的 3~5 倍。随后几年相继出现的 8 层、10 层 CT 是 4 层 CT 的衍生品种。2001 年各公司又推出 16 层 CT，它的重要贡献是实现了“体素各向同性”采集，即横轴面采集的图像经其他方位重组后基本不失真，为临床医师提供了全新、直观显示大体解剖的诊断信息。16 层 CT 的一次扫描覆盖范围仍然较小，最薄层厚探测器采集时，最大覆盖范围只有 12mm，覆盖完成一个较长范围的容积采集所需要时间仍然较长，其时间分辨率尚不能非常满意地显示心脏冠状动脉影像。随后出现的 32、40 层 CT，这些产品兼顾不同的临床需求，技术上并没有特别创新之处。2003 年出现了 64 层 CT，其技术不断改进。由于采用更宽的探测器及扫描速度更快 (0.33~0.35s/周)，进一步提高了采集信息的时间分辨率，所以，其冠状动脉成像与一些功能性检查（如灌注检查）显示出独特优势。现 128 排及双源螺旋 CT 已投入临床使用。

第二节 CT 基本结构和原理

一、CT 的基本结构

CT 是以 X 线束从多个方向沿着检查部位某一选定断层层面进行扫描，测定透过的 X 线量，再数字化后经过计算机处理，获得该断层层面组织各个单位容积体素的吸收系数，然后重建图像的一种成像技术。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、运算并能重建图像的计算机；以及能显示图像的阴极射线管和光学摄像机等。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像的成像方法。

二、普通 CT 的基本成像原理

CT 基本组成部分为三大件：机架、扫描床和控制台。控制台为计算机部分，用于将原始数据重建为可视图像，并可做多种图像后处理及图像存储、打印和传输等。

工作原理：由于人体不同部位，不同的组织结构（包括正常和异常组织）对 X 线的吸收率不一致，因此，X 线透过人体后的衰减量也是不同的。CT 即利用这一特性，测得 X 线通过人体每一体素的密度或灰度，既为 CT 图像上的像素。随着 X 线球管转动，以同样方式反复多次在不同方向对组织的选定层面进行 X 线扫描，即可得到若干个 X 线衰减值的总和。在上述过程中，每扫描 1 次，既可得一方程，经过若干次扫描，即可得一联立方程。经过计算机运算（fourier 转换，反投影法）可解出这一联立方程，而求出每一体素的 X 线衰减值，再经数/模转换，使各体素所形成的不同灰度，各像素所形成的矩阵图像即为该层面不同密度组织的黑白图像。

CT 检查的特点：CT 能提供没有组织重叠的横断面图像，解剖关系明确。普通平片是用二维图像显示三维结构，对重叠的结构（如在胸部）常难以分辨。CT 的密度分辨率高，可区分密度差异极小的不同组织结构，可以显示平片所不能显示的病变。并且，CT 为无创性检查，检查方便、迅速，易为患者接受。

三、单层螺旋 CT 的成像特点

螺旋 CT 因其扫描轨迹呈螺旋状态而得名。扫描时管球与探测器连续旋转，管球连续曝光，检查床匀速进动，扫描线在人体上投射成螺旋状斜面。由于螺旋扫描不同于非螺旋 CT 的垂直扫描，扫描起点与终点是不一致的。因此重建算法必须解决螺旋的斜率问题，将螺旋的斜面重建为垂直的横断面。其重建算法一般有两种：360°插直运算和 180°插直运算。180°插直运算因其无论在时间分辨率还是在空间分辨率上均优于 360°插直运算而更有价值。

螺旋 CT 的临床应用优点：与普通 CT 相比，其最大的优点为连续扫描，因此不会丢失层与层之间的小病灶，从而提高了医师诊断的准确率；提高了扫描速度，使扫描时间明显缩短，有利于双期或多期的增强扫描，同时也提高了患者流通量；与普通 CT 相比，MPR 图像和三维图像的质量大大提高，基本上能满足临床诊断需要。

四、多层螺旋 CT 的成像特点

MSCT 与单层螺旋 CT 最明显区别在于探测器的结构不同。因而其成像原理也不同：单层螺旋 CT 由准直器决定层厚，而 MSCT 是由探测器宽度及组合决定层厚。因此 MSCT 的图像具有更好的 Z 轴分辨率，可以实现各向同性成像（即在 X、Y 和 Z 轴方向的分辨率一致），这是单层螺旋 CT 或双层螺旋 CT 所无法比拟的。但 MSCT 需要解决的一个问题是射线的锥形束问题，即沿人体长轴方向的锥角失真度。对于 4 层螺旋 CT，由于锥形束的影响不大，故一般可以采用单层螺旋 CT 解决扇角的方法来解决锥角的问题。但对于 4 层以上 8~16 层及更多层的螺旋 CT，这种技术则不能解决问题，目前较好的方法为 Feldkamp 方法，比较全面地解决了锥形束的问题。

FBP 方法的成像原理：FBP 方法的成像原理基本上是基于单层 CT 的 180°插直运算方法。另外每层的重建数据又综合了其他几层的数据。在锥角不大的情况下，用此方法得到的图像质量是可以被接受的。

Feldkamp 方法的成像原理：该方法首先记录各层投影数据的投影角；当所需重建的层面与中心层面较近时，则使用中心区域的探测器数据；当需重建的层面偏离中心层面时，则使用边缘区域的探测器数据。由于每一层图像的重建均考虑到了锥形束的影响，而选择了最佳的数据进行重建，因此图像质量得到了保证。

MSCT 具有以下优点：扫描速度提高 2~6 倍，检查效率提高 10%；图像质量明显提高，主要是 Z 轴方向空间分辨率及时间分辨率的提高；与单层螺旋 CT 相比，扫描信息量提高了 2~4 倍，尤其利于观察小病灶，MSCT 一次扫描完成原始数据采集后，可进行任意位置和层厚的高质量图像重建和三维成像，原始扫描层厚越薄，则三维成像的质量越好；降低 X 线管的损耗，增强扫描可节省造影剂用量，MSCT 无间断地大量采集数据，可准确地追踪对比剂流程，在造影剂达到病灶后，自动进行扫描，从而可减少对比剂用量，降低辐射量并可提高 CTA 的增强效应。MSCT 除在探测器结构和数据处理系统

(DAS) 两方面的改进外, 还可进行多种图像重建技术, 如多层面重建 (multi plane reconstructions, MPR)、最大密度投影 (maximum intensity projection, MIP)、三维表面覆盖成像 (shaded surface display, SSD)、容积漫游技术 (volume rendering technique, VRT)、曲面重建技术成像 (curved planar reconstruction, CPR) 及仿真内镜等, 此外, MSCT 还可实施部分部位的功能成像, 如心功能、脑灌注、腹部灌注及肺功能成像等。

(贾虹玉 唐海波)

扫描参数和检查方法

2

第一节 普通 CT

CT 图像：CT 图像是由一定数目的由黑到白不同灰度的像素按矩阵排列所构成的，这些像素反映体素的吸收系数。以原始的 EMI-MK1 型 CT 装置为例，是在 24cm 正方形 CT 图像中包括 160 个 × 160 个像素，像素越小，数目越多，则构成的图像越细致。像素的大小与数目因 CT 装置不同而异。有 240 × 240、256 × 256、512 × 512 和 1024 × 1024 等。像素大小则为 1.0mm × 1.0mm，0.5mm × 0.5mm 不等。

CT 值：如前所述，CT 图像是由身体某一选择层面一定数目的像素，按该层面固有的排列关系构成。计算机将 X 线从多个方向扫描所得的信息合算，计算出每个体素的 X 线吸收系数。这个吸收系数再换算成 CT 值，作为 CT 检查中表达组织密度的统一单位。规定将受测物质的衰减系数与水的衰减系数作为比值计算，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 值并不是绝对不变的数值，它与 X 线管电压有关。因为 CT 扫描的 X 线源是连续光谱，不是单一波长光线，因此，CT 值随着管电压的高低而改变。不同的管电压，组织内的光电吸收与反冲电子吸收比例不同。由此得出，CT 值是指某扫描所用电压下的 CT 值。尽管这种差别对临床应用并无明显影响，但在进行定量分析，比较不同 CT 装置所得同一组织的 CT 值时，应当了解所用的管电压，否则也会造成误差。其次，某一正常或病理组织的 CT 值还受部分容积效应的影响。因此，在组织密度的定量分析上，CT 值虽然是有用的指标，但也有它的限度。

窗宽与窗位：窗技术是 CT 检查中用以观察不同密度的正常组织或病变的一种显示技术，包括窗宽和窗位。由于各种组织结构或病变具有不同的 CT 值，因此欲显示某一组织结构细节时，应选择适合观察该组织或病变的窗宽和窗位，以获得最佳对比效果。

窗宽是 CT 图像上显示的 CT 值范围，在此 CT 值范围内的组织和病变均以不同的模拟灰度显示。而 CT 值高于此范围的组织和病变，无论高出程度有多少，均以白影显示，不再有灰度差异；反之，低于此范围的组织结构，不论低的程度有多少，均以黑影显示，也不存在灰度差异。增大窗宽，则图像所示 CT 值范围加大，显示具有不同密度的组织结构增多，但各结构之间的灰度差别减少。减少窗宽，则显示的组织结构减小，而各结构之间的灰度差别增加。

窗位是窗的中心位置，同样的窗宽，由于窗位不同，其所包括 CT 值范围的 CT 值也有差异，例如窗位同为 100Hu，当窗位为 0 时，其 CT 值范围为 -50 ~ +50Hu；如窗位为 +35 时，则 CT 值范围为 -15 ~ +85Hu。通常，欲观察某一组织结构及发生的病变，应以该组织的 CT 值为窗位。