

实用医学影像 诊断与鉴别诊断

(上)

崔志浩等◎编著

实用医学影像诊断与鉴别诊断

(上)

崔志浩等◎编著

图书在版编目 (C I P) 数据

实用医学影像诊断与鉴别诊断 / 崔志洁等编著. --
长春 : 吉林科学技术出版社, 2017.9
ISBN 978-7-5578-3230-8

I. ①实… II. ①崔… III. ①影象诊断 IV.
①R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2017)第232137号

实用医学影像诊断与鉴别诊断

HIYONG YIXUE YINGXIANG ZHENDUAN YU JIANBIE ZHENDUAN

编 著 崔志浩等
出 版 人 李 梁
责任编辑 刘建民 韩志刚
封面设计 长春创意广告图文制作有限责任公司
制 版 长春创意广告图文制作有限责任公司
开 本 889mm×1194mm 1/16
字 数 450千字
印 张 36.5
印 数 1—1000册
版 次 2017年9月第1版
印 次 2018年3月第1版第2次印刷

出 版 吉林科学技术出版社
发 行 吉林科学技术出版社
地 址 长春市人民大街4646号
邮 编 130021
发行部电话/传真 0431-85635177 85651759 85651628
85652585 85635176

储运部电话 0431-86059116
编辑部电话 0431-86037565
网 址 www.jlstp.net
印 刷 永清县晔盛亚胶印有限公司

书 号 ISBN 978-7-5578-3230-8

定 价 145.00元 (全二册)

如有印装质量问题 可寄出版社调换

因本书作者较多,联系未果,如作者看到此声明,请尽快来电或来函与编辑部联系,以便商洽相应稿酬支付事宜。

版权所有 翻印必究 举报电话: 0431-85677817

主 编

崔志洁 张连军 杜广芬 刘 涛

宋 晖 王金财 阎战能

副主编

蔡彬彬 柴小康 杜新兴 刘恩彭

刘志华 丁华杰

编 委 (按姓氏笔画排序)

丁华杰 (承德医学院附属医院)

王志欣 (河北省承德市第三医院)

王金财 (烟台业达医院)

冯秀栓 (山东省青岛西海岸新区中心医院)

冯友珍 (山东省莱芜市莱城区人民医院)

刘 涛 (山东省单县东大医院)

刘志华 (山东省泰安市中医二院)

刘纯伟 (湖北省黄石市第二医院)

刘恩彭 (山东省菏泽市第二人民医院)

杜广芬 (山东省济南市第五人民医院)

杜新兴 (华北石油管理局总医院)

宋 晖 (山东省曹县中医院)

张连军 (山东省济南市第五人民医院)

陈 诺 (山东省即墨市妇幼保健院计划生育服务中心)

柴小康 (甘肃省高台仁济医院)

阎战能 (三峡大学附属仁和医院)

崔志洁 (山东省济南市第五人民医院)

彭 璐 (新乡医学院第二附属医院)

蔡彬彬 (甘肃省白龙江林业管理局中心医院)

谭平政 (湖北省利川市人民医院)

黎 钧 (湖北省通城县人民医院)



崔志洁

男，副主任医师，1983年影像诊断专业毕业。主要研究影像科常见病、多发病的诊断。擅长胸腹部疾病的影像诊断。山东中医药大学、潍坊医学院及山东医学高等专科学校兼职副教授；从事医学影像诊断工作三十三年，现任济南市第五人民医院医学影像科主任、医技党支部书记；兼任济南医学会放射学委员会副主任委员、济南市放射专业质量控制委员会委员、山东省医学影像研究会头颈学组委员。



张连军

女，1984年7月参加工作。大学本科学历，山东大学EMBA结业，副主任护师。从事医学影像护理工作二十余年，具有丰富的影像护理工作经验，现任济南市第五人民医院绩效、医改办主任。



杜广尧

女，1977年12月31日出生，主治医师，济南市第五人民医院从事影像诊断工作，2004年本科毕业于泰山医学院放射系，2012年硕士毕业于山东省医科院，2013年在山东省医学影像研究所进修学习。2010年参与编写出版《影像学疾病诊断与治疗》；2012年在《中国辐射卫生》上发表论文《多层螺旋CT低剂量扫描的临床应用》；2013年成功申请专利《新型胸骨固定钢丝》；2015年发表论文《试论MSCT在急性阑尾炎中的诊断与价值》。

第一章 CT 成像基础	(1)
第一节 CT 成像原理	(1)
第二节 CT 检查的适应证与禁忌症	(7)
第三节 CT 检查的技术参数	(8)
第四节 CT 检查前准备与检查步骤	(11)
第五节 CT 的检查方法	(13)
第六节 CT 图像的特点及影响图像质量的因素	(23)
第七节 CT 图像的后处理	(26)
第八节 螺旋 CT 的特殊应用	(32)
第二章 MRI 成像基础	(40)
第一节 MRI 的基本原理	(40)
第二节 MRI 的基本设备	(50)
第三节 MRI 的适应证与禁忌证	(56)
第四节 MRI 中的流体成像	(59)
第五节 磁共振对比剂 Gd-DTPA	(67)
第三章 超声诊断	(74)
第一节 超声波的基本概念	(74)
第二节 超声波的物理性能	(75)
第三节 人体组织的组成成分与结构特征	(78)
第四节 人体组织超声成像	(81)
第五节 超声伪像	(87)
第六节 诊断超声的分辨力	(93)
第七节 实时二维超声	(94)
第八节 频谱多普勒	(100)
第九节 三维超声	(117)

第四章 PET 显像技术	(125)
第一节 PET 显像的基本原理	(125)
第二节 脑血流显像	(125)
第三节 脑代谢显像	(127)
第四节 脑神经受体显像	(130)
第五节 PET 心肌灌注显像	(132)
第六节 PET 心肌代谢显像	(133)
第七节 心脏神经受体显像	(136)
第五章 核医学成像在各个系统中的应用	(137)
第一节 核医学在神经系统疾病中的应用	(137)
第二节 核医学在消化系统疾病中的应用	(141)
第三节 核医学在呼吸系统疾病中的应用	(149)
第四节 核医学在循环系统疾病中的应用	(155)
第六章 CT 检查护理	(166)
第一节 CT 常规检查护理	(166)
第二节 CT 常见部位检查护理要点	(167)
第三节 特殊患者 CT 检查护理要点	(175)
第四节 小儿 CT 检查护理要点	(181)
第五节 CT 检查中各种引流管护理要点	(186)
第六节 MRI 检查护理	(187)
第七节 MRI 常见部位检查护理要点	(189)
第八节 特殊患者 MRI 检查护理要点	(194)
第九节 小儿及胎儿 MRI 检查护理要点	(199)
第十节 X 线常见造影检查护理要点	(201)
第十一节 特殊造影检查护理要点	(210)
第七章 颅脑疾病的 CT 诊断	(213)
第一节 正常头颅 CT 表现	(213)
第二节 基本病变 CT 表现	(214)
第三节 颅内肿瘤 CT 诊断	(215)
第四节 颅脑外伤 CT 诊断	(224)
第五节 颅内感染 CT 诊断	(228)
第六节 脑血管病变 CT 诊断	(231)
第八章 五官疾病的 CT 诊断	(234)
第一节 眼部常见疾病 CT 诊断	(234)
第二节 耳部常见疾病 CT 诊断	(241)
第三节 鼻窦常见疾病 CT 诊断	(245)

第四节	咽部常见疾病 CT 诊断	(248)
第五节	口腔颌面部疾病 CT 诊断	(251)
第九章	颈部疾病的 CT 诊断	(254)
第一节	喉部常见疾病 CT 诊断	(254)
第二节	甲状腺及甲状旁腺常见疾病 CT 诊断	(255)
第三节	颈部常见疾病 CT 诊断	(259)
第十章	乳腺疾病的 CT 诊断	(264)
第一节	乳腺 CT 检查概述	(264)
第二节	正常乳腺的胚胎发育和组织学表现	(265)
第三节	正常乳腺的 CT 表现	(268)
第四节	乳腺常见病的 CT 诊断	(269)
第十一章	消化系统疾病的 CT 诊断	(273)
第一节	正常消化系统及实质脏器 CT 表现	(273)
第二节	基本病变 CT 表现	(275)
第三节	食管常见疾病 CT 诊断	(275)
第四节	胃十二指肠常见疾病 CT 诊断	(277)
第五节	肝脏常见疾病 CT 诊断	(279)
第六节	胆囊常见疾病 CT 诊断	(290)
第七节	胰腺常见疾病 CT 诊断	(292)
第八节	脾脏常见疾病 CT 诊断	(296)
第九节	肠道常见疾病 CT 诊断	(298)
第十二章	急腹症的 CT 诊断	(306)
第一节	急腹症相关解剖	(306)
第二节	急腹症 MDCT 检查方法	(307)
第三节	急腹症常见疾病 CT 诊断	(307)
第十三章	后腹膜间隙疾病的 CT 诊断	(319)
第一节	后腹膜间隙正常 CT 表现	(319)
第二节	基本病变 CT 表现	(320)
第三节	常见疾病 CT 诊断	(320)
第四节	腹腔肿瘤与腹膜后肿瘤 CT 鉴别诊断	(323)
第十四章	泌尿系统疾病的 CT 诊断	(324)
第一节	正常泌尿生殖系统 CT 表现	(324)
第二节	基本病变 CT 表现	(325)
第三节	肾脏常见疾病 CT 诊断	(326)
第四节	输尿管常见疾病 CT 诊断	(334)
第五节	膀胱常见疾病 CT 诊断	(336)

第六节	泌尿系统先天畸形 CT 诊断	(338)
第七节	前列腺常见疾病 CT 诊断	(339)
第十五章	骨科疾病的 CT 诊断	(342)
第一节	基本病变 CT 表现	(342)
第二节	骨关节常见疾病 CT 诊断	(345)
第三节	软组织病变 CT 诊断	(356)
第四节	脊柱炎性病变 CT 诊断	(360)
第五节	脊柱退行性变及外伤性病变 CT 诊断	(361)
第六节	椎管内肿瘤 CT 诊断	(363)
第十六章	颅脑疾病的 MR 诊断	(367)
第一节	颅脑外伤 MR 诊断	(367)
第二节	脑血管疾病 MR 诊断	(370)
第三节	颅脑肿瘤 MR 诊断	(376)
第四节	肝性脑病 MR 诊断	(388)
第五节	先天性疾病 MR 诊断	(395)
第六节	囊肿及脑脊液循环异常 MR 诊断	(403)
第七节	感染与肉芽肿性病变 MR 诊断	(407)
第八节	脑白质病 MR 诊断	(413)
第九节	伴有深部灰质受累的实性疾患 MR 诊断	(417)
第十七章	乳腺疾病的 MR 诊断	(422)
第一节	乳腺 MR 检查技术	(422)
第二节	乳腺 MR 检查的临床适应证和限度	(423)
第三节	正常乳腺 MR 解剖和病变分析方法	(424)
第四节	乳腺增生性疾病 MR 诊断	(427)
第五节	乳腺纤维腺瘤 MR 诊断	(428)
第六节	乳腺大导管乳头状瘤 MR 诊断	(433)
第七节	乳腺癌 MR 诊断	(434)
第八节	乳腺脂肪坏死 MR 诊断	(437)
第十八章	心血管疾病的 MR 诊断	(440)
第一节	门控技术及常用序列	(440)
第二节	扫描层面及 MR 解剖	(441)
第三节	MR 检查方法	(445)
第四节	缺血性心脏病 MR 诊断	(450)
第五节	先天性心脏病 MR 诊断	(453)
第六节	心肌病 MR 诊断	(460)
第七节	胸主动脉疾病 MR 诊断	(463)

第十九章 肝脏疾病的 MR 诊断	(467)
第一节 MR 检查方法和特点	(467)
第二节 正常 MR 解剖	(467)
第三节 肝脏肿块 MR 诊断	(470)
第四节 肝脏弥漫性病变 MR 诊断	(479)
第二十章 骨科疾病的 MR 诊断	(486)
第一节 软组织与骨关节外伤 MR 诊断	(486)
第二节 骨关节感染性疾病 MR 诊断	(493)
第三节 退行性骨关节病 MR 诊断	(496)
第四节 骨坏死 MR 诊断	(497)
第五节 骨肿瘤 MR 诊断	(498)
第六节 软组织肿瘤 MR 诊断	(500)
第二十一章 女性盆腔疾病的 MR 诊断	(504)
第一节 子宫腺肌病 MR 诊断	(504)
第二节 盆腔子宫内膜异位症 MR 诊断	(506)
第三节 多囊卵巢病 MR 诊断	(508)
第四节 子宫肌瘤 MR 诊断	(509)
第五节 宫颈癌 MR 诊断	(511)
第六节 子宫内膜癌 MR 诊断	(513)
第七节 卵巢恶性肿瘤 MR 诊断	(516)
第八节 胎盘滞留与胎盘植入 MR 诊断	(519)
第二十二章 妇产科疾病的超声诊断	(521)
第一节 盆腔炎性肿块	(521)
第二节 输卵管疾病	(521)
第三节 子宫疾病	(523)
第四节 卵巢肿瘤	(528)
第五节 异常妊娠	(532)
第六节 胎儿畸形	(539)
第二十三章 心电图	(544)
第一节 心电图产生原理	(544)
第二节 心电图导联	(550)
第三节 ST 段改变	(557)
第四节 动态心电图	(563)
第五节 远程监测心电图	(565)
参考文献	(570)

第一章 CT 成像基础

第一节 CT 成像原理

一、CT 成像基本原理

计算机断层扫描(CT)是根据人体对 X 线吸收率不同,使用计算机重建方法得到人体二维横断面图像的影像设备。CT 是计算机和 X 线相结合的一项影像诊断技术,主要特点是密度分辨率高,能准确测量各组织的 X 线吸收衰减值,通过计算进行定量分析。

CT 成像的基本过程为:X 线→人体→采集数据→重建图像→显示图像。CT 球管产生的 X 线经准直器校准后,穿过具有密度差异的被检体组织,部分能量被吸收,衰减后带有组织的信息由探测器接收,通过数据采集系统进行模数转换,数据转换后由计算机重建成横断面图像,最后由显示器显示图像(图 1-1)。

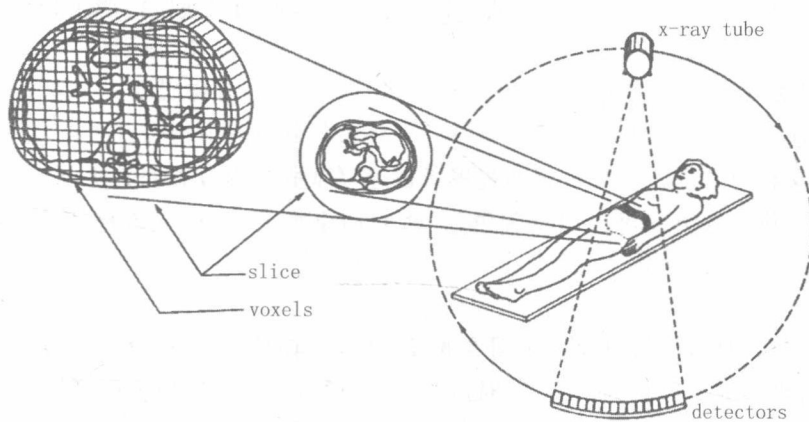


图 1-1 CT 成像原理图

因此,CT 成像是以 X 线为能源,以 X 线的吸收衰减特性为成像依据,以数据重建为成像方式,以组织的密度差为 CT 成像的基础,以数据采集和图像重建为重要环节的 X 线成像技术。

(一) 数据采集

单层 CT 图像数据采集的基本原理如图 1-2 所示,CT 球管与探测器成对称排列,每排探测器由 500~1 000 个探测器单元组成。当 X 射线以扇形束的形式穿过患者横断面时被检体衰减,每个探测器单元会接收透过该层面的 X 射线并测量其衰减后的强度。单个探测器单元在每个角度每条射线上探测到的 X 射线信号强度可通过衰减定律方程进行计算:

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

公式中, I_0 代表 X 线在空气或未进入物体前的初始强度, I 为衰减后 X 线强度, d 为物体厚度, μ 为物体的线性衰减系数, e 是自然对数的底。

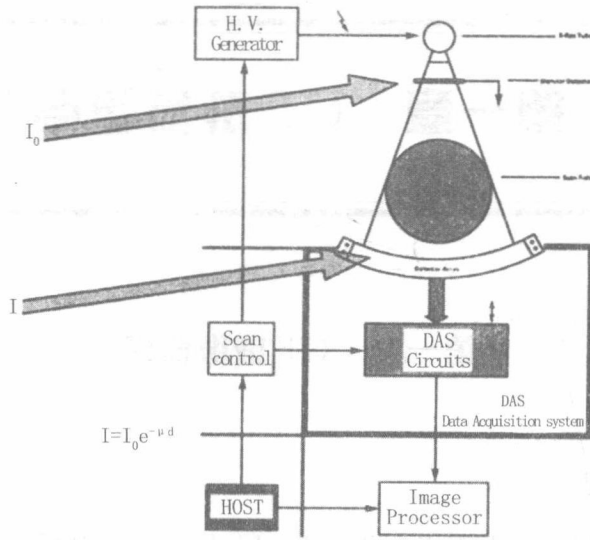


图 1-2 CT 数据采集

单层 CT 图像重建多采用滤波反投影法,利用平行线束几何学原理进行断层图像重建,要求在图像重建前要把所获的扇形线束投影数据转换为平行线束投影数据。在滤波反投影法的应用中,“重建函数核”代表对投影的高通滤波法,它决定图像的锐利度和噪声。重建图像用像素的数字矩阵来代表(通常为 512×512 像素),每个像素代表被 X 线束透射的体内欲成像层面的衰减系数。每个像素的 X 线束衰减系数需要转换为 Hounsfield(HU)单位。范围从 -1024 到 3071 ,作为以灰阶或彩色阶代表图像的基础。

(二) 图像重建

CT 图像重建的基本算法可分为三种。

1. 直接反投影法

直接反投影法又称总和法。是将众多的投影近似地复制成二维分布的方法。基本原理是把与各向投影强度成正比的量沿投影反方向投影回矩阵里,并将它们累加起来,组成该物体的层面图像。该方法是 CT 成像算法的基础。

2. 迭代法

迭代法又称近似法,是将近似重建所得图像的投影同实测的层面进行比较,再将比较得到的差值反投影到图像上,每次反投影之后可得到一幅新的近似图像。通过对所有投影方向都进行上述处理,一次迭代便可完成;再将上一次迭代的结果作为下一次迭代的初始值,继续进行迭代。迭代重建技术有三种方法:联立迭代重建法(SIRT)、代数重建法(ART)和迭代最小二乘法(ILST)。该方法图像较为真实准确,但耗时较多,现已不采用。

3. 解析法

解析法是目前 CT 图像重建技术中应用最广泛的一种方法,它利用傅里叶转换投影定理。主要有三种方法:二维傅里叶转换重建法、空间滤波反投影法和褶积反投影法。其中褶积反投影法目前应用最多,其无需进行傅里叶转换,速度快,转换简单,图像质量好。解析法的特点是速度快,精度高。

普通 CT 每个探测器单元的宽度、焦点的大小、每转的投影数决定图像的空间分辨率,患者长轴的扇形束厚度则决定图像层厚及长轴的空间分辨率。普通 CT 只支持一排探测器单元,球管每旋转一圈只扫描一层,扫描时探测器获得的是平面投影数据,而每一层的投影数据是一个完整的闭合环。

二、单层螺旋 CT 成像原理

螺旋 CT 扫描是在球管—探测器系统连续旋转的基础上,患者随检查床一起纵向连续运动,CT 球管连续产生 X 线,探测器同步采集数据的一种 CT 检查方法。螺旋 CT 采用滑环技术,去除了 CT 球管与机

架相连的电缆,球管—探测器系统可连续旋转,使扫描速度加快。由于螺旋 CT 扫描时检查床连续单向运动,球管焦点围绕患者旋转的运行轨迹类似一个螺旋管形(图1-3),故称为螺旋扫描。扫描时,螺旋 CT 探测器采集到的不是某一层面的数据,而是一个部位或一个器官的容积数据,故又称为容积扫描。

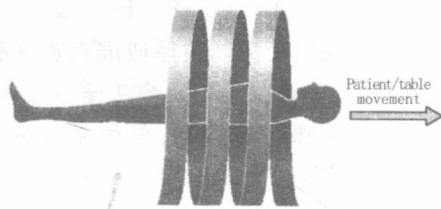


图 1-3 螺旋扫描

滑环技术和检查床连续运动技术的应用是单层螺旋 CT 在硬件上的重要改进,使用热容量大于 3 M 的 CT 球管,可满足进行较大范围的容积扫描。

用滑环代替电缆传递信号的方法,称为滑环技术。螺旋 CT 扫描机架内有多组平行排列的滑环和电刷,CT 球管通过电刷和滑环接触实现导电。X 线球管的滑环部分根据传递电压的不同,分为高压滑环和低压滑环。前者传递高压发生器输出的电压为几万伏,高压发生器安置在扫描机架外;后者为几百伏,高压发生器安置在扫描机架内。高压滑环上的高压经铜环和碳刷摩擦传递进入转动部分时,易发生高压放电,产生高压噪声,影响数据系统采集,进而影响图像质量。低压滑环的 X 线发生器需与 X 线球管一起旋转,增加了旋转部分重量。因而要求 X 线发生器体积小、重量轻。现在的螺旋 CT 普遍采用低压滑环技术。螺旋 CT 的高压发生器体积小,可安装在机架内,并可产生 80~140 kV 的高压。

单层螺旋 CT 与非螺旋 CT 相比有以下优点。

- (1)扫描速度快,检查时间短,对比剂利用率高。
- (2)一次屏气可完成一个部位检查,克服了呼吸运动伪影,避免了小病灶的遗漏。
- (3)利用原始数据,可进行多次不同重建算法或不同层间距的图像重建,提高了二维和三维图像的质量。螺旋 CT 扫描无明确层厚概念,扇形线束增宽,使有效扫描层厚增大。

(一)基本原理

CT 图像重建的理论基础是二维图像反投影重建原理,该原理要求被重建的一幅二维图像平面上的任意点,必须采用 360° 角的全部扫描数据。螺旋扫描是在检查床移动过程中进行的。数据采集系统获得的信息为非平面数据。由于只有平面数据才能重建无伪影的二维图像,为了消除伪影,螺旋 CT 常采用线性内插的数据预处理方法把螺旋扫描的非平面数据合成平面数据,再采用非螺旋扫描的图像重建方法重建一幅螺旋扫描的平面图像。线性内插(LI)是指螺旋扫描数据段上的任意一点可采用相邻两点的扫描数据进行插补。数据内插的方式有 360° 线性内插和 180° 线性内插两种。 360° 线性内插法采用 360° 扫描数据向外的两点,通过内插形成一个平面数据,优点是图像噪声较小,缺点是实际重建层厚比标称层厚大 $30\% \sim 40\%$,导致层厚响应曲线(SSP)增宽,图像质量下降。 180° 线性内插法则采用靠近重建平面的两点扫描数据,通过内插形成新的平面数据。 180° 线性内插与 360° 线性内插的最大区别是前者采用第二个螺旋扫描数据,并使第二个螺旋扫描数据偏移 180° 角,从而能够更靠近被重建的数据平面。 180° 线性内插法重建改善了层厚响应曲线,图像分辨率较高,但噪声增加。

(二)成像参数

由于螺旋 CT 与普通 CT 的扫描方式不同,产生了一些新的成像参数,如扫描层厚与射线束宽度、床速、螺距、重建间隔与重建层厚等。

1. 扫描层厚与射线束宽度

扫描层厚是 CT 扫描时被准直器校准的层面厚度,或球管旋转一周探测器测得 Z 轴区域的射线束宽度。单层螺旋 CT 使用扇形 X 线束,只有一排探测器,其射线束宽度决定扫描的厚度,扫描层厚与准直器宽度一致。

2. 床速

床速是 CT 扫描时扫描床移动的速度,即球管旋转一圈扫描床移动的距离,与射线束的宽度有关。若扫描床移动的速度增加,则射线束宽度不增加,螺距也增大,图像质量下降。

3. 螺距

螺距是扫描旋转架旋转一周,检查床移动的距离与层厚或准直宽度的比值。公式为:

$$\text{Pitch} = \text{TF}/\text{W}$$

式中 TF 是扫描旋转架旋转一周检查床移动的距离,单位是 mm。W 是层厚或准直宽度,单位是 mm。螺距是一个无量纲。

单层螺旋 CT 的准直器宽度与层厚一致,其螺距定义为球管旋转一周扫描床移动的距离与准直器宽度的比值。若单层螺旋 CT 的螺距等于零时,扫描方式为非螺旋扫描。通过被检体的 X 射线在各投影角相同,可获得真实的横断面图像数据;螺距等于 0.5 时,球管旋转 2 周扫描一层面,类似于重叠扫描;螺距等于 1 时,数据采集系统(DAS)可获取球管旋转一周的扫描数据;螺距等于 2 时,DAS 只获取球管旋转半周的扫描数据。扫描剂量恒定不变时,采用大螺距扫描,探测器接收的 X 线量较少,可供成像的数据相应减少,图像质量下降。采用小螺距扫描,探测器接收的 X 射线量较多,成像数据增加,图像质量得到改善。常规螺旋扫描的螺距用 1,即床速与层厚相等;如病灶较小,螺距可小于 1;病灶较大,螺距可大于 1。

三、多层螺旋 CT 成像原理

普通 CT 和单层螺旋 CT 的球管—探测器系统围绕人体旋转一圈只获得一幅人体断面图像,而多层螺旋 CT 的球管—探测器系统围绕人体旋转一周,能同时获得多幅横断面原始图像(图 1-4),故称为多层螺旋 CT(MSCT)。由于多层螺旋 CT 探测器在 Z 轴上的数目由单层 CT 的一排增加到几十排至几百排,故又称为多排 CT(MDCT)。多层螺旋 CT 是指 2 层及以上的螺旋 CT 扫描机,目前临床普及机型为 16 层,16 层以上的有 64 层、256 层、320 层等。

多层螺旋 CT 使用锥形线束扫描,采用阵列探测器和数据采集系统(DAS)获取成像数据。锥形线束和阵列探测器的应用,增宽了每次扫描的线束覆盖范围,实现了多排探测器并行采集多排图像的功能,降低了采集层厚,增加了采集速度,为复杂的影像重组奠定了基础。多层螺旋 CT 的优势是薄层(高分辨)、快速、大范围扫描。

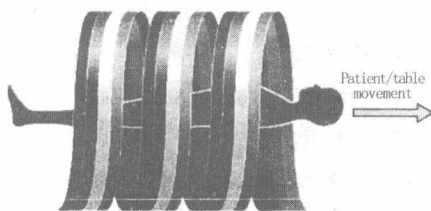


图 1-4 多层螺旋扫描

(一) 数据采集

多层螺旋 CT 与单层螺旋 CT 相比,X 线束由扇形改为锥形,线束宽度在 Z 轴方向从 1 cm 增加到几厘米。探测器在 Z 轴方向从单层 CT 的一排增加到几排至几百排。探测器排列有两种类型,一种是 Z 轴方向上所有探测器的宽度一致,即探测器宽度均等分配的等宽型(对称型)。另一种是探测器宽度不均等分配的非等宽型(非对称型)。探测器的绝对宽度决定多层螺旋 CT 容积覆盖范围,探测器单元的大小决定图像的层厚。探测器单元越小,获得的图像分辨率越高。16 层以上 CT 的采集单元可达 0.625 mm,实现了“各向同性”的数据采集。各向同性是指 Z 轴分辨率与 XY 轴的分辨率一致或相近,体素为一正方体,任意重建平面(冠、矢状位)的图像质量保持高度一致。

多层螺旋 CT 主要是采用多排探测器和多个数据采集系统,探测器排数大于图像层数。如 4 层螺旋 CT 探测器排数最少为 8 排,最多可达 32 排。DAS 的数目决定采集获得的图像数目,探测器的组合通过

电子开关得以实现,目前 DAS 系统有 4 组、16 组、64 组、256 组和 320 组,选择合适的层厚可获得与 DAS 对应的图像数。

Siemens64 层 CT 采用的 Z-Sharp 技术又称 Z 轴双倍采样技术,球管周围的偏转线圈无极调控偏转电子束,灵活改变 X 线焦点大小和在 Z 轴方向上的位置;每一个焦点投影可读出 2×32 层图像数据;每两个 32 层投影融合得到一个在 Z 轴采样距离 0.3 mm 的 64 层投影;每 150° 旋转应用 AMPR 方法可重建 64 层图像。Z-Sharp 技术的特点在于 Z 轴飞焦点使到达每一个探测器单元的 X 线投影数加倍,两次相互重叠的投影导致 Z 轴方向上的重叠采样,即 Z 轴双倍采样。GE 使用的共轭采集技术是根据系统设置最佳螺距,在插值求解某重建标准层面上不同投影角位置的数据时,自动根据当前的扫描数据结果,动态采集所需的插值数据点。

(二) 图像重建

多层螺旋 CT 的重建原理是用多列探测器的数据来重建一个标准层面的图像。若在 Z 轴某位置重建图像,则把与此重建位置同一投影角的 Z 轴上相邻两个探测器阵列的数据用于插值,并以此作为重建标准层面的投影数据,最后用二维反投影重建算法(2DBP)进行图像重建。

多层螺旋 CT 使用锥形线束扫描,在图像重建前,需要对扫描长轴方向的梯形边缘射线进行必要的修正。多层螺旋 CT 图像重建预处理是线性内插的扩展应用,4 层以下的 CT 大部分采用不考虑锥形线束边缘的图像预处理。常用的图像重建预处理方法有以下几种。

1. 优化采样扫描

是通过扫描前的螺距选择和调节缩小 Z 轴间距,使直接成像数据与补充数据分开,故又称为扫描交迭采样修正。

2. Z 轴滤过长轴内插法

是在扫描获得的数据段内选定一个滤过段,并对该段内所有扫描数据作加权平均化处理。滤过段的范围称为滤波宽度(Fw),滤波参数、宽度和形状可影响图像质量。

3. 扇形束重建

是将锥形束射线平行分割模拟成扇形束后,再使用扇形束算法进行图像重建的方法。16 层以上 CT 则都已将锥形束边缘的射线一起计算,各生产厂家采用不同的图像重建预处理方法。常用的方法有以下几种。

(1) 自适应多平面重建(AMPR)法:是将螺旋扫描数据中两倍的斜面图像数据分割成几部分,采用各自适配螺旋的轨迹和 240° 螺旋扫描数据,并辅以适当的数据内插进行图像重建。

(2) 加权超平面重建法:是将三维的扫描数据分成二维的系列,采用凸起的超平面做区域重建的方法。

(3) Feldkamp 重建法:是沿扫描测量的射线,把所有测量的射线反投影到一个三维容积,并以此计算锥形束扫描射线的方法。

(4) 心脏图像重建方法:多层螺旋 CT 心脏图像重建方法主要有单扇区重建法(CHR)和多扇区重建法(MSR)。单扇区重建法(CHR)是用回顾性心电门控获得螺旋扫描原始数据,利用半重建技术进行影像重建。多扇区重建法(MSR)是利用心电门控的同期信息,从不同的心动周期和不同列的检查器采集同一期相,但不同角度半重建所需的原始数据来进行影像重建。单扇区与多扇区重建的主要区别是单扇区重建的时间分辨率仅由 X 线管的旋转速度决定,而多扇区重建的时间分辨率不仅受 X 线管的旋转速度的影响,同时也受心率的影响。

四、电子束 CT 成像原理

电子束 CT(EBCT)由大功率的电子枪产生电子束,电子束通过电磁偏转打击固定于机架上的靶环产生 X 射线,实现 CT 扫描(图 1-5)。由于没有机械运动,电子束 CT 一次曝光扫描的时间可以达到 50 ms。

EBCT 从 1982 年开始应用于冠状动脉疾病的诊断成像。现在仍在使用的 EBCT 有两排探测器和四排钨靶阳极,对受检者的不同检查部位进行 8 层图像数据的扫描采集。在采用“容积模式”进行扫描时。

可以在 300~400 ms 的成像周期内只需曝光 50~100 ms 就可以获得 8 幅图像。在进行钙化积分、冠状动脉 CT 成像或者心功能评价时,EBCT 采用“电影模式”或“流动模式”进行扫描成像,这两种扫描模式分别采用单排探测器(C-150/C-300)和双排探测器(e-speed)的采集方式。电影模式的曝光时间是 50 ms,以 17 次/s 的扫描频率对同一解剖结构进行扫描;流动模式是在扫描时,根据心跳周期时相对同一解剖结构曝光 50~100 ms 进行扫描采集。由于 EBCT 的扫描模式是非螺旋的,因此要在受检者一次屏住呼吸的情况下完成整个心脏的扫描,扫描层厚受到了限制。当采用单层数据采集模式(C-150/C-300)时,图像厚度是 3 mm,采用双层数据采集模式时,成像厚度是 1.5 mm。进行钙化积分时,EBCT 的纵轴分辨率是足够的,但要实现冠状动脉的三维可视化显示则纵轴分辨率还不够。

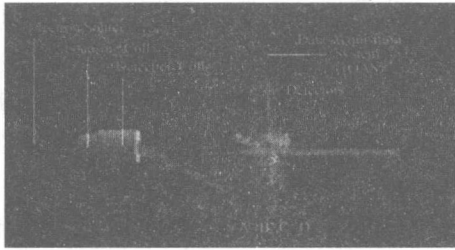


图 1-5 电子束 CT 扫描过程

EBCT 扫描过程由电子束及四个钨靶环的协同作用完成,避免传统 CT 的 X 线球管、探测器(扫描机架),甚至扫描床的机械运动。电子束 CT 的成像原理与常规 CT 的主要区别在于 X 线产生的方式不同。由于电子束 CT 采用电子束扫描技术代替 X 线球管的机械运动,消除了 X 线球管高速旋转运动产生的离心力,使扫描速度大为提高,将扫描速度缩短为 50 ms 或更短(17~34 幅/s),成像速度是普通 CT 的 40 倍、螺旋 CT 的 20 倍(需 500 ms),从而减少了呼吸和运动伪影,有利于运动脏器的检查。

当然,目前高档的多层螺旋 CT 扫描机的扫描速度和扫描范围取得了很大进步,在某些方面甚至超过了电子束 CT 的成像水平,促使电子束 CT 扫描机需要在扫描速度、图像信噪比和空间分辨率等方面进一步提高。

五、双源 CT 成像原理

双源 CT(DSCT)采用双球管和双探测器系统,扫描速度为 0.33 s,时间分辨率达到 83 ms,使心脏 CT 成像不受心率约束;两个球管的管电压设置不同时,可作功能性 CT 检查。

(一)球管与探测器系统

双源 CT 配置了两个球管和与之对应的探测器,这两套数据获取系统(球管-探测器系统)放置在旋转机架内,互呈 90° 排列(图 1-6)。CT 球管采用电子束 X 线管,单个球管的功率为 80 kW,扫描速度 0.33 s,最大扫描范围 200 cm,各向同性的空间分辨率 ≤ 0.4 mm,使用高分辨率扫描时可达 0.24 mm。

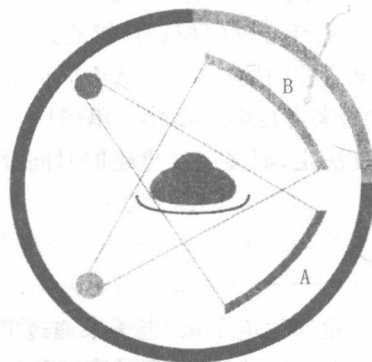


图 1-6 双源 CT 示意图

两套探测器系统中,一套探测器系统(A)覆盖整个扫描野(直径 50 cmFOV),另一套探测器系统(B)主要用于覆盖扫描中心视野(直径 26 cmFOV)。每组探测器各有 40 排,中间部分准直宽度为 32 mm×0.6 mm;两边各有 4 排探测器,准直宽度是 8 mm×1.2 mm。在机架等中心处,两组探测器的 Z 轴覆盖范围都是 28.8 mm。通过对采集信号数据的正确组合,两组探测器都可以实现 32 mm×0.6 mm 或 24 mm×1.2 mm 的扫描。

(二) 数据采集

通过 Z 轴飞焦点技术,32 排 0.6 mm 准直宽度的探测器能同时读取 64 层的投影数据,采样数据的空间间隔是等中心的 0.3 mm。通过使用 z-sharp 技术,双源 CT 机架旋转一周。每组探测器都能获取相互重叠的 64 层 0.6 mm 的图像数据。

双源 CT 扫描系统内,两组呈 90°排列的互相独立的数据获取系统(球管—探测器系统),只需同时旋转 90°,就可以获得平行于射线投影平面的整个 180°图像数据,这 180°的图像数据由两个 1/4 的扫描扇区数据组成。由于机架只需旋转 1/4 的扫描扇区,扫描时间只有机架旋转时间的 1/4,即获得半圈扫描数据的时间分辨率只有机架旋转时间的 1/4;而机架的旋转时间是 0.33 s,那么数据采集的时间分辨率就是 83 ms,和受检者的心率无关,在一次心跳周期内就可以完成单扇区数据的采集。

(三) 图像重建

双源 CT 的基本扫描重建模式是单扇区重建,这是双源 CT 和单源 CT 最主要的区别。双源 CT 也可采用双扇区重建方法来进一步提高时间分辨率,在采用双扇区重建的方法时,每组探测器采集的 1/4 扫描扇区数据来自相邻连续的两个心跳周期,在每个心跳周期内采集的扇区数据都小于 1/4 扫描扇区数据,这和传统单源多层 CT 的双扇区重建方法相似。双源 CT 在使用双扇区重建方法时,时间分辨率是心率的函数,随着心率的变化而变化,机架旋转时间为 0.33 s 时,在某些特定心率条件下,时间分辨率可以达到 42 ms。由于心率的小变化都会引起时间分辨率的大变化,在双扇区重建的条件下,时间分辨率的平均值是 60 ms。在考虑进行高级的心功能的评估时,可以考虑使用双扇区重建扫描方式,比如在评价异常的心肌运动或者是计算射血分数的峰值时。在进行冠状动脉的检查或者进行心脏功能大体评估时,单扇区重建扫描模式就已能够在临床任何心率条件下提供足够的时间分辨率。

双源 CT 在进行常规 CT 检查时,可以只运行一套 X 线系统,方法与普通 64 层 CT 相同。特殊临床检查,如心脏扫描、心电门控血管成像,全身大范围全速扫描,以及双能量减影成像等,则需使用两套射线/探测器系统的双源组合。

两套 X 线系统由球管和一体化高压发生器组成,可以分别调节相应的 kV 和 mAs。由于每个球管的 kV 都可独立设置为 80 kV、100 kV、120 kV 和 140 kV,当两个球管的管电压不一致时,如一个球管设置为 80 kV,另一个球管设置为 140 kV,双源 CT 就可以实现双能量扫描,从而获得双能量的扫描数据。

(崔志洁)

第二节 CT 检查的适应证与禁忌症

一、适应证

CT 图像由于密度分辨率高、组织结构无重叠,有利于病变的定位、定性诊断,在临床上应用十分广泛。可用于全身各脏器的检查,对疾病的诊断、治疗方案的确立、疗效观察和预后评价等具有重要的参考价值。

1. 颅脑

CT 对颅内肿瘤、脑出血、脑梗死、颅脑外伤、颅内感染及寄生虫病、脑先天性畸形、脑萎缩、脑积水和