

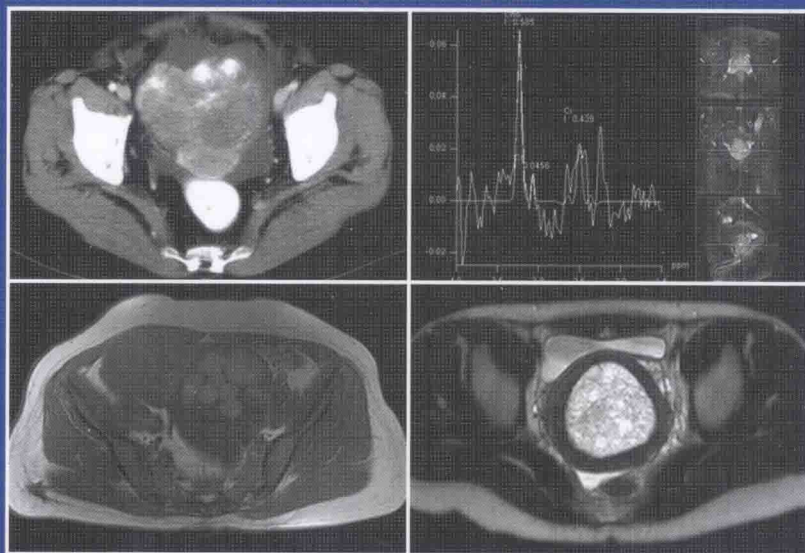


盆腔疾病CT、MRI鉴别诊断学

Pelvic Diseases: Differential Diagnosis with CT & MRI

■ 主 编 郑晓林 许达生

■ 副主编 王 刚



中国出版集团

世界图书出版公司

盆腔疾病 CT、MRI 鉴别诊断学

Pelvic Diseases: Differential Diagnosis with CT & MRI

主 编 郑晓林 许达生

副主编 王 刚

编 者 (按姓氏笔画排序)

王 刚	方学文	伍彩云	全海英
许达生	张旭升	张克云	杨沛钦
肖利华	邹玉坚	陈 翌	林建勤
郑晓林	郭天畅	熊巨新	

中国出版集团

世界图书出版公司

西安 北京 广州 上海

图书在版编目 (CIP) 数据

盆腔疾病 CT、MRI 鉴别诊断学/郑晓林, 许达生主编.
—西安: 世界图书出版西安有限公司, 2015.8
ISBN 978-7-5100-9835-2

I. ①盆… II. ①郑… ②许… III. ①骨盆—疾病—
计算机 X 线扫描体层摄影—鉴别诊断②骨盆—疾病—核
磁共振成像—鉴别诊断 IV. ①R681.604

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2015) 第 156444 号

盆腔疾病 CT、MRI 鉴别诊断学

主 编 郑晓林 许达生
责任编辑 王梦华

出版发行 世界图书出版西安有限公司
地 址 西安市北大街 85 号
邮 编 710003
电 话 029-87233647(市场营销部)
029-87234767(总编室)
传 真 029-87279675
经 销 全国各地新华书店
印 刷 西安市建明工贸有限责任公司
开 本 889mm×1194mm 1/16
印 张 30.5
字 数 700 千字

版 次 2015 年 8 月第 1 版
印 次 2015 年 8 月第 1 次印刷
书 号 ISBN 978-7-5100-9835-2
定 价 120.00 元

☆如有印装错误,请寄回本公司更换☆

前言

FORWORD

广东省东莞市人民医院、中山大学附属第一医院和南方医科大学附属东莞市石龙人民医院放射科,在临床工作中积累了大量盆腔病变的 CT 和 MRI 资料。为了与同道们分享并交流这些资料和经验,我与早年在我院医学影像学部研读并获得影像医学博士学位、现任东莞市医学会放射学分会主任委员、享受国务院政府特殊津贴的东莞市人民医院放射科主任郑晓林主任医师一起,带领具有高级职称的相关医师,编写了《盆腔疾病 CT、MRI 鉴别诊断学》一书。

本书是以鉴别诊断为前提的盆腔病变 CT、MRI 专著,全书共分为五章,从基本理论、正常解剖到盆腔的各种病变都进行了详细论述。本书的编排特点是在有关章节的鉴别诊断中,都是以病征为主线,对盆腔内各器官的病变按不同病征进行鉴别。以卵巢及其周围病变的鉴别诊断为例,本书按病征分为囊性、囊实性和实性病变,囊性又再分为单囊和多囊。然后再分别列举单囊和多囊的常见病种和少见病种,并互相比对进行鉴别诊断的讨论。为了加深对每类病征鉴别诊断的理解,本书尽力做到每个病种都有病例图片。全书共计 1 500 多幅 CT、MRI 图片,使各病种之间的鉴别诊断更加直观。这也是本书的突出特点之一。

在本书的编写过程中,得到了许多专家、主任、教授的指点和帮助。南方医科大学附属东莞市石龙人民医院放射科杨泽年主任医师对本书的编写给予了大力支持,参加写作过程中的计划、组织工作,分配任务,并提供了大量子宫疾病章节的病例。为本书提供精彩病例图片的还有:南方医科大学附属南方医院许乙凯教授,中山大学附属第一医院郭燕教授、刘明娟副教授,中山大学附属第二医院李勇副主任医师,广东省中医院刘波教授,中山市人民医院唐秉航主任医师,佛山市第一人民医院潘爱珍主任医师,广州医学院第一附属医院放射科李新春教授,深圳市人民医院徐坚民主任医师、龚静山主任医师、彭东红副主任医师,粤北人民医院孟志华主任医师,永康市第一人民医院王骄阳医生,温州医学院附属第二医院陈

伟医生,江苏省人民医院王德杭教授,空军总医院时惠平主任医师,中山市陈星海医院李清水主任医师,安徽省界首市医院张红娟主任,山西运城安国医院李自芳主任,湖北荆州第一人民医院雷红卫主任医师,湖北荆州中心医院黄原义医生,广东汕头潮南民生医院邓乐群副主任医师,东莞大郎医院刘伟萍副主任医师,东莞光华医院雷良生副主任医师,东莞寮步医院放射科韩海副主任医师等等,在此,对他们表示衷心的感谢!

本书既可供影像专业医师临床应用,也可作为临床相关科室尤其是妇科、泌尿生殖科医师的案头参考书。

由于本书以鉴别诊断为前提,因此,内容难免欠缺全面性或有所遗漏,敬请读者批评指正。

中山大学附属第一医院



2013年8月

目 录

CONTENTS

第一章 CT、MRI 成像基本理论与盆腔检查方法

第一节 CT 成像基本理论与方法	(2)
一、CT 的发展史	(2)
二、CT 的基本原理	(2)
三、CT 图像重建	(3)
四、影响 CT 成像的因素	(4)
(一)窗宽与窗位	(4)
(二)噪声与伪影	(4)
(三)部分容积效应	(5)
(四)空间分辨率与密度分辨率	(5)
五、CT 的分代	(5)
第二节 盆腔 CT 扫描的准备	(6)
一、检查前注意事项	(7)
二、肠道准备	(7)
(一)使用的对比剂溶液	(7)
(二)肠道准备	(7)
三、膀胱准备	(7)
四、女性阴道准备	(7)
五、盆腔准备质量要求	(8)
第三节 盆腔 CT 扫描	(8)
一、盆腔 CT 检查方法	(8)
二、CT 后处理技术	(9)
第四节 MRI 基本原理	(12)
一、MRI 发展史	(12)
二、MRI 成像基本原理	(12)
(一)原子核自旋与产生磁场	(12)
(二)外加磁场与 ¹ H 质子自旋的进动	(13)
(三)磁场中自旋的相位	(14)
(四)核磁共振现象	(14)

(五)自旋弛豫	(14)
(六)磁共振信号的产生	(15)
(七)MRI 图像的形成	(16)
三、MRI 图像重建	(16)
(一)频率编码(列编码)	(16)
(二)相位编码(行编码)	(17)
第五节 MRI 基本序列与对比	(17)
一、常规扫描序列	(17)
(一)自旋回波序列	(17)
(二)反转恢复序列	(18)
(三)快速自旋回波序列	(18)
(四)梯度回波序列	(19)
(五)平面回波成像	(20)
(六)MRI 波谱成像	(20)
二、MRI 图像对比与基本参数	(21)
(一) T_1 对比与基本参数	(21)
(二) T_2 对比与基本参数	(22)
(三)质子密度对比与基本参数	(22)
(四) T_2^* 对比与基本参数	(22)
(五)弥散对比	(23)
(六)反转恢复对比	(23)
第六节 盆腔 MRI 准备	(24)
一、盆腔 MRI 检查安全防范基本原则	(24)
二、盆腔 MRI 检查的具体要求	(24)

第二章 盆部正常解剖的 CT、MRI 表现

第一节 盆壁及盆腔内脏器	(28)
一、盆壁的解剖	(28)
二、盆腔内脏器	(29)
第二节 女性盆腔内器官 CT、MRI 正常表现	(29)
一、膀胱和输尿管	(29)
二、阴道与子宫	(31)
三、卵巢与输卵管	(33)
四、直 肠	(34)
第三节 男性盆腔内器官 CT、MRI 正常表现	(36)
一、膀胱和输尿管	(36)
二、前列腺与精囊腺	(36)

三、男性尿道与生殖器官	(40)
四、直 肠	(44)
第四节 盆腔的血管、神经和淋巴结	(44)
一、盆腔血管	(44)
二、盆腔淋巴结	(45)
(一) 盆腔淋巴结分组	(45)
(二) 淋巴结 CT、MRI 表现	(45)
三、盆壁及盆腔神经	(46)

第三章 盆腔病变的 CT、MRI 鉴别诊断

第一节 子宫病变	(51)
一、子宫腔内病变	(51)
(一) 子宫腔内病变的定位征象	(51)
(二) 常见的子宫腔内病变	(51)
(三) 少见的子宫腔内病变	(65)
二、子宫壁间病变	(77)
(一) 子宫壁间病变的定位征象	(77)
(二) 子宫壁间局部实性病变	(77)
(三) 子宫弥漫性实性增大	(89)
三、与子宫相连的子宫旁病变	(98)
(一) 与子宫相连的宫旁病变的定位征象	(98)
(二) 常见的与子宫相连的宫旁病变	(98)
(三) 少见的与子宫相连的宫旁病变	(108)
四、子宫颈病变	(118)
(一) 子宫颈癌	(118)
(二) 子宫颈息肉	(124)
(三) 子宫颈平滑肌瘤	(128)
(四) 子宫颈囊肿	(129)
(五) 子宫内膜癌侵犯子宫颈	(129)
(六) 子宫颈妊娠	(133)
第二节 卵巢及其周围病变	(137)
一、卵巢及其周围病变的定位	(137)
二、分类鉴别诊断	(138)
三、卵巢及其周围的囊性病变	(138)
(一) 单囊性病变	(138)
(二) 多囊性病变	(155)
四、卵巢及其周围的囊实性病变	(185)

(一)单个囊实性病变	(185)
(二)多个囊实性病变	(201)
五、卵巢及其周围的实性病变	(219)
(一)单个实性病变	(219)
(二)多个实性病变	(238)
第三节 前列腺病变	(246)
一、前列腺病变的定位	(246)
(一)前列腺中央腺体病变的定位征象	(246)
(二)前列腺周围带病变的定位征象	(246)
(三)前列腺周围带6分区法	(246)
二、前列腺弥漫性增大病变	(246)
(一)常见的前列腺弥漫性增大病变	(247)
(二)少见的前列腺弥漫性增大病变	(256)
三、前列腺局部性病变	(258)
(一)常见的前列腺局部性病变	(258)
(二)少见的前列腺局部性病变	(267)
四、前列腺钙化性病变	(273)
(一)前列腺结石和钙化	(273)
(二)前列腺段后尿道结石	(274)
(三)前列腺癌放射治疗后钙化	(274)
五、前列腺囊性病变	(274)
(一)前列腺囊肿	(274)
(二)射精管囊肿	(275)
(三)苗勒管囊肿	(275)
(四)潴留性囊肿	(282)
(五)前列腺结核性空洞	(283)
第四节 精囊腺病变	(287)
一、精囊腺弥漫性增大	(287)
(一)精囊腺炎	(287)
(二)精囊腺结核	(291)
(三)精囊腺转移瘤	(292)
二、精囊腺局部性病变	(292)
(一)精囊腺良性肿瘤	(296)
(二)精囊腺癌	(296)
(三)精囊腺结核	(298)
(四)精囊腺囊肿	(298)
第五节 膀胱病变	(301)
一、膀胱病变的定位征象	(301)
二、膀胱壁弥漫性增厚	(301)

(一) 常见的膀胱壁弥漫性增厚病变	(301)
(二) 少见的膀胱壁弥漫性增厚病变	(309)
三、膀胱壁局部性增厚	(320)
(一) 膀胱癌(早期)	(320)
(二) 膀胱结核	(322)
(三) 膀胱壁局部炎症	(324)
(四) 输尿管入口(或开口)部癌	(325)
(五) 邻近器官肿瘤侵犯局部膀胱壁	(327)
(六) 膀胱壁局部手术切除术后	(331)
(七) 先天性或创伤性膀胱痿口部增厚	(334)
四、膀胱壁肿块性病变	(334)
(一) 常见的膀胱壁肿块性病变	(334)
(二) 少见的膀胱壁肿块性和囊性病变	(346)
五、膀胱腔内病变与异常	(361)
(一) 膀胱结石	(361)
(二) 血 块	(364)
(三) 膀胱异物	(365)
(四) 气 泡	(365)
第六节 盆腔钙化性病变	(370)
一、盆腔钙化性病变概述	(370)
二、血管性钙化	(370)
(一) 动脉钙化	(370)
(二) 静脉石	(371)
三、病理性钙化	(371)
(一) 肿瘤性钙化	(371)
(二) 非肿瘤性钙化	(375)
第七节 盆腔积液与积血	(384)
一、盆腔积液与积血概述	(384)
二、生理性积液	(384)
三、病理性积液	(385)
四、盆腔积血	(387)
五、盆腔血肿	(388)

第四章 阴囊内及阴囊病变的 CT、MRI 鉴别诊断

第一节 睾丸病变	(392)
一、睾丸弥漫性增大病变	(392)
(一) 睾丸精原细胞瘤	(392)

(二) 睾丸(其他)生殖细胞肿瘤	(399)
(三) 睾丸结核	(406)
(四) 睾丸炎症	(410)
(五) 睾丸扭转与梗死	(413)
二、睾丸局部性病变	(415)
(一) 睾丸精原细胞瘤	(415)
(二) 睾丸非精原细胞瘤	(417)
(三) 睾丸结核	(423)
(四) 睾丸其他炎症	(424)
(五) 睾丸表皮样囊肿	(426)
第二节 附睾病变	(427)
一、腺瘤样瘤	(427)
二、胚胎性横纹肌肉瘤	(430)
三、附睾结核	(432)
四、附睾囊肿	(435)
第三节 阴囊病变	(437)
一、阴囊平滑肌瘤	(437)
二、阴囊错构瘤	(439)
三、阴囊 Paget 病	(439)
四、隐睾症	(443)

第五章 向盆腔生长的盆壁病变的 CT、MRI 鉴别诊断

第一节 脊索瘤	(449)
第二节 动脉瘤样骨囊肿	(451)
第三节 神经源性肿瘤	(455)
第四节 淋巴瘤	(459)
第五节 软骨肉瘤	(461)
第六节 横纹肌肉瘤	(464)
第七节 纤维瘤与纤维瘤病	(465)
第八节 盆壁腹膜转移瘤	(467)

中英文词汇对照

中英文词汇对照	(475)
---------------	-------

第一章 CT、MRI 成像基本理论与盆腔检查方法

第一节 CT 成像基本理论与方法

- 一、CT 的发展史
- 二、CT 的基本原理
- 三、CT 图像重建
- 四、影响 CT 成像的因素
 - (一)窗宽与窗位
 - (二)噪声与伪影
 - (三)部分容积效应
 - (四)空间分辨率与密度分辨率
- 五、CT 的分代

第二节 盆腔 CT 扫描的准备

- 一、检查前注意事项
- 二、肠道准备
 - (一)使用的对比剂溶液
 - (二)肠道准备
- 三、膀胱准备
- 四、女性阴道准备
- 五、盆腔准备质量要求

第三节 盆腔 CT 扫描

- 一、盆腔 CT 检查方法
- 二、CT 后处理技术

第四节 MRI 基本原理

- 一、MRI 发展史
- 二、MRI 成像基本原理
 - (一)原子核自旋与产生磁场
 - (二)外加磁场与 ^1H 质子自旋的进动

- (三)磁场中自旋的相位
- (四)核磁共振现象
- (五)自旋弛豫
- (六)磁共振信号的产生
- (七)MRI 图像的形成

三、MRI 图像重建

- (一)频率编码(列编码)
- (二)相位编码(行编码)

第五节 MRI 基本序列与对比

一、常规扫描序列

- (一)自旋回波序列
- (二)反转恢复序列
- (三)快速自旋回波序列
- (四)梯度回波序列
- (五)平面回波成像
- (六)MRI 波谱成像

二、MRI 图像对比与基本参数

- (一) T_1 对比与基本参数
- (二) T_2 对比与基本参数
- (三)质子密度对比与基本参数
- (四) T_2^* 对比与基本参数
- (五)弥散对比
- (六)反转恢复对比

第六节 盆腔 MRI 准备

- 一、盆腔 MRI 检查安全防范基本原则
- 二、盆腔 MRI 检查的具体要求

第一节 CT 成像基本理论与方法

一、CT 的发展史

计算机体层 (computed tomography, CT) 扫描仪利用 X 线对人体某一范围进行逐层断面扫描, 取得信息, 经计算机处理后获得的图像为人体断面图像。它克服了普通 X 线摄影结构相互重叠、组织分辨率低的缺点, 能充分显示人体内的结构与病变。CT 的研制始于 20 世纪 60 年代。1963 年, 美国物理学家 Allan M. Cormack 首先提出图像重建的数学方法, 并用于 X 线投影数据模型。1967 年, 英国工程师 Hounsfield 开始了模式识别的研究工作。1969 年, 他制作了一架简单装置, 用加强的 X 线为放射源, 对人的头部进行实验性扫描测量, 取得惊人的成功, 得到了脑内断层分布图像。1971 年 9 月, 他与神经放射学家合作, 安装了第一部原型设备, 开始了头部临床试验研究, 同年 10 月 4 日检查了第一例患者。CT 的诞生震动了医学界, 被称为自伦琴发现 X 射线以来, 放射诊断学上最重要的成就。为此, Hounsfield 和 Allan M. Cormack 共同获得了 1979 年诺贝尔生理学 and 医学奖。

二、CT 的基本原理

CT 是用高度准直的 X 线束围绕身体某一个部位作一个断面的扫描, 探测器记录下经过人体后不同的 X 线衰减信息, 模数转换器将模拟量转换成数字量, 输入电子计算机, 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而形成 CT 图像 (图 1-1-1)。

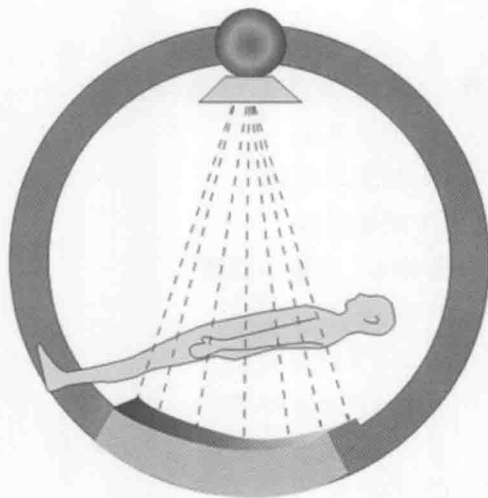


图 1-1-1 CT 是用高度准直的 X 线束围绕身体某一个部位做一个断面的扫描, 探测器记录下经过人体后不同的 X 线衰减信息, 计算出该断层面上各点的 X 线衰减数值, 形成不同灰度等级的 CT 图像

X 线的衰减: 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 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被探测器所接收, 其强弱取决于人体断面内的组织密度。如骨组织, 吸收较多的 X 线, 探测器将测得一个比较弱的信号。反之, 如脂肪组织、气腔等, 吸收较少的 X 线, 探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 来表现。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, 可将目标分割成许多小部分,

称为体素 (voxel), 各体素与图像各部分对应, 在图像上称为像素 (pixel), 每个像素的长度为 W , W 应足够小, 使得每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 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的强度为 I_2 , 则 $I_2 = I_1 e^{-\mu_2 W}$ 。将 I_2 的表达式代入上式: $I_2 = (I_0 e^{-\mu_1 W}) e^{-\mu_2 W} = I_0 e^{-(\mu_1 W + \mu_2 W)} = I_0 e^{-W(\mu_1 + \mu_2)}$ 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 $\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n = 1/W \cdot I_n \cdot I_0/I_n$ 。这个方程式表明, 如果入射 X 线强度 I_0 、穿透强度 I_n 、物质的长度总量 W 均为已知, 那么沿着入射 X 线通过途径上的衰减系数之和 ($\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n$) 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 、 $\mu_3 \dots \mu_n$ 。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, 上述方程式就是 CT 建立图像的基本方程 (图 1-1-2)。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 512×512 个单元, X 线在每个角度上投影 512 次, 这样每一个角度上可建得 512×512 个方程式, 求得 512×512 个单元所对应的衰减系数。然后由电子计算机求解这些方程式, 从而得出每个小单元的衰减系数。CT 机的像素越小, 探测器数目越多, 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, 以满足医学诊断的需要 (图 1-1-3)。

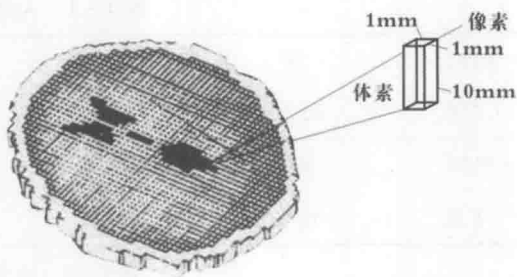


图 1-1-3 CT 图像的组成与结构, 人体某断面各部分称为体素, 对应于图像上各部分, 图像各部分成为像素

三、CT 图像重建

用来进行 CT 图像重建的数学运算处理方法, 直接关系到图像的质量和重建时间。图像重建有多种方法, 包括直接投射法、迭代法和解析法。而解析法是目前 CT 图像重建技术中应用最广泛的方法, 它的理论基础是傅立叶变换投影定理, 即一个投影的一维傅立叶变换是图像的二维傅立叶变换在中心线的值, 具体有以下 3 种方法: ①二维傅立叶变换重建法, 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, 最后利用二维傅立叶变换反演到真实空间得出重建图像。②空间滤波反射投影法, 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, 然后利用二维傅立叶变换到频域, 再行二维滤波, 最后利用二维傅立叶逆变换反演到真实空间, 得到修正后的重建图像。③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, 无需进行傅立叶变换, 因而也

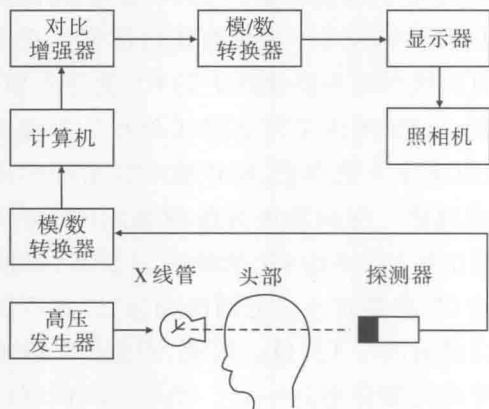


图 1-1-2 CT 的成像过程

快得多。此外,这种方法重建的图像质量较高,因此是目前应用最广泛的方法。

四、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(CT value)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。 $CT 值 = [(\mu - \mu_w) / \mu_w] \alpha$ (μ 和 μ_w 分别为受测物体和水的衰减系数, α 为各厂商所选定的标度因素)。当 α 为 500 和 1 000 时,标出的 CT 值分别标为 EMI 单位或 Hounsfield 单位(Hu)。一个 EMI CT 值相当于两个 Hounsfield CT 值。正常人体不同组织、器官的 CT 值常在一定范围内变化,不同机器所测得也可略有差异(表 1-1,表 1-2)。

表 1-1 人体组织、器官的 CT 值(Hu)

组织	肝	脾	肾	胰	肌肉	甲状腺
CT 值	65 ± 5	45 ± 5	30 ± 10	40 ± 10	45 ± 5	70 ± 10
组织	脂肪	脑白质	脑灰质	密质骨	疏质骨	钙化
CT 值	-65 ± 10	30 ± 2	36 ± 4	> 250	130 ± 10	> 60

表 1-2 人体内各液体的 CT 值(Hu)

液体种类	脑脊液	血液	凝固血(新鲜)	凝固血(陈旧)	血浆	渗出液	漏出液
CT 值	5 ± 4	55 ± 5	80 ± 10	45 ± 15	27 ± 2	> 18 ± 2	< 18 ± 2

目前,绝大多数的 CT 扫描机具有 1 000 或 2 000 以上的 CT 值变化范围。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,例如大多数颅内病变 CT 值的变化都在 -20 ~ +100 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,例如作胸部 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(window width),这个范围的中点即所谓的窗位(window level)。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就相当重要。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的 CT 值范围,可用灰度级数除以窗宽而算出。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。例如显示器上窗宽选择为 100,而窗位为 0,则 CT 值介于 -50 ~ +50 Hu 之间者呈现为不同的灰度,而 CT 值小于 -50 Hu 和大于 +50 Hu 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,为穿透人体后到达探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致。所以均质的组织或水在各图像点上的 CT 值并不相等,而是在一定范围内呈常态曲线分布。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 线剂量。组织噪声为各种组织(如脂肪组织和脑组织)的平均 CT 值的变异所致,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),由于各种因素的影响会产生被检体本身不存在的假象,这种被检体中不存在而出现在重建 CT 图

像上的、所有不同类型的图像干扰和其他非随机干扰影像,统称为伪影。常见的有以下几种:①移动伪影:扫描时患者移动可产生移动伪迹,一般呈条状低密度影,与扫描方向一致;②高对比伪影:高密度物质如术后银夹、牙齿等造成投射经过它们时,引起衰减计算错误所致;③射线硬化伪影:为高密度结构如枕骨内粗隆和前颅窝鸡冠等引起体内X线硬化程度密度不均,虽经计算和重建程序纠正但仍不完全所造成的伪影,可呈放射状或条状高密度或低密度影;④机器故障伪影;这种伪影也有多种,常见的为第三代CT中,部分检测器不工作或工作不正常时出现环形或同心圆状低密度伪影。

(三)部分容积效应

矩阵图像中像素代表一个体积,即像素面积 $\times$ 层厚,此体积内可能含有各种组织。因此,每一像素的CT值,实际所代表的是单位体积各种组织CT值的平均数,因而这种CT值所代表的组织密度可能实际上并不存在,例如骨骼与气体加在一起可以类似肌肉。由此在高密度区域中间的较小低密度病灶的CT值偏高,而在低密度区域中间的较小高密度病灶的CT值常偏低,结构与结构之间相互重叠,影响图像的清晰度,我们称之为部分容积效应(partial volume phenomena)(图1-1-4)。

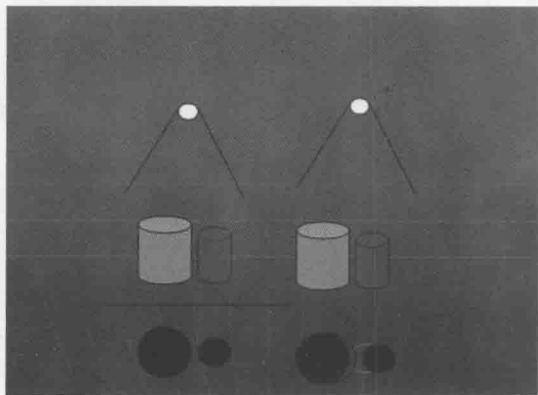


图1-1-4 部分容积效应:左图表示2个结构断面,图像显示边缘清楚,无重叠。右图可见2个结构之间边缘重叠,显示不清,为部分容积效应

(四)空间分辨率与密度分辨率

空间分辨率(space resolving power)表示的是影像中能显示的最小细节,常用能分辨两点的最小距离表示。而密度分辨率(density resolving power)表示的是能显示的最小密度差别。两者之间有着密切关系。CT的空间分辨率是指密度分辨率大于10%时能显示的最小细节,与像素大小有密切关系,一般为像素宽度的15倍。CT的密度分辨率受噪声和显示物大小的制约,噪声越小和显示物越大,密度分辨率越高。CT图像的空间分辨率不如X线照片高,但密度分辨率则比X线照片高得多。随着CT机的不断改进,CT的空间分辨率和密度分辨率也在不断提高之中。

五、CT的分代

CT问世以来,计算机技术与设备硬件不断发展与更新,产生了一个又一个的飞跃。CT设备于各阶段明显不同,主要包括CT机结构特点(探测器结构与个数)、机架扫描时运动方式、采集数据的方法等。根据CT机的特点,一般将CT机分为第一代至第五代和螺旋CT机。

第一代CT机为Hounsfield设计的原机型。扫描方式为平移/旋转式。扫描某一层面时先平行移动患者,X线球管发射笔形X线束,穿过人体,由单一的探测器(detector)接受X线密度信息。然后X线球管进行一定角度的平移,再进行扫描,重复扫描直到旋转180°,采集的信息重建成为一个平面图像,图像矩阵为 256×256 ,采集一个层面需要几分钟至十几分钟。

第二代CT机扫描方式为窄扇形束、平移/旋转式。X线球管发射窄扇形的X线束,探测器数目增加至16~30个。扫描时每次平移后可旋转较大的角度,反复平移180°。增加了采集效率,扫描时间大大缩短,每层图像需要30~90s,图像矩阵为 320×320 。

第三代CT机为宽扇形束、旋转/旋转式。扫描时X线球管发射宽扇形X线束,探测器数目达300~800个。球管和探测器同步旋转,宽扇形X

线可以覆盖较多的探测器,采集效率进一步提高,扫描时间大大缩短,每层仅需要2~9 s。这种扫描方式为多排螺旋CT机所采用。

第四代CT机为固定/旋转式。探测器环绕机架360°固定排列,扫描时X线球管围绕人体做旋转运动。

第五代CT机为电子束CT机或超高速CT机。它是通过电子枪代替X线球管,电子枪发射高能电子束,经偏转后激发阳极的钨靶产生X线,透射人体后由靶环下部的探测器接受X线的密度信息。扫描速度为一般CT的数十倍,每层约0.05 s,因此不受运动的干扰,用于心脏扫描。

螺旋CT机(spiral CT或helical CT),1985年滑环技术问世,解决了CT机球管旋转运动时,连接球管的电缆随着运动并发生扭曲的问题,此技术通过球管与电缆之间以滑环连接,使X线球管能进行高速、连续、同一方向的旋转运动而连接电缆无需同时运动,并能连续不间断

地采集三维数据(图1-1-5)。螺旋CT机与之前CT机的不同之处是,它不再是逐层、间断采集数据,而是呈螺旋状连续采集数据。螺旋CT机的出现,再次大大提高了扫描速度,并为图像三维后处理提供了基础。为了进一步提高扫描速度与数据采集的整体性,1999年GE、Siemens、Marconi和Toshiba四家公司同时推出了新的CT设计:X线由扇形束改为锥形束,增加了Z轴方向的厚度,探测器也在Z轴方向增加排列层数,形成具有一定宽度的探测器阵列。多层螺旋CT的探测器层数在4层的基础上,先后出现了8层、16层、64层、128层乃至320层、640层。这样,每次扫描时间短至0.5 s,采集宽度达16~32 cm。多排螺旋CT大大提高了时间分辨率,实现了器官在运动中一次性“冻结”,心脏扫描、全器官的灌注成像得以实现。探测器范围增大,采集数据为各向同性的“容积数据”,在强大软件功能的支持下,能进行任何方位的重建,显现人体不同结构的三维模型。

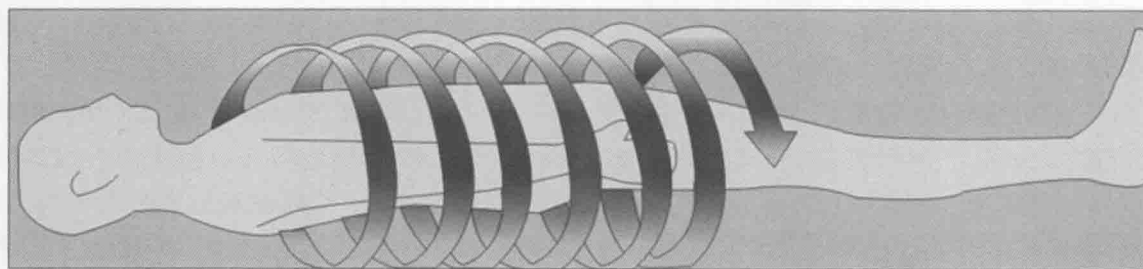


图1-1-5 螺旋CT扫描方式:CT机球管高速、连续、同一方向旋转运动,连续不间断地采集三维数据

第二节 盆腔CT扫描的准备

CT检查对疾病的发现和诊断敏感性较高,被公认为是一种较好的检查方法。盆腔脏器结构复杂,病变种类较多,组织间缺乏足够的对比,需进行规范化的盆腔准备。例如对直肠和

乙状结肠病变,检查前行清洁灌肠,然后经肛门灌注稀释对比剂150~300 mL,可满意显示肠曲本身及与盆腔脏器间的解剖关系,否则可能导致诊断困难甚至漏诊、误诊。为了提高盆腔CT