

多排探测器螺旋 CT

· 多层螺旋 CT 专题 ·

洪澄 朱芳 综述 夏黎明 漆剑频 审校

【中图分类号】R814.42 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2002)04-0278-04

建立在螺旋扫描基础上的多排采集技术是 CT 的一项重大突破,它由 1992 年的双排探测器发展成 1998 年末的球管旋转时间为 500ms 的多排探测器螺旋 CT(multi-detectorrow spiral CT, MDCT)。本综述旨在介绍 MDCT 的技术特性及其临床应用。

技术原理

1. 探测器的设计

传统 CT 的探测器排成一列与球管直线对应,患者位于两者之间,探测器随球管同步旋转并记录透射过患者 X 线剂量,扫描架每旋转一周仅采集一层数据;而 MDCT 的探测器则排成多列,同步与球管旋转一周可采集相应层数的数据。目前临床上投入使用的机型多采用四排及八排探测器。新的十六排探测器机型业已研制完毕。为了确保每列探测器采集的数据一致并有不同层厚的选择,探测器的实际列数多于四列,它们排成一个二维曲面的阵列。以 Siemens 公司所生产的自适应阵列探测器(adaptive array detector)为例(图 1),操作者可将探测器的不同 X 线准直进行组合而改变扫描层厚,探测器的功效得到充分发挥^[1]。

2. 螺距(pitch, P)

螺距是 CT 螺旋扫描技术里的一个重要因素,因为它影响着 z 轴上的扫描范围大小和时间^[2]。螺距定义为球管旋转一周时扫描床进动距离与 X 线束宽度即 X 线束准直(beam collimation)的比值。

$$\text{螺距} = \frac{\text{扫描床进动距离(mm)}}{\text{X 线束宽度(mm)}}$$

单排探测器 CT 的 X 线束宽度即为扫描层厚。而 MDCT 的 X 线束宽度相当于多排探测器中一排的宽度,这样 MDCT 扫描范围更大,在 Z 轴上达到的空间分辨率更高^[3,4]。对一个固定的扫描容积而言,螺距值越大,扫描时间越短;螺距值越小,扫描时间越长,在螺距值一定的情况下,扫描范围常和扫描时间发生矛盾。MDCT 的螺距值有 1~8 的选择范围(图 2),克服了传统螺旋扫描技术中扫描距离和时间难以兼顾的局限。

3. 重建方法

MDCT 的重建技术是部分扫描重建(partial scan reconstruction)和多层重建的组合,以此弥补由于扫描床进动所致 X 线束宽度的改变,使 MDCT 的 X 线束保持良好的敏感性^[3,5]。部分扫描数据在 z 轴上逐层被重建成图像并经滤过处理保持了很高的空间分辨率,扫描层厚与图像噪声以及伪影之间的矛盾也得到了克服^[6,7]。

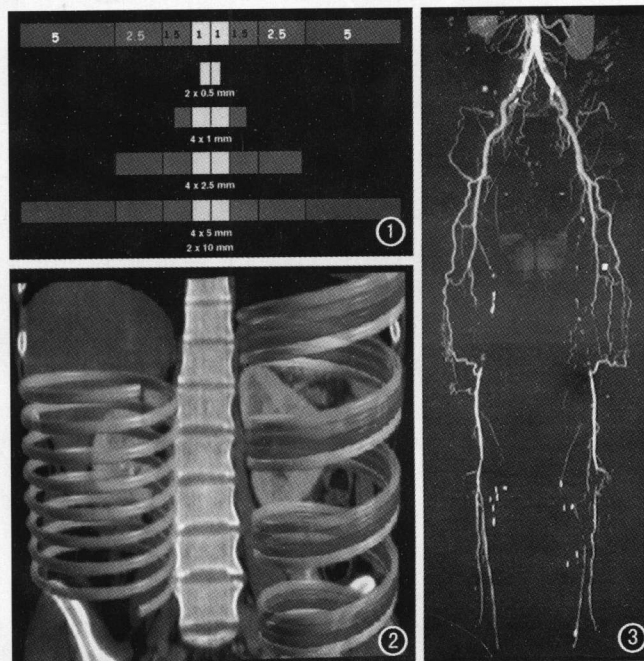


图 1 多排探测器模式图。探测器 X 线束准直宽度由内向外递增: 1mm、1.5mm、2.5mm 和 5mm,可组合成(2±0.5)mm、(4±1)mm、(4±2.5)mm、(4±5)mm 和(2±10)mm。图 2 螺距模型,单排探测器 CT 在 z 轴上扫描范围(左)远小于多排探测器 CT(右)。图 3 下肢动脉系统的最大强度投影冠状位成像。MDCT 造影参数:层厚 2.5mm,范围 1 000mm,扫描时间 34s。

螺旋扫描的图像重建时,数据所处的角度相同,而在 z 轴上的位置各异,因而会使有效层厚(effective slice width)放大。在单排探测器 CT,螺距和有效层厚呈线性关系,重建图像的有效层厚随螺距增大而增宽。而 MDCT 图像重建的有效层厚不受螺距改变的影响^[8],由一种 X 线束宽度扫描所得数据,可重建不同层厚的图像;由不同 X 线束宽度扫描所得数据,也可重建层厚相同的图像。这样,往往一次扫描就可以满足多种诊断需要。

传统部分扫描重建能达到的时间分辨率为部分扫描的采集时间^[9],例如,球管旋转时间为 500ms 时,部分扫描的采集时间是它的三分之二,即 340ms,也就是时间分辨率,改良的“Re-binning 技术”^[10],将 180°扇形的扫描数据转化成平行数据来重建,时间分辨率可达到球管旋转时间的一半,MDCT 的图像重建中运用了此技术,时间分辨率为 250ms。

临床应用

1. CT 血管造影

MDCT 作为螺旋 CT 的延续和革新,心血管系统的检查自然成为发挥其技术优势的首选适应证。

作者单位:430030 湖北,华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科(现在 Washington University, 510 S Kingshighway Blvd, campus Box 8225, St Louis, MO 63110, USA)

作者简介:洪澄(1972~),男,广东人,住院医师,博士,主要从事心血管影像工作;朱芳(1972~),女,湖北人,住院医师,博士,现从事影像博士后研究。

MDCT 快速的特点使 CT 成像范围比以往更大, 图像质量更好。最近 Rubin 等^[11]用 MDCT 血管造影检查下肢动脉系统的血流进出情况(Inflow 和 Runoff), 他们采用 2.5mm 宽的 X 线束扫描约 1 233mm 长的整个下肢范围, 扫描全程平均耗时 66s, 获得了极佳的动脉增强效果, 而这一结果是以往 CT 不可及的^[12]。他们的研究还证实, 适当的图像重建和三维成像方法的运用有助于准确显示下肢动脉的狭窄和闭塞。图 3 为下肢动脉 MDCT 血管造影后的最大强度投影成像。

CT 血管造影也是检查主动脉的主要手段之一, 多排采集技术在扫描速度、扫描的有效性和增强效果等方面都优于传统 CT^[13,14], 有助于主动脉瘤、壁间主动脉瘤和主动脉支架置入术后的诊断和评价^[15]。当然, 图像后处理也极为重要(图 4)。在急症病例, MDCT 能迅速发现主动脉瘤破裂并帮助判断有无进一步作介入性血管造影的必要^[16]。

2. 心脏 CT

MDCT 的问世使心脏 CT 检查成为研究热点。MDCT 心脏成像的原理是借助于部分采集技术和回顾性心电图门控(retrospective ECG gating), 使有效采集时间缩短至 250ms, 足以在心动周期中心脏搏动最弱的阶段——舒张期成像^[15]。以往在心脏电子束 CT(EBCT)上广泛采用的前瞻性心电图门控(prospective ECG triggering)在心动周期中推测数据采集的位置, 遇到心率快速变化或完全性心律失常的病例, 图像质量明显受到运动伪影的干扰。而 MDCT 在回顾性心电图门控下, 在心动周期内客观地选择舒张期作为成像时期, 这样避开了收缩期心脏运动伪影的干扰^[17](图 5)。

MDCT 在冠脉钙化定量上比传统 CT 有技术优势, 它可减少由心脏运动造成的误差, 从而提高钙化定量的准确性和结果的可重复性。冠脉钙化定量的另一个误差来源是图像噪声, 肥胖患者的图像噪声较大, EBCT 因设计上的原因其球管电流(mAs)不可调节, 不能通过提高球管电流来克服图像噪声, 而 MDCT 则没有此局限性。最近的研究表明, MDCT 能准确分析冠脉粥样硬化斑块的构造^[18], 在钙化定量上与 EBCT 有很好的 consistency^[19]。钙化的质量和容积也作为指标被引入钙化定量中来, 这些指标比传统的钙化密度和数目更客观、更准确、更合理。

尽管 MDCT 血管造影的采集时间仍长于 EBCT, 但它具有高于 EBCT 的信噪比和空间分辨率, 并能在回顾性心电图门控下选择性地心舒张期进行图像重建, 因而能准确地诊断冠脉狭窄^[20-23], 并对冠脉“软斑块”(soft plaque)的分析也有帮助。目前回顾性心电图门控下 MDCT 冠脉造影 X 线束宽度采用 1mm, 扫描时间约 30s。先进的适时三维图像处理技术, 诸如容积重建, 能成功地显示冠脉诸节段及其走行(图 6)。另外, MDCT 造影已开始被用于心功能参数的评价, 如心室容积和射血分数等。

3. 胸部 CT

传统 CT 因扫描速度的不足, 薄层扫描高分辨率地显示肺实质和肺动脉栓塞(pulmonary embolism, PE)的能力受到限制。MDCT 可在一次屏气时间内, 用薄层采集原始数据, 然后作不

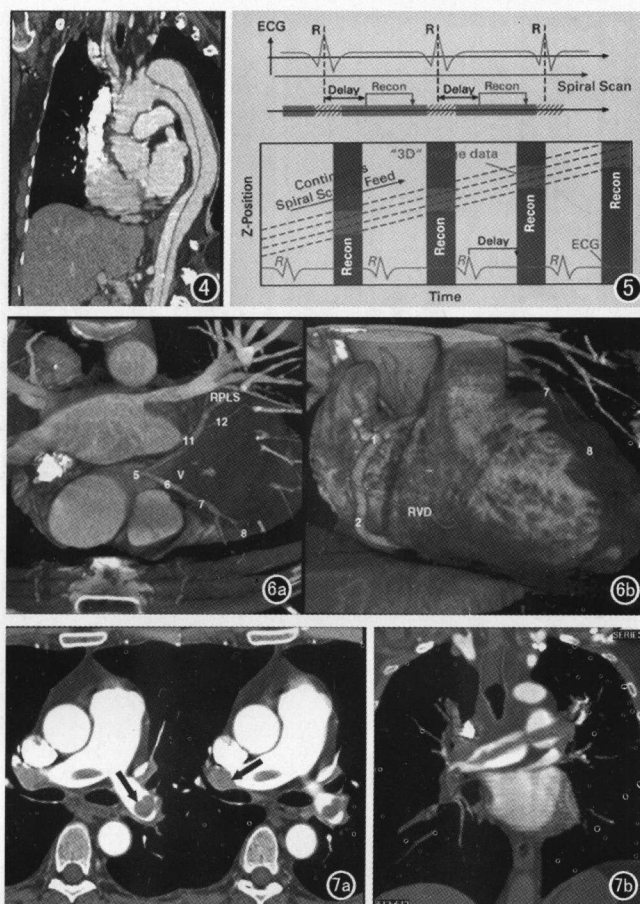


图 4 1mm 薄层 MDCT 造影斜位多平面重组, 清楚显示 Stanford B 型壁间主动脉瘤源自主动脉弓, 一直延伸至腹主动脉。图 5 回顾性心电图门控下 MDCT 心脏图像重建示意图。重建选择在每个心动周期内的舒张期进行, 形成 Z 轴上连续的心脏容积图像。图 6 回顾性心电图门控下 MDCT 冠脉造影的容积重建显示冠脉树, 冠脉各节段的命名根据美国心脏协会的命名法, 1-2: 右冠状动脉节段; 5: 左主干; 6-8: 左前降支节段; 11-12: 回旋支节段; RPLS: 左侧后支; RVD: 心室右支。图 7 MDCT 肺动脉造影示急性中央型肺动脉栓塞。轴位像(a)上左右主肺动脉见充盈缺损(→)。冠状位最大强度投影(b)形象地显示一巨大的栓子骑跨在左右主肺动脉之间。

同层厚的重建, 满足不同诊断的要求, 例如肺实质局灶性和弥散性病变^[24], 急性和慢性 PE 合并下肢深部静脉栓塞^[25]。MDCT 快速的特点还适合于儿童或呼吸困难和不合作患者的检查。薄层扫描的确增强了 CT 识别肺实质病变和 PE 或下肢深部静脉栓塞的能力。据报道^[26], MDCT 造影诊断 PE 的敏感性和特异性分别为 90% 和 94%。图 7 清楚地显示了 PE 的定位和形态, 多平面重组更有助于理解病变和周围结构的解剖关系。另一组研究结果显示^[27]在 1.25mm 的薄层 MDCT 图像上 90% 的肺动脉亚节段可得到显示。此外, 低 X 线剂量 MDCT 检查被越来越多地用于肺癌的早期筛选^[28,29], 其效果必然优于胸部平片。

4. 腹部 CT

CT 是肝脏局灶性病变的一项成熟和首选的检查手段。MDCT 在此领域也展示其快速和高空间分辨率的优势, 给肝脏影像带来了新的概念。目前肝脏 MDCT 常规检查采用 2.5mm

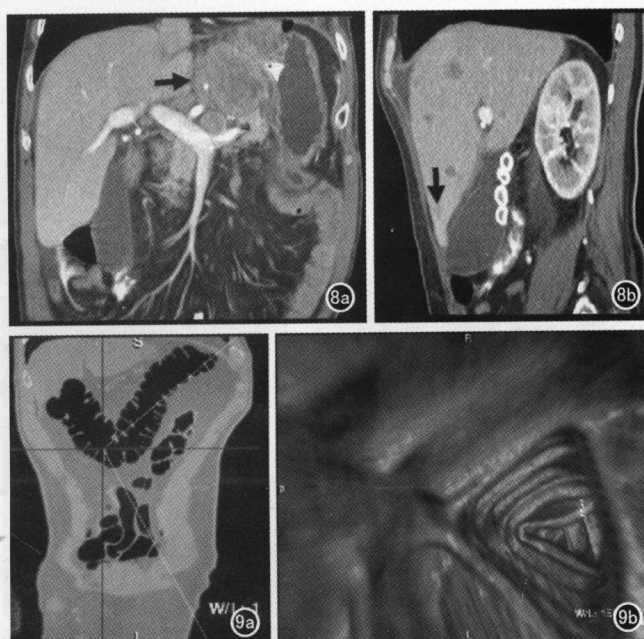


图 8 胃癌患者合并肝转移。MDCT 的冠状位多平面重组(a)示肠系膜上动脉的走向和胃肿瘤团块(→)。矢状位像(b)清楚显示增大胆囊内的结石和肝脏内散布的转移灶,包括小的等密度病灶(→)。图 9 MDCT 结肠造影和仿真内镜成像。最小强度投影(a)清晰地勾画出横结肠的轮廓。仿真内镜成像(b)可变换视角,模拟结肠各段皱襞和管径及其走行。

的层厚,整个肝脏的扫描可在 10s 内完成^[30]。由于薄层扫描的运用,不仅病变发现率,而且诊断小病灶的确信度都有提高^[31]。此外,提高肝脏病变的发现率还可借助于 MDCT 快速采集能力,选择最佳的采集时间^[32],或双动脉期成像^[33]来完成。图像后处理技术则进一步完善解剖和病变的显示,提高诊断的确信度(图 8)。

腹部 CT 的一个难点是胰腺疾病的诊断,包括肿瘤的早期发现和正确分期。在最近的一项研究^[34]中,胰腺的 MDCT 成像分别在动脉期,胰腺实质期和门静脉期进行,有助于区分胰腺癌和周围正常胰腺实质。胰腺的三维 CT 成像较单一的轴位成像更具诊断价值^[35]。

CT 结肠造影是结肠和直肠检查手段之一,其扫描范围覆盖整个腹部,采集大量的数据,这恰是 MDCT 的适应证。在 MDCT 和传统 CT 的对比研究^[36]中,采用 5mm 的层厚和 18.8mm/s 的床进动速度,MDCT 扫描 40cm 长的结肠分布范围,可在一次屏气内完成,耗时约 21s,图像呼吸运动伪影较传统 CT 明显减少,扫描完成后,用仿真内镜图像处理技术,变换视角,可显示结肠皱襞和管径及其肠管走行等情况(图 9)。当然,轴位图像质量的好坏是决定后处理成败的关键。

MDCT 的现阶段的局限性

在 MDCT 成功地运用于临床的同时,也造成了“数据爆炸”的新问题,这在大范围和薄层扫描时表现得尤为突出,每次扫描产生数以千计的图像和容积庞大的原始数据(Rawdata),传输和储存能力亟待提高^[37]。研究者们^[38]设计一些方法将原

始数据进行压缩,极大地减少了数据的容量。这些数据的后处理,如 MDCT 结肠造影后的仿真内镜图像处理,耗时甚巨,相信随着三维工作站的改进,图像处理的繁复性将得以简化。

在心脏成像上,MDCT 的 250ms 的时间分辨率使其成像质量受到心率的制约。在患者心率较缓的情况下,才可得到较好的图像质量^[17]。另有研究^[39]表明,心电门控下的 MDCT 造影导致患者接受的射线剂量较高,降低球管电流可减少射线剂量,但须保证必要的成像质量,这之间的关系还有待研究。

众多的临床研究证实多排探测器螺旋 CT 在诸多领域的可行性和价值,随着 MDCT 的广泛普及,此技术将对疾病的诊断和治疗产生深远的影响。

参考文献

- 1 Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, et al. Subsecond multislice computed tomography: basics and applications[J]. Eur J Radiol, 1993, 31(2): 110-124.
- 2 Goldman LW, Fowlkes JB. Medical CT & ultrasound: current technology and applications[M]. College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine, 1995. 375-397.
- 3 Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction[J]. Med Phys, 1999, 26(1): 5-18.
- 4 Hui H, Pan T, Shen Y. Multislice helical CT: image temporal resolution[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2000, 19(5): 384-390.
- 5 Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, et al. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience[J]. Radiology, 2000, 217(2): 564-571.
- 6 Fleischmann D, Rubin GD, Paik DS, et al. Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT[J]. Radiology, 2000, 216(1): 186-196.
- 7 Hu H, He HD, Foley WD, et al. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed[J]. Radiology, 2000, 215(1): 55-62.
- 8 Mc Collough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system[J]. Med Phys, 1999, 26(11): 2223-2230.
- 9 Parker DL. Optimal short scan time convolution reconstruction for fan beam CT[J]. Med Phys, 1982, 9(2): 254-257.
- 10 Kak AC, Slaney M. Principles of computerized tomographic imaging [M]. New York: IEEE Press, 1988. 77-86.
- 11 Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ, et al. Multi-detector-row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience[J]. Radiology, 2001, 221(1): 146-158.
- 12 Rubin GD, Shiao MC, Schmidt AJ, et al. Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi detector-row helical computed tomography [J]. J Comput Assist Tomogr, 1999, 23(Suppl 1): 83-90.
- 13 Rubin GD, Shiao MC, Leung AN, et al. Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography[J]. Radiology, 2000, 215(3): 670-676.
- 14 Macari M, Israel GM, Berman P, et al. Infrarenal abdominal aortic aneurysms at multi-detector row CT angiography: intravascular enhancement without a timing acquisition[J]. Radiology, 2001, 220(2): 519-523.

- 15 Rydberg J, Kopecky KK, Johnson MS, et al. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: assessment with multislice CT [J]. AJR, 2001, 177(3): 607-614.
- 16 Dyer DS, Moore EE, Mestek MF, et al. Can chest CT be used to exclude aortic injury[J]. Radiology, 1999, 213(1): 195-202.
- 17 Hong C, Becker CR, Huber A, et al. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality[J]. Radiology, 2001, 220(3): 712-717.
- 18 Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, et al. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography[J]. J Am Coll Cardiol, 2001, 37(5): 1430-1435.
- 19 Becker CR, Kleffel T, Crispin A, et al. Coronary artery calcium measurement: agreement of multirow detector and electron beam CT[J]. AJR, 2001, 176(9): 1295-1298.
- 20 Becker CR, Knez A, Ohnesorge B, et al. Imaging of noncalcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating [J]. AJR, 2000, 175(2): 423-424.
- 21 Knez A, Becker C, Ohnesorge B, et al. Noninvasive detection of coronary artery stenosis by multislice helical computed tomography [J]. Circulation, 2000, 101(23): 221-222.
- 22 Achenbach S, Giesler T, Ropers D, et al. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography[J]. Circulation, 2001, 103(21): 2535-2538.
- 23 Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al. Coronary angiography with multi-slice computed tomography[J]. Lancet, 2001, 357(56): 599-603.
- 24 Schoepf UJ, Bruening RD, Hong C, et al. Multislice helical CT of focal and diffuse lung disease: comprehensive diagnosis with reconstruction of contiguous and high-resolution CT sections from a single thin-collimation scan[J]. AJR, 2001, 177(1): 179-184.
- 25 Coche EE, Hamoir XL, Hammer FD, et al. Using dual-detector helical CT angiography to detect deep venous thrombosis in patients with suspicion of pulmonary embolism: diagnostic value and additional findings[J]. AJR, 2001, 176(4): 1035-1039.
- 26 Qanadli SD, Hajjam ME, Mesurolle B, et al. Pulmonary embolism detection: prospective evaluation of dual-section helical CT versus selective pulmonary arteriography in 157 patients [J]. Radiology, 2000, 217(2): 447-455.
- 27 Ghaye B, Szapiro D, Mastora I, et al. Peripheral pulmonary arteries: how far in the lung does multi-detector row spiral CT allow analysis [J]. Radiology, 2001, 219(3): 629-636.
- 28 Schoepf UJ, Becker CR, Obuchowski NA, et al. Multi-slice computed tomography as a screening tool for colon cancer, lung cancer and coronary artery disease[J]. Eur Radiol, 2001, 11(10): 1975-1985.
- 29 Parles K. Low-dose spiral CT screening[J]. Chest, 2001, 120(3): 1042-1043.
- 30 Wong K, Paulson EK, Nelson RC. Breath-hold three-dimensional CT of the liver with multi-detector row helical CT[J]. Radiology, 2001, 219(1): 75-79.
- 31 Weg N, Scheer MR, Gabor MP. Liver lesions: improved detection with dual-detector-array CT and routine 2.5mm thin collimation[J]. Radiology, 1998, 209(2): 417-426.
- 32 Foley WD, Mallisee TA, Hohenwarter MD, et al. Multiphase hepatic CT with a multirow detector CT scanner[J]. AJR, 2000, 175(3): 679-685.
- 33 Murakami T, Kim T, Takamura M, et al. Hypervascular hepatocellular carcinoma: detection with double arterial phase multi-detector row helical CT[J]. Radiology, 2001, 218(7): 763-767.
- 34 McNulty NJ, Francis IR, Platt JF, et al. Multi-detector row helical CT of the pancreas: effect of contrast-enhanced multiphase imaging on enhancement of the pancreas, peripancreatic vasculature, and pancreatic adenocarcinoma[J]. Radiology, 2001, 220(1): 97-102.
- 35 Lawler LP, FiShman EK. Multi-detector row CT of thoracic disease with emphasis on 3D volume rendering and CT angiography[J]. Radiographics, 2001, 21(5): 1257-1273.
- 36 Hara AK, Johnson CD, MacCarty RL, et al. CT colonography: single versus multi-detector row imaging[J]. Radiology, 2001, 219(2): 461-465.
- 37 Rubin GD. Data explosion: the challenge of multidetector-row CT [J]. Eur J Radiol, 2000, 36(2): 74-80.
- 38 Bae KT, Whiting BR. CT data storage reduction by means of compressing projection data instead of images: feasibility study [J]. Radiology, 2001, 219(7): 850-855.
- 39 Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, et al. Dose evaluation and dose reduction strategies for ECG-gated multislice spiral CT of the heart [J]. Radiology, 2000, 217(2): 487.

(2002-01-14 收稿 2002-02-25 修回)

第八届 GE 全国磁共振学习班在汉圆满举办

由 GE 公司和华中科技大学同济医学院附属同济医院联合举办的“第八届 GE 全国磁共振学习班”于 2002 年 6 月 9 日~15 日在武汉长海大酒店举行。来自全国 22 个省市共 77 名影像医学工作者参加了此次学习班,其中包括 3 位院长,61 位科主任。此次学习班邀请了北京天坛医院院长、中华医学会放射学会主任委员戴建平教授、北京天坛医院放射科主任高培毅教授、同济医院王承缘教授、漆剑频教授、周燕发教授、夏黎明教授、王仁发教授、胡道予教授、朱文珍博士、冯定义主管技师等作了专题讲座。

本次学习班的内容涉及 MRI 的发展近况, MRI 在脑、心脏、血管、肺、肝、肾等部位常见病的临床应用,以及目前国内外研究热点问题,如心脏 MRI 新技术, MRI 波谱成像, 弥散、灌注成像, 脑功能性 MRI 成像, 新型造影剂的应用等, 内容既有广度亦有深度。由于磁共振仪的日益普及, 对影像医学工作者进行 MRI 知识技术的专业培训已日益显出其必要性及迫切性。此次学习班是首次在北京以外的城市举办, 旨在建立以同济医院为核心的另一个影像医学培训中心, 以进一步促进南北学术的交流与发展。(陈辉)