

## iPass 技术在腹部 3D-CE-MRA 中的应用

张照喜, 陈宪, 徐宁, 刘玉林, 郑之青, 蒋春林

**【摘要】 目的:**探讨 iPass 技术在腹部 3D-CE-MRA 中的应用价值。**方法:**25 例行腹部 3D-CE-MRA 患者,男 17 例,女 8 例。3D-CE-MRA 前,注射 Gd-DTPA 2 ml 行 iPass 团注测试,实时显示感兴趣区内时间-血流信号强度曲线,系统将曲线上升段超出基线 30% 的时间确定为对比剂到达时间( $T_b$ ),自动将  $T_b$  导入相关联的 3D-CE-MRA 序列,计算扫描延迟时间( $T_d$ ),并自动启动扫描。分离各组图像并减影,再进行最大信号强度投影(MIP)法图像重组,并评价血管 MIP 图像质量。**结果:**23 例 1 次顺利完成 iPass 团注测试和 3D-CE-MRA,2 例首次测试时未能测出峰值曲线,经调整感兴趣区面积后亦成功完成扫描。本组测量  $T_b$  分布于 13.30~22.10 s。25 例 MIP 血管图像质量平均得分  $3.68 \pm 1.05$ 。**结论:**iPass 技术可准确测试  $T_b$ ,并自动计算  $T_d$  和控制相关联的 3D-CE-MRA 序列,有利于提高腹部 3D-CE-MRA 成像质量。

**【关键词】** 血管病变;磁共振成像;血管造影术

**【中图分类号】** R445.2; R543.1 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2005)01-0077-04

**Application of iPass in 3D-CE-MRA of Abdomen Vessels** ZHANG Zhao-xi, CHEN Xian, XU Ning, et al. Department of Radiology, Hubei Cancer Hospital, Wuhan 430079, P. R. China

**【Abstract】 Objective:** To investigate the clinical value of iPass in 3D-CE-MRA of abdomen vessels. **Methods:** iPass was performed in 25 cases. iPass bolus tracking was run before 3D-CE-MRA, tracking sequence was operated repeatedly with real time display of image. The peak of bolus arrival time( $T_p$ ), which identified with signal of target vessel increased 30% over baseline, was automatically loaded in the timing page of 3D-CE-MRA, time of scan delay( $T_d$ ) and scan were controlled automatically by the system. The acquired images were subtracted and reconstructed by MIP. The quality of MIP image was evaluated. **Results:** The iPass bolus tracking sequence and 3D-CE-MRA were completed successfully in 23 cases, the bolus tracking failed to detect the  $T_p$  in 2 cases, but they were completed through changing ROI and bolus tracking repeatedly. The range of  $T_p$  was 13.30~22.10s. The score of 3D-CE-MRA MIP image was  $3.68 \pm 1.05$  in 25 cases. **Conclusion:** iPass technique can provide the exact  $T_p$ , and automatically control  $T_d$  and sequence of 3D-CE-MRA. iPass technique is a useful procedure to improve the image quality of 3D-CE-MRA.

**【Key words】** Vascular disease; Magnetic resonance imaging; Angiography

三维增强 MRA(three dimensional contrast-enhanced MRA, 3D-CE-MRA)是不依赖血流模式而产生血管组织间对比的血流成像方法,已广泛应用于腹部血管成像。扫描时机的选择和成像序列的优化是获得成功的基础,前者关键在于对扫描延迟时间(time of scan delay,  $T_d$ )的把握。对比剂小剂量团注测试技术有利于提供更准确的  $T_d$ , 获得较好的血管对比<sup>[1,2]</sup>。iPass 技术包括团注测试和与之相关联的 3D-CE-MRA 成像序列两个方面。笔者将此技术应用于腹部 3D-CE-MRA 取得了满意效果。

## 材料与方法

25 例行腹部 3D-CE-MRA 患者男 17 例,女 8 例,年龄 13~58 岁。

采用 Philips Eclipse 1.5T 超导型 MR 扫描仪,

Medrad Spectris MR 专用注射器。

所有病例作常规平扫,然后行 iPass 团注测试和 3D-CE-MRA。iPass 团注测试:①测试感兴趣区(region of interest, ROI)位于髂总动脉分叉;②注射与正式扫描相同流率 Gd-DTPA 2 ml,运行 iPass 团注测试程序,实时显示时间-血流信号强度曲线,并将曲线上升段超出基线 30% 的时间确定为对比剂到达时间(the arrival time of the bolus,  $T_b$ )。成像参数 TR 16 ms, TE 2 ms,反转角 60°,矩阵 100×128,层厚 10 mm,单层扫描,1 帧/s。3D-CE-MRA 扫描:①系统将  $T_b$  自动导入 3D-CE-MRA 序列并计算出  $T_d$ ;②注射 Gd-DTPA,剂量 0.2 mmol/kg,流率为 2 ml/s;③3D-CE-MRA 序列自动延时和启动扫描。成像参数:TR 5.0 ms, TE 1.9 ms,反转角 50°,矩阵 256×480,单层层厚 2.0 mm,层数 52,采集时间 15 s。扫描结束后,分离各组图像并减影,然后采用最大信号强度投影(maximum intensity projection, MIP)技术进行图像重组。

采用 4 项指标评价 MIP 重组后动脉血管成像质

作者单位:430079 武汉,湖北省肿瘤医院放射科

作者简介:张照喜(1963—),男,湖北枝江人,硕士在读,主要从事 CT 及 MR 血管成像技术的研究工作。

基金项目:湖北省卫生厅科研计划项目(WJ01585)

量,包括腹主动脉内信号高而均匀、主要分支显示清晰其远端分支显示良好、图像无静脉像干扰。每项为 1 分。

## 结 果

23 例顺利完成 iPass 团注测试和 3D-CE-MRA 扫描,2 例因团注测试时勾画 ROI 面积太小未能测出峰值曲线,经调整后成功完成。本组 iPass 团注测试  $T_b$  为 13.30~22.10 s;系统计算  $T_d$  为 9.20~16.00 s。

图像质量评分:19 例 4 分,4 例 3 分,2 例 2 分,25 例平均得分  $3.68 \pm 1.05$ 。4 例腹主动脉远端显示较淡,2 例腹主动脉内信号欠均匀、饱满,1 例腹主动脉主要分支显示欠清晰,1 例有静脉像干扰。

## 讨 论

### 1. iPass 技术原理

iPass 技术包括 iPass 团注测试和与之相关联的 3D-CE-MRA 成像序列两方面的内容。它的应用有效地保证了三维数据的采集与对比剂在靶血管内高浓度循环的一致性,增强了血流与组织间对比,有利于提高腹部 3D-CE-MRA 成像质量。

根据 MR 成像原理可知,K 空间的边缘数据决定着图像的细节,K 空间的中心数据决定着图像的对比度。如果靶血管内对比剂浓度达峰值时,对应于 K 空间中心数据的采集就可获得最大的图像对比度,如果错过了峰值时间,图像的信噪比(signal to noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast to noise, CNR)将达不到理想要求。因此,准确把握  $T_d$  是 3D-CE-MRA 成功的关键。影响  $T_d$  的因素包括:靶血管  $T_b$ 、采集时间(time of acquisition,  $T_a$ )、K 空间采集顺序、对比剂注射时间(time of injection,  $T_i$ )、注射流率和剂量等<sup>[1-6]</sup>。这些因素中靶血管  $T_b$  个体差异大而最难把握,而这一因素又是决定  $T_d$  的关键。以往  $T_d$  采用经验值,但由于生理和病理因素的个体差异,导致  $T_b$  并不相同。本组测试的  $T_b$  分布于 13.30~22.10 s,据此系统计算的  $T_d$  在 9.20~16.00 s,两者数据分布范围较广、差别较大。可见,以往  $T_d$  采用经验值计算具有局限性,不能适用所有病例。

在 3D-CE-MRA 之前小剂量团注对比剂测试  $T_b$ ,能准确推算  $T_d$ ,有利于获得最大程度的靶血管-组织对比,可提高 3D-CE-MRA 的成功率<sup>[1,2]</sup>。iPass 团注测试正是通过 3D-CE-MRA 前注射小剂量对比剂后,于靶血管测试区域连续扫描并自动监测靶血管信号,测算  $T_b$ ,据此自动计算  $T_d$ ,并导入相关联的 3D-CE-MRA 序列,保证 K 空间中心数据采集与血管内对比

剂峰值的同步,从而获得最大的 3D-CE-MRA 图像对比度(图 1~3)。

Lee 等<sup>[7]</sup>分别测试对比剂到达动、静脉的时间,并以两者的中点作为 K 空间中心采集时间,此方法的优势在于使动脉时相不受静脉像的干扰,保证了血管内均匀的高浓度对比剂,但由于静脉血管细小且小剂量注射时其内对比剂浓度较低,操作有一定困难。本组病例只检测了动脉  $T_b$ ,与 Foo 和 Prince 等<sup>[8,9]</sup>所采用的方法相同,避免了操作的复杂性,使动、静脉分时相显示取得了很好的效果。

在  $T_d$  的确定上,iPass 技术忽略了  $T_i$  这一要素。因此,与经典的推算公式  $T_d = T_p - T_a/2 + T_i/2$  存在差异( $T_p$ , 峰值到达时间),但与公式  $T_d = T_p - 0.45T_a$ <sup>[9]</sup>在形式上相似,至于  $T_a$  系数的取值,笔者未作进一步研究。也有作者<sup>[10]</sup>采用  $T_d = T_p/2 - 0.60T_a$  来计算  $T_d$ 。 $T_d$  的计算不管采用何种方法,其最终目的是一致的,即捕捉靶血管对比剂首过的高浓度对比,以获得理想的血管影像。本组中系统计算的  $T_d$  范围为 9.20~16.00 s,平均  $11.83 \pm 2.43$  s。

3D-CE-MRA 是依靠 Gd-DTPA 缩短血液  $T_1$ ,增加靶血管与周围组织间的对比而获得血管影像的方法,其成像不受血流模式的影响。由于对比剂随血液循环时间越长,其浓度就越低,要求数据采集必须在对比剂首过时完成,即要求采集速度越快越好;若采集时间过长,即使  $T_d$  把握极为准确,也难以实现动、静脉分时相显示。因此,优化的成像序列是获得高质量血管图像的另一重要环节。iPass 技术提供了优化的 3D-CE-MRA 成像序列,能自动计算  $T_d$  和启动扫描,有利于对时间分辨率要求高,受呼吸影响较大的腹部血管成像,可 1 次屏气采集多时相数据组,保证了 K 空间中心数据的采集时相既同步于动脉区高浓度,同时也与静脉区高浓度时相一致。本组  $T_a$  为 15 s,采集 3 组图像,成功地实现了动、静脉的分时相显示(图 3、4)。

### 2. iPass 技术临床应用问题

iPass 团注测试技术要点:经外周静脉团注 2 ml 对比剂的流率及注射方法应与正式 3D-CE-MRA 扫描时相同,并在注射的同时启动团注测试程序,以保证所测数据的准确性。

测试兴趣区(ROI)部位及面积的选择、预饱和带方位的设置等均是测试成功与否的影响因素。测试 ROI 应选取髂总动脉分叉水平,因该处测试的  $T_b$  更接近于靶血管全程对比剂峰值到达时间,兼顾了腹主动脉及其分支的高浓度对比,且保证了主动脉内对比剂浓度处于相对稳定期,不易形成环行伪影。若选取

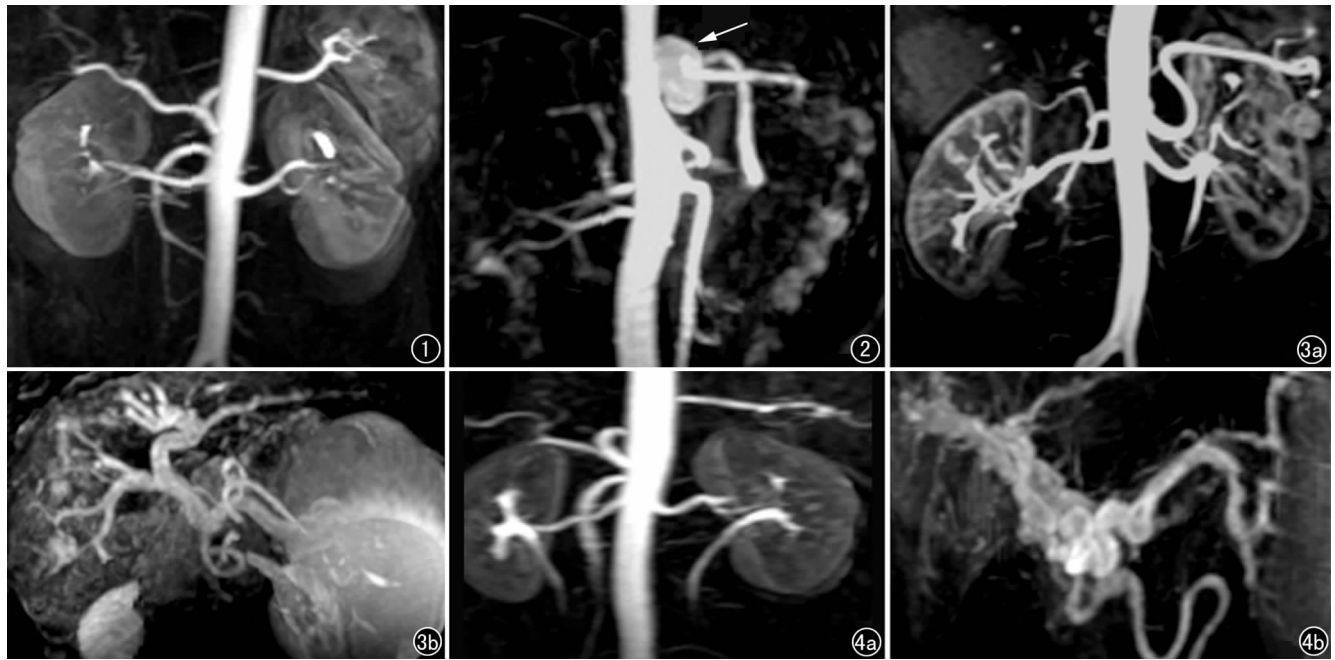


图 1 正常腹主动脉。MIP 冠状位图像显示腹主动脉及主要分支信号均匀饱满,与周围组织对比好,无静脉像干扰。

图 2 腹主动脉瘤。MIP 冠状位图像显示腹主动脉上段、腹腔干开口处囊袋状强化(箭),邻近血管受压变窄。图 3 肝右叶肝癌。a) 腹主动脉 MIP 冠状位图像显示腹主动脉及主要分支信号均匀饱满,无门静脉、肝静脉及下腔静脉影像干扰; b) 门静脉 MIP 图像,示门静脉主干及分支显示清晰,血管与周围组织对比好,无动脉影像干扰。图 4 a) 正常腹主动脉 MIP 图像示腹主动脉及其分支显示清晰; b) 门静脉 MIP 图像,示门静脉系统扩张纡曲显示清楚,无动脉影像干扰。

的 ROI 位置较高如腹主动脉起始部或肾动脉水平时,所测试的  $T_p$  比靶血管全程对比剂峰值到达时间早,采集时腹主动脉起始部以下及髂动脉内对比剂浓度仍处于上升变化阶段,易产生边界差,形成平行于血管的黑白线状影即环行伪影,动脉分支显示也不佳。预饱和带方位的设置应位于近心端,它的激活和失活可使血流呈流空信号和高信号,有利于对靶血管的辨别和 ROI 确定。在预饱和带处于激活状态时,消除了流入增强效应所致血流高信号对对比剂所产生高信号的影响,可作为团注测试的基线。ROI 面积应小于所测靶血管截面,以刚能显示时间-信号强度曲线为宜。面积太小,曲线无法显示;面积太大,基线波动大,导致不能准确探测  $T_p$ 。本组 2 例因 ROI 面积选择太小,时间-信号强度曲线不能正确显示,导致首次测试失败,经放大测试层面图像,适当增加 ROI 面积后,再次测试成功。

3D-CE-MRA 参数的调节:回波时间(TE)与重复时间(TR)是 3D-CE-MRA 两个重要参数,对成像质量起着重要作用。TE 的缩短可以减少流动伪影及磁化率伪影。缩短 TR 将直接缩短 3D 容积数据采集时间,为腹部血管成像时间分辨率的提高提供了保证,为实现 1 次屏气完成多时相数据采集提供了可能。本组采用 TR 5 ms,TE 1.9 ms。

随着 MR 设备的改善,自动触发和 MR 透视监测等<sup>[2,5,11]</sup>新技术已应用于临床,并获得了满意的 3D-CE-MRA 图像。因不同的技术与设备的配置相关,只有深入开发和灵活应用现有的技术才能最大限度的弥补设备配置的不足。

#### 参考文献:

- [1] Earls JP, Rofsky NM, Decorato DR, et al. Breath-hold Single-dose Gadolinium-enhanced Three-dimensional MR Aortography: Usefulness of a Timing Examination and MR Power Injector[J]. Radiology, 1996, 201(3): 705-710.
- [2] Foo TK, Saranathan M, Prince MR, et al. Automated Detection of Bolus Arrival and Initiation of Data Acquisition in Fast, Three-dimensional, Gadolinium-enhanced MR Angiography[J]. Radiology, 1997, 203(1): 275-280.
- [3] Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, et al. Breath-hold Gadolinium-enhanced MR Angiography of the Abdominal Aorta and its major Branches[J]. Radiology, 1995, 197(3): 785-792.
- [4] Maki JH, Prince MR, Londy FJ, et al. The Effects of Time Varying Intravascular Signal Intensity and K-Space Acquisition Order on Three-Dimensional MR Angiography Image Quality [J]. J Magn Reson Imaging, 1996, 6(4): 642-651.
- [5] Riederer SJ, Bernstein MA, Breen JF, et al. Three-dimensional Contrast-enhanced MR Angiography with Real-time Fluoroscopic Triggering: Design Specifications and Technical Reliability in 330 Patient Studies[J]. Radiology, 2000, 215(2): 584-593.
- [6] 肖学宏, 孔祥泉, 刘定西, 等. 单次屏气三维对比增强磁共振门静

脉造影[J]. 中华放射学杂志, 1998, 32(9): 588-592.

- [7] Lee JJ, Tirman PJ, Chang Y, et al. The Optimization of Scan Timing for Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography[J]. Korean J Radiol, 2000, 1(3): 142-151.
- [8] Prince MR, Chenevert TL, Foo TK, et al. Contrast-enhanced Abdominal MR Angiography: Optimization of Imaging Delay Time by Automating the Detection of Contrast Material Arrival in the Aorta[J]. Radiology, 1997, 203(1): 109-114.
- [9] Lentschig MG, Reimer P, Rausch-Lentschig UL, et al. Breath-Hold Gadolinium-Enhanced MR Angiography of the Major Ves-

sels at 1.0T Dose-response Findings and Angiography[J]. Radiology, 1998, 208(2): 353-357.

- [10] Hany TF, Debaton JF, Leung DA, et al. Optimization of Contrast Timing for Breath-hold Three-dimensional MR Angiography[J]. Radiology, 1997, 204(5): 357-362.
- [11] Ho VB, Foo TK. Optimization of Gadolinium-Enhanced Magnetic Resonance Angiography Using an Automated Bolus-Detection Algorithm (MR SmartPrep) Original Investigation[J]. Invest Radiol, 1998, 33(9): 515-523.

(收稿日期: 2003-12-16 修回日期: 2004-05-13)

## • 病例报道 •

# 腹部结节病一例

李强, 张峻

【中图分类号】R814.42; R593.9 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2005)01-0080-01

**病例资料** 患者, 男, 38 岁。中腹部活动性无痛性包块 5 月余。查体: 腹平软, 脐下可扪及一鹅蛋大小的活动性包块, 可随体位改变而变化, 质软, 无压痛, 表面光滑, 边缘欠清。胸片示右上肺少许增殖灶。彩超示肝内多发结节性病变, 腹腔内有一异常回声疑结肠系膜淋巴瘤。CT 示肝脏形态、大小尚正常, 肝右叶后下段及左内叶分别见直径约 1.2 cm 及 1.5 cm 大小低密度结节, 边缘尚清楚, 密度较均匀, 增强后病变轻度强化, 仍呈相对低密度(图 1、2)。左下腹腔内见 5.0 cm×4.5 cm 大小肿块影, 邻近肠道受压推移(图 3)。手术中见小肠系膜内有一约 10.0 cm×8.0 cm 大小类圆形肿块, 质地中等, 表面光滑, 有包膜, 与周围无粘连, 完整切除之。探查肝脏发现肝右叶内多个结节, 左内叶脏面可扪及一约 2.0 cm×2.0 cm 大小结节, 质地较硬, 肝内肿块未做处理。腹腔肿块病理检查: 肉眼见肿块呈灰白色, 大小约 8.6 cm×6.5 cm×4.8 cm, 包膜较完整, 切面灰白或灰红色, 质较嫩, 并见少许坏死。光镜下见, 大小较一致的与淋巴组织分界清楚的上皮样细胞肉芽肿结节, 结节中心无干酪样坏死, 但有凝固性及纤维素样坏死淋巴结滤泡消失(图 4), 结节内以类上皮细胞为主, 其间夹杂着多核巨细胞, 偶见巨噬细胞及嗜酸性粒细胞。结节内及结节周围纤维化或网状纤维增生, 部分纤维组织玻璃样变。诊断为小肠系膜淋巴结病。临床诊断为腹部结节病。给予激素治疗 2 个月后复查彩超示肝内结节明显减少, 缩小。

**讨论** 结节病是在全身各脏器中形成的非干酪坏死性类上皮细胞肉芽肿的一种原因不明的全身性疾病。多数学者认为其发病机制属于 IV 型变态反应。本病好发于 30~40 岁女性, 最常累及肺部, 临床上 90% 以上病例有肺部改变。两侧肺门淋巴结肿大作为结节病的特征性临床表现。以肺外病变为首发症状的结节病较少, 文献报道多为 20%~30%<sup>[1]</sup>。

本例结节病以小肠系膜淋巴结肿大形成腹部包块为首发

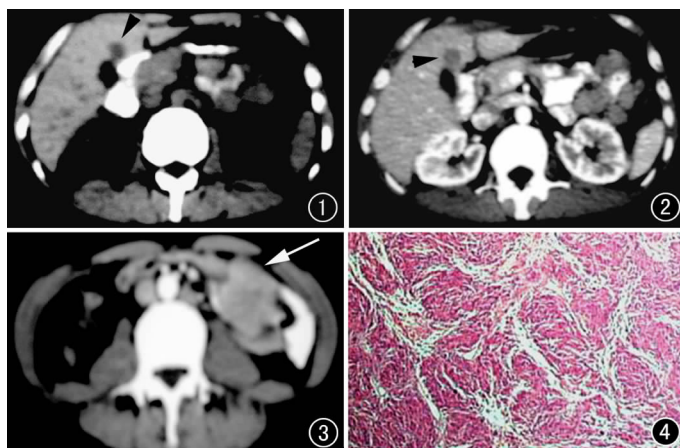


图 1 CT 示平扫肝左内叶内侧段见一 1.5 cm 大小低密度结节影(箭头)。图 2 CT 示增强肝左叶病变轻度强化, 仍呈相对低密度结节影(箭头)。图 3 左下腹腔内见 5.0 cm×4.5 cm 大小肿块影(箭), 邻近肠道受推压。图 4 镜下见多个上皮样细胞肉芽肿结节, 结节中心无干酪样坏死(HE×100)。

症状, 肝内见类似于转移性肝癌的多发性肿瘤样低密度结节, 且胸片未见明显异常。因此, 术前容易误诊为腹腔肿瘤并肝内转移。本例 CT 发现的肝内病灶较手术探查少, 分析其原因为肝结节病的病灶常小于 2 mm, 以致常规 CT 扫描难于查出<sup>[2]</sup>。只有当结节相互聚集、融合时, 少数病例才在肝内见多发低密度区, 注射对比剂后病变有轻度增强。本病肝脏 CT 表现虽无特异性, 但笔者认为结节较小、较少, 增强有轻度强化时, 应该想到本病的可能。

## 参考文献:

- [1] 王洪武, 李庆棣, 朱元珏. 近 20 年我国结节病临床与研究现状[J]. 海军总医院学报, 2002, 15(1): 30-40.
- [2] 窦艳玲, 吴铁镭. 结节病的肝损害[J]. 北京医学, 1996, 18(5): 289-291.

(收稿日期: 2004-06-28 修回日期: 2004-09-13)

作者单位: 445000 湖北, 恩施州中心医院影像科

作者简介: 李强(1975—), 男, 湖北利川人, 住院医师, 主要从事 CT、MRI 诊断工作。