### ・综述・

## 肝恶性肿瘤血流灌注成像的影像学研究进展

郑加贺 综述 郭启勇 审校

【中图分类号】R814.42; R735.8 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2006)07-0746-04

大量研究表明恶性肿瘤的发生、发展需经过不同性质的多 阶段才能逐步完成,伴随恶性特征的形成,肿瘤血管因子诱发 的毛细血管向肿瘤内生长是必不可少的步骤。因此,研究肿瘤 病变的血管和血供变化可反应肿瘤的生长及演变过程,可对病 变进行早期诊断、恶性程度分级或分期、随诊复查及预后评估。 近年来应用灌注成像技术评价肿瘤的血流动力学变化已成为 影像学研究的热点,本文将对肝脏恶性肿瘤血流灌注成像的应 用进展综述如下。

#### 肝脏核素血流灌注显像

早在 50 年代初期就有人在静注放射性胶体后,采用连续 采血法或闪烁探头体表测定法测定总肝血流量,随着 γ 相机及 计算机的广泛应用、SPECT 与 PET 等相继出现,研究多集中在 更具临床意义的肝动脉和门静脉循环的研究。

1. 肝脏核素灌注显像原理

核医学研究组织灌注的机制在于静脉团注示踪剂后,自左 心室射出,随着血流到达所观察组织,其浓度不断升高,最终达 到峰值,组织血流量(organ blood flow,OBF)与心输出量(cardiac output,CO)之间存在如下关系:

 $\frac{\text{OBF}}{\text{CO}} = g_{\text{organ}} \times \text{A} \times \frac{\alpha}{g_{\alpha}} \times \text{D}$ 

式中 g<sub>organ</sub> 为组织时间-放射活性曲线(time-radioactivity curve,TAC)的最大斜率; g<sub>a</sub>为动脉 TAC 的最大峰值; 为除外组 织示踪剂的再循环的影响, 使用  $\gamma$  变量校正 TAC, A 为动脉 TAC 的曲线下面积;  $\alpha$  为  $\gamma$  相机计数与放射活性间的转换常 数; D 为药物注射剂量。

肝脏为双重供血器官,肝血流两种成分的定量测量方法基于如下假设:在门静脉灌注出现之前,经肝动脉的放射性核素已到达肝脏;在肝动脉再循环出现前,经门静脉的放射性核素已全部到达肝脏;肝脏灌注的门静脉相开始时间与脾/肾脏峰值时间相当,此时间之前的门静脉灌注可忽略不计。以脾/肾脏 TAC 峰值时间为分界点,这样就可以分别获得肝动脉和门静脉的 TAC,从而计算肝动脉和门静脉的血流灌注指标,如肝动脉灌注指数(hepatic perfusion index, HPI)、门静脉灌注指数(portal perfusion index, PPI),肝动脉血流量(hepatic artery perfusion, HAP)及门静脉血流量(hepatic portal perfusion, HPP)等<sup>[1-2]</sup>。

2. 核素灌注显像在肝肿瘤的应用

核医学检查由于空间分辨力低,使其在肝癌的诊断,尤其

是早期诊断应用受到限制。目前肝脏核素灌注显像在肝转移 瘤方面应用较多,研究发现肝转移瘤患者多数都伴有肝灌注异 常,核素灌注显像在肝转移的诊断、判断有无隐匿性肝转移及 预后评估具有重要作用。Cooke 等<sup>[3,4]</sup> 对 150 例原发胃肠道恶 性肿瘤的肝灌注情况进行研究发现,已经证实的肝转移患者中 94%伴有 HPI 升高, 随访证实隐匿性肝转移的患者中 87% HPI 升高,他们认为 HPI 的升高对于隐匿性肝转移的判断具有重要 意义。Warren 等<sup>[5]</sup> 对 194 例结肠癌患者的 HPI 进行统计,在 105 例已经证实的肝转移患者研究发现 88%有 HPI 异常,与上 述结果相似:89 例术前无转移患者中 52 例 HPI 异常, 随访 39 个月,其中38 例复发患者中有25 例 HPI 异常,45 例死亡患者 中有 31 例 HPI 异常,因此他认为 HPI 对于隐匿性肝转移的判 断价值有限,还有待干进一步研究,但 HPI 改变常提示患者预 后较差;HPI与肿瘤分期相结合对于指导患者选择辅助性化疗 具有一定的指导意义。近年来 PET 在临床已广泛应用, Wells 等<sup>[6]</sup>对一组腹腔恶性肿瘤研究发现,PET 除了能准确测定局部 血流情况外,对于评价抗肿瘤血管药物治疗时的药物代谢情况 具有重要作用。因此,随着技术的不断发展,核素灌注显像在 研究肝肿瘤血流动力学具有广阔的前景。

#### 肝脏 CT 灌注成像

20 世纪 90 年代初 Miles 等<sup>[7]</sup>提出了 CT 灌注成像概念,指 在静脉内团注对比剂后行同层动态扫描,由层面内每一个象素 的强化率计算灌注值,并以灰阶显示来形成组织的血流灌注图 像。因此,肝脏 CT 灌注成像反映的是组织器官的生理功能变 化,能对肝脏的血流灌注情况进行定量分析。

1. 肝脏 CT 灌注成像原理

CT 灌注成像主要是根据核医学的原理来计算灌流量。 Miles 等<sup>[7-9]</sup>认为,放射性核素计算器官血流量的示踪原理可用 于放射学对比剂,通过计算可以得到:

组织灌流量(ml/min·ml)= TDC 的最大斜率(HU/min) 供血动脉 TDC 的强化峰值(HU)

TDC:组织时间-密度曲线(time-density curve)

并且兼顾无创性及肝脏的双重血供特性,假设脾的强化峰 值时间为肝动脉期与门静脉期的分界,以该时间前的肝脏 TDC 计算 HAP,该时间后的 TDC 计算 HPP<sup>[10]</sup>,Tsushima 等<sup>[11]</sup>称 此方法为间接法。Blomley 等<sup>[12]</sup>也假设肝动脉期门静脉灌注为 零,HAP 的计算方法与前相同,HPP 计算需将肝脏 TDC 中的 动脉部分去除,用动脉期 TDC 斜率/脾 TDC 最大斜率获得肝 动脉与脾动脉的灌注比,从而获得肝动脉的 TDC,假设血液通 过肝脏的时间与脾相仿,且动脉血到达肝脏与脾脏的时间一 致,用肝脏 TDC 减去肝动脉 TDC 所获得曲线即反映肝实质在

作者单位:110004 辽宁,中国医科大学附属第二医院放射科 作者简介:郑加贺(1974-),辽宁海城人,讲师,硕士,主要从事影像 诊断和介入治疗工作。

门静脉灌注下的密度改变,而 HPP=此曲线的最大斜率/门静脉的最大密度,Tsushima<sup>[11]</sup>称此方法为直接方法,此方法更符 合生理状况,更可取。

2.CT 灌注成像在肝肿瘤的应用

肝细胞癌及介入治疗后疗效评价:关于原发性肝癌的 CT 灌注成像,目前文献报道不多,Miles等<sup>[10]</sup>报道的2例肝癌患者 的 CT 灌注成像显示肝癌周边部 HAP 明显增加,而中心坏死区 HAP 明显下降。Tsushima 等<sup>[13]</sup>对比 22 例经肝动脉栓寒治疗前 后无肝癌实质灌注改变,结果显示治疗前的 HAP 为(0.06± 0.04) ml/(min·ml),治疗后 2~6 d 为(0.15±0.07) ml/(min·ml), 较前明显增加,治疗后1个月下降为(0.09±0.04) ml/(min•ml); 而 HPP 在治疗前为(0.73+0.26) ml/(min•ml),治疗后 2~6 d 明显下降为(0.54±0.18) ml/(min•ml),治疗后1个月无显著 改变为(0.65±0.21) ml/(min•ml)。他们认为这种灌注变化 是由于抗癌药物和明胶海绵颗粒引起的肝实质急性炎症反应 所致,而HPP降低则可能为肝内组织压力增加所致,并认为 CT 灌注成像定量分析组织灌注是评价肝癌动脉栓塞治疗血流 动力学变化的有效方法。Lin 等<sup>[14]</sup> 对比 TAE 前及 TAE 后 7 天的 HPI,发现当后者与前者之比小于 0.85 时,肿瘤在 1 个月 内明显缩小的可能性增加(P<0.05)。

肝转移瘤:有关此方面的研究报道最多,也最全面。Miles 等<sup>[10]</sup>研究发现肝转移癌的 HAP 为 0.50 ml/(min·ml),明显高 于正常对照组,而 HPP 的变化范围较大,并与正常对照组无显 著差异;HPI 为 65%,明显高于正常对照组;并且在有转移瘤的 肝脏中,形态学表现未受影响的区域也显示血流动力学异常, 即 HAP 和 HPI 均显著增加,因此,他们认为肝转移瘤内 HAP 的升高与组织学上微血管密度增加及所致的动脉血管化一致, HAP 可以反映肿瘤血管形成的微细解剖学变化,故 CT 灌注成 像可以用于活体内肿瘤血管生成的评价,并在肿瘤放化疗反应 的评价中有重要价值;而邻近区域 HAP 增高提示肿瘤血管形 成和恶性组织向肿瘤外的延伸,这可能为"大转移瘤"附近经常 发现"小转移瘤"存在的缘故,因此,可用 CT 灌注成像来显示形 态学发现之前的"微转移"<sup>[15]</sup>。

Leggett 等<sup>[16]</sup>对 27 例结、直肠癌患者行肝 CT 灌注成像, 评价其对肝隐匿性转移瘤的价值。其中 11 例为隐匿性转移, 16 例无转移。结果显示,27 例患者的 HAP 中位置值为 0.30 ml/(min•ml),明显高于对照组,其中 15 例的 HAP> 0.25 ml/(min•ml),包括 11 例隐匿性转移瘤,6 例无转移患者。 以 HAP>0.25 ml/(min•ml)作为诊断阈值,诊断隐匿性转移瘤 和无转移瘤的敏感度分别为 82%和 38%,两者之间差异具有显 著性意义,故认为 HAP 升高可作为肝内转移瘤的一个指标,并 且 HAP>0.25 ml/(min•ml)作为判断肝隐匿性转移瘤的最佳 阈值;27 例患者 HPP 的中位值为 0.38 ml/(min•ml),与正常对 照组差异无显著性意义,其中 8 例显示 HPP<0.25 ml/(min•ml), 包括 5 例隐匿性转移瘤和 3 例无转移患者,敏感度分别为 46% 和 19%,两者间无统计学意义。

Tsushima 等<sup>[17]</sup> 对 35 例患者进行了 CT 灌注成像,分为 3 组:正常对照组(10 例)、有原发恶性肿瘤但无肝转移组(12

例)、有肝转移组(13例),并对无肝转移组的 12例患者进行了 随诊(2~27个月),除 2例失访外,其余 10例均未发现肝转移。 结果显示:肝转移组各项指标(HAP、HPP、HPI)均明显高于正 常对照组和无转移组,肝转移组与正常对照组间各项指标存在 明显差异,但正常对照组的与无转移组间无差异,而肝转移组 HPI与无转移组差异存在显著性意义。并认为 CT 灌注成像在 判断进展型肝转移瘤上有价值,预计在不久的将来会在恶性肿 瘤的分期中发挥重要作用。

#### 肝脏 MRI 灌注成像

近十年来,随着快速或超快速成像技术,如回波平面成像 序列(echo planar imaging,EPI)的发展,MRI已由过去单纯的 形态诊断向功能成像、介入MRI等方向发展。功能成像中的灌 注成像(perfusion weighted imaging,PWI)就是近年人们研究 的热门之一,并且脑 PWI 在早期脑梗死诊断中取得了很好的效 果,肝脏 PWI 由于受呼吸运动,化学位移等影响较大而应用较 少,近年来随着 MR 设备的更新换代,人们对肝 PWI 的扫描序 列及有关疾病的 PWI 表现进行了一些研究,也获得了一些经 验。

1. 肝脏 MRI 灌注成像原理及方法

MRI 灌注成像按不同的原理主要有三种方法<sup>[18-20]</sup>。①动 脉血质子自旋标记法:此技术不需要注射外源性对比剂,但信 噪比较差,没有被临床广泛应用:②血氢水平依赖对比增强技 术:它是以脱氧血红蛋白中铁的顺磁性为基础,当其血氧含量 降低,脱氧血红蛋白相对微量增加时,引起局部的 T<sub>2</sub>或 T<sub>2</sub>\* 时 间缩短致信号稍降低,此方法多用在脑功能成像中;③对比剂 首过法:即动态首过团注磁敏感性对比剂示踪 MR 成像(dynamic first pass bolus tracking of susceptibility contrast agent MRI) 技术,对比剂通过毛细血管网引起周围组织局部磁场暂 时变化,MR信号强度随之而改变,是当前广泛应用的方法,属 于外源性示踪技术。具体方法是静脉团注对比剂(常用顺磁性 钆)后行快速 MR 成像,绘制时间-信号强度曲线(time-intensity curve, TIC),并借助灌注血流图(hepatic blood volume maps, HBVM)等计算出对比剂到达峰值的时间(time to peak, PT)、 平均通过时间(mean transit time, MTT)、局部血容量(regional hepatic blood volume, rHBV)和局部血流量(regional hepatic blood flow, rHBF)等参数, 借以评价病变毛细血管血流动力学 状态及微循环改变。此法为目前临床肝 PWI 最常用的方法。

2. MRI 灌注成像在肝肿瘤的应用

肝细胞癌及介入治疗后疗效评价:由于肝细胞癌多为富血 管肿瘤,而且大部分血液由肝动脉提供,血液灌注图上显示为 高灌注,呈现为短T<sub>1</sub>、短T<sub>2</sub>信号,以T<sub>2</sub>值缩短更明显;TIC表 现为速升速降(T<sub>1</sub>WI)、速降速升(T<sub>2</sub>WI),增强后 20~30 s 达到 峰值或谷值。Ichikawa 等<sup>[21]</sup>所研究 58 个肝细胞癌病变中 46% PWI反映了这些特点。对于不同分化程度的肝细胞癌 PWI 灌 注特点,Vogl等<sup>[22]</sup>用 Gadobenate dimeglumine 作对比剂、 FLASH-2D-2GRE 序列扫描,认为高分化肝细胞癌呈现快速灌 注、快速恢复特点,低分化肝细胞癌上述特点不明显;而 Ichikawa 等<sup>[23]</sup>用 SHU-555A(超顺磁性氧化铁)作对比剂、GRE-EPI 序列扫描研究则认为低分化快速灌注、快速恢复特点更明显, 高分化肝细胞癌上述特点不太明显。Tsui等<sup>[24]</sup>研究认为肝癌 TACE 后 HBVM 显示 PWI 灌注下降,TIC 波动辐度较 TACT 前减小。国内赵等<sup>[25]</sup>对 17 例原发性肝癌行 TAE 术后 1 个月 与治疗前对比发现治疗前后的基线信号强度无明显不同,治疗 后 TIC 最大斜率较前变低,但二者都不具有统计学意义;当肿 瘤局部复发时 TIC 斜率增大,并认为 MRI 灌注成像为肝癌术 前选择有效的介入方法及术后跟踪随访提供了一个新的方法。

转移瘤:Ichikawa 等<sup>[23]</sup>研究 19 个转移病灶中 PWI 未见明 显高灌注特征,TIC 下降幅度小。通过与肝细胞癌及转移瘤对 比发现 TIC 在肝细胞癌、血管瘤、转移瘤鉴别中有重要意义,肝 细胞癌快速灌注快速恢复,血管瘤快速灌注缓慢恢复,转移瘤 灌注不明显,曲线呈平坦型,且三种分化类型之间的信号差别 有显著统计学意义。

#### 肝脏超声灌注成像

超声灌注成像实为超声声学造影灌注成像,是近年来超声领域研究的热点之一,尤其是在肝脏肿瘤方面的研究十分活跃。随着新型相关技术的迅猛发展,超声造影可得到丰富的肝肿瘤供血及血流灌注信息,对肝肿瘤诊断与鉴别诊断的具有重要意义。

1. 超声声学造影灌注成像的基本原理

研究证明<sup>[26]</sup> 声学对比剂中存在的大量微气泡与血液构成 气-液平面,与肝组织构成气-肝平面,形成许多新的声学界面, 从而产生造影效果,对比剂增强信号主要来自微泡的散射信 号,增强效果与相应的成像技术及成像软件密切相关。由超声 造影物理原理及相关研究证明超声波可破坏对比剂微泡,影响 超声造影效果,近年低功率实时超声造影技术<sup>[27]</sup>采用极低的发 射功率和机械指数,几乎不破坏对比剂微泡,保证可以较高帧 频实时观察造影增强,从而实现了动态的功能性成像,利用时 间-强度曲线可定量显示出造影增强过程,从曲线数学模型中可 计算出许多功能系数,例如达峰值时间、峰值强度、曲线下面积 等。

2. 超声灌注成像在肝肿瘤应用

肝肿瘤超声灌注成像研究目前多集中在肝转移性肿瘤方 面,关于原发性肝癌的超声造影还未见相关报道。超声造影的 肝癌动物模型的研究主要集中在兔 VX2 转移性肝癌研究。兔 VX2 肿瘤是一种由 Shope 病毒诱发的兔皮肤鳞癌,有丰富血 供,移值 10~14 d 肿瘤可生长至 0.4~3.0 cm。相关的实验研 究<sup>[28]</sup>显示 VX2 肝癌超声造影增强表现出肿瘤特异性动态造影 变化过程,按时间顺序分为:①动脉相,造影后 5~10 s,VX2 肿 瘤内有网状紊乱的肿瘤滋养血管网,早期快速显影增强,此时 正常肝组织仍保持基础状态,动脉相形成的原因是因为肿瘤由 肝动脉供血,肝实质主要由门静脉供血,门静脉显影需经过一 次微循环才能到达肝脏,因此延迟数秒;②门静脉相,造影后 10~30 s,平均持续时间约 20 s,门静脉内出现造影增强,肝实质 显影开始增强,肿瘤血管仍可能保持高灌注增强状态,回声强 于肝实质,但已开始减退;③延迟相,造影 30 s 以后,门静脉与 肝动脉内造影增强状态消失,肝实质回声强烈增强,在 2 min 左 右达高峰,而 VX2 肿瘤结节呈边缘清晰的弱回声病灶。Kumar 等<sup>[29]</sup>基于时间-信号强度曲线定量得出:

肝多普勒造影增强灌注指数(DPI)=

# 肝动脉造影增强斜率 肝动脉造影增强斜率+门静脉造影增强斜率

肝转移癌患者 DPI 平均 0.159, 肝血管瘤患者 DPI 平均 0.133, 二者均差异具有显著性意义, 此研究小组认为 DPI 判定 肝血流动力学异常与局灶性肝病变领域具有很大的潜力。Fuentes 等<sup>[30]</sup>的研究表明肝转移癌患者 DPI 与 CT 肝动脉相达峰 值系数及肝动脉灌注相显著相关。这些探索性的研究显示了 超声造影评价肝血流动力学的应用前景。

#### 参考文献:

- [1] Sarper R, Fajman WA, Rypius EB, et al. A Noninvensive Method for Measuring Portal Venous/total Hepatic Blood Flow by Hepatosplenic Radionuclide Angiography[J]. Radiology, 1981, 141(1): 179-184.
- [2] Taniguchi H, Atsushi O, Koyama, et al. Analysis of Models for Quantification of Arterial and Portal Blood Flow in the Human Liver PET[J]. J Comput Assist Tomogr, 1996, 21(1):135-144.
- [3] Cooke DA, Parkin A, Wiggins P, et al. Hepatic Perfusion Index and the Evolution of Liver Metastases[J]. Nucl Med Commun, 1987, 8 (12):970-972.
- [4] Leveson SH, Wiggins PA, Giles GR, et al. Deranged Liver Blood Flow Patterns in the Detection of Liver Metastases[J]. Br J Surg, 1985,72(2):128-130.
- [5] Warren HW, Gallagher H, Hemingway DM, et al. Prospective Assessment of the Hepatic Perfusion Index in Patients with Colorectal Cancer[J]. Br J Surg, 1998, 85(12): 1708-1712.
- [6] Wells P, Jones T, Price P. Assessment of Inter- and Intrapatient Variability in C15O2 Positron Emission Tomography Measurements of Blood Flow in Patients with Intra-abdominal Cancers[J]. Clin Cancer Res, 2003, 15, 9(17):6350-6356.
- [7] Miles KA. Measuement of Tissue Perfusion Imagines of Dynamic Computed Tomography[J]. Br J Radiol, 1991, 64(5): 409-412.
- [8] Blomley MJK, Coulden N, Dawson P, et al. Liver Perfusion Studied with Ultrafast CT[J]. J Comput Assist Tomogr, 1995, 19(3):424-433.
- [9] Bader TR, Herneth AM, Blaicher WW, et al. Hepatic Perfusion after Liver Transplation: Noninvensive Measurement with Dynamic Single-section CT[J]. Br J Radiol, 1991, 64(761):409-412.
- [10] Miles KA, Heyball MP, Dixon AK. Functonal Images of Hepatic Perfusion Obtained with Dynamic CT[J]. Radiology, 1993, 188
   (2):405-411.
- [11] Tsushima Y, Blomley MJK, Kusano S, et al. Measuring Portal Venous Perfusion with Contrast-enhanced CT: Comparison of Direct and Indirect Methods[J]. Acad Radiol, 2002, 9(3): 276-282.
- [12] Blomley MJK, Coulden R, Dawson P, et al. Liver Perfusion Studied with Ultrafast CT[J]. J Comput Assist Tomogr, 1995, 19(3); 424-433.

- [13] Tsushima Y, Unno Y, Koizumi J, et al. Hepatic Perfusion Changes after Transcatheter Arterial Embolization (TAE) of Hepatocellular Carcinoma: Measurement by Dynamic Computed Tomography(CT)[J]. Dig Dis Sci,1998,43(2):317-322.
- [14] Lin WF, Wang SJ, Yeh SH. Hepatic Perfusion Index in Evaluating Effect of Transcatheter Hepatic Artery Embolization in Patients with Hepatocelluar Carcinoma [J]. Neoplasma, 1995, 42 (2):89-92.
- [15] Miles KA, Leggett DA, Kelley BB, et al. In Vivo Assessment of Neovascularization of Liver Metastases Using Perfusion CT[J].
   Br J Radiol, 1998, 71(843): 276-281.
- [16] Leggett DA, Kelley BB, Bunce IH, et al. Colorectal Cancer: Diagnostic Potential of CT Measurements of Hepatic Perfusion and Implication for Contrast Enhancement Protocols[J]. Radiology, 1997,205(3):716-720.
- [17] Tsushima Y,Blomley MJK,Kusano S,et al. Does the Presence of Distant and Local Malignancy Alter Parenchymal Perfusion in Apparently Disease-free Areas of Liver[J]. Dig Dis sci, 2001, 46 (10):2113-2119.
- [18] Ichikawa T, Araki T. Fast Magnetic Resonance Imaging of Liver [J]. Eur Radiol J, 1999, 29(3), 186-210.
- [19] Materne R, Smith AM, Peeters F, et al. Assessment of Hepatic Perfusion Parameters with Dynamic MRI[J]. Magn Reson Med, 2002,47(1):135-142.
- [20] Keogan MT, Edelman RR. Technologic Advances in Abdominal MR Imaging[J]. Radiology, 2001, 220(2): 310-320.
- [21] Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Characterization of Hepatic Lesions by Perfusion Weighted MR Imaging with an Echoplanarsequence[J]. Am J Roentgenol, 1998, 170 (4): 1029-1034.
- [22] Vogl TJ, Kummel S, Hammerstingl R, et al. Liver Tumors: Com-

parison of MR Imaging with Gd-EOB-DTPA and Gd-DTPA[J]. Radiology, 1999, 200(1): 59-67.

- [23] Ichikawa T, Arbab AS, Araki T, et al. Perfusion MR Imaging with a Superparamagnetic Iron Oxide Using T<sub>2</sub>-weighted and Susceptibility-sensitive Echoplannar Sequence: Evaluation of Tumor Vascularity in Hepatocellular Carcinoma[J]. AJR, 1999, 173(3).207-213.
- [24] Tsui EY, Chan JH, Cheung YK, et al. Evaluation of Therapeutic Essectiveness of Transarterial Chemoembolization for Hepatocellular Carcinoma, Correlation of Dynamic Susceptibility Contrast Enhanced Echoplanar Imaging and Hepatic Angiography[J]. Clin Imaging, 2000, 24(4), 210-216.
- [25] Zhao JG, Feng GS, Kong XQ, et. al. Changes of Tumor Microcirculation after Transcatheter Arterial Chemoembolization: First Pass Perfusion MR Imaging and Chinese Ink Casting in a Rabbit Model[J]. World J Gastroenterol, 2004, 15, 10(10): 1415-1420.
- [26] Danny M, Sanjiv K. Advances in Microbubble Technology[J]. Coron Artery Dis,2000,11(3):211-219.
- [27] Schneider M. Bubbles and Microcirculatory Disorders[J]. Eur Radiol, 2001, 11(Suppl 3): E1-E6.
- [28] Du WH, Yang WX, Wang X, et al. Assessment of Hepatic VX2 Tumors of Rabbits with Second Harmonic Imaging Under High and Low Acoustic Pressures[J]. World J Gastroenterol, 2003, 9 (8):1679-1682.
- [29] Kumar VR, Karren O, Wilson JA, et al. Contrast Enhanced Doppler Perfusion Index[J]. J Ultrasound Med, 2002, 21():1121-1129.
- [30] Fuentes MA,Keith CJ,Griffiths M, et al. Hepatic Haemo-dynamics: Inter-relationships between Contrast Enhancement and Perfusion on CT and Doppler Perfusion Indices[J]. Br J Radiol, 2002, 75 (1):17-23.

(收稿日期:2005-10-18)

外刊摘要・

## 心脏 MR 标记序列的参数优化及 1.5T 与 3.0T 的志愿者对比研究

Kramer U, Deshpande V, Fenchel M, et al

目的:对比研究 1.5T 及 3.0T 梯度回波(GRE)MR 标记序 列参数,测量信噪比(SNR)及对比噪声比(CNR),以优化参数 和获在心肌、标记线、血液信号间最佳的图像对比。方法:14 例 健康志愿者,男 8 例,女 6 例,平均 43.4±10.3 岁,分别用 1.5T 及 3.0T 全身成像系统进行扫描。在短轴位上,使用不同的反 转角( $8^{\circ} \sim 16^{\circ}$ )、层厚( $4 \sim 8$  mm,此时固定反转角 1.5T 为 12°、 3.0T 为 8°;固定标记网格为 8 mm)和标记网格( $4 \sim 8$  mm,此时 固定反转角 1.5T 为 12°、 3.0T 为 8°;固定层厚为 6 mm)对二维 GRE flash 标 记序列进行评估。采集时间和时间分辨力 (45 mm)保持不变。通过计算 SNR、CNR、心肌/标记线对比度 (RCMT)行图像的定性定量分析。结果:个体自身对比发现,层 厚 6 mm、标记网格 8 mm、反转角 8°(3.0T)和 12°(1.5T)为最优 图像扫描方案。与 1.5T(2.7±0.4)相比,3.0T 拥有更高的图 像评分(3.2±0.2),且 CNR 与 RCMT 间有显著的相关性; CNR、SNR 及 RCMT 分别提高了 80%(10.7/6.1)、35%(20.6/ 15.3)及 35%(0.47/0.35)。结论:3.0T 心肌标记有更高的 SNR、CNR 及 RCMT,故其图像质量优于 1.5T。标记衰退可接 近于心脏舒张期。

华中科技大学同济医学院附属同济医院 王娟 译 周义成 校 摘自 Fortschr Röntgenstr,2006,178(5):515-524