

重力和肺容积对 MR 肺灌注的影响

范丽 刘士远 孙非 肖湘生 徐雪元

【摘要】 目的 用血流敏感性交替反转恢复 (FAIR) 序列评价重力和肺容积对 MR 肺灌注血流分布的影响。方法 应用 GE 1.5 T MR 系统, 10 名健康志愿者取仰卧位呼气末屏气时, 用 FAIR 序列自背侧至腹侧每隔 3 cm 依次进行 5 个冠状面 (依次标记为 P3、P6、P9、P12、P15) 扫描, 之后再对 P3 层面在吸气末屏气时扫描。对 5 个冠状面的相对肺血流量 (rPBF) 进行方差分析, 同一层面左、右肺 rPBF 间进行配对 t 检验, 并对 5 个层面和 rPBF 进行线性回归分析; 分析 P3 层面在不同呼吸相时反转脉冲标记前、后双肺信号强度变化率 (SI%)、rPBF 及 P3 层面肺面积 (Area) 的变化情况, 并进行配对 t 检验。结果 (1) 5 个不同冠状面: 在重力方向上, 右肺由后至前的 rPBF 依次为: 100.57 ± 18.22 、 79.57 ± 12.36 、 61.65 ± 11.15 、 48.92 ± 9.96 、 41.20 ± 9.88 ; 左肺为: 106.61 ± 26.99 、 78.89 ± 11.98 、 64.00 ± 13.64 、 51.27 ± 8.95 、 43.04 ± 12.18 ; 除 P12 与 P15 间差异无统计学意义外 ($P > 0.05$), 其余两两之间差异均有统计学意义 (F 值分别为 27.43、15.83, P 值均 < 0.05), rPBF 由后至前是逐渐减小的; 在非重力方向上, 即同一冠状面, 左、右肺 rPBF 之间差异无统计学意义 ($P > 0.05$); 回归系数 (r 值) 右肺为 -4.98, 左肺为 -5.16。(2) P3 层面在不同呼吸相时: 右肺呼气相和吸气相的 SI%、rPBF、Area 分别为 1.12 ± 0.31 和 0.71 ± 0.18 、 90.78 ± 17.35 和 52.85 ± 8.75 、 $(12.59 \pm 3.23) \times 10^3 \text{ mm}^2$ 和 $(17.77 \pm 4.24) \times 10^3 \text{ mm}^2$; 左肺呼气相和吸气相的 SI%、rPBF、Area 分别为 1.01 ± 0.24 和 0.70 ± 0.11 、 91.08 ± 18.68 和 54.58 ± 10.70 、 $(12.34 \pm 3.08) \times 10^3 \text{ mm}^2$ 和 $(17.34 \pm 4.98) \times 10^3 \text{ mm}^2$ 。不同呼吸相时 SI%、rPBF、Area 间差异均有统计学意义 ($P < 0.05$), 呼气末的 SI% 及 rPBF 明显高于吸气末; 吸气末 Area 明显大于呼气末。结论 FAIR 评价肺灌注在重力方向的灌注梯度是比较敏感的, 不同呼吸相时肺灌注之间存在差异, 所以检查时将感兴趣区置于重力依赖性区域, 并在呼气末屏气可以提高灌注缺损的检出率。

【关键词】 肺循环; 血管容量; 磁共振成像; 灌注

Effect of gravity and lung volume on MR perfusion imaging of human lung FAN Li, LIU Shi-yuan, SUN Fei, XIAO Xiang-sheng, XU Xue-yuan. Department of Diagnosis Imaging, Changzheng Hospital Affiliated to the Second Military Medical University, Shanghai 200003, China
Corresponding author: LIU Shi-yuan, Email: cjr.liushiyuan@vip.163.com

【Abstract】 Objective To investigate the effect of gravity and lung volume on MR perfusion imaging of human lung using an arterial spin labeling sequence called flow sensitive alternating inversion recovery (FAIR). Methods Magnetic resonance imaging of lung perfusion was performed in supine position in ten healthy volunteers on a 1.5 T whole body scanner (GE medical system). Five sequentially coronal slices with the gap of 3cm from dorsal to ventral (labeled as P3, P6, P9, P12, P15, respectively) were obtained on end respiration and the relative pulmonary blood flow (rPBF) was measured. Another coronal perfusion-weighted image of P3 slice was obtained on end inspiration. Tagging efficiency of pulmonary parenchyma with IR (SI%), the rPBF and area of the P3 slice were analyzed, respectively. Paired Student's t test was used for statistical analysis. Results (1) In the direction of gravity, an increase in rPBF of the gravity-dependent lung was found. rPBF of right lung from dorsal to ventral were 100.57 ± 18.22 , 79.57 ± 12.36 , 61.65 ± 11.15 , 48.92 ± 9.96 , 41.20 ± 9.88 , respectively; and that of left lung were 106.61 ± 26.99 , 78.89 ± 11.98 , 64.00 ± 13.64 , 51.27 ± 8.95 , 43.04 ± 12.18 . No statistical differences between P12 and P15, there were significant statistic differences of any other two coronal planes. But along an isogravitational plane, no statistical difference was observed. Regression coefficients of right and left lung were -4.98 and -5.16, respectively. This means the rPBF of right lung falls by 4.98 for each centimeter above the dorsal

基金项目: 长征医院“三重三优”优秀学科带头人基金项目(20060109)

作者单位: 200003 上海, 第二军医大学附属长征医院影像诊断科

通信作者: 刘士远, Email: cjr.liushiyuan@vip.163.com

and that of left lung falls by 5.16. (2) For SI%, rPBF and area, there were significant statistic differences at different respiratory phases ($P < 0.05$). SI%, rPBF, area at expiration phase vs. inspiration phase were 1.12 ± 0.31 vs 0.71 ± 0.18 , 90.78 ± 17.35 vs 52.85 ± 8.75 , $(12.59 \pm 3.23) \times 10^3 \text{ mm}^2$ vs $(17.77 \pm 4.24) \times 10^3 \text{ mm}^2$ for right lung; and 1.01 ± 0.24 vs 0.70 ± 0.11 , 91.08 ± 18.68 vs 54.58 ± 10.70 , $(12.34 \pm 3.08) \times 10^3 \text{ mm}^2$ vs $(17.34 \pm 4.98) \times 10^3 \text{ mm}^2$ for left lung. Greater SI% and increased perfusion were observed on end expiration than on end inspiration. The area was larger on end inspiration than on end expiration. Conclusions The FAIR is sensitive to perfusion changes in the gravity-dependent lung. Pulmonary blood flow is less in a state of high lung inflation than in a low state (inspiration vs. expiration). Positioning the patient so that the area of interest is down-gravity and breath-hold on end expiration may improve visibility of perfusion defects.

【Key words】 Pulmonary circulation; Vascular capacitance; Magnetic resonance imaging; Perfusion

肺灌注的评价在临床上非常重要,检测局部灌注的异常改变有助于肺功能的评价。而由于肺组织内质子密度低,气体-组织界面大,磁敏感率不均匀,呼吸运动及心脏搏动伪影等因素,MRI 质量一直不很理想^[1]。随着成像技术的快速发展,动脉自旋标记 (arterial spin labeling, ASL) 已经成功应用于肺灌注的 MRI 研究^[2-4],与金标准核医学相比,MRI 具有空间分辨率较高、无辐射的优点。ASL 最大的优点是不用静脉注射对比剂,它是以磁化标记的血管内自由流动的水质子作为内源性示踪剂来评价组织灌注,更进一步降低了患者的检查费用和注射对比剂可能引起的潜在危险。肺血流的分布受多种因素的影响,如重力、呼吸、体位、血压等。笔者采用 ASL 中的血流敏感性交替反转恢复 (flow sensitive alternating inversion recovery, FAIR) 序列探讨重力和不同呼吸相时肺容积变化对肺灌注的影响。了解肺灌注的变化有助于更好的理解重力、解剖和微血管压之间复杂的相互关系,进而可以更加深入地理解慢性阻塞性肺疾病如哮喘和肺气肿。

资料与方法

一、研究对象

10 名无肺部疾病或心血管疾病的男性健康志愿者,年龄 23 ~ 57 岁,平均 (32 ± 12) 岁。检查前,均告知受试者实验意图和所有检查过程,征得其同意并签署知情同意书。实验前 15 min,训练受试者均匀深度呼吸,嘱其心情平静以保持心率相对稳定。

二、成像方法

所有受试者均采用仰卧位,使用 GE 1.5 T Excite HD MR 系统 (GE Healthcare, Milwaukee),梯度场强 40 mT/m,梯度切换率 $150 \text{ mT} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$,8 通道体部相控阵线圈成像,采用呼吸门控和心电图门控技术。

1. 实时快速多回波梯度回波 (real-time

FGRET) 序列扫描: 首先用 real-time FGRET 获得心脏标准四腔心图像的定位参数及 3 平面定位图像。

2. 图像校正扫描 (calibration scan): 在呼气末屏气时进行,扫描范围从颈部至双肾中上部。

3. 确定心脏舒张中期时间 (TD1): 应用步骤 1 所得定位参数,采用二维 (2D) 快速稳态自由进动 (FIESTA) 序列在呼气末屏气状态下进行心脏四腔心扫描,确定 TD1。FIESTA 序列参数: TR 3.2 ms, TE 1.4 ms, 扫描视野 (FOV) $35.0 \text{ cm} \times 26.3 \text{ cm}$, 矩阵 224×224 , 层厚 8 mm, 间隔 0 mm, 期相 20 期, 激励次数 1 次。

4. 计算心电图 (ECG) 触发后施加反转恢复脉冲的延迟时间 (TD2): 将 TD1 代入公式 $\text{TD2} = T_{R-R} - (\text{TI} - \text{TD1})$, 反转时间 (TI) = 1000 ms, $T_{R-R} = 60 \text{ 000 ms} / \text{脉搏}$, 触发间歇时间为 2 个心动周期, 如果 T_{R-R} 小于 $(\text{TI} - \text{TD1})$, 则公式变为: $\text{TD2} = 2T_{R-R} - (\text{TI} - \text{TD1})$, 触发间歇时间则变为 3 个心动周期 (图 1)。

5. 进行冠状面 T_2 WI 扫描: 层厚 10 mm, 间隔为 0, 扫描范围从前至后包廓整个肺组织, 确定背侧第一层包含肺组织的层面, 并以此层作为基准点, 进一步确定其上方 3、6、9、12、15 cm 的层面 (依次标记为 P3、P6、P9、P12、P15)。

6. 在心脏舒张中期、呼气末屏气状态下对步骤 5 所确定的 5 个层面进行扫描: 应用单次激发的快速自旋回波 (single-shot fast spin echo, SSFSE) FAIR 序列进行扫描, 随之对 P3 层面再在吸气末屏气状态下进行 1 次扫描。FAIR 序列参数: TE 26.4 ms, 反转角 (FA) 45° ; FOV $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$; 矩阵 256×128 , 层厚 8 mm, 间隔为 0, TI 1000 ms。由于各受试者心率不同, 总采集时间也不同, 一般在 12 ~ 19 s。通过对呼吸门控信号的实时观察, 保证受试者在扫描过程中不发生呼吸运动。在 SSFSE 序列采集结束后, 有 10 ms 的恢复时间, 以保证质子自旋的充分恢复。

三、图像分析方法

将 FAIR 所得的原始图像传至 GE AW 4.2 工作站 (GE advantage workstation 4.2), 应用 GE 软件 (research version functool) 进行后处理。在每个层面的左、右肺野的外围分别选 5 个感兴趣区 (ROI), ROI 的大小为 100 mm × 100 mm ~ 102 mm × 102 mm, 理论上只包含肺实质。记录每个 ROI 的相对肺血流量 (relative pulmonary blood flow, rPBF); 之后对 P3 层面分别记录不同呼吸相时每个 ROI 反转脉冲标记前、后肺实质信号强度值并计算其变化率 (SI%), $SI\% = (SI_{tag} - SI_{control}) / SI_{control}$, 并利用工作站手动测量软件, 测量呼气 and 吸气时的肺面积值 (Area) (SI_{tag} : 标记图像的信号强度; $SI_{control}$: 对照图像的信号强度)。

四、统计学处理

所有数据用 SAS version 9.1.3 软件分析, 分别对左、右肺 5 个不同位置进行随机区组的总体方差分析, 之后用 Student-Newman-Keuls 法进行多组均数间 q 检验; 对同一位置左、右两肺 rPBF 进行配对 t 检验; 之后对位置和 rPBF 间进行线性回归分析; 对于 P3 层面对不同呼吸相时 SI%、rPBF 及 Area 进行配对 t 检验, $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。

结 果

一、5 个不同冠状面的统计分析结果

在重力方向上肺灌注存在灌注梯度 (表 1), 5 个冠状面的 rPBF 经方差分析差异均有统计学意义,

后经 SNK-q 检验, P12 与 P15 间差异无统计学意义, 其余两两之间差异均有统计学意义 (F 值右肺为 27.43, 左肺为 15.83, P 值均 < 0.05), 由后至前 rPBF 逐渐减小。线性回归分析, 回归系数 (r 值) 右肺为 -4.98, 左肺为 -5.16, 即在仰卧位时自背侧向腹侧每增加 1 cm, 右肺 rPBF 减少 4.98, 左肺 rPBF 减少 5.16 (图 2, 3)。

在非重力方向上, 肺灌注不存在灌注梯度, 即同一冠状面, 左、右肺 rPBF 之间经配对 t 检验, P 值均 > 0.05 , 差异无统计学意义 (表 1)。

表 1 10 例健康志愿者双肺由后至前 5 个冠状面 rPBF 的统计结果 (̄ ± s)

| 部位 | P3 | P6 | P9 | P12 | P15 |
|-----------------|----------------|---------------|---------------|--------------|---------------|
| 右肺 ^a | 100.57 ± 18.22 | 79.57 ± 12.36 | 61.65 ± 11.15 | 48.92 ± 9.96 | 41.20 ± 9.88 |
| 左肺 ^a | 106.61 ± 26.99 | 78.89 ± 11.98 | 64.00 ± 13.64 | 51.27 ± 8.95 | 43.04 ± 12.18 |
| t 值 | -1.44 | 0.33 | -1.33 | -2.04 | -1.28 |
| P 值 | >0.05 | >0.05 | >0.05 | >0.05 | >0.05 |

注: P3、P6、P9、P12、P15 分别是背侧至腹侧依次间隔 3 cm 的 5 个不同冠状面; rPBF: 相对肺血流量; ^a 为左、右肺在同层面的 rPBF 经配对 t 检验, 差异均无统计学意义 ($P > 0.05$)

二、P3 层面不同呼吸相的统计分析结果

1. SI%: 不同呼吸相时, SI% 之间差异有统计学意义 ($P < 0.05$), 呼气末屏气时的 SI% 明显高于吸气末屏气 (表 2)。

2. rPBF: 不同呼吸相时, rPBF 间差异有统计

表 2 10 例健康志愿者双肺不同呼吸相 P3 层面 SI%、rPBF、Area 统计表 (̄ ± s)

| 部位 | 呼气相 | | | 吸气相 | | |
|----|-------------|---------------|---|-------------|---------------|---|
| | SI% | rPBF | Area (× 10 ³ mm ²) | SI% | rPBF | Area (× 10 ³ mm ²) |
| 右肺 | 1.12 ± 0.31 | 90.78 ± 17.35 | 12.59 ± 3.23 | 0.71 ± 0.18 | 52.85 ± 8.75 | 17.77 ± 4.24 |
| 左肺 | 1.01 ± 0.24 | 91.08 ± 18.68 | 12.34 ± 3.08 | 0.70 ± 0.11 | 54.58 ± 10.70 | 17.34 ± 4.98 |

注: SI%: 反转脉冲标记前/后的信号强度变化率; rPBF: 相对肺血流量; Area: 面积; 右肺的 SI%、rPBF、Area, 呼气相和吸气相配对 t 检验, t 值分别为 2.95、8.03、-9.53, P 值均 < 0.05 ; 左肺的 SI%、rPBF、Area, 呼气相和吸气相配对 t 检验, t 值分别为 3.63、7.00、-6.18, P 值均 < 0.05

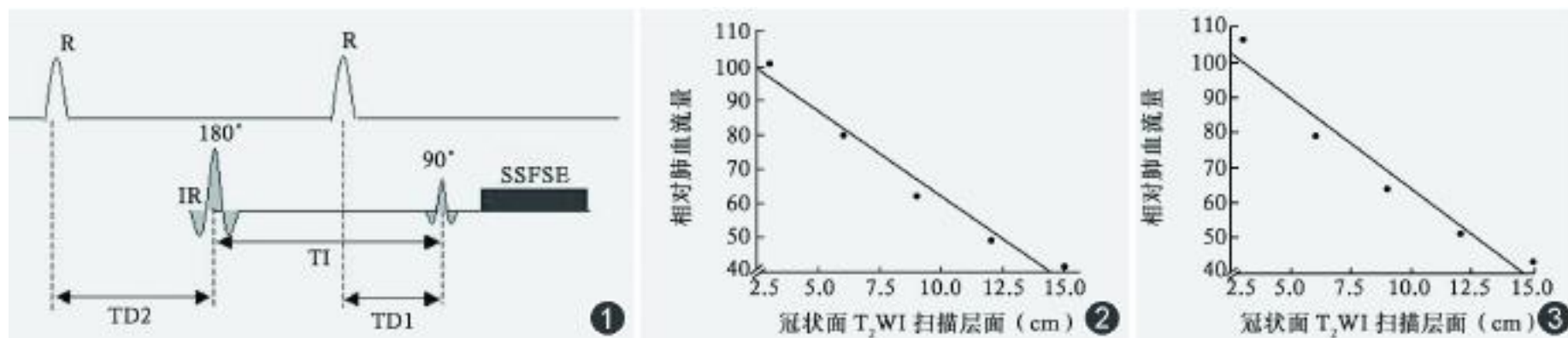


图 1 心电图触发模拟图, R-R: 心动周期时间; IR: 反转恢复序列; SSFSE: 单次激发的快速自旋回波序列; TI: 反转时间; TD1: 心脏舒张中期时间; TD2: 心电图触发后施加反转恢复脉冲的延迟时间 图 2 5 个层面右肺相对肺血流量与位置的散点图 图 3 5 个层面左肺相对肺血流量与位置的散点图

学意义 ($P < 0.05$), 呼气末 rPBF 明显高于吸气末 rPBF (表 2, 图 4 ~9)。

3. Area: 不同呼吸相时, Area 间差异有统计学意义 ($P < 0.05$), 吸气末面积明显大于呼气末面积 (表 2, 图 4 ~9)。

讨 论

一、FAIR 成像原理及 TI 值的选取

ASL 根据标记方式不同分为连续式 ASL (continuous arterial spin labeling, CASL) 和脉冲式 ASL (pulsed arterial spin labeling, PASL) 2 大类。FAIR 是 PASL 的一种, 分别采用选层与非选层的反转恢复脉冲对成像层面进行射频激发, 将所得图像减影得到灌注图像^[5-6]。FAIR 作为一种 MR 灌注成像新方法, 其最大的优点是可重复性高、完全非侵入性、不用注射对比剂; 但与首过法相比其信噪比 (SNR) 相对较低, 且标记动脉血的同时也标记了静脉血。由于 1 次扫描只采集 1 层图像, 选层反转脉冲和配合的选层梯度只要对准当前层面就可以获得最好的标记效率。

TI 是反转脉冲与采集序列之间的间隔时间

(图 1)。笔者研究了不同 TI 值 (800、1000、1200、1400、1600 ms) 对肺灌注的影响, 结果发现在 TI 为 1000 ms 时肺实质信号强度变化率最大, 肺灌注的 SNR 较好, 故 TI 值设定为 1000 ms^[7]。

二、重力对肺灌注的影响

肺血流的分布受重力的影响, 且重力对肺循环的影响较其他部位更加明显, 主要是由于肺循环是一个低压系统, 左房和肺动脉压力明显低于体循环压。直立位时, 肺尖部肺动脉压为 4 cm H₂O (1 cm H₂O = 0.098 kPa), 肺底部的肺动脉压则增加到 34 cm H₂O。动脉压越高, 血管内外压差越大, 血管腔扩大, 血流阻力减小, 相应部位的肺灌注增加。肺循环缺少瓣膜, 血流量在肺内的分布受重力、体位、肺泡压等多种因素的影响。

正电子发射断层摄影术 (PET) 和对比增强 MRI 肺灌注研究已经证实了重力依赖性区域的灌注差异^[8-9]。Mai 等^[2]用 FAIRER 对肺灌注的研究发现仰卧位时横断面背侧灌注高于腹侧, 矢状面后部灌注高于前部, 而冠状面未发现灌注差异; 即在重力方向上存在灌注梯度, 而在非重力方向上无灌注梯度, 但未对其进行量化分析。在侧卧位时约有 2/3 的肺

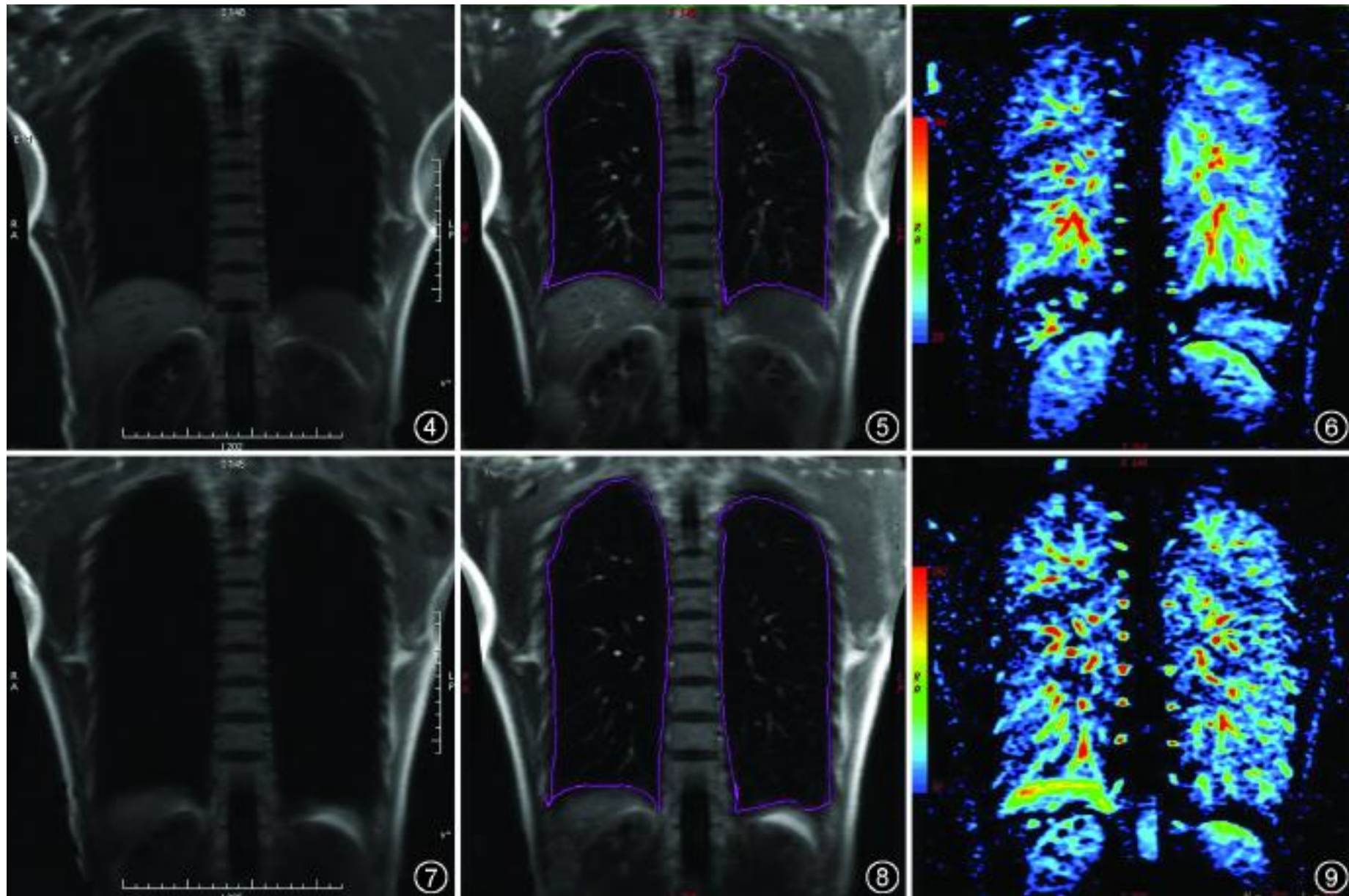


图 4 ~6 分别为呼气末屏气时 IR 标记前图像 (图 4)、标记后图像 (图 5, 示测量软件勾勒出的肺轮廓) 和 rPBF 伪彩图 (图 6) 图 7 ~9 分别是吸气末屏气时 IR 标记前图像 (图 7)、标记后图像 (图 8, 示测量软件勾勒出的肺轮廓) 和 rPBF 伪彩图 (图 9)

血流分布在下侧肺, Keilholz 等^[10] 也用 FAIRER 研究侧卧位时肺灌注与重力的关系并进行了量化分析, 右侧卧位时, 右肺灌注是左肺的 1.99 倍; 左侧卧位时, 左肺灌注是右肺的 3.35 倍。本研究表明仰卧位时从背侧至腹侧, 右肺 rPBF 由 100.57 ± 18.22 降至 41.20 ± 9.88 , 且自背侧每上升 1 cm, 灌注减低 4.98; 左肺 rPBF 由 106.61 ± 26.99 降至 43.04 ± 12.18 , 每上升 1 cm, 灌注减少 5.16。由此可见, FAIR 评价肺灌注在重力方向的灌注梯度也是比较敏感的且可以得到半定量化指标。

三、肺容积对肺灌注的影响

肺组织膨胀程度影响肺内压力与肺血流之间的关系。吸气末屏气时, 肺组织明显膨胀, 肺泡压高于大气压, 包括毛细血管床在内的小的肺泡血管受压, 导致肺循环血管阻力增加; 除此之外, 右房压力也增加, 使静脉回流受阻、减慢, 又进一步增加了肺循环血管阻力。而呼气时肺组织呈轻度膨胀状态也使肺循环血管阻力增加; 但呼气时右房压减低, 静脉回流增加, 减小了肺循环血管阻力, 这就在一定程度上抵消了肺组织轻度膨胀所致的血管阻力增加。由于上述原因^[11], 肺血流在吸气时比呼气时低。本研究表明, 呼气末的 rPBF 明显高于吸气末 rPBF ($P < 0.05$), 反映了上述生理过程。Mai 等^[11] 用 ASL 方法对肺灌注的研究表明, 呼气末信号强度较吸气末信号强度明显增加; 本研究得到了类似的结果, 即在 IR 脉冲标记前/后肺实质的信号强度变化率 SI%, 呼气末明显高于吸气末 ($P < 0.05$), 这与呼气末肺容积缩小, 肺血管密度增加有关。

理所当然, 吸气末肺容积大于呼气末容积; Keilholz 等^[10] 以层厚 10 mm 对整个肺组织连续扫描, 测定所有扫描层面的面积并求和, 来反映肺容积情况, 所有面积之和与肺容积呈正比。基于以上观点, 本研究则通过测量 P3 层面的肺面积来大体反映肺容积的变化情况, 结果发现吸气末面积明显大于呼气末面积 ($P < 0.05$), 而吸气末的 rPBF 明显低于呼气末 rPBF, 更进一步说明了肺容积缩小, 肺血管密度增加引起 rPBF 的增加。由此可见, 肺组织在不

同的膨胀状态下, 肺灌注间存在差异。吸气时肺容积增大, 肺灌注低; 而呼气时肺容积小, 肺灌注高; 这与呼气时肺容积缩小, 血管密度增加有关^[11]。

所以用 FAIR 技术进行肺灌注检查时, 患者的体位和屏气时相是非常重要的。熟悉重力所致的肺血流分布的不均匀性和不同呼吸相时肺灌注的差异, 在检查时就可以人为的改变受检者体位, 将感兴趣区置于重力依赖性区域, 并在呼气末屏气可以提高灌注缺损的检出率。

参 考 文 献

- [1] Hatabu H, Gaa J, Tadamura E, et al. MR imaging of pulmonary parenchyma with a half-Fourier single-shot turbo spin-echo (HASTE) sequence. *Eur J Radiol*, 1999, 29: 152-159.
- [2] Mai VM, Hagspiel KD, Christopher JM, et al. Perfusion imaging of the human lung using flow-sensitive alternating inversion recovery with an extra radiofrequency pulse (FAIRER). *Magn Reson Imaging*, 1999, 17: 355-361.
- [3] Mai VM, Berr SS. MR perfusion imaging of pulmonary parenchyma using pulsed arterial spin labeling techniques: FAIRER and FAIR. *J Magn Reson Imaging*, 1999, 9: 483-487.
- [4] Hatabu H, Wielopolski PA, Tadamura E. An attempt of pulmonary perfusion imaging utilizing ultrashort echo time turbo FLASH sequence with signal targeting and alternating radio-frequency (STAR). *Eur J Radiol*, 1999, 29: 160-163.
- [5] Golay X, Hendrikse J, Lim TC. Perfusion imaging using arterial spin labeling. *Top Magn Reson Imaging*, 2004, 15: 10-27.
- [6] David C. *Magn reson imaging of the brain and spine*. 3rd ed. Philadelphia: Scott W, 2002: 215-238.
- [7] 范丽, 刘士远, 肖湘生, 等. TI 值对血流敏感性交替反转恢复序列肺灌注成像的影响. *实用放射学杂志*, 2006, 22: 927-931.
- [8] Brudin LH, Rhodes CG, Valind SO, et al. Interrelationships between regional blood flow, blood volume, and ventilation in supine humans. *J Appl Physiol*, 1994, 76: 1205-1210.
- [9] Stock KW, Chen Q, Levin D, et al. Demonstration of gravity-dependent lung perfusion with contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*, 1999, 9: 557-561.
- [10] Keilholz SD, Knight-Scott J, Christopher JM, et al. Gravity-dependent perfusion of the lung demonstrated with the FAIRER arterial spin tagging method. *Magn Reson Imaging*, 2001, 19: 929-935.
- [11] Mai VM, Chen Q, Bankier AA, et al. Effect of lung inflation on arterial spin labeling signal in MR perfusion imaging of human lung. *J Magn Reson Imaging*, 2001, 13: 954-959.

(收稿日期: 2007-11-14)

(本文编辑: 任晓黎)