

心肌磁共振多 b 值 DWI 的初步探讨

李志伟, 袁思殊, 黄璐, 马晓玲, 夏黎明

【摘要】 目的:探讨心肌磁共振多 b 值扩散加权成像的可行性。**方法:**11 例健康志愿者行心脏多 b 值扩散加权扫描, 由两位放射科医师对图像质量进行评估。符合要求的图像在标准横断位和心脏短轴位上分别测量室间隔前部、后部、上部、下部及游离壁的 ADC_{slow} 值、 ADC_{fast} 值和 f 值。所得数据进行 Bland-Altman 分析和 Pearson 相关分析。**结果:**8 例 (73%) 志愿者检查成功, 共获得了 16 组符合定量测量要求的图像, 其中 I 级图像 6 组 (6/16, 37.5%), II 级图像 10 组 (10/16, 62.5%), 在标准横轴面和心脏短轴位上分别测量室间隔前部、后部、上部、下部及游离壁的 ADC_{slow} 值 $(0.0027 \pm 0.0009) \times 10^{-3} \sim (0.0051 \pm 0.0029) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、 ADC_{fast} 值 $(0.1478 \pm 0.0832) \times 10^{-3} \sim (0.1935 \pm 0.0817) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 和 f 值 $(0.1377 \pm 0.1380) \sim (0.2957 \pm 0.1166)$, 根据 Bland-Altman 图和 Pearson 相关分析得到参数测量在观察者间具有良好的一致性 [95% 一致性界限 $(-1.5599, 1.4510)$, 相关系数 $r=0.814$]。**结论:**在呼吸训练和心率控制的前提下, 经过恰当的参数选择, 能获得清晰的心肌多 b 值扩散加权图像, 且参数测量在观察者间具有良好的一致性。

【关键词】 扩散加权成像; 多 b 值; 磁共振成像; 心肌

【中图分类号】 R445.2; R541 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)03-0337-04

A preliminary study of magnetic resonance myocardial multi-b values diffusion weighted imaging LI Zhi-wei, YUAN Si-shu, HUANG Lu, et al. Department of Radiology, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, P. R. China

【Abstract】 Objective: To investigate the feasibility of myocardial magnetic resonance multi-b values diffusion-weighted imaging. **Methods:** Eleven healthy volunteers underwent myocardial multi-b values diffusion-weighted imaging. Image quality was evaluated by two radiologists independently. ADC_{slow} , ADC_{fast} and fraction of ADC_{fast} were measured in anterior and posterior ventricular septal and free wall on the standard axis and cardiac short axis images. The agreement of two radiologists was evaluated by Bland-Altman plot and Pearson correlation analysis. **Results:** 8 volunteers (73%) obtained images of Class I (6/16, 37.5%) or Class II (10/16, 62.5%) on standard axis and cardiac short axis images. According to the Bland-Altman plot and Pearson correlation analysis, ADC_{slow} value $[(0.0027 \pm 0.0009) \times 10^{-3} \sim (0.0051 \pm 0.0029) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}]$, ADC_{fast} value $[(0.1478 \pm 0.0832) \times 10^{-3} \sim (0.1935 \pm 0.0817) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}]$ and fraction of ADC_{fast} $[(0.1377 \pm 0.1380) \sim (0.2957 \pm 0.1166)]$ measurement had a good inter-observer agreement [95% limits of agreement $(-1.5599, 1.4510)$, correlation coefficient $r=0.814$]. **Conclusion:** With breathe training, heart rate control and appropriate scanning parameters application, it is feasible to obtain myocardial multi-b values diffusion-weighted images, and have a good inter-observer agreement of the measurements.

【Key words】 Diffusion weighted imaging; Multi-b values; Magnetic resonance imaging; Myocardium

在临床工作中, 心肌的灌注情况是评估患者心肌状况、监测治疗效果的重要指标。磁共振多 b 值弥散成像 (multi b value diffusion weighted imaging) 是一种近年来新发展的成像技术, 能够在不使用造影剂的情况下, 获得组织的灌注信息。本研究对多 b 值 DWI 序列在心肌成像方面的应用进行初步的探讨, 并对所测量参数的可重复性进行初步评估。

材料与方法

1. 研究对象

健康志愿者 11 例, 其中男 6 例, 女 5 例, 年龄 21~

62 岁, 平均 32.9 岁, 心率 50~83 次/分。所有患者既往无心肺脑疾病史。所有受试者均签署知情同意书。

2. 检查方法

使用 GE Discovery CT750 3.0T 磁共振机, 心脏 8 通道专用线圈。前胸壁与线圈之间放置电解质垫。扫描序列: 先采用真实稳态进动快速成像序列 (fast imaging employ steady state quisation, FIESTA) 扫描经室间隔中点 (心脏舒张状态下) 的心脏短轴位, 用于确定心肌运动幅度最小的时间点, 以此时间点作为多 b 值 DWI 序列的触发延迟时间 (time of delay, TD)。扫描参数: TE 1.5 ms, TE 3.5 ms, 翻转角 45° , 带宽 125 Hz, 激励次数 1, 矩阵 224×128 , 视野 $38 \text{ cm} \times 38 \text{ cm}$, 层厚 8 mm, 触发延迟时间 10 ms, 加速因子 2, 扫描时间约 6 s, 局部匀场, 使用心电门控, 呼气末屏气扫描。

作者单位: 430030 武汉, 华中科技大学附属同济医学院同济医院放射科

作者简介: 李志伟 (1985-), 男, 江西南昌人, 博士研究生, 主要从事心脏 MR 成像工作。

通讯作者: 夏黎明, E-mail: xialiming88@yahoo.com.cn

多 b 值 DWI 序列扫描参数:扫描经室间隔中点的
心脏短轴位和标准横断位, b 值取 0、20、100 和
200 s/mm², 每个 b 值对应的激励次数依次为 1、1、2
和 2;全部扩散方向, 矩阵 128×128, TE 42.2 ms, TR
750 ms, 带宽 250 Hz, 层厚 6 mm, 视野 38 cm×38 cm,
触发延迟时间 700~760 ms;使用患者屏气状态下的
心率作为投射心率值, 触发窗 10% R-R 间期, 加速因
子 2, 扫描时间 13~20 s, 局部匀场, 使用心电门控, 呼
气末屏气扫描。

3. 图像分析
所有扫描数据传送至工作站 (ADW4. 5, Functool
9. 4. 04b) 进行后处理。由 2 位从事心血管 MRI 诊断
的放射科医师分别进行图像分析和数据测量。

多 b 值 DWI 图像分级标准: I 级, 有一个或多个
b 值图像心肌信号丢失严重, 不能进行定量测量; II
级, 各 b 值图像心肌显示清楚, 少数 b 值图像局部有少
量伪影, 但不影响兴趣区的测量; III 级, 各 b 值图像心
肌显示清楚, 轮廓清晰锐利, 没有伪影干扰。

相关参数的测量: 分别在经室间隔中部的标准横
断位图像和标准横断位图像分别于室间隔前部、后部、
上部、下部及游离壁各选取 1 个兴趣区 (ROI), 以双指
数模型计算心肌 ADC_{slow} 值、ADC_{fast} 值和 f (fraction of
ADC_{fast}) 值。

4. 统计学分析
使用 SPSS 16. 0 统计分析软件, 对两位医师测量
的心肌 ADC_{slow}、ADC_{fast} 和 f 值进行 Bland-Altman 分
析和 Pearson 相关分析。

结 果
11 例志愿者中 1 例因呼吸配合不良、因 2 例心脏

搏动时扭转明显图像质量较差, 不能进行定量测量。8
例志愿者成功获得了 II 级或 III 级图像 (图 1、2), 其中
男 4 例, 女 4 例, 年龄 21~62 岁, 心率 50~67 次/分。
感兴趣区 (ROI) 的选取如图 3 所示, 多 b 值 DWI 图像
上各兴趣区的测量结果见表 1。

表 1 两位医生对标准横断位及心脏短轴位心肌 ROI 测量结果

测量参数	医师 1	医师 2
标准横断位		
ROI1		
ADC _{slow}	0.0033±0.0020	0.0033±0.0012
ADC _{fast}	0.1869±0.1125	0.1499±0.0677
f	0.1377±0.1380	0.2038±0.1364
ROI2		
ADC _{slow}	0.0029±0.0014	0.0027±0.0009
ADC _{fast}	0.1818±0.1060	0.1850±0.0997
f	0.2453±0.1760	0.2400±0.1559
ROI3		
ADC _{slow}	0.0029±0.0019	0.0043±0.0040
ADC _{fast}	0.1750±0.0694	0.1496±0.0729
f	0.1963±0.1583	0.2142±0.1331
心脏短轴位		
ROI1		
ADC _{slow}	0.0049±0.0037	0.0051±0.0029
ADC _{fast}	0.1853±0.0559	0.1935±0.0817
f	0.1911±0.1446	0.2216±0.1672
ROI2		
ADC _{slow}	0.0038±0.0012	0.0033±0.0016
ADC _{fast}	0.1478±0.0832	0.1818±0.0713
f	0.2070±0.1200	0.2220±0.0928
ROI3		
ADC _{slow}	0.0040±0.0022	0.0041±0.0017
ADC _{fast}	0.1773±0.0651	0.1740±0.0740
f	0.2214±0.1290	0.2957±0.1166

注: ADC 值单位×10⁻³ mm²/s。
两位医生所测数据差值均数为 -0.0099, 差值标准
差为 0.0789, 95% 一致性界限 (差值均数±1.96×
差值标准差) 为 (-1.5599, 1.4510), 由 Bland-Altman

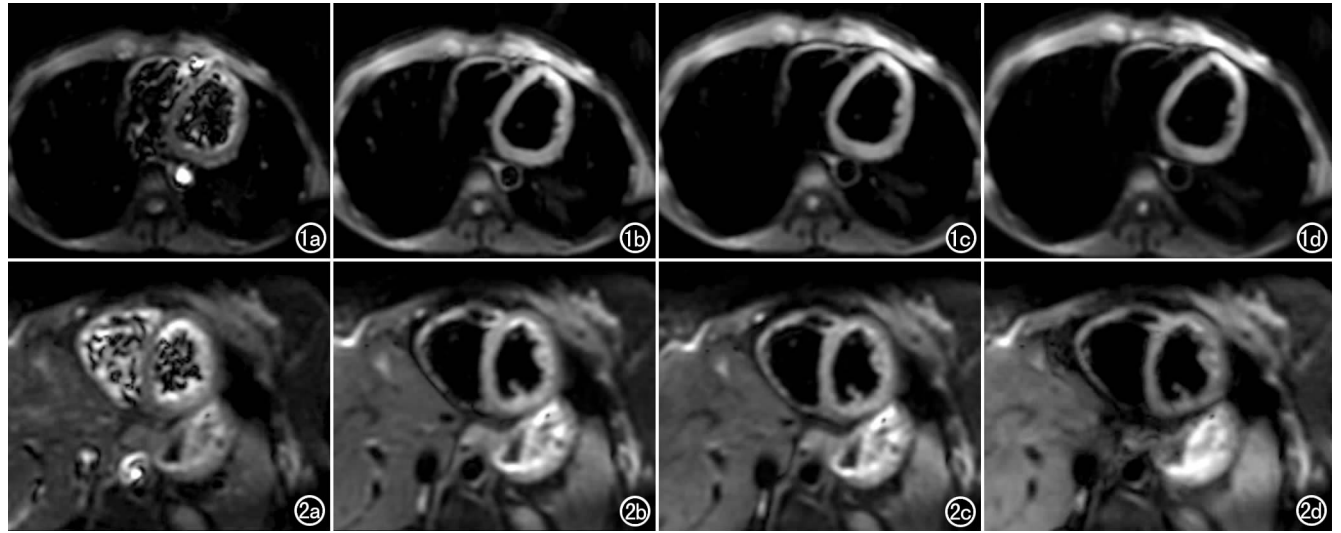


图 1 心脏标准横断位多 b 值 DWI 图像, 示左室心肌信号均匀, 轮廓清晰, 无伪影影响, 心肌信号随 b 值的增加而减低。a) b=0s/mm²; b) b=20s/mm²; c) b=100s/mm²; d) b=200s/mm²。图 2 心脏短轴位多 b 值 DWI 图像, 示左室心肌信号均匀, 轮廓清晰, 无伪影影响, 心肌信号随 b 值的增加而减低。a) b=0s/mm²; b) b=20s/mm²; c) b=100s/mm²; d) b=200s/mm²。

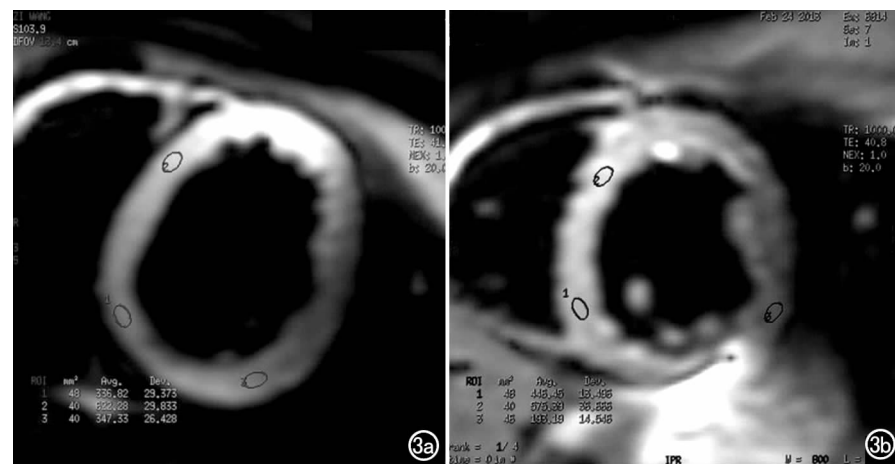


图3 兴趣区的选择。a) 标准横断位 DWI 图像上于室间隔后部(ROI1)、室间隔前部(ROI2)和左室游离壁(ROI3)选择兴趣区; b) 心脏短轴位 DWI 图像上于室间隔下部(ROI1)、室间隔上部(ROI2)和左室游离壁(ROI3)选择兴趣区。

图可知所有测量点均在 95% 一致性界限范围内(图 4)。两位医生在经过培训后对标准横断位图像上室间隔后部、室间隔前部、左室游离壁及心脏短轴位上图像上室间隔下部、室间隔上部、左室游离壁心肌的 ADC_{slow} 值、 ADC_{fast} 值和 Fraction 测量值在观察者间具有良好的一致性(相关系数 $r=0.814$, 图 5)。

讨论

1. 多 b 值 DWI 评价心肌灌注的原理

磁共振多 b 值扩散加权成像是一种基于体素内不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)理论的成像技术。IVIM 理论考虑了单个体素内所有水分子的随机运动,包括单纯的水分子扩散和毛细血管网内血液微循环两个部分,后者即反映组织的灌注情况^[1]。通过扫描多个 b 值(4 个以上)的 DWI 图像,就能计算相关参数,达到无创性反映组织内灌注情况的目的,无须使用对比剂,避免了对比剂过敏的风险及钆对比剂相关的肾源性系统性纤维化。计算的参数包括

扩散系数 $D(ADC_{slow})$ 、灌注因子 f (fraction of ADC_{fast})、及由灌注因素导致的假扩散系数 $D^*(ADC_{fast})$ 。其中 D^* 亦称灌注系数,代表组织平均血流速度和平均毛细血管段的长度,计算公式如下:

$$\frac{S_b}{S_0} = (1-f) \times \exp(-bD) + f \times \exp(-b(D+D^*)) \quad (1)$$

D^* 值明显大于 D 值,只有当 $b < 200 \text{ s/mm}^2$ 时,采集的扩散信号内才包含足够的组织灌注成分,而 $b > 200 \text{ s/mm}^2$ 时,微循环灌注成分对扩散信号的影响可以忽略不计^[1-2],所以一般认为 b 值低于 200 s/mm^2 为低 b 值。

多 b 值 DWI 最先用于脑部成像,后来逐渐被用于其它部位。Luciani 等^[2]成功将多 b 值 DWI 序列应用于肝脏,发现肝硬化患者 D^* 值降低,认为其与肝硬化患者肝脏血流减少而导致灌注减低有关。Chandarana 等^[3]将多 b 值 DWI 序列用于肾脏病变,发现双指数模型多 b 值 DWI 序列测量的参数能准确区别肾脏强化和非强化的病灶,有望取代增强扫描成为一种新的评价肾脏病变的方法。2011 年 Rapacchi 等^[4]将低 b 值 DWI 序列用于健康志愿者心脏扫描,采集的数据经过一定的去噪、滤波后处理后,图像参数的测量具有良好的可重复性,信噪比和对比噪声比也能达到诊断水平。

DWI 序列用于心脏的难点主要在于呼吸运动和心脏搏动使得扩散梯度持续时间内水分子移位较大,导致信号丢失严重, b 值越大,信号丢失越明显。随着磁共振软硬件技术的发展和呼吸导航技术、心电门控技术与 DWI 序列的兼容,这一难点正在逐渐被克服。

2. 心肌多 b 值 DWI 的初步经验

扫描前准备:良好的呼吸配合是扫描成功的前提。扫描前应对患者进行呼吸训练,务必保证屏气时胸腹部均保持静止状态,确保扫描期间心脏不受呼吸运动的影响。本组志愿者中有 1 例因屏气不佳,导致心肌信号明显丢失,图像不能进行定量测量。屏气时间(即多 b 值 DWI 序列扫描时间)与心率有关,心率越慢,需要屏气的时间越长,心率在 50 次/分时,屏气时间需长达 20 s。心率及心律的控制也非常重要。8 例获得较好图像

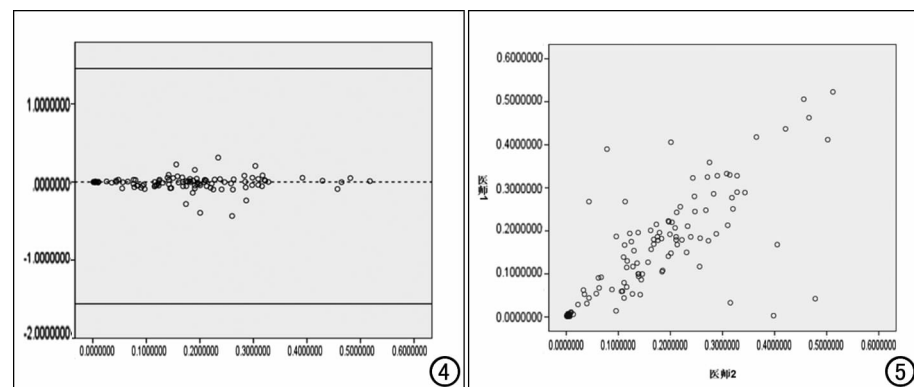


图4 两位医生多 b 值 DWI 图像上各参数值的 Bland-Altman 图,示所有测量点均在 95% 一致性界限范围内。图5 散点图显示两位医师各测量值呈线性相关关系($r=0.814$)。

的志愿者心率均在 70 次/分以下;心率大于 80 次/分时各 b 值图像上心肌信号衰减将十分明显,推测可能是由于心率较快,舒张末期心肌相对静止的时间段小于信号采集时间所致。心律同样是影响图像质量的重要因素,心律不齐将致图像出现错层,进而不能进行定量测量。另外,在前胸壁与线圈之间放置电解质垫有助于减少图像前后方向的信号强度不均衡,避免局部心肌信号强度相对过高引起的误差。

扫描参数的设定:心电门控的触发延迟时间(time of delay, TD)是心脏多 b 值 DWI 序列扫描的关键参数。此时间点依据心脏短轴位电影序列上心肌运动幅度最小的时间而定,该时间点一般位于舒张末期的最后 80 ms 内^[5]。该时间段内心肌运动幅度最小,能最大限度的减少由于心脏搏动导致的信号丢失。

心脏多 b 值 DWI 图像上的常见伪影:扫描失败不能进行定量测量的志愿者中,除因心肌信号丢失明显外,图像伪影也是一个重要的因素。常见的伪影包括心脏搏动伪影、呼吸运动伪影及蠕虫状伪影。心脏搏动伪影一般通过调整 TD 时间能够避免,但是部分志愿者心脏搏动时尚伴有轻度的扭转,即使调整 TD 时间也难以采集到理想的图像。呼吸运动伪影是由于扫描过程中屏气不理想所致,一般容易纠正,扫描前进行呼吸训练是十分必要的。蠕虫状伪影可能与 DWI 序列扫描时梯度场的剧烈转换导致的磁共振检查床的震动有关,表现为心肌内弯曲线样低信号影,本组中有 2 例心肌内出现蠕虫状伪影,如何避免此种伪影尚需进一步研究。本组另有 2 例患者饱食状态下由于胃部充盈,导致相邻左室下壁局部出现伪影,因此进行心肌多

b 值 DWI 扫描时应嘱患者保持空腹状态。

3. 不足及展望

本次研究对心肌多 b 值 DWI 检查仅进行了初步探讨,样本量较小,今后应该扩大样本量,并对同一志愿者多次扫描测量的可重复性进行研究;对所测量的灌注参数 ADC_{fast} 和 Fraction 与心肌灌注的关系也应在今后进一步探讨。心肌多 b 值 DWI 扫描无需使用对比剂,如果能用于临床替代心肌灌注扫描,必将显著减少对比剂过敏的风险以及钆对比剂相关的肾源性系统性纤维化,其应用前景十分广阔。

参考文献:

- [1] Bihan DL. Intravoxel incoherent motion imaging using steady-state free precession[J]. Magn Reson Med, 1988, 7(3): 346-351.
- [2] Luciani A, Vignaud A, Cavet M, et al. Liver cirrhosis: intravoxel incoherent motion MR imaging-pilot study[J]. Radiology, 2008, 249(3): 891-899.
- [3] Chandarana H, Lee VS, Hecht E, et al. Comparison of biexponential and monoexponential model of diffusion weighted imaging in evaluation of renal lesions: preliminary experience[J]. Invest Radiol, 2011, 46(5): 285-291.
- [4] Rapacchi S, Wen H, Viallon M, et al. Low b-value diffusion-weighted cardiac magnetic resonance imaging: initial results in humans using an optimal time-window imaging approach[J]. Invest Radiol, 2011, 46(12): 751-758.
- [5] Rapacchi S, Wen H, Viallon M, et al. Low b-value diffusion-weighted cardiac magnetic resonance imaging: initial results in humans using an optimal time-window imaging approach. Invest Radiol, 2011, 46(12): 751-758.

(收稿日期:2013-02-04 修回日期:2013-02-25)

中华医学会放射学分会《2013 年神经影像学术年会》第一轮通知

由中华医学会放射学分会神经学组和中华放射学杂志编辑委员会主办的中华医学会放射学分会 2013 年神经影像学术年会将于 2013 年 5 月 10 日~12 日在天津召开。会议将邀请国内著名专家进行专题讲座,内容涉及神经影像诊断进展、新技术的临床应用等,重点讲解和讨论神经影像学新进展、神经系统疾病的诊断与鉴别诊断、神经影像存在的问题和未来发展方向。欢迎同道踊跃投稿或报名参加。本次会议为国家级继续教育项目,授予国家级 I 类继续教育学分 10 分。

征文内容:凡未正式公开发表过的有关神经影像技术、诊断与鉴别诊断、新进展等方面的论文以及个案报道、疑难病例讨论均可投稿。

投稿要求:中文或英文摘要,中文 800 字以内,摘要应包括:目的、方法、结果、结论四要素。

会议报到时间为 2013 年 5 月 10 日(全天),会议撤离时间为 2013 年 5 月 12 日下午 2 点之前。

会议地址:再另行通知。

此次会议投稿、注册均在中华医学会放射学分会网站上进行,联系人:郭宏,电话:13802185608, E-mail: guohong99

@163.com

(中华医学会放射学分会神经学组 中华放射学杂志编辑委员会)