

论 著

## 3.0T磁共振全身扩散加权成像最佳成像参数研究\*

中山大学附属东华医院放射科

(广东 东莞 523110)

李志娟 邹玉林 漆 强

刘 晓 苏丽兴

**【摘要】目的** 探讨3.0T磁共振全身扩散加权成像(whole-body diffusion weighted imaging, WB-DWI)的最佳成像参数。**方法** 选择30例健康志愿者、30例恶性肿瘤患者行WB-DWI扫描,将以上被检查者随机分为4组,每组15例。主要扫描参数:第1组采用体线圈、STIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>,第2组采用相控阵表面线圈、STIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>,第3组采用相控阵表面线圈、SPAIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>,第4组采用相控阵线圈、STIR-EPI、b值=400s/mm<sup>2</sup>。对所有图像进行图像质量评分,比较不同扫描参数下的WB-DWI图像质量。**结果** 相控阵表面线圈扫描的图像质量明显优于体线圈(P<0.01);STIR-EPI的图像质量优于SPAIR-EPI(P<0.05);b=400s/mm<sup>2</sup>与b=800s/mm<sup>2</sup>时,图像质量无显著差异(P>0.05)。**结论** 采用相控阵表面线圈、STIR-EPI、b=800s/mm<sup>2</sup>、FOV 40cm×40cm、TR=8000ms,并且呼吸均匀时获得的WB-DWI图像质量最好,扫描时间适中。

**【关键词】** 磁共振成像; 扩散加权成像; 全身成像

**【中图分类号】** R445.2

**【文献标识码】** A

**【基金项目】** 东莞市社会科技发展一般项目(2016105101088)

**DOI:** 10.3969/j.issn.1672-5131.2018.04.044

通讯作者: 邹玉林

## A Study on the Best Imaging Parameters of 3.0T MR Whole-body Diffusion Weighted Imaging\*

LI Zhi-juan, ZOU Yu-lin, QI Qiang et al. Department of Radiology, TungWah Hospital Affiliated to Sun Yat-sen University, Dongguan 523110, Guangdong Province, China

**[Abstract] Objective** To investigate the best imaging parameters of 3.0T MR whole-body diffusion weighted imaging (WB-DWI). **Methods** 30 healthy volunteers and 30 patients with malignant tumor underwent WB-DWI scan. The patients were randomly divided into 4 groups, 15 patients in each group. Main scanning parameters: The first groups using body coil, STIR-EPI, b=800s/mm<sup>2</sup>, the second groups using phased array surface coil, STIR-EPI, b=800s/mm<sup>2</sup>, the third groups using phased array surface coil, SPAIR-EPI, b=800s/mm<sup>2</sup>, the fourth groups using phased array coil, STIR-EPI, b=400s/mm<sup>2</sup>. Make an image quality score for all images, Compare the quality of WB-DWI images under different scanning parameters. **Results** The image quality of phased array surface scan is obviously better than that of body coil (P<0.01), the image quality of STIR-EPI is better than that of SPAIR-EPI (P<0.05), the image quality is not significantly different when the b=400s/mm<sup>2</sup> and b=800s/mm<sup>2</sup> (P>0.05). **Conclusion** Using phased array surface coils, STIR-EPI, b=800s/mm<sup>2</sup>, FOV 40cm×40cm, TR=8000ms, and breathing evenly, the WB-DWI images have the best quality and moderate scanning time.

**[Key words]** Magnetic Resonance Imaging; Diffusion Weighted Imaging; Whole Body Imaging

WB-DWI是在自由呼吸状态下,进行全身大范围多段DWI薄层成像,经后处理工作站自动拼接,进行最大信号投影(maximum intensity projection, MIP)处理,再通过图像黑白翻转,获得类似PET图像的一种DWI成像技术,可直观显示全身性病变的范围、分布等特点,并可进行ADC值的定量测量。WB-DWI对恶性肿瘤全身转移、恶性血液病骨髓浸润的显示及疗效监测有独特优势<sup>[1]</sup>。针对WB-DWI技术临床应用的报道已有不少<sup>[2]</sup>,但在成像参数的优化和图像质量控制方面的文献报道较少,且多局限于1.5T磁共振<sup>[3]</sup>。本研究主要探讨3.0T磁共振不同成像参数对WB-DWI图像质量的影像,获得其最佳成像参数。

### 1 材料与方 法

**1.1 一般资料** 健康志愿者30例,其中男18例,女12例,年龄18~51岁,平均年龄31.3岁。恶性肿瘤患者30例,其中男20例,女10例,年龄21~60岁,平均年龄49.7岁。所有患者均无幽闭恐惧症,无任何MR检查禁忌症。将所有被检查者随机分为4组,每组15例。

**1.2 检查方法** 采用西门子MAGNETOM Verio 3.0T磁共振扫描仪,磁场强度500T/m,梯度切换率150mT/M/ms,最短TR/TE为1.5ms/0.6ms,最高b值可达1000s/mm<sup>2</sup>。信号采集分别采用体线圈和4个相控阵表面线圈(头-颈联合线圈和2个腹部表面线圈),采用表面线圈时,相邻线圈之间重叠5~10cm。扫描参数:TR 8100ms, TE 83ms, FOV 40cm×40cm,层厚5.0mm,无间距扫描,矩阵192×192,采集次数5次;第1组采用体线圈、STIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>,第2组采用相控阵

表面线圈、STIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>，第3组采用相控阵表面线圈、SPAIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>，第4组采用相控阵线圈、STIR-EPI、b值=400s/mm<sup>2</sup>。全身共分5段完成，每段40层，范围为240mm，扫描范围从头顶至膝关节下缘水平，每段扫描时间为4min30s，全身扫描共计22min30s。扫描结束后采用图像后处理工作站对各段的原始图像进行自动拼接，对拼接后的WB-DWI图像进行三维MIP重建，并且利用黑白反转技术，形成“类PET”图像。对所有图像进行图像质量评分，比较不同扫描参数下的WB-DWI图像质量。

**1.3 图像评价** 将WB-DWI图像分5段(头颈段、胸段、上中腹段、下腹-盆腔段、股骨段)进行评分，评分标准：无伪影或伪影较轻，组织结构清晰可辨，评3分；伪影较重，部分伪影与组织结构重叠，但组织结构仍显示较清晰，评2分；伪影较重，较多伪影与组织结构重叠，部分组织结构显示不清，评1分；伪影严重，大量伪影与组织结构重叠，结构出现扭曲、变形或信号缺损，评0分。每幅WB-DWI图像最高15分，最低0分。由两位主治以上医师进行盲法阅片，取二者评分平均值。

**1.4 统计分析** 采用SPSS 19.0统计分析软件。各组间差异的显著性检验采用方差分析，P<0.05为差异有显著性意义，P<0.01为差异有极显著性意义。

## 2 结果

不同信号采集线圈及扫描参数下WB-DWI图像质量评分见表1。

统计学分析结果显示：采用相同背景信号抑制序列和b值(STIR-EPI、b值=800s/mm<sup>2</sup>)时，

相控阵表面线圈图像质量明显优于体线圈(图1、2)，其差异有极显著意义(P<0.01)；采用相同信号采集线圈和b值(相控阵表面线圈、b值=800s/mm<sup>2</sup>)时，STIR-EPI图像质量优于SPAIR-EPI(图3、4)，其差异有显著意义(P<0.05)；采用相同采集线圈和背景信号抑制序列(相控阵表面线圈、STIR-EPI)时，b值=400s/mm<sup>2</sup>与b值=800s/mm<sup>2</sup>图像质量的差异无统计学意义(P>0.05)(图3、5)。采用相控阵表面线圈、STIR-EPI、b=500s/mm<sup>2</sup>或800s/mm<sup>2</sup>时图像质量最佳。

## 3 讨论

**3.1 3.0T磁共振WB-DWI成像技术特点** WB-DWI可获得类似正电子发射断层扫描(positron emission tomography, PET)的高质量全身DWI图像，相对于PET，WB-DWI具有价格相对低廉、无辐射等优势，在恶性肿瘤的放、化疗疗效监测中有较重要的价值<sup>[4]</sup>。但由于场强越高，磁敏感伪影及化学位移伪影越明显，故3.0T磁共振成像参数对WB-DWI图像质量影响较1.5T磁共振更大<sup>[5]</sup>，优化其成像参数对改善图像质量具有重要意义。

**3.2 不同信号采集线圈图像质量对比** WB-DWI扫描范围大，以往很多研究均采用体线圈进行信号采集<sup>[6]</sup>，体线圈呈圆筒状，内置在磁体内，用于激励和接收较大体积组织的MRI信号，具有成

像范围大的优势，检查过程中无需更换线圈，但其对磁场不均匀较敏感，线圈距离体表较远导致信噪比(signal to noise ratio, SNR)及灵敏度低、伪影较多。表面线圈贴近体表，SNR及灵敏度均较高<sup>[7]</sup>，但成像范围有限，全身成像需多个表面线圈联合使用，若表面线圈配备数量有限，检查过程中需多次跟换表面线圈。本研究中所采用的西门子MAGNETOM Verio 3.0T磁共振扫描仪具有Tim技术，采用4个相控阵表面线圈、多通道采集及自动移床技术，整个检查过程一次扫描完成，其间无需更换表面线圈，简化了检查流程，将检查时间缩短至22.5min左右，与体线圈采集时间相仿，但图像质量明显优于体线圈。

**3.3 不同背景信号抑制序列图像质量对比** WB-DWI最初是由Takahara等<sup>[8]</sup>开发了一种在自由呼吸状态下获得薄层DWI的方法，利用短T1翻转回复(STIR)序列有效地抑制脂肪信号，获得满意的背景抑制效果，提高了WB-DWI图像质量。Takahara等<sup>[8]</sup>发现，尽管SPAIR的信噪比(SNR)高于STIR，但在颈胸部DWI图像质量比较中，应用STIR-EPI的所有病例均获得良好的脂肪抑制效果，而应用SPAIR-EPI技术检查的患者中，脂肪抑制效果不佳。本研究对STIR-EPI和SPAIR-EPI的背景抑制效果的比较中，也得出了类似的结果。笔者分析原因可能是SPAIR脂肪抑制不够均匀，对视野(field of view, FOV)边缘及外周

表1 不同信号采集线圈及扫描参数WB-DWI图像质量评分

组别	例数	信号采集线圈	背景信号抑制序列	b值 (s/mm <sup>2</sup> )	图像质量评分( $\bar{x} \pm s$ )
第1组	15	体线圈	STIR-EPI	800	9.43 ± 0.51
第2组	15	相控阵表面线圈	STIR-EPI	800	12.77 ± 0.56
第3组	15	相控阵表面线圈	SPAIR-EPI	800	10.63 ± 0.49
第4组	15	相控阵表面线圈	STIR-EPI	400	12.12 ± 0.61

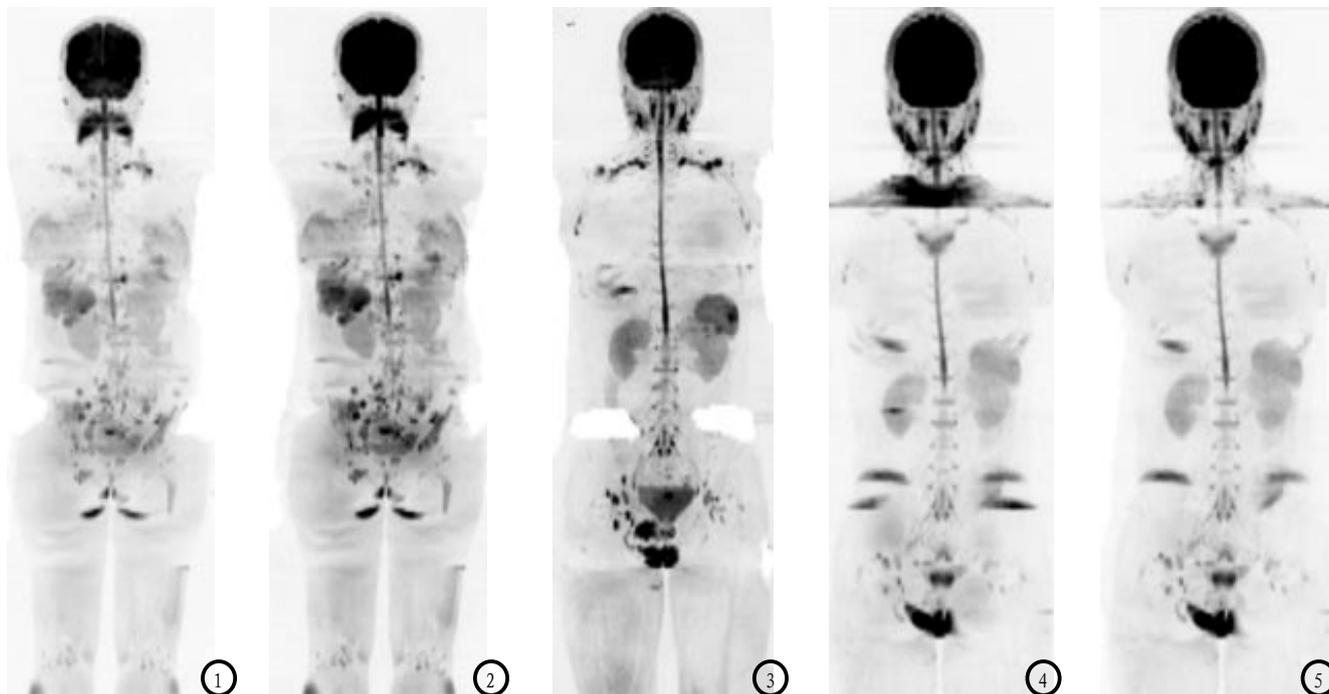


图1 患者,女,31岁,右肺上叶肺癌并全身多发转移,扫描参数:体线圈,STIR-EPI,  $b=800\text{s}/\text{mm}^2$ ;图2 患者,女,31岁,右肺上叶肺癌并全身多发转移,扫描参数:相控阵表面线圈,STIR-EPI,  $b=800\text{s}/\text{mm}^2$ ;图3 健康志愿者,男,32岁,扫描参数:相控阵表面线圈,STIR-EPI,  $b=800\text{s}/\text{mm}^2$ ;图4 健康志愿者,男,24岁,扫描参数:相控阵表面线圈,SPAIR-EPI,  $b=800\text{s}/\text{mm}^2$ ;图5 健康志愿者,男,24岁,扫描参数:相控阵表面线圈,STIR-EPI,  $b=400\text{s}/\text{mm}^2$ 。

的脂肪信号抑制不足,导致FOV外残余的脂肪信号叠加在躯体中心部位,使伪影增多,严重影响图像质量;而STIR脂肪抑制均匀,伪影明显较SPAIR少。

### 3.4 不同b值图像质量对比

b值越高对水分子的扩散运动越敏感,但随着b值增高,组织信号衰减,SNR降低,梯度脉冲对周围神经的刺激增加。较小的b值图像的SNR增高,但对水分子的扩散运动不敏感,组织血流灌注造成的水分子运动导致ADC测值偏高,不能准确反映水分子的扩散运动。一般 $b > 400\text{s}/\text{mm}^2$ 方可基本消除血流灌注对DWI及ADC值测量的影响<sup>[9]</sup>。因此本研究中采用 $400\text{s}/\text{mm}^2$ 与 $800\text{s}/\text{mm}^2$ 两种b值进行图像质量的比较,尽管两者图像质量差异不明显,但采用 $b=800\text{s}/\text{mm}^2$ 在保持图像质量的前提下更能保证ADC值测量的准确性和可重复性。

### 3.5 WB-DWI图像伪影

超高场强磁共振随场强的增高,化学位移伪影、磁敏感伪影及流动伪影更加突出,大FOV导致匀场效果

不好、匀场时间较长<sup>[10]</sup>。但由于WB-DWI全身多段成像必须采用统一FOV,故本研究中,笔者采用适中的FOV( $40\text{cm} \times 40\text{cm}$ ),减少FOV外卷褶伪影的重叠。有文献报道<sup>[11]</sup>采用 $36\text{cm} \times 36\text{cm}$ 伪影较少,但对于体型较宽的患者无法包括全部胸廓。WB-DWI是在自由呼吸状态下的一种成像方式,均匀呼吸可以明显改善图像质量,本研究中健康志愿者的WB-DWI图像质量明显优于恶性肿瘤患者,因为多数恶性肿瘤患者受疼痛等影响,难以在长时间的检查中保持均匀呼吸。肠道内容物在WB-DWI图像上往往表现为混杂信号,经三维MIP成像后,与正常结构、病变信号重叠,影响对病变的判别和分析,因此,扫描前良好的肠道准备非常必要。

### 3.6 展望与不足

WB-DWI技术是继PET-CT和SPECT骨扫描之后的又一种全身成像技术,其具有无辐射、无需注射药物、价格相对较低等优势<sup>[4]</sup>,随着磁共振软、硬件技术的提升,WB-DWI图

像质量将得到进一步提高,重建图像更加稳定,定量测值更加准确、可重复性更高,在肿瘤的筛查、分期及疗效评价等方面将具有重要的应用价值。但WB-DWI技术目前仍存在诸多不足:由于一般磁共振表面线圈的配置数量都不足以一次性覆盖全身,同时也为了将检查时间控制在30分钟内,大多WB-DWI实际成像范围在颅脑至膝关节范围,并不能涵盖全身范围;为了减少伪影,较小FOV的使用,也是双侧上肢难以显示;磁共振多参数成像的特点,导致WB-DWI图像质量受诸多因素影响,图像质量稳定性欠佳,特别是在颈部、纵隔大血管旁等部位,伪影较重且难以控制,图像质量较差,并且影响ADC值定量测量;实质性器官,如脑、脾脏、肾脏、睾丸等本身表现为较高信号,进行三维MIP成像后,上述器官内病变容易被掩盖而难以发现,此时应当结合横断位原始图像判别。

(下转第 152 页)