·5.0 T超高场磁共振成像专栏·

基于平面回波成像读出方式的 5 T 超高场多延迟动脉自旋标记灌注成像研究

范培琳[1] 李钟惠[1] 韩华璐[2] 范晓媛[1] 刘思敏[2] 陈硕[2] 有慧[1] 冯逢[1*]

（1. 中国医学科学院北京协和医院放射科，北京 100730；2. 上海联影医疗科技股份有限公司，上海 201807）

【摘要】 目的 在5 T超高场MRI平台上，建立多延迟准连续式动脉自旋标记（multi-delay pseudocontinuous arterial spin labeling, MD pCASL）扫描方案，比较三维回波平面成像（three-dimensional echo-planar imaging, 3D-EPI）与三维梯度和自旋回波（three-dimensional gradient and spin echo, 3D-GRASE）两种读出序列在脑灌注成像的图像质量上的差异以及定量结果的相关性，探讨3D-EPI在超高场高分辨率MD pCASL中的应用价值。**方法** 纳入10名健康志愿者，均在5 T MRI系统上接受MD pCASL扫描，延迟时间设为500～3 000 ms。分别采用3D-EPI与3D-GRASE读出序列，空间分辨率一致。通过FMRIB软件库中的BASIL工具计算脑血流量（cerebral blood flow, CBF）和动脉传输时间（arterial transit time, ATT），并使用模糊质量指标（blur quality metric, BQM）及主观评分评价图像质量。**结果** 两种序列均成功获得可用的灌注图像。定性与定量图像质量分析表明，3D-EPI在层面方向模糊度方面（BQM）显著低于3D-GRASE（0.23 ± 0.02 *vs.* 0.35 ± 0.02），主观评分亦显著更高[10.00（8.00, 11.00）分 *vs.* 4.00（4.00, 4.00）分]，说明3D-EPI的解剖保真度优于3D-GRASE；同时3D-EPI总扫描时间较短（4 min13 s *vs.* 5 min18 s）。定量结果显示，两种序列在全脑及灰白质分区的CBF与ATT值上相关性较显著。**结论** 在5 T超高场MD pCASL成像中，3D-EPI相较于3D-GRASE显著改善图像结构清晰度并缩短扫描时间，同时保持CBF与ATT定量结果的一致性。3D-EPI有望成为超高场高分辨率ASL成像更优的读出选择，为小病灶检测及复杂血流动力学分析提供可靠支持。

【关键词】 动脉自旋标记；超高场磁共振；3D-EPI；3D-GRASE；脑灌注成像

【中图分类号】 R742; R445.2 **【文献标识码】** A **【DOI】** 10.11876/mimt202506002

Multi-delay arterial spin labeling perfusion imaging at 5 T ultra-high field based on echo-planar imaging readout

Fan Peilin[1], Li Zhonghui[1], Han Hualu[2], Fan Xiaoyuan[1], Liu Simin[2], Chen Shuo[2], You Hui[1], Feng Feng[1]*

(*1. Department of Radiology, Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Beijing 100730, China; 2. Shanghai United Imaging Medical Technology Co., Ltd., Shanghai 201807, China*)

【Abstract】 Objective To establish a multi-delay pseudocontinuous arterial spin labeling (MD pCASL) protocol on a 5 T ultra-high-field MRI system and to compare the performance of three-dimensional echo-planar imaging (3D-EPI) and three-dimensional gradient and spin echo (3D-GRASE) readout sequences in cerebral perfusion imaging. The study also aims to assess the potential of 3D-EPI for high-resolution MD pCASL at ultra-high field strength. **Methods** Ten healthy volunteers underwent MD pCASL examinations on a 5 T MRI system with post-labeling delays ranging from 500 to 3,000 ms. Both 3D-EPI and 3D-GRASE sequences were acquired using the same spatial resolution. Cerebral blood flow (CBF) and arterial transit time (ATT) were calculated

基金项目：国家自然科学基金面上项目（82371946，82071899）

第一作者：范培琳，女，硕士研究生，技师，研究方向：中枢神经系统磁共振成像技术

通信作者：冯逢，女，博士研究生，主任医师，研究方向：中枢神经系统磁共振成像

using the BASIL toolbox in the FMRIB Software Library. Image quality was evaluated using the blur quality metric (BQM) and subjective scoring. **Results** Both sequences produced perfusion images of acceptable quality. Quantitative and qualitative assessments showed that 3D–EPI had significantly lower through–plane blurring than 3D–GRASE (BQM: 0.23±0.02 *vs.* 0.35±0.02). The subjective scores were also higher for 3D–EPI[3D–GRASE: 4.00 (4.00, 4.00); 3D–EPI: 10.00 (8.00, 11.00)], indicating better anatomical clarity. In addition, 3D–EPI achieved a shorter scan time (4 min 13 s *vs.* 5 min 18 s). CBF and ATT values derived from the two sequences showed strong correlations across the whole brain and within gray and white matter. **Conclusion** In 5 T MD pCASL imaging, 3D–EPI provides improved structural sharpness and reduced scan time compared with 3D–GRASE, while maintaining good agreement in CBF and ATT quantification. These results suggest that 3D–EPI is a promising readout option for high–resolution ASL at ultra–high field and may enhance the detection of small lesions and the evaluation of complex hemodynamic features.

【**Key words**】Arterial spin labeling; Ultrahigh–field MRI; 3D–EPI; 3D–GRASE; Cerebral perfusion imaging

脑灌注成像在神经系统疾病及脑血管疾病的诊断、分期和疗效评估中具有重要作用。通过定量或半定量评估脑血流变化，脑灌注成像能够为临床提供血流动力学特征、微小病灶检测、病变分布等关键信息，辅助疾病诊断、分期及疗效监测。动脉自旋标记（arterial spin labeling, ASL）MRI以血液中的水分子为内源性示踪剂，可以无创地进行脑血流定量，并且具有较高的可重复性及稳定性[1]。与依赖放射性示踪剂的正电子发射断层显像（positron emission tomography, PET）或使用造影剂的动态磁敏感对比增强磁共振成像（dynamic susceptibility contrast magnetic resonance imaging, DSC–MRI）相比，ASL的适用人群更广，亦更适合需多次随访的患者，在临床与科研中受到越来越多关注[2-3]。ASL的成像原理是通过对颈段或供血动脉血液自旋进行暂时“标记”，并在延迟时间后测量脑组织中灌注信号的变化，从而间接估算脑血流量（cerebral blood flow, CBF）。结合多标记后延迟（multi–postlabel delay, Multi–PLD）设计，ASL还可提供动脉传输时间（arterial transit time, ATT）等脑血流动力学定量值，提升对不同病理状态下灌注异常的识别能力[4]。

ASL的信号强度及定量可靠性在很大程度上依赖于信噪比（signal–to–noise ratio, SNR）和血液T_1值。随着磁场强度升高，血液与脑组织T_1的延长以及静态磁场带来的SNR提升，为ASL信号的获取和定量分析提供了潜在优势[5-7]。这种信号增强不仅有助于改善低灌注区域的可检测性，还可在ATT较长的脑区实现更稳定的定量估算。因此，超高场如5 T平台被认为有望提高小病灶识别能力、低灌注病变检测灵敏度以及在复杂血流动力学条件下的定量稳定性，为高分辨率脑灌注成像提供技术保障。然而，超高场MRI也伴随一系列技术挑战。例如，B0/B1非均匀性可能影响射频标记效率及背景抑制效果[8]，而比吸收率（specific absorption rate, SAR）限制更严格，则对序列设计提出了更高要求，尤其对长回波链的3D读出模块影响显著。这些因素可能导致信号衰减、图像失真或局部SNR下降，从而对图像质量和定量可靠性造成潜在制约。因此，在超高场下优化ASL序列以兼顾信号获取、空间分辨率、扫描效率及安全性成为当前研究的关键问题[9]。

在ASL的3D读出策略中，三维梯度和自旋回波（three–dimensional gradient and spin echo, 3D–GRASE）序列因其高采集效率和较高SNR被广泛应用[10]。然而，在高场和高分辨率条件下，长回波链引起的T_2衰减可能导致层面方向模糊（through–slice blurring），影响小病灶的定位和边界显示，从而干扰临床判读。此外，超高场下严格的SAR限制对3D–GRASE序列参数如翻转角和回波链长度的优化提出额外挑战。相比之下，三维回波平面成像（three–dimensional echo–planar imaging, 3D–EPI）序列通过分段读出结合并行成像策略，可缩短回波链长度，减轻T_2衰减效应，从而降低层面方向模糊并改善解剖细节表现。这一特点使3D–EPI序列在高场高分辨率ASL中显示出潜在优势，尤其

在小病灶检测和精细解剖结构判读中可能更具应用价值。

因此，本研究在5 T MRI平台上构建多延迟准连续式动脉自旋标记（multi–delay pseudocontinuous arterial spin labeling, MD pCASL）扫描方案，比较3D–EPI与3D–GRASE两种读出方式在图像质量及CBF、ATT定量方面的表现。研究旨在验证不同读出方式在超高场条件下的适用性与优势，从而为高分辨率ASL技术的优化提供实验依据，并为未来临床应用和神经影像学研究提供参考。

1 资料与方法

1.1 临床资料

选取10例健康志愿者，其中男性1例，女性9例，平均年龄（28.60 ± 3.20）岁，所有受试者均签署书面知情同意书。纳入标准：①年龄 ≥18岁；②无已知神经系统疾病；③无严重心血管疾病。排除存在幽闭恐惧症、金属植入物或其他 MRI扫描禁忌证的人群。本研究获得医院医学伦理委员会批准。

1.2 扫描方案

所有扫描均在联影5.0 T Jupiter磁共振系统上进行，采用2Tx/48Rx头部矩阵线圈。研究中采用Multi–PLD ASL序列，设置6个不同的PLD，分别为500 ms、1 000 ms、1 500 ms、2 000 ms、2 500 ms、3 000 ms，分别使用3D–EPI与3D–GRASE读出序列进行采集比较，空间分辨率均为3.5 mm × 3.5 mm × 4.0 mm，扫描视野为 224 mm × 224 mm × 128 mm。3D–GRASE序列中，各PLD的平均采集次数分别为3次、3次、3次、6次、6次、6次，总扫描时间约为5 min18 s；3D–EPI序列沿ky方向采用并行采集加速技术（parallel acquisition technique, PAT），加速因子为3，并使用中心层面相位编码（centric slice phase–encoding），翻转角设为25°，各PLD的平均采集次数为2次、2次、3次、3次、4次、4次，总扫描时间约为4 min13 s。两种读出序列均设置标记持续时间为1 800 ms，并采用背景抑制以提高SNR。为避免长读出时间导致ASL信号过度衰减，读出过程被分为两个段落完成，使总扫描时间控制在10 min内，从而在保证图像质量的前提下优化实验效率。

1.3 观察指标

1.3.1 定量分析

使用FMRIB软件库中的BASIL工具将label图像减去control图像得到ΔM图，并结合所有PLD的ASL数据计算CBF和ATT，随后利用M0图进行校准以获得定量灌注图。在计算过程中，假设标记效率为0.72，血液T_1为1 850 ms。为了便于分析，灰质、白质及全脑组织掩膜从高分辨率T_1加权图像中提取，并通过SPM12配准到ASL M0图像。

1.3.2 定性分析

由经验丰富的放射科阅片医师对ΔM图进行盲法评分，评价内容包括灰白质边界的清晰度以及灰质的连续性，每项评分范围为1 ~ 3分，分数越高表示图像质量越佳。两项评分在两个视图上的总和作为最终主观评分，范围为4 ~ 12分。此外，本研究还使用模糊质量指标（blur quality metric, BQM）对ΔM图的平面外模糊程度进行客观评估，其原理是计算低通滤波前后图像空间方差的变化，评分范围为0 ~ 1分，数值越大表明图像模糊度越高，从而为图像的清晰度提供客观量化评价[11]。

1.4 统计学方法

采用SPSS 27.0软件对数据进行统计分析。所有连续变量均采用均值 ± 标准差（$\bar{x} \pm s$）表示，并在分析前通过Shapiro–Wilk检验验证其正态性。对于符合正态分布的连续变量，采用配对t检验比较两种读出序列所得BQM值、CBF值和ATT值的差异；同时，使用Pearson相关性分析评估两种方法所得结果之间的相关性。主观评分数据经检验不符合正态分布，采用中位数（上四分位数、下四分位数）进行描述，并使用Wilcoxon符号秩检验比较两种读出序列间的差异。所有统计检验均为双侧检验，以$P<0.05$为差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 ΔM图像总体质量与信号特征

在本研究中，两种读出序列均获得了可用的ΔM图像，脑灌注信号在灰质和白质区域均可检测到，见图1。灰质区域的ΔM信号普遍高于白质区域。图像在全脑范围内呈现灰白质分布特征，并且不同PLD条件下均能观察到脑血流的空间分布差异。

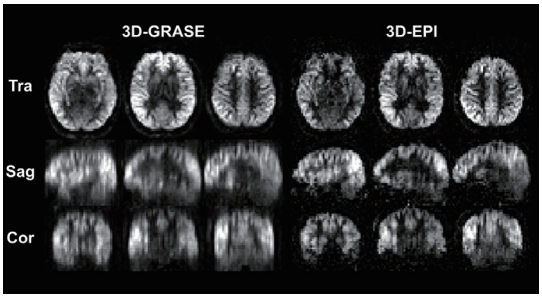


图1 两种MD pCASL读出序列（3D–GRASE *vs.* 3D–EPI）全PLD平均ΔM图像

注：MD pCASL为多延迟准连续式动脉自旋标记；3D–GRASE为三维梯度和自旋回波；3D–EPI 为三维回波平面成像；PLD为后标记延迟；Tra表示横断位；Sag表示矢状位；Cor表示冠状位。

2.2 定量分析

定量分析显示，3D–GRASE序列下全脑、灰质和白质的CBF值均高于3D–EPI序列，差异有统计学意义（P <0.05）；3D–GRASE序列下灰质的ATT值高于3D–EPI序列，差异有统计学意义（P <0.05），全脑的ATT值也高于3D–EPI序列，但差异无统计学意义（P =0.213）。3D–EPI序列下白质的ATT值高于3D–GRASE序列，差异有统计学意义（P <0.05）。见表1。相关性分析显示，两种读出序列在全脑、灰质及白质分区均存在较显著的相关性，见图2。

表1 全脑、灰质和白质在3D–GRASE与3D–EPI读出序列下的CBF与ATT比较（$\bar{x} \pm s$）

组织区域	CBF (mL/100 g/min)		*t*值	*P*值	ATT (ms)		*t*值	*P*值
	3D–GRASE	3D–EPI			3D–GRASE	3D–EPI		
全脑	51.12 ± 7.45	46.04 ± 6.57	5.325	<0.001	1 309.28 ± 117.82	1 278.98 ± 80.82	1.339	0.213
灰质	55.90 ± 8.96	51.16 ± 7.71	3.791	0.004	1 303.05 ± 117.61	1 228.41 ± 83.74	3.303	0.009
白质	41.90 ± 4.76	36.51 ± 4.41	7.338	<0.001	1 320.70 ± 120.80	1 375.63 ± 78.21	–2.407	0.039

注：3D–GRASE为三维梯度和自旋回波；3D–EPI 为三维回波平面成像；CBF为脑血流量；ATT为动脉通过时间。

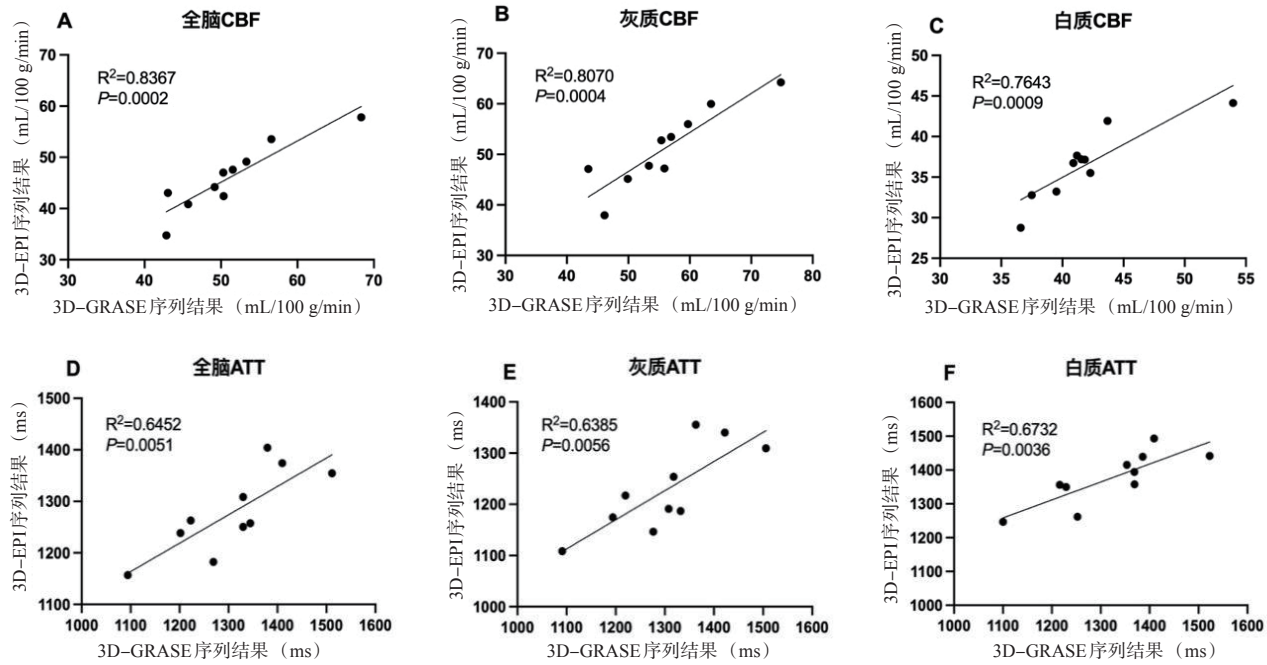


图2 3D–GRASE序列与3D–EPI序列结果相关性分析 A为全脑CBF；B为灰质CBF；C为白质CBF；D为全脑ATT；E为灰质ATT；F为白质ATT

注：3D–GRASE为三维梯度和自旋回波；3D–EPI 为三维回波平面成像；CBF为脑血流量；ATT为动脉通过时间。

2.3 定性分析及层面方向模糊度评估

定性分析及层面方向模糊度评估显示，两种读出序列在图像结构表现上存在差异。BQM综合值显示，3D–GRASE（0.35 ± 0.02）高于 3D–EPI（0.23 ± 0.02），数值差异表明，3D–GRASE在层面方向的模糊程度高于3D–EPI。分PLD层面分析显示，无论是在短延迟还是在长延迟条件下，3D–EPI的BQM均低于3D–GRASE。主观评分结果与BQM趋势一致，总体分数3D–EPI高于3D–GRASE，冠状位与矢状位评分变化方向相似，反映3D–EPI序列在层面方向结构保留方面优于3D–GRASE序列。见表2。

表 2 3D–GRASE序列与3D–EPI序列的图像质量评估结果

项目	3D–GRASE	3D–EPI	*Z*/*t* 值	*P* 值
主观评分［分，$M(Q_1, Q_3)$］				
冠状位	2.00 (2.00, 2.00)	5.00 (4.75, 5.00)	–2.911[a]	0.004
矢状位	2.00 (2.00, 2.00)	5.00 (4.00, 5.25)	–2.872[a]	0.005
总分	4.00 (4.00, 4.00)	10.00 (8.00, 11.00)	–2.825[a]	0.005
BQM（$\bar{x} \pm s$）				
PLD = 500 ms	0.28 ± 0.02	0.19 ± 0.01	25.487[b]	<0.001
PLD = 1 000 ms	0.30 ± 0.02	0.19 ± 0.01	34.134[b]	<0.001
PLD = 1 500 ms	0.29 ± 0.02	0.19 ± 0.01	32.369[b]	<0.001
PLD = 2 000 ms	0.26 ± 0.02	0.18 ± 0.01	19.038[b]	<0.001
PLD = 2 500 ms	0.26 ± 0.02	0.17 ± 0.01	23.605[b]	<0.001
PLD = 3 000 ms	0.23 ± 0.01	0.15 ± 0.01	26.600[b]	<0.001
综合值	0.35 ± 0.02	0.23 ± 0.02	42.840[b]	<0.001

注：3D–GRASE为三维梯度和自旋回波；3D–EPI 为三维回波平面成像；BQM为模糊质量指标；PLD为后标记延迟；[a]为*Z*值；[b]为*t*值。

3 讨论

本研究在5 T超高场MRI平台上系统比较了3D–EPI与3D–GRASE两种MD pCASL读出序列在图像质量与脑灌注定量上的表现。结果显示，在相同空间分辨率与扫描覆盖条件下，3D–EPI相较于3D–GRASE显著降低了层面方向模糊度，并在主观灰白质边界清晰度和灰质连续性评分上表现更佳，提示解剖结构保真度明显提高。同时，3D–EPI的总扫描时间缩短约1 min，显示其在高分辨率MD pCASL 中能够有效提升采集效率。3D–GRASE序列和3D–EPI序列的CBF及ATT值相关性较显著，这一结果验证了3D–EPI能够在保持定量稳定性的同时，优化超高场高分辨率ASL的图像表现。

相较于3D–GRASE，3D–EPI在层面方向模糊控制和灰白质解剖保真度方面表现出明显优势。其机制差异主要源于回波链设计及超高场MRI下的物理条件。3D–GRASE依赖长回波链对体积进行编码，但在此过程中，T_2衰减会导致层面方向模糊，同时反转脉冲之间的T_2^*衰减进一步削弱了平面内结构锐利度，从而限制了解剖分辨能力[12]。本研究通过模糊质量指标（BQM）和主观评分量化了该效应，并显示其在短延迟与长延迟条件下均存在，凸显了在超高场高分辨率成像条件下3D–GRASE的局限性。值得注意的是，5 T条件下严格的SAR限制使3D–GRASE在翻转角、回波链长度以及背景抑制设计上的调节空间有限，因此在维持高分辨率与SNR的同时，很难避免解剖清晰度下降和扫描时间延长。相比之下，3D–EPI通过分段读出、中心层面相位编码和并行成像策略，有效缩短回波链并减轻T_2/T_2^*衰减的影响，使其在SAR限制下仍能保持成像稳定性，并在解剖保真度和扫描效率方面表现出显著优势。此外，超高场条件下血液与脑组织T_1的延长及整体SNR的提升，为ASL信号获取提供了更有利的条件，使多延迟定量参数的稳定性和可靠性进一步增强[6]。

既往研究[13]表明，在3 T条件下，3D–EPI可显

著降低图像模糊，同时获得与3D–GRASE相近的整体SNR。本研究在5 T超高场平台上的结果进一步验证了这一结论，显示在更高磁场下，3D–EPI仍能够兼顾图像清晰度与SNR。虽然3D–GRASE的总体信号略高，这主要源于自旋回波设计对$T2^*$衰减的部分补偿，使信号衰减相对缓慢，但其在层面方向的模糊及灰白质解剖保真度下降仍无法完全克服。因此，从MD pCASL的定量成像和结构可视化的综合表现来看，3D–EPI在超高场条件下呈现出更为均衡且优越的成像优势。

本研究在5 T超高场平台下证实了EPI在结构保真度和效率上的优势，表明超高场MRI具备进一步提升ASL定量精度和临床实用性的潜力。同时，扫描时间缩短不仅提高了患者舒适度，也为临床高负荷环境下提升工作效率提供了可行方案，这对于推广超高场ASL技术具有现实意义。此外，这些结果提示，本研究方法不仅有助于提高低灌注区域及微小病灶的识别敏感性，还能提供可靠的 CBF与ATT定量，为临床诊断和神经影像学研究中的病理机制探讨及疗效评估提供重要支持[14]。

尽管本研究取得了上述成果，但仍存在一定局限性。首先，本研究样本量较小，仅纳入10名健康志愿者，可能限制统计分析的精确性，并需谨慎推广至患者群体；其次，本研究尚未在脑血管疾病或神经系统疾病患者中验证序列性能，未来需要结合临床病理样本进一步确认结果的适用性；再次，超高场MRI技术固有的B0/B1非均匀性和SAR限制仍可能影响序列优化，尤其在提高分辨率或扩大覆盖范围时需额外考虑[15]。未来研究可结合更高分辨率、多模态成像及病理验证，以全面评估3D–EPI在超高场MRI临床及科研中的应用价值，并探索其在不同病理状态下对灌注测量的敏感性。

综上所述，本研究系统比较了5 T MD pCASL中3D–EPI与3D–GRASE的性能差异，结果表明，3D–EPI在降低层面模糊、提高灰白质解剖保真度、缩短扫描时间方面具有明显优势，同时保持了脑灌注定量的一致性，为高分辨率超高场ASL的临床应用及科学研究提供了有力依据。

[参 考 文 献]

[1] Detre J A, Rao H, Wang D J J, et al. Applications of arterial spin labeled MRI in the brain [J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 35(5): 1026–1037.

[2] Ferré J C, Bannier E, Raoult H, et al. Arterial spin labeling (ASL) perfusion: techniques and clinical use [J]. Diagn Interv Imaging, 2013, 94(12): 1211–1223.

[3] 徐畅, 王巍. 3D–ASL不同标记延迟时间及脑白质病变评分在血管性认知障碍疾病中的临床价值研究 [J]. 磁共振成像, 2020, 11(8): 630–634.

[4] Paschoal A M, Secchinatto K F, Da Silva P H R, et al. Contrast–agent–free state–of–the–art MRI on cerebral small vessel disease–part 1. ASL, IVIM, and CVR [J]. NMR Biomed, 2022, 35(8): e4742.

[5] Shao X, Yan L, Ma S J, et al. High–resolution neurovascular imaging at 7T: arterial spin labeling perfusion, 4–dimensional MR angiography, and black blood MR imaging [J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2021, 29(1): 53–65.

[6] Vizioli L, Moeller S, Dowdle L, et al. Lowering the thermal noise barrier in functional brain mapping with magnetic resonance imaging [J]. Nat Commun, 2021, 12(1): 5181.

[7] Zhang Y, Yang C, Liang L, et al. Preliminary experience of 5.0 T higher field abdominal diffusion–weighted MRI: agreement of apparent diffusion coefficient with 3.0 T imaging [J]. J Magn Reson Imaging, 2022, 56(4): 1009–1017.

[8] Ugurbil K. Magnetic resonance imaging at ultrahigh fields [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2014, 61(5): 1364–1379.

[9] Fiedler T M, Ladd M E, Bitz A K. SAR simulations & safety [J]. Neuroimage, 2018, 168: 33–58.

[10] Hu Y, Wei Q, Zhou Z, et al. Customized whole brain–covering 3D GRASE in multi–delay pseudo–continuous arterial spin labeling for duplex distinct hemodynamic mapping contrasts of brain tissues and circulation pathways [J]. Phys Med Biol, 2022, 67(17): 175004.

[11] Crete F, Dolmiere T, Ladret P, et al. The blur effect: perception and estimation with a new no–reference perceptual blur metric [C] // Proceedings Volume 6492, Human Vision and Electronic Imaging XII; 64920I. Bellingham: SPIE, 2007: 702790.

[12] Hernandez–Garcia L, Aramendía–Vidaurreta V, Bolar D S, et al. Recent technical developments in ASL: a review of the state of the art [J]. Magn Reson Med, 2022, 88(5): 2021–2042.

[13] Boland M, Stirnberg R, Brenner D, et al. Single–shot 3D–EPI PCASL with background suppression [C] //Proceedings of the 23rd Annual Meeting of ISMRM. Concord: ISMRM, 2015: 268.

[14] 杨正汉, 冯逢, 郑卓肇, 等. 磁共振成像技术指南 [M]. 2版. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2023: 859.

[15] Williams S N, Mcelhinney P, Gunamony S. Ultra–high field MRI: parallel–transmit arrays and RF pulse design [J]. Phys Med Biol, 2023, 68(2): 02TR02.