

Preliminary application of 5.0T whole body non-contrast enhanced MR angiography

LI Hao^{1*}, ZHANG Xianyi¹, SHI Zhang², CAI Weirui¹, WANG He¹

(1. The Institute of Science and Technology for Brain-inspired Intelligence, Fudan University, Shanghai 200433, China;

2. Department of Radiology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032)

[Abstract] Non-contrast enhanced MR angiography (NCE-MRA) has been widely used in clinic since advantages of non-radiation and non-contrast media. The image quality of NCE-MRA could be effectively improved using ultra-high field MR scanner, yet 7.0T devices were limited by coils and usually used for cerebrovascular scanning. The invention of 5.0T ultra-high field MR system brings new opportunities for whole body NCE-MRA. The preliminary application of 5.0T whole body NCE-MRA in human body were explored in this article.

[Keywords] magnetic resonance imaging; blood vessels

DOI:10.13929/j.issn.1003-3289.2024.05.013

5.0T 全身非对比增强 MR 血管成像初探

李 豪^{1*}, 张先怡¹, 史 张², 蔡葳蕤¹, 王 鹤¹

(1. 复旦大学类脑智能科学与技术研究院, 上海 200433; 2. 复旦大学附属中山医院放射诊断科, 上海 200032)

[摘 要] 非对比增强 MR 血管成像(NCE-MRA)具有无辐射、无需注射对比剂等优势,已广泛用于临床。利用超高场 MR 设备可有效提高 NCE-MRA 图像质量,但受限于线圈,7.0T 设备目前仅用于检查脑血管。5.0T MR 系统的问世使全身超高场 NCE-MRA 成为可能。本文初步探索 5.0T 全身 NCE-MRA 用于人体的价值。

[关键词] 磁共振成像; 血管

[中图分类号] R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2024)05-0694-05

非对比增强 MR 血管成像(non-contrast enhanced MR angiography, NCE-MRA)无需对比剂,可避免钆对比剂所致并发症风险,临床常用于筛查及评估全身多部位血管疾病^[1-2]。随着近年来超高场 MR 技术的迅速发展, NCE-MRA 图像信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)、分辨率、采集效率及血液-背景对比度等均获得进一步提高,使更高场强血管成像成为可能。利用 7.0T MR 系统进行头部时间飞跃法(time of flight, TOF)MR 血管造影(MR angiography, MRA)已展现出明显优势^[3],但目前因缺乏体部成像线圈而仅能用于脑血管^[4]。部分前沿研究^[5-9]利用特制发射-接收线圈观察以 7.0T MR 行下肢及肾等体部血管成像的可行性,发现其存在 B1 场不均匀致血液信号缺失及图像亮度不均匀等问题。联影 uMR Jupiter

5.0T 为首款全身超高场 MR 成像系统,具有大孔径 8 通道并行发射容积线圈,配合适用于多部位的接收线圈,可直接进行全身扫描,并能减轻 B1 场不均匀及射频热效应等的影响,为超高场强全身 NCE-MRA 带来了新的机遇。本文初步探索 5.0T 全身 NCE-MRA 用于人体的价值。

1 技术分类

1.1 基于流入增强效应 NCE-MRA 基于流入增强效应 NCE-MRA 指利用 TOF、流入反转恢复(inflow inversion recovery, IFIR)^[10]、静态间隔单次激发(quiescent interval single shot, QISS)^[11]及动脉自旋标记(arterial spin labelling, ASL)等特定方法抑制成像区的静止组织信号。由于成像区外血液质子尚未被激发,其流入成像层后可形成相对于静止组织的高信

[基金项目] 国家自然科学基金青年项目(62201155)、上海市浦江人才计划项目(22PJ1400900)。

[第一作者] 李豪(1990—),男,河南新乡人,博士,副研究员。研究方向:磁共振血管成像与定量成像。

[通信作者] 李豪,复旦大学类脑智能科学与技术研究院,200433。E-mail: h_li@fudan.edu.cn

[收稿日期] 2024-04-06 **[修回日期]** 2024-05-12

号。TOF 可采用 2D 或 3D 模式进行采集,基于梯度回波序列反复激发射频脉冲,使成像层静态组织处于饱和状态。IFIR 及 QISS 分别通过 180° 反转恢复脉冲及 90° 选层饱和脉冲饱和成像区的背景信号,并预设等待时间,待未饱和血液流入后采集信号,即获得 MRA 图像;前者可用于观察肾^[10]、肝^[12]动脉,后者常用于四肢及髂动脉成像。ASL 类方法则通过对标记与未标记的上游血液图像行“减法”处理以消除背景信号,可用于头^[13]、颈^[14]、胸、腹^[15]等多部位血管成像。

1.2 基于自旋-相位效应 NCE-MRA 双极性梯度作用下,背景组织对应的静止质子不发生净相移,而血液对应的移动质子可产生与其速度成正比的净相移,借此可实现基于自旋-相位效应的 NCE-MRA。相位对比法(phase contrast, PC)可测量 3 个方向的血液质子净相移,进而获取血液信号、计算血流速度,是自旋-相位效应 NCE-MRA 的代表;除了常规 2D 及 3D 采集模式,PC 还可引入时间维度行电影或 4D Flow 成像^[16],以动态监测血流。此外,新鲜血液成像(fresh blood imaging, FBI)^[17]及流动敏感去相位(flow sensitized dephasing, FSD)^[18-19]通过将动脉高信号亮血图像(舒张期)与基于自旋-相位效应的动脉低信号图像(收缩期)进行减影,可生成 NCE-MRA 图像;FBI 采用心电门控,根据血液舒张期与收缩期流速及散相效果差异适当设置延迟时间,可生成暗亮血图像;FSD 则利用特殊设计的血液抑制预脉冲抑制血流信号,可有效差异化抑制动、静脉^[18,20-21]。

1.3 基于血液 T1 及 T2 值的 NCE-MRA 基于流入增强效应或自旋-相位效应 NCE-MRA 均有赖于血液流动,遇血流缓慢或血管复杂等情况时,其效应相应减弱。平衡稳态自由进动(balance steady-state free precession, bSSFP)序列图像中,组织信号与组织 T2/T1 比值成正比;而血液的 T2/T1 比值较高,在 bSSFP 序列中呈高信号,基于此可实现非流动依赖 NCE-MRA。既往研究^[22-24]表明,bSSFP 序列与 T2 准备脉冲、脂肪抑制脉冲及 T1 对比调制等预脉冲相结合,有助于充分抑制背景信号,适用于冠状动脉及主动脉成像。

上述三类 NCE-MRA 技术适用场景不同。现有研究多局限于 3.0T 及以下 MR 设备,缺乏针对超高场成像、尤其体部成像的适用性研究。超高场 MR 的环境特殊性对成像技术提出了更高要求,需根据研究部位选择最优 NCE-MRA 成像方案及技术方

2 初步用于人体各部位 MRA

本研究以招募于复旦大学附属中山医院的健康志愿者作为研究对象,经院伦理委员会批准(FE222691)

并签署知情同意书。采用联影 uMR Jupiter 5.0T MR 仪、48 通道头颅发射接收一体线圈/48 通道脊柱接收线圈/24 通道体接收线圈行 5.0T MR 检查;以联影 uMR 790 3.0T MR 仪采集 3.0T MR 图像。

2.1 脑血管 3D TOF 为脑血管成像最常用方案,用于超高场 NCE-MRA 亦具有良好适用性。史张等^[4,25]定量分析 3.0T、5.0T 及 7.0T 脑 3D TOF MRA,发现 5.0T 与 7.0T MRA 图像质量相当,且均优于 3.0T MRA。本研究对 1 名受试者同期以 3.0T、5.0T 及 7.0T MR 仪行脑 3D TOF MRA,发现 5.0T 及 7.0T 图像显示细小血管能力较好,但后者存在信号丢失现象(图 1)。4D ASL 为新型动态 MRA 技术,通过采集标记后不同延迟时间的图像捕捉颅内动脉系统血流的动态变化,检测狭窄、扩张或血栓形成等动脉异常。本研究对另 1 名受试者以 5.0T 4D ASL 法获得高 SNR 的动态 MRA 图像(图 2)。

2.2 胸及腹部血管 通常利用 IFIR 及 bSSFP 技术进行主动脉等胸、腹部血管成像,而以 IFIR 技术行腹部血管成像。本研究以 5.0T MR 仪、联影 FINE 3D 序列(即 IFIR)行肾动脉 MRA,发现图像背景抑制充分、血液信号强度较高。另外,4D Flow 技术可基于高时间分辨率动态呈现血流变化、定量测量血流速度,未来有望用于 5.0T 超高场胸、腹部血管成像。见图 3。

2.3 下肢血管 除足部血管外,下肢血管走行较直且跨度较大。超高场 MRI 难以避免的 B0、B1 场不均匀等问题使利用 3D 快速自旋回波(fast spin echo, FSE)及 3D bSSFP 序列行体部大范围成像存在困难。本研究分别利用 3.0T 及 5.0T MR 仪以 2D TOF 技术对同 1 名受试者行下肢 MRA,结果显示 5.0T MRA 图像脂肪抑制效果更好、显示下肢血管更清晰(图 4A、4B),提示行 5.0T 下肢 MRA 时,采用以 2D TOF 为代表的基于流入增强效应 2D NCE-MRA 技术或有利于获得高质量图像。需要注意的是,①采集轴位二维平面图像时,流入增强效应更强,利于成像;②外接心电门控信号时,可于心脏舒张期采集信号,以抑制搏动伪影;③2D TOF 成像可利用空间分离脂质预饱和技术抑制静脉及脂肪信号。QISS 亦适用于下肢 NCE-MRA。JOHST 等^[7]基于 7.0T MR 仪采集的下肢 QISS MRA 存在血液信号损失、亮度不均匀等问题,考虑为 B1 场不均匀所致。本研究观察于 5.0T 场强下以 QISS 采集的小腿 MRA,发现相比 TOF 每 3 个心动周期采集 1 层图像,单激发 bSSFP 所采集的 QISS 可在不影响图像质量的前提下将采集时间自每站 3 min 缩短至 1 min(图



图 1 健康男性,39 岁 A~C. 3.0T(A, 箭示左侧大脑中动脉狭窄)、5.0T(B)及 7.0T(C, 箭示颈内动脉信号损失)3D MR TOF 最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)图

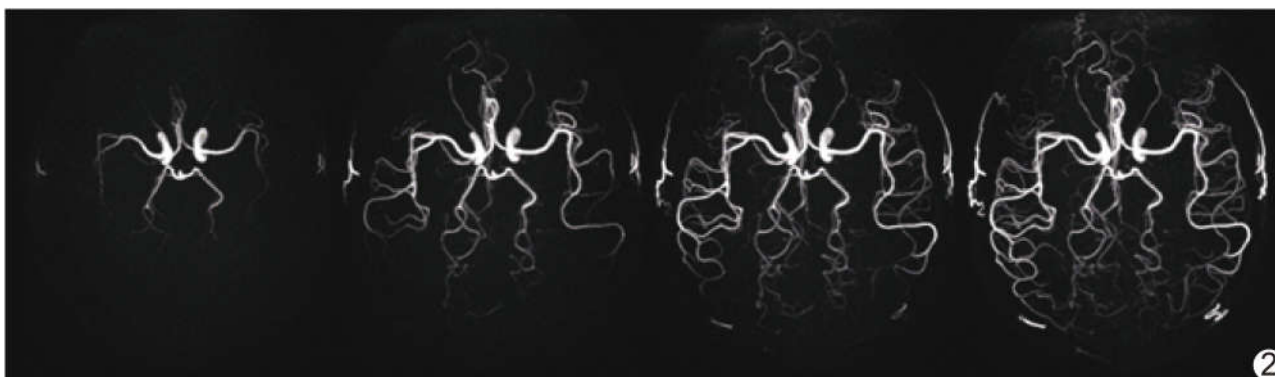


图 2 健康男性,34 岁,5.0T 4D ASL MRA 图



图 3 健康男性,38 岁,5.0T MR FINE 3D 肾动脉成像图

4C)。FINE 2D 序列为新型 ASL 方法,主要用于下肢血管成像;本研究发现其用于小腿成像抑制背景及显示血管效果均优于常规 2D TOF(图 4D)。

足部血流速度缓慢,为 NCE-MRA 带来极大挑

战。3D PC 技术可通过设置较小的速度编码值获得清晰的足部 MRA。本研究发现,采用 5.0T MR 仪以 3D PC 法所获 MRA 图像显示足部血管、尤其远端小血管较 3.0T MRA 图像更为清晰,见图 5。

3 讨论

uMR Jupiter 5.0T MR 系统为超高场全身 NCE-MRA 带来了新机遇,目前其可用序列已基本满足全身血管扫描。理论上,加大主磁场场强对于 MRA 具有以下优势:能提高信号强度,使超高场 MRI 具有更高 SNR 及对对比度噪声比(contrast-to-noise ratio, CNR),并可缩短扫描时间,同时提高图像空间分辨率;增加组织 T1 值,有望改善基于流入增强效应技术的背景抑制效果、提高 ASL 类方法标记效率。现有研

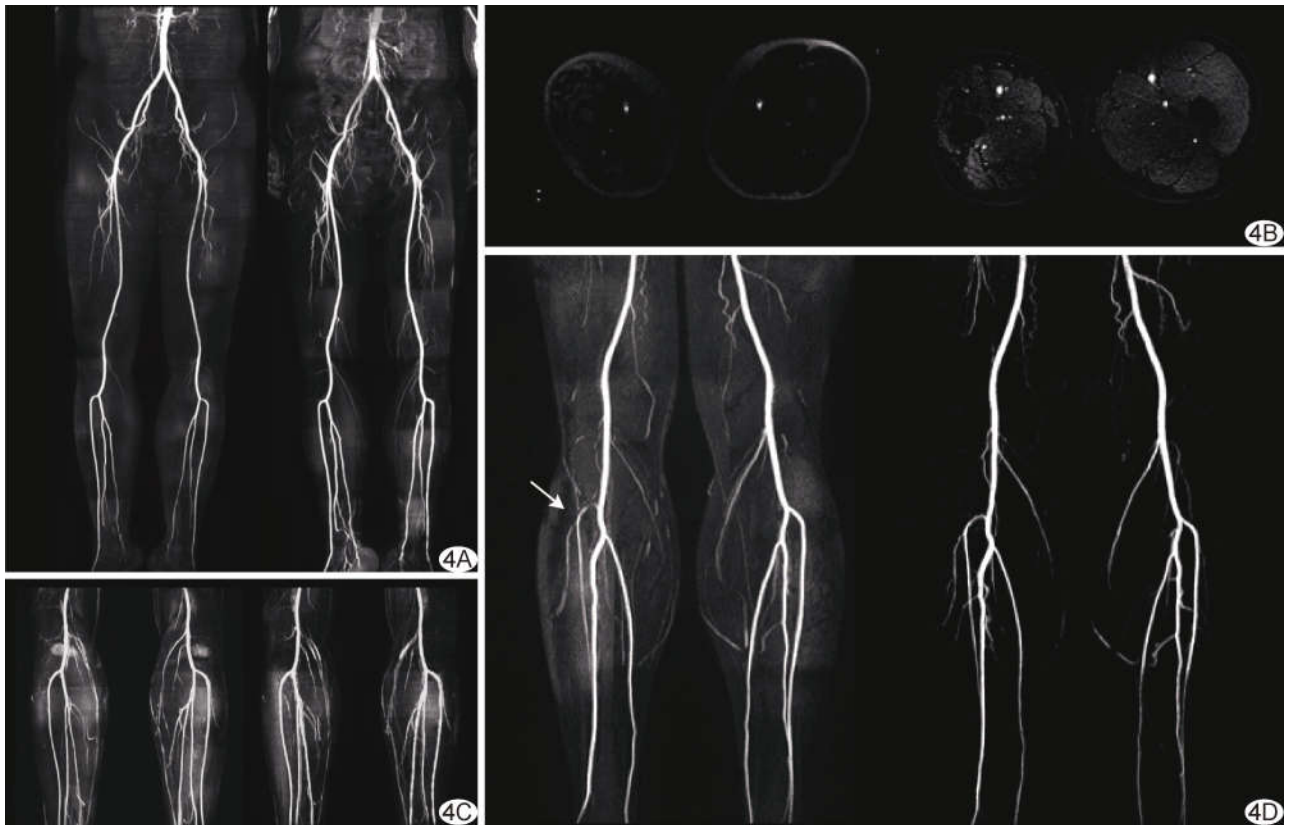


图 4 5.0T 下肢血管成像示意图 A. 3.0T(左)及 5.0T(右)冠状位 MR 2D TOF MIP 图; B. 3.0T(左)及 5.0T(右)轴位 MR 2D TOF 图 [时间-空间标记反转脉冲(time-spatial labeling inversion pulse, Time-SLIP)序列, 50 mm 饱和带]; C. 5.0T MR 2D TOF(左)及 QISS(右)图; D. 5.0T MR 2D TOF(左)及 FINE 2D(右)图(箭头缺失信号)

究^[4,25]结果表明, TOF、PC 等传统成像技术用于 5.0T MRA 的效果显著优于 3.0T MRA。本研究经过初步探索, 发现 5.0T 场强下将 ASL、QISS 等前沿技术用于人体 MRA 具有可行性, 有待开展大规模研究加以证实。

5.0T NCE-MRA 意味着更复杂的技术挑战: ①B1+场不均, 高场强射频波长更小(3.0T 为 27 cm、5.0T 为 16 cm、7.0T 为 12 cm), 易因无法穿透扫描部位横径引起驻波效应而影响 B1+场均匀性, 导致图像信号不均匀、血液信号损失, 用于体部成像时尤为严重; ②B0场不均, 超高场下主磁场(B0)不均匀可引发偏离共振伪影, 导致血液信号严重散相, bSSFP 序列对此尤为敏感; ③射频热效应, 超高场成像射频脉冲能量更大、能量沉积更高, 增加受试者热烧伤风险, 限制了 FSE 等射频密集型序列的临床应用; ④加剧化学位移效应, 随着磁场强度增加, 化学位移更为明显, 可能导致更严重的图像失真、错位及伪影

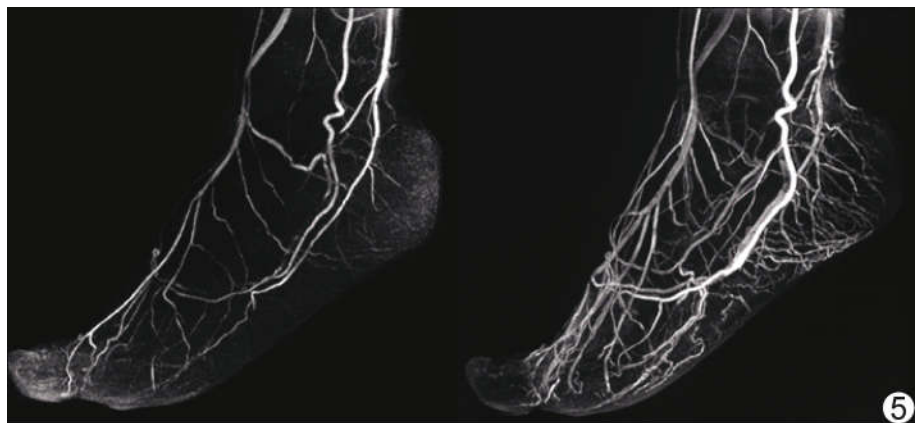


图 5 健康男性, 48 岁, 足部 3.0T(左)及 5.0T(右) MR 3D PC MIP 图

等问题。NCE-MRA 高度依赖特殊脉冲而设计、制造血液信号, 直接采用常规 NCE-MRA 序列往往无法达到理想成像效果。针对上述问题, 应从选择序列、调整参数、提高匀场技术等方面着手, 以设计适用于超高场环境的成像技术。如为解决 B1+、B0场不均, 可考虑进行 B1+/B0场校正、优化线圈设计, 还需谨慎选择对 B1+、B0场不均特别敏感的成像序列; 针对射频热效应, 可通过减小 FA 及 ETL 和延长 TR, 采用并行采集等加速技术, 并

注意慎选比吸收率(specific absorption rate, SAR)过大的成像序列;而对化学位移效应,则可通过增加带宽等参数进行调整。

在带来挑战的同时,超高场 MR 的诸多特性亦有助于突出 NCE-MRA 表现。以化学位移效应为例,超高场更强的化学位移效应可致图像错位、伪影等问题,但同时也有助于实现更有效的脂肪抑制。此外,超高场下组织 T1 值增大可致组织信号恢复时间变长、图像 T1 对比下降、扫描时间延长,同时也有助于提高 ASL 标记效率、提高 TOF 血液-背景对比度。

综上,超高场 5.0T 存在的相关技术问题对于 NCE-MRA 而言可能是双刃剑,如何针对特定部位、形态的血管及其血流特征适当选择超高场 MRA 成像方案,并通过优化序列、线圈设计及匀场技术应对 B0、B1+场不均等挑战,以充分发挥超高场信号强度等方面的优势,是将超高场全身 NCE-MRA 技术用于临床的关键。未来 5.0T 全身 NCE-MRA 相关研究应结合大样本临床数据,对各类技术用于临床的优势与缺点进行定量分析,为其临床应用提供更有力的支持。

利益冲突:全体作者声明无利益冲突。

作者贡献:李豪研究设计、查阅文献、撰写和修改文章、经费支持;张先怡、史张和蔡葳蕤研究实施、图像处理;王鹤审阅文章。

[参考文献]

- [1] 中华医学会放射学分会质量控制与安全管理专业委员会. 肾病患者静脉注射钆对比剂应用中国专家共识[J]. 中华放射学杂志, 2022, 56(3):221-230.
- [2] 张岚,邢威,吴云虎,等. 3.0T 非对比增强 MRA 诊断下肢动脉病变:与 CTA 对照[J]. 中国医学影像技术, 2018, 34(10):1494-1498.
- [3] STAMM A C, WRIGHT C L, KNOPP M V, et al. Phase contrast and time-of-flight magnetic resonance angiography of the intracerebral arteries at 1.5, 3 and 7 T [J]. Magn Reson Imaging, 2013, 31(4):545-549.
- [4] 史张,缪熙音,朱硕,等. 临床 5.0 T 超高场 MRI 评估脑动脉及其分支的价值[J]. 中华放射学杂志, 2022, 56(8):886-891.
- [5] RAVAL S B, BRITTON C A, ZHAO T, et al. Ultra-high field upper extremity peripheral nerve and non-contrast enhanced vascular imaging[J]. PLoS One, 2017, 12(6):e0175629.
- [6] FISCHER A, MADERWALD S, JOHST S, et al. Initial evaluation of non-contrast-enhanced magnetic resonance angiography in patients with peripheral arterial occlusive disease at 7 T [J]. Invest Radiol, 2014, 49(5):331-338.
- [7] JOHST S, ORZADA S, FISCHER A, et al. Sequence comparison for non-enhanced MRA of the lower extremity arteries at 7 tesla [J]. PLoS One, 2014, 9(1):e86274.
- [8] UMUTLU L, MADERWALD S, KRAFF O, et al. New look at renal vasculature: 7 tesla nonenhanced T1-weighted FLASH imaging [J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 36(3):714-721.
- [9] METZGER G J, AUERBACH E J, AKGUN C, et al. Dynamically applied B1 + shimming solutions for non-contrast enhanced renal angiography at 7.0 tesla [J]. Magn Reson Med, 2013, 69(1):114-126.
- [10] GLOCKNER J F, TAKAHASHI N, KAWASHIMA A, et al. Non-contrast renal artery MRA using an inflow inversion recovery steady state free precession technique (inhance): Comparison with 3D contrast-enhanced MRA [J]. J Magn Reson Imaging, 2010, 31(6):1411-1418.
- [11] EDELMAN R R, SHEEHAN J J, DUNKLE E, et al. Quiescent-interval single-shot unenhanced magnetic resonance angiography of peripheral vascular disease: Technical considerations and clinical feasibility [J]. Magn Reson Med, 2010, 63(4):951-958.
- [12] LIAO C C, CHEN M H, YU C Y, et al. Non-contrast-enhanced and contrast-enhanced magnetic resonance angiography in living donor liver vascular anatomy [J]. Diagnostics (Basel), 2022, 12(2):498.
- [13] YAN L, WANG S, ZHUO Y, et al. Unenhanced dynamic MR angiography: High spatial and temporal resolution by using true FISP-based spin tagging with alternating radiofrequency [J]. Radiology, 2010, 256(1):270-279.
- [14] KOKTZOGLU I, MEYER J R, ANKENBRANDT W J, et al. Nonenhanced arterial spin labeled carotid MR angiography using three-dimensional radial balanced steady-state free precession imaging [J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 41(4):1150-1156.
- [15] ZHU D, LI W, LIU D, et al. Non-contrast-enhanced abdominal MRA at 3 T using velocity-selective pulse trains [J]. Magn Reson Med, 2020, 84(3):1173-1183.
- [16] MARKL M, FRYDRYCHOWICZ A, KOZERKE S, et al. 4D flow MRI [J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 36(5):1015-1036.
- [17] MIYAZAKI M, TAKAI H, SUGIURA S, et al. Peripheral MR angiography: Separation of arteries from veins with flow-spoiled gradient pulses in electrocardiography-triggered three-dimensional half-fourier fast spin-echo imaging [J]. Radiology, 2003, 227(3):890-896.
- [18] PRIEST A N, TAVIANI V, GRAVES M J, et al. Improved artery-vein separation with acceleration-dependent preparation for non-contrast-enhanced magnetic resonance angiography [J]. Magn Reson Med, 2014, 72(3):699-706.
- [19] FAN Z, SHEEHAN J, BI X, et al. 3D noncontrast MR angiography of the distal lower extremities using flow-sensitive dephasing (FSD)-prepared balanced SSFP [J]. Magn Reson Med, 2009, 62(6):1523-1532.
- [20] LI H, PRIEST A N, PATTERSON I, et al. Subtractive non-contrast-enhanced MRI of lower limb veins using multiple flow-dependent preparation strategies [J]. Magn Reson Med, 2019, 81(3):1769-1783.
- [21] XU F, ZHU D, FAN H, et al. Magnetic resonance angiography and perfusion mapping by arterial spin labeling using Fourier transform - based velocity-selective pulse trains: Examination on a commercial perfusion phantom [J]. Magn Reson Med, 2021, 86(3):1360-1368.
- [22] BANGERTER N K, CUKUR T, HARGREAVES B A, et al. Three-dimensional fluid-suppressed T2-prep flow-independent peripheral angiography using balanced SSFP [J]. Magn Reson Imaging, 2011, 29(8):1119-1124.
- [23] STAFFORD R B, SABATI M, MAHALLATI H, et al. 3D non-contrast-enhanced MR angiography with balanced steady-state free precession dixon method [J]. Magn Reson Med, 2008, 59(2):430-433.
- [24] EDELMAN R R, KOKTZOGLU I. "Push-button" noncontrast MR angiography using balanced T1 relaxation-enhanced steady-state (bT1RESS) [J]. Magn Reson Med, 2021, 85(3):1248-1257.
- [25] SHI Z, ZHAO X, ZHU S, et al. Time-of-flight intracranial MRA at 3 t versus 5 T versus 7 T: Visualization of distal small cerebral arteries [J]. Radiology, 2023, 306(1):207-217.