• 综诺 •

4D-Flow-MRI 在腹部血管血流动力学中的潜在应用价值

余安定,陈杰,潘靓

【摘要】 腹部的诸多疾病可以导致脏器血流动力学的异常。四维血流(4D-Flow)MRI 不仅能够显 示腹部血管床的血流分布,还能对血流动力学异常进行量化,是评估腹部血管血流动力学异常的重要工 具之一。本文综述了 4D-Flow-MRI 的技术特点及其在腹部的潜在临床应用价值。

【关键词】 四维血流磁共振成像;腹部;血流动力学;磁共振血管成像

【中图分类号】R445.2;R543.5;R543.6 【文献标志码】A 【文章编号】1000-0313(2023)08-1070-06

DOI:10.13609/j. cnki. 1000-0313. 2023. 08. 020

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



四维血流磁共振成像(four dimensional flow MRI,4D-Flow-MRI)又称为三维速度编码的时间分辨 相位对比(phase contrast, PC)磁共振成像,此项技术 在整个心动周期内沿着三个空间维度进行速度编码 (velocity encoding, VENC), 不仅能提供较好的容量 解剖、血管造影和三个方向的血流信息,还能通过使用 流线和粒子轨迹实现血流方向和速度的可视化。相较 于超声和传统 2D-PC-MRI, 4D-Flow-MRI 对操作者 的依赖性极小,可提供更为详细的腹部血流动力学信 息,且具有较高的性价比[1-2]。4D-Flow-MRI 在腹部 中的应用范围较广,不仅可对主动脉及其分支以及门 静脉系统进行可视化分析,还可用于定量分析肝、脾和 肾等内脏血管的血流动力学状况。

从 2D 到 4D 血流成像

PC-MRI 的原理是采用大小相等、方向相反的双 极梯度场对流体进行编码,从两次采集中减去相位图 像以消除背景的相位效应,由此产生的相位差图像可 以实现血管的可视化和血流的量化分析。2D-PC-MRI 是在屏气期间使用单向速度编码,可提供具有单 一速度和幅度的图像。4D-Flow-MRI 则是通过三个 方向(x,y,z)流速编码以及单向的流动补偿编码来进 行四点扫描,从而提供随时间变化的 3D 体积集(4D)。 每个 4D 体积包含一个量级体积和三个在三维空间中 编码的速度体积,实现了成像区域内任意位置血流的 量化和可视化,可以准确估计血管的长度和血流动力 学信息[3]。4D-Flow-MRI 还可以在后处理期间离线 放置分析平面,回顾性分析多个血管的血流参数。表

基金项目:国自然面上项目(81971572);常州市卫健委重 大项目(ZD202010)

1 详细列出了 4D-Flow-MRI 与传统 2D-PC-MRI 的主 要差异[4]。

表 1 4D-Flow-MRI 与 2D-PC-MRI 的主要差异

指标	2D-PC-MRI	4D-Flow-MRI	
速度编码方向	1 个	3 个	
分析平面	垂直于成像平面的方向给定血管的任意方向		
扫描时间	一次屏气的时间	自由呼吸下 10~20min	
时间分辨率/ms	20	40	
空间分辨率/mm²	$1\sim 2$	$1 \sim 3$	
体积覆盖范围	1,	大	
后处理时间/min	$2\sim5$	$10 \sim 45$	
解剖和功能成像	是	是	
回顾性分析	不能	能	
血流动力学参数	流速,流量,血管 面积,返流分数等	除了基本的血流参数,还包 括壁剪切应力、湍流动能和 脉搏波速度等	

技术特点和参数

1. 谏度敏感性

VENC 参数决定了 4D-Flow-MRI 对流速的敏感 性。VENC作为自定义参数,是在不产生速度混叠的 情况下设置的可获得的最大流速。研究表明 VENC 设置值比预期的最大速度高 10%左右较为合理,可以 有效避免速度混叠和噪声[5]。VENC推荐设置值:正 常动脉 100~200 cm/s,狭窄或缩窄时 250~400 cm/s, 静脉 50~80 cm/s; 肾动脉 150 cm/s, 肠系膜上动脉 100~150 cm/s;门静脉、脾静脉和肠系膜上静脉 50~ 60 cm/s^[6-8]。近年来,4D-Flow-MRI 开始使用双或多 VENC 进行血流编码[9-10],通过使用额外的速度编码 来避免相位混叠,从而提高速度与噪声比(velocity-tonoise ratio, VNR),进一步改善图像质量及其动态速 度范围(如收缩前血流的快速峰值和舒张后血流的缓 慢峰值)。

2. 心电和呼吸门控

为了捕获整个心动周期的流速,通常需要使用心 电门控来进行心脏同步,同步必须覆盖整个心脏周期, 并且在 R-R 间期内保持一致。前瞻性心电门控可能 会错过舒张期的最后部分,理想情况下应使用回顾性

作者单位:213000 江苏,苏州大学附属第三医院(常州市 人民医院)放射科

作者简介:余安定(1998-),女,安徽安庆人,硕士研究生, 主要从事肾缺血再灌注损伤的影像学研究。

通讯作者:陈杰,E-mail:slqyuer@126.com

心电门控来覆盖整个心动周期。

对于该技术在腹部的应用,还需要使用呼吸控制技术来尽量减少呼吸伪影,包括呼吸波纹管、导航门控或自门控技术[11]。对于超过15~20 s 的扫描,最常用的是导航门控,建议在呼气末将导航器窗口放置在膈肌与肝脏连接处,门控窗口约为 6 mm。常规呼吸模式的采集效率约为 50%,导致扫描时间增加,从而增加了患者的不适感以及扫描成本。

3. 采集时间

由于心率、解剖覆盖范围、时间及空间分辨率等因素,4D-Flow-MRI应用于心血管系统时扫描时间一般为5~20 min。对于胸部和腹部血管,因为通常需要使用呼吸控制技术,扫描时间可长达 15~20 min。近年来各种加速技术如径向欠采样、螺旋采样、并行成像或压缩感知等的应用明显缩短了 4D-Flow-MRI 的扫描时间,可在 8~20 min 内完成胸部和腹部血管的扫描间,可在 8~20 min 内完成胸部和腹部血管的扫描^[12-13]。其中,最常见的加速技术是径向欠采样。径向欠采样各向同性投影重建相位对比(phase contrast with vastly under sampled isotropic projection reconstruction,PC-VIPR)技术是在 4D-Flow-MRI 的基础上运用了径向欠采样加速技术,能够在更短的扫描时间内采集更大范围的数据,且提供了更高的时间和空间分辨率,有利于分析较小血管(如肾动脉)中的流场^[14]。

4. 时间和空间分辨率

时间分辨率应准确表明流速随时间的变化,从而可以正确评估峰值速度。理想情况下,时间分辨率应尽可能短,应设置在 40 ms 以下,以准确识别脉动血流的时间变化。为了缩短采集时间,可适当增加时间分辨率(推荐设置值:主动脉 40~50 ms;肝动脉 40~50 ms;肾动脉 40~80 ms;肝静脉 40~60 ms;门静脉/

脾静脉/肠系膜上静脉 40~80 ms)[15]。

空间分辨率应尽可能高,较高的空间分辨率可更准确的量化血流量,并有助于识别较小比例的流量现象。但是体素越小,扫描时间越长,信噪比(signal-to-noise ratio,SNR)越低。因此,扫描需要在空间分辨率、扫描时间和 SNR 之间进行平衡。推荐用于成人大血管和胸腹区域的各向同性空间分辨率为 1.5~3.0 mm(推荐设置值:主动脉 2.0~2.5 mm;肝动脉/肾动脉/肠系膜上动脉 1.50~2.00 mm;移植肾动脉 1.25 mm;子宫动脉 1.25 mm;肝静脉 2.00~2.50 mm;门静脉/脾静脉/肠系膜上静脉:1.25~1.40 mm)^[5,6,15]。

4D-Flow-MRI 可视化和量化

4D-Flow-MRI 数据在进行分析和可视化之前需要进行预处理,以克服磁场不均匀性、伴随磁场(麦克斯韦项)和涡流造成的系统速度编码误差。纠错后,使用本地或在线软件对数据进行后处理,可通过矢量图、流线图和路径图等对血流进行可视化(图 1)^[16]。

4D-Flow-MRI 不仅可在 2D 图像上量化感兴趣血管的标准流量参数,还可获得一些额外的血流参数如涡度、壁剪切应力(wall shear stress,WSS)、振荡剪切指数(oscillatory shear index,OSI)、脉搏波速度(pulse wave velocity,PWV)和湍流动能(turbulent kinetic energy,TKE)等。4D-Flow-MRI 可获得的典型血流动力学参数的定义及临床意义详见表 2^[16,18,19]。

4D-Flow-MRI 的腹部应用

1. 肝脏

门静脉高压是肝硬化患者晚期并发症,门静脉高压伴随肝脏血流动力学的改变会导致高动力综合征如

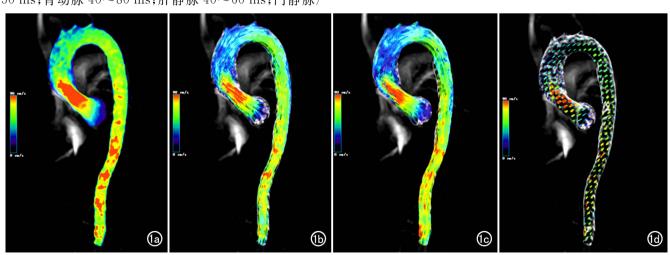


图 1 4D Flow MRI 对健康志愿者主动脉血流进行可视化分析。a)流速图,可识别血流速度升高的区域;b) 流线图,显示在指定时间内与血流速度矢量相切的曲线集;c)路径图,显示流体粒子在动态速度场中的轨迹;d)矢量图:血管内箭头显示血流的速度和方向。

表 2 4D-Flow-MRI 血流动力学参数的定义及临床意义

参数	定义	临床意义	备注
流速	单位时间内通过成像切面的速度, 单位为 m/s	局部加速提示狭窄	需要精确分割血管几何边界
涡度	速度矢量场中的旋度,单位为 s^{-1}	有助于评估心室舒张功能,尤其是 与舒张功能不全有关的;可评估复 杂性先天性心脏畸形;高涡度值与 动脉粥样硬化高风险相关	应考虑涡旋在心动周期中的精确 定位和外观;与室腔的几何形状相 关;涡度增加会导致粘滞能损失
压力梯度	腔室或容器之间的压力差异,与血势的变化有关,单位为 mmHg	压降增加表明血流量减少或心脏 工作负荷增加;此参数已被确立为 评估狭窄(例如主动脉瓣或主动脉 瓣狭窄)的生物标志物	与噪声相关
WSS	作用在血管壁区域的血流引起的剪切力,单位为 Pa	WSS 值超过 1.5Pa 是动脉粥样硬化的保护性因素, WSS 始终较低的区域与动脉粥样硬化的早期发展有关,是血管壁重塑和动脉粥样硬化的重要因素	受空间分辨率的影响
OSI	显示 WSS 波动的参数,可间接反映异常血流对血管壁的影响	OSI 升高的区域被认为在早期动脉 粥样硬化中起作用	与空间分辨率明显相关,空间分别率降低可导致 OSI 下降
PWV	指动脉压力波沿主动脉和大动脉 传播的速度,单位为 m/s	用于描述血管壁弹性,是动脉僵硬 的标志和心血管风险的有力预测 指标	需要较高的时间分辨率,应以 40ms 的时间分辨率测量主动脉中的 PWV
TKE	指为了在湍流区域保持血流恒定 而必须额外施加的能量,单位为 mJ	TKE增加表示更多血流能量损失,可作为心脏瓣膜能量损失的替代指标	灵敏度受 VENC 影响,通常至少需要两个不同 VENC 值来进行采集

心输出量增加、门静脉血流量增加和门体压力梯度升 来检测是否存在食管胃底静脉曲张并评估其严重程

高。4D-Flow-MRI 不仅可以对肝脏进行全面的三维体积评估,还可评估肝脏动静脉及门静脉(portal vein, PV)血流^[20],对临床诊断和治疗具有指导意义(图 2)。Bane等^[21]发现与传统笛卡尔 4D-Flow-MRI 相比,螺旋 4D-Flow-MRI 序列可通过单次屏气测量腹部血流,具有较好的观察者间重复性及试验重复性,可以较好的反映肝硬化和门静脉高压引起的血管病变。

肝硬化门体静脉系统分流(portosystemic shunt, PSS)会导致严重的肝 性脑病,临床上诊断及评估 PSS 的严重 程度具有重要意义。4D-Flow-MRI能 够客观地预测 PSS 治疗后肝性脑病的 改善,评价 PSS 的早期治疗效果。 Hyodo 等[22] 通过分析 2 例 PSS 相关的 肝性脑病患者的 4D Flow MRI 结果后 发现,患者在行分流管栓塞介入术前肠 系膜上静脉(superior mesenteric vein, SMV)主干存在逆行血流,大部分血液 从肠道血管流入了体循环,这可能是导 致肝性脑病的主要原因;介入术后侧支 循环明显减少或消失,SMV 血流顺行, 脾静脉(splenic vein, SV) 主干血流增 加。

肝硬化患者每年发生静脉曲张的 风险是 7%,需要重复进行内窥镜检查

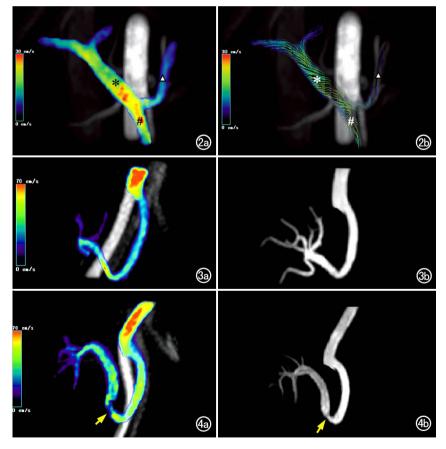


图 2 4D-Flow-MRI 对健康志愿者门静脉血流进行可视化分析(*: 门静脉;‡:肠系膜上静脉;△:脾静脉)。a)流速图;b)流线图。

图 3 4D-Flow-MRI 对移植肾的肾动脉的可视化分析。a)流速图,显示移植肾的肾动脉流速正常;b)相应的肾动脉 MIP 图。

图 4 4D-Flow-MRI 对移植肾动脉的可视化分析。a)流速图,显示移植肾的肾动脉狭窄(箭);b)相应的肾动脉 MIP 图。

度。但内窥镜检查具有侵入性,伴有各种潜在的并发症如穿孔、感染等。4D-Flow-MRI 作为一种非侵入性检查手段,测得的奇静脉流量和 PV 的流量变化分数可能有助于高危静脉曲张患者的筛选。Motosugi等^[23]发现 4D4D-Flow-MRI 测量的奇静脉流量大于0.1 L/min,PV 中的流量变化分数小于0,PV 流量小于SV 和 SMV 流量总和可能与高风险静脉曲张有关。

经颈静脉肝内门体静脉支架分流术(transjugular intrahepatic portosystemic shunt, TIPS)可以有效治 疗肝硬化门脉高压患者静脉曲张出血和难治性腹水等 并发症。4D-Flow-MRI 可以利用矢量图和粒子追踪 电影成像可视化支架内血流,对支架内湍流、非层流、 混叠等进行定性分析,并针对异常区域进行定量分析, 无创性监测 TIPS 支架放置前后肝血流变化。在 TIPS 支架放置前 4D-Flow-MRI 可以综合评估门静脉 高压引起的一系列病理学变化,用于指导 TIPS 支架 的放置;TIPS 支架放置后,可监测 TIPS 支架的功能。 Stankovic 等[24] 通过定量分析 4D Flow MRI 数据发现 TIPS 支架放置 4 周后门静脉系统血流速度增加 38%,流量增加284%,肝动脉和肠系膜上动脉血流分 别增加 50%和 43%;其中有 2 例患者的 TIPS 支架出 现功能障碍,支架内血流峰值流速<50 cm/s。Bannas 等[25]对7例门脉高压伴腹水患者进行4D-Flow-MRI 分析,纵向无创性检测 TIPS 支架放置前及放置后 2 周和12周时肝血管内的血流变化,发现所有患者在 TIPS 支架放置后 2 周及 12 周时 SMV、SV 和 PV 的 血流峰值速度和流量均明显增加;研究者们还在其中 1 例患者中发现了肝动脉-门静脉分流,分流的血流最 后流入了 TIPS 支架内,这可能解释了 TIPS 支架放置 后患者仍出现顽固性腹水的原因。

2. 脾脏

牌功能亢进是肝硬化和门静脉高压的常见并发症,可导致血小板和白细胞减少等严重后果。4D-Flow-MRI可通过血管成像及脾流量指数提高对脾功能亢进的诊断评估。Keller等[26]研究发现脾脏体积、动静脉血流量及门静脉分流百分比均与血小板计数相关,计算脾流量指数[(脾脏体积+脾动脉血流量+脾静脉血流量×门静脉分流量百分比)/体表面积]。可同时联合这些指标使临床医师更好地确定脾大是否是血小板减少的主要原因,使患者能在脾切除术或部分脾栓塞等治疗中选择更优方案。

3. 肾脏

肾动脉狭窄 (renal artery stenosis, RAS) 是继发性高血压和进行性肾功能不全的原因,在外周血管疾病患者中发生率高达 45%。MRA 可用于评估肾动脉狭窄程度,但无法描述狭窄存在时的血流动力学变化。

4D-Flow-MRI 技术不仅可以无创地测量 RAS 中的压 力梯度,还可以测量轻至中度肾动脉狭窄的血流动力 学变化,有助干肾动脉狭窄患者的早期诊断及治疗后 的疗效评估(图 3)。François 等[27] 通过 VIPR-PC-MRI和 MRA 技术评估狭窄肾动脉,结果显示采用 PC-VIPR-MRI 测量的肾动脉血管直径略大于 MRA 上的测量值。PC-VIPR-MRI 和 MRA 产生的平均伪 影、肾动脉血管近端图像质量评分和整体图像质量评 分均无明显差异,而且 PC-VIPR-MRI 上肾动脉节段 的图像质量评分高于 MRA。Ishikawa 等[28]通过观察 一例经皮肾腔内血管成形术(percutaneous transluminal renal angioplasty, PTRA) 后症状得到明显改善的 肾动脉狭窄患者的 PC-VIPR-MRI,发现 PTRA 前肾 动脉狭窄后扩张段出现涡流;PTRA 后肾动脉仍有部 分狭窄,但狭窄后扩张段大部分异常涡流转化为层流, 血流模式得到了明显改善。最近一项研究发现 PC-VIPR-MRI 测得的血流动力学和形态学信息可以对移 植肾动脉进行评估,最大限度地测量移植肾动脉各分 支的血流[29]。

4. 肠系膜血管

慢性肠系膜缺血(chronic mesenteric ischaemia, CMI)主要由潜在的血管狭窄或闭塞性疾病引起(常与 动脉粥样硬化有关),近年来发病率呈上升趋势。CMI 通常影响肠系膜血管近端-腹腔动脉(coeliac artery, CA)、肠系膜上动脉(superior mesenteric artery, SMA)和肠系膜下动脉(inferior mesenteric artery, IMA)内的血流,导致进食后流向小肠供血血管的血 流量不足,最终会导致与死亡率高度相关的 CMI 急性 发作。Roberts 等[31] 通过分析 4D-Flow-MRI 数据,发 现与健康个体相比, CMI 患者进餐后 SMA、SMV 和 PV 的血流量变化率显著减小(健康志愿者餐后 SMA 血流量增加 99% ±81%, SMV 血流量增加 132% ± 81%, PV 血流量增加 57% ±48%; 二 CMI 患者 SMA 的血流量仅增加 25% ±30%, SMV 的血流量仅增加 49%±56%, PV的血流量仅增加20%±36%)。Hall Barrientos 等[32] 发现与 CMI 患者相比,正常对照组的 PV 和 SMA 在餐后有显著的血流动力学改变,并且在 餐后 60 min 仍可通过 4D-Flow-MRI 监测到这些血流 变化。综上所述,4D-Flow-MRI测量肠系膜动、静脉 及门静脉血流是评估 CMI 患者餐后小肠血流量变化 的一种可行方法。

5. 腹主动脉

4D-Flow-MRI 可对动脉粥样硬化、动脉瘤、主动脉夹层等腹主动脉病变进行量化及可视化分析,预测病变的发生发展,有望取代其它具有侵入性和放射性的血管功能成像方法。有研究发现在动脉粥样硬化的

发展过程中,斑块会随着时间的推移而逐渐增大,WSS最低处并不是位于血管管腔最狭窄处,而是在血管狭窄处的近端和远端^[33],有助于预测粥样硬化斑块的未来发展方向。4D-Flow-MRI 还允许直接在内皮附近测量 WSS 和 OSI,进一步了解动脉瘤的进展情况。Takehara等^[34]的研究中发现与未扩张的腹主动脉相比,扩张的主动脉存在非层流(即涡流或螺旋流),从而导致 WSS 较低和 OSI 较高,增加了动脉粥样硬化的风险。4D-Flow-MRI 也可用于评估主动脉夹层患者中真、假腔内的血流改变,并根据血流的定量信息预测夹层的进展^[35]。未来需进一步研究 4D-Flow-MRI 技术提供的各项流量参数在动脉瘤形成和主动脉夹层风险分层中的潜力。

6. 胎儿和子宫胎盘

4D-Flow-MRI已在动物研究中用于评估怀孕期间子宫胎盘和胎儿的血流动力学信息。Macdonald等^[36]研究发现 4D-Flow-MRI可对恒河猴子宫胎盘和胎儿血管进行血流测量,可重复性高,并能够在妊娠早期末显示子宫动脉和卵巢静脉,但较低的空间分辨率限制了其对直径较小、流速较慢的子宫静脉和卵巢动脉的显示。Schrauben等^[37]通过 4D-Flow-MRI 评估怀孕绵羊模型中的胎儿循环,可直接测量所有心脏和大血管的流量,与 2D-PC-MRI 的测量结果之间具有良好的相关性。虽然呼吸门控可用于代偿母体呼吸引起的运动,但难以对胎儿运动进行心脏触发补偿^[36],未来需要改进心脏门控,更好地对胎儿血流动力学进行评估。

不足与展望

首先,由于 4D-Flow-MRI 的时间及空间分辨率较低,降低了所测量的血流最大速度和平均速度(尤其是腹部小血管如肝肾动脉等),因此需进一步提高分辨率,提高测量准确性和可靠性。其次,4D-Flow-MRI后处理时间较长(表 1),不太适用于紧急情况如活动性出血等。因此,今后需要进一步改进其分析工作流程,如引入自动化处理技术计算管腔内的中心线和自动分析与中心线正交的平面,从而减少人工优化平面定位的时间等。最后,4D-Flow-MRI 在腹部的应用目前还局限于学术研究,未来需要多中心临床研究来进一步验证和标准化。

近年来,利用心脏相位和呼吸运动维度相关数据 开发了5D血流磁共振框架,该框架具有连续、自由运 行的三维径向序列,交错的三向速度编码以及内在的 自门控投影,在没有外部门控信号的情况下编码心脏 和呼吸运动,保持图像质量的同时减少了扫描时 间^[38]。该技术可在腹部血管中进行应用和推广,进一 步扩宽 4D-Flow-MRI 的临床应用范围。

4D-Flow-MRI 不仅可提供腹部血管的形态学特征,还可对血管血流动力学进行功能性评估,为诊断不同血管疾病以及监测疾病治疗反应提供了可能。此外,随着对序列优化、数据处理自动化以及新流量指标的开发等方面的深入研究,4D-Flow-MRI 在腹部的应用有望整合到临床常规工作中。

参考文献:

- [1] Zhuang B, Sirajuddin A, Zhao S, et al. The role of 4D flow MRI for clinical applications in cardiovascular disease; current status and future perspectives[J]. Quant Imaging Med Surg, 2021, 11(9); 4193-4210.
- [2] 李苏芹,朱铭力,张岚,等. 四维 MR 血流成像在肾透析患者自体动静脉瘘血流动力学研究中的应用价值[J]. 上海交通大学学报(医学版),2019,39(4);387-392.
- [3] 张归玲,周铱然,吴迪,等. 4D Flow MRI 血流动力学成像概述及 其临床应用[J]. 放射学实践,2022,37(1):4-9.
- [4] Oechtering TH, Roberts GS, Panagiotopoulos N, et al. Abdominal applications of quantitative 4D flow MRI[J]. Abdom Radiol (NY), 2021, 47(9), 3229-3250.
- [5] Azarine A, Garcon P, Stansal A, et al. Four-dimensional flow MRI: principles and cardiovascular applications [J]. Radiographics, 2019, 39(3):632-648.
- [6] Strater A, Huber A, Rudolph J, et al. 4D-Flow MRI: technique and applications[J]. Rofo, 2018, 190(11): 1025-1035.
- [7] Stankovic Z, Allen BD, Garcia J, et al. 4D flow imaging with MRI [J]. Cardiovasc Diagn Ther, 2014, 4(2):173-192.
- [8] Stankovic Z. Four-dimensional flow magnetic resonance imaging in cirrhosis[J]. World J Gastroenterol, 2016, 22(1):89-102.
- [9] Callahan S, Singam NS, Kendrick M, et al. Dual-Venc acquisition for 4D flow MRI in aortic stenosis with spiral readouts[J]. JMRI, 2020,52(1):117-128.
- [10] Kroeger JR, Stackl M, Weiss K, et al. k-t accelerated multi-VENC 4D flow MRI improves vortex assessment in pulmonary hypertension[J]. Eur J Radiol, 2021, 145; e110035. DOI: 10. 1016/j. ejrad. 2021. 110035.
- [11] Dyverfeldt P, Ebbers T. Comparison of respiratory motion suppression techniques for 4D flow MRI[J]. Magn Reson Med, 2017,78(5):1877-1882.
- [12] Haarbye SO, Nielsen MB, Hansen AE, et al. Four-dimensional flow MRI of abdominal veins: a systematic review[J/OL]. Diagnostics (Basel), 2021, 11 (5): e767. DOI: 10. 3390/diagnostics11050767.
- [13] 曲源,王艳,毋晓萌,等. 肝门静脉四维相位对比法 MRI 不同加速采集技术的图像质量比较研究[J]. 中国医学影像学杂志, 2021,29(7):744-750.
- [14] Takehara Y. 4D flow when and how? [J]. Radiol Med, 2020, 125 (9):838-850.
- [15] Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, et al. 4D flow MRI[J]. J Magnetic Resonance Imaging; JMRI, 2012, 36(5): 1015-1036.
- [16] Ha H, Kim GB, Kweon J, et al. Hemodynamic measurement using four-dimensional phase-contrast MRI: quantification of hemodynamic parameters and clinical applications [J]. Korean J

- Radiol, 2016, 17(4): 445-462.
- [17] Dyverfeldt P,Bissell M,Barker AJ, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement [J/OL]. J Cardiovasc Magn Reson, 2015, 17(1): e72. DOI: 10. 1186/s12968-015-0174-5
- [18] Wentland AL, Wieben O, Shanmuganayagam D, et al. Measurements of wall shear stress and aortic pulse wave velocity in swine with familial hypercholesterolemia [J]. JMRI, 2015, 41 (5):1475-1485.
- [19] Ha H, Kim GB, Kweon J, et al. Turbulent kinetic energy measurement using phase contrast MRI for estimating the post-stenotic pressure drop; in vitro validation and clinical application[J/OL]. PLoS One, 2016, 11(3); e0151540. DOI: 10.1371/journal. pone, 0151540.
- [20] Stankovic Z, Jung B, Collins J, et al. Reproducibility study of four-dimensional flow MRI of arterial and portal venous liver hemodynamics:influence of spatio-temporal resolution[J]. Magn Reson Med, 2014, 72(2):477-484.
- [21] Bane O, Peti S, Wagner M, et al. Hemodynamic measurements with an abdominal 4D flow MRI sequence with spiral sampling and compressed sensing in patients with chronic liver disease [J], JMRI, 2019, 49(4):994-1005.
- [22] Hyodo R, Takehara Y, Mizuno T, et al. Time-resolved 3D cine phase-contrast magnetic resonance imaging (4D-flow MRI) can quantitatively assess portosystemic shunt severity and confirm normalization of portal flow after embolization of large portosystemic shunts[J]. Hepatol Res, 2021, 51(3); 343-349.
- [23] Motosugi U, Roldan-Alzate A, Bannas P, et al. Four-dimensional flow MRI as a marker for risk stratification of gastroesophageal varices in patients with liver cirrhosis[J]. Radiology, 2019, 290 (1):101-107.
- [24] Stankovic Z, Rossle M, Euringer W, et al. Effect of TIPS placement on portal and splanchnic arterial blood flow in 4-dimensional flow MRI[J]. Euro Radiol, 2015, 25(9): 2634-2640.
- [25] Bannas P,Roldan-Alzate A,Johnson KM, et al. Longitudinal monitoring of hepatic blood flow before and after TIPS by using 4D-flow MR imaging[J]. Radiology, 2016, 281(2):574-582.
- [26] Keller EJ, Kulik L, Stankovic Z, et al. JOURNAL CLUB; Four-dimensional flow MRI-based splenic flow lidex for predicting cirrhosis-associated hypersplenism[J]. AJR, 2017, 209(1): 46-54.
- [27] François CJ, Lum DP, Johnson KM, et al. Renal arteries: isotropic, high-spatial-resolution, unenhanced MR angiography with three-dimensional radial phase contrast[J]. Radiology, 2011, 258

- $(1) \cdot 254 260$.
- [28] Ishikawa T, Takehara Y, Yamashita S, et al. Hemodynamic assessment in a child with renovascular hypertension using time-resolved three-dimensional cine phase-contrast MRI[J]. JMRI, 2015,41(1):165-168.
- [29] Motoyama D, Ishii Y, Takehara Y, et al. Four-dimensional phasecontrast vastly undersampled isotropic projection reconstruction (4D PC-VIPR) MR evaluation of the renal arteries in transplant recipients: preliminary results[J]. JMRI, 2017, 46(2):595-603.
- [30] Bane O, Said D, Weiss A, et al. 4D flow MRI for the assessment of renal transplant dysfunction; initial results[J]. Eur Radiol, 2021,31(2):909-919.
- [31] Roberts GS. François CJ. Starekova J. et al. Non-invasive assessment of mesenteric hemodynamics in patients with suspected chronic mesenteric ischemia using 4D flow MRI[J]. Abdom Radiol (NY), 2022, 47(5):1684-1698.
- [32] Hall Barrientos P, Knight K, Black D, et al. A pilot study investigating the use of 4D flow MRI for the assessment of splanchnic flow in patients suspected of mesenteric ischaemia[J/OL]. Sci Rep, 2021, 11(1):e5914. DOI:10.1038/s41598-021-85315-1.
- [33] Harloff A, Nussbaumer A, Bauer S, et al. In vivo assessment of wall shear stress in the atherosclerotic aorta using flow-sensitive 4D MRI[J]. Magn Reson Med, 2010, 63(6):1529-1536.
- [34] Takehara Y, Isoda H, Takahashi M, et al. Abnormal flow dynamics result in low wall shear stress and high oscillatory shear index in abdominal aortic dilatation; initial in vivo assessment with 4D-flow MRI[J]. Magn Reson Med Sci, 2020, 19(3): 235-246.
- [35] 刘东婷,刘家祎,温兆赢,等. 4D Flow MRI 对主动脉夹层患者腹部血流模式的定量研究及评估[J]. 放射学实践,2017,32(4):388-394.
- [36] Macdonald JA, Corrado PA, Nguyen SM, et al. Uteroplacental and fetal 4D flow MRI in the pregnant rhesus macaque[J]. JM-RI,2019,49(2):534-545.
- [37] Schrauben EM, Saini BS, Darby JRT, et al. Fetal hemodynamics and cardiac streaming assessed by 4D flow cardiovascular magnetic resonance in fetal sheep[J/OL]. J Cardiovasc Magn Reson, 2019, 21(1); e8. DOI; 10. 1186/s12968-018-0512-5.
- [38] Ma L. Yerly J. Di Sopra L. et al. Using 5D flow MRI to decode the effects of rhythm on left atrial 3D flow dynamics in patients with atrial fibrillation[J]. Magn Reson Med, 2021, 85(6): 3125-3139.

(收稿日期:2022-07-05 修回日期:2023-10-10)