

磁共振成像左室功能检查技术进展*

卢小军¹, 李 康¹综述, 杨庆军^{2△}审校(重庆市中山医院: 1. 放射科; 2. 心血管外科 400013)

【关键词】 磁共振成像; 左心功能; 并行采集

DOI: 10. 3969/j. issn. 1672-9455. 2014. 14. 052 文献标志码: A 文章编号: 1672-9455(2014)14-2002-03

磁共振成像(MRI)评价左心功能图像质量好、准确性高、重复性好,是现在公认的最具价值的非创伤性心功能检查方法,已成为评价左心功能的金标准。心脏病的诊疗及预后判断都非常依赖于对左心室功能的正确评估,评估的方法很多,正确选择评估的方法就显得特别重要。而 MRI 评估左室射血分数等左心收缩功能有以下优点:心电门控及憋气配合利于提高图像质量^[1];MRI 可以清晰客观地显示心脏解剖结构,清楚显示心内、外膜边缘、明确区分心肌与周围组织信号,利于勾画,减低测量误差^[2],多层面勾画使 MRI 对射血分数的测量更精确^[3],这种方法最适于心室形态不规整的患者,比如室壁瘤、透壁心肌梗死的患者;另外 MRI 扫描定位准确,受操作者主观影响较小,可重复性高。近年来随着 MRI 设备不断改进和许多新技术的开发与应用,MRI 心脏扫描速度也得以迅速提高,临床应用日渐增多。现就 MRI 评价左心功能检查技术现状及新进展综述如下。

1 MRI 设备现状

临床上已将 1.5 T 和 3.0 T 等高端 MRI 系统应用于心功能评估。

1.1 噪声控制 生产厂家为最大限度降低设备的噪声水平,在磁体内应用缓冲材料、减少涡电流及内设置真空层。使患者往往能自始至终很好配合检查。

1.2 梯度系统 近年来梯度技术发展迅猛,使用增强梯度放大器来保证提供很高的输出电压和电流,支持任意梯度脉冲波形及各种高速、实时应用。运用目标场设计来提高梯度线圈电感能力,保证通断速度更快、幅度更大的梯度线圈的形成。全面大幅提升了梯度强度、切换率及减少爬升时间。临床上应用智能化线圈控制技术、自动检测线圈位置技术、激活相应线圈技术等,应用更加灵活方便^[4]。

1.3 射频系统 作为负责激励和采集功能的射频系统,对磁共振技术的发展息息相关,是提高图像质量的关键所在。通过提高 B₀ 来提升图像的信噪比(SNR);全方位的并行采集技术,使采集速度加快;采用短的发射线圈,脂肪抑制(SPAIR)序列,结合逐渐变化射频翻转角(FAS)技术和信号均匀技术 CLEAR,使 B₁ 场更均匀,特殊吸收系数率(SAR)值更低。多元阵列式全景线圈、多通道接收线圈技术等飞速发展,模数转换器(ADC)速度极大提高,可进行全数字化采集。MRI 图像的分辨率、对比度和扫描速度质的飞跃就得益于高性能的射频系统。

1.4 计算机系统 随着计算机技术的迅猛发展,广泛应用与并行采集技术、不完整数据的采集技术、K 空间数据共享技术和非线性 K 空间轨迹技术等有关的重建方法,目前重建速度极快,真正实现了在线处理。

2 呼吸和心电门控技术

2.1 呼吸门控技术 MRI 心脏成像的伪影主要是呼吸运动和心脏搏动产生的伪影,采取呼吸波触发技术、呼吸门控技术、单次憋气心脏 MRI 或 3 D 导航同步技术等能够克服呼吸运动伪影,其中单次憋气扫描可以有效去除呼吸运动伪影。心脏随呼吸而上下运动,在呼气末憋气扫描要优于吸气末憋气扫描^[5]。另外据 Wang 等^[6]报道,运用某种呼吸反馈技术可使全部憋气采集时的心脏处于近似同一个位置,克服了多次呼吸幅度不同而影响数据采集的一致性,最终导致测量误差。

2.2 心电门控技术 用来解决心脏搏动产生的伪影,可分为以下 3 种技术,前瞻性及回顾性心电门控技术和心电向量门控技术。心功能成像过程主要通过心电门控实现同步控制心脏的周期性运动,连接电极的导联要平行于磁体孔,心脏电极应保持在 10~15 cm 范围内;回顾性心电门控是以心电图的 R 波为激发和采集的触发点,为了提高心电触发成功率,要调整电极到适当位置,以增加 R 波幅。心电向量图(VCG)门控:源于心电向量的心电门控触发,可以准确地触发和门控心脏 MRI 扫描。可持续缩短患者设置时间并得到实时可靠的 ECG 触发,保证在自由呼吸状况下采集所有数据。运用舒张期触发延迟技术可以尽可能减小采集信号时心肌固有运动的发生,从而得到心脏和周围结构更清晰的图像,克服了心跳对心脏磁共振成像质量的影响。

3 最新的心功能 MRI 定位的扫描方法

四腔心、两腔心和短轴位是心脏 MR 成像的基本层面,可用来观察心脏结构,分析心脏功能。但最常用的是标准的左心室短轴位。扫描定位步骤如下:首先运用 trueFISP 序列行定位扫描,获取心脏轴、矢、冠位像。然后运用 trueFISP 序列获得类似的水平长轴位₁(HLA₁)、垂直长轴位₁(VLA₁)及短轴位₁(SA₁)层面。再以上一步所获得的图像运用 trueFISP 序列分别行双定位扫描,得到标准 HLA、VLA 及 SA 全部层面。

4 快速成像技术

由于心血管成像的特殊性,快速成像技术的应用十分必要。比较典型的办法是采用一次激发即可采集整个 K 空间的数据,如平面回波成像(EPI)序列。此外,还可以利用以下两

* 基金项目:重庆市卫生局医学科研计划项目(2011-1-103)。

△ 通讯作者, E-mail: peter. yangqin@gmail. com。

种方法来实现快速成像,一种方法是从硬件上提高主磁场和梯度场强度、切换率及减少爬升时间,来加快采集空间信号;另一种方法是以减少信号采集的数量来提高成像速度,但靠这种方法来大幅提高成像速度的能力是很有限的。所以,在有限的磁场强度、空间分辨率以及采集方式条件下,怎样通过物理或数学方法实现快速成像便成为 MRI 研究的热点问题^[7]。

4.1 K 空间采集重组技术 先后应用分段 K 空间采集(R 波触发一段时间后才采集图像数据)→应用恒定 TR 脉冲(R 波触发后立即采集数据)→自动数据分段反向门控技术(在心电门控触发窗内采集数据,如此也可获取 R 波触发前的图像)。而回波共享(echo sharing)技术可在一次憋气范围内进行 2 次 K 空间中心点的采集,而其他一些 K 空间点由适宜的邻近位置予以填充。所以帧数增加一倍,但成像时间仅略有增加。

4.2 平衡技术 是依赖 T2/T1 的一种特殊序列,当比值为 1 时出现的信号比值最大。由于超高场磁共振出现及梯度技术的不断改进,TR 时间大大缩短,特别是敏感度编码(SENSE)和平衡技术的完美结合,扫描速度大幅提高,成功地应用于心脏扫描。平衡技术(FFE)实质为梯度回波,只不过它的 3 个轴向上梯度都处于平衡状态,让横向磁化矢量尽可能得到恢复。其优点是:信号采集时间明显缩短,同时流动补偿梯度的运用,心肌与血液可形成鲜明的对比,图像质量大为改观,同时时间和空间分辨率亦有所提高^[8]。

4.3 实时互动 MRI 成像 对受检部位采用优化的平衡技术(FFE)施行实时互动磁共振成像,可任意更改和调整成像的方位、时空分辨率和对比度等参数;可以任意更换扫描序列,真正实现实时成像,而且在检查时不要求憋气,所以这项技术是行心功能 MRI 检查的一项极佳的手段^[9]。

4.4 实时稳态自由进动(SSFP)MRI 电影成像 目前用得最多的是分段 K 空间技术,最早 SSFP 电影是实时非门控的,利用直线 K 空间采样。Larson 和 Simonetti 利用回波链成像促进了具有不对称性、放射状 K 空间采样的实时 MRI 电影技术的发展。有学者认为,心脏 MRI 信号的空间和时间相关性方法应用于实时 SSFP 电影成像,也能提高时间和空间分辨率^[10]。

4.5 SSFP MRI 电影成像 心脏实时磁共振电影成像采用极短的 TR(≤ 3 ms),可维持 K 空间分割的门控高空间分辨率电影成像的稳定状态。SSFPMRI 电影成像的优点:采集速度快、每单元时间的对比噪声高、对比良好、血液具有相对独立性。SSFP 血液信号较血流速度更依赖于弛豫时间(尤其 T2 * / T1),血液和心肌对比鲜明。因此心肌分段的自动化程度得以提高,也提高了心肌总量测量的精确度。要得到高 SNR 的 SSFP 电影图像,就要有极短的 TR、较大的脉冲翻转角和很均质的磁场^[10]。实际上,TR 为 2.5~3.5 ms 时,在 1.5 T 场强中允许的特殊吸收系数率条件下,脉冲反转角通常被限制在 60°~70°,在此条件下成像速度更快,SNR 最高。

4.6 并行采集技术 并行采集技术是源于 K 空间加速采集的快速成像方法。与 K 空间有关,如半傅里叶成像、并行成像;与 K 空间和时间相关,如 K-t SENSE、K-t 全局自动校准部分并行采集(GRAPPA)^[7]。并行技术能使表面线圈空间敏感度提高,可提供丰富的 MRI 信号。

4.6.1 SENSE SENSE 技术的实质是在一定的 K 空间范围

内,加大相位编码线的间距、同时减少了相位编码数,最终目的是减少了信号采集的时间。其优点:显著提高时、空间分辨率;显著减轻磁敏感伪影和运动伪影;用于心脏检查能保持心肌与血液间较好的对比。

4.6.2 时间调整敏感度编码(TSENSE) TSENSE 技术是在 SENSE 的基础上,通过采用时间内插 K 空间编码线填充的技术,再一次减少一幅图像所需要的相位编码线数,进一步减少信号采集时间,从而大幅度提高了图像的时间分辨率^[11]。它特别适合于心脏电影等需要动态采集的检查。采用 TSENSE 技术,可在 1 次憋气完成心功能分析所需的左心室短轴全部切面的扫描,降低了呼吸伪影,进一步提高心功能测量的准确性、可重复性以及图像质量。另外,它与空间相位敏感信息的自动校正技术结合,对严重心律失常患者的心功能进行评价特别适用^[12]。

4.6.3 全局自动校准部分并行采集(GRAPPA)技术 GRAPPA 技术是先在 K 空间水平组合好每个线圈采集到的数据,然后一次性重组出所需要的图像,其图像质量、噪声和 SNR 等都比 TSENSE 好得多。

4.7 视觉分享技术 视觉分享技术是心脏 MRI 快速成像的发展方向,它不但能提高时间分辨率,还能避免高估收缩末期心室容积的情况。

5 心肌运动的观察

心肌运动情况可以间接反映出心脏功能好坏。在心脏功能性 MRI 检查中运用半自动描绘法,描绘扫描所得到收缩末期和舒张末期的电影图像,并进行一些特殊处理,通过测量各线走向,观察室壁局部厚度变化,判断其室壁局部是否缺血,进而判断功能的变化。另一种方法是心肌标记技术,它通过观察心脏的舒张期、收缩期心肌上所标记的栅格形态的变化,判断心肌运动情况。尽管定量分析比较复杂,主观评价标记的室壁运动有一定局限性,但它仍可作为电影成像的有效补充^[10]。

6 成像技术应用(各种技术的有机组合)

6.1 黑血解剖学成像 对心室和心包的结构异常与否还是很有用。目前仍采用半傅立叶采集单次激发快速自旋回波序列(HASTE)和快速自旋回波(TSE),对于不能很好配合吸气憋气的患者,可通过导航门控结合并行采集(iPAT)技术的 HASTE 序列,消除心跳和呼吸伪影。TSE 序列常用于观察心肌病或心脏肿瘤的患者,必要时加脂肪抑制或水抑制。

电影磁共振成像具有良好的空间分辨率和较高的时间分辨率,结合心电门控技术的电影磁共振成像是 MRI 心功能检查的核心内容。通过专用软件对一个心动周期内心脏运动的连续影像进行计算,可以准确地测量最大收缩和最大舒张时心室容积,获得一系列的心室功能参数,如心脏射血分数、舒张末期心室容量和每搏输出量等,从而判断心功能情况^[13]。

6.2 MRI 相位对比法和形态体积分析法 相位对比法 MRI (PCMR) 采用快速小角度(翻转角 15°)激发,流速编码值为 150 cm/s,以回顾性心电触发在吸气末屏气状态下采集 18~24 个相位的图像。选择合适的主、肺动脉测量平面进行测量。形态体积分析法电影 MRI(SCMR)采用稳态进动恢复序列,对左室短轴位做电影扫描,层厚 6~7 mm,零间距,翻转 70°,于吸气末憋气采集数据,扫完整个心室。将两种方法所得图像分别传输至工作站,利用专用软件包分别进行心室容积和流量分

析处理。闰钟钰等^[14]研究发现,SCMRI 采用超快速成像结合憋气技术,成像时间短,心脏边缘清晰,是评价心功能快速、简便而准确的方法,再结合 PCMRI 血液流速和流量的测量,使 MRI 心功能评估更为可靠。

6.3 稳态进动快速梯度回波序列行单次憋气电影法 单次憋气电影法可在 1 次憋气(<10 s)采集全部心脏容量测量所需图像,进一步缩短了检查时间,扩大了 MRI 心功能测量的检查范围,克服了因憋气不一致产生的测量误差;单次憋气稳态进动快速梯度回波序列提高了心肌与血池、心肌与心包外脂肪的对比度,使心腔及心肌轮廓描记及心功能测量更加准确。赵希刚等^[15]曾用此法对垂直于室间隔的左室短轴做电影扫描,应用 SIEMENS 专用心功能测量软件(ARGUS)准确测量出了左心功能的各项指标。

6.4 单次屏气 trueFISP 电影结合 TSENSE 法与多次屏气 trueFISP 电影结合 GRAPPA 法设备 采用 Siemens Avanto 超导 1.5 T MRI,用 2 个 4 通道体线圈和 2 个脊柱相控阵线圈单元,采用 MRI 兼容的无线矢量心电图门控。主要参数行心脏检查:扫描层面为左心室短轴,层数均为 6~8 层,层厚 6 mm,间距 1~2 mm, TSENSE 结合 true FISP 法心电图门控为前瞻性,1 次憋气,反转 70° ,并行因子(iPAT)2, TA 24~30 s; GRAPPA 结合 true FISP 法心电图门控为回顾性,屏气 6~8 次,反转 80° , iPAT 2, TA 40~60 s。所有左心室短轴电影由心功能专用分析软件进行分析。陆敏杰等^[12]发现两种方法心功能各指标一致性很好, SENSE 与 GRAPPA 不失为心血管 MRI 扫描的两种代表性的并行采集技术。

6.5 另外还有受激回波跟相位对比二者相结合的 DENSE 技术-受激回波位移编码技术^[16] 此技术去除了 T1 弛豫与合成的共振回波的 CANCEL 技术-正余弦调制技术。Gilson 等在超高场强下将 DENSE 脉冲序列与 CANCEL 相结合应用于鼠的心肌梗死研究,观察并证实了梗死心肌功能的降低。

MRI 心功能测量其技术多样化,图像质量好,准确性极高,已使其成为心血管系统无创成像的最佳手段。但与 CT 相比,它仍然存在诸如费用昂贵、禁忌证多、检查时间较长、勾画繁杂、右室功能的评价水平不高等缺点,未能得到普及。坚信随着 MRI 硬件和计算机系统的改进,软件的不断开发与应用, MRI 心功能检查的时间分辨率、空间分辨率均不断提高,克服缺点,并且进一步提高对右室功能的评价水平,从而使 MRI 测量心功能明显优于其他检查手段,最终替代其他检查而迅速普及成为常规。

参考文献

- [1] 李坤成,赵希刚.原发左室型扩张型心肌病左心功能 MRI 评价[J].中国医学影像技术,2002,18(5):443-445.
- [2] Lee VS, Resnick D, Bundy JM, et al. Cardiac function: MR evaluation in one breath hold with real time true fast imaging with steady-state precession[J]. Radiology, 2002, 222

(3):835-842.

- [3] 盛复庚,高元桂,程流泉,等.屏气磁共振电影成像对 55 岁以上健康成年人左心室功能的评价[J].中国医学影像技术,2004,20(4):550-553.
- [4] 石明国,赵海涛,云庆辉,等.磁共振成像技术新进展[J].医疗卫生装备,2010,31(12):64-66.
- [5] Larson AC, White RD, Laub G, et al. Self-gated cardiac cine MRI[J]. Magn Reson Med, 2004, 51(1):93-102.
- [6] Wang Y, Christy PS, Korosec FR, et al. Coronary MRI with respiratory feedback monitor: the 2D imaging case [J]. Magn Reson Med, 1995, 33(1):116-121.
- [7] 翁卓,谢国喜,刘新,等.基于 k 空间加速采集的磁共振成像技术[J].中国生物医学工程学报,2010,29(5):785-792.
- [8] Thiele H, Nagel E, Paetsch I, et al. Functional cardiac MR imaging with Steady State Free Precession(ssFP) significantly improves, endocardial border delineation without contrast agents [J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 14(4):362-367.
- [9] Nagel E, Schneider U, Schalla S, et al. Magnetic resonance real-time imaging for the evaluation of left ventricular function[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2000, 2(1):7-14.
- [10] 王宏宇,王蕊,刘玉清.心脏 MR 成像技术发展现状[J].国际医学放射学杂志,2008,31(5):376-380.
- [11] Blaimer M, Breuer F, Mueller M, et al. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method[J]. Top Magn Reson Imaging, 2004, 15(4):223-236.
- [12] 陆敏杰,赵世华,刘玉清,等.时间调整敏感度编码与全局自动校准部分并行采集技术在心功能评价中的比较[J].中华放射学杂志,2007,41(1):10-13.
- [13] 张兆琪,孟延锋.磁共振成像在心血管疾病中的应用[J].医学研究杂志,2008,37(2):5-7.
- [14] 闰钟钰,李坤成,李永忠,等. MR 相位对比法和形态体积分析法评价心室功能的比较研究[J].中华放射学杂志,2005,39(3):262-266.
- [15] 赵希刚,李坤成,李永忠.单次屏气电影法 MRI 评价左心室功能的初步研究[J].中国医学影像技术,2005,21(1):65-67.
- [16] Kim D, Gilson WD, Kramer CM, et al. Myocardial tissue tracking with two-dimensional cine displacement-encoded MR imaging: Development and initial evaluation[J]. Radiology, 2004, 230(3):862-871.

(收稿日期:2014-01-02 修回日期:2014-03-10)