

心肌 T₁-mapping 进展:成像技术与临床应用

周笛,赵世华,陆敏杰

【摘要】 心肌 T₁-mapping 成像作为近些年快速成长起来的心脏磁共振(CMR)技术,在心肌水肿、纤维化及浸润性疾病的诊断、治疗及预后过程中都发挥了极大的作用,可用于定量检测局灶性或弥漫性病变、评估无症状性或早期心肌改变,效果优于传统对比剂增强 T₁WI 和 T₂WI。本文拟通过回顾近年来有关心肌 T₁-mapping 成像的序列、成像技术和在水肿、纤维化及浸润性心肌病变中的临床应用价值进行系统阐述并对国际共识中有关 T₁-mapping 的纳入情况进行更新。

【关键词】 T₁-mapping; 心脏磁共振成像; 心肌疾病; 初始 T₁ 值

【中图分类号】 R445.2; R814.46; R541 **【文献标识码】** A

【文章编号】 1000-0313(2020)07-0933-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2020.07.020

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



心肌 T₁-mapping 成像是极具潜力的心脏磁共振(cardiac magnetic resonance, CMR)绝对定量技术,能够量化图像中每个组织体素的 T₁ 弛豫时间,即 T₁ 值。T₁-mapping 技术可用于定量检测局灶性或弥漫性心肌疾病,评估无症状性心肌重塑,甚至可用于常规成像序列如钆延迟增强(late gadolinium enhancement, LGE)和常规 T₂ 加权成像检查中易遗漏的病灶,用于疾病早期的诊断与风险评估。纵观近 5 年发表于中文核心期刊有关 T₁-mapping 的综述类文献^[1-5],或只介绍技术原理,或介绍其对几种特定心血管疾病的临床应用,对 T₁-mapping 成像的系统性概述尚有待完善,也无有关 T₁-mapping 技术在指南中的纳入情况。本文首次对 T₁-mapping 成像的序列、成像技术以及在水肿、纤维化及浸润性心肌病变中的临床诊疗全过程应用价值进行了综述,对国际共识中有关 T₁-mapping 的纳入进行总结。

序列及成像技术

1. 扫描序列

目前 T₁-mapping 扫描序列包括反转恢复和饱和恢复的序列,以及二者联合的序列。

①反转恢复序列 1970 年发表的 Look-Locker (LL)序列是当今许多 T₁-mapping 扫描技术的基础。

作者单位: 100037 北京,北京协和医学院 中国医学科学院阜外医院磁共振影像科 中国医学科学院心血管影像重点实验室(培育) 国家心血管病中心心血管疾病国家重点实验室

作者简介: 周笛(1996—),女,辽宁省彰武县人,硕士研究生,主要从事心血管磁共振研究及诊断工作。

通讯作者: 陆敏杰, E-mail: coolkan@163.com

基金项目: 国家自然科学基金(81771811, 81971588);首都临床特色项目基金(Z191100006619021);中国医学科学院北京协和医学院研究生教育教学改革基金(10023201900204);中国医学科学院重点实验室(培育)建设期研究项目(2019PT310025);中国医学科学院临床与转化医学研究基金(2019XK320063)

LL 序列通过一次脉冲使净磁化反转 180°,连续获取纵向磁化恢复周期多个不同反转时间的读出脉冲,产生 20 个 T₁ 加权图像,利用这些图像的数据点形成指数恢复曲线^[6]。该技术的优点是兼顾了大量测量数据的高精度和分段采集的高分辨率,但采集过程要持续 20 分钟,期间受检组织应保持静止状态,这对心脏成像并不现实。虽然心电图门控技术可创建整个心动周期的图像,但只能用于 ROI 分析;在心脏复杂运动时无法逐像素计算 T₁ 值;平面运动改变磁化恢复曲线也会导致 T₁ 误差^[7]。

改良的 LL 序列(modified Look-Locker Inversion recovery, MOLLI)在一个反转脉冲之后,在多个连续心动周期的舒张末期采集单次平衡稳态自由进动图像,图像集的反转时间以 RR 间隔的倍数划分^[8]。与传统的连续 LL 序列相比,在相同的心脏相位可以通过运动校正像素计算 T₁ 值以改善心脏或呼吸运动造成的误差。但是,由于 T₁、T₂ 弛豫时间、磁场不均匀性、磁化传递以及非共振效应和反转脉冲效率之间的系统性联系, T₁ 值被低估;对于某些急性期或心衰患者来说,屏气时间仍然较长;对心率依赖性较高。因此, MOLLI 对心肌组织表征异常具有敏感度高、特异度略低的特点^[9]。

2010 年, Piechnik 等^[10]提出的缩短的 MOLLI 序列(shortened modified Look-Locker Inversion recovery, Sh MOLLI),更加显著地缩短了扫描时间并降低了心率依赖性。但由于图像集之间单次心跳的间歇恢复期非常短,当 T₁ 值较大时采集到的数据集较稀疏,无法保证估计 T₁ 值理论模型的兼容性。因此该技术存在 T₁ 值被低估及易产生伪影的技术壁垒,图像信噪比也低于 MOLLI 序列。

②饱和恢复序列 饱和恢复单次激发采集(satura-

tion recovery single-shot acquisition, SASHA) 序列利用心电图门控单发平衡稳态自由进动技术, 在获取第一个图像之后施加磁化准备, 收集剩余九个饱和脉冲图像, 每个图像彼此独立^[11]。因此, SASHA 等饱和恢复序列比反转恢复序列更加准确, 不易受 T_1 、 T_2 、磁化传递及磁场异质性的影响。但与反转恢复序列相比, 饱和和恢复序列的动态范围减小, T_1 精确度降低。最近研发的可变翻转角读数与双参数拟合方式优化了饱和和恢复时间, 使 SASHA 的心肌 T_1 精确度与 MOLLI 法近似。同时, 有研究者还提出了组合的独立心率饱和脉冲准备反转恢复序列, 可以产生与 SASHA 类似的 T_1 值, 精确度介于 MOLLI 和 SASHA 之间。

2. 心肌 T_1 -mapping 与细胞外间质容积分数

正常心肌由三个主要部分组成: 细胞、血管和间质。间质和血管内部分合在一起通常称为细胞外间质容积分数 (extracellular volume, ECV)。大多数心血管病如水肿、重塑或纤维化时 ECV 扩大, 主要是由于间质成分的增加。ECV 可以通过初始 T_1 值、增强后 (> 10 分钟) T_1 值和红细胞比容可计算, 具体公式为 $ECV = (1 - \text{hematocrit}) (1/T_1 (\text{tissue post-Gd}) - 1/T_1 (\text{tissue native})) / (1/T_1 (\text{blood post-Gd}) - 1/T_1 (\text{blood native}))$ 。

初始 T_1 -mapping 是指在不使用对比剂的情况下直接进行图像采集, 细胞内和 ECV 的相对大小的变化影响心肌的 T_1 弛豫时间^[12]。该技术敏感性较低, 大多数心肌病初始 T_1 值变化幅度较小而难以鉴别。此外, 初始 T_1 值的变化不一定引起 ECV 变化, 绝对 T_1 正常值还可能随磁场强度和扫描序列的不同而有所变化。增强后 T_1 -mapping 是使用钆对比剂一段时间后进行图像采集, 利用后处理软件和线性拟合技术分析得出增强后 T_1 -mapping 图。受给药剂量、对比延迟时间、肾功能、贫血和场强等多种因素影响, 增强后的绝对心肌 T_1 值稳定性和可重复性逊于初始 T_1 -mapping, 一般不单独用于临床诊断。与前两种技术相比, ECV 独立于场强及序列, 可重复性、可比性均较单纯的 T_1 -mapping 稳定, 并且与组织学证实的心肌胶原蛋白含量之间具有高度一致性^[13]。

临床应用

T_1 -mapping 技术是极佳的无创心肌组织表征技术, 在各种心脏疾病的诊断检查和预后中都发挥着重要作用^[14]。基于美国心血管磁共振成像协会与欧洲心脏病学会 2013 年联合发表的心肌 T_1 -mapping 及 ECV 定量技术的共识性声明, 2017 年美国心血管磁共振成像协会发表了心血管磁共振参数化 mapping 技术的共识建议^[15], 共包括以下几个方面: 更新

了现有的实验和临床数据; 更新了临床适用症; 对最新的 CMR 方案与技术给出具体实践建议; 提供研究指南。共识表示从病理生理机制及组织特征角度分析, T_1 -mapping 与 ECV 技术评价心肌急性损伤、纤维化及浸润性病变的临床效用都较显著。心肌急性水肿和纤维化时, 液体或胶原成分在细胞外空间扩张使初始 T_1 值增加。在浸润性疾病中, 异常物质在心肌间质积聚并改变间质部分的 T_1 特性。绝大多数疾病使初始 T_1 值增加, 包括淀粉样变性、结节病和全身性系统性炎症等。少数表现为心肌初始 T_1 值降低, 包括铁沉积、Anderson-Fabry 病、脂肪瘤化生等。

1. 水肿性疾病

①急性心肌梗死 急性心肌梗死最常见的是由动脉粥样硬化斑块破裂或闭塞性栓塞引起的在细胞水平的心肌缺血、坏死。心肌细胞破坏、周围间质水肿、心肌水分增加等导致初始 T_1 值及 ECV 的增加及增强后 T_1 值的下降。初始 T_1 -mapping 比 T_2 -mapping、传统 T_2 加权成像和 LGE 能更准确地识别急性心肌损伤, 定量评估水肿的存在^[16]。急性梗死区域心肌的初始 T_1 值及增强后 T_1 值分别比正常心肌增加 (18 ± 7)%, 降低 (27 ± 4)%^[17]。初始 T_1 -mapping 诊断急性心肌梗死的敏感度和特异度分别达 96% 和 91%, 比 T_2^* 更加敏感^[18]。另外, 初始 T_1 -mapping 还可用于评估心肌缺血。利用犬心肌梗死模型可证实初始 T_1 -mapping 能够精确定量评价缺血心肌, 与 T_2 -mapping 有相同的效能^[19]。

②心肌炎 临床实践中另一种常见心肌水肿病因是急性心肌炎, 它的临床表现多变广泛, 从无症状到心源性休克甚至猝死, 但症状和实验室检查结果通常是非特异性的。CMR 是目前用于评估疑似急性心肌炎的主要诊断工具, 2009 年建立的 CMR 成像路易斯湖共识标准依赖于传统的 T_2 加权序列、早期钆增强和 LGE 的成像结果^[20]。但 T_1 -mapping 可通过显示心肌水含量的增加从而诊断心肌炎, 无需使用对比剂或参照正常心肌及骨骼肌。在心肌炎的诊断、检测心肌局部微小病变、区分心肌炎急性期和恢复期方面, T_1 -mapping 均比 LGE 和 T_2 加权成像更有优势^[21]。且 T_1 -mapping 不仅可显示心肌微小病变也可显示心肌弥漫性病变^[22]。有研究报道以 T_1 值 > 990 ms (1.5T Sh MOLLI) 为基线, T_1 -mapping 诊断急性心肌炎的敏感度、特异度及符合率分别为 90%、91% 和 91%^[23]; 初始 T_1 值 > 5 SD 可诊断急性心肌炎, 符合率高达 96%; 初始 T_1 值 > 2 SD 可诊断恢复期心肌炎; 符合率高达 97%。2018 年 JACC 主刊发表了更新的心肌炎 CMR 诊断标准 (路易斯湖标准), 取消了在临床实践中不常用的早期心肌强化, 增加了 T_1 -map-

ping 和 T_2 -mapping 两个新的定量技术,进一步完善了 CMR 诊断标准^[24]。建议基于 T_2 (T_2 -mapping 或 T_2 加权成像)的心肌水肿和 T_1 (T_1 -mapping、ECV 及 LGE)的心肌损伤两个标准均为阳性,即可诊断急性心肌炎。当基于 T_1 和 T_2 的技术中只有一种检测为阳性时也能在一定程度上支持诊断为急性心肌炎。

③其他 Takotsubo 心肌病是一种急性心力衰竭综合征,通常由强烈情绪事件引发,一般短期能恢复。在急性期,初始 T_1 -mapping 可用于识别相关急性心肌水肿^[25]。有研究表明,这种心肌病可能伴发持续性后遗症,而初始 T_1 值在发病后 13~39 个月都呈升高状态^[26]。此外,心脏移植术后患者通常要通过连续心内膜心肌活检监测急性同种异体移植排斥反应,这是移植后一年内死亡的主要病因。但心内膜活检属于有创检查,且不能提供心脏结构及功能信息。目前已提出利用 CMR 的 ECV 和 T_2 -mapping 技术组合评估排斥反应的替代生物标志物^[27]。研究还发现多发性排斥反应发作患者的心肌显示 ECV 值升高可能预示较差预后,这还需要大规模研究进行验证。

2. 纤维化性疾病

①肥厚型心肌病及扩张型心肌病 肥厚型心肌病 (hypertrophic cardiomyopathy, HCM) 组织学上表现为心肌细胞肥大、排列紊乱,细胞外间质容积增加。HCM 的心肌纤维化似乎是一个隐匿、渐进的弥漫性过程,早期 LGE 成像探测敏感性较低。而初始 T_1 值不需要正常心肌对照,可早期发现心肌纤维化,且 T_1 值与壁厚呈正相关,提示它可以用作 HCM 早期心肌纤维化及纤维化严重程度的标志物^[28]。同初始 T_1 -mapping 类似,ECV 值在 HCM 通常也增加,比高血压性心脏病更显著^[29]。 T_1 -mapping 还可以帮助区分 HCM 和运动员性左室肥大,运动性左室肥大主要影响心肌细胞的体积使细胞内部分增加,但 ECV 值降低^[30]。

扩张型心肌病 (dilated cardiomyopathy, DCM) 的特征为单侧心室或双侧心室扩大,心室收缩功能减退,伴或不伴充血性心力衰竭,是心血管致残致死的重要病因。传统 LGE 通常用于评估中晚期 DCM 患者明显的心肌纤维化,而初始 T_1 及 ECV 值在 DCM 早期 (射血分数保留节段) 即可可增加^[31]。由于 DCM 属于非缺血性心肌病,绝对定量的 T_1 -mapping 及 ECV 可较 LGE 更准确地识别正常心肌和纤维化。 T_1 -mapping 及 ECV 还是非缺血性 DCM 预后的独立预测因子,包括全因死亡率、心力衰竭相关住院治疗、死亡及心脏移植^[32]。这表明它可以作为一种无创影像学指标指导患者的危险分层和疾病管理。

研究显示, HCM 和 DCM 患者的心肌初始 T_1 值

(3.0 T) 分别为 (1254 ± 43) ms、 (1239 ± 57) ms, 明显高于正常人 (1070 ± 55) ms^[33]。HCM 和 DCM 患者的 ECV 高于正常人,但差异没有统计学意义,表明 ECV 的改变与心脏功能相关。此外, T_1 -mapping 还可以定量分析室间隔导管消融术后的心肌瘢痕。

②缺血性心肌瘢痕 急性心肌梗死后,心肌坏死细胞被细胞外胶原纤维替代,形成缺血性纤维瘢痕。初始 T_1 值已被证明可用于评估存活心肌,即略高于远端正常心肌,而低于梗死心肌。一项包括 30 例急性 ST 段抬高心肌梗死患者、30 例梗死超过 1 年的患者 and 20 名对照患者的研究显示^[18], 初始 T_1 -mapping 能够鉴别陈旧性心肌梗死患者的存活心肌和梗死心肌,敏感度和特异度均为 88%。由于没有水肿混淆,与急性梗死相比, T_1 -mapping 技术在陈旧性心肌梗死方面的表现更好 (敏感度和特异度均为 79%)。

③其他 左室心肌致密化不全是由于胚胎时期心肌致密化早期停滞导致的遗传性疾病,也可以与先天性心脏病并存,最常累及左室心尖及侧壁,严重者左室其他部位甚至右室也可受累。一项包括 31 名患者和 8 名对照的小型对照研究显示^[34], 与正常对照相比,心肌致密化不全患者的 T_1 值升高 (即使没有 LGE), 表明针对该病 T_1 -mapping 检测心肌纤维化比 LGE 更敏感,当然这一结果还需要更大规模的研究来验证。

射血分数保留型心力衰竭 (heart failure with preserved ejection fraction, HFpEF) 作为一种临床综合征,患者有心力衰竭的症状和体征,左室射血分数正常或接近正常 ($LVEF \geq 50\%$)。在心衰患者中,只有 HFpEF 患者与弥漫性心肌纤维化增加和舒张功能受损显著相关^[35],即 HFpEF 患者的 T_1 及 ECV 增加与患者的心功能及临床症状相关,这对该病的诊断及严重程度评估具有重要价值。

在糖尿病早期,患者心脏收缩和舒张功能与增强后 T_1 值相关。虽然一般很少有针对增强后 T_1 值研究,但对比研究有无糖尿病患者的 CMR 图像及数据,糖尿病患者 ECV 显著高于无糖尿病患者,ECV 的升高还与患者死亡率及心室功能衰竭相关^[36]。

弥漫性心肌纤维化还是主动脉瓣狭窄患者心肌损害的标志,与疾病预后及主动脉瓣置换术后的预后有关。初始 T_1 值与主动脉瓣狭窄患者的心肌细胞顺应性呈中等相关 ($r=0.65$)^[37],无症状患者的初始 T_1 值与心室功能、结构、心肌纤维化和心室重塑相关。严重主动脉瓣狭窄患者的初始 T_1 值显著高于无症状患者,其 ECV 还与胶原体积分数、主动脉瓣面积和心脏功能等相关。

3. 浸润性疾病

①心肌淀粉样变性 心脏作为淀粉样变性受累器

官之一,病理性淀粉样蛋白在心肌间质内弥漫性浸润,由此导致的钆沉积在 LGE 图像上显示为斑片状或弥漫性心肌信号增强。但弥漫性浸润会改变心肌的信号特征导致心肌信号假性缺失^[38]。淀粉样变性患者还经常伴发肾功能衰竭,限制了对比剂应用。 T_1 -mapping 诊断心肌淀粉样变性的符合率高达 92%,受累心肌的初始 T_1 值 $>1020\text{ms}$ ^[39]。ECV 值的变化比初始 T_1 值更明显,与左室射血分数、室间隔厚度及左室质量都相关,是评估疾病严重程度是极佳指标。研究显示, $\text{ECV}>45\%$,患者死亡风险增加 2.84 倍;初始 T_1 值 $>1044\text{ms}$,患者死亡风险增加 4.39 倍,而单独测量增强 T_1 值没有预测价值^[40]。

②铁负荷过载 血清铁通常与转铁蛋白结合在血浆中传递,当体内铁循环的容量超过转铁蛋白可以结合并安全储存的上限时,它将以有毒的非转铁蛋白结合铁的形式在体内流动。这种非结合形式的铁沉积可以在心脏中,并造成细胞水平损害^[41]。由于铁是一种顺磁性物质,可显著缩短 T_1 、 T_2 和 T_2^* 值。利用 T_2^* -mapping 可以实现心肌铁沉积状态的检测及半定量分析。心肌铁过载患者 T_1 和 T_2^* 之间存在线性关系,因此 T_1 -mapping 也可用于评估铁过载^[42]。有关地中海贫血患者的研究显示, T_1 -mapping 不受空间不均匀性的影响,尤其适用于早期或轻度铁过载患者^[43]。 T_1 -mapping 可用于量化不同原发病患者的铁负荷过载,与 T_2^* -mapping 相比具有更高的可重复性。

③其他 Anderson-Fabry 病是一种罕见的 X 染色体连锁隐性遗传的溶酶体贮积症,细胞内脂质成分聚集导致了初始 T_1 值显著降低,最明显的是患有心室肥大的患者,但即使是没有心室肥大的患者也可以检测到初始 T_1 值的下降,表明 T_1 -mapping 也可用于疾病早期阶段的诊断^[44]。由于其他表现为左室肥厚的疾病 T_1 值常升高,一般心肌初始 T_1 值 $<940\text{ms}$ 可区分 Anderson-Fabry 病与其他表现为左室肥厚的病变^[45]。

结节病是一种非干酪样肉芽肿性浸润性疾病,临床上仅有少部分心脏结节病患者被诊断。研究表明,活检证实为系统性结节病的患者中,心肌的基线 T_1 值显著高于正常对照组,ROC 曲线下面积达 0.96^[46]。即使在无症状的患者中也发现初始 T_1 值升高。此外,在接受全身性类固醇治疗的患者中,随访显示 T_1 值降低,而未接受治疗的患者 T_1 值则没有变化。

已知引起心肌纤维化的其他全身性炎症性疾病包括类风湿性关节炎、系统性硬化症和系统性红斑狼疮^[47-49]。在这些病症中,与正常对照相比,都可以观察到患者的初始 T_1 值和 ECV 升高。

前景展望

近 10 年来,心脏 T_1 -mapping 及 ECV 快速发展,但仍有许多因素限制了其在临床实践中的广泛应用。尽管如此,与传统的 LGE 相比, T_1 -mapping 在定量检测局部或弥漫性病变,评估心肌水肿、纤维化及浸润性疾病方面的优势还是显而易见的。随着磁共振软硬件技术的持续快速发展,未来 T_1 -mapping 对心血管疾病的诊断、治疗、危险分层及预后判断,以及探索疾病的病理特点、发病机制、疗效进展方面将会发挥更大的作用。

参考文献:

- [1] 殷亮,喻思思,龚良庚.心脏磁共振纵向弛豫时间定量成像技术进展[J].中华放射学杂志,2016,50(1):76-78.
- [2] 陈钢钢.心肌纵向弛豫时间和细胞外容积定量 MR 成像[J].放射学实践,2016,31(8):794-798.
- [3] 曾令明,陈榆舒,邵发宝.心脏 MR T_1 mapping 评估弥漫性心肌纤维化研究进展[J].国际医学放射学杂志,2019,42(4):426-429.
- [4] 郑育聪,赵世华.心血管 MR 新技术在心脏瓣膜病中的应用进展[J].中国医学影像技术,2019,35(8):1244-1247.
- [5] 祁丽,张龙江,卢光明.心脏磁共振 T_1 Mapping 技术及其临床应用进展[J].医学研究生学报,2015,28(6):650-655.
- [6] Look DC,Locker DR.Time saving in measurement of NMR and EPR relaxation times[J].Rev Sci Instr,1970,41(2):250-251.
- [7] Nacif MS,Turkbey EB,Gai N,et al.Myocardial T_1 -mapping with mri: comparison of Look-Locker and MOLLI sequences[J].J Magn Reson Imaging,2011,34(6):1367-1373.
- [8] Messroghli DR, Radjenovic A, Kozierke S, et al. Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T_1 -mapping of the heart[J].Magn Reson Med,2004,52(1):141-146.
- [9] Robson MD, Piechnik SK, Tunnicliffe EM, et al. T_1 measurements in the human myocardium: the effects of magnetization transfer on the SASHA and MOLLI sequences[J].Magn Reson Med,2013,70(3):664-670.
- [10] Piechnik SK, Ferreira VM, Dall'Armellina E, et al. Shortened modified Look-Locker Inversion recovery (ShMOLLI) for clinical myocardial T_1 -mapping at 1.5 and 3T within a 9 heartbeat breathhold[J].J Cardiovasc Magn Reson,2010,12(1):69.
- [11] Kellman P, Xue H, Chow K, et al. Optimized saturation recovery protocols for T_1 -mapping in the heart: influence of sampling strategies on precision[J].J Cardiovasc Magn Reson,2014,16(1):55.
- [12] Moon JC, Messroghli DR, Kellman P, et al. Myocardial T_1 -mapping and extracellular volume quantification: a society for cardiovascular magnetic resonance (SCMR) and CMR working group of the European Society of Cardiology consensus statement[J].J Cardiovasc Magn Reson,2013,15(1):92.
- [13] Kawel N, Nacif M, Zavodni A, et al. T_1 -mapping of the myocardium: Intra-individual assessment of the effect of field strength, cardiac cycle and variation by myocardial region[J].J Cardiovasc Magn Reson,2012,14(1):27.
- [14] 赵世华.迎接心脏磁共振成像新技术挑战[J].中国医学影像技

- 术, 2017, 33(8): 1125-1128.
- [15] Messroghli DR, Moon JC, Ferreira VM, et al. Clinical recommendations for cardiovascular magnetic resonance mapping of T_1 , T_2 , T_2^* and extracellular volume: A consensus statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI)[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2017, 19(1): 75.
 - [16] Cui C, Wang S, Lu M, et al. Detection of recent myocardial infarction using native T_1 -mapping in a swine model: a validation study[J]. Sci Rep, 2018, 8(1): 7391-7391.
 - [17] Messroghli DR, Niendorf T, Schulz-Menger J, et al. T_1 -mapping in patients with acute myocardial infarction[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2003, 5(2): 353-359.
 - [18] Messroghli DR, Walters K, Plein S, et al. Myocardial T_1 -mapping: application to patients with acute and chronic myocardial infarction[J]. Magn Reson Med, 2007, 58(1): 34-40.
 - [19] Ugander M, Bagi PS, Oki AJ, et al. Myocardial edema as detected by pre-contrast T_1 and T_2 CMR delineates area at risk associated with acute myocardial infarction [J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2012, 5(6): 596-603.
 - [20] Friedrich MG, Sechtem U, Schulz-Menger J, et al. Cardiovascular magnetic resonance in myocarditis: A JACC white paper[J]. J Am Coll Cardiol, 2009, 53(17): 1475-1487.
 - [21] Hinojar R, Foote L, Arroyo Ucar E, et al. Native T_1 in discrimination of acute and convalescent stages in patients with clinical diagnosis of myocarditis: a proposed diagnostic algorithm using CMR[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2015, 8(1): 37-46.
 - [22] 周笛, 庄白燕, 赵世华, 等. 心血管 MR 诊断心肌炎研究进展: 基于 2018《非缺血性心肌炎诊断 CMR 标准修改》专家推荐意见[J]. 中国医学影像技术, 2019, 10(35): 1574-1577.
 - [23] Ferreira VM, Piechnik SK, Dall'Armellina E, et al. T_1 -mapping for the diagnosis of acute myocarditis using CMR comparison to T_2 -weighted and late gadolinium enhanced imaging[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2013, 6(10): 1048-1058.
 - [24] Ferreira VM, Schulz-Menger J, Holmvang G, et al. Cardiovascular magnetic resonance in nonischemic myocardial inflammation expert recommendations[J]. J Am Coll Cardiol, 2018, 72(24): 3158-3176.
 - [25] Ferreira VM, Piechnik SK, Dall'Armellina E, et al. Non-contrast T_1 -mapping detects acute myocardial edema with high diagnostic accuracy: a comparison to T_2 -weighted cardiovascular magnetic resonance[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2012, 14(1): 42.
 - [26] Scally C, Rudd A, Mezincescu A, et al. Persistent long-term structural, functional, and metabolic changes after stress-induced (Takotsubo) cardiomyopathy[J]. Circulation, 2018, 137(10): 1039-1048.
 - [27] Dolan RS, Rahsepar AA, Blaisdell J, et al. Multiparametric cardiac magnetic resonance imaging can detect acute cardiac allograft rejection after heart transplantation[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2018, 12(8): 1632-1641.
 - [28] Dass S, Suttie JJ, Piechnik SK, et al. Myocardial tissue characterization using magnetic resonance noncontrast T_1 -mapping in hypertrophic and dilated cardiomyopathy[J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2012, 5(6): 726-733.
 - [29] Wang S, Hu H, Lu M, et al. Myocardial extracellular volume fraction quantified by cardiovascular magnetic resonance is increased in hypertension and associated with left ventricular remodeling [J]. Eur Radiol, 2017, 27(11): 4620-4630.
 - [30] Swoboda PP, McDiarmid AK, Erhayiem B, et al. Assessing myocardial extracellular volume by T_1 -mapping to distinguish hypertrophic cardiomyopathy from athlete's heart[J]. J Am Coll Cardiol, 2016, 67(18): 2189-2190.
 - [31] Siepen FAD, Buss SJ, Messroghli D, et al. T_1 -mapping in dilated cardiomyopathy with cardiac magnetic resonance: quantification of diffuse myocardial fibrosis and comparison with endomyocardial biopsy[J]. Eur Heart J Cardiovasc Imaging, 2015, 16(2): 210-216.
 - [32] Youn JC, Hong YJ, Lee HJ, et al. Contrast-enhanced T_1 -mapping-based extracellular volume fraction independently predicts clinical outcome in patients with non-ischemic dilated cardiomyopathy: a prospective cohort study[J]. Eur Radiol, 2017, 27(9): 3924-3933.
 - [33] Puntmann VO, Voigt T, Chen Z, et al. Native T_1 -mapping in differentiation of normal myocardium from diffuse disease in hypertrophic and dilated cardiomyopathy[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2013, 6(4): 475-484.
 - [34] Zhou HM, Lin X, Fang LG, et al. Characterization of compacted myocardial abnormalities by cardiac magnetic resonance with native T_1 -mapping in left ventricular non-compaction patients- a comparison with late gadolinium enhancement[J]. Circ J, 2016, 80(5): 1210-1216.
 - [35] Paulus WJ, Tschöpe C. A novel paradigm for heart failure with preserved ejection fraction comorbidities drive myocardial dysfunction and remodeling through coronary microvascular endothelial inflammation[J]. J Am Coll Cardiol, 2013, 62(4): 263-271.
 - [36] Wong TC, Piehler KM, Kang IA, et al. Myocardial extracellular volume fraction quantified by cardiovascular magnetic resonance is increased in diabetes and associated with mortality and incident heart failure admission[J]. Eur Heart J, 2014, 35(10): 657-664.
 - [37] Bull S, White SK, Piechnik SK, et al. Human non-contrast T_1 values and correlation with histology in diffuse fibrosis[J]. Heart, 2013, 99(13): 932-937.
 - [38] Maceira AM, Joshi J, Prasad SK, et al. Cardiovascular magnetic resonance in cardiac amyloidosis[J]. Circulation, 2005, 111(2): 186-193.
 - [39] Karamitsos TD, Piechnik SK, Baniyeras SM, et al. Noncontrast T_1 -mapping for the diagnosis of cardiac amyloidosis[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2013, 6(4): 488-497.
 - [40] Baniyeras SM, Fontana M, Maestrini V, et al. T_1 -mapping and survival in systemic light-chain amyloidosis[J]. Eur Heart J, 2015, 36(4): 244-251.
 - [41] Breuer W, Hershko C, Cabantchik ZI. The importance of non-transferrin bound iron in disorders of iron metabolism [J]. Transfus Sci, 2000, 23(3): 185-192.
 - [42] Feng YQ, He TG, Carpenter JP, et al. In vivo comparison of myocardial T_1 with T_2 and T_2^* in thalassaemia major[J]. J Magn Reson Imaging, 2013, 38(3): 588-593.
 - [43] Sado DM, Maestrini V, Piechnik SK, et al. Noncontrast myocardial

- al T₁-mapping using cardiovascular magnetic resonance for iron overload[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 41(6):1505-1511.
- [44] Thompson RB, Chow K, Khan A, et al. T₁-mapping with cardiovascular MRI is highly sensitive for fabry disease independent of hypertrophy and sex[J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2013, 6(5): 637-645.
- [45] Lee SP, Lee W, Lee JM, et al. Assessment of diffuse myocardial fibrosis by using MR imaging in asymptomatic patients with aortic stenosis[J]. Radiology, 2015, 274(2):359-369.
- [46] Puntmann VO, Isted A, Hinojar R, et al. T₁ and T₂-mapping in recognition of early cardiac involvement in systemic sarcoidosis [J]. Radiology, 2017, 285(1):63-72.
- [47] Ntusi NAB, Piechnik SK, Francis JM, et al. Diffuse myocardial fibrosis and inflammation in rheumatoid arthritis insights from CMR T₁-mapping[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2015, 8(5): 526-536.
- [48] Ntusi NAB, Piechnik SK, Francis JM, et al. Subclinical myocardial inflammation and diffuse fibrosis are common in systemic sclerosis- a clinical study using myocardial T₁-mapping and extracellular volume quantification[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2014, 16(1):21.
- [49] Puntmann VO, D'Cruz D, Smith Z, et al. Native myocardial T₁-mapping by cardiovascular magnetic resonance imaging in sub-clinical cardiomyopathy in patients with systemic lupus erythematosus[J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2013, 6(2):295-301.

(收稿日期:2019-12-22 修回日期:2020-04-21)

• 综述 •

数字乳腺断层 X 线成像技术在乳腺癌筛查中的应用

张冬雪, 段茜婷, 李卓琳, 丁莹莹

【摘要】 乳腺影像检查是降低乳腺癌死亡率的有效方法, 数字乳腺断层融合 X 线成像 (DBT) 作为近年来新出现的影像成像技术, 大大提高了乳腺癌筛查的敏感度和特异度。本文就 DBT 与传统乳腺 X 线摄影检查的对比研究、在致密型与非致密型乳腺中的应用、诊断早期与浸润性乳腺癌的效能以及其目前存在的局限性等方面进行综述, 旨在提高对乳腺癌的诊断, 为 DBT 技术的发展实践提供策略。

【关键词】 乳腺肿瘤; 乳腺断层 X 线成像; 乳腺癌筛查; 致密型乳腺

【中图分类号】 R445.2; R737.9 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2020)07-0938-03

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2020.07.021

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



20 世纪 70 年代以来, 乳腺癌发病率呈现持续增长的趋势, 现已是我国女性恶性肿瘤发病率居第一、病死率居第六的恶性疾病^[1]。有学者指出, 发达国家因国家乳腺癌筛查项目的普及, 乳腺癌病死率呈现下降的趋势。相关数据显示^[2-4], 20 世纪 60 年代美国乳腺筛查广泛开展, 18 年后乳腺癌死亡率降低了 23%; 1977—1984 年, 瑞典实施乳腺筛查计划之后, 其乳腺癌的死亡率下降了 31%; 现如今, 我国乳腺癌的发病率为 22.1/10 万、死亡率为 5.4/10 万。目前乳腺癌早期筛查常用的方法有乳腺自检、临床检查和影像检查。2017 年《NCCN 乳腺癌筛查和诊断临床实践指南》指出乳房自检并不能降低乳腺癌检出率和病死率。早期乳腺癌没有明显的症状和体征, 往往受不到重视, 所以定期进行乳腺影像检查是必不可少的^[5-6]。

乳腺影像筛查方式及数字乳腺断层融合 X 线成像的优势

目前乳腺 X 线摄影检查、乳腺超声检查及乳腺磁

共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 是乳腺癌的主要影像学检查方法, 其中乳腺 X 线摄影检查因其操作简单、费用低廉且具有良好的分辨力及重复性等特点, 已成为乳腺癌早期筛查的最好方法之一。超声检查因无辐射、不受腺体细密程度的影响, 而广泛应用于乳腺疾病的检查。MRI 对于特定人群如致密型乳腺人群、乳腺较小人群、假体植入术后人群的乳腺癌筛查更具优势^[7]。在欧美国家, 数字乳腺断层融合 X 线成像 (digital breast tomosynthesis, DBT) 因其检查时间短、三维成像等优点现已经在乳腺疾病的筛查中普及。

常规全数字化乳腺 X 线摄影 (full field digital mammography, FFDM) 作为二维图像, 能在一定程度上提高早期乳腺癌的检出率, 然而其对于致密型腺体的诊断敏感度及特异度均有所降低, 易出现误诊、漏诊^[8]。而 DBT 作为一种新的影像成像技术, 是在 FFDM 的基础上, 利用 X 线球管在一定角度内旋转并进行连续多点投照, 通过不同投影角度对乳腺进行低剂量的快速采集, 获得不同投影角度的数据来重建三维图像^[9]。DBT 对早期病灶具有更高的敏感性及特

作者单位: 650000 昆明, 云南省肿瘤医院昆明医科大学第三附属医院

作者简介: 张冬雪 (1996—), 女, 山东德州人, 硕士研究生, 主要从事乳腺影像诊断研究。

通讯作者: 丁莹莹, E-mail: d_yying@hotmail.com