

踝关节软骨损伤、退变的 MRI 成像新技术

陶虹月, 陈爽

【中图分类号】R681.3; R445.2 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2012)09-1024-05

踝关节软骨损伤、退变是临床常见病、多发病,影响人群广泛。踝关节相比于其他下肢关节,很少发生原发性骨关节炎,而易发生关节损伤后的继发性骨关节炎,较常见于年轻人,病变进展比其他下肢关节快^[1]。关节软骨维系关节运动,发挥减少摩擦、缓冲、传力的作用,软骨病损易引起关节疼痛、水肿、活动度减低,而体内关节软骨不能再生,自身修复能力极其有限,一旦发生病损很难自愈,若不及时诊断、治疗将逐渐发展为继发性骨关节炎,最终导致关节功能丧失,因此,及时诊断、干预软骨病损是影响预后的关键。临床上治疗软骨病损的方法主要包括:药物治疗、关节清理术、钻孔术、微骨折术、软骨移植等,目前对治疗后随访的评估主要依靠临床症状评分,主观性过强,如何更客观、准确评估各种治疗方法的疗效、预后,对比优劣性,是临床急需解决的问题。

关节镜是探查关节软骨病损及软骨修复的重要手段,但对于踝关节这样一个小而复杂的关节来说,关节镜的应用是局限的^[2]。关节镜属有创性检查,对操作者的技术要求高,可能发生术后并发症,并且其对软骨厚度、软骨周围结构等无法评价。MRI 具有多方位、多序列、多参数成像及组织分辨力高等优点,成为目前唯一能有效显示关节软骨形态学变化的无创性检查方法,能够显示软骨表面、内部特征及周围组织等。随着新成像技术的研发,临床对踝关节软骨病损诊断、评估的要求日益提高,希望 MRI 能在软骨病损的早期敏感地发现软骨形态学改变,甚至软骨生化成分改变,在治疗后的随访过程中能定量定性评估软骨修复,这促使人们关注如何改进 MR 成像设备、优化成像技术,不仅能从形态学上敏感显示软骨病损及修复情况,而且能从生化信息方面定量定性反映软骨结构、生化成分的改变,达到关节镜甚至病理活检一样的效果。因此,踝关节软骨成像对影像医学及运动医学都是一个重要的研究领域,在临床决策和各种手术或非手术治疗后随访研究中都是评估的重要依据。

然而,目前软骨 MRI 的研究主要集中在膝关节,膝关节软骨的厚度约为 7mm^[3-4],而距跟关节软骨较薄^[5],厚约 0.4~2.1mm^[6],MRI 显示踝关节软骨在空间分辨力及信噪比方面存在不少挑战,易产生部分容积效应,对运动伪影敏感,不易清晰显示,给观察测量软骨形态学及生化信息改变带来了困难。因此,踝关节软骨的 MRI 对软硬件方面都提出了极高要求:扫描需具备 1.5T 及以上高场强 MRI,专用踝关节线圈(正交/相控阵线圈)或表面线圈,采用并行扫描技术等^[7]。

本综述通过查阅国内外有关踝关节软骨 MRI 方法的文献,归纳总结该领域目前在新序列、分子成像、定量分析方面所取得的成就、存在的不足以及未来的研究方向,旨在探索一种能

够早期反映软骨病损以及能定量定性对各种软骨治疗方法的软骨修复过程进行监测、评估的最佳 MRI 检查方法,以便能指导临床早期干预、治疗,延缓软骨病损的进一步发展,同时为各种治疗方法的评估与对比提供客观准确的依据。

正常关节软骨的组织学基础

关节软骨覆盖于关节表面,发挥减少关节运动产生的摩擦、吸收机械震荡、分配关节负荷的作用。软骨由分散的软骨细胞与细胞外基质组成,缺乏血供。细胞外基质主要包括胶原(15%~20%)、蛋白多糖(3%~10%)和水分(65%~80%)^[8]。根据胶原纤维的排列方向将软骨分为 4 层,即表层、移行层、放射层和钙化层。表层较薄,胶原纤维平行于软骨表面,不含软骨细胞;移行层胶原纤维斜行排列,软骨细胞较小;放射层胶原纤维垂直于软骨表面,软骨细胞相对较大;钙化层与软骨下骨交界,胶原纤维附着于软骨下骨,软骨细胞较少。软骨的组织学构成是其 MRI 成像分层特征的基础,当某一层软骨基质中的胶原排列方向与主磁场方向呈 55° 时将会出现魔角效应,在 MRI 中表现出高信号。所以胶原方向与主磁场方向的变化将会产生不同的分层及信号^[9]。

MRI 常规序列对踝关节软骨损伤、退变的诊断价值

1. T₂-FSE 序列

T₂-FSE 是关节软骨成像的常规序列,在 T₂-FSE 图像上,关节软骨表现为中等信号,关节液为高信号,有类似关节造影的效果,能较好显示软骨轮廓的缺损、软骨内自由水的增高及胶原超微结构的断裂^[10],此外,该序列显示软骨下硬化及囊变、骨赘形成、关节内游离体也有较大优势^[11]。一些软骨修复手术会产生微小物质而容易引起磁敏感伪影,T₂-FSE 相对于其他序列,磁敏感伪影不明显,因此可应用于接受软骨修复术后患者的随访^[11],它的另一个优势在于花费较短的扫描时间得到分辨力较高的图像,并且一般的 MRI 设备上都有这个基本序列,能得到广泛应用。软骨下骨及骨髓的分界易引起化学位移伪影,T₂-FSE 结合脂肪抑制(fat suppression, FS)能抑制高信号的骨髓组织而降低化学位移伪影。该序列的不足之处在于软骨与软骨下骨信号强度对比较弱,分界不清,不能发现弥漫性软骨变薄,不能准确测量局部软骨缺损的厚度^[12];作为 2D 序列,与 3D 序列相比,空间分辨力较低、层厚较厚,存在图像模糊伪影,这种模糊伪影是由快速自旋回波链后面的高空间频率编码回波所产生的^[13]。

2. 3D-FSPGR 序列

三维扰相梯度回波(3D spoiled gradient recalled acquisition in steady state, 3D-SPGR)被广泛应用于软骨成像的研究。三维扫描提高了显示软骨的空间分辨力及信噪比,还可进行多平面重建。在该序列中,关节液呈低信号,软骨表现为中高信号,

作者单位:200040 上海,复旦大学附属华山医院放射科

作者简介:陶虹月(1986-),女,云南昆明人,硕士研究生,主要从事骨关节成像研究工作。

通讯作者:陈爽, E-mail: shuang6895@yahoo. com. cn

对软骨内部病损的显示敏感,结合 FS 技术,高信号的关节软骨位于低信号的关节液及骨髓中,对比更为强烈,其诊断关节软骨病损的敏感度为 86%,特异度为 97%,准确度为 91%^[14-15],还可用于测量软骨厚度和体积,这对软骨修复术后随访很重要,是评估疗效、预后的重要指标。但其突出的缺点是扫描时间较长,大约需 6~10min,因此很多研究通过采用 3.0T 高场强 MRI、并行扫描技术、半傅里叶技术及优化扫描参数等方法来缩短扫描时间^[16];Rakow-Penner 等^[17]将线性预测(linear prediction, LP)技术与该序列结合,将扫描时间缩短了 40%,为缩短扫描时间,减小了 K 空间的采集数据,而 LP 技术可以填补 K 空间缺少的数据,从而在不降低分辨率、信噪比的条件下缩短扫描时间,LP 技术也可应用于其他 3D 序列,相关研究还有待进行。此外,黑水技术使得软骨表面病损不易显示, T₁ 对软骨及软骨下骨髓的信号改变不敏感,而这些改变对软骨病损有提示作用;该序列还易产生磁敏感伪影,不适宜作为手术治疗后的随访评估。

关节软骨 MRI 成像方法的对比研究表明,三维扰相梯度回波脂肪抑制(3D-FSPGR)序列和快速自旋回波(FSE)序列是目前用于临床诊断关节软骨病损的两个重要序列,两序列诊断关节软骨病损的差异无统计学意义,但对于软骨表面病损,3D-FSPGR 序列优于 FSE,对于软骨内部病变, FSE 序列显示较好^[16],现报道的 FSE 和 3D-FSPGR 显示软骨病损的敏感度及特异度分别为 81%~94%和 94%~99%,故将两者联合使用,可作出全面评估^[18]。

踝关节软骨 MRI 新技术研究进展

传统序列在形态学方面一定程度上满足了软骨病损诊断及治疗后随访过程评估的要求,但对于踝关节,仍然在空间分辨率及信噪比等方面满足不了临床需求;为了弥补这些缺点,各国学者试图采用新的 3D 扫描序列,优化扫描参数,以减小扫描层厚、层间距,提高软骨信噪比、对比信噪比,降低部分容积效应、运动伪影、磁敏感伪影,同时减少扫描时间。

信噪比与磁共振场强呈线性关系,相同的扫描时间和空间分辨率,3.0T MR 所得到的信噪比是 1.5T MR 的 2 倍,或者相同的信噪比和空间分辨率,3.0T MR 的扫描时间是 1.5T MR 的 1/4^[19]。3.0T 高场强 MR 踝关节软骨成像与低场强 MRI 相比具有更高的空间分辨率和信噪比,能提高踝关节软骨损伤的显示率,能更准确地对软骨损伤进行分级^[20-21]。Bauer 等^[7]将 3.0T MR 结合并行采集技术,所得到的踝关节软骨图像较 1.5T MR 具有更高的诊断价值,同时扫描时间缩短了 44%。使用表面线圈也是获得高分辨力、高信噪比的重要方式,表面线圈可缩小视野,提供高像素、高信噪比成像。因此,目前对于踝关节软骨的成像研究大多采用高场强 MR 及专用线圈。

1. 三维双重回波稳态

三维双重回波稳态(3D-dual echo steady state, 3D-DESS)通过在稳态中两次回波的联合作用提高了关节软骨的空间分辨率,软骨在此序列中表现为中等信号,与滑液的高信号有良好的对比,因此对软骨表面病损的诊断敏感性高。研究表明其对软骨表面病损的诊断符合率与 3D-SPGR 序列差异无统计学意义^[22],当其应用水激励技术时,显示软骨细节更为敏感。然而,踝关节腔较窄,轻度软骨损伤引起的关节积液不明显,DESS

序列的类似关节造影效果不能体现出来,对软骨表面病损的检出也有一定限制。

2. 三维驱动平衡傅立叶转换

三维驱动平衡傅立叶转换(3D-DEFT)技术由于使用 -90° 脉冲将磁场强度回复至 Z 轴,组织间的对比主要由其 T₁/T₂ 比值决定,并且由于采用短回波时间及重复时间,滑液与关节软骨间的对比较 GRE、SE、FSE 等传统序列更显著,软骨的信号也高于 T₂-FSE 图像的信号。但缺点是 DEFT 易受磁场的均匀性的影响。

3. 三维稳态自由进动

三维稳态自由进动(3D steady-state free precession, 3D-SSFP)序列可以获得高信噪比图像,在此序列图像中,关节软骨的信号高于其它传统序列。由于软硬件技术的进步,在较短的回波时间下,其偏磁场伪影可降至最低。Kornaat 等^[23]在 1.5T 及 3.0T 场强环境下对比 3D-SSFP 及 3D-SPGR 序列,发现 3D-SSFP 具有较高信噪比及对比信噪比,且扫描时间较短。但 3D-SSFP 相比于其他序列,易受磁敏感伪影的影响,特别是在 3.0T 高场强 MRI 中更为明显^[18]。

4. 3D-FSE-Cube 各向同性 MRI

Stevens 等^[24]在对正常人踝关节软骨进行该序列扫描研究中发现,具有各向同性分辨率的 3D-FSE-Cube 序列采用宽回波链和并行采集技术,在观察解剖结构复杂的踝关节时是一种有前景的新序列,但还需对比其他新序列研究其优劣性。其他各向同性 3D-GRE 序列,如 True FISP、平衡全稳态快速场梯度回波(balanced fast field echo, Balanced-FFE)、快速三维容积式插入法屏气检查序列(3D volumetric interpolated breath-hold examination, VIBE)、多回波数据联合成像(multi echo data imaging combination, MEDIC)以及三维质子加权快速自旋回波(sampling perfection with application-optimized contrast using different flip angle evolutions, SPACE)等序列也相继被开发应用于软骨成像研究,有望应用于临床,各向同性 3D 序列的优势在于能进行各个方位的平面重建而不降低空间分辨率,但这些序列的优势还需进一步的临床试验来证实^[11]。

5. 脂肪抑制三维稳态旋进快速成像(FS-3D-FISP)3D-True FISP

国内赵晨等^[25]以关节镜为标准,对比 FS-3D-FISP、FSE 质子密度加权成像(proton density weight image, PDWI)、FSE-T₂WI 三种序列,结果显示 FS-3D-FISP 序列敏感度最高, FSE-PDWI 次之, FSE-T₂WI 最低, FS-3D-FISP 与关节镜诊断的一致性上也明显优于 FSE-PDWI 和 FSE-T₂WI。FS-3D-FISP 序列能够准确反映早期软骨病损,与关节镜诊断结果具有良好的一致性,而且通过三维重建对软骨病损进行立体定位诊断,能更准确地显示病损的部位及程度,对其进行合理分级,更好地指导临床决策^[25]。Welsch 等^[21]的研究显示 3D-True FISP 具有高分辨力、各向同性成像特性,相比于 PD-FS 序列,能更清晰显示踝关节软骨形态学改变,可精确测量软骨厚度和体积;但其不足之处在于扫描时间较长,层厚薄,信噪比低,运动伪影明显。

6. 脂肪抑制三维快速小角度成像及水激发三维快速小角度成像

脂肪抑制三维快速小角度成像(fat-suppressed 3D fast low

angle shot, FS-3D-FLASH) 是软骨成像研究中的热点序列,能显示较小的关节软骨缺损模型,但是成像时间过长是其主要缺点,易出现运动伪影,这使得 FS-3D-FLASH 序列在临床应用中受到一定限制。目前水激发技术的应用研究较少,该技术采用层面选择组合脉冲,只有水质子受到了激发,而脂肪中质子自旋保持稳定,不产生信号,相比于需先施加脂质预饱和脉冲的 FS 技术,水激发技术避免了这一费时的过程,从而缩短了采集时间,同时消除了化学位移伪影,与 FS 技术相比,应用水激发技术时骨髓的信号更低且更均匀。此外,其对不均匀磁场的敏感性较低,减少了金属伪影,有利于关节置换患者的 MRI 检查。因此,水激发三维快速小角度成像(water-excitation 3D fast low angle shot, WE-3D-FLASH) 序列的软骨成像优于 FS-3D-FLASH^[26],对关节软骨的定量测量更为准确。

7. 3D-FS-EPI

Ba-Ssalamah 等^[27]应用此技术明显缩短了踝关节软骨的扫描时间,与 3D-FSPGR 相比,前者扫描时间是后者的 1/4,而图像质量无明显差异。3D-FSPGR 被认为是评价关节软骨病损最敏感的序列之一,但扫描时间较长限制了其在临床上的应用,3D-FSPGR 也可采用 EPI 技术,但 EPI 的缺点是对患者制动要求严格,对移动非常敏感,磁伪影也比较明显。虽然 3D-FS-EPI 序列明显缩短了扫描时间,但对于关节软骨较薄的踝关节,3D-FS-EPI 和 3D-FSPGR 序列测量软骨厚度和体积的精确性还不够。

8. 三维稳态梯度重聚焦采集序列(3D-GRASS)

3D-GRASS 是另一种能产生类似关节造影效果的三维成像序列,在此序列上关节软骨呈中等信号,与高信号的关节液及骨髓组织对比强烈。Kijowski 等^[12]将其结合最小二乘估计脂水分离技术(iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation, IDEAL)应用于软骨成像,IDEAL 抑脂较传统 FS 技术能得到较高的关节液/软骨对比信噪比,特别适用于踝关节软骨成像,该技术采用不均匀回波及最小二乘法得到一系列水图像、脂图像及水脂结合图像,并且图像是校正过化学位移伪影的,可以获得软骨最大信噪比及对比噪声比,对软骨的显示优于 FSPGR 及 IDEAL-SPGR。中等信号的软骨与高信号的关节液及低信号的骨髓组织分界清楚,能精确进行软骨体积的测量及软骨损伤部位深度的测定,扫描时间长是该序列的主要缺点。

踝关节软骨 MR 分子成像及定量分析

理想的踝关节成像序列除了能清晰显示软骨形态学改变,更重要的是能定量定性反映软骨生化成分的分布与含量。磁共振分子成像与定量分析技术可提供软骨代谢和生化信息,为探测关节软骨形态学变化之前软骨的生化改变提供了可能性。这些生化信息的定量分析能在形态学改变之前灵敏反映软骨损伤的存在及软骨退变的进展。

1. 扩散加权成像

DWI 反映的是水分子自由扩散的程度,在软骨病损的早期阶段,由于蛋白多糖和胶原的崩解,对水分子自由扩散的限制作用减弱,水分子的自由扩散速度加快,软骨的表现扩散系数增加,从而病变区的 DWI 信号减低;对 DWI 信号的减低范围与程度进行定量测量,可以间接反映病损区蛋白多糖、胶原、水分

三者的改变程度。DWI 还可评估软骨修复的成熟度,成熟度越高,结合水越多,水分子扩散明显受限,DWI 信号也就越高。Quirbach 等^[28]认为结合高场强和多通道线圈,DWI 及其 DWI 图像能反映踝关节软骨修复组织内的超微结构,提供更有价值的生化信息。它的不足之处在于易受运动伪影影响,应用 EPI 技术可减少运动伪影、提高扫描速度,但 EPI 易在软骨和骨的交界面出现磁敏感伪影;由于关节软骨的 T_2 弛豫时间较短,DWI 必须缩短其回波时间以增强软骨信号,这会造成信噪比的降低和伪影的增多。

2. 延迟钆增强磁共振成像

软骨病损时,蛋白多糖被认为是最先丢失的细胞外基质成分,延迟钆增强磁共振成像(delayed gadolinium enhanced magnetic resonance imaging of cartilage, dGEMRIC)能显示软骨病变早期蛋白多糖的丢失。对比剂经静脉注射后,需 90min 扩散进入关节腔,渗透软骨表面至软骨下骨并达到平衡。蛋白多糖侧链带负电荷,而对比剂 Gd-DTPA 也带负电荷,两者的相互作用使 Gd-DTPA 分布于关节软骨中蛋白多糖缺失的部分,在 T_1 WI 上显示为软骨局部信号增高。将磁共振采集的 T_1 加权数据重构 T_1 图,选定软骨兴趣区,即可显示相应区域的纵向弛豫时间(T_1 值)^[29]。Gd-DTPA 浓度与 T_1 值呈反比关系, T_1 值可直接反映蛋白多糖的含量及分布。正常软骨区域,对比剂结合少, T_1 值高,呈相对低信号,而软骨病损区结合多, T_1 值低,呈高信号。延迟钆增强磁共振成像不仅可以显示早期软骨病变的蛋白多糖丢失,而且可以反映软骨修复的成熟度,Gd-DTPA 能深入软骨修复部位与修复组织中的蛋白多糖相结合,定量反映修复组织蛋白多糖的含量和分布。Domayer 等^[30]将 3.0T dGEMRI 成像技术应用于踝关节软骨 T_1 值的定量测量,研究表明 dGEMRI 应用于踝关节是可行的、准确的。此项技术主要缺陷在于注射对比剂后至少需要等待 90min 后才能进行检查,图像采集、重构所需时间长,而且在对比剂注射前后扫描难以获得相同位置的图像,需要进行图像配准。因此,在解决上述问题之前,临床广泛开展这项技术仍受到一定的限制^[31]。

3. 软骨 T_2 值测量和 T_2 -map

软骨 T_2 图是通过多层面多回波自旋回波图像进行计算,将每一个像素用伪彩编码后绘制成色阶或灰阶图像,测量兴趣区的 T_2 值,从而达到量化评价软骨结构的目的^[32]。软骨基质中与胶原和蛋白多糖结合的水分子可促使 T_2 衰减,使 T_2 WI 上软骨信号降低,而关节滑液中的自由水则表现为高信号。病损软骨中胶原和蛋白多糖减少,引起自由水增加,使 T_2 WI 信号升高。随着基质成分的进一步丢失,信号将进一步增强^[33]。胶原排列方向与含量是决定 T_2 值的主要因素, T_2 图与 T_2 值量化分析可应用于探测关节软骨退变过程中的胶原改变,而对蛋白多糖含量的变化相对不敏感。 T_2 图较其他反映生化信息的序列简单易行,对软骨病损特异度高,是软骨定量分析研究中最常用的序列。Welsch 等^[21]证实了 T_2 图应用于踝关节软骨的可行性和可重复性,可用于对软骨病损的诊断、分级以及软骨修复过程的随访。最近新出现的 T_2^* 图与 T_2 图相比在保证相同空间分辨率的条件下,明显缩短了扫描时间^[34]。Kurkijärvi 等^[35]在注射对比剂后将 T_2 图与 dGEMRI 相结合,认为这种方法 Gd 对 T_2 的影响甚少,可以同时反映软骨中蛋白

多糖和胶原的含量、分布,能够提高诊断的敏感性及评估的准确性。

4. 软骨自旋锁定成像与 $T_{1\rho}$ 值测量

自旋锁定成像是采用自旋锁定脉冲序列,设定系列自旋锁定时间,将磁共振所采集的系列 $T_{1\rho}$ WI 重构 $T_{1\rho}$ 图,然后用色阶或灰阶图像显示,设定兴趣区,即可定量测定兴趣区的 $T_{1\rho}$ 值^[35]。Borthakur 等^[8]研究指出, $T_{1\rho}$ 是反映软骨蛋白多糖含量和分布的定量指标,诊断早期软骨病损的敏感度高于 T_2 值,并且 $T_{1\rho}$ 与软骨病损程度存在很强的相关性,可用于长期随访和疗效预后评估。 $T_{1\rho}$ 值与 dGEMRI 技术的 T_1 值一样反映的是软骨蛋白多糖的分布和含量,能在形态学改变之前探测软骨早期病变引起的蛋白多糖的丢失,由于该成像技术不需要注射对比剂,也不需要长时间的延迟等待,因此可望替代 dGEMRI。但这个序列不是所有临床 MRI 都有,而且需要复杂的后处理过程,一般商用磁共振扫描仪尚没有配备此项技术,缺乏 $T_{1\rho}$ 图重构的程序;此外,图像采集时间过长,自旋锁定成像过程中会产生热效应也是该技术不可忽视的缺点。

5. 钠 MRI

钠离子是软骨基质中的正电荷离子,与蛋白多糖带负电荷的侧链相互作用,钠成像对关节软骨的蛋白多糖异常敏感,通过 MRS 测量 Na 在软骨中的分布并与正常软骨中的 Na 分布图对照可显示蛋白多糖含量的改变程度。钠 MR 成像目前正用于研究软骨退变早期蛋白多糖大分子的定量分析,探测异常区,以期用于诊断。但是软骨基质中钠质子的浓度仅为总质子浓度的千分之一,这就使得钠 MR 成像敏感性差、信号强度低、空间分辨力低、扫描时间长,并且要求有特殊的空间传输和接收线圈、强大而稳定的主磁场和梯度场,故该技术目前很难应用于临床。钠 MR 成像仅在动物、人体腕关节、膝关节上进行过成像研究,将其应用于踝关节还存在很多技术难题^[11]。

踝关节软骨 MRI 存在的问题及展望

临床上对软骨病损早期诊断、预后评估的需求日益提高,MRI 作为一种无创性检查技术在踝关节软骨中的应用价值已得到证实。各种 MRI 新技术的研究应用,促进了踝关节软骨成像的发展,然而,在关节软骨的磁共振分层表现、早期软骨病变的磁共振诊断、分级以及显示软骨的磁共振最佳序列等方面仍存在诸多争议,也是争相研究的热点,尚未形成统一标准。如有学者研究认为 3D-DESS 和 FLASH 序列对踝关节软骨的显示不优于标准 FSE- T_1 WI 和 PDWI 序列,Goldy 等^[36]认为 CT 踝关节成像图像质量优于 MR 踝关节成像。对于这些研究结果的差异和争议,还需进行大样本、统一、规范的验证及对比研究。

随着踝关节软骨 MRI 技术的不断更新,研究已从单纯软骨的形态学成像转变为软骨的代谢、生化成像,开始对显示软骨内部成分分布和含量的分子影像进行研究,以期临床提供能定量定性诊断早期软骨病损、评估各种软骨治疗方法疗效预后的依据,但对于踝关节,软骨厚度较薄,体积太小,周围结构复杂,高分辨力、高信噪比扫描是必需的,但需权衡空间分辨力和信噪比之间的关系,提高空间分辨力势必会造成信噪比的降低,要获得足够高的信噪比就不可避免地增加了扫描时间,这

是所有序列都存在的缺点与不足。如何有效缩短扫描时间但又保证能为诊断提供最佳图像质量是上述 MRI 技术能否广泛应用于临床的决定因素,这也将是未来软骨成像研究所要解决的问题。

踝关节软骨的 MRI 对患者的制动要求比较严格,上述序列对软骨厚度、体积、生化信息的测量都存在一定的误差;踝关节周围局部软组织血肿和骨软骨碎片等的影响都可能导致 MRI 对软骨损伤错误的分级及定量测量的偏差,目前,MRI 对 I 级软骨损伤检出的准确度还不够高,与关节镜对比差异较大。因此,新型 MRI 序列在踝关节软骨成像的临床应用还存在着很多需要解决的问题。

参考文献:

- [1] Millington SA, Li B, Tang J, et al. Quantitative and topographical evaluation of ankle articular cartilage using high resolution MRI [J]. J Orthop Res, 2007, 25(2): 143-151.
- [2] Feiwell LA, Frey C. Anatomic study of arthroscopic debridement of the ankle [J]. Foot Ankle Int, 1994, 15(11): 614-621.
- [3] Disler DG, McCauley TR, Kelman CG, et al. Fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of hyaline cartilage defects in the knee: comparison with standard MR imaging and arthroscopy [J]. AJR, 1996, 167(1): 127-132.
- [4] Bredella MA, Tirmann PF, Peterfy CG, et al. Accuracy of T_2 -weighted fast spin-echo MR imaging with fat saturation in detecting cartilage defects in the knee: comparison with arthroscopy in 130 patients [J]. AJR, 1999, 172(4): 1073-1080.
- [5] Mintz DN, Tashjian GS, Connell DA. Osteochondral lesions of the talus: a new magnetic resonance grading system with arthroscopic correlation [J]. Arthroscopy, 2003, 19(4): 353-359.
- [6] Tan TC, Wilcox DM, Frank L, et al. MR imaging of articular cartilage in the ankle: comparison of available imaging sequences and methods of measurements in cadavers [J]. Skeletal Radiol, 1996, 25(8): 749-755.
- [7] Bauer JS, Banerjee S, Henning TD, et al. Fast high-spatial-resolution MRI of the ankle with parallel imaging using GRAPPA at 3T [J]. AJR, 2007, 189(1): 240-245.
- [8] Borthakur A, Mellon E, Niyogi S, et al. Sodium and $T_{1\rho}$ MRI for molecular and diagnostic imaging of articular cartilage [J]. NMR Biomed, 2006, 19(7): 781-821.
- [9] Winalski CS, Gupta KB. Magnetic resonance imaging of focal articular cartilage lesions [J]. Top Magn Reson Imaging, 14(2): 131-144.
- [10] Mosher TJ, Dardzinski BJ, Smith MB. Human articular cartilage: influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T_2 -preliminary findings at 3T [J]. Radiology, 2000, 214(1): 259-266.
- [11] Stefan Marlovits, Tallal Charles Mamisch, et al. Magnetic resonance imaging for diagnosis and assessment of cartilage defect repairs [J]. Injury, Int J Care Injured, 2009, 39(1): 13-25.
- [12] Kijowski R, Tuite M, Passov M, et al. Cartilage imaging at 3.0T with gradient refocused acquisition in the Steady-State (GRASS) and IDEAL fat-water separation [J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 28(1): 167-174.
- [13] Recht MP, Goodwin DW, Winalski CS, et al. MRI of articular car-

- tilage; revisiting current status and future directions[J]. AJR, 2005, 185(4): 899-914.
- [14] Disler DG, McCauley TR, Kelman CG, et al. Fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of hyaline cartilage defects in the knee: comparison with standard MR imaging and arthroscopy[J]. AJR, 1996, 167(1): 127-132.
- [15] 罗小平, 华兰娇, 丁爱民, 等. 中低磁场 3D-FS-SPGR 结合三维重建技术对关节软骨损伤的诊断价值[J]. 中国临床医学影像杂志, 2005, 16(3): 153-155.
- [16] 朱宝林, 亓建洪, 张经健, 等. 关节软骨病损的磁共振成像及其与大体标本的对照研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2005, 13(8): 598-601.
- [17] Rakow-Penner R, Gold G, Daniel B, et al. Reduction of truncation artifacts in rapid 3D articular cartilage imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 27(4): 860-865.
- [18] Yoshioka H, Stevens K, Hargreaves BA, et al. Magnetic resonance imaging of articular cartilage of the knee: comparison between fat-suppressed three-dimensional SPGR imaging, fat-suppressed FSE imaging, and fat-suppressed threedimensional DEFT imaging, and correlation with arthroscopy[J]. J Magn Reson Imaging, 2004, 20(5): 857-864.
- [19] Barr C, Bauer JS, Malfair D, et al. MR imaging of the ankle at 3 Tesla and 1.5 Tesla: protocol optimization and application to cartilage, ligament and tendon pathology in cadaver specimens[J]. Eur Radiol, 2007, 17(6): 1518-1528.
- [20] Schibany N, Ba-Ssalamah A, Marlovits S, et al. Impact of high field (3.0T) magnetic resonance imaging on diagnosis of osteochondral defects in the ankle joint[J]. Eur J Radiol, 2005, 55(2): 283-288.
- [21] Welsch GH, Mamisch TC, Weber M, et al. High-resolution morphological and biochemical imaging of articular cartilage of the ankle joint at 3.0T using a new dedicated phased array coil; in vivo reproducibility study[J]. Skeletal Radiol, 2008, 37(6): 519-526.
- [22] Woertler K, Rothmann M, Tombach B, et al. Detection of articular cartilage lesions: experimental evaluation of low- and high-field strength MR imaging at 0.18 and 1.0T[J]. J Magn Reson Imaging, 2000, 11(6): 678-685.
- [23] Kornaat PR, Reeder SB, Koo S, et al. MR imaging of articular cartilage at 1.5T and 3.0T: comparison of SPGR and SSFP sequences[J]. Osteoarthritis Cartilage, 2005, 13(4): 338-344.
- [24] Stevens KJ, Busse RF, Han E, et al. Ankle: isotropic MR imaging with 3D-FSE-Cube-initial experience in healthy volunteers[J]. Radiology, 2008, 249(3): 1026-1033.
- [25] 赵晨, 毕擎, 夏冰, 等. 脂肪抑制三位稳态旋进快速成像 FS-3D-FISP 序列在诊断踝关节软骨损伤中的应用价值[J]. 中华医学杂志, 2010, 90(25): 1752-1755.
- [26] 徐磊, 赵斌, 王光彬, 等. 三维 FLASH 序列关节软骨 MR 成像的实验研究[J]. 医学影像学杂志, 2005, 15(7): 599-602.
- [27] Ba-Ssalamah A, Schibany N, Puig S. Imaging articular cartilage defects in the ankle joint with 3D fat-suppressed echo planar imaging: comparison with conventional 3D fat-suppressed gradient echo imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2002, 16(2): 209-216.
- [28] Quirbach S, Trattnig S, Marlovits S. Initial results of in vivo high-resolution morphological and biochemical cartilage imaging of patients after matrix-associated autologous chondrocyte transplantation (MACT) of the ankle[J]. Skeletal Radiol, 2009, 38(8): 751-760.
- [29] Bashir A, Gray ML, Burstein D. Gd-DTPA as a measure of cartilage degradation[J]. Magn Reson Med, 1996, 36(5): 665-673.
- [30] Domayer SE, Trattnig S, Stelzeneder D, et al. Delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage in the ankle at 3T: feasibility and preliminary results after matrix-associated autologous chondrocyte implantation[J]. J Magn Reson Imaging, 2010, 31(3): 732-739.
- [31] Lammentausta E, Kiviranta P, Nissi MJ, et al. T₂ relaxation time and delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC) of human patellar cartilage at 1.5T and 9.4T: relationships with tissue mechanical properties[J]. J Orthop Res, 2006, 24(3): 366-374.
- [32] Mosher TJ, Dardzinski BJ, Smith MB. Human articular cartilage: influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T₂- preliminary findings at 3T[J]. Radiology, 2000, 214(1): 259-266.
- [33] Lehne KB, Rechl HP, Gmeinwieser JK, et al. Structure, function and degeneration of bovine hyaline cartilage: assessment with MR imaging in vitro[J]. Radiology, 1989, 170(2): 495-499.
- [34] Krause FG, Klammer G, Benneker LM, et al. Biochemical T₂* MR Quantification of ankle arthrosis in pes cavovarus[J]. J Orthop Res, 2010, 28(12): 1562-1568.
- [35] Kurkijärvi JE, Nissi MJ, Rieppes J, et al. The zonal architecture of human articular cartilage described by T₂ relaxation time in the presence of Gd-DTPA[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 26(5): 602-607.
- [36] Goldy GE, Burstein D, Dardzinski B, et al. MRI of articular cartilage in OA: novel pulse sequences and compositional/functional markers[J]. Osteoarthritis Cartilage, 2006, 14(suppl): 76-86.

(收稿日期: 2012-06-19)