

综述

超高场磁共振成像技术与临床应用*

1. 广东省北京大学深圳医院

(广东 深圳 518036)

2. 广东省北京大学深圳研究生院

(广东 深圳 518055)

张宏¹ 成官迅¹ 陈延军¹吴军¹ 王树滨¹ 石宇¹赵永胜¹ 任秋实²

【关键词】超高场; 磁共振成像; 磁共振波谱; 临床应用

【中图分类号】R442.5

【文献标识码】A

【基金项目】深圳市精准医学影像大设施项目资助

DOI: 10.3969/j.issn.1672-5131.2020.08.053

通讯作者: 任秋实

在大部分人体成像情况下, 测量噪声由样品而非测量硬件控制^[1]。因此, 克服信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)基本极限的最有前途的方法是增加样品的自旋极化, 这可以通过注入多种超极化技术制备的外源性物质来实现。但是, 人们对利用更高的静磁场来提高体内整个样品的热平衡自旋极化非常感兴趣, 自1990年代后期以来, 在适当的伦理许可下, 人们一直在探索高达9.4T的更高磁场, 用于神经科学和临床研究^[2]。本综述定义 $\geq 7\text{T}$ 的磁场强度为“超高场”或UHF, 本综述的目的是介绍这种高磁场人体磁共振成像可能带来的临床应用。

1 平行传输(Parallel Transmission)

1.1 技术方面 通往临床超高场磁共振成像的主要挑战是应对射频场发射的磁场和电场分量的空间幅度大小和相位变化。这些变化是由于射频波长较低而导致的, 其与超高场时人体头部和身体的空间尺寸相似。射频场的空间变化会影响信号和MR图像的对比度, 电场的变化会导致比吸收率(specific absorption rate, SAR)出现局部峰值, 导致组织的局部加热, 许多技术试图减少这种变化, 其他技术则旨在MRI采集过程中控制这一变化。用于体部成像以及进一步提高头部图像质量的一种有前途的办法是使用通常具有8个、16个或更多传输通道的多Tx发射通道线圈。这种线圈允许在N个Tx通道上传输N个独立的射频脉冲, 这种方法称为并行传输(pTx)^[3]。

1.2 应用领域 现在, 通常用于人体应用的一些最先进的3T系统具有2个发射通道的pTx系统, 这促进了pTx在高磁场下的应用^[4]。二维或三维空间选择性pTx射频脉冲对于超高场应用非常重要, 因为它们可以在获得高空间分辨率的同时减少采样时间, 并通过超高场抵消SNR(signal-to-noise ratio, 信噪比)的降低, 这样的射频脉冲是当前成像和光谱学研究的主题。

2 高分辨率成像和运动校正

在临床MRI中, 已经提出了许多方法来探测和校正患者运动和相关的成像伪影, 它们可以分类为运动探测方式和校正方法。可以使用基于MR本身进行检测, 可以使用采用其他硬件的外部运动跟踪系统来检测运动, 而与MRI采样无关, 例如通过光学方法^[5]或通过将小型射频线圈连接到成像物体上。

Stucht等已经使用前瞻性光学运动校正技术提供了非常高分辨率的人脑数据。在比较440 μm 分辨率的三维MPRAGE(magnetization-prepared rapid gradient echo 磁化准备快速梯度回波)和平面内分辨率为250 μm , 切片厚度为2mm的二维GRE时, 结果证实了Federau等人的发现, 即使在高分辨率采集的高度合作受试者中, 运动校正可以提高结构的清晰度和SNR。

3 磁敏感加权成像, 相衬和定量磁敏感图

磁敏感加权成像(susceptibility-weighted imaging, SWI)和

定量磁敏感图 (quantitative susceptibility mapping, QSM) 均使用相位信息, 超高场强对MR信号相位进行成像的好处和挑战至关重要。

3.1 脑部解剖

3.1.1 正常的大脑: 超高场MRI提供的SWI, MR相和QSM的高空间分辨率和高对比度使以前难以使用常规MRI定义的各种大脑结构成为可能。在7T时, 在SWI和QSM中可以明显地区分丘脑下核与黑质, 可见红色核的子结构。可以使用SWI明确定义苍白球内侧和苍白球外部, 以及小脑核及其子结构。QSM还为基底神经节及其子结构以及脑干提供了出色的, 与组织学染色相当的可视化效果^[6]。

3.1.2 神经退行性疾病: 借由QSM显示帕金森病黑质解剖结构的变化已有报道^[7], 超高场的SWI和QSM可以提供MRI指导的治疗策略(如深部脑刺激)所需的对比度和精度。

3.1.3 血管成像, 充氧: 由于血液氧合的变化与血液磁化率的变化直接相关, 因此QSM可用于跟踪血液氧合的变化, 超高场MRI具有很高的空间分辨率, 可以评估血管内的磁化率。

3.1.4 正常的大脑: 超高场MRI可以可看到和分割更精细的血管^[8]。

3.1.5 功能性MRI: 与在幅度成像上观察到的BOLD(blood-oxygen-level-dependent, 血氧水平依赖)效应相比, 使用QSM可以更直接地绘制与磁敏感相关的血液氧合变化的效应图像, 超高场由于其相位图像中的高CNR而特别有用。

3.1.6 微出血, 出血和畸形: 当对血管性痴呆中发生的微出血进行成像时, 在7T时发现的大脑微出血几乎是两倍1.5T使用

相当的序列参数。使用SWI的超高场MRI也是对脑肿瘤血管出血进行成像的绝佳方式, 以及观察放射治疗长期影响所致微出血^[9]。

3.2 多发性硬化症 在研究新发现的多发性硬化症(multiple sclerosis, MS)病变的病变内静脉时, 使用SWI观察到静脉体积增加, 有助于区分MS和视神经脊髓炎, 因为在MS中通常观察到病灶内静脉, 但大多数病变在视神经脊髓炎中却没有^[10]。

3.3 非血红素铁和矿化的成像和定量 超高场的铁定量也得益于高CNR和更高的分辨率, 因为可以从周围环境更好地描绘出铁定量的相关结构并且子结构变得可见。

3.4 肿瘤 QSM能够可视化胶质瘤的钙化, 并且由于其磁化性不同, 能够可靠地区分钙化和出血。在胶质母细胞瘤中检测钙化可以区分是否为含少突胶质细胞, 这在为患者提供预后时可能是重要的。

3.5 多发性硬化病灶 超高场具有很高的空间分辨率, 可以使用相图和磁敏感图对MS病变进行详细分类, 其外观与铁积累有关。3T MRI无法像7T MRI一样可靠地检测到皮质病变^[11]。

3.6 神经退行性疾病 在各种神经退行性疾病中已经报道了在不同的脑核和皮质中的铁蓄积或铁耗竭。与健康对照组相比, 已对确诊前的亨廷顿氏病患者的尾状核, 壳核和苍白球的铁积累相关的磁化率变化进行了测量^[12]。

3.7 体部应用 除大脑外, 在超高场, 通过使用专用16通道发射/接收线圈阵列的SWI和体积选择性静磁场匀场实现了对心肌微结构的评估。7T可用于缩短QSM的采集时间或在临床可接受

的扫描时间内实现更高分辨率的QSM^[13]。

4 X核成像

为表征各种细胞代谢过程, 通常希望通过MRI或MRS对除¹H以外的其他核进行无创测量。这些核通常表示为X核。只有具有奇数个质子和/或奇数个中子的原子核具有磁自旋矩, 因此对于MRI/MRS可见。X核可分为自旋-1/2核(例如¹³C, ¹⁹F, ³¹P)和四极核(即自旋>1/2; 例如¹⁷O, ²³Na, ³⁵Cl, ³⁹K)。

4.1 离子成像(Na⁺, K⁺, Cl⁻) 正常和患病的人体大脑的²³Na MRI已经在低场强(1.5T)使用了30年, 最近才在7T和9.4T系统下, 在体人脑和肌肉组织³⁵Cl和³⁹K MRI显示了其可行性。与²³Na MRI相比, ³⁵Cl和³⁹K MRI的SNR分别低约8倍和11倍。因此, 多年来一直认为在体³⁵Cl和³⁹K 磁共振成像不现实。在2009年, Augath等人使用9.4T小动物MRI系统展示了大鼠大脑的第一张在体³⁹K图像, 一年后, 发表了大鼠脑的第一张体内³⁵Cl图像, 这些核的成像极大受益于超高磁场强度, 例如21.1T^[14]。尽管²³Na MR研究经常作为临床研究的一部分, 但³⁵Cl MRI很少被研究, ³⁹K MRI仅应用于少数健康课题, 非常值得对这些离子进行非侵入式定量研究, 以探究体内离子的动态平衡。

4.2 人脑的²³Na MRI 大多数²³Na MRI研究都集中在大脑上, ²³Na MRI已应用于研究脑肿瘤, 缺血性中风, 阿尔茨海默氏病, 亨廷顿氏病, 癫痫, 老年病, 创伤性脑损伤和多发性硬化症。在脑肿瘤中, Na⁺浓度通常会增加。钠反转恢复成像可能有助于区分这两种基本的可能性^[15]。在缺血性

中风中, ^{23}Na MRI可被用来识别离子稳态的区域。但是,较长的采集时间和 ^{23}Na MRI的实验特性(例如,要求在1H和 ^{23}Na 之间改变射频线圈)一直无法使 ^{23}Na MRI应用在涉及卒中患者的较大型的临床研究中。 ^{23}Na MRI也可用于研究正常衰老过程中的细胞体积分数,在正常人的所有脑区域,体内组织细胞体积分数随年龄的增长而保持恒定。随着高场磁共振扫描仪和更先进的钠磁共振采集技术的出现,使得分辨率和信噪比更高,钠磁共振成像(^{23}Na MRI)以其非侵入性的特性提供了一个独特的机会^[16]。

4.3 ^{23}Na 肌肉骨骼系统的Na MRI 也有一些 ^{23}Na MRI研究专注于肌肉组织。与其他器官(如脑,皮肤和软骨组织)相比,高空间分辨率对骨骼肌 ^{23}Na MRI的要求不那么重要。超高场系统似乎是建立 ^{23}Na MRI作为研究软骨退变的临床工具的先决条件。

4.4 ^{23}Na MRI在其他身体部位 ^{23}Na MRI在人脑和肌肉骨骼系统之外应用较少,这很可能是由于缺乏可用的专用射频线圈。但是,许多令人感兴趣的应用研究都受益于在超高场强下可获得的更高的SNR。例如,已经在乳腺癌患者中进行了 ^{23}Na MRI研究并用于乳腺癌的治疗监测,探究肺部肿瘤,研究肾功能,并分析 Na^+ 在皮肤组织中的储存,这似乎在盐敏感性高血压中起重要作用。然而,较小的皮肤厚度对 ^{23}Na MRI具有挑战性。研究显示,超高场 ^{23}Na MRI与专用射频线圈相结合可以可靠地定量皮肤 Na^+ 含量。在超高磁场强度下,心肌钠MRI也可能发展为研究组织活力的临床研究工具。但是,即使在7T的磁场强度下,由于呼吸和心脏运动,心肌钠MRI仍然存在挑战^[17]。

4.5 ^{17}O 磁共振成像 ^{17}O 的低自然丰度可以使MRI研究用富含 $^{17}\text{O}_2$ 作为示踪剂。 ^{17}O MRI可以无创地确定脑代谢的耗氧率(cerebral metabolic rate of oxygen consumption CMRO_2),其可以被视为细胞活力的指标。 CMRO_2 耗氧率降低(Warburg效应),在癌症、帕金森氏症和阿尔茨海默氏病有报道^[18],这可能会发展成有价值的诊断标记。

超高场MRI可以实现 ^{23}Na MRI的临床研究应用,并使更低的在体敏感性的 ^{17}O , ^{35}Cl 和 ^{39}K 的核素成像成为可能,由于超高场系统的可用性不断提高,技术进步以及大量的临床研究应用,X核MRI在不久的将来有可能从临床研究工具发展成为诊断工具。

5 MR波谱和波谱成像

^{31}P 核磁共振波谱学和 ^1H 磁共振成像都是在1970年代开发的,可直接得到在体临床生化和能量代谢信息。高磁场,特别是超高场磁共振磁体的出现为开发和优化新技术提供了动力,以实现快速,特别是人脑,肝脏和骨骼肌的局部磁共振波谱和磁共振波谱成像,下面讨论了脑中快速 ^1H 磁共振波谱成像,肝和心脏中的 ^1H , ^{13}C 或 ^{31}P 磁共振波谱以及骨骼肌中动态 ^{31}P 磁共振波谱的进展^[19]。

5.1 脑代谢 借助质子具有较高的灵敏度,并且与超高场磁体和多通道相控阵线圈结合使用,给1H波谱成像灵敏度带来最新进展。尽管仍然受到低静磁场和射频场均匀性,低分辨率,长测量时间以及SAR限制的制约,已经开发了超高分辨率磁共振波谱成像序列来克服这些限制。

5.2 肝脏代谢 当应用于肝脏时,磁共振波谱可作为研究健

康受试者和各种疾病患者的新陈代谢的重要工具。即使在较低的场强下, ^1H 磁共振波谱也可以估算健康肝脏,非酒精性脂肪肝(NAFL)和丙型肝炎中的脂质含量,肝细胞脂质浓度与肝糖原储存,内源性葡萄糖生成以及胰岛素抵抗相关等。 ^{13}C 磁共振波谱可以测量葡萄糖的产生和糖原储存,可以研究肝糖原分解和糖异生,并使用标记的前体对肝线粒体通量进行量化。使用 ^{31}P 磁共振波谱,发现2型糖尿病患者肝脏中的ATP和无机磷酸盐含量降低, ^{31}P 饱和转移法显示磷酸化通量降低^[20]。

5.3 骨骼肌新陈代谢 超高场 ^{31}P 磁共振波谱对于研究肌肉代谢特别有用,因为场强的增加不会像在7T质子磁共振成像对SAR或强制性脂肪/水抑制产生的典型挑战那样,产生任何明显的不良影响。7T时的 ^{31}P 共振频率仅为约120MHz。更有利的是,由于化学位移各向异性贡献的增加,在大约3T以上场强下, ^{31}P T_1 弛豫时间减少,可以在更短的TRs上实现更高的扫描效率。因此, ^{31}P 磁共振波谱是7T及更高场强下超高场磁共振波谱的理想选择,因为减少的弛豫时间有助于增加灵敏度,而不会产生上述不利影响,从而提高特异性和足够的灵敏度。

5.4 心脏代谢 ^1H 和非质子磁共振波谱方法非常适合研究心脏代谢,并且在广泛的临床应用中具有巨大的潜力。肌酸和甘油三酸酯含量可通过 ^1H 磁共振波谱获得,可以使用 ^{31}P 磁共振波谱测量高能代谢物, ^{13}C 磁共振波谱可用于靶向标记的或超极化的丙酮酸和碳酸氢盐^[21]。

6 CEST成像

化学交换饱和转移(chemical exchange saturation transfer, CEST)允许通过将饱和和质子磁化转移到丰富的水环境中,间接检测含有可交换质子的稀释分子,典型的CEST序列由一个选定的射频预饱和和随后通过磁共振成像快速读取经调制的大量水信号组成。

CEST是一种很有前途的分子成像工具,为研究者和临床医生提供了新的机会。它允许对已知经典成像方法无法捕获的化合物信号进行成像,即使是在毫摩尔尺度下。CEST方法主要用于神经系统疾病代谢标志物的成像,但也适用于肿瘤学和肌肉骨骼系统病理生理学的演示^[22]。从水质子共振中分离出的更大的频率特别有利于接近水的CEST共振,如胺、鸟苷或羟基,这些通常在3T时在足够的信噪比下无法分辨。在超高场上获得的见解可用于进一步理解3T下可观察到的CEST效果,这些效果已经显示出潜在的临床意义。

7 功能磁共振成像

使用血氧合水平依赖性测量大脑激活的功能磁共振成像(fMRI)可能是开发7T及以上超高场系统的最初驱动力,动机是期望在静态磁场强度的作用下,BOLD的灵敏度会有超线性的增加,并且改进了内在的空间定位^[23]。

功能磁共振成像在超高磁场领域有广泛的应用,超高场功能磁共振成像显得特别适合的特定应用,这些包括在新皮层和皮层下灰质中获得高空间分辨率,并扩展到皮层和皮层列。

7.1 高分辨率功能磁共振成像 在超高场强下进行功能磁共

振成像的直接吸引力是提高固有空间分辨率的潜力。大多数研究都集中在对初级皮层成像上,其中一些基础的精细结构已经从动物实验中获知或假设。超高场功能磁共振成像潜在功能的最有说服力的早期展示之一是在初级听觉皮层中发现了频率响应分布,大约十年后,在人类下丘脑中发现了类似的频率响应分布。

7.2 图层和列 人的新皮层大约3毫米厚,最多包含6个组织学层,而皮质柱的直径各不相同,但通常小于1毫米。因此,要对这些结构进行成像,必须将空间分辨率提高到大于1mm,并且在许多情况下,必然的结果是不再可以实现全脑覆盖。使用多回波射频扰动梯度回波进行的详细研究表明,初级视觉皮层的激活曲线如何随TE变化,因为在TE较短时,血管内信号(T_2 较短)趋于占主导地位,而在TE较长时,实质信号更重要^[24]。

8 结 论

磁共振^[25]已将自己确立为现代临床医学中最主要的诊断方法之一,通过提供有关人脑结构和功能的重要信息,它在最新的神经认知研究中也发挥了至关重要的作用。该技术的主要弱点仍然是灵敏度有限,导致在空间和时间分辨率之间持续权衡取舍,从而使其无法充分发挥潜力来提供重要的生物和代谢信息。

分析核磁共振和临床前磁共振成像研究已经引导了解决这些缺陷和提高MR灵敏度的更高磁场的进步,这些应用只需要较小的磁体孔径,人体尺寸大小的系统和这些小口径系统之间的明显区别是被研究物体的大小。在超高场,人体大小的物体中,被研究

物体离开了准静态体系并进入电磁体系,因此必须考虑波的传播。理论研究和实验研究都显示了额外的空间非均匀的超线性信噪比增加,深层结构不成比例地受益。最近一项经过精心设计的实验研究表明,在磁场范围从3T到9.4T,人脑的SNR增长与 B_1 的650成正比^[26]。

超高场下SNR和CNR的增加是一项普遍利益,不仅可以改善现有应用,包括高分辨率结构成像和磁化加权成像,也可以促进磁共振的全新应用领域,尤其是在使用 1H 的波谱学和CEST成像以及使用 X 核的成像和波谱学方面。随着超高场的出现,这些新应用甚至可以实现从研究到临床诊断的飞跃^[27]。

超过11.7T的步伐意味着人体尺寸的磁体有了重大的技术飞跃。几乎所有用于11.7T以下的超导磁体的超导体都是铌钛,但是更高的磁场强度要求至少部分使用超导体具有较高的临界场,很可能是铌锡(Nb3Sn)。由于铌锡的制造困难,其价格大约比铌钛的价格高一个数量级。尽管存在这些技术和经济挑战,但磁场强度的上限很可能最终将取决于强磁场的生理效应。尽管目前尚无已知静磁场对健康的长期影响,但短暂的感官副作用(如恶心,头晕,金属味和闪光)在某些时候可能变得如此严重,以至于受试者不愿接受暴露在强磁场下。然而,在7T和9.4T的经验表明,这些副作用尚未成为主要关注的问题^[28]。

应当指出,目前,没有超过7T的项目旨在将新的磁场强度引入常规临床应用。而是以获得对患者群体中健康的脑功能或疾病病理生理学的新见解为目标。从检查患者的技术和经济角度来

看,要使如此高的场强变为现实,可能要走很长的路,尽管如此,磁共振技术的多功能性和强大功能将继续推动人们对更高磁场的追求,以帮助阐明有关健康生理,病理过程,脑功能和衰老的重要未解决问题。

参考文献

- [1] Christoph Treutlein¹, Tobias Bäuerle¹, Armin M. Nagel, Ali Guermazi, Comprehensive assessment of knee joint synovitis at 7T MRI using contrast enhanced and non-enhanced sequences, *BMC Musculoskeletal Disorders* (2020) 21: 116.
- [2] D. G. Norris, High field human imaging, *J. Magn. Reson. Imaging* 18 (2003) 519-529.
- [3] U. Katscher, P. Bornert, Parallel RF transmission in MRI, *NMR Biomed.* 19 (2006) 393-400.
- [4] W. M. Brink, V. Gulani, A. G. Webb, Clinical applications of dual-channel transmit MRI: a review, *J. Magn. Reson. Imaging* 42 (2015) 855-869.
- [5] M. Aksoy, C. Forman, M. Straka, T. Cukur, J. Hornegger, R. Bammer, Hybrid prospective and retrospective head motion correction to mitigate cross calibration errors, *Magn. Reson. Med.* 67 (2012) 1237-1251.
- [6] G. Schaltenbrand, W. Wahren, R. Hassler, Atlas for Stereotaxy of the Human Brain, 1977.
- [7] M. Cosottini, D. Frosini, I. Pesaresi, G. Donatelli, P. Cecchi, M. Costagli, L. Biagi, R. Ceravolo, U. Bonuccelli, M. Tosetti, Comparison of 3T and 7T susceptibility weighted angiography of the substantia nigra in diagnosing Parkinson disease, *Am. J. Neuroradiol.* 36 (2015) 461-466.
- [8] S. Monti, S. Cocozza, P. Borrelli, S. Straub, M. E. Ladd, M. Salvatore, E. Tedeschi, G. Palma, MAVEN: an algorithm for multi-parametric automated segmentation of brain veins from gradient echo acquisitions, *IEEE Trans. Med. Imaging* 36 (2017) 1054-1065.
- [9] J. M. Theysohn, O. Kraff, S. Maderwald, M. Barth, S. C. Ladd, M. Forsting, M. E. Ladd, E. R. Gizewski, 7Tesla MRI of micro bleeds and white matter lesions as seen in vascular dementia, *J. Magn. Reson. Imag.* 33 (2011) 782-791.
- [10] M. Absinta, P. Sati, M. Schindler, E. C. Leibovitch, J. Ohayon, T. X. Wu, A. Meani, M. Filippi, S. Jacobson, I. C. M. Cortese, D. S. Reich, Persistent 7-tesla phase rim predicts poor outcome in new multiple sclerosis patient lesions, *J. Clin. Invest.* 126 (2016) 2597-2609.
- [11] W. Bian, E. Tranvinh, T. Tourdias, M. Han, T. Liu, Y. Wang, B. Rutt, M. M. Zeineh, In vivo 7T MR quantitative susceptibility mapping reveals opposite susceptibility contrast between cortical and white matter lesions in multiple sclerosis, *Am. J. Neuroradiol.* 37 (2016) 1808-1815.
- [12] J. M. G. van Bergen, J. Hua, P. G. Unschuld, I. A. L. Lim, C. K. Jones, R. L. Margolis, C. A. Ross, P. C. M. van Zijl, X. Li, Quantitative susceptibility mapping suggests altered brain iron in premanifest Huntington disease, *Am. J. Neuroradiol.* 37 (2016) 789-796.
- [13] Pascal Spincemaille, Julie Anderson, Gaohong Wu, Baolian Yang, Maggie Fung, Quantitative Susceptibility Mapping: MRI at 7T versus 3T, *J Neuroimaging* 2020; 30: 65-75.
- [14] V. D. Schepkin, M. Elumalai, J. A. Kitchen, C. Qian, P. L. Gor'kov, W. W. Brey, In vivo chlorine and sodium MRI of rat brain at 21.1T, *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* 27 (2014) 63-70.
- [15] A. M. Nagel, M. Bock, C. Hartmann, L. Gerigk, J. O. Neumann, M. A. Weber, M. Bendszus, A. Radbruch, W. Wick, H. P. Schlemmer, W. Semmler, A. Biller, The potential of relaxation-weighted sodium magnetic resonance imaging as demonstrated on brain tumors, *Invest. Radiol.* 46 (2011) 539-547.
- [16] Konstantin Huhn^{1*}, Tobias Engelhorn², Ralf A. Linker³ and Armin M. Nagel, Potential of Sodium MRI as a Biomarker for Neurodegeneration and Neuroinflammation in Multiple Sclerosis, *Frontiers in Neurology* 10 (2019) 84.
- [17] A. Resetar, S. H. Hoffmann, A. Graessl, L. Winter, H. Waiczies, M. E. Ladd, T. Niendorf, A. M. Nagel, Retrospectively-gated CINE ²³Na imaging of the heart at 7.0 Tesla using density-adapted 3D projection reconstruction, *Magn. Reson. Imaging* 33 (2015) 1091-1097.
- [18] M. Wong-Riley, P. Antuono, K. C. Ho, R. Egan, R. Hevner, W. Liebl, Z. Huang, R. Rachel, J. Jones, Cytochrome oxidase in Alzheimer's disease: biochemical, histochemical, and immunohistochemical analyses of the visual and other systems, *Vision Res.* 37 (1997) 3593-3608.
- [19] G. J. Kemp, M. Meyerspeer, E. Moser, Absolute quantification of phosphorus metabolite concentrations in human muscle in vivo by 31P MRS: a quantitative review, *NMR Biomed.* 20 (2007) 555-565.
- [20] A. I. Schmid, J. Szendroedi, M. Chmelik, M. Krššák, E. Moser, M. Roden, Liver ATP synthesis is lower and relates to insulin sensitivity in patients with type 2 diabetes, *Diab. Care* 34 (2011) 448-453.
- [21] K. Golman, J. S. Petersson, P. Magnusson, E. Johansson, P. Åkeson, C. M. Chai, G. Hansson, S. Månsson, Cardiac metabolism measured noninvasively by hyperpolarized ¹³C MRI, *Magn. Reson. Med.* 59 (2008) 1005-1013.
- [22] Anna Pankowska, Katarzyna Kochalska, Artur Fazorczyk, Chemical exchange saturation transfer (CEST) as a new method of signal obtainment in magnetic resonance molecular imaging in clinical and research practice, *Pol J Radiol*

2019; 84: e147-e152.

- [23] S. P. Lee, A. C. Silva, K. Ugurbil, S. G. Kim, Diffusion-weighted spin-echo fMRI at 9.4T: microvascular/tissue contribution to BOLD signal changes, *Magn. Reson. Med.* 42 (1999) 919-928.
- [24] P. J. Koopmans, M. Barth, S. Orzada, D. G. Norris, Multi-echo fMRI of the cortical laminae in humans at 7T, *Neuroimage* 56 (2011) 1276-1285.
- [25] Mark E. Ladd, Peter Bachert, Martin Meyerspeer, Pros and cons of ultra-high-field MRI/MRS for human application,

Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy 109 (2018) 1-50.

- [26] R. Pohmann, O. Speck, K. Scheffler, Signal-to-noise ratio and MR tissue parameters in human brain imaging at 3, 7, and 9.4 tesla using current receive coil arrays, *Magn. Reson. Med.* 75 (2016) 801-809.
- [27] Christoph Treutlein, Tobias Bäuerle, Armin M. Nagel, Ali Guermazi, Comprehensive assessment of knee joint synovitis at 7T MRI using contrast enhanced and non-enhanced sequences, *BMC*

Musculoskeletal Disorders (2020) 21: 116.

- [28] J. Rauschenberg, A. M. Nagel, S. C. Ladd, J. M. Theysohn, M. E. Ladd, H. E. Moller, R. Trampel, R. Turner, R. Pohmann, K. Scheffler, A. Brechmann, J. Stadler, J. Felder, N. J. Shah, W. Semmler, Multicenter study of subjective acceptance during magnetic resonance imaging at 7 and 9.4T, *Invest. Radiol.* 49 (2014) 249-259.

(本文编辑: 谢婷婷)

【收稿日期】2020-05-25

(上接第 160 页)

椎骨折显示不佳, 易漏诊^[5-6]。MRI可多方位成像, 具有宽区域显示野, 对于脊椎曲度改变可较好呈现, 降低了漏诊率, 然而其劣势在于其骨皮质敏感性较差, 对于骨折线显示不清, 结构复杂、较小的椎弓显示不佳^[7]。MSCT三维重建在常规CT检查的基础上, 通过多平面成像、三维表面成像多种方式还原受检部位三维立体结构^[8]。

本研究结果显示, MSCT三维重建对前柱骨折、中柱骨折、后柱骨折检出率均高于X线平片和MRI。MSCT三维重建通过多方位重组图像功能以及薄层后处理, 与X线平片和MRI相比, 更便于对脊柱前柱、中柱、后柱进行直观观察, 因此诊断准确率更高^[9]。MSCT三维重建强大的后处理功能, 可对骨折部位进行矢状位、轴位、冠状位动态旋转观察, 同时可调整窗位、窗宽、显示野放大, 微小病变也可清晰显示, 同时也可观察周围组织病变^[10]。另外, 本研究显示, MSCT三维重建对于稳定性骨折、爆裂骨折、合并椎管狭窄的检出率均显著高于X线平片, 对于稳定性骨折、爆裂骨折的检出率显著高于MRI。MRI

对于软组织分辨力较高, 可清晰显示韧带损伤, 甚至无外形改变的脊髓损伤, 也可反映椎间盘损伤以及椎管容积改变, 但其对于骨皮质敏感度不高, 如外伤所致的骨小梁骨折、骨髓出血、水肿等骨折挫伤, MRI可能将其误诊为骨折^[11]。MSCT三维重建可弥补CT横截面扫描范围的局限, 对骨折片移位、脊柱曲度改变、椎管受累均能较好地呈现^[12]。

综上所述, MSCT三维重建对于脊椎骨折位置、骨折类型的检出率均高于X线平片与MRI, MSCT三维重建与MRI诊断脊椎骨折所提供的影像学信息各有其优缺点, 实际应用中应根据具体情况正确选择, 条件允许的情况下, 可多种检测手段结合, 以弥补单一手段的局限性, 为治疗与预后判断提供依据。

参考文献

- [1] 汪文章. MSCT图像后处理技术对外伤患者脊柱骨折的诊断价值[J]. *海南医学*, 2014, 12(18): 2693-2695.
- [2] Judith E Adams. Opportunistic Identification of Vertebral Fractures[J]. *Journal of Clinical Densitometry*, 2015, 19(1): 54-62.
- [3] 徐荣明, 吕亮. 胸腰椎骨折诊治

的热点问题[J]. *中华创伤杂志*, 2019, 35(1): 2-5.

- [4] 韩云学, 徐方元. 多层螺旋CT后处理技术对隐匿性骨折的诊断价值[J]. *医学影像学杂志*, 2015, 31(2): 316-318.
- [5] 徐昌茶, 吴茂铸, 陶海慧, 等. 多层螺旋CT容积扫描后处理重建对骶尾椎隐匿性骨折的诊断价值[J]. *中国医药导报*, 2014, 11(2): 101-104.
- [6] 杨力, 蒲红, 朱纓. MSCT扫描及三维重建技术在降低隐匿性骨折漏诊率中的临床应用[J]. *中国CT和MRI杂志*, 2017, 15(7): 137-140.
- [7] 姚越, 杜北珏. 急诊与复查多层螺旋CT对肋骨骨折诊断价值的对比分析[J]. *安徽医药*, 2019, 23(6): 1128-1130.
- [8] 田文敏. MSCT与MRI诊断细微及隐匿性骨折中的阳性率和特异性对比研究[J]. *中国CT和MRI杂志*, 2015, 13(12): 125-128.
- [9] 林歆, 毕诗诚, 黄伟浪, 等. CT与MRI诊断脊柱外伤的临床价值分析[J]. *医学影像学杂志*, 2015, 14(6): 1127-1129.
- [10] 翟桂娟, 于淳, 赵绘萍. 多层螺旋CT三维重建在肋骨骨折诊断中的应用[J]. *山东医药*, 2016, 56(30): 97-99.
- [11] 于勃, YUBo. MRI对胸腰椎骨折后周围韧带损伤诊断的鉴别及临床意义[J]. *河北医药*, 2016, 38(16): 2428-2431.
- [12] 刘旭, 张进. CT及三维重建在胸腰椎骨折患者椎弓根宽度测量研究中的应用[J]. *实用骨科杂志*, 2019, 25(7): 264-266.

(本文编辑: 谢婷婷)

【收稿日期】2019-12-25