

2014年 ISMRM 年会前列腺 MRI 研究进展

蔡杰, 王良, 李亮, 冯朝燕, 邓明, 闵祥德

【摘要】 第22届国际医学磁共振学会(ISMRM)年会在意大利米兰召开,收录了115篇前列腺相关摘要。本文对前列腺高分辨力3D T₂WI、DWI新模型和新算法、高空间-时间分辨力DCE扫描技术和新的药代动力学建模算法、新的MRS扫描技术等新进展进行综述,旨在为国内前列腺磁共振研究提供新的思路。

【关键词】 前列腺; 磁共振成像; 综述

【中图分类号】 R445.2; R697.3 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2015)03-0290-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2015.03.019

国际医学磁共振学会(International Society for Magnetic Resonance in Medicine, ISMRM)是全球规模最大及影响最高的医工结合的磁共振学会,其第22届年会于2014年5月10日至16日在意大利米兰召开,大会主题“Fashioning MR to Improve Global Healthcare”,共收录不同类型摘要5000余篇,国内众多医疗单位积极投稿、参会。笔者拟对本届 ISMRM 年会中前列腺研究进展进行综述,以期国内前列腺磁共振研究提供新的思路。

高分辨力 3D T₂WI

高分辨力 T₂WI 是多参数 MRI 不可缺少的序列,与临床上常用的三平面 2D T₂WI 相比,3D T₂WI 一次数据采集可实现高分辨力成像和任意层面重组,在前列腺穿刺、手术及治疗方案制定方面有重要意义。目前,基于 FSE 序列的 3D 成像较常用,但成像时间较长,易受直肠运动伪影干扰。Subashini 等^[1]运用一种新的快速 3D T₂WI 序列,该序列采用从高到低的可变翻转角(variable flip angles, VFA),降低整个序列特定射频能量吸收率(specific absorption rate, SAR),与传统 3D FSE 相比减少 59% 采集时间,提高了信噪比(signal noise ratio, SNR),且达到了相似的诊断价值。Yoshiko 及 Katsusuke 等^[2-3]运用可变再聚焦射频脉冲翻转角(variable refocusing RF-pulse flip angles, VRFA)3D T₂WI 与传统的 3D 和 2D T₂WI 成像对比,结果发现 VRFA 序列在缩短扫描时间的同时可以减小图像模糊效应,提高前列腺边界清晰程度及病灶清晰程度。Souichirou 等^[4]则比较 3D-SPACE (sampling perfection with application-optimized contrasts by using different flip angle evolutions) 与传统 2D TSE 测量前列腺体积的准确性,其结果表明 3D-SPACE 较 2D TSE 测量更加准确,同时误差较小,与病理证实的结果一致性更高(r=0.98),说明 3D-SPACE 较 2D TSE 对前列腺体积测量更准确,其误差更小,同时化学位移和伪影影响较小,因此 3D-SPACE 应作为前列腺体积测量的更好选择。

前列腺扩散加权成像

扩散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)能够反应组织的微观结构,如何运用它来提高前列腺癌(prostate cancer, PCa)的诊断和鉴别能力是 MRI 研究的热点。本届年会上,前列腺 DWI 不同分析模型、算法以及在减小 DWI 图像变形、提高图像质量等方面的研究是焦点之一。

1. DWI 新模型、新算法在 PCa 诊断中的研究进展

目前,基于自由水扩散的单指数模型已被广泛地应用于前列腺 DWI 研究,然而该模型不足以描述异质性生物组织结构的扩散过程,其他的模型也应用于扩散研究,如双指数模型、拉伸指数模型及非高斯峰度模型等。基于伽马分布的统计模型(statistical model based on the gamma distribution),假定扩散系数在体素内呈连续分布,更适合解释组织学的变化。Oshio 等^[5]研究伽马分布模型与 PCa 扫描数据的匹配情况。结果显示在 b 值为 0、500、1000、2000 s/mm² 时,伽马分布模型能够与扫描数据很好匹配,与双指数模型相比,该模型参数要少,且能更好地解释组织学的改变,应该予以推荐。Shinmoto 等^[6]应用伽马分布模型研究 PCa 及正常外周带(peripheral zone, PZ)扩散系数的分布形状,对 26 例经穿刺活检证实的 PCa 患者进行 DWI(b 值分别为 0、500、1000、1500 和 2000 s/mm²)扫描,结果表明,基于伽马分布函数曲线与双指数函数曲线符合度在 PCa 和 PZ 分别为 92%、77%,该模型可以用于描述 PCa 和正常 PZ 的信号衰减曲线,为 DWI 的生理基础提出新的见解,使扩散信号衰减和病理结果相关性更好。PCa DWI 的体素内不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)分析通常需设置多个 b 值,采集时间较长。Gina 等^[7]应用一种简化模型,采用较少的 b 值及较少的采集时间来研究前列腺肿瘤与正常组织的 IVIM 参数。这种简化模型是基于当 b 值足够高时,由微循环灌注导致的假扩散可忽略不计,从只有两个在高 b 值获得的图像来估算扩散系数(D)和假扩散分数(Pf)。10 例可疑 PCa 患者接受 6 个 b 值(10、100、300、600、800、1000s/mm²)DWI 扫描,结果显示,当从中间 b 值(从 100~1000 到 300~1000 s/mm²)获得的简化模型进行评价时获得最好的准确度,简化模型在减少采集时间的同时能够准确的鉴别前列腺肿瘤与正常组织。Bourne 等^[8]通过在传统的双指数模型上增加一个拉伸系数来研究前列腺 DWI。他们在 9.4T 扫描仪上对福尔马林固定的根治性前列腺切除(radical prostatectomy, RP)标本使用 PGSE 序

作者单位:430030 武汉,华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科

作者简介:蔡杰(1981—),男,湖北黄冈人,硕士研究生,主要从事腹部 MRI 影像诊断研究。

通讯作者:王良, E-mail: wangliang2001@gmail.com

基金项目:国家自然科学基金项目资助(81171307)

列进行扫描,扩散时间为20,40,80 ms, δ 为5 ms,扩散梯度沿三个坐标轴放置,17个对数间隔b值(从0.017到10.23 ms/ μm^2),并采用双指数(Biexponential, BIEX)及指数-拉伸指数(Exponential-stretched exponential, EXSE)两种扩散模型进行计算。结果表明,在较短的扩散时间内 EXSE 模型比 BIEX 模型有更多的信息量,明显优于 BIEX。Eleftheria 等^[9]使用3室(three-compartment)模型(vascular, extracellular and restricted diffusion for cytometry in tumours, VERDICT)DWI在微观水平上鉴别PCa和前列腺增生。VERDICT模型是一种混合模型,可以分别显示血管、细胞外血管外间隙(extracellular-extravascular space, EES)中水分子扩散,而MRI上表现的信号则是三者扩散的综合反映。他们的研究对象采用多参数MR检查,其后经病理证实的7名PCa患者,运用VERDICT模型计算细胞内容积分数(intracellular volume fraction, fIC)、细胞内扩散(diffusivity intracellular, dIC)、细胞半径R、EES容积分数(EES volume fraction, fEES)、EES扩散(diffusivity EES, dEES)、血管容积分数(vascular volume fraction, fVASC)和假扩散P(pseudo-diffusion)等参数,结果显示 VERDICT 模型所得到的 PCa 组织血管、IC、EES的容积分数及扩散值明显高于前列腺增生组织,而这种模型也更符合癌组织的病理生理变化。

Mazaheri 等^[10]比较最大似然率算法(maximum likelihood, ML)和非线性最小二乘法(non-linear least squares, NLLS)算法在三种高b值DWI前列腺成像模型(双指数、拉伸指数及非高斯峰度模型)中的应用。22例病理证实PCa患者纳入研究,使用3T MRI扫描仪,9个b值(0、400、600、800、1000、1200、1400、1800和2000 s/ mm^2),结果表明,在考虑噪声分布的情况下,ML比NLLS生成更准确的估计值f、D1和D2(双指数模型), α 和DDC(拉伸指数模型),以及Dapp和K(非高斯峰度模型)等参数。

最近扩散峰度成像(diffusion kurtosis imaging, DKI)在鉴别前列腺良恶性结节方面已有报道。测量扩散峰度所包含的系统误差归因于近似法测量扩散峰度和灌注。由于真正的峰度值未知,因此该系统性误差并不明确。Eizou 等^[11]推出了一种用于准确测量IVIM峰度的算法,并探讨由新算法得到的峰度值的临床意义。其研究表明运用新算法获得的峰度值接近真实值,并且能准确地评估前列腺良恶性病灶。

2. 扩散新技术在减小DWI图像变形中的应用

临床上DWI常规使用平面回波序列(echo planar imaging, EPI),然而在前列腺的应用中,由于直肠内的气体及蠕动常导致伪影及几何失真。为改善扩散成像的图像质量,目前已经商业化应用的有RESOLVE(readout-segmented echo-planar diffusion imaging)及ZoomIT两种序列。武汉同济医院李亮等^[12]比较了RESOLVE分段读出EPI(readout segmented EPI, rs-EPI)和单次激发EPI(single-shot EPI, ss-EPI)DWI在前列腺成像中的应用。他们对36例患者做RESOLVE rs-EPI和常规ss-EPI DWI扫描,b值采用0和800 s/ mm^2 ,并评估两个序列分辨率、信噪比、对比噪声比、前列腺变形情况、病灶醒目性及诊断信心,研究表明在图像分辨率、变形程度、病灶醒目性诊断信心上,rs-EPI序列明显优于ss-EPI序列。Andriy 等^[13]同样比较了RESOLVE rs-EPI与ss-EPI在前列腺成像中的应用,得出了相似的结论,证明了RESOLVE-EPI与常规EPI序列相比,更

有利于前列腺病灶的显示。Gary 等^[14]评价了常规EPI、RESOLVE及ZoomIT三种DWI采集技术在水模ADC测量短期和长期的重复性以及评价三种DWI技术在前列腺成像中的几何变形情况。他们对水模和10名志愿者进行了三种DWI扫描,结果显示,在水模ADC测量短期重复性方面,EPI、RESOLVE比ZoomIT重复性好,长期重复性较差。RESOLVE和ZoomIT均能减少图像变形,但是RESOLVE序列与轴位T₂WI匹配的更好。RESOLVE序列在水模ADC测量重复性方面和减小图像变形方面表现最佳。

为了提高前列腺DWI图像的分辨率及减少变形,有部分研究人员进行了一些有意义的尝试。Isabel 等^[15]研究3D双回波稳态(dual echo steady state, DESS)DWI在前列腺成像中的应用。他们对一名健康志愿者进行3D-DESS-DWI扫描,初步结果显示该序列在前列腺中的应用具有可行性。Nguyen 等^[16]利用一种全新的3D高分辨力多次激发的平衡稳态自由进动(balanced steady-state free precession, bSSFP)DWI技术研究前列腺,该项技术的空间分辨率达到亚毫米级,并可以显著地降低磁敏感相关伪影。他们对8例健康志愿者进行了这项新技术扫描,初步的结果表明,多次激发bSSFP技术可以提高前列腺DWI的空间分辨率、图像质量以及病灶的对比噪声比。Katayama 等^[17]则比较了FOCUS(Field-of-view optimized and constrained undistorted single-shot, FOCUS)DWI与常规ss-EPI DWI在盆腔肿瘤中的应用,结果显示FOCUS技术可提供高分辨力、变形较小的盆腔肿瘤DWI图像。

动态对比增强MRI

动态对比增强MRI(dynamic contrast enhanced MRI, DCE-MRI)是通过药代动力学建模及灌注分析生成半定量和定量参数等来评估血流动力学和代谢特征。为了提高DCE-MRI空间-时间分辨率,更准确计算药代动力学参数,本届年会中提出了一些新的DCE扫描序列和建模算法。

1. DCE-MRI新序列在PCa诊断中的应用

Adam 等^[18]应用笛卡尔排序差分抽样(differential subsampling with Cartesian ordering, DISCO)序列来提高前列腺DCE-MRI空间-时间分辨率。他们对31名前例腺患者行全切术前使用3D SPGR序列(采用直肠内表面线圈)和动态灌注(DISCO DCE)检查,分析自动生成的动态灌注图像和定量参数K_{trans}、K_{ep}、V_e、iAUGC等;结论显示DISCO序列的DCE-MRI扫描具有很高的时间分辨率,提供了更加可靠的药代动力学模型,也保持高的空间分辨率。这种既有高的时间分辨率和空间分辨率的优点,在PCa治疗后疗效评估或肿瘤复发监测方面有一定价值,特别是当T₂WI解剖观察受限时可发挥重要作用。Rosenkrantz 等^[19]研究具有高空间-时间分辨率的新序列GRASP(golden-angle radial sparse parallel imaging)在前列腺的应用。他们对20例病理证实的PCa患者进行不同日期的标准3D-FLASH和GRASP DCE-MRI扫描,初步研究结果表明GRASP DCE技术在空间分辨率、图像质量以及病灶的显示率方面,明显优于传统的3D-FLASH DCE技术。

2. 新的DCE药代动力学建模算法

大多数的DCE药代动力学建模需要计算血管输入函数

(vascular input function, VIF), 而 VIF 受到 EES 及部分容积效应干扰, 通常通过测量兴趣区外的血管得到近似动脉输入函数 (arterial input function, AIF) 来代替 VIF。AIF 的差异及计算误差是不同研究中药代动力学参数差异的主要来源之一。Mehraban 等^[20] 开发了一个自适应复杂的独立变量分析 (adaptive complex independent component analysis, AC-ICA) 算法来计算 PCa 局部 VIF 来验证这一算法的可行性。他们对 19 例病理证实的 PCa 的患者行 DCE-MRI 扫描, 比较 AC-ICA 算法计算局部 VIF 和股动脉 AIF 近似值两种算法药代动力学分析。结果表明, 两种方法测得的肿瘤 K_{trans} 均高, 在肿瘤检出率方面结果相似, 正常外周带组织的 K_{trans} 均值相似, 但是 AC-ICA 算法 K_{trans} 变异性更小, 表明其能更好的区分正常外周带和肿瘤组织。在 Mehraban 等^[21] 另外一项研究中, 他们采用相同的 AC-ICA 算法来分析低时间分辨力的药代动力学参数的敏感性。降低 DCE 扫描的时间分辨力可以提高空间分辨力, 提高药代动力学分析的准确性。他们对 8 例病理证实为 PCa 患者行 DCE-MRI 扫描, 对高、低时间分辨力的数据采用 AC-ICA 算法的局部 VIF 和股动脉 AIF 法进行药代动力学分析。结果表明, 在用 AC-ICA 算法计算局部 VIF 法进行药代动力学分析时可以减少 DCE 扫描的时间分辨力, 同时可获得高空间分辨力的图像。空间分辨力的增加, 除了提供更准确的药代动力学参数外, 也将增加 AC-ICA 算法的准确性。

DCE-MRI 灌注分析一般需要药代动力学建模。Nandinee 等^[22] 则提出了一种不需要药代动力学建模的方法, 该方法基于动态增强 T₁ WI 用数据驱动的方法来描述 DCE 的 T₁ 时间过程, 从而来区分 PCa 与正常组织。他们对 12 例 PCa 患者在病理证实前进行 DCE-MRI 扫描, 结合术后病理切片选定 57 个癌区和 57 个对照正常组织区进行分析。结果表明 T₁ 时间过程诊断 PCa 比定量参数 (K_{trans}、V_e 和 V_p) 有更好的准确性 (AUC 分别为 0.87、0.81), 显示了无药代动力学建模检测前列腺病变的潜力。

前列腺磁共振波谱成像

1. ¹H-MRS 新序列在前列腺应用

3D 波谱成像是磁共振波谱成像 (magnetic resonance spectroscopy, MRS) 研究热点, 然而其缺点是扫描时间长且 SNR 较低。为了提高 SNR, 可采用直肠线圈 (endorectal coil, ERC) 及短 TE 时间。Isabell 等^[23] 探讨了 GOIA-sLASER-spiral 序列结合 ERC 在前列腺 MRS 中的可行性。低功耗绝热脉冲 GOIA 序列可用来降低因 semi-LASER 序列缩短 TE 时间所产生的高 SAR 值。他们对 5 例可疑 PCa 患者在 3T 扫描仪上采用 ERC 进行了 GOIA-sLASER-spiral 序列扫描, 结果表明, 这种改进的序列结合 ERC 能够在较短的检查时间 (4 分 52 秒) 内获得高质量的波谱图像。Hendriks 等^[24] 则探讨了在 7T MRI 进行前列腺 3D 平面回波波谱成像 (echo planar spectroscopic imaging, EPSI) 研究。他们对 PCa 患者在 7T 上采用 ERC 进行了 3D 及 2D MRS 扫描, 研究表明, 与 2D MRS 相比, 3D MRS 在不延长扫描时间和增加 SAR 值的情况下, 可观察到更多层面的 PCa 病灶并得到相同波谱图像。Lagemaat 等^[25] 研究 7T 波谱空间 (spectral-spatial, SPSP) 脉冲在前列腺 MRS 中的可行性。在体

前列腺研究表明, SPSP 脉冲 MRS 技术可以得到高分辨力的图像, 且具有较低 SAR 值。Validate 等^[26] 尝试了不压水的 3D MRS 在前列腺中的应用, 并验证它在诊断 PCa 中的价值。研究表明不压水的 3D MRSI 图像中胆碱聚集的区域代表 Gleason 评分高的 PCa。在癌区 (胆碱+精胺+肌酸)/枸橼酸盐之比与胆碱含量的相关系数为 0.64±0.20, 与枸橼酸盐的相关系数为 -0.56±0.10, 而在正常区域则分别为 0.38±0.21 和 0.57±0.11。因此, 不压水的 3D MRS 能够发现 T₁/T₂ WI 中不明显的病灶。

2. 超极化¹³C-MRS 研究进展

Concetta 等^[27] 首次通过测量超极化¹³C 乙酸示踪剂摄取量和其他代谢产物乙酰肉碱来研究前列腺肿瘤的代谢情况。他们在 3T GE HTX 系统上对 6 例裸小鼠进行皮下人 PCa 细胞 PC-3 种植, 然后进行¹³C-MRS、¹³C-MRI 和摄取定量扫描, 结果显示所有裸鼠肿瘤区¹³C 乙酸信号增强, 摄取量明显增高, 表明超极化¹³C 乙酸 MRS 在裸鼠 PCa 是可行的。Hsin-Yu 等^[28] 开发了一种新的动态 3D 压缩感应 MRS 技术来同时测量超极化¹³C 丙酮酸和¹³C 尿素在前列腺肿瘤模型中的代谢转化和灌注信息。他们对 6 例 PCa 转基因小鼠进行研究, 并测量代谢参数 K_{pl} (丙酮酸乳酸转化率) 和灌注参数 K_{trans}。结果显示肿瘤区代谢及灌注水平平均升高, 表明 3D 压缩感应波谱磁共振和动态模型的结合可以同时测量 K_{pl} 和 K_{trans}, 在评价 PCa 的侵袭性以及治疗后的反应方面具有重大潜力。Naeim 等^[29] 则采用任意 RF 翻转角动态 3D MRS 来研究超极化¹³C 丙酮酸和¹³C 尿素在癌组织中的代谢转化和灌注信息。他们对 7 例 PCa 转基因小鼠进行研究, 测量原发癌、肝转移灶、正常肝组织和肾组织代谢参数 K_{pl}, 结果显示肿瘤的空间异质性能被检测到, 在坏死组织中, 血管网很少, 因此大部分显示较低灌注, 相比正常组织, 丙酮酸盐代谢产物乳酸盐和丙氨酸与尿素的比率明显高于肿瘤, 将可作为动态 MRS 和多频带激励扫描的肿瘤标记物。分解代谢活性 (metabolic activity decomposition, MAD) 技术可以更准确的测量超极化¹³C 丙酮酸的转化率, Christine 等^[30] 开发了一种新的 MAD-STEAM 波谱序列, 通过超极化¹³C 丙酮酸动态 MRS 研究细胞内的乳酸脱氢酶活性。他们使用 3T 及双通道动物线圈, 在 MAD-STEAM 序列上增加回扫平面回波 (flyback echo planar) 序列对超极化¹³C 丙酮酸进行定位和成像, 结果显示 PCa 转基因小鼠肿瘤的 K_{pl} 增高, 表明新的动态 MAD-STEAM 波谱序列能够去除血管内信号的影响和避免了 AIF 估算, 提高敏感性, 同时还能更好的识别乳酸脱氢酶活性增高的癌区。这项新技术可用于肿瘤组织成分鉴定, 并为靶向活检提供信息, 还可以检测肿瘤的代谢变化及后期治疗后的改变。

3. MRS 结合其他 MRI 评估 PCa 侵袭性

评估 PCa 侵袭性在肿瘤治疗选择及肿瘤预后预测方面具有重要意义。本届年会部分研究人员采用³¹P、¹³C、¹H 波谱成像结合其他 MRI 序列 (T₁ WI、T₂ WI、DWI 和 DCE) 在评估 PCa 侵袭性方面做了一些新的探索。Tariq 等^[31] 采用 9.4T T₁ WI、DWI 和³¹P-MRS 对人 PCa 细胞系 PC-3、DU-145 和人类皮肤淋巴瘤微血管内皮细胞 (HMVEC-dly) 进行研究, 探讨淋巴内皮细胞在 PCa 细胞侵袭性的发展和组织缺氧中的作用, 他们的研究结果认为缺氧使得 PC-3 癌细胞的侵袭性减低, 但淋巴内皮细胞

的出现会降低这种效应;PC-3 癌细胞增强了 HMVEC-dly 细胞外间质的降解,表明 HMVEC-dly 和癌细胞之间的相互作用在淋巴转移中发挥着关键作用,HMVEC-dly 的存在可能显著影响肿瘤转移潜能。Renuka 等^[32]应用多探针¹³C-MRS 探讨缺氧在前列腺癌侵袭性中的作用,他们用 14T 显微成像系统对 PCa 小鼠(TRAMP model)进行 T₂WI、DWI 及多探针超极化¹³C-MRS 扫描,并进行 HE 染色、KI-67、mRNA 表达分析。结果表明 TRAMP 肿瘤组织缺氧明显增加,并驱动组织代谢和微环境改变,可以通过¹³C-MRS 观察。Ellen 等^[33]在 7T 上使用乳酸 MRS、DCE-MRI(Gd-DTPA)、¹H-MRS 来评价五种肿瘤模型(四种 PCa 模型 LAPC-4、MycCaP、PC-3、RM-1 和一种肾癌模型 HEK)肿瘤细胞所处的微环境,并探讨乳酸代谢、血管生成、缺氧、细胞外 pH 值(PHE)与肿瘤类型或侵袭性的关系。他们的研究表明,癌细胞的代谢活性与血管形成的相互作用调控着肿瘤细胞的 PHE,因此测量评估肿瘤组织的代谢活性、血管形成、PHE 具有重要意义。Palamadai 等^[34]在 14.1T 上用¹H-MRS 研究前列腺周的脂肪酸含量与 PCa 的侵袭性间的关系。他们取 30 例 PCa 根治性前列腺切除术患者前列腺周围脂肪组织(periprostatic adipose, PPA)及腹壁皮下脂肪组织(subcutaneous adipose, SQA)进行不压水 MRS 扫描,计算饱和(fs)、单不饱和(fm)、多不饱和(fp)、总不饱和(fu)脂肪酸峰积分(peak integrals)分数。身高体重指数(body mass index, BMI)小于 25 和 25~30 组,各脂肪酸分数没有差异, BMI 大于 30 组, PPA 的 fm/fs 和 fu/fs 较 SQA 明显升高。此外,他们在 PCa 小鼠模型上得出相同的结果。结果表明 PPA 脂肪酸含量的改变可能代表着一种独特的代谢微环境的改变。该研究为在体 MRS 无创评价 PCa 侵袭性提供新的方法,为大范围的主动监测提供方向。

前列腺 MRI 其他进展

Zhou 等^[35]研究 BOLD 和多参数 MRI 与 PCa Gleason 评分的相关性。他们在 3T MRI 上对 10 例活检穿刺证实为 PCa(平均 PSA 6.9 ng/mL, Gleason 评分 6~9 分)进行动态 R2*、DWI、DCE 采集,结果表明 PCa 的 ADC 值明显低于前列腺正常组织, R2* 值明显高于正常组织。ADC 值和 R2* 值与 Gleason 评分都有中等相关性,达峰时间(time-to-maximum, TTM)和对对比剂吸收率与 Gleason 评分不相关。蔡文超等^[36]研究 BOLD 成像定量指标 R2* 在 PCa 分期中的作用。他们在 3T MRI 上对 40 例 PCa 患者进行 BOLD 和动脉自旋标记(arterial spin labeling, ASL)扫描,结果显示随着肿瘤危险分级增加, R2* 值明显降低。因此,他们认为 R2* 可以用来评估 PCa 危险分级,但是 R2* 可能与患者血氧水平具有相关性,定量测量时需要考虑患者的血氧水平。Chen 等^[37]研究 3T 定量 T2* 在诊断 PCa 中的可行性以及 T2* 值在评估肿瘤侵袭性的作用。研究结果表明癌组织 T2* 值(42.51±0.65ms)低于前列腺良性组织(74.87±0.99 ms),以 59.27ms 为界值点, T2* 鉴别 PCa 和前列腺良性组织的敏感度是 94.8%, 特异度是 77.3%, 并且 T2* 值越低, Gleason 评分越高。定量 T2* 在诊断 PCa 方面具有潜在作用,为评估 PCa 侵袭性提供了额外的定量信息。

Ivan 等^[38]研究 3T 旋转框架弛豫成像(rotating frame re-

laxation imaging)成像在 PCa 的可行性。他们对 27 例 PCa 术前患者进行两次重复 3T MRI(Philips, Ingenuity PET/MR)扫描,并测量弛豫时间 T_{RAFF}、自旋-晶格弛豫时间 T_{1ρ} 值。结果表明癌组织和正常外周带 T_{RAFF}、T_{1ρ} 值显著不同,旋转框架弛豫成像在临床型 3T 扫描仪上稳定可行。Hanne 等^[39]则在 7T 扫描仪上采用相同的旋转框架弛豫成像在 PCa 裸鼠模型(PC3-RFP)进行研究。他们测量 PC3-RF 模型不同生长点(1、2、3 周)弛豫时间 T_{RAFF2}、T_{RAFF4}、T_{1ρ,CW}、T_{1ρ,adiab}、T_{2ρ,adiab} 的变化。结果显示除 T_{1ρ,adiab} 外,癌组织平均弛豫时间明显长于正常肌肉组织,随着肿瘤生长, T_{RAFF2}、T_{1ρ,CW} 明显缩短,其他参数无明显变化。他们认为,研究结果可以为定量检测 PCa 药物治疗效果提供参考。

综上所述,本届年会涌现出许多 MRI 新技术、新方法、新思路。与前列腺相关 MRI 新序列、新的成像方法、DWI 及 DCE 新模型和新算法、超极化¹³C-MRS 等在 PCa 临床和基础方面的研究,为 PCa 诊断、侵袭性评估提供了更高质量图像和诊断准确性以及最新的定量分析参数。

参考文献:

- [1] Srinivasan S, Wu HH, Sung K, et al. Fast three-dimensional T₂-weighted imaging with transition into driven equilibrium balanced SSFP at 3T[C]. Milan: ISMRM, 2014; 4120.
- [2] Ueno Y, Takahashi S, Kyotani K, et al. Designing tissue-specific variable flip angle for improved 3D turbo-spin-echo imaging of the prostate at 3T MRI[C]. Milan: ISMRM, 2014; 3571.
- [3] Kyotani K, Ueno Y, Takahashi S. Tissue-specific variable flip angle of 3D turbo-spin echo on 3.0T system: optimized with individual T₁ and T₂ value for prostate[C]. Milan: ISMRM, 2014; 4228.
- [4] Tateishi S, Uchikochi M, Miyazaki S. More accurate estimation in prostate volume achieved by optimized single slab 3D SPACE compared with 2D-TSE: a quantitative study based on the radical prostatectomy specimens[C]. Milan: ISMRM, 2014; 3573.
- [5] Oshio K, Shinmoto H, Mulkern R. Interpretation of diffusion MRI data using a gamma distribution model[C]. Milan: ISMRM, 2014; 2612.
- [6] Shinmoto H, Tamura C, Soga S. Diffusion-weighted imaging of prostate cancer using statistical model based on a gamma distribution[C]. Milan: ISMRM, 2014; 1073.
- [7] Belmonte G, Biondo V, Penna AL. Sensitivity and specificity of prostate tumor discrimination by IVIM approximation[C]. Milan: ISMRM, 2014; 4541.
- [8] Bourne RM, Hall MG. Characterization of diffusion complexity in prostate tissue with a stretched biexponential model[C]. Milan: ISMRM, 2014; 2604.
- [9] Panagiotaki E, Chan RW, Dikaios N. Microstructural characterisation of normal and malignant human prostate tissue with VERDICT-MRI[C]. Milan: ISMRM, 2014; 2624.
- [10] Mazaheri Y, Hoetker AM, Lu Y. Comparison of different fitting algorithms for analysis of high b-value prostate diffusion imaging [C]. Milan: ISMRM, 2014; 4112.
- [11] Umezawa E, Ishihara D, Seko S. An accurate and precise new method for measuring kurtosis of intravoxel incoherent motion [C]. Milan: ISMRM, 2014; 2600.
- [12] Li L, Wang L, Liu H. Prostate MRI: comparison of generalized

- autocalibrating partial parallel acquisition (GRAPPA)-accelerated readout-segmented echo-planar imaging (EPI) and single-shot EPI in clinical application of diffusion-weighted imaging at 3T[C]. Milan; ISMRM, 2014; 4458.
- [13] Fedorov A, Tuncali K, Panych LP. Single-shot and readout segmented EPI; geometric fidelity of 3T prostate DWI[C]. Milan; ISMRM, 2014; 2555.
- [14] Liney G, Harthi TMA, Juresic E. Quantitative evaluation of diffusion weighted imaging techniques for radiotherapy of prostate cancer[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1062.
- [15] Dregely I, Margolis DJ, Sung KH. Towards quantitative T_2 - and ADC-mapping in prostate using diffusion weighted 3D DESS MRI [C]. Milan; ISMRM, 2014; 4109.
- [16] Nguyen C, Fan Z, Afshar A. 3D high resolution diffusion-weighted MRI at 3T; preliminary application in patients undergoing selective surveillance protocol for low-risk prostate cancer[C]. Milan; ISMRM, 2014; 967.
- [17] Katayama M, Masui T, Sato K. Comparison of FOCUS and conventional DWI for evaluation of intra-pelvic tumor[C]. Milan; ISMRM, 2014; 2245.
- [18] Froemming A, Rettmann D, Sasaguri K. High spatio-temporal resolution dynamic contrast enhanced MRI of the prostate utilizing differential subsampling with cartesian ordering (DISCO) [C]. Milan; ISMRM, 2014; 3574.
- [19] Rosenkrantz AB, Geppert C, Grimm R. Combined compressed sensing, parallel imaging, and golden-angle radial sampling for high spatiotemporal dynamic contrast-enhanced MRI of the prostate[C]. Milan; ISMRM, 2014; 4118.
- [20] Mehrabian H, Haider MA, Martel AL. Local vascular input function for pharmacokinetic modeling of prostate cancer[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1096.
- [21] Mehrabian H, Haider MA, Martel AL. Assessing the effects of decreasing temporal resolution on pharmacokinetic analysis using a local vascular input function[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1102.
- [22] Haq NF, Kozlowski P, Jones EC. Prostate cancer detection from contrast enhanced T_1 time course without pharmacokinetic modeling[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1069.
- [23] Steinseifer IK, Philips B, Gagoski B. Fast ^1H -MRSI of the prostate with GOIA-sLASER localization and spiral acquisition[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1060.
- [24] Hendriks AD, Velden Ta VD, Luttje MP. 3D EPSI-Exploring the potential of 3D spectroscopic imaging of the prostate at 7 tesla [C]. Milan; ISMRM, 2014; 1435.
- [25] Lagemaat MW, Maas MC, Kerr AB. ^1H -MR spectroscopic imaging of the prostate at 7T using spectral-spatial pulses[C]. Milan; ISMRM, 2014; 4113.
- [26] Tayari N, Heerschap A, Wright AJ. Water unsuppressed ^1H -MR spectroscopic imaging of the prostate[C]. Milan; ISMRM, 2014; 4116.
- [27] Gringeri CV, Koellisch U, Frank A. Detection of prostate tumor metabolism using hyperpolarized $[1-^{13}\text{C}]$ -acetate [C]. Milan; ISMRM, 2014; 2801.
- [28] Chen HY, Larson PEZ, Morze CV. Dynamic 3D compressed sensing MR of hyperpolarized ^{13}C pyruvate and urea in prostate cancer models[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1141.
- [29] Bahrami N, Leon C, Morze CV. Kinetic modeling of hyperpolarized ^{13}C -pyruvate with arbitrary RF flip angles in cancer[C]. Milan; ISMRM, 2014; 2771.
- [30] Swisher CL, Larson PEZ, Bok RA. Localized, non-invasive in vivo measurement of enzymatic activity using MAD-STEAM HP ^{13}C MRSI[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1146.
- [31] Shah T, Wildes F, Artemov D. Role of lymphatic endothelial cells in prostate cancer cell invasion in tumor microenvironments[C]. Milan; ISMRM, 2014; 1089.
- [32] Sriram R, Keshari KR, Bok R. Role of hypoxia in aggressive prostate cancer—a hyperpolarized ^{13}C MR study[C]. Milan; ISMRM, 2014; 4115.
- [33] Ackerstaff E, Kruchevsky N, Moroz E. Assessment of the tumor type-specific microenvironment-lactate, vascularity, hypoxia, extracellular pH[C]. Milan; ISMRM, 2014; 45.
- [34] Venkatasubramanian PN, Iordanescu G, Novakovic K. Altered fatty acid profile of periprostatic adipose tissue in prostate cancer patients; an MR spectroscopic study[C]. Milan; ISMRM, 2014; 963.
- [35] Zhou H, Hallac RR, Yuan Q. Correlating multi-parametric MRI with Gleason score in human prostate cancer [C]. Milan; ISMRM, 2014; 1068.
- [36] Cai W, Li F, Wang J. Role of R_2^* with BOLD MRI in the staging of prostate cancer[C]. Milan; ISMRM, 2014; 3279.
- [37] Chen X, Wu L, Dai Y. Feasibility and preliminary experience of quantitative T_2^* mapping at 3.0T for detection and assessment of aggressiveness of prostate cancer[C]. Milan; ISMRM, 2014; 4123.
- [38] Jambor I, Liimatainen T, Merisaari H. Rotating frame relaxation imaging of prostate cancer; a feasibility study [C]. Milan; ISMRM, 2014; 971.
- [39] Hakkarainen H, Jambor I, Poutanen M. Rotating frame relaxation measurements in prostate cancer model [C]. Milan; ISMRM, 2014; 1075.

(收稿日期: 2014-09-21 修回日期: 2014-11-25)