

2013年 ISMRM 年会前列腺 MRI 研究进展

冯朝燕,李亮,胡道予,夏黎明,陈敏, Jinxing Yu, Steven Eberhard, 王良

【摘要】 第 21 届国际医学磁共振学会(ISMRM2013)在美国犹他州盐湖城举行,此次会议共收录与前列腺相关的论 文 91 篇,这些论文主要关注磁共振功能成像技术,如扩散加权成像(DWI)、磁共振波谱成像(MRS)、标记靶分子成像和动 态增强图像(DCE)等在前列腺癌诊断、鉴别诊断中的应用。本文对以上的研究现状进行综述,旨在提高我国对前列腺磁 共振成像研究的新认识。

【关键词】 前列腺疾病;磁共振成像;扩散加权成像;磁共振波谱学;动脉自旋标记技术 【中图分类号】R445.2;R737.25;R697.3 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2013)07-0805-06

第 21 届国际医学磁共振学会(International Society for Magnetic Resonance in Medicine, ISMRM)年会于 2013 年 4 月 20-26 日在美国盐湖城举办。ISMRM2013 前列腺影像诊断方 面的研究进展和新技术主要体现在以下几个方面。

扩散成像在前列腺中的应用

扩散加权成像(DWI)、扩散张量成像(DTI)、扩散峰度成像 (DKI)及多b值DWI长久以来一直是放射科医师和物理工程 师们研究的热点。如何有效运用它们从而更有效地检出前列 腺癌是本次大会所关注的。

1. DWI 的应用价值

DWI新技术提高了对前列腺癌的诊断敏感性和特异性。 Wang 等^[1]将 T_2 和 DWI 融合成一种新的成像方法,即通过 3 种不同的 TE 获得 DWI 数据,分别计算 ADC 值和 T2 值,从而 有助于正常前列腺组织与癌灶的鉴别。10 例经病理证实的前 列腺癌患者行 DWI(b 值分别为 0、750 和 1500 s/mm², TE 值分 别为 47、75、100 ms)检查。结果显示,前列腺癌区和正常组织 的 ADC 值差异具有高度统计学意义(P=0.00009、0.00009、 0.00006,TE=47、75、100 ms)。正常组织和前列腺癌组织的 T_2 值(b=0)差异也有高度统计学意义(P=0.003)。故作者认 为这种成像方法有助于前列腺癌组织的准确检出。有研究表 明,可变密度螺旋扩散加权成像(VDS-DWI)与传统的 EPI-DWI 序列相比,信噪比高,空间分辨力高,图像无变形,有良好的应 用前景^[2]。Liu 等^[3]通过分数阶微积分(fractional order calculus,FROC)模型应用于前列腺扩散成像的研究表明,这种新的 模型有助于正常、良性、恶性前列腺组织的检出,对前列腺癌的 诊断、分期、治疗方案的选择、治疗后的监测也有重要意义。 Rosenkrantz 等^[4]将低 b 值图像通过数学计算得到高 b 值图像, 结果发现,通过 cDWI(计算得出的 DWI 图像)改善了图像质 量,提高了肿瘤检出的敏感性。Ueno 等^[5]也做了相关研究,得 出了同样的结论。Korn 等^[6]的研究显示,小视野(rFOV)能够

减少磁敏感伪影,有利于前列腺癌的检出。

与 DWI 相关的其它研究也较多。Babourina-Brook 等^[7]利 用 EPI 和 HASTE 两种序列分别对 19 例经病理证实的前列腺 癌患者行 DWI 检查。在肿瘤区域、外周带和移行带测得 ADC 值,并绘制 ROC 曲线。结果发现,外周带和肿瘤组织的 ADC 值在两种序列上均有明显不同;EPI 序列对 CZ(中央带)和 Pca (前列腺癌)有良好的鉴别能力,然而假阳性率也随之提高;两 种序列都能准确区分外周带组织和 Pca(曲线下面积>0.8)。 Mazaheri 等^[8]对比单独使用 ERC(直肠内线圈)与 ERC 和 PAC (相控阵线圈)联合应用对于 ADC 值信噪比的影响。25 例经病 理证实的前列腺癌患者行 3T MRI 两种方式的检查。结果发 现,ERC-MRI 的信噪比明显高于 PAC-ERC(外周带高 9.27 倍, 移行带高 5.52 倍)。说明 PAC 获得的低信噪比图像在高 b 值 的情况下与 ERC 相比显著降低了 ADC 值。

Tan 等^[9]将 PV(MR 前列腺体积)和 ADC 指标加入 D' Amico 分级以更好的预测术后病理结果。251 例患者分为两 组,低危组(GS=6,PSA≤10,临床分期 T 1a-c)98 例,高危组 (GS≥7,PSA>10,临床分期≥T 2a)153 例。术后病理分期低 危(pT₂,GS=6,手术切缘阴性),高危(GS≥7,≥pT₃,手术切缘 阳性)。结果发现, ADC 值和 MR 前列腺体积与 D'Amico 高危 组(R=0.18,P=0.026)和病理高危组(Spearman's Rho=r= 0.21, P=0.005) 呈正相关。ROC 曲线下面积分别为 0.68(D' Amico)、0.80(D'Amico 和 ADC)和 0.84(D'Amico 和 ADC 以 及 PV)。他们认为, PV、ADC 与 D'Amico 分级联合应用能更好 的的预测低分化肿瘤(Gleason≥7)。Bains等^[10]对DWI检出 前列腺肿瘤可靠性进行研究。111 例患者(原发性前列腺癌 78 例,膀胱癌18例,前列腺癌合并膀胱癌15例),由3位放射科医 师评估肿瘤的生物侵袭性。总体上,DWI 检出前列腺肿瘤的敏 感度和阳性预测值:观察者 A 为 0.91 和 0.91,观察者 B 为 0.88 和 0.93, 观察者 C 为 0.90 和 0.94); 低分化肿瘤的敏感度和阳 性预测值:A为 0.9 和 1.00,B为 0.95 和 1.00,C为 0.98 和 1.00。DWI 对低分化前列腺肿瘤的检出,假阳性率为 0,假阴性 率≪5%;对高分化肿瘤检出的假阳性率与前列腺增生、前列腺 上皮内肿瘤和前列腺炎等有关。

Plata 等^[11]研究热消融对前列腺组织 ADC 值的影响及临 床意义。高强度超声波(HIE)聚焦犬的前列腺,并通过温度传 感器和 MRI 测温序列质子共振频率位移测量(proton resonant frequency, PRF)质子共振频率位移测量)和 DWI(b

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(冯朝燕、李亮、胡道予、夏黎明、王良);卫生部北京医院放射科 (陈敏); Department of Radiology, Virginia Commonwealth University, Medical College of Virginia, Richmond, USA(Jinxing Yu); Department of Radiology, University of New Mexico, Albuquerque, NM 87131, USA (Steven C. Eberhardt)

作者简介:冯朝燕(1987一),女,山东德州人,硕士研究生,主要从事 MRI与分子影像学研究工作。

通讯作者:王良, E-mail: wangliang_2001@yahoo.com **基金项目:**国家自然科学基金项目资助(81171307)

1000s/mm²) = 序列,后处理得到温度和 ADC 值随时间变化的 曲线图,并可通过温度值得到预测的 ADC 值。结果发现,实测 ADC 值总是低于预测的 ADC 值,说明组织失活可引起 ADC 值 的下降。不同的成像设备、不同的 b 值,绝对 ADC 值会有很大 差异。Busse 等^[12]的研究表明,不同情况下标准 ADC 值为前 列腺癌扩散成像定量分析及比较提供了可能。Panagiotaki 等^[13]比较了单指数模型和多指数模型在前列腺组织中的应用, 结果表明三指数模型的应用价值最高。Agarwal 等^[14]比较了 高 b 值(b=1000 和 2000 s/mm²)与低 b 值(b=0、188、350、563 和 750 s/mm²)DWI 对前列腺癌分期的影响。高 b 值 DWI 更容 易检出前列腺组织边缘的肿瘤组织。研究显示经直肠超声引 导下(TRUS)前列腺穿刺后出血 T₁WI、T₂WI 信号及 ADC 值 的变化。发现出血信号改变可以持续 6 个月,而 ADC 值不受 影响。

2. DTI、DKI 技术的应用

Takahashi 等^[16]比较常规 DTI 与小视野 DTI 显示前列腺 周围神经血管束(NVB)的情况。结果发现,后者能够更好的显 示细节,为临床前列腺根治性切除术患者保留神经血管束提供 了可能性。Lawrence等[17]研究 DKI(扩散峰度成像)对前列腺 癌的诊断价值,关于 b 值和噪声补偿对定量参数的影响以及短 期可重复性也进行相关分析。18 例经穿刺活检证实前列腺癌 并拟行前列腺切除术的患者纳入研究,接受 T₂WI DTI 检查(b 值 0、150、600、1050、1500 和 2000 s/mm)。其中 10 例患者在相 同的参数下重复做了检查。使用4种不同的方法「标准,低b值 (b=0),高b值(b=1500)和无噪声补偿组 计算 Dapp(弥散系 数)和 Kapp(弥散峰值);变异系数(CV)评估可重复性。结果发 现无论是外周带还是移行带,肿瘤组织和相对应的正常组织的 Dapp 和 Kapp 值差异具有显著性意义,同时具有良好的短期重 复性(CV-Dapp<7.5%,CV-Kapp<15%)。Bourne 等^[18] 对 2 个根治性前列腺切除的标本行 9.4T MRI 检查,比较前列腺组 织的 DTI 和 DKI。结果发现,前列腺包膜和纤维肌质层在单指 数模型 DTI 上各向异性(FA)值明显高于外周带及中央带。 DK-AV(峰值扩散系数-平均峰度)与DTImono-MD(单指数扩 散张量-平均扩散系数)相近,但更能体现组织的微观结构,CVk (峰值变异系数)与 FA 图具有明显的相关性。DKI 与 DTI 相 比,能更清楚地显示组织的微观结构并且变异程度较小。

3. 基于体素内不相干运动分析(IVIM)理论的多b值研究 Cai等^[19]运用单指数模型和双指数模型鉴别前列腺癌和慢性前列腺炎。19 例磁共振检查后行经直肠超声穿刺的患者纳入研究。结果发现单指数模型中,灌注分数f在前列腺癌和慢性前列腺炎中差异无统计学意义。运用 IVIM,慢性前列腺炎与前列腺癌相比具有高的扩散特性,与正常外周带相比具有明显高灌注和低的扩散特性。IVIM 将有助于前列腺病变的鉴别诊断。Kuru等^[20]搜集临床确诊的 27 例前列腺癌患者行 b=0、50、100、150、200、250 和 800s/mm² 共 7 组 b 值的 DWI 检查。根据 IVIM 的双指数模型用两种方法计算 f 和 D 值。结果发现,灌注分数 f 均很高,扩散分数 D 能够有效地区分癌组织与健康组织。

4. 前列腺癌家族史人群调查研究

Jafar 等^[21] 对有明显前列腺癌家族史的 51 例患者进行 DWI 扫描并测得 ADC 值。风险评分是基于对 24 个单核苷酸 的分析。40 例患者接受了单核苷酸分析评分,波动范围 0.29~4.89。结果发现 ADC 值和风险评分的相关性无统计学 意义。因此,还需要进一步研究能否为临床确诊前列腺癌提供 补充信息。Jafar 等^[22]对 51 例有前列腺癌阳性家族史的人群 行 3T 直肠 DWI 检查,并定量和定性分析比较。由一位经验丰 富的放射科医师结合 DWI 和 T₂WI,在前列腺 6 分区上标出阳 性或阴性区域。8 周以后,由同一位观察者结合 T₂WI 在 ADC 图上画出兴趣区。结果显示,在高风险人群中,定性分析 DW-MRI 的敏感度和特异度分别是 57.1%和 97.8%。由于考虑了 前列腺体积、大小、形状及扩散受限位置等因素,定性分析比定 量分析更易诊断 Gleason 评分低的前列腺癌。

磁共振波谱成像

MRI 形态学与 MRS 代谢信息相结合会提高对前列腺癌诊断和定位的特异性,以往用于前列腺的主要是¹H 谱,本次大会重点关注 MRS 的最新研究进展。

1. 前列腺癌成像新序列的发展和³¹ P、¹³ C 谱的应用

Nagarajan 等^[23]利用 NUS EP-JRESI 新序列进行采集,压 缩感知技术进行重建后处理来研究前列腺癌组织的生物化学 变化。包括 11 名前列腺癌患者。结果显示 NUS EP-JRESI(非 均匀采样回波平面磁共振波谱成像)波谱技术可以分辨出 10 种代谢物,如柠檬酸盐(Cit)、肌酸(Cr)、胆碱(Cho)、精胺 (Spm)、肌醇(mI)、鲨肌醇(Scy)、牛磺酸(Tau)、谷氨酸盐(Glu) 和谷氨酰胺(Gln)。而传统的 MRS 由于 TE 较长等原因,只能 区分3种代谢产物。Lagemaat等^[24]利用超高场强7.0T MRI ³¹ P MRS 技术对前列腺癌进行研究,12 例临床怀疑或已经证实 的前列腺癌,运用³¹PTX/RX 直肠线圈对外周带和移行带的可 疑癌灶进行波谱分析。肿瘤组织 PE(乙醇胺)/γ ATP、PE/ tPLM(乙醇胺、磷脂胆碱、甘油磷酸胆碱等)和 PI/r(γ-三磷酸腺 苷)ATP 明显低于正常的外周带和移行带。前列腺癌和正常组 织含 P 的代谢产物明显不同,此研究有助于前列腺良恶性病变 的鉴别诊断。Lagemaat 等^[25]利用 7T MR³¹ P-MRS 技术做了 T₁ 弛豫时间和 NOS(核极化效应)的定量分析,发现前列腺 T₁ 弛豫时间较其它组织长。

Keshari 等^[26]利用超极化¹³C标记的乳酸作为人前列腺癌 组织切片的生物标记物进行 MRS 研究。分别运用体外细胞培 养人前列腺癌细胞系(PC-3, VCaP 和原发性前列腺癌细胞),前 列腺癌组织切片(TSC)以及穿刺活检标本三种方式。结果发 现,TSC 和活检穿刺组织各代谢产物的峰高相似,而 PC-3、 VCaP 原发代谢物差异却十分明显。说明 TSC 能反映组织结 构以及体内的代谢变化。因此,使用这个模型,可以用超极化13 C标记的丙酮酸探测重组葡萄糖、标记乳酸来探索前列腺癌的 代谢变化。Billingsley 等^[27]利用超极化的¹³C-KIC(超极化¹³C 标记的酮异己酸)作为分子探针研究前列腺癌支链氨基酸的代 谢。体外实验,四种不同的人类前列腺癌细胞系(PC-3,DU-145,LNCaP和 LAPC-4)和 TRAMP(转基因前列腺癌小鼠模 型)小鼠组织提取物进行了质谱分析。体内实验, PC-3 和 PC-3M 移植小鼠 3T GE Signa MRI 扫描。结果发现,就支链氨基 酸代谢而言, TRAMP小鼠并不能模拟人前列腺癌。PC-3移植 小鼠癌细胞 BCAT(支链氨基酸)活性是体外 PC-3 细胞的 2.5 倍, PC-3 和 PC-3M 移植癌细胞蛋白水平分别是(3.81±

1.27) U/gram, (2.47±1.01) U/gram。Sukumar 等^[28]的研究 结果表明, LDH-A(乳酸脱氢酶 A) 基因敲除后 1周, TRAMP 小鼠肿瘤体积增加 13%(0.85cc 到 96cc), ADC 值下降 30%, 超 极化¹³C Lac/Pyr(乳酸盐/丙酮酸盐)的值下降约 25%。因此, LDH-A 基因表达产物的变化可以通过 HP ¹³C MRI 探测到。 Steinseifer 等^[29]研究显示, 在前列腺 MRS 序列 semi-LASER 中 施加 GOIA-Wurst (16, 4) 脉冲, 能够减少射频能量吸收率 (SAR)。

2.¹H-MRS 谱主流标准的质疑

Kobus 等^[33]提出一种新的假设,即前列腺癌枸橼酸盐水平 的下降与肿瘤生长引起腺腔体积缩小有关,并验证了这一假 设。55 例患者术前均行 T₂WI 和 MRS 检查。HE 切片采用彩 色图像分割技术分别测得腺腔、基质及胞核的百分比。在相对 应到的 T_2 WI 图像上分别计算各 ROI 的 Cho+Spm(精胺)+ Cr/Cit 比值。结果发现, Cho+Spm+Cr/Cit 比值与腺腔面积 和胞核面积有关,符合线性混合模型(y=0.182+0.298)。7T MRI可以将精胺与胆碱和肌酸代谢产物区分开,Luttje 等^[34]的 研究结果表明,肿瘤组织与健康组织的(Cho+Cr)/Cit 值差异 不明显,(Cho+Pa+Cr)/Cit的值差异十分显著。这说明,精胺 与肿瘤组织的侵袭性有关。Kailavasan 等[35]利用 MRS 研究人 前列腺癌细胞系列 LNCaP(不易转移) 和 LNCaP-LN3(易转 移)代谢产物的不同及添加 DCA(丙酮酸脱氢酶激酶抑制物)后 代谢产物的变化。实验以大鼠 P22 肉瘤细胞作为对照组。结 果发现,LNCaP-LN3 和大鼠 p22 细胞系列代谢产物无 LDH-B, 而 LNCaP 表达 LDH-A 和 LDH-B。MRS 检测到乳酸、脂肪酸、 丙氨酸、谷氨酰胺、胆碱和肌酸共6种代谢产物。1h时 LNCaP-LN3 乳酸浓度中位数(19500µmol/108)明显高于大鼠 P22 (12000µmol/108)和LNCaP(864µmol/108)。DCA(丙酮酸脱氢 酶激酶抑制物)治疗后,三种细胞系列 Cho 浓度都明显降低。 他们认为,乳酸含量的增加与肿瘤进展有关,DCA影响细胞的 代谢。

3. MRS 与其他技术的联合应用

Otto 等^[36] 联合应用 MRS 和 DWI 评估前列腺肿瘤的侵袭 性。39 例患者接受直肠线圈 3T MR DWI(b 值 50、500、800 和 1500s/mm²)及 PRESS(点分辨自旋回波波谱)序列图像采集。 病理切片 Gleason 评分分 3 个等级(高分化、中分化、低分化, GS分别 \leqslant 6、7和 \geqslant 8)。分别测得图像的ADC、nADC(标准 ADC)、CC(胆碱/枸橼酸盐)、CCC(胆碱+肌酸/枸橼酸盐)与 Gleason 评分的相关性及绘制 ROC 曲线。结果发现 nADC 与 ADC, CC和 CCC相比有较高的鉴别能力(AUC:0.88 vs 0.72, 0.72 vs 0.78)。以 nADC<0.46 和 CCC>1.3 为界值点,诊断 敏感度、特异度和符合率分别为 79%、72%和 85%。他们得出 结论, nADC 与 CCC 联合应用有助于评估肿瘤的侵袭性。 Shukla-Dave 等^[37]运用¹H-MRS 和¹⁸F-FDG-PET 扫描研究前列 腺癌枸橼酸盐的代谢和葡萄糖的消耗。共22例患者,其中11 例成像之前接受过外放射治疗。使用 PRESS 体素激发和水脂 抑制。测得 3D 每个体素的胆碱+多胺+肌酸/枸橼酸盐比值。 测量前列腺不同放射性浓聚组织 SUV(PET 的标准摄取)值, 并与前列腺病理组织相对照,22个肿瘤病灶中21个被1H-MR-SI准确描述,而只有3个病灶发现有¹⁸F-FDG的摄取,这说明 ¹⁸ F-FDG-PET 主要应用于转移病灶的检出和治疗评价。肿瘤 低氧状态和 PH 值与肿瘤的侵袭性、治疗效果和预后有关^[38]。 该实验运用¹H和³¹P MRS 和 DCE-MRI 评估 3 种前列腺癌模 型的肿瘤 PH、代谢和血管。用 3-APP(3-氨基丙烷磷酸)测定 肿瘤细胞外 pH 值(PHe),而肿瘤缺氧运用 DCE-MRI 的数据进 行评估。结果发现,细胞内的 PH 值不受 3-APP 注入量的影 响,PC-3-CA-IX 肿瘤细胞的细胞外 PH 值比 LNCaP 低一些。 体内增强数据显示,细胞外坏境偏酸可能与肿瘤的乏氧状态有 关。

动态对比和动脉自旋标记技术

药代动力学的的测量方法和各种参数的定性分析、以及 Ktrans(转运常数)、Kep(速率常数)等反映药代动力学参数特 征的定量分析,ASL技术在大会上做了相关报道。

1. DCE-MRI 定量分析是本次大会所关注的热点

Mischi等^[39]发现一种新的 DCE-MRI 模型,即通过评估血 管内对比剂动力学来研究微血管结构。结果表明,此模型参数 KKep 的敏感度、特异度、曲线下面积分别是 82.6%、89.5%、 91%和58.0%、80.9%、72%。这种新方法为前列腺癌的定位 和富血管肿瘤病变的研究提供了新思路。Dikaios等^[40]对 DCE-MRI 的定量参数 Ktrans、Kep、SoE(初始上升梯度)、DCE nSI(标准信号强度)、ME(最大信号强度)和 Etype(曲线类型) 建立 Logistic 回归方程,并对诊断效能做 ROC 曲线分析。比较 前列腺正常组织和肿瘤组织外周带移行带各参数的差异。研 究表明,外周带或移行带肿瘤组织各参数无明显差异,非癌组 织参数有明显差异。大部分参数都有助于外周带癌灶的检出, 而移行带癌灶的检出却仅限于 ME。此项研究所提供的数据有 助于临床上对前列腺癌的检出。

磁共振动态增强定量分析可用于前列腺骨转移的检测。 Du 等^[41]的研究结果表明,骨转移病变动力学参数高于正常骨 组织[Ktrans (0.101±0.029)/min vs (0.017±0.009)/min,Ve (0.595±0.117)vs (0.411±0.065)],41 处转移病灶的平均面 积 Ktrans 图(929.93mm²)大于 DWI 图(425.32mm²)。Ktrans 图发现转移病灶的敏感性很高,RLVC(局部体素聚集模型)为 早期骨转移病变提供了更多的诊断信息。Iltis 等^[42]在研究前 列腺癌小鼠模型 MR 纳米粒子预处理的效果。十只雄性裸鼠 后肢注入 LNCaP 细胞,4~5 周后将小鼠分为两组,一组接受静 脉注射 CYT-609(纳米粒子处理的抗肿瘤药)后 4h 进行动态增 强扫描,对照组不接受。无论是肿瘤组织还是肌肉组织,CYT (实验组)的信号强度总是大于 CTRL(对照组)。纳米粒子预处 理可以提高增强效果。

2. 匀场和 ASL 技术的应用

Chang 等^[43]的结果表明,使用 Bloch-Siegert(限制性频谱 成像)方法来校正 B1 的不均匀性,可以改善前列腺 T₁ 定量图 像和 DCE-MRI 定量参数如 Ktrans 图像等,从而有助于前列腺 病变的检出。Cai 等^[44]比较了前列腺磁共振脉冲动脉自旋标记 (PASL-MRI)与 DCE-MRI 对前列腺癌骨转移的成像效果。结 果发现,在不同的 TI 时间,ASL-MRI 在瘤骨区域测得的 BF 明 显高于非肿瘤骨区域。BF(血流量)与 Ktrans 和 kep 呈正相 关。此研究表明 ASL 能够探测前列腺骨转移,因为转移瘤多血 供(产生大量的新生微血管)的特性与 DCE-MRI 得到的 Ktrans,kep 和 Ve 有关。对于由于肾功能不良或者其它原因不 能进行 DCE-MRI 检查的患者可借助磁共振 ASL 检查明确诊断。Li 等^[45]也做了利用 VS-ASL 进行前列腺灌注成像的研究。

其它新技术新进展

随着 MRI 硬件系统、成像序列和软件系统的提高及医学工 程学、计算机科学和分子生物学的发展,新的成像序列及诊断 方法应运而生。

Karow 等^[46]评估 RSI-CM 技术在高级别前列腺肿瘤检出 的价值,从定性和定量两个方面分析比较。5 例术前患者接受 RSI-CM、DWI(b值为100、400、800s/mm²)和DCE检查并最终 行根治性前列腺切除。结果发现, RCI-CM 图与 Ktrans 图、常 规 ADC 图、高 b 值 ADC 相比,能更明显的显示病灶。Z-score 图显示 RSI-CM(-3分)明显高于高 b 值 ADC 图(<0.5分), ROC 示曲线下面积分别为 0.97 和 0.64. RSI-CM 技术能够更 好的检出高级别前列腺肿瘤。Kim 等^[47]研究新的生物成像方 式即 MREIT(磁共振电阻抗成像)。5 只毕格犬用于成像实验, 结果得到 MRI 幅度图像、重建后的导电图和颜色编码图像。前 列腺、骶骨、直肠、肌肉等组织在幅度图上可以清晰分辨,电导 率图像清楚的显示了前列腺外周带和中央带的分界,这将有助 于前列腺良性增生、前列腺癌等疾病的鉴别诊断。Basharat 等^[48]在11.7T 高场磁共振研究了精胺和枸橼酸盐生理浓度和 PH 值的化学交换饱和转移效应。实验分为3部分,温度控制 在 310K,分别在 PH 值 6、7、8 的条件下测量 10 mmol/L 精胺溶 液的化学交换饱和转移效应。PH 值范围 4~8,测量 10 mmol/L 精胺和 100 mM 枸橼酸盐的 CEST(化学交换饱和转移)效应。 实验发现 PH=6、频率是 2.4ppm 的条件下,CEST 的不对称性 是 6.1%。把温度从 310K 降到 300K,研究精胺的化学交换速 率,结果发现 CEST 不对称性从 41.0% 提高到 54.2% (pH= 6.0,δ=+3.0ppm)。通过研究体外不同浓度精胺和枸橼酸盐 的 CEST(化学交换饱和转移)效应,进而得到体内这两种代谢 物的浓度,从而为前列腺疾病的诊断提供依据。

Bomers 等^[49] 研究 MRI 引导下的经直肠激光消融治疗前 列腺癌同时实时监测温度。包括15例临床怀疑前列腺癌或复 发患者,接受 3T MRI 检查,穿刺针导航定位, Planning@IFE 技 术监测温度,TMAP(三垂直平面温度成像)@IFE 观察温度的 稳定性。结果发现,整个工作流程对所有患者都是可行的,B。 漂移校正情况下,前列腺温度 37.0℃(范围 34.8℃~38.0℃), 偏离基线温度中位数 0.8℃(范围 0.5℃~2.6℃);无 B。漂移校 正情况下分别为 36.9℃(范围 30.8℃~43.2℃),偏离 1.6℃ (范围 0.4℃~6.4℃)。他们认为 MRI 引导下的经直肠激光消 融治疗前列腺癌是可行的。Fennessy 等^[50]研究多参数 MRI 序 列和前列腺癌病理分期结果的空间相关性。搜集 27 例临床怀 疑或已确诊的前列腺癌患者,利用直肠内线圈 3.0T MR 机,所 有患者均行 T₂WI、HTR-DCE、DWI 检查,随后行 TRUS 或 MR 穿刺活检或前列腺根治性切除术。排除病理报告结果不充分、 活检阴性或图像质量不好等,共计14例纳入该实验研究。共 勾画出14处肿瘤病灶和4处正常组织,与病理相对比,以此显 示多参数磁共振序列图像与病理组织的相关性。

Zhao 等^[51]比较了前列腺上皮细胞,基质和腺腔体积在扩 散加权缩微图像和组织学上的差异。标本接受 16.4T MRI 成 像,分别在 DWI 图像和光镜下分割出上皮组织,基质及腺腔结 构。结果发现,DWI分割图像与体素扩散率统计得到的结果类 似,然而与组织切片测量图像相比,DWI测得的腺腔体积较小。 随着 Gleason 评分的增加,上皮细胞体积增大,基质体积变小, 解释了 ADC 值下降这一现象。Wang 等[52] 运用 Levenberg-Marquardt 神经网络算法研究前列腺癌的早期发现,包括 512 例临床怀疑前列腺癌患者。第一阶段,所有患者 tPSA(总前列 腺特异抗原)、f/tPSA(游离前列腺抗原/总前列腺抗原)、年龄, MRI 接受人造神经元网络的训练和实验模式;第二阶段,随机 抽取 360 例患者资料进行训练,其余患者数据进行测试。结果 第一阶段临床、MRI 以及临床结合 MRI 指标 ROC 曲线下面积 分别为 0.81±0.02、0.85±0.02 和 0.91±0.01;第二阶段分别 为 0.76、0.84 和 0.86。说明临床指标结合 MRI 对前列腺癌早 期诊断的价值最大,其敏感度、特异度和符合率分别为78%、 84%、81%。线圈的设计及应用^[53-58]、前列腺癌定位^[59-60]、前列 腺穿刺活检[61-64]、放疗[65-67]、激光治疗[68]、冰冻消融治疗[69]、有 效监督^[70]也是本次大会研究的热点。

综上所述,前列腺癌是中老年男性最常见的泌尿系统肿瘤,居发达国家恶性肿瘤之首,国内发病率也逐年提高。因此前列腺癌的早期检测和早期诊断至关重要。ISMRM2013 是一次学术盛宴,为前列腺癌的早期检出、诊断和治疗提供新的思路。

参考文献:

- [1] Wang SH, Peng YH, Medved M, et al. Hybrid T₂ and diffusion weighted MRI for prostate cancer detection [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0096.
- [2] Zhang HJ, Chen H, Wu WC, et al. High-resolution variable density spiral diffusion weighted sequence for prostate and bladder wall [C]. ISMRM, 2013, 1784.
- [3] Liu GZ, Xie K, Sui Y, et al. Diffusion-weighted MR imaging of prostate with a fractional order calculus model[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1783.
- [4] Rosenkrantz AB, Hindman N, Chandarana H, et al. Computed diffusion-weighted imaging of the prostate at 3T: impact on image quality and tumor detection [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,0094.
- [5] Ueno Y, Takahashi S, Kitajima K, et al. Computed high b-value DWI for detection of prostatic cancer at 3T MRI[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3386.
- [6] Korn N, Kurhanewicz J, Banerjee S, et al. Reduced FOV decreases susceptibility artifact in diffusion-weighted MRI for prostate cancer detection[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1779.
- Babourina-Brooks B, Brereton I, Cowin G. Diffusion imaging for prostate cancer: a quantitative comparison of echo planar imaging and half fourier single shot turbo spin echo sequences [C]. ISMRM.Salt Lake city.USA.2013.3393.
- [8] Mazaheri Y, Vargas A, Nyman G, et al. Diffusion-weighted MRI of the prostate at 3T: comparison of endorectal coil (ERC) MRI and phased-array coil (PAC) MRI-the impact of SNR on ADC measurement[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3396.
- [9] Tan N, Margolis D J, Lu DY. Addition of MR prostate volume and apparent diffusion coefficient to D'Amico classification improves

prediction of post-operative pathologic outcomes[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3388.

- [10] Bains LJ, Triantafyllou M, Froehlich JM, et al. Diffusion weighted MRI of the prostate: which tumours are we able to detect, and how reliably? [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1778.
- [11] Plata JC, Holbrook AB, Marx M, et al. Apparent diffusion coefficient decrease during thermal ablation of the prostate as an early indicator for loss of tissue viability[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0227.
- [12] Busse H, Otto J, Thörmer G, et al. Robustness of normalized ADC values of prostate cancer against different imaging conditions and calculation methods[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,3399.
- [13] Panagiotaki E, Alexander DC, Bourne R. Comparison of single and multi-compartment models of diffusion in fixed prostate tissue[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1798.
- [14] Agarwal HK,Grant K,Turkbey BI,et al. High b-value diffusion weighted MRI for prostate tumor staging[C]. ISMRM,Salt Lake city,USA,2013,1782.
- [15] Latifoltojar A, Illing R, Kirkham A, et al. Effect of prostate haemorrhage on post-biopsy T₁, T₂ weighted MRI signal and DWI derived and values: a longitudinal study[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1800.
- [16] Takahashi S, Ueno Y, Kitajima K, et al. Tractography of the neurovascular bundles of the prostate with zoom DTI technique:preliminary report[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1780.
- [17] Lawrence EM, Priest AN, Barrett T, et al. Diffusional kurtosis imaging of prostate cancer: effect of b-values and noise compensation on quantitative parameters, relative contrast, and shor t-term repeatability[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3387.
- [18] Bourne R, Pang D, Bongers A, et al. High spatial resolution diffusion tensor and kurtosis analysis of formalin fixed whole prostate tissue[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3081.
- [19] Cai WC, Li FY, Ye JT, et al. Discrimination of prostate cancer from chronic prostatitis: comparison between biexponential and monoexponential models [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,3400.
- [20] Kuru TH, Roethke M, Schlemmer H, et al. Usefulness of parameters derived from intravoxel incoherent motion (IVIM) datacomparison of two methods in patients with proven prostate carcinoma[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3392.
- [21] Jafar M, Eeles R, Giles SL, et al. Diffusion-weighted MRI of the prostate in patients with a significant family history of prostate cancer:do histogram metrics correlate with risk? [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3395.
- [22] Jafar M, Morgan VA, Giles SL, et al. Diffusion-weighted MRI of the prostate for tumor detection in patients with a significant family history of prostate cancer: comparison of qualitative vs. quantitative analyses [C]. ISMRM, alt Lake city, USA, 2013, 3397.
- [23] Nagarajan R, Margolis D, Raman SS, et al. Nonuniformly undersampled (NUS) echo planar J-resolved spectroscopy imaging (EP-JRESI) of prostate cancer patient and compressed sensing rescontruction[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3959.
- [24] Lagemaat MW, Vos EK, Maas MC, et al. 31 P MR spectroscopic

imaging of patients with prostate cancer at 7T[C]. ISMRM, Salt Lake city, 2013, 3403.

- [25] Lagemaat MW, Maas MC, Vos EK, et al. Quantification of T₁ relaxation times and nuclear overhauser effect of ³¹P metabolites in the human prostate at 7T[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,0538.
- [26] Keshari KR, Sriram R, Van Criekinge M, et al. Validation of hyperpolarized ¹³C lactate as a prostate cancer biomarker using a human prostate tissue slice culture bioreactor[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3429.
- [27] Billingsley K, Josan S, Park JM, et al. Branched-chain amino acid metabolism in prostate cancer: hyperpolarized 1-¹³ C-Ketoisocaproate as a novel molecular probe[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3933.
- [28] Sukumar S, Bok R, Vigneron D, et al. Monitoring temporally selective LDH-A gene deletion in prostate cancer using hyperpolarized frequency specific ¹³C-MRI[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA,2013,3420.
- [29] Steinseifer IK, Maas MC, Kobus T, et al. Implementation of GOIA-Wurst (16, 4) pulses in the semi-LASER sequence for SAR-reduction in prostate MRSI[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA,2013,2020.
- [30] Decelle E, Kurth J, McDougal WS, et al. Metabolomic fields of human prostate cancer[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1787.
- [31] Selnæs KM, Gribbestad IS, Bertilsson H, et al. Spatially matched in vivo and ex vivo MR metabolic profiles of prostate cancer-investigation of a correlation with Gleason score[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013.
- [32] Giskeødegard GF, Bertilsson H, Selnæs KM, et al. Spermine and citrate as metabolic biomarkers for assessing prostate cancer aggressiveness[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1785.
- [33] Kobus T, Van der Laak J, Bruggink C, et al. MR spectroscopic imaging of prostate cancer: metabolism or morphology? [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0099.
- [34] Luttje MP, de Graaf RA, de Castro CSA, et al. ¹H MRSI of prostate cancer incorporating spermine in the quantification, a 7 tesla patient study[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0097.
- [35] Kailavasan M, Reynolds S, Bucur A, et al. Evaluating the metabolic profile of prostate cancer cells using an MR compatible bioreactor[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3427.
- [36] Otto J, Thörmer G, Schröder C, et al. Combination of MR spectroscopic and diffusion weighted imaging of the prostate for the prediction of tumor aggressiveness[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA,2013,3389.
- [37] Shukla-Dave A, Wassberg C, Pucar D, et al. Metabolic signature of prostate cancer as detected with proton magnetic resonance spectroscopic imaging and ¹⁸F-fluorodeoxyglucose-positron emission tomography[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3394.
- [38] Ackerstaff E,Kruchevsky N,Stoyanova R,et al. Tumor pH and vascularity in human prostate cancer models[C]. ISMRM, Salt Lake city,USA,2013,3415.
- [39] Mischi M, Kompatsiari K, Saidov T, et al. Contrast dispersion mapping in DCE MRI: a new option for prostate cancer detection
 [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0095.

- [40] Dikaios N, Alazeez MA, Emberton M, et al. Derivation and comparison of site specific peripheral and transition zone quantitative DCE MRI logistic regression models for prostate cancer detection; does cancer location matter? [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0093.
- [41] Du HR,Cai WC,Zhang J,et al. Dynamic contrast-enhanced MRI for detection of bone metastases from prostate carcinoma: a study of kinetic parameter with reference local voxel cluster model[C]. ISMRM,Salt Lake city,USA,2013,1796.
- [42] Iltis I, Choi J, Vollmers M, et al. Detection of the effect of nanoparticle preconditioning in a mouse model of prostate cancer by MRI[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3418.
- [43] Chang M,Gupta SN,Sacolick LI, et al. Improved T₁ mapping and DCE-MRI quantification for prostate at 3T by Incorporating B1 inhomogeneity correction [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,2199.
- [44] Cai WC, Li FY, Wang J, et al. The comparison of arteial spin labeling perfusion MRI and DCE-MRI in bone metastasis from prostate cancer[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3407.
- [45] Li XF, Metzger GJ. Prostate perfusion imaging using velocity-selective ASL[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3402.
- [46] Karow D, White N, Huang J, et al. Improved conspicuity and delineation of high-grade prostate tumors using "restriction spectrum imaging": quantitative comparison with high B-value ADC [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3391.
- [47] Kim HJ, Jeong WC, Chauhan M, et al. Characterization of prostate tissues using MREIT conductivity imaging: in vivo canine study[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 4176.
- [48] Basharat M, Jafar M, DeSouza N, et al. Investigation of the CEST effect in prostate metabolites[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3874.
- [49] Bomers JG, Rothgang E, Overduin CG, et al. MR-guided temperature mapping in prostate cancer patients: stability and feasibility
 [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1818.
- [50] Fennessy FM, Fedorov A, Penzkofer T, et al. Challenges in spatial correlation of multiparametric MRI sequences and pathology findings in prostate cancer staging[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1799.
- [51] Zhao M, Myint E, Watson G, et al. Comparison of conventional histology and diffusion weighted microimaging for estimation of epithelial, stromal, and acinar volumes in prostate tissue [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3090.
- [52] Wang C, Hu J, Wang H, et al. MRI Based artificial neural network model used in prostate cancer detection [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1775.
- [53] Raaijmakers A, Voogt I, Klomp D, et al. Prostate imaging at 7T with fractionated dipole antennas: a new type of radiative coil array element with lower SAR[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,3401.
- [54] Galassi F,McGinley J,Ristic M,et al. Design of receiver array for MRI-guided transrectal prostate biopsy[C]. ISMRM, Salt Lake city,USA,2013,2730.
- [55] Pavlina JM, Groebner J, Dadakova T, et al. Design of an endorectal coil for MR-guided HIFU therapy of the prostate [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1797.

- [56] Zhu H, Fallah-Rad M, Petropoulos L, et al. Wireless phased array endorectal coil for prostate imaging[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 2732.
- [57] de Castro CSA, Boer VO, Luttje MP, et al. Correction of dynamic B0 field changes in MRSI of the prostate at 7T using an internal field probe[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0554.
- [58] Otto J, Thörmer G, Reiss-Zimmermann M, et al. Prospective impact of the additional use of an endorectal coil for 3T prostate MRI on image quality and cancer detection rate[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1777.
- [59] Clarke S, Daniel B, McKenney J, et al. Prostate cancer localization using multi-parametric MRI and a maximum likelihood classifi cation algorithm[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3405.
- [60] Maas MC, Koopman MJ, Litjens GJS, et al. Prostate cancer localization with a multiparametric MR approach (PCaMAP): initial results of a multi-center study[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1769.
- [61] Decelle E, Berker Y, Schwessinger T, et al. Evaluation of prostate cancer metabolomic field effects using prostate needle biopsies[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1786.
- [62] Penzkofer T, Tuncali K, Fedorov A, et al. Multiparametric MRI and pharmakokinetic maps for prostate cancer detection, value in a multi reader decision transperineal biopsy study[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1770.
- [63] Busse H, Thörmer G, Otto J, et al. Proof of concept for transrectal MRI-guided prostate biopsies using an optically ref erenced targeting device[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1843.
- [64] Fedorov A, Tuncali K, Penzkofer T, et al. Quantification of intraprocedural gland motion during transperineal MRI-guided prostate biopsy[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0475.
- [65] Toth R, Kurhanewicz J, Madabhushi A, et al. Registration of pre and post intensity modulated radiation therapy prostate MRI for quantification of MR imaging marker changes and precise local prostate deformations[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1801.
- [66] Riches SF, Payne GS, DeSouza NM, et al. Planning a boosted radiotherapy dose to the dominant intraprostatic tumour lesion within the prostate as defined by multifunctional MR parameters [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 0100.
- [67] Tiwari P, Kurhanewicz J, Madabhushi A, et al. A quantitative framework to study MRI related treatment changes in the prostate postimrt[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1774.
- [68] Viswanath S, Sperling D, Lepor H, et al. Quantitative evaluation of treatment related changes on multi-parametric MRI after laser interstitial thermal therapy of prostate cancer[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 1773.
- [69] Tsoumakidou G, Lang H, Garnon J, et al. Transperineal prostate cryoablation under MR-guidance [C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013, 3409.
- [70] Sandler K, Lynne C, Jorda M, et al. Increasing role of functional MRI as decision making tool in management of prostate cancer patients on active surveillance[C]. ISMRM, Salt Lake city, USA, 2013,1771.