

Application of time-spatial labeling inversion pulse in renal corticomedullary differentiation and time parameter optimization

ZHANG Shuang¹, GUO Xiaoshan^{2*}, LEI Ying², LUO Lailong³, XU Minfeng⁴, WANG Shaobin⁴

(1. School of Medical Imaging, Guizhou Medical University, Guiyang 550004, China; 2. Department of

Radiology, Cancer Hospital, Affiliated to Guizhou Medical University, Guiyang 550004, China;

3. MRI Clinical Application Department, 4. Research & Development Center,

Toshiba Medical Systems [China], Beijing 100015, China)

[Abstract] **Objective** To investigate the application value of time-spatial labeling inversion pulse (T-SLIP) in renal corticomedullary differentiation and the best black blood inversion time (BBTI) value. **Methods** Totally 60 volunteers were included, who underwent abdominal MR scan with noncontrast-enhanced SSFP sequence combined with T-SLIP. All subjects were scanned with different BBTI (800, 1 000, 1 200, 1 400, 1 600, 1 800 ms) using coronary T-SLIP SSFP sequence. The images quality was evaluated using a four-point scale method. The region of renal cortex and medulla was devised automatically based on the image training algorithm. The signal intensity ratio with the different BBTI was calculated through measuring the signal intensity of the renal cortex and medulla. And the best BBTI values were analyzed. **Results** When BBTI was 1 200 ms, the image score was the highest. The signal intensity ratio (SIR) had statistical difference among different BBTI groups (all $P < 0.05$), when BBTI was 1 200 ms, the SIR was the highest, and the contrast between the renal cortex and medulla was obvious. **Conclusion** T-SLIP technology can improve the visibility of renal corticomedullary without contrast agents. The optimal BBTI for the best corticomedullary differentiation is 1 200 ms.

[Key words] Kidney cortex; Kidney medulla; Magnetic resonance imaging; Time-spatial labeling inversion pulse; Black blood inversion time

DOI:10.13929/j.1003-3289.201611013

时间-空间标记反转脉冲技术在肾脏皮髓质分离中的应用及时间参数优化

张 双¹, 郭晓山^{2*}, 雷 鹰², 罗来龙³, 许敏丰⁴, 王少彬⁴

[1. 贵州医科大学医学影像学院, 贵州 贵阳 550004; 2. 贵州医科大学附属肿瘤医院影像科, 贵州 贵阳 550004;

3. 东芝医疗系统(中国)磁共振临床应用部, 4. 研发中心, 北京 100015]

[摘要] **目的** 探讨磁共振时间-空间双重标记反转脉冲(T-SLIP)技术在肾脏皮髓质分离中的应用及显示肾脏皮髓质分离最佳的黑血翻转时间(BBTI)。**方法** 选择健康志愿者 60 名, 采用结合 T-SLIP 脉冲的稳态自由进动序列(SSFP)行上腹部扫描。采用 6 个 BBTI 值(800、1 000、1 200、1 400、1 600、1 800 ms)进行冠状位 T-SLIP SSFP 序列扫描。采用 4 分法分析图像质量, 并通过图像训练算法自动分割肾脏皮髓质区域, 分别计算皮髓质的信号强度(SI), 获得不同 BBTI 值时肾脏皮髓质的相对信号强度比(SIR), 获得最佳 BBTI 值。**结果** BBTI 值为 1 200 ms 时, 图像质量的评分最高。不同

[第一作者] 张双(1990—), 女, 湖北枣阳人, 在读硕士。研究方向: 腹部影像学。E-mail: 1125123986@qq.com

[通信作者] 郭晓山, 贵州医科大学附属肿瘤医院影像科, 550004。E-mail: 893547670@qq.com

[收稿日期] 2016-11-02 **[修回日期]** 2017-03-20

BBTI 值时, SIR 差异有统计学意义 ($P=0.013$), 当 BBTI 为 1 200 ms 时, SIR 值最大, 肾皮髓质间 SI 对比最明显。结论 T-SLIP 技术可在不使用对比剂的情况下清晰显示肾脏皮髓质, 当 BBTI 值为 1 200 ms 时皮髓质分离显示最好。

【关键词】 肾皮质; 肾髓质; 磁共振成像; 时间—空间双重标记反转脉冲; 黑血反转时间

【中图分类号】 R322.61; R445.2 【文献标识码】 A 【文章编号】 1003-3289(2017)05-0778-04

近年来, 慢性肾病 (chronic kidney disease, CKD) 患者的发病率及患病率呈上升趋势, 但多数 CKD 患者早期症状不明显, 起病隐匿, 就诊时肾功能已明显下降。因此对 CKD 的早期准确诊断和评估尤为重要。研究^[1-3]报道肾皮质厚度与肾功能密切相关, 临床可用肾皮质厚度间接反映肾脏滤过功能, 作为评价肾脏滤过功能的一种补充方法。时间—空间双重标记反转脉冲 (time-spatial labeling inversion pulse, T-SLIP) 技术为新兴的非增强 MR 成像技术, 设定最佳黑血反转时间 (black blood inversion time, BBTI) 是 T-SLIP 技术成功的关键。有报道^[4]显示 T-SLIP 技术可较好地分离肾皮质、髓质, 且无需对比剂, 适用于慢性肾脏病患者, 但国内鲜见报道。本研究旨在探讨 T-SLIP 技术应用于肾脏皮髓质分离中的可行性及显示肾脏皮髓质分离的最佳 BBTI。

1 资料与方法

1.1 一般资料 2016 年 3 月—8 月间于我院招募 60 名健康志愿者, 其中男 20 名, 女 40 名, 年龄 17~71 岁, 平均 (41.1 ± 16.2) 岁。志愿者均未服用肾脏损害药物、无肾脏疾病、肾脏占位等, 且无 MR 检查禁忌证。本研究经贵州医科大学附属肿瘤医院伦理委员会批准, 所有受检者均签署知情同意书。

1.2 仪器与方法 采用 Toshiba Vantage Elan 1.5T MR 扫描仪, 体部相控阵线圈。受检者取仰卧位, 两臂上举抱头, 检查前均进行呼吸训练, 嘱受检者尽量保持较均匀的呼吸节律。采用呼吸门控进行呼气末触发采集信号。先行冠状位稳态自由进动序列 (SSFP) 定位序列扫描, 后联合 T-SLIP 技术进行扫描。T-SLIP 扫描定位见图 1, T-SLIP 区包括双肾整个区域, 行单块多层连续扫描, 层厚 8 mm, 矩阵 256×256 ; 采集次数 1; PE 2, TR 5.0 ms, TE 2.6 ms, BBTI 采用 800、1 000、1 200、1 400、1 600、1 800 ms; FOV 按体型而定。

1.3 图像评分 随机抽取 6 名志愿者, 以左肾为观察对象, 由 3 名经验丰富的 MR 医师对肾脏皮髓质分离的图像质量进行盲法评分。评分标准^[5]: 1 分, 图像质量差, 皮髓质分离模糊; 2 分, 图像质量一般, 可识别皮髓质; 3 分, 图像质量良好, 肾脏皮髓质分离尚清; 4 分, 图像质量优秀, 肾脏皮髓质分离清晰。

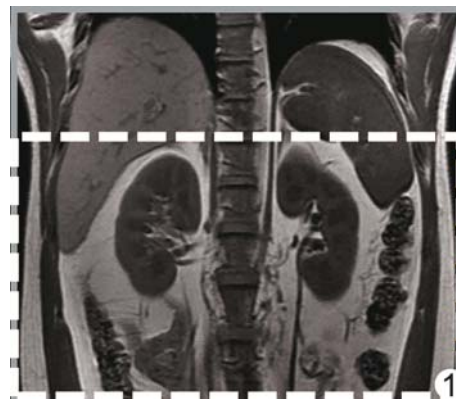


图 1 T-SLIP 扫描定位示意图 (灰粗线方框为信号采集区; 白粗线方框为 T-SLIP 区)

1.4 图像分离和相对信号强度比 (signal intensity ratio, SIR) 的计算 将目标肾脏图像作为训练集, 通过形状回归算法^[6]训练获取肾脏轮廓的分割模型。将不同 BBTI 值 (800、1 000、1 200、1 400、1 600、1 800 ms) 获得的肾脏图像输入该形状回归模型, 分割整个肾脏, 后经局部水平集算法优化肾脏分割结果, 最后自动行肾脏皮质髓质分离, 获得肾脏皮质和髓质区, 分别计算皮质区信号强度 (SI_{cortex}) 和髓质区信号强度 (SI_{medulla}), 最后计算不同 BBTI 皮髓质的平均 SIR: $SIR = SI_{\text{cortex}} / SI_{\text{medulla}}$ 。

1.5 统计学分析 采用 SPSS 22.0 统计分析软件, 计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示, 3 名医师图像评分的一致性采用 Kendall 协同系数 W 检验分析。不同 BBTI 值扫描所得肾脏图像质量评分采用二因子 Friedman 秩和检验, 筛选最佳 BBTI 值, 以渐进式显著性检验为依据对不同 BBTI 值的图像质量进行排序和分集; 不同 BBTI 值肾脏皮髓质 SIR 的差异采用单因素方差分析, 两两比较采用 SNK 法; 以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

BBTI 值为 800 ms 或 1 800 ms 时, 皮质和髓质的信号差异不大, 整体图像模糊; 当 BBTI 值为 1 000、1 200 ms 时, 图像质量良好, 肾皮质、髓质之间的信号形成鲜明的对比, 分离尚清晰, 其中 BBTI 值为 1 200 ms 的图像质量最好, 可清晰显示肾脏皮质、髓质, 皮髓质分离清晰; BBTI 值为 1 400、1 600 ms 时, 图像质量一般, 肾皮质、髓质之间的对比度逐渐下降,

皮髓质分离不清晰。不同 BBTI 值肾皮髓质分离图像见图 2。

3 名医师对不同 BBTI 值扫描图像的评分差异无统计学意义 ($k=0.659, P>0.05$)。BBTI 值为 800、1 000、1 200、1 400、1 600、1 800 ms 时, 图像质量的秩和分别为 2.94、8.14、9.47、6.28、3.72 和 3.25。图像质量由低到高的 BBTI 值排序为 800、1 800、1 600、1 400、1 000、1 200 ms。当 BBTI 值为 1 200 ms 时, 图像质量评分最高, 但是同质量分集结果表明 BBTI 值为 1 200 ms 和 1 000 ms 的图像质量差异无统计学意义 ($P=0.943$)。

BBTI 值为 800、1 200、1 800 ms 时, 皮髓质自动分割图像见图 3。不同 BBTI 值时, 均能完成皮髓质的分离, BBTI 值为 1 200 ms 时, 皮髓质分界最为清晰, BBTI 为 800 ms 和 1 800 ms 时, 皮质和髓质的边界不清, 有信

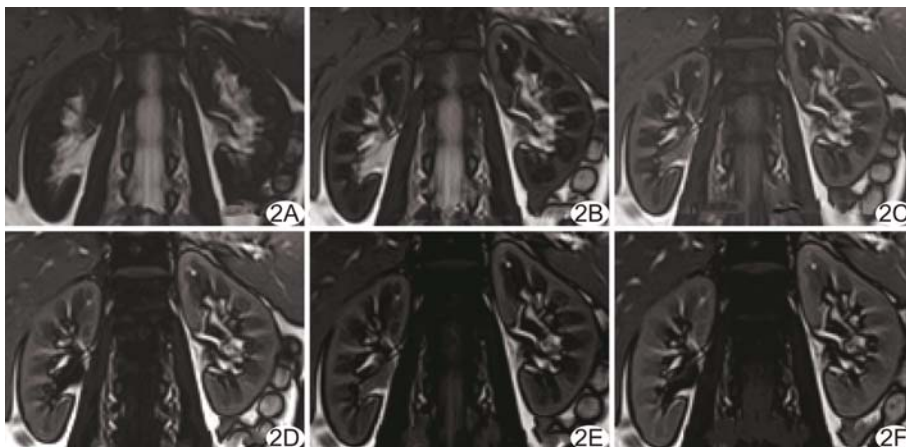


图 2 志愿者女, 22 岁, 不同 BBTI 值的皮髓质分离扫描图像 A. BBTI 为 800 ms; B. BBTI 为 1 000 ms; C. BBTI 为 1 200 ms; D. BBTI 为 1 400 ms; E. BBTI 为 1 600 ms; F. BBTI 为 1 800 ms

号模糊混淆的部位。

不同 BBTI 值时 SIR 差异有统计学意义 ($P=0.013$)。BBTI 值为 800、1 000、1 200、1 400、1 600、1 800 ms 时, SIR 分别为 1.62 ± 0.31 、 1.64 ± 0.32 、 1.68 ± 0.25 、 1.61 ± 0.20 、 1.58 ± 0.21 和 1.52 ± 0.15 , BBTI 值为 1 200 ms 和 1 800 ms 时, SIR 差异有统计学意义 ($P<0.05$), 余两两比较差异无统计学意义 (P 均 >0.05)。

3 讨论

3.1 T-SLIP 技术应用于肾皮髓分离的成像原理 T-SLIP 技术无需使用对比剂, 可提供生理状态下的血流信息, 反映血流灌注变化^[7]。不仅可一次检查完成肾动脉的扫描, 还可通过采用合适的 BBTI 完成对肾脏皮髓质分界, 皮质厚度的测量可有效判断肾功能损害情况。T-SLIP 成像原理: 对选定的肾脏区域施加一个连续的反转脉冲 TI, 将区域内组织进行翻转, 经 BBTI 后皮髓质组织由于 T1 值的不同, 组织恢复呈明显差异, 从而可分离肾皮髓质。

3.2 肾皮髓分离的方法及临床意义 临床评估肾功能常用肾小球滤过率 (glomerular filtration rate, GFR)。影响 GFR 的主要因素为滤过膜面积, 而影响滤过膜面积大小的主要因素是正常肾小球数量^[8], 而肾皮质主要由肾小球组成, 因此肾脏皮质的厚度与容积的变化与 GFR 的变化也必然存在一定的关系^[9]。因此临床可用肾皮质厚度反映肾脏滤过功能, 但影像学测量肾皮质厚度的前提是分离肾皮髓质。

目前影像学分离肾皮髓质的方法中, 彩色多普勒超声成像具有无创、无辐射、方便、价廉等优点, 但应用于晚期慢性肾脏病患者, 肾皮髓质界限模糊不清, 且特

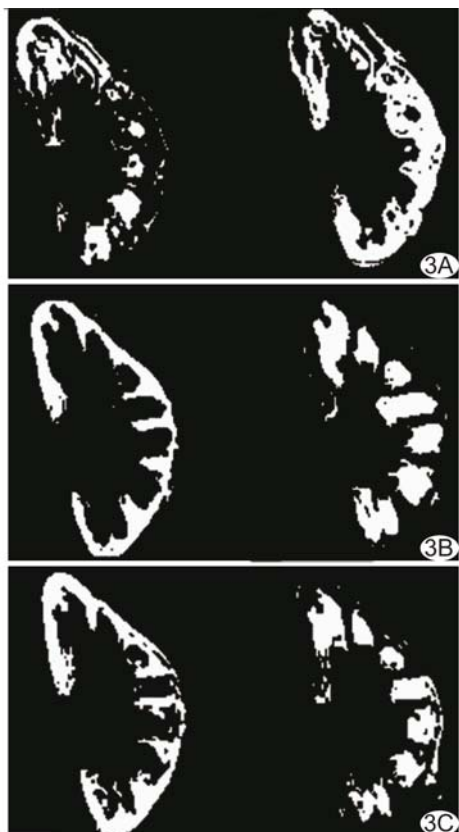


图 3 不同 BBTI 组皮髓质计算机自动分离结果, 左侧为肾皮质, 右侧为肾髓质 A. BBTI 为 800 ms; B. BBTI 为 1 200 ms; C. BBTI 为 1 800 ms

异度和准确率较低^[10]。多层螺旋 CT 增强扫描可分离肾皮髓质,但辐射剂量较大,且在检查过程中需使用含碘对比剂,有进一步加重患者肾功能不全的风险^[11]。非对比增强 MRI 显示肾皮质、髓质信号间的差异甚小,肾皮髓质分离模糊,尤其对于肾功能不全者。对比增强 MRI 虽然无辐射,但使用的含钆对比剂会导致肾功能不全患者出现肾源性系统纤维化(nephrogenic systemic fibrosis, NSF)的风险以及会出现过敏反应^[12]。

3.3 T-SLIP 技术分离肾皮髓质的可行性 国外已有研究^[13]将 T-SLIP 应用于慢性肾脏病肾脏皮髓质的分离,但是国内鲜见报道。本研究采用不同的 BBTI 值进行无对比剂增强 SSFP 扫描,定性分析图像质量并定量分析皮髓质 SIR,旨在探讨该技术应用于正常人肾皮髓质分离的可行性,并获得最佳翻转时间。

有研究^[5]显示正常肾皮髓质分离的最佳 BBTI 值为 1 000~1 300 ms;但当出现肾功能不全时,T1 值增加,因而最适 BBTI 值延长,为 1 400 或 1 500 ms。本研究设定 BBTI 值为 800、1 000、1 200、1 400、1 600、1 800 ms,图像质量均良好,提示 T-SLIP 技术可在不使用对比剂的情况下显示清楚肾皮髓质。

在 1.5T MR 扫描中,正常肾皮质的 T1 值约(966±58) ms,肾髓质的 T1 值约(1 412±58) ms^[14]。当 BBTI 为 1 200 ms 时,在标记区内施加选择性反转恢复脉冲对纵向磁化矢量进行反转时,短 T1 值使肾皮质在纵向磁化矢量恢复,呈高信号,而肾髓质尚未恢复,呈低信号。此时肾皮质信号和肾髓质的信号形成良好对比,从而可很好地分离肾皮髓质。但当 T1 值超过 1 400 ms 时,肾髓质的纵向磁化矢量逐渐恢复,信号逐渐增高,肾皮质和髓质之间的对比度逐渐下降。本研究定量结果显示 BBTI 为 1 200 ms 时,SIR 最大,且 BBTI 值为 1 200 ms 和 1 800 ms 时,SIR 差异有统计学意义($P < 0.05$);定性结果显示,在 BBTI 为 1 200 ms 时,图像质量评分最高,但同质量分集结果表明 1 200 ms 和 1 000 ms 的图像质量相同。提示 BBTI 取值为 1 000、1 200 ms 时,图像质量的评分基本一致,可作为最佳的 BBTI 值。

3.4 局限性 首先,志愿者较少,今后将加大样本量。其次,未考虑受检者年龄、体质量、身高是否影响最佳 BBTI 值,将在后期研究中继续探讨。另外,研究对象为正常志愿者,未对慢病肾脏病患者进行研究,T-SLIP 能否分离慢性肾脏病患者的皮髓质待进一步研究。

综上所述,T-SLIP 技术作为一种安全、无创、无需

使用对比剂的影像学检查方法,可很好地分离正常人肾皮髓质,且最佳 BBTI 为 1 200 ms,此时成像质量最佳,肾脏皮髓质之间的信号差异最明显,肾脏皮髓质分离清晰。

〔参考文献〕

- [1] Beland MD, Walle NL, Machan JT, et al. Renal cortical thickness measured at ultrasound: Is it better than renal length as an indicator of renal function in chronic kidney disease? *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 195(2):146-149.
- [2] 闫淑丽,邱剑,邓章基,等.螺旋 CT 多平面重组图像测量肾皮质体积的研究. *影像诊断与介入放射学*, 2013, 22(3):193-195.
- [3] Cansu A, Kupeli A, Kul S, et al. Evaluation of the relationship between renal function and renal volume-vascular indices using 3D power Doppler ultrasound. *Eur J Radiol*, 2014, 83(7):1080-1085.
- [4] Noda Y, Ito K, Kanki A, et al. Measurement of renal cortical thickness using noncontrast-enhanced steady-state free precession MRI with spatially selective inversion recovery pulse: Association with renal function. *J Magn Reson Imaging*, 2015, 41(6):1615-1621.
- [5] Kanki A, Ito K, Tamada T, et al. Corticomedullary differentiation of the kidney: Evaluation with noncontrast-enhanced steady-state free precession (SSFP) MRI with time-spatial labeling inversion pulse (Time-SLIP). *J Magn Reson Imaging*, 2013, 37(5):1178-1181.
- [6] Sedai S, Roy P, Garnavi R. Segmentation of right ventricle in cardiac MR images using shape regression. Springer: MICCAI, 2015:1-8.
- [7] 许晓岚,黄丙仓,张宏艳,等.时间-空间标记反转脉冲技术在慢性肾脏病分期中的初步研究. *中国医疗设备*, 2016, 31(3):70-73.
- [8] 王云华,刘瑞洪,侯伟伟,等.肾脏皮质厚度、皮质容积大小与单肾功能相关性的 64 层 SCT 研究. *临床放射学杂志*, 2010, 29(2):267-270.
- [9] 吴杰,朱小云.肾脏皮质厚度与皮质期肾功能相关性的增强 CT 研究. *中国 CT 和 MRI 杂志*, 2013, 11(4):72-74.
- [10] Granata A, Clementi S, Londrino F, et al. Renal transplant vascular complications: The role of Doppler ultrasound. *J Ultrasound*, 2015, 18(2):101-107.
- [11] Shiragami K, Fujii Z, Sakumura T, et al. Effect of a contrast agent on long-term renal function and the efficacy of prophylactic hemodiafiltration. *Circulation J*, 2008, 72(3):427-433.
- [12] Miyazaki M, Akahane M. Non-contrast enhanced MR angiography: Established techniques. *J Magn Reson Imaging*, 2012, 35(1):1-19.
- [13] Noda Y, Kanki A, Yamamoto A, et al. Age-related change in renal corticomedullary differentiation: Evaluation with noncontrast-enhanced steady-state free precession (SSFP) MRI with spatially selective inversion pulse using variable inversion time. *J Magn Reson Imaging*, 2014, 40(1):79-83.
- [14] De Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM, et al. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: Preliminary results. *Radiology*, 2004, 230(3):652-659.