



# 3.0T MR 膝部周围神经 扩散张量成像参数的优选

张付龙, 张敏凤, 杨哲, 胡潇方, 刘胜全, 闫呈新, 朱建忠

(泰山医学院附属医院影像科, 山东 泰安 271000)

**摘要:**目的 探讨 3.0T MR 正常膝部周围神经 DTI 合适的 3 个关键成像参数。方法 应用 3.0T MR 对 32 名健康志愿者膝部分 3 次行实验性 DTI 扫描(层间距均为 0 mm);第 1 次:固定 b 值和扩散敏感梯度方向数(MPGs),分别层厚 3 mm、4 mm、5 mm 扫描;第 2 次:固定 b 值和层厚,分别 MPG<sub>s</sub>=6、15、25 扫描;第 3 次:固定 MPG<sub>s</sub>、层厚,分别 b 值 800 s/mm<sup>2</sup>、1 000 s/mm<sup>2</sup>、1 200 s/mm<sup>2</sup> 扫描。由 2 名医师行可视化评价,采用 *Kruskal-Wallis H* 检验、*SNK q* 检验行统计学分析。结果 第 1 次层厚 3 mm、4 mm、5 mm 对应成像质量评分平均值为:0.7±0.470、1.45±0.510、1.35±0.489;层厚 4 mm、5 mm 成像质量无明显统计学差异(*P*>0.05),与层厚 3 mm 成像质量有统计学差异(*P*<0.05)。第 2 次 MPG<sub>s</sub>=6、15、25 对应成像质量评分平均值为:0.5±0.513、0.7±0.571、1.35±0.489;前两者成像质量无明显统计学差异(*P*>0.05),与 MPG<sub>s</sub>=25 成像质量有统计学差异(*P*<0.05)。第 3 次 b 值 800 s/mm<sup>2</sup>、1 000 s/mm<sup>2</sup>、1 200 s/mm<sup>2</sup> 相应图像质量评分平均值为:0.85±0.366、1.45±0.510、0.95±0.510;b 值 800 s/mm<sup>2</sup>、1 200 s/mm<sup>2</sup> 成像质量无明显统计学差异(*P*>0.05),与 b 值 1 000 s/mm<sup>2</sup> 成像质量有统计学差异(*P*<0.05)。结论 3.0T MR 正常膝部周围神经 DTI 序列合适的层厚、MPG<sub>s</sub> 及 b 值分别为:4 mm/5 mm、25、1 000 s/mm<sup>2</sup>。

**关键词:**扩散张量成像;层厚;扩散敏感梯度数;b 值

**DOI:**10.3969/j.issn.1002-1671.2019.02.031

**中图分类号:**R445.2;R323.7+2 **文献标志码:**A **文章编号:**1002-1671(2019)02-0290-04

## The optimization of DTI parameters of 3.0T MR for peripheral nerves of knees

ZHANG Fulong, ZHANG Minfeng, YANG Zhe, HU Xiaofang, LIU Shengquan, YAN Chengxin, ZHU Jianzhong

(Department of Radiology, the Affiliated Hospital of Taishan Medical College, Tai'an 271000, China)

**Abstract: Objective** To investigate the three proper key parameters of the normal knees peripheral nerves in the DTI of 3.0T MR. **Methods** DTI scans were performed experimentally three times for the knees of 32 healthy volunteers using 3.0T MR (interlayer space 0 mm). The b value and MPG<sub>s</sub> were fixed during the first scan using thickness of 3, 4, 5 mm, respectively. Then unique b value and layer thickness were used to scan with the number of MPG<sub>s</sub> equal to 6, 15 and 25. In the third time, the b value was 800, 1 000, 1 200 s/mm<sup>2</sup> when another two were fixed. These images were evaluated visually by two radiologists. The *Kruskal-Wallis H* test and *SNK q* test were used to conduct statistical analysis. **Results** At the first time, the average values of the corresponding imaging quality score were 0.7±0.470, 1.45±0.510 and 1.35±0.489 using layer thickness of 3, 4, 5 mm, respectively. There was no significant statistical difference (*P*>0.05) between layer thickness of 4 mm and 5 mm. However, statistical differences were significant (*P*<0.05) when compared 4 mm, 5 mm with 3 mm, respectively. The value changed to 0.5±0.513, 0.7±0.571, 1.35±0.489 in the second time when the number of MPG<sub>s</sub>=6, 15, 25. Statistical differences were not significant (*P*>0.05) when the first two number of MPG<sub>s</sub> compared with the last one, while statistical difference (*P*<0.05) were shown between 25 and the others. At the last time, the average value was 0.85±0.366, 1.45±0.510, 0.95±0.510 while the b value became 800, 1 000, 1 200 s/mm<sup>2</sup>. The difference of statistic was not shown when compared the variable value of 800 s/mm<sup>2</sup> and 1 200 s/mm<sup>2</sup>. But, when the b value was 1 000 s/mm<sup>2</sup>, the result was opposite (*P*<0.05) by comparing it with the other two. **Conclusion** The suitable layer thickness, the number of MPG<sub>s</sub>, and the b value of DTI in the 3.0T MR scan for the knees peripheral nerves were: 4 mm/5 mm, 25 and 1 000 s/mm<sup>2</sup>, respectively.

**Key words:** diffusion tensor imaging; layer thickness; motion probing gradients; b value

近年来,MR DTI 技术不断应用于周围神经成像。

国内外不断有学者<sup>[1-4]</sup>应用 MR 对坐骨神经、尺桡神经、正中神经以及臂丛神经等进行 DTI 三维成像、ADC 值或 FA 值量化分析等研究;国内有学者研究人臂丛神经<sup>[5]</sup>、猪腰骶部脊神经根<sup>[6-7]</sup> DTI 参数优选,效果较好。研究相关文献发现,应用 3.0T MR DTI 对人

作者简介:张付龙(1984-),男,山东省高密市人,硕士,主治医师。  
研究方向:神经影像学。

通信作者:朱建忠, E-mail: mrizjz@163.com

膝部胫、腓总神经成像,没有合适的参数供笔者选择。国外学者<sup>[8]</sup>的研究表明,扩散敏感系数  $b$  值、层厚/层间距和扩散敏感梯度方向数(MPGs)3 个变量对 DTI 图像质量影响明显,为此,本研究的主要目的是围绕此 3 个变量探讨适合人膝部胫、腓总神经 DTI 的参数。

## 1 资料与方法

**1.1 研究对象** 选取 32 例年轻健康志愿者单侧膝关节(随机),男、女各 16 例,年龄 22~32 岁,中位年龄 27 岁。无膝部手术及外伤史,无下肢不适,无风湿、神经系统等全身性疾病史,无 MRI 检查禁忌证。本研究经所在机构伦理委员会批准,所有受检志愿者均签署知情同意书。

**1.2 研究方法** 采用美国 GE DISCOVERY 3.0T MR750 扫描仪,8 通道膝关节线圈;取膝部标准成像体位行横轴位扫描,上界包全腓窝顶,下界包全腓骨颈。DTI 采用单次激发自旋回波平面成像(single-shot spin echo, echo planar imaging, SS SE-EPI)序列扫描,以股骨外侧髌上缘平面为中心层面。固定扫描参数:TR 6 000,TE 80 ms,FOV 240 mm×240 mm,矩阵 128×130,NEX 2;可变扫描参数:层厚(层间距为 0 mm)、MPGs 及  $b$  值。20 名志愿者分 3 次于 3 个不同时间点行 MRI 检查。第 1 次:固定  $b$  值和 MPGs,分别层厚 3 mm、4 mm、5 mm 扫描;第 2 次:固定  $b$  值和层厚,分别 MPGs=6、15、25 扫描;第 3 次:固定 MPGs、层厚,分别  $b$  值 800 s/mm<sup>2</sup>、1 000 s/mm<sup>2</sup>、1 200 s/mm<sup>2</sup> 扫描。

**1.3 图像处理** 采用 GE AD4.6 后处理工作站 FuncTool 软件,基于 DTI 原始图像,选择垂直神经走行方向(前后方向)的 DTI 原图分别行三维 MIP 重建。由 2 名高年资医师采用双盲法按 3 分量级标准对图像作出可视化评分。图像评价标准如下:2 分,背景噪声少,神经走行较连续,边缘清晰,信号较均匀;1 分,背景噪声较少,神经走行局部欠连续,边缘较清晰,信号欠均匀;0 分,背景噪声高,神经走行不连续,边缘模糊,信号不均匀。

**1.4 统计学分析** 对每次扫描时同一变量在 3 种不同取值下的 DTI 质量评分结果,运用 Kruskal-Wallis  $H$  检验、SNK  $q$  检验统计分析,应用统计软件 SPSS 19.0 完成。

## 2 结果

**2.1 层厚(层间距为 0 mm)对 DTI 质量的影响(表 1)** 层厚 4 mm、5 mm 两者无统计学差异( $P>0.05$ ),但与层厚 3 mm 有统计学差异( $P<0.05$ )(图 1~3)。

**2.2 MPGs 对 DTI 原始图像质量的影响(表 2)**

MPGs=6、15 两者无统计学差异( $P>0.05$ ),但与 MPGs=25 有统计学差异( $P<0.05$ )(图 4~6)。

**2.3  $b$  值对 DTI 原始图像质量的影响(表 3)**  $b$  值=800 s/mm<sup>2</sup>、1 200 s/mm<sup>2</sup> 两者无统计学差异( $P>0.05$ ),但与  $b$  值=1 000 s/mm<sup>2</sup> 有统计学差异( $P<0.05$ )(图 7~9)。

表 1 层厚组图像质量评分原始数据

| 层厚(mm) | 平均值        | $H$ 值  | $P$ 值 |
|--------|------------|--------|-------|
| 3      | 0.7±0.470  |        |       |
| 4      | 1.45±0.510 | 18.555 | 0.00  |
| 5      | 1.35±0.489 |        |       |

表 2 MPGs 组原始数据及平均值

| MPGs | 平均值        | $H$ 值  | $P$ 值 |
|------|------------|--------|-------|
| 6    | 0.5±0.513  |        |       |
| 15   | 0.7±0.571  | 19.359 | 0.00  |
| 25   | 1.35±0.489 |        |       |

表 3  $b$  值组图像质量评分原始数据及平均值

| $b$ 值(s/mm <sup>2</sup> ) | 平均值        | $H$ 值  | $P$ 值 |
|---------------------------|------------|--------|-------|
| 800                       | 0.85±0.366 |        |       |
| 1 000                     | 1.45±0.510 | 15.004 | 0.01  |
| 1 200                     | 0.95±0.510 |        |       |

## 3 讨论

对于膝部胫、腓总神经 DTI 合适的成像参数的优选,笔者没有标准参考对象。有学者<sup>[9]</sup>应用 1.5T MR 对新西兰兔坐骨神经扩散张量追踪(diffusion tensor tracking, DTT)研究表明,采用 400~1 400 s/mm<sup>2</sup> 之间 6 个  $b$  值中  $b=1 000$  s/mm<sup>2</sup> 时成像质量最佳。有研究者<sup>[10]</sup>运用 1.5T MR 采用层厚 2 mm,  $b$  值分别为 1 200 s/mm<sup>2</sup>、1 400 s/mm<sup>2</sup>、1 600 s/mm<sup>2</sup> 对人体行坐骨神经 DTI 扫描,  $b$  值为 1 200 s/mm<sup>2</sup> 图像质量最佳;另一研究者<sup>[11]</sup>应用 3.0TMR 对人坐骨神经行 DTI 扫描,采用层厚 4 mm,  $b$  值为 600 s/mm<sup>2</sup>、700 s/mm<sup>2</sup>、800 s/mm<sup>2</sup>,结果表明扫描图像的 SNR 和 CNR 得到了较好的平衡。对比文献,笔者将 2 个固定参数在以下 3 个参数中选择: $b$  值=1 000 s/mm<sup>2</sup>,层厚 3 mm(层间距为 0 mm),MPGs=25;1 个可变参数设为: $b$  值 800 s/mm<sup>2</sup>、1 000 s/mm<sup>2</sup>、1 200 s/mm<sup>2</sup>,层厚 3 mm、4 mm、5 mm/0 mm,MPGs=6、15、25。

研究表明,无论 MR 常规序列或 DTI 扫描,原理上层厚越薄显示组织细微结构能力越强、空间分辨率

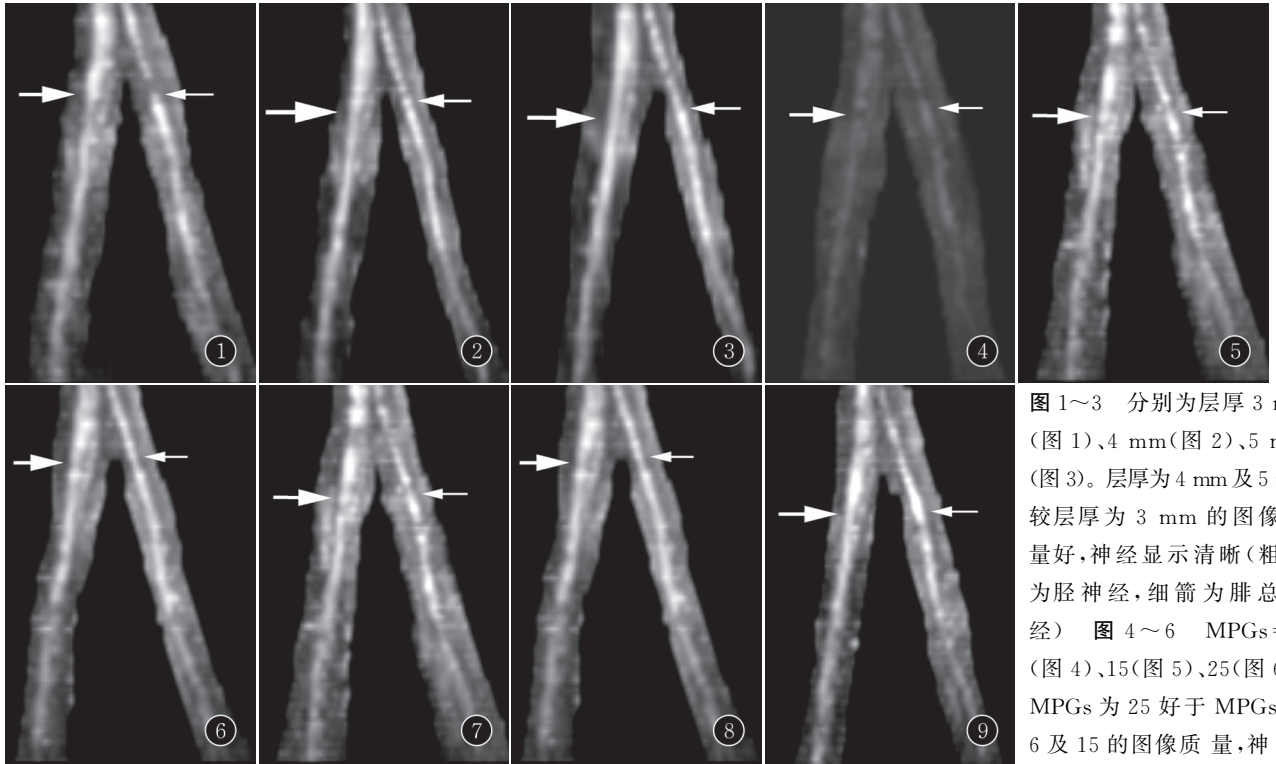


图 1~3 分别为层厚 3 mm (图 1)、4 mm (图 2)、5 mm (图 3)。层厚为 4 mm 及 5 mm 较层厚为 3 mm 的图像质量好, 神经显示清晰(粗箭为胫神经, 细箭为腓总神经) 图 4~6 MPG<sub>s</sub> = 5 (图 4)、15 (图 5)、25 (图 6)。MPG<sub>s</sub> 为 25 好于 MPG<sub>s</sub> 为 6 及 15 的图像质量, 神经

显示最清晰(粗箭为胫神经, 细箭为腓总神经) 图 7~9 b 值 800 s/mm<sup>2</sup> (图 7)、1 000 s/mm<sup>2</sup> (图 8)、1 200 s/mm<sup>2</sup> (图 9)。b 值为 1 000 s/mm<sup>2</sup> 好于 b 值为 800 s/mm<sup>2</sup> 及 1 200 s/mm<sup>2</sup> 的图像质量, 神经显示最清晰(粗箭为胫神经, 细箭为腓总神经)

越高, 但图像 SNR 随之会降低, 以至于会增加后续诊断的额外负担<sup>[12]</sup>。图像 SNR 会随层厚的增加而提高, 但随之空间分辨率越低、部分容积效应会越明显, 层厚过大还会遗漏掉部分病灶, 若这样便失去了扫描的真正意义。国外有学者研究<sup>[13]</sup> 阐明人体周围神经 DTI 序列应该采用层厚 ≥ 4 mm, 这样可以获得较为满意的成像质量。该报道推荐层厚与本研究结果基本一致。

本研究发现, MPG<sub>s</sub> 越少, 所获得的图像越差, SNR 越低, 膝部神经的显示能力与 MPG<sub>s</sub> 数呈正比; 本实验中, MPG<sub>s</sub> = 6 耗时 1 min 30 s, MPG<sub>s</sub> = 15 耗时 3 min 18 s, MPG<sub>s</sub> = 25 耗时 5 min 18 s, DTI 扫描时间与 MPG<sub>s</sub> 呈正比关系。一个共识是理论上认为 MPG<sub>s</sub> 越多越好, 但同时产生运动伪影的几率增加, 导致图像质量下降, 所以此时扫描对象的配合尤为重要。因此, 对于 MPG<sub>s</sub> 值的设定, 要根据扫描对象及扫描目的来确定。采用 25 个 MPG<sub>s</sub> 时的扫描时间相对较长, 但因整个实验扫描序列数少以及并行采集技术的运用, 总的扫描时间较短, 受试者可耐受, 并且采用体位加固等相应措施, 避免了误动, 所以无需担忧运动伪影对图像质量的影响。

在影响 DTI 图像质量诸多因素中, b 值是最重要的因素之一, 与施加扩散梯度场强参数密切相关。b 值越大越会引起明显的信号衰减, 原因是对水分子的扩散运动敏感, 随之磁敏感性也相应增高; b 值设置的

太低, 组织内水分子的扩散敏感性降低, 进而影响判断的组织结构内水分子各向异性特性的准确性; 同时 DTI 序列还容易受到 T<sub>2</sub> 透射效应的影响, 得到近似于 T<sub>2</sub>WI 的自动生成的 DTI 平均原始图像(即 T<sub>2</sub>-weighted trace 原始图像)。国外有学者<sup>[14]</sup> 认为: b 值优选取决于扫描目标组织的 SNR 和扩散特性, 周围神经 DTI, 应该选用范围 800~1 000 s/mm<sup>2</sup> 的较高 b 值, 这样可以在 SNR 和图像质量间取得一个平衡, 笔者研究结果与上表述基本一致。笔者综合考虑膝部神经内水分子扩散特性、图像 SNR、图像对比度以及磁敏感伪影等诸多因素对图像质量的影响后认为 b 值为 1 000 s/mm<sup>2</sup> 是膝部周围神经 DTI 的合适参数。

本研究所成图像均未见膝部其他细小周围神经信号显示, 仅膝部胫、腓总神经显示较清晰, 说明了目前的 DTI 技术显示较粗大周围神经成像较好, 也说明此技术还不够完善。所以, 针对不同部位、不等粗细的周围神经 DTI, 应该根据神经本身特征探讨具体成像参数, 这也是笔者后续要进一步研究的方向。

参考文献:

[1] ZHOU Y, KUMARAVEL M, PATEL V S, et al. Diffusion tensor imaging of forearm nerve s in humans[J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 36(4): 920-927. DOI: 10.1002/jmri.23709.  
 [2] TAGLIAFICO A, CALABRESE M, PUNTONI M, et al. Brachial

- plexus MR imaging: accurate and reproducible DTI derived measurements and fibre tractography at 3.0-T[J]. Eur Radiol, 2011, 21(8): 1764-1771. DOI: 10.1007/s00330-011-2100-z.
- [3] 崔婷婷, 李松柏. 腰椎间盘突出症患者受压神经根 DTI 与临床表现的相关性[J]. 中国医学影像技术, 2017, 33(12): 1869-1873. DOI: 10.13929/j.1003-3289.201705118.
- [4] 李欢. 3.0T MR 三维双回波稳态进动序列及 DTI、DTT 技术在正常青年人腕管内正中神经的应用研究与定量分析[D]. 安徽: 安徽医科大学, 2017.
- [5] 侯严振, 宋海岩, 林帆, 等. 弥散加权神经成像在臂层神经成像中的参数优化[J]. 中国医学影像技术, 2011, 27(12): 2528-2530. DOI: 10.13929/j.1003-3289.2011.12.059.
- [6] 肖应权. DTI 及 T<sub>2</sub>-mapping 成像对脊神经根炎评价价值的实验研究[D]. 南充: 川北医学院, 2014.
- [7] 肖建明, 彭涛, 牛翔科. 不同参数条件下巴马小型猪腰骶神经根扩散张量成像的比较研究[J]. 临床影像技术, 2017, 32(7): 56-59. DOI: 10.3969/j.issn.1674-1633.2017.07.016.
- [8] LEONE A, CIANFONI A, CERASE A, et al. Lumbar spondylolysis: a review[J]. Skeletal Radiol, 2011, 40(6): 683-700. DOI: 10.1007/s00256-010-0942-0.
- [9] 孙翀鹏, 许乙凯, 陈妙玲, 等. 1.5 MR 对 10 只新西兰兔坐骨神经弥散张量纤维束示踪 b 值优化[J]. 中国医学影像技术, 2011, 27(8): 1528-1532. DOI: 10.13929/j.1003-3289.2011.08.011.
- [10] 陈镜聪, 李新春, 孙翀鹏, 等. 正常成人坐骨神经的弥散张量成像[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(9): 1647-1650. DOI: 10.3969/j.issn.1673-8225.2012.09.030.
- [11] 张林医, 许洋, 孙永青, 等. 磁共振弥散成像在坐骨神经成像中的应用[J]. 医疗装备, 2013, 26(4): 14-15. DOI: 10.3969/j.issn.1002-2376.2013.04.009.
- [12] JONES D K. The effect of gradient sampling schemes on measures derived from diffusion tensor MRI: a Monte Carlo study[J]. Magn Reson Med, 2004, 51(4): 807-815. DOI: 10.1002/mrm.20033.
- [13] CHHABRA A, ZHAO L, CARRINO J A, et al. MR neurography: advances[J]. Radiol Res Pract, 2013, 2013: 809568. DOI: 10.1155/2013/809568.
- [14] SAUPE N, WHITE L M, STAINSBY J, et al. Diffusion tensor imaging and fiber tractography of skeletal muscle: optimization of B value for imaging at 1.5 T[J]. AJR, 2009, 192(6): W282-W290. DOI: 10.2214/AJR.08.1340.
- (收稿日期: 2018-02-10; 修回日期: 2018-03-15)
- 志, 2015, 49(9): 651-655. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2015.09.003.
- [10] MERKEL S, MANSMANN U, SIASSI M, et al. The prognostic inhomogeneity in pT3 rectal carcinomas[J]. Int J Colorectal Dis, 2001, 16(5): 298-304.
- [11] ZHU L, PAN Z, MA Q, et al. Diffusion kurtosis imaging study of rectal adenocarcinoma associated with histopathologic prognostic factors: preliminary findings[J]. Radiology, 2017, 284(1): 66-76. DOI: 10.1148/radiol.2016/60094.
- [12] BARRESI V, REGGIANI B L, BRANCA G, et al. Colorectal carcinoma grading by quantifying poorly differentiated cell clusters is more reproducible and provides more robust prognostic information than conventional grading[J]. Virchows Arch, 2012, 461(6): 621-628. DOI: 10.1007/s00428-012-1326-8.
- (收稿日期: 2017-11-17; 修回日期: 2017-12-31)
- =====
- (上接第 285 页)
- [6] ROSENKRANTZ A B, PADHANI A R, CHENEVERT T L, et al. Body diffusion kurtosis imaging: basic principles, applications, and considerations for clinical practice[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 42(5): 1190-1202. DOI: 10.1002/jmri.24985.
- [7] SUN K, CHEN X, CHAI W, et al. Breast cancer: diffusion kurtosis MR imaging-diagnostic accuracy and correlation with clinical-pathologic factors[J]. Radiology, 2015, 277(1): 46-55. DOI: 10.1148/radiol.15141625.
- [8] RAJA R, SINHA N, SAINI J, et al. Assessment of tissue heterogeneity using diffusion tensor and diffusion kurtosis imaging for grading gliomas[J]. Neuroradiology, 2016, 58(12): 1217-1231. DOI: 10.1007/s00234-016-1758-v.
- [9] 徐妍妍, 孙宏亮, 田元江, 等. 直肠癌患者 MRI 体素内不相干运动成像中感兴趣区选择方法对参数一致性的影响[J]. 中华放射学杂