

两种不同磁共振线圈对肘部正常尺神经扩散张量成像的影响

王林, 徐俊峰, 龚沈初, 姜洪标, 陈海涛, 何书

【摘要】 目的:探讨使用膝关节专用线圈(Ex)和表面阵列线圈(Fl)对肘部正常尺神经扩散张量(DTI)成像的影响。**方法:**分别使用 Ex 线圈和 Fl 线圈采集 31 名志愿者肘部尺神经图像并建立扩散示踪图(DTT)。比较两种线圈成像时,尺神经各向异性分数(FA 值)、表观扩散系数(ADC 值)、神经纤维束长度和 DTI 图像质量的差异。**结果:**共分析了 50 例尺神经。使用 Ex 线圈和 Fl 线圈时,肘部尺神经的 FA 值、ADC 值均无明显统计学差异(P 值分别为 0.482、0.263),且两者尺神经 DTT 评分相当(P 值分别为 0.615、0.704),而 Ex 线圈采集的 DTI 图像质量优于 Fl 线圈($P=0.004$),DTT 尺神经纤维束较长($P=0.000$)。**结论:**使用 Ex 线圈和 Fl 线圈对肘部尺神经 DTI 成像时均能获得稳定可靠的扩散测量参数,但 Ex 线圈得到的图像质量更高。

【关键词】 磁共振成像; 尺神经; 肘

【中图分类号】 R445.2; R322.85; R323.71 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2016)10-0996-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2016.10.021

Effects of two different magnetic resonance coils on the diffusion tensor imaging of normal ulnar nerve in the elbow WANG Lin, XU Jun-feng, GONG Shen-chu, et al. Department of Radiology, the Second Affiliated Hospital of Nantong University, Nantong 226001, China

【Abstract】 Objective: To investigate the effects of the dedicated knee coil (Ex) and the phased-array surface coil (Fl) on the diffusion tensor imaging (DTI) of normal ulnar nerve in the elbow. **Methods:** Two different coils (Ex and Fl) were used to acquire ulnar nerve images in the elbows among 31 healthy volunteers, and the diffusion tensor tractography (DTT) was established. The differences of fractional anisotropy (FA), apparent diffusion coefficient (ADC), length of the ulnar nerve fibers and DTI image quality were evaluated when different coils were applied. **Results:** Fifty ulnar nerves were analyzed. With Ex coils and Fl coils, none of the FAs, ADCs or DTT scores of the ulnar nerve showed any significant differences ($P=0.482, 0.263, 0.615$ and 0.704). When using the Ex coil, the image quality of DTI was superior to ones using Fl coil ($P=0.004$), and the ulnar nerve fibers were longer on DTI ($P=0.000$). **Conclusion:** Both Ex and Fl coils can provide stable diffusion parameters of ulnar nerve in the elbow, while the image quality of Ex is superior to that of Fl.

【Key words】 Magnetic resonance imaging; Ulnar nerve; Elbow

磁共振扩散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)是一项以扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)为基础的 MR 功能成像技术,最初用于中枢神经系统以显示脑白质纤维束,近年来,该技术亦逐步应用于周围神经成像和疾病诊断^[1-4]。DTI 可通过测量各向异性分数(fractional anisotropy, FA)、表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)等扩散参数对神经作定量分析,还可通过建立扩散示踪图(diffusion tensor tractography, DTT)以直观显示神经的三维立体影像^[5]。相对于表面阵列线圈而言,专用的关节线圈有助于提高常规 MR 周围神经成像的图像质量,但受制于其固有的形状、体积,可能无法适用于关节活动受限的患者。不同类型的线圈对于周围神经扩散张量成像是否存在影响目前尚不明。本研

究分别使用西门子表面阵列线圈和膝关节专用线圈对健康志愿者肘部尺神经行 DTI 成像,并进行分析比较,现报道如下。

材料与方法

1. 研究对象

经南通大学第二附属医院科学研究伦理委员会批准,将 31 例 21~42 岁(平均 24.7 岁)的健康志愿者纳入研究(其中男 12 例,女 19 例),所有志愿者均签署知情同意书。既往有肘关节骨折史或可能累及肘部的慢性病史、近期有肘部疼痛、肿胀、感觉或运动异常,体格检查发现肘关节功能异常者均被排除在外。通过筛选,共 60 个肘关节接受 MR 检查,其中男性肘关节 22 个,女性肘关节 38 个;左右肘各 30 个。

2. MR 扫描

使用西门子 3.0T Verio MR 采集图像,成像线圈分别为 4 通道表面阵列线圈(Flex Small, Fl, Siemens, 德国)和单通道膝关节线圈(TxRx CP Extremity, Ex,

作者单位:226001 江苏,南通市南通大学第二附属医院影像科

作者简介:王林(1982-),男,江苏南通人,硕士,讲师,主治医师,主要从事肌骨系统影像诊断工作。

通讯作者:龚沈初, E-mail: gongshenchu@msn.com

Siemens, 德国)。受试者均为仰卧位。F1 线圈成像时,受检测肘关节呈旋后位,置于身体一侧,尽量将关节紧贴线圈,并使肘关节中心位于线圈中央,周围予沙袋固定。Ex 线圈成像时,受检测上肢举过头顶,肘部伸直呈旋前位,将肘关节置于线圈中央,予沙袋固定。同一肘关节使用不同线圈成像的两次间隔时间小于 2h,且成像参数保持一致。采集序列及参数如下:轴面脂肪抑制 TSE T₂WI 序列,TR 5000 ms,TE 68 ms,层厚 3 mm,层间距 0 mm,视野 180 mm×180 mm;轴面双回波稳态进动(dual-echo steady state, DESS)序列,TR 14.16 ms,TE 5 ms,层厚 0.6 mm,层间距 0.12 mm,视野 180 mm×160 mm;单次激发多平面回波 DTI 序列,TR 9400 ms,TE 75 ms, b = 0/1000 s/mm²,扩散梯度方向数 20,层厚 3 mm,层间距 0 mm,视野 180 mm×64 mm, Average 3。F1 线圈成像时不使用并行采集技术。

3. 数据测量

由两名具有 10 年肌骨系统影像诊断经验的医师(观察者 A、B)在 Syngo MR 后处理工作站中对图像进行测量分析,两名医师对使用何种线圈采集 MR 图像均不知情。扩散参数、DTI 图像质量和尺神经纤维束长度测量由观察者 A 完成,对 DTT 重组尺神经图像的主观评分由观察者 A、B 分别独立完成。对于 MR 图像质量无法满足评估需要的肘关节经两名观察者协商一致后予以剔除。

扩散参数:按 Philipp 等^[6]的方法,以 DESS 图像为参照,将 DTI 图像与 T₂WI 图像融合(图 1),以肱骨内上髁尺神经沟中点作为肘管的中心层面,分别在近端、远端距该中心层面 1.2 cm 和肘管的中心 3 个层面上,沿尺神经内侧缘手工勾勒感兴趣区(region of interest, ROI),测量其 FA 值、ADC 值以及尺神经和肱肌的信号强度(signal intensity, SI)。

DTI 图像质量:在 3 个测量层面 FOV 内四周空气区域设置同样大小的 ROI 并测量其信号强度的标准差(standard deviation, SD),取其均值作为该层面背景信号的标准差(SD_{背景}),按以下公式计算该层面的对比噪声比(contrast to noise ratio, CNR):CNR = |SI_{尺神经} - SI_{肱肌}| / SD_{背景}。取 3 个测量层面 FA 值、ADC 值和 CNR 各自的均值作为最终测量结果进行统计学分析。

DTT:使用相同的后处理参数建立尺神经扩散示踪图,其后处理参数如下:每体素长度采样数 2,步长 0.63 mm,FA 阈值 0.200,偏转角阈值 30.00°。记录神经纤维束的长度,并按以下标准对尺神经进行主观评分^[2]:0 分,无法追踪,无可辨认的纤维束;1 分,DTT 质量很差,仅显示一些较粗的纤维束;2 分,DTT

质量差,多数神经无法反映其解剖特征;3 分,图像质量中等,能反映解剖特征,但神经纤维稀疏或异常走行纤维较多;4 分,图像质量较好,能完美反映解剖特征,但神经显示密度略不满意或有少量异常走行纤维;5 分,图像质量极佳,图像能完美反映解剖特征,无异常走行的神经纤维(图 2)。

4. 统计学分析

使用 SPSS 22.0 统计学软件进行统计学处理。使用配对 *t* 检验比较两种线圈成像时尺神经 FA 值、ADC 值、纤维束长度及 DTI 图像 CNR 的差异,如在使用某一种线圈时无法测量上述任一参数,则将该肘关节两种线圈的测量结果全部剔除。使用组内相关系数(intra-class correlation coefficient, ICC)比较使用同一线圈时不同观察者间主观评分的一致性,ICC > 0.80 为一致性良好,0.61~0.80 为中等,0.60~0.41 为一般,ICC < 0.40 为一致性较差^[7]。使用秩和检验比较不同线圈成像时两名观察者对 DTT 图像主观评分的差异性。*P* ≤ 0.05 认为有统计学意义。

结 果

使用 F1 线圈和 Ex 线圈成像时,分别有 5 例、3 例 DTI 图像因几何变形明显而无法测量 FA 值、ADC 值和 CNR;使用两种线圈成像时,各有 1 例因运动伪影严重致 DTT 图像重组失败,不能测量尺神经长度,均予剔除。最终对共 50 例尺神经图像进行了测量分析。尺神经各参数的测量结果见表 1。使用不同线圈成像时,尺神经 FA 值、ADC 值未见明显差异(*P* 值分别为 0.482、0.263),而 DTI 图像 CNR 间差异有统计学意义(*P* = 0.004),结合均数比较,使用 Ex 线圈所得图像的 CNR 高于 F1 线圈。使用 F1 线圈和 Ex 线圈成像时,不同观察者间主观评分的一致性良好(ICC 分别为 0.914、0.904);且尺神经 DTT 图像的主观评分间无明显差异(*P* 值分别为 0.615、0.740),而不同线圈下追踪测得的神经纤维束长度则存在统计学差异(*P* = 0.000),结合均数比较,使用 Ex 线圈追踪得到的神经纤维束长度长于 F1 线圈。

表 1 不同线圈成像时尺神经 DTI 测量结果

参数	F1	Ex	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
FA 值	0.375±0.086	0.386±0.069	-0.708	0.482
ADC 值(×10 ⁻³ mm ² /s)	1.465±0.177	1.459±0.181	1.131	0.263
CNR	9.284±5.160	12.769±7.045	-3.007	0.004
神经纤维长度(mm)	54.449±26.254	80.107±26.619	-4.342	0.000
观察者 A 评分	4.000±1.000*	4.000±1.000*	-0.503#	0.615△
观察者 B 评分	4.000±1.000*	4.000±1.000*	-0.331#	0.740△

注:表中数值表示为均数±标准差($\bar{x} \pm s$);* 为中位数±四分位数间距;△ 为秩和检验, # 为 *Z* 值。

讨 论

DTI 技术在中枢神经系统应用广泛,其可通过测

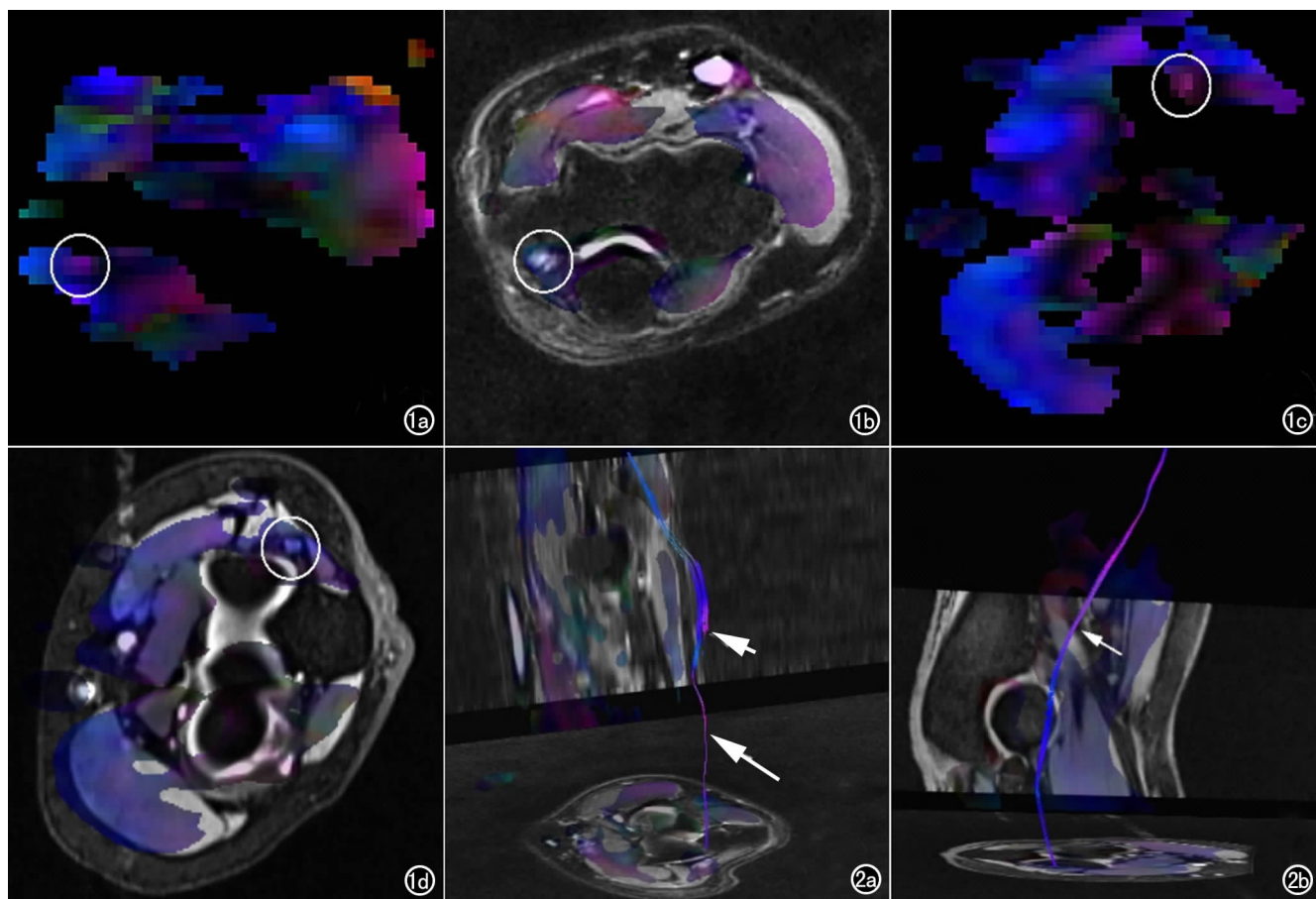


图 1 F1 线圈、Ex 线圈采集同一志愿者的肘部尺神经 DTI 图像。白圈所示为尺神经。使用 Ex 线圈所得图像信号更均匀,对背景噪声抑制更好。a) F1 线圈采集的 FA 图; b) 融合图像; c) Ex 线圈采集的 FA 图; d) 融合图像。

图 2 同一志愿者肘部尺神经 DTT 图像,白箭所示为尺神经。a) 使用 F1 线圈采集,尺神经纤维束密度略稀疏,局部可见少量走行异常的纤维束(箭),评分为 4 分; b) 使用 Ex 线圈采集,尺神经光滑连续,无明显异常走行的神经纤维,评分为 5 分。

量 FA 值、ADC 值等扩散参数,对病变进行诊断和定量分析,近来该技术越来越多的应用于周围神经病变(如腕管综合征等)的显示和诊断^[1-4]。可能影响 DTI 定量测量的因素众多,不少学者已就 b 值和扩散梯度方向数对 DTI 成像的影响进行了研究^[2,8-9]。在成像参数相同的前提下,不同成像线圈对图像质量、周围神经扩散参数定量测量、DTT 重组等是否存在影响目前尚不明确。本研究就同一 MR 机型使用不同成像线圈对周围神经 DTI 成像的影响进行了比较分析。

多通道阵列线圈可使用并行采集技术以缩短成像时间,其图像以空间信号噪声比变化较大为特征,噪声水平在很大程度上取决于所使用的接收线圈的敏感性,且随并行采集加速因子增大而增大^[10]。因此,本研究中 F1 线圈成像时,不使用并行采集技术以获得最佳的图像质量,同时使得 CNR 的比较更加真实可靠。本研究结果显示,使用关节专用线圈的 DTI 图像质量优于表面阵列线圈,两者 CNR 差异具有统计学意义($P=0.004$)。这一结果与两种线圈的物理特性和成像原理有关,Ex 线圈采用了信号“自发自收”的技术,相对于专职接收信号的 F1 线圈而言,其得到的信号强

度更高,且对背景噪声的抑制效果更好,从而更容易获得较理想的图像质量。但关节线圈多依据关节形态制作,线圈形状固定,可能无法适用于关节活动受限的患者,而 F1 线圈受检者体验更为舒适且所得图像更易与正常解剖位置保持一致。

FA 值和 ADC 值均为常用的 DTI 定量测量参数,ADC 值反映了组织内水分子扩散的幅度和范围^[5],FA 值更进一步反映了组织各向异性的差异,其不随坐标系旋转方向变化而改变,相对于 ADC 值而言更加稳定可靠^[9]。金征宇等^[11]使用不同 MR 对水模进行成像比较,表明不同厂家、不同场强、不同梯度切换率等硬件指标对 ADC 值没有影响,从而认为 ADC 值是反映组织性质的客观指标。高佳音等^[12]利用不同 MR 设备对正常人腹部脏器 ADC 值测量的结果却显示,不同厂家、不同场强 MR 测得肝、脾实质的 ADC 值间存在统计学差异。本研究结果显示,不同成像线圈对肘部尺神经 FA 值和 ADC 值的测量并无影响(P 值分别为 0.482、0.263)。相对于腹部脏器而言,周围神经受呼吸运动等干扰因素的影响较小,有利于两次成像结果的定量比较。对于因关节活动受限而无法使

用关节专用线圈的患者,也可使用 FI 线圈对周围神经扩散参数进行定量测量。

DTT 为一种基于扩散张量数据,可直观显示神经纤维束形态、走行的成像方法,亦可对神经纤维束长度等进行定量测量^[13]。不同 b 值和扩散梯度方向数量均可影响 DTT 的重组^[2,5,8,9]。与 DWI 类似,DTI 成像时选择的 b 越高,图像几何变形越明显,越不利于生成 DTT。Ohanaa 等^[2]认为受试者神经的解剖结构也可影响 DTT 的难易程度,如神经过细或走行迂曲,则易致 DTT 生成困难。同时,检查过程中患者肘部位置改变也可能导致 DTT 重组失败。本研究使用两种不同线圈均可生成尺神经 DTT,尽管 Ex 线圈追踪得到的神经纤维束长度长于 FI 线圈($P=0.000$),但两者主观评分间无明显差异(两名观察者主观评分 P 值分别为 0.615、0.740)。

综上所述,使用不同的磁共振线圈对肘部尺神经 DTI 成像存在部分影响。推荐使用关节专用线圈以获得更好的图像质量,但对于无法使用关节线圈的患者,使用表面阵列线圈也能获得稳定的肘部尺神经 FA 值和 ADC 值。

参考文献:

- [1] Julia BB, Gottfried K, Alina H, et al. MR neurography of ulnar nerve entrapment at the cubital tunnel: a diffusion tensor imaging study[J]. Eur Radiol, 2015, 25(7): 1191-1198.
- [2] Ohanaa M, Moserb T, Meyerc N, et al. 3T tractography of the median nerve: optimisation of acquisition parameters and normative

diffusion values[J]. Diagnostic and Interventional Imaging, 2012, 93(10): 775-784.

- [3] 黄婷, 黄国忠, 肖新兰. MRI 在腕管综合征中的应用[J]. 放射学实践, 2011, 26(10): 1118-1120.
- [4] Wen QD, Xue JZ, Jin BT, et al. Three-dimensional display of peripheral nerves in the wrist region based on MR diffusion tensor imaging and maximum intensity projection post-processing[J]. Eur J Radiol, 2015, 84(6): 1116-1127.
- [5] 杨正汉, 冯逢, 王霄英. 磁共振成像技术指南[M]. 北京: 人民军医出版社, 2014: 291-293.
- [6] Philipp B, Thomas D, Frank S, et al. MR neurography-nerve T_2 signal increase and caliber[J]. Radiology, 2011, 260(1): 199-206.
- [7] 余红梅, 罗艳虹, 萨建, 等. 组内相关系数及其软件实现[J]. 中国卫生统计, 2011, 28(5): 497-499.
- [8] 张超, 穆学涛, 王宏, 等. 正常人颈髓扩散张量成像最佳参数研究[J]. 放射学实践, 2014, 29(10): 1151-1154.
- [9] 付志辉, 贡志刚, 周建华, 等. 扩散梯度方向数目对 DTI 参数 SNR 和 FA 的影响[J]. 临床放射学杂志, 2014, 33(3): 437-440.
- [10] Johannes TH. Noise measurement and estimation in MR imaging experiments[J]. Radiology, 2007, 245(3): 638-639.
- [11] 金征宇, 薛华丹. 全身弥散加权肿瘤学临床应用图谱[M]. 北京: 科学出版社, 2009: 8-10.
- [12] 高佳音, 张加成, 杨正汉, 等. MR 场强及设备类型对健康人腹部实质脏器表观扩散系数值的影响[J]. 中华放射学杂志, 2013, 47(2): 142-146.
- [13] 马烨, 金国宏, 白峥嵘, 等. 扩散张量成像及扩散张量纤维束成像在脊髓良性病变中的应用[J]. 实用放射学杂志, 2015, 31(8): 1243-1246.

(收稿日期: 2015-12-15 修回日期: 2016-03-18)

本刊网站及远程稿件处理系统投入使用

本刊网站与远程稿件处理系统已开发测试完毕,已于 2008 年 3 月 1 号正式开通投入使用。

作者进行网上投稿及查稿具体步骤如下:请登录同济大学医学期刊网站(<http://www.fsxsj.net>)点击“放射学实践”进入本刊网站首页→点击“作者投稿”→按提示注册(请务必按系统提示正确填写个人信息,同时记住用户名和密码,以便查询稿件处理进度)→用新注册的用户名和密码登录→点击“作者投稿”进入稿件管理页面→点击“我要投稿”→浏览文件→上传文件(浏览文件后请点击后面的“上传”按钮,只有系统提示“稿件上传成功”方可进行下一步录入操作,文章须以 WORD 格式上传,图表粘贴在文章中)→录入稿件标题、关键词等→最后点击“确定”即可完成投稿。投稿后请速寄审稿费(100 元/篇)以使稿件迅速进入审稿处理。

作者自投稿之日起可不定期登录本刊网站查看稿件处理进度,不必打电话或发邮件查询,具体步骤如下:用注册过的用户名和密码登录→点击“作者查稿”进入稿件管理页面→点击左侧导航栏“我的稿件库”→“稿件状态”显示稿件处理进度→点击“查看”→选择“当前信息”或“全部信息”查看稿件处理过程中的具体信息。稿件退修和催审稿费(版面费)的信息作者亦可在注册时填写的邮箱中看到,作者在邮箱看到相关信息后须进入本系统进行相应处理。

作者如从邮箱和邮局投稿(或网上投稿成功后又从邮箱或邮局再次投稿),本刊须花费大量精力将稿件录入系统中,部分稿件重复多次处理,这给我们的稿件统计及处理工作带来巨大困难。本刊作者需登录本刊网站投稿,如果通过邮箱或邮局投稿,本刊会通知您通过网上投稿。

由于准备时间仓促及经验不足,网站及远程稿件处理系统必然会存在一些缺点和不足之处,希望各位影像同仁不吝赐教,多提宝贵意见,予以指正。

如果您在投稿中遇到什么问题,或者对本系统及网站有好的意见和建议,请及时联系我们。

联系人:石鹤 明桥 联系电话:027-83662875