Study of the distortion induced by diffusion sensitive gradient and the correction technique

HAN Hong-bin, GAO Dong-hong, YONG Tao, SHA Lin, LANG Ning, PEI Xin-long, SONG Guo-jun, ZHANG Hai-long

(Department of Radiology, Peking University Third Hospital, Beijing 100083, China)

[Abstract] Objective To investigate the characteristics of distortions in diffusion-weighted imagings (DWI) with diffusionsensitizing gradients in different directions and discuss the mechanism and to study the way to correct the distortion. Methods Self-made space localization phantom with 25 points was used to study the distortion. Orthogonal DWI with b value of 1000 mm²/s and 0 mm²/s were performed. The spatial information of the phantoms on DWI was transformed to a coordinate. The correction of the misregistration was performed between DWI_{R,S,P} with b value of 1000 mm²/s and the image with b value of 0 mm²/s, and then between DWI₀ and SE-T1WI. The characteristics of the distortion was studied quantitatively. **Results** With SE-T1WI as the reference frame, the distortion on EPI-DWI_(0,R,S,P) was planar elastic one. The misregistration between EPI-DWI_{R,S,P} and DWI₀ was in a translation style of rigid body. Compared with DWI₀, translation in Y direction was the main distortion on DWI_S and DWI_R, while the distortion on DWI_S was more severe. The distortion on DWI_P was demonstrated as the translation in both X and Y direction. The *P* value in ANOVA between the analyzed coordinate equations was all less than 0.001, with R²>0.99. **Conclusion** The effect of eddy current induced by gradients in EPI resulted in planar elastic deformation, and the characteristics of distortion on DWI was different with Gb in different directions. The characteristics of distortion could be reflected quantitatively and accurately by the coordinate transform methods, by which methods the correction of distortion was available.

[Key words] Diffuse tensor imaging; Distortion; Coordinate shifting; Correction

扩散敏感梯度相关图像变形规律与矫正技术研究

韩鸿宾¹,高东红²,雍 涛³,沙 琳⁴,郎 宁¹,裴新龙¹,宋国军⁵,张海龙²
 (1.北京大学第三医院放射科,北京 100083; 2.北京大学公共教学部医用理学系; 3.清华大学;
 4.大连医科大学附属二院; 5.包头医学院第二附属医院)

[摘 要]目的 用坐标变换描述不同方向扩散敏感梯度(Gb)情况下图像的变形规律,探讨不同方向Gb时扩散加权成像(DWI)的变形机制矫正方法。方法 采用自制25点空间定位模具,在三个垂直方向施加b为1000mm²/s的Gb后采集DWI_{R.S.P},并同时获得b为0mm²/s的DWI₀。应用数据拟合的方法建立成像平面的坐标变换方程。利用坐标变换将DWI_{R.S.P}对DWI₀进行矫正,再将DWI₀对标准SE-T1WI进行矫正,定量研究其变形程度与规律。结果 相对于标准SE-T1WI成像平面,DWI₀,R.S.P,成像平面的变形为平面弹性变形。相对于DWI₀,DWI_{R.S.P}的变形均为刚体的平行移动。DWI_s与DWI_R的变形主要表现在Y方向上的正向移动,以DWI_s为重;DWI_P表现为X与Y方向均有位移存在。各个坐标变换公式的方差分析 P<0.001,决定系数均大于0.99。结论 EPI的梯度回波采集方式产生的电涡流对空间定位梯度产生的影响导致图像变形为平面弹性变形。而DWI中,不同Gb情况下,具有不同的变形规律。各坐标变换公式准确定量地描述了平面成像的变形规律,可以用于矫正成像变形。

[关键词] 扩散张量成像;变形;坐标变换;矫正

[中图分类号] R318.6; R445.2 [文献标识码] A

师。研究方向:临床磁共振序列设计、中枢神经系统影像诊断学。

E-mail: mriyxh@sina.com

[收稿日期] 2003-11-10

扩散张量成像以其张量特性有望无创地对脑白质发育与 相关疾病研究中发挥重要的作用。其成像的基础是在不同的 方向上施加扩散敏感梯度,获得不同方向上的扩散加权图像, 然后换算成矩阵形式,再通过各个矩阵之间的数学运算,得到 定义扩散椭球的各种特征性参数如长轴向量 λ_1 ,短轴向量 λ_3 等等。因为扩散张量图的生成需要多次成像,为了避免运动

[文章编号] 1003-3289(2004)01-0133-04

[[]基金项目]本研究为国家自然科学基金资助项目(30170277)。

[[]作者简介] 韩鸿宾(1971-),男,辽宁抚顺人,博士,副教授,副主任医



伪影对图像质量的影响,在一般情况下,扩散成像是采用快速 信号采集方式进行,比如 EPI,平面回波成像^[1]。

在开发扩散张量计算与显示计算机平台的研究中笔者发 现不同方向的扩散加权像存在图像整体变形。对于脑白质纤 维走行方向研究或者白质髓鞘疾病的扩散张量参数变化规律 的研究来说,即使非常细微的变形都会使基于矩阵运算水平 合成的参数图以及相关的白质纤维走行方向发生严重的误 差,甚至导致完全错误的结论(图1)。

本文探讨临床常用扩散敏感梯度情况下,不同方向 DWI 的变形规律,讨论其变形的机制,并对变形的矫正方法进行初 步探讨。

1 材料与方法

1.1 自制定位架,实验中使用 25 个内盛蛋白液的圆柱形试 管,等距离排列成 5×5 方阵。

1.2 成像检查技术 MR设备与检查顺序:西门子 Magnet Vision 1.5 T超导型 MR 机。将自制定位架置入头环形极化 线圈中心,检查依次包括:常规 T1WI、平面回波成像(echoplanar imaging, EPI)扩散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)序列。标准空间定位标志图获取:T1WI:SE 序 列,TR:560 ms,TE:16 ms;用来获得标准定位标志点。 DWI:应用 平面回波 DWI:TR=0.8 ms,TE=123 ms;共4 次成像,其中1 幅为扩散敏感系数 b=0,另外3 幅分别施加 扩散敏感梯度场,其方向分别为:读出(read, R)、层面选择 (slice selection,S)、相位编码(phase encoding,P)三方向,扩 散敏感梯度系数为 b=1000 mm²/s。

1.3 数据采集与分析 采用 MR 图像后处理 PC 工作站 Perftech-MR 对标准定位图及变形图像的空间坐标及范围进行 定量标定。各图均统一为 256×256 的灰度图(计算时截取最 佳视觉效果的 256 灰度)。

图 2 b=0 扩散成像图的标志点搜索结果

1.4 数据处理与分析 处理对象为 DWI_{R.S.P}。在获取实验图 像时,所用的每个成像标志物有一定尺寸,对应着图像中的一 个小区域,而处理中希望使用的是一个点。为使标志点的获 取更为自动化和更准确,使用了 10×10 矩形局部滑动窗,通 过对窗内像素灰度的统计,搜索到各标志物对应的成像区域, 并以矩形的中心作为这个标志物对应的标志点(图 2)。另, 在离散图像中进行变换时,对于落到像素之间的坐标点,需要 计算像素插值。这里采用双线性邻域插值法。

为了得到被分析图像之间的变形关系,这里采用全局图 像变形方法。

坐标系定义:定义图像左上角为图像坐标系原点;X轴代 表图像横坐标,正方向从左至右;Y轴代表图像纵坐标,正方 向从上至下;坐标轴单位长度1代表两个相邻像素的间距。

较正过程为:分别由 b=1000R、b=1000S、b=1000P向 b =0 较正,再将各结果向解剖图 SE-T1WI 较正。

设第一次变形前后的连续图像分别为U⁽x,y)和U(x, y),考虑到目前数据的精确度,假设它们之间的映射关系是 二元一次方程。那么对于U中的任意点(x,y),变换后为:

$$\begin{cases} x' = Ax + By + C\\ y' = Dx + Ey + F \end{cases}$$
(1)

设第二次变形前后的连续图像分别为 *I*(*x*,*y*)和 *I*(*x*,*y*),考虑到目前数据的精确度,假设它们之间的映射关系是 二元二次方程。那么对于 *I*中的任意点(*x*,*y*),变换后为:

$$\begin{cases} x'_{1} = f_{1}(x, y) = ax^{2} + bxy + cy^{2} + dx + ey + f \\ y'_{1} = f_{2}(x, y) = gx^{2} + hxy + iy^{2} + jx + ky + l \end{cases}$$
(2)

用变形后的标志点坐标拟合变形前的标志点坐标可得方

程(1)(2)中各参数,从而得到变形前后的映射关系式。

2 结果

2.1 DWI_{R.S.P}相对 DWI₀的变形规律及其坐标变换矫正 用 平面直角坐标变换由 DWI_{R.S.P}相对 DWI₀ 平面矫正,其结果 表明三种变形均为刚体的平行移动(坐标变换公式 1~3)。

公式 1:DWIs-DWI0

x = 0.0379968 + 1.00699x - 0.00384324y

y=3.60515-0.00307314x+0.997015y

公式 2:DWI_R-DWI₀

x = 0.0221185 + 1.00342x - 0.00187012y

y = 1.24044 - 0.00201001x + 0.997036y

公式 3:DWI_P-DWI₀

 $\begin{cases} x'=1.19299+0.997349x-0.00476701y\\ y=-2.89079+0.0143226x+0.991919y \end{cases}$ (1)

以其中 DWI_P 为例说明,在 DWI_P 坐标变换公式中,x 方向公式的x 系数近似为 0.99,y 的系数近似为 0.00,常数项为 1.19;y 方向公式的y 系数为 0.99,x 的系数为 0.01,常数 项为-2.8,即 DWI_P 沿x 的正向平移约 1 个像素,沿y 的负向平移约 3 个像素,即可得到 DWI₀ 平面成像(见图 3A、3B)。

同理, DWI_s, 沿 y 的正向平移约 4 个像素, 即可得到 DWI₀ 平面成像; DWI_R, 沿 y 的正向平移约 1 个像素, 即可得 到 DWI₀ 平面成像。

2.2 建立 DWI。相对于 SE-T1WI 图像变形的仿射坐标变换 由坐标变换公式各项系数可知变形规律:DWI。(R.S.P) 相对 SE-T1WI 平面变形为平面弹性变形(见图 3C、3D):



图1 A. 矫正前 DWI₀(白)与 DWI_P(灰); B. 矫正后 DWI₀(白)与 DWI_{0P}(灰); C. 二次矫正前 SE(白)与 DWI_{0P}(灰); D. 二次矫正后 SE(白)与 DWI_{0P}(灰)。(*P*<0.001)

DWI_{0P}-SE

 $\begin{cases} x^{r} = 21.7171 + 0.989926x + 0.000159531x^{2} + 0.0989299y - 0.000166773x'y' + 0.000325984y^{2} \\ y^{r} = 82.7143 - 0.813874x' + 0.00313693x'^{2} + 0.260917y' - 0.000941749x'y' + 0.00181865y^{2} \end{cases}$

将 DWI。平面点的坐标代入方程(2),可由 DWI。平面成 像得到 SE 平面对应成像,实现二次矫正,矫正结果见图 3D。

x坐标:以10%的比例系数随 y值的增加而伸长;在图 1 中(b=0)表现为图像自上而下逐渐向右移动,再沿 x 正向平移约 22 个像素。

y坐标:以81%的比例系数随 x 值的增加而缩短,同时以 26%的比例系数随 y 值的增加而伸长。即在图 1 中(b=0)将 图像从左向右,按 81%的比例系数向上移动,同时自上而下 以 20%的比例系数逐渐增大行距。再沿 y 正向平移约 87 个 像素,DWI。的变换方程二次项系数可知弯曲变形随 x,y 增

(2)

加而增加。

3 讨论

3.1 扩散参数原始图变形机制 扩散成像的序列设计模式 是导致扩散参数原始图变形的最根本原因。目前临床常用的 序列设计示意图如图 4 所示。



图4 EPI扩散加权成像序列设计示意图

在180° RF 左右对称施加高梯度场强磁场梯度 Gd,以增 强系统对水分子扩散运动的敏感性。Gd 是梯度线圈内通过 电流来形成的。在电流的起始和关闭阶段,都会在线圈范围 内产生电磁涡流。对后续的读出和相位编码都会产生影响。 在普通的 SE 序列中,定位用的梯度场对采集用梯度之间的 作用表现在改变相位编码方向后,图像存在轻微的变形。在 单次激发 EPI 中,因为组织 T2*衰减迅速,所以,应用了高切 换率的梯度场 G 来进行。无论是 EPI-DWI 中的 Gd 还是 G, 都会造成扩散成像原始图之间以及 EPI 图像与标准 SE 序列 图像之间的变形^[2,3]。

从序列设计的结构来分析,EPI-DWI 与 SE 之间的变形 应该是与切换采集梯度之间的相互干扰有关。而 EPI-DWI (b0)与 EPI-DWI(b R,S,P)之间的变形是与 Gd 的性质有关, 包括 Gd 的方向、大小、持续时间、Gd 梯度对之间的距离,这 些因素最终通过对相位和读出采集梯度的影响来引起图像的 变形。本研究只改变了 Gd 的方向,而其他因素都保持不变。 因此,可以通过 EPI-DWI(b R,S,P)分别与 EPI-DWI(b0)图 像的比较来明确不同方向 Gd 对图像变形的影响和贡献。

梯度变换产生的涡流是 EPI 等快速梯度回波采集方式 的必然结果,从我们的结果看出,其形成了图像的弹性变形。 无论是 EPI 与 SE 之间的变形,还是 DWI_{R.S.P}相对于 DWI₀ 的 变形都是以 Y 方向更加严重。这是因为空间定位梯度中相 位编码梯度相对于其他的梯度为弱,因此,受涡流磁场干扰和 影响更加严重。在本实验中,以层面选择方向上的 Gd 对其 影响最为严重,其次是相位编码和读出方向上的 Gd。而在读 出方向上受的影响相对较小,只有相位编码方向的 Gd 使 DWI_P 发生了沿读出方向的轻微移动。

3.2 G与Gd所致空间变形的矫正方法与影响因素

3.2.1 在使用扩散成像后,图像相对于解剖结构图有了较大

的扭曲变形,依据现有的实验数据,首先用线性变换向 b=0 平面较正,再用二次变换向解剖图平面较正。其拟合模型的 决定系数均在 0.99 以上,拟合效果很好。但由于所用成像物 质不同,所以此模型有待于在临床中检验。

3.2.2 解剖结构像与扩散成像图像之间存在明显的变形关系,表现为弹性变形。在不同方向扩散敏感梯度的扩散成像 之间变形为刚性变形。其变形的系数在理论上还会受到多种 因素的影响,包括成像系统的磁场大小、主磁场均匀度、Gd的 大小、所采用的数据采集序列原型,甚至梯度线圈的设计等 等。这些因素对图像变形的影响是我们要进一步研究的方向。

3.2.3 标志物的解剖结构像原呈圆形亮斑,在扩散成像中则 表现为不甚规则的椭圆形亮斑,并且存在明暗不均和缺损的 现象。此时,采用不同的标志点搜索策略,将对标志点的定位 产生影响,从而影响分析结果。这里采用矩形框搜索,则亮斑 形状的变化对其影响不甚大;如果是以亮斑高亮部分所呈现 实际形状的质心来作为标志点,则 b=0、b=1000R、b= 1000S、b=1000P几种扩散成像图之间的形变看起来会更明 显些,但因为忽略部分暗区,可能使标志点定位偏移。

3.2.4 在同一张扩散成像图中,标志物成像亮斑本身的形态 也随位置不同而变化。在 X 方向上偏离视场中心的亮斑明 亮区域呈狭长椭圆状,其长轴与所在的拟合曲线方向大体一 致,但存在一定夹角,且此夹角随着 X 坐标值的增加而减小; 在 X 方向上接近视场中心的亮斑则更接近圆形,但明暗不 均,靠近视场边缘的一侧较亮,另一侧则偏暗乃至不可见。整 体分布上也存在明暗不均的情况,这些都可能会对实际诊断 产生影响。

从我们的结果分析来看,在进行 ADC 参数图运算与合成前,图像变形的矫正是非常必要的。从变形的机制来分析, 其变形存在的根本原因是磁共振成像序列设计中空间定位方 法不可避免的先天缺陷所致,尽管可以通过序列设计来进行 一定程度的矫正,并且可以用于解决临床上大部分精度要求 不高的结果分析所需,但是在进行高精度与细节目标的研究 时,比如神经纤维走行方向研究时,就必须进行空间变形的矫 正,以保证结果的准确性和科学性。

[参考文献]

- Chien D, Edelman RR. Ultrafast imaging using gradient echoes
 [J]. Magnetic Resonance Quarterly, 1991, 7(1):31-56.
- [2] Han HB, Xie JX. The study of the application of MR echo-planar imaging technique [J]. Chin J Med Imaging Technol, 2000, 16 (5):410-413.
 韩鸿宾,谢敬霞.MR 平面回波快速成像技术应用研究[J].中国医学影像技术, 2000, 16(5):410-413.
- [3] Han HB, Xie JX. The comparative study of MR-EPI with common MRI[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2000, 16(5):414-417.
 韩鸿宾,谢敬霞.MR 平面回波快速成像技术与常规 MRI 的比较研究[J].中国医学影像技术,2000,16(5):414-417.