

基于参考图像的压缩感知磁共振扩散张量成像

刘良友^{1,2}, 李兆同^{1,2}, 张泽茹^{1,2}, 夏一帆^{1,2}, 高嵩¹

1. 北京大学医学技术研究院, 北京 100191; 2. 北京大学医学人文学院, 北京 100191

【摘要】基于参考图像的压缩感知磁共振扩散张量成像方法,利用相邻方向的扩散加权图像差异较小的特点,采用压缩感知理论实现快速扩散张量成像,回顾性选取扩散张量图像数据进行实验研究,在采样率为50%的均匀分布辐射线欠采样方式下进行基于参考图像的压缩感知扩散张量图像重建,结果表明重建后的扩散加权图的平均结构相似性(MSSIM)和峰值信噪比(PSNR)分别为 0.904 ± 0.044 、 (37.92 ± 3.89) dB,各向异性分数图的MSSIM和PSNR分别为0.992、41.64 dB。因此,该方法在保证重建图像质量的前提下,可显著缩短数据采集时间,减少由于时间过长引起的图像伪影等问题。

【关键词】扩散张量成像;高角分辨率扩散成像;参考图像;压缩感知

【中图分类号】R318;R445.2

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)03-0323-04

Compressed sensing diffusion tensor imaging based on reference image

LIU Liangyou^{1,2}, LI Zhaotong^{1,2}, ZHANG Zeru^{1,2}, XIA Yifan^{1,2}, GAO Song¹

1. Institute of Medical Technology, Peking University, Beijing 100191, China; 2. School of Health Humanities, Peking University, Beijing 100191, China

Abstract: A method of compressed sensing diffusion tensor imaging based on reference image which utilizes the small differences between diffusion-weighted images in adjacent directions and compressed sensing theory to realize fast diffusion tensor imaging is proposed in the study, and diffusion tensor image data are retrospectively selected for experimental research. Compressed sensing diffusion tensor image reconstruction is performed based on reference image under a uniformly distributed radiation under-sampling method with a sampling rate of 50%. The results show that the mean structural similarity and peak signal-noise ratio of the reconstructed diffusion-weighted images are 0.904 ± 0.044 and (37.92 ± 3.89) dB, respectively, and those of fractional anisotropy images are 0.992 and 41.64 dB, respectively. Under the premise of ensuring the quality of the reconstructed image, using the proposed method can significantly shorten data acquisition time and reduce image artifacts caused by long imaging time.

Keywords: diffusion tensor imaging; high angular resolution diffusion imaging; reference image; compressed sensing

前言

磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)技术具有空间分辨率高、多对比度形成机制、无创成像和无电离辐射的优势,被广泛应用于临床诊断和科学研究。但MRI扫描时间长和成像速度慢至今仍然是制约MRI技术进一步应用的重要因素。扩散张量成像(Diffusion Tensor Imaging, DTI)^[1-3]是最常用

的磁共振功能成像方法之一,能够定量反映人体内水分子在三维空间中的扩散效应,是目前唯一的以非侵入方式提供人体细微结构和纤维束走行分布的成像方法^[4-6]。与传统的 T_1 、 T_2 图像数据采集方式不同,DTI需要在三维空间方向上进行图像采集,近年来为了进一步获取人体内更为复杂且精细的微观结构,提出了高角分辨率扩散成像(High Angular Resolution Diffusion Imaging, HARDI)技术,对扩散敏感梯度磁场(Diffusion Sensitive Gradient Field, DSGF)的数量提出了更高的要求,导致成像时间进一步增加^[7-9]。

压缩感知(Compressed Sensing, CS)理论为实现快速磁共振扩散成像提供了新的思路^[10]。由于MRI在时域中采集信号,图像信息存储在空间域,且MRI信号本身具有稀疏性,这就为利用CS理论重建图像提供了基础^[11]。许多研究提出了MRI图像稀疏变换

【收稿日期】2020-11-18

【基金项目】国家自然科学基金(12075011, 82071280);北京市自然科学基金(7202093);西藏自治区重点研发计划(XZ202001ZY0005G)

【作者简介】刘良友,硕士研究生,研究方向:医学物理, E-mail: 1811210249@pku.edu.cn

【通信作者】高嵩,博士,教授,博士生导师,研究方向:医学物理, E-mail: gaoss@pku.edu.cn

方法,例如MRI图像在离散小波变换(Discrete Wavelet Transform, DWT)、离散余弦变换(Discrete Cosine Transform, DCT)和空间有限差分变换(Spatial Finite Difference, SFD)域内具有良好的稀疏性^[12-13],此外为了实现对特定图像更佳的稀疏表示,有研究提出从图像本身进行自适应学习的稀疏表示方法,如字典学习的K-SVD算法^[14],可以有效改善重建图像质量,显著缩短采集时间。另外,K空间欠采样则是基于笛卡尔和非笛卡尔采样方式,并且建立了如变换点扩散函数^[12]和贝叶斯推理^[15]等采样数据相干性的评价方法。

为了缩短DTI采集时间,本研究提出基于参考图像的压缩感知磁共振扩散张量成像方法,该方法是根据DTI相邻DSGF方向下的扩散加权图像(Diffusion-Weighted Image, DWI)差异很小的特点,利用参考图像和CS技术实现快速成像。

1 实验方法

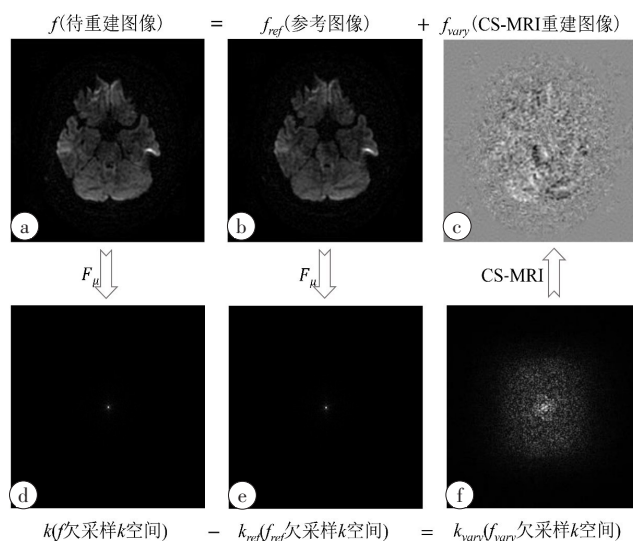
1.1 实验原理

MRI数据的稀疏性使得其适用于CS理论的数据采集及图像重建方法。通常情况下,CS-MRI只需采集少量的K空间数据,便可以完成高质量的图像重建,然而,即便是依靠CS-MRI重建技术,过少的K空间数据仍会损失部分图像信息,导致重建结果不准确。但是如果两幅图像本身差别很小,并且其中一幅图像已知,那么就可以通过只采集第二幅图像中非常少量的K空间信号与第一幅已知图像K空间中对应的信号作差,对得到的差值K空间信号进行CS-MRI重建,将重建后的差值图像与已知图像叠加便可以得到未知图像。已知图像称为参考图像,未知图像称为待重建图像。

DTI数据是在施加了大量的不同DSGF方向下得到的DWI图像。以脑部数据为例,不同方向的DWI图像差异主要源自脑白质中水分子扩散的各向异性,两个相近方向下水分子扩散性质差异较小,而在其他区域(如脑灰质、脑脊液)中的水分子一般表现为各向同性扩散,所以相邻角度的DWI图像之间差异很小。因此,DTI图像适用于上述基于参考图像的CS-MRI技术,用以提高DTI的时间分辨率。图1以回顾性方式展示了该理论方法的实现流程。 k 与 k_{ref} 分别对应同一欠采样方案下待重建图像 f 与参考图像 f_{ref} 的欠采样K空间, k_{vary} 为 k 与 k_{ref} 数据作差结果, f_{vary} 为 k_{vary} 经CS-MRI重建后的结果,并与图 f_{ref} 叠加后得到待重建图像 f 。

1.2 实验数据

以回顾性方式选取DTI图像数据进行实验研究,该数据采集来自一名27岁女性健康志愿者,实验前



图a,b分别表示待重建图像与参考图像,图c表示经CS-MRI后的重建图像,图d,e分别对应图a,b图像的欠采样K空间,图f表示作差后的K空间数据

图1 基于参考图像的CS磁共振扩散成像流程图

Fig.1 Flow chart of compressed sensing diffusion tensor imaging based on reference image

志愿者知悉实验方案内容和风险。使用3.0T MRI设备(GE DISCOVERY MR750)完成数据采集,采集参数如下:DSGF数量为100,TR 2 556 ms,TE 92 ms,层厚2.5 mm,层数20,矩阵256×256,b值1 000 s/mm²,其中,8组b值为0 s/mm²的T₂加权像共计160张,b值为1 000 s/mm² DWI图像共计2 000张。

1.3 实验方法

本实验将第一个DSGF方向下每层1张共计20张图像作为参考图像,其余99组DSGF方向下的1 980张图像作为待重建图像,对待重建图像进行K空间欠采样并与对应参考图K空间作差后进行CS图像重建。采用均匀分布辐射线欠采样方式^[10],采样率为50%。稀疏变换方式为小波变换,采用的是凸投影集(Projection Onto Convex Sets, POCS)非线性重建算法^[16],单幅图像重建循环迭代500次。在MATLAB2018b(Math Works Inc., Natick, MA, USA)环境下编译代码完成图像重建及定量评价,在DSI Studio(version: 2020 build)软件下完成扩散张量计算、各向异性指标图重建。

1.4 定量评价标准

为了验证本研究所提出的基于参考图像的压缩感知磁共振扩散张量成像方法的可靠性,使用峰值信噪比(Peak Signal-Noise Ratio, PSNR)和平均结构相似性(Mean Structural Similarity, MSSIM)^[17-18]对重建后的图像进行定量评价。设定 x 与 \tilde{x} 分别表示待重建图像与CS-MRI重建后图像,MAX为原始图像像素最大值,图像维度为 $M \times N$,因此PSNR的定义为:

$$\text{PSNR} = 20\log_{10} \frac{\text{MAX}}{\sqrt{\left(\frac{1}{MN}\right) \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x(i,j) - \tilde{x}(i,j))^2}} \quad (1)$$

令 p 和 q 分别为在图像 x 与 \tilde{x} 所选取的部分图像区域, 该区域的平均值分别用 μ_p 和 μ_q 表示, σ_p 、 σ_q 和 σ_{pq} 分别表示 p 、 q 区域标准差和协方差, 因此结构相似性 (Structural Similarity, SSIM) 的定义为:

$$\text{SSIM}(p, q) = \frac{(2\mu_p\mu_q + C_1)(2\sigma_{pq} + C_2)}{(\mu_p^2 + \mu_q^2 + C_1)(\sigma_p^2 + \sigma_q^2 + C_2)} \quad (2)$$

其中, C_1 、 C_2 表示可变常量, 若选取的图像区域总数是 N , 则 MSSIM 可以表示为:

$$\text{MSSIM}(x, \tilde{x}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{SSIM}(p_i, q_i) \quad (3)$$

MSSIM 的取值范围为 $[0, 1]$, PSNR 与 MSSIM 均与重建图像质量呈正相关, 重建图像质量越好, 两者的值越高。

2 实验结果

2.1 DWI 图像重建结果

图 2 所示为常规方法和本实验方法重建的 DWI 图像可视化对比结果, 图 2a、图 2c 为选取任意两个层面常规方法重建的 DWI 图像, 图 2b、图 2d 为本实验方法重建后的图像, 从图像的部分缩放图可以看出, 两组图像具有较高的相似度, 细节表现较好, 本实验方法重建的图像质量较高。使用 MSSIM 和 PSNR 指标定量评估本实验所提出方法图像重建的质量, MSSIM 和 PSNR 值越高表示重建图像失真度越小, 同时 MSSIM 值越高表示重建的图像细节保留越多。实验中选取了第 2、50、90 个 DSGF 方向下的第 2、10 和 20 层图像进行 MSSIM 和 PSNR 计算, 每组共 9 个数据, 取平均值作为最终结果。其中 MSSIM 结果为 0.904 ± 0.044 , PSNR 结果为 (37.92 ± 3.89) dB。在采样率为 50% 的条件下, 结构相似性达到了 0.9, PSNR 值也相对较高, 进一步验证了图像重建结果的可靠性。

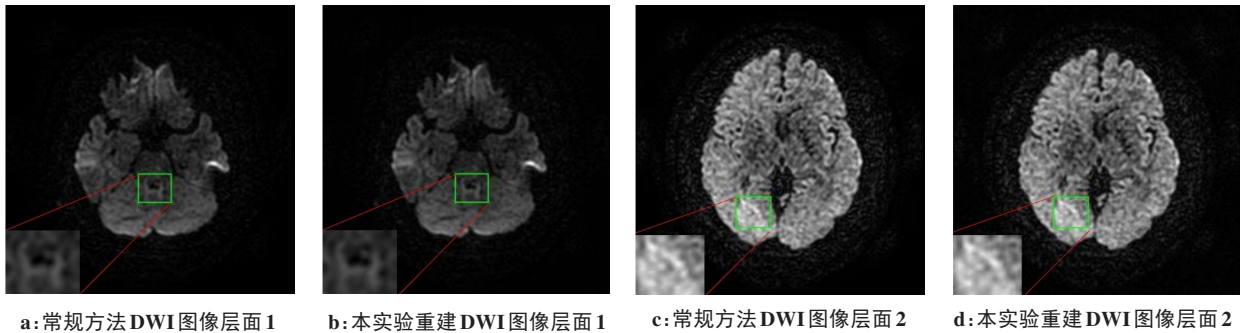


图 2 常规方法和本实验方法重建的 DWI 图像可视化对比结果

Fig.2 Visual comparison of diffusion-weighted images reconstructed by conventional method versus the proposed method

2.2 各向异性分数图重建结果

对扩散张量矩阵对角化后得到扩散张量矩阵的特征值和特征矢量, 对特征值做相应的运算则可得到相应的扩散各向异性指标, 其中各向异性分数 (Fractional Anisotropy, FA) 图是临床广泛应用的指标之一。图 3 所示为常规方法和本实验方法重建的 FA 图及其差值图的

可视化结果, 其中, 图 3a 为常规方法重建的 FA 图, 图 3b 为经本实验重建数据的 FA 图, 图 3c 为两者的差值图, 差值图中保留的信息越少表示经本实验重建的图像与常规方法重建的图像越接近。图 3c 中可以明显看出两者的差异量较小, 两种方法的 FA 图相差不大, 本实验方法的图像重建质量较高。

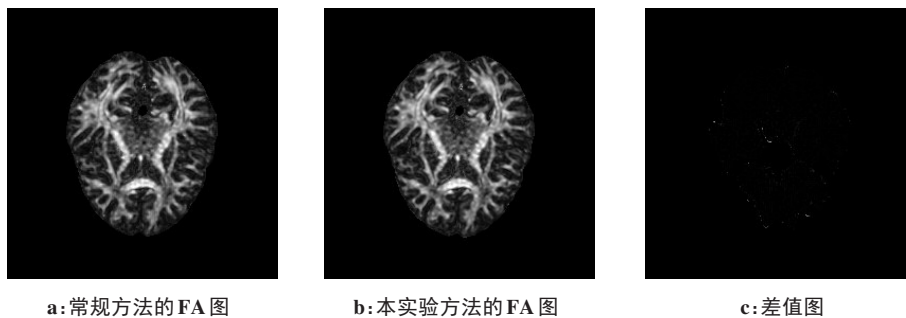


图 3 常规方法和本实验方法重建的 FA 图像可视化对比结果

Fig.3 Visual comparison of fractional anisotropy images reconstructed by conventional method versus the proposed method

图4为选取的高、中、低3个不同区域的FA值作为感兴趣区域(Region of Interest, ROI)进行差异曲线计算的结果。图中显示两幅图像曲线重合度较高,差异曲线接近0水平。另外,计算了3个ROI的FA值 Pearson 相关系数平均值,结果为 0.987 ± 0.009 。图像MSSIM和PSNR分别为0.992和41.64 dB。因此,图像定性和定量评价的结果均表明,本文所提方法在采样率为50%的条件下重建图像的质量具有较高的可靠性。

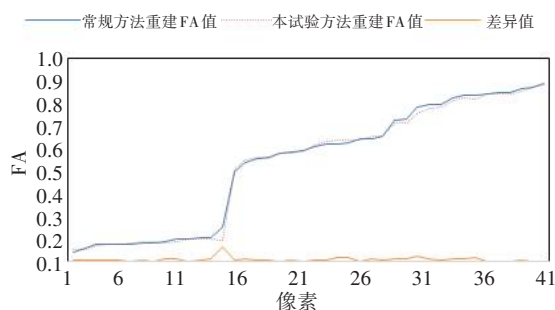


图4 FA图感兴趣区的差异曲线

Fig.4 Difference curve of region of interest in fractional anisotropy image

3 讨论

磁共振扩散成像技术由于采集时间较长而未被广泛应用于临床,目前已有研究致力于优化DSGF方向的空间分布,进而解决由于长时间扫描所带来的运动等图像伪影问题^[19-20]。本研究是在保证图像质量的前提下,从减少数据采集量的角度出发来缩短采集时间,解决患者由于长时间扫描所耐受的问题。基于参考图像的压缩感知磁共振扩散张量成像是在不同DSGF方向下的DWI图像差异较小的基础上利用CS理论进行快速成像的技术。本研究采用了辐射线欠采样50%采样率方式进行图像重建,DWI重建结果表明常规重建图像与本实验方法重建图像相似性较高,保留了较多的图像细节,失真度较低。由FA图可视化评价结果可知常规重建与本实验方法重建的图像差异很小,同时其MSSIM和PSNR评价指标相比DWI图像结果进一步提高,ROI中Pearson相关系数也同样验证了实验结果的可靠性。FA图的定量评价结果相比于DWI图像均有所提升,最主要的原因是在计算FA图像的过程中加入了第一个DSGF方向下的参考图像和b值为0的T₂加权像,在一定程度上减少了图像噪声的影响,提高了实验结果的可靠性。

在实际临床应用过程中,应首先确定第一组DSGF方向下采集的图像为参考图像,其余方向按照预先设定的采样策略进行数据欠采样,然后利用本实验原理进行重建,在保证图像质量的前提下使用50%采样率可减少近一半的扫描时间,这对于极为耗时的DTI和HARDI技术来说具有十分重要的临床意义。

4 结论

本研究提出的基于参考图像的压缩感知磁共振扩散张量成像方法在保证图像质量的前提下能够减少数据采集量,显著缩短采集时间,从而减少因长时间扫描带来的图像伪影问题,此方法同样适用于其他相邻图像差异较小且连续图像采集的成像方法,如高时间分辨率灌注成像、动态对比增强磁共振成像等。

【参考文献】

- [1] LEBIHAN D, MANGIN J F, POUPON C, et al. Diffusion tensor imaging: concepts and applications[J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 13(4): 534-546.
- [2] BASSER P J, MATTIELLO J, LEBIHAN D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging[J]. Biophys J, 1994, 66(1): 259-267.
- [3] TOURNIER J D, MORI S, LEEMANS A. Diffusion tensor imaging and beyond[J]. Magn Reson Med, 2011, 65(6): 1532.
- [4] ALEXANDER D C, DYRBY T B, NILSSON M, et al. Imaging brain microstructure with diffusion MRI: practicality and applications[J]. NMR Biomed, 2019, 32(4): e3841.
- [5] NOVIKOV D S, FIEREMANS E, JESPERSEN S N, et al. Quantifying brain microstructure with diffusion MRI: theory and parameter estimation[J]. NMR Biomed, 2019, 32(4): e3998.
- [6] LAU A Z, TUNNICLIFFE E M, FROST R, et al. Accelerated human cardiac diffusion tensor imaging using simultaneous multislice imaging[J]. Magn Reson Med, 2015, 73(3): 995-1004.
- [7] TUCH D S, WEISKOFF R M, BELLIVEAU J W, et al. High angular resolution diffusion imaging of the human brain[C]// Proc ISMRM. 1999: 321.
- [8] FARQUHARSON S, TOURNIER J D. High angular resolution diffusion imaging[M]. New York: Springer, 2016: 383-406.
- [9] VARENTSOVA A, ZHANG S, ARFANAKIS K. Development of a high angular resolution diffusion imaging human brain template[J]. NeuroImage, 2014, 91: 177-186.
- [10] LUSTIG M, DONOHO D L, SANTOS J M, et al. Compressed sensing MRI[J]. IEEE Signal Proc Mag, 2008, 25(2): 72-82.
- [11] 王飞, 高嵩. 压缩传感理论在磁共振成像技术中的应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(6): 3755-3758.
WANG F, GAO S. The application of compressed sensing in magnetic resonance imaging[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(6): 3755-3758.
- [12] LUSTIG M, DONOHO D, PAULY J M. Sparse MRI: the application of compressed sensing for rapid MR imaging[J]. Magn Reson Med, 2007, 58(6): 1182-1195.
- [13] AJRAOUI S, LEE K J, DEPPE M H, et al. Compressed sensing in hyperpolarized ³He lung MRI[J]. Magn Reson Med, 2010, 63(4): 1059-1069.
- [14] AHARON M, ELAD M, BRUCKSTEIN A. K-SVD: an algorithm for designing overcomplete dictionaries for sparse representation[J]. IEEE Trans Signal Proces, 2006, 54(11): 4311-4322.
- [15] SEEGER M, NICKISCH H, POHMANN R, et al. Optimization of K-Space trajectories for compressed sensing by bayesian experimental design[J]. Magn Reson Med, 2010, 63(1): 116-126.
- [16] CANDÈS E J, ROMBERG J K. Signal recovery from random projections[C]//Proc SPIE: Computational Imaging III. 2005: 76-86.
- [17] HUANG J, WANG L, ZHU Y. Compressed sensing MRI reconstruction with multiple sparsity constraints on radial sampling[J]. Math Probl Eng, 2019, 2019: 1-14.
- [18] LAI Z, QU X, LIU Y, et al. Image reconstruction of compressed sensing MRI using graph-based redundant wavelet transform[J]. Med Image Anal, 2016, 27: 93-104.
- [19] 刘良友, 高嵩, 李莎, 等. 磁共振扩散张量成像中扩散敏感梯度磁场方向分布方案的研究进展[J]. 物理学报, 2020, 69(3): 038702.
LIU L Y, GAO S, LI S, et al. Research progress of diffusion sensitive gradient field encoding schemes in magnetic resonance diffusion tensor imaging[J]. Acta Physica Sinica, 2020, 69(3): 038702.
- [20] DUBOIS J, POUPON C, LETHIMONNIER F, et al. Optimized diffusion gradient orientation schemes for corrupted clinical DTI data sets[J]. Magn Reson Mater Phys, 2006, 19(3): 134-143.

(编辑:陈丽霞)