

回波平面成像中基于相位恢复的 ghost 伪影校正

桂志国 舒华忠 王世杰 罗立民

(东南大学影像科学与技术实验室, 南京 210096)

摘要 EPI 技术是基于方向相反的频率读出的梯度来交替采集 MR 信号的奇、偶回波,但是,由于成像物体的磁敏感性、化学位移及磁场 B_0 的不均匀性等因素的影响会导致奇、偶回波之间产生相位移动,因而会产生 ghost 伪影。为了消除成像中产生的 ghost 伪影,提出了基于相位恢复的 ghost 伪影消除方法,即用数学形态学的方法确定支撑域,支撑域外的 ghost 伪影被置为零,首先获得模板图像;然后以最小熵为收敛准则运行迭代算法,直到得到满意的图像。实验证明,运用该方法能够明显地降低 ghost 伪影,可见这种方法是可行的。

关键词 平面回波成像 ghost 伪影 磁共振成像 相位恢复

中图分类号: TP391.41 R445-39 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2006)03-0362-05

Removal of Ghost Artifacts Based on Phase Retrieval for EPI

GUI Zhi-guo, SHU Hua-zhong, WANG Shi-jie, LUO Li-min

(Laboratory of Image Science and Technology, Southeast University, Nanjing 210096)

Abstract Ghost artifacts occur in EPI reconstruction because odd and even lines of k -space are acquired with opposite polarity, and experimental imperfections such as gradient eddy current, B_0 field inhomogeneity, susceptibility, and chemical shift result in different phase offset between the even and odd echos. The method for removing ghost artifacts is based on the phase retrieval. First, a ROS(region of support) is specified using morphological method and ghost artifacts outside ROS are set to zero. Then a model image can be obtained. According to the criterion of entropy in the imaging field, the algorithm for several iterations is applied to obtain an acceptable image. It is shown that applying this method will reduce the ghost artifact evidently. The method has been tested using computer simulation and successfully removed most of ghost artifacts. The experimental results show the effectiveness of the method.

Keywords echo planar imaging, ghost artifact, magnetic resonance imaging(MRI), phase retrieval

1 引言

回波平面成像(echo planar imaging, EPI)是 Mansfield 于 1977 年提出的。EPI 技术是基于方向相反的频率读出梯度来交替采集 MRI(magnetic resonance imaging)信号的奇、偶回波^[1],但是,由于成像物体的磁敏感性、化学位移及磁场不均匀性等因素引起的偏振效应,因而不仅导致 k 空间数据在相位编码上产生相位调制,而且信号接收回路以及滤波器的相位偏移又会导致采集的奇、偶回波之间

出现相位移动^[2]。此外,由高速梯度的开关场导致的涡流也会影响回波时序的准确性^[3]。所有这些因素均将导致经过傅里叶变换重建的 EPI 图像在相位编码方向存在明显的 ghost 伪影,这就严重破坏了图像的质量。ghost 伪影不仅影响 fMRI(function MRI)的图像质量,而且影响时间序列图像之间的运动检测及校正精度。目前,常用参考扫描的方法来消除伪影^[4,5],然而参考扫描只针对于某一个切片有效,不同的切片,由于不同的磁场变化有不同的相位响应,因此需要新的参考测量。此外,在参考扫描和实际扫描的时候,由于任何参数的变化都将直接

基金项目:国家“973”重点基础研究发展计划资助项目(2003CB716102)

收稿日期:2005-04-15;改回日期:2005-10-10

第一作者简介:桂志国(1972~),男,2004 年获中北大学博士学位,现为中北大学信息工程系副教授。主要从事无损检测、医学图像处理方面的研究。E-mail:gui_zg@163.com

影响伪影的消除结果,从而使参考扫描的方法无效,甚至会破坏图像的质量。为了克服这一缺点,人们提出了各种各样的基于图像的 ghost 伪影消除方法,如 Buonocore 提出了基于奇、偶重建的 ghost 伪影消除方法^[6,7]。但是由于该方法要求伪影与目标图像不完全重叠,而实际图像中的目标和伪影则往往是重叠的,因此该方法在实际应用中效果并不十分理想,此外,该方法还假设奇、偶相位差是按线性变化的,这进一步限制了它的应用。Lee 提出了基于凸集投影的方法并用来校正相位^[8],但该方法假设目标图像和含有伪影的图像的相位差是按线性变化的,同时假设每一行的相位差是按同一参数变化的。此外还有人提出用二阶矩的方法来消除伪影^[9],但该方法要求图像是对称的,同时要求奇偶相位差按线性变化,且所有行的相位差要按同一参数变化。

在实际 MRI 图像重建中,由于各种因素的影响,要想十分准确地建立出奇偶相位变化的数学模型是十分困难的。然而从 ghost 伪影生成过程来看,由于 K 空间数据的相位发生了变化,而幅度则保持不变,因此,可以把它看成是由一种特殊的运动所造成的。在此基础上,本文提出基于相位恢复的方法,用于消除 ghost 伪影。其优点是:(1)不需要知道数据的先验信息;(2)相位的变化可以是线性的,也可以是非线性的;(3)相位的变化不用考虑与 k_x 和 k_y 的关系。

2 算法描述

大家知道, Gerchberg-Saxon 算法^[10]常用于相位恢复,并且常用于运动伪影的校正。Gerchberg-Saxon 算法实际上是广义投影的一个特殊情况,其迭代过程如下:

设原始 K 空间没有校正的数据为 $S(k_x, k_y)$, 则迭代算法开始于

$$G_1(k_x, k_y) = S(k_x, k_y) \quad (1)$$

对于第 n 次循环,含有 ghost 伪影的图像可经过如下傅里叶反变换重建:

$$g_n(x, y) = F^{-1} \{ G_n(k_x, k_y) \} \quad (2)$$

然后就可以在含有 ghost 伪影图像中确定支撑域(region of support, ROS),以便用来确定目标图像,同时可令支撑域外的像素为零,支撑域可人工或自动确定。其中 β 是构成支撑域的点集。令

$$\hat{g}_n(x, y) = \begin{cases} g_n(x, y) & \text{if } (x, y) \in \beta \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (3)$$

最后,对 $\hat{g}_n(x, y)$ 进行傅里叶变换,即

$$G_{n+1}(k_x, k_y) = F \{ \hat{g}_n(x, y) \} \quad (4)$$

令 $G_{n+1}(k_x, k_y)$ 校正后的 K 空间数据为

$$\hat{G}_{n+1}(k_x, k_y) = |S(k_x, k_y)| \exp \{ i \arg \{ G_{n+1}(k_x, k_y) \} \} \quad (5)$$

则校正后的图像表示如下:

$$\hat{g}_{n+1}(x, y) = F^{-1} \{ \hat{G}_{n+1}(k_x, k_y) \} \quad (6)$$

对式(2)到式(6)进行迭代,直到得到满意的图像为止。Hedley 用上述迭代算法对运动伪影进行校正,然而他并没有给出在何种情况下图像就算满意的标准,即没有给出算法的收敛准则。如果把 ghost 伪影看成是特殊的运动造成的,那么就可以用上述算法来对 ghost 伪影进行校正。在确定支撑域的时候,常用手工画出一矩形区域作为支撑域,虽然这种方法对于 ghost 伪影和目标图像不完全重叠的时候效果较好,但如果伪影和目标图像完全重合,并且原始图像含有较多噪声的时候,则会把较多噪声和伪影都包含到了支撑域,ghost 伪影消除效果并不十分理想。因此本文提出用数学形态学的方法来自动确定目标区域,同时用能量熵为收敛准则,并用上述算法来进行相位恢复。

3 基于能量熵的收敛准则

本文将 David Atkinson 定义的能量熵^[11]作为收敛准则,即当运动造成伪影时,图像域的熵增加,并且随着运动幅度的增大而增加。如果把 ghost 伪影看成是特殊的运动造成的,则 ghost 伪影和运动造成的伪影有某些类似的地方。随着图像 ghost 伪影的强度增加,图像的熵也随着增加,而当把熵降低到最小时,ghost 伪影也就基本上消除了。能量熵公式定义如下:

$$E = - \sum_{i=1}^N \frac{B_i}{B_{\max}} \ln \left[\frac{B_i}{B_{\max}} \right] \quad (7)$$

其中, N 为图像总的像素数目, B_i 为每个像素的灰度值。而 B_{\max} 由下式给出:

$$B_{\max} = \sqrt{\sum_{i=1}^N B_i^2} \quad (8)$$

本文中定义,当第 n 次循环和第 $n+1$ 次循环的熵差 $|\Delta E| = 0.01$ 时,则认为 ghost 伪影降低到了最小,就结束循环。

4 支撑域的确定

支撑域的确定将直接影响伪影消除的好坏,传统的方法是手工画一矩形作为支撑域,然而由于用手工选择矩形区域作为支撑域将把大量的伪影包含进去,其图像实际恢复的效果并不好,因此本文提出用数学形态学的方法来确定支撑域,并将其作为目标模板,实践证明,其消除 ghost 伪影的效果好于用矩形区域作为目标模板的消除效果。

对于含有 ghost 伪影的图像,可首先对图像进行边缘检测,图 1(a)为含有 ghost 伪影的图像,图

1(b)为边缘检测结果图像,从图 1(b)中可以看出,由于轮廓边缘有断裂处,因此需要把这些断开的地方连接起来。大家知道,膨胀操作是形态学图像处理的基本操作之一,用其对二值图像进行膨胀操作能够将断裂处连接起来,图 1(c)为对图 1(b)进行膨胀运算的结果,从图 1(c)可以看出,主轮廓中原来的断裂处经过膨胀操作已经连接起来;然后,即可对图像进行形态学细化,细化完以后,再对主轮廓内的区域进行填充,填充后的结果如图 1(e)表示;最后对填充后的图像进行腐蚀,把伪影的边缘去掉,即生成了模板图像,实际上也就是生成了支撑域。支撑域计算过程见图 2。

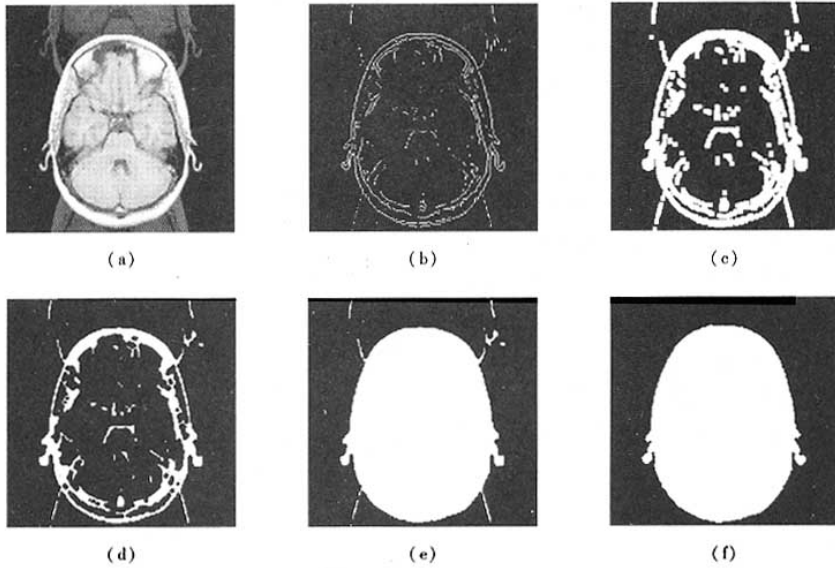


图 1 支撑域生成步骤

Fig. 1 Steps to calculate ROS



图 2 支撑域生成流程图

Fig. 2 Flowchart of the calculating ROS

5 实验结果及讨论

为验证本文方法的效果,采用一幅脑部 MRI 图像进行了仿真实验。图 3(a)为原始图像,图 3(b)为加了 ghost 伪影的图像,图 3(c)为用本文方法去除伪影后的图像,图 3(d)为用文献[8]方法去除伪

影后的图像,图 3(e)为用文献[10]方法去除伪影后的图像,图 3(f)为随着迭代次数变化的熵变化,从图 3 可以看出,应用本文方法伪影被很好地消除了。从图 3(d)中可以看出,应用文献[8]方法虽然可以消除大量的伪影,但仍有残留伪影,其原因主要是因为文献[8]假设目标模板和伪影图像的相位差是按线性变化的,而实际情况是这种假设并不一定成立。从图 3(e)中可以看出,应用文献[10]方法尽管也消除大量的伪影,但图像区域的一些细微结构却发生了变化,其主要原因是文献[10]的方法在确定图像支撑域的时候包含了大量的噪声和伪影。为了评价本文方法的效果,需要对伪影的消除结果进行定量

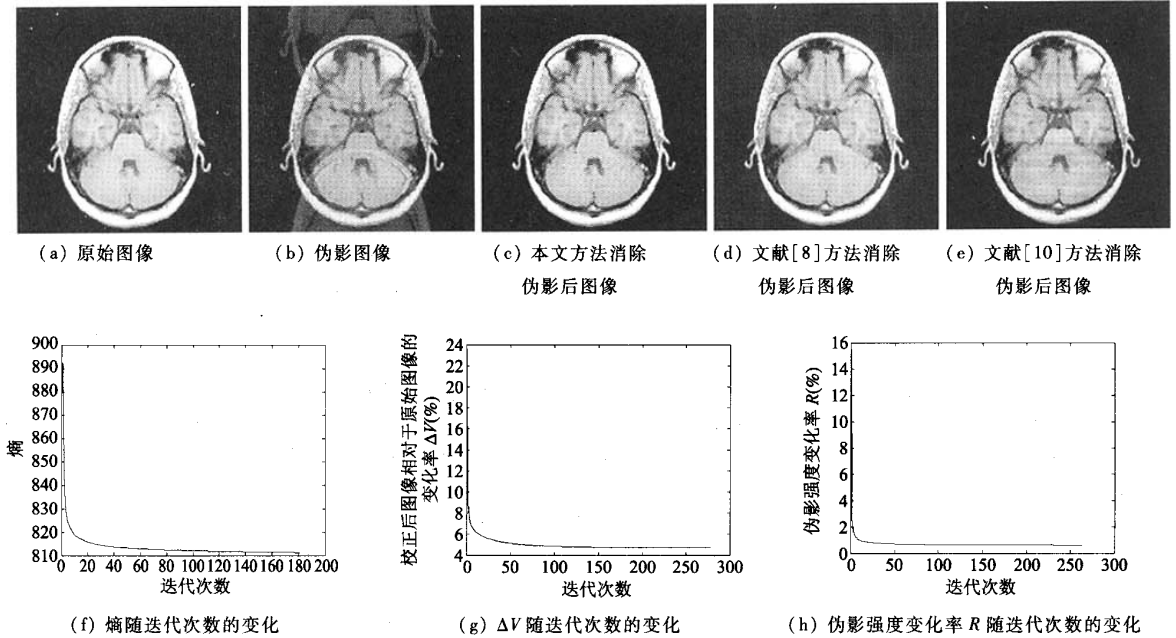


图 3 实验结果

Fig. 3 Experiment result

描述。目前,评价 ghost 伪影的消除效果,常用的有以下两种方法:(1)支撑域外的所有像素点的灰度和;(2)支撑域外所有像素的灰度和与支撑域内像素灰度和之比。虽然目前较为常用的是第 2 种方法,然而,由于本文做的是消除 ghost 伪影仿真实验,因此在消除 ghost 伪影的同时,希望使消除伪影后的图像相对于原始图像变化尽量小。为了验证本文方法的效果,除了上述第 2 条评价方案,还提出增加如下评价指标:消除 ghost 伪影后的图像相对于原始图像的变化率。

本文用 R 来描述图像中 ghost 伪影的强度变化率,用 ΔV 表示消除伪影后的图像相对于原始图像的变化率。其定义如下:

$$R = \frac{S_{out}}{S_{in}} \times 100\% \quad (9)$$

其中, S_{out} 为支撑域外像素灰度总和, S_{in} 为支撑域内像素灰度总和

$$\Delta V = \frac{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} \|\hat{f}(x,y) - f(x,y)\|}{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} \|f(x,y)\|} \times 100\% \quad (10)$$

其中, $f(x,y)$ 为原始图像, $\hat{f}(x,y)$ 为消除伪影后图像。图 3(g) 为消除 ghost 伪影后图像相对于原始图像的变化率, ΔV 随迭代次数变化的情况,图 3(h) 为

ghost 伪影的强度变化率随着迭代次数变化的情况。表 1 列出了本文方法、文献[8]和文献[10]方法的计算结果。从数据分析可知,应用本文方法使伪影得到了较大的消除,而恢复出来的图像则相对于原始图像变化不大,可见,本文的方法获得了较好的效果。

表 1 校正前后图像评价指标的比较

Tab. 1 Comparison of evaluating criterion before and after correction

	支撑域内的 像素灰度和	支撑域外的 像素灰度和	R (%)	ΔV (%)
校正前	4 402 200	615 050	13.97	23.48
本文方法	4 393 600	7 184	0.16	5.54
文献[8]方法	4 401 004	50 256	1.15	8.46
文献[10]方法	4 394 866	32 468	0.74	9.38

6 结 论

从 ghost 伪影形成的机理来看,其主要原因是由于 K 空间数据的相位发生了变化,因此,本文提出了基于相位恢复的 ghost 伪影消除方法。该方法首先用能量熵作为约束准则,同时用数学形态学的方

法来自动确定支撑域。从实验结果看,本文相位恢复方法获得了满意的效果。目前通用的 ghost 伪影消除方法一般是将相位的变化限制于线性变化,并且只与 k_x 有关,可是在实际成像数据中,由于相位的变化一般不是按线性变化,并且还可能与 k_x 有关,而本文的方法则没有此限制,因此对于临床应用有重要的参考价值。

参考文献 (References)

- 1 Kwong K K. Function magnetic resonance imaging with echo planar imaging[J]. *Magnetic Resonance*, 1995, **11**(1):1~20.
- 2 Noll D C, Nishimura D G, Macovski A. Homodyne detection in magnetic resonance imaging [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1991, **10**(2):154~163.
- 3 Ahn C B, Cho Z H. Analysis of eddy currents in nuclear magnetic resonance imaging [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1991, **17**(1):149~163.
- 4 Hu X, Le T H. Artifact reduction in EPI with phase-encoded reference scan[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1996, **36**(1):166~171.
- 5 Bruder H, Fischer H, Reinfelder H E, *et al.* Image reconstruction for echo planar imaging with nonequidistant k-space sampling [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1992, **23**(2):311~323.
- 6 Buonocore M H, Zhu David C. Image-based ghost correction for interleaved EPI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2001, **45**(1):96~108.
- 7 Buonocore M H, GAO Li-sheng. Ghost artifact reduction for echo planar imaging using image phase correction[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1997, **38**(1):89~100.
- 8 Lee K J, Barber D C, Paley M N, *et al.* Image-based EPI ghost correction using an algorithm based on projection onto convex sets (POCS) [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2002, **47**(4):812~817.
- 9 ZHANG Yan, Wehrli Felix W. Reference-scan-free method for automated correction of nyquist ghost artifact in echo planar brain Images [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2004, **51**(3):621~624.
- 10 Hedley M, YAN Hong, Rosenfeld D. Motion artifact correction in MRI using generalized projections[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1991, **10**(1):40~46.
- 11 David Atkinson, Hill Derek L G. Automatic correction of motion artifacts in magnetic resonance images using an entropy focus criterion [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1997, **16**(6):903~910.