

二维相位对比核磁共振成像的仿真研究

邹云鹏, 李永泽, 康雁

(东北大学中荷生物医学与信息工程学院 沈阳 110819)

【摘要】为了研究扰相梯度对流动伪影的抑制作用, 针对相位对比磁共振成像的过程进行仿真研究。在仿真中模拟液体中质子的流动、磁共振成像中信号采集和信号处理的整个过程。经过仿真得到的相位对比图像可用于测量液体的流速, 并与设定的流速值进行对比。结果表明, 仿真结果反映了真实的流速信息。为了对仿真结果进行进一步的验证, 进行了模体的实验。仿真结果和实验结果具有良好的 consistency。

关键词 流动模体实验; 磁共振成像; 相位对比; 仿真

中图分类号 TP391 文献标志码 A doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2015.06.028

The Simulation Research of the 2 Dimensional Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging

ZOU Yun-peng, LI Yong-ze, and KANG Yan

(Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering School, Northeastern University Shenyang 110819)

Abstract 2D phase contrast magnetic resonance imaging (PC-MRI) is a very important technique for measuring the flow of the blood and cerebrospinal fluid. Choosing the correct parameter is very important for PC-MRI, because the PC-MRI is focused on imaging the flow, but the flow can very easily cause artifact on image which makes the measured result inaccurate. To do the simulation is very important to analyze the gradient spoiler for suppressing the flow artifact. This simulation includes the flow of the proton, the whole process of the signal acquisition and processing for MRI. The simulated phase-contrast image can be used to calculate the flow and compare with the programmed value. A flow phantom experiment has been carried out to validate the simulation result. The result indicates that our simulation and flow phantom experiment have good agreement.

Key words flow phantom experiment; magnetic resonance imaging; phase contrast; simulation

相位对比磁共振成像(phase-contrast magnetic resonance imaging, PC-MRI)是一种利用液体流动产生的磁共振信号相位变化来测量液体速度的磁共振成像技术^[1-3]。因为相位对比磁共振成像技术是一种无创的液体流速测量技术, 所以在临床上的血液和脑脊液流量测量方面有广泛的应用^[4-5]。相位对比磁共振成像技术包括三维和二维成像两种方式。三维成像方式可以测量整个成像容积内的液体流动信息, 但是成像时间长而且容易受呼吸等运动影响, 在临床上应用尚不广泛。二维相位对比磁共振成像技术可以准确地测量出流过成像平面的液体的流速及流量的信息, 并且成像速度快图像分辨率较高, 在临床上的应用比较广泛。

1 基本理论

在二维相位对比磁共振成像中会得到的两组不

同的相位图像分别称为流动补偿(flow compensate, FC)和流动编码(flow encoding, FE)。流动补偿使得相位图像上不会反应出液体的流速, 流动编码使得相位图像上值的高低反应出流动速度的快慢, 两幅相位图像相减后得到的相位差图像即包含了液体流动速度快慢的信息, 并且去除了磁场不均匀对图像的影响^[6]。

如图1所示, 典型二维相位对比磁共振成像序列是基于梯度回波序列(gradient echo, G_{RE})的^[7], 在相位编码梯度(phase encoding gradient, G_{PE})方向和读出梯度(read out gradient, G_{RO})方向上都是典型的梯度回波梯度结构, 但是在选层梯度(slice select gradient, G_{SS})方向上会使用不同的梯度结构来实现流动补偿(图1中实线表示)和流动编码(图1中虚线表示)。

收稿日期: 2014-01-15; 修回日期: 2014-10-17

基金项目: 国家自然科学基金(61071213); 国家自然科学基金面上项目(61372014)

作者简介: 邹云鹏(1983-), 男, 博士生, 主要从事磁共振成像和医学图像处理方面的研究。

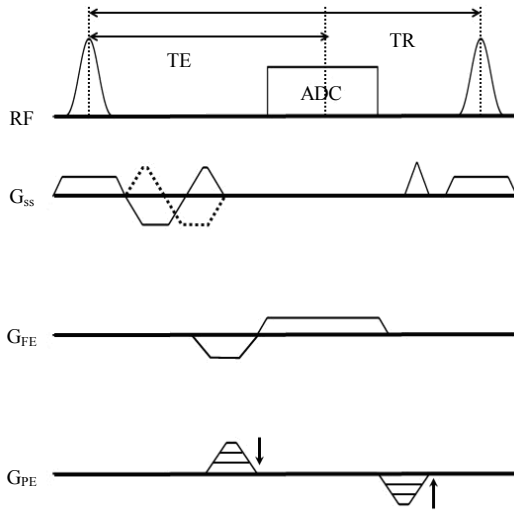


图1 相位对比磁共振序列的时序图

图1中所示的回波时间(echo time, TE)是指从射频脉冲的中心到频率编码梯度的中心的时间, 重复时间(repetition time, TR)是指从当前射频脉冲的中心到下一个射频脉冲中心的时间。在标准的梯度回波磁共振成像序列K空间采样中一次重复时间内会填充一行的K空间数据^[8]。ADC表示磁共振在采集数据的阶段。

在用相位对比磁共振成像测量流动速度的过程中会有许多因素会导致测量的结果出现误差。可能的原因包括图像伪影、流动伪影等。不同的序列参数设置会对实验的结果造成很大的影响。特别是扰相梯度(gradient spoiler)的不足还会导致图像出现伪影^[9-11]进而影响流速测量的准确性。为了研究不同扰相梯度值对图像质量和测量结果的影响, 需要对整个液体流动成像的过程进行仿真。仿真的结果可以对将来实验参数的选择提供重要参考。

扰相梯度会使得体素内的自旋核散相、自旋核充分散相后使得信号不会被磁共振设备采集到, 进而使得这次的激发信号不会影响到下一次激发。散相的程度是由如下公式决定的:

$$\varphi = \gamma A_{sp} \Delta r \quad (1)$$

式中, φ 表示散相的程度; γ 表示旋磁比; Δr 表示沿着扰相梯度方向上体素的大小; A_{sp} 表示梯度的面积, 梯度面积表示为梯度强度对时间的积分。在这个序列中总共的扰相梯度是选层方向上的扰相梯度、选层梯度的一半、相位编码梯度的一半的总和。

2 实验方法

在磁共振信号的仿真中普遍使用的是一维模拟方法, 在一维磁共振信号仿真中可以观察到由于扰

相梯度不足而导致的信号振动, 但是这并不能直观的反映出图像质量对流速测量结果的影响, 所以希望通过二维相位对比磁共振的成像过程进行仿真来得到二维相位图像, 这样可以更好地分析参数对成像的影响。本文在二维磁共振模拟中包含了K空间的信号编码, 以保证和真实磁共振采集信号的方式一致。在这样的前提下模拟过程需要包含射频脉冲、纵向弛豫和横向弛豫的过程、扰相梯度以及相位编码梯度、频率编码梯度。

射频脉冲是将质子从平行于静磁场的方向翻转一个角度, 这个角度称为翻转角(flip angle)。在仿真的过程中假设射频脉冲时完美的射频脉冲即成像平面内所有的自旋核都会被翻转相同的角度。

质子纵向弛豫和横向弛豫的过程是由布洛赫方程(Bloch equation)描述的。布洛赫方程的稳态解就是自旋核在纵向和横向上的信号分量, 其结果如下:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-t/T_2} \quad (2)$$

$$M_z(t) = M_0 + [M_z(0) - M_0]e^{-t/T_1} \quad (3)$$

式中, M_0 表示初始的自旋核信号强度; $M_{xy}(0)$ 和 $M_z(0)$ 分别表示在射频脉冲施加后纵向和横向上的信号强度分量; T_1 和 T_2 表示自旋核的纵向和横向弛豫值; t 表示需要计算的弛豫时间。

扰相梯度与一般的梯度磁场一样, 只是其作用是使体素内的质子散相而使信号相互抵消, 而不影响下一次的信号采集^[12]。在梯度仿真时, 因为所有的质子都在静磁场中, 在假设静磁场均匀的前提下每一个自旋核就都有相同的自旋速度, 认为自旋核的相对自旋速度为零, 施加的相位梯度磁场会使得之间在相位编码方向上的自旋核由于位置不同而有不同的自旋速度, 一段时间后等到相位梯度磁场施加结束, 不同位置上的自旋核就有了不同的相位。

相位编码梯度是一个沿相位编码方向的梯度磁场, 其目的是使得此方向上不同位置的质子有不同的相位。在仿真中相位编码梯度控制了当前采集的信号填充到K空间的哪一行。

频率编码梯度是一个沿频率编码方向的梯度磁场, 其目的是使得此方向上不同位置的自旋核在施加频率编码梯度时有不同的自旋频率。从图1可以看出, 频率编码方向上有2个不同的梯度, 分别是散相梯度和频率编码梯度。在仿真频率编码梯度的过程中, 假设K空间中频率编码步 K_x 的值为 N , 需要将频率编码梯度分成 N 个部分, 施加一个小的频率编码梯度后, 将计算的结果填入K空间对应的位置。

如图2所示, 二维相位对比磁共振仿真中模拟的

对象是一个长的圆柱体,圆柱体中的自旋核分布是均匀的并且沿着固定方向(垂直于成像平面的方向)一直向前流动。假设每一个体素大小的立方体中沿选层梯度和频率编码方向分别有100个质子分布,表示每一个体素大小的立方体中有10 000个质子分布。

因为相位对比磁共振中有流动补偿和流动编码两个部分,其中流动编码会使每一个流动的质子都有一个相位的偏移。在仿真中质子的速度是设定的,

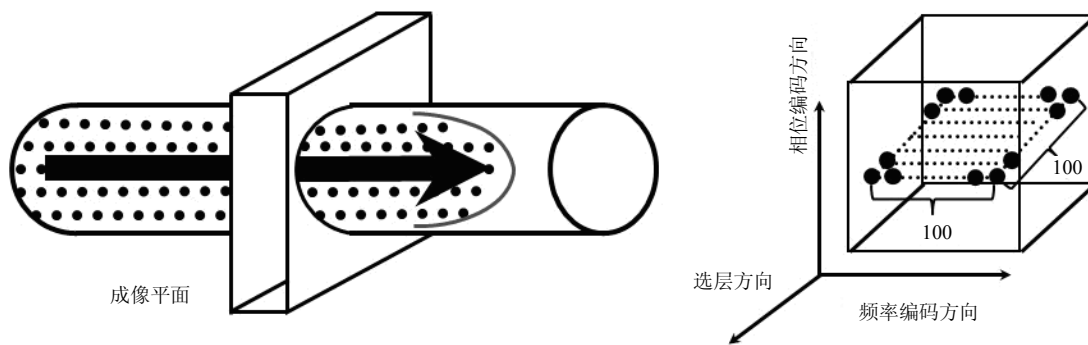


图2 相位对比磁共振仿真的对象

在一个重复时间(循环)中模拟的过程如下:

1) 对所有在成像层面内的自旋核都施加一个射频脉冲。

2) 使用布洛赫方程来计算所有自旋核的弛豫状态,计算的时间是从射频脉冲施加后到回波时间。需要计算弛豫状态的自旋核不仅指成像品面内被激发的自旋核,还包括已经流出成像平面但是仍然有信号的自旋核。所以每次计算完自旋核的弛豫状态后都要判断自旋核是否还有信号。如果自旋核的信号大于设定值,认为该自旋核仍然可以被梯度磁场影响,该自旋核就会被标记。

3) 判断当前是流动编码还是流动补偿,如果是流动编码,那么先计算好的相位 $\Delta\phi$ 就会被添加到每一个被标记的自旋核上。如果是流动补偿,那么就跳过这一步。

4) 对每一个被标记自旋核都施加相位编码梯度和频率编码梯度。在施加频率编码梯度的同时将采集到的自旋核信号填充到 K 空间对应的位置中。

5) 再次计算每一个被标记自旋核的弛豫状态,这次计算的时间段是从回波时间到重复时间。再次判断每个自旋核信号是否大于设定值,并对自旋核进行标记。

6) 施加一个反向的相位编码梯度在相位编码方向平衡梯度。

7) 在选层梯度方向施加一个扰相梯度。

计算质子的相位为^[13]:

$$\Delta\phi = \frac{V\pi}{V_{ENC}} \quad (4)$$

式中, $\Delta\phi$ 表示质子的相位偏移量,其范围为 $\pm\pi$,超过该范围就表示发生了相位混叠^[14]。为了防止发生相位混叠就需要质子的流动速度 V 小于 V_{ENC} ,其中 V_{ENC} 表示编码速度(encoding velocity),即表示为可以测量的最大速度。

8) 根据自旋核的流速,计算出流入和流出成像层面的自旋核,只有在成像层面内的自旋核才能被下一个射频脉冲所作用。

因为一次重复时间的模拟只能填充对应 K 空间的一行,所以需要根据实验要求的 K 空间行数来决定重复的次数。

为了验证仿真结果的有效性,本文设计了一组实验来和仿真的结果相对比。实验使用的成像设备是西门子 Avanto 1.5T 磁共振系统(Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany),该磁共振系统具有 40 mT/m 的最大梯度磁场强度和 200 T/m/s 的最大梯度磁场切换率。在实验中使用了 6 通道的体线圈和 6 通道的表面线圈来采集信号。流动模体的实验包括一个内径为 20 mm 管壁厚度为 1 mm 的圆形软管,中间充满溶液(40%甘油,60%水)用来模拟血液。圆管中的溶液使用 CardioFlow 1000MR 系统(Shelley Medical Imaging Technologies, Toronto, Ontario, Canada)来控制其流速。本文在实验中采用了 50 ml/s 的流速。为了提高图像的信噪比,将圆形软管浸入一个装满水的方形容器中。

在仿真和流动模体实验中,本文使用了相同的参数:成像矩阵(matrix)大小为 192×192 ,成像视野(FOV) $320 \text{ mm} \times 320 \text{ mm}$, TE/TR=2.56/4.5 ms,翻转角度(flip angle)为 30° ,读取带宽(readout bandwidth)为 814 Hz/voxel。二维穿过采样平面流速编码为

150 cm/s。

在模拟和流动模体实验中, 本文通过控制扰相梯度的大小分别得到了散相程度为 0π 、 1π 、 2π 、 3π 、 4π 和 6π 的相位对比磁共振序列来进行实验。

由于在磁共振设备的信号采集过程中会引入噪声, 为了使模拟过程更加贴近真实的信号采集过程, 在模拟中也加入了噪声, 其方法为: 先计算出实验的磁共振强度图像的信噪比, 根据该信噪比, 计算出需要向模拟结果添加噪声的量。加入噪声后模拟图像的信噪比与实验得到的图像基本一致。

3 仿真及流动模体实验结果

从图3可以看出, 在使用 0π 扰相梯度(即不使用扰相梯度)时, 实验得到的和模拟得到的强度图像及相位对比图像在相位编码方向都有严重的伪影。随着扰相梯度的增加, 在强度图像和相位对比图像上的伪影逐渐减少。当扰相梯度大于 2π 时, 得到的图像已经没有可见的伪影。

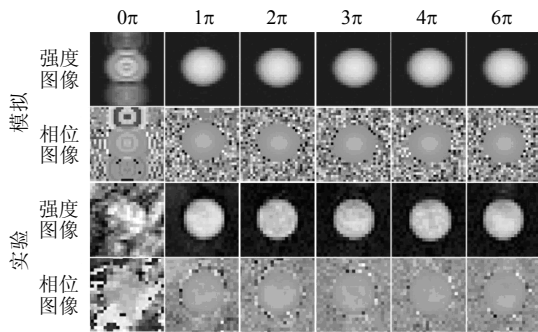


图3 相位对比磁共振仿真和流动模体实验的图像

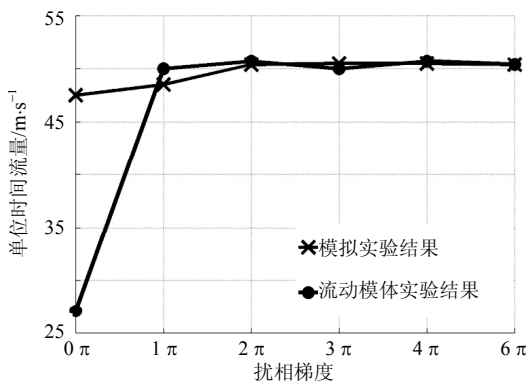


图4 相位对比磁共振仿真和流动模体实验测得的流量

根据得到的相位对比图像就可以计算出图像上每一个点代表的流速, 通过对时间的积分可得到单位时间内液体的流量。经过计算仿真和流动模体时间得到的单位时间内流量如图4所示。

4 讨论和结论

从图4可以看出, 当扰相梯度等于 0π 时模拟结果和模体实验结果有差异, 这是因为在模体实验中将圆形软管浸入在装满液体的容器中, 当扰相梯度为 0π 时信号的不稳定不仅来自于软管中的流动液体, 还来自于容器中的静止液体。在模拟中只是模拟了圆形软管中的液体, 所以在扰相梯度为 0π 时模拟与实验的结果出现了差异。

当扰相梯度增加时模拟结果和模体实验结果没有明显的差异。说明本文的仿真方法与真实的情况非常吻合, 很好地反应了相位对比磁共振序列对流动液体成像的过程和结果。

参 考 文 献

- [1] BRYANT D J, PAYNE J A, FIRMIN D N, et al. Measurement of flow with nmr imaging using a gradient pulse and phase difference technique[J]. Journal of Computer Assisted Tomography, 1984, 8(4): 588-593.
- [2] DUMOULIN C L, SOUZA S P, WALKER M F, et al. Three-dimensional phase contrast angiography[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1989, 9(1): 139-149.
- [3] PELC N J, BERNSTEIN M A, SHIMAKAWA A, et al. Encoding strategies for three-direction phase-contrast MR imaging of flow[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 1991, 1(4): 405-413.
- [4] BERNSTEIN M A, IKEZAKI Y. Comparison of phase-difference and complex-difference processing in phase-contrast MR angiography[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 1991, 1(6): 725-729.
- [5] BATTAL B, KOCAOGLU M, BULAKBASI N, et al. Cerebrospinal fluid flow imaging by using phase-contrast MR technique[J]. The British Journal of Radiology, 2011, 84(1004): 758-765.
- [6] O'Donnell M. NMR blood flow imaging using multiecho, phase contrast sequences[J]. Medical Physics, 1985, 12(1): 59-64.
- [7] MARKL M, BAMMER R, ALLEY M T, et al. Generalized reconstruction of phase contrast MRI: Analysis and correction of the effect of gradient field distortions[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2003, 50(4): 791-801.
- [8] HAASE A, FRAHM J, MATTHAEI D, et al. Flash imaging-rapid nmr imaging using low flip-angle pulses[J]. Journal of Magnetic Resonance, 1986, 67(2): 258-266.
- [9] FRAHM J, HANICKE W, MERBOLDT K D. Transverse coherence in rapid FLASH NMR imaging[J]. Journal of Magnetic Resonance, 1987, 72(2): 307-314.
- [10] LEUPOLD J, HENNIG J, SCHEFFLER K. Moment and direction of the spoiler gradient for effective artifact suppression in RF-spoiled gradient echo imaging[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2008, 60(1): 119-127.
- [11] GANTER C. Steady state of gradient echo sequences with radiofrequency phase cycling: analytical solution, contrast

- enhancement with partial spoiling[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2006, 55(1): 98-107.
- [12] ZUR Y, WOOD M L, NEURINGER L J. Spoiling of transverse magnetization in steady-state sequences[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1991, 21(2): 251-263.
- [13] CONTURO T E, ROBINSON B H. Analysis of encoding efficiency in MR imaging of velocity magnitude and direction[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1992, 25(2): 233-247.
- [14] ZWART N R, PIPE J G. Multidirectional high-moment encoding in phase contrast MRI[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2013, 69(6): 1553-1564.

编辑 黄 莘

(上接第955页)

- [12] RUIZ J, UNAI A, DE GAUNA S R, et al. Feasibility of automated rhythm assessment in chest compression pauses during cardiopulmonary resuscitation[J]. *Resuscitation*, 2013, 84(9): 1223-1228.
- [13] 万相奎, 许杜, 张军. 心电信号小波消噪方法的研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27(4): 630-640.
WAN Xiang-kui, XU Du, ZHANG Jun. Research on ECG de-noising method based on wavelet transform[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2008, 27(4): 630-640.
- [14] DOHOSO D L, JOHNSTONE I M. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage[J]. *Biometrika*, 1994, 81(3): 425-455.
- [15] SUN Y, CHAN K L, KRISHANAN S M. ECG signal conditioning by morphological filtering[J]. *Computer in Biology and Medicine*, 2002, 32(6): 465-479.
- [16] 毛玲, 孙即祥, 张国敏. 基于形态学运算和自适应阈值的心电信号消噪[J]. *信号处理*, 2009, 25(1): 6-10.
MAO Lin, SUN Ji-xiang, ZHANG Guo-min. ECG signal de-noising based on morphological operations and adaptive threshold[J]. *Signal Processing*, 2009, 25(1): 6-10.
- [17] 肖启芝, 徐凯, 关泽群, 等. 一种形态学滤波结构元的选择方法[J]. *计算机工程与应用*, 2007, 43(21): 49-51.
XIAO Qi-zhi, XU Kai, GUAN Ze-qun, et al. Structuring elements selection in morphology filter[J]. *Computer Engineering and Applications*, 2007, 43(21): 49-51.

编辑 黄 莘