

一种有效的低场磁共振系统的水脂分离成像方法

田洪君¹, 陈思平², 汪天富², 盛恒松¹, 刁现芬², 郑崇勋¹

(1. 西安交通大学生物医学信息工程教育部重点实验室, 710049, 西安;

2. 深圳大学生物医学信息工程系, 518060, 广东深圳)

摘要: 提出了一种基于 Dixon 算法的磁共振水脂分离成像改进方法. 该方法分别采集人体组织中的水和脂肪同相位和反相位的磁共振图像, 利用化学位移效应所产生的相位差分离出水和脂肪的图像. 采用了改进的区域增长算法进行相位校正, 为了在低场、较高噪声时获得更好的稳定性, 为感兴趣区域和背景噪声分别开辟两类不同的多个堆栈, 并设定感兴趣区域的增长优先级总是高于背景噪声, 使得由背景噪声引起的误差传播被有效抑制. 实验结果证明, 改进算法在低场高噪声条件下比原算法更稳定, 并在 0.3 T 低场永磁型磁共振系统上对水模、膝关节与人脑等部位获得了满意的水脂分离图像.

关键词: 磁共振成像; 化学位移; 水脂分离; 相位校正; DIXON 算法

中图分类号: TP391 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2009)06-0052-05

Efficient Water Fat Separation Algorithm for Low Field Magnetic Resonance Imaging System

TIAN Hongjun¹, CHEN Siping², WANG Tianfu², SHENG Hengsong¹,
DIAO Xianfen², ZHENG Chongxun¹

(1. Key Laboratory of Biomedical Information Engineering of Education Ministry, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;

2. Department of Biomedical Information Engineering, Shenzhen University, Shenzhen, Guangdong 518060, China)

Abstract: An efficient method of water fat separation for the magnetic resonance imaging (MRI) is presented. Based on the Dixon algorithm, where in-phase and opposed phase images are acquired by spin echo (SE) sequence. From these images the water-only and fat-only images can be extracted following the chemical shift principle. To obtain better performance under high noise condition on the low field MRI system, two different types of multiple stacks are created respectively for object region and background region. Pixels in background regions always have an inferior priority during region growing, so the errors due to background noises are restrained effectively. The modified method is more robust, and experiments on 0.3 T system show the satisfying results.

Keywords: magnetic resonance imaging; chemical shift; water fat separation; phase correction; Dixon algorithm

水和脂肪的选择性抑制和选择性激发一直是磁共振成像研究中的热点问题. 常用的方法一般都采用反转恢复序列(IR), 即利用组织中的水和脂肪弛豫时间的差异, 选择恰好处于比度临界点的参数来

成像. 基于 IR 的水抑制和脂肪抑制信噪比都较低, 不能同时获得同一层面的水和脂肪图像. 在超导高场系统条件下(如 1.5 T), 水和脂肪的频率差足够大, 可以用选择性激发(CHESS)的方法来单独获得

水或脂肪的图像. 在低场如 0.3 T 条件下, 水和脂肪的共振频率差只有几十赫兹, 无法使得带宽和片形均满足要求的射频脉冲实现 CHESS 成像. Dixon^[1]最早提出利用化学位移效应在常规自旋回波序列基础上, 通过调节不同的回波时间, 可以在理论上精确地获得水和脂肪两个磁化矢量的任意夹角. 分别采集水和脂肪夹角为 0 的图像和夹角为 π 的图像, 再从两幅 MRI 图像中经过计算得到水和脂肪图像的技术, 称为 Dixon 两点法. 该方法可以同时得到水和脂肪的图像, 且图像的信噪比不损失. 实际工程应用中, 由于系统噪声的存在、主磁场的不均匀性, 以及人体组织进入主磁场后所造成的附加场等引起的磁化矢量的相位误差不可忽略, 因此如何鉴别相位误差和消除这些误差的影响就成为 Dixon 算法成败的关键. 鉴于以上原因, GLOVER^[2]提出了基于不均匀场的相位误差校正方法, 需要采集第 3 幅图像来进行相位校正, 称为 Dixon 三点法. XIANG^[3]改进了三点法使得算法更加稳定, 但因采集额外的一幅图像会增加扫描时间, 降低成像速度, 从而使应用受到了限制.

MA^[4-6]提出了基于区域增长算法进行误差相位校正的 Dixon 两点法水脂分离成像, 针对腹部^[5]、乳腺^[6]等部位 T2 加权成像进行了水脂分离实验, 并在 GE 公司 1.5 T 超导高场磁共振上获得了较为满意的效果. MARIA^[7]提出了基于该方法的改进方法, 在相同高场系统上对腮腺水脂分离得到了满意的结果. 对于类似方法在 0.3 T 低场开放式磁共振上的效果评价至今未见报道, 本文提出了改进算法并在低场永磁 MRI 系统上得到验证.

1 算法原理

在磁共振成像中, 人体组织中的水和脂肪中的氢原子的共振频率存在微小差异, 称为化学位移. 根据化学位移原理, 在不同的主磁场强度下, 水和脂肪的核磁共振频率差为

$$\Delta\omega = 3.5\gamma B_0 \quad (1)$$

式中: γ 为旋磁比; B_0 为主磁场强度. Dixon 方法假设每一个体素只有水和脂肪两种成分, 因而每个像素点由水的宏观磁化矢量 ($\mathbf{V}_W$) 和脂肪的宏观磁化矢量 ($\mathbf{V}_F$) 合成. 采用图 1 所示的自旋回波脉冲序列, 在 180° 激发脉冲结束后, 旋转坐标系下观察水和脂肪的弛豫过程, 可以看到水的宏观磁化矢量和脂肪的宏观磁化矢量以相对角速度 $\Delta\omega$ 旋转, 故水的 $\mathbf{V}_W$ 和 $\mathbf{V}_F$ 的夹角 $\alpha = \Delta\omega T_E$. 若考虑实际应用中相

位误差的存在, 图像每个像素的合成矢量为

$$\mathbf{I} = (\mathbf{V}_W + e^{-j\Delta\omega T_E} \mathbf{V}_F) e^{j\theta} \quad (2)$$

调整回波时间 T_E , 使得当 $\alpha = \Delta\omega t_0 = 2k\pi$ 时, 水和脂肪同相位, 当 $\alpha = \Delta\omega(t_0 + \Delta t) = (2k+1)\pi$ 时, 水和脂肪反相位. 采集两幅图像, 这时满足

$$\mathbf{I}_0 = (\mathbf{V}_W + \mathbf{V}_F) e^{j\theta} \quad (3)$$

$$\mathbf{I}_1 = (\mathbf{V}_W - \mathbf{V}_F) e^{j\theta} e^{j\phi} \quad (4)$$

由式(3)可以解出

$$e^{j\theta} = \mathbf{I}_0 / \text{abs}(\mathbf{I}_0) \quad (5)$$

代入式(4)中可消去 θ .

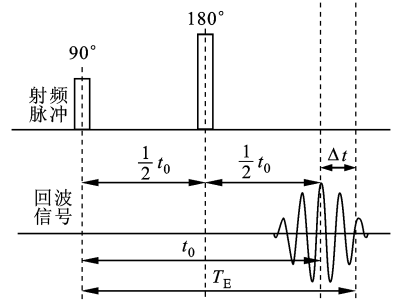


图 1 自旋回波水脂分离脉冲序列

如果相位误差 ϕ 可以确定, 则通过解方程即可求出 $\mathbf{V}_W$ 和 $\mathbf{V}_F$. 由式(3)与式(4)可得到

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{V}_W &= \frac{1}{2} e^{-j\theta} (\mathbf{I}_0 + \mathbf{I}_1 e^{-j\phi}) \\ \mathbf{V}_F &= \frac{1}{2} e^{-j\theta} (\mathbf{I}_0 - \mathbf{I}_1 e^{-j\phi}) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

从式(6)可以看出, 如果从图像中求得相位角 ϕ , 就可以从该方程组求得水和脂肪的图像. 根据以上推理, $e^{j\phi}$ 是采集 $\mathbf{I}_0$ 和 $\mathbf{I}_1$ 两幅图像时 T_E 的差值 Δt 期间所产生的附加相位误差. 该误差主要由系统噪声、主磁场的不均匀性和当人体进入主磁场后所带来的附加场造成的共振频率偏移叠加产生^[8]. 事实上, $e^{j\phi}$ 的信息只能从复数像素数据的辐角获得

$$e^{-j\phi} = \frac{\mathbf{I}_1}{\text{abs}(\mathbf{I}_1)} e^{-j\theta} \quad (7)$$

考虑到体素的容积效应, 假定一个体素内既含有水又含有脂肪, 且仅含有这两种成分. 一个体素中如果水占主要成分, 则 $(\mathbf{V}_W - \mathbf{V}_F)$ 为正, $e^{-j\phi}$ 为正, 如果脂肪占主要成分, 则 $(\mathbf{V}_W - \mathbf{V}_F)$ 为负, $e^{-j\phi}$ 为负, 故在水和脂肪的交界处, $e^{-j\phi}$ 将变号. 因此, 求误差相位 ϕ 的过程转化为求式(8)所定义的辐角 $e^{-j\phi}$ 的正负符号的问题, 称为相位校正算法 (PCA). 在低场永磁型磁共振系统上, 由于信号低噪声较高, 相位相干的连续性和一致性很容易被打断. Ma^[4,6-7]提出的区域增

长算法,对噪声相位和目标区域共用同一组堆栈.事实上,由于背景噪声区域的相位呈随机分布,按照原算法设计,如果背景噪声相位落入优先级较高的堆栈中,则会对区域增长的方向造成错误的引导,使得原算法稳定性变差.本文提出的改进的相位校正流程见图2,算法简述如下.

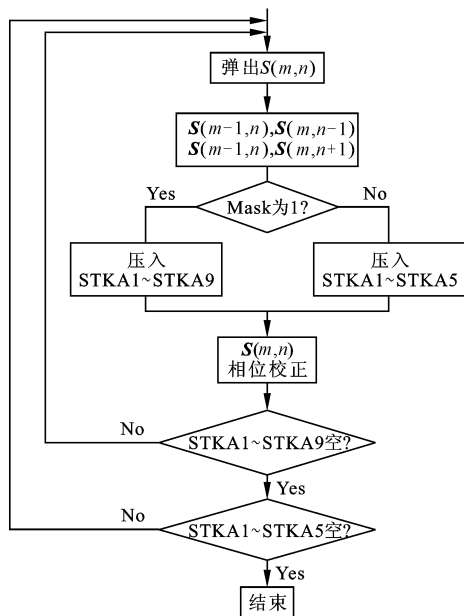


图2 改进的相位校正算法流程图

(1)计算图像质量图.从同相位图 I_0 和反相位图 I_1 求平方和获得 SOS 图,对 SOS 图采用 3×3 高斯滤波后,根据系统噪声情况选取合适的阈值,生成 Mask.

(2)计算式(7)所确定的相位质量图,即相位微分,计算方法由以下方程给出

$$G_x(m,n) = \arg |S(m,n)\text{conj}(S(m,n+1))|$$

且 if $|G_x| > \pi/2$, 则 $G_x = \pi - G_x$ (8)

$$G_y(m,n) = \arg |S(m+1,n)\text{conj}(S(m,n))|$$

且 if $|G_y| > \pi/2$, 则 $G_y = \pi - G_y$ (9)

(3)设置 9 个堆栈 STKA1~STKA9,用于存放感兴趣区域内的有效数据(Mask 为 1 的点).设置 5 个堆栈 STKB1~STKB5,用于存放背景噪声(Mask 为 0 的点).从误差向量矩阵 S 的任意一点 $S(m_0, n_0)$ 选择为初始种子点.

(4)依次检查四邻域,如果与该四邻域各个点对应的 Mask 为 0,则认为是噪声,转到第 6 步.

(5)若点对应的 Mask 为 1,根据其梯度变化 G_x, G_y 的大小,被分别放入 9 个不同的堆栈中,每 10° 为一个堆栈,即如果 $G_x(G_y) \leq 10^\circ$ 放入第 1 个堆

栈, $10^\circ < G_x(G_y) \leq 20^\circ$, 放入第 2 个堆栈,依此类推.

(6)若点对应的 Mask 为 0,则该点压入 STKB1~STKB5 中.存放的规则为:先求以该点为中心的 3×3 邻域内 Mask 的和 $\text{Mask}_{3 \times 3}$;如果 $\text{Mask}_{3 \times 3} \geq 1$ 则把它压入 STKB1 中,否则求以该点为中心的 5×5 邻域的和 $\text{Mask}_{5 \times 5}$;如果 $\text{Mask}_{5 \times 5} \geq 3$ 则把它压入 STKB2 中,否则求以该点为中心的 7×7 邻域的和 $\text{Mask}_{7 \times 7}$;如果 $\text{Mask}_{7 \times 7} \geq 5$ 则把它压入 STKB3 中,否则求以该点为中心的 9×9 邻域的和 $\text{Mask}_{9 \times 9}$;如果 $\text{Mask}_{9 \times 9} \geq 7$ 则把它压入 STKB4 中,否则把该点压入 STKB5 中.

(7)在上一步的压栈操作完成后,对当前种子点做相位校正

$$M(m_0, n_0) = \sum_{7 \times 7} S(m,n) \text{Chk}(m,n) \text{Mask}(m,n) \quad (10)$$

校正算法为:取种子点 $S(m_0, n_0)$ 的 7×7 邻域内的向量之和 $M(m_0, n_0)$ 为参考值,如果 $S(m_0, n_0)$ 的相位与 $M(m_0, n_0)$ 相位之差的绝对值大于 $\pi/2$,则对种子点相位取为负值,否则保持原值不变,并把当前种子点检查标志 $\text{Chk}(m_0, n_0)$ 置 1.

(8)按照堆栈优先级由低到高,栈内先进先出的原则,弹出下一个种子点重复步骤 4~8,直到所有的种子点都完成为止.

(9)将全部校正完成之后的相位 $e^{-j\phi}$ 代入式(6),解出 V_w, V_f 即得水和脂肪分离的两幅图像.

2 实验

为了验证改进算法的有效性,该研究在 0.3 T 低场磁共振系统上作了水脂分离实验.实验数据全部采集自深圳安科高技术股份有限公司 OpenMark III 0.3 T 低场永磁型开放式磁共振系统.该系统采用英国 Oxford Instruments 公司的 DRX2 型谱仪,主计算机为 Dell Precision 380 PC 图像工作站(Intel P4 3.0 GHz/1 GB/160 GB),Windows XP 操作系统.实验操作过程及步骤简述如下:首先对 MRI 进行系统校准,包括线圈调谐、匀场、增益及翻转角,以使系统达到最佳成像状态.调整图 1 所示自旋回波序列参数,根据重复时间 T_R 和回波时间 T_E 设定 t_0 和 Δt ,使系统能够分别采集水和脂肪同相位图像和反相位图像,最后利用本文所述算法重建出水脂分离图像.算法采用 Matlab2006b 实现.

实验 1 该实验采用自旋回波序列,序列参数视野为 256 mm,相位编码为 192,频率编码方向过采

样. 采集矩阵为 192×512 , 图像矩阵为 256×256 . $T_R = 300\text{ ms}$, $T_E = 30\text{ ms}$, 平均次数为 2, 片厚为 7 mm , 接收带宽为 31.25 kHz . 如图 3 所示, 图 3a 为矢状面定位像, 显示本实验横断面切片位置, 图 3b 为水和脂肪同相位图, 图中标注 Fa、Fb 的是两瓶食用大豆植物油, 容量均为 $1\ 000\text{ mL}$, 标注 Wa 的是一个含有 CuSO_4 及氯化钠的水模, 容量为 $2\ 000\text{ mL}$. 本实验方案的特点是图像分为 3 个独立的感兴趣区域且相互之间具有一定距离, 即水和脂肪模型之间有空气隔离.

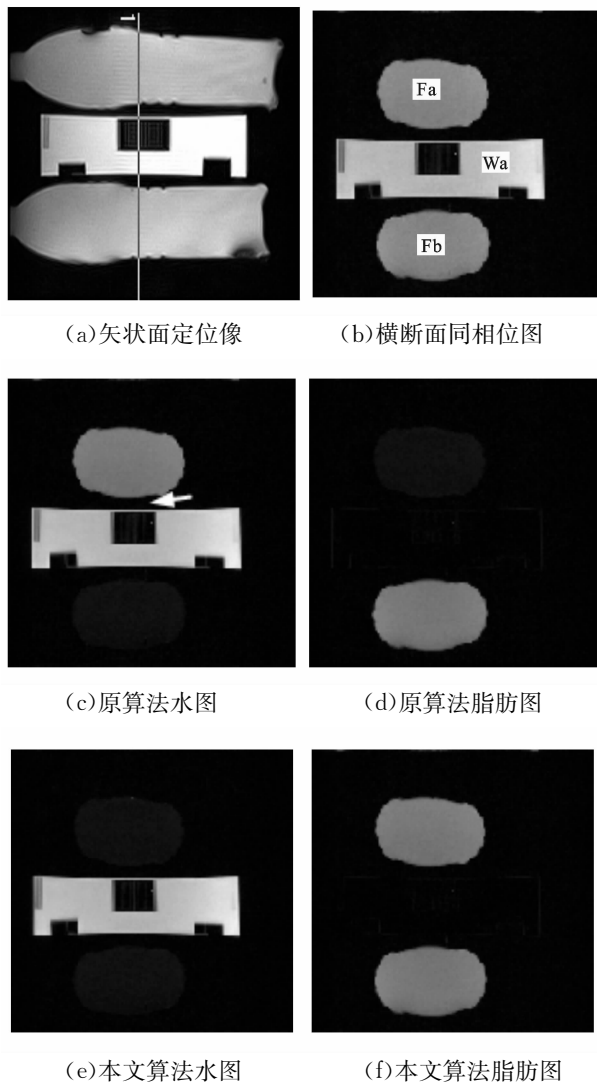


图 3 植物油与水模样品的水脂分离实验

从图 3 的对比可以看出, 对于应用参考文献中的原算法, 图 3c、图 3d 显示脂肪与水没有被正确地分开, 脂肪 Fa、Fb 被错误地分到两幅图像中. 这是由于原算法模型假设在所有感兴趣区域内所有相位跳变均由水和脂肪交界面所导致的. 原始算法实验失败, 不能完全分离出水与脂肪. 本实验所采用的物

理模型因为在水和脂肪之间完全由空气隔离, 应用改进的算法, 对同一组数据进行水脂分离实验, 可以很好地把水与脂肪分离开来, 获得了正确的结果, 如图 3e、图 3f 所示.

实验 2 为了进一步验证本文算法的有效性, 本研究针对临床检查时常见的人体扫描部位膝关节与头颅进行了水脂分离成像实验, 结果如图 4 所示.

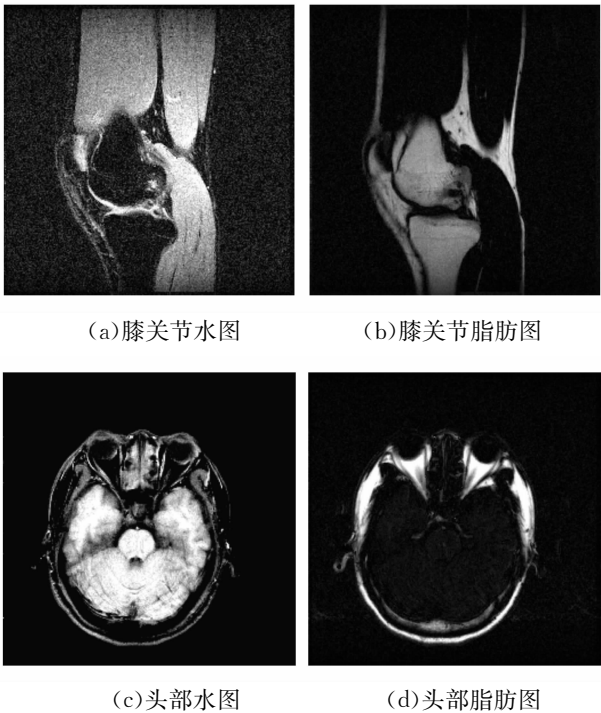


图 4 人体组织部位的水脂分离实验

实验仍采用上述自旋回波序列采集信号, 序列扫描参数与实验 1 相同. 图 4a 与图 4b 所示为对膝关节矢状面的水脂分离结果. 从图中可以看到, 肌肉间隙和皮下脂肪组织被很好地分离开来, 关节软骨解剖结构更清晰, 更加便于医生的临床诊断. 图 4c 与图 4d 所示为对头部横断面水脂分离成像的结果. 图 4c 中的鼻甲、视神经、脑组织等解剖结构可以清楚显示, 眼球后脂肪等被有效抑制. 图 4d 中头皮下脂肪和眼球后脂肪均被强化显示, 因为大脑组织不含脂肪, 故其中大脑内组织呈低信号.

3 结 论

0.3 T 左右的低场磁共振在国内外市场中仍占有相当比例, 由于这类 MRI 的特点, 成像过程较难实现水和脂肪的分离. 本文提出的改进区域增长相位校正算法, 利用两组不同的堆栈来设定区域增长的优先级, 由于背景噪声区域所存放的堆栈优先级

总是低于感兴趣区域所在堆栈的优先级,所以区域增长的顺序总是优先沿着感兴趣区域进行,避免了大面积的背景噪声相位连续落入优先级较高的堆栈中,使得背景噪声引起的误差传播被有效抑制,改进算法更稳定. 研究中分别针对实验水模与实际临床常见的膝关节、头颅等扫描部位进行水脂分离实验,结果证明了该算法的有效性,并有望在国产低场永磁型 MRI 系统上获得应用.

参考文献:

- [1] DIXON W T. Simple proton spectroscopic imaging [J]. Radiology, 1984, 153(1):189-194.
- [2] GLOVER G H, SCHNEIDE E. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B_0 inhomogeneity correction [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1991, 18(2):371-383.
- [3] XIANG Q S, LI A. Water-fat imaging with direct phase encoding [J]. Magnetic Resonance Imaging, 1997, 7(6):1002-1015.
- [4] MA J, SINGH S K, KUMAR A J, et al. Method for efficient fast spin echo Dixon imaging [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2002, 48(6):1021-1027.
- [5] MA Jingfei. Breath-hold water and fat imaging using a dual-echo two point Dixon technique with an efficient and robust phase-correction algorithm [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2004, 52(2):415-419.
- [6] MA Jingfei, Jong B S, Bankson J A, et al. A fast spin echo two-point Dixon technique and its combination with sensitivity encoding for efficient T2-weighted imaging [J]. Magnetic Resonance Imaging, 2005, 23(10): 977-982.
- [7] SCHMIDT M A, FRASER K M. Two-point Dixon fat-water separation: improving reliability and accuracy in phase correction algorithms [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2008, 27(5):1122-1129.
- [8] SKINNER T E, GLOVER G H. An extended two-point Dixon algorithm for calculating separate water, fat and B_0 images [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1997, 37(4): 628-630. (编辑 杜秀杰)