

·信号与信息处理·

辐射阻尼正反馈增强作用的磁共振成像模拟

党钊钊¹, 孙惠军², 陈忠¹

(1. 厦门大学电子科学系, 福建 厦门 361005; 2. 福建省半导体照明工程技术研究中心, 福建 厦门 361005)

摘要: 如何增强成像对比度是磁共振成像领域的研究热点之一, 辐射阻尼(RD)对样品微小差异有较强的敏感性, 通过正反馈增强辐射阻尼可提供全新的对比度机理。通过建立正反馈增强模拟算法, 模拟分析了不同参数下的对比度机理, 并结合新的磁共振方法(iMQC), 探究了共同作用下的磁共振成像特性。这将有助于探索辐射阻尼在磁共振成像领域的应用。

关键字: 磁共振成像; 辐射阻尼; 分子间多量子相干

中图分类号: R445.2

文献标识码: A

文章编号: 1673-1255(2013)-03-0045-06

Simulation of Magnetic Resonance Imaging on Radiation Damping Regenerative Feedback Enhancement Effect

DANG Zhao-zhao¹, SUN Hui-jun², CHEN Zhong¹

(1. Department of Electronic Science, Xiamen University, Xiamen 361005, China; 2. Fujian Engineering Technology Research Center for Semi-conductor Lighting, Xiamen 361005, China)

Abstract: Enhancing imaging contrast is one of the research issues in the field of magnetic resonance imaging (MRI). Radiation damping (RD) is more sensitive to small differences among samples. A new imaging contrast principle is provided through regenerative feedback enhancement radiation damping. By establishing regenerative feedback enhancement simulation algorithm, the imaging contrast principle is simulated and analyzed at the condition of different parameters. Incorporating with a new magnetic resonance image method (iMQC), MRI characteristics under synactic effect are discussed. It is helpful to explore the applications of radiation damping in the area of MRI.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI); radiation damping; intermolecular multiple-quantum coherence

核磁共振成像(MRI)是一种较新的医学成像技术, 1982年才被正式用于临床诊断。MRI技术的出现是医学科学研究和临床诊断的一个重要突破, 它是核磁共振波谱学(NMR)技术和图像重建技术相结合的产物。然而, 在高极化(高浓度)核自旋体系(如最简单的水)中却出现了一些用传统NMR理论无法解释的实验现象, 核磁共振中的辐射阻尼(radiation damping, RD)效应和分子间多量子相干(intermolecular multiple quantum coherence, iMQC)均产生很多这类的实验现象。辐射阻尼主要发生在高敏感度的探头上, 当探头接收到自由感应衰减信号时, 同时产生

一个反馈场作用于样品, 从而改变了样品磁化矢量的自旋状态。在早期的NMR理论中, 辐射阻尼通常作为干扰因素, 需要被抑制。然而近年来一些研究表明, 辐射阻尼对样品的极小共振频率差能够在短时间的演化下得到较强的对比度, 因此辐射阻尼能够提供一种新的磁共振成像对比度机制^[1-4]。但是辐射阻尼现象的发生主要是在射频线圈的敏感度或者线圈品质因子 Q 值较高的情形下^[2]。对于大部分MRI的线圈而言, 线圈体积较大或者是表面线圈达不到应有的品质因子要求, 故文中的模拟思想是用外部正反馈增强辐射阻尼, 通过非线性Bloch方程, 建

收稿日期: 2013-04-10

基金项目: 福建省重点科技项目(2012H0039)

作者简介: 党钊钊(1986-), 男, 宁夏石嘴山人, 硕士研究生, 研究方向为辐射阻尼, 核磁共振成像。

立辐射阻尼增强作用下的磁化矢量演化模拟算法,模拟辐射阻尼增强作用下,不同参数变化时,样品在成像过程中的磁化矢量和信号强度变化情况,从而研究辐射阻尼增强对MRI成像对比度的影响,进一步结合新的磁共振方法(iMQC),探究多种效应作用下磁共振成像的新特性。从模拟分析的角度分析磁共振成像对比度在正反馈增强辐射阻尼和分子间多量子相干共同作用下的机制。

1 正反馈增强辐射阻尼理论表述

辐射阻尼产生的原因是旋进的磁化强度在射频线圈中产生感应电流,该感应电流又反馈到旋进着的磁化强度本身,使得磁矩沿Z轴方向转动。然而对于低磁场、线圈的灵敏度或者线圈的品质因子Q值较低的情况下,辐射阻尼信号微弱。基于增强辐射阻尼作用的考虑,辐射阻尼正反馈增强是指将接收到的磁共振信号,通过外加的反馈通道,反馈到探测线圈中,增强反馈场,反作用于被检测样品上,从而增强辐射阻尼的作用。相关理论表述如下。

1.1 改进的Bloch方程

改进的Bloch方程可以描述具有不同物理参数的每一个磁化矢量的时间演化,当只考虑一类核自旋,在坐标系中核自旋磁化矢量的运动方程由下式表述

$$\frac{\partial M(r, t)}{\partial t} = \gamma M(r, t) \times \left\{ \begin{array}{l} \frac{\Delta\omega(r)}{\gamma} \hat{z} + G(r \cdot \hat{s}, t) \hat{z} \\ + B_r(r, t) + B_d(r, t) \end{array} \right\} + D \nabla^2 M(r, t) - \frac{M_x(r, t) \hat{x} + M_y(r, t) \hat{y}}{T_2(r)} + \frac{M_0(r) - M_z(r, t)}{T_1(r)} \hat{z} \quad (1)$$

式中, $M(r, t)$ 为 t 时刻的自旋磁化矢量, $\Delta\omega(r)$ 为化学位移, $G(r \cdot \hat{s}, t)$ 为脉冲梯度场, $B_r(r, t)$ 为 t 时刻的辐射阻尼, $B_d(r, t)$ 为 t 时刻的偶极场, D 为扩散系数, $T_1(r)$ 为纵向弛豫时间, $T_2(r)$ 为横向弛豫时间。矢量 $M(r, t)$ 、 $B_r(r, t)$ 、 $B_d(r, t)$ 均有 \hat{x} 、 \hat{y} 、 \hat{z} 方向的三个分量矢量。

1.2 辐射阻尼正反馈增强

正反馈增强辐射阻尼由下式表述^[3]

$$B_r^{AF}(r, t) = \frac{iGe^{-i\phi}}{\gamma} \int_V M_+(r, t) dr \quad (2)$$

式中,放大系数 $G = \gamma g \eta Q M_0 / 2$ 等同于描述辐射阻尼强度常用的辐射阻尼时间常数 $1/\tau_r$, 在 G 中 g 为正反馈增强的增益值, γ 为磁旋比, η 为线圈的填充系数, Q 为线圈的品质因子, M_0 则为平衡状态下的净磁矩。式(2)中 ϕ 代表FID与正反馈信号的相位差,跟反馈场与水平磁矩间的相位相关。

1.3 iMQC经典理论表述

描述核自旋之间远程偶极相互作用的偶极退磁场 $B_d(r, t)$ 可表示为^[5]

$$B_d(r, t) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int d^3r' \frac{1 - 3 \cos^2 \theta_{rr'}}{2|r-r'|^3} \times [3M_z(r', t) \hat{z} - M(r', t)] \quad (3)$$

式中, μ_0 为真空中的磁导率, $\theta_{rr'}$ 为核间距矢量与静磁场方向的夹角。显然, $B_d(r, t)$ 是对整个样品空间的积分,它呈现的是一种非局部的特性,即任何一处的 $B_d(r, t)$ 均与整个样品空间各处的磁化矢量有关,并且与样品的形状有关。

2 模拟算法

2.1 基于非线性Bloch方程的MRI模拟算法

文中的模拟采用基于改进Bloch方程的经典模型方法,算法所用的非线性Bloch方程组如下所示

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{dM_x(r, t)}{dt} = \gamma \left\{ \begin{array}{l} M_y(r, t) \left[\frac{\Delta\omega(r)}{\gamma} + G(r \cdot \hat{s}, t) + B_{dx}(r, t) \right] - \\ M_z(r, t) [B_{dy}(r, t) + B_{ry}(r, t)] \end{array} \right\} - \\ \frac{M_x(r, t)}{T_2(r)} + D \nabla^2 M_x(r, t) \\ \frac{dM_y(r, t)}{dt} = \gamma \left\{ \begin{array}{l} M_z(r, t) [B_{dx}(r, t) + B_{rx}(r, t)] - M_x(r, t) \\ \left[\frac{\Delta\omega(r)}{\gamma} + G(r \cdot \hat{s}, t) + B_{dz}(r, t) \right] \end{array} \right\} - \\ \frac{M_y(r, t)}{T_2(r)} + D \nabla^2 M_y(r, t) \\ \frac{dM_z(r, t)}{dt} = \gamma \left\{ \begin{array}{l} M_x(r, t) [B_{dy}(r, t) + B_{ry}(r, t)] - M_y(r, t) \\ [B_{dx}(r, t) + B_{rx}(r, t)] \end{array} \right\} - \\ \frac{M_0(r) - M_z(r, t)}{T_1(r)} + D \nabla^2 M_z(r, t) \end{array} \right. \quad (4)$$

初始磁化矢量 $M_0(r)$ (一般在 \hat{z} 方向)在脉冲序列的作用下,沿时间 t ,按照式(4)的方程组演化。式中包含了多种主要作用在演化过程中对磁化矢量 $M(r, t)$ 的影响。如:化学位移作用项 $\frac{\Delta\omega(r)}{\gamma}$ 、梯度场作用项 $G(r \cdot \hat{s}, t)$ 、弛豫作用项 $T_1(r)$ 和 $T_2(r)$ 、辐射阻尼项 $B_r(r, t)$ 、扩散作用项 $D\nabla^2 M(r, t)$ 、偶极场作用项 $B_d(r, t)$ 。

改进 Bloch 方程的数值积分采用五阶 Runge-Kutta 法来计算。此算法可通过对截断误差的估计,自适应调整步长,平衡计算速度,控制计算精度。

对于式(3)中的 $B_d(r, t)$ 在每一个 t 时刻,计算样品每一点的偶极场都要对整个样品做一次三重积分,这在计算上,显然非常复杂和困难。Deville 等利用卷积定理将式(3)的积分化为傅氏空间的乘积计算^[6],从而使得偶极场的计算相当简化。

$$B_d(k, t) = \frac{\mu_0}{6} \left[3(\hat{k} \cdot \hat{k}_z)^2 - 1 \right] \{ 3M_z(k, t)\hat{k}_z - M(k, t) \} \quad (5)$$

这里

$$B_d(k, t) = \int d^3r \exp(ik \cdot r) B_d(r, t)$$

$$M(k, t) = \int d^3r \exp(ik \cdot r) M(r, t)$$

其中, \hat{k} 和 \hat{k}_z 是傅氏空间的波矢。

2.2 辐射阻尼增强作用项的算法描述

根据辐射阻尼增强理论表述式(2),考虑主要参数,正反馈增强后辐射阻尼的数值化表达式可描述为

$$B_r^{AF}(r, t) = \left[\frac{\langle M_y(t) \rangle}{\gamma M_0 \tau_r} \hat{x} + \frac{\langle M_x(t) \rangle}{\gamma M_0 \tau_r} \hat{y} \right] \cdot AF(A, \omega, \theta, t) \quad (6)$$

式中, $\langle M_y(t) \rangle$ 和 $\langle M_x(t) \rangle$ 分别是 t 时刻整个样品磁化矢量 y 方向分量 $M_y(t)$ 和 x 方向分量 $M_x(t)$ 的平均值。如果脉冲序列作用过程中,射频场 B_1 对整个样品为恒值(这一点在模拟过程中很容易实现),那么辐射阻尼场对于样品的每一位置都是相同值。这样每一个时间步中辐射阻尼只需要计算一次。 $AF(A, \omega, \theta, t)$ 表示辐射阻尼增强作用项。

$$AF(A, \omega, \theta, t) \propto h_A(A, t) \cdot h_\omega(\omega, t) \cdot h(\theta, t) \quad (7)$$

式中, $h_A(A, t)$ 、 $h_\omega(\omega, t)$ 和 $h(\theta, t)$ 分别为幅度控制、相位控制和延时调整的系统函数。正反馈增强和偶极场等作用下 t 时刻磁化矢量演化的模拟算法如图 1 所示。

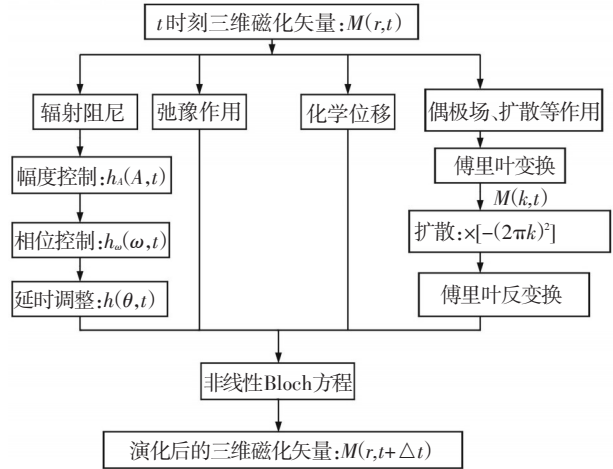


图 1 t 时刻磁化矢量演化的模拟算法流程图

2.3 模拟样品

文中模拟的样品如图 2 所示,样品实际大小为 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$,模拟区域的样品格点分布数为 $32 \times 32 \times 32$,每个偶极场螺旋距为 8 个格点,中间阴影区域样品格点分布数为 $8 \times 8 \times 8$,偶极场相干距离 $d_c = 150 \mu\text{m}$,内部的阴影小立方体为样品参数有变化的区域,可设置不同的成像参数,将其定义为 I ,周围区域定义为 O ,成像之后的对比度定义^[7]为 $\Delta \langle M_z(t) \rangle_z = \langle M_z(r_O, t) \rangle_z - \langle M_z(r_I, t) \rangle_z$, $\langle M_z(r, t) \rangle_z$ 表示对 M_z 进行 z 方向的积分后 r 处的值。

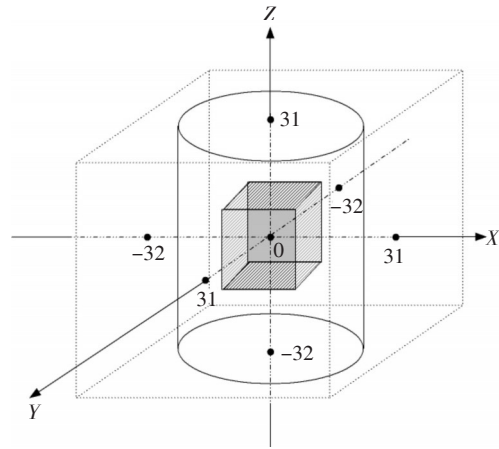


图 2 模拟的样品

模拟程序采用 Matlab 编写。在模拟程序中,样

品除了全局参数(静磁场、磁旋比等)外,每一格点可以设置相对独立的多个参数,包括磁化量初始值(M_0)、弛豫时间(T_1 、 T_2)、和化学位移($\Delta\omega$)等。

3 模拟过程、结果、分析

3.1 辐射阻尼正反馈增强效果的模拟

采用图3所示的脉冲序列进行模拟^[8],其中 $TR=3\ 000\text{ ms}$ 、 $TE=4.8\text{ ms}$,在 $T_{\text{prep}}=50\text{ ms}$ 的时间内,首先用一个 90° 硬脉冲激发模拟样品,之后立即打开辐射阻尼正反馈增强让其作用于样品 T_{FB} 时间,在时间 T_{FB} 后施加一个 Crusher 梯度场(作用 10 ms ,幅值为 20 mT/m)以消除剩余的横向磁化矢量,最后使用梯度回波序列成像。采用图2所示的样品,设定中心处小方块与周围参数一样。 $T_1=865\text{ ms}$ 、 $T_2=130\text{ ms}$,化学位移 $\omega=5\text{ Hz}$,初始磁化矢量强度 $M_0=0.023\text{ A/m}$ 。选取样品中心处(0,0,0)作为观察分析点。

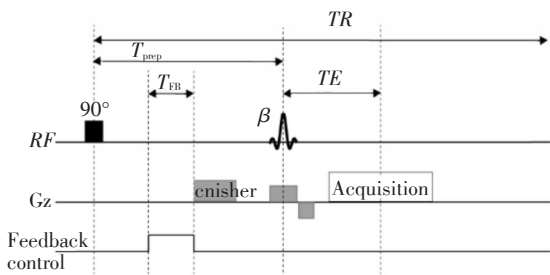
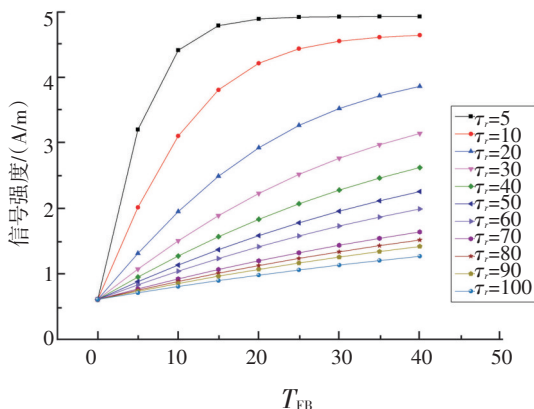
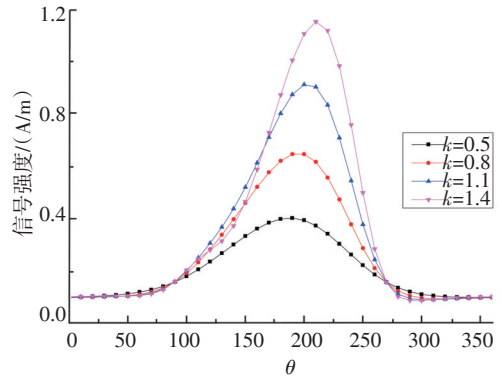


图3 正反馈增强模拟脉冲序列,在 90° 硬脉冲作用后,正反馈系统持续 T_{FB} 时间,最后用一般成像序列观察成像信号

改变辐射阻尼时间常数 τ 和辐射阻尼作用时间 T_{FB} 参数,进行辐射阻尼增强特性模拟,在图4a的横坐标表示辐射阻尼作用时间 T_{FB} ,纵坐标为样品中心处



(a) 信号强度随着辐射阻尼作用时间 T_{FB} 在不同的辐射阻尼时间常数 τ 下的变化曲线



(b) 信号强度随着辐射阻尼相位 θ 和不同增益倍数 K 之间的变化曲线

图4 利用图3脉冲序列,模拟各参数对成像后信号强度的影响

成像信号强度,从中可以看到,当 τ 一定时(如 $\tau=60$),信号强度随着辐射阻尼作用时间 T_{FB} 的增大而增大,当 T_{FB} 一定时(如 $T_{\text{FB}}=30\text{ ms}$),信号强度同样随着辐射阻尼时间常数 τ 的增大而增大,这一结果表明辐射阻尼越大并且作用时间越久,对于成像信号的增强作用越明显。

保持其他参数不变,改变正反馈增强的相位和增益,图4b的横坐标表示正反馈增强的相位,纵坐标表示样品中心处成像信号强度,结果表明,当增益 K 一定时(如 $K=0.8$),辐射阻尼相位在 200° 附近,成像信号强度达到最大,当相位 θ 一定时(如 $\theta=180^\circ$),成像信号强度随着增益 K 的增大而增大。这组模拟结果说明在文中成像模拟实验中引入辐射阻尼正反馈增强可以提高信号强度,模拟与理论表述中分析的结论一致。

3.2 辐射阻尼正反馈增强和iMQC共同作用模拟

在辐射阻尼正反馈增强作用时,引入iMQC作用,模拟两者共同作用下磁共振信号的变化^[9]。使用图5所示的序列模拟在iMQC演化期 τ_q 内同时加入辐射阻尼正反馈增强作用的情况。模拟中忽略扩散及不均匀场等的影响。各参数设置如下: $\alpha=90^\circ$, $\beta_{\text{iDQC}}=120^\circ$, $\gamma=2.675 \times 10^8\text{ rad/T}\cdot\text{s}$,脉冲梯度场 $G=$

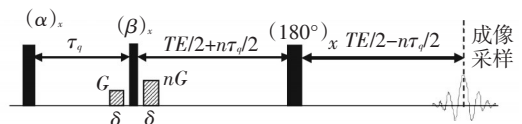


图5 CRAZED脉冲序列

0.05 T/m, 梯度场作用时间 $\delta = 1$ ms, 样品每个体元格点的初始磁化强度 $M_0 = 0.023$ A/m, 纵向弛豫时间 $T_1 = 1$ s, 横向弛豫时间 $T_2 = 0.1$ s, 演化时间 $\tau_q = 10$ ms, 回波形成时间 $TE = 100$ ms。模拟仍然采用图2的样品, 样品的中心处正方体内的化学位移比周围大 25 Hz, 其他参数都一样。

模拟结果如图6所示, 不同增益强度的正反馈增强辐射阻尼和iMQC共同作用下与iMQC单独作用下磁化矢量强度演化结果比较, 正反馈增强辐射阻尼和iMQC共同作用时比仅有iMQC作用时的信号强度较大, 成像效果明亮, 在不同的增益参数情况下, 信号强度也会各有不同。图7是沿XY中点截取的成像信号强度分布图, 横坐标表示样品横向点数, 纵坐标表示成像的信号强度。当正反馈增强辐射阻尼和iMQC共同作用后, 信号强度相对于仅有iMQC时有了较明显提高, 通过选取合适的正反馈参数可以显著地增强信号强度, 提高成像对比度, 模拟结果表明, 正反馈增强辐射阻尼和iMQC共同作用时与仅有iMQC作用时相比具有新的成像特性。

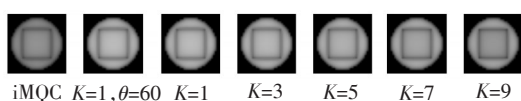


图6 iMQC、iMQC和辐射阻尼正反馈增强共同作用下成像结果

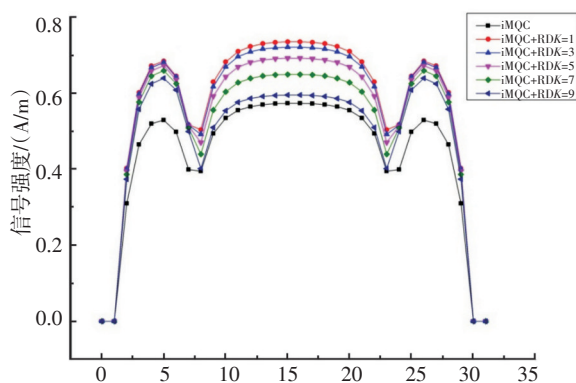


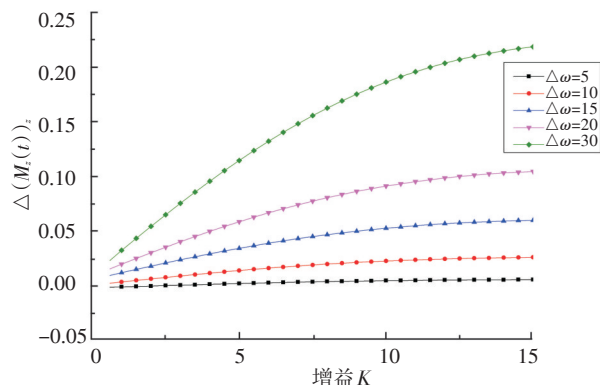
图7 iMQC和辐射阻尼正反馈增强共同作用下与仅有iMQC作用下的信号强度图

3.3 不同参数变化下辐射阻尼正反馈增强和分子间多量子相干共同作用的成像模拟

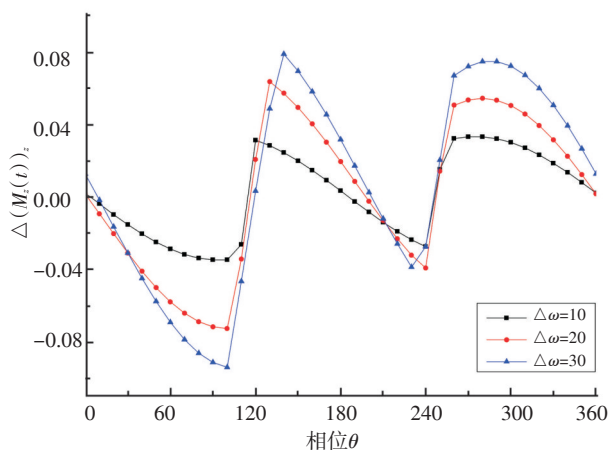
为了进一步探究共同作用下, 不同参数对成像对比度 $\Delta \langle M_z(t) \rangle_z$ 的具体影响情况, 使用图5所示序列, 序列的各项参数与上一小节相同, 在演化时间 τ_q

内加入正反馈增强辐射阻尼, 让自旋在分子间多量子相干和辐射阻尼效应下演化。采用图2的模拟样品, 设定样品的中心处正方体内的一项参数与周围不同, 其他参数都一样。

改变正反馈增强的相位 θ 和增益倍数 K 参数。模拟结果如图8所示, 图8 a横坐标表示增益 K 的变化, 纵坐标表示成像对比度 $\Delta \langle M_z(t) \rangle_z$, 结果表明, 当中心处正方体与周围的化学位移差为一定值时(如 $\Delta\omega = 15$), 正反馈增益 K 越大成像得到的对比度越大, 而在同一正反馈增益情况下(如 $K = 10$)化学位移差 $\Delta\omega$ 越大, 成像对比度越大。图8 b的横坐标表示相位 θ , 纵坐标表示成像对比度 $\Delta \langle M_z(t) \rangle_z$, 结果表明, 当化学位移差固定时(如 $\Delta\omega = 20$), 正反馈的相位在 $0 \sim 360^\circ$ 变化, 对比度呈现类似正切变化趋势, 有增有减。在同一相位处(如 $\theta = 180^\circ$), 化学位移越大, 对比度 $\Delta \langle M_z(t) \rangle_z$ 越大, 这组结果进一步说明, 选择最优的增益和相位参数来增强辐射阻尼, 可以得到显著改善的成像效果。



(a) 正反馈增益 K 对成像对比度的影响



(b) 相位 θ 对成像对比度的影响

图8 正反馈增益 K 和相位 θ 对成像对比度的影响

进一步设定样品中心处正方体与样品周围的初始质子密度 δm 为一微小值,模拟样品微小初始质子密度差情况下辐射阻尼增强对成像对比度的影响。结果如图9所示。图9的横坐标表示增益 K 的变化,纵坐标表示成像对比度 $\Delta \langle M_z(t) \rangle_z$,改变中心处正方体与周围样品的初始质子密度的差值 δm ,模拟得到正反馈增益 K 变化时成像对比度的曲线,从图9中可以看到,辐射阻尼正反馈增强可以有效地对具有微小初始质子密度差异的样品提供较好的对比度,与理论表述中正反馈增强辐射阻尼的特性一致。

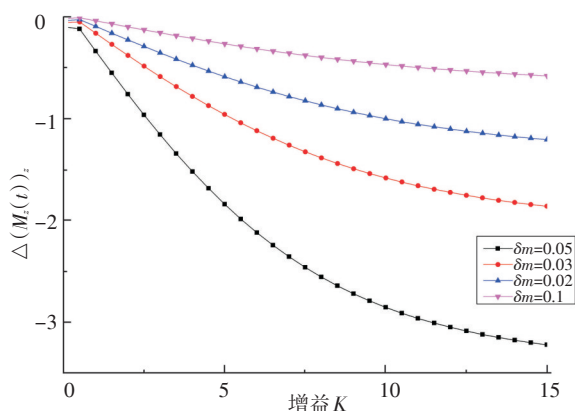


图9 微小初始质子密度差时,增益对成像对比度的影响

4 结 论

文中模拟了正反馈增强辐射阻尼作用以及结合分子间多量子相干共同作用的成像效果。模拟结果表明,相同作用时间辐射阻尼增强越大,对于成像信号强度的增强作用越明显;相同辐射阻尼下,作用时间越长,对于成像信号强度的增强作用越明显,因此辐射阻尼增强可用于提高磁共振成像对比度。同时结合新的NMR方法(iMQC),通过选取合适的正反馈参数可以显著地增强信号强度,有助于提高对样品的细节分辨率,提高成像对比度。同时结果显示,对具有微小初始质子密度差异的样品,辐射阻尼正反馈增强也可以提供较高的对比度。通过数值模拟分析,正反馈增强辐射阻尼能够为提高磁共振成像对比度提供一种新的有意义的方法。

参考文献

- [1] Huang SY, Sophia S Yang, Lin YY. Sensitivity of feedback-enhanced MRI contrast to macroscopic and microscopic field variations[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2009, 61:925-936.
- [2] 黄圣言,林永雅,黄良平. 利用主动式回馈场的磁共振成像研究[J]. *波谱学杂志*, 2010, 27(3):410-416.
- [3] Huang SY, Furuyama JK, Lin YY. Designing feedback-based contrast enhancement for in vivo imaging[J]. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2006, 19: 333-346.
- [4] Garrett-Roe S, Warren WS. Numerical studies of intermolecular multiple quantum coherences: High-resolution NMR in inhomogeneous fields and contrast enhancement in MRI[J]. *Journal of Magnetic Resonance*, 2000, 146:1-13.
- [5] Cai CB, Lin YL, Cai SH, et al. Flat pancake distant dipolar fields for enhancement of intermolecular multiple-quantum coherence signals[J]. *Journal of Chemical Physics*, 2012, 136:094503.
- [6] V V Krishnan, Nagarajan Muralic. Radiation damping in modern NMR experiments: Progress and challenges[J]. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*, 2013, 68:41-57.
- [7] Sandip Datta, Susie Y. Contrast enhancement by feedback fields in magnetic resonance imaging[J]. *Journal of Chemistry Physics*, 2006, 110: 22071-22078.
- [8] Huang SY, Thomas Witzel, Lawrence L. Accelerated radiation damping for increased spin equilibrium (ARISE): A new method for controlling the recovery of longitudinal magnetization[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2008, 60: 1112-1121.
- [9] Huang SY, AVA P Chung, LIN Yung-ya. Visualizing feedback-enhanced contrast in magnetic resonance imaging [J]. *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, 2007, 30 (6): 378-393.