

基于系统矩阵优化的二维磁性粒子成像研究

高雅, 郭各朴, 马青玉

(南京师范大学物理科学与技术学院, 江苏 南京 210023)

[摘要] 磁性粒子成像(MPI)是一种新型高分辨率成像技术,利用磁性粒子在交变磁场中的非线性响应构建系统矩阵进而重建磁性纳米粒子的浓度分布,提高重建速度并降低存储空间需求和计算复杂度是实现实时成像的关键. 本文将磁性粒子的非线性磁化响应特征与电磁感应定律相结合获取检测点电压信号,进一步考虑接受线圈的灵敏度可得电压信号与磁性粒子浓度的关系,利用傅里叶变换及频域矩阵展开分析了影响系统矩阵的因素,系统分析了系统矩阵频率分量的选取以及不同接收方向对重建图像的影响. 结果表明,通过选取高频段信号可以优化系统矩阵分量的空间结构;通过增加频率分量可以构建线性无关方程组,使方程的解唯一化,提高重建精度和质量;通过不同接收方向系统矩阵的重组,使系统矩阵拥有更丰富的空间结构,进而提高浓度分布重建图像的质量. 本研究对 MPI 技术进行磁性纳米粒子浓度重建起到了重要的指导作用,在新型生物医学成像领域有着广阔的应用前景.

[关键词] 磁性粒子成像,超顺磁性,快速傅里叶变换,系统矩阵,空间编码

[中图分类号] O441.3 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1001-4616(2019)02-0073-08

Numerical Studies on 2D Magnetic Particles Imaging Based on Optimized System Matrix

Gao Ya, Guo Gepu, Ma Qingyu

(School of Physics and Technology, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

Abstract: Magnetic particle imaging (MPI) is a new medical imaging technology, which uses the nonlinear re-magnetization behavior of superparamagnetic nanoparticles to change magnetic field to determine their distribution. The key issues of the real-time PMI include the improvement of reconstruction speed and the reduction of storage requirement and computation complexity. By combining the nonlinear magnetization response characteristics of magnetic particles with the law of electromagnetic induction, the voltage signal was obtained. Furthermore, by considering the sensitivity of the receiving coil, the voltage signal shows a linear relationship with the concentration of magnetic particles. The fast Fourier transform is used to analyze the influence of the spectrum characteristics and the frequency resolution on the system matrix. Moreover, the influence of coding number, frequency component selection of the system function and the receiving direction on image reconstruction is studied systematically. It is proved that, the spatial structure of the system function can be optimized by selecting high frequency signals. The imaging accuracy and quality are improved by increasing the number of the frequency component and reconstructing the matrix using signals in different directions. More frequency components can be used to construct linearly independent equations to obtain a unique solution, and the system matrix reorganized by signals with different receiving directions has a richer spatial structure, which plays an important guiding role in MPI technology and exhibits promising prospect in new biomedical imaging.

Key words: magnetic particle imaging (MPI), superparamagnetism, fast Fourier transform, system matrix, spatial encoding

随着纳米生物技术、医学成像技术和靶向基因/药物转染的发展,生物医学成像技术成为靶向药物传输及早期肿瘤监测的必不可少的工具. 超顺磁纳米颗粒具有独特的磁性特征、良好的生物相容性和磁性

收稿日期: 2019-01-16.

基金项目: 国家自然科学基金(11474166、11604156)、江苏省自然科学基金(BK20161013)、中国博士后科学基金(2016M591874)、江苏高校优势学科建设项目.

通讯联系人: 郭各朴, 博士, 讲师, 研究方向: 电子技术、信息处理和声学. E-mail: guogepu@njnu.edu.cn

非病毒载体等优势,已经作为造影剂在核磁共振成像技术中得到了广泛的应用,通过磁性粒子对质子弛豫效应的影响间接检测响应信号.然而在空间成像时,通常存在病态求解问题,因此其空间分辨率较低^[1-4].磁性粒子成像(MPI)技术由 Gleich 等人于 2005 年首次提出^[5],利用超顺磁纳米颗粒在交变磁场激励下的非线性磁性响应实现了对磁性粒子浓度空间分布的成像.与传统医学成像技术(CT, MRI 和 PET)相比, MPI 具有高灵敏度、高空间分辨率和高时间分辨率的优势^[6-7];而且 MPI 通过静态磁场和振荡磁场实现粒子成像,在成像过程中不接触放射性物质,因此不存在电离辐射^[8];由于组织具有抗磁性,不会对 MPI 成像产生干扰信号,因此粒子浓度分布的图像对比度较高,从而受到了广泛的关注^[9-10].

近年来,国内外专家学者针对 MPI 的可行性和准确性进行了许多理论和实验的研究.2005 年, Gleich 和 Weizenecker^[5]提出利用磁性材料的非线性响应检测该材料在振荡磁场中的存在,通过静态非均匀磁场(选择场)和均匀振荡磁场(驱动场)实现空间编码,采用机械驱动成像物体的方式,实现了静态 MPI 的二维成像.这种通过移动物体实现信号编码的方法,虽然可以实现 MPI 的二维图像重建,但成像时间很长.2008 年采用在水平方向和竖直方向同时放置驱动场的方式调控零磁场点(FFP)的运动替代样品的机械运动,实现了二维 MPI 图像重建,大大缩短了成像时间^[11-13].常见运动轨迹有李萨如轨迹、笛卡尔轨迹、径向轨迹、螺旋轨迹等,由于李萨如轨迹具有最大间隙较小,单一方向驱动场为单频激励信号以及扫描轨迹的密度相对较低时,李萨如轨迹的重建效果较好等优势,因此在磁性粒子成像中得到了广泛应用^[14].进而采用磁性纳米粒子作为示踪剂,第一次实现了活体小鼠心脏部位的三维磁性粒子实时成像,其时间解析度可以达到 21.5 ms,标志着医学诊断中快速获取动态信息技术有了新的获取方式^[15].由于磁性粒子的空间分布与响应信号之间的线性关系需要用包含粒子特性及其在磁场激励下的响应特性的系统矩阵来描述,因此系统矩阵的构建对粒子成像的速度及其精确度有着重要意义.传统通过已知浓度的示踪剂进行扫描获取系统矩阵的方法存在耗时太长、信噪比太低、硬件要求较高等缺点,2010 年, Tobias Knopp 等人提出了基于二维系统矩阵模型的 MPI 重建方案,测量精度高,重建图像质量与测量结果基本一致^[16].为了提高扫描速度, Knopp 和 Erbe 等人都提出采用零磁场线(FFL)扫描方式取代 FFP 扫描方式,同时提高了重建分辨率^[17-18].2012 年, Goodwill 等人搭建了第一个由“零磁场线” FFL(Field Free Line)扫描方式的全新扫描仪,与传统的 FFP 单点扫描方式相比,极大地提高了扫描速度^[19].为了优化 MPI 系统矩阵,提高图像分辨率和信号强度,专家学者具体分析了不同扫描轨迹以及不同激励信号对二维 MPI 的影响,2016 年 Tay 等人提出采用任意信号进行激励,通过对 MPI 驱动线圈的小型化设计对 MPI 的驱动波形进行优化,其频率范围可从 DC-400 kHz,并且具有非传统波形驱动磁场的的能力^[20].国内对于 MPI 成像系统的研究相对较晚,2013 年,谢迪等人系统分析了空间编码间距、编码个数及样品粒径分布对样品浓度重建精度的影响^[21].2014 年,张金瑶等人提出二阶修正平均场法代替传统的朗之万理论,考虑磁性粒子的浓度对高次谐波信号的非线性影响,基于一维 MPI 成像仿真和实验研究验证了粒子特性与 MPI 信号的非线性关系^[22].

MPI 技术从机械扫描到动态扫描、从 FFP 单点机械扫描到不同轨迹扫描、从测量系统矩阵到基于模型构建系统矩阵等进行了不断的优化,提高了成像速度.然而在目前的浓度求解算法中,离散化得到的系统矩阵不为方阵,不能通过直接求逆的方法计算样品浓度.通常采用正则化最小二乘奇异值分解算法和迭代求解算法进行重建,存储空间需求及计算复杂度高.因此如何在有效的频率范围内选取合适的频率分量构建系统矩阵,如何优化系统矩阵,如何简化重建算法等问题对实现 MPI 实时精确成像有着重要的影响.因此,本文首先将超顺磁纳米颗粒在交变磁场激励下的非线性磁化响应特性与电磁感应定律相结合获取检测点处的电压信号,进一步考虑到接收线圈的灵敏度可得电压信号与磁性粒子浓度成正比关系.然后进行傅里叶展开,利用不同空间位置的磁响应信号的傅里叶分量构建系统矩阵,分析了频谱分布特性对系统矩阵的影响.最后分析了系统函数频率分量的选取以及不同接收方向对重建图像的影响,证明了高频段系统函数的空间结构较好,通过增加频率分量个数构建线性无关方程组进而提高系统函数的精确度,采用不同接收方向信号的傅里叶分量进行重组构建系统矩阵可以优化 MPI 的成像效果并提高 MPI 的成像精度,在新型生物医学成像领域有着广阔的应用前景.

1 原理和方法

MPI 成像系统主要由选择场、驱动场和接收线圈组成,如图 1(a)所示.选择场由 z 方向一对反亥姆霍

兹线圈产生,中心会形成一个磁场强度为 0 的点,称之为 FFP. 根据郎之万理论^[5]可知,只有在 FFP 附近的磁性粒子会产生感应信号,而远离 FFP 的磁性粒子处于饱和状态,因此可以通过 FFP 实现空间定位. 另外 y 和 z 方向的交变磁场(驱动场)分别由一对亥姆霍兹线圈产生,用来控制 FFP 的运动轨迹和磁性纳米颗粒的磁化响应. 磁性纳米粒子在交变磁场激励下所产生的磁响应曲线如图 1(b)红色曲线 $M(t)$ 所示,进而进行傅里叶变换得到信号的频谱分布如图 1(b)蓝色曲线所示. 由频谱图可以看到, $M(t)$ 不仅包含驱动频率的频率成分,还包含一系列谐波成分.

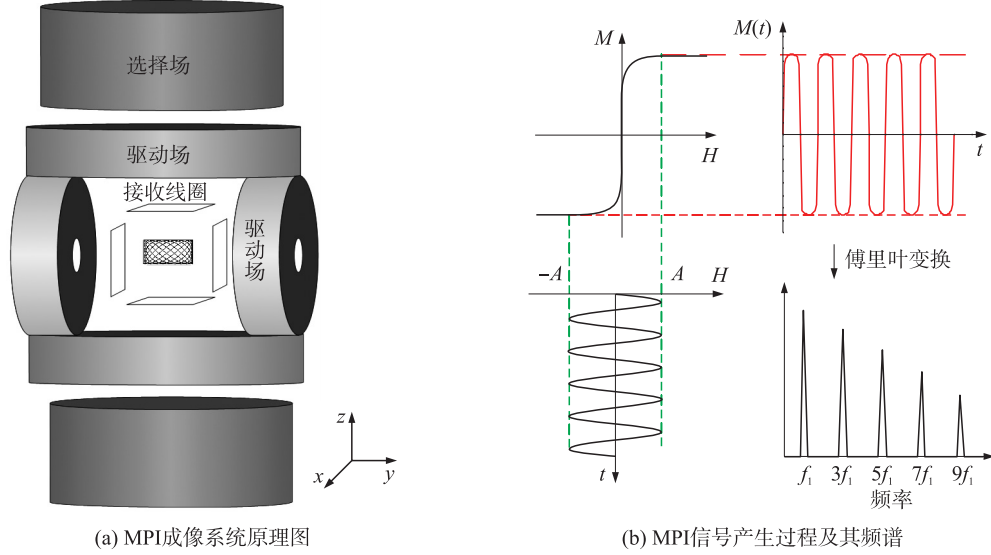


图 1 MPI 成像系统原理图.(a) MPI 成像系统和(b) MPI 信号产生过程及其频谱

Fig. 1 Schematic diagram of MPI. (a) MPI system and (b) the corresponding signals and spectra during the process

本文中在 y 和 z 方向分别施加交变磁场,频率满足 $f_z/f_y = (N_p + 1)/N_p$, FFP 将沿着李萨如 (Lissajous) 轨迹运动^[14],其中 N_p 为整数. 此时形成的驱动场可描述为:

$$\mathbf{H}_D(\mathbf{r}, t) = H_y(\mathbf{r}) \sin(2\pi f_y t) + H_z(\mathbf{r}) \sin(2\pi f_z t). \quad (1)$$

其中, $H_y(\mathbf{r})$ 和 $H_z(\mathbf{r})$ 分别表示驱动场 y 和 z 方向磁场强度,将驱动场和静磁场(选择场)相叠加组成的复合磁场 $\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)$ 在 y 和 z 方向进行分解:

$$\begin{aligned} H(y, t) &= H_y(\mathbf{r}) \sin(2\pi f_y t) - G_y y, \\ H(z, t) &= H_z(\mathbf{r}) \sin(2\pi f_z t) - G_z z. \end{aligned} \quad (2)$$

G_y 和 G_z 分别表示选择场 y 和 z 方向梯度. 进而计算零磁场点的运动轨迹:

$$\begin{aligned} y_{\text{ffp}}(t) &= \frac{H_y(\mathbf{r}) \sin(2\pi f_y t)}{G_y}, \\ z_{\text{ffp}}(t) &= \frac{H_z(\mathbf{r}) \sin(2\pi f_z t)}{G_z}. \end{aligned} \quad (3)$$

因此 FFP 的移动范围为:

$$-\frac{H_y(\mathbf{r})}{G_y} < y_{\text{ffp}} < \frac{H_y(\mathbf{r})}{G_y} \text{ 和 } -\frac{H_z(\mathbf{r})}{G_z} < z_{\text{ffp}} < \frac{H_z(\mathbf{r})}{G_z}. \quad (4)$$

FFP 的移动范围即为 MPI 的成像范围,在该范围以外的磁性纳米颗粒因选择场的作用达到磁饱和,无磁响应产生. 磁性纳米颗粒在满足该成像范围内的空间位置 \mathbf{r} 处产生的磁化强度为:

$$\mathbf{M}(\mathbf{r}, t) = \tilde{\mathbf{M}}(\mathbf{r}, t) c(\mathbf{r}), \tilde{\mathbf{M}}(\mathbf{r}, t) = m \left(\coth \left(\frac{\mu_0 m \|\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)\|}{k_B T} \right) - \frac{k_B T}{\mu_0 m \|\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)\|} \right) \mathbf{e}_H. \quad (5)$$

其中 $c(\mathbf{r})$ 表示 \mathbf{r} 处磁性纳米颗粒的浓度, μ_0 为真空磁导率, k_B 为玻尔兹曼常数, T 为绝对温度, $m = \frac{1}{6} \pi D^3 M_s$ 表示单个磁性纳米颗粒的磁矩, $\tilde{\mathbf{M}}$ 为粒子的饱和磁化强度, $\mathbf{e}_H = \frac{\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)}{\|\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)\|}$ 表示复合磁场的单位向量.

磁性纳米颗粒的磁化响应引起接收线圈内磁通量的变化,进而结合法拉第电磁感应定律以及斯托克斯定理可知,穿过 S 的磁通量变化引起的电压信号为:

$$u(t) = -\frac{d}{dt} \int_S (\nabla \times \mathbf{A}) \cdot d\mathbf{S} = -\frac{d}{dt} \int_{\partial S} \mathbf{A}(\mathbf{l}, t) d\mathbf{l} = -\frac{d}{dt} \int_{\partial S} \frac{\mu_0}{4\pi} \mathbf{M}(\mathbf{r}, t) \cdot \frac{d\mathbf{l} \times (\mathbf{r} - \mathbf{l})}{|\mathbf{r} - \mathbf{l}|^3} \cdot d\mathbf{r}. \quad (6)$$

其中 \mathbf{A} 为磁矢量, $\mathbf{A}(\mathbf{l}, t)$ 是指线圈上任意位置矢量 \mathbf{l} 处的磁矢量.

进而考虑到接收线圈的灵敏度 $s(\mathbf{r}) = \frac{\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)}{i(t)} = \frac{1}{4\pi} \int_{\partial S} \frac{d\mathbf{l} \times (\mathbf{r} - \mathbf{l})}{|\mathbf{r} - \mathbf{l}|^3}$, 感应电压描述为:

$$u(t) = -\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \mathbf{M}(\mathbf{r}, t) \int_{\partial S} \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{\mathbf{l} - \mathbf{r}}{|\mathbf{l} - \mathbf{r}|^3} d\mathbf{l} d\mathbf{r} = -\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \mu_0 \mathbf{M}(\mathbf{r}, t) s(\mathbf{r}) d\mathbf{r} = \int_{\Omega} -\mu_0 \frac{\partial \tilde{\mathbf{M}}(\mathbf{H})}{\partial \mathbf{H}} \cdot \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} s(\mathbf{r}) c(\mathbf{r}) d\mathbf{r}. \quad (7)$$

由式(7)可知,接收线圈检测到的电压信号与磁性纳米颗粒的浓度呈线性关系. 由于 FFP 随时间的变化而变化,因此,可以利用不同时刻的电压信号反映不同位置的磁性纳米颗粒浓度.

目前利用接受线圈检测到的电压信号重建磁性纳米颗粒的空间分布的方法主要有基于系统矩阵的浓度重建^[23]和 X-space 重建^[10]. X-space 重建算法是在一系列理想假设的基础上提出的,信噪比较差. 基于系统矩阵的浓度重建速度较快,精度较高,得到了广泛的应用.

将式(7)进行离散化:

$$u(t_k) = \sum_{n=0}^{N-1} -\mu_0 \Delta V \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{M}(r_n, t_k) \cdot s(r_n) c(r_n) = \sum_{n=0}^{N-1} g(t_k, r_n) c(r_n). \quad (8)$$

将式(8)两侧同时进行快速傅里叶变换(FFT)可得 $\mathbf{G}\mathbf{C} = \mathbf{U}$, 进而在频域展开并用矩阵形式描述为^[24]:

$$\begin{bmatrix} G(f_1, r_1) & G(f_1, r_2) & \cdots & G(f_1, r_N) \\ G(f_2, r_1) & G(f_2, r_2) & \cdots & G(f_2, r_N) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ G(f_Q, r_1) & G(f_Q, r_2) & \cdots & G(f_Q, r_N) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{r1} \\ C_{r2} \\ \vdots \\ C_{rN} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_{f1} \\ U_{f2} \\ \vdots \\ U_{fN} \end{bmatrix}. \quad (9)$$

其中 N 表示成像区域内样品的编码个数, Q 表示所需谐波个数, \mathbf{G} 为系统矩阵并与与浓度无关,由单位浓度的磁性纳米颗粒在不同空间位置的磁响应信号的傅里叶分量构成. 对于二维磁性粒子成像系统,可以通过单一方向或两方向接收到的磁响应信号傅里叶分量进行重组构成系统矩阵.

以 2×2 的二维编码为例,单位浓度的磁性纳米粒子在不同位置的磁响应信号的傅里叶分量分别为 $\mathbf{G}_{f_1}, \mathbf{G}_{f_2}, \mathbf{G}_{f_3}, \mathbf{G}_{f_4}$. 其中:

$$\mathbf{G}_{f_1} = \begin{pmatrix} G_{f_1, r_1} & G_{f_1, r_2} \\ G_{f_1, r_3} & G_{f_1, r_4} \end{pmatrix}, \mathbf{G}_{f_2} = \begin{pmatrix} G_{f_2, r_1} & G_{f_2, r_2} \\ G_{f_2, r_3} & G_{f_2, r_4} \end{pmatrix}, \mathbf{G}_{f_3} = \begin{pmatrix} G_{f_3, r_1} & G_{f_3, r_2} \\ G_{f_3, r_3} & G_{f_3, r_4} \end{pmatrix}, \mathbf{G}_{f_4} = \begin{pmatrix} G_{f_4, r_1} & G_{f_4, r_2} \\ G_{f_4, r_3} & G_{f_4, r_4} \end{pmatrix}.$$

将不同空间位置的不同傅里叶分量(系统矩阵分量)进行重组得到 MPI 成像系统的系统矩阵^[23]为:

$$\mathbf{G} = \begin{pmatrix} G_{f_1, r_1} & G_{f_1, r_2} & G_{f_1, r_3} & G_{f_1, r_4} \\ G_{f_2, r_1} & G_{f_2, r_2} & G_{f_2, r_3} & G_{f_2, r_4} \\ G_{f_3, r_1} & G_{f_3, r_2} & G_{f_3, r_3} & G_{f_3, r_4} \\ G_{f_4, r_1} & G_{f_4, r_2} & G_{f_4, r_3} & G_{f_4, r_4} \end{pmatrix}. \quad (10)$$

由上式可知,若已知单位浓度下的系统矩阵 \mathbf{G} , 即可计算出每个编码点浓度:

$$\mathbf{c} = \mathbf{G}^{-1} \mathbf{U}. \quad (11)$$

当系统矩阵的秩 $r(\mathbf{G}) = N$ 时, \mathbf{G} 存在逆矩阵, 方程组(9)的解是唯一的, 否则矩阵 \mathbf{G} 不存在逆矩阵, 而且方程组(9)的解不唯一, 导致浓度重建过程中引入较大的误差.

2 数值仿真

本文采用一对反亥姆霍兹线圈构建选择场,其中线圈匝数为 200 匝,电流为 20 A,形成 y, z 方向梯度为定值的梯度磁场,其中 $G_y = 2.1 \text{ Tm}^{-1} \mu_0^{-1}$, $G_z = 4.2 \text{ Tm}^{-1} \mu_0^{-1}$. 在 y, z 方向分别采用两对亥姆霍兹线圈构建驱动场,其中磁场强度幅值约为 $10 \text{ mT} \mu_0^{-1}$, z 方向驱动场的激励频率 $f_z = 99 \text{ kHz}$, y 方向驱动场的频率 $f_y = 98 \text{ kHz}$,

频率比为 $(N_p+1)/N_p=99/98$, 采样频率为 16 MHz, 采样点数为 32 k, 频率分辨率为 0.5 kHz, 可分析的信号最高频率为 8 MHz. 重复频率为 $T_p=N_p/f_z=1$ ms. 由式(4)可得, 该复合磁场激励下的成像范围为 $9.52\text{ mm}\times 4.76\text{ mm}$. 仿真时 z 方向的取值范围设置为 $z\in(-2,2)\text{ mm}$, y 方向的取值范围设置为 $y\in(-2,2)\text{ mm}$. 磁性纳米颗粒的饱和磁化强度为 477 kA/m, 粒子的直径为 30 nm, 温度为 310 K. 通过计算单位浓度磁性纳米颗粒在复合磁场中的磁响应信号, 再进行傅里叶变换得到其不同频率成分 $f_k=m_zf_z+m_yf_y$ 的空间分布信息, $f_k=m_zf_z+m_yf_y$ 可以表示成 $f_k=mf_z\pm n(f_z-f_y)$ 或是 $f_k=mf_y\pm n(f_y-f_z)$ 的形式, 其中 $m\in[1,81]$, mf_z 和 mf_y 分别表示 f_z 和 f_y 信号的倍频分量, $n\in[-49,49]$, $n(f_z-f_y)$ 和 $n(f_y-f_z)$ 分别表示 f_z 和 f_y 某倍频信号分别向左右平移 n 个差频频率处的分量. 由此可见 f_z 和 f_y 的倍频分量及其周围的频率成分对于系统矩阵的构建起着至关重要的作用. 图 2 为部分系统矩阵分量的空间分布信息, 其中 a 为 y 方向接收信号的各频率分量的空间分布, b 为 z 方向接收信号的各频率分量的空间分布.

从图 2 可以看出, 不同接收方向系统矩阵分量的空间结构不同, 当 n 值不变时, 随着 m 的增大, y 方向接收信号各频率分量的纵向空间结构不断细化, z 方向接收信号各频率分量的空间分布的横向结构不断优化. 当 m 不变时, 随着 n 值的增大, 不同方向接收信号各频率分量的空间分布逐渐变密, 这是由接收信号的频谱分布决定的. 总之, 随着 m, n 的增加, 各频率分量的空间结构不断优化, 分辨率逐渐提高, 进而优化 MPI 浓度分布的重建效果.

由于 yz 方向信号各频率成分的空间结构不同, 对 MPI 浓度重建效果的影响不同, 为了优化系统矩阵, 改善重建结果, 本文在保证系统矩阵分量个数相同的情况下, 将两方向的系统矩阵分量进行重组形成新的系统矩阵, 如图 3 所示. 图 3(a) 和 (b) 是由图 2 中单一方向接收信号的系统矩阵分量构建而成的系统矩阵, 其中 m 的取值范围从 1 到 5, n 的取值范围从 -39 到 40, 间隔均为 1, 即 $m\in[1:1:5]$, $n\in[-39:1:40]$, 表示取 1 至 5 倍频及其左侧 39 个差频至右侧 40 个差频分量构建系统矩阵. 由图 3 可以明显看出, 采用不同方向接收信号构成的系统矩阵的结构明显优于单一方向的系统矩阵结构.

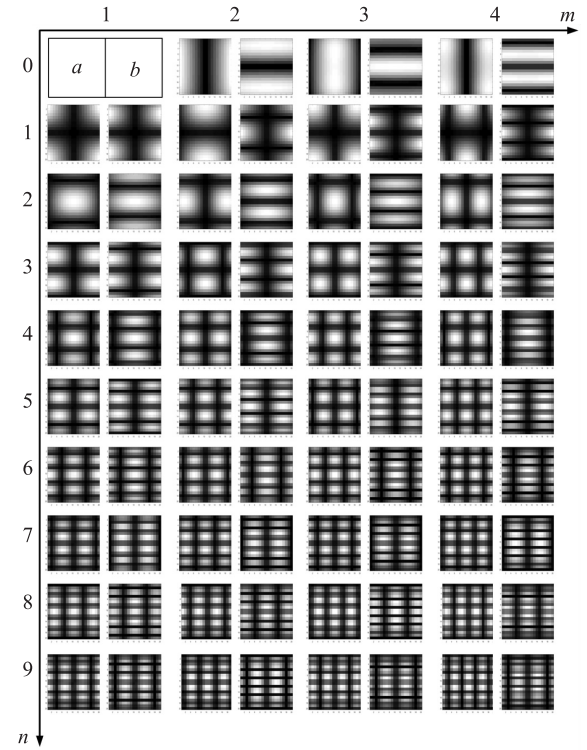


图 2 系统矩阵分量的空间分布

Fig. 2 Spatial distributions of system matrix components

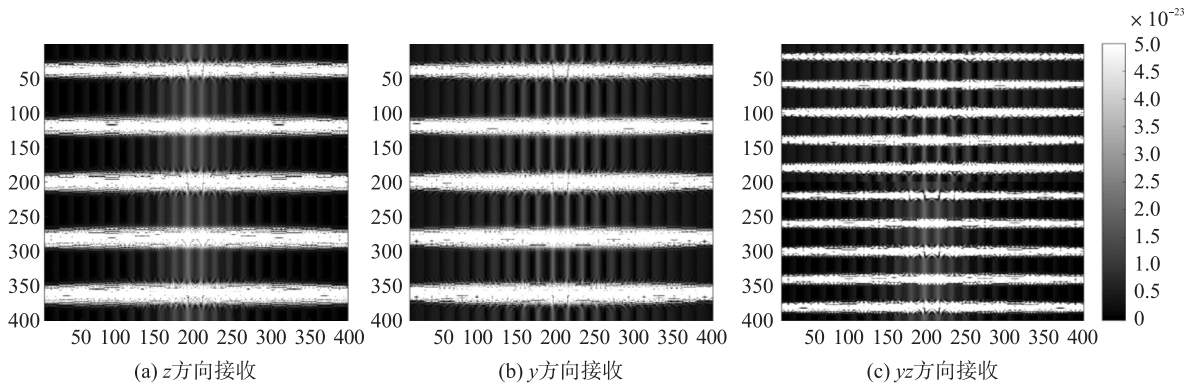


图 3 不同方向接收信号的系统矩阵

Fig. 3 System matrixes built by signals in different directions

3 结果与讨论

为了探究系统矩阵分量选取(参数 m, n)对重建结果的影响,在边长为 2 mm 的正方形区域内,分布有‘HE’字样的磁性纳米颗粒,其中‘H’的浓度为 3×10^{10} ,‘E’的浓度为 5×10^{10} ,假设编码个数为 20×20 ,此时,分辨率可以达到 0.1 mm . 图 4 为 n 取值范围相同而 m 取值不同时的浓度重建结果,即选取 y 方向不同频率段频谱成分构建系统矩阵对浓度重建结果的影响. 图 4(a) $m \in [1:1:5], n \in [-39:1:40]$ 表示以 $(f_z - f_y)$ 为频率间隔在基波至 5 次谐波附近选取 400 个频率分量构建系统矩阵重建图像,图 4(b) $m \in [7:1:11], n \in [-39:1:40]$ 表示以 $(f_z - f_y)$ 为频率间隔在 7 次谐波至 11 次谐波附近选取 400 个频率分量进行重建,图 4(c) $m \in [13:1:17], n \in [-39:1:40]$ 表示以 $(f_z - f_y)$ 为频率间隔在 13 次谐波至 17 次谐波附近选取 400 个频率分量的重建结果.

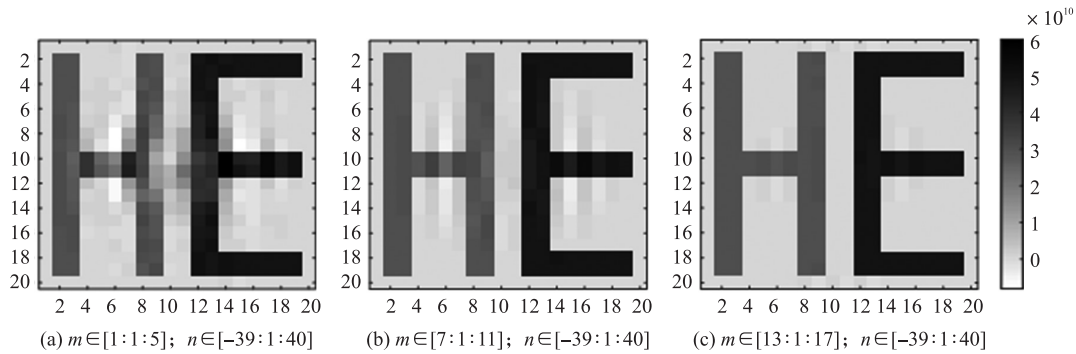


图 4 参数 m 对浓度重建结果的影响
Fig. 4 Influence of m on reconstructed images

由图 4 可知随着 m 的增加,即选取了高次谐波分量附近的频率成分构建系统矩阵,系统矩阵分量的空间结构较好,分辨率较高,系统矩阵 G 的秩($r(G)$)由 371 增加到 395. 因为 $r(G) < 400$, 因此方程组(9)有多组解,从而引入了相对误差,但是随着 $r(G)$ 的增大,相对误差由 0.149 3 下降到 0.014 7,浓度重建效果提高了 10 倍.

当 $m \in [1:1:8], n$ 取值不同时,即选取 8 次谐波以下及其附近的频率成分构建系统矩阵研究浓度分布重建的影响,结果如图 5 所示. 结合图 2 可知,当 n 增大时,一方面系统矩阵分量的空间结构得以优化,分辨率得到提高;另一方面系统矩阵分量个数增加,即方程组(9)中的方程个数由 400 增加到 480,进而增加到 560,此时 $r(G)$ 由 360 趋向于 400. 一旦 $r(G) = 400$, 方程组(9)有唯一解,因此其浓度分布的重建误差大大降低(由 0.1837 降低到 1.5621×10^{-4}),提高了浓度重建的精确度.

由图 2 和图 3 可知,由不同方向接收的时域信号进行傅里叶变换,相同的系统矩阵分量的空间结构不同,因此本文针对不同接收方向的系统函数对浓度分布重建结果的影响进行了探讨,研究结果如图 6 所示. 图 6(a) 和 (b) 分别是 z 和 y 方向接收到的信号进行浓度分布重建的结果,其中 $m \in [1:1:5], n \in [-39:1:40]$, 图 6(c) 中是 $m \in [1:1:5]$ 时选取 z 方向频率分量中 $n \in [-39:2:40]$ 和 y 方向频率分量中 $n \in [-38:2:40]$ 进行浓度分布重建的结果.

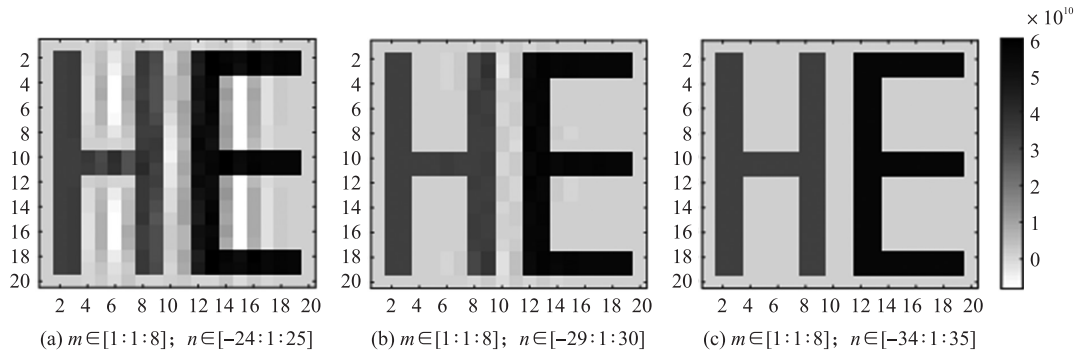


图 5 频率成分的选取范围对浓度重建结果的影响
Fig. 5 Influence of the frequency components selection on reconstructed images

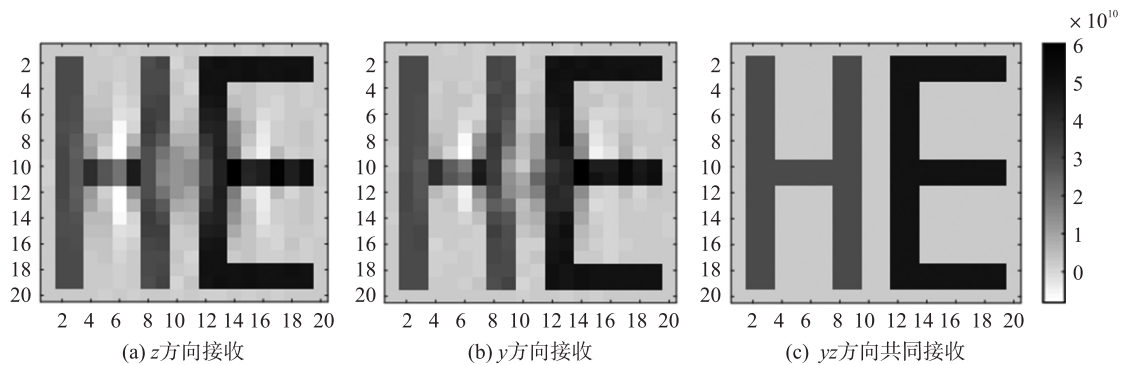


图6 采用不同接收方向信号重构系统矩阵对浓度分布重建的影响

Fig. 6 Influence of the receiving directions selection on reconstructed images

可以明显看出,利用两个方向的接收信号得到的浓度重建结果比单一方向的重建质量更高,其相对误差由 $0.189\ 2$ 下降到 $3.402\ 2 \times 10^{-4}$ 主要是因为不同接收方向的系统矩阵分量的结合使得系统矩阵的纵向和横向结构均得到了细化,其分辨率得到了大大提高,形成了更好的系统矩阵空间结构,从而优化了重建结果。

4 结论

本文介绍了 MPI 的成像原理,通过对磁场的仿真,探究了驱动场和选择场实现 FFP 的动态控制机制。针对如何优化二维系统矩阵的构建方法进行了研究,通过模型仿真系统分析了系统矩阵阶数(m, n)及不同接收方向等因素对系统矩阵分量的空间结构及其磁性纳米粒子浓度分布重建结果的影响。结果表明选取高频段信号可以优化系统矩阵分量的空间结构,增加频率分量使得系统矩阵的极大线性无关组的元素个数最大化,大大降低了浓度分布重建的相对误差,提高了重建精度和质量;通过不同方向接收时域信号的傅里叶变换,选取两个方向的不同频率分量重组系统矩阵,使系统矩阵拥有了更丰富的空间结构,提高了浓度分布重建图像的质量,促进 MPI 技术在早期肿瘤诊断及其他生物医学成像领域的应用。

[参考文献]

- [1] ZHANG L, GU F X, CHAN J M, et al. Nanoparticles in medicine: therapeutic applications and developments[J]. Clin Pharmacol Ther, 2008, 83(5): 761–769.
- [2] IANOS R, TACULESCU A, PACURARIU C, et al. Solution combustion synthesis and characterization of magnetite, Fe_3O_4 , nanopowders[J]. J Am Ceram Soc, 2012, 95: 2236–2240.
- [3] ABBASI A Z, GUTIERREZ L, DEL L L, et al. Magnetic capsules for NMR imaging: effect of magnetic nanoparticles spatial distribution and aggregation[J]. J Phys Chem, 2011, 115: 6257–6264.
- [4] GOODWILL P, TAMRAZIAN A, CROFT L, et al. Ferrohydrodynamic relaxometry for magnetic particle imaging[J]. Appl Phys Lett, 2011, 98: 262502.
- [5] GLEICH B, WEIZENECKER J. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles[J]. Nature, 2005, 435(7046): 1214–1217.
- [6] WEIZENECKER J, BORGERT J, GLEICH B. A simulation study on the resolution and sensitivity of magnetic particle imaging[J]. Phys Med Biol, 2007, 52: 6363–6374.
- [7] KNOPP T, SATTEL T, BIEDERER S, et al. Model-based reconstruction for magnetic particle imaging[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2010, 29(1): 12–18.
- [8] PANAGIOTOPOULOS N, DUSCHKA R, AHLBORG M, et al. Magnetic particle imaging: current developments and future directions[J]. Int J Nanomedicine, 2015, 10: 3097–3114.
- [9] BORGERT J, SCHMIDT J D, SCHMALE I, et al. Fundamentals and applications of magnetic particle imaging[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012, 6(3): 149–153.
- [10] GOODWILL P, SARITAS E U, CROFT L R, et al. X-Space MPI: magnetic nanoparticles for safe medical imaging[J]. Adv

- Mater, 2012, 24(28): 3870–3877.
- [11] GLEICH B, WEIZENECKER J, BORGERT J. Experimental results on fast 2D-encoded magnetic particle imaging[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(6): 81–84.
- [12] KAETHNER C, AHLBORG M, KNOPP T, et al. Efficient gradient field generation providing a multi-dimensional arbitrary shifted field-free point for magnetic particle imaging[J]. J Appl Phys, 2014, 115(4): 0449101–0449105.
- [13] VOGEL P, RUCKERT M A, KLAUER P, et al. Traveling wave magnetic particle imaging[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2014, 33(2): 400–407.
- [14] KNOPP T, BIEDERER S, SATTEL T F, et al. Trajectory analysis for magnetic particle imaging[J]. Phys Med Biol, 2008, 54: 385–397.
- [15] WEIZENECKER J, GLEICH B, RAHMER J, et al. Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging[J]. Phys Med Biol, 2009, 54: 1–10.
- [16] KNOPP T, BIEDERER S, SATTEL T F, et al. 2D model-based reconstruction for magnetic particle imaging[J]. Med Phys, 2010, 37(2): 485–491.
- [17] KNOPP T, SATTEL T F, BIEDERER S, et al. Field-free line formation in a magnetic field[J]. J Phys Math Theor, 2010, 43(1): 012002.
- [18] ERBE M, WEBER M, SATTEL T F, et al. Experimental validation of an assembly of optimized curved rectangular coils for the use in dynamic field free line magnetic particle imaging[J]. Curr Med Imaging Rev, 2013, 9(2): 89–95.
- [19] GOODWILL P, LU K, ZHENG B, et al. An X-Space magnetic particle imaging scanner[J]. Rev Sci Instrum, 2012, 83: 033708.
- [20] TAY Z, GOODWILL P, HENSLEY D, et al. A high-throughput, arbitrary-waveform, MPI spectrometer and relaxometer for comprehensive magnetic particle optimization and characterization[J]. Scientific reports, 2016, 6(1): 34180.
- [21] 谢迪, 张朴, 程晶晶. 基于磁性粒子成像技术的一维建模仿真研究[J]. 计算机仿真, 2013, 30(9): 410–414.
- [22] 张金瑶. 磁粒子成像信号分析与系统研制[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2014.
- [23] RAHMER J, WEIZENECKER J, GLEICH B, et al. Signal encoding in magnetic particle imaging: properties of the system function[J]. BMC Med Imaging, 2009, 9: 4–8.
- [24] KNOPP T, RAHMER J, SATTEL T F, et al. Weighted iterative reconstruction for magnetic particle imaging[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(6): 1577–1589.

[责任编辑: 顾晓天]