

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108747

# 基于迭代补偿的纳米粒子磁化信号检测方法研究\*

祖婉妮,柯丽,杜强,温凯诚,武明  
(沈阳工业大学电气工程学院 沈阳 110870)

**摘要:**磁粒子成像是一种无创成像技术,通过检测磁粒子示踪剂磁化信号,表征其浓度分布图像。在实际检测中,检测线圈的感应信号包含激励磁场信号与磁性纳米粒子磁化信号。将激励信号从感应电压中去除,获取粒子信号是磁性粒子成像信号检测需要解决的关键问题。针对磁性纳米粒子成像信号检测中激励磁场耦合消除方法进行研究,设计平面梯度检测线圈,并提出迭代补偿控制方法,消除激励磁场耦合,实现磁性纳米粒子磁化信号检测。仿真计算与实验测量的结果表明,对于不同检测模型,所提出的检测方法均可以完成粒子信号检测。该方法获得的粒子信号的信噪比是原有信号消去检测方法的2.2倍,与滤波方法相比信噪比提高到1.3倍,激励磁场耦合衰减可达到34 dB。

**关键词:**磁性纳米粒子;粒子磁化信号;迭代补偿;开放结构

**中图分类号:** TH772 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 470.40

## A detection method of magnetization signal of nanoparticles based on iterative compensation

Zu Wannan, Ke Li, Du Qiang, Wen Kaicheng, Wu Ming

(School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China)

**Abstract:** Magnetic particle imaging (MPI) belongs to the non-invasive imaging technology, which can characterize the concentration distribution of magnetic particle by detecting the magnetization signal of magnetic particle tracer. When it is utilized to detect the magnetization signal of magnetic nanoparticles, how to remove the excitation signal from the induced voltage is a key problem to be solved. The method for removing the excitation magnetic field feed-through in magnetic nanoparticles imaging signal detection is studied. The planar gradient detection coil is designed, and an iterative compensation control method is proposed to eliminate the excitation magnetic field coupling. In this way, the magnetization signal detection of magnetic nanoparticles is realized. Simulation computing and experimental results show that particle signal detection for different detection models can be realized by the proposed detection method. The signal-to-noise ratio of the particle signal obtained by this method is 2.2 times that of the original detection method and 1.3 times that of the filtering method. The excitation magnetic field feed-through suppression is up to 34 dB.

**Keywords:** magnetic nanoparticles; particle magnetization signal; iterative compensation; open structure

## 0 引言

磁性纳米粒子成像(magnetic particle imaging, MPI)技术是一种无创示踪剂成像技术,将超顺磁性氧化铁纳米粒子(superparamagnetic iron oxide nanoparticles, SPIONs)作为示踪剂,利用其在正弦激励场中的非线性响应来测量粒子浓度的时空分布图像<sup>[1]</sup>。MPI具有高灵

敏度、高空间分辨率、高成像速度、无有害辐射等特点<sup>[2-3]</sup>,此外,超顺磁性氧化铁纳米粒子具有良好的生物相容性<sup>[4-6]</sup>,因此,MPI已应用于血管成像、肿瘤检测和细胞追踪等领域<sup>[7-9]</sup>。

磁性纳米粒子成像中,用粒子磁化产生的感应信号表征粒子浓度分布的情况,因此,获取粒子浓度信号是磁性纳米粒子成像中重要的一步。在实际检测中,激励磁场信号会直接耦合进检测线圈中,而激励磁场

收稿日期:2021-10-22 Received Date: 2021-10-22

\* 基金项目:国家自然科学基金(52077143)、辽宁省教育厅科研项目(LJKZ0131)、辽宁省教育厅重点攻关项目(LZGD2020002)资助

信号比粒子信号高几个数量级<sup>[10-11]</sup>,导致信号超出模数转换器的动态范围。因此,将激励信号从感应电压中去掉,获取粒子信号是磁性粒子成像信号检测需要解决的关键问题。

检测信号中激励磁场耦合信号去除方法主要有滤波方法和信号消去方法。磁性纳米粒子在正弦激励磁场下产生粒子信号的频率覆盖范围与激励信号不同<sup>[10,12]</sup>,因此,对感应信号进行滤波可以抑制激励信号,滤波后的信号仅包含粒子信号的高次谐波。但是使用滤波方法去除激励磁场耦合,会造成粒子信号的基频(一次谐波)丢失。虽然粒子信号基频信息的丢失不会影响系统矩阵重建过程<sup>[13-14]</sup>,但采用成像速度更快的直接重建方法时要求粒子信号完整<sup>[15-16]</sup>,基频信息的丢失会影响成像结果。另一种方法是信号消去方法,通过向接收线圈施加具有180°相移的激励信号消除耦合在检测信号中的激励信号。通常使用两个线圈来完成消去过程,一个线圈作为检测线圈获取粒子信号和激励磁场耦合信号,另一线圈仅获取激励信号作为消去信号。该方法需要消去信号的振幅和相位与激励信号相同,因此在实际应用中更具有挑战性。

目前采用信号消去方法去除激励磁场信号的 MPI 系统多为封闭式检测系统<sup>[17-19]</sup>,系统的检测区域为圆柱体,被测物放置于圆柱体内,这种结构中将检测线圈与获取消去信号的线圈对称放置可实现信号消去过程。加州大学伯克利分校研究团队设计一种两段式梯度检测线圈,并采用了一种新颖的机械控制方法来调整抵消信号的幅度,通过信号消去方法获得粒子信号<sup>[20-22]</sup>。德国亚琛大学医学院实验分子成像研究所提出一种被动和主动相结合的激励磁场馈通补偿方法,通过设计梯度检测线圈补偿一部分激励磁场通过加入激励磁场补偿信号二者结合消去激励磁场的干扰<sup>[23-24]</sup>。

开放式 MPI 系统磁体位于被测区域一侧或两侧,四周开放式可以自由进出<sup>[25-27]</sup>,圆柱形梯度检测线圈会破坏系统的开放结构,因此,开放式 MPI 系统多采用滤波方式去除激励磁场干扰。近期,土耳其的比尔肯特大学研究团队针对开放结构 MPI 使用两个半圆形亥姆霍兹线圈组成的接收线圈结构<sup>[26]</sup>,检测区域位于其中一对亥姆霍兹线圈中,另一对亥姆霍兹线圈作为消去线圈去除激励磁场的耦合,但这种方法使得成像区域减少了 50%。

针对开放结构 MPI 扫描仪的磁性纳米粒子信号检测问题,本文提出一种平面梯度检测线圈检测方法。设计的平面梯度线圈消去部分激励磁场的耦合,同时保证了系统的开放结构。针对剩余激励信号,设计了一种迭代补偿控制方法,采用迭代方式计算补偿信号,消除剩余激励磁场的耦合。该方法克服了滤波方法去除激励磁场

耦合对激励频率的限制,同时也提高了粒子信号的信噪比。

## 1 纳米粒子非线性磁化及信号检测原理

描述超顺磁粒子磁性行为的基本理论是朗之万理论<sup>[1]</sup>。由于布朗运动,粒子的磁矩方向是随机分布的。当施加外部磁场时,粒子的磁矩方向开始与施加的磁场对齐,产生磁化响应,外磁场与粒子磁化的非线性关系如图 1 所示。磁场由零开始增大,磁化强度急剧增大。在一定场强下,磁化强度趋于平缓达到饱和磁化状态。

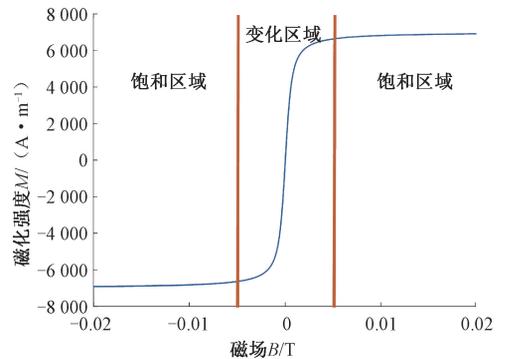


图 1 粒子直径  $D = 30 \text{ nm}$ , 外加磁场与粒子磁化的关系  
Fig. 1 Particle diameter  $D = 30 \text{ nm}$ , the relationship between external magnetic field and particle magnetization

当磁性纳米粒子始终处于热平衡状态时, $t$  时刻空间位置  $r$  处磁性纳米粒子的磁化强度  $M(r, t)$  可以用 Langevin 来描述:

$$M(H) = M_0 \mathcal{L}(\beta H) \quad (1)$$

$$\mathcal{L}(\xi) = \begin{cases} \left( \coth(\xi) - \frac{1}{\xi} \right) & \xi \neq 0 \\ 0 & \xi = 0 \end{cases} \quad (2)$$

$$\beta = \frac{\mu_0 m}{k_b T} = \frac{\mu_0 M_d V_M}{k_b T} \quad (3)$$

其中, $M_0$  为粒子的饱和磁化强度(约  $7000 \text{ A/m}^{[1]}$ ), $\mu_0$  为真空磁导率, $M_d$  为饱和磁化粒子磁芯( $0.6 \text{ T}/\mu_0$ )<sup>[1]</sup>, $V_M$  为粒子体积, $V_M = \pi D^3/6$ , $D$  为粒子直径( $D = 30 \text{ nm}$  在这项研究), $k_b$  为波尔兹曼常数( $1.38 \times 10^{-23}$ ), $T$  是粒子温度, $H$  是外部的磁场。

磁性纳米粒子在正弦交变磁场的作用下会产生磁化效应,使检测线圈中的磁通量发生变化。根据法拉第定律,粒子电压信号表示为:

$$u_p(t) = -\mu_0 \int_V C(\mathbf{r}) \mathbf{P}(\mathbf{r}) \cdot \frac{d\mathbf{M}(\mathbf{H}(\mathbf{r}, t), \mathbf{r}, t)}{dt} d^3 r \quad (4)$$

其中, $V$  为含磁纳米粒子的体积, $C(\mathbf{r})$  为空间位置  $r$

处磁纳米粒子的浓度,  $M(r, t)$  为位置  $r$  处和时间  $t$  处的磁化强度,  $\mu_0$  为真空的磁导率,  $\mathbf{P}(r)$  为接收线圈灵敏度, 包含了线圈的所有几何参数, 线圈灵敏度本质上是线圈在单位电流驱动下所产生的磁场。

在磁粒子信号检测中, 激励信号和粒子信号都为周期信号, 因此可对信号进行傅里叶级数展开:

$$u(t)_p = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \hat{u}_k e^{2\pi i k f_E t} \quad (5)$$

其中,  $f_E$  为激励磁场频率。激励信号为纯正弦信号  $H(t) = H_E \cos(2\pi f_E t)$ , 仅在激励频率处有单个峰值。

由于磁性纳米粒子的非线性磁化特性, 粒子信号隐藏在激励频率及其高次谐波中。利用 *Langevin* 函数的泰勒级数展开描述粒子磁化的频域特性:

$$\mathcal{L}(\tilde{\xi} \cos(2\pi f_E t)) = \frac{\tilde{\xi} \cos(2\pi f_E t)}{3} - \frac{\tilde{\xi}^3 \cos^3(2\pi f_E t)}{45} + \frac{2\tilde{\xi}^5 \cos^5(2\pi f_E t)}{954} - \frac{\tilde{\xi}^7 \cos^7(2\pi f_E t)}{4725} + \dots \quad (6)$$

$$\text{其中, } \tilde{\xi} = \frac{\mu_0 M_d V_M H_E}{k_b T} = \beta H_E。$$

利用三角函数变换对式(6)进行两步化简的结果如式(7):

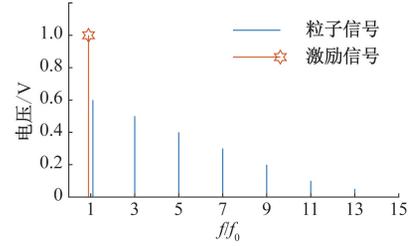
$$\mathcal{L}(\tilde{\xi} \cos(2\pi f_E t)) = \frac{12720\tilde{\xi} - 636\tilde{\xi}^3 + 50\tilde{\xi}^5}{38160} \cos(2\pi f_E t) + \frac{212\tilde{\xi}^3 + 25\tilde{\xi}^5}{38160} \cos(2\pi(3f_E)t) + \frac{\tilde{\xi}^5}{7632} \cos(2\pi(5f_E)t) \dots \quad (7)$$

由式(7)可知粒子信号频谱包含激励频率分量及该频率的奇次谐波。在实际测量中, 激励信号与粒子信号会发生耦合, 由于二者频域特性不同, 因此, 可以通过频域变换将隐藏在背景场中的粒子信号分离出来。

## 2 基于迭代补偿的磁粒子信号检测方法

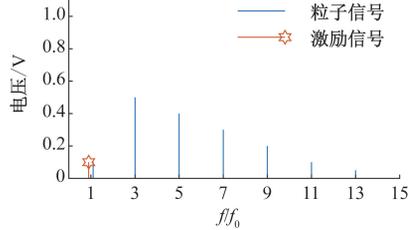
### 2.1 基于信号消去的磁粒子信号检测方法

磁性纳米粒子的磁化信号与激励磁场耦合信号的频域特性不同, 因此可以采用滤波的方式去除激励磁场耦合。如图 2(a) 所示, 粒子信号与激励信号仅在激励频率(基频)处发生耦合, 因此可以采用带阻滤波器去除检测信号中的基频信号, 如图 2(b) 所示。滤波的方式不仅滤除激励信号, 同时损失了粒子信号的基频分量。为了提高检测的粒子信号的信噪比, 保留粒子基频分量, 可采用信号消去方法获取粒子信号, 将激励信号的逆信号作为消去信号与检测信号相加去除激励磁场耦合, 如图 2(c) 所示。



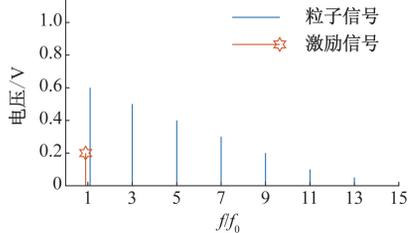
(a) 检测信号频谱

(a) Spectrum of the detection signal



(b) 滤波后信号频谱

(b) Spectrum of the filtered signal



(c) 信号补偿后信号频谱

(c) Signal spectrum after signal compensation

图 2 不同检测方法信号频谱

Fig. 2 Signal spectrum of different detection methods

采用信号消去方法获取粒子信号, 通过在激励磁场中相同场强处放置两个参数相同的检测线圈, 将磁性纳米样品放在其中的一个线圈中, 两个线圈采用差分方式连接, 消除激励磁场耦合。原有差分检测方法适用于被测物放置于线圈内部的封闭式系统, 为了打破封闭式系统的圆柱形检测空间对被测物体积的限制, 结合开放式的系统结构, 设计平面梯度线圈作为检测线圈, 检测模型如图 3 所示。

平面梯度检测线圈由两部分组成: 检测线圈和消去线圈, 二者参数相同, 检测线圈获取粒子信号和激励场信号, 消去线圈获取激励场信号, 反向串联用于消除部分激励磁场耦合。

激励线圈产生交变激励磁场, 平面梯度检测线圈用于磁性纳米子信号检测。激励线圈产生  $H(t) = H_E \cos(\omega t)$  的正弦磁场, 根据法拉第电磁感应定律的积分形式, 消去线圈的感应电压是由激励磁场变化引起的, 因此, 消去线圈接收的激励磁场电压为:

$$u_E(t) = - \frac{d}{dt} \int_S \mathbf{B}(r, t) \cdot d\mathbf{A} \quad (8)$$

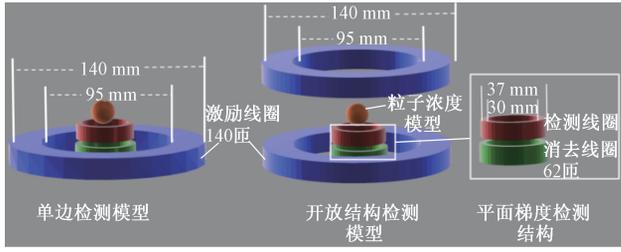


图 3 磁性纳米粒子磁化信号检测模型

Fig. 3 Magnetization signal detection model of magnetic nanoparticles

检测线圈接收的磁场为磁性粒子激发磁场  $B_p(\mathbf{r}, t)$  及激励磁场  $\mathbf{B}(\mathbf{r}, t)$  的和,即:

$$u_D(t) = - \frac{d}{dt} \int_S [\mathbf{B}(\mathbf{r}, t) + \mathbf{B}_p(\mathbf{r}, t)] \cdot d\mathbf{A} \quad (9)$$

磁性纳米粒子产生的磁场是由粒子磁化强度变化引起的,因此,检测线圈上的感应电压可以表示为:

$$u_D(t) = -\mu_0 \int \mathbf{P}(\mathbf{r}) \cdot \left[ \omega H_E \cos(\omega t) + \frac{\partial \mathbf{M}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \right] d^3r = u_E(t) - \mu_0 \int \mathbf{P}(\mathbf{r}) \cdot \frac{\partial \mathbf{M}(\mathbf{r}, t)}{\partial t} d^3r = u_E(t) - u_p(t) \quad (10)$$

因此,磁性纳米粒子的感应电压可以表示为检测线圈电压与消去线圈电压之差:

$$u_p(t) = u_E(t) - u_D(t) \quad (11)$$

### 2.2 迭代补偿算法研究

与传统封闭结构 MPI 的检测线圈的排布方式不同,检测线圈与消去线圈所处位置激励磁场强度不完全相同。此外,在实际测量中由于电气元件的发热会造成平面梯度检测线圈检测信号发生非线性幅值和相位漂移,因此,需要外加补偿信号去除这一干扰。设计如下方式获取补偿信号使检测信号中残余的激励磁场耦合最小化,获取补偿信号的过程,场域中不放入磁性纳米粒子。

激励磁场的耦合信号  $u_c^n$  可表示为检测信号  $u_m^n$  与补偿信号  $u_c^n$  的差:

$$u_c^n(\omega, \phi_c^n) = u_m^n(\omega, \phi_m^n) - u_c^n(\omega, \phi_c^n) \quad (12)$$

在校准过程中确定初始补偿信号,之后对剩余耦合信号  $u_c^n$  施加 180 相移获取下一周期的补偿信号  $u_c^{n+1}$ :

$$u_c^{n+1}(\omega, \phi_c^{n+1}) = u_c^n(\omega, \phi_c^n + \pi) \quad (13)$$

将前两次迭代过程中信号的相位差值作为两个信号之间的相位漂移,进一步优化算法:

$$\Delta\phi = \phi_c^{n+1} - \phi_c^n \quad (14)$$

$$u_c^{n+1}(\omega, \phi_c^{n+1}) = u_c^n(\omega, \phi_c^n + \pi + \Delta\phi) \quad (15)$$

根据式 (12) ~ (15) 按照图 4 所示的补偿信号计算流程可以获得最优的补偿信号  $u_c(t)$ 。之后将磁性纳米粒子放入检测区域内测量磁性纳米粒子的磁化信号。

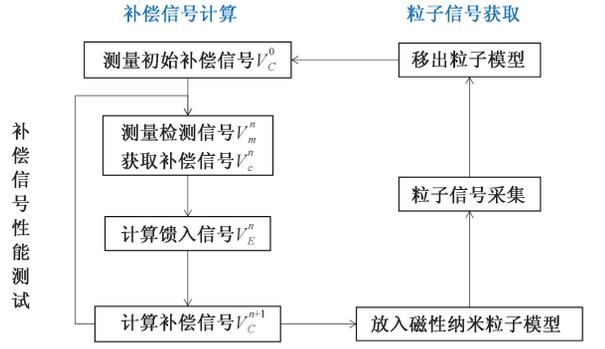


图 4 基于迭代补偿的磁性纳米粒子磁化信号检测流程  
Fig. 4 Flow chart of magnetized signal detection of magnetic nanoparticles based on iterative compensation

$$u_p(t) = u_E(t) - u_D(t) + u_c(t) \quad (16)$$

平面梯度线圈检测的信号经过补偿后可获得粒子信号。

### 2.3 磁性纳米粒子磁化信号检测仿真研究

开放式 MPI 系统包含单边 MPI 系统和开放结构 MPI 系统<sup>[25-27]</sup>。单边 MPI 系统的磁体结构位于被测物体的一侧,可完成浅层检测。开放结构 MPI 系统磁体结构位于被测物体的两侧,四周为开放结构,可对被测物体进行较深层的检测。针对这两种开放式 MPI 系统结构设计了图 3 所示的单边检测模型和开放结构检测模型,采用平面梯度检测线圈结合迭代补偿算法,去除激励磁场耦合,完成粒子信号检测。本节对两种开放式 MPI 系统的激励-检测方法进行仿真研究。

#### 1) 粒子磁化信号检测系统仿真建模方法

利用电磁仿真软件分别模拟单边检测系统和开放结构检测系统,利用有限元法完成信号检测系统的仿真计算。在材料中预先定义磁性纳米粒子的非线性磁化特性,添加磁性纳米粒子材料 B-H 曲线,其饱和磁场强度为 7 000 A/m。采用的磁性粒子粒径为 30 nm,包含磁性纳米粒子样品外形为球形,体积为 4 mL,线圈参数如表 1 所示。

表 1 磁性纳米粒子磁化信号检测模型各线圈尺寸  
Table 1 Coil size of magnetization signal detection model of magnetic nanoparticles

线圈名称	内径/mm	外径/mm	厚度/mm	匝数
激励线圈	95	140	15	140
检测线圈	30	37	15	62
消去线圈	30	37	15	62

单边检测模型通入的激励电流为 15 A, 100 Hz, 开放结构检测模型通入激励电流为 8 A, 100 Hz, 二者均产生

磁感应强度 $>14$  mT 交变磁场,为磁性纳米粒子磁化提供足够达到磁化饱和的激励磁场。

## 2) 磁性纳米粒子磁化信号检测结果分析

磁性纳米粒子信号检测过程中,首先测量补偿信号,之后将磁性纳米粒子放入检测区域内检测粒子信号。将原有信号消去方法和迭代补偿方法的检测信号与粒子信号的理论值进行比较。

单边检测结构的磁性纳米粒子磁化信号检测结果如图5所示。

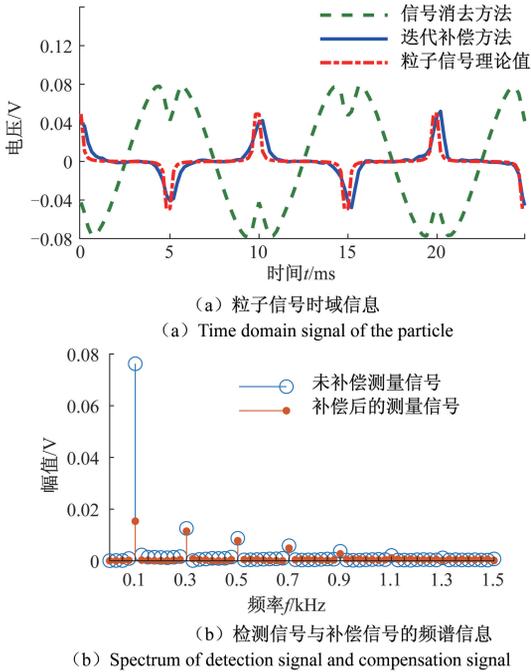
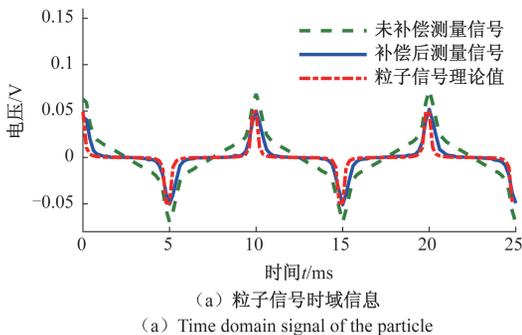


图5 单边检测模型粒子信号检测结果

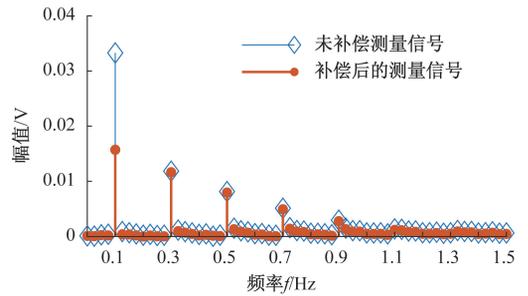
Fig. 5 Particle signal detection results of the signal-side detection model

由图5(a)检测信号的时域信息可以得出,在单边检测模型中,激励磁场为非均匀场,采用信号消去方法的检测信号发生畸变。而采用迭代补偿方法采集的粒子信号与粒子信号理论值基本一致,二者相关系数为0.8073。

开放结构检测模型的磁性纳米粒子磁化信号检测结果如图6所示。



(a) Time domain signal of the particle



(b) 检测信号与补偿信号的频谱信息

(b) Spectrum of detection signal and compensation signal

图6 开放结构粒子信号检测结果

Fig. 6 Particle signal detection results of the signal-side detection model

在均匀交变磁场激励下,信号消去方法的检测信号中包含激励磁场信号,粒子信号隐藏在其中。经采用迭代补偿方法获得的信号与粒子信号的理论值基本一致,相关性为0.8861。分别计算两种检测模型检测信号激励磁场耦合衰减和检测信号的信噪比,信噪比计算方法如式(17)<sup>[20]</sup>,计算结果如表2所示。

$$SNR_{\max} = S_{\max} / n_{pp} \quad (17)$$

式中: $S_{\max}$  是测量信号幅值最大值, $n_{pp}$  为信号谐波之和。

表2 磁性纳米粒子信号检测结果比较

Table 2 Signal detection results comparison of magnetic nanoparticles

检测模型	激励磁场耦合衰减/dB	未补偿信号信噪比	补偿后信号信噪比
单边检测模型	34	0.723	1.822
开放结构检测模型	32	1.161	1.645

在单边检测模型中,激励磁场耦合衰减34 dB,测量信号的信噪比是原有方法的2.5倍。在开放结构检测模型中,激励磁场耦合衰减32 dB,测量信号的信噪比是原有方法的1.5倍。平面梯度检测线圈结构可以完成开放式MPI粒子浓度检测,通过信号迭代补偿可以去除测量信号的剩余激励磁场耦合,提高了检测信号的信噪比。

## 3 实验设计及结果分析

### 3.1 磁性纳米粒子磁化信号检测实验系统

磁性纳米粒子磁化信号检测系统如图7所示,系统主要包括以下几个部分:磁性纳米粒子非线性磁化信号测量平台、信号发生器、功率放大器、粒子信号检测结构、信号差分放大器、NI数据采集卡。

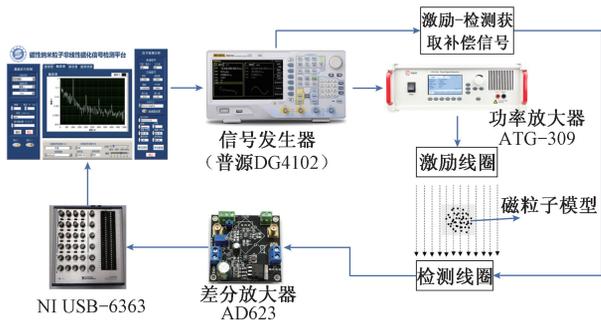


图 7 磁性粒子非线性磁化信号检测实验系统

Fig. 7 Experimental system for detecting nonlinear magnetized signal of magnetic particles

使用 LabVIEW 搭建磁性纳米粒子磁化信号检测,用分析平台控制信号发生器输出稳定的正弦信号波形,信号经功率放大器输出足够幅值的激励电流,驱动激励线圈产生足够粒子产生饱和磁化的激励磁场。在不含磁性纳米粒子的情况下,根据迭代补偿方法获取补偿信号,并储存在上位机软件平台内。之后,在检测区域内放入磁性纳米粒子,磁性纳米粒子在激励磁场作用下产生磁化信号,利用平面梯度线圈获取检测信号。检测信号与补偿信号经由差分放大器去除剩余激励信号后,信号经过数据采集卡传输至上位机测量平台。实验所用线圈尺寸和匝数与仿真一致,如表 1 所示。实验使用 USPIO-30 型号的超顺磁性氧化铁纳米粒子。

### 3.2 补偿信号的获取与分析

根据图 4 所示的补偿信号计算方法,获取补偿信号。每次扫描前先测量补偿信号,扫描时间可由软件设置。补偿信号测量完成后,利用三维模组将粒子样品模型移入检测区域进行磁性纳米粒子非线性磁化信号测量。图 8 为激励频率为 1 kHz 时,补偿信号迭代结果。

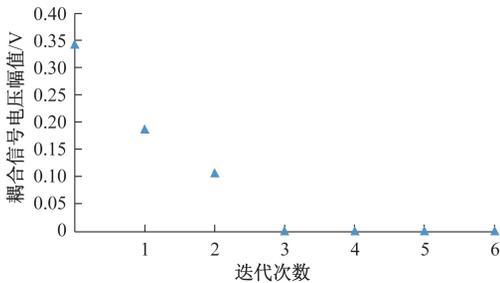


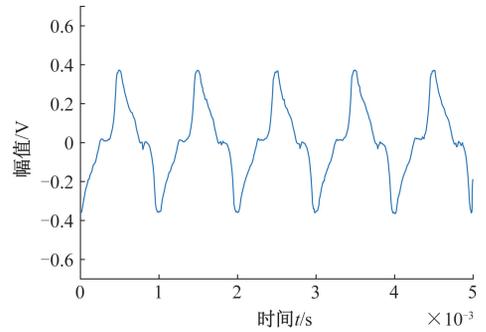
图 8 补偿信号迭代结果

Fig. 8 Iterative result of compensation signal

在 1 kHz 的激励频率下,对补偿信号进行 6 次迭代,每次检测取 5 次的平均值。补偿信号经过 3 次迭代后达到稳定。

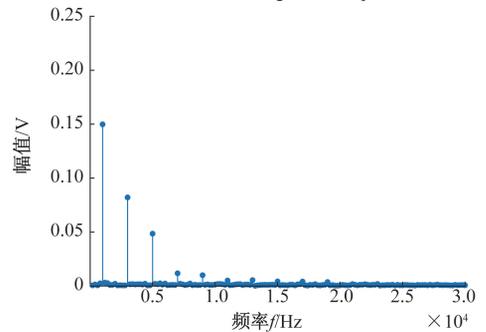
### 3.3 粒子信号频谱测量与分析

激励磁场频率为 1 kHz 时,0.2 mg 磁性纳米粒子的磁化信号检测结果如图 9 所示。



(a) 磁性纳米粒子信号时域

(a) Time domain signal of the particle



(b) 磁性纳米粒子信号时域

(b) Spectrum of particle signal

图 9 磁性纳米粒子磁化信号检测结果

Fig. 9 Detection results of magnetization signal of magnetic nanoparticles

由检测结果可知,采用迭代补偿的方式可以将粒子的非线性磁化信号从检测信号中分离出来,有效降低了激励磁场的干扰,获得了粒子的各次谐波信号,利用式(17)计算检测信号的信噪比。采用梯度检测线圈不进行信号补偿、滤波检测方法和信号迭代补偿方法的检测信号的信噪比计算结果如表 3 所示。

表 3 开放结构检测模型信号检测结果比较

Table 3 Comparison of signal detection results of open structure detection models

检测模型	信号消去方法信噪比	滤波方法信噪比	迭代补偿方法信噪比
仿真计算	1.161	1.255	1.645
实际测量	0.622	1.031	1.340

3 种信号检测方法信噪比的仿真计算结果与实际测量结果的基本一致,迭代补偿方法和滤波方法都可以去

除激励磁场对粒子信号的干扰,迭代补偿方法保留了粒子信号的基频信息,迭代补偿方法的信噪比是滤波方法的1.3倍。

### 3.4 磁粒子浓度与检测信号的关系

在 MPI 的应用当中,测量电压信号反应磁性纳米粒子浓度分布情况。为了深入研究各奇次谐波幅值与磁性粒子信号之间的关系,本文利用开放结构检测模型对于各奇次谐波幅值与磁性纳米粒子样品量之间的关系进行研究分析。测量不同体积的磁性纳米粒子样品的磁化信号,样品量为 0.1~0.2 mg,每 0.02 mg 测量样品磁化信号,激励频率为 1 kHz。

不同磁性纳米粒子样品量的 3、5、7、9 次谐波的多次测量结果如图 10 所示,可以清晰地看到,各次谐波的幅值随着谐波分解次数依次减小,但随着样品量的增加,各次谐波的幅值呈上升趋势。

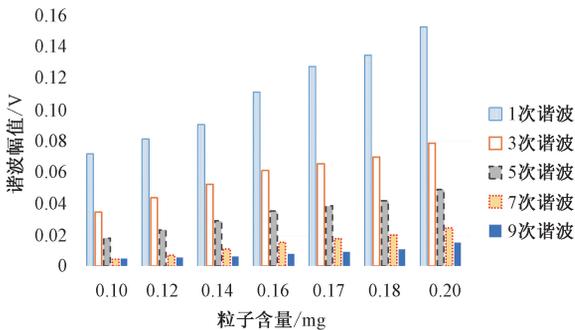
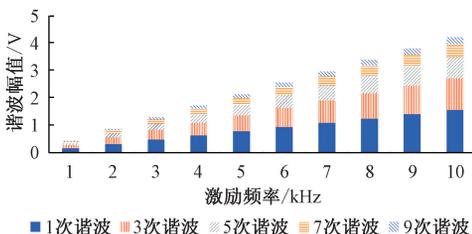


图 10 被测粒子体积与粒子信号谐波的关系

Fig. 10 The relation between volume of particle and harmonics of particle signal

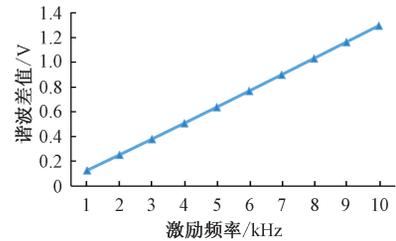
### 3.5 激励磁场频率与检测信号的关系

由粒子信号方程式(4)可知,粒子电压信号幅值与粒子磁化强度的变化率相关。因此,利用开放结构检测模型,测量不同激励频率下的粒子信号,激励磁场频率从 1~10 kHz 以 1 kHz 步长变化,磁性纳米粒子样品体积为 0.2 mg,粒子信号的各次谐波变化如图 11 所示。



(a) 不同激励频率下粒子谐波变化规律

(a) Harmonic variation of particles under different excitation frequencies



(b) 1次谐波与19次谐波之差随激励频率的变化规律  
(b) The variation of the first harmonic and the 19th harmonic with the excitation frequency

图 11 激励磁场频率对粒子信号谐波的影响

Fig. 11 Influence of excitation magnetic field frequency on particle signal harmonics

随着谐波次数的增加,粒子信号各次谐波的幅值逐渐降低,与理论分析结果相符。磁性纳米粒子在接收线圈中的感应电压与粒子磁化强度的变化率相关,随着激励磁场频率的增加,磁性纳米粒子信号谐波幅值逐渐增加。由图 11(b)可知,1 次和 19 次谐波幅值差取决于激励频率,幅值随着激励频率增加线性增加,线性相关系数为 0.98。因此增加激励频率有利于粒子信号的检测。

## 4 结 论

本文提出一种迭代补偿方法解决 MPI 信号检测中激励磁场耦合问题,设计平面梯度检测线圈去部分激励磁场耦合,通过迭代补偿的方法获取补偿信号去除剩余激励磁场耦合,获取粒子信号。仿真和实验结果表明,该方法可以解决 MPI 信号检测的激励磁场耦合问题,获取粒子的非线性磁化信号。该方法获得粒子信号的信噪比是原方法的 2.2 倍,与滤波方法相比信号信噪比提高到 1.3 倍。

## 参考文献

- [1] GLEICH B, WEIZENECKER J. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles [J]. Nature, 2005, 435(7046): 1214-1217.
- [2] DU Y, LAI P, LEUNG C, et al. Design of superparamagnetic nanoparticles for magnetic particle imaging (MPI) [J]. International Journal of Molecular Sciences, 2013, 14(9): 18682 - 18710.
- [3] GUTIERREZ L, LEONOR D L C, MOROS M, et al. Aggregation effects on the magnetic properties of iron oxide colloids [J]. Nanotechnology, 2019, 30(11): 112001.
- [4] ARSALANI S, GUIDELLI E J, ARAUJO J, et al. Green synthesis and surface modification of iron oxide

- nanoparticles with enhanced magnetization using natural rubber latex [J]. *ACS Sustainable Chemistry and Engineering*, 2018, 6(11): 13756-13765.
- [ 5 ] ARSALANI S, GUIDELLI E J, SILVEIRA M A, et al. Magnetic Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> nanoparticles coated by natural rubber latex as MRI contrast agent-ScienceDirect[J]. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 2019, 475: 458-464.
- [ 6 ] ARSALANI S, OLIVEIRA J, GUIDELLI E J, et al. Synthesis of radioluminescent iron oxide nanoparticles functionalized by anthracene for biomedical applications[J]. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2020, 602(8): 125105.
- [ 7 ] TALEBLOO N, GUDI M, ROBERTSON N, et al. Magnetic particle imaging: Current applications in biomedical research[J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2019, 51(6): 1659-1668.
- [ 8 ] 樊启高,唐袁袁,黄文涛,等. 基于磁场驱动的超顺磁性粒子微流传输建模与控制[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(8): 193-201.
- FAN Q G, TANG Y Y, HUANG W T, et al. Modeling and control of superparamagnetic particle microfluidic transport magnetic based on field driving [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(8): 193-201.
- [ 9 ] DIETRICH P, VOGEL P, KAMPF T, et al. Near real-time magnetic particle imaging for visual assessment of vascular stenosis in a phantom model [J]. *Physica Medica*, 2021, 81: 210-214.
- [ 10 ] GRAESER M, KNOPP T, GRÜTTNER M, et al. Analog signal processing for magnetic particle imaging [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(4): 042303.
- [ 11 ] LE T A, BUI M P, YOON J. Optimal design and implementation of a novel two-dimensional electromagnetic navigation system that allows focused heating of magnetic nanoparticles [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2021, 26(1): 551-562.
- [ 12 ] 刘洋洋,柯丽,杜强,等. 医用磁性纳米粒子非线性磁化谐波信号检测方法研究[J]. *生物医学工程杂志*, 2021, 38(1): 56-64.
- LIU Y Y, KE L, DU Q, et al. Detection method of nonlinear magnetized harmonic signal of medical magnetic nanoparticles [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2021, 38(1): 56-64.
- [ 13 ] KLUTH T, SZWARGULSKI P, KNOPP T. Towards accurate modeling of the multidimensional magnetic particle imaging physics [J]. *New Journal of Physics*, 2019, 21(10): 103032.
- [ 14 ] CHEN X J, HAN X, TANG X Y. Magnetic particle imaging reconstruction based on the least absolute shrinkage and selection operator regularization [J]. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 2021, 11(3): 703-711.
- [ 15 ] ASL H J, KIM M O, YOON J. Analysis of the linearity and shift invariance characteristics of the X-space magnetic particle imaging [J]. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 2016, 16(8): 8683-8686.
- [ 16 ] KURT S, MUSLU Y, SARITAS E U. Partial FOV center imaging (PCI): A robust X-space image reconstruction for magnetic particle imaging[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2020, 39(11): 3441-3450.
- [ 17 ] CHOI S M, JEONG J C, KIM J, et al. A novel three-dimensional magnetic particle imaging system based on the frequency mixing for the point-of-care diagnostics [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 11833.
- [ 18 ] BUI M P, LE T A, YOON J. Development of rat-scale magnetic particle spectroscopy for functional magnetic particle imaging[J]. *IEEE Magnetics Letters*, 2020, 11: 8100905.
- [ 19 ] GRAESER M, THIEBEN F, SZWARGULSKI P, et al. Human-sized magnetic particle imaging for brain applications [J]. *Nature Communications*, 2019, 10: 1936.
- [ 20 ] ZHI W T, HENSLEY D W, CHANDRASEKHARAN P, et al. Optimization of drive parameters for resolution, sensitivity and safety in magnetic particle imaging[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2020, 39(5): 1724-1734.
- [ 21 ] TAY Z W, HENSLEY D W, MA J, et al. Pulsed excitation in magnetic particle imaging [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2019, 38(10): 2389-2399.
- [ 22 ] TAY Z W, GOODWILL P W, HENSLEY D W, et al. A high-throughput, arbitrary-waveform, MPI spectrometer and relaxometer for comprehensive magnetic particle optimization and characterization[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6: 34180.
- [ 23 ] SCHULZ V, STRAUB M, MAHLKE M, et al. A field cancellation signal extraction method for magnetic particle

imaging [ J ]. IEEE Transactions on Magnetics, 2015, 51(2): 6501804.

- [24] PANTKE D, HOLLE N, MOGARKAR A, et al. Multifrequency magnetic particle imaging enabled by a combined passive and active drive field feed-through compensation approach [ J ]. Medical Physics, 2019, 46(9): 4077-4086.

- [25] 姜策,柯丽,杜强,等. 基于圆环磁体阵列的线型零磁场系统研究 [ J ]. 仪器仪表学报, 2021, 42(9): 192-201.

JIANG C, KE L, DU Q, et al. Research on the magnetic field-free line system based on ring magnet array [ J ]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(9): 192-201.

- [26] TOP C B, GUNGOR A. Tomographic field free line magnetic particle imaging with an open-sided scanner configuration [ J ]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2020, 39(12): 4164-4173.

- [27] PAGAN J, MCDONOUGH C, VO T, et al. Single-sided magnetic particle imaging device with field-free-line geometry for in vivo imaging applications [ J ]. IEEE Transactions on Magnetics, 2020, 57(2): 5300105.

## 作者简介



**祖婉妮**, 2012年于沈阳工业大学获得学士学位, 现为沈阳工业大学博士研究生, 主要研究方向为磁粒子成像。

E-mail: 1193136339@qq.com

**Zu Wannian** received her B. Sc. degree from Shenyang University of Technology in 2012. She is currently pursuing her Ph. D. degree at Shenyang University of Technology. Her main research interest is magnetic particle imaging.



**柯丽** (通信作者), 2000年获得长春理工大学学士学位, 2005年于中国科学院长春光学精密机械与物理研究所获得博士学位, 现为沈阳工业大学教授, 主要研究方向为生物电磁成像。

E-mail: keli@sut.edu.cn

**Ke Li** (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Changchun University of Science and Technology in 2000 and received her Ph. D. degree from Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences in 2005. She is currently a professor at Shenyang University of Technology. Her main research interest is bioelectromagnetic imaging.