

DOI: 10.13382/j.jemi.B2205104

磁纳米粒子成像中非线性磁化信号二次谐波 检测方法研究*

武明 杜强 柯丽 祖婉妮
(沈阳工业大学电气工程学院 沈阳 110870)

摘要:磁纳米粒子成像(magnetic particle imaging, MPI)中粒子信号的检测精度直接影响图像分辨率。针对MPI中磁纳米粒子信号强微弱、检测难的实际问题,提出一种基于二次谐波的磁纳米粒子非线性磁化信号检测方法。该方法采用交流磁场与直流偏置场耦合场作为激励磁场,增强磁纳米粒子检测信号能量。结合双平面梯度检测线圈,检测粒子信号的二次谐波信号,去除背景信号的干扰。通过仿真与检测实验证明基于二次谐波的磁纳米粒子信号检测方法的有效性。并对粒子实测数据处理结果表明,在交流激励场强和直流偏置场强的比值最优时,该方法获得粒子信号的信噪比是原有三次谐波检测方法的1.52倍,有效增强了粒子检测信号的信噪比。本文为MPI系统提供了一种更高精度的信号检测方法。

关键词:磁纳米粒子成像;耦合场;直流偏磁;二次谐波;信号检测

中图分类号: TH772 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 470.4017

Research on second harmonic detection method of nonlinear magnetization signal in magnetic nanoparticle imaging

Wu Ming Du Qiang Ke Li Zu Wanni
(School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China)

Abstract: The detection accuracy of particle signal in magnetic particle imaging (MPI) directly affects the image resolution. Aiming at the practical problems of strong and weak magnetic nanoparticle signal in MPI and the difficulty of detection, a nonlinear magnetization signal detection method of magnetic nanoparticle based on second harmonic was proposed. In this method, the coupling field of AC magnetic field and DC bias field is used as the excitation field to enhance the signal energy of magnetic nanoparticles detection. Combined with the two-plane gradient detection coil, the second harmonic signal of particle signal is detected and the interference of background signal is removed. Simulation and detection experiments show that the detection method of magnetic nanoparticles based on second harmonic is effective. When the ratio of AC excitation field intensity to DC bias field intensity is optimal, the signal-to-noise ratio of particle signal obtained by this method is 1.52 times that of the original third harmonic detection method, which effectively enhances the signal-to-noise ratio of particle detection signal. This paper provides a higher precision signal detection method for MPI system.

Keywords: magnetic nanoparticle imaging; coupling field; DC bias; second harmonic; signal detection

0 引言

磁纳米粒子(magnetic nanoparticles, MNPs)的磁信号可通过磁光、磁热、磁电等方法检测出来^[1],获得分析物的含量信息。与传统的光信号相比,磁信号具有穿透性,在生物组织中受到的阻碍以及噪声影响都较小^[2-3],并且可重复测量,减少样品的处理过程,缩短反应

时间,获得更加准确的定量结果^[2,4]。

磁纳米粒子成像(MPI)技术是一种检测超顺磁性氧化铁纳米粒子浓度空间分布的示踪方法,特异性捕获由磁纳米粒子标记的分析物。其作为新一代分子影像技术,具有三维成像、高时间分辨率、高空间分辨率、高灵敏度和安全的优点^[5-6]。在磁纳米粒子成像中,由于交流激励场对检测线圈的作用产生高强度的激励感应信号与粒子的基频感应信号混叠^[7-8],检测线圈中的信号是由激励

信号与粒子感应信号共同组成,激励信号比粒子基频信号要高出十几个数量级^[9-10],粒子信号湮没在激励信号中,无法检测到能量较大的基频信号,因此,在 MPI 系统中获取相对高质量可采集的粒子信号是磁纳米粒子检测系统中的重要工作^[11-12]。

磁纳米粒子成像采用交流激励磁场磁化磁纳米粒子,粒子产生磁化信号改变粒子周围磁场,外部接收线圈检测磁通量,磁通量变化反映人体内超顺磁性氧化铁纳米粒子感应磁场强度信号,进而实现空间浓度分布成像^[13]。目前,分离背景场基频信号与粒子基频信号的方法有采用相同参数的检测线圈与抵消线圈反向串联抵消部分的激励信号,但两个线圈的空间位置差异会造成部分粒子信号的缺失^[14-15];德国研究所采用有源与无源滤波方法对检测信号进行处理,滤除背景场基频信号与粒子基频信号,但利用高次谐波计算粒子基频信号强度进行信号补偿,结果存在误差^[16];日本研究所采用数模转换器补偿差分的方式进行粒子基频信号的补偿,补偿的基频信号是多次测量的背景场基频信号的平均值,保证了粒子信号的完整性,在信号信噪比方面有着明显的优势,但单次测量前需多次检测背景场域信息,步骤繁琐,相对计算量大^[17-18]。因此, MPI 技术的首要难点是获取并分离出相对精度高、信噪比高的粒子信号。

基于以上技术背景,本文在对交变磁场与直流偏置场耦合场激发磁纳米粒子产生偶次谐波信号的过程进行分析,研究基于二次谐波检测磁纳米粒子信号的优势。结合双平面梯度检测线圈中感应磁通量的变化反映粒子磁化响应,并对磁粒子磁化强度的导数 M 与交流磁场和直流偏置场的相关性进行验证。

1 磁纳米粒子的非线性磁化特性

MPI 技术利用磁纳米粒子的非线性磁化特性进行空间分布示踪。直径小于临界直径的磁纳米粒子表现出超顺磁性,由于布朗运动,这种磁粒子的磁矩不再受热扰动的干扰,磁性粒子的原始磁矩方向是随机分布的,并且整体磁粒子的平均磁矩会变为 0^[19]。在外部磁场的作用下,磁纳米粒子会被磁化并且它们的磁矩会趋于或沿外部磁场的磁力线方向对齐,如图 1 所示。随着外部交变磁场变化,粒子会不断地改变方向,宏观表现为粒子的旋转。粒子在不停旋转中改变周围磁场的磁力线分布^[20],若在粒子周围添加一个多匝接收线圈,便可通过粒子周围不停变化的磁场来拾取到粒子信号^[21]。

在外加磁场的作用下,磁纳米粒子的磁矩方向会随着磁场的方向而改变,超顺磁性 MNPs 产生的磁响应应用下面 Langevin 函数来描述:

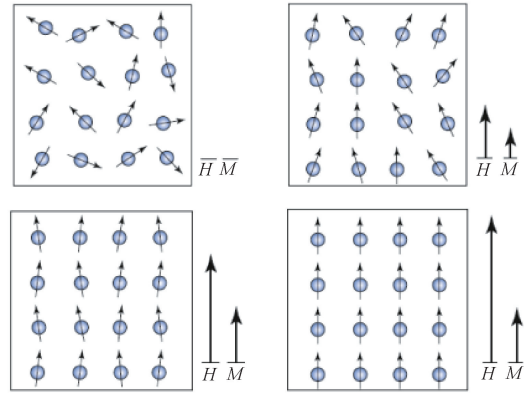


图 1 磁纳米粒子磁矩随外部磁场场强的变化

Fig. 1 Variation of magnetic moment of magnetic nanoparticles with external magnetic field strength

$$M(\mu_0 H(t)) = M_s \cdot \mathcal{L}\left(\frac{m_0 \mu_0 H(t)}{k_B T}\right) \quad (1)$$

其中,郎之万函数表示为:

$$\mathcal{L}(x) = \coth(x) - \frac{1}{x} \quad (2)$$

因此,磁纳米粒子的平均磁化响应可表示为:

$$\frac{\langle m \rangle}{m} = \mathcal{L}\left(\frac{mH}{k_B T}\right) = \coth\left(\frac{mH}{k_B T}\right) - \frac{k_B T}{mH} \quad (3)$$

式中: μ_0 为真空磁导率, m_0 为磁纳米粒子的粒子数, $\langle m \rangle$ 为外加磁场方向的磁粒子平均磁矩, m 为磁纳米粒子的总磁矩, H 为外加磁场场强, T 为绝对温度, k_B 为玻尔兹曼常数。

2 磁粒子非线性磁化信号的二次谐波检测方法

2.1 磁纳米粒子磁化信号二次谐波分析

随着外加磁场强度 H 的变化,磁纳米粒子会产生磁化响应,磁化信号 M 与外加磁场强度 H 的关系由式(1)表示,磁粒子的 $M-H$ 特性分为线性区和饱和区,线性区与饱和区在当 $H=H_k$ 处拐点分开,此点称为场拐点(field knee point, FKP),外部磁场场强为 0 的空间点称为零场点(free field point, FFP),如图 2 所示。当施加交流激励磁场 H_{ac} 和附加直流偏置磁场 $H_{dc}=H_k$ 时,由于 $M-H$ 特性的非线性,磁粒子磁化响应达到最大值,磁化信号 M_k 值表示激励场强度 H_k 时的饱和磁化强度。

$$M(\omega t) = \begin{cases} -M_k, & (H_{ac} \sin(\omega t) + H_{dc} \leq -H_k) \\ \frac{M_k}{H_k} \times H_{ac} \sin(\omega t), & (-H_k < (H_{ac} \sin(\omega t) + H_{dc}) < H_k) \\ M_k, & (H_k \leq (H_{ac} \sin(\omega t) + H_{dc})) \end{cases} \quad (4)$$

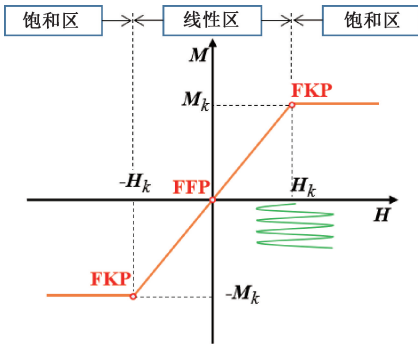


图2 磁粒子磁化信号随外部磁场场强变化特性

Fig. 2 Variation characteristics of magnetization signal of magnetic particles with external magnetic field strength

在交变磁场的基础上,加入直流偏置场,外加磁场 H 等于激励场与直流偏置场的总和:

$$H = \sqrt{2} H_{AC} \cos(\omega t) + H_{DC} \quad (5)$$

代入到 Langevin 函数中:

$$\frac{\langle m \rangle}{m} = \coth \left[\frac{\sqrt{2} H_{AC} \cos(\omega t) + H_{DC}}{k_B T/m} \right] - \frac{\sqrt{2} H_{AC} \cos(\omega t) + H_{DC}}{k_B T/m} \quad (6)$$

将其展开为傅里叶级数,分解成 K 次谐波粒子信号:

$$\frac{\langle m \rangle_k}{m} = 2\omega \int_0^{1/\omega} \mathcal{L} \left(\frac{\sqrt{2} H_{AC} \cos(\omega t) + H_{DC}}{k_B T/m} \right) \cos(k\omega t) dt \quad (7)$$

考虑系统磁场分布,第 K 次谐波信号的磁化强度为:

$$M_k = \frac{1}{\mu_0 V_T} \sum_i n_i m_i^2 \frac{\langle m \rangle_{ki}}{m_i} \Delta m_i \quad (8)$$

超顺磁性 MNP_s 产生的磁化响应各次谐波强度可由式(8)的展开式(9)来描述,此时,粒子受到直流偏置场的作用,产生偶次谐波:

$$M(t) \approx \frac{M_s}{3} \frac{m_0 \mu_0 H(t)}{k_B T} - \frac{M_s}{45} \left(\frac{m_0 \mu_0}{k_B T} \right)^3 H^3(t) + \dots = \frac{M_s}{3} \frac{m_0 \mu_0}{k_B T} A_1 \cos(2\pi f_1 t) + \dots + \frac{M_s}{60} \left(\frac{m_0 \mu_0}{k_B T} \right)^3 A_1 A_2^2 \sin(4\pi f_1 t) + \dots \quad (9)$$

由式(9)推导出,复合直流偏置场能够让粒子信号谐波能量变强,粒子信号能量多集中在二次谐波的频率上,三次谐波的粒子信号能量仅能达到粒子基频谐波信号的 60%~70%,二次谐波的粒子信号能量能达到粒子基频谐波信号的 77%~89%,避免激励信号干扰又能相对于增大可利用的谐波信号。同时,改变直流偏置场的场强大小调节二次谐波的能量大小。若利用粒子的二次谐波进行空间分布重建,可有效避免背景信号干扰、粒子

信号难分离的困难,还可提高粒子数据的成像速度。

纳米粒子磁化强度信号与浓度成比例,信号的强弱直接反映在空间坐标 r 上的浓度 $c(r)$ 。此外,空间内粒子浓度还可描述为:

$$c(r) = \lim_{\Delta V \rightarrow 0} \frac{n(r)}{\Delta V} \quad (10)$$

其中, $n(r)$ 表示体积 V 中的粒子数。磁纳米粒子磁化强度信号总磁化强度 $\mathbf{M}$ 与纳米粒子浓度之间关系为:

$$\mathbf{M}(r, t) = \tilde{\mathbf{M}}(r, t) c(r, t) \quad (11)$$

利用系统矩阵 $\tilde{\mathbf{M}}(r, t)$ 和对应的空间位置的磁化响应可获得被测物检测平面内所有粒子浓度分布,进而获得携带磁纳米粒子被测物的特性图像。

2.2 基于直流偏置场与交流磁场的耦合激励磁场

激励-检测部分作为 MPI 系统中信号检测的核心结构,由多种磁场的叠加形成耦合场激发磁纳米粒子,主要包括交流激励磁场部分、直流偏置场部分,完成对磁纳米粒子信号接收部件的设计。本研究是施加耦合场检测粒子二次谐波信号,避免激励信号对粒子基频信号的湮灭,基于二次谐波检测磁纳米粒子激励-检测系统结构以及线圈电流方向如图 3 所示。

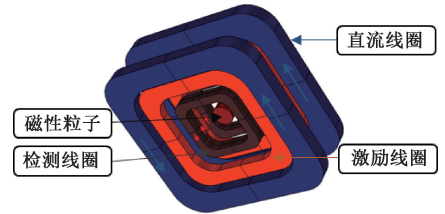


图3 基于二次谐波的激励-检测系统结构

Fig. 3 Structure diagram of harmonic detection system based on different

磁纳米粒子在正弦交变磁场激励下易产生非线性的磁化响应,利用特定频率和足够高振幅的正弦交变磁场激发粒子。交流磁场激励时,粒子磁化的能量由交流磁场提供;直流偏置场与交流磁场耦合激励时,粒子磁化的能量由耦合磁场提供。检测区域内的粒子信号强度取决于激励磁场的强度,两种不同激励的磁通密度反映磁场强度,如图 4 所示,图 4(a) 为交流激励磁场的磁通密度模,图 4(b) 为直流偏置场与交流磁场的耦合磁场的磁通密度模。使用两种磁场耦合能相对提高粒子运动的能量,增强粒子信号强度。

在 y 轴方向加入一对通入直流电的亥姆霍兹线圈,接收线圈接收由激发的磁纳米粒子改变的周围磁场变化,通过法拉第电磁感应可将磁场变化转变成电压变化,连续的电压信号反映粒子所产生的非线性磁化响应,非线性磁纳米粒子随时间变化的磁化响应通过快速傅里叶

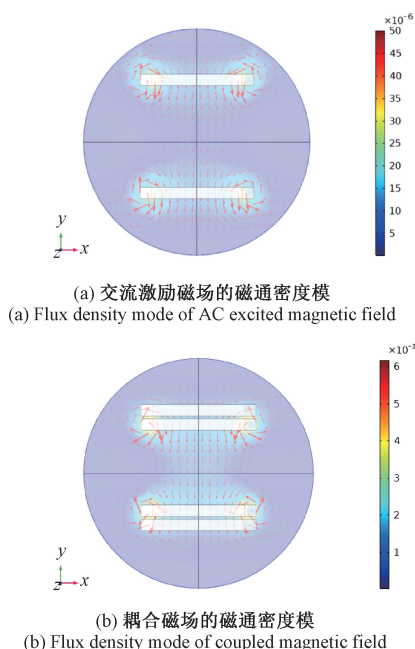


图4 交流激励磁场与耦合磁场的磁通密度模对比

Fig. 4 Comparison of flux density modes of AC excited magnetic field and coupled magnetic field

变换之后,包含粒子磁化响应信号中各次谐波信号,提取粒子磁化信号中二次谐波信号,进行傅里叶反变换得到粒子二次谐波的时域信号,由时域信号强弱反映粒子空间浓度,进而实现空间分布成像。

由铜丝缠绕的直流偏置场和激励磁场共同激发磁纳米粒子。在两路线圈中会存在感应信号,此时,需在直流驱动器中加入一个低通滤波器线圈电路,滤波器的截止频率应尽可能低,以便截止交流感应,串联在直流电源和直流驱动线圈之间以保护直流电流源免受高频磁场感应而损坏的危险。

2.3 双平面梯度检测线圈

信号采集装置采用双平面梯度检测线圈,中心平面的粒子信号衰减特别快,在靠近粒子的一个检测线圈中会接收到粒子衰减的差值,再通过与较远处的空间激励感应值做差,可获得纯净的粒子信号。双平面梯度检测线圈原理如图5所示,在外加激励磁场作用下产生感应磁化信号,接收线圈接收粒子的磁化信号。其中,线圈1感应到激励磁场的信号 u_1 ,线圈2感应到粒子信号 u_c 与激励磁场的叠加信号 u_2 ,当线圈2与线圈1差分信号为:

$$u = u_2 - u_1 + u_c \quad (12)$$

线圈3感应到粒子信号 u_c 与激励磁场的叠加信号 u_3 ,线圈4感应到激励磁场的信号 u_4 ,当线圈3与线圈4差分信号为:

$$u = u_3 - u_4 + u_c \quad (13)$$

由于线圈1与线圈2之间的距离等于线圈3与线圈

4之间的距离,那么:

$$\Delta u = u_3 - u_4 = u_1 - u_2 \quad (14)$$

将两路差分信号相加后,得到检测信号为:

$$u = 2u_c \quad (15)$$

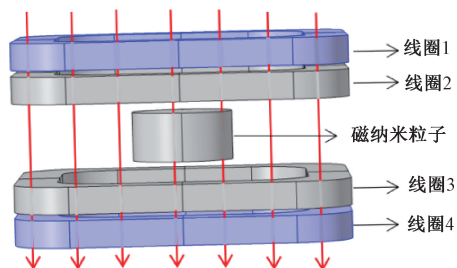


图5 双平面梯度检测线圈原理

Fig. 5 Double layer detection coil

利用双平面梯度检测线圈是单平面梯度检测线圈粒子信号的2倍,并且通过差分两对检测线圈梯度衰减的干扰信号方式消除每对检测线圈中背景信号由于空间位置的干扰。其中,每对检测线圈要求等间距且对称放置,并在检测线圈后加入差分放大电路、二阶高通电路、二阶低通电路和50 Hz陷波电路,如图6所示。

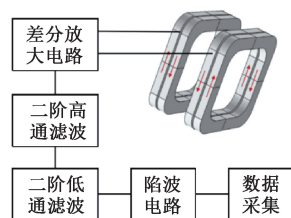


图6 信号采集装置

Fig. 6 Signal acquisition device

双层检测线圈实现磁粒子磁化信号转化为电压信号,加入放大电路对共模干扰具有较强的抑制作用,两路差模信号进入放大器,放大倍数可调,衰减杂波信号,获取较纯净的磁粒子信号。

2.4 磁纳米粒子信号检测系统

磁纳米粒子的信号采集功能由硬件系统与软件处理实现,硬件系统包含交流电流源、直流电流源、功率放大器、动态激励线圈、直流偏置场线圈与接收线圈处理电路组成,磁纳米粒子信号检测系统硬件系统如图7所示。功率放大器提供交流激励源作用于激励线圈,直流电流源作用于直流偏置线圈,电源与线圈系统之间需要加入无源滤波器,避免检测系统中交流电源的谐波分量影响信号检测精度,并且消除交流激励线圈对直流偏置线圈的耦合干扰。

实验线圈由铜线材质缠绕,交流激励线圈基于亥姆霍兹线圈结构设计,直流偏置线圈是由直流线圈和交流

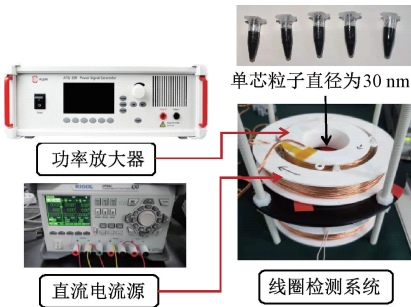


图 7 磁纳米粒子信号检测系统硬件系统

Fig. 7 Hardware system of magnetic nanoparticle signal detection system

滤波器构成。检测线圈包括接收线圈与抵消线圈,抵消线圈反向串联在接收线圈上。系统中线圈参数如表 1 所示。

表 1 线圈参数

Table 1 Coil parameters

线圈名称	匝数/匝	内径/mm	外径/mm
激励线圈	150	33	67
直流偏置线圈	150	69	100
接收线圈	100	15	18
抵消线圈	100	15	18

实验包括基于三次谐波信号检测粒子信号和基于二次谐波检测粒子信号两个部分,基于三次谐波信号检测粒子信号的实验中,激励线圈通入强度 5 A,频率为 100 Hz 的交流电流。基于二次谐波信号检测粒子信号的实验中,激励线圈通入强度 5 A,频率为 100 Hz 的交流电流,直流线圈通入强度为 2.5 A 的直流电流。两次实验的交流激励线圈电流相同,分别采集在未施加直流偏置场及施加直流偏置场时测量系统的两组磁粒子信号的时域信号以及频域信号,分析两组实验中三次谐波与二次谐波能量的强度比。

3 实验与结果分析

3.1 磁纳米粒子谐波信号检测实验与结果

单芯粒子直径为 30 nm 的磁纳米粒子受到动态激励线圈构建的交变磁场影响,粒子磁矩方向随着磁场方向不断改变,粒子附近磁场强度不断改变,通过接收线圈系统分别对未复合直流激励场和复合直流激励场中的不停翻转的粒子进行信号拾取,采集到的数据如图 8 所示。其中,图 8(a)为未复合直流偏置场下接收线圈的粒子时域信号与图 8(b)为未复合直流偏置场下接收线圈的粒子频域信号,图 8(c)为复合直流偏置场下接收线圈的粒子时域信号,图 8(d)为复合直流偏置场下接收线圈的粒

子频域信号。两组信号中检测线圈中仍存在交流激励场感应的基频信号,在两组信号的时域信号中信号强度存在差异,施加直流偏置场粒子的时域信号强度增强;在两组信号的频域信号中三次谐波与二次谐波的能量值存在差异,三次谐波的能量值能达到 0.005 56,二次谐波的能量值能达到 0.008 247,相比之下,能量较强的二次谐波信号更有利于信号接收。

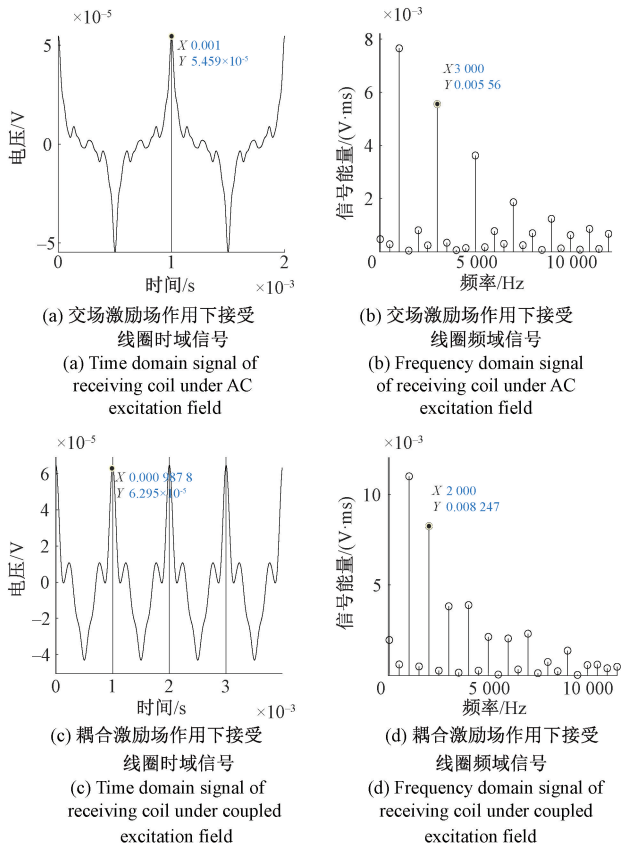


图 8 两组实验接收线圈时域信号与频域信号

Fig. 8 Two groups of experimental receiving coil time domain signals and frequency domain signals

在实验结果中检测粒子信号经快速傅里叶变换到频域信息并滤除奇频信号,通过傅里叶反变换得到的粒子二次谐波的时域信号如图 9 所示。

在设计磁粒子信号检测系统中,利用 SR560 低噪声差分放大器放大后清晰地获得毫伏级的粒子信号,满足空间浓度成像的需求。

3.2 基于二次谐波的磁纳米粒子信号检测结果分析

当激励信号的场强 H_{ac} 小于 $2 H_k$,此时粒子信号的二次谐波比任何其他谐波都强,包括三次谐波。若 H_{ac} 的振幅非常大,当直流偏置场与交流激励场场强比值变化时,二次谐波的强度也会随着变化。在理论计算中,当交流激励驱动电流为 $I_{ac} = \sin(2\pi ft)$ A, ($f = 100$ Hz),粒

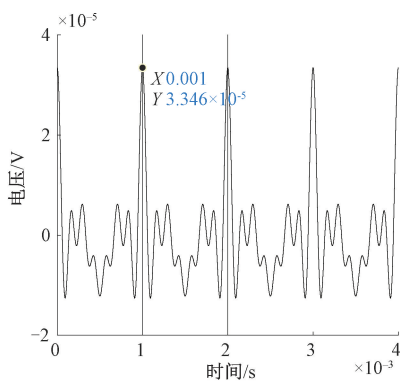


图 9 MPI 系统下测得粒子的二次谐波信号
Fig. 9 MPI system measured second harmonic signal of particles

子磁化响应中二次谐波、三次谐波强度随着直流偏置场场强变化,如图 10 所示。

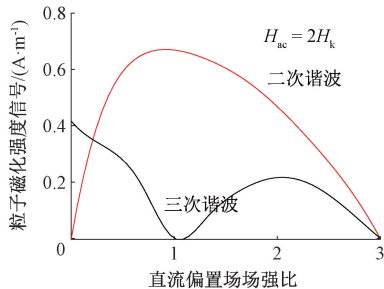


图 10 磁纳米粒子谐波随直流偏置场场强的强度变化
Fig. 10 Variation of harmonic intensity of magnetic nanoparticles with DC bias field strength

利用二次谐波响应的优点是施加小场强的交流激励磁场不足以激发粒子产生非线性磁化效应,复合直流偏置场为粒子的运动提供能量,接收线圈能获得强度较高的粒子响应。只使用激励磁场磁化粒子检测粒子信号的三次谐波时,激励磁场场强 H_{ac} 的振幅必须大于阈值水平,通过复合直流偏置场、降低交流磁场场强来增强耦合场场强,增强中心平面的磁通密度模,如图 11 所示,为获得更高信噪比的粒子信号提供能量,提高磁粒子信号强度。

实验中当固定激励磁场场强时,通过改变直流偏置场场强,从理论推导中得出当直流偏置场场强约为激励磁场场强的 1/2 时,得到粒子最大的二次谐波能量,如图 12 所示,此时,二次谐波强度较三次谐波提高 1.52 倍左右。

激励线圈与直流偏置线圈的匝数、线径相同时产生的磁场强度与通入的电流成比例,当直流偏置场场强约为激励磁场场强的 1/2 时,直流偏置场通入电流强度约等于激励磁场通入电流强度 5 A 的 1/2,测量实验中激励线圈与直流偏置线圈存在空间误差,利用同一浓度同一

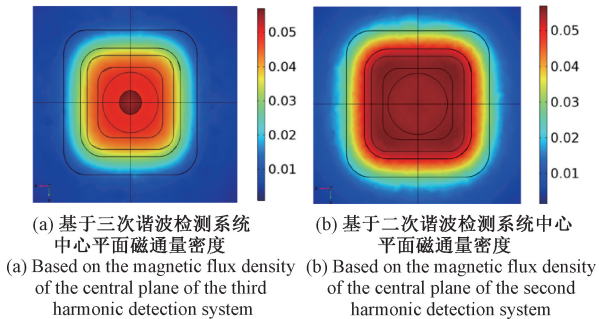


图 11 不同系统中心平面磁通量密度

Fig. 11 Magnetic flux density in the central plane of different systems

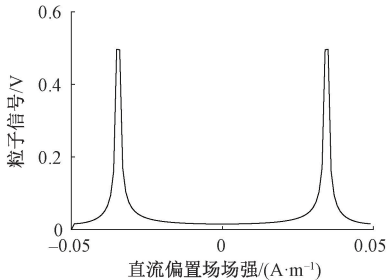


图 12 磁纳米粒子在直流场作用下的时域信号
随直流场强的二次谐波强度变化
Fig. 12 The time-domain signal of magnetic nanoparticles under DC field changes with the second harmonic intensity of DC field strength

粒径的粒子测量不同直流偏置场电流值下的磁粒子信号二次谐波信号,确定直流偏置场与交流磁场耦合时二次谐波最大化的交直流场特定比例关系,当直流偏置线圈通入电流为 2.8 A 时获得最大的二次谐波信号,如图 13 所示。

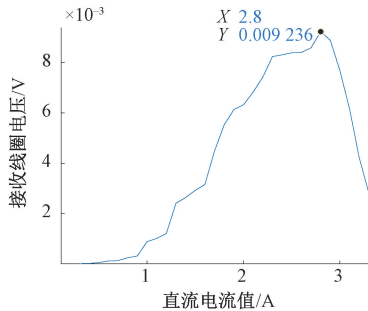


图 13 接收线圈二次谐波信号随直流偏置场电流值的强度变化

Fig. 13 Variation of second harmonic signal of receiving coil with DC bias field current value

实验过程增加一组直流线圈与激励线圈耦合增加耦

合干扰,当直流场强较小时,磁粒子的二次谐波信号受耦合场线圈干扰而较小,但随着直流场强的增加粒子谐波信号增强的同时,多场耦合信号对粒子的影响越小。磁纳米粒子信号检测系统相对于 MPI 系统缺少静态选择场,磁纳米粒子信号检测系统应用于 MPI 系统中,多场耦合线圈的干扰对粒子的信号的影响较小。

4 结 论

本文提出一种基于二次谐波的磁纳米粒子信号检测方法提高 MPI 系统中粒子信号的能量,将交流磁场与直流偏置场叠加作为激励磁场,减少检测线圈中背景场基频信号的耦合,获取粒子的二次谐波信号设计双平面梯度检测线圈,增强检测电路粒子信号强度。理论分析与实验结果表明,本文提出的基于二次谐波的磁纳米粒子信号检测方法可增强检测电路中粒子信号强度。在直流偏置场强等于 $1/2$ 交流激励场强时,基于二次谐波检测的磁粒子信号提高了 1.52 倍的信噪比,为开放式 MPI 扫描仪提供了一种更高精度的、可应用于 MPI 系统的磁粒子检测方法。

参考文献

- [1] GLEICH B, WEIZENECKER R. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles[J]. Nature, 2005, 435(7046):1214-1217.
- [2] 刘洋洋,杜强,柯丽,等. 磁性粒子成像线型零磁场设计及性能分析[J]. 电工技术学报, 2020, 35(10): 2088-2097.
- LIU Y Y, DU Q, KE L, et al. Design and analysis of magnetic field-free line in magnetic particle imaging[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2020, 35(10): 2088-2097.
- [3] GOODWILL P W, LU K, ZHENG B, et al. An x-space magnetic particle imaging scanner [J]. Review of Scientific Instruments, 2012, 83(3):1214.
- [4] 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 magnetic field-free line system based on ring magnet array [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(9): 192-201.
- [5] 祖婉妮,柯丽,杜强,等. 开放式磁性纳米粒子断层成像线型旋转零磁场设计[J]. 电工技术学报, 2020, 35(19): 4161-4170.
- ZU W N, KE L, DU Q, et al. Electronically rotated field-free line generation for open bore magnetic particle tomography imaging [J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2020, 35(19): 4161-4170.
- [6] GOODWILL P W, KONKLE J J, BO Z, et al. Projection x-space magnetic particle imaging. [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2011, 30(9): 1581-1590.
- [7] YOSHIDA T, OGAWA K, TSUBAKI T, et al. Detection of magnetic nanoparticles using the second-harmonic signal [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2011, 47(10):2863-2866.
- [8] TANAKA S, MURATA H, OISHI T, et al. 2D magnetic nanoparticle imaging using magnetization response second harmonic [J]. Journal of Magnetism & Magnetic Materials, 2015, 383(7):170-174.
- [9] TANAKA S, MURATA H, OISHI T, et al. Imaging of magnetic nanoparticles using a second harmonic of magnetization with DC bias field[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2015, 51(2): 1-4.
- [10] THOMAS M, WEINMANN A. Model based reconstruction for magnetic particle imaging in 2D and 3D[J]. Inverse Problems & Imaging, 2017, 10(4):1087-1110.
- [11] LAU S, EISENMANN D, PETERS F E. Development of an image analysis protocol to define noise in wet magnetic particle inspection [J]. International Journal of Metalcasting, 2021, 4:1-9.
- [12] 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.
- [13] BUI M P, LE T A, YOON J. A magnetic particle imaging-based navigation platform for magnetic nanoparticles using interactive manipulation of a virtual field free point to ensure targeted drug delivery[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2020, 68(12): 12493-12503.
- [14] OISHI T, YI Z, TANAKA S, et al. Magnetic particle imaging using second-harmonic response of magnetization[J]. Sensors and Materials, 2015, 27(10):1045-1052.
- [15] TANAKA S, SUZUKI T, KOBAYASHI K, et al. Analysis of magnetic nanoparticles using second harmonic responses [J]. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 2016, 440(10):189-191.
- [16] SAARI M M, LAH N, SAKAI K, et al. Harmonics distribution of iron oxide nanoparticles solutions under diamagnetic background [J]. Journal of Magnetism & Magnetic Materials, 2018, 452(4):145-152.
- [17] BO Z, GOODWILL P W, DIXIT N, et al. Optimal broadband noise matching to inductive sensors: Application to magnetic particle imaging [J]. IEEE

Transactions on Biomedical Circuits & Systems, 2017, 11(5):1041-1052.

- [18] FOCK J, BALCERIS C, COSTO R, et al. Field-dependent dynamic responses from dilute magnetic nanoparticle dispersions[J]. Nanoscale, 2017, 10(4): 2052-2066.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.

作者简介



武明, 2019年于沈阳工业大学获得学士学位, 现为沈阳工业大学硕士研究生, 主要研究方向为磁粒子成像信号检测与处理。

E-mail: Damon_Karl@126.com

Wu Ming received his B. Sc. degree from Shenyang University of Technology in 2019. He is a M.Sc. candidate in the School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology. His main research interests include magnetic particle imaging signal detection and processing.



杜强 (通信作者), 2013年于沈阳工业大学获得博士学位, 现为沈阳工业大学电气工程学院讲师, 主要研究方向为生物电磁成像、人体电信号检测与分析。

E-mail: duqiang@sut.edu.cn

Du Qiang (Corresponding author)

received his Ph. D. degree in 2013 from Shenyang University of Technology. Now he is a lecturer at the College of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology. His main research interests include bio-electromagnetic imaging, human electrical signal detection and analysis.



柯丽, 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 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 includes bio-electromagnetic imaging.



祖婉妮, 2016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 Wann received her B. Sc. degree from Shenyang University of Technology in 2016. She is currently a Ph. D. candidate in the School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology. Her main research interest includes magnetic particle imaging.