

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2007270

基于梯度强化的微机器人磁场驱动建模研究^{*}

樊启高, 赵正青, 谢林柏, 黄文涛, 朱一昕

(江南大学物联网工程学院 无锡 214122)

摘要: 磁场驱动技术在微机器人操作领域已成为当前的研究热点。设计了一种梯度增强型磁场驱动系统, 首先建立铁芯末端模型并设计末端形状, 利用有限元法优化铁芯线圈参数以达到磁感应强度、磁场梯度、磁场均匀性和工作空间等系统指标要求; 其次对所设计的磁驱系统进行 ANSYS 仿真和实验测试, 得出该磁驱系统工作空间中心的最大磁感应强度为 73.93 mT, 工作空间中心的最大磁场梯度为 8.68 T/m, 与其他文献研究的梯度磁场驱动系统进行比较, 性能提升明显。同时对所设计的新型磁驱系统进行运动控制实验分析, 结果表明该系统能够在不同环境下对磁珠进行位置闭环控制, 在不同粘度的硅油环境下驱动磁珠按预定轨迹运动的平均误差最大为 0.066 mm, 均方根误差最大为 0.078 mm。

关键词: 磁驱系统; 参数优化; 有限元法; 闭环控制

中图分类号: TH122 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.8

Research on magnetic field drive modeling of micro robot based on gradient intensification

Fan Qigao, Zhao Zhengqing, Xie Linbai, Huang Wentao, Zhu Yixin

(School of Internet of things Engineering, Jiangnan University, Wuxi 214122, China)

Abstract: Magnetic field drive technology has become current research hotspot in the field of micro-robot operation. A gradient-enhanced magnetic field drive system is designed. Firstly, the iron core end model was established, the end shape was designed, and finite element method was used to optimize the iron core coil parameters to meet the system index requirements, such as magnetic induction intensity, magnetic field gradient, magnetic field uniformity and working space. Secondly, the designed magnetic drive system was simulated with ANSYS and tested in experiment. It is concluded that the maximum magnetic induction intensity at the working space center of the magnetic drive system is 73.93 mT, the maximum magnetic field gradient at the working space center is 8.68 T/m. Compared with the gradient magnetic field drive system studied in other literatures, the performance has improved significantly. At the same time, the motion control experiment analysis on the designed new magnetic drive system was conducted. The results show that the system can perform closed-loop position control of the magnetic beads under different environments. The average error for driving the magnetic beads moving along the predetermined trajectories under the silicone oil environment with different viscosity is 0.066 mm at most, and the maximum root mean square error is 0.078 mm.

Keywords: magnetic drive system; parameter optimization; finite element method; closed-loop control

0 引言

目前,微机器人操作在精密医学及生命科学领域引起广泛关注。微机器人广泛应用于体内微创手术^[1-6],包括血栓疏通、靶向药物输送、近距离放射治疗和热疗等。

微机器人还可介入人体内的某些部位,包括循环系统,泌尿系统和中枢神经系统,比如在胶囊内窥镜^[7]、眼科手术^[8]、心血管介入手术^[9]的应用。

微机器人的驱动系统设计至关重要,决定其操控性能。目前微机器人驱动系统主要包括声驱动、光驱动、压电驱动、热驱动、电渗透力驱动等。由于超声波^[10-11]通过

收稿日期:2020-12-20 Received Date: 2020-12-20

^{*} 基金项目:国家自然科学基金(51807079)、江苏省自然科学基金(BK20200623)、江苏省“六大人才高峰”高层次人才项目(GDZB-138)资助

肌肉和组织传输后,形成的能量集中区分散,对微型机器人的驱动带来困难,造成精度难以保证。如采用光驱动进行微机器人操作^[12-13],由于深部组织吸收和折射光,使光束难以会聚,光镊仅用于深度为60~100 μm的皮下血管。此外,使用电场或流场驱动方法容易造成被控对象损伤,且很难在封闭环境中实施^[14]。与上述方法相比,电磁驱动^[15-18]存在对人体的无损伤、非接触和精准控制等优势,具有重要的研究价值。

目前,磁驱动系统通常采用永磁体、空芯线圈或铁芯线圈3种基础结构。永磁体能够产生较大磁感应强度和磁场梯度,但存在剩磁、磁场不能轻易关闭等问题。空芯线圈主要有赫姆霍兹线圈和麦克斯韦线圈两种^[19],可以产生均匀的旋转磁场和梯度磁场,便于建模和控制,但磁场大小和工作空间通常比较小。铁芯线圈可产生梯度磁场直接驱动微机器人运动^[20-22],虽然该方法不需要特殊的微机器人结构设计,但是在复杂环境中驱动微机器人需要较强的磁场梯度。

本文设计了一种梯形状电磁线圈铁芯末端,优化线圈参数使磁驱系统在获得较大磁感应强度和磁场梯度的同时,获得较大工作空间和良好磁场均匀性。对该磁驱系统进行ANSYS仿真和实验测试,结果表明磁驱系统工作空间中心的最大磁感应和最大磁场梯度提升显著,同时在不同粘度的硅油环境下能够实现磁珠复杂轨迹的运动控制。

1 铁芯线圈结构参数设计优化

1.1 铁芯线圈结构设计

首先需要设计铁芯末端结构参数,将梯度大小作为优化目标量。铁芯末端模型可以表示为:

$$\max B'(X, L) \quad (1)$$

表示铁芯末端生成的磁场梯度,末端的长为 X , L 表示铁芯末端中心点到对应位置沿末端法线的距离。

假设在笛卡尔坐标系原点处存在磁偶极子,磁偶极矩为 $\mathbf{m}$,则位置向量 $\mathbf{r}$ 的磁偶极电势为:

$$A(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi r^2} \frac{\mathbf{m} \cdot \mathbf{r}}{r} \quad (2)$$

该磁偶极子在位置 $\mathbf{r}$ 处产生的磁场为:

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \nabla \times \mathbf{A}(\mathbf{r}) \quad (3)$$

将式(2)代入式(3)得:

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi r^3} \left(\frac{3\mathbf{r}(\mathbf{m} \cdot \mathbf{r})}{r^2} - \mathbf{m} \right) \quad (4)$$

$\mathbf{B}(\mathbf{r})$ 可以投影到磁偶极子的法向上,表示为:

$$B_n(\mathbf{r}) = \|\mathbf{m}\| \frac{\mu_0}{4\pi r^2} (3\cos^2\theta - 1) \quad (5)$$

式中: μ_0 是真空磁导率,大小为 $4\pi \times 10^{-7} \text{ N/A}^2$, θ 为磁极法向与位置矢量 $\mathbf{r}$ 之间的夹角,下标 n 为磁芯法向线选取点的索引。将 $r = \sqrt{a^2 + L^2}$ 代入 $\cos\theta = L/r$,代入到式(5)得:

$$B_n(\mathbf{r}) = \|\mathbf{m}\| \frac{\mu_0}{4\pi (a^2 + L^2)^{\frac{3}{2}}} \left[\frac{3L^2}{a^2 + L^2} - 1 \right] \quad (6)$$

式中: a 是一个磁偶极子的半径。

将需要优化的末端形状模型近似为矩形,以满足磁场的均匀性。 $X(L)$ 表示为末端沿 L 距离的截面长。每个磁偶极子产生的磁场强度的长度积分,选择长为 $X(L)$ 、厚度为 dL 的铁芯,其中 $\mathbf{B}_n$ 可以表示为:

$$\mathbf{B}_n = 2 \int_0^{X(L)} \mathbf{B}_n(r) da = \frac{\mu_0 \|\mathbf{m}\|}{2\pi} \frac{X(2L^2 + X^2)}{L^2(L^2 + X^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (7)$$

计算铁芯末端沿距离 L 的横截面,通过对 $\mathbf{B}_n$ 求导,磁场梯度为:

$$\mathbf{B}'_n = \frac{d\mathbf{B}_n}{dL} = \frac{-\mu_0 \|\mathbf{m}\|}{2\pi} \frac{X(6L^4 + 5L^2X^2 + 2X^4)}{L^3(L^2 + X^2)^{\frac{5}{2}}} \quad (8)$$

由式(8)知,产生的磁场梯度与参数 R 和 L 有关,同时也是铁芯中单个磁偶极矩的函数。对 $\mathbf{B}'_n$ 关于 X 求导得:

$$\mathbf{B}''_n = \frac{\partial^2 \mathbf{B}_n}{\partial L \times \partial X} \quad (9)$$

当 $X = \frac{\sqrt{6}}{3}L$ 时, $\mathbf{B}''_n = 0$, $\mathbf{B}'_n$ 有最大值。因此,为了使磁场梯度最大, X 必须沿 L 变化,这表明铁芯呈梯形状,并且 $H = \frac{\sqrt{6}}{3}(L_2 - L_1)$,如图1所示。

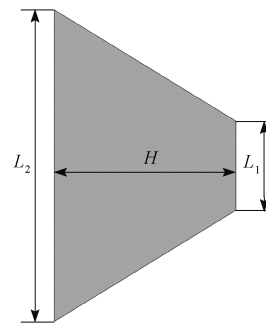


图1 梯形状铁芯末端

Fig. 1 Trapezoidal iron core end

1.2 铁芯线圈参数优化

在铁芯末端基本参数中,铁芯到中心的距离 a 对工作空间和磁感应强度有较大影响;铁芯末端的长度 b 会显著影响磁感应强度与磁场均匀性的关系。因此,确定将铁芯到中心的距离 a 和铁芯末端的长度 b 作为优化设

计变量。铁芯结构示意图如图 2 所示,对铁芯到中心的距离 a 和铁芯末端的长度 b 进行标注。仿真过程中铁芯 1 的线圈通 5 A 电流,铁芯 2 的线圈不通电。

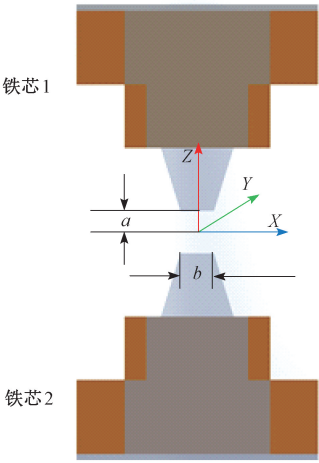


图 2 铁芯结构

Fig. 2 Iron core structure

1) 对铁芯到中心的距离 a 优化设计

保持其他参数不变,对铁芯到中心的距离 a 优化设计时的参数如表 1 所示。取铁芯到中心的距离 a 为 6,9,12,15,18 mm 时磁感应强度随 Z 轴变化情况,如图 3 所示。从图 3 中可以看出,当 $Z=-5$ mm 时,铁芯到中心的距离 a 为 6 mm 时磁感应强度最大,随着铁芯到中心的距离 a 变大,磁感应强度变小。但是随着 a 的减小,工作空间就会减小。在兼顾磁感应强度和工作空间的前提下,选择 $a=9$ mm 为最佳结构参数。

表 1 对铁芯到中心的距离 a 优化设计时的参数
Table 1 Parameters for optimizing the design of the distance a from the iron core to the center

铁芯线圈参数	数值	单位
第一级铁芯半径	35	mm
第二级铁芯半径	25	mm
第一级铁芯高度	35	mm
第二级铁芯高度	30	mm
铁芯末端长度	16	mm
铁芯末端厚度	2	mm
第一级线圈外半径	55	mm
第二级线圈外半径	32	mm
第一级线圈匝数	600	圈
第二级线圈匝数	200	圈
通电电流	5	A
电流类型	绞合型	—

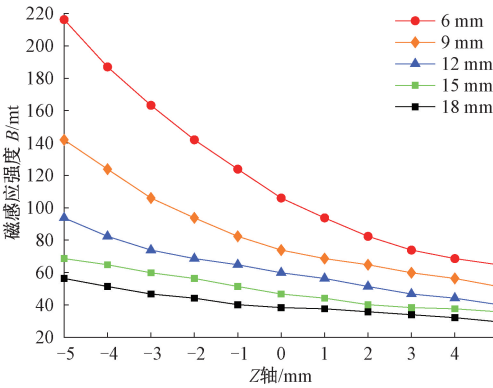


图 3 不同铁芯到中心的距离 a 对应的磁感应强度变化曲线
Fig. 3 The changing curve of the magnetic induction intensity corresponding to the distance a from the iron core to the center

2) 对铁芯末端的长度 b 优化设计

上述确定 $a=9$ mm 为最佳结构参数,即 $b<18$ mm。铁芯末端长度 b 为 4,8,12,16 mm 时磁感应强度随 X 轴变化情况,如图 4 所示。从图中可以看出铁芯末端长度为 16 mm 时磁感应强度最大。为了更好的控制磁珠,不仅要考虑工作平面的磁感应强度,还需要考虑到磁场的均匀性。从表 2 中可以看出当铁芯末端长度为 16 mm 时,最小方差为 4.72,磁场分布的均匀性最好。综合考虑磁感应强度大小和磁场分布均匀性,最终将铁芯末端长度设置为 16 mm。

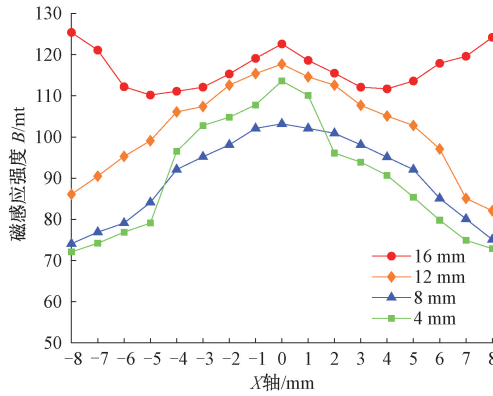


图 4 铁芯末端长度 b 对应的磁感应强度变化曲线
Fig. 4 The changing curve of the magnetic induction intensity corresponding to the end length b of the iron core

表 2 4 组数据的平均值和方差
Table 2 Average and variance of 4 sets of data

铁芯末端长度/mm	16	12	8	4
平均值	116.60	102.19	90.21	90.09
方差	4.72	10.95	10.01	13.85

基于以上两个方面的分析,最终确定了磁驱系统的参数,如表3所示。

表3 磁驱系统的参数

Table 3 Parameters of the magnetic drive system

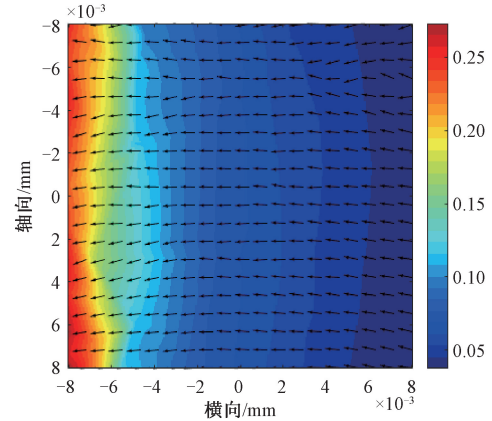
铁芯线圈参数	数值	单位
第一级铁芯半径	35	mm
第二级铁芯半径	25	mm
第一级铁芯高度	35	mm
第二级铁芯高度	30	mm
铁芯末端长度	16	mm
铁芯末端厚度	2	mm
第一级线圈外半径	55	mm
第二级线圈外半径	32	mm
第一级线圈匝数	600	圈
第二级线圈匝数	200	圈
大线圈电阻	4.12	Ω
小线圈电阻	0.96	Ω
工作平面	16×16	mm ²
铁芯距中心距离	9	mm
铁芯末端长度	16	mm
铁芯末端厚度	2	mm

2 磁场分析

将在 SolidWorks 中建立的模型导入到 ANSYS Maxwell 进行有限元仿真。在仿真中,线圈为绞合线,铁芯设置为 DT4E,铁芯尺寸与实物相一致,输入电流与实验给定相一致。为了测量磁场强度,使用 TX-15 A 磁强计探头,测量点位置由 Sensapex 线性平移台定位,线性平移台分辨率为 7 mm,保证了测量精度。

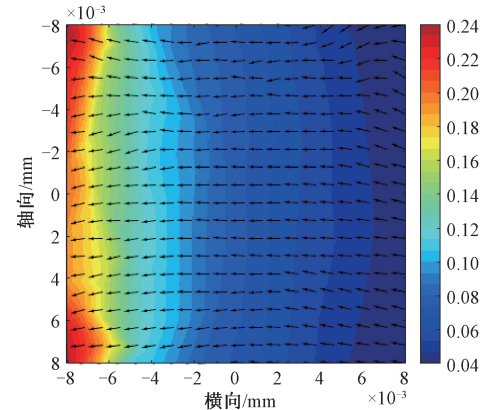
由于多个铁芯集中在一个相对较小的工作空间内,需要了解其他 3 个铁芯对给定铁芯线圈通电时产生磁场的影响。当其他 3 个铁芯都存在时,给单个铁芯线圈通 5 A 额定电流,使用磁强计,移动线性平移台,每间隔 0.5 mm 取一个点,整个工作平面一共取 1 089 个点。对获得的实验数据进行数值插值,得到整个工作平面的磁场分布图,如图 5 所示。可以从图 5 看出实验测量数据与有限元仿真结果基本一致。为了能够定量分析,按照图 6(b)中的测量轨迹,共选择了 16 个点,每个点测量 5 次,取平均值。在图 6(a)中,可以看出,通电的铁芯线圈位于工作平面的左侧,磁感应强度随着离通电铁芯线圈的距离的增大而减小。此外,在对称点 2 和 3,6 和 7,10 和 11,14 和 15,磁感应强度几乎相同,这表明是磁

场关于通电铁芯线圈垂直线轴对称的。实验测量数据与有限元模拟结果的误差见表 4,最大误差为 14.28%,平均误差为 6.05%,表明模型与实验结果一致。由于系统误差、环境误差、模型不确定性、电流波动、磁滞相关误差和磁场扰动等因素,造成了有限元模型与实验测量结果的微小差异。



(a) 通电单个铁芯线圈的有限元模型

(a) Finite element model of an energized single iron core coil

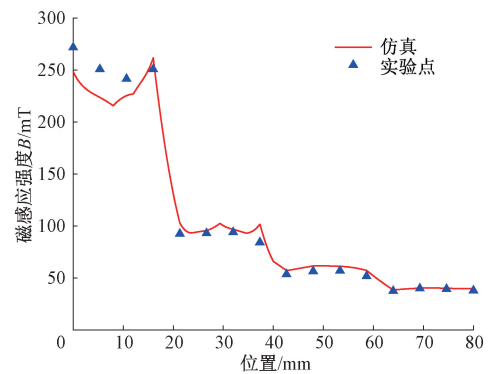


(b) 通电单个铁芯线圈的实验测量

(b) Experiment measurement of an energized single iron core coil

图5 磁感应强度分布

Fig. 5 Magnetic induction intensity distribution



(a) 沿预定的轨迹的有限元仿真结果和实验测量

(a) Finite element simulation result and experiment measurement along a predetermined trajectory

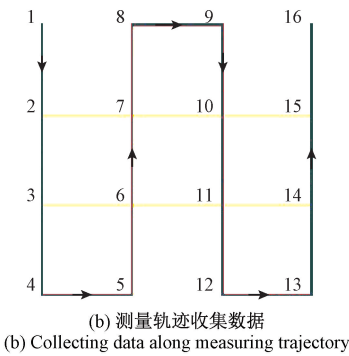


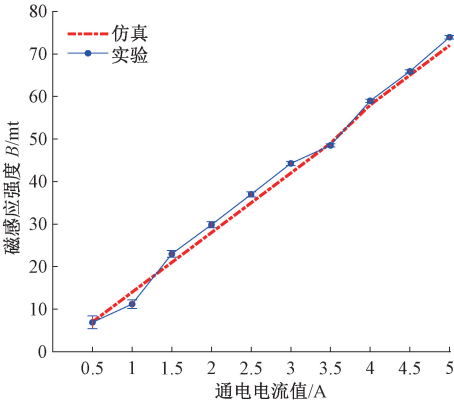
图 6 通 5 A 下测得的磁场
Fig. 6 Magnetic field measured under current of 5 A

表 4 实验测量数据与有限元仿真结果的误差
Table 4 The errors between experiment measurement data and finite element simulation result

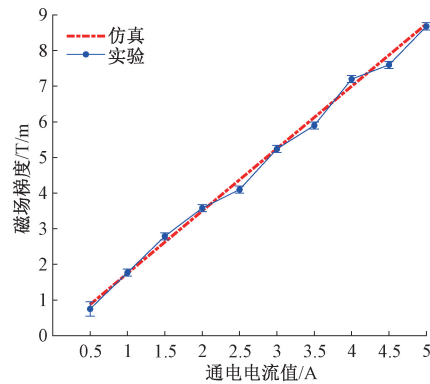
序号	误差/%	序号	误差/%
1	9.62	9	5.35
2	12.61	10	6.66
3	7.11	11	6.56
4	1.96	12	8.92
5	10.67	13	2.63
6	3.15	14	0.25
7	2.08	15	1.25
8	14.28	16	3.75

根据毕奥-萨伐尔定律,每个空心线圈的磁场分布与励磁电流成线性关系。考虑到 DT4E 铁芯的使用,因此需要检查这个线性关系是否仍然成立。如图 7(a)所示,有限元仿真结果显示磁感应强度的大小与电流呈线性关系。磁感应强度的实验测量数据与有限元仿真结果的误差见表 5,最大误差为 13.51%,平均误差为 4.89%,表明有限元仿真结果与实验结果一致。如图 7(b)所示,有限元仿真结果显示磁场梯度的大小与电流呈线性关系。磁场梯度的实验测量数据与有限元仿真结果的误差见表 5,最大误差为 14.27%,平均误差为 4.25%,表明有限元仿真结果与实验结果一致。这些结果验证了磁驱系统的磁场分布与各单线圈电流之间的线性关系。

为进一步验证磁驱系统在磁感应强度和磁场梯度增强的效果,与文献^[7,19-21]所得结果进行对比,如表 6 所示。从表中可以看出,工作空间中心的磁感应强度和磁场梯度指标比现有文献提升明显。



(a) 单个线圈通电 0~5 A 时工作平面中心产生的磁感应强度的有限元仿真和测量数据
(a) Finite element simulation and measurement data of the magnetic induction intensity generated at the center of the working plane when the single coil is energized with 0~5 A



(b) 单个线圈通电 0~5 A 时工作平面中心产生的磁场梯度的有限元仿真和测量数据
(b) Finite element simulation and measurement data of the magnetic field gradient generated at the center of the working plane when the single coil is energized with 0~5 A

图 7 电流与磁感应强度和磁场梯度的关系
Fig. 7 The relationship between current and magnetic induction intensity and magnetic field gradient

表 5 磁感应强度和磁场梯度的实验测量数据与有限元仿真结果的误差

Table 5 The errors between experiment measurement data and finite element simulation results of magnetic induction intensity and magnetic field gradient

电流/A	磁感应强度误差/%	磁场梯度误差/%
0.5	1.42	14.27
1	13.51	1.14
1.5	9.52	6.28
2	6.60	2.28
2.5	5.71	6.28
3	5.40	0.19
3.5	1.02	3.67
4	1.68	2.85
4.5	1.38	4.76
5	2.68	0.80

表6 现有的系统与本系统参数对比

Table 6 Parameters comparison between existing system and the proposed system

对比项	文献 [8]	文献 [20]	文献 [21]	文献 [22]	本文 系统
电磁铁数量	8	4	6	4	4
最大电流/A	15	5	10	10	5
工作空间中心的最大 磁感应强度/mT	15.00	15.00	40.00	24.00	73.93
工作空间中心的最大 磁场梯度/(T·m ⁻¹)	0.20	0.06	0.25	1.82	8.68

3 运动控制实验

本文设计的梯度增强磁驱动系统实验平台如图8所示,主要由铁芯线圈模块,线圈驱动模块和视觉反馈模块组成。

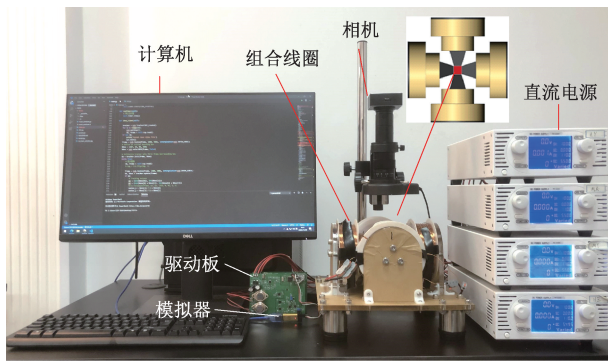


图8 实验环境设置图

Fig. 8 Experiment environment setup diagram

运动控制实验中使用的磁珠直径为 300 μm ,密度为 $1.3 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,介质为硅油溶液。将磁珠注射在 XY 平面的工作容器里面,采用基于视觉的 PID 控制器实现磁珠的自动运动控制。

为了验证磁驱系统在不同环境下进行磁珠闭环控制,在不同粘度的硅油环境下驱动磁珠沿着正方形运动。图9显示了磁珠在粘度为 30 cs 的硅油溶液中沿着所需边长为 3.2 mm 的正方形运动过程的阶段,标尺的尺寸是 500 μm 。磁珠在 564 s 的时间内走完整个正方形路径,平均速度为 22.69 $\mu\text{m/s}$ 。图10为磁珠分别在 10, 30 和 50 cs 的硅油环境下的正方形路径运动的轨迹图。

图11为不同粘度的硅油环境下沿正方形路径磁珠运动误差。统计误差范围、平均误差和均方根误差如

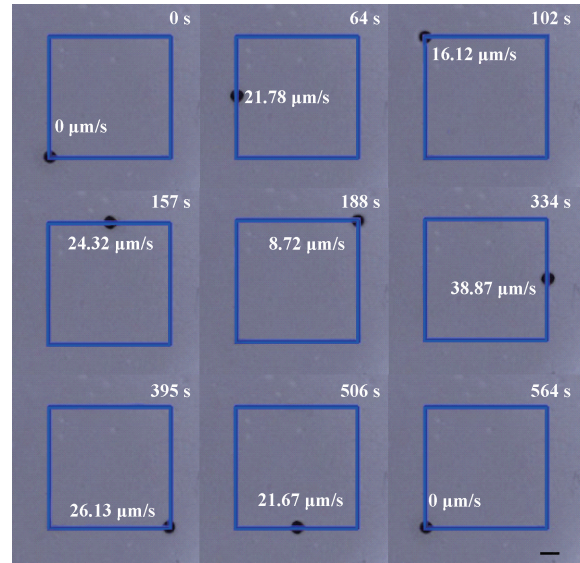


图9 沿正方形路径磁珠运动过程

Fig. 9 Movement process of magnetic beads along square path

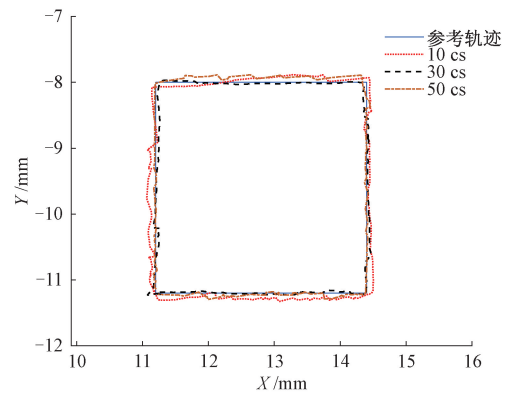


图10 沿正方形路径磁珠运动轨迹

Fig. 10 Movement trajectory of magnetic beads along square path

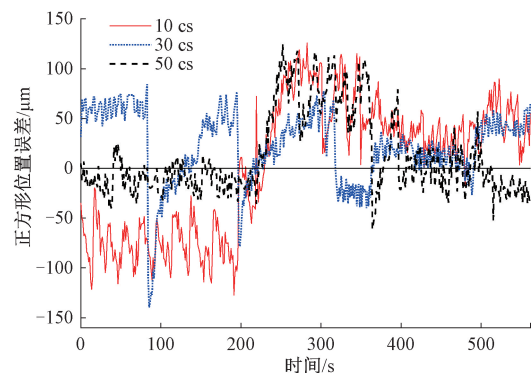


图11 沿正方形路径磁珠运动误差

Fig. 11 Movement error of magnetic beads along square path

表 7 所示,系统运动的最大误差为 0.139 mm,最大平均误差为 0.059 mm,最大均方根误差为 0.066 mm。结果表明该磁驱系统能够在不同环境下沿着正方形闭环控制磁珠。

表 7 不同粘度的硅油环境下沿正方形路径磁珠运动误差对比

Table 7 Comparison of the movement errors of magnetic beads along square path under different viscosity silicone oil environment			
硅油粘度/cs	误差范围/mm	平均误差/mm	均方根误差/mm
10	-0.127~0.126	0.059	0.066
30	-0.139~0.084	0.035	0.043
50	-0.061~0.124	0.031	0.043

为进一步验证磁驱系统在不同环境下进行磁珠闭环控制,在不同粘度的硅油环境下驱动磁珠沿着 Z 形运动。图 12 显示了磁珠在粘度为 30 cs 的硅油溶液中沿着 Z 形运动过程的阶段,标尺的尺寸是 500 μm 。磁珠在 362 s 的时间内走完整个正方形路径,平均速度为 30.18 $\mu\text{m/s}$ 。图 13 展示磁珠分别在 10,30 和 50 cs 硅油环境下的 Z 形路径运动的轨迹图。

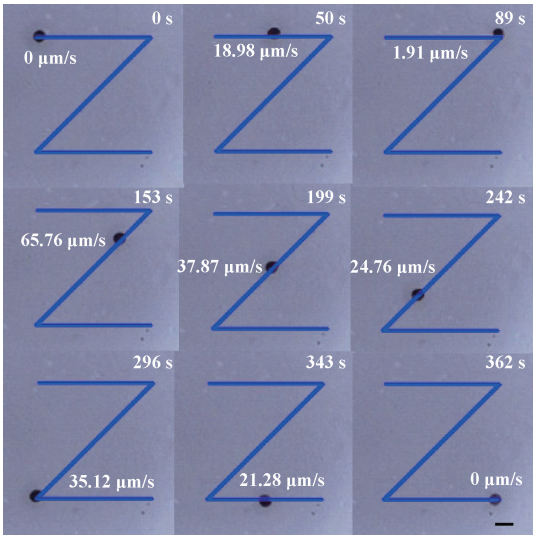


图 12 沿 Z 形路径磁珠运动过程
Fig. 12 Movement process of magnetic beads along Z-shaped path

图 14 为不同粘度的硅油环境下沿 Z 形路径磁珠运动误差。统计误差范围、平均误差和均方根误差如表 8 所示,系统运动的最大误差为 0.253 mm,最大平均误差为 0.066 mm,最大均方根误差为 0.078 mm。结果表明磁驱系统能够在不同环境下沿着 Z 形闭环控制磁珠。

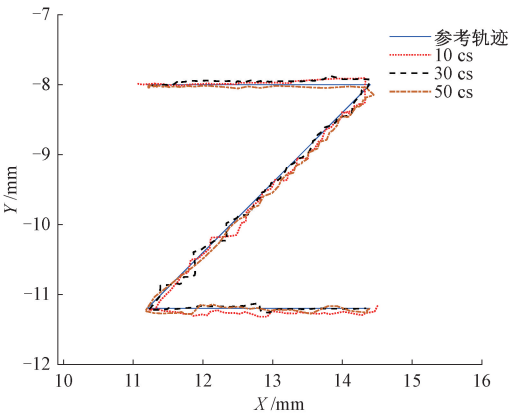


图 13 沿 Z 形路径磁珠运动轨迹
Fig. 13 Movement trajectory of magnetic beads along Z-shaped path

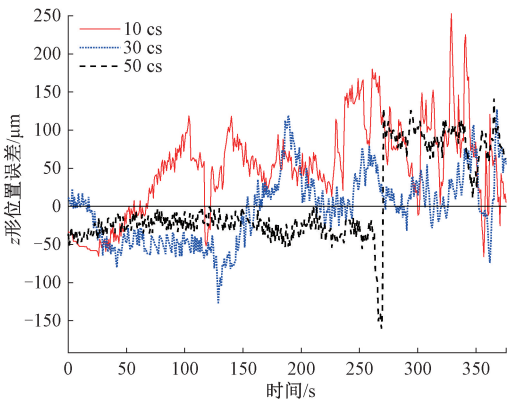


图 14 沿 Z 形路径磁珠运动误差
Fig. 14 Movement errors of magnetic beads along Z-shaped path

表 8 不同粘度的硅油环境下沿 Z 形路径磁珠运动误差对比
Table 8 Comparison of movement errors of magnetic beads along Z-shaped path under different viscosity silicone oil environment

硅油粘度/cs	10	30	50
误差范围/mm	-0.066~0.253	-0.127~0.127	-0.160~0.141
平均误差/mm	0.066	0.037	0.045
均方根误差/mm	0.078	0.046	0.056

综上所述,该磁驱系统能够在不同环境下对磁珠闭环控制。

为验证磁驱系统中的最快速度与线圈电流的线性关系,本文分别在不同粘度的硅油环境下进行了 5 组正方形和 Z 形轨迹实验,并将实验数据进行平均处理,获得如图 15 所示的粘度为 10,30 和 50 cs 的硅油环境下磁珠走正方形和 Z 形最快速度和通电电流的关系。结果验证了

磁驱系统中的最快速度与线圈电流的线性关系。

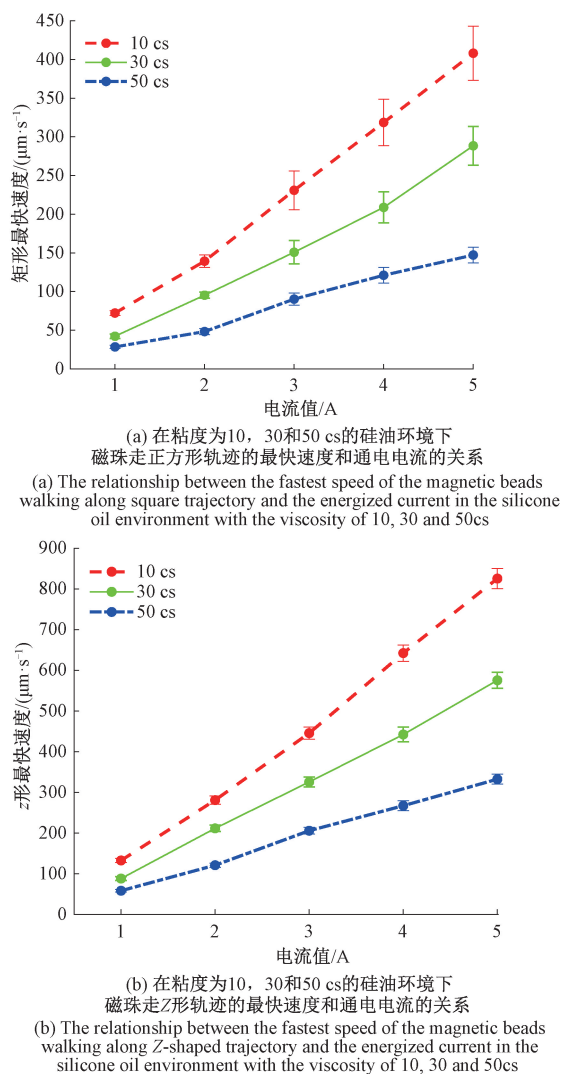


图15 最快速度与通电电流的关系

Fig. 15 The relationship between the fastest speed and energized current

4 结 论

通过建立铁芯末端模型并设计出末端形状,利用有限元法进一步优化铁芯线圈参数铁芯到中心的距离和铁芯末端的长度以达到磁场、磁场均匀性和工作空间指标要求,同时根据最优参数解,实际制作了磁驱系统,对磁驱系统进行 ANSYS 仿真和实验测试,数据对比结果表明,实验与仿真相吻合,磁驱系统工作空间中心的最大磁感应为 73.93 mT,工作空间中心的最大磁场梯度为 8.68 T/m,与其他文献研究的梯度磁场驱动系统进行比较,性能提升明显。在不同粘度的硅油环境下驱动磁珠沿着正方形和 Z 形运动。实验表明,磁驱系统在不同粘

度的硅油环境下能够实现磁珠复杂轨迹的运动控制,有效验证了磁驱系统的梯度增强的优越性。

参考文献

- [1] HWANG G, IVAN L, AGNUS J, et al. Mobile microrobotic manipulator in microfluidics [J]. *Sensors and Actuators A-Physical*, 2014, 215: 56-64.
- [2] PEYER K E, SIRINGIL E, ZHANG L, et al. Magnetic polymer composite artificial bacterial flagella [J]. *Bioinspiration & Biomimetics*, 2014, 9(4), DOI:1088/1748-3182/9/4/046014.
- [3] KIM S, QIU F, KIM S, et al. Fabrication and characterization of magnetic microrobots for three-dimensional cell culture and targeted transportation [J]. *Advanced Materials*, 2013, 25(41): 5863-5868.
- [4] TIAN J, HUANG B, NAWAZ M H, et al. Recent advances of multi-dimensional porphyrin-based functional materials in photodynamic therapy [J]. *Coordination Chemistry Reviews*, 2020, 420: 213410.
- [5] STEAGER E B, SAKAR M S, MAGEE C, et al. Automated biomanipulation of single cells using magnetic microrobots [J]. *International Journal of Robotics Research*, 2013, 32(3): 346-359.
- [6] 贾智伟,符涛. 基于三维发射线圈的肠道机器人无线供能系统 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2016, 30(2): 291-296.
- JIA ZH W, FU T. Wireless power transmission system of intestinal robot based on three-dimension transmitting coil [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrument*, 2016, 30(2): 291-296.
- [7] MAHONEY A W, ABBOTT J J. Five-degree-of-freedom manipulation of an untethered magnetic device in fluid using a single permanent magnet with application in stomach capsule endoscopy [J]. *International Journal of Robotics Research*, 2016, 35(1): 129-147.
- [8] KUMMER M P, ABBOTT J J, KRATOCHVIL B E, et al. OctoMag: An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2010, 26(6): 1006-1017.
- [9] HEUNIS C, SIKORSKI J, MISRA S. Flexible instruments for endovascular interventions; Improved magnetic steering, actuation, and image-guided surgical instruments [J]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2018, 25(3): 71-82.
- [10] GARCIA V, OROZCO J, SATTAYASAMITSATHIT S, et al. Functionalized ultrasound-propelled magnetically guided nanomotors: Toward practical biomedical applications [J]. *ACS Nano*, 2013, 7(10): 9232-9240.
- [11] DRIESSEN S, BODEWEIN L, DECHENT D, et al.

- Biological and health-related effects of weak static magnetic fields (≤ 1 mT) in humans and vertebrates: A systematic review [J]. PLoS One, 2020, 15 (6): e0230038.
- [12] YANG H, GOU X, WANG Y, et al. A dynamic model of chemoattractant-induced cell migration [J]. Biophysical Journal, 2014, 108(7): 1645-1651.
- [13] LI X, YANG H, WANG J, et al. Design of a robust unified controller for cell manipulation with a robot-aided optical tweezers system[J]. Automatica, 2015, 55: 279-286.
- [14] KHARBOUTLY M, GAUTHIER M, CHAILLET N. Modeling the trajectory of a microparticle in a dielectrophoresis device[J]. Journal of Applied Physics, 2009, 106(11): 114312.
- [15] 王馨, 魏树峰, 陈昌友, 等. 用于磁性微机器人的外磁场调控系统设计与研制[J]. 电工电能新技术, 2016, 35(2): 75-80.
WANG X, WEI SH F, CHENG CH Y, et al. Design and development of external magnetic field control system for magnetic micro-robot[J]. New Technology of Electrical Energy, 2016, 35(2): 75-80.
- [16] 郭志明, 梁亮, 彭正乔, 等. 胶囊机器人驱动磁场的建模与测量[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(9): 216-223.
GUO ZH M, LIANG L, PENG ZH Q, et al. Modeling and measurement of the driving magnetic field of capsule robot [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(9): 216-223.
- [17] 陈雯雯, 颜国正, 高鹏, 等. 结肠诊疗微机器人控制系统的设计和实现[J]. 光学精密工程, 2012, 20(6): 1296-1302.
CHEN W W, YAN G ZH, GAO P, et al. Design and implementation of control system for colon diagnosis and treatment microrobot [J]. Optics and Precision Engineering, 2012, 20(6): 1296-1302.
- [18] 李炫颖, 李振波, 毛玲, 等. 永磁微型机器人制备及无缆驱动[J]. 机器人, 2013, 35(5): 513-520.
LI X Y, LI ZH B, MAO L, et al. Preparation and cable-free drive of permanent magnetic micro-robot[J]. Robot, 2013, 35(5): 513-520.
- [19] JEONG S, CHOI H, CHOI J, et al. Novel electromagnetic actuation (EMA) method for 3-dimensional locomotion of intravascular microrobot[J]. Sensors and Actuators A-Physical, 2010, 157 (1): 118-125.
- [20] KHALIL I S M, ABELMANN L, MISRA S. Magnetic-based motion control of paramagnetic microparticles with disturbance compensation [J]. IEEE Transactions on Magnetism, 2014, 50(10): 5400110.
- [21] FUZHOU N, JUNYANG L, WEICHENG M, et al. Development of an enhanced electromagnetic actuation system with enlarged workspace [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2017, 22 (5): 2265-2275.
- [22] LE T A, BUI M P, YOON J. An optimal design of an electromagnetic actuator for targeting magnetic Micro-/Nano-Carriers in a desired region[J]. IEEE Transactions on Magnetism, 2018, 54(11): 7100705.

作者简介



樊启高 (通信作者), 2008 年于中国矿业大学获得学士学位, 2013 年于中国矿业大学获得博士学位, 现为江南大学副教授, 主要研究方向为机器人技术、智能传感器和物联网技术。

E-mail: qgf@jiangnan.edu.cn

Fan Qigao (Corresponding author) received his B. Sc. degree in 2008 and Ph. D. degree in 2013 both from China University of Mining and Technology. Now, he is an associate professor in Jiangnan University. His main research interest includes robotics, intelligent sensors and IoT technology.



赵正青, 2018 年于徐州工程学院获得学士学位, 现为江南大学硕士研究生, 主要研究方向为微机器人磁场驱动技术。

E-mail: 6181915019@stu.jiangnan.edu.cn

Zhao Zhengqing received his B. Sc. degree in 2018 from Xuzhou University of Technology. Now, he is a master student in Jiangnan University. His main research interest is micro-robot magnetic field drive technology.