

先进机器人磁力操纵系统非线性驱动 优化设计

任志民¹, 林远翔², 刘杨³

(1. 运城职业技术大学 汽车工程系, 山西 运城 044000; 2. 荷兰屯特大学 电气工程系, 荷兰 恩斯赫德 7522NB; 3. 运城学院 网络信息中心, 山西 运城 044000)

摘要: 研究一种介入式手术机器人磁力操纵系统, 该系统是一种新型电磁驱动装置, 采用带铁心的可移动线圈实现了大空间内的磁力驱动。运用目标区域磁场最大化方法, 优化和求解了在有效载荷和散热约束条件下线圈模型的几何尺寸。在磁场的测控环节增加了一个雅可比逆矩阵, 运用在线更新迭代映射方法按给定值产生驱动导管运动所需要的磁感应强度和梯度。通过特斯拉测量仪和霍尔效应传感器测量了半径为 1 300 mm 的球形工作空间内三个磁场轨迹, 磁感应强度最小值为 20 mT, 最大值为 80 mT, 梯度为 0.6 mT/mm。该装置具有较强的新颖性并达到预期效果。

关键词: 先进机器人; 磁力操纵系统; 非线性驱动; 迭代映射; 优化设计

中图分类号: TP242.3 **文献标识码:** A **DOI:** 10.19457/j.1001-2095.dqcd23082

The Optimized Design of Non-linear Actuation in the Advanced Robot for Magnetic Manipulation System

REN Zhimin¹, LIN Yuanxiang², LIU Yang³

(1. Department of Automobile Engineering, Yuncheng Polytechnic University, Yuncheng 044000, Shanxi, China; 2. Department of Electrical Engineering, University of Twente, Enschede 7522NB, Netherlands; 3. Network Information Center, Yuncheng University, Yuncheng 044000, Shanxi, China)

Abstract: A magnetic actuation system of an interventional surgical robot was studied, which is a new type of electromagnetic driving device that uses a mobile coil with a ferrous core to realize the magnetic driving in large space. By using the method of maximizing the magnetic field in the target region, the coil model's geometry was optimized and solved under the constraints of payload and heat dissipation. A Jacobian inverse matrix was added to the magnetic field measurement and control loop, and an on-line updating iterative mapping method was used to generate the required magnetic induction and gradients to drive the catheter motion at given values. Three magnetic field trajectories which are in a spherical workspace with a radius of 1 300 mm were measured by Tesla meters and Hall effect sensors. The minimum intensity of magnetic induction is 20 mT, the maximum is 80 mT, and the gradient is 0.6 mT/mm. The device has a strong novelty and achieves the desired effect.

Key words: advanced robot; magnetic manipulation system; non-linear actuation; iterative mapping; optimized design

在介入手术过程中, 柔性手术器在心血管内部的导管定位是至关重要的^[1], 这是因为人体心血管系统内部导管手动导航的安全性在很大程度上取决于临床医生的技能, 从业的医生必须经过较长时间和严格的培训才能达到实际临床操作水平。为了解决柔性手术器在心血管内部的

导管定位及安全性问题, 在相当多的导管设计中采用了磁驱动技术^[2], 在心血管内部的导管中集成了智能性先进机器人技术^[3]。

先进机器人磁驱动系统中运用的磁驱动技术主要有两类: 第1类使用多个电磁线圈围绕一个目标靶体组成一个阵列, 尽管这些电磁线圈能

够提供强磁场,但工作空间的可扩展性较差^[4];第2类使用可移动永磁铁^[5],系统可在更大的工作空间里操作运行,但需要设计复杂的执行机构和先进可靠的运动路径规划算法^[6]。

在磁驱动系统设计中,如果将两类磁驱动技术的优点相结合,应该能够实现一种新型的先进机器人磁力操纵(advanced robot for magnetic manipulation, ARMM)系统,如图1所示。系统中,产生磁场的可移动电磁线圈附着在有6个自由度的UR10机械臂上,在球形工作空间内为操纵系统提供非线性磁驱动;导管在电磁线圈的磁力驱动下带动柔性手术器按设定的路径运动,从而完成柔性手术器在心血管内部某个位置的定位。

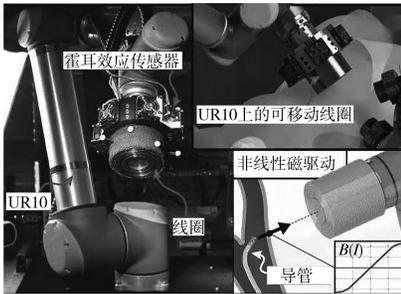


图1 先进机器人磁力操纵系统

Fig.1 Advanced robot for magnetic manipulation system

1 模型与方案

由于ARMM系统中UR10机械臂的有效载荷有限,电磁线圈产生的磁场呈非线性,其散热有约束条件,若要产生最大磁场,首先要优化设计电磁线圈,其次,在有效载荷、散热和其它约束条件下,必须在磁场测控环节处理线圈磁场的非线性问题,磁驱动系统才能按给定值产生驱动导管运动所需的磁感应强度和磁力。对于ARMM系统的磁驱动方案、电磁线圈的优化设计和磁场非线性处理方法还需通过实验和测量进行验证。

1.1 ARMM系统的磁驱动方案

如图2所示,安装在ARMM系统中UR10上的带有铁心的可移动线圈产生了磁场。将导管置于磁场中,其头部中心轴线 Z_c 和线圈对称轴线用UR10校准;导管的偶极子受到磁力 F_m 和转矩 τ_m 的作用,引导并带动整个导管运动。图中,①为可移动线圈,②为血管内部导管,③为磁场。 Γ 为线圈的参考坐标, z 为导管的偶极子沿轴线 Z_c 到线圈端面的距离。

1.2 可移动电磁线圈的几何模型

由于机械臂UR10最大有效载荷 m_m 为10 kg,

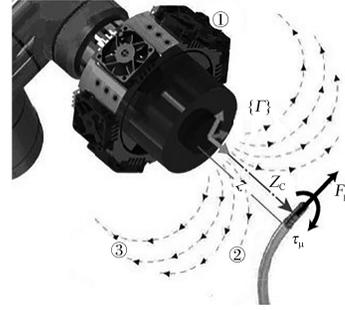


图2 ARMM系统的磁驱动方案

Fig.2 Magnetic actuation strategy in the ARMM system

因而限制了线圈的最大尺寸。可移动电磁线圈的磁感应强度与线圈电流、线圈与磁导管的距离关系如下式所示:

$$\beta[B(z,I)] = \frac{1}{0.15} \int_{0.05}^{0.2} B(z,I_m) dx \quad (1)$$

式中: $B(z,I)$ 为磁感应强度沿磁场 Z_c 方向的标量值; I 为线圈的电流; I_m 为 I 的最大值。

最大磁感应强度为 $\max_{r_o, r_i, l, \omega \in R^+} \beta[B(z,I)]$ 。而散热等约束条件分别如下式所示:

$$\text{s.t.} \begin{cases} m \leq m_m \\ \dot{T} \leq \dot{T}_m \\ r_i < r_o \end{cases} \quad (2)$$

式中: \dot{T} 为与 I 相关的温度速率; \dot{T}_m 为最大允许温度速率,初始值设定为0.1 K/s。

其几何参数绕组铜线的直径 ω 、铁心半径 r_i 、绕组半径 r_o 、铁心和绕组的长度 l 需用最大化问题解决方法并计算出来。建立的电磁线圈几何模型如图3所示。

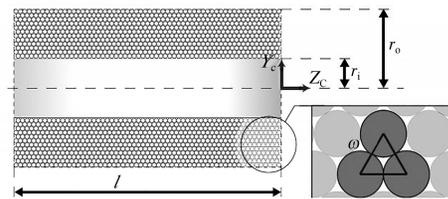


图3 线圈几何模型

Fig.3 Model of coil geometry

1.3 电流磁场非线性处理方案

因为电磁线圈在其工作范围内呈现出磁饱和和状态,使得在任何变化率下的电流产生的磁场呈现出非线性。为了驱动导管运动,使磁驱动系统在某位置P处能按给定量产生磁感应强度及梯度,设计了一个如下式所示的迭代雅可比逆构造:

$$\dot{b} = J\dot{q}_m = \begin{bmatrix} \frac{\partial B}{\partial z} & \frac{\partial B}{\partial I} \\ \frac{\partial^2 B}{\partial z^2} & \frac{\partial^2 B}{\partial I^2} \end{bmatrix} \dot{q}_m \quad (3)$$

式中: q_m, B 分别为 ARMM 系统的输入和输出; b 为 q_m 与 B 经非线性磁场映射器处理后的负反馈输入; z, I 为来自磁场的传感器测量值。

2 技术与方法

在 ARMM 系统中,在磁场测控环节对非线性磁场的处理运用了迭代映射方法,如图 4 所示。

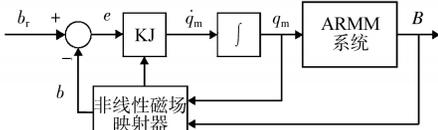


图4 ARMM 系统中的迭代映射

Fig.4 An iterative field map in the ARMM system

为了使动态参数 q_m, z 及 I 产生的误差 e 最小化,采用了上述的雅可比可逆式。运用在线更新迭代映射方法,在对传感器的测量值 z 和 I 经过迭代、KJ 环节虚拟阻尼、雅可比可逆矩阵代替正向矩阵^[7]后,消除了磁场非线性磁滞的影响,提高了系统的稳定性。

2.1 电磁线圈模型的求解

为了求解最大磁感应强度,通过 COMSOL5.2 求解器建立了线圈的几何模型,连接 Matlab 2017b 程序并在线求解后,确定了能产生最大磁场的电磁线圈最优化参数值,得到了式(1)、式(2)给定的参数组(ω, r_i, r_o, l)条件下的磁场分布。经优化计算确定 l 为 110 mm,以使得在每个 r_i 与 r_o 比值下线圈的质量尽可能相等。经优化的电磁线圈参数值为: $\omega=1.6$ mm, $r_i=22.5$ mm, $r_o=52.5$ mm。

经优化的电磁线圈几何尺寸典型值如图 5 所示。其中,图 5a 为优化最佳值 $r_i/r_o=0.527$ 时的典型值,图 5b 为实际选用的经济实用值 $r_i/r_o=0.425$ 时的典型值,可见 r_i 与 r_o 比值对线圈质量影响较小。

2.2 迭代映射方法的验证

为了验证如图 4 所示的在线迭代映射方法对非线性磁场测控的准确性,按线圈模型优化设计后的参数值制造出了电磁线圈,通过霍尔效应传感器和特斯拉磁场测量仪在全部可操作的电流范围内、距离 z 为 10 mm 处,测量了磁场的 $B(z, I)$,得到了电磁线圈电流产生磁场的典型值。

对 ARMM 系统指定某一位置,然后测量在参考给定值下产生的磁场轨迹中各点的磁感应强度和梯度。磁感应场强度直接用 Senis 3MH3A-500MT 特斯拉测量仪测量,配置如图 6 所示。

ARMM 系统的磁场梯度则用测力传感器 K3D40 间接测量。因为测量结果就是作用在已

知磁偶极矩的永磁体上的磁力,所以可以再转换为对应的磁场梯度,配置如图 7 所示。

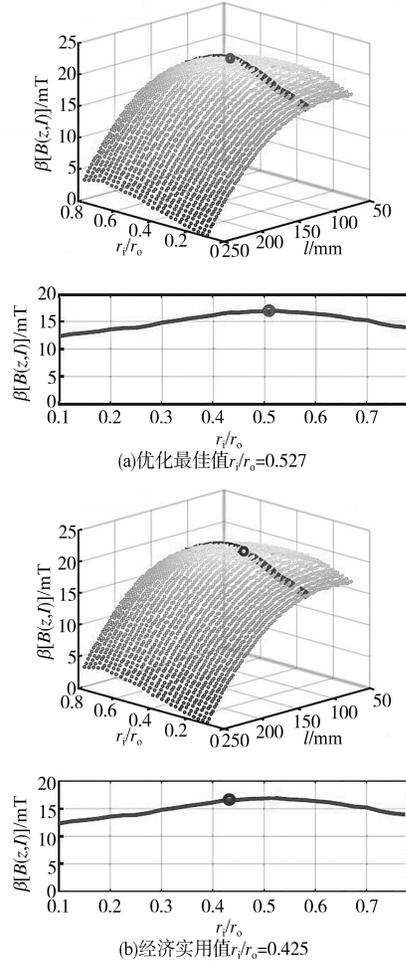


图5 线圈几何尺寸典型值优化结果

Fig.5 Results of the characterization of the coil geometry



图6 磁感应强度的测量配置

Fig.6 Setup used to measure magnetic induction intensity

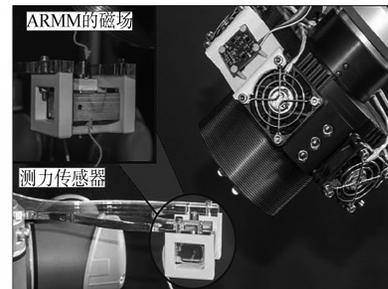


图7 磁场梯度的测量配置

Fig.7 Setup used to measure magnetic field gradient

3 实验与结果

在验证实验中,利用在线更新迭代映射方法按参考给定值生成了3个磁场轨迹,在 $z=200$ mm处、 $z=0.1$ mm处和 $z=0.2$ mm处的磁感应强度、梯度与电流的实际测量结果如图8所示。

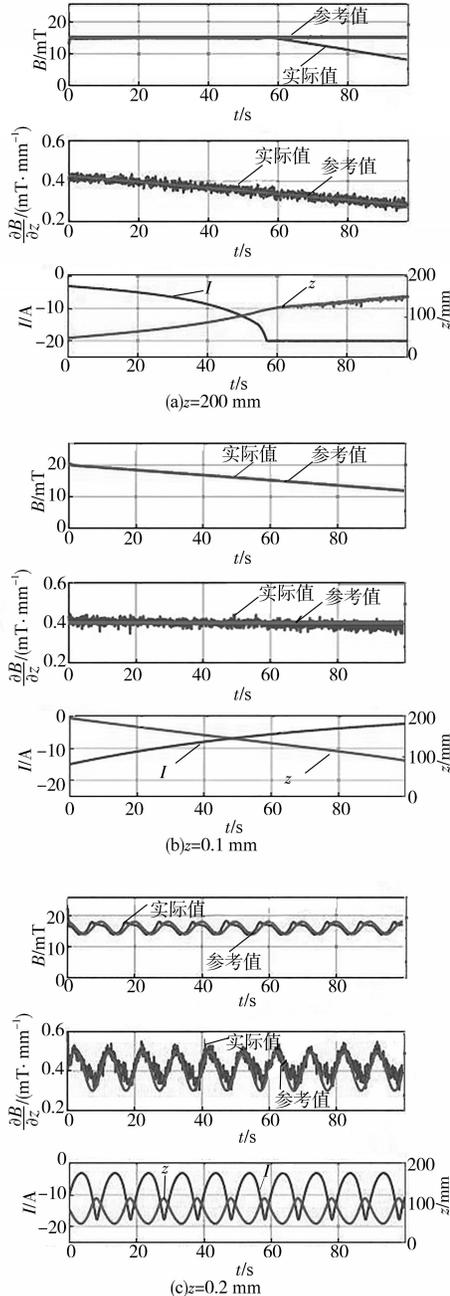


图8 磁场轨迹中的磁感应强度、梯度与电流实际测量结果

Fig.8 Actual measurements for magnet field intensity, gradient, current of trajectories

经过测量,ARMM系统在最大半径为1 300 mm的球形工作空间内产生的磁感应强度不小于20 mT,磁场梯度大于0.6 mT/mm;在近距离 $z < 50$ mm范围内,可以产生的最大磁感应强度大于80 mT。

在覆盖所有轨迹的测量值中,磁感应强度的平均误差为2.34%,梯度的平均误差为7.2%。电磁线圈在 $|I| < 15$ A线性区域内和 $|I| > 15$ A的非线性区域内,测量误差没有显著差异。

由此验证,在ARMM系统的非线性磁场处理环节运用雅可比逆矩阵和在线更新迭代映射方法是能够按参考给定值来产生驱动导管运动所需要的磁感应强度和梯度的。

4 展望与改进

在ARMM系统中,迭代映射方法仅完成了对磁感应强度及其导数的闭环控制,而导管头部位置控制才是柔性手术器控制系统最关键的环节。若要对导管进行实时闭环控制,还需要用形状感应技术将导管的姿态和头部位置参数作为控制系统的反馈信息。

4.1 磁导管的形状感应

目前,基于模板的跟踪方法和卷积神经网络应用已成为成像方式估计导管姿态的潜在技术^[8]。而基于光纤布拉格传感器配合基于视觉的跟踪技术的综合性观测器也被设计出来^[9],它通过插入光纤布拉格传感器的测量值,把多核光纤光栅和超声成像相结合,从而获得发生在导管上的应变,得到导管的曲率和方向,将导管的动力学状态近似化为线性非时变模型后即可把一个伦伯格状态观测器和一个卡尔曼滤波器应用到传感器融合的算法中,利用分析技术提高跟踪精度。

4.2 磁导管头部位置的闭环控制

虽然图像跟踪技术已被用于临床图像模式,可以为介入式手术器的控制系统提供手术器的位置^[6],但由于开环控制对表现出非线性行为的磁导管的运动控制在实际应用中有时是失效的^[1],因此磁导管的位置需要通过光纤布拉格传感器或电磁跟踪方法来确定并构成闭环控制^[10],通过光纤光栅传感器测量导管的应变来计算已集成在导管中的纤维的曲率和扭转,对导管的形状使用Frenet-Serre方程进行重构。

在对非线性模型的闭环控制中,控制器可以根据导管形状传感器的反馈信息,以估计的导管位置、导管磁偶极矩值和假刚体构型的形式向BigMag系统提供参考磁场和导管插入速度。这种基于假刚体模型提出的闭环控制方法虽然已经过了验证^[11],但由于假刚体模型忽略了机械手动力学和机械手与软组织的接触力,因而控制器

的带宽受到了限制,需要用力传感技术对控制器进行扩展。

为了对手术器定义一个特定运动程序中的工作空间,还需要进行深入的运动学分析。虽然集成不同的传感器技术可以获得导管的准确位置^[10],但要使可移动线圈始终安全地贴近患者的皮肤,还应该研究和应用路径规划算法以及避免碰撞算法^[12]。

4.3 磁驱动能力的提高

如果借鉴 BigMag 驱动系统^[11],将一组6个可移动电磁线圈排成阵列,放置在2个可移动夹具中,从而构成一种磁驱动系统装置,其参数就是6个线圈的电流和2个夹具的位置,磁场则由每个线圈遵循叠加原理而产生。如果 BigMag 系统的线圈阵列概念与 ARMM 系统可移动线圈方案结合成功,则可以提高系统的磁驱动能力并扩展磁驱动工作空间。

5 结论

在 ARMM 系统设计中采用带铁心的可移动线圈,通过优化设计能够最大程度地提高在有效载荷和散热约束条件下的目标区域内的磁感应强度;运用雅可比逆矩阵和在线更新迭代映射方法可以处理移动电磁线圈的非线性磁场问题并按参考给定量产生磁驱动系统所要求的磁感应强度和梯度,在较大半径的球形工作空间内为柔性手术器提供磁驱动。

虽然移动线圈电流与磁场的非线性关系对磁驱动系统性能的影响有限,但却不可忽略。在后续的 ARMM 系统开发设计中,需要应用扩展的雅可比矩阵来求解磁感应强度和梯度的方向,消除磁滞特性的影响,尝试和运用前瞻性技术来解决柔性手术器的磁导管形状感应和头部位置闭环控制问题,进一步提高磁驱动能力并扩展工作空间。

参考文献

- [1] 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.
- [2] 张永顺,杨慧远. 磁场与视觉共融的多模态胶囊机器人人机交互控制[J]. 机器人, 2018, 40(1): 72-80.

- Zhang Yongshun, Yang Huiyuan. Human-machine interaction control of the capsule robot with multiple modes based on magnetic and visual harmonization[J]. Robot, 2018, 40(1): 72-80.
- [3] 尹策,赵驰,梁子钰,等. 清除血栓用微型机器人架构与探索[J]. 辽宁科技学院学报, 2019, 21(4): 14-16, 53.
- Yin Ce, Zhao Chi, Liang Ziyu, et al. Architecture and exploration of micro robot for thrombus removal[J]. Journal of Liaoning Institute of Science and Technology, 2019, 21(4): 14-16, 53.
- [4] Edelmann J, Petruska A J, Nelson B J. Magnetic control of continuum devices[J]. The International Journal of Robotics Research, 2017, 36(1): 68-85.
- [5] Wrigh S E, Arthur W M, Katie M P, et al. The spherical-actuator-magnet manipulator: A permanent-magnet robotic end-effector[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2017, 33(5): 1013-1024.
- [6] Ongaro F, Scheggi S, Yoon C, et al. Autonomous planning and control of soft untethered grippers in unstructured environments[J]. Journal of Micro-Bio Robotics, 2017, 12(1): 45-52.
- [7] 王毅,张哲,马冀桐,等. 采摘机器人奇异位型分析[J]. 机械传动, 2019, 43(1): 124-130.
- Wang Yi, Zhang Zhe, Ma Jitong, et al. Singularity analysis of harvesting robot[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2019, 43(1): 124-130.
- [8] 辛菁,姚雨蒙,程晗,等. 基于卷积神经网络的机器人对未知物体视觉定位控制策略[J]. 信息与控制, 2018, 47(3): 355-362.
- Xin Jing, Yao Yumeng, Cheng Han, et al. Vision-based robot positioning control strategy for unknown objects using convolutional neural network[J]. Information and Control, 2018, 47(3): 355-362.
- [9] Alper D, Fouzia K, Klaas J, et al. An observer-based fusion method using multicore optical shape sensors and ultrasound images for magnetically-actuated catheters[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA), 2018.
- [10] Fouzia K, Alper D, David B, et al. Multi-core optical fibers with bragg gratings as shape sensor for flexible medical instruments[J]. IEEE Sensors Journal, 2019, 19(14): 5878-5884.
- [11] Sikorski J, Alper D, Giuseppe B, et al. Vision-based 3D control of magnetically actuated catheter using BigMag—an array of mobile electromagnetic coils[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2019, 24(2): 505-516.
- [12] 张永顺,孙颖,杜春雨,等. 胶囊机器人弯曲环境通过性与磁矢量控制[J]. 机械工程学报, 2014, 50(5): 26-32.
- Zhang Yongshun, Sun Ying, Du Chunyu, et al. Trafficability characteristic and magnetic vector control of a capsule robot in bending environment[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2014, 50(5): 26-32.

收稿日期:2021-02-19

修改稿日期:2021-03-26