

文章编号 1004-924X(2024)19-2861-16

入路姿态光纤导航的经鼻柔性手术机器人

李天梁^{1*}, 朱永文¹, 李佳隼¹, 王峻², 孟伟³, 谭跃刚¹

(1. 武汉理工大学机电工程学院, 湖北 武汉 430070;

2. 武汉大学人民医院 神经外科, 湖北 武汉 430060;

3. 武汉理工大学信息工程学院, 湖北 武汉 430070)

摘要:针对深腔狭小空间下传统经鼻手术操作灵巧性不足、术中入路导航信息匮乏等问题,提出了入路姿态光纤导航的经鼻柔性手术机器人。采用柔性球铰串联和销钉-滑槽配置,设计出兼具灵巧和抗扭扰动的柔性机械臂构型,结合几何分析和D-H参数法建立了手术机器人正、逆运动学模型;通过在各柔性机械臂内间隔90°嵌入两路分布式光纤导航传感器,联合双目视觉和极限学习机提出的数据驱动的入路姿态光纤原位标定法,避免了传统离线标定导致的测量误差及基于微分几何理论获取其姿态方法中误差累积的问题,实现了手术机器人术中形位高精度自感知。实验结果表明:柔性机械臂的极限弯曲角度可达105°,弯曲角80°范围内内容许负载为0.9 N;通过光纤导航,在自由和障碍物环境中,柔性机械臂末端最大位置预测误差分别为0.920 mm, 1.635 mm,验证了本文提出的入路姿态光纤导航的经鼻柔性手术机器人有效性和可行性。

关键词: 光纤导航; 柔性手术机器人; 极限学习机; 位置跟踪

中图分类号: TN253; TP242 **文献标识码:** A **doi:** 10.37188/OPE.20243219.2861

Fiber-optic navigation of approach attitude for transnasal flexible surgical robot

LI Tianliang^{1*}, ZHU Yongwen¹, LI Jiajun¹, WANG Jun², MENG Wei³, TAN Yuegang¹

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China;

2. Department of Neurosurgery, Renmin Hospital of Wuhan University, Wuhan 430060, China;

3. School of Information Engineering, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

* Corresponding author, E-mail: tianliangli@whut.edu.cn

Abstract: To address the challenges of limited dexterity in traditional transnasal surgery and inadequate intraoperative guidance, a flexible transnasal surgical robot with fiber-optic navigation is developed. The design features a flexible manipulator with spherical hinges and pin-slot configuration for enhanced dexterity and resistance to torsional disturbances. The robot's forward and inverse kinematics are modeled using geometric analysis and the D-H parameter method. Embedded with two fiber-optic sensors at 90° intervals in each manipulator, a data-driven posture calibration using binocular vision and extreme learning avoids er-

收稿日期: 2024-06-05; 修订日期: 2024-07-15.

基金项目: 湖北省重点研发计划资助项目(No. 2022BAA066); 国家自然科学基金资助项目(No. 52275541); 东南大学数字医学工程全国重点实验室开放课题基金资助项目

rors from traditional offline calibration and mitigates error accumulation in differential geometry posture estimation. This enhances high-precision perception of the robot's shape and position. Experiments demonstrate the manipulator's bending angle can reach 105° , with a load capacity of 0.9 N at 80° . Using fiber-optic navigation, maximum position prediction errors are 0.920 mm in free environments and 1.635 mm with obstacles, confirming the robot's effectiveness and feasibility.

Key words: fiber-optic navigation; flexible surgical robot; extreme learning machine; position tracking

1 引 言

上颌窦位于面部颧骨下方,并与鼻腔直接相通,因此易受上呼吸道感染的影响。慢性鼻窦炎是该区域常见的疾病,患病率在 $4.8\% \sim 9.7\%$ 不等^[1]。蝶窦位于颅底,毗邻垂体腺,垂体腺瘤是最为常见的蝶鞍病变,占有中枢神经系统肿瘤的 10% 和需要手术切除的颅内肿瘤的 25% ^[2]。早期,鼻窦手术通常采用开放性手术方法进行,但这种方法可能会导致患者的不适和感染^[3]。随着微创技术的发展和内窥镜的引入,经鼻内镜手术迅速成为部分鼻腔鼻窦炎症和颅底肿瘤的标准治疗方法。然而,由于鼻窦解剖结构复杂且操作空间狭小,传统经鼻入路手术具有较高风险,易伤及周围的大血管、颈内动脉、视神经等重要组织,引起严重的并发症^[4]。近年来,用于微创手术的柔性手术机器人受到广泛关注,相较于刚性手术器械,这类机器人具有高度灵活的柔性机构,能够在狭窄受限的手术空间内到达形态复杂的目标部位进行精准的手术操作^[5]。无论是在自然腔道内窥镜手术^[6]还是单孔腹腔镜手术^[7-8]中,柔性手术机器人在受限空间中都展现出灵活性高、工作空间广和操作精度高等优点。

目前,针对经鼻入路手术的机器人主要采用同心管结构或绳驱动结构的设计^[9]。同心管机器人由同心嵌套的预弯可伸缩管组成^[10],可以通过控制预弯管的相对位移和方向来控制形状。2013年,Burgner等^[11]开发了一种用于经鼻颅底手术的机器人系统,该系统集成了两个配备夹持器和刮匙的同心管机械手,不过两个机械手之间的间距为 35 mm,无法在单个鼻孔内进行鼻窦手术。2021年,Bruns等^[12]提出了一种用于经鼻切除眼眶肿瘤的多臂同心管机器人系统,该系统采用模块化设计,可快速更换执行

器,此外还集成了可调节视角的刚性内窥镜。然而,同心管机器人存在一些缺点,比如弯曲角度受限和刚度较小,同时每个管需要两个电机驱动,导致驱动单元尺寸较大。另一种连续体机器人系统采用绳驱动,机器人的形状由驱动导丝控制,驱动单元可以设计成紧凑型结构。2022年,Legrand等^[13]设计了一种用于上颌窦手术的活动式可操纵内窥镜,该内窥镜由镍钛合金管加工而成,具有规则分布的槽口,由于切口周围的应力集中,疲劳寿命短。Kim^[14]和Kong^[15]分别于2021年和2022年提出由离散关节相互耦合组成的连续体机器人,通过关节之间的配合改善其扭转刚度。尽管研究人员已经对绳驱连续体机器人进行了大量研究,但用于经鼻入路手术的绳驱连续体设计方面所做的工作相对较少。2017年,Rosen等^[16]设计了一种用于颅底和鼻窦手术的铰链式机器人,集成了光纤内窥镜和两种执行器,但该机器人外径为 12 mm,且执行器刚性部分过长,难以在狭窄的鼻颅底区域工作。2018年,Hong等^[17]设计了一种用于上颌窦手术的绳驱连续体机器人系统,满足小直径、大弯曲角度等要求,但缺乏信息反馈设计,如内窥镜。经鼻入路手术路径迂曲复杂且操作空间狭小,因此在设计手术机器人和其执行器时,必须考虑鼻窦的解剖结构。然而,目前的柔性手术机器人存在限制,难以兼顾小尺寸、小弯曲半径、高自由度和融合信息反馈。

在经鼻入路手术中,确保手术执行器能够精准地到达目标位置至关重要。尤其是当手术机器人进入狭窄的工作环境时,传统内窥镜可见性有限,难以获取其整体姿态信息,限制了手术的精准性和安全性。因此,亟需发展更为精准、安全的导航技术,以推动柔性手术机器人的发展。目前,机器人手术导航技术可以分为医

学影像导航、磁导航和光纤导航三类。医学影像导航系统能够提供术区组织与器械的影像,但存在定位精准性不足、成本高昂、侵入性强、实时性受限等缺点。磁导航基于互感效应重建机器人姿态,需要在无电磁干扰环境下工作,否则难以准确定位。入路姿态光纤导航技术是将光纤作为传感元件嵌入手术机器人,通过光信号变化和重构算法实时监测机器人姿态、位置等参数的导航方法。光纤布拉格光栅(Fiber Bragg Grating, FBG)因其体积小、易集成、抗电磁干扰等优点^[18],已广泛应用于连续体手术机器人^[19],以及穿刺针^[20-21]、导管^[22]、内窥镜^[23]等其他柔性设备的姿态导航。入路姿态光纤导航的一种常用方法是计算离散位置的曲率,沿传感器长度外推曲率,并通过积分从近端到远端重建机器人姿态^[24]。2015年,Liu等^[25]通过测量FBG传感器上的轴向应变测量其曲率,基于离散曲率重建用于骨溶解微创治疗的连续体手术机器人的姿态,自由弯曲情况下的末端跟踪精度为 (0.40 ± 0.30) mm。2019年,Khan等^[22]将四芯光纤作为介入式导管的形状传感器,结合Frenet-Serret标架和光纤测量的曲率和扭转来重建姿态,最大重建误差为1.05 mm。次年,该团队^[26]提出了使用Bishop标架重建光纤形状的方法,位置和方向的平均误差分别小于4.69 mm和 6.48° 。相比于Frenet-Serret标架,Bishop标架具有更少的曲线限制,更适用于具有局部线性或曲率不连续的曲线。2020年,Al-Ahmad等^[27]将七芯光纤集成到导管中,提出测量固有扭曲并对其进行补偿的校准方法,基于螺旋延伸法(HEM)重建空间曲线。对于静态形状,平均误差和最大空间误差分别为0.70 mm(0.41%)和2.52 mm(1.48%)。2022年,Cao等^[28]将多芯光纤集成至用于鼻窦手术的连续体机器人,利用Bishop标架和曲率与应变之间的对应关系重建姿态,平面误差均值为0.23 mm(0.51%),空间误差均值为0.61 mm(1.36%)。然而,上述方法需要进行繁琐的标定工作,以获取纤芯的相对位置和初始位形等传感器参数间接确定机器人姿态。传感器在制造、安装以及工作过程中易产生非线性特征。此外,采用近端到远端的积分方法进行机器人姿态重建,误

差会向远端积累,导致末端位置的测量精度不佳^[29]。

针对经鼻入路手术器械灵巧性不足及术中入路导航信息匮乏等问题,本文开发了一款入路姿态光纤导航的经鼻柔性手术机器人。柔性机械臂以球面副配合形式串联相邻柔性球铰,具有大弯曲角度特征;球铰间增加销钉-滑槽配置,以提高机械臂的抗扭强度;高度模块化设计可实现损坏球铰的及时替换而不影响整体结构的稳定性和功能;机械臂末端采用通用机械接口设计,便于更换多类型手术执行器。在柔性机械臂内间隔 90° 随形嵌入两路分布式光纤导航传感器,并提出了一种基于数据驱动的机器人入路姿态光纤导航方法,构建光纤信号与机器人姿态映射模型,避免了传统理论姿态建模方法中积分误差的累积,可实现柔性机械臂位姿的同步精细测量。通过柔性机器人本体机械性能测试和姿态重建测试,证明了本文提出的柔性手术机器人系统和光纤导航方法的有效性。

2 经鼻柔性手术机器人设计

针对经鼻入路手术设计了一种入路姿态光纤导航的经鼻柔性手术机器人系统,如图1所示。该系统主要由两条柔性机械臂、光纤导航传感器、鼻内窥镜和驱动模块构成。其中,柔性机械臂和鼻内窥镜容纳在10 mm铝合金套管内,设计的柔性机械臂全长50 mm,外径4 mm,由18个球铰单元依次连接构成,近端和远端的球铰单元分别与推杆和执行器相连。球铰单元一头为凹陷的球窝,另一头为凸起的球头,球头和球窝分别设有呈 90° 均匀分布的限位销和限位槽,相邻两个单元通过限位销与限位槽的配合紧密接触。球铰单元在保持高灵巧性和连接稳定性的同时,通过约束其周向旋转可以有效地提高柔性机械臂的抗扭强度。球铰单元边缘设计成梯形形状,该设计能够最小化球铰单元间的间隙距离,进一步提高恒曲率性能和扩大弯曲范围。球铰单元壁内间隔 90° 设有直径为0.5 mm的驱动导丝通道,由于镍钛合金丝具有形状记忆功能,在受力时可以为柔性机械臂提供一定刚度,因此,机械臂采用4根固定在末端的镍钛合金丝驱动,其直

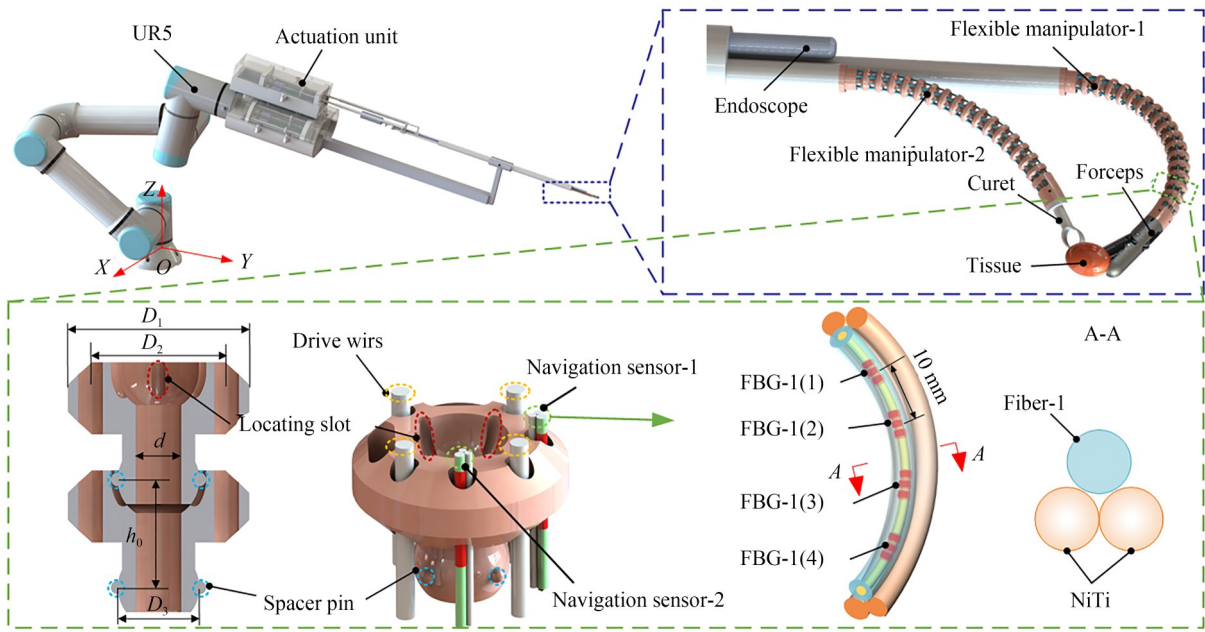


图1 经鼻柔性手术机器人系统
Fig. 1 Transnasal flexible surgical robot system

径为 0.35 mm,每个自由度通过一对驱动导丝实现。此外,球铰单元中央保留了直径为 0.9 mm 的通道,用于集成各种末端执行器,同时柔性机械臂末端采用模块化设计,可以安装夹钳、剪刀、刮匙和吸引器等多种末端执行器,适应不同手术的需求。球铰单元的设计参数见表 1。驱动模块

包括平动电机箱和驱动电机箱,平动电机箱配备 3 台 Maxon RE13 电机,分别用于控制柔性机械臂和鼻内窥镜的前后移动;驱动电机箱配备 10 台 Maxon RE13 电机,用于控制两条柔性机械臂的弯曲和末端执行器的开合,电机均采用 Arduino ESP32 开发板控制。

表 1 球铰单元的设计参数
Tab. 1 Design parameters of spherical hinge unit

Parameter	Description	Value
D_1	Outer diameter of the spherical hinge unit	4.00 mm
D_2	Center distance of the drive wire channels	3.08 mm
D_3	Diameter of the ball of the spherical hinge unit	1.7 mm
d	Diameter of the internal channel	0.90 mm
h_0	Distance between adjacent spherical hinge units	2.1 mm

为避免光纤导航传感器集成后增加机械臂整体尺寸,在球铰单元壁上开设了两个直径为 0.6 mm 的通道。光纤导航传感器的结构如图 1 所示,由一根光纤(直径为 125 μm)和两根镍钛合金丝(直径为 100 μm)组成。单根光纤刻有 4 个 FBG,栅区长度为 3 mm,相邻 FBG 的轴向间隔为 10 mm,为了避免各 FBG 的反射光谱信号产生串扰,FBG 中心波长依次设计为 1 535,1 540,

1 545,1 550 nm。使用 UV 胶将光纤和镍钛合金丝固定成两两相切的三角形横截面,并通过紫外线照射固化,期间光纤保持预紧状态以提高其灵敏度。由于传感器是柔性的,当柔性机械臂弯曲时,容易产生扭曲,而这种扭曲在很大程度上会影响姿态导航的结果^[30]。所设计的传感器的三角形横截面具有不均匀的弯曲模量,有利于减小传感器的扭曲程度。在两根配置相同的柔性机

械臂上均间隔 90° 嵌入两个光纤导航传感器,并胶粘至机械臂远端。4 个传感器被命名为光纤导航传感器 $-i(i=1,2,3,4)$,其中 $i=1,2$ 和 $i=3,4$ 分别代表柔性机械臂-1 和柔性机械臂-2 上的两个传感器。第 i 个传感器($i=1,2,3,4$)上的 FBG 从柔性机械臂近端至远端分别命名为 FBG- $i(j)$ ($j=1,2,3,4$)。

3 柔性机械臂运动学建模

如图 2(a)所示,驱动空间到关节空间再到操作空间的映射模型 f_1, f_2 称为正运动学模型,从操作空间到关节空间再到驱动空间的映射 f_1^{-1}, f_2^{-1} 称为逆运动学。其中, Δl_j 和 Δl_k 为导丝输入的位移, Θ 和 φ 分别为空间弯曲角和扭转角, $S(x, y, z)$ 为柔性臂末端点 S 在世界坐标系内的坐标。

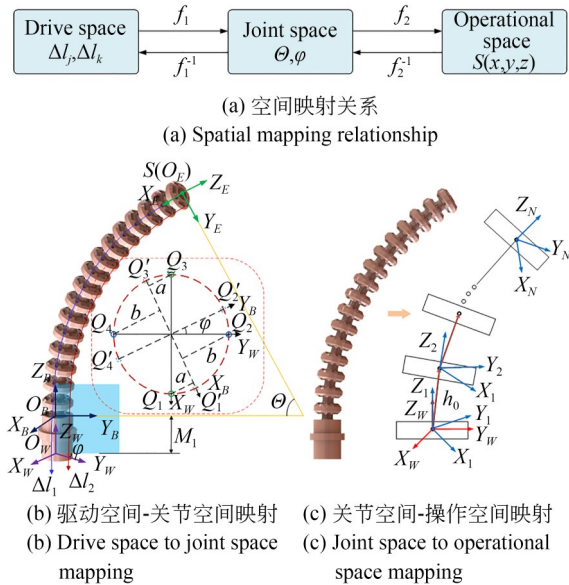


图 2 柔性机械臂运动学原理

Fig. 2 Kinematics principle of flexible manipulator

3.1 逆运动学模型

为了描述操作空间与关节空间的关系,建立了 3 种坐标系,如图 2(b)所示。其中,世界坐标系 $[W] = [X_w, Y_w, Z_w]$ 固连在柔性机械臂的基座上, $X_w O_w Y_w$ 平面与基座上下表面平行, Z_w 与基座中轴线平行。

基坐标系 $[B] = [X_B, Y_B, Z_B]$ 固连在柔性机

械臂近端球铰单元上, $X_B O_B Y_B$ 平面与近端球铰单元下表面平行, Z_B 与近端球铰单元中轴线平行。 X_B 轴从基底椎体中心指向第一驱动导丝,与 X_w 轴夹角为 α 。

末端坐标系 $[E] = [X_E, Y_E, Z_E]$ 固连在柔性机械臂末端单元上, $X_E O_E Y_E$ 平面与末端球铰单元下表面平行, Z_E 与近端球铰单元中轴线平行。 X_E 轴指向第一驱动导丝方向。

M_1 为基架 $[B]$ 到世界架 $[W]$ 的平移长度, φ 为弯曲平面与 X_B 轴之间的夹角。则柔性机械臂从世界坐标系 $[W]$ 到末端坐标系 $[E]$ 的齐次变换矩阵 ${}^W_E T$ 可表示为:

$${}^W_E T = {}^W_B T {}^B_E T = \begin{bmatrix} {}^B_E R & {}^B_E P_{O_E} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

$${}^W_B T = \text{rot}(Z_w, \alpha) \times \text{trans}(Z_w, M_1), \quad (2)$$

其中: ${}^B_E T$ 为从基坐标系 $[B]$ 到末端坐标系 $[E]$ 的齐次变换矩阵, ${}^B_E R$ 为从基坐标系 $[B]$ 到末端坐标系 $[E]$ 的旋转矩阵, ${}^B_E P_{O_E}$ 为从基坐标系 $[B]$ 到末端坐标系 $[E]$ 的平移矩阵。

通过几何分析可知,相邻两球窝关节发生变形时,距离 h_0 保持不变。由于柔性机械臂的弯曲近似于常曲率弯曲,假设所有单元的弯曲角度均为 θ ,则齐次变换矩阵可表示为:

$${}^B_E T = \begin{bmatrix} {}^B_E R & {}^B_E P_{O_E} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}, \quad (3)$$

$${}^B_E R = \text{rot}(Z_B, \varphi) \times \text{rot}(Y_B, \Theta) \times \text{rot}(Z_B, -\varphi), \quad (4)$$

$$\Theta = N \cdot \theta, \quad (5)$$

$${}^B_E P_{O_E} = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h \sum_{i=1}^N \sin(i \cdot \theta) \cos(\varphi) \\ h \sum_{i=1}^N \sin(i \cdot \theta) \sin(\varphi) \\ h \sum_{i=1}^N \cos(i \cdot \theta) \end{bmatrix}, \quad (6)$$

其中: Θ 为柔性机械臂的总弯曲角度, N 为单元数。

驱动相邻导丝可使柔性机械臂发生空间任意角度弯曲。弯曲后,导丝长度的变化与导线与中性面之间的距离成正比。四根导丝弯曲后的

长度为:

$$L_1 = L_0 + 2N \left(b \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) - h_0 \cdot \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right), \quad (7)$$

$$L_2 = L_0 + 2N \left(a \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) - h_0 \cdot \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right), \quad (8)$$

$$L_3 = L_0 - 2N \left(a \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + h_0 \cdot \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right), \quad (9)$$

$$L_4 = L_0 - 2N \left(b \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + h_0 \cdot \sin^2\left(\frac{\theta}{4}\right) \right), \quad (10)$$

其中: L_0 为柔性机械臂初始状态下导丝的长度, $a = (D_2/2) \cdot \sin \varphi$ 为 Q_2 和 Q_4 到中性轴 Y' 的距离, $b = (D_2/2) \cdot \cos \varphi$ 为 Q_1 和 Q_3 到 Y' 的距离, D_2 为夹角 180° 的两个导丝孔中心距, Q_1, Q_2, Q_3, Q_4 为 4 根导丝在 $X_w O_w Y_w$ 平面内的投影, Q'_1, Q'_2, Q'_3, Q'_4 为 4 根导丝在 $X_B O_B Y_B$ 平面内的投影。

3.2 正运动学模型

根据导丝长度则可得到柔性臂的弯曲角度和偏转角度, 分别为:

$$\varphi = \arctan\left(\frac{L_2 - L_4}{L_1 - L_3}\right), \quad (11)$$

$$\Theta = 2N \cdot \arcsin\left(\frac{\sqrt{(L_1 - L_3)^2 + (L_2 - L_4)^2}}{2N \cdot d}\right). \quad (12)$$

关节空间到操作空间的映射由齐次变换矩阵迭代得到。世界坐标系和每个单元的局部坐标系布置方式如图 2(c) 所示。第 i 和第 $i+1$ 个单元的局部坐标系齐次变换矩阵为:

$${}^{i+1}_i T = \text{trans}(0, h \sin \theta, h \cos \theta) \text{rot}(y_i, \theta), \quad (13)$$

其中 $i=1, 2 \dots 17$ 。

世界坐标系到最下球铰单元的齐次变换矩阵为:

$${}^w_l T = \text{rot}(x_w, \varphi). \quad (14)$$

则从世界坐标系到末端球铰单元的总齐次变换矩阵可表示为:

$${}^w_N T = {}^w_1 T {}^1_2 T {}^2_3 T \dots {}^{i+1}_i T \dots {}^{N-1}_N T. \quad (15)$$

4 入路姿态光纤导航原理及建模

为避免传感器离线标定后再集成到柔性机械臂中产生的误差, 这里提出一种基于双目视觉的原位标定方法, 获取机械臂的实际姿态信息。

并采用基于极限学习机(ELM)的方法构建光纤导航传感器波长漂移和机械臂姿态的映射模型, 不仅可以解决由于传感器制备、标定实验台搭建导致的各种测量误差, 还可以避免运动学/动力学变形模型不完善导致的重构滞后现象^[31], 实现柔性机器人的光纤导航。

4.1 基于双目视觉的原位标定方法

如图 3 所示, 基于双目视觉的原位标定方法主要包括相机标定、特征提取与匹配和三角测量 3 个步骤。首先需要对双目相机进行标定, 确定相机的内参(如焦距、主点坐标)和外参(如相对旋转矩阵、平移向量); 在机械臂特征点处附着彩色标记并采集其双目图像, 对其进行颜色分割处理以及形态学处理以提取图片中特征点的像素位置, 如图 3(a) 和 3(b) 所示; 根据视差和相机标定参数, 利用三角测量原理计算出双目图像中特征点的三维坐标如图 3(c)~3(e) 所示。

三角测量法通过对双目图像进行特征点匹配和视差计算, 从而确定物体在三维空间中的位置。假设有一个完全不失真、对齐的立体装置, 如图 3(c) 所示, 两台相机的成像平面完全共面, 光轴完全平行, 彼此间距 T 已知, 并且焦距 f 相等。待测量点 P 可同时投影至两个相机, 图像的主射线始于投影中心 O_l 和 O_r , x^l 和 x^r 分别为点 P 在左右相机的投影位置, x_l 和 x_r 为成像平面左边缘到 P 投影位置的距离。由三角形 $\Delta P x^l x^r$ 与 $\Delta P O_l O_r$ 相似, 深度 Z 为:

$$\frac{T - (x_l - x_r)}{Z - f} = \frac{T}{Z} \Rightarrow Z = \frac{fT}{x_l - x_r} = \frac{fT}{d}, \quad (16)$$

其中视差 $d = x_l - x_r$ 。

图 3(d) 为立体视觉的 3D 坐标系, P_l 和 P_r 分别为点 P 在左右相机的投影位置, P 点的 X, Y 坐标也可通过相似三角形得到, 以左相机作为基准, 设 P_l 的像素坐标为 (u, v) , P_l 相对于相机坐标系的坐标为:

$$x = f \frac{X}{Z}; y = f \frac{Y}{Z}. \quad (17)$$

代入 $Z = \frac{fT}{d}$, 可得:

$$X = \frac{T}{d} (u - c_x), \quad (18)$$

$$Y = \frac{T}{d} (v - c_y), \quad (19)$$

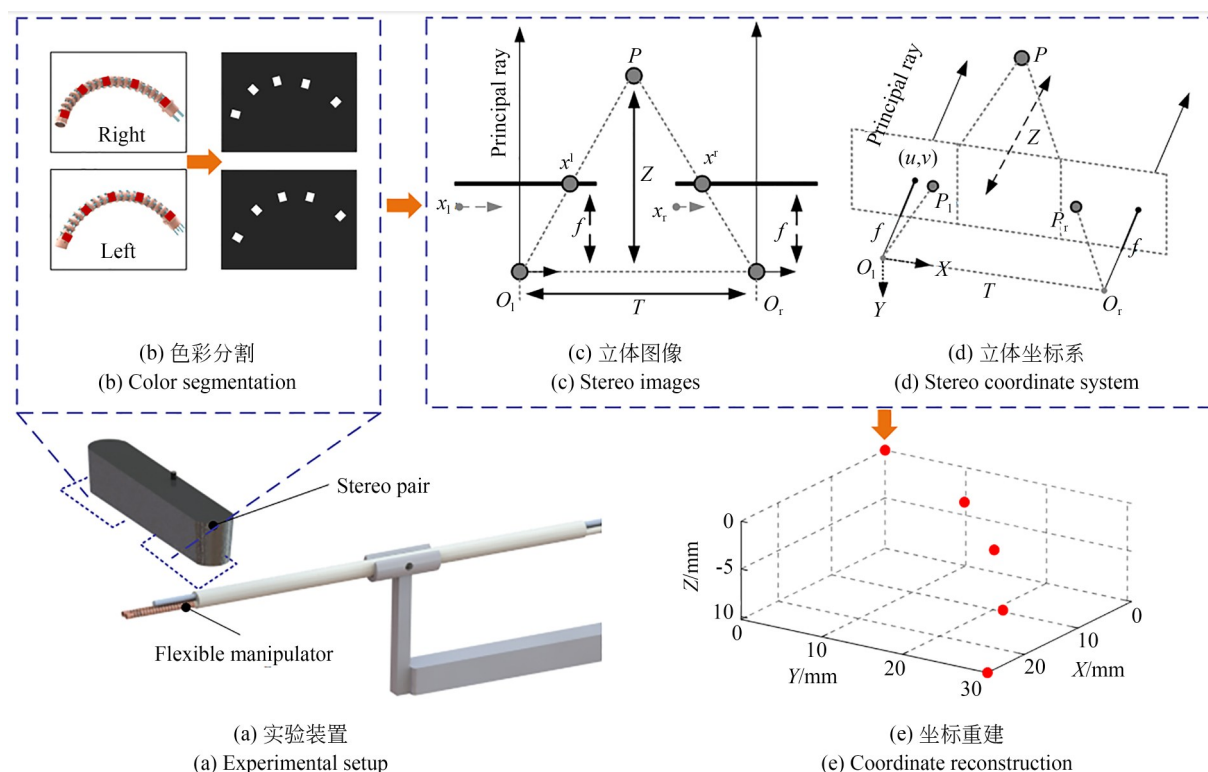


图 3 基于双目视觉的原位标定方法

Fig. 3 In-situ calibration method based on binocular vision

其中 c_x, c_y 为主光线与成像平面的相交点。

令 $d/T = W$, 把从像素坐标到相机坐标的过程表示为矩阵形式, 即:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -c_x \\ 0 & 1 & 0 & -c_y \\ 0 & 0 & 1 & f \\ 0 & 0 & 1/T & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \\ d \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (20)$$

最后, 将相机坐标系转换为世界坐标系即可得到 P 点的三维坐标 (X_w, Y_w, Z_w) :

$$\begin{bmatrix} R & T \\ O & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ W \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{bmatrix}, \quad (21)$$

其中: R 表示三阶正交旋转矩阵, T 表示平移矩阵。

4.2 基于 ELM 的姿态重建方法

基于 ELM 的姿态重建模型包括两个步骤: (1) 以柔性机械臂上两个光纤导航传感器的中心波长漂移量作为输入, 使用 ELM 模型预测机械臂中点和末端位置; (2) 以步骤 1 中的位置信息作为输入, 采用恒定曲率变形假设重建机械臂的形状, 流程如图 4 所示。

当机械臂弯曲时, 根据耦合模理论, 光纤导航传感器产生的轴向应变会导致中心波长发生漂移, 若不考虑温度的影响, 其漂移量可表示为:

$$\Delta\lambda_{i(j)} = \lambda_{B-i(j)}(1 - p_e)\epsilon_{i(j)}, \quad (22)$$

其中: $\Delta\lambda_{i(j)}$ ($i=1, 2; j=1, 2, 3, 4$) 和 $\lambda_{B-i(j)}$ 分别为 FBG- $i(j)$ 的中心波长漂移量和初始中心波长, p_e 为有效弹光系数, $\epsilon_{i(j)}$ 为发生在 FBG- $i(j)$ 上的应变。

ELM 是一种单隐藏层前馈神经网络算法, 具有较强的非线性映射能力和良好的泛化性能^[32]。模型的输入层对应 FBG- $i(j)$ 的中心波长偏移 $\Delta\lambda = [\Delta\lambda_{1(1)}, \Delta\lambda_{1(2)}, \dots, \Delta\lambda_{2(3)}, \Delta\lambda_{2(4)}]^T$, 输出层对应各特征点的三维坐标值 $G = [x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2]^T$ 。

隐藏层输出 H 可表示为:

$$H = g(w\Delta\lambda + b), \quad (23)$$

其中: w 和 b 分别表示输入层和隐藏层之间随机初始化的权重和偏置, $g(x)$ 为激活函数。

当 H 传播到输出层时, 输出权重 β 与期望输

出 G 的关系为:

$$H\beta = G, \quad (24)$$

其中 β 表示隐藏层和输出层之间的权重。

为了确保良好的训练效果,ELM 采用最小化模型输出与参考输出 G 的平方差作为目标函数。目标函数如下:

$$\min \|H\beta - G\|^2. \quad (25)$$

通过最小化近似平方差的方法来求解输出权重,其最小二乘范数解如下:

$$\hat{\beta} = H^+G, \quad (26)$$

其中 H^+ 表示 H 的广义逆。

获得 ELM 的输出权重之后,通过该模型预测的输出 R 可表示为:

$$R = \beta g(w \cdot \Delta\lambda + b). \quad (27)$$

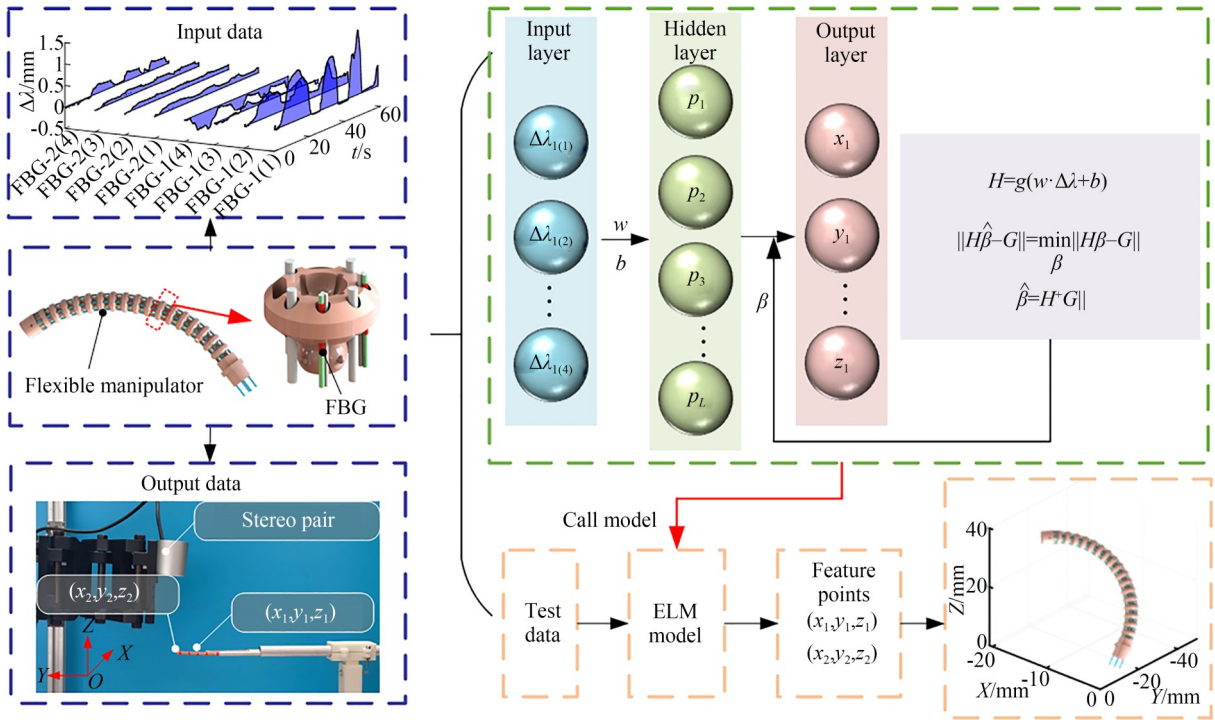


图 4 基于 ELM 的姿态重建算法流程

Fig. 4 Flow chart of attitude reconstruction algorithm based on ELM

5 实验

5.1 柔性机械臂弯曲性能测试

机械臂的弯曲性能决定其在狭小空间内灵活操作的能力,对于精准定位和避开周围重要结构具有重要意义。为分析柔性机械臂的弯曲性能,搭建如图 5(a)所示的实验平台。实验装置主要包括柔性手术机器人样机及双目相机(Stereolabs,法国,型号 ZED,分辨率为 $4\,416 \times 1\,242 @ 15 \text{ frame/s}$)。实验过程中,操控手术机器人的驱动模块使柔性机械臂分别在水平和垂直平面上弯曲,同时利用双目相机记录附着在机械臂末端的标记点位置。实验结果如图 5(b)和 5(c)所示,

手术机器人的柔性机械臂在保持稳定性的条件下能够在水平和垂直平面上实现 $\pm 90^\circ$ 的弯曲角,并且其极限弯曲角度为 $\pm 105^\circ$ 。这样的弯曲性能意味着柔性机械臂具有开阔的可达操作空间,如图 5(d)所示。

5.2 柔性机械臂负载能力测试

负载能力是柔性机械臂一个关键的性能指标,直接影响手术机器人安全、有效地操纵手术执行器与组织交互的能力。为探究所设计的柔性机械臂的负载能力,搭建如图 6(a)所示的实验装置,主要包括柔性手术机器人样机、SRI 单轴力传感器、微调架、推杆及角度板。实验过程中,通过安装 SRI 单轴力传感器的推杆对柔性机械臂

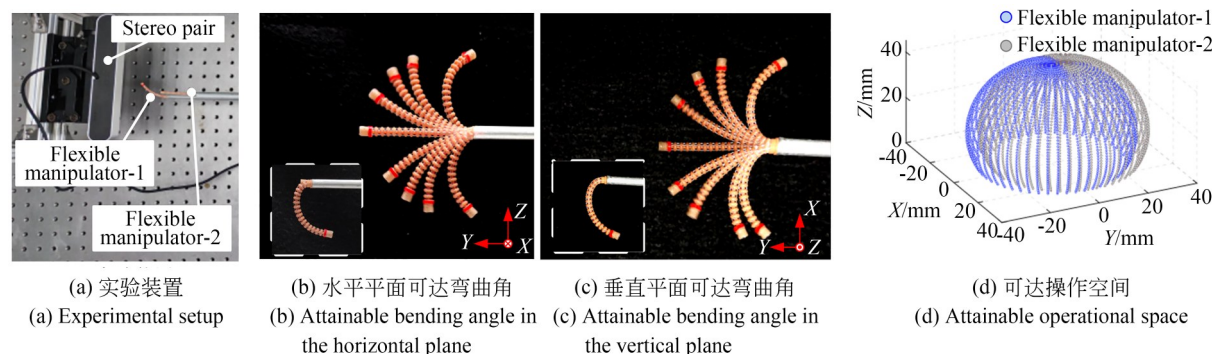


图 5 柔性机械臂弯曲性能测试分析

Fig. 5 Bending performance test and analysis of flexible manipulator

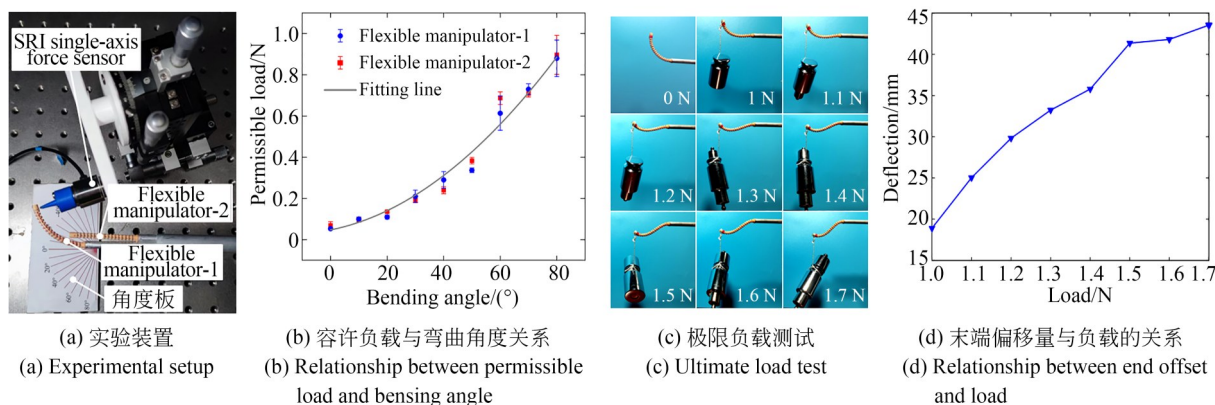


图 6 负载能力测试分析

Fig. 6 Load capacity test analysis

施加负载。对于以主从模式控制的手术机器人,在内窥镜辅助下,小于连续结构总长度的 10% 的小偏转可以手动校正。为此,在不同的弯曲状态下($0^{\circ} \sim 80^{\circ}$,以 10° 为步长)采集推动机械臂产生 5 mm 偏转所需的力,并将它用于评估手术机器人的负载能力。每种弯曲状态情况均进行 3 次测试,实验结果如图 6(b) 所示。柔性机械臂弯曲角度和相对应的容许负载呈二次曲线关系,在 80° 弯曲角度时容许负载为 0.9 N。

为测试柔性机械臂的极限负载,在柔性机械臂初始弯曲角度为 45° 的情况下,将 1 N 的初始负载施加于柔性机械臂末端,并以 0.1 N 为步长增加负载,实验结果如图 6(c)~6(d) 所示。柔性机械臂可以承受高达 1.7 N 的负载,但发生显著形变,末端偏移量超过柔性机械臂总长的 80%。

5.3 柔性机械臂姿态原位标定实验

为实现开发的经鼻入路柔性手术机器人的入路姿态光纤导航,对柔性机械臂进行了姿态原

位标定实验。实验装置与图 5(a) 相似,区别在于柔性机械臂上沿轴向均匀粘贴了 5 个彩色标记以及增加的光纤解调仪(采样频率为 240 Hz)。该实验分别在自由空间和存在障碍物的工况中进行,其中障碍物位于柔性机械臂的中间部位。实验过程中,利用手术机器人的驱动模块使得柔性机械臂在操作空间中产生变形,并记录双目图像和 FBG 的波长信号。温度保持恒定,实验在照明充足的环境下进行,以提高标记点与实验台的区分度。

根据立体相机参数,利用三角测量法可实现坐标重建。随后,将 FBG 波长漂移数据与柔性机械臂末端以及中点的三维坐标数据对齐,构建比例为 8:2 的训练集和测试集。针对自由环境和存在障碍物的环境工况,采用 ELM 模型分别进行训练,ELM 隐藏层节点数分别设置为 500 和 300。激活函数选用 Sin 函数,利用其周期性质、非线性特性和有限的激活幅度,能够有效解决梯

度消失和神经元死亡的问题。通过预测的位置坐标,基于恒定曲率假设即可重构柔性机械臂变形曲线。

为了评估基于数据驱动的光纤导航方法的

有效性,分析了不同批次数据的预测精度。在自由弯曲环境下,机械臂在 XOY 、 YOZ 平面及4个卦限中的姿态重建效果如图7(a)~7(f)所示。在障碍物环境下,机械臂在 XOY 平面以及2个卦限

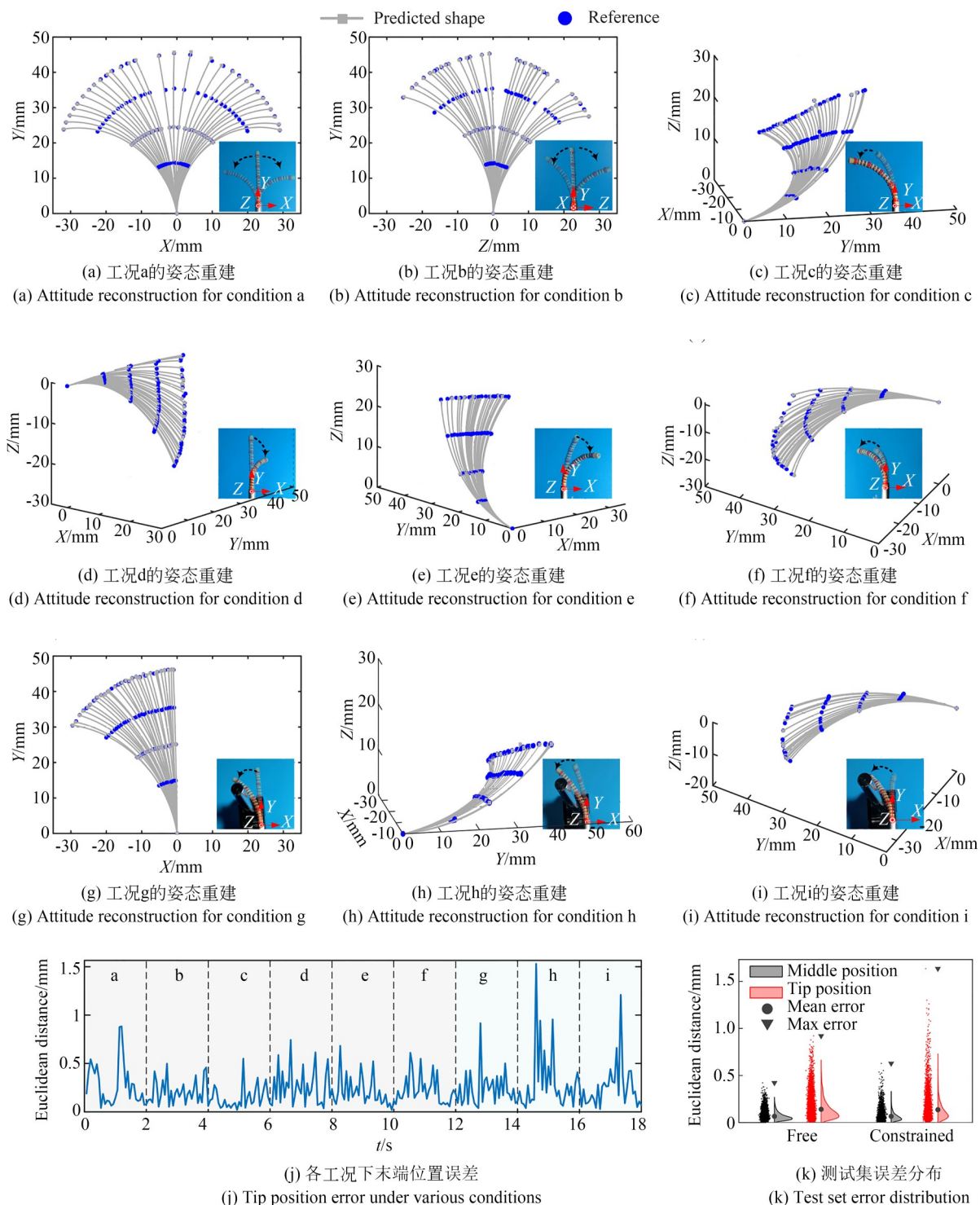


图7 基于数据驱动的姿态原位标定测试分析

Fig. 7 Test analysis of in-situ attitude calibration based on data-driven

中的姿态重建效果如图 7(g)~7(i)所示。各种工况对应的末端位置误差如图 7(j)所示,图中 a~i 与图 7(a)~7(i)相对应,自由和障碍物环境下最大末端误差分别为 0.884, 1.530 mm。

测试集误差分布图如图 7(k)所示,在自由弯曲环境中,机械臂末端和中点的最大位置预测误差分别为 0.920, 0.422 mm, 平均误差分别为 0.140 9, 0.066 mm;在障碍物环境中,机械臂末端和中点的最大位置预测误差分别为 1.635, 0.628 mm, 平均误差分别为 0.137, 0.066 mm。初步验证了基于数据驱动的入路姿态光纤导航方法的有效性。

为测试柔性机械臂-1 形成大的弯曲角时光

纤导航的准确性,驱动机械臂以形成图 8(a1)的形状,最大弯曲角度达 90° ,姿态重建轨迹和位置偏差分别如图 8(a2)和图 8(b)所示,其末端和中点位置的最大预测误差分别为 0.642, 0.448 mm。另一方面,为验证双臂协同操作能力及双臂姿态导航能力,对双臂同时进行了姿态标定。驱动双臂以形成图 8(c1)的形状,调用所构建的光纤导航模型,绘制了双臂姿态重建轨迹如图 8(c2)所示,其位置偏差如图 8(d)~8(e)所示。柔性机械臂-1 的末端和中点位置的最大预测误差分别为 0.543, 0.305 mm, 柔性机械臂-2 的末端和中点位置的最大预测误差分别为 0.650, 0.246 mm。

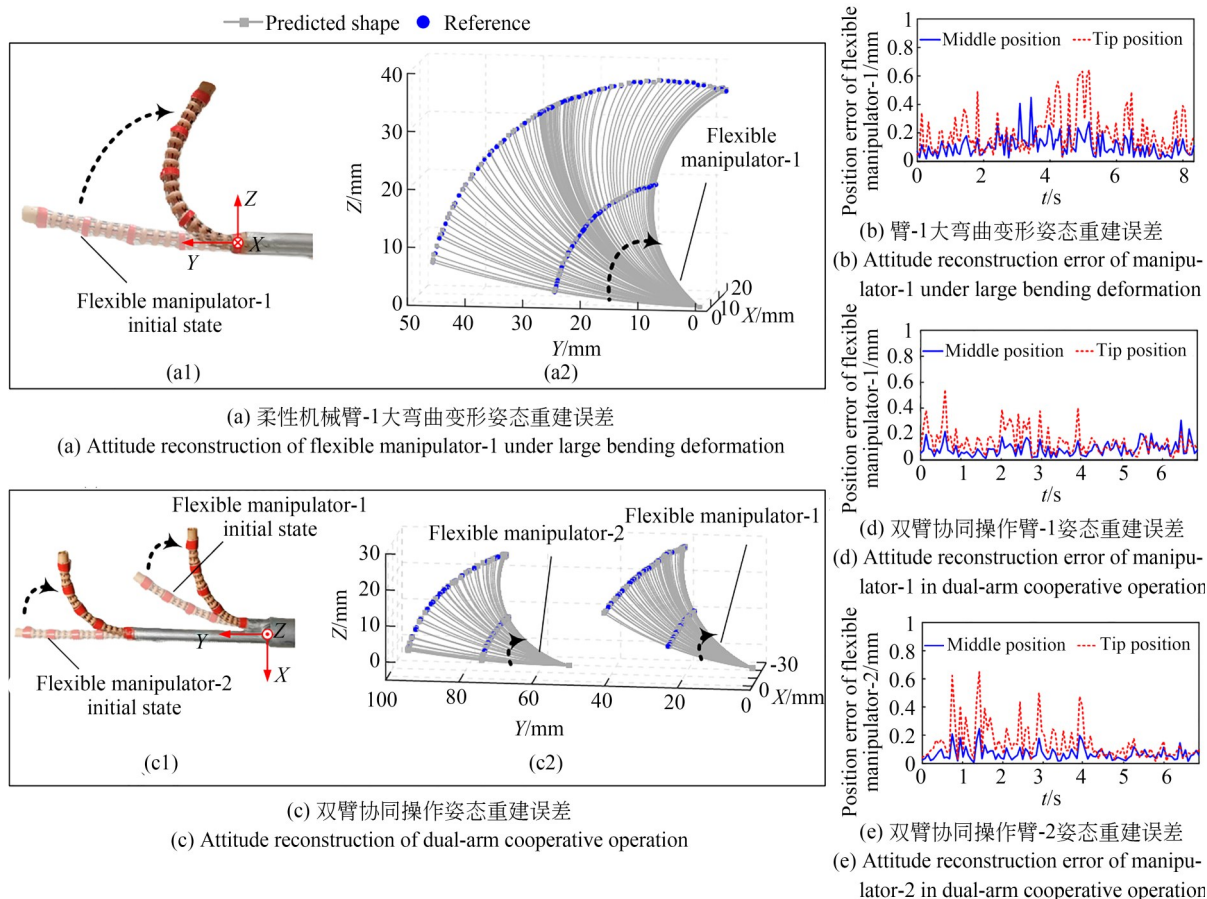


图 8 柔性机械臂-1 大弯曲变形及双臂协同操作姿态重建测试及误差分析

Fig. 8 Attitude reconstruction testing and error analysis of large bending deformation for flexible manipulator-1 and dual-arm cooperative operation

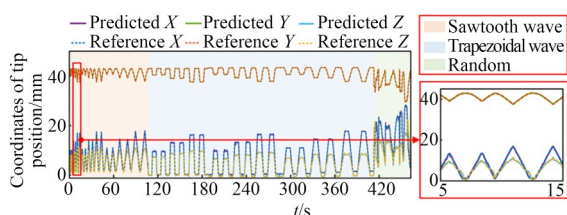
5.4 柔性机械臂末端位置跟踪测试

为验证光纤导航方法对柔性臂位置跟随的准确性,开展了柔性机械臂末端位置跟踪测试。

在实验中,分别在自由和障碍物环境中使安装有推杆的步进电机以不同速度、幅值及信号类型推动柔性机械臂末端。其中,障碍物位于柔性机械

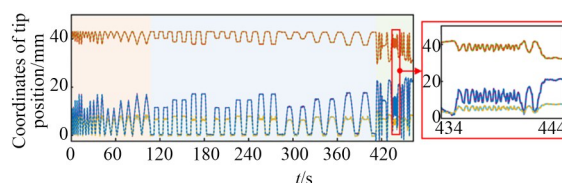
臂的中间部位。图 9(a)和 9(b)分别展现了自由环境和障碍物环境下由光纤导航模型预测的柔性机械臂末端位置与参考位置的对比曲线,预测与参考坐标基本一致。预测值与参考值之间的线性关系分别如图 9(c)和 9(d)所示,皆具有很好

的线性, R^2 均大于 0.99。该实验中自由弯曲环境和障碍物环境下末端最大预测误差分别为 1.686, 1.687 mm。这些结果验证了基于数据驱动的光纤导航方法在柔性机械臂末端位置跟踪中的有效性和可行性。



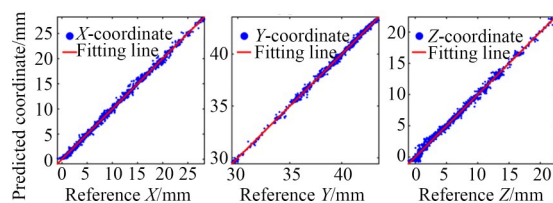
(a) 自由环境下末端预测值与参考值拟合图

(a) Predicted vs. reference values fitting plot in free environment



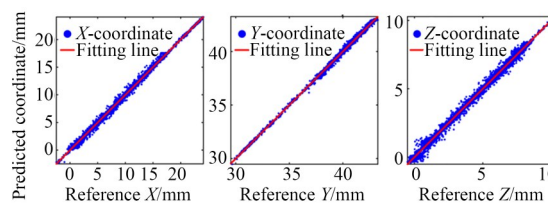
(b) 障碍物环境下末端预测值与参考值拟合图

(b) Predicted vs. reference values fitting plot in obstacle environment



(c) 自由环境下末端预测值与参考值线性图

(c) Predicted vs. reference values linear plot in free environment



(d) 障碍物环境下末端预测值与参考值线性图

(d) Predicted vs. reference values linear plot in obstacle environment

图 9 柔性机械臂末端跟随测试分析

Fig. 9 Analysis of end tracking test for flexible manipulator

在实际手术操作中,柔性手术机器人可能需要长时间保持特定姿势以进行精细的手术操作,因此,对柔性手术机器人和传感器进行稳定性测试至关重要。在实验中,驱动柔性机械臂在 4 个不同的卦限中产生空间弯曲,以模拟鼻窦中可能涉及的操作姿势,进行长达 10 min 的静态保持,最后恢复到初始状态。图 10(a)~10(d)分别展示了 4 种工况下机械臂末端的 X, Y, Z 坐标预测值与参考值的对比,预测曲线与参考曲线基本重合。图 10(e)显示了机械臂末端坐标参考值和预测值的误差分布,其末端最大预测误差为 1.368 mm,证明了本文的入路姿态光纤导航方法的稳定性。

5.5 柔性手术机器人经鼻入路模拟实验

如图 11(b1)所示,上颌窦位于上颌骨内,是头颅内最大的鼻旁窦,与鼻腔相通;蝶窦位于蝶骨内,位于眼眶后方,两者均为颅面骨内的空腔结构。通过鼻腔内的鼻窦开口,可直接抵达上颌

窦和蝶窦,进行手术或治疗操作。为了验证柔性手术机器人进行经鼻入路手术的可行性及入路姿态光纤导航的有效性,搭建了经鼻入路手术模拟平台,如图 11(a)所示,主要包括手术机器人整体样机及透明鼻部模型。透明鼻腔模型主要包含上颌窦、蝶窦、垂体窝等结构,其侧面视图和正面视图分别如图 11(b2)和(b3)所示。本实验模拟了两个路径:一个是控制柔性机械臂进入鼻腔,到达蝶窦前、蝶窦内部和垂体窝内部;另一个是控制柔性机械臂进入鼻腔,到达上颌窦口和上颌窦内部的各个点位。

重构效果分别如图 11(c)和 11(d)所示,各情况下机械臂末端姿态重建误差如表 2 所示,最大末端误差为 1.52 mm。实验结果验证了柔性机械臂在复杂手术路径下的可行性,也进一步证实了基于数据驱动的入路姿态光纤导航在手术过程中的有效性。

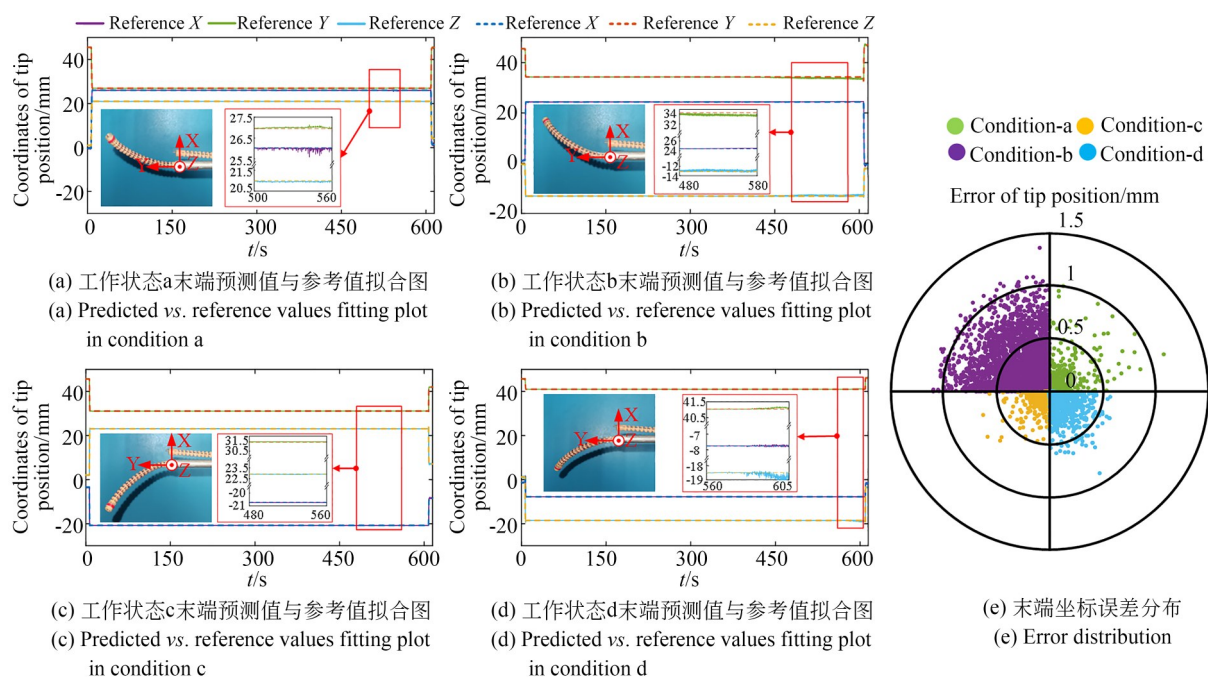


图 10 柔性机械臂保持测试分析

Fig. 10 Analysis of maintenance testing for flexible manipulator

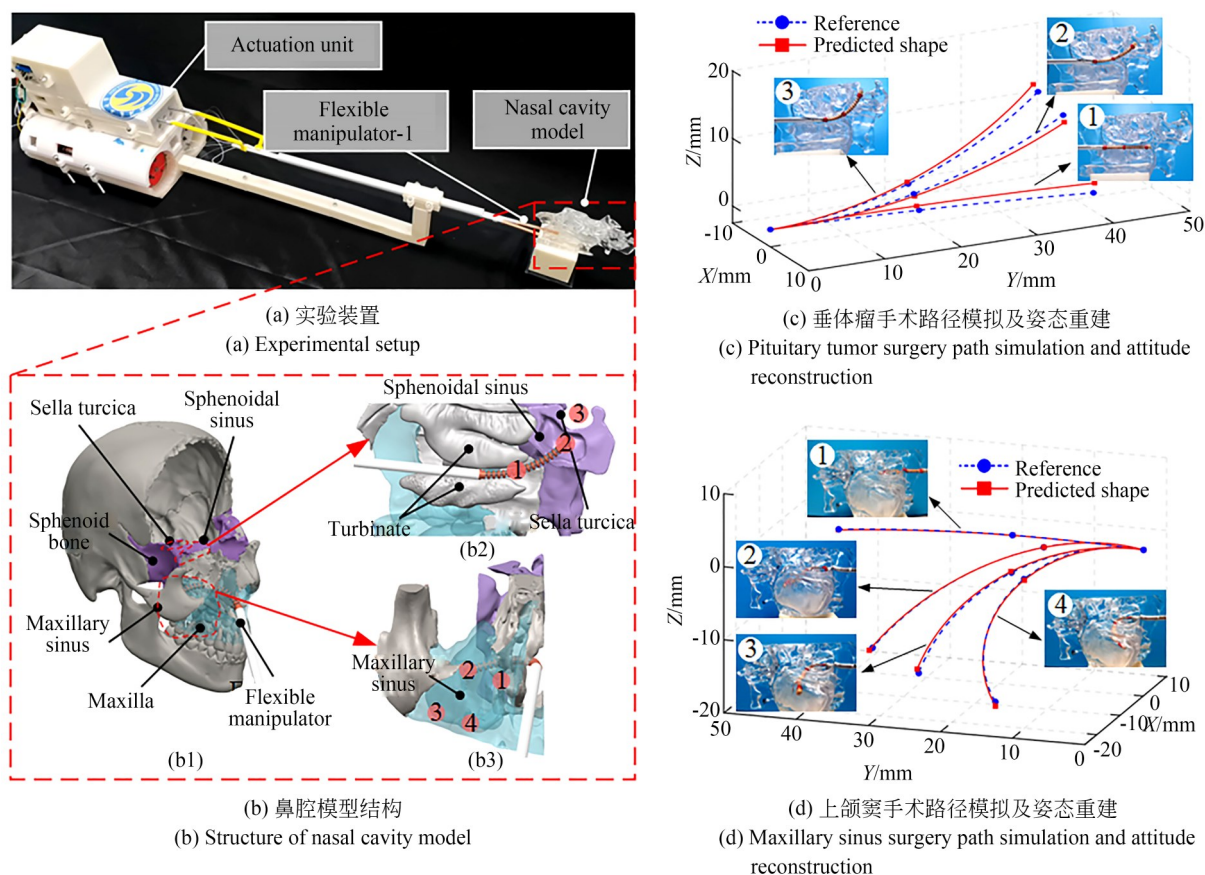


图 11 经鼻入路模拟实验装置及分析

Fig. 11 Simulation experiment setup and analysis of transnasal approach

表 2 经鼻入路模拟实验姿态重建误差

Tab. 2 Error of attitude reconstruction in simulation experiment

Simulation experiment	Position	Error/mm
Pituitary tumor surgery	1	1.52
	2	1.05
	3	1.30
Maxillary sinus surgery	1	1.25
	2	0.87
	3	0.57
	4	0.71

6 讨论与分析

表 3 为本文与医疗领域其他手术机器人光纤导航方法的详细比较,得到了光纤导航算法、传感长度、形状测量维度以及在自由和受限环境实验中的尖端跟踪误差。测量长度越长、维度越

高,通常需要更复杂的传感设计和重构算法以实现准确的测量,更具有技术挑战性。由于相关研究针对的传感器长度不同,为了确保各研究的可比性,选择最大相对误差(ME)和平均相对误差(AE)来量化光纤姿态测量的精度。从表 3 可以看出,对比研究主要采用基于微分几何理论的光纤导航算法,对于机械臂与障碍物相互作用情况下的姿态导航研究较少。本文提出的基于双目视觉的机械臂姿态原位标定法和基于 ELM 的入路姿态光纤导航方法,解决了基于微分几何理论的方法^[25-28]需要进行繁琐的标定工作以获取纤芯的相对位置和初始位形等传感器参数,误差会向远端积累导致末端位置测量精度不佳等问题。此外,相较于其他数据驱动方法^[29,31],基于 ELM 的导航模型能够获得更高的姿态测量精度,在自由弯曲环境中,尖端位置的最大误差(ME)为 1.84%,平均误差(AE)为 0.28%,满足大多数微创手术尖端的定位要求。

表 3 本文与其他光纤导航方法对比

Tab. 3 Comparison of this paper with other fiber optic navigation methods

Methods	Sensing length/mm	Measurement dimension	Free		Constrained	
			ME/%	AE/%	ME/%	AE/%
Interpolating fitting ^[25]	35	2D	3.40	—	3.00	—
Bishop ^[26]	108	2D/3D	—	4.34	—	—
HEM ^[27]	170	2D/3D	1.48	0.41	—	—
Bishop ^[28]	45	2D/3D	1.36	0.51	—	—
DNN ^[29]	35	2D	2.23	—	3.49	—
CNN ^[31]	300	2D/3D	—	1.04	—	—
ELM	50	2D/3D	1.84	0.28	3.27	0.27

7 结 论

本文针对经鼻入路手术提出了一种入路姿态光纤导航的柔性手术机器人。柔性机械臂采用柔性球铰串联和销钉-滑槽配置,具有高灵巧性和高抗扭强度。基于几何分析和 D-H 参数法对它进行了运动学建模。实验表明:柔性机械臂的极限弯曲角度可达 105°,弯曲角 80°范围内允许负载为 0.9 N。然后,提出了一种基于数据驱动的入路姿态光纤导航方法,无需复杂的传感器

参数标定工作,可避免传统方法中从近端到远端重建形状时出现的积分误差累积问题。经过姿态重建测试分析,在自由弯曲环境中,尖端位置的最大误差(ME)为 1.84%,平均误差(AE)为 0.28%,相较于其他方法,能够获得更高的姿态测量精度。在实际手术过程中,手术机器人与其周围解剖结构的接触不可避免,外部力会导致传感器测量结果失真,进而影响机械臂姿态的测量。因此,测量这种扰动信息并在算法中进行补偿是未来的研究方向。

参考文献:

- [1] ORLANDI R R, KINGDOM T T, SMITH T L, *et al.* International consensus statement on allergy and rhinology: rhinosinusitis 2021[J]. *International Forum of Allergy & Rhinology*, 2021, 11 (3): 213-739.
- [2] LIM C T, KORBONITS M K. Update on the clinicopathology of pituitary adenomas [J]. *Endocrine Practice*, 2018, 24(5): 473-488.
- [3] KENNEDY D W. *Endoscopic Sinus Surgery*[M]. Rhinosinusitis. New York, NY: Springer New York, 2008: 1-14.
- [4] 何玉成. 鼻内镜手术辅助机器人机构设计与安全控制研究[D]. 深圳: 中国科学院深圳先进技术研究院, 2019.
HE Y CH. *Research on Mechanism Design and Safety Control of Assisted Robot for Nasal Endoscopic Surgery*[D]. Shenzhen: Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, 2019. (in Chinese)
- [5] 孙广开, 何彦霖, 于洋, 等. 连续体手术机器人光纤导航技术现状和展望[J]. *机械工程学报*, 2023, 59(1): 1-18.
SUN G K, HE Y L, YU Y, *et al.* Fiber-optic navigation technology for continuum surgical robots: status and future perspectives[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2023, 59(1): 1-18. (in Chinese)
- [6] SHU X P, CHEN Q, XIE L. A novel robotic system for flexible ureteroscopy[J]. *The International Journal of Medical Robotics+Computer Assisted Surgery*, 2021, 17(1): 1-11.
- [7] HWANG M, KWON D S. K-FLEX: a flexible robotic platform for scar-free endoscopic surgery [J]. *The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery*, 2020, 16(2): e2078.
- [8] KAOUK J H, HABER G P, AUTORINO R, *et al.* A novel robotic system for single-port urologic surgery: first clinical investigation [J]. *European Urology*, 2014, 66(6): 1033-1043.
- [9] CAO Y F, SHI Y X, HONG W Z, *et al.* Continuum robots for endoscopic sinus surgery: recent advances, challenges, and prospects[J]. *The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery*, 2023, 19(2): e2471.
- [10] GILBERT H B, NEIMAT J, WEBSTER R J 3rd. Concentric tube robots as steerable needles: achieving follow-the-leader deployment [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2015, 31(2): 246-258.
- [11] BURGNER J, RUCKER D C, GILBERT H B, *et al.* A telerobotic system for transnasal surgery [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2013, 19(3): 996-1006.
- [12] BRUNS T L, REMIREZ A A, EMERSON M A, *et al.* A modular, multi-arm concentric tube robot system with application to transnasal surgery for orbital tumors[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2021, 40(2/3): 521-533.
- [13] LEGRAND J, OURAK M, VAN GERVEN L, *et al.* A miniature robotic steerable endoscope for maxillary sinus surgery called PliENT[J]. *Scientific Reports*, 2022, 12(1): 2299.
- [14] KIM J, KWON S, MOON Y, *et al.* Cable-movable rolling joint to expand workspace under high external load in a hyper-redundant manipulator[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2021, 27(1): 501-512.
- [15] KONG Y X, WANG J L, ZHANG N, *et al.* Dexterity analysis and motion optimization of *in situ* torsionally-steerable flexible surgical robots[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2022, 7 (3): 8347-8354.
- [16] ROSEN J, SEKHAR L, GLOZMAN D, *et al.* Roboscope: a flexible and bendable surgical robot for single portal Minimally Invasive Surgery [C]. 2017 *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2017: 2364-2370.
- [17] HONG W Z, XIE L, LIU J H, *et al.* Development of a novel continuum robotic system for maxillary sinus surgery[J]. *ASME Transactions on Mechatronics*, 2018, 23(3): 1226-1237.
- [18] LI T L, ZHAO Z B, GUO J X, *et al.* Wavelength-phase hybrid coded catheter tip three-axis force optical fiber sensor with uncertain environment self-adaptivity [J]. *ASME Transactions on Mechatronics*, 2024: 1-12.
- [19] LI T L, QIU L, REN H L. Distributed curvature sensing and shape reconstruction for soft manipulators with irregular cross sections based on parallel dual-FBG arrays[J]. *ASME Transactions on Mechatronics*, 2020, 25(1): 406-417.
- [20] DEATON N J, SHEFT M, DESAI J P. Towards FBG-based shape sensing and sensor drift

- for a steerable needle[J]. *ASME Transactions on Mechatronics*, 2023, 28(6): 3041-3052.
- [21] 李天梁, 宋珍珍, 陈发银, 等. 光纤光栅与人工智能融合的形状自感知穿刺针[J]. *光学精密工程*, 2023, 31(2): 160-167.
- LI T L, SONG ZH ZH, CHEN F Y, *et al.* Fiber Bragg grating and artificial intelligence fusion for shape self-sensing puncture needle[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2023, 31(2): 160-167. (in Chinese)
- [22] KHAN F, DENASI A, BARRERA D, *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.
- [23] LU Y, LU B, LI B, *et al.* Robust three-dimensional shape sensing for flexible endoscopic surgery using multi-core FBG sensors[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2021, 6(3): 4835-4842.
- [24] SHI C Y, LUO X B, QI P, *et al.* Shape sensing techniques for continuum robots in minimally invasive surgery: a survey[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2017, 64(8): 1665-1678.
- [25] LIU H, FARVARDIN A, GRUPP R, *et al.* Shape tracking of a dexterous continuum manipulator utilizing two large deflection shape sensors[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2015, 15(10): 5494-5503.
- [26] KHAN F, DONDER A, GALVAN S, *et al.* Pose measurement of flexible medical instruments using fiber Bragg gratings in multi-core fiber[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(18): 10955-10962.
- [27] AL-AHMAD O, OURAK M, VAN ROOSBROECK J, *et al.* Improved FBG-based shape sensing methods for vascular catheterization treatment[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2020: 1.
- [28] CAO Y F, LIU Z F, YU H L, *et al.* Spatial shape sensing of a multisection continuum robot with integrated DTG sensor for maxillary sinus surgery[J]. *ASME Transactions on Mechatronics*, 2023, 28(2): 715-725.
- [29] SEFATI S, GAO C, IORDACHITA I, *et al.* Data-driven shape sensing of a surgical continuum manipulator using an uncalibrated fiber Bragg grating sensor[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(3): 3066-3076.
- [30] MOORE J P, ROGGE M D. Shape sensing using multi-core fiber optic cable and parametric curve solutions[J]. *Optics Express*, 2012, 20(3): 2967-2973.
- [31] MANAVI ROODSARI S, HUCK-HORVATH A, CATTIN P C. Shape sensing of optical fiber Bragg gratings based on deep learning[J]. *Machine Learning: Science and Technology*, 2023, 4(2): 025037.
- [32] LI T L, HUANG P A, WANG S S, *et al.* A six-axis FBG force/moment sensor with nonlinear decoupling and fault tolerance for laparoscopic instruments[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2024, 71(10): 13384-13394.

作者简介:



李天梁(1990—),男,江西吉安人,博士,教授,博士生导师,主要研究方向为先进光纤传感技术、机械装备动态监测、手术机器人。E-mail: tianliang-li@whut.edu.cn