DOI: 10.3901/JME.2021.03.026

眼科手术微振动操作模块的设计与研究*

郑 昱¹ 杨 洋¹ 鄢如靖¹ 马 科²

(1. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191;
2. 首都医科大学附属北京同仁医院北京市眼科研究所 北京 100730)

摘要: 在诸如眼科手术等外科手术中, 使器械末端产生合适的微振动可以在一定程度上减小手术所需的操作力。提出一种可集成于眼科手术机器人末端的微振动模块, 用于驱动手术器械产生微振动。该模块是一种并联柔性机构, 包含三个并联支链和一个约束中心柱, 每个并联支链中包含两个串联的驱动单元, 通过驱动单元和中心柱的柔性微变形, 实现微振动运动。然后, 使用伪刚体模型描述驱动单元和中心柱的弯曲变形, 建立微振动模块的运动学模型, 通过分析支链结构参数对微振动模块性能影响, 确定支链结构的构型参数。最后, 利用激光测试仪对所设计的微振动模块进行微振动试验测试。结果表明, 提出的微振动模块可在两个自由度方向分别实现 30 Hz, 14 μm 和 30 Hz, 18 μm 的微振动, 试验结果同时验证了所提柔性机构分析方法的有效性。

关键词: 显微眼科手术; 并联柔性机构; 微振动操作; 伪刚体模型

中图分类号: TG156

Design and Research of a Module for Micro Vibration Operation in Ophthalmic Microsurgery

ZHENG Yu¹ YANG Yang¹ WU Rujing¹ MA Ke²

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191;
2. Beijing Institute of Ophthalmology, Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing 100730)

Abstract: In surgical operation such as ophthalmic surgery, the micro vibration of the end of the surgical instrument can potentially reduce the required operation force. Therefore, a micro vibration module is proposed that can be integrated into the end-effector of the ophthalmic surgical robot to drive the surgical instrument to generate micro vibration. The micro vibration module is a kind of parallel compliant mechanism. The micro vibration module is composed of three parallel branch chains and a constrained central column. Each parallel branch chain contained two series-driven units, and the micro-vibration operation is performed through the flexible deformation of the drive unit and the central column. Then, the pseudo-rigid body model is used to describe the bending deformation of the driving unit and the center column, and the kinematics model of the micro vibration module is derived. Based on the analysis of the influence of the branch structure parameters on the performance of the micro vibration module, the branch structure parameters are determined. Finally, the performance of the micro vibration module is verified through experiments. Experimental results show that the micro vibration module can perform micro-vibrations at 30 Hz, 14 μm and 30 Hz, 18 μm in the direction of two degrees of freedom. At the same time, the experimental results verify the effectiveness of the proposed method.

Key words: ophthalmic microsurgery; parallel compliant mechanism; micro-vibration operation; pseudo-rigid-body model

0 前言

眼科疾病导致的视力损伤会给个人的工作生活

带来巨大的影响。手术是一种常见的眼科疾病治疗方式。在常见的眼科手术, 如白内障撕囊、视网膜撕膜、青光眼虹膜切除等手术中, 需要医生从眼组织表面撕取一层非常薄的生物膜^[1]。在撕取生物膜的过程中, 医生手部生理性的颤抖、不熟练的手术操作都可能会增大器械与眼组织的作用力, 进而造成不必要的眼组织损伤^[2]。因此, 有必要对抑制手

* 国家重点研发计划(2017YFB1302702)和国家自然科学基金(51875011)资助项目。20200219 收到初稿, 20200520 收到修改稿

部颤抖、减小和控制器械与眼组织之间作用力的方法开展研究。

应用机器人代替不稳定的人手进行手术操作是避免手部颤抖影响手术效果的重要方式。目前, 已有的眼科手术机器人可分为主从式^[3-6]、协作式^[7-8]和手持式^[9-10]三类。遥操作式机器人中, 医生通过远程操作机器人完成手术, 可以完全避免手部颤抖的影响, 但存在着操作不够直观的局限。HE 等^[7]研发的 Steady-Hand Eye Robot (SHER), 允许医生直接操作机器人末端的手术器械, 并借助机器人末端的高刚度远程运动中心机构减小医生的手部颤抖。MACLACHLAN 等^[9-10]研发的 Micron, 可驱动手术器械产生微振动, 从而对医生的手部颤抖进行主动补偿。但 Micron 为手持式设备, 不能直接应用于机器人辅助手术中。

在减小和控制器械与眼组织的作用力方面, 针对视网膜手术, 韩少峰等^[11]研究了手术针刺入速度、振动参数等对刺入力的影响。贺昌岩等^[12]提出一种基于循环神经网络的主动控制方法, 可对刺入力进行预测和控制。上述研究可以为减小和控制器械与眼组织作用力提供参考, 但上述研究的应用背景为针刺操作, 与撕取生物膜存在一定的差异。GONENC 等^[13]以快速止血绷带和鸡胚胎膜为研究对象, 研究了手术器械的振动模式对组织撕扯力的影响。研究表明, 对于快速止血绷带和鸡胚胎膜, 当振动频率分别达到 30 Hz 和 50 Hz 时, 完成撕裂操作所需的撕扯力会显著减小, 且振动幅度越大, 所需的撕扯力越小。

考虑到柔性机构具有体积小、运动精度高、易于重构的优势^[14], 本文提出一种可用于驱动眼科手术器械产生微振动的微振动模块, 并对其运动学模型进行研究。该微振动模块为一种并联柔性机构, 采用压电纤维片做为驱动器, 可以集成在机器人的末端执行器中。

本文首先给出微振动模块的设计要求和设计方案。接着给出柔性部件的伪刚体模型, 并建立微振动模块的运动学模型。通过分析结构参数对机构性能和尺寸的影响, 确定微振动模块的结构参数。最后, 给出微振动模块的性能测试结果。

1 微振动模块设计

1.1 设计要求

以白内障撕囊手术为例, 对微振动模块的应用场景进行说明。微振动模块的应用场景如图 1 所示。微振动模块安装于机器人末端与手术器械之间, 手

术器械夹住或勾住囊膜, 机器人控制手术器械运动, 完成撕囊操作, 微振动模块驱动手术器械沿撕囊方向产生微振动。

图 1 微振动模块应用场景

实际手术中所需的振动频率和幅值均未知。文献[13]中, 当振动频率达到 30 Hz 时, 撕裂快速止血绷带所需的撕扯力明显降低, 且幅值越大, 撕扯力降低越明显。考虑到快速止血绷带与晶状体前囊膜在物理特性上具有一定的相似性, 我们要求微振动模块的振动频率要达到 30 Hz, 且振幅尽可能大。同时, 考虑到实际手术中, 撕囊方向并不确定, 因此要求微振动模块应具有两个自由度。进一步, 考虑到眼科手术通常在显微镜下进行, 手术空间和视野均非常狭小, 且微振动模块安装于机器人末端与手术器械之间, 这就要求模块整体尺寸尽量小。

基于以上分析, 我们提出微振动模块的设计要求如下。

- (1) 具有两个振动自由度。
- (2) 模块末端的振动频率达到 30 Hz, 振动幅值尽可能大。
- (3) 模块末端的振动规律平稳。
- (4) 模块整体尺寸应尽量小。

1.2 设计方案

本文设计的微振动模块如图 2 所示。

图 2 微振动模块

微振动模块由三个并联支链、一个橡胶中心柱、底座和动平台四部分组成。其中,支链用于提供微振动所需的驱动力,支链间夹角 120° ;橡胶中心柱用于为动平台提供定位,动平台用于安装手术器械(如手术钩或手术镊)。底座预留有安装孔,使得模块可以集成于机器人末端执行器上。动平台与中心柱之间采用定位销固定。支链与动平台之间无固定但保持相切。

每个支链由两个串联的驱动单元驱动,驱动单元之间通过连接块进行连接。每个驱动单元包含一个压电纤维片和一个簧片,压电纤维片和簧片粘连。质量块、簧片、连接块之间采用螺栓连接。

三个并联支链的设置,可以保证微振动模块具有两个振动自由度。中心柱可以约束动平台的运动,使得模块末端的振动更加规律。同时,中心柱的拉伸刚度远大于弯曲刚度,可以减小模块的轴向运动,避免损伤眼组织。通过改变支链中连接块和质量块的形状,可以很方便地对微振动模块的支链进行重构,从而获得预期的振动特性。支链中两个驱动单元串联,可以在保证结构紧凑的基础上增大支链的变形,从而增大微振动模块的振幅。压电纤维片具有质量轻、体积小的优势,使用压电纤维片构建驱动单元可以减小模块的质量和体积,使得模块更适用于眼科手术机器人。

簧片材料为 65 钢,尺寸为 $20\text{ mm}\times 30\text{ mm}\times 0.5\text{ mm}$ 。压电纤维片选用芯明天公司的 M0714-P2 压电纤维片,压电纤维片主要技术指标如表 1 所示。

表 1 压电纤维片主要技术指标

参数名称	指标
致动尺寸/(mm×mm)	7×14
整体尺寸/(mm×mm)	16×16
最大位移/ μm	-4.2
工作电压/V	-60~360

压电纤维片驱动器选择芯明天公司的 E01.C3 压电陶瓷控制器,控制器主要性能指标如表 2 所示。

表 2 控制器主要性能指标

参数名称	指标
通道数	3
输出电压/V	0~300
输入电压/V	0~10
通信接口	RS232

通电后,压电纤维片横向收缩导致簧片发生弯曲变形,从而改变支链末端的位置,进而弯折橡胶

中心柱,改变手术器械末端的位置。当压电纤维片的变形符合一定的振动规律时,手术器械末端即可产生撕囊所需的微振动。通过三个支链的共同作用,可以使器械末端在两个方向产生振动。支链的变形如图 3 所示。

图 3 支链变形示意图

除簧片外,其余部分均采用 3D 打印制作。3D 打印部件尺寸如表 3 所示。

表 3 3D 打印部件尺寸参数表

名称	质量/g	尺寸/mm	材料
中心柱	2	$\phi 10\times 40$	橡胶
连接块	0.64	$20\times 7\times 5$	工程塑料
质量块	0.58	$20\times 5\times 10$	工程塑料
底座	29	$\phi 80\times 30$	工程塑料

2 运动学建模

本节根据柔性部件的伪刚体模型,建立支链的运动学模型,并结合中心柱和支链的约束关系,建立柔性并联机构的运动学模型。

2.1 坐标系设置

坐标系的定义如图 4 所示。其中,坐标系 $O_Bx_By_Bz_B$ 为基础坐标系,坐标系原点 O_B 位于底座中心位置。坐标系 $O_Px_Py_Pz_P$ 为动平台坐标系,坐标系原点 O_P 位于动平台中心位置。

动平台与支链接触点定义为 P_i , $i=1, 2, 3$, P_i 在动平台坐标系中的矢量定义为 p_i , $i=1, 2, 3$, 支链在底座的固定点定义为 B_i , $i=1, 2, 3$, B_i 在基础坐标系中的矢量定义为 b_i , $i=1, 2, 3$ 。支链矢量定义为 l_i , $i=1, 2, 3$, 方向为由 B_i 指向 P_i 。

为了便于建模,在每个支链上定义支链坐标系 $O_ix_iy_iz_i$, $i=1, 2, 3$, 其中坐标系原点 O_i 与 B_i 重合, x_i 方向与 b_i 方向相反, z_i 方向竖直向上,按右手定则确定 y_i 的方向。 φ_2 为坐标系 $O_1x_1y_1z_1$ 与坐标系 $O_Bx_By_Bz_B$ 绕 z_B 轴的夹角, φ_3 为坐标系 $O_3x_3y_3z_3$ 与坐标系 $O_Bx_By_Bz_B$ 绕 z_B 轴的夹角。

图4 坐标系设置

定义 OP 表示坐标原点 O_B 与 O_P 之间的矢量。定义动平台的位置矢量 $OP=[X, Y, Z]^T$, 动平台的姿态矢量为 $\omega=[\alpha, \beta, \gamma]^T$ 。

2.2 支链运动学建模

本节给出支链的运动学模型, 即支链矢量 l_i 的表达式。对于每个支链, 通过簧片的柔性变形改变支链末端位置, 即簧片是支链中的柔性部件。因此, 在支链运动学建模过程中, 使用伪刚体模型描述簧片的柔性变形。

以 1 号支链为例, 对支链的运动学模型进行说明。支链 1 在坐标系 $O_1x_1y_1z_1$ 中的伪刚体模型如图 5 所示。图 5 中, 1 杆和 2 杆为支链 1 下簧片的伪刚体杆, 3 杆和 4 杆为支链 1 上簧片的伪刚体杆。 k_{11} 和 k_{12} 为伪刚体模型的等效扭簧。

图5 支链1伪刚体模型

图 5 中符号的含义如下: l 表示簧片长度, l_3 表示连接块高度, γ_0 和 γ_1 为特征半径系数, θ_{11} 和 θ_{12} 为伪刚体模型的等效转角, 用来描述簧片的弯曲变形。簧片的抗弯性用归一化的扭簧刚度系数 k_θ 来描述, 且满足式(1)所示的关系。

$$k_{11} = k_{12} = \gamma_1 k_\theta \frac{EI}{l} \quad (1)$$

对于簧片, $E=209 \text{ GPa}$, $I=0.3125 \text{ mm}^4$, $l=30 \text{ mm}$ 。

根据文献[14], 可知

$$\gamma_0 = 0.15 \quad \gamma_1 = 0.85 \quad k_\theta = 2.65 \quad (2)$$

定义 P_1 在坐标系 $O_1x_1y_1z_1$ 中的坐标 ${}^1l_1=[{}^1x_{p1}, {}^1y_{p1}, {}^1z_{p1}]^T$, 则根据图 5, 可得到

$$\begin{aligned} {}^1x_{p1} &= \gamma_0 l \cos \theta_1 + \gamma_1 l \cos(\theta_1 - \theta_{11}) - l_3 \cos(\theta_2 - \theta_1 + \theta_{11}) + \\ &\quad \gamma_0 l \cos(\theta_3 + \theta_2 - \theta_1 + \theta_{11}) + \\ &\quad \gamma_1 l \cos(\theta_3 + \theta_2 - \theta_1 + \theta_{11} + \theta_{12}) - \\ &\quad l_6 \cos(\theta_4 - \theta_3 - \theta_2 + \theta_1 - \theta_{11} - \theta_{12}) \\ {}^1y_{p1} &= 0 \\ {}^1z_{p1} &= \gamma_0 l \sin \theta_1 + \gamma_1 l \sin(\theta_1 - \theta_{11}) + l_3 \sin(\theta_2 - \theta_1 + \theta_{11}) - \\ &\quad \gamma_0 l \sin(\theta_3 + \theta_2 - \theta_1 + \theta_{11}) - \\ &\quad \gamma_1 l \sin(\theta_3 + \theta_2 - \theta_1 + \theta_{11} + \theta_{12}) - \\ &\quad l_6 \sin(\theta_4 - \theta_3 + \theta_2 - \theta_1 + \theta_{11} + \theta_{12}) \end{aligned} \quad (3)$$

根据式(4), 可以得到 P_1 点在坐标系 $O_Bx_By_Bz_B$ 中的矢量 l_1

$$l_1 = {}^B_1 R {}^1l_1 + b_1 = [x_{p1} \quad y_{p1} \quad z_{p1}]^T \quad (4)$$

$${}^B_1 R = {}^B_1 R^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

采用同样的方法, 可以得到 $l_i(i=2, 3)$ 如式(6)所示

$$l_i = {}^B_i R {}^i l_i + b_i = [x_{pi} \quad y_{pi} \quad z_{pi}]^T \quad i=2, 3 \quad (6)$$

${}^i_B R (i=2, 3)$ 如式(7)所示

$${}^i_B R = {}^B_i R^{-1} = \begin{bmatrix} c\varphi_i & -s\varphi_i & 0 \\ s\varphi_i & c\varphi_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad i=2, 3 \quad (7)$$

2.3 中心柱运动学建模

本节给出中心柱的伪刚体模型, 并给出中心柱与支链之间的约束关系。

微振动模块工作过程中, 中心柱发生弯曲变形, 同样使用伪刚体模型描述中心柱的变形。考虑到中心柱可以向任一方向弯曲, 为便于描述中心柱的弯曲, 引入图 6 所示的偏转坐标系 $O_B'x_B'y_B'z_B'$, 进而得到偏转坐标系 $O_B'x_B'y_B'z_B'$ 中的伪刚体模型如图 6 所示。

图 6 中心柱伪刚体模型

图 6 中, I 杆和 II 杆为伪刚体杆, l_{Mc} 为动平台高度, l_{3c} 为手术器械长度。其中, γ_{0c} 和 γ_{1c} 为中心柱伪刚体模型的特征半径系数。 L_c 为 I 杆末端到 O_P 的距离, L 为动平台半径。

其中, $E=0.007\ 8\ \text{GPa}$, $I=490.87\ \text{mm}^4$, $l=40\ \text{mm}$, $L=35\ \text{mm}$ 。

根据图 6, 可得 OP 中的 Z 如式(8)所示

$$Z = \gamma_{0c}l + L_c \cos \theta_1 \quad (8)$$

将中心柱分别向平面 $y_B O_B z_B$ 和平面 $x_B O_B z_B$ 中投影, 得到图 7。

根据图 7a, 可以发现 $\triangle aO_P b$ 与 $\triangle bP_3 O_P'$ 相似, 可得 $\alpha_1 = \angle aO_P b$ 。考虑到直线 bO_P' 与 z_B 轴平行, 可得 $\theta_{1x} = \angle aO_P b$ 。同时, 考虑到 $\alpha = \angle aO_P b$, 可得 $\theta_{1x} = \alpha_1 = \alpha$ 。

由于 $\triangle P_2 c P_3$ 为直角三角形, 可得式(9)

$$\sin \alpha_1 = \frac{P_2 d}{P_2 P_3} = \frac{z_{p2} - z_{p3}}{\sqrt{3}L} \quad (9)$$

图 7b 中, P_c 是 $P_0 P_2$ 的中点, 同样可以发现 $\triangle aO_P b$ 与 $\triangle bP_3 O_P'$ 相似, 直线 bO_P' 与 z_B 轴平行, $\alpha = \angle aO_P b$, 可得 $\theta_{1y} = \beta_1 = \beta$ 。

图 7 中心柱投影

由于 $\triangle P_1 c P_c$ 为直角三角形, 可得式(10)

$$\sin \beta_1 = \frac{P_1 d}{P_1 P_c} = \frac{z_{p1} - 0.5(z_{p2} + z_{p3})}{1.5L} \quad (10)$$

从图 7 中, 还可以得到式(11)所示的关系

$$\begin{cases} Y = L_c \sin \theta_{1x} \\ X = L_c \sin \theta_{1y} \end{cases} \quad (11)$$

进一步, 考虑到中心柱的弯曲变形相对于中心杆的长度并不大, 因此可以将 θ_1 、 θ_{1x} 和 θ_{1y} 视为小角度, 根据小角度假设, 可以将式(11)写成式(12)。

$$\begin{cases} \theta_{1x} = \alpha_1 = \sin \alpha_1 = \frac{z_{p2} - z_{p3}}{\sqrt{3}L} \\ \theta_{1y} = \beta_1 = \sin \beta_1 = \frac{z_{p1} - 0.5(z_{p2} + z_{p3})}{1.5L} \end{cases} \quad (12)$$

$$\begin{cases} Y = \theta_{1x} L_c \\ X = \theta_{1y} L_c \end{cases}$$

$$Z = \gamma_{0c}l + L_c \sqrt{1 - \theta_1^2}$$

同时, 考虑到 $L_c^2 \theta_1^2 = X^2 + Y^2$, 可得式(13)

$$\begin{aligned} X &= L_c \cdot \frac{z_{p1} - 0.5(z_{p2} + z_{p3})}{1.5L} \\ Y &= L_c \cdot \frac{z_{p2} - z_{p3}}{\sqrt{3}L} \\ Z &= \gamma_{0c}l + \sqrt{(L_c^2 - X^2 - Y^2)} \end{aligned} \quad (13)$$

至此, 根据式(3)~(7)和式(13), 可以计算得到动平台位置矢量 OP , 式(3)~(7)和式(13)即为微振动模块的运动学模型。

进一步, 定义 P_0 的位置矢量为 $P_0 = [x_{p0}, y_{p0}, z_{p0}]^T$, 根据图 6, 可得

$$\begin{aligned} x_{p0} &= \frac{\gamma_{1c}l + l_{Mc} + l_{3c}}{L_c} \cdot X \\ y_{p0} &= \frac{\gamma_{1c}l + l_{Mc} + l_{3c}}{L_c} \cdot Y \\ z_{p0} &= \gamma_{0c}l + \sqrt{(\gamma_{1c}l + l_{Mc} + l_{3c})^2 - x_{p0}^2 - y_{p0}^2} \end{aligned} \quad (14)$$

3 结构参数分析

根据式(13)可知, 动平台位置与支链末端的 z 坐标相关。考虑到本文设计的微振动模块中, 压电纤维片的最大输出力是一定的, 即簧片的弯曲变形量是一定的, 因此要求尽可能地提高支链末端在 z 方向的位移量。同时, 考虑到需要微振动模块为机器人末端器的一部分, 因此应尽可能地减小微振动模块的体积。本节中, 分析支链结构参数对支链末端在 z 方向的位移量、支链尺寸的影响。

同样以支链 1 为例, 根据式(3), 可以发现 z_{p1} 与参数 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 、 θ_4 、 l 、 l_3 和 l_6 有关。考虑到螺栓安装、压电纤维片安装尺寸的限制, l 、 l_3 和 l_6 为固定的结构参数, θ_1 、 θ_2 、 θ_3 和 θ_4 为可变的结构参数。

当结构参数给定时, 定义压电纤维片无输出力时, z_{p1} 的取值为 z_{10} ; 压电纤维片输出力最大, 即 θ_{11} 和 θ_{12} 均取最大值时, z_{p1} 的取值为 $z_{1\max}$; 定义支链 1 在 z 方向的最大位移差为 $d_z = z_{1\max} - z_{10}$ 。定义 L 为支链宽度, h 为支链高度。 d_z 、 L 和 h 如图 8 所示。

图 8 d_z 、 L 和 h 示意图

θ_1 对 d_z 的影响如图 9 所示。 θ_1 对 L 和 h 的影响如图 10 所示。

图 9 θ_1 对 d_z 的影响

图 10 θ_1 对 L 和 h 的影响

θ_2 、 θ_3 和 θ_4 对 d_z 的影响如图 11 所示。

图 11 θ_2 、 θ_3 和 θ_4 对 d_z 的影响

θ_2 、 θ_3 和 θ_4 对支链宽度 L 的影响如图 12 所示。

图 12 θ_2 、 θ_3 和 θ_4 对支链宽度 L 的影响

θ_2 、 θ_3 和 θ_4 对支链高度 h 的影响如图 13 所示。

图 13 θ_2 、 θ_3 和 θ_4 对支链高度 h 的影响

根据图 9、10 可得, θ_1 越大, d_z 越大。当 $\theta_1=0^\circ$ 时, L 和 h 均最小。

根据图 11~13 可得, θ_2 与 d_z 呈正相关, θ_3 和 θ_4 与 d_z 呈负相关。 θ_2 对 h 的影响不大, θ_3 和 θ_4 与 h 均呈正相关。 θ_2 、 θ_3 和 θ_4 均取 90° 时, L 最小。

基于以上分析, 确定支链结构参数如表 4 所示。按表 4 中的参数制作的微振动模块, 整体尺寸约 $\varnothing 80 \text{ mm} \times 50 \text{ mm}$ (不包含器械), 整体质量约 48.4 g, x_p 方向的最大振幅为 $19.8 \mu\text{m}$, y_p 方向的最大振幅为 $17.2 \mu\text{m}$ 。

表 4 支链结构参数

参数	角度 $\theta_1/(^\circ)$	角度 $\theta_2/(^\circ)$	角度 $\theta_3/(^\circ)$	角度 $\theta_4/(^\circ)$
数值	0	90	90	90
参数	位移差 $d_z/\mu\text{m}$	宽度 L/mm	高度 h/mm	
数值	20.1	30	12	

4 试验研究

根据第 3.2 节中确定的结构参数搭建微振动模块。需要说明的是, 当控制器以正弦形式输出电压信号时, 电压幅值最大为 150 V。

采用激光测振仪对微振动模块末端和器械末端的振动进行测量。试验现场如图 14 所示。试验中, 使用直径 1 mm, 长度 30 mm 的钢丝代替手术器械, 同时, 为了便于安装靶标, 在钢丝末端粘贴黑胶带。试验中使用的激光测振仪型号为 Polytech 的 OFV-5000 模块化激光测振仪, 光学头选取 OFV-505, 分辨率为 0.1 μm 。数据采集卡为 Simens 的 SCL220V, 试验中采样频率 128 00 Hz。

图 14 试验现场

试验共设置两种工况, 在第一种工况中, 微振动模块动平台沿 x_p 轴振动, 振动示意图如图 15a 所示。该工况中, 支链 1 动作, 支链 2 和支链 3 不动作。 P_1 的运动方向如图 15a 中实线箭头所示, 驱动信号频率为 30 Hz, 幅值 150 V。

图 15 工况设置

在第二种工况中, 微振动模块动平台沿 y_p 轴振动, 振动示意图如图 15b 所示。该工况中, 支链 2

和支链 3 动作, 支链 1 不动作。 P_2 和 P_3 的运动方向如图 15b 中“实线-虚线”箭头所示, 需要说明的是, 当 P_2 沿实线箭头方向运动时, P_3 同样沿实线箭头方向运动; P_2 沿虚线箭头方向运动时, P_3 同样沿虚线箭头方向运动。驱动信号频率 30 Hz, 幅值 150 V, 支链 2 和支链 3 的驱动信号存在 $\pi/2$ 的相位差。

对于每种工况, 均设置两个测点, 测点 1 为器械末端, 测点 2 为微振动模块动末端, 测点设置如图 15 所示。

使用正弦函数对工况一的试验结果进行拟合, 得到工况一的试验结果和拟合结果如图 16 所示。

图 16 工况一试验结果

同样使用正弦函数对工况二的试验结果进行拟合, 得到工况二的试验结果和拟合结果如图 17 所示。

图 17 工况二试验结果

拟合结果如表 5 所示。

表 5 拟合结果

	幅值 $A/\mu\text{m}$	频率 f/Hz	确定系数 R	均方根误差 $/\mu\text{m}$
工况一				
测点 1	35.6	29.98	0.987 8	2.81
测点 2	14.0	29.98	0.999 3	0.26
工况二				
测点 1	57.7	30.0	0.986 5	4.78
测点 2	18.4	30.0	0.998 0	0.58

根据图 16、图 17 和表 5, 可知微振动模块可以实现两个自由度的微振动。微振动模块末端、器械末端的振动频率与输入电压频率基本一致。与拟合曲线相比, 模块末端均方根误差的平均值为 $0.42 \mu\text{m}$, 器械末端均方根误差的平均值为 $3.80 \mu\text{m}$, 因此认为微振动模块具有较高的运动精度。

与模块末端的振动相比, 器械末端振动与标准正弦曲线的偏差较大, 造成这种现象的原因器械的柔性高于微振动模块。

试验得到的振动幅值与第 3.2 节中的计算结果基本一致, 误差可能是由于结构误差和靶标安装误差造成的。试验结果中, 工况 2 的振动幅值大于工况 1, 这是由于工况 1 中, 仅有 1 个支链动作, 驱动力较小造成的。工况 1 的试验结果与理论预期结果存在较大的偏差, 这是由于工况 1 中, 只有支链 1 动作, 中心柱阻力的影响更加明显导致的。而工况 2 中, 支链 2 和支链 3 同时动作, 驱动力更为充足, 所以中心柱阻力的影响相对较小。工况 2 中, 振幅的相对误差为 6.5%, 与文献[14-15]的结果基本一致。

5 结论

本文提出了一种基于并联柔性机构的眼科手术微振动模块, 该模块可以集成在眼科手术机器人末

端执行器中, 可在眼科手术中提供两个方向的微振动操作。

同时, 本文给出了微振动模块的运动学模型, 并分析了支链结构参数对动平台运动范围和模块尺寸的影响, 根据分析结构确定微振动模块结构参数。

最后, 通过试验对微振动模块的振动性能进行验证。试验结果表明, 微振动模块在两个自由度方向可分别实现 30 Hz, $14 \mu\text{m}$ 和 30 Hz, $18.4 \mu\text{m}$ 的微振动。

后续的研究中, 将设计与微振动模块配套的手术器械, 对微振动模块与软组织接触时的振动特性开展研究, 并将微振动模块应用于机器人辅助眼科手术中。同时, 该模块也为其他手术中使用的微振动操作模块的设计提供了参考。

参 考 文 献

- [1] 刘姣, 许维强, 吴林彬, 等. 白内障撕囊直径不同对后发性白内障影响的临床研究[J]. 国际眼科杂志, 2011, 11(3): 517-518.
LIU Jiao, XU Weiqiang, WU Linbin, et al. Effect of after cataract with different size of the continuous curvilinear capsulorhexis[J]. International Journal of Ophthalmol, 2011, 11(3): 517-518.
- [2] 肖晶晶, 杨洋, 李大寨, 等. 眼科显微手术机器人研究进展及关键技术分析[J]. 机械工程学报, 2013, 49(1): 15-22.
XIAO Jingjing, YANG Yang, LI Dazhai, et al. Advances and key techniques of ophthalmic microsurgical robots[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2013, 49(1): 15-22.
- [3] HE C Y, HUANG L, YANG Y, et al. Research and realization of a master-slave robotic system for retinal vascular bypass surgery[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2018, 31(4): 48-57.
- [4] CHEN Y Q, TAO J W, LI L, et al. Feasibility study on robot-assisted retinal vascular bypass surgery in ex vivo porcine model[J]. Acta ophthalmologica, 2017, 95(6): 462-467.
- [5] EDWARDS T, XUE K, MEENINK H, et al. First-in-human study of the safety and viability of intraocular robotic surgery[J]. Nature Biomedical Engineering, 2018, 2(9): 649-656.
- [6] GIJBELS A, SMITS J, SCHOEVAERDTS L, et al. In-human robot-assisted retinal vein cannulation, a world first[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2018, 46(10): 1676-1685.

- [7] HE X, ROPPENECKER D, GIERLACH D, et al. Toward clinically applicable steady-hand eye robot for vitreoretinal surgery[C]// ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, November 9-15, 2012, Houston, USA. 2012: 145-153.
- [8] EBRAHIMI A, PATEL N, HE C Y, et al. Adaptive control of sclera force and insertion depth for safe robot-assisted retinal surgery[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 20-24, 2019 Montreal Canada, 2019: 9073-9079.
- [9] MACLACHLAN R A, BECKER B C, TABARES J C, et al. Micron: An actively stabilized handheld tool for microsurgery[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2012, 28(1): 195-212.
- [10] YANG S, MACLACHLAN R A, RIVIERE C N. Manipulator design and operation of a six-degree-of-freedom handheld tremor-canceling microsurgical instrument[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20(2): 761-772.
- [11] HAN S F, YANG Y. Influence of needling conditions on the corneal insertion force[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2019, 22(16): 1239-1246.
- [12] HE C Y, PATEL N, SHAHBAZI M, et al. Toward safe retinal microsurgery: Development and evaluation of an RNN-based active interventional control framework[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019(1): 1-11.
- [13] GONENC B, GEHLBACH P, TAYLOR R H, et al. Effects of micro-vibratory modulation during robot-assisted membrane peeling[C]// 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sept. 28- Oct. 2, 2015. Hamburg Germany, 2015: 3811-3816.
- [14] HOWELL L, MAGLEBY S, OLSEN B. 柔性机构设计理论与实例[M]. 北京: 高等教育出版社, 2015. HOWELL L, MAGLEBY S, OLSEN B. Handbook of compliant mechanism[M]. Beijing: Higher Education Press, 2015.
- [15] 余跃庆, 徐齐平, 周鹏. 复合载荷作用下柔顺机构的 PR 伪刚体新模型[J]. 机械工程学报, 2013, 49(15): 9-14. YU Yueqing, XU Qiping, ZHOU Peng. New PR pseudo-rigid-body model of compliant mechanism subject to combined loads[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2013, 49(15): 9-14.

作者简介: 郑昱, 男, 1993年出生, 博士研究生。主要研究方向为机器人动力学与控制技术。

E-mail: zhengyu_me@buaa.edu.cn

杨洋(通信作者), 男, 1962年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为机器人机构学、显微外科机器人、智能机械设计与控制等。

E-mail: yang_mech@126.com