

具有微力感知的眼科手术器械的设计与实现*

郭如靖¹ 韩少峰¹ 广晨汉¹ 贺昌岩¹ 马 科² 杨 洋¹

(1. 北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191;

2. 北京市眼科研究所 北京 100730)

摘要: 针对眼内显微手术过程中器械与组织器官之间作用力微小、不易感知,且过大的操作力会造成组织损伤甚至撕裂等问题,设计一种基于光纤布拉格光栅(FBG)的微力传感器。在建立 FBG 反馈波长变化与力的关系基础上,探讨了温度对波长变化的影响,提出了温度补偿方法。利用自行研制的微力传感器标定系统进行传感器标定试验(精度 0.42 mN)。将所研制的微力传感器集成到眼内手术镊末端,对离体猪眼球进行了连续环形撕囊操作试验。通过对 19 组数据分析,得到最大撕囊力的平均值为 22.43 mN。研究对眼科手术的精准操作和手术机器人进行微力控制奠定了基础。

关键词: 微力传感器; 显微眼科手术; 手术器械; 光纤布拉格光栅

中图分类号: TP212.3

Design and Implementation of A Micro-force Sensing Instrument for Ophthalmic Surgery

WU Rujing¹ HAN Shaofeng¹ GUANG Chenghan¹ HE Changyan¹ YANG Yang¹

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191)

2. Beijing Institute of Ophthalmology, Beijing 100730)

Abstract: In the Ophthalmic microsurgery, as the contact forces between tool and tissue are too small to perceive and the excessive operating force might lead to tissue damage, an FBG-based two-dimensional micro-force sensor is developed. After the force-wavelength relationship is determined and the temperature effect to the wavelength is discussed, an algorithm is developed to cancel the temperature effect. A calibration experiment is performed on a self-developed micro-force sensor calibration platform (the measuring accuracy is 0.42 mN). The sensor is integrated to the end of an ophthalmic surgical forceps, which was used to perform continuous curvilinear capsulorhexis (CCC) on isolated pig eyeballs to obtain the force-time curves. By analyzing 19 sets of data, the average value of the maximum capsular force was 22.43 mN. The research laid the foundation for precise operation of ophthalmic surgery and micro-force control of surgical robots.

Key words: micro force sensor; ophthalmic microsurgery; surgical instruments; fiber Bragg grating

0 前言

眼睛是人体重要的感知器官,大脑所获得的 80%信息是通过眼睛得到的,因此眼科疾病导致的视力损伤会对个人的正常生活、工作带来巨大影响。针对白内障、视网膜病变、青光眼等常见眼科疾病,

新型眼科手术通常对医生的临床经验和手术技能有着较为严苛的要求,这是由于在对眼内器官进行手术操作时,器械与眼内组织的相互作用力往往低于人类感知极限。在以视网膜手术为例的相关手术操作中,75%的作用力小于 7.5 mN,其中仅有 19%能够被医生所感知^[1]。同样的问题普遍存在于其他显微外科手术中,如神经外科、血管外科等。微力感知技术是眼科显微手术机器人的重要研究方向^[2]。

为了感知如此微小的器械与眼组织器官的作用力,一些研究者选择使用现有的高精度力传感器,

* 国家自然科学基金(51875011)和国家重点研发计划(2017YFB1302702)资助项目。20190530 收到初稿,2019 收到修改稿

如埃因霍温大学研发的 Preceyes 机器人^[3]、天主教鲁汶大学研发的视网膜手术机器人^[4],使用分辨率为 3 mN 的 Nano17 传感器。约翰霍普金斯大学的 BERKELMAN 等则采用自主开发了一种基于硅应变片的三维力测量传感器^[5]。

TAYLOR 等^[6-8]利用布拉格光栅光纤传感器(FBG, Fiber Bragg Grating)研发了能够跟随器械末端一同进入眼球内部的微型力传感器,并基于这种传感器开发出多款具有力感知功能的手术器械。

鲁汶大学 GIBELS 等^[9]利用 3 根 FBG 研发了一款具有微力感知功能注药器,能够在温度变化的情况下保持较高传感精度。

相关手术器械均依赖于具有微力感知功能的传感器,而眼科手术用微力传感器的研发,能够为医生提供实时的作用力信息,减少手术误操作,提高手术操作学习速度,同时也可以用于研究器械与眼内软组织之间的接触与变形^[10];如果通过与现有机器人系统^[11-13]集成,能够为机器人系统提供手术器械的力感知信息,从而提高机器人手术操作的准确性和安全性。

本文首先对眼科手术过程中对微力传感器需求进行分析,探讨了利用光纤布拉格光栅(FBG)进行微力感知的合理性。接着,设计并研制基于 FBG 原理的微力传感器。在此基础上,开发了传感器温度补偿算法。通过自行设计的微力传感器标定平台对传感器进行标定。然后,为验证传感器的有效性,将传感器集成到现有眼科显微手术镊末端,利用该器械对离体猪眼球的晶状体前囊膜进行了连续环形撕囊术的试验,得到了撕囊过程中作用力的变化范围。

1 微力传感器的设计要求

针对眼内显微手术操作,研制传感器的难点在于:① 测量精度较高(mN 级);② 狭小的操作空间,传感器要能够跟随器械进入眼内,且避免与巩膜切口发生接触^[14],如图 1 所示。

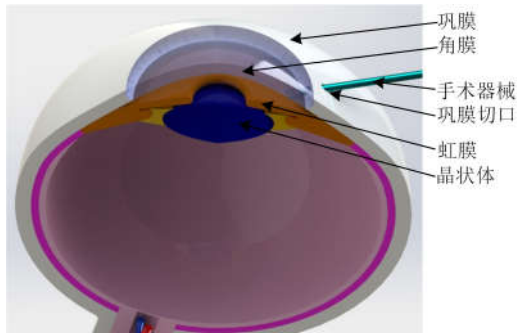


图 1 眼内手术示意图

首先,针对传感器的高精度要求(难点①),考虑到视网膜显微手术操作过程中 75% 的作用力小于 7.5 mN,因此力传感器的测量精度应至少达到 1 mN,且分辨率至少达到亚毫牛级。

其次,为避免切口接触处器械与组织的接触力对测量的影响,传感器需要安装在手术器械末端,随器械进入眼内(难点②),这要求传感器对手术器械末端的整体尺寸影响不要过大,否则可能对眼内组织和切口附近组织造成额外的损伤。

为了达到上述目的,考虑到 FBG 直径可以达到 125 μm (图 2),如果将这种传感器集成到直径为 500 μm 器械末端(进入眼内部分),对器械的整体尺寸影响应该在允许的范围内。



图 2 FBG 示意图

光纤布拉格光栅属于光纤传感器的一种,其主要特点是纤芯折射率呈周期性变化,体积小而灵敏度和信噪比高,具有良好的生物相容性,且对各种电磁噪声绝缘。

由于 FBG 反馈波长取决于纤芯有效折射率(n)和折射率调制周期(Λ),而这两个量主要跟温度和形变有关。或者说,形变和温度变化决定了 FBG 反馈波长变化量的大小。如果通过保证其中一个变量不发生变化或对其变化进行补偿(比如温度补偿)的前提下,可以实现对另一变量(比如形变)进行高精度的测量。由于 FBG 反馈波长微小的变化(纳米级波长变化)就能够反映出微小形变,进一步可以进行微小力的高精度测量。

2 微力传感器设计与研制

2.1 微力传感器设计

由于进入眼内的手术器械直径一般为 0.3~0.7 mm,这里我们以直径为 0.5 mm、长 40 mm 的镍钛合金丝模拟手术器械末端。镍钛合金作为一种广泛应用于医疗器械领域的材料,能够在毫牛级别力的作用下产生相对较大的形变,从而有利于提高传感器的灵敏度。

首先我们来设计测量器械末端垂直于轴线的平面二维力的传感器,选择两根 FBG 构成微力传感器。考虑到温度对测量结果的影响,设置第三根 FBG 来完成温度补偿。

如图 3a 所示，在合金丝末端沿轴线方向每隔 120° 加工出一道安装槽，并将 3 根 FBG 依次沿槽安装如图 3b 所示，图 3c 为研制的实物。这样可以保证镍钛合金丝末端不同方向的力学性能保持各向同性，如果镍钛合金丝末端作用力时，保证所施加的力仍然穿过横截面的中心。

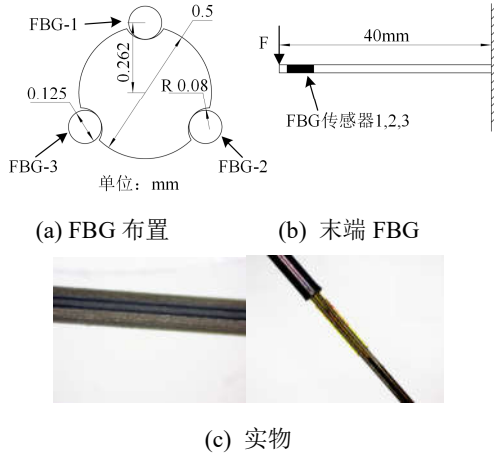


图 3 安装槽与 FBG 安装

2.2 FBG 反馈波长与作用力之间的关系

首先，对固定在镍钛合金丝末端的单根 FBG 进行试验测试，建立镍钛合金丝末端的作用力与 FBG 反馈波长之间的线性关系，同时确认 FBG 的分辨率是否能够满足要求。

利用自行研制的标定平台进行测试，分别测量 FBG 传受拉和受压状态下，末端作用力与波长的变化关系，结果如图 4 所示。

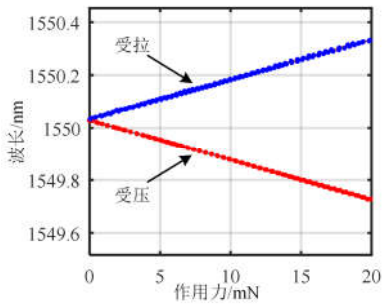


图 4 反馈波长与作用力关系

结果表明，镍钛合金丝所受接触力的大小与 FBG 的反馈波长之间具有良好的线性关系，分辨率可以达到 0.067 mN。

2.3 温度变化对 FBG 反馈波长的影响

通过将热源缓慢靠近、远离传感器，记录 FBG 在环境温度大约在 25°~40° 范围内的波长变化量，如图 5 所示。

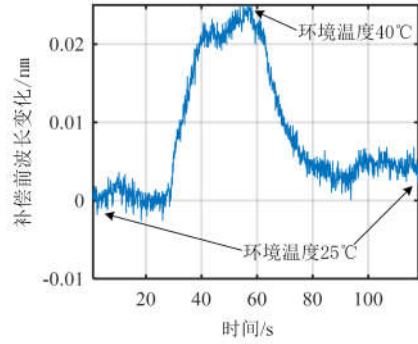


图 5 温度变化时 FBG 波长变化

从图 5 中可以看出，波长的最大变化量为 0.015 nm(对应器械受 1 mN 作用力产生形变)，可见温度对 FBG 反馈波长变化的影响是显著的。因此，直接通过 FBG 实际波长的变化建立其与作用力之间的关系很难消除温度对误差的影响，需要对温度进行补偿^[15-16]。

2.4 形变与接触力的关系

由于镍钛合金丝一端固定，一端受力，其力学模型可等效为一悬臂梁如图 3b 所示，当镍钛合金丝受垂直于轴线方向的作用力时，其中性面垂直于受力方向且同镍钛合金丝的轴线一致。对镍钛合金丝末端施加作用力时，FBG 处发生的应变 σ 按悬臂梁模型可以表示为

$$\sigma = \frac{y}{R} \sigma_{\max} = \frac{M y}{I} = \frac{F L y}{I} \quad (1)$$

式中， y 是 FBG 到镍钛合金丝中性面的距离， R 是镍钛合金丝的半径， σ_{\max} 是镍钛合金丝上离中性面最远点产生的应变， I 是镍钛合金丝横截面的惯性矩， M 是由作用力产生的力矩， L 是镍钛合金丝伸出端的长度，而 F 是在镍钛合金丝尖端施加的力。

其中 L 与 I 为定值， y 的取值可以通过镍铁合金丝的旋转角度得到，则可得 FBG 部分产生的应变的与作用力 F 的大小成正比，即

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = \frac{F L y}{E I} = K_0 \times F \quad (2)$$

式中， K_0 为常数，与镍钛合金丝的材料和几何性质有关，即

$$K_0 = \frac{L y}{E I} \quad (3)$$

这也意味着作用力的大小决定了 FBG 的形变。

2.5 FBG 微力传感器温度补偿方法

上文中已经提到, FBG 反馈波长同时受到光栅区域的应变和温度变化的影响同时, 在实际工作状态下。同时, 手术器械还会受到轴向力的影响, 而轴向力会直接导致器械在沿轴向方向发生形变, 这会直接导致 FBG 的反馈波长产生变化。因此, 同时也需要对此进行补偿。

根据 FBG 传感原理可知, 其反馈波长取决于纤芯有效折射率与折射率调制周期, 而应变和温度变化对纤芯有效折射率和折射率调制周期同时产生影响, 且上述两者的影响可以认为是相互独立的。因此 FBG 的反馈波长变化 $\Delta\lambda_i$ 可以表示为

$$\Delta\lambda_i = \lambda_i - \lambda_0 = k_\varepsilon \varepsilon + k_T \Delta T \quad (4)$$

式中, k_ε 和 k_T 分别为形变与温度变化对 FBG 反馈波长的影响系数, 均为恒定值。

由于镍钛合金丝的尺寸较小(本文中为 0.5 mm), 因此可以认为 3 根 FBG 的光栅部分和镍钛合金丝的末端均处于相同的温度条件下, 在此前提下, 令

$$\Delta\lambda_m = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^n \Delta\lambda_i \quad (5)$$

如果在镍钛合金丝轴线处有 FBG 的话, 那么其反馈波长的变化值就是上式中 $\Delta\lambda_m$, 相当于 FBG 由于温度变化和轴向力的干扰产生的误差。

由于温度变化对 3 根 FBG 造成影响相同, 因此得到修正后的 $\overline{\Delta\lambda_i}$

$$\overline{\Delta\lambda_i} = \Delta\lambda_i - \Delta\lambda_m = \Delta\lambda_i - \frac{1}{3} \sum_{i=1}^n \Delta\lambda_i \quad (6)$$

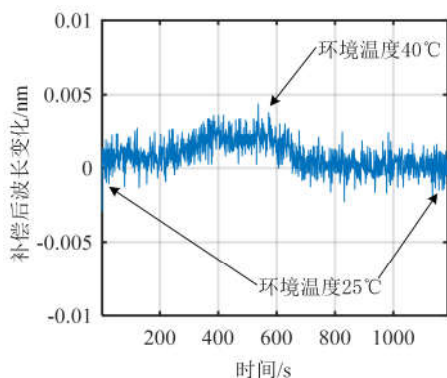


图6 补偿后温度变化时 FBG 波长变化

图5和图6分别为补偿前和补偿后的FBG反馈波长变化。可以看出, 经过温度补偿, 波长变化的误差值由 0.025 nm 降低到 0.005 nm, 因此, 温度补

偿可有效地减少传感器的误差。

3 传感器的标定与测试

3.1 微力传感器的标定方法和转换公式

为了对所研制的传感器进行标定, 自行设计了微力传感器标定系统, 如图7所示。其中的标定平台是由三个精密电控平移台(重复定位精度 0.003 mm)、一个精密电控旋转台(重复定位精度 0.005°)和卡具组成。

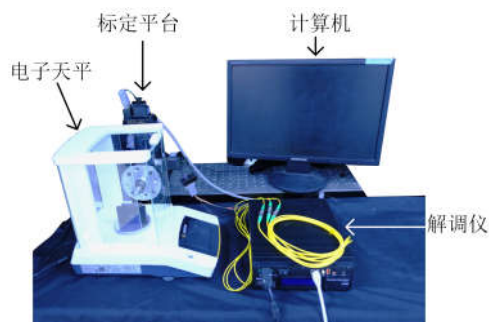


图7 标定系统

标定时, 镍钛合金丝通过卡具固定在标定平台上, 通过旋转台对镍钛合金丝的姿态进行调整, 确定 FBG 相对于镍钛合金丝轴心的位置, 通过三个平移台的运动对镍钛合金丝的空间位置进行调整。

利用卡具固定镍钛合金丝后, 通过两个精密平移台和一个精密旋转台调整镍钛合金丝的位姿。让镍钛合金丝末端与电子天平(量程 120 mg, 精度 0.1 mg)相接触, 且一根 FBG 处于轴线的正上方。如图8所示, 建立右手坐标系。

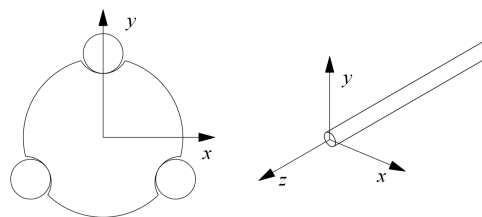


图8 传感器坐标系

第2节中已经讨论得到FBG在补偿温度变化和轴向力影响后的反馈波长变化, 并验证了FBG反馈波长变化和镍钛合金丝末端作用力之间的线性关系。如果将镍钛合金丝末端作用力如图8所示, 分解为 F_x 和 F_y , 可以得到校正反馈波长变化 $\overline{\Delta\lambda_i}$ 与镍

钛合金丝末端二维力之间的转换公式

$$\begin{bmatrix} \overline{\Delta\lambda_1} \\ \overline{\Delta\lambda_2} \\ \overline{\Delta\lambda_3} \end{bmatrix} = \mathbf{K} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} \\ K_{21} & K_{22} \\ K_{31} & K_{32} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} \quad (7)$$

利用标定平台对带有力传感器的镍钛合金丝进行标定,获取镍钛合金丝末端作用力和 FBG 反馈波长变化值,从而对公式中的**转化矩阵 \mathbf{K}** 进行拟合。

通过镍钛合金丝与电子天平的接触对镍钛合金丝施加作用力,同时通过读取电子天平的读数记录作用力的大小。在完成一组数据测量后,以相同的方式分别得到旋转 0° , 90° , 180° 和 270° 时的数据。

利用得到的数据能够拟合出转化矩阵 \mathbf{K}

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} 0.0105150 & 0.0099378 \\ 0.0021135 & -0.0150416 \\ -0.0126285 & 0.0051038 \end{bmatrix} \quad (8)$$

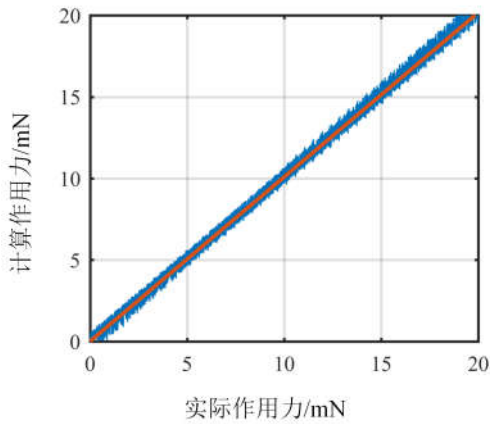
利用矩阵 \mathbf{K} 的广义逆和 FBG 反馈,通过式(9)对镍钛合金丝末端作用力进行实时测量

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \mathbf{K}^+ \begin{bmatrix} \overline{\Delta\lambda_1} \\ \overline{\Delta\lambda_2} \\ \overline{\Delta\lambda_3} \end{bmatrix} \quad (9)$$

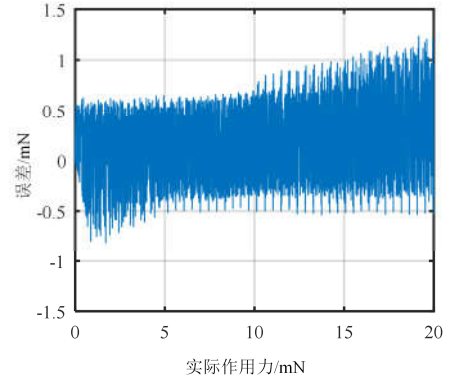
3.2 微力传感器标定结果

利用标定平台对力传感器的测量精度进行测量,每隔 30° 进行一次测量,每次力变化间隔约为 0.5 mN 。记录作用力从小到大和从大到小两个过程中力传感器反馈的波长和镍钛合金丝的末端作用力,每个角度重复记录 3 次。

利用上文中标定得到的转换公式和记录的波长值计算得到力传感器的理论值并与实际作用力进行比较,结果如图 9 所示。



(a) 实际作用力与计算作用力关系



(b) 计算作用力的误差大小

图 9 微力传感器的标定结果

对试验所得的 4000 组数据进行处理,得到实际作用力与计算作用力的比较如图 9a 所示。进一步计算误差如图 9b 所示。

利用最小二乘法对图 9a 中的散点数据拟合得到直线,直线斜率为 0.996,确定系数 R-square 为 0.9976。

取理论受力与实际受力差值平方和与数据个数的比值开平方,可以得到理论作用力与实际作用力之间的均方根误差,能够反映测量的精度。

由此可得,在 20 mN 范围内,理论作用力与实际作用力之间的均方根误差为 0.41847 mN ,小于 1 mN ,符合预期的目标。

4 器械/传感一体化设计与撕囊试验

为将传感器用于实际手术操作中,将其集成到眼科手术镊上形成具有微力感知的眼科手术器械。在此基础上,通过对离体猪眼球进行连续环形撕囊手术试验验证传感器的有效性。

4.1 具有微力感知的眼科手术镊的集成设计

眼科显微手术镊是一种最常用的眼科手术器械,可以通过夹持部位的操作实现对器官组织的夹持和操作。



图 10 带微力传感器的眼科显微手术镊

为了使眼科手术镊具有微力感知功能,利用上述原理,将 FBG 集成到眼科手术镊上。由于在手术器械上直接加工安装槽比较困难,这里用粘接剂将微力传感器集成到手术器械末端如图 10 所示。通过

上述过程对微力传感器进行标定与测试。

通过标定得到传感器的转换矩阵如下

$$K = \begin{bmatrix} 0.0020638 & 0.0005969 \\ -0.0003778 & -0.0012425 \\ -0.0016859 & 0.0006456 \end{bmatrix} \quad (9)$$

得到在 20 mN 范围的精度为 0.84 mN, 在 50 mN 范围内的精度为 1.44 mN, 精度和分辨率满足要求。

4.2 离体猪眼球白内障撕囊试验

连续环形撕囊术是白内障手术的关键操作, 通过连续环形撕囊术对晶状体前囊膜处理并获得完整、连续、平顺的边缘是手术成功进行的必要保证。如图 11 所示, 医务人员需要去除晶状体前侧约为红圈大小的前囊膜。



图 11 连续环形撕囊术

晶状体前囊膜是包裹在晶状体前侧一种透明、有弹性、平均厚度约为 15 μm 薄膜。对该组织进行处理对医务人员的经验和手术技巧有很高的要求, 其中一个原因是手术中的器械-组织作用力难以被感知。

利用所设计的具有微力传感器的手术器械进行手术试验, 可以为操作人员提供作用力信息, 保证安全性, 也利于在术后进行作用力分析, 优化手术过程并加快学习速度。

试验对象确定为 19 只离体猪眼球, 为便于试验操作, 去除了试验对象的角膜和房水。

试验由临床经验丰富的医师执行, 如图 12 所示。

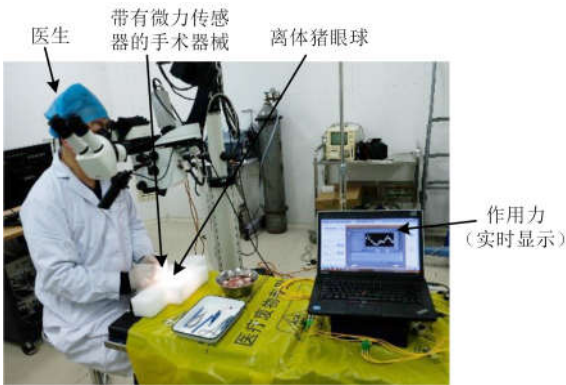


图 12 试验照片

4.3 试验结果与讨论

图 13 为完成一个连续撕囊操作时, 通过手术镊上的传感器感知的作用力随时间的变化关系。

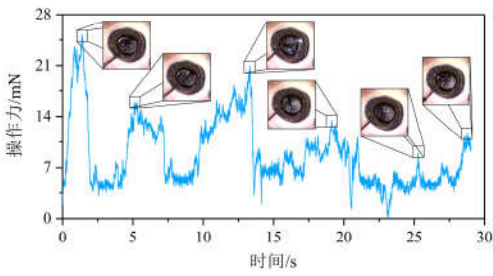


图 13 外科医生撕囊阶段的作用力情况

从中可以得到, 撕囊过程中器械作用力有明显的规律性间隔, 这是操作者在对晶状体前囊膜分阶段的施力造成的。由于操作需要外科医生去除的囊膜形状近似圆形, 因此在实际外科医生需要不断调整施力的方向和镊子的夹持位置。可以看出在这次操作中进行了 6 次调整, 反映在图 13 中就是波峰与波谷的地方。

表 1 为 19 组猪眼球在各个阶段的最大作用力数据, 且每组数据的最大值突出显示。从表中可以看到力的变化范围为 13.76~40.11 mN。平均作用力为 22.43 mN。这与相关文献所测离体猪眼球的囊膜撕裂力为 25.5~47.5 mN^[17]数据基本一致。表明了所设计的微力传感器能够检测出眼科囊膜操作时的力。

差别出现的可能原因有: 作为试验对象的眼球本身的差异、试验操作差异、操作人员素质、试验环境的差异等。同时, 本文的微力传感器为二维力传感器, 不能对轴向力进行测量, 这对测量结果也有一定影响。

表 1 19 组试验各阶段最大作用力情况

序号	各阶段最大作用力					
	1	2	3	4	5	6
1	20.22	13.80	20.53	19.13	10.02	9.27
2	25.87	16.16	17.16	17.42	—	—
3	22.74	13.77	16.51	—	—	—
4	31.84	26.93	19.09	20.62	13.94	—
5	20.09	15.96	17.88	35.61	—	—
6	25.24	15.99	20.93	13.47	11.66	—
7	22.51	17.89	12.25	7.08	—	—
8	13.68	14.61	16.66	5.79	—	—
9	13.89	13.73	13.10	12.02	11.40	—
10	40.11	11.03	18.66	10.83	13.34	—
11	13.05	14.20	11.22	12.26	—	—
12	17.27	12.91	11.92	12.13	—	—
13	10.25	11.12	13.76	12.06	9.55	—
14	20.83	12.83	12.71	11.10	—	—
15	21.81	16.60	18.80	13.12	15.99	9.71

16	31.20	20.90	9.95	13.32	9.06	9.22
17	12.31	10.84	16.19	9.33	—	—
18	12.55	14.69	14.30	—	—	—
19	12.26	16.13	12.15	21.06	—	—

5 结论

本文主要提出了一种基于 FBG 的微力传感器，其能够集成到现有手术器械末端对器械的末端作用力进行直接测量，其测量精度能够达到毫牛级，且不受手术器械除末端外其他部分和眼组织接触的影响。

利用算法消除了温度变化对微力传感器二维力的影响，且由于 FBG 本身的性质不受电磁噪声的影响，传感器本身也具有较好的生物相容性。

通过将传感器集成到眼科手术镊，并进行了环形撕囊试验，测得撕囊力的变化范围为 13.76~40.11 mN，平均值为 22.43 mN。验证了微力传感器的有效性。

下一步工作的方向考虑如何将轴向力的测量引入传感器，并解决轴向力造成器械应变较小难以测量的问题。

参 考 文 献

- [1] GUPTA P K, JENSEN P S, JUAN E D. Surgical forces and tactile perception during retinal microsurgery[C]// International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Springer, Berlin, Heidelberg, 1999: 1218-1225.
- [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. Journal of Mechanical Engineering, 2013, 49(1): 15-22.
- [3] BEDEM L V D, HENDRIX R, ROSIELLE N, et al. Design of a minimally invasive surgical teleoperated master-slave system with haptic feedback[C]// 2009 International Conference on Mechatronics and Automation. August 9-12, 2009, Changchun, Jilin, China: IEEE, 2009: 60-65.
- [4] GIJBELS A, VANDER PORTEN E B, STALMANS P, et al. Design of a teleoperated robotic system for retinal surgery[C]//2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). May 31-June 7, 2014, Hong Kong, China: IEEE, 2014: 2357-2363.
- [5] BERKELMAN P J, WHITCOMB L L, TAYLOR R H, et al. A miniature instrument tip force sensor for robot/human cooperative microsurgical manipulation with enhanced force feedback[C]//International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. October 11-14, 2000, Berlin, Heidelberg, Germany: Springer 2000:897-906.
- [6] HE X, GEHLBACH P, HANDA J, et al. Development of a miniaturized 3-DOF force sensing instrument for robotically assisted retinal microsurgery and preliminary results[C]//5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. August 12-15, 2014, Sao Paulo, Brazil: IEEE, 2014: 252-258.
- [7] HE X, BALICKI M A, KANG J U, et al. Force sensing micro-forceps with integrated fiber bragg grating for vitreoretinal surgery[C]//Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications XII. International Society for Optics and Photonics, February 7, 2012, San Francisco, California, USA : SPIE ,2014:8218: 82180W.
- [8] GONENC B, BALICKI M A, HANDA J, et al. Preliminary evaluation of a micro-force sensing handheld robot for vitreoretinal surgery[C]//2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. October 7-12, 2012, Vilamoura, Algarve, Portugal: IEEE, 2012: 4125-4130.
- [9] GIJBELS A, VANDER PORTEN E B, STALMANS P, et al. Development and experimental validation of a force sensing needle for robotically assisted retinal vein cannulations[C]//2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). May 26-30, 2015, Seattle, Washington, USA:IEEE, 2015: 2270-2276.
- [10] GAO Dedong , LEI Yong , Yao Bin. Dynamic soft tissue deformation estimation based on energy analysis[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2016, 29(6):1167-1175.
- [11] 肖晶晶, 杨洋, 沈丽君, 等. 视网膜血管搭桥手术机器人系统的研究[J]. 机器人, 2014, 36(3):293-299.
XIAO Jingjing, YANG Yang, SHEN Lijun, et al. A Robotic System for Retinal Vascular Bypass Surgery[J]. Robot, 2014, 36(3):293-299.
- [12] 黄龙, 杨洋, 苏鹏, 等. 1R1T 远程运动中心机构的型综合[J]. 机械工程学报, 2015, 51(13):131-136.
HUANG Long, YANG Yang, SU Peng, et al. Type Synthesis of 1R1T Remote Center of Motion Mechanisms[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2015, 51(13):131-136.
- [13] HE Changyan, HUANG Long, YANG Yang, et al. Research and realization of a master-slave robotic system for retinal vascular bypass surgery[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2018, 31(1): 78.
- [14] JAGTAP AD, RIVIERE CN. Applied force during vitreoretinal microsurgery with handheld instruments[C]// International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. September 1-5, 2004. San Francisco, California, USA:IEEE, 2004, 4(1): 2771-2773
- [15] 朱万旭, 覃荷瑛, 李居泽, 等. 基于锚固区外置光纤光栅传感器的 FAST 工程拉索索力监测研究[J]. 机械工

程学报, 2017(17):37-44.

ZHU Wanxu, TAN Heying, LI Juzhe, et al. Monitoring cable force of FAST project based on fiber bragg grating sensor external installed on anchorage zone. [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2017(17):37-44.

- [16] 陈勇, 刘保林, 刘焕淋, 等. 基于光纤布拉格光栅的载荷定位与检测方法 [J]. 机械工程学报, 2016, 52(18):8-15.

CHEN Yong, LIU Baolin, LIU Huanlin, et al. Load location and measurement system based on fiber bragg grating sensor[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2016, 52(18):8-15.

- [17] AUFFARTH G U, REDDY K P, RITTER R, et al. Comparison of the maximum applicable stretch force after femtosecond laser-assisted and manual anterior capsulotomy[J]. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 2013, 39(1): 105-109.

作者简介: 郭如靖, 男, 1995 年出生。主要研究方向为机器人机构学、显微外科机器人。

E-mail: rujingwu@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@buaa.edu.cn