

# 激光与光电子学进展

## 光纤布拉格光栅传感器在微创医疗中的研究进展

齐华<sup>1</sup>, 冯艳<sup>1\*</sup>, 张华<sup>1\*\*</sup>, 王慧琴<sup>2</sup>

<sup>1</sup>上海工程技术大学机器人研究所, 上海 201620;

<sup>2</sup>上海工程技术大学数理与统计学院, 上海 201620

**摘要** 微创医疗与普通医疗相比具有显著的优势,尤其是微创手术能够减少术中失血和创伤,改善术后恢复,减轻病人疼痛和医生疲劳等。近年来,适用于微创医疗的机器人辅助医疗系统已成为世界各国的研究热点之一。光纤布拉格光栅传感器不仅易于集成,而且具有抗电磁干扰、线性度良好、波分复用等特点,这些使得它超越压阻传感器、电容传感器、压电传感器等传统的电信号传感器,在微创医疗智能机器人领域具有广阔的发展前景。本文对光纤布拉格光栅传感器在微创医疗中力触觉感知和温度感知的应用发展做了详细的叙述,并对其存在的问题和发展前景进行了分析。

**关键词** 光纤光学; 光纤布拉格光栅; 微创医疗; 力触觉感知; 温度感知

中图分类号 TP212

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP202259.1300004

### Application of Optical Fiber Bragg Grating Sensor in Minimally Invasive Medical Treatment

Qi Hua<sup>1</sup>, Feng Yan<sup>1\*</sup>, Zhang Hua<sup>1\*\*</sup>, Wang Huiqin<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Robotics Institute, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China;

<sup>2</sup>School of Mathematics, Physics and Statistics, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China

**Abstract** Minimally invasive medical treatment has significant advantages compared with general medical treatment. Particularly, minimally invasive surgery can reduce intraoperative blood loss and trauma, improve postoperative recovery, reduce patient pain and doctor fatigue, etc. In recent years, robot-assisted medical system suitable for minimally invasive medical treatment has become one of the hot topics in the world. In addition to easy integration, optical fiber Bragg grating sensor is immunity to electric-magnetic interference, wavelength encoded nature, good linearity, etc. Compared to those traditional electrical sensors, such as piezoresistive sensor, capacitive sensor, and piezoelectric sensor, FBG presents more potentials in the field of minimally invasive medical intelligent robot. In this work, we review the applications of fiber Bragg grating sensor in minimally invasive medical treatment at length and discuss the exiting problems and perspectives.

**Key words** fiber optics; fiber Bragg grating; minimally invasive medical treatment; force tactile sensing; temperature sensing

## 1 引言

力与温度反馈在微创医疗中起着至关重要的作用,尤其是在微创手术(MIS)中<sup>[1-2]</sup>。与普通手术相比,微创手术具有出血量少、感染风险小、组织创伤小、恢复时间短等优势<sup>[3]</sup>。最早在1994年,美国FDA公司上市了第一台用于临床手术的机器人从而开启了手术

机器人的时代,1997年一种名为达芬奇的手术机器人被开发出来,它为外科医生提供了三维可视化的控制平台和可远程操作的医疗器械,提高微创手术灵活性的同时也减轻了医生的疲劳<sup>[4]</sup>。如今,各种新兴的机器人辅助微创医疗系统日新月异,使用手术机器人进行微创手术受到各国的关注也在医学界取得了较大的进展<sup>[5]</sup>。

收稿日期: 2021-07-18; 修回日期: 2021-08-16; 录用日期: 2021-08-23

基金项目: 国家自然科学基金(51665039)、江西省自然科学基金(20202BAB204018)

通信作者: \*confirmfyan@163.com; \*\*hzhang@sues.edu.cn

机器人辅助微创医疗系统在飞速发展,但触觉反馈仍是系统技术提升的重点内容<sup>[6]</sup>。在机器人辅助微创医疗系统器械-组织交互过程中缺乏触觉信息的情况下,针对一些细长灵活的医疗器械和相对复杂的手术环境来说,外科医生无法知晓手术部位的细节信息以及受力和温度情况,在手术时他们无法做出最准确的判断和操作,最终会降低手术的质量,甚至影响手术的安全。

用在微创医疗机器人上的传感系统根据其传感敏感元件不同可以分为压阻传感<sup>[7-8]</sup>、压电传感<sup>[9]</sup>、电容传感<sup>[10]</sup>等,它们在一定程度上实现了医疗器械的触觉感知,但普遍存在工艺复杂、受电磁影响严重、体积略大、生物相容性差等缺点,而这些缺陷都能被光纤布拉格光栅(FBG)弥补。光纤布拉格光栅能够使传感器小型化,从而高精度地集成到医疗器械上,实现触觉信息传感;FBG的无源特性和较高的生物相容性能够保障微创医疗本质上的安全,特别是对于高强度电磁场和易感染的手术环境;FBG使得波长调制型传感元件不受光强度波动和相位不连续的影响,可以提高微创医疗系统的稳定性。

1978年,第一根光纤布拉格光栅制造出来就受到了学者的广泛关注,随着光纤通信和传感技术的发展,光纤光栅传感技术在传统领域如航空航天、石油工程、土木建筑等都有了比较成熟的应用<sup>[11-13]</sup>。随着医生和病患对微创医疗更高的期望和需求,光纤光栅传感成为了近年来微创医疗传感的关注热点。了解微创医疗FBG传感技术水平和现状,认清它的优势与不足,可以促进FBG传感技术在微创医疗领域更高更快地发展,提高微创医疗的安全性、质量和效率。

本文首先阐述光纤布拉格光栅传感原理,归纳总结了在微创医疗中,FBG传感器在力触觉与温度感知

方面的应用与发展,并对微创医疗FBG辅助机器人的发展趋势进行了展望。

## 2 光纤布拉格光栅传感原理

FBG是一种波长调制型传感元件,光栅刻入纤芯上呈周期性排列,对入射光的波长具有选择作用。根据耦合理论,当一束宽带光源射入光纤光栅中,由于光纤的折射率不同会发生反射和透射现象,只有满足特定波长条件的光信号才会被反射回来,其余的光信号会透射出去,从而在透射光谱上产生凹陷,在反射光谱上呈现一个波峰<sup>[14]</sup>,如图1所示。光纤布拉格光栅的传感原理是当光纤光栅受到外界力与温度的作用时,反射波峰会发生偏移,也就是布拉格波长会产生变化,通过解耦波长变化我们可以获得外界环境的变化<sup>[15]</sup>。反射的布拉格波长需要满足以下公式<sup>[16]</sup>,

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Delta, \quad (1)$$

式中: $n_{\text{eff}}$ 为光纤纤芯的有效折射率; $\Delta$ 为光栅周期。由式(1)可知,布拉格波长由纤芯的有效折射率 $n_{\text{eff}}$ 和光栅周期 $\Delta$ 决定,随它们的变化而变化。当光纤布拉格光栅受到外界应力和温度的作用时,受弹光效应和热光效应的影响,光纤光栅的有效折射率和光栅周期都会发生变化,所以反射的布拉格波长 $\lambda_B$ 的变化公式<sup>[16]</sup>可以表示为

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = K_\epsilon\Delta\epsilon + K_T\Delta T, \quad (2)$$

式中: $\Delta\lambda_B$ 为中心波长偏移量; $K_\epsilon = 1 - p_e$ 为应力作用下波长应变灵敏度系数,其中 $p_e$ 为有效弹光系数; $K_T = \alpha + \xi$ 为光纤光栅温度传感的灵敏度系数, $\alpha$ 为热膨胀系数, $\xi$ 为热光系数; $\Delta\epsilon$ 为轴向应变变化量; $\Delta T$ 为温度变化量。使用最常用的纯熔融石英,参数的一般取值为 $p_e = 0.216 \epsilon^{-1}$ , $\alpha = 5.5 \times 10^{-7} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ , $\xi = 6.3 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ 。

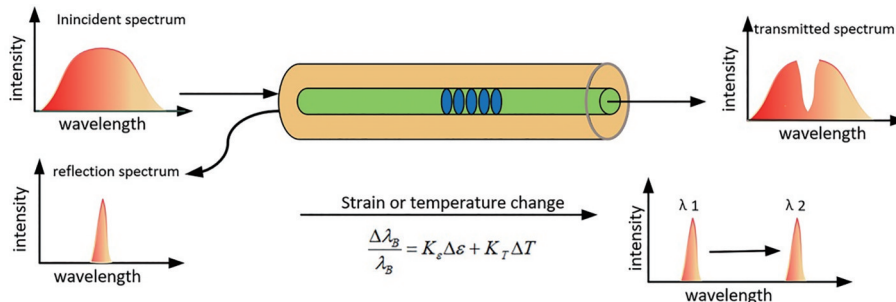


图1 FBG传感原理图<sup>[14]</sup>

Fig. 1 Sensing schematic diagram of the FBG<sup>[14]</sup>

## 3 FBG力触觉传感器在微创医疗中的研究现状

微创手术切口小是优点也是难点,特别是对于一些结构复杂的组织,它需要非常精细的操作。在进行微创手术时,外科医生很难精确地控制医疗器械远端力的大

小,因此全面的力触觉感知是非常必要的,这不仅可以帮助缩短他们学习使用手术机器人的时间,还能提高微创医疗的效率和安全性。近年来各国研究人员基于FBG传感原理研制出了许多用于微创手术的力传感器。

### 3.1 FBG力触觉感知在眼科手术方面的应用

眼科手术是极其精细复杂的,在手术过程中不恰

当的力或无意的运动可能造成不可逆的组织损伤,这给眼科手术带来了巨大的挑战。

2009~2014年,约翰霍普金斯大学计算机辅助外科手术研究中心 He 等<sup>[17-20]</sup>基于FBG传感原理研究出用于玻璃体视网膜微创手术中的力感知微型眼科手术钳。早在2000年的时候,该研究中心的成员 Berkelman<sup>[17]</sup>就提出了用应变片作为力传感单元的感知器,但这种感

知器受温度影响大,生物相容性差。到2009年时,研究中心有了创新性进展,Iordachita<sup>[18]</sup>提出了用FBG作为力传感单元,利用FBG体积微小、集成能力好等特点,将单根和三根FBG嵌入钛合金微型手术钳从而获得钳尖的力感应信息,如图2(a)所示,该感应微型手术钳先后获得了一维和二维的径向力信息,但不能感知轴向力。

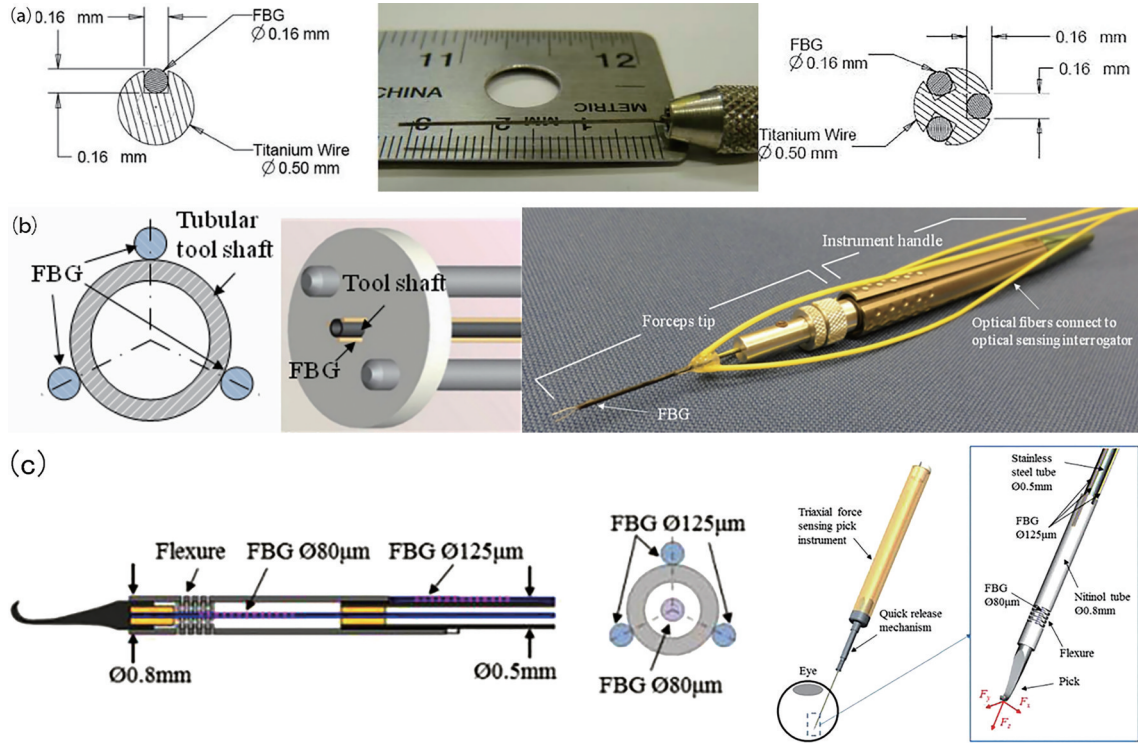


图2 视网膜微创手术FBG力感应微型手术钳。(a)一维和二维结构<sup>[18]</sup>; (b)改进后的二维结构<sup>[19]</sup>; (c)三维结构<sup>[20]</sup>  
 Fig. 2 FBG based force sensing microsurgical pliers for minimally invasive retinal surgery. (a) One-dimensional and two-dimensional structure<sup>[18]</sup>; (b) improved two-dimensional structure<sup>[19]</sup>; (c) three-dimensional structure<sup>[20]</sup>

在2012年,He团队对微型手术钳的结构进行了改进,运用了新型的传动机构,如图2(b)<sup>[19]</sup>所示,它的径向力传感分辨率能达到0.25 mN,但依然存在轴向力的缺失。2014年,He团队成功研制出了三维力感知

器,通过在微型手术钳中轴上嵌入第四根FBG实现了轴向力的测量,如图2(c)<sup>[20]</sup>所示。

2017年,约翰霍普金斯大学 Gonenc 等<sup>[21]</sup>提出了一种电动力感应微型手术钳用于白内障手术,如图3所

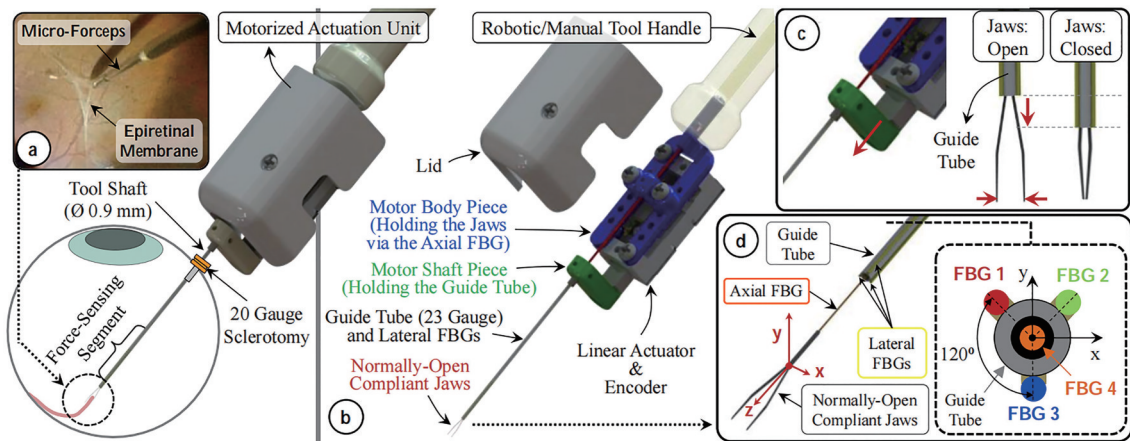


图3 用于剥离视网膜的FBG电动力感应微钳<sup>[21]</sup>  
 Fig. 3 FBG based electrically inductive micropliers used to peel the retina<sup>[21]</sup>



示,该设计没有任何机械耦合的手柄,钳尖可以通过集成的FBG感知器牢牢地抓住薄膜,并检测出剥离薄膜过程中的轴向力和径向力。

2019年,武汉科技大学郭永兴团队提出了一种基于FBG的二维定位钩如图4<sup>[22]</sup>所示,用于白内障手术人工晶状体的调整和植入,为了将定位钩上的黏合剂与眼部组织隔离,通过磁控溅射方法在黏合剂表面镀一层钛涂层。对钩的传感性能进行测试,结果表明,径向力 $F_x$ 和 $F_y$ 的测量灵敏度分别为8.1 pm/mN和7.4 pm/mN。此外,该定位钩在蒸汽灭菌环境下有很好的适用性,经过重复蒸汽灭菌测试,仍可实现有效的力反馈。

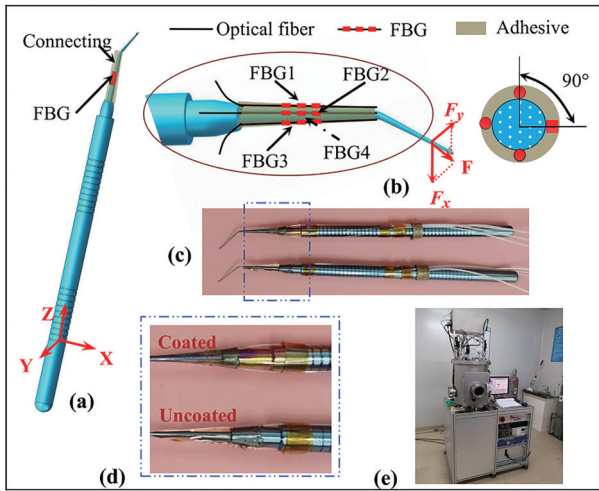


图4 用于人工晶状体的FBG二维力传感定位钩<sup>[22]</sup>

Fig. 4 Two-dimensional force sensing positioning hook based on FBG for artificial lens<sup>[22]</sup>

He团队实现了眼科手术微钳从一维力到三维力的测量,最终的感知器具有精度高、灵敏度高、温度鲁棒性良好等特点,之后大部分眼科手术微钳传感的研究都是在它的基础上进行的。Gonenc团队从传动结

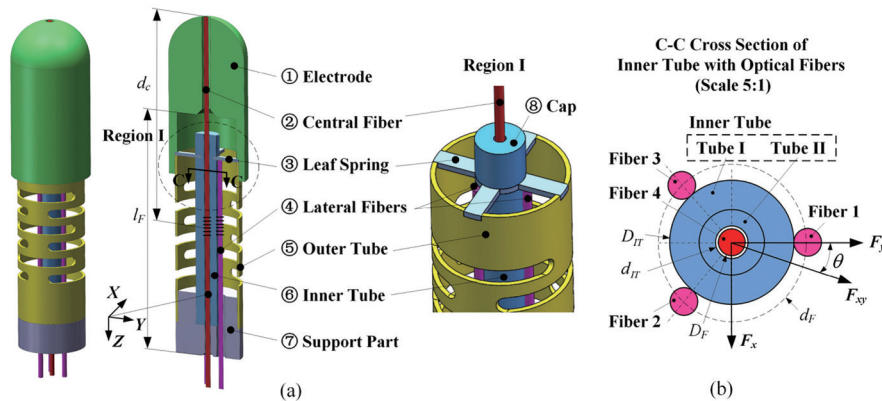


图6 用于消融手术的FBG三维力传感器<sup>[24]</sup>

Fig. 6 FBG based three-dimensional force sensor for ablation surgery<sup>[24]</sup>

同年韩国成均馆大学Shin等<sup>[25]</sup>也设计了一种三维力感知导管,用来解决冠动脉介入治疗手术中导管

构上对手术微钳进行了改进,提升测量结果的可重复性和稳定性,而郭永兴团队的设计在安全性能方面有很高的参考价值。这些研究都需要更精准的医学数据,以及进一步的体内实验来评估实用性与价值。

### 3.2 FBG力触觉感知在组织触诊方面的应用

随着医疗设备和水平的提高,各种组织消融术被广泛用于治疗心脏疾病、肿瘤等。在消融导管末端与组织缺乏力反馈的情况下,外科医生只能通过医学影像或其他间接方法评估导管-组织间的接触状态,因此组织触诊时力反馈信息的获得是近年来的热点话题。

2012年,美国休斯敦大学Ho等<sup>[23]</sup>针对射频消融治疗房颤手术时的心脏穿孔问题,设计了单根FBG感知器来监测导管与心内膜的接触情况,如图5所示。研究人员用活羊做射频消融实验,当射频导管-组织接触时,FBG波长会发生漂移,出现很多波峰,无接触时,波峰会迅速减少,以此判断穿孔情况。但此感知器不能解耦轴向力与径向力,且受温度影响较大。

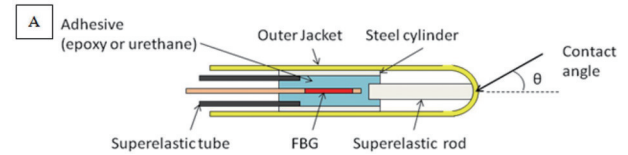


图5 用于心脏射频消融术的FBG传感器<sup>[23]</sup>

Fig. 5 FBG based sensor for radiofrequency cardiac ablation<sup>[23]</sup>

2018年,中国科学院沈阳自动化研究所的高安柱团队设计了一种测量消融导管末端与心脏组织之间接触力的三维力传感器。如图6<sup>[24]</sup>所示,处于中心轴的FBG用于轴向力传感,沿力感应内管间隔120°布置的三根FBG用于径向力传感。实验结果表明,该传感器的横向力的测量范围至少为-100~100 g,轴向压缩力的测量范围至少为0~100 g,且横向和轴向力的分辨率都小于1 g。

与血管壁缺乏力反馈信息的问题。他们分别设计了螺旋型和穿孔型两种弯曲导管结构如图7所示,经有限



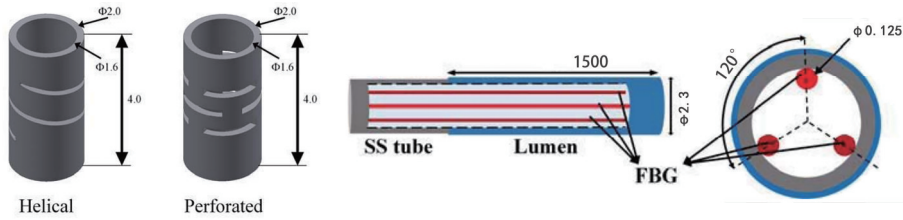


图 7 用于冠动脉介入治疗的FBG三维力传感器<sup>[25]</sup>

Fig. 7 FBG based three-dimensional force sensor for coronary intervention<sup>[25]</sup>

元分析,螺旋型导管的灵敏度更高。

2018年新加坡国立大学李天梁团队提出了一种测量心脏消融导管的三维远端力传感器,如图8<sup>[26]</sup>所示。导管的力感应弯曲部分主要由一个空心的弧球形铰链和一对u型梁组合而成,他还提出了一种解耦三轴力分量和温度的方法。该传感器在-1~1 N范围内的二维径向力分辨率分别达到了2.1 mN和2.5 mN,在0~2 N内的轴向力分辨率达到了23.1 mN。

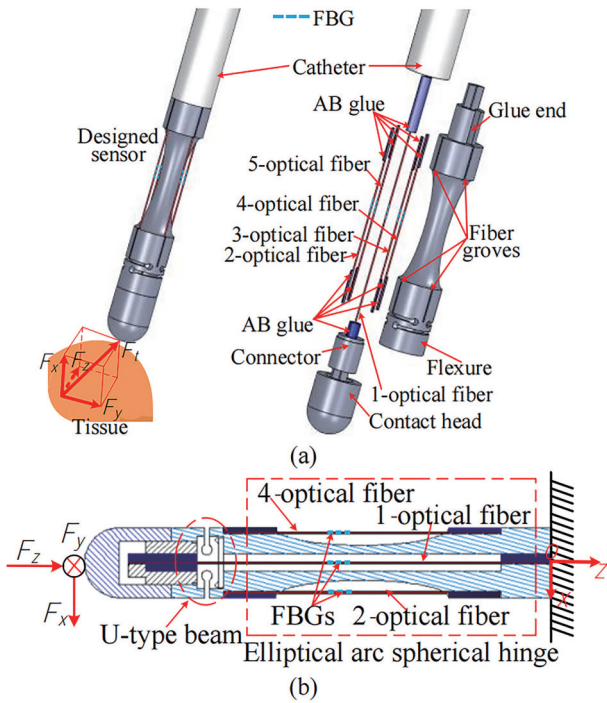


图 8 单个FBG三维力传感器<sup>[26]</sup>

Fig. 8 Single FBG based three-dimensional force sensor<sup>[26]</sup>

此外他将五个相同的触觉单元平行并联组合如图9<sup>[27]</sup>所示,设计了一种大测量范围的触觉传感器阵列,用来寻找和定位微创手术组织触诊过程中的异常组织。通过静态和动态实验可知,该传感器阵列可以实现0.93 mN的高分辨率,并能够在0~5 N的力测量范围内工作。通过模拟肿瘤的体外触诊实验,也验证了该设计的有效性,但这种传感器阵列只能进行单轴力的感知,且采用的离散触诊方式耗时耗力,难以应用到真正的手术中。

2020年,天津大学王树新团队为实现微创医疗中细长外科器械的轴向力感知,判断微创手术中的组织

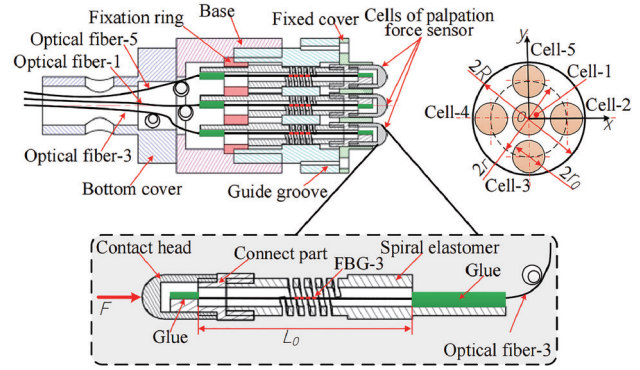


图 9 FBG一维力传感器阵列<sup>[27]</sup>

Fig. 9 FBG based one dimensional force sensor array<sup>[27]</sup>

异常,设计了一种FBG触诊力传感器,如图10<sup>[28]</sup>所示。该触诊导管的力感应弯曲部分沿其周长以90°的间隔均匀排列四个弯曲铰链,形成对称结构,光纤被紧紧地悬挂在力敏弯曲中轴的小凹槽内,避免了来自径向力的交叉干扰和啁啾失效。触诊实验表明通过采用刚体置换的方法<sup>[29]</sup>,基于Sarrus机构[图10(b)]进行的柔性设计实现了良好的轴向线性力-变形关系,且在相对较大的测量范围0~5 N内实现了2.55 mN的高分辨率。

2020年,李天梁团队又设计了一种识别组织硬包的FBG的触觉探针,该探针具有三维力感知能力,能够以任意的接触角在组织表面连续滑动进行触诊。与单轴触诊力传感器相比,它可以提高对组织曲面的适应性和组织触诊效率。如图11<sup>[30]</sup>所示,四根FBG对称地沿着力感应变形体的周长排列,用来测量两个横向力,另一根光纤沿着力感应变形体的中心线布置,一端连接球形隔膜片,用来测量轴向力。仿生体和体外猪肝组织触诊实验表明,该探针可以有效地识别组织硬包的存在和位置。

最初FBG触诊导管由Ho等研制,用来预测心脏穿孔,具有大的创新性和实用性意义,但该设计的测量精度和准确度并不能确定。高安柱和Shin设计的三维感知导管在力感应弯曲结构部分分别采用了穿孔型和螺旋型结构,相对来说,螺旋型的灵敏度会更高。王树新团队在结构设计上较大的突破,力感应弯曲部分基于Sarrus机构进行的柔性设计有非常好的力与变形线性关系和更大的测量范围。李天梁团队针对组织触诊做了一系列研究,也设计了不同的新型结构,实现

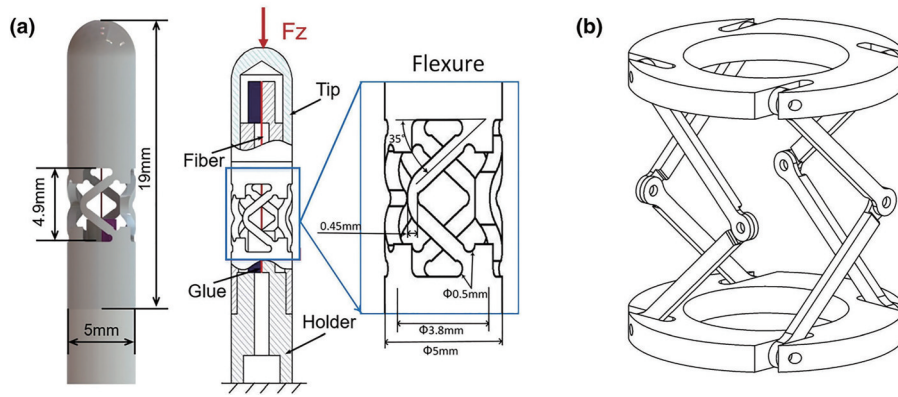


图 10 基于 sarrus 结构的 FBG 传感器<sup>[28]</sup>

Fig. 10 FBG sensor based on the sarrus structure<sup>[28]</sup>

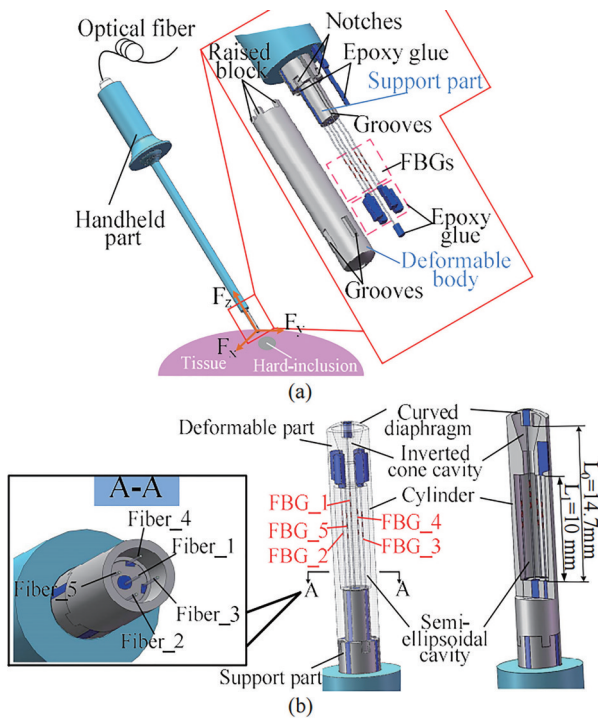


图 11 FBG 的三维力传感探针<sup>[30]</sup>

Fig. 11 Three-dimensional force sensing probe based on FBG<sup>[30]</sup>

了从离散触诊到连续滑动触诊的改进,提升了触诊效率,同时他的研究中提出了一种解耦三轴力分量和温

度的方法具有重要意义。虽然现有组织触诊的各种研究还没有达到医学上的实际应用,但基于 FBG 的量化触诊技术具有广阔的发展前景。

### 3.3 FBG 力触觉感知在手术针上的应用

手术针是注射、活检和其他临床干预治疗中常用的医疗器械。在治疗过程中,针常常会偏离设定的轨迹,因此需要医生将针移回正确的位置上。此外,当手术针插入组织时,针所受的力由于组织的非均匀性和摩擦变得复杂,医生掌握手术针尖端及周围的受力情况可以更好地操作治疗。

2010 年,哈佛大学和斯坦福大学 Park 等<sup>[31]</sup>合作研究将传感元件 FBG 嵌入核磁共振兼容医疗活检针中,如图 12(a)所示,沿内针周身纵向均匀开三个微型凹槽并接入光纤,每根光纤上有两个光栅点。这种结构在测量活检针所受三维力的同时还可以检测针插入组织时的弯曲偏转。在微创手术局部组织诊断和治疗时,实现了活检针轨迹的实时跟踪,从而减少针的定位误差,提高治疗效果。2013 年,斯坦福大学 Elayaperumal 等<sup>[32]</sup>在之前的基础上进行了改进,如图 12(b)在每个光纤上刻入四个光栅,并在活检针上开 7 个椭圆形孔,这种设计可以在不显著降低针的刚度和强度的情况下使轴向负载产生的应变增加,提高传感器的灵敏度。

2017 年,约翰霍普金斯大学 Kim 等<sup>[33]</sup>为解决斜尖

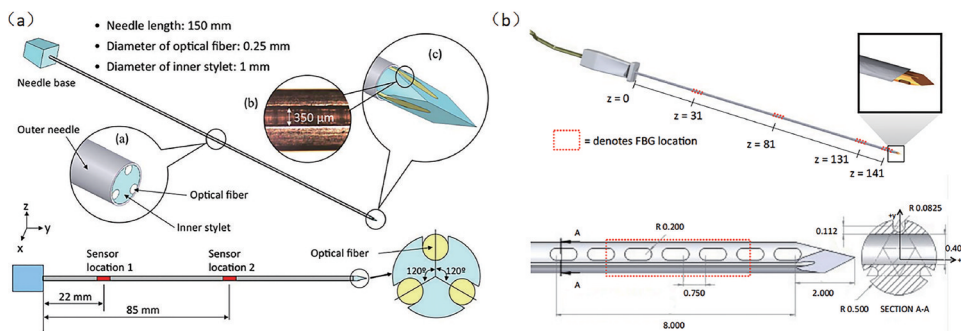


图 12 FBG 三维力传感活检针<sup>[31-32]</sup>

Fig. 12 Three-dimensional force sensing biopsy probe based on FBG<sup>[31-32]</sup>



导致针的轨迹偏离直线路径的问题,将三根 FBG 每隔 120° 布置在针周身上,依据优化理论分别粘贴在距离针尖 11、26、70 mm 位置处,如图 13 所示。根据建立的

针形传感数学模型,通过 FBG 传感器的波长位移来反推出针在不同位置的实时弯曲曲率并生成针的变形轮廓图,帮助医生更好地控制和规划针的路径。

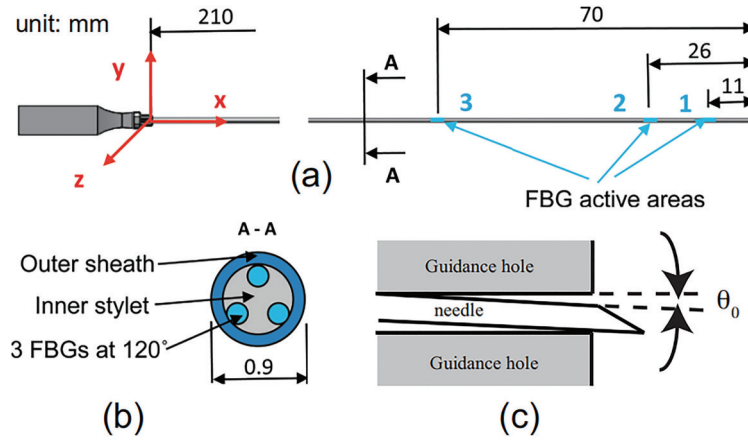


图 13 FBG 力传感斜尖针<sup>[33]</sup>

Fig. 13 Force sensing oblique needle based on FBG<sup>[33]</sup>

2020 年,南昌大学的黄鑫<sup>[34]</sup>提出了一种新型的触觉传感针结构,将 FBG 集成在胸腔穿刺引流针上,从而获得引流针与周围组织的力反馈信息。如图 14 所示,将 FBG3 粘贴在针柱凹槽内用来检测轴向力的应变,将 FBG1 粘贴在十字弹性梁上表面用来检测扭矩力的应变,同时 FBG2 作为参考光纤粘贴在弹性梁的下表面进行温度补偿。轴向力、扭矩力传感实验结果表明,该传感器不仅可以测量轴向力还可以测量微小扭矩力,扭矩力灵敏度可以达到 22.8 pm/(mN·m),轴向力灵敏度达到 0.089 nm/N。

### 3.4 FBG 力触觉感知在医疗器械臂上的应用

微创手术中当医生要操作复杂的医疗器械去抓握组织或进行组织缝合时,需要在器械尖端或夹钳提供一个多维的力反馈。电力传感设备受电磁影响严重,而 FBG 是一种波长编码的传感元件,不受电磁干扰且受环境影响小,适合在手术环境测量医疗器械臂末端的多维力。

2011 年韩国科学技术高等研究院 Song 等<sup>[35]</sup>研制了 FBG 三维力与力矩传感器。如图 15 所示,将四根 FBG 布置在与医疗器械臂纵轴平行的四根可弯曲梁上,同时在腹壁悬挂四根参考 FBG 用作温度补偿,通过压缩拉伸和扩展四根梁可以测量 Z 轴轴向力和 X、Y 方向力矩。实验结果表明,该传感器力测量范围超过 10 N,分辨率在 0.05 N 以内,最大误差小于 0.1 N。但 Z 轴轴向力受到参考光纤与测量光纤温差的干扰,测得的力小于预测的值。

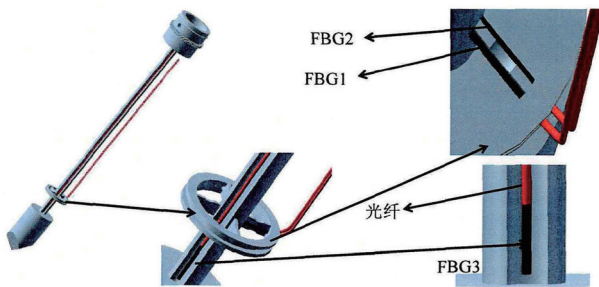


图 14 基于十字弹性梁结构的 FBG 力传感引流针<sup>[34]</sup>

Fig. 14 Force sensing drainage needle with embedded FBG based on cross elastic beam structure<sup>[34]</sup>

哈佛大学和斯坦福大学的 Park 和 Elayaperumal 等将 FBG 嵌入手术针的设计结构简单,成本较低,具有很大的医学实用性价值。Kim 等的设计能显示变形轮廓图,使结果更清晰明了,但该研究还处在简单的模拟实验阶段,没有考虑到复杂的组织环境。而黄鑫在手术针多维力的测量方面做了深入研究,通过对结构的改进实现了扭矩力的测量,具有很大的研究价值,不足点仍是需要进一步的医学组织实验来证明它的实用性。

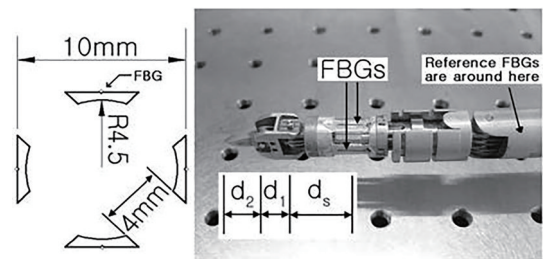
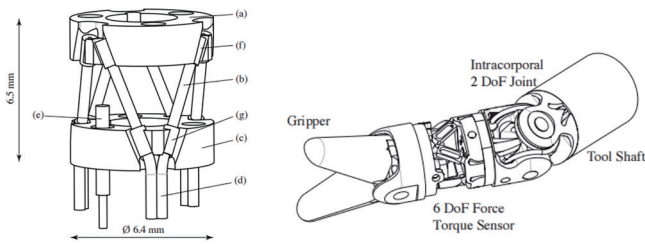


图 15 基于 FBG 的三维力与力矩传感器<sup>[35]</sup>

Fig. 15 Three-dimensional force and torque sensor based on FBG<sup>[35]</sup>

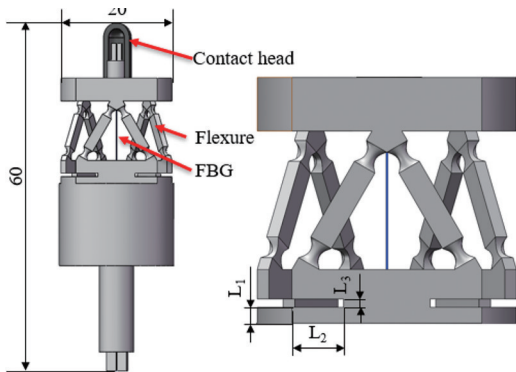
2013 年德国宇航中心 Haslinger 等<sup>[36]</sup>设计了基于 FBG 的六维力与力矩微型传感器,如图 16 所示,在斯图尔特结构的基础上,被钢毛细管保护的 FBG 分别布置在六个支撑连杆上,同时设置一个单独的 FBG



图 16 FBG 六维力与力矩微型传感器<sup>[36]</sup>Fig. 16 Six-dimensional force and torque micro-sensor based on FBG<sup>[36]</sup>

用来温度补偿。设计的传感器高度为 6.5 mm、外径为 6.4 mm, 力与力矩加载实验证明了将六维光纤光栅传感结构小型化的可行性, 可将其串联到微创医疗器械臂上进行多维力反馈, 尤其适合连接在腕关节位置处测量医疗器械末端力。

2020 年天津大学李建民团队基于 FBG 设计了大量程的一维远端力传感器, 如图 17<sup>[37]</sup>所示, 该传感器通过改进斯图尔特平台结构, 将大型刚性的脚架替换成微型柔性铰链, 实现传感器小型化的同时具备等效的运动学性能。通过有限元仿真优化传感器结构参数, 在 0~12 N 的测量范围内可以达到 21 mN 的高分辨率。测试结果表明, 在去除小变形约束的优化结构设计中, 工作范围缩小到 0~7 N, 但可以达到更高的分辨率 9.3 mN。

图 17 基于 FBG 的一维远端力传感器<sup>[37]</sup>Fig. 17 One-dimensional remote force sensor based on FBG<sup>[37]</sup>

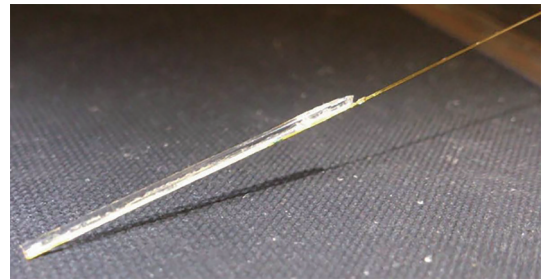
将 FBG 应用于手术器械臂实现多维力的感知最主要的目标是实现精准感知, 同时兼顾安全、抗菌、抗干扰能力。Song 等所研制的三维力感知器在应用中可以提高外科手术的安全性。Haslinger 团队研制的感知器升级到六维力的测量, 且该结构尺寸更小。而天津大学李建民团队研制的虽然是一维力感知器, 但它相比于之前的研究具有更高的分辨率。他们所进行的研究各有侧重, 在微创医疗中具有非常大的价值。

#### 4 FBG 温度感知在微创医疗中的研究现状

在微创医疗中, 采用新型疗法如激光、电场脉冲等

热消融方法治疗肿瘤时, 既要保证恶性细胞完全破坏, 又要保护周围健康组织。消融温度非常重要, 通常来说 42~45 °C 是最佳治疗温度, 温度太低达不到治疗要求, 温度过高会损坏周围正常细胞, 因此对组织消融温度进行监控是非常必要的。传统的温度监控方法大部分利用微型热电偶或热敏电阻测量组织内部温度, 但这种方法受电磁和手术环境干扰严重, 且传感元件尺寸较大、易锈蚀、生物兼容性较差、对人体损伤大。光纤光栅因其体积小、兼容性好等特点受到人们的广泛关注, 已经应用到微创医疗温度监控中。

2015 年意大利都灵大学 Chen 等<sup>[38]</sup>研制了一种用于微创肿瘤热消融的温度传感探针, 所设计的探针基于 FBG 传感元件, 如图 18 所示。利用环氧树脂胶将 FBG 粘贴在石英毛细管表面上, 这种方法制作的探针相比于传统的金属管封装, 不干扰激光束, 同时也避免了不必要的应变影响。通过模拟人体肝脏组织实验评估该传感器, 结果显示, FBG 探针记录的温度与热成像相机测量的温度轮廓一致, 可用于微创肿瘤热消融实时监控温度。

图 18 用环氧胶将 FBG 固定在毛细管外表面的探针<sup>[38]</sup>Fig. 18 A probe fixing the FBG to the outer surface of the capillary with epoxy adhesive<sup>[38]</sup>

2019 年, 印度科学研究所 Ambastha 等<sup>[39]</sup>基于 FBG 温度传感技术, 提出了一种利用温度监控检测大脑软组织中肿瘤位置的方法。如图 19 所示, 将 FBG 嵌入不锈钢中空管中使其可以在管内纵向移动而不与管表面固定, 这使得 FBG 内部灵活, 不受应变作用的影响。再将中空管的一端通过套筒保护套缠绕到连接光纤上, 外部温度变化可以通过不锈钢管有效地传递到 FBG 传感器上。模拟肿瘤实验证明了该 FBG 温度传感器热成像的可行性, 该方法可以评估出模拟肿瘤的大致尺寸和位置。

2020 年浙江大学陆天恒<sup>[40]</sup>开发了一套肿瘤消融温度监控系统, 基于 FBG 传感实现了温度的实时监控。如图 20 所示, 他采用兔子的肝脏作为实验对象, 将多个 FBG 探针植入肝脏组织中, 分别测得了微秒和纳秒脉冲电场下肿瘤的消融温度, 之后他又进行了有限元仿真, 建立生物传热模型进一步证实该传热系统的安全可行性。实验结果表明, 该温度监控系统的温度分辨率为 0.1 °C, 空间和时间分辨率分别为 2.5 mm 和 1 ms。

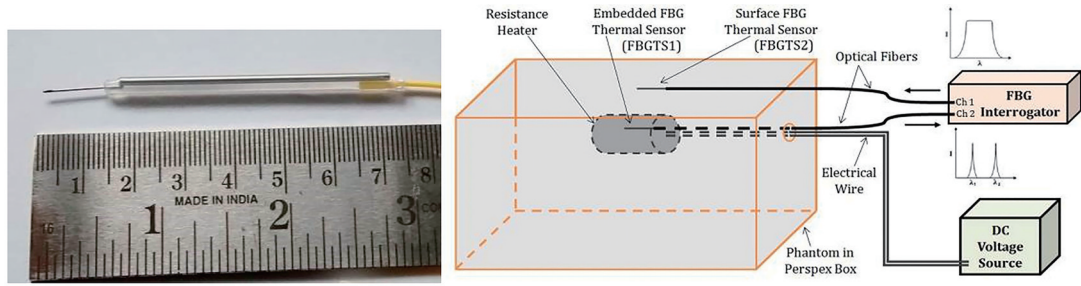


图 19 基于 FBG 的温度传感技术<sup>[39]</sup>

Fig. 19 Temperature sensing technology based on FBG<sup>[39]</sup>

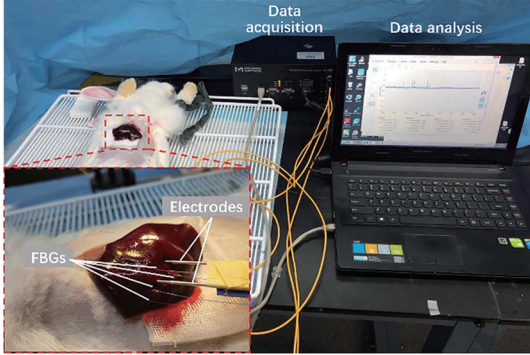


图 20 基于 FBG 的肿瘤消融温度监控系统<sup>[40]</sup>

Fig. 20 Tumor ablation temperature monitoring system based on FBG<sup>[40]</sup>

2020 年, 米兰理工大学 Korganbayev 等<sup>[41]</sup>开发了肝组织激光消融的闭环温度控制系统如图 21 所示。利用飞秒点对点写入技术, 将高密度 FBG 阵列 (40 个

栅区) 刻在热性能高的聚酰亚胺涂层的单模纤维中, 获得较高的传感精度和空间分辨率。基于 LabVIEW 软件开发了闭环温度控制算法, 通过实验比较可控与不可控的消融区域温度和组织烧蚀状态, 该系统可以实时监测激光消融温度并将温度控制在特定的范围。

2021 年意大利那不勒斯大学 de Vita 等<sup>[42]</sup>开发了一套基于 FBG 热传感的温度监控系统, 用来研究激光消融治疗肿瘤时, 血管对消融温度的影响, 如图 22 所示。研究人员使用人工 U 型铝管和输液设备模拟肝脏组织中的血液流动, 将七根光纤布置在激光治疗探针的周围, 并采用不同的血管和光纤空间结构, 做对照实验。实验结果表明, 所提出的装置可以实时准确地测得热量的传播, 温度分辨率达到  $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。血液流动会引起组织冷却, 导致温度降低影响治疗效果, 在之后激光消融治疗肿瘤时要考虑组织中血管的存在, 才能使肿瘤消融微创医疗具有更好的效果。

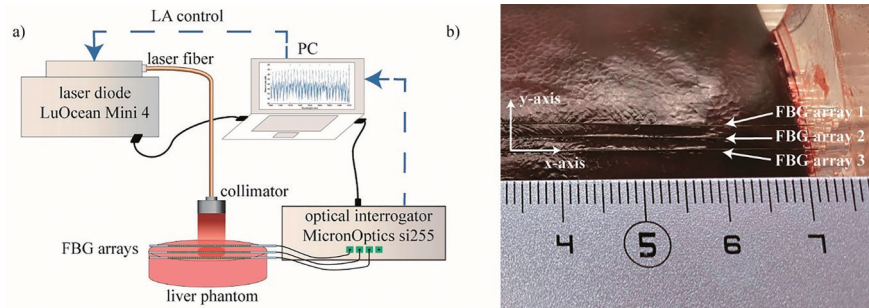


图 21 基于 FBG 的肝组织激光消融的闭环温度控制系统<sup>[41]</sup>

Fig. 21 Closed-loop temperature control system for liver tissue laser ablation based on FBG<sup>[41]</sup>

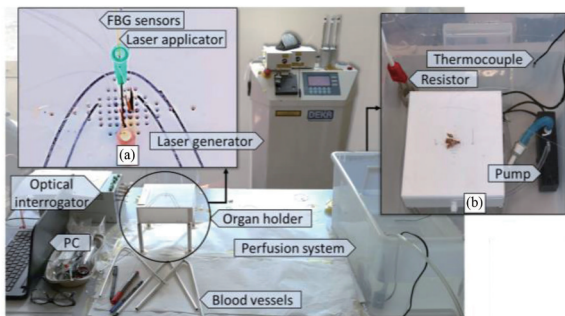


图 22 基于 FBG 热传感的温度监控系统<sup>[42]</sup>

Fig. 22 A temperature monitoring system based on FBG thermal sensing<sup>[42]</sup>

在 FBG 温度感知应用方面, Chen 等考虑到 FBG 区别于传统的封装方法, Ambastha 等通过改进结构制作出了一款特殊的探针, 浙江大学陆天恒则通过多个探针研究了微秒与纳秒脉冲下的组织温度分布, Korganbayev 等的创新性在于使用高密度的 FBG 阵列开发了一套温度控制系统, de Vita 等的研究主要运用到多支 FBG 的分布组合。但他们所做研究中得到的结果都是一些离散的温度信息或大致的温度轮廓, 还不能够直接应用到微创医学治疗上, 接下来可以参考最新的飞秒激光光栅刻写技术<sup>[43]</sup>对单根 FBG 密度进行改进, 同时结合先进的光学诊疗技术<sup>[44]</sup>来获得肿瘤



组织边界,更加全面精准地进行温度监控。

## 5 结束语

综上所述,近年来,光纤布拉格光栅在微创医疗领域受到了充分重视,为实现微创医疗辅助机器人 FBG 传感,研究人员不断设计研发 FBG 感知系统。在力触觉感知方面主要针对传感结构进行设计,重点是实现 FBG 与实际手术器械的融合,在满足其手术功能的同时具备足够的测量精度和范围。在温度感知方面主要针对温度传感系统的整体设计,重点在于光纤光栅传感参数的规划。本文总结了目前在微创医疗传感领域上先进的 FBG 触觉传感器,它有很多优点,特别适合集成到小尺寸医疗器械,但在实际的应用中仍存在明显的不足,需要继续深入研究和发

展:  
1) 当光纤光栅传感器用于诊疗时,如导管组织触诊,往往会受手术环境的影响,尤其是温度的影响。因此,在力触觉感知系统中设置适当的温度补偿机制,深入研究触诊力与温度的量化解耦方法。

2) 目前所研究的 FBG 力触觉传感器主要用于测量单独的横向或轴向作用力,而在轴向和横向力同时测量时,精确度不高。因此,需要设计更高精度的感知结构。

3) 光纤光栅温度传感器用于微创医疗肿瘤组织消融时,目前主要集中在模拟实验阶段,且并不能得到完整的温度场信息,在技术上仍有很大的发展空间,需要进一步去研究探索。

FBG 感知应用于微创医疗未来有很大的发展前景,除了上述提到的在已有研究中存在的问题,在日后的研究中还可以参考新型的光纤光栅封装方法,在封装材料和封装结构上进行改进,提高传感的灵敏度和精度。此外,光纤信号的传感与传统电信号传感相比,需要波长解调,接下来的研究方向是利用新型光栅解调技术,将光纤光栅传感信号与电信号更好地融合,实现光纤光栅传感信息与微创医疗机器人信息互联互通,构建智能医疗 FBG 传感网络,加快光纤光栅传感器实用化、商业化。

## 参 考 文 献

- [1] Vitiello V, Lee S L, Cundy T P, et al. Emerging robotic platforms for minimally invasive surgery[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2013, 6: 111-126.
- [2] Sadeghi-Goughari M, Mojra A. Intraoperative thermal imaging of brain tumors using a haptic-thermal robot with application in minimally invasive neurosurgery[J]. Applied Thermal Engineering, 2015, 91: 600-610.
- [3] 付宜利, 潘博. 微创外科手术机器人技术研究进展[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2019, 51(1): 1-15.  
Fu Y L, Pan B. Research progress of surgical robot for minimally invasive surgery[J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2019, 51(1): 1-15.
- [4] Palep J. Robotic assisted minimally invasive surgery[J]. Journal of Minimal Access Surgery, 2009, 5(1): 1-7.
- [5] Peters B S, Armijo P R, Krause C, et al. Review of emerging surgical robotic technology[J]. Surgical Endoscopy, 2018, 32(4): 1636-1655.
- [6] Lim S C, Lee H K, Park J. Role of combined tactile and kinesthetic feedback in minimally invasive surgery[J]. The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery: MRCAS, 2015, 11(3): 360-374.
- [7] Tanimoto M, Arai F, Fukuda T, et al. Micro force sensor for intravascular neurosurgery and *in vivo* experiment[C]//Proceedings MEMS 98. IEEE. Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems (Cat. No.98CH36176), January 25-29, 1998, Heidelberg, Germany. New York: IEEE Press, 1998: 504-509.
- [8] Dargahi J, Atieh A. Design, fabrication and testing of a piezoresistive-based tactile sensor for minimally invasive surgery[J]. International Journal of Advanced Research in Engineering, 2015, 1(2): 17.
- [9] Qasaimeh M A, Sokhanvar S, Dargahi J, et al. PVDF-based microfabricated tactile sensor for minimally invasive surgery[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2009, 18(1): 195-207.
- [10] Golpaygani A T, Najarian S, Movahedi M M, et al. Fabrication of a capacitance-based tactile sensor with biomedical applications[J]. American Journal of Applied Sciences, 2008, 5(2): 129-135.
- [11] Pei Y F, Liao T, Pei Y F, et al. FBG strain sensor applied in harsh environment of aerospace[C]//2018 IEEE 3rd Optoelectronics Global Conference, September 4-7, 2018, Shenzhen, China. New York: IEEE Press, 2018: 81-84.
- [12] 张旭萃, 丁哲文, 洪瑞, 等. 相位敏感光时域反射分布式光纤传感技术[J]. 光学学报, 2021, 41(1): 0106004.  
Zhang X P, Ding Z W, Hong R, et al. Phase-sensitive optical time-domain reflectometer distributed optical fiber sensing technology[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(1): 0106004.
- [13] 禹大宽, 乔学光, 贾振安, 等. 应用在油气管线的光纤光栅温度压力传感系统[J]. 激光技术, 2007, 31(1): 12-14, 43.  
Yu D K, Qiao X G, Jia Z A, et al. The fiber Bragg grating temperature and pressure sensing system applied in oil pipeline[J]. Laser Technology, 2007, 31(1): 12-14, 43.
- [14] Hill K O, Meltz G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview[J]. Journal of Lightwave Technology, 1997, 15(8): 1263-1276.
- [15] 冯艳, 王飞文, 张华, 等. 光纤布拉格光栅触觉感知单元[J]. 光子学报, 2019, 48(9): 0906001.  
Feng Y, Wang F W, Zhang H, et al. Slip sensing unit using optical fiber Bragg grating[J]. Acta Photonica Sinica, 2019, 48(9): 0906001.
- [16] Kersey A D, Davis M A, Patrick H J, et al. Fiber



- grating sensors[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 1997, 15(8): 1442-1463.
- [17] 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[M]//Delp S L, DiGoia A M, Jaramaz B. *Medical image computing and computer-assisted intervention-MICCAI 2000. Lecture notes in computer science*. Heidelberg: Springer, 2000, 1935: 897-906.
- [18] Iordachita I, Sun Z L, Balicki M, et al. A sub-millimetric, 0.25 mN resolution fully integrated fiber-optic force-sensing tool for retinal microsurgery[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2009, 4(4): 383-390.
- [19] He X C, Balicki M A, Kang J U, et al. Force sensing micro-forceps with integrated fiber Bragg grating for vitreoretinal surgery[J]. *Proceedings of SPIE*, 2012, 8218: 82180W.
- [20] He X C, Handa J, Gehlbach P, et al. A submillimetric 3-DOF force sensing instrument with integrated fiber Bragg grating for retinal microsurgery[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2014, 61(2): 522-534.
- [21] Gonenc B, Chamani A, Handa J, et al. 3-DOF force-sensing motorized micro-forceps for robot-assisted vitreoretinal surgery[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2017, 17(11): 3526-3541.
- [22] Xiong L, Guo Y X, Jiang G Z, et al. An FBG-based 2-DOF force sensing intraocular lens positioning hook for cataract surgery[J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2019, 31(20): 1674-1677.
- [23] Ho S C, Razavi M, Nazeri A, et al. FBG sensor for contact level monitoring and prediction of perforation in cardiac ablation[J]. *Sensors*, 2012, 12(1): 1002-1013.
- [24] Gao A Z, Zhou Y Y, Cao L, et al. Fiber Bragg grating-based triaxial force sensor with parallel flexure hinges[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 65(10): 8215-8223.
- [25] Shin D, Kim T, Kim H U. Development of tri-axial fiber Bragg grating force sensor in catheter application[C]//2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), June 11-13, 2018, Rome, Italy. New York: IEEE Press, 2018: 18051948.
- [26] Li T L, Shi C Y, Ren H L. Three-dimensional catheter distal force sensing for cardiac ablation based on fiber Bragg grating[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2018, 23(5): 2316-2327.
- [27] Li T L, Shi C Y, Ren H L. A high-sensitivity tactile sensor array based on fiber Bragg grating sensing for tissue palpation in minimally invasive surgery[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2018, 23(5): 2306-2315.
- [28] Lü C H, Wang S X, Shi C Y. A high-precision and miniature fiber Bragg grating-based force sensor for tissue palpation during minimally invasive surgery[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2020, 48(2): 669-681.
- [29] Pucheta M A, Cardona A. Design of bistable compliant mechanisms using precision-position and rigid-body replacement methods[J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2010, 45(2): 304-326.
- [30] Li T L, Pan A Q, Ren H L. Reaction force mapping by 3-axis tactile sensing with arbitrary angles for tissue hard-inclusion localization[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2021, 68(1): 26-35.
- [31] Park Y L, Elayaperumal S, Daniel B, et al. Real-time estimation of 3-D needle shape and deflection for MRI-guided interventions[J]. *ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15(6): 906-915.
- [32] Elayaperumal S, Bae J H, Christensen D, et al. Mr-compatible biopsy needle with enhanced tip force sensing [C]//2013 World Haptics Conference (WHC), April 14-17, 2013, Daejeon, Korea (South). New York: IEEE Press, 2013: 109-114.
- [33] Kim J S, Chatrasingh M, Kim S, et al. Fiber Bragg Grating based needle shape sensing for needle steering system: evaluation in inhomogeneous tissue[C]//2017 IEEE SENSORS, October 29-November 1, 2017, Glasgow, UK. New York: IEEE Press, 2017: 17434339.
- [34] 黄鑫. 光纤 Bragg 光栅新型触觉传感器的研究[D]. 南昌: 南昌大学, 2020.
- Huang X. Research on a new tactile sensor based on fiber Bragg grating[D]. Nanchang: Nanchang University, 2020.
- [35] Song H, Kim H, Jeong J, et al. Development of FBG sensor system for force-feedback in minimally invasive robotic surgery[C]//2011 Fifth International Conference on Sensing Technology, November 28-December 1, 2011, Palmerston North, New Zealand. New York: IEEE Press, 2011: 16-20.
- [36] Haslinger R, Leyendecker P, Seibold U. A fiberoptic force-torque-sensor for minimally invasive robotic surgery [C]//2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 6-10, 2013, Karlsruhe, Germany. New York: IEEE Press, 2013: 4390-4395.
- [37] Shi C Y, Li J M, Lü C H, et al. A high-sensitivity fiber Bragg grating-based distal force sensor for laparoscopic surgery[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(5): 2467-2475.
- [38] Chen W, Gassino R, Liu Y, et al. Performance assessment of FBG temperature sensors for laser ablation of tumors[C]//2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) Proceedings, May 7-9, 2015, Turin, Italy. New York: IEEE Press, 2015: 324-328.
- [39] Ambastha S, Pant S, Umesh S, et al. Feasibility study on thermography of embedded tumor using fiber Bragg grating thermal sensor[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(5): 2452-2459.
- [40] 陆天恒. 基于光纤光栅的肿瘤消融温度监测系统[D]. 杭州: 浙江大学, 2020.
- Lu T H. Tumor ablation temperature monitoring system based on fiber grating[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2020.
- [41] Korganbayev S, Orrico A, Bianchi L, et al. Closed-loop

- temperature control based on fiber Bragg grating sensors for laser ablation of hepatic tissue[J]. *Sensors*, 2020, 20(22): 6496.
- [42] de Vita E, de Landro M, Massaroni C, et al. Fiber optic sensors-based thermal analysis of perfusion-mediated tissue cooling in liver undergoing laser ablation[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2021, 68(3): 1066-1073.
- [43] 李宏业, 饶斌裕, 赵晓帆, 等. 基于飞秒激光刻写光纤光栅的研究进展[J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(11): 111420.
- Li H Y, Rao B Y, Zhao X F, et al. Development of fiber gratings inscribed by femtosecond laser[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(11): 111420.
- [44] 李阳曦, 胡成全, 马龙飞, 等. 智能化精准光学诊疗技术研究进展[J]. *中国激光*, 2021, 48(15): 1507002.
- Li Y X, Hu C Q, Ma L F, et al. Research progress in intelligent and precise optical diagnosis and treatment technology[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(15): 1507002.