

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2210214

基于超弹性体材料的微型光纤法珀压力传感器*

向柳静,姜昌兴,刘显明,雷小华,章鹏

(重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室 重庆 400044)

摘要:针对体内介入式医疗应用需求,提出一种基于超弹性体材料的微型光纤法珀压力传感器设计与制作方法。通过理论分析建立了适合超弹性体硅橡胶材料的 Mooney-Rivlin 力学仿真模型,对不同组分、厚度感压材料的受压变形状态进行了理论分析,并获得优化的传感器材料及结构参数。进一步提出微型光纤法珀压力传感器的制作方法,通过感压性能测试、温度影响测试和体外血液压力测试,对比验证了不同参数传感器的感压性能。结果表明,在感压材料直径 180 μm 、厚度 250 μm 时,测压范围 0~40 kPa 内传感器的压力灵敏度达到 154.56 nm/kPa,20 $^{\circ}\text{C}$ ~50 $^{\circ}\text{C}$ 大温度范围内引起的压力测量相对误差仅为 0.36%,温度对压力测量的影响完全可忽略。相比传统膜片式光纤压力传感器,基于超弹性体材料的微型光纤法珀压力传感器不仅尺寸小、灵敏度高,还具有成本低、方便制作的技术优势。

关键词: 压力传感器;超弹性体材料;光纤法珀

中图分类号: TH-823 TP-212 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 460.40

Miniature optical fiber Fabry-Perot pressure sensor based on hyper-elastic material

Xiang Liuqing, Jiang Changxing, Liu Xianming, Lei Xiaohua, Zhang Peng

(Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems, Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: A design and fabrication method of miniature optical fiber Fabry-Perot pressure sensor based on hyper-elastic material is proposed to meet the needs of vivo interventional medical applications. Through theoretical analysis, a Mooney-Rivlin mechanical simulation model suitable for hyper-elastic silicone rubber material is formulated. The compression deformation state of pressure sensing materials with different components and thickness is theoretically analyzed, and the optimized sensor materials and structural parameters are obtained. The fabrication method of the sensor is further proposed, and the pressure-sensing performance of the sensor is evaluated by the pressure-sensing performance test, temperature influence test and the in vitro blood pressure test. The results show that when the diameter of the pressure-sensing material is 180 μm and the thickness is 250 μm , the pressure sensitivity of the sensor within the pressure measuring range of 0~40 kPa reaches 154.56 nm/kPa, and the relative error of pressure measurement caused by a large temperature range of 20 $^{\circ}\text{C}$ ~50 $^{\circ}\text{C}$ is only 0.36%. The influence of temperature on pressure measurement is completely negligible. Compared with the traditional diaphragm optical fiber pressure sensor, the miniature optical fiber Fabry-Perot pressure sensor based on the hyper-elastic material is not only small in size, high in sensitivity, but also has the technical advantages of low cost and convenient fabrication.

Keywords: pressure sensor; hyper-elastic material; optical fiber Fabry-Perot

0 引言

体内压力测量是人体健康监测及生物医疗领域的关

键环节,通过颅内压、血压、尿道内压等人体内压力测量,可为疾病诊断和治疗提供重要的参考依据^[1-3]。其中,光纤法布里-珀罗压力传感器因其体积小,抗电磁干扰能力强,灵敏度高等优点^[4],受到广泛的关注与应用^[5-7]。

收稿日期:2022-07-28 Received Date: 2022-07-28

*基金项目:国家自然科学基金(52175530,51975077)、重庆市自然科学基金(cstc2020jcyj-msxmX0948)、中央高校基金基本科研业务费(2020CDJ-LHZZ-071)项目资助

近年来,已有多种小尺寸,高灵敏度的膜片式光纤法珀压力传感器的研究报道,通过改变膜片材料、厚度、直径等方式有效提升压力传感器性能^[8-9]。但传统膜片式压力传感器在小直径时对应的膜片厚度极薄,制作难度大,工艺复杂。如 Liu 等^[10]采用电弧放电技术制作出极薄的硅膜片,厚度仅为 170 nm,传感器压力灵敏度达到 12.22 nm/kPa;Guo 等^[11]运用石墨烯薄膜制作膜片,进一步减小膜片厚度,使压力灵敏度达到 39.4 nm/kPa。这些 nm 级的膜片,不但制作难度高,成本高,且对工艺一致性的控制非常困难。为简化制作工艺,有必要寻找一些新型材料,在保证传感器性能的同时,降低对膜片厚度的要求^[12-14]。Luo 等^[15]采用对聚二甲基硅氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS) 薄膜制作膜片,在膜片厚度 20 μm 的情况下,压力灵敏度达到 100 pm/kPa,是同类传感器压力灵敏度的 100 倍。Wu 等^[16]将 SU-8 光刻胶涂抹在光纤端面,制造出膜片厚度 11 μm ,压力灵敏度 2.93 nm/MPa 的传感器。这说明改变弹性材料可能放宽对膜片厚度的要求,同时保持较高的传感器压力灵敏度。但上述制成的传感器信号对比度较差,且相比传统压力传感器在压力灵敏度上存在一定差距。

为进一步降低工艺难度,Cheng 等^[17]提出采用超低杨氏模量的超弹性体硅橡胶材料作为感压材料进行光纤法珀压力传感器设计。所研制的压力传感器在硅橡胶厚度为 257 μm 时,压力灵敏度为 0.69 nm/kPa。该设计验证了超弹性体材料在微型光纤法珀压力传感器应用中的可行性,但研究报道缺乏设计理论指导与工艺优化方法,所研制的压力传感器灵敏度相比膜片式传感器并无明显优势。针对此问题,本文探索了基于超弹性体材料微型光纤压力传感器设计的理论研究与分析方法,通过理论分析和实验测试对不同组分超弹性体材料力学性能进行测量,用于传感器感压性能分析与结构设计。进一步提出了基于超弹性体材料的微型光纤法珀压力传感器的制作方法,并对所研制的压力传感器进行了感压性能测试及体外血压测试,验证了其感压性能。

1 感压元力学分析

所采用的微型法珀压力传感器结构如图 1(a) 所示。单模光纤和硅橡胶材料由石英毛细管进行限位支撑,光纤端面面和硅橡胶端面组成非本征型法珀腔。光纤端面采用熔球设计,有利于提升信号强度^[18]。微型法珀压力传感器光路如图 1(b) 所示。入射光表示为 $E_0(\lambda)$,部分光在光纤端面处反射,记为 $E_1(\lambda)$,另一部分光 $E_2(\lambda)$ 从光纤出射并到达硅橡胶材料内端面。光纤端面反射率为 R_1 ,硅橡胶端面反射率为 R_2 。由于单模光纤纤芯仅有 8~10 μm , $E_2(\lambda)$ 从硅橡胶内端面反射后,只有最中心极

小区域的近轴光线能反射进入光纤纤芯,并与 $E_1(\lambda)$ 形成干涉。硅橡胶内端面和光纤出光端面对应的有效反射区,均可作为曲率半径极大的平面处理。硅橡胶受压后会产生弹性形变,导致法珀腔长发生变化。对法珀信号进行解调,可得到腔长值,实现受压状态感知。要了解传感器的感压性能,应对硅橡胶的材料力学性能进行理论和实验分析,在此基础上对其受压时的形变状态进行仿真计算。

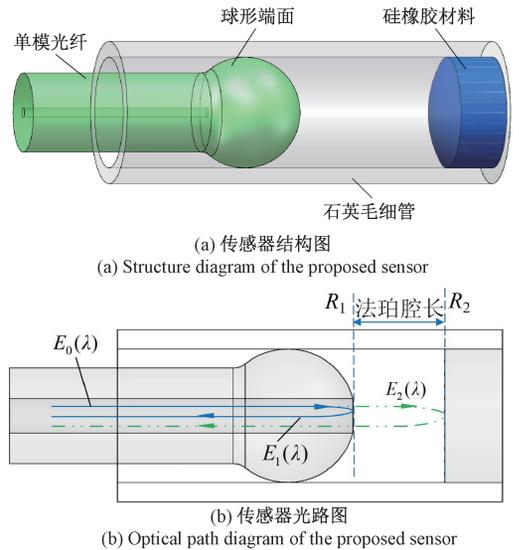


图 1 硅橡胶光纤法珀压力传感器示意图
Fig. 1 Diagram of the silicon rubber optical fiber Fabry-Perot pressure sensor

1.1 硅橡胶力学模型建立

硅橡胶是一种高分子合成材料,通常由 A、B 两组分构成。其中 A 组分为硅树脂,B 组分为交联剂和固化催化剂。硅树脂会影响硅橡胶的交联密度和强度,交联剂则会影响硅橡胶的撕裂强度。增加 A 组分质量占比,可以提高硅橡胶的表面硬度;增加 B 组分质量占比,可以提高硅橡胶的剪切强度。A、B 组分的占比不同,将影响硅橡胶材料的力学参数,从而间接影响传感器的压力灵敏度。为了对比不同 A、B 组分质量比 M 及厚度 H 下硅橡胶材料的压力变形情况,确定更优参数,优化硅橡胶材料的力学性能,首先应对材料的力学性能进行分析。

传统膜片的力学性能通常采用薄板模型测定,将膜片视为厚度远小于直径的薄板,据此建立模型,进行静力学仿真。硅橡胶属于超弹性体材料,材料厚度较大,往往是传统膜片的几百倍,不能认为厚度远小于直径,无法采用薄板模型。本文选用更适合硅橡胶材料的两参数 Mooney-Rivlin 模型描述其力学性能^[19]。

设硅橡胶弹性长方体各边伸长率为:

$$\lambda_i = \frac{L_i + \Delta L_i}{L_i} \quad (1)$$

式中: L_i 为 i 方向上的长方体长度, ΔL_i 为 i 方向上长方体的伸长量。长方体受到拉伸时, 伸长率大于 1, 长方体受到压缩时, 伸长率小于 1。

硅橡胶引起材料体积改变所需的应力比引起相同剪切应变所需的应力大几个数量级, 且作为一种弹性材料, 硅橡胶具有不可压缩性、非线性及大变形性^[20-21], 在实际工程应用中, 可以得到约束方程:

$$\lambda_x \lambda_y \lambda_z = 1 \quad (2)$$

式中: x 、 y 和 z 分别表示硅橡胶弹性长方体的长、宽和高方向。弹性能的一阶表达式为:

$$W = \frac{1}{2}G(\lambda_x^2 + \lambda_y^2 + \lambda_z^2 - 3) \quad (3)$$

式中: G 为剪切模量。体积不变时, 弹性体贮存能等于施加在弹性体上的力所做功的大小, 将约束方程(2)代入式(3)可得:

$$W = \frac{1}{2}G\left(\lambda_x^2 + \lambda_y^2 + \frac{1}{\lambda_x^2 \lambda_y^2} - 3\right) \quad (4)$$

在满足硅橡胶具有不可压缩性, 且对硅橡胶的简单剪切服从胡克定律的条件下, 根据 Mooney-Rivlin 模型理论, 假设应变能密度是与 λ_i 偶数幂相关的多项式函数, 则应变能密度满足下列关系式:

$$I_1 = \lambda_x^2 + \lambda_y^2 + \lambda_z^2 \quad (5)$$

$$I_2 = \lambda_x^2 \lambda_y^2 + \lambda_y^2 \lambda_z^2 + \lambda_x^2 \lambda_z^2 \quad (6)$$

$$I_3 = \lambda_x^2 \lambda_y^2 \lambda_z^2 \quad (7)$$

硅橡胶不可压缩时, I_3 为 0, 应变能函数 (Rivlin 模型) 为:

$$W(I_1, I_2) = \sum_{i,j=0}^n C_{ij}(I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (8)$$

式中: C_{ij} 为 Rivlin 系数, 由实验数据求得, 无实际物理意义, I_1 和 I_2 分别为第一和第二 Green 应变不变量。

硅橡胶材料具有不可压缩性, 在实际使用过程中, 硅橡胶的形变量较小, 应变低于 150%, 满足采用两参数 Mooney-Rivlin 模型的条件, 应变能函数近似为:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (9)$$

基于上述讨论, 根据两参数 Mooney-Rivlin 方程, 推导出工程应力与拉伸比之间的关系式:

$$\frac{\sigma}{2(\lambda - 1/\lambda^2)} = C_{10} + C_{01}/\lambda \quad (10)$$

式中: λ 为拉伸比, σ 为拉伸比对应的工程应力值 (拉力/受力面积), C_{10} 和 C_{01} 是仿真中需要用到的两个关键参数。拉伸比的计算公式为:

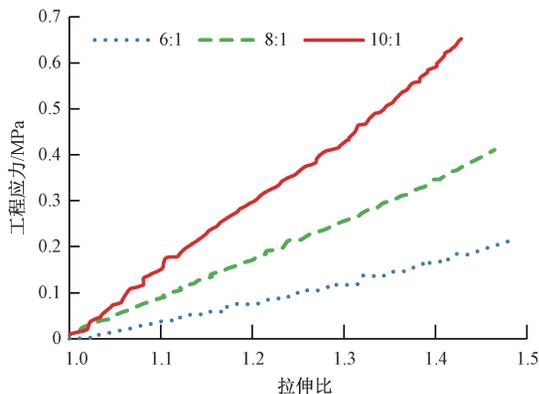
$$\lambda = \frac{L + \Delta L}{L} \quad (11)$$

式中: L 为初始长度, ΔL 为拉伸长度。由式(10)可知, $\sigma/2(\lambda - 1/\lambda^2)$ 与 $1/\lambda$ 为线性关系, 斜率为 C_{10} , 截距为 C_{01} 。

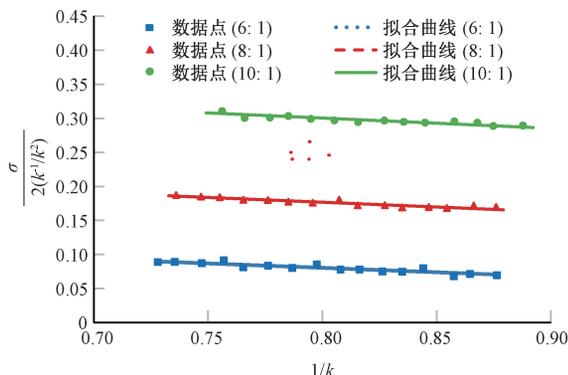
1.2 力学参数测定

为建立硅橡胶材料的两参数 Mooney-Rivlin 模型, 采用单轴向拉伸试验, 参照《GB/T 528—2009》测试标准, 测定硅橡胶材料力学相关参数 C_{10} 和 C_{01} ^[21-22]。本文使用的硅橡胶为奥斯邦 195, 白色, 固化收缩率 0.03%, 硅橡胶样件的 A、B 组分质量比分别为 6:1、8:1 和 10:1, 样件大小为 25 mm×6 mm×3.6 mm。在动夹持器或滑轮恒速移动的拉力试验机上, 对哑标准试样进行拉伸, 按要求记录试样在不断拉伸过程中的力和伸长率的值, 得到应力值随拉伸比变化的曲线如图 2(a) 所示。

拉伸比一定, 硅橡胶的 B 组分质量占比越大, 与之对应的应力值越小, 说明增加 B 组分的占比, 能提高硅橡胶的弹性, 改善硅橡胶材料的力学性能。由工程应力与拉伸比之间的关系式建立坐标轴, X 轴为 $1/k$, Y 轴为 $\sigma/2(\lambda - 1/\lambda^2)$, 根据测试数据绘制拟合曲线如图 2(b) 所示。



(a) 不同质量比硅橡胶拉伸比-应力值曲线
(a) Relationship between tensile ratio and stress of silicone rubber with different mass ratios



(b) 单轴拉伸试验数据回归曲线
(b) Regression curve of uniaxial tensile test data

图 2 拉伸比与应力关系图

Fig. 2 Relationship between tensile ratio and stress

由拟合曲线计算得到不同质量比下的斜率 C_{10} 和截距 C_{01} , 数据如表 1 所示。

表 1 不同质量比对应 C_{10} 、 C_{01}

Table 1 C_{10} and C_{01} corresponding to different mass ratios

配比	C_{10}	C_{01}
6: 1	0.184 19	-0.129 67
8: 1	0.289 05	-0.140 36
10: 1	0.421 35	-0.151 27

1.3 硅橡胶力学模型仿真分析

根据单轴拉伸测试得到的数据,运用有限元分析软件建立硅橡胶材料的两参数 Mooney-Rivlin 仿真力学模型。为分析硅橡胶材料厚度 H 与质量比 M 对压力灵敏度的影响,分别进行了厚度 150、250 和 350 μm , A、B 组分质量比 6:1、8:1 和 10:1 时的形变仿真。硅橡胶的外径 D 为 180 μm ,与石英毛细管的内径一致。图 3 给出了质量比 10:1 时不同厚度硅橡胶的应变仿真图。

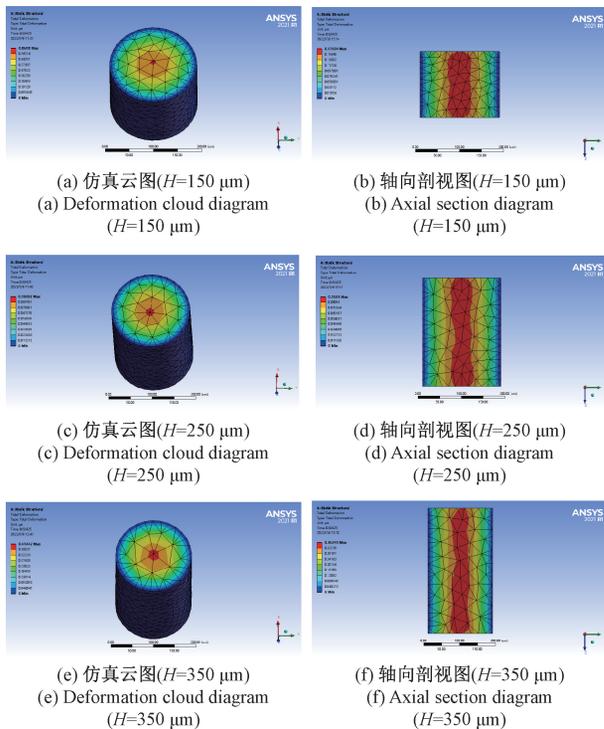


图 3 硅橡胶材料力学仿真模型图 ($M=10:1$, $D=180 \mu\text{m}$)

Fig. 3 Mechanical simulation model diagram of silicone rubber material ($M=10:1$, $D=180 \mu\text{m}$)

改变质量比和材料厚度,得到 0~50 kPa 范围内压力与硅橡胶形变量关系如图 4 所示。据图 4 可知,硅橡胶质量比与厚度都对传感器的压力灵敏度产生了较大影响。以厚度 350 μm 的硅橡胶材料为例,质量比越小,材

料的变形范围越大。当质量比 6:1 保持不变时,随着材料厚度增加,0~50 kPa 压力下的变形范围随之缩减。上述分析表明,降低质量比和减小材料厚度能有效提高传感器的压力灵敏度。

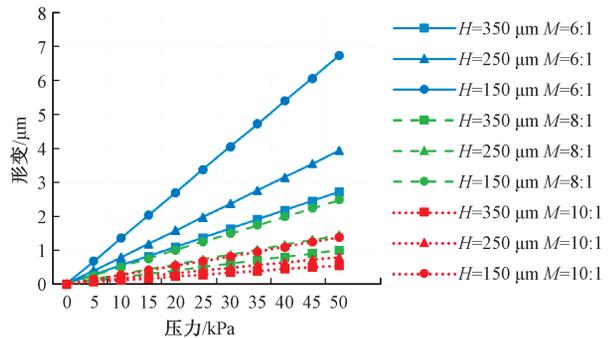


图 4 不同厚度和质量比硅橡胶的受压形变仿真结果
Fig. 4 Simulation results of compression deformation of silicone rubber with different thicknesses and mass ratios

在实际制作过程中,随着质量比降低,B 组分中过量的固化催化剂将加速硅橡胶材料的固化过程,使硅橡胶胶体无法被吸入石英毛细管中,大幅减少传感器制作过程中的可操作时间,增加工艺制作复杂性。此外,过薄的硅橡胶材料在石英毛细管内产生滑移,降低了传感器的可靠性。综合力学仿真模型理论数据与实际情况,为了保证较高的压力灵敏度与可靠性,并尽可能降低传感器工艺制作难度,选择质量比 8:1,硅橡胶材料厚度 250 μm 为优化参数。

2 硅橡胶压力传感器制作工艺

2.1 胶体制备步骤

硅橡胶在不使用时分为 A、B 组分分别保存,使用时将两组分充分混合,得到液态的硅橡胶胶体,胶体将在一段时间内逐渐固化,形成固态的硅橡胶。在制作硅橡胶材料前,需要先完成胶体的混合与制备,具体制作步骤如图 5 所示。

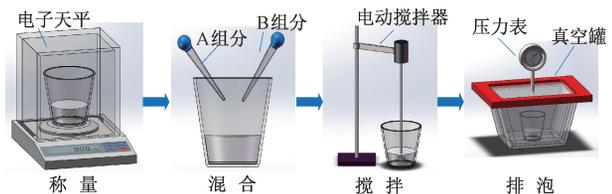


图 5 硅橡胶胶体制备流程

Fig. 5 Preparation process of silicone rubber colloid

1) 用电子天平按 8:1 称量硅橡胶 A、B 组分的质量,倒入杯中混合。

2) 用电动搅拌器将混合的 A、B 组分搅拌均匀。

3) 将混合均匀的液态硅橡胶放入真空排泡装置中进行排泡处理,排泡时长大约为 1 min。

4) 完成排泡,硅橡胶胶体制作完毕。

2.2 传感器制作

液态硅橡胶对于石英毛细管属于浸润液体,可利用毛细作用进行硅橡胶感压结构的制作。当把毛细管浸入至硅橡胶胶体溶液中,由于表面张力的影响,硅橡胶胶体被吸入石英毛细管内,固化形成硅橡胶材料。具体制作步骤如图 6 所示。

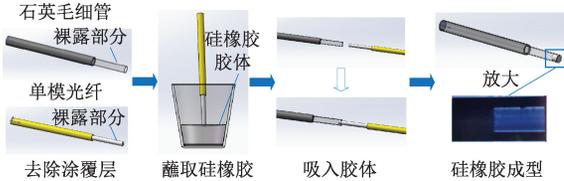


图 6 传感器制作流程

Fig. 6 The proposed sensor manufacturing process

1) 准备单模光纤和内径为 $180\ \mu\text{m}$ 的石英毛细管,分别去除石英毛细管和单模光纤端头的涂覆层,用光纤切割刀将两者的端面切平,完成准备工作。

2) 将石英毛细管去除涂覆层的一端放置在光纤熔接机一侧固定,操作光纤熔接机的步进位移机调整石英毛细管位置,使端面位于光纤熔接机屏幕中央。

3) 用光纤已去除涂覆层一端蘸取制备好的硅橡胶胶体,放置在光纤熔接机的另一侧固定。

4) 操作步进位移机,对准光纤端头与石英毛细管端头。

5) 向石英毛细管方向持续推进,使光纤端头接触毛细管,硅橡胶胶体吸入石英毛细管内。通过控制光纤端头的推进量,调整吸入的硅橡胶胶体量,控制硅橡胶材料的厚度,分别为 150 、 250 和 $350\ \mu\text{m}$ 。达到预定厚度后,操作位移机使光纤端头向后退出石英毛细管。

6) 取出含有硅橡胶的石英毛细管,放入干燥柜中静置,等待硅橡胶完全固化,完成硅橡胶材料制作。

为保障传感器应用的可靠性,需要对法珀腔进行密封,主要为石英毛细管与单模光纤间的密封。密封时采用含丙烯酸酯的 Loctite 瞬干胶,瞬干胶具有一定粘度,能密封腔体,固定石英毛细管与光纤的相对位置。具体密封步骤如图 7 所示,后端密封后得到的传感器实物如图 8 所示。

1) 将球形端面光纤穿入含有硅橡胶膜片的石英毛细管,调节腔长,使光谱呈现出质量较好的对比信号。

2) 用已去除涂覆层的光纤蘸取瞬干胶,轻点石英毛细管末端,瞬干胶受毛细作用,进入石英毛细管与光纤间的间隙,实现密封。

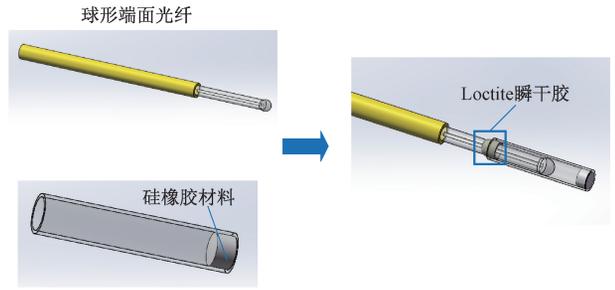


图 7 传感器后端密封示意图

Fig. 7 Diagram of sensor seal at the end of the capillary

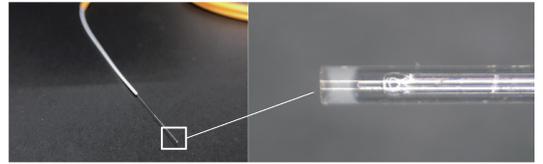


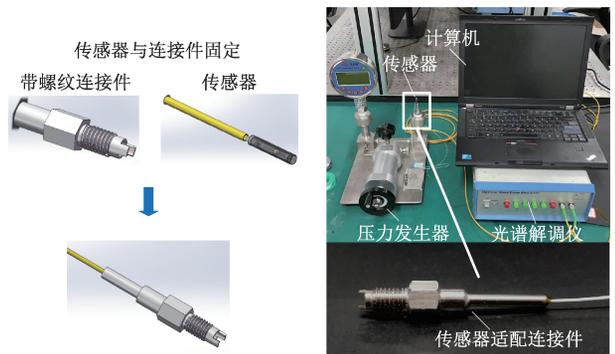
图 8 硅橡胶光纤法珀压力传感器实物图

Fig. 8 Physical diagram of pressure sensor sample

3) 静置传感器,等待瞬干胶固化,当石英毛细管末端的瞬干胶从透明液态变为白色固态,则后端密封完成。

3 感压性能测试

为验证传感器感压性能,搭建压力实验系统,对硅橡胶材料传感器的压力响应进行测试。使用合适的带螺纹连接件和细钢管连接压力传感器与压力发生器,连接方式如图 9(a) 所示。用紫外加热双固化 UV 胶连接带螺纹连接件和细钢管,固定两者间的相对位置,将传感器端头部分通过细钢管内孔穿入连接件中,用双组分环氧胶密封钢管尾部,使传感器与连接件位置固定,最后得到传感器适配连接件。



(a) 传感器与连接件固定图
(a) Fixation of sensor and fastenings

(b) 压力测试实验系统实物图
(b) Physical diagram of pressure test experimental system

图 9 传感器压力测试实验系统

Fig. 9 Sensor pressure test experimental system

使用压力发生器 (AILEIKE, ALKC400D) 和自制光谱解调仪进行实验, 压力发生器精度为 10 Pa, 产生的压力范围为 $-100 \sim 100$ kPa (表压)。光谱解调仪的波长分辨率为 20 μm , 波长范围为 1 520~1 560 nm。通过连接件连接压力发生器与压力传感器, 调节压力发生器, 压力从 0 kPa 开始以每次 5 kPa 的变化量加压至 40 kPa, 再从 40 kPa 以每次 5 kPa 的变化量降压至 0 kPa, 重复 3 次, 记录每次升降压的数据。搭建好的压力测试实验系统如图 9(b) 所示。

对硅橡胶材料厚度为 150、250 和 350 μm 的传感器分别进行上述压力实验, 解调得到不同压力下的腔长数据, 绘制出升压和降压时的压力-腔长曲线图如图 10 所示。

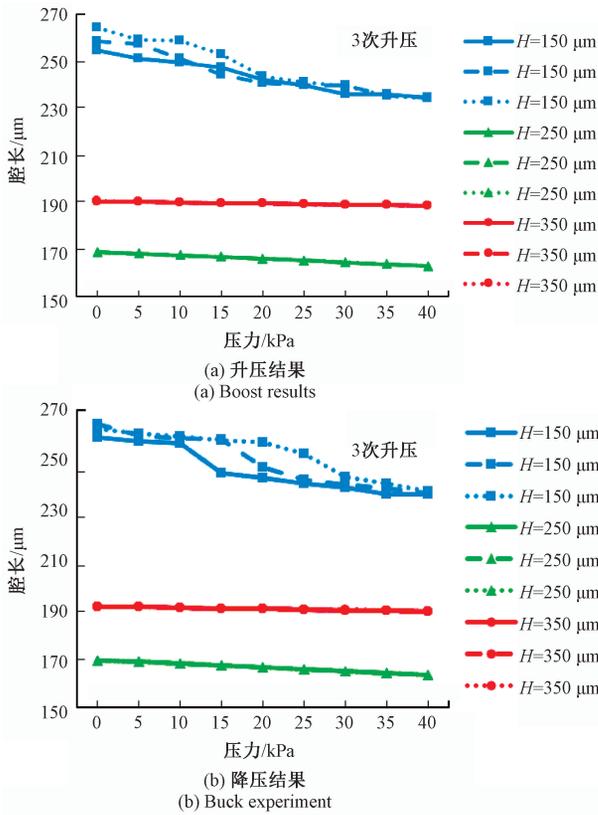


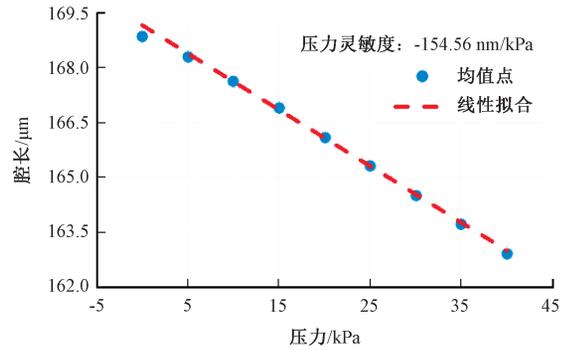
图 10 压力实验解调结果

Fig. 10 The results of pressure test

硅橡胶材料厚度为 150 μm 时, 腔长在 0~40 kPa 内的变化范围最大, 说明该传感器的压力灵敏度最大。但与之对应的压力-腔长曲线线性度低, 重复性差, 这是因为硅橡胶材料受到压力作用, 与石英毛细管间产生相对滑移, 大幅降低了传感器的可靠性。

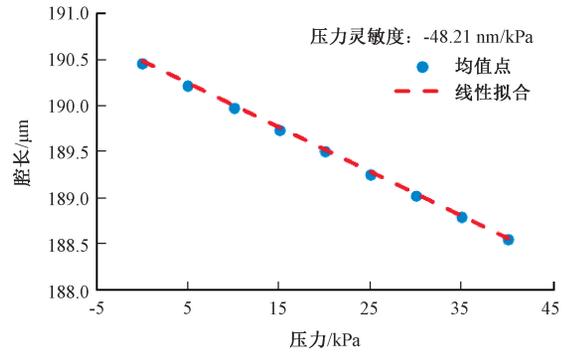
硅橡胶材料厚度为 250 或 350 μm 时, 传感器的压力灵敏度有所下降, 但对应的压力-腔长曲线线性度高, 重复性良好。通过改变硅橡胶材料厚度, 传感器的可靠性

得到有效提高。为了分析传感器的压力响应特性, 对比不同材料厚度下的压力灵敏度, 对两传感器的升降压实验数据分别进行线性拟合, 得到拟合曲线如图 11 所示。



(a) $H=250 \mu\text{m}$ 的实验结果线性拟合

(a) A linear fitting of experimental results ($H=250 \mu\text{m}$)



(b) $H=350 \mu\text{m}$ 的实验结果线性拟合

(b) A linear fitting of experimental results ($H=350 \mu\text{m}$)

图 11 3 次升降压实验结果线性拟合

Fig. 11 A linear fitting of experimental results for the three step-up and step-down tests

据图 11 可知, 硅橡胶材料厚度为 250 μm 的传感器压力灵敏度为 -154.56 nm/kPa , 远高于 350 μm 时的传感器。说明通过减小材料厚度的方式, 可有效提高压力传感器的灵敏度。

对 250 μm 厚度时传感器的升降压实验数据进行处理, 得到不同压力作用下的干涉光谱如图 12 所示, 法珀腔的腔长随着压力的变化而变化, 传感器的干涉信号始终保持着较高的对比度, 干涉信号质量良好, 解调精度高。

综上所述, 硅橡胶材料厚度在 150 μm 时的压力灵敏度最高, 增加厚度, 则压力灵敏度逐渐降低。但厚度 150 μm 的硅橡胶材料将与传感器毛细管内壁产生相对滑移, 传感器可靠性低, 不利于精确测量。250 μm 厚度的传感器能同时保证较高的压力灵敏度和可靠性, 更符合实际测量要求, 测量效果最佳, 可以认为厚度 250 μm 的硅橡胶材料性能最好。该结论与力学仿真实验结论一致。

为验证力学仿真计算与感压性能测试数据的吻合性, 对仿真与压力实验结果进行对比分析。根据压力实

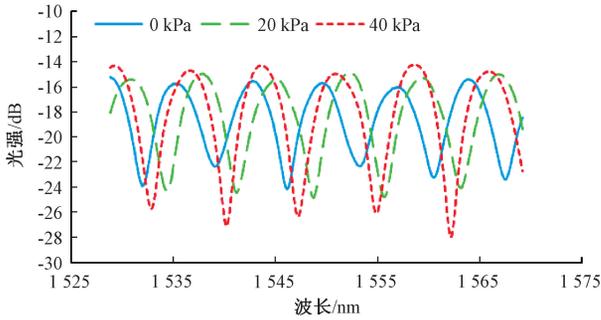


图 12 不同压力下传感器的光谱信号

Fig. 12 Spectral signals of sensors at different pressures

验中的腔长数据计算出腔长变化值 ΔL , 除以力学仿真数据中的硅橡胶材料形变量 ΔH , 得到不同材料厚度下两者的倍数关系如图 13 所示。

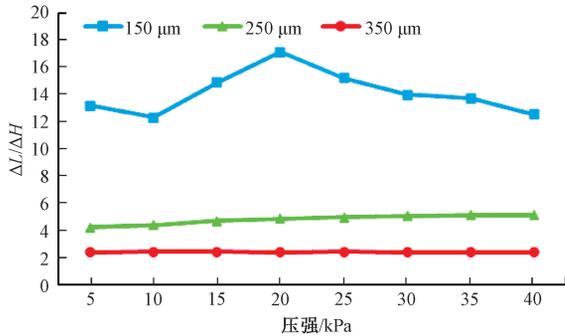


图 13 不同硅橡胶厚度的仿真与实验结果对比

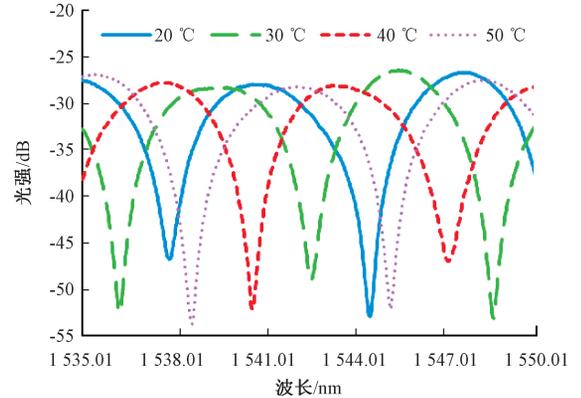
Fig. 13 Comparison of simulation and experimental results for different silicone rubber thicknesses

由图 13 可知,在 0~40 kPa 范围内,压力实验中材料厚度 250 和 350 μm 传感器的腔长变化量始终与材料形变量成稳定倍数关系,即实际测量结果与力学分析吻合性较好。而对于材料厚度 150 μm 的传感器,由于管内滑移问题,不仅仿真和实验的差异性最大,且体现出极不稳定的测试结果,这与前文的现象一致。仿真材料厚度变化 ΔH 和实验腔长变化 ΔL 并非一致,可能由于理论和实验中材料属性参数难以完全匹配导致。例如在进行硅橡胶材料力学参数测试时,样件尺寸为数十毫米量级,而在传感器中硅橡胶材料的直径仅 180 μm ,厚度 150~350 μm 。材料属性的差异,以及微尺度下仿真与实际器件的尺寸差异,可能是导致仿真结果与实验结果产生偏差的主要原因。

4 温度影响测试

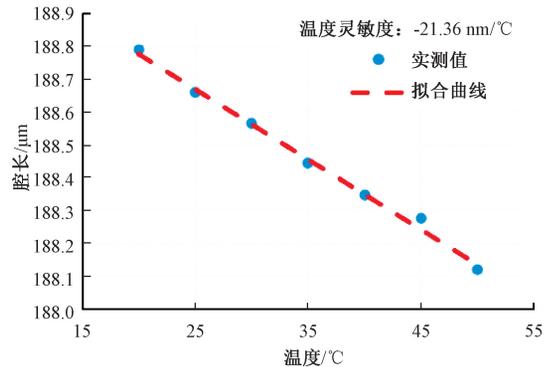
为探究温度变化对传感器压力灵敏度的影响,设计温度实验,分析传感器的温度交叉敏感特性。将传感器

固定在水深 3 cm 处,采用高精度热电偶 (0.1 $^{\circ}\text{C}$) 测量水域实时温度,利用水浴装置控制水域温度。水温设置在 20 $^{\circ}\text{C}$ ~50 $^{\circ}\text{C}$,每 5 $^{\circ}\text{C}$ 设置一个测量点,测试范围可完全覆盖体内介入式测压环境的温度量程。测得的光谱通过传感器连接的光谱仪进行记录,利用计算机进行光谱解调与数据分析,得到实验结果如图 14 所示。



(a) 不同温度下传感器的光谱信号

(a) Spectral signals of sensors at different temperatures



(b) 温度实验光谱解调结果

(b) Spectrum demodulation results of temperature tests

图 14 温度实验解调结果

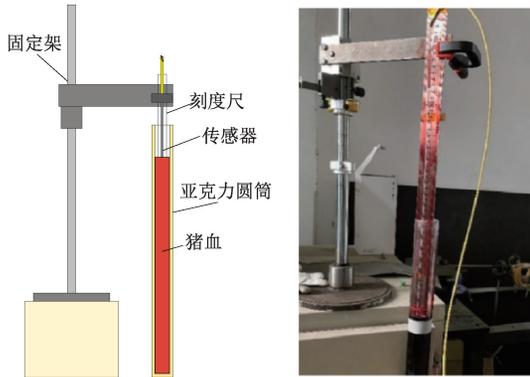
Fig. 14 The results of temperature tests

由图 14 可知,温度变化将对腔长产生影响,相同压强下,温度升高,腔长变短。这种变化由硅橡胶材料受温度影响后产生的热膨胀引起,腔长与温度变化呈线性关系。对不同温度下的腔长值进行线性拟合,得到传感器的温度灵敏度为 $-21.36 \text{ nm}/^{\circ}\text{C}$, 在 0~40 kPa 范围内,对应温度引起的压力测量相对误差约为 0.36%。考虑到人体温度环境通常在 36 $^{\circ}\text{C}$ ~40 $^{\circ}\text{C}$,远小于本实验的温度范围,温度对压力测量的影响可忽略。

5 体外血压测试

传感器的实际测量环境是人体内器官组织,血液及其他体液的组成成分及酸碱性等与体外的水、气体存在较大区别,为检验硅橡胶材料厚度 250 μm 的压力传感器

能否在人体内复杂液体环境下完成压力测量,设计体外生物实验如图 15 所示,测试其环境适应性。



(a) 体外压力测试实验系统示意图 (a) Diagram of experimental system for external pressure test
(b) 体外压力测试实验系统实物图 (b) Physical diagram of experimental system for external pressure test

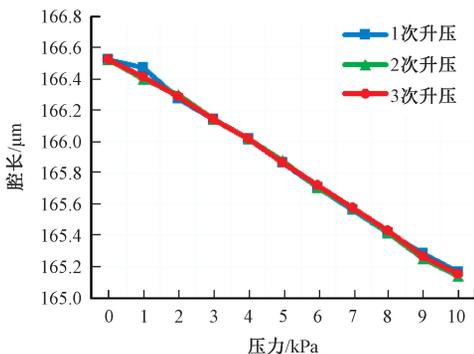
图 15 体外压力测试实验系统

Fig. 15 Experimental system for external pressure

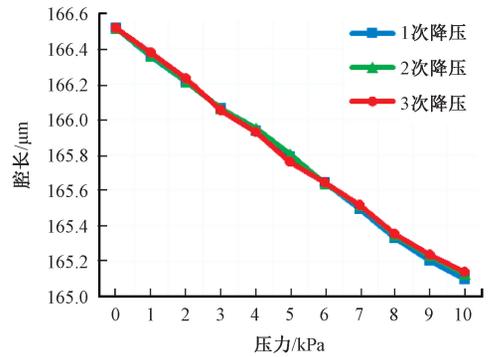
采用猪血模拟人体内血液环境,将 1 500 g 新鲜猪血倒入长管中,搭建出压力发生装置如图 15(b) 所示,通过控制浸入深度,模拟改变传感器受到的压力大小。压力从 0 kPa 开始以每次 1 kPa 的变化量升至 10 kPa,再从 10 kPa 以每次 1 kPa 的变化量降压至 0 kPa,每变化 1 kPa,传感器的浸入深度对应变化 10 cm,令传感器的浸入深度变化重复 3 次,记录每次升降压的数据。

对硅橡胶材料厚度为 250 μm 的传感器进行上述压力实验,解调得到不同压力下的腔长数据,绘制出升压和降压时的压力-腔长折线图如图 16 所示。

由图 16 可知,3 次升压、降压得到的曲线几乎重合,说明传感器在实际应用环境下的重复性良好。为了得到传感器在 250 μm 厚度下的压力灵敏度,验证其是否与压力实验结果一致,对传感器的升降压实验数据分别进行线性拟合,得到拟合曲线如图 17 所示。



(a) 升压结果 (a) Boost results



(b) 降压结果 (b) Buck results

图 16 体外压力实验解调结果

Fig. 16 The results of external pressure tests

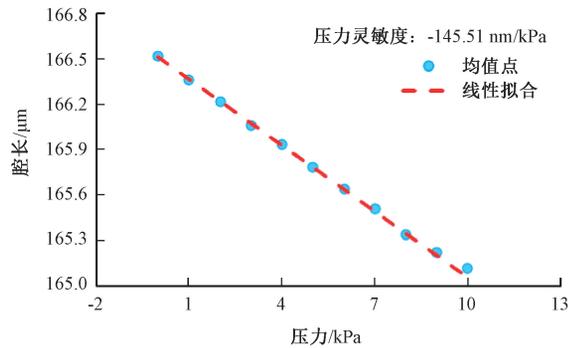


图 17 体外压力实验结果线性拟合

Fig. 17 A linear fitting of experimental results for the external pressure tests

据图 17 可知,硅橡胶材料厚度为 250 μm 的传感器压力灵敏度为 -145.51 nm/kPa ,说明该传感器在猪血模拟的人体内液体环境下能够正常工作,且具有较好的重复性与线性度。

6 结 论

本文提出了一种基于超弹性体材料的微型法珀压力传感器研制方法,通过建立适合超弹性体硅橡胶材料的 Mooney-Rivlin 力学仿真模型,对不同组分、厚度感压材料的受压变形状态进行了理论分析,得到优化的传感器材料配比及结构参数。在此基础上进行了微型法珀压力传感器的研制,并进行其感压性能测试。根据实验结果,在内径 180 μm ,硅橡胶质量比 8:1 的条件下,硅橡胶材料厚度 250 μm 的微型传感器的压力灵敏度与可靠性最好,在 0~40 kPa 压力范围内的压力灵敏度为 154.56 nm/kPa ,远超已报道的同类传感器,且干涉信号对比度良好。实验结果验证了理论研究方法的可行性,可为体内介入式压力传感器的设计提供方法参考。

参考文献

- [1] SWELLENGREBEL H A M, MARIJNEN C A M, VINCENT A, et al. Evaluating long-term attachment of two different endoclips in the human gastrointestinal tract[J]. *World Journal of Gastrointestinal Endoscopy*, 2010, 2(10): 344-348.
- [2] PEREZCAMPOS MAYORAL C, GUTIÉRREZ GUTIÉRREZ J, CANO PÉREZ J L, et al. Fiber optic sensors for vital signs monitoring. A review of its practicality in the health field[J]. *Biosensors*, 2021, 11(2): 58.
- [3] ARKWRIGHT J W, BLENMAN N G, UNDERHILL I D, et al. In-vivo demonstration of a high resolution optical fiber manometry catheter for diagnosis of gastrointestinal motility disorders[J]. *Optics Express*, 2009, 17(6): 4500-4508.
- [4] CORREIA R, JAMES S, LEE S W, et al. Biomedical application of optical fibre sensors[J]. *Journal of Optics*, 2018, 20(7): 073003.
- [5] 姜昌兴, 宋超鑫, 雷小华, 等. 基于一体化探针的航空发动机内流多方向压力测量技术研究[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(10): 9-19.
- JIANG CH X, SONG CH X, LEI X H, et al. Study on the multi-direction pressure measurement technology of aero engine internal flow based on an integrated probe[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(10): 9-19.
- [6] POEGGEL S, TOSI D, DURAIBABU D B, et al. Optical fibre pressure sensors in medical applications[J]. *Sensors*, 2015, 15(7): 17115-17148.
- [7] GANDHI M S A, CHU S, SENTHILNATHAN K, et al. Recent advances in plasmonic sensor-based fiber optic probes for biological applications[J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(5): 949.
- [8] KIM J T, IN-GYOO K. Flexible and wearable pressure sensor for biomedical applications [J]. *The Journal of Korean Institute of Communications and Information Sciences*, 2018, 43(10): 1694-1702.
- [9] SONG P, MA Z, MA J, et al. Recent progress of miniature MEMS pressure sensors [J]. *Micromachines*, 2020, 11(1): 56.
- [10] LIU S, WANG Y, LIAO C, et al. Nano silica diaphragm in-fiber cavity for gas pressure measurement [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7(1): 1-9.
- [11] GUO X, ZHOU J, DU C, et al. Highly sensitive miniature all-silica fiber tip Fabry-Pérot pressure sensor[J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2019, 31(9): 689-692.
- [12] DAMASCENO C A, LEAL A L, SOARES G F, et al. Low cost volume sensors for mechanical ventilators[J]. *IEEE Latin America Transactions*, 2021, 19(6): 1083-1089.
- [13] HUANG B, WANG Y, MAO C. Temperature-independent gas pressure sensor with high birefringence photonic crystal fiber-based reflective Lyot filter [J]. *Sensors*, 2019, 19(23): 5312.
- [14] FAROOQ M, IQBAL T, VAZQUEZ P, et al. Thin-film flexible wireless pressure sensor for continuous pressure monitoring in medical applications[J]. *Sensors*, 2020, 20(22): 6653.
- [15] LUO C, LIU X, LIU J, et al. An optimized PDMS thin film immersed Fabry-Perot fiber optic pressure sensor for sensitivity enhancement [J]. *Coatings*, 2019, 9(5): 290.
- [16] WU J, YAO M, XIONG F, et al. Optical fiber-tip Fabry-Perot interferometric pressure sensor based on an in situ μ -printed air cavity [J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2018, 36(17): 3618-3623.
- [17] CHENG X, DASH J N, GUNAWARDENA D S, et al. Silicone rubber based highly sensitive fiber-optic Fabry-Perot interferometric gas pressure sensor [J]. *Sensors*, 2020, 20(17): 4927.
- [18] 宋超鑫, 雷小华, 谢磊, 等. 球形端面光纤与黑体光源耦合效率分析 [J]. *光子学报*, 2020, 49(9): 92-98.
- SONG CH X, LEI X H, XIE L, et al. Coupling efficiency of light intensity from blackbody cavity into spherical optical fiber [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2020, 49(9): 92-98.
- [19] RIVLIN R S, SAUNDERS D W. Large elastic deformations of isotropic materials VII. Experiments on the deformation of rubber [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series A*,

Mathematical and Physical Sciences, 1951, 243 (865): 251-288.

- [20] 周玉丰, 芦艾, 刘艳伟, 等. 硅橡胶弹性行为的研究进展[J]. 高分子通报, 2013 (8):29-35.
ZHOU Y F, LU AI, LIU Y W, et al. Research progress of silicone rubber elastic behavior[J]. Polymer Bulletin, 2013 (8):29-35.
- [21] 王伟, 邓涛, 赵树高. 橡胶 Mooney-Rivlin 模型中材料常数的确定[J]. 特种橡胶制品, 2004 (4):8-10.
WANG W, DENG T, ZHAO SH G. Determination for material constants of rubber Mooney-Rivlin model [J]. Special Purpose Rubber Products, 2004 (4):8-10.
- [22] 来国桥, 鄢继荣, 罗蒙贤, 等. 传感器用双组分加成型硅凝胶的研究[J]. 有机硅材料, 2003 (4):1-5, 47.
LAI G Q, WU J R, LUO M X, et al. Study on two components additional silicone gel used in sensor [J]. Silicone Material, 2003 (4):1-5,47.

作者简介



向柳静, 现为重庆大学光电工程学院本科生, 主要研究方向为光纤传感技术。

E-mail: 923499538@qq.com

Xiang Liujing is an undergraduate in the College of Optoelectronic Engineering at Chongqing University. Her main research interest is optical fiber sensing technology.



刘显明(通信作者), 2005 年于山东大学获学士学位, 2010 年于中国科学院光电技术研究所获博士学位, 现为重庆大学副教授、博士生导师, 主要研究方向为传感与测试技术。

E-mail: xianming65@163.com

Liu Xianming (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Shandong University in 2005 and received his Ph. D. degree from Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences in 2010. He is currently an associate professor and a Ph. D. advisor at Chongqing University. His main research interest is sensing and testing technology.