

## 非侵入式无线无源MEMS眼压传感器

王军波\* 何超超 陈德勇 陈健 魏秋旭

(中国科学院电子学研究所传感技术国家重点实验室 北京 100190)

(中国科学院大学 北京 100049)

**摘要:** 连续监测眼压对于辅助诊断与治疗青光眼疾病具有重要作用, 现有的眼压传感器存在相对灵敏度较低、中心谐振频率较高、制作工艺难度大等问题。为了解决上述问题, 该文提出一种基于MEMS的非侵入式无线无源型眼压传感器。该传感器为5层堆叠结构, 采用Parylene作为柔性衬底层、铜作为电极层、PDMS作为介电层, 其中电极层和介电层构成两个电感和两个电容, 形成C-L-C-L串联谐振电路。通过MEMS平面工艺和热塑形方法制作成能够与眼球紧密贴合的曲面形状, 这种设计方案能有效地解决传感器的制作工艺难度大等问题。实验结果表明: 该眼压传感器的中心谐振频率降低到了40 MHz, 相对灵敏度达到1028.57 ppm/kPa, 能够分辨出最小50 Pa (0.375 mmHg)的眼压值变化, 为实现长期、连续性地监测眼压提供了技术支持。

**关键词:** MEMS; 眼压传感器; 无线无源; Parylene; 聚二甲基硅氧烷

中图分类号: TP212

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2018)11-2787-08

DOI: 10.11999/JEIT180045

## Non-invasive Wireless and Passive MEMS Intraocular Pressure Sensor

WANG Junbo HE Chaochao CHEN Deyong CHEN Jian WEI Qiuxu

(State Key Laboratory of Transducer Technology, Institute of Electronics,  
Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

**Abstract:** Continuous monitoring of IntraOcular Pressure (IOP) plays an important role in the diagnosis and treatment of the glaucoma. Existing IOP sensors have some problems, such as low sensitivities, high central resonant frequencies and difficult fabrication. In order to solve the aforementioned problems, this paper presents a wireless, passive and non-invasive IOP sensor based on MEMS technology. The sensor contains five stacked layers, where Parylene, copper and PDMS are adopted as the functional materials within two flexible substrate layers, two electrode layers, and a dielectric layer, respectively. The electrode layers and the dielectric layer consist of two inductors and two capacitors to form a resonant circuit in C-L-C-L series. In the term of fabrication, a MEMS planar process followed by thermally shaping is proposed to fit curved surfaces of the eyeballs, and then this design scheme can effectively solve such issues as the difficulty in making the sensor and so on. Experimental results show that the central resonant frequency is decreased to 40 MHz, relative sensitivity is quantified as 1028.57 ppm/kPa, and resolution reached up to 50 Pa (0.375 mmHg). This study can be used for long-term, continuous monitoring of IOP.

**Key words:** MEMS; IntraOcular Pressure (IOP) sensor; Wireless and passive; Parylene; PolyDiMethylSiloxane (PDMS)

### 1 引言

青光眼是由于眼压(IntraOcular Pressure, IOP)

过高, 眼球长期压迫周围的视神经等组织而引起的疾病, 如果不及时治疗将可能导致失明<sup>[1]</sup>。眼压是辅助诊断和治疗青光眼的重要依据, 因此, 研究监测眼压的传感器及其检测系统具有重要意义<sup>[2-4]</sup>。传统的眼压检测方法<sup>[5,6]</sup>误差较大, 无法长期、连续地监测眼压的变化, 很大程度上依靠医生的操作和经验判断。1967年, Collins<sup>[7]</sup>最早提出了采用植入式无线无源的胶囊形传感器检测眼压的方法, 首次实现了连续监测眼压的功能。随着微机电技术

收稿日期: 2018-01-11; 改回日期: 2018-05-15; 网络出版: 2018-05-30

\*通信作者: 王军波 jbwang@mail.ie.ac.cn

基金项目: 国家自然科学基金(61372054), 北京市自然科学基金(4152056)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (61372054), The Beijing Municipal Natural Science Foundation (4152056)

(Micro-Electro-Mechanical System, MEMS)的发展以及在传感器领域的广泛应用, Chen等人<sup>[8-11]</sup>研究了基于MEMS的植入式无线无源型眼压传感器, 这些传感器传输的眼压信号频率通常达到100 MHz甚至300 MHz以上, 高频的眼压信号增加了检测电路的制作难度, 对于信号频率低的植入式眼压传感器其灵敏度又比较低<sup>[12]</sup>。Lee等人<sup>[13]</sup>采用近红外光波长来检测植入式眼压传感器信号的方法, 其检测距离最大达到了5 cm, 但是这类植入式传感器需要做手术将器件植入到眼球中, 信号受到皮肤等组织的干扰大, 并且还会引起后期并发症等问题。Chow等人<sup>[14]</sup>提出了无线馈源型眼压检测器件, 解决了信号受到干扰等问题, 但是这类器件的设计与制作复杂、费用昂贵、功耗高。文献<sup>[15-18]</sup>提出的非侵入式的无线无源型眼压传感器不用将器件植入到眼球内部, 解决了植入式器件对人体的伤害等问题, 该传感器主要由嵌入到双层隐形眼镜的电容和电感线圈构成, 采用电感耦合进行无线信号传输的方式检测眼压, 但两层电极之间需要做引线键合, 工艺实现难度大, 中心谐振频率仍然较高(大于100 MHz)。

为了解决上述传感器存在的中心谐振频率高、灵敏度低、制作工艺复杂等问题, 本文提出了一种基于MEMS的非侵入式无线无源型眼压传感器。该

传感器为5层堆叠式的曲面结构, 采用聚对二甲苯(Parylene)作为衬底层, 在衬底上电镀铜作为电极层, 旋涂聚二甲基硅氧烷(PolyDiMethylSiloxane, PDMS)作为介电层, 构成两个电感和两个电容, 形成C-L-C-L串联谐振电路。经过理论分析和COMSOL仿真计算得到了传感器最优的结构参数, 通过MEMS平面工艺和热塑形方法制做成能够与眼球紧密贴合的曲面形状的眼压传感器, 并采用标定实验和眼压检测实验装置对该眼压传感器进行了测试验证。

## 2 眼压检测原理

眼压检测系统如图1所示, 图1(a)为系统组成框图, 包含贴合在眼球上的传感器、外部读取线圈、通过信号线与线圈相连的网络分析仪。图1(b)为系统的等效电路原理图, 将传感器等效为RLC串联谐振回路, 其中心谐振频率为

$$f_s = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{L_S C_S} - \frac{R_S^2}{L_S^2}} \cong \frac{1}{2\pi \sqrt{L_S C_S}} \quad (1)$$

式中, 假设 $R^2 \ll \frac{L_S}{C_S}$ 。当传感器受到的压力变化时, 电路中的等效电容就发生变化, 从而改变电路的中心谐振频率的大小<sup>[19]</sup>。

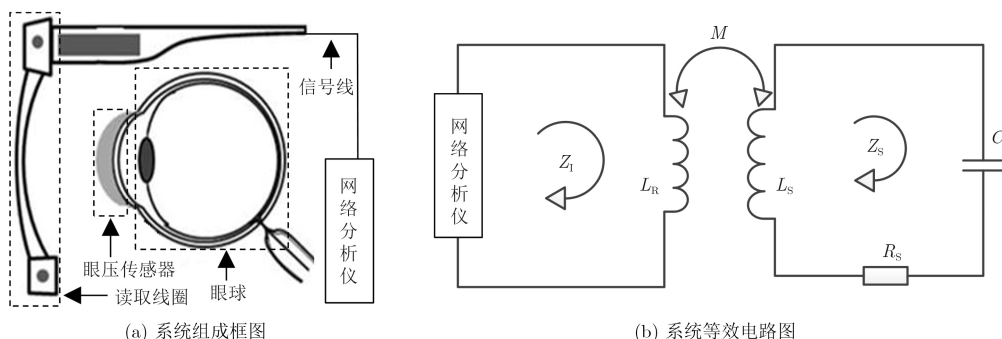


图1 眼压检测系统

读取线圈与传感器端的线圈通过电磁场耦合传输信号<sup>[20]</sup>, 假设信号的频率为 $f$ , 从网络分析仪端分析电路的等效输入阻抗为

$$Z_1 = j2\pi f L_R \left[ 1 + k^2 \frac{(f/f_s)^2}{1 - (f/f_s)^2 + j \cdot f / (Q_S \cdot f_s)} \right] \quad (2)$$

其中 $Q_S = \frac{1}{R_S} \sqrt{\frac{L_S}{C_S}}$ 为传感器端电路的品质因数,  $k = \frac{M}{\sqrt{L_R L_S}}$ 为耦合因数。输入阻抗实部为

$$\text{Re}\{Z_1\} = 2\pi f L_R k^2 Q_S \frac{f/f_s}{1 + Q_S^2 (f/f_s - f_s/f)^2} \quad (3)$$

当阻抗实部取最大值时电路的频率为:

$$f_{\max} = f_s \frac{\sqrt{2} Q_S}{\sqrt{2 Q_S^2 - 1}} \quad (4)$$

传感器的品质因数 $Q_S \gg 1$ 时 $f_{\max} \approx f_s$ , 因此可以通过计算 $f_{\max}$ 来计算 $f_s$ , 综上所述, 该眼压检测系统通过检测等效电路的输入阻抗实部最大值所对应的中心谐振频率来计算出传感器等效电容的大小, 从而推算出眼压值。

## 3 眼压传感器的设计

### 3.1 传感器的基本结构设计

在文献<sup>[15]</sup>中报道的眼压传感器需要对器件做引线键合, 这步工艺制作复杂并且传感器的稳定性

较差。为了避免引线键合的问题和简化制作工艺，本文设计的传感器是由上下两个芯片通过中间介电层在一定条件下键合构成，芯片结构的俯视图如图2所示，通过在衬底层上电镀铜形成电极层，该电极层包含边缘电容极板、中间电感线圈和中央电容极板，边缘电容(1)主要起连接作用替代了文献[14]中的键合引线，中央电容(2)主要起电容敏感作用，(3)为电感线圈。

为了在实际应用中提高眼压传感器的可佩戴性

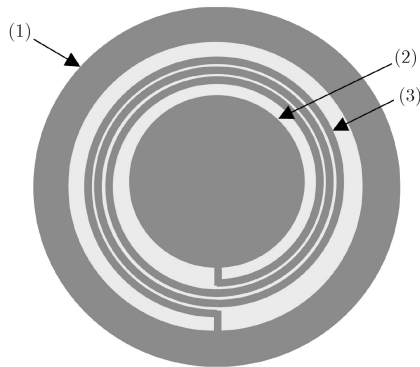
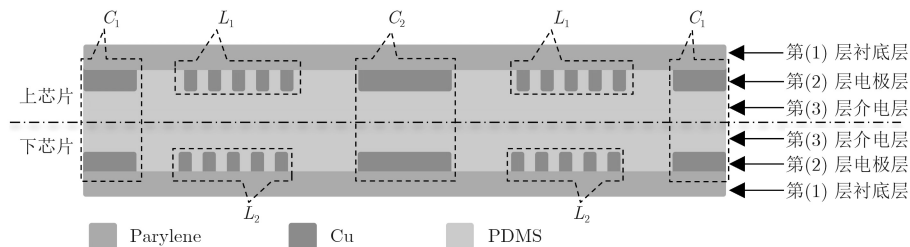


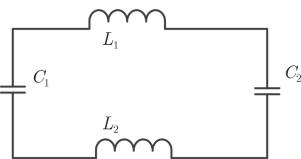
图2 传感器的单面芯片俯视图

和生物兼容性，便于制作成3维曲面以检测更完整的眼压信号<sup>[21]</sup>等，本文选择PDMS和Parylene分别作为传感器的中间介电层和衬底层。其中PDMS介电层是一种粘弹性材料，具有独特的柔性，高介电常数，生物兼容性和稳定性<sup>[22]</sup>。Parylene衬底层是具有优良的化学惰性、生物兼容性和稳定性的有机聚合物材料<sup>[23,24]</sup>。以PDMS和Parylene这两种柔性材料为主要成分的眼压传感器易于实现曲面适型，便于眼压传感器和眼球的紧密贴合，使得传感器检测到的信号变化更加明显，灵敏性得到提高。

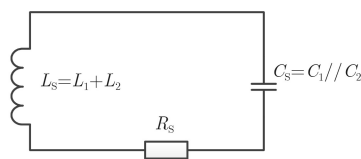
图3(a)为传感器的横截面结构图，上芯片第(1)层为Parylene衬底层，上芯片第(2)层为电镀形成的铜电极层，上芯片第(3)层为PDMS介电层，下芯片为相同的对称结构。这种结构可以等效为C-L-C-L串联电路模型如图3(b)所示，上芯片包含电感线圈 $L_1$ 以及电容 $C_1$ 和电容 $C_2$ 的上极板，下芯片包含电感线圈 $L_2$ 以及电容 $C_1$ 和电容 $C_2$ 的下极板。将回路中的电感之和等效为电感 $L_S$ ，电容之和等效为电容 $C_S$ ，阻抗之和等效为 $R_S$ ，电路模型进一步简化为RLC串联谐振电路，如图3(c)所示。



(a) 传感器的横截面结构图



(b) C-L-C-L电路模型



(c) 简化的RLC电路模型

图3 传感器的横截面及等效电路模型

### 3.2 传感器的结构参数仿真

3.2.1 传感器的中心谐振频率分析 假设传感器上下芯片间距为 $d_0$ ，电容的极板面积为 $S_0$ ，静电场数为 $\epsilon$ ，则等效的总电容为 $C_0 = \frac{\epsilon S_0}{d_0}$ ，相应的中心谐振频率为

$$f_0 \cong \frac{1}{2\pi\sqrt{L_S C_0}} = \frac{\sqrt{d_0}}{2\pi\sqrt{L_S \epsilon S_0}} \quad (5)$$

由式(5)可知增加传感器的电感、电容极板面积或者减小电容极板间的距离可以降低中心谐振频率，从而可以减小信号的检测难度。由于传感器需要贴合在眼球上，总的面积基本确定，电容极板面

积和电感线圈的匝数也同时确定，因此通过减小传感器的上下芯片间距 $d_0$ 的方式来降低中心谐振频率。PDMS的电击穿强度为 $21 \text{ V}/\mu\text{m}$ <sup>[25]</sup>，为了防止敏感电容在使用过程中被击穿，中间介电层的厚度需要比击穿时的最小厚度大，根据眼球的尺寸以及本文已知参数计算出最小厚度为 $20 \mu\text{m}$ 。固定传感器的电感及其他参数不变，理论计算出上下芯片间距分别为 $30 \mu\text{m}$ ， $20 \mu\text{m}$ ，与 $40 \mu\text{m}$ 相比分别降低13.40%和29.29%，通过COMSOL仿真得到的结果分别为13.31%和29.14%，如表1所示，其中理论计算与仿真的结果有细微偏差，是因为在理论计算中

忽略了寄生电容的影响。由上述分析结果可知传感器上下芯片的初始间距越小中心频率越低, 本文取可选择范围内的最小的厚度值 $20\ \mu\text{m}$ 。

表 1 传感器的中心谐振频率相对变化与芯片间距的关系

芯片初始间距 ( $\mu\text{m}$ )	中心频率降低(%)(理论值)	中心频率降低(%)(仿真值)	误差(%)
20	29.29	29.14	0.51
30	13.40	13.31	0.68
40	0	0	0

**3.2.2 传感器的灵敏度分析** 传感器的衬底层Parylene的杨氏模量为 $3.2\ \text{GPa}$ , 中间介电层PDMS的杨氏模量为 $580\ \text{kPa}$ , 前者杨氏模量为后者的数千倍, 因此在传感器受到外界压力时, 主要的形变是上下芯片向内挤压使得PDMS发生变形。假设PDMS杨氏模量为 $E$ , 外加均布载荷 $\sigma$ 时, 芯片间距变化 $\Delta d = \sigma/E$ , 在相同的载荷下, 若减小 $E$ 则间距变化量 $\Delta d$ 增大, 由式(6)可知电容变化增加, 传感器的频率变化增加, 从而增大了传感器的灵敏度(同时也增加了相对灵敏度)。PDMS的杨氏模量可以通过调整预聚物和固化剂的配比、固化温度和时间等参数来改变, 但是这类方法做出的PDMS稳定性较差, 本文采取的方法是将PDMS中间层设计为中空结构, 中空中的空气代替PDMS介电质, 等效地降低了中间层的杨氏模量, 提高传感器的相对灵敏度。

$$\Delta C = \frac{\varepsilon_r S \Delta d}{d \times (d - \Delta d)} \approx \frac{\varepsilon_r S \Delta d}{d^2} \quad (6)$$

根据以上分析, 将传感器的中间层PDMS设计成4种不同的结构, 如图4所示, 中间层分别为全填满型(图4(a))、圆环支撑空腔型(图4(b))、圆柱阵列支撑空腔型(图4(c))、全空腔型(图4(d))。采用COMSOL软件计算传感器在受到外部压力下其相对灵敏度的变化情况, 结果如表2所示, 中间层为全空腔型时传感器的相对灵敏度最大, 达到了中间层为全填满型的40倍以上, 圆环支撑空腔型和圆柱阵列支撑空腔型的相对灵敏度分别为中间层全填满型的4.41倍、16.43倍, 同时计算出PDMS的填充率, 发现相对灵敏度与中间层PDMS填充率的倒数成正相关, 这进一步验证了中间设计为中空结构能够提高传感器的相对灵敏度, 并且空腔的面积越大相对灵敏度就越大。由于全空腔结构的传感器在实际应用的过程中两极板很容易贴合在一起而失效, 因此本文采用的传感器是中间为圆柱阵列支撑的空腔结构。在选择圆柱形支撑的结构中应该使得PDMS的填充率尽可能地小, 同时需要考虑传感器

从平面结构塑形改为曲面结构后, 电容极板在空腔处不会贴合在一起, 根据眼球尺寸参数计算并留出阈值后, 得出圆柱间的距离为 $300\ \mu\text{m}$ 。

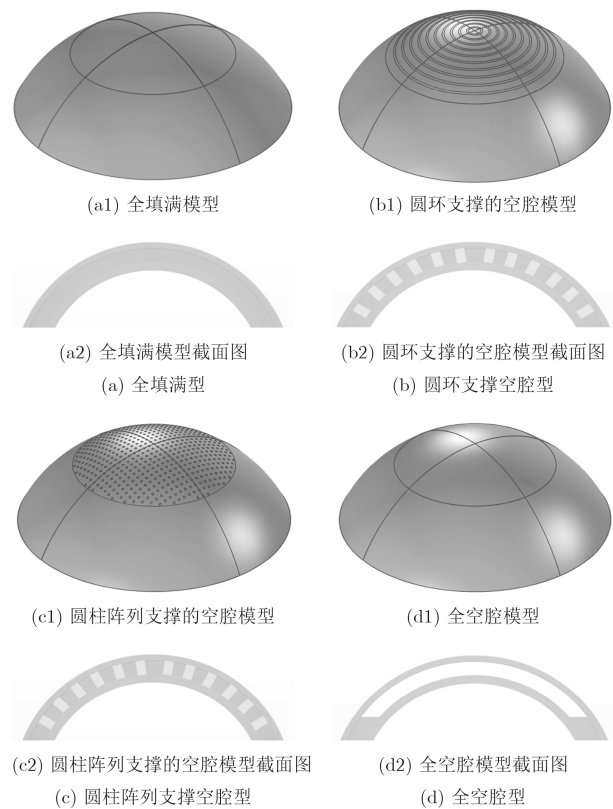


图 4 传感器的中间层为不同结构时的仿真模型

表 2 传感器灵敏度提高与PDMS结构关系

PDMS结构类型	相对灵敏度(ppm)	相对灵敏度倍数	PDMS填充率	填充率倒数
全填满型	70.62	1.00	1.00	1.00
圆环型	311.30	4.41	0.27	3.72
圆柱阵列型	1160.11	16.43	0.09	11.74
全空腔型	3064.18	43.39	NAN	NAN

## 4 传感器的制作

传感器的衬底和中间介电层都是柔性材料, 为了与通常的MEMS工艺兼容尽量减少额外的柔性工艺, 采用玻璃作为加工工艺的基底, 在玻璃基底上沉积Parylene作为衬底层, 先做成平面状的结构, 再从玻璃基底上取下传感器, 最后通过塑形操作将其变为与眼球贴合的曲面状结构。具体的工艺流程图如图5所示。

在Cr/Au种子层刻蚀的这步工艺中, 采用干法的离子束刻蚀(Ion Beam Etching, IBE)代替湿法刻蚀既能够更好地控制刻蚀速率又不会对铜电极有过多的损失, 如图6(a)所示, 采用Cr/Au腐蚀液去掉

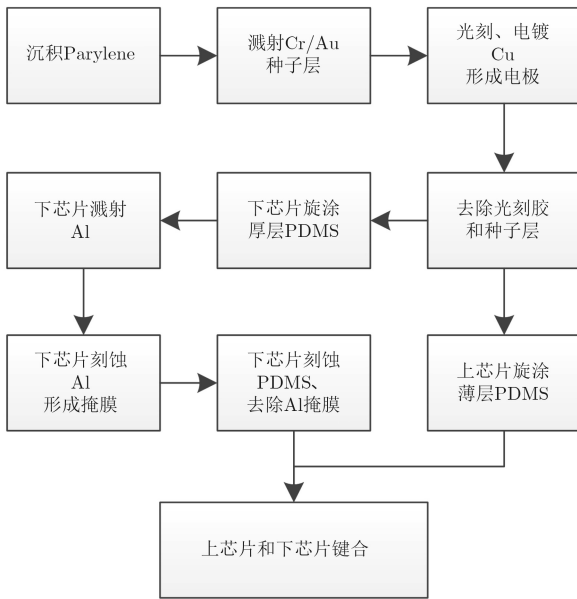
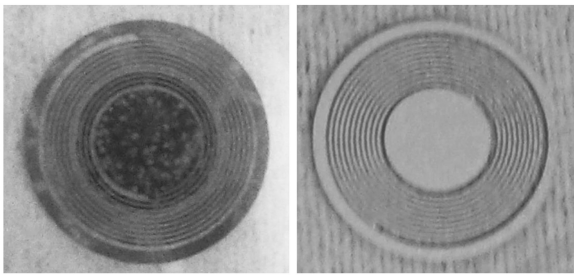
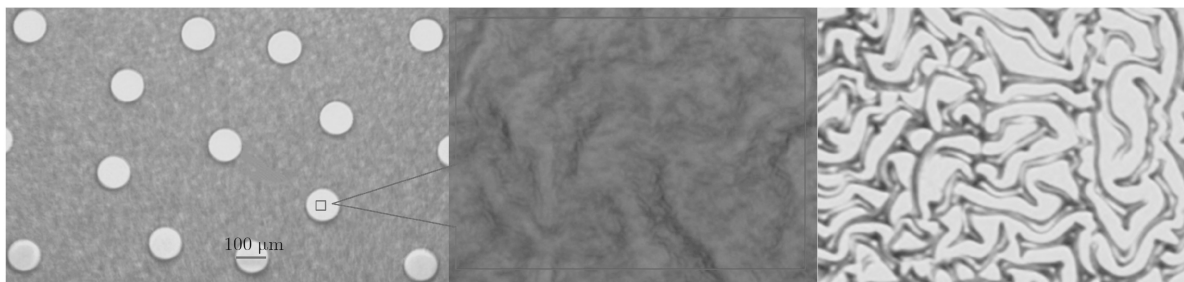


图 5 工艺流程图



(a) 湿法刻蚀后的器件 (b) IBE刻蚀后的器件

图 6 种子层刻蚀工艺效果对比



(a) 样片光刻后的掩膜图形 (b) Al掩膜局部放大图 (c) 光刻胶掩膜局部放大图

图 7 PDMS刻蚀工艺图

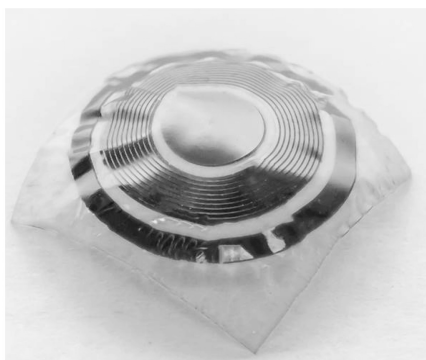


图 8 传感器塑形后实物图

种子层时Cu电极也会被腐蚀减薄，而图6(b)显示干法刻蚀种子层后Cu电极的厚度几乎不变。

传感器的中介电层要制作成圆柱形支撑的空腔结构，在工艺中刻蚀PDMS形成深槽是其中的关键一步。根据PDMS的材料特性选择电感耦合等离子体(Inductively Coupled Plasma, ICP)刻蚀工艺，设计了如图7(a)所示的掩膜图形，当采用铝(Al)作为掩膜材料时，刻蚀PDMS时Al不会受到影响，仅0.1 μm的Al掩膜能刻蚀的深度大于15 μm，图7(b)显示Al掩膜的局部放大图。如果采用光刻胶作为掩膜材料，刻蚀PDMS的同时光刻胶也会按照相同的速率被刻蚀，并且会因为光刻胶散热不均匀引起较大的褶皱，图7(c)为显微镜下观察到光刻胶的褶皱图案。对比发现Al掩膜的表面比光刻胶表面的褶皱要小，因此本文选择Al作为刻蚀PDMS的掩膜材料。

下芯片的PDMS刻蚀完成后去除Al掩膜层，然后与上芯片按照电极图形对准键合，在温度为65℃下加热2 h，此时传感器先做初步测试，接着通过塑形操作变为曲面形状：将传感器放入与猪眼球相同尺寸的模具中，在真空和加热等条件下处理约5 h取出来即为曲面状，如图8所示。在做塑性工艺时要缓慢将芯片放入模具中，并控制好温度和时间，否则会产生较大的褶皱，甚至是传感器的电极断裂而损坏。

### 5 实验测试

本文搭建了测试眼压传感器性能的实验装置，图9为实验装置的示意图，其中图9(a)和图9(b)分别为眼压传感器的标定和检测眼压的实验装置组成图。在传感器的标定实验中，将眼压传感器放置在密闭腔室内，压力控制仪通过气体导管连接密闭腔室并控制其内部的压力，该压力加载到眼压传感器上构成均布载荷，记录传感器在不同的载荷下网络分析仪通过读取线圈检测到的数据，从而标定出传感器中心谐振频率-压力的关系特性曲线。在

眼压检测实验中,将注射器的细针端扎入猪眼球的眼前房,接上适当长的导管,靠近细针段注入一半的水柱,另外一段接上压力控制仪,通过压力控制仪来控制加载到猪眼球上的压力(需要保持

导管两端的液面在相同高度),从而控制眼压的变化。将眼压传感器贴合在猪眼球上,记录在不同的眼压作用下网络分析仪通过读取线圈检测到的数据。

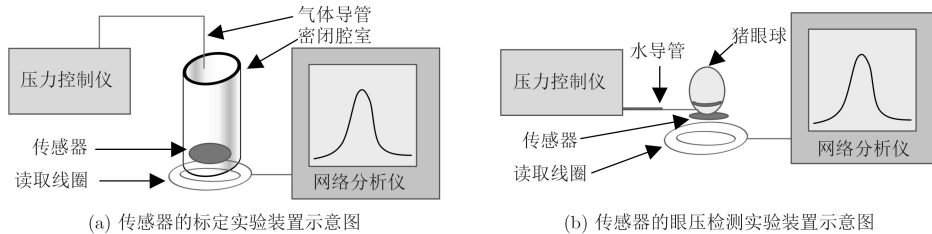


图9 实验装置示意图

### 5.1 传感器的标定实验

根据图9(a)搭建的传感器标定实验装置对传感器进行标定。首先,将压力控制仪接通大气,在未加载压力的情况下测试到传感器的中心谐振频率为40 MHz,表明传感器在常温、常压下的固有谐振频率为40 MHz。然后,将压力控制仪与大气的通路切换到装有氮气的压力罐,逐渐增大加载到密闭腔室的压力,同时记录网络分析仪的数据,当压力增加到20 kPa时传感器的中心谐振频率依然随着压力的增加而变化,说明传感器能够检测的压力敏感值上限达到了20 kPa。减小压力的步进变化量测得传感器的分辨率达到50 Pa(0.375 mmHg)。根据实验数据,在青光眼患者眼压变化范围(0~8 kPa)内绘制出眼压传感器的特性曲线,为了便于数据处理,实际绘制出传感器的中心谐振频率变化量( $\Delta f_s$ )随着压力( $P$ )的变化曲线,如图10所示。图10(a)为传感器的标定实验中,3个测量行程的 $\Delta f_s$ 随着 $P$ 变化的原始测试曲线,图11(b)为传感器的标定实验在多次测量得到的统计数据拟合的 $\Delta f_s - P$ 特性曲线。由拟合曲线可知传感器的平均灵敏度为41.9 kHz/kPa,相对灵敏度为974.42 ppm/kPa,相关系数达到0.9992,即在青光眼患者的眼压检测范围内线性度很好。实际测得传感器的相对灵敏度与表2中仿真结果1160.11 ppm/kPa相比小了16%左右,经过分

析主要原因有两个,一是传感器的中间层实际间距大于20  $\mu\text{m}$ ,根据前面分析可知中间层间距越大相对灵敏度越小;二是在传感器受到外界压力时中间的空腔结构体积减小,根据公式 $pV = nRT$ 可知空腔中的压力增加抵消了外界载荷,这种影响在COMSOL仿真时没有相应的模型替代,因此实际测试的相对灵敏度就比仿真的小。

### 5.2 眼压检测实验

根据图9(b)搭建的眼压检测实验装置测试猪眼球的眼压。首先,在传感器未贴合在猪眼球上时测得中心谐振频率仍然为40 MHz。然后,将眼压传感器贴合在猪眼球上,记录当前眼内压为正常值时的中心谐振频率 $f_{s0}$ ,用接下来测试实验的中心谐振频率减去 $f_{s0}$ 即得到中心谐振频率的变化量 $\Delta f_s$ 。最后,记录在逐渐增加眼内压 $P$ 时网络分析仪上的实验数据,多次测量后绘制出传感器的中心谐振频率变化量( $\Delta f_s$ )随着眼内压( $P$ )的变化曲线,如图10(c)所示。实验结果显示,该传感器实际应用时灵敏度为43.2 kHz/kPa,相关系数为0.9977,相对灵敏度为1028.57 ppm/kPa,与仿真相比小了11.34%,其原因与标定实验结果分析的相同。相对灵敏度比标定实验中的结果要大5.26%,分析主要原因是传感器在塑形为曲面后发生了部分褶皱、中间层间距也会变小,传感器在标定实验受均布载荷的作用与在

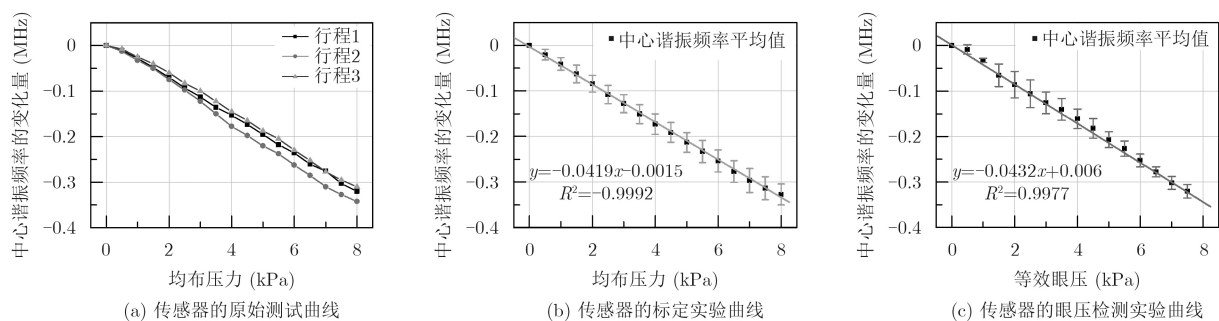


图10 眼压传感器的实验测试曲线

眼压检测实验中受眼压的作用效果有所区别而产生了误差, 这种误差可以在实际检测眼压之前利用标定实验的结果进行校准。

## 6 结束语

本文提出了一种基于MEMS的非侵入式无线无源型眼压传感器, 该传感器设计为5层堆叠式曲面结构, Parylene, Cu和PDMS分别为传感器的衬底层、电极层和介电层, 其中电极层和介电层形成C-L-C-L串联谐振电路, 解决了现有的眼压传感器存在的灵敏度低、中心谐振频率较大、工艺制作复杂等问题。理论分析和COMSOL仿真结果表明: 传感器的中间介电层的厚度越小中心谐振频率越低, 中间介电层为圆柱支撑的空腔结构时灵敏度增加到最大。通过MEMS平面工艺和热塑形方法将传感器制作成能够与眼球很好贴合的曲面形状, 提高了传感器的实用性。此外, 本文研制了传感器的标定和眼压检测实验装置, 实验结果表明该眼压传感器中心谐振频率降低到了40 MHz, 相对灵敏度达到1028.57 ppm/kPa, 在0~8 kPa范围内有很好的线性度, 相关系数大于0.9977, 能够检测到50 Pa (0.375 mmHg)的眼压变化。该传感器实现了长期、连续性地监测眼压, 为青光眼疾病的诊断与治疗提供了可靠的依据。

## 参 考 文 献

- [1] 汪俊, 崔巍. 我国原发性青光眼流行病学研究进展[J]. 国际眼科杂志, 2012, 12(4): 667-670. doi: [10.3969/j.issn.1672-5123.2012.04.20](https://doi.org/10.3969/j.issn.1672-5123.2012.04.20).  
WANG Jun and CUI Wei. Progress in epidemiological studies of primary glaucoma in China[J]. *International Journal of Ophthalmology*, 2012, 12(4): 667-670. doi: [10.3969/j.issn.1672-5123.2012.04.20](https://doi.org/10.3969/j.issn.1672-5123.2012.04.20).
- [2] PUERS R, VANDEVOORDE G, and DE BRUYKER D. Electrodeposited copper inductors for intraocular pressure telemetry[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2000, 10(2): 124-129. doi: [10.1088/0960-1317/10/2/305](https://doi.org/10.1088/0960-1317/10/2/305).
- [3] ITTOOP S M, SOOHOO J R, SEIBOLD L K, *et al.* Systematic review of current devices for 24-h intraocular pressure monitoring[J]. *Advances in Therapy*, 2016, 33(10): 1679-1690. doi: [10.1007/s12325-016-0388-4](https://doi.org/10.1007/s12325-016-0388-4).
- [4] MCMONNIES C W. The importance of and potential for continuous monitoring of intraocular pressure[J]. *Clinical and Experimental Optometry*, 2017, 100(3): 203-207. doi: [10.1111/cxo.12497](https://doi.org/10.1111/cxo.12497).
- [5] KATURI K C, ASRANI S, and RAMASUBRAMANIAN M K. Intraocular pressure monitoring sensors[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2008, 8(1): 12-19. doi: [10.1109/JSEN.2007.912539](https://doi.org/10.1109/JSEN.2007.912539).
- [6] 刘德盟, 吴森, 梅年松, 等. 无线植入式连续眼内压检测微系统发展与展望[J]. 微纳电子技术, 2013, 50(1): 57-63. doi: [10.3969/j.issn.1671-4776.2013.01.011](https://doi.org/10.3969/j.issn.1671-4776.2013.01.011).  
LIU Demeng, WU Miao, MEI Niansong, *et al.* Development and outlook of wireless implantable continuously intraocular pressure detection microsystems[J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2013, 50(1): 57-63. doi: [10.3969/j.issn.1671-4776.2013.01.011](https://doi.org/10.3969/j.issn.1671-4776.2013.01.011).
- [7] COLLINS C C. Miniature passive pressure transducer for implanting in the eye[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1967, BME-14(2): 74-83. doi: [10.1109/TBME.1967.4502474](https://doi.org/10.1109/TBME.1967.4502474).
- [8] CHEN P J, SAATI S, VARMA R, *et al.* Wireless intraocular pressure sensing using microfabricated minimally invasive flexible-coiled LC sensor implant[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2010, 19(4): 721-734. doi: [10.1109/JMEMS.2010.2049825](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2010.2049825).
- [9] XUE N, CHANG S P, and LEE J B. A SU-8-based microfabricated implantable inductively coupled passive RF wireless intraocular pressure sensor[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2012, 21(6): 1338-1346. doi: [10.1109/JMEMS.2012.2206072](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2012.2206072).
- [10] BELLO S A and PASSAGLIA C L. A wireless pressure sensor for continuous monitoring of intraocular pressure in conscious animals[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2017, 45(11): 2592-2604. doi: [10.1007/s10439-017-1896-3](https://doi.org/10.1007/s10439-017-1896-3).
- [11] NAZAROV A, KNYAZER B, LIFSHITZ T, *et al.* Assessment of intraocular pressure sensing using an implanted reflective flexible membrane[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2017, 22(4): 047001. doi: [10.1117/1.JBO.22.4.047001](https://doi.org/10.1117/1.JBO.22.4.047001).
- [12] ROSENGREN L, BACKLUND Y, SJOSTROM T, *et al.* A system for wireless intra-ocular pressure measurements using a silicon micromachined sensor[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 1992, 2(3): 202-204. doi: [10.1088/0960-1317/2/3/021](https://doi.org/10.1088/0960-1317/2/3/021).
- [13] LEE J O, PARK H, DU J, *et al.* A microscale optical implant for continuous in vivo monitoring of intraocular pressure[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2017, 3: 17057. doi: [10.1038/micronano.2017.57](https://doi.org/10.1038/micronano.2017.57).
- [14] CHOW E Y, CHLEBOWSKI A L, and IRAZOQUI P P. A miniature-implantable RF-wireless active glaucoma intraocular pressure monitor[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2010, 4(6): 340-349. doi: [10.1109/TBCAS.2010.2081364](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2010.2081364).
- [15] CHEN G Z, CHAN I S, and LAM D C C. Capacitive contact lens sensor for continuous non-invasive intraocular pressure monitoring[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*,

- 2013, 203(63): 112–118. doi: [10.1016/j.sna.2013.08.029](https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.08.029).
- [16] JANG C I, SHIN K S, KIM M J, *et al.* Effects of inner materials on the sensitivity and phase depth of wireless inductive pressure sensors for monitoring intraocular pressure[J]. *Applied Physics Letters*, 2016, 108(10): 103701. doi: [10.1063/1.4943136](https://doi.org/10.1063/1.4943136).
- [17] KOUHANI M H M, WEBER A, and LI W. Wireless intraocular pressure sensor using stretchable variable inductor[C]. 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), Las Vegas, USA, 2017: 557–560. doi: [10.1109/MEMSYS.2017.7863467](https://doi.org/10.1109/MEMSYS.2017.7863467).
- [18] LIU Lijuan, WANG Junbo, CHEN Deyong, *et al.* Non-invasive wireless and passive mems intraocular pressure sensor based on flexible substrate[J]. *Applied Mechanics and Materials*, 2015, 748: 115–127. doi: [10.4028/www.scientific.net/AMM.748.115](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.748.115).
- [19] NOPPER R, NIEKRAWIETZ R, and REINDL L. Wireless readout of passive LC sensors[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2010, 59(9): 2450–2457. doi: [10.1109/TIM.2009.2032966](https://doi.org/10.1109/TIM.2009.2032966).
- [20] MATEEN F, MAEDLER C, ERRAMILI S, *et al.* Wireless actuation of micromechanical resonators[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2016, 2: 16036. doi: [10.1038/micronano.2016.36](https://doi.org/10.1038/micronano.2016.36).
- [21] XIANG Zhuolin, LIU Jingquan, and LEE Chengkuo. A flexible three-dimensional electrode mesh: an enabling technology for wireless brain-computer interface prostheses[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2016, 2: 16012. doi: [10.1038/micronano.2016.12](https://doi.org/10.1038/micronano.2016.12).
- [22] JELLALI R, BERTRAND V, ALEXANDRE M, *et al.* Photoreversibility and biocompatibility of polydimethylsiloxane-coumarin as adjustable intraocular lens material[J]. *Macromolecular Bioscience*, 2017, 17(7): 1600495. doi: [10.1002/mabi.201600495](https://doi.org/10.1002/mabi.201600495).
- [23] BALDWIN A and MENG E. A kirigami-based Parylene C stretch sensor[C]. 2017 IEEE 30th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), Las Vegas, USA, 2017: 227–230. doi: [10.1109/MEMSYS.2017.7863382](https://doi.org/10.1109/MEMSYS.2017.7863382).
- [24] HUANG Xian, LIU Yuhao, KONG Gilwoo, *et al.* Epidermal radio frequency electronics for wireless power transfer[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2016, 2: 16052. doi: [10.1038/micronano.2016.52](https://doi.org/10.1038/micronano.2016.52).
- [25] MCDONALD J C, METALLO S J, and WHITESIDES G M. Fabrication of a configurable, single-use microfluidic device[J]. *Analytical Chemistry*, 2001, 73(23): 5645–5650. doi: [10.1021/ac010631r](https://doi.org/10.1021/ac010631r).
- 王军波: 男, 1973年生, 博士, 研究员, 研究方向为传感器技术、MEMS技术与封装。
- 何超超: 男, 1993年生, 硕士生, 研究方向为无线无源压力传感器及检测系统。
- 陈德勇: 男, 1967年生, 博士, 研究员, 研究方向为MEMS微传感器与微系统。
- 陈健: 男, 1982年生, 博士, 副研究员, 研究方向为生物传感技术。
- 魏秋旭: 男, 1991年生, 博士生, 研究方向为无线无源压力传感器及检测系统。