Structural Design of Wireless Flexible Pressure Sensor Based on Double-Layer Planar Spiral Inductor

FAN Tingbo*, MIAO Jia
(Jiangsu Institute of Medical Device Testing, Nanjing Jiangsu 210037, China)

Abstract: State-of-the-art flexible sensors have been widely studied in electronic skin, intelligent textile, flexible robot, etc. Most sensors need to be connected to rigid acquisition circuits, which limits the flexibility, comfort and lightness of the devices. A flexible wireless passive pressure sensor based on double-layer planar spiral inductors is reported. The sensor composes of three flexible layers, i.e., double-layer planar spiral inductor (antenna layer), ferrite film with high permeability and elastic fabric layer. Specially, the double-layer planar spiral inductor layer consists of two planar coils with opposite rotation directions, forming an inductance-capacitance (LC) resonator with large inductance and capacitance. The pressure-dependent resonant frequency of the sensor is wirelessly detected through an electromagnetically coupled charging coil/receiver. By investigating the structural design of four kinds of double-layer spiral inductor antennas, the sensor achieves the sensitivity of as high as 0.11 MHz/kPa and the detection distance up to 18 mm. The wireless passive pressure sensor based on double-layer planar spiral inductor architecture breaks the limitation of wired electrical connections, showing a great application potential in the fields such as the next-generation of healthcare systems and intelligent robotics.

Key words: flexible pressure sensor; wireless communication; planar spiral inductor; LC resonator
EEACC: 7210; 7230; 7230S **doi**: 10.3969/j.issn.1004-1699.2023.02.006

基于双层平面螺旋电感的无线柔性压力传感器结构设计

范庭波*, 缪 佳
(江苏省医疗器械检验所, 江苏 南京 210037)

摘 要: 新型柔性传感器在电子皮肤、智能纺织、柔性机器人等领域得到了广泛的研究。目前多数传感器需要连接刚性的采集电路, 这限制了设备柔软性、舒适性和轻盈度的提升。提出了一种基于双层平面螺旋电感的柔性无线无源压力传感器。该传感包含三层柔性层: 双层平面螺旋电感(天线层)、高磁导率铁氧体膜和弹性织物层。其中, 双层平面螺旋电感层包括两个旋转方向相反的平面线圈, 形成具有大电感量、大电容量的 LC 谐振器。外界压力载荷改变传感器的谐振频率, 进而被外界接收线圈无线检测。通过研究四种双层螺旋电感天线层的结构设计, 传感器的灵敏度最大可达到 0.11 MHz/kPa, 检测距离达到 18 mm。这种基于双层平面螺旋电感的柔性无线无源压力传感器打破了有线电气连接的限制, 可在下一代医疗系统、智能机器人等领域中发挥巨大的应用潜能。

关键词: 柔性压力传感; 无线通信; 平面螺旋电感; LC 谐振
中图分类号: TP212.1 **文献标识码**: A **文章编号**: 1004-1699(2023)02-0204-06

基于无线通信技术发展的柔性传感技术在医疗健康、智能机器人和生化分析等领域得到广泛研究[1-9]。根据不同的供能方式, 柔性无线传感器一般分为有源和无源两类器件。其中, 电感(L)-电容(C)谐振器是柔性无线无源传感器最常采用的无线传输模式之一[10-12]。基于 LC 谐振器的传感器具有不需要物理连接导线和电源、使用寿命长、易于微型化等固有优势。在基于 LC 的柔性压力传感器中, 电感和电容都可以作为压敏元件。在最近的一项研究工作中, 研究人员提出了一种基于三维多孔金纳米线泡沫弹性体复合材料的无线 LC 压力传感器。外部压力使得电容元件的电容值增加, 进而导致器件的谐振频率下降[13]。然而, 这种电容敏感型无线压力传感器的品质因数(Q)通常会随着外界压力升高而降低, 这严重影响了测量精度[14]。为此, 压敏电感元件可作为替代元件[15]。Liu 课题组[16]的一项研究报告了一种基于 LC 的压力传感器, 该传感器由无源天线层、铁氧体膜层以及中间弹性织物层

收稿日期: 2022-06-15 **修改日期**: 2022-09-01

组成,压力改变了无源天线层和铁氧体膜层的距离,从而谐振频率随两层之间的距离而变化,同时系统的品质因数没有降低。

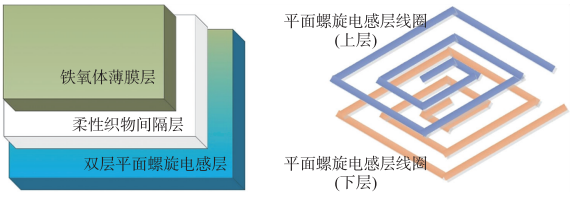
双层平面螺旋电感结构具有高品质因数和大电感量,广泛应用于无线通信、能量传输、以及智能传感等领域[17]。双层平面螺旋电感通常是由两个单层平面电感和中间分隔层组成。上下层电感可以是串联(通孔)结构,也可以是并联(无通孔)结构。其电路模型可以认为是在单层平面电感模型的基础上,加上两层电感之间的耦合效应。该耦合效应既包含两层电感之间的互感耦合,也包括上下金属导线形成的平行板电容的耦合[18]。因此双层平面螺旋电感结构自身是一个具有较大的电感量和电容量 LC 谐振器。和单层平面电感相比,其谐振频率得到有效降低。这种低谐振频率的双层平面螺旋电感结构,可以降低无线信号检测的技术难度,进而拓展其在无线无源传感技术中的应用。

本文提出了一种基于双层平面螺旋电感的柔性压力传感器。本文从理论模型和实验验证的角度分析了四种双层螺旋电感天线层的结构设计,并对其进行了实验测试,结果表明其具有较好的信号重复性,有望在柔性传感领域获得应用。

1　双层平面螺旋电感柔性压力传感器结构设计及原理分析

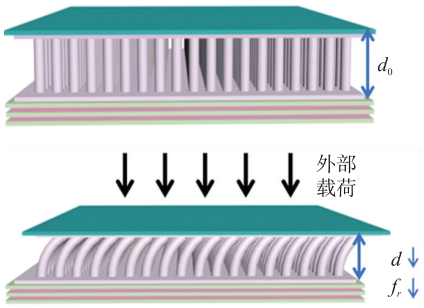
如图 1 所示,传感器组成为:双层平面螺旋电感,具有高磁导率的铁氧体薄膜层、以及二者之间可压缩的柔性织物层。该双层平面螺旋电感层包括两个旋转方向相反的平面线圈。这种结构形成一个具有大电感量、大电容量的 LC 谐振器。当传感器受到外部载荷时,柔性织物层发生机械形变,双层平面螺旋电感层和铁氧体膜的距离减小,使得 LC 天线的电感值增大,从而谐振频率降低。该谐振频率可以由外界无线接收线圈测出。

图 2 为传感器的工作原理图。传感单元由三层柔性材料组成,包括双层平面螺旋电感、弹性织物层和铁氧体薄膜。底部的双层平面螺旋电感由两个平行放置的旋转方向相反的平面螺旋线圈组成。这两层反旋的平面线圈使传感器具有较大的有效电感值(Ls),且 Ls 是铁氧体膜与平面螺旋电感层分离距离(d)的函数[16]。图 2 显示了施加机械负载之前和之后的传感器的状态。机械载荷导致织物层的机械变形,进而导致上下层间的距离 d 减小,有效电感 Ls 增大。因此,LC 电路的谐振频率 f_r 降低。



(a) 传感器结构示意图　　(b) 双层平面螺旋电感层中平行放置的两层线圈示意图

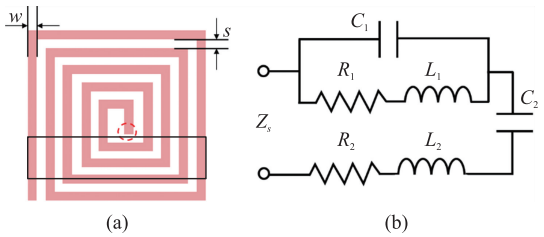
图 1　传感器结构示意图和双层平面螺旋电感层中平行放置的两层线圈示意图



对传感器施加压力后,织物层发生变形。平面螺旋电感层和铁氧体膜层距离减小,传感器谐振频率下降。

图 2　传感器工作原理示意图

在无线检测中,为了避免电磁干扰对谐振频率的影响,通常要求相邻传感器单元的自谐振频率具有差异性[19]。因此,本文设计了四种不同类型的双层平面螺旋电感层(类型 1、类型 2、类型 3 和类型 4),它们具有独特的零压力共振频率。图 3(a)给出了上层线圈的几何参数(下层线圈具有相同的几何尺寸),其中 w 和 s 分别代表螺旋线的线宽和线缝。中心点上标记的圆圈表示在两个线圈的中间端可能存在通孔连接。4 种天线的 w、s、匝数 N、通孔连接等几何参数如表 1 所示。通过建立等效电路模型(图 3(b))来研究传感器的阻抗 Zs 与频率 f 响应。将两个平面线圈及其二者之间的互感等效成为一个电感元件 L_1,聚酰亚胺膜两侧的导电条构成一个平行板电容器 C_2。从实际应用的角度出发,需考虑 L_1 的分布电容 C_1 和电阻 R_1,以及电容 C_2 上存在的寄生电感 L_2 和电阻 R_2。



(a)　　(b)

图(a)中,w 和 s 代表螺旋线的线宽和线缝,通孔连接用圆圈标出。

图 3　双层平面螺旋电感层的一个线圈示意图和等效电路模型

根据 KVL 可得,该电路的等效阻抗 Zs 可以表示为:

$$Zs=\frac{R_1-\mathrm{j}\omega L_1\left[\frac{1}{Q_1^2}+\left(\frac{\omega}{\omega_1}\right)^2-1\right]}{\left(\frac{\omega}{\omega_1}\frac{1}{Q_1}\right)^2+\left[\left(\frac{\omega}{\omega_1}\right)^2-1\right]^2}+R_2+\mathrm{j}\omega L_2\left[1-\left(\frac{\omega_2}{\omega}\right)^2\right]$$

$$\omega_1=\frac{1}{\sqrt{L_1C_1}},\omega_2=\frac{1}{\sqrt{L_2C_2}},Q_1=\frac{1}{R_1}\sqrt{\frac{L_1}{C_1}}$$

式中:$\omega=2\pi f$;f 为激励频率。

2 实验及结果分析

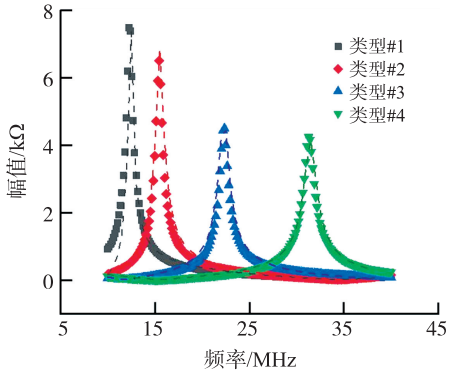
2.1 无线传感器加工及检测校准

本文的柔性无线压力传感器由三层结构组成:铁氧体薄膜、柔性织物层和双层平面螺旋电感。器件加工工艺简单。首先,使用标准的丝网印刷方法和湿法蚀刻工艺在双面覆铜聚酰亚胺薄膜的两面刻蚀出两个平面线圈。然后在电极两侧分别粘压上一层厚度为 25 μm 的聚酰亚胺薄膜。对于带通孔结构的双层螺旋平面螺旋电感,采用过孔镀铜方法连接聚酰亚胺薄膜两测的铜层。然后,采用激光直写方法,确定铁氧体薄膜(南京先进磁性材料有限公司)、双层电感层和织物层(苏州浩科纺织有限公司)的外形几何形状。在此步骤中,标定织物层中的对齐标记。最后,在铁氧体薄膜和双层电感层上粘涂一层双面胶带(467MP,3M),并对齐到织物层的相应位置,实现传感器的组装。

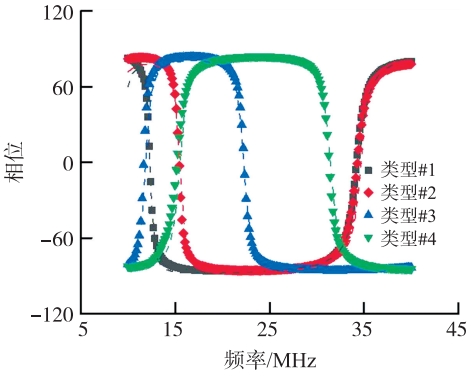
传感器校准系统由阻抗分析仪、测力计和计算机控制的线性移动台组成。在灵敏度表征实验中,将检测线圈连接到阻抗分析仪上,在检测线圈正上方 2 mm 处固定传感器。计算机控制线性移动台的运动;记录线性移动台对传感器的压缩距离和施加在传感器上的机械载荷。在此期间,由阻抗分析仪记录耦合线圈阻抗的幅值和相位谱。在传感器动态响应表征中,在传感器上施加周期性机械载荷,以 4 Hz 的采样频率记录 25.7 MHz 激励下传感器随时间变化的幅值和相位。在环境影响的实验中,将传感单元放置在一个加热板上,用红外线温度计(i-Quip)监测其表面温度,同时记录传感器谐振频率的变化。

2.2 谐振频点分析

四种结构对应的各个元件的取值如表 1 所示。图 4(a)和图 4(b)显示了四种传感器设计对激励频率的幅值响应和相位响应。其中,点代表用阻抗分析仪测量得到的实验结果,虚线代表利用电路模型预测的理论结果,两种结果可以较好地吻合。从幅度谱上看,四种传感器结构在无外力条件下的谐振频率(f_{r_0})分别为 12.4 MHz、15.5 MHz、22.5 MHz 和 31.4 MHz。



(a) 幅频



(b) 相频特性

点代表实验测量值,虚线代表根据电路模型计算的理论值。

图 4 四种传感器的幅频和相频特性

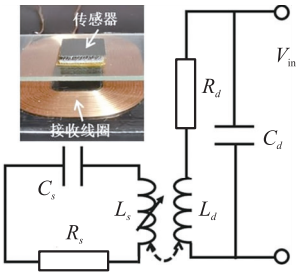
表 1 四种传感器的双层平面螺旋线圈层的几何参数及电气参数

	过孔	w/μm	s/μm	线圈匝数 N	R_1/Ω	L_1/μH	C_1/pF	R_2/Ω	L_2/μH	C_2/pF
类型#1	有	150	150	16	8	3.3	50	12	1.2	30
类型#2	无	100	100	25	16	3.4	31	10	1.2	60
类型#3	无	150	150	16	9	1.5	34	1	0.9	60
类型#4	无	200	200	13	6	0.8	32	4	0.7	60

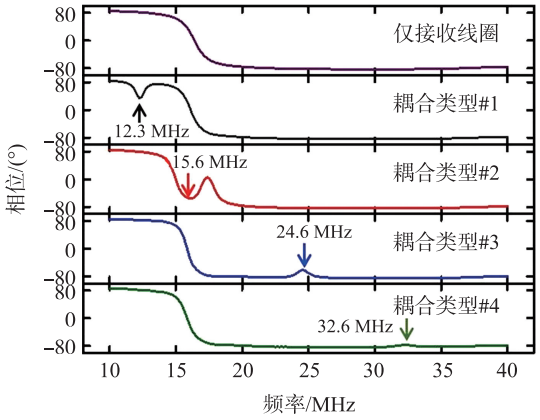
2.3 无线传感检测及性能分析

无源传感器谐振频率的无线检测依赖于传感线圈与外部接收器之间的近场电磁耦合。本文采用 40 mm×30 mm 的充电线圈作为接收线圈。图 5(a)为接收线圈与传感器耦合时的照片和等效电路。Rs(或 Rd)、Ls(或 Ld)和 Cs(或 Cd)分别表示传感

器(或接收线圈)的有效电阻、电感和电容。图 5(b)为接收线圈自身,以及和四种传感器无线耦合时的相位谱图。如图所示,该接收线圈的相位在低频(小于 15 MHz)时表现为感性特性(90°相位),在高频(大于 18 MHz)是容性特性(-90°相位)。在零相位点处可以确定自谐振频率为 16.4 MHz。当接收线圈与四种类型的传感器耦合时,在传感器的自谐振频率 f_{r_0} 处会出现峰值。凸峰和凹峰分别对应这些 f_{r_0} 位于接收线圈的 90°和-90°相位区域。当外部负载(P)施加在传感器表面时,由于铁氧体膜和双层平面螺旋电感之间的距离减小,传感器的谐振频率(f_r)转移到一个较低的值。如图 6(a)和图 6(b)所示,当对传感器施加 1.5 kPa 的压力时,类型 4 器件的谐振频率(f_r)下降了 0.21 MHz。



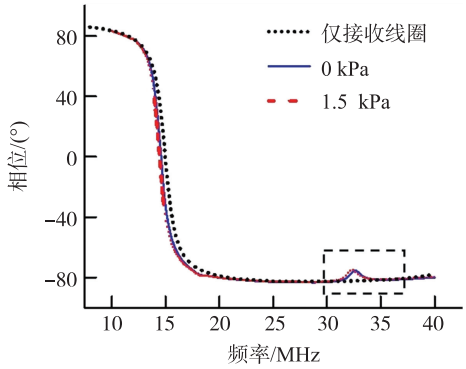
(a) 接收线圈与传感器耦合时的等效电路模型的照片



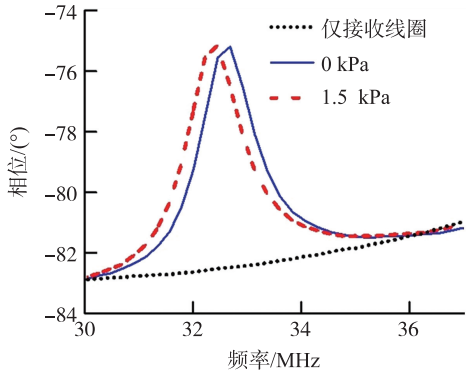
(b) 接收线圈的相位频谱，以及它与四种类型的传感器耦合时的相位谱

图 5　接收线圈与传感器耦合时的电路模型及相位频谱

图 7(a)比较了四种传感器的谐振频率 $\Delta f_r = (f_r - f_{r_0})$ 随外加压力(P)的变化情况。器件灵敏度可定义为 $\sigma = |\Delta f_r|/P$;在 0~40 kPa 的低压传感范围内,谐振频率线性减小,四种型号传感器的灵敏度分别为 0.038 MHz/kPa、0.039 MHz/kPa、0.082 MHz/kPa 和 0.11 MHz/kPa。当压力超过40 kPa时,四个单元的灵敏度分别为 0.0051 MHz/kPa、0.0083 MHz/kPa、0.014 MHz/kPa 和 0.011 MHz/kPa。这种分段现象可以理解为弹性织物层具有分段的应力-应变曲线,进而导致传感器的灵敏度的分段特性[16]。值得注意的



(a) 接收线圈的相位频谱，以及接收线圈与承受零载荷和1.5 kPa载荷时的类型4传感器耦合的相位谱



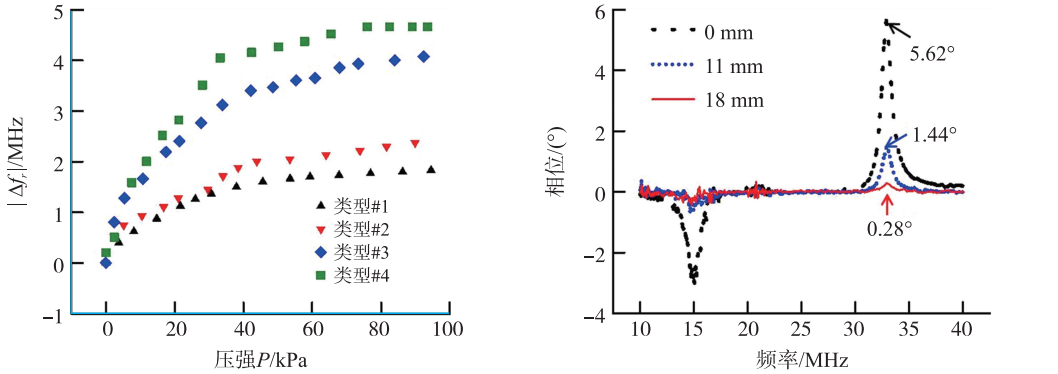
(b) 相位谱局部放大图

图 6　接收线圈相位频谱图

是,虽然类型 1 和类型 3 器件除了通孔连接外,w 和 s 的几何参数相同,但类型 1 器件的无外力谐振频率 f_{r_0} 和灵敏度 σ 均低于类型 3 器件。这是由于通孔的存在导致了完全不同的电场和电流强度分布,进而导致了 f_{r_0} 和 σ 的差异。此外,传感器与接收线圈之间的耦合距离是无线检测中的另一个重要参数。图 7(b)为接收线圈与类型 4 传感器的分离距离从 0 增大到 18 mm 时的相位谱图。可以看出,即使距离增加到 18 mm,也能清晰地识别出相位峰(0.28°)。这个距离和之前报道的检测距离 25 mm[20]、16 mm[2] 在同一个参考范围,此检测距离保证了该无线传感方案在柔性可穿戴领域中的实用性。

2.4　温度影响分析

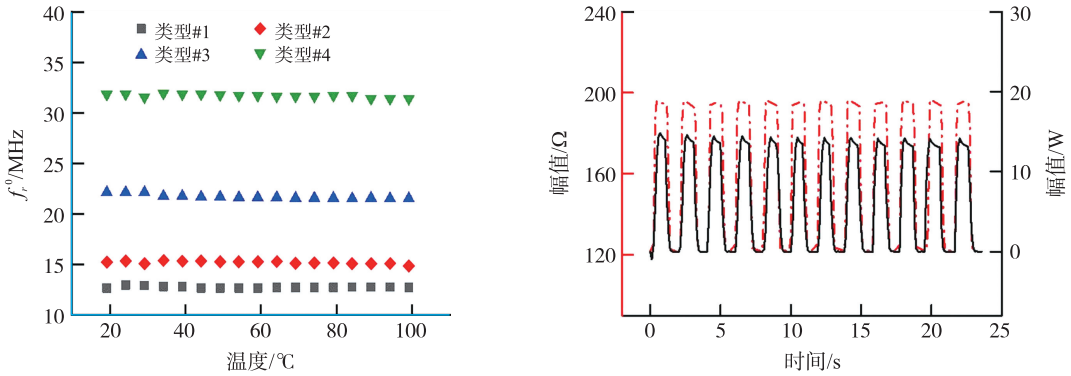
外界环境是柔性传感器在实际应用中的重要影响因素。本文研究了环境温度对传感器性能的潜在影响。图 8(a)为传感单元在 20 ℃~100 ℃温度范围内的零载荷谐振频率(f_{r_0})的变化情况。四个单元的谐振频率在整个温度范围内下降了 3.6%。考虑到在柔性可穿戴设备应用中,温度的变化范围将小于此范围,若考虑温度在 20 ℃~50 ℃范围内变化时,传感器谐振频率的下降误差不超过 1%。这对于日常的可穿戴健康监测,可以认为具有良好的温度稳定性。此外,也研究了传感器的机械重复性。对类型



(a) 四种类型传感器的谐振频率变化(|Δf_r|)随施加的压力变化曲线

(b) 当接收端线圈与类型4传感器的耦合距离从0增大到18 mm时，接收端线圈的相位–频率谱变化

图 7　传感器谐振频率随压力变化曲线及耦合距离变化时接收线圈相位–频率谱图



(a) 类型1和2传感器的零负载谐振频率与温度的函数曲线

(b) 传感器在周期载荷(虚线)条件下，接收线圈在25.7 MHz的激励频率下的幅值随时间变化曲线(实线)

图 8　温度及机械负载对传感器性能的影响

3 传感器施加周期性的机械负载,同时用 4 Hz 的采样频率记录 25.7 MHz 的激励频率下接收线圈的阻抗。考虑到传感器的谐振频率与接收线圈的阻抗的呈正相关[21],可以认为接收线圈的周期变化可以代表传感器谐振频率的变化。如图 8(b)所示,当施加 0.5 s 周期 13 kPa 的循环负载(虚线)时,接收线圈的阻抗(实线)以相同的周期跟随变化,这表明传感器能够准确响应动态负载。

3　结论

本文提出了一种基于双层平面螺旋电感的无线无源传感器,并针对双层平面螺旋电感的结构设计对传感器性能影响进行了探究。本文从理论模型和实验验证的角度分析了四种双层螺旋电感天线层的结构设计,包括线缝线宽、有无通孔等因素对传感器性能,包括幅值、相位谱、灵敏度、温度稳定性的影响。在这四种设计结构中,灵敏度最大可达 0.11 MHz/kPa,无线测量距离大于 18 mm,温度稳定性良好。此外,在循环负载实验中,传感器表现出优异的信号重复性。该无线无源传感器具有以下几个优势:①压力范围为 0~100 kPa,检测距离大于 18 mm,适用于远程压力测量;②传感器采用可变形的弹性织物材料作为压敏层,为可穿戴设备,智能织物方面的应用拓展提供更为简单的设备架构;③传感器的无线传感技术不受复杂采集电路的限制,提高在可穿戴方面应用的适应性。无线、灵活、检测范围广的无线压力传感器在柔性可穿戴领域,例如智慧服饰、智能鞋垫等,展现了可观的应用前途。

参考文献:

[1] Chung H U, Kim B H, Lee J Y, et al. Binodal, Wireless Epidermal Electronic Systems with in-Sensor Analytics for Neonatal Intensive Care[J]. Science, 2019, 363(6430): 947-960.

[2] Chen L Y, Tee B C K, Chortos A L, et al. Continuous Wireless Pressure Monitoring and Mapping with Ultra-Small Passive Sensors for Health Monitoring and Critical Care [J]. Nature Communications, 2014, 5(1): 5028.

[3] Duan Y, Chang Y, Liang J, et al. Wireless Gas Sensing Based on a Passive Piezoelectric Resonant Sensor Array Through Near-Field Induction [J]. Applied Physics Letters, 2016, 109(26): 263503.

[4] Ahmad H N,Barbosa T M. The Effects of Backpack Carriage on Gait Kinematics and Kinetics of Schoolchildren[J]. Scientific Reports,2019,9(1):3364.

[5] Alberto J, Leal C, Fernandes C, et al. Fully Untethered Battery-Free Biomonitoring Electronic Tattoo with Wireless Energy Harvesting[J] Scientific Reports, 2020, 10(1):5539.

[6] Lin R Z, Kim H J, Achavananthadith S, et al. Wireless Battery-Free Body Sensor Networks Using Near-Field-Enabled Clothing [J]. Nature Communications, 2020, 11(1):444.

[7] Nie B Q,Yao T,Zhang Y Q,et al. A Droplet-Based Passive Force Sensor for Remote Tactile Sensing Applications[J], Applied Physics Letters,2018,112(3):031904.

[8] Huang X,Liu Y,Chen K,et al. Stretchable,Wireless Sensors and Functional Substrates for Epidermal Characterization of Sweat[J]. Small,2014,10(15):3083-3090.

[9] Khalifa A,Liu Y X,Karimi Y,et al. The Microbead:A 0.009 mm^3 Implantable Wireless Neural Stimulator [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2019,13(5):971-985.

[10] Huang Q A,Dong L,Wang L F. LC Passive Wireless Sensors Toward a Wireless Sensing Platform:Status,Prospects,and Challenges[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2016,25(5):822-841.

[11] Dong L,Wang L F,and Huang Q A. An LC Passive Wireless Multifunctional Sensor Using a Relay Switch [J]. IEEE Sensors Journal,2016,16(12):4968-4973.

[12] Deng W J,Wang L F,Dong L,et al. LC Wireless Sensitive Pressure Sensors with Microstructured PDMS Dielectric Layers for Woundmonitoring[J]. IEEE Sensors Journal, 2018,18(12):4886-4892.

[13] Wang K X,Lin F G,Lai D T,et al. Soft gold Nanowire Sponge Antenna for Battery-Free Wireless Pressure Sensors[J]. Nanoscale,2021,13(7):3957-3966.

[14] Nie B Q,Liu S D,Qu Q,et al. Bio-Inspired Flexible Electronics for Smart E-Skin[J]. Acta Biomaterialia, 2022, 139:280-295.

[15] 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.

[16] Nie B Q,Huang R,Yao T,et al. Textile-Based Wireless Pressure Sensor Array for Human-Interactive Sensing[J]. Advanced Functional Materials,2019,29(22):1808786.

[17] 秦国轩,杨林,娄文涛,等. 非对称式双层 LC 谐振结构的无线无源柔性压力传感器设计[J]. 电子器件, 2021,44(4):773-778.

[18] Hajiaghajani A,Tseng P. Microelectronics-Free,Augmented Telemetry from Body-Worn Passive Wireless Sensors [J]. Advanced Materials Technologies,2021,6(4):2001127.

[19] Lee G H,Park J K,Byun J,et al. Parallel Signal Processing of a Wireless Pressure-Sensing Platform Combined with Machine-Learning-Based Cognition, Inspired by the Human Somatosensory System[J]. Advanced Materials, 2020,32(8):1906269.

[20] 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.

[21] Nopper R, Niekrawietz R, Reindl L. Wireless Readout of Passive LC Sensors[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement,2010,59(9):2450-2457.

范庭波(1985—),男,高级工程师,博士/研究生,研究方向为生物医学工程,tfan00@163.com;

缪　佳(1980—),男,教授级高级工程师,研究方向为生物医学工程,miaoj@jsmdt.org.cn。