

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2413534

用于生物组织弹性模量检测的压电触觉传感器*

胡 捷, 刘仁鑫, 杨卫平, 段武茂, 文建萍
(江西农业大学工学院 南昌 330045)

摘 要:在粘膜下肿瘤早期诊断中,使用内窥镜获得触觉反馈信息有助于提高生物组织的弹性模量检测精度,进而精确定位血管,确定生物组织的健康状况与类型,从而提高治疗质量。故设计了一种适用于安装在医用内窥镜上的微型压电触觉传感器(PTS, $\phi=2.0\text{ mm}$),该器件主要由两个刚度不同的组件(内部和封装组件)及 PVDF 压电层构成。基于串联弹簧模型和压电传递方程,建立了 PTS/生物组织接触传感数值模型,深入分析 PTS 的生物组织弹性模量传感规律;采用微机电系统(MEMS)制造工艺,制备了 PTS 样机,同时搭建 PTS/生物组织动态载荷测试平台对猪胃中不同人工肿瘤软/硬特性测试和模型验证。计算结果表明,当 PTS 接触较硬的生物组织时,大部分的轴向载荷由内部组件-铜球传递,PDMS 封装层的形变很小。相反,当 PTS 接触较软的生物组织时,PDMS 封装层产生的形变较大。其次,PVDF 层靠近内部组件(铜球)的接触区域产生的响应电压(V)与应力(σ)最大,其与封装层接触区域产生的 V 与 σ 较小;实验结果表明,内部组件与封装组件响应电压之比(V_1/V_2)与生物组织弹性模量(E_t)成线性关系,0.2~3.5 MPa 内,随 E_t 增大, V_1/V_2 增大,且与模型计算结果相吻合。因此,上述测量方法可有效提取生物组织的生物力学信息。

关键词: 生物组织;触觉传感器;压电;弹性模量

中图分类号: TH11 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

Design of piezoelectric tactile sensors for elastic modulus detection of biological tissues

Hu Jie, Liu Renxing, Yang Weiping, Duan Wumao, Wen Jianping
(College of Engineering, Jiangxi Agricultural University, Nanchang 330045, China)

Abstract: In the early diagnosis of submucosal tumors, using endoscopy to obtain tactile feedback information can help improve the accuracy of elastic modulus detection of biological tissues, thereby accurately locating blood vessels, determining the health status and type of biological tissues, and improving the quality of treatment. In this paper, a novel micro piezoelectric tactile sensor (PTS, $\phi=2.0\text{ mm}$) suitable for installation on an endoscope to detect the elastic modulus of biological tissue is designed. This device mainly consists of two components with different stiffness (internal and packaging components) and a polyvinylidene fluoride (PVDF) piezoelectric film. Simultaneously, based on the series spring model and piezoelectric transfer equation, a numerical model for PTS/biological tissue contact sensing has been established, and the sensing law of biological tissue elastic modulus and its energy conversion law of PTS have been deeply analyzed via the Comsol Multiphysics. Meanwhile, a PTS prototype was prepared using a MEMS manufacturing process, and a PTS/biological tissue dynamic load testing platform was conducted to test the soft/hard characteristics of different artificial tumors in the pig stomach for validating the above model. Moreover, the calculation results show that most of the axial load is transmitted by the internal components-copper balls, and the deformation of the PDMS encapsulation layer is minimal when PTS comes into contact with harder biological tissues. On the contrary, the PDMS encapsulation layer undergoes greater deformation when PTS comes into contact with softer biological tissues. The calculation results also indicate that the response voltage (V) and stress (σ) generated in the contact area of the PVDF layer near the internal component (copper ball) are significantly higher than those in the contact area with the packaging layer, which reveals the mechanical-electric field coupling and energy transfer process of PTS. Furthermore, the experimental and computational results confirm that the PTS device, with a 2.0 mm diameter, was successfully

收稿日期: 2024-11-24 Received Date: 2024-11-24

* 基金项目: 国家自然科学基金项目(31960683)资助

installed in the endoscopic biopsy channel. It is noteworthy that the ratio of the response voltage (V_1/V_2) between the internal and the packaging component is linearly related to the elastic model of biological tissue (E_t). when E_t increases, V_1/V_2 increases within 0.2~3.5 MPa, which aligns well with the model calculation results. The above proposed PTS device effectively identifies elastic parameters of tissue, and this measurement method providing a new way for solving the measurement problem of biomechanical information of animal tissue.

Keywords: tissue; tactile sensor; piezoelectric; elastic modulus

0 引言

动物肿瘤通常表现为胃、肺和其他身体器官软组织的硬肿块(肿瘤)。许多研究也表明动物肿瘤组织比周围健康组织更硬^[1-3]。动物正常组织的弹性模量范围一般为0.01~100 MPa,病灶处的肿瘤弹性模量一般是对应正常组织的2~6倍^[4-6]。动物肿瘤一般发生在皮肤、肠胃、关节等软组织处^[7-9],例如猪皮肿瘤组织的弹性模量约0.45 MPa,健康猪皮组织约为0.20 MPa^[10]。在活体实验前,一般采用仿生人工材料模拟肿瘤的力学特性,其材料一般为硅橡胶或者水凝胶^[11-13]。粘膜下肿瘤(submucosal tumors, SMT)在临床术语中是突发性病变或覆盖完整的粘膜肿块,其病变起源于粘膜肌层或粘膜下层,而不是生物组织粘膜表面,因此早期很难通过内窥镜活检通道上的视觉检测的方法来诊断SMT特征^[14-16]。此时,通常采用超声内窥镜(endoscopic ultrasonography, EUS)可有效地检测粘膜下病变是否为肿瘤,该方法是诊断胃肠道SMT最准确的成像技术^[17-18]。但是超声EUS成本高,在低成本的动物微创外科手术(animal minimally invasive surgery, AMIS)中难以广泛采用。

为了实现高精度、低成本的动物SMT检测,提出了一种用于测量生物组织弹性模量的微型触觉传感器,以替代现有SMT检测方法。该传感器与传统的动物内窥镜活检通道兼容。近年来,许多研究人员提出了不同的动物医学触觉传感器来测量微创外科手术(minimally invasive surgery, MIS)过程中的触觉信息^[19-20]。根据传感机理的不同^[21],上述触觉传感器可分为电容感应式^[22-23],压电式^[24-25],压阻式^[26-27]和气助式^[28-29]等。Sokhanva等^[30]提出了一种用于生物组织特征检测的压电式触觉传感器(尺寸:22 mm×4 mm×0.8 mm),该器件采用3层PVDF悬臂梁结构测量生物组织的力学参数。Tanaka等^[31]构建了一种气助式触觉传感器系统(尺寸: $\phi=4$ mm),通过注入生物相容性水进行气球膨胀,可以确保在不需要电力的情况下安全接触液体。该传感器可有效地检测生物组织中的弹性体刚度,具有术中脑肿瘤诊断的潜力。Sangpradit等^[32]提出了一种用于MIS力反馈传感器(尺寸: $\phi=11.5$ mm)。与其他触觉和力学传感器相比,期传感元件为气垫。Zhao等^[33]利用两个不同刚

度的压阻悬臂梁来识别动物软/硬组织,并开发了压阻式触觉传感器(尺寸:19 mm×19 mm)。Ji等^[34]受人体皮肤的启发,开发了一种由低介电常数(low- k)微纤毛阵列、高介电常数(high- k)粗糙表面和微圆顶阵列组成的新型混合电介质;其中压力引起的low- k 和high- k 之间的串并联转换混合电介质的组件能够实现线性有效介电常数和可控的初始/合成电容,因此混合电介质的梯度可有效反映压缩性使弹性模量随压力的线性行为,从而实现弹性模量的测量。综合对比前人对不同传感材料的触觉感知方法可知,压电材料在开发微型化、高灵敏度、快响应传感器件具有较大优势^[35-38]。

内窥镜作为一种广泛使用的动物微创外科手术(animal minimally invasive surgery, AMIS)工具,其不仅为视觉检查提供动画,还可进行动物活检^[39-40]。然而SMT的早期诊断中目视检查仍然不够,因此使用内窥镜获得触觉反馈信息有助于提高生物组织的弹性模量检测精度,进而精准定位血管,确定生物组织的健康状况与类型,从而提高治疗质量。为此,本研究提出了一种用于生物组织弹性模量检测的微型压电式触觉传感器(piezoelectric tactile sensor, PTS),利用有限元法建立PTS数值模型,验证并分析了PTS与生物组织接触的能量转化过程,以及响应信号特征。此外,微型PTS($\phi=2.0$ mm)可安装在通用的医用内窥镜上,用于人工肿瘤的弹性检测。

1 PTS 设计

1.1 生物组织弹性模量的传感机理

微型化的PTS由两个刚度不同的组件组成(如图1所示),即由铜球组成的硬性内部组件(E_1)和聚二甲基硅氧烷(polydimethylsiloxane, PDMS)制成的软性封装组件(E_2)。当传感器在法向力的作用下接触目标生物组织时,由于上述两组件与生物组织的相对刚度不同,其将发生不同程度形变。由于内部组件的弹性模量大于封装组件的弹性模量($E_1 > E_2$),其上的压电膜会产生不均匀的应力分布,从而在相应的组件电极上获得两个不同的响应电压(V_1 & V_2)。所以刚度不同的传感组件在均布载荷下的力传递不同,其响应电压不同。当PTS分别接触软和硬性组织时,前者下封装组件的形变将明显大于后

者的形变。可见,当 PTS 接触软性组织时,封装组件的力传递相对较大。进一步分析可知,当 PTS 接触软性组织时,内部和封装组件对应的压电薄膜上应力分布的差异较低,响应电压比 (V_1/V_2) 相对较小(如图 1(a))。然而,当 PTS 接触硬性组织时,大部分的法向力会被内部组件吸收并传递,从而导致压电薄膜上应力的分布差异大,因此 V_1/V_2 更大(如图 1(b))。由上述分析可知,利用内部组件和封装组件的 V_1/V_2 可预测生物组织弹性模量。

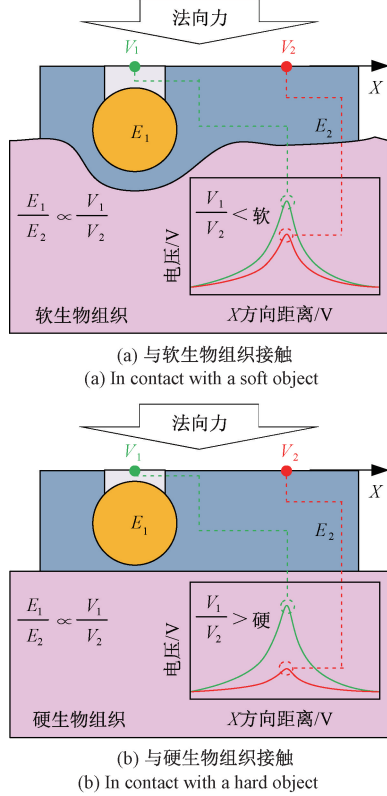


图1 器件传感机理

Fig. 1 Sensing mechanism of tactile sensor

1.2 理论分析

采用串联弹簧模型将 PTS/组织样品系统简化为两组平行的一维弹簧,如图 2 所示。

同时利用上述双弹簧模型分析内部组件和封装组件在聚偏二氟乙烯 (polyvinylidene difluoride, PVDF) 压电薄膜上的应力分布。由于适用于生物组织内窥镜活检通道的 PTS 外径较小 ($\phi=2.0\text{ mm}$), 因此本研究假设: 1) PTS 与目标生物组织接触过程保持平坦; 2) 硬、软刚度弹簧与生物组织接触时, 组织扰度的差异可以忽略不计, 以避免组织形变引起的干扰。具有不同刚度(弹性模量值)的两个弹簧 E_1 和 E_2 分别表示 PTS 内部组件和封装组件。 E_{sub} 表示生物组织粘膜; E_t 表示目标组织。封装组件、组织粘膜和目标组织的厚度分别为 H_s 、 H_{sub} 和 H_t 。传感器受法向均布载荷作用, 其 PVDF 层产生局部应力

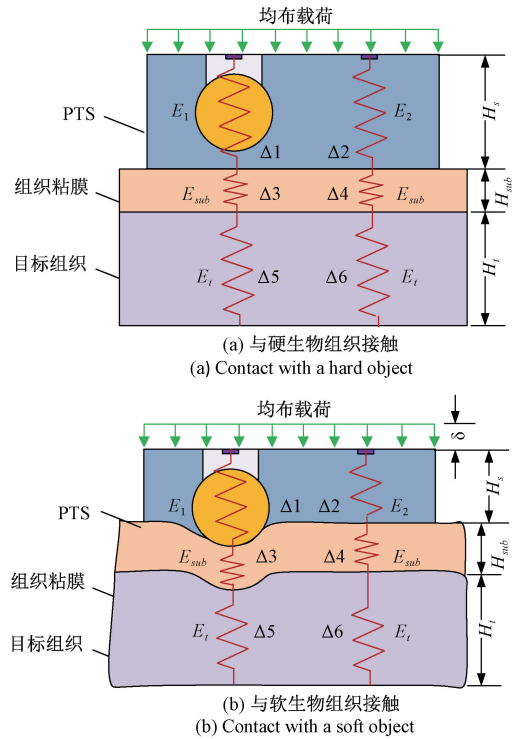


图2 基于串联弹簧模型的理想接触分析

Fig. 2 The ideal contact analysis based on the tandem spring model (σ_1 & σ_2), 该应力分别与内部组件和封装组件对应的 V_1 & V_2 成正比。在上述假设条件下, 两组平行弹簧的总垂直变形为:

$$\delta = \Delta_1 + \Delta_3 + \Delta_5 = \Delta_2 + \Delta_4 + \Delta_6 \quad (1)$$

其中, Δ_1 和 Δ_2 分别为 PTS 的内部组件 (E_1) 和封装组件 (E_2) 的弹簧形变。 Δ_3 和 Δ_4 为粘膜 (E_{sub}) 的形变, Δ_5 和 Δ_6 为样品组织 (E_t) 的形变。上述两组弹簧发生的应变可由式(2)~(7)表示。

$$\varepsilon_1 = \frac{\Delta_1}{H_s} \quad (2)$$

$$\varepsilon_3 = \frac{\Delta_3}{H_{sub}} \quad (3)$$

$$\varepsilon_5 = \frac{\Delta_5}{H_t} \quad (4)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{\Delta_2}{H_s} \quad (5)$$

$$\varepsilon_4 = \frac{\Delta_4}{H_{sub}} \quad (6)$$

$$\varepsilon_6 = \frac{\Delta_6}{H_t} \quad (7)$$

上述弹簧的法向应力由对应弹簧的应变(线性弹性变形)来表示, 其表达式为:

$$\sigma_1 = E_1 \frac{\Delta_1}{H_s} \quad (8)$$

$$\sigma_3 = E_{sub} \frac{\Delta_3}{H_{sub}} \quad (9)$$

$$\sigma_5 = E_t \frac{\Delta_5}{H_t}$$

(10)

$$\sigma_2 = E_2 \frac{\Delta_2}{H_s}$$

(11)

$$\sigma_4 = E_{sub} \frac{\Delta_4}{H_{sub}}$$

(12)

$$\sigma_6 = E_t \frac{\Delta_6}{H_t}$$

(13)

其中, E 为弹性模量。事实上, 当两个或两个以上的弹簧串联排列时, 施加于整体的外部应力相当于作用在每个弹簧上且形变一致。因此, 连续排列的单个弹簧产生的应力可表示为:

$$\sigma_1 = \sigma_3 = \sigma_5 \Rightarrow E_1 \frac{\Delta_1}{H_s} = E_{sub} \frac{\Delta_3}{H_{sub}} = E_t \frac{\Delta_5}{H_t}$$

(14)

$$\sigma_2 = \sigma_4 = \sigma_6 \Rightarrow E_2 \frac{\Delta_2}{H_s} = E_{sub} \frac{\Delta_4}{H_{sub}} = E_t \frac{\Delta_6}{H_t}$$

(15)

利用式(14)、(15), Δ_3 和 Δ_5 可由 Δ_1 表示, Δ_4 和 Δ_6 可由 Δ_2 表示。通过计算两组弹簧的总形变, 即式(1), Δ_1/Δ_2 表达为:

$$\frac{\Delta_1}{\Delta_2} = \frac{(E_t E_{sub} H_s) + (E_2 E_t H_{sub}) + (E_2 E_{sub} H_t)}{(E_t E_{sub} H_s) + (E_1 E_t H_{sub}) + (E_1 E_{sub} H_t)}$$

(16)

因此 PTS 内部组件和封装组件处的归一化应力的比值(σ_1/σ_2) 如式(17)所示。

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_2} = \frac{E_1}{E_2} \frac{\Delta_1}{\Delta_2} =$$

$$\frac{E_1[(E_t E_{sub} H_s) + (E_2 E_t H_{sub}) + (E_2 E_{sub} H_t)]}{E_2[(E_t E_{sub} H_s) + (E_1 E_t H_{sub}) + (E_1 E_{sub} H_t)]}$$

(17)

由式(17)可知, PVDF 压电薄膜的应力分布取决于 PTS 内部组件和封装组件的刚度, 通过压电方程中应变与电压的关系, 对式(17)进一步扩展。压电传递方程的二维空间的微分表达形式为:

$$\mathbf{E} = -\nabla V$$

(18)

$$\mathbf{D} = d\boldsymbol{\sigma} + \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}$$

(19)

$$\begin{cases} -\rho f_{\omega}^2 u = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} \\ \boldsymbol{\varepsilon} = S_E + d_{31} \mathbf{E} \\ \boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}[(\nabla \mathbf{u})^T + \nabla \mathbf{u}] \end{cases}$$

(20)

式中: ρ 为 PVDF 密度; $\mathbf{u}$ 为位移; $\mathbf{D}$ 为电位移; f_{ω} 为角频率($f_{\omega} = 2\pi f$); $\boldsymbol{\sigma}$ 为应力; $\boldsymbol{\varepsilon}$ 为应变; d_{31} 为压电系数($d_{31} = 1.358 \times 10^{-11}$ C/N); S_E 为压电柔性常数($S_E = 13.5 \times 10^{-12}$ Pa $^{-1}$); ε_0 为自由空间的介电常数($\varepsilon_0 = 11 \times 10^{-10}$ Farad/m); ε_r 为相对介电常数($\varepsilon_r = 1290$); $\mathbf{E}$ 为电场强度; V 为 PVDF 薄膜的响应电压。联立式(17)~(20)可计算得到 PTS 中 PVDF 压电薄膜受压后内部组件和封装组件对应的响应电压(V_1 & V_2)。

1.3 数值模型

为了对上述理论分析结果可视化, 本研究采用有限元数值计算方法, 构建了 2D 的 PTS 数值计算模型, 分析了 PTS 与生物组织接触的能量转化过程(如图 3 所示)。

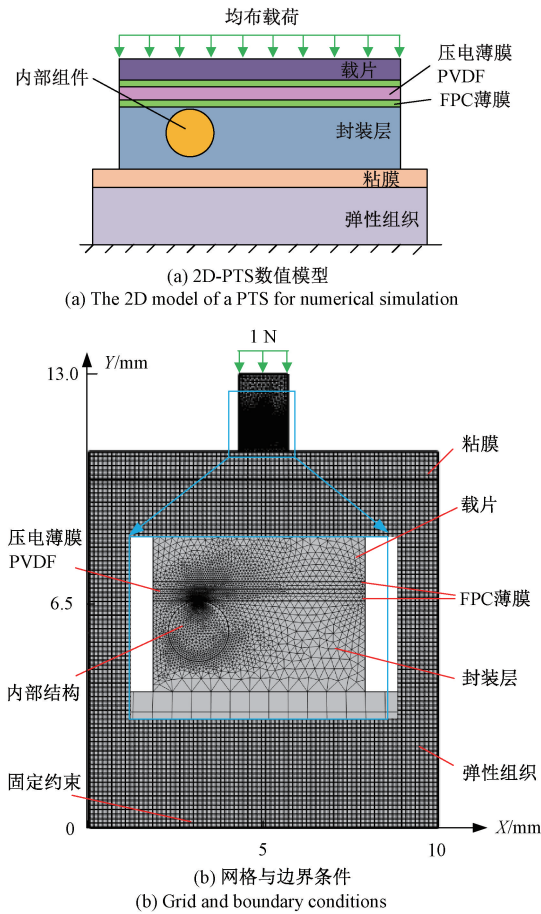


图 3 PTS 计算域示意图

Fig. 3 Schematic diagram of calculation domain of PTS

图 3(a) 为 PTS 模型示意图。模型中不同材料的计算参数进行变量求解, PTS 的结构和物性参数分别如表 1 和 2 所示。值得注意的是, PVDF 薄膜中的压电参数, 包括 d_{31} , S_E , ε_0 , ε_r 值来自式(20)。

表 1 模型几何参数

Table 1 The specifications of PTS model (mm)		
材料	长度	厚度
内部组件	0.4	0.4
封装层	1.4	0.6
压电薄膜	1.4	2.8×10^{-2}
柔性电极层	1.4	5.0×10^{-2}
载片	1.4	1.5
粘膜	10.0	0.8
生物组织	10.0	10.0

表 2 模型物性参数
Table 2 Physical parameters

材料	密度 /($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	弹性模量 /MPa	泊松比
内部组件	7 940	110 000.00	0.35
封装层	1 030	1.40	0.40
压电薄膜	1 780	3 000.00	0.35
柔性电极层	1 353	2 510.00	0.34
载片	2 020	23 500.00	0.25
粘膜	980	0.26	0.50
生物组织	1 800	0.00~4.00	0.40

图 3(b)展示了 PTS 模型的网格及边界条件。由图可知,在 $10\text{ mm}\times 13\text{ mm}$ 计算域顶面施加均匀外力 1 N ,并将底面设置为固定端边界条件。采用 8 节点六面体元素构建模型网格,通过收敛试验确定总网格单元数约为 80 000。在此基础上,对 5 个不同弹性模量的生物组织进行了传感性能评估,研究了 PVDF 压电薄膜上电势分布,并与实验结果对比。上述 5 种弹性生物组织材料由美国道康宁公司提供,其弹性模量可通过动态机械分析仪(DMA 仪器,TAQ800)测量,如表 3 所示。

表 3 模型中 5 种弹性生物组织的物性参数
Table 3 Different elastomers for numerical simulation

材料	密度 /($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	弹性模量 /MPa	泊松比
道康宁 3120 RTV 硅橡胶	1 710	3.51	0.48
道康宁 1Sylgard 160 硅橡胶	1 570	3.08	0.48
道康宁 Sylgard 184 硅橡胶	1 030	1.40	0.40
道康宁 Sylgard 170 硅橡胶	1 380	1.18	0.48
道康宁 Sylgard 186 硅橡胶	980	0.26	0.50

2 实 验

2.1 传感器的制备

PTS 制备步骤如图 4 所示。

1) 柔性电路板由两侧涂有导电铜膜的聚酰亚胺 (PI) 层组成,通过光刻蚀刻形成电极结构 (如图 4(a)(i));

2) 采用 $28\text{ }\mu\text{m}$ 厚聚偏氟乙烯 (PVDF) 薄膜 (Measurement Specialties 公司提供) 作为传感材料 (如图 4(a)(ii))。PVDF 作为一种压电、热释电材料,具有重量轻、柔性、低功耗和无毒的特点;

3) 用丙酮去除 PVDF 薄膜上的双面银涂层,用去离子水冲洗 (如图 4(a)(iii));

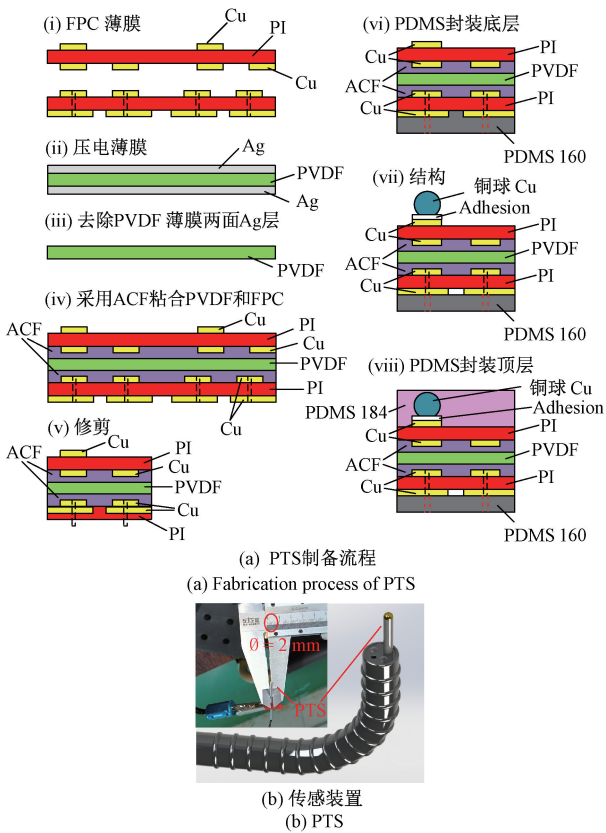


图 4 PTS 制备及其安装

Fig. 4 Schematic of fabrication process and installing with PTS

4) 将裸露的 PVDF 薄膜夹在两个 FPC 薄膜之间,使用各向异性导电膜将 PVDF 与 FPC 粘结,并采用导线将 FPC 和 PVDF 的复合结构固定 (如图 4(a)(iv));

5) 修剪上述微结构满足器件直径 $\phi=2.0\text{ mm}$ (如图 4(a)(v));

6) 并使用 PDMS 160 固定底层 (如图 4(a)(vi));

7) 通过成型技术,并采用粘合剂手动放置和固定铜球 (如图 4(a)(vii));

8) 采用 PDMS 184 封装顶层 (如图 4(a)(viii))。

事实上,上述加工所涉及的材料,例如聚二甲基硅氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS) 常被选择作为微机电系统 (micro-electro-mechanical system, MEMS) 器件的封装材料,其具有力学上柔性和生物相容性,同时和其他聚合物材料相比,PDMS 弹性模量较低。此外,PDMS 便于消毒,适合用于体内 PTS 使用。

2.2 测量

基于上述微型化 PTS,搭建了一个动态测试系统来分析生物组织的力学性能,如图 5 所示。拉压弹簧试验机 (HLB-1000,爱德堡仪器有限公司,中国) 以 1 Hz 频率动态接触测试对象;同时在振动夹具前设有一个力传感器 (209C01,PCB 压电电子公司,美国),以控制 PTS 和目标生物组织之间的载荷。力传感器输出信号通过信号转换器传输到示波器 (AFG3022,泰克公司,美国) 进行实时

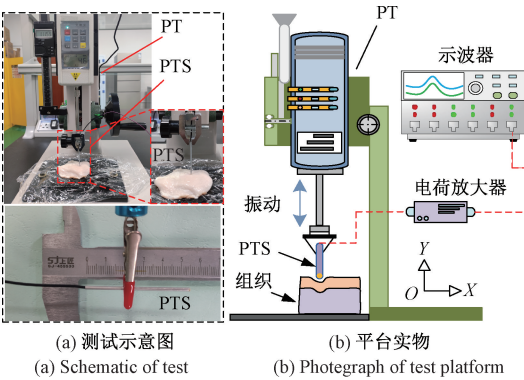


图5 PTS 响应信号动态测量装置
Fig. 5 Dynamic measurement setup for analyzing response signal from PTS

监测。此外,PTS 的两个输出信号(V_1 和 V_2)通过电荷放大器(B&K NEXUS2690A)传递到示波器。本研究通过上述实验平台,重点探寻不同仿生生物组织(Sylgard 160, Sylgard 140, Sylgard 170, Sylgard 186, 3120 RTV Rubber)下的响应信号(V_1 和 V_2)时域曲线特点及其影响规律,以此验证 PTS 数值模型的准确性。

3 计算与测试结果分析

基于 1.2 节串联弹簧模型解析结果,PTS 响应电压理论值与目标生物组织弹性模量关系如图 6 所示。

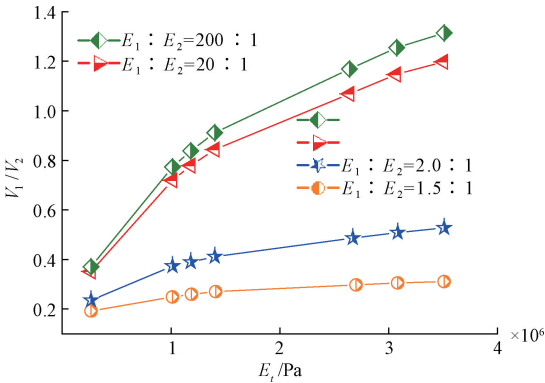


图6 PTS 响应电压与目标生物组织弹性模量关系
Fig. 6 The relationship between the response value of PTS and elastic modulus of the test tissue

由图 6 可知,随 E_t 增加,PTS 的 V_1/V_2 增大。上述 PTS 响应曲线可看成是两条线性曲线的叠加,分别为 1.4 MPa 以下和 1.4 MPa 以上,该值约为 PDMS 封装层的弹性模量(E_2)。事实上, $E_2 = 1.4$ MPa 与软性生物组织($E_t < 1$ MPa)相当,而铜球的弹性模量($E_1 = 120$ GPa)明显比 E_2 更高,其比率 $E_1:E_2$ 约为 86 000。进一步分析,当 PTS 接触较硬的生物组织($E_t > 1.4$ MPa)时,大部

分的轴向载荷由内部组件-铜球传递,封装层的形变很小。相反,当 PTS 接触较软的生物组织($E_t < 1.4$ MPa)时,PDMS 封装层产生的形变较大。因此,上述两部分线性曲线的过渡值取决于 PTS 组件相对于目标生物组织的相对弹性模量。对比 E_t 在 0.2~1.4 MPa 和 1.5~3.5 MPa 两个范围内,前者的斜率,即 PTS 灵敏度比后者的高,这说明了本研究设计得 PTS 可有效的描述软性生物组织弹性变化。对图 6 中不同 $E_1:E_2$ 响应曲线分析可知,当两个 PTS 组件的刚度比($E_1:E_2$)从 1.5:1 增加到 200:1, V_1/V_2 增加,反映 PTS 灵敏度提高。该规律的原因为:由于内部组件和封装组件的 $E_1:E_2$ 越高,在 PVDF 压电薄膜上的归一化法向应力分布的差异越大,根据式(18)~(20)可知,应力 σ 与电位移 D 、电压 V 为正相关的线性关系,因此导致 PVDF 电极产生的响应电压的差异,即 V_1/V_2 越大。此外,将 $E_1:E_2$ 增加到一个较高值(例如 10 000 000),根据上述理论解析结果,此时 PTS 会产生非常高的灵敏度。但是,实现中缺乏如此高的刚度比材料,因此不适合制造 PTS。实际上,目标生物组织的 E_t 应与传感器组件的 E_2 适配,PTS 的 V_1/V_2 均可有效测量时, V_1/V_2 方可精准反映生物组织的软/硬程度。

当 PTS 与生物组织之间施加 1 N 的接触力时,PTS 模型中位移、应力和电势分布如图 7 所示。

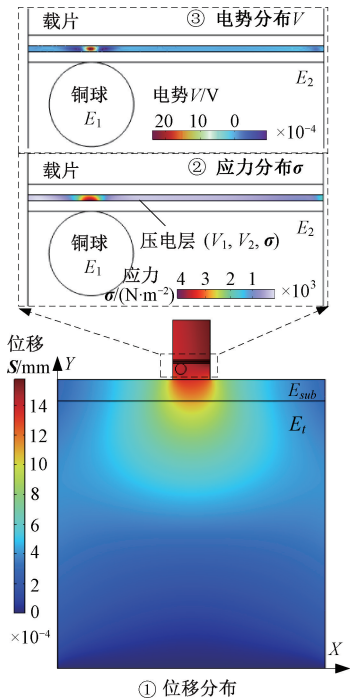


图7 PTS 的数值模拟结果
Fig. 7 Numerical results of PTS model

图 7 中①为器件位移场云纹图。由图可知,受法向载荷作用,PTS 与带有粘膜的生物组织层接触区域的形

变 S 最大, $S_{\max}$ 约为 1.4×10^{-3} mm;随 $-Y$ 方向增加, S 逐渐减小。说明接触力对靠近接触区域的影响较大,在固支约束区域的形变约为0。根据PVDF压电材料的正压电效应,计算结果分别展示了PVDF薄膜层的 σ 及 V 分布,如图7中②、③所示。由图可知,尽管施加的是均布载荷,但由于铜球的硬度高于PDMS封装层($E_1 > E_2$),PVDF薄膜所产生的 σ 是不均匀的, σ 集中在内部组件接触区域;此外, V 与 σ 的分布规律一致。上述计算结果有效揭示了PTS的力-电多场耦合及能量传递过程。

为了对PTS的传感规律定量描述,图8展示了 $E_t = 1.32$ MPa、 $E_1 = 110$ GPa、 $E_2 = 1.40$ MPa时,PTS中PVDF层 σ 和 V 在 X 方向的变化规律(截面位置 $y_0 = 11.4645$ mm)。

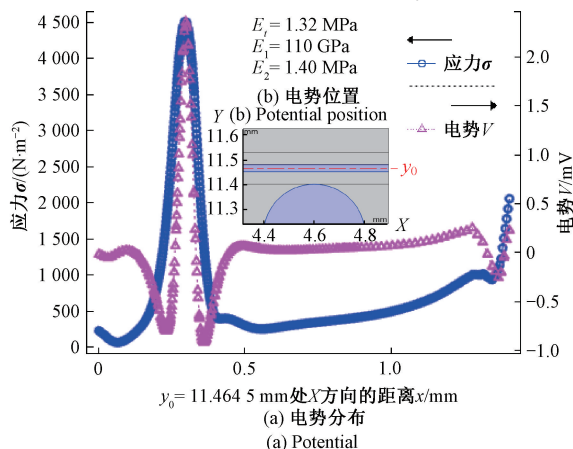


图8 PTS组件中应力和电势分布规律

Fig. 8 The σ and V distribution of the PTS component

由图8可知, V 与 σ 的在 X 方向的变化规律一致,在 $x = 0.32$ mm处,即铜球圆心位置,PTS产生的 V 与 σ 最大($V_{\max} = 2.3$ mV; $\sigma_{\max} = 4500$ N/m²)。在其他区域PTS产生的 V 与 σ 较小。因此,结果表明了PTS中PVDF层上的电势分布可精确反映内部组件和封装层与生物组织接触时的力变化。基于图5中实验平台,本研究通过信号发生器输出信号(频率和幅值)调节对拉/压力试验机的动态压力进行控制。图9展示了 $E_t = 4.8$ MPa,激振参数为1 Hz、2 V_{p-p} 时, V_1 、 V_2 时域曲线对比。PTS的两个输出信号(V_1 、 V_2)通过电荷放大器接入示波器进行测量。由图可知, V_1 和 V_2 输出的频率均约1 Hz,其与信号发生器的激励频率一致,说明了PTS传感器对动态载荷的准确响应能力; V_1 比 V_2 幅值大,反映铜球接触区域产生的应变较大,证明了图8中的PVDF薄膜的应变规律,可见通过PTS和生物组织样品的接触,可有效测量不同生物组织样品的响应电压输出比。

为了模拟动物体内粘膜下肿瘤组织,本研究在猪胃粘膜下埋入5种弹性材料(Sylgard 160 硅橡胶, Sylgard 184 硅橡胶, Sylgard 170 硅橡胶, Sylgard 186 硅橡胶, 3120 RTV 硅橡胶

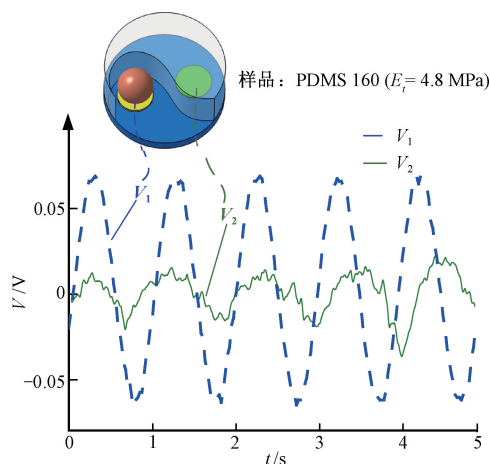


图9 $E_t = 4.8$ MPa,激振为1 Hz、2 V_{p-p} 时, V_1 、 V_2 时域曲线

Fig. 9 Comparison of V_1 and V_2 time-domain curves with $E_t = 4.8$ MPa, excitation parameters of 1 Hz and 2 V_{p-p}

RTV 橡胶)作为人工肿瘤,如图10所示。根据搭建的动态压力测试系统,在每个工况下开展了10次重复性实验。图11展示了猪胃粘膜下层5种不同弹性模量弹性体的 V_1/V_2 变化规律。由图可知, V_1/V_2 与人工猪胃粘膜肿瘤的弹性模量成正比;在 $E_t = 1.4$ MPa左右呈两部分线性关系;测量曲线与计算曲线相吻合。此外,PTS在1.01~3.51 MPa的动态范围内进行了测试,对比1.01~1.40 MPa和1.50~3.51 MPa范围内的 V_1/V_2 变化程度,前者的斜率比后者更大,这意味着PTS在1.01~1.40 MPa内的灵敏度更高。该数据进一步证实了基于串联弹簧模型和压电传递方程所构建的PTS/生物组织接触传感数值模型的计算结果。因此,研究结果表明,本研究设计的新型微型压电触觉传感器可有效地提取动物肿瘤组织生物力学信息,辨识猪胃粘膜下层组织的弹性变化。

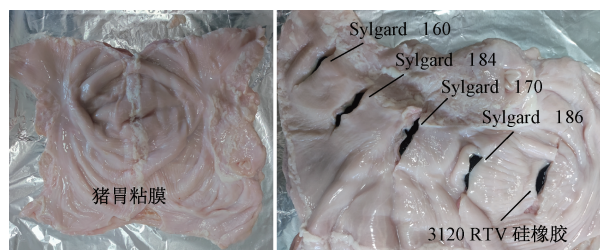


图10 不同弹性材料作为人工肿瘤在猪胃粘膜中的安放位置

Fig. 10 Placement of different elastic materials as artificial tumors in the submucosa of pig stomach

表4展示了本研究开发的PTS与不同类型触觉传感器的性能比较,用于测试生物材料的弹性模量。从表4可以看出,本研究开发的传感器的灵敏度和尺寸非常有竞争力。更重要的是,这项工作中引入的用于数值分

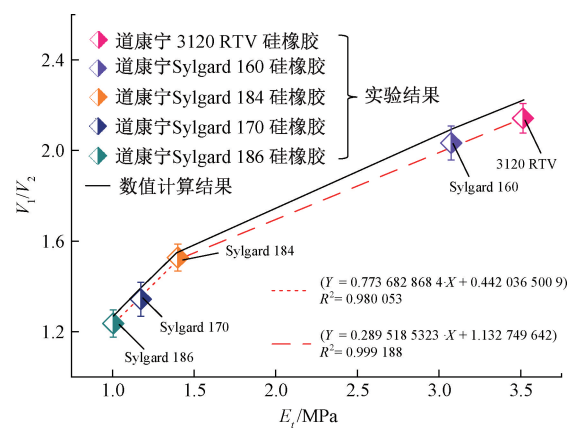


图 11 猪胃黏膜中不同 E_i 弹性体 V_1/V_2 变化规律

Fig. 11 Voltage output ratio for elastomers with varying elastic moduli embedded in the submucosa of pig stomach

析的模块化设计方法可与基于 MEMS 的传感元件兼容,这可以显著提高触觉传感器的灵敏度性能。

表 4 用于测量生物材料弹性模量的不同类型触觉传感器的性能比较

Table 4 Comparison of the performance of different types of tactile sensors used to measure the elastic modulus of biomaterials

类型 (触觉传感器)	规格 /mm	灵敏度 /MPa ⁻¹	检测范围
电容式 ^[41]	5.0	0.16	9.0~60 kPa
混合式 ^[42]	20.0	0.25	9.0~90 kPa
便携式笔状 ^[43]	10.0	0.37	0.2~3.1 MPa
压阻式 ^[44]	19×19	0.45	0.1~1.0 MPa
压电式 ^[45]	22×4×0.8	0.26	0.5~2.5 MPa
PTS (本研究提出)	2.0	0.36	1.0~3.5 MPa

4 结 论

本研究结合试验和数值分析的方法研究了适用于生物组织弹性模量测量的压电触觉传感器。本研究提出了一种适用于安装在内窥镜上以检测动物肿瘤组织弹性模量的微型压电触觉传感器,其主要由两个刚度不同的组件(内部和封装组件)及 PVDF 压电层构成,该器件直径为 2.0 mm,成功安装于内窥镜活检通道中。其次,基于串联弹簧模型和压电传递方程,建立了 PTS/生物组织接触传感数值模型,深入分析 PTS 的生物组织弹性模量传感规律,计算结果表明,PVDF 层靠近内部组件(铜球)的接触区域产生的 V 与 σ 最大,其与封装层接触区域产生

的 V 与 σ 较小,揭示了 PTS 的力-电多场耦合及能量传递过程。最后,采用 MEMS 制造工艺,制备了 PTS 样机,同时搭建 PTS/生物组织动态载荷测试平台对猪胃中不同人工肿瘤软/硬特性测试和模型验证。结果表明,内部组件与封装组件响应电压之比(V_1/V_2)与生物组织弹性模型(E_i)成线性关系,0.2~3.5 MPa 内,随 E_i 增大, V_1/V_2 增大,且与模型计算结果相吻合。

参考文献

[1] CHEN CH Y, YANG Y F, WANG P C, et al. Simvastatin attenuated tumor growth in different pancreatic tumor animal models [J]. Pharmaceuticals, 2022, 15(11):1408-1412.

[2] 张建,宋志刚,王书浩,等. 基于胃部肿瘤病理数据特征提取的分型模型研究[J]. 仪器仪表学报, 2024, 45(7):210-217.

ZHANG J, SONG ZH G, WANG SH H, et al. Research on feature classification model based on pathological data of gastric tumor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2024, 45(7):210-217.

[3] 邸拴虎,杨文瀚,廖苗,等. 基于 RA-Unet 的 CT 图像肝脏肿瘤分割[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(8): 65-72.

DI SH H, YANG W H, LIAO M, et al. Liver tumor segmentation from CT images based on RA-Unet [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(8): 65-72.

[4] QIU S H, ZHAO X F, CHEN J Y, et al. Characterizing viscoelastic properties of breast cancer tissue in a mouse model using indentation [J]. Journal of Biomechanics, 2018, 69:81-89.

[5] FEIG V R, TRAN H, LEE M, et al. Mechanically tunable conductive interpenetrating network hydrogels that mimic the elastic moduli of biological tissue [J]. Nature Communications, 2018, 9:2740-2748.

[6] EXTON J, HIGGINS J M G, CHEN J J. Acute brain slice elastic modulus decreases over time [J]. Scientific Reports, 2023, 13(1):12826-12829.

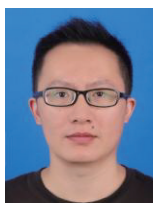
[7] TAMOŠIŪNAS M, ČIŽEVSKIS O, VIŠKERE D, et al. Multimodal approach of optical coherence tomography and raman spectroscopy can improve differentiating benign and malignant skin tumors in animal patients [J]. Cancers, 2022, 14(12):2820-2825.

[8] WANG ZH D, MEI L, YANG X, et al. Near-infrared fluorophores methylene blue for targeted imaging of the stomach in intraoperative navigation [J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2023, 11(11): 72073-72085.

- [9] LU Y, PEI SH SH, HOU SH X. Development of a novel rat model of lumbar facet joint osteoarthritis induced by persistent compressive injury [J]. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 2020, 20(4):3740-3748.
- [10] 郑佳星. 基于瑞利波光学相干断层扫描的非均质生物材料弹性测试技术研究[D]. 天津:天津大学, 2018.
- [11] CHO E Y, CHIU L L Y, LEE M, et al. Characterization of mechanical and dielectric properties of silicone rubber[J]. *Polymers*, 2021, 13(11):1831-1838.
- [12] ABBASI F, MIRZADEH H, KATBAB A A. Bulk and surface modification of silicone rubber for biomedical applications[J]. *Polymer International*, 2002, 51(10):882-888.
- [13] 罗瑞霞. 乳腺手术用高性能硅橡胶假体的制备及性能研究[D]. 北京:北京化工大学, 2020.
- [14] LUO R X. Preparation and performance study of high performance silicone rubber implants for breast surgery[D]. Beijing: Beijing University of Chemical Technology, 2020.
- [15] 李睿, 代煜, 张建勋, 等. 融合五自由度位姿信息的单目内窥镜目标尺寸测量[J]. *仪器仪表学报*, 2022, 43(6):230-238.
- [16] LI R, DAI Y, ZHANG J X, et al. Object dimension measurement using the 5-dof electromagnetic tracked endoscope[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2022, 43(6):230-238.
- [17] 姚懿染, 刘治军. 超声微泡联合靶向递送系统在肿瘤治疗中的研究进展[J]. *中国医学影像学杂志*, 2023, 31(10):1109-1112,1116.
- [18] RAO Y R, LIU ZH J. Research progress of ultrasonic microbubbles combined with targeted-delivery system for oncotherapy[J]. *Chinese Journal of Medical Imaging*, 2023, 31(10):1109-1112,1116.
- [19] TONG Y X, JIANG L M, CUI Y K, et al. Clinical characteristic-assisted surgical benefit stratification for resection of primary tumor in patients with advanced primary malignant bone neoplasms: A population-based propensity score-matched analysis [J]. *Frontiers in Oncology*, 2023, 13(96):502-517.
- [20] TAN Y Y, CHU Y, LIU D L, et al. Giant gastric stromal tumor with predominant cystic formation misdiagnosed as gastric cyst under endoscopic ultrasonography and fine-needle aspiration[J]. *Endoscopy*, 2023, 55(1):472-473.
- [21] 王雨, 张慧敏, 覃欢. 生物医学微波热声成像[J]. *物理学报*, 2023, 72(20):291-302.
- [22] WANG Y, ZHANG H M, QIN H. Biomedical microwave-induced thermoacoustic imaging [J]. *Acta Physica Sinica*, 2023, 72(20):291-302.
- [23] WANG F F, SHEN J J, WU Y Y. Passive tactile sensor for measuring elastic modulus of soft material: Continuum-mechanics model and experiment[J]. *Sensors and Actuators A. Physical*, 2018, 283:291-297.
- [24] 谷可欣, 李红, 李坤阳, 等. 软体仿生机械手柔性触觉感知技术研究进展[J]. *电子测量与仪器学报*, 2022, 36(8):13-27.
- [25] GU K X, LI H, LI K Y, et al. Research progress of flexible tactile sensing technology for soft biomimetic manipulator[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrument*, 2022, 36(8):13-27.
- [26] LIU Y F, WANG W, CHEN X F. Progress and prospects in flexible tactile sensors [J]. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023, 11(126):4563-4577.
- [27] LIU Y L, WO H L, HUANG SH Y, et al. A flexible capacitive 3D tactile sensor with cross-shaped capacitor plate pair and composite structure dielectric [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(2):1378-1385.
- [28] LIU X F, YANG W Q, MENG F, et al. Material recognition using robotic hand with capacitive tactile sensor array and machine learning [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2024, 73:1-9.
- [29] LI W K, WANG B, PENG G X, et al. Skin-inspired piezoelectric tactile sensor array with crosstalk-free row+column electrodes for spatiotemporally distinguishing diverse stimuli [J]. *Advanced Science*, 2021, 8(3):2817-2827.
- [30] BONAM S, BHAGAVATHI K A, JOSEPH J, et al. An ultra-flexible tactile sensor using silk piezoelectric thin film[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2023, 23(16):18656-18663.
- [31] 郭致港, 焦新泉, 贾兴中. 基于冲击激励的力传感器的动态数学模型研究[J]. *电子测量技术*, 2022, 45(3):72-78.
- [32] GUO ZH G, JIAO X Q, JIA X ZH. Research on dynamic mathematical model of force sensor based on impact excitation[J]. *Electronic Measurement Technology*, 2022, 45(3):72-78.
- [33] ZHANG J P, WEI S, LIU C CH, et al. Porous nanocomposites with enhanced intrinsic piezoresistive sensitivity for bioinspired multimodal tactile sensors[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2024, 10(1):630-641.

- [28] TANO N, HATSUZAWA T. Balloon-integrated pneumatic tactile sensor for tissue palpation in minimally invasive surgery[J]. *Sensors and Actuators A. Physical*, 2023, 363(11):4772-4778.
- [29] LI M S, HUH T M, YAHNKER C R. et al. Resonant pneumatic tactile sensing for soft grippers[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2022, 7(4):10105-10111.
- [30] SOKHANVAR S, PACKIRISAMY M, DARGAHI J. MEMS endoscopic tactile sensor: Toward in-situ and in-vivo tissue softness characterization[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2009, 9(12):1679-1687.
- [31] TANAKA Y, DOUMOTO K, SANO A, et al. Development of a sensor system with syringe based on tactile sensing using balloon expansion[C]. 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Alaska, 2010: 4861-4866.
- [32] SANGPRADIT K, LIU H, DASGUPTA P, et al. Finite-element modeling of soft tissue rolling indentation[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(12):3319-3327.
- [33] ZHAO SH SH, PARKS D, LIU CH. Design and modeling of a wide dynamic-range hardness sensor for biological tissue assessment[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2013, 13(12):4613-4620.
- [34] JI B, ZHOU Q, HU B, et al. Bio-inspired hybrid dielectric for capacitive and triboelectric tactile sensors with high sensitivity and ultrawide linearity range[J]. *Advanced Materials*, 2021, 33(27):859-866.
- [35] WANG N, DOU W, HAO S F, et al. Tactile sensor from self-chargeable piezoelectric supercapacitor[J]. *Nano Energy*, 2019, 56:868-874.
- [36] CHANG S M, HUR S, PARK J, et al. Optimization of piezoelectric polymer composites and 3D printing parameters for flexible tactile sensors[J]. *Additive Manufacturing*, 2023, 67:103470.
- [37] 刘玉荣 陈明. 基于纳米 ZnO 触觉传感器的研究进展[J]. *华南理工大学学报(自然科学版)*, 2021, 49(11):116-126.
LIU Y R, CHEN M. Research progress of tactile sensors based on nano-ZnO[J]. *Journal of South China University of Technology (Natural Science Edition)*, 2021, 49(11):116-126.
- [38] 刘玉荣 向银雪. 基于 PVDF 的压电触觉传感器的研究进展[J]. *华南理工大学学报(自然科学版)*, 2019, 47(10):1-12.
LIU Y R, XIANG Y X. Research progress of PVDF-based piezoelectric tactile sensor[J]. *Journal of South China University of Technology (Natural Science Edition)*, 2019, 47(10):1-12.
- [39] 赵萌, 王荣峰, 路倚文, 等. 腔道肿瘤光动力诊疗内窥技术的发展及临床应用现状[J]. *中国激光*, 2023, 50(9):108-117.
ZHAO M, WANG R F, LU Y W, et al. Development and clinical application of endoscopic techniques in photodynamic therapy for luminal tumors[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2023, 50(9):108-117.
- [40] BAI J Y, WANG Y Q, GUO H, et al. Endoscopic resection of small gastrointestinal stromal tumors[J]. *Digestive Diseases and Sciences*, 2010(55):1950-1959.
- [41] HAMPSON R, WEST G, DOBIEI G. Tactile, orientation, and optical sensor fusion for tactile breast image mosaicking[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2023, 23(5):5315-5324.
- [42] HAMPSON R, DOBIE G, WESTI G. Elasticity measurement of soft tissues using hybrid tactile and marg based displacement sensor systems[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(22):10262-10270.
- [43] SHAIKH M O, LIN CH M, LEE D H, et al. Portable pen-like device with miniaturized tactile sensor for quantitative tissue palpation in oral cancer screening[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(17):9610-9617.
- [44] ZHAO SH SH, PARKS D, LIU CH. Design and modeling of a wide dynamic-range hardness sensor for biological tissue assessment[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2013, 13(12):4613-4620.
- [45] SOKHANVAR S, PACKIRISAMY M, DARGAHI J. MEMS endoscopic tactile sensor: Toward in-situ and in-vivo tissue softness characterization[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2009, 9(12):1679-1687.

作者简介



胡捷(通信作者), 2012 年于南昌航空大学获得学士学位, 2015 年于南昌航空大学获得硕士学位, 2019 年于南京航空航天大学获得博士学位, 现为江西农业大学讲师, 主要研究方向为畜牧设施技术开发, 智能材料与结构的设计。

E-mail: hujie9@jxau.edu.cn

Hu Jie (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Nanchang Hangkong University in 2012, received his M. Sc. degree from Nanchang Hangkong University in 2015, received his Ph. D. degree from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 2019. Now he is a lecturer at Jiangxi Agricultural University. His main research interests include the livestock facility technology and intelligent materials and structures.