

面向精密操作执行末端三维力感知技术研究

李梦雪^{1,2}, 王臻^{1,2}, 周锦华^{1,2}, 吴学斌^{1,2}, 伊兴中^{1,2}

(1. 北京精密机电控制设备研究所, 北京 100076; 2. 控制执行机构技术创新中心, 北京 100076)

摘要: 机器人执行器末端三维传感器需要对三维方向受力大小进行精确感知, 对微结构三维力传感器进行了研究, 采用电阻应变片测量原理, 设计了一种微结构三维力传感器, 对传感器进行了三维力标定, 提出了一种基于多项式最小二乘法的静态解耦, 并应用该算法完成传感器的三维力静态解耦; 将求解出来的关系式, 下载到传感器内部 MCU 中, 实现线上解耦, 最后对传感器的指标参数进行了量化评估以及误差原因分析; 试验标定数据表明, 所研制的传感器具有较高精度, I 类误差径向误差小于 3%, 轴向误差为 4.689 2%, II 类误差三方向均不大于 0.3%; 经实际应用可满足面向精密操作执行末端的三维力测量使用要求。

关键词: 高精度; 执行末端; 三维力; 标定; 解耦

Research on Three-Dimensional Force Sensing Technology of Final Precision Controlling Element

LI Mengxue^{1,2}, WANG Zhen^{1,2}, ZHOU Jinhua^{1,2}, WU Xuebin^{1,2}, YI Xingzhong^{1,2}

(1. Beijing Institute of Precision Electromechanical Control Equipment, Beijing 100076, China;

2. Technology Innovation Center of Control Actuator, Beijing 100076, China)

Abstract: The three-dimensional sensor at the end of the robot actuator needs to accurately perceive the force in the three-dimensional direction, and research has been conducted on the three-dimensional force sensor of the micro-structure. A three-dimensional force sensor of the micro-structure based on the measurement principle of resistance strain gauge is designed, and the three-dimensional force calibration of the sensor is carried out. A static decoupling algorithm based on polynomial least squares method is proposed, and the algorithm is applied to complete three-dimensional force static decoupling of the sensor. The relationship formula to be solved is downloaded to the micro controller unit (MCU) inside the sensor, achieving on-line decoupling. Finally, a quantitative evaluation and err analysis are conducted on the indicators of the sensor. Experimental calibration data show that the sensor has high precision, with the class I radial error of less than 3%, the axial error of 4.689 2%, and the class II error of less than 0.3% in all three directions. Through practical application, it can meet the requirements for 3D force measurement at the end of precision operation execution.

Keywords: high precision; execution end; 3D force; calibration; decoupling

0 引言

2024 年 5 月, 美国 Intuitive 公司宣布最新开发的第 5 代达芬奇机器人引入了力反馈技术。目前, 任何其他技术都无法提供该功能。近几年国内外在临床领域, 基于不同原理的力传感检测技术如雨后春笋般涌现, 致力于解决目前手术机器人的最大弊端——无力学反馈问题。力传感检测技术包括直接检测法和间接检测法。其中间接检测法包含基于位移测量原理的^[1-3]、基于电流测量原理的^[4]、基于压力测量原理^[5-7]等, 由于间接测量法

的力检测是间接测量的, 测量精度不高。直接测量法包含基于电容测量原理的^[8-10]、基于压电测量原理的^[11-14]、基于光学测量原理的^[15-18]、基于电阻测量原理^[19-20]等。基于电容的力传感器输出阻抗高、负载能力差, 容易受到噪声的干扰。基于压电的传感器易受到非线性特性的干扰。基于光学的力传感器在测量过程中容易受到环境中光干扰。目前, 对于精密操作执行末端三维力检测, 大多应用基于电阻的应变计检测原理进行测量。

本文拟设计一种应用于精密操作执行末端三维力科

收稿日期: 2024-07-23; 修回日期: 2024-09-22。

作者简介: 李梦雪(1989-), 女, 硕士, 工程师。

引用格式: 李梦雪, 王臻, 周锦华, 等. 面向精密操作执行末端三维力感知技术研究[J]. 计算机测量与控制, 2025, 33(1): 163-172, 180.

手术执行器末端的微型三维力传感器。

1 传感器方案设计

传感器采用应变式测量原理，由敏感元件、传感元件与电路三部分构成^[21-23]。首先拟定弹性体材料以及初始尺寸，然后通过 ANSYS 仿真软件的，对弹性体各部位施加载荷，通过弹性体上的应力与应变云图，对弹性体材料以及尺寸进行优化迭代，从而判定弹性体结构是否合理。传感器的传感元件是应变计，应变计将弹性体的尺寸变形转换为微弱的电阻变化。传感器输出的微弱阻值信号通过转换电路进行采集放大电压信号输出，实现三维力传感器三维力检测，如图 1 所示。

1.1 传感器敏感元件

手术机器人执行器末端布局空间狭小，弹性体在保证径向刚度的同时还需保证轴向检测分辨率，对弹性体的金属材料提出了较高的要求：强度高、弹性模型稳定、弹性滞后小、抗氧化、耐腐蚀、线性度好、组织均匀、残余应力小，通过对常用的力传感器弹性体金属材料的化学成分进行分析比对，选择了各方面性能良好的钢 022Cr17Ni12Mo2（316L）作为弹性体的金属材料，该材料具体的力学性能参数如表 1 所示。

表 1 022Cr17Ni12Mo2 力学性能参数

抗拉强度 /MPa	屈服强度 /MPa	弹性模量 /GPa	密度/(g/cm ³)	泊松比 μ	伸长率 $\delta/\%$	热导率 W/(m·K)
530	210	195	7.93	0.3	35	130

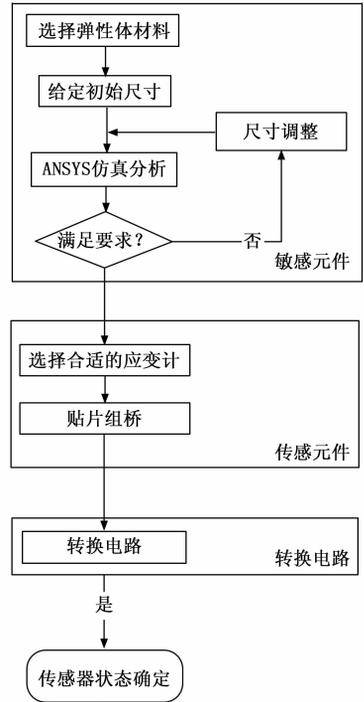


图 1 弹性体结构尺寸步骤图

1.2 传感器传感元件

传感器采用应变式测量原理，选用的金属应变计规格参数如下：敏感栅尺寸 0.51×1.52 mm，应变计总尺寸 2.13×1.52 mm，基底尺寸 2.5×1.5 mm，电阻值 350 ± 0.2% Ω，是最小的箔式应变片，如图 2 所示。

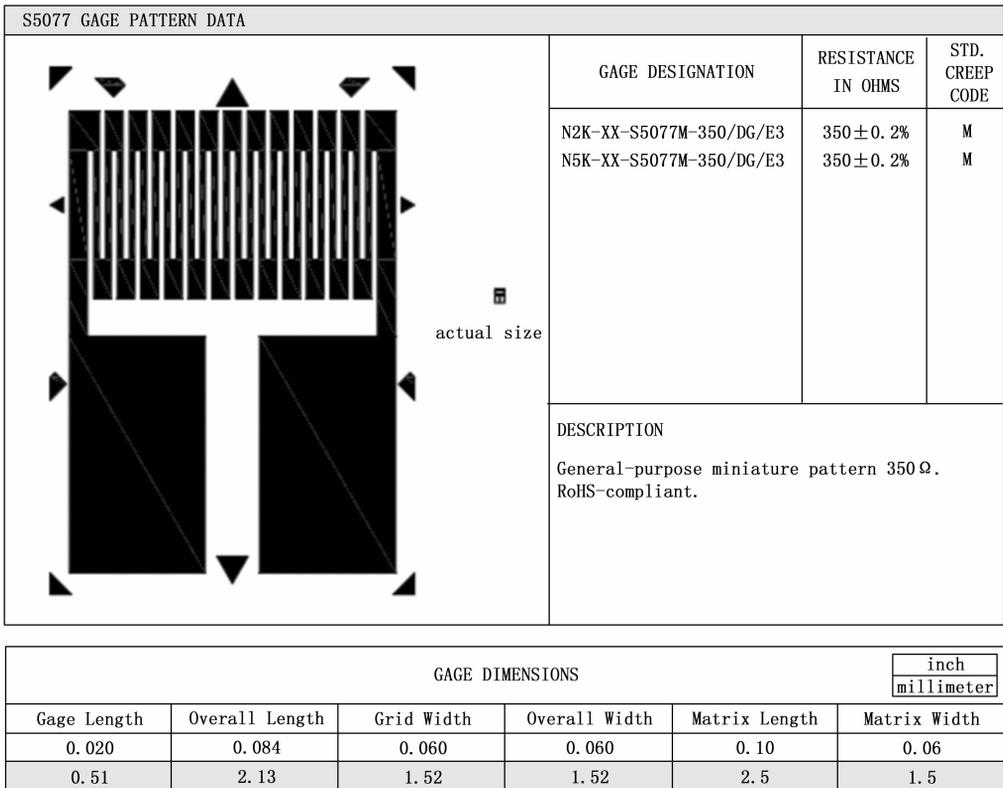


图 2 微型电阻应变片示意图

表 2 微型电阻应变片规格参数

电阻值 R/Ω	适用温度/°C	灵敏系数	应变范围/με	使用寿命
350	-75~+205	2.1	1 800	10 ⁷

1.3 传感器数学模型分析

$$\begin{aligned} \sigma_1 &= \frac{P}{A} = \frac{P}{bh} \\ \sigma_2 &= \frac{F \cdot l}{2(bh^2/6)} \\ \epsilon_y &= \frac{\sigma_1 + \sigma_2}{E} \end{aligned} \quad (1)$$

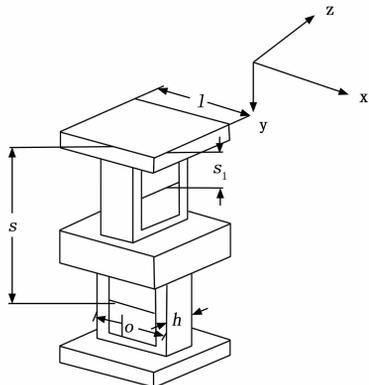


图 3 弹性体受力梁结构模型

式中, σ_1 为应力, Pa; σ_2 为应力, Pa; F 为 Y 轴方向切压力, N; l 为截面横截面宽度, m; b 为应变梁截面横截面长度, m; h 为应变梁截面横截面宽度, m; E 为弹性模量, Mpa; ϵ_y 为施加 Y 轴方向力时应变梁应变值; A 为应变梁截面横截面面积, m²; p 为 Y 轴方向正压力, N。

$$\begin{aligned} \sigma &= \frac{M(x)}{I_z} y \\ M(x) &= F_z \cdot S1 \\ I_z &= \frac{bh^3}{12} \end{aligned} \quad (2)$$

式中, F_z 为 Z 轴方向力, N; S1 为载荷点到边界距离, m; I_z 为截面对中性轴的惯性矩, m⁴; y 为截面任意点到中性轴的距离, m。

由材料工程力学可知虎克定律为: $\sigma = E\epsilon$, 将其带入到式中可得粘贴在梁 2 表面应变公式:

$$\epsilon_x = \frac{1}{E} \cdot \frac{F_x \cdot S1}{bh^3} \cdot \frac{h}{2} = \frac{6F_x \cdot S1}{bh^2 E} \quad (3)$$

式中, ϵ_x 为施加 X 轴方向力时应变;

同理梁 1 表面的应变公式:

$$\epsilon_z = \frac{1}{E} \cdot \frac{F_z \cdot S}{bh^3} \cdot \frac{h}{2} = \frac{6F_z \cdot S}{bh^2 E} \quad (4)$$

式中, ϵ_z 为施加 Z 轴方向力时应变梁应变值。

除受手术执行器末端尺寸限制, 测力传感器满量程时, 弹性体最大应力不应超过材料许用屈服应力, 即其参数范围为:

$$\begin{aligned} 2.1 &\leq b \leq 2.5 \\ 0.8 &\leq h \leq 1.5 \\ \sigma_{r-\max} &\leq \sigma_{0.2} \\ \sigma_{z-\max} &\leq \sigma_{0.2} \end{aligned} \quad (5)$$

综上考虑, 最终确定弹性体尺寸参数为: $b=2.2$ mm, $h=0.8$ mm, 力作用距离 $s1=3.25$ mm, $S=7.25$ mm。

1.4 传感器仿真模型分析

通过 ANSYS 软件静力学分析模块对弹性体进行力学仿真, 由仿真结果可知, 当施加外力 $F_z=5$ N 时, 弹性体仿真的最大应力为 $192.24 \leq 210$ Mpa。

当沿弹性体 Z 轴负向施加等间距外力时, 在应变梁 1 与应变梁 2 产生的应变值具体如表所示, 应用 matlab 软件 Curve Fitting Tool 将表 3 数据处理, 进行线性拟合如图 4 所示。

表 3 Z 轴等间距力对应应变值

F_z /N	0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
梁 1 应变	0	79.08	159.66	236.08	317.55	394.73
梁 2 应变	0	11.26	22.92	33.87	45.37	58.63
F_z /N	3	3.5	4	4.5	5	
梁 1 应变	473.84	558.19	630.25	708.42	795.15	
梁 2 应变	67.45	78.77	92.76	103.27	112.94	

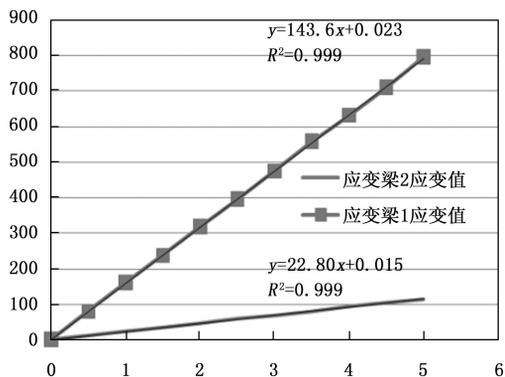


图 4 Z 轴外力作用拟合曲线

由图可以看出, F_z 对应变梁 1 与应变梁 2 的作用同样产生近似线性的关系, 并通过拟合函数求得曲线拟合表达式为式所示:

$$\begin{aligned} \epsilon_2 &= 22.8F_z + 0.015 \\ \epsilon_1 &= 143.6F_z + 0.023 \end{aligned} \quad (6)$$

式中, ϵ_1 为单轴外力 F_z 在弹性体应变梁 2 作用应变值; ϵ_2 为单轴外力 F_z 在弹性体应变梁 1 作用应变值。

当施加外力 $F_x=5$ N 时, 弹性体仿真的最大应力为 $103.15 \leq 210$ Mpa。

当沿弹性体 X 轴负向施加等间距外力时，在应变梁 1 与应变梁 2 产生的应变值具体如表 2 所示，应用 matlab 软件 Curve Fitting Tool 将表 4 数据处理，进行线性拟合如图 5 所示。

表 4 X 轴等间距力对应应变值

F_x/N	0	0.5	1	1.5	2.0	2.5
梁 2 应变	0	35.33	71.5	106.93	146.26	182.66
梁 1 应变	0	4.537	8.6	13.05	20.52	24.02
F_x/N	3	3.5	4	4.5	5	
梁 2 应变	217.39	256.41	288.83	323.28	355.74	
梁 1 应变	28.83	36.45	41.29	46.92	51.67	

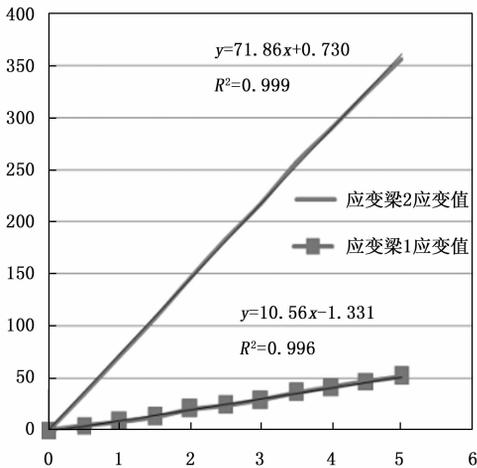


图 5 X 轴外力作用拟合曲线

由图可以看出， F_x 对应变梁 1 与应变梁 2 的作用同样产生近似线性的关系，并通过拟合函数求得曲线拟合表达式为式所示：

$$\begin{aligned} \epsilon_2 &= 71.86 + 0.73F_x \\ \epsilon_1 &= 10.56F_x - 1.331 \end{aligned} \quad (7)$$

式中， ϵ_2 为单轴外力 F_x 在弹性体应变梁 2 作用应变值； ϵ_1 为单轴外力 F_x 在弹性体应变梁 1 作用应变值。

当施加外力 $F_y = 5 \text{ N}$ 时，弹性体仿真的最大应力为 40.532 Mpa，当沿弹性体 Y 轴负向施加等间距外力时，在应变梁 1 与应变梁 2 产生的应变值具体如表所示，应用 matlab 软件 Curve Fitting Tool 将表 5 数据处理，进行线性拟合如图 6 所示。

表 5 Y 轴等间距力对应应变值

F_y/N	0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
梁 2 应变	0	17.72	35.63	53.41	70.9	89.03
梁 1 应变	0	1.998	3.998	6.63	8.84	11.01
F_y/N	3	3.5	4	4.5	5	
梁 2 应变	106.13	124.3	140.6	160.25	175.6	
梁 1 应变	11.91	12.5	12.57	14.16	17.86	

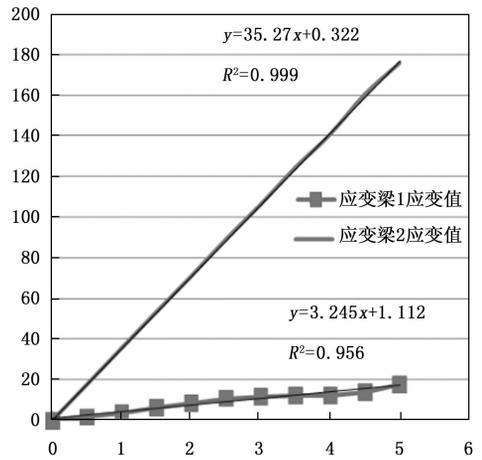


图 6 Y 轴外力作用拟合曲线

由图可以看出， F_y 对应变梁 1 与应变梁 2 的作用同样产生近似线性的关系，并通过拟合函数求得曲线拟合如公式 (8) 所示：

$$\begin{aligned} \epsilon_2 &= 35.27F_y + 0.322 \\ \epsilon_1 &= 3.245F_y + 1.112 \end{aligned} \quad (8)$$

式中， ϵ_2 为单轴外力 F_y 在弹性体应变梁 2 作用应变值； ϵ_1 为单轴外力 F_y 在弹性体应变梁 1 作用应变值。

作用在弹性体的外力 \tilde{F} 与所产生的应变关系可表示为：

$$\tilde{E} = \tilde{Q}\tilde{F} \quad (9)$$

由图 4~6 可获得解耦矩阵 \tilde{Q} ：

$\tilde{Q} = \begin{bmatrix} 71.86 & 35.27 & 22.8 \\ 10.56 & 3.245 & 143.6 \end{bmatrix}$ 将解耦矩阵 \tilde{Q} 代入试 $\tilde{E} = \tilde{Q}\tilde{F}$ 中，可得，各路的应变变化量与弹性体的受力关系为：

$$\begin{bmatrix} \epsilon_2 \\ \epsilon_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 71.86 & 35.27 & 22.8 \\ 10.56 & 3.245 & 143.6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (10)$$

由上式可知，当已知作用在传感器弹性体上的三方向力载荷时，可以求出两组桥路的应变值，同理，亦可以通过测量的应变值反推出三维作用力的大小，将上面公式等号两边同时左乘耦合矩阵 \tilde{Q} 的逆矩阵 \tilde{Q}^{-1} ，得通过对矩阵求逆便可得到施加在弹性体上的力，即：

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0114 & 164 & -0.0017 & 747 \\ 0.005 & 649 & 8 & -0.000 & 974 \\ -0.000 & 967 & 0.0071 & 163 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_2 \\ \epsilon_1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

由于：

$$\begin{aligned} \frac{\Delta R}{R} &= K\epsilon \\ \epsilon &= \frac{\Delta R}{K \cdot R} \end{aligned} \quad (12)$$

其中： $K=2$ ， $R=350$ ，可得施加在弹性体上的三维力和各桥路应变片电阻变化值的仿真模型如下：

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.0114\ 164 & -0.001\ 774\ 7 \\ 0.005\ 649\ 8 & -0.000\ 974 \\ -0.000\ 967 & 0.0071\ 163 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\Delta R_2}{K \cdot R} \\ \frac{\Delta R_1}{K \cdot R} \end{bmatrix} = \frac{1}{K \cdot R} \begin{bmatrix} 0.011\ 416\ 4 & -0.001\ 774\ 7 \\ 0.005\ 649\ 8 & -0.000\ 974 \\ -0.000\ 967 & 0.007\ 116\ 3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta R_2 \\ \Delta R_1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.630\ 91E-5 & -2.535\ 28E-6 \\ 8.071\ 14E-6 & -1.391\ 43E-6 \\ -1.381\ 43E-6 & 1.016\ 614E-5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta R_2 \\ \Delta R_1 \end{bmatrix}$$

选取 16 个样本点, 根据弹性体的仿真模型和理论模型得到仿真值与理论值进行对比, 见表 6。

表 6 X 轴、Y 轴、Z 轴等间距力对应应变仿真值与理论值对比

样本点	x 轴向应变值/ $\mu\epsilon$		绝对误差值/%
	仿真值	理论值	
F_x/N			
0	0	0	0
1	71.5	71.023	0.667
2	146.26	142.045	2.886
3	217.39	213.068	1.988
4	288.83	284.091	1.641
5	355.74	355.113	0.176
样本点	z 轴向应变值/ $\mu\epsilon$		绝对误差值/%
	仿真值	理论值	
F_z/N			
0	0	0	0
1	159.66	158.43	0.77
2	317.55	316.87	0.214
3	473.84	475.306	0.308
4	630.25	633.741	0.551
5	795.15	792.17	0.374
样本点	y 轴向应变值/ $\mu\epsilon$		绝对误差值/%
	仿真值	理论值	
F_z/N			
0	0	0	0
1	35.63	35.69	0.168
2	70.94	71.3	0.504
3	106.13	107.08	0.887
4	140.6	142.77	1.51
5	175.6	178.46	1.602

从表 6 可以看出, 应变的理论计算与 ANSYS 仿真值误差较小, 验证了仿真模型与理论计算数学模型的一致性。

1.5 传感器实物试制

目前大多数已有研究难以实现小型化进而无法应用于手术器械末端。当传感单元的尺寸下降到毫米级别, 有许多工艺技术需要着重突破, 传感器生产工艺流程图 7。

其中, 贴片是项精密且耗时的工作, 过程中产生的微小误差最终都会影响传感器的精度:

1) 电阻应变计定位误差分析

应变片的敏感栅应粘贴在应变梁的中心。粘贴在弹



图 7 传感器生产工艺流程图

性体应变梁上的电阻应变计的位置偏差为定位误差, 主要影响各应变片测量的应变值不完全相等, 组成惠斯通电桥电路后, 会引起一定的电桥输出非线性误差。应变片粘贴位置和惠斯通电桥电路如图 8 所示。

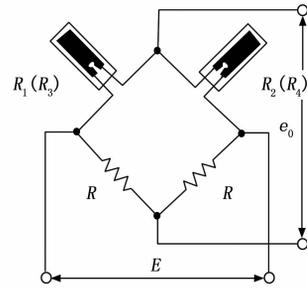


图 8 弹性体力觉检测半桥电路

R_1, R_2, R_3, R_4 分别为感受正应变和负应变的电阻应变计。

R_1, R_2, R_3, R_4 应变计具有相同的电阻值 R , 相同的灵敏系数 K , 在外载荷作用下产生变形 Δl , 电阻 R 变化了 ΔR , ϵ 为应变计应变值。

$$\text{因 } K = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta l}{l}} = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\epsilon} = \frac{\Delta R}{\epsilon R}, \Delta R = K\epsilon R$$

则:

$$\begin{aligned} R_1 &= R_1 - \Delta R_1 = R_1(1 - K\epsilon_{R_1}), \\ R_2 &= R_2 + \Delta R_2 = R_2(1 + K\epsilon_{R_2}) \\ \frac{e_0}{E} &= \frac{R}{2R} - \frac{(R_1 - \Delta R_1)}{(R_1 - \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2)} = \\ &= \frac{R}{2R} - \frac{R_1(1 - K\epsilon_{R_1})}{R_1(1 - K\epsilon_{R_1}) + R_2(1 + K\epsilon_{R_2})} \end{aligned} \quad (13)$$

当电桥电路中各电阻应变计的应变值绝对值均相等时, 即 $\epsilon_{R_1} = \epsilon_{R_2} = \epsilon, R_1 = R_2 = R$ 时,

则:

$$\frac{e_0}{E} = \frac{1}{2} - \frac{1 - K\epsilon_{R_1}}{1 - K\epsilon_{R_1} + 1 + K\epsilon_{R_2}} = \frac{K\epsilon}{2}$$

式中, ϵ_{R_1} 为 R_1 应变计应变值; ϵ_{R_2} 为 R_2 应变计应变值; e_0 为惠斯通电桥电路信号输出电压; E 为惠斯通电桥电路电源电压。

由于作用在弹性体上的外载荷与各电阻应变计的应变值成正比, 从式可以看出传感器非线性度误差。

当组成电桥电路各桥臂的电阻应变计, 因搭配不当或出现定位偏差造成应变值不同时, 就会产生线性误差。此时应变值的绝对值为:

$$\epsilon_{R1} = \epsilon(1 + \delta) \quad (14)$$

设应变计应变量的偏差为一小于 1 的变量 δ ，并假定是出现所有误差都叠加起来的最坏情况：

$$\frac{e_0}{E} = \frac{1}{2} - \frac{1 - K\epsilon_{R1}}{1 - K\epsilon_{R1} + 1 + K\epsilon_{R2}} = \frac{2K\epsilon(1 + \delta)}{4 - 2K\delta\epsilon} \quad (15)$$

上式展开并略去 δ^2 项和高次项，得：

$$\frac{e_0}{E} = \frac{K\epsilon}{4} (2 + 2\delta + K\delta\epsilon) \quad (16)$$

即线性误差为：

$$\frac{\Delta e_0}{E} = \frac{K\delta\epsilon}{2} \quad (17)$$

通过 ANSYS 对弹性体应变梁施加最大力值进行仿真分析，选取应变变量变化最大的情况如图 9 所示。

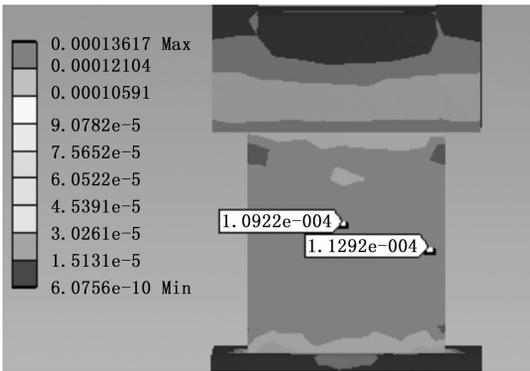


图 9 仿真分析图

应变梁的应变变量产生最大偏差为 $3.7 \mu\epsilon$ 。对传感器线性度误差的影响量为 0.012% 。由此不难得出，粘贴在弹性体应变梁中心的应变片，其定位偏差所造成的产生的最大线性度误差为 0.012% 。

2) 应变片粘结层工艺偏差：

电阻应变片基底和应变胶粘剂层过厚且固化不完全，承受应变后基底与胶层之间发生滑动，使传感器输出随时间而减少，机械应变越大、胶粘层越厚，线性度误差越大；焊接时热影响区大，造成防护胶、应变胶粘剂过固化，使胶层变脆，粘结强度减小，影响传感器线性输出。

因此，在传感器在贴片试制过程中需对生产环节进行严格把控，包括环境温度，焊接温度，多余物产生与控制等。

1.6 传感器电路设计

对于传感器输出的原始微弱电气信号，需要进行信号处理。通过理论模型计算可知，当三方向施加载荷变化 0.1 N 时，应变片输出阻值变化最小仅有 0.001Ω ，最大也只有 0.05Ω ，因此需要进行信号的放大和采集。信号调理电路采用半桥测量电路和差分仪表放大器电路来采集和处理传感器的三维力信号^[26-27]。

传感器的输出电压信号经 AD620 组成的增益可调仪表放大器放大和转换电平后送 ARM 处理器 STM32-F405VG 进行数据采集和处理，其主要电路图如图 10 所示。采用外接增益电阻阻值大小为 499Ω ，放大采集电压信号。

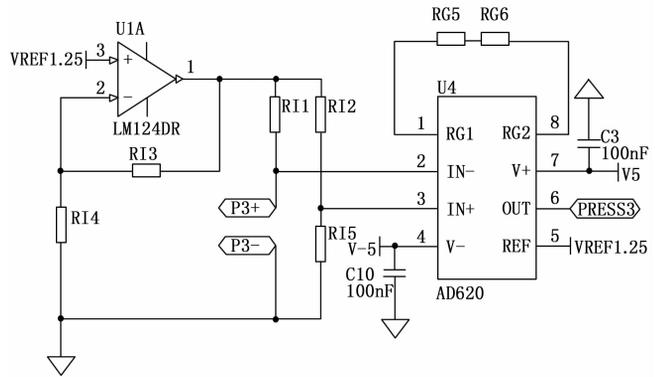


图 10 传感器信号调理电路图

信号调理电路采用 ARM 处理器 STM32F405VG 进行 AD 采集和 SPI（角位移传感器通信）、CAN 总线通信，STM32F405VG 是基于 ARM Cortex-M4 的 STM32F4 系列单片机。采用 168 MHz CPU，210DMIPS，高达 1MB 闪存。具有 82 个 I/O 口，3 个 12 位 ADC，两个 DAC、提供 CAN、SPI、I2C 等多种接口。其主要电路图如图 11 所示。

传感器电路采用 3 个 350 欧姆的固定电阻和一个电阻箱组成单臂电桥模拟负载。增益放大电阻采用 499Ω ，放大倍数 100 倍。测试数据见表 7 和表 8。

表 7 应变梁 1 电路测试数据

产品名称			传感器系统电路	
测试仪器名称	制作厂商		仪器型号	
程控电源	固纬		GPD-4303S	
数字万用表	固纬		GDM-8261A	
测试类	模拟负载电阻值/ Ω	理论值/ V	实测值/ V	测量误差/ μV
测量精度	349.96	3.055 000	3.055 003	3
	349.97	3.057 000	3.057 008	8
	349.98	3.059 000	3.058 996	4
	349.99	3.061 000	3.061 010	10
	350	3.063 000	3.063 004	4
	350.01	3.065 000	3.064 998	2
	350.02	3.067 000	3.066 992	8
	350.03	3.069 000	3.069 003	3
	350.04	3.071 000	3.071 012	12

由表 7 表 8 可以看出，转换电路在采集放大输出过程中存在一定的测量误差。信号输出量级十分微小，需要从执行末端经过一定长度的线缆传送到前端处理，在传输过程中会受到温度变化，噪声，电场，磁场以及传

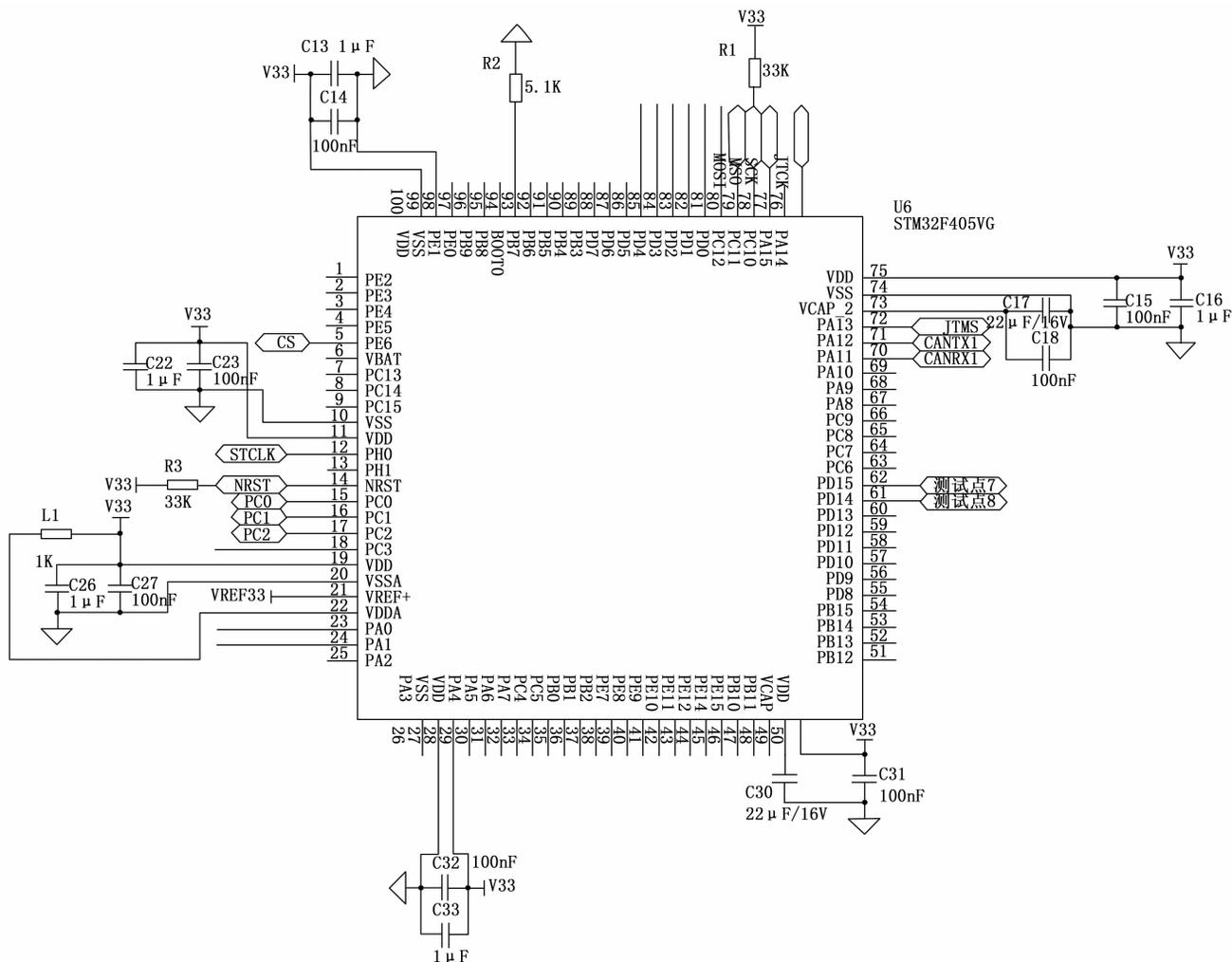


图 11 信号调理电路图

输线缆本身自带电阻等干扰因素影响, 导致采集过程中出现一定的测量误差。

表 8 应变梁 2 电路测试数据

产品名称		传感器系统电路		
测试仪器名称	制作厂商	仪器型号		
程控电源	固纬	GPD-4303S		
数字万用表	固纬	GDM-8261A		
测试类	模拟负载电阻值/ Ω	理论值/ V	实测值/ V	测量误差/ μV
测量精度	349.96	3.055 000	3.055 005	5
	349.97	3.057 000	3.057 004	4
	349.98	3.059 000	3.059 007	7
	349.99	3.061 000	3.060 999	1
	350	3.063 000	3.063 014	14
	350.01	3.065 000	3.064 997	3
	350.02	3.067 000	3.067 009	9
	350.03	3.069 000	3.069 011	11
350.04	3.071 000	3.071 006	6	

2 传感器标定

依据标准 JJG391-2009 《力传感器计量检定规程》, 对三维力传感器进行标定检测。

标定检测环境条件要求: 温度: $(20 \pm 5)^\circ C$; 相对湿度不大于 80%; 大气压力 $(90 \sim 106) kPa$; 在标定过程中, 环境温度的变化不得超过 $1^\circ C/h$ 。

2.1 F_x 、 F_y 、 F_z 方向单轴标定

1) 确定传感器标定力的方向以及每个方向的量程范围 $(0 \sim 5 N)$;

2) 对传感器标定的一维 F_x 、 F_y 、 F_z 方向按量程等间距 $0.5 N$ 分割;

3) 从小到大依次对传感器标定点施加力, 加荷至标定点负荷后, 负荷保持 30 s 后, 读取并记录标定点对应的电压值; 每次加荷至标定点负荷后卸荷到零负荷, 等待至少 30 s, 再重新加载;

4) 步骤 3) 重复 3 次, 取平均值, 获得电压与力的样本点拟合关系式。

按照上述标定步骤分别对 X、Y、Z 方向按照 0.5 N 的级差作为一个测量点进行单向加载试验，将得到的部分标定数据如表 9~11 所示。

表 9 力传感器 Z 轴向力标定数据表

F_z/N	0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
梁 1 电压/V	3.063	3.073	3.083	3.093	3.103	3.112
梁 2 电压/V	3.063	3.065	3.066	3.067	3.069	3.07
F_z/N	3	3.5	4	4.5	5	
梁 1 电压/V	3.122	3.133	3.142	3.152	3.162	
梁 2 电压/V	3.072	3.073	3.075	3.076	3.076	

表 10 力传感器 X 轴向力标定数据表

F_x/N	0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
梁 1 电压/V	3.063	3.064	3.064	3.065	3.066	3.066
梁 2 电压/V	3.063	3.068	3.072	3.077	3.081	3.086
F_x/N	3	3.5	4	4.5	5	
梁 1 电压/V	3.067	3.068	3.068	3.069	3.07	
梁 2 电压/V	3.09	3.095	3.099	3.103	3.108	

表 11 力传感器 Y 轴向力标定数据表

F_y/N	0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
梁 1 电压/V	3.063	3.063	3.064	3.064	3.064	3.065
梁 2 电压/V	3.063	3.065	3.067	3.069	3.072	3.073
F_y/N	3	3.5	4	4.5	5	
梁 1 电压/V	3.065	3.065	3.065	3.065	3.065	
梁 2 电压/V	3.076	3.078	3.08	3.082	3.084	

2.2 解耦算法

由于多维力传感器耦合现象是受其结构设计、加工精度、应变片粘贴方式以及实现标定方式等诸多因素影响，仅通过机械结构无法解决各维度间力耦合现象，还需通过解耦算法实现传感器的最终解耦。

将表 9~11 中 F_x 、 F_y 、 F_z 方向标定数据解算成电压增幅数据。由上述拟合曲线图，得到拟合公式表 12。

表 12 拟合公式表

耦合关系	拟合公式
$U_2 - F_x$	$U_2 = -0.060 6x^2 + 9.266 7x - 0.363 6$
$U_1 - F_x$	$U_1 = 0.028x^2 + 1.205 6x + 0.104 9$
$U_2 - F_y$	$U_2 = -0.018 6x^2 + 4.347 8x - 0.160 8$
$U_1 - F_y$	$U_1 = -0.121 2x^2 + 1.042 4x - 0.181 8$
$U_2 - F_z$	$U_2 = -0.088 6x^2 + 3.188 3x - 0.014$
$U_1 - F_z$	$U_1 = -0.116 6 x^2 + 20.237 3x - 0.028$

作用在弹性体的三维力 F 与输出电压值 U 关系可表示为：

$$U = CF \tag{18}$$

即：

$$\begin{bmatrix} U_2 \\ U_1 \end{bmatrix} = [C_1][F_x], \begin{bmatrix} U_2 \\ U_1 \end{bmatrix} = [C_2][F_y], \begin{bmatrix} U_2 \\ U_1 \end{bmatrix} = [C_3][F_z]$$

式中， $[C_1]$ 、 $[C_2]$ 、 $[C_3]$ 为多项式系数矩阵； $[F_x] = [x_2 \ x_1 \ x_0]'$ ； $[F_y] = [x_2 \ x_1 \ x_0]'$ ； $[F_z] = [x_2 \ x_1 \ x_0]'$ 。

将上面公式等号两边同时左乘耦合矩 C 的逆矩阵 C^{-1} ，得通过对矩阵求逆便可得到施加在弹性体上的力，即：

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = [C]^{-1} \begin{bmatrix} U_2 \\ U_1 \end{bmatrix} \tag{19}$$

通过 uatlab 求解出来 $U-F$ 的拟合公式见表 13。

表 13 拟合公式表

耦合关系	拟合公式
$U-F_x$	$y_x = 0.074 2 - 0.705 9x_1^2 - 0.013 8 x_2^2 + 0.270 9x_1 + 0.070 3x_2 + 0.197 7x_1 \cdot x_2$
$U-F_y$	$y_y = 0.034 1 + 0.221 2x_1^2 + 0.004 6x_2^2 + 0.104 2x_1 + 0.206 7x_2 - 0.058 6x_1 \cdot x_2$
$U-F_z$	$y_z = 0.001 8 + 0.001 4x_1^2 + 0.070 8x_2^2 + 0.044 7x_1 + 0.027 5x_2 - 0.019 6x_1 \cdot x_2$

2.3 软件实现

嵌入式软件把采集到的电压信号 U_x 、 U_z ，通过关系矩阵的拟合转化为 F_x 、 F_y 、 F_z 力信号，并通过 CAN 接口输出力信号。

传感器上电后，使用控制器向传感器发送握手指令，传感器应答握手指令，并开始以 100 ms 周期发送传感器的力信息。传感器与控制器通信交互逻辑图如图 12 所示。

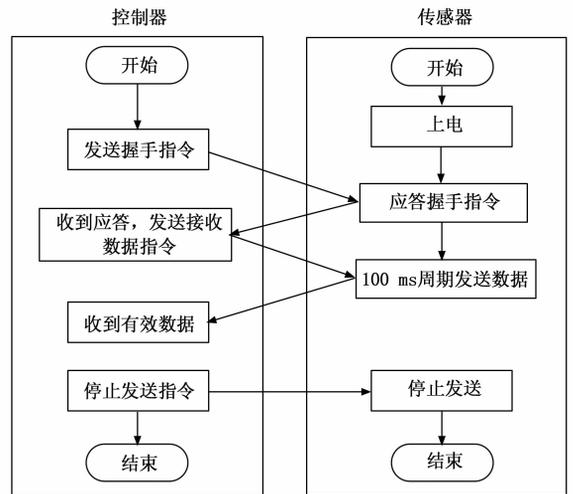


图 12 传感器与控制器交互逻辑图

采用 CAN 盒的上位机工具 CANTest 对传感器的功

能进行测试。其中 CANTest 作为控制器发送指令, 简称为 Ctl。传感器根据 Ctl 指令发送相应的数据, 简称为 Sen。CAN 总线波特率为 500 Kbps, 底层基本传输协议采用 2.0B 标准 (符合 ISO11898 规范)。本协议采用 CAN2.0B 规范的 11 位标识符的标准帧格式。CAN 总线帧格式如表 14~15 所示。

表 14 CAN 总线帧格式

消息名称	Ctl 向传 Sen 下发指令			/
消息标识	0x200			
源	Ctl	字节数	8	
目标	Sen	发送周期	非周期	
传输类型	主从	/	/	
数据字定义				
字节号	字名称	字标号	位号	说明
01	控制字	CBH	0-7	二进制编码。AA—开始, EE—确认, FF—停止。
02		CBL	0-7	无符号整数。CB 为 AA 或 FF 时, 默认值 01; CB 为 EE 时, 01—周期返回力信号。
03	预留		0-7	默认值 0
04	预留		0-7	默认值 0
05	预留		0-7	默认值 0
06	预留		0-7	默认值 0
07	预留		0-7	默认值 0
08	预留		0-7	默认值 0
附注				

表 15 CAN 总线帧格式

消息名称	Ctl 向传 Sen 下发指令			/
消息标识	0x200			
源	Sen	字节数	4	
目标	Ctl	发送周期	周期(数据)	
传输类型	从主	/	/	
数据字定义				
字节号	字名称	字标号	位号	说明
01	控制字	CBH	0-7	二进制编码。CC—应答, DD—数据。
02		CBL	0-7	无符号整数。CB 为 CC 时, 默认值 01; CB 为 DD 时, 01—力数据
03	数据组 1 高字节	H	0-7	CB 为 CC01 时, =00。CB 为 DD01 时, = 力信号的整数部分。
04	数据组 1 低字节	L	0-7	CB 为 CC01 时, =00。CB 为 DD01 时, = 力信号的小数部分。
05	预留	H	0-7	默认值 0
06	预留	L	0-7	默认值 0
07	预留	H	0-7	默认值 0
08	预留	L	0-7	默认值 0
附注				

通过软件程序拟合后, 对传感器进行加压测试, 测试结果如表 16 所示。

表 16 加压测试表

序号	施加力/N	换算后力/N		
		F_x	F_y	F_z
1	0	0.074 2	0.001 8	0.034 1
2	0.5	0.634 2	0.535	0.465 9
3	1	0.933 4	0.999 5	1.025 5
4	1.5	1.607 4	1.493 6	1.483 7
5	2	2.003 8	2.039 6	2.065
6	2.5	2.491 8	2.492 4	2.482 3
7	3	3.052 9	3.087 2	3.068 2
8	3.5	3.531 6	3.625 8	3.504 8
9	4	4.013 2	4.214 9	3.978 2
10	4.5	4.467 2	4.715	4.488 4
11	5	4.875 4	5.246	5.035 4

2.4 精度计算

多维力传感器主要通过 I 类误差和 II 类误差来评定传感器性能好坏^[28]。I 类误差又称线性度误差, 主要体现了传感器力载荷与输出信号之间的输出关系。

$$I \text{ 类误差} = \left| \frac{e_{i(\max)}}{y_{i(F,S)}} \right| \quad (20)$$

式中, $y_{i(F,S)}$ 为 i 方向可施加的满量程力值; $e_{i(\max)}$ 为 i 方向可施加的力值与真实测量得到的力值之间最大误差值。

II 类误差为耦合误差:

$$II \text{ 类误差} = \sqrt{\frac{|y_{ji(F,\max)}|^2 + |y_{ki(F,\max)}|^2}{|y_{i(F,S)}|^2}} \quad (21)$$

式中, $y_{i(F,S)}$ 为 i 方向可施加的满量程力值;

$y_{ki(\max)}$ 为 s ($s=j, k$) 方向施加力值, 其他方向力值为零时, i 方向输出力的最大值。

解耦后力传感器误差见表 17。

表 17 力传感器误差

	X	Y(轴向力)	Z
I 类误差/%	2.752 5	4.689 2	0.703
II 类误差/%	0.296 7	0.292 7	0.143 7

传感器 F_y 轴向力的误差相对来说大一些, 由于受到径向刚度限制, 弹性体不仅需要产生轴向变形, 还必须使其保持一定的径向刚度。

3 结束语

本文通过对弹性体应变梁结构数学模型搭建、AN-SYS 精确力—变形有限元仿真以及迭代优化设计, 最终设计了一种基于金属应变计的微结构三维力传感器; 通过对力传感器制造工艺的学习, 对重要环节贴片过程中可能产生的误差进行了计算分析, 完成了传感器样机试

制；对应变计检测的三维力微弱阻值信号，设计了信号调理电路来采集和放大；制定了三维力传感器标定流程，完成了三维力传感器标定测试；提出了一种基于多项式最小二乘法的静态解耦，并应用该算法完成传感器的三维力静态解耦。将求解将求解出来的关系式，下载到传感器内部 MCU 中，实现线上解耦，最后对传感器的指标参数进行了量化评估以及误差原因分析。

本文设计了一种微型三维力传感器，样机外形尺寸仅有 $10 \times 3 \times 3$ mm，追平世界最小规格。试验标定数据表明，所研制的传感器具有较高精度，应用场景进一步解锁，可应用于精密制造、医疗领域、手术机器人、人形机器人等高精尖制造领域，有着广阔的市场前景。

参考文献：

- [1] ROSEN J, HANNAFORD B, MacFarlane M P, et al. Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery-experimental performance evaluation [J]. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1999 (46): 1212 - 1221.
- [2] MAHVASH M, OKAMURA A M. Friction Compensation for Enhancing Transparency of a Teleoperator with Compliant Transmission [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2007, 23 (6): 1240 - 1246.
- [3] MAHVASH M, OKAMURA A M. Enhancing Transparency of a Position Exchange Teleoperator [C] //Proceedings of the joint eurohaptics conference and symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems. Tsukuba, Japan; IEEE Robotics and Automation Society, 2007: 470 - 475.
- [4] THOLEY G, PILLARISSETTI A, GREEN W, et al. Desai, Design, development, and testing of an automated laparoscopic grasper with 3-D force measurement capability [J]. Proc. Int. Symp. Medical Simulation, 2004, : 38 - 48.
- [5] TADANO K, KAWASHIMA K. Development of a master slave system with force sensing using pneumatic servo system for laparoscopic surgery [C] //Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation. Roma, Italy; IEEE Robotics and Automation Society, 2007: 947 - 952.
- [6] TADANO K, KAWASHIMA K. Development of 4-DOFs Forceps with force sensing using pneumatic servo system [C] //Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation. Orlando, USA; IEEE Robotics and Automation Society, 2006; 2250 - 2255.
- [7] LI H B, KAWASHIMA K, TADANO K, et al. Achieving haptic perception in forceps' manipulator using pneumatic artificial muscle [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2013, 18 (1): 74 - 85.
- [8] KIM U Y, LEE D H, YOON W J, Force sensor integrated surgical forceps for minimally invasive robotic surgery [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31 (5): 80 - 89.
- [9] KIM U Y, KIM Y B, SEOK D Y, et al. A surgical palpation probe with 6-axis force/torque sensing capability for minimally invasive surgery [J], IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2018, 65 (3): 102 - 107.
- [10] KHOSHNOUD F, DE SILVA C W. Recent advances in MEMS sensor technology-mechanical applications [J]. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, 2012, 15 (2): 14 - 24.
- [11] HARAGUCHI D, KANNO T, TADANO K, et al. A pneumatically driven surgical manipulator with a flexible distal joint capable of force sensing [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20 (6): 2950 - 2961.
- [12] DARGAHI J, PARAMESWARAN M, PAYANDEH S. A micromachined piezoelectric tactile sensor for an endoscopic grasper-theory, fabrication and experiments [J]. J. Microelectromech. Syst. 2000, 9: 329 - 335.
- [13] SOKHANVAR S, PACKIRISAMY M, DARGAHI J. A multifunctional PVDF-based tactile sensor for minimally invasive surgery [J]. Smart Mater. Struct. 2007, 16: 989 - 998.
- [14] OTTERMO M V, STAVDAHL O, JOHANSEN T A. Palpation instrument for augmented minimally invasive surgery [C] // in Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst., 2004: 3960 - 3964.
- [15] HE X C, GEHLBACH P, HANDA J, et al. Development of a miniaturized 3-DOF force sensing instrument for robotically assisted retinal microsurgery and preliminary results [C] // Baltimore: IEEE, 2014: 252 - 258.
- [16] HE X C, HANDA J, GEHLBACH P, et al. A sub-millimetric 3-DOF force sensing instrument with integrated fiber bragg grating for retinal microsurgery [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61 (2): 522 - 534.
- [17] LIU X, IORDACHITA I, HE X C, et al. Miniature fiber-optic force sensor based on low-coherence Fabry-Pérot interferometry for vitreoretinal microsurgery [J]. Biomedical Optics Express, 2012, 3 (5): 1062 - 1076.
- [18] DENG Y N, YANG T W, DAI S T, et al. A miniature triaxial fiber optic force sensor for flexible ureteroscopy [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2021, 68 (8): 2339 - 2347.
- [19] MENCIASSI A, EISINBERG A, CARROZZA M C, et al. Force sensing microinstrument for measuring tissue properties and pulse in microsurgery [J]. IEEE/ASME Trans. Mechatron, 2003, 8: 10 - 17.

(下转第 180 页)