

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2107399

基于弹性支撑式体外凝血检测传感器 疲劳极限寿命评估方法*

王哲¹, 陈启梦¹, 孟祥凯¹, 赵梓朝², 于源华¹

(1. 长春理工大学 长春 130022; 2. 吉林省计量科学研究院 长春 130103)

摘要:针对体外凝血检测传感器结构核心元件弹性支撑易遭受变形而引起传感器失效的关键问题,建立一种基于传感器疲劳寿命和断裂方式的可靠性寿命评估方法。本文根据体外凝血检测传感器工作原理及结构特点,对传感器可靠性进行失效分析,通过建立可靠性理论分析力学模型,推导由弹性支撑应变传递系数引起的凝血检测传感器极限传感寿命判断准则表达式,采用有限元分析法对弹性支撑进行谐响应分析,以传感器疲劳寿命第15等级作为失效阈值,提出基于传感器弹性支撑的极限传感寿命测试方法。利用本方法对双通道体外凝血检测传感器进行了1.08亿次应力疲劳实验,弹性支撑的螺旋弹片满量程相对有效误差分别为3.89%、3.79%、4.75%,按照4.5%为满量程相对误差分界线,结果表明该弹片已经到了应力寿命极限,其余两片均未达到安全阈值水平,所以传感器的疲劳寿命可靠性约为1.08亿次,与仿真数据基本吻合,验证了建立的体外凝血检测传感器极限传感寿命评估方法可以满足传感器失效分析的要求,为提升此类传感器的研制工艺提供核心技术。

关键词: 传感器;弹性支撑;可靠性;寿命极限

中图分类号: TH165+.4

文献标识码: A

国家标准学科分类代码: 460.4099

An elastic support-based method of fatigue life limit assessment for in-vitro coagulation sensors

Wang Zhe¹, Chen Qimeng¹, Meng Xiangkai¹, Zhao Zizhao², Yu Yuanhua¹

(1. Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China;

2. Jilin Institute of Metrology, Changchun 130103, China)

Abstract: As a core component of in-vitro coagulation sensor structure, the sensor failure is easily caused by the deformation of its elastic support. To address this issue, this paper proposes a reliability life assessment method, which is based on the fatigue life and breakage mode of the sensor. Failure analysis is performed on the sensor reliability according to the operating principle and structural features of the in-vitro coagulation sensor. By formulating the mechanical model for theoretical reliability analysis, the expression of determination criterion for the life limit of coagulation sensor is derived, which is attributable to the strain transfer coefficient of elastic support. The harmonic response of the elastic support is analyzed by the finite element analysis. An elastic support-based method for assessing the ultimate sensing life is proposed by taking the 15th level of sensor fatigue life as the failure threshold. By using this method, 108 million stress fatigue tests are implemented on the dual-channel in-vitro coagulation sensor. The full-scale relative effective errors of spiral clips for the elastic support are 3.89%, 3.79% and 4.75%, respectively. Under the 4.5% boundary of the full-scale relative effective error, the results indicate that a clip has reached its stress life limit, while other two clips are yet to reach the safety threshold level. Thus, the fatigue life reliability of the sensor is approximately 108 million times, which basically agrees with the simulation data. These results verify that the proposed life limit assessment method for the in-vitro coagulation sensor conforms to the requirements of sensor failure analysis, which also offers a core technique for improving the development procedure of such sensors.

Keywords: sensor; elastic support; reliability; life limit

收稿日期: 2021-01-18 Received Date: 2021-01-18

* 基金项目: 吉林省科技发展计划项目(20200404180YY)、吉林省科技发展计划项目(20200602050ZP)资助



0 引 言

凝血检测是临床手术、免疫疾病、心血管疾病等患者非常重要的必检项目,探索凝血全过程动态检测一直是专家学者研究热点。

体外凝血动态检测传感器是体外凝血动态检测系统的重要组成部分,是可以在体外对凝血过程进行识别和感知,通过感知血液中十二个因子的变化规律,将凝血过程转变为可识别的物理或者化学信号的器件或装置,最终检测体外凝血全过程并生成凝血动态检测曲线,其性能高低决定了体外凝血动态检测系统的整体检测精度^[1]。本文作者在前期研制成功了电磁振动体外凝血检测传感器,该传感器采用电磁振动原理,通过电磁感应方式驱动机械探针在血液上做周期振动,受凝血剪切力的影响,机械探针的振动频率会发生规律性的变化,通过连续检测传感器输出频率来表征血液凝固前后粘度和密度变化的动态过程,间接评价凝血情况,同时反应血小板功能及凝血障碍。但是在后期的大量实验中,传感器核心元件弹性支撑在应力作用下出现了性能降低,导致传感器精度逐渐减小,甚至无法实现体外凝血检测功能,因此探究传感器的疲劳极限寿命评估方法成为构建健康高效的体外凝血检测系统的关键问题之一^[2]。

目前围绕各种类型弹性支撑的疲劳寿命分析方法众多,由于弹性支撑应用的场合一般伴随着高频或者低频的振动,所以从实验角度很难复原运动过程,只能借助于仿真软件对系统进行模拟仿真,得出弹性支撑的运动规律及众多指标对其应力疲劳寿命进行分析^[3]。但是受机械加工工艺和材料属性等多方面影响,在实际科研生产中单纯的仿真分析法本身就有局限性,如何通过实验与仿真分析结合的方法来研究弹性支撑疲劳寿命成为本领域的研究热点。

国内的张楚哲^[4]采用 Inventor 建立高强度振动筛优化后的碟形弹簧高刚度弹性支撑模型,通过动力学建模发现仅需 23% 的激振力即可使振幅满足工作要求,极大减低轴承的载荷,延长其使用寿命;徐宗贤等^[5]针对风力发电机组齿轮箱弹性支撑疲劳寿命预测问题,将数值仿真技术应用到了橡胶疲劳分析中,通过仿真分析得出了弹性支撑疲劳损伤分布情况,通过将疲劳载荷时许加载转换成位移时序加载,提出变工况环境下疲劳分析法。国外的 Shahbazzabar 等^[6]将差分正交法扩展到基于弹性支撑的模型屈曲分析中,采用广义微分正交程序离散化控制方程,将弹性支撑模型划分为子域或元素,建立全局特征方程,边界方程和相容方程,并将结果与有限元方法的结果进行比较,得出了不同变量对弹性支撑布置屈曲载荷系数的影响。Hu 等^[7]将非线性隔离法应用到研究

离散系统振动弹性支撑上,为了研究主结构的多模态非线性振动对非线性隔振效果的影响,采用预压弹性支撑横向振动的非线性隔振,并给出了弹性支撑共振的隔离效果,探索了轴向预压和非线性隔离系统对振动传递的影响,提出的差分方法对非线性支撑结构的有效性,并且初始轴向预压力可能有利于弹性支撑的隔振,延长弹性支撑的疲劳寿命。

虽然上述国内外现有研究提出了不同的方法来表征弹性支撑的疲劳寿命,以期改善相应的传感器或者装置的使用寿命,但是在本文的实际工程中,对于体外凝血检测传感器仍无法准确量化其使用寿命,而传感器的极限使用寿命又是产品稳定性与准确性不可或缺的因素,现有研究方法无法满足传感器寿命量化监测。为此,本文通过对传感器可靠性进行失效分析,建立可靠性理论分析力学模型,推导由传感器弹性支撑应变传递系数引起的凝血检测传感器极限传感寿命判断准则表达式,采用有限元分析法对弹性支撑进行谐响应分析,以传感器疲劳寿命第 15 等级作为失效阈值,提出基于传感器弹性支撑的极限传感寿命测试方法。利用本方法可以在产品研发过程中提前监测体外凝血检测传感器的使用寿命,在凝血系统量产中可以有效预估凝血检测传感器使用寿命,对于提升凝血检测传感器在结构健康监测中的应用具有重要意义。

此外,通过本文建立的疲劳寿命评估方法对于所研究的凝血检测传感器不仅在完善生产工艺、提高产品质量方面提供技术保障,还可以为传感器应用于更多领域如化学溶液密度检测、能源材料粘度检测等检测技术中发挥重要的作用。

1 凝血检测传感器技术方案及结构布局

1.1 凝血检测传感器技术方案

随着电磁学、传感器技术、微纳制造技术以及计算机技术的日益进步,体外凝血检测技术也在迅速发展,本文针对被测血液样本相变过程进行研究,通过弹性支撑将通电线圈置于匀强磁场中产生测试所需的振荡运动,考察与之相连接的机械探针元件在被测样本表面的轴向振动情况来确定被测样本的粘弹性,通过探测血液凝固前后导致血液粘度和密度变化的动态过程,建立电信号变化量和凝血时间的关系曲线,评价凝血情况,具体工作原理如图 1 所示。

本文设计的基于弹性支撑式体外凝血检测传感器在外加激励信号的作用下线圈在磁极体与永磁体之间的匀强磁场中发生振荡,驱动机械探针元件做轴向的振荡运动,利用与之相连接的一次性探针在被测样本中做频率相同的振荡运动,传感器对于探针的位移和速度的监测

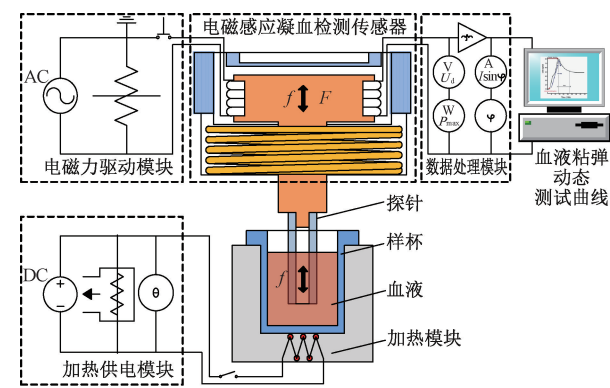


图 1 传感器工作原理图
Fig. 1 Working principle of the sensor

相对于线圈驱动频率都是非线性的,并且通常在固有谐振频率处呈现明显的峰值,该共振频率是由被测样本的粘弹性性质变化而引起的变化,通过这种方法间接检测溶被测样本系的粘度变化规律,这一规律将被线圈与匀强磁场接收,最终转换为实验所需的被测样本粘度数据。

1.2 凝血检测传感器结构布局

凝血检测传感器结构设计对整个系统实现凝血实时动态精准测量尤为重要,考虑凝血检测系统应用的领域为医学临床测试领域,所以对其使用环境有很高的要求,为了避免由于测试血液间的相互污染,同时也为了传感器的整体清洁,传感器设有可更换的一次性探针,该探针选用高分子聚合材料,其表面可与血液中纤维蛋白凝块交联,传感器结构示意图如图 2 所示^[8]。

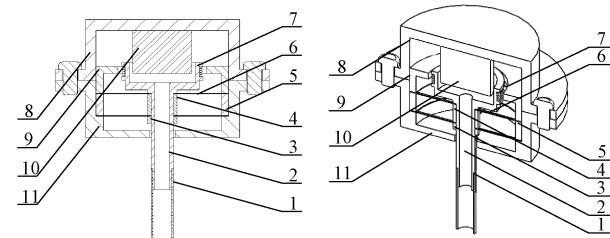


图 2 传感器结构
Fig. 2 Sensor structure

图 2 中,1 为一次性探针、2 为机械探针元件、3 为内压环、4 为内隔环、5 为外隔环、6 为弹性支撑、7 为线圈、8 为传感器上盖、9 为磁极体、10 为永磁体、11 为传感器底座。

1.3 凝血检测传感器弹性支撑结构设计

如图 3 所示为传感器核心元件弹性支撑结构图,设计时需要考虑以下 3 个方面内容:首先,传感器需要更换一次性探针来满足测试不同样本的需求;其次,在正常的轴向振荡运动方向上保护探针防止其位移过大,制约探针除了所需的运动方向外的其他方向运动;最后,限制探

针在轴向振荡运动方向上的偏转,即传感器更换一次性探针的限位,弹性支撑设计为开槽型弹片形式,形状为螺旋模型。

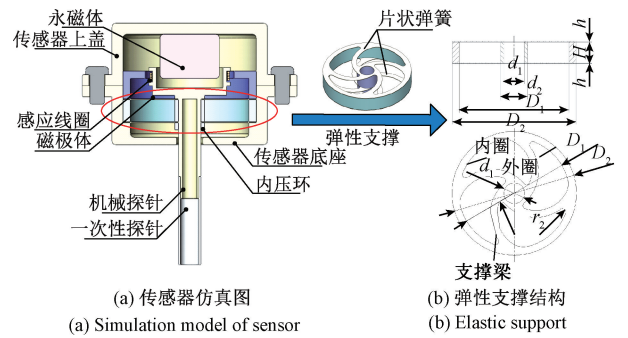


图 3 传感器结构图
Fig. 3 Diagram of the sensor structure

弹性支撑应该选择高级弹性材料,它应该具有很高的强度、弹性、疲劳强度、弹性滞后小、无磁性等一系列优良的物理、化学和力学性能,课题组对现有的弹性材料做了对比实验,最后发现铍铜合金能够满足以上要求。为了更好的使探针与血液中的纤维蛋白凝块交联,达到测试精度,同时也为了避免外界干扰,所以本文设计的传感器振动频率选用远低于实验室环境干扰频率(1 000 ~ 1 500 Hz)的 200 Hz 作为传感器的工作频率。本传感器的设计非常巧妙,在生物工程、医药学、环境工程、毒理研究、化学工程及能源等领域具有广阔的应用前景。结合上述要求,将其设计成双圆形片状弹簧结构。该弹性支撑主要由外隔圈、内隔圈和圆形片状弹簧构成,参数如表 1 所示。

表 1 弹性支撑结构参数表			
Table 1 Structure parameters of the elastic support			
	外隔圈	内隔圈	圆形片状弹簧
材料	镁铝合金	镁铝合金	铍青铜
弹性模量 E/GPa		45	130
外圈外径 D_2/mm	18	—	18
外圈内径 D_1/mm	16	—	16
内圈外径 d_2/mm	—	5	5
内圈内径 d_1/mm	—	3	3
零件厚度 H/mm	3	3	—
支撑梁宽度 b/mm	—	—	3

根据以往的经验,为保证弹簧的承载力,最大限度的减小由于驱动力导致弹簧形变的影响,将 r_1 、 r_2 赋值为 0.6 mm、0.5 mm,以此来增大这两处的承载力,减小集中应力对圆形片状弹簧的影响。

2 凝血检测传感器可靠性分析

在对凝血检测传感器可靠性分析前,首先要进行系

统的失效分析,根据凝血检测传感器的结构特点,本文研究的凝血检测传感器属于串联系统,即系统内部零部件失效相互独立但是只要有一处失效系统整体则处于失效,表 2 给出凝血检测传感器的失效情况。

表 2 凝血检测传感器失效情况
Table 2 Failure of the in-vitro coagulation sensor

失效模式	失效机理	失效部位
粘附	探针与弹性支撑、线圈与永磁体之间由于存在毛细力、范德华力或者静电力等作用而持续接触,阻碍探针的运动或者造成电磁结构的短路。	探针与弹性支撑之间 线圈与永磁体之间
疲劳	弹性支撑与探针由于多次受到电磁力的作用,在接触薄弱点处产生应力变形,如出现裂纹或者裂纹继续生长,终将发生弹性支撑等结构的断裂。	探针与弹性支撑之间
腐蚀	弹性支撑是由表面被氧化的铍铜材料特制而成,随着振动或者湿度等外界条件导致弹性支撑氧化层腐蚀开裂,如出现裂纹或者裂纹继续生长,终将发生弹性支撑等结构的断裂。	弹性支撑组件集中应力处
分层	弹性支撑与探针是由环氧树脂胶粘合而成,如热膨胀系数失效将会导致弹性支撑与探针之间发生力的漂移,导致胶粘层开裂,阻碍探针的运动或者造成电磁结构的短路。	弹性支撑与探针之间
污染	来源于传感器内部或者外部环境的小微粒污染导致传感器内部阻碍探针的运动或者造成电磁结构的短路。	探针与弹性支撑之间 线圈与永磁体之间
断裂	凝血检测外部预应力过大或者因疲劳发生结构断裂,破坏传感器内部结构影响测量结果或造成内部短路。	弹性支撑组件集中应力处 探针应力薄弱处

从传感器失效情况中可以看出,除了疲劳和断裂这两种失效形式,其余失效形式均可以通过改变环境或提高传感器研制工艺等方法加以改善^[9]。由于疲劳失效形式包括断裂,所以对传感器疲劳寿命进行可靠性理论分析,而传感器中抗疲劳强度最大的是弹性支撑,所以本节将对弹性支撑进行疲劳寿命分析,进而得出传感器的可靠性^[10-13]。由前期研究基础可知,弹性支撑动态应变峰值一般仅有几千微应变,所以本文采用贴应变片的方法测试弹性支撑的极限寿命。

如图 4 所示为传感器弹性支撑力学分析模型,从图 4 中可以看出,为了研究方便将弹性支撑等效为两端固定支撑,中间做振幅为 A 的简谐运动的简支梁,梁的厚度为 h ,弹性模量为 E ,总长为 L ,运动极限位置的夹角为 2θ ,简谐运动的力等效为施加在梁中心的力 F ,则根据力学分析简支梁的应变 ε_{eq} 有:

$$\frac{\Delta A}{A} = K_e \varepsilon_z \tag{1}$$

由式(1)可以看出,纵向应变在弹性支撑等效简支梁表面处于均匀分布,消除了应变的不均匀分布对弹性支撑的力学影响。根据传感器的工作方式,由电磁力驱动弹性支撑上的探针做简谐运动,所以在等效力学模型中施加交变的应变,改变输入电压的值就可以改变简支梁的振幅与应变幅度。为了考察弹性支撑的可靠性,规定传感器工作 n 个周期后停止实验,对简支梁进行力学

加载卸载实验,测试弹性支撑的应变传递系数^[14]。

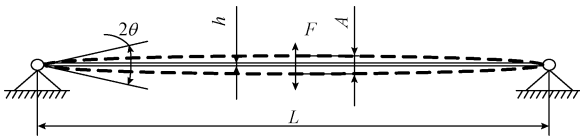


图 4 传感器弹性支撑力学分析模型
Fig. 4 Mechanical analysis model of sensor elastic support

根据传感器工作原理可知,在凝血检测过程中由于血液的阻尼力导致弹性支撑会额外增加负载,出现挤压或者拉伸现象,假设 A 为传感器初始振幅, ε_z 为传感器弹性支撑轴向应变, ΔA 为振幅的偏移量,则有:

$$\frac{\Delta A}{A} = K_e \varepsilon_z \tag{2}$$

其中, K_e 为常数,一般值为 0.784。

假设应变传递系数为 ξ ($\xi < 1$),应变片基底应变为 ε_e ,则传感器弹性支撑轴向应变 ε_z 为:

$$\varepsilon_z = \xi \varepsilon_e \tag{3}$$

联立式(2)与式(3)得:

$$\varepsilon_e = \frac{\Delta A}{\xi K_e A} \tag{4}$$

由于应变片粘贴在弹性支撑表面,所以认为弹性支撑简化后的简支梁应变 ε_{eq} 与应变片基底应变为 ε_e 相等,则应变传递系数为:

$$\xi = \frac{\varepsilon_z}{\varepsilon_{eq}} = \frac{\frac{\Delta A}{K_e A}}{\frac{2F}{h^2 E \tan \theta}} = \frac{\Delta A h^2 E \tan \theta}{2 F K_e A} \quad (5)$$

弹性支撑应变传递系数变化率为:

$$\frac{\delta \xi}{\xi} = \frac{\Delta \xi}{\xi} = \frac{|\xi_i - \xi_0|}{\xi_0} \quad (i = 1, 2, \dots) \quad (6)$$

其中, ξ_0 为弹性支撑初始应变传递系数; ξ_i ($i = 1, 2, \dots$) 为第 i 次应力疲劳后的应变传递系数, 则根据式(6)得凝血检测传感器极限传感寿命判断准则为:

$$\frac{\delta \xi_{\max}}{\xi_{\max}} = \frac{|\xi_i - \xi_0|}{\xi_0^2} = \begin{cases} < Y & \text{正常} \\ > Y & \text{失效} \end{cases} \quad (7)$$

当凝血检测传感器疲劳失效时, 应该立即停止疲劳实验, 否则传感器有报废的风险。

3 凝血检测传感器结构谐响应分析

采用有限元分析法建立传感器实际工作环境变量, 研究传感器的振动性能, 并对传感器关键器件弹性支撑进行模态分析, 螺旋模型的模态仿真分析结果如图5所示。

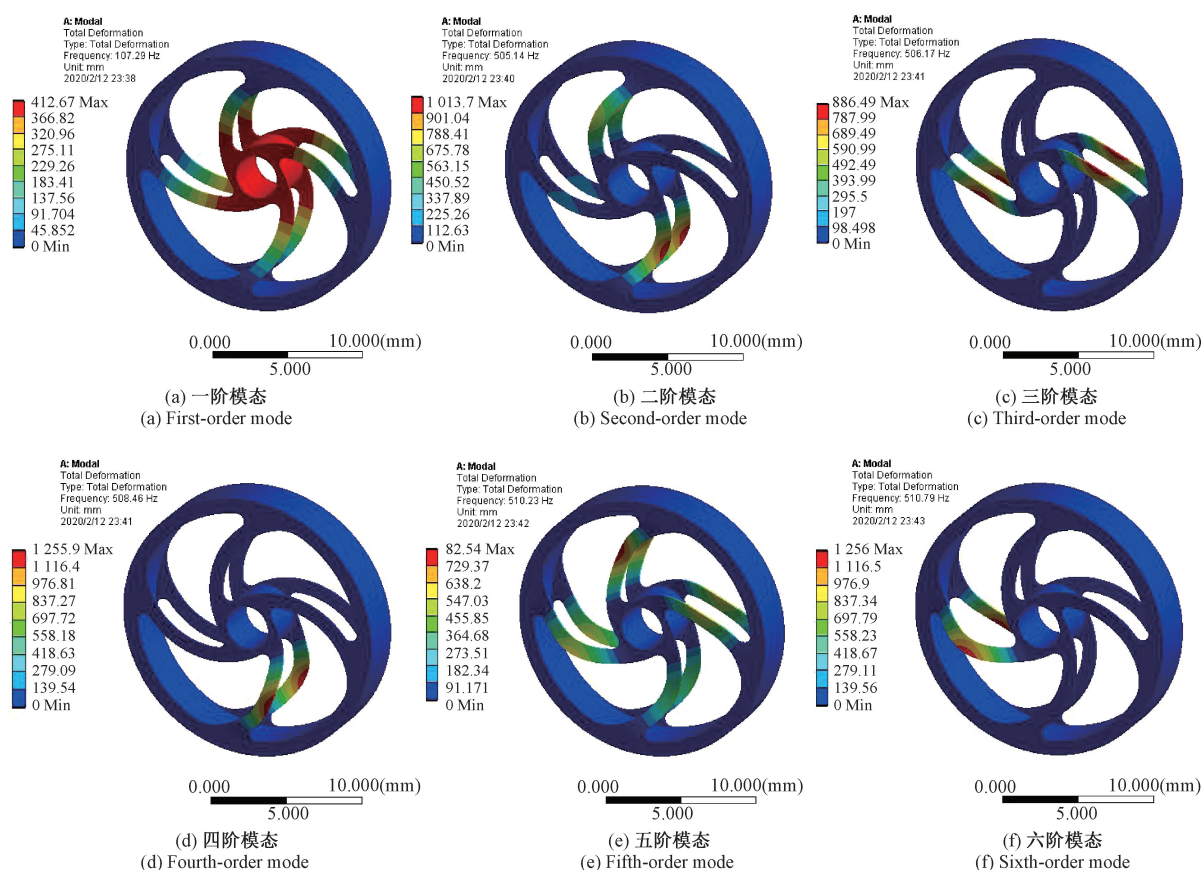


图5 螺旋模型弹性支撑的有限元模态分析结果

Fig. 5 Finite element modal analysis results of elastic support

通过前六阶模态分析, 本文设计的电磁感应凝血检测传感器关键部件弹性支撑的固有频率为 100~550 Hz, 从分析结果图中可以看出, 一阶模态阵型对于振动的振幅较大, 该频率下弹性支撑出现最大振幅, 表明在该振型下弹性支撑性能最优; 二阶和三阶模态振型都呈对称式分布, 最大振幅处出现在弹性支撑的肋条处, 这部分是弹性支撑的薄弱处, 设计时应尽量避免; 四阶和六阶模态振型相似, 最大振幅处分布不均匀, 基本都处于弹性支撑某一单个肋条处, 设计时也应避免; 五阶模态分析振型呈现辐射分布, 最大振幅出现在弹性支撑的四根肋条上, 表明

此时弹性支撑强度基本达到了极限, 有损坏的风险, 仿真分析得到的模态阶数和相应的固有频率如表3所示。

由于传感器工作频率为 200 Hz, 为了避免传感器的工作频率与弹性支撑发生共振现象, 所以进一步对弹性支撑做谐响应分析, 施加外界载荷激励, 对 Z 轴施加频率为 200 Hz、方向随时间改变的外力 1 N, 如图6所示的弹性支撑谐响应云图及变化曲线图。根据响应云图分布情况可知: 一阶固有频率为 107.29 Hz, 由于正常实验室环境下外界噪声干扰频率可达 150~1100 Hz, 表明所设计的弹性支撑对外界振动不敏感; 振幅在该频率处达到



表 3 螺旋模型弹性支撑各阶模态固有频率
Table 3 Elastic supports the natural frequencies
of each mode

模态阶数 n	固有频率/Hz	振型
1	107.29	沿振动平行方向移动
2	505.14	沿振动平行方向扭转
3	506.17	沿振动平行方向倾斜
4	508.46	沿振动垂直方向扭转
5	510.23	沿振动平行方向扭转
6	510.79	沿振动垂直方向倾斜

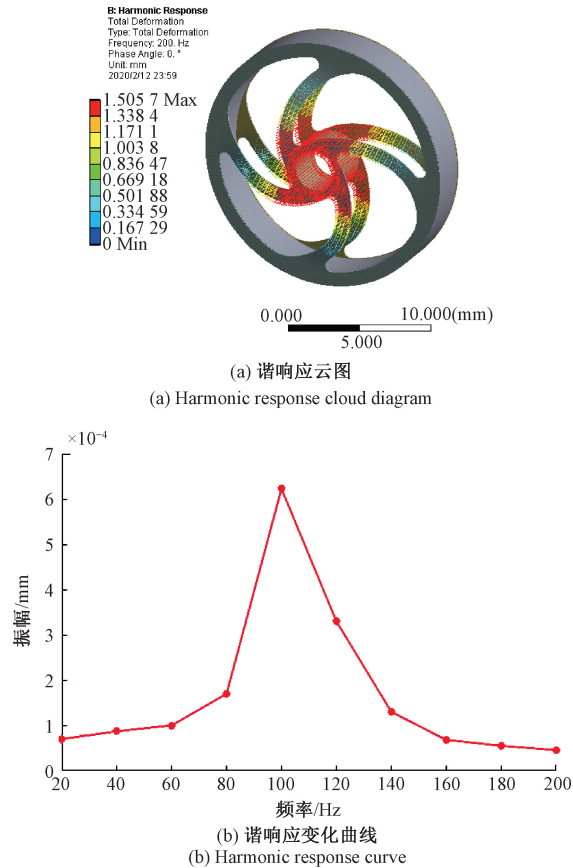


图 6 弹性支撑谐响应分析结果
Fig. 6 Harmonic response analysis result of elastic support

极大值,约为 1.505 7 mm,表明传感器工作频率已经覆盖了弹性支撑振动最优固有频率。

由于弹性支撑是有两片圆形片状弹簧与隔圈组成,其整体不属于单一刚性结构,故可对其进行振动疲劳耦合分析。由于传感器探针在空载时是等振幅运动,所以将恒定振幅载荷加载至振动疲劳耦合分析过程中,弹性支撑寿命云图与损伤云图如图 7 所示。

分析结果表明,螺旋模型弹性支撑的最小寿命和最大损伤值均出现在支撑梁的两端,在制作样机时可以适

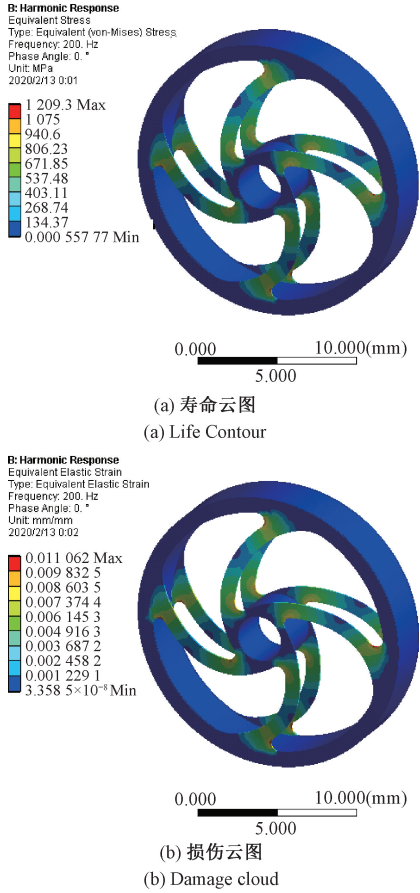


图 7 弹性支撑疲劳耦合分析结果
Fig. 7 Results of fatigue coupling analysis of elastic support

当的加大此处圆角半径值来增大承载应力^[15-17]。螺旋模型弹性支撑最薄弱点出现在支撑梁上,最少可以承受 1.095×10^8 次压缩、回弹。

4 凝血检测传感器可靠性实验测试

4.1 搭建实验装置

凝血检测传感器弹性支撑的应力疲劳实验装置如图 8 所示,由于本文研究的凝血检测传感系统包括两个传感器,它是双通道检测的,故将应变片粘贴在两个弹性支撑的特定表面处^[18],即四片开槽螺旋弹簧的表面,分别命名为 SPR_1 、 SPR_2 、 SPR_3 、 SPR_4 ,对于传感器的应力疲劳实验相当于对这四片开槽螺旋弹片进行疲劳实验,由于传感器的振动频率为 200 Hz,换算为周期为 5×10^{-3} s,所以规定传感器振动 3.6×10^6 次即实验每隔 5 h 停机检测弹性支撑的应变传递系数,本次实验为连续多次实验,直到传感器振幅失效为止。

根据本文的前期研究基础可知,开槽弹性支撑的最大动态应变为 400 $\mu\epsilon$,为了传感器的安全考虑,通过调节

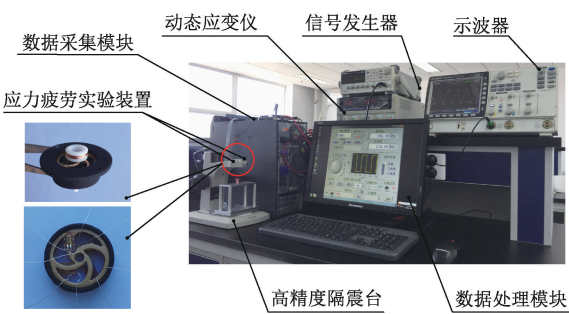


图 8 应力疲劳实验装置

Fig. 8 Test device of stress fatigue

应变检测电路输入电压使实验装置的应变幅度为 $450\text{ }\mu\text{e}$,参考传感器疲劳寿命第 15 等级作为失效阈值,对应的满量程相对误差的失效阈值为 4%,表 4 给出应力疲劳实验的主要参数^[19]。

4.2 可靠性分析

本次实验总共进行了大约 150 h,传感器振动了

表 4 应力疲劳实验参数

Table 4 Experiment parameters of stress fatigue

序号	参数名称	参数数值
1	应变片尺寸	2 mm×1mm
2	应变片灵敏度	2.1%
3	应变滞后误差	1.2 μm
4	传感器振幅/A	2±0.1 μm
5	弹性支撑振动频率/f	200 Hz
6	满量程相对误差的失效阈值	4%
7	运动极限位置的夹角为 (2 θ)	0.05°
8	开槽螺旋弹簧的弹性模量 (E)	130 N/m ²
9	SPR 常数 (K_e)	0.784

1.08×10⁸ 次,表 5 给出本次实验应变传递系数与满量程相对误差计算结果,其中 SPR₃ 由于应变片粘贴位置不当造成这路实验损坏,数据不做参考。

表 5 应力疲劳实验结果

Table 5 Experiment results of stress fatigue

疲劳数 (10 ⁶ 次)	应变传递系数				满量程相对误差			
	SPR ₁	SPR ₂	SPR ₃	SPR ₄	SPR ₁ /%	SPR ₂ /%	SPR ₃ /%	SPR ₄ /%
0.0	0.936 3	0.944 8	0.943 7	0.964 5	—	—	—	—
3.6	0.944 8	0.954 4	0.947 2	0.967 1	0.50	0.63	0.62	0.40
7.2	0.921 3	0.961 5	0.956 8	0.945 5	0.50	0.79	0.70	0.67
10.8	0.944 2	0.954 5	0.969 7	0.952 3	0.80	0.65	0.66	0.68
14.4	0.946 9	0.971 2	0.932 5	0.962 9	0.29	0.61	0.38	0.43
18.0	0.945 9	0.961 6	0.948 0	0.945 9	0.48	0.54	0.52	0.65
21.6	0.958 4	0.968 8	0.952 5	0.946 2	0.22	0.21	1.40	0.16
25.2	0.950 0	0.975 7	0.940 5	0.956 6	0.72	0.43	2.39	0.15
28.8	0.931 1	0.947 4	0.955 3	0.961 7	0.71	0.61	2.68	0.72
32.4	0.931 1	0.943 3	0.926 1	0.947 3	1.25	0.43	3.41	0.42
36.0	0.930 6	0.969 9	0.917 1	0.973 4	0.64	0.44	2.74	0.56
39.6	0.951 8	0.960 9	0.914 9	0.968 5	0.59	0.67	3.45	0.67
43.2	0.961 1	0.963 8	0.898 2	0.950 9	0.26	1.44	4.24	0.61
46.8	0.952 4	0.944 4	0.894 8	0.955 4	0.68	0.21	5.19	0.22
50.4	0.942 0	0.947 8	0.895 3	0.950 7	0.29	0.19	5.41	0.28
54.0	0.950 5	0.952 1	0.880 9	0.954 7	0.49	0.65	6.68	0.49
57.6	0.965 6	0.954 0	0.887 2	0.959 8	0.34	0.28	7.56	0.43
61.2	0.959 0	0.945 8	0.876 8	0.966 4	0.31	0.74	8.39	0.60
64.8	0.962 6	0.945 9	0.879 7	0.972 0	0.65	0.27	7.71	0.21
68.4	0.967 5	0.948 5	—	0.962 0	0.55	0.31	—	0.61
72.0	0.956 5	0.949 5	—	0.964 1	0.53	0.50	—	0.16
75.6	0.941 2	0.950 8	—	0.9534	0.78	0.46	—	0.66
79.2	0.914 8	0.911 8	—	0.9142	1.23	3.85	—	2.02
82.8	0.910 6	0.914 2	—	0.9121	1.78	4.01	—	2.92
86.4	0.919 4	0.913 3	—	0.9140	2.01	3.81	—	3.10
90.0	0.911 2	0.919 1	—	0.913 2	2.55	2.54	—	3.32
93.6	0.910 1	0.912 7	—	0.916 3	2.45	2.22	—	3.54
97.2	0.915 3	0.9189	—	0.917 8	2.89	3.17	—	3.68
100.8	0.912 3	0.910 0	—	0.912 3	3.11	3.56	—	3.91
104.4	0.916 2	0.911 5	—	0.915 6	2.98	3.64	—	4.50
108.0	0.913 0	0.914 0	—	0.915 2	3.89	3.79	—	4.75

为了更加清晰和方便分析传感器的应力疲劳,根据上表中的测量结果给出如图 9 所示的实验测试曲线,从图 9(a)中可以看出 SPR_1 、 SPR_2 、 SPR_4 在应力疲劳实验中,在初始阶段应变传递系数相对平稳,在振动到 7.56×10^7 次以后,三片开槽螺旋弹簧的应变传递系数急剧下降;从图 9(b)中满量程相对误差变化,按照 4.5% 为满量程相对误差分界线,如果满量程相对误差的值处于分界线上,说明传感器的弹性支撑已经失效,即传感器已经报废;在分界线下方说明弹性支撑依然可以正常工作,即传感器处于无失效状态^[20]。

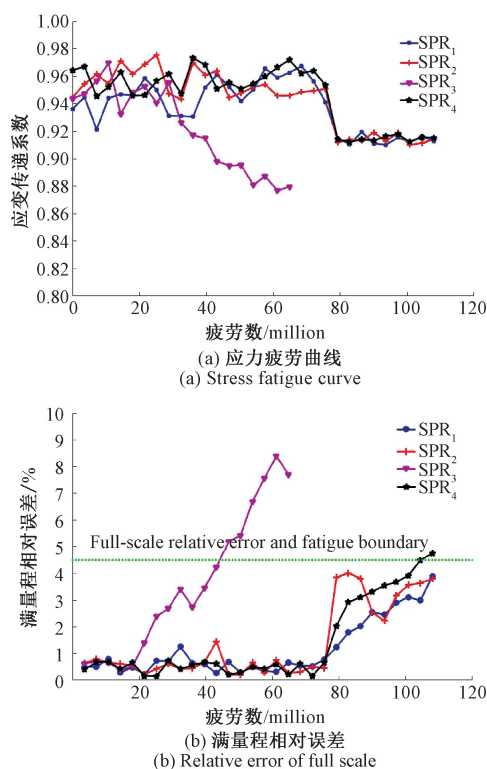


图 9 应力疲劳实验曲线

Fig. 9 Test curves of stress fatigue

经过 1.08×10^8 的振动后,两个弹性支撑的三片螺旋弹片的满量程相对误差分别为 3.89%、3.79%、4.75%,一个超过了 4.5% 的分界线,说明该弹片已经到了应力寿命极限,其余两片均未达到安全阈值水平,所以在传感器的疲劳实验中,传感器的疲劳寿命可靠性约为 1.08×10^8 次,与谐响应仿真分析数据基本吻合,这也间接的验证了仿真结果的准确性。

5 结 论

本文提出一种基于传感器疲劳寿命和断裂方式的可靠性寿命评估方法。通过对传感器可靠性进行失效分

析,建立可靠性理论分析力学模型,推导由弹性支撑应变传递系数引起的凝血检测传感器极限传感寿命判断准则表达式,采用有限元分析法对弹性支撑进行谐响应分析,以传感器疲劳寿命第 15 等级作为失效阈值,提出基于传感器弹性支撑的极限传感寿命测试方法。利用本方法对双通道体外电磁振动凝血检测传感器进行了 1.08×10^8 次应力疲劳实验,弹性支撑的螺旋弹片满量程相对有效误差分别为 3.89%、3.79%、4.75%,按照 4.5% 为满量程相对误差分界线,结果表明该弹片已经到了应力寿命极限,其余两片均未达到安全阈值水平,所以传感器的疲劳寿命可靠性约为 1.08×10^8 次,与仿真数据基本吻合。实验表明,通过本文建立的可靠性寿命评估方法不仅可以应用于本文研究的凝血检测传感器,也可以应用于基于弹性支撑的各类传感器的开发与研究,包括骨传导传感器、光纤光栅传感器等,也可以应用于船舶与航天领域中的力学传感监测,为后续开发相关类型传感器提供核心技术。

参考文献

- [1] ALSHAHBOUNI T, ALI G. Designing and modeling U-notch fatigue sensor to predict the fatigue life of structural components [J]. Engineering Science and Technology, an International Journal, 2019, 22(2): 405-415.
- [2] MICHAELS T C T, KUSTERS R, DEAR A J, et al. Geometric localization in supported elastic struts. [J]. Proceedings Mathematical, Physical, and Engineering Sciences, 2019, 475(2229): 1-12.
- [3] 刘连胜, 张哈星, 刘晓磊, 等. 面向飞机辅助动力装置在翼剩余寿命预测的性能参数扩增方法[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(7): 107-116.
- LIU L SH, ZHANG H X, LIU X L, et al. Performance parameter amplification method for predicting remaining life of aircraft auxiliary power unit on wing[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(7): 107-116.
- [4] 张楚哲. 惯性振动筛的高刚度弹性支撑设计[J]. 湖北工业大学学报, 2020, 35(2): 22-27.
- ZHANG CH ZH. Design of high rigidity elastic support for inertial vibrating screen [J]. Journal of Hubei University of Technology, 2020, 35(2): 22-27.
- [5] 徐宗贤, 戴建军. 风力发电机组齿轮箱弹性支撑橡胶疲劳寿命分析[J]. 机电工程, 2019, 36(11): 1177-1182.
- XU Z X, DAI J J. Analysis of fatigue life of elastic



- support rubber of wind turbine gearbox[J]. Mechanical and Electrical Engineering, 2019, 36(11): 1177-1182.
- [6] SHAHBAZTABAR A, ARTESHYAR K. Buckling analysis of functionally graded plates partially resting on elastic foundation using the differential quadrature element method [J]. Acta Mechanica Sinica, 2019, 35(1): 174-189.
- [7] HU D, LU Z Q, CHEN L Q. Nonlinear isolation of transverse vibration of pre-pressure beams[J]. Journal of Sound and Vibration, 2019, 442: 738-751.
- [8] 王哲, 于源华, 于占江, 等. 电磁振动式凝血过程动态测试传感器[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(1): 127-135.
- WANG ZH, YU Y H, YU ZH J, et al. Electromagnetic vibration type dynamic test sensor for coagulation process[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(1): 127-135.
- [9] 孙曙光, 纪学玲, 杜太行, 等. 机械振动下交流接触器电寿命预测失效特征量提取[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(3): 114-125.
- SUN SH G, JI X L, DU T H, et al. Extraction of failure feature values for electrical life prediction of AC contactors under mechanical vibration [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(3): 114-125.
- [10] 江舒, 李涛, 林杰俊, 等. 船用光纤光栅应变传感器开发与应用研究[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(6): 35-42.
- JIANG SH, LI T, LIN J J, et al. Research on development and application of shipboard fiber bragg grating strain sensor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2020, 41(6): 35-42.
- [11] 梁伟, 韦铁平, 杨晓翔, 等. 应变片排布位置对柱式力传感器输出影响[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(5): 132-143.
- LIANG W, WEI T P, YANG X X, et al. The influence of strain gauge arrangement position on the output of column force sensor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(5): 132-143.
- [12] QIAO G, RAHMATALLA S F. Influences of elastic supports on moving load identification of euler-bernoulli beams using angular velocity [J]. Journal of Vibration and Acoustics, 2020, 143(4): 1-21.
- [13] 周凯, 刘志平, 毛艳飞, 等. 贴片天线传感器平面二维应变测量方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(1): 136-143.
- ZHOU K, LIU ZH P, MAO Y F, et al. Research on plane two-dimensional strain measurement method of patch antenna sensor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(1): 136-143.
- [14] 舒岳阶, 吴俊, 周世良, 等. FBG 应变传感器应力疲劳极限传感寿命评估方法[J]. 光子学报, 2018, 47(1): 106-111.
- SHU Y J, WU J, ZHOU SH L, et al. FBG strain sensor stress fatigue limit sensing life evaluation method [J]. Acta Photonica Sinica, 2018, 47(1): 106-111.
- [15] 章亚男, 范迪, 沈林勇, 等. FBG 细径形状传感器的应变传递和精度实验[J]. 光学精密工程, 2019, 27(7): 1481-1491.
- ZHANG Y N, FAN D, SHEN L Y, et al. Strain transmission and accuracy experiment of FBG thin-diameter shape sensor [J]. Optics and Precision Engineering, 2019, 27(7): 1481-1491.
- [16] 仲志成, 赵斌, 林君, 等. 基于光纤传感技术的三维地应力传感器[J]. 光学精密工程, 2018, 26(2): 325-335.
- ZHONG ZH CH, ZHAO B, LIN J, et al. Three-dimensional geostress sensor based on optical fiber sensing technology [J]. Optics and Precision Engineering, 2018, 26(2): 325-335.
- [17] 刘明尧, 季冬亮, 肖爽, 等. 胶黏剂黏弹性对粘贴式 FBG 应变传递的影响[J]. 光学精密工程, 2016, 24(6): 1307-1318.
- LIU M Y, JI D L, XIAO SH, et al. The effect of adhesive viscoelasticity on strain transmission of pasted FBG [J]. Optics and Precision Engineering, 2016, 24(6): 1307-1318.
- [18] CHAI W Y, XIE Y J, WANG W, et al. Design and optimize the supporting structure of large-diameter lightweight mirror[J]. Applied Mechanics and Materials, 2012, 224: 170-173.
- [19] 孙佳亨, 孟晓亮, 梁豪, 等. 基于 MEMS 传感器的体操动作识别[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(3): 94-99.
- SUN J H, MENG X L, LIANG H, et al. Gymnastics movement recognition based on MEMS sensors [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2020, 34(3): 94-99.
- [20] 佐磊, 孙洪凯, 何怡刚, 等. 无失效数据的 MEMS 传



感器可靠性分析[J]. 电子测量与仪器学报, 2019, 33(6): 69-75.

ZUO L, SUN H K, HE Y G, et al. Reliability analysis of MEMS sensors without failure data [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2019, 33(6): 69-75.

作者简介



王哲, 2011 年、2014 年、2020 年于长春理工大学分别获得学士、硕士、博士学位, 现为长春理工大学讲师、硕士生导师, 主要从事生物医学工程与生物传感技术的研究。

E-mail: wangzhe19880824@163.com

Wang Zhe received his B.Sc. degree, M.Sc. degree, and Ph.D. degree all from Changchun University of Science and

Technology in 2011, 2014, and 2020, respectively. He is currently a lecturer and a master advisor at Changchun University of Science and Technology. His main research interests include biomedical engineering and biosensing technology.



陈启梦(通信作者), 2010 年、2015 年于长春理工大学分别获得学士、博士学位, 现为长春理工大学讲师、硕士生导师, 主要从事传感器测试与标定技术方面的研究。

E-mail: qmchen1989@163.com

Chen Qimeng (Corresponding author) received her B.Sc. degree and Ph.D. degree both from Changchun University of Science and Technology in 2010 and 2015, respectively. She is currently a lecturer and a master advisor at Changchun University of Science and Technology. Her main research interests include sensor testing and calibration technology.