

文章编号 1004-924X(2014)11-3012-07

## 基于阻抗响应的磁弹性传感器共振频率测量系统

程 鹏<sup>1,2,3</sup>, 高 爽<sup>1,2</sup>, 张文栋<sup>1,2</sup>, 桑胜波<sup>1,2\*</sup>

- (1. 太原理工大学 信息工程学院 微纳系统研究中心, 山西 太原 030024;
2. 太原理工大学 新型传感器与智能控制教育部重点实验室, 山西 太原 030024;
3. 太原理工大学 物理与光电工程学院, 山西 太原 030024)

**摘要:**建立了一套基于阻抗响应的磁弹性传感器共振频率测量系统,研究了该系统的共振频率测量原理,等效电路模型和磁弹性传感器共振频率测量电路。首先,介绍通过磁弹性传感器阻抗变化获取其共振频率的原理;根据磁弹性传感器对线圈阻抗的影响建立了磁弹性传感器等效模型电路。然后,设计了一种基于片上系统的阻抗测量电路。最后,验证了该磁弹性传感器共振频率测量系统的可行性和可靠性。实验结果表明:该系统测得的频率分辨率小于 0.1 Hz,精度为 0.5%。与传统网络分析仪系统相比,测量同一 Metglas 2826MB 材料所得共振频率仅相差 60 Hz;测量两个长度不同的 Metglas 2826MB 材料所得共振频率比为 0.74,与理论计算值 0.8 相近。另外,该系统也可用于磁弹性传感器在不同介质中的共振频率测量。得到的结果显示:设计的测量系统完全可取代昂贵庞大的网络分析仪,具有高度集成,强抗干扰,低成本和便携式测量等优点。

**关键词:**磁弹性传感器;阻抗响应;共振频率;频率测量;磁致伸缩

**中图分类号:**TP212.13;TB939 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20142211.3012

## Resonant frequency measurement system for magnetoelastic sensor based on impedance response

CHENG Peng<sup>1,2,3</sup>, GAO Shuang<sup>1,2</sup>, ZHANG Wen-dong<sup>1,2</sup>, SANG Sheng-bo<sup>1,2\*</sup>

- (1. *MicroNano System Research Center, College of Information Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China;*
  2. *Key Laboratory of Advanced Transducers and Intelligent Control System of the Ministry of Education, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China;*
  3. *College of Physics and Optoelectronics, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)*
- \* *Corresponding author, E-mail: sangshengbo@tyut.edu.cn*

**Abstract:** A resonant frequency measurement system for a magnetoelastic (ME) sensor based on the impedance response was established and the measuring mechanism, equivalent circuit model and the measuring circuit of the ME sensor were researched. First, the measurement mechanism of resonance frequency was introduced based on the impedance change of the ME sensor. The equivalent model

收稿日期:2014-01-23;修订日期:2014-03-14.

基金项目:山西出国人员留学基金资助项目(No. 2010-030);山西省青年基金资助项目(No. 2012021013-1);中国博士后科学基金资助项目(No. 2011M500542);太原理工大学青年基金资助项目(No. 2012L07)

circuit of the ME sensor was established according to the affect of the ME sensor on a coil impedance. Then an impedance measurement circuit based on system-on-chip was designed. Finally, the experiments were performed to verify the feasibility and reliability of the resonant frequency measurement system for the ME sensor. Experimental results indicate that the frequency resolution and the accuracy of the system are less than 0.1 Hz, and 0.5% respectively. Moreover, the deviation between the resonant frequency measurement system and the traditional network analyzer platform is 60 Hz for a same Metglas 2826MB material; the resonance frequency ratio of two Metglas 2826MB materials with different lengths is 0.74, similar with the theoretical value of 0.8. The resonant frequency measurement system works well in different media, which means that the system can replace an expensive and large network analyzer and is characterized by higher integration, stronger anti-interference, lower costs and portable measurement.

**Key words:** magnetoelastic sensor; impedance response; resonance frequency; frequency measurement; magnetostriction

## 1 引 言

磁弹性传感器(又称为磁致伸缩传感器)具有高灵敏度、低成本、非接触测量和不需要电源等诸多优点,获得了越来越广泛的关注,尤其是在生物传感器领域<sup>[1]</sup>。磁弹性传感器通常由磁致伸缩材料构成。这种材料在外界磁场的作用下会发生形变,可用于测量磁场、加速度和位移<sup>[2]</sup>;在机械应力作用下,材料自身磁导率发生变化,可用于测量应力、应变、压力等<sup>[3]</sup>;在交变磁场中,这种材料纵向形成周期性伸缩振动,其共振频率易受周围环境的影响,可用于测量温度或液体黏度;当微小质量加载到材料表面时,其共振频率发生偏移,频率偏移量近似等比与负载质量变化量。因此通过在材料表面修饰化学或生物敏感膜,对被测物进行特异性吸附,可用于细菌监测,如鼠伤寒沙门氏菌、炭疽杆菌孢子、大肠杆菌等<sup>[4]</sup>。

大多数磁弹性传感器基于共振传感机理进行测量<sup>[5]</sup>。传统共振型磁弹性传感器的共振频率测量通过实验仪器完成,例如网络分析仪、锁相放大器、阻抗分析仪和频谱仪等。这些仪器虽然测量系统搭建简单,但仪器昂贵、需要专业培训、体积庞大、难以集成和只能在实验室使用。基于微控制器和分离集成电路的磁弹性传感器共振频率测量电路<sup>[6-9]</sup>可弥补仪器测量的不足,具有成本低、易于使用、体积小、便于集成等优点。但目前磁弹

性传感器共振频率测量电路普遍采用分离元器件,电路较复杂,易受噪声和周围环境的影响,价格昂贵,维护难度大。例如瑞士 ACREO 公司开发的磁弹性传感器共振频率测量单元 MerMaid 售价高达 32 万人民币。为解决上述问题,本文设计了一种基于片上系统的磁弹性传感器的阻抗响应测量电路,搭建了磁弹性传感器共振频率测量系统。介绍了磁弹性传感器共振频率测量原理,等效电路模型,系统组成和软硬件设计,实现了一种低成本、便携可靠的磁弹性传感器共振频率解决方案。

## 2 测量原理和等效电路模型

### 2.1 测量原理

共振型磁弹性传感器通过共振频率偏移量反映被测物的信息或状态,而计算共振频率偏移量需要监测磁弹性传感器的共振频率变化。通过网络分析仪可以获得磁弹性传感器的共振频率,测量原理如图 1 所示。网络分析仪向线圈输出交流电压,并监测端口的  $S_{11}$  反射系数。根据磁致伸缩材料的磁场-应变关系,线圈产生的交变磁场会使磁致伸缩材料以 2 倍交变磁场频率振动。线圈外的磁铁可向磁致伸缩材料提供一个恒定偏置磁场。该偏置磁场不仅可消除磁致伸缩材料的倍频效应,使磁致伸缩材料的振动频率与交变磁场一致,还可以调节磁致伸缩材料的应变特性。交变

磁场的磁场强度很弱,只有当交变磁场的频率与磁致伸缩材料的共振频率相近时,才能激励磁致伸缩材料伸缩振动。当磁致伸缩材料共振时,振动幅值最大,从磁场吸收的能量最多。通过网络分析仪的  $S_{11}$  参数测量可以获得由磁致伸缩材料共振引起的反射损耗,反射系数  $S_{11}$  最低点所对应的频率就是磁致伸缩材料的共振频率。

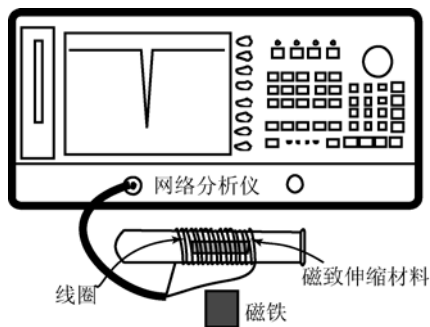


图 1 磁弹性传感器测量原理图

Fig. 1 Measurement schematic of magnetoelastic sensor

网络分析仪测量的  $S_{11}$  反射系数与线圈的阻抗有直接关系,通过式(1)可以将网络分析仪测量的  $S_{11}$  参数转化为线圈的阻抗。当磁弹性传感器达到共振状态时,会引起线圈的阻抗剧烈变化,形成一个尖锐的阻抗峰。因此,通过阻抗峰的顶点所对应的频率也可以确定磁弹性传感器的共振频率:

$$Z = 50 \frac{1 + S_{11}}{1 - S_{11}} \quad (1)$$

## 2.2 等效电路模型

对于磁弹性传感器阻抗测量的原理, Craig A. Grimes<sup>[1]</sup>认为当磁弹性传感器共振时,磁弹性材料的磁导率会显著增加,所以线圈的阻抗频率谱会出现峰值。Casey S. Mungle<sup>[10]</sup>和 Yating Chai<sup>[11]</sup>认为线圈产生交变磁场激励磁弹性传感器共振,使磁弹性传感器内部磁畴有序排列,改变了线圈内的磁通量,进而引起线圈阻抗发生剧烈变化。这两种解释本质相同,即磁弹性传感器在共振时引起了线圈电感的变化,导致线圈阻抗的突变。而线圈阻抗可被简单认为是由线圈电感  $L$ ,线圈电阻  $R$  和杂散电容  $C$  串并联组成。线圈中的磁弹性传感器等效为线圈中的磁芯。磁芯的磁导率或磁通量发生改变会引起线圈电感变化,

最终导致阻抗发生变化。根据 LCR 电路的理论,其共振频率为:

$$f = \frac{1}{2\pi \sqrt{LC}} \quad (2)$$

共振频率一般会受电感的影响而发生偏移。但是将相同的磁弹性传感器放入两种不同匝数和直径的线圈进行实验测试,阻抗频率谱上阻抗峰的顶点所对应的频率并不受两种线圈电感差异的影响,说明磁弹性传感器共振时的阻抗峰并不完全是由于线圈电感被改变所引起的。

交变磁场为磁弹性传感器伸缩振动提供了能量。磁弹性传感器发生形变时,磁场能转换为弹性机械能,当交变磁场的频率与磁弹性传感器的共振频率相同时,振动幅值最大,磁场能向弹性机械能转换的效率最高。因此,交流激励线圈与磁弹性传感器的关系可以等效为理想变压器电路,如图 2 所示。交流激励线圈激励磁弹性传感器振动,为传感器提供能量,可等效为理想变压器的初级线圈,磁弹性传感器等效为理想变压器的次级线圈电路。电流从初级线圈 A 端流入,产生的交变磁场的能量通过空气介质耦合给次级线圈。次级线圈与 LCR 并联电路相连。磁致伸缩材料在交变磁场作用下产生感应电动势,在材料表面形成涡流<sup>[14-15]</sup>,等效于 LCR 并联电路中的电感  $L$ ;交变磁场使磁弹性传感器伸缩振动,外界环境和材料自身负载都会影响磁致伸缩材料振动所需的能量,因此伸缩振动所需机械能等效于可变电容  $C$ ;磁致伸缩材料共振时的热损耗等效于电阻  $R$ 。此外,磁致伸缩材料的几何尺寸、磁导率、弹性模量和磁场强度等因素也会影响 LCR 电路中的电感  $L$ 、电容  $C$  和电阻  $R$ 。

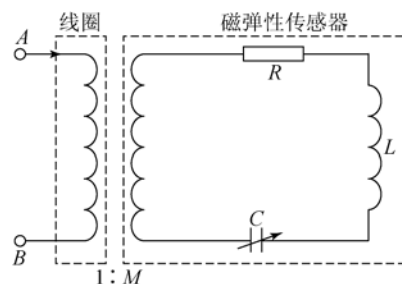


图 2 磁弹性传感器等效电路模型

Fig. 2 Equivalent circuit model of magnetoelastic sensor

### 3 磁弹性传感器共振频率测量系统

通过分析磁弹性传感器的阻抗测量原理和建立等效电路模型,设计了一种简单可靠的阻抗测量电路来代替庞大昂贵的网络分析仪。磁弹性传感器共振频率测量系统如图 3 所示,包括阻抗测量模块、计算机、螺线管和磁铁。阻抗测量模块实现交流激励信号的产生和阻抗信息的转换。计算机为阻抗测量模块设置测量参数、接收和显示阻抗数据。螺线管是在玻璃试管上绕制的单层线圈,用于产生交变磁场。磁铁用于提供消除磁弹性传感器倍频的偏置磁场。



图 3 磁弹性传感器阻抗测量系统

Fig. 3 Impedance measurement system of magnetoelastic sensor

#### 3.1 阻抗测量模块

阻抗测量模块采用美国亚德诺半导体公司的 AD5933 高精度阻抗转换器。该转换器内部集成了信号发生器,12 位模数转换器 ADC 和 DSP 内核。因此既可产生磁弹性传感器所需的交流激励信号,又可获得所连接的负载的阻抗信息。阻抗测量模块主要由阻抗转换器 AD5933 电路、微控制器电路、电源电路和串口通信电路组成,如图 4 所示。该设计减少了分离元器件数量,降低了电路板成本,提高了测量精度和可靠性,且实现了便携式测量。

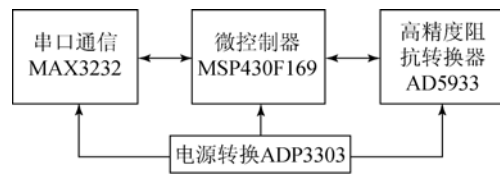


图 4 阻抗测量模块连接示意图

Fig. 4 Framework of impedance measurement module

阻抗转换器 AD5933 电路由 AD5933 高精度阻抗转换器及模拟前端放大电路构成。其中,高精度阻抗转换器 AD5933 中的数字频率发生器可向线圈输出频率为  $0 \sim 100$  kHz 的交流激励信号,线圈响应信号由片上 ADC 进行采样并转换为数字信号,频率分辨率可小于  $0.1$  Hz,精度可达到  $0.5\%$ 。采样后数据由片上 DSP 进行离散傅里叶变换 DFT 处理,转换为对应于每个频率的 DFT 的实部和虚部数据。模拟前端放大电路主要由运算放大器 AD8606 构成,用于降低信号源的输出阻抗和提高阻抗测量达到  $100 \Omega \sim 10$  M $\Omega$ 。

微控制器电路采用美国德州仪器 MSP430F169 微控制器作为控制核心。片内集成了串口和 I2C 通讯接口,可分别与计算机和 AD5933 芯片通信,接收计算机的测量参数,并设置 AD5933 工作模式,返回从 AD5933 读取的 DFT 数据。此外,MSP430F169 具有 5 种低功耗模式,适合用于电池供电的便携式测量,具有  $60$  KB+ $256$  B 闪存和  $2$  KB RAM 的存储空间,满足阻抗测量的数据处理。串口通讯电路由串口收发器 MAX3232 构成,可实现 CMOS 和 TTL 电平之间的转换。电源电路由美国亚德诺半导体公司的高精度低压差线性稳压器 ADP3303A 构成,可将碱性电池  $9$  V 供电转变为  $3.3$  V。

#### 3.2 计算机和微控制器固件编程

计算机主要负责测量参数设置、接收数据、数据转换、绘图和数据保存等,如图 5(a)所示。其中,测量参数用于设置 AD5933 工作参数,包括起始频率、频移宽度、扫描点数和交流峰值电压。数据转换将阻抗测量模块发送的二进制 DFT 信息转换为 10 进制数据,并将 DFT 的实部 R 和虚部

I 计算为阻抗的幅值和相位。绘图和数据保存利用 OriginLab 软件来实现。微控制器 MSP430F169 的固件使用 C 语言编写,主要负责接收测量参数、设置 AD5933 寄存器、读取和返回 AD5933 的测量结果,如图 5(b)所示。

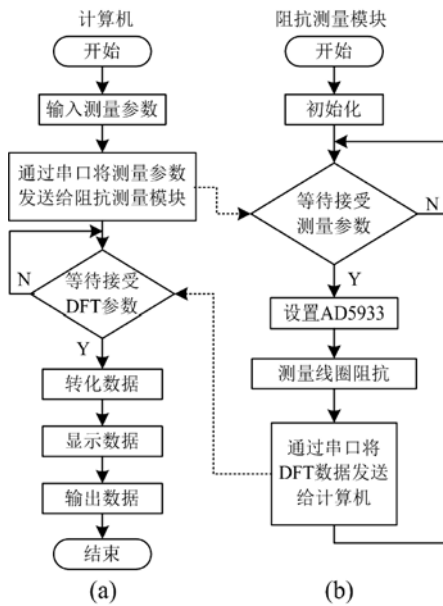


图 5 计算机(a)和微控制器(b)流程图

Fig. 5 Flow charts of PC (a) and microcontroller (b)

## 4 测量实验与结果

### 4.1 磁弹性传感器共振频率测量系统与网络分析仪系统测量比较

为了验证磁弹性传感器共振频率测量系统的性能和可靠性,选用相同的线圈、磁铁和磁致伸缩材料分别在该系统和传统网络分析仪系统进行测试。其中,螺线管是在直径为 15 mm 的玻璃试管上绕制的单层线圈,线径为 0.3 mm,匝数为 200 匝;磁铁为钕铁硼条形磁铁;磁致伸缩材料选用日立金属公司的 Metglas 合金材料 2826MB,  $\text{Fe}_{40}\text{Ni}_{38}\text{Mo}_4\text{B}_{18}$ , 尺寸为  $32\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 30\text{ }\mu\text{m}$ ; 网络分析仪选用中电 41 所的矢量网络分析仪 AV3620/A, 工作于  $S_{11}$  反射模式, 扫描点数为 801, 频率分辨率为 1 Hz。扫频均为 53 ~ 63 kHz。

图 6 所示为两个系统分别对相同的磁致伸缩材料在空气介质中测量的频率谱。实线是磁弹性阻抗测量系统获得的阻抗幅值曲线。在 59 kHz

频率附近,交流磁场激励磁致伸缩材料伸缩振动,引起线圈阻抗快速上升形成波峰。因此,磁弹性材料的共振频率为 59.24 kHz。虚线是在相同频率内网络分析仪测量的反射系数  $S_{11}$  曲线。当磁致伸缩材料共振时,从线圈产生的交流磁场吸收能量,引起反射系数  $S_{11}$  快速减小形成波谷,波谷所对应的共振频率为 59.18 kHz。两个系统反映的共振频率相差仅为 60 Hz,这是由于两个系统的正弦激励电压的峰-峰值略有不同造成的。因此,利用磁弹性传感器共振频率测量系统完全可以取代昂贵庞大的网络分析仪系统,实现对磁弹性传感器共振频率的测量。

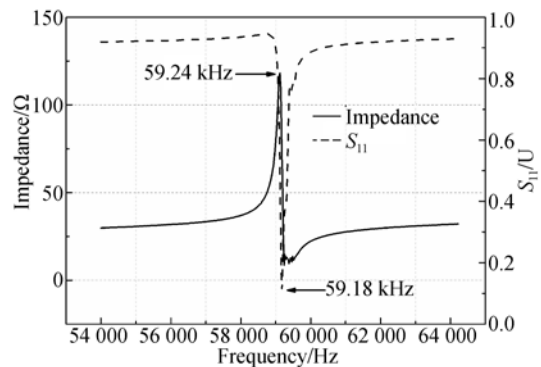


图 6 相同 Metglas2826MB 材料的阻抗幅值和  $S_{11}$  曲线  
Fig. 6 Impedance magnitude and  $S_{11}$  curves of the same Metglas 2826MB material

### 4.2 对两种不同尺寸的磁致伸缩材料的同步测量

磁致伸缩材料本身的杨氏模量  $E$ , 密度  $\rho$ , 泊松比  $\nu$  和长度  $L$  直接影响其共振频率:

$$f_0 \approx \frac{1}{2L} \sqrt{\frac{E}{\rho(1-\nu)}}. \quad (3)$$

因此同一种磁致伸缩材料由于其杨氏模量,密度和泊松比恒定不变,其共振频率只与材料的长度有关。

选取宽度和厚度同为 6 mm 和 30  $\mu\text{m}$ , 长度分别为 20 mm 和 25 mm 的 Metglas 2826MB 材料同时放入磁弹性传感器共振频率测量系统的螺线管中进行测试如图 7 所示。实线和虚线分别代表在 55~95 kHz 内阻抗幅值和相位曲线。线圈中不同长度的 Metglas 2826MB 材料使阻抗幅值和相位曲线都同时出现了 2 个波峰和波谷。根据式(4):

$$\frac{L_1}{L_2} \approx \frac{f_2}{f_1}. \quad (4)$$

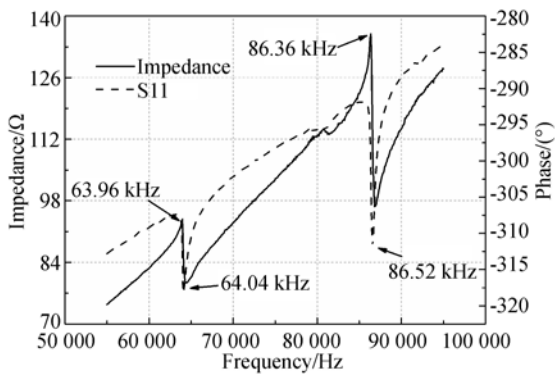


图 7 不同长度的 Metglas 2826MB 阻抗幅值和相位变化曲线

Fig. 7 Impedance magnitude and phase curves of two Metglas 2826MB materials with different lengths

2 个波峰和波谷对应的共振频率比同为 0.74,与两个材料的长度比(0.8)相近。阻抗幅值的波峰和阻抗虚部的波谷对应同一个 Metglas 2826MB 材料的共振频率略有不同,这与 Zeng Kefeng<sup>[7]</sup>和 Zhang Kewei<sup>[9]</sup>获得阻抗幅值和相位结果相同。

#### 4.3 磁致伸缩材料在不同介质中阻抗变化

由于磁弹性传感器的共振频率易受外界环境的影响,使用该系统测试 Metglas 2826MB 材料(20 mm×6 mm×30 μm)分别在空气、自来水、纯水和酒精 4 种介质中阻抗变化,测试液体的容量同为 2.5 mL。

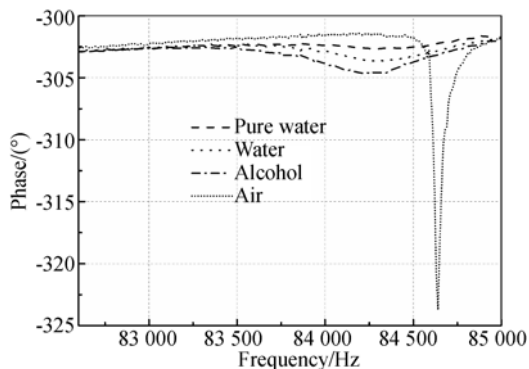


图 8 相同 Metglas 2826MB 在不同介质中的阻抗相位曲线

Fig. 8 Impedance phase changes of the same Metglas 2826MB material in different media

#### 参考文献:

[1] GRIMES C A, ROY S C, RANI S, *et al.*. Theory, instrumentation and applications of magne-

图 8 所示为 Metglas 2826MB 材料在 4 种介质中的阻抗相位曲线。在相同偏置磁场和交变磁场下,在空气中的相位曲线出现明显尖锐的波谷,但在 3 种液体介质中相位变化相对较小。这是由于 Metglas 2826MB 材料周围的介质改变了其共振频率和幅度。其中,在空气中的共振频率最高,在酒精中最低。若保持交变磁场不变,调整直流偏置磁场的大小,4 种介质的相位曲线波谷的深度和所对应的共振频率会发生变化,但先后排列顺序不变。

## 5 结 论

本文分析了磁弹性传感器共振频率测量原理,建立了磁弹性传感器等效电路模型,设计了一种简单可靠的基于高精度阻抗转换器 AD5933 的磁弹性传感器阻抗响应测量电路,并建立一套基于阻抗响应的磁弹性传感器共振频率测量系统。该阻抗测量系统的频率分辨率可小于 0.1 Hz,精度为 0.5%,阻抗测量为 100Ω~10MΩ。使用该系统和网络分析仪系统分别对同一 Metglas 2826MB 材料测量,所得共振频率相差 60 Hz,验证了磁弹性传感器共振频率测量系统的可用性。对不同长度的 Metglas 2826MB 材料在不同介质中进行共振频率测量,验证了磁致伸缩材料共振频率受材料长度和外界环境的影响,也证明了该系统具有测量磁弹性传感器阵列和通过磁弹性传感器反映不同介质特性的能力。系统具有高度集成、抗能力强,精度高等优势,为磁弹性传感器领域的研究人员提供了一种低成本,简单可靠的便携式磁弹性传感器共振频率测量解决方案。

toelastic resonance sensors: a review. [J]. *Sensors*, 2011, 11(3): 2809-44.

[2] 杨斌堂,赵寅,彭志科,等. 基于 Prandtl-Ishlinskii 模型的超磁致伸缩驱动器实时磁滞补偿控制研究

- [J]. 光学 精密工程, 2013, 21(1): 124-130.
- YANG B T, ZHAO Y, PENG ZH K, *et al.*. Real-time compensation control of hysteresis based on Prandtl-Ishlinskii operator for GMA [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(1): 124-130. (in Chinese)
- [3] Ausanio G, Barone A C, Hison C, *et al.*. Magnetoelastic sensor application in civil buildings monitoring [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2005, 123-124: 290-295.
- [4] Park M K, Park J W, Wikle H C, *et al.*. Evaluation of phage-based magnetoelastic biosensors for direct detection of Salmonella Typhimurium on spinach leaves [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2013, 176: 1134-1140.
- [5] SHEN W, MATHISON L C, PETRENKO V A, *et al.*. A pulse system for spectrum analysis of magnetoelastic biosensors [J]. *Applied Physics Letters*, 2010, 96(16): 163502.
- [6] SHEN W, ZHANG Z, HORIKAWA S, *et al.*. Time domain characterization of magnetoelastic sensors: A pulse method for resonance frequency determination. [J]. *The Review of Scientific Instruments*, 2010, 81(8): 084702.
- [7] ZENG K F, PAULOSE M, ONG K G, *et al.*. Frequency-domain characterization of magnetoelastic sensors: a microcontroller-based instrument for spectrum analysis using a threshold-crossing counting technique [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2005, 121(1): 66-71.
- [8] ZENG K F, ONG K G, YANG X, *et al.*. Board level integrated microsystem design and associated technique for impedance analysis of resonator sensors [J]. *Sensor Letters*, 2006, 4: 388-397.
- [9] ZHANG K W. *Development of portable magnetostriuctive biosensor system*[D]. USA: Auburn University, 2010.
- [10] MUNGLE C S, ROY S C, GRIMES C A. The equation of motion, impedance, and equivalent circuit model for a magnetoelastic resonance sensor [J]. *Sensor Letters*, 2008, 6(3): 421-427.
- [11] CHAI Y, WIKLE H C, WANG Z, *et al.*. Design of a surface-scanning coil detector for direct bacteria detection on food surfaces using a magnetoelastic biosensor [J]. *Journal of Applied Physics*, 2013, 114(10): 104504.
- [12] 贾振元, 王晓煜, 王福吉. 超磁致伸缩微位移执行器的矢量阻抗分析模型[J]. 光学 精密工程, 2008, 16(5): 870-877.
- JIA ZH Y, WANG X Y, WANG F J. Vector impedance analysis model for giant magnetostrictive micro2displacement actuator [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(5): 870-877. (in Chinese)
- [13] 王雷; 谭久彬; 刘玉涛. 超磁致伸缩体内涡流效应有限元分析[J]. 光学 精密工程, 2006, 14(3): 445-449.
- WANG L, TAN J B, LIU Y T. Analysis on eddy current effect in giant magnetostriction with finite element method [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006, 14(3): 445-449. (in Chinese)

#### 作者简介:



程 鹏(1980—),男,陕西汉中,博士研究生,讲师,2008年于太原理工大学获得硕士学位,主要从事磁弹性生物传感器的研究。E-mail: chengpeng@tyut.edu.cn

#### 导师简介:



张文栋(1962—),男,河南太康人,教授,博士生导师,1993年于北京理工大学获得博士学位,主要从事微米纳米系统等方面的研究。E-mail: zhangwendong@tyut.edu.cn