Fabrication and Characteristics Research of the Cantilever Beam Pulse Sensor Based on MEMS Technology

Sen Li, Jing Chen, Dandan Li, Xiaofeng Zhao*

Key Laboratory of Electronics Engineering, College of Heilongjiang Province, Heilongjiang University, Harbin Heilongjiang

Email: lisen13835863512@126.com, *zhaoxiaofeng@hlju.edu.cn

Received: Jun. 26th, 2016; accepted: Jul. 9th, 2016; published: Jul. 15th, 2016

Copyright © 2016 by authors and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/



Open Access

Abstract

This paper presents the cantilever beam pulse sensor, and the structure consists of the silicon cantilever beam and Wheatstone bridge that contains cantilever beam roots four piezoresistors. Based on the piezoresistive effect, when the cantilever top was touched by pulse force, the elastic deformation of the cantilever beam occurred, which induced the change of the piezoresistive value and the bridge output voltage, and finally the measurement of the pulse was realized. Based on the sensor chip fabrication and packaging on the <100> orientations silicon substrate, when supply voltage V_{DD} = 5.0 V, the cantilever beam output voltage is 111 mV under the 100 mg external force, the sensor sensitivity is 0.54 mV/mg, and the accuracy rating is 5.90% F.S. Experimental results show that the cantilever beam structure enables accomplish pulse measurement and possesses high sensitivity.

Keywords

Pulse Sensor, Cantilever Beam, MEMS Technology, Wheatstone Bridge

基于MEMS技术悬臂梁式脉搏传感器制作 与特性研究

李 森,陈 静,李丹丹,赵晓锋*

*通讯作者。

黑龙江省普通高等学校电子工程重点实验室,黑龙江大学,黑龙江 哈尔滨 Email: lisen13835863512@126.com, *zhaoxiaofeng@hlju.edu.cn

收稿日期: 2016年6月26日: 录用日期: 2016年7月9日: 发布日期: 2016年7月15日

摘 要

本文给出悬臂梁式脉搏传感器,该结构由硅悬臂梁和悬臂梁根部四个压敏电阻构成的惠斯通电桥结构组成。基于压阻效应,当悬臂梁顶端受到脉搏力F作用时,悬臂梁发生弹性形变,引起四个扩散压敏电阻阻值发生变化,桥路输出电压变化,实现对脉搏力F的测量。基于MEMS技术在<100>晶向单晶硅衬底实现传感器芯片制作和封装,当工作电压 $V_{DD}=5.0~V$ 时,外力F=100~mg作用下悬臂梁输出电压为111 mV,传感器灵敏度为0.54 mV/mg,准确度为5.90% F.S.。实验结果表明,该悬臂梁结构可实现脉搏力F测量且灵敏度较高。

关键词

脉搏传感器,悬臂梁,MEMS技术,惠斯通电桥

1. 引言

脉诊是中医的诊法之一,中医可以通过摸脉来判断患者身体状况及预测疾病的发生。随着科学技术发展,脉搏传感器的研究和使用成为中医脉诊的重点。目前脉搏传感器种类繁多且性能各异,根据工作原理可以分为四种:一种是通过感受脉动压力的变化而描述脉搏图,即压力传感器;另一种是通过感受脉管容积的变化来描述脉象,即光电传感器;第三种是声传感器,即利用声学原理来拾取由脉搏引起的振动;第四种是超声多普勒检测技术[1]。2009年,张珣、周杰提出了一种新型的光电脉搏传感器即采用激光二极管来代替普通的发光二极管来改善光源质量,这样能最大地减小外界对脉搏信号的干扰,提高脉搏信号测量精度[2]。2013年,C. Hlenschi等人发表了基于磁弹性效应的脉搏传感器。磁弹性效应脉搏传感器在受到脉搏力作用下磁场会发生变化,进而检测到内部脉力,它可以检测心脏附近的血压波和皮肤表面脉搏信号[3]。2016年,Yong-Jun An等人提出了基于谐振器阵列射频脉搏传感器,脉搏系统的检测基于谐振器频率的改变,且是一种非接触性测量装置,可以手腕上多个点进行检测[4]。

通过总结脉搏传感器研究现状[5]-[7],可以采用新颖的脉搏传感器结构、寻找应变系数更大的材料,来进一步提高脉搏传感器的灵敏度。本文基于压阻效应,采用 MEMS 技术研究设计、制作悬臂梁式脉搏传感器,该结构可以实现脉搏的测量且具有较高灵敏度,且该结构易于集成化。

2. 悬臂梁式脉搏传感器基本结构和工作原理

2.1. 悬臂梁式脉搏传感器基本结构

图 1 给出悬臂梁式脉搏传感器基本结构,该结构由悬臂梁、悬臂梁顶端质量块和悬臂梁根部四个扩散电阻(R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4)组成,四个压敏电阻构成惠斯通电桥。悬臂梁的长度 L、宽度 b 和厚度 t 分别为 2600 μ m、440 μ m 和 40 μ m,芯片厚度 H 为 500 μ m,芯片面积为 4.0×4.0 mm²,当外加力 F 作用到悬臂梁顶端,悬臂梁结构发生弹性形变,基于压阻效应,悬臂梁根部惠斯通电桥结构输出电压 V_{out} 发生改变可实现外力 F 测量。

2.2. 悬臂梁式脉搏传感器工作原理

图 2 给出悬臂梁式脉搏传感器工作原理示意图。当外力 F 作用到悬臂梁顶端,悬臂梁结构发生弹性形变。基于压阻效应,悬臂梁根部惠斯通电桥输出电压 V_{out} 发生改变,实现外力 F 测量。当外加力 F=0 N,即无外加力时,电桥变化如图 2(a),理论上悬臂梁没有发生弹性形变,不会产生应力和应变。即电阻 R_1 、 R_2 、 R_3 和 R_4 阻值相等, $R_1=R_2=R_3=R_4=R$,此时桥路输出电压为:

$$V_{\text{out}} = V_{\text{out}1} - V_{\text{out}2} = 0 \tag{1}$$

当外加力 $F \neq 0$ N 时,电桥变化如图 2(b),悬臂梁发生弹性形变,产生应力和应变,该应力和应变使薄膜电阻的电阻率发生变化,惠斯通电桥的桥路失衡,产生输出电压:

$$V_{\text{out}} = V_{\text{out1}} - V_{\text{out2}} = \frac{\Delta R}{R} \cdot V_{\text{DD}}$$
 (2)

3. 悬臂梁式脉搏传感器制作工艺

本文采用 MEMS 技术在 n 型<100>晶向双面抛光高阻单晶硅片上制作悬臂梁式脉搏传感器[8]-[12]。图 3 给出悬臂梁式脉搏传感器制作工艺流程,主要制作工艺步骤如下: (1) 清洗<100>晶向双面抛光高阻单晶硅片; (2) 在单晶硅衬底上采用热生长法双面生长 SiO_2 层; (3) 一次光刻,形成 p+区窗口,采用离子注入工艺形成 p+区; (4) 二次光刻,形成 p-区窗口,采用离子注入工艺形成 p-区; (5) 生长一层 SiO_2 ;

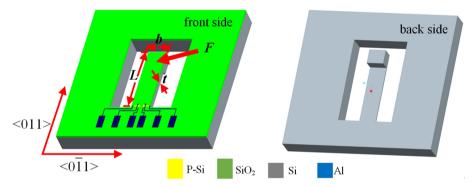


Figure 1. Basic structure schematic diagram of cantilever beam pulse sensor **■ 1.** 悬臂梁式脉搏传感器基本结构示意图

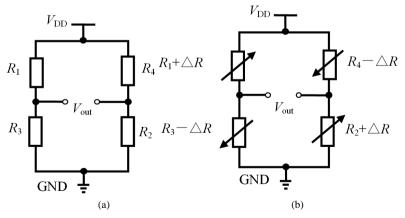


Figure 2. Operating principle of cantilever beam pulse sensor: (a) applied force F = 0 N; (b) applied force $F \neq 0$ N

图 2. 悬臂梁式脉搏传感器工作原理示意图: (a) 外加力 F = 0 N 时; (b) 外加力 $F \neq 0$ N 时

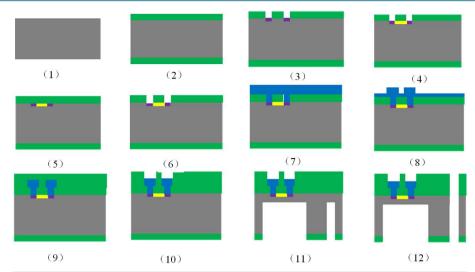


Figure 3. Fabrication process of cantilever beam pulse sensor based on MEMS technology 图 3. 基于 MEMS 技术悬臂梁式脉搏传感器制作工艺流程

(6) 三次光刻,形成引线孔; (7) 在单晶硅上表面蒸镀铝; (8) 四次光刻,反刻铝,形成铝引线和铝电极; (9) 在单晶硅上表面生长 SiO₂ 层作为钝化层; (10) 五次光刻,刻蚀 SiO₂,形成铝电极窗口; (11) 六次光刻,单晶硅背面 ICP 刻蚀,形成 C型硅杯并刻蚀悬臂梁; (12) 七次光刻,单晶硅正面 ICP 刻蚀,释放悬臂梁。

该传感器基于压阻效应,可以实现脉搏频率的测量。图 4(a)为脉搏传感器悬臂梁正面和背面照片。 从图中可以看出脉搏传感器由悬臂梁、悬臂梁顶端质量块、悬臂梁根部扩散电阻组成,关于传感器的结构前文已详细说明,此处不再描述。

4. 悬臂梁式脉搏传感器静态特性

本文采用台阶仪力加载装置(NanoMap 500LS)、数字万用表(Agilent 34401A)和恒压源(RIGOL DP83) 对悬臂梁式脉搏传感器进行静态特性测试[13]。图 5(a)给出了在工作电压分别为 1.0 V、3.0 V 和 5.0 V 时根据最小二乘法得出的悬臂梁式脉搏传感器输入 - 输出实验曲线与拟合直线,由图可得实验曲线和拟合直线基本一致,表明该传感器的线性度良好。图 5(b)为脉搏传感器的重复性特性曲线,工作电压分别为 1.0 V、3.0 V 和 5.0 V。图 5(c)为脉搏传感器的迟滞性特性曲线,工作电压分别为 1.0 V、3.0 V 和 5.0 V。图 5(c)为脉搏传感器的迟滞性特性曲线,工作电压分别为 1.0 V、3.0 V 和 5.0 V。图 5(c)为脉搏传感器的迟滞性特性曲线,工作电压分别为 1.0 V、3.0 V 和 5.0 V。实验结果给出,当 $V_{DD} = 5.0 \text{ V}$ 时,脉搏传感器满量程输出 111 mV,灵敏度为 0.54 mV/mg,线性度为 4.28% F.S.,重复性为 2.18% F.S.,迟滞性为 2.39% F.S.,准确度为 5.90% F.S.。

5. 悬臂梁式脉搏传感器信号处理电路

5.1. 信号处理电路总设计方案

本文设计的脉搏信号处理电路如图 6 所示,由脉搏传感器信号采集部分和脉搏信号处理电路构成。基于悬臂梁式脉搏传感器特性,采用差分放大电路芯片完成输出电压信号 $V_{\rm out}$ 放大;通过 ADC0809 处理,将电压信号转换为相应数字信号送到 MCU;通过软件编程对固定时间内脉搏波的高脉冲进行计数;通过程序计算得出脉搏频率并在液晶显示屏上显示出来,实现脉搏信号的测量。

5.2. 脉搏频率的计算

通常把单位时间内脉搏信号所产生的脉冲个数或交变次数称为脉搏信号的频率 f。本文采用控制变量

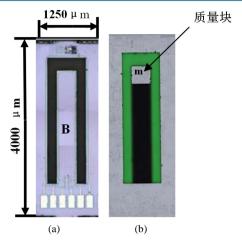


Figure 4. Photograph of the cantilever beam pulse chips:
(a) Front of the sensor chip; (b) Back of the sensor chip
图 4. 悬臂梁式脉搏传感器芯片照片: (a) 传感器芯片正面; (b) 传感器芯片背面

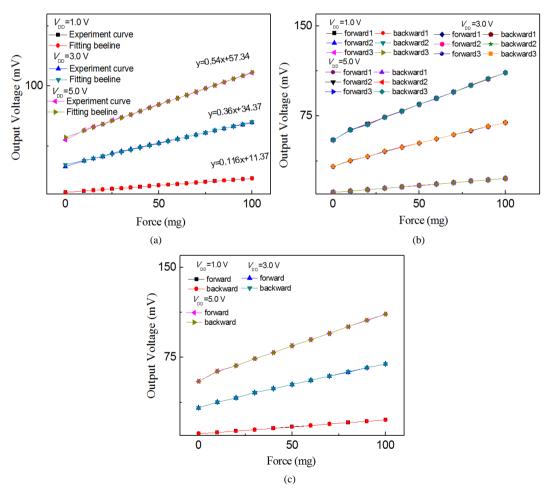


Figure 5. The static characteristics of cantilever beam pulse sensor: (a) The input and output curves between experimental and fitting beeline; (b) Repeatability curve; (c) Hysteresis curve 图 5. 悬臂梁式脉搏传感器静态特性: (a) 输入 - 输出实验曲线与拟合直线; (b) 重复性曲线; (c) 迟滞性曲线

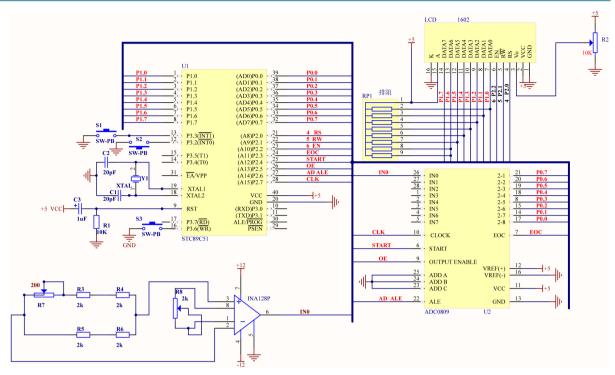


Figure 6. The principle diagram of the pulse signal processing circuit 图 6. 脉搏信号处理电路原理图

法计算 f,通过采用 MCU 内部的定时器 T0 为 A/D 提供时钟信号,采用 MCU 内部定时器 T1 产生周期为 1 s 的精确时间,硬件电路上有三个按键开关,开关 ON 为计时启动开关;开关 OFF 为计时结束开关;开关 RESET 为重置开关。当按下开关 ON 时,计时开始,类似于秒表计时从 01 开始到 59 又自动重置为 01。硬件电路通电后,就会对高脉冲进行计数 n,同时按下开关 ON 计时开始,随后按下开关 OFF 计时结束,MCU 通过公式(3)进行计算,并在显示器上显示每分钟脉搏跳动的次数 f。

$$f = \frac{n}{\Delta t} \times 60 \tag{3}$$

式中f为每分钟脉搏跳动的次数,n为计时期间高脉冲的个数, Δt 为计时时间(单位:s)。

5.3. 脉搏信号处理电路软件设计与调试

脉搏信号处理电路的软件设计主要为单片机程序设计,系统程序流程如图 7 所示。单片机程序包括单片机对模拟电压的采集、ADC0809 的模数转换和 LCD 的显示; LCD 用来显示秒表计时、高脉冲次数、高脉冲的电压(V_{out})和脉搏频率。本文采用集成开发环境进行单片机软件程序的设计[14]-[16],编译成功的程序生成相应的 HEX 文件,使用 USB-ISP 下载器可将 HEX 文件下载到单片机中运行,其程序主要包括 AD 执行程序和 1602 液晶显示程序。AD 执行程序包括 AD 初始化,设定采集通道、参考电压、中断方式、使能 AD 转化等操作。1602 液晶显示程序包括 1602 初始化,写数据、写命令等操作。

5.4. 脉搏信号处理电路

图 8 给出了脉搏信号处理电路,主要包括放大电路、A/D 转换电路、单片机及 LCD 显示电路。此系统还未接入传感器,采用惠斯通电桥代替传感器。人体脉搏波形大致可以看成正弦波,通过对固定时间内正弦波峰值出现次数的计数,计数数值与固定时间再乘以 60 即为每分钟脉搏跳动的次数。通过编程,

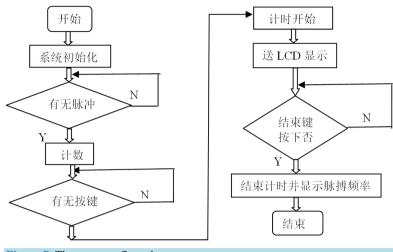


Figure 7. The program flow chart 图 7. 系统程序流程图

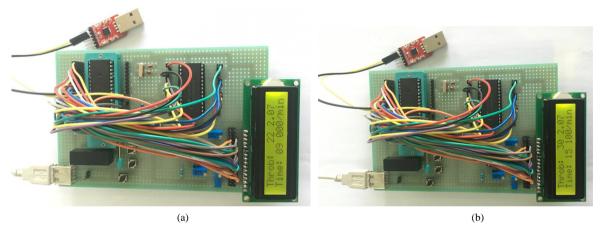


Figure 8. The figure of the pulse signal processing circuit: (a) Time start; (b) Time end 图 8. 脉搏信号处理电路: (a) 计时开始; (b) 计时结束

在 1602 液晶上显示出如下字符。通过按键 ON,图 8(a)中计时开始,第一行显示高脉冲次数及放大后的电压,第二行显示计时时间(单位为秒);通过按键 OFF,图 8(b)计时结束,第二行显示脉搏频率。

6. 结论

本文采用 MEMS 技术实现悬臂梁式脉搏传感器芯片制作和封装,通过传感器特性测试,实验结果给出,该传感器具有较高的灵敏度、较好的重复性和迟滞性,在此基础上设计给出脉搏传感器信号处理电路,实现了脉搏频率的检测,具有一定的应用前景和市场价值。

基金项目

国家级大学生创新训练项目(201510212978)。

参考文献 (References)

- [1] 燕海峡, 王忆琴, 李福凤. 中医脉象传感器的研究进展[J]. 上海中医药大学学报, 2005, 19(1): 62-64.
- [2] 张珣, 周杰. 光电脉搏传感器的设计与改进[J]. 中国医疗器械杂志, 2009, 33(5): 344-346.

- [3] Hlenschi, C., Corodeanu, S. and Chiriac, H. (2013) Magnetoelastic Sensors for the Detections of Pulse Waves. *IEEE Transactions on Magnetics*, **49**, 117-119. http://dx.doi.org/10.1109/TMAG.2012.2219855
- [4] An, Y.-J., Kim, B.-H., et al. (2016) Flexible Non-Constrained RF Wrist Pulse Detection Sensor Based on Array Resonnators. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 10, 300-308. http://dx.doi.org/10.1109/TBCAS.2015.2406776
- [5] Joshi, A.B., Kalange, A.E., Bodas, D. and Gangal, S.A. (2010) Simulations of Piezoelectric Pressure Sensor for Radical Artery Pulse Measurement. *Materials Science and Engineering B*, 168, 250-253. http://dx.doi.org/10.1016/j.mseb.2010.01.012
- [6] Wu, J.M., Lee, C.C. and Lin, Y.H. (2015) High Sensitivity Wrist-Worn Pulse Active Sensor Made from Tellurium Dioxide. *Nano Energy*, **14**, 102-110. http://dx.doi.org/10.1016/j.nanoen.2015.02.009
- [7] Wang, D.M., Zhang, D. and Lu, G.M. (2015) An Optimal Pulse System Design by Multichannel Sensor Fusion. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, **20**, 450-459. http://dx.doi.org/10.1109/JBHI.2015.2392132
- [8] 赵晓锋, 温殿忠. 在 EPW 中采用(100)硅制作微悬臂梁凸角及工艺研究[J]. 黑龙江大学自然科学学报, 2005, 22(5): 697-700.
- Zhao, X.F., Yu, Y., Li, D.D. and Wen, D.Z. (2015) Design Fabrication and Characterization of a High-Sensitivity Pressure Sensor Based on Nano-Polysilicon Thin Film Transistor. AIP Advances, 5, Article ID: 127216. http://dx.doi.org/10.1063/1.4938517
- [10] Zhao, X.F., Wen, D.Z. and Li, G. (2012) Fabrication and Characteristics of the nc-Si/c-Si Heterojunction MOSFETs Pressure Sensor. Sensors, 12, 6369-6379. http://dx.doi.org/10.3390/s120506369
- [11] 赵晓锋, 温殿忠. 纳米多晶硅薄膜压力传感器制作及特性研究[J]. 半导体学报, 2008, 29(10): 2038-2042.
- [12] 杨磊, 于虹, 赵阳. 硅悬臂梁的制造及压阻特性研究[J]. 电子器件, 2009, 32(6): 1015-1018.
- [13] 温殿忠, 赵晓锋. 传感器原理与应用[M]. 北京: 科学出版社, 2013: 5-14.
- [14] 华成英, 童诗白. 模拟电子技术基础[M]. 北京: 高等教育出版社, 2006: 330-333.
- [15] 孙丽晶. 基于 ICC AVR 和 Proteus 软件平台的 AVR 单片机设计开发流程[J]. 吉林师范大学学报(自然科学版), 2010, 31(1): 103-105.
- [16] 王波. 基于 AVR 单片机的石灰乳配制及添加智能控制系统的研究[D]: [硕士学位论文]. 昆明: 昆明理工大学选矿自动化及计算机应用, 2011: 1-7.



期刊投稿者将享受如下服务:

- 1. 投稿前咨询服务 (QQ、微信、邮箱皆可)
- 2. 为您匹配最合适的期刊
- 3. 24 小时以内解答您的所有疑问
- 4. 友好的在线投稿界面
- 5. 专业的同行评审
- 6. 知网检索
- 7. 全网络覆盖式推广您的研究

投稿请点击: http://www.hanspub.org/Submission.aspx