

Application of PVDF Piezoelectric Film Sensor in Uterine Contraction Pressure Monitoring

Honghua Ying¹, Hong Gan², Xiufeng Mei³, Xiaohong Zhang³

¹Nursing Department, Jinhua People's Hospital, Jinhua Zhejiang

²Shaoxing LAN Yun Medical Technology Co. Ltd., Shaoxing Zhejiang

³School of Electronics and Information, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou Zhejiang

Email: xhzhang@hdu.edu.cn

Received: Apr. 7th, 2015; accepted: Apr. 24th, 2015; published: Apr. 29th, 2015

Copyright © 2015 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

For the low accuracy and poor comfort of traditional pressure sensors in uterine contraction pressure monitoring, a PVDF piezoelectric thin film sensor was fabricated. In this paper, PVDF film piezoelectric effect, fabrication process of sensors and design of signal preprocess were discussed. The performance testing in hospital for this sensor was made and the experimental results showed that this sensor can detect uterine contraction pressure accurately and reduce the impact on the normal activities of pregnant women, complying with the trend that current medical instrumentation is becoming portable, mobile and wearable.

Keywords

Uterine Contraction Pressure Monitoring, Miscarriage, Premature Birth, PVDF, Piezoelectric Sensor

PVDF 压电薄膜传感器在便携式宫缩监测仪器中的应用

应红华¹, 干红², 梅秀峰³, 张晓红³

¹金华市人民医院护理部, 浙江 金华

²绍兴兰韵医疗器械科技有限公司, 浙江 绍兴

³杭州电子科技大学电子信息学院, 浙江 杭州

Email: xhzhang@hdu.edu.cn

收稿日期: 2015年4月7日; 录用日期: 2015年4月24日; 发布日期: 2015年4月29日

摘要

针对于传统压力传感器在宫缩监测中普遍存在的测量精度低、舒适度差等问题, 在分析PVDF薄膜压电效应基础上, 探讨了用于便携式宫缩压力监测仪器的PVDF压电薄膜传感器制作工艺, 设计了宫缩压力信号放大和滤波预处理电路。在医院临床对PVDF压电薄膜传感器进行性能测试, 结果表明: 此传感器能够精准地检测到孕妇的子宫收缩变化, 降低对孕妇正常活动造成的影响, 符合当前医疗设备向便携化、移动化、可穿戴发展的趋势。

关键词

宫缩压力监测, 流产, 早产, PVDF, 压电传感器

1. 引言

宫缩是临床上的一个重要生理特征, 它是指孕妇的子宫在怀孕中期后发生的收缩现象。其最开始是不规律的, 收缩强度相对较弱, 同时还会伴有少量的阴道流血和分泌物, 后期发展为规律的, 强度越来越强, 持续时间延长, 间隔缩短。宫缩与孕妇和胎儿的生理状况息息相关, 子宫收缩乏力将导致孕妇在产后出血, 而当宫缩压力过大时, 又会影响到子宫内血液的循环与流通[1]。一次有效的宫缩定义为: 宫缩强度大于 28 mmHg, 持续时间超过 20 s [2]。正常情况下, 孕妇在一个小时内的有效宫缩次数不会超过 5 次, 当发生宫缩时, 孕妇会感觉到腹部硬邦邦的, 这是一种正常的生理现象, 如果宫缩的强度过高或者次数过于频繁, 则称之为宫缩异常, 它是发生早产和流产的先兆症状。对宫缩压力进行实时地监测, 尽早地发现其可能出现的异常, 对于早产和流产的早预防、早诊断、早治疗具有重要意义[3]。

在当前阶段, 临床上一般使用传统的压力传感器采集孕妇的宫缩压力信号, 传感探头的接触面积较小, 质地粗糙, 无法充分、全面地贴附在孕妇的腹部壁。宫缩的临床监测具有长期性和持续性, 传感探头的上述缺陷会对孕妇正常的活动造成影响, 导致其心理紧张, 降低测量精度。由于 PVDF 薄膜材料质地柔软、顺滑, 能够适应大幅度的形变, 充分地贴附在被测物的表面, 扩大测量范围, 降低对人体正常活动造成的影响, 因此被广泛地应用在人体生理特征的测量中[4]。

本文对 PVDF 压电薄膜传感器在宫缩监测中的应用进行研究, 阐述 PVDF 薄膜压电效应原理, 使用 PVDF 薄膜制作压力传感器, 设计相应的信号预处理电路, 对其性能进行临床测试与结果分析。

2. PVDF 薄膜压电效应

1880 年, 居里兄弟发现在晶体材料的表面施加压力时, 晶体内部的不对称性会导致正负电荷发生偏移, 大量聚集在晶体表面, 聚集的电荷量与其所受的压力成正比, 这种现象被称为压电效应, 如图 1 和图 2 所示。1969 年 Kawai 发现聚偏二氟乙烯(PVDF)具有极强的压电性能以后, PVDF 开始作为一种压电聚合物材料受到广泛地关注[5]。

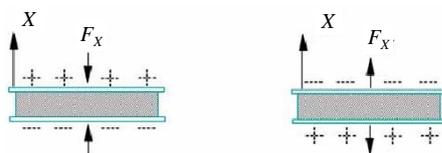


Figure 1. The piezoelectric effect

图 1. 正压电效应

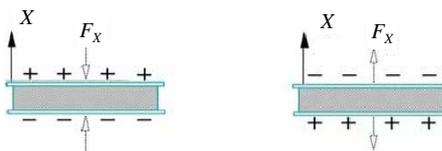


Figure 2. The inverse piezoelectric effect

图 2. 逆压电效应

PVDF 的结晶度为 50%，晶区和非晶区各占一半，它由 2000 多个 $\text{CF}_2\text{-CH}_2$ 长链分子单元组成，作为一种半结晶型聚合物，它具有极好的压电效应。压电效应是电介质在热力学机理作用下产生的电学响应，可以用压电方程来描述二者之间的关系[6]：

$$D_i = d_{ip} F_p + \varepsilon_{ij}^F E_j \quad (i, j = 1, 2, 3; p = 1, \dots, 6) \quad (1)$$

D 为电位移 (C/m^2)， d 为压电系数矩阵， F 为作用力 (N/m^2)， E 为电场强度 (N/C)。

使用 PVDF 压电薄膜材料制作传感器时，其外加电场 E 为 0，因此式(1)可简化为：

$$D_i = d_{ip} F_p \quad (i, j = 1, 2, 3; p = 1, \dots, 6) \quad (2)$$

所以，PVDF 压电薄膜传感器的输出电荷为：

$$Q = (S_2 d_{32} + S_1 d_{31}) A E_{\text{PVDF}} \quad (3)$$

式(3)中， S_i 为应变， d_{ij} 为压电系数， A 为传感器的应变面积， E_{PVDF} 是薄膜的弹性模量。

3. PVDF 压电薄膜传感器制作

3.1. 压电薄膜传感器制作工艺

采用锦州科信电子材料有限公司生产的 PVDF 压电薄膜材料制作压力传感器，它的性能指标如表 1 所示。

该薄膜一共有上、中、下三层，中间层是 PVDF 压电薄膜，上下层是覆盖在中间层表面的铝电极层。利用 PVDF 薄膜制作压电传感器的主要工艺流程如图 3 所示。

首先，在铝电极层上标记出一块直径略大于 3 cm 的圆形区域，根据该标记进行裁剪，得到一块圆形薄膜。

裁剪会导致薄膜的边缘存在许多金属毛刺，影响制作传感器的测量精度，需要对其进行边缘处理。使用丙酮和酒精作为腐蚀剂，利用它们的腐蚀性对薄膜的边缘进行非金属化处理，除去边缘存在的毛刺，得到直径为 3 cm 的圆形薄膜。

考虑到薄膜上的铝电极层较薄，不宜使用焊接方式引出导线。因此，使用银胶和不同颜色的导线从铝电极层上分别引出正负接线，正负导线的标识不能出错。

在完成上述流程后，使用灌封胶将薄膜固定在塑料模具内部，保证薄膜不受外界噪声的干扰，正常地工作，实现薄膜的封装。在此过程中，应该保证薄膜被平整地固定在模具内部，作为与孕妇腹部壁充

Table 1. The performance parameters of PVDF film material
表 1. PVDF 薄膜材料性能参数

性能	指标	单位
压电应变常数 (d_{31})	16~18	PC/N
压电应变常数 (d_{32})	5~6	PC/N
压电应变常数 (d_{33})	21	PC/N
相对介电常数 (ϵ/ϵ_0)	8.5~10.5	IKHZ
机电耦合系数 (K_{33})	11%~15%	
热释电系数 (P)	0.5×10^{-8}	c/cm ² ·k
体积电阻率 (ρ)	10^{13}	Ω ·cm
弹性模量	2400~2600	MPa



Figure 3. PVDF pressure manufacturing process of electric sensor
图 3. PVDF 压电传感器制作流程

分接触的探头表面，也应该顺滑、平整、柔软。

在完成上述所有流程后，即实现传感器的制作，如图 4 所示。

3.2. 压电传感器工作原理

PVDF 压电薄膜传感器可以等效为一个电荷源和电容器，当其受到外力作用时，薄膜表面会聚集大量电荷类似一个电荷源。如果受到的外力在持续变化，则薄膜会发生振动从而改变正负电极之间的距离，导致电极之间不停地充放电，其间的电压值也随之变化，类似于一个电容器，其等效电路如图 5 所示。

4. 信号预处理电路设计

在对 PVDF 压电薄膜传感器输出的宫缩压力信号进行采集之前，需要对信号进行相关的预处理，主要包括信号的前置放大与低通滤波。

4.1. 前置放大电路

采用集成单电源仪表放大器 AD623 对宫缩压力信号进行放大，它的 1 脚和 8 脚之间连接的电阻用于控制放大电路的增益，7 脚和 4 脚分别是电源的正负接线端，6 脚的输出电压是以 5 脚的电位为基准进行测量的，如果在二者之间连接一个电阻，则可实现电压/电流的转换。在引脚 7 处应该使用 10 μ F 的钽电解电容进行滤波，以增加输入电压的稳定性。前置放大电路如图 6 所示。

宫缩压力信号是一种十分微弱的生理信号，因此放大电路良好的线性度是保证信号经放大后不失真的重要前提，对放大电路的线性度进行测试，测试结果如图 7 所示。

由图 7 可知，放大电路具有良好的线性度，经放大后的宫缩压力信号不会产生失真，能够对信号进行相应的后续处理。

4.2. 低通滤波电路

在实际的信号采集中，孕妇的翻身、移动、紧张以及传感器和孕妇腹部的摩擦等诸多因素会导致采集的信号中含有大量的中高频噪声，在对其进行采集之前，必须对信号进行滤波处理，提高信号采集端



Figure 4. PVDF piezoelectric film sensor
图 4. PVDF 压电薄膜传感器

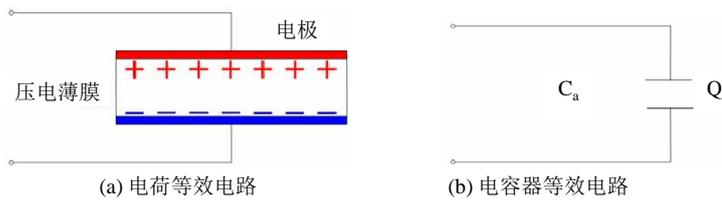


Figure 5. Equivalent circuit of piezoelectric film sensor
图 5. 压电薄膜传感器等效电路图

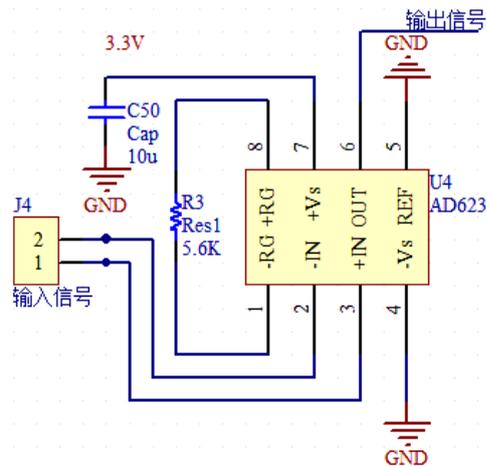


Figure 6. Preamplifier circuit
图 6. 前置放大电路

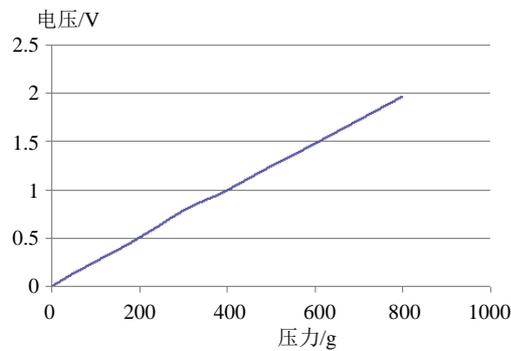


Figure 7. The linearity test curve
图 7. 线性度测试曲线

测量的精度和可靠性。宫缩压力信号的频率为 0.5~8 Hz，使用 MAX4162 设计低通滤波器，其实现电路如图 8 所示。

通过 Multisim 仿真软件对滤波电路的频率特性进行仿真，仿真结果如图 9 所示。

由图 9 可知，此低通滤波器的频率特性良好，可以有效地滤除放大信号中的噪声，保证经过放大、滤波后的信号尽可能小的失真。

5. 实验结果分析

压电传感器具有两个重要的性能参数：最大压力范围和线性度，足够的压力范围和良好的线性度是保证压力传感器正常工作，实现无失真采集的重要前提。因此以砝码从不同高度坠落产生的冲击力作为施加力，对传感器的性能进行测试，测试结果如图 10 所示。

由测试结果可知，传感器的最大压力范围远大于宫缩压力的范围，且在此范围内，具有良好的线性度。

对 PVDF 压电薄膜传感器进行临床测试实验，测试地点为金华市人民医院，将传感器用绷带绑在孕妇的腹部，感测子宫的收缩。使用信号采集端采集传感器输出宫缩信号，通过上位机接收、显示宫缩数据，如图 11 所示。

该孕妇已怀孕 33 周，此时孕妇的宫缩是没有规律的，强度也较弱。查看图 11 可知，其宫缩最大强度为 63 mmHg，在正常范围内，但在 20 分钟的时间内，有效宫缩次数达到了 7 次，过于频繁，且持续时间较长，因此还是有发生早产的可能。所以，医生需要提醒该孕妇多注意休息，放松心态，当出现身体不适时，应该及时、主动地联系医生。

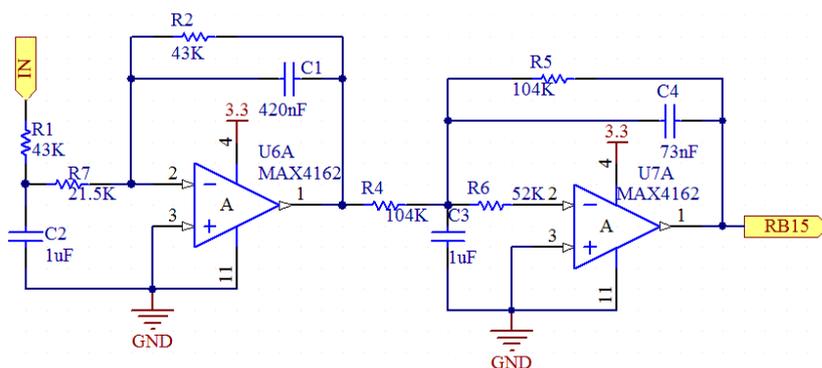


Figure 8. The low-pass filter circuit

图 8. 低通滤波电路

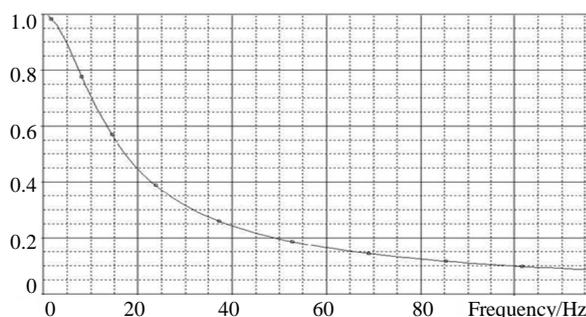


Figure 9. The low-pass filter circuit frequency characteristic curve

图 9. 低通滤波电路频率特性曲线

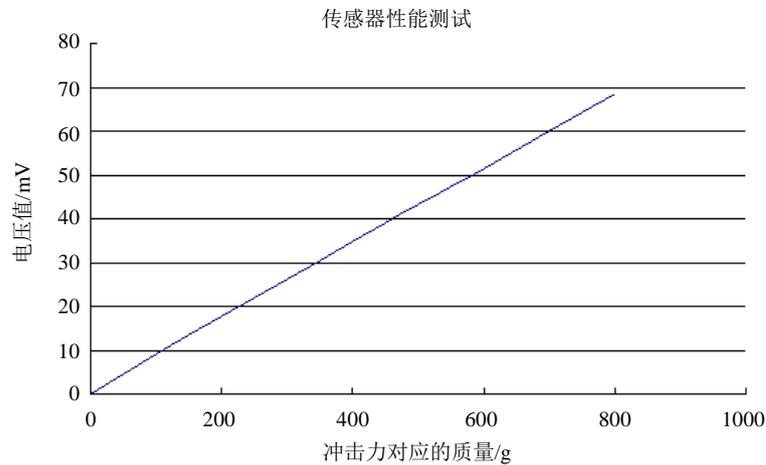


Figure 10. Test chart of sensor performance

图 10. 传感器性能测试图

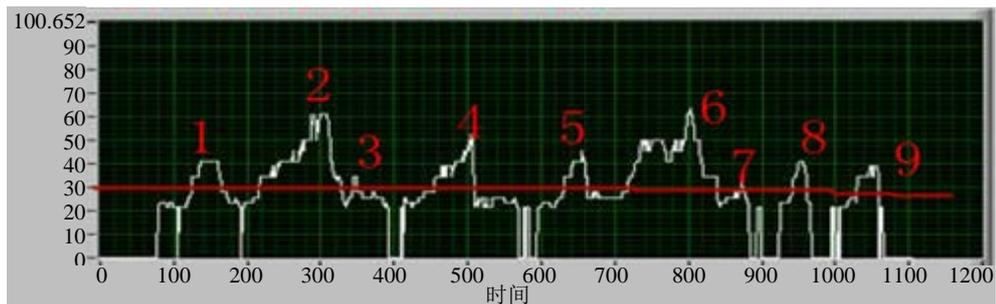


Figure 11. Clinical test of contraction data

图 11. 临床测试的宫缩数据

6. 结束语

本文利用 PVDF 薄膜材料制作压电传感器，设计相应的信号预处理电路，将其应用于宫缩的临床监测。测试结果显示，此传感器能够精准地检测到孕妇的子宫收缩变化，相比于传统的压力传感器，它能够让孕妇感觉更加舒适、轻松，符合当前医疗设备向便携化、移动化、可穿戴发展的趋势。

基金项目

金华市社会发展类重点科技项目(2011-3-012)。

参考文献 (References)

- [1] Huang, Z., Shyu, M.L., Tien, J.M., et al. (2013) Prediction of uterine contractions using knowledge-assisted sequential pattern analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **60**, 1290-1297.
- [2] 陈怡达 (2008) 无线子宫收缩信号监视系统之实现. 博士论文, 成功大学, 台湾.
- [3] 李易晏 (2009) 利用智慧型手机建立孕妇生理参数监视系统. 博士论文, 成功大学, 台湾.
- [4] 孟仁俊 (2008) PVDF 压电薄膜传感器的研制. 硕士论文, 东华大学, 上海.
- [5] 赵东升 (2007) PVDF 压电薄膜传感器的研制. *传感器与微系统*, **3**, 51-52, 55.
- [6] 朱金海 (2011) PVDF 压电薄膜及其传感器的制备与性能研究. 硕士论文, 哈尔滨工业大学, 哈尔滨.