

纤智科技——国内智能肾内压传感测控引领者

王晔¹, 朱文杰², 杨芳, 冯伦鹏, 鞠朝阳

(西安理工大学机械与精密仪器工程学院, 陕西西安 710048)

摘要: 本作品是一款基于光纤法珀压力传感器的智能测压与反馈控压装置, 目的是依靠光纤的快速性和高灵敏度来实现实时监测人体内压。提出了基于非扫描式腔长匹配的薄膜式光纤法珀压力传感方法, 并融合了蠕动泵系统对检测到的压力信号进行控制, 最终形成一整套压力测控系统。传感器采用低相干干涉方法, 将压力信号转换为光信号和电信号, 最终系统压力误差约 $\pm 0.1\text{mmHg}$, 腔长解调误差约 $\pm 0.02\text{nm}$ 。

关键词: 光纤法珀; 压力传感; 蠕动泵

中图分类号: TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4030

1 传感器设计背景和应用价值

设计背景: 针对生物医学和医疗领域, 由于生物体结构的特殊性, 最关键和最基础的技术便是体内压力实时监测。LINDSTROM 于二十世纪七十年代首次提出医用玻璃纤维压力传感器, 随着材料科学的发展, 光纤材料种类不断增多, 塑料、氧化物玻璃等都有被使用的报道。相关研究表明, 二氧化硅玻璃纤维具有良好的生物相容性, 且以其为原材料的光纤具有良好的 MRI 兼容性, 能够不受射频和微波干扰, 大大提高了测量精度。光纤压力传感器为医学诊断领域提供了一种崭新的方法, 且已广泛应用于人体内压力的测量。目前临床上应用的光纤压力传感器主要用来测量血压、颅内压、心内压、胃肠道压力、气管压力、呼吸压、膀胱和尿道压力等。

过去常用的以导管或导丝为基础的医疗测压工具, 在泌尿科及心血管测压中被广泛的使用。但无论是导丝压力传感器还是导管压力传感器, 均是基于机电式压力传感器的工作原理, 其机构复杂, 体积较大, 且成本较高。光纤压力传感器因具有稳定性好、灵敏度高、可靠性高、精度高、抗电磁干扰能力强、结构简单等优点, 作为机电式压力传感器的替代品, 在医学领域已得到广泛的应用。

应用价值: 本系统旨在应用于人体尿路结石手术中, 通过实时监测尿路内部的压力变化,

¹王晔, 男, 讲师, 激光干涉精密测量, wangxian@xaut.edu.cn

²朱文杰, 男, 学生, 传感技术及智能仪器方向, 417790136@qq.com

提供外科医生在手术中的关键信息，有助于精确导航和操作。其独特之处在于体积小，安全，抗干扰，极大地减少手术风险和患者不适感。此系统的应用，将为尿路结石手术带来革命性的改进，提高手术安全性和成功率，减轻患者的负担，助力创新医疗解决方案。

2 创新点与优势

1) 微小化和集成化：传统用于工业领域的压力传感器，测量单位基本都是 MPa，这意味着传感器系统庞大，本产品采用非扫描式腔长匹配方法，系统更加微小化，传感器解调结构仅 $50 \times 50 \times 20 \text{mm}$ 。

2) 蠕动泵反馈调节：市面上目前存在的人体光纤测压传感器，普遍只能测压，控压依赖于医师的经验，存在手术风险。本产品创新融合了蠕动泵技术，通过控制灌注液流速实现测压同时反馈控压，压力过大实时报警等；

3) 市场前景广阔且成本降低：市面上的医用光纤法珀压力传感器普遍依赖进口，其中加拿大 FISO 公司一直处于垄断地位，国内产品占比不足 10%。本产品采用低相干干涉方法，通过压力-光信号-电信号互相关运算实现压力测控，无需昂贵的光谱分析仪，产品成本大大降低。

3 实现方案简介

3.1 设计原理

薄片式光纤法珀压力传感器即是在普通法珀压力传感器的基础上，将前端的毛细玻璃片替换成压力薄膜膜片。当传感器的膜片受到外界压力产生形变之后，导致法珀腔的腔长 h 发生变化，进而使得干涉光信号随之发生变。通过膜片形变原理为基础，建立传感器压力与腔长的数学模型。

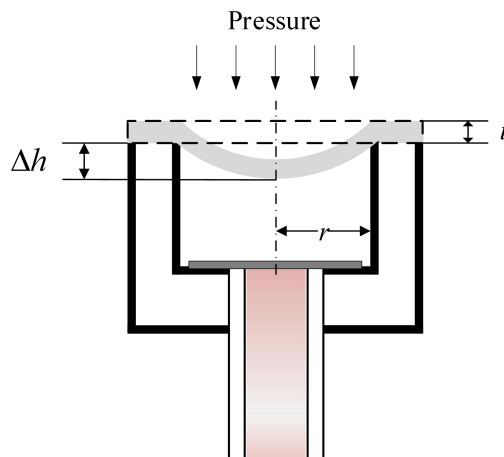


图 1 膜片形变示意图

腔长匹配解调法，又叫相关干涉解调法。无论是非扫描型（空间扫描型）还是时间扫描型相关干涉解调，在解调原理上都非常相似。区别在于：时间扫描型相关干涉解调是在通过耦合器的干涉光直接进入压电陶瓷驱动的可调法珀标准具，通过压电陶瓷驱动达到光纤法珀腔可调的目的，压电陶瓷以固定步长的位移变化改变法珀腔的腔长，当腔长可变的光纤法珀腔的腔长与法珀传感器的腔长相同时，光电探测电路探测到最大光强信号，此时通过压电陶瓷的推进距离可以间接测量出光纤法珀传感器的腔长。

而非扫描式相关解调将压电陶瓷驱动可调谐法珀标准具替换成平凸柱面透镜和空气光楔，降低成本的同时能有效避免压电陶瓷带来的迟滞效应，柱透镜将圆形光斑转换为线型光，由空气光楔发生二次干涉后进入线阵 CCD，同样是检测线阵 CCD 光强最强像元位置，所对应的的光楔厚度就是光纤法珀传感器的腔长。

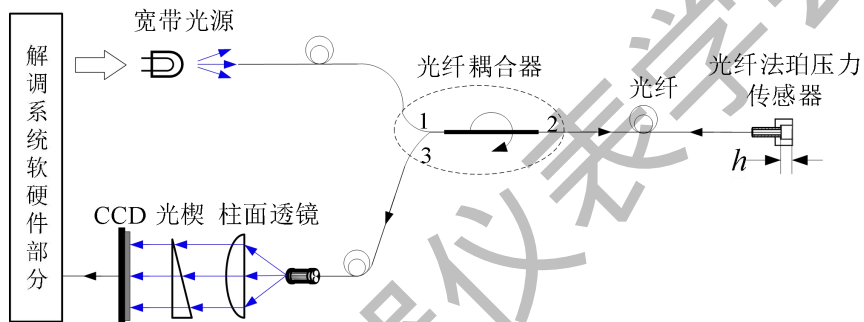


图 2 非扫描型相关解调系统示意图

3.2 设计方法

为了实现高精度压力解调与控制，本产品的的设计主要包括：光学设计、软硬件设计和反馈压力控制设计。其中光学设计包括：探头设计、光路设计、解调模块设计；软硬件设计包括：嵌入式处理器系统设计、光电探测器驱动设计、数据采集系统设计；反馈压力控制设计包括：蠕动泵控制模块设计。探头设计主要运用光纤切面处胶合一个压力薄膜，使形成一个法珀腔，进入液体后，液压会使法珀腔薄膜发生形变，致使产生干涉条纹变化，通过干涉条纹的变化将压力信号转换为后续可采集的光信号。光路设计及解调模块设计采用非扫描式相关解调系统，光纤的光信号通过平凸柱面透镜将圆形光斑转换为线形光，然后通过光楔产生二次干涉，最终光线照射在线阵 CCD 上，通过线阵 CCD 上像元测出电压最大值点，则对应像元位置的光楔楔角厚度即是对应的法珀腔腔长距离，最终换算成压力参数，实现整体系统参数解调。反馈压力控制设计主要是将实时监测的压力反馈到蠕动泵系统，调节灌注液进出水速率可有效调节肾盂内压，实现压力反馈控制。

硬件架构：

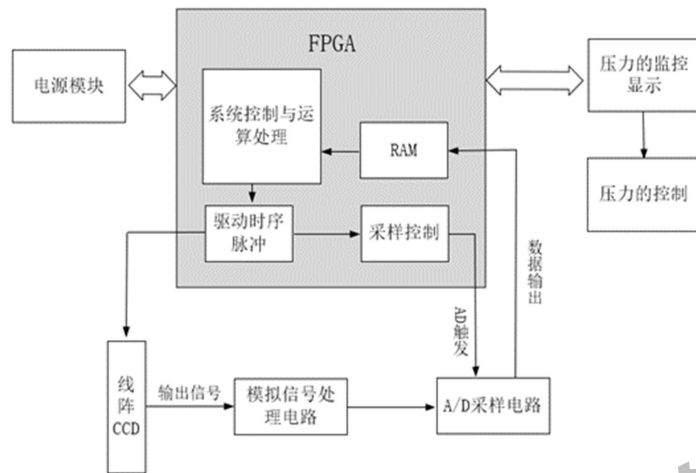


图 3 硬件架构示意图

软件架构:

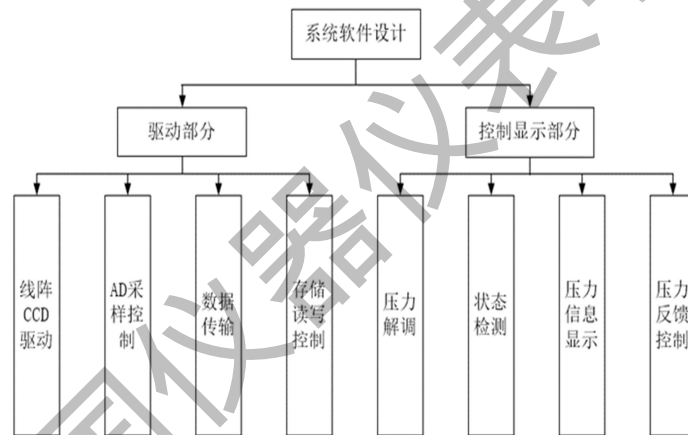


图 4 软件架构示意图

流程图:

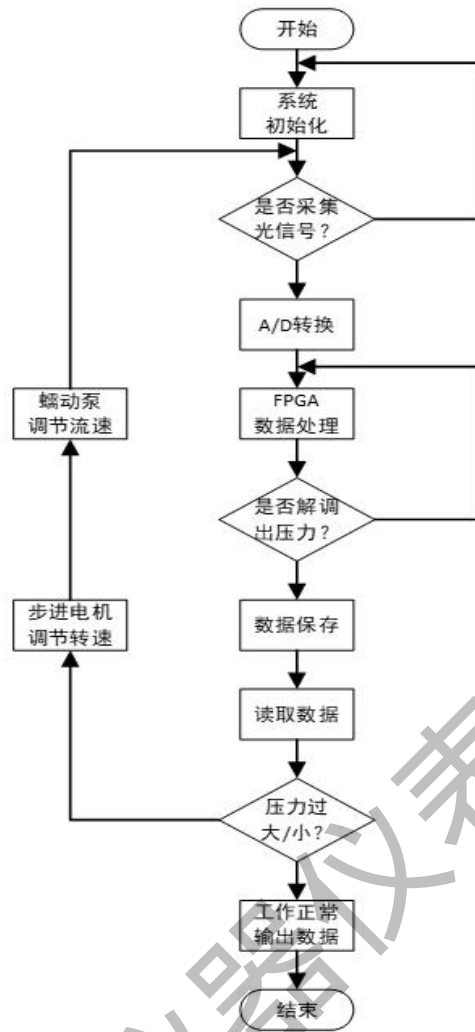


图5 系统工作流程图

系统工作图片:



图6 整体系统工作图

3.4 实验验证过程

对于整个解调系统的实验将从静态的压力作用下分析对腔长解调的效果,同时计算其对应压力数值是否准确。本文进行了 6 组不同静态压力下的腔长解调实验,第一组为传感器未入水也即压力为 0 的情况,第二组为传感器入水深度为 10cm,第三组为传感器入水深度为 20cm,后续 3 组实验入水深度依次增加 10cm,每组实验采集由 A/D 转换后的 500 组数据,最终解调的压力如图 7 所示。

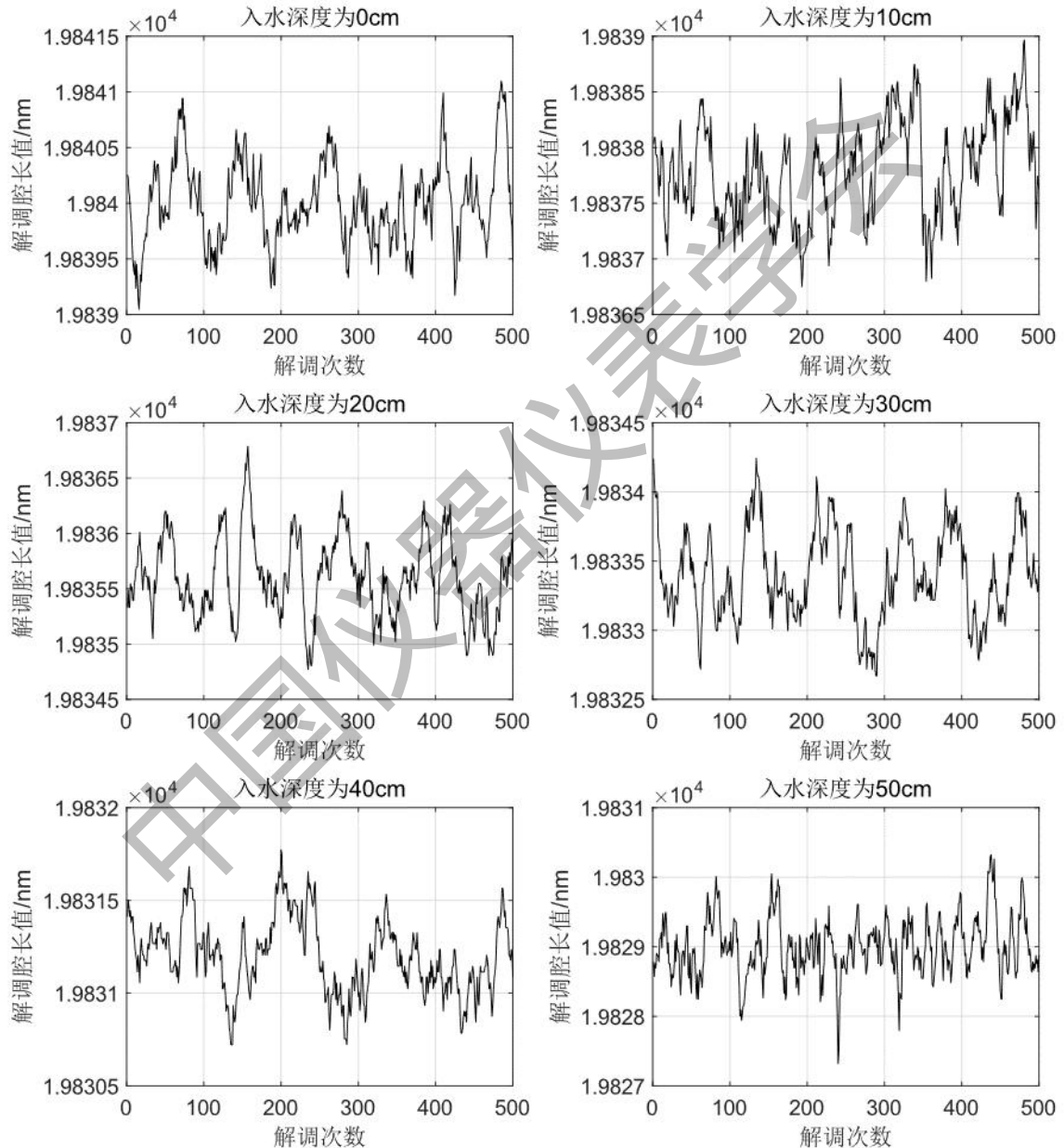


图 7 以 10cm 为增量入水腔长解调数据

从解调结果上看,虽然每组解调数据都有一定的波动,但是从其整体波动的范围来看,基本都处于 2nm 的跳动范围内。同样的造成解调腔长跳动可能原因除了算法之外,还有可

能是在入水测试中传感器入水深度并不稳定等情况。

对这些数据从统计学的角度进行分析，可以借助箱线图来对这些数据的离散程度，分布情况进行研究。对于箱线图的理解可以利用正态分布的箱线图来理解，如图 8，将一组数据从小到大排序后，把这组数据四等分的数，即位四分位数，那么箱线图主要有六个方面需要注意分别为：（1）下四分位数 $Q1$ 也就是 25% 数；（2）中位数 $Q2$ 也就是 50% 数；（3）上四分位数 $Q3$ 也就是 75% 数；（4）四分位间距 IQR 是 $Q3$ 与 $Q1$ 的间距；（5）上下边缘是数据 $Q1 - 1.5 \times IQR$ 和 $Q1 + 1.5 \times IQR$ 的位置；（6）外部的点是异常数据。

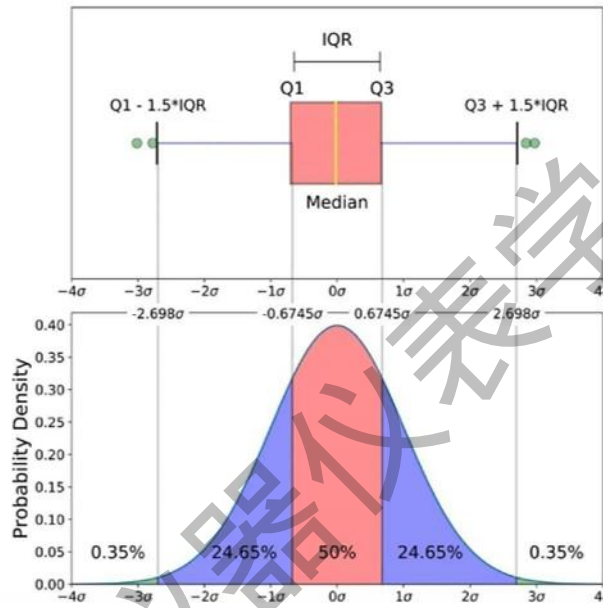


图 8 正态分布与箱线图的关系

箱子中间的一条线是中位数，代表了数据的平均水平而，而 IQR 一定程度上反映数据的波动情况，而在上下边缘之外的点则为异常值。那么求出六组数据的箱线图来分析如图 9。

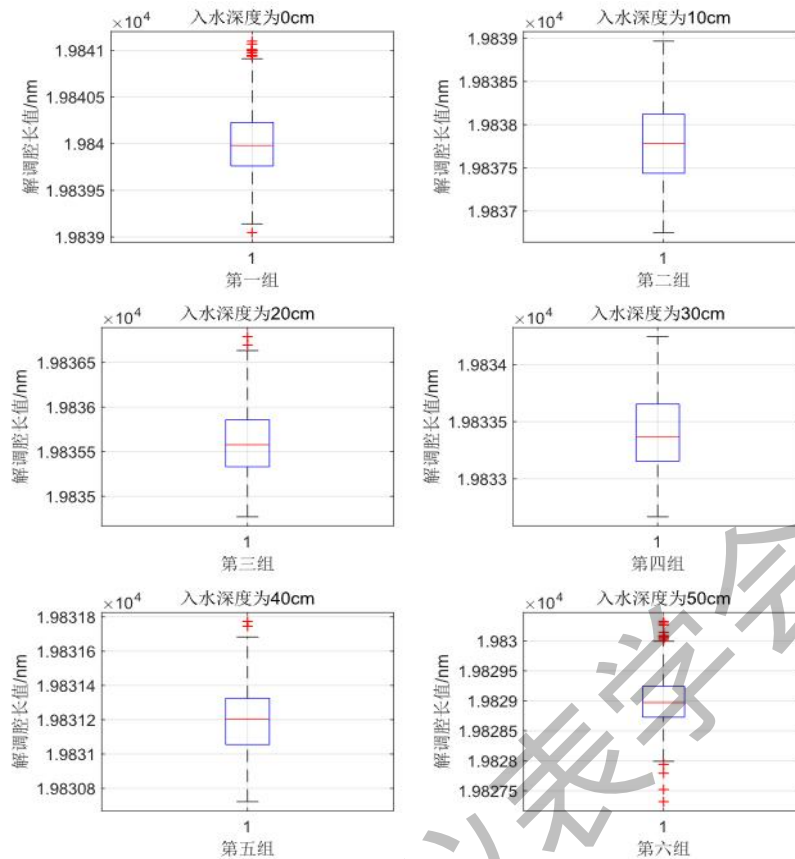


图 9 六组实验数据各自的箱线图

从图 9 中不难看出，大部分腔长解调箱线图中箱体高度，也就是 50% 的数据波动范围在 0.5nm 的跳动范围。在实际测量中难免会有各种因素带来的误差影响，而且一个恒压的稳定测量环境较难实现，如果对 500 次腔长解调中每 50 次解调取平均值，就会更加接近理想的解调目标了。再者解调稳定性也较好，六组数据共 3000 次解调中只有少量的异常值为 28 个，异常值只占 0.9%。除此之外将几个箱线图整体来观察如图 10。

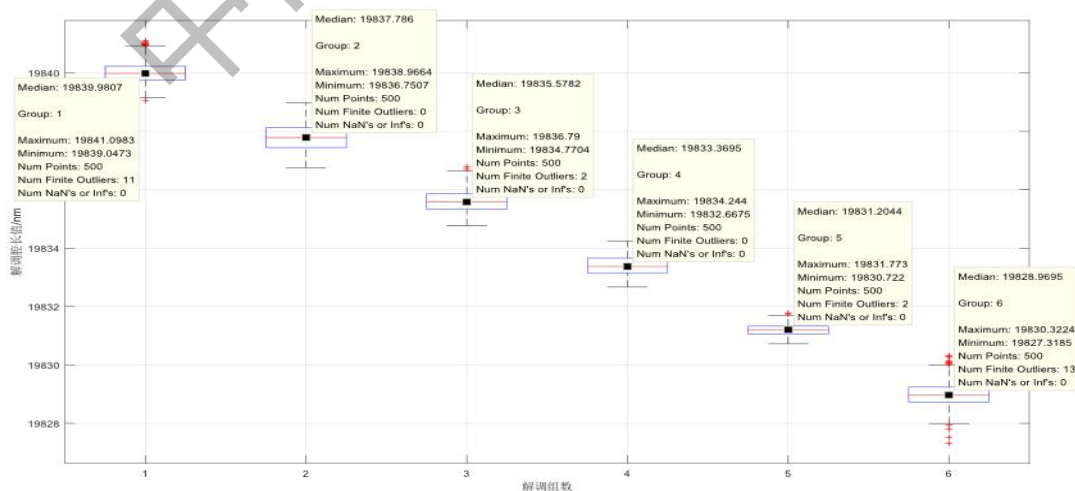


图 10 六组实验数据总体的箱线图

从图中可以看到第一组未入水的腔长解调中位数约为 $19.8\mu\text{m}$ 。从六组腔长解调的整体趋势来看，符合入水深度每次增加 10cm 的实验预期，整体成线性。如果以箱线图的中位数代表每组解调的腔长值，以第一组解调中位数代表初始腔长，那么传感器入水深度与腔长变化值如表 1。

表 1 传感器入水深度与腔长变化

入水深度/ <i>cm</i>	10	20	30	40	50
理论腔长变化/ <i>nm</i>	2.2	4.4	6.6	8.8	11
实际解调腔长变化/ <i>nm</i>	2.19	4.41	6.61	8.78	11.0
实际解调腔长与理论之差/ <i>nm</i>	0.01	0.01	0.01	0.02	0

从表 1 可以看出以箱线图的中位数代表每组解调的腔长值在不同入水深度的情况下，其实际变化值与理论变化值非常接近，其每组实际解调腔长变化与理论变化之差在 $0\sim 0.02\text{nm}$ 之间，也就是说对于压力变化的解调是比较准确的。