

基于光纤光栅传感器的人体心率测量技术研究

陈会娟, 苗长云, 高 华, 张 诚
(天津工业大学信息与通信工程学院, 天津 300160)

摘 要: 光纤光栅以其抗电磁干扰、体积小、寿命长、柔韧性好等特点, 是构成智能服装的最具潜力的材料。文中根据人体心率信号的特点, 设计了由金属材质构成的振动腔, 采用 ANSYS 分析了腔的振动过程, 确定了光纤光栅的封装方式, 并在实验室中实现了心率信号的采集, 完成了数据分析与信号提取的算法。实验结果表明: 该传感器可完成人体心率信号的实时在线的采集与分析, 测量误差小于 1 次/min。

关键词: 智能服装; 光纤光栅; 心率测量; 小波变换

中图分类号: TN212.14

文献标识码: A

Research on human heartrate measurement based on fiber Bragg grating sensor technology

CHEN Hui-juan, MIAO Chang-yun, GAO Hua, ZHANG Cheng

(College of Information and Communication Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300160, China)

Abstract: FBG is the most potential material for intelligent clothing because it has the characteristics such as anti-electromagnetic interference, small size, long life and good flexibility. According to the characteristics of the human heartrate signal, the metal vibration cavity was designed. ANSYS was used to analysis the vibration of the cavity and determined the the FBG package method. Then in the laboratory the system achieved heart rate signal acquisition, completed the data analysis and signal extraction algorithms. The experimental results show that: the sensor completed signal acquisition and analysis in real-time online and the measurement error is less than 1 times/ min.

Key words: intelligent clothing; FBG; heart rate measurement; wavelet transform

1 引 言

心率指心脏每分钟搏动的次数, 能够反映心脏的工作状态, 是人体重要的生理指标, 心率异常是多种心脏疾病的最为常见的表现, 是临床诊断的重要依据^[1]。

现今医学上对心率的测量主要有两种方法。一种是通过测脉搏的跳动次数, 理论上认为脉搏跳动次数与心率一致, 这是一种间接的测量法; 另一种是借助测心电图的方式, 这种方法更为准确些, 但测量过程繁琐。而本文中的用光纤光栅传感器进行心率测量, 只需将传感器贴近心脏压紧即可, 方便、快捷, 受人为因素影响很小, 可以实现对心率的实时检测。

光纤光栅以其便于构成分布式传感网络、对电

磁干扰不敏感、结构简单、体积小、寿命长等优点, 日益受到国内外学者的关注, 加上光纤光栅其本身所具有的柔韧性, 易于埋入织物等特点, 是构成智能服装最受瞩目的材料。本文利用分布式光纤光栅构成振动传感器, 来测量人体心率信号, 为智能服装中的光纤光栅传感器的构成、测量及数据处理算法做了有益的探讨。

2 光纤光栅传感器原理

由光纤光栅耦合波理论^[2-3]可知, 当满足相位

基金项目: 国家自然科学基金项目 (No. 60844002) 资助。

作者简介: 陈会娟 (1986 -), 女, 在读研究生, 主要研究方向为传感器和信号处理。E-mail: chenchen860416@126.com

收稿日期: 2009-06-25; **修订日期:** 2009-08-24

匹配条件时,光栅的布拉格波长为:

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \quad (1)$$

式中, λ_B 为布拉格波长; n_{eff} 为光纤传播模式的有效折射率; Λ 为光栅周期。

布拉格波长的峰值反射率和透射率为:

$$R = \tanh^2\left(\frac{\pi\Delta n_{\text{max}}L}{\lambda_B}\right), T = \cosh^{-2}\left(\frac{\pi\Delta n_{\text{max}}L}{\lambda_B}\right) \quad (2)$$

式中, Δn_{max} 是折射率最大变化量; L 是光栅长度。可以看出, Δn 越大,反射率越高,反射谱宽越宽; L 越大,透射率越高,反射谱宽越窄^[4-5]。

如图1所示,当一宽谱光源入射进入光纤后,经过光纤光栅会有波长为式(1)的光返回,其他的光将发生透射。反射的中心波长信号 λ_B 跟光栅周期 Λ 、纤芯的有效折射率 n 有关,所以当外界的被测量引起光纤光栅温度、应力改变都会导致反射中心波长的变化。也就是说,光纤光栅反射光中心波长的变化反映了外界被测信号的变化情况^[6-7]。

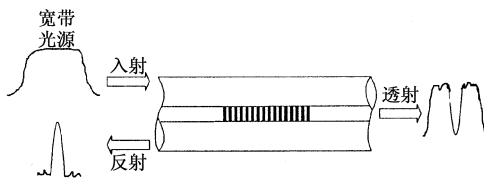


图1 光纤光栅结构与传光原理

光纤光栅的中心波长与温度和应力的关系为:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\alpha_f + \xi)\Delta T + (1 - P_e)\Delta\varepsilon \quad (3)$$

式中, $\alpha_f = \frac{1}{\Lambda} \frac{d\Lambda}{dT}$ 为光纤的热膨胀系数; $\xi = \frac{1}{n} \frac{dn}{dT}$ 为光纤材料的热光系数。若忽略温度的影响,或在恒温条件下只对应变做测量,式(3)就可以写为:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - P_e)\Delta\varepsilon \quad (4)$$

其中:

$$P_e = \frac{1}{2}n^2((1 - \mu)P_{12} - \mu P_{11}) \quad (5)$$

式中, $\Delta\varepsilon$ 是轴向应变; μ 是泊松比。对于典型的石英光纤: $n = 1.46$, $\mu = 0.16$, $P_{11} = 0.12$, $P_{12} = 0.27$,则 $P_e = 0.22$ 。所以式(4)可以写为:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - P_e)\Delta\varepsilon = 0.78\Delta\varepsilon \quad (6)$$

上面的公式就是光纤光栅应变测量的一般公式,也是裸光栅应变测量的计算公式^[8]。

心率测量时,心脏每次振动都对光纤光栅有力的作用,都会相应地引起光纤光栅的应变,而这个应变又反映在光纤光栅反射中心波长的变化,这样,连续的反射中心波长的变化形成的信号波形就与心跳过程是一致的。

3 传感器的构成与振动分析

光纤光栅传感器的构成如图2所示,图中右侧为薄膜,光纤光栅放置在其内侧,左侧为金属材质的腔。测试时,有膜的一侧与人体心脏外侧接触,采集到心率振动信号,通过金属腔对振动进行一定放大后,又作用于光纤光栅上,送入后级波长解调系统进行解调。

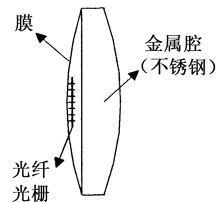


图2 光纤光栅传感器设计模型

传感器使用的光纤光栅主要成分为二氧化硅,外径125 μm ,中心波长为1538.4 nm,光纤光栅的径向长度为10 mm。传感器腔的金属部分由不锈钢铸成,膜与光纤光栅的黏合用的黏合剂为 α -氰基丙烯酸乙酯,结构式为 $\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CN}) - \text{COO} - \text{C}_2\text{H}_5$ 。该黏合剂为无色透明流动性良好的液体,易挥发,遇水即聚合固化。黏接力强、黏接材料广泛,可用于钢铁、有色金属、橡胶、皮革、塑料、陶瓷、玻璃、木材等。尤其是黏合光纤光栅和膜后,不影响膜本身的振动特性和光纤光栅的特性。

心率测量时,贴近心脏的膜先是受迫振动,将心脏振动信号由膜侧传进腔内,腔内空气受压振动,振动在腔内反弹至膜上,用ANSYS有限元法对传感器腔的振动过程进行分析,图3为膜受迫振动一个周期的全过程。

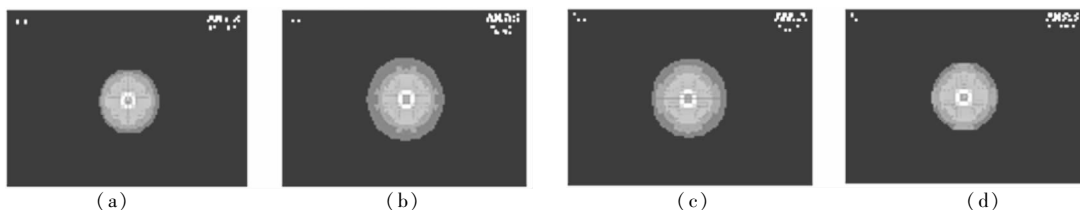


图3 膜受迫振动过程

图3中,由ANSYS有限元模拟腔内振动可知,正面视图中膜中心部分颜色较浅,为振动最强部分,越往边沿部分振动越弱。所以我们可以得出,将光纤光栅封装固定在振动最强的膜中心部分,这样可以最大限度的吸收心脏的振动,获取最强的振动信号。

4 心率测量实验与数据分析

心率测量时采样率设置为1 kHz,即每秒记录的心率信号为1000个。先用matlab对信号数据进行重现,如图4所示。此信号掺杂了心率、呼吸、噪声等信号,还有温度对传感器的影响。正常成人的心率为每分钟60~100次,频率为1~1.5 Hz。如图4所示,纵坐标为反射中心波长,横坐标为心率采样时间。通过图4我们可以看出,心率信号有信号弱、噪声强、频率低等特点,基于信号的这些特征,用小波来对信号进行分析最为合适。

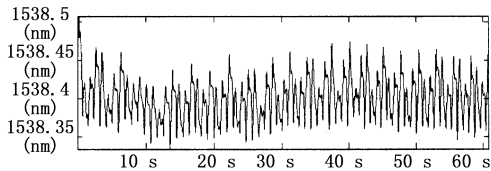


图4 心率原始信号

通过对几种小波基的尺度函数和小波函数作了功率谱分析,发现dmey小波具有良好的时频局化能力,且有对称性,高通和低通较其他小波函数更近似理想的滤波器,所以采用dmey小波对信号进行分析。如图5所示, S 为原始心率信号, d_9 为重构的第9层dmey小波。对原信号进行小波分解,小波基函数选用dmey小波,重构第9层细节信号(d_9),由图中可以看出, d_9 与原始信号相比,有效地去除了毛刺、噪声和各种干扰信号,更精确地体现心率信号,也便于对信号进行更深层次的处理,以便更方便地得出心率。

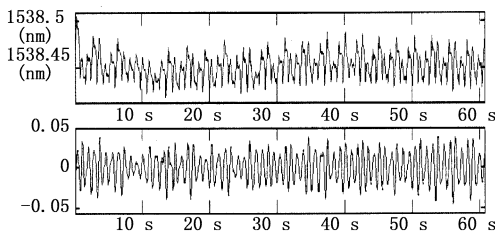


图5 dmey小波重构心率信号图

由图5可知,每个心动周期都会产生一个类似于心电信号中QRS波群的体震信号波群,且在每个波群中都有一个最大峰值点,被称为J波,尤其是重建的 d_9 。因此,确定J波的位置就可以定位这个波群,检测心率的目的。对重建的dmey小波信号 d_9

应用模极大值算法^[9]提取每个心动周期中的最大峰值点,并用圆圈标记,如图6所示。由此求得的此受试者的平均心动周期为1.15 s,心率为69次/min,与表1所示的程序计算结果基本吻合。

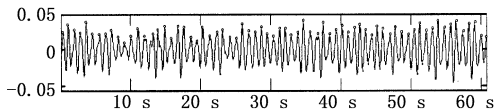


图6 分析后的心率信号

对15名随机的被测对象应用上述方法测量心率,以同步记录的单通道心电仪器测得的心电信号作为基准进行检验,数据处理结果如表1所示。

对表1中,数据数组为实验记录下来的采样点的个数,而采样频率为1 kHz,这样就能直接得出测量的时间。心动次数为在实验测量的时间内被测者心动的次数,通过测量时间和相应的心动次数就能够计算出被测试者每分钟的心动次数,即心率。

表1 试验所得数据

被测者	数据数组	时间/s	心动次数(次)	试验测得心率(次/min)	心电仪测得心率(次/min)
1	<572231 × 1>	57.223	81	84	84
2	<64125 × 1>	64.125	87	82	81
3	<56598 × 1>	56.598	66	70	71
4	<68576 × 1>	68.576	74	65	65
5	<59104 × 1>	59.104	79	80	80
6	<63692 × 1>	63.692	77	73	72
7	<69156 × 1>	69.156	92	80	80
8	<61254 × 1>	61.254	83	81	82
9	<61437 × 1>	61.437	78	76	76
10	<59848 × 1>	59.848	86	86	87
11	<66889 × 1>	66.889	79	71	71
12	<61026 × 1>	61.026	82	81	82
13	<59624 × 1>	59.624	69	70	70
14	<54256 × 1>	54.256	69	76	76
15	<64581 × 1>	64.581	95	88	89

误差分析:

(1) $\text{Max} |M - M'|_i = 1, i = 0, 1, \dots, 15$

$$\text{Max} \frac{|M - M'|_i}{M'} = 1.41\%, i = 0, 1, \dots, 15$$

(2)
$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^{15} |M - M'|_i}{15} = 0.47$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{15} (M - M')^2}{15}} = \sqrt{\frac{0.47}{15}} = 0.031$$

从表1、表2的所示的实验数据和相关的误差分析结果可以看出,对随机人群进行的心率测量实验,与心电图测得心率相比,最大的误差不超过1次,最大误差百分比为1.41%,即准确率可达98.5%以上。而计算所得的标准差为0.031,说明系统有很好的稳定性。

表2 试验数据处理结果

被测者	试验测得心率(M)	心电图测得心率(M')	$M - M'$	$\frac{ M - M' }{M'}$ /%
1	84	84	0	0
2	82	81	1	1.23
3	70	71	-1	1.41
4	65	65	0	0
5	80	80	0	0
6	73	72	1	1.38
7	80	80	0	0
8	81	82	-1	1.22
9	76	76	0	0
10	86	87	-1	1.15
11	71	71	0	0
12	81	82	-1	1.22
13	70	70	0	0
14	76	76	0	0
15	88	89	-1	1.12

试验所得数据还是存在一些偏差,主要原因是测量时传感器与人体接触,易受温度影响,试验过程中人为操作也会引入误差。此外对信号的去噪和提纯的相关算法不够精细,还有待进一步的改进。

5 结 论

本文提出一种基于光纤光栅传感器的心率测量方法,设计了传感器并对其进行封装,对采集到的信号数据进行分析得到受试者的心率。以同步采集的

心电信号作为基准,应用此方法对15名被测对象进行检验,结果表明,基于光纤光栅传感器的心率测量方法具有较高的准确性。该方法无须电极,不影响受试者正常的生活,为受试者在家中监测心脏的工作情况提供了可能。该方法也对评估人们的工作压力、疲劳度和精神状态等日常生活状况有着重要意义。

参考文献:

- [1] 金晶晶,王旭,杨丹. 基于体震信号的心率测量方法[J]. 东北大学学报,2009,(2):176-179.
- [2] 张伟刚,涂勤昌,孙磊,等. 光纤光栅传感器的理论、设计及应用的最新进展[J]. 物理学进展,2004,24(4):382-401.
- [3] 黄尚廉. 分布式光纤温度传感器系统的研究[J]. 仪器仪表学报,1999,12(4):359-364.
- [4] Mel C Maki, Jeremy K Weese. Fiber optic fence sener developments[J]. IEEE,2004:8-12.
- [5] Yuan J Q, Wei W B. A new method for weak signal detection based on wavelet transform in the ocean[J]. Aerospace Electronic Warfare,2006,22(2):55-57.
- [6] Trefny Z, Trojan S, Toman V, et al. New trends in ballistocardiography[J]. Measure Science Review,2003,3(2):45-48.
- [7] Kim J M, Hong J H, Cha E J. Development of ECG and BCG measuring system on moving wheelchair using CDM Anetwork[C]. 6th International Special Topic Conference on ITAB. Tokyo:IEEE,2007:179-181.
- [8] Wei G F, Wang Z D. Wavelet analyses preliminarily applying in coastal waters [J]. Ecology Science, 2006, 22(2):116-119.
- [9] Study on weigh-in-motion system based on chirped fiber gratings[C]. Proceedings of Advanced Sensor Systems and Applications,2007:512-526.