

引用格式: GE Ziyang, WANG Yan, ZHAO Hui, et al. Characteristics of Flexible Fibre Bragg Grating Pulse Wave Sensor[J]. Acta Photonica Sinica, 2021, 50(12):1206002

葛子阳,王彦,赵慧,等. 柔性基体光纤光栅脉搏波传感器特性[J].光子学报,2021,50(12):1206002

柔性基体光纤光栅脉搏波传感器特性

葛子阳^{1,2}, 王彦^{1,2}, 赵慧³, 金萍^{1,2}, 范保存^{1,2}

(1 安徽省高校电力电子与运动控制重点实验室(安徽工业大学),安徽 马鞍山 243000)

(2 安徽工业大学 电气与信息工程学院,安徽 马鞍山 243000)

(3 山东华宁矿业集团有限公司,山东 泰安 271400)

摘 要:针对强电磁干扰环境下,压电、光电类脉搏波传感器易受干扰的缺点,提出一种柔性材料封装的光纤布拉格光栅脉搏波传感器,用于测量人体桡动脉脉搏信号。首先使用 comsol 有限元仿真软件,探究最优的封装厚度和光纤在基材中的位置。根据仿真结果,结合应变传递效果和传感器的灵活性,优化选择传感器厚度为 5 mm,光纤封装在距离基体下表面 1 mm 处。以此制作了柔性光纤布拉格光栅脉搏波传感器,对十名测试者的人体桡动脉脉搏进行采集,采用改进的阈值小波方法去噪,去噪后的信号能很好的保留脉搏波信号的特征点,信噪比均达到了 40 以上,且峰值点、潮波点和重搏波点识别率分别达到 100%,100% 和 90%。本文设计的柔性基体 FBG 脉搏波传感器能有效获取及识别脉搏波信号,为进一步的应用提供了理论基础及应用支撑。

关键词:光纤布拉格光栅;应变传递;脉搏波;小波去噪

中图分类号:TN253

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20215012.1206002

Characteristics of Flexible Fibre Bragg Grating Pulse Wave Sensor

GE Ziyang^{1,2}, WANG Yan^{1,2}, ZHAO Hui³, JIN Ping^{1,2}, FAN Baocun^{1,2}

(1 *Anhui Provincial Key Laboratory of Power Electronics and Motion Control*
(*Anhui University of Technology*), *Maanshan, Anhui 243000, China*)

(2 *School of Electrical and Information Engineering, Anhui University of Technology,*
Maanshan, Anhui 243000, China)

(3 *Shandong Huaning Mining Group Co., Ltd., Taian, Shandong 271400, China*)

Abstract: To address the shortcomings of piezoelectric and optoelectronic pulse wave sensors that are susceptible to interference in strong electromagnetic interference environments, a flexible material encapsulated Fibre Optic Grating (FBG) pulse wave sensor is proposed for measuring human radial artery pulse signals. The optimal package thickness and the position of the optical fibre in the substrate were first investigated using comsol finite element simulation software. Based on the simulation results, the sensor thickness of 5 mm and the optical fibre encapsulation at 1 mm from the lower surface of the substrate were optimised to combine the strain transfer effect and the flexibility of the sensor. The FBG flexible pulse wave sensor was fabricated and the human flexural artery pulses were collected from ten test subjects. The denoised signals were well preserved by a modified threshold wavelet method, and the signal-to-noise ratios were above 40, and the peak, tidal and repulse waveform recognition rates were 100%, 100% and 90% respectively. The results show that the flexible substrate FBG pulse wave sensor can effectively

基金项目:国家重点研发计划(No.2017YFC0805103),安徽省教育厅自然科学基金重点项目(Nos.KJ2017A041, KJ2018A0042)

第一作者:葛子阳(1996—),男,硕士研究生,主要研究方向为光纤光栅传感技术。Email:1542122377@qq.com

导师(通讯作者):王彦(1975—),女,教授,博士,主要研究方向为光纤传感技术。Email:wangyan@ahut.edu.cn

收稿日期:2021-06-23;录用日期:2021-08-04

<http://www.photon.ac.cn>

acquire and identify pulse wave signals, providing a theoretical basis and application support for further applications.

Key words: Fibre Bragg grating; Strain transfer; Pulse wave; Wavelet denoising

OCIS Codes: 060.3735; 060.2370; 060.2310

0 引言

在现代中西医医疗诊断中,可在人体桡动脉处获得快捷获取脉搏信号,并通过分析脉搏波信号的特征点值,从而判断人体生理状态信息,并进行临床诊断以及后续医疗^[1]。目前常用的获取脉搏信号设备有光电容积式脉搏波传感器、压电式脉搏波传感器。

陈真诚等^[2]使用光电容积类传感器测量人体桡动脉处脉搏波,测量的脉搏波信号很好地剔除了脉搏波中包含的高频噪声和基线漂移的噪声。CHEN Jie等^[3]设计了一种柔性压电式脉搏传感器,可以连续监测动脉脉搏波形,但电类传感器易受电磁环境干扰,使用环境有限。

相对于电类传感器,光纤传感器体积小、不受电磁干扰、不易被腐蚀、可在强电磁环境下对脉搏波进行采集。MIYAUCHI Y等^[4]利用光纤布拉格光栅(Fibre Bragg Grating, FBG)传感器,从人体动脉表面获取应变波形,可以有效的采集到由动脉扩张和收缩引起的脉搏波,但采用的传感器为裸光纤,未对光纤封装保护,传感器的重复性和可靠性较低。张诚等^[5]使用固体材料封装的FBG脉搏传感器能很好的识别脉搏波的特征信号,但传感器与皮肤的贴合性较低。章亚男等^[6]使用环氧树脂对FBG进行封装,研究光纤封装位置、黏结层长度、厚度和弹性模量对光纤光栅传感器平均应变传递率的影响,但是固化后的环氧树脂硬度较大,对脉搏波的测量具有局限性。在使用柔性基体材料封装FBG方面,王彦等^[7]提出基于硅胶封装的柔性传感器,温度灵敏度是裸FBG传感器的1.3倍,静态压力灵敏度比裸FBG传感器提高了3倍且重复性好。郭永兴等^[8]使用硅胶和聚二甲基硅氧烷封装FBG,研究了软体基体和FBG结合时存在的刚-柔耦合引起的蠕滑问题,研究表明FBG中心波长与基体的刚-柔性差异越大,耦合蠕滑越严重,应变传递引起的波长漂移量越小。范保存等^[9]提出采用时域微分周期比的特征点识别方法,但制作的FBG柔性传感器未讨论结构参数对应变传递的影响。季忠等^[10]结合小波分析和脉搏波时域特征,提出了一种从脉搏波预处理到特征点准确识别的综合算法,实验表明该算法能够有效识别处于不同运动状态的脉搏波特征点。

本文分析了柔性硅胶材料封装FBG时,基体厚度、FBG在基材中的封装位置对传感器采集脉搏信号的影响,并以此为基础,优选参数制作了柔性FBG脉搏波传感器,对采集的脉搏波信号使用改进的小波阈值去噪方法很好的保留了特征点,为基于时域微分周期比的特征点识别方法有效识别脉搏波峰值点、潮波点、重搏波点提供了理论与实验基础。

1 脉搏信号特征和FBG应变传递理论

1.1 人体脉搏信号特征

人类心脏周期性跳动主要包括收缩期及舒张期两个时期。如图1所示:点a到点b阶段血液从左心室泵到主动脉中,人体主动脉血压增加,整体来看是一个上升趋势。到达点b时心脏停止泵出血液,在血压下降的过程中,血液在血管中回流形成一个反射波,医学上称为潮波,点c是波谷点,点d是波峰点^[11]。点a到点c阶段称为心脏收缩阶段。之后,心脏会舒张使血液流入右心房,此时动脉中血压会继续下降形成重搏波,点e是波谷点,点f是波峰点。点c到点g阶段称为心脏舒张阶段。在脉搏波的检测中各个特征点的数值是评判血压健康的重要指标。脉搏波信号的形状、周期、各特征长度及峰值等参数蕴含了丰富的生理健康信息,这些与人体心率、动脉硬化程度、血管等健康状况密切相关。因此,研究脉搏波特征信息可以为预防血管疾病提供重要参考^[12]。

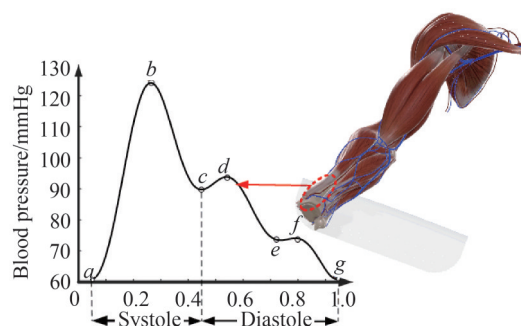


图1 一个周期脉搏波各个时期及特征点
Fig.1 Periods and characteristic points of a cycle pulse wave

1.2 FBG 应变理论分析

柔性基体光纤光栅脉搏波传感器需要考虑光纤与基体的应变传递过程,人体桡动脉处的血管压力透过表皮直接作用于传感器的表面,使其产生形变再将应变传递到FBG,由于纤芯和包层的材料属性和机械特性相近,因此将包层和纤芯皆作为石英材料近似处理^[13]。由光纤光栅应变理论可知^[14]

$$\lambda = 2n\Lambda \quad (1)$$

式中, λ 为反射波波长, n 为光纤光栅的有效折射率, Λ 为光栅周期,只考虑应变对FBG的影响,根据式(1)可以推导出波长偏移量和应变的关系为

$$\frac{\Delta\lambda}{\lambda} = (1 - P_e)\epsilon \quad (2)$$

式中, P_e 是有效弹光系数。 ϵ 为应变。

2 仿真分析

2.1 传感器仿真模型

采用COMSOL软件,分析柔性脉搏波传感器的光纤应变传递规律,并预测传感器响应。仿真模型见图2,设置方形传感器的边长为20 mm,宽为4 mm,高度(厚度)为2 mm;光纤长度为60 mm,光纤纤芯与包层外径为0.125 mm。光纤和硅胶参数如表1所示。

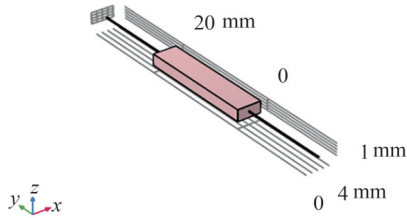


图2 脉搏传感器模型
Fig.2 Pulse sensor model

表1 硅胶和光纤材料参数
Table 1 Silica gel and optical fiber material parameters

Parameter	Optical fiber	Silica gel
Young's modulus/Pa	7.2×10^{10}	1.2×10^9
Poisson's ratio	0.17	0.48
Density/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	2 203	1 020

在comsol固体力学模块中,沿 z 轴负方向对传感器上表面进行固定约束,如图3(a)所示,模拟传感器放在人手腕处的静止状态。沿 z 轴正方向设置脉搏压力随时间变化的压力,如图3(b)所示。

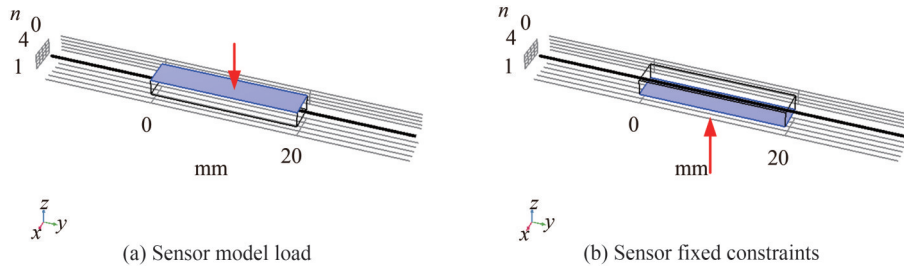


图3 传感器模型载荷与固定约束
Fig.3 Sensor model load and fixed constraints

脉搏波可以看做是多个正余弦函数叠加而成,使用傅里叶级数模拟激发的脉搏波^[15],将标准参考脉搏波信号使用Fourier拟合,傅里叶级数选择3,得到拟合曲线方程 $f(t)$,如式(3),各个参数如表2所示。

表2 拟合标准脉搏波各参数数值
Table 2 Fitting the values of each parameter of the standard pulse wave

a_0	a_1	b_1	a_2	b_2	a_3	b_3	w
87.6	-4.409	20.64	-6.746	9.351	-8.499	0.161 7	7

$$f(t) = a_0 + a_1 \cos(tw) + b_1 \sin(tw) + a_2 \cos(2tw) + b_2 \sin(2tw) + a_3 \cos(3tw) + b_3 \sin(3tw) \quad (3)$$

将拟合的信号添加到Comsol解析函数中,横坐标为0~0.8 s(人体脉搏信号一个周期约为0.6~1.2 s)^[16],纵坐标为人体血管压力范围在65~125 mmHg(1 mmHg=133.182 Pa)之间,如图4所示。在 z 轴正

方向的传感器上表面施加力时间随血压变化的变力 $f(t)$ 模拟人体手腕处脉搏的跳动。

由于光纤直径细,需对其网格划分更加细密,在剖分网格时,对于光纤采用自由四面体网格剖分。光纤的直径为0.125 mm,设置最小单元尺寸范围在0.1~0.2 mm。硅橡胶的单元尺寸设置为2 mm。同时,对光纤与基材的接触面进行了细化处理。网格质量的平均值为0.635 8,有17 247个节点,88 520个单元,如图5(a)所示。

光纤光栅传感器中光栅的位置在纤芯的中间位置,如图5(b)所示,实时监测此处的应变,在光纤中间位置坐标为(2,10,1)处设置一个域点探针(图5红点位置),实时观测0~0.8 s内该位置的应变大小,以模拟实际脉搏监测时光栅处的应变大小。

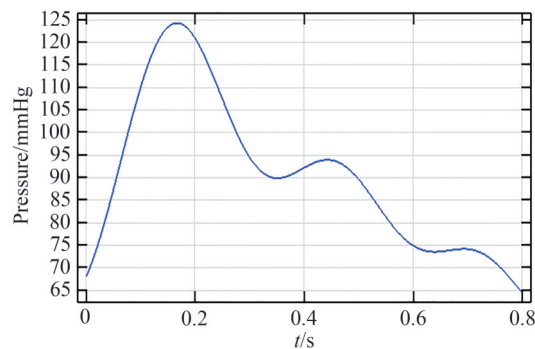


图4 脉搏压力/时间变化图

Fig.4 Pulse pressure/time change graph

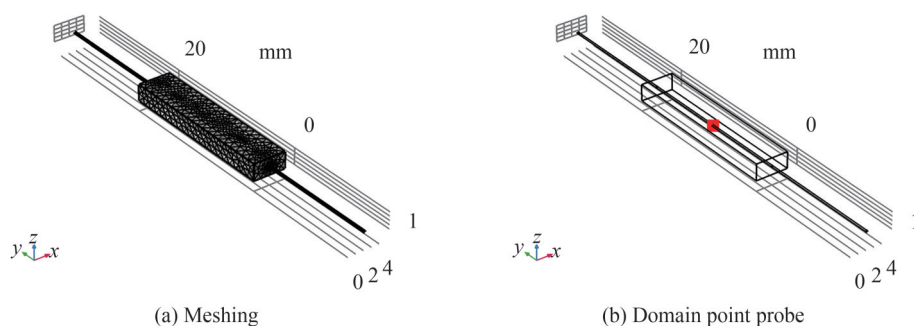


图5 网格划分与域点探针

Fig.5 Meshing and domain point probe

2.2 传感器厚度影响

在仿真模型中,设置了传感器厚度分别为2 mm,3 mm,4 mm,5 mm,6 mm,7 mm,8 mm七个值。纤芯的位置取基材厚度的一半。仿真结果时间与应变如图6所示。由图6可知,光纤中间位置受到应力变化随着硅胶厚度的增大而增大。当硅胶厚度为2 mm、3 mm时,光纤中间受到应变传递较小,不能够很好的传递人体手腕处的应变,后期对采集信号的处理、特征点的识别具有较大的困难。当厚度大于等于4 mm时,都可以很好的识别三个特征点,并且随着厚度的增大应变传递效果越好。因为传感器的宽度为4 mm,考虑到宽度和厚度的比值会影响到传感器与手腕的贴合度,并结合仿真结果,本文选择基材厚度为5 mm封装传感器较为合适。

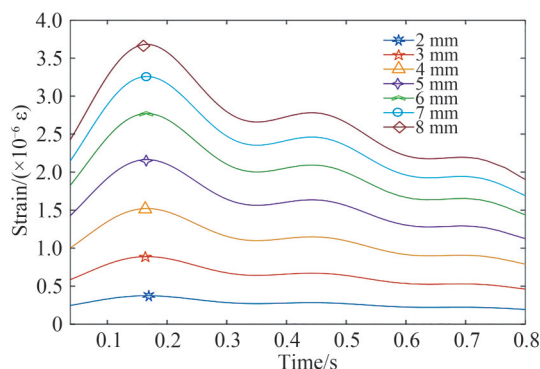


图6 不同封装基体厚度时FBG应变传递

Fig.6 FBG strain magnitude for different package substrate thicknesses

2.3 光纤埋入位置影响

光纤在基材中的位置同样会影响传感器的灵敏度。仿真中选择基材厚度为 5 mm,分别设置光纤中心距离基材底面为 1 mm、2 mm、2.5 mm、3 mm、4 mm 五个值,如图 7 所示。

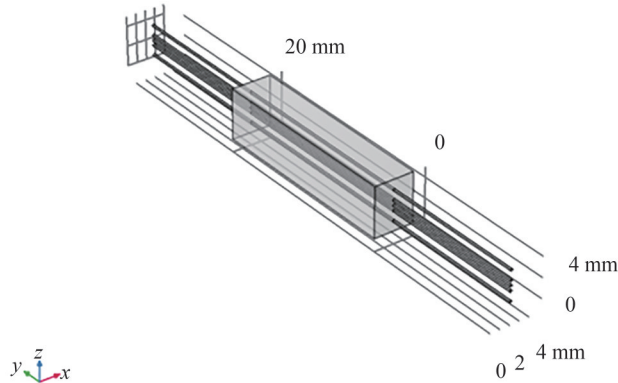


图 7 不同基体位置封装光纤模型

Fig.7 Model for encapsulating fibres in different substrate positions

仿真结果如图 8 可知,纤芯所受应变随着与载荷处距离的增加而减小。当与载荷面距离为 1 mm 时,应变相较于其他位置大,此时值的平均为 2.2114×10^{-6} 。基材厚度 2 mm、光纤位置在中间位置时应变值峰值点大小为 2.165×10^{-6} 。基材厚度为 5 mm 时,光纤距离载荷面为 1 mm 位置时应变值峰值点大小为 2.913×10^{-6} 。综合基材厚度和光纤的位置对应变值大小的影响,选择基材厚度为 5 mm,光纤埋入位置距离载荷面为 1 mm,柔性 FBG 脉搏传感器应变传递效果最好。

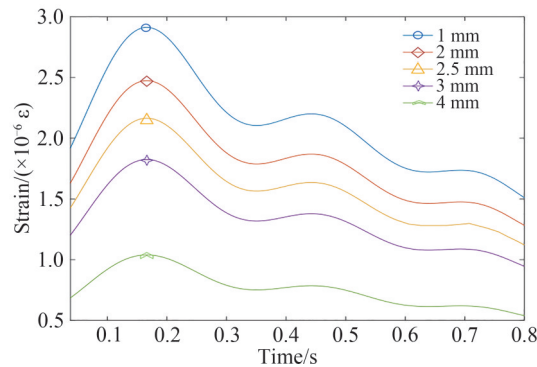


图 8 不同封装基体位置的光纤应变传递

Fig.8 Fiber strain magnitude at different package substrate locations

3 实验研究

使用中心波长为 1 546.088 nm,带宽 0.2 nm,边模抑制比 17 dB,栅区长度 10 mm 的光纤光栅,将其固化在聚合物硅胶溶液中,静置成型。使用的解调仪型号为 MOI 155,采样频率最高 2 000 Hz。采集 10 s 脉搏波形,如图 9(a)所示,实验照片如图 9(b)所示。由于采集的信号中噪声较多,本文选取小波去噪方法,其中小波基和阈值函数的选取至关重要。

采用心率模块 MKB0803 脉搏心率传感器进行对比,该传感器灵敏度高、功耗低,检测精度在 10 mmHg 范围内,通过串口在上位机上显示高低血压、心率等信号,采集模块及实验如图 10(a)、(b)所示。采集的脉搏波信号如图 10(c)中 PPG 所示。

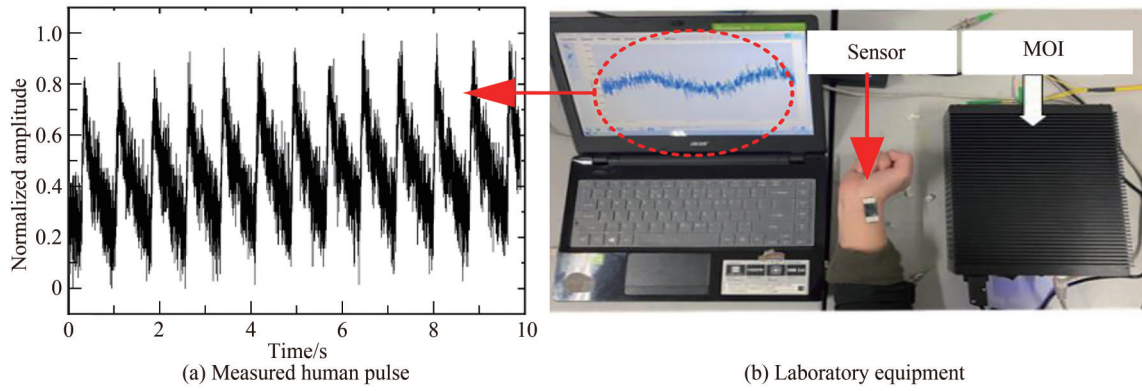


图9 采集的人体脉搏波和实验设备
Fig.9 Measured human pulse and laboratory equipment

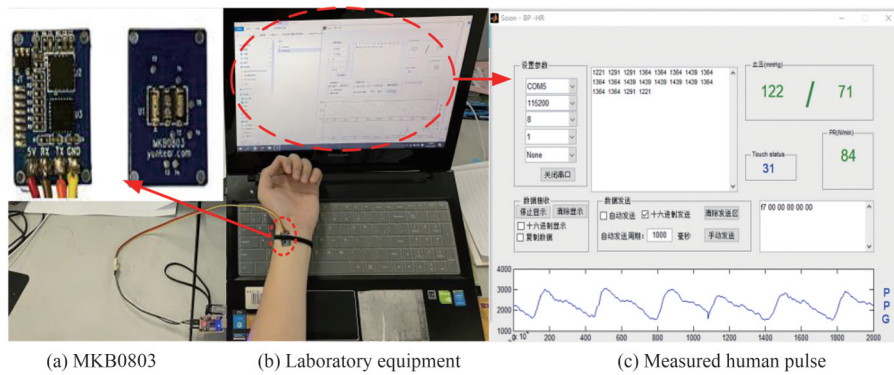


图10 MKB0803采集的人体脉搏波和实验设备
Fig.10 Measured human pulse and laboratory equipment by MKB0803

3.1 小波去噪软阈值的选取

小波去噪中的阈值选取分为硬阈值和软阈值。硬阈值函数是小于或等于阈值的点取为零,大于阈值的点保持不变,函数会产生跳跃点,平滑性小^[17]。而软阈值函数是把信号的绝对值与阈值比较,小于或等于阈值的点变为零,大于阈值的点变为该点数值与阈值的差,其函数具有较好地连续性,去噪更平滑。硬、软阈值函数分别为

$$\hat{W}_{j,k} = \begin{cases} W_{j,k}, & |W_{j,k}| \geq \lambda \\ 0, & |W_{j,k}| < \lambda \end{cases} \quad (3)$$

$$\hat{W}_{j,k} = \begin{cases} \text{sign}(W_{j,k})(|W_{j,k}| - \lambda), & |W_{j,k}| \geq \lambda \\ 0, & |W_{j,k}| < \lambda \end{cases} \quad (4)$$

式中, $W_{j,k}$ 为小波高频系数, $\hat{W}_{j,k}$ 为经过阈值处理后的小波系数, λ 为设置的小波阈^[18-20]。

传统的默认固定阈值 $\lambda = \sigma \sqrt{2 \log(N)}$, 但是随着分解层数的增加, 使用默认的阈值难以适用于每层的小波分解系数, 本文结合采集的脉搏实验数据选取软阈值函数估计, 并选择阈值为

$$\lambda = \frac{\sigma \sqrt{2 \log(N)}}{\lg(j+1)} \quad (5)$$

式中, σ 为噪声标准方差估计值, 一般有

$$\sigma = \frac{\text{median}(|W_{j,k}|)}{0.6745} \quad (6)$$

式中, median 表示该层系数矩阵按照从小到大顺序排列后取的中值^[20]。

3.2 小波基的选择和滤波方法

选择3种不同的小波基, 对所采集的测试者脉搏波信号进行处理。采用信噪比(Signal-to-Noise Ratio,

SNR)与估计信号同初始信号的均方根误差(Root Mean Squared Error, RMSE)来验证小波基的选取去噪效果的影响。

对于含噪信号,信噪比为

$$x(i)=(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (7)$$

$$\text{SNR} = 10 \lg \left(\frac{x_i^2}{\sum_{i=1}^n (\hat{x}_i - x_i)^2} \right) \quad (8)$$

降噪前后信号均方根误差为

$$\text{RMES} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\hat{x}_i - x_i)^2}{n}}, \quad i = 1, 2, 3, \dots, n \quad (9)$$

式中, n 是采样信号的点数, 是第 x_i 时刻对应的信号值, 是 \hat{x}_i 时刻对应的滤波后的信号值。RMES 反应了降噪后信号与原信号的接近程度。RMES 越小说明降噪后信号与原信号越接近。选取三种不同的小波基, 分解层数为 $N=5, 6, 7, 8$ 层, 均方根误差和信噪比如表(3)所示。从表3中可以得出, 在分解层数相同时, 使用 db10 小波基处理的信号信噪比比 haar 小波和 sym3 小波的信噪比高; 当分解层数为 7 和 8 层时, 信噪比较低均方根误差较大, 综合考虑本文采用 db10 小波进行分解。

表3 三种小波基不同分解层数的信噪比和均方差误差

Table 3 Signal-to-noise ratio and mean square error of three wavelet bases with different decomposition levels		5	6	7	8
Wavelet basis type					
haar	SNR	40.086 5	40.806 5	38.694 5	37.731 2
	RMES	0.002 9	0.002 9	0.015 0	0.356 9
db10	SNR	41.088 4	40.948 2	40.067 4	37.528 5
	RMES	0.001 3	0.001 9	0.016 2	0.004 5
sym3	SNR	41.075 9	40.851 6	39.262 9	36.677 0
	RMES	0.001 7	0.000 81	0.028 1	0.351 0

使用 db10 小波基分解后的重构信号及细节如图 11 所示, 从图 11(b) 可见, 第五层分解的信号有较多的噪声信号, 不利于特征信号点的识别。第 7 层分解的信号信号有失真的情况, 特征点有遗失(图 11(b) 红色圈中特征点波峰遗失), 而第六层分解的信号可以有效的识别特征点和避免噪声带来的干扰。

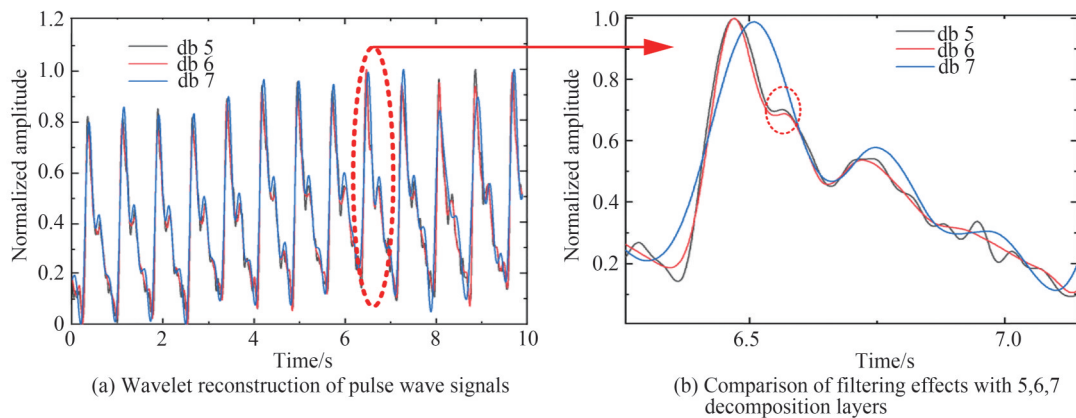


图 11 小波重构脉搏波信号及细节对比图

Fig. 11 Wavelet reconstruction and details of pulse wave signals

此外, 与图 10(c) 中采用 MKB0803 心率模块采集的脉搏波信号相比, 采用光纤光栅脉搏传感器采集的信号虽然含有大量噪声, 但经过小波分解去噪后, 可以完整获取三个特征点, 而采用 MKB0803 心率模块采

集的脉搏波信号,潮波点和重搏波点的特征均未能显现。

3.3 不同测试者脉搏信号采集

为了避免实验偶然性以及男女生理脉搏周期的信号差异,本文对10名测试者(5名男性,5名女性)在静息状态时,采集10 s之内完整的脉搏波。使用db10小波的第6层分解方法进行滤波,得到每位测试者在10 s内完整的脉搏波周期数量。采用时域微分周期比^[9]的特征点识别方法对采集的周期数与峰值点、潮波、重搏波进行识别。图12分别选取了四个不同的周期数,分别为11、12、13、14的脉搏信号特征点的识别结果。

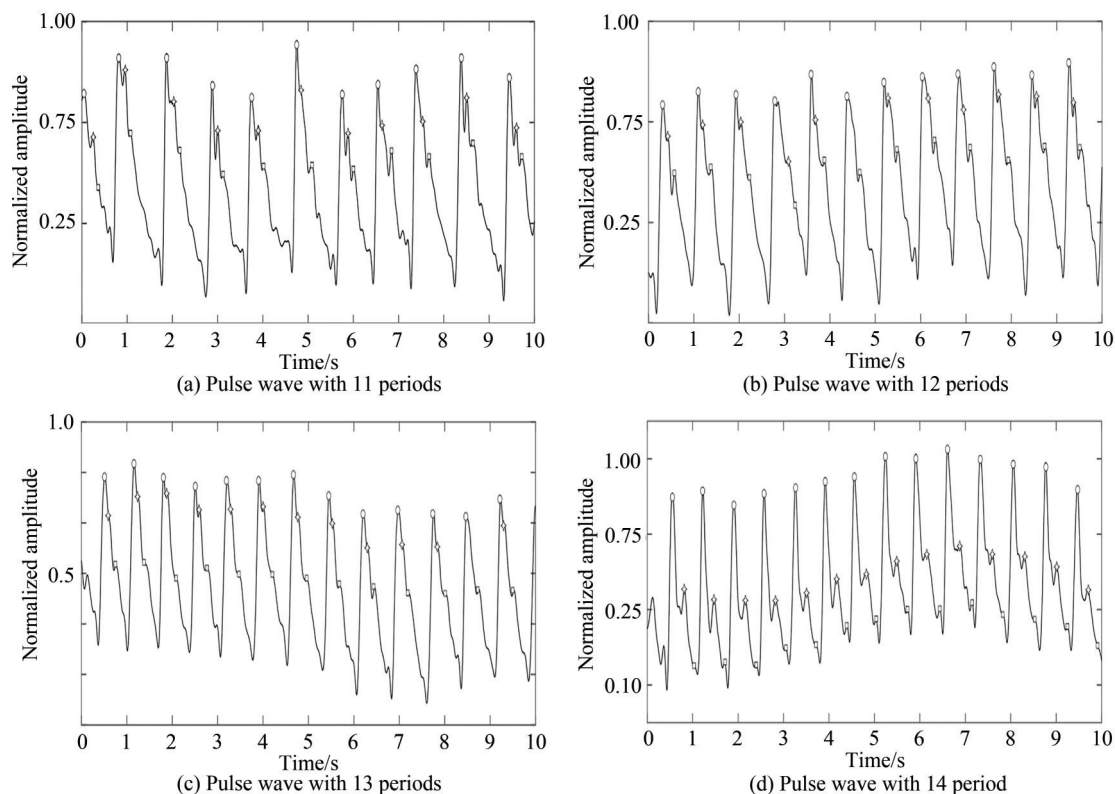


图12 不同脉搏波周期特征点识别

Fig.12 Identification of characteristic points of different pulse wave cycles

由表4可以刊出,对于10名测试者的峰值点的识别率达到了100%。对于潮波点,只有测试者2的识别率为90%,其他测试者的识别率也在100%,对于重搏波而言,只有测试者10的识别率为90%。其他均为100%。由此可见,采用本文提出的柔性FBG脉搏波传感器应变传递率高,可以很好地识别脉搏波信号的三个重要特征点。

表4 周期数与脉搏各个特征点识别结果

Table 4 Cycle number and pulse identification results

	Tester 1	Tester 2	Tester 3	Tester 4	Tester 5	Tester 6	Tester 7	Tester 8	Tester 9	Tester 10
Number of cycles	12	12	13	11	14	12	11	11	12	13
Peak point	12	12	13	11	14	12	11	11	12	13
Tide wave	12	11	13	11	14	12	11	11	12	13
Dicrowave	12	12	13	11	14	12	11	11	12	12

4 结论

提出了一种测量人体桡动脉脉搏波信号的柔性传感器,结合人体脉搏信号特点,采用comsol仿真软件,对封装基体厚度和光纤埋入位置进行分析,通过仿真结果选择厚度为5 mm、埋入位置距离载荷面1 mm,并

以此为基础,制作了基于FBG的柔性脉搏波传感器。对10名测试者的脉搏波进行采集,实验结果表明,制作的柔性FBG传感器应变传递高,通过改进的小波去噪方法对采集的脉搏信号进行处理后,可以很好地保留脉搏波的两个重要特征点。该传感器抗电磁干扰,适用面广,测量准确。但是光纤光栅易受温度影响,测量结果不可避免的受到影响。在日后的研究中,将针对温度补偿进行深入研究,提高传感器的检测精度。

参考文献

- [1] YANG Wenwu. Research on pulse waveform characteristics and velocity measurement based on photoelectric volume[D]. Xi'an: Xi'an University of Electronic Science and Technology, 2013.
杨文武. 基于光电容积的脉搏波波形特征与速度测量研究[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2013.
- [2] CHEN Zhencheng, WU Xianliang, ZHAO Feijun. EEMD combined with wavelet thresholding for noise reduction of optoelectronic volumetric pulse wave signals[J]. Optical Precision Engineering, 2019, 27(6): 1327-1334.
陈真诚, 吴贤亮, 赵飞骏. EEMD结合小波阈值的光电容积脉搏波信号降噪[J]. 光学精密工程, 2019, 27(6): 1327-1334.
- [3] CHEN Jie, LIU Haoran, WANG Weijie, et al. High durable, biocompatible, and flexible piezoelectric pulse sensor using single-crystalline III-N thin film[J]. Advanced Functional Materials, 2019, 29(37): 1903162.
- [4] MIYAUCHI Y, KOYAMA S, ISHIZAWA H, et al. Basic experiment of blood-pressure measurement which uses FBG sensors[C]. Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2013 IEEE International, IEEE, 2013.
- [5] ZHANG Cheng, WANG Yihe, MIAO Changyun. Analytical processing and feature extraction of fiber grating pulse wave[J]. Signal Processing, 2015, 31(9): 1145-1151.
张诚, 王一鹤, 苗长云. 光纤光栅脉搏波分析处理及特征提取[J]. 信号处理, 2015, 31(9): 1145-1151.
- [6] ZHANG Yanan, FAN Di, SHEN Lingyong, et al. Experiments on strain transfer and accuracy of FBG fine diameter shape sensors[J]. Optical Precision Engineering, 2019, 27(7): 1481-1491.
章亚男, 范迪, 沈林勇, 等. FBG细径形状传感器的应变传递和精度实验[J]. 光学精密工程, 2019, 27(7): 1481-1491.
- [7] WANG Yan, QIN Nan, LIU Jihong. Performance testing of flexible temperature and pressure sensing based on optical fiber grating[J]. Journal of Instrumentation, 2019, 40(3): 209-214.
王彦, 秦楠, 刘吉虹, 等. 基于光纤光栅的温度与压力柔性传感性能测试[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(3): 209-214.
- [8] GUO Yongxing, YANG Yuehui, XIONG Li, et al. Bending measurement response characteristics of soft materials with different Young's modulus implanted in fiber Bragg gratings[J]. Optical Precision Processes, 2020, 28(8): 1634-1643.
郭永兴, 杨跃辉, 熊丽, 等. 植入光纤布拉格光栅的不同杨氏模量软体材料弯曲测量响应特性[J]. 光学精密工程, 2020, 28(8): 1634-1643.
- [9] FAN Baocun, WANG Yan, HUANG Chengcheng, et al. Pulse wave signal feature recognition based on time domain differential period ratio[J]. Journal of Photonics, 2020, 49(12): 1206003.
范保存, 王彦, 黄晨晨, 等. 基于时域微分周期比的脉搏波信号特征识别[J]. 光子学报, 2020, 49(12): 1206003.
- [10] JI Zhong, LIU Xu. Research on pulse wave feature point identification based on waveform features and wavelets[J]. Journal of Instrumentation, 2016, 37(2): 379-386.
季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2): 379-386.
- [11] ZHANG Yue, CHEN Zhengcheng, LIANG Yongbo, et al. An optical volumetric pulse wave-based method for atrial fibrillation identification[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2020, 37(11): 1416-1420.
张悦, 陈真诚, 梁永波, 等. 基于光电容积脉搏波的心房颤动识别方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(11): 1416-1420.
- [12] YAO Y, XU L, WANG Y, et al. Diastolic augmentation index improves augmentation index in assessing arterial stiffness[C]. 2016 Computing in Cardiology Conference (CinC), IEEE, 2017.
- [13] GE Ziyang, WANG Yan, QIN Nan, et al. Strain error analysis of FBG flexible sensor interface slip under forward pressure[J]. Journal of Photonics, 2020, 49(10): 1006001.
葛子阳, 王彦, 秦楠, 等. 正向压力下FBG柔性传感器界面滑移的应变误差分析[J]. 光子学报, 2020, 49(10): 1006001.
- [14] SUN Y Y, WANG Y, SUN Yangyang, et al. Internal strain fiberoptic measurement of strain transfer in model similar materials[J]. Geotechnics, 2018, 39(2): 759-764.
孙阳阳, 王源, 张清华, 等. 模型相似材料内部应变光纤量测应变传递[J]. 岩土力学, 2018, 39(2): 759-764.
- [15] WU Haiyan, JI Zhong, LI Mengze. Research on non-invasive continuous blood pressure monitoring model cluster based on pulse wave[J]. Journal of Instrumentation, 2020, 41(7): 224-234.
吴海燕, 季忠, 李孟泽. 基于脉搏波的无创连续血压监测模型簇研究[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(7): 224-234.
- [16] LIU Wenyan, XU Lisheng, LI Zhongpeng, et al. Aortic pressure pulse wave reconstruction based on subspace method[J]. Journal of Northeastern University (Natural Science Edition), 2019, 40(9): 1240-1244+1278.
刘文彦, 徐礼胜, 李宗鹏, 等. 基于子空间法的主动脉压力脉搏波重建[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2019, 40(9): 1240-1244+1278.
- [17] CUI Gongzhe, ZHANG Zhaoxia, YANG Lingzhen, et al. An improved wavelet threshold denoising algorithm[J]. Modern Electronic Arts, 2019, 42(19): 50-53+58.

- 崔公哲,张朝霞,杨玲珍,等.一种改进的小波阈值去噪算法[J].现代电子术,2019,42(19):50-53+58.
- [18] FENG Yan, DU Yuxiao, HUANG Fenghua. Design and implementation of wavelet transform-based EEG noise filtering algorithm[J]. Journal of Guangdong University of Technology, 2010, 27(3):72-75.
冯燕,杜玉晓,黄凤华.基于小波变换的EEG噪声滤除算法设计与实现[J].广东工业大学报,2010,27(3):72-75.
- [19] ZHAN Zhan, QIN Huibin. Wavelet thresholding denoising algorithm based on a new threshold function [J]. Computer Technology and Development, 2019, 29(11):47-51.
詹展,秦会斌.基于新阈值函数的小波阈值去噪算法[J].计算机技术与发展,2019,29(11):47-51.
- [20] JU Wei, LU Changhua, ZANG Yujun, et al. Improved threshold boosting wavelet and adaptive filter for open optical path infrared spectral denoising[J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2018, 38(6):1684-1690.
鞠薇,鲁昌华,张玉钧,等.改进阈值提升小波和自适应滤波器的开放光路红外光谱去噪[J].光谱学与光谱分析,2018, 38(6):1684-1690.