

激光与光电子学进展

基于弯曲光纤传感头的脉搏采集系统

肖登¹, 万生鹏^{1,2*}, 尹玺¹, 刘恒¹, 熊新中¹, 张思军¹

¹南昌航空大学江西省光电信息科学与技术重点实验室, 江西 南昌 330063;

²无损检测技术教育部重点实验室(南昌航空大学), 江西 南昌 330063

摘要 基于弯曲光纤研发了脉搏测量系统。首先根据光纤的弯曲损耗理论设计了光纤传感头, 然后对采集到的数据进行处理, 提取和分析特征点。通过测量人体运动前后、不同年龄、不同性别的脉搏信号, 发现人体运动后潮波消失, 频率和幅值明显增大, 中年人的潮波、重搏波峰、重搏波谷不如青年人的明显, 女性的脉搏压力差较男性明显偏小。实验结果表明, 基于弯曲光纤的脉搏测量系统可以再现脉搏信号的细节参数, 能够准确测量到主波、潮波、重搏波峰、重搏波谷等特征点, 该研究对促进数字脉诊技术的发展有重要意义。

关键词 光纤光学; 弯曲光纤传感头; 脉搏; 特征点

中图分类号 TN253

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.0506003

Pulse Acquisition System Based on Curved Optical Fiber Sensor Head

Xiao Deng¹, Wan Shengpeng^{1,2*}, Yin Xi¹, Liu Heng¹, Xiong Xinzhong¹, Zhang Sijun¹

¹Key Laboratory of Opto-Electronic Information Science and Technology of Jiangxi Province,
Nanchang Hangkong University, Nanchang, Jiangxi 330063, China;

²Key Laboratory of Nondestructive Testing (Nanchang Hangkong University), Ministry of Education,
Nanchang, Jiangxi 330063, China

Abstract Herein, a pulse measurement system based on bent optical fibers was investigated. First, an optical fiber sensor head was designed according to the bending loss theory of the optical fiber. Then, the collected data were processed, and the feature points were extracted and analyzed. When the pulse signals for different people with different ages and genders were measured before and after exercise, the tidal wave disappeared after the exercise, and the frequency and amplitude of pulse obviously increased. The tidal wave, dicrotic wave peak, and dicrotic wave trough of middle-aged people were not as pronounced as those of young people. Women showed a significantly smaller pulse pressure difference than men. Experimental results showed that the pulse measurement system based on the bent optical fiber could reproduce the detailed parameters of the pulse signal and accurately measure the main wave, tidal wave, dicrotic wave peak, dicrotic wave trough, and other characteristic points. These properties are significant for developing digital pulse diagnosis technology.

Key words fiber optics; bent fiber sensor head; pulse; feature points

OCIS codes 280.1415; 280.4788; 060.2430

收稿日期: 2020-07-07; 修回日期: 2020-07-28; 录用日期: 2020-08-06

基金项目: 国家自然科学基金(61465009)、江西省主要学科学术和技术带头人资助计划(20172BCB22012)、江西省自然科学基金重点项目(20202ACBL202002)

*E-mail: sp.wan@163.com

1 引言

人体的脉搏信号含有对心血管疾病和其他疾病诊断的参数,所以获得一个完整的脉搏波对疾病的诊断有重大的参考意义。

脉搏传感方法^[1]主要有光电容积法、压电式传感法、光纤光栅法等。光电容积法^[2]的波形中携带的血管壁状态信息较少,很难从中获取足够的反映血管状态的信息。压电式传感器^[3]易受电磁干扰,易腐蚀,体积大。光纤光栅方法^[4-5]的灵敏度有限,且需要解调技术,无论是基于可调谐法布里-珀罗(FP)腔滤波器^[6]、还是体光栅+线阵 CCD^[7]的解调方案,都将大幅增加系统成本,采用边缘滤波的方法虽然可以降低成本,但成本仍然偏高。

为了更好地测出准确的脉搏信号,同时降低系统的成本、提高系统的稳定性,本文提出了一种基于弯曲光纤传感头的脉搏采集系统。该系统是通过弯曲光纤传感头直接解调出脉搏信号,具有灵敏度高、信噪比高、成本低等优势。

2 弯曲光纤传感头的原理与制作

自 20 世纪 90 年代提出弯曲光纤传感头概念以来^[8],弯曲光纤传感头由于具有结构简单、成本低廉等优点,引起了大量研究人员的关注,它在微应变测量和压力测量等领域有着越来越多的应用^[9-10]。弯曲光纤传感头具有传感作用的基本原理为:光纤发生弯曲时将破坏光在纤芯中全反射的传输方式,

即进入光纤的光不会全部在纤芯中传输,有部分会进入包层中,而当光纤弯曲的程度受到外界振动的影 响时,溢出的光强也会发生变化。

由光纤宏弯损耗的理论模型可知,单模光纤的弯曲损耗 L_s 可表示为^[11]

$$L_s = 10 \lg [\exp(2\alpha L)] = 8.68\alpha L, \quad (1)$$

式中: L 为单模光纤长度; 2α 是单模光纤弯曲损耗系数,它的大小主要取决于光纤的结构、弯曲半径和光源波长等因素。

根据单模光纤的弯曲损耗 [(1) 式], 可知光纤的损耗与单模光纤弯曲损耗系数有关, 光纤的弯曲损耗系数计算公式为^[12]

$$2\alpha = \frac{\sqrt{\pi} \kappa^2 \exp\left[\left(-\frac{2}{3}\gamma^3/\beta_0^2\right)R\right]}{e_v \gamma^{3/2} V^2 \sqrt{R} K_{v-1}(\gamma a) K_{v+1}(\gamma a)}, \quad (2)$$

式中: $e_v = 2(\nu=0)$; a 是纤芯半径; R 是弯曲半径; β_0 是直光纤基模的传播常数; $K_{v-1}(\gamma a)$ 和 $K_{v+1}(\gamma a)$ 是改进的贝塞尔函数; V 为归一化频率, 表达式为

$$V = \frac{2\pi a \times \sqrt{n_1^2 - n_2^2}}{\lambda}, \quad (3)$$

κ, γ 可分别表示为

$$\kappa = \sqrt{n_1^2 k^2 - \beta_0^2}, \quad (4)$$

$$\gamma = \sqrt{\beta_0^2 - n_2^2 k^2}, \quad (5)$$

其中 n_1, n_2 分别表示纤芯的折射率和包层的折射率, k 是波长为 λ 时的真空波数 ($k = 2\pi/\lambda$)。当 (2) 式对半径求导后可得弯曲损耗系数为

$$Y = \frac{\sqrt{\pi} \kappa^2 \left\{ \left(-\frac{2}{3}\gamma^3/\beta_0^2\right) \sqrt{R} \exp\left[\left(-\frac{2}{3}\gamma^3/\beta_0^2\right)R\right] - \frac{1}{2} R^{-1/2} \exp\left[\left(-\frac{2}{3}\gamma^3/\beta_0^2\right)R\right] \right\}}{e_v \gamma^{3/2} V^2 R K_{v-1}(\gamma a) K_{v+1}(\gamma a)}. \quad (6)$$

当 $a = 4.5 \mu\text{m}, \lambda = 1.55 \mu\text{m}, n_1 = 1.4682, n_2 = 1.4628, \beta_0 = 5.93 \times 10^6$ 时, 损耗系数与弯曲半径的关系如图 1 所示。

由于 $R < 3 \text{ mm}$ 时损耗过大, 实际测试时会超出 AD7606 采样范围, 所以只考虑 $R \geq 3 \text{ mm}$ 的部分, 因此综合考虑信噪比和灵敏度, 取 $R = 3 \text{ mm}$ 的弯曲光纤作传感头。在制作弯曲光纤传感头时, 选用轻薄布料为基底, 先用紫外胶将单模光纤的一端固定于薄布上, 然后弯曲光纤, 当曲率达到 3 mm 时, 再用紫外胶将光纤另一端固定于薄布, 这样便完成了弯曲光纤传感器的制作。弯曲光纤传感头如图 2 所示。

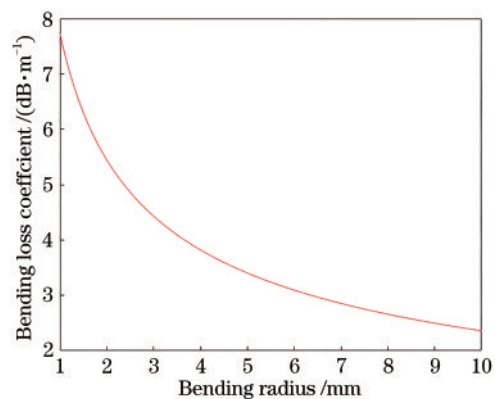


图 1 损耗系数与弯曲半径的关系

Fig. 1 Relationship between γ and bending radius



图 2 弯曲光纤传感头

Fig. 2 Schematic diagram of bent fiber

3 实验系统工作原理与数据采集

本文设计的脉搏信号采集系统原理框图如图 3 所示。此系统使用的光源为半导体光源,波长为 1550 nm。光从半导体激光器产生后通过弯曲光纤传感头,再由光电探测器将光信号转化为电信号,最后由现场可编程门阵列(FPGA)开发板采集数据通过串口传输到计算机(PC)端。

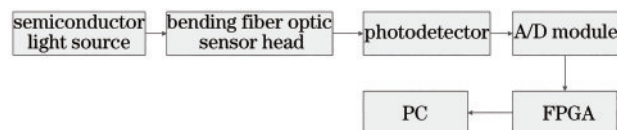


图 3 脉搏信号采集系统原理框图

Fig. 3 Functional block diagram of pulse signal acquisition system

本文选用的 16 位 AD7606 芯片的采样率最大可达到 200 kSa/s,工作电压为 +5 V 到 -5 V。而人体脉搏信号的主要能量大致集中在 0.8~3.0 Hz,其信号频率仅为 1 kSa/s 左右,半导体光源经过传感头后由光电探测器输出的最大电压为 3.4 V 左右,所以此芯片完全可以满足采样要求。因为系统要通过串口将数据传输给 PC,所以将 FPGA 芯片采

样率控制在 5 kSa/s 左右,串口的传输波特率为 115200 bit/s。这样就能做到数据的同步采样和输出,且不会出现数据丢失现象。

根据采样系统的实际需要,可把 FPGA 需要实现的功能划分为 6 个主要的控制模块:

1) key_filter 模块和 ADC_fifo: 基于 AC620 开发板的按键控制数据采集。

2) A/D 采集控制模块: 用于驱动触发信号,决定模块输出的数据何时能够写入缓存器 FIFO。

3) ADC_FIFO 模块: 通过调用 IP 核 FIFO,缓存接收的数据。

4) fifo_uart_ctrl 模块: 通过 FIFO 的 rdreq 信号(FPGA 的 IP 核 FIFO 中的一个脉冲信号),将缓存到 FIFO 中的每一个 16 位数据分解为两个 8 位数据,并发送至串口。

5) UART_Tx 模块: 将 AD7606 采集的数据通过串口协议,将分解后的数据向上位机输出。

4 实验测试与分析

4.1 搭建系统并获取脉搏信号

根据实验系统图搭建出测试系统,并将传感头固定在人体桡动脉处。为防止信号出现失真,在采集信号时,让传感头紧贴桡动脉处,直至传感头能感受到脉搏。

本系统通过 FPGA 控制 AD7606 芯片采集,随后通过串口将数据传输给 PC 端,脉搏信号通过 labview18.0 软件将 8 位的数据合成 16 位数据,从而还原出脉搏信号。从图 4 中可以看出所采集的脉搏信号特征点较多,比较准确地还原出了原始信号,原始信号的信噪比较高。但是脉搏波形仍含有一定量的毛刺,也存在基线漂移的现象。波形的毛刺是由光源产生的高频信号,基线漂移是由人体呼吸导致表皮发生轻微震动而产生的低频信号。为了还原出更为准确的脉搏信号,接下来对信号作去噪处理。

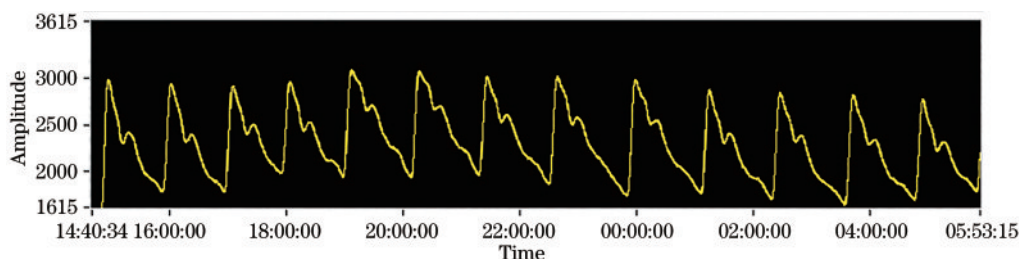


图 4 基于 labview 采集的脉搏部分信号图

Fig. 4 Part of pulse signal diagram collected by labview

4.2 信号处理与分析

一个完整的脉搏波波形如图 5 所示。

完整的脉搏波形的特征点共有 5 个,分别为 b、

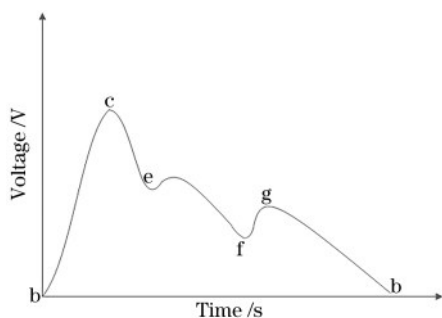


图 5 完整的脉搏波波形

Fig. 5 Complete pulse wave waveform

c、e、f、g。b 点为整个波形的最低点,c 点为脉搏波的主波、e 点为潮波、f 点为重搏波谷、g 点为重搏波峰。特征点能够反映人体的生理状态,所以不仅能够得到准确的脉搏波,而且能够分辨出脉搏波特征点,这对分析人体健康状况有着重要意义。

本文采集到的原始脉搏波信号可表示为

$$y(n)=f(n)+z(n),n=1,2,\dots,N, \quad (7)$$

式中: $y(n)$ 为含噪声脉搏信号; $f(n)$ 为真实脉搏信号; $z(n)$ 为含有高频和低频噪声的信号。

小波变换实质是将原始信号不断地分解为高频和低频信号,通过尺度的分解可以去除噪声,再通过重构可以还原出真实的信号^[13]。经过小波变换处理前后的信号如图 6 所示。

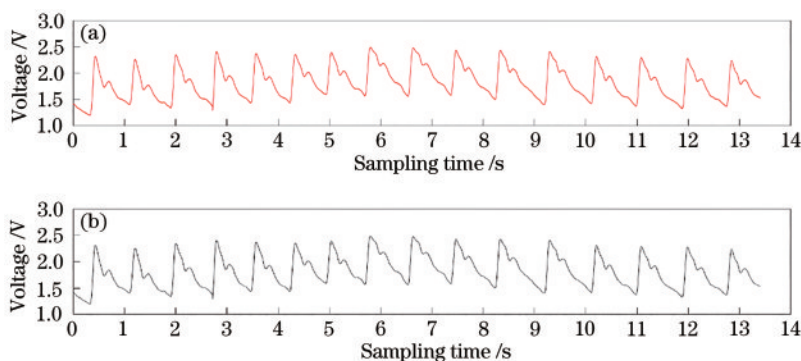


图 6 基于小波变换前后脉搏信号图。(a)小波变换前;(b)小波变换后

Fig. 6 Pulse signal diagram before and after denoising based on wavelet transform. (a) Before denoising; (b) after denoising

从图 6 可以看出,经过小波变换处理后的脉搏信号可以将信号中的高频噪声去除,但是不能消除脉搏中存在的基线漂移现象。脉搏波形变得光滑,毛刺消除,且能保留脉搏信号的特征点,但潮波不能清晰呈现。基线漂移是由人体呼吸产生的低频信号,小于 0.7 Hz^[14]。这时经过小波变换后的信号

可以看成是由真实脉搏信号和低频信号的组合而来,再通过巴特沃斯低通滤波器将低频信号提取出来,设置采样率为 5000 Hz,截止频率为 0.7 Hz。经过小波变换后的脉搏信号减去低频信号就可以得到真实的脉搏信号^[15],此时脉搏波对应的电压值会相应减小,如图 7 所示。

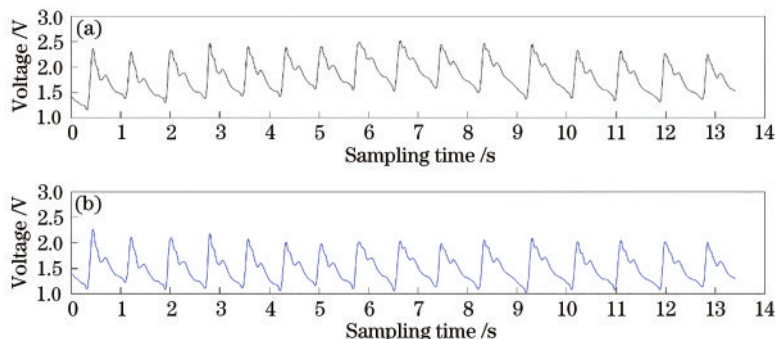


图 7 去除基线漂移前后脉搏信号图。(a)去除基线漂移前;(b)去除基线漂移后

Fig. 7 Pulse signal diagram before and after removing baseline drift. (a) Before removing baseline drift; (b) after removing baseline drift

从图7可以看出,经过巴特沃斯低通滤波器去噪后,由人体呼吸产生的低频噪声被滤除,同时保留了脉搏信号的重要特征点。原本不清晰的潮波被较好地还原出来。得到的特征点相对于小波变换后的特征点更加明显,波形更加平滑,滤波取得了很好的效果。

为了分析采集脉搏信号中含有的人体生理特征,本研究选择了年龄在20~50岁之间的40名志愿

者,其中男女各20名。采集其运动前后的脉搏信号,选取其中一名25岁健康状态良好的青年人男性静止状态的脉搏信号,如图8所示,运动后的脉搏信号如图9所示。选取其中一名48岁健康状态良好的中年人脉搏信号,如图10所示。选取其中一名25岁健康状态良好的青年人女性静止状态的脉搏信号,如图11所示。

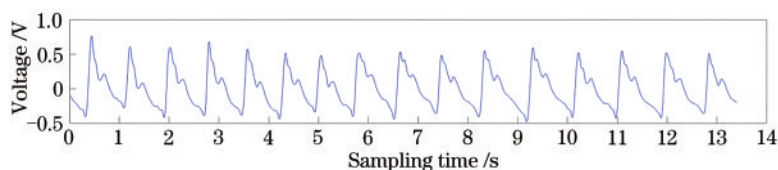


图8 青年男性静止时脉搏信号图

Fig. 8 Pulse signal diagram of young male at rest

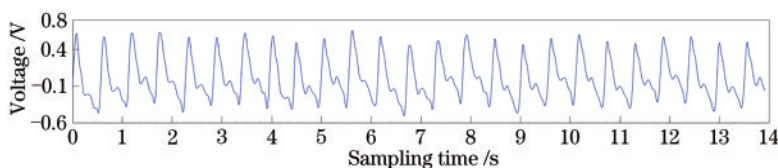


图9 青年男性运动后脉搏信号图

Fig. 9 Pulse signal diagram of young male after exercise

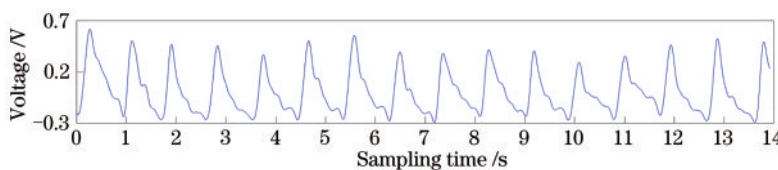


图10 中年人脉搏信号图

Fig. 10 Pulse signal diagram of middle-aged people

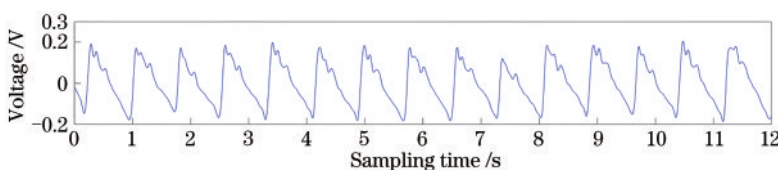


图11 青年女性静止时脉搏信号图

Fig. 11 Pulse signal diagram of young female at rest

对比图8和图9可以看出,运动前14 s,只出现17个完整的脉搏波,运动后则出现了25个完整的脉搏波。运动前的信号频率大约为1.21 Hz,而运动后的信号频率约1.78 Hz,信号频率较运动前有明显增加。运动前b点与c点的差值约为0.8 V。运动后的b点与c点的差值约为1 V。运动前的脉搏信号能清晰地分辨出人体的主波、潮波、重搏波峰、重搏波谷。运动后的主波幅值增大,潮波消失。这是由于运动后人体血流流速加快,导致脉搏频率变大,血液由心脏向血

管流入的量短时间内等于由血管流出的量,所以潮波消失,主波与脉搏波起始点的差值增大。

对比图8和图10发现,中年人和青年人的脉搏波的主要特征点基本相同,中年人的频率约为1.11 Hz,中年人的脉搏频率较青年人的稍低。青年人的b点与c点的差值约为0.9 V,而中年人的差值约为0.7 V,潮波不明显。这是由于25岁左右的人体新陈代谢旺盛,血管弹性较好,从而导致频率较大,脉搏信号较强,特征点更加明显。

对比图 8 和图 11 发现,青年男女的特征点都非常明显,女性的频率为 1.27 Hz,与男性相同。而女性的脉搏 b 点与 c 点的差值约为 0.3 V,比男性低。这是由于女性的血管较男性的细,对血管的压力较小所致。

4.3 脉搏波特征点的识别

识别每个脉搏波的特征点对了解人体生理特征、心血管疾病有着重要意义。首先选出脉搏波的一个周期为寻峰区间,这样就可以避免找出 g 点与 f 点。再通过寻峰函数直接找出峰值,这样就识别出了主波 c 点。由于通过寻峰函数无法找出波谷,因此将波形

数据中的每个点减去峰值点,这样原来的波谷变成了波峰,波峰变成了波谷,再通过上述寻峰算法步骤就可以找出波谷 b 点。对于重搏波峰 g 点与重搏波谷 f 点,首先缩小寻峰区间为周期的四分之一,这样就可以找出所有的波峰,利用上述寻找波谷的步骤即可完成所有波形波谷的识别。为了区分 c 点与 g 点,再将两个峰值点列为奇偶点,其中偶数点为 g 点。同样,为了区分 b 点与 f 点,将所有波谷点也列为奇偶点,其中偶数点为 f 点。识别结果图 12 和图 13 所示,故此方法能准确地将各个特征点标出并区分开来。

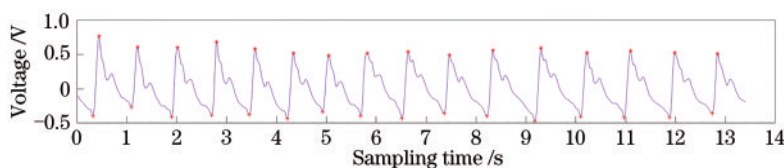


图 12 识别脉搏波 b 点与 c 点

Fig. 12 Recognition of pulse wave points b and c

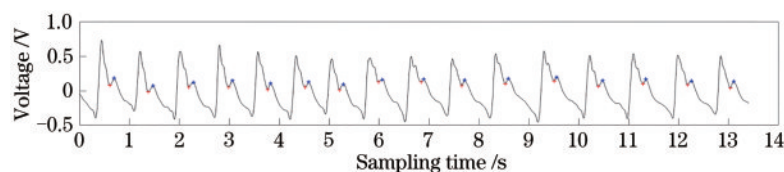


图 13 识别脉搏波 f 点与 g 点

Fig. 13 Recognition of pulse wave points f and g

4.4 不同方法测量结果的比较

图 14 给出基于布拉格光纤光栅(FBG)测得的脉搏波^[16]和基于光电容积法(PPG)测得的脉搏波。从图 14 可以看出,通过 FBG 所测量的脉搏波虽然能真实地测出人体脉搏波中的特征点,但是此方法所得的脉搏波幅值比较低,主波与波谷电压差值仅为 0.002 V 左右,并且通过 FBG 测得的脉搏波是采

用的边缘滤波解调法解调出的脉搏波。所以较本文所提出的基于弯曲光纤传感头的脉搏采集系统成本要高,系统更加复杂。对比基于 PPG 原理与基于弯曲光纤传感头系统所测的脉搏波形,可以看出基于 PPG 原理测得的脉搏波所含特征点较少,且不够清晰,这是由于此方法是通过测量人体手指处的血管容积变化得来的,故不能够还原出完全的脉搏信号。因此通过 PPG 所得脉搏信号不能完全反映人体的真实生理特征。

5 结 论

本文制作了基于弯曲光纤的脉搏传感头和信号采集及处理系统。通过小波变换和低通滤波器去除信号中的高频与低频噪声,还原出的脉搏信号失真较小,可以较清楚地得到各特征点。通过提取测量到的脉搏信号特征点,发现基于光纤弯曲的脉搏传感系统能清楚地区分运动前后、青年人与中年人、男女脉搏信号。因此,基于光纤弯曲的脉搏测量系统可以用于人体生理特征的监测。

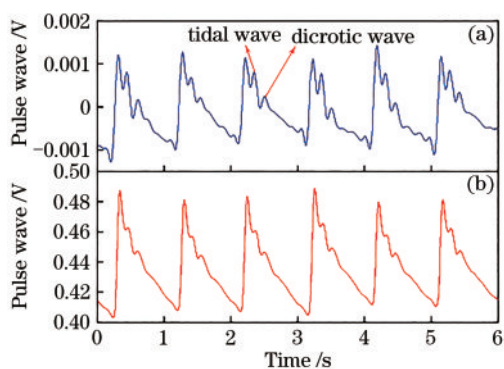


图 14 基于 FBG 与 PPG 所测脉搏波。(a) FBG; (b) PPG

Fig. 14 Pulse wave measured based on FBG and PPG.

(a) FBG; (b) PPG

参 考 文 献

- [1] Tian X Y. Research on fiber Bragg smart clothing for human pulse detection [D]. Tianjin: Tianjin Polytechnic University, 2016: 2-3.
田新宇. 用于人体脉搏检测的光纤光栅智能服装的研究[D]. 天津: 天津工业大学, 2016: 2-3.
- [2] Li H Y. Study on non-invasive blood pressure detection technology based on ppg[D]. Xi'an: Xi'an University of Technology, 2017: 8-9.
李虹宇. 基于光电容积脉搏波的无创血压检测技术研究[D]. 西安: 西安理工大学, 2017: 8-9.
- [3] Hu C S, Chung Y F, Yeh C C, et al. Temporal and spatial properties of arterial pulsation measurement using pressure sensor array[J]. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, 2012, 2012: 745127.
- [4] Xu Q N, Zhou C M, Fan D, et al. Experimental study on ultra-weak fiber Bragg grating hydrophone arrays based on Fizeau interference[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(15): 150602.
徐倩楠, 周次明, 范典, 等. 基于斐索干涉的超弱光纤光栅水听器阵列实验研究[J]. 激光与光电子学进展, 2019, 56(15): 150602.
- [5] Wei L, Liu Z, Li H C, et al. Fiber Bragg grating vibration sensor based on sensitive structure for "土"-shaped beam[J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(11): 1106004.
魏莉, 刘壮, 李恒春, 等. 基于“土”字形梁增敏结构的光纤光栅振动传感器[J]. 光学学报, 2019, 39(11): 1106004.
- [6] Kersey A D, Berkoff T A, Morey W W. Multiplexed fiber Bragg grating strain-sensor system with a fiber Fabry-Perot wavelength filter[J]. Optics Letters, 1993, 18(16): 1370-1372.
- [7] Gao P. The system of fiber grating demodulation based on FPGA and volume phase grating [D]. Nanchang: Nanchang Hangkong University, 2015: 10-11.
高鹏. 基于FPGA和体光栅的光纤光栅解调系统[D]. 南昌: 南昌航空大学, 2015: 10-11.
- [8] Zhou G P. Design of clothing pressure sensing system based on micro-bend optic-fiber sensor[J]. Knitting Industries, 2015(12): 74-76.
周国鹏. 基于微弯光纤敏感的服装压力传感系统设计[J]. 针织工业, 2015(12): 74-76.
- [9] Wang K. Research on distributed optical fiber monitoring system of macrobending loss and slope application [D]. Kunming: Kunming University of Science and Technology, 2015: 41-44.
王宽. 宏弯损耗的分布式光纤监测系统与边坡应用研究[D]. 昆明: 昆明理工大学, 2015: 41-44.
- [10] Xing X N, Zhang Z H, Chen T. Optical fiber's bend loss and microbend loss and its applications [J]. China Cable Television, 2004(23): 24-26.
邢雪宁, 张治辉, 陈婷. 光纤的弯曲损耗和微弯损耗及其利用[J]. 中国有线电视, 2004(23): 24-26.
- [11] Li S. Research on radial artery pulse and respiratory measurement using optical fiber sensor[D]. Tianjin: Tianjin University, 2016: 38-39.
李帅. 光纤式脉搏与呼吸检测方法及其实验研究[D]. 天津: 天津大学, 2016: 38-39.
- [12] Jiang H, Zhang J. Analysis on bending loss of single-mode fiber[J]. Communications Technology, 2010, 43(4): 67-69.
江华, 张静. 单模光纤的弯曲损耗分析[J]. 通信技术, 2010, 43(4): 67-69.
- [13] Cheng K. Study on detection and data processing methods of pulse wave signals [D]. Xi'an: Xi'an University of Technology, 2018: 14-15.
成恳. 脉搏波信号检测及数据处理方法研究[D]. 西安: 西安理工大学, 2018: 14-15.
- [14] Zhang F Q. Research on algorithm of signal processing of pulse waves and the experiment [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2008: 10.
张富强. 脉搏波信号处理算法及实验研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2008: 10.
- [15] Xu W S, Chen T W. ECG baseline drift elimination based on morphology[J]. China Medical Engineering, 2019, 27(9): 8-12.
徐万松, 陈天武. 基于形态学消除心电信号基线漂移方法的研究[J]. 中国医学工程, 2019, 27(9): 8-12.
- [16] Wang L Q, Miao C Y, Zhang C. Demodulation method of fiber Bragg grating pulse wave based on micro-structure Fabry-Perot interferometer[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(10): 1004002.
王丽清, 苗长云, 张诚. 基于微结构法布里-珀罗干涉仪的光纤光栅脉搏波解调方法[J]. 中国激光, 2017, 44(10): 1004002.