

文章编号 1004-924X(2018)05-1165-10

## 抗电磁干扰的心电信号监测系统

贾大功<sup>1\*</sup>, 赵 静<sup>1</sup>, 张红霞<sup>1</sup>, 严英占<sup>2</sup>, 蔡宏志<sup>1</sup>, 明 东<sup>1</sup>, 刘铁根<sup>1</sup>

- (1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院 光电信息科学与技术教育部重点实验室, 天津 300072;  
2. 中国电子科技集团公司第 54 研究所, 石家庄 050081)

**摘要:** 为了实现电磁干扰环境下的心电信号监测, 提出了一种抗电磁干扰的心电信号监测系统。论文给出了输出光电流的计算公式, 分析了半波电压及插入损耗对系统灵敏度的影响。利用铌酸锂电光晶体搭建实验系统, 测试了 5 位健康志愿者的心电信号。应用提出的系统和电学心电信号采集系统分别测试了正常环境及电磁环境下志愿者的心电信号。测试结果表明: 在正常环境下, 本系统能获得与电学心电信号采集系统同样清晰的心电信号波形; 在电磁环境下, 本系统获得的心电信号优于电学心电信号采集系统。最后定量计算了两者的信噪比, 计算结果表明: 在电磁干扰下, 本系统的信噪比变化量为 0.54 dB(V2)/0.49 dB(V4), 而电学心电信号采集系统的信噪比变化量为 24.07 dB(V2)/16.75 dB(V4)。

**关键词:** 马赫曾德干涉; 铌酸锂电光晶体; 可穿戴医疗设备; 心电信号监测; 电磁环境

**中图分类号:** TP212 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20182605.1165

## Anti-electromagnetic interference electrocardiogram monitoring system

JIA Da-gong<sup>1\*</sup>, ZHAO Jing<sup>1</sup>, ZHANG Hong-xia<sup>1</sup>,  
YAN Ying-zhan<sup>2</sup>, QI Hong-zhi<sup>1</sup>, MING Dong<sup>1</sup>, LIU Tie-gen<sup>1</sup>

- (1. College of Precision Instrument & Opto-electronics Engineering, Tianjin University,  
Key Laboratory of Opto-electronics Information Technology, Ministry of Education,  
Tianjin University, Tianjin 300072, China;  
2. 54th Research Institute of China Electronics Technology  
Group Corporation, Shijiazhuang 050081, China)  
\* Corresponding author, E-mail: dagongjia@tju.edu.cn

**Abstract:** In order to realize the ECG monitoring under electromagnetic interference environment, an anti-EMI ECG monitoring system based on the optical modulator was proposed in this paper. Firstly, the calculation formula of output photocurrent was discussed, and the influence of half wave voltage and insertion loss on the sensitivity was analyzed. Secondly, the Lithium Niobate (LiNbO<sub>3</sub>) electro-optic crystal was used to establish experimental setup, and measure the ECG signals of five health subjects. Then the proposed system and electrical ECG acquisition system were used to detect the ECG signals of subjects under both of normal and electromagnetic environments. The measurement results showed that the proposed system could obtain clear ECG signals as same as the electrical ECG acquisition system under normal circumstances, but under the electromagnetic environment, the

收稿日期: 2017-08-09; 修订日期: 2017-10-08.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 61377077)

proposed system could obtain better ECG signals than the electrical ECG acquisition system. Finally, the signal-to-noise ratio (SNR) of the two systems were calculated. The calculation results showed that the SNR change of the proposed system was 0.54 dB (V2)/0.49 dB (V4) under the electromagnetic interference, and the SNR change of electrical ECG signal acquisition system was 24.07 dB (V2)/16.75 dB (V4). Therefore, the proposed wearable ECG monitoring system can accurately monitor the ECG under the electromagnetic environment.

**Key words:** Mach Zehnder interferometer; lithium niobate electro-optic crystal; wearable medical equipment; Electrocardiogram(ECG) signals monitoring; electromagnetic environment

## 1 引言

随着技术的发展,可穿戴医疗技术的研究已成为健康监测领域的研究热点。借助可穿戴仪器或设备对个人的健康情况进行实时的监测,可预先发现并制止有可能发生的疾病隐患,未来医疗健康穿戴设备将更多地融入现有医疗体系,以创新和技术驱动医疗事业发展,打破医疗资源分配不均的现状<sup>[1-2]</sup>。目前大多数可穿戴设备采用电学传感器来获取生理信号,此类器件存在不易与织物相容、穿着舒适性差等问题<sup>[3]</sup>,最重要的是易受到电磁干扰(Electromagnetic Interference, EMI),而且电学传感器与人体接触过程中产生电流或电压,易引起安全问题<sup>[4]</sup>。其中,应用于心电图(Electrocardiogram, ECG)监测的电学传感器系统多采用硬件电路实现信号放大、滤波和 A/D 转换。采集到的信号由单片机进行处理或由 Bluetooth 等无线通信技术传输至 PC 端,实现心电信号的检测<sup>[5-8]</sup>。但是在电磁环境下,电子传感系统易受外界电磁干扰,使得系统无法获得准确的 ECG 信号,很可能会错过那些不规则的心跳或者发生误判。

除了电学技术探测生理信号,部分可穿戴设备采用生物传感技术,利用侵入式传感器监测生理信号,但是该方法存在个体过敏、身体带创伤等问题。随着光学技术的发展,应用光学传感器进行血糖、血氧饱和度、脉搏及心率等生理信号的采集已经成为新型生理信号监测手段<sup>[9-11]</sup>。该类技术具有无源、耐腐蚀、精度高、对人体不造成任何损伤及不受电磁干扰等优点,特别适合应用在核磁共振成像环境和航空航天复杂电磁环境中<sup>[12]</sup>,解决了电学技术无法在强电磁环境内进行生理信号监测的难题。目前针对心脏健康的监测,利用光纤微弯效应、光电容积脉搏波描记法研制的系

统可以获取心率信息,但不能实现心电图监测<sup>[9,11,13]</sup>。国外研究人员 M. S. Fernandes 等提出了基于电光效应的生理电信号采集方法,实现了对人体心电信号的监测<sup>[14]</sup>。该方法只测试了肢体 I 导联的 ECG 信号,尚无法证明该方法可以实现电磁干扰环境下的 ECG 检测。

为了解决电磁干扰环境下电学传感器无法实现 ECG 信号监测的问题,本文提出了一种抗电磁干扰的基于晶体电光效应的监测系统,搭建实验系统实现了胸导联心电信号的实时监测;在正常环境和电磁干扰环境下,将基于晶体电光效应的监测系统得到的心电图波形与 Biopac 无线多生理信号采集系统所得结果进行对比,验证了系统结果,并进一步对比了两者的波形特征及加入电磁干扰后的信噪比差值。实验证明该基于晶体电光效应的监测系统可以获得清晰的心电信号波形,且在电磁干扰环境下系统能够持续工作。

## 2 监测系统的工作原理

本文所提出的抗电磁干扰的基于晶体电光效应的监测系统的核心传感器是铌酸锂电光调制器。铌酸锂电光晶体在电场作用下显示出光学各向异性,晶体的折射率因外加电场变化,且折射率与所加电场强度的一次方成正比,即泡克耳斯效应。当光穿过横向结构的晶体,在 Z 方向得到最强的相互作用。电光调制器产生折射率变化,从而造成光传播的延迟,即相位差。由心电信号( $V_{\text{ECG}}$ )引起的光波相位变化可表示为<sup>[15]</sup>:

$$\Delta\varphi(t) = \frac{\pi}{\lambda} n^3 r_p V_{\text{ECG}}(t), \quad (1)$$

式中: $n$ 为折射率, $r_p$ 为泡克耳斯系数, $\lambda$ 为输入光波波长。当铌酸锂电光晶体采用马赫曾德(M-Z)结构,如图 1 所示。

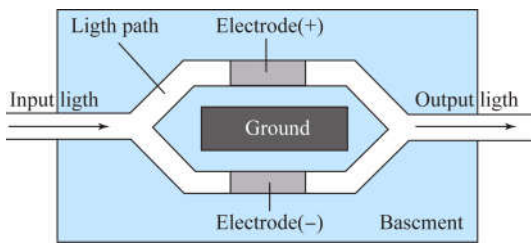


图 1 铌酸锂晶体内部结构图

Fig. 1 Internal structure of lithium niobate crystal

输入光波经过 Y 分支后,分为两路光波,由于两条光通路加载电压值不同,相位变化不同,再经过一个 Y 分支,两路光波发生干涉。干涉作用将相位调制转换为强度调制,通过测量光强值变化,即可得到加载的电场变化:

$$P_{out} = IL \frac{P_i}{2} \left[ 1 - \cos \left( \frac{V_{ECG}(t)}{V_\pi} \pi \right) \right], \quad (2)$$

式中:IL 为插入损耗,  $P_i$  输入信号功率,  $V_\pi$  为半波电压。被调制的光波信号由光电探测器接收,光电探测器输出的光电流 ( $i_{ph}$ ) 可被表示为:

$$i_{ph}(t) = \frac{\pi R P_i IL}{2 V_\pi} V_{ECG}(t), \quad (3)$$

式中 R 为光电探测器的响应率。由公式(3)可见光电流  $i_{ph}$  与铌酸锂调制器的半波电压  $V_\pi$  成反比,而与输入光功率  $P_i$  和铌酸锂调制器的插入损耗 IL 成正比。不考虑光电探测器的响应率影响,系统的灵敏度计算公式为:

$$k = \frac{\pi P_i IL}{2 V_\pi}. \quad (4)$$

根据理论推导,结合实际器件的具体参数,选择富士通公司的型号为 FTM7921ER 的调制器作为传感模块,其  $V_\pi$  和 IL 理论值分别为 4 V 和 6 dB,光源选择拓普公司的波长范围为 1 520~1 560 nm、光功率为 18 mW 的 ASE 宽带光源。根据光源光功率值及铌酸锂调制器的  $V_\pi$  和 IL 理论值,计算得到系统的灵敏度理论值为  $k_{理论} = 0.0424 \text{ mW/V}$ 。

### 3 监测系统的组成与实验

#### 3.1 监测系统的组成

图 2 为抗电磁干扰的晶体电光效应系统的原理框图,该系统包括:光源、起偏器及偏振控制器、铌酸锂电光晶体传感模块、光电探测器、信号处理电路、示波器、数据采集卡及电脑。工作频段为 1 520~1 560 nm 的光源为系统提供输入光,起偏器及偏振控制器控制光波偏振态;经 M-Z 结构双驱型铌酸锂电光调制器两路光波发生干涉,由光电探测器将光强信息转化为光电流输出,再经放大电路处理后,由示波器直接显示心电图波形,或由数据采集卡和电脑进行信号特征提取等工作。

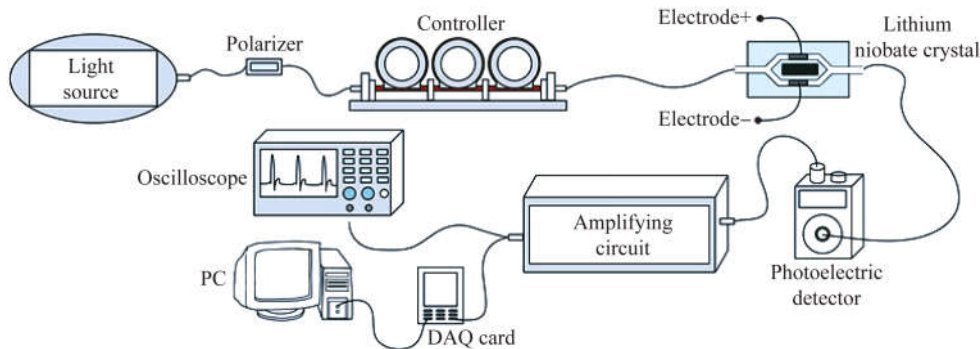


图 2 抗电磁干扰的可穿戴心电信号监测系统的系统框图

Fig. 2 Anti-EMI Wearable ECG monitoring system diagram

通过为铌酸锂调制器加载标准电压,以检测系统的实验灵敏度,设置加载特定电压值 0.5~5 V,用光功率计接收输出光功率(彩图见期刊电子版)。如图 3 所示为光功率计接收到的光功率值  $P_{Mz}$  与设定电压值  $V_D$  之间的关系曲线。图 3 中所

示的两条拟合直线分别为  $V_D$  递增(黑色)和递减(红色),分别表示功率值  $P_1$  和  $P_2$  的变化情况。拟合直线的斜率  $k$  即为实验测试得出的系统灵敏度结果,分别为  $k_1 = 0.04186$  和  $k_2 = 0.04071$ ,线性相关系数  $r^2$  分别为 0.985 和 0.987。取两者平均

值作为灵敏度实验结果,  $k_{\text{实验}} = 0.041 \text{ mW/V}$ , 与理论值误差为 3.3%, 可认为与理论值一致。

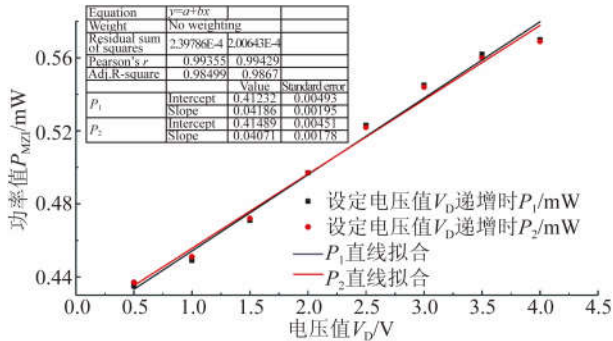


图 3 输出光功率  $P$  与设定电压值  $V_D$  的关系曲线

Fig. 3 Relationship between the output optical power  $P$  and the set voltage value  $V_D$

### 3.2 心电信号监测实验

图 4 为抗电磁干扰的基于晶体光电效应的监测系统的实验图及获得的原始波形。图中可以清晰分辨出 QRS 波群、R 波、T 波等特征波形, 其中, P 波表示的是心房激动, QRS 波群表示的是左右心室除极引起的电激动, 在不同的导联方式的情况下波形不尽相同, T 波表示的心室复极, 用来确定受试者的心电生物特征<sup>[16]</sup>。为使传感模块封装适用于可穿戴设备, 选择已封装的调制器, 后端信号处理模块的放大倍数约为 2 000 倍, 以获得清晰心电信号波形。

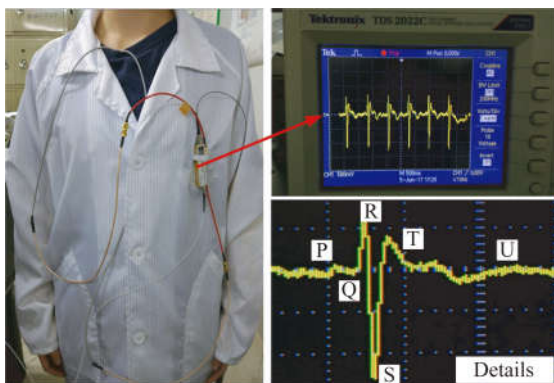
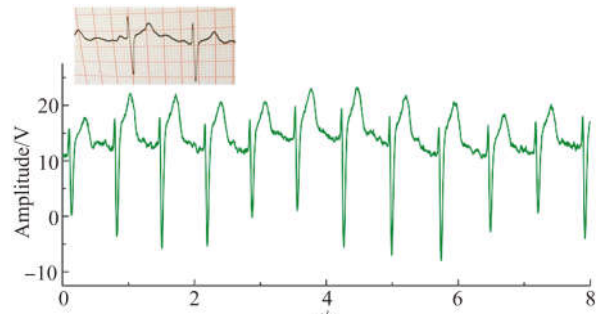


图 4 抗电磁干扰的心电监测系统实验图及原始波形

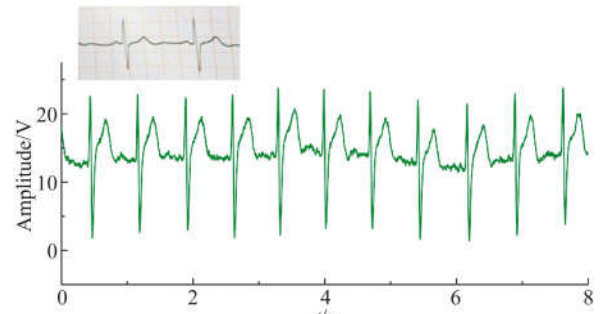
Fig. 4 Experiment picture of anti-EMI wearable ECG monitoring system and original ECG waveform

利用本文提出的基于晶体光电效应的监测系统(以下简称光学系统)对 5 名年龄为 22~25 岁的健康志愿者进行了心电信号采集。为了得到稳

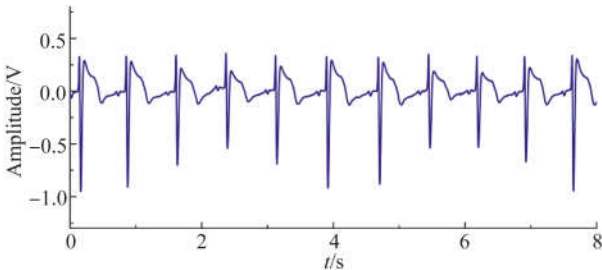
定信号, 受试者采用坐姿, 静止休息 5 min 后开始测试。按照标准 12 导联中单极胸导联 V2 位置、V4 位置<sup>[17]</sup>放置导联正极, 导联负极放置于神阙穴附件的近似零电位点。



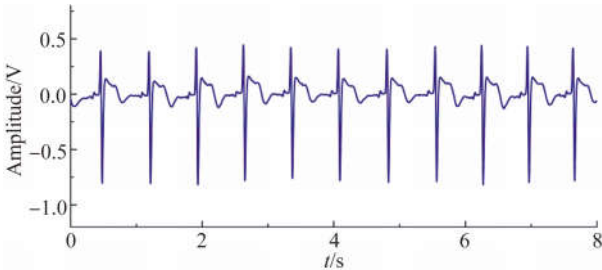
(a) 光学系统 V2  
(a) Optical system at chest lead V2



(b) 光学系统 V4  
(b) Optical system at chest lead V4



(c) 电学系统 V2  
(c) Electrical system at chest lead V2

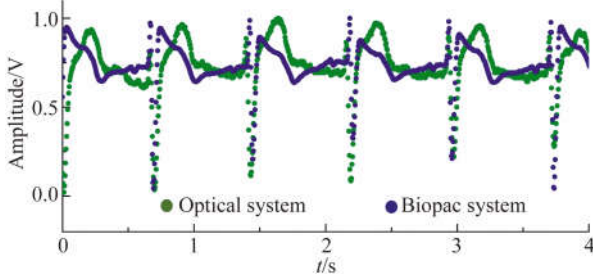


(d) 电学系统 V4  
(d) Electrical system at chest lead V4

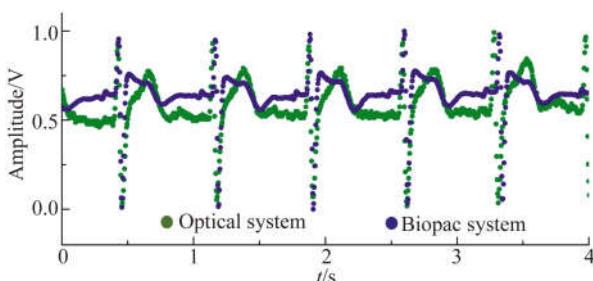
图 5 光学系统和电学系统的心电信号对比图  
Fig. 5 ECG signal contrast between optical system and electrical system

图 5 为一名 24 岁健康女性志愿者应用光学系统获得的心电信号,图 5(a)为 V2 位置,图 5(b)为 V4 位置,V2、V4 位置的特征波形有明显差异,医学上常结合两位置的心电图进行疾病诊断。为验证电极位置的正确性,图 5(a)、(b)中左上角添加了应用心电图机获得的标准心电图波形,两者波形特征一致,可认为电极位置正确。为了验证光学系统采集所得信号的正确性,与 Biopac 系统心电采集通道的结果进行了对比,Biopac 系统是目前世界上应用广泛、功能强大的生理记录仪,测试结果可信度很高。

图 5(c)、(d)是在同等条件、相同时间内 Biopac 系统心电信号采集通道(以下简称电学系统)采集到相同志愿者心电信号。如图 5 所示,两者波形特征一致,V2 位置心电信号幅度稍弱,且该位置易受到呼吸引起的起伏振动影响,所以基线漂移现象在两系统的实验结果中都表现得比较明显。此外,图 5(c)、(d)中所示的心电信号是经过电学系统心电信号预处理的结果,而图 5(a)、(b)中所示的光学系统的输出信号为原始信号,未经过任何滤波处理,因此高频噪声较明显,但从图 5(a)和(b)中可见,光学系统的心电波形具有更多细节。在后期心电信号特征提取过程中,可对结果进行处理,使信号更纯净、便于分析<sup>[18-20]</sup>。



(a) V2 位置  
(a) Chest lead V2



(b) V4 位置  
(b) Chest lead V4

图 6 心电信号散点对比图

Fig. 6 ECG scatter contrast between optical system and electrical system

取图 5 中光学系统和电学系统心电信号中的 4 s 数据进行了归一化处理,如图 6(a)、(b)所示为两系统结果归一化后的散点对比图,可见两者波形特征基本一致。为了定量验证两系统结果的一致性,进行了相关性分析,结果如表 1 所示。

表 1 光学系统与电学系统结果的相关性

Tab. 1 Correlation between optical system and electrical system

名称	显著性	Pearson 相关系数	样本容量
V2 位置	$P < 0.001$	0.602	1 000
V4 位置	$P < 0.001$	0.688	1 000

结果显示:在 V2、V4 位置,光学系统与电学系统的结果均显著相关( $P < 0.001$ ),其中 V2 位置相关性系数为 0.602,V4 位置相关性系数为 0.688。相关性系数较小的原因可能是电学系统对数据进行了处理,增强了部分特征波形的幅值等。

为了验证光学系统在电磁环境下的性能,搭建了以数字仿真技术为基础的、半实物接口与真实设备互联搭建的模拟电磁环境,其频率范围为 35~4 400 MHz。图 7 为一名 23 岁女性志愿者应用光学系统和电学系统分别在正常环境和电磁环境下的心电信号波形对比图(彩图见期刊电子版)。

图 7(a)、(c)分别为光学系统在 V2 位置和 V4 位置的心电波形对比图,图 7(b)、(d)则分别为电学系统的胸导联 V2 位置和 V4 位置的心电波形对比图。由图 7(a)、(c)可见,光学系统在正常环境获得的心电图特征波形清晰可辨、细节丰富,加入模拟复杂电磁干扰后,获得的心电特征波形没有明显影响;从图 7(b)、(d)可见,电学系统在正常环境下工作可以获得清晰的心电图,而在复杂电磁环境下,如图 7(b)、(d)中的红圈标注位置所示,电学系统获得的心电图出现了缺失、变形、毛刺明显等异常现象。这是因为电学系统的电学传感元件在强电磁干扰的情况下,难以避免受到影响,导致了系统稳定性和可靠性的下降,可能会造成对被监测者心脏状态的误判。

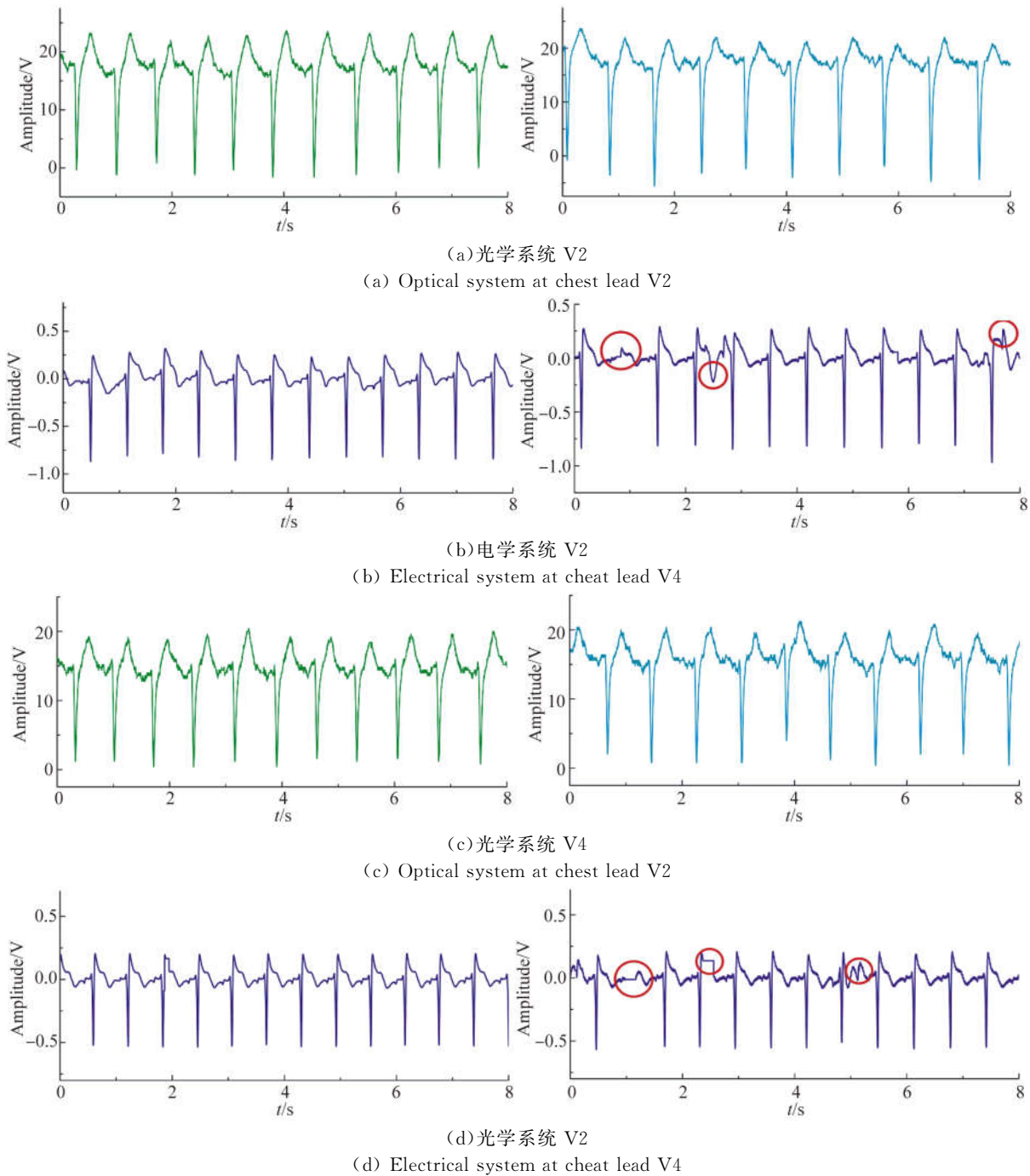


图 7 正常环境与电磁环境的波形对比图

为了定量分析电磁干扰对光学系统和电学系统的影响,分别计算了两系统在 V2 位置和 V4 位置的信噪比及其差值。信噪比的公式为<sup>[21]</sup>:

$$\text{SNR} = \frac{P_s}{P_n}, \quad (4)$$

式中  $P_s$  和  $P_n$  分别为信号功率和噪声功率。当用分贝 (dB) 表示信噪比时,则有:

$$\text{SNR} = 10 \lg \left\{ \frac{P_s}{P_n} \right\} = 20 \lg \left\{ \frac{V_s}{V_n} \right\}, \quad (5)$$

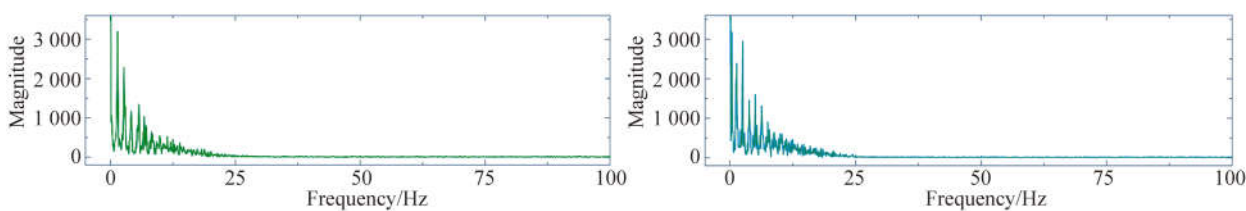
式中  $V_s$  和  $V_n$  分别为信号和噪声电压的有效值。信噪比越大,信号质量越好。采用信噪比差值描述模拟复杂电磁环境对系统的影响,信噪比差值定义为:

$$\Delta \text{SNR} = (\text{SNR}_{\text{Normal}} - \text{SNR}_{\text{Noise}}), \quad (6)$$

式中:  $\text{SNE}_{\text{Normal}}$  为正常环境下系统的信噪比,

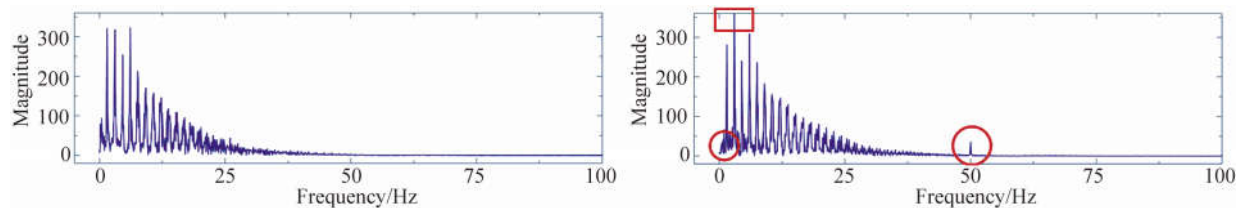
$SNR_{Noise}$  为模拟复杂电磁环境下系统的信噪比。利用 Origin 软件将实验获得的心电信号进行 FFT 变换,得到心电信号的频谱分布。图 8 是光学系统和电学系统分别在正常环境和电磁环境下,分别在 V2 位置和 V4 位置的心电信号频谱对比图(彩图见期刊电子版)如图 8(a)、(c)所示,光学系统的心电信号频谱的主要能量分布在 0.3~25 Hz,符合心电信号的频率分布特征<sup>[19]</sup>。图 8(a)、(c)为光学系统正常环境下分别在 V2、V4 位置获得的心电信号频谱,图 8(b)、(d)为电磁环境下的结果,可看出在电磁环境中,光学系统的心

电信号频谱基本没有变化。如图 8(b)中的红色方框所示,电学系统 V2 位置的频谱在 3 Hz 附近出现了异常峰值,原因可能是模拟电磁环境导致其传感元件产生了自激现象;如图 8(b)、(d)中红色圆圈所示,电学系统获得的心电信号频谱在靠近 0.3 Hz 区域出现了明显的不规则噪声的频率分布,在 50 Hz 处出现了峰值明显的噪声频谱峰。50 Hz 处噪声频谱峰的产生原因可能是:模拟电磁环境对电学系统传感器的供电模块产生了影响,使其出现了幅值很强的工频噪声。



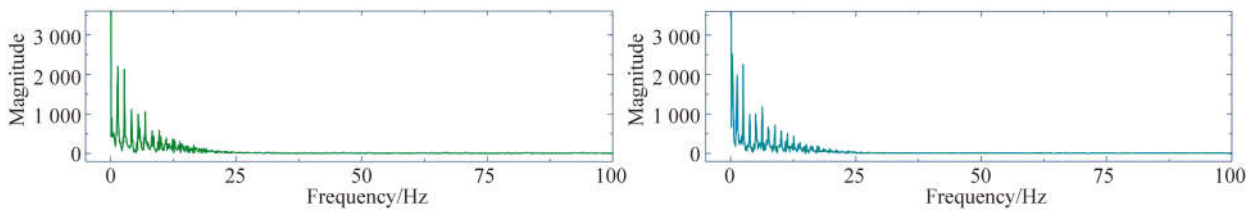
(a)光学系统 V2

(a) Optical system at chest lead V2



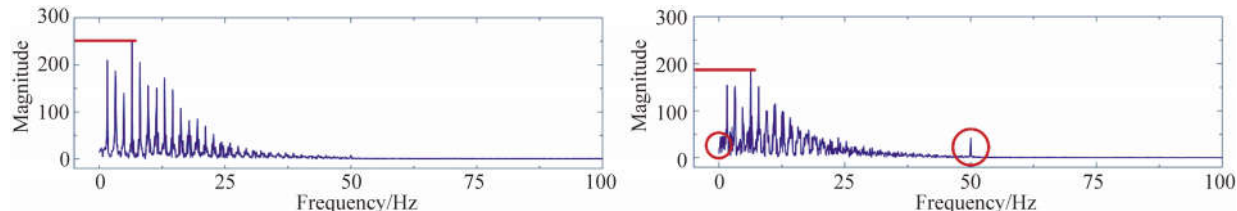
(b)电学系统 V2

(b) Electrical system at chest lead V4



(c)光学系统 V4

(c) Optical system at chest lead V2



(d)光学系统 V2

(d) Electrical system at chest lead V4

图 8 正常环境与电磁环境的频谱对比图

Fig. 8 Spectrum comparison between normal circumstances and electromagnetic environment

为了定量分析模拟电磁环境对光学系统和电学系统的影响,分别计算了两者在 V2、V4 位置的信噪比及加入电磁干扰前后的信噪比差值。根据公式(5)、(6),两系统的信噪比及信噪比差值,计算结果如表 2、表 3 所示。

表 2 V2 位置信噪比计算结果

Tab. 2 Result of SNR at chest lead V2 (dB)

名称	正常环境	电磁环境	差值
光学系统	39.89	39.35	0.54
电学系统	44.77	20.70	24.07

表 3 V4 位置信噪比计算结果

Tab. 3 Result of SNR at chest lead V4 (dB)

名称	正常环境	电磁环境	差值
光学系统	39.27	38.78	0.49
电学系统	29.91	13.16	16.75

正常环境下,光学系统信噪比分别为 39.89 dB(V2)和 39.27 dB(V4);电学系统信噪比分别为 44.77 dB(V2)和 29.91 dB(V4)。由于电学系统的实验结果经过了处理,其 V2 位置的信噪比高于光学系统;但在 V4 位置这种优势不再明显,可能由于 V4 位置的心电信号更微弱,而光学系统的灵敏度高,使得其信噪比高于电学系统。

电磁环境下,光学系统的信噪比分别为 39.35 dB(V2)和 38.78 dB(V4),与正常环境的信噪比差值分别为 0.54 dB(V2)和 0.49 dB(V4),由此可见:电磁干扰对光学系统的信噪比几乎没有影响,这是因为光学系统的传感器是无源器件,其信噪比差值主要来源是光电探测器传

输线或者信号处理电路,可以忽略不计。而电磁环境下,电学系统的信噪比分别为 20.70 dB(V2)和 13.16 dB(V4),与正常环境的信噪比差值分别为 27.07 dB(V2)和 16.75 dB(V4)。由此可见:电学系统的信噪比下降明显,原因是电学系统的传感器和信号传输模块都是有源模块,易受电磁干扰,较难通过简单的屏蔽来抑制,无法正常地进行持续性监测工作。

综上所述,正常环境下,光学系统与电学系统结果一致,可供日常监测;电磁环境下,电学系统出现了明显的波形异常现象,且信噪比下降明显;而光学系统不受外界电磁信号的干扰,仍可以正常工作,表现出了良好的抗电磁干扰特性,适用于电磁环境中的心电信号监测。

## 4 结 论

本文提出了一种抗电磁干扰的基于晶体电光效应的心电信号监测系统,实现了电磁环境中的心电信号准确检测。文章分析了实验原理,给出了理论推导公式、系统灵敏度及结构框图。通过搭建实验系统获得了 V2 位置和 V4 位置的心电信号,并在正常环境和电磁环境与 Biopac 系统进行结果对比。最后,计算了两系统的信噪比及信噪比差值。实验结果表明:本文提出的抗电磁干扰的心电信号监测系统可得到清晰的心电图,在电磁环境下无明显失真,信噪比差值远小于电学系统。因此,该基于晶体电光效应的心电监测系统更适用于电磁环境下心电信号的测量,未来的工作中将对系统进行小型化封装,最终实现可穿戴心电信号的监测。

## 参考文献:

- [1] 孙焱,戴启锐. 可穿戴设备与医疗健康产业关系研究及发展趋势分析 [J]. 中国数字医学, 2015, 10(8): 25-28.  
SUN Y, DAI Q R. Research on the relationship between wearable devices and the health care industry and analysis on the development trend [J]. *China Digital Medicine*, 2015, 10(8): 25-28. (in Chinese)

- [2] 封顺天. 可穿戴设备在医疗健康领域的关键技术及应用场景分析 [J]. 电信技术, 2016(5): 32-34.  
FENG SH T. Key technology and application scenario analysis in medical health field of wearable devices [J]. *Telecommunications Technology*, 2016(5): 32-34. (in Chinese)
- [3] CHINOS, ISHIZAWA H, HOSOYA S, *et al.*. Research for wearable multiple vital sign sensor using fiber Bragg grating-verification of several pul-

- sate points in human body surface [C]. *Proceedings of 2017 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, IEEE, 2017: 1-6.
- [4] 朱长发, 蔡宏伟, 刘雯. 复杂电磁环境下医疗设备存在的问题及其对策 [J]. *医疗卫生装备*, 2009, 30(2): 114-115, 117.  
ZHU CH F, CAI H W, LIU W. Existent question and strategy of medical equipment under complex electromagnetic environment [J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2009, 30(2): 114-115, 117. (in Chinese)
- [5] FENSLIR, GUNNARSON E, GUNDERSEN T. A wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless Tele-home-care situation [C]. *Proceedings of the 18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, IEEE, 2005: 407-412.
- [6] YOOJ, YAN L, LEE S, *et al.*. A wearable ECG acquisition system with compact planar-fashionable circuit board-based shirt [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2009, 13(6): 897-902.
- [7] NEMATIE, DEEN M J, MONDAL T. A wireless wearable ECG sensor for long-term applications [J]. *IEEE Communications Magazine*, 2012, 50(1): 36-43.
- [8] 张舜, 连宇茜, 秦亚杰, 等. 基于安卓 4.3 的移动心电监护系统设计 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2015, 39(4): 261-264.  
ZHANG SH, LIAN Y X, QIN Y J, *et al.*. Design of the mobile ECG monitoring system based on Android 4.3 [J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2015, 39(4): 261-264. (in Chinese)
- [9] 李哲茹, 许金林, 李晓风, 等. 一种基于绿光的可穿戴式光电容积脉搏波测量系统 [J]. *现代电子技术*, 2016, 39(20): 125-128.  
LI X R, XU J L, LI X F, *et al.*. A wearable photoplethysmography measurement system based on green light [J]. *Modern Electronics Technique*, 2016, 39(20): 125-128. (in Chinese)
- [10] 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.  
WANG L Q, MIAO CH Y, ZHANG CH. Demodulation method of fiber Bragg grating pulse wave based on micro-structure Fabry-Perot interferometer [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2017, 44(10): 1004002. (in Chinese)
- [11] 陈会娟, 苗长云, 高华, 等. 基于光纤光栅传感器的人体心率测量技术研究 [J]. *激光与红外*, 2009, 39(12): 1317-1320.  
CHEN H J, MIAO CH Y, GAO H, *et al.*. Research on human heartrate measurement based on fiber Bragg grating sensor technology [J]. *Laser & Infrared*, 2009, 39(12): 1317-1320. (in Chinese)
- [12] MIHAILOVS J. Fiber Bragg grating sensors for harsh environments [J]. *Sensors*, 2012, 12(2): 1898-1918.
- [13] AMELARDR, SCHARFENBERGER C, KAZEMZADEH F, *et al.*. Feasibility of long-distance heart rate monitoring using transmittance photoplethysmographic imaging (PPGI) [J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 14637.
- [14] FERNANDESM S, CORREIA J H, MENDES P M. Electro-optic acquisition system for ECG wearable sensor applications [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2013, 203: 316-323.
- [15] FERNANDESM S, CORREIA J H, MENDES P M. Electro-optic electrodes based on lithium niobate Mach Zehnder interferometer modulators for wearable bioelectric activity recording [J]. *Proceedings of SPIE*, 2011, 8001: 80010Y.
- [16] 李中健, 井艳, 李世锋, 等. 心电图波形特征分析 [J]. *临床心血管病杂志*, 2008, 24(3): 195-197.  
LI ZH J, JING Y, LI SH F, *et al.*. Analysis on characteristics of electrocardiograms [J]. *Journal of Clinical Cardiology*, 2008, 24(3): 195-197. (in Chinese)
- [17] 崔晓琳. 12导联心电信号同步采集系统 [D]. 北京: 北京交通大学, 2008.  
CUI X L. *Synchronous acquisition system of 12-Lead ECG signal* [D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2008. (in Chinese)
- [18] HAMPTON J R. *The ECG in Practice* [M]. 6th ed. New York: Elsevier Health Sciences, 2013.
- [19] YANGX F, CHEN ZH H, ELVIN C S M, *et*

- al., Textile fiber optic microbend sensor used for heartbeat and respiration monitoring [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2015, 15(2): 757-761.
- [20] BAMAROUFF, CRANDELL C, TSUYUKI S, et al., Cloud-based real-time heart monitoring and ECG signal processing [C]. *Proceedings of 2016 IEEE Sensors*, IEEE, 2016: 1-3.
- [21] 刘国福, 杨俊. 微弱信号检测技术 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2014.
- LIU G F, YANG J. *Detection Technology of Weak Signal* [M]. Beijing: China Machine Press, 2014. (in Chinese)

#### 作者简介:



贾大功(1972—),男,内蒙古赤峰人,博士,副教授,硕士生导师,主要从事光互连、光纤传感及光电检测技术等方面的研究。E-mail: dagongjia@tju.edu.cn



赵静(1992—),女,辽宁锦州人,硕士研究生,2015年于宁波大学获得学士学位,主要从事光纤传感及光电检测方面的研究。E-mail: jingzhao1992@tju.edu.cn