

引文格式:

肖钟凯, 刘楷, 毛成华. 水下作业安全生理信号实时监测设备研制 [J]. 集成技术, 2021, 10(2): 109-121.

Xiao ZK, Liu K, Mao CH. Development of real-time monitoring equipment for physiological signals of underwater operation safety [J]. Journal of Integration Technology, 2021, 10(2): 109-121.

水下作业安全生理信号实时监测设备研制

肖钟凯¹ 刘楷² 毛成华^{1*}

¹(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

²(南方科技大学 深圳 518055)

摘 要 通过对水下作业人员生理信号的实时监测, 可以使水面指挥决策人员及时了解水下作业人员的生理状况, 从而提高水下作业的安全性。该文所研制的水下作业安全生理信号实时监测系统的主要特点包括: (1) 使用光电传感器对生理信号进行采集, 有效地减弱水对生理信号数据采集的影响; (2) 数据通过水声通信技术进行无线传输, 提高了水下作业人员的自由度; (3) 生理、心理和预警分析部分集成在甲板单元上, 将上传的生理信息数据结合历史数据进行统计分析对比, 能获得更高一级的预警信息或报警信息。所研制的原理样机系统已完成了水下测试, 关键模块的有效性和可靠性已获得初步验证。

关键词 水下作业安全; 生理信号采集; 水声通信; 实时监测; 水下作业预警

中图分类号 TB 565 **文献标志码** B **doi**: 10.12146/j.issn.2095-3135.20201122002

Development of Real-time Monitoring Equipment for Physiological Signals of Underwater Operation Safety

XIAO Zhongkai¹ LIU Kai² MAO Chenghua^{1*}

¹(Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(Southern University of Science and Technology, Shenzhen 518055, China)

*Corresponding Author: ch.mao@siat.ac.cn

Abstract In order to ensure the safety of underwater operation, it's important to monitor the physiological signals of underwater operators in real time. In this article, we have introduced a real-time physiological signals monitoring system of underwater operation. The proposed system consist of three key modules: (1) the photoelectric sensors were used to collect physiological signals to effectively reduce the influence of water on physiological signal data collection, (2) the data were transmitted wirelessly through underwater

收稿日期: 2020-11-22 修回日期: 2021-01-28

基金项目: 健康大数据智能分析国家地方联合工程研究中心

作者简介: 肖钟凯, 硕士, 工程师, 研究方向为无线通信、水声通信、水声调制解调、异构传感器数据同步与融合等; 刘楷, 硕士研究生, 研究方向为水声通信、多模调制解调、声呐定位以及导航等; 毛成华(通讯作者), 高级工程师, 研究方向为无线通信、水声通信和微电子等, E-mail: ch.mao@siat.ac.cn.

acoustic communication technology, which can improve the freedom of underwater operators, (3) the physiological, psychological and early warning analysis parts were integrated on the deck unit. By combining the uploaded physiological information data with historical data for statistical analysis and comparison, higher-level early warning information or alarm information can be decided in real-time. The prototype has been developed and experimented underwater, feasibility and reliability of key modules have been verified.

Keywords underwater operation safety; physiological signal acquisition; underwater acoustic communication; real-time monitoring; underwater operation warning

Funding This work is supported by Joint Engineering Research Center for Health Big Data Intelligent Analysis Technology

1 引 言

潜水作业是一项特种作业,分为有缆潜水和自由潜水,均需非常专业的潜水员来完成。其中,有缆潜水具有一定的安全保障,但由于脐带缆的约束,水下作业人员的操作受到很大的影响,如经常遇到线路挂礁或缠绕等情况^[1]。自由潜水具有很强的水下作业灵活性,但水下安全难以得到保障。总而言之,无论哪种方式,水下作业活动时常出现安全隐患。

目前国内外对水下作业安全生理监测均有一定的研究成果。国外方面,1965年,Slater等^[2]将超声监测技术用于人体生理监测,1969年研制出针对心率信号的水下遥测仪器;1979年,美国通用电气公司为海军提供了一套生理检测系统^[3];1974年,Fell等^[4]研制出四通道采集心率数据的超声遥测系统;1997年,英国的Istepanian和Woodward研制出基于SCUBA(Self-Contained Underwater Breathing Apparatus)的水下ECG(Electrocardiogram)超声传输系统^[5]。

国内在水下生物医学工程领域的研究起步较晚,20世纪80年代才开始出现一些研究和报道。如海军特种医学研究所在1986年研制的水下超声遥测心率系统^[6];第四军医大学的王健琪等^[7]使用微波的多普勒雷达原理结合生理信号检

测技术,对人体的呼吸和心动信号进行检测;2011年海军特种医学研究所方勇军研制了潜水员水下心率实时监测系统^[8]。但这些设备均未形成成熟产品在水下作业中使用。

目前基于潜水作业生理信号采集监测具有代表性的成熟商业化产品主要是潜水手表或潜水电脑等终端设备,但大部分都是基于终端设备的医学生理信号检测和潜水环境信息感知,仅限于水下作业人员自己或有限范围内的其他水下作业人员使用。

本文针对自由潜水水下作业,对水下作业安全生理信号实时监测设备进行研制。该设备能使水面指挥决策人员及时了解水下作业人员的生理状态,同时水下作业人员也能了解自身的状态,最终通过实时监测与预警,保障水下作业能安全、合理、高效地进行。具体地,主要从3个方面进行:(1)通过水下医学生理信号采集方案的设计,解决水下作业环境中水对电极的影响及由此引起的信号采集不准确、传感器体积较大和能耗高等问题;(2)采用水声通信技术,研究并设计适合本文设备的非相干调制解调水下声学通信方法,解决有缆水下作业对人体的束缚问题;(3)通过现有的健康大数据平台,对所采集数据进行分析,获取水下作业人员的生理参数、疲劳度、情绪状态等信息,为指挥决策人员提供

水下作业人员的生理医学信息以及生理状态预警信息。

2 水下作业安全生理信号实时监测设备设计

本文研制水下作业安全生理信号实时监测设备的目的是，为自由潜水水下作业生命保障和高效作业提供水面及水下的实时监测信息。同时，为构建一个立体型的水下作业医学生理信息实时监测体系进行前期探索。图 1 为水下立体型医学生理信号实时监测体系的设想示意图，旨在从多个维度来保

障水下作业人员的安全及提高水下作业的效率，并为潜水作业人员建立独立的医学生理信息档案。

水下作业安全生理信号实时监测系统可以实现 3 方面功能：水下生理参数数据采集、数据传输和分析预警。系统设备由 2 部分组成：水下生理监测终端和甲板单元。前者包含水下生理参数数据的采集、数据清洗、融合、前端分析以及水声通信，后者包含生理分析、心理分析、结果预警/报警、水声通信、数据存储与数据中心交互传输功能，具体如图 2 所示。

2.1 水下生理监测终端

水下生理监测终端功能示意图如图 3 所示，

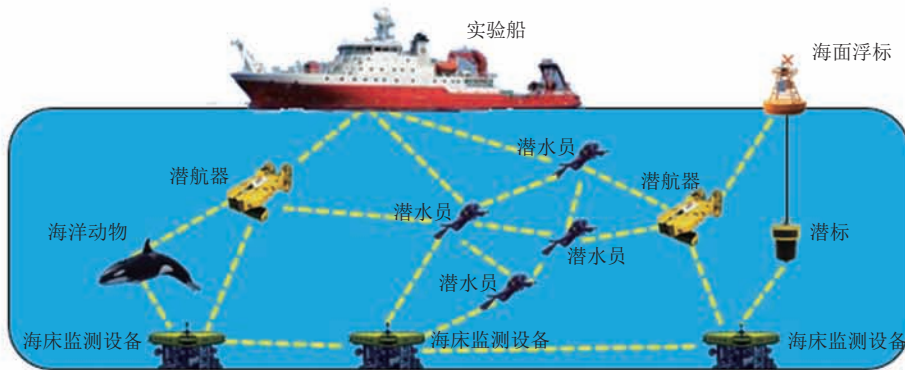


图 1 立体型水下医学生理信号实时监测示意图

Fig. 1 Diagram of real-time monitoring of three-dimensional underwater medical physiological signals

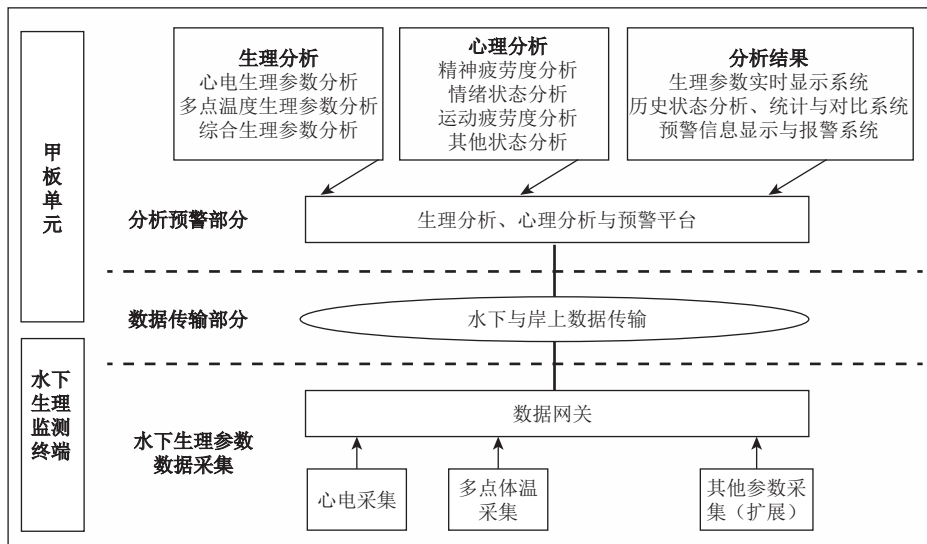


图 2 水下作业安全生理信号实时监测设备系统结构

Fig. 2 System diagram of real-time monitoring equipment for physiological signals of underwater operation safety

包括主控 CPU (Central Processing Unit) 与 FPGA (Field-Programmable Gate Array) 接口扩展模块、水声通信收发机模块、前端生理信号采集模块, 以及电源模块。

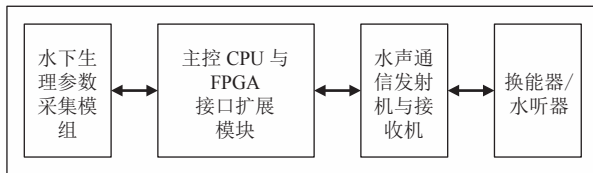


图3 水下生理监测终端功能示意图

Fig. 3 Block diagram of terminal function for underwater physiological monitoring

2.1.1 水下生理参数采集模块

本文采用中国科学院深圳先进技术研究院生物医学信息技术研究中心自主设计的可穿戴生理参数采集芯片 BE2018 作为生理参数的数据采集以及预处理芯片。该芯片集成了心率、心电、呼吸等生理参数传感器以及温度等环境参数传感器, 同时集成了 ARM (Advanced RISC Machines) 处理器, 可对传感器数据进行采集和预处理。在干式潜水或部分干式潜水的情况下电极采用织物式电极, 将电极片完全融入潜水服内衬中, 而不会影响心电信号的采集。其中, 该织物电极已经在心电监测运动衫产品上应用, 采集电路已在海军医学研究所的潜水高压仓内测试, 设备运行良好。具体如图 4 所示。

心率采集使用光电容积脉搏波 (Photoplethysmographic, PPG) 方案。根据比尔-朗博定律 (Beer-

Lambert Law)^[9-10], 设计红/红外 PPG 检测子模块中包含了 LED (Light-Emitting Diode) 灯的驱动电路、电流控制电路和光电二极管信号的检测及采集电路, 并通过 MCU (Microcontroller Unit) 的串行 SPI (Serial Peripheral Interface) 接口实现数据的传输及模块的控制。LED 的电流可以通过上位机的指令进行调节, TIA (Trans-Impedance Amplifier) 的增益也可以通过上位机的指令进行调节。通过时序控制, 可以实现红/红外光 PPG 信号的 AC (Alternating Current)、DC (Direct Current) 值及环境光值的检测, 从而可以精确计算出血氧饱和度。PPG 心率采集方案是一种近距离非接触式方案, 允许水存在于皮肤与传感器之间。其中, 水对 PPG 采集的影响仅限于 PPG 信号的 DC 值部分, 而水对人体内的血流影响较小, 几乎不会引起 AC 值部分的变化, 故 PPG 心率采集方案适合水下心率的采集。本文设计的 PPG 检测电路采用一体化集成芯片, 以减小检测电路的体积和功耗。该模块的红/红外 LED 和光电二极管集成于指套中, 具体如图 5 所示。

2.1.2 CPU+FPGA 模块

通常地, 无线通信 (水声、光、电磁波)、调制解调和网络协议都是由硬件完成的, 本文水声通信部分借鉴软件无线电平台的设计特点, 采用开放性、可扩展、可重构的通用平台, 不再使用硬件对通信的调制解调以及将来组网的网络协议部分进行固化, 而由 FPGA 和 CPU 系统软件完

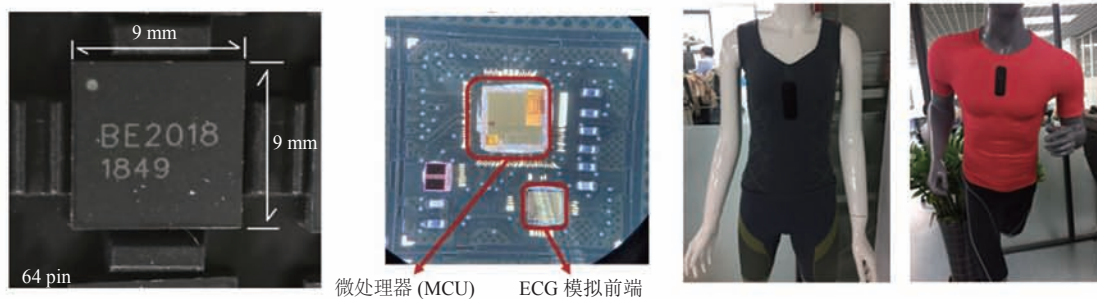


图4 可穿戴生理参数采集芯片以及织物电极运动衫

Fig. 4 Wearable physiological parameter acquisition chip and fabric electrode sweatshirt

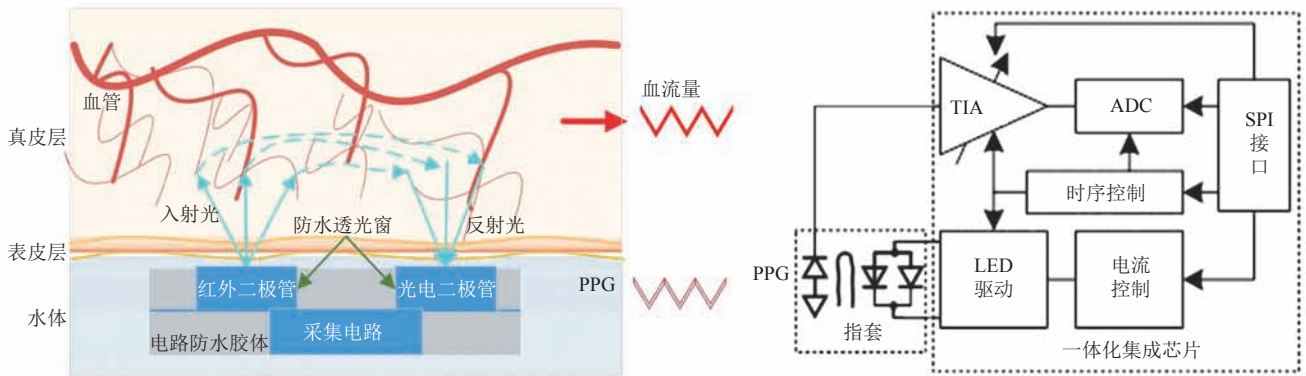


图 5 红/红外光电容积脉搏波采集原理以及电路结构体

Fig. 5 Acquisition principle and circuit structure of the photoplethysmographic with red light and infrared light

成。系统采用 CPU+FPGA 的硬件结构，借鉴软件无线电技术的研究设计方案，结合水声通信技术，优化水声通信软件部分，可构建自主研发的水声通信软件无线通信技术。该结构可使得水声通信能快速地在数字通信平台上进行结合，进而在数字通信层面构建各类水声通信技术。

CPU 电路是整个系统的控制中心，控制着前端生理信号采集模块的参数设置和数据接收，并与 FPGA 连接，将需要发送的数据采用 FPGA 进行数据转换后通过水声通讯的发射电路发射出去，同时也接收并处理接收电路接收到的数据与命令。FPGA 电路实现 CPU 电路与收发机之间的

接口，产生相关控制时序和数据转换。电源电路实现单一电池供电的不同电压转换。

CPU 电路采用 ST 公司的 H 系列高性能控制器，型号为 STM32H743^[11]。该系列 CPU 的主频可以达到 460 MHz，外围接口丰富，具有较高的性能指标。FPGA 采用 Xilinx 公司 Spartan-6 系列的 X6CLX9^[12] 芯片。CPU 与 FPGA 连接如图 6 所示。

2.1.3 水声通信收发机

水声通信收发机模块由水声信号发射机和接收机两部分组成。接收机由 LNA (Low Noise Amplifier) 放大电路、模拟滤波电路、

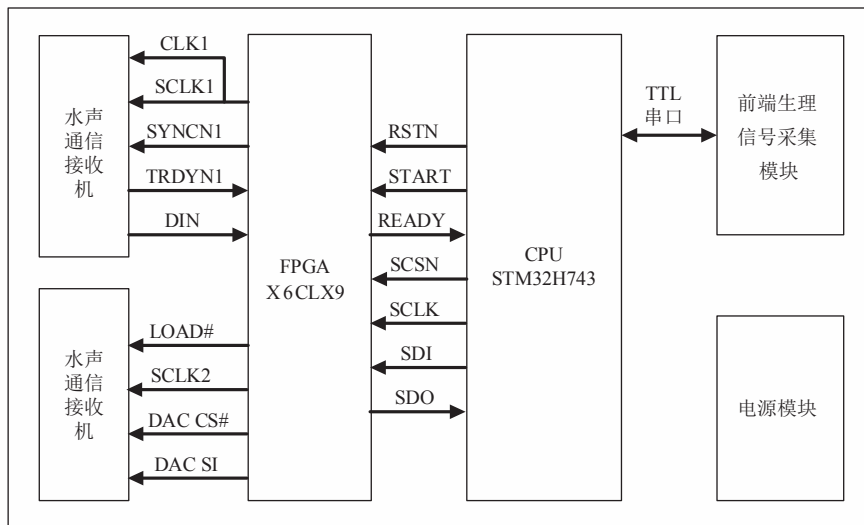


图 6 CPU 与 FPGA 信号连接图

Fig. 6 Circuit diagram of CPU and FPGA

PGA (Programmable Gain Amplifier) 增益控制电路(均衡电路)和多路 ADC (Analog-to-Digital Converter) 模块组成。其中 LNA 放大电路、模拟滤波电路、PGA 增益控制电路进行模块化设计后, 由 4 组模块组成 4 路并行阵列结构, 加强接收电路的抗噪能力。接收机电路如图 7 所示。

LNA 电路采用 ADI 公司的 AD8422^[13], 该放大器为差分输入, 有效提高输入信号抗干扰能力。滤波电路采用 ADI 公司的 ADA4841-2^[14] 双路运放搭建的有源低通滤波电路, 根据系统要求, 设计 3 dB 带宽为 50 kHz。均衡电路包括 PGA 电路与 ADC 驱动电路。其中, PGA 采用 TI 公司的 PGA113^[15], 可以通过 CPU 的 SPI 接口对输入信号进行放大控制; ADC 驱动电路采用 ADI 公司的 ADA4941^[16] 芯片, 为 ADC 芯片提供所需的差分输入信号, 可有效提高电路抗干扰能力。ADC 电路采用芯片为 TI 公司的 ADS1274^[17],

该芯片可以对 4 路差分输入信号进行同步模数转化, 其多路信号同步可精确到 1 μ s, 满足水声通信设计需求, 采样率可达 144 kHz。采用串行 SPI 输出模式能与多种 CPU 平台连接。

发射机电路由 DAC (Digital-to-Analog Converter) 电路、模拟滤波电路和功放电路组成, 其中 DAC 选择 16 位的数模转换芯片, 能高效地还原水声信道频率。功放部分采用模拟 AB 类功放(甲乙类功率放大器也称为 AB 类功率放大器), 增加模拟滤波电路以提高输出发射信号的信噪比, 具体如图 8 所示。

发射 DAC 采用 TI 公司的 DAC8831^[18] 芯片, 通过 FPGA 进行逻辑控制, 能大幅提高输出信号的灵活性。发射滤波电路采用美信公司的模拟滤波器 MAX7424^[19] 芯片, 通过 FPGA 产生的时钟输入不同频率进行截止频率设置, 方便输出信号调节。信号输入前, 采用 MAX4475^[20] 运放

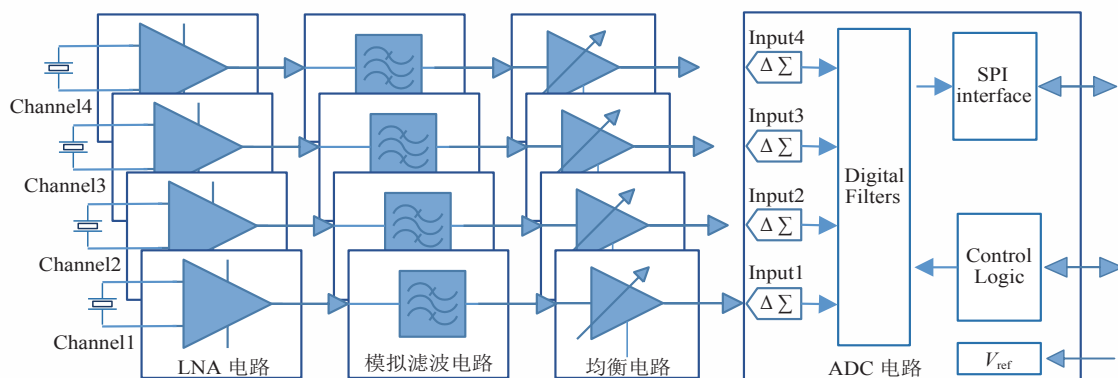


图 7 四路水听接收电路图

Fig. 7 Receiving circuit diagram of 4-channel hydrophone

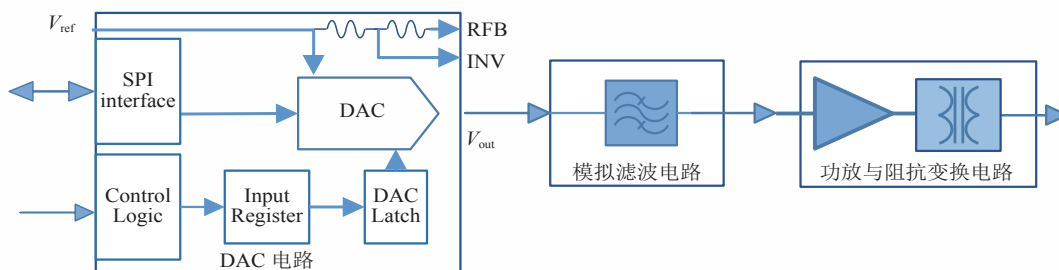


图 8 水声发射电路图

Fig. 8 Circuit diagram for underwater acoustic transmitter

进行缓冲。发射功放电路采用 TI 公司的 AB 类放大器 TPA1517^[21] 芯片, 其功率可达 6 W, 在工作线性度和对称性上都有优秀的表现。阻抗变换由变压器完成, 阻抗匹配由电感完成, 能够有效满足换能器输入参数要求。

2.2 水下通信方案设计

水下通信技术种类较多, 比较成熟的远距离传输是水声通信技术。目前主要有 4 种水声通信技术: 用于传输图像的高速相干通信, 调制解调主要是 QPSK (Quadrature Phase Shift Keying)、QAM (Quadrature Amplitude Modulation)、OFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing), 但误码率较高; 传输文字和数据的非相干水声通信, 调制解调主要是 FSK (Frequency Shift Keying)、MFSK (M-ary Frequency Shift Keying), 速率 0.1~10 kbps, 误码率适中; 用于发送指令的扩频水声通信, 主要编码方式有 DSSS (Direct-Sequence Spread Spectrum), 速率低、误码率低; 采用单边带调制技术来传播语音, 主要用于模拟语音通信。为兼顾通信速率和误码率, 本文设计采用基于自主研发的水声通信收发机平台设计的非相干 FSK 调制解调的水声通信。

本文设计的水声通信模块性能如下: 声波信道的载波频率可调范围为 7~30 kHz、DAC

的精度 16 bit、输出功率 0~6 W; 接收通道 4 路、采样率为 144 kHz、分辨率为 24 bit; 通信速率 1 kbps、通信距离 100 m。

2.2.1 非相干 FSK 调制解调设计

综合水下作业安全生理信号实时监测设备的硬件平台、以及系统的运算资源, 本文所研制设备采用非相干 FSK 调制解调的水声通信技术实现数据传输, 确保通信数据的可靠性。水声通信信号处理系统流程如图 9 所示。

2.2.2 水声通信 FSK 调制解调原理

水声通信 FSK 载波频率的正弦波信号计算原理, 如公式(1)所示:

$$S_{out} = A \times \sin(\omega t) + C = A \times \sin(2\pi f_{out} t) + C \quad (1)$$

其中, $2\pi f_{out} t$ 为相位; 记为 θ ; $\Delta\theta = \frac{2\pi f_{out}}{f_{clk}}$ 为相位变化量 (f_{clk} 为基准时钟抽样频率); A 为振幅宽度; C 为振幅偏置。

结合本文设计的硬件平台, 对调制部分的关键参数设计如下: f_{clk} 对应系统的实际物理量是数模转换模块的输出频率, 将其设定为 $f_{clk} = 480 \text{ kHz}$ 、 $A = 2^{15}$ 、 $C = 32768$ 。通过改变 f_{out} 可获得不同的调制频率, 因此程序可构建成频率生成函数, 通过设置频率参数即可获得需要的调制频率。设定逻辑“0”和逻辑“1”对应的调制频率, 将需要发送的数据转换成数字基带, 根据设

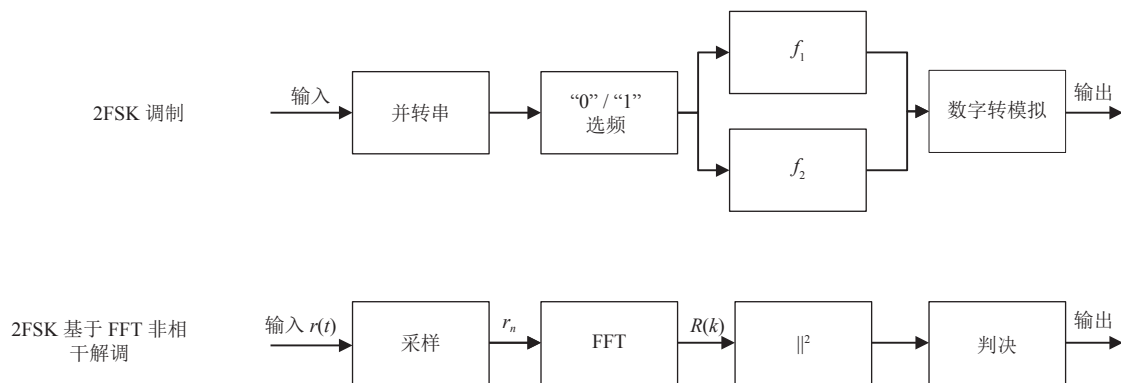


图 9 水声通信调制解调示意图

Fig. 9 Block diagram of modulation and demodulation of underwater acoustic communication

定的频率调制成水声信号从水声发射机输出。

水声通信解调部分是基于 FFT (Fast Fourier Transformation) 的非相干解调原理, 对接收机信号 $r(t)$ 的码元间隔 T 内进行 N 点采样, 采样频率为 f_s , 相应采样时间间隔为 T_s , 采样信号为 $\{r_1, r_2, \dots, r_n\}$, 接收信号如公式 (2) 所示。

$$r_n = r(t)|_{t=nT_s} = r(nT_s) \quad n=[0, N-1] \quad (2)$$

r_n 的 N 点 FFT 的第 k 个分量, 如公式 (3) 所示。

$$R(k) = \sum_{n=0}^{N-1} r_n \exp\left(-j \frac{2\pi kn}{N}\right) \quad (3)$$

$$= \sum_{n=0}^{N-1} r_n \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - j \sum_{n=0}^{N-1} r_n \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \quad k=0, 1, \dots, n$$

对信号的幅度谱进行平方得到能量谱, 即 FFT 第 k 个分量取模的平方就是第 k 个点对应频率的能量值, 如公式 (4) 所示。

$$|R(k)|^2 = \left[\sum_{n=0}^{N-1} r_n \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right]^2 + \left[\sum_{n=0}^{N-1} r_n \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right]^2 \quad (4)$$

判决条件为: $v^2 = |R(k)|^2$, 当 $v_0^2 > v_1^2$ 时, 判

断发送的是 S_0 ; 当 $v_0^2 < v_1^2$ 时, 判断发送的是 S_1 ; 其中 f_s 为 144 kHz、分辨精度 24 bit, 即 r_n 的范围为 $0 \sim 2^{24}$; N 设定为 144, 即 FFT 的窗口精度为 1 ms。调制解调的程序流程如图 10 所示。

软件设计的调制器设定 $f_{\text{clk}} = 480$ kHz, 理论上由 4 个数据点还原调制频率, 最大 f_{out} 可为 120 kHz。本文设计更优还原调制频率包络, 每 1/4 个周期最少有 4 个还原点, 最少 16 个点还原调制频率输出, 设计最大调制频率 $f_{\text{out}} = 30$ kHz。软件解调器采样率为 144 kHz, 按 4 个数据采样点还原一个正弦波的理论值计算, 解调器能解调的最大频率为 36 kHz。ADC 的分辨率为 24 bit, 最小分辨电压值可达 $0.3 \mu\text{V}$ 。软件调制器设计的码元时间长度为 1 ms, 所以数据码率为 1 kbps。由于设计输出功率最大为 6 W, 水声接收机最小接收信号的最小声压功率为 0.1 mW, 超声波在水中的衰减系数约为 1.44 dB/m, 由此推算通信距离约为 130 m。进一步地, 设计通信距离冗余 23%, 则通信距离可达 100 m。

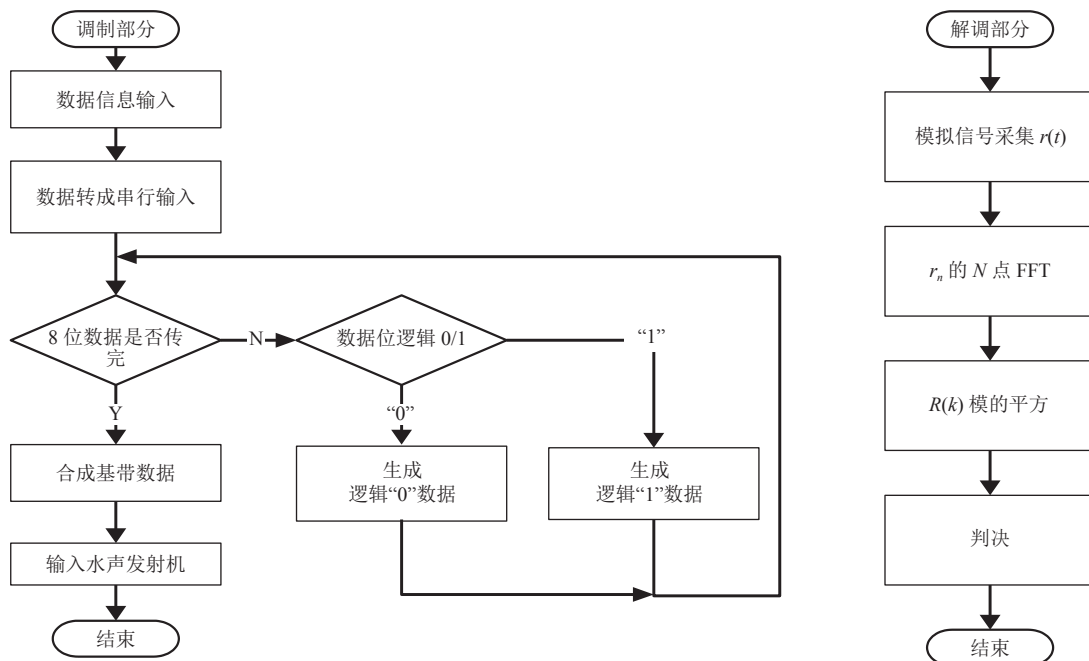


图 10 水声通信调制解调程序流程图

Fig. 10 The flowchart of modulation and demodulation of underwater acoustic communication

2.3 生理信号分析及预警

通过生理参数传感器获取的信号, 经过滤波整形后, 可计算出人体的心率曲线图、心率、血氧等直接参数。其中, 心率是判断心血管健康的基础参数值。心率快慢受到多种因素的影响, 通过不同的心率波动信号可以分析出人体运动、情绪、疲劳度、疾病等信息。生理信号分析采用大数据分析的方法, 首先进行特征提取, 然后应用相关模型进行分析, 得出相关的状态信息^[22]。本文依托健康大数据平台以及穿戴式心脏健康智能监测与分析系统, 并使用自主研发的可穿戴心电监测设备, 提出针对心电信号监测的时空异构深度网络模型^[23], 获得精神疲劳度、情绪状态、运动疲劳度等预警信息, 具体如图 11 所示。

2.3.1 基于 FFT 的频域心率测量

基于 FFT 的频域心率测量的基本原理为: 从水下作业人员的头部、四肢或指端采集 PPG 信号, 采样频率为 F_s 。PPG 信号表示为 $x(n)$, y 为对时域信号 $x(n)$ 进行 FFT 运算结果, 即 $x(n)$ 从时域转换频域, 具体计算见公式(5)。其中, FFT 得到的幅值为复数, 需要绝对值获取频率的幅值 y 。 $length(y)$ 表示 y 数组的长度, 通过公式(6)计算获得频率 f 。在频域 f 中查询振幅最大的频率 f_{max} 即为心率频率。心率频率乘以 60 s 后即为心率值 (H_r), 见公式(7)。

$$y = FFT[x(n)] \quad (5)$$

$$f = \frac{[0: length(y) - 1] \times F_s}{length(y)} \quad (6)$$

$$H_r = f_{max} \times 60 \quad (7)$$

根据上述理论设计应用程序, 完成从心动信号传感器物理量到医学心率信息的提取, 为后续的预警分析提供所需数据。

2.3.2 疲劳度评估以及血氧饱和度测量

水下作业中的一个重要指标是水下作业人员的疲劳度, 通过及时地判断水下作业人员的疲劳状态可保障其安全以及合理调度水下作业工作计划。从心率评估疲劳度, 可根据心率变异性 (Heart Rate Variability, HRV) 来分析^[24]。通过对 HRV 的变化情况进行识别与分析, 可评估出人体的疲劳程度^[25]。

为适应水下作业环境, 采用无创血氧饱和度检测方法对其血氧饱和度进行检测。其中, 根据比尔-朗博定律对入射光和反射光两个分量计算可分析出血氧饱和度^[26]。

3 讨论与分析

本文水下作业安全生理信号实时监测设备原型样机构成如下: 水下生理参数采集模块采用的 BE2018 为国内首款具有心律失常分析功能的智能心电芯片 (9 mm × 9 mm × 2 mm), 可实时

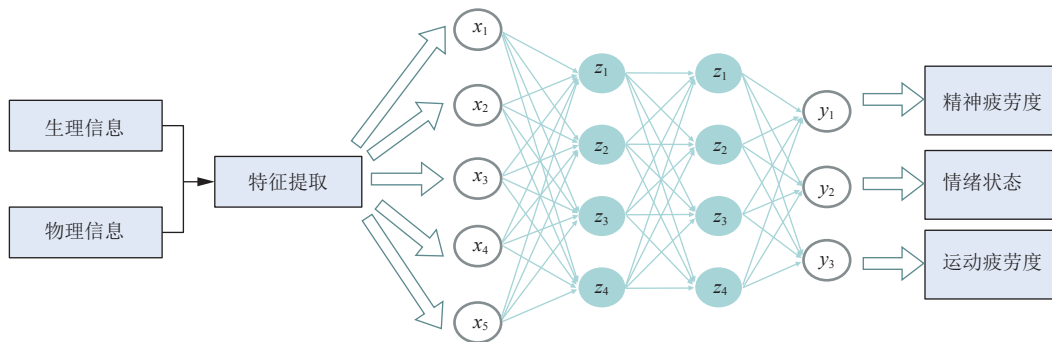


图 11 预警分析示意图

Fig. 11 Block diagram of warning analysis

输出心率值，能实现 6 种心律失常算法及结果输出。该芯片具有简洁、高效和低功耗的特点，是一款专门为可穿戴设备采集心电信号获取心电医学信息而打造的运算芯片，且能缩短其开发周期。处理器结构 STM32H743+Spartan-6。水声通信采用自主研发的水声软件无线通信收发机，最大发射功率 6 W、通信距离 100 m、通信速率 1 kbps。在实验室测试环境下，水下发射机功放的供电电压为 16 V，实测电流峰值约为 300 mA，功率实测为 4.8 W，接近设计最大功率值。心率 PPG 的采样频率为 100 Hz，采样精度 12 bit，每秒的数据为 100 byte，数据位 800 bit，实测水下终端与甲板单元数据传输速率 800 bps，基本达到水声通信的最大数据传输率。需要说明的是，

因实验室环境限制，没有对通信距离进行实测。水下终端以及甲板单元整体样机如图 12 所示。

本文所研制设备在实验室环境中的测试过程如下：水下终端在水面下从人体指端采集 PPG 信号，对信号进行预处理后，通过水下声通模块发射出去。甲板单元通过水听器接收水下终端的生理信号，通过计算分析出医学信息，其中甲板单元数据接收展示的是连续的心率信号。甲板单元接收和处理分析后的数据将传输给生理数据分析以及预警处理端。设备的稳定性测试方法为：将水下终端在水面下连续运行、甲板单元实时监测水下终端传回的数据、间歇性测试人体指端 PPG 信号，设备连续运行时间大于 8 h，具体过程如图 13 所示。



图 12 水下作业安全生理信号实时监测设备原型样机

Fig. 12 The prototype of real-time monitoring equipment for physiological signals of underwater operation safety

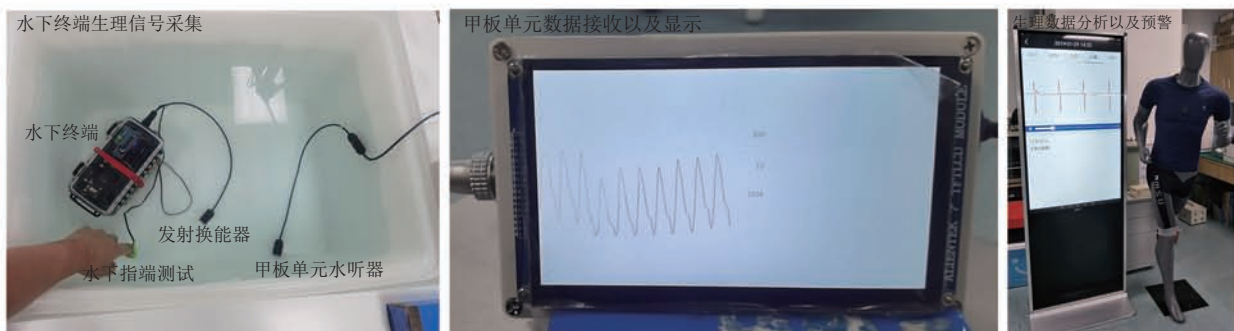


图 13 水下作业安全生理信号实时监测设备测试

Fig. 13 Testing process of real-time monitoring equipment for physiological signals of underwater operation safety

相比 Istepanian 等^[5]研制的 Microcontroller Based Underwater Acoustic ECG Telemetry System 与 Slater 等^[2]研究制的 Instrumentation for Telemetering the Electrocardiogram from Scuba Divers, 本文所研制设备使用光电传感器采集心率信号相比电极采集的方法更适合湿式水下作业, 并且数字式的水声通信以及预警分析能力具有绝对的优势。海军特种医学研究所设计的潜水员水下心率实时监测系统^[8], 使用电磁波通信和线缆通信作为通信方式, 其中电磁波通信在水下的衰减巨大, 需要使用大的功率输出设备才能传出较远的距离。第四军医大学基于毫米波的呼吸和心率非接触检测系统^[7], 使用微波检测方案对心电进行采集, 仅用于干式水下作业, 且不具备无线传输能力, 没有实时监测功能。这两款系统都不具备预警分析功能。本文设备使用的光电传感器采集、水声通信、实时监测与预警分析都有较大的优势。总体来看, 本文研制的设备具有体积小、功耗低的优势, 能实现水下光电生理信号采集、水声通信、实时监测以及预警分析能力。本文所研制设备与其他同类设备/系统的主要参数对比如表 1 所示。

4 结束语

本文研制的水下作业安全生理信号实时监测设备已经实现原理样机的制作, 并在 2020 年第二十二届中国国际高新技术成果交易会上进行了现场功能演示。在实验室测试环境静置 2 m×2 m×2 m 的水体中实现水下 PPG 数据实时传输。生理采集数据传输到健康大数据平台后, 依托中国科学院深圳先进技术院生物医学信息技术研究中心的心脏健康智能监测与分析系统能够还原出 3 个层级的生理信号: (1) 原始生理模拟信号数据、环境数据、时间数据、时域心率曲线等; (2) 基于医学标准的心率、血压以及血氧等医学生理信息参数; (3) 分析生理状态的情绪状态、疲劳度等预警/报警信息。水声通信在 2 m×1 m×10 m 水体环境中实现水下移动物体模拟心率信号与甲板单元的 PPG 数据实时传输。在后续研究中, 将对现有功能样机改进并加装耐压仓, 以实现大压力下的防水性能, 并实现 100 m 水深环境下的水下作业安全生理信号实时监测。同时研究水下声学通信在低速率情况下的组网能力, 构建水下集群作业的生理信号实时监测。

表 1 水下作业安全生理信号实时监测设备与其他设备/系统对比

Table 1 Comparison of real-time monitoring equipment for physiological signals of underwater operation safety and other similar equipments

系统/设备名称	水下心动信号采集	水下通信方式	实时性	生理信号数据	医学生理参数	疲劳度、情绪状态分析预警
水下作业安全生理信号实时监测设备(本文)	心动信号采集模块采用高度集成芯片设计	水声通信 FSK	有	有	有	有
Microcontroller Based Underwater Acoustic ECG Telemetry System ^[5]	心电检测采用电极接触式检测, 电路由运算放大器组成的滤波、放大电路进行电路集成设计	水声通信 PCM、OOK	有	有	有	无
Instrumentation for Telemetering the Electrocardiogram from Scuba Divers ^[2]	心电检测采用电极接触式检测, 电路由运算放大器组成的滤波、放大电路进行电路集成设计	水声通信	有	有	有	无
海军医学所设计的潜水员水下心率实时监测系统 ^[8]	心动信号检测电路由运算放大器组成的滤波、放大电路进行电路集成设计	电磁波无线电通信	有	有	有	无
美国的 OTS 无线水下通讯系统	无	水声通信	无	无	无	无
第四军医大学的基于毫米波的呼吸_心率非接触检测系统 ^[7]	心动信号使用微波发射接收仪器采集	无	无	有	有	无
潜水电脑/潜水手表	心电检测采用光电式检测, 电路由运算放大器组成的滤波、放大电路进行电路集成设计	无线电或水声通信	无	有	无	无

参 考 文 献

- [1] 吴军华. 潜水员水下作业安全监测系统 [D]. 厦门: 厦门大学, 2018.
Wu JH. Underwater work safety monitoring system for divers [D]. Xiamen: Xiamen University, 2018.
- [2] Slater A, Bellet A, Kilpatrick DG. Instrumentation for telemetering the electrocardiogram from scuba divers [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1969, 16(2): 148-152.
- [3] Kennedy RS. A diver monitor system [R]. United States: Defence Technical Information Center, 1979.
- [4] Fell RB, Skutt HR, Waterfield A. A four-channel ultrasonic telemetry system for obtaining physiological data from ocean divers [J]. *Bio-telemetry*, 1974, 1(1): 50-59.
- [5] Istepanian RSH, Woodward B. Microcontroller based underwater acoustic ECG telemetry system [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 1997, 1(2): 150-154.
- [6] 姜峰. 水下超声心率遥测技术的历史及现状 [J]. *海军医学杂志*, 2000, 21(3): 273-276.
Jiang F. History and current status of underwater ultrasonic heart rate telemetry [J]. *Journal of Navy Medicine*, 2000, 21(3): 273-276.
- [7] 王健琪, 董秀珍, 王海滨, 等. 基于毫米波的呼吸、心率非接触检测实验 [J]. *第四军医大学学报*, 2001, 22(2): 180-182.
Wang JQ, Dong XZ, Wang HB, et al. Experimental study on non-contact detection of breathing and heartbeat based on millimeter wave [J]. *Journal of the Fourth Military Medical University*, 2001, 22(2): 180-182.
- [8] 方勇军, 王云景, 喻锡成, 等. 潜水员水下心率实时监测系统的设计 [J]. *医疗卫生装备*, 2011, 32(5): 13-16.
Fang YJ, Wang YJ, Yu XC, et al. Design of real-time heart rate monitoring for underwater diver [J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2011, 32(5): 13-16.
- [9] Hertzman AB, Spealman CR. Observation on the finger volume pulse recorded photoelectrically [J]. *The American Journal of Physiology*, 1937, 119: 334-335.
- [10] Jakovels D, Rubins U, Spigulis J. RGB imaging system for mapping and monitoring of hemoglobin distribution in skin [C] // *Proceedings Volume 8158, Imaging Spectrometry XVI*, 81580R, 2011, <https://doi.org/10.1117/12.893789>.
- [11] STMicroelectronics. STM32H743VI Download Datasheet DS12110(v.7) [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32h743vi.pdf>.
- [12] Xilinx. XC6SLX9 Spartan-6 FPGA Family Overview DS160(v2.0) [EB/OL]. [2021-02-23]. https://www.xilinx.com/support/documentation/data_sheets/ds160.pdf.
- [13] Analog Devices Corporation. AD8422 High Performance, Low Power, Rail-to-Rail Precision Instrumentation Amplifier [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8422.pdf>.
- [14] Analog Devices Corporation. ADA4841-1/ADA4841-2 Low Power, Low Noise and Distortion, Rail-to-Rail Output Amplifiers [EB/OL]. [2021-02-23]. https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4841-1_4841-2.pdf.
- [15] Texas Instruments Incorporated. PGA11x Zero-Drift Programmable Gain Amplifier With Mux [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/pga113.pdf>.
- [16] Analog Devices Corporation. ADA4941-1 Single-Supply, Differential, 18-Bit ADC Driver [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADA4941-1.pdf>.
- [17] Texas Instruments Incorporated. ADS1274 Quad/Octal, Simultaneous Sampling, 24-Bit Analog-to-Digital Converters [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1274.pdf>.
- [18] Texas Instruments Incorporated. DAC8831 16-Bit, Ultra-Low Power, Voltage-Output Digital-to-Analog Converters [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/dac8831.pdf>.

- [19] Maxim Integrated. MAX7424 5th-Order, Lowpass, Switched-Capacitor Filters [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX7418-MAX7425.pdf>.
- [20] Maxim Integrated. MAX4475 SOT23, Low-Noise, Low-Distortion, Wide-Band, Rail-to-Rail Op Amps [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX4475-MAX4489.pdf>.
- [21] Texas Instruments Incorporated. TPA1517 6-W STEREO AUDIO POWER AMPLIFIER [EB/OL]. [2021-02-23]. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tpa1517.pdf>.
- [22] Yao QH, Wang RX, Fan XM, et al. Multi-class Arrhythmia detection from 12-lead varied-length ECG using attention-based time-incremental convolutional neural network [J]. *Information Fusion*, 2019, 53: 174-182.
- [23] Fan XM, Yao QH, Cai YP, et al. Multiscaled fusion of deep convolutional neural networks for screening atrial fibrillation from single lead short ECG recordings [J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2018, 22(6): 1744-1753.
- [24] Chatlapalli S, Nazeran H, Melarkod V, et al. Accurate derivation of heart rate variability signal for detection of sleep disordered breathing in children [C] // *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2004, DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1403213.
- [25] 左昕, 彭李, 李敏, 等. 水面舰艇军人自我意识、心理应激水平和作业疲劳的关系 [J]. *第三军医大学学报*, 2011, 33(9): 954-956.
- Zuo X, Peng L, Li M, et al. Relationships of self-consciousness and psychological stress with work fatigue in warship soldiers [J]. *Journal of Third Military Medical University*, 2011, 33(9): 954-956.
- [26] Guazzi AR, Villarroel M, Jorge J, et al. Non-contact measurement of oxygen saturation with an RGB camera [J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(9): 3320-3338.