

doi:10.3969/j.issn.1672-5565.2016.04.10

多生理参数监护系统设计

童雷,严荣国,徐秀林,刘建

(上海理工大学医疗器械与食品学院,上海 200093)

摘要:本研究开发一种基于 Windows 的多项生理参数的监护系统,并集成到下肢康复训练系统中对病人的生理信息实时监测。该系统由生理参数传感器检测人体生理信号通过单片机处理,最终通过串口通信发送到上位机进行实时显示。该设计可为动态心电、血压、血氧、体温等多参数人体信号的检测建立一个软硬件系统平台,经测试,该系统稳定且实用性强。

关键词:生理参数;医疗监护;串口通信;实时显示

中图分类号:R197 **文献标志码:**A **文章编号:**1672-5565(2016)04-254-06

Multiple physiological parameter monitoring system design

TONG Lei, YAN Rongguo, XU Xiulin, LIU Jian

(School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: The multi physiological parameter monitoring system based on windows system is developed, which is integrated in lower limb rehabilitation and can monitor and display patient's physiological signal. The physiological parameters sensors can detect the human physiological signals and pass the signals to signalchip. Finally the physiological signal can be transmitted to principal computer to display by serial port communication. The design is used to create a hardware and software system platform for the detection of ECG, blood pressure, blood oxygen, temperature, and other parameters of the body. It is a practical and stable system after testing.

Keywords: Physiological parameters; Health monitor; Serial port communication; Real time display

临床上重要的生理参数有心电、血压、体温、血氧饱和度、呼吸波等,这些生理参数的监护和检测对慢性病患者和老年人的健康以及心血管疾病的防治有着极其重要的临床意义,特别是对这些生理参数进行长期监护,可了解病人健康状态的变化趋势,掌握一些疾病对人体的影响^[1]。不仅可以辅助医生及时发现疾病的早期症状,达到保健和治疗疾病的目的,还能在患者病情恶化时突然报警,同时可以提高诊断的准确性。

随着传感技术和电子技术的发展,病人的监护技术也得到了飞速的发展。监护参数不断增多,由过去的单参数逐步发展为多参数,仪器功能不断增强,既可实时连续监测,又能冻结、记忆和回放,既可单次显示测量的数据和波形,又能进行特定时间段的趋势统计,监护仪体积和重量不断减小,外观设计

也越来越精巧,更加方便了临床上转运和移动场合的应用,应用范围逐步扩大,尤其是随着计算机技术的不断提高,软硬件的配合使用,多参数监护仪对疾病的自动分析和诊断功能也在大大增强。但目前大多数监护仪都是采用一套独立的多参数监护仪对病人的生理参数进行监护,成本高。

本监护系统将嵌入到下肢康复训练系统,不仅可以对一般病人进行监护,也可以对肢体残疾需要康复的病人进行监护,同时具备成本低,实用性强等特点。本监护系统采用分离式监护的理念,即上位机既可以直接与上位机通过串口连线实现监护功能,又可以通过无线传输的方式与上位机通信,下位机采用单片机处理各种生理参数输入模块提供的生理参数,制定相应的串口通信协议,实现上下位机的通信,然后开发基于 Windows 的 MFC 应用程序,对

收稿日期:2016-03-15;修回日期:2016-05-04.

基金项目:上海市科学技术委员会科研计划项目(No.14441905100)。

作者简介:童雷,男,硕士研究生,研究方向:生物医学工程;E-mail:1576149796@qq.com.

患者的各项生理参数进行实时监测。

1 硬件电路设计

1.1 系统整体设计

下位机硬件检测电路和单片机数据处理模块具有检测心电、血压、血氧、呼吸、体温、脉搏六参数的功能,五导联心电图,四级程控增益,三级滤波方式(诊断方式、监护方式、手术方式),同时具有导联脱落报警功能。下位机与上位机之间采用制定好的串

口通信协议实现模块之间的数据传输,串口打开后在上位机监护系统界面向下位机发送生理参数检测启动的控制命令,在人体上连接各生理参数传感器(体温传感器、血氧饱和度传感器、袖带、电极片等),下位机硬件检测电路便开始检测人体生理参数,数据处理模块便实时向上位机发送数据,通过编写串口通信程序可以传输我们需要的生理参数数据,通过编写算法提取特征值,在上位机界面上显示生理参数数值或动态波形图,同时可以在监护系统界面上终止各项生理参数数据包的传送,见图 1。

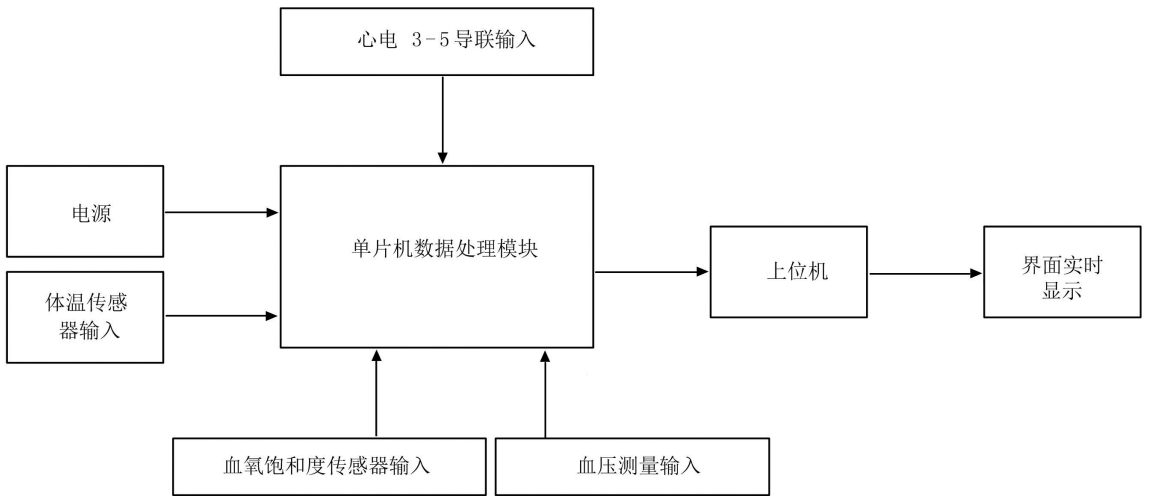


图 1 系统整体设计

Fig. 1 Intergrated system design

1.2 血氧饱和度检测模块

血氧饱和度是指血液中氧合血红蛋白占全血的百分数,而氧合血红蛋白和非氧合血红蛋白对不同波长的入射光有着不同的吸收率。在使用中传感器一般夹在人手指尖部,指盖一侧大多为发光器件,指肚一侧大多为接受器件,传感器通过接头与仪器相

连接,仪器内部发光二极管驱动电路点亮发光二极管,光敏接收器件把血液吸收入射光的变化信号转化成电信号,并通过电缆接口送入仪器内部功能板,进一步加工处理,从而算出血氧饱和度的值,血氧饱和度测量电路见图 2。

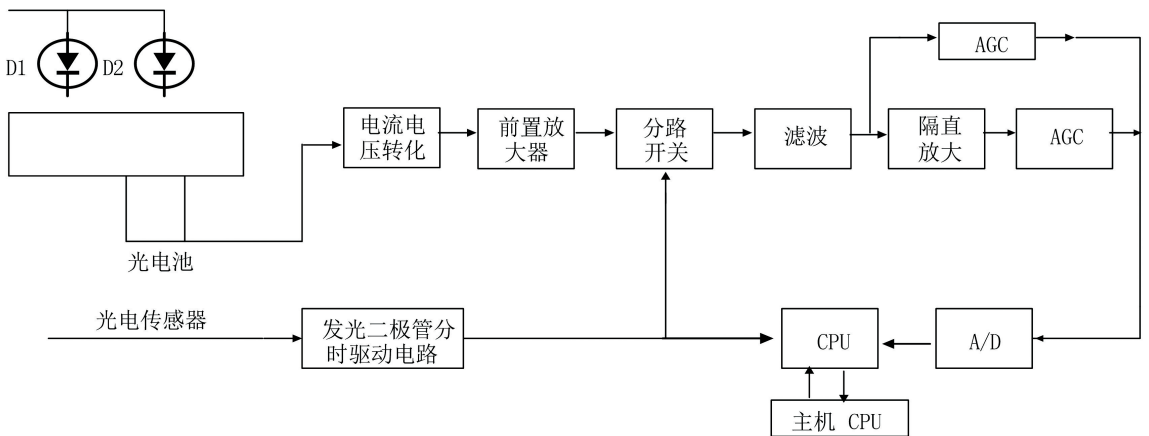


图 2 血氧饱和度测量电路

Fig. 2 Oxyhemoglobin saturation detection circuit

1.3 体温检测模块

体温传感器具有重复性好,精度高等优点,测量范围是 $20\sim 50\text{ }^{\circ}\text{C}$,显示精度 $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$,测量精度 $0.2\text{ }^{\circ}\text{C}$,在提取体温参数时,需要上位机向下位机发送控制命令,控制体温参数数据包的输出状态。在人体温度测量的过程中对体温探头施加正常的工作电压,体温传感器 R_T 一般置于上偏置电路并联一个固定的电阻 R_2 ,下偏置为一固定电阻。当温度变化时体温探头的阻值发生变化,取样电压即电阻 R_1 两端电压发生变化,在 A/D 识别和转化电路中,变化的输入电压与录入的温度与阻值 $R-T$ 表对应的电压进行识别,输出对应的温度变化的数字信号,发送到上位机便可提取到体温生理参数。体温检测电路见图 3。

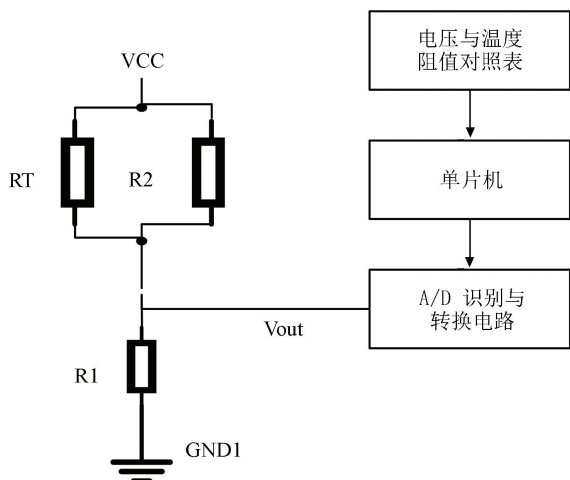


图 3 体温检测电路

Fig. 3 Temperature detection circuit

1.4 呼吸参数的检测

在用阻抗法测量呼吸中,常用的有两电极法或四电极法,阻抗法是利用人体某部分阻抗的变化来进行参数的测量,以帮助监护和诊断,该方法简单、安全、无创且不会对病人产生副作用。为了降低电极接触阻抗对检测结果所产生的干扰,在具体电路中采用四电极恒流源阻抗法用于呼吸信号参数的选择。

人体是一个大的生物导体,其组织和器官对高频电流呈现一定的阻抗。当人体做呼吸运动时,其胸部组织阻抗的变化与肺容积的变化之间存在着比较好的关系曲线,通过对人体胸腔输入一定频率、一定大小值的恒定电流,检测出两端电压的变化,即可得到对应的呼吸阻抗变化信号^[2]。人体的胸部相当于一段容积导体,其阻抗包括电阻 R ,容抗 C 和感抗 L 。由于人体感抗很小,可以忽略不计,容抗在高频电流作用下也很小。因此对于高频电流来说,胸阻抗的变化基本上就是电阻的变化。由电阻的定义 $R=\rho L/A$ 可知,当物质组成改变即 ρ 改变或者 L/A

变化时电阻值都会变化,随着人体一呼一吸的运动,胸廓会不断发生变化,肺内气体不断发生变化,相当于 ρ 或者 L/A 发生变化,因此人体胸部阻抗会不断发生变化。假设阻抗变化为 ΔR ,当我们给胸部通以恒定的高频电流 I 时,根据欧姆定律可知: $\Delta V=\Delta R\times I$,可以通过检测胸部电压的变化 ΔV 来反映阻抗的变化,从而间接反映人体的呼吸变化。

2 软件设计

2.1 软件总体设计

该系统在 Windows 平台下开发,建立一个基于 MFC 的单文档应用程序,软件编写第一步是编写串口类实现上下位机之间的通信,然后建立对话框类对串口、体温、血压、脉搏和心率等参数进行设置,实现用户和设备之间的交互,同时上位机和下位机之间遵循一定的通信协议,可以控制下位机启动或停止各生理参数数据包的发送,上位机通过一定的算法将上传的数据进行提取,从而得到用户所需要的生理参数值,然后在上位机界面上显示,对心电、血氧等参数还需利用画图类实时显示其动态波形变化。同时系统还设计了患者信息管理模块,用于保存被测试者的基本信息及生理参数的监测结果,方便医生对病人的各项生理参数做出合理的评价。软件流程图见图 4。

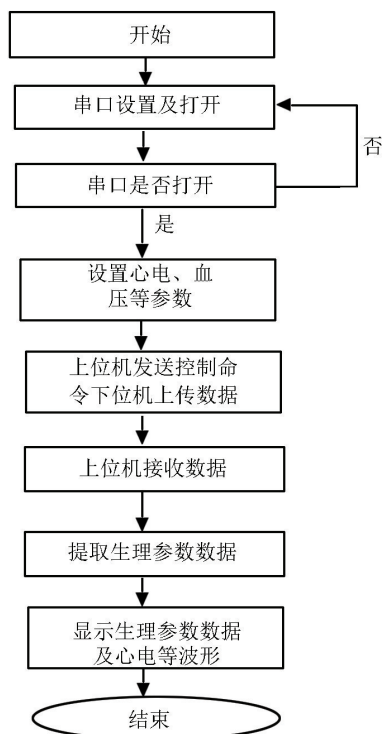


图 4 软件流程图

Fig. 4 Software flow pattern

2.2 串口通信模块程序的编写

串口是计算机上一种非常通用设备通信的协议,大多数计算机包含两个基于 RS232 的串口。同时,串口通信协议也可用于获取远程采集设备的数据。串行接口可以将接收来自 CPU 的并行数据字符转化为连续的串行数据流发送出去,同时可将接收的串行数据流转化为并行的数据字符供给 CPU 器件。串口按位发送和接受字节,尽管比按字节的并行通信慢,但串口可以在使用一根线发送数据的同时用另一根线接收数据。串口通信最重要的参数是波特率、数据位、停止位和奇偶校验位,对于两个进行通信的端口,这些参数必须匹配。

下位机数据处理模块与上位机之间的通信协议采用 RS232 电平传输,串口设置为:115200 波特率,8 个数据位,1 个停止位,无奇偶检验位。上位机在读写串口数据时采用时间驱动的方式获取数据,采用 OVERLAPPED 数据结构,并通过预定义事件和

异步 I/O 操作进行编程。为了增加程序的可读性和安全性,创建 CSerialPort 串口通信类,封装对串口的初始化、打开、监听串口预定义事件、读写和关闭操作。打开串口后,由主线程创建串口监控线程,当读写事件发生时应用程序自动响应预定义事件,读取串口缓冲区数据,这种高效的通信机制大大提高了系统的利用率,有效避免数据丢失。

串口通信软件界面设计:在新建的基于 VS2010 的 MFC 单文档应用程序的菜单中添加参数设置对话框,同时在资源文件中新建一个对话框,同时为该对话框添加串口类的头文件和源文件以实现串口通信的过程。串口设置参数的软件界面见图 5。

用户可以通过该界面设置串口通信的参数,点击确定后设置的参数被保存都注册表中,上下位机通信时读取注册表中的参数,并按用户设置的参数传送数据。



图 5 参数设置界面

Fig. 5 Parameter setting interface

2.3 数据处理算法的设计

在上位机的软件设计中添加 Communication 消息响应函数用于接收和处理下位机上传的协议数

据,该消息响应函数能够实时接收数据,保证接收数据的有效性、实时性和可靠性。下位机上传的数据包的格式见表 1。

表 1 单片机数据包格式

Table 1 Microcontroller packet format

	包头	包长度	包数据体	检验
数据	0x55 0xAA	N	A_1, A_2, \dots, A_n	SUM
说明	固定格式为 0X55,0XAA	通信包中出去包头的 所有字节的个数	用于通信的实际通信 内容, n 个字节	$N+A_1+A_2+\dots+A_n$ 的 值取反

当数据缓冲区有数据时,系统自动响应 WM_COMM_RXCHAR 消息,并在 OnCommunication 函数中接受数据,存入临时缓冲区,当数据位数大于 12 时判断缓冲区中数据前两位是否为帧头 0X55 和 0XAA,如果是就对数据经行解析,否则舍弃缓冲区的前两位数据,并将数据缓冲区后面的数据依次前移直到前两位为帧头。根据包数据体中参数 A1 判断是何种生理参数信号,从而将其显示到界面上对应的区域。

2.4 患者信息模块的设计

患者信息管理模块实现医生对病人基本信息的增加、修改、保存、删除和查询操作,为治疗师对病人信息管理提供可视化的操作手段,该模块采用 ADO 方式操作 SQL Server2008 数据库。首先创建病人信息管理数据库 DataMessage,并在数据库中添加病人信息表,根据需求添加字段名称,并指定各个字段数据类型和约束条件,完成病人信息数据表的建立。创建 CPaintRecordSet 类主要操作包括:创建数据库、打开数据库、执行数据库命令和关闭数据库。该模块使用 _ConnectionPt 型指针 m_pConnection 来创建数据库连接,使用 _RecordsetPtr 型指针完成对数据库的操作,通过 CPatientInfoView 类的成员函数 OnNew(), OnSave(), OnModify(), OnDelete(), OnSearch() 分别实现对病人信息的新建,保存,修改,删除和查找操作。

患者信息管理模块可以很方便的将病人的各项生理参数保存下来,方便医生查看病人的病情,也可以及时查询到病人的资料,也可以保存病人不同日期的生理参数值,生成病人的病例报告,医生可以通过对照病人的病例报告判断病人的病情。

3 软件界面设计和实验现象显示

3.1 心电参数设置及心电参数显示

心电信号是人体重要的生物电信号之一,从不同层面上反映了心脏的工作状态和可靠的内部特征信息,对于心脏疾病的诊断和治疗均具有相当重要的临床参考意义^[3]。心电信号是心脏搏动时在人体表面形成的电位差,反应了心脏的搏动状态。对心电信号的分析可以得到心脏的搏动状态。由于心电信号是动态的,其形状和大小时刻变化,并且容易受到外界因素的影响,其识别过程有一定的难度^[4]。由于心电信号的幅值较小,频率较低,对信号进行检测时易受外界环境的干扰。有些干扰信号频率高,幅值大,往往会掩盖正常的心电信号,使心电波形无法识别。此外,心脏病患者的心电波形因

病情而异,只有通过对其心电信号的特征波形加以检测和分析,才可以诊断相应的心脏疾病^[5]。目前,心率失常疾病的诊断主要依靠医生的心脏医学知识和临床工作经验。如果从事大量心电波形识别工作,易产生疲劳而造成错判和误判而耽误患者的病情。因此,如何滤除心电信号中的各种干扰,对心电信号的特征信息加以提取及对各种不同的心电数据进行分类是心电医学界研究的重点。心电信号的自动分析诊断技术是通过模式识别的方法来提取心电信号中的有效特征,并给出辅助结论,从而帮助医生更加快速准确的给出诊断结论,提高诊断效率并减少误诊率^[6]。心电参数的设置见图 5。

该系统的心电滤波模式有三种:手术模式、监护模式、诊断模式。在分类器的选择过程中,通常需要考虑分类器的分类准确率及性能。另外,心脏病种类繁多,是一个典型的多类分类问题,因此分类器必须具有良好的多类分类能力。同时本系统的心电波形增益和呼吸波形增益可以有多种增益方式,用户或医生可以根据需要选择。心电导联可以切换,该系统有三、五导联。

血压是反映心脏泵血功能、心率、血管阻力、主动脉和大动脉的弹性、全身血容量及血液粘滞性等生理参数的重要指标,是反映人体体循环系统机能的重要生理参数。对其进行精确测量,特别是长时间的精确监测,在临床医学和医疗保健中不可或缺,尤其是对危重病人及全麻醉病人的监护具有重要的意义^[7]。本系统的血压测量模式有成人模式、儿童模式和新生儿模式三种,同时也可以设置袖带的欲充气压力值,系统默认为 150 mmHg,见图 5。可采集到的血压信号包括收缩压、舒张压、平均压和袖带压。血压、血氧、脉搏参数显示如图 6。

收缩压	115	舒张压	66
平均压	82	袖带压	150
血氧	99	脉率	72

图 6 血压、血氧、脉搏参数显示界面

Fig. 6 Blood pressure, blood oxygen and pulse display interface

4 结论

本套多参数监护系统将嵌入到下肢康复训练系统中,硬件测量电路及数据处理模块可以将检测的数据通过串口通信或蓝牙的形式传输到上位机,实现了硬件与软件的分离,即医生可以在一个房间监

测另一个病人的生理参数信息。同时该监护系统是下肢康复训练系统的一部分,可以配合其他训练和评估系统使用,大大降低了监护的成本,在监护病人生理参数的同时可以将其保存下来,从而帮助医生对病人的病情做出客观、有效、准确的诊断。

监护系统作为医院最重要的仪器之一,不仅是医护人员的助手,更是患者生命的屏障,需要高度的精密度和准确性。该系统下位机由高精度的传感器模拟电路和数字电路组成,承担着生理信号的采集、放大、滤波以及 A/D 转换和数据发送任务,测量精度高,经测试满足监护系统对精度的要求,系统上位机主要是 PC 机,承担着数据的处理及生理参数的显示任务。系统稳定、可靠性高,具有较高的临床意义。

参考文献(References)

- [1] 吴水才,李浩敏,白燕萍,等.生理多参数远程实时监护系统的设计[J].仪器仪表学报,2007,28(6):1035-1039.
WU Shuicai, LI Haomin, BAI Yanping, et al. The design of physiological parameters remote real_time monitoring system [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2007, 28(6): 1035-1039.
- [2] 宋卫东.多生理参数监护系统[D].广州:华南理工大学,2004.
SONG Weidong. Multiple physiological parameters monitoring system [D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2004.
- [3] 马婵.心电信号预处理算法研究[D].杭州:杭州电子科技大学,2009.
MA Chan. ECG signal preprocessing algorithm research [D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2009.
- [4] 李玉华.基于模式识别的体外反搏系统的设计与实现[J].计算机测量与控制,2005,13(6):603-605.
LI Yuhua. The design of external counterpulsation system based on pattern recognition and implementation [J]. Computer & Measurement Control, 2005, 13(6): 603-605.
- [5] 杨杰.心电信号的检测与模式分类方法的研究[D].杭州:杭州师范大学,2014.
YANG Jie. ECG signal detection and pattern classification methods of research [D]. Hangzhou: Hangzhou Normal University, 2014.
- [6] 程炳飞.基于张量的心电特征提取和模式分类方法研究[D].上海:上海交通大学,2014.
CHENG Bingfei. Based on the tensor ECG feature extraction and pattern classification methods of research [D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2014.
- [7] 贺智明.IBP 传感器及其测量方法的研究[D].哈尔滨:哈尔滨工业大学,2005.
HE Zhiming. The study of IBP sensor and its measuring method [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2005.