



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101884525 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 17

(21) 申请号 201010205046. 9

(22) 申请日 2010. 06. 18

(71) 申请人 上海理工大学

地址 200093 上海市杨浦区军工路 516 号

(72) 发明人 尤永 黄勇 徐小萍 李哲旭

杨磊 刘泽奎

(74) 专利代理机构 上海申汇专利代理有限公司

31001

代理人 吴宝根

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

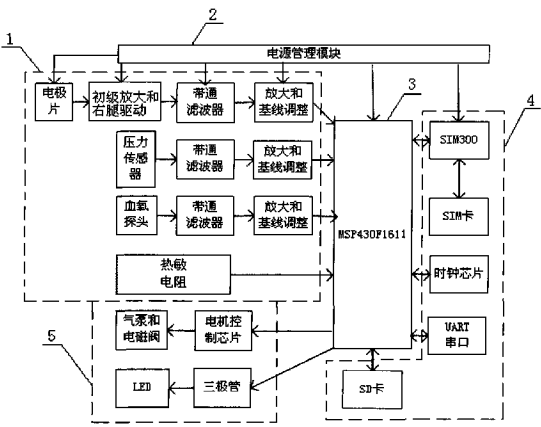
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

(54) 发明名称

一种实时动态医疗监护系统的便携装置

(57) 摘要

本发明涉及一种实时动态医疗监护系统的便携装置,包括输入部分、电源管理模块、嵌入微控制器、存储及通讯接口、输出驱动部分,输入部分依次包括传感器、初级放大和右腿驱动电路、带通滤波器、后级放大和电压调整电路,电源管理模块对各个电路提供基准电源,输入部分将信号采集后送入嵌入微控制器经过 A/D 转换及数据处理后送出到存储电路储存数据及通讯接口输出信号,同时输出控制信号到输出驱动部分显示数据、报警。装置患者可随身佩带,以一定的采样频率对患者生理特征参数进行采样,能够实现实时病理特征分析,实现长时间监护数据的存储和紧急状况下远程呼叫预警。适应市场的需求。



1. 一种实时动态医疗监护系统的便携装置,其特征在于,包括输入部分、电源管理模块、嵌入微控制器、存储及通讯接口、输出驱动部分,输入部分依次包括传感器、初级放大和右腿驱动电路、带通滤波器、后级放大和电压调整电路,电源管理模块对各个电路提供基准电源,输入部分将信号采集后送入嵌入微控制器经过 A/D 转换及数据处理后送出到存储电路储存数据及通讯接口输出信号,同时输出控制信号到输出驱动部分显示数据、报警。

2. 根据权利要求 1 所述实时动态医疗监护系统的便携装置,其特征在于,所述传感器包括心电传感器、压力传感器和血氧探头,心电传感器由电极片和跟随器组成,跟随器由集成运放 TLC2252 组成,IN-、IN+ 为从胸前引入的双电极,经过跟随器后以 ECG-、ECG+ 连接到后级放大电路,IN-、IN+ 两端和信号地之间分别加双向瞬态电压抑制器。

3. 根据权利要求 1 所述实时动态医疗监护系统的便携装置,其特征在于,所述初级放大和右腿驱动电路由具有高共模抑制比的仪用放大器 AD620、滤波器和集成运放 TLC2252 组成,放大器 AD620 构成差模信号提取电路,同时实现初级放大,TLC2252 连接 AD620 反馈端中点,并通过滤波器构成右腿驱动电路。

4. 根据权利要求 1 所述实时动态医疗监护系统的便携装置,其特征在于,所述带通滤波器,差模的心电信号转为单端信号并经初级放大后,进行 0.05Hz ~ 100Hz 带通滤波,使用 TLC2252 和阻容网络组成压控电压源二阶带通滤波电路。

一种实时动态医疗监护系统的便携装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗监护技术,特别涉及一种实时动态医疗监护系统的便携装置。

背景技术

[0002] 社区医疗卫生服务是我国以后医疗卫生体系发展的重点之一。能及时地发现和处理社区中重点监护的有突发病情的人,将会是社区医疗卫生服务发展的亟需。这种市场需求,要求有一种更适用于社区医疗卫生服务的监护系统,该系统能够对监护对象在不影响正常活动和不需要去医院检查的情况下进行实时的心电监护、血压监护、血氧监护和体温监护等,实现社区医疗卫生服务和对突发病人的基本监护要求。并在病人生理信号出现健康拐点时候,及时地预警,使得紧急状况能够及时得到关注和解决。

[0003] 目前动态监护系统的思想仅实际使用于动态心电记录分析,而血压血氧及体温的动态测量监护尚未提及或应用于临床。动态心电图 (ECG holter) 最早在 1961 年由美国生理学家 Holter 博士提出,是指患者随身携带心电图记录盒而进行正常活动,数据采集时间长达 24 小时甚至更长,以期捕捉到一过性心律失常,为医生的诊断提供比较依据的心电图。

[0004] 目前,国内外动态心电图记录分析仪主要有两大类:回顾式和片段式。回顾式动态心电图记录分析仪式将患者的 24 小时心电图记录下来,然后传入电脑进行回顾式的分析。片段式动态心电图记录分析仪是当患者出现异常心电时将该片段记录下来进行分析。回顾式动态心电图记录分析仪价格昂贵,且通常不具备心律失常实时报警的功能。一些患者恶性心律失常突发时不能及时发现,会延时诊治。片段式心电图记录分析仪虽然能在发生心律失常时发出报警,但由于片段式动态心电记录分析仪所能分析的心律失常种类少且只能记录片段心电图,而大多数心律失常的诊断必须前后对比才能看出问题之所在,因而医生难以做出正确的诊断,所以一种能够实时采集、分析及报警的家庭实时动态医疗监护系统是以后未来发展方向,也是市场急所需。

发明内容

[0005] 本发明是针对现在监护系统价格昂贵,信息不全的问题,提出了一种实时动态医疗监护系统的便携装置,通过模式识别理论、利用现代 GPRS 通信技术、嵌入式实时系统为一体的多功能实时动态医疗监护系统的便携装置及方法,能够使患者的心理参数实时监测、分析。

[0006] 本发明的技术方案为:一种实时动态医疗监护系统的便携装置,包括输入部分、电源管理模块、嵌入微控制器、存储及通讯接口、输出驱动部分,输入部分依次包括传感器、初级放大和右腿驱动电路、带通滤波器、后级放大和电压调整电路,电源管理模块对各个电路提供基准电源,输入部分将信号采集后送入嵌入微控制器经过 A/D 转换及数据处理后送出到存储电路储存数据及通讯接口输出信号,同时输出控制信号到输出驱动部分显示数据、

报警。

[0007] 所述传感器包括心电传感器、压力传感器和血氧探头,心电传感器由电极片和跟随器组成,跟随器由集成运放 TLC2252 组成,IN-、IN+ 为从胸前引入的双电极,经过跟随器后以 ECG-、ECG+ 连接到后级放大电路,IN-、IN+ 两端和信号地之间分别加双向瞬态电压抑制器。

[0008] 所述初级放大和右腿驱动电路由具有高共模抑制比的仪用放大器 AD620、滤波器和集成运放 TLC2252 组成,放大器 AD620 构成差模信号提取电路,同时实现初级放大,TLC2252 连接 AD620 反馈端中点,并通过滤波器构成右腿驱动电路。

[0009] 所述带通滤波器,差模的心电信号转为单端信号并经初级放大后,进行 0.05Hz ~ 100Hz 带通滤波,使用 TLC2252 和阻容网络组成压控电压源二阶带通滤波电路。

[0010] 本发明的有益效果在于:本发明实时动态医疗监护系统的便携装置,装置患者可随身佩带,以一定的采样频率对患者生理特征参数进行采样,够实现实时病理特征分析,实现长时间监护数据的存储和紧急状况下远程呼叫预警。适应市场的需求。

附图说明

[0011] 图 1 为本发明实时动态医疗监护系统的便携装置原理框图;

[0012] 图 2 为本发明实时动态医疗监护系统的便携装置中跟随器及静电保护电路图;

[0013] 图 3 为本发明实时动态医疗监护系统的便携装置中初级放大电路和右腿驱动电路图;

[0014] 图 4 为本发明实时动态医疗监护系统的便携装置中后级放大电路和电压调整电路;

[0015] 图 5 为本发明实时动态医疗监护系统的便携装置中带通滤波电路;

[0016] 图 6 为本发明实时动态医疗监护系统的便携装置中软件程序流程图。

具体实施方式

[0017] 如图 1 实时动态医疗监护系统的便携装置原理框图,装置包括输入部分 1、电源管理模块 2、嵌入微控制器 3(MSP430)、存储及通讯接口 4、输出驱动部分 5。输入部分包括传感器、初级放大和右腿驱动电路、带通滤波器、后级放大和电压调整电路,电源管理模块 2 对各个电路提供基准电源,输入部分将信号采集后送入嵌入微控制器 3 经过 A/D 转换及数据处理后送出到存储电路储存数据及通讯接口输出信号,另外输出控制信号到输出驱动部分显示数据、报警。传感器包括心电传感器、压力传感器和血氧探头。

[0018] 装置中 MSP430F1611 作为中央处理单元,负责模数转换、数字滤波、波形识别、报警和数据传输。MSP430 系列芯片是 16 位 RISC 系统,每条指令只需 1 ~ 5 个机器周期,具有硬件乘法器,能实现快速的乘加运算。硬件系统分为模拟部分和数字部分。为消除数字信号的高频脉冲信号干扰模拟电路,将数字电源和模拟电源隔开。

[0019] 模拟部分由导联线接入电路板后的跟随器、仪用放大器、带通滤波器、陷波器、次级放大器、电压转换器等电路组成,实现将体表心电信号提取、滤波和放大,最后送至具有模数转换功能的 MSP430 进行进一步处理。

[0020] 数字部分主要是围绕 MSP430 建立的,实现将模拟信号转换为数字信号、信号数字

滤波、R 波波峰检测、Osborn 波检测、数据传输、警示等功能。

[0021] 以心电信号为例工作流程可描述为：心电信号通过电极片由导联引入跟随器后进入仪用放大器提取差模信号并进行初级放大，经 0.05Hz ~ 100Hz 带通滤波和 50Hz 陷波，再进行二级放大，最后经电压转换电路将波形幅度抬高并限制在 A/D 测量范围之内后，输入到 MSP430 的 A/D 输入端。单片机由定时器以 200Hz 频率中断，来控制进行 A/D 采样，对采样数据作数字滤波，对滤波后的数据进行 R 波实时检测，R 波检测后进行 Osborn 波识别算法处理，当识别到 Osborn 波时指示预警 LED，将实时数据和测量结果通过串口传输以扩展系统功能。

[0022] 图 2 是跟随器及静电保护电路。心电信号是几十到几百微伏级的极微弱信号且负载能力差，而人体电阻是 $k\Omega \sim M\Omega$ 级别，若模拟电路的输入电阻不够大，根据电路中串联电阻间的分压原则，从人体提取的信号强度则难以保证。本设计使用电压跟随器电路作为电极片和后级处理电路之间的缓冲器，以提高从体表获取的信号强度。电压跟随器具有输入电阻大、输出电阻小的优点，输出信号幅度近似输入信号且随输入信号变动，信号能量来源于跟随器的供电电源。

[0023] 电压跟随器由集成运放 TLC2252 组成，IN-、IN+ 为从胸前引入的双电极，经过跟随器后以 ECG-、ECG+ 连接到后级电路。TLC2252 是高输入阻抗、低噪声、低功耗双路放大器；电路中器件 D_1 、 D_2 为双向瞬态电压抑制器 (TVS, Transient Voltage Suppressor)。当 TVS 两极受到反向瞬态高能量冲击时，它可以快速将两极间的高阻抗变为低阻抗，吸收高达数千瓦的浪涌功率，使两极间的电压钳位与一个预定值，有效保护电子线路中的精密器件，免受各种浪涌脉冲的损坏；同样可以避免电路可能的瞬态高电压对人体的伤害。

[0024] 图 3 是初级放大电路和右腿驱动电路。从导联引入的心电信号需要经过转换以获取差分信号，来描述心电信号的波形。设计使用具有高共模抑制比的仪用放大器 AD620 构成差模信号提取电路，同时实现初级放大。

[0025] 50Hz 工频是心电信号的主要干扰，也是共模信号的一部分。仅靠高共模抑制比的放大器可能不能完全消除各输入端的共模噪声，心电采集系统常使用右腿驱动电路来抑制工频干扰。设计使用 TLC2252 连接 AD620 反馈端中点，并通过滤波器构成右腿驱动电路，能防止高频信号经过右腿驱动电路窜入放大器。右腿驱动电路是心电信号测量中常用的去噪电路，电路连接初级放大器与体表以构成反馈，降低因身体运动引起的心电波形基线漂移和共模噪声。仪用放大器 AD620 和 TLC2252 构成包括差分放大电路和右腿驱动电路的初级放大部分。AD620 具有高精度、低噪声、高共模抑制比的特点，适用于弱信号放大。增益放

大关系式为： $G = \frac{49.4k\Omega}{R_5} + 1$ 外接的电阻 R_5 调节放大器增益。为避免初级放大增益过大，而使信号进入后级信号调理电路的饱和区，初级放大增益不能太大。试验证明，初级放大增益为 10 倍效果较好，且 10 倍增益时共模抑制比可达 100dB。根据增益放大关系式推得 R_5 为 5.488k Ω ，取 5.6k Ω 。共模信号由电阻 R_{17} 、 R_{19} 检出，经过 U_5 放大、倒向后反馈回右腿导联。右腿驱动电路构成负反馈，实际减少了共模干扰，将人体引入的 50Hz 干扰降低到 1% 以下，且不影响有用的心电信号。

[0026] 图 4 是后级放大电路和电压调整电路。信号经过前级的处理后，需要进行进一步放大。放大后的信号在电源电压 -3.3V ~ +3.3V 范围内变动。又因为 ADC 只能对 0 ~ 3.3V

范围内信号进行数模转换,所以放大后的信号不能直接连接 ADC,需要对信号电压基线进行抬升 1.65V 左右,使信号在 0 ~ 3.3V 范围内变动。电路中 TLC2252 左半部分运放与电阻 R_{80} 、 R_{81} 构成放大电路,实现 30 倍放大,计算增益比。右半部分运放与电阻网络 R_{82} 、 R_{83} 、 R_{84} 、 R_{85} 、 R_{86} 构成同相求和电路,实现电压抬升,计算电压转换关系。经过前面一系列的处理后,心电信号(标识 ECG4)可以连接到 MSP430F1611 的 A/D 引脚进行信号采集。

[0027] 图 5 是带通滤波电路。差模的心电信号转为单端信号并经初级放大后,进行 0.05Hz ~ 100Hz 带通滤波。系统设计使用压控电压源二阶带通滤波器来调理信号,电路能避免由于放大器正反馈信号过强而引起的自激振荡。

[0028] 使用 TLC2252 和阻容网络组成压控电压源二阶带通滤波电路。其中 C_6 、 C_7 、 R_6 、 R_8 和 TLC2252 左半部分构成高通滤波器, R_{11} 、 R_{12} 、 C_{12} 、 C_{13} 和 TLC2252 右半部分构成低通滤波器。

[0029] 图 6 是系统软件流程图。人体生理特征参数通过医用传感器采集后进行有效性确认,然后再进行处预处理,处理后基于模式识别理论提取病理特征,辅助诊断,如果异常则发送信息并报警,如正常则存储数据并进行下一轮数据采集。

[0030] 提出多功能实时动态医疗监护系统的便携装置包括基于模式识别理论、利用现代 GPRS 通信技术的 GPRS 模块、嵌入式实时系统的控制器和 UC/OS-2 实时操作系统。所述模式识别理论,主要通过大量病人心电信号数据分析,提取病理特征,对病理特征识别,实现对多种心脏疾病的辅助诊断和突发状况的预警与处理。所述利用现代 GPRS 通信技术,主要是利用现有的通信网络,对病人信息实时传送。嵌入式实时系统硬件采用 MSP430 系列单片机,16 位 RISC 系统、冯诺依曼结构的超低功耗芯片, RAM 保持电流为 0.1uA、实时时钟模式下为 0.8uA,有效延长了电池使用寿命,能够在保持低功率的同时同步连接至模拟信号、传感器和数字器件等组成控制系统。便携式仪器对系统功耗、芯片功能及封装等有较高要求。UC/OS-2 实时操作系统是一个源码公开、可移植、可固化、可裁减、占先式实时多任务操作系统,同时运行多个任务或进程,如心电监护、血压监护、血氧监护和体温监护等等。

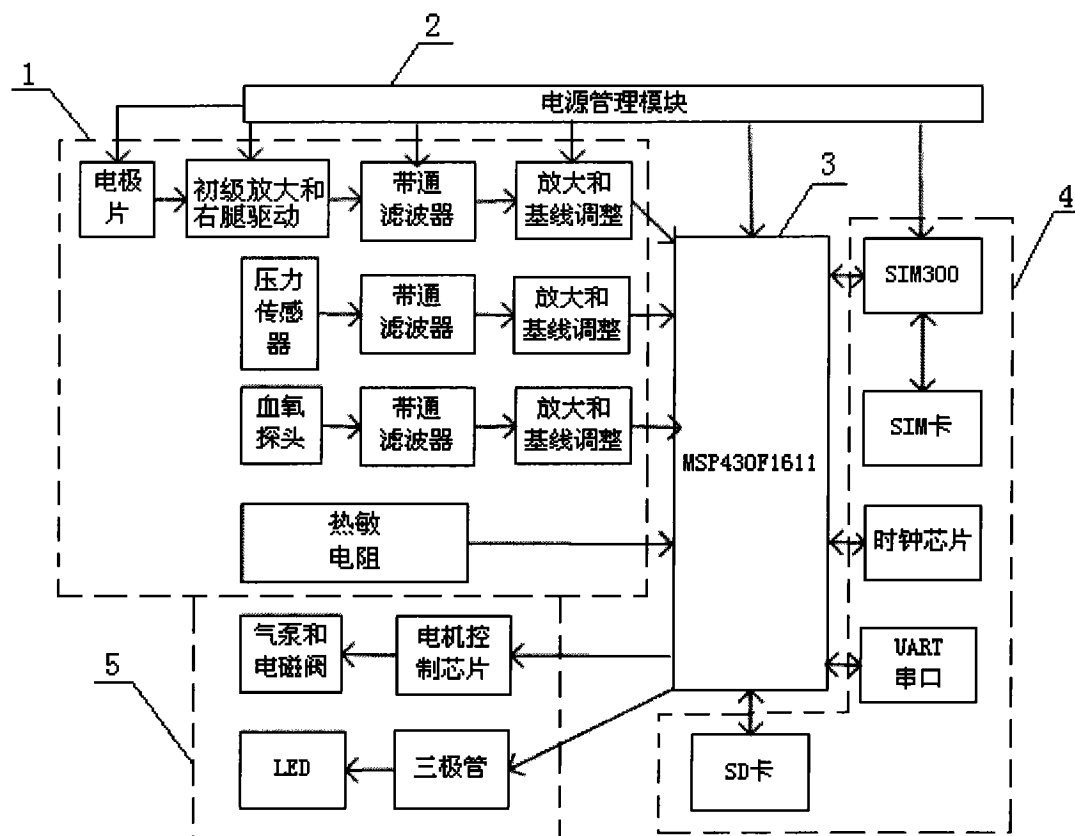


图 1

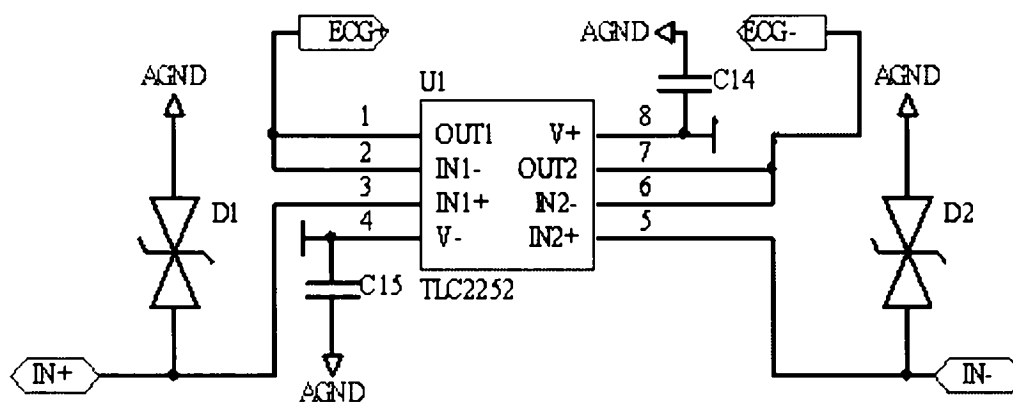


图 2

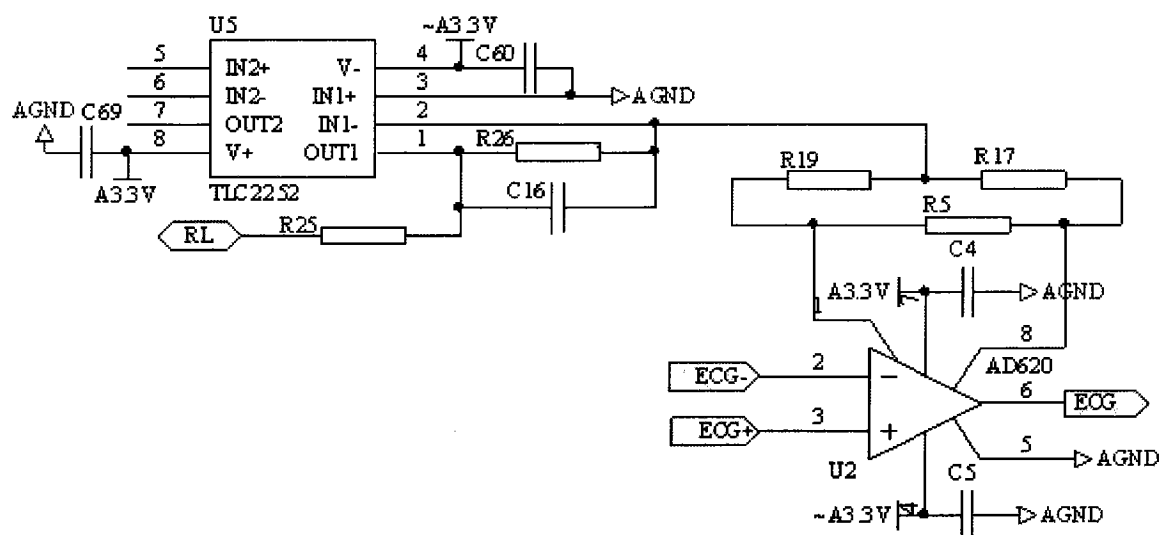


图 3

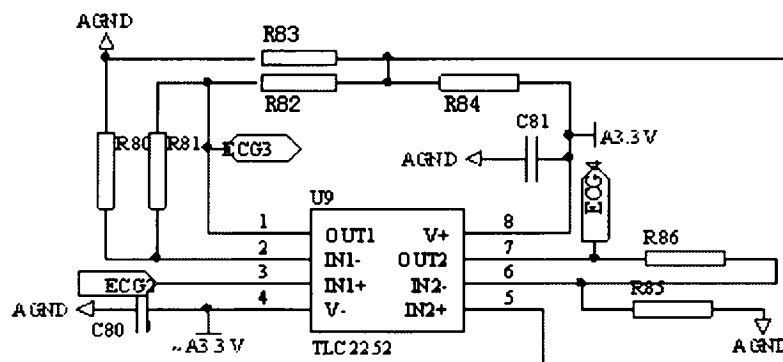


图 4

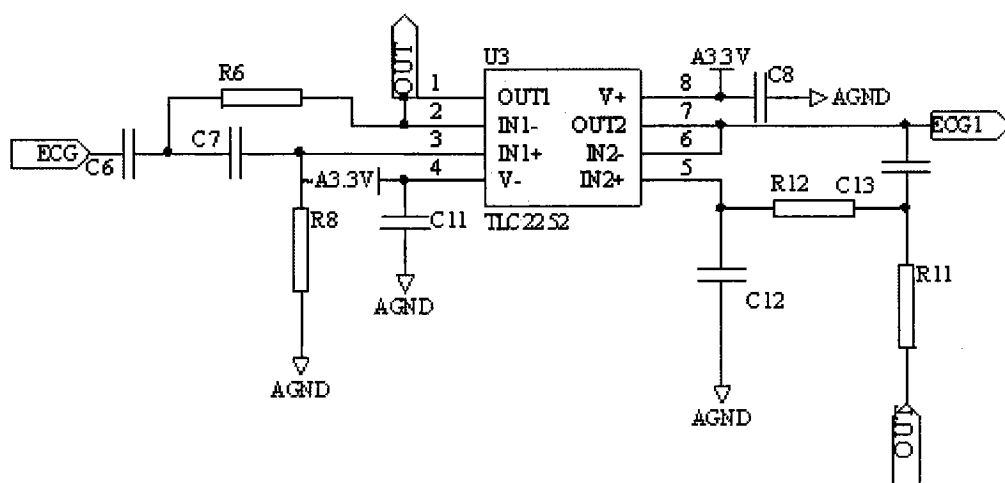


图 5

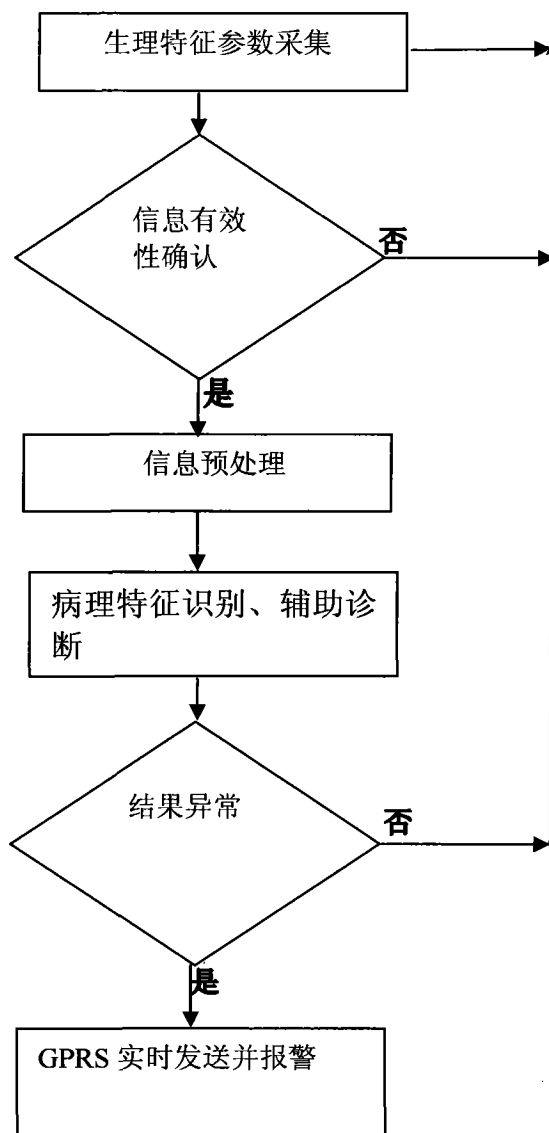


图 6

专利名称(译)	一种实时动态医疗监护系统的便携装置		
公开(公告)号	CN101884525A	公开(公告)日	2010-11-17
申请号	CN201010205046.9	申请日	2010-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
[标]发明人	尤永 黄勇 徐小萍 李哲旭 杨磊 刘泽奎		
发明人	尤永 黄勇 徐小萍 李哲旭 杨磊 刘泽奎		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	吴宝根		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种实时动态医疗监护系统的便携装置，包括输入部分、电源管理模块、嵌入微控制器、存储及通讯接口、输出驱动部分，输入部分依次包括传感器、初级放大和右腿驱动电路、带通滤波器、后级放大和电压调整电路，电源管理模块对各个电路提供基准电源，输入部分将信号采集后送入嵌入微控制器经过A/D转换及数据处理后送出到存储电路储存数据及通讯接口输出信号，同时输出控制信号到输出驱动部分显示数据、报警。装置患者可随身佩带，以一定的采样频率对患者生理特征参数进行采样，能够实现实时病理特征分析，实现长时间监护数据的存储和紧急状况下远程呼叫预警。适应市场的需求。

