



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 206659797 U

(45)授权公告日 2017. 11. 24

(21)申请号 201621328495.1

A61B 5/1455(2006.01)

(22)申请日 2016.12.06

A61B 5/00(2006.01)

A61H 31/00(2006.01)

(73)专利权人 汕头大学

地址 515063 广东省汕头市金平区大学路
243号

专利权人 汕头市可拓应用科技研究院有限
公司

(72)发明人 陈耀文 黎健钊 纪栩文 叶柄旭
陈家宇

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限
公司 44202

代理人 温旭 张泽思

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

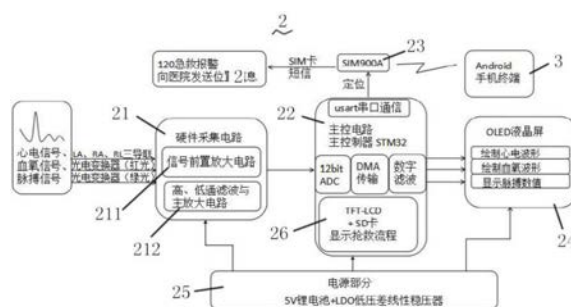
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)实用新型名称

心肺复苏辅助主控箱

(57)摘要

本实用新型涉及医疗辅助产品技术领域,尤其是涉及心肺复苏辅助主控箱,该主控箱(2)具有硬件采集电路(21)、信号软件处理器(22)、SIM900A模块(23)、OLED液晶显示屏(24)及电源部分(25),其中,信号软件处理器对硬件采集电路(21)采集的信号分析处理后在OLED液晶显示屏(24)显示,同时信号软件处理器还通过串口通信接口连接SIM900A模块(23),SIM900A模块(23)无线连接Android系统的上位机(3)。相对于现有技术,本实用新型可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导,同时具有抢救流程显示、GPS定位拨打120急救电话、心电波形监测、血氧波形监测、脉搏测量、Android产品介绍等其他功能,全面监测患者健康状况,从而大大提高抢救成功率。



1. 心肺复苏辅助主控箱,其特征在于:该主控箱(2)具有硬件采集电路(21)、信号软件处理器(22)、SIM900A模块(23)、OLED液晶显示屏(24)及电源部分(25),其中,信号软件处理器对硬件采集电路(21)采集的信号分析处理后在OLED液晶显示屏(24)显示,同时信号软件处理器还通过串口通信接口连接SIM900A模块(23),SIM900A模块(23)无线连接Android系统的上位机(3)。

2. 根据权利要求1所述的心肺复苏辅助主控箱,其特征在于:所述硬件采集电路(21)中包含信号前置放大电路(211)、高低通滤波电路(212),完成心电、血氧、脉搏信号的提取、滤波及放大。

3. 根据权利要求1所述的心肺复苏辅助主控箱,其特征在于:所述信号软件处理器(22)是基于STM32芯片构建的单片机。

4. 根据权利要求1所述的心肺复苏辅助主控箱,其特征在于:所述主控箱(2)上还附带有用于急救流程显示从而指导使用按压垫的TFT-LCD液晶显示模块(26),TFT-LCD液晶显示模块(26)采用信号软件处理器(22)的FSMC模块来控制。

5. 根据权利要求4所述的心肺复苏辅助主控箱,其特征在于:所述TFT-LCD液晶显示模块(26)采用SD卡存储急救流程,通过SPI模式或SDIO模式访问。

6. 根据权利要求2所述的心肺复苏辅助主控箱,其特征在于:所述信号前置放大电路(211)共模抑制比在80dB以上。

心肺复苏辅助主控箱

技术领域

[0001] 本实用新型涉及医疗辅助产品技术领域,尤其是涉及心肺复苏辅助主控箱。

背景技术

[0002] CPR(心肺复苏)是紧急医疗服务领域中必要的技术,并且被救者(患者)的生死取决于该技术的恰当性。当要进行CPR时,救助者按压胸部的上侧的胸骨,该按压代替患者的心脏,能够引起含氧血在整个生命体中循环。

[0003] 胸外按压是对心脏骤停患者早期心肺复苏的关键步骤和中心环节。病人发生心脏骤停后能否得到及时有效的胸外按压对病人救治成功率有重要影响。然而根据国内外大量临床医学研究显示,多数救护人员胸外按压有效性并不理想,按压时间过长,体力消耗造成按压过浅,达不到按压效果,或者用力过猛、按压过深造成肋骨骨折甚至刺破胸膜并发气胸。由此需要在胸外按压及时获知患者的身体状况及给予胸外按压提供准确指导,并能准确提供定位给附近医院的装置。

实用新型内容

[0004] 本实用新型的目的在于提供一种心肺复苏辅助主控箱,可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导,并能准确提供定位给附近医院,以提高施救有效性。

[0005] 为达到上述目的,本实用新型采用如下技术方案:

[0006] 心肺复苏辅助主控箱,该主控箱具有硬件采集电路、信号软件处理器、SIM900A模块、OLED液晶显示屏及电源部分,其中,信号软件处理器对硬件采集电路采集的信号分析处理后在OLED液晶显示屏显示,同时信号软件处理器还通过串口通信接口连接SIM900A模块, SIM900A模块无线连接Android系统的上位机。

[0007] 所述硬件采集电路中包含信号前置放大电路、高低通滤波电路,完成心电、血氧、脉搏信号的提取、滤波及放大。

[0008] 所述信号软件处理器是基于STM32芯片构建的单片机。

[0009] 所述主控箱上还附带用于急救流程显示从而指导使用按压垫的TFT-LCD液晶显示模块,TFT-LCD液晶显示模块采用信号软件处理器的FSMC模块来控制。

[0010] 所述TFT-LCD液晶显示模块采用SD卡存储急救流程,通过SPI模式或SDIO模式访问。

[0011] 所述信号前置放大电路共模抑制比在80dB以上。

[0012] 相对于现有技术,本实用新型可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导,同时具有抢救流程显示、GPS定位拨打120急救电话、心电波形监测、血氧波形监测、脉搏测量、Android产品介绍等其他功能,全面监测患者健康状况,从而大大提高抢救成功率。

附图说明

[0013] 附图1为本实用新型其一实施例结构示意图;

- [0014] 附图2为主控箱基于STM32芯片的信号软件处理器电路图；
[0015] 附图3为主控箱信号前置放大电路图；
[0016] 附图4为主控箱高通滤波电路图；
[0017] 附图5为主控箱低通滤波电路图；
[0018] 附图6为主控箱图片解码流程图。

具体实施方式

[0019] 以下将结合附图对本实用新型的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本实用新型的目的、特征和效果。

[0020] 参阅图1~6所示,为本实用新型较佳实施例结构示意图,本实用新型有关一种心肺复苏辅助主控箱,该主控箱2具有硬件采集电路21、信号软件处理器22、SIM900A模块23、OLED液晶显示屏24及电源部分25。本实施例中,信号软件处理器22是基于STM32芯片构建的单片机。信号软件处理器22对硬件采集电路21采集的信号分析处理后在OLED液晶显示屏24显示,同时信号软件处理器还通过串口通信接口连接SIM900A模块23,SIM900A模块23无线连接Android系统的上位机3,Android系统的上位机3接受主控箱2上的位置信息后,进行定位,寻找附近的产品。

[0021] 主控箱2完成心电、血氧、脉搏信号的提取、滤波及放大,并对对信号的模拟到数字的转换、信号的数字滤波处理、信号的分析与液晶屏的波形显示。进一步地,主控箱2内的硬件采集电路21中包含信号前置放大电路211、高低通滤波电路212,完成心电、血氧、脉搏信号的提取、滤波及放大。信号前置放大电路211共模抑制比在80dB以上。所述主控箱2上还附带用于急救流程显示从而指导使用按压垫的TFT-LCD液晶显示模块26,TFT-LCD液晶显示模块26采用基于STM32芯片的信号软件处理器22的FSMC模块来控制。TFT-LCD液晶显示模块26采用SD卡存储急救流程,通过SPI模式或SDIO模式访问。本实用新型具体工作如下:

[0022] 图1、2所示,信号软件处理器22使用Cortex-M3内核的STM32F1芯片,工作频率8MHZ,该芯片的具有ARM 32-bit Cortex-M3 CPU,片上128k flash,20kRAM,12-bit精度的片内ADC转换器,以及I2C接口等外设,可以在简单的电路上完成信号采集与数据滤波等运算。心电信号电极片输出信号经调理后由STM32单片机的AD转换器进行采集。模拟信号的采样使用了ADC1通道,两次采样时间间隔为14个时钟周期,转换精度为12bit,ADC的触发时钟配置为TIM2输出,通过DMA方式进行外设到内存数据传输,采用DMA乒乓结构进行数据存储和处理。

[0023] 显示流程选用了TFT-LCD液晶,用STM32的FSMC模块来控制液晶。FSMC即灵活的静态存储控制器,它能够与同步或异步的存储器和16bit的PC存储器卡接口,其一大特色是访问外部设备的时序可编程:等待周期可编程、总线恢复周期可编程、输出使能和写使能延迟可编程、独立地读写时序和协议。这样就可以把液晶当做外部存储设备来使用,配置好读写及控制信号时序,只要指定指针就可以实现对液晶的读写访问。这样处理,一是简化了对液晶的操作,只需指定读写数据的指针就可完成操作,二是提高了访问速度,避免了用端口模拟时序访问液晶产生的“拉幕”现象。

[0024] SD卡有存储容量大、成本低、读写速度快的优点,正逐渐成为存储设备的主流。其访问方式有两种:SPI模式和SDIO模式。STM32有这两种模式的接口。

[0025] 图6所示,将急救的流程以手绘图的形式形象表达出来,存于SD卡中,开机时,先检测字库,检查SD卡是否存在,读取图片,进行解码,利用FSMC访问液晶屏并在液晶屏上显示出来。

[0026] SIM900A模块23通过串口与基于STM32芯片的信号软件处理器22相连。信号软件处理器22作为核心控制系统,运用了SIM900A发送短信的功能,TRXD和SRXD是SIM900A数据通信的端口,我们默认发送的AT指令以及数据等,都是通过这两个端口。另外,STXD和SRXD做了兼容性处理,支持LVTTTL电平(即3.3V/5V)的单片机系统,可以直接将STXD和SRXD与单片机系统的相应管脚相连,实现通信。本实施例采用UART串口通信方式,故需分别将端口STXD、SRXD和MCU的IO口PA10 (USR0_RX) 和PA9 (USR0_TX) 连接,实现与SIM900A的通信(波特率为115200);模块5V供电,与第二信号软件处理器22共地。

[0027] 心电信号属于直接信号,信源是心脏,是一个近似周期的信号,突变性很强,属于一种非常典型的具有明显时频特性与时间-尺度特性的生物医学信号。我们采用电极片对心电信号进行提取,经过试验测试得知,在时域上,由于干扰因素的存在,心电信号总在一定的范围内波动,信号的幅度很小,一般只有0.05-5mV,均值在1 μ V,极易受到由皮肤电势引起的肌电干扰或极化电压引起的基线漂移的影响被淹没,给信号的检测带来了困难。

[0028] 在频域上,人体心电信号的频率比较低,直流成分在心电信号中占的比例很高,滤除直流成分后,频率主要集中在0.05-100Hz,而其中能量大部分集中在0.05-40Hz范围内,从功率谱上还可以看出,心电信号的能量大部分集中的QRS期间,该期间频率的峰值一般是在10-20Hz之间,在信号中、高频率区,由于这个特征在整个心电信号图中非常明显,因此对QRS波形的检测变得容易识别。

[0029] 硬件采集电路21分为电源电路、信号前置放大电路211、高低通滤波电路212等部件。其中电源部分采用了3.7V的锂电池+LDO低压差线性稳压器输出电压供模拟部分电路以及数字部分电路使用。信号前置放大电路211主要获取电极片的原始数据进行1000倍的放大处理。高低通滤波电路212设有高通、低通滤波器,滤除一部分基线漂移,抑制肌电干扰,滤除工频干扰,再将输出电平注入主控电路的AD模拟通道。基于STM32芯片的信号软件处理器22包含12bitADC和DMA传输,负责将模拟信号进行数字化处理,将心电波形显示在OLED液晶显示屏24上。

[0030] 体表心电信号的频率主要集中在0.05-100Hz,幅度为10 μ V-4mV,典型值为1mV,是一种低频率的微弱双极性信号。而STM32的ADC输入端电压范围是0-3.13V,因此需要对心电信号进行放大和电平抬升,总体放大倍数约为1000倍,然后再通过电平抬升电路抬高1V左右。心电测量中,实际的电极不可能完全对称,这样将会引起基线漂移现象,还有无处不在的电源工频干扰(50Hz),肌电干扰等,这些都要求心电前置放大器必须有很高的共模抑制比。一般要求共模抑制比在80dB以上。如图3所示,本实施例选用AD8232作为系统前置放大器,它具有低噪声、低漂移、高共模抑制比、高输入阻抗等特点,它的增益可达1000倍,计算公式为 $G=1+50k/R_g$ 。电极极化电压最大可达300mV,为了防止前置放大器进入截止或饱和状态,必须限制其放大倍数,这里增益取10,由 $G=1+50/R_g$ 得出 $R_g=516k\Omega$,外部电阻 R_g 选用阻值为516k Ω 的精密线绕电阻。由于人体的阻抗和心电电极阻抗非常大,所以在前置放大前设计了一级跟随作为信号缓冲。为了更好地抑制50Hz干扰,采用右腿电极经电阻与放大器接地端相连,以降低人体的共模电压。

[0031] 心电信号频带主要集中在0.05-100Hz,因此带通滤波器设计的带宽为0.03-110Hz以滤除干扰信号。带通滤波器用高低通滤波器来构成,如图4、5所示,基于小型化和成本考虑,硬件滤波只用一阶高通滤波器和一阶低通滤波器,虽然设计了右腿驱动电路,但是仍然有50Hz干扰进入电路,随后将用软件的方法通过设计数字滤波器来滤除50Hz工频干扰,实验结果表明,通过高低通滤波后的信号波形清晰、特征明显,虽有一定得工频干扰,但完全可以用软件设计来滤除。

[0032] 图4中双极点高通滤波电路由R1、C1、R2、C2组成,其截止频率为 $f_H = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1C1R2C2}}$,设置其截止频率 $f_H=0.03\text{Hz}$;图5中双极点低通滤波电路由R1、C1、R2、C2组成,其截止频率为 $f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1C1R2C2}}$,设置其截止频率为 $f_L=110\text{Hz}$ 。主放大电路要放大100倍左右,从心电采集电路处理后的波形看出示波器采集到的心电波形比较干净,符合心电波形的特征,同时看到该波形还有一些波纹,即50Hz干扰存在,经过软件滤波可以消除这些干扰。

[0033] 在脉搏血氧计中,通过测量脉搏血氧饱和度(SpO_2)来判断人体血液中的含氧量。 SpO_2 的计算是基于被人体组织减弱的光强度的测量得到的,它被定义为组织中氧合血红蛋白浓度 C_{HbO_2} 占总血红蛋白(含氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白,脱氧血红蛋白即还原血红蛋白)浓度的比率 $SpO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2}+C_{Hb}} \times 100\%$ 。

[0034] 其中, C_{HbO_2} 、 C_{Hb} 分别表示人体组织中的氧合血红蛋白和还原血红蛋白的浓度。身体组织依靠通过它的血液的含氧量水平吸收不同总量的光的性质是非线性的,使用两种不同波长的光交替的照射脉搏,可使用以下经验公式来计算血氧饱和度: $SpO_2 = A \cdot I\lambda1AC / I\lambda1DCI\lambda2AC / I\lambda2DC - B$ 式中A、B为经验常数,IAC为透射光强脉动成分,IDC为透射光强非脉动成分, $\lambda1$ 、 $\lambda2$ 为入射光波长。

[0035] STM32连接两个背靠背连接的双波长LED灯,分别为660nm波长的红光和940nm波长的红外光。光敏二极管从接收到的光中产生电流,电流信号经过一个跨阻放大器被放大,转化成电压信号,该信号由一个大的直流部分和一个小的AC部分,其中AC部分为有用信号。由于有用信号比较微弱,AC信号要经过三运放被提取和放大。提取和放大后的信号由STM32单片机内含的A/D转换器采集,转换成数字信号,再经过STM32进行数据处理,从而得到连续、稳定的随光强变化的脉搏血氧信号。

[0036] 光信号经过光敏二极管转化为电信号,该电流信号十分微弱且易受干扰和噪声的影响,所以第一级放大需要设计良好的低噪声前置放大电路对弱电流进行放大,以驱动后续电路的工作。本设计选用AD795作为前置放大器,其主要性能为:在25℃时,低输入偏置电流最大为1pA,低功耗最大为1.5mA,低输入电压噪声在10kHz时为11nV·Hz。

[0037] 第二级放大主要采用差分放大,为进一步提高共模抑制比,采用两级并联的正反相放大电路和一级差动放大电路。两级并联的正反相放大电路选用TL082,其主要性能为:低失调电压15mV,低功耗3.6mA,低输入电压噪声16nV·Hz,宽共模,特别适合于同、反相放大电路,满足本设计正反相放大电路的要求。

[0038] 数据采集所选STM32单片机内置2个先进的12位模拟/数字转换模块(ADC),转换时间最快为1μs,这个ADC模块还具有自校验功能,能够在环境条件变化时提高转换精度。STM32单片机具有较高的分辨率,脉搏血氧信号经两级放大后能达到101~102mV,已经满足

STM32采集的条件。

[0039] 传统的脉搏测量方法主要有三种：一是从心电信号中提取；二是从测量血压时压力传感器测到的波动来计算脉率；三是采用光电容积法。前两者提取信号都会限制病人的运动，如果长时间使用会增加病人生理和心理上的不舒适感。故而本产品采用光电容积法进行脉搏测量。利用人体组织在血管搏动时造成透光率不同来进行脉搏测量，利用由光源和光电变换器组成的传感器，当患者手指触碰光源，光束透过人体外周血管，由于动脉搏动充血容积变化导致这束光的透光率发生改变，此时由光电变换器接收经人体组织反射的光线，转变为电信号并将其放大和输出。低通滤波器和由运放MCP6001构成的放大器将信号放大330倍，同时采用分压电阻设置直流偏置电压为电源电压的1/2，使放大后的信号可以很好的被单片机AD采集。

[0040] Android系统的上位机3大多带有GPS模块，通过GPS我们可以获取当前位置。这个功能主要运用于发生危情时能将带有当前位置与地图的信息发出，对于得到及时援救有重要作用。

[0041] 主要处理：

[0042] 1、跳转到打开GPS页面的意图

[0043] 2、实例化LocationManager打开Gps

[0044] 3、最佳搜索条件

[0045] 4、获取最后获得的位置

[0046] 5、请求实时更新Location数据

[0047] 用到了GPS与网络使用权限、短信使用权限等，而这些权限缺失任何一项都可造成某个功能的缺失，甚至软件无法运行。Android系统的上位机3附带有产品使用说明、抢救流程介绍以及寻找附近产品的功能。

[0048] 本实用新型是一种置放于公共场合的心肺复苏急救产品，用于对发生溺水、电击、窒息等突发事件的患者进行抢救，帮助不是专业的医护人员的救助者从容面对突发状况，按照引导及时对患者进行积极、正确的心肺复苏操作，从而大大增加抢救成功率，争取抢救时间，挽救回生命垂危的病人。

[0049] 经测试，本实用新型具有如下性能：

[0050] 1.按下呼救按键到收到紧急报警短信所需时间少于20s；

[0051] 2.图片流程显示扫描一张图片显示所需时间少于3s；

[0052] 3.心电、血氧、脉搏采集所需时间少于15s；

[0053] 4.心电、血氧显示波形与医院心电仪血氧仪显示波形误差在5%；

[0054] 5.脉搏计算误差控制在5%。

[0055] Android系统的上位机的图片流程显示扫描一张图片显示所需时间少于1s，以及附近的产品显示定位与实际定位误差在5%内。

[0056] 由此，本实用新型的技术方案具有如下功效：

[0057] a.抢救流程显示，抢救过程采用手绘图片、动画的形式在液晶屏上播放，简洁直观，并附带语音提醒，有效对非专业医护人员的救助者进行积极、正确的引导；

[0058] b.可以监测患者的心电，将心电信号以波形形式显示出来。在进行心肺复苏时，若每次按压有效，颈动脉会搏动一次，心电波形会出现波峰，若停止按压后搏动停止，证明还

需要按压,若搏动继续,说明自主心搏已恢复,可停止按压。心电波形的显示,可以对心肺复苏抢救结果进行直观指示;

[0059] c.可以监测患者的血氧,实时将血氧信号以波形形式显示出来。通过对比主控板上的大屏幕正常血氧信号的波形可以判断患者血氧是否正常;

[0060] d.可以监测患者的脉搏,实时将脉搏信号以数字形式显示出来。通过对比主控板上的大屏幕正常脉搏信号的波形可以判断患者脉搏是否正常。产品置于公共场合,其他不需要抢救、容易出现头晕的人也可以使用其进行生理指标监测,预防相关疾病;

[0061] e.当有人需要抢救时,救助者按下主控箱左下方按键,即可定位报警120,患者位置信息会自动发送到最近医院,通知医院及时救助。

[0062] 其他人性化设计:

[0063] a.采用0.96寸OLED12864进行心率、血氧波形、脉搏数值显示,像素点自发光显示,耗电小,显示清晰;

[0064] b.APP产品使用介绍、流程介绍;

[0065] c.定位,寻找附近的产品。

[0066] 当然,以上结合实施方式对本实用新型做了详细说明,只为说明本实用新型的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人了解本实用新型的内容并加以实施,因此,凡根据本实用新型精神实质所做的等效变化或修饰,都应涵盖在本实用新型的保护范围内。

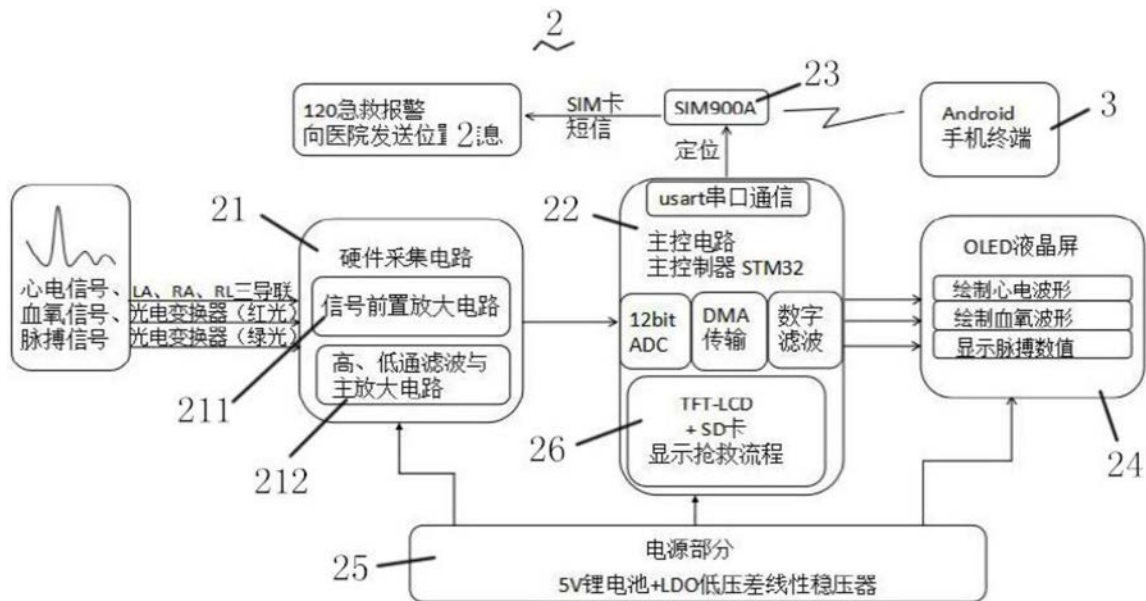


图1

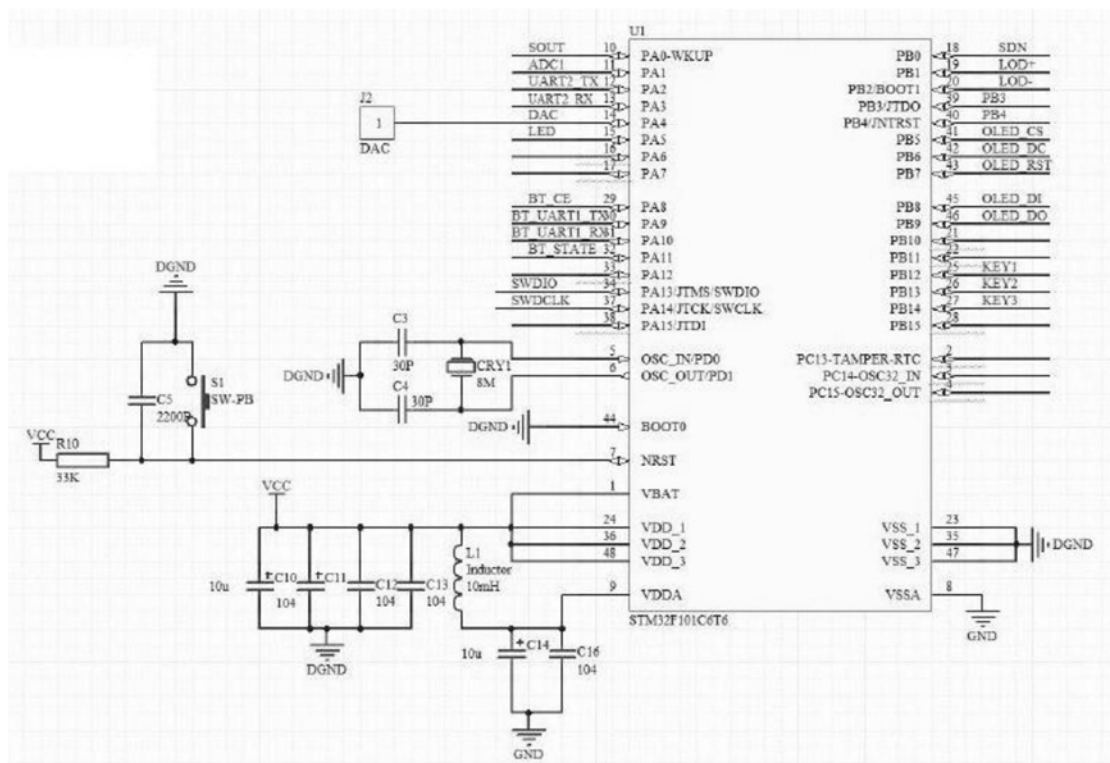


图2

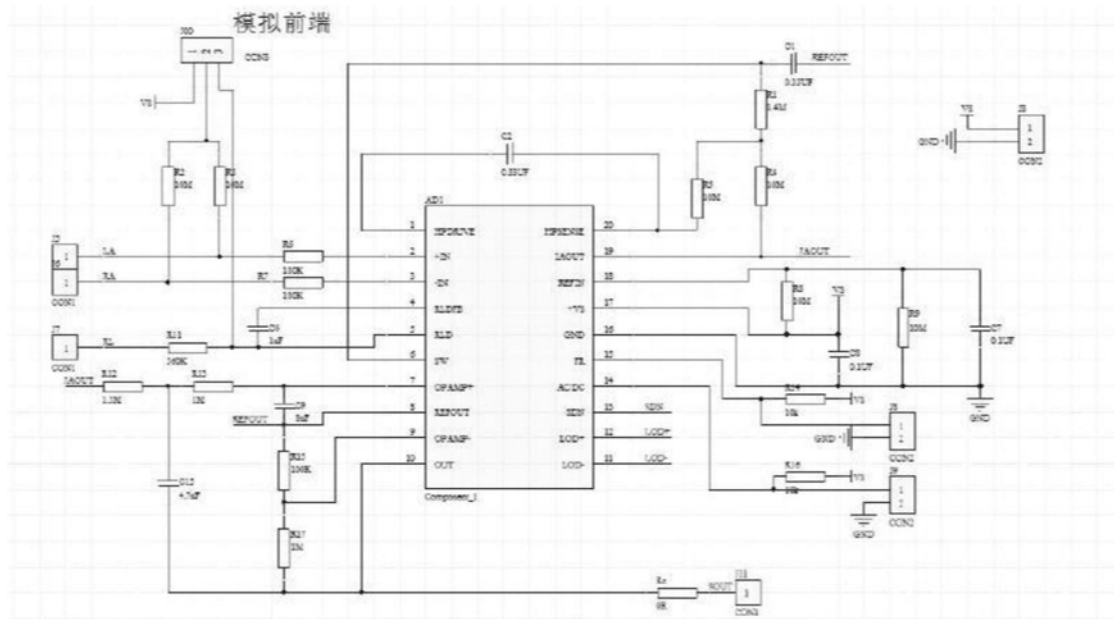


图3

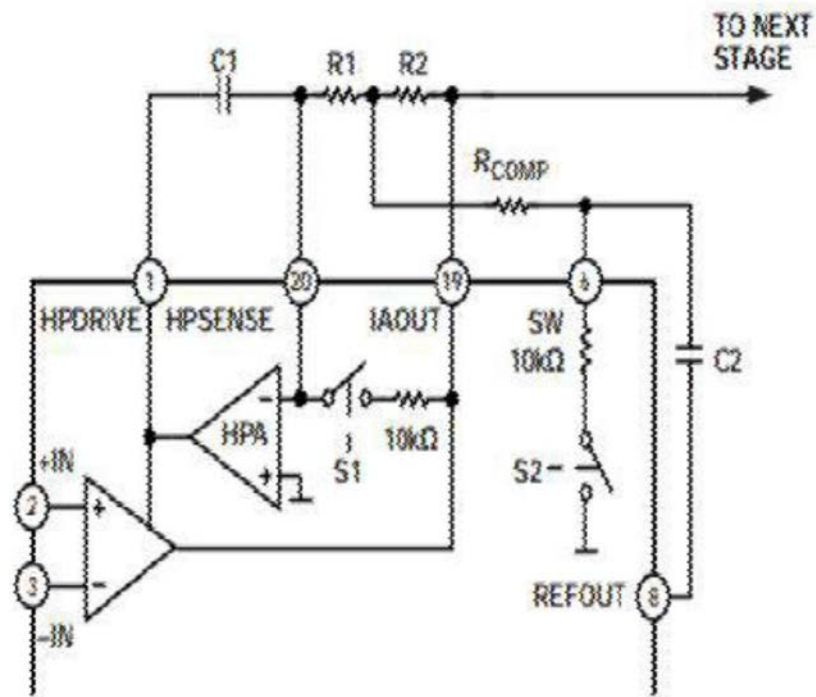


图4

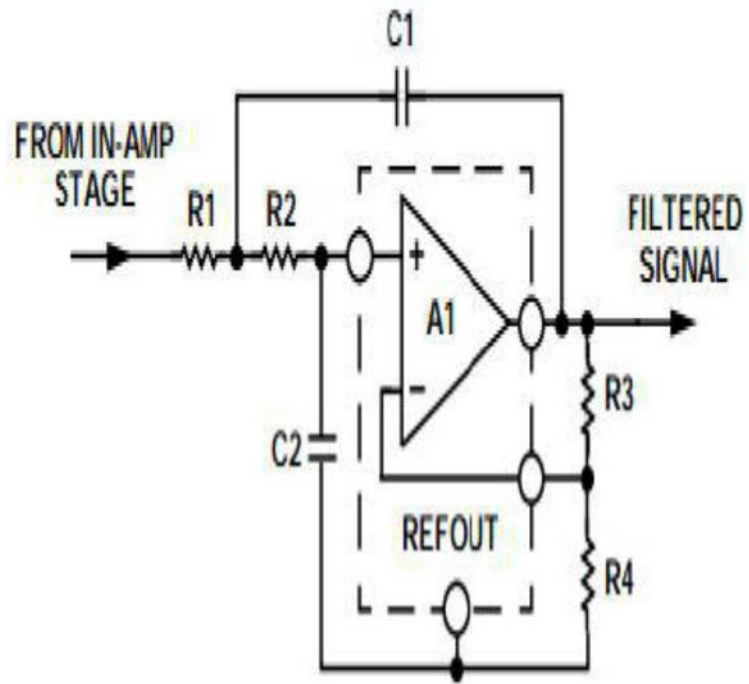


图5

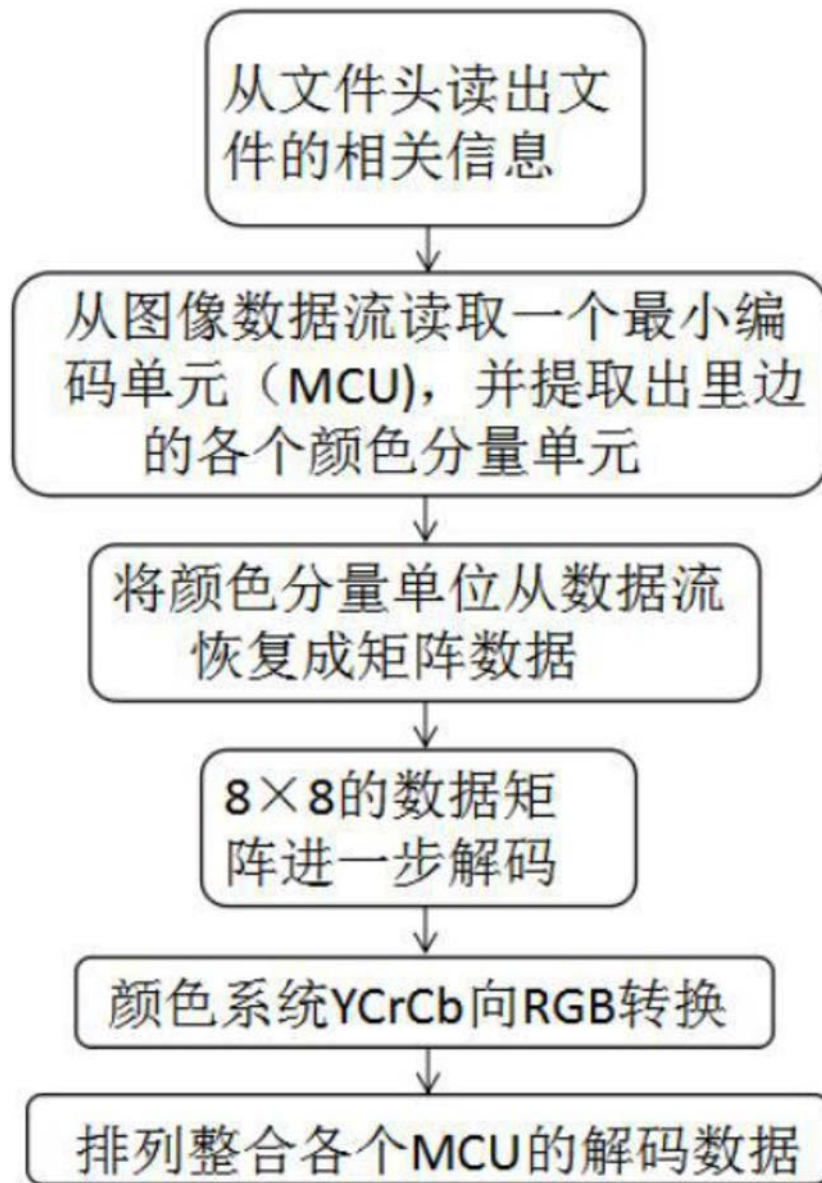


图6

专利名称(译)	心肺复苏辅助主控箱		
公开(公告)号	CN206659797U	公开(公告)日	2017-11-24
申请号	CN201621328495.1	申请日	2016-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	汕头大学 汕头市可拓应用科技研究院有限公司		
申请(专利权)人(译)	汕头大学 汕头市可拓应用科技研究院有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	汕头大学 汕头市可拓应用科技研究院有限公司		
[标]发明人	陈耀文 黎健钊 纪栩文 叶柄旭 陈家宇		
发明人	陈耀文 黎健钊 纪栩文 叶柄旭 陈家宇		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/1455 A61B5/00 A61H31/00		
代理人(译)	温旭		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及医疗辅助产品技术领域，尤其是涉及心肺复苏辅助主控箱，该主控箱(2)具有硬件采集电路(21)、信号软件处理器(22)、SIM900A模块(23)、OLED液晶显示屏(24)及电源部分(25)，其中，信号软件处理器对硬件采集电路(21)采集的信号分析处理后在OLED液晶显示屏(24)显示，同时信号软件处理器还通过串口通信接口连接SIM900A模块(23)，SIM900A模块(23)无线连接Android系统的上位机(3)。相对于现有技术，本实用新型可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导，同时具有抢救流程显示、GPS定位拨打120急救电话、心电波形监测、血氧波形监测、脉搏测量、Android产品介绍等其他功能，全面监测患者健康状况，从而大大提高抢救成功率。

