



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106726437 A

(43)申请公布日 2017. 05. 31

(21)申请号 201611107772.0

A61B 5/0402(2006.01)

(22)申请日 2016.12.06

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(71)申请人 汕头大学

地址 515063 广东省汕头市金平区大学路
243号

申请人 汕头市可拓应用科技研究院有限公
司

(72)发明人 黎健钊 纪栩文 叶炳旭 陈家宇
陈耀文

(74)专利代理机构 广州三环专利代理有限公司
44202

代理人 温旭 张泽思

(51)Int.Cl.

A61H 31/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

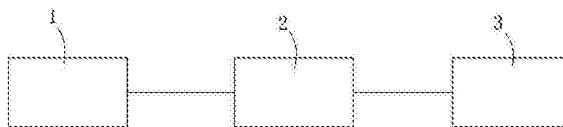
权利要求书1页 说明书14页 附图5页

(54)发明名称

心肺复苏辅助器

(57)摘要

本发明涉及心肺复苏辅助器,该心肺复苏辅助器具有:按压垫,提供心肺复苏按压载体,并对按压位置、深度、频率的提醒,完成对压力信号的模拟采集到数字的转换及反馈数据;主控箱,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;Android系统的上位机,接受主控箱上的位置信息,进行定位,寻找附近的产品。本发明可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导,能够准确地反馈出按压力度的大小,从而实现按压深度、频率显示反馈。同时本发明还具有抢救流程显示、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. 心肺复苏辅助器,其特征在于:该心肺复苏辅助器具有:

按压垫(1),提供心肺复苏按压载体,并对按压位置、深度、频率的提醒,完成对压力信号的模拟采集到数字的转换及反馈数据;

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;

Android系统的上位机(3),接受主控箱(2)上的位置信息,进行定位,寻找附近的产品。

2. 根据权利要求1所述的心肺复苏辅助器,其特征在于:所述按压垫(1)具有基于STM32芯片的第一信号软件处理器(11)、压力传感器(12)、按压深度显示灯(13)及第一电源部分(14),第一信号软件处理器(11)通过第一模数转换接口(111)连接压力传感器(12),而第一信号软件处理器(11)通过按压深度反馈接口(112)连接按压深度显示灯(13),第一信号软件处理器(11)是通过对压力最小值与最大值之间采样的加速度数值进行二重积分获取位移信号并进行数字滤波处理、信号的分析,并反馈数据;按压深度显示灯(13)基于反馈信号来发光;第一电源部分(14)提供工作电源。

3. 根据权利要求1所述的心肺复苏辅助器,其特征在于:所述主控箱(2)具有硬件采集电路(21)、基于STM32芯片的第二信号软件处理器(22)、SIM900A模块(23)、OLED液晶显示屏(24)及第二电源部分(25),其中,第二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,同时第二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)。

4. 根据权利要求1或2所述的心肺复苏辅助器,其特征在于:所述按压垫(1)为三层结构体,采用健康布做为上层,中层采用棉花填充,下层采用帆布。

5. 根据权利要求2所述的心肺复苏辅助器,其特征在于:所述第一信号软件处理器(11)内具有软件补偿环节,加速度传感器初始化后,经过滤波,仍未达到某些固定的值,采取软件补偿进行滤波。

6. 根据权利要求3所述的心肺复苏辅助器,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。

7. 根据权利要求3所述的心肺复苏辅助器,其特征在于: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芯片的第二信号软件处理器(22)的FSMC模块来控制。

8. 根据权利要求7所述的心肺复苏辅助器,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。

9. 根据权利要求6所述的心肺复苏辅助器,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。

心肺复苏辅助器

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗辅助产品技术领域,尤其是涉及心肺复苏辅助器。

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。如何精确测量胸部下陷深度对于胸外按压有效性有重要意义。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种心肺复苏辅助器,可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导,能够准确地反馈出按压力度的大小,帮助施救者有效地对患者进行抢救。

[0005] 为达到上述目的,本发明采用如下技术方案:

心肺复苏辅助器,该心肺复苏辅助器具有:

按压垫,提供心肺复苏按压载体,并对按压位置、深度、频率的提醒,完成对压力信号的模拟采集到数字的转换及反馈数据;

主控箱,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;

Android系统的上位机,接受主控箱上的位置信息,进行定位,寻找附近的产品。

[0006] 上述方案进一步是:所述按压垫具有基于STM32芯片的第一信号软件处理器、压力传感器、按压深度显示灯及第一电源部分,第一信号软件处理器通过第一模数转换接口连接压力传感器,而第一信号软件处理器通过按压深度反馈接口连接按压深度显示灯,第一信号软件处理器是通过对压力最小值与最大值之间采样的加速度数值进行二重积分获取位移信号并进行数字滤波处理、信号的分析,并反馈数据;按压深度显示灯基于反馈信号来发光;第一电源部分提供工作电源。

[0007] 上述方案进一步是:所述主控箱具有硬件采集电路、基于STM32芯片的第二信号软件处理器、SIM900A模块、OLED液晶显示屏及第二电源部分,其中,第二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,同时第二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。

[0008] 上述方案进一步是:所述按压垫为三层结构体,采用健康布做为上层,中层采用棉花填充,下层采用帆布。

[0009] 上述方案进一步是:所述第一信号软件处理器内具有软件补偿环节,加速度传感

器初始化后,经过滤波,仍未达到某些固定的值,采取软件补偿进行滤波。

[0010] 上述方案进一步是: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,信号前置放大电路共模抑制比在80dB以上。

[0011] 上述方案进一步是: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液晶显示模块采用基于STM32芯片的第二信号软件处理器的FSMC模块来控制。

[0012] 上述方案进一步是: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。

[0013] 相对于现有技术,本发明可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导,能够准确地反馈出按压力度的大小,基于加速度二重积分测量按压深度的心肺复苏辅助产品,集成加速度测量、压力最值检测,通过对压力最小值与最大值之间采样的加速度数值进行二次积分获取按压深度,从而实现按压深度、频率显示反馈。同时本发明还具有抢救流程显示、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

[0014] 附图1为本发明其一实施例结构示意图;

附图2为图1实施例的按压垫系统结构示意图;

附图3为图1实施例的主控箱系统结构示意图;

附图4为加速度-位移二次积分过程中的正向和负向积分漂移示意图;

附图5为可用位移信号处理流程图;

附图6为主控箱基于STM32芯片的第二信号软件处理器电路图;

附图7为主控箱信号前置放大电路图;

附图8为主控箱高通滤波电路图;

附图9为主控箱低通滤波电路图;

附图10为主控箱图片解码流程图。

具体实施方式

[0015] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

[0016] 参阅图1~10所示,为本发明较佳实施例结构示意图,本发明有关一种心肺复苏辅助器,该心肺复苏辅助器具有按压垫1、主控箱2及Android系统的上位机3。

[0017] 按压垫1提供心肺复苏按压载体,并对按压位置、深度、频率的提醒,完成对压力信号的模拟采集到数字的转换及反馈数据。按压垫1具有基于STM32芯片的第一信号软件处理器11、压力传感器12、按压深度显示灯13及第一电源部分14,第一信号软件处理器11通过第一模数转换接口111连接压力传感器12,而第一信号软件处理器11通过按压深度反馈接口112连接按压深度显示灯13,第一信号软件处理器11是通过对压力最小值与最大值之间采样的加速度数值进行二重积分获取位移信号并进行数字滤波处理、信号的分析,并反馈数

据;按压深度显示灯13基于反馈信号来发光;第一电源部分14提供工作电源。进一步地,所述按压垫1按压垫可分为三层,采用健康布(又名空气层,通常指的是一面为棉,另一面为丝的具有吸湿排汗的功能的夹层双面布)做为上层,透气性强、手感柔软光滑,中层采用棉花填充,增大垫子柔软度,下层采用帆布,定型良好。第一信号软件处理器11内具有软件补偿环节,加速度传感器初始化后,经过滤波,仍未达到某些固定的值,采取软件补偿进行滤波。

[0018] 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。主控箱2具有硬件采集电路21、基于STM32芯片的第二信号软件处理器22、SIM900A模块23、OLED液晶显示屏24及第二电源部分25,其中,第二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,同时第二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。

[0019] 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芯片的第二信号软件处理器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。

[0020] 本发明具体工作如下:

一、按压垫:

如图2所示,按压垫1是一个独立的电路结构,抢救时盖在患者胸部,用于抢救时对按压位置、深度、频率的提醒,其中,主控电路是一个基于STM32芯片的第一信号软件处理器11,完成包括对压力信号的模拟采集到数字的转换,通过对压力最小值与最大值之间采样的加速度数值进行二重积分获取位移信号并进行数字滤波处理、信号的分析,并反馈数据等。例如:当按压深度在5-6cm之间时,按压有效,按压垫绿灯闪烁。当按压深度大于6cm之间时,按压过重,按压垫红灯闪烁,给予警告。

[0021] 1、按压深度监测原理

假设测试得到的加速度信号为 $a(t)$,则经过一次时域积分的到的速度信号为:

$$v(t) = \int a(t) dt = v'(t) + v_0$$

……公式1

经过两次时域积分得到的位移信号为:

$$s(t) = \int v(t) dt = s'(t) + s_0$$

……公式2

v_0 、 s_0 分别为初速度和初位移, $v(t)$ 、 $s(t)$ 为理论待求速度和位移, $v'(t)$ 、 $s'(t)$ 为速度和位移的原函数。

[0022] 为了方便理解积分公式,可以将积分理解为曲线下的面积:

$$\int f(x)dx = \lim_{n \rightarrow \infty} \sum_{i=1}^n f(x_i)\Delta x$$

……公式 3

当采样时间间隔区域零时,积分值就越趋近于真实值,但实际情况中,采样时间不等于零,于是存在积分误差。如果不加处理,这些误差会随时间迅速累加。利用梯形算法进行积分,减小了积分误差。将函数曲线和坐标轴围成的面积无限细分成无数个斜边梯形,即斜边梯形高尽量小,趋近于零时,积分值等于斜边梯形之和。在公式3中,斜边梯形高 Δx 表示采样时间间隔,积分函数 $f(x_i)$ 表示某一时刻采样加速度数值。斜边梯形和梯形的面积之差表示为 Sample_n 和 Sample_{n-1} 两次采样之间的积分误差,但是当加速度传感器设置采样频率足够高时,这一误差是可以忽略不计的。

[0023] 这样我们可以将两次采样时间间隔积分面积表示为:

$$\text{Area}_n = [(\text{Sample}_n + \text{Sample}_{n-1}) / 2] * T$$

连续积分的结果应该等于这一系列梯形面积之和:

$$\text{Value}_n = \text{Area}_1 + \text{Area}_2 + \dots + \text{Area}_{n-1} + \text{Area}_n$$

也可以表示为递归形式:

$$\text{Value}_n = \text{Value}_{n-1} + \text{Area}_n = \text{Value}_{n-1} + [(\text{Sample}_n + \text{Sample}_{n-1}) / 2] * T$$

因此胸外按压过程中,加速度一位移的二次积分算法可以表示为:

加速度—速度积分:

$$V(i) = V(i-1) + \frac{[a(i-1) + a(i)]}{2} * T$$

……公式 4

速度一位移积分:

$$S(i) = S(i-1) + \frac{[V(i-1) + V(i)]}{2} * T$$

……公式 5

其中, $v(i)$ 表示按压速度, $a(i)$ 表示积分加速度, $S(i)$ 表示积分位移, 而 T 表示采样时间间隔。

[0024] 我们可以由这两个公式,随着加速度的采样,不断的递归计算,可得到任意时刻的速度和位移。

[0025] 但是加速度是矢量,在胸外按压过程中,存在正向加速度也存在负向加速度,在实际设计中,许多传感器输出加速度数据都是叠加了重力加速度 g 的分量。

[0026] 所以在实际工程测量得到的加速度信号,包含由各种干扰因素引起的直流误差项 δ , 因此实际测量得到的加速度信号为:

$$a(t) = f(t) + \delta$$

……公式 6

对上述的加速度信号进行一次积分,得到速度信号的表达式为: $v(t) = \int a(t) dt + v_0 = \int$

$$(f(t) + \delta) dt + v_0 = \int f(t) dt + \delta t + \epsilon + v_0$$

……公式7

误差 δ 在积分运算中被逐渐放大,同时由于积分初值无法确定,因此加速度时域一次积分结果中含有一次误差项: $\delta t + \epsilon$ 。

[0027] 通常二次积分所得位移信号的表达式为:

$$s(t) = \int v(t) dt + s_0 = \int (\int f(t) dt + \delta t + \epsilon + v_0) dt + s_0$$

$$= \int (\int f(t) dt) dt + 0.5\delta t^2 + \epsilon t + v_0 t + s_0$$

……公式8

由于误差项 δ 在积分过程中逐渐被放大,导致在一次积分得到位移信号时出现了一次误差趋势项 $\delta t + \epsilon$,在二次积分得到位移信号时出现了二次误差趋势项 $0.5\delta t^2 + \epsilon t + \epsilon$ 。所以最终积分深度结果往往会叠加二阶趋势项、一阶趋势项和直流分量,其幅度甚至会远远大于有效信号,并随积分过程进行而迅速累计。

[0028] 从图4中我们可以看到采用二次积分的方法,开始阶段,按压尚未开始,系统保持水平静止,可见速度发生明显的一阶正向漂移,二位移发生明显的二阶正向漂移。而按压开始后,速度又明显发生二阶负向漂移。

[0029] 在测试中采集到的信号数据,由于放大器随温度变化产生的零点漂移、传感器频率范围外低频性能的不稳定以及传感器周围的环境干扰,往往会偏离基线,甚至偏离基线的大小还会随时间变化。偏离基线随时间变化的整个过程被称为信号的趋势项。趋势项直接影响信号的正确性,所以我们要将其去除。

[0030] 下面简单介绍一下趋势项多项式拟合算法的流程:

根据测试得到的加速度信号,按照梯形公式进行一次积分得到数值速度信号,进行两次积分得到的位移信号:

$$V = (t_i, v_i) \quad (i = 0, 1, \dots, n-1)$$

$$S = (t_i, s_i) \quad (i = 0, 1, \dots, n-1)$$

……公式9

为采用最小二乘法拟合出趋势项误差,假设存在如下多项式 $f_m(t)$ 与 (t_i, v_i) 之间存在的差值平方和最小:

$$f_m(t) = \sum_{k=0}^m p_k t^k \quad \in \emptyset$$

……公式10

公式10中, p_k 为多项式系数; $\emptyset$ 为最高次项次数不超过 m 的多项式集合。

[0031] 由以上假设可得如下方程式:

$$I = \sum_{t=0}^{n-1} \left[v_i - \sum_{k=0}^m p_k t^k \right]^2 = \min$$

……公式11

由公式11可得,只要找出一组系数 p_k ,使得函数 I 取到最小值,就可以确定积分趋势项。由于 p_k 使得函数 I 取到最小值,则对函数 I 取导数在 p_k 处等于零是其必要条件,由此可得:

$$\frac{\partial I}{\partial P_j} = 2 \sum_{i=0}^{n-1} \left[v_i - \sum_{k=0}^m p_k (t_i^k) \right] t_i^k = 0 \quad (j = 0, 1, \dots, m)$$

……公式 12

通过对公式12变换形式,可得:

$$\sum_{k=0}^m \left(\sum_{i=0}^{n-1} t_i^{j+k} \right) p_k = \sum_{i=0}^{n-1} t_i^j v_i$$

……公式 13

将上述公式13用矩阵表示为:

$$\begin{bmatrix} n & \sum_{t=0}^{n-1} t_i & \dots & \sum_{t=0}^{n-1} t_i^m \\ \sum_{t=0}^{n-1} t_i & \dots & \dots & \sum_{t=0}^{n-1} t_i^{m+1} \\ \sum_{t=0}^{n-1} t_i^m & \sum_{t=0}^{n-1} t_i^{m+1} & \dots & \sum_{t=0}^{n-1} t_i^{2m} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \\ \dots \\ p_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=0}^{n-1} v_i & \sum_{i=0}^{n-1} t_i v_i & \dots & \sum_{i=0}^{n-1} t_i^m v_i \end{bmatrix}$$

……公式 14

可以证明,上述方程组中的系数矩阵是正定矩阵,存在唯一解,从上式中解出系数 p_k ,从而可以得到多项式:

$$f_m(t) = \sum_{k=0}^m p_k t^k \quad \in \emptyset$$

……公式 15

通过以上公式的计算,可以得到多项式 $f_m(t)$,进而可得到该算法下所测得的加速度信号 $a(t)$ 对应的位移信号 $s(t)$:

$$s(t) = \int \int a(t) dt dt - f_m(t)$$

……公式 16

通过以上对该算法的总结和推导,得到“基于多项式拟合去除趋势项的时域积分算法”的处理流程如图5所示。

[0032] 我们用的方法是多项式最小二乘法。

[0033] 实测振动信号的采样数据为 $\{x_k\}$ ($k=1, 2, 3, \dots, n$),由于采样数据是等时间间隔的,所以令采样时间间隔 $\Delta t=1$,设一个多项式函数:

$$\widehat{x_k} = a_0 + a_1 k + a_2 k^2 + \dots + a_m k^m \quad (k = 1, 2, 3, \dots, n)$$

……公式 17

确定函数 $\widehat{x_k}$ 的各待定系数 a_j ($j=0, 1, \dots, m$),使得函数 $\widehat{x_k}$ 与离散数据 x_k 的误差平方和最小,即:

$$E = \sum_{k=1}^n (\hat{x}_k - x_k)^2 - \sum_{k=1}^n \left(\sum_{j=0}^m a_j k^j - x_k \right)^2$$

……公式 18

满足E有极值的条件为:

$$\frac{\partial E}{\partial a_i} = 2 \sum_{k=1}^n k^i \left(\sum_{j=0}^m a_j k^j - x_k \right) = 0 \quad (i = 0, 1, 2, \dots, m)$$

……公式 19

依次取E对 a_i 求偏导,可以产生一个 $m+1$ 元线性方程组:

$$\sum_{k=1}^n \sum_{j=0}^m a_j k^{j+i} - \sum_{k=1}^n x_k k^i = 0 \quad (i = 0, 1, 2, \dots, m)$$

……公式 20

解方程组,求出 $m+1$ 个待定系数 a_j ($j=0, 1, \dots, m$)。上面各式中, m 为设定的多项式阶次,其值范围为 $0 \leq j \leq m$ 。

[0034] 当 $m=0$ 时求得的趋势项为常数,有:

$$\sum_{k=1}^n a_0 k^0 - \sum_{k=1}^n x_k k^0 = 0$$

……公式 21

解方程,得:

$$a_0 = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x_k$$

……公式 22

当 $m=1$ 为线性趋势项,有:

$$\begin{cases} \sum_{k=1}^n a_0 k^0 + \sum_{k=1}^n a_1 k - \sum_{k=1}^n x_k k^0 = 0 \\ \sum_{k=1}^n a_0 k + \sum_{k=1}^n a_1 k^2 - \sum_{k=1}^n x_k k = 0 \end{cases}$$

……公式 23

解方程组,得:

$$\begin{cases} a_0 = \frac{2(2n+1) \sum_{k=1}^n x_k - 6 \sum_{k=1}^n x_k k}{n(n-1)} \\ a_1 = \frac{12 \sum_{k=1}^n x_k k - 6(n-1) \sum_{k=1}^n x_k}{n(n-1)(n+1)} \end{cases}$$

……公式 24

消除线性趋势项的计算公式为:

$$y_k = x_k - \widehat{x_k} = x_k - (a_0 - a_1 k) \quad (k = 1, 2, 3, \dots, n)$$

……公式 25

$m \geq 2$ 时为曲线趋势项。在实际振动信号数据处理中,通常取 $m=1 \sim 3$ 来对采样数据进行多项式趋势项消除的处理。

[0035] 我们通过最小二乘法消除趋势项,得到的结果通过匿名四轴上位机采集到按压时X轴的数据,将数据存到文本中供MATLAB进行分析,在没有按压的时候,未处理时有直流分量的影响,处理后趋势项消除,得到的数据更为准确。

[0036] 2、滤波原理:

1)、获得加速度值

当加速度传感器(ADXL345)初始化时,对Z轴有一个G的正向加速度,这时要减去一个G的加速度,以保障在初始化时加速度传感器在Z轴上的加速度为0。

[0037] 当然加速度传感器获得的加速度值并不是完全精准的,这时我们需要运用一些算法改善我们的数据。

[0038] 2)、数据平滑处理:

[0039] 我们可以通过匿名四轴上位机得到X,Y,Z轴方向的三个加速度,但是我们可以看到采集到的加速度信号往往叠加了许多噪声信号,噪声信号除了有50Hz的工频机器倍频程等周期性的干扰信号外,还有不规则的随机干扰信号。由于随机干扰信号的频带较宽,有时高频成分所占比例还很大,使得采集到离散数据绘成的曲线上呈现许多毛刺,很不光滑,为了削弱干扰信号的影响,提高振动曲线光滑度,所以我们对采样数据进行平滑处理。

[0040] 数据平滑还有一个特殊用途,即消除信号的不规则趋势项,在测试过程中,有时测试仪器由于收到某些意外干扰,造成个别测点的采样信号产生偏离基线较大,形状有不规则的趋势项。可以用滑动平均法对这个信号进行多次数据平滑,得到一条光滑的趋势项曲线,用原始信号减去趋势项,即消除了信号的不规则趋势项。

[0041] 平均法的基本计算公式:

$$y_i = \sum_{n=-N}^N h_n x_{i-n} \quad (i = 1, 2, \dots, m)$$

……公式 26

公式26中, x 为采样数据; y 为平滑处理后的结果; m 为数据点数; $2N+1$ 为平均点数; h 为加权平均因子,若将公式26看做一个滤波式子, h 还可成为滤波因子。

[0042] 加权平均因子必须满足下式:

$$\sum_{n=-N}^N h_n = 1$$

……公式 27

对于简单平均法 $h_n = 1/(2N+1)$ ($n=0, 1, 2, \dots, N$),即:

$$y_i = \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N x_{i-n}$$

……公式 28

对于加权平均法,若作五点加权平均($N=2$),可取:

$$\{h\} = (h_{-2}, h_{-1}, h_0, h_1, h_2) = \frac{1}{9}(1, 2, 3, 2, 1)$$

利用最小二乘法原理对离散数据进行线性平滑的方法成为直线滑动平均法,五点滑动平均($N=2$)的计算公式为:

$$\left. \begin{aligned} y_1 &= \frac{1}{5}(3x_1 + 2x_2 + x_3 - x_4) \\ y_2 &= \frac{1}{10}(4x_1 + 3x_2 + 2x_3 + x_4) \\ &\vdots \\ y_i &= \frac{1}{5}(3x_{i-2} + 2x_{i-1} + x_i + x_{i+1} + x_{i+2}) \\ &\vdots \\ y_{m-1} &= \frac{1}{10}(x_{m-3} + 2x_{m-2} + 3x_{m-1} + 4x_m) \\ y_m &= \frac{1}{5}(-x_{m-3} + x_{m-2} + 2x_{m-1} + 3x_m) \end{aligned} \right\} (i = 3, 4, \dots, m-2)$$

……公式 29

可以看到,随着平滑次数的增加,曲线的峰值会越来越少,失真更为严重,这是因为,数据经过五点三次平滑法会使得谱曲线中的峰值降低,体形变宽,造成识别参数的误差增大,因此平滑次数不宜太多。我们采用了五次平滑滤波。

[0043] 3)、软件补偿:

加速度传感器初始化后,经过滤波,仍未达到某些固定的值,可采取软件补偿的方法进行滤波。

[0044] 4)、时间积分常数切换:

标准胸外按压一般要求按压和释放比一般为1:1,即按压过程时间和释放时间为1:1,然而在人工胸外按压过程中,不同的施救者,或同一施救者不同体力的情况下,按压与胸部回弹的时间都难以达到对称,除了胸廓本身是粘弹系统造成力-位移的滞回性质,还有一个原因就是按压和回弹时间的不一致。所以通过这个特性,选用不同的时间积分常数,在合适的力-位移比情况下选用合适的积分常数,缩小误差。

[0045] 5)、获得压力:

压力传感器检测压力的最大值最小值以及力的释放,运用上述的5点滑动滤波方法获得准确数据。

[0046] 二、主控箱

图3、6~10所示,主控箱2具有硬件采集电路21、基于STM32芯片的第二信号软件处理器22、SIM900A模块23、OLED液晶显示屏24及第二电源部分25,第二电源部分25提供电源,第二

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,同时第二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。主控箱2短信报警功能,当按下主控箱2的报警按钮时,呼救信息和位置信息会发送到医院处。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芯片的第二信号软件处理器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。

[0047] 图6所示,第二信号软件处理器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-M3CPU,片上128k fIash,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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 图10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。

[0051] SIM900A模块23通过串口与基于STM32芯片的第二信号软件处理器22相连。第二信号软件处理器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。本发明采用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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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芯片的第二信号软件处理器22包含12bit ADC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。

[0055] 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7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。

[0056] 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。带通滤波器用高通滤波器来构成,如图8、9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。

[0057] 图8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 $f_H=0.03Hz$;图9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 $f_L=110Hz$ 。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。在脉搏血氧计中,通过测量脉搏血氧饱和度(SpO₂)来判断人体血液中的含氧量。SpO₂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

$$SpO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\%。$$

[0058] 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: $SpO_2 = A \cdot I_{\lambda 1} AC / I_{\lambda 1} DC I_{\lambda 2} AC / I_{\lambda 2} DC - B$ 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, $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 为入射光波长。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 三、Android 系统的上位机 3

现在的安卓智能手机大多带有 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。

[0065] 主要处理:

- 1、跳转到打开GPS页面的意图
- 2、实例化LocationManager打开Gps
- 3、最佳搜索条件
- 4、获取最后获得的位置
- 5、请求实时更新Location数据

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。

[0066] 本发明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。

[0067] 经测试,本发明具有如下性能:

*按压垫:

1. 加速度二次积分求位移误差小于0.1cm;
2. 深度反馈指示灯亮所需时间小于0.5s;
3. 频率灯的闪烁通过反馈控制在100-120次/分钟。

[0068] *主控箱:

1. 按下呼救按键到收到紧急报警短信所需时间少于20s;
2. 图片流程显示扫描一张图片显示所需时间少于3s;
3. 心电、血氧、脉搏采集所需时间少于15s;
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%;
5. 脉搏计算误差控制在5%。

[0069] *Android系统的上位机3APP:

1. 图片流程显示扫描一张图片显示所需时间少于1s;
2. 附近的产品显示定位与实际定位误差在5%内。

[0070] 由此,本发明的技术方案具有如下功效:

(1) 辅助抢救:

- 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;
- b. 按压位置指示,根据产品形状及使用说明,可迅速找到正确的按压位置;
- c. 按压深度提醒,将按压深度数据以灯光颜色进行直观反馈,按压有效(5-6cm)时,绿色灯带闪动,红色灯带闪动代表按压力度过重,黄色代表按压过轻,有效帮助救助者控制按压力度,在保持有效按压的同时不对患者胸膜、肋骨造成损伤;
- d. 按压频率提醒,蓝色灯以每分钟120次的频率亮,灯亮时按压,有效提高抢救成功率。

[0071] (2) 监测患者健康状况:

- a. 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；

b.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；

c.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。

[0072] (3) 及时获得救助：

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。

[0073] (4) 其他人性化设计：

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；

b.APP产品使用介绍、流程介绍；

c.定位,寻找附近的产品。

[0074] 当然,以上结合实施方式对本发明做了详细说明,只为说明本发明的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人了解本发明的内容并加以实施,因此,凡根据本发明精神实质所做的等效变化或修饰,都应涵盖在本发明的保护范围内。

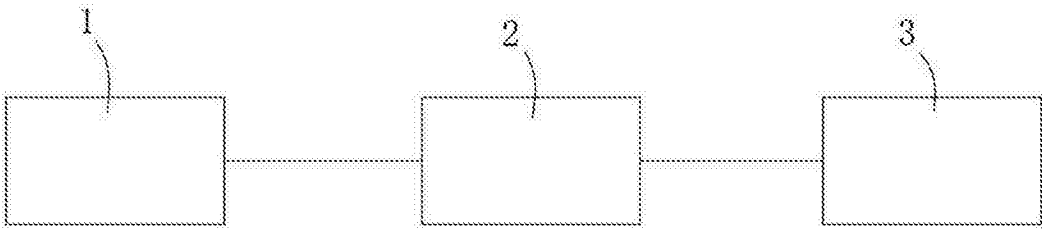


图1

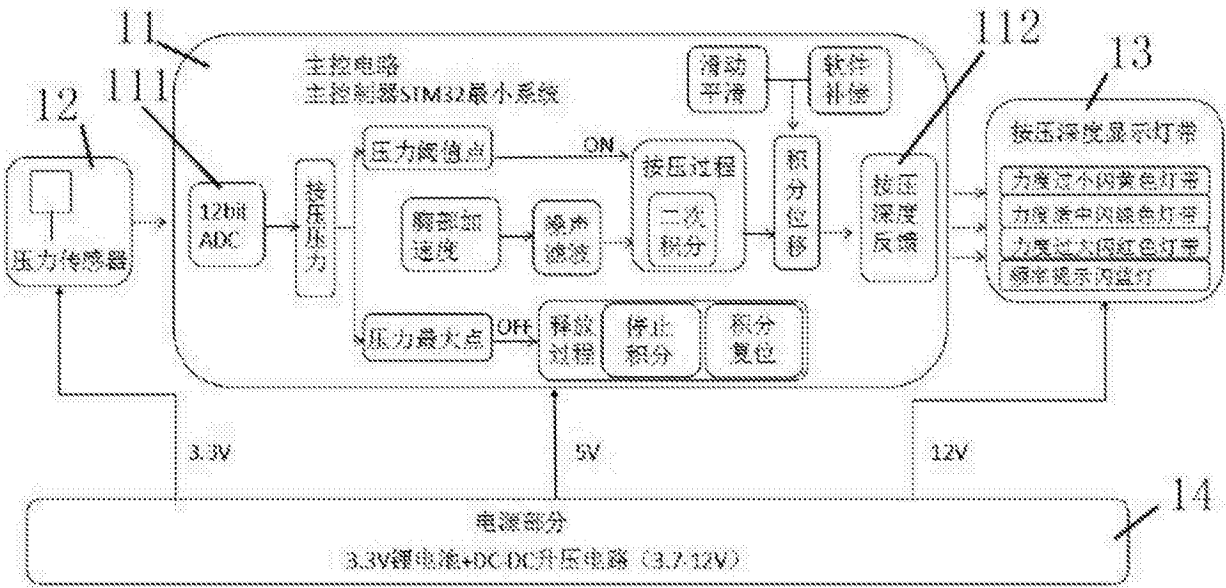


图2

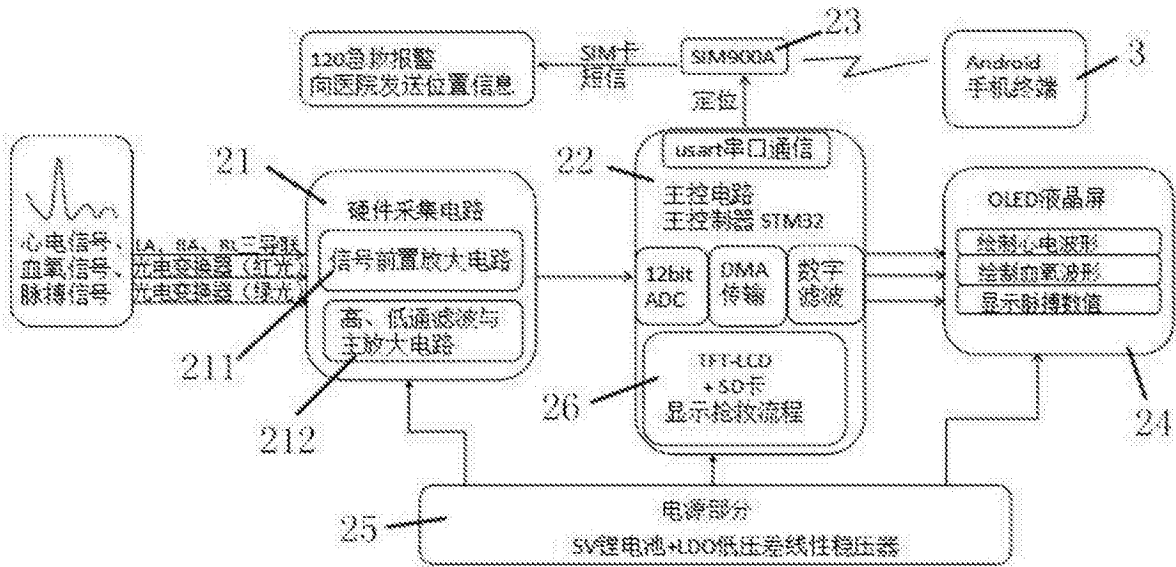


图3

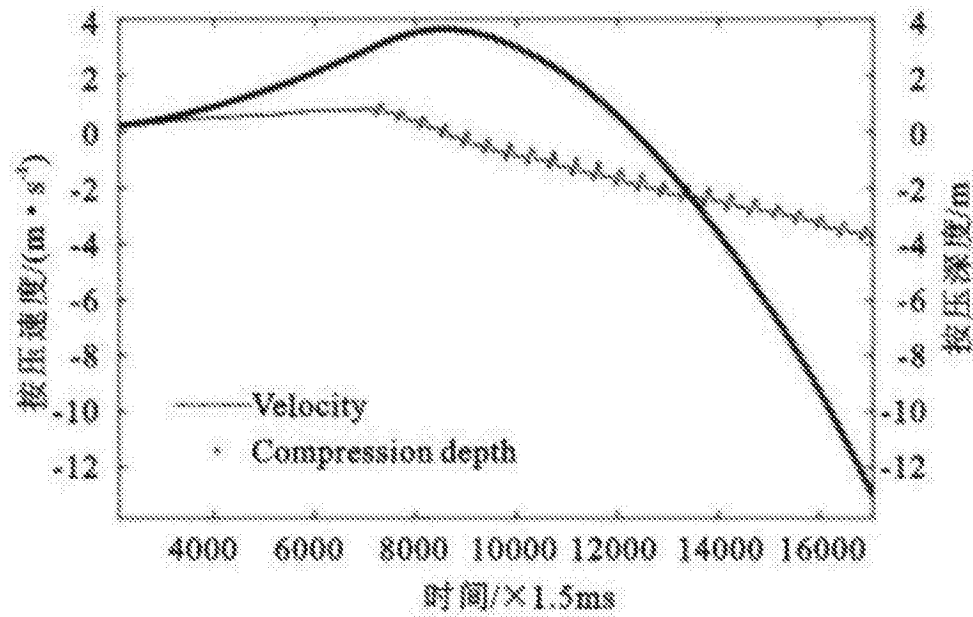


图4

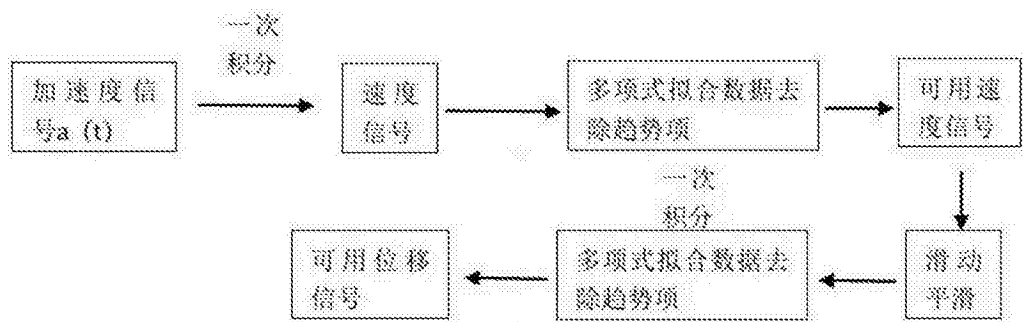


图5

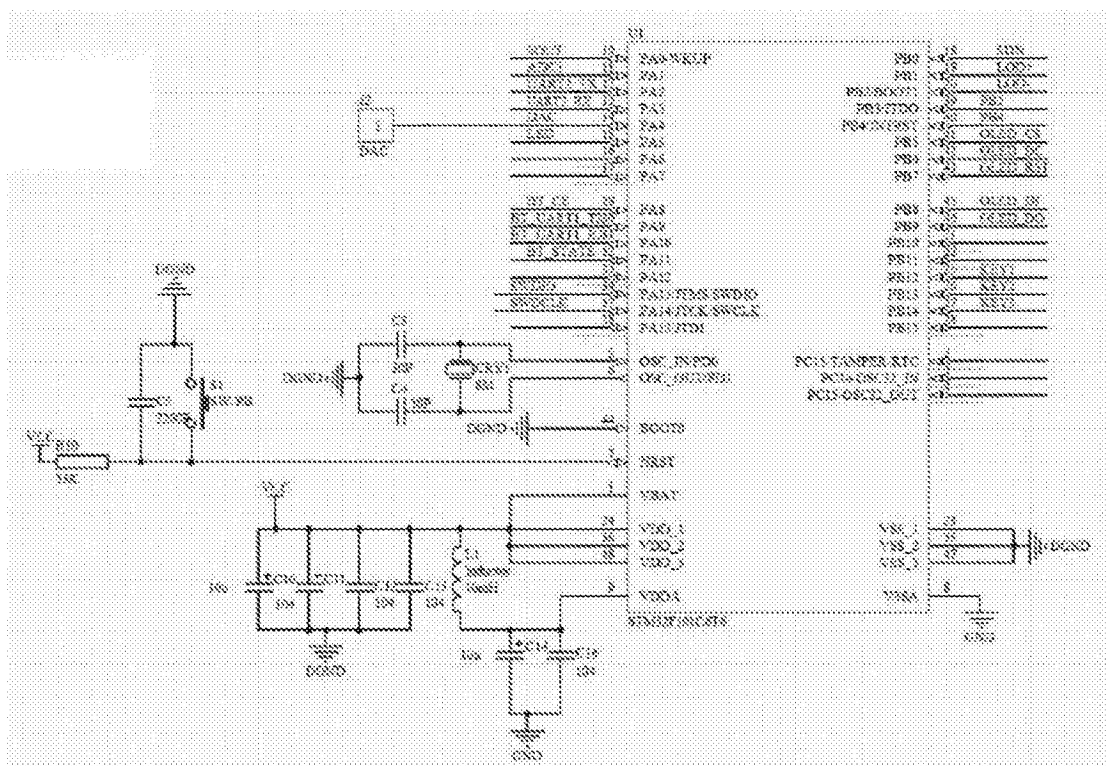


图6

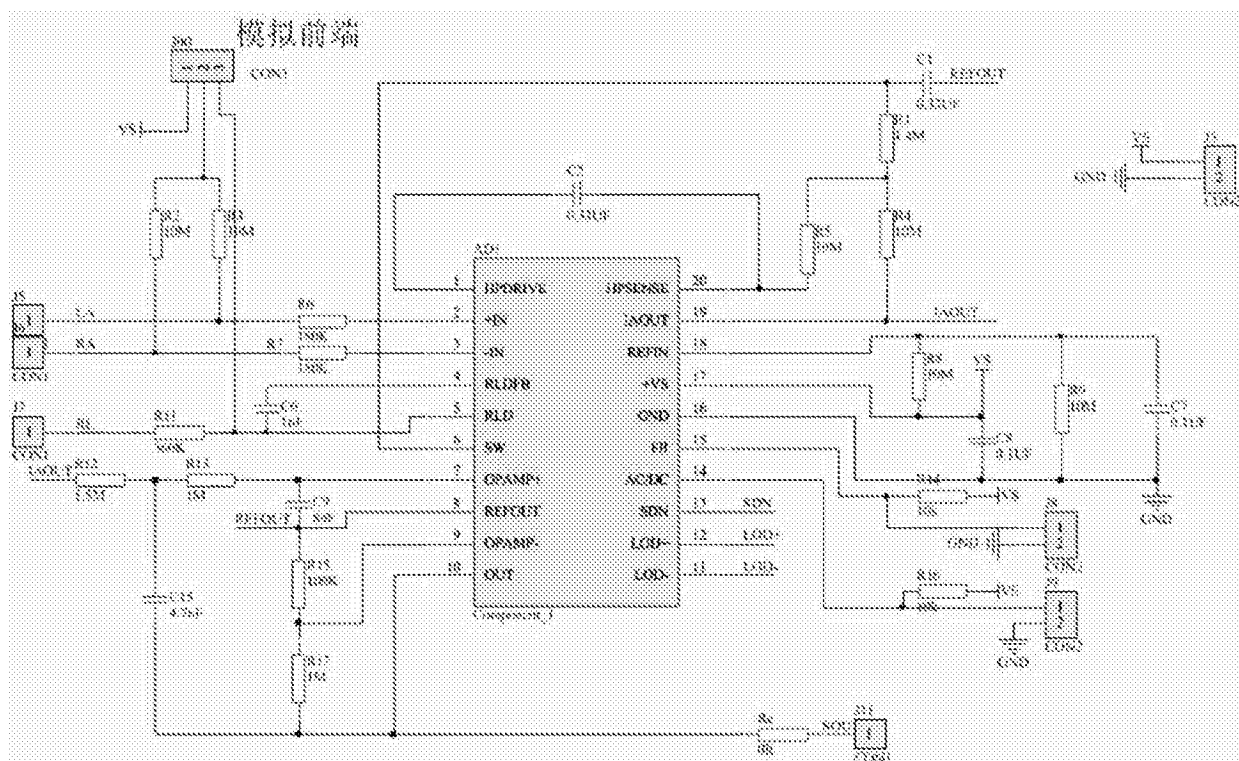


图7

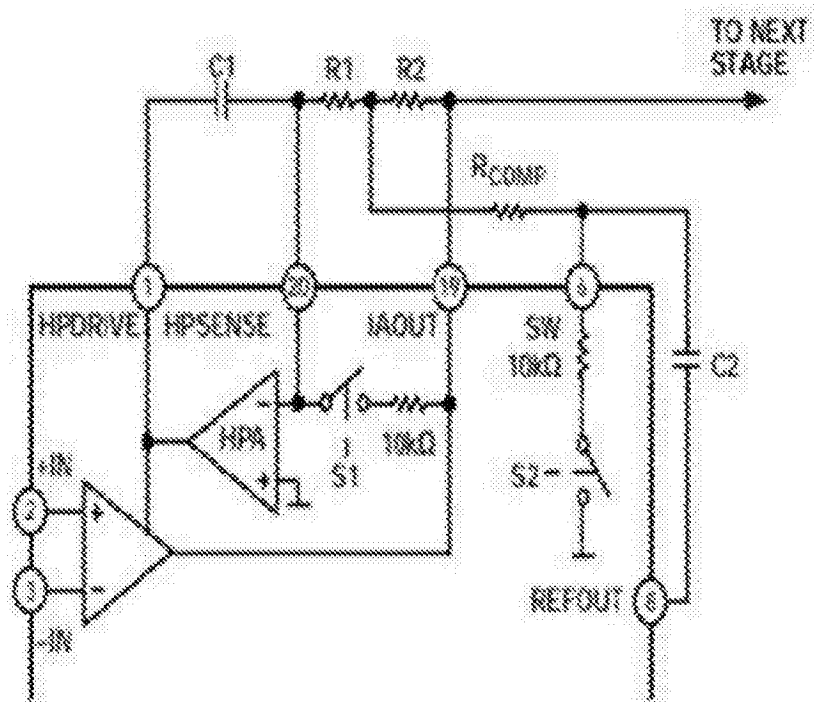


图8

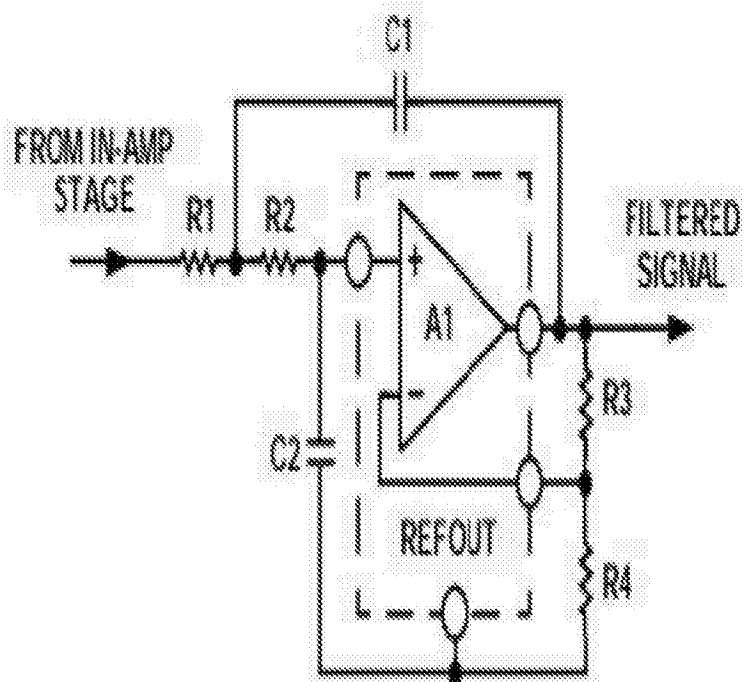


图9

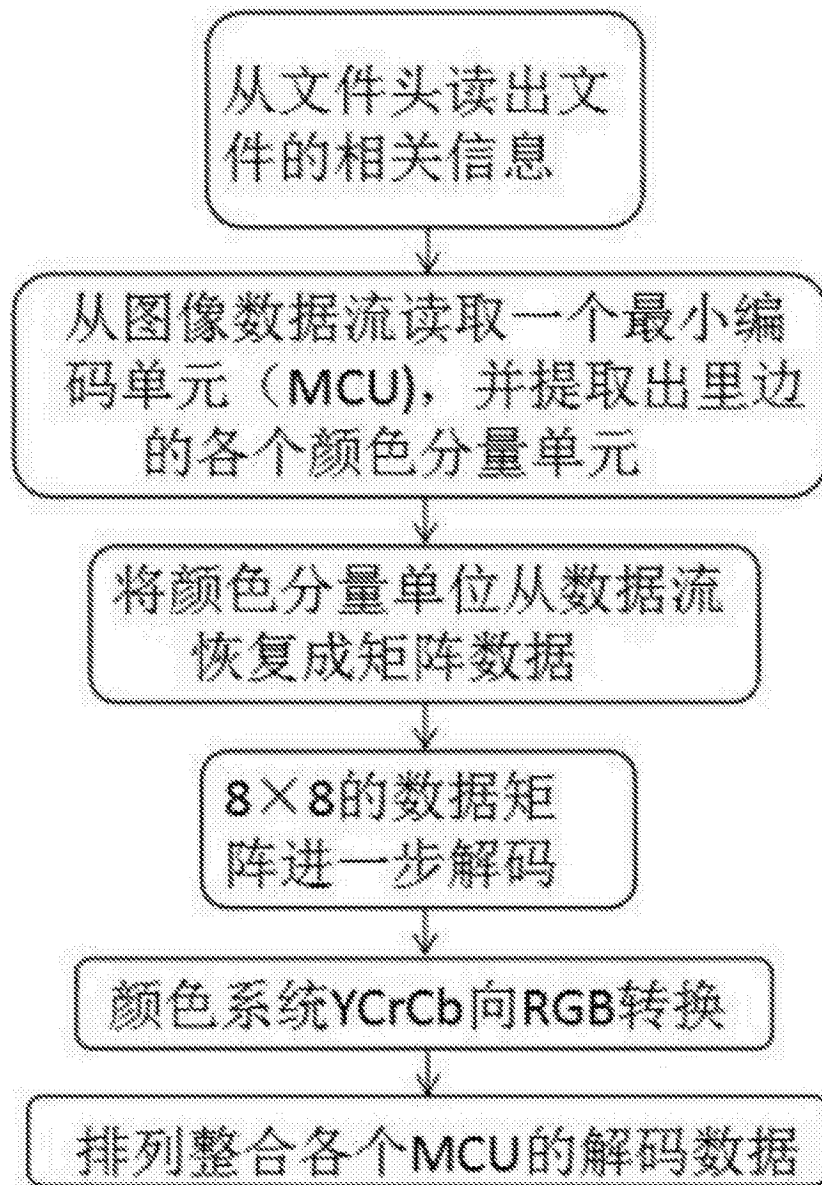


图10

专利名称(译)	心肺复苏辅助器		
公开(公告)号	CN106726437A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201611107772.0	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	黎健钊 纪栩文 叶炳旭 陈家宇 陈耀文		
发明人	黎健钊 纪栩文 叶炳旭 陈家宇 陈耀文		
IPC分类号	A61H31/00 A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/1455 A61B5/00		
代理人(译)	温旭		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及心肺复苏辅助器，该心肺复苏辅助器具有：按压垫，提供心肺复苏按压载体，并对按压位置、深度、频率的提醒，完成对压力信号的模拟采集到数字的转换及反馈数据；主控箱，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；Android系统的上位机，接受主控箱上的位置信息，进行定位，寻找附近的产品。本发明可对心肺复苏的胸外按压提供准确指导，能够准确地反馈出按压力度的大小，从而实现按压深度、频率显示反馈。同时本发明还具有抢救流程显示、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。

