



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108836355 A

(43)申请公布日 2018. 11. 20

(21)申请号 201810682859.3

(22)申请日 2018.06.27

(71)申请人 莫毓昌

地址 310000 浙江省金华市婺城区玉泉西路786号52幢1单元202室

(72)发明人 莫毓昌

(74)专利代理机构 泉州市众创致远专利代理事务所(特殊普通合伙) 35241

代理人 柴淑芳

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

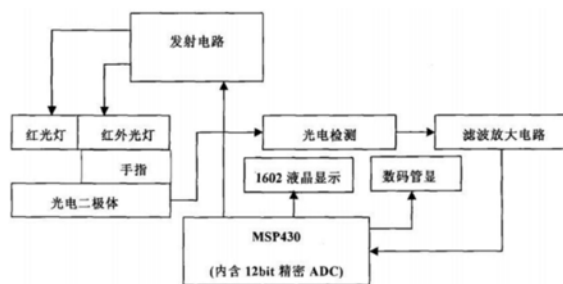
权利要求书3页 说明书11页 附图5页

### (54)发明名称

一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法

### (57)摘要

本发明公开了一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法,采集终端包括指夹式血氧探头,指夹式血氧探头与中心主机网络连接;指夹式血氧探头包括嵌入式微处理器上设置有液,嵌入式微处理器连接发射电路,发射电路包括红光灯、红外光灯;红光灯、红外光灯发出的红光、红外光透过手指后照射在位于手指下方的光电二极管上,光电二极管通过光电检测电路与滤波放大电路连接,滤波放大电路连接嵌入式微处理器。采集方法利用含氧血红蛋白与不含氧血红蛋白对红光和红外光的吸收差异性,再通过光电检测电路实现I-V转换,根据比尔兰伯特定律推导出的血氧饱和度计算公式,实现对血氧饱和度的求取,从而实现了人们自己测量血氧饱和度的目的。



1. 一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端,包括指夹式血氧探头,指夹式血氧探头与中心主机网络连接;其特征在于:所述指夹式血氧探头包括嵌入式微处理器,嵌入式微处理器连接发射电路,发射电路包括红光灯、红外光灯;红光灯、红外光灯发出的红光、红外光透过手指后照射在位于手指下方的光电二极体上,光电二极体通过光电检测电路与滤波放大电路连接,滤波放大电路连接嵌入式微处理器。

2. 如权利要求1所述的嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端,其特征在于:所述嵌入式微处理器包括电源模块、串行接口模块、电压输出数模转换器;电源模块为指夹式血氧探头提供电力并稳定电压;嵌入式微处理器通过串行接口模块与中心主机发送或接收数据;嵌入式微处理器通过电压输出数模转换器连接发射电路。

3. 如权利要求1所述的嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端,其特征在于:所述发射电路为H桥电路,发射电路中分别通过二极管连接红光灯和红外光灯且两者反向对接。

4. 如权利要求1所述的嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端,其特征在于:所述滤波放大电路包括一阶低通滤波电路、二阶低通滤波电路、一阶高通滤波电路,输入端通过光电检测电路与一阶低通滤波电路连接,一阶低通滤波电路通过二阶低通滤波电路连接一阶高通滤波电路,一阶高通滤波电路后端设置有交流输出端。

5. 一种家庭医疗血氧饱和度的采集方法,其特征在于:包括以下步骤:

S1、嵌入式微处理器控制发射电路发出红光、红外光;

S2、红光、红外光透过手指后照射在光电二极体上;

S3、照射在光电二极体的光信号经过检测电路进行光电转换;

S4、经过光电检测后的电路信号经过滤波电路进行过滤放大处理;

S5、过滤放大后的电路信号经嵌入式微处理器接收并计算后通过电压输出数模转换器显示出来。

6. 如权利要求5所述的家族医疗血氧饱和度的采集方法,其特征在于:步骤S5中嵌入式微处理器的计算步骤为:

S51、根据比尔兰伯特定律的式子进行推导;

$$I_t(\lambda) = I_0(\lambda) \times \exp\left\{-\sum_{j=1}^N a_j c_j d_j\right\}$$

其中  $I_t(\lambda)$  : 代表波长  $\lambda$  的透射光

$I_0(\lambda)$  : 代表波长  $\lambda$  的入射光

$a_j$  : 代表介质的光吸收系数

$b_j$  : 代表介质的浓度

$c_j$  : 代表光的行经路径

得到以下两式:

$$I_{RED} = I_0 \times \exp\left(-\left(a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + a_{RED}^{Hb} C_{Hb} d_2 + a_a C_t d_3\right)\right)$$

$$I_{IR} = I_1 \times \exp\left(-\left(a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + a_{IR}^{Hb} C_{Hb} d_2 + a_b C_t d_3\right)\right)$$

其中  $I_0$ 、 $I_1$  : 分别为红光、红外线的入射光

$I_{RED}$ 、 $I_{IR}$  : 分别为红光、红外线的透射光

$a_{RED}^{HbO_2}$  : 带氧血红蛋白的红光吸收系数

$a_{IR}^{HbO_2}$  : 带氧血红蛋白的红外光吸收系数

$a_{RED}^{Hb}$  : 不带氧血红蛋白的红光吸收系数

$a_{IR}^{Hb}$  : 不带氧血红蛋白的红外光吸收系数

$a_a$  : 非血液组织的红光吸收系数

$a_b$  : 非血液组织的红外光吸收系数

$C_{HbO_2}$  : 带氧血红蛋白的浓度

$C_{Hb}$  : 不带氧血红蛋白的浓度

$C_t$  : 非血液组织的浓度

$d_1$  : 红光或红外光在带氧血红蛋白层的行径路径

$d_2$  : 红光或红外光在不带氧血红蛋白层的行径路径

$d_3$  : 红光或红外光在非血液组织层的行径路径

S52、以一个脉动周期时间来观察,动脉有一个微小的变动量;

因 $d_3$ 为红光或红外光在非血液组织层的行径路径,变动量为零;

假设 $d_1$ , $d_2$ 的变化量相等,由上面两式可得:

$$\frac{I_{RED(ac)}}{I_{RED(dc)}} = \frac{dI_{RED}}{I_{RED}} = (a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{RED}^{Hb} C_{Hb}) dd_1$$

$$\frac{I_{IR(ac)}}{I_{IR(dc)}} = \frac{dI_{IR}}{I_{IR}} = (a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{IR}^{Hb} C_{Hb}) dd_1$$

S53、将上两式相除,可得到一个比值,如下式:

$$R = \frac{\frac{I_{RED(ac)}}{I_{RED(dc)}}}{\frac{I_{IR(ac)}}{I_{IR(dc)}}} = \frac{\frac{dI_{RED}}{I_{RED}}}{\frac{dI_{IR}}{I_{IR}}} = \frac{a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{RED}^{Hb} C_{Hb}}{a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{IR}^{Hb} C_{Hb}}$$

S54、红光与红外光接收到的血压波信号各自可以分为直流和交流两种不同的信号,结合血氧饱和浓度定义式,做数学运算后可得下式:

$$S_a O_2 = \frac{C_{Hb} O_2}{C_{Hb} O_2 + C_{Hb}} = \frac{a_{IR}^{Hb} R - a_{RED}^{Hb}}{(a_{IR}^{Hb} - a_{IR}^{HbO_2}) R - (a_{RED}^{Hb} - a_{RED}^{HbO_2})}$$

S55、找到合适的参数来模拟比例值R和血氧饱和度的关系,可以得到下式:

$$S_a O_2 = \frac{k_1 R - k_2}{k_3 R - k_4}$$

S56、由上式可知,只要知道红光强度和红外光的强度以及依据曲线拟合方式找到的k1、k2、k3、k4即可求得血氧饱和浓度。

## 一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及智能医疗领域,尤其涉及一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法。

### 背景技术

[0002] 社会经济的飞速发展,使得人类的生活水平日益提高,人类的健康观念、健康方式和途径都发生了深刻的变化,人类对自身的健康状况越来越关注,但是到医院就诊前的挂号、等待让病人感到了病痛之余的煎熬。昂贵的检查、治疗费用也让众多的患者望而却步,往往也会延误治疗的时机,这种看病难、看病贵的现象还是有一定普遍性的。

[0003] 科技的进步必将推动医疗领域的变革,并已初步形成了一门新兴的边缘技术学科—家庭医疗保健工程(Home Health Care),简称HHC。HHC的主要内容是:将千家万户与医疗联系起来,实现医疗进入家庭。在配备先进设备的条件下,病人可以在家中完成身体状况的检测,并在需求帮助的情况下可以通过通信方式,将信息(生理参数)发送到医疗中心,让医生给予病情分析和提供应对措施。

[0004] 虽然远程医疗系统在通讯技术快速发展的推动下已在远程医疗咨询、教育及会诊等方面得到了长足的发展,但是影响远程医疗发展的另一个关键因素—用户终端设备却没有得到相应的发展,这在很大程度上限制了远程医疗的应用领域,使得远程医疗难以在社区和家庭中普及。虽然目前已有多种可进行交互式会诊的个人计算机外围设备,但由于这些设备必须与个人计算机有线连接,在使用时会影响用户的其他活动,而且不能实现长时间的实时监测。

### 发明内容

[0005] 本发明目的是解决上述问题,设计一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法。

[0006] 为了实现上述目的,本发明的技术方案是:

[0007] 一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端,包括指夹式血氧探头,指夹式血氧探头与中心主机网络连接;所述指夹式血氧探头包括嵌入式微处理器上设置有液,嵌入式微处理器连接发射电路,发射电路包括红光灯、红外光灯;红光灯、红外光灯发出的红光、红外光透过手指后照射在位于手指下方的光电二极管上,光电二极管通过光电检测电路与滤波放大电路连接,滤波放大电路连接嵌入式微处理器。

[0008] 进一步的,所述嵌入式微处理器包括电源模块、串行接口模块、电压输出数模转换器;电源模块为指夹式血氧探头提供电力并稳定电压;嵌入式微处理器通过串行接口模块与中心主机发送或接收数据;嵌入式微处理器通过电压输出数模转换器连接发射电路。

[0009] 进一步的,所述发射电路为H桥电路,发射电路中分别通过二极管连接红光灯和红外光灯且两者反向对接。

[0010] 进一步的,所述滤波放大电路包括一阶低通滤波电路、二阶低通滤波电路、一阶高

通滤波电路,输入端通过光电检测电路与一阶低通滤波电路连接,一阶低通滤波电路通过二阶低通滤波电路连接一阶高通滤波电路,一阶高通滤波电路后端设置有交流输出端。

[0011] 一种家庭医疗血氧饱和度的采集方法,包括以下步骤:

[0012] S1、嵌入式微处理器控制发射电路发出红光、红外光;

[0013] S2、红光、红外光透过手指后照射在光电二极管上;

[0014] S3、照射在光电二极管的光信号经过检测电路进行光电转换;

[0015] S4、经过光电检测后的电路信号经过滤波电路进行过滤放大处理;

[0016] S5、过滤放大后的电路信号经嵌入式微处理器接收并计算后通过电压输出数模转换器显示出来。

[0017] 进一步的,步骤S5中嵌入式微处理器的计算步骤为:

[0018] S51、根据比尔兰伯特定律的式子进行推导;

$$[0019] \quad I_t(\lambda) = I_0(\lambda) \times \exp\left\{-\sum_{j=1}^N a_j c_j d_j\right\}$$

[0020] 其中 $I_t(\lambda)$ :代表波长 $\lambda$ 的透射光

[0021]  $I_0(\lambda)$ :代表波长 $\lambda$ 的入射光

[0022]  $a_j$ :代表介质的光吸收系数

[0023]  $b_j$ :代表介质的浓度

[0024]  $c_j$ :代表光的行径路径

[0025] 得到以下两式:

$$[0026] \quad I_{RED} = I_0 \times \exp\left(-\left(a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + a_{RED}^{Hb} C_{Hb} d_2 + a_a C_t d_3\right)\right)$$

$$[0027] \quad I_{IR} = I_1 \times \exp\left(-\left(a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + a_{IR}^{Hb} C_{Hb} d_2 + a_b C_t d_3\right)\right)$$

[0028] 其中 $I_0$ 、 $I_1$ :分别为红光、红外线的入射光

[0029]  $I_{RED}$ 、 $I_{IR}$ :分别为红光、红外线的透射光

[0030]  $a_{RED}^{HbO_2}$ :带氧血红蛋白的红光吸收系数

[0031]  $a_{IR}^{HbO_2}$ :带氧血红蛋白的红外光吸收系数

[0032]  $a_{RED}^{Hb}$ :不带氧血红蛋白的红光吸收系数

[0033]  $a_{IR}^{Hb}$ :不带氧血红蛋白的红外光吸收系数

[0034]  $a_a$ :非血液组织的红光吸收系数

[0035]  $a_b$ :非血液组织的红外光吸收系数

[0036]  $C_{HbO_2}$ :带氧血红蛋白的浓度

[0037]  $C_{Hb}$ :不带氧血红蛋白的浓度

[0038]  $C_t$ :非血液组织的浓度

[0039]  $d_1$ :红光或红外光在带氧血红蛋白层的行径路径

[0040]  $d_2$ :红光或红外光在不带氧血红蛋白层的行径路径

[0041]  $d_3$ :红光或红外光在非血液组织层的行径路径

[0042] S52、以一个脉动周期时间来观察,动脉有一个微小的变动量。因d3为红光或红外光在非血液组织层的行径路径,变动量为零。假设d1,d2的变化量相等,由上面两式可得:

$$[0043] \quad \frac{I_{RED(ac)}}{I_{RED(dc)}} = \frac{dI_{RED}}{I_{RED}} = (a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{RED}^{Hb} C_{Hb}) dd_1$$

$$[0044] \quad \frac{I_{IR(ac)}}{I_{IR(dc)}} = \frac{dI_{IR}}{I_{IR}} = (a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{IR}^{Hb} C_{Hb}) dd_1$$

[0045] S53、将上两式相除,可得到一个比值,如下式:

$$[0046] \quad R = \frac{\frac{I_{RED(ac)}}{I_{RED(dc)}}}{\frac{I_{IR(ac)}}{I_{IR(dc)}}} = \frac{\frac{dI_{RED}}{I_{RED}}}{\frac{dI_{IR}}{I_{IR}}} = \frac{a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{RED}^{Hb} C_{Hb}}{a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{IR}^{Hb} C_{Hb}}$$

[0047] S54、红光与红外光接收到的血压波信号各自可以分为直流和交流两种不同的信号,结合血氧饱和浓度定义式,做数学运算后可得下式:

$$[0048] \quad S_a O_2 = \frac{C_{Hb} O_2}{C_{Hb} O_2 + C_{Hb}} = \frac{a_{IR}^{Hb} R - a_{RED}^{Hb}}{(a_{IR}^{Hb} - a_{IR}^{HbO_2}) R - (a_{RED}^{Hb} - a_{RED}^{HbO_2})}$$

[0049] S55、找到合适的参数来模拟比例值R和血氧饱和度的关系,可以得到下式:

$$[0050] \quad S_a O_2 = \frac{k_1 R - k_2}{k_3 R - k_4}$$

[0051] S56、由上式可知,只要知道红光强度和红外光的强度以及依据曲线拟合方式找到的k1、k2、k3、k4即可求得血氧饱和浓度。

[0052] 与现有技术相比,本发明具有的优点和积极效果是:

[0053] 本发明作为远程医疗中的血氧饱和度前端采集部分,采用双波长透射式指夹测量法,利用含氧血红蛋白与不含氧血红蛋白对红光和红外光的吸收差异性,通过发射电路实现对两种光的分时间间隔点亮控制,将光电二极管将被穿透手指的光转换为微弱的电流信号通过光电检测电路实现I-V转换,通过由运算放大器搭建的滤波放大电路取出直流信号分量和两种波长的透射光所对应的交流分量,根据比尔兰伯特定律推导出的血氧饱和度计算公式,实现对血氧饱和度的求取,从而实现了人们自己测量血氧饱和度的目的,为智能医疗提供了便利。

## 附图说明

[0054] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0055] 图1为本发明的总体结构框架图；  
[0056] 图2为比尔兰伯特定律曲线图；  
[0057] 图3为血液吸收系数与不同频段光的关系图；  
[0058] 图4为发射电路结构示意图；  
[0059] 图5为光电二极管的电压电流特性图；  
[0060] 图6为光电检测电路及滤波放大电路结构示意图。

## 具体实施方式

[0061] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

[0062] 如图1所示,一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端,包括指夹式血氧探头,指夹式血氧探头与中心主机网络连接;所述指夹式血氧探头包括嵌入式微处理器上设置有液,嵌入式微处理器连接发射电路,发射电路包括红光灯、红外光灯;红光灯、红外光灯发出的红光、红外光透过手指后照射在位于手指下方的光电二极管上,光电二极管通过光电检测电路与滤波放大电路连接,滤波放大电路连接嵌入式微处理器。

[0063] 血氧饱和度采集的原理、定义

[0064] 血氧饱和和浓度感测原理是利用红光和红外线两种波长分别照射到手指,利用在相对方向的光电二极管接收透射光源,当光线穿过人体组织,有些光会被组织给吸收,如骨头、皮肤、动脉血液、静脉血液等,这些组织有不同形态的血红蛋白(hemoglobin),其光吸收度不变,因此,光电二极管接收端会有一个dc信号,动脉的脉动会引起血管体积变化,血液中带氧血红蛋白和不带氧血红蛋白也会跟着改变,进而影响组织对光的吸收度。因此,动脉脉动强度会改变其吸收度,导致光电二极管接收到的透射光会有所不同,进而产生ac信号。静脉影响光的吸收度非常小,忽略其影响性,因此信号被称为血压波信号。两种不同波长的血压波信号关系会产生一个比例值,这个比例值经推导后可以被转换成血氧饱和和浓度。详细数学推导如下:

[0065] 研究血氧饱和和量测系统,需先定义何谓血氧饱和和浓度。所谓的血氧饱和和浓度就是血液中血红蛋白的携氧量,也就是血液中的含氧量。而血氧饱和和浓度定义为下式:

$$[0066] \quad S_a O_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}}$$

[0067] 其中: $C_{HbO_2}$ :代表血液中带氧血红蛋白( $HbO_2$ )的浓度

[0068]  $C_{Hb}$ :代表血液中不带氧血红蛋白( $Hb$ )的浓度

[0069] 比尔兰伯特定律(Beer-Lambert Law)

[0070] 比尔兰伯特定律是探讨入射光经过一介质,而光会被介质所吸收后,产生透射光,此定律就是在说明入射光与透射光的关系,以及这些关系结果与哪些因素有关。

[0071] 首先,定义比尔兰伯特定律的式子如下:



$$[0072] \quad I_t(\lambda) = I_0(\lambda) \times \exp\left\{-\sum_{j=1}^N a_j c_j d_j\right\}$$

[0073] 其中  $I_t(\lambda)$  :代表波长 $\lambda$ 的透射光

[0074]  $I_0(\lambda)$  :代表波长 $\lambda$ 的入射光

[0075]  $a_j$ :代表介质的光吸收系数

[0076]  $b_j$ :代表介质的浓度

[0077]  $c_j$ :代表光的行径路径

[0078] 由上式可以很清楚的知道入射光与透射光的关系跟介质的光吸收系数、介质的浓度和光的行径路径有关,如果把上式以曲线来表示的话,则如图2所示;

[0079] 血氧饱和度数学推导

[0080] 了解了血氧饱和度定义和比尔兰伯特定律之后,接下来介绍血氧饱和度的数学推导。本文量测系统的感测器是利用红光与红外线两种波长的光作为发射光源,将光入射到手指,利用血液对不同波长的光有不同的吸收系数特性来分析对于带氧血红蛋白不不带氧血红蛋白的吸收系数,如图3所示,由图上可以清楚看到光的波长大约在800nm以下是不带氧血红蛋白(Hb)的吸收系数大于带氧血红蛋白(HbO<sub>2</sub>)的吸收系数;而光波长大约在800nm以上是不带氧血红蛋白(Hb)的吸收系数小于带氧血红蛋白(HbO<sub>2</sub>)的吸收系数。

[0081] 利用两种不同波段光:红光(RFD)波长约为660nm,红外线(TR, Infrared)波长约为940nm,让发射端以这两种频段的光分时发射,利用比尔兰伯特定律且将手指视为介质,忽略散射光,而手指大致可分为血液、非血液的组织两种成分,此时可得到以下两式:

$$[0082] \quad I_{RED} = I_0 \times \exp\left(-\left(a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + a_{RED}^{Hb} C_{Hb} d_2 + a_a C_t d_3\right)\right)$$

$$[0083] \quad I_{IR} = I_1 \times \exp\left(-\left(a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + a_{IR}^{Hb} C_{Hb} d_2 + a_b C_t d_3\right)\right)$$

[0084] 其中  $I_0$ 、 $I_1$ :分别为红光、红外线的入射光

[0085]  $I_{RED}$ 、 $I_{IR}$ :分别为红光、红外线的透射光

[0086]  $a_{RED}^{HbO_2}$ :带氧血红蛋白的红光吸收系数

[0087]  $a_{IR}^{HbO_2}$ :带氧血红蛋白的红外光吸收系数

[0088]  $a_{RED}^{Hb}$ :不带氧血红蛋白的红光吸收系数

[0089]  $a_{IR}^{Hb}$ :不带氧血红蛋白的红外光吸收系数

[0090]  $a_a$ :非血液组织的红光吸收系数

[0091]  $a_b$ :非血液组织的红外光吸收系数

[0092]  $C_{HbO_2}$ :带氧血红蛋白的浓度

[0093]  $C_{Hb}$ :不带氧血红蛋白的浓度

[0094]  $C_t$ :非血液组织的浓度

[0095]  $d_1$ :红光或红外光在带氧血红蛋白层的行径路径

[0096]  $d_2$ :红光或红外光在不带氧血红蛋白层的行径路径

[0097]  $d_3$ :红光或红外光在非血液组织层的行径路径

[0098] 以一个脉动周期时间来观察,动脉有一个微小的变动量。因 $d_3$ 为红光或红外光在非血液组织层的行径路径,变动量为零。假设 $d_1, d_2$ 的变化量相等,由上面两式可得:

$$[0099] \quad \frac{I_{RED(ac)}}{I_{RED(dc)}} = \frac{dI_{RED}}{I_{RED}} = (a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{RED}^{Hb} C_{Hb}) dd_1$$

$$[0100] \quad \frac{I_{IR(ac)}}{I_{IR(dc)}} = \frac{dI_{IR}}{I_{IR}} = (a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{IR}^{Hb} C_{Hb}) dd_1$$

[0101] 将上两式相除,可得到一个比值,如下式:

$$[0102] \quad R = \frac{\frac{I_{RED(ac)}}{I_{RED(dc)}}}{\frac{I_{IR(ac)}}{I_{IR(dc)}}} = \frac{\frac{dI_{RED}}{I_{RED}}}{\frac{dI_{IR}}{I_{IR}}} = \frac{a_{RED}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{RED}^{Hb} C_{Hb}}{a_{IR}^{HbO_2} C_{HbO_2} + a_{IR}^{Hb} C_{Hb}}$$

[0103] 红光与红外光接收到的血压波信号各自可以分为直流(dc)和交流(ac)两种不同的信号,结合血氧饱和浓度定义式,做数学运算后可得下式:

$$[0104] \quad S_a O_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} = \frac{a_{IR}^{Hb} R - a_{RED}^{Hb}}{(a_{IR}^{Hb} - a_{IR}^{HbO_2}) R - (a_{RED}^{Hb} - a_{RED}^{HbO_2})}$$

[0105] 由上式可看出由实验得到的比例值 $R$ 与血氧饱和浓度的关系。实际上,典型的光电二极管红光波长近似660nm,近红外线波长范围890nm~950nm,这些光电二极管不是单色光源通常带宽与20nm~50nm之间,以红光为例,含有橘色光成分。因此,标准的血液吸收系数不能直接的代入上式中使用。况且此式也仅是一近似值,例如:红光和红外光并没有必然相同行径路径的改变和忽略二次散色光的影响。所以利用曲线拟合方式,找到合适的参数来模拟比例值 $R$ 和血氧饱和度的关系,可以得到下式:

$$[0106] \quad S_a O_2 = \frac{k_1 R - k_2}{k_3 R - k_4}$$

[0107] 由上式可知,只要知道红光强度和红外光的强度以及依据曲线拟合方式找到的 $k_1, k_2, k_3, k_4$ 即可求得血氧饱和浓度。

[0108] 本发明作为远程医疗中的血氧饱和度前端采集部分,采用双波长透射式指夹测量法,利用含氧血红蛋白与不含氧血红蛋白对红光和红外光的吸收差异性,通过发射电路实现对两种光的分时间间隔点亮控制,利用光电二极管将被穿透手指的光转换为微弱的电流信号,再通过光电检测电路实现I-V转换,通过由运算放大器搭建的滤波放大电路取出直流信号分量和两种波长的透射光所对应的交流分量,根据比尔兰伯特定律推导出的血氧饱和度计算公式,实现对血氧饱和度的求取,从而实现了人们自己测量血氧饱和度的目的,为智能医疗提供了便利。

[0109] 所述嵌入式微处理器包括电源模块、串行接口模块、电压输出数模转换器;电源模块为指夹式血氧探头提供电力并稳定电压;嵌入式微处理器通过串行接口模块与中心主机

发送或接收数据;嵌入式微处理器通过电压输出数模转换器连接发射电路。

[0110] 嵌入式微处理器一般具有以下的特点:

[0111] (1) 嵌入式微处理器在设计中都要考虑到低功耗的问题。嵌入式处理器一般提供几种工作模式,如正常工作模式、备用模式、省电模式等。这样为嵌入式系统提供了几种功耗模式,满足嵌入式系统对低功耗的要求。便携式和无线应用场合一般靠电池工作,此时设计的最重要指标是低功耗而不是性能。

[0112] (2) 嵌入式微处理器采用可扩展结构。在处理器内部都集成有很多扩展接口,以方便对不同应用的扩展。

[0113] (3) 具有功能很强的存储区保护功能。由于嵌入式系统的软件结构已模块化,为了避免在软件模块之间出现错误的交叉作用,需要设计强大的存储区保护功能来保障软件的正常运行,同时也有利于软件调试诊断。

[0114] (4) 提供丰富的调试功能。嵌入式系统的开发很多都是在交叉调试中进行,丰富的调试接口便于对嵌入式系统的开发。

[0115] (5) 对实时多任务具有很强的支持能力。处理器内部具有精确的晶振电路,丰富的定时器资源,从而有较强的实时特性。

[0116] 经过筛选,本发明采用MSP430嵌入式微处理器,MSP430是TI公司设计的一款超低功耗16位混合信号微处理器。内嵌16位定时器和丰富的I/O引脚。MSP430工作电压范围为1.8~3.6V;在1MHz时,不同运行模式下的额定工作电流为0.1~400uA;具有五种节能模式,从等待方式的唤醒时间只需6us,可以使系统在保证正常运行的条件下最大限度的降低功耗;适用于电池供电的移动设备。MSP430相比于MSP430系统的其他芯片,芯片Hash容量大(达60KB),功能更加完善,该芯片具有丰富的片上资源,包括以下部分:

[0117] (1)、基础时钟模块,包括1个数控振荡器(DCO)和2个晶振振荡器。

[0118] (2)、看门狗定时器WatchdogTimer,可用作通用定时器。

[0119] (3)、带有3个捕获/比较寄存器的16位定时器Timer\_A。

[0120] (4)、2个具有中断功能的8位并行端口:PI、P2。

[0121] (5)、模拟比较器Comparator\_A0。

[0122] (6)、12位A/D转换器ADC12。

[0123] (7)、2个串行通信接口:UART0、UART1。

[0124] (8)、存储空间:60KB+256BFlash和2KBRAM。

[0125] MSP430处理器可采用三套独立队时钟源:高速度主时钟、低频时中以及DCO片内时钟(ACLK、MCLK和SMCLK)。可在满足功能需要的情况下降低MCU主时钟频率,以降低电源功耗。在系统不需要高速运行的情况下,也可选用副时钟低速运行,进一步降低功耗。

[0126] 嵌入式微处理器(EMPU)是由通用计算机的CPU演变而来的。嵌入式微处理器在实际的应用中,只保留与嵌入式应用紧密相关的功能硬件,去除和剪裁掉冗余功能部分,配上必要的扩展外围电路,如存储器的扩展电路、I/O的扩展电路和一些专用的接口电路等,以满足嵌入式应用中的最低功耗和资源特殊应用等要求。与工业控制计算机相比,嵌入式微处理器具有体积小、重量轻、成本低、可靠性高等优点。虽然嵌入式微处理器在功能上与标准的微处理器区别不多,但嵌入式微处理器一般在工作温度、抗电磁干扰、可靠性等方面都有所增强。

[0127] 嵌入式微处理器的操作系统核心通常要求体积要很小,因为硬件ROM的容量有限,除了应用程序外,不希望操作系统占用太大的空间。目前,常用的嵌入式操作系统有WinCE、VxWorks、PalmOS、EPOC、Linux等。

[0128] Linux是目前最为流行的一款开放源代码的操作系统,不仅在PC平台,在嵌入式中也应用广泛,逐渐形成了与其他商业EOS抗衡的局面,目前正在开发的嵌入式系统中,70%以上的项目选择Linux作为操作系统。经过比较,本发明选择了Linux作为项目开发平台的操作系统,其优势主要表现在以下几个方面:

[0129] (1) Linux具有良好的开发工具,可以跨越硬件仿真器等昂贵设备。开发嵌入式系统的关键是需要一套良好的开发和调试工具,传统的开发调试工具是在线仿真器(ICE),这种设备价格昂贵,使用不方便,而Linux能够利用GNU项目的编译和调试工具。

[0130] (2) Linux内核健壮,运行稳定。Linux本身的健壮性、可靠性、稳定性已不容置疑。嵌入式系统所要求的健壮性、稳定性要比通常的计算机系统要求高,选用Linux作为嵌入式操作系统,就首先为提高嵌入式系统的健壮性和稳定性打下了基础。

[0131] (3) 开放源代码,开发出的嵌入式产品的整体拥有成本低。不仅本身开放源代码,许多基于的系统软件、应用软件、驱动程序等都是开放源代码的,这些均是在开发嵌入式应用系统时可以利用的资源,使得基于嵌入式开发出的嵌入式产品的整体拥有成本降低。而拥有商业版本的嵌入式操作系统及开发工具价格则十分昂贵。

[0132] 支持多种处理器。Linux可以兼容地移植到多种处理器架构上,例如PowerPC、X86、ARM等。因此, Linux适用于本课题使用的ARM处理器平台。

[0133] 所述发射电路为H桥电路,发射电路中分别通过二极管连接红光灯和红外光灯且两者反向对接。

[0134] 发射电路是为了顺序点亮红光LED灯和红外光LED灯,采用间隔一定时间交替点亮的方法防止两种光的相互干扰,时序为红光亮,此时令红外光是熄灭的,  $t$  时间后两灯都处于熄灭状态,过  $t$  时间后,红外灯亮,此时令红灯熄灭,  $t$  时刻后两灯都熄灭,再过  $t$  时刻后,红灯再亮,红外灯再灭,以这种时序交替亮灭,让光电二极管对单个灯管的光进行检测,以尽量减少两种光的串扰。

[0135] 设计中要注意到各个器件的工作条件,通过开关三极管控制通道的导通,通过处于放大状态的三极管来控制通路的电流大小,让LED灯工作在要求的电流大小下,这样才能保证有足够的亮光射出,才不会对接收端的光电二极管产生影响,造成转换电流的波动性,这需要通过选择合适的电阻值来达到想要的稳定工作状态。

[0136] 如图4所示,  $Q_1$ 、 $Q_2$ 、 $Q_3$ 、 $Q_4$ 基极分别通过单刀双掷开关( $J_1$ )接到相对应的电压和地,来模拟微控制器的P口输出电压对三极管进行控制。 $Q_1$ 、 $Q_2$ 设计为开关三极管,因基极电流非常大,使三极管工作在饱和区,分别处于导通和截止两种状态。 $Q_3$ 、 $Q_4$ 基极通过接合适的电压来实现对集电极电流的控制,工作在放大区,使LED所在支路工作在合适的电流状态下,如图4中各支路仪表所示,LED的工作电流控制在6.25mA,此值可通过调整实际的DAC输出电压值来进行修改控制,各支路的电流、电压值可通过支路上的仪表读到。 $J_1$ 、 $J_2$ 组成红光灯通路, $J_3$ 、 $J_4$ 组成红外灯的通路,两种组合分时工作,按照设定频率顺序导通。

[0137] LED驱动电路根据TI公司提供的脉动式血氧计制作方案,对反向对接的红光、红外光采用H桥电路进行驱动控制,其中共用到4个三极管和电阻若干,下面将根据图4来对各电

子器件的选型进行详细的说明。

[0138] 红光、红外光的参数:工作电流5mA,正向压降1.66V

[0139] 2SC945:NPN型三极管,BF=131;2N5401:PNP型三极管BF=132.1

[0140] 此设计中将2N5401工作在饱和、截止两种状态,作为开关三极管,三极管工作在放大状态,保证它的集电极电流工作在LED灯的额定电流状态,通过触发方式的搭配来实现两灯的交替分时工作,互不干扰。

[0141] 根据以上主要器件参数的确定,大致搭建出H桥电路后,根据各器件工作状态所需的各电流电压值就可以灵活选用适当阻值的电阻来实现。

[0142] 所述滤波放大电路包括一阶低通滤波电路、二阶低通滤波电路、一阶高通滤波电路,输入端通过光电检测电路与一阶低通滤波电路连接,一阶低通滤波电路通过二阶低通滤波电路连接一阶高通滤波电路,一阶高通滤波电路后端设置有交流输出端。

[0143] 光电二极管占了一个相当重要的地位,它是一种PN结型半导体元件,当光照射到PN结上时,半导体内电子受到激发,产生电子空穴对,在电场作用下产生电势,将光信号转换成电信号。广泛用于各种遥控系统、光电开关、光探测器,以及以光电转换的各种自动控制仪器、触发器、光电耦合、编码器、特性识别、过程控制、激光接收等方面。在机电一体化时代,它成为必不可少的元件。如图5所示,以下将要来介绍一下光电二极管的一些特性:

[0144] (1) 电压-电流特性光电二极管的电压-电流特性在无光照时,它的特性与一般二极管一样。受光后,它的特性曲线沿电流轴向下平移,平移的幅度与光照强度成正比例。特性曲线在第三象限时,表达了管子有加有反向电压并受光照时的反向特性。此特性表明:

[0145] a. 反向电流随入射光照度的增加而增大,在一定的反向电压范围内,反向电流的大小几乎与反向电压高低无关。

[0146] b. 在入射照度一定时,光电二极管相当于一个恒流源,其输出电压随负载电阻增大而升高。如电阻 $R_1 > R_2$ ,则输出电压 $U_{R1} > U_c$ ,其中 $U_{R1} = U_c - U_i$ , $U_{R2} = U_c - U_i =$ 特性曲线在第四象限时,它呈光电池特性,光照强度越大,负载电阻越小,电流越大。即 $R_1 > R_2$ 时,则 $I_2 > I_1$ 。

[0147] (2) 反向工作电压 $U_R$ 在无光照时,光电二极管中反向电流小于等于 $0.2\text{pA} \sim 0.31\text{A}$ 时,允许的最高反向电压一般不小于10V,最高可达50V。

[0148] (3) 暗电流 $I_D$ 在无光照时,加一定反向电压时的反向漏电流与暗电流。通常在50V反压下的暗电流小于100nA。

[0149] (4) 光电流在受到一定光照及一定反压条件下,流过管子的电流为光电流。一般光电流为几十HA,并且与照度成线性关系。

[0150] 光谱响应特性硅光电二极管的光谱范围为400nm~1100nm,其峰值波长为880nm~900nm,这与GaAs红外发光二极管的波长相匹配,可获得较高的传输效率。

[0151] 光电二极管接反向电压后串接一个1MQ的精密电阻,将微弱的光电流信号转变为电压信号,通过一个电压跟随器降低后级电路对该信号的影响,提高带负载的能力。

[0152] 如图6所示,光电检测电路对测量数据进行运算、存储,首先要将其进行转换,首先要将运用双波长透射法测量到的随着血液脉动表现出来的血氧含量进行光电转换,转变为可以通过数字、模拟电路进行处理的信息流,这部分工作由光电二极管完成,它将脉动的血氧含量信号转变成为了微弱的电流信号,在此先将此电流信号通过串接一个精密的兆欧级

电阻,进行电流-电压转换,将信号转变为0V~5V内的电压信号,送入后续的滤波等电路中进行处理。

[0153] 滤波放大电路通过双波长透射法测量到的信号频率范围很宽,除了包含我们需要的血压波信号外,还会有其他的一些频率范围的信号会混入进来,这就需要我们根据滤波器的原理对接收到的信号进行进一步的处理。因为我们实际需要的信号频率范围在0.7Hz到3Hz之间,可以通过设置合适的带通滤波电路分离出对我们有用的信号。

[0154] 1、一阶低通滤波电路取出直流信号:首先对采集到并已进行电流-电压转换的信号通过电压跟随器实现跟后级电路的隔离,这样可以防止后面电路的波动会影响到前面的信号。接下来通过一个一阶低通RC滤波电路,选取合适取值的器件将截止频率设计为我们的直流信号。

$$[0155] \quad \frac{V_3}{R_1 + \frac{1}{sC_2}} \times \frac{1}{sC_2} = V_1, \text{ 整理得 } \frac{V_1}{V_3} = \frac{1}{1 + sRC_2} = \frac{1}{1 + j\omega RC_2}$$

[0156] 根据截止频率的定义,令输出电压降为原来的0.707倍时,通过设定的截止频率,组合实际的电阻电容值令上式成立。

[0157] 2、二阶低通滤波电路:此部分电路的作用就是限定通过信号的频率范围的上限值,只让包含3Hz以下的信号通过。在此设定的上限截止频率是7HZ。根据上一小节的电路图,利用集成运算放大器的特点,利用虚短、虚断原理对各节点列写基尔霍夫方程:

[0158]

$$\frac{V_{10} - V_4}{R_2} = \frac{V_4 - V_6}{R_3} + \frac{V_4 - V_7}{1/j\omega C_5} \quad (1) \quad \frac{V_4 - V_6}{R_3} = \frac{V_6}{1/j\omega C_4} \quad (2) \quad V_6 = V_7 \quad (3)$$

[0159] 将数值代入 $C_4 = C_5 = C$ ,  $R_2 = R_3 = R$ , 上3式整理后为

$$[0160] \quad \frac{V_7}{V_{10}} = \frac{1}{1 + 2j\omega RC - \omega^2 C^2 R^2} = \frac{1}{(1 + j\omega RC)^2}$$

[0161] 根据截止频率的定义,当输出为输入的0.707倍时,求得此时的频率即为截止频率。根据所需设定的频率和实际中电容、电阻的取值,经合理的搭配后可得到所需的截止频率。

[0162] 3、一阶高通滤波电路:经过前面取出直流信号的一阶低通滤波电路后,高于此时截止频率的信号都可以通过,再经过上面的二阶低通滤波电路后,实际上已经是搭建了一个带通滤波电路,但我们需要的血压波频率范围是0.7HZ~3Hz,为了更精确的过滤掉更多的杂波信号,我们将带通带宽根据有用带宽的范围进行适度缩紧,这样更有利于我们后续对信号的处理,因此在此又设置了一级一阶高通滤波电路。

[0163] 在高频时电压增益为 $-\frac{R_7}{R_6}$ , 低频时接近于零,截止频率 $f_c = \frac{1}{2\pi R_6 C_8} = 0.159\text{Hz}$ ,

经过这样带通滤波电路后,就可以取出带宽范围为0.159Hz~11.25Hz的交流信号。

[0164] 因为光电二极管进行光电转换后输出的信号为电流信号,要通过示波器进行观察

波形情况可有两种方式:电流探头法、电压换算法。利用示波器所做的任何测量都可以归结为对电压的测量,并且在低频情况下,可利用欧姆定律,通过串接已知电阻来将电流转换为电压,在此我们就是通过这种方式,将微弱的电流信号串接一个1MQ实现电流波形的转换。导通红光LED后,将手指放入指夹中,经光电二极管体进行电流转换并串接电阻后,所反映出来的光强变化会在示波器中的显示波形。

[0165] 本发明利用MSP430微处理器的2个I/O口通过H桥电路对红光和红外光通路进行导通控制,光电二极管体可以分时接收透过手指的红光和红外光微弱信号(微安数量级的电流信号),通过串接1MQ精密电阻后实现I-V转换,作为滤波放大电路的输入信号,经过一阶低通电路提取出直流信号,经过带通电路提取出有用频段的交流信号(约0.7Hz~3Hz) 181,送由内部具有ADC的MSP430微处理器进行模数转换,利用滤波电路分别取出红光、红外光的交直流信号,再根据上一章介绍的数学推导公式,进行每个周期内红光交直流信号之比、红外光交直流信号之比的计算,并以此来求得血氧饱和度值。

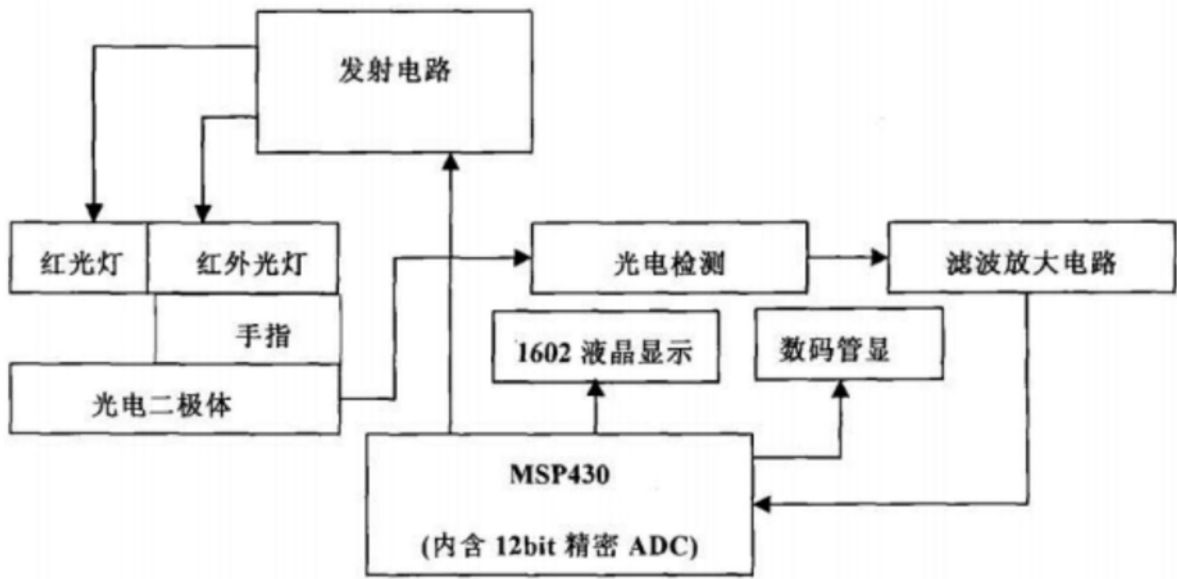


图1

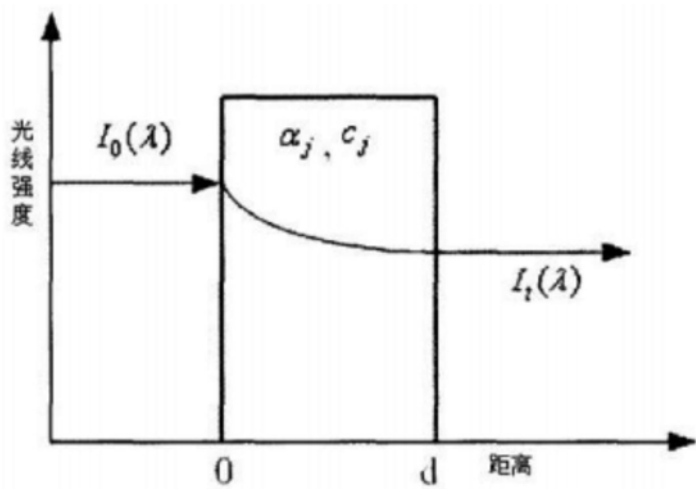


图2



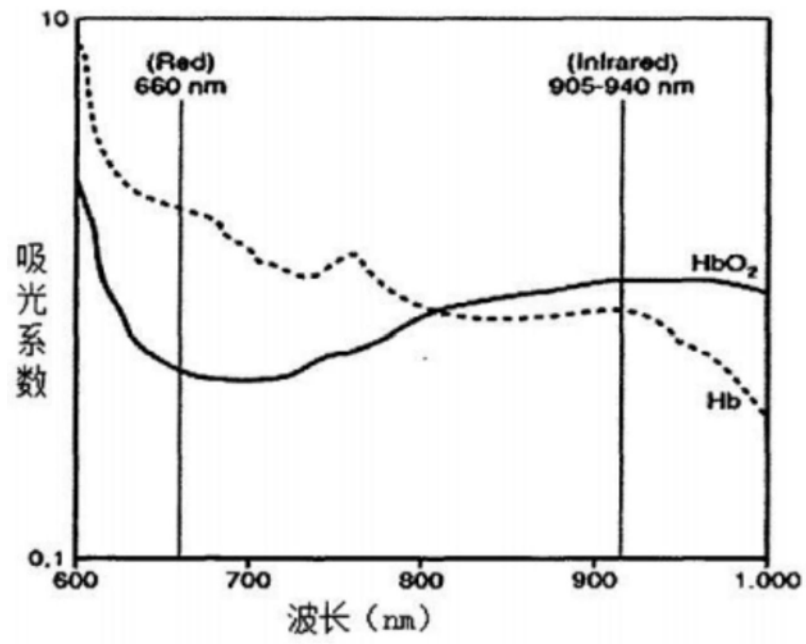


图3

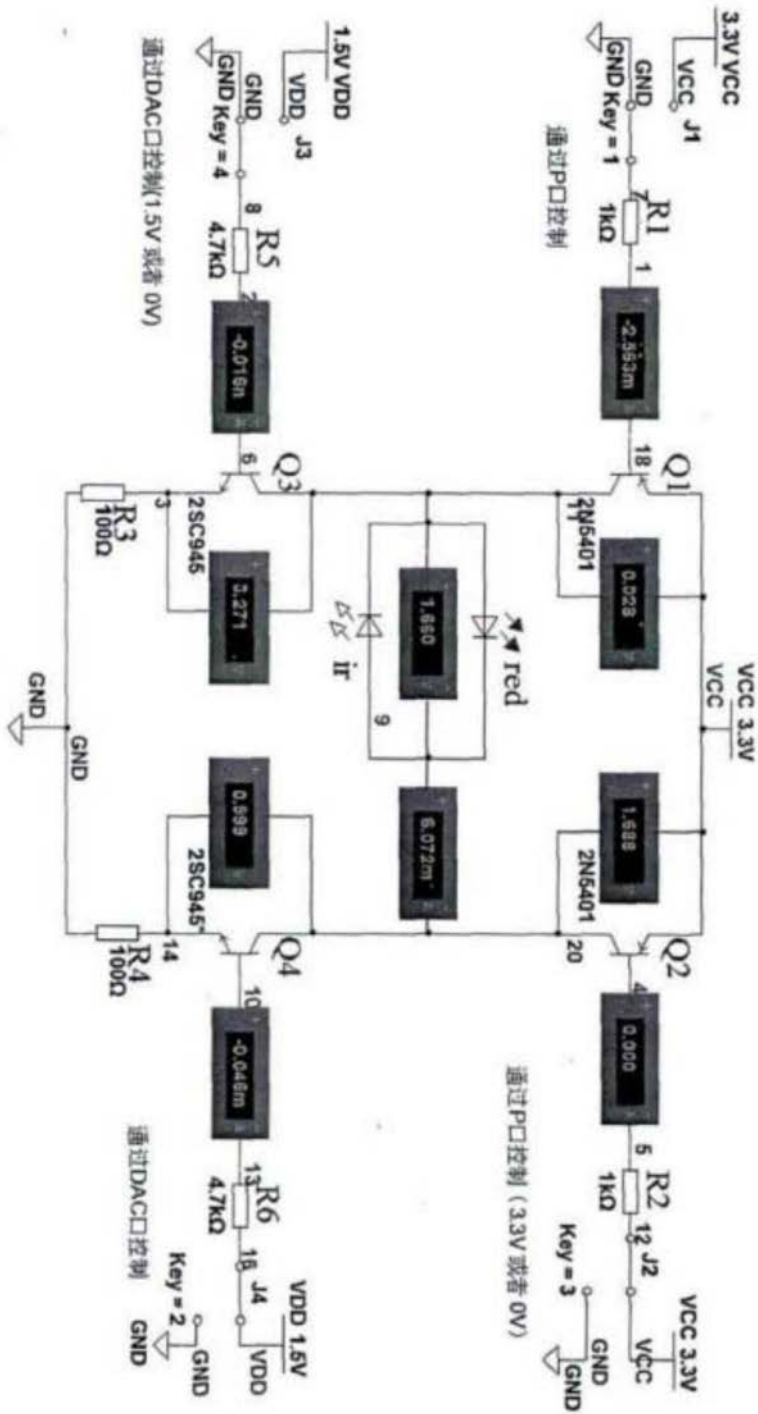


图4

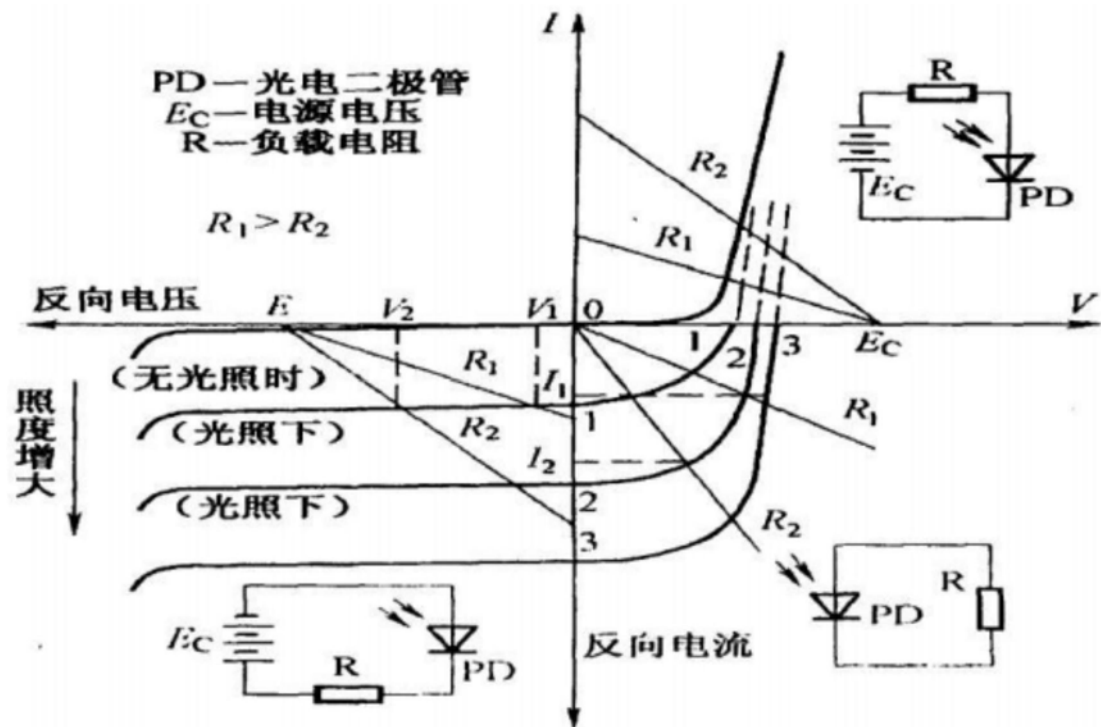


图5

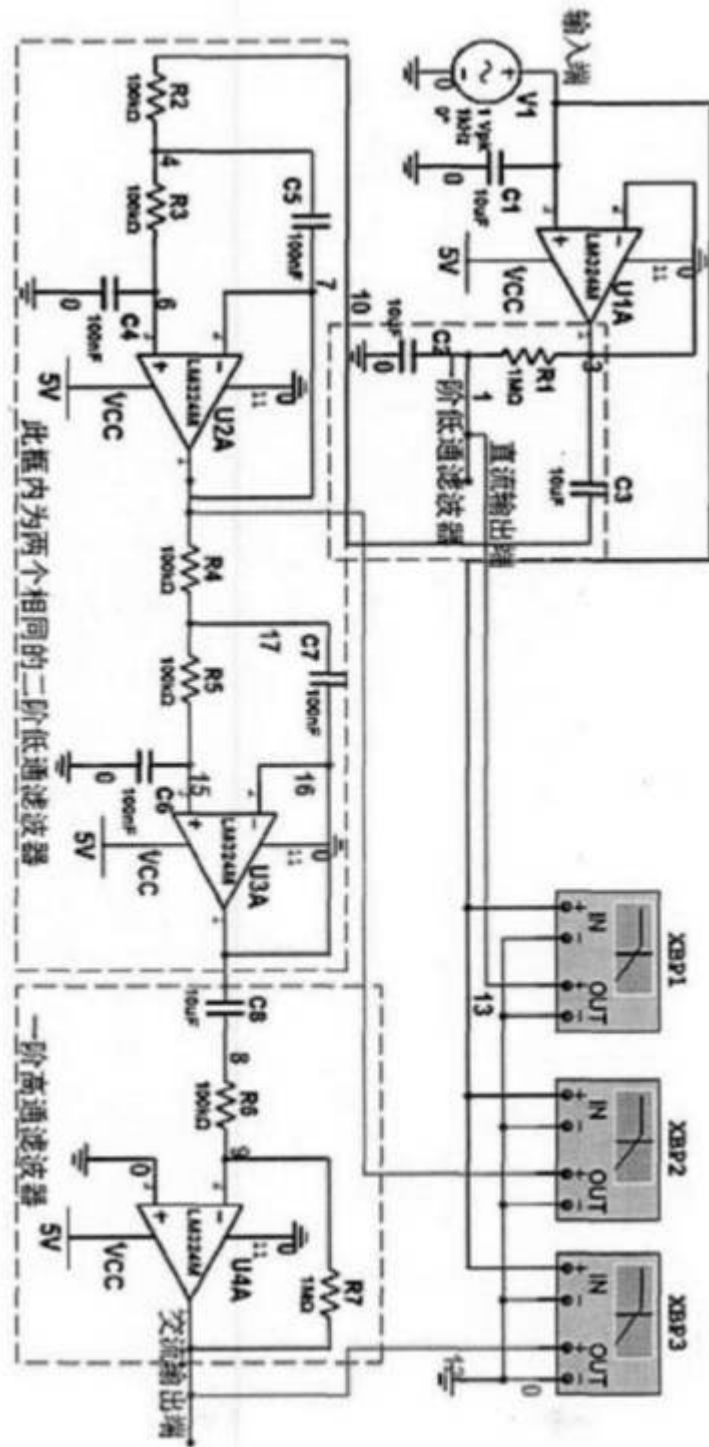


图6

专利名称(译)	一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN108836355A</a>	公开(公告)日	2018-11-20
申请号	CN201810682859.3	申请日	2018-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	莫毓昌		
申请(专利权)人(译)	莫毓昌		
当前申请(专利权)人(译)	莫毓昌		
[标]发明人	莫毓昌		
发明人	莫毓昌		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/6826 A61B5/72 A61B5/7235 A61B5/725		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明公开了一种嵌入式家庭医疗血氧饱和度采集终端及其采集方法，采集终端包括指夹式血氧探头，指夹式血氧探头与中心主机网络连接；指夹式血氧探头包括嵌入式微处理器上设置有液，嵌入式微处理器连接发射电路，发射电路包括红光灯、红外光灯；红光灯、红外光灯发出的红光、红外光透过手指后照射在位于手指下方的光电二极管上，光电二极管通过光电检测电路与滤波放大电路连接，滤波放大电路连接嵌入式微处理器。采集方法利用含氧血红蛋白与不含氧血红蛋白对红光和红外光的吸收差异性，再通过光电检测电路实现I-V转换，根据比尔兰伯特定律推导出的血氧饱和度计算公式，实现对血氧饱和度的求取，从而实现了人们自己测量血氧饱和度的目的。

