



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108464836 B

(45) 授权公告日 2021.09.03

(21) 申请号 201810136165.X

A61B 5/00 (2006.01)

(22) 申请日 2018.02.09

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 106510659 A, 2017.03.22

申请公布号 CN 108464836 A

CN 103549942 A, 2014.02.05

(43) 申请公布日 2018.08.31

CN 1985764 A, 2007.06.27

(73) 专利权人 重庆东渝中能实业有限公司

CN 106264475 A, 2017.01.04

地址 400026 重庆市江北区港城东环路5号
7幢2-1、3-1

CN 103027690 A, 2013.04.10

CN 104853670 A, 2015.08.19

US 2006206019 A1, 2006.09.14

(72) 发明人 叶东海 杜玉宝 代娟 李川
廖彦剑

审查员 李怡雪

(74) 专利代理机构 北京同恒源知识产权代理有
限公司 11275

代理人 赵荣之

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

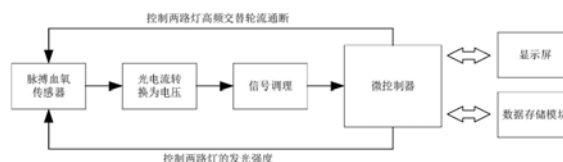
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统
及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统及方法,属于人体血氧饱和度、脉率测量技术领域。包括脉搏血氧传感器、光电转换电路、信号调理电路、微控制器、显示屏和数据存储模块。脉搏血氧传感器将采集到的两路光信号传送给光电转换电路转换为电压信号;信号调理电路对所获取的两路电压信号进行滤波、放大处理;微控制器集成的模数转换单元将滤波、放大处理后的两路电压信号转变为数字信号;微控制器集成的数字信号处理单元使用FIR滤波器分别两路脉搏波数字信号的噪声,通过特征提取算法分别两路脉搏波数字信号的波峰和波谷,计算模型计算血氧饱和度。本发明减少了血氧饱和度计算模型校正的工作量,同时具备长期记忆功能、小型化的优点。



1. 一种面向社区医疗的血氧饱和度检测方法,其特征在于,该方法包含如下步骤:

S1:将手指放在脉搏血氧传感器位置,启动便携式血氧饱和度检测系统;

S2:通过微控制器设定660nm光发射器和940nm光发射器的发光强度,微控制器通过驱动电路控制660nm光发射器和940nm光发射器高频交替轮流发射相应的光信号;

S3:光电转换电路将步骤S2获取的光电流信号转换为电压信号;

S4:信号调理电路对步骤S3获取的电压信号进行模拟去噪和放大处理;

S5:微控制器对步骤S4所获取的信号依次进行模数转换、数字信号处理、波峰波谷提取并计算血氧饱和度处理;具体包含如下步骤:

S51:将所获取的信号进行模数转换,将模拟信号转换为数字信号;

S52:利用FIR滤波器滤除经过模数转换所获取的数字信号的噪声;

S53:提取660nm和940nm脉搏波数字信号的波峰和波谷;

S54:计算血氧饱和度,

$$SaO_2 = \alpha \cdot (A_1 \cdot R + B_1) + (1 - \alpha) \cdot (A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2)$$

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{\max}(660nm)}{I_{\min}(660nm)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\max}(940nm)}{I_{\min}(940nm)}\right)}$$

式中, $I_{\max}(660nm)$ 、 $I_{\min}(660nm)$ 分别表示660nm红光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷, $I_{\max}(940nm)$ 、 $I_{\min}(940nm)$ 分别表示940nm红外光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷, A_1 、 B_1 、 A_2 、 B_2 、 C_2 表示回归系数, α 表示权重系数, R 表示红光和红外光吸光度相对变化率;

S6:将步骤S5计算得到的血样饱和度值传输到显示屏进行显示,同时将其传送到数据存储模块进行存储,并建立相应的数据库。

2. 根据权利要求1所述的一种面向社区医疗的血氧饱和度检测方法,其特征在于,步骤S53中提取660nm和940nm脉搏波数字信号的波峰和波谷具体为:

波峰提取:

S531:计算所获取干净数字信号最大值和最小值的均值,将该均值作为阈值;

S532:逐点比较所获取干净数字信号和阈值的大小,将小于阈值的所获取干净数字信号置为0,保留大于阈值的所获取干净数字信号,得到数字信号SI;

S533:逐步数字信号SI,定位数字信号SI中的非零片段;

S534:分别求出所有非零片段的最大值,所得到的最大值即为原来所获取干净数字信号的波峰;

波谷提取:

S535:计算所获取干净数字信号最大值和最小值的均值,将该均值作为阈值;

S536:逐点比较所获取干净数字信号和阈值的大小,将大于阈值的所获取干净数字信号置为0,保留小于阈值的所获取干净数字信号,得到数字信号SII;

S537:逐步数字信号SII,定位数字信号SII中的非零片段;

S538:分别求出所有非零片段的最小值,所得到的最小值即为原来所获取干净数字信号的波谷。

一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明属于人体血氧饱和度、脉率测量技术领域,涉及一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统及方法。

背景技术

[0002] 随着人口老龄化趋势的加剧,我国大型医疗机构面临着十分艰巨的医疗诊断和健康护理任务。为缓解大型医疗机构的负担,我国新医改政策将社区医疗放在了首要位置,加大了对社区医疗的扶持力度,采用“大病进医院,小病进社区”的资源配置方式,逐渐将社区医疗机构建设为疾病控制、预防保健的卫生服务主体。监护系统是社区医疗机构的重要组成部分,能够采集社区居民的医疗数据(如血氧饱和度、心电、脉搏等),为社区居民提供便捷、实时的医疗监护服务,实现长期的负责式照顾。为促进社区医疗监护体系的全面化和精准化,本发明主要对血氧饱和度的检测方法、系统进行研究。

[0003] 物理角度来说,血氧饱和度表征人体血液中氧的浓度,其数学计算式为:

$$[0004] \quad SaO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \times 100\%$$

[0005] 其中, SaO_2 表示血氧饱和度, C_{HbO_2} 表示氧合血红蛋白的浓度, C_{Hb} 表示还原血红蛋白的浓度。医学角度来说,血氧饱和度表征人体的携氧能力。当人体携氧能力不足的时候,可能出现各种疾病,如心脑血管供血不足、慢性低血氧症等。

[0006] 目前,基于脉搏波的血氧饱和度检测技术已经被广泛应用于手术室、急救病房、监护室等,但面向社区医疗的血氧饱和度检测仪比较少。

发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统及方法,目的在于提供一种能够减少血氧饱和度计算模型校正的工作量、具备长期记忆功能的小型化的血氧饱和度检测仪。

[0008] 为达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0009] 一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统,该系统包含脉搏血氧传感器、光电转换电路、信号调理电路、微控制器;

[0010] 所述脉搏血氧传感器包括660nm光发射器、660nm光接收器、940nm光发射器、940nm光接收器及对应的光电驱动电路;所述光电驱动电路用于驱动所述660nm光发射器、940nm光发射器,所述660nm光接收器、940nm光接收器分别用于接收所述660nm光发射器、940nm光发射器所发出的光信号,所述微控制器连接至所述660nm光发射器和940nm光发射器;

[0011] 所述脉搏血氧传感器、光电转换电路、信号调理电路、微控制器依次连接,所述光电转换电路用于将660nm光接收器和940nm光接收器接收的光电流信号转换为电压信号,所述信号调理电路用于将所述电压信号进行滤波和放大处理。

[0012] 进一步,所述微控制器包含相互连接的模数转换单元、数字信号处理单元;

[0013] 所述模数转换单元用于将滤波、放大处理后的模拟信号转换为数字信号;数字信号处理单元用于对所获取数字信号进行数字滤波处理得到干净数字信号,并提取所获取干净数字信号的波峰和波谷、建立模型计算血氧饱和度。

[0014] 进一步,该系统还包含显示屏和数据存储模块,所述显示屏和数据存储模块与所述微控制器连接,所述显示屏和数据存储模块用于显示和存储数据。

[0015] 一种面向社区医疗的血氧饱和度检测方法,该方法包含如下步骤:

[0016] S1:将手指放在脉搏血氧传感器位置,启动便携式血氧饱和度检测系统;

[0017] S2:通过微控制器设定660nm光发射器和940nm光发射器的发光强度,微控制器通过驱动电路控制660nm光发射器和940nm光发射器高频交替轮流发射相应的光信号;

[0018] S3:光电转换电路将步骤S2获取的光电流信号转换为电压信号;

[0019] S4:信号调理电路对步骤S3获取的电压信号进行模拟去噪和放大处理;

[0020] S5:微控制器对步骤S4所获取的信号依次进行模数转换、数字信号处理、波峰波谷提取并计算血氧饱和度处理;

[0021] S6:将步骤S5计算得到的血样饱和度值传输到显示屏进行显示,同时将其传送到数据存储模块进行存储,并建立相应的数据库。

[0022] 进一步,步骤S5具体包含如下步骤:

[0023] S51:将所获取的信号进行模数转换,将模拟信号转换为数字信号;

[0024] S52:利用FIR滤波器滤除经过模数转换所获取的数字信号的噪声;

[0025] S53:提取660nm和940nm脉搏波数字信号的波峰和波谷;

[0026] S54:计算血氧饱和度,

[0027] $SaO_2 = \alpha \cdot (A_1 \cdot R + B_1) + (1 - \alpha) \cdot (A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2)$

[0028]
$$R = \frac{\ln \left(\frac{I_{\max}(660nm)}{I_{\min}(660nm)} \right)}{\ln \left(\frac{I_{\max}(940nm)}{I_{\min}(940nm)} \right)}$$

[0029] 式中, $I_{\max}(660nm)$ 、 $I_{\min}(660nm)$ 分别表示660nm红光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷, $I_{\max}(940nm)$ 、 $I_{\min}(940nm)$ 分别表示940nm红外光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷, A_1 、 B_1 、 A_2 、 B_2 、 C_2 表示回归系数, α 表示权重系数, R 表示红光和红外光吸光度相对变化率。

[0030] 进一步,步骤S53中提取660nm和940nm脉搏波数字信号的波峰和波谷具体为:

[0031] 波峰提取:

[0032] S531:计算所获取干净数字信号最大值和最小值的均值,将该均值作为阈值;

[0033] S532:逐点比较所获取干净数字信号和阈值的大小,将小于阈值的所获取干净数字信号置为0,保留大于阈值的所获取干净数字信号,得到数字信号SI;

[0034] S533:逐步数字信号SI,定位数字信号SI中的非零片段;

[0035] S534:分别求出所有非零片段的最大值,所得到的最大值即为原来所获取干净数字信号的波峰;

[0036] 波谷提取:

[0037] S535:计算所获取干净数字信号最大值和最小值的均值,将该均值作为阈值;

[0038] S536:逐点比较所获取干净数字信号和阈值的大小,将大于阈值的所获取干净数字信号置为0,保留小于阈值的所获取干净数字信号,得到数字信号SII;

[0039] S537:逐步数字信号SII,定位数字信号SII中的非零片段;

[0040] S538:分别求出所有非零片段的最小值,所得到的最小值即为原来所获取干净数字信号的波谷。

[0041] 本发明的有益效果在于:

[0042] (1) 一些社区居民由于年老、疾病等原因可能存在行动不便的现象,社区医疗可能需要定期上门对这些居民进行检查,因此本发明提供一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统具备小型化的特点,有助于社区医疗服务工作人员上门服务的开展。

[0043] (2) 为提升血氧饱和度的计算精度,避免社区居民手指由于变形、老化等因素对血氧饱和度计算过程的影响,需要频繁的对血氧饱和度计算公式的参数进行大量的实验定标,为减轻社区医疗服务工作人员在定标过程中的工作量,本发明只需要输入一组血氧饱和度值和R值便可以确定权重系数,极大地减少了定标过程实验次数和实验数据量,有助于社区医疗服务更加便捷地开展。

[0044] (3) 本发明提供一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统还具备长期的记忆功能,能够长时间对社区居民的血氧饱和度数据进行保存,并建立相应的数据库,本发明具备的长期记忆功能优势体现在:第一,能够跟踪社区居民的健康状态,实现长期的责任式照顾;第二,能够向大型医疗机构提供较长的生理参数,以帮助大型医疗机构制定合理的治疗决策和方案。

附图说明

[0045] 为了使本发明的目的、技术方案和有益效果更加清楚,本发明提供如下附图进行说明:

[0046] 图1为本发明的检测系统框图;

[0047] 图2为本发明FIR滤波前后660nm脉搏波信号;

[0048] 图3为本发明FIR滤波前后940nm脉搏波信号;

[0049] 图4为本发明干净的660nm脉搏波数字信号波峰、波谷的提取算法流程图;

[0050] 图5为本发明改进型的血氧饱和度计算模型的建立过程。

具体实施方式

[0051] 下面将结合附图,对本发明的优选实施例进行详细的描述。

[0052] 如图1所示,本发明提供一种面向社区医疗的血氧饱和度检测系统,包括脉搏血氧传感器、光电转换电路、信号调理电路、微控制器、显示屏和数据存储模块。

[0053] 脉搏血氧传感器包括660nm光发射器、660nm光接收器、940nm光发射器、940nm光接收器及对应的光电驱动电路。在微控制器的作用下,驱动电路控制两路发射器高频交替轮流发射两种波长分别为660nm和940nm的光。为避免环境中自然光的干扰,微控制器还能控制660nm和940nm两路发射器所发出光信号的强度。

[0054] 脉搏血氧传感器、光电转换电路、信号调理电路、微控制器依次连接。其中光电转换电路用于将两路光接收器接收的光电流信号转换为电压信号;信号调理电路将前述电压

信号进行滤波和放大处理。

[0055] 微控制器包含模数转换单元、数字信号处理单元。其中模数转换单元用于将滤波、放大处理后的模拟信号转换为数字信号；数字信号处理单元用于对所获取数字信号进行数字滤波处理得到干净数字信号、提取所获取干净数字信号的波峰和波谷、建立模型计算血氧饱和度。

[0056] 具体而言，微控制器里包含的数字信号处理单元的功能包括：

[0057] 对所获取数字信号进行滤波处理：由于本发明提供的是一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统，所以要求本发明提供的系统具备小型化等特点，故数字信号处理单元对所获取数字信号的去噪处理采用的是FIR(Finite Impulse Response, FIR)滤波器，只需要将所获取数字信号与窗函数进行卷积计算便可得到干净的数字信号，简化去噪处理有助于系统小型化的实现，如图2和图3所示。

[0058] 提取所获取干净数字信号的波峰和波谷：由于本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统要求实现小型化，所以本发明中所获取干净数字信号的波峰和波谷的提取算法比较简单。如图4所示，波峰提取算法思路为：

[0059] (1) 计算所获取干净数字信号最大值和最小值的均值，将该均值作为阈值；

[0060] (2) 逐点比较所获取干净数字信号和阈值的大小，将小于阈值的所获取干净数字信号置为0，保留大于阈值的所获取干净数字信号，得到新的数字信号(定义为信号1)；

[0061] (3) 逐步扫描信号1，定位信号1中的非零片段(假设非零判片段的个数为n)；

[0062] (4) 分别求这n个非零片段的最大值，所得到的n个最大值即为原来所获取干净数字信号的波峰。

[0063] 同样地，波谷提取算法思路为：

[0064] (1) 计算所获取干净数字信号最大值和最小值的均值，将该均值作为阈值；

[0065] (2) 逐点比较所获取干净数字信号和阈值的大小，将大于阈值的所获取干净数字信号置为0，保留小于阈值的所获取干净数字信号，得到新的数字信号(定义为信号2)；

[0066] (3) 逐步扫描信号2，定位信号2中的非零片段(假设非零判片段的个数为m)；

[0067] (4) 分别求这m个非零片段的最小值，所得到的m个最小值即为原来所获取干净数字信号的波谷。

[0068] 建立模型计算血氧饱和度：作为本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统的重要部分，本发明将单独对该内容进行介绍，具体见第二方面。

[0069] 本发明提供一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法，包括：

[0070] 本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统所使用的血氧饱和度的基本计算公式为：

$$[0071] \quad (\text{SaO}_2)_i = A_1 \cdot R + B_1$$

[0072] 上式中， $R = \frac{\ln\left(\frac{I_{\max}(660\text{nm})}{I_{\min}(660\text{nm})}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\max}(940\text{nm})}{I_{\min}(940\text{nm})}\right)}$ 。其中， $I_{\max}(660\text{nm})$ 、 $I_{\min}(660\text{nm})$ 分别表示660nm红光照射

下获取的脉搏波信号的波峰和波谷， $I_{\max}(940\text{nm})$ 、 $I_{\min}(940\text{nm})$ 分别表示940nm红外光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷，通过实验定标便可确定式中的 A_1 和 B_1 。

[0073] 改进的计算公式：

[0074] $(\text{SaO}_2)_2 = A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2$

[0075] 相同地,通过实验定标便可确定式中的 A_2 、 B_2 和 C_2 。可以看出,这两个血氧饱和度计算公式都需要通过大量的实验定标以确定相关的参数。本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统面向的一部分用户是老年人,由于老年人的手指存在变形、老化等现象,为保证所得到的血氧饱和度具备较高的精度,常常需要对血氧饱和度计算模型的相关参数进行校正,无论是血氧饱和度的基本计算公式还是改进计算公式都需要通过实验定标以校正相关参数,可以看出高频的实验定标会给社区医疗服务增添不少的工作负担,为减少血氧饱和度计算模型的定标工作。

[0076] 本发明提出一种面向社区医疗的血氧饱和度计算公式,如图5所示,具体过程如下:

[0077] (1) 通过相同的实验数据分别定标 $(\text{SaO}_2)_1 = A_1 \cdot R + B_1$ 和 $(\text{SaO}_2)_2 = A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2$ 两个计算公式中的回归系数 A_1 、 B_1 、 A_2 、 B_2 、 C_2 ;

[0078] (2) 本发明提出的血氧饱和度的计算公式为:

[0079] $\text{SaO}_2 = \alpha \cdot (\text{SaO}_2)_1 + (1 - \alpha) \cdot (\text{SaO}_2)_2 = \alpha \cdot (A_1 \cdot R + B_1) + (1 - \alpha) \cdot (A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2)$

[0080] 将该计算模型嵌入微控制器中的信号处理单元;

[0081] (3) 输入一组血氧饱和度和R值,使用遗传算法优化计算公式,

[0082] $\text{SaO}_2 = \alpha \cdot (\text{SaO}_2)_1 + (1 - \alpha) \cdot (\text{SaO}_2)_2 = \alpha \cdot (A_1 \cdot R + B_1) + (1 - \alpha) \cdot (A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2)$

[0083] 式中的权重系数 α ,即可得到权重系数和回归系数均确定的血氧饱和度计算模型,同样将遗传算法优化过程嵌入微控制器的信号处理单元。

[0084] 本发明提供一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测系统,该系统具备长期记忆功能和显示功能,包括:

[0085] 微控制器将所获取的血氧饱和度输出到显示屏进行显示,并将其传送到数据存储模块进行存储,目的是长期收集社区居民的血氧饱和度,并建立相应的数据库,便于跟踪社区居民的健康状态,实现长期的责任式照顾。另外,为配合“大病进医院,小病进社区”的资源配置方式,本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法、系统具备的长期记忆功能能够向大型医疗机构提供较长的生理参数,以帮助大型医疗机构制定合理的治疗决策和方案。

[0086] 本发明的具体流程如下:

[0087] (1) 将手指放在脉搏血氧传感器位置,打开本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测系统。

[0088] (2) 通过微控制器设定660nm和940nm两路发射器的发光强度,微控制器通过驱动电路控制660nm和940nm两路发射器高频交替轮流发射相应的光信号。

[0089] (3) 光电转换电路将步骤(2)获取的光电流信号转换为电压信号。

[0090] (4) 信号调理电路对步骤(3)获取的电压信号进行模拟去噪和放大处理。

[0091] (5) 微控制器对步骤(4)所获取的信号依次进行模数转换、数字信号处理、波峰波谷提取和计算血氧饱和度处理,

[0092] 步骤(5)具体过程如下:

[0093] ①模数转换:将步骤(4)所获取的模拟信号转换为数字信号。

[0094] ②数字信号处理:

[0095] 第一,利用FIR滤波器滤除过程①所获取的数字信号的噪声,即将窗函数与过程①所获取的数字信号进行卷积计算便能够得到干净的数字信号。FIR滤波前后660nm脉搏波信号见图2,FIR滤波前后940nm脉搏波信号见图3。

[0096] 第二,本发明提出一种新的算法对所获取的干净660nm和940nm脉搏波数字信号的波峰和波谷进行提取。为实现小型化目标,本发明中所获取干净数字信号的波峰和波谷的提取算法比较简单。以干净的660nm脉搏波数字信号为例,其波峰波谷提取算法思路流程见图4。干净的940nm脉搏波数字信号的波峰波谷提取过程类似。

[0097] 第三,本发明提出一种改进型的血氧饱和度计算公式:

$$[0098] \quad \text{SaO}_2 = \alpha \cdot (\text{SaO}_2)_1 + (1 - \alpha) \cdot (\text{SaO}_2)_2 = \alpha \cdot (A_1 \cdot R + B_1) + (1 - \alpha) \cdot (A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2)$$

$$[0099] \quad R = \frac{\ln\left(\frac{I_{\max}(660\text{nm})}{I_{\min}(660\text{nm})}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\max}(940\text{nm})}{I_{\min}(940\text{nm})}\right)}$$

[0100] 式中, $I_{\max}(660\text{nm})$ 、 $I_{\min}(660\text{nm})$ 分别表示660nm红光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷, $I_{\max}(940\text{nm})$ 、 $I_{\min}(940\text{nm})$ 分别表示940nm红外光照射下获取的脉搏波信号的波峰和波谷, A_1 、 B_1 、 A_2 、 B_2 、 C_2 表示回归系数, α 表示权重系数, R 表示红光和红外光吸光度相对变化率。

[0101] 其中,回归系数 A_1 、 B_1 在血氧饱和度计算公式中 $(\text{SaO}_2)_1 = A_1 \cdot R + B_1$ 通过大量的实验数据定标确定;回归系数 A_2 、 B_2 、 C_2 在血氧饱和度计算公式中 $(\text{SaO}_2)_2 = A_2 \cdot R^2 + B_2 \cdot R + C_2$ 通过大量的实验数据定标确定。

[0102] 将所得到的回归系数 A_1 、 B_1 、 A_2 、 B_2 、 C_2 嵌入到微控制器中,后续不再改变。输入一组血氧饱和度和 R 值,使用遗传算法优化计算公式 $\text{SaO}_2 = \alpha \cdot (\text{SaO}_2)_1 + (1 - \alpha) \cdot (\text{SaO}_2)_2$ 中的权重系数 α ,即可得到权重系数和回归系数均确定的血氧饱和度计算模型,同样将遗传算法优化过程嵌入微控制器的信号处理单元。

[0103] 故本发明提供的一种面向社区医疗的便携式血氧饱和度检测方法中在进行血氧饱和度计算模型的校正过程中,只需要输入一组血氧饱和度和 R 值,利用遗传算法便可快速校正模型。具体流程见图5。

[0104] (6)将步骤(5)计算得到的血样饱和度值传输到显示屏进行显示,同时将其传送到数据存储模块进行存储,并建立相应的数据库。

[0105] 最后说明的是,以上优选实施例仅用以说明发明的技术方案而非限制,尽管通过上述优选实施例已经对本发明进行了详细的描述,但本领域技术人员应当理解,可以在形式上和细节上对其作出各种各样的改变,而不偏离本发明权利要求书所限定的范围。

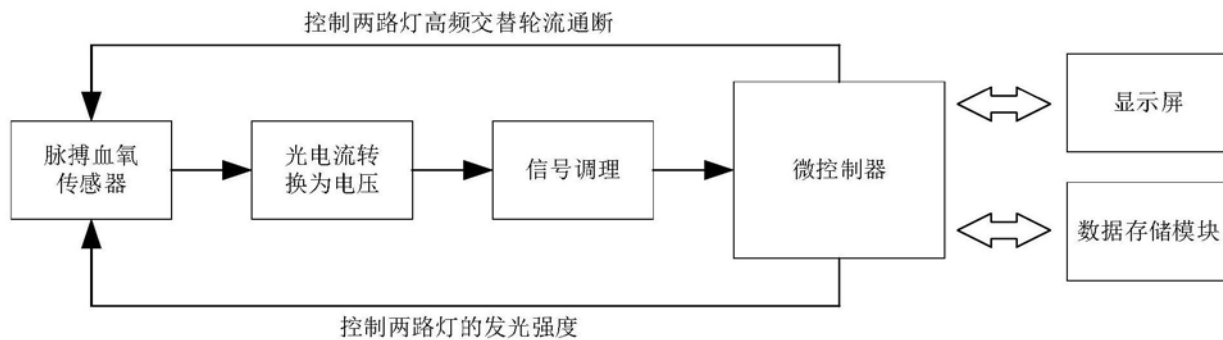


图1

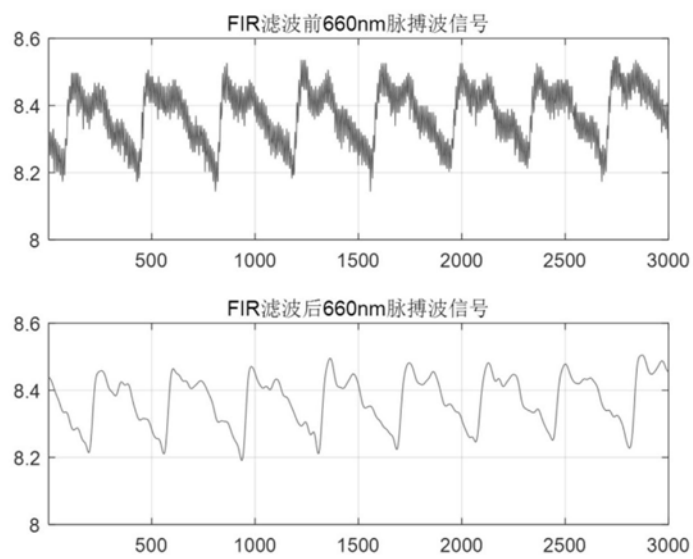


图2

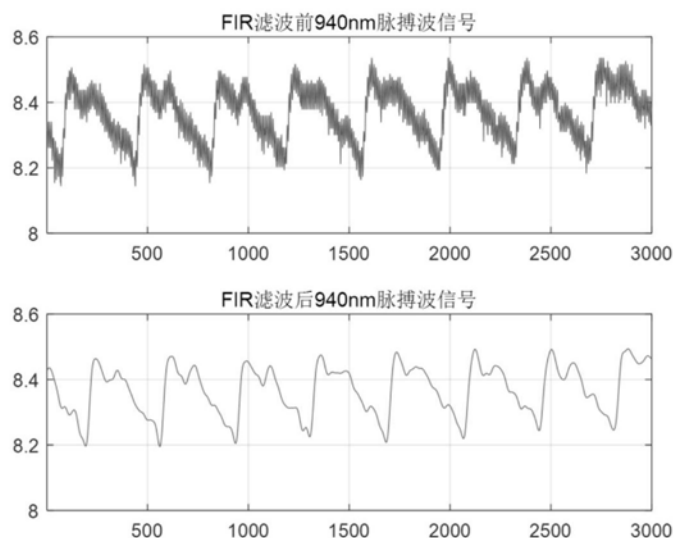


图3

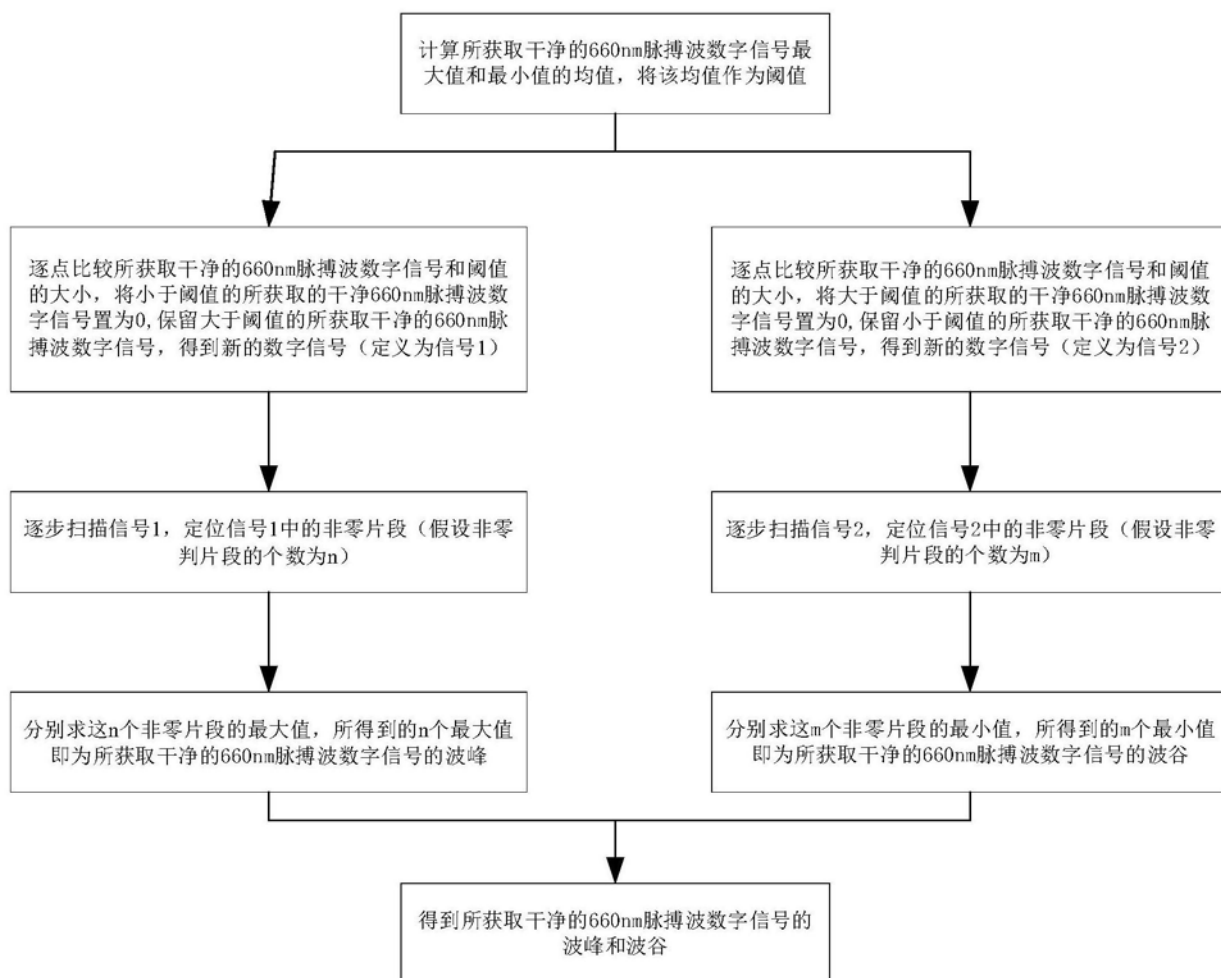


图4

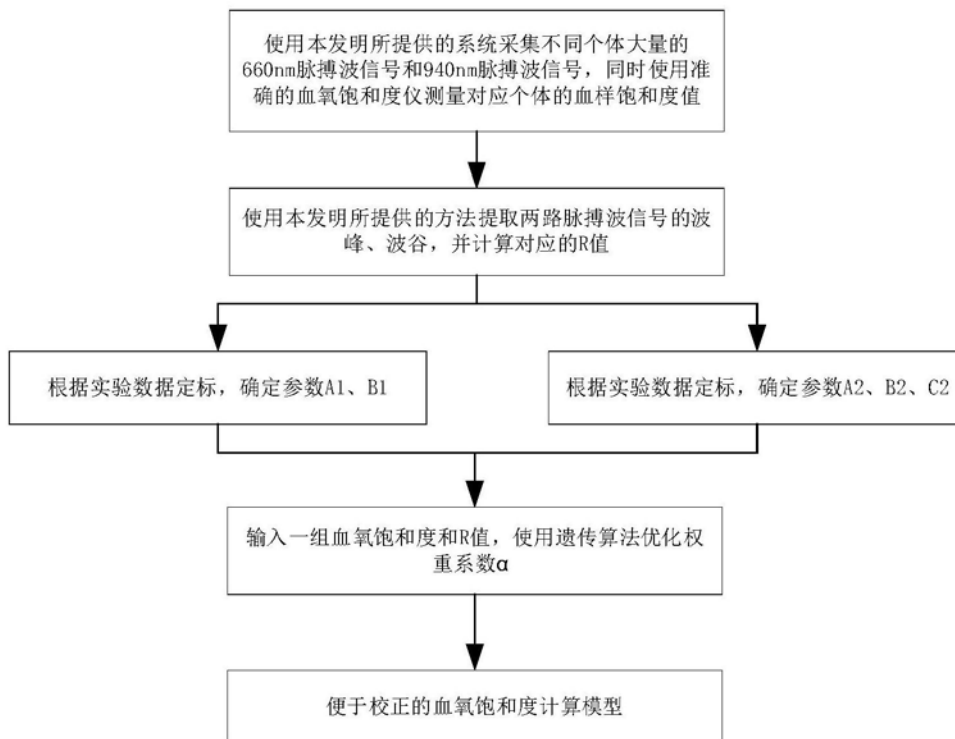


图5