

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 10/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510033594.7

[45] 授权公告日 2009 年 1 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 100450437C

[22] 申请日 2005.3.10

[21] 申请号 200510033594.7

[73] 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 张旭 叶继伦

[56] 参考文献

US6721584B2 2004.4.13

US5490505A 1996.2.13

US2003055324A1 2003.3.20

US5853364A 1998.12.29

US2003225337A1 2003.12.4

CN1168624A 1997.12.24

US5830149A 1998.11.3

CN1326328A 2001.12.12

US6151107A 2000.11.21

US4807631A 1989.2.28

US2002099280A1 2002.7.25

CN1441648A 2003.9.10

CN1187112A 1998.7.8

US6780158B2 2004.8.24

US2004044276A1 2004.3.4

US5485847A 1996.1.23

CN1120427A 1996.4.17

审查员 魏娜

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所

代理人 陈鸿荫

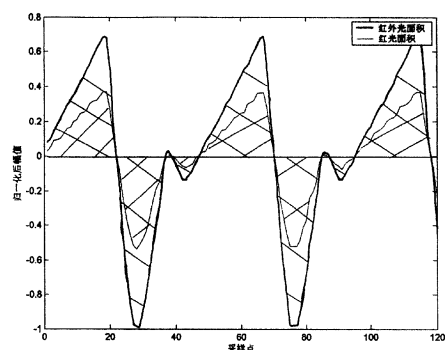
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

[54] 发明名称

低灌注下测量血氧的方法

[57] 摘要

一种低灌注下测量血氧的方法，用于血氧测量装置，包括步骤：系统上电后，先进行硬件初始化，CPU 系统自检，和程序初始化；系统核心控制模块在数据采集、处理的具体过程中，对硬件进行不同的控制；系统通讯功能模块输出系统数据处理模块计算得到的血氧饱和度或脉率的结果或数据；还包括步骤：所述系统数据处理包括面积积分递归处理，依据存储在数据缓冲区中的实时采集得到的测量数据，在一段时间内对所述实时数据积分来计算所述血氧饱和度。所述系统还包括一个决策步骤，根据测量信号的强度，对系统以波形法和积分法获得的两种结果进行判定来产生最终结果。采用所述方法，可以去除噪音对有效信号的干扰，提高低灌注下测量血氧的精确度，同时不增加测量系统的生产成本。



1. 一种低灌注下测量血氧的方法，用于血氧测量装置，包括步骤：

- a. 系统上电后，先进行硬件初始化，CPU 系统自检，和程序初始化；
- b. 系统对透过组织末端的两路光进行采样测量，其中一路为红光，另一路为红外光；
该系统的核心控制模块在数据采集、处理的具体过程中，对硬件进行不同的控制，
包括对发光管驱动电流的控制，对偏置电路及增益的控制，对 A/D 采样的控制；
- d. 系统通讯功能模块输出系统数据处理模块计算得到的血氧饱和度或脉率的结果或数据；

其特征在于，还包括步骤

c. 所述系统数据处理包括采用面积积分递归处理，依据存储在数据缓冲区中所述两路光的所述采样测量得到的实时数据，在一段时间内分别对各路光相应的所述实时数据进行积分，用红光对应的所述实时数据积分结果和红外光对应的所述实时数据积分结果的比值来代替该段时间内接收的红光强度交流峰峰值 Red_{ac} 和红外光强度交流峰峰值 Ir_{ac} 的比值，来计算所述血氧饱和度；所述积分是该时间段内对应于该路光的所述实时数据绝对值与该数据采样时间间隔乘积的累加。

2. 根据权利要求 1 所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于：

所述步骤 c 中，系统数据处理还包括采用波形法处理，依据所述采样测量得到的实时数据，拟合脉搏波包络波形，并寻找脉搏波中的最值来计算血氧饱和度。

3. 根据权利要求 2 所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于，

所述系统还包括一个决策单元，在所述步骤 c 之后，包括决策步骤：根据被所述采样测量的光信号强度，对所述数据处理模块分别以波形法和积分法获得的两种结果进行判定，并产生最终测量计算结果。

4. 根据权利要求 3 所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于，

所述决策步骤的判定、计算依据为：设由波形法获得的血氧饱和度参数结果为 A_1 ，由积分法获得的血氧饱和度参数结果为 A_2 ，最终测量计算的血氧饱和度参数结果为 A ，则 $A = a * A_1 + (1-a) * A_2$ ，其中， a 的取值范围为 $1 \sim 0$ ，依据被所述采样测量的光信号强弱不同而选定。

5. 根据权利要求4所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于：

所述决策步骤中，是以采集到的不经放大即达到 A/D 转换满量程时的模拟信号为基准，当实际被所述采样测量的光信号大于该基准的 1/32 时，取 $a=0.5$ ；当实际信号小于该基准的 1/32 而大于该基准的 1/64 时，取 $a=0.4$ ；当实际信号小于该基准的 1/64 而大于该基准的 1/128 时，取 $a=0.3$ ；……依此类推，当实际信号衰减至一定程度时，取 $a=0$ ，以积分法获得的结果为最终结果。

6. 根据权利要求1所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于：

步骤c之中所述积分的时间段为2至3秒。

7. 根据权利要求1所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于：

步骤c之中，所述系统数据处理的计算还依据遗忘因子 λ ，取值范围为 $0 < \lambda < 1$ ，则本次所述两路光的交流峰峰值 Red_{AC} 和 Ir_{AC} 之比为

$$\frac{Red_{AC}}{Ir_{AC}} = \frac{Red_{AC_0} + \lambda Red_{AC_1} + \dots + \lambda^n Red_{AC_n}}{Ir_{AC_0} + \lambda Ir_{AC_1} + \dots + \lambda^n Ir_{AC_n}}$$

其中 Red_{AC_0} ， Ir_{AC_0} 为本次积分结果； Red_{AC_1} ， Ir_{AC_1} 为上一次积分结果； Red_{AC_n} ， Ir_{AC_n} 为前n次积分结果。

8. 根据权利要求7所述的低灌注下测量血氧的方法，其特征在于：

所述遗忘因子 $\lambda = 0.8$ 。

低灌注下测量血氧的方法

技术领域 本发明涉及医疗器械，特别是血氧饱和度测量装置，尤其涉及低灌注下测量血氧的方法。

背景技术 在医疗手术及病体恢复过程中，对病人血氧状态进行监护是非常必要的，一般通过监测血氧饱和度参数来进行。测量该参数通常用分光光度法，包括透射光法和反射光法，均以朗伯-比尔定律和光散射理论为基础，利用还原血红蛋白和氧合血红蛋白的光吸收系数的差别来进行。朗伯-比尔定律是：

$$I = I_0 e^{-\epsilon cd}$$

其中 I 为透射光强， I_0 为入射光强， C 为受光物质溶液浓度， d 为溶液受光路径长度， ϵ 为物质的光吸收常数；由上式推出光密度 D ：

$$D = \ln(I_0/I) = \epsilon cd$$

说明物质的光吸收情况与其浓度具有相关性，从而预示由组织的光吸收情况来推算组织内部成分的可能性。

研究人员又进一步研究了与血氧饱和度密切相关的两大组分 Hb(还原血红蛋白)和 HbO₂(氧合血红蛋白)，发现如图 2 所示，实线为 HbO₂ 光吸收系数曲线，虚线为 Hb 光吸收系数曲线，两者光吸收特性具有显著差别：HbO₂ 的光吸收系数在波长为 660nm 的可见红光处仅为 Hb 的 1/10，而在 940nm 的红外光区则大于 Hb 的；二者在 805nm 的红外光区有一处等吸收点。

$$\text{定义动脉血氧分压 } SaO_2 = HbO_2 / (Hb + HbO_2) = C_1 / (C_1 + C_2) \dots\dots\dots (1)$$

其中 C_1 为 HbO₂ 浓度， C_2 为 Hb 浓度；则因为

$$D(660) = \ln(I_0(660)/I(660)) = \ln(I_0(660)/I(660)e^{-\epsilon_1 c_1 d} e^{-\epsilon_2 c_2 d}) = \epsilon_1 c_1 d + \epsilon_2 c_2 d \dots (2)$$

$$D(805) = \ln(I_0(805)/I(805)) = \ln(I_0(805)/I(805)e^{-\epsilon_3 c_1 d} e^{-\epsilon_4 c_2 d}) = \epsilon_3 c_1 d + \epsilon_4 c_2 d \dots (3)$$

其中 ϵ_1 、 ϵ_2 分别为 HbO₂、Hb 对 660nm 波长红光的吸收率； ϵ_3 、 ϵ_4 分别为 HbO₂、Hb 对 805nm 波长红外光的吸收率，且 $\epsilon_3 = \epsilon_4 = \epsilon$ ； d 为透射组织厚度，进而推导得：

$$C_1 + C_2 = D(805)/\epsilon d; \quad C_1 = (D(660) - \epsilon_2 D(805)/\epsilon)/(\epsilon_1 - \epsilon_2)d;$$

代入 (1) 得：

$$SaO_2 = A \times D(660) / D(805) + B \quad \dots\dots\dots (4)$$

其中, $A = \varepsilon / (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$; $B = \varepsilon_2 / (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ 。

但是, $D(660)$ 、 $D(805)$ 不仅如上述 (2)、(3) 式所表达的那样与 Hb 和 HbO_2 有关, 还与组织中肌肉、骨骼、色素、脂肪、静脉血等的吸收情况有关, 即 $D(660)$ 、 $D(805)$ 还应包含一个如图 3 所示的本底吸收部分, 因此 (2)、(3) 式演化为:

$$D(660) = \ln(I_0(660) / I(660)) = \ln(I_0(660) / I_B e^{-\varepsilon_1 c_1 \Delta d} e^{-\varepsilon_2 c_2 \Delta d}) \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$D(805) = \ln(I_0(805) / I(805)) = \ln(I_0(805) / I_B e^{-\varepsilon_3 c_1 \Delta d} e^{-\varepsilon_4 c_2 \Delta d}) \quad \dots\dots\dots (6)$$

其中 I_0 为仅有组织本底吸收时的透射光强, Δd 为由无血到血液充盈带来的透射距离的改变。很容易地, 定义本底光密度 D_B :

$$D_B = \ln(I_0 / I_B);$$

从而, 可以得到:

$$D(660) - D_B(660) = \varepsilon_1 C_1 \Delta d + \varepsilon_2 C_2 \Delta d \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$D(805) - D_B(805) = \varepsilon_3 C_1 \Delta d + \varepsilon_4 C_2 \Delta d \quad \dots\dots\dots (8)$$

其中 $\varepsilon_3 = \varepsilon_4 = \varepsilon$, (4) 式因此演化为:

$$SaO_2 = A \times (D(660) - D_B(660)) / (D(805) - D_B(805)) + B \quad \dots\dots\dots (9)$$

该公式 (9) 是检测血氧饱和度的基本公式。

在通常检测中, 往往不用波长 805nm 等吸收点的红外光, 因为要获得该波长的精确值比较困难, 由此带来的误差也比较大。常用的红外光波长为 940nm 左右, 这一波长附近 HbO_2 、Hb 吸收率变化都比较平缓, 误差往往比较小。当采用波长 940nm 红外光, 因式 (8) 中的 $\varepsilon_3 \neq \varepsilon_4$, 公式 (9) 进一步演化为血氧饱和度 SpO_2 :

$$SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D) \quad \dots\dots\dots (10)$$

其中 $A = \varepsilon_1$; $B = -\varepsilon_2$; $C = \varepsilon_4 - \varepsilon_3$; $D = \varepsilon_1 - \varepsilon_2$; 而

$$R = \frac{D(660) - D_B(660)}{D(940) - D_B(940)} \quad \dots\dots\dots (11)$$

由上式可知, R 与血氧饱和度是一一对应的。因 $D = \ln I_0 / I = \varepsilon c d$, 则

$$R = \frac{\ln(I_{R0} / I_{RM}) - \ln(I_{R0} / I_{Rm})}{\ln(I_{I0} / I_{IM}) - \ln(I_{I0} / I_{Im})} = \frac{\ln(I_{Rm} / I_{RM})}{\ln(I_{Im} / I_{IM})} \quad \dots\dots\dots (12)$$

其中, I_{RM} 为红光最大透射光, I_{Rm} 为红光最小透射光, I_{R0} 为红光入射光; I_{IM} 为红外最大透射光, I_{Im} 为红外最小透射光, I_{I0} 为红外入射光; 对于红光,

$$\ln I_{Rm} / I_{RM} = \ln(1 - \frac{I_{RM} - I_{Rm}}{I_{RM}}) \quad (13)$$

当脉动量/直流量即 $(I_{RM} - I_{Rm}) / I_{RM}$ 较小时,

$$\ln(1 - \frac{I_{RM} - I_{Rm}}{I_{RM}}) \approx \frac{I_{RM} - I_{Rm}}{I_{RM}} \approx \text{脉动量/直流量}$$

进而, R 可以写成如下形式:

$$R = \frac{\text{Red}_{AC} / \text{Red}_{DC}}{\text{Ir}_{AC} / \text{Ir}_{DC}} \quad (14)$$

从上述公式可以看出, 当发光管的工作状态调整固定后, 一段时间内红光与红外光的直流分量将是比较稳定的, 故影响变量R的主要因素是所示的两路光强交流分量。现一般通过寻找所述两路光的最大值和最小值来计算所述交流分量。因此, 如果知道两种透射光在一个完整脉搏波中的波形就可以计算出R值。

目前国内外脉搏式血氧计是利用脉搏波造成的人体组织末端内动脉血搏动, 及氧合血红蛋白和还原血红蛋白影响人体组织末端(如手指)对红光和红外光透光性的不同, 将一定光强的红光和红外光加到手指上, 从而通过检测该两种光的透射光强, 根据二者光密度经过手指后变化量的比值和上述相关推导公式, 来计算得出血氧饱和度。

根据上述原理, 血氧饱和度测量装置的基本结构包括血氧探头和信号处理装置。血氧探头的关键部件是一个包括发光二极管和光敏元件的传感器。所述发光二极管提供两种或两种以上波长的光; 光敏元件把通过手指带有血氧饱和度信息的光信号转换成电信号; 该电信号经数字量化后被提供给信号处理模块用以计算血氧饱和度。

具体来说, 该测量装置从功能上可分为: 电源电路、光电驱动电路、信号放大处理部分、A/D(模拟/数字)转换电路、逻辑控制部分、单片机数据处理等部分。具体如图1所示, 包括: 电源电路, 输入交流或直流 $\pm 12V$ 电源, 输出用于数字电路的 $+5V$ 、用于模拟电路的 $\pm 5V$ 共两组电源, 提供给整个测量装置; 光电驱动电路, 受逻辑控制部分调节并输出不同幅度的电流来驱动发光二极管, 以保证受光管能输出一定幅度的信号; 探头部分, 检测通过手指的光信号并转换所述信号为电信号后, 送入信号放大处理部分, 经差分放大、背景光电流剪除处理、增益调节、偏置电流剪除处理, 再送往A/D转换电路转换为数字信号送单片机处理; 所述单片机处理部分的计算模块根据采样信号来模拟和分析波形, 寻找脉搏波形中最大值和最小值, 进而计算脉搏波峰峰值和血氧饱和度; 所述脉搏波参数和血氧饱和度数据可以通过串口电路向外发送, 并用光耦加以隔离。其中, 单片机对各个部分的控制是通过逻辑控制部分来实现

的,如探头发光时序控制、驱动电流控制、偏置电流控制、背景光剪除控制、信号A/D转换控制等。

上述现有技术的缺点是:灌注对于病人来说较多时候是很低的,在此条件下测量血氧时,因需要测量脉搏波形的交流成分,也就是要寻找脉搏波形中最大值和最小值,而被测信号在低灌注下非常微弱,信噪比很低,对波形的寻找非常困难,从而对脉搏波波峰的测算会出现误差,由此得到的交直流比值也可能是错误的,导致最终测得的血氧值精确度很差。

发明内容 本发明要解决的技术问题是针对灌注低、信号微弱的情况,提出一种测量血氧的方法,能够通过对脉搏波采样数据的分析和计算,准确测量或监测血氧值。

为解决上述技术问题,本发明的基本构思为:因为可以证明脉搏波采样数据的积分结果等同于脉搏波交流成分,故采用信号面积积分代替现有方法中的寻找波形峰值,用所述积分结果来计算血氧饱和度,这样,就只须对一段时间的脉搏波形进行积分;利用该段时间内噪音的积分趋于零,还可以去除噪音对有效信号的干扰,从而提高低灌注下测量血氧的精确度。

作为实现本发明构思的技术方案是,提供一种低灌注下测量血氧的方法,用于血氧测量装置,步骤是,

- a. 系统上电后,先进行硬件初始化,CPU系统自检,和程序初始化;
- b. 系统对透过组织末端的两路光进行采样测量,其中一路为红光,另一路为红外光;该系统的核心控制模块在数据采集、处理的具体过程中,对硬件进行不同的控制,包括对发光管驱动电流的控制,对偏置电路及增益的控制,对A/D采样的控制;
- d. 系统通讯功能模块输出系统数据处理模块计算得到的血氧饱和度或脉率的结果或数据;

还包括步骤

- c. 所述系统数据处理包括采用面积积分递归处理,依据存储在数据缓冲区中所述两路光的所述采样测量得到的实时数据,在一段时间内分别对各路光相应的所述实时数据进行积分,用红光对应的所述实时数据积分结果和红外光对应的所述实时数据积分结果的比值来代替该段时间内接收的红光强度交流峰峰值 Red_{ac} 和红外光强度交流峰峰值 Ir_{ac} 的比值,来计算所述血氧饱和度;所述积分是该时间段内对应于该路光的所述各实时数据绝对值与该数据采样时间间隔乘积的累加。

上述方案所述步骤c中,所述数据处理还包括采用波形法处理,依据所述采样测量得到的实时数据,拟合脉搏波包络波形,并寻找脉搏波中的最值来计算血氧饱和度。

所述系统还包括一个决策单元，在所述步骤c之后，包括决策步骤：根据被所述采样测量的光信号强度，对所述数据处理模块分别以波形法和积分法获得的两种结果进行判定，并产生最终测量计算结果。

采用上述技术方案，可以去除噪音对有效信号的干扰，提高低灌注下测量血氧的精确度，同时不增加测量系统的生产成本。

附图说明

图1是血氧测量装置结构示意图

图2是还原血红蛋白和氧合血红蛋白在红光、红外光区光吸收系数曲线图

图3是动物体组织的光吸收示意图

图4是低灌注下面积积分法与现有方法测量血氧结果比较图

图5是由各采样点模拟的红光、红外光强波形示意图

图6是红光、红外光各自面积积分示意图

图7是测量系统的软件模块框图

具体实施方式 下面，结合附图所示之最佳实施例进一步阐述本发明。

本发明采用一种渐近积分的方法，来有效遏制低灌注下噪声对信号波形的干扰，这种方法可以从理论上被证明与现有寻找波形交流分量的方法在低灌注下是等价的，从而被用于解决低灌注下的血氧测量不准确问题：所述系统至少利用两路光透过组织末端进行采样测量，其中一路为红光，另一路为红外光，先将测量得到的两路光数据经过归一化，得到两路光的直流比 $\frac{I_{rDC}}{Red_{DC}}$ ；因归一化后的血氧波形可以看作理想情况下波形与噪音的合成，而理想情况下的血氧波形，无论红光波形还是红外光波形，都可以看作是不同频段的正弦波的合成

$$Red = a_0 \cos(\omega t) + a_1 \cos(2\omega t) + \dots + a_{n-1} \cos(n\omega t) + n_{Red} \quad (14)$$

$$Ir = b_0 \cos(\omega t) + b_1 \cos(2\omega t) + \dots + b_{n-1} \cos(n\omega t) + n_{Ir} \quad (15)$$

其中 a_0 、 a_1 、... a_{n-1} 为红光频谱第n阶分量， n_{Red} 为红光中的噪音成分， b_0 、 b_1 、... b_{n-1} 为红外光频谱第n阶分量， n_{Ir} 为红外光中的噪音成分，分别对上式积分，并得到比值

$$\frac{\int_{t_0}^{t_1} [a_0 \cos(\omega t) + a_1 \cos(2\omega t) + \dots + a_{n-1} \cos(n\omega t) + n_{Red}] d(\omega t)}{\int_{t_0}^{t_1} [b_0 \cos(\omega t) + b_1 \cos(2\omega t) + \dots + b_{n-1} \cos(n\omega t) + n_{Ir}] d(\omega t)} = \frac{4a_0 \sin(\omega t) \Big|_0^{\frac{\pi}{2}} + \int_{t_0}^{t_1} n_{Red} d(\omega t)}{4b_0 \sin(\omega t) \Big|_0^{\frac{\pi}{2}} + \int_{t_0}^{t_1} n_{Ir} d(\omega t)} \quad (16)$$

如果在一段时间内的噪声可以看作是白噪声，则其积分为零，上式为

$$\frac{4a_0 \sin(\omega t) \Big|_0^{\frac{\pi}{2}} + \int_{t_0}^{t_1} |n_{\text{Red}}| d(\omega t)}{4b_0 \sin(\omega t) \Big|_0^{\frac{\pi}{2}} + \int_{t_0}^{t_1} |n_{\text{Ir}}| d(\omega t)} = \frac{a_0}{b_0} = \frac{\text{Red}_{\text{AC}}}{\text{Ir}_{\text{AC}}} \quad (17)$$

由此，只要积分时间足够长，噪音的积分趋近于零，就可以用一段时间内两路光积分数据的比值来代替该段时间内接收的两路光强交流数据（即交流峰峰值 Red_{AC} 和交流峰峰值 Ir_{AC} ）的比值。并且由于这种方法消除了噪声的干扰，可以在弱灌注下取得良好测量效果。

实际由各采样点模拟的红光、红外光强波形如图 5 所示，所述积分处理如图 6 所示，分别对红光或红外光各脉搏波采样点连成的曲线与时间轴所围阴影部分面积求和，当各采样点的采样时间间隔合适时（比如采用 120 Hz 采样时），所述部分面积近似等于一段时间内各采样幅度与对应采样时间间隔乘积之和。该两路光的面积之比近似为所述该时间段内的两路光强各自的交流幅值（峰峰值）之比。由此，分别测出两路光的所述光强交流数据，即可根据现有 R 与血氧饱和度的关系计算血氧饱和度。该所述时间段可以依经验，在 2 至 3 秒的区间上取适当值。

根据上述证明，可以在基于如图 1 所示的测量装置基础上，改进系统软件并使用本发明方法，使所述装置提高低灌注下的测量精确度。图 7 是所述实施例的系统软件模块框图：系统上电后，先进行硬件初始化，CPU 系统自检，和程序初始化；完成以上过程后进入核心控制模块，根据系统的工作状态，分别启动安全功能模块（测量系统各个状态标志或进行系统自检，以确保系统工作正常），或数据处理模块（处理实时采集的数据和计算结果），或通讯功能模块（系统接收指令或输出数据和结果）；此外，所述核心控制模块在数据采集、处理的具体过程中，如图 1 所示，还根据测量值，在各个状态中对硬件进行不同的控制，包括对发光管驱动电流的控制，对偏置电路及增益的控制，对 A/D 采样的控制；在本实施例中，所述数据处理包括采用面积积分递归处理，依据存储在数据缓冲区中的实时采集得到的测量数据，对所述实时数据在一段时间内积分来计算血氧饱和度。通常数据处理模块还要计算脉率，可以用过零计数器来完成，在此不另叙。所述数据处理还可以包括采用传统波形法处理，依据所述实时数据通过拟合脉搏波包络，并寻找最值来计算血氧饱和度。系统还可以包括一个决策单元，在上述步骤之后，包括决策步骤：根据测量信号的强度，对所述数据处理模块分别以波形法和积分法获得的两种结果进行判定，并产生最终测量计算结果。

所述决策步骤的判定、计算依据为：设由波形法获得的血氧饱和度参数结果为 A_1 ，由积分法获得的血氧饱和度参数结果为 A_2 ，最终测量计算的血氧饱和度参数结果为 A ，则 $A = a \cdot A_1$

$+ (1-a) \cdot A_2$, 其中, a 的取值范围为 $1 \sim 0$, 依据测量信号的强弱不同而选定。

因为测量信号较强时, 比如以采集到的不经放大即达到A/D转换满量程时的模拟信号为基准, 当所述实际测量信号大于该基准的 $1/32$ 时, A_1 和 A_2 的结果非常接近, 可取 $a=0.5$, 以二者平均值作为最终结果; 当实际信号小于该基准的 $1/32$ 而大于该基准的 $1/64$ 时, 可取 $a=0.4$; 当实际信号小于该基准的 $1/64$ 而大于该基准的 $1/128$ 时, 可取 $a=0.3$; 依此类推, 当实际信号衰减至一定程度时, 可取 $a=0$, 以积分法获得的结果为最终结果。

上述方法是以一段时间内受测对象的血氧饱和度不发生变化为前提, 此时, 积分时间越长, 测量效果越好, 结果越接近真实情况。但当受测对象的血氧饱和度发生变化(一般是较平缓的变化)时, 积分时间过长反而会导致测量灵敏度下降, 并削弱系统实时测量或监测的功能。为解决所述问题, 上述处理过程中, 积分将只在一段时间(例如 $2 \sim 3$ 秒)内进行, 且为保留实时测量的作用, 特引入遗忘因子 λ , 则本次所述两路光的交流峰峰值 Red_{AC} 和 Ir_{AC} 之比为

$$\frac{Red_{AC}}{Ir_{AC}} = \frac{Red_{AC_0} + \lambda Red_{AC_1} + \dots + \lambda^n Red_{AC_n}}{Ir_{AC_0} + \lambda Ir_{AC_1} + \dots + \lambda^n Ir_{AC_n}} \quad (18)$$

其中 Red_{AC_0} , Ir_{AC_0} 为本次面积积分结果; Red_{AC_1} , Ir_{AC_1} 为上一次面积积分结果; Red_{AC_n} , Ir_{AC_n} 为前 n 次面积积分结果。当 $0 < \lambda < 1$ 时, 经过若干次迭代后, 较前测得的数据对本次实时计算结果的影响是可以忽略的, 所以与当次越靠近的计算对当前结果贡献越大。根据经验 λ 取 0.8 比较合理。

图4为低灌注下采用上述方法与现有方法进行测试的结果比较, 其中, 纵坐标为血氧饱和度, 测量范围为 $0 \sim 100$, 横坐标为时间。由该图可见, 上述方法测量除了初始测量数据起伏较大, 正常监测时波动性比现有方法小, 也就是说, 抗噪音干扰能力更强。实际测量证明本发明方法是有突出特点和显著进步的, 能大幅度提高低灌注下的血氧测量精度, 把现有方法下可准确测量 0.3% 强度的血氧信号提高到可准确测量 0.1% 强度的血氧信号, 同时不增加测量系统的成本。

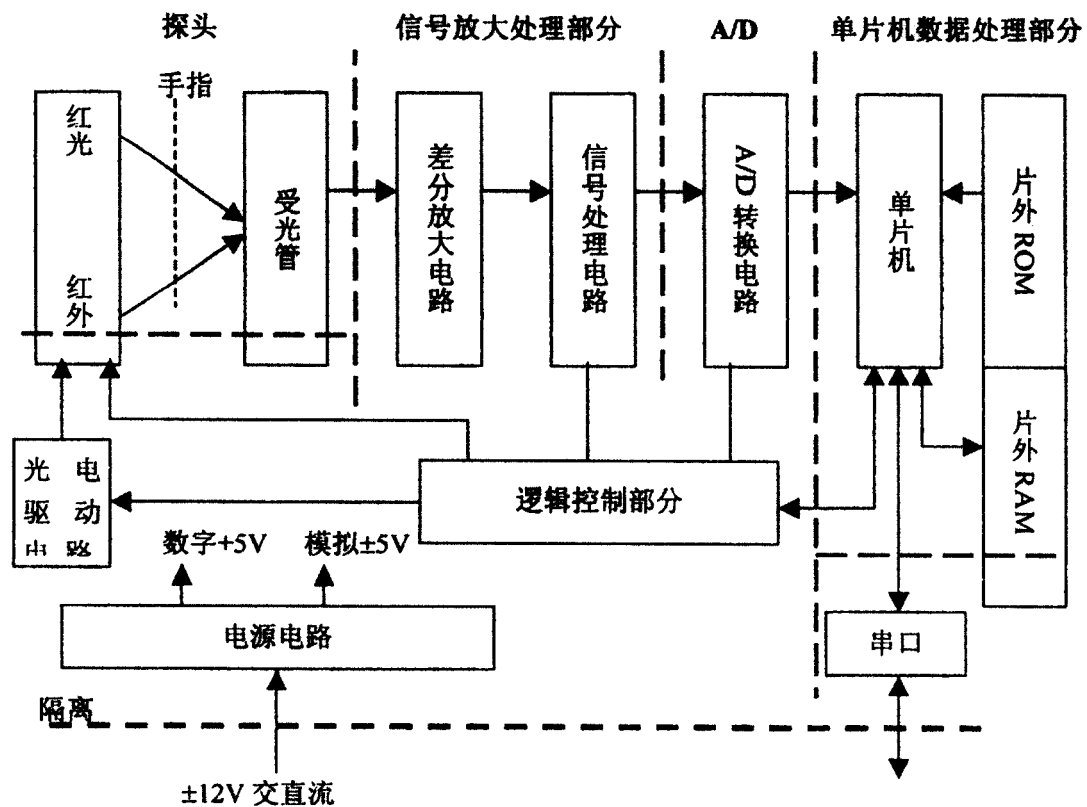


图 1

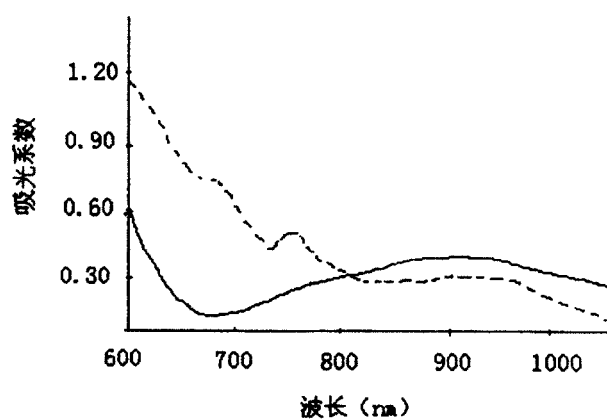


图 2

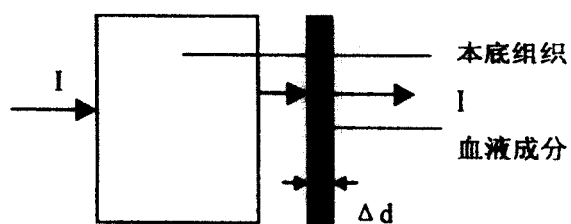


图 3

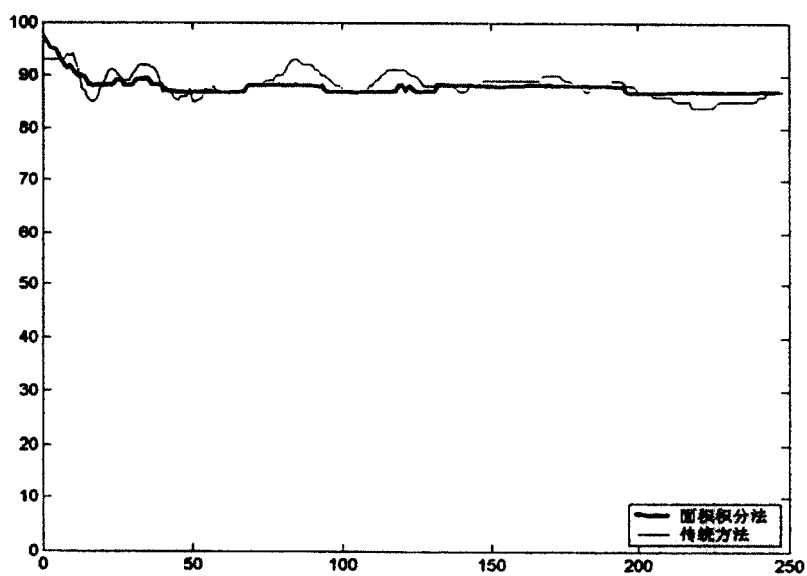


图 4

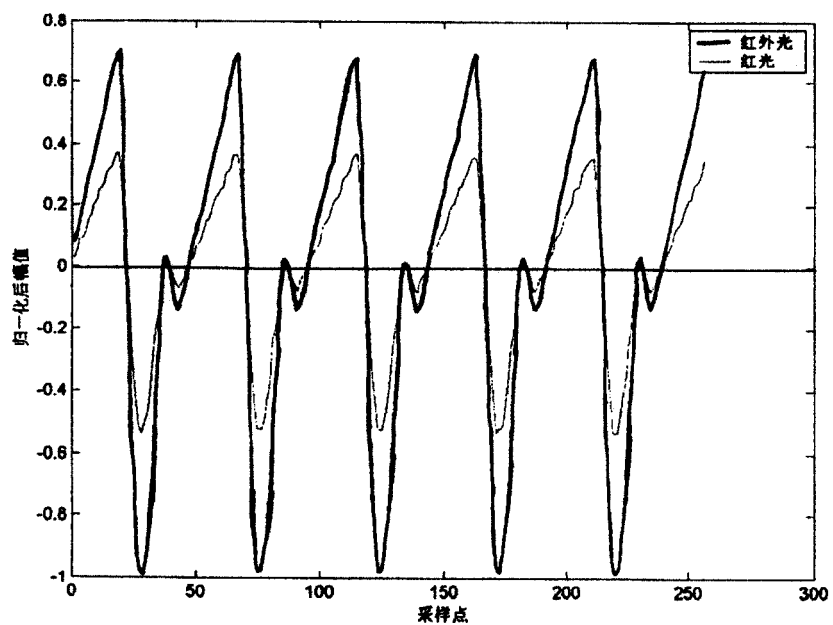


图 5

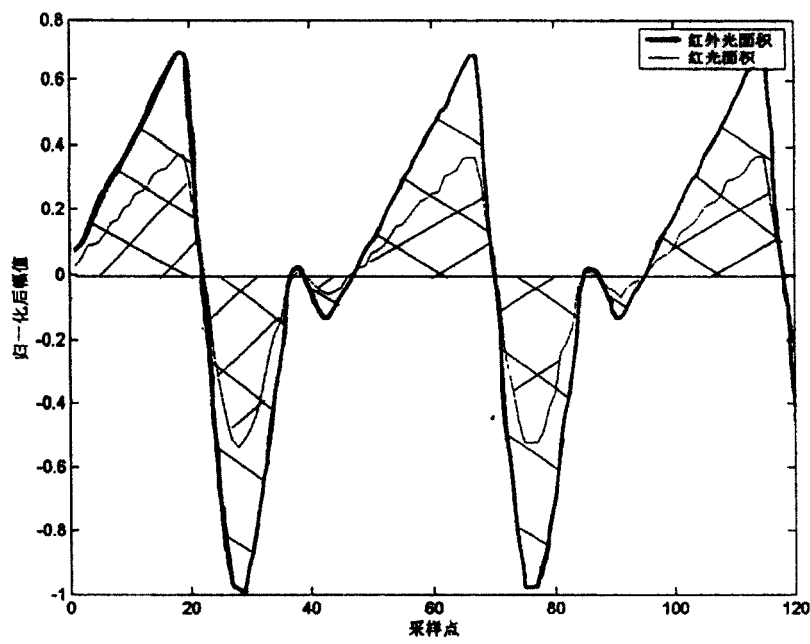


图 6

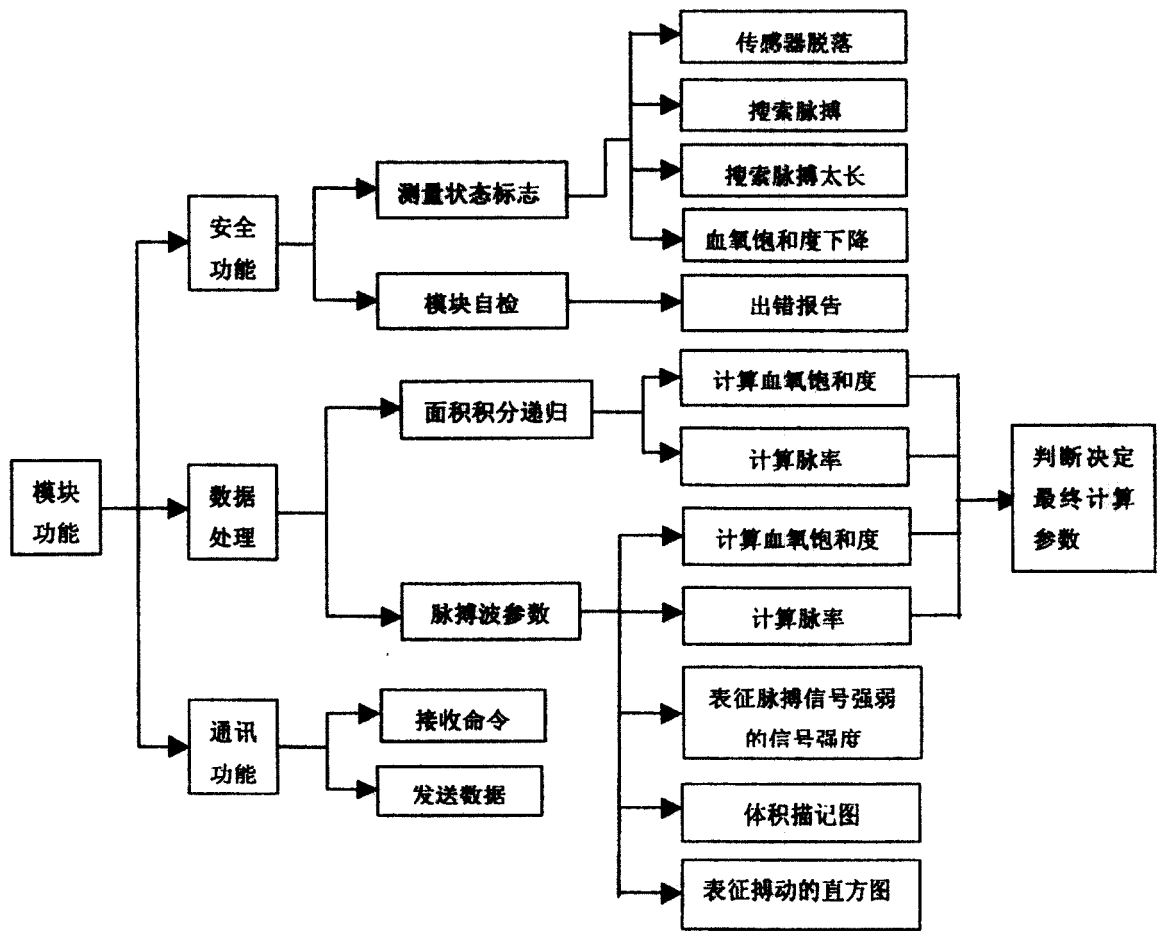


图 7

专利名称(译)	低灌注下测量血氧的方法		
公开(公告)号	CN100450437C	公开(公告)日	2009-01-14
申请号	CN200510033594.7	申请日	2005-03-10
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	张旭 叶继伦		
发明人	张旭 叶继伦		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B5/7242 A61B5/14551		
审查员(译)	魏娜		
其他公开文献	CN1830386A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种低灌注下测量血氧的方法，用于血氧测量装置，包括步骤：系统上电后，先进行硬件初始化，CPU系统自检，和程序初始化；系统核心控制模块在数据采集、处理的具体过程中，对硬件进行不同的控制；系统通讯功能模块输出系统数据处理模块计算得到的血氧饱和度或脉率的结果或数据；还包括步骤：所述系统数据处理包括面积积分递归处理，依据存储在数据缓冲区中的实时采集得到的测量数据，在一段时间内对所述实时数据积分来计算所述血氧饱和度。所述系统还包括一个决策步骤，根据测量信号的强度，对系统以波形法和积分法获得的两种结果进行判定来产生最终结果。采用所述方法，可以去除噪音对有效信号的干扰，提高低灌注下测量血氧的精确度，同时不增加测量系统的生产成本。

