



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101347334 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 05

(21) 申请号 200710075900. 2

(56) 对比文件

(22) 申请日 2007. 07. 19

US 4869254 , 1989. 09. 26, 说明书第 2 栏.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 彭燕

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 李旭 张旭

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006. 01)

G06F 19/00(2011. 01)

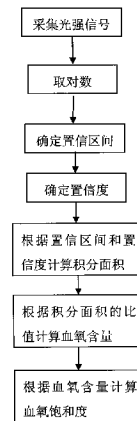
权利要求书 4 页 说明书 10 页 附图 5 页

(54) 发明名称

血氧饱和度测量方法和装置

(57) 摘要

本发明公开了一种血氧饱和度测量方法及装置,包括以下步骤:分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号;在第一波长光信号和第二波长光信号的波形上定义至少一个区间,分别对至少一个区间内的第一波长光信号和第二波长光信号的波形进行面积积分,得出第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分;根据第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分的比值作为血氧含量 R;根据以下公式计算血氧饱和度:SpO₂=(A×R+B)/(C×R+D)。本发明在弱灌注条件下,通过对脉搏波形进行分析和计算,正确测量此时的血氧值。



1. 一种血氧饱和度测量方法,其特征在于包括以下步骤:

A1、分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号;

C1、在第一波长光信号和第二波长光信号的波形上定义至少一个区间,分别对至少一个区间内的第一波长光信号和第二波长光信号的波形进行面积积分,得出第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分;

D1、根据第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分的比值作为血氧含量 R;

E1、根据以下公式计算血氧饱和度:

$$SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D),$$

其中, SpO_2 为血氧饱和度,

$$A = \varepsilon_4,$$

$$B = -\varepsilon_2;$$

$$C = \varepsilon_4 - \varepsilon_3;$$

$$D = \varepsilon_1 - \varepsilon_2;$$

ε_1 、 ε_2 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第一波长光的吸收率, ε_3 、 ε_4 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第二波长光的吸收率。

2. 如权利要求 1 所述的血氧饱和度测量方法,其特征在于:在所述步骤 A1 之后和步骤 C1 之前还包括以下步骤:

B1、分别对第一波长光信号和第二波长光信号取对数。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的血氧饱和度测量方法,其特征在于:在步骤 C1 中将至少一个区间根据脉搏波动周期内的噪声干扰程度不同分为不同的置信区间,且受干扰较大区间的置信度小于受干扰较小区间的置信度,所述第一波长光信号的总面积积分为所有置信区间的第一波长光信号波形的面积积分乘以对应区间的置信度后的总和,所述第二波长光信号的总面积积分为所有置信区间的第二波长光信号波形的面积积分乘以对应区间的置信度后的总和。

4. 如权利要求 3 所述的血氧饱和度测量方法,其特征在于:所述置信区间包括第一、二波长光信号处于上升阶段的上升沿区间和第一、二波长光信号处于下降阶段的下降沿区间,所述上升沿区间的置信度小于下降沿区间的置信度。

5. 如权利要求 4 所述的血氧饱和度测量方法,其特征在于:所述上升沿区间和下降沿区间的确定包括以下步骤:

C11、在一段时间的信号中分别搜索第一波长光信号和第二波长光信号在每个脉搏周期内的波谷,得到第一波长光信号的波谷位置 V_{R1} 、 V_{R2} 、 V_{Rj} ... V_{Rn} 和第二波长光信号的波谷位置 V_{I1} 、 V_{I2} 、 V_{Ij} ... V_{In} ,其中 j 为第 j 个脉搏周期;

C12、根据每个波谷的位置,向前确定第一波长光信号的波峰位置 M_{R1} 、 M_{R2} 、 M_{Rj} ... M_{Rn} 和第二波长光信号的波峰位置 M_{I1} 、 M_{I2} 、 M_{Ij} ... M_{In} ;

C13、确定每个脉搏周期的下降沿长度 L,

$$L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii}),$$

其中, V_{Ri} 、 M_{Ri} 分别为第一波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置, V_{Ii} 、 M_{Ii} 分别

为第二波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置, i 为 $1 \sim n$ 之间的任一值;

C14、确定第 i 个脉搏周期的上升沿区间为 $[V_{ri}, M_{ri}]$ 、下降沿区间为 $[M_{fi}, V_{fi}]$,

其中, $V_{ri} = \max(V_{R(i-1)}, V_{I(i-1)})$, $M_{ri} = \min(M_{Ri}, M_{Ii})$, $M_{fi} = \max(M_{Ri}, M_{Ii}) + L \times 0.1$, $V_{fi} = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - L \times 0.1$ 。

6. 如权利要求 5 所述的血氧饱和度测量方法, 其特征在于: 在步骤 C13 中, 当 $\min(V_{Ri}, V_{Ii}) \leq \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 时, 取消本次血氧的计算, 当 $\min(V_{Ri}, V_{Ii}) > \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 时, 确定下降沿的长度 L 为:

$$L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii})。$$

7. 如权利要求 5 或 6 所述的血氧饱和度测量方法, 其特征在于: 所述上升沿区间的置信度为 σ_r , 所述下降沿区间的置信度为 σ_f ,

$$\sigma_r = 0.25 \times (0.8 - \gamma_v - \gamma_m),$$

$$\sigma_f = 0.8 - \gamma_v - \gamma_m,$$

其中, γ_m 为第 i 脉搏周期的波峰波动系数, γ_v 为第 i 脉搏周期的波谷波动系数,

$$\gamma_m = \frac{|M_{Ri} - M_{Ii}|}{L}$$

$$\gamma_v = \frac{|V_{Ri} - V_{Ii}|}{L}。$$

8. 如权利要求 7 所述的血氧饱和度测量方法, 其特征在于: 所述第 i 脉搏周期内的血氧含量为:

$$R_i = \frac{\sigma_r \cdot R_{ri} + \sigma_f \cdot R_{fi}}{\sigma_r + \sigma_f}。$$

9. 如权利要求 8 所述的血氧饱和度测量方法, 其特征在于: 当波峰波动系数或波谷波动系数大于 0.4 时, 该脉搏周期内的血氧含量的置信度为零。

10. 一种血氧饱和度测量装置, 其特征在于包括:

信号生成装置, 用于分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号;

区间确定装置, 用于在第一波长光信号和第二波长光信号的波形上定义至少一个区间;

积分装置, 用于分别对至少一个区间内的第一波长光信号和第二波长光信号的波形进行面积积分;

第一计算装置, 用于根据第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分的比值作为血氧含量 R ;

第二计算装置, 用于根据以下公式计算血氧饱和度:

$$SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D),$$

其中, SpO_2 为血氧饱和度,

$$A = \varepsilon_4,$$

$$B = -\varepsilon_2;$$

$$C = \varepsilon_4 - \varepsilon_3;$$

$$D = \varepsilon_1 - \varepsilon_2;$$

ε_1 、 ε_2 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第一波长光的吸收率， ε_3 、 ε_4 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第二波长光的吸收率。

11. 如权利要求 10 所述的血氧饱和度测量装置，其特征在于：还包括：

取对数装置，用于分别对第一波长光信号和第二波长光信号取对数，并将取对数之后的结果输出到积分装置。

12. 如权利要求 10 或 11 所述的血氧饱和度测量装置，其特征在于：所述区间确定装置用于将至少一个区间根据脉搏波动周期内的噪声干扰程度不同分为不同的置信区间，且受干扰较大区间的置信度小于受干扰较小区间的置信度，所述积分装置还用于根据每个置信区间的的置信度计算第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分。

13. 如权利要求 12 所述的血氧饱和度测量装置，其特征在于：所述置信区间包括第一波长光信号和第二波长光信号处于上升阶段的上升沿区间和第一波长光信号和第二波长光信号处于下降阶段的下降沿区间，所述上升沿区间的置信度小于下降沿区间的置信度。

14. 如权利要求 13 所述的血氧饱和度测量装置，其特征在于：所述区间确定装置包括：

峰谷确定单元，用于在一段时间的信号中分别搜索第一波长光信号和第二波长光信号在每个脉搏周期内的波谷，得到第一波长光信号的波谷位置 V_{R1} 、 V_{R2} 、 V_{Rj} ... V_{Rn} 和第二波长光信号的波谷位置 V_{I1} 、 V_{I2} 、 V_{Ij} ... V_{In} ，其中 j 为第 j 个脉搏周期；并根据每个波谷的位置，向前确定第一波长光信号的波峰位置 M_{R1} 、 M_{R2} 、 M_{Rj} ... M_{Rn} 和第二波长光信号的波峰位置 M_{I1} 、 M_{I2} 、 M_{Ij} ... M_{In} ；

下降沿长度确定单元，用于根据每个脉搏周期的峰谷值确定该脉搏周期的下降沿长度 L ，

$$L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii}),$$

其中， V_{Ri} 、 M_{Ri} 分别为第一波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置， V_{Ii} 、 M_{Ii} 分别为第二波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置， i 为 $1 \sim n$ 之间的任一值；

上升沿区间和下降沿区间确定单元，用于根据第 i 个脉搏周期的峰谷值和下降沿长度 L 确定第 i 个脉搏周期的上升沿区间和下降沿区间，所述上升沿区间为 $[V_{ri}, M_{ri}]$ 、下降沿区间为 $[M_{fi}, V_{fi}]$ ，其中， $V_{ri} = \max(V_{R(i-1)}, V_{I(i-1)})$ ， $M_{ri} = \min(M_{Ri}, M_{Ii})$ ， $M_{fi} = \max(M_{Ri}, M_{Ii}) + L \times 0.1$ ， $V_{fi} = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - L \times 0.1$ 。

15. 如权利要求 14 所述的血氧饱和度测量装置，其特征在于：所述区间确定装置还包括用于确定上升沿区间和下降沿区间置信度的置信度确定单元，所述上升沿区间的置信度为 σ_r ，所述下降沿区间的置信度为 σ_f ，且

$$\sigma_r = 0.25 \times (0.8 - \gamma_v - \gamma_m),$$

$$\sigma_f = 0.8 - \gamma_v - \gamma_m,$$

其中， γ_m 为第 i 脉搏周期的波峰波动系数， γ_v 为第 i 脉搏周期的波谷波动系数，

$$\gamma_m = \frac{|M_{Ri} - M_{Ii}|}{L}$$

$$\gamma_v = \frac{|V_{Ri} - V_{Ii}|}{L}.$$

16. 如权利要求 15 所述的血氧饱和度测量装置，其特征在于：所述第 i 脉搏周期内的

血氧含量为：

$$R_i = \frac{\sigma_r \cdot R_{ri} + \sigma_f \cdot R_{fi}}{\sigma_r + \sigma_f}。$$

血氧饱和度测量方法和装置

【技术领域】

[0001] 本发明涉及一种血氧饱和度测量方法和装置,尤其涉及采用分光光度法在弱灌注条件下的血氧饱和度测量方法和装置。

【背景技术】

[0003] 目前国内外血氧饱和度测量普遍采用脉搏式血氧计,测量装置基本结构包括血氧探头和信号处理装置,血氧探头是一个采用发光二极管和光敏元件组成传感器。发光二极管提供两种或两种以上波长的光。光敏元件的作用是把通过组织末端的带有血氧饱和度信息的光信号转换成电信号,经信号处理电路后将信号数字化。对于此数字量,采用某种信号处理算法计算出的血氧饱和度。

[0004] 脉搏式血氧计测量血氧饱和度的原理是分光光度法,利用脉搏波造成的人体组织末端内动脉血的搏动测量血氧饱和度,有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。由于氧合血红蛋白和还原血红蛋白在红光光谱区和红外区的光学特性不同,具有不同的光吸收系数,从而影响手指对红光和红外光的透光性,当一定光强的红光和红外光加到手指上时,通过分别检测两种波长的透射光强,可以通过手指对两种光光密度变化量的比值计算出氧合血红蛋白的含量,从而计算出血氧饱和度。

[0005] 工程中用 660nm 的红光和 940nm 的红外光分别照射人体测量组织,如图 1 所示,其中标号 1 为搏动动脉血成分,标号 2 为非搏动动脉血成分和不移动的静态成分。图 2 中,波形 P 为人体血液随心脏搏动而有规律的变化, i_R 和 i_I 为经红光和红外光分别照射的透射光对应的电流信号,测量组织中血量越大,透射光越小,所以波形 P 与 i_R 或 i_I 是反向的,根据 t_1 、 t_2 时刻波形上分别对应的两点,可以计算脉搏血氧饱和度:

[0006] $SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D) \dots\dots\dots$
(1)

[0007] $A = \epsilon_4$;

[0008] $B = -\epsilon_2$;

[0009] $C = \epsilon_4 - \epsilon_3$;

[0010] $D = \epsilon_1 - \epsilon_2$;

[0011] ϵ_1 、 ϵ_2 分别为 HbO₂、Hb 对 660nm 波长的红光的吸收率;

[0012] ϵ_3 、 ϵ_4 分别为 HbO₂、Hb 对 940nm 波长的红外光的吸收率;研究表明,脉搏血氧饱和度近似于动脉血氧饱和度 SaO₂;

[0013] $R = \frac{\ln i_I(a)/i_I(b)}{\ln i_R(a)/i_R(b)} = \frac{\ln i_I(a) - \ln i_I(b)}{\ln i_R(a) - \ln i_R(b)} \dots\dots\dots$ (2)

[0014] R 与血氧饱和度一一对应,即脉搏血氧可以通过透过人体组织的两路光线的变化求得,为减小信号干扰的影响, a, b 通常取一个脉搏周期的波峰和波谷位置,此时 R 值的计算公式为:

[0015] $\frac{\ln i_I(a)/i_I(b)}{\ln i_R(a)/i_R(b)} = \frac{\ln i_{Im}/i_{IM}}{\ln i_{Rm}/i_{RM}} = \frac{\ln i_{Im} - \ln i_{IM}}{\ln i_{Rm} - \ln i_{RM}} = R \dots\dots\dots$ (3)

[0016] 式中, i_{RM} 为红光最大透射光, i_{Rm} 为红光最小透射光, i_{IM} 为红外最大透射光, i_{Im} 为红外最小透射光。

[0017] 对于红光,

[0018] $\ln i_{Rm} / i_{RM} = \ln(1 - \frac{i_{RM} - i_{Rm}}{i_{RM}})$ (4)

[0019] 当脉动量 / 直流量即 $(i_{RM} - i_{Rm}) / i_{RM}$ 较小时,

[0020]

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

[0021] 所以 R 可以写成如下形式 :

[0022] $R = \frac{\text{Red}_{AC} / \text{Red}_{DC}}{\text{Ir}_{AC} / \text{Ir}_{DC}}$ (5)

[0023] 以上为计算血氧饱和度的常用方法,从上面的公式可以得出,当发光管固定后,(1) 式中只有血氧含量 R 为变量,在一段时间内红光与红外光的直流分量也是比较稳定的,而影响 R 的主要因素为这两路光的交流分量。但是,这种方法存在很大的缺陷,当病人处于弱灌注的条件下,由于信号非常微弱,因此信噪比很低,此时的波峰和波谷由于叠加噪声而严重失真,图 3 为弱灌注条件下的一段描记波形,因为人体的脉率一般小于每分钟 300 次(对应频率为 5Hz),所以将信号经过一个截止频率为 6Hz 的有限冲击响应滤波器,可以滤除信号带宽以外的绝大部分噪声,滤波后的信号如图 4 所示,由于干扰的存在,很难准确地判断两路光的峰谷值,因此脉搏波波峰波谷寻找会出现误差,图中两信号的波峰和波谷分别为 M_I 、 M_R 、 V_I 和 V_R ,由于波峰和波谷失真,得到的交直流的比值也可能是错误的,此时血氧饱和度的测量结果很难保证正确。

【发明内容】

[0024] 本发明的主要目的就是解决现有技术中的问题,提供一种血氧饱和度测量方法和装置,提高病人处于弱灌注情况下的血氧饱和度的测量结果的准确度。

[0025] 为实现上述目的,本发明提供一种血氧饱和度测量方法,包括以下步骤:

[0026] A1、分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号;

[0027] C1、在第一波长光信号和第二波长光信号的波形上定义至少一个区间,分别对至少一个区间内的第一波长光信号和第二波长光信号的波形进行面积积分,得出第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分;

[0028] D1、根据第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分的比值作为血氧含量 R;

[0029] E1、根据以下公式计算血氧饱和度:

[0030] $SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D)$,

[0031] 其中, SpO_2 为血氧饱和度,

[0032] $A = \epsilon_4$,

[0033] $B = -\epsilon_2$;

[0034] $C = \varepsilon_4 - \varepsilon_3$;

[0035] $D = \varepsilon_1 - \varepsilon_2$;

[0036] ε_1 、 ε_2 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第一波长光的吸收率， ε_3 、 ε_4 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第二波长光的吸收率。

[0037] 在一种实施例中，在所述步骤 A1 之后和步骤 C1 之前还可以包括以下步骤：

[0038] B1、分别对第一波长光信号和第二波长光信号取对数。

[0039] 在一个优选的实施例中，在步骤 C1 中将至少一个区间根据脉搏波动周期内的噪声干扰程度不同分为不同的置信区间，且受干扰较大区间的置信度小于受干扰较小区间的置信度，所述第一波长光信号的总面积积分为所有置信区间的所述第一波长光信号波形的面积积分乘以对应区间的置信度后的总和，所述第二波长光信号的总面积积分为所有置信区间的第二波长光信号波形的面积积分乘以对应区间的置信度后的总和。

[0040] 其中，所述置信区间包括第一、二波长光信号处于上升阶段的上升沿区间和第一、二波长光信号处于下降阶段的下降沿区间，所述上升沿区间的置信度小于下降沿区间的置信度。

[0041] 所述上升沿区间和下降沿区间的确定包括以下步骤：

[0042] C11、在一段时间的信号中分别搜索第一波长光信号和第二波长光信号在每个脉搏周期内的波谷，得到第一波长光信号的波谷位置 V_{R1} 、 V_{R2} 、 V_{Rj} ... V_{Rn} 和第二波长光信号的波谷位置 V_{I1} 、 V_{I2} 、 V_{Ij} ... V_{In} ，其中 j 为第 j 个脉搏周期；

[0043] C12、根据每个波谷的位置，向前确定第一波长光信号的波峰位置 M_{R1} 、 M_{R2} 、 M_{Rj} ... M_{Rn} 和第二波长光信号的波峰位置 M_{I1} 、 M_{I2} 、 M_{Ij} ... M_{In} ；

[0044] C13、确定每个脉搏周期的下降沿长度 L ，

[0045] $L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ ，

[0046] 其中， V_{Ri} 、 M_{Ri} 分别为第一波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置， V_{Ii} 、 M_{Ii} 分别为第二波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置， i 为 $1 \sim n$ 之间的任一值；

[0047] C14、确定第 i 个脉搏周期的上升沿区间为 $[V_{Ri}, M_{Ri}]$ 、下降沿区间为 $[M_{Ii}, V_{Ii}]$ ，

[0048] 其中， $V_{Ri} = \max(V_{R(i-1)}, V_{I(i-1)})$ ， $M_{Ri} = \min(M_{Ri}, M_{Ii})$ ， $M_{Ii} = \max(M_{Ri}, M_{Ii}) + L \times 0.1$ ， $V_{Ii} = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - L \times 0.1$ 。

[0049] 其中，在步骤 C13 中，当 $\min(V_{Ri}, V_{Ii}) \leq \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 时，取消本次血氧的计算，当 $\min(V_{Ri}, V_{Ii}) > \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 时，确定下降沿的长度 L 为：

[0050] $L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 。

[0051] 所述上升沿区间的置信度为 σ_r ，所述下降沿区间的置信度为 σ_f ，且

[0052] $\sigma_r = 0.25 \times (0.8 - \gamma_v - \gamma_m)$ ，

[0053] $\sigma_f = 0.8 - \gamma_v - \gamma_m$ ，

[0054] 其中， γ_m 为第 i 脉搏周期的波峰波动系数， γ_v 为第 i 脉搏周期的波谷波动系数，

[0055] $\gamma_m = \frac{|M_{Ri} - M_{Ii}|}{L}$

[0056] $\gamma_v = \frac{|V_{Ri} - V_{Ii}|}{L}$ 。

[0057] 所述第 i 脉搏周期内的血氧含量为：

$$[0058] \quad R_i = \frac{\sigma_r \cdot R_{ri} + \sigma_f \cdot R_{fi}}{\sigma_r + \sigma_f}.$$

[0059] 本发明同时还提供一种血氧饱和度测量装置,包括:信号生成装置,用于分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号;区间确定装置,用于在第一波长光信号和第二波长光信号的波形上定义至少一个区间;积分装置,用于分别对至少一个区间内的第一波长光信号和第二波长光信号的波形进行面积积分;第一计算装置,用于根据第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分的比值作为血氧含量 R;第二计算装置,用于根据以下公式计算血氧饱和度:

$$[0060] \quad SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D),$$

[0061] 其中, SpO_2 为血氧饱和度,

$$[0062] \quad A = \varepsilon_4,$$

$$[0063] \quad B = -\varepsilon_2;$$

$$[0064] \quad C = \varepsilon_4 - \varepsilon_3;$$

$$[0065] \quad D = \varepsilon_1 - \varepsilon_2;$$

[0066] ε_1 、 ε_2 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第一波长光的吸收率, ε_3 、 ε_4 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对第二波长光的吸收率。

[0067] 在另一实施例中,所述血氧饱和度测量装置还包括取对数装置,所述取对数装置用于分别对第一波长光信号和第二波长光信号取对数,并将取对数之后的结果输出到积分装置。

[0068] 其中,所述区间确定装置优选用于将至少一个区间根据脉搏波动周期内的噪声干扰程度不同分为不同的置信区间,且受干扰较大区间的置信度小于受干扰较小区间的置信度,所述积分装置还用于根据每个置信区间的的置信度计算第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分。

[0069] 所述置信区间包括第一波长光信号和第二波长光信号处于上升阶段的上升沿区间和第一波长光信号和第二波长光信号处于下降阶段的下降沿区间,所述上升沿区间的置信度小于下降沿区间的置信度。

[0070] 所述区间确定装置优选包括:

[0071] 峰谷确定单元,用于在一段时间的信号中分别搜索第一波长光信号和第二波长光信号在每个脉搏周期内的波谷,得到第一波长光信号的波谷位置 V_{R1} 、 V_{R2} 、 V_{Rj} ... V_{Rn} 和第二波长光信号的波谷位置 V_{I1} 、 V_{I2} 、 V_{Ij} ... V_{In} ,其中 j 为第 j 个脉搏周期;并根据每个波谷的位置,向前确定第一波长光信号的波峰位置 M_{R1} 、 M_{R2} 、 M_{Rj} ... M_{Rn} 和第二波长光信号的波峰位置 M_{I1} 、 M_{I2} 、 M_{Ij} ... M_{In} ;

[0072] 下降沿长度确定单元,用于根据每个脉搏周期的峰谷值确定该脉搏周期的下降沿长度 L,

$$[0073] \quad L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii}),$$

[0074] 其中, V_{Ri} 、 M_{Ri} 分别为第一波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置, V_{Ii} 、 M_{Ii} 分别为第二波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置, i 为 1 ~ n 之间的任一值;

[0075] 上升沿区间和下降沿区间确定单元,用于根据第 i 个脉搏周期的峰谷值和下降沿

长度 L 确定第 i 个脉搏周期的上升沿区间和下降沿区间,所述上升沿区间为 $[V_{ri}, M_{ri}]$ 、下降沿区间为 $[M_{fi}, V_{fi}]$,其中, $V_{ri} = \max(V_{R(i-1)}, V_{I(i-1)})$, $M_{ri} = \min(M_{Ri}, M_{Ii})$, $M_{fi} = \max(M_{Ri}, M_{Ii}) + L \times 0.1$, $V_{fi} = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - L \times 0.1$ 。

[0076] 所述区间确定装置还包括用于确定上升沿区间和下降沿区间置信度的置信度确定单元,所述上升沿区间的置信度为 σ_r ,所述下降沿区间的置信度为 σ_f ,且

$$[0077] \quad \sigma_r = 0.25 \times (0.8 - \gamma_v - \gamma_m),$$

$$[0078] \quad \sigma_f = 0.8 - \gamma_v - \gamma_m,$$

[0079] 其中, γ_m 为第 i 脉搏周期的波峰波动系数, γ_v 为第 i 脉搏周期的波谷波动系数,

$$[0080] \quad \gamma_m = \frac{|M_{Ri} - M_{Ii}|}{L}$$

$$[0081] \quad \gamma_v = \frac{|V_{Ri} - V_{Ii}|}{L}.$$

[0082] 本发明的有益效果是:1) 本发明采用了对脉搏波进行分段积分消除噪声的方法,用脉搏波信号进行面积积分代替了传统最值比的方法。对一段时间的脉搏波形进行积分,积分作用可以消除脉搏波中的白噪声和非白噪声的影响,可以证明积分的结果等同与脉搏波的交流成分,因而可以利用积分结果计算血氧饱和度。因此采用本发明测量减少了噪声对测量结果的影响,提高了弱灌注条件下的血氧饱和度的测量精度。2) 在积分的过程中,对不同的置信区间,设置不同的置信度,进一步提高了弱灌注条件下的血氧饱和度的测量精度。

【附图说明】

- [0083] 图 1 为组织吸光示意图;
 [0084] 图 2 为透射光信号示意图;
 [0085] 图 3 为原始采样信号示意图;
 [0086] 图 4 为经低通滤波后的信号示意图;
 [0087] 图 5 为一种实施例的电路结构示意图;
 [0088] 图 6 为本发明一种实施例的流程图;
 [0089] 图 7 为红光和红外光信号的峰谷位置示意图;
 [0090] 图 8 为采用本发明和传统算法所得血氧的趋势图;
 [0091] 图 9 为本发明一种实施例的结构示意图。

【具体实施方式】

[0092] 本发明的特征及优点将通过实施例结合附图进行详细说明。

[0093] 请参考图 5,血氧饱和度的测量基本原理为:

[0094] 血氧电路从功能上可分为:电源电路、光电驱动电路、信号放大处理部分、A/D 转换电路、逻辑控制部分、单片机数据处理部分、串口通讯部分。

[0095] 各部分功能如下:

[0096] 1) 电源电路输入为 $\pm 12V$ 交、直流电源,输出两组电源——数字 +5V、模拟 $\pm 5V$,该电路为整个血氧板提供电源。

[0097] 2) 光电驱动电路受逻辑控制部分的调节,输出不同幅度的电流驱动 发光二极管,以保证受光管能输出一定幅度的信号。

[0098] 3) 探头将检测到的光信号转换为电信号后,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,最后送 A/D 转换。

[0099] 4) A/D 转换部分将经放大处理后的模拟信号转换为数字信号,然后送单片机处理。

[0100] 5) 单片机数据处理部分将 A/D 转换得到的数据处理、计算,得到脉搏波和血氧饱和度。

[0101] 6) 脉搏波和血氧饱和度数据还通过串口向外发送,并有光耦加以隔离。

[0102] 7) 此外,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。

[0103] 其中血氧饱和度的计算的采用面积积分法,以下对面积积分法进行说明:

[0104] 对红外信号 i_I 和红光信号 i_R 分别取对数,得到信号 I_I 和 I_R ,定义 $I_I(x)$ 和 $I_R(x)$ 中的区间 $[a, b]$ 区间 $[a, b]$ 可大可小,把区间 $[a, b]$ 分成若干等份,其分点为 $a = x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_i < x_{i+1} < \dots < x_n = b$, 并设 λ 是 $\Delta x_i = x_{i+1} - x_i$ ($i = 0, 1, 2, \dots, n-1$) 的长度,与等分点数成反比,在每个小区间内 $[x_i, x_{i+1}]$ 上任取一点 $x = \xi_i, x_i \leq \xi_i \leq x_{i+1}$ ($i = 0, 1, 2, \dots, n-1$), 根据差分方法血氧计算公式,有:

[0105]

$$\frac{I_I(a) - I_I(x_1)}{I_R(a) - I_R(x_1)} = \frac{I_I(x_1) - I_I(x_2)}{I_R(x_1) - I_R(x_2)} = \dots = \frac{I_I(x_i) - I_I(x_{i+1})}{I_R(x_i) - I_R(x_{i+1})} = \dots = \frac{I_I(x_{n-1}) - I_I(b)}{I_R(x_{n-1}) - I_R(b)} = R \dots \dots (6)$$

$$[0106] \quad \frac{\Delta x \cdot (I_I(a) - I_I(x_1))}{\Delta x \cdot (I_R(a) - I_R(x_1))} = \frac{2 \cdot \Delta x \cdot (I_I(x_1) - I_I(x_2))}{2 \cdot \Delta x \cdot (I_R(x_1) - I_R(x_2))}$$

$$[0107] \quad = \dots = \frac{(i+1) \cdot \Delta x \cdot (I_I(x_i) - I_I(x_{i+1}))}{(i+1) \cdot \Delta x \cdot (I_R(x_i) - I_R(x_{i+1}))}$$

$$[0108] \quad = \dots = \frac{n \cdot \Delta x \cdot (I_I(x_{n-1}) - I_I(b))}{n \cdot \Delta x \cdot (I_R(x_{n-1}) - I_R(b))} = R$$

[0109] 将分子与分母的每一项进行累加,有

[0110]

$$\frac{[I_I(a) - I_I(x_1) + 2 \cdot (I_I(x_1) - I_I(x_2)) + \dots + (i+1) \cdot (I_I(x_i) - I_I(x_{i+1})) + \dots + n \cdot (I_I(x_{n-1}) - I_I(b))] \cdot \Delta x}{[I_R(a) - I_R(x_1) + 2 \cdot (I_R(x_1) - I_R(x_2)) + \dots + (i+1) \cdot (I_R(x_i) - I_R(x_{i+1})) + \dots + n \cdot (I_R(x_{n-1}) - I_R(b))] \cdot \Delta x}$$

$$[0111] \quad = \frac{[I_I(a) + I_I(x_1) + \dots + I_I(x_i) + \dots + I_I(x_{n-1}) - n \cdot I_I(b)] \cdot \Delta x}{[I_R(a) + I_R(x_1) + \dots + I_R(x_i) + \dots + I_R(x_{n-1}) - n \cdot I_R(b)] \cdot \Delta x}$$

$$[0112] \quad = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} [I_I(x_i) - I_I(b)] \cdot \Delta x}{\sum_{i=0}^{n-1} [I_R(x_i) - I_R(b)] \cdot \Delta x}$$

[0113]

$$= R$$

[0114] 当 $n \rightarrow \infty, \lambda \rightarrow 0$

[0115]

$$R = \frac{\lim_{\lambda \rightarrow 0} \sum_{i=0}^{n-1} [I_I(x_i) - I_I(b)] \cdot \Delta x}{\lim_{\lambda \rightarrow 0} \sum_{i=0}^{n-1} [I_R(x_i) - I_R(b)] \cdot \Delta x} = \frac{\int_a^b [I_I(x) - I_I(b)] \cdot dx}{\int_a^b [I_R(x) - I_R(b)] \cdot dx} \dots\dots\dots (7)$$

[0116] 上式说明,图 2 中面积 A 和面积 B 的比与血氧值是一一对应的,可用脉搏波信号进行面积积分代替传统最值比的方法,这样可以消除脉搏波中的白噪音和非白噪音的影响,提高了弱灌注条件下的血氧测量的准确性。

[0117] 一种适用于弱灌注条件下的血氧饱和度的测量方法如图 6 所示,包括以下步骤:

[0118] 1、分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号;第一波长光和第二波长光通常为 660nm 的红光和 940nm 的红外光,将两种光照射生物体组织(例如人体组织末梢),检测经红光和红外光分别照射的透射光对应的电流信号 i_I 和 i_R ,并将电流信号经过 A/D 转换为数字信号;

[0119] 2、分别对两种光信号 i_I 和 i_R 取对数,得到信号 I_I 和 I_R ;

[0120] 3、确定置信区间,从图 4 可以看出,虽然波形中叠加了干扰信号,波峰变化比较大,但波谷相对清晰,这是由于人体心脏射血的过程时间较短(一般在 70 ~ 120ms),血流速度较快,所以如图 4 的 ab 区间,血管中血液从最少到最充盈的过程受噪声的影响较小,而射血后的 bc 区间,时间较长,血液流速减缓,受到干扰增大。根据脉搏波动周期内的噪声干扰程度不同,将血氧计算分为不同的置信区间,受干扰较大的区间具有较小的置信度,反之具有较高置信度。

[0121] 置信区间的确定通过以下方法:

[0122] C11、取一段时间的信号,在这段时间的信号中分别搜索红光信号和红外光信号在每个脉搏周期内的波谷,得到红光信号的波谷位置 V_{R1} 、 V_{R2} 、 V_{Rj} ... V_{Rn} 和红外光信号的波谷位置 V_{I1} 、 V_{I2} 、 V_{Ij} ... V_{In} ,其中 j 为第 j 个脉搏周期;

[0123] C12、根据每个波谷的位置,向前确定红光信号的波峰位置 M_{R1} 、 M_{R2} 、 M_{Rj} ... M_{Rn} 和红外光信号的波峰位置 M_{I1} 、 M_{I2} 、 M_{Ij} ... M_{In} 。这样每个脉搏波的周期分别得到红光和红外光的峰谷位置。

[0124] C13、确定每个脉搏周期的下降沿长度 L:

[0125] 由于干扰的存在,很多情况下,红光和红外光的波峰和波谷是不对应的(即两信号的峰值和谷值的位置,由于噪声和干扰的影响,两个峰值和两个谷值不是在同一时刻出现,称之为不对应。),去除峰谷错位的影响,对于第 i 个波形,峰谷位置分别为 M_{Ri} 、 M_{Ii} 、 V_{Ri} 、 V_{Ii} ,如图 7 所示,

[0126] 当 $\min(V_{Ri}, V_{Ii}) < \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 时,取消本次血氧的计算,因为 $\max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 代表较晚出现的峰值位置, $\min(V_{Ri}, V_{Ii})$ 代表较早出现的谷值位置,如果信号 a 的谷值比信号 b 的峰值更早出现,说明信号已经干扰很大,或峰谷搜索错误,不能计算血氧值,计算也是错误值。

[0127] 当 $\min(V_{Ri}, V_{Ii}) > \max(M_{Ri}, M_{Ii})$ 时,确定下降沿的长度 L 为:

[0128] $L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii})$,

[0129] 其中, V_{Ri} 、 M_{Ri} 分别为红光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置, V_{Ii} 、 M_{Ii} 分别为红外光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置, i 为 1 ~ n 之间的任一值。

[0130] C14、确定第 i 个脉搏周期的上升沿区间为 $[V_{ri}, M_{ri}]$ 、下降沿区间为 $[M_{fi}, V_{fi}]$,

[0131] 其中,

$$[0132] \quad V_{ri} = \max(V_{R(i-1)}, V_{I(i-1)}),$$

$$[0133] \quad M_{ri} = \min(M_{Ri}, M_{Ii}),$$

$$[0134] \quad M_{fi} = \max(M_{Ri}, M_{Ii}) + L \times 0.1,$$

$$[0135] \quad V_{fi} = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - L \times 0.1,$$

[0136] 计算下降沿区间 $[M_{fi}, V_{fi}]$ 时, 去掉峰、谷区间左右的十分之一, 也就是计算区间长度的百分之八十, 可以消弱峰谷不对应带来的计算误差。

[0137] 由于信号波形是按固定采样率采集的离散信号, 式 (7) 中计算血氧采用离散形式的积分:

[0138] 下降沿区间血氧含量为:

$$[0139] \quad R_{fi} = \frac{\int_{M_{fi}}^{V_{fi}} [I_i(x) - I_i(V_{fi})] dx}{\int_{M_{fi}}^{V_{fi}} [R_i(x) - R_i(V_{fi})] dx} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} [I_i(x) - I_i(V_{fi})]}{\sum_{i=1}^{n-1} [R_i(x) - R_i(V_{fi})]}$$

[0140] 上升沿区间血氧含量为:

$$[0141] \quad R_{ri} = \frac{\int_{M_{ri}}^{V_{ri}} [I_i(x) - I_i(V_{ri})] dx}{\int_{M_{ri}}^{V_{ri}} [R_i(x) - R_i(V_{ri})] dx} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} [I_i(x) - I_i(V_{ri})]}{\sum_{i=1}^{n-1} [R_i(x) - R_i(V_{ri})]}$$

[0142] 4、置信度的确定。

[0143] 定义上升沿和下降沿的置信度为 σ_r 和 σ_f , 且 σ_f 高于 σ_r , 根据经验 σ_r 和 σ_f 的取值分别为:

$$[0144] \quad \sigma_r = 0.25 \times (0.8 - \gamma_{v-1} - \gamma_m),$$

$$[0145] \quad \sigma_f = 0.8 - \gamma_v - \gamma_m,$$

[0146] 其中, γ_m 为第 i 脉搏周期的波峰波动系数, γ_v 为第 i 脉搏周期的波谷波动系数,

$$[0147] \quad \gamma_m = \frac{|M_{Ri} - M_{Ii}|}{L}$$

$$[0148] \quad \gamma_v = \frac{|V_{Ri} - V_{Ii}|}{L}.$$

[0149] 波峰和波谷的波动系数为血氧置信度提供依据, 当 γ_v 或 γ_m 大于 0.4 时, 本次血氧的置信度为 0, 即取消本周期的血氧计算。根据上式, γ_v (或 γ_m) 越大, 说明红光峰值位置 (或谷值) 和红外峰值 (或谷值) 位置错位越大, 当 γ_v 或 γ_m 大于 0.4 时, 说明干扰较大或峰谷搜索错误, 故取消本次血氧计算。

[0150] 5、根据置信区间和置信度计算两种光在第 i 个脉搏周期的积分面积, 第 i 个脉搏周期内的 R 值为:

$$[0151] \quad R_i = \frac{\sigma_r \cdot R_{ri} + \sigma_f \cdot R_{fi}}{\sigma_r + \sigma_f}$$

[0152] 即血氧值是以置信度为权数的分段血氧的加权和, 将 $1 \sim n$ 个脉搏周期的血氧含量相加后得出该段信号内的血氧含量。

[0153] 6、根据血氧含量计算血氧饱和度：

$$[0154] \quad SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D),$$

[0155] 其中， SpO_2 为血氧饱和度，

$$[0156] \quad A = \varepsilon_4,$$

$$[0157] \quad B = -\varepsilon_2;$$

$$[0158] \quad C = \varepsilon_4 - \varepsilon_3;$$

$$[0159] \quad D = \varepsilon_1 - \varepsilon_2;$$

[0160] ε_1 、 ε_2 分别为氧合血红蛋白 (HbO_2)、还原血红蛋白 (Hb) 对红光的吸收率， ε_3 、 ε_4 分别为氧合血红蛋白、还原血红蛋白对红外光的吸收率。

[0161] 图 8 为采用本发明的分段积分法和传统的方法计算的血氧含量的趋势对比图，可见采用本发明所计算出的结果更加平稳、准确。

[0162] 根据上述方法的装置如图 9 所示，包括信号生成装置、取对数装置、区间确定装置、积分装置、第一计算装置和第二计算装置。信号生成装置用于分别采集第一波长光和第二波长光透射生物体组织的透射光强并转换为相应的第一波长光信号和第二波长光信号；所述取对数装置用于分别对第一波长光信号和第二波长光信号取对数，并将取对数之后的结果输出到积分装置；区间确定装置用于在第一波长光信号和第二波长光信号的波形上定义至少一个区间；积分装置用于分别对至少一个区间内的第一波长光信号和第二波长光信号的波形进行面积积分；第一计算装置用于根据第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分的比值作为血氧含量 R；第二计算装置用于根据公式 $SpO_2 = (A \times R + B) / (C \times R + D)$ 计算血氧饱和度。

[0163] 其中，所述区间确定装置优选用于将至少一个区间根据脉搏波动周期内的噪声干扰程度不同分为不同的置信区间，且受干扰较大区间的置信度小于受干扰较小区间的置信度，所述积分装置还用于根据每个置信区间的置信度计算第一波长光信号的总面积积分和第二波长光信号的总面积积分。

[0164] 所述置信区间包括第一波长光信号和第二波长光信号处于上升阶段的上升沿区间和第一波长光信号和第二波长光信号处于下降阶段的下降沿区间，所述上升沿区间的置信度小于下降沿区间的置信度。

[0165] 所述区间确定装置优选包括：峰谷确定单元、下降沿长度确定单元、上升沿区间和下降沿区间确定单元和置信度确定单元。

[0166] 峰谷确定单元用于在一段时间的信号中分别搜索第一波长光信号和第二波长光信号在每个脉搏周期内的波谷，得到第一波长光信号的波谷位置 V_{R1} 、 V_{R2} 、 V_{Rj} ... V_{Rn} 和第二波长光信号的波谷位置 V_{I1} 、 V_{I2} 、 V_{Ij} ... V_{In} ，其中 j 为第 j 个脉搏周期；并根据每个波谷的位置，向前确定第一波长光信号的波峰位置 M_{R1} 、 M_{R2} 、 M_{Rj} ... M_{Rn} 和第二波长光信号的波峰位置 M_{I1} 、 M_{I2} 、 M_{Ij} ... M_{In} 。

[0167] 下降沿长度确定单元用于根据每个脉搏周期的峰谷值确定该脉搏周期的下降沿长度 L，

$$[0168] \quad L = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - \max(M_{Ri}, M_{Ii}),$$

[0169] 其中， V_{Ri} 、 M_{Ri} 分别为第一波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置， V_{Ii} 、 M_{Ii} 分别为第二波长光信号第 i 个脉搏周期的波谷和波峰位置，i 为 1 ~ n 之间的任一值；

[0170] 上升沿区间和下降沿区间确定单元用于根据第 i 个脉搏周期的峰谷值和下降沿长度 L 确定第 i 个脉搏周期的上升沿区间和下降沿区间,所述上升沿区间为 $[V_{ri}, M_{ri}]$ 、下降沿区间为 $[M_{fi}, V_{fi}]$,其中, $V_{ri} = \max(V_{R(i-1)}, V_{I(i-1)})$, $M_{ri} = \min(M_{Ri}, M_{Ii})$, $M_{fi} = \max(M_{Ri}, M_{Ii}) + L \times 0.1$, $V_{fi} = \min(V_{Ri}, V_{Ii}) - L \times 0.1$ 。

[0171] 置信度确定单元用于确定上升沿区间和下降沿区间的置信度,所述上升沿区间的置信度为 σ_r ,所述下降沿区间的置信度为 σ_f ,且

$$[0172] \quad \sigma_r = 0.25 \times (0.8 - \gamma_v - \gamma_m),$$

$$[0173] \quad \sigma_f = 0.8 - \gamma_v - \gamma_m,$$

[0174] 其中, γ_m 为第 i 脉搏周期的波峰波动系数, γ_v 为第 i 脉搏周期的波谷波动系数。

[0175] 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;测量装置实时采集数据,测量得到的数据存储到数据缓冲区,作为核心算法进行数据处理计算血氧、脉率参数的基础;控制装置根据测量值,在各个状态中对硬件进行不同的控制,并控制 AD 采样。包括内部 AD 和外部 AD,以及对发光管驱动电流的控制,对偏置电路及增益的控制;通过核心算法求分段积分值,同时计算脉率,再通过不同置信度计算血氧。

[0176] 上述实施例中,第一波长光和第二波长光还可以是其它不同波长的光。

[0177] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

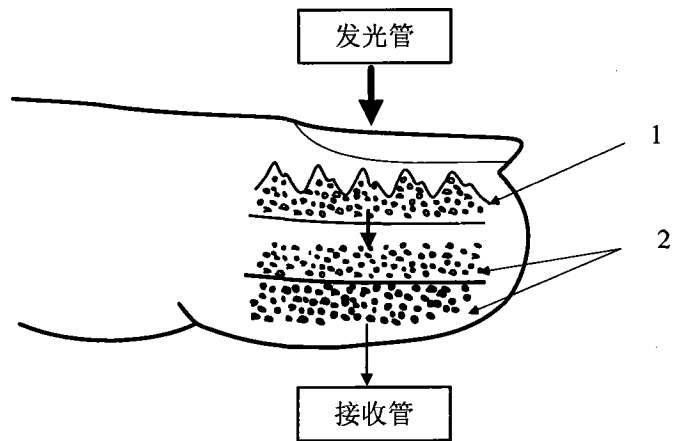


图 1

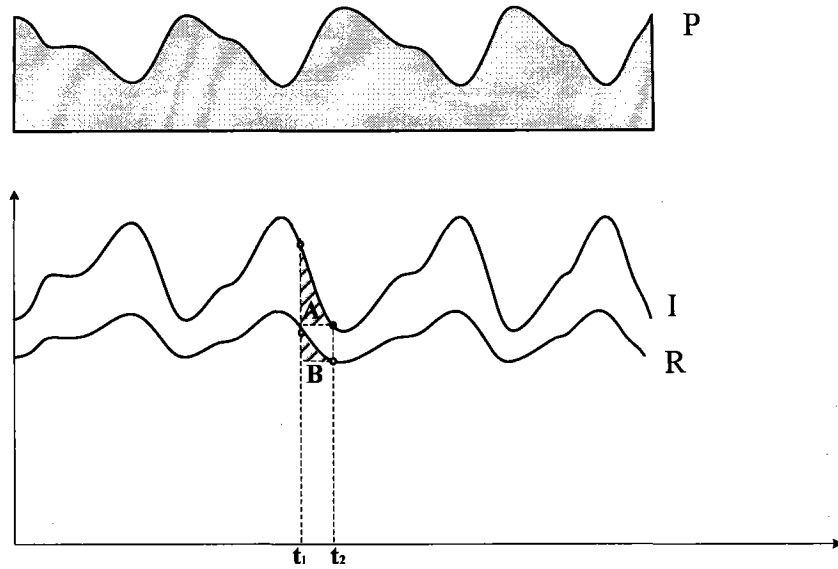


图 2

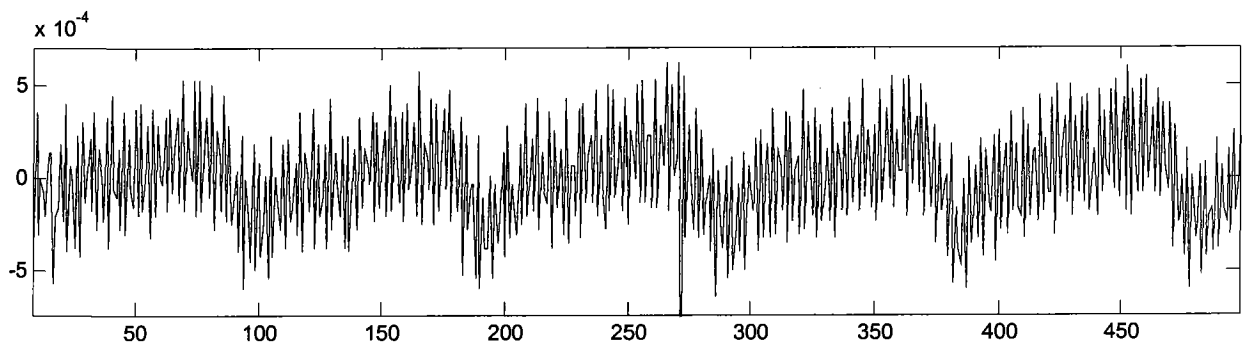


图 3

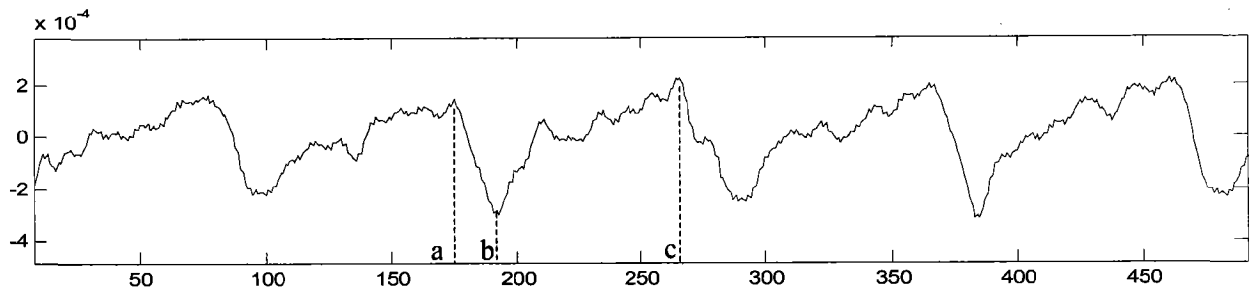


图 4

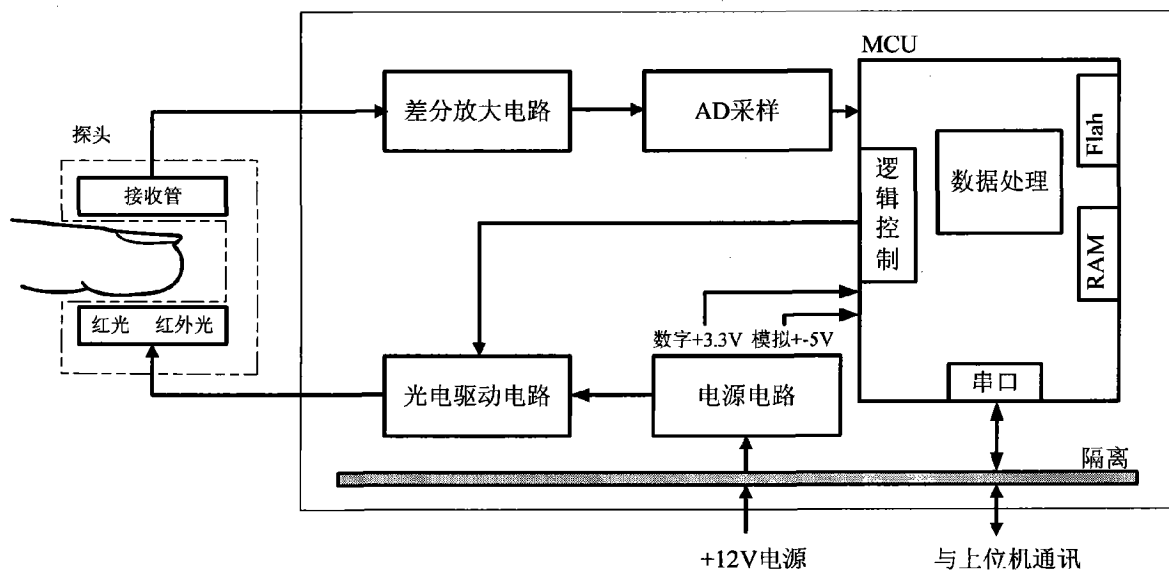


图 5

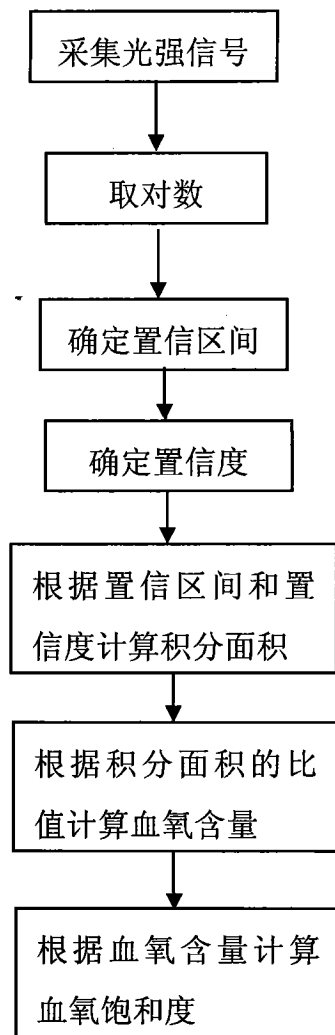


图 6

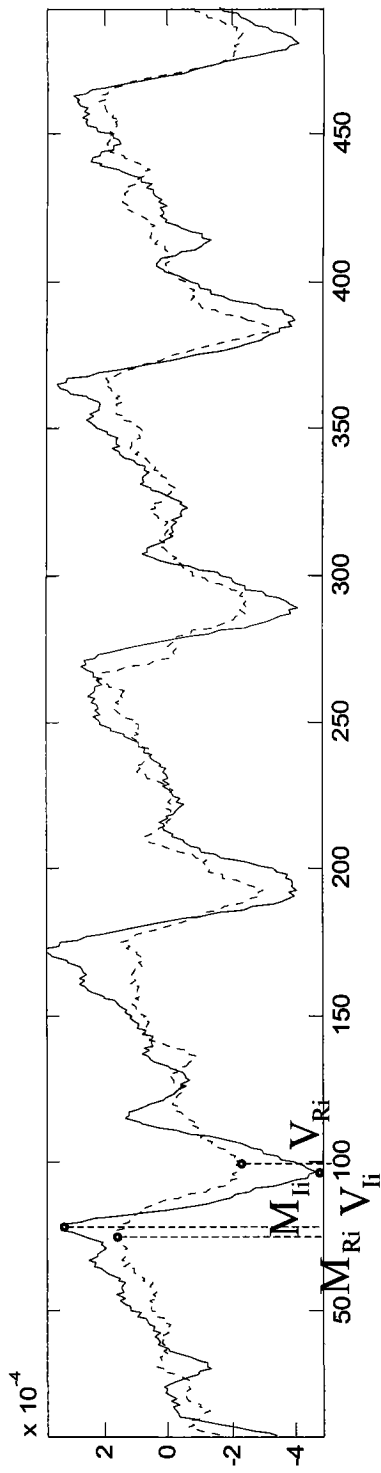


图 7

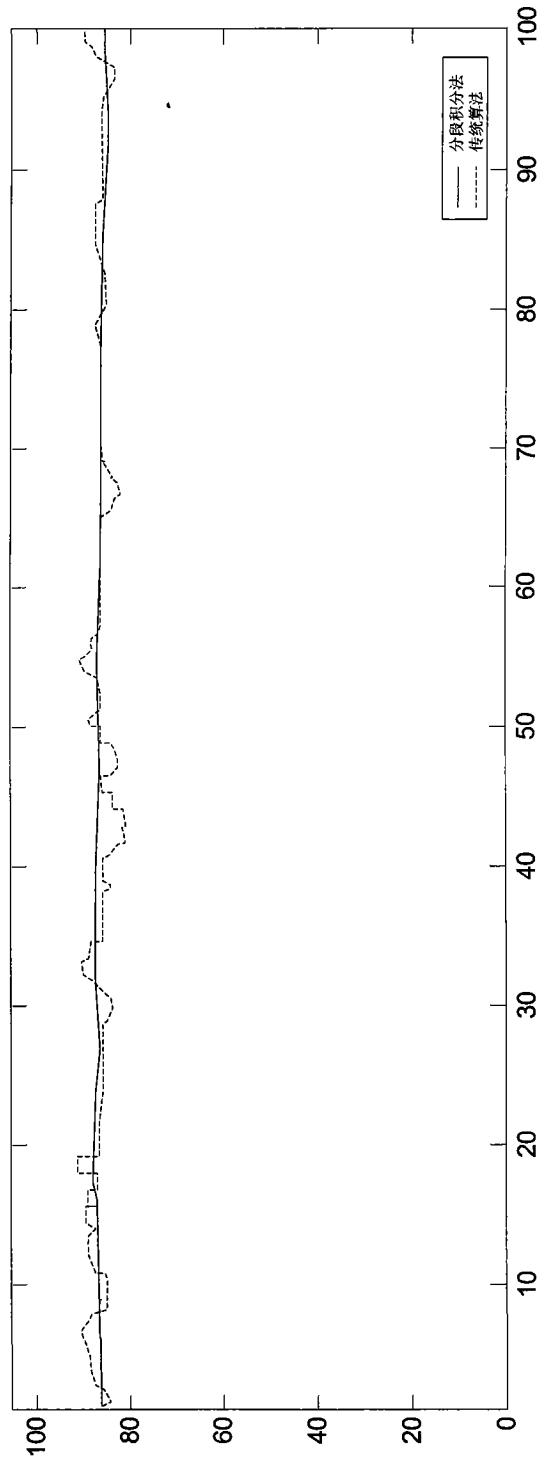


图 8

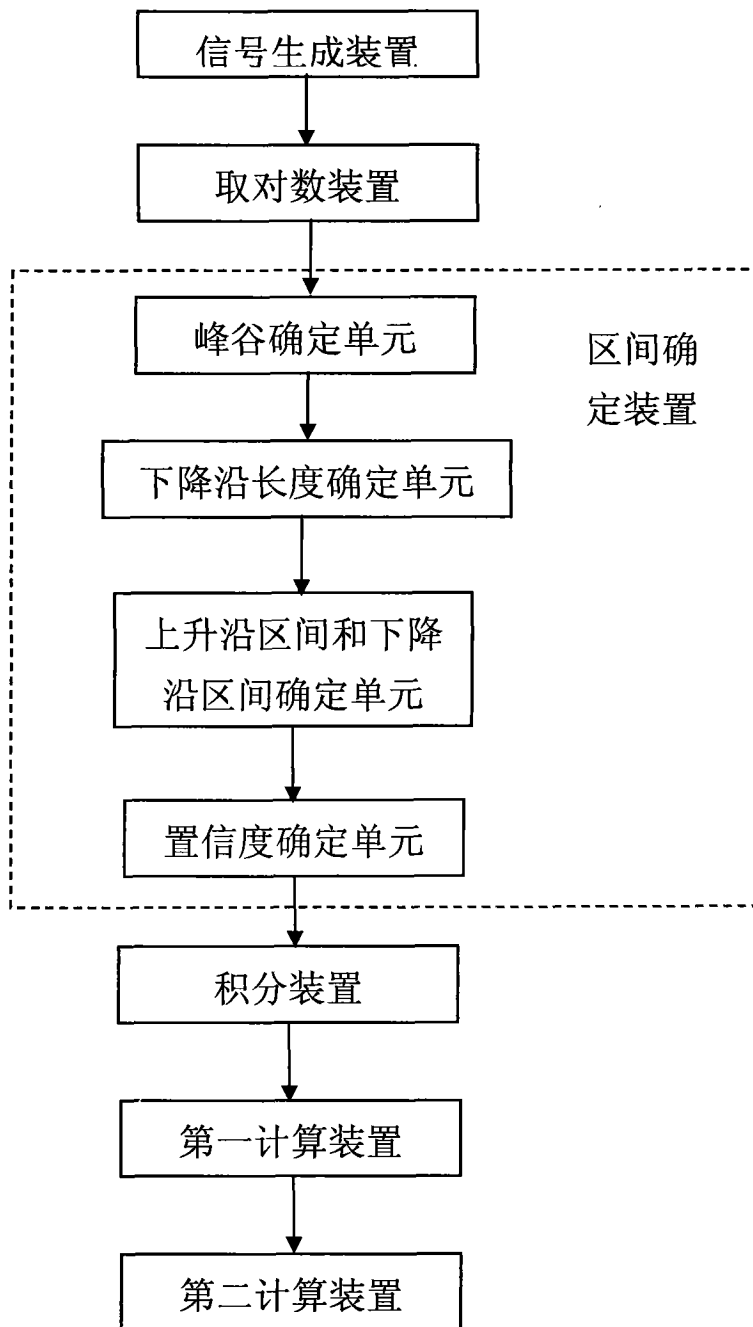


图 9