血液中血氧饱和度的测量方法及系统

技术领域

本发明属于检测技术领域，尤其涉及一种血液中血氧饱和度的测量方法及系统。

背景技术

氧含量：为 100ml 血液中血红蛋白实际的带氧量。主要是血红蛋白实际结合的氧，极小量溶解于血浆的氧（仅有 0.3ml%）。与氧结合的血红蛋白成为氧合血红蛋白（HbO_2），与氧离解的血红蛋白成为还原血红蛋白。血氧饱和度（SaO_2）是指血液中（血红蛋白）实际结合的氧气（氧含量）占血液中（血红蛋白）所能结合氧气的最大量（氧容量）的百分比，因此，血氧饱和度的定义可表示为

$$SaO_2 = C_{HbO_2}/(C_{HbO_2}+C_{Hb})\times 100\%$$

血氧饱和度：在 100 mL 血中，血红蛋白结合氧的最大量即可认为是血液的氧容量。血红蛋白实际结合的氧称为含氧量,含氧量所占氧容量的百分比称之为血氧饱和度。

在实现现有技术的过程中，发现现有技术存在如下问题:

现有技术提供的方法中的血氧饱和度是通过有创方式来测量的，此种方式不仅效率低，并且对用户有损害。

发明内容

本发明实施例的目的在于提供一种血液中血氧饱和度的测量方法，旨在解决现有技术检测效率低，对用户有损坏的问题。

本发明实施例是这样实现的，一种血液中血氧饱和度的测量方法，所述方

法包括:

控制两个并列的发光二极管向待测手指周期性的发出红光和红外光;

检测投射过该手指后的红光和红外光，并将该投射过该手指后的红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号;

将两个电信号中的脉动成分分离出来得到分离后的一个周期的红光变化量和一个周期的红外光变化量;

依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度;

将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示。

可选的，上述依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度具体包括:

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\triangle RED - \triangle N}{(\triangle IR - \triangle N) + \triangle RED - \triangle N} * 100\%$$

公式 3;

其中，SaO_2 为血液中血氧饱和度， K 为血液的光吸收系数，$\triangle RED$ 为一个周期内红光变化量，$\triangle IR$ 为一个周期内红外光变化量，$\triangle N$ 为环境光所产生的干扰值。

可选的，所述方法将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示之前还可以包括:

依据红光电信号和红外光电信号计算出脉搏 P; 具体为:

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^{R} * C_{\max}^{R}}{k_{\min}^{R} * C_{\min}^{R}}$$ 公式 4;

其中，$k_{\max}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最小值;

$k_{\max}^{R}$ 为红光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{R}$ 为红光吸收系数的最小值;

$C_{\max}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的的最小值；

$C_{\max}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最小值。

另一方面，提供一种血液中血氧饱和度的测量系统，所述系统包括：

控制单元，用于控制两个并列的发光二极管向待测手指周期性的发出红光和红外光；

检测单元，用于检测投射过该手指后的红光和红外光，并将该投射过该手指后的红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号；

分离单元，用于将两个电信号中的脉动成分分离出来得到分离后的一个周期的红光变化量和一个周期的红外光变化量；

计算单元，用于依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度；

转换发送单元，用于将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示。

可选的，所述计算单元具体用于

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\triangle RED - \triangle N}{(\triangle IR - \triangle N) + \triangle RED - \triangle N} * 100\%$$

公式 3；

其中，SaO_2 为血液中血氧饱和度，K 为血液的光吸收系数，$\triangle RED$ 为一个周期内红光变化量，$\triangle IR$ 为一个周期内红外光变化量，$\triangle N$ 为环境光所产生的干扰值。

可选的，所述计算单元还用于依据红光电信号和红外光电信号计算出脉搏 P；具体为：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^{R} * C_{\max}^{R}}{k_{\min}^{R} * C_{\min}^{R}}$$ 公式 4;

其中，$k_{\max}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最小值;

$k_{\max}^{R}$ 为红光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{R}$ 为红光吸收系数的最小值;

$C_{\max}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的的最小值;

$C_{\max}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最小值。

本发明实施例与现有技术相比，有益效果在于：本发明提供的技术方案能够实时无创的检测血液的氧含量，所以其具有无创，实时检测的优点。

附图说明

图 1 是本发明实施例提供的血液中血氧饱和度的测量方法的流程图;

图 2 是本发明提供的一种血液中血氧饱和度的测量系统的结构图。

具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

本发明实现所基于的原理是这样的，本发明提供的方法是针对氧合血红蛋白(HbO_2)和还原血红蛋白(Hb)的吸收光谱特性提出的类似分光光度技术的测量方法。当一束光打在某物质的溶液上时，透射光强（I）与发射光强（I_0）之间

有以下关系：

$$I = I_0 e^{KCd}$$ 公式 1

其中，I 和 I_0 的比值的对数称为光密度 D，因此公式 1 也可表示成：

$D=In(I / I_0)=kCd$; 公式 2

其中，C 是溶液(例如血液)的浓度，d 为光穿过血液的路径，k 是血液的光吸收系数。若保持路径 d 不变，血液的浓度便与光密度 D 成正比。血液中的 HbO_2 和 Hb 对不同波长的光的吸收系数不一样，通过实验证明，在波长为 600—700nm 的红光(RED)区，Hb 的吸收系数远比 HbO_2 的大；但在波长为 800—1000nm 的红外光(IR)区，Hb 的吸收系数要比 HbO_2 的小；在 805nm 附近是等吸收点。

人体的血液通过心脏的收缩和舒张脉动流过肺部，一定含量的还原血红蛋白（Hb）与从肺泡摄取的氧气结合变成了氧合血红蛋白（HbO_2），约 98％的氧合与血红蛋白结合成氧合血红蛋白后进入组织。这些氧通过动脉系统一直到达毛细血管，然后将氧释放，维持组织的新陈代谢。在一个心动周期内，心室的收缩和舒张造成动脉内压力的周期性波动，这种周期性的压力波使动脉扩张和回缩，从而使动脉血管发生有规律的搏动。

本发明提供的脉搏血氧仪所用的探头使用时是套在手指上的。上壁固定了两个并列放置的发光二极管(LED)，发出波长为 660nm 的红光和 940nm 的红外光，下壁有一个光电检测器，将透射过手指动脉血管的红光和红外光转换成电信号，它所检测到的光电信号越弱，表示光信号穿透探头部位时，被那里的组织、骨头和血液等吸收掉的越多。皮肤、肌肉、脂肪、静脉血、色素和骨头等对这两种光的吸收系数是恒定的，因此它们只对光电信号中的直流分量大小发生影响，但是血液中的 HbO_2 和 Hb 浓度随着血液的脉动作周期性的改变，因此它们对光的吸收也在脉动地变化，由此引起光电检测器输出的信号强度随血液中的 HbO_2 和 Hb 浓度比脉动地改变。如果用光吸收来表示，红光和红外光作用时，信号的变化规律大致一样，但脉动分量的幅度可能不同，用一个定时电

路来控制两个 LED 的发光次序，即：(1)红光 LED 点燃； (2)红光 LED 熄灭，红外光 LED 点燃；(3)两个 LED 均熄灭；这个发光时序以 400 次/秒(50Hz 交流电)的频率重复出现，可以增强对环境光的抑制能力。让上述两种波长的红光和红外光轮流通过检测部位，并将这两个信号中的脉动成分分离出来，经过放大和滤波后，分别由模/数转换器转换成数字量。接收到的光强随着脉搏发生变化，将红光波长下探测器接收到的透射光强中的最大值记为 IRmax，最小值记为 IRmin。IRmax 发生在心脏和搜索期，对应着动脉血容量最大的时刻，IRmin 发生在心脏舒张期，对应着动脉血容量最小的时刻。

本发明具体实施方式提供一种血液中血氧饱和度的测量方法，该方法由脉搏血氧仪完成，该脉搏血氧仪包括：二个发光二极管和一个光电检测器，其中，发光二极管分别发出波长为 660nm 的红光和 940nm 的红外光；该方法如图 1 所示，包括如下步骤：

101、控制两个并列的发光二极管向待测手指周期性的发出红光和红外光；

102、检测投射过该手指后的红光和红外光，并将该投射过该手指后的红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号；

103、将两个电信号中的脉动成分分离出来得到分离后的一个周期的红光变化量和一个周期的红外光变化量；

104、依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度；

105、将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示。

可选的，上述周期具体可以为：0.02 秒；即频率为 50Hz 的交流的频率。当然也可以采用其他频率来计算。

上述 104 的实现方法具体可以为：

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\triangle RED - \triangle N}{(\triangle IR - \triangle N) + \triangle RED - \triangle N} * 100\%$$

公式 3；

其中，K 为血液的光吸收系数，$\triangle RED$ 为一个周期内红光变化量，$\triangle IR$ 为一个周期内红外光变化量，$\triangle N$ 为环境光所产生的干扰值。

可选的，上述方法在 105 之后还可以包括:

依据红光电信号和红外光电信号计算出脉搏 P; 具体为:

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^{R} * C_{\max}^{R}}{k_{\min}^{R} * C_{\min}^{R}}$$ 公式 4;

其中，$k_{\max}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最小值;

$k_{\max}^{R}$ 为红光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{R}$ 为红光吸收系数的最小值;

$C_{\max}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的的最小值;

$C_{\max}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最小值。

本发明提供的具体方式具有无创，实时检测血氧饱和度和脉搏的优点。

本发明具体实施方式提供一种血液中血氧饱和度的测量系统，该系统如图 2 所示，包括:

控制单元 21，用于控制两个并列的发光二极管向待测手指周期性的发出红光和红外光;

检测单元 22，用于检测投射过该手指后的红光和红外光，并将该投射过该手指后的红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号;

分离单元 23，用于将两个电信号中的脉动成分分离出来得到分离后的一个周期的红光变化量和一个周期的红外光变化量;

计算单元 24，用于依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱

和度;

转换发送单元 25，用于将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示。

可选的，计算单元 24 具体用于

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\triangle RED - \triangle N}{(\triangle IR - \triangle N) + \triangle RED - \triangle N} * 100\%$$

公式 3;

其中，SaO_2 为血液中血氧饱和度， K 为血液的光吸收系数，$\triangle RED$ 为一个周期内红光变化量，$\triangle IR$ 为一个周期内红外光变化量，$\triangle N$ 为环境光所产生的干扰值。

可选的，上述计算单元 24 还用于依据红光电信号和红外光电信号计算出脉搏 P; 具体为:

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^{R} * C_{\max}^{R}}{k_{\min}^{R} * C_{\min}^{R}}$$ 公式 4;

其中，$k_{\max}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最小值;

$k_{\max}^{R}$ 为红光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{R}$ 为红光吸收系数的最小值;

$C_{\max}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的的最小值;

$C_{\max}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最小值。

值得注意的是，上述实施例中，所包括的各个单元只是按照功能逻辑进行划分的，但并不局限于上述的划分，只要能够实现相应的功能即可; 另外，各

功能单元的具体名称也只是为了便于相互区分，并不用于限制本发明的保护范围。

另外，本领域普通技术人员可以理解实现上述各实施例方法中的全部或部分步骤是可以通过程序来指令相关的硬件来完成，相应的程序可以存储于一计算机可读取存储介质中，所述的存储介质，如ROM/RAM、磁盘或光盘等。

以上所述仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

权 利 要 求 书

1、一种血液中血氧饱和度的测量方法，其特征在于，所述方法包括:

控制两个并列的发光二极管向待测手指周期性的发出红光和红外光;

检测投射过该手指后的红光和红外光，并将该投射过该手指后的红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号;

将两个电信号中的脉动成分分离出来得到分离后的一个周期的红光变化量和一个周期的红外光变化量;

依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度;

将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度具体包括:

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\triangle RED - \triangle N}{(\triangle IR - \triangle N) + \triangle RED - \triangle N} * 100\%$$

公式 3;

其中，SaO_2 为血液中血氧饱和度， K 为血液的光吸收系数，$\triangle RED$ 为一个周期内红光变化量，$\triangle IR$ 为一个周期内红外光变化量，$\triangle N$ 为环境光所产生的干扰值。

3、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述方法将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示之前还可以包括:

依据红光电信号和红外光电信号计算出脉搏 P; 具体为:

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^{R} * C_{\max}^{R}}{k_{\min}^{R} * C_{\min}^{R}}$$ 公式 4;

其中，$k_{\max}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最小值;

$k^{R}_{\max}$ 为红光吸收系数的最大值，$k^{R}_{\min}$ 为红光吸收系数的最小值；

$C^{IR}_{\max}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C^{IR}_{\min}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的的最小值；

$C^{R}_{\max}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C^{R}_{\min}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最小值。

4、一种血液中血氧饱和度的测量系统，其特征在于，所述系统包括：

控制单元，用于控制两个并列的发光二极管向待测手指周期性的发出红光和红外光；

检测单元，用于检测投射过该手指后的红光和红外光，并将该投射过该手指后的红光和红外光转换成红光电信号和红外光电信号；

分离单元，用于将两个电信号中的脉动成分分离出来得到分离后的一个周期的红光变化量和一个周期的红外光变化量；

计算单元，用于依据该红光变化量和红外光变化量计算出血液中血氧饱和度；

转换发送单元，用于将该血氧饱和度经过放大和滤波后，由模数转换器转换成数字信号显示。

5、根据权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述计算单元具体用于

$$SaO_2 = \frac{1}{K} In \frac{\triangle RED - \triangle N}{(\triangle IR - \triangle N) + \triangle RED - \triangle N} * 100\%$$

公式 3；

其中，SaO_2 为血液中血氧饱和度，K 为血液的光吸收系数，$\triangle RED$ 为一个周期内红光变化量，$\triangle IR$ 为一个周期内红外光变化量，$\triangle N$ 为环境光所产生的干扰值。

6、根据权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述计算单元还用于依据红

光电信号和红外光电信号计算出脉搏P；具体为：

$$P = \frac{k_{\max}^{IR} * C_{\max}^{IR}}{k_{\min}^{IR} * C_{\min}^{IR}} / \frac{k_{\max}^{R} * C_{\max}^{R}}{k_{\min}^{R} * C_{\min}^{R}}$$ 公式4；

其中，$k_{\max}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{IR}$ 为红外光吸收系数的最小值；

$k_{\max}^{R}$ 为红光吸收系数的最大值，$k_{\min}^{R}$ 为红光吸收系数的最小值；

$C_{\max}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{IR}$ 为红外光时 C_{HbO_2} 浓度的的最小值；

$C_{\max}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最大值，$C_{\min}^{R}$ 为红光时 C_{HbO_2} 浓度的最小值。