



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117918834 A

(43) 申请公布日 2024. 04. 26

(21) 申请号 202410129166.7

(22) 申请日 2024.01.30

(71) 申请人 苏州恒瑞宏远医疗科技有限公司
地址 215123 江苏省苏州市苏州工业园区
唐家浜路100号

(72) 发明人 李苗苗 张震

(74) 专利代理机构 深圳市威世博知识产权代理
事务所(普通合伙) 44280
专利代理师 朱砚耘

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

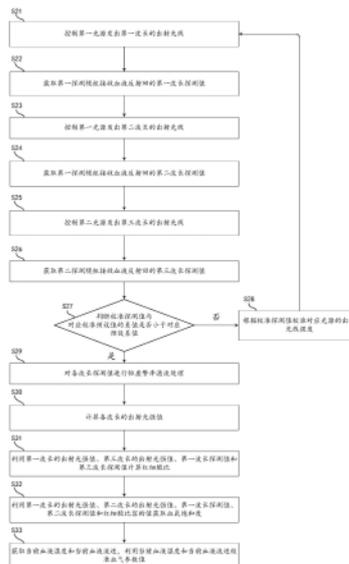
权利要求书3页 说明书17页 附图3页

(54) 发明名称

用于体外循环系统的血气监测方法及血气
监测装置

(57) 摘要

本申请公开用于体外循环系统的血气监测方法及血气监测装置,血气监测方法包括:控制第一光源发出第一波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第一波长的光线的消光系数的差异度小于或等于第一预设值;获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值;控制第二光源发出第三波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第三波长的光线的消光系数小于或等于第二预设值;获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值;利用第一波长的出射光强值、第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值计算血气参数值。由于在第三波长只存在水对光强的吸收,氧合血红蛋白和还原血红蛋白均不吸收光强,可提高红细胞比容监测精度。



CN 117918834 A

1. 一种血气监测装置的血气监测方法,其特征在于,所述血气监测装置包括第一光源组件和第二光源组件,所述第一光源组件包括第一光源和第一探测模组,所述第二光源组件包括第二光源和第二探测模组,所述方法包括:

控制所述第一光源发出第一波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对所述第一波长的光线的消光系数的差异度小于或等于第一预设值;

获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值;

控制所述第二光源发出第三波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对所述第三波长的光线的消光系数小于或等于第二预设值;

获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值;

利用所述第一波长的出射光强值、所述第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值计算血气参数值。

2. 根据权利要求1所述的血气监测方法,其特征在于,所述第一探测模组包括第一近端探测器和第一远端探测器,所述第一近端探测器相对所述第一远端探测器更靠近所述第一光源,所述获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值包括:

获取第一近端探测器接收血液反射回的第一波长近端探测值和第一远端探测器接收血液反射回的第一波长远端探测值;

所述第二探测模组包括第二近端探测器和第二远端探测器,所述第二近端探测器相对所述第二远端探测器更靠近所述第二光源,所述获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值包括:

获取第二近端探测器接收血液反射回的第三波长近端探测值和第二远端探测器接收血液反射回的第三波长远端探测值。

3. 根据权利要求2所述的血气监测方法,其特征在于,所述利用所述第一波长的出射光强值、所述第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值获取血气参数值包括:

利用第一公式计算红细胞比容HCT,所述第一公式如下:

$$HCT = a_1 x_1^2 + a_2 x_1 + a_3 x_2^2 + a_4 x_2 + a_5,$$

其中, $x_1 = \frac{\log(I_{10}/I_{1j})}{\log(I_{30}/I_{3j})}$, $x_2 = \frac{\log(I_{10}/I_{1y})}{\log(I_{30}/I_{3y})}$; I_{10} 为所述第一波长的出射光强值, I_{30} 为所述

第三波长的出射光强值; I_{1j} 为所述第一波长近端探测值, I_{3j} 为所述第三波长近端探测值, I_{1y} 为所述第一波长远端探测值, I_{3y} 为所述第三波长远端探测值, a_1 至 a_5 为预设的拟合系数。

4. 根据权利要求3所述的血气监测方法,其特征在于,所述方法还包括:

控制所述第一光源发出第二波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对所述第二波长的光线的消光系数的差异度大于或等于第三预设值;

获取第一近端探测器接收血液反射回的第二波长近端探测值和第一远端探测器接收血液反射回的第二波长远端探测值;

利用所述第一波长的出射光强值、所述第二波长的出射光强值、第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值和所述红细胞比容的值获取血气参数值。

5. 根据权利要求4所述的血气监测方法,其特征在于,所述利用所述第一波长的出射光

强值、所述第二波长的出射光强值、第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值和所述红细胞比容的值获取血气参数值包括：

利用第二公式计算血氧饱和度 SvO_2 ，所述第二公式如下：

$$SvO_2 = p_1 y_1 + \frac{p_2}{y_1} + \frac{p_3}{y_1^2} + \frac{p_4 y_1}{y_2} + p_5 y_2 + \frac{p_6}{y_2} + \frac{p_7}{y_2^2} + p_8,$$

其中， $y_1 = \frac{\log\left(\frac{I_{10}}{I_{1j}}\right) - \log\left(\frac{I_{10}}{I_{1y}}\right)}{\log\left(\frac{I_{20}}{I_{2j}}\right) - \log\left(\frac{I_{20}}{I_{2y}}\right)}$ ， y_2 为所述红细胞比容的值； I_{10} 为所述第一波长的出射光强

值， I_{20} 为所述第二波长的出射光强值， I_{1j} 为第一波长近端探测值， I_{1y} 为第一波长远端探测值， I_{2j} 为第二波长近端探测值， I_{2y} 为第二波长远端探测值， p_1 至 p_8 为预设的拟合系数。

6. 根据权利要求1-5中任一项所述的血气监测方法，其特征在于，各光源组件还分别包括校准探测器，各光源的发出的出射光线部分透射为探测光、以及部分反射为校准光，所述探测光用于照射到血液中，所述校准光用于反射至对应所述校准探测器，各波长探测值为血液反射回的所述探测光的信号；在所述计算血气参数值之前，所述方法还包括：

获取各所述校准探测器接收到的对应所述校准光的校准探测值；

判断所述校准探测值与对应校准预设值的差值是否小于对应预设差值；

若是，则执行所述计算血气参数值的步骤；

若否，则根据所述校准探测值校准对应光源的出射光线强度，并返回所述控制第一光源发出第一波长的出射光线的步骤。

7. 根据权利要求6所述的血气监测方法，其特征在于，所述根据所述校准探测值校准对应光源的出射光线强度包括：

利用第三公式校准对应光源的出射光线强度，所述第三公式如下：

$$W_1 = W_{10} \left(1 - \frac{I_1 - I_{01}}{I_{01}}\right),$$

其中， I_{01} 为校准预设值， I_1 为当前校准探测值， W_{10} 为光源出射光线强度的初始设定值， W_1 为光源校准后出射光线强度。

8. 根据权利要求6所述的血气监测方法，其特征在于，所述方法还包括计算各波长的出射光强值，所述计算各波长的出射光强值包括：

将与所述校准预设值的差值小于对应所述预设差值的所述校准探测值作为校准探测有效值；

根据第四公式确定对应波长出射光线的出射光强值，所述第四公式如下：

$$I_n = K_n I_{n校} + b_n,$$

其中， I_n 为对应波长出射光线的出射光强值， $I_{n校}$ 为对应波长出射光线的校准探测有效值， K_n 和 b_n 为预设的拟合系数。

9. 根据权利要求1-5中任一项所述的血气监测方法，其特征在于，所述获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值包括：

获取所述第一探测模组接收血液反射回的第一波长采集信号；

控制所述第一光源和所述第二光源关闭；

获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长采集暗噪声；

利用所述第一波长采集信号减去所述第一波长采集暗噪声获得第一波长探测值。

10. 根据权利要求1-5中任一项所述的血气监测方法,其特征在于,在所述计算血气参数值之前还包括:

对各波长探测值进行恒虚警率滤波处理。

11. 根据权利要求5所述的血气监测方法,其特征在于,所述方法还包括:

获取当前血液温度和当前血液流速,利用所述当前血液温度和所述当前血液流速校准所述血气参数值。

12. 根据权利要求11所述的血气监测方法,其特征在于,所述利用所述当前血液温度和所述当前血液流速校准所述血气参数值包括:

根据预存的血液温度、血液流速和拟合系数的对应关系表,确定在所述当前血液温度和所述当前血液流速下,所述第一公式和所述第二公式的拟合系数。

13. 根据权利要求11所述的血气监测方法,其特征在于,所述利用所述当前血液温度和所述当前血液流速校准所述血气参数值包括:

利用第五公式校准所述红细胞比容 $HCT_{校}$,所述第五公式如下:

$$HCT_{校} = HCT_{0} (1 + N_1 (T - T_0) + N_2 (V - V_0)),$$

其中, T_0 为预定血液温度, V_0 为预定血液流速, T 为所述当前血液温度, V 为所述当前血液流速, HCT_{0} 为根据所述第一公式计算获得的红细胞比容值, N_1 和 N_2 为预设的拟合系数;

利用第六公式校准所述血氧饱和度 $SvO_{2校}$,所述第六公式如下:

$$SvO_{2校} = SvO_{2_0} (1 + Q_1 (T - T_0) + Q_2 (V - V_0)),$$

其中, T_0 为预定血液温度, V_0 为预定血液流速, T 为所述当前血液温度, V 为所述当前血液流速, SvO_{2_0} 为根据所述第二公式计算获得的血氧饱和度值, Q_1 和 Q_2 为预设的拟合系数。

14. 一种血气监测装置,其特征在于,所述血气监测装置包括第一光源组件、第二光源组件和控制器,所述第一光源组件包括第一光源和第一探测模组,所述第二光源组件包括第二光源和第二探测模组,所述控制器与所述第一光源组件和所述第二光源组件耦接,用于控制所述第一光源组件和所述第二光源组件实现权利要求1-13中任一项所述的血气监测方法。

15. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述存储介质存储有程序数据,所述程序数据能够被执行以实现如权利要求1-13中任一项所述的血气监测方法。

用于体外循环系统的血气监测方法及血气监测装置

技术领域

[0001] 本申请属于医疗设备技术领域,具体涉及用于体外循环系统的血气监测方法及血气监测装置。

背景技术

[0002] 在体外循环手术中,为了确保体外循环手术病人的安全,维持病人呼吸功能的稳定性和为病人提供充分的组织供氧,以保证病人手术中和手术后的安全,需要对病人的各项生理指标进行监测,因此用于体外循环系统的血气监测成为体外循环手术中必不可少的监测项目。

[0003] 然而,目前国内外的监测仪器设备对血气参数值的监测准确度较低,不利于医护人员对患者做出准确的判断。

发明内容

[0004] 本申请提供用于体外循环系统的血气监测方法及血气监测装置,以解决目前血气参数值的监测准确度较低的技术问题。

[0005] 为解决上述技术问题,本申请采用的一个技术方案是:一种血气监测装置的血气监测方法,所述血气监测装置包括第一光源组件和第二光源组件,所述第一光源组件包括第一光源和第一探测模组,所述第二光源组件包括第二光源和第二探测模组,所述方法包括:控制所述第一光源发出第一波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对所述第一波长的光线的消光系数的差异度小于或等于第一预设值;获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值;控制所述第二光源发出第三波长的出射光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对所述第三波长的光线的消光系数小于或等于第二预设值;获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值;利用所述第一波长的出射光强值、所述第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值计算血气参数值。

[0006] 根据本申请一实施方式,所述第一探测模组包括第一近端探测器和第一远端探测器,所述第一近端探测器相对所述第一远端探测器更靠近所述第一光源,所述获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值包括:获取第一近端探测器接收血液反射回的第一波长近端探测值和第一远端探测器接收血液反射回的第一波长远端探测值;所述第二探测模组包括第二近端探测器和第二远端探测器,所述第二近端探测器相对所述第二远端探测器更靠近所述第二光源,所述获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值包括:获取第二近端探测器接收血液反射回的第三波长近端探测值和第二远端探测器接收血液反射回的第三波长远端探测值。

[0007] 根据本申请一实施方式,所述利用所述第一波长的出射光强值、所述第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值获取血气参数值包括:利用第一公式计算红细胞比容HCT,所述第一公式如下:
$$HCT = a_1 x_1^2 + a_2 x_1 + a_3 x_2^2 + a_4 x_2 + a_5$$
,其中,

$x_1 = \frac{\log(I_{10}/I_{1j})}{\log(I_{30}/I_{3j})}$, $x_2 = \frac{\log(I_{10}/I_{1y})}{\log(I_{30}/I_{3y})}$; I_{10} 为所述第一波长的出射光强值, I_{30} 为所述第三波长的出射光强值; I_{1j} 为所述第一波长近端探测值, I_{3j} 为所述第三波长近端探测值, I_{1y} 为所述第一波长远端探测值, I_{3y} 为所述第三波长远端探测值, a_1 至 a_5 为预设的拟合系数。

[0008] 根据本申请一实施方式, 所述方法还包括: 控制所述第一光源发出第二波长的出射光线, 氧合血红蛋白和还原血红蛋白对所述第二波长的光线的消光系数的差异度大于或等于第三预设值; 获取第一近端探测器接收血液反射回的第二波长近端探测值和第一远端探测器接收血液反射回的第二波长远端探测值; 利用所述第一波长的出射光强值、所述第二波长的出射光强值、第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值和所述红细胞比容的值获取血气参数值。

[0009] 根据本申请一实施方式, 所述利用所述第一波长的出射光强值、所述第二波长的出射光强值、第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值和所述红细胞比容的值获取血气参数值包括: 利用第二公式计算血氧饱和度

SvO_2 , 所述第二公式如下: $SvO_2 = p_1 y_1 + \frac{p_2}{y_1} + \frac{p_3}{y_1^2} + \frac{p_4 y_1}{y_2} + p_5 y_2 + \frac{p_6}{y_2} + \frac{p_7}{y_2^2} + p_8$, 其中,

$y_1 = \frac{\log\left(\frac{I_{10}}{I_{1j}}\right) - \log\left(\frac{I_{10}}{I_{1y}}\right)}{\log\left(\frac{I_{20}}{I_{2j}}\right) - \log\left(\frac{I_{20}}{I_{2y}}\right)}$, y_2 为所述红细胞比容的值; I_{10} 为所述第一波长的出射光强值, I_{20} 为所述

第二波长的出射光强值, I_{1j} 为第一波长近端探测值, I_{1y} 为第一波长远端探测值, I_{2j} 为第二波长近端探测值, I_{2y} 为第二波长远端探测值, p_1 至 p_8 为预设的拟合系数。

[0010] 根据本申请一实施方式, 各光源组件还分别包括校准探测器, 各光源的发出的出射光线部分透射为探测光、以及部分反射为校准光, 所述探测光用于照射到血液中, 所述校准光用于反射至对应所述校准探测器, 各波长探测值为血液反射回的所述探测光的信号; 在所述计算血气参数值之前, 所述方法还包括: 获取各所述校准探测器接收到的对应所述校准光的校准探测值; 判断所述校准探测值与对应校准预设值的差值是否小于对应预设差值; 若是, 则执行所述计算血气参数值的步骤; 若否, 则根据所述校准探测值校准对应光源的出射光线强度, 并返回所述控制第一光源发出第一波长的出射光线的步骤。

[0011] 根据本申请一实施方式, 所述根据所述校准探测值校准对应光源的出射光线强度包括: 利用第三公式校准对应光源的出射光线强度, 所述第三公式如下:

$W_1 = W_{10} \left(1 - \frac{I_1 - I_{01}}{I_{01}}\right)$, 其中, I_{01} 为校准预设值, I_1 为当前校准探测值, W_{10} 为光源出射光线强度的初始设定值, W_1 为光源校准后出射光线强度。

[0012] 根据本申请一实施方式, 所述方法还包括计算各波长的出射光强值, 所述计算各波长的出射光强值包括: 将与所述校准预设值的差值小于对应所述预设差值的所述校准探测值作为校准探测有效值; 根据第四公式确定对应波长出射光线的出射光强值, 所述第四公式如下: $I_n = K_n I_{n校} + b_n$, 其中, I_n 为对应波长出射光线的出射光强值, $I_{n校}$ 为对应波长出射光线的校准探测有效值, K_n 和 b_n 为预设的拟合系数。

[0013] 根据本申请一实施方式, 所述获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测

值包括:获取所述第一探测模组接收血液反射回的第一波长采集信号;控制所述第一光源和所述第二光源关闭;获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长采集暗噪声;利用所述第一波长采集信号减去所述第一波长采集暗噪声获得第一波长探测值。

[0014] 根据本申请一实施方式,在所述计算血气参数值之前还包括:对各波长探测值进行恒虚警率滤波处理。

[0015] 根据本申请一实施方式,所述方法还包括:获取当前血液温度和当前血液流速,利用所述当前血液温度和所述当前血液流速校准所述血气参数值。

[0016] 根据本申请一实施方式,所述利用所述当前血液温度和所述当前血液流速校准所述血气参数值包括:根据预存的血液温度、血液流速和拟合系数的对应关系表,确定在所述当前血液温度和所述当前血液流速下,所述第一公式和所述第二公式的拟合系数。

[0017] 根据本申请一实施方式,所述利用所述当前血液温度和所述当前血液流速校准所述血气参数值包括:利用第五公式校准所述红细胞比容 $HCT_{校}$,所述第五公式如下: $HCT_{校} = HCT_{0}(1+N_1(T-T_0)+N_2(V-V_0))$,其中, T_0 为预定血液温度, V_0 为预定血液流速, T 为所述当前血液温度, V 为所述当前血液流速, HCT_0 为根据所述第一公式计算获得的红细胞比容值, N_1 和 N_2 为预设的拟合系数;利用第六公式校准所述血氧饱和度 $SvO_{2校}$,所述第六公式如下: $SvO_{2校} = SvO_{2_0}(1+Q_1(T-T_0)+Q_2(V-V_0))$,其中, T_0 为预定血液温度, V_0 为预定血液流速, T 为所述当前血液温度, V 为所述当前血液流速, SvO_{2_0} 为根据所述第二公式计算获得的血氧饱和度值, Q_1 和 Q_2 为预设的拟合系数。

[0018] 为解决上述技术问题,本申请采用的又一个技术方案是:一种血气监测装置,所述血气监测装置包括第一光源组件、第二光源组件和控制器,所述第一光源组件包括第一光源和第一探测模组,所述第二光源组件包括第二光源和第二探测模组,所述控制器与所述第一光源组件和所述第二光源组件耦接,用于控制所述第一光源组件和所述第二光源组件实现上述的血气监测方法。

[0019] 为解决上述技术问题,本申请采用的又一个技术方案是:一种计算机可读存储介质,所述存储介质存储有程序数据,所述程序数据能够被执行以实现上述的血气监测方法。

[0020] 本申请的有益效果是:由于在第一波长下氧合血红蛋白和还原血红蛋白消光系数相似度高甚至相同,而在第三波长下氧合血红蛋白和还原血红蛋白消光系数低甚至近似为零;利用所述第一波长的出射光强值、所述第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值,可计算获得血液在第一波长下的吸光度与在第三波长下的吸光度的比值,进而获得红细胞比容值。此外,由于选取第三波长,在该波段只存在水对光强的吸收,氧合血红蛋白和还原血红蛋白均不吸收光强,可提高红细胞比容监测精度,提高监测稳定性,且红细胞比容值也对其他血气参数值的计算起到影响,因此,本申请的方案可提高血气参数值监测准确度。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例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申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图,其中:

- [0022] 图1是本申请一实施例的血气监测方法的流程示意图；
[0023] 图2是本申请又一实施例的血气监测方法的流程示意图；
[0024] 图3是本申请一实施例的血气监测装置的框架结构示意图；
[0025] 图4是本申请一实施例的血气监测装置的整体结构示意图。

具体实施方式

[0026] 为使本申请的上述目的、特征和优点能够更为明显易懂,下面结合附图,对本申请的具体实施方式做详细的说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅用于解释本申请,而非对本申请的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本申请相关的部分而非全部结构。基于本申请中的实施例,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它实施例,都属于本申请保护的范围。

[0027] 在本文中提及“实施例”意味着,结合实施例描述的特定特征、结构或特性可以包含在本申请的至少一个实施例中。在说明书中的各个位置出现该短语并不一定均是指相同的实施例,也不是与其它实施例互斥的独立的或备选的实施例。本领域技术人员显式地和隐式地理解的是,本文所描述的实施例可以与其它实施例相结合。

[0028] 请参阅图1,图1是本申请一实施例的血气监测方法的流程示意图。

[0029] 本申请一实施例提供一种血气监测装置的血气监测方法。其中,血气监测装置包括第一光源组件和第二光源组件。第一光源组件包括第一光源和第一探测模组。第二光源组件包括第二光源和第二探测模组。血气监测方法具体包括如下步骤:

[0030] S11:控制第一光源发出第一波长的出射光线。

[0031] 控制第一光源开启并发出第一波长的出射光线,用于照射到血液中。此时,第二光源处于关闭状态。

[0032] 其中,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第一波长的光线的消光系数的差异度小于或等于第一预设值。

[0033] 为了后续血气参数值的计算,第一波长选择一个氧合血红蛋白和还原血红蛋白消光系数相同或几乎相同的波段。第一预设值可以根据实际监测精度需求确定,具体地,第一预设值可以为 $0.5L/(cm \cdot mmol)$ 。氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第一波长的光线的消光系数的差异度具体可以为 $0L/(cm \cdot mmol)$ 、 $0.05L/(cm \cdot mmol)$ 、 $0.13L/(cm \cdot mmol)$ 、 $0.22L/(cm \cdot mmol)$ 、 $0.37L/(cm \cdot mmol)$ 、 $0.46L/(cm \cdot mmol)$ 或者 $0.5L/(cm \cdot mmol)$ 等。

[0034] 第一波长可根据氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长光的吸收试验确定,以选取消光系数尽量接近为宜。具体地,第一波长可为800nm、803nm、805nm或者808nm;此时,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第一波长的光线的消光系数相同或接近相同。

[0035] S12:获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值。

[0036] 第一探测模组设置于可接收经血液反射后的光线的位置。获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值,用于后续血气参数值的计算。

[0037] 在一些实施例中,第一探测模组包括第一近端探测器和第一远端探测器,第一近端探测器相对第一远端探测器更靠近第一光源。获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值包括:

[0038] 获取第一近端探测器接收血液反射回的第一波长近端探测值和第一远端探测器

接收血液反射回的第一波长远端探测值。通过设置近端和远端两个探测器,可提高血液反射回的光线的获取准确度和稳定性。

[0039] 具体地,第一远端探测器距离第一光源的出射光线入射组织位置的距离,大于第一近端探测器距离第一光源的出射光线入射组织位置的距离。第一远端探测器和第一近端探测器距离出射光线入射组织位置的距离差值为3mm-5mm,例如3mm、3.3mm、4mm、4.2mm、5mm等。

[0040] 具体地,第一近端探测器和第一远端探测器均为硅光电探测器,光谱响应范围为400nm-1000nm。

[0041] S13:控制第二光源发出第三波长的出射光线。

[0042] 控制第二光源开启并发出第三波长的出射光线,用于照射到血液中。此时,第一光源处于关闭状态。

[0043] 其中,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第三波长的光线的消光系数小于或等于第二预设值。

[0044] 为了后续血气参数值的计算,第三波长选择一个氧合血红蛋白和还原血红蛋白几乎不吸收的波段,此时第三波长照射至血液后只存在水的吸收。第二预设值可以根据实际监测精度需求确定,具体地,第二预设值可以为 $0.3\text{L}/(\text{cm}\cdot\text{mmol})$ 。氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第三波长的光线的消光系数具体可为 $0\text{L}/(\text{cm}\cdot\text{mmol})$ 、 $0.06\text{L}/(\text{cm}\cdot\text{mmol})$ 、 $0.13\text{L}/(\text{cm}\cdot\text{mmol})$ 、 $0.26\text{L}/(\text{cm}\cdot\text{mmol})$ 或者 $0.3\text{L}/(\text{cm}\cdot\text{mmol})$ 等。

[0045] 第三波长可根据氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长光的吸收试验确定,以选取消光系数最接近零为宜。具体地,第二光源发出的第三波长的出射光线可为1300nm-1500nm波段的近红外光,例如1300nm、1400nm或者1500nm;此时,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第三波长的光线的消光系数近似为0。

[0046] S14:获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值。

[0047] 第二探测模组设置于可接收经血液反射后的光线的位置。获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值,用于后续血气参数值的计算。

[0048] 在一些实施例中,第二探测模组包括第二近端探测器和第二远端探测器,第二近端探测器相对第二远端探测器更靠近第二光源。获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值包括:

[0049] 获取第二近端探测器接收血液反射回的第三波长近端探测值和第二远端探测器接收血液反射回的第三波长远端探测值。通过设置近端和远端两个探测器,可提高血液反射回的光线的获取准确度和稳定性。

[0050] 具体地,第二远端探测器距离第二光源的出射光线入射组织位置的距离大于第二近端探测器距离出射光线入射组织位置的距离。第二远端探测器和第二近端探测器距离出射光线入射组织位置的距离差值为3mm-5mm,例如3mm、3.3mm、4mm、4.2mm、5mm等。

[0051] 具体地,第二近端探测器和第二远端探测器均为InGaAs传感器。

[0052] S15:利用第一波长的出射光强值、第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值计算血气参数值。

[0053] 需要说明的是,在一些实施例中,可默认第一波长的出射强度值以及第三波长的出射光强值可由光源特性决定而为固定值。当然在另一些实施例中,第一波长的出射强度

值和第三波长的出射光强值还可以实时检测,以提高准确度。

[0054] 由于在第一波长下氧合血红蛋白和还原血红蛋白消光系数相似度高甚至相同,而在第三波长下氧合血红蛋白和还原血红蛋白消光系数低甚至近似为零;利用第一波长的出射光强值、第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值,可计算获得血液在第一波长下的吸光度与在第三波长下的吸光度的比值,进而获得红细胞比容(HCT)值。由于本方案特别加入第三波长,在该波段只存在水对光强的吸收,氧合血红蛋白和还原血红蛋白均不吸收光强,可提高红细胞比容监测精度,提高监测稳定性,且红细胞比容值也对其他血气参数值的计算起到影响,因此,本申请的方案可提高血气参数值监测准确度。

[0055] 在一些实施例中,当第一探测模组包括第一近端探测器和第一远端探测器,第二探测模组包括第二近端探测器和第二远端探测器时,利用第一波长的出射光强值、第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值获取血气参数值包括:

[0056] 利用第一公式计算红细胞比容HCT,第一公式如下:

$$[0057] \quad HCT = a_1 x_1^2 + a_2 x_1 + a_3 x_2^2 + a_4 x_2 + a_5,$$

[0058] 其中, $x_1 = \frac{\log(I_{10}/I_{1j})}{\log(I_{30}/I_{3j})}$, $x_2 = \frac{\log(I_{10}/I_{1y})}{\log(I_{30}/I_{3y})}$; I_{10} 为第一波长的出射光强值, I_{30} 为第三

波长的出射光强值; I_{1j} 为第一波长近端探测值, I_{3j} 为第三波长近端探测值, I_{1y} 为第一波长远端探测值, I_{3y} 为第三波长远端探测值, a_1 至 a_5 为预设的拟合系数。

[0059] 通过在第一探测模组设置两个探测器,以及在第二探测模组设置两个探测器,可综合近端探测器和远端探测器的探测值,进而获得综合计算后的红细胞比容值,降低单探测器采集误差,提高了红细胞比容值的监测精度和稳定性。

[0060] 在一些实施例中,血气监测方法还包括:

[0061] S16:控制第一光源发出第二波长的出射光线。

[0062] 控制第一光源开启并发出第二波长的出射光线,用于照射到血液中。此时,第二光源处于关闭状态。

[0063] 其中,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第二波长的光线的消光系数的差异度大于或等于第三预设值。

[0064] 为了后续血气参数值的计算,第二波长选择一个氧合血红蛋白和还原血红蛋白消光系数相异的波段。第三预设值可以根据实际监测精度需求确定。具体地,第三预设值可以为 $2L/(cm \cdot mmol)$, 氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第二波长的光线的消光系数的差异度可以为 $2L/(cm \cdot mmol)$ 、 $2.1L/(cm \cdot mmol)$ 、 $2.7L/(cm \cdot mmol)$ 、 $3L/(cm \cdot mmol)$ 或者 $5L/(cm \cdot mmol)$ 等。

[0065] 第二波长可根据氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长光的吸收试验确定,以选取消光系数差异较大为宜。具体地,第二波长选取650-1000nm之间的与第一波长不同的波段,例如650nm、690nm、700nm、860nm、940nm、1000nm等。第二波长与第一波长的消光系数不同。

[0066] S17:获取第一近端探测器接收血液反射回的第二波长探测值。

[0067] 第一探测模组还用于接收血液反射回的第二波长探测值,包括第一近端探测器接收血液反射回的第二波长近端探测值,以及第一远端探测器接收血液反射回的第二波长远端探测值。

[0068] S18:利用第一波长的出射光强值、第二波长的出射光强值、第一波长探测值、第二波长探测值和红细胞比容的值获取血气参数值。

[0069] 在一些实施例中,可利用第二公式计算血氧饱和度 SvO_2 ,第二公式如下:

$$[0070] \quad SvO_2 = p_1 y_1 + \frac{p_2}{y_1} + \frac{p_3}{y_1^2} + \frac{p_4 y_1}{y_2} + p_5 y_2 + \frac{p_6}{y_2} + \frac{p_7}{y_2^2} + p_8,$$

$$[0071] \quad \text{其中, } y_1 = \frac{\log\left(\frac{I_{10}}{I_{1j}}\right) - \log\left(\frac{I_{10}}{I_{1y}}\right)}{\log\left(\frac{I_{20}}{I_{2j}}\right) - \log\left(\frac{I_{20}}{I_{2y}}\right)}, y_2 \text{ 为红细胞比容的值; } I_{10} \text{ 为第一波长的出射光强值,}$$

I_{20} 为第二波长的出射光强值, I_{1j} 为第一波长近端探测值, I_{1y} 为第一波长远端探测值, I_{2j} 为第二波长近端探测值, I_{2y} 为第二波长远端探测值, p_1 至 p_8 为预设的拟合系数。

[0072] 本申请通过采用血氧饱和度引起的第一光源中不同波长光对近、远端探测器光程差导致的探测值不同综合进行血氧饱和度计算,并将精确度高的红细胞比容值带入计算,可充分提高血氧饱和度的计算精度和计算稳定性。

[0073] 需要说明的是,步骤S16-S17、步骤S11-S12和步骤S13-S14可按照任意顺序依次进行,待获取了第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值、第三波长近端探测值、第三波长远端探测值后,再执行步骤S15和步骤S18。因此,各探测值的获取时间接近,血气参数值更为准确。当然,在其他实施例中,也可以在执行完步骤S11-S15后,再执行步骤S16-S18。

[0074] 此外,第一公式和第二公式中的拟合系数可通过如下标定方式确定:

[0075] 在设定血液温度和血液流速情况下,通过已经校准的血气监测设备测定当前条件下,实际的HCT和 SvO_2 示数,同时通过各探测器探测值,计算方程中 x_1, x_2, y_1, y_2 的值,基于准牛顿法进行收敛计算出第一公式中 a_1 至 a_5 ,以及第二公式中 p_1 至 p_8 的具体拟合系数值。

[0076] 当然,在其他实施例中,还可以采用其他方法确定第一公式和第二公式的拟合系数值。

[0077] 此外,本申请还提供一实施例对第二公式的确定起到补充说明:

[0078] 如果用两个不同波长的光 λ_1, λ_2 照射血液管路,同时用两个与光源距离分别为 ρ_1, ρ_2 的探测器对经过血液的反射光进行接收,且 ρ_1 和 ρ_2 距离较近,则两个探测器接收的光程长近似相等,因此有如下修正前的公式:

$$[0079] \quad \Delta OD^{\lambda_1} = OD_2^{\lambda_1} - OD_1^{\lambda_1} = \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_1} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_1},$$

$$[0080] \quad \Delta OD^{\lambda_2} = OD_2^{\lambda_2} - OD_1^{\lambda_2} = \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_2} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_2},$$

$$[0081] \quad \frac{\Delta OD^{\lambda_1}}{\Delta OD^{\lambda_2}} = \frac{\log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_1} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_1}}{\log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_2} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_2}},$$

$$[0082] \quad S_{VO_2} = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \left(\frac{\log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_1} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_1}}{\log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_2} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_2}} \right)}{\left(\frac{\log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_1} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_1}}{\log\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_2} - \log\left(\frac{I_0}{I}\right)_1^{\lambda_2}} \right) (\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2}) - (\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_1})}。$$

[0083] 其中, I_0 为未经过血液的光强, I 为经过血液后探测器接收的光强, $\left(\frac{I_0}{I}\right)_2^{\lambda_1}$ 为探测器 2 接收的波长为 λ_1 的初始光强和经过血液反射后的光强 I 之比。

$\epsilon_{Hb}^{\lambda_1}$, $\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2}$, $\epsilon_{Hb}^{\lambda_2}$, $\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}$ 均为氧合血红蛋白和含氧血红蛋白在不同波长 λ_1, λ_2 下的消

光系数, 为常数; 因此 SvO_2 为 $y_1 = \frac{\log\left(\frac{I_{10}}{I_{1j}}\right) - \log\left(\frac{I_{10}}{I_{1y}}\right)}{\log\left(\frac{I_{20}}{I_{2j}}\right) - \log\left(\frac{I_{20}}{I_{2y}}\right)}$ 的函数, 又因为 SvO_2 示数会受到 HCT 的影

响, 因此将 HCT 值 y_2 加入修正前的 SvO_2 的求解公式进行计算, 因此可获得上述第二公式 (即修正后的血氧饱和度计算公式) 计算血氧饱和度 SvO_2 。

[0084] 请继续参阅图 2, 图 2 是本申请又一实施例的血气监测方法的流程示意图。

[0085] 本申请又一实施例提供了一种血气监测装置的血气监测方法。其中, 血气监测装置包括第一光源组件和第二光源组件, 第一光源组件包括第一光源、第一探测模组和第一校准探测器。第一探测模组包括第一近端探测器和第一远端探测器。第一光源发出的第一波长的出射光线部分透射为第一探测光、以及部分反射为第一校准光, 第一探测光用于照射到血液中, 第一校准光用于反射至第一校准探测器, 第一波长探测值为血液反射回的第一探测光的信号。

[0086] 同样地, 第一光源发出的第二波长的出射光线部分透射为第二探测光、以及部分反射为第二校准光, 第二探测光用于照射到血液中, 第二校准光用于反射至第一校准探测器, 第二波长探测值为血液反射回的第二探测光的信号。

[0087] 同样地, 第二光源组件包括第二光源、第二探测模组和第二校准探测器。第二探测模组包括第二近端探测器和第二远端探测器。第二光源发出的第三波长的出射光线部分透射为第三探测光、以及部分反射为第三校准光, 第三探测光用于照射到血液中, 第三校准光用于反射至第二校准探测器, 第三波长探测值为血液反射回的第三探测光的信号。

[0088] 其中, 血气监测方法包括如下步骤:

[0089] S21: 控制第一光源发出第一波长的出射光线。

[0090] 其中, 氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第一波长的光线的消光系数的差异度小于或等于第一预设值。

[0091] S22: 获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值。

[0092] 其中, 获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长探测值包括:

[0093] S221: 获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长采集信号。

[0094] 具体地, 可获取第一近端探测器接收血液反射回的第一探测光的第一波长近端采集信号 E_1 , 以及获取第一远端探测器接收血液反射回的第一探测光的第一波长远端采集信

号 E_2 。

[0095] 与此同时,还可以同步获取第一校准探测器接收到的第一校准光的第一校准采集信号 E_3 。

[0096] 具体地,第一近端探测器、第一远端探测器和第一校准探测器均为硅光电探测器,光谱响应范围为400nm-1000nm。

[0097] S222:控制第一光源和第二光源关闭。

[0098] S223:获取第一探测模组接收血液反射回的第一波长采集暗噪声。

[0099] 具体地,可获取第一近端探测器接收血液反射回的第一波长近端采集暗噪声 F_1 和第一远端探测器接收血液反射回的第一波长远端采集暗噪声 F_2 。

[0100] 与此同时,还可以同步获取第一校准探测器接收到的第一校准暗噪声 F_3 。

[0101] S224:利用第一波长采集信号减去第一波长采集暗噪声获得第一波长探测值。

[0102] 具体地,可利用第一波长近端采集信号 E_1 减去第一波长近端采集暗噪声 F_1 ,获得第一波长近端探测值 I_{1j} ;可利用第一波长远端采集信号 E_2 减去第一波长远端采集暗噪声 F_2 ,获得第一波长远端探测值 I_{1y} 。

[0103] 与此同时,还可以同步利用第一校准采集信号 E_3 减去第一校准暗噪声 F_3 ,获得第一校准探测值 A_1 。

[0104] S23:控制第一光源发出第二波长的出射光线。

[0105] 其中,氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第二波长的光线的消光系数的差异度大于或等于第三预设值。

[0106] S24:获取第一探测模组接收血液反射回的第二波长探测值。

[0107] 其中,获取第一探测模组接收血液反射回的第二波长探测值包括:

[0108] S241:获取第一探测模组接收血液反射回的第二波长采集信号。

[0109] 具体地,可获取第一近端探测器接收血液反射回的第二探测光的第二波长近端采集信号 G_1 ,以及获取第一远端探测器接收血液反射回的第二探测光的第二波长远端采集信号 G_2 。

[0110] 与此同时,还可以同步获取第一校准探测器接收到的第二校准光的第二校准采集信号 G_3 。

[0111] S242:控制第一光源和第二光源关闭。

[0112] S243:获取第一探测模组接收血液反射回的第二波长采集暗噪声。

[0113] 具体地,可获取第一近端探测器接收血液反射回的第二波长近端采集暗噪声 H_1 和第一远端探测器接收血液反射回的第二波长远端采集暗噪声 H_2 。

[0114] 与此同时,还可以同步获取第一校准探测器接收到的第二校准暗噪声 H_3 。

[0115] S244:利用第二波长采集信号减去第二波长采集暗噪声获得第二波长探测值。

[0116] 具体地,可利用第二波长近端采集信号 G_1 减去第一波长近端采集暗噪声 H_1 ,获得第二波长近端探测值 I_{2j} ;可利用第二波长远端采集信号 G_2 减去第二波长远端采集暗噪声 H_2 ,获得第二波长远端探测值 I_{2y} 。

[0117] 与此同时,还可以同步利用第二校准采集信号 G_3 减去第二校准暗噪声 H_3 ,获得第一校准探测值 A_2 。

[0118] S25:控制第二光源发出第三波长的出射光线。

[0119] 其中, 氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第三波长的光线的消光系数小于或等于第二预设值。

[0120] S26: 获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值。

[0121] 其中, 获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长探测值包括:

[0122] S261: 获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长采集信号。

[0123] 具体地, 可获取第二近端探测器接收血液反射回的第三探测光的第三波长近端采集信号 M_1 , 以及获取第二远端探测器接收血液反射回的第三探测光的第三波长远端采集信号 M_2 。

[0124] 与此同时, 还可以同步获取第二校准探测器接收到的第三校准光的第三校准采集信号 M_3 。

[0125] 具体地, 第二近端探测器、第二远端探测器和第二校准探测器均为InGaAs传感器。

[0126] S262: 控制第一光源和第二光源关闭。

[0127] S263: 获取第二探测模组接收血液反射回的第三波长采集暗噪声。

[0128] 具体地, 可获取第二近端探测器接收血液反射回的第三波长近端采集暗噪声 S_1 和第二远端探测器接收血液反射回的第三波长远端采集暗噪声 S_2 。

[0129] 与此同时, 还可以同步获取第二校准探测器接收到的第三校准暗噪声 S_3 。

[0130] S264: 利用第三波长采集信号减去第三波长采集暗噪声获得第三波长探测值。

[0131] 具体地, 可利用第三波长近端采集信号 M_1 减去第三波长近端采集暗噪声 S_1 , 获得第三波长近端探测值 I_{3j} ; 可利用第三波长远端采集信号 G_2 减去第三波长远端采集暗噪声 H_2 , 获得第三波长远端探测值 I_{3y} 。

[0132] 与此同时, 还可以同步利用第三校准采集信号 G_3 减去第三校准暗噪声 S_3 , 获得第三校准探测值 A_3 。

[0133] 通过上述步骤S21-步骤S26, 可获取九组经过降噪后的探测值, 分别为第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第一校准探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值、第二校准探测值、第三波长近端探测值、第三波长远端探测值和第三校准探测值。经过降噪后的探测值可去除干扰, 提高信噪比, 进而提高运算后获得的最终血气参数值的准确度和稳定性。

[0134] 经本申请的发明人长期研究发现, 因光源本身特性会随着温度变化而导致发光光强变化, 以及随着时间的推移发光元器件老化而使入射进入血液的光强发生变化, 从而经过血液漫反射后可被血氧监测模块获取的光线强度也发生波动, 进而直接影响到最终血气参数值的准确度。现有的监测仪器在使用过程中也无法进行光源光强的实时校准, 因此血气参数值会由于探测光线光强的变动而存在较大误差, 不利于医护人员对患者做出准确的判断。

[0135] 因此, 本申请的血气监测方法进一步包括对第一光源和第二光源进行实时校准的步骤, 具体如下:

[0136] S27: 判断校准探测值与对应校准预设值的差值是否小于对应预设差值。

[0137] 分别判断第一校准探测值与第一校准预设值的差值是否小于第一预设差值; 以及判断第二校准探测值与第二校准预设值的差值是否小于第二预设差值; 以及判断第三校准探测值与第三校准预设值的差值是否小于第三预设差值。

[0138] 具体地,第一预设差值的范围为-3%-3%,例如-3%、-1.6%、0.5%、1.6%或者3%等,可根据实际精度需求设定。

[0139] S28:若否,则根据校准探测值校准对应光源的出射光线强度,并返回控制第一光源发出第一波长的出射光线的步骤S21。

[0140] 若存在校准探测值与对应校准预设值的差值大于或等于对应预设差值,可认为至少有一个光源的光源强度发生了在合理范围之外的变化,需要对光强进行调整。因此,需返回步骤S21,重新进入循环,直至各校准探测值与对应校准预设值的差值均小于对应预设差值,可进入后续计算步骤。

[0141] 若是,则继续执行后续计算血气参数值的步骤。此时由于各校准探测值与对应校准预设值的差值均小于对应预设差值,可认为光源强度未发生变化,或者光源强度的波动在合理范围之内,不影响后续血气参数值的计算,因此可直接继续执行后续计算血气参数值的步骤。

[0142] 通过根据各校准探测值的光线强度变化实时感知各光源的对应波长的出射光线的变化,并形成反馈,供装置自动校准,使得探测过程中各光源的发光强度始终保持在恒定的线性区间内,减少了因光源光强变化而对检测数据产生的影响。第一光源和第二光源出射光强保持在稳定的状态,不随时间和温度的变化而变化,各探测器所监测到的光线强度仅和血液数据有关,降低监测到的经血液漫反射后的光线强度因光源光强变化产生的干扰,提高最终运算获得的血气参数值的准确度。

[0143] 需要说明的是,在一些实施例中,为了各探测值获取的实时性,可直接返回步骤S21,以重新获取所有探测值。在又一些实施例中,当检测到有校准探测值存在明显变化时,也仅对该校准探测值对应波长的光源进行校准,并重新获取该波长对应的探测值。

[0144] 在一些实施例中,根据第一校准探测值校准第一光源的出射光线强度包括:

[0145] 利用第三公式校准第一光源和第二光源的出射光线强度。

[0146] 在一些实施例中,可利用第三公式校准第一光源和第二光源的出射光线强度,第三公式如下:

$$[0147] \quad W_1 = W_{10} \left(1 - \frac{I_1 - I_{01}}{I_{01}} \right),$$

[0148] 其中,当需要对第一光源的第一波长的出射光线强度进行校准时, I_{01} 为第一校准预设值, I_1 为当前第一校准探测值, W_{10} 为第一波长的出射光线强度的初始设定值, W_1 为校准后的第一波长的出射光线强度;当需要对第一光源的第二波长的出射光线强度进行校准时, I_{01} 为第二校准预设值, I_1 为当前第二校准探测值, W_{10} 为第二波长的出射光线强度的初始设定值, W_1 为校准后的第二波长的出射光线强度;当需要对第二光源的第三波长的出射光线强度进行校准时, I_{01} 为第三校准预设值, I_1 为当前第三校准探测值, W_{10} 为第三波长的出射光线强度的初始设定值, W_1 为校准后的第三波长的出射光线强度。

[0149] S29:对各波长探测值进行恒虚警率滤波处理。

[0150] 具体地,可以对第一波长近端探测值、第一波长远端探测值、第一校准探测值、第二波长近端探测值、第二波长远端探测值、第二校准探测值、第三波长近端探测值、第三波长远端探测值、第三校准探测值分别进行恒虚警率滤波处理。

[0151] 通过对各探测值进行恒虚警率滤波处理,可有效去除噪声和工频干扰同时,保留

信号的细节,同时降低数据计算延时时间。同时,采用恒虚警率滤波处理可提高滤波效率和滤波精度,若使用传统的FIR滤波,当采样频率为25Hz时,去除相同信号上的干扰需要75个采样点,因此延时就有3s,而对相同的信号采用恒虚警率方法滤波,延时只需要10个点,延时时间缩短为0.4s,保留采集信号的细节前提下极大缩短了算法整体计算时间,提高了血气参数值获取的实时性,有利于医护人员进一步依据血气参数值对病人的情况进行更及时的判断。

[0152] 需要说明的是,在一些实施例中可利用滤波后的探测值进入后续计算,当然,在其他实施例中也可以直接利用滤波前的探测值进入后续计算。

[0153] 此外,在一些实施例中,可在步骤S27-S29之后进行步骤S30的滤波处理,以在滤波前校准光源强度,避免重复滤波而造成计算资源的浪费;当然,在其他实施例中,还可以将步骤S30放置于步骤S27-S29之前,以在校准前提前对探测值进行滤波处理,降低误差干扰,使得用于校准的探测值更为准确。

[0154] S30:计算各波长的出射光强值。

[0155] 在一些实施例中,计算各波长的出射光强值具体包括:

[0156] S301:将与校准预设值的差值小于对应预设差值的校准探测值作为校准探测有效值。

[0157] S302:根据第四公式确定对应波长出射光线的出射光强值。

[0158] 在一些实施例中,第四公式如下:

$$[0159] \quad I_n = K_n I_{n\text{校}} + b_n,$$

[0160] 其中, I_n 为对应波长出射光线的出射光强值, $I_{n\text{校}}$ 为对应波长出射光线的校准探测有效值, K_n 和 b_n 为预设的拟合系数。

[0161] 具体地,第一波长的出射光线的出射光强值的计算公式如下:

$$[0162] \quad I_{10} = K_1 I_{1\text{校}} + b_1,$$

[0163] 其中, I_{10} 为第一波长出射光线的出射光强值, $I_{1\text{校}}$ 为第一波长出射光线的校准探测有效值, K_1 和 b_1 为预设的拟合系数。

[0164] 具体地,第二波长的出射光线的出射光强值的计算公式如下:

$$[0165] \quad I_{20} = K_2 I_{2\text{校}} + b_2,$$

[0166] 其中, I_{20} 为第二波长出射光线的出射光强值, $I_{2\text{校}}$ 为第二波长出射光线的校准探测有效值, K_2 和 b_2 为预设的拟合系数。

[0167] 具体地,第三波长的出射光线的出射光强值的计算公式如下:

$$[0168] \quad I_{30} = K_3 I_{3\text{校}} + b_3,$$

[0169] 其中, I_{30} 为第三波长出射光线的出射光强值, $I_{3\text{校}}$ 为第三波长出射光线的校准探测有效值, K_3 和 b_3 为预设的拟合系数。

[0170] 需要说明的是,将各光源光强由低到高逐渐调节,同时采用探测器记录不同波长实际光源出射光强,以及记录各校准探测器的探测值,通过一阶拟合可计算出 K_1 、 K_2 、 K_3 、 b_1 、 b_2 、 b_3 的具体拟合系数值。

[0171] S31:利用第一波长的出射光强值、第三波长的出射光强值、第一波长探测值和第三波长探测值计算红细胞比容HCT。

[0172] 步骤S31的内容与上述实施例中的对应步骤S15的内容大致相同,此处不再赘述。

[0173] S32:利用第一波长的出射光强值、第二波长的出射光强值、第一波长探测值、第二波长探测值和红细胞比容的值获取血氧饱和度 SvO_2 。

[0174] 步骤S32的内容与上述实施例中的对应步骤S18的内容大致相同,此处不再赘述。

[0175] S33:获取当前血液温度和当前血液流速,利用当前血液温度和当前血液流速校准血气参数值。

[0176] 在一些实施例中,利用当前血液温度和当前血液流速校准血气参数值包括:

[0177] S331:利用第五公式校准红细胞比容,第五公式如下:

$$[0178] \quad HCT_{校} = HCT_{0} (1 + N_1 (T - T_0) + N_2 (V - V_0)),$$

[0179] 其中, T_0 为预定血液温度, V_0 为预定血液流速, T 为当前血液温度, V 为当前血液流速, HCT_{0} 为步骤S32中根据第一公式计算获得的红细胞比容值, N_1 和 N_2 为预设的拟合系数。

[0180] S332:利用第六公式校准血氧饱和度,第六公式如下:

$$[0181] \quad SvO_{2校} = SvO_{2_0} (1 + Q_1 (T - T_0) + Q_2 (V - V_0)),$$

[0182] 其中, T_0 为预定血液温度, V_0 为预定血液流速, T 为当前血液温度, V 为当前血液流速, SvO_{2_0} 为步骤S33中根据第二公式计算获得的血氧饱和度值, Q_1 和 Q_2 为预设的拟合系数。

[0183] 其中, T_0 和 V_0 为第一公式和第二公式的拟合系数确定过程中所设定的血液温度和血液流速。

[0184] N_1 和 Q_1 的标定方法包括:首先进行HCT和 SvO_2 系数拟合前先固定血液温度为 T_0 和血液流速为 V_0 。在当前状态下计算的HCT和 SvO_2 值分别为 HCT_{0} 、 SvO_{2_0} ,将血液流速设定不变,将温度 $30^{\circ}C$ 至 $40^{\circ}C$ 每隔一个温度梯度调节一次,记录每次装置计算的 HCT_{0} 和 SvO_{2_0} ,应用最小二乘法得到上述第五公式和第六公式中的拟合系数 N_1 、 Q_1 。

[0185] 同理, N_2 和 Q_2 的标定方法包括:首先进行HCT和 SvO_2 系数拟合前先固定血液温度为 T_0 和血液流速为 V_0 。在当前状态下计算的HCT和 SvO_2 值分别为 HCT_{0} 、 SvO_{2_0} ,将血液温度设定不变,将流速由 $1L/min$ 每隔1个流速梯度提升至 $9L/min$,记录每次装置计算的 HCT_{0} 和 SvO_{2_0} ,应用最小二乘法得到上述第五公式和第六公式中的拟合系数 N_2 、 Q_2 。

[0186] 通常,经过预设数量次实验即可完成上述第五公式和第六公式的系数拟合。预设数量可以为15、20或25。本方式的实验工作量较低,更为方便简捷。

[0187] 在又一些实施例中,利用当前血液温度和当前血液流速校准血气参数值包括:

[0188] 根据预存的血液温度、血液流速和拟合系数的对应关系表,确定在当前血液温度和当前血液流速下,第一公式和第二公式的拟合系数。

[0189] 当需要采用本实施例中的方式利用当前血液温度和当前血液流速校准血气参数值时,需要将步骤S33在步骤S31之前执行,并将查阅后获得的拟合系数矩阵应用至步骤S31和步骤S32的第一公式和第二公式中。

[0190] 具体地,预存的血液温度、血液流速和拟合系数的对应关系表的制作方式如下:

[0191] 在体外血气循环中血液温度 T 的可调范围可设置为 $30^{\circ}C$ 至 $40^{\circ}C$,血液流速 vL/min 可调范围为 $1L/min$ 至 $10L/min$ 。因此制作如下查找表1:

[0192] 查找表1:

[0193]

T/V	30°C	31°C	32°C	33°C	34°C	35°C	36°C	37°C	38°C	39°C	40°C
1L/min	A ₁₁	A ₁₂	A ₁₃	A ₁₄	A ₁₅	A ₁₆	A ₁₇	A ₁₈	A ₁₉	A _{1A}	A _{1B}
2L/min	A ₂₁	A ₂₂	A ₂₃	A ₂₄	A ₂₅	A ₂₆	A ₂₇	A ₂₈	A ₂₉	A _{2A}	A _{2B}
3L/min	A ₃₁	A ₃₂	A ₃₃	A ₃₄	A ₃₅	A ₃₆	A ₃₇	A ₃₈	A ₃₉	A _{3A}	A _{3B}
4L/min	A ₄₁	A ₄₂	A ₄₃	A ₄₄	A ₄₅	A ₄₆	A ₄₇	A ₄₈	A ₄₉	A _{4A}	A _{4B}
5L/min	A ₅₁	A ₅₂	A ₅₃	A ₅₄	A ₅₅	A ₅₆	A ₅₇	A ₅₈	A ₅₉	A _{5A}	A _{5B}
6L/min	A ₆₁	A ₆₂	A ₆₃	A ₆₄	A ₆₅	A ₆₆	A ₆₇	A ₆₈	A ₆₉	A _{6A}	A _{6B}

[0194]

7L/min	A ₇₁	A ₇₂	A ₇₃	A ₇₄	A ₇₅	A ₇₆	A ₇₇	A ₇₈	A ₇₉	A _{7A}	A _{7B}
8L/min	A ₈₁	A ₈₂	A ₈₃	A ₈₄	A ₈₅	A ₈₆	A ₈₇	A ₈₈	A ₈₉	A _{8A}	A _{8B}
9L/min	A ₉₁	A ₉₂	A ₉₃	A ₉₄	A ₉₅	A ₉₆	A ₉₇	A ₉₈	A ₉₉	A _{9A}	A _{9B}

[0195] A₁₁至A_{9B}表示的为各个温度和流速下对应的不同矩阵，

[0196] $A_{ij} = [a1_{ij}, a2_{ij}, a3_{ij}, a4_{ij}, a5_{ij}, p1_{ij}, p2_{ij}, p3_{ij}, p4_{ij}, p5_{ij}, p6_{ij}, p7_{ij}, p8_{ij}]$ 。

[0197] 因此需要不在同血液的温度和流速下，对HCT和SvO₂的拟合系数进行标定后存储在查找表1中。对当前的血液温度T和当前的血液流速v进行判断，按照查找表1中记录的最接近的血液温度T和血液流速v下对应的拟合系数带入第一公式和第二公式，计算HCT和SvO₂的示数。若在表格两个梯度中间，则按照较大的血液温度T和血液流速v下对应的矩阵进行计算。查找表1计算方法适用于更精准的HCT和SvO₂示数计算，需要预先通过一定的标定实验次数和标定工作量确定查找表，但是在血气监测方法的监测过程中，仅需运算血气参数值时自动查阅查找表1确定拟合系数。

[0198] 请继续参阅图3和图4，图3是本申请一实施例的血气监测装置的框架结构示意图；图4是本申请一实施例的血气监测装置的整体结构示意图。

[0199] 本申请又一实施例提供了一种血气监测装置100。血气监测装置100包括第一光源组件110、第二光源组件120和控制器140。第一光源组件110包括第一光源111和第一探测模组117。第二光源组件120包括第二光源121和第二探测模组127，控制器140与第一光源组件110和第二光源组件120耦接，用于控制第一光源组件110和第二光源组件120实现上述任一实施例的血气监测方法。

[0200] 其中，血气监测装置100中控制器140可控制第一光源111和第二光源121按照一定时序发射光信号，以及第一探测模组117和第二探测模组127按照一定时序对信号进行接收，控制器140获取第一探测模组117和第二探测模组127的数据后，可直接进行运算获取血气参数值；或者，控制器140还可以将数据传输至移动终端200进行算法计算，并获取血气参数值。

[0201] 在一些实施例中，控制器140控制第一光源111发出第一波长的出射光线，氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第一波长的光线的消光系数的差异度小于或等于第一预设值。控制器140获取第一探测模组117接收血液反射回的第一波长探测值。控制器140控制第一光源111发出第二波长的出射光线，氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第二波长的光线的消光

系数的差异度大于或等于第三预设值。控制器140获取第一探测模组117接收血液反射回的第二波长探测值。控制器140控制第二光源121发出第三波长的出射光线, 氧合血红蛋白和还原血红蛋白对第三波长的光线的消光系数小于或等于第二预设值。控制器140获取第二探测模组127接收血液反射回的第三波长探测值。控制器140利用第一波长的出射光强值、第二波长的出射光强值、第三波长的出射光强值、第一波长探测值、第二波长探测值和第三波长探测值可计算血气参数值。

[0202] 其中, 血气监测装置100还包括壳体150、血气检测模块101和血气管路102, 血气检测模块101设置于壳体150内, 血气管路102设置于壳体150外。第一光源组件110和第二光源组件120形成血气检测模块101。监测开始前可将血液引出至与血气管路102连通, 将壳体150固定在血气管路102上, 实现将血气检测模块101与血气管路102相对固定上。血气检测模块101可启动进行血气监测。

[0203] 进一步地, 第一光源组件110还包括第一校准探测器113, 第二光源组件120还包括第二校准探测器123, 控制器140分别与第一校准探测器113和第二校准探测器123耦接。各光源发出的出射光线部分透射为探测光、以及部分反射为校准光, 探测光用于照射到血液中, 校准光用于反射至各校准探测器。

[0204] 控制器140可根据各校准探测器探测到的光线强度变化实时感知各光源的对应波长的出射光线的变化, 并形成反馈, 供装置自动校准, 使得探测过程中各光源的发光强度始终保持在恒定的线性区间内, 减少了因光源光强变化而对检测数据产生的影响。第一光源111和第二光源121出射光强保持在稳定的状态, 不随时间和温度的变化而变化, 各探测器所监测到的光线强度仅和血液数据有关, 降低监测到的经血液漫反射后的光线强度因光源光强变化产生的干扰, 提高最终运算获得的血气参数值的准确度。

[0205] 具体地, 可通过分束器实现将各光源发出的出射光线的分成两路。第一光源组件110还包括第一分束器112和第二分束器122, 第一分束器112设置于第一光源111的出射光线的传播路径上, 即设置于第一光源111的出射光线的传播路径上。第二分束器122设置于第二光源121的出射光线的传播路径上, 即设置于第二光源121的出射光线的传播路径上。

[0206] 第一分束器112用于将第一光源111的第一波长的出射光线部分透射为第一探测光, 第一探测光用于照射到血液中。第一分束器112还用于将第一光源111的第一波长的出射光线部分反射为第一校准光。第一校准探测器113设置于第一校准光的传播路径上, 用于检测第一校准光的光线强度。

[0207] 第一分束器112还用于将第一光源111的第二波长的出射光线部分透射为第二探测光, 第二探测光用于照射到血液中。第一分束器112还用于将第一光源111的第二波长的出射光线部分反射为第二校准光。第一校准探测器113设置于第二校准光的传播路径上, 用于检测第二校准光的光线强度。

[0208] 第二分束器122用于将第二光源121的第三波长的出射光线部分透射为第三探测光, 第三探测光用于照射到血液中。第二分束器122还用于将第二光源121的第三波长的出射光线部分反射为第三校准光。第二校准探测器123设置于第三校准光的传播路径上, 用于检测第三校准光的光线强度。

[0209] 在一些实施例中, 血气监测装置100还包括温度传感器(图中未示出)和血液流速检测器(图中未示出)。温度传感器设置于壳体150内部, 且位于壳体150用于探测的一侧。温

度传感器用于探测用户体温。血液流速检测器用于检测血液流速。控制器140与温度传感器和血液流速检测器耦接。

[0210] 由于在血气参数值中血液温度和血液流速的不同会导致求解的Hct和SvO₂示数发生变化,因此采用温度传感器实时监测血液温度,并采用血液流速检测器检测血液流速,可对血气参数值进行血液温度校准和血液流速校准,血气参数值的监测准确度更高。

[0211] 本申请的血气监测装置100为一种可实时自校准的无创体外循环血气监测系统,可实现临床中便捷、实时、连续的血气参数监测。该血气监测装置100可放置在体外循环静脉管路上,至少用于监测静脉血液中的混合静脉血氧饱和度(SvO₂)和红细胞比容(Hct)等血气参数;该血气监测装置100也可放置在体外循环动脉管路上,至少用于监测动脉血液中动脉血氧饱和度(SaO₂)和红细胞比容(Hct)等血气参数。

[0212] 本申请又一实施例提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有程序数据,程序数据被处理器执行时实现上述任一实施例的血气监测方法。

[0213] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的方法和装置,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,例如,模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性、机械或其它的形式。

[0214] 作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施方式方案的目的。

[0215] 另外,在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0216] 集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读存储介质中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备)或处理器(processor)执行本申请各个实施方式方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0217] 本申请中的术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”、“第三”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。本申请实施例中所有方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后……)仅用于解释在某一特定姿态(如附图所示)下各部件之间的相对位置关系、运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变。此外,术语“包括”和“具有”以及它们任何变形,意图在于覆盖不排他的包含。如包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元,而是可选地还包括没有列出的步骤或单

元,或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0218] 需要注意的是,术语“水平”、“竖直”等术语并不表示要求部件绝对水平或竖直,而是可以稍微倾斜;术语“平行”、“垂直”等术语也并不表示配件之间绝对平行或垂直,而是可以形成一定的角度偏差。如“水平”仅仅是指其方向相对“竖直”而言更加水平,并不是表示该结构一定要完全水平,而是可以稍微倾斜。此外,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,或者是本申请产品使用时惯常摆放的方位或位置关系,仅是为了便于描述本申请实施例和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本申请的限制。

[0219] 以上所述仅为本申请的实施方式,并非因此限制本申请的专利范围,凡是利用本申请说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本申请的专利保护范围内。

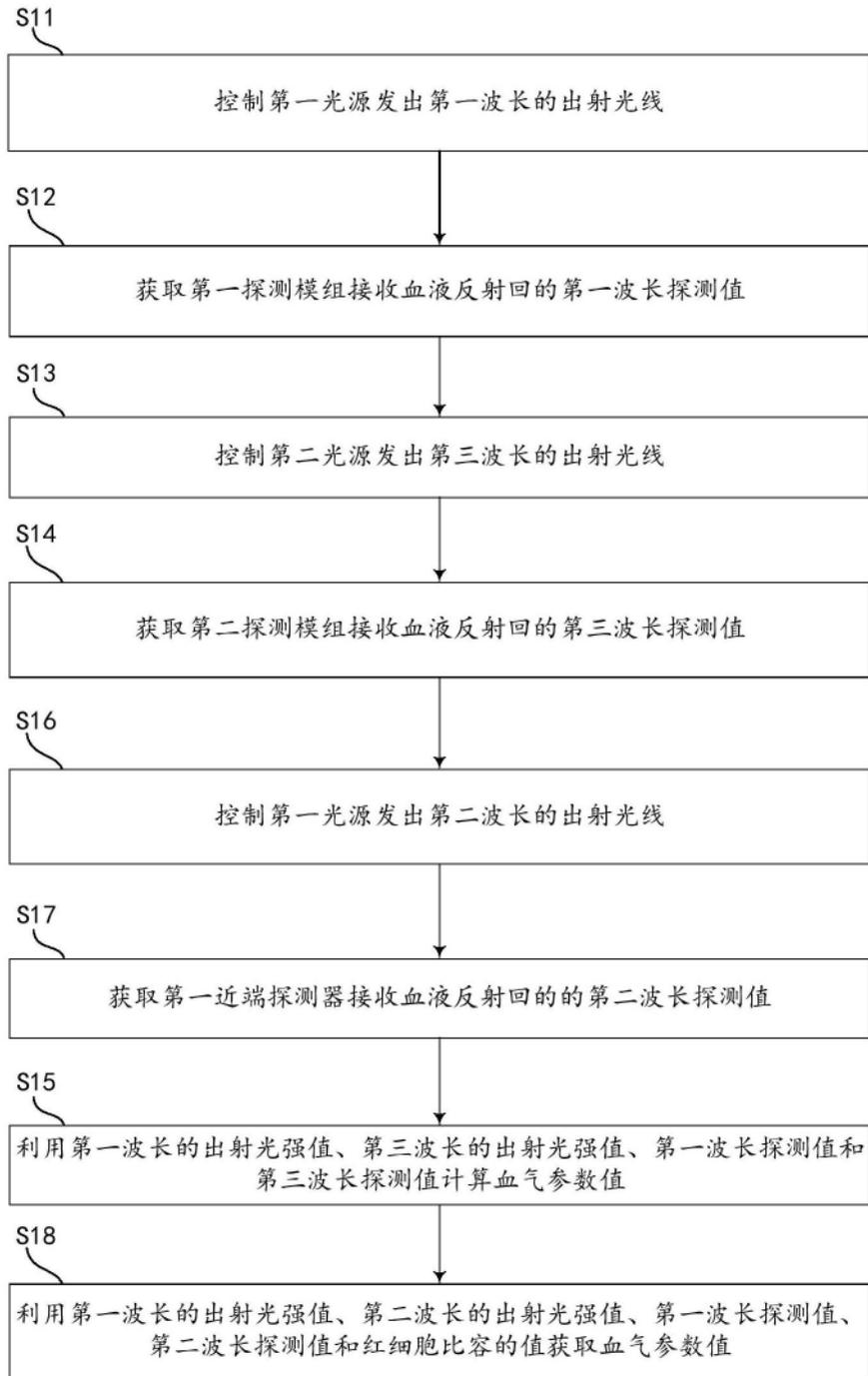


图1

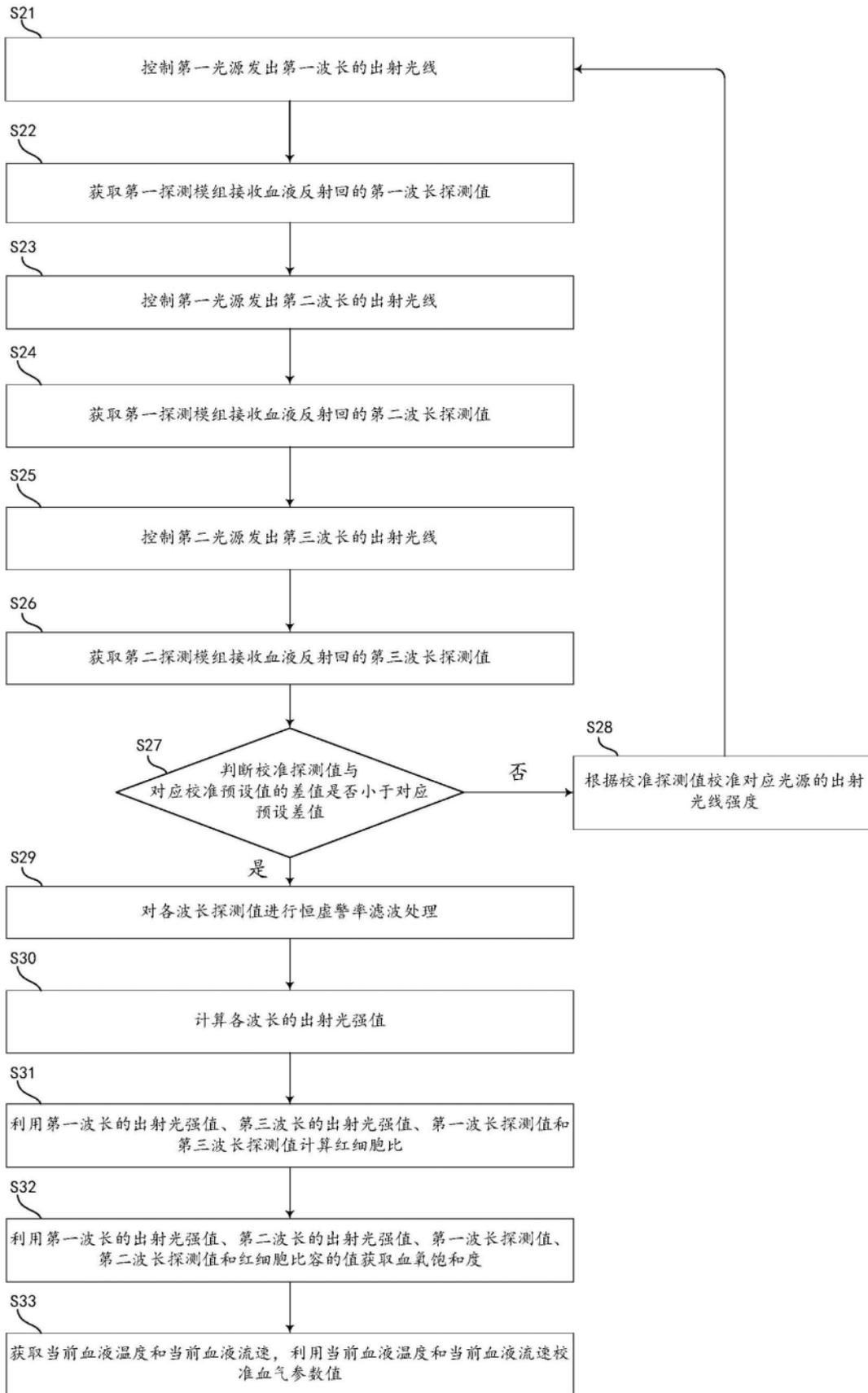


图2

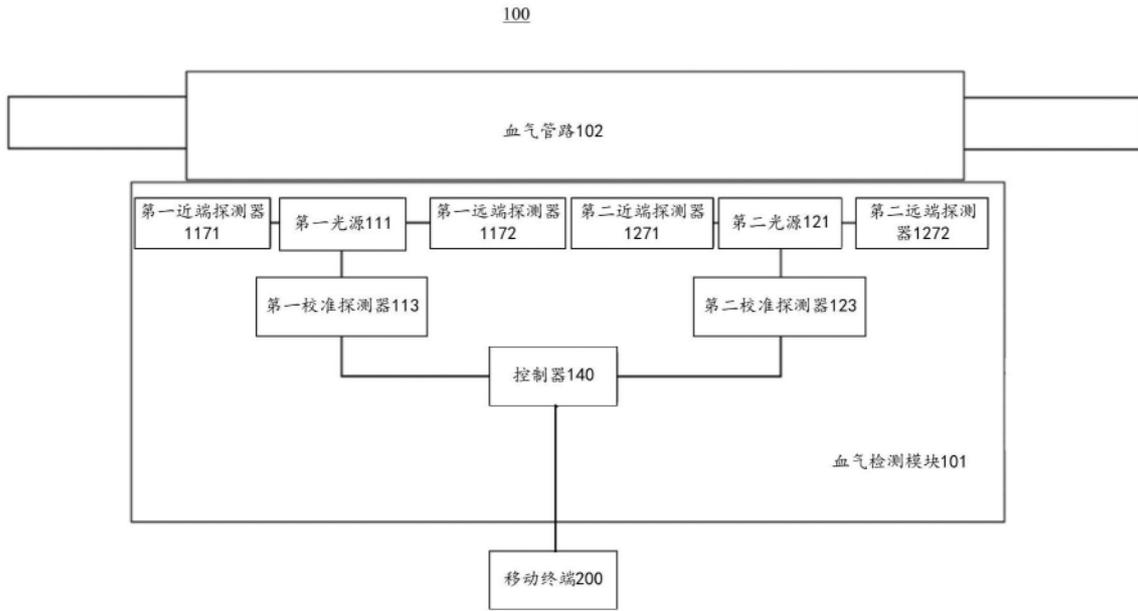


图3

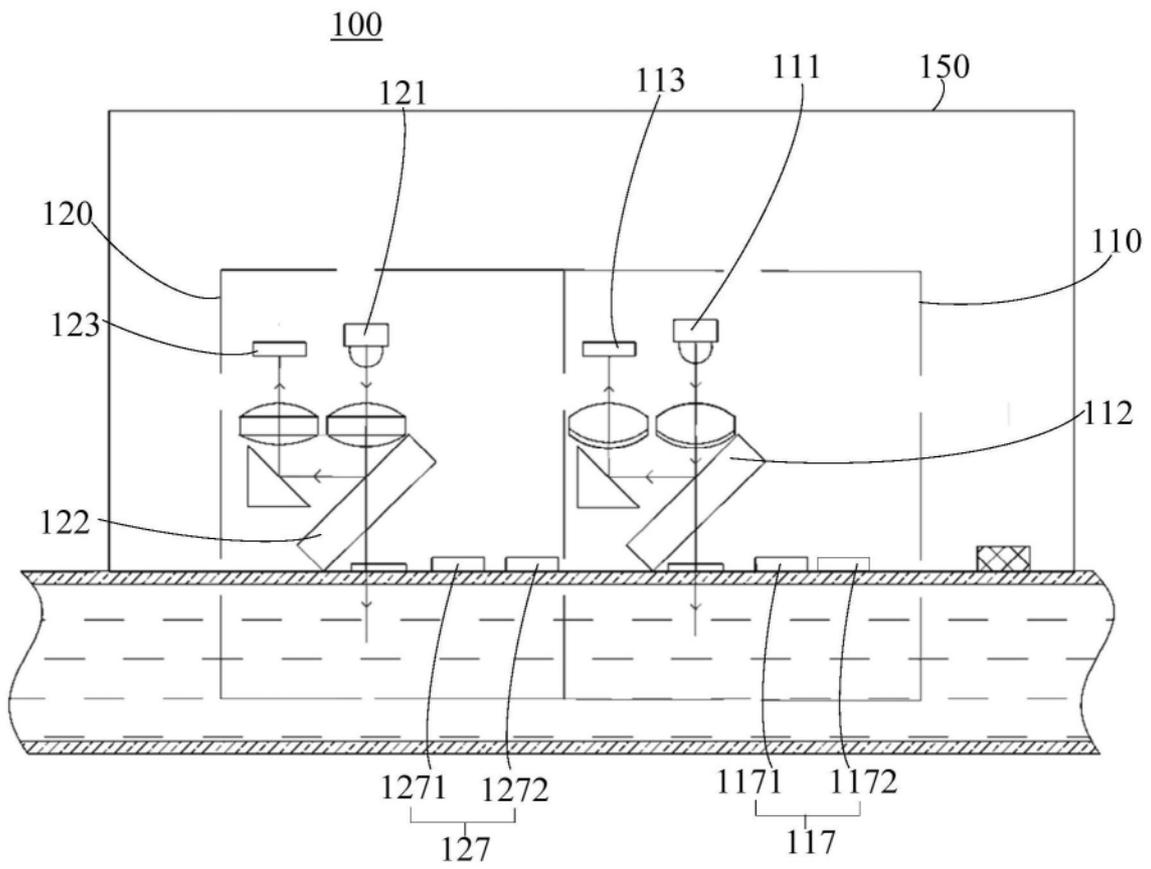


图4