



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110710982 A

(43)申请公布日 2020.01.21

(21)申请号 201910988379.4

(22)申请日 2019.10.17

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司

地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 张珣 梁思阳

(74)专利代理机构 北京中博世达专利商标代理有限公司 11274

代理人 申健

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

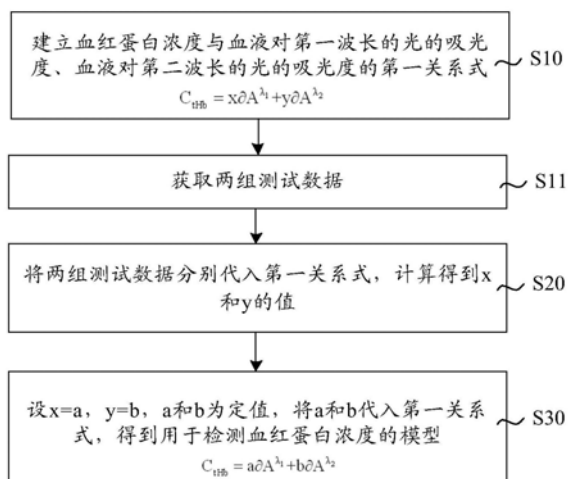
权利要求书3页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、
血红蛋白浓度的检测方法

(57)摘要

本发明的实施例提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法,涉及血液检测领域,可以在无创伤的情况下,提高检测血红蛋白浓度的准确度。一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法,包括:建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式, $C_{\text{Hb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$; 将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值;其中,每组测试数据均包括血红蛋白浓度值、血液对第一波长的光的吸光度值、血液对第二波长的光的吸光度值;设 $x=a$, $y=b$, a和b为定值,将a和b代入第一关系式,得到用于检测血红蛋白浓度的模型,

$$C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}。$$


1. 一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法,其特征在于,包括:

建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式, $C_{\text{Hb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$; 其中,所述第一波长 λ_1 和所述第二波长 λ_2 不同; ∂A^{λ_1} 为血液对所述第一波长的光的吸光度, ∂A^{λ_2} 为血液对所述第二波长的光的吸光度; C_{Hb} 为所述血红蛋白浓度,包括还原血红蛋白浓度和氧合血红蛋白浓度;

将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值;其中,每组测试数据均包括血红蛋白浓度值、血液对第一波长的光的吸光度值、血液对第二波长的光的吸光度值;

设 $x=a$, $y=b$, a和b为定值,将a和b代入所述第一关系式,得到用于检测所述血红蛋白浓度的模型, $C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 。

2. 根据权利要求1所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法,其特征在于,在建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式之后,在将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值之前,所述用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法还包括:

获取两组测试数据;

其中,每组测试数据的获取方法包括:获取血液在所述第一波长的光照射下的第一光电容积脉搏描记信号和在所述第二波长的光照射下的第二光电容积脉搏描记信号;

根据所述第一光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\text{max}}^{\lambda_1}$ 和最小值 $I_{\text{min}}^{\lambda_1}$,得到血液对所述第一波长的光的吸光度为 $\partial A^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\text{max}}^{\lambda_1}}{I_{\text{min}}^{\lambda_1}}$;

根据所述第二光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\text{max}}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\text{min}}^{\lambda_2}$,得到血液对所述第二波长的光的吸光度为 $\partial A^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\text{max}}^{\lambda_2}}{I_{\text{min}}^{\lambda_2}}$ 。

3. 一种血红蛋白浓度的检测方法,其特征在于,包括:

获取受检血液在第一波长的光照射下的第一受检光电容积脉搏描记信号和在第二波长的光照射下的第二受检光电容积脉搏描记信号;其中,所述第一波长和所述第二波长不同;

分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号,得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度;

将所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和对所述第二波长的光的吸光度,代入如权利要求1-2任一项所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法所获得的用于检测所述血红蛋白浓度的模型中,计算得到所述受检血液的血红蛋白浓度。

4. 根据权利要求3所述的血红蛋白浓度的检测方法,其特征在于,分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号,得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度,包括:

根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\text{max}_S}^{\lambda_1}$ 和最小值 $I_{\text{min}_S}^{\lambda_1}$,得到所述受检

血液对所述第一波长的光的吸光度为 $\partial A_s^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_1}}{I_{\min_S}^{\lambda_1}}$;

根据所述第二受检光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max_S}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min_S}^{\lambda_2}$, 得到所述受检

血液对所述第二波长的光的吸光度为 $\partial A_s^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_2}}{I_{\min_S}^{\lambda_2}}$ 。

5. 根据权利要求3所述的血红蛋白浓度的检测方法, 其特征在于, 分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号, 得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和对所述第二波长的光的吸光度, 包括:

分别获取所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号的自然对数, 得到对应的第一中间光电容积脉搏描记信号和第二中间光电容积脉搏描记信号;

利用块稀疏贝叶斯对所述第一中间光电容积脉搏描记信号、所述第二中间光电容积脉搏描记信号进行稀疏分解, 得到所述第一中间光电容积脉搏描记信号对应的第一频谱、所述第二中间光电容积脉搏描记信号对应的第二频谱;

将所述第一频谱与所述第二频谱叠加, 得到合成频谱;

获取所述合成频谱的最高峰值点;

获取所述最高峰值点对应的频率, 作为最优频率;

获取所述第一频谱中所述最优频率对应的幅值, 作为所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度;

获取所述第二频谱中所述最优频率对应的幅值, 作为所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度。

6. 根据权利要求5所述的血红蛋白浓度的检测方法, 其特征在于, 分别获取所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号的自然对数, 得到对应的第一中间光电容积脉搏描记信号和第二中间光电容积脉搏描记信号之前, 所述血红蛋白浓度的检测方法还包括:

分别对第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号进行带通滤波;

其中, 频率范围为0.4~5Hz。

7. 根据权利要求5或6所述的血红蛋白浓度的检测方法, 其特征在于, 获取所述合成频谱的最高峰值点, 包括:

获取所述合成频谱在0.4~5Hz的频率范围内的最高峰值点。

8. 一种计算机设备, 其特征在于, 包括存储单元和处理单元; 所述存储单元中存储可在所述处理单元上运行的计算机程序; 所述处理单元执行所述计算机程序时实现如权利要求1-2任一项所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法, 和/或如权利要求3-7任一项所述的血红蛋白浓度的检测方法。

9. 一种计算机可读介质, 其存储有计算机程序, 其特征在于, 所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1-2任一项所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法, 和/或

如权利要求3-7所述的血红蛋白浓度的检测方法。

用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血液检测领域,尤其涉及一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法。

背景技术

[0002] 临床中,检测贫血以及指导输血时,均需对血液中的血红蛋白浓度进行检测。现有方法是将血液样品与氰化高铁混合,通过形成氰化高铁血红蛋白标准液,在540nm的光源照射下,检测吸光度,进而计算出对应的血红蛋白浓度。

[0003] 该方法为有创方法,在获取受检者的血液样品时,轻则导致受检者疼痛,重则会带来感染风险,因此,如何通过无创方法,准确检测血液中的血红蛋白浓度是本领域技术人员亟待解决的问题。

发明内容

[0004] 本发明的实施例提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法,可以在无创伤的情况下,提高检测血红蛋白浓度的准确度。

[0005] 为达到上述目的,本发明的实施例采用如下技术方案:

[0006] 一方面,提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法,包括:

[0007] 建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式, $C_{\text{Hb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$; 其中,所述第一波长 λ_1 和所述第二波长 λ_2 不同; ∂A^{λ_1} 为血液对第一波长的光的吸光度, ∂A^{λ_2} 为血液对第二波长的光的吸光度; C_{Hb} 为所述血红蛋白浓度,包括还原血红蛋白浓度和氧合血红蛋白浓度;

[0008] 将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值;其中,每组测试数据均包括血红蛋白浓度值、血液对第一波长的光的吸光度值、血液对第二波长的光的吸光度值;

[0009] 设 $x=a$, $y=b$, a和b为定值,将a和b代入所述第一关系式,得到用于检测所述血红蛋白浓度的模型, $C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 。

[0010] 可选地,在建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式之后,在将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值之前,所述用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法还包括:

[0011] 获取两组测试数据;

[0012] 其中,每组测试数据的获取方法包括:获取血液在所述第一波长的光照射下的第一光电容积脉搏描记信号和在所述第二波长的光照射下的第二光电容积脉搏描记信号;

[0013] 根据所述第一光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\text{max}}^{\lambda_1}$ 和最小值 $I_{\text{min}}^{\lambda_1}$,得到血液对所述

第一波长的光的吸光度为 $\partial A^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_1}}{I_{\min}^{\lambda_1}}$;

[0014] 根据所述第二光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min}^{\lambda_2}$, 得到血液对所述

第二波长的光的吸光度为 $\partial A^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_2}}{I_{\min}^{\lambda_2}}$ 。

[0015] 再一方面, 提供一种血红蛋白浓度的检测方法, 包括:

[0016] 获取受检血液在第一波长的光照射下的第一受检光电容积脉搏描记信号和在第二波长的光照射下的第二受检光电容积脉搏描记信号; 其中, 所述第一波长和所述第二波长不同;

[0017] 分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号, 得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度;

[0018] 将所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和对所述第二波长的光的吸光度, 代入如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法所获得的用于检测所述血红蛋白浓度的模型中, 计算得到所述受检血液的血红蛋白浓度。

[0019] 可选地, 分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号, 得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度, 包括:

[0020] 根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max_S}^{\lambda_1}$ 和最小值 $I_{\min_S}^{\lambda_1}$, 得到所

述受检血液对所述第一波长的光的吸光度为 $\partial A_S^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_1}}{I_{\min_S}^{\lambda_1}}$;

[0021] 根据所述第二受检光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max_S}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min_S}^{\lambda_2}$, 得到所

述受检血液对所述第二波长的光的吸光度为 $\partial A_S^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_2}}{I_{\min_S}^{\lambda_2}}$ 。

[0022] 可选地, 分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号, 得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和对所述第二波长的光的吸光度, 包括:

[0023] 分别获取所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号的自然对数, 得到对应的第一中间光电容积脉搏描记信号和第二中间光电容积脉搏描记信号;

[0024] 利用块稀疏贝叶斯对所述第一中间光电容积脉搏描记信号、所述第二中间光电容积脉搏描记信号进行稀疏分解, 得到所述第一中间光电容积脉搏描记信号对应的第一频谱、所述第二中间光电容积脉搏描记信号对应的第二频谱;

[0025] 将所述第一频谱与所述第二频谱叠加得到合成频谱;

- [0026] 获取所述合成频谱的最高峰值点；
- [0027] 获取所述最高峰值点对应的频率，作为最优频率；
- [0028] 获取所述第一频谱中所述最优频率对应的幅值，作为所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度；
- [0029] 获取所述第二频谱中所述最优频率对应的幅值，作为所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度。
- [0030] 可选地，在获取受检血液在第一波长的光照射下的第一受检光电容积脉搏描记信号和在第二波长的光照射下的第二受检光电容积脉搏描记信号之后，在分别根据所述第一受检光电容积脉搏描记信号和所述第二受检光电容积脉搏描记信号，得到所述受检血液对所述第一波长的光的吸光度和所述受检血液对所述第二波长的光的吸光度之前，所述血红蛋白浓度的检测方法还包括：
- [0031] 分别对第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号进行带通滤波；
- [0032] 其中，频率范围为0.4~5Hz。
- [0033] 可选地，获取所述合成频谱的最高峰值点，包括：获取所述合成频谱在0.4~5Hz的频率范围内的最高峰值点。
- [0034] 另一方面，提供一种计算机设备，包括存储单元和处理单元；所述存储单元中存储可在所述处理单元上运行的计算机程序；所述处理单元执行所述计算机程序时实现如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法或如上所述的血红蛋白浓度的检测方法。
- [0035] 又一方面，提供一种计算机可读介质，其存储有计算机程序，其特征在于，所述计算机程序被处理器执行时实现如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法或如上所述的血红蛋白浓度的检测方法。
- [0036] 本发明实施例提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法，通过简化血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度之间的关系，建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式 $C_{\text{Hb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$ ；然后，通过将两组测试数据分别代入第一关系式，计算得到x和y的值，精确度较高；再设 $x=a, y=b$ ，a和b为定值，将a和b代入第一关系式，即可得到用于检测血红蛋白浓度的模型， $C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 。由此，所得的用于检测血红蛋白浓度的模型在后续用于检测时，既对受检者不会产生伤害，又可以简单准确的得到血红蛋白浓度。

附图说明

- [0037] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术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发明的一些实施例，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。
- [0038] 图1为一种光电容积脉搏波信号的示意图；
- [0039] 图2为本发明实施例提供的一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法的流程

示意图；

[0040] 图3为本发明实施例提供的另一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法的流程示意图；

[0041] 图4为本发明实施例提供的一种血红蛋白浓度的检测方法的流程示意图；

[0042] 图5为本发明实施例提供的另一种血红蛋白浓度的检测方法的流程示意图；

[0043] 图6为本发明实施例提供的再一种血红蛋白浓度的检测方法的流程示意图；

[0044] 图7为一种低灌注度情况下的光电容积脉搏波信号的时域与频域示意图；

[0045] 图8为本发明实施例提供的又一种血红蛋白浓度的检测方法的流程示意图；

[0046] 图9为本发明实施例提供的又一种血红蛋白浓度的检测方法的流程示意图。

具体实施方式

[0047] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，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他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0048] 在心脏搏动周期内，外周血管中的微动脉、毛细血管和微静脉内流过的血液相应的呈搏动性变化。当心脏收缩时血液容积最大，而在心脏舒张时血液容积最小，血液容积这种脉动性变化一般可通过光电容积探测器获得，所得的波形中含有容积脉搏血流信息。由此，可以通过光学技术获取光线在人体组织中的吸收变化的描记图，以得到光电容积脉搏波信号，该方法称为光电容积脉搏波描记法 (Photo Plethysmo Graphy, PPG)。

[0049] 光电容积脉搏波描记法的工作原理是：将特定强度和波长的光束照射到指端皮肤表面时，光束将通过透射或反射方式传送到光电容积探测器，光电容积探测器根据检测到的光强进行描绘，以描绘出如图1所示的交流形式的光电容积脉搏波信号。

[0050] 在此过程中，由于受到指端皮肤肌肉组织和血液的吸收衰减作用，光电容积探测器检测到的光强度将会减弱。其中，皮肤、肌肉和组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的，经光电容积探测器检测到的就是直流分量；而皮肤内的血液容积在心脏收缩舒张作用下呈搏动性变化。当心脏收缩时外周血管血容量最多，光吸收量也最大，检测到的光强度最小；而在心脏舒张时外周血管血容量最少，光吸收量最小，检测到的光强度最大，这样使得光电容积探测器检测到的光强度随之呈脉动性变化，并具有最大值和最小值。

[0051] 基于此，首先，根据朗伯比尔定律 (Lambert-Beer law) 可知，吸光度 A^{λ_i} 的修正公式

为： $A^{\lambda_i} = \ln \frac{I_0^{\lambda_i}}{I^{\lambda_i}} = DPF \times \rho \sum \epsilon_m^{\lambda_i} C_m + G$ --- 公式(1)。

[0052] 其中， $I_0^{\lambda_i}$ 表示光源发出的波长为 λ_i 的光的光强， I^{λ_i} 表示光电容积探测器接收到波长为 λ_i 的光的光强，DPF表示光传播的差分路径因子， ρ 表示光源到光电容积探测器的水平距离， $1 \leq m \leq M$ ，且 m 为整数， M 代表吸光物质的总数， $\epsilon_m^{\lambda_i}$ 表示第 m 吸光物质的吸光系数， C_m 表示第 m 吸光物质的浓度， G 表示背景吸收、散射引起的衰减量，可以代表非动脉成分 (例如脂肪、肌肉、骨骼) 的吸光度。

[0053] 其次，一般动脉具有搏动部分和静止部分，而其中动脉的搏动部分会对入射的光

的光强产生影响,由此,动脉血液在搏动时的吸光度 ∂A^{λ_i} 可表示为:

$$[0054] \quad \partial A^{\lambda_i} = A_{\max}^{\lambda_i} - A_{\min}^{\lambda_i} = \ln \frac{I_0^{\lambda_i}}{I_{\min}^{\lambda_i}} - \ln \frac{I_0^{\lambda_i}}{I_{\max}^{\lambda_i}} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_i}}{I_{\min}^{\lambda_i}} \text{---公式(2)}。$$

[0055] 其中, $A_{\max}^{\lambda_i}$ 表示动脉血液的最大吸光度, $A_{\min}^{\lambda_i}$ 表示动脉血液的最小吸光度, $I_{\min}^{\lambda_i}$ 表示光电容积探测器检测到的波长为 λ_i 的光的最小光强, $I_{\max}^{\lambda_i}$ 表示光电容积探测器检测到的波长为 λ_i 的光的最大光强。

[0056] 然后,动脉血液中的还原血红蛋白和氧合血红蛋白对光的吸收影响较大,由此可认为,吸光物质为还原血红蛋白和氧合血红蛋白。

[0057] 结合公式(1)和公式(2)可得:

$$[0058] \quad \partial A^{\lambda_i} = A_{\max}^{\lambda_i} - A_{\min}^{\lambda_i} = \ln \frac{I_0^{\lambda_i}}{I_{\min}^{\lambda_i}} - \ln \frac{I_0^{\lambda_i}}{I_{\max}^{\lambda_i}} = (DPF_1 - DPF_2) \times \rho \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_i} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_i} C_{\text{RHb}}) \text{---公式(3)}。$$

[0059] 其中, DPF_1 表示光电容积描记信号的最小光强对应的差分路径因子, DPF_2 表示光电容积描记信号的最大光强对应的差分路径因子, $\epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_i}$ 表示还原血红蛋白对应波长为 λ_i 的光的吸光系数, $\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_i}$ 表示氧合血红蛋白对应波长为 λ_i 的光的吸光系数, C_{RHb} 表示还原血红蛋白的浓度, C_{HbO_2} 表示氧合血红蛋白的浓度。

[0060] 基于上述,本发明的实施例提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法,如图2所示,包括:

[0061] S10、建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式, $C_{\text{Hb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$ 。

[0062] 其中,第一波长 λ_1 和第二波长 λ_2 不同; ∂A^{λ_1} 为血液对第一波长的光的吸光度, ∂A^{λ_2} 为血液对第二波长的光的吸光度; C_{Hb} 为血红蛋白浓度,包括还原血红蛋白浓度和氧合血红蛋白浓度。

[0063] S20、将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值;其中,每组测试数据均包括血红蛋白浓度值、血液对第一波长的光的吸光度值、血液对第二波长的光的吸光度值。

[0064] S30、设 $x=a$, $y=b$,a和b为定值,将a和b代入第一关系式,得到用于检测血红蛋白浓度的模型, $C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 。

[0065] 利用两路光源检测血红蛋白浓度,第一光源对应第一波长 λ_1 ,第二光源对应第二波长 λ_2 ,第一光源和第二光源可以分别为发光二极管(Light Emitting Diode,LED)。

[0066] 其中,第一光源与光电容积探测器之间的水平距离、第二光源与光电容积探测器之间的水平距离相等,并且该水平距离可以是预先设定好的距离,或者也可以是通过仪器测量处理的距离。

[0067] 需要说明的是,可以使第一光源和第二光源分时发光,从而使光电容积探测器可以分时接收第一光源和第二光源照射指端皮肤表层后出射的光,以描绘出对应第一波长 λ_1

的第一光电容积脉搏描记信号和对应第二波长 λ_2 的第二光电容积脉搏描记信号。

[0068] 此时,根据第一光电容积脉搏描记信号和第二光电容积脉搏描记信号得到血红蛋白浓度的过程如下:

[0069] 第一步:第一光电容积脉搏描记信号的最大值,即为光电容积探测器检测到的第一波长 λ_1 的光的最大光强 $I_{\max}^{\lambda_1}$;第一光电容积脉搏描记信号的最小值即为光电容积探测器检测到的第一波长 λ_1 的光的最小光强 $I_{\min}^{\lambda_1}$ 。

[0070] 将 $I_{\max}^{\lambda_1}$ 和 $I_{\min}^{\lambda_1}$ 代入公式(2),可得:

$$[0071] \quad \partial A^{\lambda_1} = A_{\max}^{\lambda_1} - A_{\min}^{\lambda_1} = \ln \frac{I_0^{\lambda_1}}{I_{\min}^{\lambda_1}} - \ln \frac{I_0^{\lambda_1}}{I_{\max}^{\lambda_1}} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_1}}{I_{\min}^{\lambda_1}} \text{---公式(4)}。$$

[0072] 代入公式(3)可得:

$$[0073] \quad \partial A^{\lambda_1} = A_{\max}^{\lambda_1} - A_{\min}^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_1}}{I_{\min}^{\lambda_1}} = (\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1} C_{\text{RHb}}) \text{---公式(5)}。$$

[0074] 第二步:第二光电容积脉搏描记信号的最大值,即为光电容积探测器检测到的第二波长 λ_2 的光的最大光强 $I_{\max}^{\lambda_2}$;第二光电容积脉搏描记信号的最小值,即为光电容积探测器检测到的第二波长 λ_2 的光的最小光强 $I_{\min}^{\lambda_2}$ 。

[0075] 将 $I_{\max}^{\lambda_2}$ 和 $I_{\min}^{\lambda_2}$ 代入公式(2),可得:

$$[0076] \quad \partial A^{\lambda_2} = A_{\max}^{\lambda_2} - A_{\min}^{\lambda_2} = \ln \frac{I_0^{\lambda_2}}{I_{\min}^{\lambda_2}} - \ln \frac{I_0^{\lambda_2}}{I_{\max}^{\lambda_2}} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_2}}{I_{\min}^{\lambda_2}} \text{---公式(6)}。$$

[0077] 代入公式(3)可得:

$$[0078] \quad \partial A^{\lambda_2} = A_{\max}^{\lambda_2} - A_{\min}^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_2}}{I_{\min}^{\lambda_2}} = (\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2} C_{\text{RHb}}) \text{---公式(7)}。$$

[0079] 第三步:将公式(5)的等式两边同乘以 $\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2}$,可得:

$$[0080] \quad (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2}) \times \partial A^{\lambda_1} = (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2}) \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1} C_{\text{RHb}}) \times (\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \text{---公式(8)}。$$

[0081] 将公式(7)等式两边同乘以 $(\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1})$,可得:

$$[0082] \quad (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1}) \times \partial A^{\lambda_2} = (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1}) \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2} C_{\text{RHb}}) \times (\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \text{---公式(9)}。$$

[0083] 利用公式(8)减去公式(9):

$$[0084] \quad \begin{aligned} & (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2}) \times \partial A^{\lambda_1} - (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1}) \times \partial A^{\lambda_2} \\ &= [(\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2}) \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1} C_{\text{RHb}}) \times (\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho] \\ & \quad - [(\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1}) \times (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2} C_{\text{RHb}}) \times (\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho] \end{aligned}$$

[0085] 由此,可得血红蛋白浓度的公式为:

$$[0086] \quad C_{\text{thb}} = C_{\text{HbO}_2} + C_{\text{RHb}} = \frac{(\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2}) \times \partial A^{\lambda_1} - (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1}) \times \partial A^{\lambda_2}}{(\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \times (\epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2} \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2})} \text{---公式(10)}。$$

[0087] 第四步:获取差分路径因子、还原血红蛋白对应第一波长 λ_1 的光的吸光系数、还原血红蛋白对应第二波长的光 λ_2 的吸光系数、氧合血红蛋白对应第一波长 λ_1 的光的吸光系数、氧合血红蛋白对应第二波长的光 λ_2 的吸光系数,光源到光电容积探测器的水平距离,将其全部数据及计算得到的血液分别对第一波长 λ_1 的光的吸光度和对第二波长 λ_2 的光的吸光度,代入公式(10),然后计算得到血红蛋白浓度。

[0088] 然而,上述第四步中需要获取的数据较多,过程繁琐,并且,若差分路径因子、还原血红蛋白对应第一波长 λ_1 的光的吸光系数、还原血红蛋白对应第二波长的光 λ_2 的吸光系数、氧合血红蛋白对应第一波长 λ_1 的光的吸光系数、氧合血红蛋白对应第二波长的光 λ_2 的吸光系数,光源到光电容积探测器的水平距离中的任一项产生误差,将导致血红蛋白浓度的结果不准确。

[0089] 又结合公式(10)可知,在用于检测血红蛋白的第一光源和第二光源出射的光的波

长不改变的情况下, $\frac{(\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2})}{(\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \times (\epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2} \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2})}$ 和 $\frac{-(\epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_1})}{(\text{DPF}_1 - \text{DPF}_2) \times \rho \times (\epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2} \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} \epsilon_{\text{RHb}}^{\lambda_2})}$

不会改变,此时,若能通过简单的方法直接得到该两项的值,将简化上述第四步的过程以及简化上述公式(10),在后续检测中,只需计算得到血液分别对第一波长 λ_1 的光的吸光度和对第二波长 λ_2 的光的吸光度两个值,即可代入简化后的公式(10),简单又准确的得到血红蛋白浓度。

[0090] 基于此,结合公式(10)的代数形式,建立血红蛋白浓度与血液对第一波长 λ_1 的光的吸光度、血液对第二波长 λ_2 的光的吸光度的第一关系式为: $C_{\text{thb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$ 。然后,利用两组测试数据(血红蛋白浓度值、血液对第一波长的光的吸光度值、血液对第二波长的光的吸光度值)分别代入第一关系式,联立并反向推导出x和y。再设 $x=a$, $y=b$,将a和b代入第一关系式,即可得到用于检测血红蛋白浓度的模型, $C_{\text{thb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 。由于a和b已知,在后续利用该模型时,计算将简单又准确。

[0091] 本发明实施例提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法,通过简化血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度之间的关系,建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式 $C_{\text{thb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$;然后,通过将两组测试数据分别代入第一关系式,计算得到x和y的值,精确度较高;再设 $x=a$, $y=b$,a和b为定值,将a和b代入第一关系式,即可得到用于检测血红蛋白浓度的模型, $C_{\text{thb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 。由此,所得的用于检测血红蛋白浓度的模型在后续用于检测时,既对受检者不会产生伤害,又可以简单准确的得到血红蛋白浓度。

[0092] 可选地,如图3所示,在上述S10之后,在S20之前,用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法还包括:

[0093] S11、获取两组测试数据。

[0094] 需要说明的是,该两组测试数据可以通过对一个人检测两次,或者,针对两个人分

别检测,只要得到两组测试数据即可,具体方式本发明对此不作限定。

[0095] 其中,如图4所示,每组测试数据的获取方法包括:

[0096] S111、获取血液在第一波长的光照射下的第一光电容积脉搏描记信号和在第二波长的光照射下的第二光电容积脉搏描记信号。

[0097] S112、根据第一光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max}^{\lambda_1}$ 和最小值 $I_{\min}^{\lambda_1}$,得到血液对第一波长的光的吸光度为 $\partial A^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_1}}{I_{\min}^{\lambda_1}}$ 。

[0098] S113、根据第二光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min}^{\lambda_2}$,得到血液对第二波长的光的吸光度为 $\partial A^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_2}}{I_{\min}^{\lambda_2}}$ 。

[0099] 此外,每组测试数据的获取方法还包括:

[0100] 通过有创方法得到血红蛋白浓度值。

[0101] 示例的,以下提供多个步骤,以清楚说明用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法。

[0102] 第一步:建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式, $C_{\text{tHb}} = x\partial A^{\lambda_1} + y\partial A^{\lambda_2}$ 。

[0103] 第二步:获取第一组测试数据。

[0104] 针对第一位测试者P,通过有创方法得到该测试者P的血红蛋白浓度值为 C_{tHb_P} ,通过光电容积探测器测量得到该测试者P的血液在第一波长 λ_1 的光照射下的第一光电容积脉搏描记信号为 PPG_{1_P} 和在第二波长 λ_2 的光照射下的第二光电容积脉搏描记信号为 PPG_{2_P} 。

[0105] 第一光电容积脉搏描记信号 PPG_{1_P} 的最大值为 $I_{\max_P}^{\lambda_1}$ 和最小值为 $I_{\min_P}^{\lambda_1}$,得到测试者

P的血液对第一波长 λ_1 的光的吸光度值为 $\partial A_P^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max_P}^{\lambda_1}}{I_{\min_P}^{\lambda_1}}$ 。

[0106] 第二光电容积脉搏描记信号 PPG_{2_P} 的最大值 $I_{\max_P}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min_P}^{\lambda_2}$,得到测试者P的

血液对第二波长 λ_2 的光的吸光度值为 $\partial A_P^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max_P}^{\lambda_2}}{I_{\min_P}^{\lambda_2}}$ 。

[0107] 第三步:获取第二组测试数据。

[0108] 针对第二位测试者Q,通过有创方法得到该测试者Q的血红蛋白浓度值为 C_{tHb_Q} ,通过光电容积探测器测量得到该测试者Q的血液在第一波长 λ_1 的光照射下的第一光电容积脉搏描记信号为 PPG_{1_Q} 和在第二波长 λ_2 的光照射下的第二光电容积脉搏描记信号为 PPG_{2_Q} 。

[0109] 第一光电容积脉搏描记信号 PPG_{1_Q} 的最大值为 $I_{\max_Q}^{\lambda_1}$ 和最小值为 $I_{\min_Q}^{\lambda_1}$,得到测试

者Q的血液对第一波长 λ_1 的光的吸光度值为 $\partial A_Q^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max_Q}^{\lambda_1}}{I_{\min_Q}^{\lambda_1}}$ 。

[0110] 第二光电容积脉搏描记信号PPG_{2_Q}的最大值 $I_{\max_Q}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min_Q}^{\lambda_2}$,得到测试者Q的血液对第二波长 λ_2 的光的吸光度值为 $\partial A_Q^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max_Q}^{\lambda_2}}{I_{\min_Q}^{\lambda_2}}$ 。

[0111] 第四步:将第一组测试数据代入第一关系式,得到 $C_{\text{Hb}_P} = x\partial A_P^{\lambda_1} + y\partial A_P^{\lambda_2}$ ---公式(11)。

[0112] 将第二组测试数据代入第一关系式,得到 $C_{\text{Hb}_Q} = x\partial A_Q^{\lambda_1} + y\partial A_Q^{\lambda_2}$ ---公式(12)。

[0113] 根据公式(11)和公式(12),分别计算得到 $x = \frac{C_{\text{Hb}_P} \partial A_Q^{\lambda_2} - C_{\text{Hb}_Q} \partial A_P^{\lambda_2}}{\partial A_P^{\lambda_1} \partial A_Q^{\lambda_2} - \partial A_Q^{\lambda_1} \partial A_P^{\lambda_2}}$ 和

$$y = \frac{C_{\text{Hb}_P} \partial A_Q^{\lambda_1} - C_{\text{Hb}_Q} \partial A_P^{\lambda_1}}{\partial A_P^{\lambda_2} \partial A_Q^{\lambda_1} - \partial A_P^{\lambda_1} \partial A_Q^{\lambda_2}}。$$

[0114] 第五步:设 $x=a, y=b$,则得到用于检测血红蛋白浓度的模型, $C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$;

$$\text{其中, } a = \frac{C_{\text{Hb}_P} \partial A_Q^{\lambda_2} - C_{\text{Hb}_Q} \partial A_P^{\lambda_2}}{\partial A_P^{\lambda_1} \partial A_Q^{\lambda_2} - \partial A_Q^{\lambda_1} \partial A_P^{\lambda_2}}, \quad b = \frac{C_{\text{Hb}_P} \partial A_Q^{\lambda_1} - C_{\text{Hb}_Q} \partial A_P^{\lambda_1}}{\partial A_P^{\lambda_2} \partial A_Q^{\lambda_1} - \partial A_P^{\lambda_1} \partial A_Q^{\lambda_2}}。$$

[0115] 本发明的实施例还提供一种血红蛋白浓度的检测方法,如图5所示,包括:

[0116] S100、获取受检血液在第一波长的光照射下的第一受检光电容积脉搏描记信号和在第二波长的光照射下的第二受检光电容积脉搏描记信号。

[0117] 其中,第一波长和第二波长不同。

[0118] S200、分别根据第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号,得到受检血液对第一波长的光的吸光度和对第二波长的光的吸光度。

[0119] S300、将受检血液对第一波长的光的吸光度和对第二波长的光的吸光度,代入如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法所获得的用于检测血红蛋白浓度的模型中,计算得到受检血液的血红蛋白浓度。

[0120] 本发明的实施例提供一种血红蛋白浓度的检测方法,通过获取受检血液在第一波长的光照射下的第一受检光电容积脉搏描记信号和在第二波长的光照射下的第二受检光电容积脉搏描记信号;分别根据第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号,得到受检血液对第一波长的光的吸光度和对第二波长的光的吸光度;然后,受检血液对第一波长的光的吸光度和对第二波长的光的吸光度,代入如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法所获得的用于检测血红蛋白浓度的模型中,即可简单又准确的计算得到受检血液的血红蛋白浓度。

[0121] 可选地,如图6所示,上述S200包括:

[0122] S201、根据第一受检光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max_S}^{\lambda_1}$ 和最小值 $I_{\min_S}^{\lambda_1}$,得到受检

$$\text{血液对第一波长的光的吸光度为 } \partial A_S^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_1}}{I_{\min_S}^{\lambda_1}}。$$

[0123] S202、根据第二受检光电容积脉搏描记信号的最大值 $I_{\max_S}^{\lambda_2}$ 和最小值 $I_{\min_S}^{\lambda_2}$,得到受

检血液对第二波长的光的吸光度为 $\partial A_s^{\lambda_2} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_2}}{I_{\min_S}^{\lambda_2}}$ 。

[0124] 由此,将受检血液对第一波长的光的吸光度 $\partial A_s^{\lambda_1}$ 以及对第二波长的光的吸光度 $\partial A_s^{\lambda_2}$,代入用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法所获得的用于检测所述血红蛋白浓度的模型 $C_{\text{Hb}} = a\partial A^{\lambda_1} + b\partial A^{\lambda_2}$ 中,可得受检血液的血红蛋白浓度为 $C_{\text{Hb}_S} = a\partial A_s^{\lambda_1} + b\partial A_s^{\lambda_2}$ 。

[0125] 针对一般情况,利用S201、S202的方法就可以检测出受检血液的血红蛋白浓度。但是,对贫血或者在输血的受检者进行血红蛋白浓度检测时,如图7所示,由于该受检者出现低灌注状态(即,体内重要脏器微循环血液灌注在短时间内急剧降低的低血流状态),导致光电容积探测器采集的交流信号大幅下降,在噪声的干扰下,有效的信息几乎会被噪声信号淹没,信噪比极低。此时,需要对第一光电容积脉搏描记信号第二光电容积脉搏描记信号进行处理。

[0126] 可选地,如图8所示,上述S200包括:

[0127] S211、分别获取第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号的自然对数,得到对应的第一中间光电容积脉搏描记信号和第二中间光电容积脉搏描记信号。

[0128] 其中,获取自然对数指的是获取以常数e为底数的对数。

[0129] 示例的,若第一受检光电容积脉搏描记信号为 $I_s^{\lambda_1}$,则对应的第一中间光电容积脉搏描记信号表示为 $\ln I_s^{\lambda_1}$ 。

[0130] 需要说明的是,若第一受检光电容积脉搏描记信号的最大值为 $I_{\max_S}^{\lambda_1}$ 和最小值为

$I_{\min_S}^{\lambda_1}$,得到受检血液对第一波长的光的吸光度为 $\partial A_s^{\lambda_1} = \ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_1}}{I_{\min_S}^{\lambda_1}}$ 。而

$\ln \frac{I_{\max_S}^{\lambda_1}}{I_{\min_S}^{\lambda_1}} = \ln I_{\max_S}^{\lambda_1} - \ln I_{\min_S}^{\lambda_1}$, $\ln I_{\max_S}^{\lambda_1} - \ln I_{\min_S}^{\lambda_1}$ 等于第一中间光电容积脉搏描记信号 $\ln I_s^{\lambda_1}$ 的

幅值(即, $\ln I_s^{\lambda_1}$ 的最大值减去最小值)。由此反向推理,只要计算得到第一中间光电容积脉搏描记信号的幅值,即等于直接得到了受检血液对第一波长的光的吸光度。

[0131] 同理,只要计算得到第二中间光电容积脉搏描记信号的幅值,即等于直接得到了受检血液对第二波长的光的吸光度。

[0132] S212、利用块稀疏贝叶斯对第一中间光电容积脉搏描记信号、第二中间光电容积脉搏描记信号进行稀疏分解,得到第一中间光电容积脉搏描记信号对应的第一频谱、所述第二中间光电容积脉搏描记信号对应的第二频谱。

[0133] 需要说明的是,利用块稀疏贝叶斯可以实现第一中间光电容积脉搏描记信号和第二中间光电容积脉搏描记信号的重构,得到的对应的第一频谱和第二频谱具有较高的频谱分辨率,可以区分出相近的周期性噪声,减小噪声对血红蛋白浓度计算所产生的干扰。

[0134] 块稀疏贝叶斯表示为 $Y = \Phi_{n,m}X + V$ 。

[0135] 其中,Y指的是第一中间光电容积脉搏描记信号和第二中间光电容积脉搏描记信号组成的 $N \times 2$ 维信号向量;X指的是 $M \times 2$ 维待求解向量; $\Phi_{n,m} = e^{j \frac{2\pi}{M} nm}$,指的是 $N \times M$ 维的离散傅里叶变换基矩阵, $0 \leq n \leq N-1, 0 \leq m \leq M-1$,n和m均为整数;V为未知的噪声向量。

[0136] 由此,根据Y和 $\Phi_{n,m}$,求解X,得到第一中间光电容积脉搏描记信号对应的第一频谱和第二中间光电容积脉搏描记信号对应的第二频谱。

[0137] S213、将第一频谱与第二频谱叠加,得到合成频谱。

[0138] 可以理解的是,将第一频谱与第二频谱叠加,可以抑制非周期噪声。

[0139] S214、获取合成频谱的最高峰值点。

[0140] 可选地,上述S214,包括:

[0141] 获取合成频谱在0.4~5Hz的频率范围内的最高峰值点。

[0142] S215、获取最高峰值点对应的频率,作为最优频率。

[0143] S216、获取第一频谱中最优频率对应的幅值,作为受检血液对第一波长的光的吸光度。

[0144] S217、获取第二频谱中最优频率对应的幅值,作为受检血液对第二波长的光的吸光度。

[0145] 可选地,在上述S211之前,如图9所示,血红蛋白浓度的检测方法还包括:

[0146] S210、分别对第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号进行带通滤波。

[0147] 其中,频率范围为0.4~5Hz。

[0148] 去除0.4~5Hz以外的噪声以及运动干扰,以使得第一受检光电容积脉搏描记信号和第二受检光电容积脉搏描记信号具有初步的稀疏性。

[0149] 本发明的实施例还提供一种计算机设备,包括存储单元和处理单元;存储单元中存储可在处理单元上运行的计算机程序;处理单元执行计算机程序时实现如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法或如上所述的血红蛋白浓度的检测方法。

[0150] 本发明的实施例还提供一种计算机可读介质,其存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上所述的用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法或如上所述的血红蛋白浓度的检测方法。

[0151] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

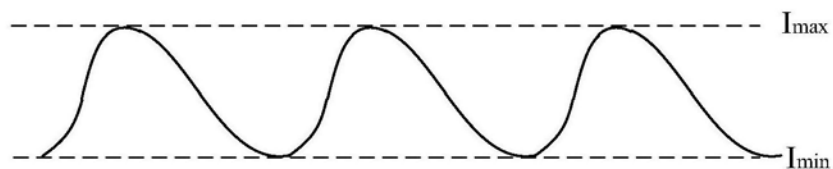


图1

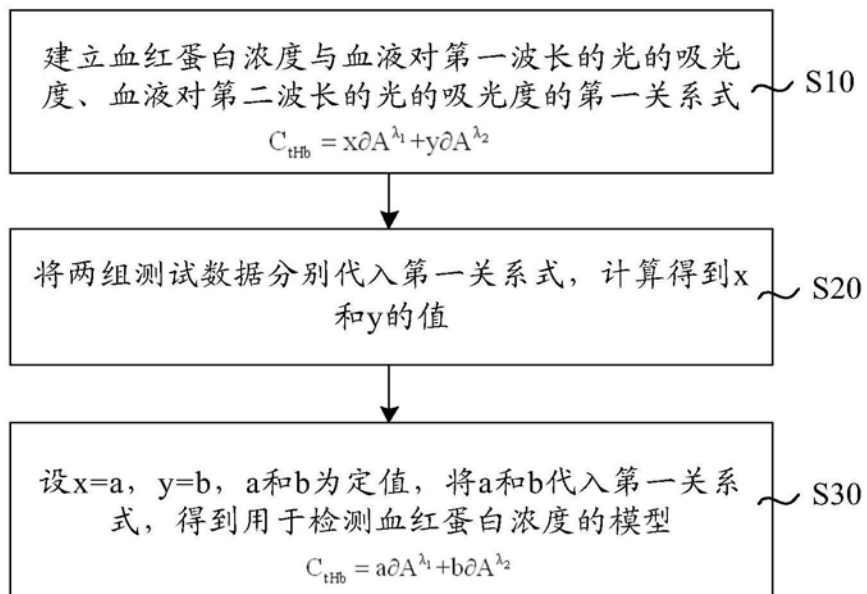


图2

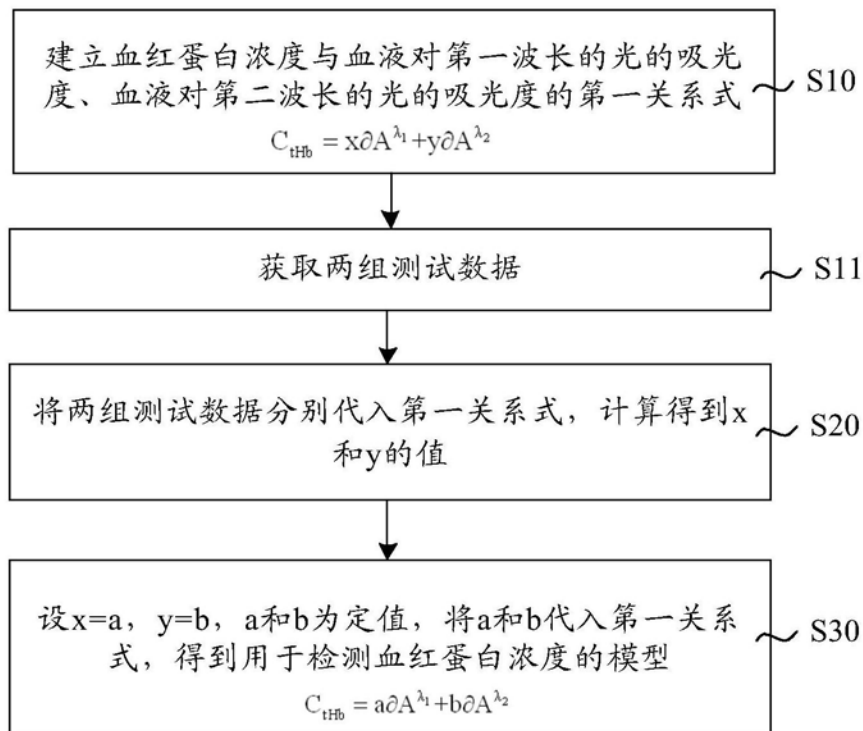


图3

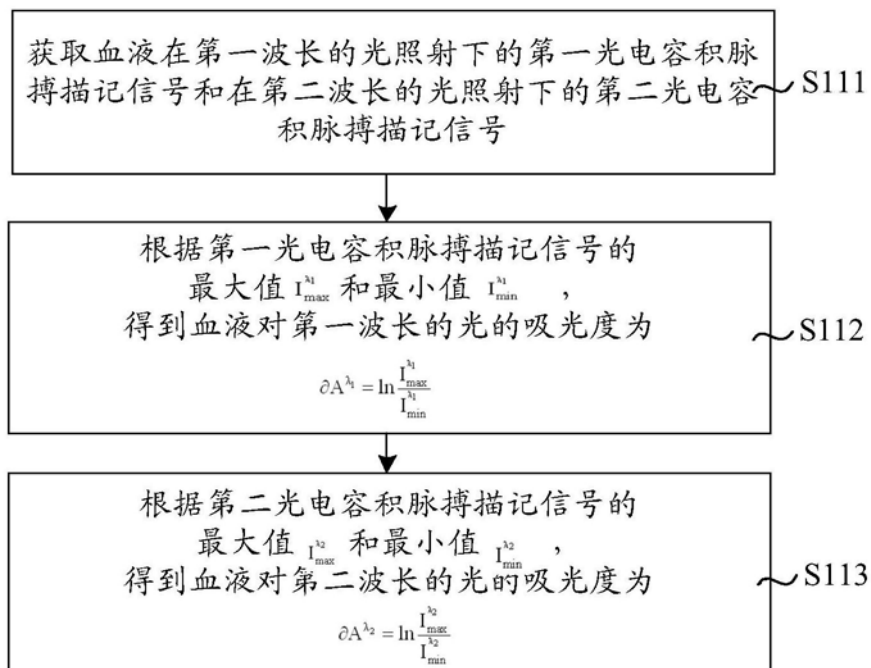


图4

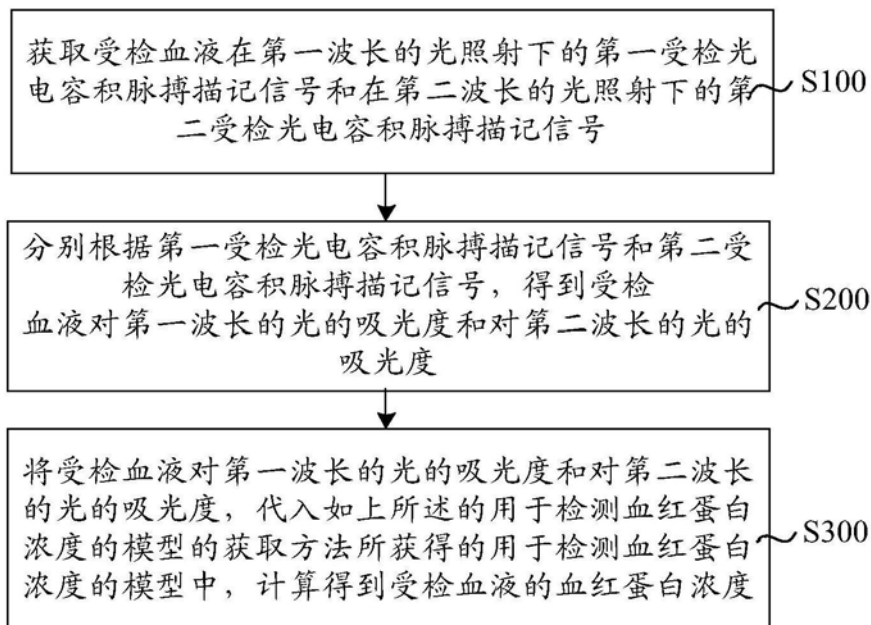


图5

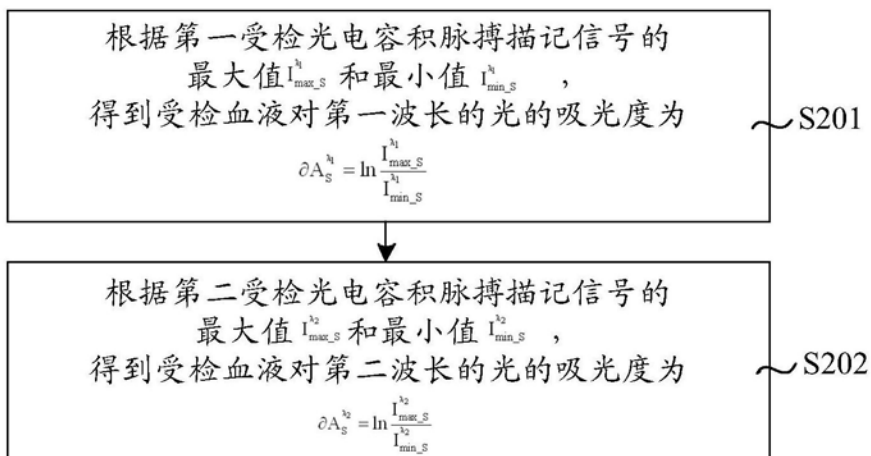


图6

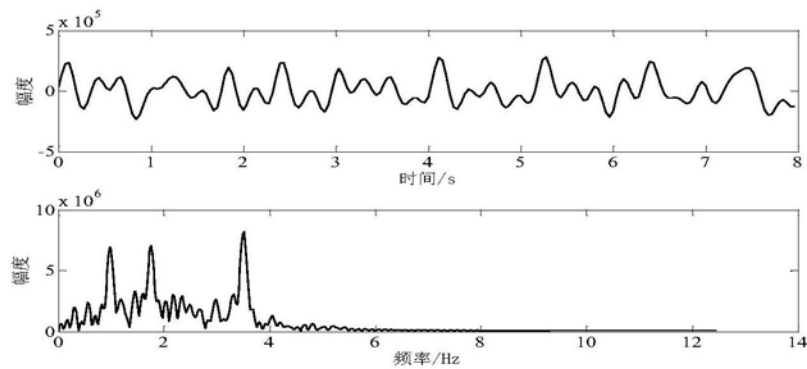


图7

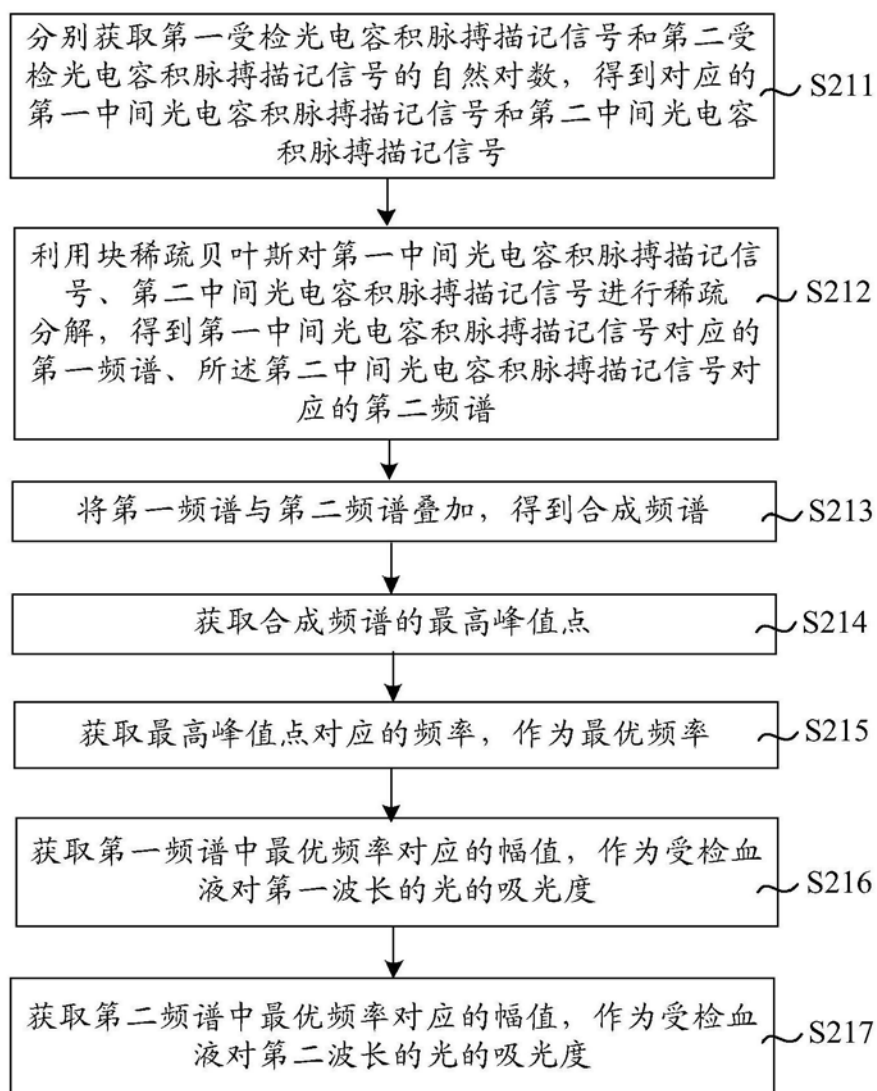


图8

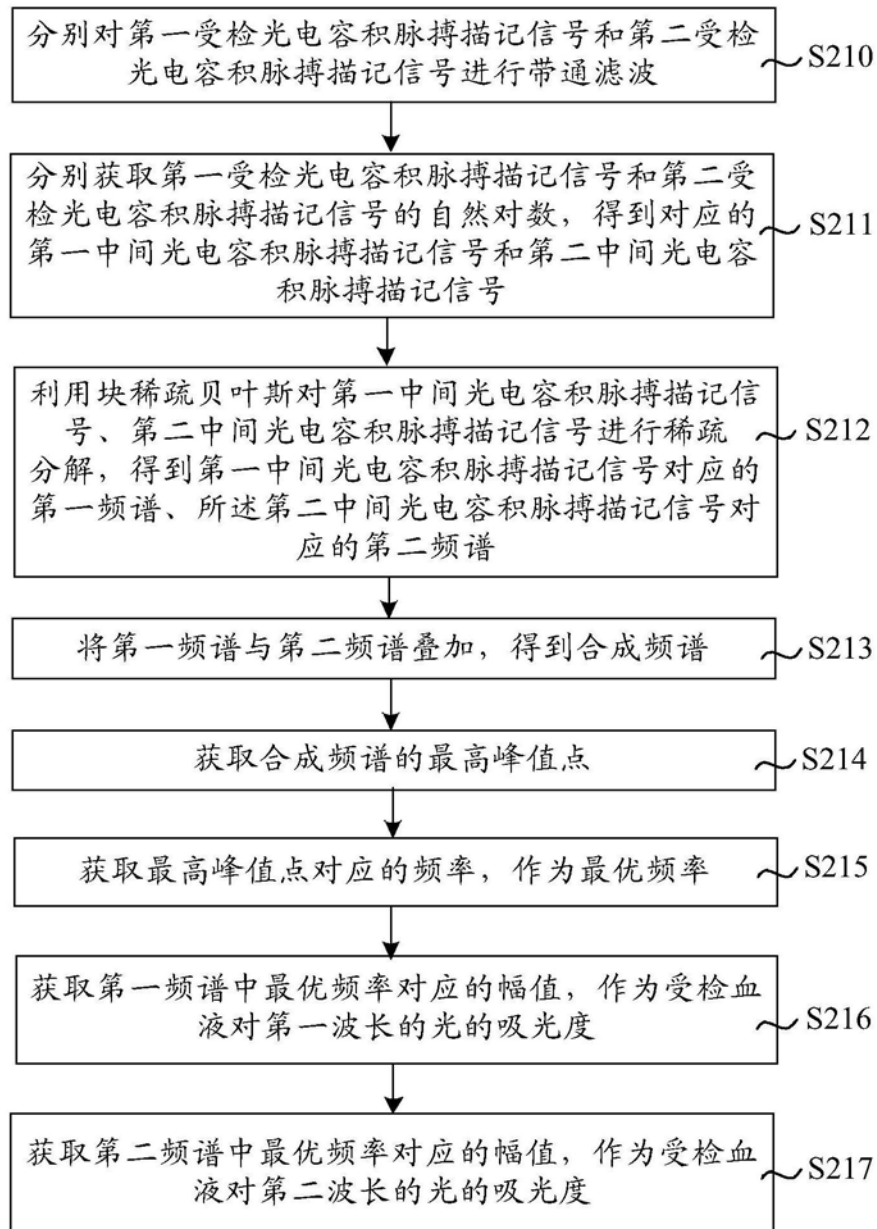


图9

专利名称(译)	用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法		
公开(公告)号	CN110710982A	公开(公告)日	2020-01-21
申请号	CN201910988379.4	申请日	2019-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	张珣		
发明人	张珣 梁思阳		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1455 A61B5/7246		
代理人(译)	申健		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施例提供一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法、血红蛋白浓度的检测方法，涉及血液检测领域，可以在无创伤的情况下，提高检测血红蛋白浓度的准确度。一种用于检测血红蛋白浓度的模型的获取方法，包括：建立血红蛋白浓度与血液对第一波长的光的吸光度、血液对第二波长的光的吸光度的第一关系式，将两组测试数据分别代入第一关系式，计算得到x和y的值；其中，每组测试数据均包括血红蛋白浓度值、血液对第一波长的光的吸光度值、血液对第二波长的光的吸光度值；设 $x=a$ ， $y=b$ ，a和b为定值，将a和b代入第一关系式，得到用于检测血红蛋白浓度的模型，

