



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920786 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680042023.6

(22)申请日 2016.05.15

(30)优先权数据

14/738,711 2015.06.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.01.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2016/050513 2016.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/199123 EN 2016.12.15

(71)申请人 克罗尼森斯医疗有限责任公司

地址 以色列约克尼穆

(72)发明人 丹尼尔·H·兰格

波里斯·卡列林

(74)专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限公司 11287

代理人 刘锋

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

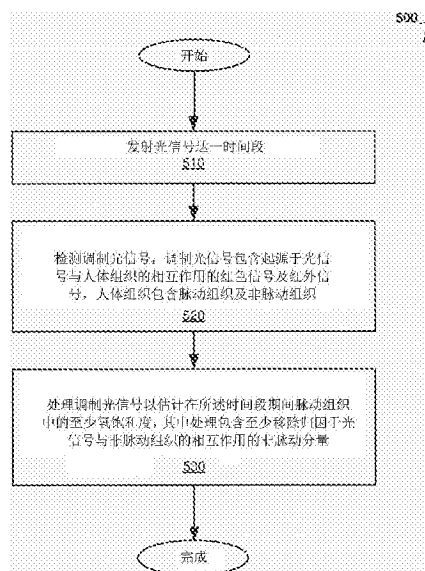
权利要求书2页 说明书8页 附图11页

(54)发明名称

脉搏血氧测定

(57)摘要

本发明提供一种用于执行脉搏血氧测定的方法及系统。发射光信号达一时间段,且检测调制光信号。所述调制光信号包含红色信号及红外信号。所述调制光信号是通过所述光信号与脉动组织及非脉动组织的相互作用而起源。处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的氧饱和度。所述处理包含移除由所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用引起的非脉动分量。可通过从所述红外信号的强度移除第一参数且从所述红色信号的强度移除第二参数来移除所述非脉动分量。使用校准过程来预先确定所述参数以重现用于确定所述氧饱和度的比率的真值。



1. 一种用于执行脉搏血氧测定的方法,所述方法包括:
发射光信号达一时间段;
检测调制光信号,所述调制光信号包含起源于所述光信号与人体组织的相互作用的红色信号及红外信号,所述人体组织包含脉动组织及非脉动组织;及
处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的至少氧饱和度,其中所述处理包含至少移除由所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用引起的非脉动分量。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述脉动组织包含动脉。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述非脉动组织包含皮肤。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述人体组织具有以下各者中的一者:指尖、手腕、脚踝、颈部、胸部,及耳垂。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述光信号与所述人体组织的所述相互作用包含从所述人体组织反射所述光信号。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述光信号与所述人体组织的所述相互作用包含由所述人体组织吸收所述光信号。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述移除所述非脉动分量包含:
从与所述红外信号相关联的强度的最大值及最小值移除第一参数;及
从与所述红色信号相关联的所述强度的最大值及最小值移除第二参数。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中使用校准过程来预先确定所述第一参数及所述第二参数以重现比率 $= \log\left(\frac{I_H^{ir}}{I_L^{ir}}\right) / \log\left(\frac{I_H^{red}}{I_L^{red}}\right)$ 的真值,其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是所述红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是所述红色信号的强度的最大值,且 I_L^{red} 是所述红色信号的强度的最小值。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述移除所述非脉动分量包含将比率 $R = \frac{I_H^{ir} - I_L^{ir}}{I_H^{red} - I_L^{red}}$ 乘以校正因子,其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是所述红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是所述红色信号的强度的最大值,且 I_L^{red} 是所述红色信号的强度的最小值。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述校正因子是在校准过程期间预先确定。
11. 一种用于执行脉搏血氧测定的系统,所述系统包括:
至少一个光源,其可操作以发射光信号达一时间段;
至少一个光学传感器,其可操作以检测调制光信号,所述调制光信号包含起源于所述光信号与人体组织的相互作用的红色信号及红外信号,所述人体组织包含脉动组织及非脉动组织;及
至少一个处理器,其以通信方式耦合到所述至少一个光学传感器且可操作以处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的至少氧饱和度,其中所述处理包含至少移除归因于所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用的非脉动分量。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述脉动组织包含动脉。
13. 根据权利要求11所述的系统,其中所述非脉动组织包含皮肤。

14. 根据权利要求11所述的系统,其中所述人体组织与以下各者中的一者相关联:指尖、手腕、脚踝、颈部、胸部,及耳垂。

15. 根据权利要求11所述的系统,其中所述光信号与所述人体组织的所述相互作用包含从所述人体组织反射所述光信号。

16. 根据权利要求11所述的系统,其中所述光信号与所述人体组织的所述相互作用包含由所述人体组织吸收所述光信号。

17. 根据权利要求11所述的系统,其中所述移除所述非脉动分量包含:

从与所述红外信号相关联的强度的最大值及最小值移除第一参数;及

从与所述红色信号相关联的所述强度的最大值及最小值移除第二参数。

18. 根据权利要求17所述的系统,其中使用校准过程来预先确定所述第一参数及所述第二参数以重现比率 $= \log\left(\frac{I_H^{ir}}{I_L^{ir}}\right) / \log\left(\frac{I_H^{red}}{I_L^{red}}\right)$ 的真值,其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是所述红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是所述红色信号的强度的最大值,且 I_L^{red} 是所述红色信号的强度的最小值。

19. 根据权利要求11所述的系统,其中所述移除所述非脉动分量包含将比率 $R = \frac{I_H^{ir} - I_L^{ir}}{I_H^{red} - I_L^{red}}$ 乘以校正因子,其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是所述红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是所述红色信号的强度的最大值,且 I_L^{red} 是所述红色信号的强度的最小值。

20. 根据权利要求11所述的系统,其中如果所测量的信号值在指定范围之外,那么所述系统发信号通知用户校准所述系统。

21. 根据权利要求11所述的系统,其中如果所测量的信号值不同于为用户建立的平均值,那么所述系统发信号通知所述用户校准所述系统。

22. 一种非暂时性计算机可读存储媒体,其上体现有指令,所述指令在由处理器执行时执行方法的步骤,所述方法包括:

发射光信号达一时间段;

检测调制光信号,所述调制光信号包含起源于所述光信号与人体组织的相互作用的红色信号及红外信号,所述人体组织包含脉动组织及非脉动组织;及

处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的至少氧饱和度,其中所述处理包含至少移除归因于所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用的非脉动分量。

脉搏血氧测定

[0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案涉及2015年6月12日申请的且标题为“监测患有慢性疾病的人的健康状态(Monitoring Health Status of People Suffering from Chronic Diseases)”的第14/738,666号美国专利申请案及2015年6月12日申请的且标题为“可穿戴装置心电图(Wearable Device Electrocardiogram)”的第14/738,636号美国专利申请案。上述申请案的揭示内容出于所有目的而以引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本申请案涉及用于监测人的健康状态的系统及方法,且更具体来说,涉及用于执行脉搏血氧测定的系统及方法。

背景技术

[0004] 不应假设此章节中所描述的途径中的任何者仅仅由于其包含在此章节中而被认为是现有技术。

[0005] 脉搏血氧测定是一种用于通过利用专用光源及光学传感器来估计血氧饱和度的方法。经调谐的光波长通过人体组织透射或从人体组织反射,且用于估计氧合血的相对比例。被称为 SpO_2 的此经估计的氧饱和度通常与动脉血氧饱和度密切相关。脉搏血氧测定优于例如血液采样的确定氧饱和度的其它方法的主要优点是,脉搏血氧测定是非侵入性的、侵入性最小、一般不会使人疼痛、在需要时可便携,及提供连续读数。

[0006] 对于处于正常海拔高度的健康人来说, SpO_2 通常为95%或更高,90%或更低指示低氧血症,且80%或更低的持续时段可能引起/指示严重的医学并发症。 SpO_2 可反映例如慢性阻塞性肺病(COPD)或哮喘的各种临床疾病患者的状态,而无论是处于稳定的慢性状况还是急性期。脉搏血氧测定也可用于新生儿监测、手术监测,或在必须考虑氧气耗尽的可能性(试点监测、深海潜水等等)时的状态评估。

[0007] 某些临床状况可干扰脉搏血氧测定的准确性或影响结果的解释。影响末梢循环的疾病可使 SpO_2 对动脉氧合造成不准确估计;无论饱和水平如何,贫血都将会阻碍血氧的利用。

[0008] 人类活动及行为也可影响脉搏血氧测定测量的结果。用于脉搏血氧测定的传感器的移动可干扰信号采集。温度改变可影响到正用传感器监测的区域的血流量。出汗可影响光学质量。吸烟可增加与氧竞争以结合血红蛋白的一氧化碳,且可使大部分系统混乱。对比染料注射可干扰血液光学质量。

[0009] 脉搏血氧测定取决于氧合血红蛋白(氧血红蛋白)及非氧合血红蛋白(脱氧血红蛋白)的光吸收特性的差异。前者吸收约660nm(在可见红色范围内)的光,且后者吸收约940nm(红外)的光。无论是反射还是透射,两个光信号都随着动脉脉搏而波动。所得信号—光电血管容积描记图(PPG)—可指示归因于血流量的体积改变。脉搏血氧测定针对每一波长利用强度改变(每一心跳的光信号波动)以消除其它组织(其保持恒定)的混杂光学效应。基于每

一波长中的这些改变的比率 ($\Delta 660\text{nm}/\Delta 940\text{nm}$), 可使用与归因于介质中物质浓度的光吸收相关的比尔-朗伯定律 (Beer-Lambert Law) 及从低氧自愿者的血液样本经验导出的参考曲线来估计 SpO_2 , 但在计算中常常包含其它复杂因素。

[0010] 通常, 光源是为在每一目标波长处的输出而优化的发光二极管 (LED)。单个光学传感器 (常常是光电二极管) 可用于两者。每一 LED 可被单独地激活, 且伴随着“黑暗”时段, 其中两者都不接通 (以获得环境光水平)。传感器记录针对每一 LED 透射或反射的光。可实时或脱机处理所获得的信号。

[0011] 可以透射模式或反射模式利用传感器。在透射模式下, 传感器通常附接或夹住到半透明身体部分 (手指、脚趾、耳垂等等)。LED 光源可位于身体部分的一侧, 传感器可位于正对侧。光从一侧到另一侧通过整个身体部分, 且因此由脉动动脉血流调制。在反射模式下, 光源及传感器位于身体部分的同一侧 (例如前额、手指及手腕), 且光从皮肤及下伏近表面组织反射回到传感器。

[0012] 尽管在反射血氧测定中存在概念上不同的光学路径, 但当前采用用于提取氧饱和度的常规透射型信号处理; 尽管传感器部分有时适应于增强反射信号, 但用于反射分析的透射模型的使用常常引起不稳定及错误的 SpO_2 估计。

[0013] 通过准确的 SpO_2 测量可极大地增强慢性门诊患者的可穿戴监测, 而从可用性观点来看, 可附接到例如手腕或脚踝的身体部位的反射装置将对正常活动施加最小的负担; 因此, 基于特定光反射模型而开发可靠的反射血氧测定装置对于患有慢性疾病的门诊患者具有很大的希望。

发明内容

[0014] 提供此发明内容是为了以简化形式介绍下文将在具体实施方式中进一步描述的一些概念。此发明内容不意欲识别所主张的主题的关键特征或必需特征, 也不意欲用作确定所主张的主题的范围的辅助。

[0015] 根据本发明的一个方面, 提供一种用于执行脉搏血氧测定的系统。一种实例系统可包含至少一个光源, 其可操作以发射光信号达一时间段。所述系统可包含至少一个光学传感器, 其可操作以检测调制光信号。所述调制光信号可包含红色信号及红外信号。所述调制信号可为所述光信号与人体组织的相互作用的结果。所述人体组织可包含脉动组织及非脉动组织。所述系统可进一步包含至少一个处理器, 其以通信方式耦合到所述光学传感器。所述处理器可操作以处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的至少氧饱和度。所述处理可包含至少移除归因于所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用的非脉动分量。

[0016] 在一些实施例中, 所述脉动组织包含动脉。在某些实施例中, 所述非脉动组织包含皮肤。在各种实施例中, 所述人体组织可与指尖、手腕、脚踝、颈部、胸部及耳垂相关联。

[0017] 在一些实施例中, 所述光信号与所述人体组织的所述相互作用可包含从所述人体组织反射所述光信号。在其它实施例中, 所述光信号与所述人体组织的所述相互作用可包含由所述人体组织吸收所述光信号。

[0018] 在一些实施例中, 移除所述非脉动分量包含从与所述红色信号相关联的强度的最大值及最小值移除第一参数, 及从与所述红外信号相关联的所述强度的最大值及最小值移

除第二参数。可使用校准过程来预先确定所述第一参数及所述第二参数以重现比率 $R = \log\left(\frac{I_H^{ir}}{I_L^{ir}}\right) / \log\left(\frac{I_H^{red}}{I_L^{red}}\right)$ 的真值, 其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是所述红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是所述红色信号的强度的最大值, I_L^{red} 是所述红色信号的强度的最小值。

[0019] 在其它实施例中, 所述移除所述非脉动分量包含将比率 $R = \frac{I_H^{ir} - I_L^{ir}}{I_H^{red} - I_L^{red}}$ 乘以校正因子, 其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是所述红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是所述红色信号的强度的最大值, I_L^{red} 是所述红色信号的强度的最小值。所述校正因子可经由校准过程而确定。

[0020] 根据本发明的另一方面, 提供一种用于执行脉搏血氧测定的方法。一种实例方法包含发射光信号达一时间段。所述方法允许检测调制光信号。所述调制光信号可包含红色信号及红外信号。所述检测到的信号是所述光信号与人体组织的相互作用的结果。所述人体组织包含脉动组织及非脉动组织。所述方法包含处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的至少氧饱和度。所述处理包含至少移除归因于所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用的非脉动分量。

[0021] 根据本发明的另一实例实施例, 所述用于执行脉搏血氧测定的方法的步骤存储在包括指令的非暂时性机器可读媒体上, 所述指令在由一或多个处理器实施时执行所叙述的步骤。

[0022] 根据结合附图的以下描述, 本发明及方面的其它实例实施例将变得显而易见。

附图说明

[0023] 在附图的各图中作为实例而非限制来说明实施例, 其中类似参考指示相似元件。

[0024] 图1是展示用于使用可穿戴装置执行脉搏血氧测定的实例系统的框图。

[0025] 图2是展示用于执行脉搏血氧测定的实例装置的组件的框图。

[0026] 图3A是说明透射脉搏血氧测定的实例细节的框图。

[0027] 图3B是说明反射脉搏血氧测定的实例细节的框图。

[0028] 图4展示光电血管容积描记图 (PPG) 的实例绘图。

[0029] 图5是展示用于执行脉搏血氧测定的实例方法的流程图。

[0030] 图6说明原始红外PPG信号及原始红色PPG信号的实例绘图。

[0031] 图7说明带通滤波的红外PPG信号及带通滤波的红色PPG信号的实例绘图。

[0032] 图8说明用于确定SpO₂氧饱和度的比率的实例绘图。

[0033] 图9说明基于图8的比率而确定的SpO₂氧饱和度的实例绘图。

[0034] 图10说明用于确定SpO₂氧饱和度的比率的实例绘图。

[0035] 图11展示基于图10的比率而确定的SpO₂氧饱和度的实例绘图。

具体实施方式

[0036] 以下具体实施方式包含对形成具体实施方式的部分的附图的参考。图式展示根据示范性实施例的说明。在本文中也称为“实例”的这些示范性实施例被足够详细地描述以

使所属领域的技术人员能够实践本主题。在不脱离所主张的内容的范围的情况下,可组合实施例,可利用其它实施例,或可进行结构、逻辑及电学改变。因此,以下具体实施方式不应被视为具有限制性意义,且范围是由所附权利要求书及其等效物界定。

[0037] 本发明提供用于执行脉搏血氧测定的系统及方法。本发明的实施例可允许在例如患者在家中、工作中、户外、旅行或处于一些其它静止或移动环境时以非侵入性方式测量医疗参数,例如患者的光电血管容积描记图(PPG)。本发明的一些实施例包含可穿戴装置。可穿戴装置可穿戴在手腕、脚踝、胸部、颈部,且置于人体其它部位。可穿戴装置可允许测量患者的PPG,而不要求患者在所述过程中采取主动作用。可分析由脉搏血氧测定在延长时间段期间收集的PPG数据,以检测及跟踪例如氧饱和度的医疗参数的趋势,且就患者可能患有的一或多种慢性疾病的症状及进展作出结论。

[0038] 根据一些实例实施例,一种用于执行脉搏血氧测定的方法包含发射光信号达一时间段。所述方法允许检测调制光信号。所述调制光信号可包含红色信号及红外信号。所述检测到的信号是所述光信号与人体组织的相互作用的结果。所述人体组织可包含脉动组织及非脉动组织。所述方法包含处理所述调制光信号以在所述时间段期间估计所述脉动组织中的至少氧饱和度。所述处理包含至少移除归因于所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用的非脉动分量。

[0039] 现在参考图1,展示用于执行脉搏血氧测定的实例系统100。系统100可包含至少可穿戴装置110。可穿戴装置110可包含传感器120。在一些实施例中,可穿戴装置110由患者130穿戴(例如,在手腕、脚踝、耳垂、颈部、胸部、指尖等等上)达延长时间段。在各种实施例中,可穿戴装置110可被实行为手表、手镯、腕带、腰带、颈带等等。

[0040] 可穿戴装置110可操作以经由传感器120而从患者130不断地收集传感器数据。基于传感器数据,可穿戴装置110可操作以生成PPG数据,且基于PPG数据,获得另外医疗参数,例如氧饱和度、脉搏率等等。

[0041] 在一些实施例中,系统100包含移动装置140。移动装置140可以通信方式耦合到可穿戴装置110。在各种实施例中,移动装置140可操作以经由例如Wi-Fi、蓝牙、红外(1R)等等的无线连接而与可穿戴装置110通信。移动装置140可包含移动电话、智能手机、平板手机、平板计算机、笔记本等等。移动装置140可操作以接收传感器数据且分析传感器数据以生成PPG数据。

[0042] 在另外实施例中,系统100可包含基于云的计算资源150(也被称为计算云)。在一些实施例中,基于云的计算资源150包含包括计算机服务器集合的一或多个服务器场/群集,且与网络交换机及/或路由器协同定位。在某些实施例中,移动装置140以通信方式耦合到计算云150。移动装置140可操作以将传感器数据发送到计算云150以用于进一步分析(例如,用于从传感器数据提取医疗参数且存储结果)。计算云150可操作以运行一或多个应用程序,且基于医疗参数随时间的趋势而提供关于患者的健康状态的报告。

[0043] 图2是说明根据实例实施例的可穿戴装置110的组件的框图。实例可穿戴装置110包含发射器210、处理器220、存储器存储装置230、电池240、至少两个发光二极管250及一或多个光学传感器260。可穿戴装置110可包括额外或不同组件以提供特定操作或功能性。相似地,在其它实施例中,可穿戴装置110包含执行与图2所描绘的功能相似或等效的功能的较少组件。

[0044] 发射器210可经配置以与例如因特网、广域网(WAN)、局域网(LAN),蜂窝网等等的网络通信以发送数据流(例如传感器数据、PPG数据及消息)。

[0045] 处理器220可包含可操作以执行存储在存储器230中的计算机程序的硬件及/或软件。处理器220可使用浮点运算、复数运算,及其它操作,其包含处理及分析传感器数据。

[0046] 在一些实施例中,电池240可操作以提供用于操作可穿戴装置110的其它组件的电力。在一些实施例中,电池240是可再充电电池。在某些实施例中,使用感应充电技术来对电池240充电。

[0047] 在各种实施例中,LED 250可操作以发射红色波长(通常为660nm)及红外波长(660nm)的光信号。每一LED被单独地激活,且伴随着其中任何一个LED都不接通以获得环境光水平的“黑暗”时段。在一些实施例中,可使用单个LED以发射红外光信号及红色光信号两者。光可被人体血液(主要是被血红蛋白)吸收。用于脉搏血氧测定的方法是基于以下事实:氧合血红蛋白吸收较多红外光,而脱氧血红蛋白吸收较多红光。氧合血红蛋白允许较多红光通过,而脱氧血红蛋白允许较多红外光通过。光学传感器260(通常为光电二极管)可接收由人体组织调制的光信号。基于调制光信号的强度改变,可确定一或多个医学参数,例如氧饱和度、动脉血流量、脉搏率及呼吸。

[0048] LED 250及光学传感器260可用于脉搏血氧测定的透射模式或反射模式。在透射模式下,LED 250及传感器260通常附接或夹住到半透明身体部分(例如,手指、脚趾及耳垂)。LED 250位于身体部分的一侧上,而光学传感器260直接位于相对部位上。光从一侧到另一侧穿过整个身体部分,且因此由脉动动脉血流调制。在反射模式下,LED 250及光学传感器260位于身体部分的同一侧(例如前额、手指及手腕)上,且光从皮肤及下伏的近表面组织反射回到光学传感器260。

[0049] 图3A是说明透射脉搏血氧测定的细节的框图。由LED 250以红色波长及红外波长发射的光信号310透射穿过高灌注脉动组织320(例如,指尖或耳垂中的血管)。可由光学传感器260检测跨越脉动组织320调制的光信号340。光信号310的一些部分由非脉动组织330反射以产生反射光信号350。检测到的光信号340—1—可被评估为如下:

$$[0050] \quad I = I_0 K e^{-cd}$$

[0051] 其中 I_0 是LED强度, K 是非脉动组织的特性透射系数, d 是脉动血管320的有效直径,且 c 是血液流体的光衰减系数。

[0052] 在传统途径中,透射脉搏血氧测定假设所有检测到的光通过脉动血管,且 e^{-cd} 项表达由血液流体(主要是由血红蛋白)根据比尔-朗伯定律来衰减光。

[0053] 血管320的直径根据具有最大值及最小值的脉搏率频率而具有周期性变化:

$$[0054] \quad I_H = I_0 K e^{-cd_{\min}}; \quad I_L = I_0 K e^{-cd_{\max}}$$

[0055] 最小值与最大值之间的比率是:

$$[0056] \quad \frac{I_H}{I_L} = \frac{I_0 K e^{-cd_{\min}}}{I_0 K e^{-cd_{\max}}} = e^{c(d_{\max} - d_{\min})}$$

[0057] 比率 R 可被定义为比率的对数值之间的比率,如下:

$$[0058] \quad R = \frac{\log\left(\frac{I_H^{red}}{I_L^{red}}\right)}{\log\left(\frac{I_H^{ir}}{I_L^{ir}}\right)} = \frac{\log(I_H^{red}) - \log(I_L^{red})}{\log(I_H^{ir}) - \log(I_L^{ir})} = \frac{c^{red}(d_{max} - d_{min})}{c^{ir}(d_{max} - d_{min})} = \frac{c^{red}}{c^{ir}}$$

[0059] 比率R表达在红色及红外波长的透射频率下的衰减系数之间的比率。比率R可指示氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白之间的比率。比率R可经由经验导出的查找表而转换成对应氧饱和度(SpO₂)值。

[0060] 图3B是说明反射脉搏血氧测定的细节的框图。与透射脉搏血氧测定不同,由LED250发射的光信号310从脉动组织320(脉动动脉)及非脉动组织330(例如,皮肤及下伏组织)两者反射回到光学传感器260。在图3B中,对应反射光信号被表示为信号360及信号350。来自非脉动组织330的反射信号350在常规透射血氧测定(参见图3A)以及在例如在例如指尖或前额的高度灌注组织上操作时在强信号反射血氧测定中具有可忽略的显著性。

[0061] 在弱脉动信号的情况下,应考虑非脉动组织反射,以便避免错误的SpO₂读数。因此,非脉动组织的贡献需要被识别及考虑,以使能够在此情况下准确地读取SpO₂。

[0062] 图4展示可用反射脉搏血氧测定而获得的实例PPG 410的绘图。PPG表示主要归因于血流而被人体组织调制的光信号310(红色信号或红外信号)的强度I。归因于非脉动组织反射,PPG 410的高峰值I_H及低峰值I_L两者都包含分量I_T。线420说明PPG的基本强度线,且线430说明归因于非脉动组织(例如,皮肤)的反射信号I的强度相加。以下实施例可用于估计非脉动组织的加成贡献。

[0063] 实施例1

[0064] 根据本技术的实例实施例,可如下对检测到的信号I进行建模:

$$[0065] \quad I = I_0 (K_1 + K_2 e^{-cd})$$

[0066] 尽管在透射血氧测定中,K₁相对于K₂较小,且因此在红色测量及红外测量两者中可被忽略,但在弱信号情况下,例如在一般的反射血氧测定或低灌注透射血氧测定中可能不会被忽略。

[0067] 让我们考虑以下修改。使L^{red}>0, L^{ir}>0表示任意标量,表示由非脉动信号分量生成的偏差:

$$[0068] \quad R_1(L^{red}, L^{ir}) = \frac{\log\left(\frac{I_H^{red} - L^{red}}{I_L^{red} - L^{red}}\right)}{\log\left(\frac{I_H^{ir} - L^{ir}}{I_L^{ir} - L^{ir}}\right)}$$

[0069] 可展示R₁(I₀K₁^{red}, I₀K₁^{ir}) = R。在校准过程期间可找到所要常数L^{red} = I₀K₁^{red}及L^{ir} = I₀K₁^{ir},其中金标准测量提供真R值R = R_{true}且所得常数(L^{red}, L^{ir})被优化以满足等式R₁(L^{red}, L^{ir}) = R_{true}。

[0070] 实施例2

[0071] 根据本技术的另一实施例,假设血管大小的改变小,那么PPG信号I的交流(AC)分量(即,最大值与最小值之间的差)可被表达为:

$$[0072] \quad AC = I_H - I_L = I_0 K_2 (e^{-cd_{min}} - e^{-cd_{max}}) = I_0 K_2 e^{-cd_{max}} (e^{-c(d_{max}-d_{min})} - 1) \\ \approx I_0 K_2 e^{-cd_{max}} c (d_{min} - d_{max})$$

[0073] 且因此

$$[0074] \quad \frac{AC^{red}}{AC^{ir}} \approx \frac{I_0^{red} K_2^{red} e^{-c^{red} d_{max}} * c^{red} (d_{min} - d_{max})}{I_0^{ir} K_2^{ir} e^{-c^{ir} d_{max}} * c^{ir} (d_{min} - d_{max})} = \frac{I_0^{red} K_2^{red}}{I_0^{ir} K_2^{ir}} e^{-(c^{ir}-c^{red})d_{max}} * R \\ = M * R$$

[0075] 表示 $R_2(M) = \frac{1}{M} \frac{AC^{red}}{AC^{ir}}$ 引起 $R_2\left(\frac{I_0^{red} K_2^{red}}{I_0^{ir} K_2^{ir}}\right) = R_{true}$ 。可在校准过程期间估计校正因子M,且可在后续测量中使用校准因子M以校准所测量的R值。

[0076] 在某些情况下,在所计算的SpO₂值不如预期时,例如如果其在预定义范围之外,那么装置110的校准可能由所述装置自身请求。如果所计算的值大体上不同于针对给定用户、患者等等记录的正常值,那么装置110还可发信号通知需要校准。在此类情况下,装置110可能主动地请求重新校准。如果读数保持在预期范围之外,那么可生成警告(听觉、触觉、视觉等等)。如果装置110的重新校准致使测量值返回到预期范围,那么维持新的校准参数且恢复正常操作。

[0077] 在各种实施例中,可使用高阶统计、主成分分析及其它方法以优化校准过程。

[0078] PPG信号410(图4)可归因于环境条件、可穿戴装置110的用户的活动及用户的行为而受到噪声污染。举例来说,用户的移动可影响由光学传感器260对反射或吸收光信号的检测。温度改变可影响到具有传感器的区域的血流量。用户出汗也可影响光学传感器260的光学质量。

[0079] 在各种实施例中,为了移除PPG信号中的噪声,可将带通滤波器应用于原始PPG信号以移除对于人类来说是典型的心率范围之外的所有频率。举例来说,带通滤波器可移除每分钟从30到300的范围之外的所有频率。

[0080] 另外,在一些实施例中,可使用自回归(AR)模型来分离PPG信号中的噪声及波形。可用低阶AR模型来对PPG波形进行建模。即使对于短时间信号片段,AR模型也可识别PPG信号中的脉动频率。在识别脉搏率频率之后,可构建AR带通滤波器。AR带通滤波器可允许使在脉搏率频率周围的某一范围(例如从脉搏率频率的+/-10%)内的频率通过以滤除所述范围之外的所有频率。因此,可生成干净的PPG信号。根据本发明的实施例,干净的PPG信号可用于确定SpO₂氧饱和度的比率。

[0081] 图5是根据实例实施例的用于从单个手腕收集的数据的方法500的流程图。方法500可在框510处开始发射光信号达一时间段。在框520处,方法500可继续检测调制光信号。调制光信号可包含红色信号及红外信号。检测到的信号可为光信号与人体组织的相互作用的结果。人体组织可包含脉动组织及非脉动组织。

[0082] 在框530处,方法500可处理调制光信号以估计在所述时间段期间脉动组织中的至少氧饱和度。处理可包含至少移除归因于光信号与非脉动组织的相互作用的非脉动分量。在一些实施例中,通过从与红外信号相关联的强度的最大值及最小值移除第一参数且从与红色信号相关联的强度的最大值及最小值移除第二参数来移除非脉动分量。可使用校准过

程来预先确定第一参数及第二参数以重现比率 $=\log\left(\frac{I_H^{ir}}{I_L^{ir}}\right)/\log\left(\frac{I_H^{red}}{I_L^{red}}\right)$ 的真值,其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是红色信号的强度的最大值,且 I_L^{red} 是红色信号的强度的最小值。

[0083] 在其它实施例中,通过将比率 $R = \frac{I_H^{ir}-I_L^{ir}}{I_H^{red}-I_L^{red}}$ 乘以校正因子来移除非脉动分量,其中 I_H^{ir} 是红外信号的强度的最大值, I_L^{ir} 是红外信号的强度的最小值, I_H^{red} 是红色信号的强度的最大值, I_L^{red} 是红色信号的强度的最小值。校正因子可经由校准过程而预先确定。

[0084] 实例

[0085] 图6说明在1分钟的时段期间测量的原始红外信号610及原始红色信号620的实例绘图。红色信号620可偏移。

[0086] 图7说明红外信号710及红色信号720的实例绘图。红外信号710可通过带通滤波而从原始红外信号610获得。红色信号720是带通滤波的原始红色信号620。

[0087] 图8说明用于确定SpO₂饱和度的比率800的实例绘图。可使用上文所描述的第1号实施例的方法而基于带滤波的红外信号710及红色信号720来确定比率800。图9说明基于比率800而确定的SpO₂氧饱和度的实例绘图。图10说明用于确定SpO₂氧饱和度的比率1000的实例绘图。可使用上文所描述的第2号实施例的方法而基于带通滤波的红外信号710及带通滤波的红色信号720来确定比率1000。图11说明基于比率1000而确定的SpO₂氧饱和度的实例绘图。

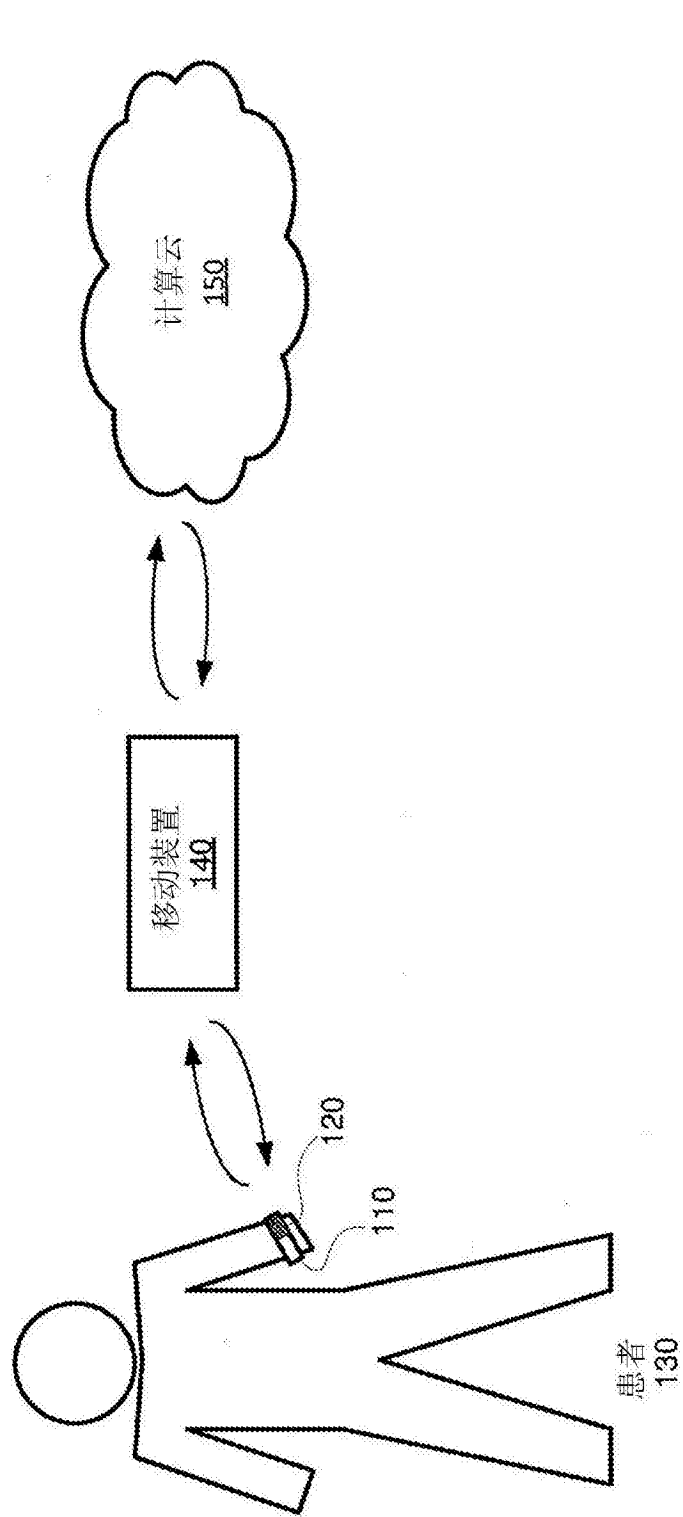


图1

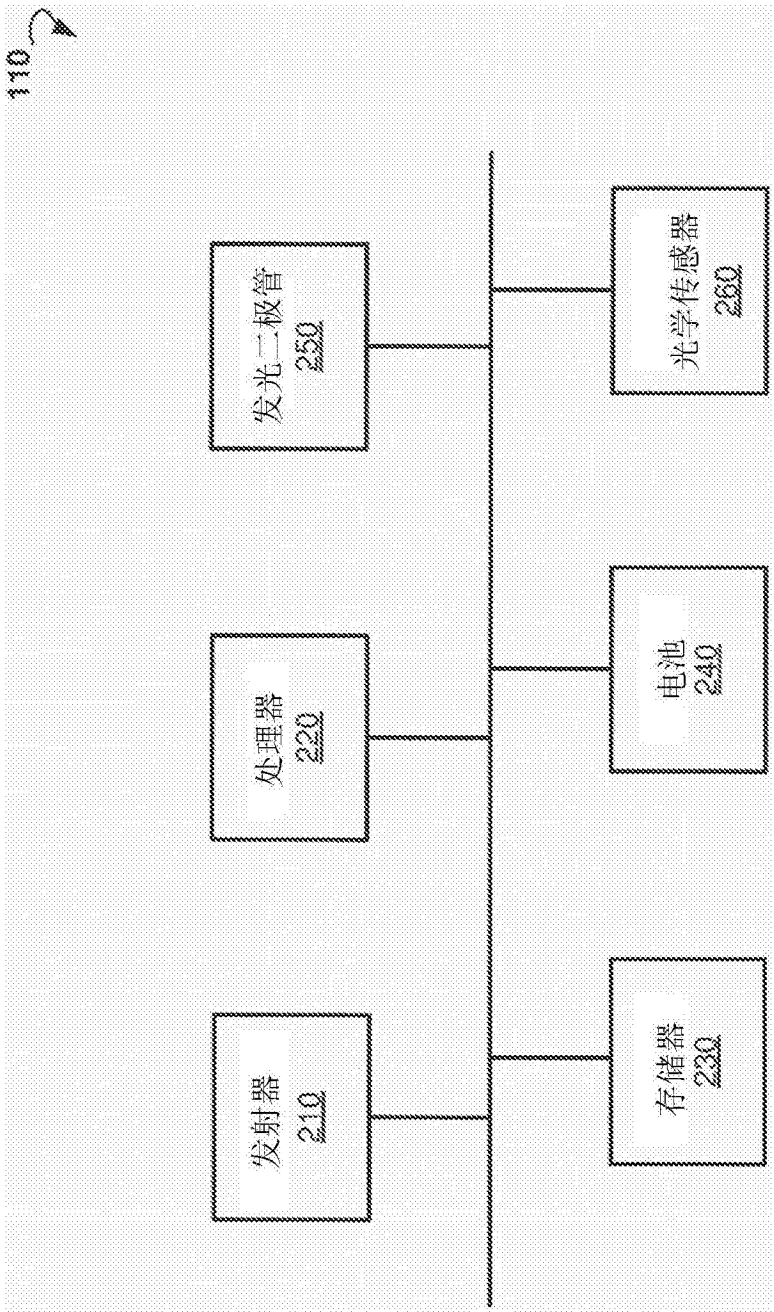


图2

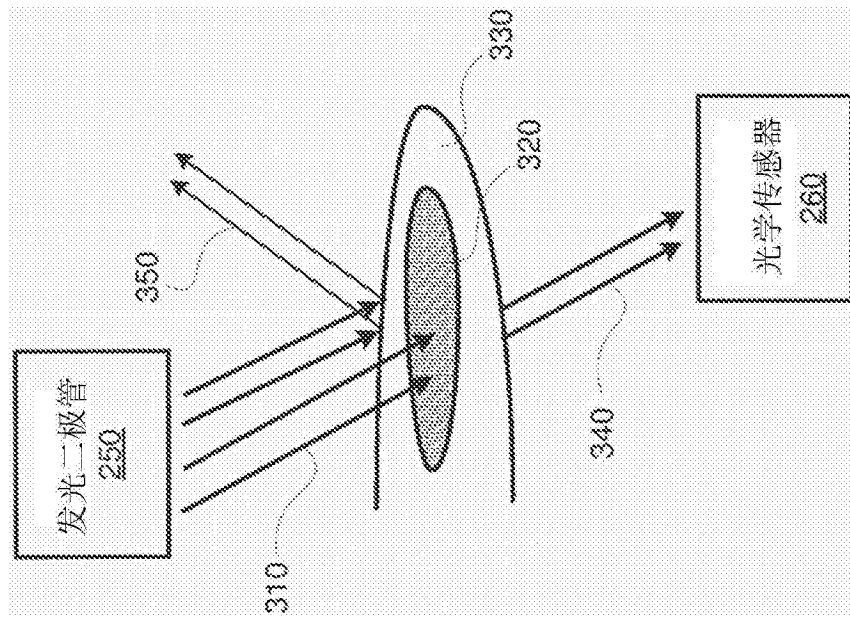


图3A

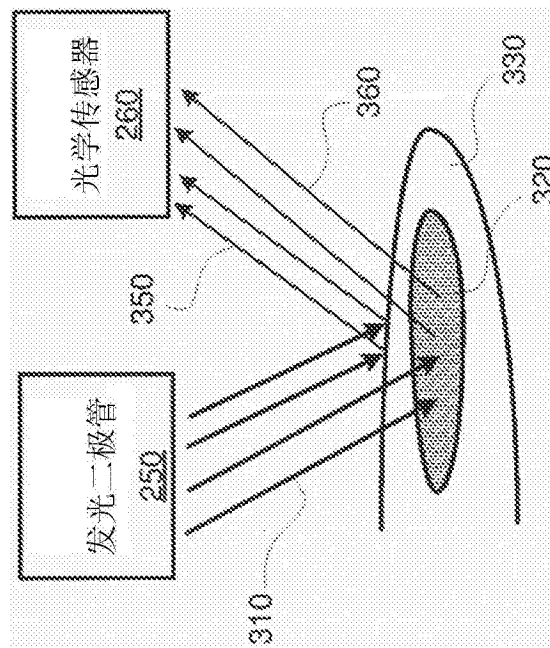


图3B

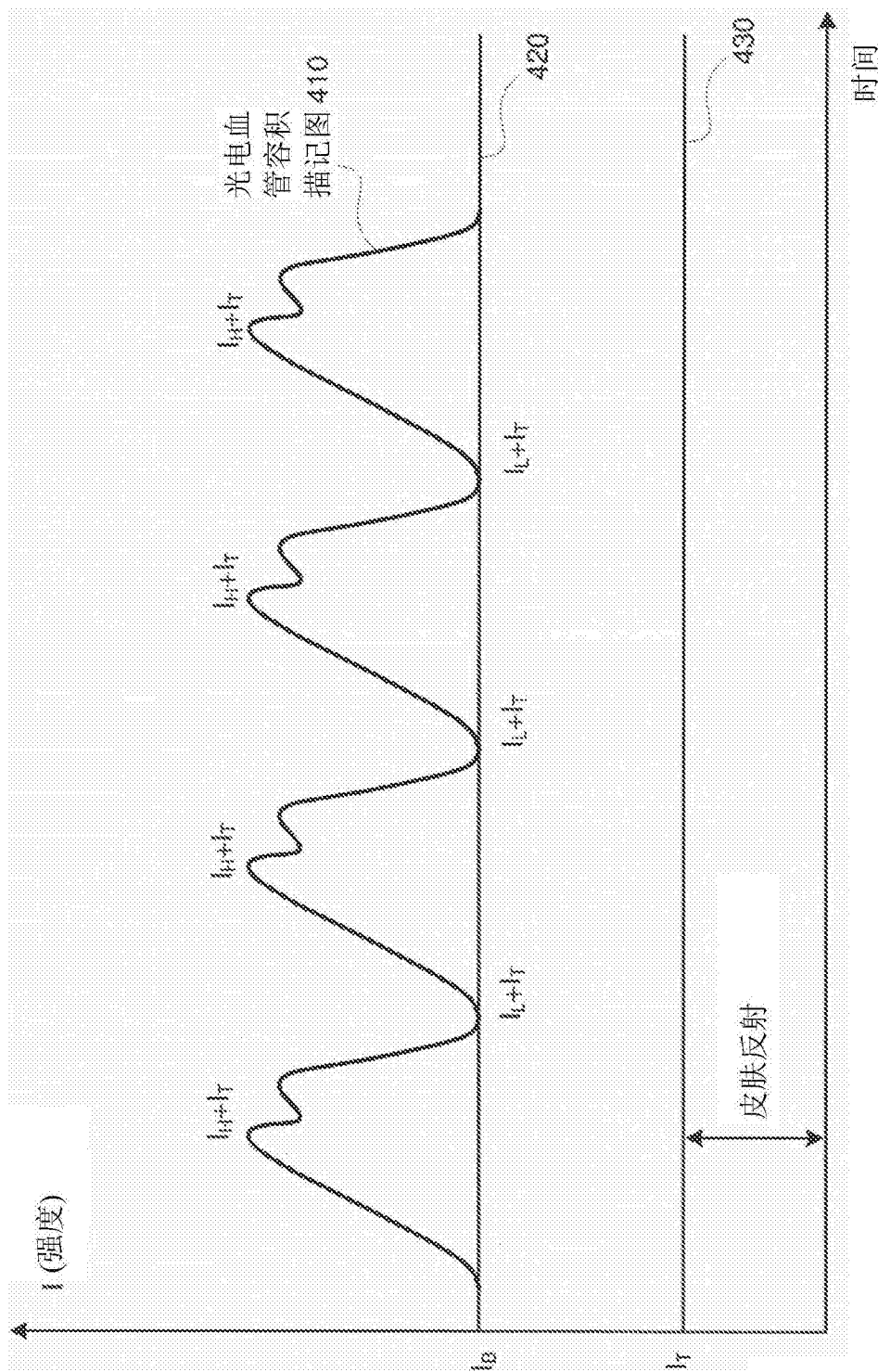


图4

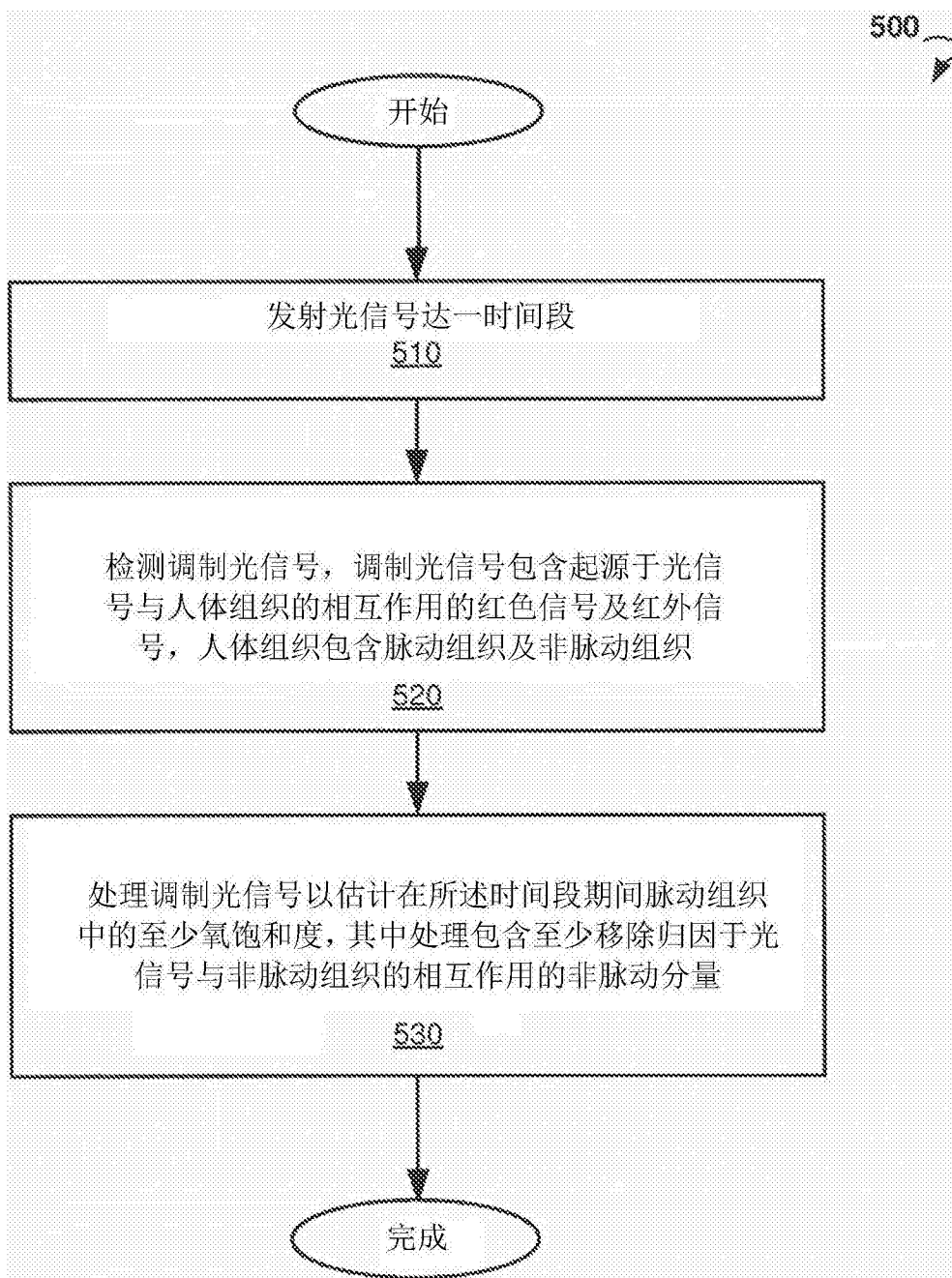


图5

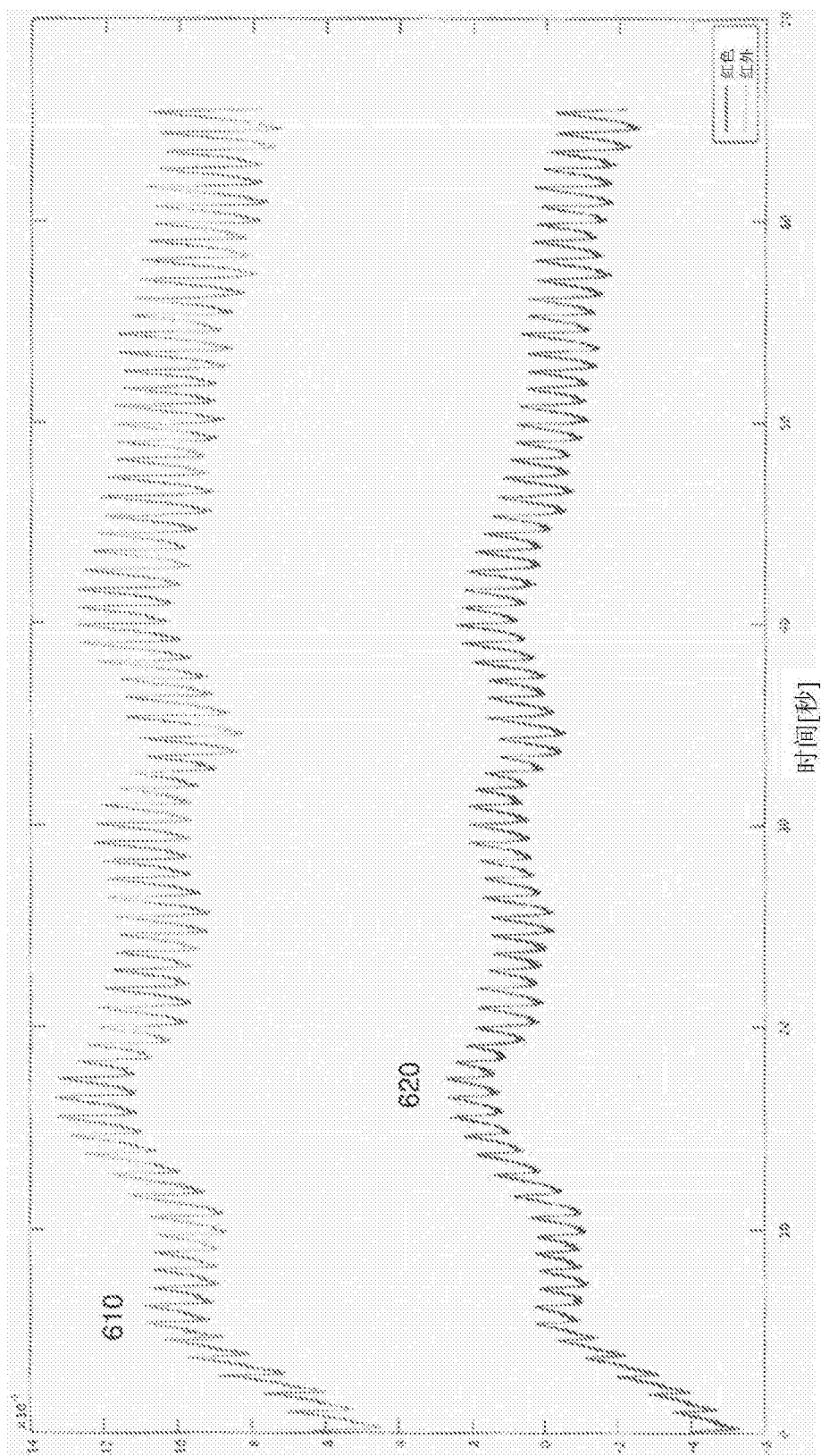


图6

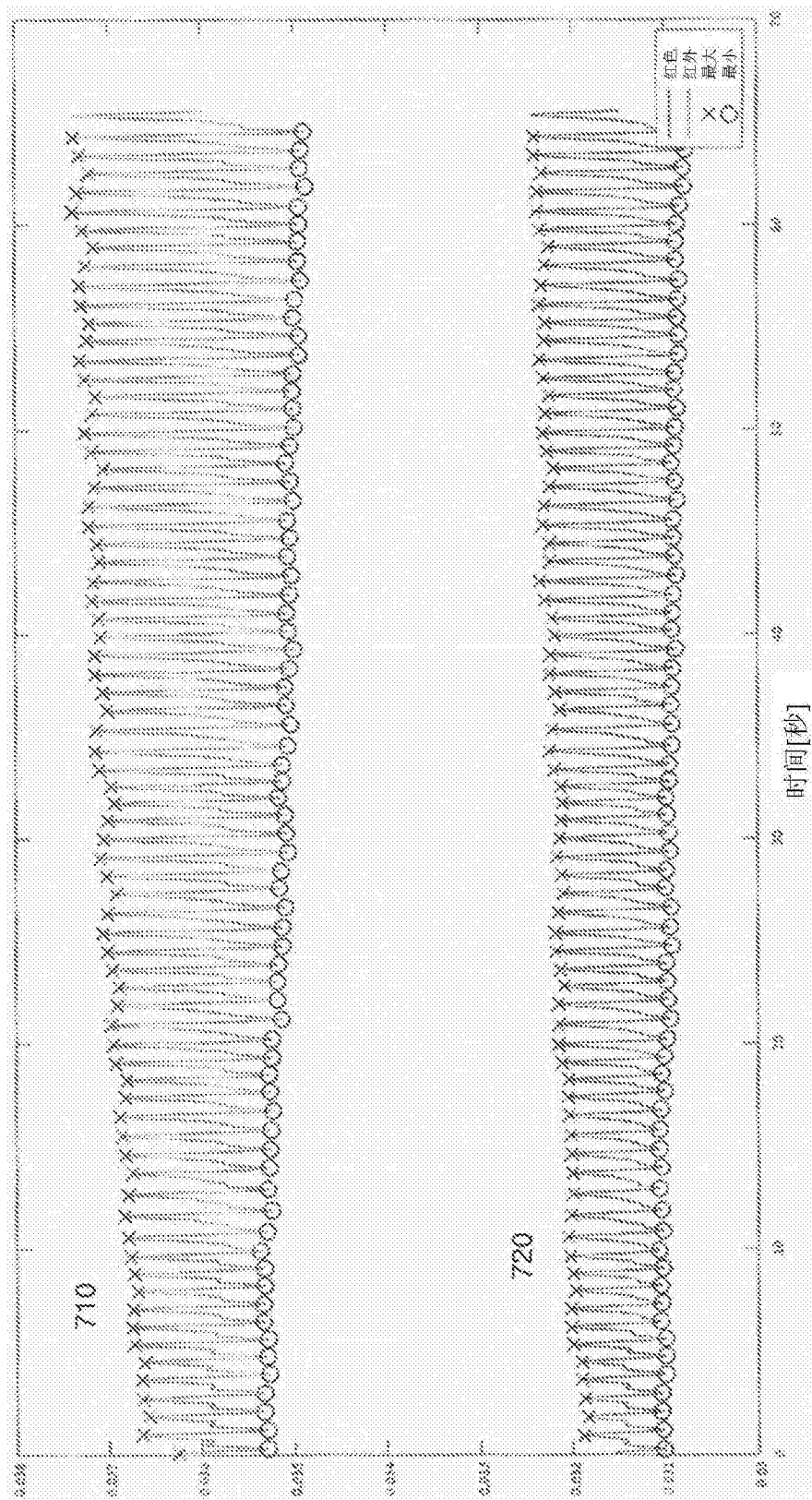


图7

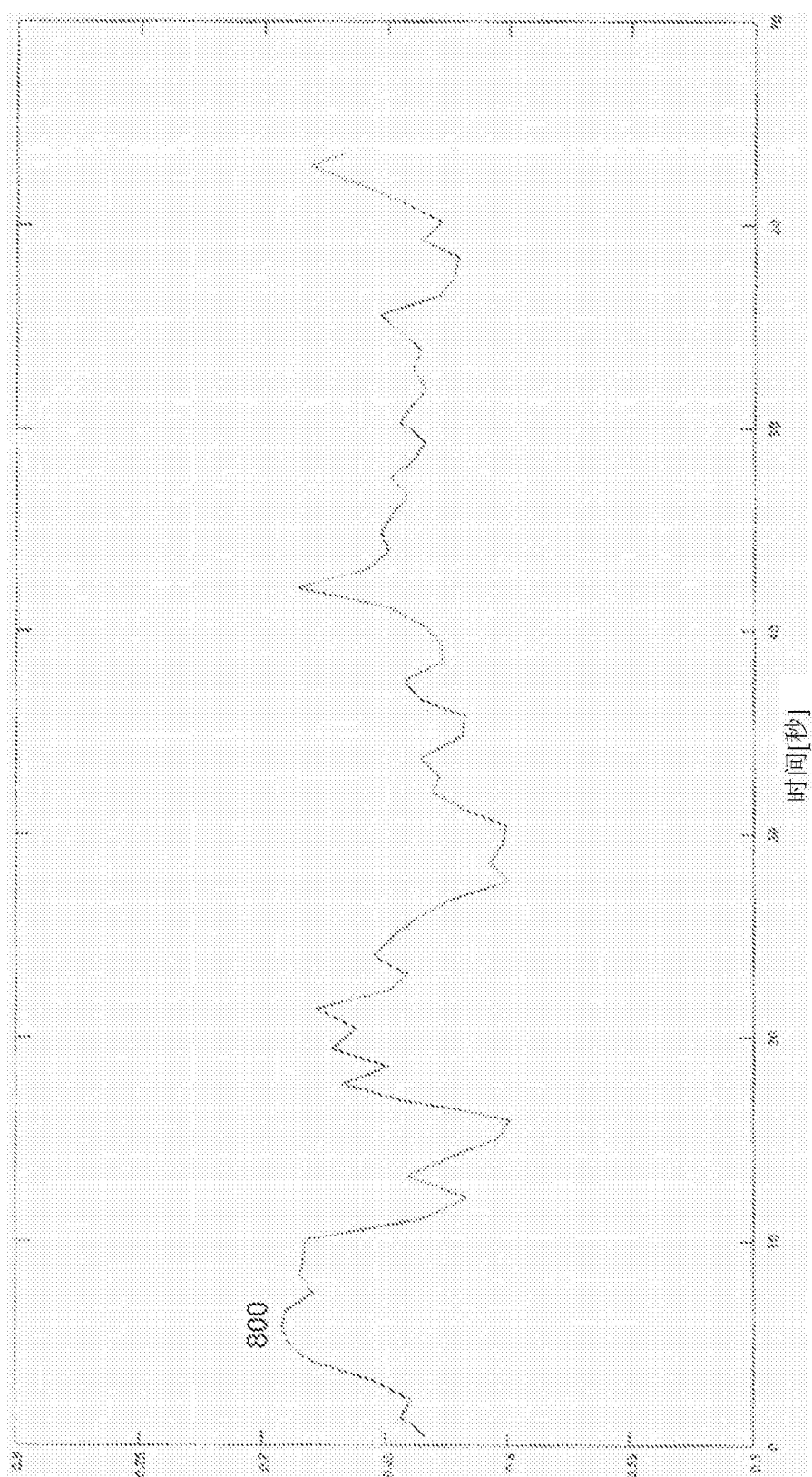


图8

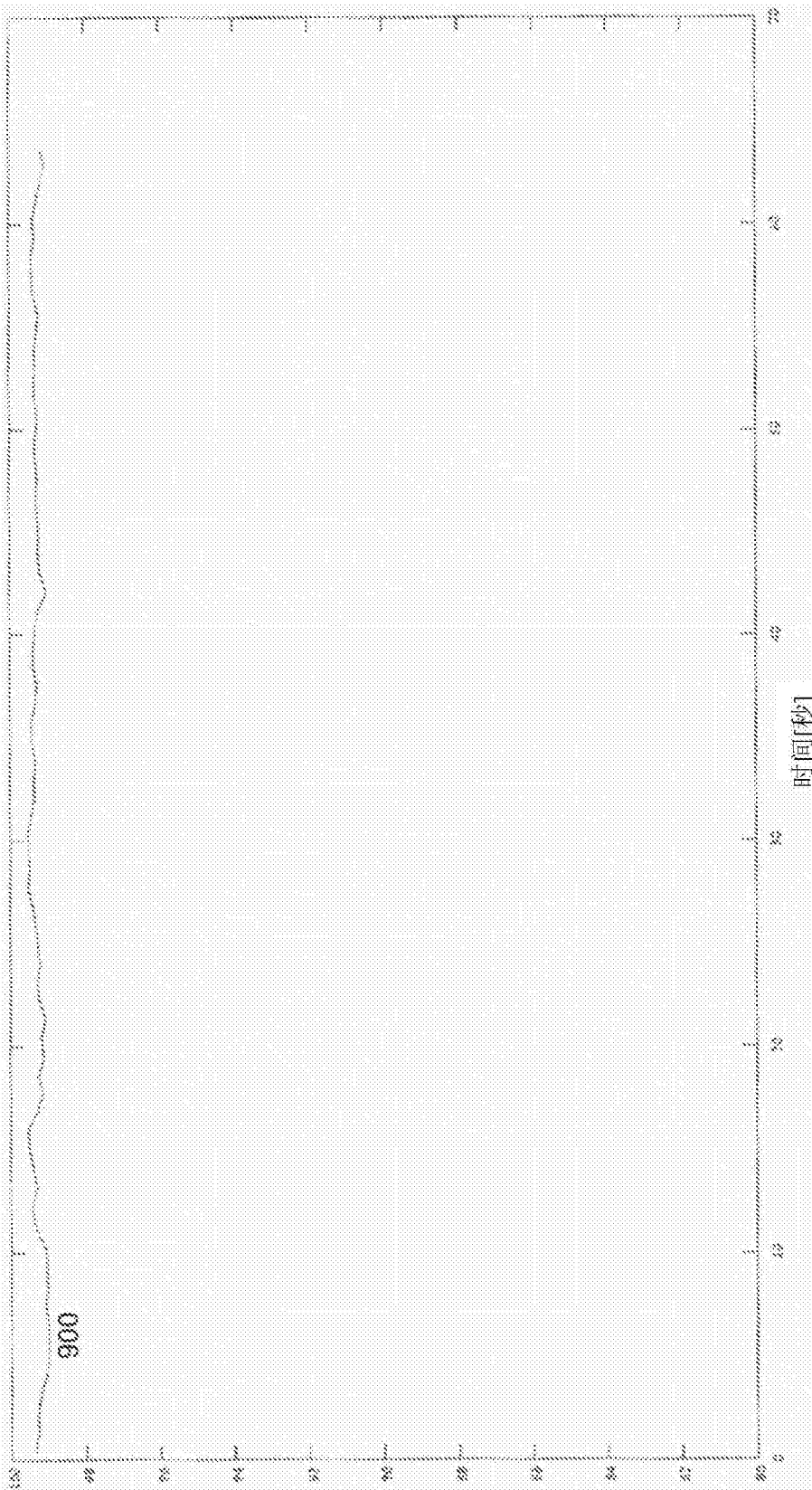


图9

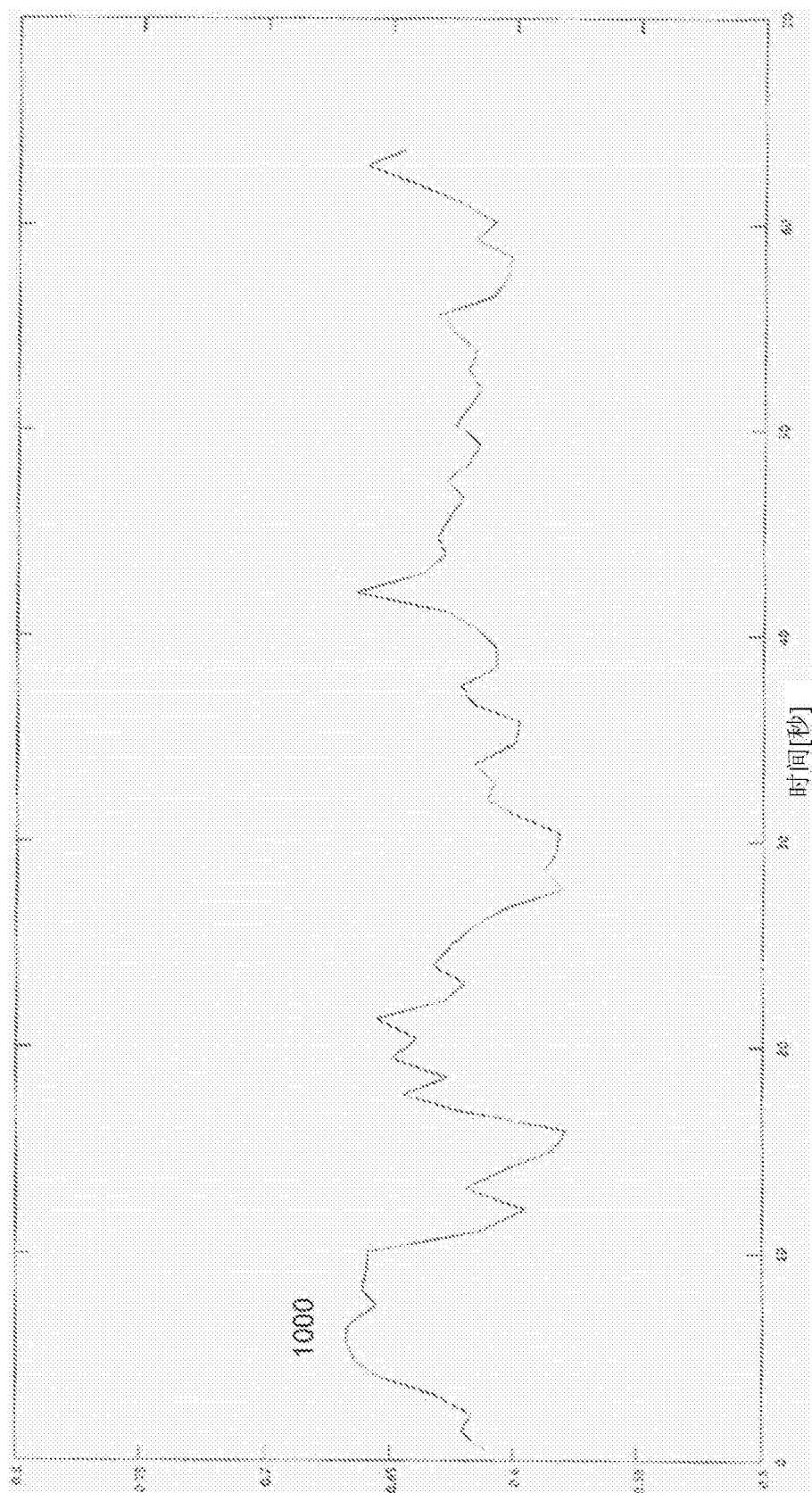


图10

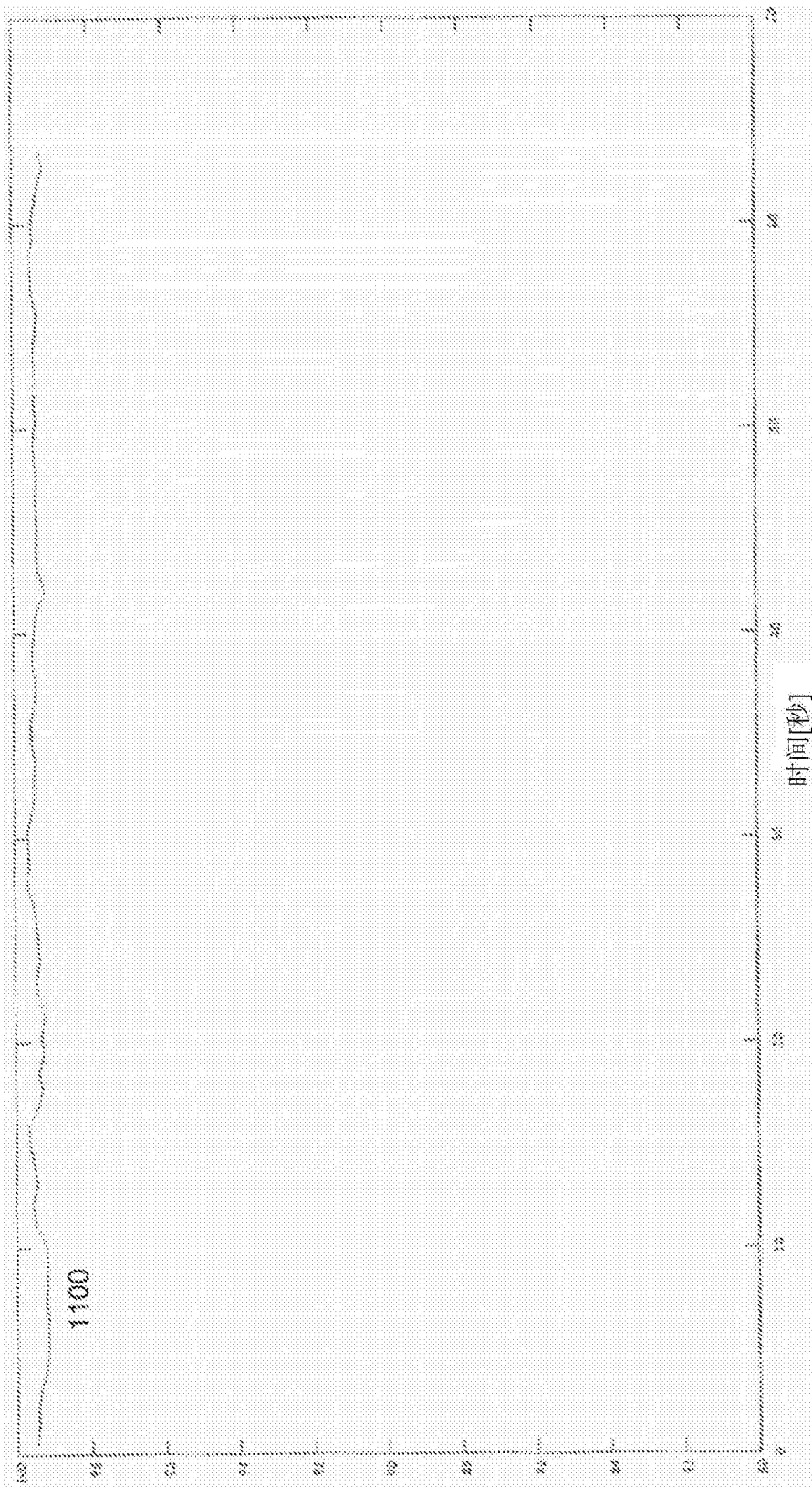


图11

专利名称(译)	脉搏血氧测定		
公开(公告)号	CN107920786A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680042023.6	申请日	2016-05-15
[标]发明人	丹尼尔H·兰格 波里斯·卡列林		
发明人	丹尼尔·H·兰格 波里斯·卡列林		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/681 A61B5/6816 A61B5/6823 A61B5/6824 A61B5/6826 A61B5/6829 A61B5/7214 A61B2560/0223 A61B2562/0233 A61B5/7203		
代理人(译)	刘锋		
优先权	14/738711 2015-06-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于执行脉搏血氧测定的方法及系统。发射光信号达一时间段，且检测调制光信号。所述调制光信号包含红色信号及红外信号。所述调制光信号是通过所述光信号与脉动组织及非脉动组织的相互作用而起源。处理所述调制光信号以估计在所述时间段期间所述脉动组织中的氧饱和度。所述处理包含移除由所述光信号与所述非脉动组织的所述相互作用引起的非脉动分量。可通过从所述红外信号的强度移除第一参数且从所述红色信号的强度移除第二参数来移除所述非脉动分量。使用校准过程来预先确定所述参数以重现用于确定所述氧饱和度的比率的真值。

