



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999115 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580063765.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2015.11.19

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

14194509.7 2014.11.24 EP

62/083,338 2014.11.24 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/1495(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.05.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/077074 2015.11.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/083228 EN 2016.06.02

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 G·德哈恩 M·J·罗克

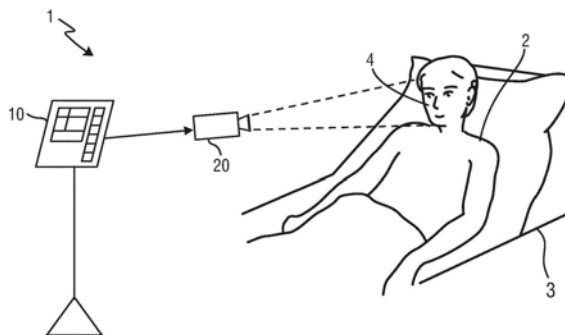
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

用于确定对象的血液中的物质的浓度的设备、系统和方法

(57)摘要

提供了一种用于确定对象的血液中的物质的浓度(诸如氧饱和度)的设备、系统和方法,其降低或去除镜面反射的影响。所提出的设备包括:输入单元,其被配置为响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而接收从所述皮肤区域反射回的探测信号;信号提取单元(12),其被配置为从所述探测信号提取两个不同的波长处的至少两个光电体积描记PPG信号;以及处理单元(13),其被配置为基于所述PPG信号,计算所述对象的所述血液中的期望的物质的所述浓度,其中,所述计算针对所述对象的肤色而被调整。



1. 一种用于确定对象的血液中的物质的浓度的设备, 包括:

- 输入单元 (11), 其用于响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而接收从所述皮肤区域反射回的探测信号,

- 信号提取单元 (12), 其用于从所述探测信号提取两个不同的波长处的至少两个光电体积描记PPG信号, 以及

- 处理单元 (13), 其用于基于所述PPG信号来计算所述对象的血液中的期望的物质的所述浓度, 其中, 所述计算针对所述对象的肤色被调整。

2. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述处理单元 (13) 被配置为针对在所述两个不同的波长处从所述皮肤区域对辐射的相对平均反射来调整所述计算。

3. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述处理单元 (13) 被配置为形成第一波长处的第一归一化脉动和第二波长处的第二归一化脉动的比率用于所述浓度的所述计算, 其中, 所述第一归一化脉动和/或所述第二归一化脉动的分母通过校正因子而被校正。

4. 根据权利要求3所述的设备,

其中, 所述处理单元 (13) 被配置为使用所述第二波长处的所述PPG信号的DC水平的分数作为被用于校正所述第一归一化脉动的所述分母的校正因子和/或使用所述第一波长处的所述PPG信号的DC水平的分数作为被用于校正所述第二归一化脉动的所述分母的校正因子。

5. 根据权利要求3所述的设备,

其中, 所述处理单元 (13) 被配置为使用红外光谱中的波长处的所述PPG信号的DC水平的分数作为用于校正红光谱中的波长处的所述第一归一化脉动的所述分母的校正因子。

6. 根据权利要求3所述的设备,

其中, 所述处理单元 (13) 被配置为使用红外光谱中的波长处的所述PPG信号的DC水平的5%到15%的范围内的特别是10%的分数作为校正因子。

7. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述处理单元 (13) 被配置为通过下式来根据所述PPG信号计算动脉血氧浓度:

$$C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \cdot \frac{(1-S)}{1-S \cdot DC_{IR}/DC_R}$$

其中:

AC_R/DC_R 是红光谱内的波长处的归一化脉动,

AC_{IR}/DC_{IR} 是红外光谱内的波长处的归一化脉动,

DC_R 是红光谱内的波长处的所述PPG信号的DC水平,

DC_{IR} 是红外光谱内的波长处的所述PPG信号的DC水平,

C_1 和 C_2 是预定校准常量, 并且

S 是对所述PPG信号的DC水平中包含的相对镜面反射的估计。

8. 根据权利要求7所述的设备,

其中,所述处理单元(13)被配置为针对S使用5%到15%的范围内的特别是10%的值。

9.根据权利要求1所述的设备,

其中,所述信号提取单元(12)被配置为提取红光谱内的波长处的第一PPG信号和红外光谱内的波长处的第二PPG信号。

10.根据权利要求9所述的设备,

其中,所述信号提取单元(12)被配置为提取从550nm到780nm的范围内的第一波长处的第一PPG信号和从780nm到1000nm的范围内的第二波长处的第二PPG信号。

11.根据权利要求1所述的设备,

其中,所述探测信号是由成像单元(21),特别是白平衡成像单元(21),获得的所述对象的至少所述皮肤区域的图像。

12.一种用于确定对象的血液中的物质的浓度的系统,包括:

-辐射探测单元(20、21),其用于响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而探测从所述皮肤区域反射回的探测信号,以及

-根据权利要求1所述的设备,其用于根据所述探测信号来确定所述对象的所述血液中的物质的所述浓度。

13.根据权利要求12所述的系统,

其中,所述辐射探测单元包括成像单元(20),特别是白平衡成像单元(20),用于获得所述对象的至少所述皮肤区域的图像作为探测信号。

14.一种用于确定对象的血液中的物质的浓度的方法,包括:

-响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而接收从所述皮肤区域反射回的探测信号,

-从所述探测信号提取两个不同的波长处的至少两个光电体积描记PPG信号,并且

-基于所述PPG信号来计算所述对象的所述血液中的期望的物质的浓度,其中,所述计算针对所述对象的肤色被调整。

15.一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在计算机上执行时使所述计算机执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

用于确定对象的血液中的物质的浓度的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定对象(诸如人或动物)的血液中的物质的浓度(诸如氧气(氧饱和度、SpO₂)、胆红素、CO₂等的浓度)的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 人的生命体征(例如心率(HR)、呼吸率(RR)或血氧饱和度)用作人的当前状态的指示器和严重医学事件的强大的预测器。出于该原因,在住院病人和门诊病人护理环境、在家或在其他健康、休闲和健康环境中广泛地监测生命体征。

[0003] 测量生命体征的一个方式是体积描记术。体积描记术总体涉及器官和身体部分的体积改变的测量结果,并且具体而言,涉及归因于随着每次心跳行进通过对象的身体的心血管脉搏波的体积改变的探测。

[0004] 光电体积描记术(PPG)是评价感兴趣的区域或体积的光反射系数或透射的时变改变的光学测量技术。PPG基于以下原理:血液比周围的组织吸收更多的光,因此随着每次心跳的血液体积的变化相应地影响透射和反射。除关于心率的信息之外,PPG波形可以包括可归因于诸如呼吸的其他生理现象的信息的PPG波形。通过评价不同波长处(通常红色和红外线)的透射性和反射性,可以确定血氧饱和度。

[0005] 用于测量对象的心率和(动脉)血氧饱和度(还被称为SpO₂)的常规脉搏血氧计(在本文中还被称作接触PPG设备)被附接到对象的皮肤,例如,指尖、耳垂或前额。因此,其被称为“接触式”PPG设备。典型的脉搏血氧计包括红色LED和红外LED作为光源和用于探测已经透射通过患者组织的光的一个光电二极管。可商购的脉搏血氧计在红色和红外波长处的测量之间迅速地切换,并且从而在两个不同波长处测量相同面积或体积的透射性。这被称为时分多路复用。每个波长处的随时间的透射性给出针对红色和红外波长的PPG波形。虽然接触PPG被认为是基本上非侵入式技术,但是接触PPG测量结果常常被体验为不愉快并且突兀的,因为所述脉搏血氧计直接附接到所述对象并且任何电缆限制移动的自由度并且可能阻碍工作流程。

[0006] 脉冲信号和氧饱和水平(SpO₂)的快速和可靠的探测和分析是许多健康应用中的最重要的活动之一,其在患者在危险状态中的情况下变为重要的。在那些情况中,心搏信号的脉动性是非常弱的,并且因此,测量结果易受任何类型的伪影影响。

[0007] 现代光电体积描记术传感器不总是提供紧急情况中的快速并且可靠的测量结果。例如,接触指脉搏血氧计(基于透射性PPG)易受手的运动影响,并且在归因于身体外围的较低的血液体积的患者集中化的情况下失效。接触式前额脉搏血氧计传感器(使用反射性PPG测量结果模式)被认为对于聚集效应是更鲁棒的。然而,前额传感器的准确度、鲁棒性和响应性主要取决于前额的传感器的正确定位和施加到皮肤的适当的压力(传感器的太紧的应用可能降低局部血液脉动性、太松的应用可能导致归因于运动伪影和/或静脉脉动性的不可靠的测量结果)。

[0008] 最近,已经引入了用于不引人注目的测量的非接触式远程PPG(rPPG)设备(也称为

相机rPPG设备)。远程PPG利用与所述感兴趣对象远程地布置的光源或一般地辐射源。类似地,探测器(例如,相机或光探测器)也可以远离所述感兴趣对象布置。因此,远程光电体积描记系统和设备被认为是不突兀的并且很适于医学以及非医学日常应用。该技术特别地对要求生命体征监测的具有极度皮肤敏感性的患者(诸如具有极其脆弱的皮肤的NICU患者或早产儿)具有独特的优点。

[0009] Verkruyse等人“Remote plethysmographic imaging using ambient light” Optics Express,16(26),2008年12月22日,第21434-21445页展示了可以使用环境光和使用红、绿和蓝颜色通道的常规消费水平视频相机来远程地测量光电体积描记信号。

[0010] Wieringa等人“Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging:A First Step Toward”SpO2Camera”Technology,”Ann.Biomed.Eng.33,1034-1041(2005)公开了一种用于基于不同的波长处的体积描记信号的测量结果来对动脉氧饱和度进行无接触成像的远程PPG系统。所述系统包括单色CMOS相机和具有三个不同的波长的LED的光源。所述相机在所述三个不同的波长处顺序地采集所述对象的三个影片。可以在单个波长处根据影片确定所述脉搏率,然而为确定所述氧饱和度,需要不同的波长处的至少两个影片。所述测量在暗室中执行,一次仅使用一个波长。

[0011] 来自皮肤的表面的光的镜面反射引起导致对象的血液中的各种物质(诸如SpO2、CO2、胆红素等)的浓度的不正确的测量结果的校准误差。当前思想需要在测量设置中使用偏振镜,其难以对齐并且在实践中证明导致困难的设置。

[0012] WO 2013/030739 A1公开了一种用于从所探测的特征信号来提取信息的系统和方法。所述系统包括用于接收从由对象反映的电磁辐射可导出的数据流的接口,所述数据流包括连续或分立的特征信号,所述特征信号包括生理信息和干扰信号部分,所述生理信息表示至少一个至少部分周期性生命信号,干扰信号部分表示对象运动部分和/或非指示性反射部分中的至少一个,特征信号与相加信号空间地相关联,信号空间包括用于表示特征信号的相加通道。系统还包括用于通过将与相应的相加通道有关的特征信号的至少三个绝对分量转换为特征信号的至少两个差值分量来对特征信号进行转换的转换器单元,其中,可以通过考虑至少三个绝对分量中的至少两个的相应的算术变换来导出至少两个差分量中的每个,其中,算术变换包括相加和相减系数,干扰信号部分在经转换的信号中至少部分地被抑制。系统额外地包括用于从经转换的信号提取生命信号的提取器单元,并且优选地,生命信号通过考虑至少两个差异分量的相加或相减表达或比率的情况下被提取。

发明内容

[0013] 本发明的目标是提供一种用于确定对象的血液的浓度的设备、系统和方法,其去除或至少降低镜面反射的影响。

[0014] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于确定对象的血液中的物质的浓度的设备,包括:

[0015] -输入单元,其用于响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而接收从所述皮肤区域反射回的探测信号,

[0016] -信号提取单元,其用于从所述探测信号提取两个不同的波长处的至少两个光电体积描记PPG信号,以及

[0017] 一处理单元,其用于基于所述PPG信号来计算所述对象的所述血液中的期望的物质的所述浓度,其中,所述计算针对所述对象的肤色被调整。

[0018] 在本发明的另一方面中,提出了一种对应的方法。

[0019] 在本发明的又一方面中,提出了一种用于确定对象的血液中的物质的所述浓度的系统,包括:

[0020] 一辐射探测单元,其用于响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而探测从所述皮肤区域反射回的探测信号,以及

[0021] 一如本文所公开的设备,其用于根据所述探测信号来确定所述对象的所述血液中的物质的所述浓度。

[0022] 在本发明的又一方面中,提供了一种包括程序代码单元的计算机程序,,所述程序代码单元用于当在计算机上执行所述计算机程序时使得计算机执行本文所公开的方法的步骤,以及一种在其中存储有计算机程序产品非暂态计算机可读记录介质,所述计算机程序产品在由处理器运行时使得执行本文所公开的方法。

[0023] 在从属权利要求中限定了本发明的优选的实施例。应当理解,所主张的方法、处理器、计算机程序和介质与所主张的设备并且如在从属权利要求中所限定的具有相似和/或相同的优选的实施例。

[0024] 本发明基于以下发现:(总反射光的)镜面反射的一部分可以在波长之间是非常不同的,特别是针对具有深肤色的对象(其中,更短的波长的漫反射部分可以被强烈地吸收(或者更准确地,强烈地降低),而对于总反射光的更长的波长镜面反射保持同样强)。因此,即使跨越不同的波长的恒定镜面反射将导致取决于所述对象的肤色的校准误差。特别地,具有特别深色皮肤的对象可以具有与红外光相比对红光的显著地更强的吸收,同时对象通常具有红外光中的非常类似的皮肤反射率。

[0025] 因此,由于所述镜面反射使得所述校准针对具有不同的肤色的对象是不同的,因而提出对对象的血液中的物质的浓度的计算进行调整,特别地通过针对所记录的肤色对所述校准进行调整。在优选的实施例中,所述计算包含确定所述脉动性的比率(即,归一化PPG信号的幅度)。因此,为了调整对所述浓度的所述计算,使用并且修改所述信号的性质(例如,幅度)。

[0026] 在优选的实施例中,所述处理单元被配置为将针对在所述两个不同的波长处的来自所述皮肤区域的辐射的相对平均反射来调整所述计算。例如,可以对(归一化的)PPG信号的估计脉动性或估计幅度进行调整。在又一实现方案中,所述归一化在测量所述脉动性之前被调整。

[0027] 在另一实施例中,提出了利用作为所提出的所述系统的一部分的另一设备/传感器来估计所述肤色,其中,该设备/传感器的输出被用于对所述计算进行调整。

[0028] 优选地,特别地在用于确定动脉血氧饱和度(SpO2)的实施例中,所述处理单元被配置为为计算所述浓度形成第一波长处的第一归一化脉动与第二波长处的第二归一化脉动的比率,其中,所述第一归一化脉动和/或所述第二归一化脉动的分母通过校正因子而被校正。

[0029] 所述处理单元可以被配置为使用所述第二波长处的所述PPG信号的DC水平的分数作为用于校正所述第一归一化脉动的所述分母的校正因子和/或使用所述第一波长处的所

述PPG信号的DC水平的分数作为用于校正所述第二归一化脉动的所述分母的校正因子。在另一实施例中,所述处理单元可以被配置为使用红外光谱中的波长处的所述PPG信号的DC水平的分数作为用于校正红光谱中的波长处的所述第一归一化脉动的所述分母的校正因子。

[0030] 在又一实施例中,所述处理单元被配置为使用红外光谱中的波长处的所述PPG信号的DC水平的5%到15%的范围内(特别是10%)的分数作为校正因子。所述百分比已经在实际的测量结果中找到并且反映关于总反射率的典型数量的镜面反射。

[0031] 在针对SpO2估计的实际的实现方案中,所述处理单元被配置为根据所述PPG信号来计算所述动脉血氧浓度,通过:

$$[0032] \quad C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \cdot \frac{(1-S)}{1-S \cdot DC_{IR}/DC_R}$$

[0033] 其中,

[0034] AC_R/DC_R 是红光谱内的波长处的归一化的脉动性,

[0035] AC_{IR}/DC_{IR} 是红外光谱内的波长处的归一化的脉动性,

[0036] DC_R 是红光谱内的波长处的PPG信号的DC水平,

[0037] DC_{IR} 是红外光谱内的波长处的PPG信号的DC水平,

[0038] C_1 和 C_2 是预定校准常量并且

[0039] S 是被对在所述PPG信号的所述DC水平中所包含的相对镜面反射的估计。因此,将常规使用的校准系数 C_2 被乘以校正因子 $\frac{(1-S)}{1-S \cdot DC_{IR}/DC_R}$ 。这提供所述SpO2估计的准确度的显著的改进。

[0040] 在该实施例中,优选的是,针对 S 的5%到15%(特别地10%)的范围内的值,已经在实际的测量中找到并且反映总反射率上的典型量的镜面反射。

[0041] 优选地,所述信号提取单元被配置为提取所述红光谱内的波长处的第一PPG信号和所述红外光谱中的波长处的第二PPG信号。这样的波长的使用已经示出为对象的血液中的物质的所确定的浓度提供良好的结果。例如,在从550nm到780nm的范围内的第一波长处确定第一PPG信号,并且在从780nm到1000nm的范围内的第二波长处确定第二PPG信号。

[0042] 而且,在实施例中,所述探测信号是由成像单元(特别是白平衡成像单元)所获得的所述对象的至少所述皮肤区域的图像,其中,所述成像单元形成根据本发明所述的系统的一部分。白平衡成像单元(例如,白平衡相机)的使用提供可以去除或降低镜面反射的影响。具体而言,白平衡成像单元提供相对镜面反射在所有波长通道中同样强的知识,并且因此可以降低/去除所述影响。

附图说明

[0043] 本发明的这些和其他方面将根据下文所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且参考下文所描述的(一个或多个)实施例得以阐述。在以下附图中,

[0044] 图1示出了用于确定对象的血液中的物质的浓度的系统和设备的第一实施例的示

意图；

[0045] 图2示出了在波长上的针对SpO₂的各种值的PPG幅度的示意图；

[0046] 图3示出了图示镜面反射的效应的示意图；

[0047] 图4示出了示出针对不同的对象的反射测量结果的示意图；并且

[0048] 图5示出了根据本发明的设备的示意图。

具体实施方式

[0049] 图1示出了用于确定对象2的血液中的物质的浓度的系统1和设备10的实施例的示意图。在下文中，将通过确定对象的血液中的氧饱和度SpO₂来解释本发明。然而，所有解释相互适用于确定对象的血液中的其他物质（诸如CO₂、CO、胆红素或潜在地其他气体等）的浓度。但是其他物质可以要求使用不同的波长。对象2在该范例中是躺在床3（例如，在医院或其他健康设施中）上的患者，而且可以是例如躺在保育箱中的新生儿或早产儿，或在家或在不同的环境中的人。除设备10之外，系统1通常包括辐射探测单元20，辐射探测单元20用于响应于由辐射信号对皮肤区域4的照射而探测从对象2的皮肤区域4反射回的探测信号。

[0050] 在该范例中，辐射探测单元20是成像单元，特别是相机（还被称为探测单元或基于相机的或远程PPG传感器），其用于获得对象2的至少所述皮肤区域4的图像作为探测信号。皮肤区域4优选地是脸的区域，例如面颊或前额，而且可以是身体的另一区域，例如手或臂。该范例中的辐射信号是环境光，例如如由太阳和/或室内照明所提供的。在其他实施例中，（一个或多个）特殊光源被提供用于利用（一个或多个）特定波长的辐射和/或（仅）在测量的时间处（例如，在夜间期间）照射对象2或至少对象2的至少皮肤区域4。

[0051] 由相机采集的图像帧可以特别地对应于借助于例如（数字）相机中的模拟或数字光电传感器采集的视频序列。这样的相机通常包括光电传感器（诸如CMOS或CCD传感器），其还可以在特定光谱范围（可见光，IR）内操作或者提供针对不同的光谱范围的信息。相机可以提供模拟或数字信号。图像帧包括具有相关联的像素值的多个图像像素。特别地，图像帧包括表示利用光电传感器的不同的光敏元件采集的光强度值的像素。这些光敏元件可以在特定光谱范围内是灵敏的（即，表示特定颜色）。图像帧包括表示对象的皮肤部分的至少一些图像像素。从而，图像像素可以对应于光电探测器一个光敏元件和其（模拟或数字）输出或可以基于多个光敏元件的组合（例如，通过像素组合）来确定。

[0052] 所获得的探测信号（即，在该实施例中，图像的序列）被提供给设备10用于进一步处理，其将在下文中更详细地解释。

[0053] 虽然这样的系统可以通常被用于通过使用已知远程PPG技术获得各种生命体征，但是其根据本发明的实施例被使用以确定对象2内的动脉血（还被称为SpO₂）的氧饱和度。从对象的皮肤反射回的光由搏动的动脉调制，并且调制幅度包含血液饱和水平的信息。在已知的远程PPG系统中，SpO₂是通过测量两个不同的波长处的该PPG幅度（由动脉中的动脉血引起的）来计算。两个波长的PPG幅度（DC归一化的）的比率给出用于计算SpO₂的公式1：

$$[0054] \quad SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{R}{IR} \quad (1)$$

$$[0055] \quad \text{其中, } R = \frac{AC_{\text{红}}}{DC_{\text{红}}} \text{ 并且 } IR = \frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}$$

[0056] 图2示出了随着波长的针对SpO2的各种值的PPG幅度的对应的示图。

[0057] 以上公式中的常量C1和C2被称为校准参数(或校准常量),其当前构成SpO2测量中关于校准面对的最大问题之一。校准是指代个人内和人之间校准,造成不正确的SpO2测量结果并且误差可能由于许多因素而引起。这些原因之一已经被查明是镜面反射,皮肤表面对光的类似镜面的反射,其使得相机SpO2测量结果与基于接触传感器的测量结果不同。

[0058] 脉动性仅发生在已经穿透到皮肤中并且漫反射的光的该部分中。到达相机20的镜面反射光不包含归因于动脉血脉动性的任何光调制并且因此引起总反射光的相对脉动性中的减小。因此,SpO2测量结果中将存在误差,其取决于来自皮肤的总反射光的镜面反射光的分数。镜面反射取决于相机、对象与照明源之间的角度并且是相加的属性,其跨越所有波长相等地添加的相等但是未知数量的DC反射的,如在图3中所示,图3描绘漫射和镜面反射的曲线K1和仅漫反射的曲线K2,这两个曲线都对光的波长绘制。

[0059] 镜面反射的效应可以用简单计算示出,如下表中所示。

	DC 红	DC IR	AC 红 脉动性 = 0.1	AC IR 脉动性 = 0.2	RR $\frac{AC_{\text{红}}/DC_{\text{红}}}{AC_{\text{ir}}/DC_{\text{ir}}}$	SpO2 C1 = 123; C2 = 54
[0060] 没有镜面反射 (理想情况)	0.4	0.55	0.04	0.11	0.5	96
具有镜面反射 (+5%)	0.45	0.6	0.04	0.11	0.4848	96.82

[0061] 由于由相机看到的相加的镜面反射不包含任何调制光,因而针对波长的AC分量保持恒定。这使得双比率中的总体改变导致稍微不同的SpO2和因此不同的校准常量。该效应基于针对两个波长的反射率之间的相对差得到放大。分子(即,针对红光的波长)关于分母(即,针对IR光的波长)的更高的反射率导致更低的SpO2(并且因此更高的C1补偿)并且反之亦然。

[0062] 假设皮肤的漫反射在红和红外波长范围内是相同的,则镜面反射对分子和分母的影响变为相同的并且没有镜面反射的影响。然而,如在图4中所示,其描绘示出针对四个不同的对象的反射率测量结果,反射可以在波长之间是非常不同的(特别地对于具有深肤色的对象而言)。因此,即使恒定镜面反射将导致强烈地依赖于对象的肤色的校准。特别地,具有非常深肤色的对象可以相比于红外线对红色具有显著地更强的吸收。

[0063] 降低或去除该影响的一个方案是交叉偏振的使用。偏振镜被附接在照明源和相机处并且以如下的方式被取向,所有镜面反射光都被阻挡。即使这是通用的解决方案,但是是一个关键问题在于该方案的低的实用性。首先,非偏振的环境光必须从场景消除。而且,如当前使用的大照明源要求高质量的大偏振片。进一步地,这样的大照明源不允许偏振平面关于相机对象源几何配置是垂直的,针对镜面反射的完全去除必要的条件。这然后需要使用不同的照明源,其可能不是非常现实的。

[0064] 因此,本发明基本上针对对象的记录的肤色来对校准进行调整。该调整基于上文

解释的认知:镜面反射使得校准针对具有不同的肤色的对象而言是不同的。

[0065] 在图5示意性地示出了根据本发明的对应的设备10的实施例。设备10包括:输入单元11,其用于响应于由辐射信号造成的对皮肤区域的照射而接收从对象的皮肤区域反射回的探测信号;信号提取单元12,其用于从所述探测信号提取两个不同的波长处的至少两个光电体积描记 (PPG) 信号;以及处理单元13,其用于基于所述PPG信号来计算所述对象的血液中的期望的物质的浓度,其中,所述计算针对所述对象的肤色被调整。

[0066] 在输入单元11处所接收的探测信号优选地由成像单元(诸如用于根据探测信号获得对象的至少所述皮肤区域的图像的相机(未进一步示出))获得。

[0067] 用于从诸如由一组图像帧所提供的探测信号来提取PPG信号的“信号提取单元”可以特别地对应于模拟或数字信号处理器。PPG信号可以特别地对应于表示基于图像帧的时间序列所确定的光强度中的波动的信号。这样的PPG信号可以表示对象的生命体征(诸如心率、呼吸率或血氧饱和度)。信号提取单元可以特别地基于多个图像像素和/或基于一系列时间连续的图像帧来提取包括在探测信号中的PPG信号。从成像单元提取PPG信号在生命体征监测和远程PPG的领域中是广泛已知的。

[0068] 如本文所使用的“处理单元”或“处理器”涵盖用于处理的部件,例如响应于信号或数据处理的那些和/或自动处理的那些部件。处理单元应当被理解为涵盖微处理器、微控制器、可编程数字信号处理器、集成电路、计算机软件、计算机硬件、电路、专用集成电路、可编程逻辑设备、可编程门阵列、可编程阵列逻辑、个人计算机、芯片以及分立的模拟、数字或可编程部件的任何其他组合、或者能够提供处理功能的其他设备。

[0069] 优选地,对于图像采集而言,使用白平衡相机,使得两个波长处的相对反射可以备选地已知并且对象的皮肤反射率的分别的测量结果也是可能的。利用这样的设置,尝试从被用于计算如上文所示的SpO₂的比率的比率中的DC项消除镜面反射是可能的。镜面反射的确切值不能是已知的,但是如果(在测量之前执行相机的白平衡之后)假定红外线波长范围内的反射不非常取决于肤色,则非常合理的猜测证明是可能的。

[0070] 参考图3,做出红外线波长处的皮肤反射率是大约50%而不管对象的肤色的(平均合理)假定。而且,假定(例如,基于在有和没有偏振镜的情况下的测量结果)相对镜面反射S的合理估计是大约5%或者因此总红外线皮肤反射的10%。知道被用于图像采集的相机已经被白平衡,红和红外线波长范围的DC水平可以因此通过从这两个通道的DC水平减去相等数量的镜面反射(例如,S=10;一般地S在从5到15的范围内)来校正。

[0071] 如果假定是合理的,则可以几乎消除镜面反射对归一化的影响,并且如果其略有偏离,则镜面反射对SP02测量结果的影响可以仍然大量地降低。

[0072] 根据本发明的该实施例建议的经修改的SP02公式如下:

$$[0073] \quad SpO_2 = C_1 - C_2 \frac{AC_R / DC'_R}{AC_{IR} / DC'_{IR}} \quad (2)$$

[0074] 并且DC是来自图像数据的实际地测量的DC值,并且DC'是没有镜面反射的DC值。利用镜面反射的假定,

[0075] $DC'_{IR} \rightarrow (1-S) \cdot DC_{IR}$ 并且 $DC'_R \rightarrow DC_R - S \cdot DC_{IR}$ 其保持:

$$\begin{aligned}
SpO_2 &= C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R / (DC_R - S \cdot DC_{IR})}{AC_{IR} / (1 - S) DC_{IR}} \\
[0076] \quad &= C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R}{AC_{IR}} \cdot \frac{1 / (DC_R - S \cdot DC_{IR})}{1 / (1 - S) DC_{IR}} \\
&= C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R}{AC_{IR}} \cdot \frac{(1 - S) \cdot DC_{IR}}{DC_R - S \cdot DC_{IR}} \\
&= C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R}{AC_{IR}} \cdot \frac{(1 - S)}{DC_R / DC_{IR} - S}
\end{aligned}$$

[0077] 乘以和除以 DC_{IR}/DC_R 以得到公式 (2) 的形式

$$[0078] \quad = C_1 - C_2 \cdot \frac{AC_R / DC_R}{AC_{IR} / DC_{IR}} \cdot \frac{(1 - S)}{1 - S \cdot DC_{IR} / DC_R}$$

$$[0079] \quad = C_1 - C_2' \cdot \frac{AC_R / DC_R}{AC_{IR} / DC_{IR}}$$

[0080] 其中, 公式 (1) 的校准常量 C_2 适于:

$$[0081] \quad C_2' = C_2 \cdot \frac{(1 - S)}{1 - S \cdot DC_{IR} / DC_R} \quad (3)$$

[0082] 然而, 应当指出, 存在用于将公式针对对象的肤色进行调整到的备选方案。一个备选方案将是利用另一设备/传感器 (例如, 提供黑色素指数的肤色分析器) 来测量对象的肤色。该黑色素指数可以然后被用于使用查找表或另一函数来对 SpO_2 值进行调整。

[0083] 进一步地, 通过使用本发明, 可以以类似的方式校正其他浓度, 使用如从相机可用的皮肤的 DC 反射或者使用单独的传感器。在这种情况下, 基本公式 (1) 可以是不同的, 并且使用其他波长可以是有利的。例如, 为了确定胆红素, 使用具有 475nm (蓝光) 左右的波长的可见光将是有用的。

[0084] 已经通过对应的测试测量证明以上假定。这些测量也示出, 如果光源 (被用于照射从其导出 PPG 信号的皮肤区域) 的照明利用一组两个光电二极管 (分别为红色和红外灵敏性) 或者如分光光度计的测量设备分别地测量, 则相机的白平衡原则上可以被消除。进一步地, 应认识到, 补偿在不使相机白平衡的情况下是可能的, 只要红和红外通道的相对增益未改变, 并且光源的光谱保持相同。

[0085] 本发明的主要应用是针对对NICU和普通病房中的患者监测应用的对存在镜面反射和/或运动的鲁棒的无接触SpO₂的测量。本发明同样适用于接触生命体征传感器和远程(基于相机的)PPG系统,并且还可以被用于确定对象的血液中的其他物质(诸如CO₂、CO或胆红素)的浓度。

[0086] 尽管在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述将理解为是说明性或者示例性的而非限制性的;本发明并不局限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0087] 在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求书中所记载的若干个项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0088] 计算机程序可以存储/分布在与其它硬件一起或作为其它硬件的部分来提供的合适(非瞬态)介质中,例如光存储介质或固态介质,但也可以用其它形式来发布,例如经由互联网或者其它有线或无线电信系统。

[0089] 权利要求书中的任何附图标记均不应被解释为对范围的限制。

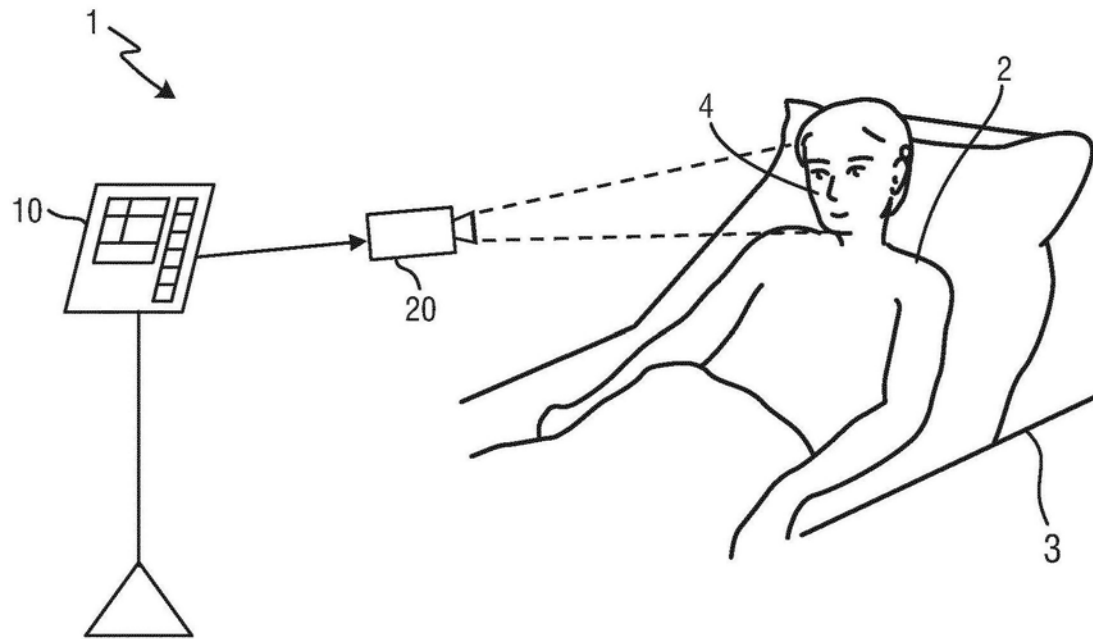


图1

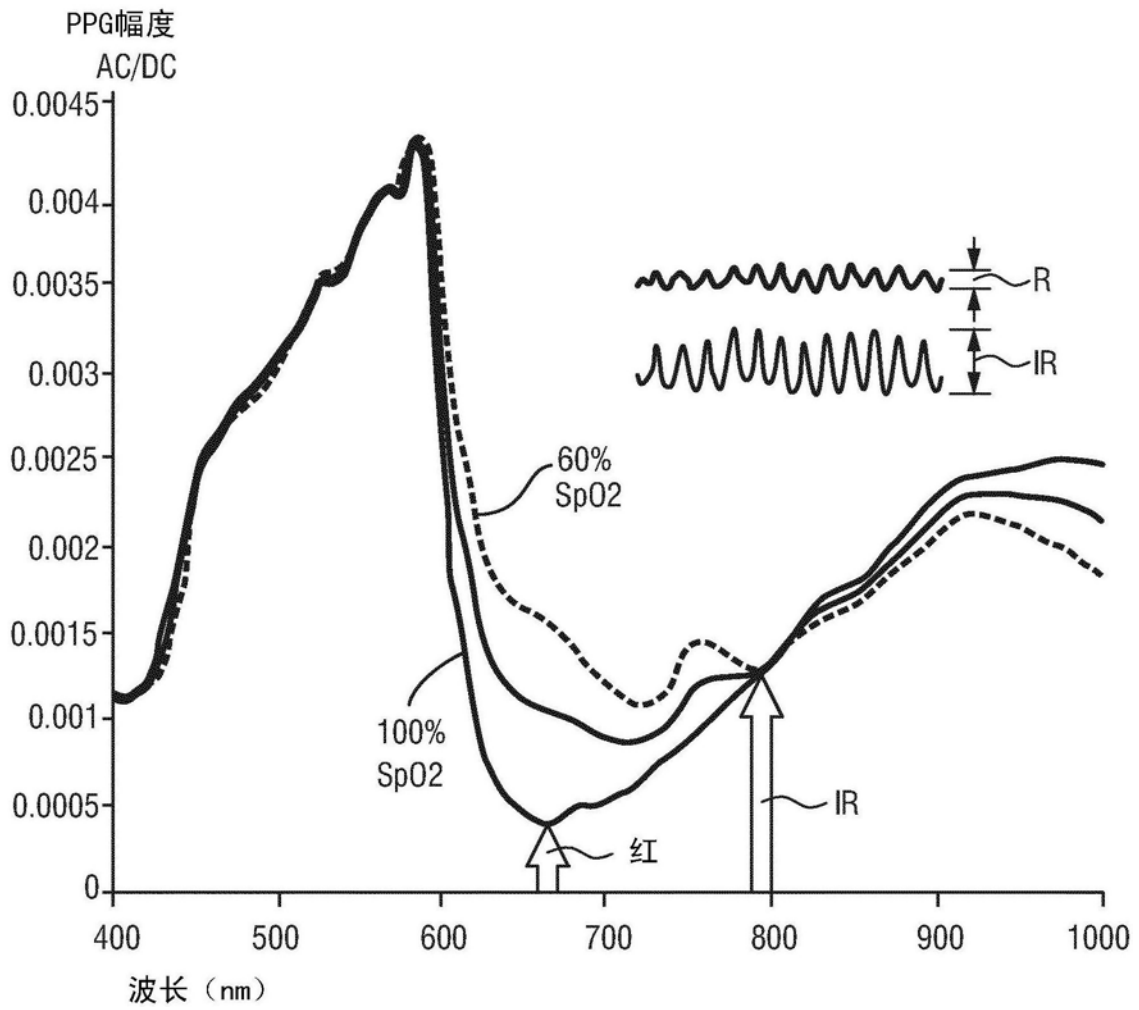


图2

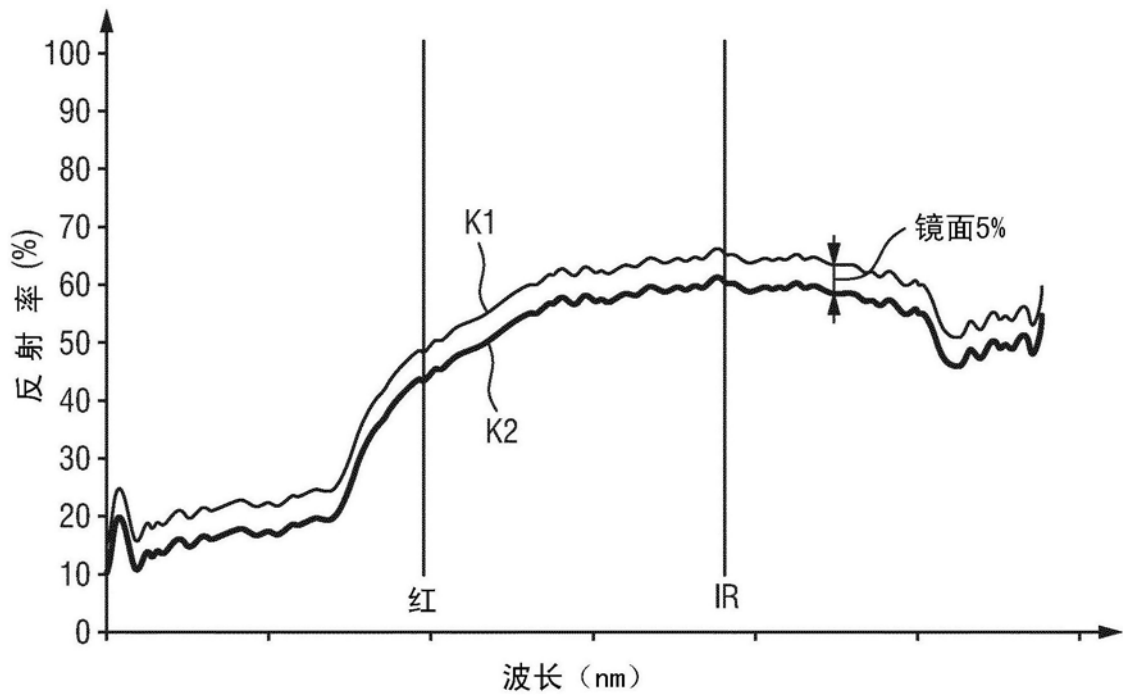


图3

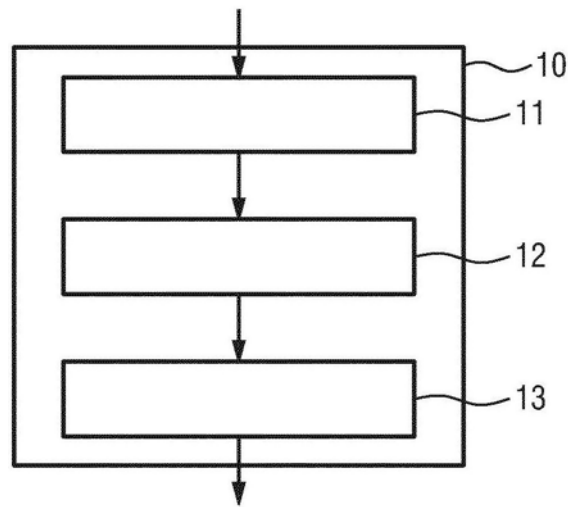


图5

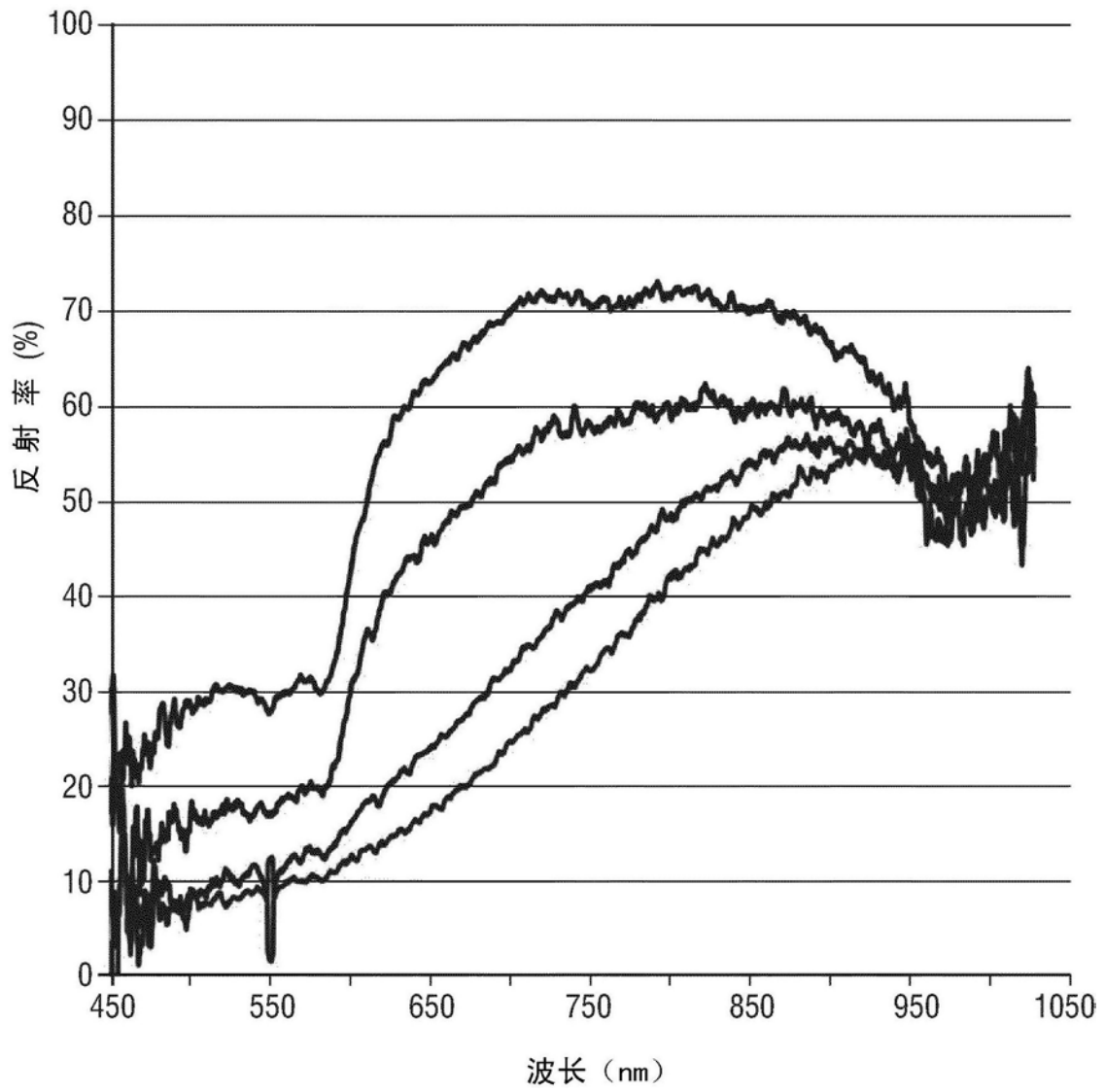


图4

专利名称(译)	用于确定对象的血液中的物质的浓度的设备、系统和方法		
公开(公告)号	CN106999115A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580063765.2	申请日	2015-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	G德哈恩 MJ罗克		
发明人	G·德哈恩 M·J·罗克		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/1495 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0077 A61B5/14551 A61B5/1495 A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/1455 A61B5/6887 A61B5/7271 A61B2576/00		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2014194509 2014-11-24 EP 62/083338 2014-11-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于确定对象的血液中的物质的浓度(诸如氧饱和度)的设备、系统和方法,其降低或去除镜面反射的影响。所提出的设备包括:输入单元,其被配置为响应于由辐射信号对所述对象的皮肤区域的照射而接收从所述皮肤区域反射回的探测信号;信号提取单元(12),其被配置为从所述探测信号提取两个不同的波长处的至少两个光电体积描记PPG信号;以及处理单元(13),其被配置为基于所述PPG信号,计算所述对象的所述血液中的期望的物质的所述浓度,其中,所述计算针对所述对象的肤色而被调整。

