



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108366759 B

(45) 授权公告日 2022. 04. 19

(21) 申请号 201680069147.3

(22) 申请日 2016.09.26

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108366759 A

(43) 申请公布日 2018.08.03

(30) 优先权数据

15187416.1 2015.09.29 EP

62/234,440 2015.09.29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/072864 2016.09.26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02017/055218 EN 2017.04.06

(73) 专利权人 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

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2013080489 A1, 2013.03.28

CN 104837401 A, 2015.08.12

CN 103764019 A, 2014.04.30

US 2014275825 A1, 2014.09.18 (续)

审查员 陈雨羲

权利要求书3页 说明书16页 附图4页

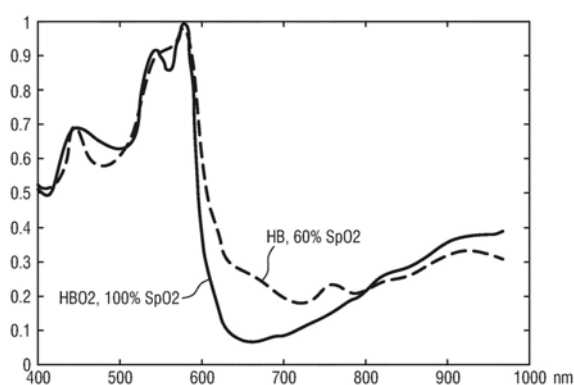
### (54) 发明名称

用于提取生理信息的设备、系统和方法

### (57) 摘要

本发明涉及用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备、系统和方法。为了提供高的运动鲁棒性,所提出的设备包括:输入接口(30),其用于获得从探测到的透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射中导出的至少两个探测信号( $C_n$ ),其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息;脉动信号计算单元(32),其通过将不同的特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ )用于对每个脉动信号的计算而根据所述至少两个探测信号( $C_n$ )来计算至少两个脉动信号( $S_1$ 、 $S_2$ );质量指标计算单元(34),其用于针对所述脉动信号( $S_1$ 、 $S_2$ )计算指示相应脉动信号的特性的质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ );以及处理单元(38),其用于从引起具有最佳质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ )的所述

脉动信号的所述特征向量中并且/或者从所述脉动信号中导出指示至少一个生命体征的生理信息(V)。



[转续页]

[接上页]

**(56) 对比文件**

De Haan et al.《Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature》.

《Physiological Measurement》.2014,

De Haan et al.《Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature》.

《Physiological Measurement》.2014,

Papageoriou.《Adaptive gain tuning for robust remote pulse rate monitoring under changing light conditions》.《Independent》.2014,

Wang W et al.《Exploiting Spatial Redundancy of Image Sensor for Motion Robust rPPG》.《Biomedical Engineering IEEE Transactions on》.2014,

1. 一种用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备,所述设备包括:

-输入接口 (30),其用于获得从探测到的透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射中导出的至少两个探测信号 $C_n$ ,其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

-脉动信号计算单元 (32),其通过使用不同的给定的特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ )而根据所述至少两个探测信号( $C_n$ )来计算至少两个脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ ,其中,针对每个脉动信号的所述计算,使用不同的给定的特征向量,其中,给定的特征向量表示所述至少两个探测信号中的相应脉动信号的预期相对脉动性,其中,对脉动信号的所述计算涉及使用权重来计算所述至少两个探测信号的加权组合,得到这样的脉动信号:所述脉动信号与原始探测信号的乘积等于由相应特征向量表示的所述相对脉动性,

-质量指标计算单元 (34),其用于针对所述脉动信号( $S_1$ 、 $S_2$ )计算指示相应脉动信号的特性的质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ ),

-控制信号计算单元 (35),其用于根据所述质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ )来计算控制信号CS,其中,所述控制信号计算单元 (35)被配置为在所述至少两个脉动信号中的第二脉动信号( $S_2$ )的所述质量指标值( $Q_2$ )大于所述至少两个脉动信号中的第一脉动信号( $S_1$ )的所述质量指标值( $Q_1$ )的情况下增大所述控制信号CS,并且反之亦然

-特征调整单元 (36),其被配置为通过将更新向量 $(CS-1) \cdot \bar{U}$ 和 $(CS+1) \cdot \bar{U}$ 添加到参考特征向量( $P_{bv0}$ )来计算所述至少两个特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ ), $\bar{U}$ 是选定向量,以及

-处理单元 (38),其用于从所述至少两个特征向量中的引起具有最佳质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ )的所述脉动信号的特征向量中并且/或者从具有所述最佳质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ )的所述脉动信号中导出指示至少一个生命体征的生理信息(V)。

2. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述脉动信号计算单元 (32)被配置为使用不同的特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ )的固定集合,并且所述处理单元 (38)被配置为对引起具有所述最佳质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ )的所述脉动信号的特征向量的时间序列进行滤波以获得经滤波的特征向量,所述生理信息是从所述经滤波的特征向量中导出的。

3. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述特征调整单元 (36)被配置为在脉动信号依据其产生所述最佳质量指标值的方向上调整所述不同的特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ )中的一个或多个特征向量。

4. 根据权利要求3所述的设备,

其中,所述脉动信号计算单元 (32)被配置为针对所述至少两个特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ )根据所述探测信号( $C_n$ )来计算所述脉动信号( $S_1$ 、 $S_2$ ),其中,脉动信号与所述至少两个探测信号之间的比率是由对应的特征向量来确定的。

5. 根据权利要求4所述的设备,

其中,所述特征调整单元 (36)被配置为调整作为所述参考特征向量( $P_{bv0}$ )的参考规范化的血容量脉动向量以获得所述至少两个特征向量( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ )。

6. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述质量指标计算单元 (34)被配置为:计算规范化的脉动信号的光谱,并且使用

在一范围中的最高峰值的幅度作为针对所述脉动信号的所述质量指标,所述范围尤其是典型脉动频率的范围。

7. 根据权利要求6所述的设备,其中,在滑动时间窗口上计算规范化的脉动信号的光谱。

8. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述质量指标计算单元(34)被配置为:在滑动时间窗口中计算脉动信号,并且将以下定义为针对所述脉动信号的质量指标:光谱的脉动频率的范围中的最高峰值的幅度除以整个频率范围上的能量。

9. 根据权利要求4所述的设备,

其中,所述特征调整单元(36)被配置为:比较所述质量指标值( $Q_1$ 、 $Q_2$ ),依据所述比较的符号来增大或减小计数,并且使用计数值以及预定的更新向量和所述参考特征向量( $P_{bv}0$ )来计算所述至少两个特征向量( $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ )。

10. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述脉动信号计算单元(32)被配置为在根据所述至少两个探测信号( $C_n$ )中的一个或多个探测信号来计算所述脉动信号( $S_1$ 、 $S_2$ )之前将噪声添加到所述至少两个探测信号( $C_n$ )中的所述一个或多个探测信号。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述脉动信号计算单元(32)被配置为将噪声添加到一个或多个规范化且无DC的探测信号( $C_n$ )。

12. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述脉动信号计算单元(32)被配置为:通过在时间窗口上计算规范化的无DC探测信号 $C_n$ 的协方差矩阵 $Q = C_n C_n^T$ 来计算所述脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ ,并且找到用于计算脉动信号 $S_x = \overrightarrow{W}_x C_n$ 的权重 $W_x$ ,为 $\overrightarrow{W}_x = k \overrightarrow{P_{bv}x} Q^{-1}$ ,其中,k被选取为使 $\|\overrightarrow{W}_x\| = 1$ 并且 $x \in \{1, 2\}$ 。

13. 根据权利要求4所述的设备,

其中,所述特征调整单元(36)被配置为基于所述控制信号(CS)来调整所述参考特征向量( $P_{bv}0$ )以获得至少两个特征向量( $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ )。

14. 一种用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的系统,所述系统包括:

- 探测器(18、19),其用于探测透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射,并且用于从探测到的电磁辐射中导出至少两个探测信号( $C_n$ ),其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

- 根据权利要求1所述的用于提取生理信息的设备(12)。

15. 一种用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的方法,所述方法包括:

- 获得从探测到的透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射中导出的至少两个探测信号( $C_n$ ),其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

- 通过使用不同的给定的特征向量( $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ )而根据所述至少两个探测信号( $C_n$ )来计算至少两个脉动信号( $S_1$ 、 $S_2$ ),其中,针对每个脉动信号的所述计算,使用不同的给定的特征向量,其中,给定的特征向量表示所述至少两个探测信号中的相应脉动信号的预期相对脉动性,其中,对脉动信号的所述计算涉及使用权重计算对所述至少两个探测信号的加权组

合,得到这样的脉动信号:所述脉动信号与原始探测信号的乘积等于由相应特征向量表示的所述相对脉动性,其中,通过将更新向量 $(CS - 1) \cdot \vec{U}$ 和 $(CS + 1) \cdot \vec{U}$ 添加到参考特征向量 $(P_{bv}0)$ 来计算至少两个特征向量 $(P_{bv}1, P_{bv}2)$ ,  $\vec{U}$ 是选定向量,

- 针对所述脉动信号 $(S_1, S_2)$ 计算指示相应脉动信号的特性的质量指标值 $(Q_1, Q_2)$ ,

- 根据所述质量指标值 $(Q_1, Q_2)$ 来计算控制信号CS,其中,在所述至少两个脉动信号中的第二脉动信号 $(S_2)$ 的所述质量指标值 $(Q_2)$ 大于所述至少两个脉动信号中的第一脉动信号 $(S_1)$ 的所述质量指标值 $(Q_1)$ 的情况下增大所述控制信号CS,并且反之亦然;并且

- 从所述至少两个特征向量中的引起具有最佳质量指标值 $(Q_1, Q_2)$ 的所述脉动信号的特征向量中并且/或者从具有所述最佳质量指标值 $(Q_1, Q_2)$ 的所述脉动信号中导出指示至少一个生命体征的生理信息(V)。

16.一种存储包括程序代码模块的计算机程序的计算机存储介质,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码模块用于使所述计算机执行根据权利要求15所述的方法的步骤。

## 用于提取生理信息的设备、系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于从探测到的透射通过诸如人或动物的对象的电磁辐射或者从诸如人或动物的对象反射的电磁辐射中提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备、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)或动脉血氧饱和度)充当人的当前状态的指标并且充当严重医学事件的强大预测器。出于这个原因,在住院患者和门诊患者护理环境、家或另外的健康、休闲和健身环境中广泛地监测生命体征。

[0003] 测量生命体征的一种方式是通过体积描记术。体积描记术通常涉及对器官或身体部分的体积变化的测量,并且尤其涉及对由于随着每次心跳行进通过对象的身体的心血管脉动波而引起的体积变化的探测。

[0004] 光体积描记术(PPG)是评价感兴趣区或感兴趣体积的光反射或透射的时变变化的光学测量技术。PPG基于这样的原理:血液比周围组织吸收更多光,因此血容量随着每次心跳的变化对应地影响透射或反射。除了关于心率的信息以外,PPG波形能够包括可归因于诸如呼吸的另外的生理现象的信息。通过评价在不同波长(通常是红色或红外波长)处的透射率和/或反射率,能够确定血氧饱和度。

[0005] 用于测量对象的心率和(动脉)血氧饱和度(也被称为 $SpO_2$ )的常规脉动血氧计(在本文中也被称为接触式PPG)被附着到对象的皮肤,例如被附着到手指端部、耳垂或额头。因此,它们被称为“接触式”PPG设备。典型的脉动血氧计包括作为光源的红色LED和红外LED以及用于探测已经透射通过患者组织的光的一个光电二极管。市场上可购得的脉动血氧计在红色波长处的测量与红外波长处的测量之间快速切换,从而在两个不同波长处测量组织的相同区或体积的透射率。这被称为时分复用。在每个波长处的关于时间的透射率给出了针对红色波长和红外波长的PPG波形。尽管接触式PPG被视为基本上无创的技术,但是针对接触式PPG测量的体验常常是不舒适的和干扰性的,这是由于脉动血氧计被直接附着到对象并且任何线缆会限制自由移动并且可能阻碍工作流程。

[0006] 对脉动信号和氧饱和度水平( $SpO_2$ )的快速且可靠的检测和分析在许多健康护理应用中是最重要的活动之一,如果患者处于危急状况下,这种检测和分析将会变得至关重要,并且因此,测量容易受到任何种类的伪影的损害。另外,在健康个体中信号也是很小的,并且因此容易因对象的运动造成失真。

[0007] 现代光体积描记术传感器通常在对象移动时失效,并且生命体征监测经常被中断。例如,接触式手指脉动血氧计(基于透射式PPG)容易受到手的运动的损害,并且在患者集中时由于身体外周的较低血容量而造成失效。接触前额脉动血氧计传感器(使用反射式PPG测量模式)被假定为对集中影响更为鲁棒。然而,前额传感器的准确性、鲁棒性和响应性非常依赖于传感器在前额上的正确定位以及被施加到皮肤上的适当的压力(传感器应用太紧可能会降低局部血液脉动性,应用太松可能导致由于运动伪影和/或静脉脉动性引起的



不可靠的测量)。

[0008] 最近,已经引入了用于非干扰性测量的非接触式、远程PPG(rPPG)设备(在本文中也称为相机rPPG设备)。远程PPG利用被设置为远离感兴趣对象的光源或者一般而言为辐射源。类似地,探测器(例如,相机或者光探测器)也能够被设置为远离感兴趣对象。因此,远程光体积描记系统和设备被视为是非干扰性的并且非常适合用于医学和非医学日常应用。然而,远程PPG设备通常实现较低的信噪比。

[0009] Verkrusse等人的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”(Optics Express,第16卷,第26期,2008年12月22日,第21434-21445页)展示了能够通过使用红色、绿色和蓝色的颜色通道,使用环境光和常规消费者水平的视频相机来远程测量光体积描记信号。

[0010] Wieringa等人的“Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging:A First Step Toward“SpO<sub>2</sub> Camera”Technology”(Ann.Biomed.Eng.33,第1034-1041页,2005年)公开了一种用于基于对在不同波长处的光体积描记信号的测量来对组织中的动脉氧饱和度进行非接触式成像的远程PPG系统。所述系统包括单色CMOS相机以及具有三个不同波长的LED的光源。相机按顺序采集在三个不同波长处的对象的三个影片。能够根据在单个波长处的影片来确定脉率,然而为确定氧饱和度需要在不同波长处的至少两个影片。所述测量在暗室中执行,每次仅使用一个波长。

[0011] 能够通过使用PPG技术来测量生命体征,所述生命体征由皮肤中的微小光吸收变化所揭示,所述微小光吸收变化由脉动的血容量所引起,即,由通过血容量脉动引发的人的皮肤周期性颜色变化所引起。由于这种信号非常小并且隐藏在由于照明变化和运动引起的大得多的变化中,因此一般有兴趣来改善根本性低的信噪比(SNR)。仍然有存在剧烈运动、挑战性环境照明状况或者高要求的应用准确性的高要求情况,其中,要求生命体征测量设备和方法的改善的鲁棒性和准确性,尤其是对于更危急的健康护理应用。

[0012] 总的来说,视频健康监测(心率、呼吸率、SpO<sub>2</sub>、活动记录、精神错乱等)是有前景的新兴领域。其固有的非干扰性对于具有脆弱皮肤的患者或需要长期生命体征监测的患者(例如,NICU患者、具有大面积烧伤的患者或在家中睡眠期间必须被监测的COPD患者)来说具有明显的优点。在其他环境中(例如,在普通病房或急诊室中),非接触式监测的舒适性仍然是有吸引力的特征。然而,虽然这是有前景的新领域,但是还必须克服许多难题,尤其是将系统设计为对患者的移动鲁棒是目前的一个主要难题。另外,希望在低脉动性的情况下(例如,对于新生儿,在低温下)具有可靠的测量。一般来说,已知方法在低SNR的情况下变得不可靠,这需要得到改善。

[0013] 已知方法的一个主要问题是其对对象运动和低SNR较为敏感。原因是生命体征将它们本身表现为由相机或接触式传感器探测到的皮肤的小的颜色变化。然而,对象运动容易导致探测到的信号的大得多的变化,并且从这些失真信号复原生命体征是已知方法中的主要问题。

[0014] G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”(Physiol.Meas.,第35卷,第1913页,2014年)描述了动脉血液和无血皮肤的不同吸收谱使得变化沿着规范化的RGB空间中的非常特定的向量发生。能够针对相机中的光学滤波器的给定光谱和转移特性来确定精确向量。这表明

这种“特征”能够用于设计具有比基于盲源分离的近期的方法好得多的运动鲁棒性并且甚至比较早公布的基于色度的方法更好的rPPG算法。

[0015] W.Wang、S.Stuijk和G.de Haan的“Exploiting Spatial Redundancy of Image Sensor for Motion Robust rPPG”(IEEE Transactions on Biomedical Engineering,第62卷,第2号,第415-425页,2015年2月)公开了一种基于以下观察来改善rPPG的运动鲁棒性的框架:相机能够同时对多个皮肤区域并行采样,并且多个采用中的每个采用能够被处置为用于脉动测量的独立传感器。图像传感器的空间冗余度因此能够用于区分脉动信号与运动引发的噪声。为此目的,基于像素的rPPG传感器被构建为使用运动补偿的逐像素的脉动提取、空间修剪和时间滤波来估计鲁棒的脉动信号。

[0016] Luis F.Corral Martinez、Gonzalo Paez、Marija Strojnik的“Optimal wavelength selection for noncontact reflection photoplethysmography”(Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering 8011:304,2011年8月)描述了来自人类前额的针对从380nm至980nm的波长的反向散射的信号。结果揭示了具有携带有用信息的强脉动信号的频带。这些频带被描述为可见区域和NIR区域中的最合适的波长,能够使用长距离非接触式反射光体积描记术分析从所述最合适的波长导出心率和呼吸率参数。后一结果显示出用于远程探测人体中的生命体征的新颖性技术的可行性。可以包括对组织氧合的形态学分析或形态学图的这种技术是患者的真实无创远程监测的又一步骤。

## 发明内容

[0017] 本发明的目的是提供用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备、系统和方法,其提供了(一个或多个)所获得的生命体征关于运动和低SNR的增大的鲁棒性。

[0018] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备,所述设备包括:

[0019] -输入接口,其用于获得从探测到的透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射中导出的至少两个探测信号,其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

[0020] -脉动信号计算单元,其通过使用不同的给定的特征向量而根据所述至少两个探测信号来计算至少两个脉动信号,其中,针对每个脉动信号的所述计算,使用不同的给定的特征向量,其中,给定的特征向量表示所述至少两个探测信号中的相应脉动信号的预期相对脉动性,其中,对脉动信号的所述计算涉及使用权重来计算所述至少两个探测信号的加权组合,得到这样的脉动信号:所述脉动信号与原始探测信号的乘积等于由相应特征向量表示的所述相对脉动性,

[0021] -质量指标计算单元,其用于针对所述脉动信号计算指示相应脉动信号的特性的质量指标值,以及

[0022] -处理单元,其用于从引起具有最佳质量指标值的所述脉动信号的所述特征向量中并且/或者从所述脉动信号中导出指示至少一个生命体征的生理信息。

[0023] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于从探测到的透射通过对象的电磁辐射或者从对象反射的电磁辐射中提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的系统,所述



系统包括：

[0024] -探测器，其用于探测透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射，并且用于从探测到的电磁辐射中导出至少两个探测信号，其中，每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息，

[0025] -如本文所公开的用于提取生理信息的设备。

[0026] 在本发明的又一方面中，提供了一种对应的方法、一种包括程序代码模块的计算机程序，以及一种其中存储有计算机程序产品的非瞬态计算机可读记录介质。对于所述计算机程序，当在计算机上执行所述计算机程序时，所述程序代码模块用于使所述计算机执行本文公开的方法的步骤；对于所述非瞬态计算机可读记录介质，所述计算机程序产品当由处理器运行时使所本文公开的方法被执行。

[0027] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解，请求保护的方法、系统、计算机程序和介质具有与请求保护的设备以及从属权利要求中所定义的相似和/或相同的优选实施例。

[0028] 已知的 $SpO_2$ 测量使用红色和IR的PPG幅度的比率。尤其地，红色PPG信号是非常小的。利用已知方法会过高估计红色PPG信号的幅度，这是因为红色PPG信号包括噪声。相比之下，根据本发明的设备和方法并不测量幅度，而是测量给出最佳SNR的特征（例如， $P_{bv}$ 向量）。即使该SNR低，它仍然能够被测量为最佳的（使用能够被处理的SNR的下限）。

[0029] 如上面所解释的，PPG信号由皮肤中的血容量的变化所引起。因此，当在反射光/透射光的不同光谱分量中观察到变化时，这种变化给出了特性脉动性“特征”。这种“特征”基本上反映出血液的吸收光谱与无血皮肤组织的吸收光谱的对比（差分）结果。如果探测器（例如，相机或传感器）具有离散数量的颜色通道，每个颜色通道均感测光谱的特定部分，那么这些通道中的相对脉动性能够被布置在“特征向量”中，也被称为“规范化的血容量向量” $P_{bv}$ 。在G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature” (Physiol.Meas., 第35卷, 第1913页, 2014年) (通过引用将其并入本文) 中已经示出，如果该特征向量是已知的，那么基于颜色通道和特征向量的运动鲁棒的脉动信号提取是可能的。为了脉动信号的质量，特征准确是必要的，因为否则已知方法会将噪声混合到输出的脉动信号中以实现脉动向量与由特征向量指示的规范化的颜色通道的规定关系。

[0030]  $P_{bv}$ 方法和对规范化的血容量向量（被称为“具有指示参考生理信息的设定取向的预定索引元素”）的使用的细节也已经在US 2013/271591 A1中得到描述，通过引用将这些细节也并入本文。

[0031] 因此，本发明提出使用不同的特征向量来计算针对根据探测信号（也被称为颜色信号或颜色通道）计算的脉动信号的质量指标值，所述质量指标值指示相应脉动信号的特性，并且指示至少一个生命体征的生理信息是从引起具有最佳质量指标值的脉动信号的特征向量中并且/或者从所述脉动信号（即，具有最佳质量指标值的脉动信号）中导出的。

[0032] 由此，生命体征（例如， $SpO_2$ 、CO、 $CO_2$ 和胆红素）优选是从所述确定的特征向量导出的。然而，具有最佳质量指标值的脉动信号本身也是所提出的设备能够输出的感兴趣生命体征。更进一步地，脉率、心跳间间隔或心率变异性能够从所述脉动信号中导出。在与利用固定的特征向量获得的脉动信号不同的 $SpO_2$ 的情况下，这种脉动信号更为鲁棒。

[0033] 由本发明提出的方法也可以被理解为沿着颜色空间中的定义的线的质量引导的行走,其中,所述线依据对光学滤波器(波长)的选择。特征向量在颜色空间中被动态调整,以进一步减少每次特定测量中运动的影响。

[0034] 在实施例中,所述脉动信号计算单元被配置为使用不同的特征向量的固定集合,并且所述处理单元被配置为对引起具有所述最佳质量指标值的所述脉动信号的特征向量的时间序列进行滤波以获得经滤波的特征向量,所述生理信息是从所述经滤波的特征向量中导出的。根据该实施例,不同的特征向量的集合是固定的,即,每个特征向量对应于离散的生命体征值,例如, $SpO_2$ 值(在例如由10个特征向量覆盖的60%至100%的范围内)。另外,经滤波的特征向量(具有增大的分辨率,例如, $SpO_2$ 分辨率)用于使用特征向量一对一地对应于生命体征值(例如, $SpO_2$ 值)的事实来导出输出的生命体征。

[0035] 在另一实施例中,所述设备还包括:特征调整单元,其用于在脉动信号依据其产生所述最佳质量指标值的方向上调整所述不同的特征向量中的一个或多个特征向量。根据该实施例,在脉动信号依据其产生最佳质量指标值的方向上调整(即,更新)特征值(例如增大或减小更新值)。因此,根据该实施例,使用递归/迭代选项。一般来说,特征向量的集合可以仅包含两个特征向量,但是也可能包括更多的特征向量。

[0036] 因此,该实施例提供了如在上面引用的de Haan和van Leest的文章中公开的PPG传感器中的特征向量的调整方案,使得特征自动收敛到正确的特征向量。除了改善脉动信号的运动和噪声鲁棒性以外,另外的优点是特征向量携带关于血液的成分(例如, $SpO_2$ 、 $CO$ 、 $CO_2$ 、胆红素)的所有相关信息。

[0037] 在部分地调整特征值的集合的情况下,可以利用总是被测试的固定特征向量来扩展递归/迭代选项。集合因此可以包含两个经调整的特征向量,并且如果递归方法例如由于过多噪声而“偏离轨道”,集合可以包含可以加速复原的一至三个固定的特征向量。

[0038] 在另一优选实施例中,所述特征调整单元被配置为基于所述质量指标值而使用参考特征向量来获得至少两个特征向量,并且其中,所述脉动信号计算单元被配置为针对所述至少两个特征向量根据所述探测信号来计算所述脉动信号,其中,脉动信号与所述至少两个探测信号之间的比率是由对应的特征向量来确定的。参考特征向量优选是固定的且预定的。对于健康个体(即,具有大约97%的健康 $SpO_2$ )上的给定配置(相机、光源),可以对其测量例如一次。对于这种情况,也可以使用体模。体模能够是显示具有在健康皮肤中通常可见的颜色变化的表面的计算机监测器。参考特征向量不必对应于健康个体的特征向量。也可以获取对应于例如80%的另一 $SpO_2$ 值的向量。只要参考特征向量在可以发生(70%至100% $SpO_2$ 之间)的范围内,参考特征向量就可以充当初始估计结果,并且根据本发明的方法将会朝向被监测对象的实际特征值收敛。

[0039] 优选地,所述特征调整单元被配置为调整作为参考特征向量的参考规范化的血容量脉动向量以获得所述至少两个特征向量。

[0040] 存在不同的选项来确定质量指标值。在实施例中,所述质量指标计算单元被配置为:计算规范化的脉动信号的光谱,尤其是在滑动时间窗口上计算规范化的脉动信号的光谱,并且使用在一范围中的最高峰值的幅度作为针对所述脉动信号的所述质量指标,所述范围尤其是典型脉动频率的范围。在另一实施例中,所述质量指标计算单元被配置为:在滑动时间窗口中计算脉动信号,并且将以下定义为针对所述脉动信号的质量指标:光谱的脉

动频率的范围中的最高峰值的幅度除以整个频率范围上的能量(其也可以是可能的脉动频率的范围)。

[0041] 所述特征调整单元被配置为:比较所述质量指标值,依据所述比较的符号来增大或减小计数,并且使用计数值以及预定的更新向量和所述参考特征向量来计算所述至少两个特征向量。更新向量一般是预先确定的。例如,如果将描述针对100%SpO<sub>2</sub>的探测信号中的相对脉动性的特征向量用作 $P_{bv2}$ 并且将针对例如80%SpO<sub>2</sub>的特征向量 $P_{bv3}$ 从 $P_{bv2}$ 中减去,那么可以将这个差分向量的部分用作更新向量。

[0042] 所述脉动信号计算单元还被配置为在根据所述至少两个探测信号中的一个或多个探测信号来计算所述脉动信号之前将噪声添加到所述至少两个探测信号中的所述一个或多个探测信号,尤其是将噪声添加到一个或多个规范化且无DC的探测信号。将一些噪声添加到颜色通道改善了性能,尤其是在皮肤面积大且几乎不存在观察到的噪声或运动引发的噪声的情况下。有利的效果是所有生命体征的估计结果实际上得益于噪声(例如,运动),因为最佳特征在存在干扰的情况下是最清楚的。在非常无噪声的情况下,几乎所有特征向量( $P_{bvs}$ )都可以引起干净的脉动信号,使得难以找到最优值。

[0043] 在实际的实施方式中,所述脉动信号计算单元被配置为:通过在时间窗口上计算规范化的无DC探测信号 $C_n$ 的协方差矩阵 $Q = C_n C_n^T$ 来计算所述脉动信号 $S_1, S_2$ ,并且找到用于计算脉动信号 $S_x = \vec{W}_x C_n$ 的权重 $W_x$ ,为 $\vec{W}_x = k \overrightarrow{P_{bv x}} Q^{-1}$ ,其中,k被选取为使 $\|\vec{W}_x\| = 1$ 并且 $x \in \{1, 2\}$ 。此处应当注意,对于从相同的探测信号 $C_n$ 获得的两个脉动信号,权重和 $P_{bvs}$ 是不同的。

[0044] 所提出的设备还可以包括:控制信号计算单元,其用于根据所述质量指标值来计算控制信号,其中,所述特征调整单元被配置为基于所述控制信号来调整所述参考特征向量以获得至少两个特征向量。取决于两个特征向量中的哪一个特征向量是最佳的,控制信号能够例如是+1或-1(以例如增大或减小计数)。符号应当被选择为使得过程朝向正确的估计结果收敛。

[0045] 在该实施例中,所述特征调整单元被配置为通过将更新向量 $(CS - 1) \cdot \vec{U}$ 和 $(CS + 1) \cdot \vec{U}$ 添加到所述参考特征向量来计算所述至少两个特征向量,其中,所述控制信号计算单元被配置为在第二脉动信号的所述质量指标值大于第一脉动信号的所述质量指标值的情况下增大所述控制信号CS,并且反之亦然。

[0046] 所提出的系统的探测器可以以不同的方式进行配置,尤其是被配置为优选依据应用的种类和系统配置来探测不同波长的探测信号。在优选实施例中,所述系统被配置为导出大约650nm、810nm和900nm的波长的探测信号,或者大约760nm、800nm和840nm的波长的探测信号,或者大约475nm、550nm和650nm的波长的探测信号,或者大约650nm和800nm的波长的探测信号,或者大约660nm、760nm、800nm和840nm的波长的探测信号。一般来说,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,这意味着不同的“波长通道”具有不同的波长敏感性。因此,不同的“波长通道”能够对相同的波长敏感,但是相对敏感性应该是不同的。换言之,可以用于感测的光学滤波器可以是(部分)交叠的,但是应该是不同的。

[0047] 一般来说,所述至少两个信号通道(探测信号)是从300nm至1000nm的波长区间选择的,具体而言表示对应于红光、绿光和蓝光的波长部分。当从由(例如常规)相机采集的图像信号获得PPG信号时并且当远程PPG的上面提及的原理被用于导出一个或多个生命体征时尤其使用上述至少两个信号通道。在其他实施例中,除了另一种颜色通道以外或代替另一种颜色通道,也可以使用红外光。例如,对于夜间应用,可以额外地或备选地使用一个或多个红外波长。

[0048] 通常,电磁辐射(尤其是光)与生物组织的相互作用是复杂的,并且包括(多)散射、反向散射、吸收、透射和(漫)反射的(光学)过程。在本发明的背景中使用的术语“反射”不应被解释为限于镜面反射,而是包括电磁辐射(尤其是光)与组织的上述类型的相互作用以及它们的任意组合。

[0049] 在本发明的背景中使用的术语“生命体征”是指对象(即,生物)的生理参数和导出参数。尤其地,术语“生命体征”包括血容量脉动信号、心率(HR)(有时也被称为脉率)、心率变异性(脉率变异性)、搏动强度、灌注、灌注指标、灌注变异性、Traube Hering Mayer波、呼吸率(RR)、皮肤温度、血压、血液和/或组织中的物质的浓度(例如,(动脉)血氧饱和度或血糖水平)。此外,“生命体征”总体上包括从PPG信号的形状获得的健康指示(例如,形状可以说明关于部分动脉阻塞的情况(例如当在手臂上应用血压袖带时,从手的PPG信号获得的形状变得更加正弦化)或者关于皮肤厚度的情况(例如,来自面部的PPG信号不同于来自手部的PPG信号)或者甚至可以是关于温度的情况等)。

[0050] 在本发明的背景中使用的术语“生命体征信息”包括如上面定义的一个或多个测量的生命体征。此外,“生命体征信息”包括涉及生理参数、对应的波形迹线的数据或者涉及时间的生理参数的、能够服务于随后的分析的数据。

[0051] 为了获得对象的生命体征信息信号,对皮肤区内的皮肤像素区的数据信号进行评价。此处,“皮肤像素区”意指包括一个皮肤像素或邻近的皮肤像素的组的区,即,可以针对单个像素或者皮肤像素的组导出数据信号。

[0052] 可以以各种方式来实施所述探测器,所述探测器用于探测透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射,并且用于从探测到的电磁辐射中导出探测数据。在一个实施例中,所述探测器包括体积描记传感器,所述体积描记传感器被配置用于被安装到所述对象的皮肤部分,以用于采集光体积描记信号。这种传感器可以例如是被安装到手指或耳垂的光学体积描记传感器或者被布置在腕带或手表内的传感器。

[0053] 在另一实施例中,所述探测器可以包括成像单元,所述成像单元用于采集随时间的所述对象的图像帧的序列,能够使用远程PPG的原理从所述序列中导出光体积描记信号。所述数据流可以因此包括图像帧的序列,或者更精确地,包括一系列包括光谱信息的图像帧。例如,能够利用包括颜色信息的RGB图像。然而,表示红外光(IR)信息和红光(R)信息的帧也能够形成帧的序列。所述图像帧能够表示观察到的对象和另外的元素。

[0054] 本发明不但利用生命体征相机来实现运动鲁棒的 $SpO_2$ 测量,而且还引起改善的运动鲁棒的脉动信号、改善的脉率、可能有改善的血清胆红素、 $CO_2$ 和CO估计(基本上能够使所有基于PPG的信息更为鲁棒)。最后,本发明同样适合用于改善接触式血氧计的运动鲁棒性。

## 附图说明

[0055] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。在附图中:

[0056] 图1示出了根据本发明的系统的示意图,

[0057] 图2示出了血液的吸收谱的曲线图,

[0058] 图3示出了根据本发明的设备的第一实施例的示意图,

[0059] 图4示出了根据本发明的设备的第二实施例的示意图,

[0060] 图5示出了随时间的不同波长下的血容量脉动向量和得到的 $SpO_2$ 估计结果的曲线图,并且

[0061] 图6示出了针对锻炼对象的不同波长下的血容量脉动向量的曲线图。

## 具体实施方式

[0062] 图1示出了根据本发明的系统10的示意图,所述系统包括设备12,所述设备12用于从探测到的透射通过对象的电磁辐射或者从对象反射的电磁辐射中提取指示对象14的至少一个生命体征的生理信息。对象14(在该范例中为患者)躺在例如医院或其它健康护理设施中的床16上,但是对象14也可以是例如躺在恒温箱中的新生儿或早产儿或者在家中或在不同环境中的人。

[0063] 存在针对用于探测透射通过对象的电磁辐射或者从对象反射的电磁辐射的探测器的不同实施例,这些不同实施例可以被备选地使用(其是优选的)或者被一起使用。在系统10的实施例中,示出了探测器的两个不同实施例并且将会在下面面对这两个不同实施例进行解释。探测器的这两个实施例都被配置用于从探测到的电磁辐射导出至少两个探测信号,其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射或透射信息。由此,所使用的光纤优选是不同的,但是能够交叠。如果其依赖波长的透射是不同的,那么这样的光纤是足够的。

[0064] 在一个实施例中,探测器包括相机18(也被称为成像单元,或者也被称为基于相机的PPG传感器或远程PPG传感器),所述相机18包括合适的光传感器,所述光传感器用于(远程地并且非干扰性地)捕捉对象14的图像帧,尤其是用于采集随时间的对象14的图像帧的序列,能够从所述序列导出光体积描记信号。由相机18捕捉的图像帧具体可以对应于借助于例如在(数字)相机中的模拟或数字光传感器捕捉的视频序列。这种相机18通常包括光传感器(例如,CMOS传感器或CCD传感器),其也可以操作在特定的光谱范围(可见光谱、IR光谱)中进行操作或者提供针对不同光谱范围的信息。相机18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。具体地,图像帧包括表示利用光传感器的不同光敏元件捕捉的光强度值的像素。这些光敏元件可以对特定光谱范围(即,表示特定颜色)敏感。图像帧包括表示对象的皮肤部分的至少一些图像像素。因此,图像像素可以对应于光探测器的一个光敏元件及其(模拟或数字)输出,或者可以基于多个光敏元件的组合(例如,通过分箱)来确定。

[0065] 在另一实施例中,所述探测器包括一个或多个光学光体积描记传感器19(也被称为(一个或多个)接触式PPG传感器),所述一个或多个光学光体积描记传感器19被配置用于被安装到对象14的皮肤部分以用于采集光体积描记信号。(一个或多个)PPG传感器19可以



例如被设计为用于测量血氧饱和度的手指夹的形式,或者被设计为用于测量心率的心率传感器的形式,仅提出所有可能实施例中的几个实施例。

[0066] 当使用相机18时,系统10任选地还可以包括诸如灯的光源22(也被称为照明源),所述光源用于利用光(例如在(一个或多个)预定波长范围中(例如,在红光、绿光和/或红外光的波长范围中))来照射诸如患者面部的皮肤(例如,面颊或前额的部分)的感兴趣区域24。由相机18来探测响应于所述照明而从所述感兴趣区域24反射的光。在另一实施例中,不提供专用光源,而是使用环境光对对象14进行照明。根据反射光可以探测和/或评价仅在期望的波长范围中的光(例如,绿光和红光或红外光、或者在覆盖至少两个波长通道的足够大的波长范围中的光)。

[0067] 设备12还被连接到接口20,所述接口20用于显示所确定的信息和/或用于向医学人员提供接口以改变设备12、相机18、(一个或多个)PPG传感器19、光源22和/或系统10的任何其他参数的设置。这样的接口20可以包括不同的显示器、按钮、触摸屏、键盘或其他人机接口模块。

[0068] 如图1中图示的系统10可以例如被定位在医院、健康护理设施、老年护理设施等中。除了患者监测以外,本发明还可以应用于其它领域中,例如,新生儿监测、一般监控应用、安全监测或所谓的生活方式环境(例如,健身装备、可穿戴设备、如智能手机的手持式设备)等。设备12、相机18、(一个或多个)PPG传感器19和接口20之间的单向或双向通信可以经由无线或有线通信接口来进行工作。本发明的其他实施例可以包括不是独立提供的,而是被集成到相机18或接口20中的设备12。

[0069] 存在若干已知方法来从探测信号 $C_n$ 中获得脉动信号 $S$ ,所述方法被称为由 $P_{bv}/CHROM$ 引导的ICA、PCA、 $P_{bv}$ 、CHROM以及ICA/PCA,所述方法也在已经在上面引用的de Haan和van Leest的文章中得到了描述。这些方法能够被解读为提供作为来自彩色视频相机的不同波长通道(例如,红色、绿色和蓝色信号)的混合结果的脉动信号 $S$ ,但是它们在确定最优加权方案的方式上是不同的。在这些方法中,所得到的权重旨在混合,其中,失真消失,即,“加权向量”基本上正交于通常由对象运动和/或照明变化引起的主要失真。

[0070] 在下文中,将简要解释关于 $P_{bv}$ 方法的一些基本思路。

[0071] 心脏的跳动将引起动脉中的压力变化,因为心脏泵送血液会抵抗血管床的阻力。由于动脉是弹性的,因此动脉的直径与压力变化同步变化。这种直径变化甚至发生在皮肤的较小血管中,其中,血容量变化引起光吸收变化。

[0072] 单位长度的规范化的血容量脉动向量(也被称为特征向量)被定义为 $P_{bv}$ ,其提供在红色、绿色和蓝色相机信号中的相对PPG强度,即:

$$[0073] \quad \vec{P}_{bv} = \frac{[\sigma(\vec{R}_n), \sigma(\vec{G}_n), \sigma(\vec{B}_n)]}{\sqrt{\sigma^2(\vec{R}_n) + \sigma^2(\vec{G}_n) + \sigma^2(\vec{B}_n)}}$$

[0074] 其中, $\sigma$ 指示标准偏差。

[0075] 为了量化期望值,红色、绿色和蓝色通道的响应 $H_{\text{红}}(w)$ 、 $H_{\text{绿}}(w)$ 和 $H_{\text{蓝}}(w)$ 分别被测量作为波长 $w$ 、全局快门颜色CCD相机1、对象的皮肤反射率 $\rho_s(w)$ 的函数,并且使用绝对PPG幅度曲线 $PPG(w)$ 。根据上面引用的de Haan和van Leest的文章的例如图2中所示的这些曲线,

血容量脉动向量 $P_{bv}$ 被计算为:

$$[0076] \quad \vec{P}_{bv}^T = \begin{bmatrix} \frac{\int_{w=400}^{700} H_{\text{红}}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{\text{红}}(w)I(w)\rho_S(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{\text{绿}}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{\text{绿}}(w)I(w)\rho_S(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{\text{蓝}}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{\text{蓝}}(w)I(w)\rho_S(w)dw} \end{bmatrix}$$

[0077] 通过使用白色的卤素照明光谱 $I(w)$ ,这实现了规范化的 $P_{bv} = [0.27, 0.80, 0.54]$ 。当使用更高噪声的曲线时,结果可以是 $P_{bv} = [0.29, 0.81, 0.50]$ 。

[0078] 由所使用的模型预测的血容量脉动合理地良好对应于对在白光照明状况下的多个对象上的测量结果进行平均后发现的通过实验测量的规范化的血容量脉动向量 $P_{bv} = [0.33, 0.78, 0.53]$ 。在假定是这样的结果的情况下,得出以下结论:(尤其是在红色中以及到蓝色相机通道中的较小范围中)观察到的PPG幅度能够极大地由来自500nm至600nm之间的区间中的波长的串扰来解释。精确血容量脉动向量依赖于相机的颜色滤波器、光的光谱以及皮肤反射率,如模型所示。在实践中,通过给定波长通道的集合,向量被证明是非常稳定的(相比于基于RGB的向量,这种向量在红外部分中将是不同的)。

[0079] 已经进一步发现:皮肤在白光照明下在红色、绿色和蓝色通道中的相对反射率并不非常依赖于皮肤类型。这可能是因为无血液的皮肤的吸收光谱是由黑色素吸收主导的。虽然更高的黑色素浓度能够相当大地增加绝对吸收,但是在不同波长中的相对吸收保持不变。这意味着黑色素的增加使皮肤变暗,但是几乎不会使皮肤的规范化的颜色变化。因此,规范化的血容量脉动 $P_{bv}$ 在白光照明下也是相当稳定的。在红外波长中,由于黑色素对于短波长(UV光)发生最大吸收而对于较长波长吸收减少,因此黑色素的影响被进一步减小。

[0080]  $P_{bv}$ 的稳定特性能够用于区分由血容量变化引起的颜色变化与由于备选原因引起的变化(即,稳定的 $P_{bv}$ 能够用作血容量改变的“特征”以区分其颜色变化)。颜色通道 $P_{bv}$ 的已知相对脉动性因此能够被用于区别脉动信号与失真。使用已知方法得到的脉动信号 $S$ 能够被写作个体无DC规范化颜色通道的线性组合(表示“混合”的若干可能的方法之一):

$$[0081] \quad S = WC_n$$

[0082] 其中, $WW^T = 1$ ,并且其中, $3 \times N$ 矩阵 $C_n$ 的三行中的每行分别包含无DC规范化的红色、绿色、蓝色通道信号 $R_n$ 、 $G_n$ 和 $B_n$ 的 $N$ 个样本,即:

$$[0083] \quad \vec{R}_n = \frac{1}{\mu(\vec{R})} \vec{R} - 1, \quad \vec{G}_n = \frac{1}{\mu(\vec{G})} \vec{G} - 1, \quad \vec{B}_n = \frac{1}{\mu(\vec{B})} \vec{B} - 1$$

[0084] 这里,算子 $\mu$ 对应于均值。不同方法之间的主要区别在于加权向量 $W$ 的计算。在一种方法中,噪声和PPG信号可以被分离成被建立为两个颜色通道的线性组合的两个独立信号。一种组合接近清洁的PPG信号,另一种组合包含由于运动产生的噪声。作为优化准则,脉动信号中的能量可以被最小化。在另一种方法中,三个颜色通道的线性组合可以用于获得脉



动信号。在又一种方法中,ICA或PCA可以用于找到该线性组合。由于何种加权颜色信号是脉动信号是先验未知的,因此它们全部使用脉动信号的周期性性质作为选择准则。

[0085]  $P_{bv}$ 方法一般使用如在US 2013/271591 A1以及上面引用的de Haan和van Leest的文章中主要描述的血容量脉动向量来获得混合系数。如果使用 $R_n$ 、 $G_n$ 和 $B_n$ 的带通滤波的版本,那么会获得最好的结果。根据该方法, $P_{bv}$ 的已知方向被用于区别脉动信号与失真。这不仅消除了(较早方法中)脉动仅是视频中的周期性分量的假设,而且还消除了关于失真信号的取向的假设。为此,如前,假设脉动信号被建立为规范化的颜色信号的线性组合。由于已知在红色、绿色和蓝色通道中的脉动信号的相对幅度由 $P_{bv}$ 给出,因此搜索权重 $W_{PBV}$ ,其给出脉动信号 $S$ ,针对脉动信号 $S$ ,与颜色通道 $R_n$ 、 $G_n$ 和 $B_n$ 的相关性等于 $P_{bv}$ 。

$$[0086] \quad \vec{S}C_n^T = k\vec{P}_{bv} \Leftrightarrow \vec{W}_{PBV}C_nC_n^T = k\vec{P}_{bv} \quad (1)$$

[0087] 并且因此通过下式来确定对混合进行确定的权重:

$$[0088] \quad \vec{W}_{PBV} = k\vec{P}_{bv}Q^{-1}, \text{ 其中, } Q = C_nC_n^T \quad (2)$$

[0089] 并且标量 $k$ 被确定为使得 $W_{PBV}$ 具有单位长度。结果,PPG信号的特性波长依赖性(如在标准化的血容量脉动中所反映的)能够用于根据在皮肤区上平均化的时间上连续的RGB像素数据来估计脉动信号。这种算法被称为 $P_{bv}$ 方法。

[0090] 因此,如上面所解释的,脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ 得到至少两个探测信号 $C_n$ 的加权和。由于所有探测信号 $C_n$ 都包含脉动和不同水平的(常见)噪声,因此(用于获得脉动信号的探测信号的)加权能够引起无噪声的纯脉动。这就是为什么ICA和PCA能够用于分离噪声与脉动。根据本发明,这会以不同方式来完成。

[0091] 根据本发明,假设脉动的相对强度(由包含这些相对脉动性的特征向量(例如, $P_{bv}$ 向量)所定义)在所有探测信号 $C_n$ 中都是已知的(如果期望的生命体征信息(例如, $SpO_2$ )是已知的,那么这是真实的,由于这是搜索到的参数,因此不是这样的情况)。如果正确地选取权重,那么得到的具有个体探测信号 $C_n$ 的相关性恰好为探测信号 $C_n$ 中的脉动的这些相对强度。现在,如果生命体征信息(例如, $SpO_2$ )是错误的或未知的,结果将会是具有相对差的SNR(即,差的质量指标)的脉动信号。通过选取特征向量(例如, $P_{bv}$ 向量)使得它给出最佳的SNR(即,最佳的质量指标),该算法使得更接近知晓正确的生命体征信息(例如, $SpO_2$ )。

[0092] 图2示出了血液的吸收光谱的曲线图(针对 $SpO_2=100\%$ 和 $SpO_2=60\%$ )。如能够看到的,血液的吸收光谱取决于氧饱和度。如果探测单元(例如,相机或接触式传感器)对这个光谱(例如,大约650nm、810nm和900nm)进行采样,那么特征向量 $P_{bv}$ 具有3个分量,并且这三个分量取决于 $SpO_2$ 。这根据本发明得到利用。

[0093] 图3示出了根据本发明的设备12的第一实施例12a的更详细的示意图。设备12a包括输入接口30,所述输入接口30用于获得从探测到的透射通过对象14的皮肤区域的电磁辐射或者从对象14的皮肤区域反射的电磁辐射中导出的至少两个探测信号 $C_n$ 。探测数据(即,探测信号 $C_n$ )的数据流例如由相机18和/或一个或多个PPG传感器19来提供,其中,每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息。

[0094] 脉动信号计算单元32通过将不同的特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ (尤其是规范化的血容量向量( $P_{bv}$ ))用于对每个脉动信号的计算而根据所述至少两个探测信号 $C_n$ 来计算至少两个脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ 。该步骤在上面引用的de Haan和van Leest的文章中或在M.van Gastel、

S.Stuijk和G.de Haan的“Motion robust remote-PPG in infrared”(IEEE,Tr.On Biomedical Engineering,2015年,DOI:10.1109/TBME.2015.2390261)中进行了详细的解释,该解释在此处并没有太详细地进行描述,而是通过引用将其并入本文。

[0095] 尤其地,用于每个脉动信号的计算的不同的特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 提供了至少两个探测信号 $C_n$ 中的脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ 的预期相对强度。脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ 的计算涉及使用选定的权重对至少两个探测信号 $C_n$ 的加权组合,使得得到的脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ 按照相应特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 所指示地与原始探测信号 $C_n$ 相关联。

[0096] 质量指标计算单元34针对所述脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ 计算指示相应脉动信号的特性的质量指标值 $Q_1$ 、 $Q_2$ 。

[0097] 处理单元38从引起具有最佳质量指标值 $Q_1$ 、 $Q_2$ 的脉动信号的特征向量中导出指示至少一个生命体征的生理信息 $V$ 。通过知晓哪个特征向量具有最佳质量指标值,处理单元38能够确定生理信息 $V$ (例如,对象的生命体征,例如,对象的 $SpO_2$ 值),因为它通过给出最佳质量脉动信号的特征向量来确定的。备选地,处理单元38能够计算脉率或心跳间间隔、心率变异性或者具有最佳质量指标值 $Q$ 的脉动信号的另一特性作为生命体征。

[0098] 在该背景中,“最佳”质量指标值应当被理解为指示哪个脉动信号具有最佳质量的值。取决于所选取的定义,这可以是例如质量指标的最低值或最高值。一般来说,各种度量能够被用作指示相应脉动信号的特性的质量指标。在一个实施例中,使用信噪比(SNR)(即,规范化的光谱中的最高峰值的高度)。在其他实施例中,如果脉动是在不同的空间位置中计算的(以进一步改善运动鲁棒性),那么不仅可以针对所有区域计算SNR,而且可以将不同的脉动信号之间的相关性(相似性矩阵)与局部SNR一起来确定具有“加权”SNR的加权平均脉动,所述加权平均脉动被用作“质量”指标来决定哪个特征向量是最佳的。

[0099] 取决于如何引用本发明以及在哪里应用本发明,设备12的各个单元可以被包括在一个或多个数字或模拟处理器中。不同的单元可以被完全或部分地实施在软件中,并且在被连接到一个或多个探测器的个人计算机上被执行。所需的功能中的一些或全部也可以被实施在硬件中,例如被实施在专用集成电路(ASIC)中或在现场可编程门阵列(FPGA)中。

[0100] 优选地,脉动信号计算单元32使用不同的特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 的固定集合,并且处理单元38对引起具有最佳质量指标值 $Q_1$ 、 $Q_2$ 的脉动信号的特征向量的时间序列进行滤波以获得经滤波的特征向量,生理信息是从所述经滤波的特征向量中导出的。特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 的固定集合覆盖要被测量的生命体征的范围。例如,对于 $SpO_2$ ,它可以提供对应于在60%至100%的范围内的 $SpO_2$ 值的特征向量。它们对于每一个对象都是相同的,并且实际上可以被存储在查找表中。然而,如果要确定另一血气,那么其他特征向量是必需的(因为这个其他气体给出了不同的血液吸收光谱,取决于气体的浓度)。此处假设仅要确定一种血液成分,但是在具有足够高的波长数量的情况下,在原理上也可以测量多于一种的血液成分,假设特征向量的集合覆盖所有可能的气体的组合。

[0101] 换言之,上面描述的处理在每个波长通道中的探测信号的时间窗口(例如,10秒)内完成。该窗口然后滑动,即,下一测量再次来自在时间上随后稍微配准的10秒窗口。在并行选项中,每一个窗口产生(例如, $SpO_2$ )估计结果(其由找到的“最佳”特征向量来定义),并且测量结果(特征向量)的连续性给出了能够被(暂时)滤波以便获得更平滑且更高分辨率的测量结果的测量结果的时间序列。

[0102] 在该实施例的实施方式中,仅针对两个固定的特征向量计算质量指标值。然后能够将两个质量指标值之间的关系直接转变成 $SpO_2$ 值。

[0103] 在该实施例的另一实施方式中,针对适合用于整个范围的 $SpO_2$ 值的宽范围的特征向量计算质量指标值。在该实施方式中,最佳特征向量立即突出出来,意味着该实施方式能够在没有延迟的情况下对 $SpO_2$ 的改变做出反应,因为它不必递归地收敛。

[0104] 图4示出了根据本发明的设备12的第二实施例12b的示意图。在该实施例中,特征调整单元36被额外地提供用于在脉动信号依据其产生最佳质量指标值的方向上(迭代地/递归地)调整不同的特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 中的一个或多个特征向量。特征调整单元36优选被配置为基于所述质量指标值 $Q1$ 、 $Q2$ 而使用(预定的)参考特征向量 $P_{bv0}$ 来获得至少两个特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 。另外,脉动信号计算单元32优选被配置为针对所述至少两个特征向量 $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ 根据所述探测信号 $C_n$ 来计算所述脉动信号 $S_1$ 、 $S_2$ ,使得脉动信号以由对应的特征向量确定的比率与所述至少两个探测信号相关联。这个比率由上面的公式(1)来定义。它示出了脉动信号 $S$ 与 $C_n$ 中的(规范化且无DC的)颜色通道中的每个颜色通道的内积(或相关性)等于多(任意值 $k$ )倍的特征向量 $P_{bv}$ 。因此,计算权重 $W$ 以实现该特定的相关性比率。该计算在上面的公式(2)中示出。

[0105] 在上面的实施例中的每个中,通过使用在上面引用的de Haan和van Leest的文章中描述的基本方法或者使用在上面引用的van Gastel等人的文章中描述的该基本方法的更加详尽版本,能够获得运动鲁棒的脉动信号。该文章描述了使用相同特征向量( $P_{bv}$ )针对许多子区域的脉动信号的并行计算以及这些并行的脉动信号(都基于单个特征向量)成为最终脉动信号的连续组合。该方法的优点是进一步改善了脉动信号的运动鲁棒性。由于它仍然基于基本的 $P_{bv}$ 方法,因此利用多于一个的 $P_{bv}$ 特征向量计算最终脉动信号并且然后决定哪个脉动信号具有能够用于 $SpO_2$ 、 $CO$ 、 $CO_2$ 等测量的最高质量。基础是相同的,它仅仅是稍微更加详尽(多空间子区域)以实现在运动鲁棒性方面的进一步改善。

[0106] 由于该脉动信号的质量取决于所选取的特征向量 $P_{bv}$ 的正确性,因此针对两个(或更多个)不同的特征向量 $P_{bv1}$ 和 $P_{bv2}$ 来计算脉动信号。因此,对得到的脉动信号的质量进行判断。这例如能够通过以下操作来实现:在时间窗口上计算规范化(例如除以标准偏差)的脉动信号,将该规范化的脉动信号变换到傅立叶域,并且将质量度量(即,质量指标)定义为脉动频率的范围内的最高峰值的幅度。该峰值越高,所考虑的对脉动信号的质量越高。两个质量量度 $Q1$ 和 $Q2$ 因此是可用的,分别反映 $S1$ 和 $S2$ 的质量,其用于调整在下一时间窗口中使用的特征向量 $P_{bv1}$ 和 $P_{bv2}$ 。这能够以滑动窗口形式来完成,其中,窗口在每个计算周期在一个样本上移位,但是更快地滑动(例如,在5个样本上)窗口同样是可能的。对于20Hz的采样频率,范例窗口尺寸是200个样本。

[0107] 备选地,得到的脉动信号的质量可以通过以下操作来判断:将它变换到傅立叶域,并且将质量度量 $Q$ 定义为脉动频率的范围内的最高峰值的幅度除以整个频率范围上的能量(可能排除峰值)。该比率越高,所考虑的脉动信号的质量越高。

[0108] 在另一优选实施例中,比较质量指标 $Q1$ 与 $Q2$ ,并且比较结果的符号使计数增大/减小。该计数值与更新向量 $U$ 一起用于计算 $P_{bv1}$ 和 $P_{bv2}$ :  $\overrightarrow{P_{bv1}} = \overrightarrow{P_{bv0}}(\text{计数} - 1) \cdot U$  和  $\overrightarrow{P_{bv2}} = \overrightarrow{P_{bv0}}(\text{计数} + 1) \cdot U$ 。如果更新向量 $U$ 被选择为使得它在(计数值的)等效步骤中将

针对具有100%氧合的血液的特征变化为针对具有60%氧合的血液的特征,得到的处于收敛状态的计数值与测试的对象的 $SpO_2$ 值直接相关。同时,他的/她的脉动信号是在最高可能的SNR的情况下获得的,因为该特征针对血液的氧合水平持续进行调整。

[0109] 由于 $P_{bv1}$ 与 $P_{bv2}$ 之间的差异不是非常大,那么期望的生理信息(例如, $SpO_2$ )主要通过确定 $P_{bv1}$ 和 $P_{bv2}$ 的计数值来确定,即,能够使用 $P_{bv1}$ 或 $P_{bv2}$ 并且能够从计数值导出这两者。

[0110] 在实施方式中, $P_{bv0}$ 被选择为 $[0.2 \ 0.6 \ 0.8]^T$ (分别反映660nm、800nm和840nm的相对脉动性),并且更新向量 $U$ 被选择为 $[0.01 \ 0 \ -0.0036]^T$ ,其清楚地表明预期到660nm的脉动性变化最多,大约3倍于840nm的脉动性变化并且沿相反的方向,同时预期到800nm通道的脉动性不依赖于 $SpO_2$ 。

[0111] 已经进一步认识到,在上面引用的de Haan和van Leest的文章或上面引用的van Gastel等人的文章中描述的构思具有在仅存在噪声的情况下在质量度量 $Q$ 中可见的最优特征。这是因为算法旨在建立以规定的方式(通过 $P_{bv}$ )与颜色通道相关联的脉动信号。如果特征稍微偏离,它将因此混合在一些噪声信号中以产生具有所需特征的信号。在不存在噪声的情况下(即,在极其静止的对象的情况下),最优值可以变得非常浅。因此,在另外的优选实施例中,在计算权重以获得脉动信号之前,一些噪声被添加到规范化的颜色信号。该噪声优选具有宽谱,或者能够是周期性的,但是具有在脉率频带以外的频率。在这些情况下,质量指标值计算将得到帮助,因为它计算规范化的脉动信号(例如通过除以时间窗口中的脉动信号的标准偏差来规范化)的脉率频带中的最高频率峰值的值。

[0112] 根据图4中图示的实施例,能够根据其计算出最佳质量脉动信号的特征向量( $P_{bv}$ )提供了不同波长通道( $C_n$ )的(在其系数方面)相对脉动性。然而,最优特征向量取决于血液中的各种物质(像 $O_2$ 、 $CO_2$ 、 $CO$ 的气体,以及像胆红素的物质)。这是因为这些物质影响血液的吸收光谱(例如,血液颜色的改变取决于氧合水平)。如果获取例如对应于健康情况(像100%氧饱和度)的初始 $P_{bv}$ 向量,那么更新向量(假如它旨在估计 $SpO_2$ 值;如果应当估计胆红素或 $CO$ 等,那么它是不同的)可以被定义为在不健康情况(例如, $SpO_2=60\%$ )的方向上的小步骤。通过将多个更新向量添加到参考 $P_{bv}$ 向量,得到反映健康氧合水平与不健康氧合水平之间的任何事情的 $P_{bv}$ 值,其中,更新向量的范数确定所有这些水平都能够利用其接近的分辨率。

[0113] 通过利用来自通道 $C_n$ 的所有可能的 $P_{bv}$ 向量(所有多个更新的 $P_{bv}$ s)计算脉动信号(如利用图3中所示的实施例完成的),将会存在具有最佳SNR的一个特定的脉动信号。该 $P_{bv}$ 然后识别实际的 $SpO_2$ ( $CO$ 、胆红素等)。代替测试所有这些物质,能够仅测试两个(或少数)物质(如利用图4中所示的实施例完成的)并且修改测试集合(即, $P_{bv}$ s的集合),直到系统开始在最优值附近振荡。这描述了迭代方法,其中,该方法继续直到到达收敛。备选地,仅仅能够进行单次更新,并且然后处理时间窗口能够被移位以完成下一单次更新。这是递归选项。由于 $SpO_2$ 值不会迅速改变,因此该递归方法是有效的,并且在几秒之后到达收敛。能够利用低通滤波器来去除振荡以获得更准确的测量结果。滤波允许在大振荡的情况下进行相对大的更新(快速收敛),由于是暂时的低通滤波,因此这不牺牲准确性。

[0114] 在所有特征向量都被测试,但是相对大的更新向量被使用(即,健康与不健康之间的空间的离散采样被执行)的情况下,该并行系统也可能将会在两个(或更多个)最优 $P_{bv}$ s之间犹豫(在采样非常离散时是这样),并且再次地,暂时的低通滤波器可以从这种犹豫中消

除噪声,并且因此提供与离散采样相比提高的准确性。

[0115] 在实施例中,已经利用对大约650nm、810nm和900nm的光谱进行采样的探测器来实施鲁棒的脉动信号测量。在备选实施例中、使用760nm、800nm和840nm。在又一备选实施例中,可以使用更适合用于胆红素探测的475nm、550nm和650nm。最后,也能够在一次测量中等效地仅使用两个波长(例如,650nm和800nm)或者使用四个波长(例如,660nm、760nm、800nm和860nm)或者使用甚至更多波长来更准确地捕捉血容量脉动 $P_{bv}$ 的特征并且任选地确定多于一种血气的浓度。

[0116] 在上文中,已经在确定 $SpO_2$ 的假设的情况下描述了实施例。本发明也能够应用于确定其他生理信息,例如,胆红素、CO或 $CO_2$ 。具有胆红素、CO或 $CO_2$ 的不同部分的血液的吸收曲线(作为波长的函数)不同于针对 $SpO_2$ 的不同值的曲线。因此,更新向量必须是不同的向量(初始向量可以是97% $SpO_2$ (具有0%胆红素、0%CO、0% $CO_2$ )中的一个,但是所提出的方法一般仅跟踪一个可变部分( $O_2$ 、CO、 $CO_2$ 或胆红素),假设其他部分是已知的且稳定的)。为了同时测量更多部分,更多波长通道对于消除测量的歧义是必需的。

[0117] 根据本发明的设备已经对在一段时间期间屏住呼吸以引发 $SpO_2$ 下降的人进行了实施和测试。在图5中示出了利用该方法获得的得到的 $SpO_2$ 值。图5A示出了血容量脉动向量在实验期间如何发展(具有660nm(曲线40)、810nm(曲线41)和840nm(曲线42)的相对脉动性)。图5B示出了从调整测试特征 $P_{bv1}$ 和 $P_{bv2}$ 的计数值导出的得到的 $SpO_2$ 估计结果50。屏住呼吸期间的 $SpO_2$ 下降被清楚地感知到。

[0118] 在第二实验中,根据本发明的设备的鲁棒性已经针对强的对象运动进行了展示。为此目的,对在健身环境中的静止自行车上锻炼的对象做出记录。相机是对大约450nm(图6中的曲线60)、550nm(曲线61)和650nm(曲线62)的光谱进行采样的常规RGB彩色相机。

[0119] 虽然在如图6中图示的这种情况下,特征向量的变化不能被转变成 $SpO_2$ 估计结果(RGB相机不针对 $SpO_2$ 进行校准),但是能够看出,来自得到的特征向量的相对脉动性保持相当的稳定。这是对全都混淆剧烈运动与实际PPG信号并且因此决定脉动性在所有通道中都完全相同(由于运动)的用于 $SpO_2$ 测量的已知方法的极大改进。根据该实验,预期到血容量向量与图5中图示的对象屏住呼吸的实验相比保持相当的稳定。

[0120] 在最后的实验中,与在第一实验中使用的相同的配置被使用在10个健康对象上。虽然获得的 $SpO_2$ 值示出了一些噪声,但是所有获得的值在95%氧合至99%氧合之间,给出了所描述的方法的可校准性应当可行的初始置信度。

[0121] 上面描述的方法已经基本上关于非接触式传感器进行了解释。总体而言,相同的方法也能够用于接触式传感器。通过范例的方式,本发明能够应用在健康护理领域(例如,非干扰性远程患者监测)、一般监护、安全监测和诸如健身装备的所谓的生活环境中。应用可以包括对氧饱和度(脉动血氧计)、心率、血压、心输出量、血液灌注的变化的监测,对自主功能的评估,以及对外周血管疾病的检测。本发明例如能够用于例如在自动化CPR(心肺复苏)期间对危重患者的快速且可靠的脉搏检测。所述系统也能够用于对新生儿的生命体征的监测。总之,本发明显著地改进了针对接近于静止对象的SNR,并且因此实现了更准确的心跳间测量。

[0122] 根据实施例,本发明提出了一种用于提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备(以及一种对应的方法),所述设备包括:



[0123] -输入接口 (30), 其用于获得从探测到的透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或者从对象的皮肤区域反射的电磁辐射中导出的至少两个探测信号 ( $C_n$ ), 其中, 每个探测信号包括不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

[0124] -脉动信号计算单元 (32), 其用于通过将不同的特征向量 ( $P_{bv1}$ 、 $P_{bv2}$ ) 用于对每个脉动信号的计算而根据所述至少两个探测信号 ( $C_n$ ) 来计算至少两个脉动信号 ( $S_1$ 、 $S_2$ ),

[0125] -质量指标计算单元 (34), 其用于针对所述脉动信号 ( $S_1$ 、 $S_2$ ) 计算指示相应脉动信号的特性的质量指标值 ( $Q_1$ 、 $Q_2$ ), 以及

[0126] -处理单元 (38), 其用于从引起具有最佳质量指标值 ( $Q_1$ 、 $Q_2$ ) 的脉动信号的特征向量中并且/或者从脉动信号中导出指示至少一个生命体征的生理信息 (V)。

[0127] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明, 但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的, 而非限制性的; 本发明不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, 在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0128] 在权利要求中, “包括” 一词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实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中, 但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0129] 计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上, 例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质, 但是也可以被以其他形式分布, 例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0130] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

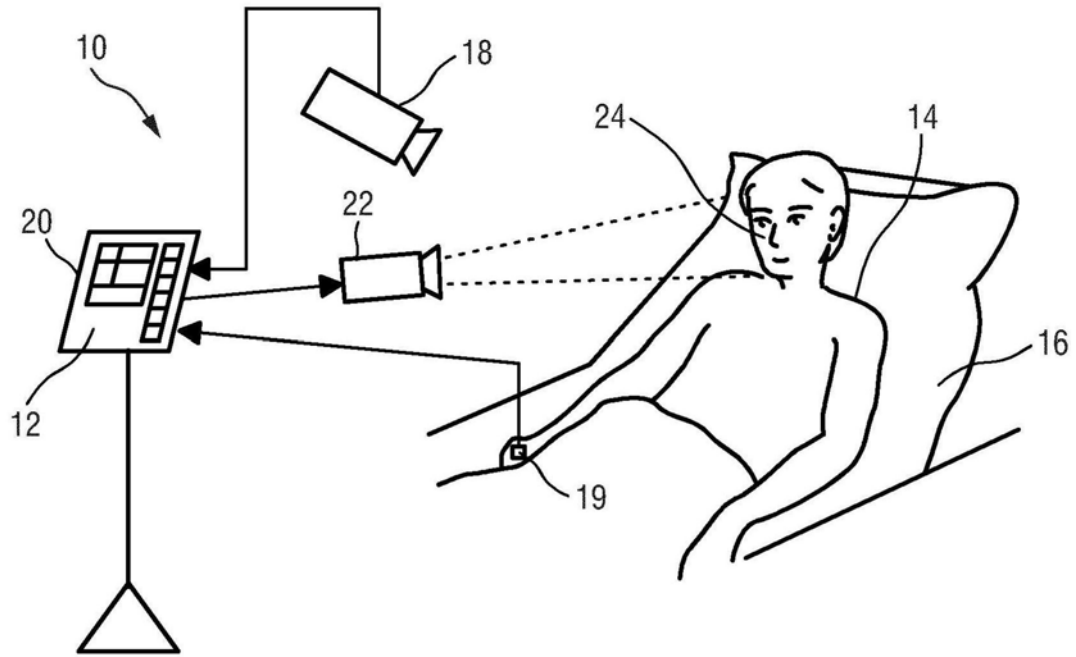


图1

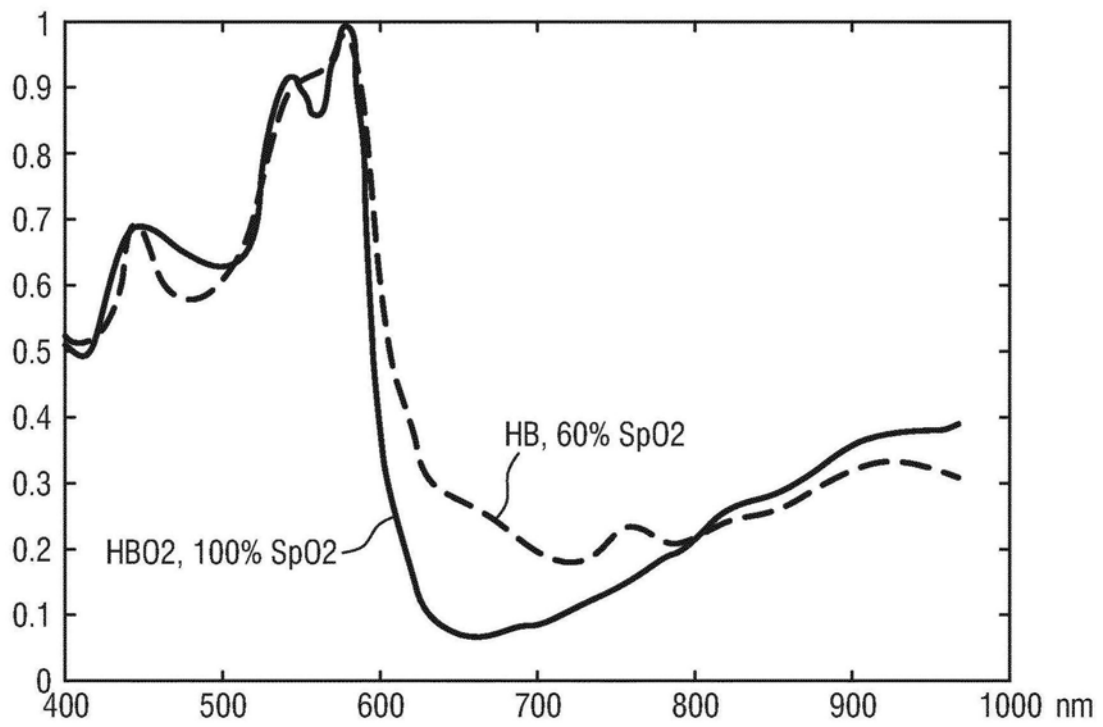


图2



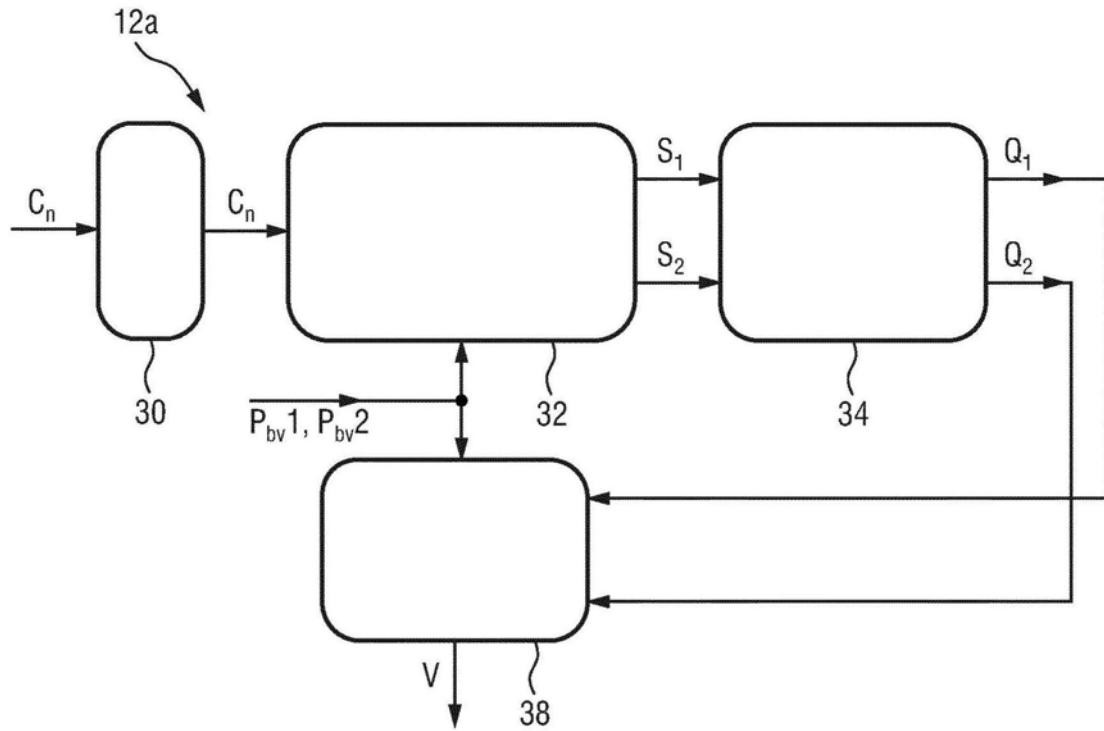


图3

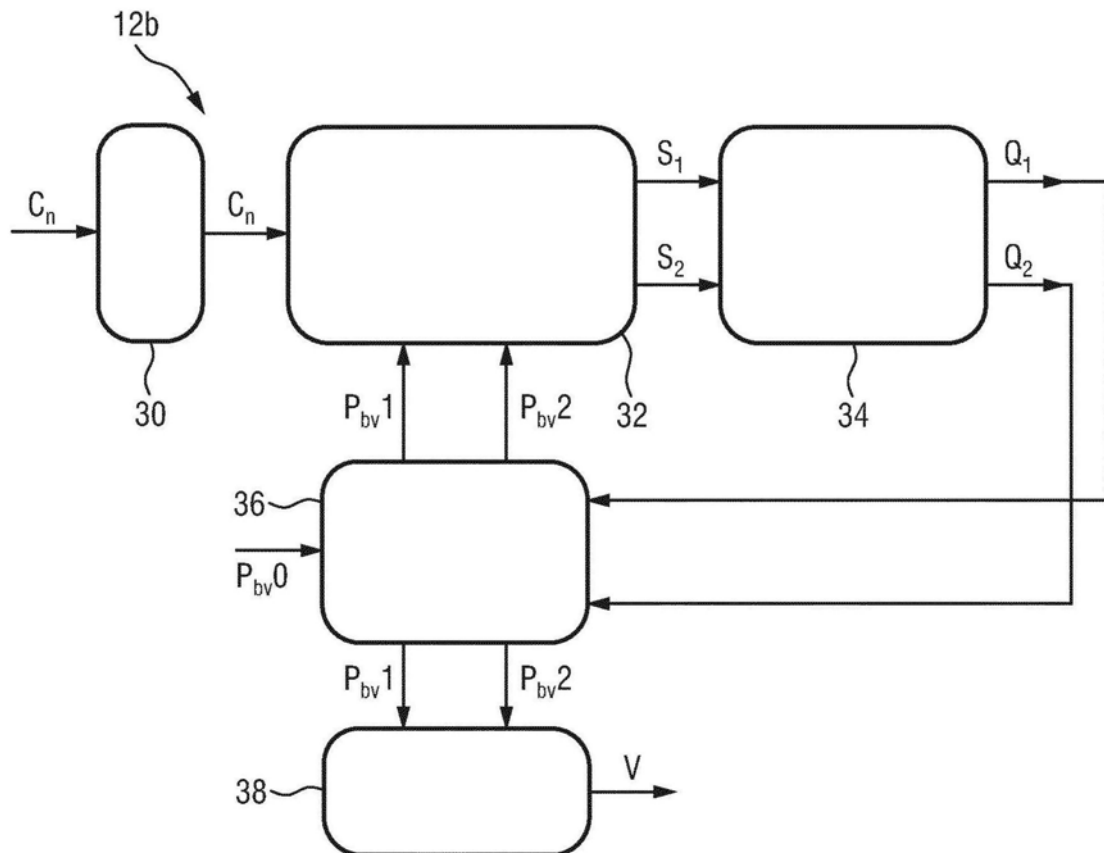


图4

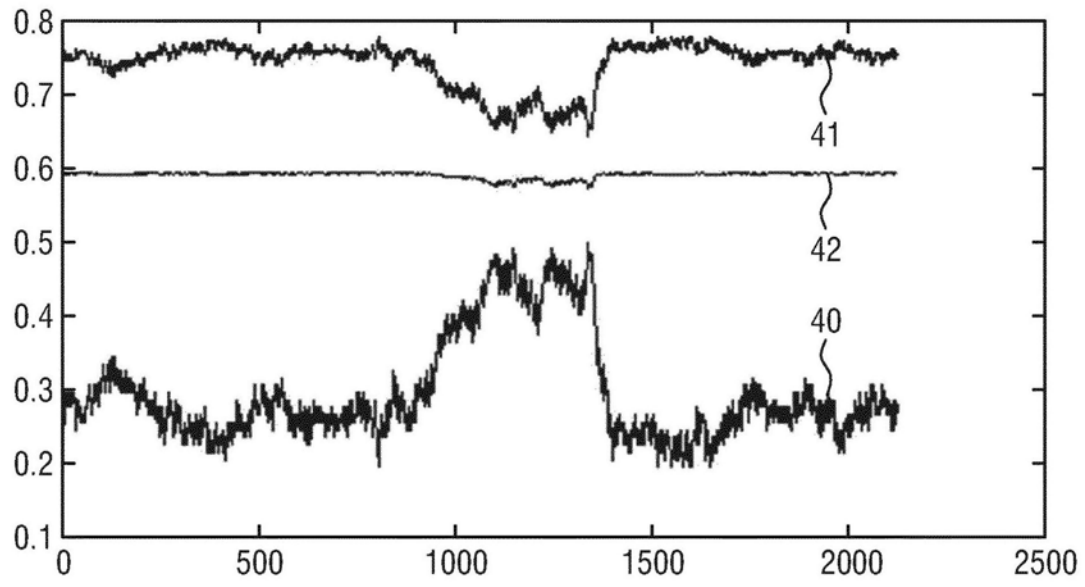


图5A

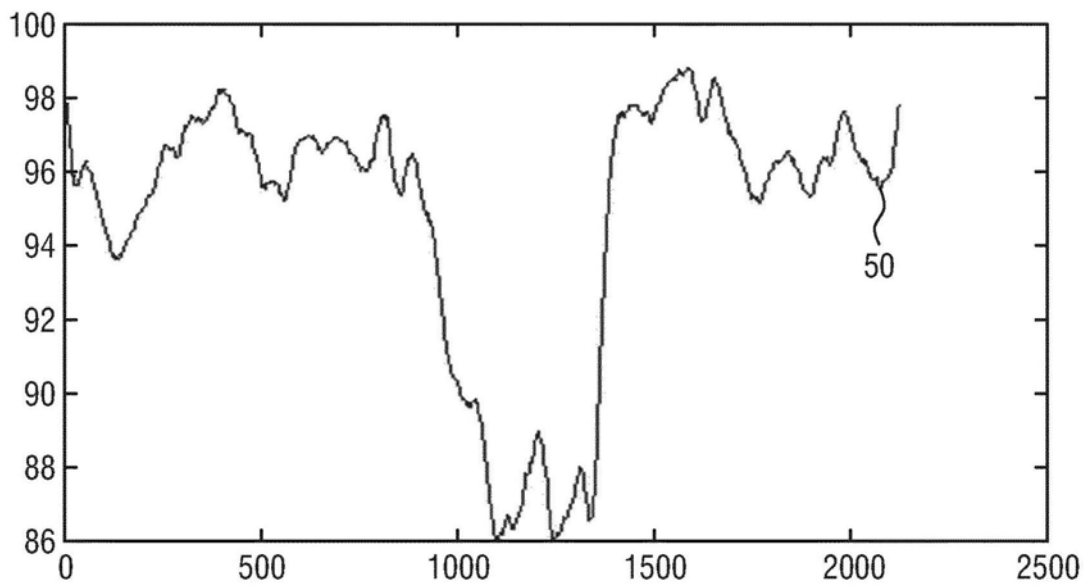


图5B

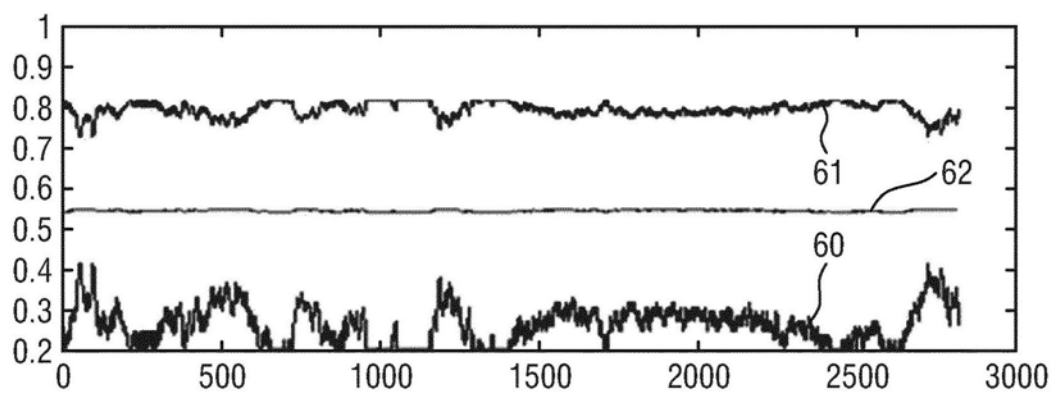


图6