



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108471962 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680077231.X

(22)申请日 2016.12.01

(30)优先权数据

15197218.9 2015.12.01 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/079390 2016.12.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/093379 EN 2017.06.08

(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·H·范加斯特尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

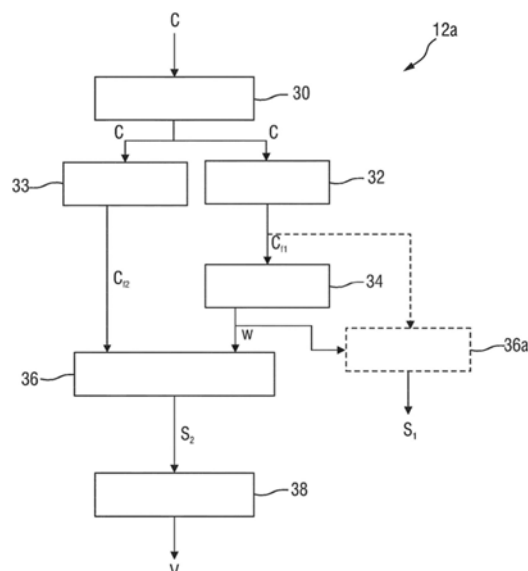
权利要求书3页 说明书15页 附图4页

(54)发明名称

用于确定对象的生命体征信息的设备、系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定对象的生命体征信息的设备、系统和方法。为了提供所获得的生命体征信息相对于运动和低SNR的增加的信号质量和经改进的鲁棒性,所提出的所述设备试图找到颜色通道的线性组合,其最好地抑制包括脉搏率的频带中的失真,并且因此使用该相同的线性组合提取较低频带中的期望的生命体征信息(例如,由诸如呼吸信号或者Mayer波的生命体征信息信号表示的)。



1. 一种用于确定对象的生命体征信息的设备,所述设备包括:

-输入接口 (30),其用于获得根据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导出的至少两个探测信号 (C),其中,每个探测信号包括处于不同的波长通道中的波长相关反射信息或透射信息,

-第一滤波器单元 (32),其用于利用第一滤波器对所述至少两个探测信号 (C) 进行滤波以获得至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}),

-权重计算单元 (34),其用于计算权重 (w),所述权重当被应用在所述至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 的加权组合中时得到具有降低的失真的第一生命体征信号 (S_1),

-生命体征信号计算单元 (36),其用于使用所计算的权重 (w),以及在所述第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 包括第二生命体征信号 (S_2) 的频率范围的情况下所述第一带宽受限探测信号 (C_{f1}),或者至少两个第二带宽受限探测信号 (C_{f2}),来计算与所述第一生命体征信号 (S_1) 不同的所述第二生命体征信号 (S_2),所述至少两个第二带宽受限探测信号是通过利用第二滤波器对所述至少两个探测信号 (C) 进行滤波来获得的,所述至少两个第二带宽受限探测信号与所述第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 不同地带宽受限并且包括所述第二生命体征信号 (S_2) 的所述频率范围,以及

-生命体征确定单元 (38),其用于根据所述第二生命体征信号 (S_2) 来确定生命体征信息。

2. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述第一滤波器单元 (32) 被配置为至少使对象的脉搏率的频率范围通过并且抑制DC分量。

3. 根据权利要求2所述的设备,

其中,所述第一滤波器单元 (32) 被配置为额外地使对象的呼吸信号和/或Mayer波的频率范围通过。

4. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述权重计算单元 (34) 被配置为计算所述权重 (w),使得:

-所述加权组合具有关于个体探测信号的协方差,所述协方差尽可能接近地对应于预定义向量,

-强度变化和光谱反射被抑制,或者

-解混矩阵被计算以识别所述探测通道中的独立信号并且生命体征信号使用第二准则从所述独立信号被选择。

5. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述生命体征信号计算单元 (36) 被配置为通过使用所计算的权重 (w) 对所述至少两个带宽受限探测信号 (C_{f2}) 的加权组合来计算所述第二生命体征信号 (S_2) 。

6. 根据权利要求1所述的设备,

还包括第二滤波器单元 (33),所述第二滤波器单元用于利用第二滤波器对所述至少两个探测信号 (C) 进行滤波以获得所述至少两个第二带宽受限探测信号 (C_{f2}) 。

7. 根据权利要求3所述的设备,

其中,所述生命体征信号计算单元 (36) 被配置为通过使用所计算的权重 (w) 对所述至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 的加权组合来计算第一生命体征信号 (S_1),并且其中,

所述设备还包括第二滤波器单元 (37), 所述第二滤波器单元用于利用第二滤波器对所述第一生命体征信号 (S_1) 进行滤波以获得所述第二生命体征信号 (S_2)。

8. 根据权利要求6或7所述的设备,

其中, 所述第二滤波器单元 (37) 被配置为至少使对象的呼吸信号和/或Mayer波的频率范围通过并且至少抑制对象的脉动信号的频率范围。

9. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述生命体征信号计算单元 (36) 被配置为通过使用所计算的权重 (w) 对所述至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 的加权组合来计算第一生命体征信号 (S_1), 并且

其中, 所述设备还包括特性检测器 (40) 以及相乘单元 (42), 所述特性检测器用于所述第一生命体征信号 (S_1) 的特性的检测, 具体而言用于所述第一生命体征信号 (S_1) 的频域表示中的峰检测和/或时域表示中的幅度或者标准偏差检测, 以获得增益 (G), 所述相乘单元用于将所述第二生命体征信号 (S_2) 与所述增益 (G) 相乘。

10. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述设备被配置为计算多个第二生命体征信号 (S_2), 所述多个第二生命体征信号中的每个根据从探测到的透射通过所述对象的不同的皮肤区域的电磁辐射或从所述对象的不同的皮肤区域反射的电磁辐射导出的至少两个探测信号 (C) 的不同的集合, 并且其中, 所述生命体征确定单元 (38) 被配置为根据所述多个第二生命体征信号 (S_2) 的组合来确定所述生命体征信息。

11. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述输入接口 (30) 被配置为获得根据探测到的透射通过所述对象的不同的皮肤区域的电磁辐射或从所述对象的不同的皮肤区反射的电磁辐射导出的至少两个探测信号 (C) 的不同的集合,

其中, 所述权重计算单元 (34) 被配置为计算至少两个探测信号 (C) 的每个集合的权重 (w),

其中, 所述生命体征信号计算单元 (36) 被配置为通过使用至少两个探测信号 (C) 的每个集合的所计算的权重 (w) 对所述至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 的加权组合来计算至少两个探测信号 (C) 的各自的集合的第一初步生命体征信号, 并且通过组合针对至少两个探测信号 (C) 的不同的集合计算的所述第一初步生命体征信号来计算所述第一生命体征信号 (S_1)。

12. 根据权利要求1所述的设备,

其中, 所述权重计算单元 (34) 被配置为通过设置被用在所述计算中的增益来计算所述权重 (w), 使得所述第一生命体征信号 (S_1) 的幅度或者所述第一生命体征信号 (S_1) 的标准偏差的幅度或者所述第一生命体征信号 (S_1) 的频域表示中的特性的幅度随时间是恒定的, 所述特性具体而言是峰或者(在峰周围的) 小频率范围的RMS值。

13. 一种用于确定对象的生命体征信息的系统, 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从对象的皮肤区域反射的电磁辐射并且用于根据探测到的电磁辐射导出至少两个探测信号 (C), 其中, 每个探测信号包括处于不同的波长通道中的波长相关反射信息或者透射信息,

- 根据权利要求1所述的设备 (12、12a、12b、12c), 其用于根据所述导出的至少两个探测

信号 (C) 来确定呼吸信息。

14. 一种用于确定对象的生命体征信息的方法, 所述方法包括:

- 获得根据探测到的透射通过对象的皮肤区域的电磁辐射或从对象的皮肤区域反射的电磁辐射导出的至少两个探测信号 (C), 其中, 每个探测信号包括处于不同的波长通道中的波长相关反射信息或透射信息,

- 利用第一滤波器对所述至少两个探测信号 (C) 滤波以获得至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}),

- 计算权重 (w), 所述权重当被应用在所述至少两个第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 的加权组合中得到具有降低的失真的第一生命体征信号 (S_1),

- 使用所计算的权重 (w), 以及在所述第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 包括第二生命体征信号 (S_2) 的频率范围的情况下所述第一带宽受限探测信号 (C_{f1}), 或者至少两个第二带宽受限探测信号 (C_{f2}), 通过对所述至少两个第二带宽受限探测信号 (C_{f2}) 的加权组合来计算与所述第一生命体征信号 (S_1) 不同的所述第二生命体征信号 (S_2), 所述至少两个第二带宽受限探测信号是通过利用第二滤波器对所述至少两个探测信号 (C) 进行滤波来获得的, 所述至少两个第二带宽受限探测信号与所述第一带宽受限探测信号 (C_{f1}) 不同地带宽受限并且包括所述第二生命体征信号 (S_2) 的所述频率范围, 并且

- 根据所述第二生命体征信号 (S_2) 来确定生命体征信息。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序, 所述程序代码模块用于当在计算机上执行所述计算机程序时使所述计算机执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

用于确定对象的生命体征信息的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定生命体征信息的设备、系统和方法,所述生命体征信息具体地为如对象(诸如人(例如,患者、老年人、婴儿等)或者动物)的呼吸率或Traube-Hering-Mayer波的呼吸信息。

背景技术

[0002] 人的生命体征,例如心率(HR)、呼吸率(RR)或者动脉血氧饱和度,用作人的当前状态的指标并且用作严重医学事件的强大预测器。出于这种原因,生命体征在住院患者和门诊患者护理设置中,在家或者在进一步健康、休闲和健身设置中广泛地被监测。

[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每个心跳穿过对象的身体的心血管脉搏波的体积变化的探测。

[0004] 光电体积描记术(PPG)是评估感兴趣区或者感兴趣体积的光反射率或者透射的时变变化的光学测量技术。PPG基于这样的原理:血液与周围组织相比吸收更多光,因此血容量中的随着每个心跳的改变对应地影响透射或者反射率。除关于心率的信息之外,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。通过评估在不同波长(通常是红色或者红外的)处的透射率和/或反射率,血氧饱和度能够被确定。

[0005] 用于测量对象的心率和(动脉)血氧饱和度(也被称为SpO₂)的常规脉搏血氧计(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、耳垂或者额头。因此,它们被称为“接触式”PPG设备。典型的脉搏血氧计包括作为光源的红色LED和红外LED以及用于探测已经被发射通过患者组织的光的一个光电二极管。市场上可购得的脉搏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,并且因此在两个不同波长处测量组织的相同区或者体积的透射率。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针对红色和红外波长的PPG波形。尽管接触式PPG被视为基本上是非侵入技术,但是接触式PPG测量常常被体验为是不舒适的和侵扰的,这是由于脉搏血氧计被直接附着到对象并且任何线缆限制运动的自由并且可能阻碍工作流程。其适用于用于呼吸测量的接触传感器。

[0006] 最近,用于非侵扰测量的非接触式、远程PPG(R-PPG)设备(在本文中也被称为相机rPPG设备)已经被引进。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,辐射源。类似地,探测器,例如相机或者相片探测器,也能够被设置为远离感兴趣对象。因此,远程光电体积描记术系统和设备被视为非侵扰的并且非常适于医学以及非医学日常应用。然而,远程PPG设备通常实现较低的信噪比。

[0007] Verkruysse等人的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”,*Optics Express*, 16 (26), 第21434-21445页(2008年12月22日)证明能够使用红色、绿色和蓝色颜色通道使用环境光和常规消费者水平相机来测量光电体积描记信号。

[0008] 使用PPG技术,能够来测量生命体征,其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诱发的人皮肤的周期性颜色变化所引起。因为该信号非常小并且隐藏在由于照明变化和运动的更加大得多的改变中,所以存在对改进根本低信噪比(SNR)的一般兴趣。仍然有针对剧烈运动、挑战性环境照明状况或者高要求的应用准确性的需求情况,其中,要求生命体征测量设备和方法的改进的鲁棒性和准确性,尤其是为了更危急的医疗保健应用。

[0009] 为了实现运动鲁棒性,脉动提取方法受益于具有与通常由运动引起的最常见失真的取向不同的标准化RGB颜色空间中的取向的颜色变化。用于鲁棒脉动信号提取的已知方法使用标准化RGB颜色空间中的血容量脉动的已知固定取向来消除失真信号。在G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”(Physiol.Meas.35 1913,2014)中公开了另一背景,其描述了动脉血和不流血的皮肤的不同的吸收谱使得变化沿着标准化RGB空间中的非常特异性向量发生。可以针对相机中的光学滤波器的给定光谱和转换特性确定确切向量。应示出,该“特征”可以被用于设计具有比基于盲源分离的最新方法好得多并且比先前公开的基于色度的方法更好得多的运动鲁棒性的rPPG算法。

[0010] US 2014/0275825 A1公开了可以选择用于确定生理参数的光信号的生理监测系统。在一些实施例中,监测系统可以选择接收到的光信号用于基于生理度量(诸如血氧饱和度值)或者基于系统度量(诸如信噪比)进一步处理。在一些实施例中,系统可以基于接收到的信号确定光驱动参数。例如,系统可以选择接收到的光信号用于进一步处理以便确定生理参数。

[0011] FENG LITONG等人:“Motion-Resistant Remote Imaging Photoplethysmography Based on the Optical Properties of Skin”(IEEE TRANSACTIONS ON CIRCUITS AND SYSTEMS FOR VIDEO TECHNOLOGY,IEEE SERVICE CENTER,PISCATAWAY,NJ,US,第25卷,第5号,2015年5月1日(2015-05-01),第879-891页,XP011580036)公开了在其中可以清楚地描述RIPPG信号的起源和运动伪影的光学远程成像光体积描记器(RIPPG)信号模型。皮肤的感兴趣区域(ROI)被认为是朗伯辐射体并且ROI跟踪的效果从辐射度量学的视角来分析。通过将数字彩色相机当作简单的光谱仪,提出了减少运动伪影的绿色通道与红色通道之间的自适应色差操作。基于光体积描记信号的光谱特性,提出了自适应带通滤波器以移除RIPPG的残余运动伪影。

[0012] US 2015/0320363 A1公开了一种用于从透射通过对象或从其反射的探测到的电磁辐射提取指示对象的至少一个生命体征的生理信息的设备,包括用于接收根据透射通过对象的皮肤区域或从其反射的探测到的电磁辐射导出的探测数据的数据流的输入接口。探测数据包括表示相应的波长部分的至少两个信号通道中的波长相关反射或透射信息。信号混合器动态地将至少两个信号通道混合为至少一个混合信号。处理器根据至少一个混合信号导出指示至少一个生命体征的生理信息,并且控制器控制信号混合器限制混合为至少一个混合信号的至少两个信号通道的相对贡献和/或所述相对贡献被允许动态地改变的变化率。

发明内容

[0013] 本发明的目标是提供一种用于确定对象的生命体征信息的设备、系统和方法,其

提供所获得的所述生命体征信息相对于运动和低SNR的增加的信号质量和经改进的鲁棒性。

[0014] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于确定对象的生命体征信息的设备,所述设备包括:

[0015] -输入接口,其用于获得根据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波长相关反射信息或透射信息,

[0016] -第一滤波器单元,其用于利用第一滤波器对所述至少两个探测信号滤波以获得至少两个第一带宽受限探测信号,

[0017] -权重计算单元,其用于计算权重,所述权重当被应用在所述至少两个第一带宽受限探测信号的加权组合中时实现具有降低的失真的第一生命体征信号,

[0018] -生命体征信号计算单元,其用于使用所计算的权重,以及在所述第一带宽受限探测信号包括第二生命体征信号的频率范围的情况下所述第一带宽受限探测信号,或者至少两个第二带宽受限探测信号,通过对所述至少两个第二带宽受限探测信号的加权组合来计算与所述第一生命体征信号不同的所述第二生命体征信号,所述至少两个第二带宽受限探测信号是通过利用第二滤波器对所述至少两个探测信号进行滤波来获得的,所述至少两个第二带宽受限探测信号与所述第一带宽受限探测信号不同地带宽受限并且包括所述第二生命体征信号的所述频率范围,以及

[0019] -生命体征确定单元,其用于根据所述第二生命体征信号确定生命体征信息。

[0020] 在本发明的另一方面中,呈现了一种用于确定对象的生命体征信息的系统,所述系统包括:

[0021] -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从对象的皮肤区域反射的电磁辐射并且用于根据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的波长通道中的波长相关反射信息或者透射信息,

[0022] -如本文所公开的设备,其用于根据所述导出的至少两个探测信号确定呼吸信息。

[0023] 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,所述程序代码模块用于当计算机程序在计算机上执行时使所述计算机执行本文所公开的方法的步骤;以及非暂态计算机可读记录介质,在其上存储有计算机程序产品,其当由处理器运行时,使得本文所公开的方法被执行。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 尽管使用标准化RGB颜色空间中的血容量脉动的已知固定取向来消除失真信号的上文所描述的已知方法(在G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”(Physiol.Meas.35 1913, 2014)中所公开的)可以原则上被用于通过仅在不同的频带中进行优化从探测到的电磁辐射(或者从其导出的PPG信号)提取生命体征信息(尤其是由呼吸信号(诸如呼吸率)表示的呼吸信息),性能存在所述生命体征信息信号的周期和幅度两者的较大的变异性的问题。而且,由于生命体征信息信号(例如,呼吸信号)的频率通常地比脉动信号的频率低三倍,因而长得多的时间间隔被要求用于优化失真抑制。这些较长的间隔可以不太迅速地适于失真的改变统计。

[0028] 因此,根据本发明,提出了提供所获得的生命体征信息的许多经改进的信号质量的不同方法。该方法受益于由心脏活动使得确定与运动伪影正交的颜色变化的总是可用而不是周期性颜色改变并且使用那些探测所述可能地无规律的生命体征信息信号(诸如呼吸信号)。心脏跳动主要地引起所述动脉血中的搏动,而归因于呼吸的压力改变也对所述静脉血起作用。由于静脉血具有较低的氧化水平,因而利用红光的稍微更高的吸收,红光中的脉动水平对于所述呼吸信号比其对于所述脉动信号(在本文中还被称为第一生命体征信号)稍微更高。然而,使用所述脉动信号确定与运动伪影和可能的其他失真正交的(伪)颜色空间中的取向是足够的。

[0029] 只要该正交方向未与归因于呼吸的颜色改变的方向对齐,可以在该方向上观察呼吸信号。在该背景下,给定所述不同的探测信号(在本文中还被称为颜色通道)的权重可以被看作到线上的投影。算法可以被用于选择该线,使得投影失真被最小化。通常,脉动和呼吸信号将把颜色改变到与失真不同的方向上并且因此将未被最小化。

[0030] 这还适用于还导致改变的血容量的Mayer波。尽管取决于变化的血容量的氧化水平在颜色取向中可以存在轻微差异,但是仅存在该方向与运动引起的失真的方向一致的小的机会(通常地强度变化或者镜面反射改变导致与血容量变化十分不同的颜色变化)。

[0031] 本发明基于找到所述颜色通道(还被称为波长通道或者频带;颜色在此将宽广地理解并且可以包括所述光谱的不可见部分中的波长通道)的线性组合的思想,其抑制包括脉搏率的频带中的最好失真,并且因此使用该相同的线性组合提取较低的频带中的期望的生命体征信息(例如,由生命体征信息信号(诸如呼吸信号或Mayer波)表示的)。找到线性组合的权重的不同的选项被提出并且是优选的实施例的主题。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 通常,在选择所述波长时存在许多自由。如果所述波长对应于其中所述血液吸收非常不同的光谱区域,则其是有利的,但是可以存在此处防止最有逻辑的选择(如对不可见光的偏好、传感器的限制、高效光源的可用性等)的原因。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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,表示红外光信息和红光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。

[0039] 在所提出的设备的实施例中,所述第一滤波器单元被配置为至少使对象的脉搏率的频率范围通过并且抑制DC分量。所述第一滤波器单元可以例如被配置(尤其是针对成人对象)为让这样的频率范围通过:具有30-120BPM(每分钟跳动)的范围内的下限(尤其是40-100BPM),以及100-240BPM的范围内的上限(尤其是180-220BPM);尤其是针对婴儿或者新生儿对象,使这样的频率范围通过:具有范围50-140BPM内的下限(尤其是70-120BPM),以及180-240BPM的范围内的上限(尤其是200-220BPM)。如上文所解释的,由于PPG信号的强度取决于许多参数(皮肤色调、温度、身体部分等),因而所述脉动信号和期望的生命体征信息信

号(例如,呼吸信号)在强度方面变化。由于呼吸信号额外地随着所述呼吸体积和胸部/腹部呼吸而变化,因而除上文所提到的参数之外,假定所述脉动幅度是相对稳定的,脉动信号的强度被用于对呼吸信号的幅度进行校准。

[0040] 在另一实施例中,所述第一滤波器单元被配置为额外地使对象的呼吸信号和/或Mayer波的频率范围通过。所述第一滤波器单元可以例如被配置尤其是针对成人对象为让这样的频率范围通过:具有5-25BPM(次数)的范围内的下限(尤其是10-20BPM),以及100-240BPM的范围内的上限(尤其是180-220BPM);针对婴儿或者新生儿对象让这样的频率范围通过:具有范围5-25BPM内的下限(尤其是10-20BPM),以及180-240BPM的范围内的上限(尤其是200-220BPM)。这允许不同的方式计算所述第二生命体征信号(例如,避免第二滤波器单元的使用),如下面将更详细地解释的。

[0041] 在另一实施例中,所述权重计算单元被配置为计算所述权重,使得:

[0042] -所述加权组合具有与所述个体探测信号的协方差,所述协方差尽可能接近地对应于预定义向量,

[0043] -强度变化和光谱反射被抑制,或者

[0044] -解混矩阵被计算以识别所述探测通道中的独立信号并且生命体征信号是使用第二准则从所述独立信号选择的。

[0045] 因此,如例如在上文记载的文章G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”中公开的备选方法可以被用于计算所述权重。

[0046] 如所提到的,所述第二生命体征信号的计算可以以不同的方式执行。根据一个选项,所述生命体征信号计算单元可以被配置为通过使用所计算的权重对至少两个第二带宽受限探测信号的加权组合来计算所述第二生命体征信号。由此,所述至少两个带宽受限探测信号可以通过利用用于利用第二滤波器对所述至少两个探测信号滤波的第二滤波器单元来获得。在该背景下,应当注意,加权和第二滤波可以以相反的次序完成。

[0047] 根据备选选项,所述生命体征信号计算单元被配置为通过使用所计算的权重对所述至少两个第一带宽受限探测信号的加权组合来计算第一生命体征信号,并且其中,所述设备还包括用于利用第二滤波器对所述第一生命体征信号滤波以获得所述第二生命体征信号的第二滤波器单元。

[0048] 在这两个选项中,所述权重使用包括脉动的信号来计算,并且其可以被应用到不包括所述脉动的信号,或者如果所述第二生命体征信号在所述第一生命体征信号的子带内,则所述权重已经被应用以获得组合信号,使得所述第二生命体征信号通过重新滤波所述第一体征信号获得。

[0049] 此外,在这两个选项中,加权和第一过滤的次序通常是任意的。然而,由于所述权重根据所述第一带宽受限探测信号计算,因而优选的是,首先应用所述第一滤波器并且然后根据经滤波的探测信号确定所述权重,而不是将所述权重应用到未滤波的探测信号并且此后对所述加权结果进行滤波。

[0050] 由于所述脉动仅在动脉(氧化)血液中发生,同时所述呼吸信号还在具有不同的吸收的静脉血中发生,因而呼吸信号和脉动信号未确切地引起相同的颜色变化。通过限制第一滤波器以包括脉动但是不包括呼吸,所述权重可以更好地优化以正交于运动引起的失

真。

[0051] 所述第二滤波器单元优选地被配置为至少让对象的呼吸信号和/或Traube-Hering-Mayer波的频率范围(即,期望的生命体征信息的频率范围)通过并且至少抑制对象的脉动信号的频率范围。所述第二滤波器单元具体地被配置为让这样的频率范围通过:具有5-25BPM的范围内的下限(尤其是10-20BPM)和25-70BPM的范围内的上限(尤其是30-60BPM)。

[0052] 在又一选项中,所述生命体征信号计算单元被配置为通过使用所计算的权重对所述至少两个第一带宽受限探测信号的加权组合来计算第一生命体征信号,并且所述设备还包括用于所述第一生命体征信号的特性的探测(尤其是用于频域表示中的峰检测和/或所述第一生命体征信号的时域表示中的幅度或者标准偏差检测)的特性检测器,以获得增益;以及用于将所述第二生命体征信号与所述增益相乘的相乘单元。起因于所述权重和第一带宽受限探测信号的所述脉动信号(第一生命体征信号)被用于计算所述第二生命体征信号的增益。所述增益基本上使所述脉动信号的幅度稳定化(即,其与所述脉动信号的幅度的倒数成正比)。通过计算使所述脉动幅度(在时域或者频域中所测量的脉动幅度的倒数)稳定化的增益,该增益可以例如被应用到所述呼吸信号,使得其还具有稳定的幅度(由于相同的权重被使用)。换言之,所述第二生命体征信号可以适于所述第一生命体征信号的所述幅度/标准偏差,或者检测到的峰高度,尤其是检测到的峰的RMS值和所述第一生命体征信号的光谱中的检测的峰周围的预定频率范围。为了调节所述第二生命体征信号的幅度,所述脉动信号的基本频率周围的小频带中的幅度或者RMS值被用于确定所述第二生命体征信号的增益。

[0053] 所述特性检测器可以由此被配置为将所述特性检测限于对象的脉动信号的频率范围。所述第一生命体征信号还可以包含不同的频率。在频域实施方式中,完成峰检测并且找到可能脉动速率并且因此测量所述实际脉动信号的RMS值(其对应于时域中的幅度)是可能的。

[0054] 在另一实施例中,所述设备被配置为各自根据从透射通过所述对象的不同的皮肤区域或从其反射的探测到的电磁辐射导出的至少两个探测信号的不同集合计算第二生命体征信号的数目,并且其中,所述呼吸确定单元被配置为根据所述第二生命体征信号的组合确定所述呼吸信息。这通过组合不同的子区域(空间冗余度)处的并行测量结果提供所确定的生命体征信息的经改进的准确度和可靠性。

[0055] 在另一实施例中,所述输入接口被配置为获得从透射通过所述对象的不同的皮肤区域或从其反射的探测到的电磁辐射导出的至少两个探测信号的不同集合,其中,所述权重计算单元被配置为根据至少两个探测信号的集合计算权重,其中,所述生命体征信号计算单元被配置为通过使用至少两个探测信号的相应集合的计算的权重对所述至少两个第一带宽受限探测信号的加权组合根据至少两个探测信号计算第一初步生命体征信号,并且通过组合针对至少两个探测信号的不同集合计算的所述第一初步生命体征信号来计算所述第一生命体征信号。优选地,所述设备还包括第二滤波器单元,其用于利用第二滤波器对所述第一生命体征信号滤波以获得所述第二生命体征信号。而且,在该实施例中,加权和第一过滤的次序通常是任意的。此外,所述第一滤波器可以被配置为让频率通道,包括或者不包括期望的生命体征信息的频率(尤其是呼吸信息的频率)。

[0056] 另外,在实施例中,所述权重计算单元被配置为通过设置使用在所述计算中的增益计算所述权重,使得所述第一生命体征信号的幅度或者所述第一生命体征信号的标准偏差或者所述第一生命体征信号的频域表示中的特性(尤其是小频率范围(在峰周围)的峰或者RMS值)随时间是恒定的。

附图说明

[0057] 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:

[0058] 图1示出了根据本发明的系统的示意图;

[0059] 图2示出了含氧血和非含氧血的吸收谱的示意图;

[0060] 图3示出了根据本发明的设备的第一实施例的示意图;

[0061] 图4示出了根据本发明的设备的第二实施例的示意图;并且

[0062] 图5示出了根据本发明的设备的第三实施例的示意图。

具体实施方式

[0063] 图1示出了根据本发明的系统10的示意图,系统10包括设备12,设备12用于根据透射通过对象或从其反射的探测到的电磁辐射确定对象14的生命体征信息(尤其是生命体征信息信号)。对象14(在该范例中,患者)躺在床16上(例如,在医院或者其他健康护理设施中),而且可以是新生儿或未成年婴儿(例如,躺在保育箱中)或者在家或在不同的环境的人(诸如做运动的运动员)。

[0064] 对于以下解释而言,要确定的生命体征信息应当是呼吸信息,诸如呼吸率,其优选地由呼吸信号表示。另外的呼吸信息可以包括波形、呼气与吸气之间的间隔、幅度和/或呼吸率的变化性。然而,本发明还可以适于确定Traube-Hering-Mayer波(还被称为Mayer波或THM波),在这种情况下,信号和/或滤波器的带宽可以是不同的,因为THM波在6BMP周围,其在下文中也将提到。

[0065] 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波长相关反射或透射信息。由此,所使用的光纤优选是不同的,但是能够交叠。如果其波长相关透射是不同的,那么这样的光纤是足够的。

[0066] 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。

[0067] 在另一实施例中,探测器包括一个或多个光体积描记传感器19(还被称为(一个或多个)接触PPG传感器),其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可以以以下各项的形式设计:贴片,其被附接到对象的前额以用于测量血氧饱和度;或者心率传感器,其用于测量心率,仅提出所有可能实施例中的几个实施例。

[0068] 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)。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 存在若干已知方法来从(标准化)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。

[0072] 在下文中,将简要解释关于 P_{bv} 方法的一些基本思路。

[0073] 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。

[0074] 单位长度标准化血容量脉动向量(还被称为特征向量)被定义为 P_{bv} ,这提供红色、绿色、蓝色相机信号中的相对PPG强度。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:

$$[0075] \quad \vec{P}_{bv}^T = \begin{bmatrix} \frac{\int_{w=400}^{700} H_{\text{红}}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{\text{红}}(w)I(w)\rho_S(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{\text{绿}}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{\text{绿}}(w)I(w)\rho_S(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{\text{蓝}}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{\text{蓝}}(w)I(w)\rho_S(w)dw} \end{bmatrix}$$

[0076] 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 $P_{bv} = [0.29, 0.81, 0.50]$ 。

[0077] 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 $P_{bv} = [0.33, 0.77, 0.53]$ 。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)。

[0078] 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。这可能是由于无血液的皮肤的吸收光谱是由黑色素吸收主导的。尽管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。

[0079] 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。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):

$$[0080] \quad S = W C_n$$

[0081] 其中, $W W^T = 1$,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:

$$[0082] \quad \vec{R}_n = \frac{1}{\mu(\vec{R})} \vec{R} - 1, \quad \vec{G}_n = \frac{1}{\mu(\vec{G})} \vec{G} - 1, \quad \vec{B}_n = \frac{1}{\mu(\vec{B})} \vec{B} - 1$$

[0083] 此处,算子 μ 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。

[0084] P_{bv} 方法通常使用如在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} 。

$$[0085] \quad \vec{S}C_n^T = k\vec{P}_{bv} \Leftrightarrow \vec{W}_{PBV}C_nC_n^T = k\vec{P}_{bv} \quad (1)$$

[0086] 并且因此,确定混合的权重通过以下内容确定

$$[0087] \quad \vec{W}_{PBV} = k\vec{P}_{bv}Q^{-1}, \text{ 其中, } Q = C_nC_n^T \quad (2)$$

[0088] 并且标量 k 被确定为使得 W_{PBV} 具有单位长度。结果,PPG信号的特性波长相关(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。

[0089] 因此,如上面所解释的,脉动信号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。

[0090] 图2示出了用于含氧血($SpO_2=100\%$)和非含氧血($SpO_2=60\%$)的血液的吸收谱。如可以看到的,血液的吸收谱取决于氧饱和度(特别地大约650nm围的波长内)。这使得呼吸引起红光波长范围内的稍微更强的吸收改变。但是从图2应清楚绿光波长范围(大约550nm)和蓝光波长范围(大约450nm)中的吸收高得多。

[0091] 图3示出了根据本发明的设备12的第一实施例12a的示意图。设备12a包括输入接口30,所述输入接口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 。探测数据(即,探测信号 C)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波长相关反射信息或透射信息。

[0092] 第一滤波器单元32利用第一滤波器对所述至少两个探测信号 C 滤波以获得至少两个第一带宽受限探测信号 C_{f1} 。

[0093] 权重计算单元34计算权重 w ,其当在所述至少两个第一带宽受限探测信号 C_{f1} 的加权组合中应用时实现具有降低的失真的第一生命体征信号 S_1 。第一生命体征信号 S_1 从而不必被确定,而是仅权重 w 实际上被确定。在某些实施例中仅确定第一生命体征信号。

[0094] 并行地,第二滤波器单元33利用第二滤波器对所述至少两个探测信号 C 滤波以获得至少两个第二带宽受限探测信号 C_{f2} 。由此,第二滤波器被配置为使得第二带宽受限探测信号 C_{f2} 与所述第一带宽受限探测信号 C_{f1} 不同地带宽受限并且具体地包括所述生命体征信息(例如,呼吸信号和/或Mayer波的)的频率范围。

[0095] 生命体征信号计算单元36使用计算的权重 w 和所述至少两个第二带宽受限探测信号 C_{f2} 计算第二生命体征信号 S_2 。第二生命体征信号 S_2 由此优选地使用计算的权重 w 由至少两个第二带宽受限探测信号 C_{f2} 的加权组合计算。

[0096] 由此,“不同地带宽受限”意指其包括不同的频率或者不同的频率范围。例如,第一带宽受限信号可以仅包括脉动频率的频率范围或者额外地呼吸频率的频率范围,并且第二带宽受限信号可以仅包括呼吸频率的频率范围。

[0097] 生命体征确定单元38最后根据所述第二生命体征信号 S_2 确定生命体征信息 V 。

[0098] 在第一实施例中,与G.de Haan和A.van Leest的上面记载的文章“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”的等式(10)一致并且使用(几乎)相同注释, s 权重向量 W_{PBV} 可以根据下式来找到:

$$[0099] \quad W_{PBV} = kP_{bv}Q^{-1}, \text{ 其中, } Q = C_{fr+fp}C_{fr+fp}^T \quad (1)$$

[0100] 其中,在该实施例中, C_{fr+fp} 包含相机的无DC标准化和经滤波的三个颜色通道的信号并且表示第一带宽受限探测信号 C_{f1} 。对于 $P_{bv} = [0.33, 0.77, 0.53]$ 的任选的好的选项,但是其他选择(例如,如上文所描述的)也是可能的。该第一滤波器被设计为包括脉搏率的范围,例如针对新生儿的100-180 BPM或者针对成人对象的40-220BPM。优选地,范围还包括呼吸频率的范围以确保低频失真也尽可能被消除(由注释 C_{fr+fp} 所指示的)。这可以导致通过来自10-200 BPM的范围内的频率的滤波器设计。

[0101] 将该加权向量应用到 C_{fr+fp} 给定第一生命体征信号 S_1 ,其承载脉动信号和呼吸信号(和/或可能地Mayer波)两者:

$$[0102] \quad S_1 = W_{PBV}C_{fr+fp} \quad (2)$$

[0103] 通常,第一生命体征信号 S_1 的计算不是强制的,如由在图3中所示的示意图所表示的。任选地,然而,第一生命体征信号 S_1 还可以通过图3中由单元36a以虚线表示的生命体征信号计算单元确定为使用计算的权重 w 对所述至少两个第一带宽受限探测信号 C_{f1} 的加权组合。

[0104] 表示呼吸信号的第二生命体征信号 S_2 因此被计算为:

$$[0105] \quad S_2 = W_{PBV}C_{fr} \quad (3)$$

[0106] 其中,在该实施例中, C_{fr} 包含不同地滤波的无DC标准化颜色通道并且表示第二带宽受限探测信号 C_{f2} 。该第二滤波器的通带仅包括预期的呼吸频率,例如针对成人的8BPM与30BPM之间,或者针对新生儿的20-60BPM。

[0107] 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。根据该实施例,生命体征信号计算单元38被配置为使用计算的权重 w 和所述第一带宽受限探测信号 C_{f1} 计算第二生命体征信号 S_2 ,其在该实施例中,除脉动信号的频率范围之外,优选地包括所述第二生命体征信号的频率范围。在两个步骤中特别地执行第二生命体征信号 S_2 的计算。在第一步中,生命体征信号计算单元36通过使用计算的权重 w 对所述至少两个第一带宽受限探测信号 C_{f1} 的加权组合计算第一生命体征信号 S_1 。此外,在第二步中,第二滤波器单元37(其可以是生命体征信号计算单元36的部分)利用第二滤波器对所述第一生命体征信号 S_1 滤波以获得所述第二生命体征信号 S_2 。

[0108] 因此,如果第一滤波器具有包括脉搏率和呼吸率两者的通带,则第二生命体征信号 S_2 可以通过利用第二滤波器对第一生命体征信号 S_1 重新滤波来获得。第二滤波器单元37

优选地被配置为至少让对象的呼吸信号和/或Mayer波的频率范围通过并且至少抑制对象的脉动信号的频率范围,特别地让频率范围通过具有5-25BPM的范围内的下限(具体地10-20BPM)和25-70BPM的范围内的上限(具体地30-60BPM)。

[0109] 图5示出了根据本发明的设备12的第三实施例12c的示意图。根据该实施例,计算第一生命体征信号 S_1 和第二生命体征信号 S_2 ,如上文在第一(或者第二)实施例中所说明的。峰检测器40被提供用于峰检测以确定第一生命体征信号 S_1 的幅度。这可以通过可能地在将其带通滤波以防止噪声的影响之后计算第一生命体征信号 S_1 的幅度/标准偏差在时域中,或者通过计算脉搏率周围的频率分箱的RMS值在频域中完成。想法由此是使用脉动的幅度设定用于第二生命体征信号 S_2 (例如,呼吸信号)的增益 G 。使用脉动(即,第一生命体征信号 S_1)的幅度,该幅度的倒数被用于通过在相乘单元42中将第二生命体征信号 S_2 乘以增益 G 以获得可以然后从其导出期望的生命体征信息 V 的标准化第二生命体征信号 S_2 将第二生命体征信号 S_2 的幅度标准化。

[0110] 当然,还允许相乘单元42中与恒定增益的相乘,即,得到的增益应当与第一生命体征信号 S_1 的幅度成反比。

[0111] 峰检测器可以具体地被配置为将峰检测限于对象的脉动信号的频率范围。因此,脉动信号的强度被用于确定示出具有基本上恒定相对幅度的期望的生命体征信息信号所需要的增益。

[0112] 因此,根据该实施例,峰检测可以在第一生命体征信号的傅里叶域中执行,从而针对峰检测将频率范围限于脉动频率。然后,获得第二生命体征,如上文所描述的,但是其幅度利用增益因子修改。

[0113] 在优选的实施例中,上文所描述的处理使用如在G.de Haan和A.van Leest的上文记载的文章“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”中所描述的重叠添加过程,其中,至少在短间隔(通常地几秒)上执行等式(1)的优化,以允许失真消除,甚至改变随时间的失真的统计。而且,在每个间隔上执行来自第一生命体征信号的第二生命体征信号的上文所描述的合成。在滤波以获得第二生命体征信号的情况下,这还可以在重叠添加流程之后被执行。

[0114] 为了保持呼吸信号的幅度有意义而不管呼吸的失真(其影响权重)和强度,可以选择被包括在加权向量 W_{PBV} (参见等式(1))中的输出信号的时间变化(在每个重叠添加间隔上固定的)增益 k ,使得第一生命体征信号中的脉动信号具有恒定幅度,例如,通过将信号除以脉动信号的频带中的第一信号的标准偏差。作为可能的实现方案,第三带宽受限探测信号 C_{fp} (即,利用第三带通滤波器滤波的无DC标准化颜色通道)仅选择脉搏率频率范围并且选择增益(被包括在 W_{PBV} 中),使得:

$$[0115] \quad \sigma(W_{PBV}C_{fp}) = 1 \quad (4)$$

[0116] 以上的变型也可以是有用的。代替于选择增益以便保持脉动信号的标准偏差恒定,脉动信号的FFT域的幅度峰可以保持恒定。而且,保持脉动信号的能量(或者仅其基本频率的能量)与输出呼吸信号频率范围内的能量之间的固定比率是可能的。

[0117] 在所描述的实施例中,至此,如例如在G.de Haan和A.van Leest的上文记载的文章“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”中所描述的“PBV方法”作为用于计算的基础。在另外的实施例中,使用 W_{PBV} 的备

选方案是可能的。使用在本文中提到的其他方法中的任一个计算将生命体征信号的颜色通道与最小失真组合使用的权重同样是可能的。具体地,还当使用基于色度的方法“CHRO”而且“引导式基于BSS的方法”并且甚至较旧的基于BSS的方法使用用于分量选择的脉动信号的周期性时产生的好的方案提供可行选择。通常,权重根据被滤波以包括至少脉动信号变化的颜色信号计算,而呼吸信号使用相同的权重但是不同的滤波从颜色信号导出。而且,增益控制可以从脉动信号的标准偏差导出,而不管导出加权向量使用的初始方法。

[0118] 因此,鉴于上文解释的可能变化,所述权重计算单元34可以被配置为计算权重 w ,使得:

[0119] -加权组合具有与个体探测信号的协方差,其尽可能近地对应于预定义向量,-强度变化和光谱反射被抑制,或

[0120] -解混矩阵被计算以识别所述探测通道中的独立信号并且生命体征信号使用第二准则从独立信号选择。

[0121] 在另一优选的实施例中,可用皮肤区域被分为子区域并且前述处理根据子区域来执行。该过程导致多个候选信号 S_1 和 S_2 ,其可以直接地组合为最后呼吸信号(当仅组合 S_2 时),或者呼吸信号可以从其通过滤波(当组合 S_1 时)导出。组合过程可以是中值或者截尾均值滤波、拒绝异点,或者可以是具有例如由个体信号的时域中的方差所确定的权重的加权平均(这假定高方差隐含高残余失真)。

[0122] 因此,在该实施例中,权重计算单元34针对从不同的子区域采集的至少两个探测信号 C 的每个集合计算权重 w 。生命体征信号计算单元36然后通过使用至少两个探测信号 C 的相应集合的计算权重 w 的所述至少两个第一带宽受限探测信号 C_{f1} 的加权组合针对至少两个探测信号 C 的每个集合计算第一初步生命体征信号,并且通过组合所述第一初步生命体征信号计算所述第一生命体征信号 S_1 。最后,第二滤波器单元37利用第二滤波器对所述第一生命体征信号 S_1 滤波以获得所述第二生命体征信号 S_2 。

[0123] 已经例如在W0 2014/024104 A1中描述了组合来自子区域的信号的一般概念,包括各种选项。找到组合来自子区域的信号的权重的另一备选方案使用PCA或者ICA,如例如在W.Wang,S.Stuijk和G.de Haan“Exploiting Spatial-redundancy of Image Sensor for Motion Robust rPPG”(IEEE,Tr.On Biomedical Engineering,2014)年中所描述的。

[0124] 在又一实施例中,对于个体子区域和整个皮肤区域两者计算使失真最小化的权重。这些权重因此被用于从包括呼吸和脉动信息两者的这些(子)区域提取信号。选择最好权重通过计算每个区域的信噪比(SNR)完成。通过基于其SNR将信号排序,最后权重被选择为要么对应于具有最高SNR的信号的权重要么对应于具有最高SNR的信号(两个或更多个)的权重的组合。这些最后权重然后被应用到整个皮肤区域的经滤波的标准化迹线,其仅包含呼吸信息。

[0125] 已经主要地相对于非接触式传感器解释了上文所描述的实施例。通常,相同方法还可以被用于接触式传感器。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等。应用可以包括对氧饱和度(脉动血氧计)、心率、血压、心输出量、呼吸、Mayer波、血液灌注的变化监测,对自主功能的评估,以及对外周血管疾病的探测。本发明例如能够用于对危重患者的快速且可靠的呼吸监测和探测。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。

[0126] 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。

[0127] 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。

[0128] 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。

[0129] 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。

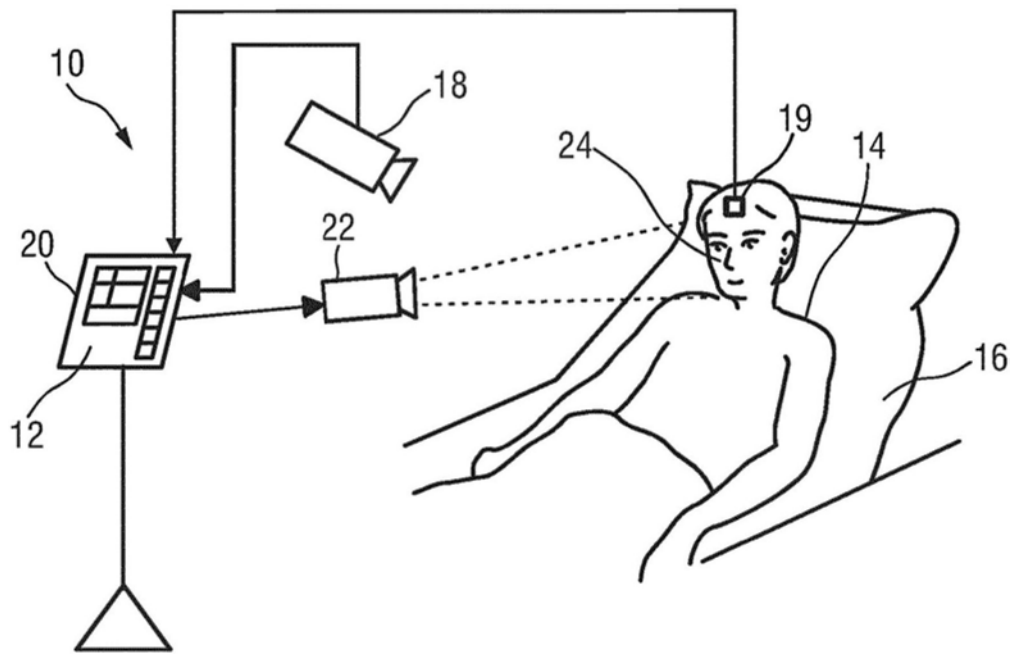


图1

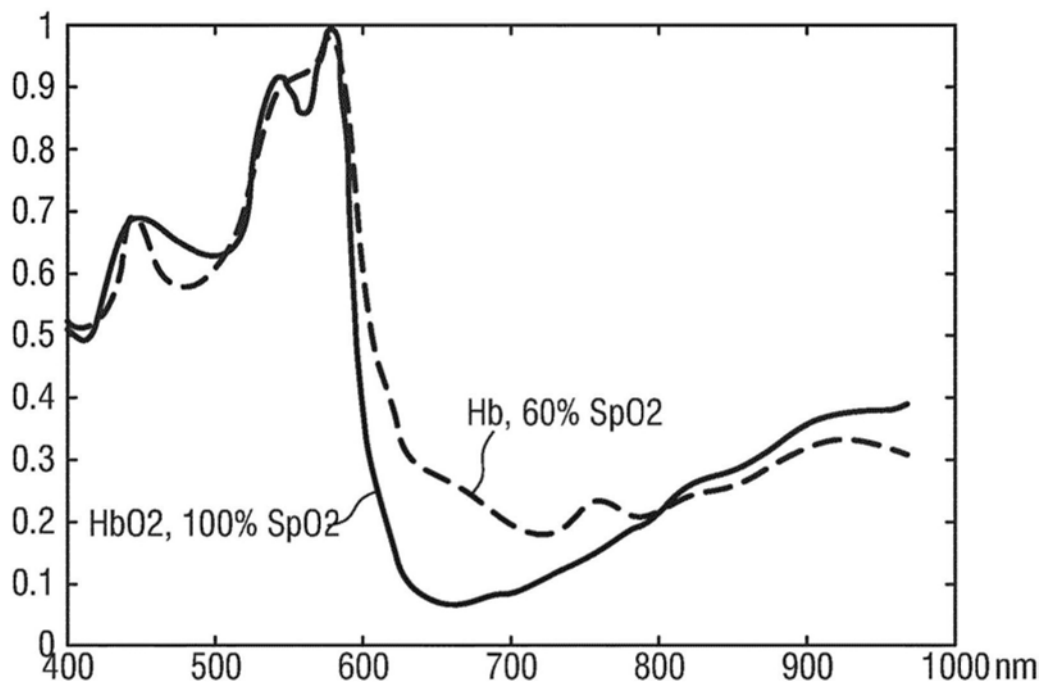


图2

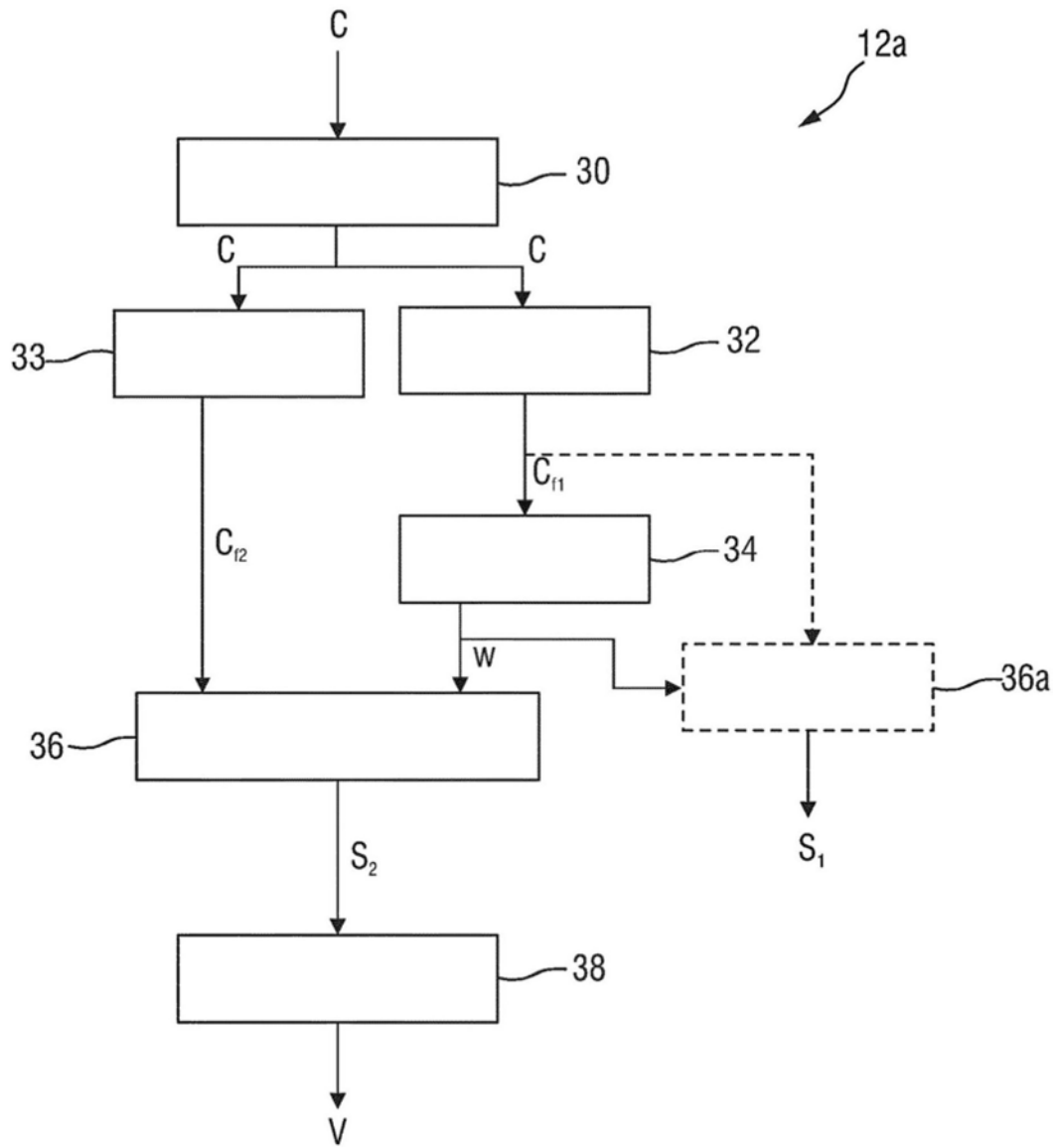


图3

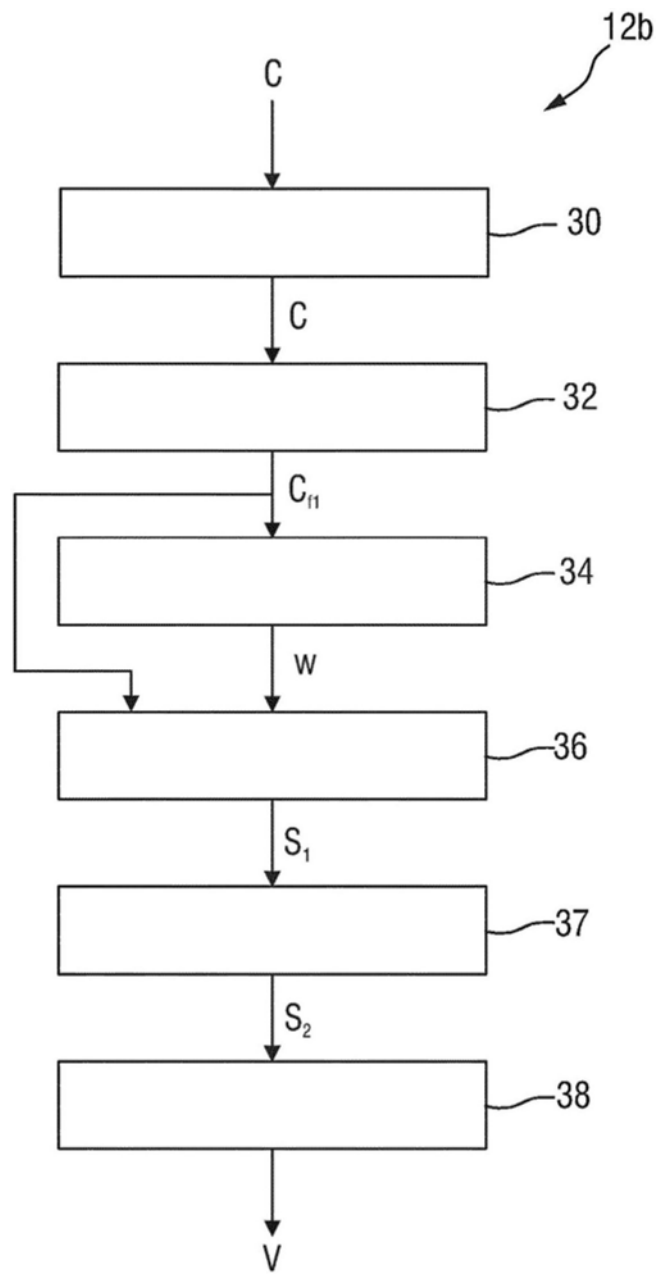


图4

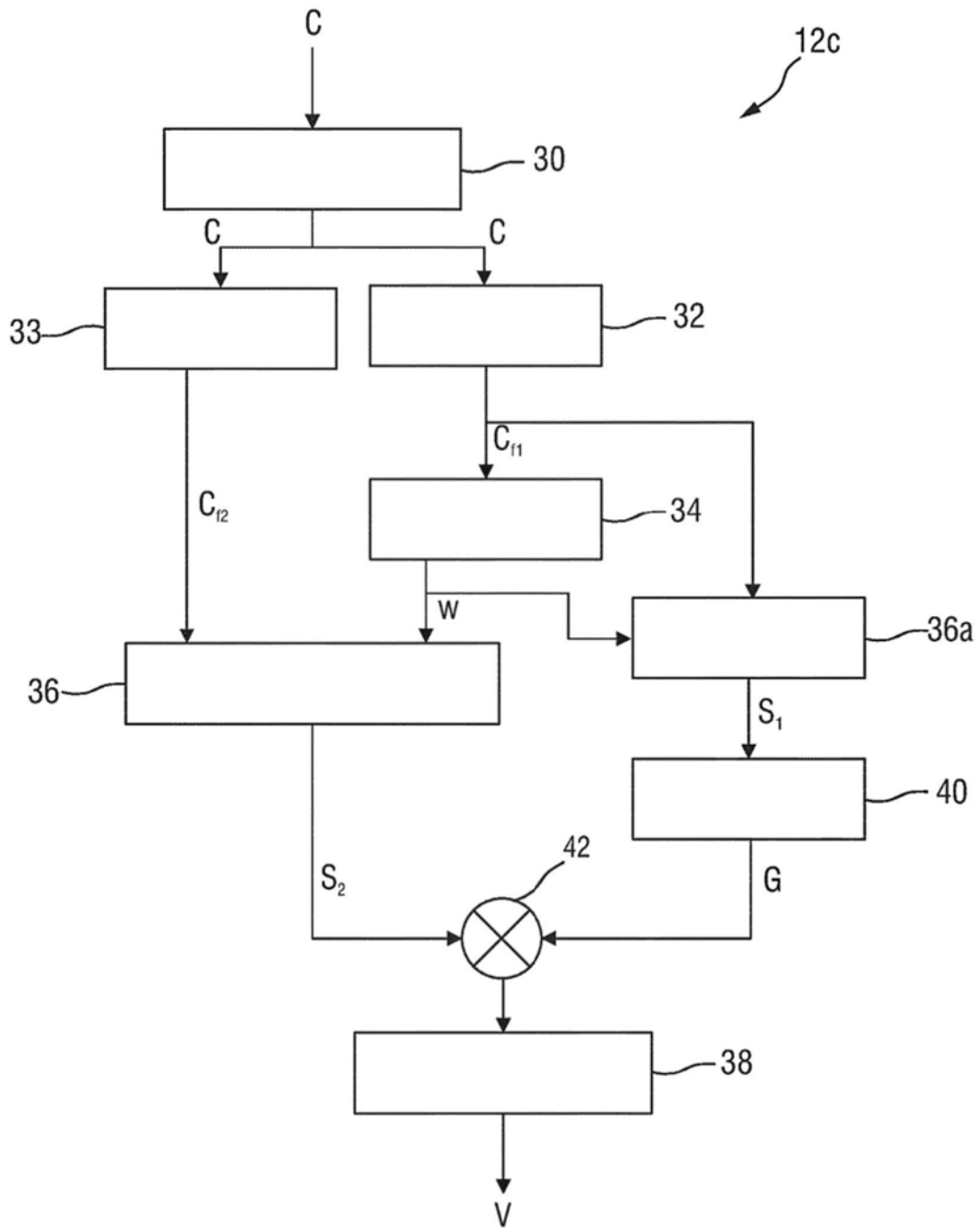


图5

专利名称(译)	用于确定对象的生命体征信息的设备、系统和方法		
公开(公告)号	CN108471962A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680077231.X	申请日	2016-12-01
[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 M J H 范加斯特尔		
发明人	G·德哈恩 M·J·H·范加斯特尔		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/024 A61B5/00 A61B5/021		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/7214		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2015197218 2015-12-01 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定对象的生命体征信息的设备、系统和方法。为了提供所获得的生命体征信息相对于运动和低SNR的增加的信号质量和经改进的鲁棒性，所提出的所述设备试图找到颜色通道的线性组合，其最好地抑制包括脉搏率的频带中的失真，并且因此使用该相同的线性组合提取较低频带中的期望的生命体征信息(例如，由诸如呼吸信号或者Mayer波的生命体征信息信号表示的)。

