



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111629666 B

(45) 授权公告日 2023.08.08

(21) 申请号 201880086425.5

(51) Int.CI.

(22) 申请日 2018.11.13

A61B 5/1455 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 5/00 (2006.01)

申请公布号 CN 111629666 A

A61B 5/024 (2006.01)

(43) 申请公布日 2020.09.04

A61B 5/0245 (2006.01)

(30) 优先权数据

17202096.8 2017.11.16 EP

(56) 对比文件

US 5971930 A, 1999.10.26

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

CN 102270264 A, 2011.12.07

2020.07.14

US 2012190948 A1, 2012.07.26

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 106687027 A, 2017.05.17

PCT/EP2018/080990 2018.11.13

WO 2017055218 A1, 2017.04.06

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 86102111 A, 1987.02.04

W02019/096753 EN 2019.05.23

US 2009105556 A1, 2009.04.23

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 106413530 A, 2017.02.15

地址 荷兰艾恩德霍芬

CN 105792734 A, 2016.07.20

(72) 发明人 L·J·辉基布雷格茨 G·德哈恩

CN 102458246 A, 2012.05.16

M·J·H·范加斯特尔

WO 2017121834 A1, 2017.07.20

(续)

CN 104837401 A, 2015.08.12

审查员 李陆美

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

权利要求书2页 说明书19页 附图4页

72002

专利代理人 刘兆君

信号本身来导出生理参数信息。

(54) 发明名称

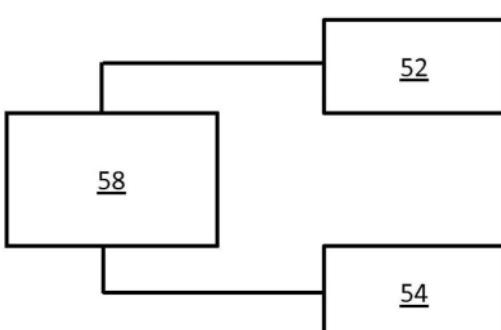
用于感测生理参数的系统和方法

(57) 摘要

本发明提供了生理参数感测系统(50)和方法,其中,导出指示至少一个生理参数的生理信息。本发明的方法基于根据至少两个检测信号的不同加权组合来构建多个脉搏信号,所述至少两个检测信号是根据检测到的被引导到对象的皮肤区域上的或被引导通过对象的皮肤区域的电磁辐射导出的。所述加权基于各种血容量脉搏向量的集合中的不同的血容量脉搏向量。针对每个生成的脉搏信号导出质量指标值,其中,这基于针对患者的获得的心率信号与脉搏信号之间的导出关系。使用得到具有最高质量指标值的脉搏信号的血容量脉搏向量和/或根据所导出的脉搏

B CN 111629666

50



[转续页]

[接上页]

(56) 对比文件

G de Gaan等.improved motion

robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature.《IOP science》.2014,第1913-1926页.

1. 一种生理参数感测系统(50),包括:

感测接口(52),其适于获得根据检测到的从对象的身体的皮肤区域反射的或透射通过对象的身体的皮肤区域的电磁辐射导出的至少两个检测信号;

心率感测模块(54);以及

处理器(58),其与所述感测接口和所述心率感测模块操作性耦合并且适于:

控制所述心率感测模块以采集心率信号,所述心率信号不同于所述至少两个检测信号;

导出至少两个脉搏信号,每个脉搏信号是根据所述至少两个检测信号的加权组合形成的,其中,为了形成每个脉搏信号,所述至少两个检测信号基于至少两个血容量脉搏向量的集合中的不同的一个血容量脉搏向量的分量被加权;

针对每个导出的脉搏信号,使用所述心率信号来导出质量指标值,所述质量指标值基于所述脉搏信号与由所述心率感测模块感测的所述对象的所述心率信号之间的导出关系的特性;以及

根据得到具有最高质量指标值的所述脉搏信号的所述血容量脉搏向量和/或根据所导出的脉搏信号本身来导出指示至少一个生理参数的生理信息,

其中,针对每个导出的脉搏信号的所述质量指标值基于以下内容导出:

与所述心率信号的频率分量相对应的所述脉搏信号的一个或多个频率分量的值;和/或

所述脉搏信号与所述心率信号或根据所述心率信号导出的信号之间的相关性的强度。

2. 根据权利要求1所述的生理参数感测系统(50),其中,所述感测接口(52)包括光体积描记PPG感测模块。

3. 根据权利要求1或2所述的生理参数感测系统(50),其中,所述心率感测模块(54)包括ECG感测模块和/或加速度计。

4. 根据权利要求1或2所述的生理参数感测系统(50),其中,所述心率感测模块包括光体积描记PPG感测模块。

5. 根据权利要求2所述的生理参数感测系统(50),其中,所述心率感测模块与所述感测接口集成在一起,并且所述心率感测模块和所述感测接口均包括相同的光体积描记PPG感测模块。

6. 根据权利要求1或2所述的生理参数感测系统(50),其中,所述感测接口(52)包括能安装在胸部的感测单元,并且其中,所述能安装在胸部的感测单元包括PPG传感器和所述心率感测模块(54)。

7. 根据权利要求1或2所述的生理参数感测系统(50),其中,所述生理参数是血氧饱和度SpO₂,并且所述系统是氧饱和度感测系统(50)。

8. 根据权利要求1或2所述的生理参数感测系统(50),

其中,导出所述质量指标值包括:在确定所述质量指标之前,在每个脉搏信号中增强与所述心率信号的频率分量相对应的一个或多个频率分量,并且

其中,针对每个脉搏信号的所述质量指标值被认为是在针对所述脉搏信号的频谱中的最高最大值的值。

9. 根据权利要求8所述的生理参数感测系统(50),其中,针对每个脉搏信号导出所述质

量指标值包括:在确定所述质量指标之前,抑制或消除所述脉搏信号的与所述心率信号的频率分量不对应的频率分量。

10.根据权利要求1所述的生理参数感测系统(50),其中,针对每个脉搏信号导出所述质量指标值包括:将希尔伯特变换应用于所述脉搏信号以导出分析信号,并且随后导出所述分析信号与针对所述对象的所述心率信号之间的相关性的强度。

11.一种生理参数感测方法,包括:

获得根据检测到的从对象的身体的皮肤区域反射的或透射通过对象的身体的皮肤区域的电磁辐射导出的至少两个检测信号;

获得针对所述对象的心率信号,所述心率信号不同于所述至少两个检测信号;

导出至少两个脉搏信号,每个脉搏信号是根据所述至少两个检测信号的加权组合形成的,其中,为了形成每个脉搏信号,所述至少两个检测信号基于至少两个血容量脉搏向量的集合中的不同的一个血容量脉搏向量的分量被加权;

针对每个导出的脉搏信号,使用所述心率信号来导出质量指标值,所述质量指标值基于所述脉搏信号与所述对象的所述心率信号之间的导出关系的特性;并且

根据得到具有最高质量指标值的所述脉搏信号的所述血容量脉搏向量和/或根据所导出的脉搏信号本身来导出指示至少一个生理参数的生理信息,

其中,针对每个导出的脉搏信号的所述质量指标值基于以下内容导出:

与所述心率信号的频率分量相对应的所述脉搏信号的一个或多个频率分量的值;和/或

所述脉搏信号与所述心率信号或根据所述心率信号导出的信号之间的相关性的强度。

12.一种包括计算机程序代码的计算机程序产品,所述计算机程序代码当在计算机上运行时适于令所述计算机执行根据权利要求11所述的方法。

用于感测生理参数的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于感测对象的生理参数的系统和方法,特别是利用从对象的身体的皮肤区域的电磁辐射的反射或通过对对象的身体的皮肤区域的电磁辐射的透射的系统和方法。

背景技术

[0002] 人的生理参数(例如,心率(HR)、呼吸速率(RR)或动脉血氧饱和度(SpO₂))用作人的当前状态的指标并且作为严重的医学事件的有力预测指标。出于这个原因,在住院和门诊护理场所,在家中或在另外的健康、休闲和健身场所中,广泛地监测生理参数。

[0003] 一种测量生理参数的方法是体积描记法。体积描记法通常是指测量器官或身体部分的体积变化,特别是指对由于心血管脉搏波随着每一次心跳而行进通过对象的身体而引起的体积变化的检测。

[0004] 光体积描记(PPG)是一种评价感兴趣区或体积的光反射或透射的时变变化的光学测量技术。PPG所基于的原理是血液吸收的光要比周围组织吸收的光更多,因此血容量随着每一次心跳的变化都会相应地影响透射或反射。除了关于心率的信息以外,PPG波形还能够包括可归因于其他生理现象(例如,呼吸)的信息。通过评价不同波长(通常是红色波长和红外波长)下的透射率和/或反射率,能够确定血氧饱和度。

[0005] 一种能够使用PPG传感器的某些变型测量的特别重要的生理参数是动脉血氧饱和度(SpO₂)。在本公开内容中,能够测量SpO₂的PPG传感器将被称为“SpO₂传感器”。这可以被理解为参考能够测量SpO₂的特定类型PPG传感器。

[0006] 动脉血氧饱和度是需要在重症监护室和手术室中连续监测的至关重要的参数。它也是在普通病房进行患者监测的有用参数。SpO₂传感器可以被放在手指上。还可以将传感器放置在其他位置(例如,前额、脚趾或耳垂)以及进行非接触式监测。

[0007] SpO₂传感器的输出(即,血氧饱和度)被定义为:

$$[0008] SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb}$$

[0009] 其中,HbO₂是与氧结合的血红蛋白的浓度,而Hb是未与氧结合的血红蛋白的浓度。

[0010] SpO₂传感器(作为PPG传感器)以光学方式测量血容量变化;检测行进通过皮肤(并且可能还有下面的组织)的光,由此可以确定血容量的变化。SpO₂传感器利用对至少两个波长下的光的吸收。检测到的光量取决于光吸收。去氧血红蛋白的吸收光谱与氧合血红蛋白的吸收光谱不同,从而允许导出SpO₂。

[0011] 这种情况如图1所示。图1(A)示出了作为入射光的波长(x轴;纳米)的函数的氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的摩尔消光系数(y轴;cm⁻¹ • Mole⁻¹)。线22示出了针对氧合血液的消光系数,而线24示出了针对去氧血液的消光系数。图1(B)示出了作为波长(x轴;纳米)的函数的完全氧合血液(线22)和部分(60%)氧合血液(线24)的脉动(y轴;任意单位)。

[0012] 传感器信号的脉动被定义为信号的时变AC部分除以信号的恒定(或缓慢变化)的

DC分量。(皮肤)组织和静脉血液的光吸收贡献于检测到的光信号的恒定(或缓慢变化)的“DC”分量,而动脉血液中的脉动则贡献于随着心动周期而变化的信号的部分(“AC”分量)。Sp₂传感器利用光的至少两个波长的脉动。

[0013] 在图2中图示了该方法,图2示出了在PPG (Sp₂) 传感器处针对红色光源(线28)和红外光源(线30)中的每个检测到的光信号。箭头32和36分别示出了针对红色光信号和红外光信号中的每个的AC幅度值,并且箭头34和38分别示出了针对红色光源和红外光光源中的每个的DC值。

[0014] 在反射模式下,作为波长的函数的脉动(参见图1(B))不仅由摩尔消光系数(和可能的镜面反射)决定,而且还由波长的穿透深度决定。例如,蓝光仅非常浅地穿透皮肤,因此仅到达相对较少的具有脉动血液的血管。相比之下,红光穿透得更深。

[0015] 在传统的Sp₂传感器中,所谓的“比率的比率”R用于计算Sp₂值。比率的比率R是传感器光的一个波长的相对(AC/DC)脉动除以第二波长的相对脉动:

$$[0016] R = \frac{(AC/DC)_1}{(AC/DC)_2}$$

[0017] 通常,使用红色光($\sim 660 \text{ nm}$)和红外光($\sim 800 \text{ nm}$ 、840nm或940nm)。Sp₂是根据经验确定的公式计算得出的,例如,Sp₂=110-25*R(%) (取决于所使用的波长)。

[0018] 一种已知的方法是使用单个脉搏周期中的最大值和最小值来逐心跳地确定R,以(例如基于最大值和最小值的平均值)来导出AC分量幅度和DC分量幅度。另外的替代方法包括例如对多次心跳上的不同光信号进行平均化或者在傅立叶变换之后处理信号。

[0019] 最近,已经提出了一种新的方法来使用PPG信号导出生理参数的度量。这被称为“自适应PBV方法”(APBV)并且在WO 2017/055218中进行了详细描述。

[0020] 在这种方法中,使用所谓的血容量脉搏向量(“P_{bv}向量”)的集合(其分量表示两个或三个不同波长分量的光学信号的可能相对脉动)作为基础来从测得的光学信号中提取脉搏信号。特别地,可以使用与血容量脉搏向量的集合中的一个血容量脉搏向量相关的加权来导出多个脉搏信号,其中,每个脉搏信号被形成为所感测的不同波长的光学信号的组合(例如,线性组合)。

[0021] 然后,针对每个生成的P_{bv}向量导出质量指标值。

[0022] 然后,选择生成最佳质量脉搏信号的P_{bv}向量(例如,在归一化功率谱中以最高峰值为特征的脉搏信号)并使用该P_{bv}向量来导出动脉氧含量。这是因为最高峰值的存在是对最高信噪比(SNR)(即,最高质量的信号)的指示。

[0023] 可以借助于例如将P_{bv}向量与Sp₂值相关联的预先确定的查找表或者借助于允许基于P_{bv}向量来确定Sp₂的校准方程来根据识别出的最高质量P_{bv}向量导出Sp₂。校准方程可能采用例如Sp₂=100-C₁*k的形式,其中,C₁是从Sp₂传感器接收到的检测信号值,并且k是与产生最高质量信号的P_{bv}向量相关联的数值(例如,在表或列表中列出的P_{bv}向量的数值)。

[0024] 从本质上讲,该方法是识别与表征没有任何噪声的对象的脉搏的“真实的”血容量脉搏向量最紧密匹配的血容量脉搏向量的间接手段。

[0025] 该方法可以鲁棒地抵抗在波长通道中具有不同相对强度的信号中的伪影,例如,传感器与对象的皮肤的接触不断变化(对于接触式传感器)或者身体部分接近或远离相机

移动(对于远程监测)。

[0026] 为了准确确定 SpO_2 ,重要的是选择“最佳的”血容量脉搏向量 P_{bv} ,即,产生最高质量信号的那个血容量脉搏向量 P_{bv} 。为此,针对根据不同的 P_{bv} 向量导出的脉搏信号中的每个脉搏信号确定质量指标值。

[0027] 一个简单且有利的质量指标是针对每个脉搏信号的在频谱中的最高峰值的高度值。

[0028] 每个提取的脉搏信号(使用特定的 P_{bv} 向量)可以在傅立叶域中进行归一化,从而使谱能量之和等于1。此后,在频率标绘图中表现出最高峰值的脉搏信号被识别为最高质量的脉搏信号。这在图3中图示出,图3在(A)和(B)中示出了根据不同的相应的血容量脉搏向量导出的两个脉搏信号,每个信号被变换到频域中。x轴表示频率,并且y轴表示频率分量的幅值。

[0029] 能够看出,脉搏信号(A)以最高峰值42为特征。因此,在该简单示例中,将选择信号(A)作为最高质量的信号,并且因此使用根据其导出脉搏信号(A)的血容量脉搏向量来导出生理信息。

[0030] 虽然使用该质量准则通常会产生良好的运动鲁棒性,但是对于移动的患者或患有严重心律不齐的患者来说可能会出现问题。对于这样的患者,在生成的信号中的运动伪影仍然是一个重要问题。另外,如果将 SpO_2 传感器放在胸部上,信号可能会包含与呼吸相对应的显著分量。这些呼吸波动通常会被误解为对脉搏信号的贡献,从而导致对 SpO_2 的错误测量。

[0031] 寻求用于导出生理参数的改进的方法,该方法能够利用上面概述的APBV方法,但是能够提供提高的准确性和提高的抵抗运动伪影的鲁棒性。

发明内容

[0032] 本发明由权利要求来限定。

[0033] 根据本发明的一个方面,提供了一种生理参数感测系统,包括:

[0034] 感测接口,其适于获得根据检测到的从对象的身体的皮肤区域反射的或透射通过对象的身体的皮肤区域的电磁辐射导出的至少两个检测信号;

[0035] 心率感测模块;以及

[0036] 处理器,其与所述感测接口和所述心率感测模块操作性耦合并且适于:

[0037] 导出至少两个脉搏信号,每个脉搏信号是根据所述检测信号的加权组合形成的,其中,针对每个脉搏信号的加权基于至少两个血容量脉搏向量的集合中的不同的一个血容量脉搏向量的分量;

[0038] 针对每个导出的脉搏信号导出质量指标值,所述质量指标值基于所述脉搏信号与所述对象的心率信号之间的导出关系的特性,所述心率信号是由所述心率感测模块感测的;以及

[0039] 根据得到具有最高质量指标值的所述脉搏信号的所述血容量脉搏向量和/或根据所导出的脉搏信号本身来导出指示至少一个生理参数的生理信息。

[0040] 本发明基于将来自辅助心率感测模块的传感器信息有利地集成到生理参数感测方法中以实现改进的生理参数感测。特别地,能够执行对血容量脉搏向量的更加鲁棒的质

量评估,从而实现更加可靠地选择产生最准确的生理参数信息的确定结果的血容量脉搏向量。

[0041] 关于确定质量指标值的一般构思可以被理解为确定每个导出的脉搏信号对应于或包含如通过根据心率感测模块导出的心率信号所表示的对象的心率的分量的程度。更大的对应性可以指示更大的信噪比,这可以指示更少的由运动伪影引起的失真。

[0042] 导出关系的特性可以指导出的脉搏信号与测得的心率信号之间的关系的强度。

[0043] 血容量脉搏向量可以被另外称为血容量向量或特征向量。

[0044] 血容量脉搏向量(“ P_{bv} 向量”)与以上关于APBV方法所提及的那些向量相似。这些向量的分量表示在两个或三个不同波长分量处的光学信号的可能相对脉动。特别地,该方法涉及使用与血容量脉搏向量的集合中的一个血容量脉搏向量相关的加权来导出多个脉搏信号,其中,每个脉搏信号被形成为检测信号的组合(例如,线性组合)。因此,在这种背景下,该向量不是空间坐标系中的向量,而是自我构建的“血容量脉搏”空间的向量。血容量脉搏向量可以是预先确定的向量集合,或者血容量脉搏向量可以由处理器实时构建。这将在下面更详细地进行描述。

[0045] 心率感测模块可以感测心率或脉搏率,而不会影响该方法的功效。为了简单和简洁起见,在以下公开内容中,将参考使用根据心率感测模块导出的“心率信号”来描述实施例。然而,在所有情况下,可以代替地测量和使用脉搏率信号。

[0046] 此外,针对以下公开内容,术语“心率信号”应被理解为是指从心率感测模块导出的信号,即,对对象的“真实的”心率或脉搏率的直接测量结果。相比之下,除非另有说明,否则“脉搏信号”应被理解为是指根据本发明的方法基于血容量脉搏向量的集合中的一个血容量脉搏向量导出的导出脉搏信号。

[0047] 术语“从……反射”应被理解为除了在经典意义上从表面或物质反射的情况以外还覆盖光从对象的皮肤区域散射(例如从这样的皮肤区域内的血液)的情况。

[0048] 每个血容量脉搏向量可以包含n个分量。每个血容量脉搏向量的n个分量表示n个检测信号 C_n 中的每个检测信号中的可能的相对脉动,其中,n个检测信号可以例如是从感测接口的不同频率(或颜色)通道导出的,每个频率(或颜色)通道感测反射或透射的电磁辐射光谱的特定部分。

[0049] 相对脉动通常是指三个检测信号通道中的每个检测信号通道中的血液脉搏的相对强度,即,三个检测信号中的每个检测信号中的有效相对强度。

[0050] 对于给定的对象,在没有运动或其他伪影或失真的情况下,在进行测量时通常会有相对稳定的血容量脉搏向量 P_{bv} ,该相对稳定的血容量脉搏向量 P_{bv} 准确表示n个检测信号的集合中的每个检测信号的强度,例如表示n个颜色通道中的每个颜色通道中的相对脉动。从中能够导出生理参数信息,例如,SpO₂、脉搏率、CO和CO₂。

[0051] 然而,对象的运动、感测接口的物理位移或其他干扰能够导致所获得的检测信号的失真,从而导致偏离针对对象的“真实的”非失真(特征)血容量脉搏向量。检测信号中的一些检测信号将例如在相对强度方面增加,从而导致各个通道强度值之间的比率失真。然而,强度的这些变化是由于(一个或多个)信号中的噪声引起的,而不是对潜在的生理参数的变化的真实反映。问题是如何识别由噪声引起的颜色通道信号的变化以及由真正的生理变化引起的变化。

[0052] 本发明开发的所谓的自适应 P_{bv} (APBV) 方法的解决方案是:有效地构建多个前瞻性脉搏信号,每个前瞻性脉搏信号是根据检测信号的加权组合形成的;然后使用质量评估来测试每个脉搏信号,以确定哪个脉搏信号达到最大的“质量指标值”。该质量指标值可以例如直接或间接地指示信噪比。

[0053] 针对每个生成的前瞻性脉搏信号,可以基于前瞻性血容量脉搏向量的集合中的一个前瞻性血容量脉搏向量的分量的相对大小来对检测信号进行加权。以这种方式,生成了潜在的脉搏信号的集合,每个潜在的脉搏信号与不同的血容量脉搏向量的集合中的一个血容量脉搏向量相关。具有最高质量指标值的导出的脉搏信号指示:该脉搏信号所基于的血容量脉搏向量是在没有可能影响原始检测信号的噪声和失真的情况下最准确地表示针对该对象的“真实的”(非失真的)血容量脉搏向量。

[0054] 本发明的创新点在于有利地将额外的心率传感器数据并入到质量评估中以实现对各种前瞻性脉搏信号的更加(运动)鲁棒的且因此更加可靠的质量评估。根据该方法,相对于实时采集的生理参数来评估每个导出的脉搏信号,从而提高了准确性和鲁棒性。

[0055] 更具体地,针对每个脉搏信号,基于测得的心率信号与每个导出的脉搏信号之间的导出关系的特性来导出质量指标。

[0056] 导出关系的特性可以指脉搏信号与心率信号之间的关系的强度。

[0057] 导出关系的特性可以指脉搏信号与心率信号之间的相关性的程度。

[0058] 导出关系的特性可以指脉搏信号中与对象的心率信号的频率分量相对应的(一个或多个)频率分量的强度。

[0059] 如上文所指示的,与测得的心率信号的对应性越大,可以指示脉搏信号(相对于生理脉搏)的信噪比越大,这可以指示有运动伪影引起的失真越小,因此可以更准确地表示真实的、非失真的脉搏信号。

[0060] 所述感测接口可以包括光体积描记(PPG)感测模块。感测接口可以是PPG传感器。

[0061] 所述感测接口可以包括能安装在胸部的感测单元。例如,这可能是胸贴。能安装在胸部的感测单元可以并入或包括PPG传感器。在示例中,能安装在胸部的感测单元还可以方便地包括或并入心率感测模块。这对于对象(其不需要额外的感测元件被耦合到他们)和临床医生(其仅需将一个感测单元附着或安装到对象)来说都是方便的。

[0062] 在示例中,心率感测模块可以是单独的(与感测接口分开的)心率感测元件或设备,或者可以由感测接口所包括或者与感测接口集成在一起。

[0063] 根据一组实施例,所述心率感测模块可以包括ECG感测模块和/或加速度计。

[0064] ECG感测模块是指心电图模块或设备。ECG感测模块可以包括一个或多个传感器,这一个或多个传感器适于贴在皮肤上以用于检测在每次心跳时由对象的心脏产生的电信号。以这种方式,能够导出心率。

[0065] ECG具有高运动鲁棒性的优点。

[0066] 加速度计提供了非常方便的测量心率的方法并且基于对运动数据(例如,由心跳引起的振动)的使用。在示例中,基于运动的心率感测可以有利地应用于患有严重心律不齐的患者。这里,本发明的目的较少针对运动鲁棒性的改善,而是较多针对对患有这样的心律不齐的患者的性能的改善。

[0067] 对于患有严重心律不齐的患者,确定最高质量的脉搏信号特别困难。这是因为识

别质量指标的标准方法只是将每个脉搏信号的频谱的最高峰值的高度作为质量指标的值。然而,对于患有严重心律不齐的患者,每个脉搏信号的频谱通常都非常分散,因此很难识别单个“最高”峰值或者至少使得信号质量的指标不可靠。

[0068] 因此,在这些情况下,通过使用辅助心率感测模块(如本发明中的情况)提高了结果的准确性,该辅助心率感测模块允许确定真实脉搏频率,从而使得能够将质量指标更可靠地确定为对应于(一个或多个)特定心率频率的峰值。

[0069] 根据一个或多个实施例,所述心率感测模块可以包括光体积描记PPG感测模块。使用PPG传感器测量心率信号是本领域公知的流程。

[0070] 在这些情况下,在特定示例中,心率感测模块可以与感测接口集成在一起,并且其中,心率感测模块和感测接口都包括相同的光体积描记PPG感测模块。在这些情况下,心率感测模块由感测接口所包括,并且同一个PPG传感器促进了感测接口和心率感测模块两者的功能。

[0071] 在这些示例中,PPG传感器可以适于辐照和感测多个波长的电磁辐射,并且其中,波长的一个子集用于获得至少两个检测信号,并且波长的另外的子集用于获得心率信号。在特定示例中,波长的这两个子集可以在某种程度上重叠。

[0072] 在特定示例中,所述心率感测模块与所述感测接口集成在一起,并且所述心率感测模块和所述感测接口均可以包括相同的光体积描记PPG感测模块。

[0073] “与……集成在一起”可以例如意指:心率感测模块由感测接口所包括,心率感测模块与感测接口是同一个物件,和/或心率感测模块和感测接口由相同的设备或部件(即,在这种情况下为相同的PPG感测模块)所促进。

[0074] 该系统可以用于感测血液分析物浓度参数。

[0075] 该系统感测的生理参数可以是血氧饱和度 SpO_2 。在这种情况下,该系统可以是氧饱和度感测系统。 SpO_2 是血液分析物浓度参数的一个示例。

[0076] 在这种情况下,如上文所讨论的,导出指示生理参数(即, SpO_2)的生理信息可以包括使用将 P_{bv} 向量与 SpO_2 值相关联的预先确定的查找表。备选地,可以使用校准方程,从而允许基于 P_{bv} 向量来确定 SpO_2 。校准方程可能例如采用 $SpO_2 = 100 - C_1 * k$ 的形式,其中, C_1 是从 SpO_2 传感器接收的检测信号值,并且 k 是与产生最高质量信号的 P_{bv} 向量相关联的数值(例如,在表或列表中列出的 P_{bv} 向量的数值)。

[0077] 然而,也可以导出其他生理参数,例如,碳氧血红蛋白、高铁血红蛋白和胆红素的浓度。这些也都是血液分析物浓度参数的示例。

[0078] 在每种情况下,生理参数优选是根据所确定的血容量脉搏向量导出的。能够以与导出 SpO_2 类似的方式执行该操作。然而,具有最佳质量指标值的脉搏信号本身也是感兴趣的生理参数,其能够由系统根据本发明进行处理和输出。更进一步地,能够根据所述脉搏信号导出脉搏率、心跳间隔或心率变异性。在 SpO_2 变化的情况下,该脉搏信号可以比利用固定的血容量脉搏向量获得的脉搏信号更加鲁棒。

[0079] 根据示例,血容量脉搏向量的集合可以是预先确定的。

[0080] 例如,该系统(例如,该系统的控制器)可以包括存储器,并且血容量脉搏向量可以被预先存储在存储器上。在其他示例中,可以远程存储血容量脉搏向量并且经由建立的与远程数据存储设备的通信通道来访问血容量脉搏向量。

[0081] 在这种情况下,处理器可以被配置为使用固定的血容量脉搏向量的集合,即,每个血容量脉搏向量对应于离散的生理参数值,例如,Sp₀₂值。例如,固定的向量集合可以表示在60%至100%的范围内的Sp₀₂值,其中,例如10个不同的向量覆盖该范围。

[0082] 根据任何实施例,处理器可以适于生成指示或表示所导出的生理信息的输出信息,该输出信息指示至少一个生理参数。处理器还可以适于经由通信通道将该生成的输出信息传送到例如本地连接或远程连接的计算机、处理器或数据存储设备。

[0083] 根据示例,针对每个导出的脉搏信号的质量指标值可以与脉搏信号的频谱内心率信号的一个或多个频率分量的强度有关。

[0084] 强度旨在被广义地解释为意指指示频率分量在脉搏信号中存在的程度的任何量度。

[0085] 针对每个导出的脉搏信号的质量指标值可以指示相应的脉搏信号相对于患者的真实心率的信噪比。这给出了对用于基于患者给予的特定光学信号读数来导出患者的生理参数的血容量脉搏向量的质量的良好指示。

[0086] 在示例中,可以基于与心率信号的频率分量相对应的脉搏信号的一个或多个频率分量的值来导出针对每个导出的脉搏信号的质量指标值。

[0087] 值意指例如频率分量的大小、幅值或高度(而不是例如它所表示的频率)。

[0088] 例如,每个脉搏信号可以例如通过傅里叶变换被变换到频域中。然后可以确定相关频率分量的值。

[0089] 在示例中,质量指标值可以被认为是基本上或刚好在测得的心率频率处的频谱峰值的高度,即,当在频域中变换时,信号的值刚好或基本上对应于测得的心率频率(或例如获得心率谱时的频率)。在这种情况下,可以忽略其他频率分量。

[0090] 在示例中,心率信号可以仅包括一个频率分量,或者可以包括多个分量。在示例中,可以仅选择心率信号的最强(即,最大)频率分量,并且仅在脉搏信号谱内识别和选择该分量。

[0091] 根据一个或多个示例,导出所述质量指标值可以包括:在确定所述质量指标之前,在每个脉搏信号中增强与所述心率信号的频率分量相对应的一个或多个频率分量。针对每个脉搏信号的质量指标值可以被认为是针对该脉搏信号的频谱中的最高最大值,即,针对该脉搏信号的频谱中的最高峰值的值或高度。在该背景下,值意指幅值或“峰值高度”。

[0092] 该方法基于以下假设:每个脉搏信号的频谱中的最高峰值对应于对象的生理血液脉搏或是由对象的生理血液脉搏引起的。该频率分量的值或高度(即,其在频域内的强度)给出了信噪比的指示。因此,通过使用最高峰值的高度作为质量指标值,可以选择表示与对象的生理脉搏相对应的每个脉搏信号的SNR的指标。

[0093] 通过提前在每个脉搏信号中增强与心率信号的频率分量相对应的一个或多个频率分量,可以更好地确保最高峰值确实对应于对象的脉搏,因为与心率信号相匹配的一个或多个频率分量会强化一个或多个分量。

[0094] 额外地或备选地,在该方法的示例中,针对每个脉搏信号导出所述质量指标值可以包括:在确定所述质量指标之前,抑制或消除所述脉搏信号的与所述心率信号的频率分量不对应的频率分量。然后,选择脉搏信号的频谱中的最高峰值的高度作为针对每个脉搏信号的质量指标值。

[0095] 这样可以更好地确保最高峰值确实对应于对象的脉搏,因为与已知在心率信号中存在的分量不匹配的分量将被减少或移除。

[0096] 根据一组备选实施例,针对每个导出的脉搏信号导出所述质量指标值可以基于确定所述脉搏信号与所述心率信号或根据所述心率信号导出的信号之间的相关性的强度。

[0097] 这表示确定针对对象的每个导出的脉搏信号与心率信号之间的关系的强度的备选方法。这给出了评价脉搏信号相对于对象的真实脉搏的信噪比的方法。相关性越强,导出的脉搏信号中的与对象的脉搏相对应的(一个或多个)信号分量的强度就越大。

[0098] 相关性的“强度”通常意指相关性的程度,即,例如在相应的脉搏信号与心率信号之间确定的相关系数的值。

[0099] 在该方法的示例中,针对每个脉搏信号导出所述质量指标值包括:将希尔伯特变换应用于所述脉搏信号以导出分析信号,并且随后导出所述分析信号与针对所述对象的所述心率信号之间的相关性的强度。

[0100] 当使用脉搏信号本身来导出相关性时,该相关性会对由心率感测模块感测的心率信号与PPG导出的脉搏信号之间的相移敏感。通过替代地使用导出的分析信号,可以确定与任何以上两者之间的相移无关(或不受其影响)的相关性。特别地,该方法既允许导出相关性的幅值,又允许导出相位差,其中,然后能够忽略相位差。

[0101] 根据一组或多组实施例,处理器可以适于在导出至少两个脉搏信号之前执行滤波步骤,在滤波步骤中,对所获得的检测信号进行自适应滤波以减少由运动引起的信号分量的贡献。

[0102] 在示例中,这可以包括基于从被耦合到对象的运动传感器获得的运动信号进行滤波。特别地,可以对检测信号进行滤波以减少或消除在运动信号的频谱中识别出的频率分量。在其他示例中,滤波可以基于从心率感测模块得到的心率信号。在这种情况下,可以对检测信号进行滤波以减少或消除未在心率信号中识别出的频率分量。

[0103] 这样减少了对象运动在导出生理参数信息中的潜在贡献,从而减少了测量结果中的潜在不准确。

[0104] 在特定示例中,可以使用带通滤波器,其中,基于通过使用心率感测模块导出的心率信号的频谱中的检测到的频率分量来选择通过的频率范围。

[0105] 根据本发明的另外的方面的示例提供了一种生理参数感测方法,包括:

[0106] 获得根据检测到的从对象的身体的皮肤区域反射的或透射通过对象的身体的皮肤区域的电磁辐射导出的至少两个检测信号;

[0107] 获得针对所述对象的心率信号;

[0108] 导出至少两个脉搏信号,每个脉搏信号是根据所述检测信号的加权组合形成的,其中,针对每个脉搏信号的加权基于至少两个血容量脉搏向量的集合中的不同的一个血容量脉搏向量的分量;

[0109] 针对每个导出的脉搏信号导出质量指标值,所述质量指标值基于所述脉搏信号与所述对象的所述心率信号之间的导出关系的特性;并且

[0110] 根据得到具有最高质量指标值的所述脉搏信号的所述血容量脉搏向量和/或根据所导出的脉搏信号本身来导出指示至少一个生理参数的生理信息。

[0111] 根据本发明的另外的方面的示例提供了一种包括计算机程序代码的计算机程序

产品,所述计算机程序代码当在计算机上运行时适于令所述计算机执行上面概述的生理参数感测方法的任何实施例。

附图说明

- [0112] 现在将参考附图仅通过举例的方式来详细描述本发明的优选实施例,在附图中:
- [0113] 图1示出了针对部分氧合血液和完全氧合血液的摩尔消光系数和脉动;
- [0114] 图2示意性地图示了SpO₂传感器信号的AC分量和DC分量;
- [0115] 图3示出了根据不同的血容量向量导出的两个样本脉搏信号的频谱;
- [0116] 图4示意性地描绘了根据本发明的一个或多个实施例的感测系统;
- [0117] 图5示意性地图示了可以根据本发明的一个或多个实施例使用的将感测接口与心率感测模块集成在一起的示例胸贴;
- [0118] 图6图示了用于基于针对噪声的参考信号从获得的检测信号中移除噪声的滤波器电路;并且
- [0119] 图7图示了用于基于参考脉搏信号从获得的检测信号中移除噪声的滤波器电路。

具体实施方式

[0120] 本发明提供了生理参数感测系统和方法,其中,导出指示至少一个生理参数的信息。本发明的方法基于根据至少两个检测信号的不同加权组合来构建多个脉搏信号,所述至少两个检测信号是根据检测到的被引导到对象的皮肤区域上的或被引导通过对象的皮肤区域的电磁辐射导出的。所述加权基于各种血容量脉搏向量的集合中的不同的血容量脉搏向量。针对每个生成的脉搏信号导出质量指标值,其中,这基于针对患者的获得的心率信号与脉搏信号之间的导出关系。使用得到具有最高质量指标值的脉搏信号的血容量脉搏向量和/或根据所导出的脉搏信号本身来导出生理参数信息。

[0121] 图4示出了根据本发明的一个或多个实施例的示例生理参数感测系统的框图。系统50包括感测接口52,感测接口52适于获得根据检测到的从对象的身体的皮肤区域反射的或透射通过对象的身体的皮肤区域的电磁辐射导出的至少两个检测信号Cn。在图4的示例中,感测接口包括PPG(光体积描记)传感器。

[0122] 不同的检测信号Cn对应于辐射的不同波长。在某些示例中,可以针对光的两个或三个波长来获得两个或三个检测信号。有利地,这些波长可以是(选自)例如660nm、810nm和940nm。

[0123] 系统50还包括用于从对象获得指示对象的心率或脉搏率的心率信号的心率感测模块54。

[0124] 在优选示例中,心率感测模块包括ECG感测设备或运动感测设备(例如,加速度计)。

[0125] ECG感测设备可以包括电极或其他传感器,该电极或其他传感器用于施加或附着到对象的身体以感测由心脏生成的电信号。这些信号允许检测心脏的跳动并因此允许检测心率。

[0126] 在使用加速度计的情况下,可以基于运动感测(例如感测患者的胸部区周围的振动或者感测由心脏跳动引起的胸部的移动)来检测心率。基于运动的心率感测的更多细节

可以在文献US 9510775中找到。

[0127] 备选地,也可以使用其他心率感测模块,例如,基于超声的感测模块和电感式感测模块。

[0128] 根据一些示例,心率感测模块可以包括PPG传感器或由PPG传感器促进。使用PPG传感器感测心率(或脉搏率)是众所周知的流程并且已在上面进行了讨论。

[0129] 感测接口52和心率感测模块54被操作性耦合到处理器58,处理器58适于:处理由接口和感测模块中的每个获得的感测信号,并且根据该感测信号来生成指示对象的一个或多个生理参数的生理信息。

[0130] 在一组有利的实施例中,感测接口52和心率感测模块54中的至少一个被集成在能安装在胸部的感测单元(例如,胸贴)内。甚至更优选地,感测接口和心率感测模块都被集成在这样的能安装在胸部的感测单元中。

[0131] 在图5中示意性地图示了一个示例,该示例示出了穿着胸贴64的对象62,胸贴64通过示例的方式并入了集成的PPG传感器和ECG传感器。额外地或备选地,在示例中,贴片可以并入以下各项中的一项或多项:温度计和运动传感器(例如,加速度计)。在示例中,运动传感器可以用于测量呼吸速率和/或背景信息(例如,身体姿势)以及对象是否在步行。

[0132] 能安装在胸部的传感器设备对于例如医院的普通病房中或专业护理设施中的患者特别有用。如图5所示的基于胸贴的感测单元对于对象而言是方便的,因为在不停止生理数据的收集的情况下,他或她能够保持充分移动。

[0133] 虽然在图4和图5的示例中感测接口包括PPG传感器,但是也可以使用能操作用于将电磁辐射施加到对象的身体的皮肤区域并检测来自对象的身体的辐射的反射或通过对对象的身体的辐射的透射的任何感测设备。

[0134] 通常,可以使用电磁辐射发射器(例如,LED)与电磁辐射传感器(例如,光电二极管或传感器阵列)的任何组合。可以使用多个不同的电磁辐射发射器(发射不同的波长)。可以例如以时间复用或频率复用的方式使用这些电磁辐射发射器。在其他示例中,宽带发射器可以与具有应用于个体单元的光学滤波器的传感器阵列进行组合,以便同时感测从皮肤反射的辐射或透射通过皮肤的辐射。

[0135] 虽然在上面概述的示例中,提供了单独的感测接口52和心率感测模块54,但是在备选示例中,这两者可以彼此集成在一起,这将在下面更详细地描述。

[0136] 在对象移动的情况下,在导出的生理参数信息中具有运动伪影的风险增加。

[0137] 本发明旨在提供更加鲁棒的测量方法来导出生理参数信息。

[0138] 如上面所讨论的,本发明是用于导出指示生理参数的生理信息的先前方法的发展。该方法在WO 2017/055218中进行了详细描述并将被称为“自适应PBV”方法(APBV方法)。

[0139] 本发明的实施例通过(即,通过心率感测模块54)利用与对象的心脏活动有关的额外的传感器数据来提高APBV方法的鲁棒性。

[0140] 处理器被配置为根据改进的算法来处理来自感测接口52和心率感测模块的信号数据,以导出生理参数信息。

[0141] 为了更好地理解本发明,现在将简要讨论已知的APBV方法的原理。在WO 2017/055218、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,1913年)和M.van

Gastel、Sander Stuijk和G.de Haan的“New principle for measuring arterial blood oxygenation, enabling motion-robust remote monitoring”(科学报告第6期,文章编号:38609,2016年)中可以找到更详细的信息。

[0142] 常用的测量生理参数(例如,血氧饱和度 SpO_2)的方法使用红色光和红外光(IR)的PPG传感器信号幅度的比率。特别是红色光的PPG信号非常小。利用这种已知方法,红色PPG信号的幅度会被高估,因为它包括噪声。相比之下,APBV方法并不直接基于感测到的光频率幅度来进行生理参数测量,而是识别(下文解释的)脉搏血容量(“特征”)向量,该向量产生的导出的脉搏信号表现出最佳的信噪比(SNR)。

[0143] PPG信号是由皮肤中的血容量的变化引起的。特别地,心脏的跳动会引起动脉的压力变化,这是因为心脏会抵抗血管床的阻力泵送血液。由于动脉是弹性的,因此动脉的直径与压力变化同步地变化,从而增加了给定区域中存在的局部血容量。即使在较小的皮肤血管中也会发生这些直径变化,在这些较小的血管中,体积变化会引起光吸收发生变化。

[0144] 这些变化在反射光/透射光的不同光谱分量的相对强度方面引起特性脉动“特征”。该特征源自血液的吸收光谱与无血皮肤组织的吸收光谱之间的对比。

[0145] 如果检测器(例如,相机或传感器)具有离散数量的颜色通道 C_n ,每个颜色通道感测光谱的特定部分,那么能够在数学上以“特征向量”(也被称为“归一化血容量向量” P_{bv})的形式表示这些通道的(如由信号强度所指示的)相对脉动。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年)中已经示出,如果已知该特征向量,则能够基于颜色通道和特征向量进行运动鲁棒的脉搏信号提取。

[0146] 被定义为 P_{bv} 的单位长度归一化血容量脉搏向量(也被称为特征向量)指示红色、绿色和蓝色光学信号通道中的相对PPG强度,即:

$$[0147] \vec{P}_{bv} = \frac{[\sigma(\vec{R}_n), \sigma(\vec{G}_n), \sigma(\vec{B}_n)]}{\sqrt{\sigma^2(\vec{R}_n), \sigma^2(\vec{G}_n), \sigma^2(\vec{B}_n)}}$$

[0148] 其中,σ表示标准偏差。

[0149] 为了证明这一构思,在测试中利用包括相机的远程PPG传感器来导出样本血容量脉搏向量。

[0150] 为了首先量化预期的 P_{bv} 向量分量,分别测量用于获得光学检测信号 C_n 的全局快门彩色CCD相机的红色、绿色和蓝色通道的信号响应 $H_{red}(w)$ 、 $H_{green}(w)$ 和 $H_{blue}(w)$,它们是波长 w 的函数。该模型考虑了对象的皮肤反射 $\rho_s(w)$ 。这些值基于绝对PPG幅度曲线 $PPG(w)$ 。

[0151] 根据这些曲线,如在上面引用的de Haan和van Leest的文章的图2中所示,理论血容量脉搏向量 P_{bv} 的计算公式为:

$$[0152] \quad \vec{P}_{bv}^T = \begin{bmatrix} \frac{\int_{w=400}^{700} H_{red}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{red}(w)I(w)\rho_s(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)\rho_s(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{blue}(w)I(w)PPG(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{blue}(w)I(w)\rho_s(w)dw} \\ \frac{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)\rho_s(w)dw}{\int_{w=400}^{700} H_{green}(w)I(w)\rho_s(w)dw} \end{bmatrix}$$

[0153] 其使用白色卤素照明光谱I(w)而得到归一化的 $P_{bv} = [0.27, 0.80, 0.54]$ 。当使用更嘈杂的曲线时,结果可以是 $P_{bv} = [0.29, 0.81, 0.50]$ 。

[0154] 这些值是针对已知其 SpO_2 值为98+/-2%的健康对象获得的。

[0155] 由所使用的模型预测的血容量脉搏相当合理地对应于在白色照明条件下对已知其 SpO_2 相同的多个健康对象进行平均测量之后发现的通过实验测得的归一化血容量脉搏向量 $P_{bv} = [0.33, 0.78, 0.53]$ 。在给定这个结果的情况下可以得出以下结论:观察到的PPG幅度(特别是在红色通道中,在较小程度上在蓝色通道中)能够用波长区间在500nm至600nm之间的串扰来解释。如模型所示,精确的血容量脉搏向量取决于相机或光学传感器的颜色滤波器、光的光谱以及皮肤反射。实际上,对于给定的波长通道集合,向量会非常稳定(与基于RGB的向量相比,该向量在红外方面会有所不同)。

[0156] 进一步发现,在白色照明的条件下,在红色、绿色和蓝色通道中的皮肤的相对反射与皮肤类型的关系不大。

[0157] 因此,可以得出以下结论:针对给定的恒定 SpO_2 ,在恒定(例如白色)照明的条件下,归一化血容量脉搏向量 P_{bv} 非常稳定。

[0158] 血容量脉搏向量 P_{bv} 的稳定特性使得其因此能够有效地用于区分由血容量变化引起的所获得的信号中的颜色变化与由于诸如对象的运动或传感器的移动之类的备选原因而引起的变化,即, P_{bv} 向量能够用作血容量变化的“特征”,以便将这样的变化与其他原因的颜色变化区分开。

[0159] 颜色通道的已知相对脉动 P_{bv} 因此能够用于辨别导出的脉搏信号的表示真实生理脉搏信号的分量和由失真引起的分量。

[0160] 根据APBV方法,每个导出的脉搏信号S在示例中都可以被写为各个无DC归一化颜色通道的线性组合(或另一种类的“混合”):

[0161] $S = W C_n$

[0162] 其中, $WW^T = 1$,并且其中, $3 \times N$ 矩阵 C_n 的三行中的每行包含N个无DC归一化的红色、绿色和蓝色通道信号 R_n, G_n 和 B_n 的样本,它们分别为:

$$[0163] \quad \vec{R}_n = \frac{1}{\mu(\vec{R})} \vec{R} - 1, \vec{G}_n = \frac{1}{\mu(\vec{G})} \vec{G} - 1, \vec{B}_n = \frac{1}{\mu(\vec{B})} \vec{B} - 1$$

[0164] 算子 μ 对应于均值。

[0165] 如在US 2013/271591 A1和上面引用的de Haan和van Leest的文章中所描述的,APBV方法使用血容量脉搏向量来获得混合系数W。如果使用带通滤波版本的 R_n, G_n 和 B_n ,则可

以获得最佳结果。根据该方法,已知的 P_{bv} 的(在检测信号通道空间中的)“方向”可以用于辨别脉搏信号和失真。

[0166] 脉搏信号被导出为归一化颜色信号的线性组合。由于已知红色、绿色和蓝色通道中的脉搏信号的相对幅度是由 P_{bv} 给出的,因此搜索给予脉搏信号S的权重 W_{PBV} ,其与颜色通道 R_n 、 G_n 和 B_n 的相关性等于 P_{bv} 。换句话说,使用选择的权重来寻求至少两个检测信号的加权组合,使得结果得到的脉搏信号与原始检测信号 C_n 以及脉搏血容量(P_{bv})向量相关。

$$[0167] \vec{S}C_n^T = k\vec{P}_{bv} \Leftrightarrow \vec{W}_{PBV}C_nC_n^T = k\vec{P}_{bv}$$

[0168] 因此,通过以下公式来确定混合的权重:

$$[0169] \vec{W}_{PBV} = k\vec{P}_{bv}Q^{-1}, \text{其中, } Q = C_nC_n^T$$

[0170] 其中,标量k被确定为使得 W_{PBV} 具有单位长度。可以得到以下结论:如在归一化血容量脉搏 P_{bv} 中所反映的PPG信号的特征波长依赖性能够用于根据在皮肤区上平均化的时间顺序的RGB像素数据来估计脉搏信号。

[0171] 因此,如上面所解释的,可以将脉搏信号(S1、S2)导出为至少两个检测信号 C_n 的加权和。

[0172] 然而,为了获得“准确”(即,无噪声)的脉搏信号,重要的是用于创建脉搏信号的特征必须是“正确的”,即,准确表示真实的血容量变化,否则所施加的加权会将噪声混合到所生成的脉搏信号中。

[0173] 为此,在APBV方法中,针对导出的脉搏信号中的每个计算质量指标值,并且仅使用得到具有最佳质量指标值的特征向量和/或仅根据所述脉冲信号(即,仅根据具有最佳质量指标值的脉冲信号)来导出指示至少一个生理参数的生理信息。

[0174] 已知如果简单地根据任意比率来组合检测信号,则结果得到的脉搏信号将表现出相对较差的信噪比(SNR)(即,较差的质量指标)。因此,在有利实施例中,通过选择给出最佳SNR脉搏信号(即,最佳质量指标)的血容量脉搏向量 P_{bv} ,该算法会最接近地实现正确的生理参数信息(例如,血氧饱和度 SpO_2)。

[0175] 因此,APBV方法使用质量准则来操控对最优脉搏血容量向量 P_{bv} 向量的选择。

[0176] 例如,上面参考图3图示了用于确定最佳质量 P_{bv} 向量的示例实施方式。

[0177] 将所提取的脉搏信号变换到傅立叶(频率)域中,并且将结果得到的谱进行归一化(谱能量之和等于1)。

[0178] 将最高峰值的高度用作质量指标值。为了使该方法起作用,必须使谱中的最高峰值指示对象的脉搏,而不是例如由运动引起的噪声。因此,虽然该方法对于在受控条件下的静态患者效果很好,但是对于移动患者而言,存在运动使信号中产生大量噪声分量而使对 P_{bv} 向量的选择失真的风险。

[0179] 在本发明中,通过使用从另一(更加运动鲁棒)的传感器获得的心率信息提高所确定的生理参数信息的准确性来解决该问题。

[0180] 根据本发明的一组实施例,使用心率感测模块54(例如,ECG传感器或加速度计)来测量对象的心脏活动的频谱。此后,在识别最高谱峰值之前,在导出的脉搏信号谱内增强或强化在获得的心率信号谱内识别的频率分量。以这种方式,可以更好地确保谱内的最高峰值实际对应于对象的脉搏。因此,最高峰值的值(即,高度)成为更加鲁棒的质量指标度量。

[0181] 根据另外的一组实施例,再次使用心率感测模块54来获得对象的心率信号的频谱。此后,在识别最高谱峰值之前,减小或消除经傅立叶变换的脉搏信号的与在获得的心率信号谱中识别的频率分量不对应的频率分量。同样,这样可以更好地确保谱内的最高峰值实际对应于对象的脉搏,从而确保最高峰值高度是更加鲁棒的质量指标。

[0182] 根据一组实施例,再次使用心率感测模块54来获得对象的心脏活动的频谱。此后,仅基于经傅立叶变换的脉搏信号在与心率信号谱中识别的频率分量相对应的频率下的信号值或高度来确定质量指标值。

[0183] 例如,质量指标值可以被认为是经傅立叶变换的脉搏信号内的与心率信号的频率分量相对应的最高峰值的值。备选地,质量指标值可以被认为是脉搏信号谱中的与心率信号的频率分量相对应的所有峰值高度的平均高度。

[0184] 根据一组备选实施例,质量指标值可以基于脉搏信号与使用心率感测设备导出的心率信号之间的相关性的强度。在备选示例中,质量指标值可以基于针对脉搏信号和心率信号的相应频谱之间的相关性的强度。换句话说,质量指标值可以基于在时域或频域中导出的脉搏信号与心率信号之间的相关性的强度。

[0185] 根据该组实施例,可以首先导出或计算每个导出的脉搏信号与所获得的心率信号之间的相关性,例如通过导出这两个信号之间的标准皮尔逊系数来导出这两个信号之间的相关性。然后例如可以简单地将针对每个脉搏信号的质量指标值取为导出的相关系数本身。

[0186] 根据一组有利示例,可以首先使用例如希尔伯特变换根据心率信号导出分析信号。然后,针对每个脉搏信号的质量指标值可以基于脉搏信号与导出的分析信号之间的相关性的幅值。例如,可以简单地将质量指标取为所述相关性的幅值本身。

[0187] 一旦针对每个导出的脉搏信号已经导出了质量指标值,则将这些值进行比较并识别出具有最高质量指标值的脉搏信号。此后,根据从其导出最高质量脉搏信号的血容量脉搏向量 P_{bv} 或者根据最高质量脉搏信号本身来导出指示至少一个生理参数的生理信息。

[0188] 根据一组实施例,导出指示血氧饱和度 SpO_2 的信息。

[0189] 如上面所解释的,在示例中,可以借助于将 P_{bv} 向量与 SpO_2 值相关联的预先确定的查找表来根据识别出的最高质量 P_{bv} 向量导出 SpO_2 ,或者在备选示例中,借助于允许基于 P_{bv} 向量确定 SpO_2 的校准方程来导出 SpO_2 。校准方程可能例如采用 $SpO_2 = 100 - C_1 * k$ 的形式,其中, C_1 是从 SpO_2 传感器接收到的检测信号值,并且 k 是与产生最高质量信号的 P_{bv} 向量相关联的数值(例如,在表或列表中列出的 P_{bv} 向量的数值)。

[0190] 额外地或备选地,可以根据最高质量的脉搏信号和/或对应的血容量脉搏向量 P_{bv} 导出指示其他生理参数的信息。可以导出的生理参数包括例如碳氧血红蛋白(CO与血红蛋白的结合体)、胆红素和高铁血红蛋白。

[0191] 可以以与 SpO_2 相似的方式(借助于允许将 P_{bv} 向量与生理参数相关联的专用的预先确定的查找表或者借助于专用的相关性方程)根据识别出的最高质量 P_{bv} 向量导出这些信息。

[0192] 如上面所讨论的,在APBV方法中,脉搏信号是根据检测信号Cn的加权组合导出的,每个检测信号涉及不同波长的辐射(例如,检测到的光的不同颜色通道),其中,加权是基于 P_{bv} 向量集合中的不同的 P_{bv} 向量的分量。在本发明中应用相同的方法。

[0193] 特别地,为了计算每个脉搏信号,处理器58可以使用不同的(归一化的)血容量向量 $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ 根据所述至少两个检测信号 C_n 来计算至少两个脉搏信号 $S1$ 、 $S2$ 。例如在上面引用的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.,生物医学工程,2015年)中对该步骤进行了详细说明。

[0194] 用于计算每个脉搏信号的不同的血容量向量 $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ 提供至少两个检测信号 C_n 中的脉搏信号 $S1$ 、 $S2$ 的预期相对强度。脉搏信号 $S1$ 、 $S2$ 的计算涉及使用权重对至少两个检测信号 C_n 进行加权组合,所述权重被选择为使结果得到的脉搏信号 $S1$ 、 $S2$ 如相应的特征向量 $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ 所示地与原始检测信号 C_n 相关,例如以由 P_{bv} 向量分量所指示的比例与原始检测信号相关。

[0195] 更详细地,处理器58可以被配置为:通过在时间窗上计算归一化的无DC检测信号 C_n 的协方差矩阵 $Q = C_n C_n^T$ 来计算脉搏信号,并且找到权重 W_x 来计算脉搏信号 $S_x = \vec{W}_x C_n$:

$$[0196] \quad \vec{W}_x = k \vec{P}_{bv} Q^{-1}$$

[0197] 其中,k被选择为使得 $\|\vec{W}_x\| = 1$ 并且 $x \in \{1, 2\}$ 。应当注意,对于从相同检测信号 C_n 获得的两个脉搏信号,权重和血容量脉搏向量 P_{bv} 是不同的。

[0198] 在优选示例中,使用不同的血容量脉搏向量 $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ 的固定集合。在示例中,可以预先确定这些向量。

[0199] 血容量脉搏向量 $P_{bv}1$ 、 $P_{bv}2$ 的固定集合覆盖了要测量的生理参数的范围。例如,对于 SpO_2 ,血容量脉搏向量的集合可以对应于范围在60%至100%之间 SpO_2 的值。向量对于每一个对象都是相同的,并且可以例如被存储在查找表中。

[0200] 一个给定的血容量向量集合通常只涉及对一种生理参数的测量。在本示例中,正在考虑 SpO_2 。然而,如果要确定另一种血液气体,则需要不同的血容量向量集合(因为该另一种气体会给出根据其浓度而不同的血液吸收光谱)。

[0201] 在本说明性解释中,假设仅要确定一种血液成分,但是在数量足够多的波长下,原则上可测量一种以上的血液成分,只要特征向量集合覆盖所有可能的气体组合。例如,可以将多个不同的血容量向量集合存储在查找表中。

[0202] 上面描述的处理可以在一个时间窗口(例如,10秒)内完成,在每个波长通道中可以获得检测信号。该窗口可以是滑动窗口,即,下一次测量再次来自在稍后的某个时间被配准的10秒的窗口。根据在每个窗口中获得的测量结果,(基于找到的“最佳质量”血容量脉搏向量导出)导出生理参数(例如, SpO_2)估计结果。然后可以对结果得到的(来自不同时间窗口的)一系列生理参数估计结果进行(时间)滤波,以便获得更平滑、更高分辨率的测量结果。

[0203] 该滤波可以被理解如下。

[0204] 如所讨论的,感测系统可以适于例如以规则的时间间隔反复获得检测信号。处理器可以适于根据这些检测信号来确定对应的时间系列(系列)的“最高质量”血容量脉搏向量,每个“最高质量”血容量脉搏向量都是针对给定的时间点(基于针对该时间点获得的相关的检测信号集合)导出最高质量脉搏信号的血容量脉搏向量。额外地或备选地,可以根据一系列 P_{bv} 向量来导出对应的一系列生理参数测量结果(例如, SpO_2)。

[0205] 在这种情况下,处理器可以对所获得的血容量脉搏向量的时间序列进行滤波,以获得从中导出生理信息的经滤波的特征向量(或者处理器可以对Sp_{0₂}的值进行滤波以获得经滤波的Sp_{0₂}的值)。

[0206] 特别地,可以对该时间系列的向量(或值)进行时间滤波,以便消除异常值或者使结果平滑,从而获得更可靠的结果或者例如提高所导出的生理参数(例如,Sp_{0₂})的分辨率。

[0207] 例如,可以应用被配置为仅保留与分离度不大于5%的Sp_{0₂}值相对应的P_{bv}向量的滤波器。在这种情况下,时间滤波可以将Sp_{0₂}的分辨率提高到1%。

[0208] 根据一个或多个实施例,处理器可以被配置为:在确定得到具有最高质量的脉搏信号的血容量脉搏向量时,在取决于哪个脉搏信号产生最佳质量指标值的方向上调整血容量脉搏向量(P_{bv}1、P_{bv}2)的有限集合中的一个或多个血容量脉搏向量。

[0209] 在这些实施例中,可以借助于迭代方法来执行得到最高质量脉搏向量的血容量脉搏向量(P_{bv}),藉此测试P_{bv}向量的初始有限集合,并且基于结果来选择或导出改进的P_{bv}向量进行测试,直到收敛到最高质量的P_{bv}向量为止。

[0210] 在这样的方法中,不是测试所有可能的P_{bv}向量(对应于相关生理参数值(例如,Sp_{0₂}值)的完整范围),而是仅测试有限集合(例如,两个)。在该背景下,“测试”意指根据相关的P_{bv}向量导出脉搏信号并确定针对该脉搏信号的质量指标值。

[0211] 举例来说,如果在测试初始集合(例如,两个)脉搏体积向量时,对应于最低Sp_{0₂}值的P_{bv}向量达到最高质量指标值,则开始第二轮测试,其中,测试低Sp_{0₂}值向量和甚至更低值的Sp_{0₂} P_{bv}向量。这个过程一直持续到收敛在实现最高质量脉搏信号的P_{bv}向量上为止。

[0212] 换句话说,遵循动态的迭代测试过程,其中,每轮测试的结果均用于指导执行进一步测试的方向,即,应当测试更高还是更低的生理参数对应的P_{bv}向量。

[0213] 结果是递归过程,该过程涉及较少的计算,因此更加高效。

[0214] 根据一组或多组实施例,处理器可以适于在导出至少两个脉搏信号之前执行滤波步骤,在该滤波步骤中,对所获得的检测信号进行自适应滤波以减少噪声。特别地,可以对检测信号进行滤波以减少由运动引起的信号分量的贡献。

[0215] 在一组示例中,感测系统可以适于基于参考噪声信号对检测信号进行自适应滤波。例如,参考噪声信号可以是与影响感测系统的(运动)干扰相对应的信号。

[0216] 例如,在一组特定示例中,感测系统可以包括运动感测模块(例如,加速度计),该运动感测模块被附接到或耦合到对象以用于感测对象的运动。该系统的控制器58适于从运动感测模块获得运动信号并根据该运动信号对检测信号进行自适应滤波。在这种情况下,将运动信号用作参考噪声信号。例如,控制器可以减小在检测信号中的与在所获得的运动信号中检测到的频率分量相对应的频率分量的幅值或者移除在检测信号中的与在所获得的运动信号中检测到的频率分量相对应的频率分量。这可以通过首先将检测信号和运动信号变换到频域中来执行。

[0217] 图6图示了用于执行这样的滤波过程的示例滤波器电路。

[0218] 根据示例电路,自适应有限冲激响应(FIR)滤波器76迭代地处理输入检测信号I_n=s(n)+d(n)(其中,s(n)对应于无误差信号,并且d(n)对应于信号的噪声分量)。

[0219] 自适应滤波器是一种动态滤波器,它迭代地更改其滤波特性以实现最优输出。特别地,自适应滤波器适于基于算法来调节其参数,以使滤波器的期望输出与每次迭代时的

实际输出之间的差函数最小化。

[0220] 在本示例中,基于归一化线性均方(NLMS)算法74的输出来更改自适应滤波器76的滤波参数。这是本领域中众所周知的自适应滤波器算法,并且本领域技术人员将认识到用于在所示电路的背景下使其生效的手段,

[0221] 该电路利用自适应滤波器76来迭代地处理输入检测信号 I_1 。自适应滤波器接收与噪声 $d(n)$ 相对应的参考信号 I_2 作为输入。对于本示例,参考信号被认为是运动检测器的输出信号,该运动检测器例如是被耦合到对象以用于测量对象的运动的加速度计。该运动对应于在检测信号中生成噪声伪影的运动干扰。滤波器76适于减小输入信号 I_1 的与在参考噪声信号 I_2 的频谱中找到的频率分量相对应的频率分量的幅值或者移除输入信号 I_1 的与在参考噪声信号 I_2 的频谱中找到的频率分量相对应的频率分量。

[0222] 经由混频器72将自适应滤波器的输出与输入的检测信号 I_1 进行减法组合,以导出误差信号 $e(n)$ 。

[0223] 然后,在每次迭代时,将误差信号 $e(n)$ 反馈到NLMS算法,并且基于误差信号来更新自适应滤波器76的参数。然后,利用自适应滤波器对误差信号进行重新处理,以进一步对噪声进行滤波并迭代地前进到经优化的滤波信号。

[0224] 从滤波器电路输出最终的收敛结果。这在图6中被标示为增强信号(“增强信号”)。

[0225] 根据另外的一组示例,控制器58可以替代地适于基于针对对象的脉搏的参考信号(在导出至少两个脉搏信号之前)对检测信号进行滤波。

[0226] 特别地,在某些示例中,可以根据由感测系统的心率感测模块检测到的心率信号对检测信号进行滤波。在这些示例中,控制器适于:使用心率感测模块54来获得对象的心率或脉搏率的量度,并且减小检测信号的与测得的心率信号的检测到的频率分量不对应的频率分量的幅值或者移除检测信号的与测得的心率信号的检测到的频率分量不对应的频率分量。控制器还可以任选地适于增加检测信号的与在测得的心率信号中检测到的频率分量相对应的频率分量的幅值或相对幅值。这可以通过首先将检测信号和所获得的心率信号变换到频域中来执行。

[0227] 图7图示了用于执行这样的滤波过程的示例滤波器电路。

[0228] 与图6的电路相似,该电路包括自适应有限冲激响应(FIR)电路86,自适应有限冲激响应(FIR)电路86被配置为对输入检测信号 $I_1 = s(n) + d(n)$ 进行迭代的滤波,其中, $s(n)$ 是无误差检测信号,并且 $d(n)$ 是信号的误差分量。

[0229] 自适应滤波器接收与对象的脉搏相对应的参考信号 I_2 作为输入。对于本示例,参考信号被认为是从感测系统的心率感测模块获得的心率信号。如在以上示例中所描述的,在特定示例中,心率感测模块可以包括PPG传感器或ECG感测设备。滤波器86适于减小输入信号 I_1 的与在参考心率信号 I_2 的频谱中发现的频率分量不对应的频率分量的幅值或者移除输入信号 I_1 的与在参考心率信号 I_2 的频谱中发现的频率分量不对应的频率分量。

[0230] 经由混频器82将自适应滤波器86的输出与输入检测信号 I_1 进行减法组合,以导出误差信号 $e(n)$ 。利用自适应滤波器86对误差信号进行迭代的重新处理,其中,在每次迭代时基于误差信号 $e(n)$ 根据归一化的线性均方算法84(以与以上针对图6的电路所描述的方式相同的方式)来更新滤波器的参数。从滤波器电路输出最终的收敛结果作为增强信号(“增强信号”)。

[0231] 根据另外的一组示例,可以在确定脉搏信号之前将带通频率滤波器应用于检测信号(例如,窄带通频率滤波器)。在这些情况下,可以根据使用心率感测模块获得的心率信号的检测到的频率分量来确定由滤波器通过的频率范围。在这种情况下,在应用滤波器之后,仅剩下检测信号在心率信号的频谱中找到对应性的那些频率分量。这表示例如用于实施在上述示例中概述的预先滤波方法的简单方法。

[0232] 通过在导出脉搏信号之前对检测信号进行滤波,能够减少运动伪影的影响,从而使得能够提高生理参数测量的准确性。

[0233] 如上所述,本发明的实施例可以有利地利用包括或集成感测接口(例如,Sp₀₂传感器)和心率感测模块(例如,ECG或加速度计)的胸贴。以这种方式,所有传感器都可以被方便地集成在单个贴片中。即使对于移动的对象(例如,普通病房患者和专业护理设施患者或住户),这样的贴片也应当能够给出准确的Sp₀₂读数。

[0234] 更广泛地,在示例中,任何Sp₀₂传感器(无论是否基于胸贴)都可以从本发明提供的解决方案中受益。

[0235] 本发明可以为其提供益处的应用的另一示例是(例如使用相机(生命体征相机)的)非接触式生理参数监测的示例,例如,远程PPG感测。

[0236] 如以上简要指出的,可以以多种不同方式来促进心率感测模块。

[0237] 根据各种实施例,心率感测模块可以包括PPG传感器或者可以由PPG传感器来促进。在一些情况下,PPG传感器可以应用于与用于导出用于确定生理参数信息的检测信号的感测接口不同的身体位置。

[0238] 例如,在一组实施例中,感测系统可以包括用于感测对象的心率或脉搏率的单个辅助PPG传感器。举一个简单的示例,例如可以利用辅助PPG传感器(例如,手指PPG传感器)来连续监测患者,该辅助PPG传感器适于(以脉搏率的形式)连续或反复地导出心率信号。生理参数感测系统(例如,用于光学感测胆红素水平的胆红素计)可以包括感测接口和处理器,并且可以适于通信性地连接到PPG传感器以用于接收感测到的心率信号输出。通信连接可以例如包括近场通信(NFC)连接、蓝牙连接或任何其他有线或无线通信通道或链路。

[0239] 处理器使用胆红素计的感测接口,根据本发明的方法利用从PPG传感器获得的心率信号信息来导出指示胆红素的生理信息。

[0240] 根据另外的一组示例实施例,感测系统可以包括用于感测心率信号的多个PPG传感器。在一些示例中,可以确定从每个PPG传感器获得的心率信号的强度,并且实现最高强度心率信号(例如,最高信噪比)的单个传感器可以用于获得在根据本发明的方法导出生理参数信息的过程中所使用的心率信号。

[0241] 例如,在一个简单的示例中,可以在患者的身体上的不同位置处同时应用多个Sp₀₂传感器(作为PPG传感器的示例)。每个Sp₀₂传感器能操作用于感测心率并获得检测信号C_n,以用于根据本发明的方法来导出Sp₀₂。在这种情况下,每个Sp₀₂传感器执行感测接口52和心率传感器54这两者的功能(即,这两者相互集成)。

[0242] 然后识别被识别为(以测得的脉搏信号的形式)生成最强的测得的心率信号(例如,最高信噪比)的传感器。然后,在根据本发明导出Sp₀₂(或任何其他生理参数)时,将该传感器用作针对所有其他传感器的心率检测模块。

[0243] 根据至少一组实施例,心率感测模块和感测接口可以包括PPG传感器或者由PPG传

感器来促进。在这样的情况下,这两者可以被一体地组合,即,这两者可以包括相同的PPG传感器或者由相同的PPG传感器来促进。

[0244] 在这些情况下,单个PPG传感器可以适于辐照和感测多个不同波长的电磁辐射,并且其中,一个波长子集用于直接检测心率信号(或脉搏率信号),并且另一个波长子集用于获得用于根据本发明的方法获得生理参数测量结果的检测信号。

[0245] 在一组示例中,可以利用单个PPG感测模块,该单个PPG感测模块适于发射并感测至少三种不同波长(例如,520nm(绿色)、660nm(红色)、830nm(红外)以及任选地还有940nm(红外))的电磁辐射。在特定示例中,PPG感测模块可以被并入到胸贴或腕带中,或者可以由相机(即,远程PPG感测模块)来提供。

[0246] 单独的绿光可以用于测量在本发明的方法中使用的心率信号,而红光和红外光用于获得用于导出生理参数信息(例如,SpO₂)的检测信号。绿色PPG信号通常比红色和红外PPG信号具有高得多的信噪比(更强的脉搏,更高的AC/DC),因此更适合用于确定心率或脉搏率。此外,绿光比红光和红外光具有更浅的进入组织的穿透深度,因此比不太适合用于例如确定SpO₂。

[0247] 根据另外的一组示例,可以利用单个PPG感测模块,该单个PPG感测模块适于发射并感测至少两个不同波长(例如,520nm(绿色)以及一个或多个红色波长和/或红外波长)的电磁辐射。

[0248] 单独的绿光可以用于测量在本发明的方法中使用的心率信号,而绿光的信号可以与红光/红外光一起用于获得用于导出生理参数信息(例如,SpO₂)的检测信号。同样,在示例中,PPG感测模块可以被并入到胸贴或腕带中,或者可以由相机(即,远程PPG感测模块)来提供。

[0249] 根据另外的一组示例,可以利用单个PPG感测模块,该单个PPG感测模块适于发射并感测至少三个不同波长(例如,520nm(绿色)、660nm(红色)、830nm(红外)以及任选地还有940nm(红外))的电磁辐射。在示例中,PPG感测模块可以被并入到胸贴或腕带中,或者可以由相机(即,远程PPG感测模块)来提供。

[0250] 可以使用波长的组合(绿色与红色和/或红外一起)来获得用于在本发明的方法中使用的心率信号。这能够使用在de Haan, G和van Leest, A的文章“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”中所述的方法来实现。该方法类似于在本发明中使用的方法,并且包括基于不同颜色通道信号(绿色、红色和/或红外)的不同加权组合来导出多个不同的前瞻性脉搏信号,所述加权是基于脉搏容量向量集合的分量确定的。针对每个导出的脉搏信号确定质量指标值(例如,信噪比),并且使用具有最高质量指标值的脉搏信号用作在根据本发明确定生理参数时的辅助心率信号。

[0251] 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。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。虽然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。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。

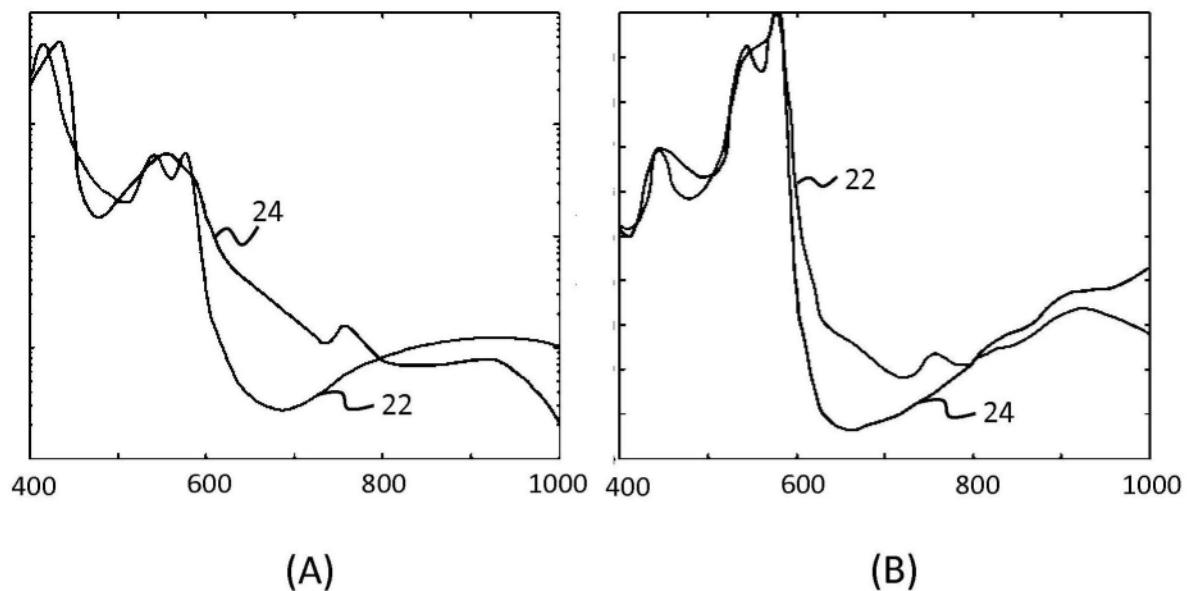


图1

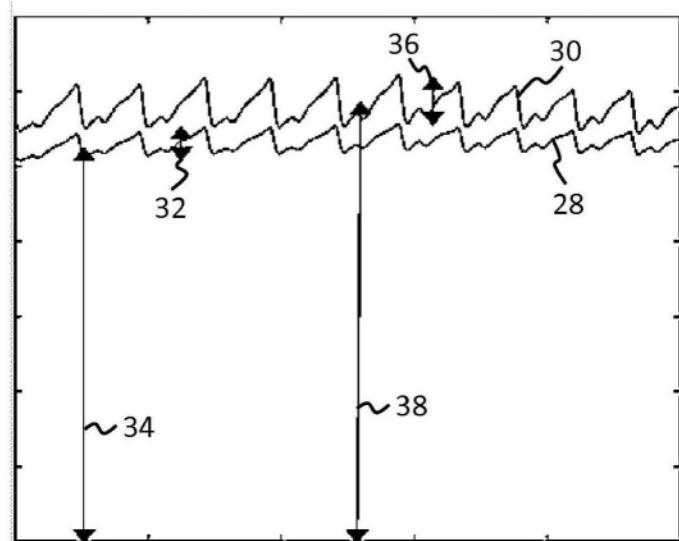


图2

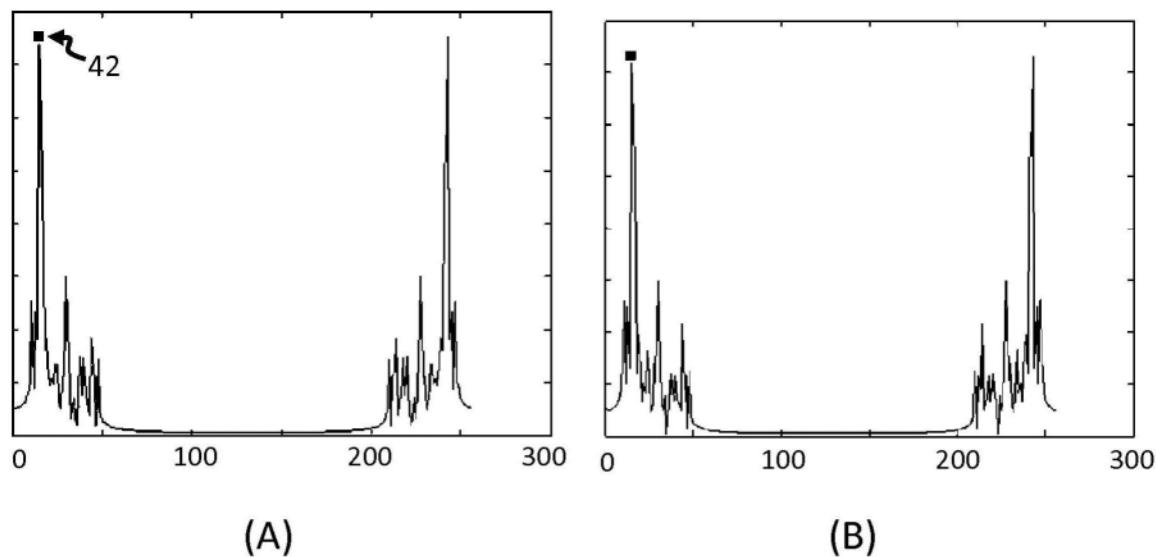


图3

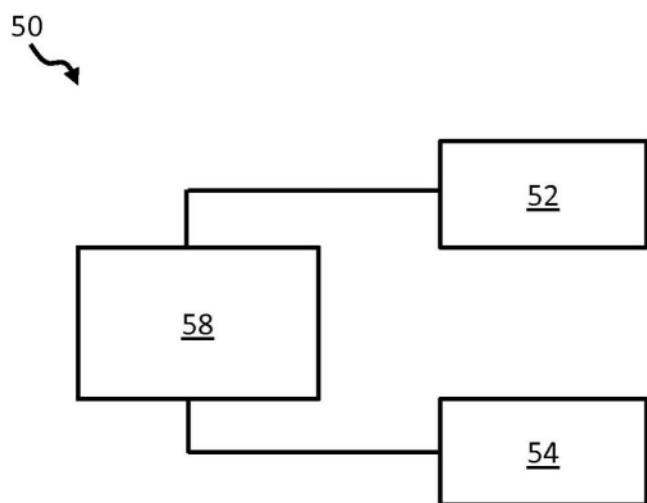


图4

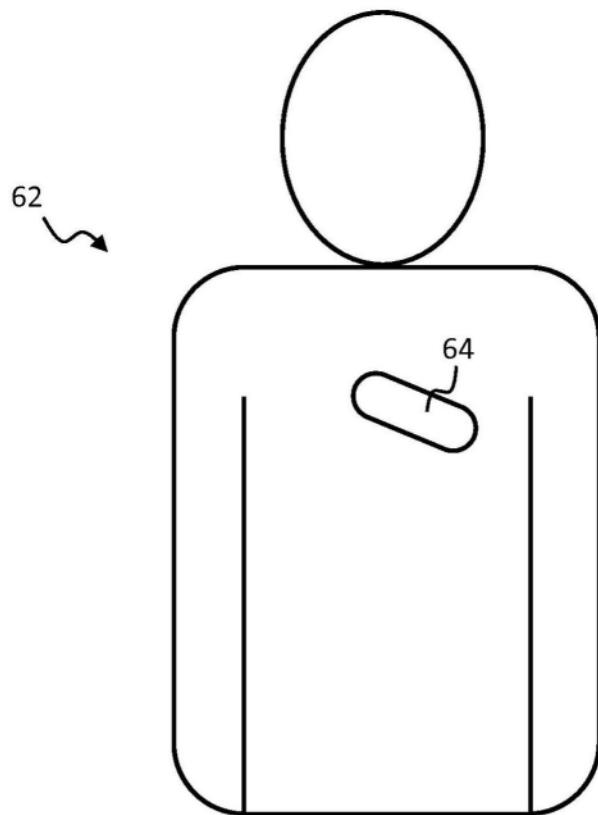


图5

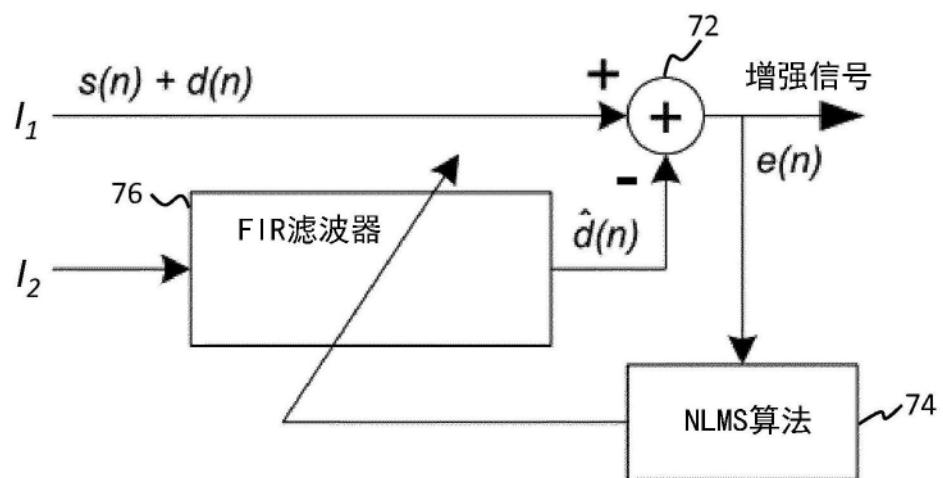


图6

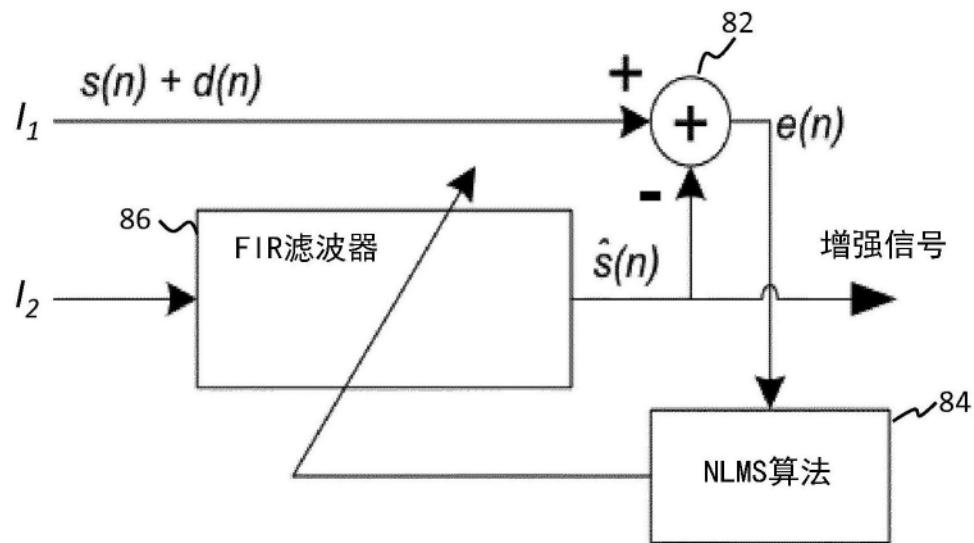


图7