



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110099602 A

(43)申请公布日 2019.08.06

(21)申请号 201780079092.9

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.12.20

代理人 刘瑜 王英

(30)优先权数据

16205200.5 2016.12.20 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/024(2006.01)

2019.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/083740 2017.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/115082 EN 2018.06.28

(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 J·卡勒特 M·P·J·屈嫩

C·丘胡 L·J·辉基布雷格茨

R·M·阿尔特斯 R·拜泽梅尔

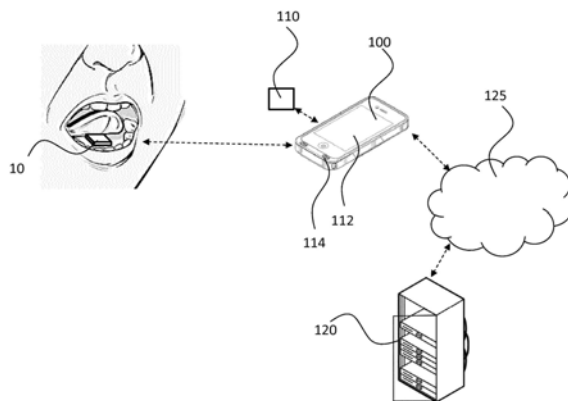
权利要求书2页 说明书20页 附图9页

(54)发明名称

患者监测

(57)摘要

提出了用于监测患者的心肺功能的概念。一个这样的概念包括使用舌下传感器单元检测来自所述舌下脉管的光或声音,所述舌下传感器单元适于定位在患者舌头的舌下脉管处,并基于检测到的光或声音而生成传感器输出信号。处理单元适于接收传感器单元输出信号中的至少一个,其中所述传感器单元和所述处理单元布置为分析所述传感器输出信号中的静脉分量。然后可以使用来自舌下传感器的输出信号来提供关于心肺参数(例如,呼吸速率和呼吸速率变化性)的信息。



1. 一种用于监测患者的心肺功能的装置,所述装置包括:

舌下传感器单元(10),其适于定位在所述患者的舌头(20)的舌下脉管处,以检测来自所述舌下脉管的光或声音,并且基于检测到的光或声音来生成传感器输出信号;处理单元(100),其适于接收传感器单元输出信号中的至少一个,其中,所述传感器单元和所述处理单元被布置为分析在所述传感器输出信号中的静脉分量。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述传感器单元适于瞄准患者的舌头底侧的舌下脉管区域,优选地在靠近所述舌头的根部的区域中。

3. 根据权利要求1或2所述的装置,其中,所述传感器单元适于定位在、瞄准或接近所述患者的舌头的舌下静脉或舌下静脉脉管处,优选地在距所述舌下静脉小于1cm的距离处,并且更优选地在距所述舌下静脉小于3mm的距离处。

4. 根据任何前述权利要求所述的装置,还包括辅助传感器模块(110),所述辅助传感器模块适于定位在所述患者的嘴中并且包括传感器布置,所述传感器布置适于感测以下中的至少一个的值:移动;压力;温度;以及声音,并且基于感测到的值来生成辅助传感器输出信号。

5. 根据任何前述权利要求所述的装置,其中,所述处理单元(100)适于接收所述辅助传感器输出信号,并且根据一个或多个数据处理算法来处理接收到的信号中的至少一个,以确定所述患者的心肺值,

并且其中,所述心肺值包括以下中的至少一个的值:呼吸速率;呼吸速率变化性;吸气的开始;呼气的开始;呼吸的工作周期;潮式呼吸;阻塞性睡眠呼吸暂停;中枢性睡眠呼吸暂停;阻塞性流量限制;透壁压力;血液积聚;咳嗽;节奏呼吸;以及噘嘴呼吸。

6. 根据权利要求5所述的装置,当从属于权利要求4时,其中,所述处理单元(100)适于接收所述传感器输出信号和所述辅助传感器输出信号,以根据数据处理算法来处理接收到的传感器输出信号,而确定所述患者的心肺值,并且结合所述接收到的辅助传感器输出信号来分析确定出的心肺值,以确定以下中的至少一个:精细的心肺值;准确性或可靠性的指示;所述患者的睡眠状态;所述患者的活动;所述患者的姿势;以及事件发生的指示。

7. 根据权利要求5或6所述的装置,其中,所述数据处理算法适于识别在所述传感器输出信号中的低频变化,优选地在0.08-0.5Hz范围内的频率变化。

8. 根据权利要求5、6或7所述的装置,其中,所述心肺值是呼吸速率。

9. 根据任何前述权利要求所述的装置,其中,所述舌下传感器单元(10)包括以下中的至少一个:光体积描记传感器;激光散斑传感器;激光多普勒传感器;超声传感器;以及相机。

10. 根据任何前述权利要求所述的装置,还包括光源(30),其适于照亮所述患者的舌头。

11. 一种口件,包括:

口件单元,其适于在使用中定位在患者的嘴中;以及

根据任何前述权利要求所述的用于监测患者的心肺功能的装置。

12. 根据权利要求11所述的口件,其中,所述舌下传感器单元(10)适于相对于所述口件单元是能够移动的。

13. 一种用于监测患者的心肺功能的方法,所述方法包括:

将舌下传感器单元定位 (510) 在所述患者的舌头的舌下脉管处；
检测 (530) 来自所述舌下脉管的光或声音；以及
基于检测到的光或声音而生成 (540) 传感器输出信号，其中，所述传感器单元被布置为检测在所述舌头的血液循环系统中的静脉分量。

14. 根据权利要求13所述的方法，还包括：

将辅助传感器模块定位在所述患者的嘴中，所述传感器模块包括传感器布置，所述传感器布置适于感测以下中的至少一个的值：移动；压力；温度；以及声音；

利用所述传感器布置来感测以下中的至少一个的值：移动；压力；温度；以及声音；以及
基于感测到的值来生成 (550) 辅助传感器输出信号。

15. 根据权利要求13或14所述的方法，还包括：

在处理单元处接收所述传感器输出信号和所述辅助传感器输出信号中的至少一个；以及

根据一个或多个数据处理算法来处理 (560) 接收到的信号中的至少一个，以确定所述患者的心肺值，

其中，所述心肺值包括以下中的至少一个的值：呼吸速率；呼吸速率变化性；吸气的开始；呼气的开始；呼吸的工作周期；潮式呼吸；阻塞性睡眠呼吸暂停；中枢性睡眠呼吸暂停；阻塞性流量限制；透壁压力；血液积聚；咳嗽；节奏呼吸；以及噁嘴呼吸。

16. 根据权利要求15所述的方法，还包括：结合所述接收到的信号中的至少一个来分析确定出的心肺值，以确定以下中的至少一个：精细的心肺值；准确性或可靠性的指示；所述患者的睡眠状态；所述患者的活动；所述患者的姿势；以及事件发生的指示。

17. 根据权利要求15或16所述的方法，其中，根据数据处理算法来处理所述接收到的信号中的至少一个包括：识别在所述传感器输出信号中的低频变化，优选地在0.08-0.5Hz范围内的频率变化。

18. 一种能够从通信网络下载和/或存储在计算机可读介质和/或微处理器可执行介质上的计算机程序产品，其中，所述计算机程序产品包括计算机程序代码指令，所述计算机程序代码指令当由至少一个处理器执行时，实现根据方法权利要求13至17中任一项所述的方法。

患者监测

技术领域

[0001] 本发明涉及患者监测,并且更具体地涉及监测患者的心肺功能。

背景技术

[0002] 监测患者(特别是监测患者的心肺功能)通常与针对患者的增强诊断和治疗计划相关。监测其心肺功能可能受益的患者的示例包括患有诸如慢性阻塞性肺病(COPD)、睡眠相关问题(睡眠呼吸紊乱(SDB)或失眠等)、呼吸障碍、哮喘等的那些患者。

[0003] 在COPD、哮喘和SDB中,呼吸紊乱导致胸内压增加以及在吸气和呼气周期之间的压力改变增加。这种改变的胸内压力改变了心室和中央血管的透壁压力,这继而又影响静脉的扩张、心房充盈、射血分数、心博量。最终,影响肺循环,并因此影响心脏的左侧和右侧的循环。

[0004] 在没有心力衰竭的人的呼吸紊乱中,心脏系统能够补偿透壁压力的这种额外的机械心脏应力。虽然心脏系统可以通过重新平衡心脏血液动力学来补偿这种影响,但持续的心脏压力可能导致心脏的结构变化以及心力衰竭和疾病恶化的发展。

[0005] 现有的监测和诊断方法采用导管和多普勒超声,其是介入性的并且不适用于夜间(例如睡眠)监测。因此,大多数处于来自这种紊乱的风险中的患者不会受到监测。

[0006] 睡眠分析对于正确诊断具有睡眠相关问题(如SDB或失眠)的患者非常重要。它也引起了没有睡眠紊乱的人的注意,他们只对他们的睡眠模式和/或一般的健康和幸福感感兴趣。

[0007] 在睡眠期间,人们通常经历不同的睡眠期,即REM睡眠和非REM睡眠,其中非REM睡眠可以分为4个阶段(例如,非REM 1-4)。人们也可能在夜间一次或多次醒来达一段时间。用于测量这些睡眠期的通常优选的方法是突兀的,因为它需要使用对象/患者的面部和头部上的电极来获得脑电图(EEG)、肌电图(EMG)和眼电图(EOG)数据。

[0008] 众所周知,心率(HR)、心率变化性(HRV)、呼吸速率和呼吸速率变化性的组合可以区分REM睡眠、非REM睡眠和清醒时段。目前,准确地测量呼吸速率变化性通常需要在患者的躯干周围安装呼吸带或者将呼吸器面罩安装在患者的面部上,因此是相当突兀的。

[0009] 因此,需要对于睡眠监测的不那么突兀的方法。曾经这种已知且不那么突兀的方法利用策略性地定位在睡眠患者的床上的压力传感器。然而,使用床传感器测量HR、HRV、呼吸速率和呼吸速率变化性已知是不准确的。

[0010] 除睡眠分期外,睡眠期间发生的其它事情对睡眠分析可能是重要的。这种事件的示例包括打鼾、磨牙(磨牙症)、打哈欠、血液氧合和呼吸暂停事件的发生。特别关注呼吸暂停事件,可能需要确定呼吸暂停事件是由阻塞(阻塞性睡眠呼吸暂停,OSA)还是由大脑呼吸控制中心(中枢性睡眠呼吸暂停,CSA)引起,以及OSA或打鼾是否是依赖于姿势的(例如,仅在患者仰卧时发生;对于OSA,这称为“位置阻塞性睡眠呼吸暂停”(POSA))。上述用于睡眠分期的方法都不能考虑到所有这些因素,因此当需要对这些因素和睡眠分期进行组合测量时需要额外的传感器。

[0011] 因此,需要用于监测患者的心肺功能的不突兀的监测概念。这种不突兀的监测概念可能有益于与许多医学状况相关的增强诊断和治疗计划,包括COPD、睡眠相关问题、呼吸紊乱,哮喘等。

发明内容

[0012] 本发明旨在至少部分地满足上述需求之一。为此,本发明提供独立权利要求中限定的设备、方法、计算机程序产品和系统。从属权利要求提供了有利的实施例。

[0013] 因此,本发明提供一种用于监测患者的心肺功能的装置和对应方法。装置的实施例可以包括舌下传感器单元,其适于定位在患者舌头的舌下静脉或舌下脉管处,以检测来自舌下静脉/脉管的光或声音,并基于检测到的光或声音而生成传感器输出信号。该装置还包括处理单元,其适于接收传感器单元输出信号中的至少一个,其中所述传感器单元和所述处理单元布置为分析在所述传感器输出信号中的静脉分量。

[0014] US 2010/0152599描述了一种口腔器具顺应性监测系统和方法。口腔器具适于在睡眠期间佩戴在患者的口腔中,并且具有一个或多个传感器,用于测量各种条件,例如口腔粘膜中的氧饱和度水平。更特别地,传感器是脉搏血氧测量传感器。由传感器生成的数据被连续发送到与中央计算机通信的本地扫描仪。计算机解释数据以确定患者是否按照针对呼吸相关的睡眠紊乱的规定治疗方案佩戴口腔器具。

[0015] DE4130522描述了一种插入舌尖下方的传感器,其包括发射优选在805nm波长区域内的光的发光二极管,以及优选为光电池的光电探测器。光从舌头反射,而后者由连接到泵的气动或液压垫压缩。传感器被配置为通过检测舌头动脉中的体积脉动来测量患者的血压。光电探测器被布置为检测多个动脉以减少由各个静脉的反应引起的干扰影响。

[0016] 根据本发明提出的实施例基于使用患者舌头的舌下静脉和/或舌下静脉接近脉管来观察静脉血容量/流量,并且舌下静脉或脉管中的血容量/流量的变化将提供关于心肺交互的信息。在这方面,应该注意的是,仅探测舌下静脉可能是不可能的(因为定位变得非常关键)并且也是不可取的。当探测到距舌下静脉仅很短距离的区域时,小静脉仍然提供代表呼吸和血液累积相关信息的所需信号。在优选实施例中,从该区域的小动脉获得信息,从中可以获得心率、心率变化性和动脉血氧合。由于这些原因,在该专利中,当提及“定位于舌下静脉”、“瞄准舌下静脉”或“舌下脉管”时,应该理解为包括在靠近(即,接近)舌下静脉的区域,其中来自在舌下静脉中排出的小静脉的信息可以从信号中导出。优选地在距舌下静脉小于1cm的距离,更优选地在距所述舌下静脉小于5mm的距离。

[0017] 因此,在优选实施例中,舌下传感器单元适于定位在、瞄准或接近所述患者舌头的舌下静脉或舌下静脉脉管处,优选地在距所述舌下静脉小于1cm的距离,更优选地在距所述舌下静脉小于3mm的距离。当探测到距舌下静脉仅很短距离的区域时,小静脉仍然提供代表呼吸和血液累积相关信息的所需信号。

[0018] 舌下静脉的优点在于它靠近表面并且舌下皮肤非常薄且光学透明。此外,舌头的底侧是高度灌注的区域。这些特性使舌头的底侧非常适合于例如光体积描记(PPG)监测。此外,与身体其它部位的许多其它静脉或脉管相比,舌下静脉或脉管特别令人感兴趣,因为它排入颈内静脉,然后排入腔静脉;因此,与中央静脉和心脏右侧有密切的联系。特别是在躺卧位置,可以看到心脏右侧和中央静脉的信息来源于舌下静脉。

[0019] 因此,在优选实施例中,传感器单元适于瞄准患者舌头底部的舌下脉管/区域,优选地在靠近舌根的区域,即舌下深处,远离舌尖。例如,这可以使得能够在传感器信号中看到更多的静脉分量。因此,所提出的实施例可以利用传感器的原始信号。

[0020] 随后可以使用来自传感器的表示来自舌下静脉的检测到的光或声音的信号来提供关于心肺参数的信息,例如:呼吸速率(RR)、呼吸速率变化性(RRV)、吸气的开始、呼气的开始、呼吸的工作周期、潮式呼吸(Cheyne-Stokes)、阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)、中枢性睡眠呼吸暂停(CSA)、在OSA和CSA之间的不同、阻塞性流量限制(呼吸不足)、评价透壁压力、评价血液积聚、存在水肿、叹气、哈欠、咳嗽、节奏呼吸以及噘嘴呼吸。

[0021] 以这种方式,可以提供用于确定和/或监测心肺参数值的工具,该工具例如可以由医学专业人员、全科医生使用,而不需要经训练的心脏病专家的支持。它可以帮助诊断心力衰竭患者的预负荷和血液积聚的动态变化。类似地,它可以帮助对发作心力衰竭和肺水肿的人进行诊断和分层。实施例还可用于验证心脏治疗的成功和/或监测疾病进展或恶化。

[0022] 而且,实施例可以用于检测或监测睡眠研究中的睡眠呼吸暂停。例如,可以采用所提出的实施例来检测阻塞性和中枢性呼吸暂停,并且区分它们。

[0023] 此外,实施例可以用于监测通气治疗的心肺响应,并且更好地控制COPD和OSA患者中的压力支持治疗的设备设置。

[0024] 还可以设想,使用所提出的实施例,医生可以在清醒期间对由通气支持设备(CPAP)辅助的自然自主呼吸以及对在自愿进行的呼吸动作(例如节奏呼吸、叹气、周期性呼吸)的心脏反应进行表型,以证明通气治疗的适用性和风险。这种对预负荷和静脉血液汇集的监测使得能够更好地控制机械呼吸机,以避免由肺中的体积过载引起的肺中流体的积聚(水肿)。因此,通过所提出的实施例监测心肺交互可以改善机械通气的结果并且可以降低重症监护患者的发病风险。

[0025] 举例来说,实施例可以由普通医生或(医学上)未经训练的人使用,而无需经训练的心脏病专家的支持。这可以减轻医疗专业人员密切监测的需要。它还可以减少对医疗干预或治疗的需求。因此,实施例可以减轻医疗保健需求/资源。

[0026] 实施例还可以包括辅助传感器模块,其适于定位在患者的嘴中并且包括传感器布置,所述传感器布置适于感测以下中的至少一个的值:移动、压力、温度,以及声音,并基于感测到的值生成辅助传感器输出信号。在这种实施例中,辅助传感器可以提供关于患者的附加信息,其可以例如用于提高确定的准确度或者改进先前获得的值。

[0027] 在实施例中,该装置还可以包括处理单元,该处理单元适于接收传感器输出信号和辅助传感器输出信号中的至少一个,并根据一个或多个数据处理算法处理接收到的信号中的至少一个,以确定患者的心肺值,

[0028] 通过示例,所述心肺值包括以下中的至少一个的值:呼吸速率、呼吸速率变化性、吸气的开始、呼气的开始、呼吸的工作周期、Cheyne-Stokes呼吸、阻塞性睡眠呼吸暂停、中枢性睡眠呼吸暂停、阻塞性流量限制、透壁压力、血液积聚、咳嗽、节奏呼吸以及噘嘴呼吸。

[0029] 传感器信号的典型采样频率可以是32、128或256Hz,但采样频率也可以具有不同的值。数据处理算法可以适于识别传感器输出信号中的低频变化,以获得指示呼吸的信息。例如,可以观察到RR作为0.08Hz和0.5Hz之间的主频。在PPG中,该频带和较低频率被称为“DC”,因为它们低于由心率引起的变化。呼吸深度的变化可以例如从呼吸频率处的PPG信号

的幅度变化来解释。实施例可以监测低频传感器信号分量中的调制,其指示对呼吸偏差的信号响应(例如,由心脏中的额外应力引起)。然而,传感器输出信号中的较高频率变化(例如,在0.6Hz和4Hz之间的范围内)也可用于提供关于平均心率的信息。在PPG中,由心脏搏动引起的信号波动称为“AC”波动。心率变化性和心律失常可以从具有例如0.5或0.6Hz阈值频率的高通滤波信号导出。SpO₂(光学测量的动脉血氧饱和度)可以从AC和DC分量导出,而RRV可能需要确定每次呼吸的持续时间。

[0030] 处理单元可以适于接收传感器输出信号和辅助传感器输出信号中的至少一个,以根据数据处理算法处理接收到的传感器输出信号,来确定患者的心肺值,并结合接收到的辅助传感器输出信号分析确定出的心肺值,以确定以下中的至少一个:精细的心肺值;准确性或可靠性的指示;患者的睡眠状态;患者的活动;以及事件发生的指示。因此,实施例可以考虑患者的背景,例如他们当前的活动或物理属性。

[0031] 传感器单元可以以反射或透射模式使用。

[0032] 在实施例中,传感器单元可以包括以下中的至少一个:PPG(光体积描记)传感器;激光散斑传感器;激光多普勒传感器;超声传感器;以及相机。应注意,存在PPG传感器,当被放置在手指或耳垂上时,其可以使得能够从传感器信号导出RR(呼吸速率)。然而,对于放置在这些位置的传感器,实际上不可能从原始PPG信号中通过眼睛看到RR。因此,RR只能通过相对复杂的算法导出,这些算法通常考虑频率、幅度和DC电平的调制。即便如此,导出的RR并不总是正确的。相反,根据所提出的实施例,针对舌下静脉的PPG传感器的原始PPG信号清楚地示出了RR、吸气的开始、呼气的开始和吸气深度,从而潜在地避免了对复杂算法和/或广泛处理资源的需要。

[0033] 通常,PPG信号或传感器单元信号被视为低频分量,被视为DC,而高频分量(称为AC)包含血液脉动。因此,在优选实施例中,AC分量用于估计心率、心率变化性和/或氧饱和度,而低频分量用于提取与呼吸和静脉汇集有关的特征。通常,在0.5Hz和4Hz之间的范围内检测AC分量,并且在0.08和0.5Hz之间的范围内检测DC分量。呼吸速率(RR)优选地可以被观察为在例如0.08和0.4Hz之间的范围内的主频,并且呼吸速率变化性(RRV)基于RR随时间的变化。因此,呼吸深度的变化可以从呼吸频率处的PPG信号的幅度变化来解释。

[0034] 实施例还可以包括适于照亮所述患者舌头的光源。光源可以适于发射具有第一波长范围内的波长的第一光,并发射具有不同的第二波长范围内的波长的第二光,或者可以使用多于一个的光源,每个光源都具有它们特定的波长带。举例来说,第一波长范围可以包括可见光,而第二波长范围可以包括红外光。为了得到SpO₂,通常使用红光和红外光。由于静脉和小静脉中的血液比动脉和小动脉中的血液含有更多的脱氧血液,并且由于缺氧血液比氧合血液更多地吸收红光(红外线中的吸收是类似的),所以红光特别适合导出静脉信息。为了进一步区分静脉和动脉信息,可以比较红色信号和红外信号,例如,从红色信号中减去红外信号(最好在加权后)。

[0035] 在一些实施例中,可以采用超声换能器或超声收发器来向患者的舌头/从患者的舌头发送和感测超声信号。

[0036] 实施例还可包括输出接口,其适于生成表示确定出或计算出的心肺值的输出信号。例如,可以告知用户心肺值超过预定的可接受阈值。

[0037] 实施例还可以包括用户输入接口,其适于接收表示以下中的至少一个的用户输入

信号:环境信息;患者信息,以及表示心肺值的可接受上限的极限值。因此,实施例可以被认为是提供使用户能够进一步指定可能处于与确定或监测心肺值的目的相关的信息或数据的接口。当确定或监测心肺值时,这种用户指定的信息可以使得特定于用户或环境的独特特征、环境和/或条件得以考虑。

[0038] 因此,可以提供一种工具,该工具使用户能够进一步指定要包含于心肺功能的确定或监测中的因素,例如,通过指定针对用户属性或活动的值或值范围。因此,实施例可以提供输入选项,增加心肺监测风险的灵活性和能量。

[0039] 在一些实施例中,该装置还可以包括通信接口,其适于与一个或多个数据库通信,以便获得可以用于确定或监测心肺值的信息中的至少一个。

[0040] 可以提供一种便携式计算设备,包括用于根据所提出的实施例来监测患者的心肺功能的单元。

[0041] 系统还可以包括用于显示图形或非图形(例如听觉)用户界面的显示设备,其中图形用户界面适于将关于患者的检测或监测的心肺功能的信息传递给用户。

[0042] 实施例可以包括客户端设备,其包括数据处理器设备。这可以是适于从一个或多个远程定位的信息源(例如,经由通信链路)接收信息和/或甚至适于访问存储在例如数据库中的信息的独立设备。换句话说,用户(例如医疗专业人员、技术人员、研究人员、患者等)可以具有适当布置的客户端设备(例如,膝上型计算机、平板计算机、移动电话、PDA等),其提供根据实施例的系统,并因此使得用户能够提供数据或信息,用于监测患者的心肺功能的目的。

[0043] 该系统可以包括:服务器设备,其包括至少一个处理器,其中服务器设备可以被配置为将用于确定和/或显示患者的心肺功能的生成的指令发送到客户端设备或通信网络。在这样的配置中,显示指令由服务器提供。因此,用户可以与服务器链接以与系统一起工作。

[0044] 处理器可以与显示设备远程地位,并且因此控制信号可以经由通信链路传送给显示设备。这种通信链路可以是例如互联网和/或无线通信链路。可以采用其它合适的短程或长程通信链路和/或协议。以这种方式,用户(例如医学研究人员、全科医生、数据分析员、工程师、患者等)可以具有可以根据用于监测患者的心肺功能的实施例接收和处理信息的适当布置的设备。因此,实施例可以使用户能够使用便携式计算设备(例如膝上型计算机、平板计算机、移动电话、PDA等)远程监测患者的心肺功能。实施例还可以在受监测的时间段之后实现数据取回。

[0045] 该系统还可以包括:服务器设备,其包括至少一个处理器;以及客户端设备,其包括显示设备。因此,可以采用专用数据处理单元来用于监测患者的心肺功能的值的目的,从而降低系统的其它部件或设备的处理要求或能力。

[0046] 因此,应该理解,处理能力可以根据处理资源的预定约束和/或可用性以不同方式分布在整个系统中。

[0047] 根据本发明的另一方面,提供一种口件(或口腔器具),包括用于根据前述任一权利要求监测患者的心肺功能的装置。例如,实施例可以提出使用放置在口腔器具中的传感器,其中在下牙齿上的口腔器具容纳传感器。以这种方式,传感器可以稳定地定位在嘴中,由此减少移动伪影。口腔器具可以例如被设计为使得舌头可以直接搁置在传感器上。在一

些实施例中,传感器可以适于相对于口腔器具移动(例如,在机械或机电布置的控制下),由此例如使传感器的定位能够针对特定患者进行优化或个性化。

[0048] 根据本发明的又一方面,可提供一种用于监测患者的心肺功能的方法,所述方法包括:将舌下传感器单元定位在患者舌头的舌下脉管中;检测来自所述舌下脉管的光或声音;以及基于检测到的光或声音而生成传感器输出信号。

[0049] 实施例还可以包括以下步骤:将辅助传感器模块定位在患者口中,所述传感器模块包括传感器布置,所述传感器布置适于感测以下中的至少一个的值:移动、压力、温度,以及声音;用所述传感器布置感测以下中的至少一个的值:移动、压力、温度,以及声音;以及基于感测到的值生成辅助传感器输出信号。

[0050] 在实施例中,该方法还可以包括:在处理单元处接收所述传感器输出信号和所述辅助传感器输出信号中的至少一个;以及根据一个或多个数据处理算法处理接收到的信号中的至少一个,以确定患者的心肺值。该心肺值包括以下中的至少一个的值:呼吸速率;呼吸速率变化性;吸气的开始;呼气的开始;呼吸的工作周期;Cheyne-Stokes呼吸;阻塞性睡眠呼吸暂停;中枢性睡眠呼吸暂停;阻塞性流量限制;透壁压力;血液积聚;咳嗽;节奏呼吸以及噘嘴呼吸。

[0051] 接收的步骤可以包括接收传感器输出信号和辅助传感器输出信号中的至少一个,并且处理的步骤可以包括根据数据处理算法处理接收到的传感器输出信号以确定患者的心肺值。此外,实施例可以包括以下步骤:结合接收到的辅助传感器输出信号分析确定出的心肺值,以确定以下中的至少一个:精细的心肺值;准确性或可靠性的指示;患者的睡眠状态;患者的活动,以及事件发生的指示;患者的姿势/头部取向。

[0052] 通过示例,根据数据处理算法处理输出信号的步骤可以包括:识别在传感器输出信号中的低频变化。

[0053] 实施例可以进一步包括用来自光源的光来照射患者的舌头的步骤。这可以例如包括:控制光源以发射具有在第一波长范围内的波长的光,并且发射具有在不同的第二波长范围内的波长的光。优选地,第一波长范围可以包括可见光,第二波长范围可以包括红外光。因此,光源可以包括一个或多个发光设备。

[0054] 实施例可以提供用于监测患者的一个或多个心肺功能的概念。所提出的概念可以包括将传感器定位在患者舌头的舌下静脉处(例如,邻近、接近、靠近、相邻等)。通过舌下静脉发送的光或声音可以由传感器检测,并且可以使用检测到的光或声音(例如,根据一种或多种算法处理)以确定患者的心肺功能的值。确定心肺功能的值可以包括考虑与先前确定出的患者的心肺功能的值相关的历史信息。此外,可以采用额外的传感器来检测患者的其它身体属性或参数的一个或多个补充值。这些补充值可以与检测到的光和/或确定出的心肺功能的值结合使用,以推断或确定其它信息(例如准确性或可靠性的指示、患者的睡眠状态、患者的活动,或例如事件发生的指示)和/或确认/验证心肺功能的确定值。为此,所提出的概念可以采用(或用于)至少一个处理器。

[0055] 提出的实施例可以进一步包括生成用于使用处理设备在显示设备上显示GUI的指令,其中图形用户界面适于向用户传送关于来自舌下静脉的检测到的光或声音的信息和/或患者的确定出的心肺值。生成用于显示GUI的指令可以意味着生成供显示设备使用的控制信号。这些指令可以是简单图像的形式,例如位图、JPEG或其它格式。然而,这样的指令

也可以更复杂,允许在常规显示设备(例如CRT、LCD、OLED、E-ink等)上实时构建GUI或GUI的一部分。

[0056] 根据另一方面,提供一种能够从通信网络下载和/或存储在计算机可读介质和/或微处理器可执行介质上的计算机程序产品,其中所述计算机程序产品包括计算机程序代码指令,当由至少一个处理器执行时,所述指令实现根据提出的实施例的方法。

[0057] 独立权利要求定义了方法和系统权利要求的类似优点特征。因此,上文和下文中针对所述方法所解释的优点也可适用于对应的系统。

附图说明

[0058] 现在将参考以下示意图详细描述本发明:

[0059] 图1描绘了其中舌下光学传感器单元位于患者舌头的舌下静脉的实施例;

[0060] 图2示出了根据实施例的用于监测患者的心肺功能的装置;

[0061] 图3和图4描绘了通过在相对面罩提供的气道正压的自主呼吸期间实施例的实验实现方式随时间获得的PPG信号和呼吸参数,其中图4具有比图3更长的时间尺度(在X轴上);

[0062] 图5描绘了通过用于图3和图4的实施例的实验获得的结果,其中通过在患者仍在尝试呼吸的同时关闭通向口和鼻的气流来模仿阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA);

[0063] 图6是根据实施例的使用舌下传感器设备获得的PPG信号的示例性频谱图;

[0064] 图7是示出了根据实施例的如何从包括作为光学传感器的SpO₂传感器、加速度计和压力传感器的装置导出各种参数的图;

[0065] 图8是根据实施例的用于监测患者的心肺功能的方法的流程图;以及

[0066] 图9示出了可以采用实施例的一个或多个部分的计算机的示例。

具体实施方式

[0067] 提出的实施例涉及用于监测患者的心肺功能的方法和工具。可以在患者舌头的舌下静脉处或附近采用(例如定位)舌下传感器单元,以便检测来自舌下静脉或舌下脉管的光或声音。然后可以基于检测到的光或声音生成传感器输出信号。可以使用(例如,处理)该信号来确定患者的心肺参数的值。

[0068] 因此,实施例基于使用患者舌头的舌下静脉或脉管来检测舌下静脉/脉管中的血容量/流量的变化。该方法利用了舌下静脉靠近舌头的舌下(即底部或下侧)表面并且舌下皮肤薄且光学透明的事实。这些特性使舌头的舌下侧非常适合于检测和监测血流量或血容量变化。

[0069] 举例来说,来自舌下传感器的信号可用于提供关于心肺参数的信息,包括例如:RR、RRV、吸气开始、呼气开始、呼吸的工作周期、Cheyne-Stokes呼吸、OSA、CSA、在OSA和CSA之间的区别、呼吸不足、平均透壁压、平均血液积聚、水肿的存在、叹气、打哈欠、咳嗽、节奏呼吸和噘嘴呼吸。

[0070] 因此,实施例可用于监测通气治疗的心肺响应,并更好地控制COPD和OSA患者中的压力支持治疗的设备设置。

[0071] 而且,所提出的发明可以提供用于监测一个或多个心肺参数的概念,该一个或多

个心肺参数可以由普通医生或(医学上)未经训练的人使用,而无需经训练的心脏病专家的支持。这可以减轻对医疗专业人员和/或医疗干预的需求,从而可能减轻医疗保健需求/资源。

[0072] 一些实施例可以采用辅助传感器模块,并且这也可以适于定位在患者的嘴中。例如,辅助传感器模块可以包括传感器布置,其适于感测以移动、压力、温度和/或声音,并基于感测到的值生成辅助传感器输出信号。例如,关于感测到的移动的信息可用于指示信号质量和/或可靠性。因此,本发明的实施例可以与许多不同类型的附加传感器和/或信息数据库结合使用,这些附加传感器和/或信息数据库可以提供用于确定患者的心肺功能的上下文信息,并且更准确地说明患者的特定属性、患者的活动和/或周围环境。数据库可以包括例如与个体的病史有关的数据或与不同环境条件下的心肺参数值有关的数据。例如,实施例采用的信息或数据可以包括患者活动、生命体征、温度等。

[0073] 因此,实施例可以提供一种方法、设备和/或系统,其提供心肺功能的用户特定的评估和监测,其考虑上下文因素(例如,包括患者的身体属性和活动),以便提供对心肺功能或参数的更准确的评估和跟踪。这可以实现对特定用户的心肺进行测量和跟踪,同时使用户能够参与期望的日常生活活动。因此,说明性实施例可以提供考虑与患者的活动和身体属性相关的规则和/或关系的概念。因此,可以通过提出的实施例提供基于动态上下文的心肺功能监测。

[0074] 特别地,本发明旨在使用户能够参与他们的正常活动,直到被监测的心肺功能超过预定的可接受阈值/限度为止,例如,此时可以向用户通知异常,然后采取适当的行动。这可以使用户能够快速且容易地管理活动和暴露风险。此外,实施例可以以简单的方式(例如,通过视觉和/或听觉警报)传达关于心肺功能的信息,使得用户能够容易且简便地理解他们的个人心肺功能。

[0075] 结果,所提出的实施例可以在任何心肺功能评估或监测应用中受益,特别是在用户需要定制和/或准确确定心肺功能的情况下。一个这样的示例可以使高度易患心肺问题的患者获得一定程度的独立性,同时仍然管理他们潜在的心肺问题。继而,这可以改善患者健康、医院效率和可用的医疗保健资源。因此,实施例可以对医疗应用特别有益。

[0076] 以下描述提供了用于本发明的元件和功能以及如何实现本发明的元件的描述的上下文。

[0077] 在说明书中,使用以下术语和定义。

[0078] 图形用户界面(GUI)是一种类型的允许用户通过图形图标和诸如辅助符号之类的可视指示符与电子设备交互的界面。

[0079] 显示设备是可以由显示控制设备控制的电子显示设备。显示控制设备可以是处理器设备的一部分或与处理器设备一起操作。

[0080] 生成用于显示GUI的指令可以包括(或者如此简单)使用本领域已知的常规方法构建GUI视图的图像(位图、JPEG、Tiff等)以显示在显示设备上。替代地,这种指令的生成可以包括用于GUI视图的实时构建的更专用的指令。指令可以是显示控制信号的形式。

[0081] 本发明至少部分地基于以下认识:使用患者舌头的舌下静脉来监测血流量或血容量以便确定患者的心肺参数的值是有利的。特别地,响应于舌头被光源照射而检测来自舌下静脉的光可以用于准确地确定患者的心肺参数。换句话说,使用放置在患者的舌头的舌

下静脉处或其抵靠该静脉放置以便检测来自舌下静脉的光的舌下光学传感器单元可用于(例如,处理)以确定患者的心肺参数的值。

[0082] 而且,检测来自舌下静脉的声音可用于准确地确定患者的心肺参数。例如,可以采用超声换能器以用于将电信号转换成高频声波,反之亦然。换句话说,使用放置在患者舌头的舌下静脉处或抵靠静脉放置的以便检测来自舌下静脉的反射声波的舌下超声收发器可以用于(例如,处理)确定患者的心肺参数的值。

[0083] 因此提出了这样的概念,其提出舌下传感器信号受舌下静脉中的血容量的强烈影响,尤其是当放置在深处时(例如,远离舌尖或朝向舌底,因此接近舌连接或舌根)。使用这种布置,可以看到心脏右侧和呼吸回路的相关性。因此,从所提出的舌下传感器的信号导出呼吸速率和呼吸速率变化性比用于光学传感器(例如指尖和手腕)的通常位置更容易且更可靠。

[0084] 应当意识到,心肺参数确定的准确性将取决于所使用的数据的量和质量。

[0085] 根据各种实施例,提出了监测患者的心肺功能的若干方法。首先转到图1,其描绘了其中舌下光学传感器单元10位于患者舌头20的舌下静脉15处的实施例。

[0086] 光学传感器单元10包括光学传感器25和光源30。光源30适于照射患者舌头20的下侧(例如,舌下静脉15)。更具体地,该实施例的光源30适合于发射两种不同波长范围的光,即具有第一波长范围内的波长的第一光和具有不同的第二波长范围内的波长的第二光。这里,第一波长范围包括红光(或具有朝向可见光光谱的红色端的波长的光),并且第二波长范围包括红外光。当然,在其它实施例中,光源可以仅发射一种类型(例如,波长范围)的光和/或可以发射与图1的该示例不同的波长的光。例如,可以采用绿光(例如,520nm),因为它可以提供相对好的信噪比,但也可以使用其它颜色的光。

[0087] 光学传感器25是光体积描记(PPG)传感器,并且适于响应于用来自光源30的光照射患者的舌头来检测来自舌下静脉的光。因此,在该示例中,可以说光学传感器单元10以“反射模式”操作,因为光学传感器25和光源30都位于舌头下的舌下静脉15处。因此,来自光源30的光从舌头20下面照射患者舌头20的舌下静脉15,然后,由舌下静脉15反射的光由光学传感器25检测。然而,其它示例可以采用据称以“透射模式”操作的光学传感器单元10,其中光学传感器25位于舌头下面的舌下静脉15处并且光源30位于舌头的上方(例如,在上表面处),以便从上方照亮舌头。在这种透射模式中,光源30从上方照射患者的舌头20,然后通过光学传感器25检测通过患者舌头20的舌下静脉15发射的光。

[0088] 基于检测到的光,光学传感器25生成传感器输出信号,用于输出到信号处理单元。

[0089] 在该实施例中,信号处理单元没有集成到光学传感器单元10中,而是作为位于光学传感器单元附近(例如在几米内)和患者口腔外部的计算设备的一部分提供。当然,在其它实施例中,信号处理单元可以集成在光学传感器单元10中。

[0090] 仅通过示例,该实施例的信号处理单元被提供为由患者佩戴或携带的可穿戴或夹式计算设备。因此,为了将传感器输出信号传送到信号处理单元,光学传感器单元10包括通信接口(未示出),其适于建立与信号处理单元的无线通信链路。可以采用任何合适的短程或长程通信链路和/协议。

[0091] 信号处理单元接收传感器输出信号,根据信号处理算法处理接收到的信号,以确定患者的心肺功能值。更具体地,该实施例中的传感器输出信号是PPG传感器25的原始PPG

信号并且清楚地示出RR,由此潜在地避免了对复杂算法和/或广泛信号处理资源的需要。

[0092] 确定出的患者的心肺值可以以许多不同的方式传送给患者。例如,如果确定出的心肺值指示问题或麻烦(例如,心肺值快速增加),则可以警告患者,和/或可以向用户示出预定时间段(例如,当前日期、过去24小时、或更长的时间段)的心肺参数的确定值,并且如果达到阈值,则可以提供警告。

[0093] 针对患者获得的数据也可以作为社区数据的形式与其他用户共享。但是,需要注意的是,与作为可能感染源的可识别人员共享数据可能会引起隐私问题。

[0094] 现在转向图2,示出了根据实施例的用于监测患者的心肺功能的装置。在这样的实施例中,该装置包括类似于图1中所示的舌下光学传感器单元10和集成在便携式计算设备(例如智能电话)100中的处理单元。使用内置通信接口,便携式计算设备100可以从舌下传感器单元10和其它辅助传感器110、130接收信号,并且根据一个或多个数据处理算法处理接收到的信号以确定患者的心肺值。此外,使用便携式计算设备的传统通信能力,设备可以与一个或多个数据库通信,以便获得可以用于确定或监测心肺值的信息。当确定或监测心肺值时,这种用户特定的信息可以使得特定于用户或环境的独特特征、环境和/或条件得以考虑。

[0095] 而且,便携式计算设备100的显示器可以用于显示图形用户界面,该图形用户界面将关于计算出的心肺功能的信息传送给设备的用户。

[0096] 更详细地,图2的实施例包括客户端设备100,即智能电话100,其包括数据获取和处理部件。智能电话100适于经由无线通信链路从位于患者舌头下的舌下静脉处的舌下光学传感器单元10接收信息。可以采用任何合适的短程或长程通信链路和/协议。

[0097] 因此,来自舌下光学传感器单元10的接收到的传感器输出信号包括可以使用的数据(例如,根据算法处理以确定心肺参数的值)。例如,该示例的智能电话100适用于实现识别低频光学传感器单元10输出信号的信号处理算法。这里,观察到RR为在0.08Hz和0.5Hz之间的主频。因此,智能电话实现了监测低频光学传感器单元10输出信号分量的调制的软件应用,所述低频光学传感器单元10输出信号分量指示对呼吸偏差的信号响应(例如,由心脏中的附加应力引起)。另外,例如,光学传感器单元10输出信号中的较高频率变化(例如,在0.6Hz和4Hz之间的范围内)也用于提供关于例如平均心率、心率变化性、心律失常和SpO₂的信息。

[0098] 此外,智能电话100还适于从辅助传感器单元110接收信息,该辅助传感器单元110适于感测以下中的至少一个的值:移动、压力、温度和声音。智能电话100适于结合接收到的辅助传感器110输出信号分析确定出的心肺值,以确定以下中的至少一个:精细的心肺值、准确性或可靠性的指示、患者的睡眠状态、患者的活动,以及事件发生的指示。以这种方式,在确定和/或监测患者的心肺功能的过程中可以考虑患者的背景(例如,他们当前的活动或物理特性)。

[0099] 智能电话100还适于经由互联网125向/从远程定位服务器120发送和/或接收信息。

[0100] 处理由智能电话100获得的信息以评估和识别可能影响确定出的患者的心肺功能/参数的因素。举例来说,环境信息、患者信息以及表示心肺值的可接受上限的极限值可以用于确定或监测心肺值。

[0101] 信息/数据处理可以由智能电话100、“云”或其任何组合来完成。因此,图2的实施例被实现为分布式处理环境,其中处理各种类型的信息/数据以便确定或监测患者的心肺功能。

[0102] 智能电话100还包括输出接口,即显示器112和扬声器114布置,其适于生成表示确定出的心肺值/功能的输出信号。例如,如果确定或推断出危险的心肺值,则可以通知用户潜在的威胁或危险并经由语音或视觉提示引导以减轻威胁/危险。智能电话100还适于接收(例如,经由其触敏屏幕112)用户输入信号,该用户输入信号表示以下中的至少一个:环境信息,患者信息,以及表示心肺值的可接受上限的极限值。

[0103] 智能电话100因此提供接口,该接口使用户能够进一步指定出于与确定或监测心肺值的目的可能相关的信息或数据。这种用户指定的信息使得在确定或监测心肺值时能够考虑对用户或环境特有的独特特征、环境和/或条件。换句话说,智能电话100使用户能够进一步指定要包含于对心肺值的确定中的因素,例如,通过为用户属性或活动指定值或值范围。这提供了许多输入选项,增加了心肺监测的灵活性和风险。

[0104] 另外或替代地,其它源或服务可以提供其它环境信息和/或患者信息。例如,可以使用来自服务器120的数据库的本地天气状况和/或病史数据。

[0105] 例如,在图2的系统的示例性实现方式中,服务器120包括数据处理器单元,并且被配置为将用于确定和/或显示确定出的心肺值的生成的指令发送到客户端设备或通信网络。在这样的配置中,显示指令由服务器120提供。因此,智能电话100的用户可以与服务器120链接以与系统一起工作。以这种方式,数据处理单元远离便携式计算设备100定位,并且因此控制信号可以经由通信链路(例如互联网125)传送到便携式计算设备100。

[0106] 因此,为用户提供适当布置的设备,该适当布置的设备可以接收和处理与患者的心肺功能有关的信息。因此,实施例可以使用户能够使用便携式计算设备(例如膝上型计算机、平板计算机、移动电话、PDA等)监测随时间的心肺参数。因此,便携式计算设备100提供使用户能够例如在他们进行正常活动时监测他们的心肺功能的工具。用户可以了解他们的心肺功能,这然后使得用户能够继续或调整他们计划的活动(例如,取决于他们对心肺问题的耐受性)。此外,医疗专业人员、技术人员、研究人员等可以具有适当布置的客户端设备(例如膝上型计算机、平板计算机、移动电话、PDA等),其适于接收与受监测用户(例如,患者)的心肺功能相关的信息。以这种方式,可以在个人级别向用户提供指导,该指导考虑用户的独特属性和/或活动,和/或周围环境。例如,这减轻了针对医疗专业人员或护理人员进行密切监测的需要。还可以减少针对医疗干预或治疗的需要(例如,由于反复感染而需要)。

[0107] 因此,专用数据处理单元可以在服务器120处实现,以用于确定患者的心肺值的目的,从而减轻或减少便携式计算设备100处的处理要求。

[0108] 因此,应当理解,处理能力因此可以根据预定约束和/或特定实施例的处理资源的可用性以不同方式分布在整个系统中。

[0109] 现在为了帮助进一步理解所提出的概念,将描述已经在实验中实现的示例性实施例。

[0110] 在一些实验中,光学传感器包括反射PPG传感器布置,其包含两个绿色LED和光电二极管。然而,在其它实验中,光学传感器还包括两个红色LED。原则上,LED的数量和颜色不需要限制,但是可以设想某些颜色组合可以展现出改进的性能。光电二极管的数量也可以

增加到一个以上。

[0111] PPG传感器放置在口腔器具(或“口件(mouthpiece)”)中。而且,为了提高稳定性,PPG传感器相对于患者的牙齿以一定角度(例如45度)放置。以这种方式,设备保持固定就位(因为它由齿支撑),并且舌头搁置在包括PPG传感器的部分上。这最小化任何移动伪影,同时仍允许正常的舌头移动,例如吞咽和说话。

[0112] 为了控制压力并避免过大的压力,可以使用智能柔性材料。潜在地,可能主动控制压力。

[0113] PPG传感器通过电缆附接到处理单元。然而,如上所述,在许多实施例中设想了在光学传感器单元和处理单元之间的无线通信。实际上,举例来说,在传感器单元和处理单元之间的数据可以通过光纤光学传输,通过电缆电传输或无线传输。

[0114] 还应注意,口腔器具的部件可以是电池供电的,但是可以设想,传感器单元可以由处理单元充电,或者在优选实施例中通过电磁耦合设备进行无线充电。

[0115] PPG信号(即,PPG传感器输出信号)被实时发送到处理单元,在此对它们进行分析和存储。替代地或另外地,数据可以存储在口腔器具上和/或处理单元可以集成到口腔器具中。

[0116] 通常,PPG信号被视为低频分量,被视为DC,而高频分量(称为AC)包含血液脉动。因此,AC分量可用于估计心率、心率变化性和氧饱和度(在使用多个波长的情况下),并且因此可以在0.5Hz和4Hz之间的范围内。另一方面,低频分量可用于提取与呼吸和静脉汇集相关的特征。

[0117] 例如,心率(HR)可以被观察为在0.5Hz和3Hz范围内的主频。例如,可以观察到呼吸速率(RR)作为在例如0.08和0.4Hz之间的范围内的主频,并且呼吸速率变化性(RRV)基于RR随时间的变化。因此,呼吸深度的变化可以根据呼吸频率处的PPG信号的幅度变化来解释。

[0118] 在实验中模拟了PPG的较低频率分量中的调制,PPG的较低频率分量指示例如由心脏中的额外应力引起的呼吸偏差的信号响应。然而,在一些实施例中,AC信号分量也可以是传感器输出信号的一部分,并且被处理以获得关于平均心率、心率变化性、心律失常和SpO₂的信息。如图3所示,可以在时域中观察跳动心脏的AC信号分量(0.5Hz和3Hz的典型范围)和呼吸周期的AC信号分量(0.08和0.4Hz的典型范围)。

[0119] 在睡眠和觉醒期间在患者和健康主体的自主呼吸期间,可以在获取的PPG信号中观察到随着时间静脉血液汇集的影响。特别地,在由通气支持设备辅助的自愿呼吸动作和/或呼吸动作期间,可以研究心脏系统的血液动力学响应。这些自愿和辅助呼吸动作在心脏右侧产生预负荷的变化和调节。量化分析提供了对健康心脏的呼吸紊乱影响的诊断。此外,对于通过通气支持设备治疗的患者,可以研究通气治疗的影响及其对心脏系统的影响,然后可以优化通气支持系统的设置,以一方面降低对心脏系统的机械应力,另一方面提供足够的气流。这将平衡患有呼吸紊乱和心脏病的患者的通气和肺循环。

[0120] 图3和图4描绘了实验实现方式的随时间获得的信号,即表示气流、气道压力(由通气支持设备提供)、手指PPG和舌下PPG传感器输出的测量的信号。更具体地,图3和图4描绘了在自主呼吸期间相对于面罩提供的气道正压观察到的PPG信号和呼吸参数,其中图4具有比图3更长的时间尺度(在X轴上)。根据图3和图4,可以看出舌下传感器的PPG信号与呼吸(由面罩进行的气流测量)相关。

[0121] 更详细地,对于测量,通过持续气道正压 (CPAP) 设备修改胸内压。在舌头处观察到 PPG 信号 (在图3中最佳可见) 明显地随呼吸周期和吸气和呼气气流 (可以看作标记为“气流 (L/min)”的线) 而变化。

[0122] 高频分量对应于心率/脉冲频率。因此,传感器能够监测 HR、HRV 和心律失常。

[0123] 低频分量对应于呼吸周期,因此这能够监测呼吸速率、呼吸变化性和单数呼吸模式。舌下 PPG 信号中的凹口在图3中观察到分别在 3404、3409、3415 和 3421 秒处 PPG 信号幅度下降 20-40,使得能够对心肺交互进行量化分析,该分析专用于改变透壁压,其是心脏右侧的心脏前负荷的呼吸引起的变化的指示符。例如,在呼吸频率处的 PPG 信号分量的幅度可以用于该分析。在另一示例中,在吸气发生时和在舌下 PPG 信号中看到吸气时之间的延迟时间可以用作中心静脉血压的测量。吸气时间可以通过流量传感器 (如图3中集成在通气支持设备中) 或者用例如围绕躯干的呼吸带来测量。然后从在舌下 PPG 信号中看到吸气的时间内减去该时间。注意,在图3中,来自呼吸机支持设备和舌下传感器的信号是人为同步的,因此不显示实际的延迟时间。在优选的解决方案中,使用相同的时钟作为参考实时捕获两个信号。其它延迟时间,例如在舌下 PPG 信号与另一位置上的 PPG 传感器之间的延迟,对于血压或血液积聚的测量也是感兴趣的。

[0124] 在图4的较长时间尺度上,观察到舌头上的 PPG 信号 (标记为“舌下 PPG 绿色”) 也与 CPAP 压力水平 (标记为“压力 (cmH20)”) 相关,表明 PPG 信号表示胸内压。

[0125] 在 COPD 患者中,凹口的量化分析提供了内源性呼气末正压 (iPEEP) 的计算。此外,在心力衰竭患者中,凹口的分析是心房再充盈和心房扩张的特性特征。

[0126] 现在转向图5,描绘了用于图3和图4的实施例的实验结果,其中通过关闭到口鼻的气流来模仿阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA),同时患者仍在尝试呼吸。图5的上半部分图示出了用鼻罩测量的流量和压力,而下半部分图示出了舌下传感器的低通滤波 PPG 信号。在阻塞事件中,由面罩测量的流量和压力分别是恒定和振荡的,而这些事件可以被视为舌部传感器信号中的大振荡。

[0127] 阻塞导致较大的压力变化,这可以看作是舌下传感器信号中的大振荡。中枢性睡眠呼吸暂停 (CSA) 没有显示出这些大的振荡,因为与 OSA 不同,CSA 患者不以显著的呼吸驱动为特征。以这种方式,可以使用该实施例区分 OSA 和 CSA。

[0128] 注意,虽然在提供图3、图4和图5所示结果的实验中使用了面罩,但面罩仅用于实验目的,以测量上气道的压力,这对应于胸内压和当没有气流时在心室和胸部中的血管的透壁压力。在实际实现方式中,舌下传感器可以用作独立设备。

[0129] 通过实现方式的示例的方式,在全科医生 (GP) 存在时,可能要求患者佩戴传感器并执行某些呼吸操作,例如非常深的呼吸。然后,GP 将查看传感器信号以进行诊断。

[0130] 此外,传感器可以在夜间使用,作为用于睡眠分析的相对不突兀的传感器,而无需佩戴额外的面罩。此外,在舌下传感器的 PPG 信号中可以看到打鼾作为高频振动 (打鼾的高频振动通常在 10Hz 至 1000Hz 的频率范围内)。如果舌下传感器单元还包含加速度计,则打鼾也可以被视为加速度计信号的高频分量。因此,舌下传感器单元 (具有或不具有加速度计) 的实施例可以用于打鼾检测。因此,实施例可以实现为睡眠分析工具。

[0131] 特别地,如上文在背景技术部分中所述,HR、HRV、RR 和 RRV 可以一起用于睡眠分期目的,尤其用于区分 REM、非 REM 和清醒期。因此,所提出的舌下传感器布置适用于睡眠分期

应用。此外,通过采用附加/辅助传感器,可以甚至更准确地进行这种睡眠分期应用,所述附加/辅助传感器例如适于测量患者活动的加速计,适于测量舌头的肌肉张力的EMG电极,和/或适于获得舌头肌肉张力的代理测量。

[0132] 而且,当使用至少两个波长来照亮舌头时,传感器模块中的光学传感器也可以测量血液氧合。以这种方式测量的动脉血液氧合(SpO₂)对睡眠呼吸暂停患者的睡眠分析尤其重要。

[0133] 以这种方式,PPG和/或加速度计信号中的特征可用于识别如打哈欠、呼吸暂停、磨牙、打鼾、吞咽等事件。此外,如上文关于图3、图4和图5描述的,OSA和CSA甚至可以根据实施例的用舌下传感器设备来区分。

[0134] 打哈欠、磨牙、打鼾和吞咽中的每一个以其自己的特定方式干扰PPG传感器信号,并且这可以用于识别这样的事件的目的。此外,当与来自相同口腔件或口腔器具的加速度计信号组合时,事件的检测可以变得更加特定。例如,移动特征(特别是相对于头部的移动方向、移动速度和移动频率)可以从加速度计信号导出,并且可以用于区分不同的事件。

[0135] 然而,应注意,在移动特征与事件之间的关系可能取决于传感器模块是否附接到牙齿(其中舌头位于其上),或附接到舌头。在第一种情况下,传感器模块将在下颚移动时移动(如在打哈欠和磨牙中),而在第二种情况下,它将与舌头一起移动(如在吞咽中)。

[0136] 作为事件检测的示例,现在将考虑打鼾。

[0137] 打鼾可被视为原始PPG和加速度计信号中的高频分量和增加的幅度,现在将参考图6进行说明。

[0138] 图6是根据实施例的使用舌下传感器设备获得的PPG信号的示例性频谱图。打鼾期(30-70秒和95-140秒)可以明显区别于非打鼾期,因为它们较高频率下显示出更多的力量。打鼾期示出了时间上分开的条,因为打鼾仅在吸气期间而不是在呼气期间发生。

[0139] 在这种情况下,打鼾只发生在吸气期间而不是在导致高频脉冲功率的呼气期间,如图5中的条形可见。最重要的是,心率的变化(或者从心率数据或从心率变化性导出的数据,其继而是从PPG信号导出的)可用于检测打鼾。因此,加速度计和/或PPG信号的频率和/或幅度分析可以单独使用或与HRV分析组合使用以检测打鼾。

[0140] 在另一实施例中,添加麦克风用于对睡眠呼吸紊乱(特别是打鼾和呼吸暂停)的附加或更具体的分析。

[0141] 此外,当肌肉张力作为HR、HRV、RR、RRV和活动旁边的输入添加时,可以更准确地进行睡眠分期。举例来说,可以将电极添加到舌下传感器模块以测量舌头的EMG。替代地或另外,可以使用传感器模块上的压力传感器获得针对肌肉张力的替代测量,其中压力传感器适于测量传感器上的舌头的压力,并且由此给出与肌肉张力/接触/活动相关的测量。

[0142] 传感器信号可能不仅仅用作导出睡眠期的输入,而且还可以用于确定光学传感器信号的信号质量和/或其导出参数。例如,当在舌头和传感器模块之间的接触变化很大时,光学信号将会产生大量假象,并且这可能会影响HR、HRV、RR和RRV的正确推导。以类似的方式,加速度计可以用于确定或推断光信号的信号质量和/或其导出参数。此外,压力信号和加速度计信号的组合可用于此目的。

[0143] 而且,加速计信号和/或压力信号可以用于(至少部分地)消除光信号中的假象,由此提高导出参数的可靠性。

[0144] 接下来, 加速度计测量相对于地球重力场的取向, 并因此可以用于测量舌头/口腔器具的取向, 由此测量头部取向, 这可以指示患者的身体姿势。

[0145] 因此, 根据实施例的系统的示例性输出参数可以包括与以下中的一个或多个有关的信息:

[0146] -睡眠期;

[0147] -生理信号, 尤其是HR、HRV、RR、RRV和SpO₂;

[0148] -输出的质量, 其给出一个或多个参数的可靠性;

[0149] -事件: 打哈欠、呼吸暂停 (可选地分为OSA和CSA)、磨牙、打鼾、吞咽、转动;

[0150] -活动;

[0151] -身体姿势;

[0152] -姿势与SDB(睡眠呼吸紊乱) 事件(睡眠呼吸暂停或打鼾) 之间的关系/患者是否具有位置OSA的结论; 以及

[0153] -姿势与睡眠期之间的关系;

[0154] 其它参数对最终用户(例如医疗专业人员或临床医生) 的价值可能较低, 并且因此可能不会作为系统的输出提供, 即使它们可能在内部使用(例如以确定睡眠期、用于事件检测, 或用于确定输出的质量)。这对于如原始PPG信号、从加速度计的导出移动特征和由压力传感器测量出的活动/接触/替代肌肉张力的信号而言, 可能是这种情况。

[0155] 参考图7, 示出了根据实施例的如何从包括作为光学传感器的SpO₂传感器、加速度计和压力传感器的装置导出各种参数的图。

[0156] 在图7中, 箭头用于指示箭头开始处的参数可以用作用于确定箭头指向的参数的输入。

[0157] 因此, 举例来说, 从图6中可以看出, 来自加速度计和压力传感器的输出信号可用于获得精细(例如改进的) PPG信号。换句话说, 可以结合一个或多个辅助传感器输出信号处理使用舌下传感器输出信号确定的心肺值, 以确定: 精细的心肺吸值; 准确性或可靠性的指示(例如信号质量), 患者的睡眠状态/阶段; 患者的活动; 或事件发生的指示。

[0158] 现在转到图8, 其描绘了根据实施例的用于监测患者的心肺功能的方法500的流程图。

[0159] 该方法开始于步骤510, 将舌下光学传感器单元定位在患者舌头的舌下静脉。这里, 舌下光学传感器单元定位在患者的舌头下方朝向舌头的后方/后面, 并且定向成使得舌下光学传感器单元的光学传感器面向并邻近舌头的舌下静脉。优选地, 光学传感器单元将与舌头的下侧接触, 使得其尽可能接近舌下静脉。

[0160] 接下来, 在步骤520中, 用来自一个或多个光源的光照射患者的舌头。这里, 用来自光源的光照射患者舌头的步骤包括将光源相对舌头定位, 以使其适于在舌头的舌下静脉处照射光。它还包括控制一个或多个光源以发射具有第一波长范围内的波长的光和/或发射具有不同的第二波长范围内的波长的光。更具体地, 在该示例中, 第一波长范围包括可见光, 而第二波长范围包括红外光。对于其它实施例, 这当然可以是不同的。

[0161] 在步骤530中, 来自舌下静脉的光由舌下光学传感器检测, 并且舌下光学传感器单元随后基于检测到的光生成传感器输出信号, 并在步骤540中将传感器输出信号传送到处理单元。

[0162] 而且,在步骤550中,辅助传感器输出信号由辅助传感器生成并传送到处理单元。更具体地,该示例的辅助传感器包括加速度计,使得辅助传感器输出信号包括与患者的身体姿势和患者及其舌头和/或脸颊的感测到的移动有关的信息。

[0163] 在接收到传感器输出信号和辅助传感器输出信号之后,处理单元随后在步骤560处理接收到的信号。这里,处理单元根据数据处理算法处理接收到的信号以确定患者的心肺值和以下中的至少一个:患者睡眠状态的准确性或可靠性的指示;患者的活动和姿势;以及事件检测和识别。

[0164] 更具体地,传感器输出信号用于通过识别传感器输出信号中的低频变化来确定患者的心肺值。此外,辅助传感器输出信号与确定出的患者的心肺值结合使用,以确定患者的睡眠状态的准确性或可靠性的指示、患者的活动和姿势以及事件检测和识别中的至少一个。

[0165] 根据以上对图8中的流程图的描述,应当理解,实施例可以提供用于监测患者的一个或多个心肺功能的概念。所提出的概念可以包括将光学传感器定位在患者舌头的舌下静脉处(例如,邻近、接近、相邻)。然后通过光学传感器检测透过舌下静脉的光,并且可以使用检测到的光(例如,根据一种或多种算法处理)以确定患者的心肺功能的值。确定心肺功能的值可以包括考虑与先前确定的患者的心肺功能值相关的历史信息。数据可以存储(例如,在机载存储器存储单元或远程供应数据库中)以用于记录值和事件,或者可以流式传输(例如使用机载天线/发射器),这也可以实现警报。此外,混合解决方案也是可能的,其中默认情况下,数据存储在本地,但是在特定事件的情况下,天线可用于发送警报。

[0166] 此外,可以采用附加传感器来检测患者的其它身体属性或参数的一个或多个补充值。这些补充值可以与检测到的光和/或心肺功能的确定值结合使用,以推断或确定其它信息(例如,准确性或可靠性的指示、患者的睡眠状态、患者的活动,或事件发生的指示)和/或确认/验证确定的心肺功能的值。

[0167] 因此,所提出的概念可用于观察治疗SDB(睡眠呼吸紊乱)或失眠的效果。特别地,当使用下颌前移设备(MAD)作为针对SDB的治疗时,传感器模块可以附接到MAD。实施例甚至可以适于监测由于神经紊乱引起的不安腿综合征或头部摇晃,并且它可以用作唤醒监测器,其可以区分静音、静止唤醒和具有喘气和/或转动身体的唤醒。

[0168] 此外,可以将温度传感器(例如,热敏电阻)添加到传感器模块以检测患者的嘴是打开还是闭合。

[0169] 传感器模块可以(无线地)连接到闹钟、灯和/或移动电话上的闹钟。然后唤醒时刻可以适应睡眠期,例如避免在患者的深度睡眠时唤醒患者。而且,当发生如睡眠呼吸暂停或心房颤动的事件时,可以采用振动器和/或扬声器来唤醒患者。

[0170] 提出的实施例还可以促进帕金森症的早期识别,因为睡眠问题(如失眠、白天过度嗜睡、噩梦、睡眠攻击(突然的无意识睡眠发作)和REM睡眠行为紊乱(在睡眠期间表现出做梦))可能是帕金森症的早期迹象,甚至在移动症状开始之前。

[0171] 出于这样的目的,所提出的概念可以在至少一个处理器处采用(或用于其上)。

[0172] 因此,可以提供可从通信网络下载和/或存储在计算机可读介质和/或微处理器可执行介质上的计算机程序产品,其中计算机程序产品包括计算机程序代码指令,当由至少一个处理器执行时,所述指令实现根据所提出的实施例的方法。

[0173] 图9示出了计算机900的示例,其中可以采用实施例的一个或多个部分。上面讨论的各种操作可以利用计算机900的能力。例如,用于监测患者的心肺功能的装置的一个或多个部分可以包含在本文讨论的任何元件、模块、应用和/或部件中。

[0174] 计算机900包括但不限于PC、工作站、膝上计算机、PDA、掌上设备、服务器、存储设备等。通常,就硬件架构而言,计算机900可以包括一个或多个处理器910、存储器920以及一个或多个I/O设备970(例如环境传感器、感染源传感器、用户敏感性传感器等),其经由本地接口(未示出)通信地耦合。本地接口可以是例如但不限于一个或多个总线或者其它有线或无线连接,如本领域中已知的。本地接口可以具有附加元件,例如控制器、缓冲器(高速缓存)、驱动器、中继器和接收器,以实现通信。此外,本地接口可以包括地址、控制和/或数据连接,以实现上述部件当中的适当通信。

[0175] 处理器910是用于执行可以存储在存储器920中的软件的硬件设备。处理器910实际上可以是任何定制的或商业上可用的处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP),或在与计算机900相关联的若干处理器中的辅助处理器,并且处理器910可以是基于半导体的微处理器(以微芯片的形式)或微处理器。

[0176] 存储器920可以包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器(RAM),如动态随机存取存储器(DRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)等)和非易失性存储器元件(例如,ROM、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁带、光盘只读存储器(CD-ROM)、磁盘、软盘、盒式磁带、磁带盒等)中的任何一个或组合。此外,存储器920可以并入电子、磁、光和/或其它类型的存储介质。注意,存储器920可以具有分布式架构,其中各种部件彼此远离,但是可以由处理器910访问。

[0177] 存储器920中的软件可以包括一个或多个单独的程序,每个程序包括用于实现逻辑功能的可执行指令的有序列表。根据示例性实施例,存储器920中的软件包括合适的操作系统(O/S)950、编译器940、源代码930和一个或多个应用960。如图所示,应用960包括用于实现示例性实施例的特征和操作的许多功能部件。计算机900的应用960可以表示根据示例性实施例的各种应用、计算单元、逻辑、功能单元、过程、操作、虚拟实体和/或模块,但是应用960并不意味着是限制。

[0178] 操作系统950控制其它计算机程序的执行,并提供调度、输入-输出控制、文件和数据管理、存储器管理以及通信控制和相关服务。发明人预期用于实现示例性实施例的应用960可适用于所有商用操作系统。

[0179] 应用960可以是源程序、可执行程序(目标代码)、脚本或包括要执行的指令集的任何其它实体。当源程序时,程序通常经由编译器(例如编译器940)、汇编器、解释器等进行转换,其可以包括或不包括在存储器920内,以便结合O/S 950正确地操作。此外,应用960可以被编写为面向对象的编程语言,其具有数据和方法的类,或者过程变成语言,其具有例程、子例程和/或函数,例如但不限于,C、C++、C#、Pascal、BASIC、API调用、HTML、XHTML、XML、ASP脚本、FORTRAN、COBOL、Perl、Java、ADA、.NET等。

[0180] I/O设备970可以包括输入设备,例如但不限于鼠标、键盘、扫描仪、麦克风、相机等。此外,I/O设备970还可以包括输出设备,例如但不限于打印机、显示器等。最后,I/O设备970还可以包括通信输入和输出的设备,例如但不限于NIC或调制器/解调器(用于访问远程设备、其它文件、设备、系统或网络)、射频(RF)或其它收发器、电话接口、桥、路由器等。I/O

设备970还包括用于通过各种网络(例如,互联网或内联网)进行通信的部件。

[0181] 如果计算机900是PC、工作站、智能设备等,则存储器920中的软件还可以包括基本输入输出系统(BIOS)(为简单起见而省略)。BIOS是一组必要的软件例程,它们在启动时初始化 and 测试硬件,启动0/S 950,并支持硬件设备当中的数据传输。BIOS存储在某种类型的只读存储器中,例如ROM、PROM、EPROM、EEPROM等,使得在计算机900被激活时可以执行BIOS。

[0182] 当计算机900在操作中时,处理器910被配置为执行存储在存储器920内的软件,以将数据通信到存储器920和从存储器920通信数据,并且通常根据软件来控制计算机900的操作。应用960和0/S 950全部或部分地由处理器910读取,可能在处理器910内缓冲,并且然后执行。

[0183] 当应用960以软件实现时,应当注意,应用960可以存储在几乎任何计算机可读介质上以供任何计算机相关系统或方法使用或与之结合使用。在本文件的上下文中,计算机可读介质可以是电子、磁、光学或其它物理设备或单元,其可以包含或存储计算机程序以供计算机相关系统或方法使用或与其结合使用。

[0184] 应用960可以体现在任何计算机可读介质中,以供指令执行系统、装置或设备(,例如基于计算机的系统、包含处理器的系统,或可以从指令执行系统、装置或设备取得指令并执行指令的其它系统)使用或与其结合使用。在本文件的上下文中,“计算机可读介质”可以是能够存储、通信、传播或传输程序以供指令执行系统、装置或设备使用或与之结合使用的任何单元。计算机可读介质可以是例如但不限于电子、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或传播介质。

[0185] 因此,提出了一种用于在个人水平上提供关于心肺功能的用户指导的概念,其采用人舌的舌下静脉的光学感测。通过感测舌下静脉中血容量的变化,可以获得关于人的心肺交互的信息。

[0186] 在这一点上,应注意,上述实施例仅仅是示例性实施例,并且可以对其进行若干扩展和/或进行变化。

[0187] 例如,可以设想几种类型的辅助监测/感测设备,包括夹式设备、智能纺织品、口腔插入物等。

[0188] 来自系统的数据可以与关于健康和幸福的个人数据组合以生成“安全”和“风险”活动、位置和交互的个人简档。还可以为对心肺功能感兴趣的其他对等用户或患者的利益传输数据,并且这样的数据可以用作并发症避免软件的输入。

[0189] 对于技术人员来说,对上述公开的实施例的其它合适的扩展和变化是显而易见的。

[0190] 例如,实施例可以适于实现可以根据用户和/或关于时间进行调整的灵活阈值。以这种方式,可以使或多或少严格的算法版本用于创建警报或通知。

[0191] 而且,还如上所述,PPG传感器可以包括若干光源(例如LED)和/或若干光检测器。它们可以布置成阵列状结构。光学传感器还可以包括CCD芯片或使用激光散斑技术。

[0192] 在另一实施例中,PPG传感器可以是(远程)相机,例如GP手中拥有的相机。可能要求患者抬起他/她的舌头(或者通过附加设备将他/她的舌头抬起)以便使得舌下静脉周围的区域对于相机可见。

[0193] 优选的实现方式可以是仅在检测到心肺问题或异常时通知用户。这可能有助于确

保无缝解决方案而不会阻碍社交互动。

[0194] 所提出的概念具有以下优点：具有监测和/或通信功能的便携式计算设备的网络可以容易地转换为心肺功能监测系统。

[0195] 本发明的各方面可以体现为至少部分地由便携式计算设备实现或分布在包括便携式计算设备的单独实体上的心肺功能监测方法或系统。本发明的各方面可以采取体现在其上包含有计算机可读程序代码的一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式。

[0196] 可以使用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。计算机可读存储介质可以是例如但不限于电子、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置或设备，或者前述的任何合适的组合。可以通过任何合适的网络连接访问这样的系统、装置或设备；例如，所述系统、装置或设备可以通过网络访问，以通过网络取回计算机可读程序代码。这种网络可以例如是互联网、移动通信网络等。计算机可读存储介质的更具体示例（非详尽列表）可以包括以下：具有一条或多条电线的电连接，便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、可擦除可编程只读存储器（EPROM或闪存）、光纤、便携式光盘只读存储器（CD-ROM）、光学存储设备、磁存储设备或任何上述的适当组合。在本申请的上下文中，计算机可读存储介质可以是任何有形介质，其可以包含或存储由指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用的程序。

[0197] 计算机可读信号介质可以包括传播的数据信号，其中体现有计算机可读程序代码，例如，在基带中或作为载波的一部分。这种传播信号可以采用多种形式中的任何一种，包括但不限于电磁、光学或其任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是任何计算机可读介质，其不是计算机可读存储介质并且可以通信、传播或传输程序以供指令执行系统、装置或设备使用或与其结合使用。

[0198] 计算机可读介质上体现的程序代码可以使用任何适当的介质传输，所述任何适当的介质包括但不限于无线、有线、光纤电缆、RF等，或者前述的任何合适的组合。

[0199] 用于通过在处理器110上执行来执行本发明的方法的计算机程序代码可以用一种或多种编程语言的任何组合来编写，包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向对象的编程语言和诸如“C”编程语言或类似编程语言的传统的过程编程语言。程序代码可以作为独立的软件封装（例如，app）完全在处理器110上执行，或者可以部分地在处理器110上执行，部分地在远程服务器上执行。在后一种情况下，远程服务器可以通过任何类型的网络（包括局域网（LAN）或广域网（WAN））连接到头戴式计算设备100，或者可以例如使用互联网服务提供商通过互联网连接到外部计算机。

[0200] 以上参考根据本发明实施例的方法、装置（系统）和计算机程序产品的流程图和/或框图描述了本发明的各方面。将理解，流程图图示和/或框图的每个框以及流程图图示和/或框图中的框的组合可以由计算机程序指令实现，计算机程序指令在包括便携式计算设备的心肺复苏协调系统的数据处理器110上全部或部分地执行，使得指令创建用于实现在流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。这些计算机程序指令还可以存储在计算机可读介质中，该计算机可读介质可以指导包括便携式计算设备的心肺复苏引导系统以特定方式起作用。

[0201] 例如，计算机程序指令可以被加载到便携式计算设备100上，以使得在便携式计算

设备100和/或服务器120上执行一系列操作步骤,来产生计算机实现的过程,使得在便携式计算设备100和/或服务器120上执行的指令提供用于实现在流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的过程。计算机程序产品可以形成包括便携式计算设备的患者监测系统的一部分。

[0202] 注意,上述实施例说明而不是限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不背离所附权利要求的范围的情况下设计许多替代实施例。在权利要求中,括号内的任何参考符号不应被解释为限制权利要求。词语“包括”不排除存在权利要求中列出的元件或步骤之外的元件或步骤。元件前面的词语“一(a)”或“一个(an)”不排除存在多个这样的元件。本发明可以通过包括若干不同元件的硬件来实现。在列举了若干单元的设备权利要求中,这些单元中的若干单元可以由同一硬件项来体现。事实上,在相互不同的从属权利要求中陈述某些措施不表示不能有利地使用这些措施的组合。

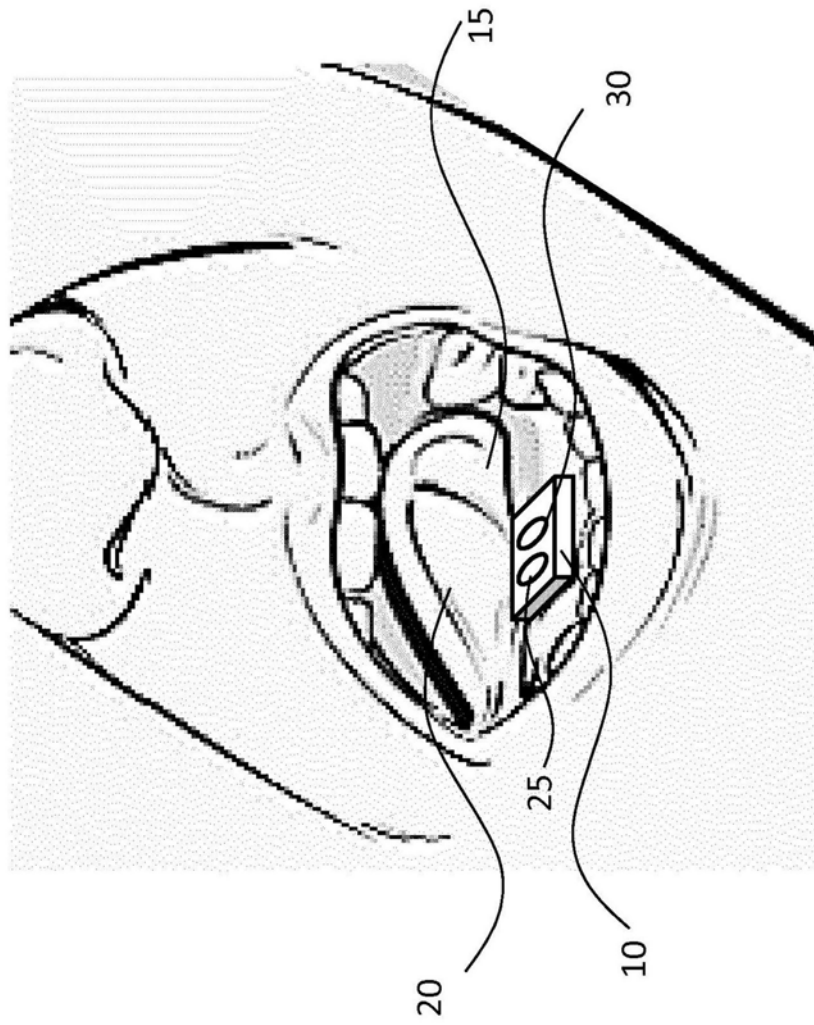


图1

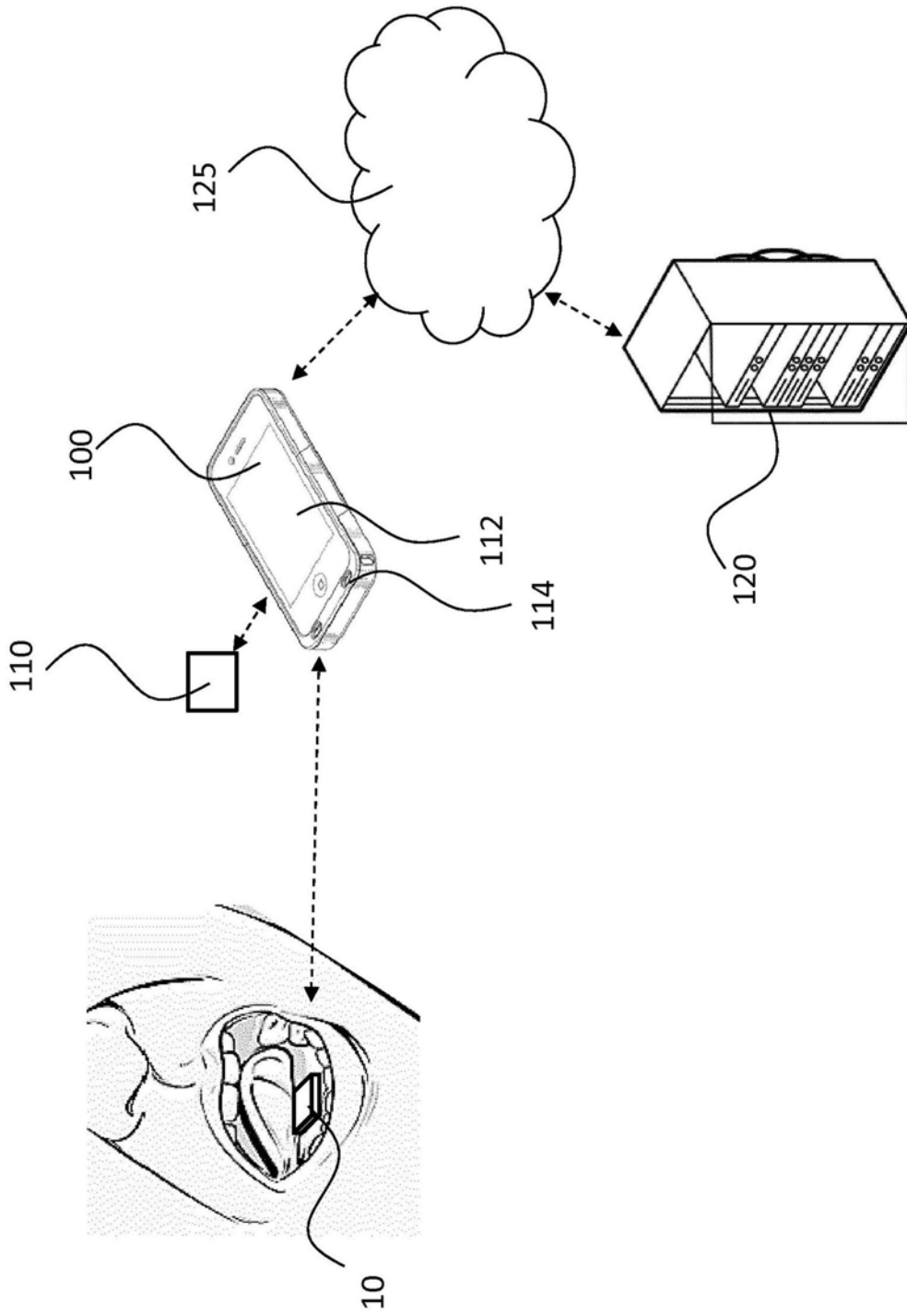


图2

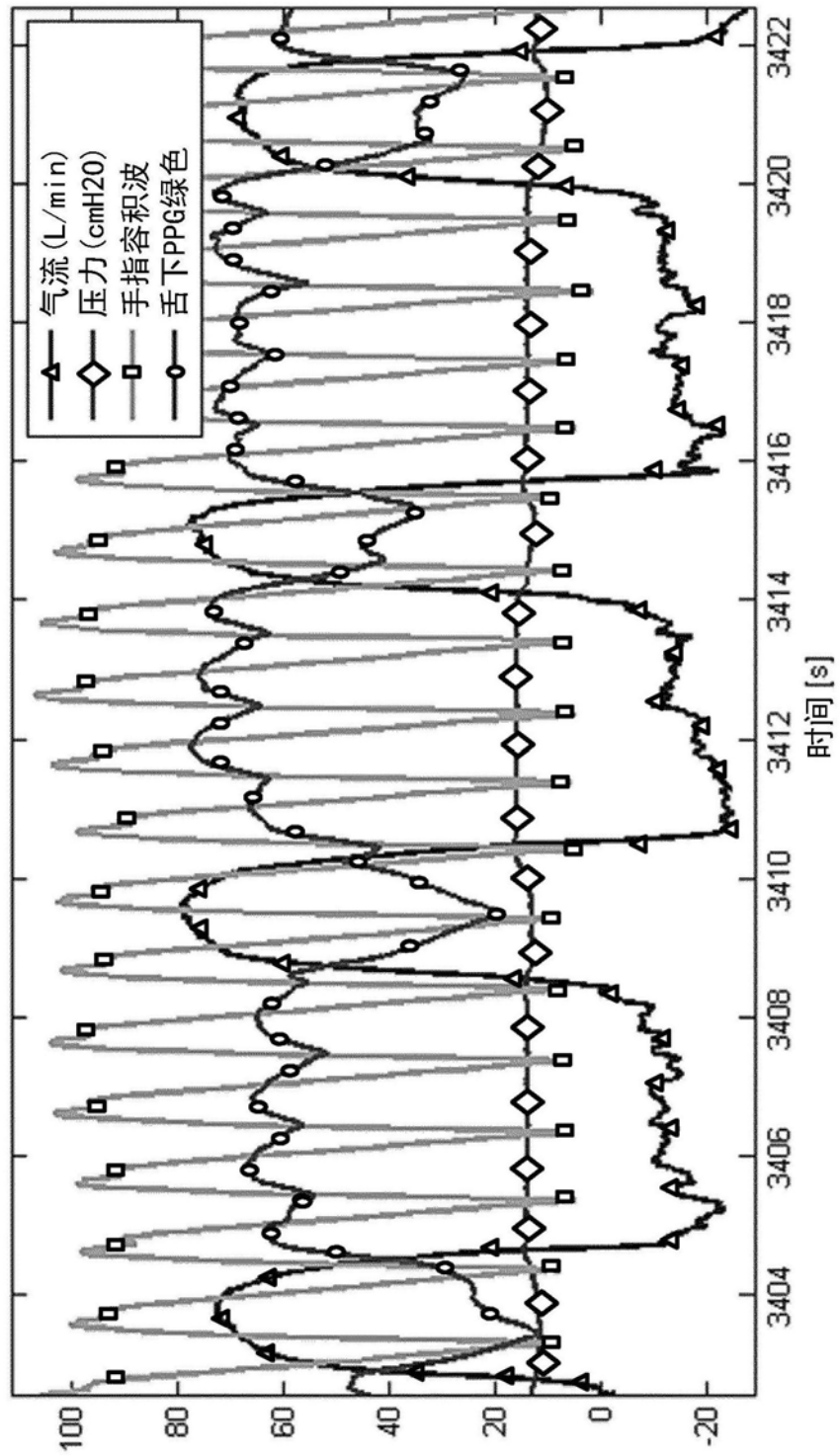


图3

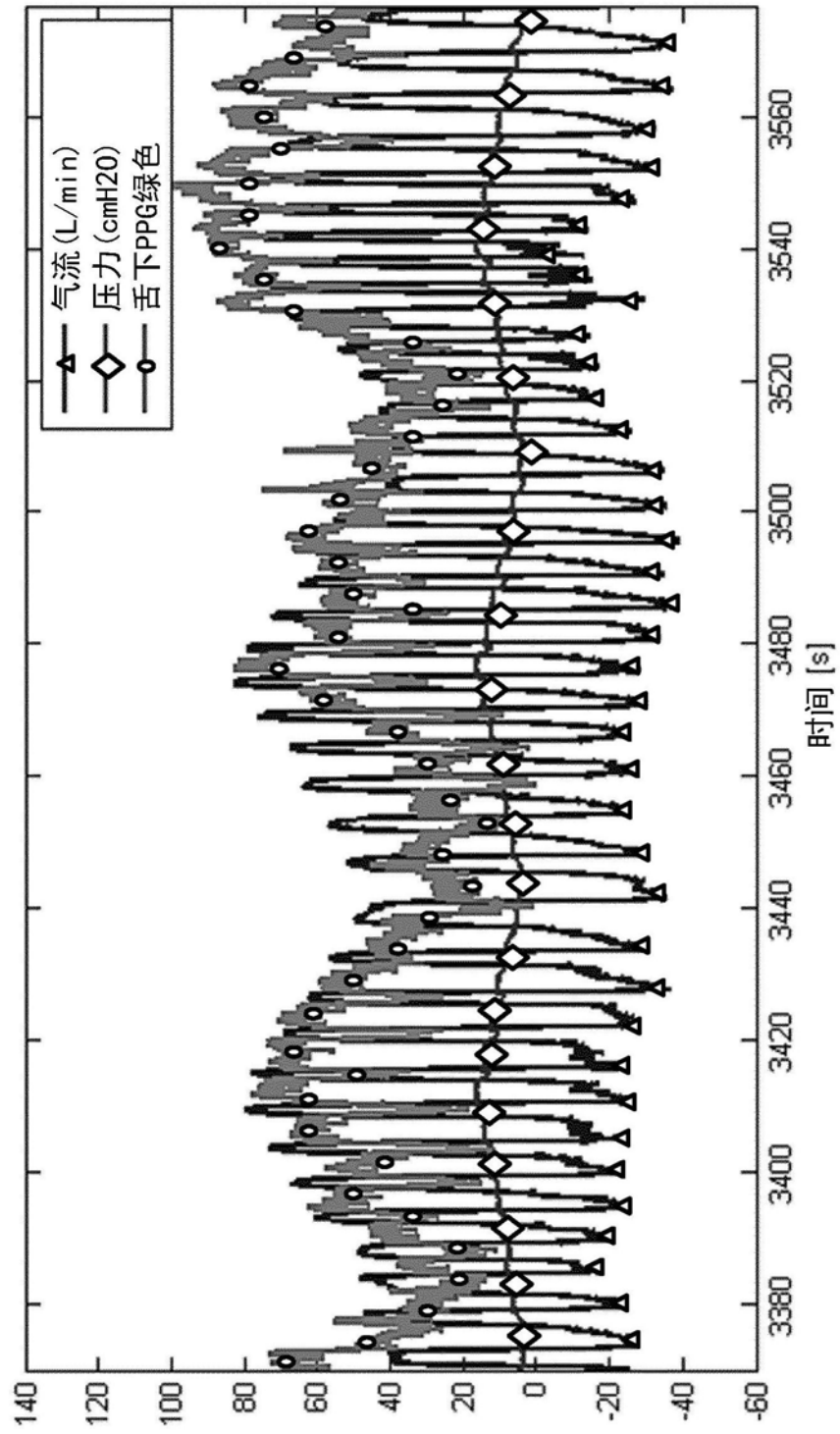


图4

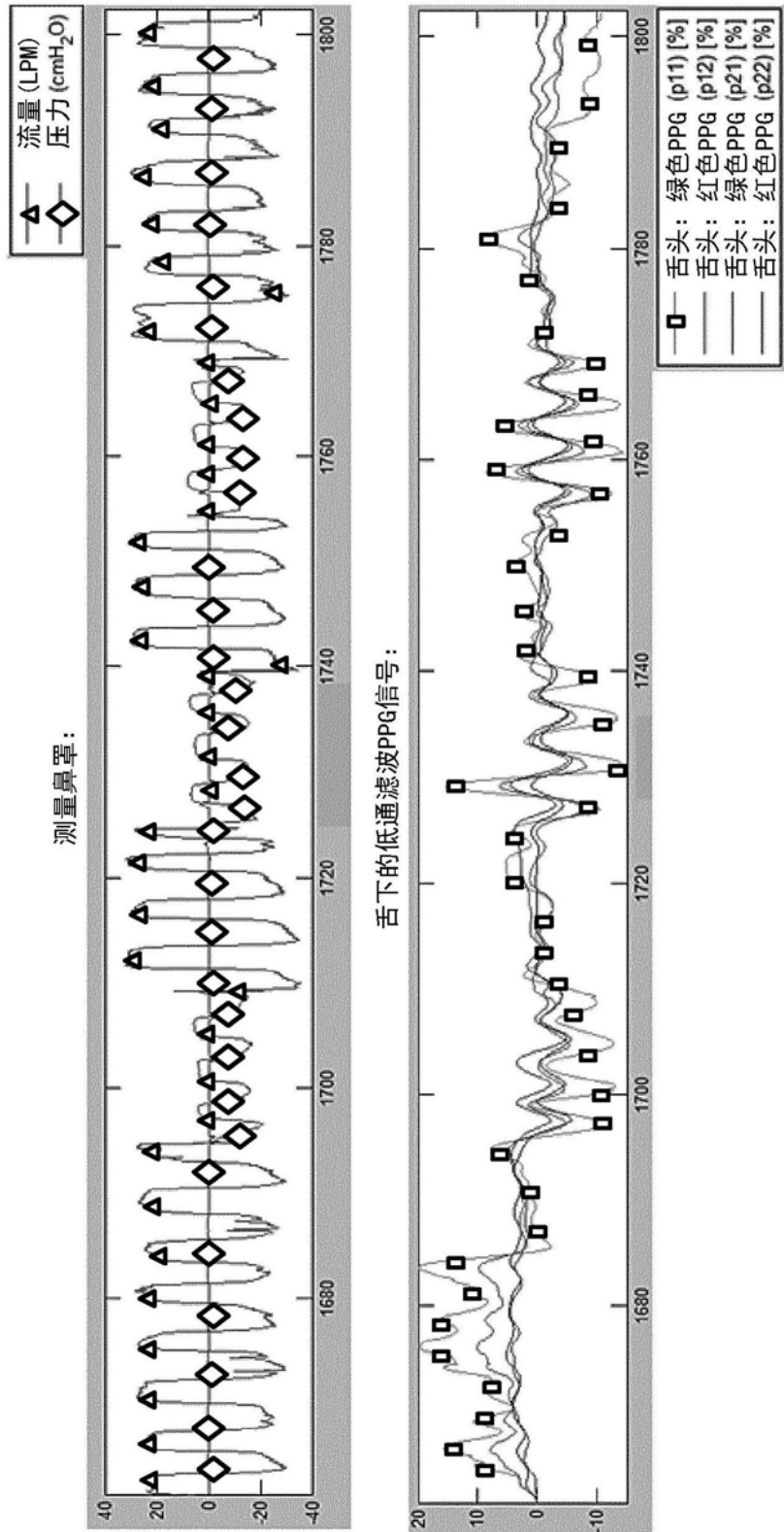


图5

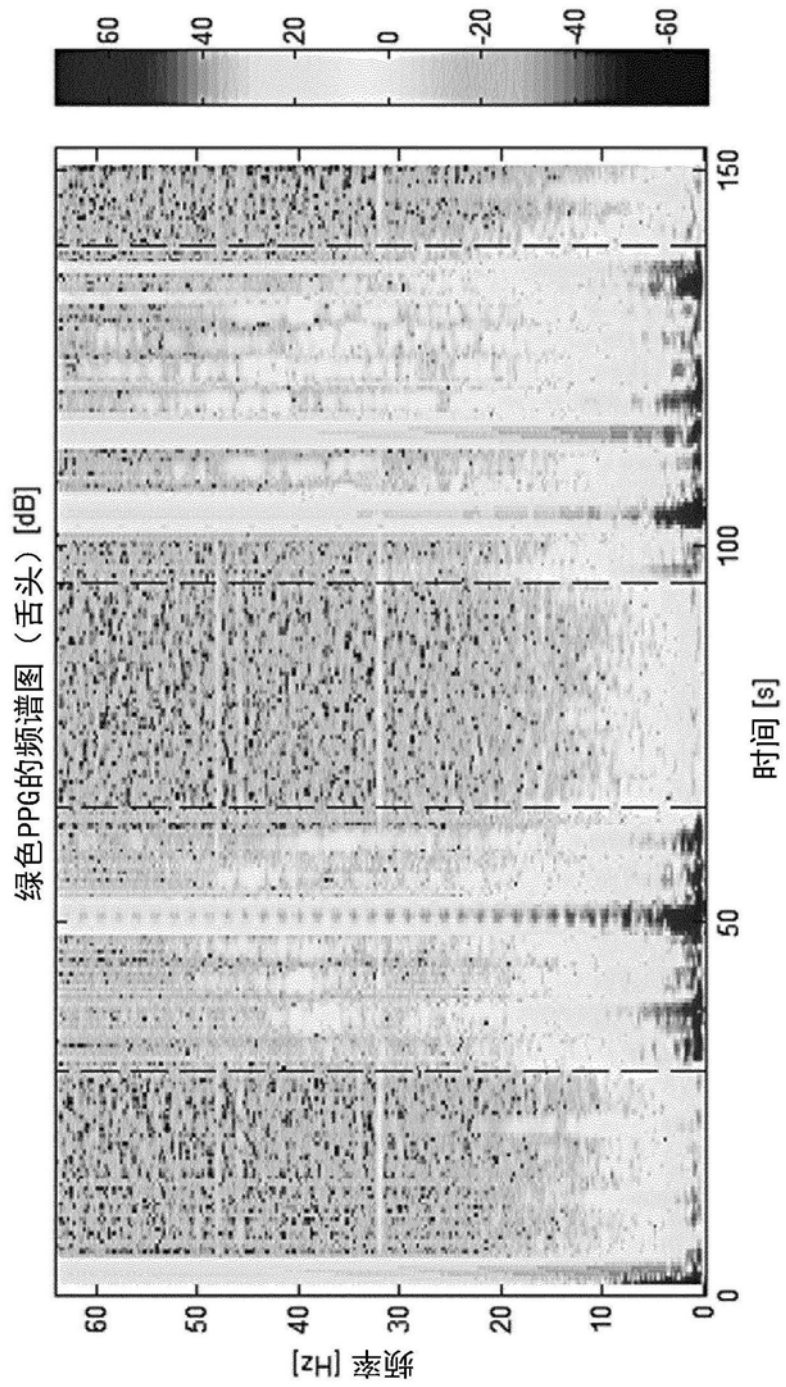


图6

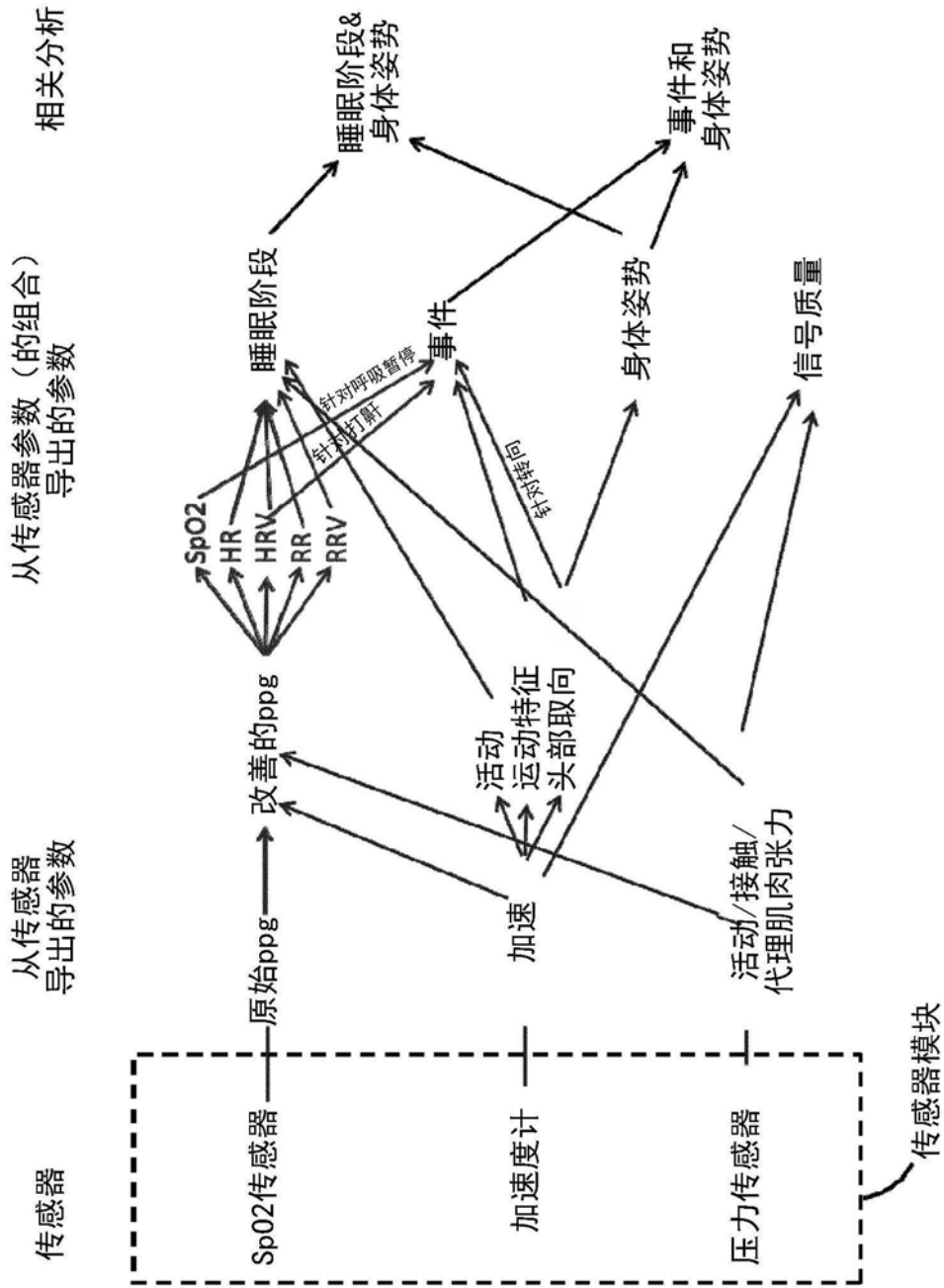


图7

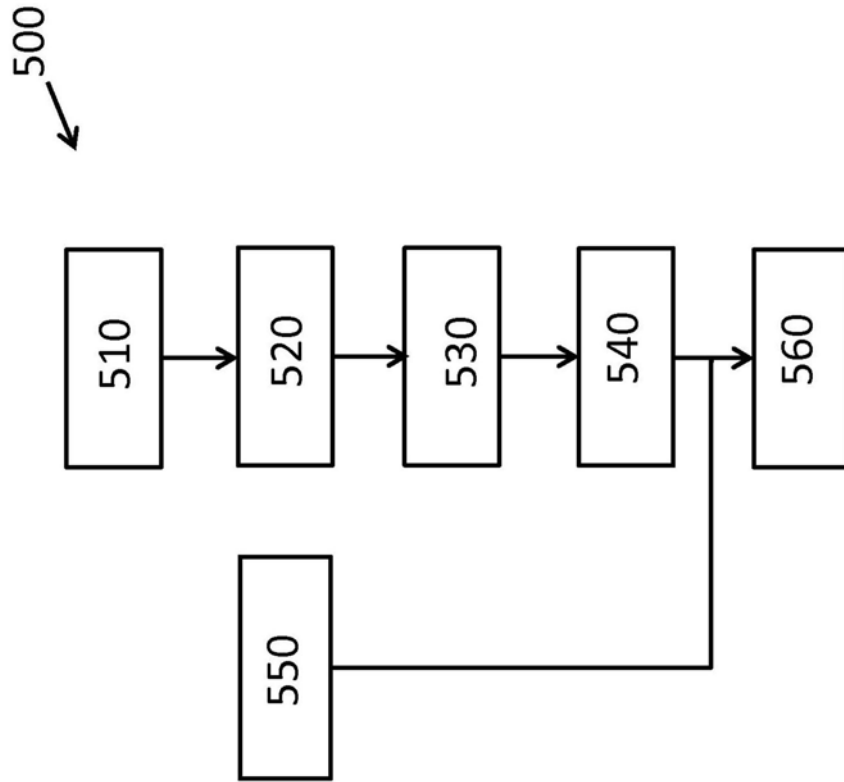


图8

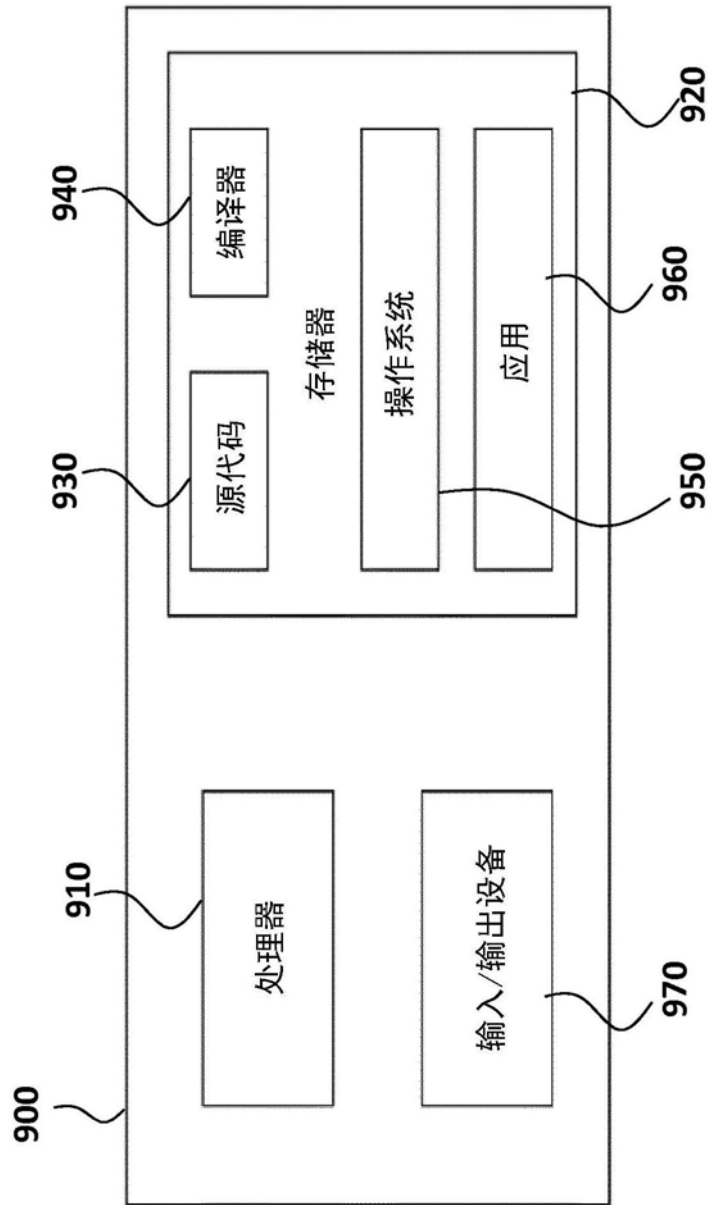


图9

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 患者监测 | | |
| 公开(公告)号 | CN110099602A | 公开(公告)日 | 2019-08-06 |
| 申请号 | CN201780079092.9 | 申请日 | 2017-12-20 |
| [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 | J卡勒特 M P J 屈嫩 C 丘胡 LJ辉基布雷格茨 RM阿尔特斯 R拜泽梅尔 | | |
| 发明人 | J·卡勒特 M·P·J·屈嫩 C·丘胡 L·J·辉基布雷格茨 R·M·阿尔特斯 R·拜泽梅尔 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B5/024 | | |
| CPC分类号 | A61B5/02416 A61B5/682 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/02154 A61B5/0816 A61B5/0823 A61B5/1116 A61B5/1118 A61B5/113 A61B5/4812 A61B5/4818 A61B5/7221 A61B5/7282 A61B7/003 | | |
| 代理人(译) | 刘瑜 王英 | | |
| 优先权 | 2016205200 2016-12-20 EP | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

提出了用于监测患者的心肺功能的概念。一个这样的概念包括使用舌下传感器单元检测来自所述舌下脉管的光或声音，所述舌下传感器单元适于定位在患者舌头的舌下脉管处，并基于检测到的光或声音而生成传感器输出信号。处理单元适于接收传感器单元输出信号中的至少一个，其中所述传感器单元和所述处理单元布置为分析所述传感器输出信号中的静脉分量。然后可以使用来自舌下传感器的输出信号来提供关于心肺参数(例如，呼吸速率和呼吸速率变化性)的信息。

