



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110121297 A

(43)申请公布日 2019.08.13

(21)申请号 201780079107.1

(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 李光颖 王英

(30)优先权数据

16205203.9 2016.12.20 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2019.06.20

A61M 16/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/083694 2017.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/115049 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 M·P·J·屈嫩 R·拜泽梅尔

L·J·辉基布雷格茨 J·卡勒特

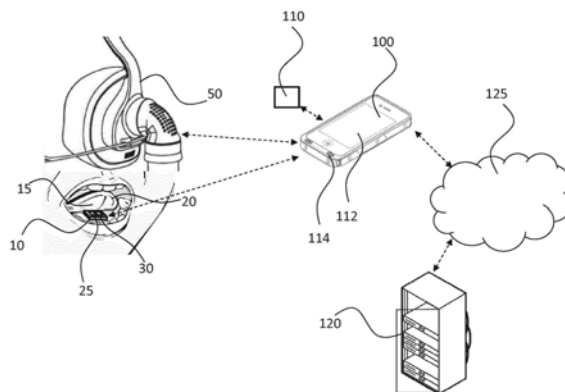
权利要求书2页 说明书16页 附图4页

(54)发明名称

患者监测

(57)摘要

提出了一种用于监测患者的心肺功能的概念。一种这样的概念采用光学传感器单元(10)，其用于响应于经由呼吸支持单元(50)提供的临时气道压力变化而感测来自患者组织的光。可以通过感测响应于临时气道压力变化的中心部位静脉中的血液体积的变化来获得人的静脉信息。



1. 一种用于监测患者的心肺功能的装置,所述装置包括:

光学传感器单元(10),其适于检测来自所述患者的组织的光并且基于检测到的光来生成传感器输出信号;

呼吸支持单元(50),其适于向所述患者的气道提供可控制气道正压;

控制单元,其适于控制所述呼吸支持单元向所述患者的所述气道提供第一气道正压,并且适于从所述光学传感器单元接收第一传感器输出信号,所述第一传感器输出信号是基于响应于所述第一气道正压的提供而从所述组织检测到的光的;并且所述控制单元还适于控制所述呼吸支持单元向所述患者的所述气道提供第二不同的气道正压,并且适于从所述光学传感器单元接收第二输出信号,所述第二传感器输出信号是基于响应于所述第二气道正压的提供而从所述组织检测到的光的;以及

处理单元(100),其适于基于所述第一传感器输出信号和所述第二传感器输出信号来确定所述患者的静脉信息。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述光学传感器单元(10)适于被定位在流入所述患者的颈内静脉的脉管系统处。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述光学传感器单元(10)包括舌下光学传感器单元,所述舌下光学传感器单元适于被定位在所述患者的舌头的舌下脉管系统处,以检测来自所述舌下脉管系统的光并且基于检测到的光来生成所述传感器输出信号。

4. 根据任一前述权利要求所述的装置,其中,所述控制单元适于控制所述呼吸支持单元(50)向所述患者的所述气道提供所述第二不同的气道正压的脉冲式施加。

5. 根据任一前述权利要求所述的装置,其中,所述处理单元(100)适于基于以下中的至少一项来确定所述患者的心率和呼吸速率中的至少一项:来自所述光学传感器的传感器输出信号;以及由所述呼吸支持单元向所述患者的所述气道提供的气道正压。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中,所述控制单元适于控制所述呼吸支持单元基于以下中的至少一项来向所述患者的所述气道提供所述第二不同的气道正压:所述患者的所述心率;以及所述患者的所述呼吸速率。

7. 根据权利要求5或6所述的装置,其中,所述第一传感器输出信号和所述第二传感器输出信号的定时是基于以下中的至少一项中的相位的:心动周期;以及呼吸周期。

8. 根据任一前述权利要求所述的装置,其中,所述静脉信息包括静脉血氧饱和度的值。

9. 根据任一前述权利要求所述的装置,其中,所述控制单元还适于基于所确定的静脉信息来控制所述呼吸支持单元。

10. 根据任一前述权利要求所述的装置,其中,所述光学传感器单元(10)包括以下中的至少一项:光体积描记传感器;激光散斑传感器;激光多普勒传感器;以及相机。

11. 根据任一前述权利要求所述的装置,还包括一个或多个光源(30),所述一个或多个光源适于发射具有在第一波长范围内的波长的光并且适于发射具有在第二不同的波长范围内的波长的光,并且优选地,其中,所述第一波长范围包括可见光,并且所述第二波长范围包括红外光。

12. 根据任一前述权利要求所述的装置,其中,所述呼吸支持单元(50)包括连续气道正压CPAP通气机。

13. 一种用于监测患者的心肺功能的方法,所述方法包括:

控制呼吸支持单元向所述患者的气道提供第一气道正压；

从光学传感器单元获得 (320) 第一传感器输出信号,所述第一传感器输出信号是基于响应于所述第一气道正压的提供而从组织检测到的光的,

控制 (350) 所述呼吸支持单元向所述患者的所述气道提供第二不同的气道正压,

从所述光学传感器单元获得 (360) 第二传感器输出信号,所述第二传感器输出信号是基于响应于所述第二气道正压的提供而从所述组织检测到的光的;以及

基于所述第一传感器输出信号和所述第二传感器输出信号来确定 (380) 所述患者的静脉信息。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,控制所述呼吸支持单元向所述患者的所述气道提供所述第二不同的气道正压的步骤是基于以下中的至少一项的:所述患者的心率;以及所述患者的呼吸速率;并且所述步骤还包括由通过以下中的至少一项中的相位来门控的所述控制单元向所述呼吸支持单元提供控制信号:心动周期;以及呼吸周期中的相位。

15. 一种计算机程序产品,其能够从通信网络被下载并且/或者被存储在计算机可读介质和/或微处理器可执行介质上,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运行时实施根据权利要求13或14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] 患者监测,并且尤其是患者的心肺功能监测,通常与患者的增强的诊断和治疗规划相关。对心肺功能的监测可能有益于的患者的实例包括患有诸如以下项的医学病症的患者:慢性阻塞性肺病(COPD)、睡眠相关问题(例如,睡眠呼吸障碍(SDB)或失眠等)、呼吸系统疾病、哮喘等。

[0003] 例如,血液的氧合水平(SO₂)是可以指示人类健康状态的重要值,因为其指示氧气对所有组织的可用性。通常,SO₂是指在其中释放二氧化碳并吸收氧气的肺中的气体交换之后动脉血液中的氧饱和度百分比(SaO₂)。

[0004] 血液氧合可以通过光学技术测量,例如光体积描记(PPG),因为氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白具有不同的颜色。这可以通过以下来利用:将两种不同光学波长(通常以红色和红外色)的光透过组织(通常是指尖)并且然后用光电二极管测量光强度。用于利用PPG测量动脉氧合的这种方法称为“脉搏血氧测定”,并且以这种方式测量的动脉氧合称为“SpO₂”。

[0005] 在脉搏血氧测定中,假设组织、骨骼结构和静脉血液中的衰减在几个心跳或更少的时间尺度内保持恒定,并且光强度的观察到的动态变化仅是由于随每次心跳变化的动脉血液体积。光强度的这些变化(对应于心跳)产生PPG信号的AC分量,而慢得多的波动分量是PPG信号的DC分量。为了导出SpO₂值,将一个波长(λ_1)处检测到的光的相对变化(例如,与较慢的波动成分相比,假设因为动脉血液由于心跳进行脉动而由动脉血液引起的变化)与具有针对氧合和脱氧血红蛋白的其他吸收特性的另一波长(λ_2)处检测到的光的相对变化进行比较,从而导致以下的比率比(RR): $RR = (AC/DC)_{\lambda_1} / (AC/DC)_{\lambda_2}$ 。

[0006] 随后将该比用于公式中以导出动脉氧合。通常,假设线性关系:SpO₂ = a • RR + b,其中,a和b是校准常数。

[0007] 静脉系统中的氧合水平(SvO₂)常常被忽视。然而,尽管SaO₂描述了氧气对组织的可用性,但SvO₂允许导出在器官和组织中实际吸收了多少氧气。因此,SvO₂在若干设置中是临床相关参数(例如在手术流程中的患者监测中)。SaO₂和SvO₂一起在宽范围的设置中提供高度相关的临床信息。

[0008] 与SaO₂类似,可以通过诱导静脉血液体积变化并随后根据两个不同波长处的光学信号测量氧饱和度来测量SvO₂。然而,与SaO₂相比,SvO₂的测量更复杂,主要有以下两个原因:(i) SaO₂比SvO₂容易定义,因为全身循环动脉中的所有血液基本上具有相同的氧合水平,因为在发生任何气体交换之前血液通过所有全身动脉分布。相反,静脉血液首先从微循环来收集,并且最终在右心房汇集在一起。这严重约束了用于获得中心静脉氧合的测量部位的选择,并且已经产生了实际上为侵入性的SvO₂测量概念;以及(ii)没有像脉冲针对动脉血进行的那样在信号中清楚地表现以区分静脉血液与动脉血液、骨骼和组织的自然机制(或跳动的心脏的“静脉”等价)。这使得难以基于测量的光吸收谱推断SvO₂。

[0009] 因此,存在对用于监测患者的心肺功能的非侵入性或非侵扰的监测概念的需要。此外,适合于获得静脉信息(例如静脉血氧饱和度, SvO₂)的概念将是特别有利的。这样的非侵入性和/或非侵扰的监测概念可有益于与许多医学病症相关的增强的诊断和治疗规划。

发明内容

[0010] 本发明旨在至少部分地满足前述需要之一。为此,本发明提供如独立权利要求中定义的设备、方法、计算机程序产品和系统。从属权利要求提供有利的实施例。

[0011] 因此,本发明提供了一种用于监测患者的心肺功能的装置和对应的方法。装置的实施例可包括:光学传感器单元,其适于检测来自患者的组织的光并基于检测到的光生成传感器输出信号;呼吸支持单元,器适于向患者的气道提供可控制气道正压;控制单元,其适于控制呼吸支持单元向患者的气道提供第一气道正压,并从光学传感器单元接收第一传感器输出信号,所述第一传感器输出信号基于响应于提供第一气道正压而从组织检测到的光,并且还适于控制呼吸支持单元向患者的气道提供第二不同的气道正压,并且从光学传感器单元接收第二输出信号,第二传感器输出信号基于响应于提供第二气道正压而从组织检测到的光;以及处理单元,其适于基于第一和第二传感器输出信号来确定患者的静脉信息。

[0012] US2010/057046公开了一种用于基于感测信息进行治疗调节的系统。一个范例是闭环通气,其中,基于被测量的对象的生理参数调节通气治疗。一个这样的参数是静脉氧合,其利用患者的静脉内的探头侵入性地测量。US2010/0152599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,其测量各种状况,例如口腔粘膜中的氧饱和度水平。

[0013] 提出的实施例基于使用呼吸支持设备(例如CPAP设备),其在患者的自然呼吸期间提供可控制气道正压,因此潜在地提供呼吸周期、空气流和压力的测量结果。来自患者的组织的光可以由光学传感器单元(例如光体积描记(PPG)传感器)检测,而呼吸支持设备向患者的气道提供基线气道压力(例如,连续的低压水平)。呼吸支持设备然后可以被控制为提供气道压力的临时变化(例如,增加)(其可以是被触发的患者的心率和/或呼吸速率),并且来自患者的组织的光的第二测量结果可以然后被检测到(例如,当临时压力变化之后的特定时间段时)。然后可以基于两个光测量结果来确定患者的静脉信息(诸如例如静脉血氧饱和度, SvO₂)。

[0014] 因此,可以提出引起气道正压的临时变化(例如提供压力刺激)并且监测响应于临时变化/刺激的血液体积的变化,从而获得患者的静脉信息。不是机械通气机,而是压力支持设备可以用于修改患者的气道压力,并且压力的变化的控制可以基于患者的心率和/或呼吸速率(例如由其门控)。

[0015] 通过范例,呼吸支持单元可以由CPAP设备实施,其中,压力可以由自发呼吸模式(由PAP设备监测)或以触发方式(基于来自光学传感器单元的信号)控制。

[0016] 代替于基线压力增加,可以采用其他压力挑战。范例可以包括来自高基线压力的压力降低,或由呼吸周期调制的压力,如BiPAP系统中常见的。另外的范例可以是“咳嗽辅助”设备,其产生强烈的正压和负压幅度以放大胸外静脉中的血液汇集。施加压力刺激信号的备选方法可以是诱导特定的压力频率,例如,通过使用强制振荡技术(FOT)。使用FOT的一

个优点是该技术容易可用。然而,当使用比经典FOT中使用的频率更低的频率时,诱发的静脉变化可能更好。

[0017] 因此,可以提供一种用于确定和/或监测静脉信息的工具,所述静脉信息可以由医学专业人员、全科医生使用,而无需例如经训练的心脏病专家的支持。其可以帮助诊断心力衰竭患者的预加载和血液积聚的动态变化。类似地,其可能有助于诊断和分层开始形成心力衰竭和肺水肿的人。实施例还可以用于验证心脏治疗的成功和/或监测疾病进展或恶化。

[0018] 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,所提出的实施例可以被用于检测阻塞性和中枢性呼吸暂停,并且可以区分这些。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。

[0019] 通过范例,实施例可以由普通医师或(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。这可以减轻由医学专业人员进行紧密监测的需要。其还可以减少对医学干预或处置的需要。因此,实施例可以减轻医疗保健需求/资源。

[0020] 光学传感器单元可以适于被定位在流入患者的颈内静脉的脉管系统处。例如,光学传感器单元可以包括舌下光学传感器单元,其适于定位在患者的舌头的舌下脉管系统处,以检测来自舌下脉管系统的光并基于检测到的光生成传感器输出信号。因此,一些实施例可以基于使用患者的舌头的舌下静脉或脉管系统来查看舌下静脉或脉管系统中的静脉脉冲和血液体积的变化,从而获得关于心肺相互作用的信息。舌下静脉的优点在于其靠近表面并且舌下皮肤非常薄并且光学透明。而且,舌头的底侧是高度灌注的区域。例如,这些性质使舌头的底侧非常适合于光学监测。此外,与身体其他部位的许多其他静脉或脉管系统相比,舌下静脉或脉管系统特别令人感兴趣,因为其流入颈内静脉,颈内静脉然后流入腔静脉;因此,存在与中央静脉和心脏右侧的密切的联系。特别是在躺卧位置中,心脏右侧和中央静脉的信息可以被看到从舌下静脉导出。

[0021] 因此可以提出将光学传感器单元布置或调整为瞄准患者的舌头的底侧的舌下脉管系统/区域。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光学传感器的原始信号。

[0022] 在其他实施例中,探测具有流入颈内静脉的静脉的其他部位。范例是鼻子、眼睛、内耳和前额。

[0023] 来自光学传感器单元的代表来自组织的检测到的光的信号可以用于提供关于心肺参数的信息,所述心肺参数例如为呼吸速率(RR)、呼吸速率变异性(RRV)、吸气开始、呼气开始、呼吸占空比、Cheyne-Stokes呼吸、阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)、中枢性睡眠呼吸暂停(CSA)、OSA和CSA之间的区别、阻塞性流量限制(呼吸不足)、平均跨壁压、平均血液积聚、水肿的存在、叹气、打哈欠、咳嗽、呼吸节奏、呼吸急促。

[0024] 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)并且其可能也不是期望的。当探测仅距静脉非常短距离的区域时,小静脉仍然给出表示呼吸和血液积聚相关信息的期望信号,并且在此之后,从该区域中的小动脉获得信息,根据其可以获得心率、心率变异性 and 动脉血氧。出于这些原因,在本专利中,当我们提到“舌下静脉处”或“舌下脉管系统”时,我们的意思不仅仅是针对舌下静脉,而且还针对距舌下静脉非常靠近距离处的区域(即接近舌下静脉),其中,来自流入舌下静脉的小静脉的信息仍然可以从信号中导出。这优选处于距舌下静脉小于1cm的距离,并且更优选地距舌下静脉小于5mm的距

离。以这种方式,将理解,在所提出的实施例中,舌下光学传感器单元可以适于定位在流入患者的颈内静脉的脉管系统处,例如患者的舌头的舌下脉管系统或舌下静脉脉管系统处。

[0025] 控制单元可以适于控制呼吸支持单元向患者的气道提供第二不同的气道正压的脉冲式施加。此外,控制单元可以适于控制呼吸支持单元基于以下中的至少一项向患者的气道提供第二不同的气道正压:患者的心率;和呼吸速率。因此,可以基于对象的心率和/或呼吸速率来完成触发,并且这些可以从光学传感器输出信号信号中测量。通过另外的范例,第一和第二传感器输出信号的定时可以基于以下中的至少一项中的相位:心动周期;和呼吸周期。

[0026] 还可以基于集成在呼吸支持单元中的压力和/或气流测量来测量呼吸速率。因此,在一些实施例中,处理单元可以适于基于以下中的至少一项来确定患者的心率和呼吸速率中的至少一项:来自光学传感器的传感器输出信号;由呼吸支持单元向患者的气道提供的气道正压。此外,其他传感器可以用于测量心率和/或呼吸速率并触发气压变化,例如,ECG或加速度计。

[0027] 在一些实施例中,控制单元可以适于基于所确定的静脉信息来控制呼吸支持单元。

[0028] 光学传感器单元可以以反射模式或透射模式使用。在示范性实施例中,光学传感器单元可包括以下中的至少一项:PPG传感器;激光散斑传感器;激光多普勒传感器;以及相机。应注意,存在PPG传感器,其当放置在手指或耳垂上时可以使得能够根据传感器信号来导出RR。然而,对于放置在这些位置的传感器,实际上不可能通过眼睛从原始PPG信号中看到RR。因此,RR仅能够利用相对复杂的算法导出,所述算法通常考虑频率、幅度和DC电平的调制。即便如此,导出的RR并不总是正确的。相比之下,在具有流入颈内静脉的脉管系统的部位(例如鼻子、内耳、眼睛、前额,并且尤其是舌头)处的PPG传感器的原始PPG信号清楚地示出RR、吸气开始、呼气开始和吸气深度,从而潜在地避免对复杂算法和/或广泛处理资源的需求。

[0029] 实施例还可包括适于照射患者身体组织的光源。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第二不同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,每个具有它们自己的特定波长段。通过范例,第一波长范围可以包括可见光,并且第二波长范围可以包括红外光。为了导出S02,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,并且因为脱氧血液吸收红光比通过含氧血液实质上更多(同时红外线的吸收类似),红光尤其适合于导出静脉信息。为了具有静脉和动脉信息之间进一步区分,可以比较红色信号和红外信号,例如,可以从红色信号中减去红外信号(优选在称重后)。

[0030] 实施例还可以包括输出接口,所述输出接口适于生成表示确定或计算的静脉信息的输出信号。例如,可以向用户通知低于预定可接受阈值的S02值。

[0031] 实施例还可以包括用户输入接口,所述用户输入接口适于接收表示以下中的至少一项的用户输入信号:环境信息;患者信息;和表示心肺值的可接受限度的极限值。因此,实施例可以被认为提供接口,所述接口使用户还能够指定出于确定或监测心肺值的目的而能够相关的信息或数据。这种用户指定的信息可以使得当确定或监测心肺值时能够考虑特定于用户或环境的独特特征、环境和/或状况。

[0032] 因此,可以提供一种工具,其使得用户还能够指定要包括在心肺功能的确定或监测中的因子,例如通过为用户属性或活动指定值或值范围。因此,实施例可以提供输入选项,增加心肺监测的灵活性和风险功效。

[0033] 在一些实施例中,该装置还可以包括通信接口,所述通信接口适于与一个或多个数据库通信,从而获得可以用于确定或监测静脉信息的信息中的至少一个。

[0034] 可以提供一种便携式计算设备,其包括根据所提出的实施例的用于监测患者的心肺功能的装置。

[0035] 所述系统还可以包括用于提供图形或非图形(例如听觉)用户接口的设备,其中,用户接口适于将关于患者的检测到的或监测的静脉信息或心肺功能的信息传送给用户。

[0036] 实施例可以包括客户端设备,所述客户端设备包括数据处理设备。这可以是独立设备,其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。换言之,用户(例如医学专业人员、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(诸如膝上型计算机、平板计算机、移动电话、PDA等),其提供根据实施例的系统,并且因此使得用户能够出于监测患者的心肺功能的目的而提供数据或信息。

[0037] 所述系统可以包括: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,由服务器使得显示指令可用。因此,用户可以与服务器链接以与系统一起工作。

[0038] 处理器可以远离显示设备,并且因此控制信号可以经由通信链路传递到显示设备。这种通信链路可以是例如因特网和/或无线通信链路。可以采用其他合适的短程或远程通信链路和/或协议。以这种方式,根据用于监测患者的心肺功能的实施例,用户(诸如医学研究人员、全科医生、数据分析师、工程师、患者等)可以具有可以接收和处理信息的适当布置的设备。因此,实施例可以使得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。实施例还可以在监测的时间段之后实现数据检索。

[0039] 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,专用数据处理模块可以被采用于监测患者的心肺功能或静脉信息的目的,从而降低系统的其他部件或设备的处理要求或能力。

[0040] 因此,将理解,处理能力因此可以根据预定约束和/或处理资源的可用性以不同方式分布在整个系统中。

[0041] 根据本发明的另一方面,可提供一种呼吸设备,其包括根据任一前述权利要求所述的用于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光学传感器单元,其中,下牙齿上的口腔器具容纳传感器。以这种方式,光学传感器单元可以稳定地定位在嘴中,从而减少运动伪影。口腔器具可以例如被设计成使得舌头可以直接置于光学传感器上。在一些实施例中,光学传感器可以适于相对于口腔器具可移动(例如,在机械或机电布置的控制下),从而使光学传感器的定位能够针对特定的患者进行优化或个性化。

[0042] 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:控制呼吸支持单元向患者的气道提供第一气道正压;基于响应于提供第一气道正压而从组织检测到的光,从光学传感器单元获得第一传感器输出信号;控制呼吸支持单元向患者的气道提供第二不同的气道正压;基于响应于提供第二气道正压而从组织检测到的光,从光学传感器单元获得第二传感器输出信号;并基于第一和第二传感器输出信号确定患者的静脉信息。

[0043] 控制呼吸支持单元向患者的气道提供第二不同的气道正压的步骤可以基于以下中的至少一项:患者的心率;和呼吸速率,并且优选地还包括由控制单元向呼吸支持单元提供控制信号,所述控制单元由以下中的至少一项中的相位门控:心动周期;以及呼吸周期的相位。

[0044] 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的舌头的舌下脉管系统处(例如,邻近、靠近、接近、相邻等)。透过舌下脉管系统的光可以由光学传感器检测,并且检测到的光可以被使用(例如,根据一种或多种算法来处理)以确定患者的心肺功能的值。

[0045] 确定静脉信息可以包括考虑与先前确定的针对患者的静脉信息值有关的历史信息。此外,可以采用额外的传感器来检测患者的其他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/或确定的静脉信息结合使用,以推断或确定其他信息(诸如例如准确性或可靠性的指示、患者的活动、或事件发生的指示)和/或确认/验证所确定的静脉信息。为此目的,所提出的概念可以采用(或被采用于)至少一个处理器。

[0046] 提出的实施例还可以包括使用处理设备生成用于在显示设备上显示GUI的指令,其中,图形用户接口适于将关于来自舌下静脉的检测到的光的信息和/或患者的确定的静脉信息传递给用户。生成用于GUI的显示的指令可以意味着生成由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或其他格式。然而,这样的指令也可以更复杂,从而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的部分。

[0047] 根据另一方面,可以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,所述计算机程序代码指令当由至少一个处理器运行时实施根据所提出的实施例的方法。

[0048] 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,针对上文和下文中的方法所解释的优点也可以适用于对应的系统。

附图说明

[0049] 现在将参考以下示意图详细描述本发明:

[0050] 图1图示了根据实施例的用于监测患者的心肺功能的装置。

[0051] 图2a描绘了通过实施例的示范性实施方式随时间获得的PPG信号,其中,监测的时间段包括由面罩提供的压力挑战;

[0052] 图3是根据实施例的方法的流程图;并且

[0053] 图4图示了计算机系统的范例,在该计算机系统内可以采用实施例的一个或多个部分。

具体实施方式

[0054] 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,并且具体地涉及确定患者的静脉信息,例如SvO₂。可以在患者身体组织的脉管系统处使用(例如定位)光学传感器单元,从而检测来自脉管系统的光。然后可以基于检测到的光生成传感器输出信号。可以使用(例如,处理或分析)信号来确定检测到的光如何响应于由呼吸支持单元(例如CPAP设备)供应给患者气道的气道正压的临时改变而变化。基于信号从压力挑战之前和之后如何变化,可以计算静脉信息(例如SvO₂的值)。

[0055] 因此,实施例基于使用定位在患者的脉管系统处、抵靠患者的脉管系统或在患者的脉管系统上的光学传感器单元来检测响应于由呼吸支持设备提供的气道压力变化而发生的血液体积的变化。还可以提出利用舌下脉管系统靠近舌头的舌下(即底部或下侧)表面并且舌下皮肤薄且光学透明的事实。而且,舌下静脉直接连接到颈静脉,因此实现来自中心部位的SvO₂的测量。这些性质使得舌头的舌下侧非常适合于检测和监测由呼吸刺激(例如由根据所提出的实施例的呼吸支持设备引起的临时或自发气道压力变化)引起的血液体积变化。

[0056] 通过范例,来自舌下光学传感器的信号可以用于提供关于心肺参数的信息,所述心肺参数包括例如:RR、RRV、吸气开始、呼气开始、呼吸的占空比、Cheyne-Stokes呼吸、OSA、CSA、OSA与CSA之间的区别、呼吸不足、平均跨壁压、平均血液积聚、水肿的存在、叹气、打哈欠、咳嗽、呼吸节奏和憋气。

[0057] 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,所述一个或多个心肺参数可以由普通医师或(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。这可以减轻对医学专业人员 and/或医学干预的需要,从而潜在地减轻医疗保健需求/资源。

[0058] 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,辅助传感器模块可包括适于感测以下项的传感器装置:移动;压力;温度;和/或声音,并基于(一个或多个)感测到的值生成辅助传感器输出信号。例如,关于感测到的运动的信息可以有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额外的传感器和/或信息数据库结合使用,所述额外的传感器和/或信息数据库可以提供对确定患者的心肺功能有用的背景信息并且更准确地考虑患者的特定属性、患者的活动和/或周围环境。数据库可以包括例如与个体的医学历史有关的数据或与不同的环境状况下的心肺参数值有关的数据。例如,由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。

[0059] 因此,实施例可以提供一种方法、设备和/或系统,其提供(一个或多个)心肺功能的用户特异性评估和监测,其考虑到背景因子(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。这可以使得能够针对特定用户测量和跟踪心肺,同时使得用户能够参与期望的日常生活活动。

[0060] 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有关的规则和/或关系的概念。因此,可以通过提出的实施例提供基于动态背景的静脉信息检测和监测。尤其是,实施例可以以简单的方式(例如通过视觉和/或听觉警报)传达关于静脉信息的信息,使得用户可以轻易且容易地理解他们的个人心肺功能。

[0061] 结果,所提出的实施例可以有益于任何心肺功能评估或监测应用,尤其是在用户需要对静脉血氧饱和度的定制和/或准确确定的情况下。一个这样的范例可以使得高度易患心肺疾病的患者能够获得一水平的独立性,同时仍然管理他们潜在的对心肺问题的暴露。这继而可以改进患者健康、医院效率和可用的医疗保健资源。因此,实施例可以对医学应用特别有益。

[0062] 以下描述提供针对本发明的元件和功能的描述的背景和本发明的元件可以如何被实施的描述的背景。

[0063] 在描述中,使用以下术语和定义。

[0064] 图形用户接口(GUI)是允许用户通过图形图标和视觉指示器(诸如次级注释)与电子设备交互的一种类型的接口。

[0065] 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部分或连同处理器设备一起操作。

[0066] 生成用于显示GUI的指令可以包括使用本领域中已知的常规方法构建要显示在显示设备上的GUI视图的图像(位图、JPEG、Tiff等)(或与其一样简单)。备选地,指令的这样的生成可以包括用于GUI视图的实时建立的更多专用指令。指令可以采取显示控制信号的形式。

[0067] 本发明至少部分地基于这样的洞悉:使用流入颈内静脉中的脉管系统(例如患者的舌头的舌下脉管系统/静脉)来对响应于气道压力变化(例如临时变化或波动)的血流或血液体积进行光学监测以确定患者的静脉信息是有利的。尤其是,检测响应于呼吸支持设备产生气道正压的临时变化的来自舌下静脉的光可以准确地确定患者的静脉血氧饱和度。换言之,将可控呼吸支持设备与放置在流入颈内静脉中的脉管系统处或抵靠其的舌下光学传感器单元组合使用从而检测来自脉管系统的光可以被使用(例如,处理)以确定患者的心肺参数的值。

[0068] 提出了一种概念,其建议引起气道正压的临时变化(例如提供压力刺激)并使用受舌下静脉的血液体积强烈影响的光学传感器信号监测响应于临时变化/刺激的血液体积的变化,尤其是当被放置在深处时(例如远离舌尖或朝向舌根)。

[0069] 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,描绘了实施例,其中,舌下光学传感器单元10被定位于患者的舌头20的舌下静脉15处。

[0070] 光学传感器单元10包括光学传感器25和光源30。光源30适于照射患者的舌头20的下侧(例如舌下脉管系统15)。更具体地,该实施例的光源30适用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第二不同波长范围内的波长的第二光。此处,第一波长范围包括红光(或具有朝向可见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,在其他实施例中,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的该范例不同的波长的光。作为另一备选方案,近红外光谱学(NIRS)可以用来代替多波长PPG。

[0071] 光学传感器25是光体积描记(PPG)传感器,并且适于响应于利用来自光源30的光照射患者的舌头而检测来自舌下静脉的光。因此,在该范例中,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30两者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下面照射患者的舌头20的舌下静脉15,并且然后,由舌下静脉15反

射的光由光学传感器25检测到。然而,其他范例可以采用光学传感器单元10,据称以“透射模式”操作,其中,光学传感器25位于舌头下的舌下静脉15处,并且光源30位于舌头之上(例如,在上表面处),从而从上方照射舌,或者相反的情况,其中,光学传感器25位于舌的上方,并且光源30位于舌下方。在这种透射模式中,光源30照射患者的舌头20,并且然后通过光学传感器25检测透过患者的舌头20的光。

[0072] 基于检测到的光,光学传感器25生成传感器输出信号,以输出到信号处理单元。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,而是作为便携式计算设备(例如智能电话)100的部分提供。当然,在其他实施例中,信号处理单元可以集成在光学传感器单元10中。

[0073] 图1的实施例还包括呼吸支持单元50,呼吸支持单元50适于向患者的气道提供可控制气道正压。此处,呼吸支持单元50包括连续气道正压CPAP通气机50,其适于定位(例如穿戴)在患者的面部上从而覆盖患者的嘴和/或鼻子。呼吸支持单元50适于根据由控制单元提供的控制信号改变施加到患者的气道的气道正压。在该实施例中,控制单元没有集成到呼吸支持单元50中,而是作为便携式计算设备(例如智能电话)100的部分提供。当然,在其他实施例中,控制单元可以集成在呼吸支持单元50中。

[0074] 使用内置通信接口,便携式计算设备100可以向/从舌下传感器单元10、呼吸支持单元50和其他辅助传感器110传递信号。

[0075] 基于来自便携式计算设备的控制信号,呼吸支持单元50被控制为向患者的气道提供第一气道正压。

[0076] 舌下传感器单元10然后适于基于响应于提供第一气道正压而从组织检测到的光来输出第一传感器输出信号。将第一传感器输出信号从舌下传感器单元10传递到便携式计算设备100。

[0077] 此外,基于来自便携式计算设备的控制信号,呼吸支持单元50被控制为向患者的气道提供第二不同的气道正压。舌下传感器单元10然后适于基于响应于提供第二气道正压而从组织检测到的光来输出第二传感器输出信号。将第二传感器输出信号从舌下传感器单元10传递到便携式计算设备100。

[0078] 便携式计算设备100适于根据一个或多个数据处理算法来处理接收到的第一和第二传感器输出信号,以确定患者的静脉信息。

[0079] 此外,使用便携式计算设备100的常规通信能力,设备100可以与一个或多个数据库通信,从而获得可以用于确定或监测心肺功能值的信息。这样的用户指定的信息可以使得当确定或监测静脉信息时能够考虑特定于用户或环境的独特特征、环境和/或状况。而且,便携式计算设备100的显示器可以用于显示图形用户接口,所述图形用户接口将关于计算的心肺功能的信息传递给设备的用户。

[0080] 更详细地,图1的实施例包括客户端设备100,即智能电话100,其包括数据采集和处理部件。智能电话100适于经由无线通信链路从被定位于患者的舌头下(例如,在舌下脉管系统处)的舌下光学传感器单元10接收传感器输出信号。可以采用任何合适的短程或远程通信链路和/协议。

[0081] 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表示响应于由呼吸支持单元50提供给患者的气道正压的临时变化/刺激的血液体积的变化的数据。可以

使用该数据(例如,根据算法处理)以确定静脉信息(例如静脉血氧饱和度的值)。

[0082] 例如,该范例的智能电话100适于实施识别光学传感器单元10输出信号中的低频变化的信号处理算法。此处,观察患者的呼吸速率作为0.08Hz和0.5Hz之间的主频。因此,智能电话实施一种软件应用,所述软件应用监测低频光学传感器单元10输出信号分量中的调制,其指示对呼吸的偏差(例如,由心脏中的额外的应力导致的)的信号响应。而且,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、心率变异性、心律失常和SpO₂的信息。以这种方式,智能电话可以确定患者的心率和呼吸速率。智能电话100还适于将控制信号传递到呼吸支持单元50,从而控制呼吸支持单元50基于以下中的至少一个向患者的气道提供第二不同的气道正压:患者的心率;和患者的呼吸速率。

[0083] 此外,智能电话100还适于从辅助传感器单元110接收信息,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;以及声音。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(一个或多个)所确定的心肺值,以确定以下中的至少一个:细化的心肺值;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)。

[0084] 智能电话100还适于经由因特网125将信息发送到远程定位的服务器120和/或从远程定位的服务器120接收信息。

[0085] 由智能电话100获得的信息被处理以评估和识别可能影响所确定的患者的静脉信息的因子。通过范例,在静脉信息的确定或监测中可以使用:环境信息;患者信息;以及表示心肺功能的可接受上限的极限值。

[0086] 信息/数据处理可以由智能电话100完成、由“云”完成或由其任何组合完成。图1的实施例因此被实施为分布式处理环境,其中,各种类型的信息/数据被处理从而确定或监测患者的心肺功能。

[0087] 智能电话100还包括输出接口,即显示器112和扬声器114装置,其适于生成表示所确定的静脉信息的输出信号。例如,如果确定或推断出危险的静脉血氧饱和度值,则用户可以被告知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,所述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。

[0088] 智能电话100因此提供接口,所述接口使用户还能够指定出于确定或监测心肺功能值的目的而能够相关的信息或数据。这样的用户指定的信息使得在确定或监测静脉信息时能够考虑特定于用户或环境的独特特征、环境和/或状况。换言之,智能电话100使得用户还能够指定要包括在静脉信息的确定中的因子,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,从而增加了心肺监测的灵活性和风险功效。

[0089] 额外地或者备选地,另外的环境信息和/或患者信息可以由其他源或服务提供。例如,可以使用来自服务器120的数据库的本地天气状况和/或医学历史数据。

[0090] 例如,在图1的系统的示范性实施方式中,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/或显示所确定的静脉信息的所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,使得显示指令由服务器120可用。智能电话100的用户可以因此与服

务器120链接以与系统一起工作。以这种方式,数据处理模块相对于便携式计算设备100远程地定位,并且控制信号可以因此经由通信链路(例如因特网125)被传递到便携式计算设备100。

[0091] 因此,向用户提供适当布置的设备,所述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)随时间监测静脉信息。用户可以获得对他们的心肺功能的理解,然后使用户能够继续或调整他们规划的活动(例如,取决于他们对心肺问题的耐受性)。而且,医学专业人员、技术人员、研究人员等可以具有适当布置的客户端设备(诸如膝上型计算机、平板计算机、移动电话、PDA等),其适于接收与被监测的用户(例如患者)的静脉信息有关的信息。以这种方式,可以在个人水平处向用户提供指导,所述指导考虑用户的独特属性和/或活动,和/或周围环境。例如,这减轻了对通过医学专业人员或护理人员的密切监测的需要。其还可以减少对医学干预或处置的需要(例如,由于反复感染而需要)。

[0092] 因此,专用数据处理模块可以在服务器120处实施,以用于确定患者的静脉信息的目的,从而减轻或减少便携式计算设备100处的处理要求。

[0093] 因此,将理解,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。

[0094] 现在,为了帮助进一步理解所提出的概念,将参考图2描述示范性实施例。图2描绘了PPG信号(由根据实施例的光学传感器单元提供)随时间(t)的示范性变化,其中,在所图示的时间段期间,由呼吸支持单元向患者施加气道正压的变化。

[0095] 在该实施例中,在呼气开始时进行呼吸支持单元50的触发以修改(例如增加)气道压力。这将导致增加的静脉汇集,直到几个心脏周期后,心脏能够将汇集的血液输出到肺动脉中。因此,PPG信号应该优选地在触发压力变化之后的有限数量(例如,三个)心脏周期内测量。在该时段之后,可以关闭压力刺激(例如,返回到第一稳态)。

[0096] 然后通过减去基线信号DC来执行静脉调制(Δ)从PPG信号中的隔离。例如,基线可以被定义为在施加压力刺激之前的DC PPG信号(即,在单次呼气期间的若干心跳上的时间平均强度)。备选地,DC值可以被定义为时间帧上的时间平均强度(如图2所示),或者定义为施加刺激后的时间平均强度。

[0097] 可以通过低通滤波或在心脏周期中的特定相位对PPG信号进行采样(例如门控)来移除动脉调制分量,并且甚至可以考虑呼吸周期中的相位(例如,比较吸气期间压力变化之前和之后的信号两者)。然后假设剩余信号表示由于由呼吸支持单元提供的压力挑战的静脉调制(Δ),并且因此表示静脉血样。

[0098] 氧合的计算可以通过现有方法来执行,例如通过公知的比率比公式: $SvO_2 = a \cdot [(\Delta / DC)_{\lambda_1} / (\Delta / DC)_{\lambda_2}] + b$,其中,a和b是校准常数。通过范例,可以使用校准表或函数来获得校准常数a和b。

[0099] 现在转到图3,其中,描绘了根据一个实施例的用于监测患者的心肺功能的方法300的流程图。

[0100] 方法开始于相对于患者适当地定位装备的步骤310。在该范例中,呼吸支持单元(诸如CPAP设备)被定位以向患者的气道提供气道正压,并且光学传感器单元定位在中心部位大静脉处或附近。例如,在图3的示范性实施例中,舌下光学传感器单元被定位在患者的

舌头的舌下脉管系统处。此处，舌下光学传感器单元定位在患者的舌头下朝向舌头的后方/后面并且被取向为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，使得其实际上尽可能接近舌下静脉。

[0101] 接下来，在步骤320中，利用来自一个或多个光源的光照射患者的舌头。此处，利用来自光源的光照射患者的舌头的步骤包括将光源抵靠舌头定位，以使其适于在舌头的舌下静脉处发出光。其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/或发射具有第二不同波长范围内的波长的光。更具体地，在该范例中，第一波长范围包括可见光，并且第二波长范围包括红外光。对于其他实施例，这当然可以是不同的。

[0102] 在步骤320中，呼吸支持单元被控制以向患者的气道提供第一气道正压，并且由舌下光学传感器检测来自舌下静脉的光。然后，舌下光学传感器单元基于响应于提供第一气道正压而从组织检测到的光来生成第一传感器输出信号。以这种方式，响应于第一气道正压而生成舌下PPG信号。

[0103] 通常，PPG信号被视为低频分量，被认为是DC，并且高频分量（称为AC）包含血液脉动。因此，PPG的AC分量可用于估计心率、心率变异性和氧饱和度（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，低频分量可以用于提取与呼吸和静脉汇集有关的特征。

[0104] 例如，心率（HR）可以被观察为0.5Hz和3Hz范围内的主频。例如，呼吸速率（RR）可以被观察为在例如0.08和0.4 Hz之间的范围内的主频，并且呼吸速率变异性（RRV）基于RR随时间的变化。因此，呼吸的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。

[0105] 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部分并且被处理以获得关于平均心率、心率变异性、心律失常和SpO₂的信息。

[0106] 因此，基于舌下PPG信号，在步骤330中导出患者的心率和呼吸的值。基于患者的这样的导出的心肺值，在步骤340中生成用于呼吸支持单元和舌下光学传感器的控制信号。通过范例，控制信号包括用于控制呼吸支持单元来修改气道正压的触发信号和舌下光学传感器响应于经修改的气道正压的提供而获得PPG信号的时间窗。范例可以是在患者的每第十次呼吸处的第一次心跳的底部（foot）处触发，并且时间窗的范例可以是在提供经修改的压力之后三次心跳的时间段。

[0107] 基于生成的控制信号，呼吸支持单元被控制（在步骤350中）为向患者的气道提供第二不同的气道正压，并且光学传感器单元被控制（在步骤360中）为（在压力变化后的指定时间段内）基于响应于提供经修改的气道正压而从组织检测到的光来获得第二PPG信号。

[0108] 在步骤370中，静脉调制与第二PPG信号隔离。例如，在提供经修改的气道正压之后，针对前几个心跳确定DC信号的增量/变化。

[0109] 最后，在步骤380中，基于所获得的PPG信号确定患者的静脉信息。特别地，图3的步骤380包括使用公式计算静脉血氧饱和度，所述公式将SvO₂描述为 $(\Delta / DC)_{\lambda_1} / (\Delta / DC)_{\lambda_2}$ 的函数，例如 $SvO_2 = a \cdot [(\Delta / DC)_{\lambda_1} / (\Delta / DC)_{\lambda_2}] + b$ ，其中，a和b是校准常数。如上所述，可以使用校准表或函数获得校准常数a和b。

[0110] 根据对图3中的流程图的以上描述，将理解，实施例可以提供用于监测患者的静脉信息的概念。所提出的概念可以包括将光学传感器定位在患者的中心部位大静脉处（例如，邻近、接近、相邻）。然后可以通过光学传感器检测透过静脉的光，并且检测到的光可以被使

用(例如,根据一种或多种算法来处理)以确定患者的心肺功能的值。具体地,响应于由呼吸支持单元提供的临时气道压力变化的检测到的光的变化可以用于确定静脉信息,例如静脉血氧饱和度。

[0111] 尽管上面已经描述了使用CPAP设备来提供临时或脉冲压力变化,但是可以提供其他压力挑战(例如仅在呼气或吸气期间)或者可以采用强制振荡技术。而且,可以采用备选触发概念(例如,基于心电图信号),并且可以使用备选呼吸测量。

[0112] 确定静脉信息还可以包括考虑与先前确定的患者的静脉信息有关的历史信息。此外,可以采用额外的传感器来检测患者的其他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PPG信号和/或确定的静脉信息结合使用,以推断或确定其他信息(诸如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/验证确定的静脉信息。

[0113] 出于这样的目的,所提出的概念可以采用(或被采用于)至少一个处理器。

[0114] 因此,可以提供一种计算机程序产品,其从通信网络可下载和/或被存储在计算机可读介质和/或微处理器可执行介质上,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运行时,实施根据提出的实施例所述的方法。

[0115] 作为范例,如图4所示,实施例可以包括计算机系统401,其可以形成联网系统400的部分。计算机系统/服务器401的部件可以包括但不限于一个或多个处理装置,例如,包括处理器或处理单元410、系统存储器440和将包括系统存储器440的各种系统部件耦合到处理单元410的总线600。

[0116] 总线600表示任何若干类型的总线结构中的一种或多种,包括存储器总线或存储器控制器、外围总线、加速图形端口以及使用各种总线架构中的任何总线架构的处理器或本地总线。通过范例而非限制,这样的架构包括工业标准架构(ISA)总线、微通道架构(MCA)总线、增强型ISA(EISA)总线、视频电子标准协会(VESA)本地总线和外围部件互连(PCI)总线。

[0117] 计算机系统/服务器401通常包括各种计算机系统可读介质。这样的介质可以是计算机系统/服务器401可访问的任何可用介质,并且其包括易失性和非易失性介质两者、可移除和不可移除介质。

[0118] 系统存储器440可以包括易失性存储器形式的计算机系统可读介质,例如随机存取存储器(RAM)450和/或高速缓冲存储器460。计算机系统/服务器401还可以包括其他可移除/不可移除、易失性/非易失性计算机系统存储介质。仅通过范例,存储系统440可以被提供用于从不可移除的非易失性磁介质(未示出并且通常称为“硬盘驱动器”)读取和写入其。尽管未示出,但是可以提供用于从可移除的非易失性磁盘(例如,“软盘”)读取和写入其的磁盘驱动器,以及用于从诸如CD-ROM、DVD-ROM或其他光学介质的可移除的非易失性光盘读取或写入其的光盘驱动器。在这种情况下,每个都可以通过一个或多个数据介质接口连接到总线600。如下面将进一步描绘和描述的,存储器440可以包括至少一个程序产品,所述至少一个程序产品具有一组(例如,至少一个)程序模块,所述程序模块被配置为执行本发明的实施例的功能。

[0119] 具有一组(至少一个)程序模块490的程序/实用程序480可以通过范例而非限制地

存储在存储器440中,以及操作系统、一个或多个应用程序、其他程序模块和程序数据。操作系统、一个或多个应用程序、其他程序模块和程序数据中的每个或其某种组合可以包括网络环境的实施。程序模块490通常执行如本文所述的本发明实施例的功能和/或方法。

[0120] 计算机系统/服务器401还可以与一个或多个外部设备500通信,例如键盘、指点设备、显示器550等;使用户能够与计算机系统/服务器401交互的一个或多个设备;和/或使计算机系统/服务器401能够与一个或多个其他计算设备通信的任何设备(例如,网卡、调制解调器等)。这样的通信可以经由输入/输出(I/O)接口420发生。另外,计算机系统/服务器401还可以经由网络适配器430与一个或多个网络通信,所述一个或多个网络诸如为局域网(LAN)、通用广域网(WAN)和/或公共网络(例如,因特网)。如描绘的,网络适配器430经由总线600与计算机系统/服务器401的其他部件通信。应该理解,尽管未示出,但是其他硬件和/或软件部件可以与计算机系统/服务器401结合使用。范例包括但不限于:微代码、设备驱动器、冗余处理单元、外部磁盘驱动器阵列、RAID系统、磁带驱动器和数据存档存储系统等。

[0121] 因此,提出了一种用于在个人水平上提供关于心肺功能的指导的概念,其采用响应于临时气道压力变化的中心部位静脉的光学感测。可以通过响应于临时气道压力变化而感测中心部位静脉中的血液体积的变化,获得人的静脉信息。

[0122] 在这一点上,应注意,上述实施例仅仅是范例实施例,并且可以对其进行若干扩展和/或进行改变。

[0123] 例如,可以设想若干类型的辅助监测/感测设备,包括夹式设备、智能纺织品、口腔插入物等。

[0124] 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。还可以针对其他对等用户或对心肺功能感兴趣的患者的益处传输数据,并且这样的数据可以用作并发症避免软件的输入。

[0125] 对上述公开的实施例的其他合适的扩展和变化对于技术人员而言是显而易见的。

[0126] 例如,实施例可以适于实施可以根据用户和/或关于时间进行调整的灵活阈值。以这种方式,可以能够使用或多或少严格的算法版本来创建警报或通知。

[0127] 而且,还如上所述,光学传感器可包括若干光源(例如LED)和/或若干光检测器。它们可以布置在阵列状结构中。光学传感器还可以包括CCD芯片或使用激光散斑技术。

[0128] 在另一实施例中,光学传感器可以是(远程)相机,例如GP手头上有的相机。可能要求患者抬起他/她的舌头(或者通过额外的设备将他/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。

[0129] 优选的实施方式可以是仅在检测到心肺问题或异常时通知用户。这能够帮助确保无缝解决方案而不会阻碍社交互动。

[0130] 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。

[0131] 本发明的方面可以实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在具有实现在其上的计算机可读程序代码的一个或多个计算机可读介质中实现的计算机程序产品的形式。

[0132] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。所述计算机可读介质可以是计

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、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统、装置或设备,或前述内容的任何适合的组合。这样的系统、装置或者设备可以通过任何适合的网络连接可访问;例如,系统、装置或者设备可以通过网络可访问,以通过网络检索计算机可读程序代码。这样的网络可以例如是因特网、移动通信网络等。计算机可读存储介质的更特定范例(非详尽列表)可以包括以下项:具有一个或多个导线的电学连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦可编程只读存储器(EPROM或闪速存储器)、光纤、便携式压缩盘只读存储器(CD-ROM)、光学存储设备、磁性存储设备或者前述内容的任何适合的组合。在本申请的背景下,计算机可读存储介质可以是能够包含或存储程序的任何有形介质,所述指令由指令执行系统、装置或设备使用或与之结合使用。

[0133] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中的计算机可读程序代码的传播数据信号(例如,在基带内或作为载波的部分)。这样的传播信号可以采取各种形式中的任一个,包括但不限于电磁、光学或其任何适合的组合。计算机可读信号介质可以是不是计算机可读存储介质并且可以传递、传播或传输由指令执行系统、装置或设备使用或与之结合使用的程序的任何计算机可读介质。

[0134] 在计算机可读介质上实现的程序代码可以使用任何适当的介质发送,包括但不限于无线、有线线路、光纤线缆、RF等或前述内容的任何适合的组合。

[0135] 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以一个或多个编程语言的任何组合书写,所述一个或多个编程语言包括面向对象编程语言(诸如JAVA、Smalltalk、C++等)和常规过程性编程语言(诸如“C”编程语言或类似编程语言)。程序代码可以作为独立软件包(例如,app)在处理器110上完全地执行或者在处理器110上部分地并且在远程服务器上部分地执行。在后者情形下,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,或者可以对外部计算机做出连接,例如,使用因特网服务提供商通过因特网。

[0136] 上文参考根据本发明的实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或方框图描述本发明的各方面。将理解,流程图图示和/或方框图的每个框和流程图图示和/或方框图中的框的组合可以由计算机程序指令实施,所述计算机程序指令要全部或者部分地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上运行,使得指令创建用于实施流程图和/或方框图的一个或多个框中所指定的功能/动作的模块。这些计算机程序指令还可以被存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质可以引导包括便携式计算设备的心肺复苏引导系统以特定的方式运行。

[0137] 计算机程序指令可以例如被加载到便携式计算设备100上以使一系列操作步骤在便携式计算设备100和/或服务器120上执行,从而产生计算机实施的过程,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施在流程图和/或方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部分。

[0138] 应当注意,上文所提到的实施例图示而不是限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中,置于括号内的任何附图标记不应当被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除除权利要求中的

列出的那些外的元件或者步骤的存在。在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。可以借助于包括若干不同的元件的硬件实施本发明。在列举了若干模块的设备权利要求中,可以通过同一项硬件实现这些模块中的若干模块。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

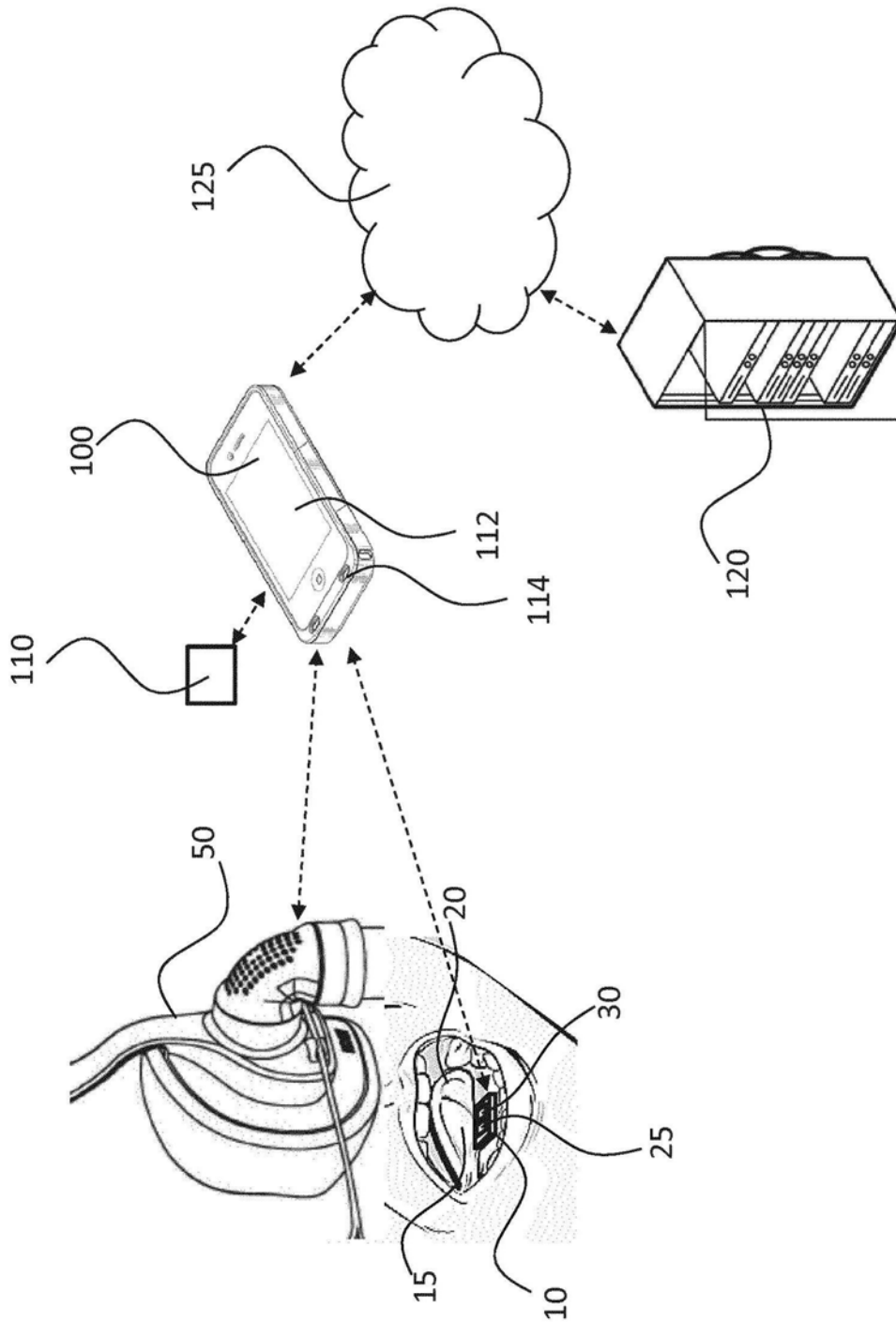


图1

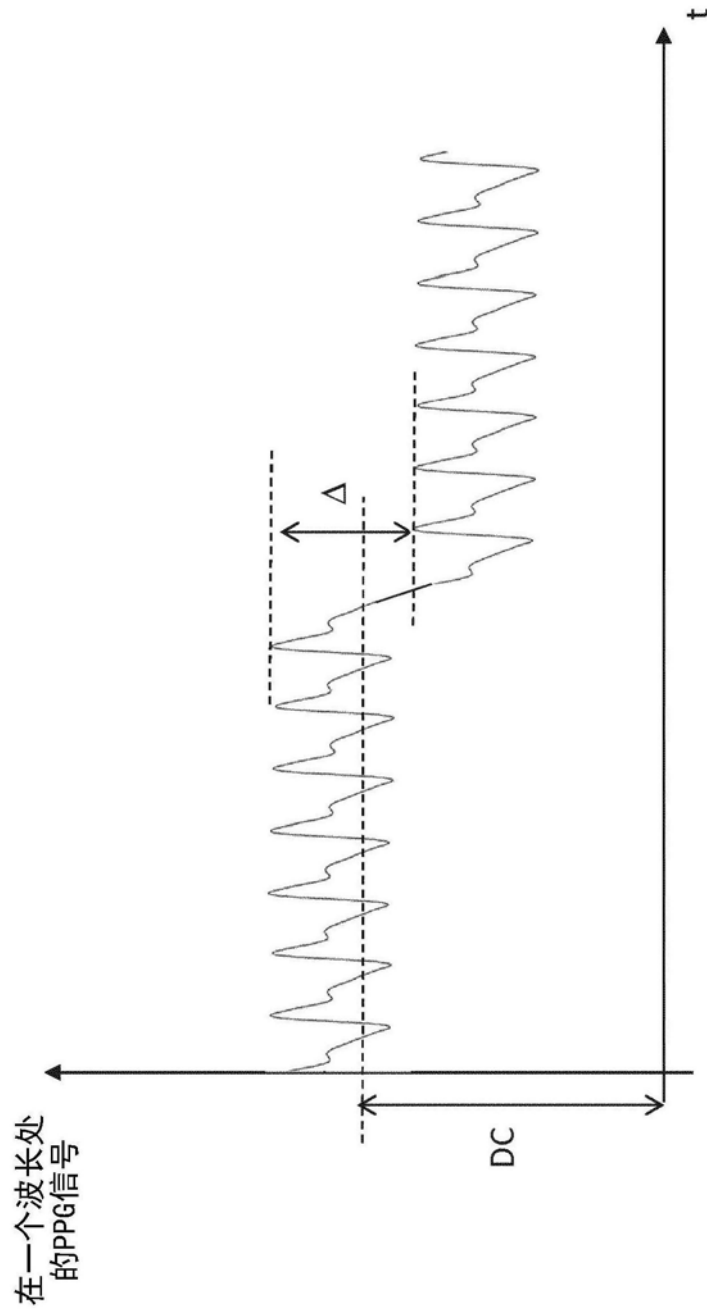


图2

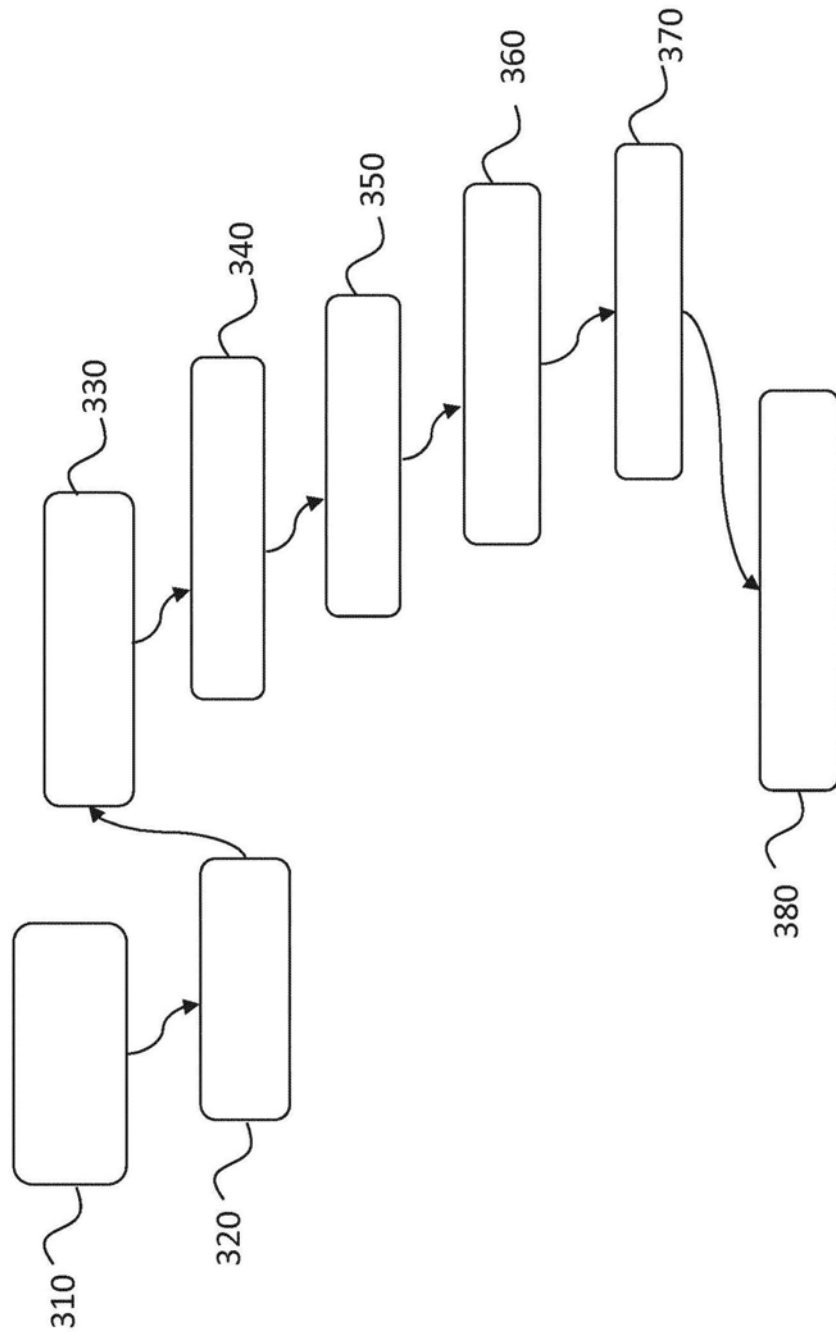


图3

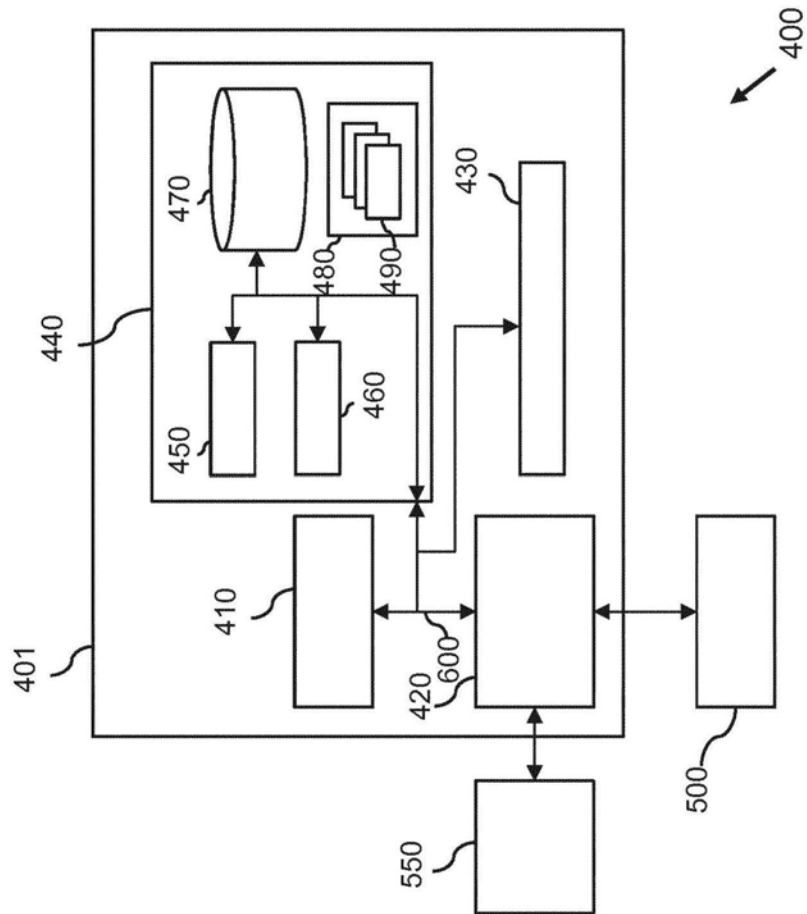


图4

专利名称(译)	患者监测		
公开(公告)号	CN110121297A	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201780079107.1	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	M P J 屈嫩 R拜泽梅尔 LJ辉基布雷格茨 J卡勒特		
发明人	M·P·J·屈嫩 R·拜泽梅尔 L·J·辉基布雷格茨 J·卡勒特		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00 A61M16/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/682 A61M16/00 A61M2230/205 A61M16/022		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016205203 2016-12-20 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提出了一种用于监测患者的心肺功能的概念。一种这样的概念采用光学传感器单元(10)，其用于响应于经由呼吸支持单元(50)提供的临时气道压力变化而感测来自患者组织的光。可以通过感测响应于临时气道压力变化的中心部位静脉中的血液体积的变化来获得人的静脉信息。

