



(43)申请公布日 2017.08.29

(72)发明人 R·E·格雷格 J·布雷亚

Diagram of a medical device 100 for cardiac monitoring. The device includes a central unit 102 connected to a bus 104 and 105. Leads 110c and 110d are connected to the bus via electrodes RA, LA, V1, V2, V3, V4, V5, and V6. The device also includes a lead 110b with electrodes 108 and 106, and a lead 112 with electrodes 108 and LL. The device is shown in a human torso outline.

1. 一种身体监测系统,包括:

一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b),其被配置为被设置于胸部(105)周围以检测呼吸期间的胸部扩张和收缩;

电子监测模块(102),其操作性地与所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带连接并且包括处理器,所述处理器被编程为使用所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带来计算呼吸;以及

模块保持器(104),其容纳所述电子监测模块并且将所述电子监测模块紧固到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带。

2. 根据权利要求1所述的身体监测系统,还包括:

心电图(ECG)电极(108),其被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)中,其中,当所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带被设置在对象周围时,所述ECG电极呈现在所述对象上的期望的ECG电极布局,所述ECG电极经由穿过所述系带的接线与所述电子监测模块(102)连接。

3. 根据权利要求2所述的身体监测系统,还包括:

肩带(110c、110d),其支持所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)中的至少一个;以及

经修改的左右臂ECG电极(108),其被附接到或被嵌入在所述肩带中。

4. 根据权利要求3所述的身体监测系统,还包括:

向下延伸的条带(112),其从所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)向下延伸;以及

经修改的左右腿ECG电极(108),其被附接到或被嵌入在所述向下延伸的条带中;

其中,被附接到或被嵌入在所述系带中的所述ECG电极包括ECG电极V1-V6,使得被附接到或被嵌入在所述系带(110a、110b)、所述肩带(110c、110d)中、以及所述向下延伸的条带(112)中的ECG电极形成Mason-Likar导联放置。

5. 根据权利要求2-4中的任一项所述的身体监测系统,还包括:

一个或多个加速度计(204),其与被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)中的所述ECG电极中的一个或多个集成。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的身体监测系统,还包括:

板载加速度计,其与所述电子监测模块(102)集成。

7. 根据权利要求1-4中的任一项所述的身体监测系统,还包括:

一个或多个加速度计(106),其被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)中并且经由穿过所述系带的接线与所述电子监测模块(102)连接。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的身体监测系统,其中,所述模块保持器包括柔性袋状物。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的身体监测系统,还包括:

ECG和加速度计中的至少一个,其与所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)集成;

其中,所述电子监测设备的所述处理器被配置为:

确定多个信号的加权平均值,所述多个信号表示从所述ECG和所述加速度计中的所述

至少一个以及从所述系带所生成的呼吸胸部扩张和收缩;并且

根据通过对针对所述加权平均值的所述多个信号的主成分分析所生成的融合信号来计算呼吸率。

10. 根据权利要求9所述的身体监测系统,其中,所述呼吸率测量包括以下中的至少一项:所述ECG中归因于心脏中的运动的QRS轴的变化;所述ECG上的膈肌噪声;通过ECG电极测量的躯干电阻抗中的改变;由所述加速度计测量的胸壁运动;以及归因于胸部扩张的电阻式或电感式带的改变。

11. 根据权利要求7-8中的任一项所述的系统,其中,所述电子监测模块(102)包括:显示器(414),经由所述显示器,所计算的呼吸率被显示给用户。

12. 一种身体监测系统,包括:

一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b);

心电图(ECG)电极(108),其被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带中;

电子监测模块(102),其被附接到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带并且经由穿过所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带的接线被附接到所述ECG电极,所述电子监测模块被编程为至少使用所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带来计算呼吸并且使用所述ECG电极来至少计算心率;以及

模块保持器(104),其被配置为容纳所述电子监测模块并且将所述电子监测模块紧固到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带。

13. 根据权利要求12所述的身体监测系统,其中,所述电子监测模块(104)包括板载加速度计,并且所述电子监测模块(102)被配置为基于加速度计信号来计算呼吸率。

14. 根据权利要求12-13中的任一项所述的身体监测系统,其中,ECG导联包括一次性导电粘附凝胶ECG电极附接部件(208)和可再用的ECG接线终端连接器(202),并且所述身体监测系统还包括:

加速度计(204),其被设置于所述一次性导电粘附凝胶ECG电极附接部件与所述可再用的ECG接线终端连接器之间。

15. 根据权利要求13-14中的任一项所述的身体监测系统,其中,所述电子监测模块(102)被配置为:

确定从所述ECG电极和所述加速度计导出的所有呼吸信号估计结果的加权平均值;

计算针对所有接收到的加权平均值的平均值;

使用主成分分析来创建针对所述加权平均值的权重;并且

根据由所述加权平均值所生成的周期性呼吸信号来计算呼吸率。

16. 根据权利要求12-15中的任一项所述的身体监测系统,还包括:

肩带(110c、110d),其支持所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)中的至少一个;以及

ECG电极(108),其被附接到或被嵌入在所述肩带中;

其中,被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带的所述ECG电极和被附接到或被嵌入在所述肩带中的所述ECG电极一起定义经修改的12导联ECG导联放置。

17. 根据权利要求16所述的身体监测系统,其中,所述一个或多个电阻式或电感式呼吸

系带(110a、110b)包括一个或多个向下延伸的扁平物(112),其中,ECG电极(108)被附接到或被嵌入在所述向下延伸的扁平物中以定义所述12导联ECG导联放置的LL和RL电极。

18.一种身体监测系统,包括:

可穿戴框架(110a、110b、110c、110d),其包括由肩带(110c、110d)支持的一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b);

心电图(ECG)电极(108),其被附接到或被嵌入在所述可穿戴框架中;

电子监测模块(102),其被配置为使用传感器来测量呼吸率和心率,所述传感器至少包括所述ECG电极和所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带;以及

模块保持器(104),其被配置为容纳所述电子监测模块并且将所述电子监测模块紧固到所述可穿戴框架。

19.根据权利要求18所述的监测系统,还包括:

加速度计(106、204),其被附接到或被嵌入在所述可穿戴框架中。

20.根据权利要求18所述的监测系统,其中,被附接到或被嵌入在所述可穿戴框架中的所述ECG电极形成经修改的12导联ECG导联放置。

通过包括集成带式传感器的设备中的多参数算法的呼吸率监测

技术领域

[0001] 以下总体涉及医学监测领域。其特别适于与用于监测和计算用户中的呼吸的设备一起使用并且将参考其进行描述。然而，本公开也将适用于其他领域。

背景技术

[0002] 医院中的准确并且可靠的患者监测对于向医学设施中的患者提供必要的护理而言是很重要的。医院、养老院和其他医学设施通常使用利用单个传感器或算法来测量呼吸率的系统或使用更不准确的方法（诸如对患者的呼吸的人工计数）。当呼吸率可以是患者的健康的下降的早期迹象时计算针对患者的最新呼吸是重要的。可以手动地（即，对视觉地观察的呼吸进行计数）或使用自动化设备（例如条带）来测量胸部扩张以测量呼吸率。然而，这些方法往往在低呼吸率处是不准的，笨重并且不便于使用并且可能受患者运动影响。

[0003] 另一已知方法是使用加速度计来测量胸部运动，其有利地具有比呼吸系带更小的形状因子。然而，基于加速度计的呼吸率监视器还可能受患者运动以及受加速度计在胸部上的精确放置影响。

[0004] 这些呼吸率监视器还可以干扰通常与呼吸监视器一起使用的其他患者监视器设备（例如心电图（ECG））。对于这些各种设备的接线可能变得混乱，并且通常使患者感到不便。这已经导致无线患者监视器的增加的使用，但是这些具有其自身的问题（诸如监测设备之间的串扰的可能性）和可能的无线信号干扰。缺少物理有线连接还可能使得难以验证无线患者监视器被正确地连接。

发明内容

[0005] 本公开克服当前呼吸测量和监测系统的上文所提到的缺点。

[0006] 根据一个方面，描述了一种身体监测系统。所述系统包括一个或多个电阻式或电感式呼吸系带，所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带被配置为被设置于胸部周围以检测呼吸期间的胸部扩张和收缩。电子监测模块操作性地与所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带连接并且包括处理器，所述处理器被编程为使用所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带来计算呼吸。模块保持器容纳所述电子监测模块并且将所述电子监测模块紧固到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带。

[0007] 根据另一方面，描述了一种身体监测系统，包括：一个或多个电阻式或电感式呼吸系带；心电图（ECG）电极，其被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带中；电子监测模块，其被附接到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带并且经由穿过所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带的接线所述ECG电极，所述电子监测模块被编程为至少使用所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带来计算呼吸并且使用所述ECG电极来至少计算心率；以及模块保持器，其被配置为容纳所述电子监测模块并且将所述电子监测模块紧固到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带。

[0008] 根据另一方面,描述了一种身体监测系统,包括:可穿戴框架,其包括由肩带支持的一个或多个电阻式或电感式呼吸系带;心电图 (ECG) 电极,其被附接到或被嵌入在所述可穿戴框架中;电子监测模块,其被配置为使用传感器来测量呼吸率和心率,所述传感器至少包括所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带和所述ECG电极;以及模块保持器,其被配置为容纳所述电子监测模块并且将所述电子监测模块紧固到所述可穿戴框架。

[0009] 一个优点在于基于额外的包含的患者数据的患者的呼吸率的经改进的监测和计算。

[0010] 另一优点在于经改进并且较不昂贵的监测设备。

[0011] 另一优点在于在由多个监测设备监测时的降低的患者不便。

[0012] 本领域技术人员在阅读和理解了以下详细说明之后,将领会到本发明的更进一步的优点。将理解到,可以通过特定实施例来实现这些优点中的零个、一个、两个或两个以上。

附图说明

[0013] 本发明可以采取各种部件和部件的设置以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。

[0014] 图1图示了身体监测设备系统的实施例;

[0015] 图2图示了被用于检测患者中的呼吸的加速度计和ECG电极的实施例;

[0016] 图3图示了指示用于计算患者的呼吸率的各种输入和输出的框图;并且

[0017] 图4图示了电子监测设备的实施例。

具体实施方式

[0018] 在本文中公开了在医学设施中时患者的呼吸率的更准确的计算和监测的经改进的患者监测系统。

[0019] 本系统可以使用在各种机构(诸如医院、医院和患者护理系统、诊所、养老院等)中。因此,为了讨论的简单起见,在以下中使用“医院”,“医院”将被理解为包括所有这样的医学机构。

[0020] 参考图1,示出了图示患者身体监测系统的一个实施例的框图。身体监测系统100包括:一个或多个呼吸率监测系带110a、110b;支持肩带110c、110d,其辅助支持至少上监测系带110a;电子监测模块102;以及模块保持器104,其被附接到容纳和保持监测模块102的上监测系带110a。所述一个或多个呼吸系带110a、110b是与睡眠研究期间通常使用的呼吸监测系带类似的柔性带。所述呼吸系带可以通过伸展来测量患者的呼吸的电阻式带。在替代方案中,呼吸系带还可以是通过增加或减小环绕患者的系带内的面积来测量患者的呼吸的电感式系带。在这两种情况下,系带110a、110b被设置在对象的胸部105周围并且检测胸部的扩张和收缩。模块保持器104中的电子监测模块102的重量在系带110a上产生力;支持肩带110c、110d帮助对抗该力。

[0021] 监测系统100有利地将心电图仪与呼吸监测器集成。为此,一个或多个系带110a、110b和支持肩带110c、110d包括附接或嵌入的心电图 (ECG) 电极,并且电极接线穿过系带110a、110b和肩带110c、110d因此形成与监测模块102电气连接的ECG导联线束。电子监测设备102的电子处理器被编程为基于从呼吸率测量系带110a、110所接收的信号来计算患者的

呼吸率,并且还编程为使用ECG电极108来采集ECG迹线。在一个实施例中,电子监测系统102被编程为包括以下功能中的全部或一些。测量高分辨率ECG (500sps或更好的采样率、5 μ V或更好的分辨率)、测量高分辨率身体阻抗和针对电阻式或电感式(一个或多个)呼吸系带的输入。输入可以是用于无线电连接带的模拟输入或无线电链路。除被包括在系统100中的ECG电极108之外,系统还可以包括加速度计106。加速度计106可以与ECG导联线束108集成,使得加速度计和ECG电极108的有线连接被组合以形成单个束。替代地,加速度计可以被建造到监测模块102中——因为模块保持器104针对躯干105稳固地保持监测模块102,其在适当的位置以采集指示胸部运动的加速度计数据。虽然加速度计106在图1中被示出为分立的元件(或可以与监测模块102集成),但是在一些实施例中,一个、一些或全部ECG导线的末端包含位于ECG电极108上的加速度计(参见图2)。多个加速度计允许针对呼吸期间的胸壁运动的更好的模型以及针对身体姿势(诸如躺下、就坐、站立或行走)的更好—并且同时的—模型的确定。

[0022] 模块保持器104是袋状物(pouch)或其他容器,其将电子监测模块102稳固地保持到患者的胸壁,使得电子监测模块102在呼吸期间随着胸部运动。模块保持器104还附接到一个或多个呼吸系带并且起作用为保持电子监测模块102,而同时地测量随着呼吸的胸部扩张和收缩。

[0023] 说明性身体监测系统100提供许多协同益处。在常规12导联ECG电极模式中,导联V1-V6近似水平地沿着胸部延伸,而肢体导联LA、RA、LL、RL相应地被放置在左臂、右臂、左腿和右腿上。然而,肢体导联特别地对于患者而言是非常不便的,并且因此经修改的导联放置是已知的(诸如Mason-Likar导联放置(参见图2)),其将肢体导联移动为更接近胸部,例如,在Mason-Likar导联放置中LA和RA被移动到肩膀,而LL和RL被向上移动到腹部。如在图1中可见,通过将针对导联V1-V6的电极108附接或嵌入在呼吸系带110a、110b中、将针对左和右(经修改的)臂导联LA、RA的电极附接或嵌入到肩带110c、110d中并且提供远离下带110b向下延伸的一个或多个扁平物112以提供左和右(经修改的)腿导联LL、RL在身体监测系统100中容易地实现该导线布局的近似。当包括一个或多个系带110a、110b和肩带110c、110d的可穿戴框架被放置到患者上时,自动地实现将这十个电极108放置在其适当的位置。如果一个或多个加速度计还被附接到或被嵌入在该可穿戴框架中(可能地与电极108集成,如稍后参考图2所描述的),那么这些加速度计还精确地被放置在已知的位置处。所有电气接线方便地穿过框架110a、110b、110c、110d到电子监测模块102,所述电子监测模块102由模块保持器104稳固地保持到患者的胸壁,并且在患者非紧固时对于该模块102的重量的支持由肩带110c、110d提供。

[0024] 进一步参考图2,示出了示出Mason-Likar导联放置的ECG电极V1-V6、LA、RA、LL、RL的胸部图解200以供参考。与图1的相比,图示了导联位置与利用说明性身体监测系统100的框架元件110a、110b、110c、110d可实现的布局的匹配。如在图2中进一步所指示的,加速度计204可以被集成在粘附到胸部105的一次性导电粘附凝胶ECG电极附件部分208与可再用的“搭锁式(snap-on)”ECG接线终端连接器202之间。插入的加速度计204可以将加速度计数据无线地发射到电子监测模块102,或者可以被集成206到ECG电极连接器202与ECG接线形成双接线束:一个接线承载ECG信号并且另一个承载加速度计数据。在有线实施例中,监测模块102可以直接地识别加速度计放置,因为其信号被承载于与已知其放置的ECG电极相

关联的接线上。在无线实施例中,适合的位置报头可以被包括在无线传输中。

[0025] 图1的ECG有利地使用Mason-Likar导联放置来提供12导联ECG迹线。因此,ECG可以提供由具有完整的12导联ECG信号集可能做出的高级心电图分析。在一些实施例中,电子监测模块102被编程为提供这样的分析;然而,在最低限度上,ECG提供心率数据。

[0026] 返回参考图1并且还参考图3,电子监测模块102的处理器任选地被编程为通过组合许多方法来确定患者的呼吸率。电子监测模块102从(一个或多个)呼吸系带110a、110b、加速度计106和ECG电极108接收测量结果输入,并且基于这些输入的组合来测量和报告患者的呼吸率。电子监测模块102考虑以下输入:来自归因于膈移动心脏的ECG电极输入的QRS轴中的变化;在ECG电极中出现的膈肌噪声;通过被施加到ECG电极的小高频交变电流和跨ECG电极的电压所测量的躯干电阻抗的变化;由加速度计所测量的胸壁运动;以及在电阻式或电感式带中,归因于由于呼吸的胸部扩张和收缩的该改变。在所有情况下,来自所测量的量的变化的样本构成表示呼吸的周期性吸气和呼气的数字信号。图3示出了用于呼吸计算的输入以及各种算法和输入如何相互作用的框图300。当(一个或多个)系带110a、110b伸展或膨胀时,(一个或多个)系带110a、110b将输入信息发送到电子监测模块102指示电压改变信息。该信息被用于确定要么归因于胸部扩张的带的总体伸展要么归因于带的膨胀的内部带上的张力308。电子监测设备102还从被定位在电子监测模块102中或系带110a、110b之一上的(一个或多个)板载加速度计106接收输入。当患者呼吸时,加速度计测量归因于胸部扩张或紧缩的患者的胸部的总体运动310。加速度计的位置中的总体改变被发送到电子监测模块102作为XYZ位置改变的坐标并且被用于计算患者的胸部的三维(3D)运动。最后地,被定位在一个或多个系带110a、110b和肩带110c、110d上的ECG电极108将ECG电压信息和阻抗信息发送到电子监测模块102。该信息被用于计算轴向差(Axis Delta)改变312和阻抗改变314。虽然每个单独的呼吸率测量方法308、310、312、314可以隔离地被用于计算患者的呼吸率,但是在图3的方法中,上文所描述的方法中的两个或两个以上被组合以确定呼吸率。方法308、310、312、314中的两个、三个或所有四个的任何组合可以被用于通过融合测量结果来产生鲁棒的呼吸信号。电子监测设备100在使用所有可用的呼吸参数(包括ECG导出的呼吸、基于阻抗的呼吸、基于加速度计的呼吸和胸带呼吸的完整集合或子集)的融合操作318中计算患者的呼吸率。将呼吸信号组合为单个代表性信号的一种可能方式是通过周期性主成分分析。最大的分量将是真实信号的估计,而其他分量将是噪声分量。

[0027] 参考图4,示出了电子监测模块102的适合的架构。监测模块102包括具有嵌入式操作系统404的存储器402。嵌入式操作系统404从带、ECG电极和加速度计接收患者测量结果。各种输入406、408、410由操作系统404存储和使用。使用以上输入406、408、410中的至少两个或更多来计算得到的患者呼吸。融合算法(Fusion Alg)RESP模块412从存储器检索输入并且计算得到的呼吸。

[0028] 可以用各种方式对袋状物或其他模块保持器104进行配置。在一个方法中,模块保持器104包括监测设备滑入到其中的适形套管,以及套管的底部处的电气连接器,监测模块102的配对电气连接器接合到套管的底部处的所述电气连接器内以与ECG、呼吸系带和加速度计做出同时电气连接(如果其具有有线连接)。电子监测模块102优选地包括显示器414,经由所述显示器414,所计算的呼吸率被显示给用户。

[0029] 已参考优选的实施例描述了本发明。他人在阅读并且理解前述详细说明之后可以

进行修改和变型。本发明旨在被理解为包括所有这样的修改和变型，只要其落入权利要求或其等价方案的范围之内。

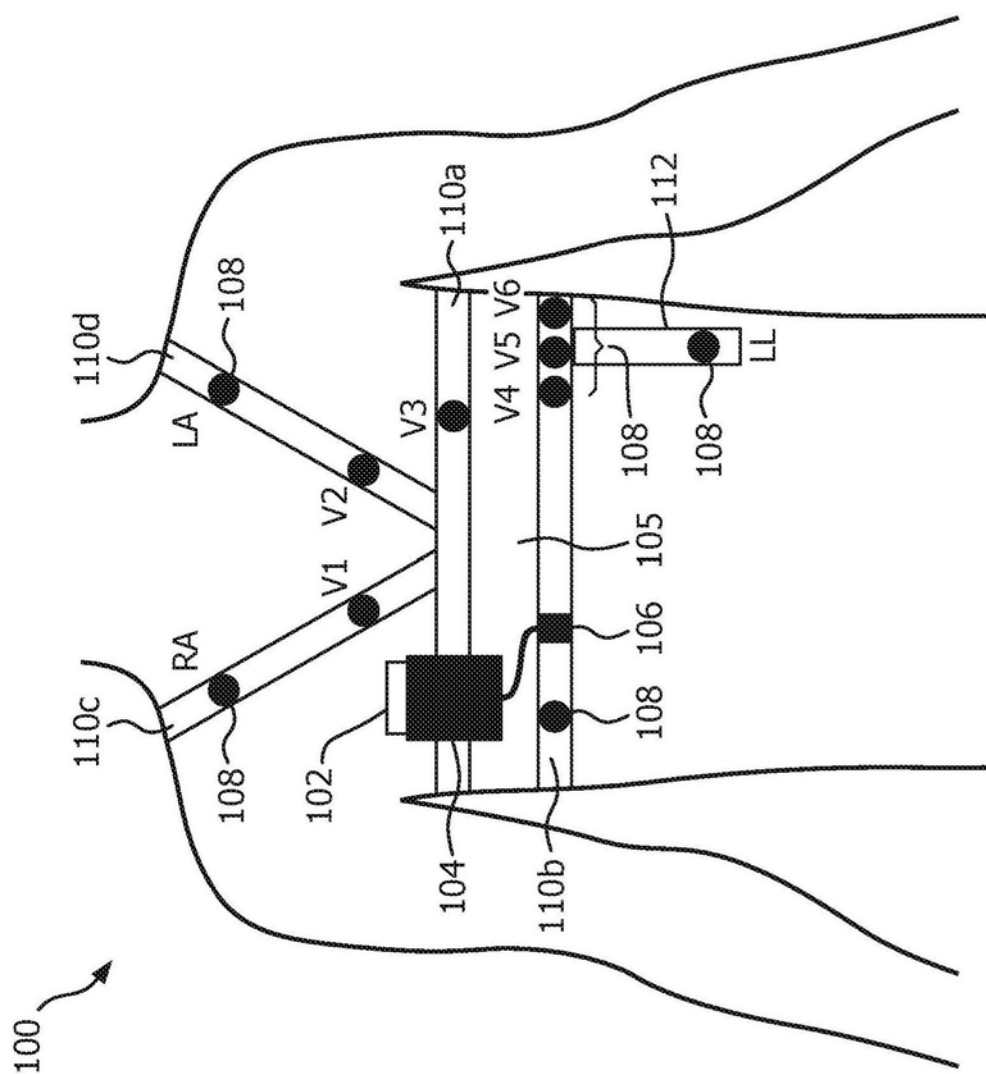


图1

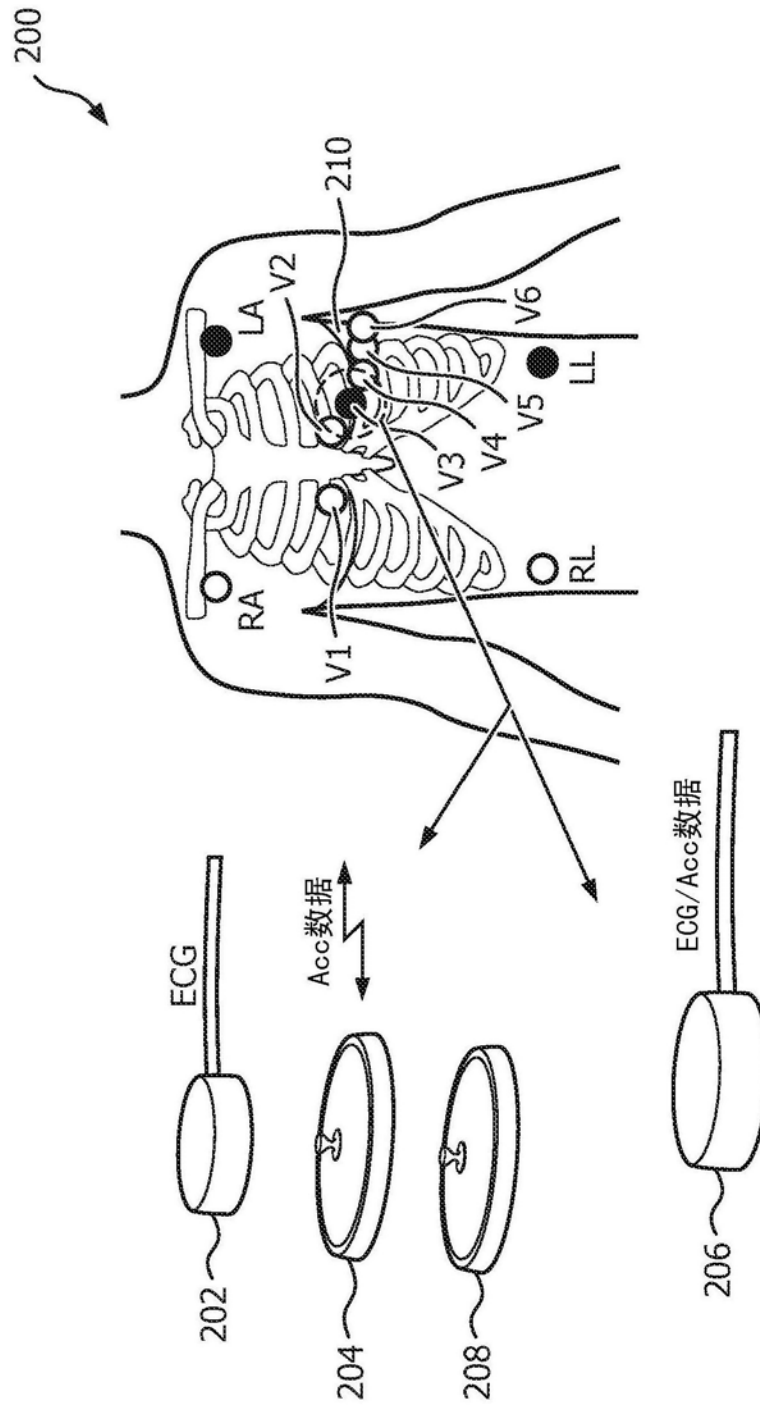


图2

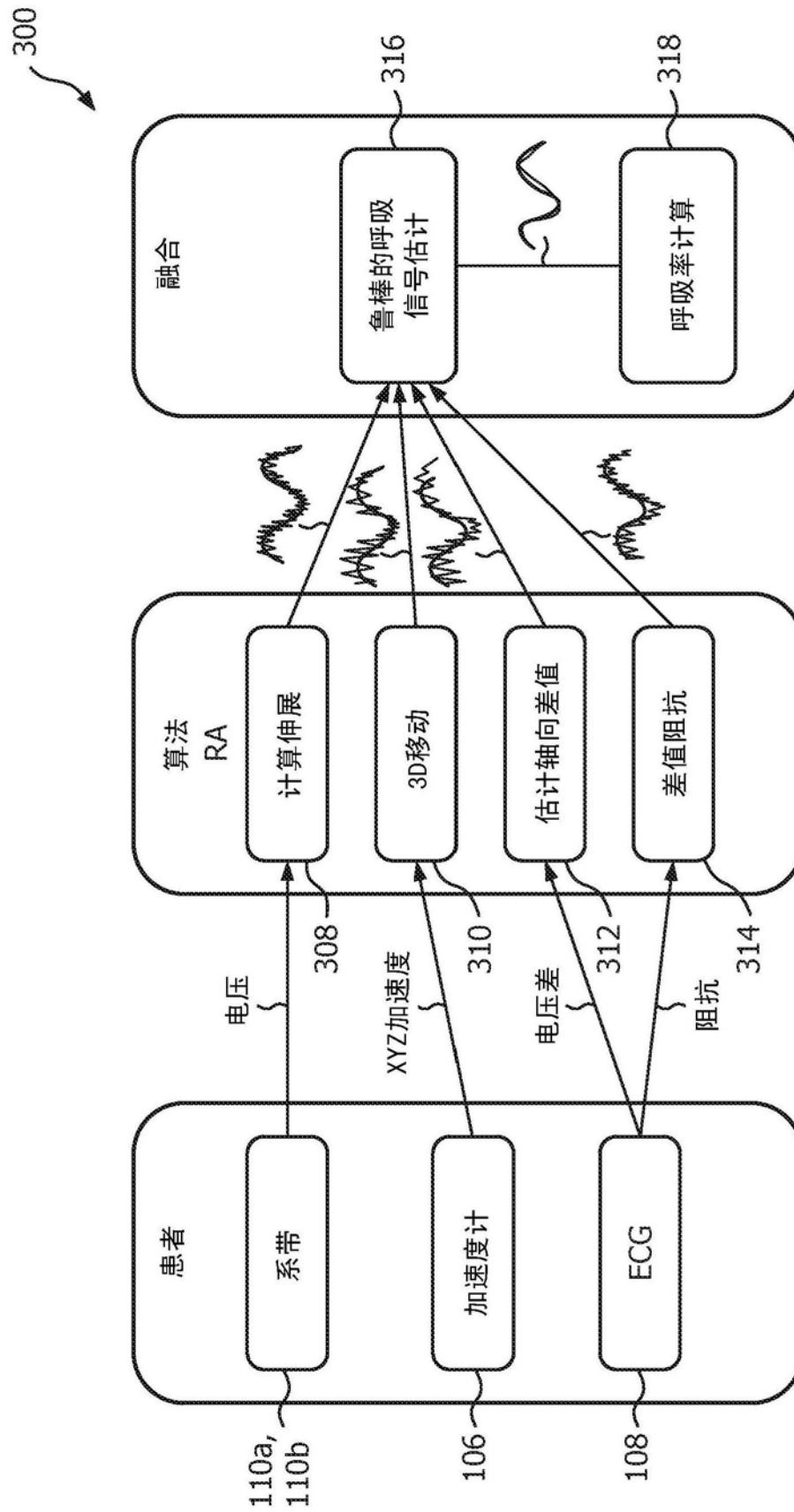


图3

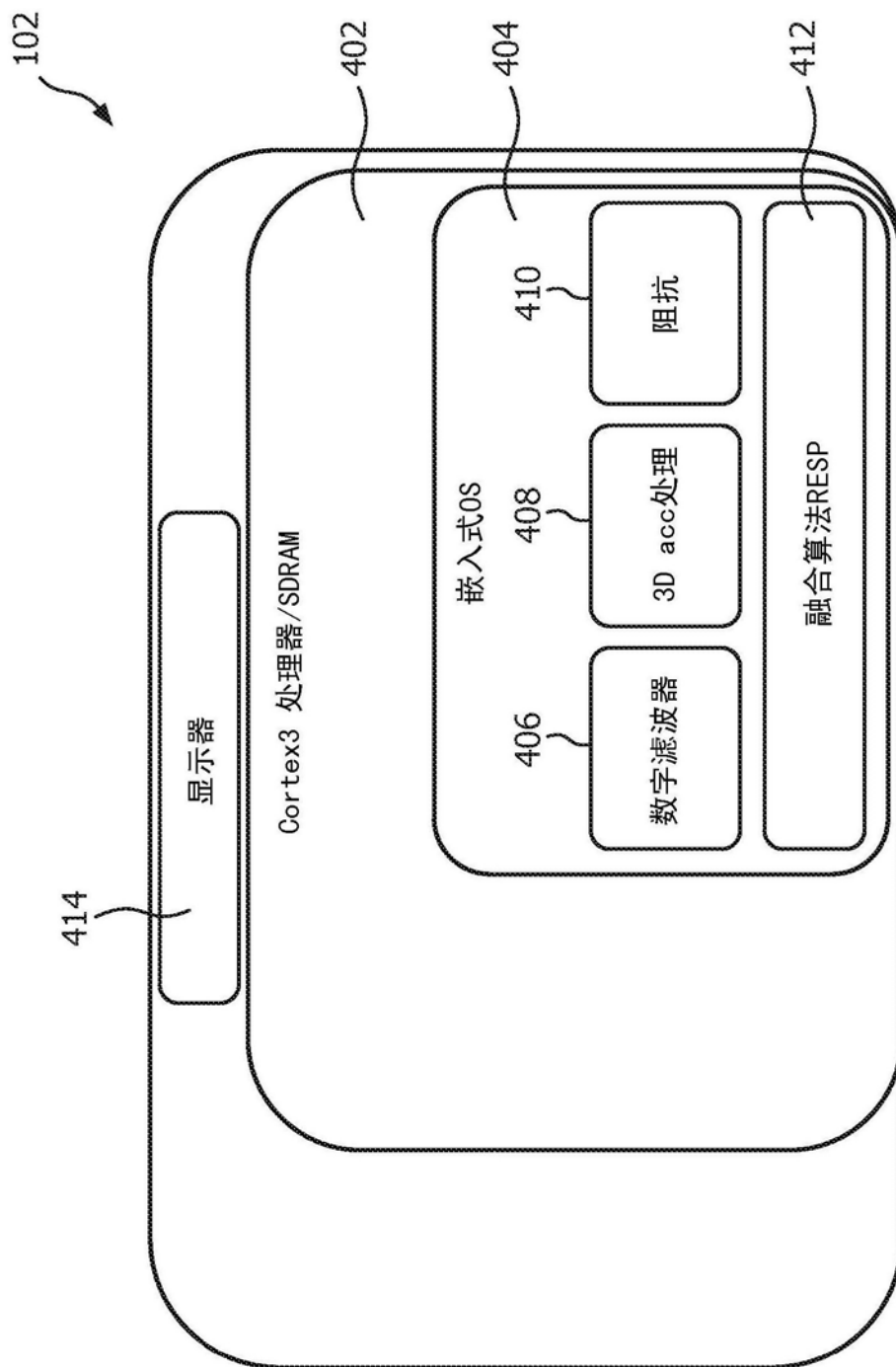


图4

专利名称(译)	通过包括集成带式传感器的设备中的多参数算法的呼吸率监测		
公开(公告)号	CN107106049A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580068581.5	申请日	2015-12-07
[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	RE格雷格 J布雷亚		
发明人	R·E·格雷格 J·布雷亚		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0408 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/04085 A61B5/0816 A61B5/1135 A61B5/6823 A61B5/6831 A61B5/0245 A61B5/04286 A61B5/053 A61B5/7278 A61B5/742 A61B2562/0219		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/091660 2014-12-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种用于监测和测量患者的呼吸的身体监测系统。所述系统包括：一个或多个电阻式或电感式呼吸系带(110a、110b)；具有处理器的电子监测设备(102)，所述处理器被编程为计算呼吸；以及模块保持器(104)，其用于容纳所述电子监测设备并且将所述电子监测设备紧固到所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带。所述系统还包括心电图(ECG)电极(108)，所述心电图电极被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带中。所述ECG电极经由穿过所述系带的接线与所述电子监测模块(102)连接。所述系统还可以包括加速度计(204)，所述加速度计与被附接到或被嵌入在所述一个或多个电阻式或电感式呼吸系带中的所述ECG电极中的一个或多个集成。

