



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104755016 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 01

(21) 申请号 201380052751. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 03

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/08(2006. 01)

61/711, 290 2012. 10. 09 US

A61B 5/022(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 04. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/059091 2013. 10. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/057399 EN 2014. 04. 17

(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·米尔施泰夫

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

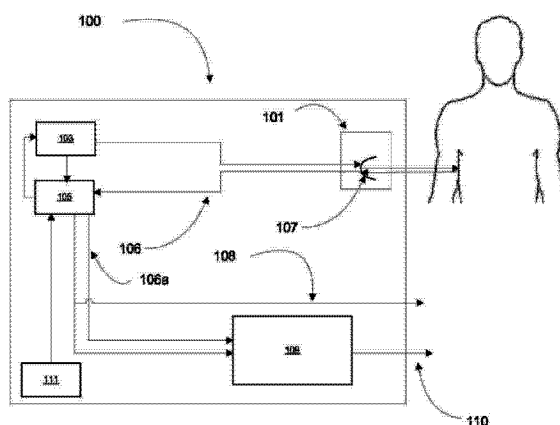
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

用于呼吸率测量的系统和方法

(57) 摘要

公开了一种用于监测对象的呼吸率的设备(100)。换能器(107)向对象的胸部辐射能量,并接收反射的能量。分析器(105)接收对应于所述反射的能量的信号。由于因呼吸造成的所述对象的所述胸部关于所述换能器的运动,所述反射的能量已经历了多普勒频移。所述分析器(105)分析所述信号,以通过测量所述信号的周期性和所述信号的每单位时间循环次数中的至少一个,来计算所述呼吸率。在优选的实施例中,所述换能器(107)被设置在血压计袖带中或血压计袖带上,以向所述对象的所述胸部辐射能量,并接收被所述对象的所述胸部反射的能量。



1. 一种用于监测对象的呼吸的设备 (100), 所述设备包括:

换能器 (107), 其被布置为被佩戴在所述对象的手臂上, 所述换能器被布置用于向所述对象的胸部辐射能量并接收被所述对象的所述胸部反射的能量;

分析器 (105), 其被操作性地耦合到所述换能器 (107), 所述换能器 (107) 被布置用于在所述分析器的控制下辐射能量, 所述分析器被布置用于处理从所述换能器接收的信号, 以根据由所述换能器接收的所反射的能量的多普勒频移来确定所述对象的呼吸率。

2. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其中, 所述换能器 (107) 包括超声换能器或天线。

3. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 还包括用于监测所述对象的血压的血压计袖带 (101), 所述袖带 (101) 能够被机械耦合到所述换能器 (107)。

4. 如权利要求 3 所述的设备 (100), 其中, 所述换能器 (107) 被集成到所述血压计袖带 (101) 中。

5. 如权利要求 3 或 4 所述的设备 (100), 其中, 所述血压计袖带 (101) 还能够被电耦合到所述分析器 (105), 所述血压计袖带 (101) 被布置用于响应于从所述分析器 (105) 接收的另外的信号而监测所述对象的血压。

6. 如权利要求 5 所述的设备 (100), 其中, 所述分析器 (105) 还被布置为从所述血压计袖带 (101) 接收关于所监测的血压的数据。

7. 根据权利要求 3 至 6 中的任一项所述的设备 (100), 其中, 所述分析器 (105) 被布置用于与所述换能器 (107) 或所述袖带 (101) 或两者进行无线通信, 以允许对所述对象的远程监测。

8. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其中, 所述分析器 (105) 还被配置用于从换能器信号中识别至少一个呼吸相位, 并且被配置用于计算所识别的相位的持续时间和幅度中的至少一个。

9. 如权利要求 1 所述的设备 (100), 其中, 所述分析器 (105) 还被配置用于在预定时间段和预定先前循环次数中的至少一个上, 对以下中的至少一项求平均: 呼吸的周期性、每单位时间呼吸的循环次数、相位的持续时间、以及相位的幅度。

10. 如权利要求 9 所述的设备 (100), 其中, 所述分析器 (105) 还被配置用于使用处于预定的上极限值和下极限值内的当前值或者处于当前平均值的预定倍数内的值, 用于计算随后的平均值。

11. 如权利要求 10 所述的设备 (100), 其中, 所述分析器 (105) 被配置用于将所述周期性、所述每单位时间循环次数、一个或多个相位的所述持续时间以及一个或多个相位的所述幅度中的至少一个与针对那些值中的每个的至少一个阈值进行比较, 用于生成警报信号。

12. 如权利要求 2 所述的设备 (100), 其中, 所述辐射能量的频率为至少 1GHz, 优选在 20GHz 与 30GHz 之间, 并且最优选为 24GHz 的量级。

13. 如权利要求 2 所述的设备 (100), 其中, 所述辐射能量是具有至少为 40kHz 的频率的超声能量。

14. 一种监测对象的呼吸率的方法 (200), 所述方法包括以下步骤:

设置步骤 (213), 其将换能器设置在对象的手臂上, 用于向所述对象的胸部辐射能量并接收被所述对象的所述胸部反射的能量;

分析步骤 (215), 其分析从所述换能器接收的信号, 用于根据所述换能器信号中的多普勒频移来确定所述对象的呼吸率。

15. 如权利要求 14 所述的方法 (200), 其中, 所述设置是通过将所述换能器机械耦合到血压计袖带或者集成到血压计袖带中来进行的。

用于呼吸率测量的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明属于对人类对象的呼吸率的测量与监测领域。

背景技术

[0002] 许多生理参数被测量用以评估人的健康状态。在患者在医院并且尤其是在重症监护单元 (ICU) 的情况下, 生理参数是在连续的基础上测量的, 以监测患者的健康状态的变化。这么做是为了确保在健康状态恶化的情况下 (尤其是当恶化可能危及生命时) 及时的医学干预。

[0003] 所测量的重要参数之一是呼吸率, 也称呼吸率。在低敏锐度设置中最常用的方法是观察患者的胸部在呼吸期间的起落, 并且对吸入和呼出循环 (用时钟计时) 的次数进行计数。这在患者因呼吸窘迫而具有不规则的或浅慢的呼吸时是有问题的。

[0004] 自动测量呼吸率的设备和方法是本领域已知的, 使用不同类型的换能器。那些方法中的一些是阻抗容积描记术、二氧化碳图 (主要用在 ICU 中) 和在睡眠研究 (多导睡眠图) 中的感应式胸容积描记术 (RespiBand™)。所有这些方法都需要由受训人员将传感器定位患者的身体上或其他地方。

[0005] 公开的专利申请 US20100222687 (其被受让给与本申请相同的受让人) 公开了一种使用多个多普勒雷达的方法, 多普勒雷达被设置在座椅安全带上或被集成到座席安全带中, 用于监测坐在机动车辆的座椅上的人的生命体征。所公开的方法以不引人注目的方式监测坐在机动车辆里的人的生命体征, 例如心率和呼吸率。

发明内容

[0006] 存在着对于测量患者的呼吸率的设备和方法的需要, 用于克服或缓解现有技术的问题中的一个或多个。该需要利用权利要求 1 中限定的用于测量对象的呼吸率的设备来解决。

[0007] 这样的设备可以具有以下优点, 即其可以不需要技术人员手动测量呼吸率。另外, 其可以不需要技术人员将传感器定位到患者附近。由于所述设备测量呼吸率, 因此数据可以被存储、或被传输到系统用于进一步处理或者与其他测量的参数一起被用于做出决策或用于发出警报。

[0008] 另外, 通过如权利要求 14 中限定的方法, 解决了对测量对象的呼吸率的这样的方法的需要。

[0009] 一般, ICU 中使用的患者监测器使用血压计袖带 (除其他以外) 来测量对象的 BP。因此所公开的方法可以提供以下优点, 即其使得方便地将换能器设置在袖带中, 并且在袖带被对象佩戴后, 即实现了对对象的呼吸率的测量, 而无需对单独的换能器的任意额外定位。

附图说明

[0010] 参考以下附图详细描述了所公开的设备 and 所公开的方法的 these 及其他方面, 其中:

[0011] 图 1 是所公开的设备示意图;

[0012] 图 2 是所公开的方法图示; 以及

[0013] 图 3 是所公开的设备在使用中的表示。

具体实施方式

[0014] 图 1 是所公开的设备 100 的示意图。换能器 107 向对象的胸部辐射能量。换能器 107 也接收被对象的胸部反射的能量。由于对象的胸部因对象的呼吸而移动, 因此所反射的能量的频率经历多普勒位移。分析器 105 接收信号 106 (后文中被称作换能器信号), 其对应于被换能器 107 接收的所反射的能量。分析器 105 分析换能器信号 106, 并确定对象的呼吸率。

[0015] 为了更好地描绘该设备及其过程, 振荡器 103 产生在预定频率的能量, 并驱动换能器 107。所述换能器优选为将高频能量转化成对应的电磁辐射或者反之的天线, 或者将电能转化成预定频率的超声能量或相反的超声换能器。在后文的描述中, 为了容易描述, 将仅涉及它们中的一种, 即电磁波。要理解, 加上必要的变更, 所述描述也适用于超声波。然而, 如果有例外, 将在合适的地方陈述关于两种形式的能量的差异。

[0016] 利用固定的换能器, 如果能量被固定的目标反射, 则其中没有要被解调的信息。然而, 在本发明的情况中, 反射表面是对象的胸部的表面——其与对象的呼吸同步移动, 所述移动的至少部分将在与辐射的方向平行的方向。因此, 所反射的能量的频率经历多普勒位移。分析器 105 可以解调换能器信号 106。换能器信号 106 或解调信号 106a 呈现对运动速度、运动幅度以及胸部与传感器之间的距离的复杂相关性。通过使用合适的现有技术信号处理, 能够从换能器信号 106 或解调信号 106a 获得对象的呼吸率。

[0017] 分析器 105 分析所述信号, 以在解调信号 106a 中确定对应于完整呼吸循环的模式。其识别至少每个完整循环——包括一次吸入和一次呼出——的开始和结束。

[0018] 分析器 105 确定针对每个循环的时间段或每个循环内的模式的时间段和幅度, 或者对在给定时间段内的完整循环的次数进行计数。循环内的模式可以对应于吸入相位、呼出相位以及它们之间的暂停 (如果有的话)。众所周知, 为了测量低频率, 计算每个循环的时间段的方法更准确。时间段的倒数乘以六十得到对象的呼吸率, 单位是每分钟呼吸次数, 这是针对呼吸率的最常用单位。适当地输出 108 由分析器 105 确定的呼吸率和其他值。

[0019] 在一个实施例中, 分析器 105 通过对换能器信号 106 或解调的换能器信号 106a 进行傅立叶分析, 来计算呼吸率。由于能够消除或抑制噪声的影响, 因此这对于准确测量可以是有利的, 消除了对确定循环的开始或结束点的需要, 并籍此减少或甚至消除了其中的模糊性。

[0020] 在一个实施例中, 所述设备可以以适合被显示在监视器 109 上的方式输出解调信号 106a。在另一优选的实施例中, 可以通过合适的用户接口 111, 将针对各个测量值的极限值 (例如呼吸率, 或针对一次呼吸的时间 (完整循环)、针对每次吸入和每次呼出的时间等等) 输入到所述设备, 并且每当个体值越过极限值, 即可以由所述设备发出指示或警报 110。要理解, 所述指示可以是声音的或视觉的或视听的警报。在一个实施例中, 可以有

线或无线方式将一个或多个输出（例如呼吸率、呼吸的相位的持续时间和幅度等）输出到中央监视单元或床边单元或中央资料库，用于存储对所监测的值或在发出警报时的事件的记录。

[0021] 由于呼吸是个自然生理现象，因而在循环之间的每个循环的时间上可能存在大的变化。因此，如果显示如上所述计算的呼吸率，则监视器 109 上的显示可以相当迅速地改变，并因此可能混淆或难以阅读。因此，输出 108 可以是预定数目的呼吸循环的移动平均，用于显示单元来显示。备选地，可以显示逐个循环的呼吸率和移动平均两者。有时，对象自愿或非自愿地做了个比正常情况更长的呼吸。在一个实施例中，当这样的事件发生时，可以将这样的非常长的循环从对平均的计算中去除掉。

[0022] 在一个实施例中，换能器 107 被设置在血压计袖带 101 上，如图 1 中所示。换能器可以可释放地可耦合到袖带，例如使用钩环紧固件。尽管袖带被示为在距对象的图解表示的上臂一距离处，但要理解，袖带 101 按规定被缠绕或适当地放置在对象的上臂上。换能器 107 被设置在袖带上，从而在使用中，当袖带被对象按规定佩戴时，能量的辐射的方向基本上朝着对象的胸部。当所辐射的能量遇到对象的胸部时，能量中的至少部分被胸部反射，并且所反射的能量中的至少部分被换能器 107 检测到。

[0023] 图 3 示出袖带 101、被设置在袖带 101 上的换能器 107，袖带 101 被对象按规定佩戴。在该实施例中，呼吸率测量设备和基于血压计袖带的血压测量设备可以是两个独立的器械。在一个实施例中，根据权利要求 1 的设备和血压测量设备被装在相同的外壳中。其可以具有显示血压和呼吸率两者的显示器。在这样的情况中，天线可以被有利地设置在要被监测的对象佩戴的袖带中，从而在相对于对象的胸部定位换能器时不需要特殊照护。

[0024] 现在参考图 2 详细描述所公开的方法 200。所述方法包括如下步骤。在设置步骤 213 中，换能器被设置在对象的手臂上。在分析步骤 215 中，分析从换能器接收的信号以确定对象的呼吸率。

[0025] 由于，当对象呼吸时，胸部与呼吸同步地扩张和收缩，因此胸部在呼出和吸入期间分别远离换能器或向着它移动。所述移动产生辐射能量的频率的位移。所述频移（多普勒频移）在呼出期间是负的——低于辐射频率的频率，并且所述位移在吸入期间是正的。所述位移的幅度与胸部相对于换能器的移动的速率成比例。

[0026] 在分析步骤 215 中，确定信号的至少一个时间模式。这可能意味着可以确定信号中表示吸入相位或呼出相位以及在它们之间的暂停（如果有的话）的部分。至少可以确定呼吸的完整循环。这意味着，可以确定完整呼吸循环的起始点和结束点。这也能意味着可以确定两次连续呼吸循环的起始点。

[0027] 备选地，也能够通过对接收到的信号的傅立叶分析来计算呼吸率。这对于准确测量可以是有利的，因为能够更容易地消除噪声的影响，减少在确定循环的开始或结束时的模糊性。

[0028] 测量所确定的完整循环的时间持续。该测量时间的倒数乘以六十得到单位为每分钟呼吸次数的呼吸率。一般地，通过对在某个时间段中循环的数目进行计数来测量较高的频率，并且计算以 Hz 为单位的频率。但针对缓慢或长持续时间现象，优选的是测量每个循环的时间持续，并计算为合适单位（例如 Hz 或每分钟循环次数）的频率。

[0029] 适当地输出所测量的值或基于那些测量结果计算的另外的值。能够以字母数字显

示的形式,或者利用光或声音-视觉显示等等,以及它们的组合,来显示所述输出,并且这不被视为对所述方法的该描述的部分。

[0030] 下面解释使用多普勒执行测量所需要的基本方程:

[0031] 由如下方程 1 给出针对单个目标的多普勒信号——其是对对象的胸部的良好近似:

$$[0032] \quad x(t) = a(t) \cdot \cos(\Theta(t))$$

[0033] 其中,能够假设幅度 $a(t)$ 是常数 $a(t) = a_0$, 因为我们仅考虑因呼吸和跳动的的心脏引起的小的距离改变 ($\sim \text{cm}$), 而无视大的对象移动。以上方程中的相位项能够由如下的方程 2 表达:

$$[0034] \quad D(t) = \frac{4\pi}{\lambda} \left(\Xi + \sum_{k=1}^4 \int_0^t v_k(t') dt' \right),$$

[0035] 其中, λ 是发射波的波长,并且 Ξ 是针对 $t = 0$ 的传感器-胸部距离。总和由 4 项组成:呼吸运动引起的(在 0.1Hz-0.8Hz 幅度 A 为 5mm-30mm)、跳动的心脏引起的(通常在 0.5Hz-3Hz < 5mm)、患者的全身运动,以及——如果适用的话——传感器自身的移动。

[0036] 针对仅有呼吸运动和对相位项的完美估计的理想测量情况,等式 (2) 约简为:

$$[0037] \quad D(t) = \frac{4\pi}{\lambda} (\Xi + x(t))$$

[0038] 其中, $s(t)$ 是从 $t = 0$ 开始胸部的位移。

[0039] 在所述方法的一种变体中,所显示的呼吸率是预定数目的先前循环的移动平均。在一种变体中,基于最新完整循环的当前呼吸率和如上所述的移动平均两者被一起显示。在一种变体中,输出包括在所测量的或计算的参数中的任意超过预定阈值或与预定阈值相交时的警报。

[0040] 在所述方法的一个实施例中,换能器被设置在血压计袖带中。在一个实施例中,换能器可以作为组成部分被集成到袖带中。由于袖带在对象的手臂上具有预定义的位置和应用取向,因此换能器也可以被如此耦合或集成到其中,使得当袖带被恰当地应用到对象的手臂时,换能器处于对于对呼吸率的测量而言相对于对象的胸部的合适位置。

[0041] 所述方法到目前为止已被描述为基于袖带的血压计与呼吸率的组合。然而要理解,所述方法可以被采用或实践为对(例如在 ICU 或任意其他照护设施中)监测对象的各种其他参数的监测设备或系统的附属,或者该监测设备或系统内。以此方式正常测量和监测的参数是,但不限于,血压、血氧饱和度 (SpO_2)、心率和体温等等。

[0042] 在一个实施例中,使用电磁波。尽管可以使用其他频率,但发现利用至少为 1GHz 的频率获得了可靠的结果。优选地,所述频率在 20GHz 与 30GHz 之间,并且最优选地,所述频率具有为 24GHz 的标称值。在另一实施例中,采用具有为至少 40kHz 的频率的超声能量。换言之,所述设备和方法可以使用(使用超声的)多普勒雷达或基于超声的多普勒声纳(也被称为声学多普勒声纳)的原理。

[0043] 尽管已在附图和描述中详细描述了实施例,但要将这样的附图和描述视为示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。要理解,在任何引用电连接或通信的地方,其都能以有线或无线的方式来实现。例如,代替显示呼吸周期的每个相位的持续时间的

测量值,它们中的一个或多个可以被显示为相位的持续时间与整个呼吸周期的持续时间的比率,等等。被描述为单独单元的各单元在实践中可以被实现为相同的物理单元。该单元可以使用各种技术中的任意一种或多种设备来构建,例如微控制器、微处理器、数字信号处理器(DSP)、可编程逻辑设备等等。这里的区别是为了容易理解,并且本领域技术人员可以有利地变化单元的实施方式和步骤的实践。

[0044] 本领域技术人员在实践要求保护的发明时,通过研究附图、公开内容、权利要求书,能够理解并实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,词语“包括”不排除所提及的那些以外的其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求书中记载的几个项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特性措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

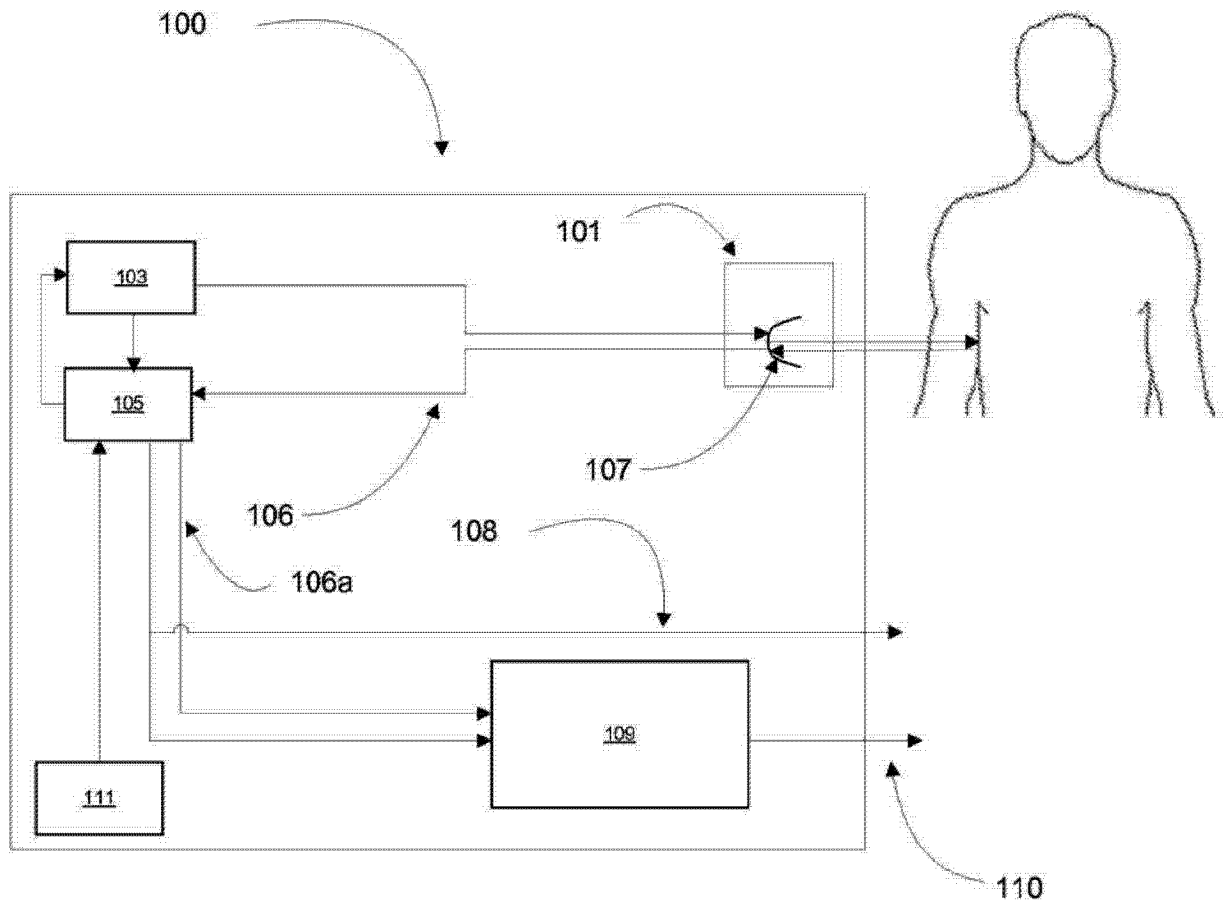


图 1

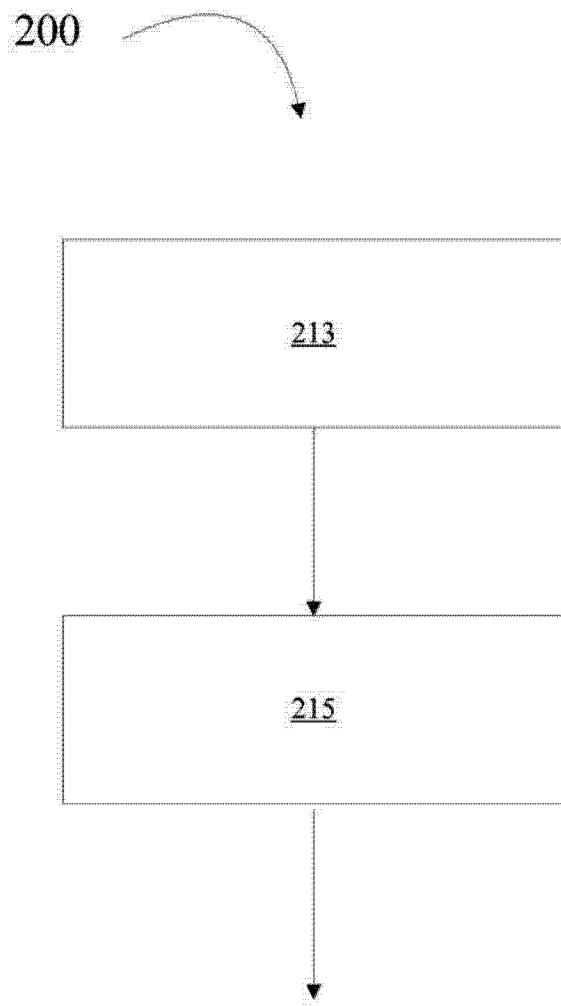


图 2

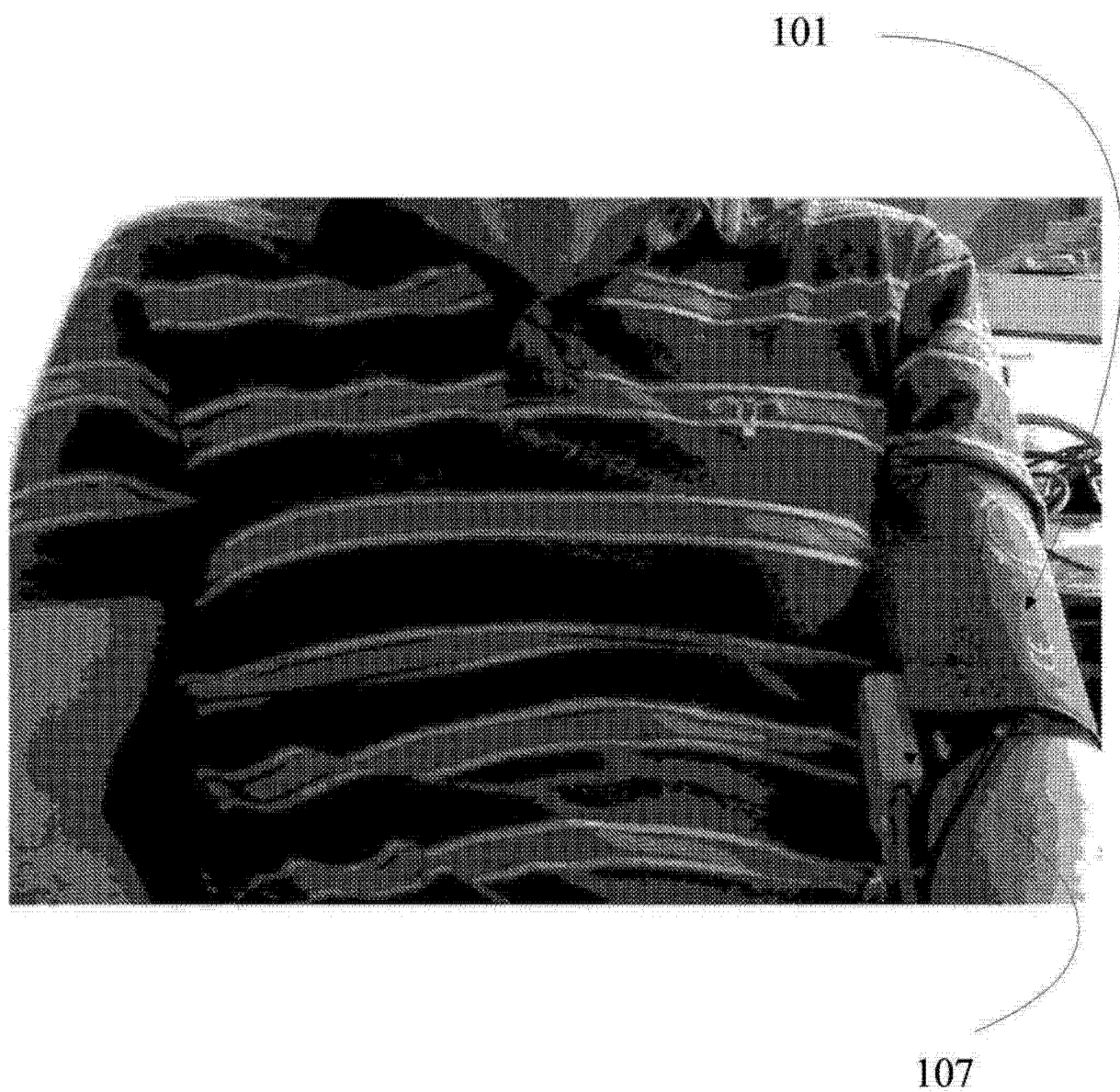


图 3

专利名称(译)	用于呼吸率测量的系统和方法		
公开(公告)号	CN104755016A	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	CN201380052751.1	申请日	2013-10-03
[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米尔施泰夫		
发明人	J·米尔施泰夫		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/022		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/022 A61B5/6824 A61B5/0205 A61B5/7278 A61B8/08		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/711290 2012-10-09 US		
其他公开文献	CN104755016B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于监测对象的呼吸率的设备(100)。换能器(107)向对象的胸部辐射能量，并接收反射的能量。分析器(105)接收对应于所述反射的能量的信号。由于因呼吸造成的所述对象的所述胸部关于所述换能器的运动，所述反射的能量已经历了多普勒频移。所述分析器(105)分析所述信号，以通过测量所述信号的周期性和所述信号的每单位时间循环次数中的至少一个，来计算所述呼吸率。在优选的实施例中，所述换能器(107)被设置在血压计袖带中或血压计袖带上，以向所述对象的所述胸部辐射能量，并接收被所述对象的所述胸部反射的能量。

