



(12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 108289636 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680067513.1

(22)申请日 2016.11.15

(30)优先权数据

15195548.1 2015.11.20 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/077741 2016.11.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/085062 EN 2017.05.26

(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 E·F·吉吉

(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

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

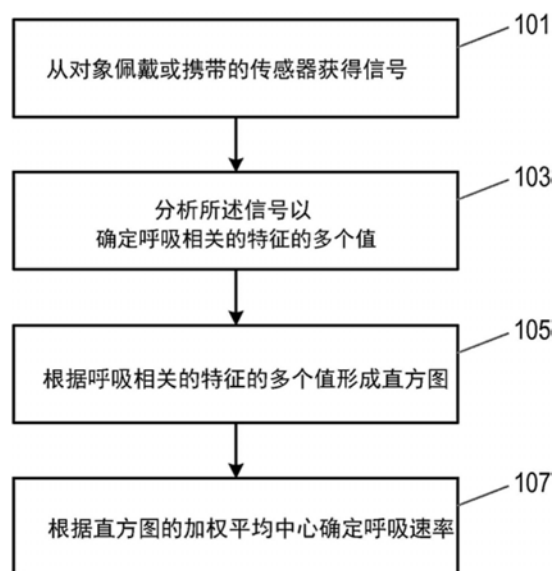
权利要求书2页 说明书19页 附图9页

(54)发明名称

用于确定对象的呼吸速率的方法和装置

(57)摘要

根据一方面,提供了一种确定对象的呼吸速率的方法,所述方法包括:从所述对象佩戴或携带的传感器获得信号;分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值;根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图,所述直方图包括多个组,其中,每个组具有相关联的计数,所述相关联的计数是对应于所述组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数;将加权应用于与每个组相关联的所述计数以形成加权的计数;并且根据具有所述加权的计数的所述直方图的平均值来确定所述呼吸速率。



1. 一种确定对象的呼吸速率的方法,所述方法包括:

从所述对象佩戴或携带的传感器获得信号;

分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值;

根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图,所述直方图包括多个组,每个组对应于所述呼吸相关的特征的一个或多个可能值,其中,每个组具有相关联的计数,所述相关联的计数对应于与所述组相对应的所述呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数;

将加权应用于与所述组中的一个或多个组相关联的所述计数以形成加权的计数;并且根据具有所述加权的计数的所述直方图的平均值来确定所述呼吸速率。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据所述直方图的所述平均值来确定所述呼吸速率的步骤包括通过以下操作来确定所述直方图的所述平均值:

(i) 针对每个组,将与所述组相对应的所述呼吸相关的特征的值乘以针对所述组的所述加权的计数;

(ii) 对针对每个组的(i)的结果进行加和;

(iii) 将(ii)的结果除以所述加权的计数的加和。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括:

应用加权以使得所述直方图的所述平均值偏向针对具有最高计数的组的所述呼吸相关的特征的所述一个或多个值被加权。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括:

应用加权以使得针对具有最高计数的一个或多个组的所述呼吸相关的特征的所述一个或多个值在所述直方图的所述平均值中被加强。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的方法,其中,将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括:

从所述直方图中舍弃具有小于阈值数量的计数的任何组。

6. 根据权利要求1-4中的任一项所述的方法,其中,将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括:

将针对每个组的所述加权的计数确定为各自计数的 n 次幂,其中, n 是大于1的任何数值。

7. 根据权利要求1-4中的任一项所述的方法,其中,将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括:

通过从各自计数中减去阈值来确定针对每个组的所述加权的计数;

其中,在所述阈值等于或大于所述各自计数的情况下,加权的计数被设定为零。

8. 一种计算机程序产品,其包括在其中嵌入有计算机可读代码的计算机可读介质,所述计算机可读代码被配置为使得在由合适的计算机或处理器运行时使所述计算机或处理器执行根据权利要求1-7中的任一项所述的方法。

9. 一种用于确定对象的呼吸速率的装置,所述装置包括:

处理单元,其被配置为:

从传感器接收信号；

分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值；

根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图，所述直方图包括多个组，每个组对应于所述呼吸相关的特征的一个或多个可能值，其中，每个组具有相关联的计数，所述相关联的计数对应于与所述组相对应的所述呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数；

将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数以形成加权的计数；并且

根据具有所述加权的计数的所述直方图的平均值来确定所述呼吸速率。

10. 根据权利要求9所述的装置，其中，所述处理单元被配置为通过以下操作来根据所述直方图的所述平均值确定所述呼吸速率：

(i) 针对每个组，将与所述组相对应的所述呼吸相关的特征的值乘以针对所述组的所述加权的计数；

(ii) 对针对每个组的(i)的结果进行加和；

(iii) 将(ii)的结果除以所述加权的计数的加和。

11. 根据权利要求9或10所述的装置，其中，所述处理单元被配置为将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数，以使得所述直方图的所述平均值偏向针对具有最高计数的组的所述呼吸相关的特征的所述一个或多个值被加权。

12. 根据权利要求9或10所述的装置，其中，所述处理单元被配置为将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数，以使得针对具有最高计数的一个或多个组的所述呼吸相关的特征的所述一个或多个值在所述直方图的所述平均值中被加强。

13. 根据权利要求9-12中的任一项所述的装置，其中，所述处理单元被配置为通过从所述直方图中舍弃具有小于阈值数量的计数的任何组而将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数。

14. 根据权利要求9-12中的任一项所述的装置，其中，所述处理单元被配置为通过将针对每个组的所述加权的计数确定为各自计数的 n 次幂而将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数，其中， n 是大于1的任何数值。

15. 根据权利要求9-12中的任一项所述的装置，其中，所述处理单元被配置为通过从各自计数中减去阈值确定针对每个组的所述加权的计数而将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数；其中，在所述阈值等于或大于所述各自计数的情况下，加权的计数被设定为零。

16. 根据权利要求9-15中的任一项所述的装置，其中，所述装置包括所述传感器。

用于确定对象的呼吸速率的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定对象的呼吸速率的方法和装置。

背景技术

[0002] 在各种情况下,知晓对象的呼吸速率是有用的。用于呼吸测量的所谓的‘黄金参考’是由经训练的临床医师的手动计数。临床医师视觉地检查对象的(例如,儿童的)胸部和腹部的呼吸运动。理想地,所述计数应当持续整整一分钟。吸气和呼吸组成一次呼吸。在一分钟期间计数的呼吸的次数给出以每分钟呼吸次数(RPM)为单位的呼吸速率。

[0003] 可获得使得能够确定对象的呼吸速率(呼吸速率)的各种设备。一些设备使用加速度计(也被称为3D加速度计),所述加速度计被佩戴在对象的胸部或腹部上,并且所述加速度计关于三个维度上的加速度来测量胸部或腹部的运动。能够处理3D加速度计信号,例如,使得通过分析信号的(在空间中的2D平面上表示的)角度变化来推测所述呼吸速率。这样的设备是微创的,消耗极少的能量,并且易于应用或者由对象佩戴。

[0004] 其他设备根据对象的其他生命体征或对象的运动的其他特性来测量呼吸速率。例如,一些设备能够根据血氧水平(SpO2)的变化、心率的变化、来自视频信号的呼吸运动、来自麦克风的呼吸声音、通过鼻子的空气流量、围绕胸部的测量肺部的体积变化的束带等来测量呼吸速率。

[0005] 现有的设备趋向于提供对成人的呼吸速率的满意检测,但是不提供对儿童的呼吸速率的可靠检测。这会是由于儿童比成人更频繁地并且更快地呼吸、比成人更不规律、儿童具有相似的吸气/呼吸持续时间段、并且儿童在测量期间移动太多。

[0006] 因此,存在对于用于确定对象(特别是儿童)的呼吸速率的经改进的方法和装置的需要。

发明内容

[0007] 根据第一方面,提供了一种确定对象的呼吸速率的方法,所述方法包括:从所述对象佩戴或携带的传感器获得信号;分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值;根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图;并且根据所述直方图的加权平均中心来确定所述呼吸速率。

[0008] 在一些实施例中,所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸速率,并且其中,分析的步骤包括分析所述信号以确定多个候选呼吸时段(period),其中,每个候选呼吸时段对应于所述对象的每个候选呼吸之间的时间;并且根据多个候选呼吸时段来确定多个候选呼吸速率。

[0009] 在备选实施例中,所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸时段,其中,每个候选呼吸时段对应于所述对象的每个候选呼吸之间的时间,并且其中,确定所述呼吸速率的步骤包括根据直方图的加权平均中心来确定估计的呼吸时段;并且根据估计的呼吸时段来确定呼吸速率。

[0010] 在一些实施例中,形成直方图的步骤包括基于所述呼吸相关的特征的值将所述呼吸相关的特征的值分成多个组。

[0011] 在一些实施例中,形成直方图的步骤还包括从所述直方图中舍弃所述组中的具有少于阈值数量的值的任何组。

[0012] 在一些实施例中,确定所述呼吸速率的步骤包括:对所述组的每个组中的值的数量使用非线性压缩以给出所述组的每个组中的值的增强数量;并且根据使用所述组的每个组中的值的增强数量而形成的直方图的加权平均中心来确定呼吸速率。

[0013] 在一些实施例中,所述方法还包括舍弃呼吸相关的特征的不满足质量标准的任何值的步骤。

[0014] 在一些实施例中,分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值的步骤包括:识别信号中的零交叉;并且根据相继的零交叉之间的时间来确定呼吸相关的特征的值。

[0015] 在一些实施例中,分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值的步骤包括:识别信号中的波峰和/或波谷;并且根据相继的波峰和/或波谷之间的距离来确定呼吸相关的特征的值。

[0016] 在一些实施例中,分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值的步骤包括执行对信号的谱分析。

[0017] 在备选实施例中,分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值的步骤包括分析信号的相位。

[0018] 在一些实施例中,所述传感器是加速度计,并且所述信号是加速度信号。在备选实施例中,所述传感器是测量对象的心率的传感器。在其他备选实施例中,所述传感器是测量对象呼吸的声音的传感器。在其他备选实施例中,所述传感器是测量流入和/或流出对象的身体的空气的传感器。

[0019] 根据第二方面,提供了一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括在其中嵌入有计算机可读代码的计算机可读介质,所述计算机可读代码被配置为使得,在由合适的计算机或处理器运行时,使所述计算机或处理器执行上文所描述的方法中的任意方法。

[0020] 根据第三方面,提供了一种用于确定对象的呼吸速率的装置,所述装置包括处理单元,所述处理单元被配置为:从传感器接收信号;分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值;根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图;并且根据所述直方图的加权平均中心来确定所述呼吸速率。

[0021] 在一些实施例中,所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸速率,并且其中,所述处理单元被配置为分析所述信号以确定多个候选呼吸时段,其中,每个候选呼吸时段对应于所述对象的每个候选呼吸之间的时间;并且根据多个候选呼吸时段来确定多个候选呼吸速率。

[0022] 在备选实施例中,所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸时段,其中,每个候选呼吸时段对应于所述对象的每个候选呼吸之间的时间,并且其中,所述处理单元被配置为通过根据直方图的加权平均中心确定估计的呼吸时段来确定呼吸速率;并且根据估计的呼吸时段来确定呼吸速率。

[0023] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为通过基于所述呼吸相关的特征的值将呼吸相关的特征的值分成多个组来形成直方图。

[0024] 在一些实施例中,所述处理单元还被配置为通过从所述直方图中舍弃所述组中具有少于阈值数量的值的任何组来形成直方图。

[0025] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为通过对所述组的每个组中的值的数量使用非线性压缩以给出所述组的每个组中的所述值的增强数量来确定所述呼吸速率;并且根据使用所述组的每个组中的所述值的增强数量而形成的直方图的加权平均中心来确定所述呼吸速率。

[0026] 在一些实施例中,所述处理单元还被配置为舍弃不满足质量标准的呼吸相关的特征的任何值。

[0027] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为分析所述信号以通过识别信号中的零交叉来确定所述呼吸相关的特征的多个值;并且根据相继零交叉之间的时间来确定所述呼吸相关的特征的值。

[0028] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为分析所述信号以通过识别信号中的波峰和/或波谷来确定呼吸相关的特征的多个值;并且根据相继波峰和/或波谷之间的距离来确定所述呼吸相关的特征的值。

[0029] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为分析所述信号以通过执行对所述信号的谱分析来确定呼吸相关的特征的多个值。

[0030] 在备选实施例中,所述处理单元被配置为分析所述信号以通过分析所述信号的相位来确定呼吸相关的特征的多个值。

[0031] 在一些实施例中,所述装置还包括传感器。在一些实施例中,所述传感器是加速度计,并且所述信号是加速度信号。在备选实施例中,所述传感器是测量对象的心率的传感器。在其他备选实施例中,所述传感器是测量对象呼吸的声音的传感器。在其他备选实施例中,所述传感器是测量流入和/或流出所述对象的身体的空气的传感器。

[0032] 根据第四方面,提供了一种确定对象的呼吸速率的方法,所述方法包括:从所述对象佩戴或携带的传感器获得信号;分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值;根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图,所述直方图包括多个组,每个组对应于所述呼吸相关的特征的一个或多个可能值,其中,每个组具有相关联的计数,所述相关联的计数是对应于所述组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数;将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数以形成加权的计数;并且根据具有所述加权的计数的所述直方图的平均值来确定所述呼吸速率。

[0033] 以上方法对于确定常常在测量流程期间不总是在单个速率附近安静地呼吸的儿童呼吸速率是特别有用的。小孩会在测量期间快速和缓慢地呼吸,并且因此选择最大遇到的速率(例如,直方图中的波峰)不总提供最适当的呼吸速率。另外,所述传感器信号中的运动伪影可能导致直方图中的计数,并且因此简单地获取直方图的平均值将允许这些伪影影响结果。替代地,所述方法提出了:直方图的一个或多个计数在具有加权的计数的直方图的平均值被确定之前进行加权。该平均值提供了呼吸速率。因此,所述方法允许直方图中的多个波峰(例如,对象在测量期间正在以其呼吸的两个或更多个速率)影响结果,由此改善所获得的呼吸速率的可靠性。

[0034] 在一些实施例中,根据所述直方图的所述平均值来确定所述呼吸速率的步骤包括通过以下操作来确定所述直方图的所述平均值:(i) 针对每个组,将与所述组相对应的所述

呼吸相关的特征的值乘以所述组的所述加权的计数；(ii) 对针对每个组的 (i) 的结果进行加和；(iii) 将 (ii) 的结果除以所述加权的计数的加和。

[0035] 在一些实施例中，所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸速率，并且其中，分析的步骤包括分析所述信号以确定多个候选呼吸时段，其中，每个候选呼吸时段对应于所述对象的每个候选呼吸之间的时间或距离；并且根据多个候选呼吸时段来确定多个候选呼吸速率。

[0036] 在备选实施例中，所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸时段，其中，每个候选呼吸时段对应于所述对象的每个候选呼吸之间的时间或距离，并且其中，确定所述呼吸速率的步骤包括根据直方图的平均值来确定估计的呼吸时段；并且根据估计的呼吸时段来确定所述呼吸速率。

[0037] 在一些实施例中，分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值的步骤包括：识别信号中的零交叉；并且根据相继零交叉之间的时间来确定呼吸相关的特征的值。

[0038] 在备选实施例中，分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值的步骤包括：识别信号中的波峰和/或波谷；并且根据相继波峰和/或波谷之间的距离来确定呼吸相关的特征的值。

[0039] 在一些实施例中，将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括：应用加权以使得所述直方图的所述平均值偏向 (towards) 针对具有最高计数的所述组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值被加权。

[0040] 在另外或备选实施例中，将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括：应用加权以使得针对具有最高计数的一个或多个组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值在所述直方图的所述平均值中被加强。

[0041] 在一些实施例中，将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括：从所述直方图中舍弃具有小于阈值数量的计数的任何组。

[0042] 在备选实施例中，将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括：将每个组的所述加权的计数确定为各自计数的 n 次幂，其中， n 是大于1的任何数值。

[0043] 在备选实施例中，将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数的步骤包括：通过从各自计数中减去阈值来确定每个组的所述加权的计数；其中，在所述阈值等于或大于所述各自计数的情况下所述加权的计数被设定为零。在一些实施例中，所述阈值被确定为所述最高计数的一部分。

[0044] 根据第五方面，提供了一种计算机程序产品，所述计算机程序产品包括在其中嵌入有计算机可读代码的计算机可读介质，所述计算机可读代码被配置为使得在由合适的计算机或处理器运行时使所述计算机或处理器执行根据第四方面的方法实施例中的任意方法实施例。

[0045] 根据第六方面，提供了一种用于确定对象的呼吸速率的装置，所述装置包括处理单元，所述处理单元被配置为从传感器接收信号；分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值；根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图，所述直方图包括多个组，每个组对应于所述呼吸相关的特征的一个或多个可能值，其中，每个组具有相关联的计数，所述相关联的计数是对应于所述组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数；将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数以形成加权的计数；并且根据具有所述加权

的计数的所述直方图的平均值来确定所述呼吸速率。

[0046] 以上装置对于确定常常在测量流程期间不总是在单个速率附近安静地呼吸的儿童呼吸速率是特别有用的。小孩会在测量期间快速和缓慢地呼吸,并且因此选择最大遇到的速率(例如,直方图中的波峰)不会总是提供最适当的呼吸速率。另外,所述传感器信号中的运动伪影可以导致直方图中的计数,并且因此简单地获取直方图的平均值将允许这些伪影影响结果。替代地,所述装置提供了直方图的一个或多个计数在具有加权的计数的直方图的平均值被确定之前进行加权。该平均值提供了呼吸速率。因此,所述装置允许直方图中的多个波峰(例如,对象在测量期间正在以其呼吸的两个或更多个速率)影响结果,由此改善所获得的呼吸速率的可靠性。

[0047] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为通过以下操作根据所述直方图的所述平均值来确定呼吸速率:(i)针对每个组,将与所述组相对应的所述呼吸相关的特征的值乘以所述组的所述加权的计数;(ii)对针对每个组的(i)的结果进行加和;(iii)将(ii)的结果除以所述加权的计数的加和。

[0048] 在一些实施例中,所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸速率,并且其中,所述处理单元被配置为通过分析所述信号来分析所述信号以确定多个候选呼吸时段,其中,每个候选呼吸时段对应于由对象的每个候选呼吸之间的时间或距离;并且根据多个候选呼吸时段来确定多个候选呼吸速率。

[0049] 在备选实施例中,所述呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸时段,其中,每个候选呼吸时段对应于由对象的每个候选呼吸之间的时间或距离,并且其中,所述处理单元被配置为通过根据直方图的平均值确定估计的呼吸时段来确定呼吸速率;并且根据估计的呼吸时段来确定呼吸速率。

[0050] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为分析所述信号以通过识别信号中的零交叉来确定呼吸相关的特征的多个值;并且根据相继零交叉之间的时间来确定呼吸相关的特征的值。

[0051] 在备选实施例中,所述处理单元被配置为:分析所述信号以通过识别信号中的波峰和/或波谷来确定呼吸相关的特征的多个值;并且根据相继波峰和/或波谷之间的距离来确定呼吸相关的特征的值。

[0052] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为将加权应用于与一个或多个组相关联的计数,以使得所述直方图的所述平均值偏向针对具有最高计数的所述组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值被加权。

[0053] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为将加权应用于与一个或多个组相关联的计数,以使得针对具有最高计数的一个或多个组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值在所述直方图的所述平均值中被加强。

[0054] 在一些实施例中,所述处理单元被配置为通过从所述直方图中舍弃具有小于阈值数量的计数的任何组而将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数。

[0055] 在备选实施例中,所述处理单元被配置为通过将每个组的所述加权的计数确定为各自计数的 n 次幂而将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数,其中, n 是大于1的任何数值。

[0056] 在备选实施例中,所述处理单元被配置为通过从各自计数中减去阈值来确定每个

组的所述加权的计数而将加权应用于与一个或多个组相关联的所述计数；其中，在所述阈值等于或大于所述各自计数的情况下加权的计数被设定为零。在一些实施例中，所述阈值被确定为所述最高计数的一部分。

附图说明

[0057] 为了更好地理解本发明，并且为了更清楚地示出其可以如何被实施，现在将仅以范例的方式参照附图，在附图中：

[0058] 图1示出了根据本发明的一个方面的装置的实施例；

[0059] 图2是图示了确定呼吸速率的方法的流程图；

[0060] 图3是图示了本发明的实施例的流程图；

[0061] 图4图示了示范性带通滤波器；

[0062] 图5是图示了针对不同年龄组的高通滤波器谱的曲线图；

[0063] 图6是图示了针对不同年龄组的低通滤波器谱的曲线图；

[0064] 图7示出了示范性带通滤波的加速度信号中的零交叉；

[0065] 图8示出了示范性直方图；

[0066] 图9是图示了儿童的样本的平均呼吸水平曲线图；并且

[0067] 图10是图示了根据本发明的优选实施例的方法的流程图。

具体实施方式

[0068] 图1是根据本发明的一方面的装置2的实施例的框图。装置2包括处理单元4，处理单元4控制装置2的操作，并且处理单元4能够实施呼吸速率测量方法。处理单元4被配置为或适于处理来自被用于监测对象的身体的部分的传感器6的信号并且处理传感器信号以确定对象的呼吸速率。处理单元4能够包括被配置或者被编程为控制装置2以如上文所描述的那样确定对象的呼吸速率的一个或多个处理器、控制单元、多核处理器或处理模块。

[0069] 在一些实施例中，装置2能够由对象佩戴或携带。优选地，所述传感器是测量对象的移动或其他运动的传感器。例如，所述传感器能够是能够被佩戴或者被携带在对象的胸部上并且在三个维度上测量加速度的加速度计、测量旋转和取向的变化的陀螺仪、记录当对象呼吸时的对象的上身的图像的相机、或者被佩戴在胸部周围以输出表示对象的肺部的体积变化的信号的束带。备选地，所述传感器能够是测量受对象呼吸影响的生命体征或(除了呼吸速率之外的)生理特性的传感器。例如，所述传感器能够是用于测量心率的传感器(诸如光电体积描记(PPG)传感器)、用于测量血氧水平的传感器(诸如SpO2传感器)、测量呼吸声音的传感器(例如，麦克风)、测量鼻子或嘴中的空气的温度的传感器、测量皮肤颜色的变化的传感器、或者用于测量对象的嘴或鼻子的空气的流动的传感器。本领域技术人员将意识到能够在根据本发明的装置2中使用的其他类型的传感器。

[0070] 在加速度计的情况下，加速度计能够测量沿着三个正交轴(例如，被标记X、Y和Z)的加速度，并且输出均表示沿着所述轴的相应轴的加速度的三个信号。

[0071] 所述传感器能够是装置2的部分，或者与装置2分开。在图1的实施例中，处理单元4和传感器6被示为是装置的同一部件的部分。应当认识到，传感器6和处理单元4能够被提供在单独的外壳或设备中，并且其能够被提供有适当的电路或部件以使得测量信号能够从传

感器6被发送至处理单元4。例如,在传感器6是加速度计的情况下,加速度计能够被佩戴在对象的胸部上或附近,并且处理单元4能够是对象在其口袋或手中携带的智能手机或其他电子设备的部分,在此情况向下,来自加速度计的信号能够被无线地发送给智能手机或其他设备中的处理单元4,使得能够确定呼吸速率。

[0072] 在一些实施例中,处理单元4能够直接从传感器6接收信号,并且处理单元4能够实时或接近实时地处理该信号,以便确定对象的呼吸速率。在其他实施例(包括传感器6与装置2分开的实施例)中,来自传感器6的信号能够被存储在存储器单元8中,并且当要确定对象的呼吸速率时,处理单元4能够从存储器单元8检索并分析先前所获得的传感器测量结果。

[0073] 存储器单元8能够被用于存储能够被处理单元4运行以执行在本文中所描述的方法的程序代码。存储器单元8也能够被用于存储在操作期间通过传感器进行或获得的信号和测量。

[0074] 如上文所提及的,在一些实施例中,处理单元4可以是能够被连接到或者要不然从传感器6接收测量信号的智能手机或其他通用计算设备的部分,但是在其他实施例中,装置2能够是专用于测量对象的呼吸速率的目的的装置。在处理单元4是智能手机或其他通用计算设备的部分的实施例中,传感器6可以是被集成到智能手机中的传感器、或者是与智能手机分开并且能够向智能手机/计算设备提供传感器信号/测量以用于处理和分析的(例如,经由有线或无线连接)的传感器。

[0075] 应当认识到,在一些实施例中,装置2能够利用(相同或不同类型的)多个传感器6来监测对象,所述多个传感器6均能够由处理单元4处理以改善呼吸速率测量的可靠性。

[0076] 应当认识到,图1仅示出了所需的部件来图示本发明的该方面,并且在实际的实施方式中,装置2将包括除了所示出的那些之外的额外部件。例如,装置2可以包括:电池或其他电源,其用于为装置2供电;通信模块,其用于使得对象的呼吸速率的测量能够被传送至针对装置2的基单元或远程计算机;和/或一个或多个用户接口部件,其允许对象或另一用户与装置2进行交互并控制所述装置2。作为范例,所述一个或多个用户接口部件可以包括用于激活和停用装置2和/或呼吸速率测量过程的开关、按钮或其他控制器件。所述用户接口部件也能够或备选地包括用于向对象和/或其他用户提供关于装置2的操作的信息(包括显示呼吸速率的测量结果)的显示器或其他视觉指示器。

[0077] 图2中的流程图图示了根据本发明的一方面的确定呼吸速率的一般方法。简言之,根据本发明的方法利用一个或多个直方图以用于确定呼吸速率(其中,直方图是对落入多个不相交类别(被称为分箱或组)中的每个类别内的观测次数进行计数的函数)。

[0078] 在所述方法的第一步骤(步骤101)中,从对象佩戴或携带的传感器6获得信号。所述信号能够从传感器6实时地获得,或者从先前获得的信号已经被存储在其中的存储器单元8获得。

[0079] 在优选实施例中,传感器6是加速度计,并且所述信号是表示由加速度计在三个维度上测量到的加速度的加速度信号(例如,其包括均表示沿着加速度计的测量轴中的一个测量轴的加速度的三个信号)。备选地,传感器6能够包括另一类型的运动或移动传感器,诸如陀螺仪、相机(来自其的图像能够被分析以识别由于呼吸的移动)或者用于测量对象的肺部的体积变化的束带。备选地,所述传感器是测量生命体征或生理特性的传感器,所述生命

体征或生理特性诸如是对对象的心率、对象的血氧水平、对象呼吸的声音、鼻子或嘴中的空气的温度、皮肤的颜色、或者流入和/或流出对象的身体的空气。

[0080] 在步骤103中,来自传感器6的信号被分析以确定呼吸相关的特征的多个值。所述信号能够被实时地分析,即,当信号由传感器6来测量时,或者所获得的信号的节段能够被分析。借助于上文所描述的示范性传感器6中的任意示范性传感器,将存在信号中的周期性与观测到的呼吸速率的强的相关性。呼吸相关的特征是与对象的呼吸相关联并且应当遍及信号出现或发现并且一般能够与对象的呼吸周期的部分相关联的信号的特征。例如,呼吸周期的部分能够对应于吸气的开始、吸气的结束、呼气的开始、呼气的结束等。

[0081] 在一些实施例中,呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸时段,其中,每个值是基于信号的两个相似的相继部分之间的时间或距离的呼吸的持续时间的估计。该分析能够在时域中被执行,所述分析能够是谱分析,例如,其中,信号被转换至频域(例如,使用傅里叶变换),或者所述分析能够是对信号相位的分析。

[0082] 取决于被用于获得传感器信号的传感器6的类型,信号的相似的相继部分能够是信号的相继零交叉之间的时间或距离、所述信号具有特定幅度的点之间的时间或距离、所述信号的相继波峰(局部最大值)之间的时间或距离、所述信号的相继波谷/低谷(局部最小值)之间的时间或距离、所述信号的相继波峰(局部最大值)和/或波谷(局部最小值)之间的时间或距离。

[0083] 如上文所提及的,在一些实施例中,对信号相位的分析能够被用于确定候选呼吸时段。在该情况下,任何选择的相位都能够被用于标记时段开始。例如,通过使用通过希尔伯特变换而获得的‘分析信号’,能够导出传感器信号的每个样本的相位。如果零交叉被用于识别呼吸时段,这些将对应于0或180度的相位。波峰将对应于90度,并且波谷/低谷对应于270度。然而,由于局部相位信息作为手边的伴随信号,0与360度之间的任一任意相位能够被替代地使用。

[0084] 在备选实施例中,呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸速率,其中,每个值是基于信号的两个相似的相继部分之间的时间或距离的呼吸的持续时间的估计。每个候选呼吸速率能够通过如上文所描述的那样确定候选呼吸时段来确定,其中,每个候选呼吸速率对应于相应候选呼吸时段的倒数。

[0085] 应当认识到,信号中要被识别的呼吸相关的特征能够取决于信号的性质(例如,加速度信号、心率信号、空气流量信号等)以及对象的呼吸周期如何影响测量的类型。

[0086] 例如,在被定位在对象的胸部上的加速度计6的情况下,加速度信号将包含与由于呼吸造成的胸部的移动相对应的大致正弦分量(其中,变化的周期性对应于呼吸速率的变化),并且步骤103中的分析将呼吸相关的特征识别为该呼吸分量的特性。

[0087] 当然,应当认识到,加速度信号也将包含由于对象的其他移动的加速度,并且在处理的该阶段,信号的哪些部分涉及对象的呼吸以及哪些部分涉及对象的其他移动或特性(特别地具有与对象的呼吸相似的频率的那些部分)是不清楚的。因此,除非加速度信号是‘干净的’(即,信号中的加速度仅仅是由于呼吸移动),在步骤103中确定的值将包括从不对应于对象的呼吸周期的部分的信号的部分而导出的值。例如,在信号的相继零交叉之间的时间或距离被用于确定呼吸相关的特征的每个值的情况下,由其他移动或运动所引起的零交叉将对在步骤103中所确定的值做出贡献。在信号来自其他类型的传感器的情况下和/或

在呼吸相关的特征的值以不同的方式被导出(例如那些基于信号中的波峰或频域中的波峰)的情况下,类似的情况将出现。

[0088] 在加速度计之外的传感器的情况下,与加速度信号相似的信号能够在合适的(例如,带通)滤波之后被导出。例如,空气流量传感器将提供也会表现出与呼吸周期相关的波峰的空气压力/流量信号。在相机的情况下,对胸部区域的视频的分析可以提供表示感兴趣区域沿着特定方向的位移的信号。该位移信号也将示出与呼吸周期相关联的波峰。借助于PPG传感器,(与心跳有关的)的脉搏速率的幅度的变化能够被用于测量局部呼吸持续时间。鼻子中的温度传感器也将产生在合适的滤波之后将具有与呼吸时段相关联的相同特征(零交叉、波峰等)的信号。

[0089] 在一些实施例(其在下文更详细地进行描述)中,呼吸相关的特征的值能够与质量标准进行比较,并且不满足质量标准的任何值都能够被舍弃。质量标准以及其阈值能够取决于呼吸相关的特征。例如,在呼吸相关的特征是候选呼吸时段的情况下,质量标准能够包括对应于对象的最大可能的呼吸速率的呼吸时段的下界,并且在下界之下的任何呼吸时段都能够被舍弃并且不在随后的分析中使用。例如,对象的最大呼吸速率可以是160次呼吸每分钟(RPM),在此情况下,呼吸时段的下界能够是0.375秒($=1/(160/\text{分钟})$)。类似地,在呼吸相关的特征是候选呼吸速率的情况下,上界能够被规定为160RPM,并且在该界限之上的任何候选呼吸速率都能够被舍弃。

[0090] 因此,在步骤105中,在步骤103中所确定的呼吸相关的特征的值被用于形成直方图。如所知的,直方图是对落入多个不相交类别(被称为分箱)中的每个类别中的观测次数进行计数的函数。换言之,呼吸相关的特征的值基于其值被分成多个组(分箱)。每个组或分箱涉及特定值或可能值的特定范围。分箱的宽度(例如,每个分箱中的值的范围)能够被设定为任何期望的量。然而,太窄的分箱可以导致在其中具有低数量的值的分箱。与每个组(分箱)相关联的计数是对应于该组的呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数。

[0091] 一旦直方图已经被确定,直方图的加权平均中心就被确定,并且对象的呼吸速率被确定为与加权平均中心相关联的呼吸速率。该步骤在下文更详细地并且结合优选实施例来进行描述。

[0092] 在步骤107中,通过将加权应用于直方图中的计数中的一个或多个计数以形成加权的计数并且确定具有加权的计数的直方图的平均值,直方图的加权平均中心被确定。加权平均中心因此是加权直方图的平均值。

[0093] 所述加权被应用于计数,使得所得到的直方图的平均值偏向针对具有最高计数的组的呼吸相关的特征的一个或多个值被加权。换言之,所述加权被应用以使得针对具有最高计数的一个或多个组的呼吸相关的特征的一个或多个值在直方图的平均值中被加强(即,具有更多影响)。波峰的这种加强对于确定儿童的呼吸速率是特别有用的,因为儿童的呼吸间的间隔能够显著地改变,并且因此,直方图中的若干组可以具有高或相对高的计数值。

[0094] 如上文所提及的,在步骤105中所形成的直方图具有针对每个组的计数值。所述计数值是等于或大于0的任何整数值。在步骤107中应用加权导致计数值中的至少一个计数值的值被修改,并且直方图的平均值是使用这些修改的(加权的)值来确定的。应当注意,术语“加权的计数”/“加权值”指代在加权已经被应用之后的直方图的所有计数值,不管具体计

数值是否已经通过加权的应用而被修改。

[0095] 一般而言,直方图的平均值是通过将每个直方图索引(与每个组或分箱相关联的参数值)乘以相关联的计数值、获得这些的加和并且将该加和除以计数的总数来给出的。因此,直方图的加权平均中心(具有加权的计数的直方图的平均值)通过将加权应用于与所述组中的一个或多个组相关联的计数以形成加权的计数、将直方图索引(与每个组或分箱相关联的参数值)乘以相关联的计数值、获得这些的加和并且将该加和除以加权的计数的加和来确定。

[0096] 在一些实施例中,为了偏向针对具有最高数量的值的分箱提供加权,对值的数量使用非线性压缩以加强更高数量的值。例如,每个分箱中的值的数量 V 能够被认为是 n 次幂(即, V^n),其中, $n>1$,并且这些结果能够在确定直方图的平均中心并且因此确定呼吸速率的过程中被使用。因此,在一些实施例中,将加权应用于与一个或多个组相关联的计数能够包括将针对每个组的加权的计数确定为各自计数的 n 次幂,其中, n 是大于1的任何数值。例如,对于具有针对四个组的4、12、1和9的计数值和 $n=2$ 的直方图,加权的计数将分别为16、144、1和81,这具有加强直方图(其使用加权的计数16、144、1和81来形成)的平均值中的两个波峰的效果。

[0097] 在一些实施例(其在下文更详细地进行描述)中,一旦直方图已经在步骤105中被形成(即,一旦呼吸相关的特征的所有值都已经被放入到组/分箱中),在步骤107中应用加权就能够包括从直方图中舍弃具有少于阈值数量的计数的任何组。应当认识到,这相当于针对计数小于阈值数量的任何组将计数设置为零。因此,直方图中的小于组中的值的阈值数量的任何组能够被舍弃或者要不然被忽视或者被认为空(即,如在其中没有值)。这种舍弃意味着具有更大数量的值的组偏向根据直方图确定的呼吸速率更多地做出贡献。在具有针对四个组的4、12、1和9的计数值和5的阈值的直方图的以上范例中,加权的计数将分别为0、12、0和9,这具有加强直方图(其使用加权的计数0、12、0和9来形成)的平均值中的两个波峰的效果。

[0098] 在一些实施例中,在步骤107中应用加权能够包括从针对每个组的各自计数中减去阈值。在阈值大于具体计数值(即,从计数值减去阈值的结果小于0)的情况下,针对该计数值的加权的计数值被设定为0。所述阈值能够是任何固定值(例如,预定值),或者在一些实施例中,其能够基于针对最高波峰的计数来进行计算。例如,所述阈值能够被计算为最高计数的百分比(小于100%)。在一个范例中,所述阈值能够是最高计数值的20%。在具有针对四个组的4、12、1和9的计数值和最高计数的50%的阈值(因此为6的阈值)的直方图的以上范例中,加权的计数将分别为0、6、0和3,这具有加强直方图(其使用加权的计数0、6、0和3来形成)的平均值中的两个波峰的效果。

[0099] 在呼吸相关的特征的每个值是候选呼吸时段的实施例中,直方图将由候选呼吸时段形成,并且因此,直方图的加权平均中心(具有加权的计数的直方图的平均值)将提供对象的估计的呼吸时段。该估计的呼吸时段(以秒测量)然后能够被转换为呼吸速率(以每分钟呼吸次数为单位)。

[0100] 呼吸相关的特征是候选呼吸时段的实施例与呼吸相关的特征是候选呼吸速率的实施例之间的差异,直方图阵列索引的标度是基于时间(t)的或基于频率($1/t$)的。标度是对数的或使用另一非线性变换(如获取特定幂或使用在其中从患者数据导出分箱距离的转

换表)的其他实施例是可能的。对于这些标度中的大部分,将存在将呼吸时段持续时间转变至所选择的标度的编码步骤以及转变至最终结果的解码步骤。对标度的选择改变各个分箱之间的相对宽度。参考数据能够被用于对每个标度候选者进行评分,并且选择最佳的标度。

[0101] 在传感器是针对测量轴中的每个测量轴输出加速度信号的加速度计的实施例中,步骤103和步骤105能够针对每个信号执行,并且在执行步骤107之前,直方图被组合成单个直方图。当将直方图组合成单个直方图时,取决于质量系数(诸如,例如信号能量),直方图能够被给予不同的权重。备选地,步骤103、步骤105和步骤107能够针对每个信号执行,并且从直方图确定的呼吸速率能够被求平均以提供对象的呼吸速率。再次地,当获取平均值时,从每个直方图确定的呼吸速率能够被加权,其中,权重例如基于质量系数,诸如信号能量。

[0102] 本发明的各个优选实施例在下文更更详细地进行描述。在这些优选实施例中,如图3中的流程图概述的,呼吸速率是使用来自(具有X、Y和Z轴的)3D加速度计的测量结果来确定的,3D加速度计信号被带通滤波(步骤121)以去除在有效呼吸范围(其能够特异于特定年龄组的对象)之外的频率,呼吸相关的特征是由加速度信号的相同趋势(正或负)的零交叉之间的时间给出的候选呼吸时段(步骤123),每个候选呼吸时段被转换为候选呼吸速率(在下文也被称为‘原始呼吸速率’),候选呼吸速率此后被用于通过对多经常遇到每个原始呼吸速率进行计数来生成直方图,通过其持续时间来加权(步骤125)。然后,根据该直方图,呼吸速率被计算为直方图的加权平均中心(即,通过将加权应用于与所述组中的一个或多个组相关联的计数并且根据具有加权的计数的直方图的平均值来确定呼吸速率)。

[0103] 本领域技术人员应当认识到,下文的实施例中的各个实施例不限于与3D加速度计信号一起使用,并且其能够被应用于来自其他类型的传感器的信号。另外,本领域技术人员应当认识到,下文的实施例中的各个实施例不限于如上文所定义的候选呼吸时段的呼吸相关的特征,并且其能够被应用于以不同方式(即,除了使用零交叉之外)而确定的候选呼吸时段和/或被应用于其他类型的呼吸相关的特征。

[0104] 如上文所指示的,加速度计6具有三个测量轴:X、Y和Z。对测量的加速度的主要贡献将是重力的贡献,其中,重力对这些轴中的每个轴的贡献取决于加速度计6的取向。当加速度计6的取向被改变时,重力对测量轴中的每个测量轴的贡献将相应地改变。

[0105] 当加速度计6(或者更一般地,当加速度计6是装置2的一部分时,装置2)被放置在对象(特别是儿童)的腹部上时,加速度计6将随着每次呼吸而轻微移动。这种移动一般太小以至于不能对加速度具有显著的贡献(至少相比于存在于信号中的由于重力的加速度)。然而,传感器6的取向确实随着每次呼吸而轻微改变,并且取向的这种改变的确能够被用于测量呼吸速率。

[0106] 呼吸运动在加速度计6的一个或多个轴上产生(差不多)正弦频率分量。与呼吸无关的信号分量需要被滤除。这些分量中的一个分量是重力向量的恒定部分。另外,由非呼吸运动(如手和脚的运动、由护理者的干预、姿势改变等)产生的分量需要被(尽可能多地)滤除。

[0107] 这种滤波能够在步骤121中使用带通滤波器来完成。在一些实施例中,带通滤波器被实施为单个滤波阶段。然而,如在图4中所示的,带通滤波器能够被实施为跟随有高通滤波器129的低通滤波器127(但是应当认识到,滤波器能够以相反的顺序来使用)。在一些实施例中,所述带通滤波器是两个2阶无限脉冲响应(IIR)滤波器的级联或串联。在一些实施

例中,这些滤波器的截止频率能够基于对象的年龄来设置。

[0108] 例如,对象越年轻(并且特别是儿童越年轻),呼吸速率的预期范围越高。下文的表1示出了不同年龄组的儿童的正常呼吸速率,其中,上限被世界卫生组织(WHO)定义为用于将呼吸测量分类为快速呼吸的阈值。在该范例中,正常呼吸的下限被给出为上限的一半。

[0109]

年龄组	年龄	每分钟呼吸速率
1	0-2个月	30-60
2	2-12个月	25-50
3	1-5年	20-40

[0110] 表1

[0111] 主要提供高通滤波器以便去除加速度信号中的重力分量。在一些实施例中,高通滤波器129能够是二阶贝塞尔滤波器。在一些实施例中,高通滤波器129能够与在被设置在表1中给出的正常呼吸速率下限之下的5RPM(每分钟呼吸次数)处的截止频率一起使用。因此,对于年龄组1、2和3,截止频率分别被设置在25RPM、20RPM和15RPM处。本领域技术人员应当认识到,在表1中给出的下限之下的5RPM仅仅是确定截止频率的示范性方式,并且能够以其他方式和/或利用下限之上或之下的不同值来确定截止频率。

[0112] 在一些实施例中,截止频率 f_h 与年龄组A之间的关系能够通过下式给出:

[0113] $f_h = 30 - 5A$ (1)

[0114] 这种线性关系是受与年龄组同样具有线性关系的上呼吸限值和下呼吸限值的启发。图5中的曲线图示出了针对表1中的年龄组中的每个年龄组的高通滤波器谱。应当注意,在图5中,频率轴乘以60以示出每分钟呼吸次数(RPM)而非赫兹Hz(每秒周期数)。

[0115] 滤波操作能够使用下式来完成:

[0116] $y[n] = (b_0x[n] + b_1x[n-1] + b_2x[n-2] - a_1y[n-1] - a_2y[n-2]) / a_0$ (2)

[0117] 其中,x是具有输入样本的阵列,y是经滤波的输出样本,并且n是当前阵列索引(分箱)。下文的表2示出了针对滤波器系数的示范性值。

[0118]

年龄组	a_0	a_1	a_2	b_0	b_1	b_2
1	1.0	-1.95500	0.95567	0.97767	-1.95533	0.97767
2	1.0	-1.96394	0.96437	0.98208	-1.96416	0.98208
3	1.0	-1.97292	0.97316	0.98652	-1.97304	0.98652

[0119] 表2

[0120] 在一些实施例中,低通滤波器127是2阶巴特沃斯滤波器。在一些实施例中,截止频率能够根据下式来进行设置:

[0121] $f_l = 170 - 30A$ (3)

[0122] 其中,A是年龄组。因此对于年龄组1、2和3,截止频率被分别设定在140RPM、110RPM和80RPM处。

[0123] 图6中的曲线图示出了针对表1中的年龄组中的每个年龄组的低通滤波器的量值谱。如同图5,应当注意,在图6中,频率轴乘以60以示出RPM而非赫兹。下文的表3示出了针对能够在公式(2)中示出的滤波操作中使用的滤波器系数的示范性值。

[0124]	年龄组	a_0	a_1	a_2	b_0	b_1	b_2
	1	1.0	-1.79330	0.81275	$4.8616e^{-3}$	$9.7233e^{-3}$	$4.8616e^{-3}$
[0125]	2	1.0	-1.83741	0.84967	$3.0646e^{-3}$	$6.1291e^{-3}$	$3.0646e^{-3}$
	3	1.0	-1.88165	0.88827	$1.6556e^{-3}$	$3.3112e^{-3}$	$1.6556e^{-3}$

[0126] 表3

[0127] 如上文所提及的,在步骤123中,针对候选呼吸时段的值是基于加速度计信号中的零交叉来确定的。理想地,带通滤波的加速度计信号将随着每次呼吸经过零线两次,当信号改变符号并且变为正时一次(被称为正零交叉),并且当符号变为负时一次(被称为负零交叉)。两个(相继的)正零交叉之间或两个(相继)负零交叉之间的时间或距离被称为候选呼吸时段。在实践中,噪声和运动伪影将产生额外的零交叉,所述额外的零交叉将扭曲一些候选呼吸时段的价值。

[0128] 吸气或呼气与零交叉的符号之间不存在直接关系。这主要取决于加速度计6的位置和取向。此外,本发明不涉及局部呼吸运动是属于吸气还是呼气。即使对于成人来说两者之间能够存在明显的差异(其中,吸气通常比呼气更快),对于小孩来说区别不是那样明显,并且呼吸运动看起来更像正弦。由于本发明涉及识别儿童以及成人的呼吸速率,本发明不利用吸气与呼气的持续时间之间的差来识别呼吸速率。

[0129] 在图7中示出了针对加速度计6的测量轴中的一个测量轴的示范性带通滤波的加速度计信号,并且正零交叉已经被标记P-1至P-4,而负零交叉已经被标记N-1至N-4。如上文所提及的,相继的正零交叉之间(例如P-1与P-2、P-2与P-3等之间)与相继的负零交叉之间(例如N-1与N-2、N-2与N-3等之间)的距离形成候选呼吸时段。每个候选呼吸时段能够使用下式被转换为候选呼吸速率(也被称为‘原始呼吸速率’):

[0130] $r=60/d$ (4)

[0131] 其中, r 是呼吸速率,并且 d 是以秒为单位的呼吸时段的持续时间。下文的表4示出了根据图7中的信号获得的候选呼吸时段和对应的候选呼吸速率。

	时段	持续时间	RPM
[0132]	N-1→N-2	0.52	116
	P-1→P-2	0.27	224
[0133]	N-2→N-3	0.12	514
	P-2→P-3	0.24	254
	N-3→N-4	0.38	158
	P-3→P-4	0.56	107
	N-4→N-5	0.52	116

[0134] 表4

[0135] 对于完全恒定的呼吸运动,单个呼吸时段的持续时间将足以计算呼吸速率。如果

所有候选呼吸时段指代实际呼吸(即,如果加速度信号中不存在引起额外零交叉的噪声或运动伪影),那么平均呼吸速率将通过下式给出:

$$[0136] \quad r_{\text{平均}} = \frac{60N}{\sum_{i=0}^{N-1} d_i} \quad (5)$$

[0137] 其中,N是呼吸时段的数量,并且 d_i 是候选呼吸持续时间。

[0138] 下文的公式(6)通过由其持续时间 d_i 对原始呼吸速率 r_i 进行加权来计算平均呼吸速率:

$$[0139] \quad r_{\text{平均}} = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} d_i r_i}{\sum_{i=0}^{N-1} d_i} \quad (6)$$

[0140] 如上文所提及的,估计原始呼吸速率计算平均呼吸速率将仅对于不包括噪声或运动伪影的非常干净的加速度信号起作用。然而,在实践中,将存在噪声和特定水平的非呼吸运动。受这些伪影影响的候选呼吸时段需要被滤除。

[0141] 为了这样做,应当认识到,呼吸是差不多周期性的,并且即使相继的呼吸时段可能具有显著不同的持续时间,总的来说,时段也将集中在平均呼吸速率周围。通过使用原始呼吸速率的直方图,能够加强这种集中并且滤除其余部分。因此,如上文所提及的,在图2的步骤105和图3的步骤125中,直方图H是通过多经常遇到每个原始呼吸速率 r_i 进行计数来形成的,由其持续时间 d_i 进行加权:

$$[0142] \quad H_{r|0 < r \leq M} = \sum_{i=0}^{N-1} \begin{cases} d_i, & \text{如果 } r - 0.5 \leq r_i \leq r + 0.5 \\ 0, & \text{否则} \end{cases} \quad (7)$$

[0143] 直方图具有固定的尺寸。最大呼吸速率M是年龄组相关的,并且能够是分别针对年龄组1、2和3的170、160或150RPM中的一个。在一些实施例中,在该限值之上的候选呼吸速率只能够被舍弃。该限值被选择为远在所述年龄组的快速呼吸阈值之上(+110RPM)。应当认识到,最大值将对于其他年龄组中的对象是不同的。

[0144] 图8中的曲线图示出了呼吸测量结果的直方图。

[0145] 在一些实施例中,为了加强比其他更经常发生(并且因此被假设为更可能对应于实际呼吸速率而非伪影)的呼吸速率,特定阈值 t_h 从直方图的每个分箱中的值的数量中减去。在该减去后具有负值的任何分箱都被设定为0:

$$[0146] \quad H'_{r|0 < r \leq M} = \begin{cases} H_r - t_h, & \text{如果 } H_r > t_h \\ 0, & \text{否则} \end{cases} \quad (8)$$

[0147] 阈值 t_h 能够被设定为直方图的分箱中的值的最高数量的特定百分比(例如20%)。图8中的虚线图示了能够被用于抑制在其中具有少量候选呼吸值的分箱中的一些分箱的阈值。

[0148] 最后,呼吸速率被计算为直方图的加权平均中心:

$$[0149] \quad r_{\text{平均}} = \frac{\sum_{r=0}^M H'_r r}{\sum_{r=0}^M H'_r} \quad (9)$$

[0150] 以上描述指示了根据本发明的用于确定呼吸速率的各种示范性且优选的实施例。以下描述阐述了能够对以上示范性且优选实施例做出的各种改进,并且应当认识到,这些

改进中的任何一个或多个改进能够被单独或组合地使用以改进在图2和图3中所示的基本方法。在关于具体实施例(例如加速度信号、根据候选呼吸速率来识别零交叉和/或形成直方图)来描述所述改进的情况下,本领域技术人员应当认识到,那些改进也能够被应用于使用另一类型的传感器和/或根据测量信号来确定另一类型的呼吸相关的特征的实施例。

[0151] 采样

[0152] 第一改进涉及对来自传感器6的信号的重采样。尽管一些传感器(例如加速度计)能够被设定为以特定采样频率(例如,100Hz)进行操作,真实采样频率能够是显著不同的(例如,能够存在是 $\pm 10\%$ 的偏差)。因此,会希望在对信号执行任何处理之前将测量信号重新采样到所需的采样频率。本领域技术人员应意识到测量信号能够被重新采样到期望的频率的各种方式,并且不在本文中提供进一步的细节。

[0153] 跳过初始信号

[0154] 已经注意到,重新采样(如果需要的话)和带通滤波阶段将特定延迟引入到经滤波的信号中,并且滤波器需要一些时间来稳定。另外,高通滤波器129需要去除地球的万有引力的强分量。这意味着初始零交叉是较不可靠的。因此,在发起呼吸速率处理之后的测量信号的初始部分能够被舍弃或被跳过(即,没有完成进一步的处理以计算呼吸时段)。例如,测量信号的前两秒能够被跳过。

[0155] 另外,装置2可以通过按压可以引起装置2移动或振动的按钮来激活,并且因此跳过或舍弃测量信号的前数秒确保了这些伪影不影响测量到的呼吸速率。

[0156] 信号水平

[0157] 如上文所提及的,在理想的测量情况下,对象(例如,儿童)在测量期间保持安静并且一般无运动,并且加速度计记录的显著移动只是呼吸的移动。然而,在大多数情况下,将存在由于腿和脚的移动、咳嗽、由护理者的干预等的一些运动。在运动期间,经带通滤波的加速度计信号的信号水平通常比在呼吸期间高得多。因此,在一些实施例中,如果信号水平在特定阈值之上,对信号的进一步处理被跳过,这改善了所述方法对运动伪影的鲁棒性。

[0158] 被用于确定信号是否太高的阈值能够被设定为任何期望的水平。例如,其能够被设置在重力加速度的特定百分比处(例如,1g水平的13.33%(加速度计将测量的缺省力是由于重力))。例如,对于被设定为在 $\pm 2g$ 处进行操作的加速度计6,其中,样本被存储为16位带符号的整数值,1g水平将是16384。

[0159] 因此,在一些实施例中,经高通滤波的信号的绝对信号水平(即,步骤121的输出)与半个时段内(即,两个零交叉之间)的阈值进行比较。如果最后三个半时段中的任一个在阈值之上,对信号的该部分的进一步处理被跳过。获取额外的半时段的原因是要补偿由于滤波造成的时间拖尾。呼吸水平

[0160] 如果装置2或传感器6未被足够紧地佩戴在对象上(即,其太松),信号水平将太低(即,由于呼吸的运动不会被明显地表示在信号中),并且因此,这能够被识别,并且对信号的进一步处理被跳过。如果装置2未被正确地放置在对象上,或者,例如,如果当装置2正位于检查台上时开始测量过程,则装置2不应当输出呼吸速率。

[0161] 为了实施这种低信号水平检测,所谓的‘呼吸水平’能够被测量。呼吸水平被定义为一个呼吸时段期间的信号水平,并且其能够被计算为三个零交叉之间的经带通滤波的加速度计信号的相对面积:

$$[0162] \quad l_p = \frac{\sum_{i=z[p]}^{z[p+2]} |s[i]|}{z[p+2] - z[p]} \quad (10)$$

[0163] 其中, l_p 是具有索引 p 的时段的呼吸水平,并且 z 是进入特定轴的加速度计信号 s 的零交叉索引。

[0164] 用于检测太低的信号的阈值能够被设定为任何期望的值。例如,其能够以与用于检测信号水平是否太高的阈值相似的方式进行设置(即,如重力加速度的特定百分比)。例如,阈值能够被设置在1g水平的0.18%处。

[0165] 在一些实施例中,该阈值能够在具有与先前的呼吸持续时间显著不同(例如,不同多于17%)的持续时间的呼吸时段被设定为更高的值(例如,1g水平的0.52%)。这能够有助于防止跳过弱但规律的呼吸运动。

[0166] 呼吸质量

[0167] 在一些实施例中,如上文所确定的呼吸水平也能够被用作质量测量,其中,呼吸水平越高,呼吸信号越强(并且越稳定)。以下示范性公式能够用于将呼吸质量计算为百分比:

$$[0168] \quad q = \frac{l(100 + 59d)}{0.021g} \quad (11)$$

[0169] 其中, l 是该时段的呼吸水平, d 是时段持续时间, g 是1g标度,并且 q 是呼吸质量。

[0170] 如果呼吸质量在100%之上,可能需要完成(例如,如上文所描述的)进一步检查以查看过高的呼吸水平是否是由于运动伪影。如果 q 在100%之上并且呼吸持续时间与之前的呼吸持续时间显著不同(例如,不同多于17%),该时段能够被分类为运动伪影时段,并且对信号的该部分的进一步处理能够被跳过。如果不是的话,并且呼吸质量在100之上,其被限制为100。即:

$$[0171] \quad q' = \min\{100, q\} \quad (12)$$

[0172] 图9中的曲线图示出了呼吸水平与呼吸质量之间的关系。‘平均’线是通过分析年龄在0岁与5岁之间的29个儿童的临床数据来计算的平均呼吸水平。50%和100%线示出了对应的呼吸质量。能够看出,随着呼吸速率增加,呼吸运动产生加速度计的3D重力向量的更大角度变化。

[0173] 呼吸质量作为权重

[0174] 在一些实施例中,呼吸质量能够被用作利用其对原始呼吸值进行计数的权重。以这种方式,强的呼吸对最终结果(即,最终呼吸速率)具有比弱呼吸更多的影响。因此,公式(7)能够被修改为:

$$[0175] \quad H_{r|0 < r \leq M} = \sum_{i=0}^{N-1} \begin{cases} d_i q'_i, & \text{如果 } r - 0.5 \leq r_i \leq r + 0.5 \\ 0 & \text{否则} \end{cases} \quad (13)$$

[0176] 其中, H 是直方图阵列, r_i 是具有索引 i 的呼吸值, r 是进入直方图的索引(r_i 取整为整数 r),并且 q'_i 是呼吸质量。

[0177] 减小的直方图尺寸

[0178] 在一些实施例中,直方图尺寸能够与有效呼吸范围相同。例如,直方图尺寸 M 能够是分别针对年龄组1、2和3的170RPM、160RPM或150RPM中的一个。然而,在一些实施例中,直方图尺寸能够通过将原始呼吸值线性地缩小特定量并且将最终结果放大同一

量来减小。这使得相邻的呼吸速率值能够在直方图中被组合成相同的波峰,并且使算法对呼吸值的抖动更鲁棒。能够被使用的示范性缩放系数是0.125。

[0179] 在一些实施例中,为了避免由于缩放的量化误差,每个原始呼吸速率能够被分布在两个相邻的直方图索引内。用于执行这些操作的公式是:

$$[0180] \quad i = \left\lfloor \frac{r}{8} \right\rfloor \quad (14)$$

$$[0181] \quad w = 1 - \left(\frac{r}{8} - i \right) \quad (15)$$

$$[0182] \quad H[i] = H[i] + wq \quad (16)$$

$$[0183] \quad H[i+1] = H[i+1] + (1-w)q \quad (17)$$

$$[0184] \quad M' = \text{取整} \left(\frac{M}{8} \right) \quad (18)$$

$$[0185] \quad H'_{i|0 < i \leq M'} = \begin{cases} H_i - t_h, & \text{如果 } H_i > t_h \\ 0, & \text{否则} \end{cases} \quad (19)$$

$$[0186] \quad \text{速率} = 8 \frac{\sum_{i=0}^{M'} i H'_i}{\sum_{i=0}^{M'} H'_i} \quad (20)$$

[0187] 其中,算符 $\lfloor \cdot \rfloor$ 去除缩放的原始呼吸值 r 的一部分, i 和 $i+1$ 是用于增加计数的进入直方图 H 的两个索引,并且 w 和 $(1-w)$ 是计数随着其被增加的权重。直方图尺寸也被减小至 M' 。针对年龄组1、2和3的 M' 分别为21、20和19。跳过针对高周期性呼吸的阈值

[0188] 当呼吸为高周期性时,所得到的直方图将具有显著的波峰。该波峰通常被分布在两个相邻的索引内(参见以上改进)。减去阈值 t_h 将移动从其计算平均呼吸速率的区域的中心,除非在阈值之下的区域是完美对称的。对于窄波峰,该移动将影响测量结果的最终准确度。因此,在一些实施例中,能够检测到这些特殊情况,并且能够在不减去阈值的情况下计算加权平均中心。

[0189] 在一些实施例中,显著的窄波峰能够通过检查第一索引(分箱)与最后的索引(分箱)之间的在阈值之上的差来检测。如果该差在2个索引(分箱)之下,在不减去阈值的情况下计算最终的呼吸速率。用于计算呼吸速率的区域能够是在阈值线之上的区域,其包括在边界处的一个额外样本以考虑被阈值遮盖的波峰的旁瓣。

[0190] 由于这种改进,公式(20)变为:

$$[0191] \quad B = \underset{i}{\operatorname{argmin}} (H_i > t_h) \quad (21)$$

$$[0192] \quad E = \underset{i}{\operatorname{argmax}} (H_i > t_h) \quad (22)$$

$$[0193] \quad B' = \begin{cases} B - 1, & \text{如果 } B > 1 \\ 0, & \text{否则} \end{cases} \quad (23)$$

$$[0194] \quad \text{速率} = 8 \begin{cases} \frac{\sum_{i=B'}^{E+2} iH_i}{\sum_{i=B'}^{E+2} H_i}, & \text{如果 } E - B < 2 \text{ 并且 } E + 1 < M' \\ 0, & \text{如果 } E - B < 2 \text{ 并且 } E + 1 = M' \\ \frac{\sum_{i=0}^{M'} iH'_i}{\sum_{i=0}^{M'} H'_i}, & \text{否则} \end{cases} \quad (24)$$

[0195] 其中,B是进入直方图H的在阈值 t_h 之上的第一索引(分箱),并且E是在阈值 t_h 之上的最后的索引。速率是根据B与E之间的区域来计算,包括在区域边界处的一个额外样本。这是通过从B减去1并且将1相加到E来完成的。B应当保持正,因此,公式(23)被用于获得钳位值 B' 。另一方面,如果将1相加到E使索引到阵列边界 M' 之外,则速率计算被跳过(即,其被设定为0)。这在显著的波峰被直方图尺寸修剪时发生。所得到的速率将是不可靠的,因为实际波峰的区域中心可能远在有效的呼吸范围之上。

[0196] 每轴的直方图

[0197] 已经在上面概述的另一改进是单独地计算针对每个测量轴的直方图,并且然后将其组合成一个直方图,加强最强轴。

[0198] 如果呼吸移动主要集中在所述轴(例如,X、Y或Z)中的一个轴上,其余轴将具有较低的能量,并且将更受噪声和其他移动影响。来自最强轴的原始呼吸速率将示出与实际呼吸速率比其他更好的相关性。

[0199] 为了找到轴强度,计算能量测量:

$$[0200] \quad E_{a \in \{x, y, z\}} = \sum_{i=0}^{M'} H_a[i]^2 \quad (25)$$

[0201] 其中, E_a 是针对轴a的能量,并且 H_a 是轴的直方图。最终(组合的)直方图然后是每个轴的加权直方图的加和:

$$[0202] \quad H[i] = \frac{\sum_{a \in \{x, y, z\}} E_a h_a[i]}{\max_{a \in \{x, y, z\}} E_a}, \quad 0 \leq i < M' \quad (26)$$

[0203] 可变测量持续时间

[0204] 假设对象在测量期间是安静的,WHO推荐具有60秒的持续时间的呼吸速率测量。由于不是所有呼吸时段都将被收集在传感器信号中或者在传感器信号中能检测(例如,因为太强和太弱的时段被跳过),存在对检查足够的候选呼吸时段/候选呼吸速率是否已经被收集以便确定呼吸速率的需要。在候选呼吸时段的情况下,如果有效的呼吸时段的总持续时间在特定阈值之下,那么最终呼吸速率计算能够被跳过或者被延迟,直至已经识别了另外的呼吸时段。有效呼吸时段的总持续时间通过下式给出:

$$[0205] \quad d_{\text{加和}} = \max_{a \in \{x, y, z\}} \frac{\sum_{i=0}^{L_a} d_{a,i}}{2} \quad (27)$$

[0206] 其中,a是当前轴, L_a 是该轴的有效呼吸时段的总数量,并且 $d_{a,i}$ 是呼吸持续时间。

[0207] 当正零交叉和负零交叉两者都被计数时,在每一时刻存在两个呼吸时段。这是为

什么轴的加和的候选持续时间除以2。具有有效时段的最长持续时间的轴是被使用的最终持续时间。

[0208] 在一个范例(其中,目的是获得接近一分钟的有价值的测量结果)中,针对“足够数据”的阈值能够被设置在48秒处($d_{\text{加和}} \geq 48$)。只要达到该量并且总共在至少60秒内完成测量,能够停止对加速度计数据的进一步记录,并且使用生成的直方图来确定最终的呼吸速率测量结果。应当认识到,会花费一些时间来积累足够的数据以满足阈值,并且因此,测量的实际持续时间能够比60秒长得多。在一些实施例,可以指定最大测量时间,在此之后不再由传感器6获得测量信号。这例如可以被用于节省装置2中的可能需要被用于在长时间内(例如,在若干天内)获得呼吸速率测量的电池功率。

[0209] 在一些实施例,装置2能够被用于连续地监测对象,并且提供实时的呼吸速率测量结果(例如,当对象正在锻炼时)。在这种情况下,能够连续地获得测量结果,并且基于最新近接收的一组测量信号来计算并更新呼吸速率。

[0210] 图10中的流程图图示了根据以上改进中的各种改进被实施在其中的示范性实施例的用于确定呼吸速率测量的方法。

[0211] 因此,获得3D加速度计信号,并且在第一步骤(步骤201)中,信号被重新采样到期望的采样速率,例如,100Hz。经重新采样的信号被带通滤波(步骤203),其中,针对高通滤波器和低通滤波器的截止频率是根据对象的年龄来确定的。经带通滤波的信号然后被分析以识别零交叉(步骤205)。然后估计相继零交叉之间的距离来确定候选呼吸速率。信号水平滤波器然后被应用于所述候选呼吸速率(步骤207),以去除是由于过多运动的候选者。如果该滤波器去除了候选呼吸速率的很大一部分,指示存在装置2和/或对象的太多运动的误差或警告能够被装置2输出。假设运动的水平足够低,呼吸水平滤波器被应用(步骤209),以便确定呼吸是否能够在信号中被检测到。如果能够检测到不足数量的呼吸,装置2能够输出指示装置2在对象上太松的错误或警告。接下来,呼吸质量滤波器(步骤211)能够被应用,以再次确定是否存在太多运动。然后针对每个测量轴形成直方图(步骤213)。在下一步骤(步骤215)中,确定是否已经收集了足够的数据以便确定呼吸速率。如果已经收集了足够的数据,则每轴的直方图被组合并且呼吸速率被确定(步骤217)。任选地,所确定的呼吸速率能够与阈值进行比较,以确定对象是否正在太快地呼吸(步骤219),并且如果是这样的话,能够由装置2输出警告或警报。

[0212] 因此提供了用于确定对象(特别是儿童)的呼吸速率的经改进的方法和装置。

[0213] 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。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管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。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。权利要求中的任何附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

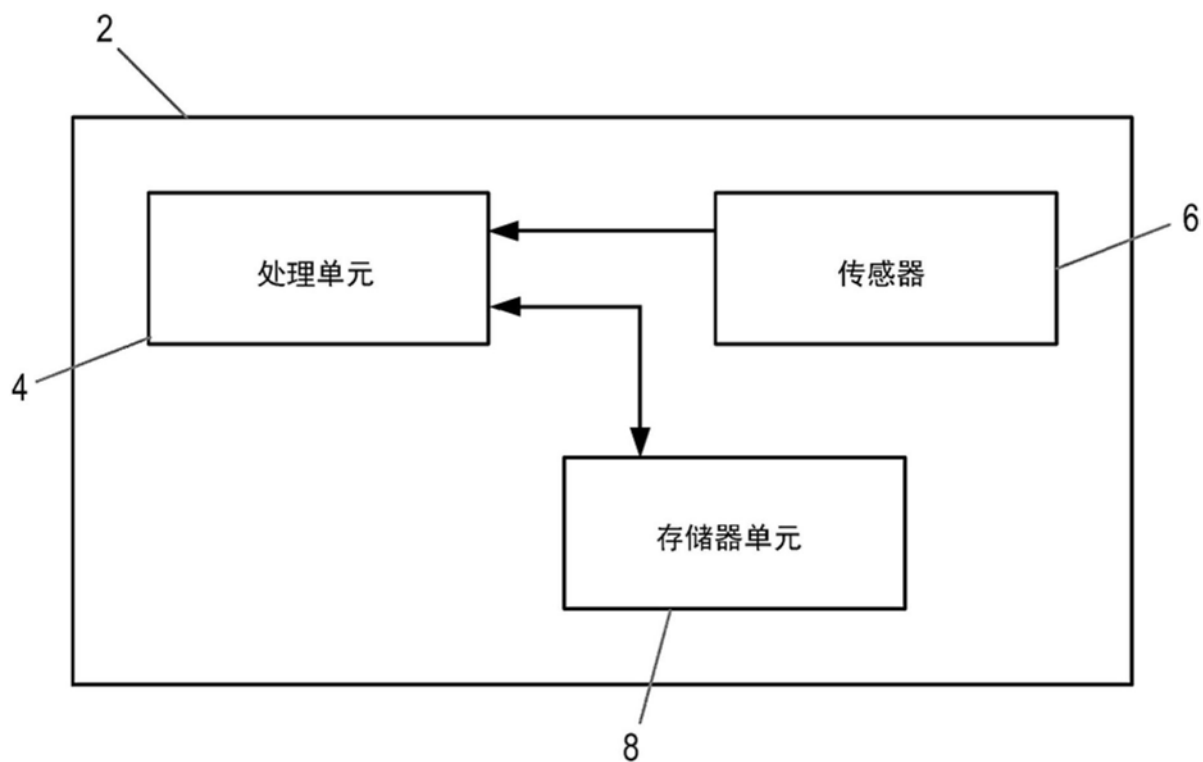


图1

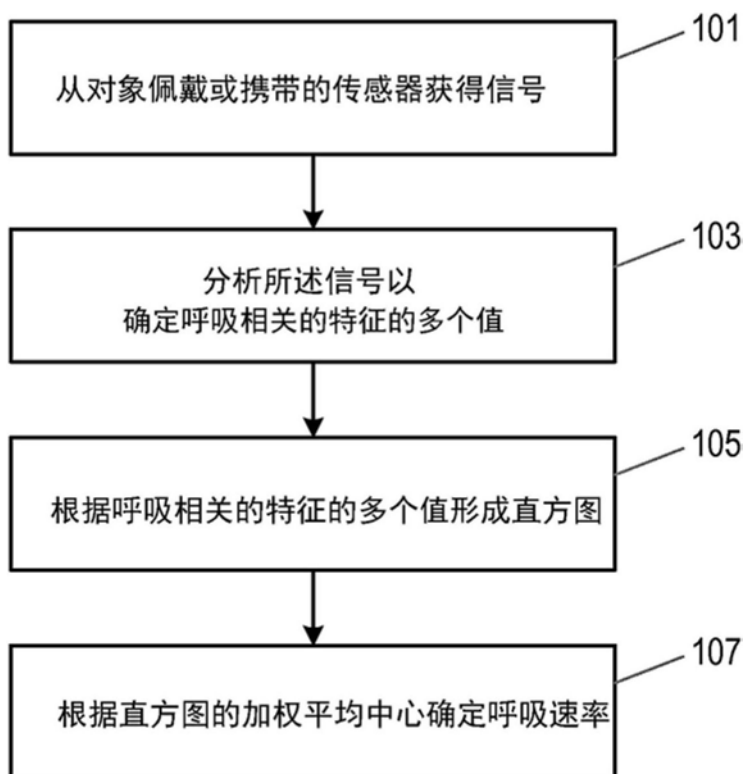


图2

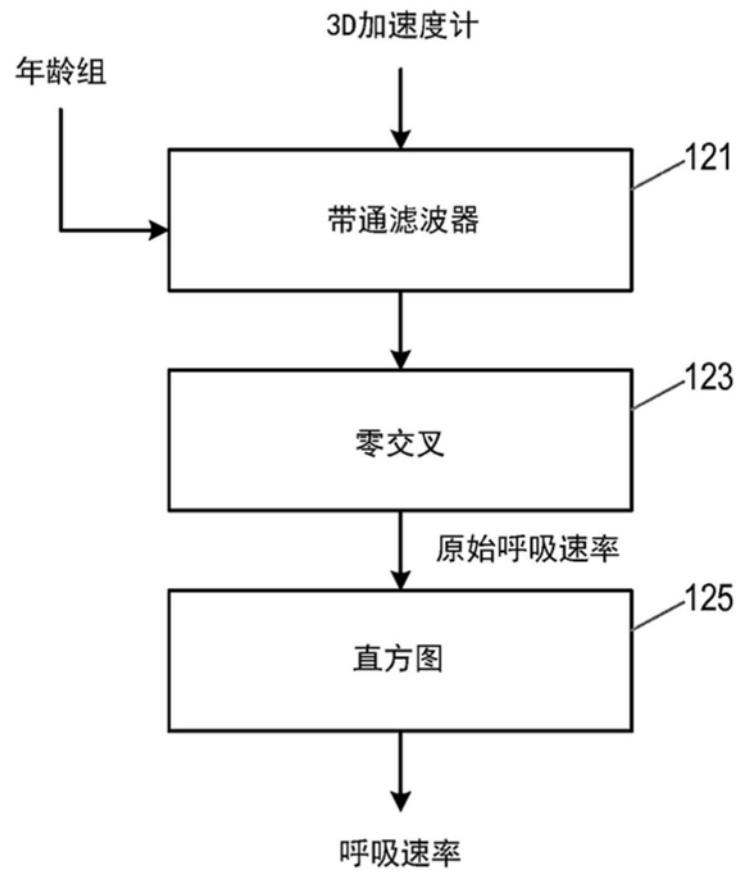


图3

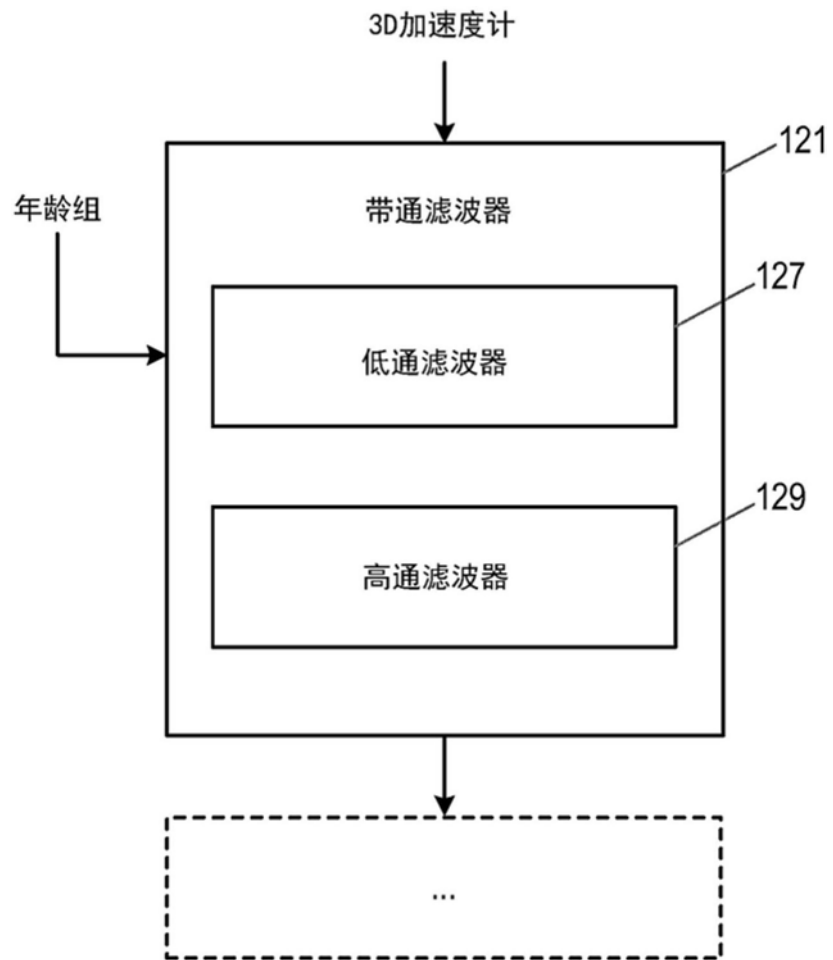


图4

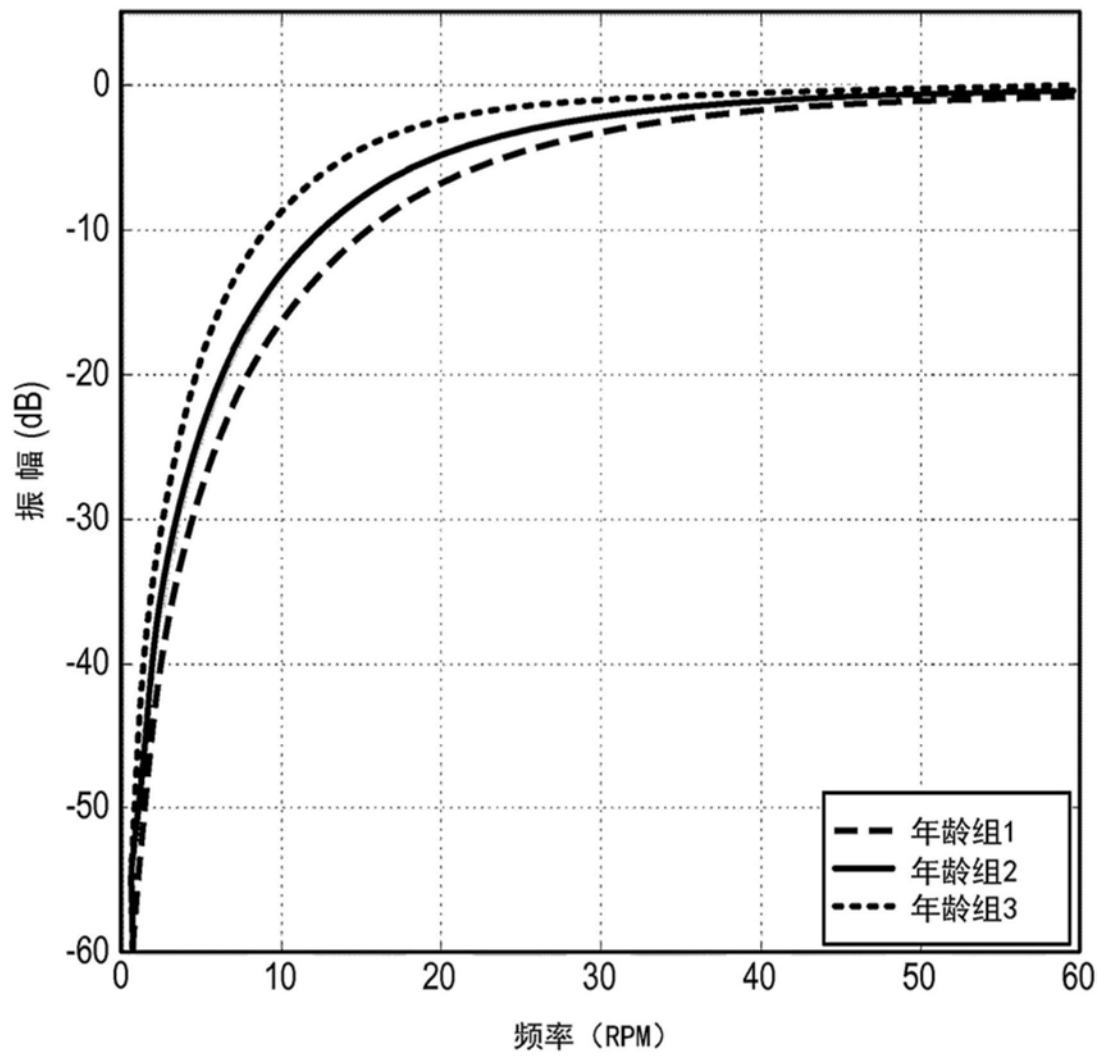


图5

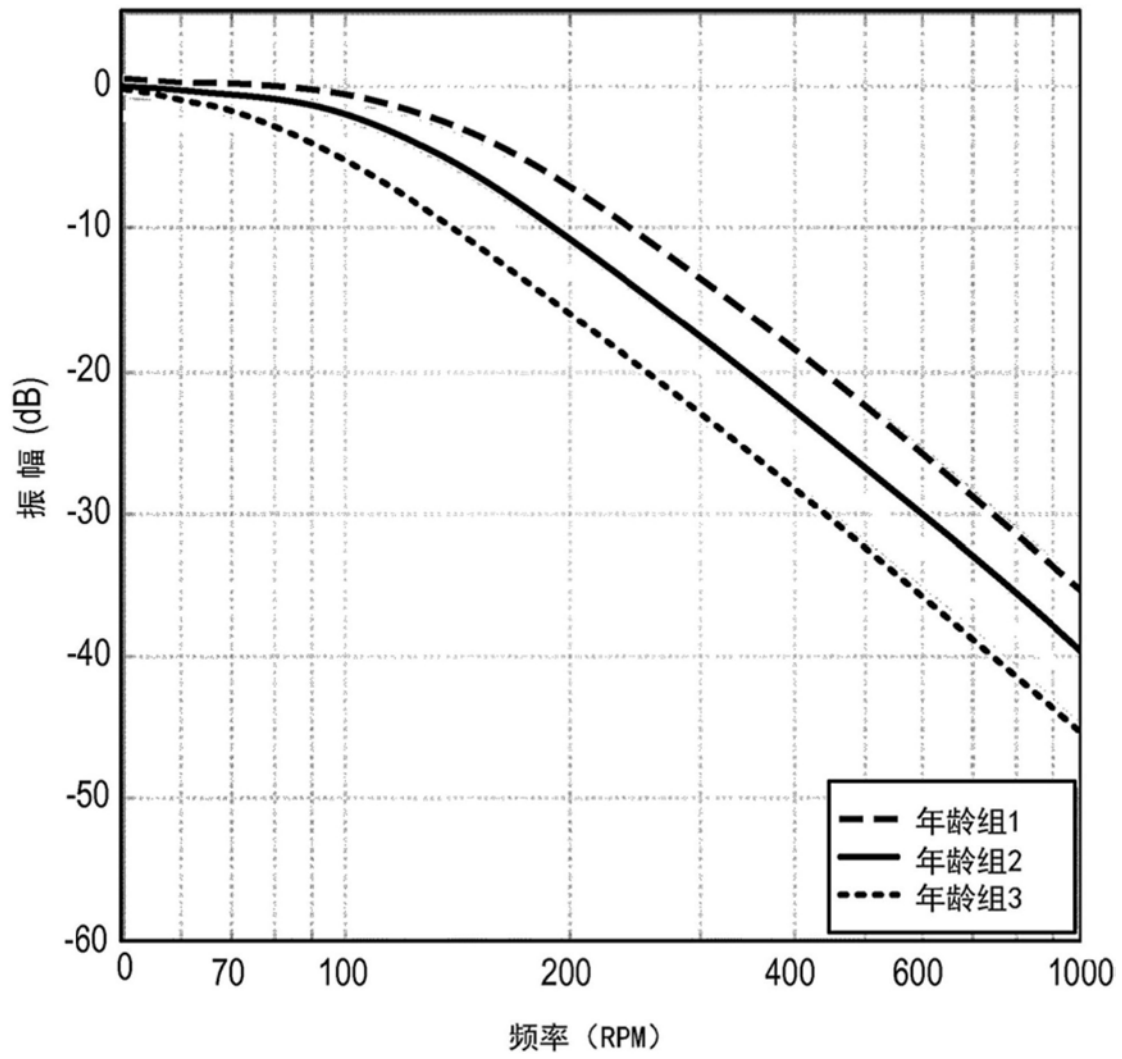


图6

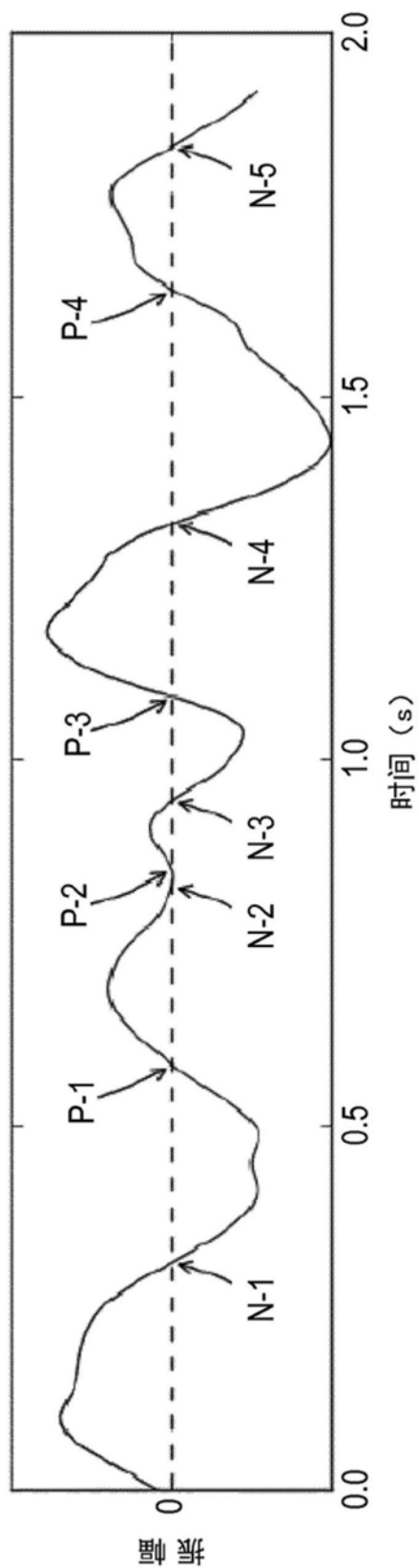


图7

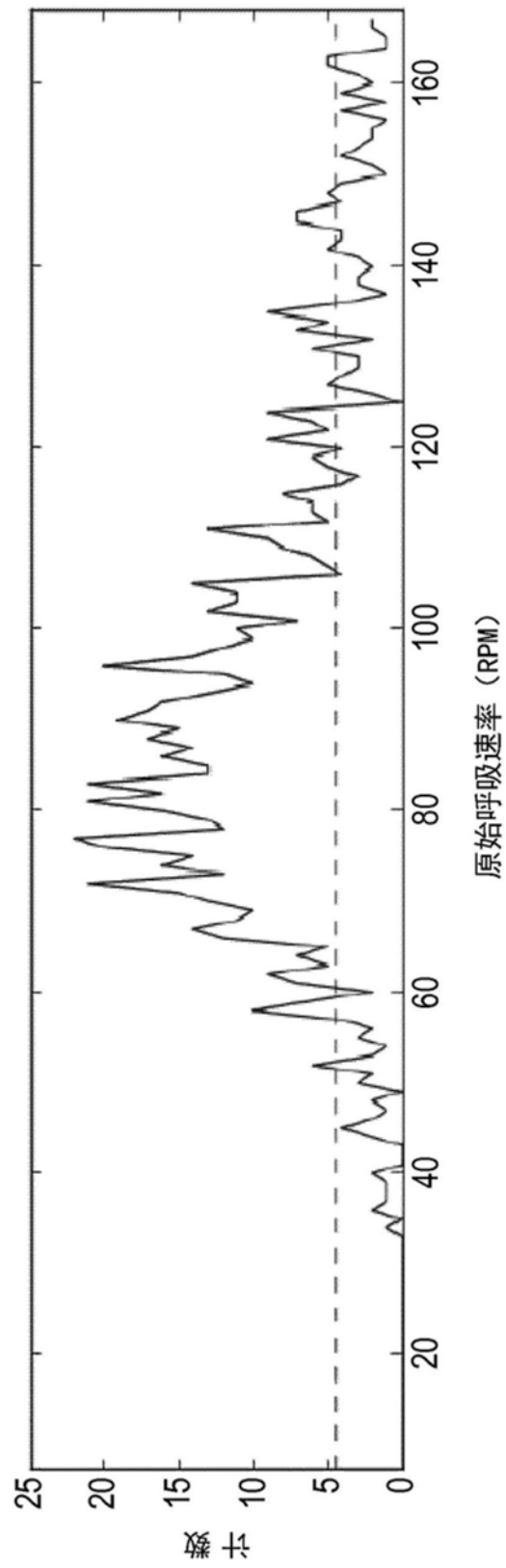


图8

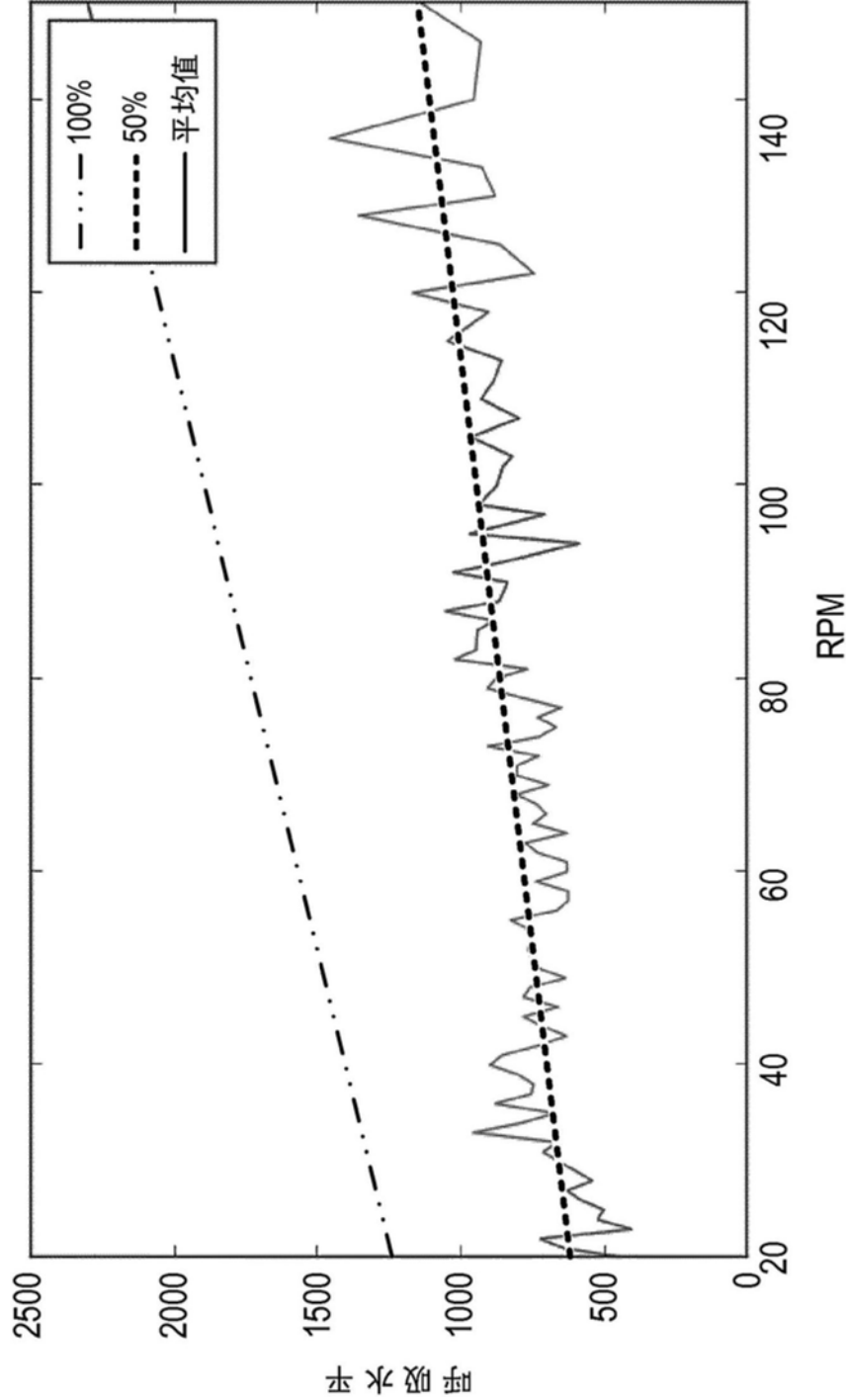


图9

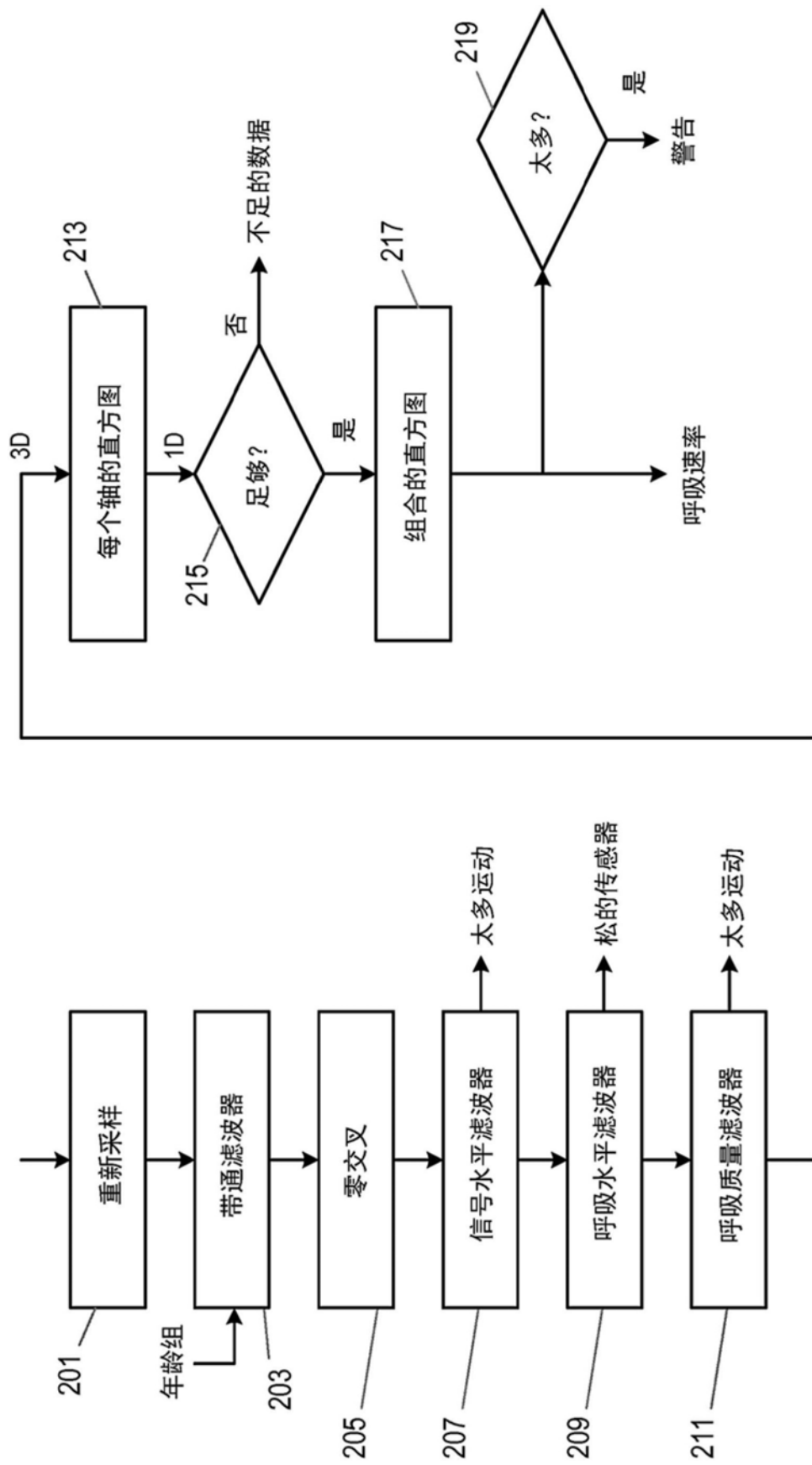


图10

专利名称(译)	用于确定对象的呼吸速率的方法和装置		
公开(公告)号	CN108289636A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201680067513.1	申请日	2016-11-15
[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	EF 吉吉		
发明人	E·F·吉吉		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/1135 A61B5/6823 A61B2562/0219		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015195548 2015-11-20 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据一方面，提供了一种确定对象的呼吸速率的方法，所述方法包括：从所述对象佩戴或携带的传感器获得信号；分析所述信号以确定呼吸相关的特征的多个值；根据所述呼吸相关的特征的所述多个值来形成直方图，所述直方图包括多个组，其中，每个组具有相关联的计数，所述相关联的计数是对应于所述组的所述呼吸相关的特征的一个或多个值的出现的次数；将加权应用于与每个组相关联的所述计数以形成加权的计数；并且根据具有所述加权的计数的所述直方图的平均值来确定所述呼吸速率。

