



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251133 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910422706.X

A61B 5/113(2006.01)

(22)申请日 2014.02.17

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

2013/0062 2013.02.20 IE

(62)分案原申请数据

201480009393.0 2014.02.17

(71)申请人 PMD设备解决方案有限公司

地址 爱尔兰科克

(72)发明人 M·穆拉伊 S·丘萨克

C·金塞拉

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 郭少俊 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

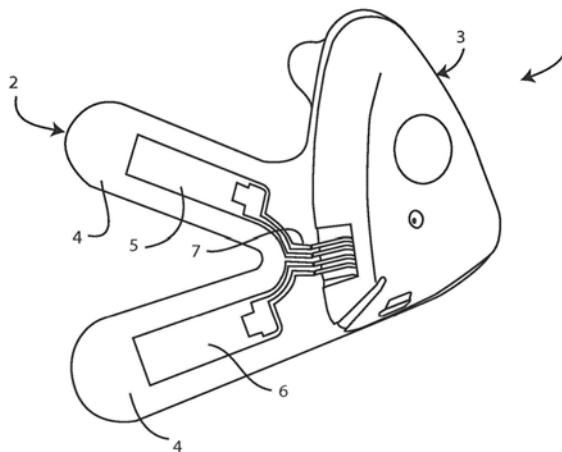
权利要求书3页 说明书10页 附图12页

(54)发明名称

用于呼吸监测的方法和设备

(57)摘要

一种呼吸监测系统,具有柔性基板(2)上的变形换能器(5、6),所述变形换能器被布置为附着到患者的躯干。处理器(3)接收在通道中的来自所述换能器(5、6)的信号,并且处理所述信号以消除、降低或者补偿产生于患者运动伪迹的噪声,从而提供表示呼吸的输出。所述换能器(5、6)具有一尺寸以及在所述基板上的相互位置,使得第一换能器能够覆于第10肋骨的至少部分上并且第二换能器能够覆于第11肋骨或者腹部的至少部分上,并且所述处理器将来自所述第一换能器的数据处理为主要表示肋骨扩张呼吸并且将来自所述第二换能器的数据处理为主要表示膈肌呼吸或者患者运动伪迹。



1. 一种呼吸监测系统,包括:

柔性基板,

所述柔性基板上的多个变形换能器,包括第一变形换能器和第二变形换能器, 粘合剂,位于所述柔性基板上使得所述柔性基板被布置为附着到患者的躯干, 安装在所述柔性基板上的加速度计,

可释放地安装在所述柔性基板上并且通过导体连接到所述第一变形换能器和所述第二变形换能器以及所述加速度计的电子控制器,所述电子控制器包括信号调节电路和数据处理器,

所述数据处理器适于接收来自所述换能器的信号,并且适于处理所述信号以消除、降低或者补偿产生于患者运动伪迹的噪声,从而提供表示呼吸的输出,

其中,所述换能器具有一尺寸和在所述柔性基板上的相互位置,使得第一换能器能够覆于第10肋骨的至少部分上并且第二换能器能够覆于第11肋骨或者腹部的至少部分上,

其中,所述数据处理器适于处理来自所述第一换能器的数据从而使所处理的来自所述第一换能器的数据主要表示肋骨扩张呼吸,并且处理来自所述第二换能器的数据从而使所处理的来自所述第二换能器的数据主要表示膈肌呼吸或者患者运动伪迹,并且

其中,所述数据处理器适于通过将运动伪迹的程度与身体位移和患者躯干的姿势进行相关来处理来自所述加速度计的输出信号。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述变形换能器是细长的并且以相互的锐角被布置在所述柔性基板上。

3. 如权利要求2所述的系统,其中,所述角在 20° 到 80° 的范围中。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,所述角在 25° 到 40° 的范围中。

5. 如权利要求4所述的系统,其中,所述角在 27° 到 33° 的范围中。

6. 如权利要求1所述的系统,其中,所述变形换能器在所述柔性基板上以相对于彼此的锐角被定位,并且所述数据处理器适于基于由所述相互位置定义的顶点关于人类对象指向后方和下方来处理来自所述换能器的数据。

7. 如权利要求1所述的系统,其中,所述数据处理器适于通过将运动伪迹的程度与身体位移进行相关来处理加速度计输出,以辅助消除运动伪迹的过程,并且所述数据处理器适于检测周期性运动。

8. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述系统包括陀螺仪。

9. 如权利要求8所述的系统,其中,所述数据处理器适于通过使得所述身体的姿势能够对所述数据处理器已知来处理陀螺仪输出,从而使得能够考虑所述换能器的异常。

10. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述系统包括用于附着到患者的皮肤的单一传感器以及所述数据处理器,所述传感器包括具有所述变形换能器的所述柔性基板。

11. 如权利要求10所述的系统,其中,所述数据处理器被包括在壳体中,所述壳体在具有信号调节电路的所述柔性基板上。

12. 如权利要求11所述的系统,其中,所述数据处理器壳体被可释放地安装在所述柔性基板上。

13. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于经由接口无线

地与主处理器通信。

14. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述变形换能器包括至少两个应变换能器。

15. 如权利要求14所述的系统,其中,所述应变换能器是压电换能器。

16. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于检测过度位移,所述过度位移导致来自侵入性或者非侵入性人工通气机器的过度加压。

17. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于通过对来自所述换能器的输入电压信号进行基线减去来执行信号调节,并且适于使用指数移动平均滤波器来进一步调节所述信号。

18. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于以规则的间隔来触发伪迹检测算法,在规则的间隔中,在测量结果的限制之外的信号被移除。

19. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于在确定呼吸率时运行时间域算法。

20. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于在确定呼吸率时运行频率域算法。

21. 如权利要求19所述的系统,其中,所述时间域算法检查在呼吸器波形中的波峰和波谷之间的距离并且导出呼吸率。

22. 如权利要求20所述的系统,其中,所述频率域算法使用快速傅里叶变换来提取频率域信息。

23. 如权利要求20所述的系统,其中,所述传感器包括加速度计,并且所述数据处理器适于运行所述频率域算法以将加速度计数据作为第二输入,并且适于通过提取来自所述加速度计的频率域信息来补偿来自所述对象或者环境的周期性干扰,例如,步行。

24. 如权利要求23所述的系统,其中,所述数据处理器适于使用所述加速度计数据来检测和补偿大的运动。

25. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于设定,变形波形由处于指示所述对象的所述呼吸率的率的波峰和波谷的重复模式来表示,并且接收到的换能器信号的幅度仅在所述信号变得如此大而超过所述传感器的输出限制或者如此小而变得不能够从噪声中辨别时才是有用信息。

26. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于检测睡眠对象中的呼吸暂停事件。

27. 如权利要求26所述的系统,其中,所述数据处理器适于将缺失呼吸信号识别为表示呼吸暂停。

28. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,还包括无线收发器,并且所述数据处理器适于向外部设备发送数据以显示对象的呼吸率历史。

29. 如权利要求1-5中的任一项所述的系统,其中,所述数据处理器适于接收唯一识别符以与特定对象一起使用,并且适于在针对下一使用而在移除和/或重新充电之后中止或者擦除所述识别符。

30. 如权利要求29所述的系统,其中,所述数据处理器适于将扫描的医学记录号(MRN)保存为唯一识别符。

31. 如权利要求29所述的系统,其中,所述数据处理器适于在移除或者重新充电之后自动应用临时识别符。

32. 一种使用系统来监测人类对象的呼吸的方法,所述系统包括:

柔性基板上的多个变形换能器,其被布置为附着到患者的躯干,以及处理器,其适于接收来自所述换能器的信号,并且适于处理所述信号以消除、降低或者补偿产生于患者运动伪迹的噪声,从而提供表示呼吸的输出,

所述方法包括以下步骤:将所述柔性基板附着到人类对象;并且所述处理器处理来自所述换能器的信号以导出表示所述人类对象的呼吸的输出,

其中,所述柔性基板被放置为使得第一换能器基本上覆于第10肋骨上并且第二换能器覆于浮肋或者腹部上,并且所述处理器通过将产生于所述第一换能器的变形的信号处置为表示肋骨扩张呼吸并且通过将产生于所述第二换能器的变形的信号处置为表示膈肌呼吸或者非呼吸伪迹,来监测来自所述换能器的信号。

33. 如权利要求32所述的方法,其中,所述处理器根据来自辅助感测设备的信号来自动决定所述第二换能器的所述变形表示什么。

34. 如权利要求33所述的方法,其中,所述辅助感测设备是加速度计。

用于呼吸监测的方法和设备

[0001] 本申请为分案申请,其原申请是2015年8月19日进入中国国家阶段、国际申请日为2014年2月17日的国际专利申请PCT/EP2014/053048,该原申请的中国国家申请号是201480009393.0,发明名称为“用于呼吸监测的方法和设备”。

技术领域

[0002] 本发明总体上涉及一种在对人类对象中的呼吸事件进行测量和监测中有用的设备。

背景技术

[0003] 呼吸率是人每分钟具有的呼吸数量的度量并且是人类对象中的关键生命体征。呼吸量测定是对人类对象中的肺容量或者肺体积的测量。这些呼吸功能的恶化是这些度量的下降或增加。在预先确定的生理正常值之外或者接近预先确定的生理正常值的边界的测量结果是对人类对象中的有害和出现致命的病痛的预指标。

[0004] 呼吸是活的有机体通过其获取氧并且将氧转换为能量的过程。该过程的部分是对空气的机械吸入,这对于人类而言经由鼻子和嘴来实现。机械呼吸努力由呼吸的肌肉来产生。这些肌肉帮助于吸气和呼气二者。组成该集合的肌肉组包括膈肌、肋间外肌及肋间内肌。该过程已知为呼吸努力,并且其由以下中的任一或者两者实现:

[0005] a) 胸廓的沿固定的轨迹的由肋间外肌和肋间内肌的向上及向外的部分移位或者全部移位(在下文中被称为肋骨呼吸),以产生在胸腔内部的真空,从而将空气吸进到肺中以使得呼吸能够发生,

[0006] b) 膈肌向下推到腹部区域中(在下文中被称为膈肌呼吸),从而迫使腹部器官向外膨胀并且因此通过增加在腹部区域中的体积来产生在胸部区域中的真空。

[0007] 上面的运动可以被称为使胸廓膨胀。

[0008] 呼吸率或者患者的肺部的容量在一段时间内波动的一个原因,其中身体活动未考虑,能够是患者的健康中的生理改变的结果。身体中的感染能够导致发烧以及较高的心率。感染还产生呼吸努力的增加并且能够是病毒或者细菌或者作为环境或根据用药或外科手术得到的并发症的结果。肺炎、慢性阻塞性肺病(COPD)以及脓毒病都是表示上面的病痛并且能够由波动的呼吸功能来指示。这可以表达患者的呼吸率的变化或者患者吸进空气以进行有效呼吸的能力。

[0009] 呼吸率是在被称为早期预警评分(EWS)的预测性患者得分系统中的主导测度。受诸如COPD的肺部疾病困扰的慢性病患者能够通过测量他们的肺部能力而在时间的长周期上被监测。因为肺部疾病影响呼吸努力的正常机械操作,所以测量患者深呼吸的能力也是对他们的恶化或者恢复的关键测量。对呼吸率的综合测量使得医学工作人员能够更好地在高准确性的情况下评估EWS并且更早地干预。

[0010] US2012/0296221 (Philips)描述了一种用于确定呼吸信号的方法和装置。单个多轴加速器被定位在身体上。W02009/074928 (Philips)描述了对在弹性可变形桥上的ECG电

极的使用,并且也存在应变传感器以及加速度计。

[0011] 本发明旨在提供一种用于呼吸监测的系统,所述系统比现有技术更加简单和/或更加鲁棒和/或更加可靠。

发明内容

[0012] 根据本发明,提供了一种呼吸监测系统,包括:

[0013] 柔性基板上的多个变形换能器,其被布置为附着到患者的躯干,以及

[0014] 处理器,其适于接收来自所述换能器的信号,并且适于处理所述信号以消除、降低或者补偿产生于患者运动伪迹的噪声,从而提供表示呼吸的输出。

[0015] 在一个实施例中,所述变形换能器是细长的并且以相互的锐角被布置在所述基板上。优选地,所述角在 20° 到 80° 的范围中,优选地 25° 到 40° ,并且最为优选地在 27° 到 33° 的区域中。

[0016] 在一个实施例中,所述换能器具有一尺寸以及在所述基板上的相互位置,使得第一换能器能够覆于第10肋骨的至少部分上并且第二换能器能够覆于第11肋骨或者腹部的至少部分上,并且所述处理器适于将来自所述第一换能器的数据处理为主要表示肋骨扩张呼吸并且将来自所述第二换能器的数据处理为主要表示膈肌呼吸或者患者运动伪迹。优选地,所述变形换能器以相对于彼此的锐角被定位在所述基板上,并且所述处理器适于基于由所述相互位置定义的顶点关于人类对象指向后方和下方,来处理来自所述换能器的数据。

[0017] 在一个实施例中,所述系统还包括加速度计。在一个实施例中,所述处理器适于通过将运动伪迹的程度与身体位移进行相关来处理加速度计输出,以辅助消除运动伪迹以及检测周期运动的过程。

[0018] 在一个实施例中,所述系统包括陀螺仪。优选地,所述处理器适于通过使得所述身体的姿势能够对所述处理器已知来处理陀螺仪输出,从而使得能够考虑所述换能器的异常。

[0019] 在一个实施例中,所述系统包括用于附着到患者的皮肤的单一传感器以及所述处理器,所述传感器包括具有所述变形换能器的所述基板。在一个实施例中,所述处理器被包括在壳体中,所述壳体在具有信号调节电路的所述基板上。优选地,所述处理器壳体被可释放地安装在所述基板上。

[0020] 在一个实施例中,所述处理器适于经由接口无线地与主处理器通信。

[0021] 在一个实施例中,所述变形换能器包括至少两个应变换能器。在一个实施例中,在所述应变换能器中是压电换能器。

[0022] 在一个实施例中,所述处理器适于检测过度位移,所述过度位移导致来自侵入性或者非侵入性人工通气机器的过度加压。

[0023] 在一个实施例中,所述处理器适于通过对来自所述换能器的输入电压信号进行基线减走来执行信号调节,并且适于使用指数移动平均滤波来进一步调节所述信号。

[0024] 在一个实施例中,所述处理器适于以规律间隔触发伪迹检测算法,其中,在测量结果的限制之外的信号被移除。

[0025] 在一个实施例中,所述处理器适于在确定呼吸率时运行时间域算法。

[0026] 在一个实施例中,所述处理器适于在确定呼吸率时运行频率域算法。优选地,所述时间域算法检查呼吸器波形中的波峰和波谷之间的距离,并且导出呼吸率。在一个实施例中,所述频率域算法使用快速傅里叶变换来提取频率域信息。在一个实施例中,所述传感器包括加速度计,并且所述处理器适于运行所述频率域算法,以将加速度计数据作为次级输入,并且以通过提取来自所述加速度计的频率域信息,来补偿来自所述对象或者环境的周期性干扰,例如,步行。

[0027] 在一个实施例中,所述处理器适于使用所述加速度计数据来检测并且补偿大的运动。

[0028] 在一个实施例中,所述处理器适于假设,变形波形由在指示所述对象的所述呼吸率的率处的波峰和波谷的重复模式来表示,并且接收的换能器信号的幅度被视为仅当所述信号变得如此大而超过所述传感器的输出限制或者如此小而变得不能够从噪声中辨别时是重要的。

[0029] 在一个实施例中,所述处理器适于检测在睡眠对象中的呼吸暂停事件。优选地,所述处理器适于将缺失呼吸信号识别为表示呼吸暂停。

[0030] 在一个实施例中,所述系统还包括无线收发器,并且所述处理器适于发送外部设备数据,以显示对象的呼吸率历史。

[0031] 在一个实施例中,所述处理器适于接收唯一识别符以与特定对象一起使用,并且适于在针对下一使用移除和/或重新充电之后中止或者擦除所述识别符。在一个实施例中,所述处理器适于将扫描的医学记录号(MRN)保存为唯一识别符。在一个实施例中,所述处理器适于在移除或者重新充电之后自动应用临时识别符。

[0032] 在另一方面中,本发明提供了一种使用系统来监测人类对象的呼吸的方法,所述系统包括:

[0033] 柔性基板上的多个变形换能器,其在被布置为附着到患者的躯干,以及

[0034] 处理器,其适于接收来自所述换能器的信号,并且适于处理所述信号以消除、降低或者补偿产生于患者运动伪迹的噪声,从而提供表示呼吸的输出,

[0035] 所述方法包括以下步骤:将所述基板附着到人类对象;并且所述处理器处理来自所述换能器的信号,以导出表示所述人类对象的呼吸的输出。

[0036] 在一个实施例中,所述基板被放置为使得第一换能器基本上覆于第10肋骨上并且第二换能器覆于浮肋或者腹部上,并且所述处理器通过将产生于所述第一换能器的变形的信号视为表示肋骨扩张呼吸,并且通过将产生于所述第二换能器的变形的信号视为表示膈肌呼吸或者非呼吸伪迹,来监测来自所述换能器的信号。

[0037] 在一个实施例中,所述处理根据来自辅助感测设备的信号来自动决定所述第二换能器的所述变形表示什么。

[0038] 在一个实施例中,所述辅助感测设备是加速度计。

附图说明

[0039] 将根据对本发明的一些实施例的以下描述,本发明更加清楚地被理解,其仅通过范例的方式参考附图给出,在附图中:

[0040] 图1是本发明的系统的传感器的透视视图,图2是可重复使用部分的分解视图,图3

是换能器的层的一组视图,并且图4是传感器的基板的层的分解的透视视图,

[0041] 图5是示出针对在身体上的传感器的最优位置的图;

[0042] 图6是传感器系统的方框图;

[0043] 图7示出了仪器放大器电路,其用于创建高共模抑制及高增益,以消除任何相互环境干扰并且针对单个换能器促进用于分别进行处理的信号;

[0044] 图8示出了低通滤波电路以针对单个换能器实施例产生用于数字信号处理的单个输出(每传感器),其中,高频分量被移除;

[0045] 图9是概述用于处理传感器输出以生成呼吸率的算法的流程图;

[0046] 图10是详细描述对作为图9中的算法的部分的快速傅里叶变换的使用的流程图;

[0047] 图11是详细描述对作为图9中的算法的部分的时域算法的使用的流程图;

[0048] 图12(a)至12(f)是具有归一化的数值垂直轴以及时间水平轴的示出如下的各个换能器以及系统信号的曲线图:

[0049] 图12(a)示出了在60s时间周期上的来自单个换能器的显示指示正常呼吸的波峰和波谷的原始输出,其中,一个运动伪迹能够被视为在信号强度中的增加,

[0050] 图12(b)示出了相同的信号,其中,基线校正和平滑被应用,

[0051] 图12(c)示出了来自伪迹检测函数的结果,

[0052] 图12(d)示出了相同信号,其中,被指出为伪迹的部分从波形被平滑移除,

[0053] 图12(e)示出了在图12(d)中的具有由系统的处理器识别的波峰和波谷的信号,并且

[0054] 图12(f)示出了信号的频率谱,其中,在近似0.25Hz处或者每分钟15呼吸处的最主要信号被突出显示;

[0055] 图13(a)示出了在对象站立时具有最小运动伪迹的在60s周期上的表示正常呼吸的针对每个通道的信号,并且图13(b)示出了当对象以他们的背部躺着时的对应的信号,同样具有归一化的数值垂直轴及时间水平轴;并且

[0056] 图14(a)示出了当对象睡眠时收集的在1小时的周期上的来自换能器的信号。图14(b)示出了针对相同周期的来自被容纳在电子器件壳体中的加速度计的信号,同样具有归一化的数值垂直轴以及时间水平轴。

具体实施方式

[0057] 参考图1和图2,监测系统包括传感器1,所述传感器具有:一次性基板2,其用于附着到患者躯干;以及可重复使用的电子控制器3,其被附着到基板2。基板2包括体4,细长的换能器5和6被嵌入到所述体之内,以测量变形。这些通过导体7被链接到控制器3。传感器系统包括传感器1并且还通过线缆或者无线地链接的主处理器,并且这继而可以与远程服务器通信。

[0058] 控制器3包括具有顶部部分10和底座11的塑料壳体,所述塑料壳体包含电路板12和可充电电池13,以及警报发声器14。存在用于有线连接到外部设备或者主系统的连接器15,但是电路12也是蓝牙使能的,以与这样的设备或者系统无线通信。

[0059] 控制器3通过使用工业级钩和毛圈搭扣被机械地结合到基板2,其中,钩侧在控制器3的侧上,并且搭扣侧在消耗性基板2上。该构造允许设备的长期附接。其还允许这两个元

件的移除,这在其中消耗性身体接触传感器被期望为单患者单使用的医学应用中是有用的。

[0060] 尤其参考图3,换能器5和6包括被夹在以下之间的压电膜5(a)、6(a):

[0061] 在上方的涂层墨图案5(b)、6(b)和正墨图案5(c)、6(c);以及

[0062] 在下方的负墨图案5(d)、6(d)和聚酯薄膜(Mylar)层5(e)、6(e)。

[0063] 换能器的组成因此是由金属箔分离的多层压电堆。在该实施例中,压电堆是用于检测诸如震动或者碰撞或者总体变形的物理现象的多目的压电换能器。压电膜元件被堆叠到聚酯(聚酯薄膜)的薄板5(e),并且当力被应用到感测区时产生可用的电信号输出。

[0064] 该组合的堆使用半透明多聚体而被热堆叠。每个压电膜层被部分延伸以形成通过其夹具被固定的端子。这提供针对仪表放大器电路的安全电接触。

[0065] 在图4中最为详细地示出了基板体4。其包括聚丙烯透明离型膜(clear release film)4(a)、3M™医学级硅胶粘合剂4(b)以及聚酯层4(c)。换能器5和6被定位在粘合剂4(b)与聚酯4(c)层之间。

[0066] 如图5中示出的,传感器在一个实施例中可以被放置为使得顶部换能器5在第10肋骨之上,所述第10肋骨是最低的固定肋骨。这将较低的换能器6留在第11肋骨的附近中,所述第11肋骨是不固定的。因此,换能器6有效地在腹部上并且不受肋骨影响。这在下面更加详细地描述。

[0067] 参考图6,在方框图水平处,传感器1包括对滤波电路20进行馈送的换能器5和6,并且ADC(未示出)对蓝牙模块24进行馈送。存在DSP处理器21,其也与蓝牙模块25链接。电池管理电路22与电池13链接,并且此处与电池充电端子23链接。控制器3容纳加速度计25,并且存在LED输出设备26和警报发声器输出设备27。

[0068] 两个换能器5和6具有相同的长度、宽度、厚度以及组成。它们被定位为关于公共放置的单个点相互分开 30° ,这确保优选的形状因子。该优选的配置不是其中本发明将有效的仅配置。在每个换能器之间的角能够不同并且实际上它们可以是平行的。然而,优选的范围是 25° 到 55° ,并且最优选的是在 27° 到 33° 的区域中。每个换能器的优选的长度和宽度在30mm到50mm的范围中并且在50-400 μm 厚度的范围中。

[0069] 换能器5和6提供如下面描述的变形信息,以允许处理器21自动生成指示患者呼吸的输出。然而,加速度计25允许在分析产生于佩戴者的活动和姿势的信号中的改进的有效性。姿势和活动的这样的变化对系统的有效性具有直接影响。所述系统也能够识别人类对象多么快速地移动,以及识别对象的姿势以及识别何时在应变换能器信号中已经感应出基于运动的伪迹。这还使得人类用户能够经历正常功能生活,同时设备全面地测量呼吸性能,而不施加限制。

[0070] 传感器1例如可以被定位在第9到第11肋骨上,其中,控制器3近似位于对象的臂的下方。垂直位置参考对象的第10肋骨被确定,其中,换能器5优选地位于第10肋骨上或者恰在第10肋骨之下,并且与该肋骨对齐。换能器6因此将被附着到对象的腹部。换能器6优选地是水平的,但是对象生理学可能要求换能器6以一角度被定位。角的顶点应当指向对象的后部。图5示出被安装在患者的在一侧处的皮肤上的传感器1。然而,传感器备选地能够以镜像图方式在相对侧上。

[0071] 换能器5尤其对胸廓的前向以及侧向的膨胀运动进行响应。这几乎完全由于呼吸。

也可以有主要由于诸如步行的运动伪迹而枢轴旋转到图5中的页的平面之外。重要地,换能器5近似相同地对肋骨扩张和运动伪迹进行响应,然而,换能器6较小对肋骨扩张响应并且相同地对运动伪迹进行响应。当对象改变其姿势和/或开始在不同方法的呼吸(通常是胸式呼吸或者膈肌呼吸)时,在换能器5和6上表达的信号能够极大地改变。通常当对象直立和/或大多使用胸部运动呼吸时,在于肋骨上的换能器5响应较大的幅度。当对象是躺着和/或膈肌呼吸时,在于腹部上的换能器6通常更加强地进行响应。在典型情况下,例如当对象正在很大程度上使用肋骨呼吸时,来自换能器的呼吸响应能够是这样的小幅度的,从而不可从背景噪声辨别。在该事件中,来自该换能器或6的数据被丢弃,并且仅使用另一换能器来导出呼吸率。

[0072] 针对相同姿势,由于对内脏呼吸(gut breathing)或者肋骨呼吸的强调以及在放置中的变化,不同对象示出在换能器上的不同信号。不能够保证患者关于换能器的位置。加速度计25有助于确定患者的取向,并且处理器根据来自加速度计25的信息补偿换能器输出。

[0073] 所述系统可以用于监测在临床环境中或者备选地在非临床环境中的呼吸性能,例如针对运动表现增强的身体锻炼监测。

[0074] 所述系统可以用于监测睡眠患者中的呼吸暂停事件。对传感器的小的配置改变将允许呼吸暂停监测。这样的变化的范例包括关于检测缺失呼吸信号的算法强调,或者对软件的修改以用于产生在由医学专业人员进行的诊断中使用的波形。

[0075] 关于数据处理和通信,在一个配置中,蓝牙(BT)模块24被替换为可移动硬盘。在另一个配置中,BT模块24恒定地提供呼吸波形流,并且处理在台式PC或者其他计算机上被执行。在其中医疗保健专业人员希望直接监测所产生的信号的实例中,限制的算法能够被实施来清理呼吸信号,以进行呈现。

[0076] 蓝牙模块24用于与外部设备通信以显示佩戴者的呼吸率历史。为了确保服务的连续性,在附件上,BT模块利用患者的医学记录号(MRN)被重新命名,例如,如从患者记录条码扫描的。重新命名是临时的,并且在设备附着于患者期间持续。在移除或者再充电之后,BT模块被自动重新命名为其缺省识别符。利用MRN的对BT模块24的重新命名允许任何被授权的设备在传感器1被附着到患者期间与所述传感器交互。

[0077] 在其中患者能够被假设为在稳定的位置中的范例中,例如在耗费短时间的躺下中,来自单个换能器的信号能够足以记录呼吸率。然而,多换能器配置覆盖患者姿势及肋骨/膈肌呼吸的完全谱。

[0078] 更加详细地,来自换能器5和6二者的信号被滤波并且信号被处理以外推真实希望的信号。该布置实现在测量的点处的滤波能力以及分析性处理能力二者。其在患者运动方面的非常小的限制而实现。同样,部件中的一些,例如信号调节电路20及处理器21在传感器1本地。鉴于针对不同生理参数(例如身体质量指数、身体位置、定位、活动和/或类似的参数)的这样的传感器的应用,所述传感器也能够更加鲁棒。在设备中包括加速度计25允许如跌倒检测、步子检测以及取向检测的这样的公知技术容易地被并入到传感器1中。针对加速度计的优选的位置是在优选地集成到处理电路16中的可重复使用电子电路单元中。当加速度计用于检测对象的身体的总的运动时,加速度计的精确放置是不重要的。

[0079] 传感器1不具有电线,所述电线可以干扰患者。同样,传感器1具有低姿态构造,从

而在人体工学高效设计的情况下不干扰患者的臂的自然运动。传感器被设计为可佩戴达到8天的周期。在该周期期间,所述设备连续收集并且处理来自换能器的数据,并且在被监督的医学专业人员询问时,报告对象呼吸率对小时数。

[0080] 图7示出了仪表放大器,所述仪表放大器对来自单个换能器的信号进行放大,以进行较后的处理。

[0081] 图8示出了在2阶低通滤波器之后的差分放大器。差分放大器从进入信号移除参考电压,并且通过将信号放大以一的增益。低通滤波器从传感器信号移除较高频率信号。

[0082] 运动换能器5和6以及加速度计25的输出的信号处理在图9、10和11中更加详细地被解释。图12(a)到12(e)的曲线图如指示的在图9中的方框处被生成。传感器输入被连接到微处理器中,其中,全部数字分析被计算。在该级处,执行数字信号调节。这是针对模拟滤波的所需的补充,从而降低混叠和寄生噪声的影响。相比于能够在模拟域中实现的,在数字域中的滤波提供更加丰富并且更加多面的滤波过程。

[0083] 一旦被采集,进入信号就被处理,以在给定的时间段上计算对象的呼吸率。若干主要算法步骤用于在运动伪迹或者其他伪迹存在的情况下对率的可靠计算;信号调节、伪迹检测、伪迹解析(artefact resolution)、呼吸率导出以及其他各种支持算法。率检测算法被指出为落入到两个主要类别中;时间域分析和频率域分析。时间域分析包括诸如波峰和波谷检测、模板匹配以及机器学习的技术。频率域分析包括诸如离散傅里叶变换、小波分析以及自动相关技术和互相关技术的技术。算法能够包括来自板上加速度计或者陀螺仪的输入。

[0084] 在图9中概述了分析算法的一个实施方式。该实施方式仅通过范例被给出,并且不限制本发明使用其他算法或者子算法。该算法针对低功耗被优化并且除变形换能器5和6之外使用加速度计25数据,以导出干净、经调整的呼吸率。通过与输入电压信号相对的基线相减来执行信号调节。还使用指数移动平均滤波器对所述信号进行调节,以对所述信号进行平滑。当算法被触发时,每25s,伪迹检测协议被触发。在压电换能器信号(例如,测量结果的限制的“周围”或者之外的信号)上所检测的伪迹是通过在这些区中将所述信号平滑地变到零而从所述信号移除的伪迹。两个独立呼吸率算法然后被运行—一个时间域算法以及一个频率域算法。第一个集中于寻找在呼吸器波形中的波峰和波谷之间的距离并且导出针对这的率。这在图11中被概述。第二个使用快速傅里叶变换来从波形提取频率域信息,在图10中示出的。该算法还将加速度计数据作为次级输入。来自对象或者环境的周期干扰,例如步行,通过从加速度计提取频率信息而被补偿。还使用加速度计数据检测并且补偿大的运动。一旦率计算被实现,所提取的率被缓冲,以经由蓝牙传达到外部平板PC。

[0085] 来自传感器换能器的信号输出从对象到对象极大地不同,并且当姿势或者呼吸规则的改变发生时极大地不同。这包括信号强度的改变、重复的呼吸模式的形状的改变以及来自应变换能器中的每个的信号的相对强度的改变。所实施的算法仅假设,呼吸信号由在指示对象的呼吸率的率处的波峰和波谷的重复模式来表示,如图12和13和8中示出的。仅当信号变得如此大而超过传感器的输出限制或者如此小而变得不可从噪声中辨别时,传感器输出的幅度被视为重要。重复信号的形状不被视为指示任何呼吸规则。重复模式的幅度和形状取决于姿势、设备定位以及对象到对象变化而能够极大地改变。出于这些原因,嵌入的算法已经被选择,使得传感器不要求单元针对任何个体对象被校准。

[0086] 图12(a)到12(f)是来自如图9中示出的用于确定针对单个换能器信号的呼吸率的实施的算法的主要中间计算的曲线图。图12(a)示出了在60秒时间周期上的显示指示正常呼吸的波峰和波谷的来自单个传感器的原始输出。一个运动伪迹能够被视为在近似35秒处的信号强度中的增加。在运动伪迹之后,短尖锐下降伪迹能够被看到。图12(b)示出相同的信号,其中,基线校正和移动平均平滑滤波被应用。尖锐下降峰形从信号被移除,但是大的运动伪迹仍然存在。图12(c)示出来自伪迹检测函数的结果。在黑线在较高状态中时,大的非呼吸伪迹已经被确定为已经出现。其他伪迹检测方法可以如需要地叠加在这上面。图12(d)示出了相同的信号,其中,被指定为伪迹的部分从波形平滑地被移除。能够在移除的部分的任一侧看到小的下降波谷。该区针对以下步骤被标示,以确保其不干扰波峰波谷检测算法。图12(e)示出图12(d)中的具有由系统的处理器识别的波峰和波谷的信号。考虑到其不是信号的准确表示,围绕所检测的伪迹的区被移除。图12(f)示出信号的频率谱,其中,最主要信号在近似0.25Hz或者每分钟15呼吸处被突出显示。伪迹的平滑移除已经实现清晰可辨认的呼吸频率。

[0087] 图13(a)和13(b)是示出两个不同呼吸规则-肋骨呼吸和膈肌呼吸的范例的曲线图。图13(a)示出当对象正在站立并且主导地进行肋骨呼吸时来自两个换能器的信号。短运动伪迹在25秒周围可见。膈肌信号相比于肋骨信号更加小得多并且较不一致。根据由于低信号强度的考虑,伪迹检测将移除膈肌信号。图12(b)示出当对象以其背部躺着并且主导地是膈肌呼吸时的来自相同的对象的信号。在该情况下,肋骨信号是低幅度的并且将通过算法被抛弃。注意以下将是重要的:这些图示出肋骨呼吸和膈肌呼吸的极端,并且正常呼吸以及从对象到对象的差异将对每个传感器具有较大或者较小的影响。

[0088] 图14(a)和14(b)是示出针对在一小时的周期上睡眠的患者的压电换能器信号和加速度计信号的曲线图。在该分辨率处,个体呼吸在图14(a)中是不可辨别的。换能器5和6的较上或者较下幅度被示出为实线。换能器6在前部并且换能器5在后部并且被示出为阴影线的。信号的幅度能够被看到为在所述一小时期间以周期改变。对象的身体位置的突然移位能够在图14(b)中被看作加速度计信号的跳跃,此处从以背部躺着运动到以侧面躺着,并且然后针对最后20分钟再次返回。在这些运动之间针对达到15分钟的周期,对象名义上能够被视为静止。

[0089] 换能器通过具有将每个运动换能器的触点连接到滤波电路的输入电触点的导线的电接触,来以电压运送所述改变。滤波电路集成在印刷的电路板上,放大器和处理器单元在于所述印刷的电路板上。来自滤波预发送的信号的全部运送被实现在PCB上。

[0090] 处理器14和/或诸如GPRS和蓝牙无线电呼吸传感器的其他设备堆叠在传感器元件的上方,所述传感器元件在身体上。这是机械安全的,并且提供容易的连接和移除,同时确保在二者部分之间的强的电连接。

[0091] 传感器的优选的相对位置如示出在图5中。覆于第10肋骨上是优选的,尽管第7肋骨和第8肋骨备选地可以被使用。该放置是利用呼吸的力学的优选的位置。胸廓在指示的位置处更加灵活地并且在呼吸努力期间经历最大变形。在胸部区域的全部部分经历规定轨迹的位移之处,位移的幅度与个体位置有关。这些机制的基本功能是创建在胸腔内的真空,从而创建负空气空间以经由鼻子或嘴将空气吸进到肺中。这通过两个操作模式实现,所述两个操作模式极大地相互排斥。

[0092] 膨胀第一操作触发围绕胸廓的肌肉的不自主收缩,从而令胸廓提起。当胸廓提起时,其在胸腔中创建增加的内部体积。在体积中的该增加也创建真空。空气从正压流到负压中。因此,空气流到人类对象的嘴和鼻子中,并且令呼吸开始。围绕胸廓的肌肉在放松时将空气推出,从而减小所述腔的内部体积,并且将空气推出身体。这也由膈肌辅助,因为膈肌维持在肺的基础之上的正压。该膈肌是将胸部区域与腹部区域分开的肌肉。

[0093] 膨胀第二操作涉及腹部区域的内部体积中的增加,这引起负压并且因此将膈肌向下拉。通过引起此,胸部区域的内部体积增加,从而创建真空并且吸进空气。当腹腔的体积减小并且膈肌再次被向上推对抗肺时空气被排出,从而减小胸部区域的体积并且将空气排出。

[0094] 归因于呼吸努力的所述两个操作的效应被视为穿过胸部区域和腹部区域。使用如在设置配置中的多个传感器的本发明概述的方法学来在任何位置处测量呼吸是有效的。然而如在本发明中概述的优选位置是测量的最有效区。

[0095] 如果可忽视的胸廓运动被忽略,则这两个操作能够独立地动作。这些操作更常常并行地出现。因此,能够在单个位置中测量胸部位移和腹部位移二者是显著有利的。

[0096] 正如对检测呼吸率的需要,设备还能够高准确性的情况下检测如图12(e)中所示的吸入和呼出的时刻以及每个的持续时间。当监测肺能力时高度寻求这样的应用,以确保来自对体积的过度加压的肺损伤在侵入性和/或非侵入性通气期间不被超过。

[0097] 在具有一个或多个加速度计的实施例中,这些加速度计用于检测运动何时出现,并且该信息可以用于从应变换能器信号平滑或者移除伪迹。伪迹校正被应用到应变换能器信号,并且处理器不假设关于加速度计考虑全部伪迹-臂运动、与传感器的直接接触等。同样,处理器可以使用加速度计取向来对两个应变换能器的相对有用性进行加权,例如,当患者躺着时支持腹部传感器的权重。

[0098] 本发明的优点中的一些可以被总结为:

[0099] (a) 通过确保应用于佩戴者的传感器的较好的方法的改进的准确性,所述方法既不要求佩戴者的辅助也不要求佩戴者被辅助。

[0100] (b) 通过具有在测量的点处的滤波和信号处理二者来改进准确性,这是由于降低佩戴者的焦虑并且促进更长连续使用,从而改进了分析。

[0101] (c) 不同于具有促进信号中的噪声的长的线的现有技术布置,其还降低诸如来自周围设备的电磁干扰的外部影响的任何效应。

[0102] (d) 不论在应用的优选区内的位移,而消除不希望的运动伪迹中的多数。

[0103] (e) 降低诸如身体质量指数、身体位置、定位、活动的文献学变化的效应,并且再次对预处理进行调节,以确保高水平准确性。

[0104] (f) 具有传感器和单个构造的安全但是可移除固定使得能够降低来自设备重复使用的交叉污染,这更有效地利用高端电子器件。

[0105] (g) 具有促进更容易的清洁的剖面 and 轮廓。

[0106] (h) 具有促进患者舒适度的剖面 and 轮廓以及来自非故意的干扰的降低,所述非故意的干扰来自运动的肢体。

[0107] 本发明不限于所描述的实施例,而是可以在构造和细节中变化。例如,所述系统可以额外地包括陀螺仪并且处理器可以通过使得身体的姿势对处理器已知来处理陀螺仪输

出,从而使得能够考虑换能器的异常。

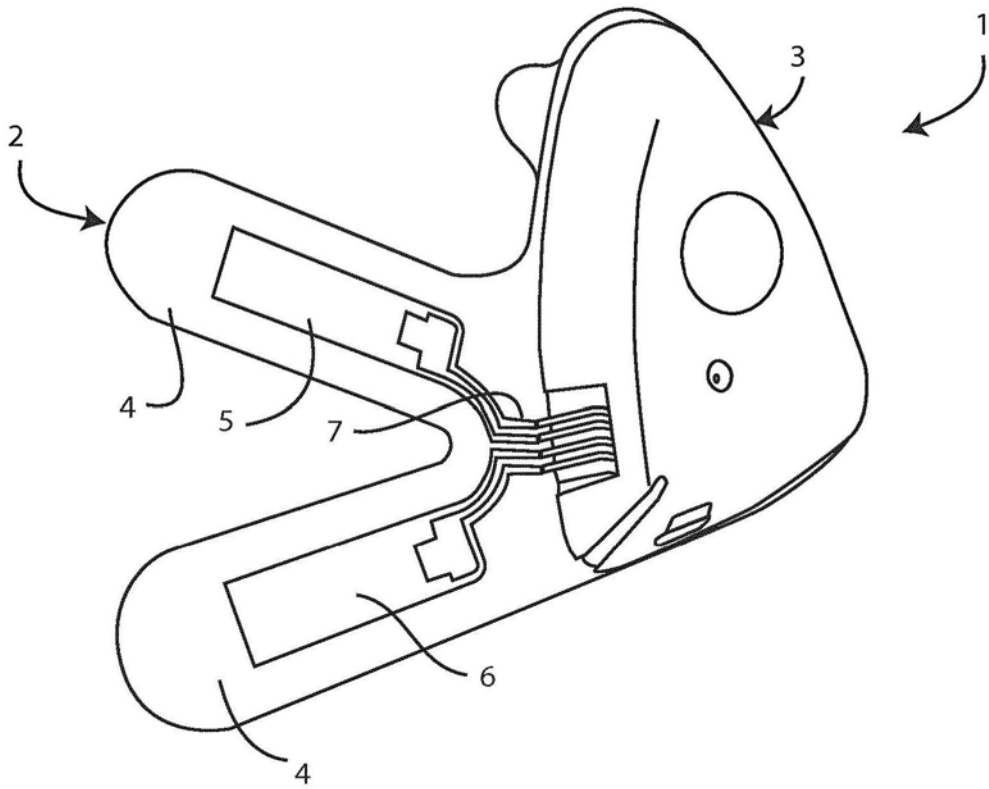


图1

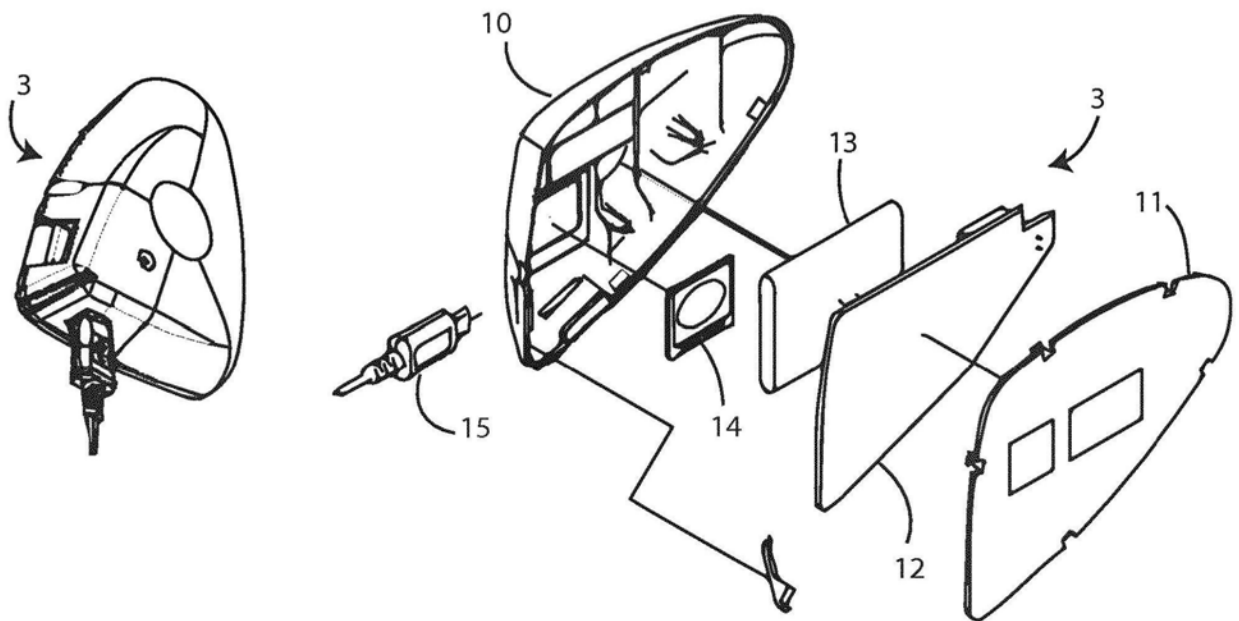


图2

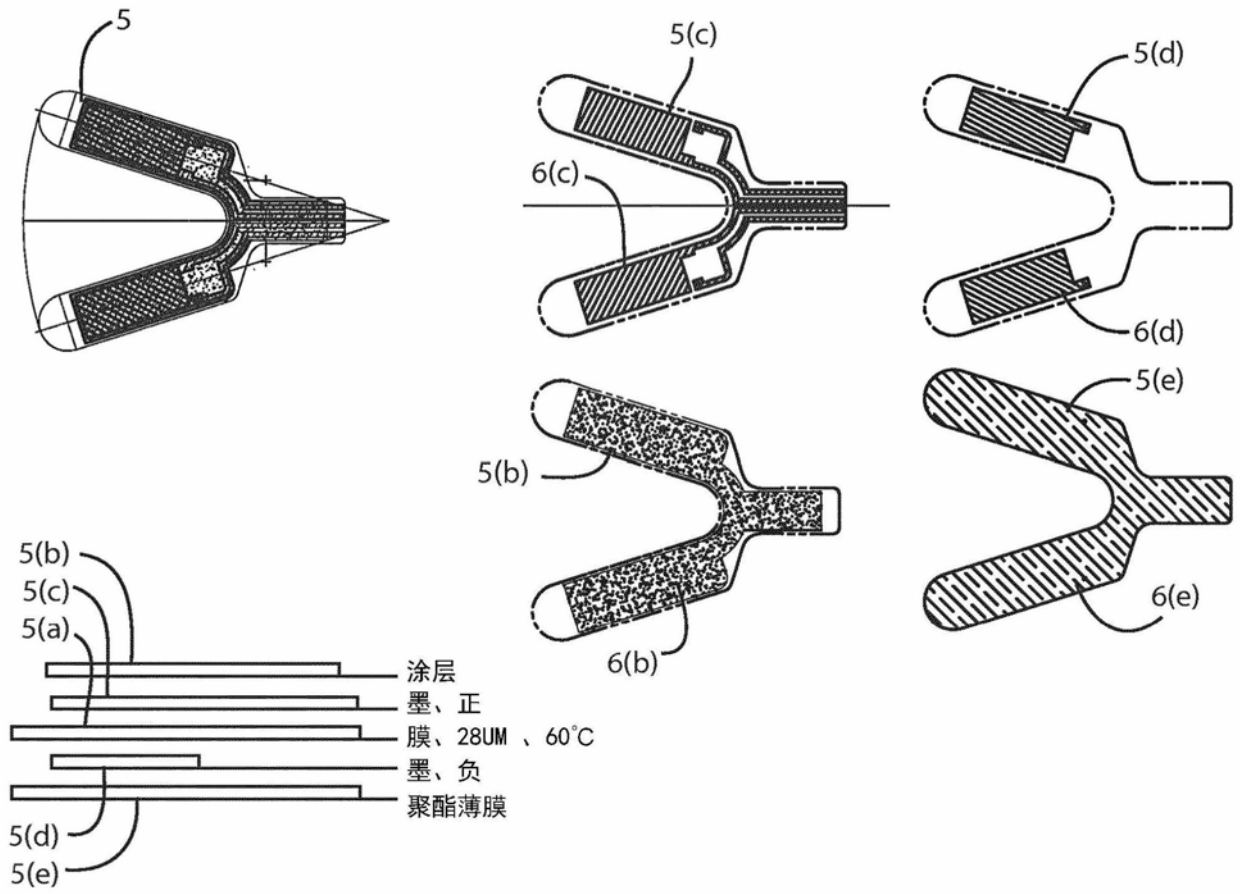


图3

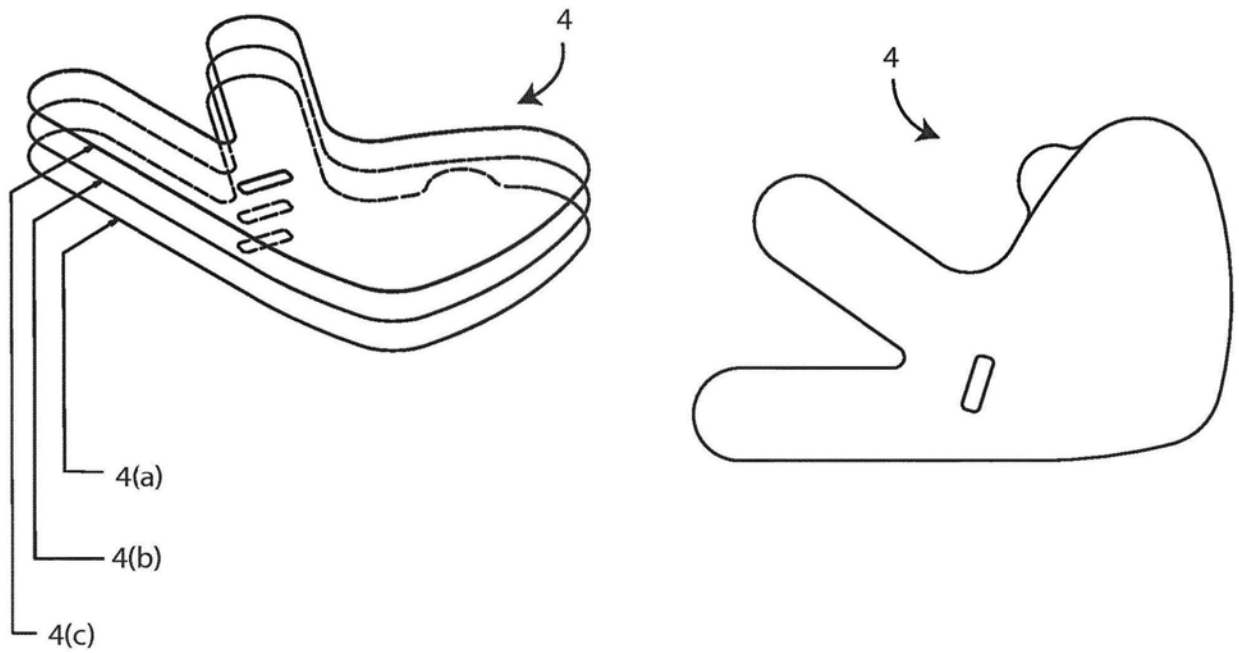


图4

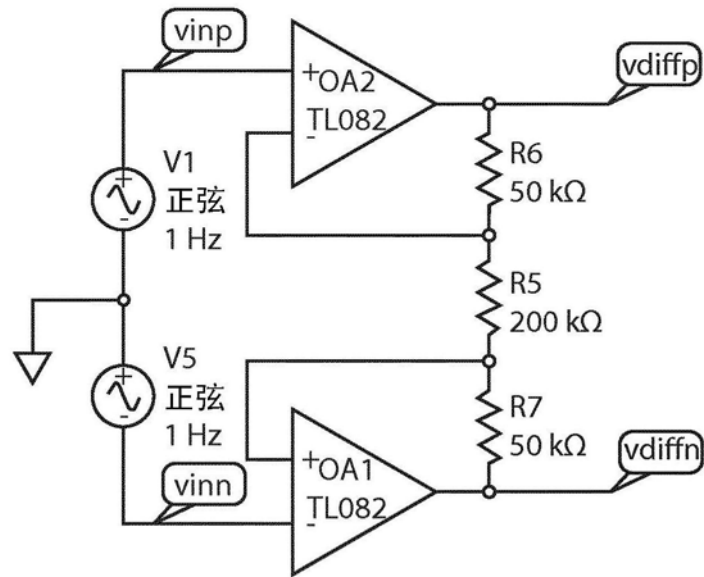


图7

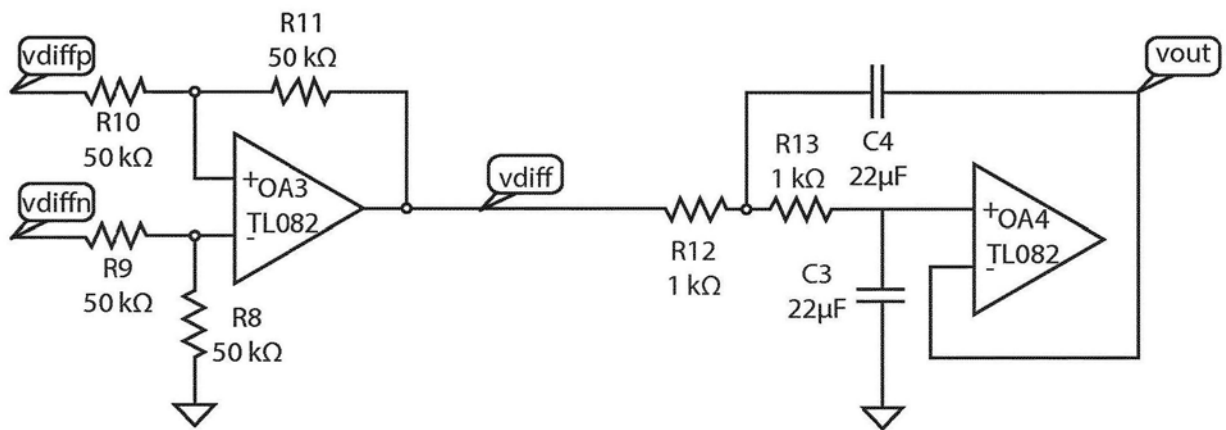


图8

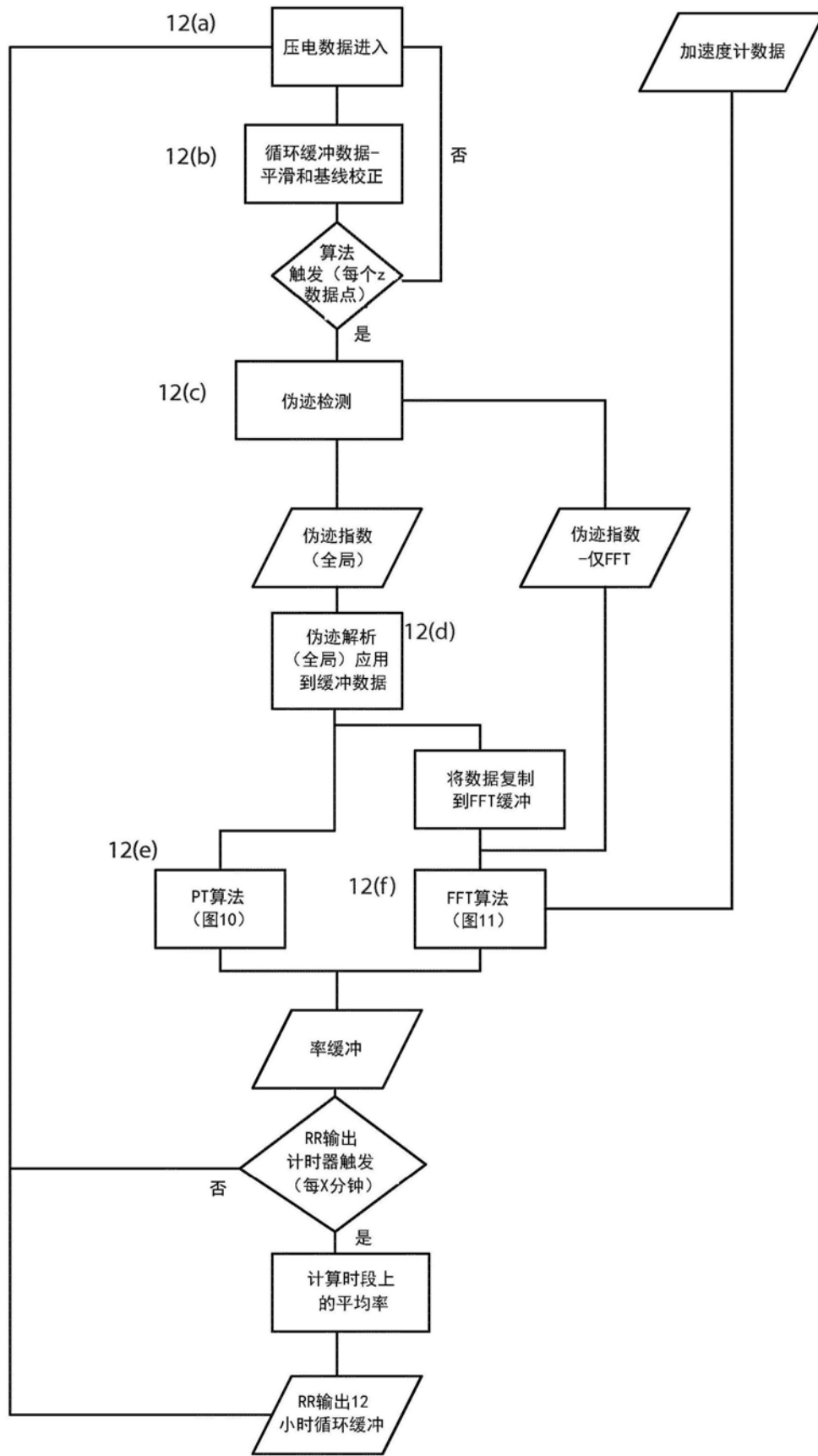


图9

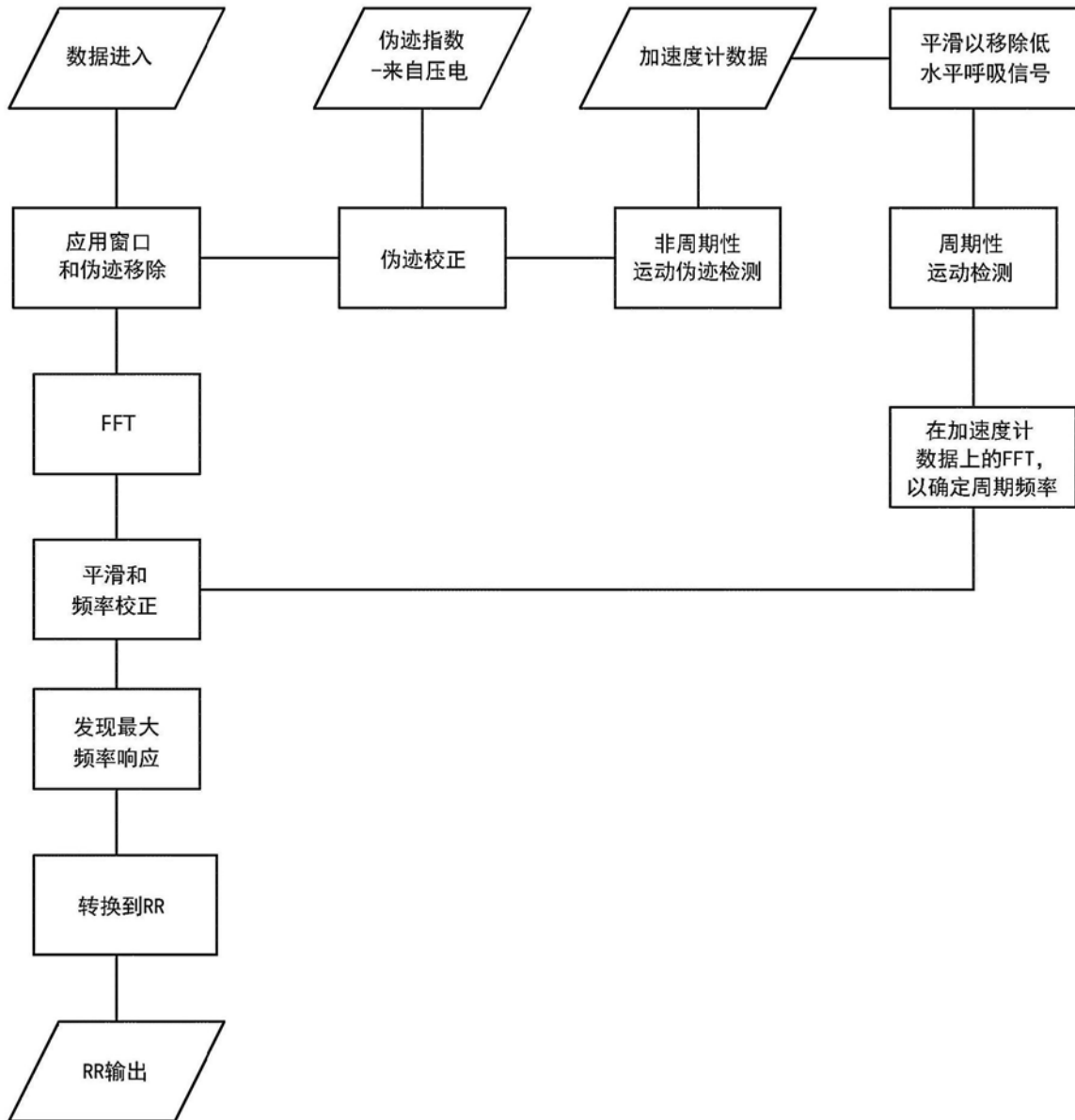


图10



图11

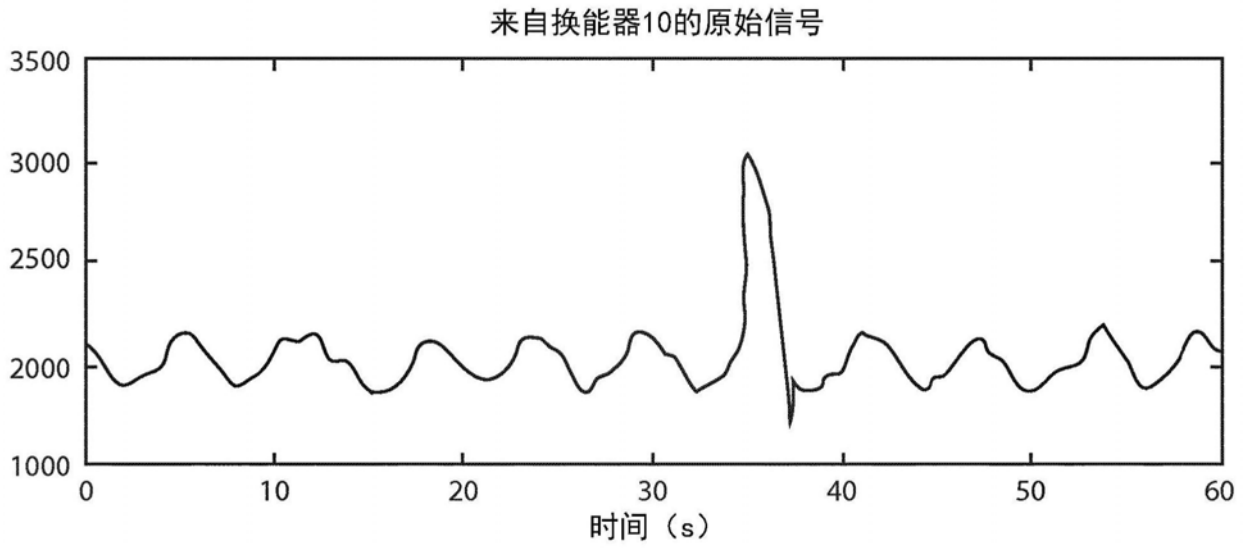


图12 (a)

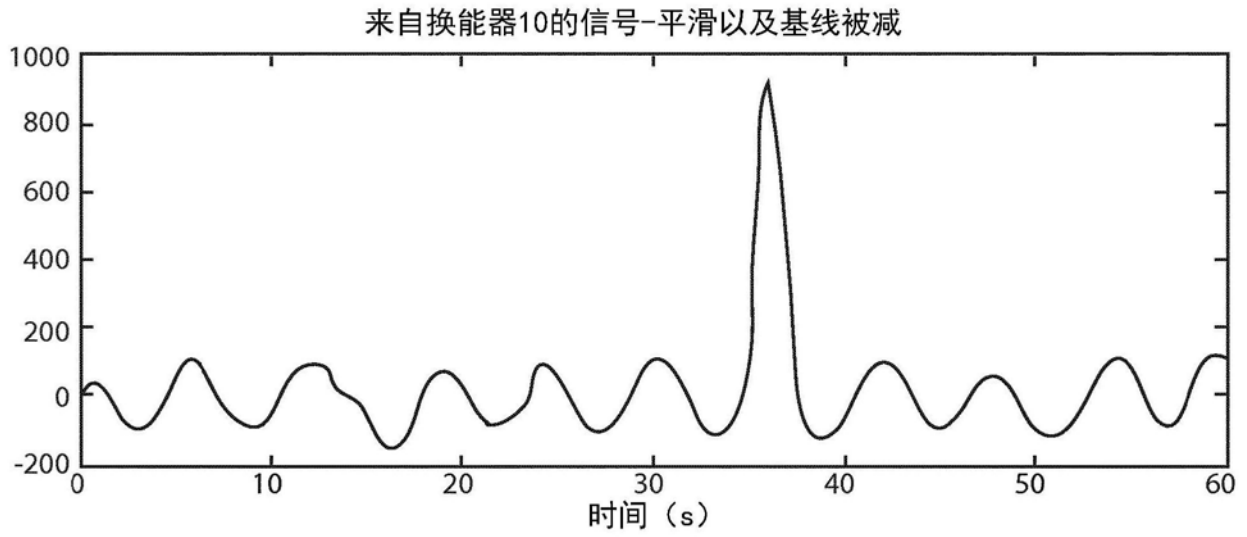


图12 (b)

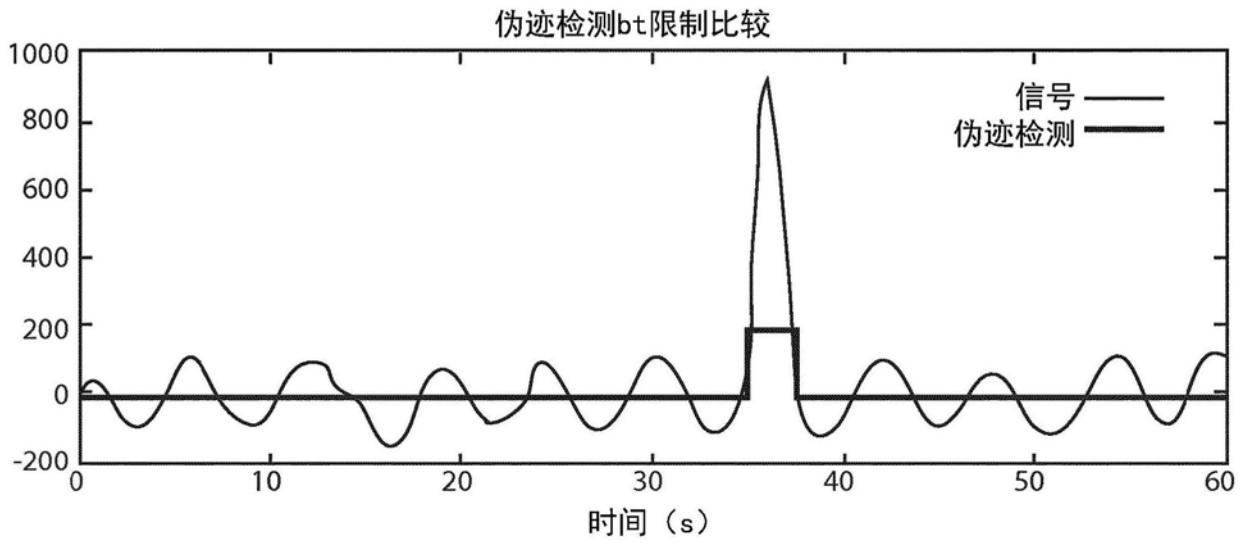


图12(c)

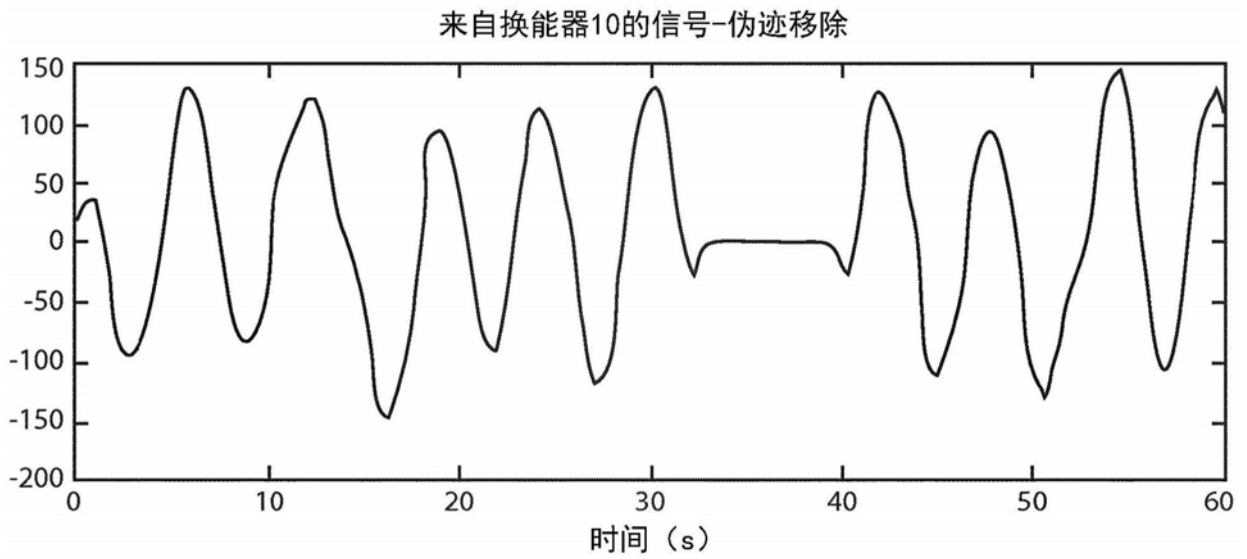


图12(d)

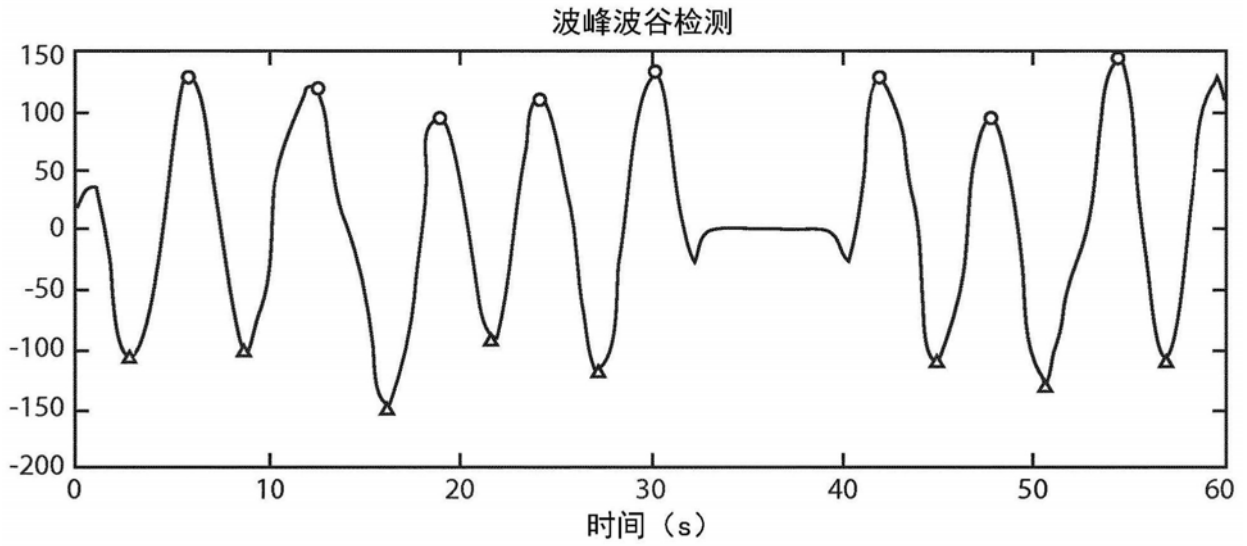


图12(e)

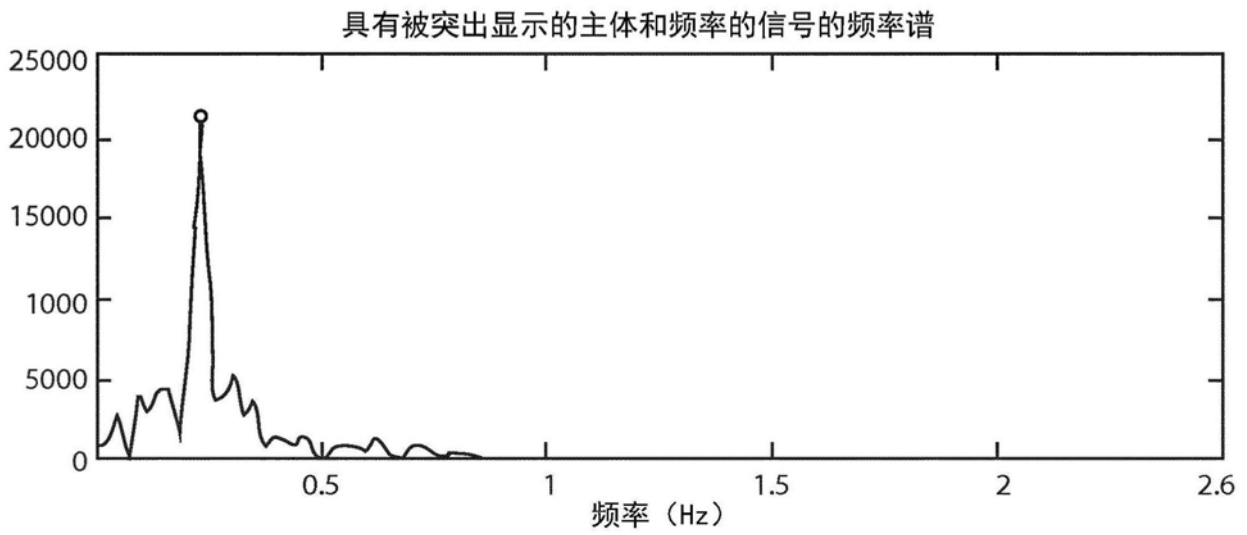


图12(f)

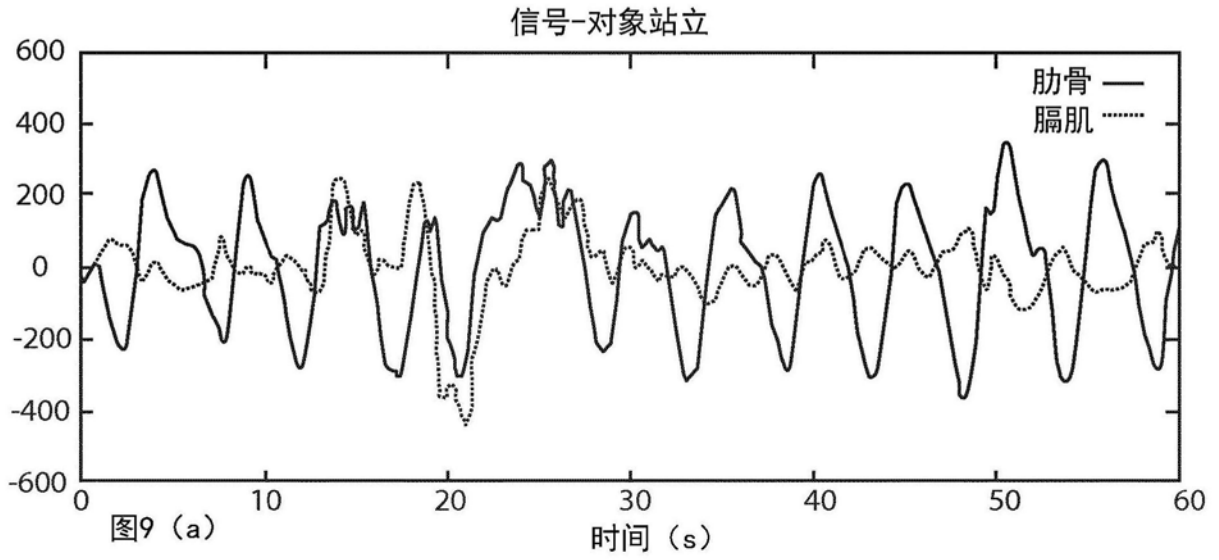


图13 (a)

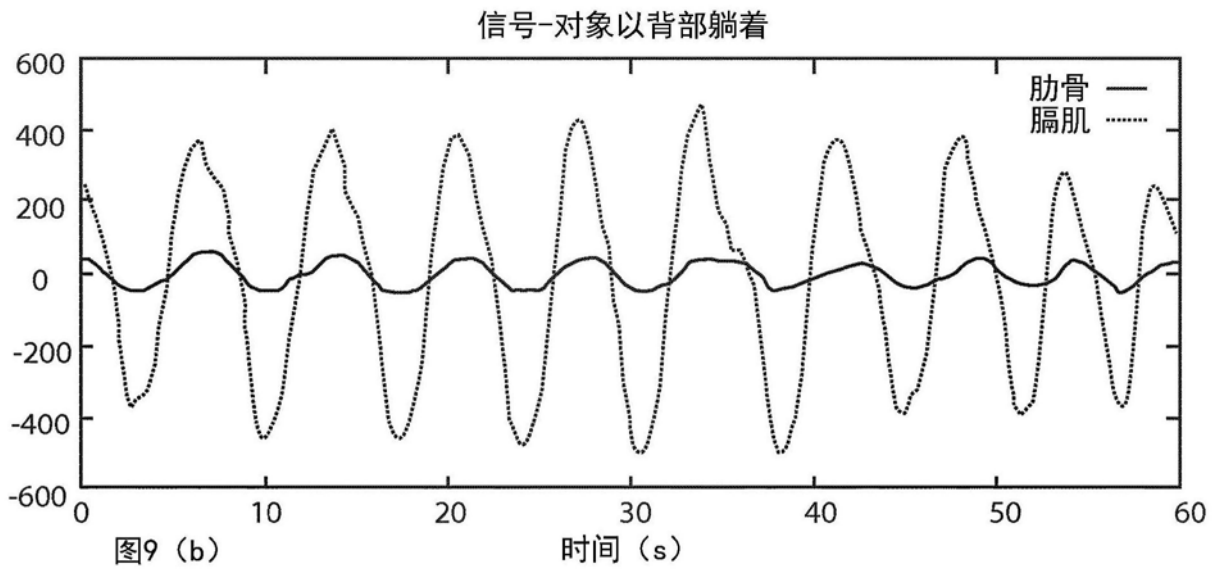


图13 (b)

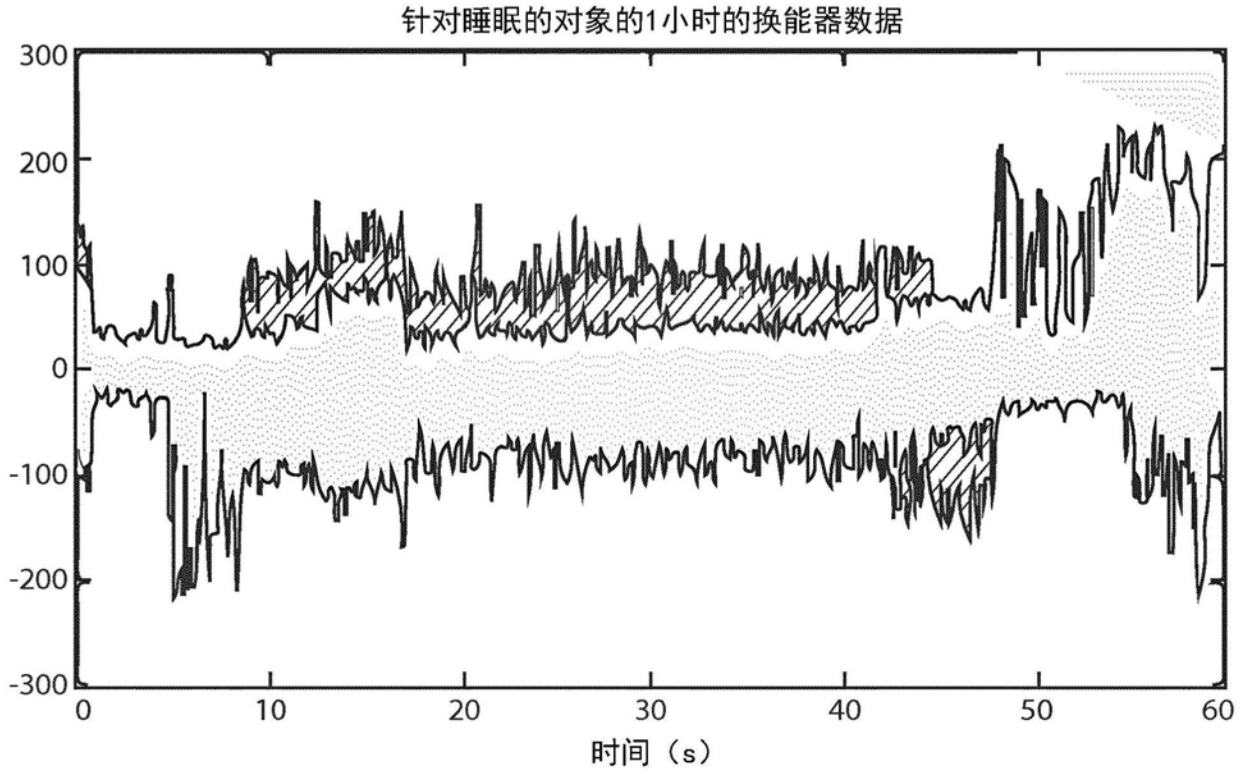


图14 (a)

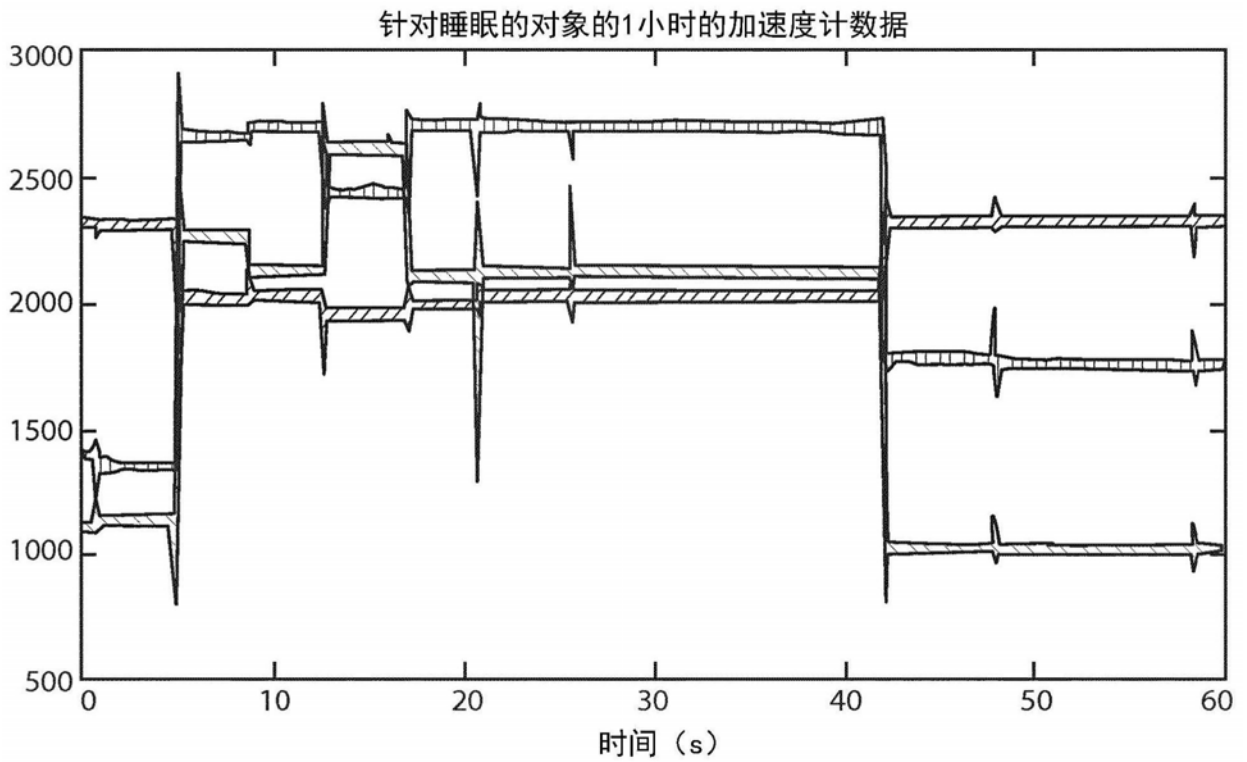


图14 (b)

专利名称(译)	用于呼吸监测的方法和设备		
公开(公告)号	CN110251133A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910422706.X	申请日	2014-02-17
[标]发明人	M穆拉伊 S丘萨克 C金塞拉		
发明人	M·穆拉伊 S·丘萨克 C·金塞拉		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/113 A61B5/00 G16H10/60		
CPC分类号	A61B5/0022 A61B5/0803 A61B5/0816 A61B5/113 A61B5/4818 A61B5/6823 A61B5/6833 A61B5/721 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/7257 A61B5/7282 A61B2560/0285 A61B2560/0412 A61B2560/0425 A61B2560/045 A61B2562/0219 A61B2562/0261 A61B2562/04 G16H20/40 G16H40/67 A61B5/0826 A61B5/7207 A61B5/7246 A61B2562/164		
代理人(译)	王英		
优先权	20130062 2013-02-20 IE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种呼吸监测系统，具有柔性基板(2)上的变形换能器(5、6)，所述变形换能器被布置为附着到患者的躯干。处理器(3)接收在通道中的来自所述换能器(5、6)的信号，并且处理所述信号以消除、降低或者补偿产生于患者运动伪迹的噪声，从而提供表示呼吸的输出。所述换能器(5、6)具有一尺寸以及在所述基板上的相互位置，使得第一换能器能够覆于第10肋骨的至少部分上并且第二换能器能够覆于第11肋骨或者腹部的至少部分上，并且所述处理器将来自所述第一换能器的数据处理为主要表示肋骨扩张呼吸并且将来自所述第二换能器的数据处理为主要表示膈肌呼吸或者患者运动伪迹。

