

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01B 7/14 (2006.01)

G01D 5/20 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580007242.2

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 100437019C

[22] 申请日 2005. 1. 17

[21] 申请号 200580007242. 2

[30] 优先权

[32] 2004. 1. 16 [33] EP [31] 04075045. 7

[86] 国际申请 PCT/EP2005/050178 2005. 1. 17

[87] 国际公布 WO2005/071353 法 2005. 8. 4

[85] 进入国家阶段日期 2006. 9. 6

[73] 专利权人 诺米克斯股份有限公司

地址 比利时昂格勒尔

共同专利权人 瓦伦那空间逻辑股份有限公司

[72] 发明人 皮埃尔·安瑟 罗伯特·普瓦里耶

博纳德·贝克尔斯

[56] 参考文献

CN1413299A 2003. 4. 23

US4843259 1989. 6. 27

US6234654B1 2001. 5. 22

US4665361 1987. 5. 12

审查员 杜 衡

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 李 玲

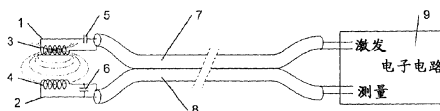
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 15 页

[54] 发明名称

距离测量装置

[57] 摘要

本发明涉及一种距离测量装置，包括发射器和接收器，所述发射器被设置用于借助于具有共振频率的共振电路产生磁场，所述接收器被设置用于以所述共振频率接收由发射器发射的磁场，并把采集的磁场强度转换为具有能量值的第一信号。所述发射器被设置用于间歇地产生所述磁场，每一发射具有预定能量。所述接收器连接到检测器，所述检测器被配置用于通过使所述第一信号与具有表示由接收器采集的信号的波形的第二预定信号相关来确定表示发射器和接收器之间距离的距离测量信号。该装置用于检测睡眠问题或其它疾病的检测器。



1. 一种距离测量装置，包括发射器和接收器，所述发射器被设置用于借助于具有共振频率的共振电路产生磁场，所述接收器被设置用于以所述共振频率采集由发射器发射的磁场并将采集的磁场的强度转换为具有能量值的第一信号，所述发射器被设置用于间歇地产生所述磁场，每一发射具有预定的能量，所述接收器连接到检测器，所述检测器被设置用于确定表示发射器和接收器之间距离的距离测量信号，其中所述检测器被设置用于通过使所述第一信号与具有表示由接收器采集的信号的波形的第二预定信号相关来确定所述距离测量信号，所述第二预定信号包括具有预定持续时间的时间窗口，并至少包括初始子周期、中间子周期及结束子周期，所述第二预定信号是与第一信号同步的交变信号，并且在初始和结束子周期期间其振幅被衰减，以及在中间子周期期间其振幅基本上在最大值。

2. 如权利要求 1 中所述的距离测量装置，其中所述检测器被设置用于通过与所述第二预定信号进行乘积和积分实现所述相关，所述第二预定信号由表示在没有干扰下获得的待采集的信号的所述波形形成。

3. 如权利要求 1 中所述的距离测量装置，其中所述检测器被设置用于通过与所述第二预定信号进行乘积和积分实现所述相关，其中，所述第二预定信号的波形具有正弦波形，该正弦波形在与第一信号本身乘以带有降低的锥形因子的 Tukey 窗口同步。

4. 如权利要求 1 中所述的距离测量装置，其中所述检测器被设置用于通过与所述第二预定信号进行乘积和积分实现所述相关，其中，所述第二预定信号的波形具有与第一信号同步的方波形。

5. 如权利要求 1 到 4 中任何一个所述的距离测量装置，其中所述发射器容纳在壳体中，并被设置用于在所述壳体的外部产生所述磁场，磁场振幅小于 1m 特斯拉。

6. 如权利要求 1 到 4 中任何一个所述的距离测量装置，其中所述发射器容纳在壳体中，并被设置用于在所述壳体的外部产生所述磁

场，磁场振幅小于 1μ 特斯拉。

7. 如权利要求 1 到 4 中任何一个所述的距离测量装置，其中所述发射器包括电感器和电容器，它们彼此串联并借助于电导体连接到激发电路，所述激发电路包括电压电源和电阻器，电阻器通过所述电导体与电感器及电容器串联，所述激发电路还包括开关元件，使其能够把所述电导体彼此连接。

8. 如权利要求 7 中所述的距离测量装置，其中所述激发电路放置得靠近电感器和电容器，并对于接收器形成自治的单元。

9. 一种睡眠障碍检测器，包括如权利要求 1 到 4 中任何一个所述的距离测量装置，其中所述装置安装在一支架上，该支架被设置用于为应用到生物体的头部，以便测量嘴的运动。

10. 如权利要求 9 所述的睡眠障碍检测器，其中所述检测器包括分析器，该分析器具有连接到该距离测量装置的输入，并被设置用于接收所述距离测量信号，所述分析器被设置用于把所述距离测量信号划分为多个分部，并对这样获得的距离测量信号的每一分部应用时间窗口，所述检测器还包括存储器，用于存储一系列在时间窗口中表征生物体嘴的运动的信号形式，所述分析器被设置用于比较距离测量信号的所述多个分部与所述系列的每个所述形式，并在所述分部和所述形式之间存在对应关系的情况下产生检测信号，该检测信号还包括指示已导致所述对应关系的形式指示符。

11. 如权利要求 10 所述的睡眠障碍检测器，其中所述系列包括指示嘴的突然闭合的第一形式、指示嘴的缓慢张开随后缓慢闭合的第二形式、以及指示信号振幅以呼吸频率增加随后以呼吸频率降低的第三形式。

12. 如权利要求 10 所述的睡眠障碍检测器，其中所述分析器被设置用于当对于同一窗口检测信号指示第一和第三形式或指示第二和第三形式时，产生呼吸暂停信号。

13. 如权利要求 10 所述的睡眠障碍检测器，其中所述系列包括指示打鼾的第四形式。

14. 如权利要求 10 所述的睡眠障碍检测器，其中所述检测器包括分析器，其具有连接到该装置的输入并被设置用于接收所述距离测量信号，所述分析器被设置用于在所述距离测量信号中识别表示短暂和重复出现事件的信号形式，并且在每次出现这样的信号时产生检测信号，该检测信号还包括指示已导致所述检测信号的形式指示符。

15. 如权利要求 14 中所述的睡眠障碍检测器，所述检测器包括使用所述检测信号提供对于目标睡眠障碍的不足、正确或过分治疗的指示的决策元件。

16. 一种运动分析器，包括如权利要求 1 到 4 中任何一个所述的距离测量装置，其中所述装置安装在支架上，所述支架被设置用于施加于生物体关节周围，以便测量该关节运动的特性和/或统计值。

17. 一种睡眠期间肢体的周期运动检测器，包括如权利要求 16 所述的运动分析器，其中所述分析器被设置用于在所述距离测量信号中识别表示短暂和重复出现事件的信号形式，并且在每次出现这样的信号时产生检测信号，该检测信号还包括指示已导致所述检测信号的形式指示符。

18. 一种用于监视帕金森病发展的设备，包括如权利要求 16 所述的运动分析器，其中所述分析器被设置用于在所述距离测量信号中识别表示震颤、僵硬及屈身状态的信号形式，以便产生检测信号，该检测信号还包括指示已导致所述检测信号的形式指示符。

19. 一种用于检测丧失警醒的设备，包括如权利要求 16 所述的运动分析器，其中所述距离测量装置被放置得用于测量头部的倾斜，且所述分析器被设置用于在所述距离测量信号中识别头部缓慢倾斜与突然上升的事件，以便产生检测信号。

20. 一种用于检测丧失警醒的设备，包括如权利要求 16 所述的运动分析器，其中所述距离测量装置被设置用于测量眼皮打开的幅度，且所述分析器被设置用于在所述距离测量信号中识别重复出现的眨眼皮事件及眼皮打开平均幅度逐渐降低的状态，以便产生检测信号。

距离测量装置

技术领域

本发明涉及一种距离测量装置，包括发射器和接收器，所述发射器被设置用于借助于具有共振频率的共振电路产生磁场，所述接收器被设置用于以所述共振频率采集由发射器发射的磁场，并把采集的磁场的强度转换为具有能量值的第一信号，所述发射器被设置用于间歇地产生所述磁场，每一发射具有预定能量，所述接收器连接到检测器，所述检测器被设置用于确定表示发射器和接收器之间距离的距离测量信号。

本发明还涉及包括距离测量装置的睡眠障碍检测器。

背景技术

这种装置从专利申请 DE 41 14 398 已知。根据已知的装置，采集的磁场强度给出发射器与接收器之间距离的测量，并能够以这种方式用于测量两点之间的距离。为了获得这一距离，第一信号被有选择地放大。

这种已知装置的一个缺陷在于，其不适于不使用高强度磁场而可靠和精确地测量大于几个厘米的距离。此外有选择的放大第一信号不能精确说明，这不允许精确确定距离，特别是当第一信号包含噪声和干扰量时。因此，这种已知的装置，在需要高分辨率的应用中，不能可靠地测量生物体的嘴的运动。这是因为在对生物体不发生有害作用的情况下，高功率磁场不适于频繁地用于生物体。

发明内容

本发明的目的是要产生一种距离测量装置，其能够非常精确地测量距离，特别是对人体，而无须使用对人体过强的磁场值。

为此,根据本发明的装置的特征在于,所述检测器被设置用于通过使所述第一信号与第二预定信号相关来确定所述距离测量信号,其中所述第二预定信号具有表示要由接收器采集的信号的波形,所述第二预定信号包括具有预定持续时间的时间窗口,并至少包括初始子周期、中间子周期和结束子周期,所述第二预定信号是与第一信号同步的交变信号,且其振幅在初始子周期和最终子周期被衰减,以及在中间周期期间基本上在最大值。使用其振幅在初始子周期和结束子周期衰减的交变信号,使得能够明显降低出现在远离共振频率的频率范围内的噪声和干扰。振幅在中间子周期期间基本上在最大值,就是说第一信号达到其最大值这一事实,使得能够明显降低非常接近共振频率的频率范围内的噪声和干扰,同时在这一中间子周期期间最大使用了这一信号的振幅,因而能够使用保持低功率的磁场工作,并因而不会损害人体。

根据本发明装置的第一优选实施例的特征在于,所述检测器被设置用于通过乘积和积分实现与所述第二预定信号的所述相关,该所述第二预定信号的波形具有正弦波形,其与乘以降低了锥形因子的Tukey窗口的第一信号本身同步。这允许消除检测频率之外的噪声和干扰。

根据本发明装置的第二优选实施例的特征在于,所述发射器容纳在壳体中,并被设置用于在所述壳体的外部产生所述磁场,其磁场振幅小于1m特斯拉,优选地小于1 μ 特斯拉。本实施例尤其适用于人体。

根据本发明的睡眠障碍检测器的特征在于,所述装置安装在被设置用于应用到生物体头部的支架上,以便测量嘴的运动。

附图说明

现在将借助于附图更详细地说明本发明,这些附图描绘了根据本发明的装置的优选实施例,以及包括根据本发明的距离测量装置的睡眠障碍检测器。在附图中:

图1示出测量装置的基本结构;

图 2 示出发射器的激发及由发射器发射的信号, 和由接收器接收的信号;

图 3 示出用于形成发射器的串联共振电路的各种激发的拓扑结构;

图 4 示出接收器电路的两个例子;

图 5 示出通过使信号与待检测的信号模型相关的检测原理;

图 6 和 7 表示接收的信号及通过相关在检测之后获得的信号的示例;

图 8 示出通过相关的检测的数字实现;

图 9 示出对应于一般已知检测方法的模型, 以及适用于通过相关检测的两个优选模型;

图 10 和 11 示出通过相关检测的这三个方法的噪声和干扰消除特性;

图 12 和 13 示出装置放置在生物体上;

图 14a), 14b) 和 15 借助于流程图表示检测睡眠障碍的方法;

图 16 再现嘴运动信号;

图 17 示出卷积键;

图 18 示出卷积的结果;

图 19 描绘了鼾声的周期;

图 20 示出用来确定呼吸暂停的表;

图 21 示出检测帕金森症的传感器的位置;

图 22 a 和 b 表示对应于传统的同步和“锁定”检测技术的模型, 而图 22 c 和 d 示出本发明中使用的两个模型示例; 以及

图 23 示出图 22 a 到 d 中再现模型的频率响应。

附图中, 对于相同或类似的元件指定相同的标号。

具体实施方式

该距离测量装置使用生理学使用的鲁棒性距离传感器。其磁性原理提供了许多测量可能性, 因为其不受衣物或睡在枕头或床垫上的影

响(在睡眠期间使用),也不受被施用的生物体烦躁或排汗的影响。测量所必须的磁场非常小。场发射是按测量率周期性的,有非常小的循环比率,同时其最大振幅达到的值小于 1 m 特斯拉,优选地小于 1 μ 特斯拉,甚至是 0.4 μ 特斯拉的量级,在连续曝光下这也被认为对健康是无害的。

传感器设计为以松散磁耦合操作,这意味着发射器影响接收器,但发射器与接收器之间的衰减不允许接收器反过来影响发射器。该检测方法是有效的,并基于通过相关的检测,使其尽管发射的磁场电平很低,但能够扩展测量范围按距离比高达 5、甚至 6 倍大于已知的装置。能够通过提高发射磁场以限制干扰的作用而达到较高的距离比。根据应用,对于范围从 5 到 30mm 的距离,传感器可以很小尺寸的组件实现,或对于测量范围 7 到 35 cm 以中等尺寸(直径小于 10mm 且长度小于 15mm)的电感实现,同时保持磁场最大振幅小于 1 μ 特斯拉。这一传感器的特征使得能够易于实现一种易于由受检者本身放置的人体工程学系统,于是能够用于非固定的应用。

对于同一基准的几种距离测量能够使用单个的磁发射电路。磁发射电路的双向激发还使得对于低传输速度和短距离的信息传输能够使用这一装置。特别是通信距离的同时测量达到安全应用。通过为发射的磁场赋予伪随机性,能够在测量和传输可靠性方面都获得更高的性能。

图 1 示出根据本发明的装置的基本结构的示例。该装置包括发射器 1 和接收器 2,它们彼此要按一定距离放置。发射器包括与电容器 5 串联的电感 3,而在接收器中,电感 4 与电容器 6 并联。发射器 1 及接收器 2 分别借助于电缆 7、8 分别连接到调整和测量单元 9。单元 9 包括检测器和激发电路,这将在以下说明。所使用的传感器使用了这样的特性,即共振电路通过它们的互感(3,4)可对另一调谐在相同频率的电路激发。使用共振电路而不是简单的电感,显著改进了激发电路的性能和传感器的灵敏度。使用发射器和接收器同时连接到同一电子电路,使得通过避免同步误差而能够简化装置。这种情形下,为了舒

服的目的，电缆一般在它们大部分长度上捆绑在一起，只在接近测量元件处分开。然而，在不违背测量原理之下发射和接收电路可以是分离的。

为了限制发射的平均磁场，这样可避免对患者有害的或甚至对患者来说只是麻烦的长时间的感应效应，并为了降低电耗，每当进行测量时有选择地对共振发射电路激发，如图 2 所示。通过对电路激发产生如图 2a 所示的电流脉冲，以借助于电流对发射器激发。在发射电感 3 中流动的电流，与发射的磁场成正比，取决于所采用的激发模式而采取有所不同的形式，但一般外形如图 2b 所示。在共振电路兼容的情形下，在接收器 2 获得的电压形状如图 2c 所示。在(a)处示出预先初始化周期，其目的是为了在电容器端子处生成电压和/或在电感中生成电流，之后随着共振电路在时间 0 闭合而发生共振。

这一信号的包络取决于所使用的共振电路的品质因数。在共振电路兼容性不良的情形下，这一包络可能被明显修改，可能出现跳动现象。在接收器观察的电压最大值根据以下关系，作为发射电感 3 和接收电感 4 之间的距离的函数而变化：

$$V = (\alpha/d^3) + \beta \quad (1)$$

其中 α 是包括放大器效应的总的检测增益， β 是因检测电路所至的可能的偏移， d 是发射器与接收器之间的距离。

在本发明的优选实施例中，共振电路被调谐到 5 到 8kHz 的频率，使共振电路的品质因数最大化，同时保持低于无线电频率。然而根据检测电路的性能使用微型电感，可导致采用高达 50 甚至 100 kHz 的频率。使共振电感的值和尺寸适配，以便能够使检测基于具有有效振幅的 10 到 30 个共振周期的信号。较短的持续时间降低了检测性能，而较大的值需要太大的精确性，特别是在共振电路调谐中。

对于激发电路可采用各种拓扑结构。选择必须考虑所需的激发电平(磁场的最大振幅)，从单元 9 到发射器和接收器的导线 7 和 8 之间存在的寄生耦合 (stray coupling) (特别是在为了人员的舒适使用非常细的电缆时)，以及电磁兼容情况。图 3 中出现了串联共振电路的各种

拓扑结构。激发电路包括电阻器 11，开关元件或开关 10，以及通过电导体 7 与电感和电容串联的电压电源 12。激发是通过开关 10 的瞬间闭合进行的，在此期间电容器 5 充电到供电电压，并在电感 3 中生成电流。因而在开关 10 打开瞬间，由电感 3 和电容器 5 形成的电路在这两个初始条件效应下开始振荡。这一方法主要引人之处在于，根据闭合开关的时间，容易获得高的甚至是可变的激发电平。图 3 所示的电路称为“再生 (regeneration)”串联激发电路。通过开关 10 的闭合实现激发，开关在整个测量期间保持闭合。然后开关打开允许电容器 5 通过电阻器 11 再充电而没有振荡。图 3a 所示的实施例便于开关的控制，而实施例 3b 能够使得在测量期间电缆中的电压为零，又能够使电缆中的电流不变。这些实施例使得能够避免电缆中的寄生耦合，因为在测量期间闭合的开关在发射器的电缆中加的电压非常小。此外图 3a 的实施例提供的优点在于较容易控制开关，因为开关位于靠近出现在单元 9 中的电源 12。

能够以两种主要的形式实现串联共振激发，即交变激发和使用再生的单个激发。交变激发包括借助于方形电压电源驱动共振电路。激发是在电压电源的每一转换时实现的，但在下降转换期间发射的电磁场的符号，与在上升期间观察到的符号反向。对于检测电路这一效应必须被补偿，以避免测量的不精确性。使用再生的单个激发包括通过高值电阻器对共振电路的电容器缓慢充电，以避免共振，然后在整个测量期间闭合开关，以允许这样形成的共振电路自由振荡。

因而本发明的优选实施例使用了带有再生的激发，其电容器集成到发射元件中(图 3a 和 b)。这使得在测量期间始终能够在理论上保持电缆各处都是零电压。此外，使用分散激发的拓扑结构(图 3b)在测量期间还具有电流不变的优点。

发射器被设置用于借助于由电感 3 和电容器 5 形成的共振电路产生磁场。共振电路具有共振频率，且接收器被设置用于以所述共振频率采集由发射器发射的磁场，并把采集的磁场强度转换为具有能量值的第一信号。如图 2a 所示，发射器从在激发电路提供的脉冲产生磁场。

这样，这一磁场是间歇产生的，且每一发射具有预定的能量，具体由电感和电容器的值确定。

图 4 示出接收器 2 的两个电路的示例，具体来说(4a)带有集成电容器，而(4b)带有远程电容器。接收器被设置用于以共振频率采集由发射器发射的磁场，并将采集的磁场强度转换为具有能量值的第一信号，该能量值表示由接收器采集的能量。检测方法的选择，就是说使用观察的电压获得距离的图像，本质上是要使所需的磁场值最小化，由此对人可能的有害效应最小。检测是通过以下将说明的相关进行的。

如果遵循最小测量距离，其中发射 3 和接收 4 电感之间的耦合充分松散，则可认为接收信号的波形只是振幅作为距离的函数被修改。于是这整个波形可用来改进检测。一种已知的方法是通过实现同步检测实现的。该方法包括：当认为理论波形为正时，使接收的信号乘以 1，并当认为理论波形为负时乘以 -1，然后积分这样获得的信号。另一种已知的方法通过实现“锁定 (lock-in)”类型检测进行，其包括使接收的信号乘以与接收信号同步的正弦曲线，使得正弦曲线的正交变对应于要被接收的信号的正交变，且正弦曲线的负交变对应于要被接收的信号的负交变，并然后积分这样获得的信号。这些同步或“锁定”检测方法是模拟的形式描述的，但以数字形式同样易于进行。该同步检测通过由接收器采集的信号与具有表示由接收器采集的信号的波形的第二预定信号相关而实现检测的。然后来自这一相关的结果构成表示发射器与接收器之间的距离的距离测量信号。通过相关的检测包括，使接收的信号乘以一个可修改的理论波形的模型，并然后积分这样获得的信号。在积分结束时获得的值就是所要找到的测量值。该方法一般的优点是按照检测模型中给出的形式，作为特定情形，结合了同步检测、“锁定”和适应性滤波的已知方法。在图 5 中描绘了该一般的原理，并在图 6 中示出对于噪声信号检测的有效性。采集的信号 20 乘以(22)第二信号 21，且这一乘积的结果被积分(23)，以提供测量值。图 6a 示出第二信号(21)的示例，图 6b 是相对于采集的信号以相对电平只示出了噪声的示例，这对应于在三分之二接收信号测量范围

的典型检测条件，以及图 6c 描绘了采集的信号与噪声结合的实际情形。图 7 描绘了相关检测期间积分的结果。图 7 中的基准 a 到 c 对应于图 6 的那些基准。因而在图 7c 中注意到，测量信号上升而达到对应于发射器与接收器之间距离的电平。

已知的同步或“锁定”检测方法，使用图 22 a 和 b 中分别表示的模型作为第二信号，通过相关检测的形式实现。本发明包括，使用与来自接收器采集的信号的第一信号同步的交变信号作为第二信号。这一交变信号包括其具有如图 22c 和 d 所示的预定持续时间(T)的时间窗口。该时间窗口至少包括初始子周期 $T(\text{init})$ ，中间子周期 $T(\text{inter})$ 及结束子周期 $T(\text{fin})$ 。该模型的振幅在子周期 $T(\text{init})$ 和子周期 $T(\text{fin})$ 衰减，并在中间子周期 $T(\text{inter})$ 期间振幅基本上在最大值。图 22c 的模型对应于根据本发明同步检测方法的适应修改型。图 22d 的模型对应于根据本发明“锁定”检测方法的适应修改型。

图 23 通过频率检测特性示出本发明优于已知方法的优点，图 23a 到 d 分别对应于图 22a 到 d 的模型。图 23c 和 d 清楚地示出信号的有效频带，这里设置为 8kHz，的外部出现的噪声和干扰的衰减大于按已知方法获得的衰减。

作为相关检测实现形式的适应性滤波，是远程通信中使用的技术，并被认为如假定为白高斯噪声可提供最佳信噪比。实验表明，这一方法在本发明的场合也是优秀的。如果排除使用引起测量定标问题的自适应滤波器，则其更为精确。适应性滤波器技术包括向接收的信号应用滤波器，其脉冲响应是要接收信号的理论波形的反向图像，并然后对在对应用于有用信号和滤波器正好对准的精确时刻获得的信号进行采样。换言之还可以说，测量的结果是有用信号已知所位于的信号部分与这一有用信号理论波形之间的相关值。由于所产生的波形的复杂性，这一滤波以数字方式进行。图 8 描绘了这一原理的数字化应用。接收的信号在采样之后被转换(24)为数字信号，且其值以 N 个样本存储在移位寄存器 25 中。然后这些样本乘以(26)表示检测模型的系数 c_i ，且结果相加以提供测量信号。于是本说明中的积分即意味着其数学涵

意又意味着其数字实现。

图 9 示出可用于相关检测的模型。作为参考，示出用于同步检测的第二信号的模型(图 9a)。用于适应性滤波检测的模型(图 9b)是理论波形本身，其表示在没有扰动时获得的采集的信号。该波形具有满足本发明的特性。本发明优选实施例中使用的模型(图 9c)是与理论波形同步的正弦波，其乘以带有降低锥形因子 (reduced taper factor) (典型的量级为 0.2 到 0.4) 的 Tukey 窗口，以便使过渡转换平滑。Tukey 窗口的原理在以下文献中描述，Harris, F.J. "On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform", 发表在 1978 年 1 月出版的 Proceedings of IEEE, Vol.66, 第 66 到 67 页。

这一模型的优点在于消除了检测频率外部的噪声和干扰。这三种方法的谱特性分别在图 10 和 11 中描绘。图 10 示出图 9 的不同检测模型的总的检测谱：同步检测(在上面)作为参照，适应性滤波器(在中间)，以及带有适应性频率的正弦波滤波器(在下面)。图 11 示出图 9 的不同检测模型的共振频率周围的检测谱：同步检测(在上面)作为参照，适应性滤波器(在中间)，以及带有适应性频率的正弦波滤波器(在下面)。适应性滤波器本身在通带之外比同步检测显得更为有效，由此满足本发明的特性，但对于接近共振的频率效果较小。同步正弦波模型本身显得总体上最有效，由此证明了它的优点及本发明的可用性。

以特定的传感器获得用于检测的适当模型，是在定标过程期间实现的，定标过程包括以合理的小距离放置两个传感器元件，以便获得质量良好的信号。通过该信号在几个测量值上取均值，还能够改进接收质量。这样所获得的波形能够用来轻易地得出所示每一个波形模型。

以对于 2.5 和 10cm 之间的操作优化的传感器获得的性能：

基准距离	30mm	50mm	80mm	100mm
精确度	0.3%	0.5%	0.2%	0.1%
噪声引起的标准偏差	0.003mm	0.05 mm	0.30mm	0.73mm

以对于 7.5 和 22cm 之间的操作优化的传感器获得的性能:

基准距离	75mm	115mm	155mm	195mm	230mm
精确度	0.3%	0.7%	0.1%	0.5%	1.8%
噪声引起的标准偏差	0.039mm	0.12mm	0.28mm	0.56mm	0.91mm

在置于传感器连接器中的存储器中存储的适应性滤波器波形,用来独立地进行传感器的定标及测量电路定标,这样的设置使得任何传感器无论如何(例如在更换时)都能够连接到电路同时获得相同的结果。另一存储方法是在置于测量电路上的微型控制器的存储器中。但这种情形下,每当改变传感器时必须重新定标。

以下将说明根据本发明的测量装置的各种应用。然而必须注意,根据本发明的测量装置的使用是有优先权的,但这些应用也可以其它测量装置实现。根据本发明的测量装置的一个应用是用于睡眠障碍检测器。这时该装置安装在被设置应用于生物体头部的支架上,以便测量嘴的运动。调节传感器的工作参数,以便对于与嘴闭合位置相比张大到 5cm 的嘴,产生小于 1mm 的峰值到峰值测量噪声。测量基准可放置在沿脸部中间线上嘴唇以上任何位置,如图 12 所示。本发明一个普通的实现把该基准放置在鼻子之下(A)。另一普通的实现把该基准放置在前额(B)。另外,基准点可放置在嘴内、牙齿、上腭或牙龈上。传感器的测量点必须放置得也能监视下颚的运动。在本发明的优选实现中,其放置在下嘴唇下面的凹处(图 13),在此骨结构与皮肤之间的相对运动最小。另外,测量点可位于下颚点、下颚以下、或嘴内,牙齿或牙龈上。在本发明的优选实施例中,传感器的两个元件借助于一个舒服的尺寸小易于就位的吊带而保持在适当位置。支撑基准点可通过任何已知的装置进行。支撑测量点更加困难。为了降低患者的不舒服,位于嘴附近和面颊上的结构必须非常轻。此外,在全部开放动态上的有效支撑必须可靠,而不会对下颚施加任何会影响测量的力。最后,对于头部的旋转和头部向前或向后倾斜运动的无关性是重要的。本发

明的优选实施例具有伸长形状的传感器结构，装有链环，其从位于下嘴唇凹处沿通过耳垂下的线施加小牵引力，固定点位于耳垂前方至少25mm。另外，用于传感器的附加支撑可通过下巴托提供。

另一种可能的就位包括把传感器放置在眼皮上，另一个靠近眼睛，目的是测量眼皮的运动(也是用来检测睡意的技术)。为了研究周期性肢体运动(PLM)，传感器位于关节任一侧，目的是测量这一关节距离中的变化。要说的另一应用是，传感器可用于短距离传输数据。

睡眠呼吸障碍的检测是根据本发明的装置的应用之一。监视睡眠期间的呼吸障碍还用于患者处于正空气压力治疗(positive air pressure treatment)的情形。这里，进行嘴张开信号的分析用于实时调节由PAP设备提供的压力值。

在这一应用中，使用信号处理技术，以便检测所有睡眠呼吸障碍。开始点是来自传感器的数据，且附加信号通过滤波导出。正是这些信号的组合揭示了各种睡眠呼吸障碍：中央(或Cheynes-Stokes)呼吸暂停、混合型呼吸暂停、阻塞性呼吸暂停、呼吸浅慢和上呼吸道阻力综合症(UARS)。描绘这些睡眠呼吸障碍的图示，示于图14a),14b)和15中。于是分析的目的是要确定施加的压力是否足够、正确或过多。这一信息用来确定必要的压力调节，并将它们发送到CPAP。

该第一步骤(A)的目的是使用滤波技术，该技术使得能够揭示呼吸暂停的主要特征。这些步骤在图15中指明。这些特征是已知的，并在Prof.R.Poirrier的论文中有述。每一滤波器的输出也是包含事件的信号。一个事件是呼吸暂停潜在特征的标志(marker)，且正是这些事件的组合用来对不同类型的呼吸暂停进行分类。图16示出这一方法。从传感器获得的距离测量信号在图的第一部分五分钟的时间窗口中描绘。这里，值一百意味着下颚完全闭合，而零意味着下颚敞开。

突然闭合事件(SCEvent)信号是通过计算测量信号平均差获得的信号。SCEvent信号只是平均差结果的正部分，其揭示了下颚突然闭合的位置。该推导的信号的振幅表示所述闭合的大小。于是该信号是突然闭合事件标志。

液体闭合事件 (FCEvent) 信号是通过测量信号和卷积键 (convolution key) 的卷积获得的信号。该卷积键在图 17 中再现。所述卷积的目的是要揭示测量信号的液体变化, 其表示下颚的打开, 随后是相反的类似的闭合。卷积的结果在图 18 中再现(FCEvent)。

通过滤波获得的最后的信号是 BCEvent 信号。首先所有测量信号在呼吸频带(典型地是 0.2 到 0.4Hz)使用带通滤波器滤波。滤波的结果称为呼吸努力信号 (Breathing Effort Signal)。于是, BCEvent 信号简单地就是呼吸努力信号的上包络。所有这三个导出的信号是呼吸暂停事件可能结束的标志。

该阶段 A(图 14)的第二个目的是要检测打鼾的周期。打鼾被定义为以呼吸频率(典型地是 0.2 到 0.4Hz)正弦波信号振荡, 并且是恒定振幅。图 19 描绘了打鼾的周期。

该算法接下来的步骤是用来对所有备选呼吸暂停事件定界。呼吸暂停的持续时间一般以 10 到 90 秒钟的时间窗口定义。这三个导出的信号(SCEvent, FCEvent, BEEvent)首先是用来剔除不代表呼吸暂停的事件。如果满足以下两个条件之一, 则事件被接受:

- 在所考虑的时间窗口存在 SCEvent 和 BEEvent;
- 在所考虑的时间窗口存在 FCEvent 和 BEEvent.

以下, 对于所有接受的事件反向搜索所考虑的时间窗口, 以便查找呼吸暂停被认为已经开始的地方。典型地, 呼吸暂停是在所考虑的时间周期中 BEEvent 开始增加时开始的。这也是呼吸浅慢和障碍性呼吸暂停的情形。在中央或混合呼吸暂停的情形下, 呼吸暂停的开始不带有呼吸努力, 并在这种情形下, 事件 BEEvent 是呼吸暂停结束的特征。于是有必要推导另一信号, 以便对中央和混合呼吸暂停定界。在所考虑的时间周期中, 注意到呼吸努力为零的位置。NEBEvent 事件信号标志着在呼吸暂停开始时不存在呼吸努力。

最后推导的信号用来检测上呼吸道阻力综合症(UARS): 在所考虑的呼吸暂停时间窗口中, 注意在整个呼吸暂停期间下颚的平均张开是否是线性的。

这一步骤的第二个重要方面是找出以上三个事件之一以严格的时间周期重复的信号部分。事件的周期性将用来确认呼吸暂停猝发的存在。

这一步骤的目的是要对所有定界的呼吸暂停分类。使用以下的二进制表。对于每一定界的呼吸暂停，呼吸暂停的类型由定界的区域中所有事件存在与否来刻画。图 20 再现的表表示了这一点。

使用两个规则来确认以上的分类。以上的分类可包含非严格意义上的呼吸暂停的图元。于是为了获得算法的特征性和满意的灵敏度，只有满足以下两个规则中的至少一个的图元被接受：

规则 1: 所有在“周期”区域中检测到的呼吸暂停将被接受。

规则 2: 每个已分类且包含超过规定阈值的 BEEvent 事件的图元将被接受。这里将剔除孤立的呼吸暂停，这是被检测到但不具有充分呼吸努力的呼吸暂停。

以对睡眠呼吸障碍检测类似的方式，这些传感器用来调节连续的正空气压力设备（positive air pressure apparatus）的压力。

所提出的该方法的原理如下：

1) 数据被收集在缓冲器中。其长度被定义以便包含至少一个呼吸暂停(典型地为 10 到 90 秒)。

2) 首先验证嘴是较大或较小闭合(通常为 80%)。

3) 如果嘴是张开的，则验证出现以下事件：BEEvent, SCEvent, 及 FCEvent。为了确认还要验证周期性。如果观察到这种事件，则压力增加并等待所有以下的数据。

4) 如果嘴较大或较小闭合(通常为闭合的 85%)，则有可能使用不同的时间尺度以降低压力。压力的降低比增加要慢。这里，认为压力的降低比增加慢十倍。增加和降低之间的比可适应于每一个人。

通过在其两侧放置两个传感器元件，相同的距离检测器可用于任何其它需要监视或分析关节运动的应用。

监视患者帕金森病的发展就是一个例子。在这种场合，通常经过一天或多天记录患者的状态，以检测震颤、僵硬及屈身的情况。为此，

如图 21 所示，距离传感器可放置在下颌和胸膛，以便测量头部运动特征。这时可产生统计值，以判断例如治疗的有效性。另外，传感器可放置在肘部、臀部、或膝部，有类似的效果。

- 通过分析在给定的周期上信号的变化来检测僵硬状态。例如过程可以是计算信号的变化。变化值小代表僵硬的状态。

- 屈身状态是一种僵硬的状态，其中测量的平均距离值更小。

- 通过信号的谱分析可检测震颤状态。在给定的周期上距离信号中出现主要谱成分代表震颤状态。

肢的周期性运动是另一种睡眠障碍。能够使用相同的距离检测器来检测这些运动。其原理完全类似于监视帕金森病的情形。然而，是改为分析来寻找孤立的运动及其周期性，而非一般状态。

关于检测人特别是在驾驶车辆时警醒丧失的手段，有很多文献。这里提出的距离传感器根据两个方法用于这种测量：

a. 测量头部的低垂

睡意状态的出现伴随颈部肌肉的放松，其效果是在垂直方向逐渐降低头部。当人意识到此时，它们的反应是突然重新抬头。把距离传感器按图 21 放置在下颌和胸膛，使得能够检测这些事件。因而分析器通过识别突然向上的运动进行，这构成了特定的分析情形。

b. 测量眼皮的张开

元件的微型化使得能够把距离传感器的元件之一放置在眼皮上，其它放置在眼睛的下方或上方。在逐渐失去警醒时，可观察到更多的眼皮频繁眨眼，以及眼皮平均张开速度逐渐降低。这些事件的检测也构成了特定的分析情形。

安全应用需要对机器或装置作为距离的函数的激活的控制，以避免误操作或避免非有意的使用。采用这种带有可选激发的距离传感器允许这样的使用。这种情形下，激发电路的开关可用作用户激活的请求，但实际的激活将只能在验证了激活装置所在的距离之后，通过硬件或软件决策元件进行。根据距离激活不同装置也是可能的，例如但非唯一，用于显示不同的警告消息。

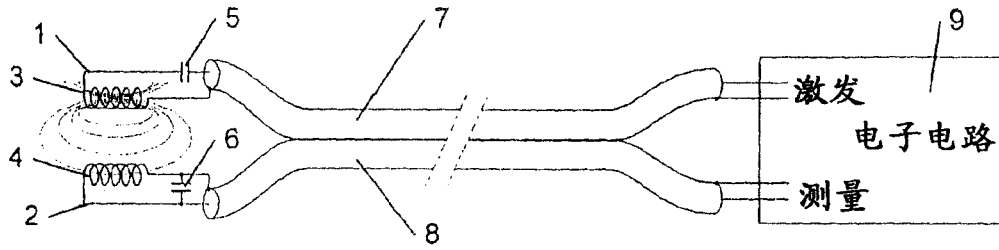


图1

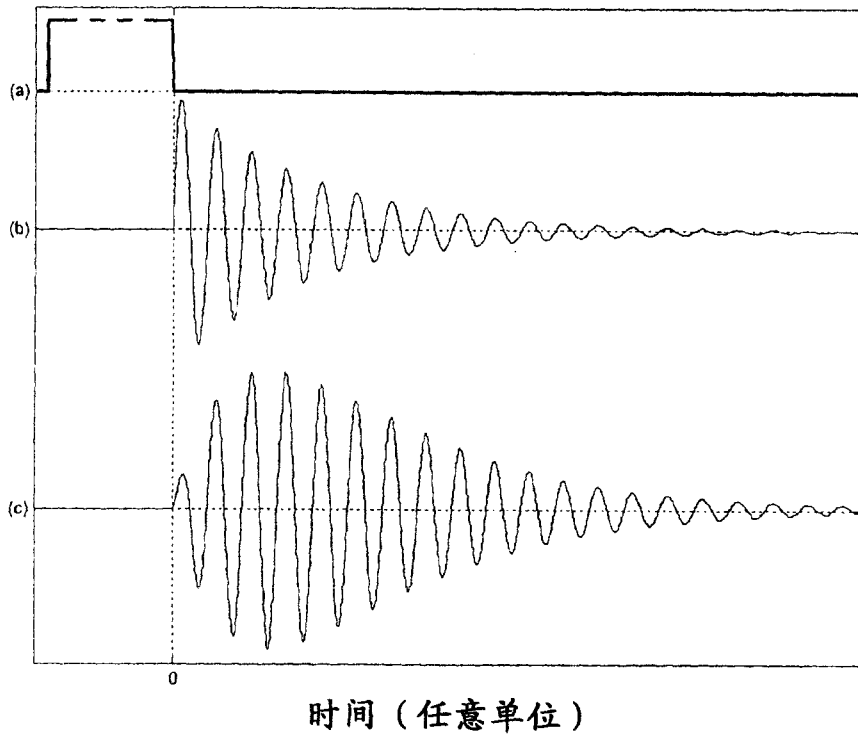


图2

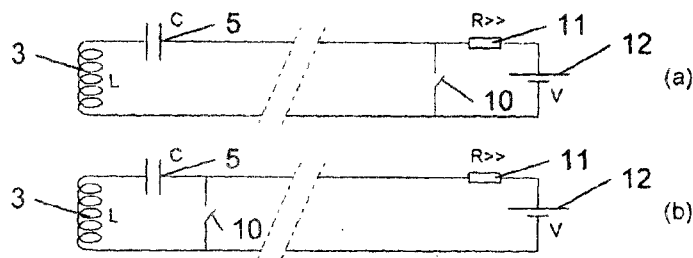


图3

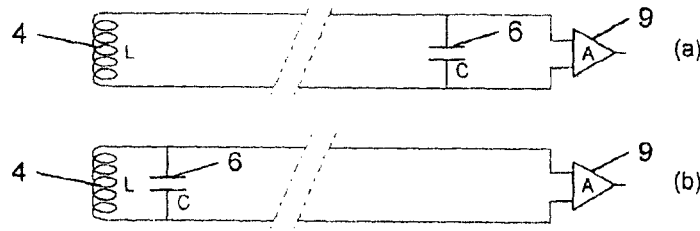


图4

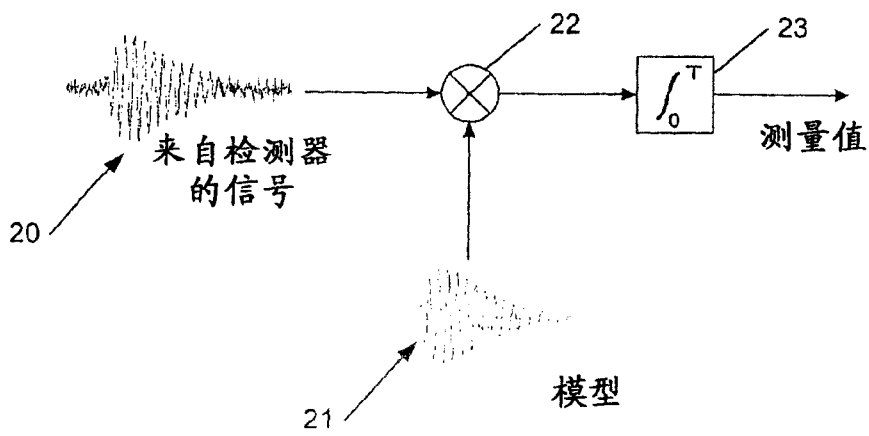
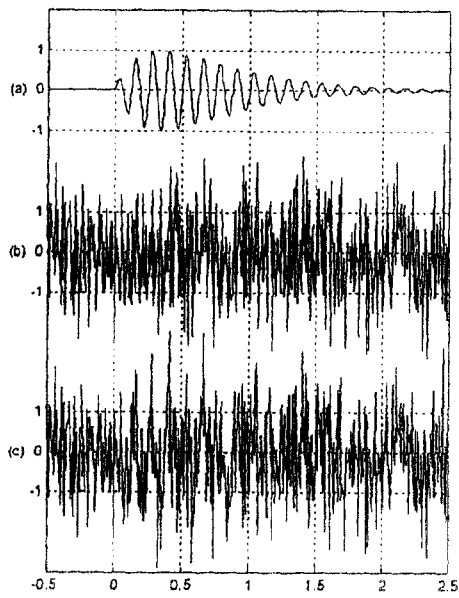
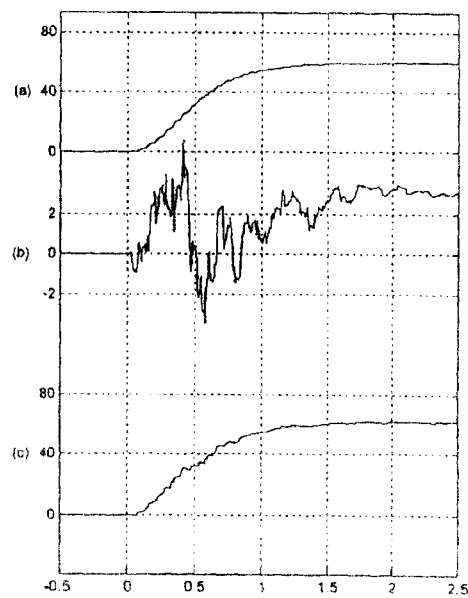


图5



时间 (任意单位)

图6



时间 (任意单位)

图7

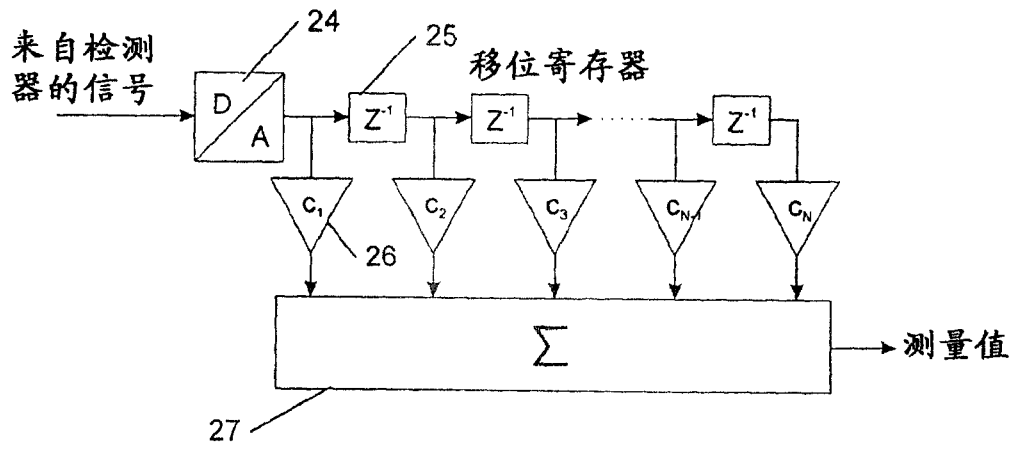


图 8

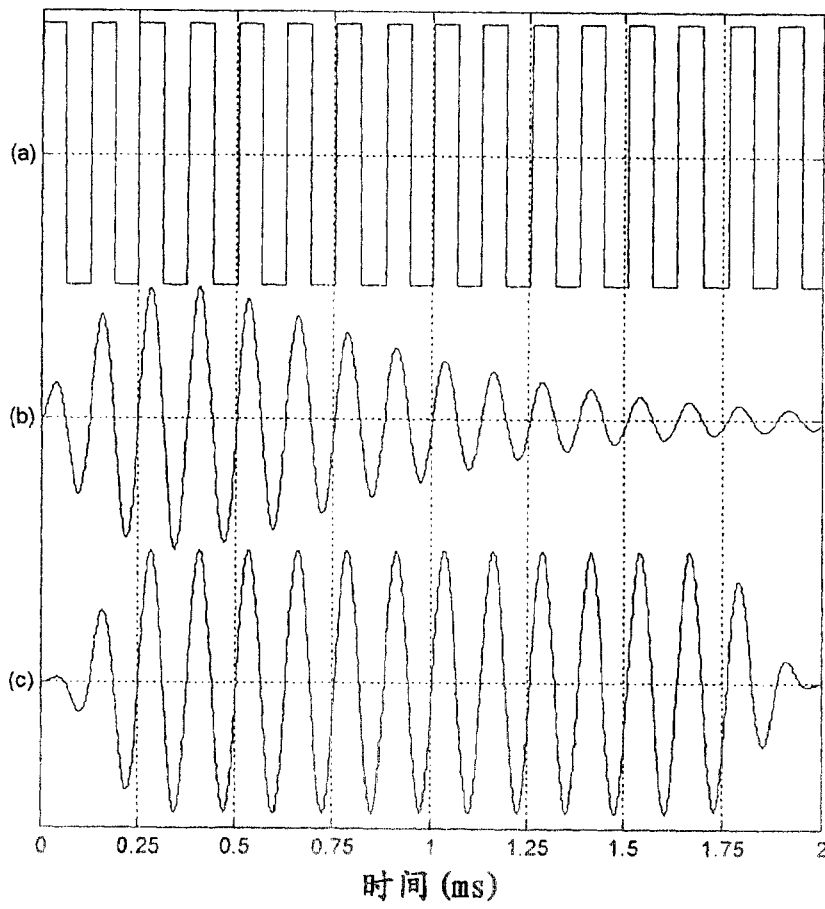


图 9

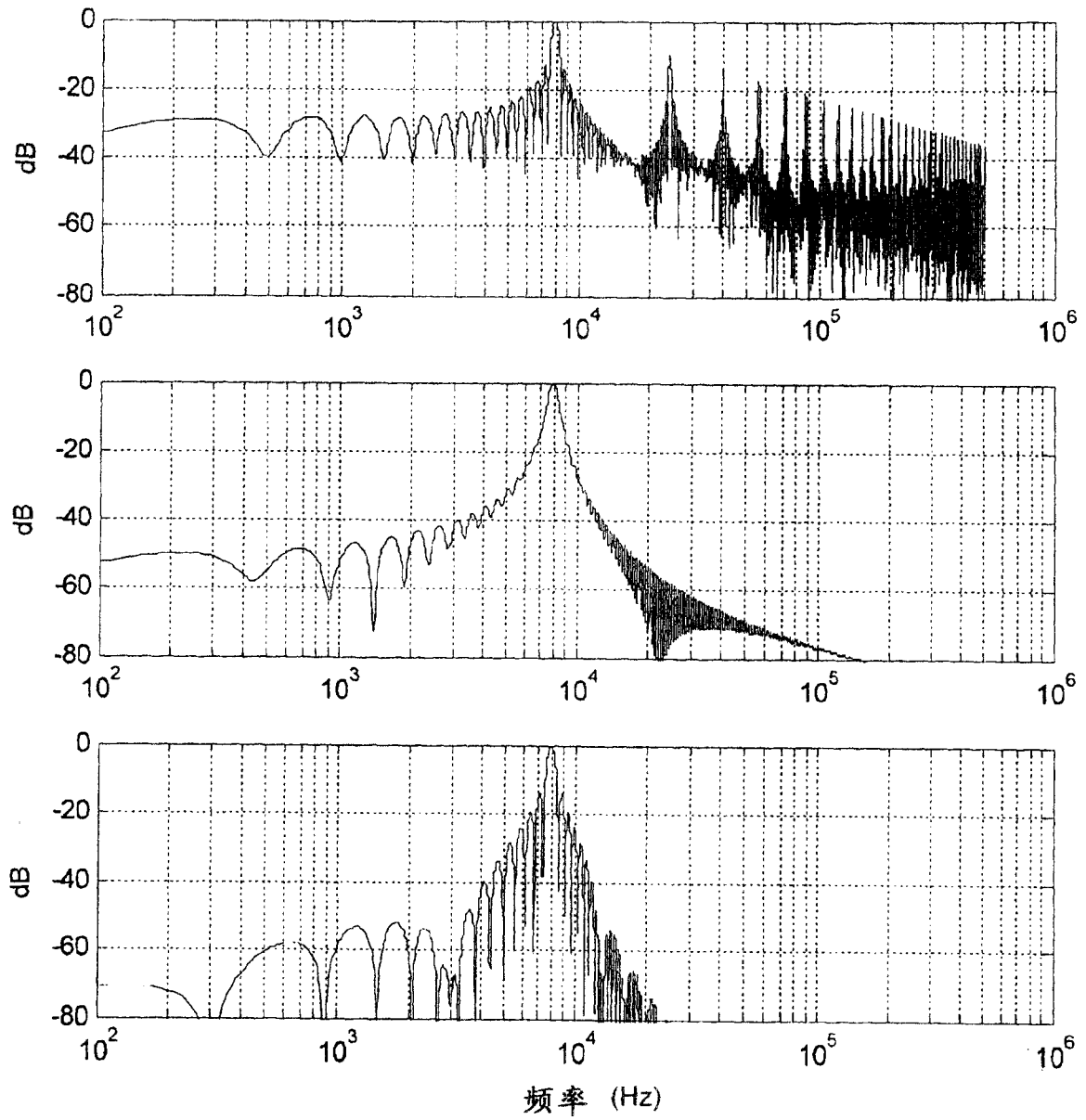


图 10

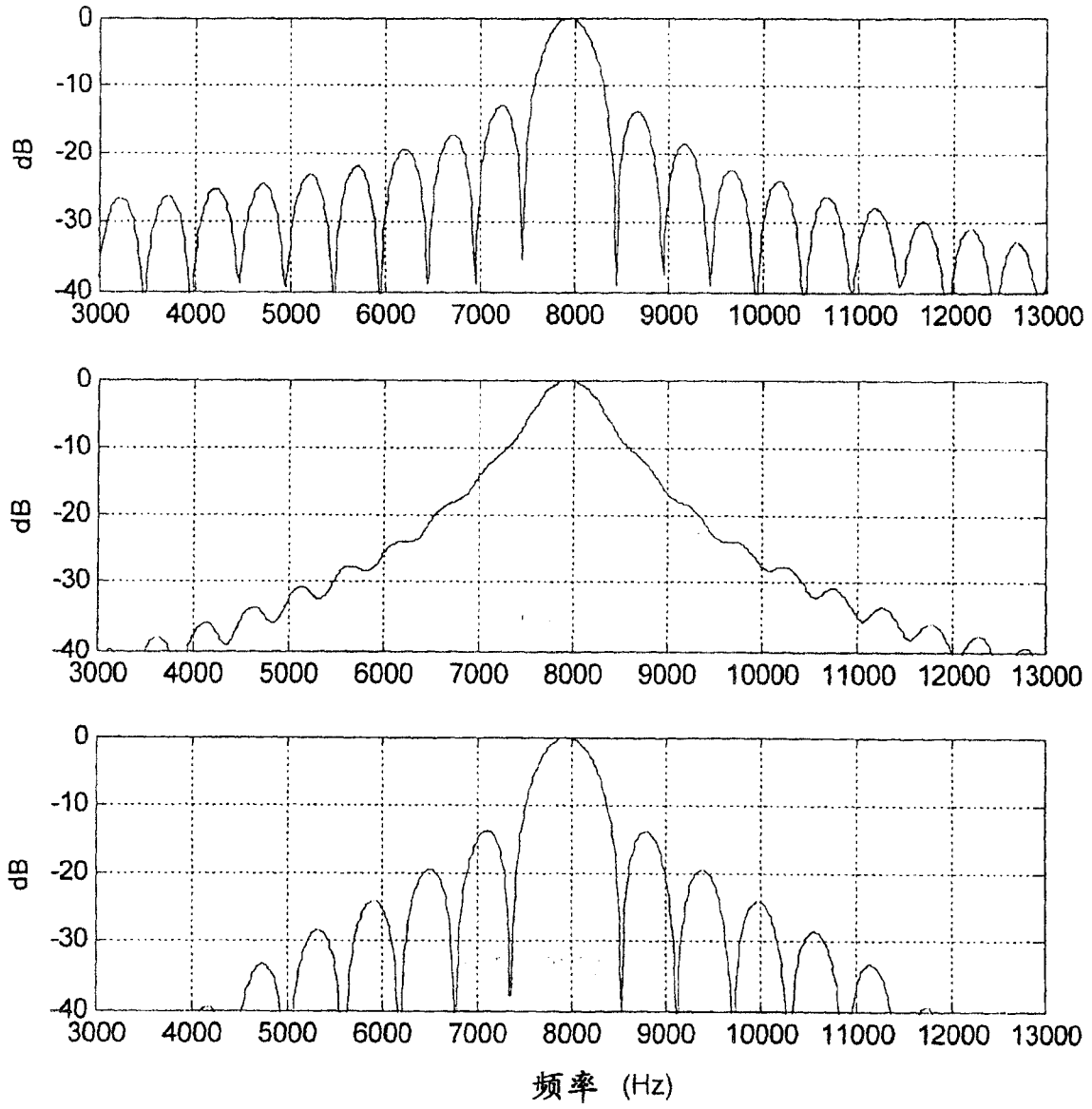


图 11

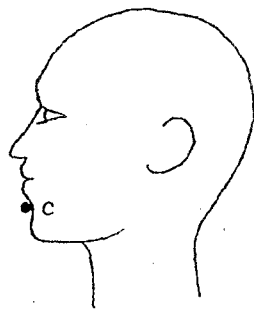
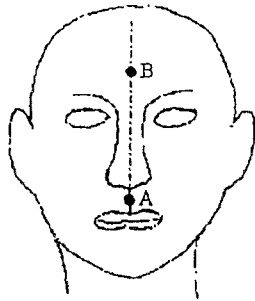


图 12

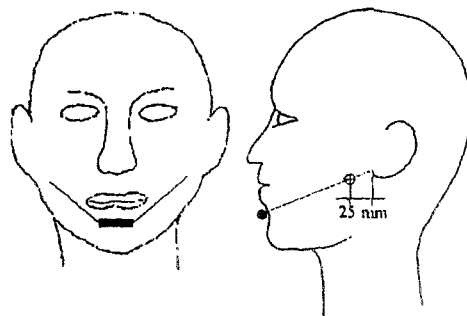


图 13

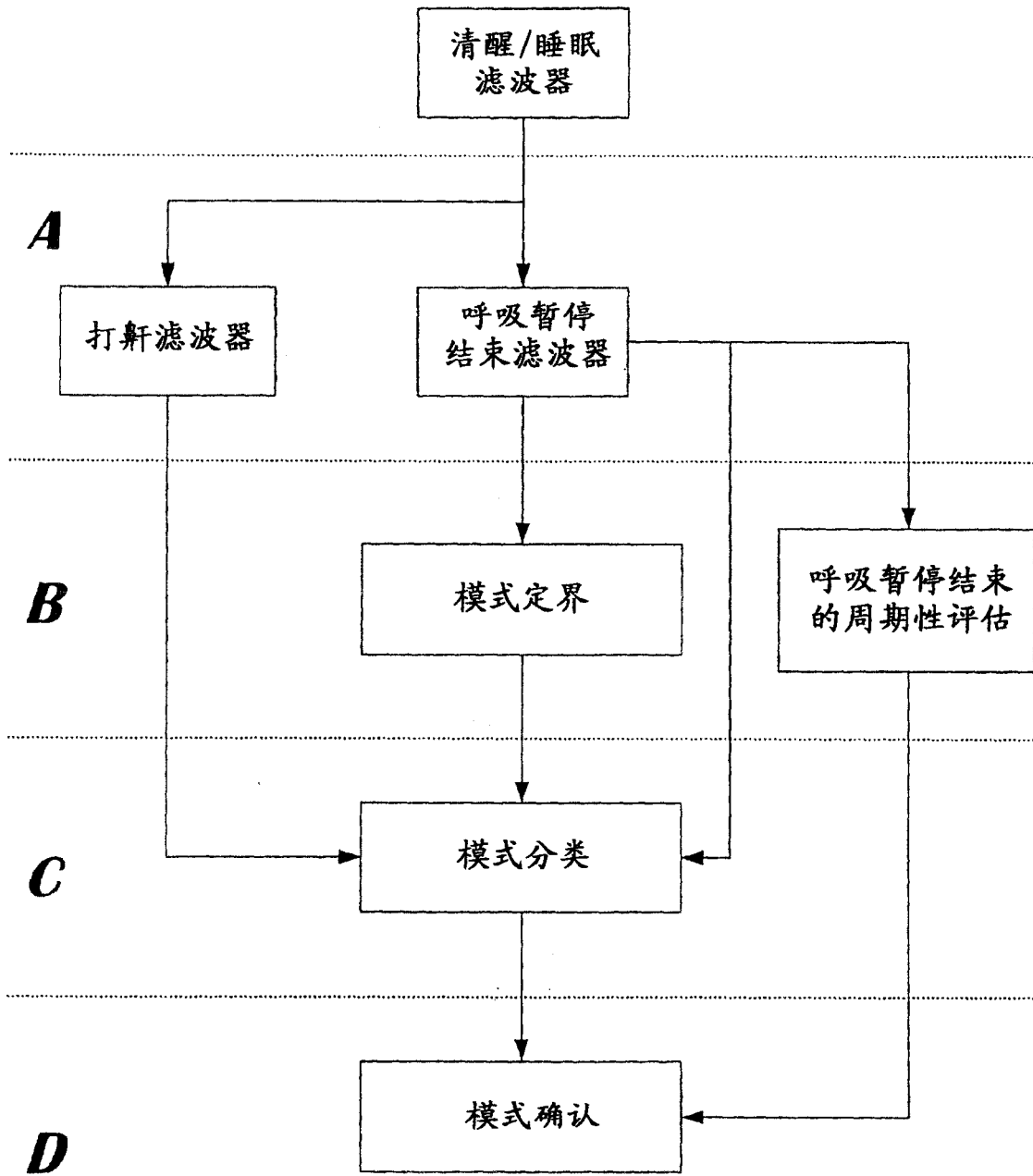


图14a

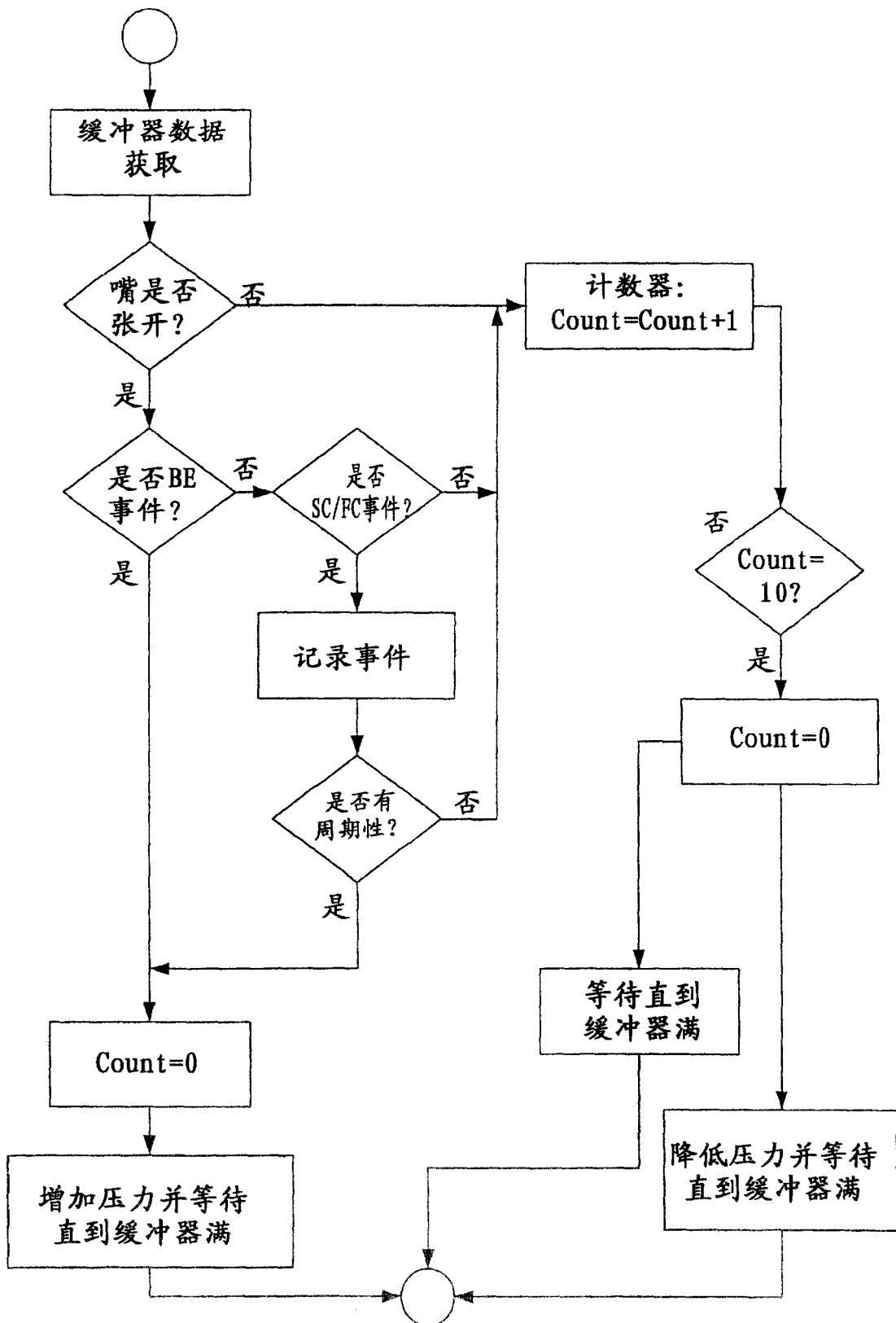


图14b

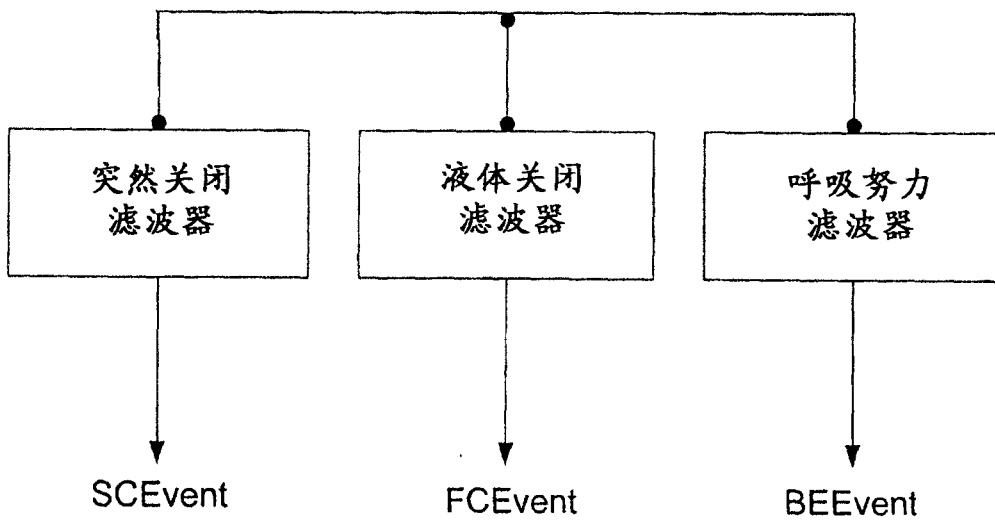


图15

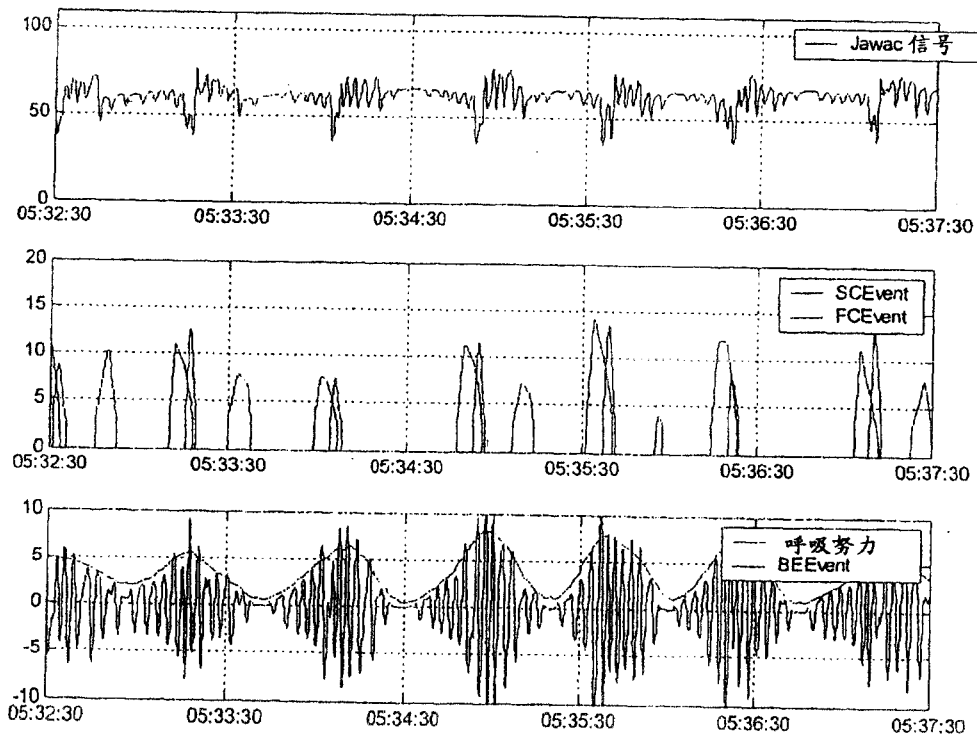


图16

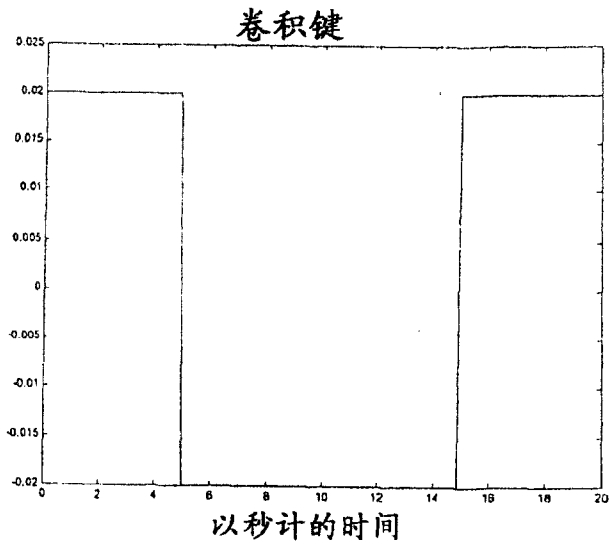


图 17

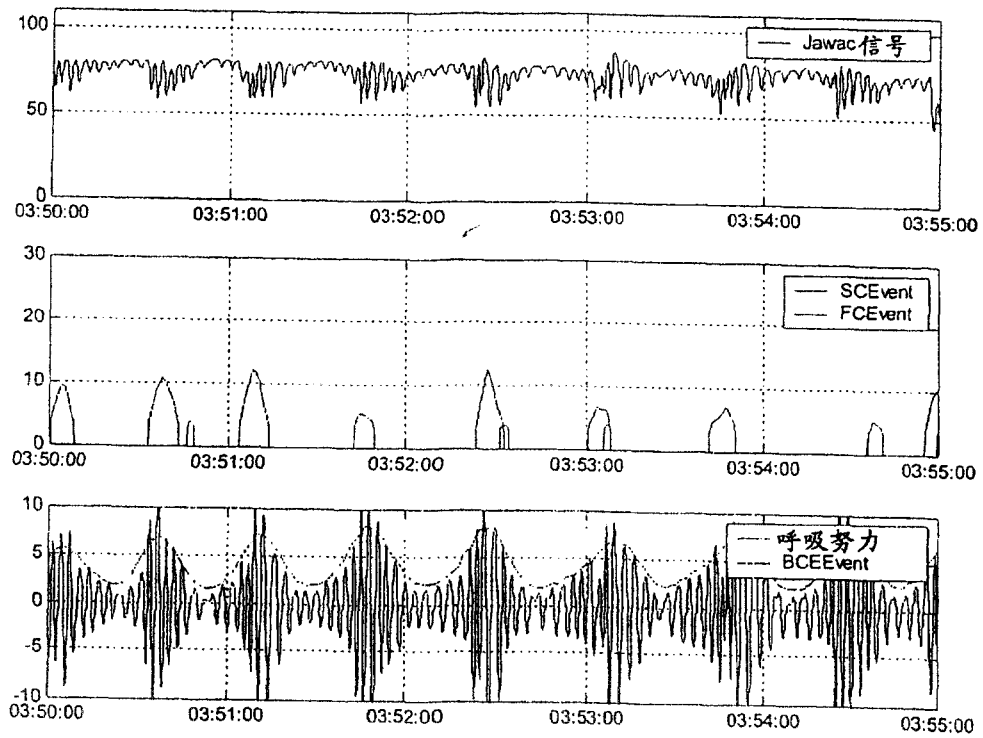


图 18

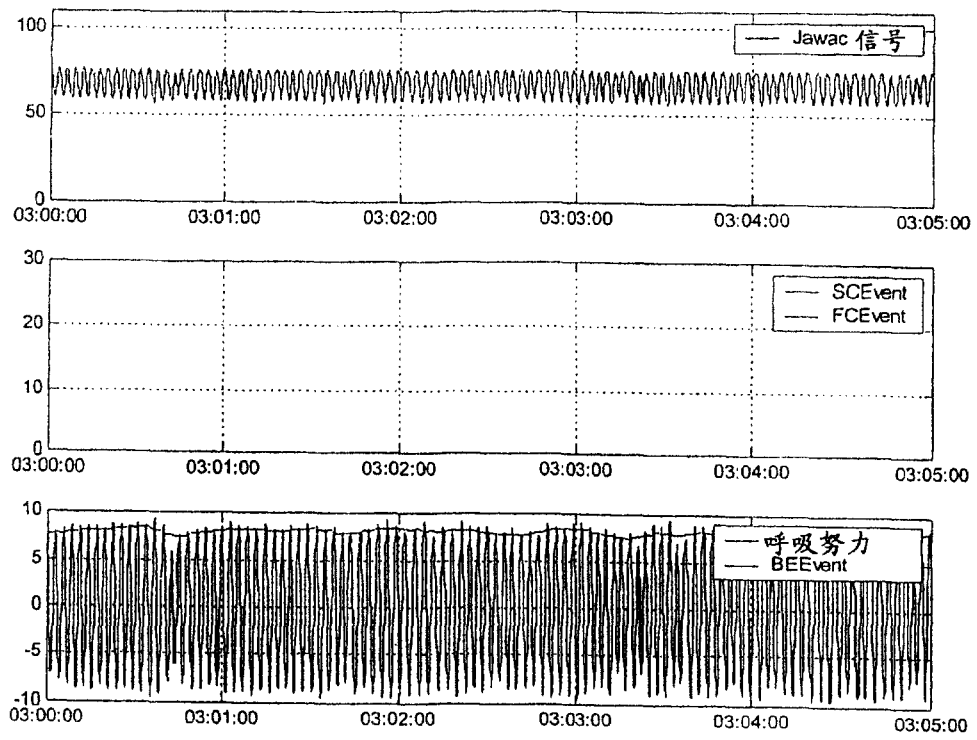


图19

	SCEvent	FCEvent	NEBEvent	LMOEvent
呼吸浅慢	0	1	0	0
障碍呼吸暂停	1	0	0	0
混合呼吸暂停	1	0	1	0
中央呼吸暂停	0	0	1	0
UARS	1	0	0	1

图 20

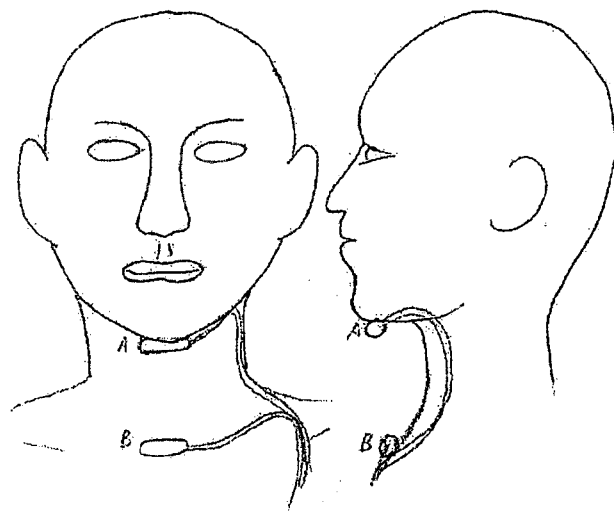


图21

检测滤波器的形式

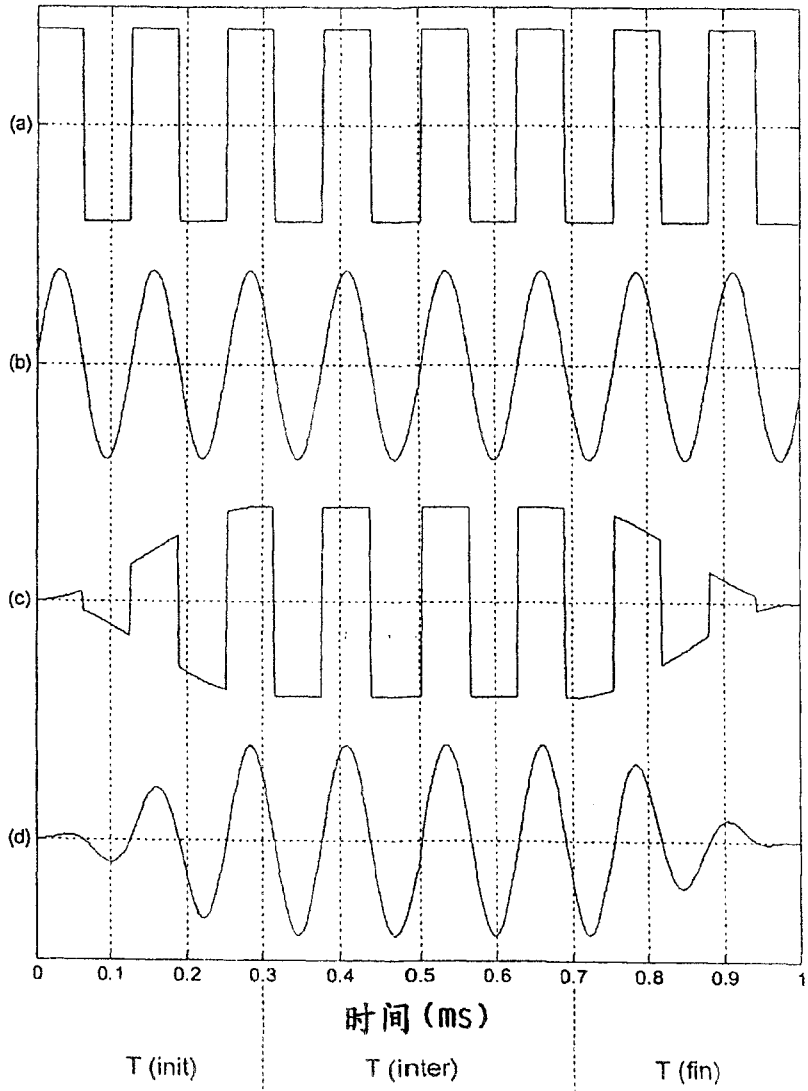


图 22

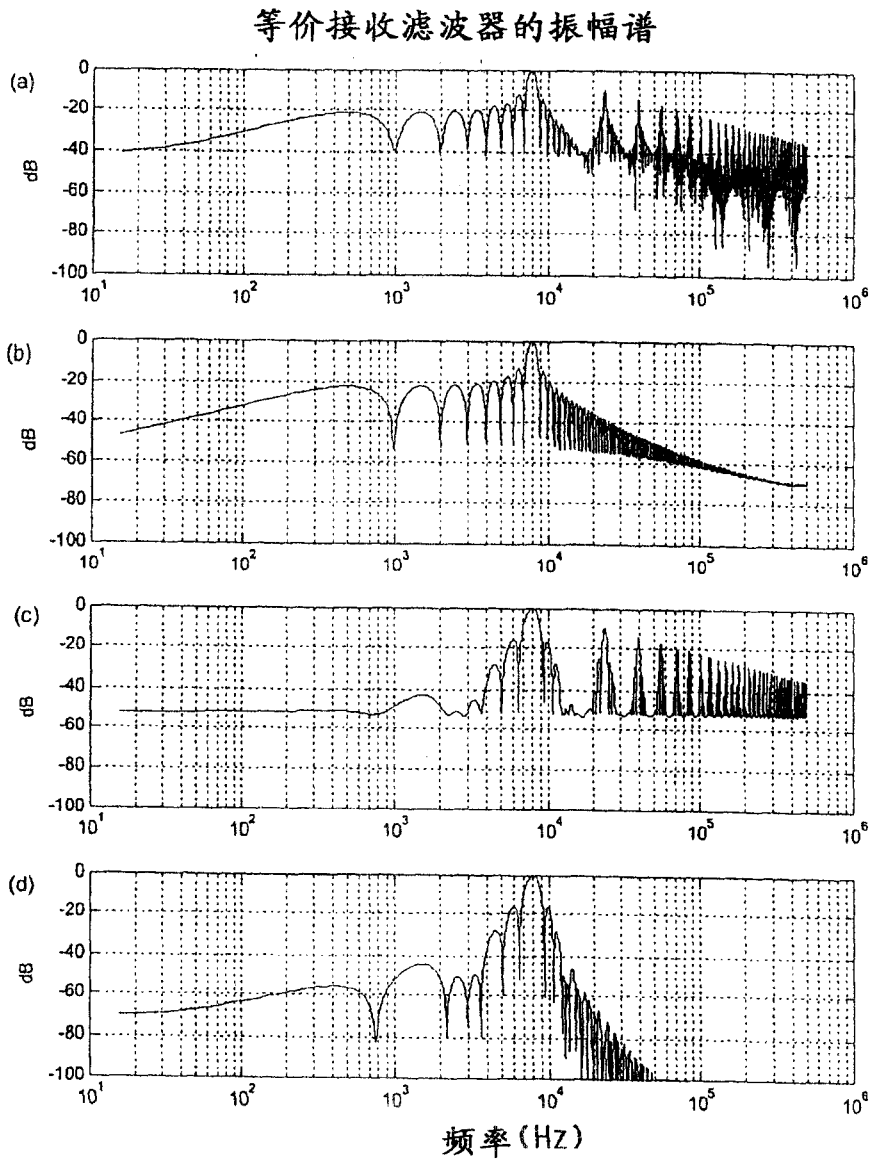


图 23