



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102112049 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 22

(21) 申请号 200980130922. 1

(22) 申请日 2009. 05. 26

(30) 优先权数据

61/071992 2008. 05. 29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 01. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2009/000528 2009. 05. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/144721 EN 2009. 12. 03

(73) 专利权人 伊塔马医疗有限公司

地址 以色列凯撒里亚

(72) 发明人 S·赫斯科维奇-科亨

R·P·施纳尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 杜娟娟 高为

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5853005 A, 1998. 12. 29, 说明书第6栏第22-26行、第7栏第5-8行、第9栏第38-40行、第11栏第50-53行、第12栏第13-28行.

US 5853005 A, 1998. 12. 29, 说明书第6栏第22-26行、第7栏第5-8行、第9栏第38-40行、第11栏第50-53行、第12栏第13-28行.

US 2003/0100843 A1, 2003. 05. 29, 说明书第[0015]、[0122]段.

US 6213955 B1, 2001. 04. 10, 说明书第5栏第32-65行.

US 2006/0037615 A1, 2006. 02. 23, 全文.

审查员 胡亚婷

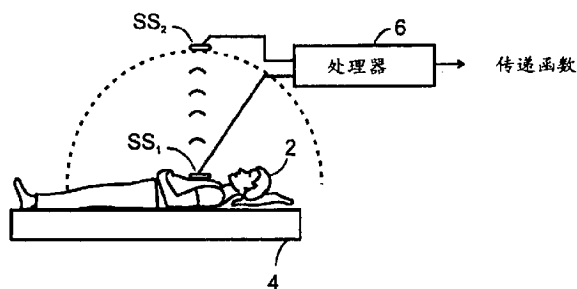
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

用于利用声学信息针对特定生理状况检查对象的方法和装置

(57) 摘要

一种根据使用由对象产生并在距对象的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的方法和装置,其通过将例如以分贝测量声级的声级计的第一声音传感器设置在对象身体的特定区域上,以产生对应于由其所感测到的声级的输出;通过使第一声级计的输出与位于距对象身体的声音产生位置预定距离处的第二声级计的输出相等的预计算的传递函数来修正第一声级计的输出;以及将第一声级计的修正的输出用在确定特定生理状况的存在。



1. 一种通过使用由对象产生并在距对象身体的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的方法,用以产生传递函数并应用其,使得在对象身体的特定区域上所感测的所产生的声音可被修正以与在预定距离处感测到的所述感测到声音等同,所述方法包括:

将第一声音传感器设置在对象身体的特定区域上,以产生对应于由所述第一声音传感器感测到的声音的输出;

通过使所述第一声音传感器的输出与位于距对象身体的声音产生位置所述预定距离处的第二声音传感器的输出相等的预计算的传递函数来修正所述第一声音传感器的输出;

所述使所述第一声音传感器的输出与位于距对象身体的声音产生位置所述预定距离处的第二声音传感器的输出相等包括将所述第一声音传感器的所述输出转换为在距声音产生位置所述预定距离处产生的声音的等效分贝值;以及

将所述第一声音传感器的所述修正的输出用在确定所述特定生理状况的存在中。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述传递函数通过如下方式来预计算:

将所述第一声音传感器设置在对象身体的所述特定区域上;

将所述第二声音传感器设置在距对象身体的声音产生位置所述预定距离处;

同时检测由所述第一声音传感器和所述第二声音传感器感测到的声音,以产生与其对应的输出;以及

对所述第一声音传感器和所述第二声音传感器的所述输出进行处理,以计算使所述第一声音传感器的输出与所述第二声音传感器的输出相等的所述传递函数。

3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述第一声音传感器和所述第二声音传感器是以分贝测量声级的声级计,其中,所述第一声音传感器在所述特定区域附接于对象身体。

4. 如权利要求1所述的方法,其中,所述第一声音传感器通过如下方式被预校准,以在所述第一声音传感器用于针对特定生理状况检查对象的特定时间补偿环境噪声:

将基准声音发生器应用于所述第一声音传感器的区域;

在启动所述第一声音传感器和所述第二声音传感器的同时启动所述基准声音发生器;

对所述第一声音传感器和所述第二声音传感器的两个输出进行处理,以确定两者之间的差别,该差别代表环境噪声因子;以及

通过所述环境噪声因子对所述预计算的传递函数进行修正。

5. 一种通过使用由对象产生并在距对象身体的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的方法,以产生环境噪声因子使得在对象身体的特定区域上所感测的所产生的声音可被修正以与在预定距离处感测到的所述感测到声音等同,所述方法包括:

将第一声音传感器设置在对象身体的特定区域上,以产生对应于由所述第一声音传感器感测到的声音的输出;

通过预计算的环境噪声函数来修正所述第一声音传感器的输出,由此使所述第一声音传感器的输出与位于距对象身体的声音产生位置预定距离处的第二声音传感器的输出相等;

所述使所述第一声音传感器的输出与位于距对象身体的声音产生位置预定距离处的第二声音传感器的输出相等包括将所述第一声音传感器的所述输出转换为在距声音产生位置所述预定距离处产生的声音的等效分贝值；以及

将所述第一声音传感器的所述修正的输出用在确定所述特定生理状况的存在中。

6. 如权利要求 5 所述的方法，其中，所述环境噪声函数通过如下方式来预计算：

将所述第一声音传感器设置在所述对象身体的特定区域上；

将所述第二声音传感器设置在距所述对象身体的声音产生位置所述预定距离处；

同时检测由所述第一和第二声音传感器感测到的声音以产生对应于其的输出；

处理所述第一和第二声音传感器的所述输出，以计算使所述第一声音传感器的输出与所述第二声音传感器的输出相等的传递函数；

将基准声音发生器应用于所述第一声音传感器的区域；

在启动所述第一声音传感器和所述第二声音传感器的同时启动所述基准声音发生器；

在启动所述基准声音发生器后，对所述第一声音传感器和所述第二声音传感器的两个输出进行处理，以确定两者之间的差别，该差别代表环境噪声因子；以及

通过所述环境噪声因子对所述计算出的传递函数进行修正从而产生所述环境噪声函数。

7. 如权利要求 6 所述的方法，其中，所述对象身体中设置所述第一声音传感器的位置还通过如下方式来感测：

将位置传感器设置在对象身体的所述特定区域；以及

产生也在确定所述特定生理状况的存在时使用的输出。

8. 如权利要求 7 所述的方法，其中，所述对象身体的运动还通过如下方式来感测：

将运动传感器设置在对象身体的所述特定区域；以及

产生也在确定所述特定生理状况的存在时使用的输出。

9. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述特定生理状况是打鼾或呼吸失调。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述特定生理状况是对象的血压、心瓣膜关闭状况或其它心血管状况。

11. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述特定生理状况是通过测量与声音模式相关的关节运动而检测到的对象的关节紊乱。

12. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述特定生理状况与对象的肠胃系统相关。

13. 如权利要求 8 所述的方法，还包括重放声学、身体位置、以及身体移动信息，以便在已经进行研究之后进行后续分析和查看。

14. 一种通过使用由对象产生并在距对象的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的装置，所述装置包括：

构造成设置在对象身体的特定区域的第一声音传感器，以产生对应于由所述第一声音传感器感测到的声音的输出；

构造成设置在距对象身体的声音产生位置预定距离处的第二声音传感器，以产生对应于由所述第二声音传感器感测到的声音的输出；以及

处理器，其有效地同时接收所述第一声音传感器和所述第二声音传感器的输出，以从

其计算使所述第一声音传感器的输出与所述第二声音传感器的输出相等的传递函数,从而将所述传递函数用于修正所述第一声音传感器的输出,并将所述第一声音传感器的所述修正的输出用于产生在确定所述特定生理状况的存在时有用的信息,其中,所述第一声音传感器构造成能附接到对象身体的所述特定区域,所述使所述第一声音传感器的输出与所述第二声音传感器的输出相等包括将所述第一声音传感器的所述输出转换为在距声音产生位置所述预定距离处产生的声音的等效分贝值。

15. 如权利要求 14 所述的装置,其中,所述装置还包括以下传感器中的至少一个:

构造成也能附接到对象身体的所述特定区域的位置传感器;并且所述处理器还有效地使用所述位置传感器的输出来产生在确定所述特定生理状况时有用的信息;以及

构造成也能附接到对象身体的所述特定区域的运动传感器;并且所述处理器还有效地使用所述运动传感器的输出来产生在确定所述特定生理状况时有用的信息。

16. 如权利要求 14 所述的装置,其中,所述装置还包括在所述特定区域也能附接到对象身体的基准声音发生器,以产生在确定环境噪声因子时使用的基准声音,所述环境噪声因子用于在所述第一声音传感器的输出用于产生在确定所述特定生理状况的存在时有用的信息的时候,针对环境噪声来预校准所述装置。

17. 如权利要求 15 所述的装置,其中,所述第一声音传感器、所述位置传感器、所述运动传感器以及基准声音发生器中的一些或全部容纳在共同的壳体内;其中,所述基准声音发生器在所述特定区域也能附接到对象身体,以产生在确定环境噪声因子时使用的基准声音,所述环境噪声因子用于在所述第一声音传感器的输出用于产生在确定所述特定生理状况的存在时有用的信息的时候,针对环境噪声来预校准所述装置。

18. 如权利要求 15 所述的装置,还包括用于重放声学、身体位置、以及身体移动信息以便在已经进行研究之后进行后续分析和查看的装置。

19. 如权利要求 15 所述的装置,其中,所述特定生理状况是以下状况中的至少一种:

打鼾或呼吸失调,

血压,

对象的瓣膜关闭状况,或其它心血管状况,

通过测量与声音模式相关的关节运动而检测到的对象的关节紊乱,

与对象的肠胃系统相关的状况。

20. 如权利要求 8 所述的方法,其中所述位置传感器与所述运动传感器中的至少一个充当所述基准声音发生器。

21. 如权利要求 16 所述的装置,包括运动传感器,其中所述运动传感器充当所述基准声音发生器,

所述处理器也有效地使用所述运动传感器的输出以便产生在确定所述特定生理状况时有用的信息。

22. 如权利要求 16 所述的装置,包括位置传感器,其中所述位置传感器充当所述基准声音发生器,

所述处理器也有效地使用所述位置传感器的输出以便产生在确定所述特定生理状况时有用的信息。

用于利用声学信息针对特定生理状况检查对象的方法和装置

[0001] 相关申请

[0002] 本申请包括 2008 年 5 月 29 日提交的美国临时申请 No. 61/071, 992 的主题, 在此通过引用的方式将该美国临时申请的内容并入, 并要求其优先权。

[0003] 本发明的领域和背景

[0004] 本申请涉及用于利用声学信息针对特定生理状况检查对象的方法和装置。本发明在下面的已知技术中是特别有用的, 所述已知技术使用由对象产生并由在距对象身体的声音产生位置预定距离 (例如, 1 米) 处被感测到的声音, 并且本发明因此在下文中关于这种技术而被描述。

[0005] 某些身体机能, 特别是对与呼吸或呼吸的终止或者呼吸的部分终止相关的身体机能的声学特性的测量提供了有价值的医疗信息。典型的示例包括但不限于打鼾强度的测量, 其中打鼾强度尤其是在睡眠医学领域中是重要的医疗参数。与呼吸系统相关的其他示例包括喘气强度、喉鸣、(高声调声音)、咳嗽、呼吸速率等, 这些参数在诊断各种呼吸系统状况时是具有临床重要意义的。此外, 与心血管系统相关的声音 (例如公知的“心音”)、与肌肉骨骼系统相关的声音、与肠胃系统相关的声音以及与特定的测量方法 (例如血压测量) 相关的声音同样也在临床方面是重要的。

[0006] 打鼾强度的测量对提供睡眠期间的病人呼吸活动状态和呼吸道状态的指标是重要的。除了其他生理因素之外, 其还受到特别是睡眠期间的病人呼吸道的通畅程度、上呼吸道肌肉张力、粘膜肿以及呼吸驱动程度的影响。鼾声的频谱测量还可提供有用的临床信息, 例如用在确定对象的呼吸系统中鼾声源的主要位置时。

[0007] 作为诊断过程的一部分, 这种声学行为的定量校准对使得医师能够检验例如对象打鼾行为的临床重要意义是必要的。传统地, 鼾声强度已经确定为距离声音产生位置某一预定距离 (通常为 1 米) 处的这种声音的分贝水平。所建立的用于量化打鼾强度的临床标准被以这种方式限定。

[0008] 在基于临床实验的医学中, 特别是在睡眠医学临床设定中, 对对象的声学活动为的记录传统地是通过将声级记录器 (例如麦克风) 放置在距对象预定距离 (例如 1 米) 处进行的。这种声学测量环境的设置要求相当的专业技能, 并因此显然不适于在专业实验室的局限之外进行测量。其还极易受到环境声音行为的影响, 例如其他打鼾的同寝者、音频设备等, 这些行为可能严重地影响对给定对象的呼吸行为的精确测量。

[0009] 实际中, 在专业实验室外的测量是正被日益应用。特别地, 这些包括在临床医学上呈现出重要作用并且在睡眠医学中特别有价值的门诊测量系统。门诊测试的优点众多, 并且是众所周知的。这些优点包括病人的舒适感和可靠近性增加, 以及显著的成本节约。

[0010] 记录直接来自对象身体表面的呼吸声音活动的优点中的一个主要的优点在于, 其显著地减少了由于环境噪声活动而导致的声学串扰的问题, 该问题是在距对象固定距离处的声级测量所固有的。

[0011] 与各种生理系统相关的声学质量还可受到身体在检查地点的移动以及身体在检

查地点相对于重力的位置、姿势或方位的影响。另外,诊断多种生理状况不仅使用声学信息,还使用这种位置和 / 或运动信息。

[0012] 包括身体位置、身体移动和与身体的生理过程相关的声学测量在内的多个生理信号的确定已经在大量专利文献中述及。这些专利文献包括美国专利 4,784,162、5,275,159、6,171,258 和美国专利申请 2005/0113646A1。在这些现有的专利申请中,身体位置、身体移动和 / 或声学活动的测量通常是通过使用身体表面上分开的传感器实现的。这些传感器并非设计成能够实现从单个共同位置的测量,也没有构造成允许它们以有助于从单个位置的测量的方式布置。

[0013] 与该领域相关的其他专利文献是美国专利 6,468,234、7,077,810 以及国际公开号为 W02005/120167 的 PCT 国际申请。然而,其中描述的发展并不使用声学或声音传感器,而是使用感测对象的身体振动的振动传感器。

[0014] 对于为何从普通的地点获取关于身体位置、身体移动和声学测量的信息(其中,用于获取该信息的装置容纳在公共的壳体内)对于评估多种生理和病理状况是有益的,存在多个理由,如下面的示例所示:

[0015] 在呼吸系统上的应用

[0016] 上呼吸道阻力增加或者甚至是完全崩溃的发生是公知的阻塞性睡眠窒息(OSA)综合症的标志。具有 OSA 的病人的阻塞性状况发生之前通常是显著的声学活动或打鼾,而当空气的流动由于呼吸道变窄的逐渐发生而严重减弱时,这将停止。

[0017] 另一方面,打鼾的消失可能仅仅是由于引起打鼾的局部呼吸道阻塞逆转而引起的。通过测量在测量地点的表面运动可有助于在这两种极端状况之间进行区分。在阻塞恶化的情况下,本质上是亚音速的增加的表面运动很可能由于组织的持续振动而出现,所述持续振动由于不有效的呼吸作用带来的阻塞位置处的大的压力波动而导致。适当的运动传感器能够感测其。

[0018] 尽管身体表面上存在多个适于记录与打鼾和睡眠的失调呼吸状态相关的声学 and / 或振动活动的位置,但是我们已经发现用于这种测量的最佳位置是从下巴延伸到胸骨的胸外区域以及包围胸骨上切迹的胸部区域。在这些位置,由于紧邻波动源并且由于在身体表面和呼吸道管腔之间主要是软组织,因此声音和表面运动信号被最佳地记录。

[0019] 为了有效地从该区域测量这些多个参数,特别理想的是从单个位置获得一整套的身体位置、身体移动和声学信息测量。本发明特别致力于实现该目的。

[0020] 用于血压测量的应用

[0021] 存在多种用于进行非侵入式血压测量的已知方法。最常用的两种方法分别是所谓的“听诊”方法和“示波”方法。

[0022] 在听诊方法中,由听诊器检测到的与血压袖带的逐渐放气过程中变化的动脉打开程度相关的声音信息被感测到,并且根据该相关声音的质量,可以确定相应的收缩和舒张血压值。这是临床实践中最常用的方法,并且这种“Korotkoff”声音用来限定血压值。分析声音信息的自动设备也是可用的。

[0023] 第二种常用的血压测量方法是所谓的“示波”方法,其基于检测与血压袖带的逐渐放气过程中变化的动脉打开程度相关的被测肢体节段的体积波动。根据该相关体积变化的幅值,可以确定相应的收缩血压值、平均血压值和推导出的舒张血压值。对该体积变化进行

感测通常是基于袖带中的压力变化或被测动脉附近的皮肤运动的大小。

[0024] 在以上两种方法中,本申请的发明设备对任一种方法都具有独特的优点,因为其能够提供根据上述两种方法的确定 BP 所需的源信息。

[0025] 另外,在例如传统的从手臂的肱动脉的 BP 测量中添加身体位置检测装置将提供关于测量位置的方位的重要信息,所述重要信息例如可用来基于手臂相对于身体的长轴的角度确定处于就座位置的病人的手臂的静压偏差。

[0026] 最后,在上面的描述中,传感器的精确放置对测量的成功是关键的,因为波动区域的位置受到高度限制。仅仅是所有传感器都位于准确位置的装置才能够提供足够可靠的数据。

[0027] 心脏病学

[0028] 声学 and 表面运动感测两者,以及从单个普通位置的身体位置确定的应用(其中,用于获取该信息的装置容纳在公共的壳体内)可提供有用的关于心脏功能的信息,如下面的示例中所示的。

[0029] 心音的检测是常用的临床实践,别的不提,其在检测瓣膜心脏疾病状况时特别有帮助。

[0030] 对心音的重要性的临床解读可受到病人呼吸的影响。例如,在所谓的第二心音(其由与逆行血流的突然堵塞相关的血液和周围组织内的混响引起,所述逆行血流的堵塞是由于分别位于心室收缩期的端部的主动脉瓣和肺动脉瓣的关闭而引起)中,对病人呼吸的了解能通过帮助确定心音的“分裂”本质上是病理的或是生理的来进行诊断。

[0031] 本质上,这与胸内压对返回到心脏右侧的血液的影响相关。在吸气期间,产生较大的胸内负压,该胸内负压增加右心室中的血容量。这延长了肺动脉瓣相对于主动脉瓣保持打开的时间。

[0032] 因此,该情况导致了第二心音的生理“分裂”。

[0033] 然而,如果该分裂不随着吸气而变化,那么其可代表可能由于心脏本身内血液的左-右分流而导致的病理状态。

[0034] 可以进行某些临床干预执行以增加到心脏右侧的静脉返回,这些临床干预包括采用能够增强上述诊断的仰卧姿势。

[0035] 在上述示例中,组合的身体位置、身体移动以及声学测量装置将是非常有用的,因为当其适当地布置在病人的胸壁上时,其有助于经由声学感测装置精确地记录心音,经由身体位置和身体移动信号的组合记录呼吸模式,以及通过身体位置传感器记录病人姿势。

[0036] 此外,与和心瓣膜关闭相关的机械扰动(mechanical perturbation)相关的振动以及其病理状况(其本质上是亚音速的)可能存在于信号测量位置。适当的运动传感器将使其能够被感测。

[0037] 如同前面引述的示例中的情况,此处同样地,传感器的精确放置对测量的成功是关键的,因为心脏发声的位置,特别是第二心音区域分裂的位置受到高度限制。仅仅是所有传感器都位于准确地点的装置才能够提供足够可靠的数据。

[0038] 风湿病学

[0039] 组合的身体位置、身体移动和声学测量装置对于通过测量与声音模式相关的关节运动来定量检测和分析关节紊乱也是有用的。

[0040] 由于该装置能够用来提供肢体在 3D 空间内随时间变化的位置,并能够用来表示肢体运动的动态特性,因此相关的声音信息可提供对关节损伤程度的定量评估。如同前面引述的示例中的情况,此处同样地,传感器的精确放置对测量的成功是关键的。显然,鉴于用于在关节位置放置所述装置的有限可用空间,仅仅是所有传感器都位于准确位置的装置才使测量能够适当地进行,以提供足够可靠的数据。

[0041] 肠胃病学

[0042] 可以通过使用组合的身体位置、身体移动和声学测量装置以及适当的信号分析来有益地进行对与肠胃系统相关的若干生理过程的评价。这种诸如吞咽(下咽)、蠕动、肠音、肠道转化时间的过程因此可以被分析。另外,多个单元的使用可以在适当的身体位置被有益地应用,以有助于评价。例如,在覆盖肠道的腹部表面上应用多个单元在确定肠道转化时间和肠道作用动力学及肠道紊乱时可能是有用的。类似地,在被应用到咽喉/颈和胸部区域时,这些单元在评价吞咽和相关的紊乱时可能是有用的。

[0043] 本发明的目的和发明内容

[0044] 本发明的一个目的是提供一种方法,还提供一种装置,用于通过利用对象在其身体上的特定位置发生的声学活动的技术来针对特定生理状况检查该对象,并因此在上述方面的一个或多个中具有优点。本发明的另一个目的是提供一种方法和装置,用于通过不仅利用在检查位置的对象的声学活动的测量,还利用该对象的位置和/或运动的测量来测量该对象的大量生理状况。

[0045] 根据本发明的一个方面,提供了一种通过使用由对象产生并在距对象身体的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的方法,所述方法包括:将第一声音传感器设置在对象身体的特定区域,以产生对应于由第一声音传感器所感测到的声音的输出;通过使第一声音传感器的输出与位于距对象身体预定距离处的第二声音传感器的输出相等的预计算传递函数来修正第一声音传感器的输出;以及在确定特定生理状况的存在中使用第一声音传感器的修正输出。

[0046] 在所描述的优选实施例中,所述传递函数通过如下方式来预校准:将第一声音传感器设置在对象身体的特定区域上;将第二声音传感器设置在距对象身体的声音产生位置预定距离处;同时检测由第一声音传感器和第二声音传感器感测到的声音,以产生与其对应的输出;以及对第一声音传感器和第二声音传感器的输出进行处理,以计算使第一声音传感器的输出与第二声音传感器的输出相等的传递函数。

[0047] 位于对象身体的特定区域上的第一声音传感器可以通过如下方式被预校准,以在第一声音传感器用于针对特定生理状况检查对象的特定时间补偿环境噪声:将基准声音发生器应用于第一声音传感器的区域;在启动第一声音传感器和第二声音传感器的同时启动基准声音发生器;对第一声音传感器和第二声音传感器的两个输出进行处理,以确定两者之间的差别,该差别代表环境噪声因子(ANF);以及通过所述环境噪声因子对计算出的传递函数进行修正。

[0048] 根据本发明的另一方面,提供了一种通过使用由对象产生并在距该对象预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的方法,所述方法包括:将第一声音传感器设置在对象身体的特定区域上,以产生对应于由第一声音传感器感测到的声音的输出;通过使第一声音传感器的输出与位于距对象身体预定距离处的第二声音传感器的输出

相等的预计算的环境噪声因子来修正第一声音传感器的输出 ; 以及使用第一声音传感器的修正的输出以便确定特定生理状况的存在。

[0049] 根据本发明进一步的特征, 第一声音传感器被设置在对象身体上的位置和 / 或对象身体的运动也被位于对象身体的特定区域的位置和 / 或运动传感器感测, 并产生同样被用来确定特定生理状况的存在的输出。通过在病人身体上与声音传感器相同的位置设置附加的位置和 / 或运动传感器, 提供了如上所述的优点, 使得所述方法特别有益于感测打鼾或呼吸失调, 感测对象的血压或其他心血管状况, 感测涉及与声音模式相关的关节运动的对象关节紊乱, 或者感测与对象的肠胃状况相关的参数, 如前面所简述的。

[0050] 根据本发明更进一步的方面, 提供了一种通过使用由对象产生并在距对象身体的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的装置, 所述装置包括 : 构造成设置在对象身体的特定区域的第一传感器, 以产生对应于由第一声音传感器感测到的声音的输出 ; 构造成设置在距对象身体预定距离处的第二声音传感器, 以产生对应于第二声音传感器感测到的声音的输出 ; 以及处理器, 其有效地同时接收两个声音传感器的输出, 以计算使第一声音传感器的输出与第二传感器的输出相等的传递函数, 从而使用该传递函数来修正第一声音传感器的输出, 并使用修正后的第一声音传感器的输出来产生在确定特定生理状况的存在时有用的信息。

[0051] 本发明的进一步的特征和优点将从下面的描述中显而易见。

附图说明

[0052] 本发明在此参照附图仅以示例的方式来描述, 其中 :

[0053] 图 1 是示出根据本发明构建的装置的一种形式的主要部件的简要视图 ;

[0054] 图 2 是流程图, 其示出了在对所述装置进行预校准以确定传递函数时的主要步骤, 所述传递函数使应用于对象身体的声音传感器的输出相对于位于距对象身体的声音产生位置预定距离处的声音传感器相等 ;

[0055] 图 3 是框图, 其示出了根据本发明构建的装置的主要部件, 用于使用所述传递函数 (TF) 来修正应用于对象身体的传感器的输出, 以便使用当前被接受的声学活动技术来确定特定生理状况的存在 ;

[0056] 图 4 示出了根据图 3 构建的系统的输出, 与设置在距对象身体的声音产生位置预定距离处的声音传感器相比, 该系统使用的是设置在对象身体上的传感器 ;

[0057] 图 5 是流程图, 其示出了根据本发明的确定环境噪声因子 (ANF) 的方法, 用于相对于在进行检查时存在的环境噪声状况补偿位于对象身体上的声音传感器的输出 ;

[0058] 图 6 示意性地示出了根据本发明构建的系统, 其包括麦克风式声音传感器、位置或姿势传感器、以及运动传感器, 所有这些传感器都设置在对象身体上的同一检查位置, 其中上面所列的元件容纳在公共的壳体内 ;

[0059] 图 7 是框图, 其示出了在确定对象中特定生理状况的存在时对图 6 的装置的使用 ;

[0060] 图 8 示意性地示出了根据图 8 的系统, 但被修改为使得该系统还能够用于计算环境噪声因子 (ANF), 以补偿在实施本发明时存在的噪声 ;

[0061] 图 9 是示出图 8 的装置的使用的框图 ; 以及

[0062] 图 10 是示出图 8 和图 9 的系统的框图,但是其中校准装置所提供的声音活动由身体运动传感器得到。

[0063] 应当理解,上面的附图以及下面的描述主要是出于促进对本发明及其可能的实施例的构思方面的理解而提供的,这些实施例包括当前被认为是优选实施例的实施例。为了清楚和简洁的目的,除了使本领域普通技术人员能够利用常规技术和设计来理解和实施所描述的本发明所必要的说明之外,没有提供更多的细节。还应进一步理解,所描述的实施例仅仅是用于示例的目的,并且本发明能够以此处描述的形式和应用以外的其他形式和应用来实施。

具体实施方式

[0064] 图 1 至 4 示出了本发明的一个优选实施例,用于通过监测产生自对象的声学活动来针对特定生理状况检查对象。

[0065] 因此,图 1 示出了对象 2 在躺在床 4 上(例如,在睡眠时)时被检查。如图 1 所示,声音传感器 SS_1 设置在对象身体的特定区域上,在本示例中设置在胸部上,以产生对应于由传感器 SS_1 感测到的声音的输出。传感器 SS_1 的输出被馈送到处理器 6 用于处理,这将在下文进行描述。

[0066] 图 1 还示出了根据当前认可的分析声学信息的“金标准 (Gold Standard)”技术,设置在距对象身体的声音产生位置预定距离(例如,1 米)处的第二传感器 SS_2 (如圆弧虚线所示)。

[0067] 处理器 6 处理同时从两个传感器 SS_1 和 SS_2 接收到的输出,并产生称为传递函数(TF)的输出,该传递函数用于使应用于对象身体的声音传感器 SS_1 的输出与将由设置在距对象身体的声音产生位置预定距离处的第二传感器 SS_2 产生的输出相等,如在普遍认可的针对特定生理状况分析来自对象的声学信息的方法中使用的。

[0068] 图 2 是流程图,其示出了产生传递函数(TF)的主要步骤。因此,如图 2 所示,第一传感器 SS_1 设置在病人的身体上,而第二传感器 SS_2 设置在距病人身体的声音产生位置预定距离(例如,1 米)处,如分别由方框 10 和 11 所示的。两个声音传感器 SS_1 和 SS_2 的输出同时被检测(方框 12),并馈送到处理器 6,该处理器 6 处理这两个输出,以确定使声音传感器 SS_1 的输出与声音传感器 SS_2 的输出相等的传递函数(TF)(方框 13)。

[0069] 优选地,方框 12 和 13 表示的两个步骤被重复多次(方框 14),使得处理器 6 计算平均传递函数(TF),以便在使设置在对象身体上的声音传感器 SS_1 的输出与将由设置在距对象身体预定距离处的声音传感器 SS_2 检测到的输出相等中使用。

[0070] 可能的是,在对象的后续检查中,仅仅应用于对象身体的第一声音传感器需要被使用,这是因为其输出能够被预先确定的传递函数(TF)修正,以使该输出与通过使用设置在距对象身体的声音产生位置预定距离(1 米)处的传感器产生的输出相等。

[0071] 在大多数情况下,第一声音传感器 SS_1 和第二声音传感器 SS_2 都是以分贝数测量声级的声级计(sound level meter)。然而,在一些应用中,根据其他感测到的参数(例如,它们各自的频谱)来分析两个声音传感器的输出也是理想的。

[0072] 此外,第一声音传感器 SS_1 在其用于确定传递函数(TF)的初始使用期间以及在对象的实际检查过程中的后续使用期间,附接在对象身体的特定区域。图 1 示出了该区

域为对象的胸部。然而,很多测量位置都是可以使用的,例如胸骨上切迹 (supra-sternal notch)、颈下区域、上唇、以及颈的侧部。此外,在预校准阶段的两个传感器 SS_1 和 SS_2 的输出或者实际检查阶段单个传感器 SS_1 的输出可以通过有线或无线的方式被发送到处理器 6。

[0073] 声音传感器可以是全方向的或定向的麦克风。这些麦克风优选在检查位置附接于对象的身体,例如通过传感器和身体之间的粘结剂、通过捆绑或者通过绑扎在身体表面上来进行附接。

[0074] 图 3 是示意性的框图,其示出了使用被预校准之后的单个应用于身体的传感器 SS_1 来确定传递函数 (TF) 的系统,用于检查产生于对象的声学信息,以提供对指示特定生理状况有用的信息。因此,图 3 示出了麦克风 20 形式的声音传感器,其被应用于对象的身体,并用于产生将应用于处理器 6 的输出 (图 1)。处理器 6 执行硬件过滤和处理功能 (方框 21) 和模数转换功能 (方框 22)。处理器 6 通过先前根据流程图 2 确定的传递函数 TF 修正来自 AD 转换器的输出,以根据当前用于检查声学活动的技术来使麦克风 20 的输出与将由设置在距对象身体的声音产生位置预定距离处的声音传感器 (例如,麦克风 SS_2 , 图 1) 获得的输出相等。被传递函数 (TF) 修正的麦克风 20 的输出然后被 D/A 转换器 24 转换为模拟信息,并显示为 dB 输出 (方框 25)。

[0075] 图 4 示出了与远程声音记录系统记录的同时记录的声学信号 (下方的) 相比,从病人身体表面记录的声学幅值的时间过程 (下方的)。模式的相似性是非常明显的。

[0076] 上面描述的用于利用预校准传递函数将从身体表面感测到的声音转换为等效分贝值的方法,随后通过将预测的分贝值与在一组 19 个病人中实际记录的分贝值作比较而被验证。比较结果表明,每个研究中的平均差值的平均值是 0.7dB,其中平均标准偏差是来自研究标准偏差的 2dB。

[0077] 如前面所论述的,通过将声音感测系统布置在病人身体表面上而不是设置在距病人一定距离处,获得了流动环境中的主要优点,因为受控制的睡眠实验室环境外的周围环境噪声是不能避免的。因此,将声音传感器布置在病人身上有助于提高在从病人获得的声音和不相关的环境声音之间进行区分的能力,这是因为在距病人身体的声音产生位置一定距离处,远程传感器被暴露给来自所有声源的声音。因此,安装在身体上的声音检测器仍可受到环境噪声的影响,无论这是直接发生的或是经由外部声音通过身体表面或在身体表面上传导而发生的,所述环境噪声可在一个测量环境到另一个测量环境之间显著地变化。这在需要精确的定量测量用于标准化的评价时是特别重要的,像例如在打鼾的测量中那样。

[0078] 因此,本发明的进一步的特征是包括在传感器和病人身体表面之间产生标准化的声音信号的自校准装置。这使得能够精确地确定外部噪声的影响,并因此能够更精确地测量产生自病人的内生 (endogenous) 声学活动。这还使得能够根据满足测量任务的具体要求的需要在系统中使用不同类型的麦克风。环境噪声的级别能够通过通过在设备附接于病人时在病人评估之前在具有和不具有自校准 TF 信号的情况下感测声音活动来确定。通过确定在具有和不具有先前确定的自校准 TF 信号的情况下总声学级别的差,环境噪声的级别能够被确定并能够用于适当的校正。

[0079] 图 5 是流程图,其示出了自校准要放置在对象身体上的声音传感器 (SS_1) 以确定环境噪声因子 (ANF) 的方法,该环境噪声因子 (ANF) 在针对关注的生理状况检查对象的特定时间用于相应的传感器。

[0080] 在图 5 所示的流程图中,首先根据图 2 的流程图确定传递函数(TF)(方框 30)。应用于身体的传感器 SS_1 的输出被感测(方框 31),被传递函数 TF 修正(方框 32),并记录在处理器 6 中(方框 33)。

[0081] 设置在声音传感器 SS_1 的位置处的声音发生器(SG)然后被启动(方框 34)。传感器 SS_1 的输出:在声音发生器被启动时被感测(方框 35);被传递函数 TF 修正(方框 36),并且记录在处理器中(方框 37)。处理器然后处理两个输出(一个在声音发生器被启动之前产生,另一个在声音发生器被启动之后产生),以确定环境噪声因子(ANF)。ANF 然后可用于在用于确定特定生理状况的存在的后续检查期间校正应用于身体的传感器 SS_1 的输出。

[0082] 所增设的用于自校准声音传感器 SS_1 以确定 ANC 的声音发生器(SG),可以采取系统中附加元件的形式,例如适当设计的声音发生压电片(例如,聚酯薄膜),或者具有适当小型尺寸的现成的扬声器设备。

[0083] 如前面所指出的,本发明的特别重要的特征在于,其还使得身体位置或姿势、以及身体移动能够被感测,并且实现了在声学信息被感测的时间和位置的测量。这种附加的信息在确定各种生理状况时是非常有用的,如上文所述的那样。

[0084] 很多用于感测身体位置或姿势以及身体移动的传感器是公知的。例如,身体位置传感器通常是倾斜响应(inclination-responsive)装置,其包括导电球、一定量的水银、泡沫等,所述导电球、水银和泡沫根据倾斜响应装置的倾斜而呈预定位置。运动响应(motion-responsive)装置通常是根据其速度变化而产生输出信号的加速度计型的装置。

[0085] 一种替代性方法是在如果测量期间的对象的加速度相对于重力能够被忽略,使用 3D 加速度计单元来测量传感器单元相对于重力方向的角度。同样,当存在被测量两次以相对于重力确定传感器位置的共同维数(common dimension)时,可使用两个 2D 加速度计,或者三个相互正交的 1D 加速度计。加速度计是优选的,因为它们并不固有地限于仅仅记录预定的一小组方位,而是实际上能够以三个维度提供连续范围的方位,并因此提供测试期间方位的连续改变的时间过程。

[0086] 将多维加速度计既用作身体位置检测器又用作病人移动检测器是本领域公知的,例如在美国专利 5,593,431、6,477,421 和 7,054,687 中所公开的。

[0087] 位置和运动信息的分离是基于对信号的高频分量和低频分量的适当过滤。也就是说,信号的低频分量被用于确定身体位置,而高频分量被用于确定身体运动(以帮助例如识别呼吸模式的类型)。这种传感器可以用于感测病人运动和身体位置。

[0088] 图 6 示意性示出了根据本发明构建的装置的一种形式,其使用设置在麦克风 41 上的姿势和运动传感器 40 作为应用于身体的声音传感器(SS_1 ,图 1)。麦克风 41 相对于姿势和运动传感器 40 的相对布置可以倒置,或者这些元件可以并排的方式布置。如图 6 所示,麦克风 41 的输出被电缆 42 输送到处理器 43,处理器 43 对应于图 1 中的处理器 6,其处理上述信息并将其经由电缆 44 输送到输出连接器 45。

[0089] 图 7 是总装置的框图,特别示出了图 6 中的处理器 43 执行的功能。因此,如图 7 所示,处理器 43 执行以下功能:过滤和处理接收的信号(方框 46);将处理过的信号转换为数字形式(方框 47);确定传递函数 TF(方框 48);将较后的信号再次转换为模拟形式(方框 49);以及然后产生图 7 所示的各种输出,包括姿势输出 49a、运动输出 49b、以及 dB 输出 49c。

[0090] 本发明的重要特征在于,其使得声学信息、身体位置信息以及身体移动信息能够重放,以便在已经进行研究之后进行后续分析和查看。

[0091] 在声学信息的情况下,实际记录的信息能够连同本领域已知的任何装置一起使用,以重现实际研究过程中记录的声音,或者可以被表现为描绘声音大小的图形显示和频率内容的表示。如前所述,除了其它事情以外,该信息能够提供相关的信息以帮助了解呼吸系统内的呼吸道的状况,并确定呼吸系统的呼吸道中的具体阻塞程度和 / 或位置。

[0092] 类似地,位置信息能够通过多种方式以可视的形式来显示。一种特别有效的显示身体位置信息的方法是使用获得的数字信息来驱动可视显示,该可视显示示出了与研究期间的对象的身体位置对应的身体位置下的人体模型。身体表面移动信息同样能够利用多种方法可视地显示,这些方法包括描绘移动量的图形显示和频率轮廓(profile)或内容的表示。

[0093] 在所有上述内容中,任何组合形式的相关数据都能够作为时间序列显示,这将极大地帮助研究的临床评价。所有获取的信号可另外表示为与研究期间获得的任何其他数据一致(concert)的输出。

[0094] 图 8 示意性地示出了根据本发明构建的装置,其使得能够对如上特别参照图 5 的流程图描述的环境噪声因子(ANF)进行装置的自校准。因此,这种装置基本如图 6 所示构建,因此使用相同的附图标记来表示其部件,不同之处在于对传感器 40 和 41 增设了声音发生器 SG。如上所述,特别是参照图 5 的流程图,使用声音发生器 SG,以便通过在进行检查时对使用的特定传感器以及特定的环境状况确定 ANF(环境噪声因子)一对环境或瞬态噪声自校准传感器 40、41。

[0095] 图 9 是对应于图 7 的框图,但是还包括声音发生器 SG。除了增设声音发生器 SG 之外,该框图与图 7 相同,因此使用相同的附图标记来表示相应的部件。

[0096] 图 10 示出了可用来替代图 9 的替代性系统,其中校准装置提供的声学活动从用于身体位置和身体移动确定的加速度计装置获得。

[0097] 因此,在图 10 所示的系统中,省去了图 9 的声音发生器 SG,相反,应用来自数 / 模转换器 49 的反馈线路 50,用于将来自处理器的输出的模拟信号反馈到姿势和运动传感器 40。

[0098] 本发明可与任何已知的医疗设备结合使用,其中添加所有或部分所测量的信号是具价值的。通过耦合到使用可用数据的适当的数据收集系统,本发明本身也可用作独立的测量系统。多个设备可同时应用到不同的身体位置,以进一步加强对有用信息的记录。这种有益的组合的示例可包括对同源关节的比较,以区别化地识别关节问题;包括对不同位置处的呼吸声音信息的记录,以帮助识别声源的位置;包括不同位置的心音,以帮助识别异常声音的特性,等等。

[0099] 因此,尽管已经参考若干优选实施例对本发明进行了描述,但将理解到,这些实施例仅仅是出于示例的目的而阐述,而且可以对本发明进行很多其他的变动、修改和应用。

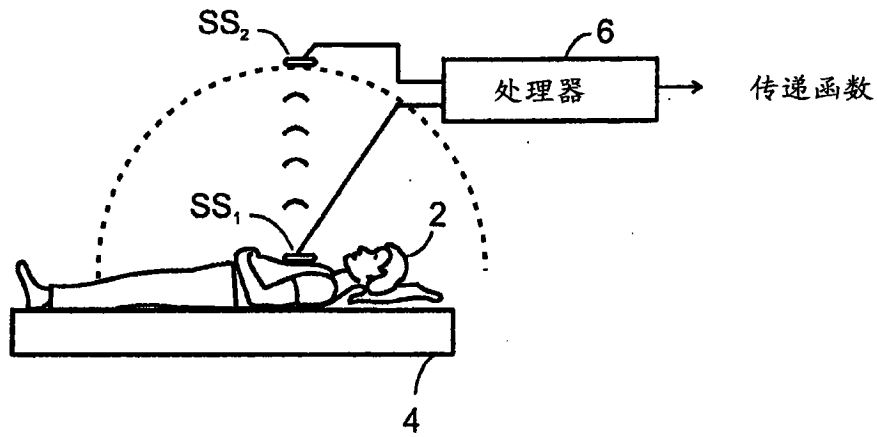


图 1

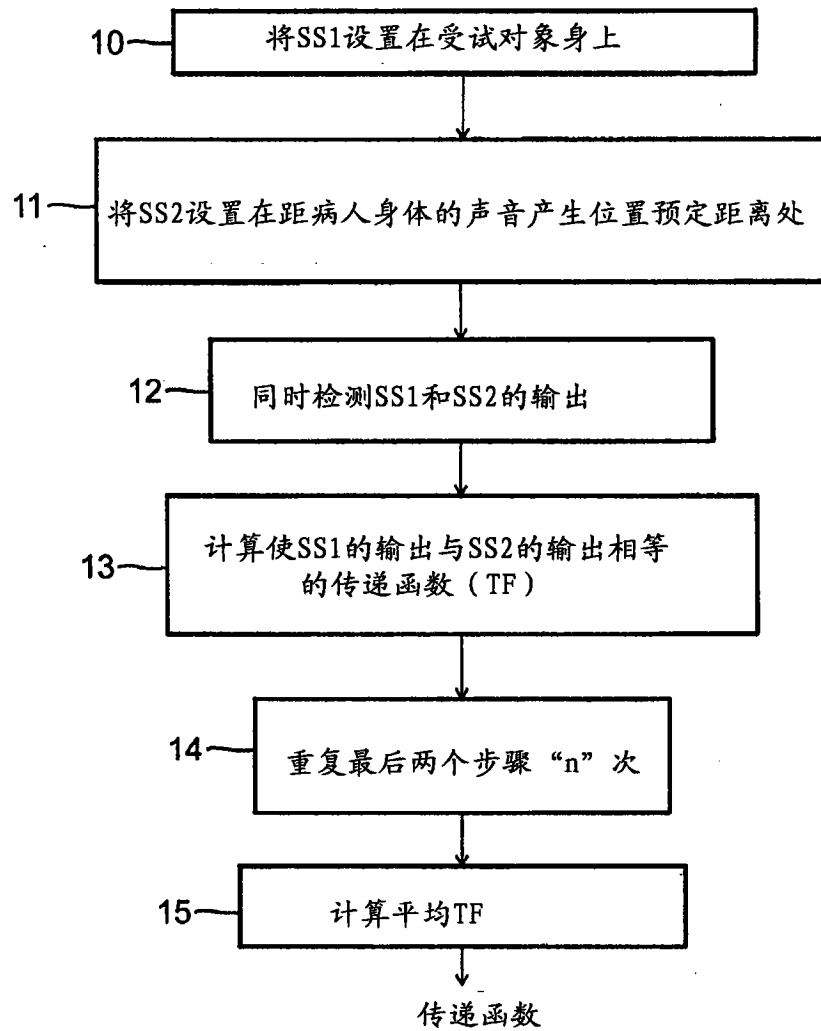


图 2

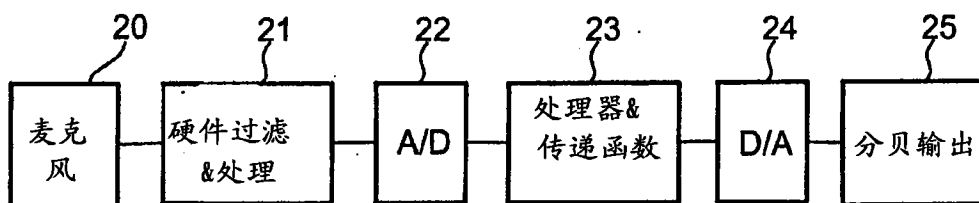


图 3

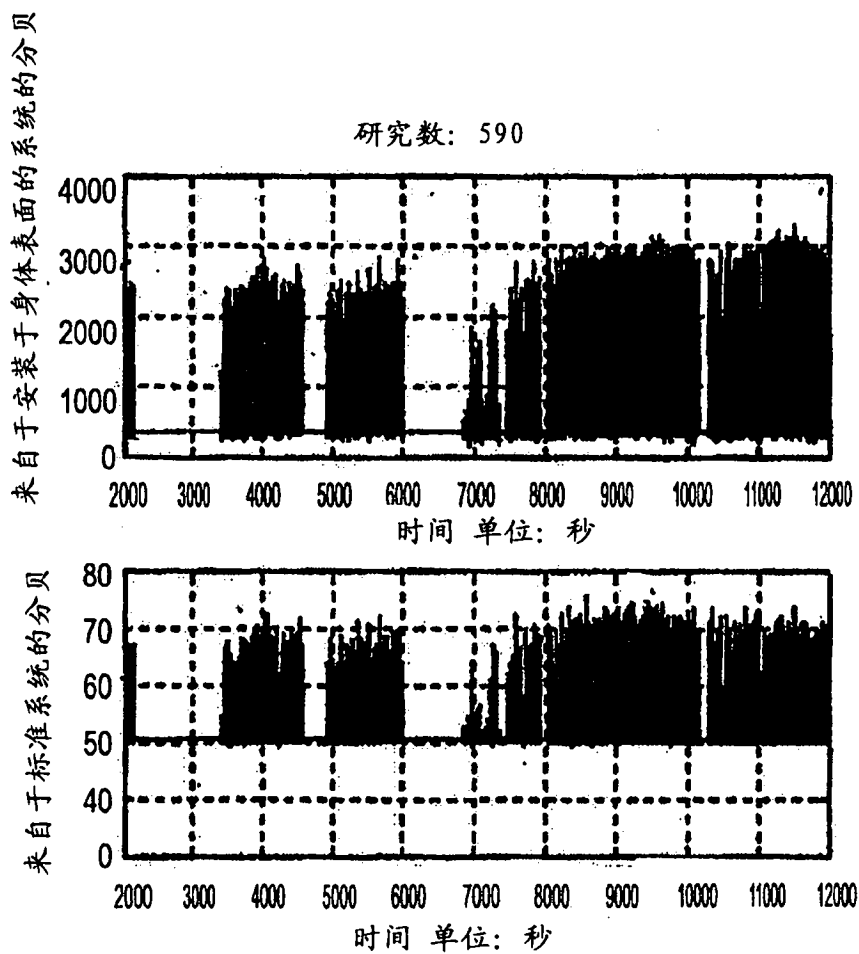


图 4

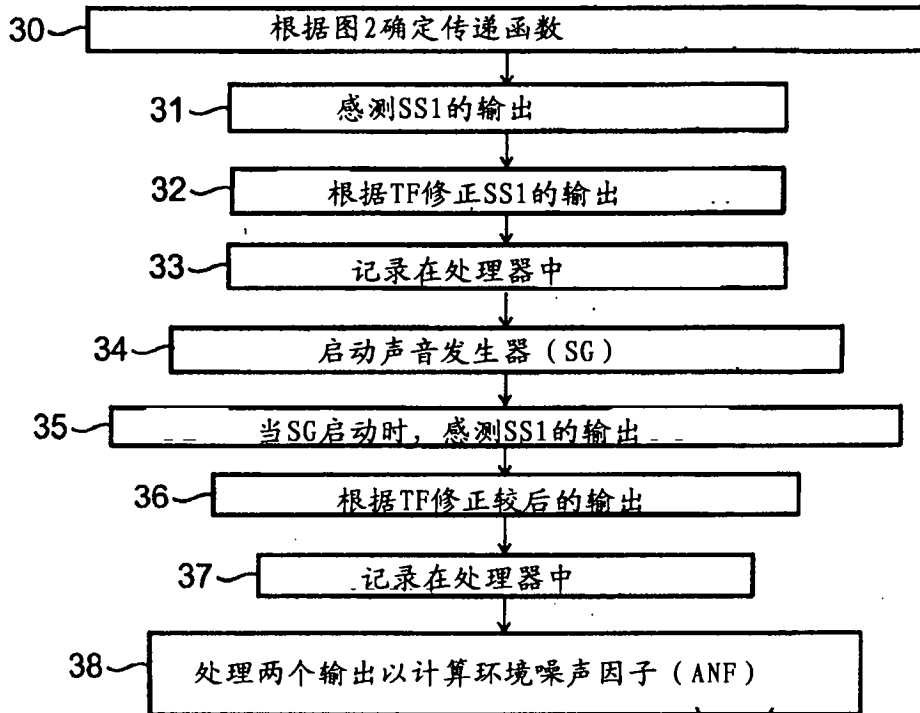


图 5

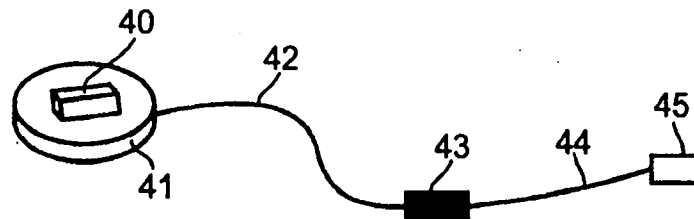


图 6

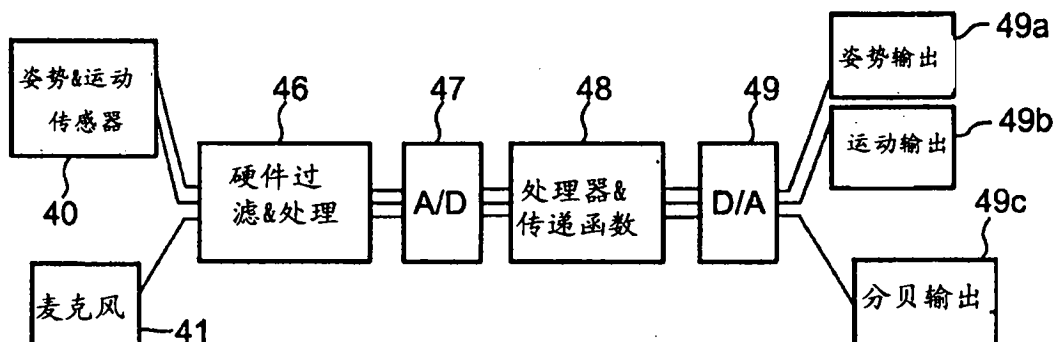


图 7

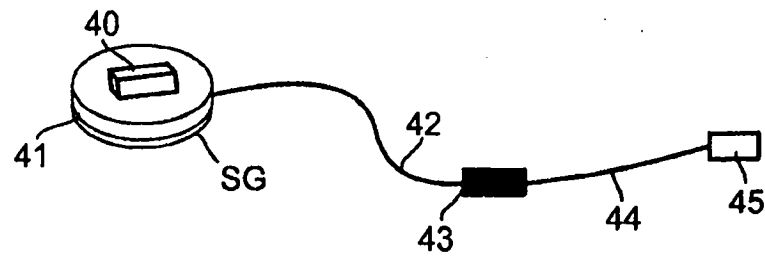


图 8

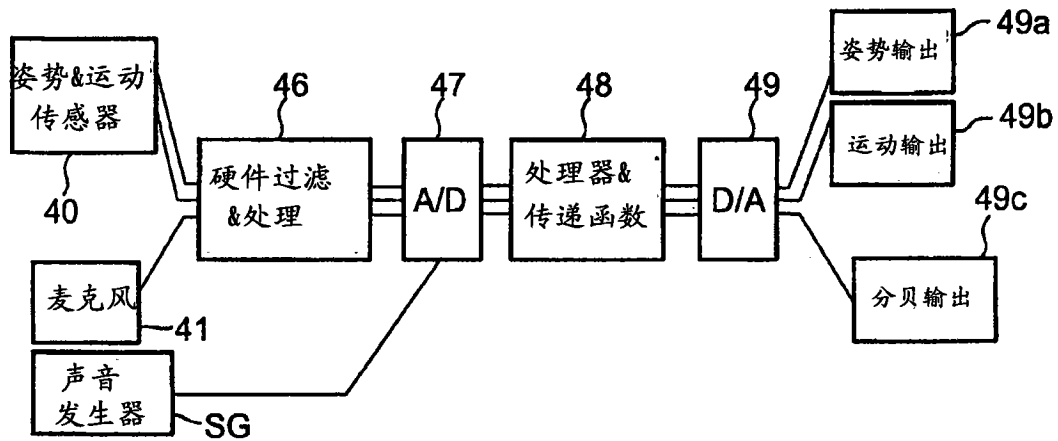


图 9

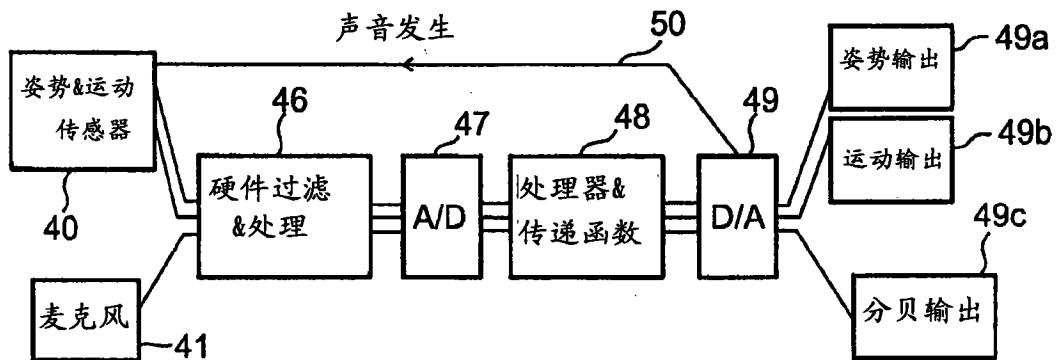


图 10

专利名称(译)	用于利用声学信息针对特定生理状况检查对象的方法和装置		
公开(公告)号	CN102112049B	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	CN200980130922.1	申请日	2009-05-26
[标]发明人	S赫斯科维奇 科亨 RP施纳尔		
发明人	S·赫斯科维奇-科亨 R·P·施纳尔		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B2560/0223 A61B7/003 A61B5/4806 A61B5/08		
代理人(译)	杜娟娟 高为		
审查员(译)	胡亚婷		
优先权	61/071992 2008-05-29 US		
其他公开文献	CN102112049A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种根据使用由对象产生并在距对象的声音产生位置预定距离处感测到的声音的技术来针对特定生理状况检查对象的方法和装置，其通过将例如以分贝测量声级的声级计的第一声音传感器设置在对象身体的特定区域上，以产生对应于由其所感测到的声级的输出；通过使第一声级计的输出与位于距对象身体的声音产生位置预定距离处的第二声级计的输出相等的预计算的传递函数来修正第一声级计的输出；以及将第一声级计的修正的输出用在确定特定生理状况的存在。

