



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104853671 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 19

(21) 申请号 201380065762. 3

代理人 李光颖 王英

(22) 申请日 2013. 12. 16

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/738, 026 2012. 12. 17 US

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 7/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 16

A61B 5/11(2006. 01)

A61B 5/08(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/060983 2013. 12. 16

H04R 1/32(2006. 01)

H04R 1/40(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/097114 EN 2014. 06. 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 M·图里基

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

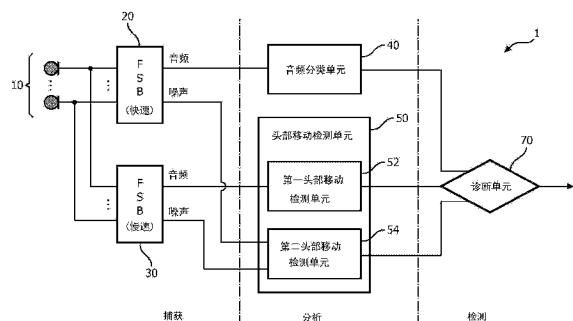
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

使用非干扰性音频分析来生成信息的睡眠呼吸暂停诊断系统和方法

(57) 摘要

一种电子装置包括：麦克风阵列，其用于检测由患者生成的可听声音并且用于生成表示检测到的可听声音的音频信息；第一波束形成器具有第一适应性速度并且被配置为根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息；第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度，第二适应性波束形成器被配置为根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息；音频分类单元，其用于基于所述第一音频信息来生成音频分类信息；头部移动检测单元，其用于基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息；以及诊断单元，其用于基于所述音频分类信息和所述头部移动信息来确定睡眠呼吸暂停诊断。



1. 一种电子装置,包括 :

麦克风阵列 (10),其用于检测由患者生成的可听声音并且用于生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息;

第一波束形成器 (20),其具有第一适应性速度并且被配置为根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息;

第二波束形成器 (30),其具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度,第二适应性波束形成器被配置为根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息;

音频分类单元 (40),其用于基于所述第一音频信息来生成音频分类信息;

头部移动检测单元 (50),其用于基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息;以及

诊断单元 (70),其用于基于所述音频分类信息和所述头部移动信息来确定睡眠呼吸暂停诊断。

2. 根据权利要求 1 所述的电子装置,其中,所述第一适应性速度足够快以跟踪所述患者的正常头部移动,并且所述第二适应性速度太慢以至于不能跟踪所述患者的所述正常头部移动。

3. 根据权利要求 1 所述的电子装置,其中,所述第一波束形成器 (20) 和所述第二波束形成器 (30) 是滤波相加型波束形成器和延迟相加型波束形成器中的一种。

4. 根据权利要求 1 所述的电子装置,其中,所述头部移动检测单元 (50) 包括第一头部移动检测单元 (52) 和第二头部移动检测单元 (54),并且所述头部移动信息包括第一头部移动信息和第二头部移动信息,其中,所述第一头部移动检测单元 (52) 被配置为基于所述第二音频信息来计算所述第一头部移动信息,并且所述第二头部移动检测单元 (54) 被配置为基于所述第一噪声信息和所述第二噪声信息来计算所述第二头部移动信息。

5. 根据权利要求 4 所述的电子装置,其中,所述第一头部移动检测单元 (52) 是包络检测单元,所述包络检测单元用于基于所述第二音频信息中的变化来计算所述第一头部移动信息。

6. 根据权利要求 4 所述的电子装置,其中,所述第二头部移动检测单元 (54) 是滤波器分析单元,所述滤波器分析单元用于基于所述第一噪声信息与所述第二噪声信息之间的差异来计算所述第二头部移动信息。

7. 根据权利要求 1 所述的电子装置,其中,所述麦克风阵列 (10) 被定位在彼此约 10cm 或更少内。

8. 一种生成音频分类信息和头部移动信息的方法,所述方法包括:

利用麦克风阵列 (10) 来检测由患者生成的可听声音并且生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息;

利用第一波束形成器 (20) 来处理所述音频信息,所述第一波束形成器具有第一适应性速度并且根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息;

利用第二波束形成器 (30) 来处理所述音频信息,所述第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度并且根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息;

基于所述第一音频信息来生成音频分类信息;并且

基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，其中，所述第一适应性速度足够快以跟踪所述患者的正常头部移动，并且所述第二适应性速度太慢以至于不能跟踪所述患者的所述正常头部移动。

10. 根据权利要求 8 所述的方法，其中，所述第一波束形成器 (20) 和所述第二波束形成器 (30) 是滤波相加型波束形成器和延迟相加型波束形成器中的一种。

11. 根据权利要求 8 所述的方法，其中，所述生成头部移动信息包括基于所述第二音频信息来生成第一头部移动信息，并且基于所述第一噪声信息和所述第二噪声信息来生成第二头部移动信息。

12. 根据权利要求 11 所述的方法，其中，所述生成第一头部移动信息包括执行对所述第二音频信息的包络分析以确定所述第二音频信息中的变化。

13. 根据权利要求 11 所述的方法，其中，所述生成第二头部移动信息包括执行滤波器分析以确定所述第一噪声信息与所述第二噪声信息之间的差异。

14. 根据权利要求 11 所述的方法，其中，所述麦克风阵列 (10) 被定位在彼此约 10cm 或更少内。

15. 一种非暂态计算机可读介质，其存储包括指令的一个或多个程序，所述指令当由计算机运行时令所述计算机执行以下方法，所述方法包括：

利用麦克风阵列 (10) 来检测由患者生成的可听声音并且生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息；

利用第一波束形成器 (20) 来处理所述音频信息，所述第一波束形成器具有第一适应性速度并且根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息；

利用第二波束形成器 (30) 来处理所述音频信息，所述第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度并且根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息；

基于所述第一音频信息来生成音频分类信息；并且

基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息。

16. 根据权利要求 15 所述的非暂态计算机可读介质，其中，所述第一适应性速度足够快以跟踪所述患者的正常头部移动，并且所述第二适应性速度太慢以至于不能跟踪所述患者的正常头部移动。

17. 根据权利要求 15 所述的非暂态计算机可读介质，其中，所述第一波束形成器 (20) 和所述第二波束形成器 (30) 是滤波相加型波束形成器和延迟相加型波束形成器中的一种。

18. 根据权利要求 15 所述的非暂态计算机可读介质，其中，所述生成头部移动信息包括基于所述第二音频信息来生成第一头部移动信息，并且基于所述第一噪声信息和所述第二噪声信息来生成第二头部移动信息。

19. 根据权利要求 18 所述的非暂态计算机可读介质，其中，所述生成第一头部移动信息包括执行对所述第二音频信息的包络分析以确定所述第二音频信息中的变化。

20. 根据权利要求 18 所述的非暂态计算机可读介质, 其中, 所述生成第二头部移动信息包括执行滤波器分析以确定所述第一噪声信息与所述第二噪声信息之间的差异。

21. 根据权利要求 15 所述的非暂态计算机可读介质, 其中, 所述麦克风阵列 (10) 被定位在彼此约 10cm 或更少内。

22. 一种诊断睡眠呼吸暂停的方法, 所述方法包括 :

利用麦克风阵列 (10) 来检测由患者生成的可听声音并且生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息 ;

利用第一波束形成器 (20) 来处理所述音频信息, 所述第一波束形成器具有第一适应性速度并且根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息 ;

利用第二波束形成器 (30) 来处理所述音频信息, 所述第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度并且根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息 ;

基于所述第一音频信息来生成音频分类信息 ;

基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息 ; 并且

基于所述音频分类信息和所述头部移动信息来确定睡眠呼吸暂停诊断。

23. 一种非暂态计算机可读介质, 其存储包括指令的一个或多个程序, 所述指令当由计算机运行时令所述计算机执行方法, 所述方法包括 :

利用麦克风阵列 (10) 来检测由患者生成的可听声音并且生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息 ;

利用第一波束形成器 (20) 来处理所述音频信息, 所述第一波束形成器具有第一适应性速度并且根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息 ;

利用第二波束形成器 (30) 来处理所述音频信息, 所述第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度并且根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息 ;

基于所述第一音频信息来生成音频分类信息 ;

基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息 ; 并且

基于所述音频分类信息和所述头部移动信息来确定睡眠呼吸暂停诊断。

使用非干扰性音频分析来生成信息的睡眠呼吸暂停诊断系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠呼吸暂停诊断，并且尤其涉及睡眠呼吸暂停诊断的系统和方法。

背景技术

[0002] 阻塞性呼吸暂停 (OSA) 是影响世界各地数百万人的疾病。OSA 的特征在于睡眠期间呼吸紊乱或停止。OSA 发作起因于睡眠期间持续至少 10 秒并且通常长达 1 至 2 分钟的气流的部分或完全堵塞。在给定的晚上，具有中度到重度呼吸暂停的人可能经历高达每晚 200–500 次的完全或部分呼吸中断。因为他们的睡眠不断被中断，所以使他们失去使身体和心灵有效运转所必要的恢复性睡眠。这种睡眠障碍也与高血压、抑郁症、中风、心律失常、心肌梗塞和其他心血管障碍有关。OSA 也导致过度疲劳。

[0003] 各种方法已经被用于评估患者是否遭受 OSA。最全面的方法是临床多导睡眠图 (PSG)，临床多导睡眠图 (PSG) 能够诊断许多显著的睡眠病症。然而，PSG 要求专科医院或睡眠障碍中心使技术人员过夜留守在场，以监测器械和患者两者。

[0004] 测量并结合血氧饱和度、脉搏率、气流、打鼾水平和头部移动的家用设备也被用于评估睡眠呼吸暂停。尽管这些设备比 PSG 更便宜，但是这些设备仍然太贵并且具干扰性。

[0005] 问卷调查和测试也被用于评估睡眠呼吸暂停。然而，尽管问卷调查和测试是免费的并且容易进行，但是它们评估睡眠呼吸暂停的准确度非常有限。

[0006] 音频记录也被用于评估睡眠呼吸暂停。尽管能够廉价且非干扰性地完成音频记录，但是音频记录对诸如环境噪声、打鼾伴侣的噪声或其它噪声敏感，因此降低了该技术的准确度。

[0007] 因此，存在对评估睡眠呼吸暂停的改进以及例如廉价且非干扰性的方式来准确地评估睡眠呼吸暂停的需要。

发明内容

[0008] 在一个实施例中，提供一种电子装置，并且所述电子装置包括：麦克风阵列，所述麦克风阵列用于检测由患者生成的可听声音并且用于生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息；第一波束形成器具有第一适应性速度并且被配置为根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息；第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度，第二适应性波束形成器被配置为根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息；音频分类单元用于基于所述第一音频信息来生成音频分类信息；头部移动检测单元用于基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息；以及诊断单元，其用于基于所述音频分类信息和所述头部移动信息来确定睡眠呼吸暂停的诊断。

[0009] 在另一实施例中，提供了一种生成音频分类信息和头部移动信息的方法，所述方

法包括：利用麦克风阵列来检测由患者生成的可听声音并且生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息；利用第一波束形成器来处理所述音频信息，所述第一波束形成器具第一适应性速度并且根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息；利用第二波束形成器来处理所述音频信息，所述第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度并且根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息；基于所述第一音频信息来生成音频分类信息，并且基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息。

[0010] 在另一实施例中，一种非暂态计算机可读介质存储包括指令的一个或多个程序，所述指令当由计算机运行时令所述计算机执行所提供的方法。所述方法包括：利用麦克风阵列来检测由患者生成的可听声音并且生成表示由所述患者生成的检测到的可听声音的音频信息；利用第一波束形成器来处理所述音频信息，所述第一波束形成器具有第一适应性速度并且根据所述音频信息来生成第一音频信息和第一噪声信息；利用第二波束形成器来处理所述音频信息，所述第二波束形成器具有慢于所述第一适应性速度的第二适应性速度并且根据所述音频信息来生成第二音频信息和第二噪声信息；基于所述第一音频信息来生成音频分类信息；基于所述第二音频信息、所述第一噪声信息和所述第二噪声信息中的至少一个来生成头部移动信息；并且基于所述音频分类信息和所述头部移动信息来确定睡眠呼吸暂停诊断。

附图说明

- [0011] 图 1 是根据一个示范性实施例的睡眠呼吸暂停诊断系统的图；
- [0012] 图 2A 是患者的示范性音频信息的图形；
- [0013] 图 2B 是从快速波束形成器输出的示范性噪声信息的图形；
- [0014] 图 2C 是从慢速波束形成器输出的示范性噪声信息的图形；以及
- [0015] 图 3 是根据一个示范性实施例的用于生成音频分类信息和头部移动信息的方法的流程图。

具体实施方式

[0016] 如在本文中所使用的，单数形式的“一”、“一个”和“该”包括多个指代，除非在上下文中清楚地另有指定。如在本文中所使用的，两个或更多部分或部件被“耦合”的表述应意指所述部分被直接或间接地（即，通过一个或多个中间部分或部件）结合在一起或一起运行，只要发生链接。如在本文所使用的，“直接耦合”意指两个元件直接彼此接触。如在本文所使用的，“固定地耦合”和“固定的”意指两个部件被耦合从而作为一体移动，同时维持相对于彼此的恒定取向。

[0017] 本文中所使用的方向性用语，例如，通过举例而非限制性的，顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及由此衍生词，涉及附图中示出的元件的取向，并非限制权利要求，除非其中明确记载。

[0018] 如在本文中所使用的，词语“波束形成器的适应性速度”应意指波束形成器能够收敛于新目标位置上的速度。

[0019] 图 1 是根据本公开构思的一个示范性实施例的适于诊断睡眠呼吸暂停的系统 1 的

方框图。系统 1 被配置为记录由患者生成的可听声音，并且通过所记录的声音来检测患者的打鼾和患者的头部移动。系统 1 分析打鼾和头部移动模式以评估患者的睡眠呼吸暂停。

[0020] 系统 1 包括麦克风阵列 10。麦克风阵列 10 能操作用于记录由患者生成的可听声音。在图 1 所示的示范性实施例中，麦克风阵列 10 包括多个麦克风。本领域技术人员将理解，能够在不脱离本公开构思的范围的情况下利用大于一个的任何数量的麦克风。增加麦克风阵列 10 中的麦克风的数量允许通过麦克风阵列 10 形成更窄的束。

[0021] 在一些示范性实施例中，麦克风阵列 10 被布置为麦克风的线性阵列。在一些其它示范性实施例中，麦克风阵列被布置成对称的形状（例如但不限于，三角形、矩形等）。当未预先得知麦克风阵列 10 相对于患者的取向时，对称的形状能够递送一致的性能。在一些示范性实施例中，麦克风阵列 10 被布置在彼此约 10cm 内。然而，本公开构思不限于此。麦克风阵列 10 可以在不脱离本公开构思的范围的情况下以任何适当的方式布置。

[0022] 系统 1 还包括快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30。快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 中的每个接收并处理麦克风阵列 10 中的每个麦克风的输出。快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 处理麦克风阵列 10 中的每个麦克风的输出，从而各自形成定向波束，使得增强从波束内部的方向接收到的声音，而衰减从波束外部的方向接收到的声音。

[0023] 快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 将其波束的方向集中在患者的头部上，并且基于患者的头部的移动来调整其波束的方向。通过举例而非限制性的，快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 能够使用患者的打鼾来确定患者头部的方向并且跟踪患者头部。然而，快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 不以相同的速度适应患者头部的方向。相反，快速波束形成器 20 具有比慢速波束形成器 30 的适应性速度更快的适应性速度。在示范性实施例中，快速波束形成器 20 具有足够的快以跟踪患者的正常移动（例如但不限于，由于打鼾的头部移动）的适应性速度，而慢速波束形成器 30 具有不够快以跟踪患者的正常头部移动但是足够快以跟踪患者的正常身体移动（例如但不限于，睡眠期间身体位置的移位）的适应性速度。因此，在患者头部移动的时间段期间，在打鼾事件期间患者头部移动很常见，快速波束形成器 20 的波束保持集中在患者的头部上，而慢速波束形成器 30 的波束没有精确地集中在患者的头部上。

[0024] 在另一示范性实施例中，快速波束形成器 20 具有小于一秒的适应性速度，并且慢速波束形成器 30 具有大于十秒的适应性速度。应当理解，小于一秒的适应性速度足够快以跟踪正常头部移动速度，并且大于十秒的适应性速度不够快以跟踪正常头部移动但是足够快以跟踪正常身体移动。

[0025] 快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 每个可以是任何适当类型的波束形成器。在图 1 所示的示范性实施例中，快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 是滤波相加型波束形成器。在其它实施例中，快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 能够被实施为延时相加波束形成器。

[0026] 快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 每个输出增强的音频信息和噪声信息。增强的音频信息是位于快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的波束内部的声音的信息。噪声信息是位于快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的波束外部的声音的信息。

[0027] 图 2A、2B 和 2C 图示了到快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的示范性输入，

以及来自快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的一些输出。首先参考图 2A, 图示了在患者打鼾和头部移动的时间段期间从麦克风阵列 10 输出的示范性音频信息。如图 2A 所示, 打鼾事件 100 引起信号的幅度的上升。

[0028] 现在参考图 2B, 示出了快速波束形成器 20 的示范性噪声参考输出。如上所述, 从快速波束形成器 20 输出的噪声信息仅仅包括来自位于波束外部的方向的音频信息。由于快速波束形成器 20 的波束集中在患者的头部上, 所以噪声信息中的打鼾事件 100' 的幅度不上升。相反, 如图 2B 所示, 从快速波束形成器 20 输出的噪声信息仅仅包括环境噪声。

[0029] 现在参考图 2C, 示出了慢速波束形成器 30 的示范性噪声信息输出。如上所述, 慢速波束形成器 30 调整的不足够快以精确地跟踪患者的头部的移动。因此, 在打鼾事件 100" 期间, 打鼾音频中的一些将保留在从慢速波束形成器 30 输出的噪声信息中。快速波束形成器 20 与慢速波束形成器 30 的噪声信息之间的差异指示在打鼾事件 100 期间也存在患者头部移动。

[0030] 尽管图 2B 和 2C 图示了从快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 输出的示范性噪声信息, 但是快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 还输出增强的音频信息。如上所述, 增强的音频信息是来自快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的波束内部的方向的音频信息。在患者打鼾和头部移动的时间段期间, 由于在头部移动的时间段期间慢速波束形成器 30 不能将其波束保持集中在患者的头部上, 所以从快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 输出的增强音频信息将不同。

[0031] 再次参考图 1, 快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的输出被输出到音频分类单元 40 和头部移动检测单元 50, 头部移动检测单元 50 包括第一头部移动检测单元 52 和第二头部移动检测单元 54。在图 1 所示的示范性实施例中, 来自快速波束形成器 20 的增强的音频信息被输出到音频分类单元 40, 并且来自慢速波束形成器 30 的增强的音频信息被输出到第一头部移动检测单元 52。来自快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 两者的噪声信息被输出到第二头部移动检测单元 54。

[0032] 音频分类单元 40 使用来自快速波束形成器 20 的增强的音频信息来对声音事件进行分类, 所述声音事件例如但不限于打鼾事件。诸如咳嗽、打喷嚏和呻吟事件的其他声音事件也可以通过音频分类单元 40 来进行分类。在音频分类单元 40 中可以采用已知的声音分类技术来对声音事件进行分类。例如并不限于, 在美国专利申请公开 No. 2011/0087079 中描述的声音分类技术能够适当地被修改以便在音频分类单元 40 中使用。由于来自快速波束形成器 20 的增强的音频信息仅仅包括来自其波束内部的方向的声音, 所以来自快速波束形成器 20 的增强的音频信息是患者的打鼾的相对无噪声的音频, 并且因此来自快速波束形成器 20 的增强的音频信息很适合用于对打鼾事件进行分类。音频分类单元 40 输出经分类的声音事件的信息。

[0033] 系统 1 还包括头部移动检测单元 50, 头部移动检测单元 50 包括第一头部移动检测单元 52 和第二头部移动检测单元 54。头部移动检测单元 50 基于快速波束形成器 20 的增强的音频信息以及快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的噪声信息来检测患者的头部的移动。

[0034] 第一头部移动检测单元 52 接收来自慢速波束形成器 30 的增强的音频信息。如上所述, 慢速波束形成器 30 调整的不足够快以跟踪患者的头部的移动。因此, 在打鼾和头部

移动的时间段期间,由于慢速波束形成器 30 的波束未直接集中在患者的头部上,慢速波束形成器 30 的增强的音频信息将改变。第一头部移动检测单元 52 分析针对这样的改变的慢速波束形成器 30 的增强的音频信息,并且因此确定头部移动何时发生。在一些示范性实施例中,第一头部移动检测单元 52 包括包络分析单元,所述包络分析单元执行对慢速波束形成器 30 的增强的音频信息的包络分析以确定头部移动何时发生。第一头部移动检测单元 52 输出第一头部移动信息。

[0035] 系统 1 还包括第二头部移动检测单元 54。第二头部移动检测单元 54 接收来自快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 两者的噪声信息。参考图 2B 和图 2C 如上所述,快速波束形成器 20 与慢速波束形成器 30 之间的噪声信息的差异能够指示头部移动的时间段。第二头部移动检测单元 54 分析来自快速波束形成器 20 和慢速波束形成器 30 的噪声信息以确定头部移动何时发生。第二头部移动检测单元 54 能够包括例如但不限于滤波器分析单元。第二头部移动检测单元 54 输出第二头部移动信息。

[0036] 系统 1 还包括诊断单元 70。诊断单元 70 接收音频分类单元 40 和头部移动检测单元 50 的输出。即,诊断单元 70 接收来自音频分类单元 40 的音频分类信息、来自第一头部移动检测单元 52 的第一头部移动信息、以及来自第二头部移动检测单元 54 的第二头部移动信息。根据接收到的信息,诊断单元 70 能够分析患者的打鼾和头部移动模式。

[0037] 单单打鼾信息不可以准确地指示睡眠呼吸暂停状况。同样地,单单头部移动信息也不可以准确地指示睡眠呼吸暂停状况。通过利用打鼾信息和头部移动信息两者,诊断单元 70 能够更准确地诊断睡眠呼吸暂停状况。诊断单元 70 输出关于诊断的睡眠呼吸暂停状况的信息,然后所述信息能够被用于例如制定患者的处置程序。

[0038] 另外,系统 1 能够仅仅从患者的音频来诊断睡眠呼吸暂停状况。因此,系统 1 比使用诸如加速度计的传感器来监测患者的头部移动的其他睡眠呼吸暂停诊断系统更不具干扰性。此外,由于系统 1 使用打鼾信息和头部移动信息两者,所以系统 1 能够比仅仅使用打鼾事件信息或仅仅使用头部移动信息的其他睡眠呼吸暂停诊断系统提供更准确的诊断。

[0039] 参考图 3,示出了根据一个示范性实施例的生成音频分类和头部移动信息的方法的流程图。音频分类和头部移动信息随后能够被用于诊断睡眠呼吸暂停。所述方法在步骤 100 开始,在步骤 100 中,检测由患者生成的声音并且生成患者的音频信息。能够利用麦克风阵列来执行对由患者生成的声音的检测和对患者的音频信息的生成。然后在步骤 102 中利用快速波束形成器并且在步骤 104 中利用慢速波束形成器来处理患者的音频信息。快速波束形成器具有足够快以跟踪患者正常头部移动的适应性速度,并且慢速波束形成器具有太慢以至于不能跟踪患者的正常头部移动但是足够快以跟踪患者的正常身体移动的适应性速度。参考图 1 如上所述,快速波束形成器和慢速波束形成器每个输出增强的音频信息和噪声信息。

[0040] 在步骤 106 中,生成音频分类信息。基于快速波束形成器的增强音频信息来生成音频分类信息。在步骤 108 中,生成头部移动信息。头部移动信息能够包括基于第二波束形成器的增强的音频信息生成的第一头部移动信息以及基于快速波束形成器和慢速波束形成器的噪声信息的第二头部移动信息。如上所述,如步骤 110 所示,音频分类信息和头部移动信息随后能够被用于诊断睡眠呼吸暂停。

[0041] 本公开构思能够被实现在电子装置中,所述电子装置例如但不限于移动设备、移

动计算机、平板计算机、外围设备等。本公开构思也能够被实现为计算机可读记录介质上的计算机可读代码。计算机可读记录介质是能够存储以后能够由计算机系统读取的数据的任何数据存储设备。计算机可读记录介质的范例包括只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光学数据存储设备。

[0042] 在权利要求书中，置于括号内的任何附图标记不得被解释为限制权利要求。词语“包含”或“包括”不排除在权利要求书中所列举的那些以外的元件或步骤的存在。在枚举了若干单元的设备权利要求中，这些单元中的若干可以由同一项硬件实现。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这种元件的存在。在枚举了若干单元的任何设备权利要求中，这些单元中的若干可以由同一项硬件实现。在互不相同的从属权利要求中记载了特定元件并不指示不能组合使用这些元件。

[0043] 尽管出于说明性目的基于当前被认为最实用且优选的实施例，以上提供的描述提供了详细说明，但是应理解，这种详细说明仅是出于该目的，并且本公开不限于明确公开的实施例，而是相反，旨在覆盖在权利要求书的精神和范围内的修改和等价布置。例如，应理解，本公开预见，在可能的程度上，任何实施例的一个或多个特征能够与任何其他实施例的一个或多个特征相组合。

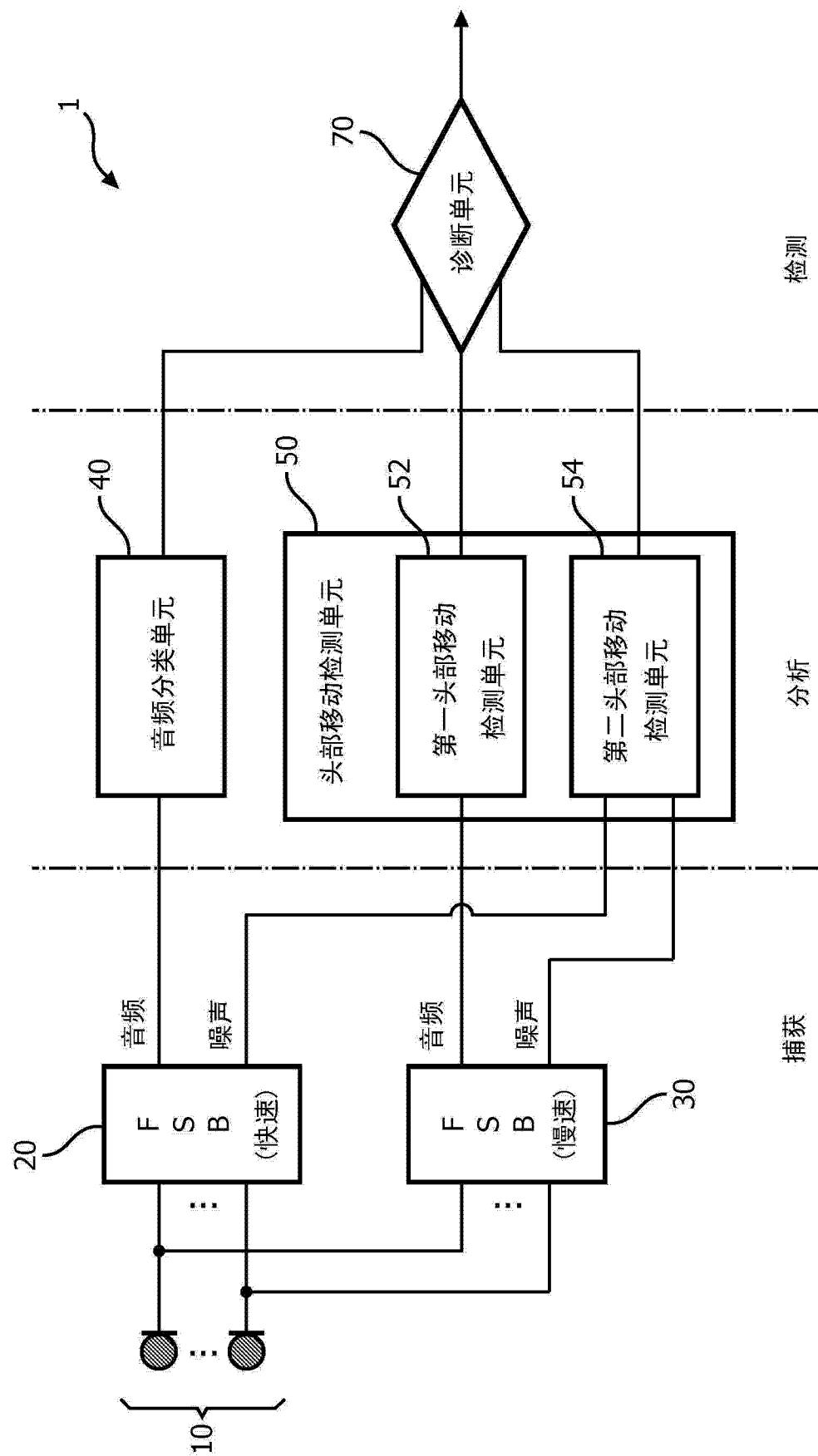
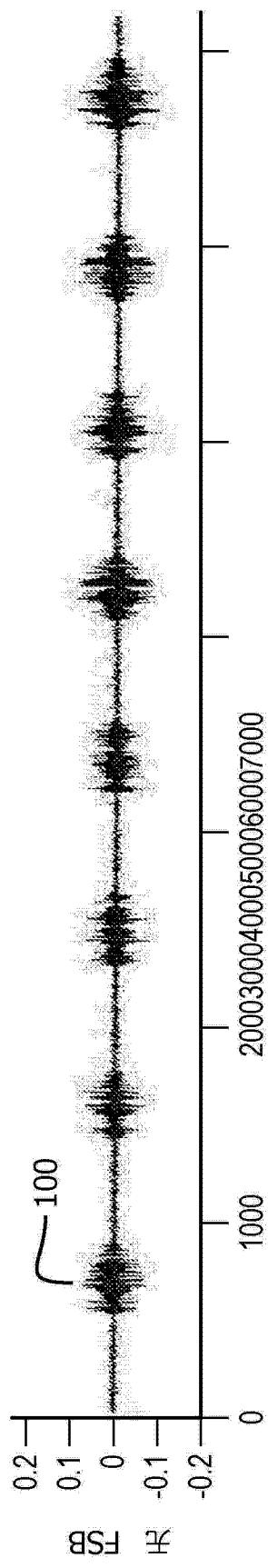
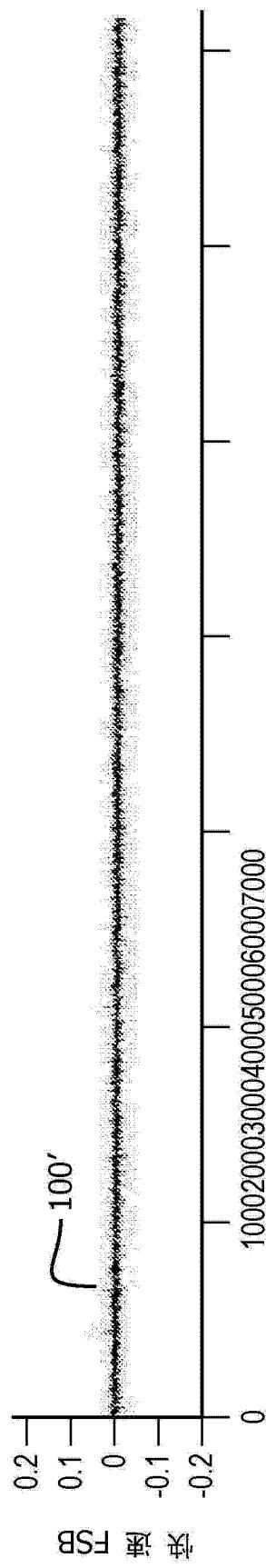


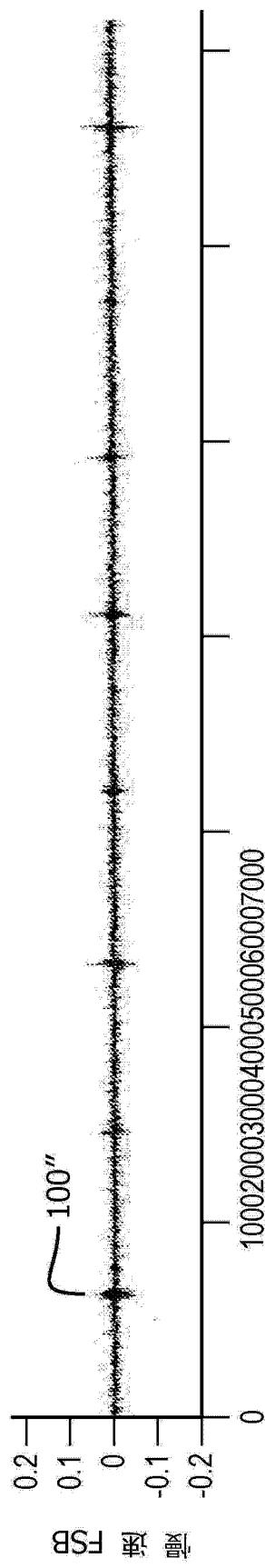
图 1



无 FSB



快速 FSB



慢速 FSB

图 2A

图 2B

图 2C

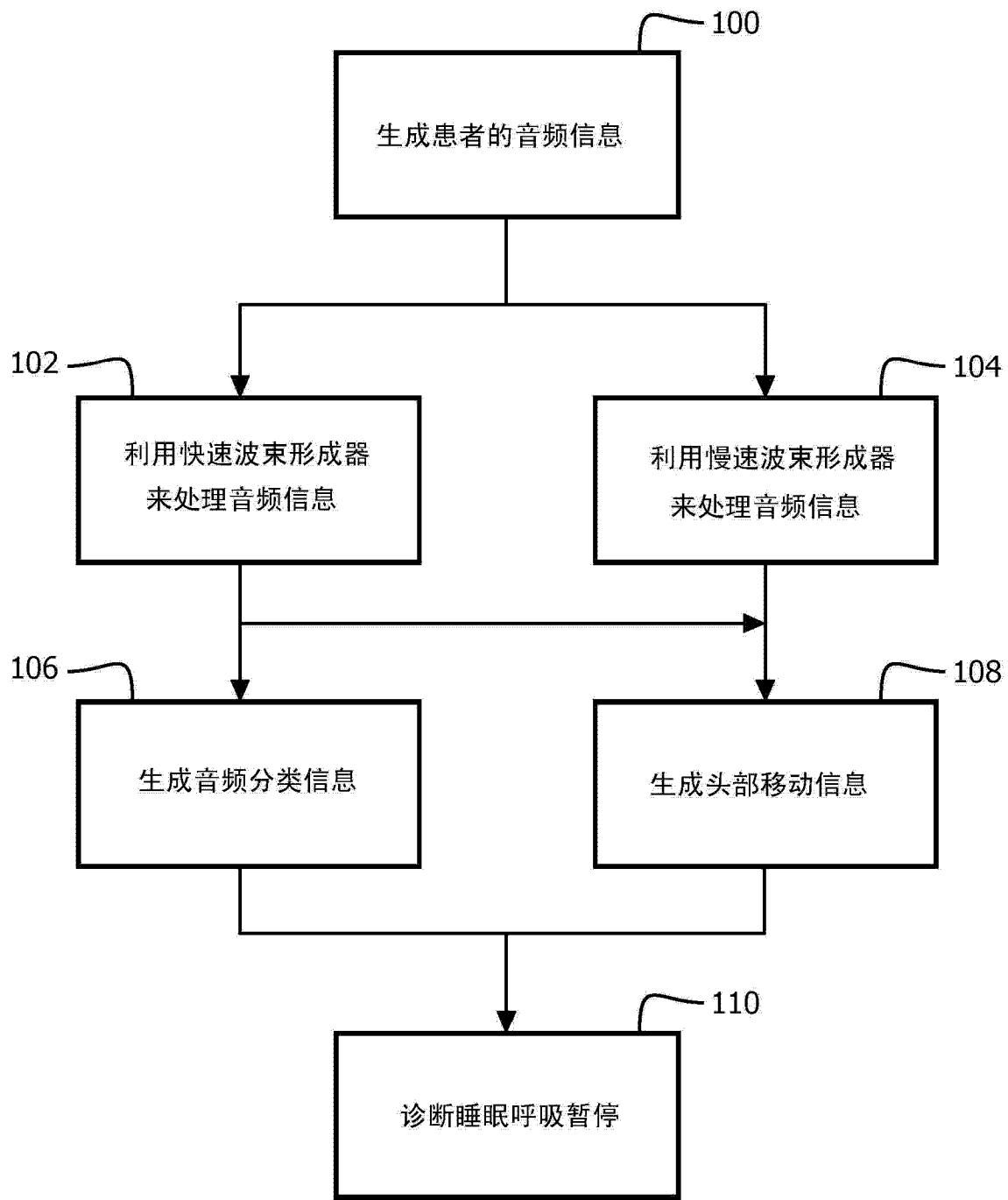


图 3