



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110035691 A

(43)申请公布日 2019.07.19

(21)申请号 201780071605.1

(22)申请日 2017.11.15

(30)优先权数据

10-2016-0154137 2016.11.18 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2017/012918 2017.11.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/093131 KO 2018.05.24

(71)申请人 百来

地址 韩国首尔

(72)发明人 禹应济 吴东仁

(74)专利代理机构 北京柏杉松知识产权代理事务
所(普通合伙) 11413

代理人 谢攀 刘继富

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

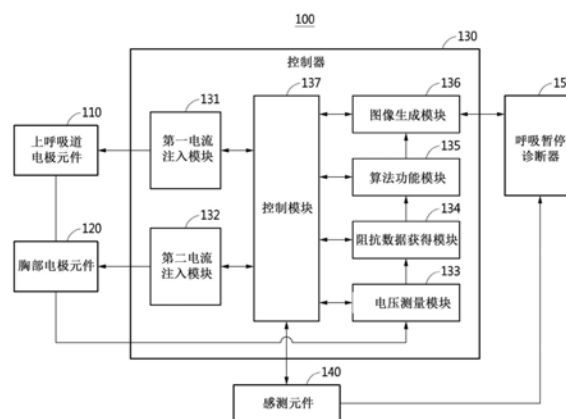
权利要求书2页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

用于测量睡眠呼吸暂停的方法和设备

(57)摘要

本发明涉及一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备和方 法,基于从对象的上呼吸道和胸部的阻抗数据获得的图像来诊断呼吸暂停。通过使用附接到上呼吸道和胸部的电极来应用电阻抗断层成像(EIT),根据上呼吸道的打开和阻塞生成肺部内的空气分布图像,来诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种,由此得到治疗方案。



1. 一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备,包括:

上呼吸道电极元件,形成有多个第一电极,所述多个第一电极用于电流注入和电压检测并且沿着待检查对象的面部和颈部周围附接;

胸部电极元件,形成有多个第二电极,所述多个第二电极用于电流注入和电压检测并且沿着待检查对象的胸围附接;

控制器,配置为向从所述多个第一电极和多个第二电极的每一者中选择的至少一个电极对选择性地提供电流,通过未选择的电极测量电压,并基于从与测量电压相对应的阻抗数据分离出的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成上呼吸道图像和胸部图像;以及

呼吸暂停诊断器,配置为通过量化所述上呼吸道图像和胸部图像来诊断呼吸暂停。

2. 根据权利要求1所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述控制器包括:

第一电流注入模块,配置为通过从附接到所述对象的面部和颈部周围的多个第一电极中选择的至少一个电极对注入具有多个频率范围的电流;以及

第二电流注入模块,配置为通过从附接到所述对象的胸围的多个第二电极中选择的至少一个电极对注入具有多个频率范围的电流。

3. 根据权利要求2所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述第一电流注入模块和第二电流注入模块中的一个选择所选择的电极对和频率,基于所选择的频率生成电压信号,将电压信号转换成电流,并将转换成的电流通过所选择的电极对注入到所述对象的面部和颈部以及胸部。

4. 根据权利要求2所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述控制器包括:

电压测量模块,配置为通过所述多个第一电极中的未选择的电极和所述多个第二电极中的未选择的电极来测量由注入的电流引起的电压;

阻抗数据获得模块,配置为基于测量的电压获得阻抗数据;

算法功能模块,配置为通过对获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离所述上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据,并且恢复所分离的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据的幅值;以及

图像生成模块,配置为基于被恢复的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成所述上呼吸道图像和胸部图像。

5. 根据权利要求4所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中:

所述电压测量模块基于测量的电压的斜率去除包含在所检测的电压中的噪声,并且在所检测的电压的斜率高于阈值时用预设电压替换与水平高于阈值的部分相对应的电压,并且

所述阻抗数据获得模块基于被去除噪声的电压来获得阻抗数据。

6. 根据权利要求5所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述算法功能模块通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法,即独立成分分析(ICA)算法,来分离彼此不同的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据;并且通过应用信号幅值恢复算法来将所分离的每种阻抗数据恢复到原始信号的幅值。

7. 根据权利要求4所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述控制器还包括控制模块,配置为控制从所述多个第一电极和多个第二电极中选择至少一个电极对,控制对未选择的电极的选择,和控制对所述对象的生物识别信号的感测。

8. 根据权利要求1所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,还包括感测元件,配置为感测所述对象的生物识别信号。

9. 根据权利要求8所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述呼吸暂停诊断器配置为基于所述上呼吸道图像来量化上呼吸道随时间的打开和阻塞变化、程度和模式中的至少一种,并基于所述胸部图像来量化肺部内随时间的空气分布变化、程度和模式中的至少一种。

10. 根据权利要求9所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述呼吸暂停诊断器配置为基于所述上呼吸道图像和胸部图像的量化结果以及由感测元件感测的生物识别信号来诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种。

11. 根据权利要求1所述的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,其中,所述多个第一电极和所述多个第二电极包括简单电极和复合电极中的至少一种,并且布置在由柔性弹性材料制成的基板的一侧上并且附接到所述上呼吸道和所述胸部。

12. 一种通过用于测量睡眠呼吸暂停的设备来测量对象的睡眠呼吸暂停的方法,所述方法包括:

向从多个第一电极和多个第二电极的每一者中选择的至少一个电极对选择性地提供电流,所述多个第一电极沿着所述对象的面部和颈部周围附接,所述多个第二电极沿着所述对象的胸围附接;

通过所述多个第一电极和多个第二电极中的未选择的电极来测量电压;

基于测量的电压获得阻抗数据;

通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离彼此不同的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据;

基于所述上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成上呼吸道图像和胸部图像;以及

通过量化所述上呼吸道图像和胸部图像来诊断呼吸暂停。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中,选择性地提供电流包括选择从所述多个第一电极中选择的电极对、从所述多个第二电极中选择的电极对、以及频率;基于所选择的频率生成电压信号,将电压信号转换成电流,并将转换成的电流通过所选择的电极对注入到所述对象的面部和颈部以及胸部。

14. 根据权利要求12所述的方法,其中,分离数据包括通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法,即独立成分分析(ICA)算法,来分离彼此不同的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据;并且通过应用信号幅值恢复算法来将所分离的每种阻抗数据恢复到原始信号的幅值。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,生成图像包括根据恢复的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成所述上呼吸道图像和胸部图像。

16. 根据权利要求12所述的方法,还包括感测所述对象的生物识别信号。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,诊断呼吸暂停包括基于对所述上呼吸道图像和胸部图像的量化结果以及所感测的生物识别信号来诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种。

18. 一种计算机程序,存储在计算机可读记录介质中,用于执行根据权利要求12至17中任一项所述的方法。

用于测量睡眠呼吸暂停的方法和设备

技术领域

[0001] 【技术领域】

[0002] 本公开涉及一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备和方法,更具体地涉及这样的测量睡眠呼吸暂停的设备和方法,其使用基于来自对象上呼吸道和胸部的阻抗数据的图像来诊断呼吸暂停并提供治疗所需信息。

背景技术

[0003] 【背景技术】

[0004] 睡眠呼吸暂停是造成心脏病、肥胖症、疲劳、打瞌睡造成的事故等的严重的健康问题。由于延长的预期寿命和越来越多的超重人群,全球的呼吸暂停病人在增加。

[0005] 为了诊断睡眠呼吸暂停,一般使用多导睡眠图 (PSG),实施多导睡眠图的医疗机构在单独的实验室中安装许多用于测量生物识别信号(例如脑波或类似信号)的仪器、图像监控设备等,并让睡眠专家操作它们。

[0006] 睡眠呼吸暂停包括阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停,和复合性呼吸暂停。

[0007] 阻塞性呼吸暂停指的是由于睡眠期间上呼吸道气流紊乱和重复降低的血氧浓度造成的睡眠相关呼吸症状,表现为经常醒来,其被定义为这样的情况:对于成年人,在维持或增加呼吸动作的同时,一小时中重复超过五次呼吸振幅降低,与基础呼吸振幅相比降低超过90%,每次至少10秒。

[0008] 而且,中枢性呼吸暂停指的是由于许多脑颅或神经原因造成的呼吸暂停症状,定义为这样的情况:呼吸暂停维持超过10秒,没有呼吸动作。

[0009] 将经受多导睡眠图以诊断这样的睡眠呼吸暂停的病人衔接上各种感测元件,并让其在这样的专门目的的实验室中睡眠,多导睡眠图系统分析在睡眠期间获得的各种生物识别信号和图像数据,并给医生提供诊断睡眠呼吸暂停所需的信息。

[0010] 呼吸和呼吸暂停的定义可以基于以下参考文献。

[0011] (参考文献:Panossian LA,Avidan AY.Review of sleep disorders.Med Clin North Am 2009;93(2):407~25/Woodson BT,Franco R.Physiology of sleep disordered breathing.Otolaryngol Clin North Am 2007;40(4):691~711/Coleman J.Overview of sleep disorders:where does obstructive sleep apnea syndrome fit in Otolaryngol Clin North Am 1999;32(2):187~93/Redline S,Strohl KP.Recognition and consequences of obstructive sleep apnea hypopnea syndrome.Otolaryngol Clin North Am 1999;32(2):303~31/Thakkar K,Yao M.Diagnostic studies in obstructive sleep apnea.Otolaryngol Clin North Am 2007;40(4):785~805.)

[0012] 在此,多导睡眠图指的是这样的检查:在该检查中,同时记录(同步)睡眠期间的例如脑波、眼电图(眼睛运动)、颌肌电图、心电图、腿肌电图、打鼾、胸腹呼吸、血液中的饱和氧浓度、呼吸气流、身体姿势等各种生物识别信号,以提供评估睡眠状态和诊断睡眠障碍所需

的客观数据。

[0013] 然而,多导睡眠图可在关于正常呼吸或呼吸暂停、睡眠质量等的全面性的评估中使用,但存在要通过在专门目的空间中的许多附接感测元件来实施测量的限制。

[0014] 而且,对由上呼吸道中的负压造成的阻塞性呼吸暂停的诊断可能随因人而异的肺部功能而变化,因此存在对分析呼吸暂停对人体的实际影响的限制。

[0015] 由呼吸阻塞造成的阻塞性呼吸暂停和由神经系统异常造成的中枢性呼吸暂停在治疗上彼此不同,并且,即使在中枢性呼吸暂停的情况下,上呼吸道也可能阻塞。因此要求准确的诊断。

[0016] 基于呼吸意志的诊断在准确性上是不足的,因此,既要分析从呼吸道到肺部内的气流变化,也要分析呼吸意志。

[0017] 相应地,需要观察实际引入肺部的气流变化以弄清楚睡眠呼吸暂停和低通气的更直接原因,并可使用该观察以想出准确诊断(原因)的治疗方案。

发明内容

[0018] **【公开】**

[0019] **【技术问题】**

[0020] 本公开旨在提供一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备和方法,其中,使用附接到上呼吸道和胸部的电极的电阻抗断层成像(EIT)被用于基于上呼吸道图像测量上呼吸道的打开和阻塞,并同时基于胸部图像测量肺部内的空气分布。

[0021] 本公开还旨在提供一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备和方法,其中,根据上呼吸道的打开和阻塞对肺部内的空气分布进行成像以诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种,由此想出治疗方案。

[0022] 本公开还旨在提供一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备和方法,其通过在算法方面应用信号处理技术以仅分离对应于区域变化的信号成分并消除不同的测得的信号之间的干扰来提供上呼吸道和胸部的准确图像。

[0023] **【技术方案】**

[0024] 根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备包括:上呼吸道电极元件,形成有多个第一电极,所述多个第一电极用于电流注入和电压检测并且沿着待检查对象的面部和颈部周围附接;胸部电极元件,形成有多个第二电极,所述多个第二电极用于电流注入和电压检测并且沿着待检查对象的胸围附接;控制器,配置为向从所述多个第一电极和多个第二电极的每一者中选择的至少一个电极对选择性地提供电流,通过未选择的电极测量电压,并基于从与测量电压相对应的阻抗数据分离出的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成上呼吸道图像和胸部图像;以及呼吸暂停诊断器,配置为通过量化所述上呼吸道图像和胸部图像来诊断呼吸暂停。

[0025] 该根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备可以还包括配置为感测对象的生物识别信号的感测元件。

[0026] 通过用于测量睡眠呼吸暂停的设备来测量对象的睡眠呼吸暂停的方法包括:向从多个第一电极和多个第二电极的每一者中选择的至少一个电极对选择性地提供电流,所述多个第一电极沿着所述对象的面部和颈部周围附接,所述多个第二电极沿着所述对象的胸

围附接；通过所述多个第一电极和多个第二电极中的未选择的电极来测量电压；基于测量电压获得阻抗数据；通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离彼此不同的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据；基于所述上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成上呼吸道图像和胸部图像；以及通过量化所述上呼吸道图像和胸部图像来诊断呼吸暂停。

[0027] 通过用于测量睡眠呼吸暂停的设备来测量对象的睡眠呼吸暂停的方法可以还包括感测对象的生物识别信号。

[0028] 【有利效果】

[0029] 根据本公开的一个实施例，使用附接到上呼吸道和胸部的电极的EIT被用于基于上呼吸道图像测量上呼吸道的打开和阻塞，并同时基于胸部图像测量肺部内的空气分布。

[0030] 此外，根据本公开的一个实施例，根据上呼吸道的打开和阻塞对肺部内的空气分布进行成像以诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种，由此想出治疗方案。

[0031] 此外，根据本公开的一个实施例，通过在算法方面应用信号处理技术以仅分离对应于区域变化的信号成分并消除不同的测量信号之间的干扰来提供上呼吸道和胸部的准确图像。

附图说明

[0032] 图1是根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备的框图；

[0033] 图2a图示出根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备，图2b示意性地图示出上呼吸道电极元件和胸部电极元件；

[0034] 图3a和3b示意性地图示出在图2b中示出的用于测量睡眠呼吸暂停的设备中使用的复合电极；

[0035] 图4a至4d示意性地图示出电极带，图4e图示出电极带附接到对象身体的一个示例；

[0036] 图5a和5b图示出通过应用根据本公开的一个实施例的信号分离算法来分离阻抗数据的示例；

[0037] 图6a和6b图示出随时间测量的对象的上呼吸道数据和图像；

[0038] 图7a和7b图示出根据在对象的胸部中的呼吸部分和呼吸暂停部分中被成像的阻抗数据的数字化部分的测量数据、打鼾声音数据和胸部阻抗图像；

[0039] 图8a和8b图示出呼吸暂停部分中的上呼吸道图像和胸部图像中的变化；

[0040] 图9是示出根据本发明的一个实施例的通过用于测量睡眠呼吸暂停的设备来测量对象的睡眠呼吸暂停的方法的流程图。

具体实施方式

[0041] 以下将参照附图和附图所示内容说明本公开的实施例，本公开不限于这些实施例。

[0042] 在本文中使用的术语仅用于说明实施例的目的，不旨在限制本公开。在本文中使用的单数形式旨在也包括复数形式，除非上下文清楚地另有指示。还将理解的是，当在本文中使用术语“包括”指存在所述元件、步骤、操作和/或构件，但不排除存在或添加一个

或其他多个元件、步骤、操作和/或构件。

[0043] 在本文中使用的“实施例”、“示例”、“面”、“图示”等中所公开的某个方面或设计不应解读为比其他方面或设计更好或更有利。

[0044] 而且,术语“或者”旨在指示“包含性的或者”而不是“排他性的或者”。换句话说,除非另有说明或上下文清楚地另有指示,“x使用a或者b”旨在表示任何自然包含性排列。

[0045] 此外,在本说明书和权利要求书中使用的冠词“一个”应一般性地解读为表示“一个或多个”,除非另有说明或从上下文清楚地指示是单数形式。

[0046] 此外,要理解的是,尽管在本文中可能会使用术语“第一”、“第二”等来说明各种元件,这些元件不应被这些术语限制。这些术语仅用于彼此区分元件。

[0047] 除非另有定义,在本文中使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与本发明所属领域技术人员通常理解的相同的含义。还要理解的是,例如在常用字典中定义的那些的术语应解读为具有与它们在相关领域的背景中一致的含义,不解读为理想化或过于正式的意义,除非在此这样地明文定义。

[0048] 同时,在以下说明中,为人熟知的功能或构造将不详细说明,这是因为它们可能会模糊本公开的要旨。而且,要在以下说明的术语是考虑到本公开的范围内的功能来定义的,可能随着用户或操作者的意图或实践而改变。相应地,一些定义是基于本说明书中的内容暗示的。

[0049] 图1是根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备的框图。

[0050] 参照图1,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100基于由附接到对象的面部和颈部周围的上呼吸道电极和附接到胸围的胸部电极测量的阻抗数据图像诊断呼吸暂停。

[0051] 为此,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100包括上呼吸道电极元件110、胸部电极元件120、控制器130以及呼吸暂停诊断器150。

[0052] 上呼吸道电极元件110设有沿着待检查对象的面部和颈部周围附接的用于注入电流和检测电压的多个第一电极。

[0053] 多个第一电极可以是沿着对象的面部和颈部周围附接并且测量上呼吸道阻抗数据的电阻断层成像(EIT)电极。

[0054] EIT电极可以布置在由柔性材料制成的基板的一侧,并且附接到对象的面部和颈部周围。

[0055] 此外,EIT电极用于注入用户不能够识别的小电流,例如1mA或以下的高频率电流,并测量引起的电压。由EIT电极测量的电流-电压数据可用于通过成像算法检测上呼吸道阻塞类型和导致阻塞的结构性变化。

[0056] 胸部电极元件120设有沿着待检查对象的胸围附接的用于注入电流和检测电压的多个第二电极。

[0057] 多个第二电极可以是沿着对象的胸部附接并且测量肺内阻抗数据的EIT电极。

[0058] EIT电极可以布置在附接到对象的胸围的由柔性材料制成的基板的一侧。

[0059] 此外,EIT电极用于注入用户不能够识别的小电流,例如1mA或以下的高频率电流,并测量引起的电压。由EIT电极测量的电流-电压数据可用于通过成像算法检测胸部(肺部)形态。

[0060] 此外,多个第一电极和多个第二电极可以是简单电极和复杂电极中的至少一种。

[0061] 控制器130选择性地对从多个第一电极和多个第二电极中选择的至少一对电极施加电流,通过未选择的电极测量电压,并基于所测得的电压得到与阻抗数据分离的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据的图像。

[0062] 为此,根据本公开的一个实施例的控制器130可以还包括第一电流注入模块131、第二电流注入模块132、电压测量模块133、阻抗数据获得模块134、算法功能模块135、图像生成模块136和控制模块137。

[0063] 第一电流注入模块131可配置为通过在附接到对象的面部和颈部周围的多个第一电极中选择的至少一个电极对注入具有多个频率范围的电流。

[0064] 第二电流注入模块132可配置为通过在附接到对象的胸围的多个第二电极中选择的至少一个电极对注入具有多个频率范围的电流。

[0065] 根据一个实施例,第一电流注入模块131和第二电流注入模块132可配置为选择电极对和频率,基于所选择的频率生成电压信号,将电压转换成电流,并将所转换的电流通过所选择的电极对注入到对象的面部和颈部和胸部中的每个。

[0066] 根据一个替代实施例,第一电流注入模块131和第二电流注入模块132可配置为分别注入由频率不同的两个电压信号转换的两个电流,或者可通过在多个第二电极中选择最远离多个第一电极中用于注入电流的电极的位置的一对电极来注入电流。

[0067] 在一个替代实施例中,可通过在多个第一电极中选择一对或更多对电极,同时注入频率不同的电流,并可同时将频率不同的电流注入到多个第二电极中的对称电极对。

[0068] 换句话说,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100可使用频率复用方法和空间复用方法,其中,选择相对远离的电极作为用于注入的电流的电极以减小来自多个电极的信号之间的干扰。

[0069] 电压信号可以转换成相位不同的两个电流,这两个电流被转换成具有相同的幅值和频率,并通过所选择的电极对分别注入到对象的面部和颈部以及胸部。

[0070] 电压测量模块133可以配置为通过多个第一电极中未选择的电极和多个第二电极中未选择的电极来测量由注入的电流引起的电压。

[0071] 例如,电压测量模块133可以配置为基于所测得的电压的斜率去除包括在所检测的电压中的噪声,并当所检测的电压的斜率高于预设阈值时用预设的电压替代与水平高于阈值的部分相对应的电压。

[0072] 阻抗数据获得模块134可以配置为基于所测得的电压获得阻抗数据。

[0073] 例如,阻抗数据获得模块134可以配置为通过多个第一电极和多个第二电极中未选择的电极来测量注入的电流引起的电压差值信号,并根据电极在对象的面部和颈部的周围和胸围的位置获得阻抗数据。

[0074] 算法功能模块135可配置为通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据,并恢复所分离的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据的幅值。

[0075] 以下将参照图5a至5b说明根据本公开的一个实施例的通过应用信号分离算法来分离阻抗数据的过程。

[0076] 图5a和5b图示出根据本公开的一个实施例的通过应用信号分离算法来分离阻抗

数据的一个示例。

[0077] 更详细地说,图5a旨在说明通过应用信号分离算法来分离阻抗数据的一个示例,图5b旨在说明使得阻抗数据的每个分离部分恢复到具有原始信号的幅值的一个示例。

[0078] 参照图5a,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100通过上呼吸道电极元件110测量对象的面部和颈部周围中的电压,并通过胸部电极元件120测量对象的胸围中的电压。

[0079] 由此,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100接收复合信号,该复合信号组合了基于对象的面部和颈部周围中的电压和胸围中的电压的不同独立信号。

[0080] 例如,由于在正常呼吸部分期间,在胸部中测量到的是由幅值变化恒定的气流造成的信号,因此上呼吸道区域中没有阻抗变化,但在发生睡眠呼吸暂停的部分期间存在上呼吸道区域中的阻抗变化,并且由胸部中的肺部内的气流造成的信号可能会因此变弱或消失。

[0081] 在该情况下,根据本公开的一个实施例的算法功能模块135对其中混合了各种不同独立信号、生物运动噪声和系统噪声的组合信号应用信号分离算法,即独立成分分析(ICA)算法,并分离分别对应于上呼吸道和胸部的独立信号。

[0082] 更详细地说,根据本公开的一个实施例的算法功能模块135可以应用ICA算法来实现信号白化和信号分解,以仅从包括在对象的面部和颈部周围测量的电压和在对象的胸围测量的电压的阻抗数据获得特征信息(即上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据)。

[0083] 然后,根据本公开的一个实施例的算法功能模块135可以配置为计算信号分离矩阵,在该矩阵中,通过ICA算法分离的信号独立性被最大化,并使用信号分离矩阵来从组合信号提取不同的独立信号和去除噪声信号。

[0084] 参照图5b,根据本公开的一个实施例的算法功能模块135可以配置为通过应用信号幅值恢复算法来计算独立信号与原始信号之间的信号幅值恢复变量,以将由ICA算法分离的独立信号的幅值恢复到原始信号的幅值。

[0085] 然后,根据本公开的实施例的算法功能模块135可以使用计算出的恢复变量来将每个独立信号恢复为具有初始信号的幅值。

[0086] 更具体地,根据本公开的一个实施例的算法功能模块135可以配置为获得独立信号($\tilde{x}[t]$),其幅值通过对分离出的独立信号($x[t]$)应用以下【表达式1】(即信号幅值恢复算法)来恢复。

[0087] 【表达式1】

$$\begin{aligned}
 & \begin{matrix} \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ y_N \end{bmatrix} \\ Y \end{matrix} = \begin{matrix} \begin{bmatrix} x_1 & 1 \\ x_2 & 1 \\ x_3 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots \\ x_N & 1 \end{bmatrix} \\ X \end{matrix} \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} \theta \\
 & Y = X\theta \\
 & X^T Y = X^T X \theta \\
 & (X^T X)^{-1} X^T Y = \theta
 \end{aligned}$$

[0088]

[0089] 其中,a和b指示信号幅值恢复变量,x指示独立信号,y指示原始信号。

[0090] 换句话说,根据本公开的一个实施例的算法功能模块135可以配置为通过向对应于频率或用于注入电流的电极对位置的电压施加权重并用根据测量频率或位置分类的唯一数字或数据来分离加权数据的方法来提取在上呼吸道和胸部中测量的阻抗数据。

[0091] 重新参照图1,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100中的图像生成模块136可配置为基于所恢复的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成上呼吸道图像和胸部图像。

[0092] 例如,图像生成模块136可以配置为通过利用测得的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据恢复对象的电导率和介电常数图像来生成上呼吸道图像和胸部图像。

[0093] 具体地说,图像生成模块136可配置为具有测量协议,多个第一电极和多个第二电极使用测量协议来得到对象的上呼吸道和胸部的图像,由此根据上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120的位置控制敏感度和分辨率。通过使用这样的多个测量协议或其组合的测量数据和通过上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120生成的三维(3D)建模图像中改善的敏感度矩阵,可以生成对应于对象的上呼吸道和胸部内部的电导率和介电常数图像(即上呼吸道图像和胸部图像)作为阻抗图像。

[0094] 控制模块137可以配置为控制从多个第一电极和多个第二电极的每一者选择至少一个电极对,控制选择未选择的电极,以及控制感测对象的生物识别信号。

[0095] 控制模块137可以配置为控制第一电流注入模块131和第二电流注入模块132以测量关于对象的上呼吸道和胸部中至少一个的阻抗数据,并控制感测元件140感测关于对象的目标测量部位的生物识别信号。

[0096] 此外,控制模块137可以控制电压测量模块133、阻抗数据获得模块134、算法功能模块135和图像生成模块136中的至少一个模块以测量关于对象上呼吸道和胸部中至少一个的竖直和水平阻抗。

[0097] 此外,控制模块137可以控制用户界面(未示出)基于睡眠呼吸暂停诊断来向用户显示和提供信息,或控制通信器(未示出)将信息传输到外部。

[0098] 在利用根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100获得对象的上呼吸道图像和胸部图像中,EIT方法是如下的:

[0099] 根据本公开的一个实施例的控制器130响应于指令来选择频道和正弦频率,并选择对应于所选择的频道的上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120中的电极对。所选择的电极对用于将电流注入到对应于对象面部和颈部的上呼吸道以及胸部,未选择的电极用于测量对象上的电压。

[0100] 当选择了频道和正弦频率时,控制器130输出用于控制现场可编程门阵列(FPGA,未示出)的控制信号。控制信号可以包括关于所选择的频率的信息。

[0101] FPGA配置为接收和存储控制信号,并基于所接收的控制信号生成正弦电压信号。特别地,FPGA配置为基于包括在控制信号中的频率信息生成电压信号,并将所生成的电压信号传输给两个16位D/A转换器(未示出)。在这样的情况下,FPGA控制8位D/A转换器(未示出)以调节传输给16位D/A转换器的电压信号的幅值。然后,输出到两个16位D/A转换器的电压信号由电压-电流转换器(未示出)转换成电流,并且两个电流被传输到校正器(未示出)。校正器(未示出)调节两个电流以具有相同的幅值和频率。在此,在两个电流之间存在 180°

的相位差。

[0102] 根据本公开的一个实施例的控制器130的控制模块137可以将第一电流注入模块131和第二电流注入模块132设置为频率和相位差不同,以同时测量上呼吸道阻抗和胸部阻抗,并可以通过控制用于同时注入的电极的位置来使用频率复用和空间复用方法来最小化干扰。

[0103] 此外,控制器130的控制模块137控制第一电流注入模块131和第二电流注入模块132分别将经过校正器的两个电流传输到在上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120中选择的电极对。

[0104] 注入到对象的面部和颈部周围和胸围的电流根据内部组织导电率或介电常数使表面产生水平不同的电压。当上呼吸道电极元件110和胸部电极120中的未选择的电极感测到对象的面部和颈部周围表面和胸围表面上的电压时,电压测量模块133接收对应于未选择的电极的表面上的电压。

[0105] 然后,电压测量模块133基于所感测的表面电压数据的斜率确定表面电压数据是否包括噪声,并且然后在表面电压数据包括噪声时用另一电压水平替代对应的电压数据。此外,控制模块137根据电压数据的最大水平调节电压放大器(未示出)的增益。例如,控制模块137在电压数据的最大水平达到A/D转换器(未示出)的最大输出的90%时不调节电压放大器的增益,但在电压数据的最大水平未达到A/D转换器的最大输出的90%时增大电压放大器的增益。

[0106] 当从电压数据去除噪声并调节电压放大器的增益时,电压测量模块133根据调节后的增益放大电压数据,A/D转换器将电压数据转换成数字值。

[0107] 然后,阻抗数据获得模块134基于频道信息和增益信息,考虑根据频道的增益信息来处理电压数据。当直接使用增益不同的检测电压数据时,难以准确地表示对象的上呼吸道和胸部内的电气特性。因此,需要根据增益减小或增大对应的电压水平。例如,当增益值大于参考增益值时,对应的电压水平减小并且乘以增益值与参考增益值的比值。

[0108] 由此,阻抗数据获得模块134可配置为考虑根据频道的增益信息来处理电压数据,然后基于电压数据获得阻抗数据。

[0109] 然后,算法功能模块135从阻抗数据分离上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据,图像生成模块136基于上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据生成对象的上呼吸道和胸部的内部图像。替代地,基于对象的上呼吸道和胸部的表面上的电压数据生成测量目标(上呼吸道或胸部)内部的图像的方法。

[0110] 此外,图像生成模块136可使用光学成像设备和长度测量设备来基于布置在电极处的标记获得外观信息,以根据对象的下颌和胸部的形状形成3D恢复模型,由此提供恢复算法。

[0111] 在此,恢复算法指的是用于恢复3D图像的算法,并使用常用的算法。

[0112] 根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100可以还包括用于感测对象的生物识别信号的感测元件140。

[0113] 例如,感测元件140可以包括多个传感器,其是基于纤维的传感器,用于感测正在睡觉的用户的生物识别信号。

[0114] 根据一个实施例,感测元件140可以包括以下传感器中的至少一个:用于在对象睡

觉时感测目标检查部位处的动脉血中的氧气饱和度(周围氧气饱和度, SpO_2) 信号的血氧饱和度和传感器、用于感测由对象的生物活动引起的声音的声音传感器、用于感测对象运动的姿势传感器和用于在目标检查部位处感测心电图的心电图传感器。

[0115] 在此,血氧饱和度传感器可附接到对象的目标检查部位,并感测存在于血液许多成分中的血红蛋白中的血氧饱和度(SpO_2)。

[0116] 根据一个实施例,血氧饱和度传感器可配置为基于反射或透射光感测关于对象身体的光学体积描记(PPG)的信号,并基于所感测的关于PPG的信号感测血氧饱和度。

[0117] 此外,声音传感器可配置为感测呼吸、打鼾、哭泣和梦呓中的至少一个声音。根据一个实施例,声音传感器可附接到对象的目标检查部位,或者可以具有非接触的形式,在对象睡眠时与对象相距预定距离。

[0118] 此外,姿势传感器可设置为陀螺仪传感器和加速传感器中的至少一个,并且附接到对象的目标检查部位,由此根据对象运动来感测姿势。

[0119] 例如,姿势传感器可使用加速传感器感测对象的睡眠姿势变化,例如,感测对象在睡觉时躺下或在行走时坐下或站起时的睡眠姿势变化。

[0120] 此外,姿势传感器可布置在对象的胸部和腹部上,并配置为感测由于呼吸引起的这些部位中的细微变化,由此基于细微变化确定呼吸意志。

[0121] 心电图传感器可以与对象的目标检查部位接触,并配置为感测心电图(ECG)。

[0122] 在此,ECG基于对应于由心脏的特殊的兴奋和传导系统生成的动作电位的矢量和来显示波形。换句话说,ECG可以指的是由心脏部位生成的动作电位的矢量和信号,即窦房结(SA)、房室(AV)结、希氏(His)束、束支、浦肯野(Purkinje)纤维等由附接到身体外部的电极来测量。

[0123] 根据一个替代实施例,感测元件140可感测对象的脑电图(EEG)、肌电图(EMG)、眼电图(EOG)、胸部的心电图(SCG)和心冲击描记图(BCG)中的至少一个。

[0124] 在根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100中,根据一个实施例的感测元件140可以还包括用于感测睡眠环境的睡眠环境传感器,睡眠环境传感器可放置在距离对象预定距离处,并感测睡眠空间中的噪声、光、振动、温度和湿度中的至少一个。

[0125] 参照图1,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100的呼吸暂停诊断器150通过量化上呼吸道图像和胸部图像来诊断呼吸暂停。

[0126] 呼吸暂停诊断器150可配置为基于上呼吸道图像量化上呼吸道随时间的打开和阻塞的变化、程度和模式中的至少一种,并基于胸部图像量化肺部内随时间的空气分布的变化、程度和模式中的至少一种。

[0127] 由此,呼吸暂停诊断器150可配置为基于来自上呼吸道图像和胸部图像的量化的结果和由感测元件140感测的生物识别信号来诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一个。

[0128] 例如,呼吸暂停诊断器150可以使用量化的上呼吸道和胸部图像和所感测的生物识别信号来检测对象的睡眠状态。

[0129] 呼吸暂停诊断器150可以基于所量化的上呼吸道和胸部图像和例如来自生物识别信号的ECG、BCG和SCG、胸部和腹部运动等的形态学信息检测正在睡觉的对象的呼吸或呼吸

暂停。

[0130] 根据一个实施例,呼吸暂停诊断器150可以获得由称作呼吸性窦性心律失常的呼吸造成的基于ECG的心率变异性的生物识别信号中的峰值间隔,并对间隔应用插值,由此检测呼吸信号。因此,呼吸暂停诊断器150可以根据呼吸信号检测呼吸暂停状态。

[0131] 换句话说,呼吸暂停诊断器150可以基于ECG的生物识别信号和对应于对象的上呼吸道和胸部的上呼吸道和胸部图像来检测正在睡觉的对象的呼吸或呼吸暂停。

[0132] 此外,当呼吸暂停诊断器150检测到呼吸暂停的睡眠状态时,可以基于生物识别信号和显示上呼吸道的打开或阻塞的上呼吸道图像与对应于肺部内空气分布的胸部图像之间的比较,检测阻塞性呼吸暂停或中枢性呼吸暂停的睡眠状态。

[0133] 例如,呼吸暂停诊断器150可使用上呼吸道和胸部图像和生物识别信号来检测具有阻塞性呼吸暂停或中枢性呼吸暂停的睡眠状态,阻塞性呼吸暂停表现为由于对象的上呼吸道气流紊乱和血氧浓度重复降低造成的经常醒来,中枢性呼吸暂停表现为显示超过10秒的呼吸暂停或无呼吸动作。

[0134] 此外,呼吸暂停诊断器150可比较在发生呼吸暂停的部分(时间)中的上呼吸道图像和胸部图像,由此诊断上呼吸道由于外部原因被阻塞的阻塞性呼吸暂停、呼吸指令由于大脑或脑干中的异常而没有发出并因此停止呼吸运动的中枢性呼吸暂停和显示阻塞性呼吸暂停和中枢性呼吸暂停两者的复合性呼吸暂停中的至少一个呼吸暂停症状。

[0135] 图2a图示出根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备,图2b示意性地图示出上呼吸道电极元件和胸部电极元件。

[0136] 参照图2a,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备包括可分别附接到对象的上呼吸道和用户的胸部的上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120,和附接到对象的目标检查部位的感测元件140。

[0137] 附接到对象的面部和颈部周围的上呼吸道电极元件110以规则间隔形成在基板30a上,并附接到上呼吸道区域周围的面部皮肤,由此测量与上呼吸道打开和阻塞相关的阻抗数据。

[0138] 在此,形成有根据本公开的一个实施例的上呼吸道电极元件110的基板30a可设置为罩状板、带状板、电极带和线缆带中的至少一种形式,但不限于此。

[0139] 而且,上呼吸道电极元件110可以形成在形成为环绕多个第一电极20a的带或遮罩类型的防护用具中,由此保护附接到上呼吸道区域周围的面部皮肤的多个第一电极20a。

[0140] 这样的防护用具用于不仅缓解用户自然睡眠时感觉到的压力程度,而且还维持足够强以测量所引起的电压的接触,并且提供比现有超声波探头的压强小得多的压强。因此,具有这样的结构的上呼吸道电极元件110使得容易长时间测量用户的上呼吸道是否在自然睡眠期间阻塞。

[0141] 根据一个实施例,多个第一电极20a可包括基于镀银(Ag)弹性纤维或聚合物纳米网(PVDF)制成的导电纤维电极,但不限于此。替代地,电极可以由即使长期测量也具有更小的皮肤反应的各种材料制成。

[0142] 要附接到对象的胸围的胸部电极元件120以规则间隔形成在基板30b上,并附接到对象的胸部,由此在对象睡眠时根据对应于呼吸的肺部形状来测量阻抗。

[0143] 根据一个实施例,形成为具有根据本公开的一个实施例的胸部电极元件120的基

板30b不一定限于带状阵列电极的形状。替代地,基板30b可以包括具有背心状、带状和贴片状中的至少一种类型或结构的阵列的胸部电极元件120,在最小化对象在自然睡眠期间感觉到的压强的同时考虑到接触强度以增进数据测量水平。

[0144] 在图2a中,根据本公开的一个实施例的上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120中的多个电极20可以以规则间隔形成在基板30上,或者可以根据特征和目的以各种阵列和结构布置在目标检查部位(上呼吸道和胸部)上。此外,基板30可以具有一定长度和面积,以在环绕目标检查部位(例如对象的上呼吸道和胸部或腹部)的同时测量阻抗,但对于长度和面积没有限制。替代地,长度和面积可随实施例而变化。

[0145] 此外,根据本公开的一个实施例的上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120可基于电极阵列结构和测量结构的变化有效地测量上呼吸道或胸部的表面附近的电场分布,阵列结构和测量结构布置为使得多个电极20以2D或3D阵列的形式附接到对象的上呼吸道或胸部。

[0146] 根据一个实施例,要形成在基板30上的上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120布置在3D阵列中,并配置为测量对应于每个层的阻抗,由此得到比仅提供某个位置处的2D截面图像的常规方法更准确和有效的诊断。

[0147] 在根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备中,附接到对象的目标检查部位的感测元件140与对象的目标检查部位接触,并感测生物识别信号。

[0148] 感测元件140可接触对象的任何目标检查部位,因此要接触的目标部位的位置和数量不限于图2a中所示的。

[0149] 根据一个实施例,感测元件140可包括声音传感器、姿势传感器和ECG传感器中的至少一个,并可以是要附接到对象的身体的基于纤维的传感器。此外,感测元件140可以指代多个传感器。

[0150] 根据一个实施例,多个传感器可附接到对象身体上的不同部位,并且感测元件140可以是多个传感器的共同名称。

[0151] 此外,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备的感测元件可通过光学传感器感测血氧饱和度(SpO_2)信号来测量对象的血氧饱和度,光学传感器感测透射过在手指尖或脚趾尖处的外周血管中流动的血液的红光量。

[0152] 例如,感测元件可以设置为布置在手指尖上的测量终端的形式,并可以通过光学模块来实现,光学模块包括作为光发射器的660nm的红光发光二极管(LED)和940nm的红外LED以及作为光接收器的光电二极管和光电晶体管。

[0153] 参照图2b,根据本公开的一个实施例的上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120包括多个电极20,并能够沿着待检查对象的胸围或面部和颈部周围安装。为此,上呼吸道电极元件110和胸部电极元件120包括设有多个电极20的基板30(在下文中称作电极带)。

[0154] 以下将参照图3a和3b详细说明具有多个电极20的电极带。

[0155] 图3a和3b示意性地图示出在图2b中示出的用于测量睡眠呼吸暂停的设备中使用的复合电极。

[0156] 重新参照图2b,线缆带61连接到通过电极安装孔31暴露的连接器22,电极安装孔31中安装有多个电极20(在下文中称作复合电极)。在该情况下,线缆带61可包括对应于复合电极20的用于注入电流的多个连接线缆终端61a。

[0157] 由此,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备100中的电压测量模块133测量由通过线缆带61注入到复合电极20的电流引起的电压。具体地说,通过线缆带61生成具有多个频率的电流并将其提供到布置在对象上的电极带30的多个电极20,同时对其进行幅值和相位控制。在该情况下,具有多个频率的电流通过复合电极20的第一电极21注入,通过复合电极20的第二电极24获得由注入的电流引起的电压差信号。

[0158] 参照图3a,复合电极20包括用于注入电流的由导电材料制成的第一电极21,用于测量电压的由导电材料制成的第二电极24,和形状像按钮的要连接到线缆带61的连接器22。第一电极21通过与第二电极24相比相对大的区域注入电流,第二电极24通过与第一电极21相比相对小的区域测量电压,并与线缆带61上的重复的复合电极20的第二电极24形成对。

[0159] 在该情况下,第一电极21的形状像平板,形状像按钮的连接器22设置为在连接到第一电极21和第二电极24时凸起的凸起对的形式。多个复合电极20中每个的第一和第二电极21和24利用其间的由绝缘材料制成的绝缘体23安装在电极带30中。

[0160] 前一示例示出多个电极20包括复合电极,但多个电极20不限于该示例。作为替代示例,如图3b所示的简单电极20'也是可行的。在简单电极20'的情况下,在支撑在绝缘体22'上的单个导电电极21'中实施电流注入或电压测量。

[0161] 此外,电极20或20'可由柔性导电纤维或导电聚合物材料制成,并可以以干式电极的形式提供。

[0162] 图4a至4d示意性地图示出电极带,图4E图示出电极带附接到对象身体的一个示例。

[0163] 参照图4a,电极带30由诸如纤维、硅和类似聚合物化合物等的弹性材料制成,所设置的电极安装孔31的数量和所安装的复合电极20的数量可以是可变的。同时,电极带30在其相对的端部处设有一对紧固件32,其紧固到彼此并维持电极带30缠绕对象身体。

[0164] 本公开的该实施例示出电极带30缠绕对象的目标检查部位,即面部和颈部周围或胸围,并通过设置在其相对的端部处的尼龙搭扣(Velcro)类型的紧固件32紧固。替代地,非限制性地,可使用例如钩子类型的各种紧固件中的一种作为紧固件32。

[0165] 电极带30包括如图4b所示的要与对象接触的同时具有多个复合电极20的接触表面33,和如图4c所示的要暴露于根据本公开的一个实施例的控制器130的同时与接触表面33相反的暴露表面34。在该情况下,复合电极20的第一电极21和第二电极24暴露在电极带30的接触表面33上,连接到线缆带61的连接器22通过暴露表面34上的电极安装孔31暴露。此外,电极带30的暴露表面34包括多个指示器40(即标记),分别对应于多个复合电极20并具有对应于多个复合电极20中每个的信息的多种颜色和模式。

[0166] 根据一个实施例,指示器40(即标记)可以根据复合电极20而形状不同,并包括彼此不同的相对应的频道数量或数据信息的个数,以使得能够随着识别(感测)指示器40而辨识出电极的位置。

[0167] 参照图4d,电极带30还可以包括要附接到对象的目标检查部位的感测元件140,由此与感测元件140一起附接到对象的皮肤。

[0168] 不再描述感测元件140,这是已经在上文中参照图1和2a描述了其特征。

[0169] 参照图4e,包括在电极带中的复合电极20沿着待检查对象1的身体周围以3D阵列

的形式布置,由此能够获得某个位置(胸部或上呼吸道)处的3D图像,这是因为能够通过利用所选择的电极对注入电流并测量由所注入的电流引起的电压来测量对应于每个层的阻抗。

[0170] 图6a和6b示出了随时间测量的对象的上呼吸道的数据和图像。

[0171] 图6a图示出由根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的测量数据。

[0172] 更详细地说,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备可收集随时间测量的关于对象的血氧饱和度(SpO_2)、气流、热敏电阻(thermister)、胸部和腹部中的每个的数据。

[0173] 由此,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备可以感测低通气(hypopnea)部分或阻塞性呼吸暂停部分,并测量对应于所感测的部分的时间 T_1 、 T_2 、……、 T_{19} 。

[0174] 参照图6b,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备可以获得时间段 T_1 、 T_2 、……、 T_{19} 的上呼吸道图像,并由此识别上呼吸道在低通气或呼吸暂停期间是打开还是阻塞。

[0175] 参照图6a和6b,基于对应于低通气部分 T_1 至 T_7 的上呼吸道图像与对应于呼吸暂停部分 T_{12} 至 T_{20} 的上呼吸道图像之间的比较,能够更清楚、准确和量化地识别上呼吸道在低通气部分和呼吸暂停部分中是打开还是阻塞。

[0176] 图7a和7b图示出根据在对象的胸部中的呼吸部分和呼吸暂停部分中成像的阻抗数据的数字化部分的测量数据、打鼾声音数据和胸部阻抗图像。

[0177] 图7a图示出由感测元件感测的打鼾信号,和基于由根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备在对象的胸部中感测的电压的肺部EIT测量数据。

[0178] 更详细地说,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备能够基于肺部内的空气分布获得肺部EIT测量数据,并基于所测得的打鼾信号获得呼吸暂停部分。

[0179] 图7b图示出来自所感测的呼吸暂停部分的胸部图像。

[0180] 参照图7b,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备基于胸部图像,通过肺部内的空气分布来识别呼气 and 吸气。

[0181] 因此,可以基于胸部阻抗图像将肺部中的基础空气量和呼吸暂停和低通气期间的空气变化量制成图像。

[0182] 因此,参照图7a和7b,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备可基于由胸部电极元件测量的电压、所感测的生物识别信号(例如打鼾信号)和胸部图像确定对象的呼吸暂停。

[0183] 图8a和8b图示出呼吸暂停部分中的上呼吸道图像和胸部图像的变化。

[0184] 图8a图示出根据在呼吸暂停部分(A)中测得的上呼吸道图像的上呼吸道打开和阻塞变化,图8b图示出根据在呼吸暂停部分(A)中测得的胸部图像的肺部内的空气分布的变化。

[0185] 更详细地说,在图8a的呼吸暂停部分(A)以外的部分中的上呼吸道图像显示上呼吸道是打开的(参见最左边的上呼吸道图像,在图像中没有显示出任何变化,这是因为上呼吸道在正常状态下总是打开的)。此外,呼吸暂停部分(A)中的上呼吸道图像显示上呼吸道

阻塞(参见中间的上呼吸道图像,阻抗图像中显示出变化,这是因为上呼吸道阻塞,内部组织变化),就在呼吸暂停部分(A)结束之前的上呼吸道图像显示上呼吸道正在打开中(参见最右边的上呼吸道图像)。

[0186] 参照图8b,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备由基于在胸部电极元件处测得的电压的阻抗数据、PPG和SpO₂检测呼吸暂停部分(A),并根据基于所检测的呼吸暂停部分(A)中的胸部图像的肺部内的空气分布识别呼气与吸气之间的空气变化。

[0187] 由此,根据本公开的一个实施例的用于测量睡眠呼吸暂停的设备识别肺部内的空气分布以及在呼吸暂停部分(A)中上呼吸道是打开还是阻塞,并诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一个。

[0188] 图9是示出根据本公开的一个实施例的通过用于测量睡眠呼吸暂停的设备测量对象的睡眠呼吸暂停的方法的流程图。

[0189] 参照图9,在操作910,向从沿着对象的面部和颈部周围附接的多个第一电极中和从沿着对象的胸围附接的多个第二电极中选择的至少一对电极选择性地提供电流。

[0190] 操作910可以包括这样的操作,其中,从多个第一电极中选择电极对,从多个第二电极中选择电极对,选择频率,基于不同的所选择的频率生成电压信号并将其转换成电流,和通过所选择的电极对分别将转换成的电流注入到对象的面部和颈部和胸部。

[0191] 在操作920,通过多个第一电极和多个第二电极中的未选择的电极测量电压。

[0192] 在操作930,基于所测得的电压获得阻抗数据。

[0193] 在操作940,对获得的阻抗数据应用信号分离算法,由此将彼此不同的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据与生物识别噪声信号分离。

[0194] 操作940可以包括这样的操作,其中,对所获得的阻抗数据应用ICA算法(即信号分离算法),以使得彼此不同的上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据分离,并且对每种分离出的阻抗数据应用信号幅值恢复算法,以使得能够恢复原始信号。

[0195] 在操作950,基于上呼吸道阻抗数据和胸部阻抗数据得到上呼吸道图像和胸部图像。

[0196] 操作950可以包括这样的操作,其中,由所恢复的上呼吸道和胸部阻抗数据得到上呼吸道图像和胸部图像。

[0197] 根据本公开的一个实施例,测量睡眠呼吸暂停的方法可以还包括感测对象的生物识别信号的操作(未示出)。

[0198] 在操作960,将上呼吸道图像和胸部图像量化以由此诊断呼吸暂停。

[0199] 操作960可以包括这样的操作,其中,基于所感测的生物识别信号和来自对上呼吸道和胸部图像的量化结果,诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种。

[0200] 根据实施例的方法可实现为通过各种计算装置实施并且记录在计算机可读介质中的程序指令的形式。计算机可读介质可以单独地包括程序指令、数据文件、数据结构或包括其组合。记录在介质中的程序指令可以是针对实施例专门设计和配置的,或者可以使用计算机软件领域的技术人员所公知的程序指令。计算机可读介质可以例如包括硬盘、软盘、磁带等磁性介质;CD-ROM、DVD等光学介质;光盘等磁光介质;和ROM、RAM、闪存等专门配置为

存储和实施程序指令的硬件设备。程序指令可以例如不仅包括由编译器产生的机器代码，而且还包括通过解释器等由计算机实施的高级语言。硬件设备可配置为作为一个或多个软件模块来操作以执行实施例的操作，反之亦然。

[0201] 尽管用有限示例和图描述了几个的实施例，本领域技术人员可在实施例中做出众多改动和变化。例如，即使所描述的技术以不同的顺序来实施，和/或所描述的系统、架构、设备或电路中的部件以不同的方式组合和/或由其他部件或其等同替代或补充，也可能实现合适的结果。

[0202] 因此，其他实现、其他实施例和权利要求的等同也可属于所附权利要求的范围。

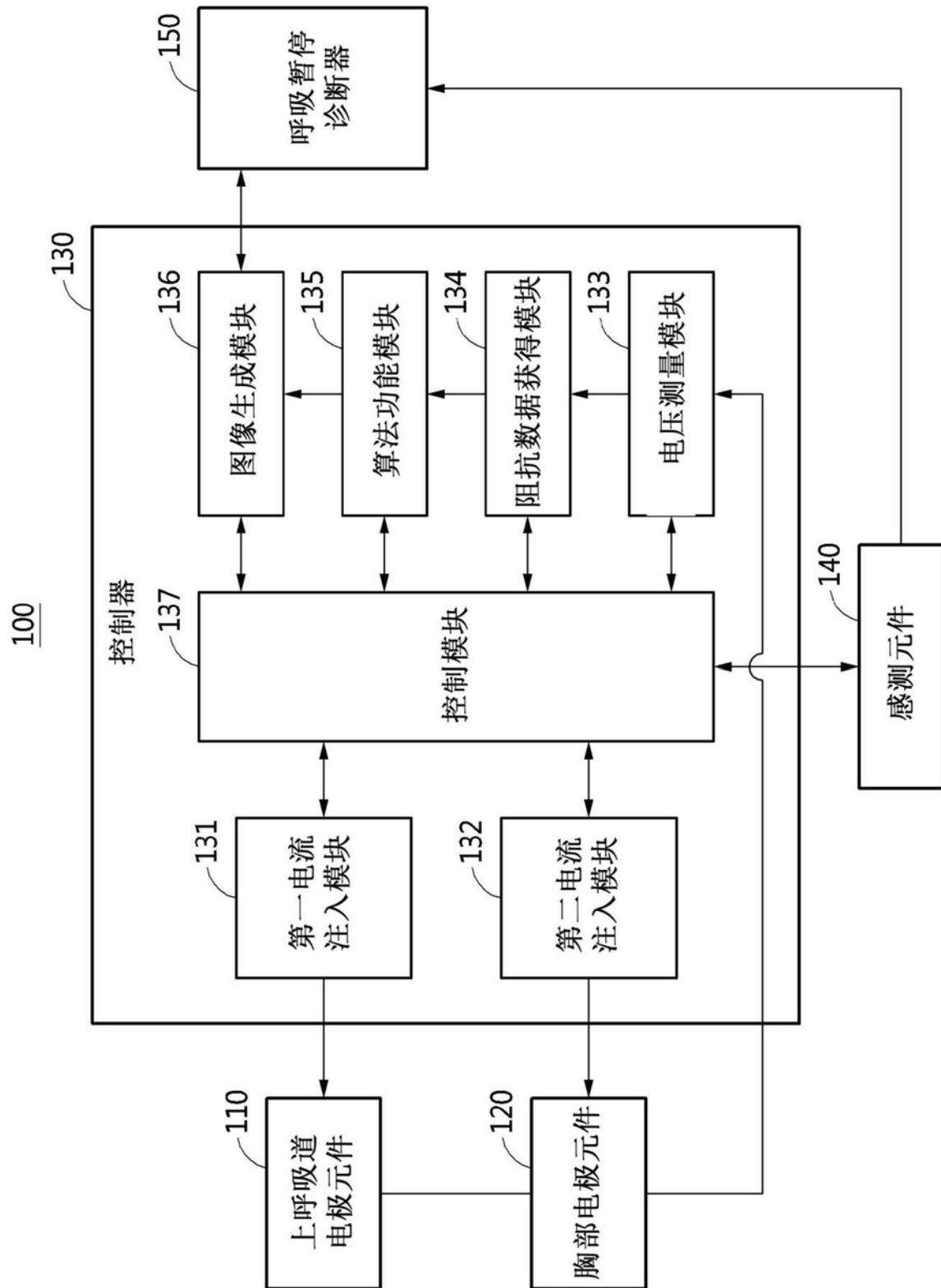


图1

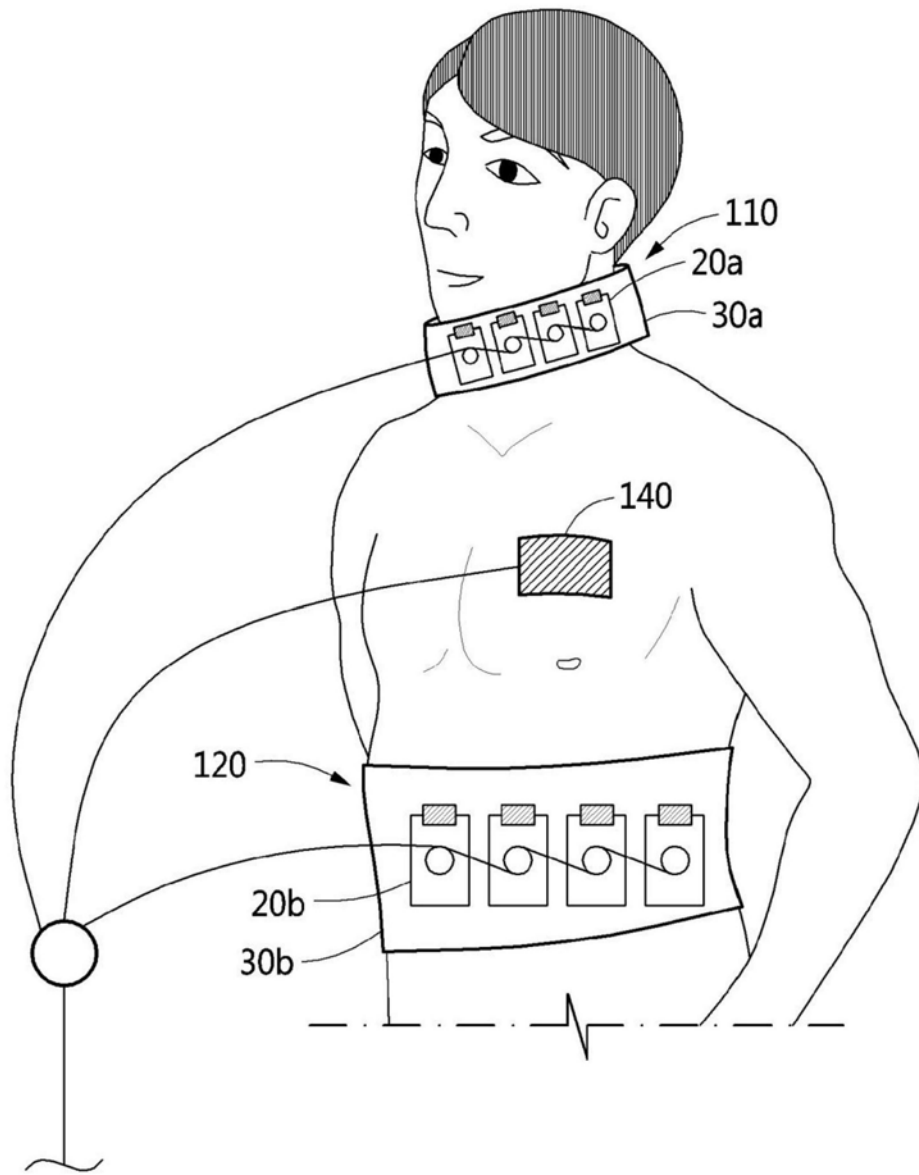


图2a

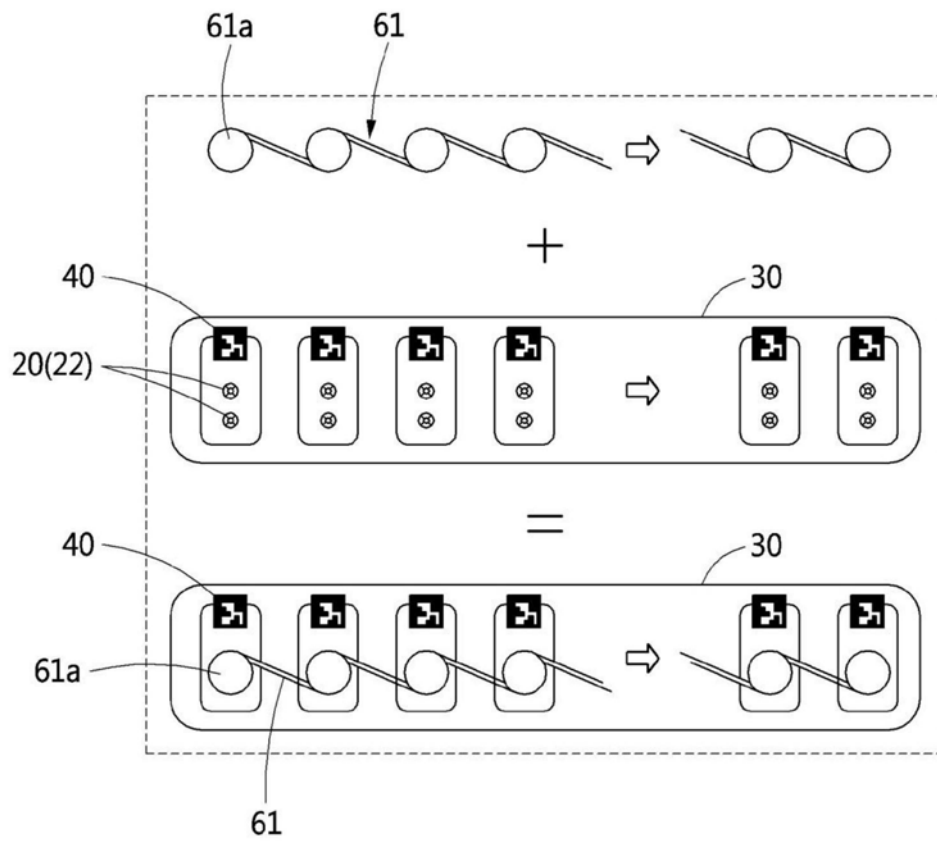


图2b

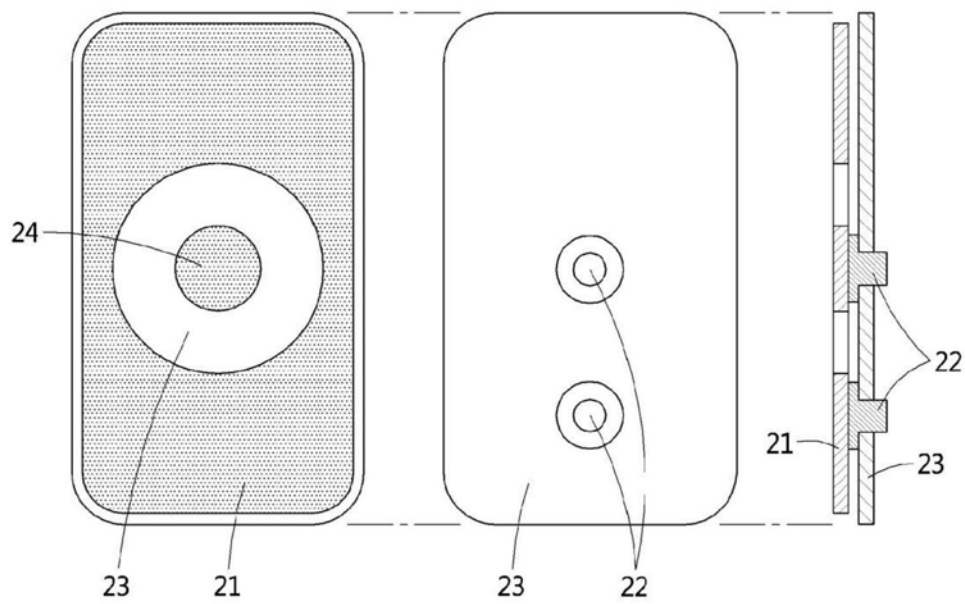
20

图3a

21

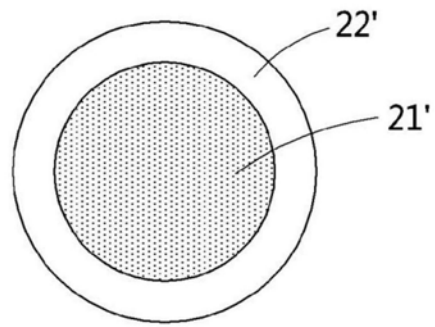
20'

图3b

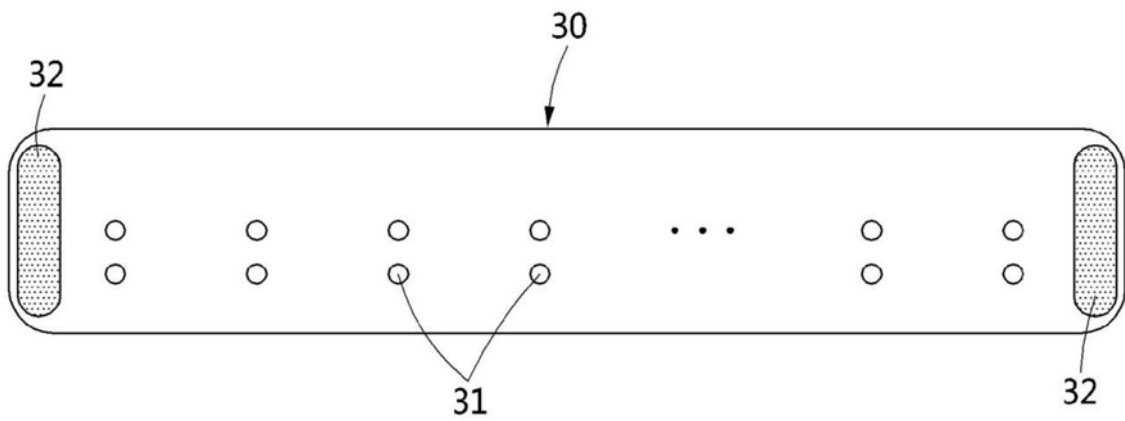


图4a

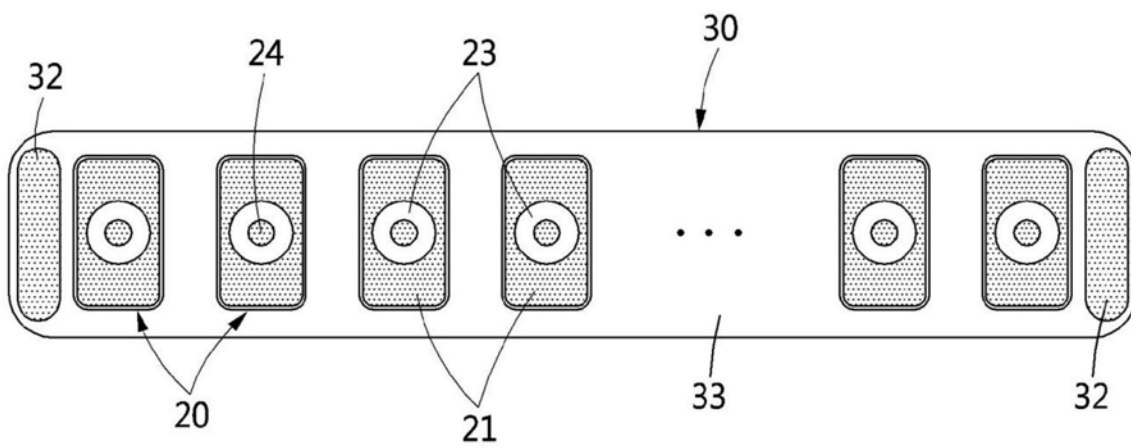


图4b

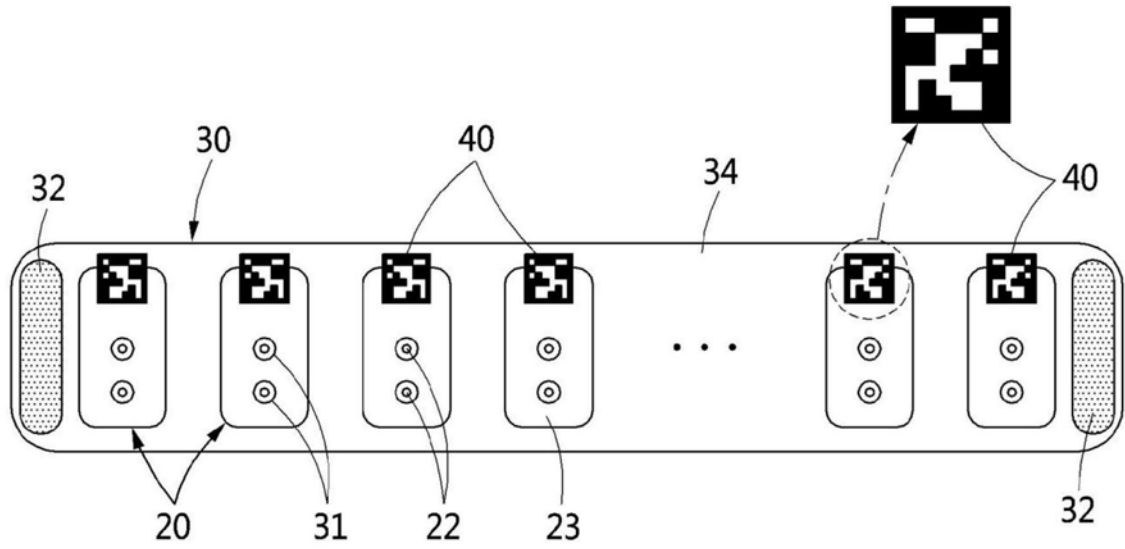


图4c

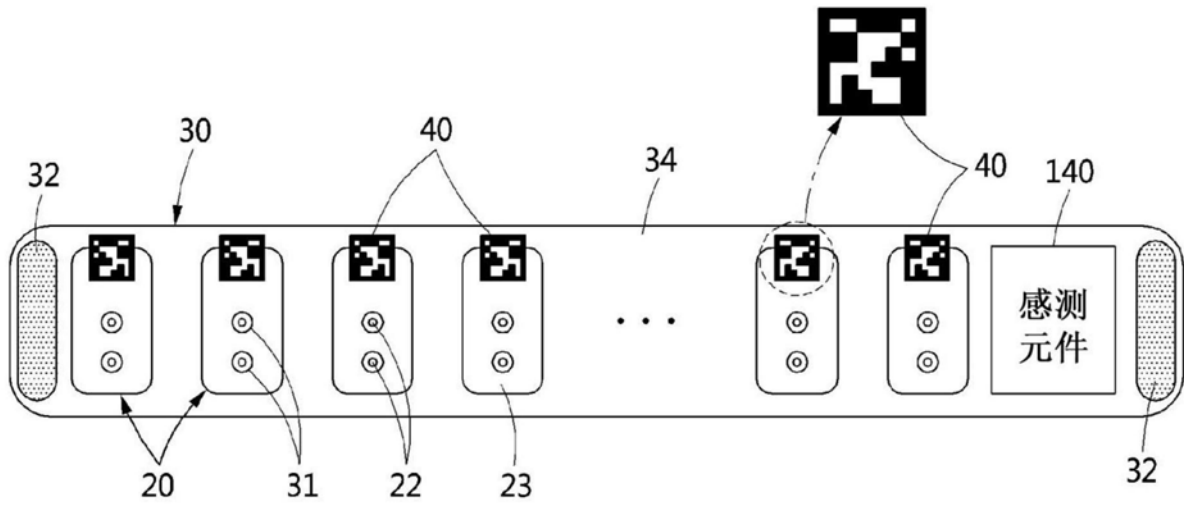


图4d

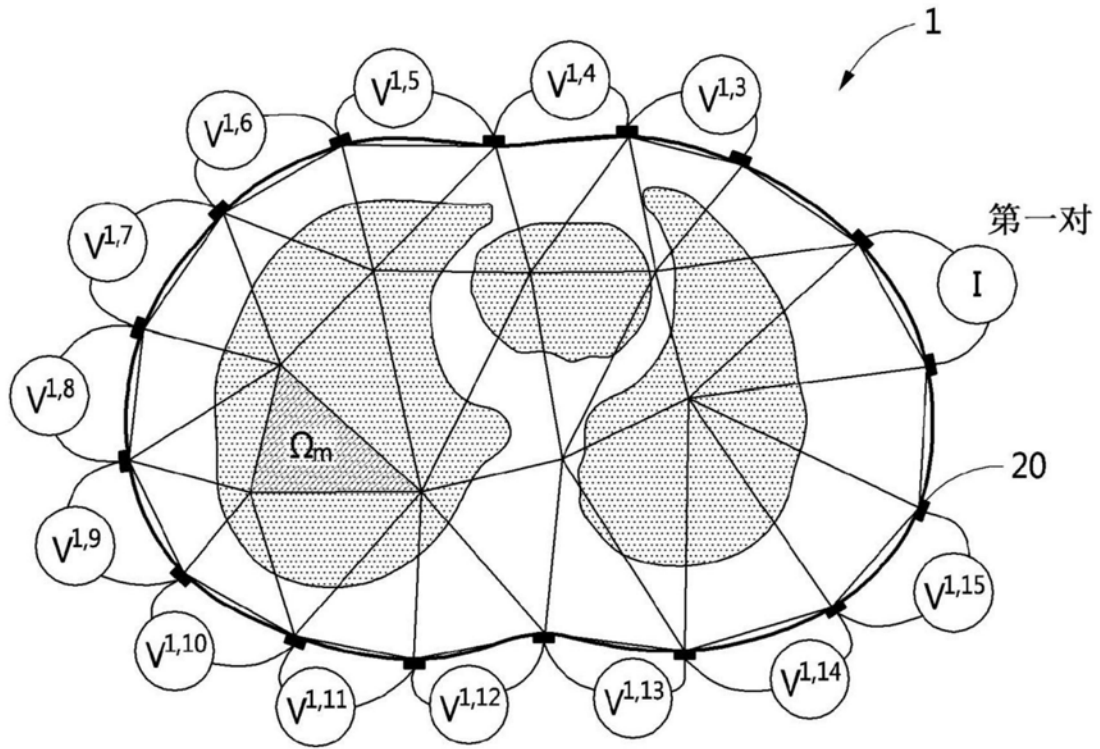


图4e

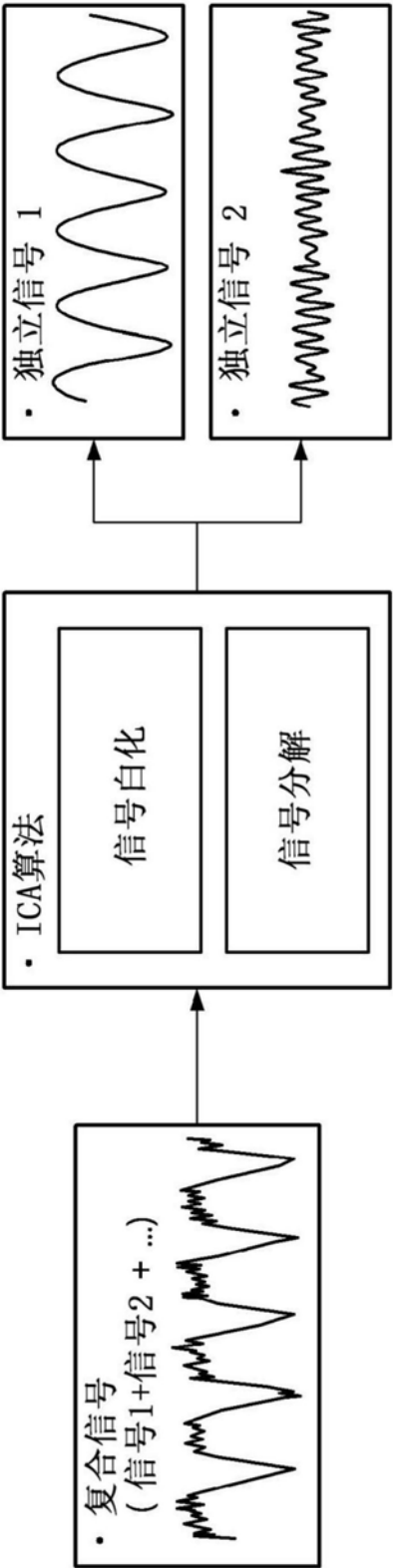


图5a

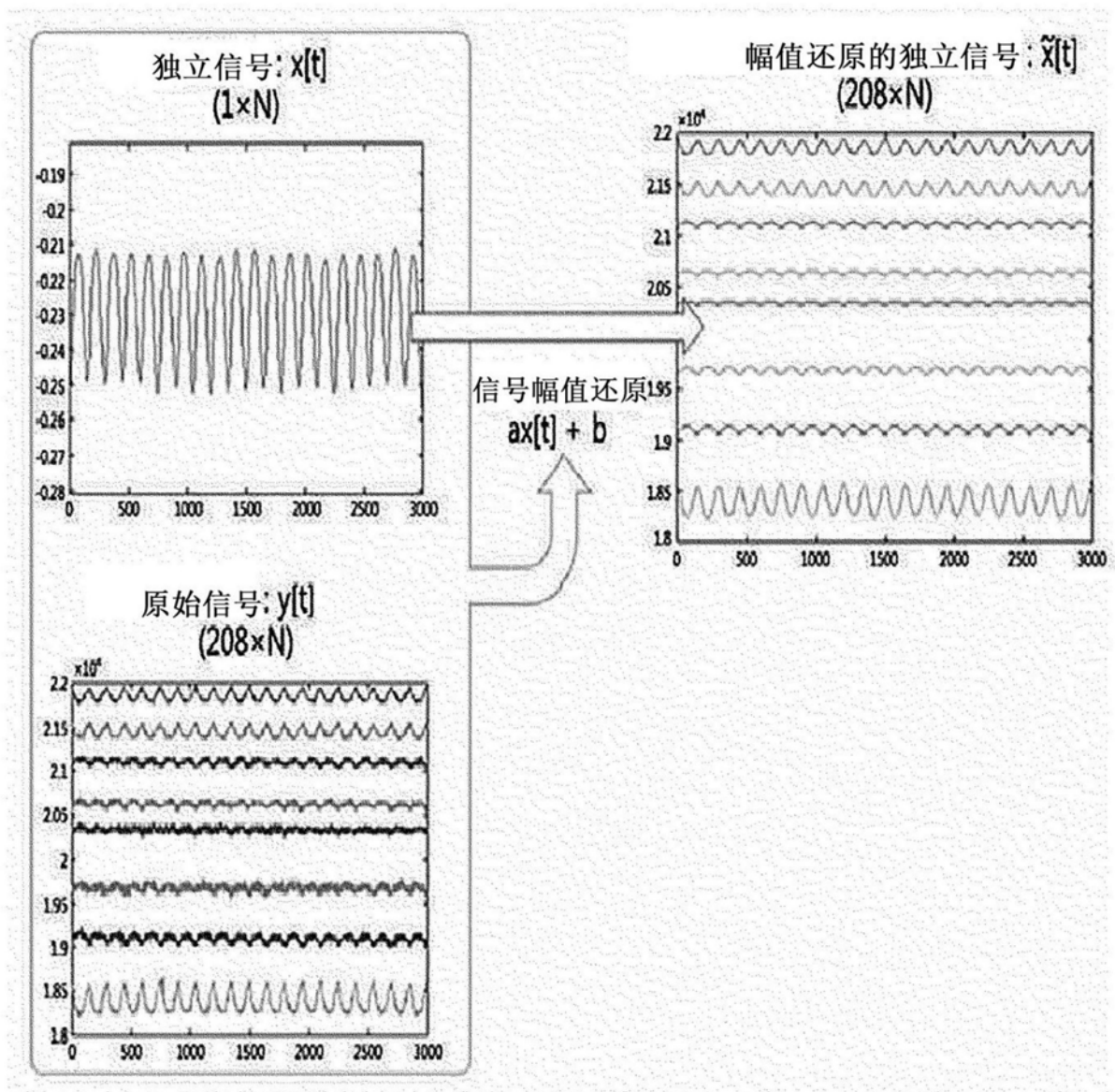


图5b

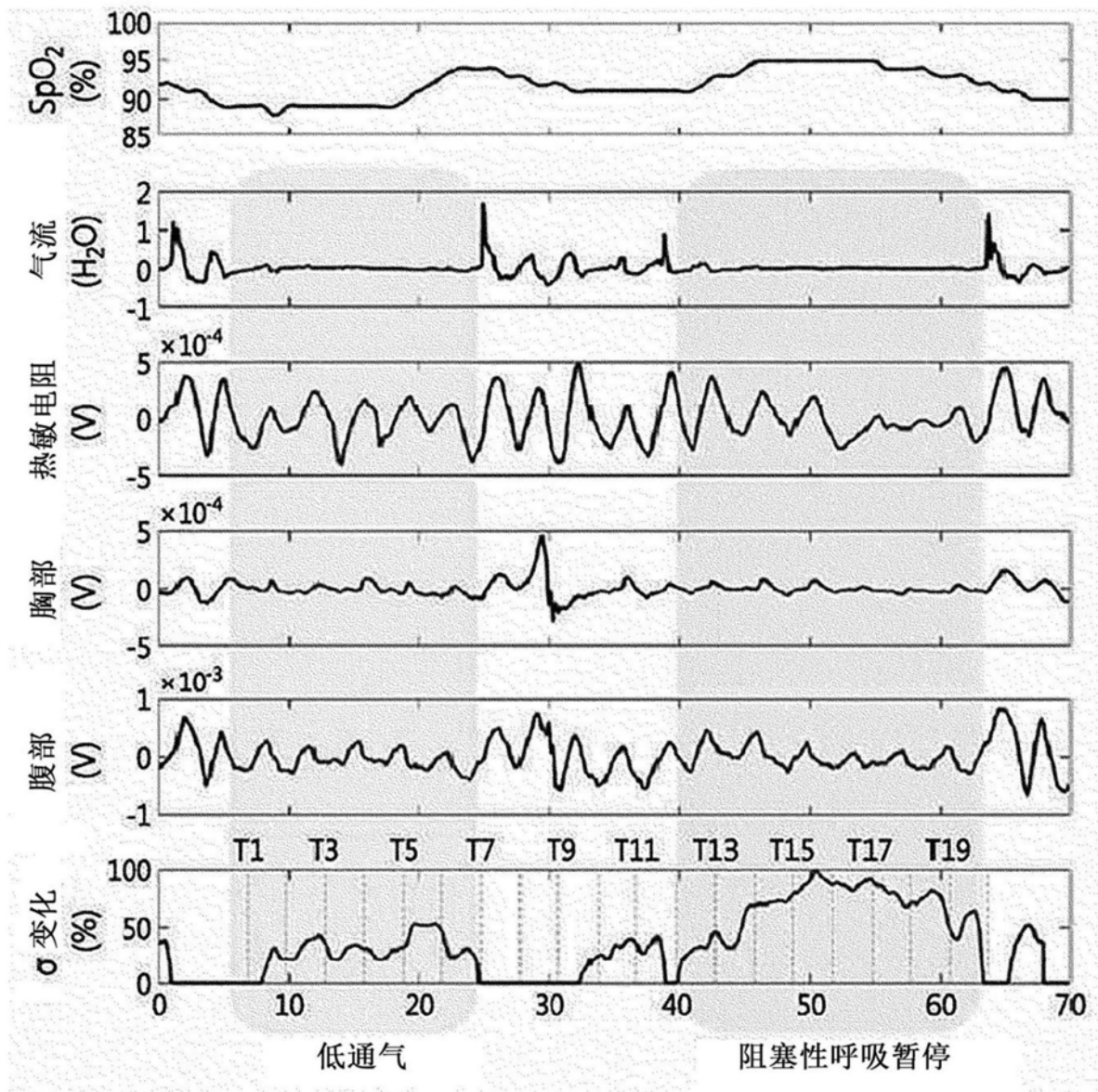


图6a

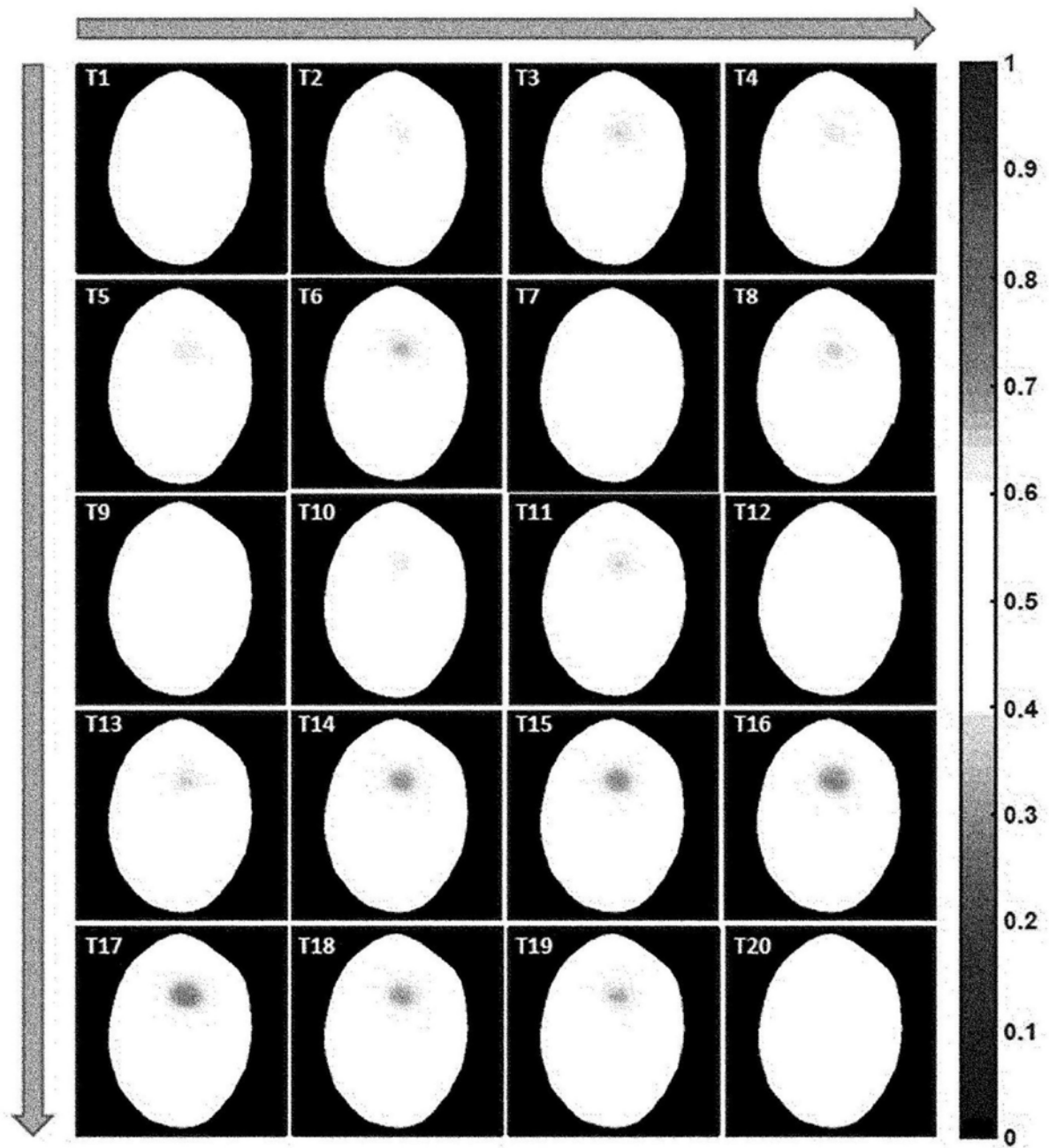


图6b

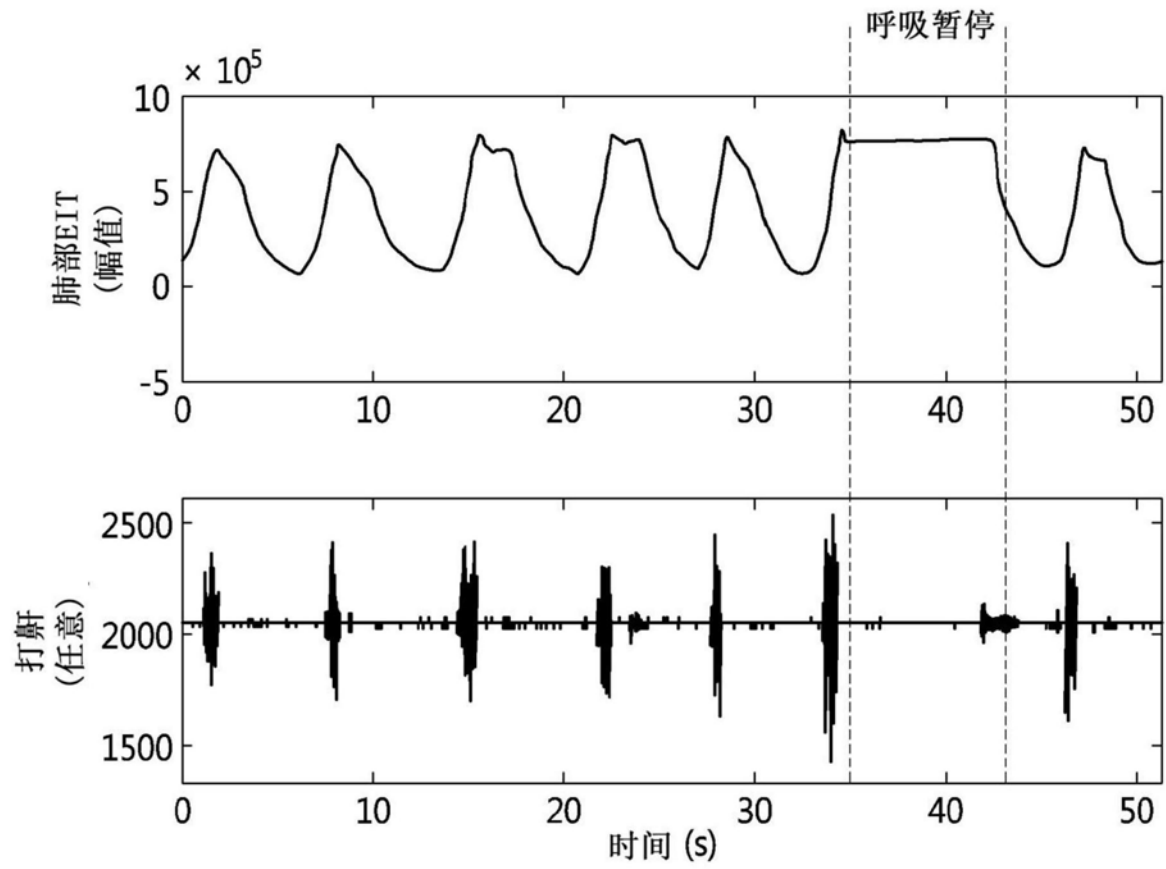


图7a

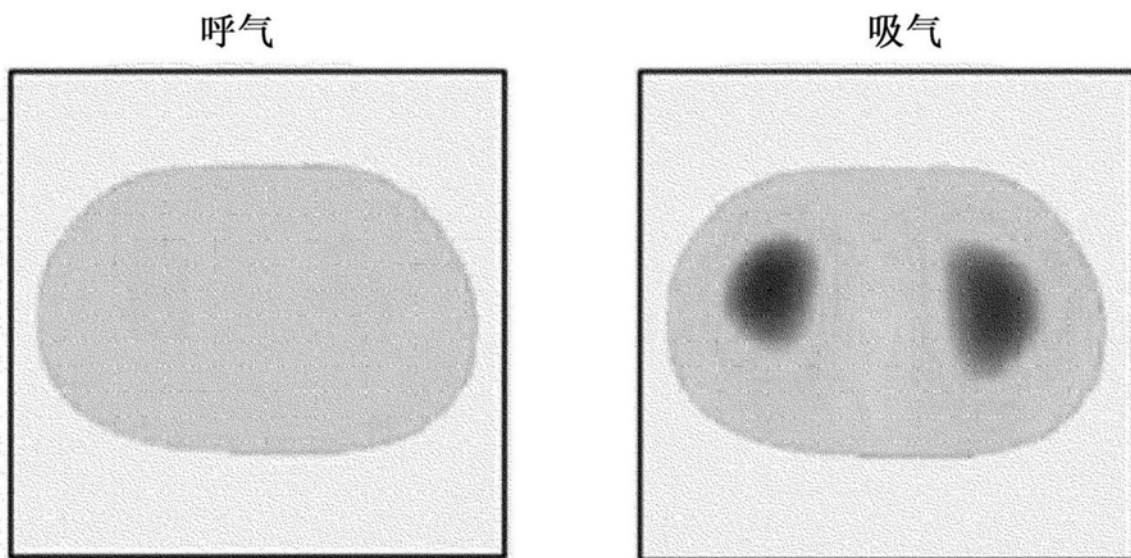


图7b

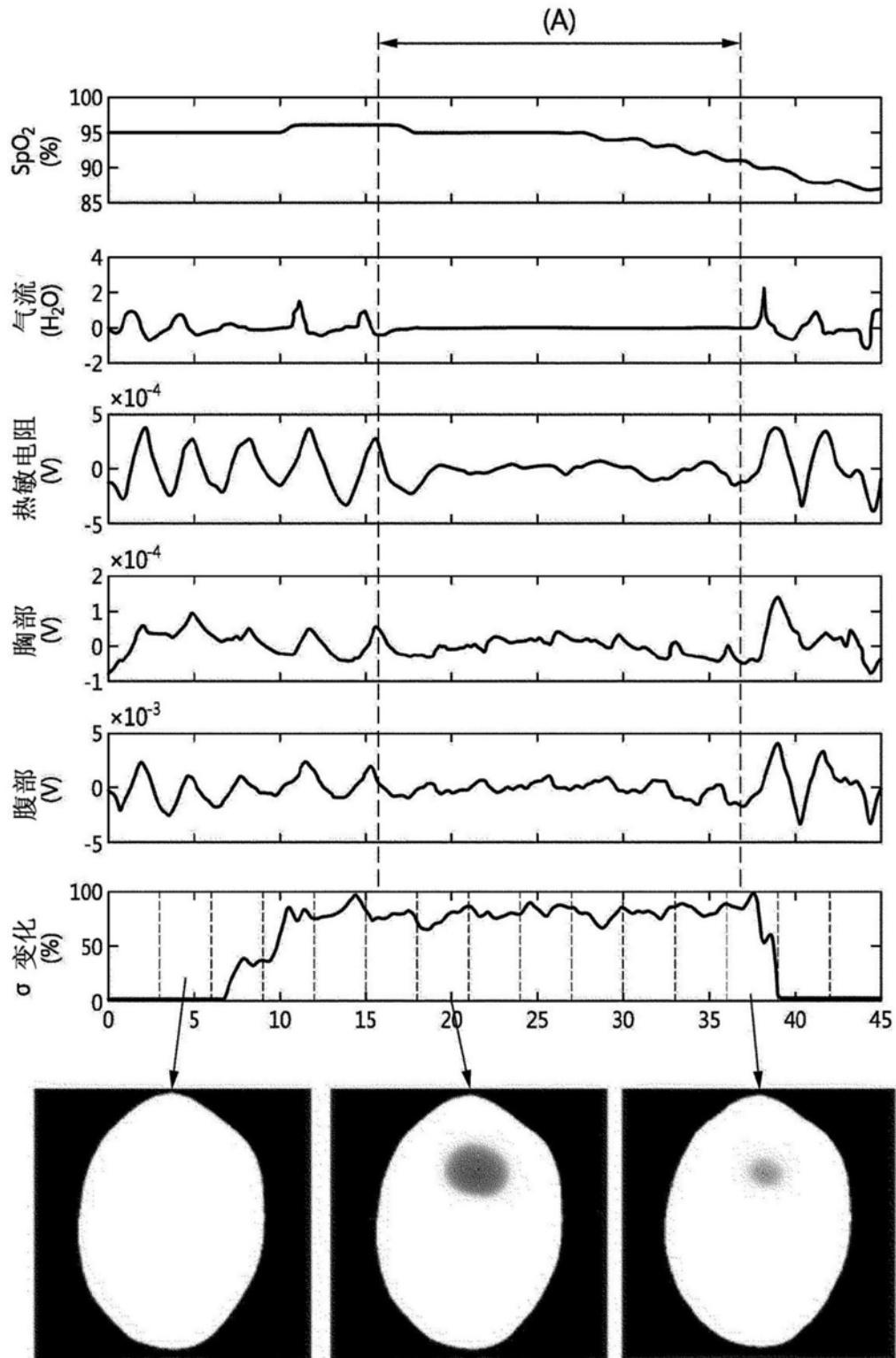


图8a

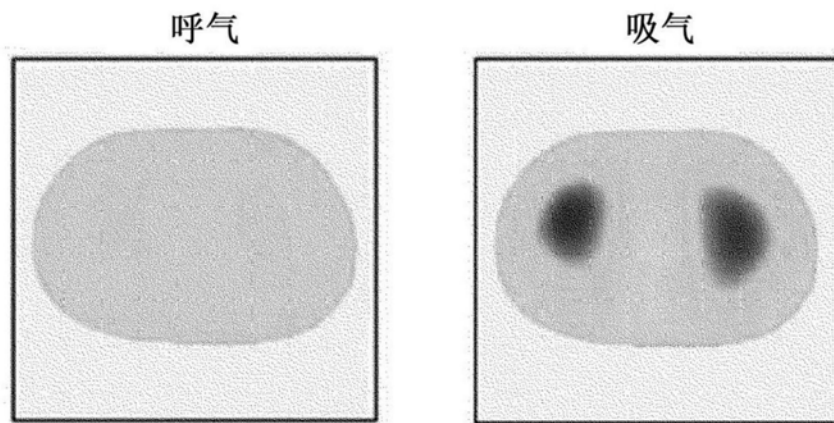
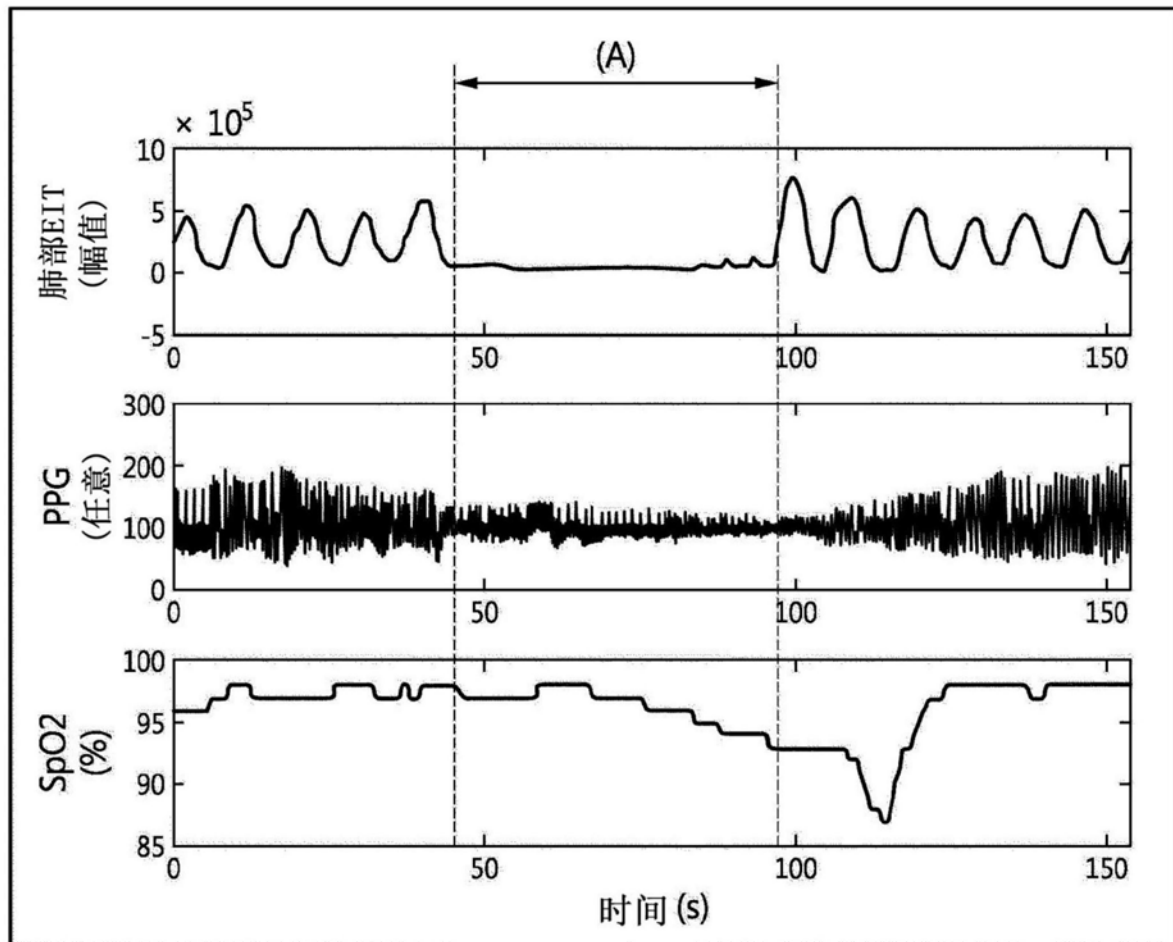


图8b

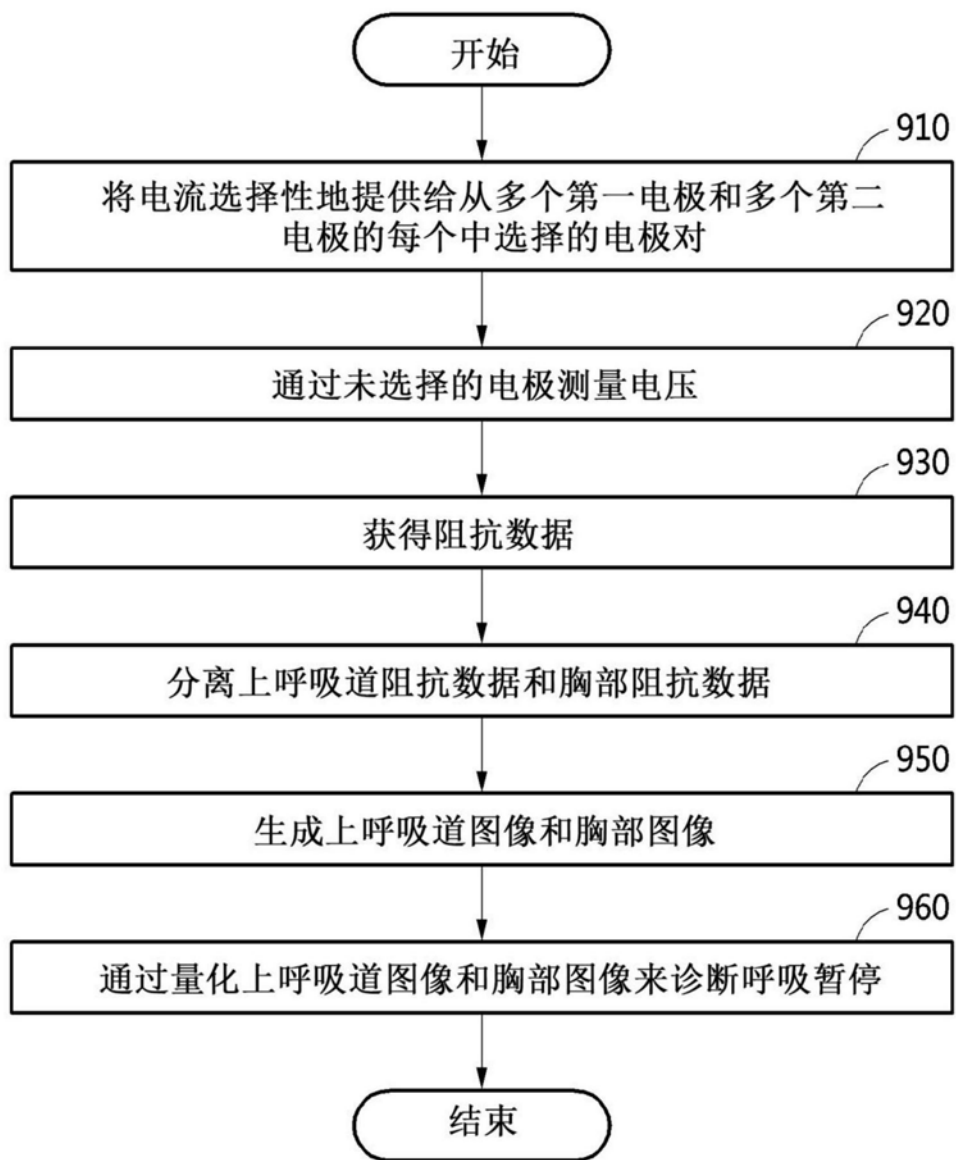


图9

专利名称(译)	用于测量睡眠呼吸暂停的方法和设备		
公开(公告)号	CN110035691A	公开(公告)日	2019-07-19
申请号	CN201780071605.1	申请日	2017-11-15
发明人	禹应济 吴东仁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0536 A61B5/4818 A61B5/6814 A61B5/6822 A61B5/6823 A61B5/6831 A61B5/7203 A61B2562/043 A61B5/7235 A61B5/7271 A61B5/0809 A61B5/7282 A61B2562/0209		
代理人(译)	谢攀		
优先权	1020160154137 2016-11-18 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量睡眠呼吸暂停的设备和方 法，基于从对象的上呼吸道和胸部的阻抗数据获得的图像来诊断呼吸暂停。通过使用附接到上呼吸道和胸部的电极来应用电阻抗断层成像(EIT)，根据上呼吸道的打开和阻塞生成肺部内的空气分布图像，来诊断阻塞性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和复合性呼吸暂停中的至少一种，由此得到治疗方案。

