



(10) 授权公告号 CN 110049722 B

(45) 授权公告日 2022.10.14

(21) 申请号 201780076033.6

(22) 申请日 2017.12.05

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110049722 A

(43) 申请公布日 2019.07.23

(30) 优先权数据
16020485.5 2016.12.08 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.06.06

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/081535 2017.12.05

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/104308 EN 2018.06.14

(73) 专利权人 勃林格殷格翰国际有限公司
地址 德国殷格翰

(72) 发明人 L·M·G·奥尔萨蒂

R·S·费雷拉

(74) 专利代理机构 北京坤瑞律师事务所 11494
专利代理师 封新琴

(51) Int.Cl.

A61B 5/087 (2006.01)

A61B 5/113 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2015087922 A1, 2015.03.26

US 2007299325 A1, 2007.12.27

CN 106073798 A, 2016.11.09

US 2013317333 A1, 2013.11.28

KR 101475501 B1, 2014.12.30

US 2015087922 A1, 2015.03.26

审查员 李馥然

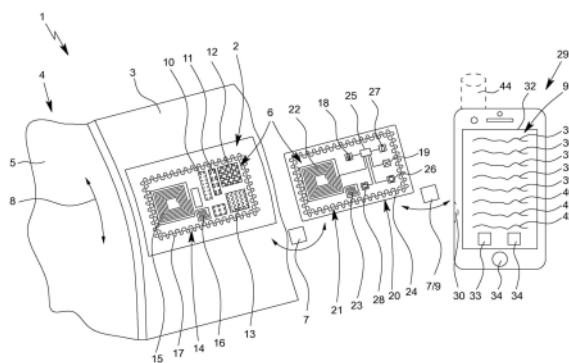
权利要求书3页 说明书16页 附图5页

(54) 发明名称

用于促进呼吸状态检测的系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于检测呼吸状态的系统和方法,其中该系统包括柔性贴片,该柔性贴片被配置成附着到患者身体的皮肤,其中该贴片包括当该贴片附着到该皮肤上时用于感测所述患者身体的身体活动的至少一个传感器安排,并且其中该传感器安排被配置成确定和/或输出对应于所述身体活动的传感器信号。该系统被配置成基于该传感器信号确定呼吸气流指标。可替代地或另外地,该系统包括可重复使用的附加设备,该附加设备可附接到该贴片并且可从该贴片上拆卸,并且被适配成向该贴片提供能量和/或从该贴片接收该传感器信号。



1. 一种用于促进呼吸状态检测的系统(1),其中该系统(1)包括柔性的贴片(2),该贴片(2)具有第一侧面和第二侧面,其中该第一侧面被配置成借助于粘附层(2B)附着或附接到患者身体(4)的皮肤(3),其中该贴片(2)包括用于感测对应于所述患者身体(4)的呼吸状态的身体活动的传感器安排(6),并且其中该传感器安排(6)被配置成确定和/或输出对应于所述身体(4)活动的传感器信号(7),

其中该系统(1)包括可重复使用的附加设备(20),该附加设备(20)可附接到该贴片(2)并且可从该贴片(2)上拆卸,

其中该附加设备(20)连接至与该贴片(2)的第一侧面相反的第二侧面,

其中该附加设备(20)形成为另外的柔性的贴片,并且

其中该附加设备(20)被适配成向该贴片(2)提供能量和从该贴片(2)接收该传感器信号(7)或其部分。

2. 根据权利要求1所述的系统(1),其特征在于,该传感器安排(6)包括至少一个传感器(10,11,12,13)。

3. 根据权利要求1所述的系统(1),其特征在于,该系统(1)被配置成基于该传感器信号(7)来确定呼吸气流指标(9)。

4. 根据权利要求3所述的系统(1),其特征在于该传感器信号(7)在数学上可变换为该呼吸气流指标(9)。

5. 根据权利要求4所述的系统(1),其特征在于,该传感器信号(7)在数学上可变换为呼吸气流速率(36)或其变化。

6. 根据权利要求1所述的系统(1),其特征在于该传感器安排(6)包括用于感测该皮肤(3)的拉伸的拉伸传感器。

7. 根据权利要求6所述的系统(1),其特征在于,其中该传感器信号(7)代表拉伸程度。

8. 根据权利要求1所述的系统(1),其特征在于该系统(1)包括声波传感器(18),该声波传感器被配置成用于检测由呼吸气流(8)引起的声音;和/或运动传感器(19),该运动传感器用于检测该身体(4)的运动。

9. 根据权利要求8所述的系统(1),其特征在于该运动传感器被配置用于检测该身体(4)的皮肤(3)的运动。

10. 根据权利要求8所述的系统(1),其特征在于,该传感器信号(7)代表该声音和/或该运动。

11. 根据权利要求8所述的系统(1),其特征在于,该运动传感器用于检测该身体(4)的皮肤(3)的运动,并且其中该传感器信号(7)代表该声音和/或该运动。

12. 根据权利要求6所述的系统(1),其特征在于,该系统(1)被配置成通过分析该身体(4)的该拉伸来确定或计算呼吸气流指标(9)。

13. 根据权利要求8所述的系统(1),其特征在于,该系统(1)被配置成通过分析由呼吸气流(8)引起的该声音、和/或该身体(4)的该运动来确定或计算呼吸气流指标(9)。

14. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1),其特征在于当该附加设备(20)与该贴片(2)连接时建立该附加设备(20)与该贴片(2)之间的机械连接、电气连接和/或数据连接,并且当该附加设备(20)与该贴片(2)分离时断开该附加设备与该贴片之间的机械连接、电气连接和/或数据连接。

15. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该附加设备(20)被配置成以无线方式向该贴片(2)提供电能。

16. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该附加设备(20)被配置成以无线方式从该贴片(2)接收该传感器信号(7)。

17. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该附加设备(20)包括用于传输和/或接收该传感器信号(7)、呼吸气流指标(9)、警告(41)、和/或指令(42)的附加设备接口(21)。

18. 根据权利要求17所述的系统(1), 其特征在于该附加设备接口(21)以无线方式传输和/或接收该传感器信号(7)、呼吸气流指标(9)、警告(41)、和/或指令(42)。

19. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该系统(1)包括处理设备(26), 该处理设备被安排和配置成用于基于该传感器信号(7)与一个或多个基准信号(43)或值来计算呼吸气流指标(9)。

20. 根据权利要求19所述的系统(1), 其特征在于该处理设备被安排和配置成用于通过关联该传感器信号(7)与一个或多个基准信号(43)或值来计算呼吸气流指标(9)。

21. 根据权利要求19所述的系统(1), 其特征在于该处理设备(26)被配置成用于基于该呼吸气流指标(9)确定或计算呼吸气流受限、其变化、或个别不规则。

22. 根据权利要求21所述的系统(1), 其特征在于该处理设备(26)还被配置成如果检测到该呼吸气流受限或该呼吸气流受限超过阈值, 则生成警告(41)和/或指令(42)。

23. 根据权利要求19所述的系统(1), 其特征在于该处理设备(26)被安排在该贴片(2)和/或附加设备(20)上, 或者形成该贴片(2)和/或附加设备的一部分。

24. 根据权利要求17所述的系统(1), 其特征在于该系统(1)包括至少一个用户设备(29), 其中该传感器信号(7)、该呼吸气流指标(9)、该警告(41)、和/或该指令(42)可传输至该用户设备(29); 和/或其中该用户设备(29)包括用户界面(31), 该用户界面被配置成通过该用户界面(31)输出该呼吸气流指标(9)、该警告(41)、和/或该指令(42)。

25. 根据权利要求24所述的系统(1), 其特征在于该传感器信号(7)、该呼吸气流指标(9)、该警告(41)、和/或该指令(42)以无线方式可传输至该用户设备(29)。

26. 根据权利要求3所述的系统(1), 其特征在于该系统(1)被配置成自动提供和/或自动适配治疗措施, 用于治疗基于该呼吸气流指标(9)可检测的气流受限或个别不规则。

27. 根据权利要求3所述的系统(1), 其特征在于该呼吸气流指标(9)是对应于呼吸气流速率(36)、吸气时间(37)、呼气时间(38)、和呼吸量(39)中的至少一个和/或对应于其变化的指标。

28. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该附加设备(20)至少基本上被适配或形成为与该贴片(2)相似。

29. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该贴片(2)包括用于接收和/或传输能量和/或信息的贴片接口(14)。

30. 根据权利要求29所述的系统(1), 其特征在于, 该贴片接口(14)是电力耦合设备一(15)、数据耦合设备一(16)和/或天线一(17)。

31. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统(1), 其特征在于该附加设备(20)包括附加设备接口(21), 该附加设备接口被配置成用于将该附加设备(20)电连接和/或以电子方式

连接到该贴片。

32. 根据权利要求31所述的系统(1), 其特征在于, 该附加设备接口是电力耦合设备二(22)、数据耦合设备二(23)和/或天线二(24)。

33. 根据权利要求30所述的系统(1), 其特征在于该电力耦合设备一(15)和/或数据耦合设备一(16)被配置成用于电感性电力传递、电容性电力传递和/或近场电力传递。

34. 根据权利要求32所述的系统(1), 其特征在于该电力耦合设备二(22)和/或数据耦合设备二(23)被配置成用于电感性电力传递、电容性电力传递和/或近场电力传递。

35. 一种用于使用贴片(2)促进呼吸状态检测的方法, 该贴片(2)具有第一侧面和第二侧面, 其中该第一侧面被配置成借助于粘附层(2B)附着或附接到患者身体(4)的皮肤(3), 其中该贴片(2)包括用于感测对应于所述患者身体(4)的呼吸状态的身体活动的传感器安排(6), 并且其中该传感器安排(6)被配置成确定和/或输出对应于所述身体(4)活动的传感器信号(7),

使用可重复使用的附加设备(20), 该附加设备可附接到该贴片(2)并且可从该贴片上拆卸,

其中该附加设备(20)连接至与该贴片(2)的第一侧面相反的第二侧面,

其中通过该附加设备(20), 向该贴片(2)提供能量和从该贴片(2)接收该传感器信号(7)。

36. 根据权利要求35所述的方法, 其特征在于, 该传感器安排(6)包括至少一个传感器(10,11,12,13)。

37. 根据权利要求35或36所述的方法, 其特征在于, 基于该传感器信号(7)来确定呼吸气流指标(9)。

38. 一种计算机可读存储介质, 其包括程序代码工具或指令, 该程序代码工具或指令被配置成在被执行时执行权利要求35-37中任一项所述的方法。

用于促进呼吸状态检测的系统和方法

[0001] 本发明涉及用于促进呼吸状态检测的系统、用于促进呼吸状态检测的方法、以及计算机可读存储介质。

[0002] 本发明总体上涉及确定如下项的特性或确定取决于如下项的特性：呼吸道、其潮汐动力学、其生理学和/或其几何结构，这些特性也被称为呼吸状态。

[0003] 本发明特别涉及鉴别或促进鉴别呼吸状态的领域，以便使能够作出关于呼吸道阻塞或气流容量减少的呼吸道疾病(如但不限于哮喘)的评估或诊断。

[0004] 此外，本发明涉及可穿戴传感器设备。此类可穿戴传感器设备从患者长期检查中已知，该长期检查例如关于长期血压测量或心电图。

[0005] WO 2016/053897 A1涉及一种可穿戴设备，其被配置成用于促进肺病的诊断和/或评估。该设备包括柔性贴片，该柔性贴片具有声学传感器、移动传感器、肌肉活动传感器、时钟、环境温度传感器、通信端口、电源、开关机构、存储设备以及一个或多个处理器。该设备在该存储设备上记录包括声学信号的信息，该信息可被分析以鉴别气喘发作或咳嗽发作中的一种或两种。

[0006] US 6,019,732 A公开了一种用于监测受试者的潮气量的设备，该设备包括用于附接到动物或人的柔性基底。包括一系列半导体传感器和导电传感器的感测器件被附接到该基底并且可连接到电路中。响应于受试者肺部扩张和收缩的变化，设备反向地改变其电阻并因而将潮气量的变化转换为信号输出。

[0007] US 2002/0072685 A1公开了一种使用柔性压电薄膜传感器监测和/或定量测量患者呼吸的方法和装置。该装置包括可以附接到患者颈部的柔性基底。该装置还包括压电薄膜，该压电薄膜将由患者呼吸所生成的声波转换成电信号。

[0008] US 2011/0301485 A1公开了一种用于根据由声学传感器在受试者身体上检测到的身体声音信号来估计受试者的呼吸气流的数据分箱方法和系统。这些方法和系统在配置模式下操作，然后是监测模式。在配置模式下，身体声音信号和呼吸气流分别由体上声学传感器和肺活量计在共有时间段内检测。然后生成时序一致身体声音信号数据点和呼吸气流数据点并将它们相互关联并存储在查找表中。然后，在监测模式下，使用随后的身体声音信号读数来访问查找表，以提供呼吸气流估计而不再需要肺活量计。

[0009] US 2012/0041279 A1和WO 2006/043278 A1涉及用于固定使用(特别是在医院中)的系统和方法，该系统不是便携式或可穿戴的。该系统包括至少一个传感器(特别是电极)，该传感器被放置在受试者的身体上并通过引线连接到下述设备，该设备处理和分析该传感器的测量，并因而连续或在中间监测受试者的呼吸状态和健康状况。当呼吸参数反映丧失通气或其他重要功能时，该系统和方法可以维持警报或调整对受试者进行通气的呼吸机的操作参数。

[0010] 尽管可以穿戴的设备通常已知使能够长期舒适地使用，但是已知的方案是一次性物品，因此由于必须更换传感器而非常浪费和昂贵。另一方面，用于类似目的的传统设备如听诊器或肺活量计的舒适性较差，且不适合连续24小时监测和/或长期使用。

[0011] US 2015/0087922 A1公开了一种自含式个人气流感测监测器。可穿戴式监测器包

括两个部件,即延长式柔性穿戴电极贴片和可拆除可重复使用的监测器记录仪。该监测器记录仪可以在患者监测期间被装配在电极贴片上并通过触点与其电连接,并且稍后被拆除以便卸载存储的数据或接收经修改的编程。监测器记录仪将从贴片的传感器接收的数据存储在存储器中,并且可以连接到下载站以检索存储的数据。

[0012] US 2013/0317333 A1公开了一种模块化可穿戴传感器设备。该可穿戴传感器包括第一模块,该第一模块具有第一外壳和该第一外壳内的第一印刷电路板。该可穿戴传感器还包括耦合到第一模块的第二模块,该第二模块具有第二外壳和该第二外壳内的第二印刷电路板。第一模块和第二模块中的一个是一次性的,而第一模块和第二模块中的另一个是可重复使用的。

[0013] WO 2014/128090 A1公开了一种用于呼吸监测的设备,其具有用于粘附到患者躯干的一次性基底和可重复使用的电子控制器。该基底包括主体,两个细长的换能器被嵌入该主体内以测量变形,该换能器通过导体连接到控制器。该控制器包括塑料壳体,并通过使用工业级钩环式紧固件机械连接到该基底。

[0014] 尽管这些设备可以更长时间佩戴并且包括可重复使用的部分,但由于可重复使用的部分具有刚性壳体,这些方案仍然让人感到不舒适。另一个缺点是,部件必须通过流电触点以电子方式连接,限制了可靠性、可重复使用性和易用性,并且由于直接接触而卫生性较差。

[0015] 本发明的一个目的是提供更高效率的、节约资源的、卫生的、和/或使用起来更容易或更舒适的系统、方法和计算机可读存储介质。

[0016] 通过用于促进呼吸状态检测的系统、通过用于促进呼吸状态检测的方法、或通过计算机可读存储介质来实现该目的。

[0017] 本发明的一方面涉及一种用于促进呼吸状态检测的系统,其中该系统包括柔性贴片,该柔性贴片被配置成附着或附接到患者身体的皮肤,特别是胸部区域内的皮肤和/或呼吸道区域内的皮肤。该贴片包括优选地传感器安排的至少一个传感器,或该传感器安排的用于感测身体活动的至少一部分,特别是检测优选地不同于潮式呼吸和/或对应于呼吸状态的胸部活动。

[0018] 该一个或多个传感器或该传感器安排被配置成确定和/或输出对应于所述胸部活动或所述身体活动的传感器信号。为此目的,传感器或传感器安排可以被配置成当贴片附接或附着到皮肤上时检测或感测与呼吸状态有关的身体活动。根据本发明的该方面,该系统被配置成基于该传感器信号确定和/或关联于呼吸气流指标。

[0019] 呼吸气流指标优选地取决于或对应于或关联于通过呼吸道或呼吸系统的气流,和/或在呼吸道或呼吸系统中循环的空气的体积和/或速度。特别地,呼吸气流指标取决于、对应于、包括或者是经过呼吸道或呼吸系统的气流速率。可替代地或另外地,呼吸气流指标取决于或对应于或关联于流过呼吸系统的气流的特性变化,和/或取决于在呼吸道或呼吸系统中循环的空气的体积的相对变化和/或速度的相对变化。

[0020] 呼吸气流指标优选地对应于呼吸状态,即对应于以下项的特性或对应于取决于以下项的特性:呼吸道、其生理学、几何结构或潮汐动力学。可替代地或另外地,呼吸气流指标对应于或被配置成使能够检测呼吸状态的变化,即呼吸道的特性的变化:呼吸道的生理学变化、呼吸道的几何结构变化和/或呼吸道的或呼吸道内的潮汐动力学变化。

[0021] 呼吸气流指标通常是从肺活量测定法已知的或可通过肺活量测定法测量的。特别地,呼吸气流指标反映、包括、或由所谓的流量-容积环(flow-volume loop)形成,已知该流量-容积环是由肺活量测定法或对应的数据生成的。

[0022] 然而,在本发明中,呼吸气流指标的确定方式与肺活量测定法的方式不同,即用可穿戴贴片的一个或多个传感器或传感器安排。用于此目的的传感器信号可以被转换为呼吸气流指标,从而优选地允许使用从肺活量测定法结果的分析中已知的技术。通过使用一个或多个传感器而收集的数据和/或呼吸气流指标可以被输出,和/或在被或不被输出的情况下被进一步分析。

[0023] 众所周知,呼吸气流速率特别适合于评估呼吸状态,特别是鉴别呼吸道内的阻塞或气流受限。然而,通过肺活量测定法确定的这种呼吸气流指标不适合于连续监测或长期使用,也不允许佩戴测量设备。然而,本领域中已知的可穿戴设备利用不允许复杂解读的不同方式,如直接记录和分析声音。

[0024] 因此,生成呼吸气流指标可以是借助于传感器安排进行测量和特别是由医疗专业人员或/或由(部分)自动分析系统进行分析之间的中间步骤。该中间步骤即呼吸气流指标的确定伴随着优点。呼吸气流指标与仅仅的测量结果或传感器信号相比包括额外的信息。特别地,呼吸气流指标的确定增加了关于呼吸道的解剖学或状况的信息,得到测量结果-特别是通过解读和/或关联于解剖学相关基准。因此,呼吸气流指标使能够更可靠且更舒适地确定呼吸状态。

[0025] 可以通过相比于或关联于基准信号来从传感器信号确定呼吸气流指标或其部分,该基准信号(如样本)将传感器信号片段或与传感器信号的特性相对应的数据分配给呼吸气流指标或其一部分。因此,此类基准信号可以代替传感器信号,以便形成和/或可以用于确定呼吸气流指标。

[0026] 换言之,本发明将潮式呼吸测量的优点和可穿戴设备的优点以协同方式结合,因为至少部分源自可穿戴贴片的传感器信号用于在第一步骤中确定呼吸气流指标,且呼吸气流指标在第二步骤中可以像来自潮式呼吸测量仪器的结果那样更容易和可靠地被分析,然而特别避免了使用潮式呼吸测量如肺活量计。

[0027] 同样可以独立实现的本发明的另一个方面涉及一种用于促进呼吸状态检测的系统,其中该系统包括柔性贴片,该柔性贴片被配置成附接或附着到患者身体的患者皮肤上。该贴片包括至少一个传感器,优选为传感器安排,用于在该贴片附接或附着到皮肤上时检测或感测所述患者身体的身体活动,和/或用于检测或感测胸部活动,和/或对应于患者身体的呼吸状态。该传感器或传感器安排被配置成确定和/或输出优选地对应于所述身体活动(特别是胸部活动)的传感器信号。该系统包括可重复使用的附加设备,该附加设备可附接和/或可保持到该贴片上和/或可从贴片上拆卸,并且被适配成向该贴片提供能量和/或从该贴片接收该传感器信号。

[0028] 根据这个方面,由于贴片具有两层,其中一层是可重复使用的附加设备且另一层被配置成直接附接和保持在皮肤上,在使用后将没有必要对整个可穿戴贴片进行处置。因此,既没有必要具有从可穿戴贴片到测量记录仪等的传感器导线,也不需要测量记录仪等来形成贴片的一部分且不需要在使用后进行处置。

[0029] 本发明的这个方面进一步提供的优点是,只有直接与身体接触或者需要直接与身

体接触的此类传感器将是贴片一部分,且不与身体接触和/或不需要与身体接触的其他传感器或其部分可以是附加设备的一部分。

[0030] 优选地,贴片和附加设备被适配成以无线方式和/或在没有直接电(流电)接触的情况下传输和/或接收传感器信号和/或能量。特别地,可以电感式和/或电容式进行信号传递和/或能量传递。贴片和/或附加设备可包括用于能量传递和/或信号传递的器件,如电线圈和/或电容器。有利地,可以避免贴片与附加设备的直接电接触,从而提供更可靠的、可重复使用的和/或卫生的系统。

[0031] 优选地,附加设备是贴片状的和/或被形成为贴片。特别地,附加设备可以是柔性的和/或可粘附的。附加设备优选地使其部件被安排在(柔性)基底上或嵌入其中,特别是没有任何附加壳体等。特别优选地,附加设备至少与贴片基本上类似地形成。特别地,附加设备的部件和贴片的部件可以以类似或对应的方式安排。这有利地增加了穿戴舒适性和易用性和/或有益于以有成本效益的方式制造所提出的系统。

[0032] 同样可以独立实现的本发明的又一个方面涉及一种用于使用贴片促进呼吸状态检测的方法,该贴片被配置成或者被附接或附着到患者身体的皮肤上。贴片包括优选地传感器安排的传感器,或该传感器安排的至少一部分,以用于感测所述患者身体的身体活动。传感器或传感器安排被配置成确定和/或输出对应于所述身体活动的传感器信号。基于传感器信号确定(优选地计算)呼吸气流指标。可替代地或另外地,通过可附接到该贴片并且可从该贴片拆卸的可重复使用的附加设备,向该贴片提供能量和/或从该贴片接收传感器信号。因此,可以实现对应的效果和优点。

[0033] 同样可以独立实现的本发明的又一个方面涉及一种优选地非瞬态计算机可读存储介质或计算机程序产品,其包括程序代码工具或指令,该程序代码工具或指令被配置成被执行(特别地在处理器、控制器或类似计算设备上)时,执行根据本发明的方法或引起计算机、处理器或控制器执行根据本发明的方法的步骤。

[0034] 根据本发明的“贴片”优选地是具有平坦表面的扁平设备,该平坦表面被配置成用于与皮肤长期直接接触。特别地,该表面包括粘附层或由粘附层形成,该粘附层被配置成粘附在皮肤上。该粘附层优选地(优选地至少基本上或完全地)覆盖贴片的被安排成与皮肤直接接触的一侧。然而,也可以存在没有粘附层的区。贴片优选地是柔性的,其方式为该贴片遵循皮肤的形状和/或运动,和/或使得它可以被撕开以便遵循皮肤的形状。

[0035] 优选地,贴片在横向方向上是柔性的,使得贴片可以被拉伸和/或压缩。因此,贴片优选地被适配成当其附接或可附接到、附着或可附着到皮肤时遵循皮肤的拉伸。贴片可以是防水的或水密的,但这不是强制性的。

[0036] 根据本发明的患者身体优选地是人的身体或动物的身体。根据本发明的患者身体的皮肤优选地是身体的表面,特别是身体的呼吸系统或肺系统的区域或与身体的呼吸系统或肺系统相邻的区域。

[0037] 根据本发明的呼吸气流指标优选地是如或包括以下一项或多项的指标:数据值、曲线、图、道、功能、关联、和/或分配,和/或优选地直接有关于、代表或指示呼吸道中的气流或气流状况。

[0038] 特别地,呼吸气流指标包括或由随时间的呼吸气流量和/或呼吸气流速率(特别是随时间或容积的呼吸气流速率)形成。呼吸气流指标可包括指示或对应于具有或不具有基

准值或绝对值的相对变化的数据。

[0039] 呼吸气流速率是单位时间气流量的计量,其可以具有升/秒或毫升/秒的尺寸。随时间的呼吸气流量在下文中被称为瞬时呼吸气流,可以具有毫升尺寸并且可以在没有呼吸活动的情况下(如在吸入和呼出之间的点)为零。当然,此时呼吸气流速率也为零。

[0040] 特别优选地,呼吸气流指标是或包括所谓的流量-容积环(其将呼吸气流速率分配给肺容积或是对肺容积进行的呼吸气流速率分配)或对应的信息/数据。

[0041] 可替代地或另外地,呼吸气流指标是、对应于或包括对应于或指示(特别地随时间)以下中的一项或多项的数据:

[0042] TLC肺总容量:肺处于最大膨胀时的容积,VC和RV的总和。

[0043] TV潮气量:在安静呼吸期间进入或离开肺的空气体积(TV指示肺的细分;当精确测量潮气量时,如在气体交换计算中,使用符号TV或VT。)

[0044] RV残气量:最大呼气后肺中剩余的空气量

[0045] ERV呼气储备量:可以从末端呼气位置呼出的最大空气量

[0046] IRV吸气储备量:可从末端吸气水平吸入的最大体积

[0047] IC吸气容量:IRV和TV的总和

[0048] IVC吸气肺活量:从最大呼气点吸入的最大空气量

[0049] VC肺活量:吸入最深后呼出的空气量。

[0050] VT潮气量:在安静呼吸期间进入或离开肺的空气量(VT指示肺的细分;当精确测量潮气量时,如气体交换计算中,使用符号TV或VT。)

[0051] FRC功能残气量:肺在呼气末位置时的容积

[0052] RV/TLC%以TLC的百分比表示的残气量

[0053] VA肺泡气容量

[0054] VL肺的实际容积,包括导气管的容积。

[0055] FVC用力肺活量:通过最大限度地用力呼气确定肺活量

[0056] FEV_t用力呼气量(时间):通用术语,指示在前t秒用力条件下呼出的空气量

[0057] FEV₁在第一秒用力呼气结束时呼出的量

[0058] FEF_x与FVC曲线的某一部分相关的用力呼气流量;修饰符指已经呼出的FVC量

[0059] FEF_{max}在FVC操纵期间实现的最大瞬间流量

[0060] FIF用力吸气流量:(用力吸气曲线的特定测量用类似于用力呼气曲线的命名法表示。例如,最大吸气气流表示为FIF_{max}。除非另有说明,否则体积限定符指示在测量点从RV吸入的量。)

[0061] PEF峰值呼气流量:用峰值流量计测量的最高用力呼气流量

[0062] MVV最大自主通气:在重复最大努力期间在指定时间段内呼出的空气量

[0063] 优选地,肺容积或肺容量,特别是FVC,可以被输入和/或用于确定呼吸气流指标,特别是用于关联和/或确定流量-容积环和/或作为用于确定流量-容积环的绝对基准。

[0064] 可替代地或另外地,呼吸气流指标可以在没有FVC绝对测量的情况下被确定或仍然是有价值的,因为每个呼吸周期的气流变化以及频率变化与哮喘进展关联,并且绝对数字FVC仅能够固定数值范围。

[0065] 因此,可以通过以下项来改善呼吸气流指标:关联、比较或更一般地使用FVC或与

肺的绝对容积或绝对容量相关的不同参数来以确定呼吸气流指标。

[0066] 然而,呼吸气流指标可替代地或另外地可以关联于或指示改变或变化,而不参考或提供绝对值或基准。也就是说,呼吸气流指标可以仅表征或指示相对变化。

[0067] 根据本发明的“流量”或“气流”优选地是指通过呼吸道朝向肺部或沿相反方向的环境空气流,其中根据本发明吸入或呼出的气体(包括呼出空气)是空气,且对应的流被称为气流,尽管其组成可能至少就二氧化碳份额和氧气份额而言与环境空气不同。因此,术语“流量”、“气流”、和“吸入空气和/或呼出空气”同义地使用并且可以彼此替换。

[0068] 本发明的另外的方面、特征和优点可以从权利要求书、附图和以下参考附图对优选实施方案的描述中获得。在附图中:

[0069] 图1示出了根据本发明的系统的示意图;

[0070] 图2是根据本发明的贴片的示意图;

[0071] 图3是根据图2的切割线III-III的该贴片的示意性截面图;

[0072] 图4是根据本发明的附加设备的示意图;以及

[0073] 图5是根据本发明的示意性方法的示意图。

[0074] 在图1中,示意性地描绘了根据本发明的用于检测呼吸状态的系统1。

[0075] 系统1包括柔性贴片2。该贴片2被配置成附着或附接到患者(特别是人或动物)身体4的皮肤3。

[0076] 在图1所示的实施例中,贴片2被设置或安排在身体4的呼吸道5的范围或区域中,使得呼吸道5或呼吸道5内的活动或与呼吸道相关的活动可以作用于贴片2。特别地,贴片2被适配到、安排在或可安排在皮肤3上,以皮肤3为基准背离呼吸道5或与呼吸道面向相反方向。

[0077] 系统1包括至少一个传感器安排6,该传感器安排用于感测优选地与说明书的介绍部分中定义的呼吸状态相关的胸部活动或身体活动。

[0078] 优选地,贴片2包括传感器安排6或其一部分。特别地,传感器安排6被配置成当贴片2附接或附着到或布置在皮肤3处时感测胸部活动或身体活动。

[0079] 传感器安排6优选地被配置成确定和/或输出对应于身体活动的传感器信号7。

[0080] 优选地,传感器安排6被配置成感测取决于呼吸状态和/或呼吸道5内的呼吸气流8的身体活动。

[0081] 根据本发明的一方面,系统1被配置成基于传感器信号7确定、特别是计算呼吸气流指标9。换言之,本发明的系统1中的传感器信号7用于确定或计算呼吸气流指标9。

[0082] 关于术语“呼吸气流指标9”的含义,参考说明书的介绍部分。特别地,呼吸气流指标9是或包括对应于取决于呼吸气流8并因此优选地指示呼吸状态的胸部活动或身体活动的一个或多个迹线、矢量、函数或不同数据。

[0083] 传感器信号7优选地在数学上可变换为呼吸气流指标9。特别地,优选的是传感器信号7包括借助于传感器安排6感测到的数据或由其组成,其中该数据优选地对应于呼吸气流8或呼吸气流8在呼吸道5中运动时引起的变化。也就是说,传感器安排6优选地被适配成测量或其测量呼吸道5内的呼吸气流8引起的变化。因此,基于传感器信号7而确定或计算的呼吸气流指标9优选地对应于呼吸气流8在呼吸道5内具有的变化。这使能够检测呼吸道5的状态(也称为呼吸状态),特别是由医疗专业人员或自动进行(辅助)。

[0084] 在以下段落中,更详细地描述了优选地包括在贴片2中的传感器安排6或其部分。

[0085] 传感器安排6优选地至少包括拉伸传感器10,该拉伸传感器被配置成用于感测皮肤3的拉伸,特别是拉伸程度。拉伸传感器10优选地被安排在贴片2上、贴片中、或贴片旁。由于贴片2的柔韧性,当皮肤3在呼吸活动期间被拉伸时,拉伸传感器10可以通过贴片2被拉伸。

[0086] 检测到的拉伸程度优选地对应于皮肤3被拉伸的程度。如果贴片2适当地附接到呼吸道5的胸部区域或呼吸道区域内的皮肤3,即身体4的乳房上,则皮肤3的拉伸与呼吸运动关联并因此与呼吸气流8关联,且可以通过拉伸传感器10检测其对呼吸道5的影响。因此,拉伸传感器10被配置成测量皮肤3的拉伸,皮肤的拉伸取决于呼吸活动、呼吸气流8、或其对呼吸道5的影响。

[0087] 传感器信号7优选地代表拉伸程度。因此,传感器信号7使能够基于关于拉伸或拉伸程度所依赖的呼吸道5和呼吸气流8的信息来确定呼吸气流指标9。

[0088] 特别地,通过吸入和呼出,皮肤3被拉伸到不同程度。呼吸越深,可以测量的拉伸差异越大。此外,与呼吸道5相关的痉挛会影响拉伸,特别是最大可测量的拉伸变化或拉伸幅度。这可以用于确定呼吸气流指标9。

[0089] 可替代地或另外地,拉伸传感器10和/或对对应于或包括来自拉伸传感器10的测量结果的传感器信号7的分析可以区分不同拉伸位置和/或不同拉伸方向。

[0090] 图2示出了贴片2的放大俯视图。拉伸传感器10可包括一个或多个应变传感器元件10A、10B。在所示的实施例中,应变传感器元件10A与不同的应变传感器元件10B相比具有不同的取向。特别地,应变传感器元件具有至少基本上彼此垂直的取向。应变传感器元件10A、10B优选地很长,特别是(各自)形成应变传感器条。然而,不同的实施方式是可能的,并且也是本发明的焦点。

[0091] 借助于拉伸传感器10,身体4的胸部区域的纵向拉伸和沿着身体4的周界的纵向拉伸可以单独使用或组合使用以进行进一步解读。这可以用于确定或改善呼吸气流指标9。这可以改善呼吸气流指标9的确定,并且因此可以改善基于呼吸气流指标9可以找到的呼吸状态的确定。

[0092] 返回图1,系统1或传感器安排6任选地包括一个或多个附加传感器。传感器安排6,特别是贴片2,优选地包括温度传感器11,通过该温度传感器可以测量皮肤3的温度和/或环境的温度。

[0093] 可替代地或另外地,系统1、贴片2和/或传感器安排6包括分别用于测量心脏活动信号和/或肌肉活动信号的ECG传感器12和/或EMG传感器13。

[0094] 特别地,EMG传感器13可用于检测在呼吸期间发生的肌肉活动和/或呼吸道5的肌肉活动或取决于呼吸道的肌肉活动,以便促进或改善呼吸气流指标9的确定或计算。

[0095] 温度传感器11也可用于改善关于呼吸气流指标9的确定的结果。特别地,由优选地安排在贴片2上温度传感器11测量的温度可以用于确保贴片2适当地附接或附着到皮肤3上。例如,测量与预期体表温度不同的温度可以用作贴片2未正确附接到皮肤3的指标。因此,温度传感器11可用于检测处理错误、用于错误处理等。

[0096] ECG传感器12和/或EMG传感器13和/或温度传感器11优选地被安排在贴片2上或形成贴片的一部分,使得它会直接受(胸部)身体活动(如皮肤3拉伸引起的应变)的影响或作

用、可受其影响或可受其作用。

[0097] 贴片2优选地还包括贴片接口14,用于接收和/或传输能量和/或信息,如传感器信号7、其一部分、或其他/另外的数据。

[0098] 示出的实施例中的贴片接口14包括电力耦合设备15、数据耦合设备16、和/或天线17。

[0099] 电力耦合设备15优选地被配置成用于电感性电力传递和/或近场电力传递。特别优选地,电力耦合设备15被配置成用于无线能量传递。这里,电力耦合设备15包括线圈或由线圈形成,该线圈可用于电感性能量传递。另外地或可替代地,电力耦合设备15可以包括用于电力传递的不同器件(如流电触点)或用于电容性能量传递的器件(如电容器板(未示出))。

[0100] 数据耦合设备16可以是电力耦合设备15的单独部分,或者可以是电力耦合设备15的一部分,而电力耦合设备15也可以用于数据耦合。在图1至图3所示的实施例中,数据耦合设备16由高频线圈形成或包括高频线圈。该高频线圈可替代地可用于形成谐振电路,以便操作这些传感器中的一个或多个或贴片2的发射器或接收器或收发器和/或以便用于数据传递和/或能量传递。

[0101] 天线17优选地被配置成用于传感器信号7的无线传输。可替代地或另外地,可以借助于天线17传递另外的传感器信息、关于贴片2或其部件的操作的状态信息。然而,这种数据传递可替代地或另外地可以由贴片2以不同(无线)方式支持,例如通过电感耦合,例如通过电力耦合设备15或数据耦合设备16,或通过流电触点(未示出)。

[0102] 例如无线电力耦合设备15、和/或无线数据耦合设备16、和/或无线天线17等无线接口是优选的,因为避免流电接触可以改善可靠性和易用性,特别是考虑到贴片2的应用领域。

[0103] 贴片2还可以具有晶体管以及有源或无源电子部件,用于支持未详细示出的检测过程、能量传递、能量(中间)存储。然而,此类设备和电路在现有技术(如从传感器数据表中是而众所周知的。

[0104] 图3示出了根据图2的切割线III-III的贴片2的示意性截面图。

[0105] 贴片2优选地包括多个层2A、2B。贴片2的载体层2A可以覆盖或承载贴片2的大部分电子元件或传感元件。特别地,拉伸传感器10、温度传感器11、EMG传感器13、贴片接口14、电力耦合设备15、数据耦合设备16、和/或天线17可以安排在该载体层2A上和/或该载体层中,优选地以水密方式覆盖或封闭。

[0106] 此外,贴片2优选地包括粘附层2B,该粘附层被配置成将贴片2附接或附着到皮肤3。该粘附层2B可以优选完全或至少基本上或部分地覆盖载体层2A的一侧,特别是至少在沿贴片2或载体层2A的(整个)边缘的外围区域。

[0107] 粘附层2B优选地至少与拉伸传感器10重叠。这改善了拉伸传感器10与皮肤3的耦合。因此,可以改善拉伸传感器10的准确度和基于来自拉伸传感器10的测量结果而计算的呼吸气流指标9的准确度。

[0108] 贴片2可以包括优选地用于ECG传感器12的或者ECG传感器的电极12A,该ECG传感器可以被安排在粘附层2B的表面处或内部,使得电极12A中的一个或多个能够与皮肤3产生流电接触。因此,粘附层2B优选不覆盖电极12A。可替代地,粘附层2B(至少部分地)是导电

的,只要其覆盖电极12A或形成电极12A。

[0109] 贴片2可包括一个或多个(优选地柔性的)电路板2C或印刷电路板,用于连接或互连贴片2的传感器和另外部件。

[0110] 电路板2C可以被安排在载体层2A的内部或载体层上。电路板2C可以是柔性的和/或包括用于连接贴片2的传感器和/或部件中的一个或多个(如贴片接口14、电力耦合设备15、数据耦合设备16、和/或天线17)的导体。电路板2C可以是印刷电路板和/或层压电路板。

[0111] 传感器安排6优选地包括声波传感器18。声波传感器18被配置成用于检测由呼吸气流8引起的声音或振动、呼吸道5的活动和/或由呼吸气流8作用于呼吸道5或与呼吸道相互作用引起的声音或振动。

[0112] 声波传感器18可包括和/或由麦克风和/或结构声传感器形成。检测结构声是特别优选的,因为这是用于收集以下数据的简单且可靠的措施,该数据与呼吸气流指标9关联并允许确定、计算和/或改善呼吸气流指标。

[0113] 可替代地或另外地,传感器安排6包括用于检测身体4的运动(尤其是身体的皮肤3的运动)的运动传感器19。运动传感器19可以被适配成感测由呼吸活动引起的胸廓或胸腔提升和下降之类的运动。

[0114] 运动传感器19可用于检测呼吸频率和呼吸阶段。这使能够或简化了解读另外的传感器信息和身体4的生命状态。

[0115] 运动传感器19还可用于测量脉搏。可替代地或另外地,传感器安排6可以包括单独的脉搏传感器,或者传感器安排6的传感器当中的不同传感器可以用于感测附近动脉的脉搏。

[0116] 传感器信号7优选地包括或传递来自传感器安排6的数据或测量结果,特别是来自拉伸传感器10、温度传感器11、ECG传感器12、EMG传感器13、声波传感器18、和/或运动传感器19中的一个或多个的。在这方面,优选的是,传感器信号7代表拉伸程度、温度、ECG值、EMG值、由呼吸气流8引起的声音、和/或身体4的运动。

[0117] 系统1优选地被配置成通过分析优选地胸部的拉伸、温度、ECG值、EMG值、声音、和/或运动来确定或计算呼吸气流指标9。

[0118] 根据同样可以独立实现的本发明的另一方面,系统1优选地包括至少两个可彼此连接和/或可彼此分离的部分。

[0119] 该系统优选地包括附加设备20。附加设备20可附接到贴片2并且可从贴片拆卸。因此,贴片2可包括可拆卸和/或可重新附接的附加设备20。特别地,当系统1准备好使用时,附加设备20可以是或形成贴片2的层。

[0120] 在图4中,描绘了附加设备20的俯视图。附加设备20不需要是柔性的,它可以(至少基本上)是刚性的或尺寸稳定的。附加设备20可以包括电路板,优选地是印刷电路板,在该电路板上,触点可以连接到附加设备20的部件上和/或由其形成,如在线圈形成附加设备20的电力耦合设备22的当前情况下。

[0121] 附加设备20可以是可重复使用的,而用于与皮肤3直接接触的贴片2优选地是由于卫生原因仅使用一次的一次性设备。

[0122] 附加设备20优选地被配置成向贴片2提供能量。可替代地或另外地,附加设备20被配置成接收传感器信号7,该传感器信号完全或部分地来自贴片2。

[0123] 附加设备20优选地是可重复使用的。为此目的,附加设备20可以优选地连续地附接到和/或耦合至多个贴片2。

[0124] 系统1优选地被配置成使得如果或通过将附加设备20附接到贴片2或者将附加设备20连接或安装在贴片2上,可以在附加设备20和贴片2之间建立机械连接、电气连接和/或数据连接。特别优选地,当附加设备20连接或安装在贴片2上时(自动地)建立了这种连接。可替代地或另外地,当附加设备20与贴片2分离或从贴片2拆除时,所述连接优选地(自动地)断开。这有助于非常容易的操作。

[0125] 优选地,附加设备20是贴片状的和/或形成为柔性贴片。特别地,附加设备20可包括优选地柔性载体层和/或粘附层,而其部件位于载体层上或嵌入载体层中。

[0126] 优选地,附加设备20至少基本上被适配或形成为与该贴片2相似。附加设备20优选地具有与贴片2相同或相似的尺寸。附加设备20的部件优选地以与贴片2上的部件的安排类似或对应的方式安排。特别优选地,附加设备20的与贴片2的部件完全相同或相似或对应的部件(如电力耦合设备22)至少基本上位于与贴片2上的对应部件相似的地点。

[0127] 系统1优选地是多部分的模块化系统1,而贴片2形成第一模块并且附加设备20形成第二模块,这些模块被配置成被组合以形成功能系统1或其一部分。因此,贴片2可以包括至少两个部分,即,在一方面,载体层2A和/或粘附层2B,以及在另一方面,附加设备20。这两个部分一起形成贴片2、系统1或系统1的一部分。这些部分一起优选地包括传感器安排6。传感器安排6可包括贴片2和附加设备20两者的部件或由两者的部件形成。

[0128] 传感器安排6优选地设置在贴片2和附加设备20两者上或覆盖两者。这允许重复使用系统1的传感器和另外的部件,其不需要直接接触或接近皮肤3、身体4或需要受其影响,并且因此可以形成附加设备20的一部分。

[0129] 优选地,至少声波传感器18和/或运动传感器19被安排在附加设备20上而不是贴片2上。

[0130] 在图1中,示出了附加设备20被远离贴片2移动。然而,在操作期间,优选的是附加设备20附接到贴片2,使得附加设备20覆盖或与贴片2重叠。

[0131] 附加设备20和贴片2优选地被配置成连接的。特别地,附加设备20具有连接器件以将其附着到贴片2,如胶水、粘合膜、胶带、或用于优选地可拆卸地将附加设备20保持在贴片2处和/或上的其他器件。

[0132] 附加设备20与贴片2一起优选地形成搭载式配置,其中贴片2连接或可连接到皮肤3,并且其中附加设备20在贴片2背离皮肤3或背离贴片2的被安排成附着至皮肤3上的那一侧连接或可连接到贴片2。

[0133] 所示实施例中的附加设备20包括附加设备接口21,该附加设备接口被配置成将附加设备20电连接和/或以电子方式连接到贴片2。附加设备20,特别是附加设备接口21,可以包括电力耦合设备22、数据耦合设备23、和/或天线24。

[0134] 附加设备20的电力耦合设备22优选地对应于贴片2的电力耦合设备15。电力耦合设备15、22可以被配置和安排的方式为使得能够实现从附加设备20到贴片2的电力耦合。特别地,两个电力耦合设备15、22都电感式工作,包括一个或多个线圈或由一个或多个线圈形成,和/或包括如一个或多个电容性板等电容耦合器件或用于能量传递的不同器件。

[0135] 因此,将电力耦合设备15、22安排成彼此相邻或彼此重叠建立了电力传递连接,其

允许在附加设备20和贴片2之间传递功率,特别是电流。因此,附加设备20优选地被配置成向贴片2提供电能,特别优选地无线地或无接触地。可替代地或另外地,可以提供流电触点,或者电力耦合设备15、22也可以包括触点或者通过触点实现,以便在贴片2和附加设备20之间建立电连接。

[0136] 可替代地或另外地,附加设备20被配置成优选地以无线方式从该贴片2接收该传感器信号7或其部分。这可以使用附加设备20的数据耦合设备23来实现,其优选地对应于贴片2的电力耦合设备16。

[0137] 数据耦合设备16、23可以通过将彼此靠近地安排而被耦合并用于建立数据连接。在图1所描绘的实施例中,数据耦合设备16、23电感式工作或由线圈实现。可替代地或另外地,可以通过数据耦合设备16、23实现电容性耦合或不同的耦合。

[0138] 数据耦合设备16、23优选地被配置成使特别为传感器信号7或传感器信号7的一部分的数据能够传递。因此,传感器信号7或其分量可以被从贴片2传输到附加设备20。因此,由拉伸传感器10获得的测量数据以及任选地来自温度传感器11、ECG传感器12、EMG传感器13、和/或可能包括在贴片2中或由该贴片实现的另外的传感器的测量数据可以被转发到附加设备20。

[0139] 在一种替代性配置中,电力耦合设备15、22可用于数据传递。就在另一个替代方案中,附加设备20的天线24可以用于贴片2和附加设备20之间的数据传递。然而,优选的是,贴片2的天线17或附加设备20的天线24可用于将传感器信号7、呼吸气流指标9或另外的信息转发到远程设备。因此,不必强制贴片2和附加设备20两者都需要具有天线17、24。仅它们中的一个具有天线17、24可能就足够了。

[0140] 电力耦合设备15、22和/或数据耦合设备16、23优选地被配置成(完全)重叠地安排,以便促进高耦合因子。特别地,电力耦合设备15、22在尺寸和/或构造上类似。可替代地或另外地,数据耦合设备16、23在尺寸和/或构造上类似。

[0141] 此外,优选的是,附加设备20可以放置在贴片2上,使得电力耦合设备15、22重叠,优选地方式为对应的电力耦合设备15、22的焦点或中心被安排在轴线上或被其切割,该轴线至少基本上垂直于电力耦合设备15、22两者。

[0142] 因此,如果电力耦合设备15、22是线圈,如在所示的实施例中那样,线圈是相似的,彼此相邻放置,和/或放置在至少基本上平行的平面、表面或层中,以使它们之间能够耦合。这同样优选地适用于数据耦合设备16、23。

[0143] 在另一替代方案中,传感器信号7或其分量被传输或可传输到贴片2,并且贴片2优选地使用天线17可以将传感器信号7传送到远程设备。

[0144] 传输到远程设备的传感器信号7可以包括来自附加设备20和贴片2两者的测量结果。

[0145] 诸如贴片2上用来连接或互连诸如拉伸传感器10、温度传感器11、ECG传感器12、EMG传感器13、贴片接口14、电力耦合设备15、数据耦合设备16、和/或天线17的部件的导线之类的导体优选地是曲折的,遵循波状路径,和/或更一般地被配置成可逆地变形或拉伸,从而允许贴片2被拉伸,同时避免导体线或导线的损坏。

[0146] 在所示的实施例中,形成天线17的导电线具有允许在没有损坏的情况下进行可逆拉伸的结构。可以相应地构造另外的导体(未示出),例如形成电力耦合设备15或数据耦合

设备16的线圈的导体。

[0147] 优选的是,导体的结构至少允许将贴片2拉伸约20%,优选地30%,而不影响导体的完整性。优选地,提供足够的导体线过剩长度以使能够在不影响导体线的情况下拉伸贴片2。特别是,由多个(优选地多于五个)曲折、周期、波或不同(重复)结构桥接以允许拉伸的距离优选小于导体线的轨迹长度的80%、70%或60%。

[0148] 附加设备20内使用的导体线不一定需也要形成波状轨迹。然而,这是可能的并且可能合理地增强耦合因子。然而,附加设备20中使用的导体线可以至少基本上是直的,以避免潜在的负面影响或增加生产劳动。特别地,不是电力耦合设备22、数据耦合设备23、和/或天线24的一部分的线应该至少基本上是直的。

[0149] 附加设备接口21优选地被配置成用于传输和/或接收传感器信号7、和/或呼吸气流指标9。特别地,附加设备20被适配成经由附加设备接口21将传感器信号7和/或呼吸气流指标9发送到远程设备。

[0150] 可替代地或另外地,可以传输或发送警告41和/或指令42。在这方面,优选的是,附加设备20或附加设备接口21被配置成用于以无线方式传输和/或接收警告41和/或指令42。然而,可替代地或另外地,可能有不同的方案。

[0151] 附加设备20优选地包括用于控制、检测、确定、和/或计算呼吸气流指标9的另外的部件。

[0152] 在本发明的另一方面,系统1,优选地附加设备20,包括处理设备26,该处理设备被配置成分析传感器信号7。在所示的实施例中,处理设备26形成附加设备20的一部分。然而,可替代地或另外地,处理设备26也可以被安排在贴片2或系统1的不同设备上或形成其一部分。

[0153] 附加设备20优选地包括存储器28,该存储器用于存储或中间存储传感器信号7、其部分或对应的数据。

[0154] 可替代地或另外地,附加设备20可以被配置成在已经优选地借助于处理设备26从传感器信号7计算呼吸气流指标9之后,将呼吸气流指标9存储在存储器28中。

[0155] 然而,在基于传感器信号7计算呼吸气流指标9之后,不必强制存储该呼吸气流指标。例如,可以将其直接转发或传输等。可替代地或另外地,呼吸气流指标9可以直接用于确定对应于呼吸状态的不同计量或确定呼吸状态。

[0156] 为了由处理设备26基于传感器信号7计算呼吸气流指标9,可以将传感器信号7与一个或多个基准信号43或可以存储在存储器28中的值关联。可替代地,附加设备20可以转发传感器信号7,并且呼吸气流指标9的计算在外部进行。

[0157] 在本发明的另一方面,处理设备26被配置成用于基于呼吸气流指标9或传感器信号7确定或计算呼吸气流受限指标40或与呼吸道5有关的个别不规则。这可以使能够由用户进行更深入的分析,或者在没有或伴随着自动提供诊断指令或治疗指令的情况下引导用户进行诊断或治疗。如果呼吸气流受限指标40被检测到或超过阈值,则处理设备26可以被配置成生成警告41和/或指令42。

[0158] 附加设备20优选地具有控制设备25,该控制设备用于控制附加设备20的功能和/或贴片2的功能。特别地,控制设备25被配置成用于控制向贴片2的能量传递。在这方面,控制设备25可以从能量存储器件27接收能量,该能量存储器件可以包括在附加设备20中或该

附加设备上。来自能量存储器件27的能量可以经由电力耦合设备15、22转发到贴片2。

[0159] 优选的是,控制设备25生成交流电,该交流电被提供给附加设备20的电力耦合设备22。利用该交流电,电力耦合设备22可以生成交变的电场、磁场或电磁场。在所示的实施例中,交变磁场由流过线圈绕组的交流电流生成。贴片2的电力耦合设备15中的该交变场感应或生成电流或电压,该电流或电压可用作拉伸传感器10和/或贴片2的另外的设备的源头。

[0160] 控制设备25可替代地或另外地可以控制附加设备20的传感器和/或贴片2的传感器以测量和/或传输测量结果,优选地形成传感器信号7或其一部分。

[0161] 传感器信号7可以包括来自各传感器的测量结果,但不需要覆盖或考虑它们中的每一个。传感器信号7可以具有多个部分、分量或者可以在不同位置处不同。特别地,从或可从贴片2传输到附加设备20的传感器信号7可以覆盖来自包括在贴片2中或该贴片上的传感器的测量结果,同时任选地如附加设备20提供或传输的传感器信号7可以另外覆盖包括在附加设备20中或该附加设备上的传感器的传感器结果。

[0162] 在本发明的另一方面,系统1包括至少一个用户设备29,该用户设备可以实现或形成外部设备,和/或可以由以下各项实现或形成或者包括以下各项:智能手机、平板电脑、膝上电脑或不同的(优选地移动的和/或可无线连接)的设备。用户设备29优选地包括用于与贴片2和/或附加设备20通信的用户设备接口30。用户设备29优选地包括用户界面31,如显示器32和/或控制元件33,该用户界面可以是输入设备34的一部分或除输入设备之外又设置的。

[0163] 优选地,传感器信号7、呼吸气流指标9、或可从传感器信号7和/或呼吸气流指标9导出的另外的信息优选地以无线方式传输或可传输至用户设备29。

[0164] 用户设备29可以使用用户界面31至少输出呼吸气流指标9。

[0165] 可替代地或另外地,用户设备29经由用户界面31可以输出瞬时呼吸气流35(其是随时间流动到呼吸道5的气流量)。

[0166] 可替代地或另外地,用户界面31可输出呼吸气流速率36(其是随时间的气流量,其可在图中显示为容积的函数,优选为肺容积或呼吸量39,特别是形成所谓的流量-容积环)。

[0167] 可替代地或另外地,可以输出警告41或指令42。可以基于呼吸气流指标9计算警告41或指令42。

[0168] 在下文中,呼吸气流指标9、瞬时呼吸气流35、呼吸气流速率36、吸气时间37、呼气时间38、呼吸量39、警告41、和/或指令42被称为分析结果。因此,此类分析结果可以优选地通过用户设备29提供给像医疗专业人员这样的使用者。

[0169] 用户设备29优选地被配置成计算或其计算(根据附加设备20和/或贴片2提供的传感器信号7和/或呼吸气流指标9)此类一个或多个分析结果。

[0170] 可替代地或另外地,处理设备26(其优选地是附加设备20的一部分但也可以是贴片2的一部分)可以至少部分地计算和/或提供分析结果。然后,分析可以由用户设备29完成并由用户界面31输出。

[0171] 呼吸气流指标9可替代地或另外地可以通过分析结果中的一个或多个来实现。因此,呼吸气流指标9可以是或对应于以下中的至少一项或多项:瞬时呼吸气流35、呼吸气流速率36、吸气时间37、呼气时间38、和呼吸量39。

[0172] 系统1可以被配置成自动提供和/或自动适配治疗措施,用于治疗基于呼吸气流指标9可检测的气流受限或个别不规则。例如,用户设备29可以包括吸入设备44,或者吸入设备44可以独立于用户设备29实现,尽管形成了本系统1的一部分。

[0173] 同样可以独立地实现的本发明的另一方面涉及使用系统1或贴片2检测呼吸状态的方法,而呼吸气流指标9是基于传感器信号7确定的。可替代地或另外地,由可附接到该贴片2并且可从该贴片拆卸的可重复使用的附加设备20提供能量,和/或从其接收传感器信号7。

[0174] 图5示出了根据本发明的方法的示意图。

[0175] 如图5所描绘,传感器信号7优选地至少包括来自拉伸传感器10的测量结果。另外地或可替代地,传感器信号7包括来自以下的至少一项或多项的测量结果:温度传感器11、ECG传感器12、EMG传感器13、声波传感器18、和运动传感器19。然而,不排除使用更多或不同的传感器并且对应的测量结果形成传感器信号7的一部分。

[0176] 传感器信号7被提供给处理设备26,该处理设备优选地被安排在附加设备20上或形成附加设备的一部分,但也可以由贴片2或如用户设备29等不同设备实现或形成其一部分。

[0177] 处理设备26优选地接收一个或多个基准信号或系统1被配置成向处理设备26提供一个或多个基准信号43。那些基准信号43可以存储在存储器28中。

[0178] 所述一个或多个基准信号43优选地对应于或涉及传感器信号7或其部分。特别地,所述一个或多个基准信号43可以包括潜在传感器信号分量的一个或多个样本。所述一个或多个基准信号43可包括与潜在传感器信号7或潜在传感器信号7的一部分相关或形成该潜在传感器信号或该潜在传感器信号的一部分的样本的迹线、图形、值或函数。因此,可以将基准信号43与传感器信号7或传感器信号7的一部分进行比较或关联。

[0179] 另外,基准信号43可以被配置成将传感器信号7或其分量分配给呼吸气流指标9或其分量。因此,使用基准信号43,可以分析传感器信号7并且可以确定或计算呼吸气流指标9。

[0180] 特别地,所述一个或多个基准信号43可以用于与传感器信号7进行比较,以便将传感器信号7分配给或鉴别特定的呼吸气流指标9。这可以用于计算(优选地通过关联)呼吸气流指标9。

[0181] 优选地可以借助于用户界面31或显示器32来描绘呼吸气流指标9,以便于通过医疗专业人员等来分析呼吸气流指标9。如图5所示,可以输出分析结果中的一个或多个。

[0182] 可替代地或另外地,可以基于呼吸气流指标9来控制吸入设备44。特别地,呼吸气流指标9可以用于确定药剂的剂量,并且可以根据其控制吸入设备44,使得可以对患者进行剂量给药,通过根据本发明的系统1监测该患者的身体4。

[0183] 在图5的显示器32上描绘了特别优选的输出图,其示出了取决于呼吸量39的呼吸气流速率36,该输出图也称为流量-容积环,因为此该输出图示出了代表呼吸气流8的特性的闭环。不必描绘流量-容积环,但可替代地或另外地,可以分析对应的数据。

[0184] 借助于该图或对应的数据,可以导出气流受限指标40,其中气流受限指标40优选地等于受限体积VFL除以潮气量VT。可以基于呼吸气流指标9,特别是通过基于图表的图形分析或基于对应信息或数据的计算该气流受限指标40,即使没有描绘呼吸气流速率36或呼

吸气流指标9。

[0185] 优选地,即使没有呼吸气流绝对值和/或仅有呼吸气流相对值或相对变化可用,也可以导出气流受限指标40。如果没有确定用力肺活量(FVC),则特别如此。在这种情况下,受限体积(VFL)和潮气量(VT)仅是相对值,但在确定其比率时其是无关的,因此所述比率或气流受限指标40仍然指示呼吸气流中的任何不规则。

[0186] 可以将气流速率受限指标40与基准值或阈值进行比较,以鉴别问题。如果鉴别出问题或者如果达到或超过阈值,则可以生成或输出警告41和/或指令42,优选地从而访问医疗专业人员或从而进行药剂给药用于治疗气流受限。

[0187] 尽管已经参考具体实施方案讨论了本发明,但是本发明将不限于此。此外,应强调的是,本发明的不同方面可以以不同的方式组合,其中可以获得相同或不同的优点。

[0188] 特别地,不必强制将模块化系统1与涉及呼吸气流指标9的计算的方面一起实现。此外,有许多方式来确定呼吸气流指标9,并因此不需要结合涉及附加设备20的方面来实现特定方式。然而,这些方面的组合是特别有利的,尽管这些方面在单独采用时已经提供了优点。

[0189] 附图标记:

[0190]	1	系统	20	附加设备
[0191]	2	贴片	21	附加设备接口
[0192]	2A	载体层	22	电力耦合设备
[0193]	2B	粘附层	23	数据耦合设备
[0194]	2C	电路板	24	天线
[0195]	3	皮肤	25	控制设备
[0196]	4	身体	26	处理设备
[0197]	5	呼吸道	27	储能器件
[0198]	6	传感器安排	28.	存储器
[0199]	7	传感器信号	29	用户设备
[0200]	8	呼吸气流	30	用户设备接口
[0201]	9	呼吸气流指标	31	用户界面
[0202]	10	拉伸传感器	32	显示器
[0203]	10A	应变传感器元件	33	控制元件
[0204]	10B	应变传感器元件	34	输入设备
[0205]	11	温度传感器	35	瞬时呼吸气流
[0206]	12	ECG传感器	36	呼吸气流速率
[0207]	12A	电极	37	吸气时间
[0208]	13	EMG传感器	38.	呼气时间
[0209]	14	贴片接口	39	呼吸量
[0210]	15	电力耦合设备	40	气流受限指标
[0211]	16	数据耦合设备	41	警告
[0212]	17	天线	42	指令
[0213]	18	声波传感器	43	基准信号

[0214] 19 运动传感器

44 吸入设备

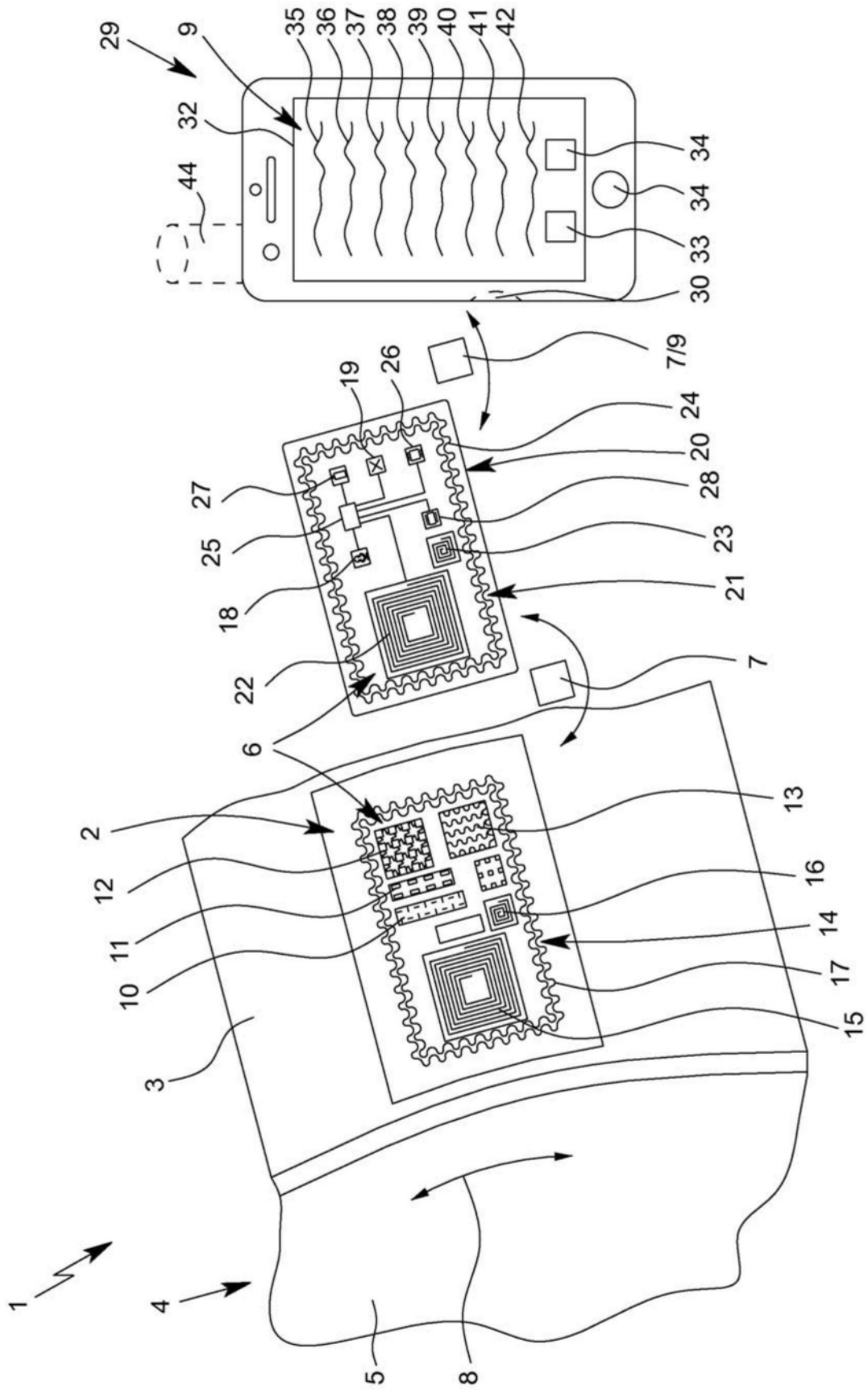


图1

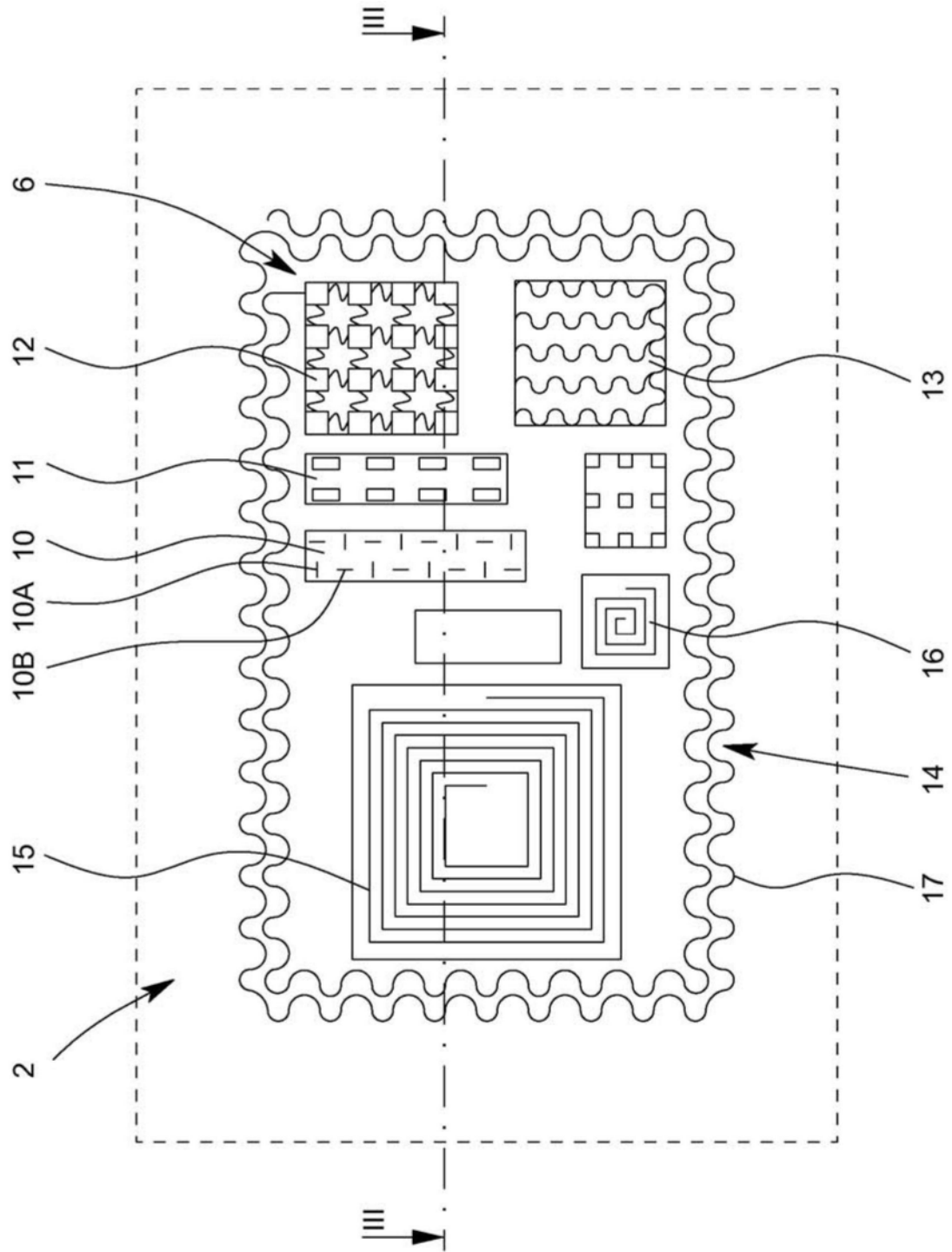


图2

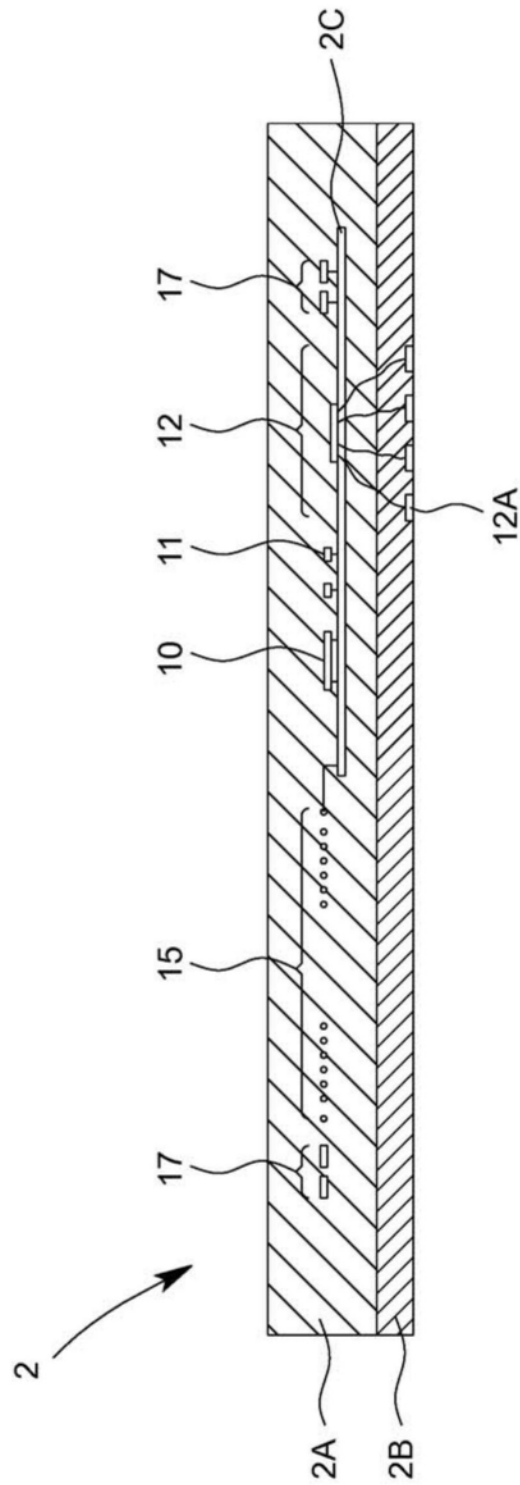


图3

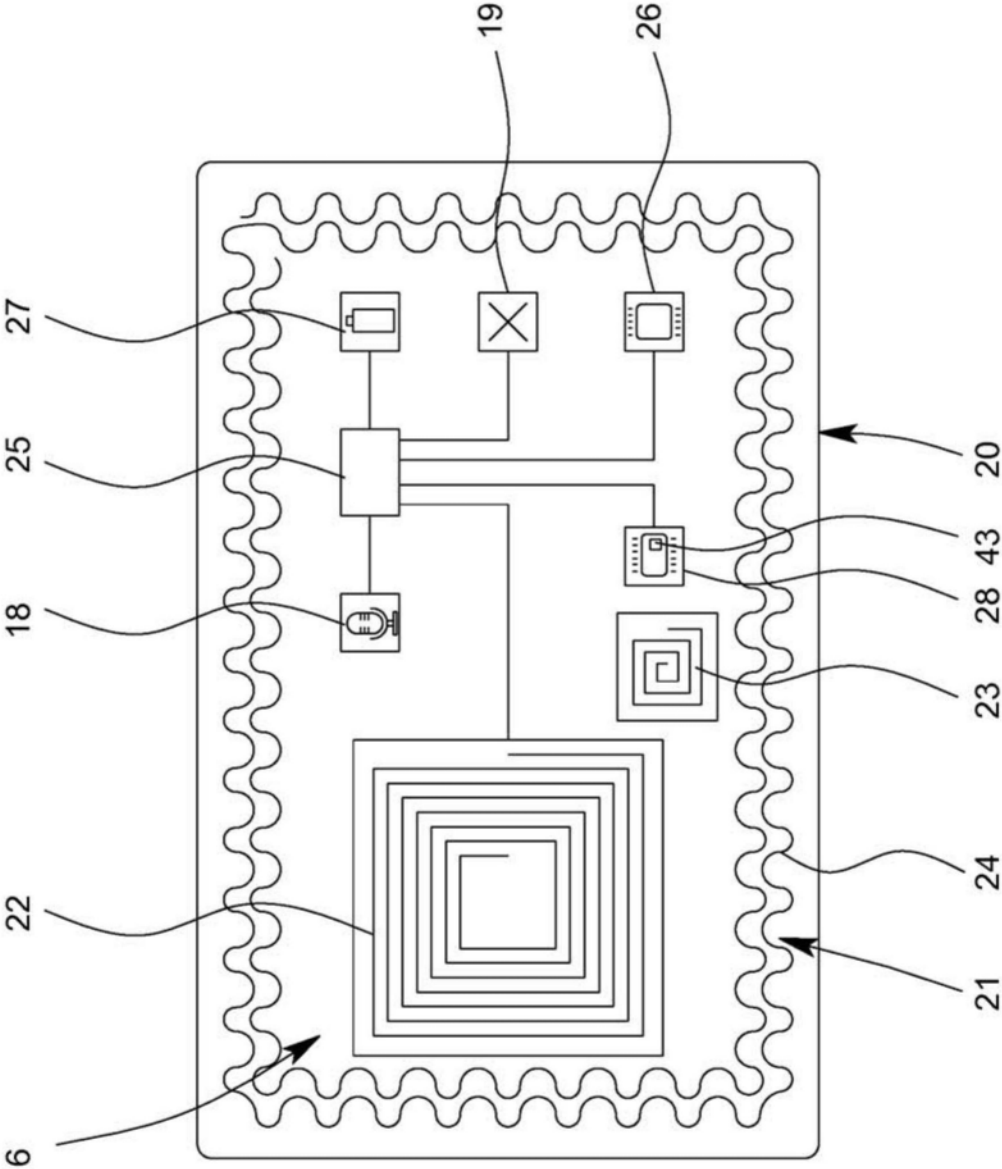


图4

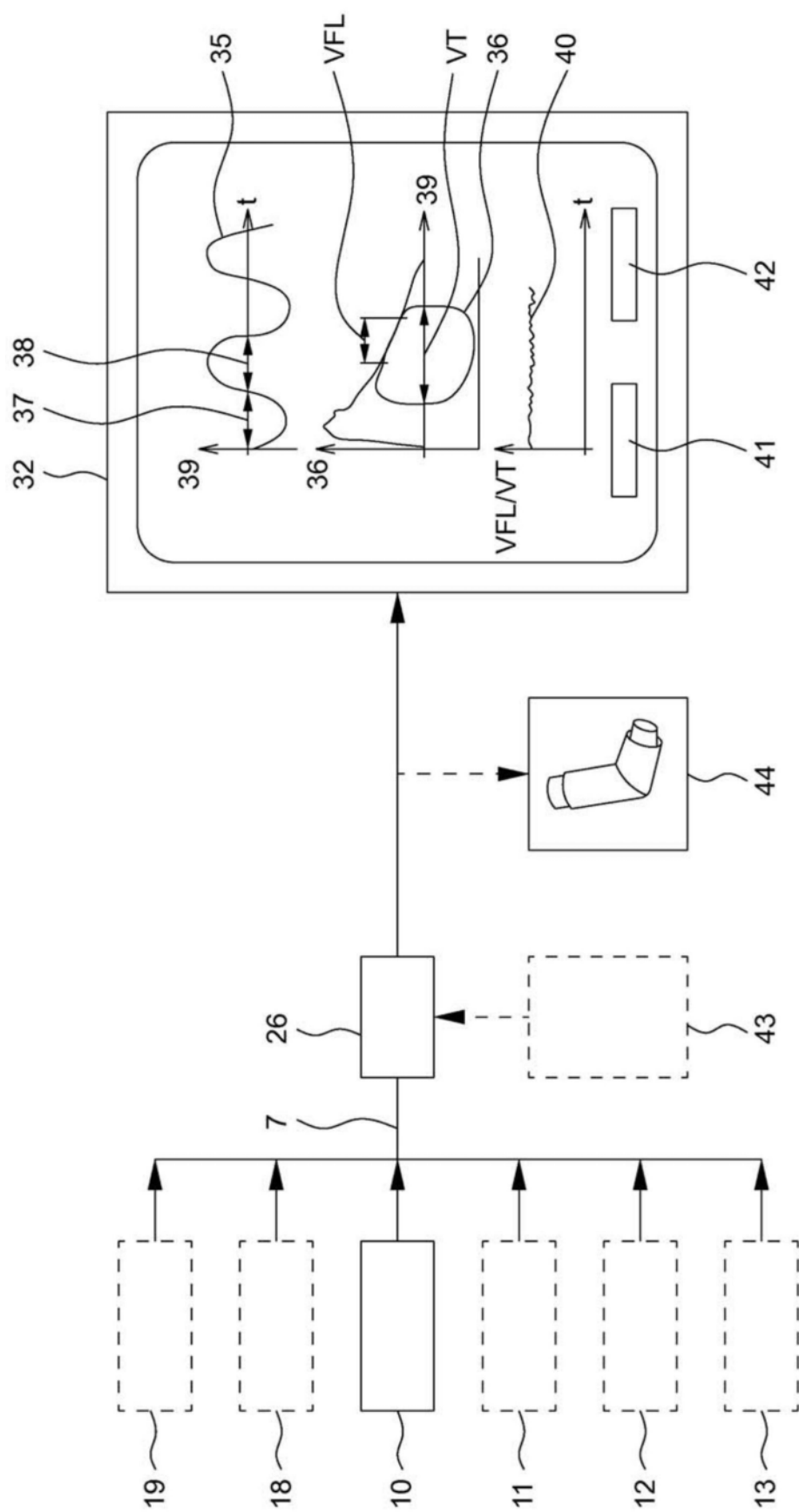


图5