



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110300544 A

(43)申请公布日 2019.10.01

(21)申请号 201780085620.1

(22)申请日 2017.12.14

(30)优先权数据

15/385,259 2016.12.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.08.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/066402 2017.12.14

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/118643 EN 2018.06.28

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 维尔·瓦提奥瓦拉

奥托·瓦特里·佩坎德

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205

代理人 杨贝贝 臧建明

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/087(2006.01)

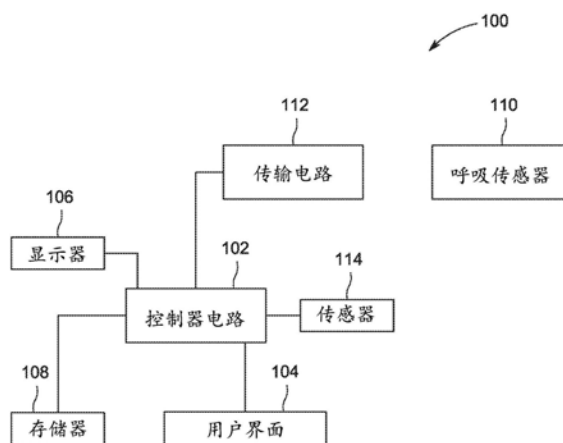
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

用于呼吸传感器的系统和方法

(57)摘要

本发明提供了用于不需要内部电源的医疗监测系统的呼吸传感器的系统和方法。该系统和方法基于气流路径的感兴趣属性来调整呼吸传感器的电特性,接收激励信号,以及基于该激励信号和该电特性生成响应。



1. 一种呼吸监测系统,包括:  
呼吸传感器,所述呼吸传感器定位在患者的气流路径内,所述呼吸传感器具有基于所述气流路径的感兴趣属性而变化的电特性;  
和  
传输电路,所述传输电路通信地耦接到所述呼吸传感器,其中所述传输电路被配置为将激励信号传输到所述呼吸传感器,所述呼吸传感器被配置为基于所述激励信号和所述电特性生成响应。
2. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其中所述响应对应于由所述电特性修改的所述激励信号。
3. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,还包括控制器电路,所述控制器电路可操作地耦接到所述传输电路,其中所述控制器电路被配置为基于所述电特性确定所述气流路径的温度或流速中的至少一者。
4. 根据权利要求3所述的呼吸监测系统,其中所述呼吸传感器包括具有表示所述电特性的预定温度系数的电容器、电阻器或电感器中的至少一者,所述控制器电路被配置为分析所述响应以基于所述预定温度系数来确定所述气流路径的所述温度或所述流速中的所述至少一者。
5. 根据权利要求4所述的呼吸监测系统,其中所述控制器电路被配置为识别所述激励信号与所述响应之间的差异以基于所述差异来确定所述温度或所述流速中的所述至少一者。
6. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其中所述呼吸传感器包括通信电路,所述通信电路使用所述患者的身体内的通信信道来通信地耦接到所述传输电路,所述通信电路和所述传输电路与所述身体接触。
7. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其中所述呼吸传感器和所述传输电路包括RF电路,所述呼吸传感器的所述RF电路被配置为接收所述激励信号。
8. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其中所述电特性表示所述激励信号的已调整频率或幅值。
9. 一种用于患者的呼吸监测的方法,所述方法包括:  
基于气流路径的感兴趣属性来调整呼吸传感器的电特性;  
接收激励信号;  
基于所述激励信号和所述电特性生成响应。
10. 根据权利要求9所述的方法,还包括基于所述电特性确定所述气流路径的温度或流速中的至少一者。
11. 根据权利要求10所述的方法,还包括识别所述激励信号与所述响应之间的差异,其中所述确定操作基于所述差异。
12. 根据权利要求9所述的方法,其中所述生成操作包括基于所述电特性修改所述激励信号。
13. 根据权利要求9所述的方法,还包括将所述呼吸传感器定位在患者的气流路径内。
14. 根据权利要求9所述的方法,其中所述呼吸传感器包括具有表示所述电特性的预定温度系数的电容器、电阻器或电感器中的至少一者。

15. 根据权利要求9所述的方法,还包括将所述传输电路和所述呼吸传感器定位成与所述患者的身体接触,其中所述呼吸传感器包括通信电路,所述通信电路使用所述患者的所述身体内的通信信道来通信地耦接到所述传输电路。

16. 根据权利要求9所述的方法,其中所述呼吸传感器和所述传输电路包括RF电路,所述接收操作包括从所述呼吸传感器的所述RF电路接收所述激励信号。

17. 根据权利要求9所述的方法,其中所述电特性表示所述激励信号的已调整频率或幅值。

18. 一种呼吸监测系统,包括:

呼吸传感器,所述呼吸传感器定位在患者的气流路径内并与所述患者的身体接触,所述呼吸传感器具有基于所述气流路径的感兴趣属性而变化的电特性;

传输电路,所述传输电路使用所述身体内的通信信道来通信地耦接到所述呼吸传感器,其中所述传输电路被配置为将激励信号传输到所述呼吸传感器,所述呼吸传感器被配置为基于所述激励信号和所述电特性生成响应;和

控制器电路,所述控制器电路可操作地耦接到所述传输电路,其中所述控制器电路被配置为基于所述电特性确定所述气流路径的温度或流速中的至少一者。

19. 根据权利要求18所述的呼吸监测系统,其中所述呼吸传感器包括具有表示所述电特性的预定温度系数的电容器和电阻器或电感器,所述控制器电路被配置为分析所述响应以基于所述预定温度系数来确定所述气流路径的所述温度或所述流速中的所述至少一者。

20. 根据权利要求18所述的呼吸监测系统,其中所述控制器电路被配置为识别所述激励信号与所述响应之间的差异以基于所述差异来确定所述温度或所述流速中的所述至少一者。

## 用于呼吸传感器的系统和方法

### 背景技术

[0001] 本文的主题整体涉及用于不需要内部电源的医疗监测系统的呼吸传感器的系统和方法。

[0002] 当患者进入医疗机构时,患者通常被连接到与患者接触的多个传感器,诸如可穿戴传感器、心脏传感器、呼吸 (breathing) 或呼吸 (respiratory) 传感器等。呼吸传感器被配置为检测患者的呼吸率 (respiratory rate) (例如,呼吸率 (breath rate)), 其由临床医生监测。常规呼吸传感器可以是具有正弦线圈的围绕患者的胸腔和腹部定位的带。基于正弦线圈的阻抗改变来确定呼吸率,该改变是基于患者在呼吸时的移动。然而,常规呼吸传感器噪声很大并且易受基于与患者呼吸无关的运动的运动伪影的影响。

### 发明内容

[0003] 在一个实施方案中,提供了一种系统 (例如,呼吸监测系统)。该系统包括呼吸传感器,该呼吸传感器定位在患者的气流路径内。呼吸传感器具有基于气流路径的感兴趣属性而变化的电特性。该系统还包括传输电路,该传输电路通信地耦接到呼吸传感器。传输电路被配置为将激励信号传输到呼吸传感器。呼吸传感器被配置为基于激励信号和电特性生成响应。

[0004] 在一个实施方案中,提供了一种方法 (例如,用于患者的呼吸监测的方法)。该方法包括基于气流路径的感兴趣属性来调整呼吸传感器的电特性,接收激励信号,以及基于激励信号和电特性生成响应。

[0005] 在一个实施方案中,提供了一种系统 (例如,呼吸监测系统)。该系统包括呼吸传感器,该呼吸传感器定位在患者的气流路径内并与患者的身体接触。呼吸传感器具有基于气流路径的感兴趣属性而变化的电特性。该系统还包括传输电路,该传输电路使用身体内的通信信道来通信地耦接到呼吸传感器。传输电路被配置为将激励信号传输到呼吸传感器。呼吸传感器被配置为基于激励信号和电特性生成响应。该系统还包括控制器电路,该控制器电路可操作地耦接到传输电路。控制器电路被配置为基于电特性确定气流路径的温度或流速中的至少一者。

### 附图说明

[0006] 图1是医疗监测系统的实施方案的框图。

[0007] 图2A至图2B是呼吸传感器的各种实施方案相对于患者的位置。

[0008] 图3A至图3D是呼吸传感器的各种实施方案的示意图。

[0009] 图4是根据一个实施方案的激励信号和响应的图形图示。

[0010] 图5是根据一个实施方案的激励信号和响应的图形图示。

[0011] 图6是根据一个实施方案的呼吸传感器的温度改变的图形图示。

[0012] 图7是根据一个实施方案的用于患者的呼吸监测的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0013] 当结合附图阅读时,将更好地理解某些实施方案的以下详细描述。在附图示出各种实施方案的功能模块的图示的范围内,功能块不一定指示硬件电路之间的划分。因此,例如,一个或多个功能块(例如,处理器或存储器)可以在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器块、硬盘等)中实现。类似地,程序可以是独立程序,可以作为子例程包含在操作系统中,可以是安装的软件包中的功能等。应当理解,各种实施方案不限于附图中所示的布置结构和工具。

[0014] 如本文所用,以单数形式叙述且以词语“一”或“一个”开头的元件或步骤应被理解为不排除多个所述元件或步骤,除非明确地说明这种排除。此外,对本发明的“一个实施方案”的引用不旨在被解释为排除也包含所引用特征的附加实施方案的存在。此外,除非明确地相反说明,否则“包括”或“具有”具有特定特性的一个或多个元件的实施方案可包括不具有该特性的附加元件。

[0015] 本文描述的各种实施方案包括用于不需要内部电源的医疗监测系统的呼吸传感器的系统和方法。呼吸传感器无线地定位在鼻子的气流内,并且没有用于呼吸传感器的单独电池。医疗监测系统由以下形成:单独收发器、呼吸传感器和将提供无线或体表激励信号的传输电路,以及然后将反射回该信号的传感器部分。激励信号的电特性(例如,频率、幅值)由呼吸传感器接收,并且可以被调整为与气体的气流或温度的改变成比例调制的反射信号。

[0016] 任选地,呼吸传感器可以利用体表/体内收发器来通信地耦接到传输电路,该体表/体内收发器被配置为传输激励信号并监听来自呼吸器传感器的反射信号。附加地或替代地,传输电路可以在身体外部并且例如位于集线器或医院基础设施中。鼻子的呼吸传感器可以利用射频(RF)或声学(例如声纳脉冲)通过激励信号来调制。

[0017] 例如,呼吸传感器可以包括谐振器环路(例如,电感器、金属螺旋)和电容器。附加地或替代地,谐振器环路可以被配置为将呼吸传感器附接到患者。基于呼吸传感器的环境温度来调整电容器的一个或多个电特性(例如,基于温度系数)。呼吸传感器接收激励脉冲并且被配置为基于激励脉冲和呼吸传感器的电特性生成响应。例如,电容器的电特性调整呼吸传感器的谐振频率,其继而修改和/或调整所接收的激励脉冲,该激励脉冲被反射到具有不同频率的传输电路。附加地或替代地,呼吸传感器可以包括电阻器。电阻器的一个或多个电特性(例如,基于温度系数)基于环境温度调整由呼吸传感器生成的响应的激励信号的幅值。

[0018] 各种实施方案的技术效果允许对于鼻子的极小呼吸传感器而不需要电缆或电源。

[0019] 图1是医疗监测系统(MMS) 100的实施方案的框图。MMS 100可以包括传输电路112和呼吸传感器110。结合图2A至图2B,呼吸传感器110定位在患者的气流路径内。可注意到,呼吸传感器110可以相对于鼻子208和/或鼻孔204、206定位在替代位置以处于患者的气流路径内。气流路径可以表示身体上的路径,其中环境空气对应于患者的呼吸动作而被向内和/或远离患者身体引导。

[0020] 图2A至图2B是呼吸传感器110的各种实施方案相对于患者202的位置200、220。呼吸传感器110的位置200、220被示为在患者202的气流路径内具有呼吸传感器110。例如,气流路径可以与患者202的鼻子208的鼻孔204、206对准和/或邻近。在患者的呼吸动作期间,

环境空气通过鼻孔204、206吸入并随后通过鼻孔204、206呼出。图2A示出了位于鼻孔206中的一个鼻孔下方的呼吸传感器110。当环境空气通过鼻孔206吸入和/或呼出时,呼吸传感器110暴露于跨过鼻孔206的环境空气流。

[0021] 图2B示出了耦接到鼻孔206中的一个鼻孔的呼吸传感器110。例如,呼吸传感器110可以包括被配置为将呼吸传感器110机械地耦接到鼻孔206的线圈(例如,电感器)。当环境空气通过鼻孔206吸入和/或呼出时,呼吸传感器110暴露于跨过鼻孔206的环境空气流。

[0022] 返回图1,传输电路112可以被配置为通信地耦接到呼吸传感器110,使得传输电路112可以生成激励信号并从呼吸传感器110接收响应。

[0023] 例如,传输电路112可以被配置为利用身体耦接通信(BBC)传输激励信号和/或接收由呼吸传感器110生成的响应。例如,传输电路112可以表示电容器,其中电容器的每个端子与身体接触。有时,这种身体耦接通信被称为“近场体内通信”。在美国专利6,992,565、6,777,992、6,223,018、5,914,701和8,633,809中描述了BBC通信,这些专利的全部内容通过引用方式并入本文。BBC使得传输电路112和呼吸器传感器110能够通过电容或电流耦接来交换信息。传输电路112可以被配置为利用患者的身体作为通信信道。例如,传输电路112和呼吸传感器110与患者的身体接触。传输电路112可以在身体表面上生成对应于激励信号的电场。传输电路112电容地耦接或电流地耦接到呼吸传感器110。通过调制电场以及将微小电流(例如,微微安培)电容地耦接或电流地耦接到体内来传输激励信号。身体将微小电流传导到呼吸传感器110。

[0024] 附加地或替代地,传输电路112可以包括被配置为将激励信号传输到呼吸传感器110的RF电路(未示出)。RF电路可以包括发射器、接收器、发射器和接收器(例如,收发器)等。任选地,RF电路可以被配置为使用NFC协议来接收信息。NFC协议可以是ISO/IEC 18092/ECMA-340、ISO/IEC 21481/ECMA-352、ISO/IEC 14443等中定义的短程无线通信协议。例如,传输电路112被配置为经由RF电路生成表示激励信号的磁场。传输电路112可以邻近呼吸器传感器110定位,使得呼吸传感器110的RF电路定位在磁场内。例如,RF电路可以包括被配置为在位于传输电路112的磁场内时生成电流的天线(例如,电感器、线圈)。由RF电路生成的电流可以向呼吸传感器110的其他部件供电。由于呼吸传感器110的RF电路在传输电路112的磁场内,因此传输电路112和呼吸传感器110彼此通信地耦接。

[0025] MMS 100可以包括控制器电路102和存储器108。控制器电路102通信地耦接到存储器108和传输电路110。控制器电路102可以包括和/或表示包括、连接、或者既包括又连接一个或多个处理器、控制器和/或其他基于硬件逻辑的设备的一个或多个硬件电路或电路。附加地或替代地,控制器电路102可以执行存储在有形和非暂时性计算机可读介质(例如,存储器108)上的一个或多个编程指令,以执行如本文所述的一个或多个操作。

[0026] 控制器电路102可以被配置为生成激励信号,该激励信号由传输电路110传输。例如,激励信号可以表示具有一组预定电特性的正弦和/或数字信号。预定电特性可以表示激励脉冲的幅值、频率等。

[0027] 控制器电路102可以经由传输电路112接收由呼吸传感器110生成的响应。控制器电路102可以被配置为识别激励脉冲与响应之间的差异。例如,响应表示由呼吸传感器110基于呼吸器传感器110的表示气流路径的感兴趣属性(例如,温度、流速等)的电特性反射和/或生成的经修改和/或已调整激励脉冲。基于激励脉冲与响应之间的频率、幅值等的改

变,控制器电路102可以被配置为基于响应的电特性来确定气流路径的温度、流速等中的至少一者。

[0028] 例如,基于呼吸传感器110的部件(例如,电感器、电容器、电阻器)(如图3A至图3C所示)以及响应相对于激励信号的电特性改变,控制器电路102可以确定感兴趣属性。

[0029] 图3A至图3D是呼吸传感器110的各种实施方案的示意图300、330、360、370。例如,每个示意图300、330、360、370可以包括电容器302、电感器304和/或电阻器306中的至少一者。

[0030] 示意图300示出了具有电容器302和电感器304的呼吸传感器110。电容器302可以被配置为呼吸传感器110的通信电路。例如,电容器302可以电容地耦接到传输电路112以在患者的身体202内形成通信信道。附加地或替代地,电感器304可以被配置为RF电路。例如,电感器304可以被配置为接收对应于由传输电路112生成的磁场的激励信号。

[0031] 附加地或替代地,电容器302的电特性受环境温度的影响。例如,电容器302的电容可以基于电容器302的温度系数(例如,电容的温度系数)。电容器302的环境温度相对于参考温度的改变调整由温度系数限定的电容。电容器302的环境温度基于患者的呼吸动作来调整。例如,当气流路径的空气通过鼻孔204、206呼出时,空气的温度与患者的体温大致相同。基于气流路径的较高的温度,具有电容器302的呼吸传感器110的温度增加,这调整呼吸传感器110的电特性。当呼吸传感器110生成响应时,该响应对应于由呼吸传感器110的电特性修改的激励脉冲。

[0032] 例如,温度系数可以是具有25°C的参考温度的 $\pm 100$ 百万分率(ppm)。当患者呼气时,电容器302的温度升高到约36°C(例如,11°C的温度改变),这基于温度系数使电容器302的电容移位。例如,电容器302可以是2pF,基于11度的温度改变和 $\pm 1000$ ppm的温度系数,可以使电容器302的电容调整 $\pm 0.022$ pF(例如,2.022pF、1.978pF)。电容器302的电容的调整基于电感器304和电容器302来调整呼吸传感器110的谐振频率。呼吸传感器110的谐振频率可以表示基于气流路径的感兴趣属性(例如,温度)对由电特性(例如,电容改变)修改的激励脉冲的频率调整。例如,电感器304可以是0.2pH,使得在25°C的参考温度下,呼吸传感器110的谐振频率可以是约7.96MHz。基于环境温度增加到36°C,呼吸传感器110的谐振频率可以是约7.91MHz或8MHz。

[0033] 示意图370示出了利用调制数字信号来通信地耦接到传输电路112的呼吸传感器110。如示意图370所示,可以使用RF场(例如,在空中横穿)经由电感器304和374传输调制数字信号。任选地,调制数字信号可以基于NFC协议,诸如ISO/IEC 18092/ECMA-340、ISO/IEC 21481/ECMA-352、ISO/IEC 14443等。可注意到,可以使用BBC经由传输电路112与呼吸传感器110之间的电容耦接来传输调制数字信号。

[0034] 传输电路112被示出为具有导电地耦接到电感器374的收发器375。收发器375与电感器374被配置为经由电感器374所生成的磁场来生成表示激励信号的调制数字信号。调制数字信号由呼吸传感器110经由电感器304接收。基于调制数字信号,电力(例如,电流)由电感器304生成并由二极管378接收。基于由电感器304生成的电流,二极管378提供电压电势以从而激活控制器379。控制器379可以体现为硬件,诸如处理器、专用集成电路、或基于一个或多个指令集(例如,软件)执行功能或操作的其他基于逻辑的设备。硬件操作的指令可以存储在有形和非暂时性(例如,不是瞬态信号)计算机可读存储介质(例如,存储器)上。替

代地,可以将引导硬件操作的一个或多个指令集硬连线到硬件的逻辑中。控制器379可以被配置为基于从传输电路112接收的激励信号和呼吸传感器110的电特性生成表示响应的调制数字信号。

[0035] 结合图4,控制器电路102被配置为识别激励信号406和响应408之间的差异以基于该差异来确定温度或流速中的至少一者。例如,呼吸传感器110的电特性表示激励信号406的已调整频率。

[0036] 图4是根据一个实施方案的激励信号406和响应408的图形图示400。沿表示时间的水平轴线402示出激励信号406和响应408。垂直轴线404可表示幅值(例如,电压、电流)。例如,激励信号406由控制器电路102配置并由传输电路112传输。激励信号406在图形图示400中被示为正弦波形,然而在各种实施方案中,激励信号406可以是数字信号和/或二进制信号。激励信号406可以具有一组预定电特性。例如,控制器电路102可以将激励信号406配置为具有10MHz的频率,从而具有时段410。可注意到,激励信号406可以具有与10MHz不同的频率,诸如大于1MHz(例如,100MHz、400MHz、1GHz)。传输电路112接收由呼吸传感器110生成的响应408。响应408表示激励信号406的基于呼吸传感器110(诸如电容器302)的电特性的修改反射。控制器电路102被配置为分析响应408以基于电容器302的温度系数来确定气流路径的温度或流速中的至少一者。例如,控制器电路102可以基于响应408的时段412来确定响应的频率。基于时段412,控制器电路102可以将响应408的频率计算为8MHz。控制器电路102可以将激励信号406和响应408的频率进行比较以确定差异,诸如2MHz。基于响应408的8MHz频率,控制器电路102可以确定呼吸传感器110的温度。

[0037] 例如,存储器108可以存储电感器304的电特性(例如,2pH)和电容器302的电特性(例如,2pF),以及温度系数(例如,电容器302的 $\pm 1000$ ppm)。基于8MHz的频率,控制器电路102可以将电容器302的电容确定为约1.978pF。利用已调整电容的控制器电路102可以基于温度系数将温度确定为36°C,从而表示气流路径的温度。

[0038] 返回图3B,示意图330示出了具有电容器302、电感器304和电阻器306的呼吸传感器110。电容器302和电阻器306的电特性受环境温度的影响。例如,电阻器306的电阻可以基于电阻器306的温度系数(例如,电阻的温度系数)。类似于和/或等同于温度系数与电容器304的关系,电阻器306的环境温度相对于参考温度的改变调整由温度系数限定的电阻。结合图5,电阻器306的电特性通过生成具有已调整幅值502的响应504来修改激励信号406。例如,呼吸传感器110的电特性表示激励信号406的已调整频率和/或幅值。

[0039] 图5是根据一个实施方案的激励信号406和响应504的图形图示500。响应504表示激励信号406的基于呼吸传感器110(诸如电容器302和电阻器306)的电特性的修改反射。控制器电路102被配置为分析响应408以基于电容器302的温度系数来确定气流路径的温度或流速中的至少一者。如上面参考图4所述,控制器电路102可以被配置为识别响应信号504相对于激励信号406的频率改变。在另一个示例中,控制器电路102可以确定响应504相对于激励信号406的幅值改变502。幅值改变502基于电阻器306的电阻。基于幅值改变,控制器电路102可以计算电阻器306的电阻相对于存储在存储器108中的电阻值的改变。例如,存储器108可以存储电感器304、电容器302、电阻器306的电特性以及电阻器和电容器的温度系数。利用已调整电阻的控制器电路102可以基于呼吸传感器110的温度系数和电特性来确定表示气流路径的温度的呼吸传感器110的温度。附加地或替代地,控制器电路102可以比较从

电容(例如,频率的改变)和电阻(例如,幅值的改变)确定的温度值。例如,控制器电路102可以基于根据频率改变和幅值改变的温度确定来计算呼吸传感器110的平均温度值。

[0040] 可注意到,呼吸传感器110可以具有电容器302、电感器304和电阻器306中的至少一者。结合图3C,示意图360示出了具有电感器304和电阻器306的呼吸传感器110。例如,控制器电路102可以基于电特性的改变(诸如响应相对于激励信号的幅值改变)来确定温度和/或流速。

[0041] 结合图6,控制器电路102可以基于温度改变计算呼吸率。图6是根据一个实施方案的呼吸传感器110的温度改变的图形图示600。沿表示时间的水平轴线601和表示温度的垂直轴线602绘制温度改变。例如,温度改变被示为温度峰值603-606。峰值603-606可以对应于由控制器电路102基于呼吸传感器110的电特性确定的一系列温度值。例如,激励信号406可以由传输电路112以采样率和/或设定的时间段连续和/或重复传输。控制器电路102可以每50ms生成激励信号406,该激励信号由传输电路112传输。附加地或替代地,激励信号406的传输速率基于患者的特性(例如,年龄、体重、身高)。例如,婴儿的呼吸率(例如,每分钟25-40次呼吸)通常可以高于成人(例如,超过18岁)患者的呼吸率(例如,每分钟12-18次呼吸)。相对于成年患者,控制器电路102可以为婴儿增加传输电路112传输激励信号406的采样率。

[0042] 基于温度峰值603-606,控制器电路102可以确定患者的呼吸率。例如,温度峰值603-606对应于相对于室温608的温度增加,该温度增加对应于将气流路径的环境空气吸入患者的身体202中。控制器电路102被配置为识别峰值603-606,并且基于峰值603-606沿表示时间的水平轴线601相对于彼此的位置确定患者的呼吸率。例如,控制器电路102可以计算温度峰值603-604之间的时段610是4秒,从而表示每分钟15次呼吸的呼吸率。附加地或替代地,控制器电路102可以基于多于两个峰值603-606来计算平均呼吸率。

[0043] 任选地,控制器电路102可以基于呼吸传感器110的电特性确定流速。沿着气流路径的环境空气的流速对应于呼吸传感器110的温度改变率。例如,温度改变率可以基于峰值时间612。峰值时间612可以表示呼吸传感器110的温度从第一温度(例如,室温608)转变到第二温度(例如,峰值温度614)的时间的长度。气流路径内的呼吸传感器110的表面区域可以存储在存储器108中。表面区域可以表示电容器302和/或电阻器306的表面区域。基于温度改变率和表面区域,控制器电路102可以确定流速。

[0044] 图7是根据一个实施方案的用于患者的呼吸监测的方法700的流程图。例如,方法700可以采用本文讨论的各种实施方案(例如,系统和/或方法)的结构或方面。在各种实施方案中,可以省略或添加某些步骤(或操作),可以组合某些步骤,可以同时执行某些步骤,可以并行地执行某些步骤,可以将某些步骤分为多个步骤,可能以不同的顺序执行某些步骤,或者可能以迭代方式重新执行某些步骤或一系列步骤。在各种实施方案中,方法700的部分、方面和/或变体可以用作一个或多个算法以引导硬件执行本文描述的一个或多个操作。

[0045] 在702处开始,呼吸传感器110被配置为定位在患者的气流路径内。例如,结合图2A至图2B,呼吸传感器110的至少一部分可以邻近患者的一个或多个鼻孔204、206定位。呼吸传感器110的位置使得呼吸传感器110的至少一个或多个部件(例如,电容器、电感器、电阻器中的至少一者)基于患者的呼吸动作(例如,吸气、呼气)而暴露于环境空气的方向和/或

速度的改变。

[0046] 在704处,呼吸传感器110被配置为基于气流路径的感兴趣属性来调整电特性。例如,感兴趣属性可以对应于气流路径的温度或流速。随着沿着气流路径的空气转变(例如,吸入、呼出),部件(例如,电容器302、电阻器306)的温度改变。对应于呼吸传感器110的部件的温度系数调整电特性。

[0047] 在706处,呼吸传感器110被配置为接收激励信号406。例如,控制器电路102可以生成具有预定电特性(例如,频率、幅值)的激励信号406。激励信号406可以由传输电路112传输。例如,传输电路112可以电容地耦接到呼吸传感器110,并利用体内的通信信道传送激励信号406。在另一个示例中,传输电路112可以包括被配置为使用磁场来传输激励信号406的RF电路。

[0048] 在708处,呼吸传感器110被配置为基于激励脉冲和电特性生成响应(例如,响应408、504)。例如,呼吸传感器110可以反射激励脉冲406以形成响应。呼吸传感器110的电特性修改和/或调整激励脉冲406以形成响应。例如,可以基于呼吸传感器110的谐振频率来调整激励脉冲406的频率。在另一个示例中,可以基于呼吸传感器110的电阻来调整激励脉冲406的幅值。

[0049] 在710处,控制器电路102被配置为识别激励信号406与响应之间的差异。例如,控制器电路102可以经由传输电路112接收响应。控制器电路102可以比较激励信号406的电特性(例如,频率、幅值)以识别响应相对于激励信号406的差异。

[0050] 在712处,控制器电路102被配置为基于电特性确定气流路径的温度或流速中的至少一者。呼吸传感器110的电特性由激励信号406与响应之间的差异表示。例如,控制器电路102可以识别响应相对于激励信号406的频率改变。控制器电路102可以基于响应的频率确定电容,并且将该电容与存储在存储器108中的参考温度下的电容进行比较。基于电容器302的温度系数,控制器电路102可以确定对应于电容改变的温度改变,以产生呼吸传感器110的频率的电特性。在另一个实施方案中,控制器电路102可以识别响应相对于激励信号406的幅值改变。控制器电路102可以基于响应的幅值确定电阻,并且将该电阻与存储在存储器108中的参考温度下的电阻进行比较。基于电阻器306的温度系数,控制器电路102可以确定对应于电阻改变的温度改变,以产生呼吸传感器110的幅值的电特性。

[0051] 应当注意,各种实施方案可能以硬件、软件或其组合来实现。各种实施方案和/或部件(例如,模块或其中的部件和控制器)也可以被实现为一个或多个计算机或处理器的一部分。计算机或处理器可以包括计算设备、输入设备、显示单元和接口,例如用于访问因特网。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以连接到通信总线。计算机或处理器还可以包括存储器。存储器可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备,其可以是硬盘驱动器或可移除存储驱动器,诸如固态驱动器、光盘驱动器等。存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似装置。

[0052] 如本文所用,术语“计算机”、“子系统”、“电路”或“模块”可以包括基于处理器或基于微处理器的系统,其包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路和能够执行本文所述功能的任何其他电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性的,并且因此不旨在以任何方式限制术语“计算机”、“子系统”、“电路”或“模块”的定义和/或含义。一个

或多个处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集以便处理输入数据。存储元件还可以根据期望或需要存储数据或其他信息。存储元件可以呈处理机内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0053] 指令集可以包括指示计算机或处理器作为处理机来执行特定操作(诸如各种实施方案的方法和过程)的各种命令。指令集可以呈软件程序的形式。软件可以呈各种形式,诸如系统软件或应用软件,并且可以体现为有形和非暂时性计算机可读介质。此外,软件可以呈单独程序或模块的集合、较大程序内的程序模块或程序模块的一部分的形式。软件还可以包括以面向对象编程形式的模块化编程。处理机对输入数据的处理可以响应于操作员命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于另一个处理机做出的请求。

[0054] 如本文所用,“被配置为”执行任务或操作的结构、限制或元件在特定结构上以对应于任务或操作的方式形成、构造或调整。出于清楚和避免疑问的目的,仅能够被修改以执行任务或操作的对象未“被配置为”执行如本文所用的任务或操作。相反,如本文所用,使用“被配置为”表示结构适应或特性,并且表示被描述为“被配置为”执行任务或操作的任何结构、限制或元件的结构要求。例如,“被配置为”执行任务或操作的控制器电路、处理器或计算机可以被理解为被特别构造为执行该任务或操作(例如,具有存储在其上或与其一起使用的被定制或旨在执行任务或操作的一个或多个程序或指令,和/或具有定制或旨在执行任务或操作的处理电路的布置)。出于清楚和避免疑问的目的,通用计算机(其可以“被配置为”执行任务或操作,如果适当编程的话)未“被配置为”执行任务或操作,除非或直到被专门编程或结构上进行修改以执行任务或操作。

[0055] 如本文所用,术语“软件”和“固件”是可互换的,并且包括存储在存储器中以供计算机执行的任何计算机程序,该存储器包括RAM存储器、ROM存储器、EPROM存储器、EEPROM存储器和非易失性RAM(NVRAM)存储器。上述存储器类型仅是示例性的,并且因此不限制可用于存储计算机程序的存储器的类型。

[0056] 应当理解,以上描述旨在是例示性的而非限制性的。例如,上述实施方案(和/或其方面)可以彼此组合使用。另外,在不脱离本发明的范围的情况下,可进行许多修改以使特定情况或材料适应各种实施方案的教导。虽然本文描述的材料尺寸和类型旨在限定各种实施方案的参数,但它们决不是限制性的并仅是示例性的。在阅读以上描述后,许多其他实施方案对于本领域技术人员将是显而易见的。因此,各种实施方案的范围应该参考所附权利要求以及这些权利要求所赋予的等同物的全部范围来确定。在所附权利要求中,术语“包括”和“在…中”用作相应术语“包含”和“其中”的通俗中文等同物。此外,在以下权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记,而不旨在对其对象施加数字要求。此外,以下权利要求的限制不是用装置加功能格式书写的,也不旨在基于35U.S.C. §112(f)来解释,除非并且直到这些权利要求限制明确地使用短语“用于…的装置”,然后是没有其他结构的功能陈述。

[0057] 该书面描述使用示例来公开各种实施方案,包括最佳模式,并且还使本领域技术人员能够实践各种实施方案,包括制造和使用任何设备或系统以及执行任何包含的方法。各种实施方案的专利范围由权利要求书限定,并且可包括本领域技术人员想到的其他示例。如果此类其他示例具有与权利要求书的字面语言没有区别的结构元素,或者示例包括与权利要求书的字面语言具有微小差别的等效结构元素,则此类其他示例旨在落入权利要

求书的范围内。

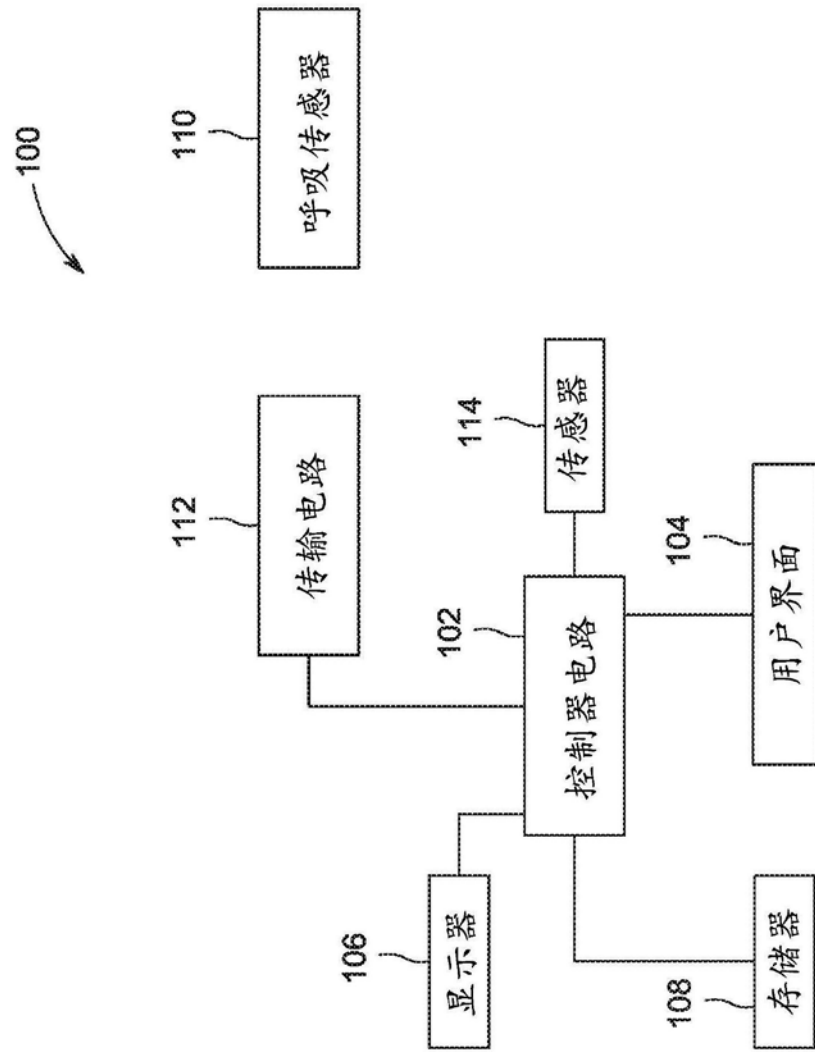


图1

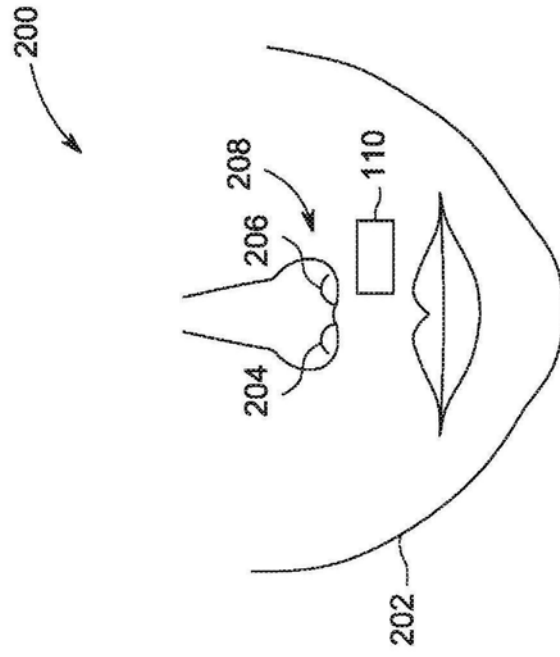


图2A

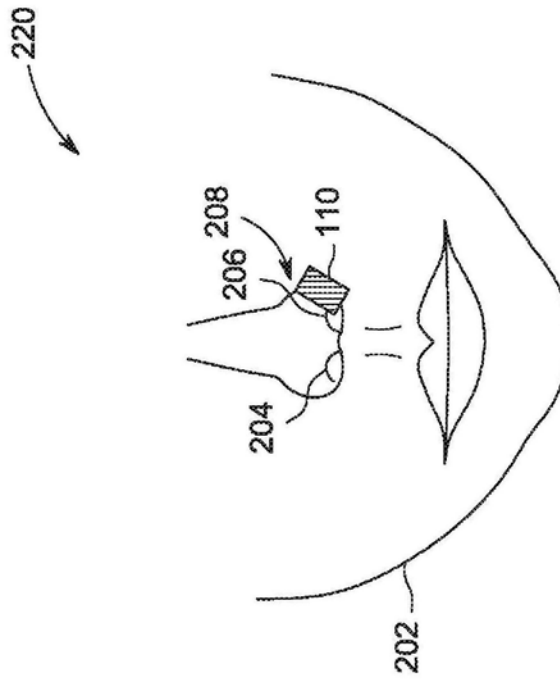


图2B

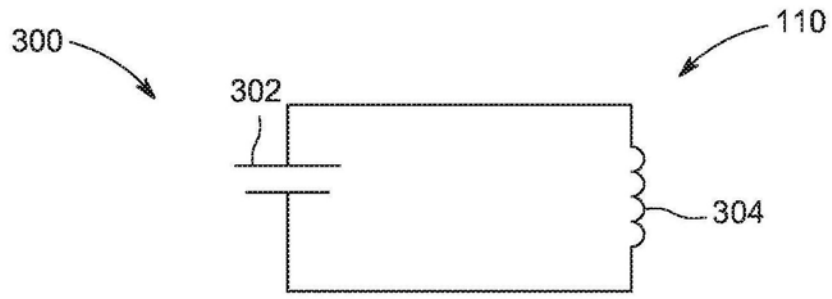


图3A

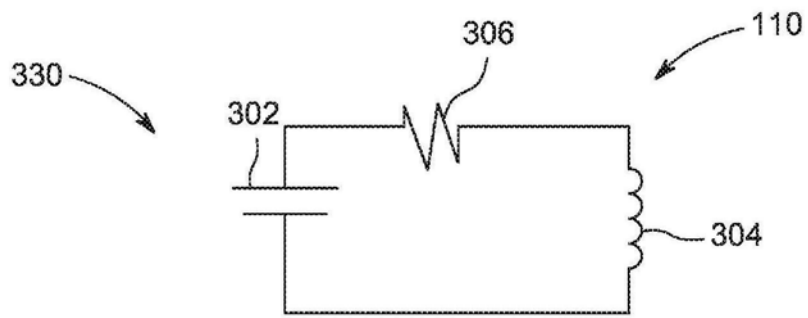


图3B

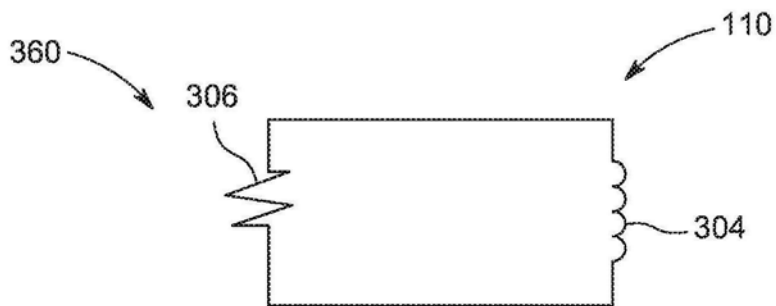


图3C

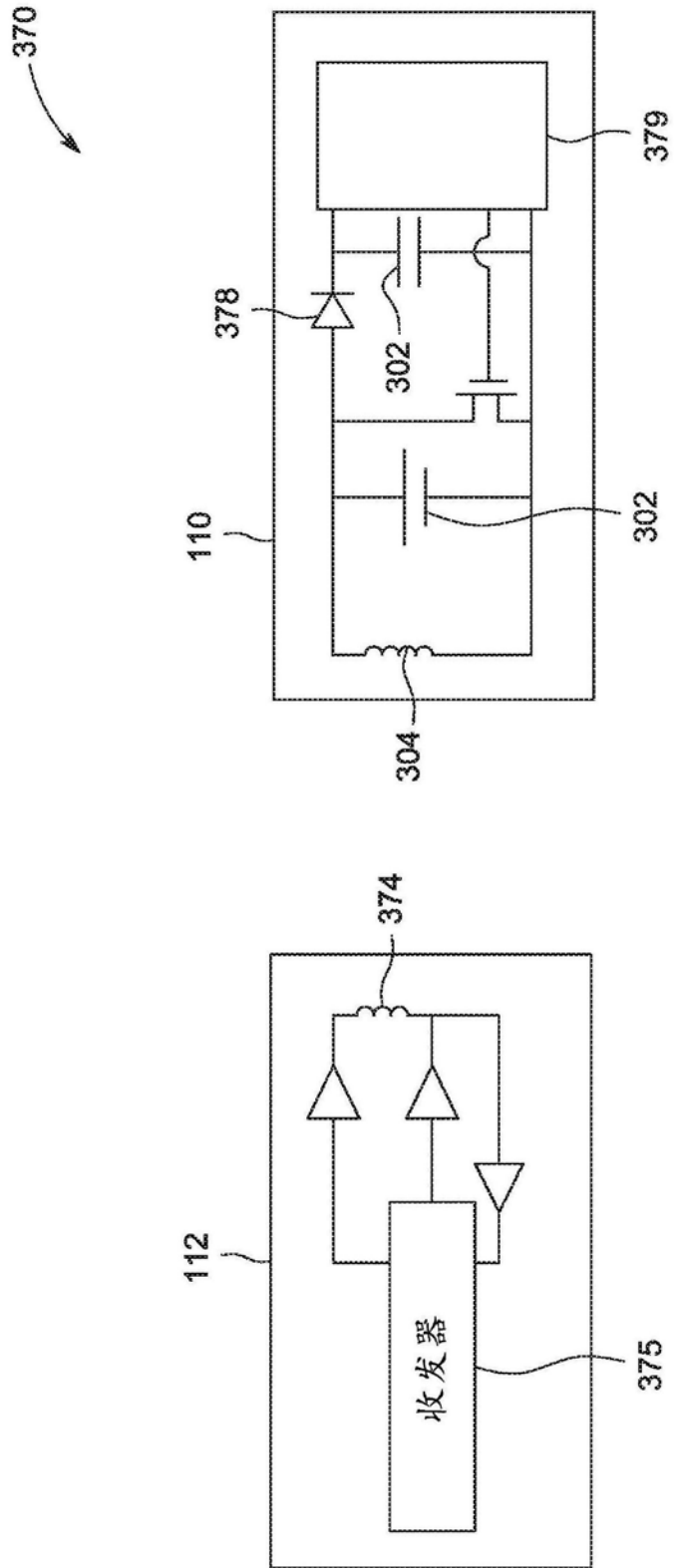


图3D

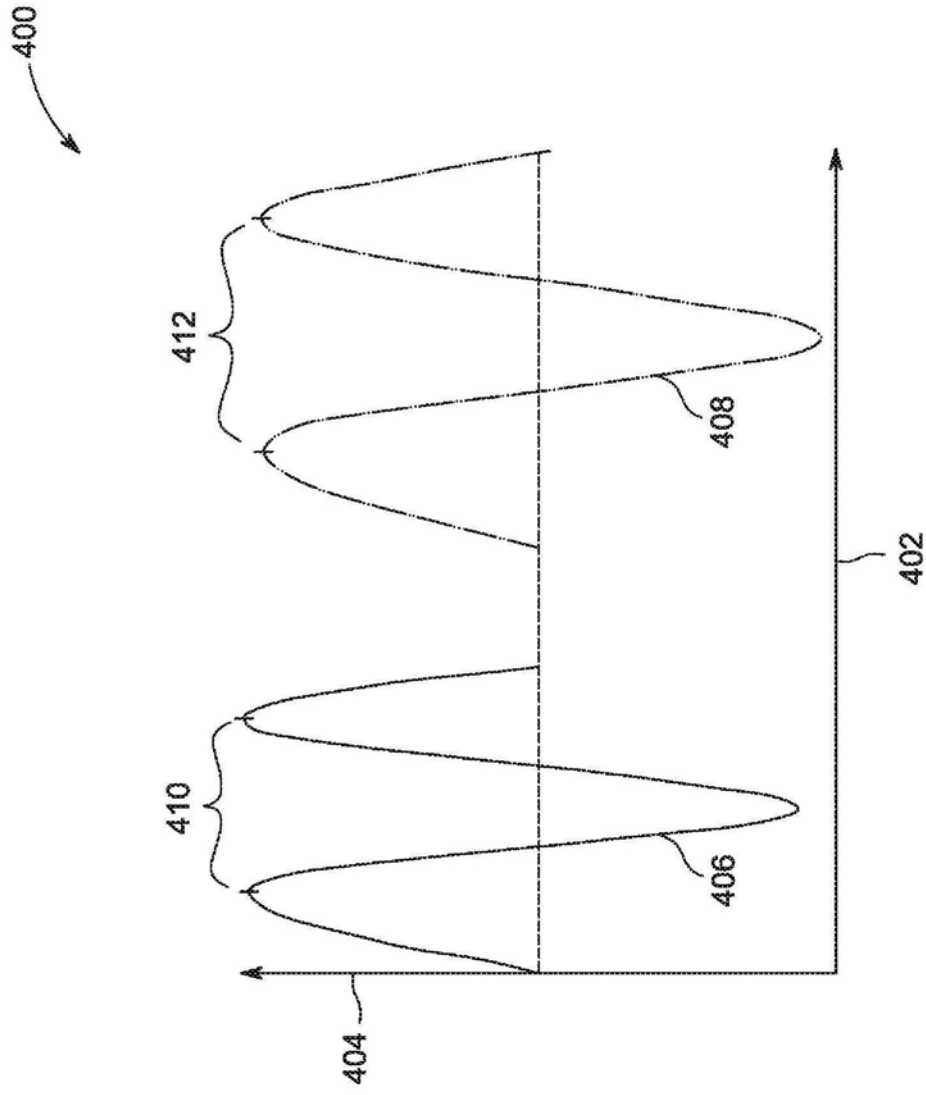


图4

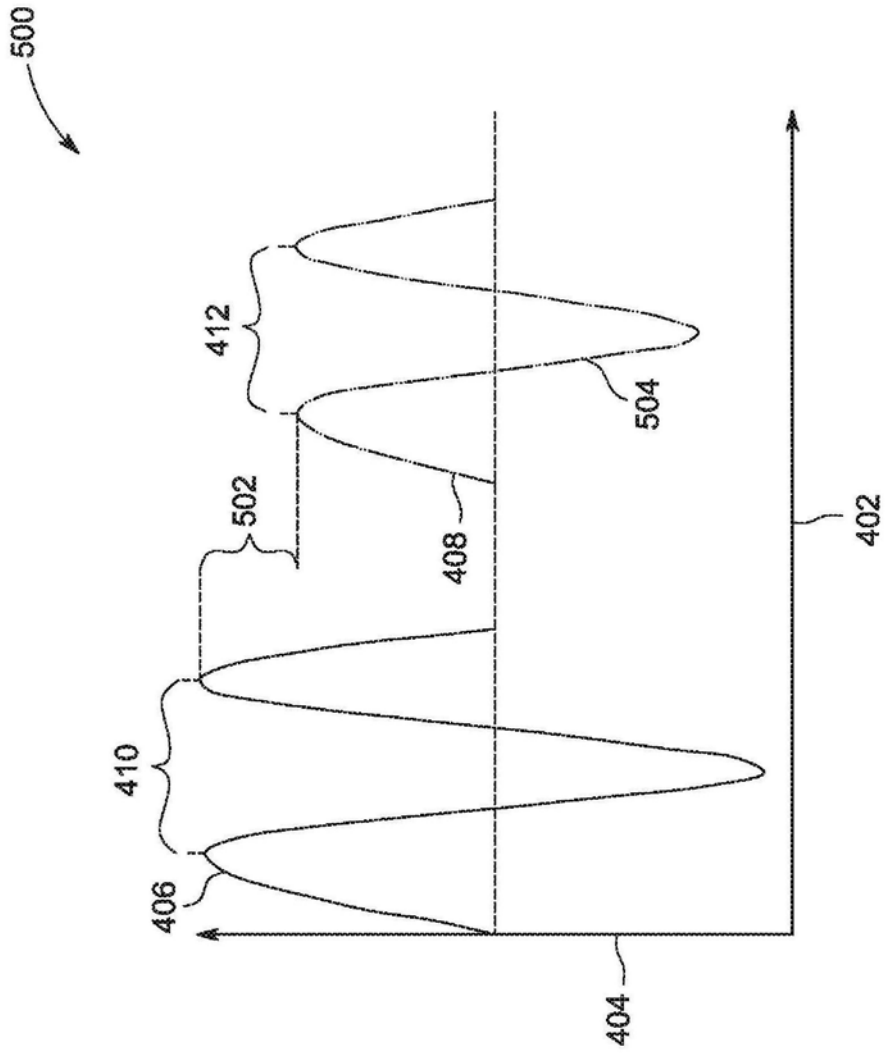


图5

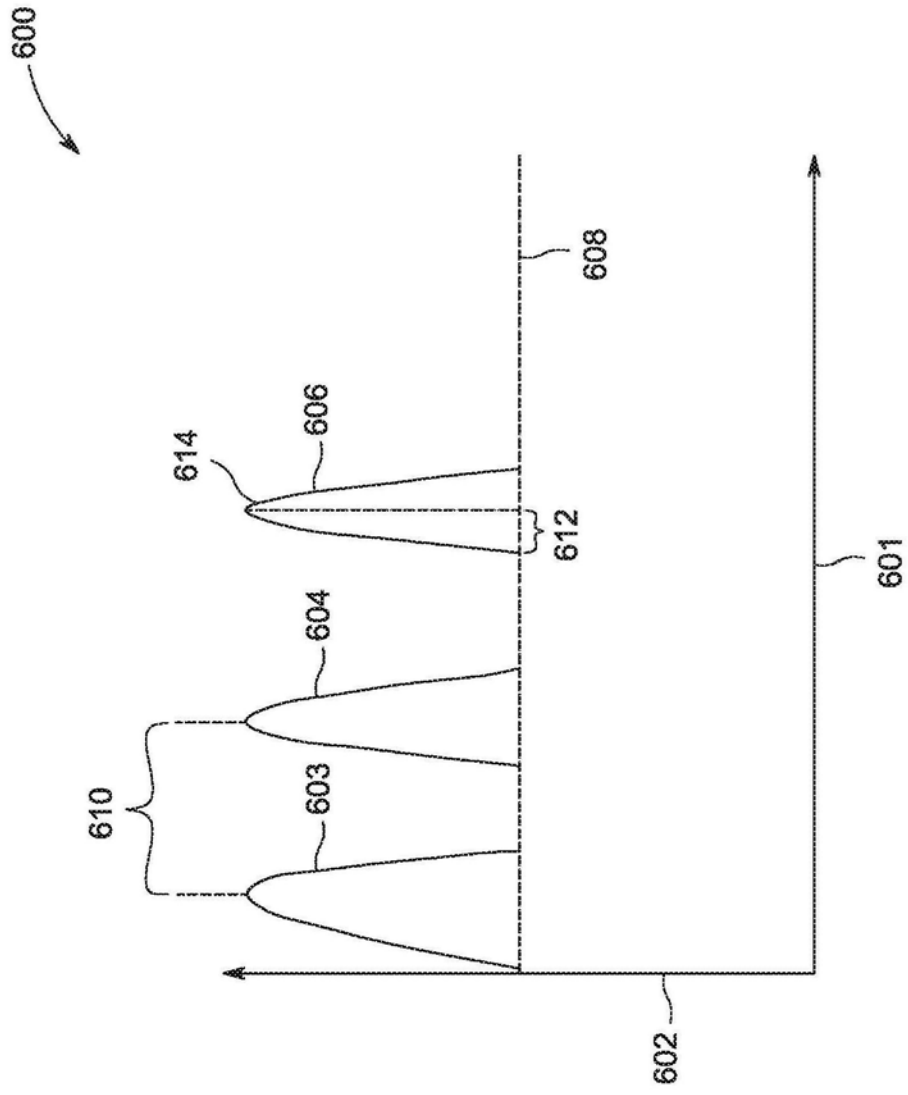


图6

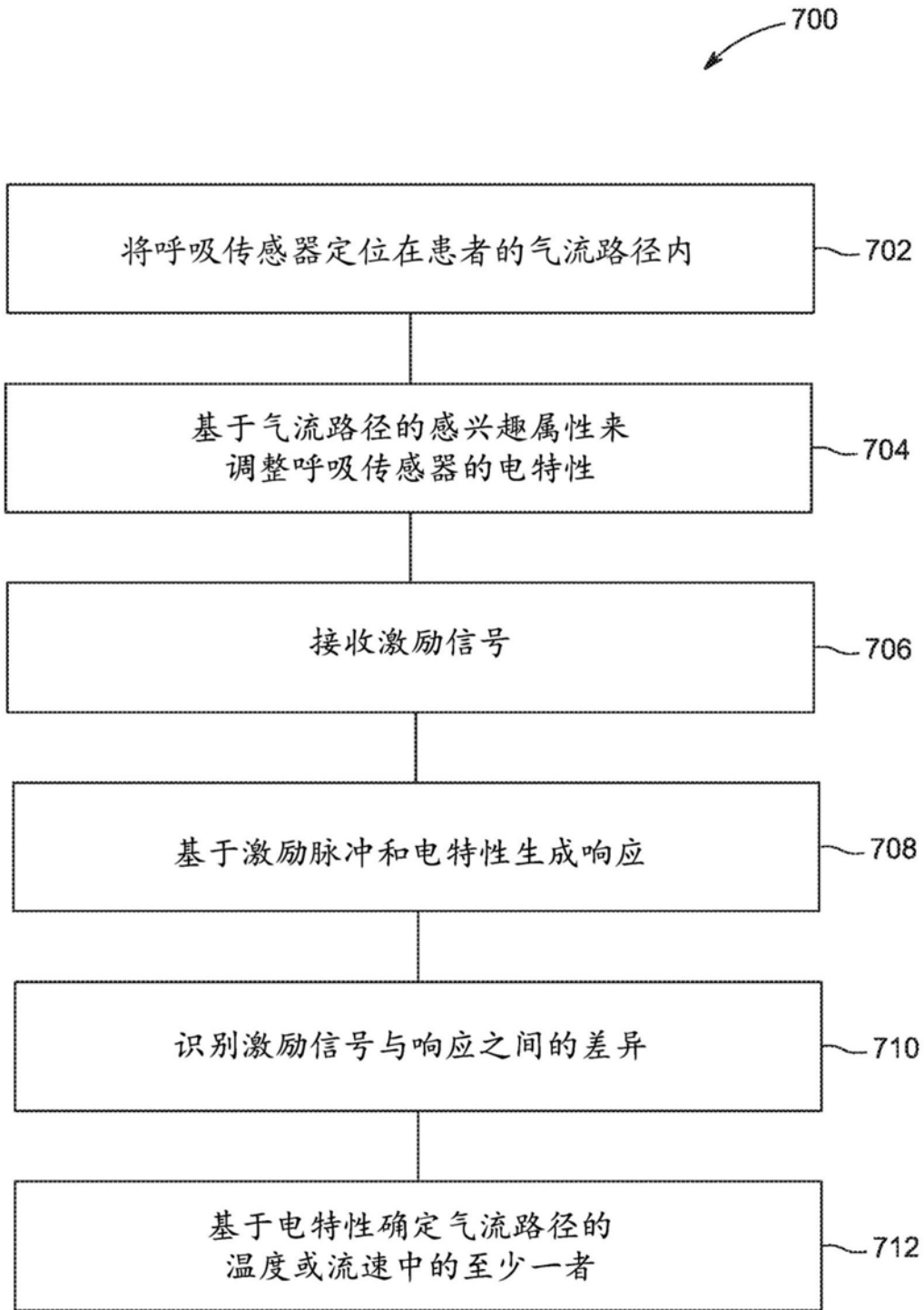


图7

专利名称(译)	用于呼吸传感器的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110300544A</a>	公开(公告)日	2019-10-01
申请号	CN201780085620.1	申请日	2017-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
发明人	维尔·瓦提奥瓦拉 奥托·瓦特里·佩坎德		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/087		
CPC分类号	A61B5/0028 A61B5/0878 A61B5/6819 A61B5/7228 A61B5/0803 A61B5/742 A61B5/7475		
代理人(译)	杨贝贝		
优先权	15/385259 2016-12-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了用于不需要内部电源的医疗监测系统的呼吸传感器的系统和方法。该系统和方法基于气流路径的感兴趣属性来调整呼吸传感器的电特性，接收激励信号，以及基于该激励信号和该电特性生成响应。

