



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110975088 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 04

(21) 申请号 201911270687.X

(22) 申请日 2010.02.10

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110975088 A

(43) 申请公布日 2020.04.10

(30) 优先权数据
2009900561 2009.02.11 AU
61/233,554 2009.08.13 US
61/253,172 2009.10.20 US

(62) 分案原申请数据
201080007463.0 2010.02.10

(73) 专利权人 瑞思迈私人有限公司
地址 澳大利亚新南威尔士

(72) 发明人 利亚姆·霍利 狄翁·C·C·马丁
史蒂文·P·法鲁吉亚

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限公司 44224

专利代理师 李鑫

(51) Int.Cl.
A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)
A61B 5/097 (2006.01)
A61B 7/00 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 1638697 A, 2005.07.13
US 2009227888 A1, 2009.09.10
US 6443907 B1, 2002.09.03

审查员 范梦雪

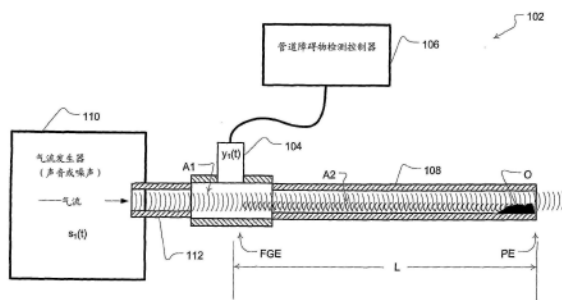
权利要求书1页 说明书20页 附图26页

(54) 发明名称

呼吸治疗装置的声波检测

(57) 摘要

用于提供自动化设备的声音检测装置和方法,该自动化设备例如呼吸治疗设备。在本技术的一些实施例中,噪声或声音脉冲,例如倒谱分析,基于声音传感器(104)的信号允许例如患者接口、面罩或呼吸导管(108)或患者呼吸系统内阻塞(O)的检测。一些实施例还允许检测配件,例如识别配件或其使用情况,例如泄漏。还有一些实施例允许检测想使用自动化设备的患者或用户。



1. 用于验证呼吸治疗装置的用户的方法,该方法包括:

操作气流发生器以生成第一声音至呼吸道供给管,其中,所述气流发生器配置为向所述呼吸道供给管供给气流;

用声音传感器确定包括在所述呼吸道供给管内传播的所述第一声音的测量值,所述呼吸道供给管连接至所述呼吸治疗装置的用户解剖腔,所述测量值还包括表示来自所述解剖腔的所述第一声音的反射的第二声音;

由处理器根据所述测量值计算倒频谱;

将所述倒频谱与根据预授权的用户在先声音在先测量值的在先倒频谱进行比较,其中,所述第一声音和所述在先声音均是在所述气流发生器以相同的气流发生器设置运行时由所述气流发生器生成的;以及

用所述处理器基于所述比较确定所述用户是所述预授权的用户。

2. 权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定包括允许所述呼吸治疗装置的运行。

3. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其特征在于,所述声音传感器包括麦克风。

4. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其特征在于,所述声音的在先测量值是从设定过程确定的。

5. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其特征在于,所述方法还包括在设定过程中确定所述声音的在先测量值。

6. 呼吸治疗装置,包括:

呼吸道供给管,其适于将可呼吸气流导向所述装置的用户解剖腔;

气流发生器,其生成第一声音至呼吸道供给管,其中,所述气流发生器配置为供给所述可呼吸气流;

麦克风,其适于与所述呼吸道供给管相连,以确定在所述呼吸道供给管内传播的所述第一声音的测量值和表示来自所述解剖腔的所述第一声音的反射的第二声音的测量值;以及

处理器,其被配置为:

利用所述第一声音的测量值的数据样本和所述第二声音的测量值的数据样本计算倒频谱,

将所述倒频谱与根据预授权的用户在先声音在先测量值的在先倒频谱进行比较,其中,所述第一声音和所述在先声音均是在所述气流发生器以相同的气流发生器设置运行时由所述气流发生器生成的,并且

基于所述比较确定所述用户是所述预授权的用户。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述处理器被配置为基于所述确定允许所述装置的运行。

8. 根据权利要求6至7中任一项所述的装置,其特征在于,所述处理器还被配置为在设定过程中设定所述在先测量值。

9. 根据权利要求6至7中任一项所述的装置,其特征在于,所述气流发生器包括伺服控制鼓风机。

呼吸治疗装置的声波检测

[0001] 相关申请

[0002] 本发明要求以下优先权：美国临时申请号61/253,172,申请日2009年10月20日；美国临时申请号61/233,554,申请日2009年8月13日；澳大利亚临时申请号2009900561,申请日2009年2月11日；在此通过引用并入。

技术领域

[0003] 本发明涉及声波检测的装置和方法,该装置和方法有益于自动装置例如呼吸治疗装置。具体地,本发明包括检测阻塞,例如患者接口或患者呼吸系统,检测其配件或情况,例如面罩,以及患者或用户的检测。

背景技术

[0004] 呼吸治疗装置,例如通气器或正压力治疗装置,典型地可以包括气流发生器、空气过滤器、面罩、套管或气管插管、将气流发生器与面罩或管连接的供气管、传感器、基于微处理器的控制器。气流发生器可以为伺服控制的马达和叶轮(例如,风机)。作为选择,气流发生器也可以包括排气到大气的阀门,用来改变输送给患者的气体压力,并作为风机的马达速度控制的替代方式。传感器测量除了其他以外,马达速度,气体体积流量,出口压力,例如通过压力传感器,流量传感器等。

[0005] 这些装置已经可以自动化对系统进行改变。例如,持续正压呼吸机(CPAP device, continuous positive airway pressure device)已经被用于检测患者的情况。伯松-琼斯的美国专利5,704,34中,记载了一种装置,该装置可以自动调整治疗压力,以反映上气道阻塞。伯松-琼斯揭露了一种自动程序,包括通过利用产生调整压力输出的持续正压呼吸机压力发生器引入气流,以检测开放或闭合的患者气道。通过解调检测到的气流信号,将压力调整引入的该气流与其他因素(例如心跳)引入的气流分离。如果平均感应信号多于0.031/sec,呼吸暂停归类为“气道开放”,如果平均感应信号少于0.031/sec,呼吸暂停归类为“气道闭合”。

[0006] 在Kwok的PCT国际公布的W02006/092001中,记载了一种识别面罩系统,该系统利用一系列编码的电阻器。基于电阻与特定面罩的关联,控制器可以通过识别特定电阻来检测面罩。

[0007] 因此,需要得到评定这些系统状态或控制系统操作的改进装置和技术。

发明内容

[0008] 本发明的一方面在于提供用于各种目的的声波检测。

[0009] 本发明的另一方面在于提供利用可以发出声音或噪声的装置的声波检测。

[0010] 本发明的另一方面在于提供呼吸治疗装置的声波检测。

[0011] 本发明的另一方面在于提供通过倒谱分析的声波检测。

[0012] 本发明的另一方面在于通过声波分析,提供阻塞检测,元件或配件检测,和/或患

者或用户的检测。

[0013] A. 阻塞检测

[0014] 本发明实施方式的一方面在于使阻塞检测自动化。

[0015] 本发明实施方式的另一方面在于使呼吸装置导管内的阻塞检测自动化。

[0016] 本发明实施方式的另一方面包括呼吸治疗导管阻塞的检测方法,该方法利用声音传感器测定呼吸治疗导管(例如,气管插管)内的气流发生器的声音测量。之后,声音测量可以通过处理器分析。处理器然后可以基于分析指示呼吸治疗导管内阻塞的存在或消失。

[0017] 在一些实施方式中,上述分析可以包括从表示声音测量的数据样本,计算傅立叶变换。这可以进一步包括计算表示声音测量的变换后数据样本的对数。此外,分析可以包括计算表示声音测量的变换后数据样本的对数的逆变换。在一些实施方式中,分析可以包括计算(a)表示声音测量的变换后数据样本的对数的逆变换与(b)表示从呼吸治疗导管的未被阻塞形式测量出的声音的傅立叶变换后数据的数据的对数的逆变换之间的差。

[0018] 在进一步的实施方式中,上述指示可以包括基于差计算在显示屏上显示数据图。此外,基于差计算的数据,可以测定阻塞存在的位置和范围。该范围可以从差计算的数据的显著样本的振幅或量值来确定。所述位置可以从差计算的数据的显著样本的时间来确定。作为选择,在呼吸治疗导管内产生声音的声源可以为气流发生器。此外,声音传感器为单个麦克风。

[0019] 本发明的一些实施方式也包括用于检测呼吸治疗导管阻塞的装置。该装置可以包括可与呼吸治疗导管接合的麦克风,以产生在呼吸治疗导管内气流发生器声音测量。所述装置的处理器可以设计为从麦克风分析声音测量的数据样本,并基于分析的数据样本,在呼吸治疗导管中指示阻塞的存在或不存在。作为选择,麦克风可以适合于气管插管连接器,该连接器具有连接气管插管的一部分的开口。气管插管连接器也可以包括适合连接风机供给管的一部分的开口。所述连接器还可以包括与麦克风腔室配合的隔膜,该隔膜将连接器的气道与所述腔室隔离。作为选择,所述连接器还可以包括允许麦克风腔室补偿环境压力的排气口。在一些实施方式中,装置也可以包括气流发生器,所述处理器可以设置为控制气流发生器以产生呼吸治疗。类似的,处理器可以设置为根据上述任何上述方法测定阻塞。

[0020] 在一些实施方式中,实现检测呼吸系统阻塞的方法可以包括利用声音传感器测定气流发生器的声音测量。处理器可以通过声音测量的倒谱计算,分析声音传感器的声音测量。然后,处理器可以基于分析,指示患者的呼吸系统阻塞(例如,部分的或者全部的)存在或不存在。在一些实施方式中,这可以包括基于计算声音测量的倒谱和在前声音测量确定的倒谱之间的差,检测阻塞存在的范围。作为选择,所述范围可以从上述差计算的数据的显著样本的振幅值确定。此外,上述位置可以从上述差计算的数据的显著样本的位置来确定,该位置表示超出呼吸治疗导管的已知端的点。

[0021] 这些方法可以在检测呼吸阻塞的装置中实现。例如,该装置可以包括可与呼吸治疗导管配合,以产生气流发生器的声音测量。所述装置也可以包括控制器或处理器,以通过计算声音测量的数据样本的倒频谱,分析麦克风的聲音测量的数据样本。所述装置还可以设置为基于分析的数据样本,指示患者的呼吸系统中阻塞的存在或不存在。所述装置也可以包括气流发生器,其中控制器或处理器进一步可以控制气流发生器产生呼吸治疗。

[0022] B. 配件检测

[0023] 本发明的一方面涉及识别系统,该识别系统具有结构可促进气流发生器和外围元件之间的协调。

[0024] 本发明的另一方面是提供用于自动检测连接至CPAP装置的面罩类型的方法和装置。本发明的进一步方面可以包括:用于检测和/或识别CPAP装置的气道中特性的方法、系统和装置,其中该CPAP装置包括患者接口和患者呼吸系统。

[0025] 本发明的另一方面涉及一种用于气流发生器的接合器,其中气流发生器供应压缩空气到治疗患者的出口。所述接合器包括可以装在气流发生器出口的导管,和识别元件,该识别元件由所述导管支撑并提供识别特征,使唯一的特定外围元件可以装在气流发生器上。所述识别特征可与气流发生器通信,从而气流发生器可以自动地选择适当操作参数,以协调特定的外围元件。

[0026] C. 患者/用户检测

[0027] 本发明的一方面在于使检测方法或装置用户的验证自动化。

[0028] 本发明的另一方面在于使装置特定用户的检测自动化,从而根据检测用户排斥或允许操作。

[0029] 本发明的另一方面在于使呼吸治疗装置特定用户的检测自动化,从而作为一个安全特性。

[0030] 本发明的进一步方面为一种验证装置用户的方法,包括利用声音传感器测定声音导管内的声音发生器的声音测量,其中声音导管通向装置用户的解剖腔。该方法还可以包括,通过计算声音测量的倒频谱,利用处理器分析声音传感器的声音测量。该方法还可以包括,基于上述分析,利用处理器测定用户为预授权用户。

[0031] 在一些实施方式中,上述方法的所述测定可以包括允许所述装置的一个操作。在一些实施方式中,声音发生器包括扬声器,声音传感器包括麦克风。在一些实施方式中,上述验证所保护的装置为呼吸治疗装置,其中声音发生器包括气流发生器,声音导管包括呼吸供应管。在一些情况下,上述分析可以包括将倒谱的数据与安装过程中在先的声音测量所测定的在先倒谱进行比较。

[0032] 在一些实施方式中,本发明可以包括用于验证用户的装置。该装置可以包括声音导管,该声音导管将声音信号引向装置用户的解剖腔。所述装置也可以包括声音发生器,以产生声音信号。所述装置还可以包括麦克风,该麦克风可以与声音导管配合,以产生声音信号的度量。所述装置也可以包括处理器,该处理器通过计算声音测量的数据样本的倒谱,分析麦克风的的声音信号的度量的数据样本。所述处理器也可以基于上述分析,测定用户为预授权用户。

[0033] 在一些实施方式中,上述处理器可以设置为基于上述测定,允许装置的一项操作。所述装置的声音发生器可以包括至少一个扬声器。作为选择,装置的所述处理器也可以通过比较倒谱数据与在安装过程中的在先声音测量所测定的在先倒谱数据,来进行分析。在一些实施方式中,装置的所述处理器可以设置为在安装过程中设置上述在先测量。在一些实施方式中,装置可以为呼吸治疗装置,其中声音发生器为伺服控制的风机,所述声音导管包括呼吸供应管和面罩或鼻插管。

[0034] 本发明的其他特征在以下说明、附图和权利要求中,将更为清楚。

附图说明

[0035] 下面通过如图中的实例对本发明进行举例说明,但这些实例不构成对本发明的限制,其中相同的元件用相同的附图标记。

[0036] 图1展示了根据本发明的呼吸治疗导管阻塞的检测系统示意图;

[0037] 图2为根据本发明用于实现呼吸治疗导管阻塞的检测系统的装置的方法示图;

[0038] 图3为根据本发明的一些实施例,从无阻塞的呼吸治疗导管测量到的两个声波的倒谱数据图;

[0039] 图4为图3的两个声波的倒谱数据的差异示意图;

[0040] 图5为根据本发明的一些实施例,在带有和不带有阻塞的常用呼吸治疗导管测量到的两个声波的倒谱数据图;

[0041] 图6为图5的两个声波的倒谱数据中的差异幅度示意图;

[0042] 图7为根据本发明的导管实施例中声音传感器的实施例的横截面剖视示意图;

[0043] 图8为带有本发明的声音传感器的呼吸治疗导管连接器的实施例透视图;

[0044] 图9为设置有气管插管的图8所示连接器实施例透视图;

[0045] 图10为设置有气流发生器供应导管的图9所示连接器实施例的透视图;

[0046] 图11为根据本发明实施例,带有阻塞检测的呼吸治疗装置的组件示意图;

[0047] 图12为带有导管阻塞检测技术的本发明控制器结构的框图;

[0048] 图13为本发明第一优选实施例的示意图;

[0049] 图14为根据第一优选实施例的脉冲响应函数示例的示意图;

[0050] 图15为在各种气流发生器速度时各种面罩的各种倒谱的示意图;

[0051] 图16展示了与实施例一起使用的面罩的第一实例;

[0052] 图17展示了与实施例一起使用的面罩的第一实例;

[0053] 图18展示了与实施例一起使用的面罩的第一实例;

[0054] 图19展示了根据本发明,用于验证或检测本发明装置的特定用户的系统或装置的组件;

[0055] 图20展示了本发明的装置的用户检测方法示例;

[0056] 图21展示了在不同时间测量两个声波的假设倒谱数据的示意图;

[0057] 图22为图21两个声波的倒谱数据的差异的示意图;

[0058] 图23为从两个不同用户获取的两个声波的假设倒谱数据的示意图;

[0059] 图24为图23两个声波的倒谱数据的差异幅度示意图;

[0060] 图25为根据本发明的一些实施例,带有验证技术的呼吸治疗装置的组件示意图;

[0061] 图26为带有用户检测技术的控制器结构的框图。

具体实施方式

[0062] 本声波检测技术的一些实施例可以实行倒谱分析。倒谱可以被认为是对数频谱的傅立叶逆变换或者分贝频谱的正向傅立叶变换等。运算本质上可以将脉冲响应函数 (impulse response function, IRF) 卷积和噪声或声源转换为加法运算,从而噪声或声源可以容易地计算或去除,从而隔离系统脉冲响应函数的数据用于分析。倒谱分析技术详细描述在科学论文,“The Cepstrum: A Guide to Processing” (Childers et al,

Proceedings of the IEEE, Vol. 65, No. 10, Oct 1977) 和 RANDALL RB, Frequency Analysis, Copenhagen: Bruel & Kjaer, p. 344 (1977, revised ed. 1987)。其他描述倒谱分析的文献也是存在的。

[0063] 这种方法在卷积特性方面可以被理解。 f 和 g 的卷积可以写为 $f * g$ 。该运算可以是两个函数(f 和 g)中, 其中一个函数翻转并平移后与另一个函数的乘积的积分。因此, 它是一种如下的积分变换:

$$[0064] \quad (f * g)(t) \stackrel{\text{def}}{=} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) \cdot g(t - \tau) d\tau$$

[0065] 虽然上面使用了符号 t , 但它不用表示时域。但是在这种情况下, 卷积公式可以描述为在时刻 t , 函数 $f(\tau)$ 的加权平均, 其中加权由 $g(-\tau)$ 简单平移量 t 给出。随着 t 的改变, 加权函数突出输入函数的不同部分。

[0066] 更普遍的是, 如果 f 和 g 为关于 \mathbb{R}^d 的复值函数, 然后其卷积可以定义为积分:

$$[0067] \quad (f * g)(x) = \int_{\mathbb{R}^d} f(y)g(x - y) dy = \int_{\mathbb{R}^d} f(x - y)g(y) dy.$$

[0068] 数学模型可以将系统输出与线性时不变系统的输入关联, 例如包含呼吸治疗装置的导管的, (可以包含某些人或者系统的其他未知部分), 该数学模型可以基于该积分。在系统的麦克风上测得的输出可以被认为是作为时间(t)函数的系统脉冲响应函数(IRF)“卷积”的输入噪音。

$$[0069] \quad y(t) = s_1(t) * h_1(t) \quad \text{等式1}$$

[0070] 其中

[0071] *表示卷积函数;

[0072] $y(t)$ 为在麦克风测得的信号;

[0073] $S_1(t)$ 为声音或者噪声源, 例如呼吸治疗装置的气流发生器(“FG”)产生的噪声或声音;

[0074] $h_1(t)$ 为从噪声或声音源到麦克风的系统脉冲响应函数;

[0075] 脉冲响应函数(IRF)为对于单位脉冲输入的系统响应。

[0076] 通过测量出的声音数据(例如, 离散傅立叶变换(DFT)或快速傅立叶变换(FFT)), 将等式1转换为频域, 且考虑卷积定理, 产生下面的等式:

$$[0077] \quad y(t) = s_1(t) * h_1(t) \xrightarrow{\text{傅立叶变换}} Y(f) = S_1(f) \cdot H_1(f) \quad \text{等式2}$$

[0078] 其中:

[0079] $Y(f)$ 为 $y(t)$ 的傅立叶变换;

[0080] $S_1(f)$ 为 $s_1(t)$ 的傅立叶变换; 以及

[0081] $H_1(f)$ 为 $h_1(t)$ 的傅立叶变换。

[0082] 在这种情况下, 时域中的卷积成为频域中的乘法。

[0083] 可以应用等式2的对数, 从而乘法被转化为加法:

$$[0084] \quad \text{Log}\{Y(f)\} = \text{Log}\{S_1(f) \cdot H_1(f)\} = \text{Log}\{S_1(f)\} + \text{Log}\{H_1(f)\} \quad \text{等式3}$$

[0085] 通过傅立叶逆变换(IFT)(例如, 离散傅立叶逆变换(inverse DFT)或快速傅立叶逆变换(inverse FFT), 等式3可以转换回时域, 这产生复倒谱($K(\tau)$)(复杂, 因为可以从复频谱得出)-频谱对数的逆傅立叶变换。

[0086] $K(\tau) = \text{IFT}[\text{Log}\{S_1(f)\} + \text{Log}\{H_1(f)\}]$ 等式4

[0087] “ τ ”为实值变量,成为倒频率,测量单位为秒。因此,我们可见时间域中的卷积效果在频谱的对数中成为加法,并在倒谱中保持如此。

[0088] 倒谱分析的数据考虑,例如检查倒频率的数据值,可以提供关于系统的信息。例如,通过比较系统倒谱数据的在先或已知基线和系统的倒谱数据,该比较(例如差异)可以用于识别系统中的不同或相似之处,这可以用于实现各种功能或目的的自动控制。

[0089] 以下实施例可以利用这种分析的方法,以实施各种目的的不同探测器。

[0090] A. 阻塞检测

[0091] 侵入性通气患者可以通过气管插入,利用呼吸机来治疗。将软的气管插管插入患者的气管中。随后,该插管与呼吸治疗装置连接,其中该呼吸治疗装置可以为机械呼吸机。所述插管将呼吸机的呼吸支持气流引导至肺部,使患者可以呼吸。所述插管保证了患者的气道保持打开或没有被阻塞,以输送呼吸支持。然而,在一些情况下,生物材料例如粘液可以堆积在管的内部。在这些材料存在一定量后,可以导致管内额外的气动阻力。

[0092] 如果该材料导致的阻力变得太大,它将与呼吸支持相冲突。在这种情况下,患者必须拔管,从而可以更换或者清理插管。在一些情况下,可以采用气管相机来检查插管内部,监控管内的堆积进展。尽管如此,这不是一个容易的程序,这种相机很昂贵。

[0093] 因此,本发明的实施例可以包括在呼吸治疗装置导管(例如,气管插管或供应管和面罩)内的阻塞检测的装置和方法。如图1所示,呼吸治疗导管阻塞检测装置102可以实施为通过声波测量和分析,检测导管内阻塞的存在(部分的或者其他),例如粘液或其他生物物质。这种检测装置典型的包括声音传感器104,例如麦克风和检测控制器106。

[0094] 在典型的实施例中,声音传感器104测量呼吸治疗导管108内的声音,以用于检测控制器106的分析。例如,声音可以是声源产生的。该声音可以是振动或气流发生器10(例如伺服控制的鼓风机)的操作产生的声音。例如,气流发生器可以通过可选的供应导管112提供可呼吸的气体到呼吸治疗导管108。在呼吸治疗导管108在患者的呼吸系统内的情况下,可呼吸的气体可以提供给患者呼吸治疗。这种测量的声音可以包括从呼吸治疗导管(当存在时)中阻塞反射的声波(如图1的参考符号“0”所示)。

[0095] 来自声音传感器104的声音信号可以被发送给检测控制器106。作为选择,倘若来自传感器的信号不是数字信号而控制器是数字控制器时,可以采用模数转换器(A/D)/采样器(未分别显示)。基于来自传感器的信号,控制器评估声音信号,以测定阻塞数据,例如呼吸治疗导管中的阻塞存在或不存在,阻塞的范围或阻塞的位置。

[0096] 在一些实施例中,检测控制器106可以包括处理器,该处理器设置为实现特定检测方法,例如在此详细描述算法。因此,控制器可以包括集成芯片,存储器和/或其他控制指令,数据或信息存储介质。例如,包含这种检测方法的编程指令可以编码在装置存储器中的集成芯片上。这些指令也可以或者作为选择下载在适当数据存储介质的软件或固件。通过这种控制器或处理器,装置可以用于测定或分析来自声音传感器的声音数据。因此,处理器可以控制如在此详细讨论的实施例所描述的阻塞评估。

[0097] 图2的流程图中展示了呼吸治疗导管阻塞检测装置102的控制器106的算法或方法的实例。在框220中,声音传感器检测,例如处于控制器控制下,呼吸治疗导管内的气流发生器的声音。在框222中,声音传感器的声音测量由控制器或处理器进行分析。在框222中,控

制器或者处理器基于上述分析,指示呼吸治疗导管中的阻塞的存在或不存在。

[0098] 在本发明的这种实施例中,可以有一些关于系统声学特性的设计考虑。患者呼吸机回路在组件的排列和组合上可以具有很多不同的变化。每个组合可以具有不同的声学特性。这些组合的一个共同元件是呼吸治疗导管108,例如气管插管,沿着其长度“L”具有近乎固定的横截面(当没有被阻塞时),患者在导管的患者端(如图1的“PE”所示),呼吸机回路(带有其他潜在的组件)在气流发生器端(如图1所示的“FGE”)。导管(当没有阻塞时)的声学特性可以为,导管作为沿着其长度上宽频率范围的波导。因此,随着信号沿气管插管向下传播,除了与其传播速度相关的时间延迟以外,在声波信号中可以没有明显的变化。

[0099] 另一个考虑因素是,气流发生器或通风机和患者可以均为随机的、循环平稳的和确定性噪声。此外,气流引起的噪声可以是组件的结构设计结果,其中系统中有气流(例如供应导管等)。

[0100] 因此,在装置的一些实施例中,变化的检测可以基于与没有阻塞时候相比较,随着导管逐渐被堆积在内壁的材料阻塞,在气流发生器操作过程中的导管(或气管插管)中的声波反射。当导管是干净或者新的时候,不存在阻塞。作为声音传感器的声源,呼吸机管道的气流发生器所建立的这种系统中,声音或噪声的脉冲响应函数(IRF)可以在选择时间为零包含 δ 函数(Delta Function),以及在时间 $2L/c$ 从插管的患者端PE的反射,其中声速表示为“c”,导管或者气管插管的长度为“L”。此后,如果插管沿其长度由阻塞0部分阻塞,系统的另一个IRF现在可以包含在时间 $2x/c$ 的新反射,其中“x”为声音传感器到阻塞之间的距离。

[0101] 监控来自导管或气管插管的反射的变化的一种潜在方法可以基于计算来自声音传感器的信号的倒频谱。通过比较已知清洁导管的倒谱数据与潜在阻塞导管的倒谱数据,这种比较,例如两者的差异,可以考虑为识别导管内的阻塞。例如,如果两个实验都采用常见的噪声源,例如相同类型的呼吸机管道或者工作在相同设置(例如,压力传递,速度和/或流量等)的气流发生器,清洁导管的倒谱数据与阻塞导管的倒谱数据之间的比较或者差异可以用来显示,例如(a)导管内存在阻塞;(b)导管中阻塞的位置;和/或(c)阻塞的范围,例如通过考虑差异数据的幅度或大小。

[0102] 脉冲响应函数(IRF)为响应单位脉冲输入的系统。该IRF的一些因素(从作为声源的气流发生器到麦克风响应)在此进行解释。当导管作为气流发生器产生的声音的波导时,发出声音并形成第一信号(如图1的A1所示)。声音或者第一信号沿着导管传播到端部或者阻塞,并沿着导管反射回来。反射的声音可被认为是第二信号A2(如图1所示)。如上所述,导管响应的特征是声音从系统一端传播到相对的另一端所需的时间。这种延迟可以意味着导管一端上的声音传感器接收来自气流发生器的第一信号,稍后接收作为反射信号A2的由导管过滤的想通声音(以及连接着的任何其他可能的系统,例如当导管插入患者时,人类呼吸系统)这可以意味着来自导管的反射相关联的IRF的一部分在一段延迟后出现。该延迟可以认为近乎等于声音从声源传播到导管的患者端或阻塞,被反射并传播回来所需的时间。

[0103] 当系统为易损耗,由于导管的长度,与气流发生器的响应相关的IRF的一部分将在反射响应已经开始的时候衰减到微量。当这发生时,阻塞导致的响应可以完全从系统IRF中的气流发生器响应中完全分离。

[0104] 例如,产生的噪声或噪声源可以由气流发生器产生,该气流发生器在声音传感器检测的期间运行在恒定速度。该噪声可以描述为“循环平稳”。也就是说,在其统计数据中,

它是平稳随机和周期性的。这意味着噪声源和系统响应可以在整个测量时间过程是“模糊的”，因为在任何时间点，系统输出是输入信号和系统响应的所有在先数值的函数。

[0105] 一种将一些实施例中的阻塞反射从声音卷积混合分离的潜在方法和系统，可以按照等式1、2、3和4的运算进行。

[0106] 阻塞反射的分离可以通过以下协助，白噪声的倒谱（平谱的信号）是短的，从而只有在倒谱的开始时出现，但是如已经图示的，含有阻塞反射的系统IRF的一部分，在导管导致的延时后出现。这可以意味着，如果气流发生器噪声足够白，阻塞反射响应将从气流发生器的噪声和响应中分离。

[0107] 因此，在一些实施例中，气流发生器的操作的连续声音可以通过考虑连续声音为声音脉冲过程中的任意时间点，作为系统的声音脉冲($S_1(t)$)。在这种情况下，声音发生器在声音相对增加以产生实际瞬时脉冲前和后，将不用产生周期的静音或降低声音。但是，在一些实施例中，这种瞬时声音脉冲可以由气流发生器或声源的控制信号的调制来产生，例如通过设定低速或无速度，接着瞬时高速，然后返回低速或无速度。实现瞬时声音脉冲的其他方法也可以实施。例如，可以使用麦克风来产生声音脉冲或鸣叫。这种声音脉冲甚至可以为宽频谱脉冲。

[0108] 图3至6展示了来自麦克风的声数据进行分析图表，该麦克风基于上述倒谱方法检测阻塞的存在。在图3中，来自两个不同声音测量测试的数据绘制在共同的轴线上。声音可以被检测，从而麦克风信号的样本可以从选定或控制的时间零开始收集或记录，直到一段足够的时间过去，以允许声音从导管传播到患者端并返回麦克风。在图3所示的两种情况下，测量过程的导管为未阻塞的。每个测试中，来自麦克风的测量数据或声音数据进行上述式1、2、3和4的运算，然后绘图。在图4中，展示了两个图的数据差异的幅度。这种差异或大小可以根据逐个样本而确定，两个测试的声音数据之间的差异的绝对值。没有显著样本的近乎平坦线可以认为表示沿导管不存在阻塞。

[0109] 图4中，两个不同的声音测量测试的数据再次在共用轴线上绘图。在一种情况下，测量过程的导管没有被阻塞，在另外一种情况下，测量过程的导管存在阻塞。在每个测试中来自麦克风的声数据进行上述式1、2、3、和4的运算，然后绘图。在图5中，两个图的数据差异大小根据逐个样本来确定。在一个或多个样本中任何显著差异的存在（例如，沿着图的一点超过阈值的一个或多个数值），可以表示沿导管存在阻塞。这种测定可以通过扫描和评定不同数据的样本进行。此外，沿着数据图的特定差异的大小可以表示阻塞的范围。此外，沿着图的点的位置可以评定沿着导管的阻塞位置，倒谱数据为秒的函数，如下：

[0110] 自声音传感器的长度 = $(T_s \times C) / 2$

[0111] 其中：

[0112] T_s 是以秒计算的显著样本的时间位置；以及

[0113] C 为声速。

[0114] 应当认为，该计算可以调整，以计算出麦克风到被检测气管插管或导管的呼吸机端的距离。

[0115] 在设置有这种方法的装置中，当其连接至装置，在用于患者前或者首次使用时，可以由带有已知无阻塞管子的装置进行预测量过程。作为选择，基于标准装置结构和操作设置，这种过程的数据可以预先存储。该预先存储的数据可以由用户选择，以与新测试数据进

行比较。然后,当如预测量过程在常规呼吸机操作设置下,利用装置进行患者治疗的过程中,进行随后测试时,随后测试数据可以被用于与在先的数据进行比较,以检测阻塞,并产生相关的阻塞信息。

[0116] 尽管装置可以产生如图3至6显示的简图来指示阻塞信息,在一些实施例中,阻塞的更详细信息可以输出到检测装置的显示器或者输送到其他设备的显示装置进行显示。例如,报告可以包括信息识别(1)气管插管中是否存在阻塞,(2)阻塞距离麦克风、气管接管的呼吸机端和/或患者端的距离位置,(3)阻塞的范围,例如阻塞阻塞的横截面百分比或其他度量,或者还保持打开。在检测到实质阻塞的情况下,检测器甚至可以触发警告信息和/或警报,从而可以建议或者警告需要更换或清洁现在使用的气管插管。因此,这种装置的控制装置可以包括显示装置,例如一个或多个警告灯(例如,一个或多个发光二极管)。显示装置也可以为显示屏例如LCD。检测器的激活可以触发预测量过程,选择预测量的插管数据,触发阻塞测量过程等,并可以与用户接口一起使用,例如操作检测装置的控制装置或处理器的输入开关。

[0117] 在本发明的一些实施例中,声音传感器可以与呼吸治疗装置导管(例如,气管插管或呼吸机供应导管)一体化或作为导管之间导管连接器的一部分。例如,麦克风可以实施为如图7和8所示。图7展示了与导管或连接器一体化的声音传感器的横截面示意图。在该实施例中,麦克风772安装在麦克风室774中,该室形成在壁770内。该室有利于获取导管的内部气流通道的声音。在该实施例中,壁770可以作为导管或连接器的通道内气流的屏障。作为选择,室屏障,例如声音传导膜可以分离导管的气体通道和声音传感器。这种屏障可以作为保护麦克风。如图7进一步所示,壁也可以包括通风孔778,以允许麦克风室补偿环境压力。作为选择,导管的通道可以包括斜面780,例如图7所示的圆锥横截面。这种表面使用中可以提高导管的声学特性,作为波导。

[0118] 图8、9和10展示用于气管插管的上述导管连接器800的实例。连接器800包括气管插管安装端882和呼吸机供给管安装端884。在该实施例中,端部的尺寸可以连接呼吸机供给管或气管插管或管道的适当接合器。例如,管道可以与连接器和/或接合器过盈配合连接。声音传感器872可以一体化于或者安装于图7所示的连接器中。在图9中,连接器800可以与气管插管900通过接合器992连接。这种接合器包括气体通道,以允许气体和声音在连接器和插管之间传递。在图10中,连接器800与呼吸机供给管1094连接。

[0119] 参见如图1的实施例,阻塞检测装置102可以作为检测器,与呼吸治疗装置一起使用,但结构上是独立的。在这种实施例中,测试所用的气流发生器的常规操作设置可以由临床医生手动设置。但是,在一些实施例中,阻塞检测装置102可以与呼吸治疗装置的一个元件一体化或者作为其一个元件,如图11所示。在该装置中,控制器1106通过气流发生器控制患者的呼吸机治疗或压力的输送,该控制器1106可以作为管道阻塞检测控制器。在这种实施例中,声音传感器1104可以直接与呼吸治疗装置的控制装置1106直接结合,用于气管插管1108的阻塞的声学检测。这种装置可以包括压力传感器、例如压力传感器,以测量鼓风机1100产生的压力,并产生表示压力测量的压力信号 $p(t)$ 。作为选择,它也可以包括流量传感器。基于流量 $f(t)$ 和压力 $p(t)$ 信号,带有处理器的控制器1106可以产生鼓风机控制信号。

[0120] 例如,控制器可以产生所需的压力设置点,并伺服控制所述鼓风机,以通过比较设置点与压力传感器的测量情况,以符合所述设置点。因此,控制器404可以改变鼓风机102投

送到患者接口的压力。作为选择,它也可以包括速度传感器,以控制鼓风机在特定的转速(RPM)设置。在这点上,除了自动的呼吸治疗之外,装置的阻塞测量过程可以被自动化,从而在上述声学测量过程中直接控制特定设置。这样,在管道阻塞测试过程中,可以维持常规的操作设置。

[0121] 图12的框图中展示了导管阻塞检测控制器1206的结构实例。在图中,控制器可以通过一个或多个可编程处理器1208来实现。装置也可以包括输出数据的显示接口1210,用于前述的用户接口或显示装置(例如,检测的导管阻塞信息等),显示到显示器例如监视器、LCD屏、触摸屏等。用户控制/输入接口1212,例如键盘、触摸屏、控制按钮、鼠标等也可以包含在本发明中,如之前所述,用于输入数据,或者触发或运行在此描述的方法。该装置也可以包括传感器或数据接口1214,例如总线,用于接收/传输数据,例如编程指令、设定数据、声音数据、麦克风声音样本、声学测量数据、阻塞信息等。

[0122] 控制器可以包括包含控制指令和上述方法数据的存储器/数据存储元件1220。例如,在1222中,可以包括声音信号处理和管道阻塞信息检测的存储处理器控制指令,例如测量、过滤、FFT、对数、位置测定、范围测定、差异测定等。在1224中,这些也可以包括用于气流发生器控制的存储处理器控制指令,例如基于反馈处理和测量过程设置调整的呼吸治疗控制。最后,也可以包含在1126用于方法的存储数据,该方法例如声音测量、检测阻塞、位置数据、范围数据、未阻塞管道的预测量、报告和图表等。

[0123] 在一些实施例中,用户控制上述方法的处理器控制指令和数据可以被包含在计算机可读记录介质,作为软件用于常规目的的计算机,从而常规目的的计算机可以根据上述任何所述的方法在下载该软件该常规目的的计算机,作为特定目的的计算机。

[0124] 虽然上面已经描述了导管阻塞检测技术的几个实施例,应当理解为,这些实施例仅仅为实例性的。进一步的修改将落入本发明的范围和精神内。

[0125] 例如,虽然一体化阻塞检测和报告装置可以由本发明预期到,本装置的组件的方法可以在系统的多个组件进行共享。例如,检测装置可以简单地进行检测过程,以测定导管的声波数据,并传输数据给另外的处理系统。第二处理系统可以分析该数据,以测定上述的阻塞信息。所述第二处理系统随后可以指示阻塞,例如通过发送一个或者多个上述信息,以电子形式,给测量或者其他显示装置,进行警告临床医生或内科医师。

[0126] 类似地,尽管本发明预期的实施例中,来自单一麦克风的数据可以用来检测导管的阻塞,但是在一些实施例中,可以采用多个另外的麦克风。此外,尽管本发明预期的实施例中,作为声音脉冲的系统的噪声或声音,在一些实施例中,是在一个或多个选择的鼓风机设置上运作的气流发生器产生的声音,但是也可以采用扬声器或者喇叭驱动器来产生导管中的声音脉冲,这被声音传感器记录。此外,虽然一些实施例中将已知不阻塞管道的倒谱数据与阻塞管道的倒谱数据进行比较,可以对管道和障碍物的各种角度之间进行比较,从而可以跟踪并向用户指示阻塞的改变特性。

[0127] 在一些实施例中,本发明可以实施为检测患者呼吸系统的呼吸通道的阻塞检测,例如闭合或部分闭合(例如,与阻碍的无呼吸关联缩小)。例如,基于上述的倒谱分析和与麦克风距离的确定,在倒谱差异数据中显著值的检测可以指示任何呼吸治疗导管、气管插管或面罩的长度之外的阻塞或部分阻塞。在这种情况下,可以采用数据指示患者呼吸通道的阻塞。在这种实施例中,可以记录一段时间的声音数据,从而收集足够的从呼吸装置的导管

或面罩的端部之外反射回来的声音的数据。通过进行上述的倒谱分析和差异计算,装置可以指示患者的阻塞(在治疗导管阻塞的基础上或作为替换)。基于倒谱差异数据中与超出装置导管的已知端的距离关联的一个或多个显著值,阻塞的范围(例如,增加或减少)、阻塞的存在或不存在和/或阻塞的位置可以由检测装置显示或输出,其方式类似于之前关于呼吸治疗导管阻塞的描述。在这种装置中,当已知呼吸装置和患者呼吸系统未被阻塞或很少阻塞时,可以实施预测量过程来确定系统的倒谱数据,从而测试数据的之后分析可以比较,以指示阻塞的变化,例如增加或减少。

[0128] 患者呼吸系统的声波反射数据的这种分析可以作为一种测试,该测试在检测阻塞或部分阻塞存在或不存在之外,检测患者呼吸系统的情况。例如,可以分析声音反射数据,检测肺部情况和/或监控肺部情况的变化。例如,装置可以设置为若干天(例如,每天一次)测量肺部的声波反射,并比较数据,以检测存在的变化。这些变化可以表明呼吸状况的改善或恶化。甚至可以表示经验收集和存储反射数据(与特定呼吸相关状况关联)的模版进行比较。

[0129] 在一些实施例中,特定目的的反射数据是在患者呼吸系统中,可以进行患者接口的声波反射(例如,导管或面罩),从而降低面罩或导管的反射可能性。这种情况下,反射数据可以更容易归属于患者的呼吸状况。

[0130] 在一些实施例中,可以分析反射数据,以检测肺部或患者的特征,例如肺部阻抗、鼻测量、是否需要润湿器、通过水肿的心脏衰竭、和患者气道阻力的其他增加。

[0131] 在一些实施例中,可以处理频域以孤立或者突出在检测特定条件或系统配件中的目标数据。例如,该处理可以包括过滤特定频率(例如,低通、高通、带通等)。在这点上,包括或者排除特定频谱部分将是有益的,例如过滤掉与目标检测不特别相关的频率的频谱部分。例如,与鼾声或泄漏声音关联的频率可以过滤掉,以帮助面罩的检测或其他患者情况的检测。在这点上,关于面罩几何特征的信息可以被包含在高频信号部分中,而关于泄漏和鼾声的信息和肺部参数可以更容易地在信号的低频部分看到。通过进一步的例子,所述处理可以调整声音取样参数,例如采样率和记录长度以适合感兴趣的特定检测应用。例如,为了检测关于患者鼾声情况的信息(这典型地由相对低的频率组成),在一段较长时间过程中获取或记录声音信息,同时降低采样率,这可能是有利的。在这种情况下,进一步过滤出与气流发生器的马达或叶轮关联的特定频率将是有益的。

[0132] B. 配件检测

[0133] 如上所述,输送可呼吸气体到患者的装置典型地包括气流发生器、气流输送导管、和患者接口。可以与给定气流发生器一起使用各种不同形式的患者接口,例如鼻枕、鼻罩、鼻子&口罩、整个面罩。此外,可以采用不同形式的气体输送导管。为了提供给患者接口投递改进的治疗控制,测量或评估治疗参数例如面罩中的压力和排气流量,将是有利的。在利用治疗压力的评估的系统中,临床医生知道确切的哪个面罩正在使用将有助于治疗。例如,已知气流发生器包括菜单系统,该菜单系统允许患者选择实用的外围元件的类型,例如牌子、输送方法等。一旦临床医生选定元件,气流发生器可以选择气流发生器的适当操作参数,以最好地协调所选择的元件。

[0134] 本发明可以提供对已知装置的改进,以基于声波检测来区分或识别特定元件,促进气流发生器和外围元件之间的协调。

[0135] 本技术的第一实施例包括：一个装置，一个系统，一个识别器和/或用于识别患者接口装置的方法。患者接口装置可以为面罩和呼吸治疗装置所使用的管，例如连续正气压系统(Continuous Positive Air Pressure systems, CPAP)或类似系统。该实施例可以检测和识别连接至这种装置或CPAP装置的管的长度，以及连接至该管的面罩模型。本技术也可以识别面罩和管，不管在识别时患者是否戴着该面罩部分。

[0136] 本技术可以实施声波信号的分析，该声波信号由麦克风或其他类似传感器在气流发生器(以下简称“FG”)处、附近或者近端感应得到。尽管如此，同样也可以用压力或者流量传感器来替代麦克风。

[0137] 本技术包括一种分析方法，该方法使声波面罩反射的响应与其他系统的噪声和响应(包括但不限于马达或鼓风机噪声)分离。这可以识别不同面罩的声波反射之间的差别(通常取决于面罩形状、结构和材料)，并允许不同面罩的识别，而没有用户或患者的干预。

[0138] 用于检测和识别面罩的一种方法实例是将测得的声波反射响应与已知面罩在先测得的反射响应的预定数据库进行比较。作为选择，可以设定一些标准来确定适当的相似性。在一个实施例中，上述比较可以基于单个最大的数据峰值来完成，该单个最大的数据峰值为测得和存储反射响应(例如表示从倒谱分析确定的倒频率数据)之间的相互关联中的数据峰值。但是，这可以通过若干数据峰值的比较来改进，或者作为选择，其中该比较可以通过提取的唯一波特征组来完成。

[0139] 作为选择，相同的测量系统或方法也可以用于测定管道或导管长度，这通过从气流发生器接受到的声音和其从面罩的反射之间的延迟来测定。该延迟与管道的长度成正比。另外，管径的变化可以增加或者降低输出波形的幅度，因此可以探测出和识别出。这种评定通过比较当前反射数据和在先反射数据来完成。直径的改变可以被视为是波形幅度的变化比例。

[0140] 图13展示了本技术的进一步实施例的示意图。FG的输送管可以与小的麦克风配合，该麦克风记录气道中的声压。麦克风可以直接暴露在气道，以更好地接收噪声或声音，或者也可以装在柔性薄膜材料的薄层后面。该薄膜可以永远保护麦克风不受热和/或湿气的影

[0141] 在图13所示的实施例中，管道13-1有效地作为气流发生器13-4产生的声音的波导。本实施例中，声音由气流发生器13-4发出，并形成第一信号。声音或第一信号沿管13-1的气道传播到面罩13-2，并沿着管13-1通过气体或气道反射回(这可以包括管和/或面罩)，并称为反射的第二信号。管道响应的主要特征是声音从系统一端传播到对面另一端所需时间。这种延迟意味着位于管13-1一端的麦克风13-5接收来自气流发生器13-4的信号，稍后接收管13-1过滤后的相同信号(反射的第二信号)，并由面罩反射和过滤(以及可能连接着的其他系统，例如当面罩戴在患者上时人的呼吸系统)。这可以意味着与从管13-1端部反射相关的IRF的一部分在延迟后出现。该延迟可以等于声音从声源到管道一端、反射后并传播回来所需的时间。

[0142] 系统IRF的另一特征是，因为系统是易损耗的，假定管足够长，与在气流发生器响应相关的IRF部分将在反射响应已经开始的时候衰减到微量。当这发生时，面罩的响应可以完全从系统IRF中的气流发生器响应中完全分离。作为一个例子，图14展示了一个这样的系统IRF的声音测量。尽管在实践中，利用非理想的脉冲来激发系统，它仍然体现面罩反射几

乎从气流发生器响应中分离。

[0143] 通常,在面罩反射出现在IRF中的时间应当是 $2L/c$ 加声源和麦克风之间的任何额外的延迟(其中 L 表示管道的长度, c 表示管道中的声速)。出于实际目的,当麦克风首先响应脉冲时,我们通常可以忽略该额外的延迟和近乎时间零。这通常可以允许面罩反射发生在 $2L/c$ 确定的时间。因此,与面罩反射的时间关联的数据可以在连接到气流发生器的面罩的识别中评定,通过比较该数据与已知的面罩响应数据。

[0144] 图14展示了IRF的实例,该系统由一个脉冲激发,该脉冲可以为包含气流发生器的马达/鼓风机的噪声。作为选择,它可以为来自扬声器的短期的声音脉冲。在本实施例的方法中,装置将反射的噪声或声音信号与其他系统构件分离(包括但不限于气流发生器的反射),这可以通过分析测得的声音信号来实施(例如,通过检查者倒频率数据或声音信号的位置和数据幅度,其中倒频率数据来自与上述式1、2、3和4关联的倒谱分析)。

[0145] 但是,产生的噪声可以为瞬态随机或静态随机。后者可以使其很难将系统人工因素与反射响应区分。虽然如此,本技术仍然可以用来解决IRF,而不管脉冲的类型。

[0146] 因此,在一些实施例中,产生的噪声或噪声源可以由运行在固定速度的气流发生器FG产生,以产生上述的模糊的循环平稳噪声。因此,可以采用倒谱分析方法,以将面罩反射与该卷积混合分离。尽管如此,呼吸识别系统可以测定和识别面罩(和/或管道),而不分离噪声和响应。

[0147] 图15展示了气流发生器FG系统的测量的各种倒谱,其中所述系统例如图13的系统,与三个不同面罩一起实用。每个面罩在气流发生器的两个不同运行速度进行测试,即10krpm和15krpm。虽然这些速度用在这些例子中,但是如果产生的噪声和反射可以由麦克风分离,那么该方法也可以用于其他速度中。

[0148] 在图中,面罩反射可以在所有情况下清楚的见到,起始于大概12毫秒。该时间位置是预测的位置,因为在该示例系统中,采用两米管道,声速为343m/s。在图15中,该图展示了按以下商标品牌顺序从上到下的可识别面罩的结果:

[0149] -Ultra Mirage™(如图18所示),利用的气流发生器转速在10krpm;

[0150] -Ultra Mirage™,利用的气流发生器转速在15krpm;

[0151] -Mirage Quattro™(如图17所示),利用气流发生器转速在10krpm;

[0152] -Mirage Quattro™,利用气流发生器转速在15krpm;

[0153] -Swift II™(如图16所示),利用气流发生器转速在10krpm;

[0154] -Swift II™,气流发生器转速在15krpm。

[0155] 通过增加管道的整体长度,接收面罩的反射的延迟明显增加。当与图15比较时,该延迟的增加与产生管道长度的近似值的上述计算一致。

[0156] 在本技术的实施例中,与面罩和/或管道反射相关的数据,例如图15中心所示,可以与在先识别的面罩(和/或管道)反射的类似数据进行比较,其中该类似数据包含在存储器或者面罩反射数据库中。

[0157] 例如,检测的面罩的“声波标记”可以从噪声测量中分离、识别和过滤。该噪声反射数据可以与来自已知面罩的预定声波反射数据进行比较,其中所述预定声波反射数据存储为装置的数据模版。这样做一方面在于计算当前测量与所有已知面罩或数据模版的在先测量之间的交叉关联。存在很高的可能性是,具有最高峰值的交叉关联应对应于正确的面罩,

时间轴上的峰值位置应与管道的长度成正比。

[0158] 尽管如此,更多的关联点也可以增加本实施例的检测和识别步骤的准确性。因此,可以利用附加的数据点。作为选择,在面罩/患者接口测定中,可以采用已知数据集和测试数据最小二乘算法。此外,在一些实施例中,可以采用附加特征提取和识别技术,这可以基于人工智能策略。

[0159] 如前述实施例,所述方法或信号处理可以由控制器或处理器来进行,例如利用固件、硬件和/或软件。该控制器可以检测和/或识别用户接口(在此实施例中,其为面罩、管道或其结合)。该关于患者接口的存在或身份识别信息或数据,随后可以被传递到另一个控制器、处理器、系统或计算机或由控制器使用。该信息随后可以被用于调整治疗或其他设置,以控制呼吸治疗装置的治疗输送中的气流发生器。

[0160] 例如,上述技术可以作为呼吸治疗装置例如CPAP装置的控制器的一部分。这种设置可以帮助减轻CPAP装置的用户或临床医生需要手动输入或调整装置的设置,以与特定用户接口或面罩一起使用。因此,本技术的一些实施例甚至允许用户改变面罩,而无需用户输入或设置,因为该系统可以自动设置该装置,其设置根据自动识别用户接口或面罩结构调整。

[0161] 此外,在一些实施例中,关于特定患者接口的存在或身份的信息可以有选择地通过因特网或者一些电子方式发送到制造商、医生或临床医生,从而该信息可以用于协助用户或者患者检修患者接口。例如,该数据可以通过无线接口系统例如蓝牙和/或Wi-fi™传输。

[0162] 作为选择,在本技术的一些实施例中,控制器可以基于声波反射,被用于检测患者是否正在戴着患者接口,例如通过将测试反射数据或倒谱数据与用户使用过程中已知反射数据或倒谱数据进行比较。类似地,本技术可以用于测定用户接口是否存在技术问题,包括系统中的泄漏和/或扭结。这可以通过将测试反射数据或倒谱数据与已知反射数据或倒谱数据(当用户接口状况良好和适当的在患者上时)进行比较,来检测到。

[0163] 在一些实施例中,在上述速度的反射检测/测量过程中,可以利用较大的速度。例如,一些管或导管使用可以降低噪音的材料。在这种系统中,系统的声波损失可以实际上波动。如果检测信号所测得的损失增加(例如,幅度减低),声音或噪声源的分贝将被增加,以克服声音损失的作用。这可以通过在检测过程中提高气流发生器的速度来实现。另外,在面罩或管道的气道中包含的其他元件可以增加声波的损失。这些元件可以包括:加湿器、噪音隔板、和阀门。再次,由于这些元件所导致的损失也可以通过增加声源水平和幅度来克服。典型地,来自声源或气流发生器的适当噪声或声音水平可以在20dBa或更大。

[0164] 如上述,一些实施例可以采用声源例如扬声器,来产生声音脉冲或白噪音。这对于呼吸治疗装置是尤其有用的,其带有较安静的气流发生器,不需要产生大的噪声。例如,当利用Resmed™发生器速度低于6000rpm时,气流发生器是很安静的。在这种情况下,利用气流发生器的噪声作为声波或噪声发射器,产生的脉冲可能不足够。这可以通过在空气导管中包含另外的噪声发射器来克服。这可以在测量期间例如当患者接口初始连接到气流发生器时激活。虽然声音发射器可以为麦克风,但是也可以用其他发射器。例如,可以用简单的机械发射器响应气流而振动,例如可以选择性地激活和失活的簧片(例如,从气流发生器或导管的气流通道机械应用和移除)。这可以作为选择性地产生声音脉冲。作为选择,呼吸治疗

装置的控制阀可以作为声源。

[0165] 在一些实施例中,面罩可以设计为具有唯一的声响特性。例如,唯一的声响谱振器可以设计在面罩内或管道内,以允许每个患者接口的声波反射特征更容易区分。

[0166] 在一些实施例中,可以采用自相关作用(即,能谱的傅立叶逆变换),而不是利用倒谱分析。

[0167] 在本技术的进一步实施例中,可以分析声波反射,以除了识别类型或模型外,识别患者接口的特定特征。例如,系统响应数据可以被要求你过来识别患者面罩和导管的特征。该特征可以包括:面罩和/或管道的整体结构、空气腔的体积、构造材料、直径等。

[0168] 此外,如此处更详细的论述,在一些实施例中,还可检测或测量从患者自身呼吸系统(连接至患者接口)返回的反射或回音。例如,出于验证目的,实施例中的系统、方法和装置可检测并识别患者呼吸系统的状态和条件,甚至患者身份。例如,所述装置可检测患者气道上任意给定点的直径。利用与前面所讨论的相同或类似的技术,可检测患者气道的封闭或气道上阻力的增加。此外,所述实施例还可检测在CPAP治疗中,所述患者的嘴是否张开。根据检测到的问题可调整治疗。这种系统还可识别在所述流量发生器FG和所述患者的呼吸系统(包括位于二者之间的患者接口)之间的气道的特征(如泄露或阻塞)。此外,虽然已经讨论了在所述技术中使用面具和配管,但是在一些实施例中还可使用鼻塞。鼻塞展示了对所述气道最小的阻碍,且鼻塞可提供更加清晰的与所述患者呼吸系统相关的声波反射数据。

[0169] 例如,可通过所述声波反射数据或倒频谱数据检测出在所述呼吸治疗装置的导管上的一个或多个泄露(如断开),甚至可检测出通过面具的泄露,如嘴部泄露。因为倒频谱的数据可理解为提供沿着声音导管的噪声反射的位置信息(如此处所详细描述),本发明技术除了使装置识别是否发生泄露外,还可识别泄露的位置。例如,通过检查倒频谱数据可识别并/或量化所述泄露,如将已知储存的代表泄露的倒频谱的数据与现在测试的倒频谱的数据进行比较。一旦从所述倒频谱数据中识别出泄露,所述装置可检测出泄露位置(如基于在倒频谱中的所述泄露相关数据的时间)并作出合适的反应。例如,在嘴-面具间检测出的泄露(嘴部泄露)与在导管中或接近所述流量发生器的管中检测出的泄露相比,具有不同的自动装置响应。对于后者,所述装置可发出音响报警信号,而对于前者,所述装置仅仅增加流量。

[0170] 这样的检测器特别适合高阻抗管。例如,在4mm的气管呼吸管中,通过所述管的空气会产生大量阻抗。该阻抗意味着使用压力传感器或流量传感器检测泄露或意外断开的传统方法很难地识别所述泄露。因此,本发明技术可检测低阻抗或高阻抗管中的泄露或断开。这样的泄露检测也适合在高流量呼吸治疗装置(不像CPAP装置进行加压治疗)中实施。这种高流量装置通常使用鼻塞,鼻塞不能密封鼻子的内壁。这些高流量装置通常包括高阻抗的导管。

[0171] C. 患者/用户检测

[0172] 验证或确认特定装置的特定用户具有好处。例如,为安全起见,限制特定用户使用医疗装置是很有意义的。例如呼吸治疗装置,如通风机或持续气道正压装置。

[0173] 使用这种装置的患者可能需要特别的用于治疗的设计,如与压力传递相关的设置。这些设置由医师规定。在患者的治疗期间,所述装置可自动确定或完善上述设置。这样

的设置可能仅仅适合特定的患者,而不适合其他患者。配置该装置,以便当特定用户或患者使用该装置时,该装置可以检测到,或者阻止非计划的用户的使用。

[0174] 为了验证所述装置的用户,改进技术和装置是可取的,从而确保特定的人使用该装置,或者阻止其他人使用。

[0175] 因此,在本发明的技术中,所述自动化设备提供了生物声学用户验证方法。在一些实施例中,声音传感器测定声音发生器发出的声音在通向设备用户的解剖腔的声音管道内的测量值。可以通过从声音测量值出发的倒谱计算、用一处理器来分析所述声音测量值。然后所述处理器可以基于分析结果来确定用户为预授权用户。在某些示例性实施例中,该技术可被实施为用于呼吸治疗装置操作的安全特性,以确保特定用户的类似使用。

[0176] 因此,本发明的一些实施例可包括用于用户验证或用户检测的方法和设备。在图19所示的典型实施例中,用户检测器装置19-102将包括声音传感器19-104(如麦克风)和声音验证控制器19-106。与声音发生器19-110相连的声音管道19-108可将噪声或声音导向结合有检测器装置的设备的用户。例如,当所述检测器与呼吸治疗装置相结合时,所述声音管道19-108可以是气管插管、呼吸机面罩、插管,等等。基本上,管道19-108帮助将声波或噪声波(如图19中A1所示的波)导向用户的解剖腔AC。在一个典型实施例中,声音传感器19-104测量横越管道19-108的声音,以供验证控制器19-106分析。所述声音可以由一声音源所产生的。例如,在呼吸治疗装置的情形下,所述声音可以由流发生器(伺服控制风机)的操作而产生的振动或噪声。例如,所述流发生器可通过管道19-108向用户的呼吸系统提供可呼吸气体流。那么被测量的声音可包括从所述装置一用户的一个或多个解剖腔反射回来的声波。

[0177] 来自声音传感器19-104的这一声音信号可被发送至验证控制器19-106。可选的模拟到数字(A/D)转换器/采样器(未单独示出)可在这种情形下使用:传感器提供的信号不是数字形式的,且所述控制器为数字控制器。基于来自传感器的信号,所述控制器评估声音信号,以测定验证数据,以便将其与先前测定的验证数据进行比较。

[0178] 在有些实施例中,验证控制器106可包括一处理器,该处理器用于实施特定的检测方法,例如在此要详细描述算法。因此,所述控制器可包括集成芯片、存储器和/或其它控制指令、数据或信息存储介质。例如,包括这一检测方法的编程指令可被编码在所述设备的存储器中的集成芯片上。也可(或替代性地)用合适的数据存储介质将这种指令加载为软件或固件。有了这样的控制器或处理器后,所述设备可用于测定和分析来自声音传感器的声音数据。因此,所述处理器可控制在此更详细讨论的实施例中述及的验证或用户检测。

[0179] 在控制器19-106的这种方法或算法的一个例子中,用户检测器装置19-102如图20中的20-220处所示,声音传感器测量导向设备用户的解剖腔的声音管道内的声音发生器发出的声音。在20-222处,借助控制器或处理器,通过用声音测量值进行的倒谱计算来分析来自声音传感器的声音的测量值。在20-224处,所述控制器或处理器基于所述分析确定:所述用户是预授权用户。在此情形下,则所述设备可允许设备的操作或某些操作。如果确定用户是没有预授权的,则验证控制器会阻止设备的某些操作或全部操作。可选择地,可通过从验证控制器19-106发送启用或禁用信号至设备的其它控制器来允许或阻止设备的操作。

[0180] 在本发明的这些实施例中,可存在大量与所述系统的声学特性有关的设计考虑,以及将与用户的解剖腔有关的声音信息隔离出来以用于识别目的的需求。用于引导声音的

部件可具有许多不同的结构,这些结构可产生不同的声学特性。一个示例性管道部件可以是沿其长度“L”具有基本不变的横截面的管,且用户的解剖腔位于管道的用户端(图19中的“UE”),而声音发生器(具有其它潜在部件)位于管道的声音发生器端(图19中的“GE”)。所述管道的声学特性可以是:该管道沿其长度成为用于很宽频率范围的波导管。

[0181] 因此,在所述装置的一些实施例中,按照解剖腔的声学特性来检测用户可基于声音发生器操作过程中管道内的声发射来进行:通过将用户佩戴时、设置过程中测得的数据与当前一用户试图开始或继续所述设备的一些操作时测得的测试数据进行比较。

[0182] 在这样一个系统中,由作为声音源的声音发生器产生、传向声音传感器的声音或噪声的脉冲响应函数(IRF)可包含选择时间为零的 δ 函数,以及时间大于 $2L/c$ 时来自解剖腔的反射,其中,声音的速度用“c”表示,而管道的长度为“L”。在设置过程中记录并存储这一反射数据,以备后续分析。然后,如果用户想要使用所述设备,系统的另一IRF会在时间大于 $2L/c$ 时记录来自解剖腔的新反射,将其与原始设置数据进行比较。反射的重大改变可能表明是不同的用户,而反射数据差别不大或相同则表明是设置过程中的相同用户。

[0183] 像前文讨论的一样,可提供一种潜在的方法,该方法基于用来自声音传感器的信号进行的倒谱计算来监测这种反射的改变或相似。

[0184] 将来自管道和预授权用户的解剖腔的倒谱数据与来自管道和后续用户的解剖腔的倒谱数据进行比较,通过这种比较(例如比较它们之间的差异)来识别用户。例如,如果在两次测试中使用共同噪声源,则两次测试的倒谱数据之间的比较或差异可被考虑为以下状况的指征:当前用户与设置过程中的用户不同,或者当前用户与设置过程中的用户相同。

[0185] 在此解释一下IRF(从作为声音源的声音发生器至麦克风响应)的一些因素。当所述管道作为用于引导声音发生器产生的声音的波导管时,声音被发射并形成第一信号(如图19中“A1”所示)。所述声音或第一信号向下或沿所述管道(该管道可以具有很长的长度或不具有很长的长度)向着所述解剖腔行进,并沿所述管道被反射回来。可将反射回来的声音当做第二信号(图19中的“A2”)。如前所述,示例性管道响应的一个特征是声音从系统的一端行进到相对的另一端所需的时间。这种延迟意味着位于管道的一个末端处的声音传感器接收来自声音发生器的第一信号,接着,一段时间后,接收经所述管道过滤的、作为反射回来的第二信号A2的相同声音(可以选择性地连接任何其它系统,如人类呼吸系统)。这意味着与来自解剖腔的反射相关的IRF部分出现在一段延迟时间之后。该延迟时间被认为约等于声音从声音源行进到解剖腔、被反射、再返回所需花费的时间。

[0186] 当所述系统为易错系统,且具有给定的管道长度时,与声音发生器处的响应相关联的IRF部分会随着反射响应已经开始的时间衰减一微量。当这种情形发生时,由于解剖腔所导致的响应可与系统IRF中声音发生器的响应完全分离。

[0187] 当声音源为噪声发生器时,用于将解剖腔发射从卷积混合中分离的方法和系统可以是前面实施例中描述过的方法和系统。

[0188] 因此,在一些实施例中,可通过考虑要作为声脉冲的连续声音持续时间段中的任意点,用声音发生器的连续声音作为系统的声脉冲。在这种情形下,在声音相对增强、从而产生了实际的瞬间声脉冲时,所述声音发生器不需要产生静默时段或声音减弱时段。但是,在一些实施例中,这种瞬间声脉冲可由声音控制信号到声音发生器或声音源的调制来产生。例如,当用流发生器作为声音源时,可采取恒定的电机转速,以产生噪声。替代性地,可

以通过先设置低的转速或无转速、接着设置瞬间高转速、再接着返回到低转速或无转速的方式来进行调制。实施瞬间声脉冲的其它方法也可被实施为例如扬声器实施芯片或其它声音。

[0189] 图21至24为对来自麦克风的声数据进行分析的假设数据图,以基于前述的倒谱方法、通过与解剖腔相关联的声音反射来检测用户。在图21中,在公共轴线上绘出两次不同的声音计量测试(例如:设置过程和后续的用户验证过程)的数据。可对声音进行测量,以收集或记录以下时间段内的麦克风信号样本:从选择或控制时间为零时开始,直到时间流逝一足够长的时间段,以允许所述声音横越所述管道超出用户端、从解剖腔反射回来并回到所述麦克风。在图21所示的两种情形下,接受测量过程的解剖腔被确认为相同用户的解剖腔。每次测试中来自麦克风的测量样本或声音数据都将接受前述等式1、2、3和4所描述的操作。

[0190] 在图22中,展示了图21中两组数据的差值或差异幅度。选择性地,可以在逐样本基础(sample-by-sample basis),将所述差值或差异幅度确定为两次测试的声音数据之差的绝对值。可将没有显著样本的大致平坦的线作为表明所述设备已经正确地检测了所述用户(或其解剖腔)的标志,其中所述用户已经过测试且与设置过程中的设备相关联。在一个示例性过程中,用一个阈值来评估所述差值数据的样本,以评价它们的显著性。

[0191] 在图22中,再次在公共轴线上绘出来自两次不同的声音计量测试的假设数据。在一种情形下,经历测量过程的所述管道与第一用户(USER 1,即用户1)的解剖腔相连,而在另一情形下,接受测量的所述管道与不同的第二用户(USER2,即用户2)的解剖腔相连。可使每次测试中麦克风发出的声音接受前述等式1、2、3和4所描述的操作,然后绘示出来。接着在图23中,可以在逐样本基础上确定两次绘图的数据之间的差值或差异幅度,并将其描绘出来。一个或多个样本中的任何显著差异(例如:在绘图上的一点处超过一阈值的一个或多个值)的存在可能代表了未经授权的用户或在设置过程中未参加测量的用户。这种测定可以通过扫描和评估所述差值数据样本来进行。选择性地,分析的重点在于,带有超出管道末端的信息、特别是与解剖腔的声反射相关联的数据样本。这些样本或数据列示在图24中,附图标记为ACD。在这方面,如果管道长度已知,则可评估超出管道末端的绘图数据,该倒谱数据为秒的函数,如下所示:

$$[0192] \quad T_s \geq (2 \times L) / C$$

[0193] 其中:

[0194] T_s 为以秒为单位的样本的时间位置;

[0195] L 为管道的已知长度;

[0196] C 为声音的速度。

[0197] 注意,可对上述计算进行调整,将从麦克风到管道的声音发生器端的距离考虑进去。

[0198] 基于对验证测试过程中获得的倒谱数据和前面设置过程中获得的倒谱数据所进行的比较,可控制一设备,以在确认了被检测的倒谱数据足够相似或不够相似之后,限制或允许操作的进行。例如,基于上述倒谱分析,如果检测到倒谱差值数据中的一个或多个显著值,则认为其表明了不同解剖腔或不同用户。在这种情形下,根据验证结果的期望结果,可用验证控制器来禁用(或启用)包括用户检测器装置19-102的设备的一个或多个操作。

[0199] 本发明可被实施为受保护设备的单个人的独特验证方法,人们认识到,这种对特定用户的独特验证可能不需要非常严格。因此,如果实施的验证系统阻止了一些或大部分的其他用户但仍然允许原来验证过的用户来使用受保护设备,则仍然可以获得这里所述及的益处。

[0200] 如上所述,用户检测器装置19-102可具有预测设置过程,以便为验证过的、已知的或经过授权的用户的解剖腔的倒谱数据建立基础。例如,当所述设备为首次操作时,触发设置过程。替代性地,可将来自这一过程的数据预存在来自另一设备的用户检测器装置中。当用所述装置进行后续的验证测试时,可将后续测试的测量数据与预存数据进行比较,以确认设备正被授权用户或预期用户使用。

[0201] 选择性地,除了禁用所述设备之外,或者作为禁用所述设备的替代性方案,所述检测器可触发警告信息和/或警报,以表明所述设备将被不同用户使用。因此,这一装置的控制权可选择性地包括一显示设备,如一个或多个警示灯(例如,一个或多个发光二极管)。所述显示设备还可被实施为显示屏如LCD。类似地,不同的或意想不到的用户的检测会触发受到用户检测装置保护的特定设备的新的初始化,这样该设备将在其设置适合所用用户而不是只适合特定用户的条件下开始操作。

[0202] 如上文所述及图25所示,本发明的一示例性检测器25-702可被实施为呼吸治疗装置。在该实施例中,声音传感器与呼吸治疗装置的管道(例如:气管插管或呼吸机供应管道)为一体,或者安装在管道连接器、面罩或鼻导管的一部分内。在图25所示的实施例中,麦克风可安装在管道内,也用于将供应的空气导向病人的呼吸系统如病人的鼻孔或嘴。在这种情形下,一个或两个鼻孔和/或所述嘴可作为用于用户检测的解剖腔。

[0203] 进一步参考图25中的示例性实施例,控制器25-706除了控制经流发生器进行的压力传递或病人的通气治疗之外,还作为用户验证或用户检测控制器使用。在这样的实施例中,声音传感器25-704可与呼吸治疗装置的控制器25-706直接相连,以进行管道25-708内的声音测量。这种设备还可包括压力传感器,例如压力转换器,以测量风机25-710所产生的压力,并发出表明压力测量值的压力信号 $p(t)$ 。所述设备还可选择性地包括流传感器。基于流信号 $f(t)$ 和压力信号 $p(t)$,带有处理器的所述控制器25-706可产生风机控制信号,如果这些操作是前面讨论过的用户检测控制器的算法所允许的或启用的话。

[0204] 因此,所述控制器可产生理想压力设定点并伺服控制所述风机,以通过将所述设定点与压力传感器的测量条件进行比较来达到所述设定点。因此,控制器25-706可使通过风机25-710传递到病人接口的压力的改变受到控制。选择性地,可包括速度传感器,以将风机控制为特定的RPM设置。在这方面,除了自动化呼吸治疗之外,风机还可在如前所述的的声音测量过程中作为噪声源或声音发生器,例如在声音传感器的测量时段内,使风机以恒定转速旋转。

[0205] 用户检测控制器26-806的一种示例性结构如框图26所示。在图中,控制器通过一个或多个可编程控制器26-808实施。所述控制器还可包括为用户接口输出数据(如警报或信息等)的显示接口26-810或前面讨论过的显示设备,例如监视器、LCD面板、触摸屏等。还可选择性地包括例如用于键盘、触摸屏、控制按钮、鼠标等的用户控制/输入接口26-812,以输入数据,或者激活或操作在此描述的算法。所述设备还可包括传感器或数据接口26-814,例如总线,以接收/发送数据如编程指令、设置数据、声音数据、麦克风声音样本、声音测量

数据、倒谱数据,等等。

[0206] 所述控制器还包括含有控制指令和前述算法数据的存储器/数据存储部件26-820。例如,在26-822处,它们可包括存储的用于声音信号处理和用户验证/检测处理的处理器控制指令,例如,测量、过滤、FFT、逻辑、倒谱比较/评估、差值测定,等等。在26-824处,还可包括存储的处理器控制指令,用于设备激活或控制,例如根据用户检测/验证结果来允许或阻止一些操作的指令。最后,还可包括在26-826处存储的、用于所述算法(方法)数据,例如声音测量值、倒谱数据、设置数据、阈值,等等。

[0207] 在一些实施例中,用于控制上述算法的所述处理器控制指令和数据可以以软件的形式包含在计算机可读记录介质中,以供通用计算机使用,这样,根据在此讨论的任何一种算法将所述软件和数据载入通用计算机中,使得所述通用计算机可以作为特定用途计算机使用。

[0208] 虽然有几个实施例中已经描述了验证或用户检测技术,但应当注意,这些实施例仅仅只是所述技术的示例。在本说明书的精神和范围之内还可作进一步的修改。

[0209] 例如,虽然本发明提议采用集成式的用户验证控制设备,但所述设备的部件的算法可以是系统的多个部件共享的。例如,一测量设备可以简单地进行测量过程,以确定管道的声音数据,并将这些数据转移至另一(第二)处理系统。该第二处理系统反过来可以分析所述数据,以确定前述的验证结果。接着所述第二处理系统进行所述验证,例如通过将一条或多条启用或禁用信息(例如为电子形式的信息)发送回所述测量装置或其它设备,以控制一台设备的操作。

[0210] 类似地,虽然该技术提议了采用仅来自单个麦克风的数据来检测所述用户的一些实施例,但在本发明的另一些实施例中,可以使用另外的麦克风。此外,虽然该技术提议,作为声脉冲的所述系统的噪声或声音是流发生器所产生的声音,其中所述流发生器操作于一个或多个选定风机设置处;但在另一些实施例中,也可在管道中设置扬声器或喇叭驱动器,以产生声脉冲,该声脉冲被声音传感器记录下来。

[0211] 在一些实施例中,本发明还实施为具有声音发生器,该声音发生器为音频设备,例如数字音频文件播放器,如手持式设备。所述音频设备的部件可包括前述的用户检测器,且该音频设备还可产生用耳塞或听筒的管道传入外耳道的声音,以用于验证。接着可以基于耳塞或听筒的麦克风、以及配备有如前所述的声音检测算法的音频设备的处理器来启用或禁用所述音频设备的操作。

[0212] D. 另一些的实施例

[0213] 在不脱离本发明的精神和范围的前提下,可作出其它不同实施例。例如,前述实施例中描述的任何特征(例如:阻塞检测特征、部件检测特征和用户检测特征)可以结合起来,以形成各种不同的额外装置,使得这些装置包括已公开的各种不同功能的优点。

[0214] 在一些实施例中,所述声音检测算法可在没有自动化声音源如扬声器或操作性流发生器的条件下实施。例如,面罩的用户可以通过发出一个进入面罩的声音(如嗡嗡声)来创建一个声脉冲,接着用装置对所述声音进行测量,以进行前述的一些检测算法。然后可以借助装置的控制器的处理、用这一声音反射来识别所述面罩。

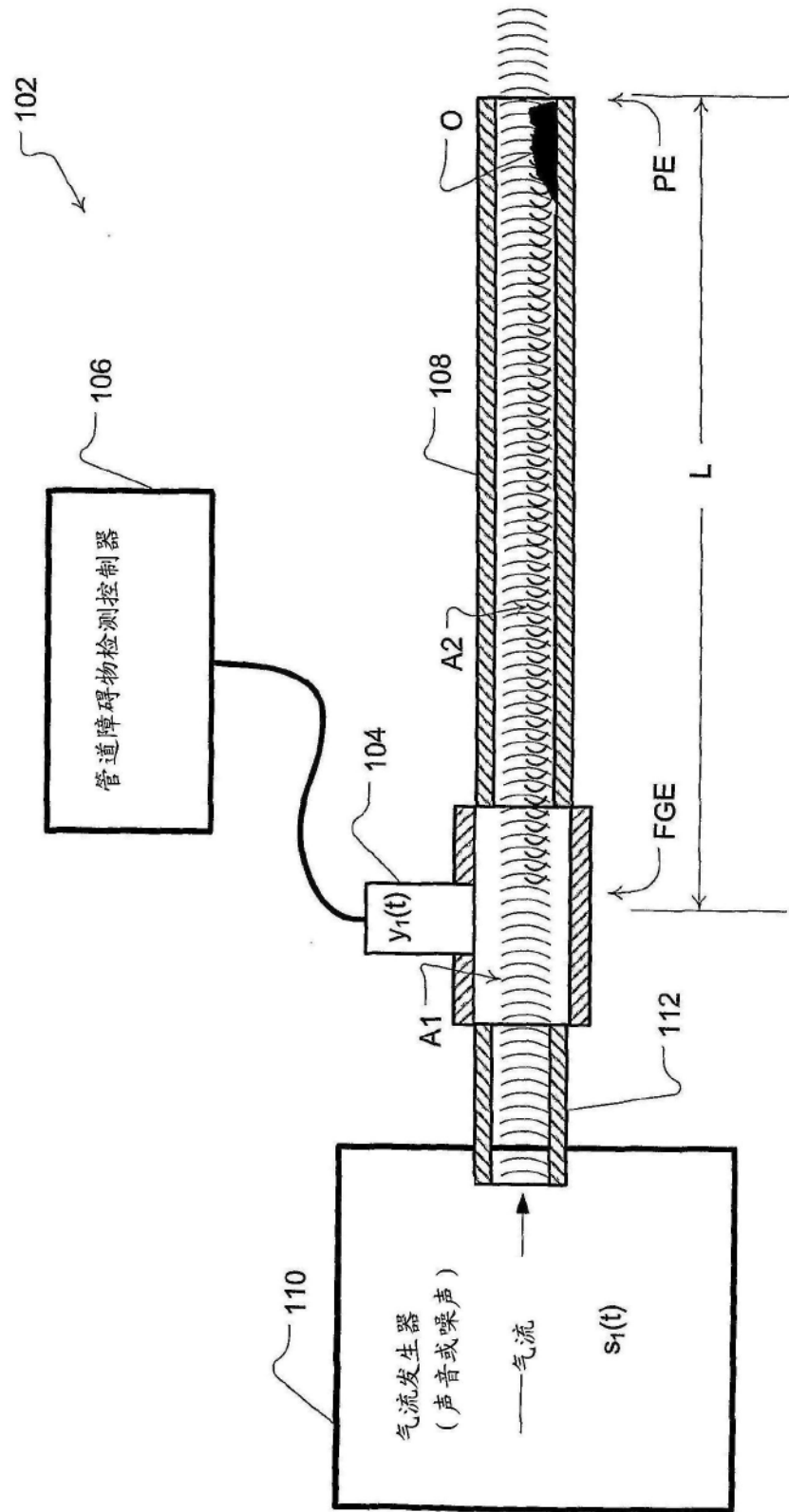


图1

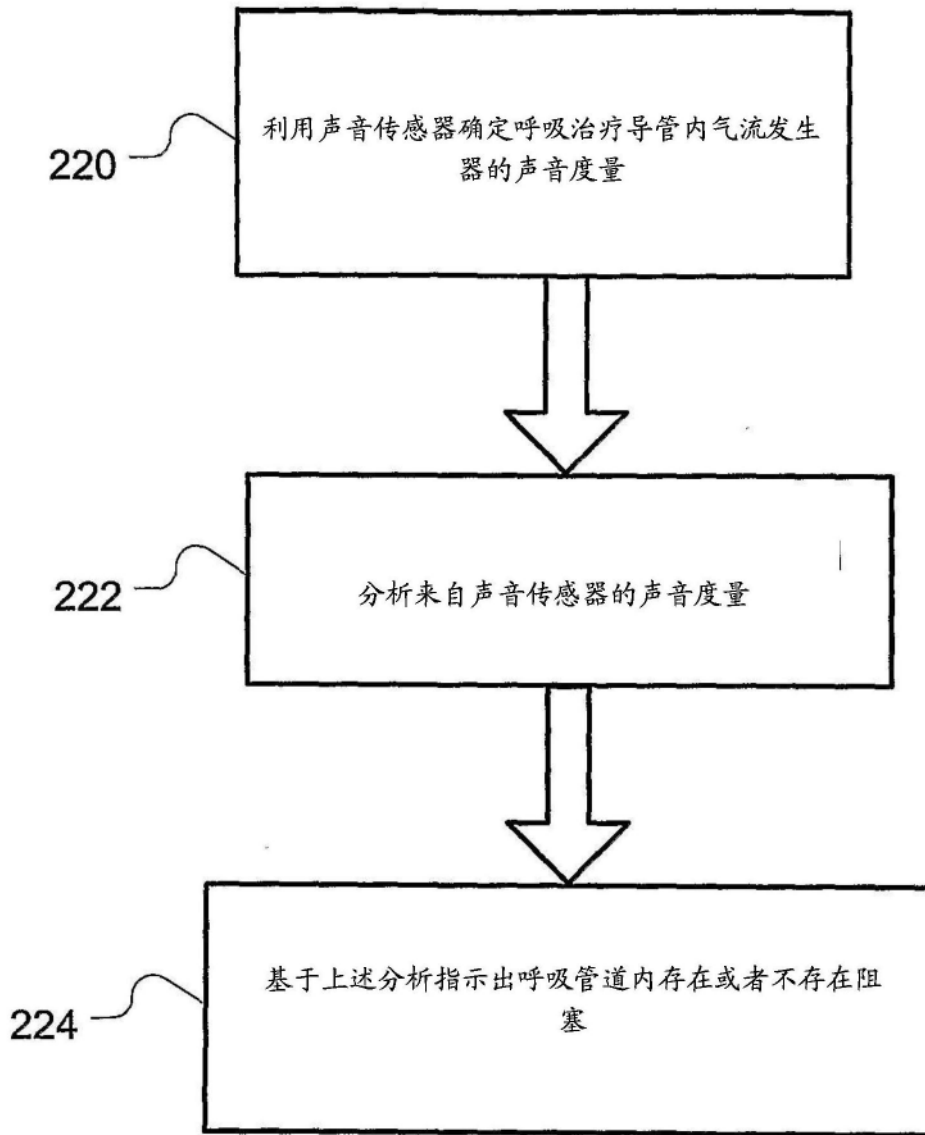


图2

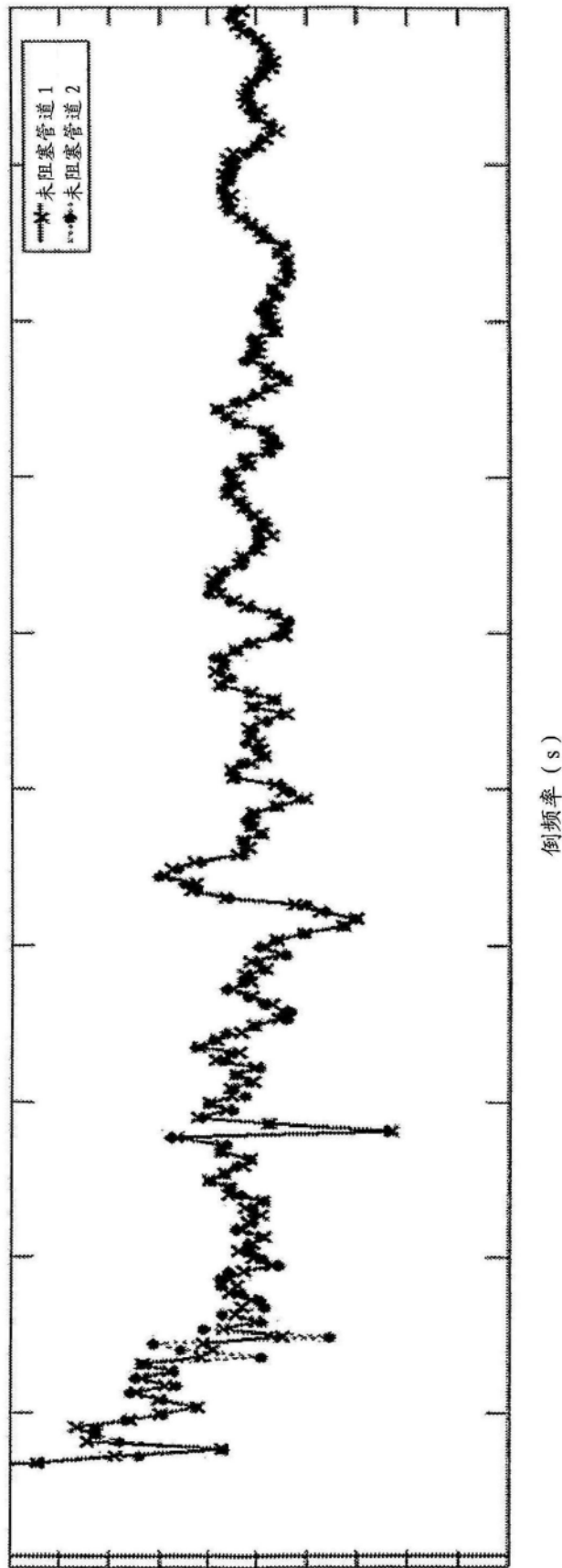


图3

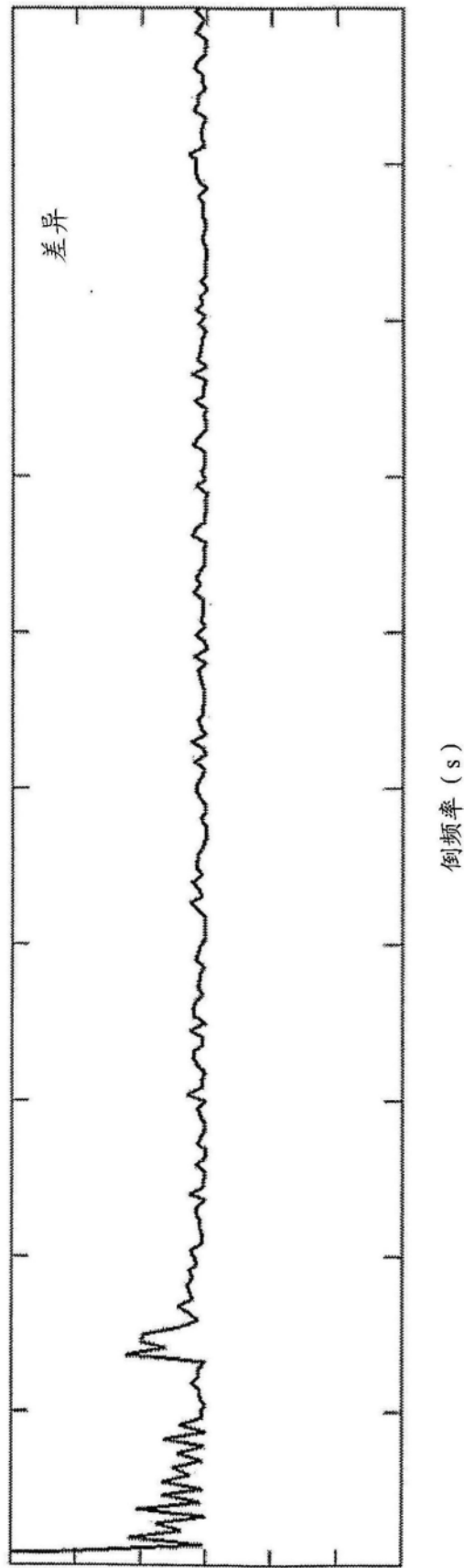


图4

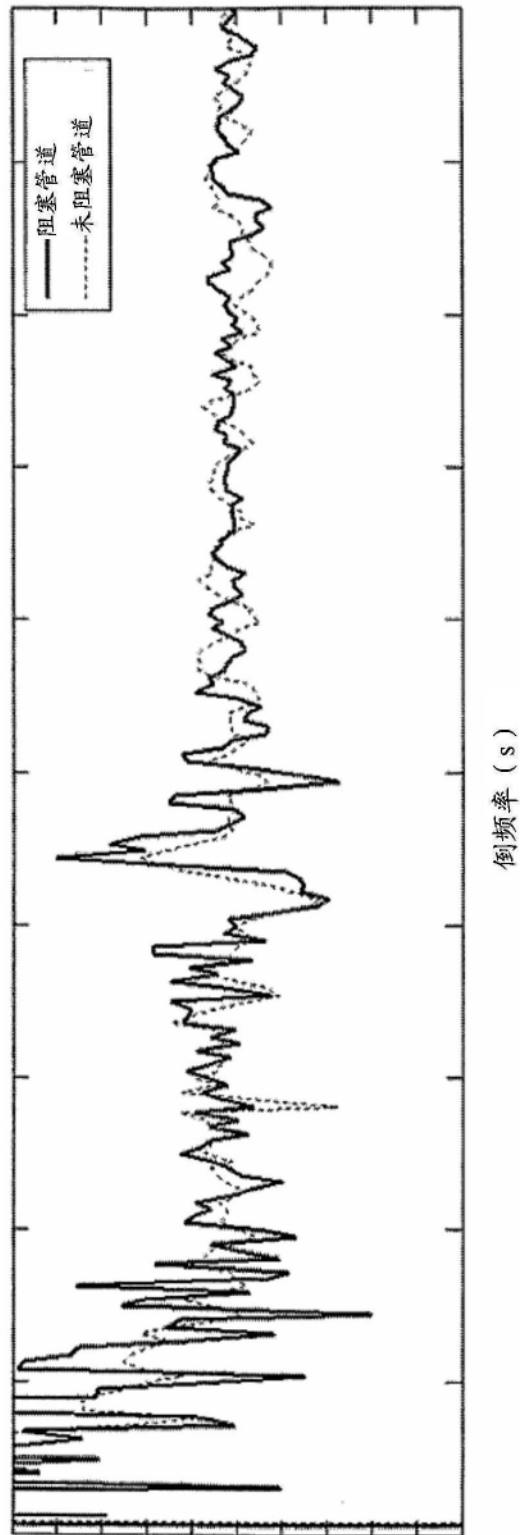


图5

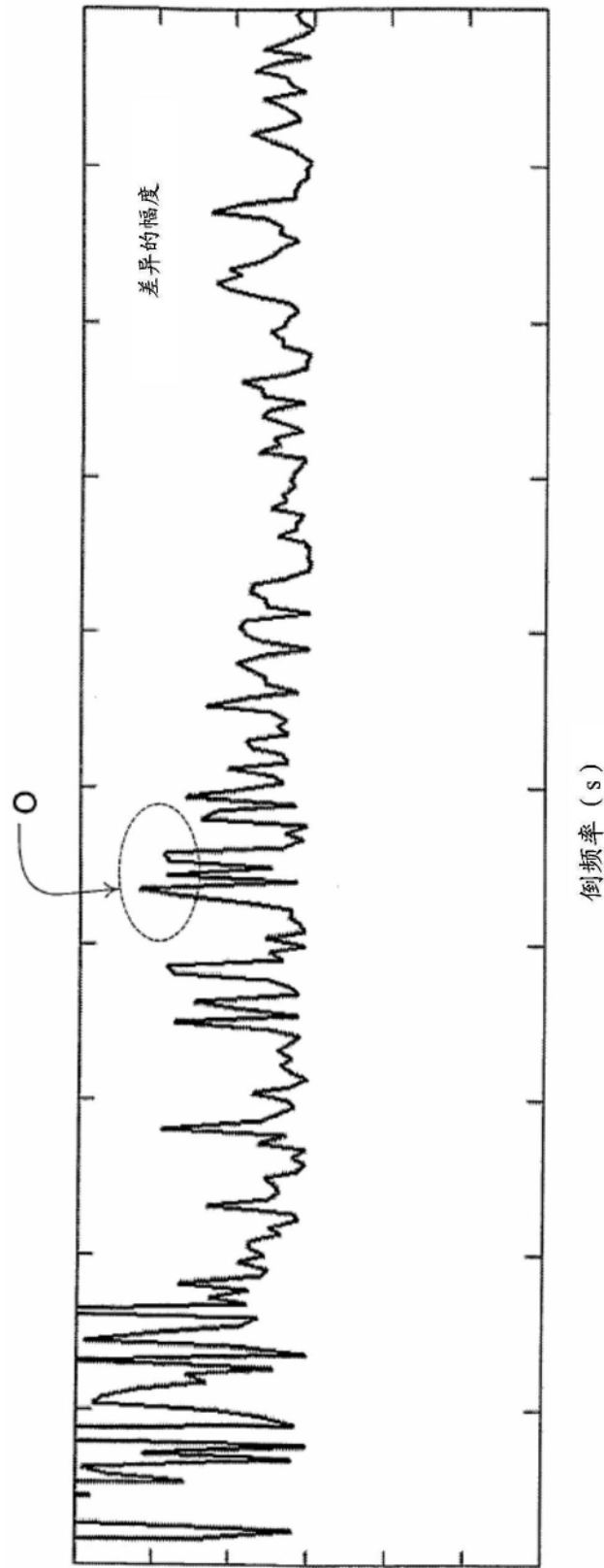


图6

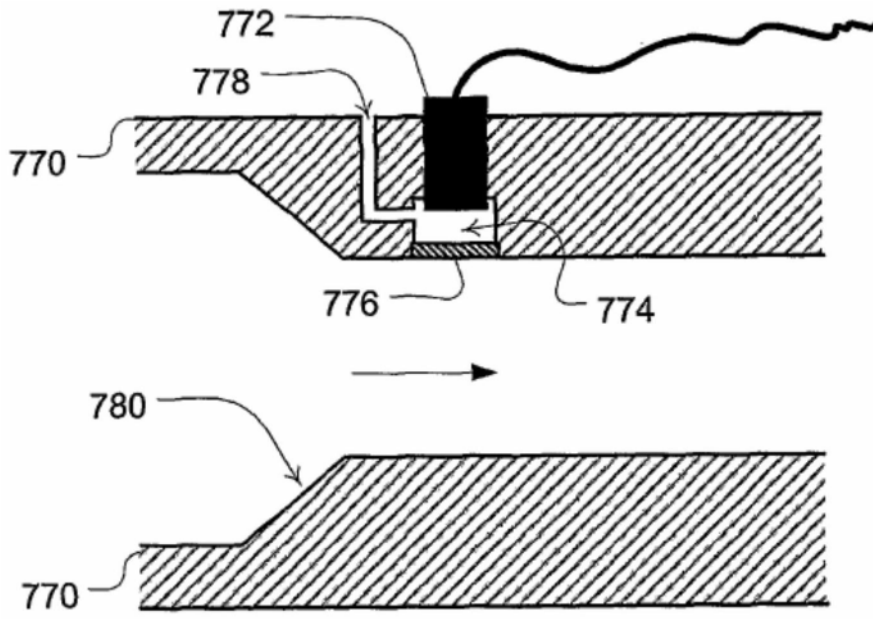


图7

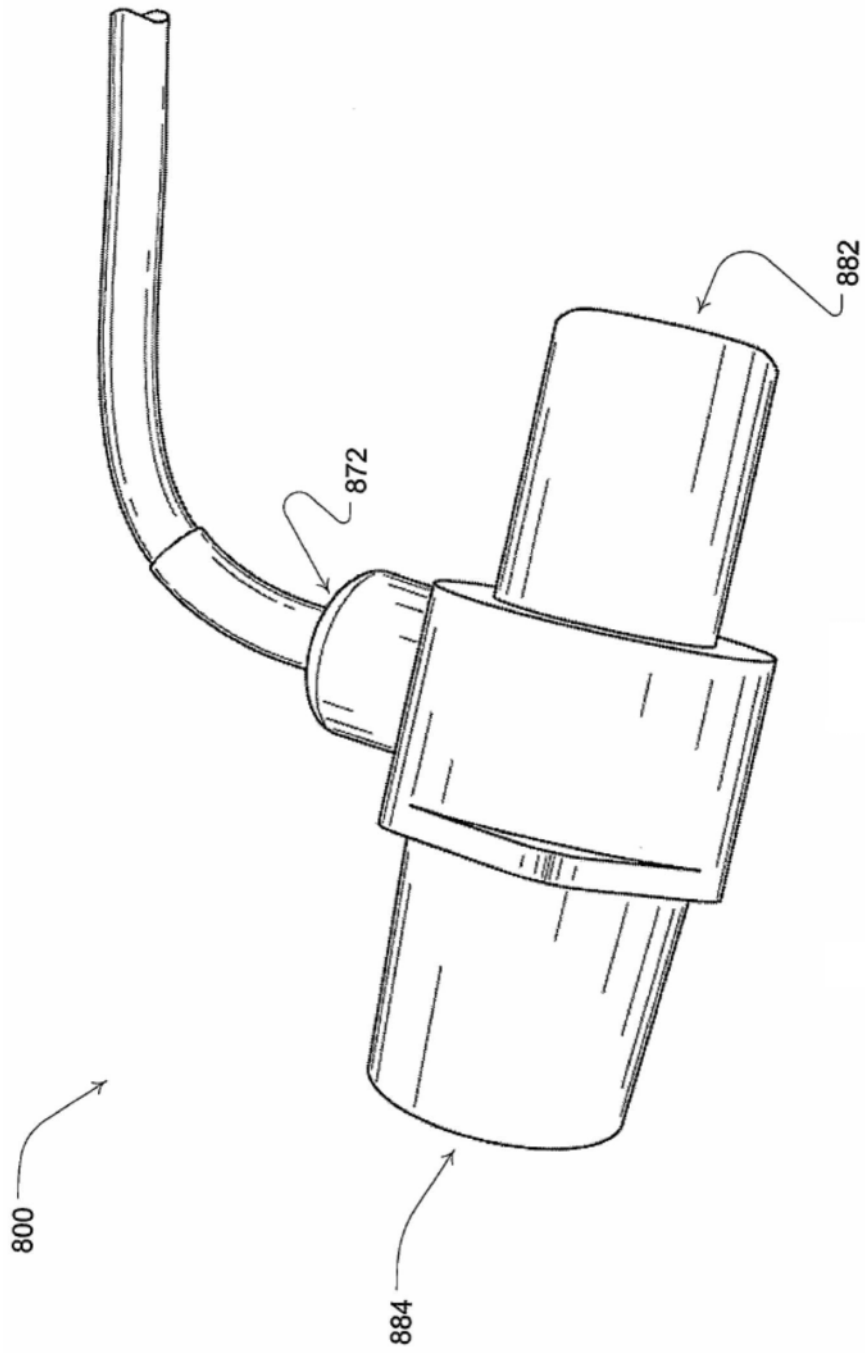


图8

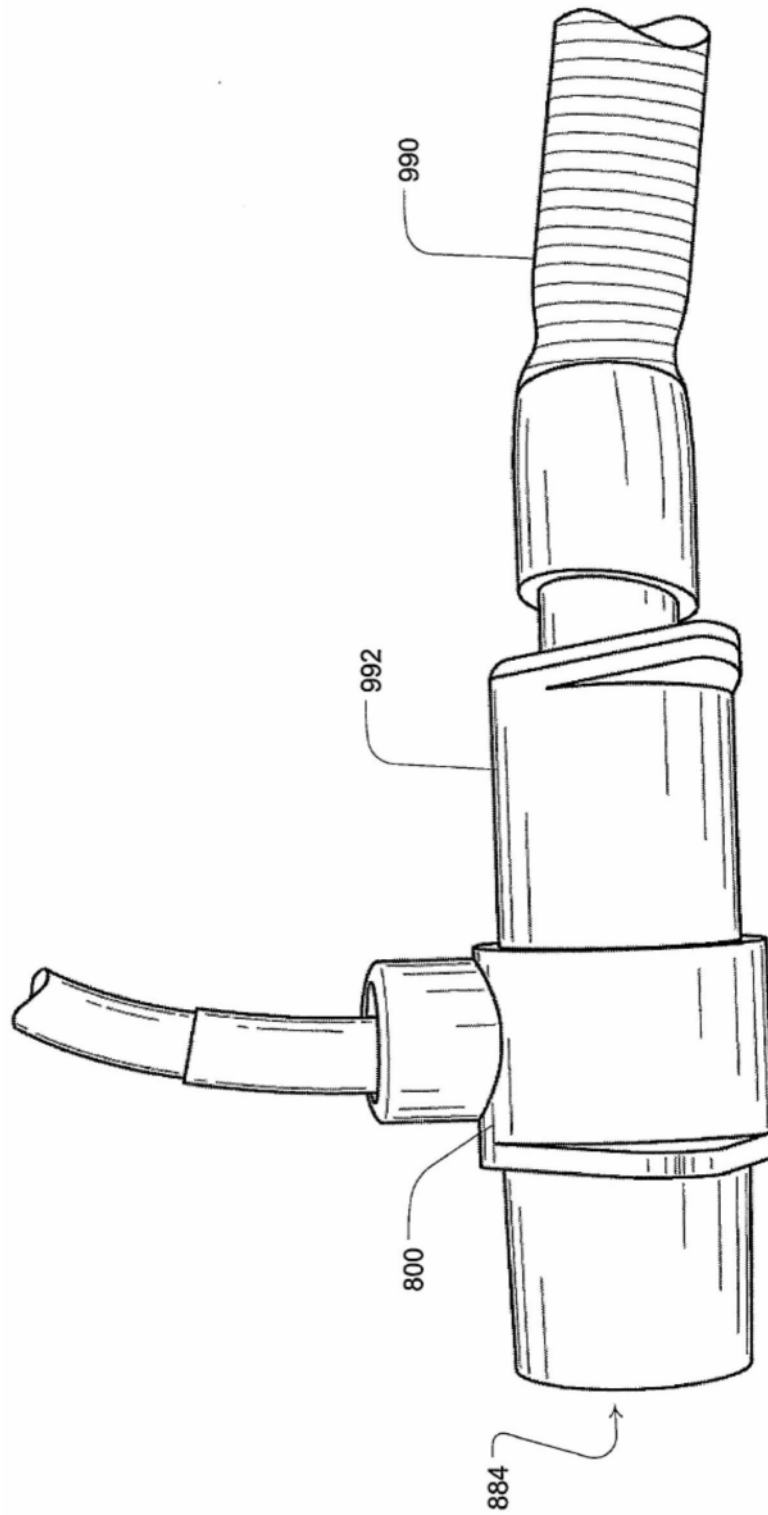


图9

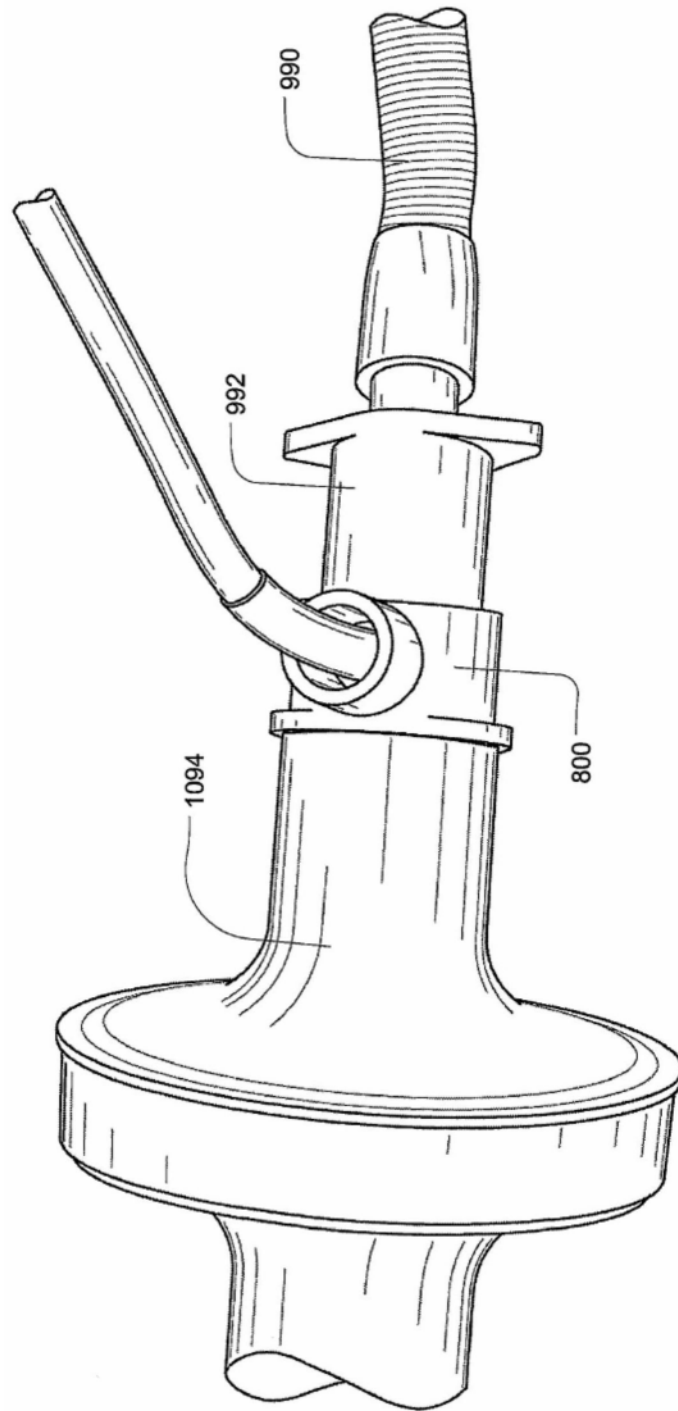


图10

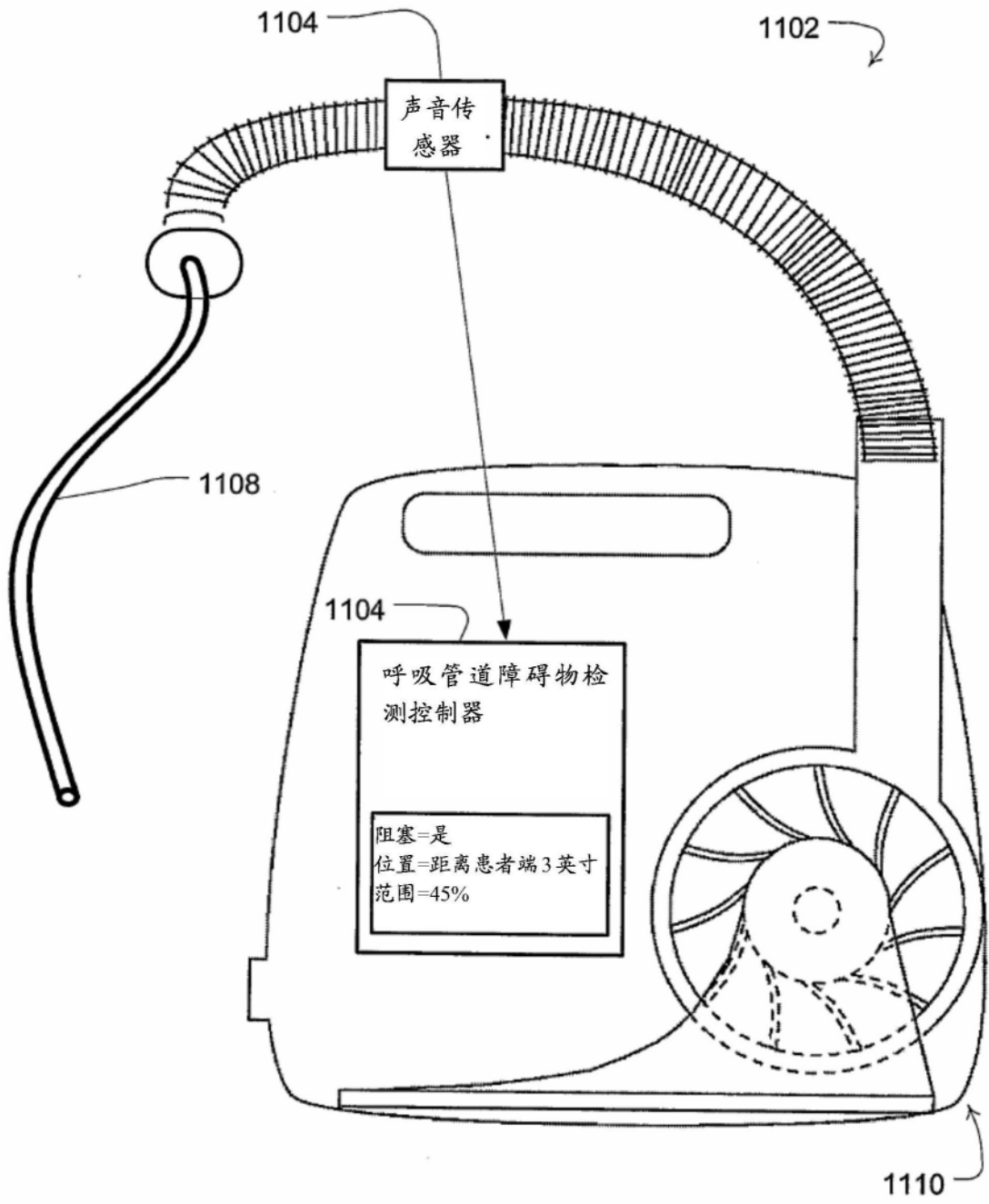


图11

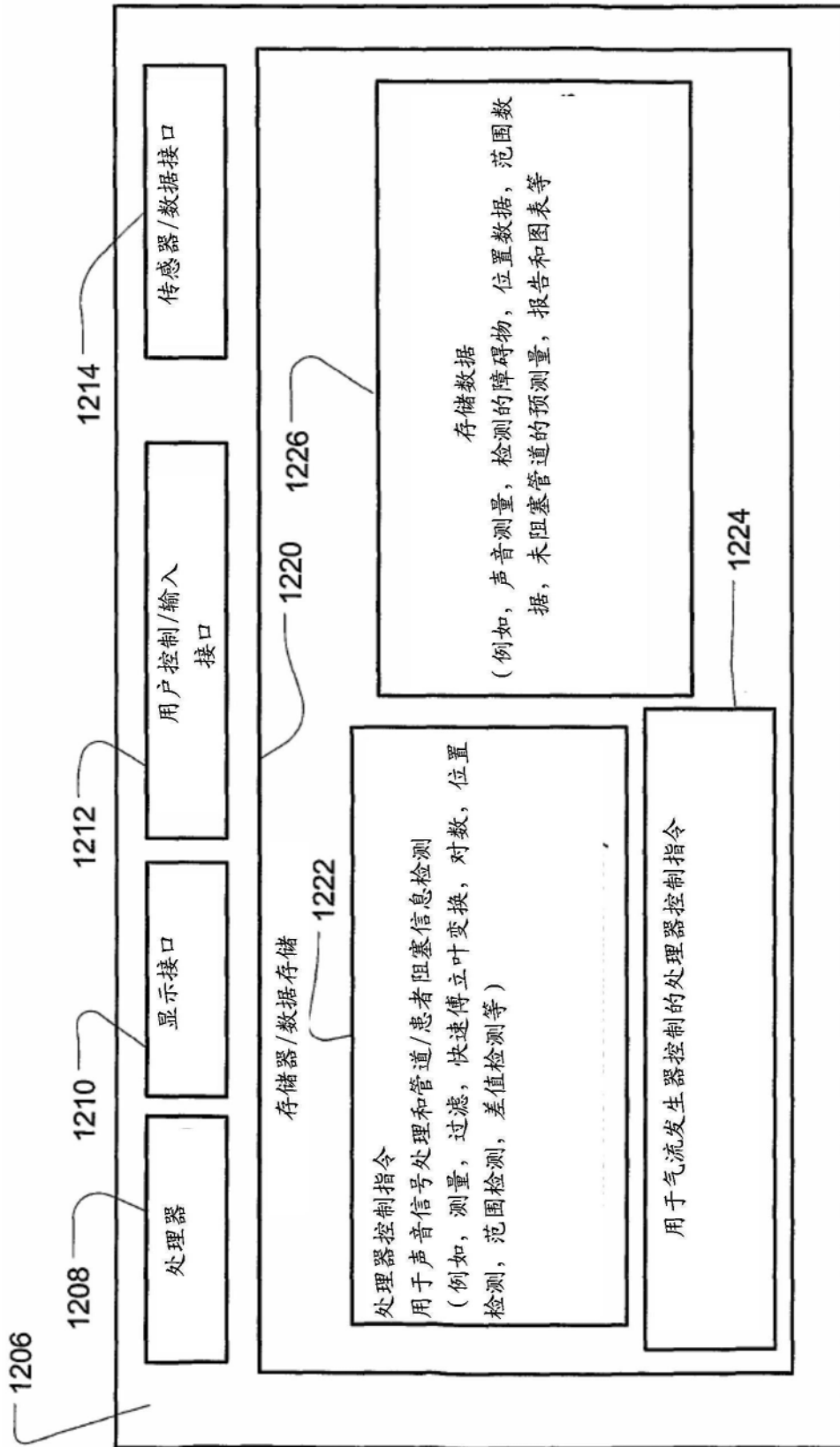


图12

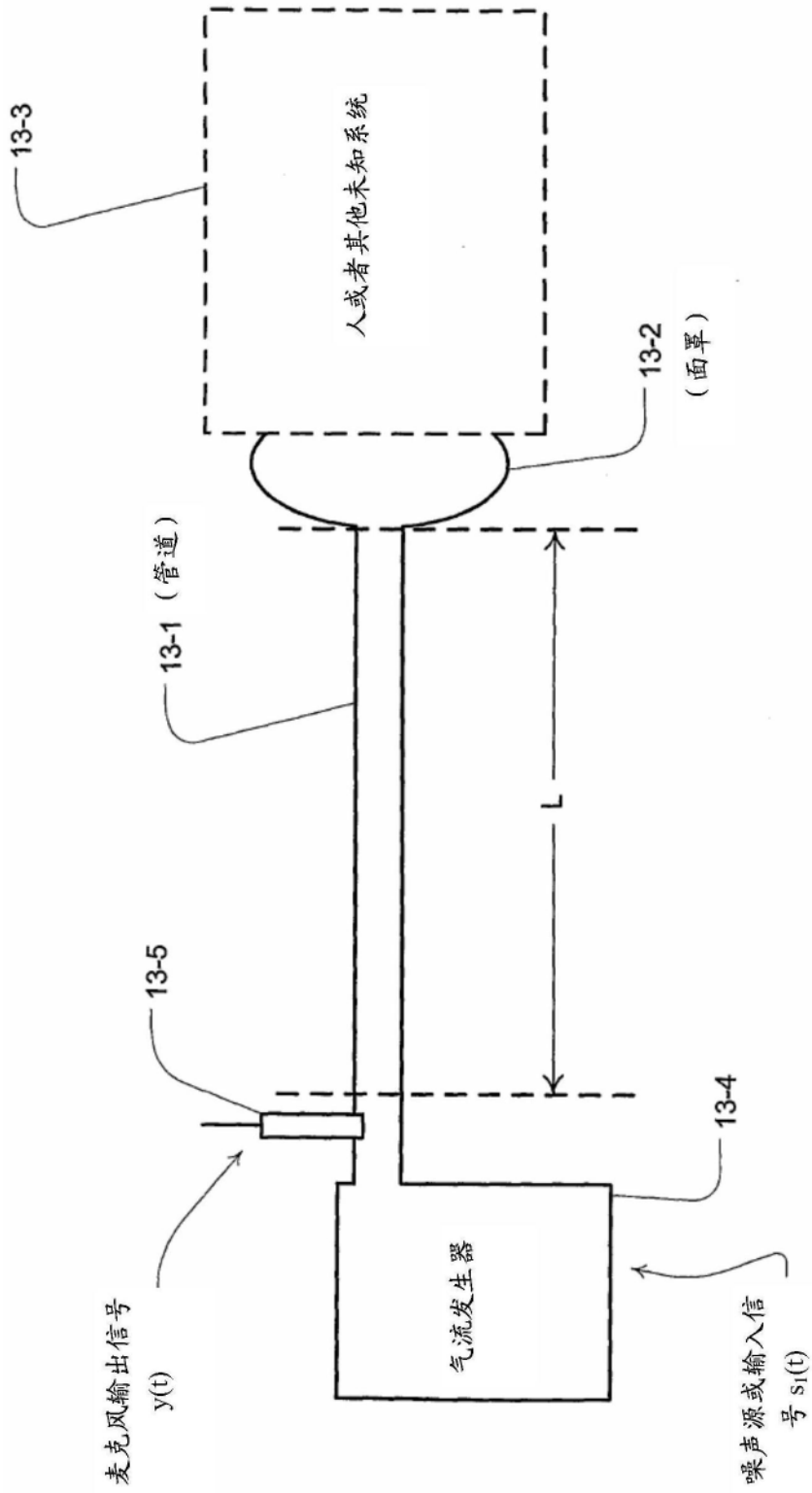


图13

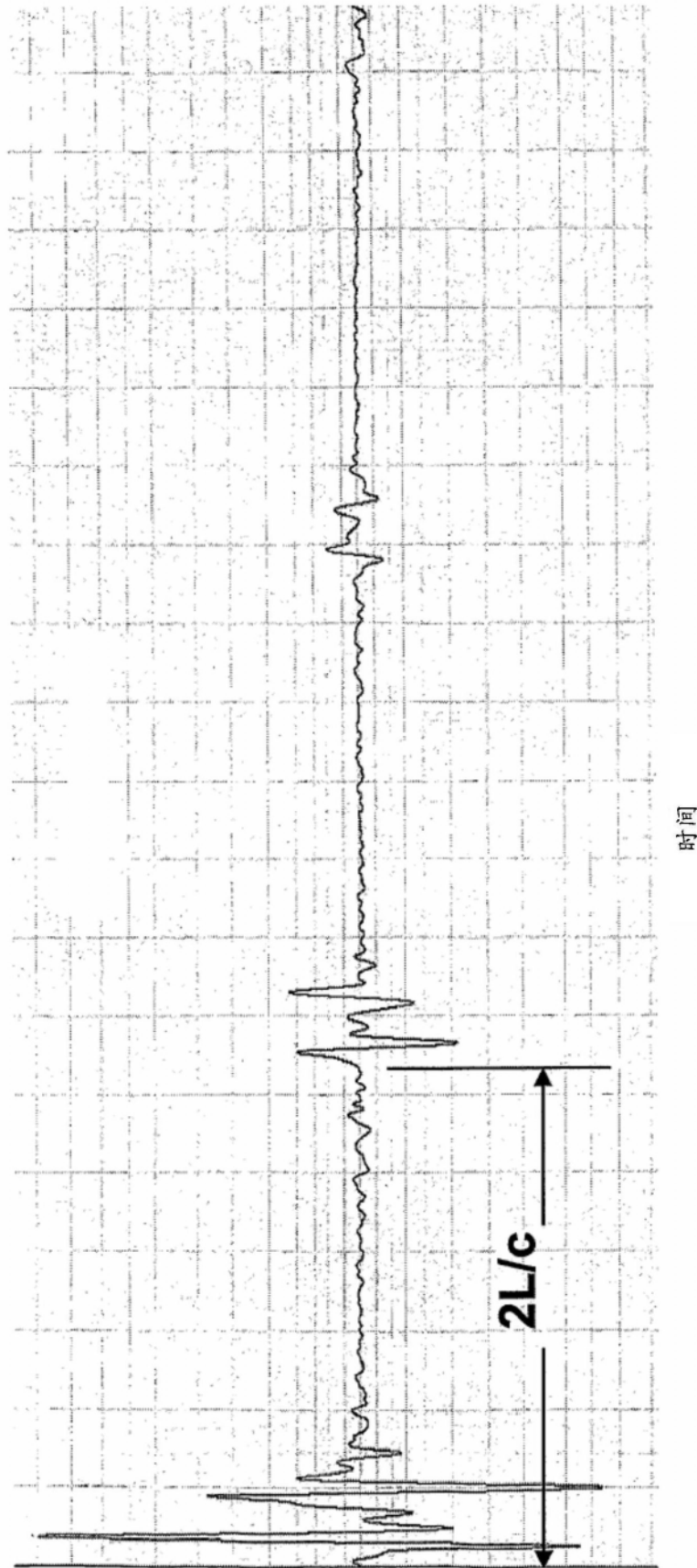


图14

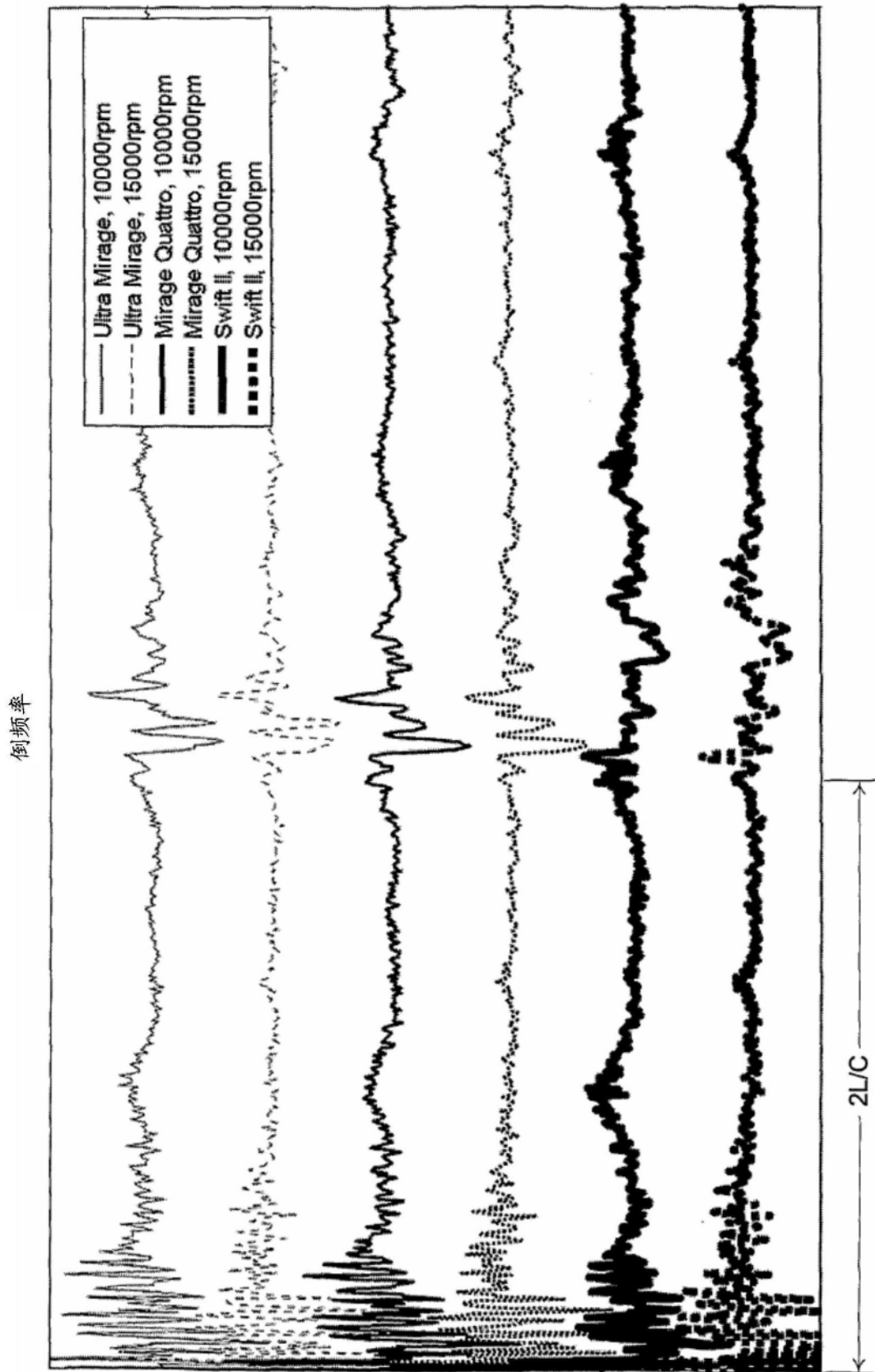


图15

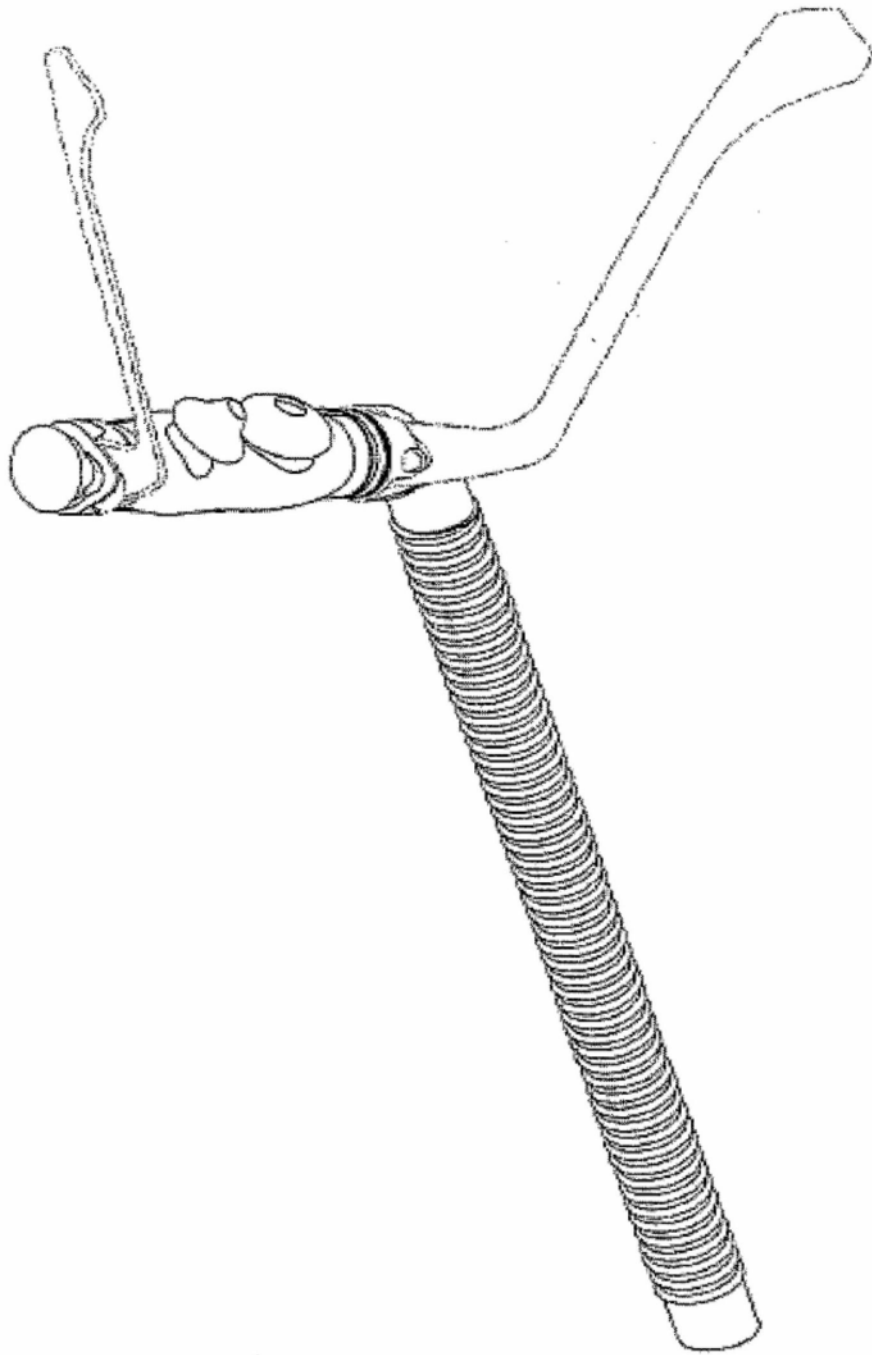


图16

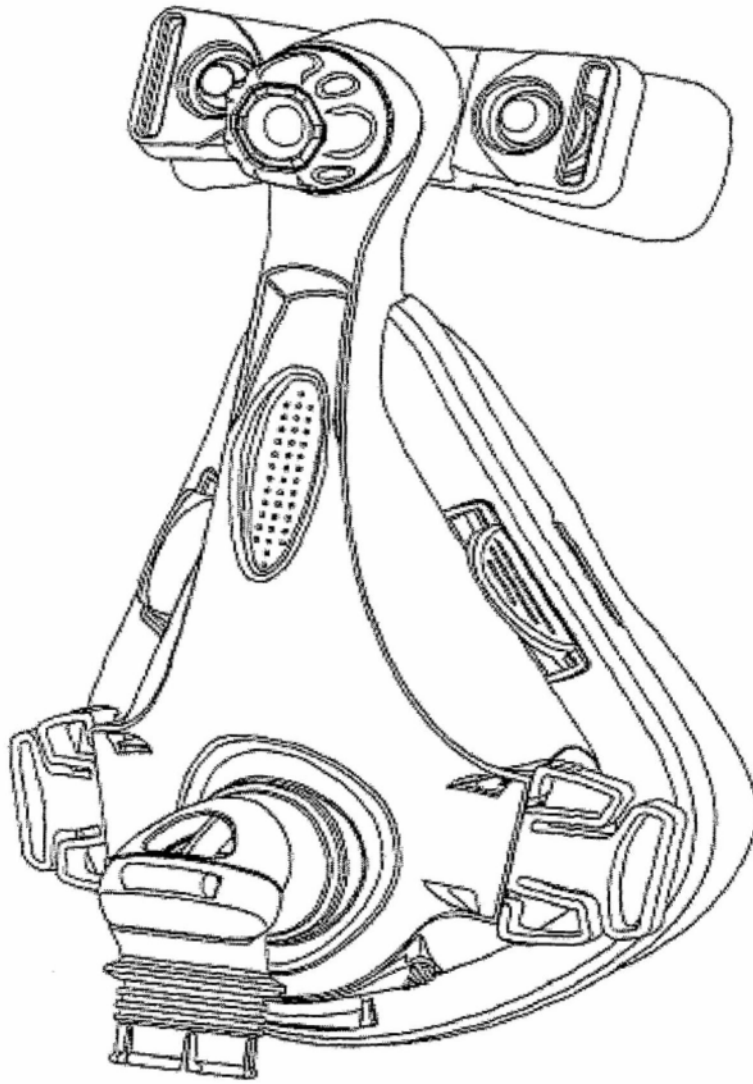


图17

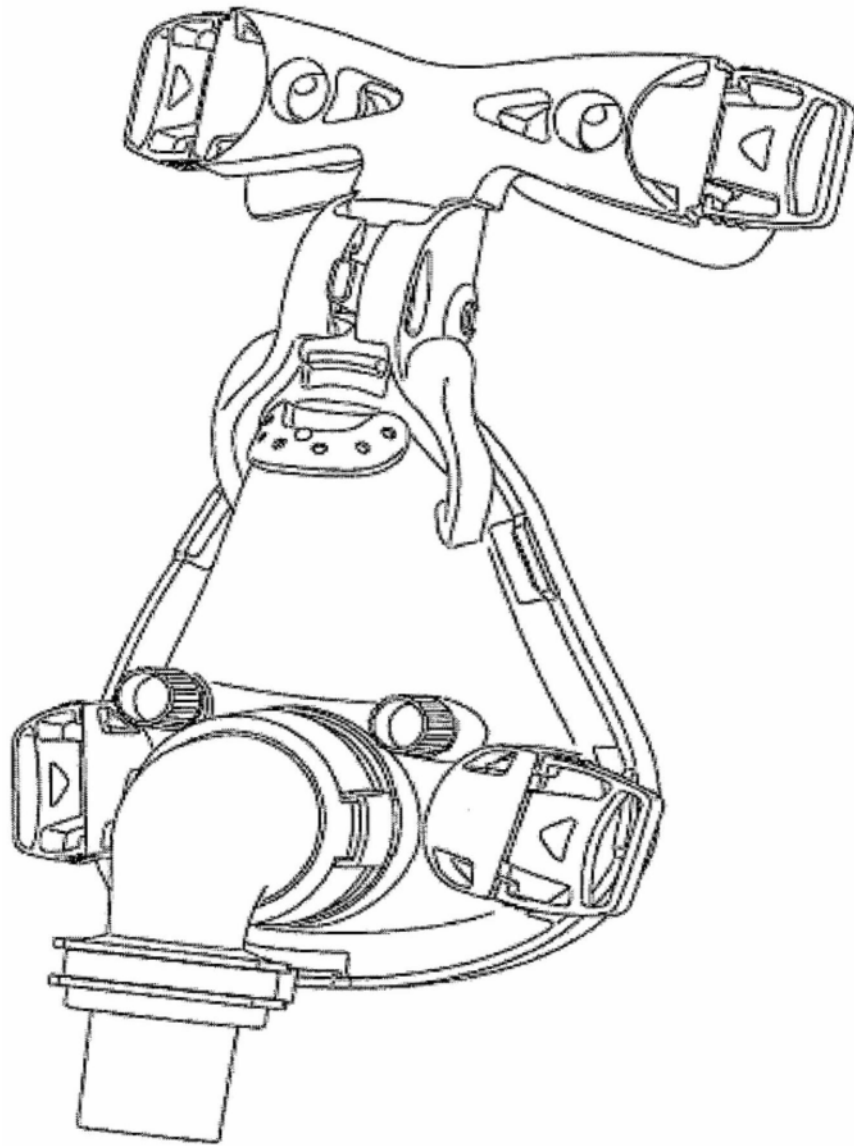


图18

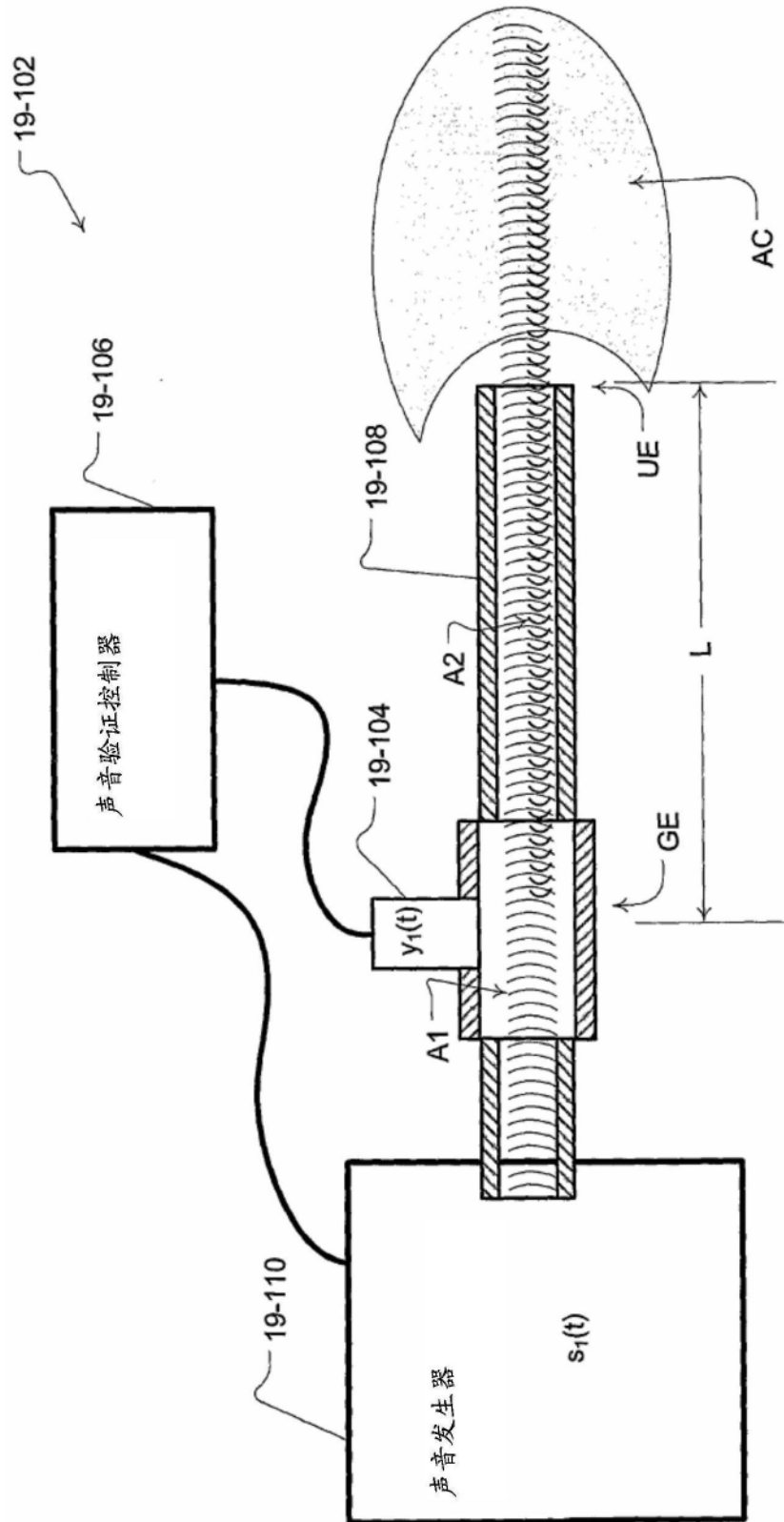


图19

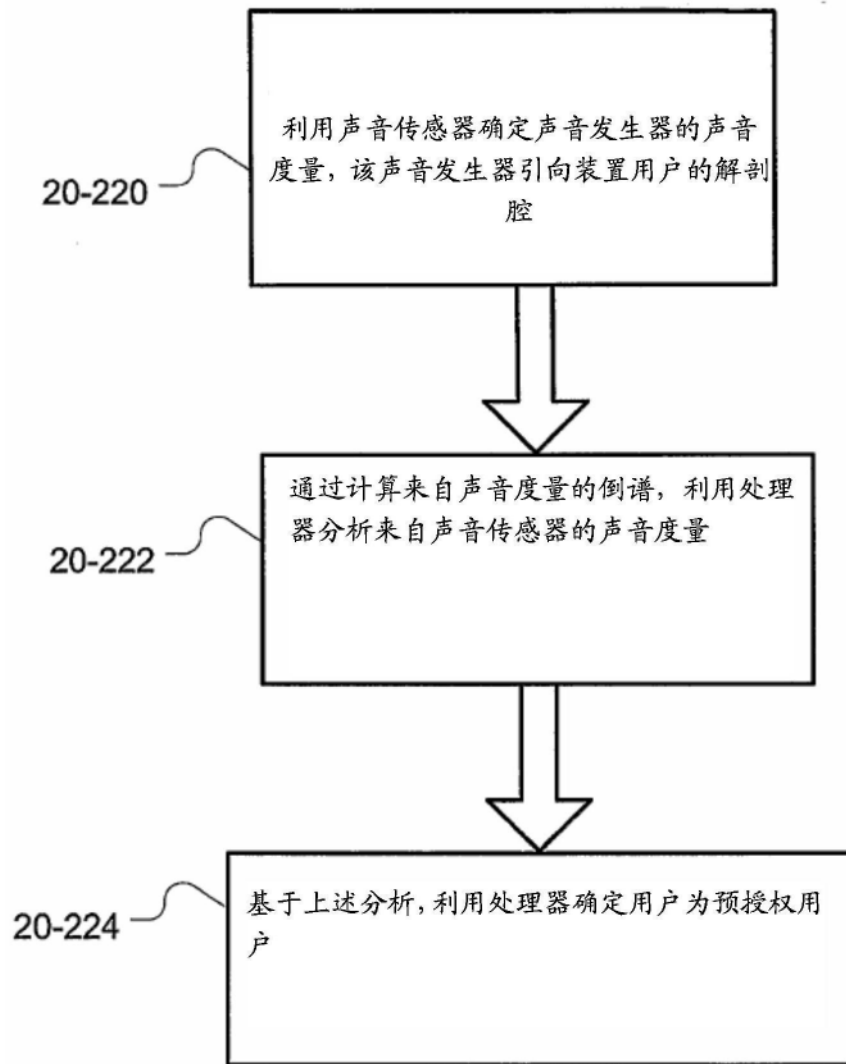


图20

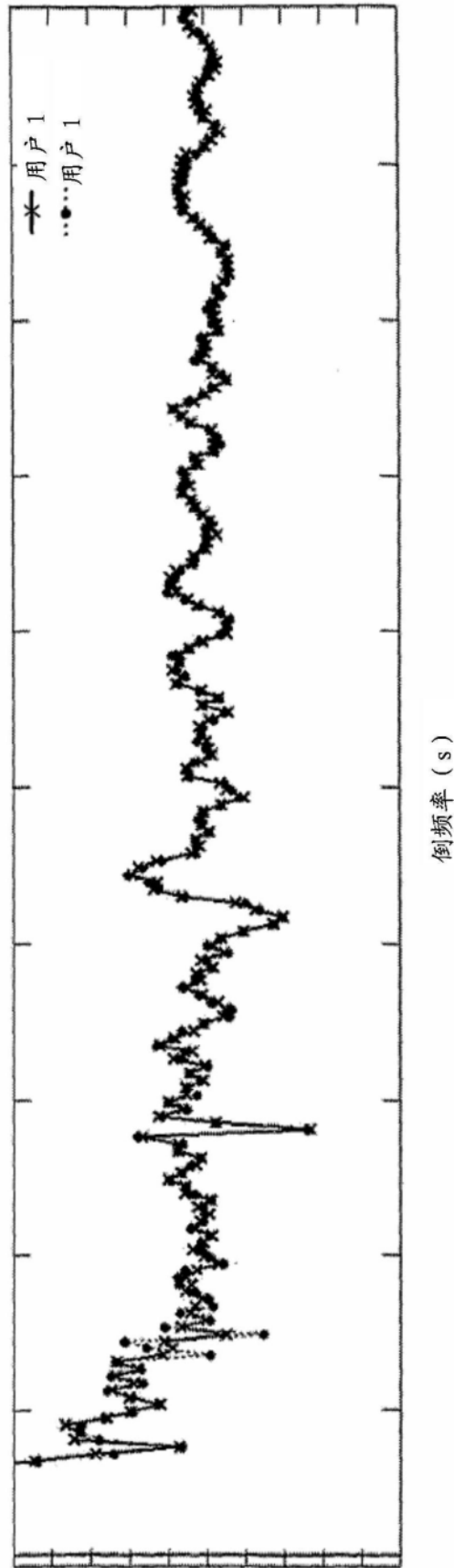


图21

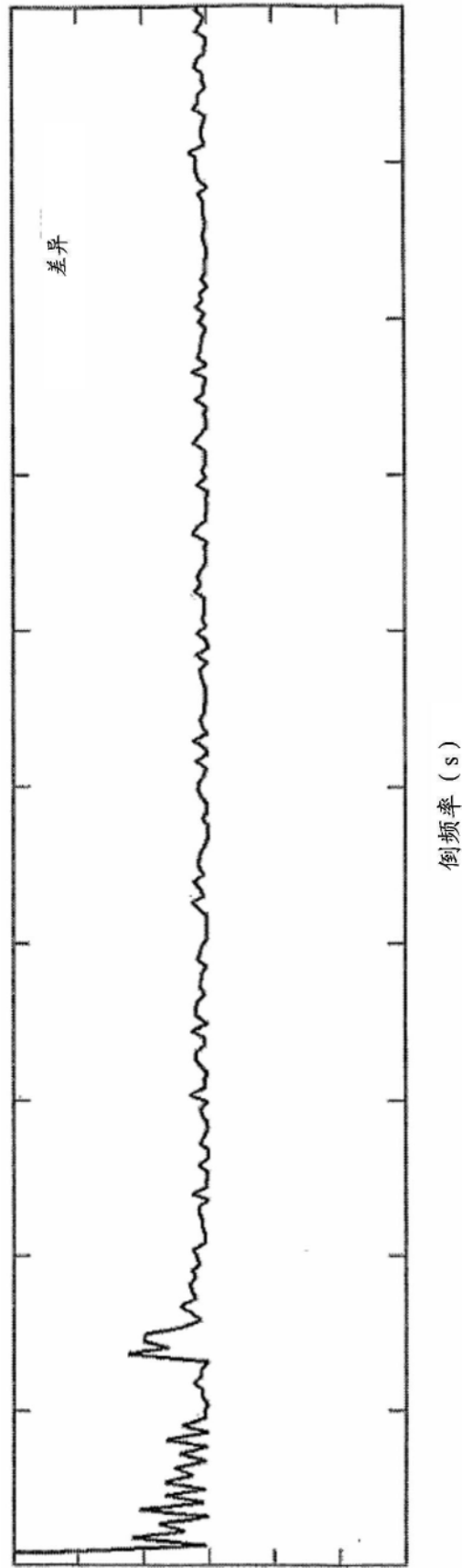


图22

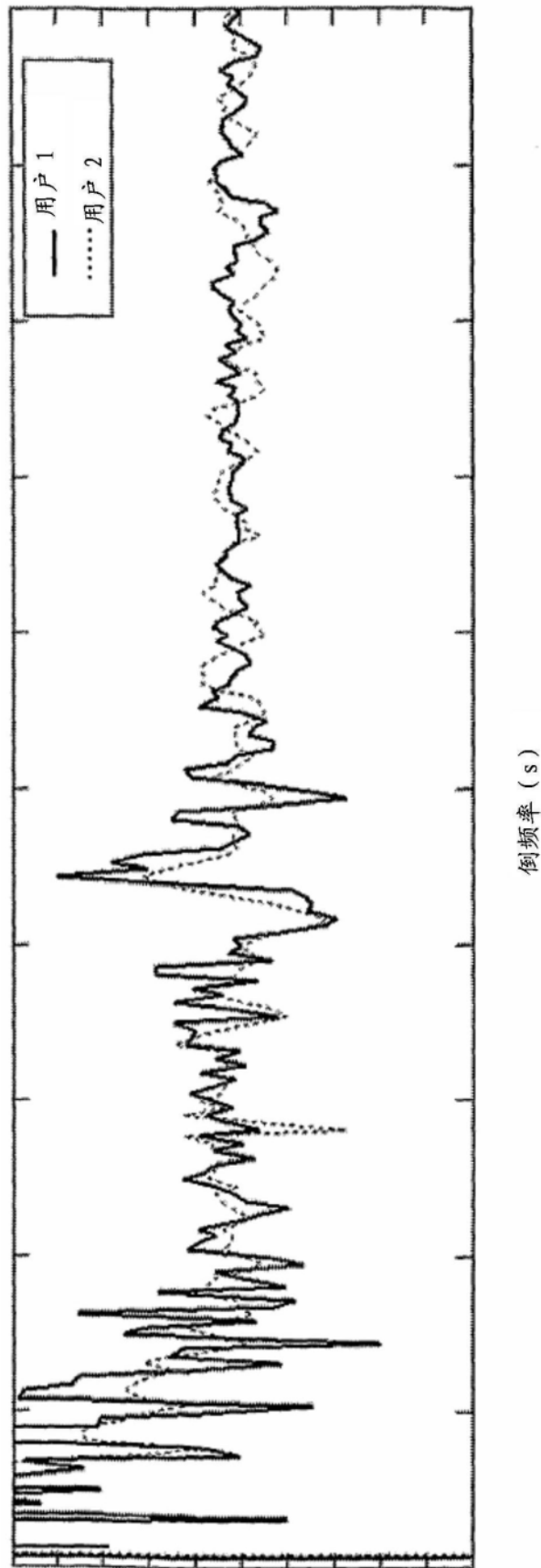


图23

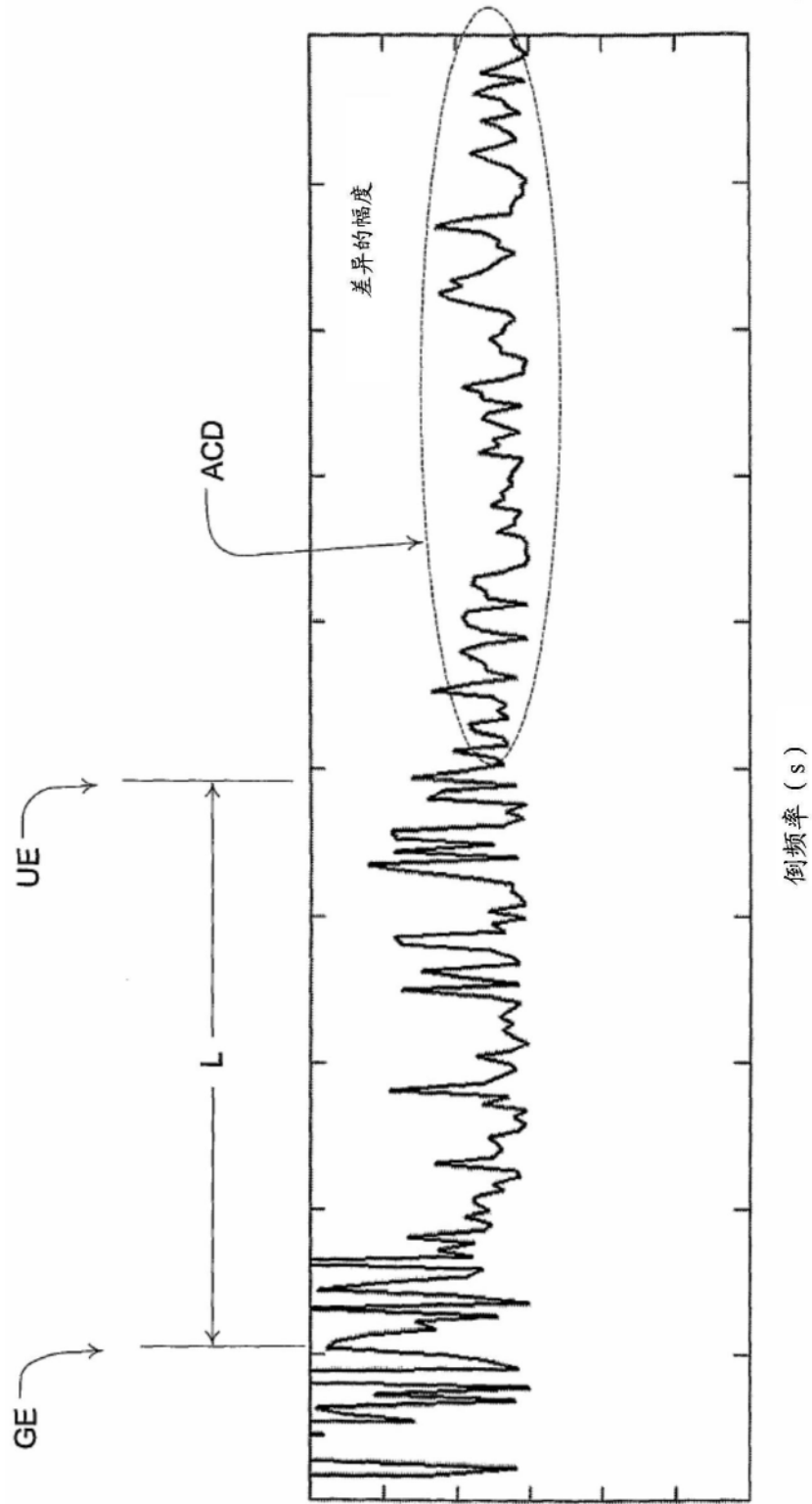


图24

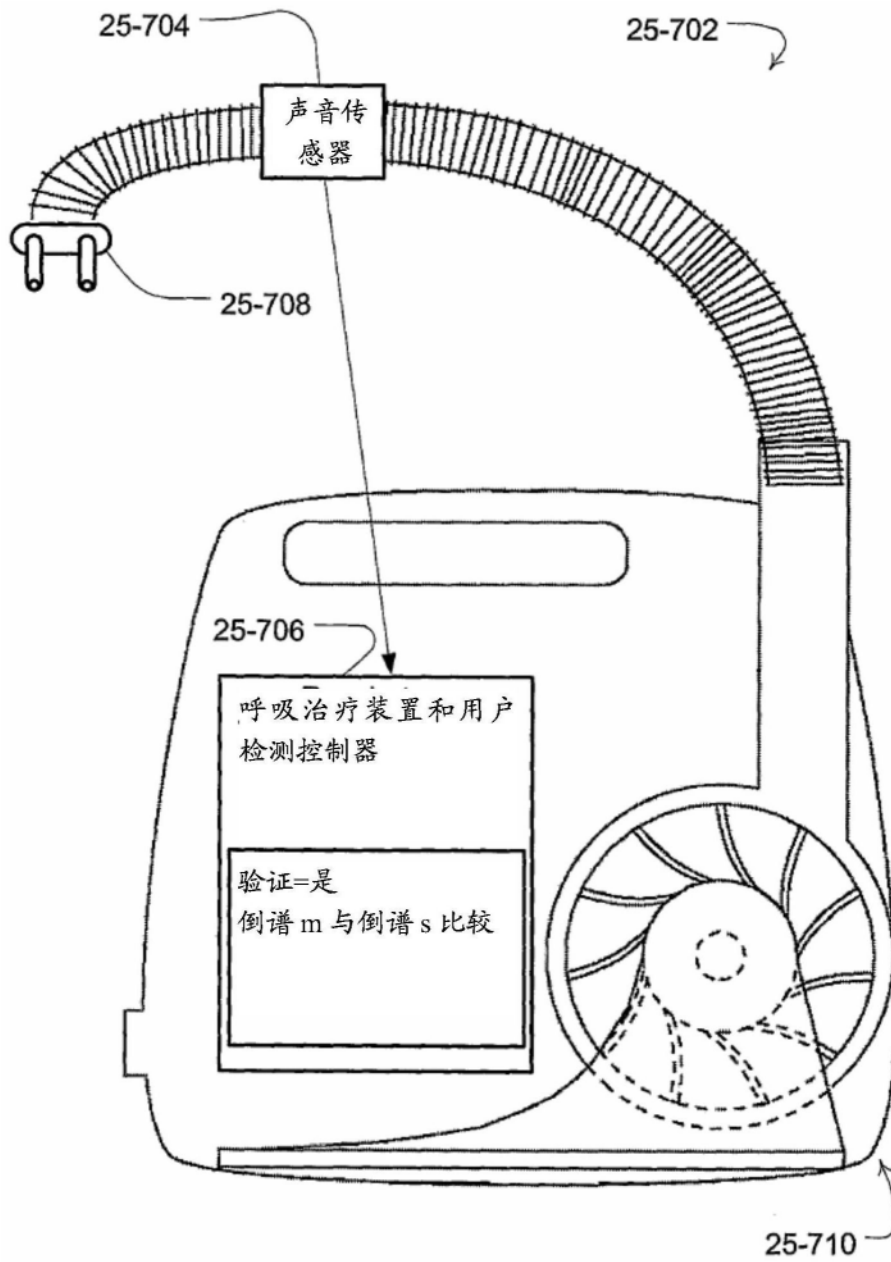


图25

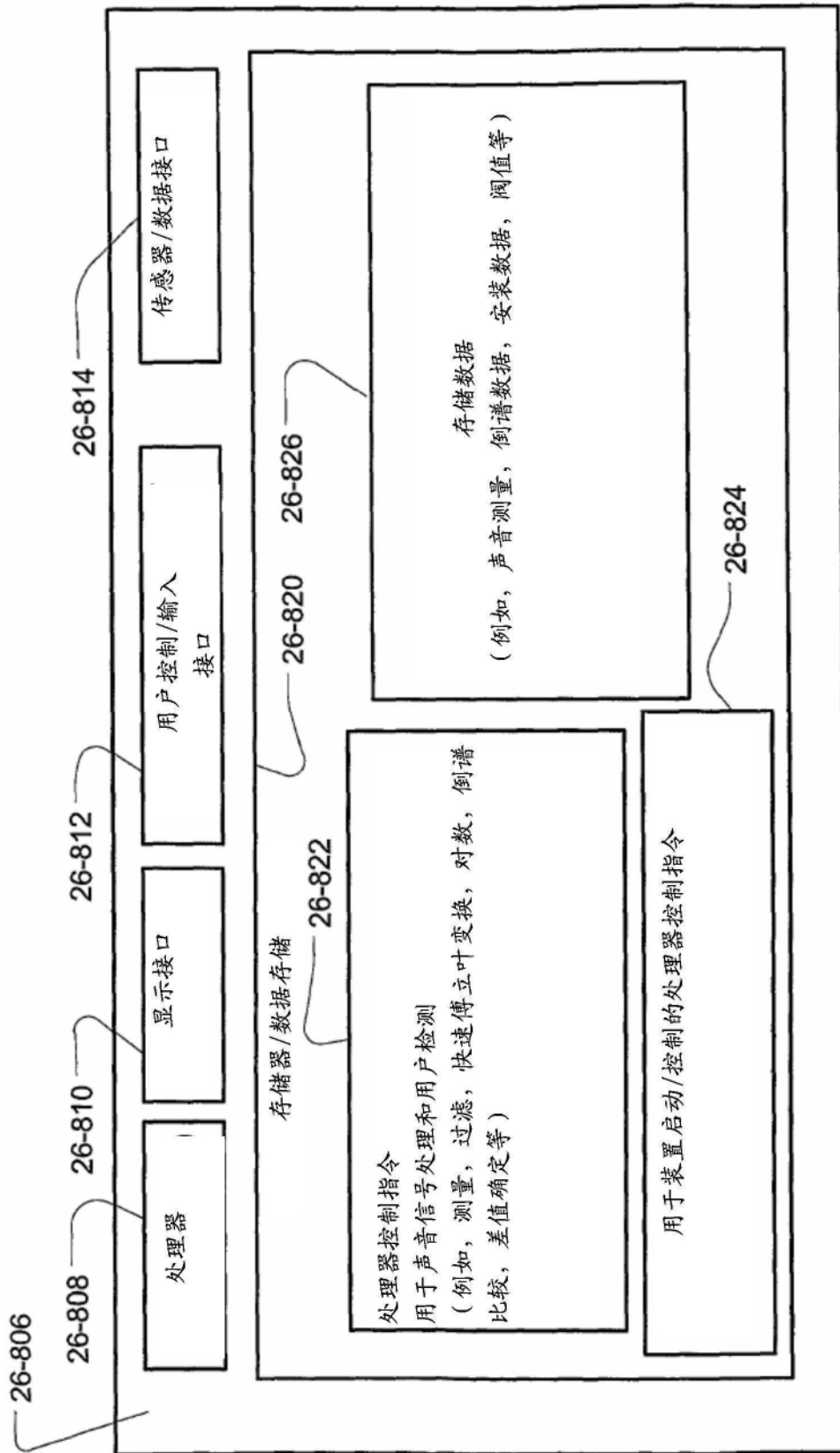


图26