



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113556941 A

(43) 申请公布日 2021.10.26

(21) 申请号 202080018490.1

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所

(22) 申请日 2020.03.04

有限公司 11038

(30) 优先权数据

代理人 林振波

62/813,981 2019.03.05 US

(51) Int.CI.

62/893,122 2019.08.28 US

A11M 16/06 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.09.03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2020/051816 2020.03.04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/178746 EN 2020.09.10

(71) 申请人 费雪派克医疗保健有限公司

地址 新西兰奥克兰

(72) 发明人 B·A·爱德华兹 A·K·古利

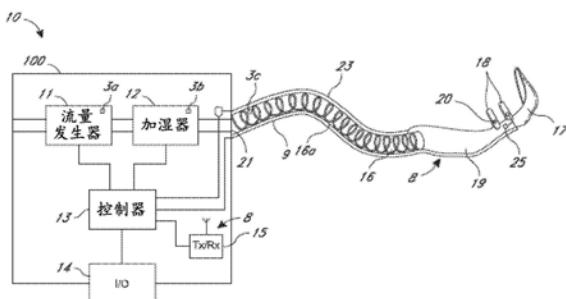
权利要求书6页 说明书37页 附图28页

(54) 发明名称

呼吸流治疗系统中的患者附接性检测

(57) 摘要

系统和方法可以通过时域中的流动参数信号来确定患者是否附接到呼吸装置(诸如经由患者接口)。另外,这些过程可以将患者附接状态分类为四个类别之一:已脱离、正在进行附接、已附接或正在进行脱离。所述系统可以包括非密封的患者接口,诸如在经鼻高流量治疗中的鼻插管或者任何其他患者接口。该患者使用该呼吸系统的数据可以提供治疗顺应性和使用信息的长期趋势和/或该患者的呼吸功能和/或其他生理功能的进展。



1. 一种被配置为向患者递送呼吸治疗的呼吸系统,所述呼吸系统还被配置为提供与所述患者的呼吸有关的信息,所述系统包括:

呼吸装置,所述呼吸装置包括控制器,其中,所述控制器被配置为:

接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;

通过分析该数据中的趋势来确定该第一参数的数据的相关值,并且

使用该相关值确定该患者已附接到该系统的患者接口。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,该控制器被配置为评价该第一参数的数据的子集的相关值。

3. 如权利要求2所述的系统,其中,选择该子集的大小,使得在典型的呼吸频率范围内的频率比高于该典型的呼吸频率范围的另一频率产生更高的相关性。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,选择该子集的大小,使得该子集包括来自预定时间跨度的数据。

5. 如权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,该相关值通过分析该第一参数的数据与一个或多个特征向量之间的相关性来确定。

6. 如权利要求1-5中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为随着时间对该相关值进行过滤以给出过滤相关值。

7. 如权利要求6所述的系统,其中,该控制器被配置为:如果该过滤相关值高于第一阈值,则确定该患者已附接到该患者接口。

8. 如权利要求6或权利要求7所述的系统,其中,该控制器被配置为:如果该过滤相关值在设定时间量内高于第二阈值,则确定该患者已附接到该患者接口。

9. 如权利要求8所述的系统,其中,该第一阈值高于该第二阈值。

10. 如权利要求7-9中任一项所述的系统,其中,一旦被确定为已附接,如果该过滤特征值低于第三阈值,则该患者就被确定为已脱离。

11. 如权利要求7-10中任一项所述的系统,其中,一旦被确定为已附接,如果该过滤特征值在设定时间量内低于第四阈值,则该患者就被确定为已脱离。

12. 如权利要求11所述的系统,其中,该第三阈值低于该第四阈值。

13. 如权利要求11-12中任一项所述的系统,其中,该第四阈值等于该第二阈值。

14. 如权利要求11-12中任一项所述的系统,其中,该第四阈值低于该第二阈值。

15. 如权利要求11-14中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为:如果该过滤相关值在少于该设定时间量内处于该第一阈值与该第二阈值之间,则确定该患者正在进行附接,前提是该患者尚未被认为已附接。

16. 如权利要求15所述的系统,其中,一旦被确定为正在进行附接,如果该相关值下降至低于该第二阈值,则该患者就被确定为已脱离。

17. 如权利要求11-16中任一项所述的系统,其中,该控制器被配置为:如果该过滤相关值在少于该设定时间量内处于该第三阈值与该第四阈值之间,则确定该患者正在进行脱离,前提是该患者尚未被认为已脱离。

18. 如权利要求17所述的系统,其中,一旦被确定为正在进行脱离,如果该相关值上升至高于该第四阈值,则该患者就被确定为已附接。

19. 如权利要求1-18中任一项所述的系统,其中,该控制器利用确定该患者是否附接来确定是否显示某些参数。

20. 如权利要求19所述的系统,其中,该控制器接收该患者的呼吸速率的估计值,并且如果该患者被确定为已附接,则显示该呼吸速率估计值。

21. 如权利要求1-20中任一项所述的系统,其中,该装置被配置为:如果该患者被确定为已附接,则使气体的递送与该患者的呼吸同步。

22. 如权利要求1-21中任一项所述的系统,其中,该控制器将在每种患者附接状态中的时间记入日志。

23. 如权利要求1-22中任一项所述的系统,其中,当该患者变成脱离时,该装置生成警报。

24. 如权利要求1-23中任一项所述的系统,其中,仅当该患者已脱离时,该装置才暂停对某些患者参数的记录。

25. 如权利要求24所述的系统,其中,这些患者参数包括氧气效率。

26. 如权利要求25所述的系统,其中,该氧气效率是基于Sp02和Fd02的。

27. 如权利要求1-26中任一项所述的系统,其中,该第一参数的数据包括该第一参数的绝对值。

28. 如权利要求1-26中任一项所述的系统,其中,该第一参数的数据包括该第一参数的变化。

29. 如权利要求28所述的系统,其中,该变化通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来确定。

30. 如权利要求28所述的系统,其中,该变化通过从该第一参数的测量值中减去第二参数的估计影响来确定。

31. 如权利要求1-30中任一项所述的系统,其中,所述第一参数是流速。

32. 如权利要求1-30中任一项所述的系统,其中,该第一参数是压力。

33. 如权利要求31或权利要求32所述的系统,其中,该第二参数是马达速度。

34. 如权利要求31所述的系统,其中,所述第二参数是压力。

35. 如权利要求1-34中任一项所述的系统,其中,该系统是非密封系统。

36. 如权利要求35所述的系统,该系统包括该患者接口,其中该患者接口包括鼻插管或气管造口术接口。

37. 如权利要求35或权利要求36所述的系统,其中,所述系统被配置为递送经鼻高流量治疗。

38. 如权利要求1-34中任一项所述的系统,其中,该系统是密封系统。

39. 如权利要求38所述的系统,该系统包括该患者接口,该患者接口是面罩、鼻罩、气管内管、或气管造口术接口。

40. 如权利要求1-39中任一项所述的系统,该系统包括加湿器,该加湿器被配置为对流向患者的气体流进行加湿。

41. 如权利要求1-40中任一项所述的系统,该系统包括显示器,该显示器被配置为从一个或多个处理器接收与该患者是否附接到该系统相关的信息并将其显示。

42. 一种呼吸系统,该呼吸系统被配置为向患者递送呼吸治疗,该系统还被配置为提供

与患者的呼吸相关的信息,该系统包括:

呼吸装置,所述呼吸装置包括控制器,其中,所述控制器被配置为:

接收气体流的或表示该呼吸装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;

基于该第一参数的数据生成流动参数变化数据;

选择该流动参数变化数据的一部分;以及

基于该流动参数变化数据的部分生成瞬时患者通气量的量度值。

43. 如权利要求42所述的呼吸系统,其中,该控制器进一步被配置为将一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分,并且其中,生成该瞬时患者通气量的量度值包括确定由该一个或多个函数生成的曲线下的面积。

44. 如权利要求42所述的呼吸系统,其中,该控制器进一步被配置为将一个或多个函数应用于该流动参数变化数据的所选部分,并且其中,生成该瞬时患者通气量的量度值包括确定由该一个或多个函数生成的曲线下的面积。

45. 如权利要求42-44中任一项所述的呼吸系统,其中,该第一参数指示或者是流量。

46. 如权利要求45所述的呼吸系统,其中,流量是总流量。

47. 如权利要求42-46中任一项所述的呼吸系统,其中,该流动参数变化数据通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来生成。

48. 如权利要求42-46中任一项所述的呼吸系统,其中,该控制器进一步被配置为接收该气体流的或表示该装置的第二部件的性能的第二参数的数据,并且其中,该流动参数变化数据通过从该第一参数的测量值中减去该第二参数的估计影响来生成。

49. 如权利要求48所述的呼吸系统,其中,该第二参数指示或者是马达速度。

50. 如权利要求48所述的呼吸系统,其中,该第二参数指示或者是压力。

51. 如权利要求42-45中任一项所述的呼吸系统,其中,该流动参数变化数据通过从该第一参数的第二平均值中减去该第一参数的第一平均值来生成。

52. 如权利要求51所述的呼吸系统,其中,该第二平均值是基于该第一参数的测量值。

53. 如权利要求51或权利要求52所述的呼吸系统,其中,该第一参数的第一平均值通过向该第一参数应用进行中过滤器来确定。

54. 如权利要求42至53中任一项所述的呼吸系统,其中,该流动参数变化数据的部分包括与预定义时间段内的时间段相关的数据。

55. 如权利要求42-53中任一项所述的呼吸系统,其中,该流动参数变化数据的部分表示时间的长度。

56. 如权利要求55所述的呼吸系统,其中,该时间的长度是使得信号噪声从该瞬时患者通气量的量度值中滤除。

57. 如权利要求55所述的呼吸系统,其中,该时间的长度是使得预期的呼吸频率导致瞬时患者通气量的量度值增加。

58. 如权利要求55至57中任一项所述的呼吸系统,其中,该时间的长度是在.5-2秒范围内。

59. 如权利要求43-58中任一项所述的呼吸系统,其中,该控制器被配置为执行最小二乘拟合以将该一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分。

60. 如权利要求43-58中任一项所述的呼吸系统,其中,由该一个或多个函数生成的曲线是直线。

61. 如权利要求43-58中任一项所述的呼吸系统,其中,由该一个或多个函数生成的曲线是水平线。

62. 如权利要求43-58中任一项所述的呼吸系统,其中,该一个或多个函数是代数的。

63. 如权利要求43-58中任一项所述的呼吸系统,其中,该一个或多个函数是超越的。

64. 如权利要求43-58中任一项所述的呼吸系统,其中,该一个或多个函数生成最佳拟合的线。

65. 如权利要求43-64中任一项所述的呼吸系统,其中,该瞬时患者通气量的量度值基于由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积来生成。

66. 如权利要求43-65中任一项所述的呼吸系统,其中,该曲线下的面积通过求由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值的积分来确定。

67. 一种呼吸系统,该呼吸系统被配置为向患者递送呼吸治疗,该系统还被配置为提供与患者的呼吸相关的信息,该系统包括:

呼吸装置,所述呼吸装置包括控制器,其中,所述控制器被配置为:

接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;

基于该第一参数的数据生成流动参数变化数据;

基于该流动参数变化数据生成患者通气量的量度值;

基于该流动参数变化数据生成总信号波动的量度值;以及

基于该患者通气量的量度值与该总信号波动的量度值之间的比较来确定患者附接性。

68. 如权利要求67所述的系统,其中,该第一参数指示或者是流量。

69. 如权利要求67或权利要求68中任一项所述的系统,其中,该流动参数变化数据通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来生成。

70. 如权利要求67或权利要求68所述的系统,其中,该控制器进一步被配置为接收该气体流的或表示该装置的第二部件的性能的第二参数的数据,并且其中,该流动参数变化数据通过从该第一参数的测量值中减去该第二参数的估计影响来生成。

71. 如权利要求70所述的系统,其中,该第二参数指示或者是马达速度。

72. 如权利要求70所述的系统,其中,该第二参数指示或者是压力。

73. 如权利要求67或权利要求68中任一项所述的系统,其中,该流动参数变化数据通过从该第一参数的第二平均值中减去该第一参数的第一平均值来生成。

74. 如权利要求73所述的系统,其中,该第二平均值是基于该第一参数的测量值。

75. 如权利要求73或权利要求74所述的系统,其中,该第一参数的第一平均值通过向该第一参数应用进行中过滤器来确定。

76. 如权利要求67-75中的任一项所述的系统,其中,该控制器进一步被配置为从该流动参数变化数据生成瞬时患者通气量的量度值,并且其中,该患者通气量的量度值通过对该瞬时患者通气量的量度值进行过滤来生成。

77. 如权利要求76所述的系统,其中,该控制器进一步被配置为选择该流动参数变化数据的一部分。

78. 如权利要求77所述的系统,其中,该流动参数变化数据的部分表示在.5-2秒范围内的时间的长度。

79. 如权利要求76-78中的任一项所述的系统,其中,该瞬时患者通气量的量度值通过以下方式生成:将一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分并且确定由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积。

80. 如权利要求79所述的系统,其中,该控制器被配置为执行最小二乘拟合以将该一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分。

81. 如权利要求79或权利要求80所述的系统,其中,由该一个或多个函数生成的曲线是直线。

82. 如权利要求79或权利要求80所述的系统,其中,由该一个或多个函数生成的曲线是水平线。

83. 如权利要求79-82中的任一项所述的系统,其中,确定该曲线的绝对值下的面积包括求由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值的积分。

84. 如权利要求67-83中的任一项所述的系统,其中,该控制器进一步被配置为从该流动参数变化数据生成瞬时总信号波动的量度值,并且其中,该总信号波动的量度值通过对该瞬时总信号波动的量度值进行过滤来生成。

85. 如权利要求84所述的系统,其中,该瞬时总信号波动的量度值通过获取该流动参数变化数据的绝对值来确定。

86. 如权利要求84所述的系统,其中,该瞬时总信号波动的量度值通过获取该流动参数变化数据的平方来确定。

87. 如权利要求67-86中的任一项所述的系统,其中,比较该患者通气量的量度值和该总信号波动的量度值包括获取该患者通气量的量度值与该总信号波动的量度值之间的比率。

88. 如权利要求87所述的系统,其中,一旦被确定为已附接,则该控制器就被配置为:如果该比率下降至低于附接阈值,则确定该患者已脱离。

89. 如权利要求87所述的系统,其中,一旦被确定为已附接,则该控制器就被配置为:如果该比率未下降至低于附接阈值,则确定该患者已附接。

90. 如权利要求87所述的系统,其中,一旦被确定为已脱离,则该控制器就被配置为:如果该比率超过附接阈值,则确定该患者已附接。

91. 如权利要求87所述的系统,其中,一旦被确定为已脱离,则该控制器就被配置为:如果该比率未超过附接阈值,则确定该患者已脱离。

92. 如权利要求87所述的系统,其中,该控制器被配置为:如果该比率高于第一阈值,则确定该患者已附接。

93. 如权利要求92所述的系统,其中,该控制器被配置为:如果该比率在设定时间量内高于第二阈值,则确定该患者已附接。

94. 如权利要求93所述的系统,其中,该第一阈值高于该第二阈值。

95. 如权利要求92-94中的任一项所述的系统,其中,一旦被确定为已附接,如果该比率低于第三阈值,则该患者就被确定为已脱离。

96. 如权利要求92-95中的任一项所述的系统,其中,一旦被确定为已附接,如果该比率

在设定时间量内低于第四阈值，则该患者就被确定为已脱离。

97. 如权利要求96所述的系统，其中，该第三阈值低于该第四阈值。
98. 如权利要求96或权利要求97所述的系统，其中，该第四阈值等于该第二阈值。
99. 如权利要求96或权利要求97所述的系统，其中，该第四阈值低于该第二阈值。
100. 如权利要求96-99中的任一项所述的系统，其中，该控制器被配置为：如果该比率在少于该设定时间量内处于该第一阈值与该第二阈值之间，则确定该患者正在进行附接，前提是该患者尚未被认为已附接。
101. 如权利要求100所述的系统，其中，一旦被确定为正在进行附接，如果该比率下降至低于该第二阈值，则该患者就被确定为已脱离。
102. 如权利要求96-101中的任一项所述的系统，其中，该控制器被配置为：如果该比率在少于该设定时间量内处于该第三阈值与该第四阈值之间，则确定该患者正在进行脱离，前提是该患者尚未被认为已脱离。
103. 如权利要求102所述的系统，其中，一旦被确定为正在进行脱离，如果该比率上升至高于该第四阈值，则该患者就被确定为已附接。
104. 如权利要求67-103中的任一项所述的系统，其中，该控制器被配置为利用确定该患者是否附接来确定是否显示某些参数。
105. 如权利要求104所述的系统，其中，该控制器被配置为接收该患者的呼吸速率的估计值并且如果该患者被确定为已附接，则显示该呼吸速率估计值。
106. 如权利要求67-105中的任一项所述的系统，其中，该呼吸装置被配置为：如果该患者被确定为已附接，则使气体的递送与患者的呼吸同步。
107. 如权利要求67-106中的任一项所述的系统，其中，该控制器被配置为将在每种患者附接状态中的时间记入日志。
108. 如权利要求67-107中的任一项所述的系统，其中，当该患者变成脱离时，该呼吸装置生成警报。
109. 如权利要求67-108中的任一项所述的系统，其中，仅当该患者已脱离时，该呼吸装置才暂停对某些患者参数的记录。
110. 如权利要求109所述的系统，其中，这些患者参数包括氧气效率。
111. 如权利要求110所述的系统，其中，该氧气效率是基于Sp02和Fd02的。

呼吸流治疗系统中的患者附接性检测

技术领域

[0001] 本披露内容涉及用于向患者提供呼吸流治疗的方法和系统。具体地，本披露内容涉及检测患者是否已附接到呼吸流量系统。

背景技术

[0002] 呼吸辅助设备用于在比如医院、医疗设施、住院护理或家庭环境等各种环境中向用户或患者递送气体流。呼吸辅助或呼吸治疗设备(统称为“呼吸设备”或“呼吸装置”)可以用于利用气体流递送补充氧气或其他气体，和/或利用加湿设备递送经加热和加湿的气体。呼吸设备可以允许对气体流的特性(包括流量、温度、气体浓度、湿度、压力等)进行调整和控制。使用比如流量传感器和/或压力传感器等传感器来测量气体流的特性。

发明内容

[0003] 呼吸装置可以监测和确定与患者使用该装置相关的各种参数。参数数据可以告知临床医生患者的健康状况、呼吸装置的使用和/或该患者的呼吸功能的进展。该数据还可以用于改善该呼吸装置本身的功能性。

[0004] 通过使用呼吸装置的患者的吸气和呼气可能会影响装置中的气体流。这是因为当患者通过患者接口(诸如面罩或鼻插管)吸气时，对患者接口中的气体流的阻力会降低；当患者呼气时，对患者接口中的气体流的阻力会增加。一些参数(诸如呼吸速率)是通过监测流动参数信号由于吸气和呼气而引起的变化来确定的。

[0005] 在密封系统中，这种吸气和呼气相对容易测量。然而，在未密封系统(诸如经鼻高流量系统)中，由于系统的开放性质，更难以确定患者的吸入和呼出。可能容易将信号、特别是时域信号中的不规则性误认为是呼吸触发事件。当该呼吸装置可能在没有呼吸(例如，由于患者已脱离、不通过鼻子呼吸和/或其他原因)时在信号中检测到呼吸时，从此类分析确定的参数可能是误导性的。

[0006] 本披露内容提供了通过确定流动参数的数据的相关值并且将相关值与一个或多个阈值进行比较来执行气体流动参数的时域分析以检测患者与呼吸系统的附接和脱离的方法。另外，本文描述的方法可以将患者附接状态分类为四个类别之一：已脱离、正在进行附接、已附接或正在进行脱离。

[0007] 可以将对患者附接状态的确定馈送到该呼吸装置和/或其他患者监测装置的其他控制功能中，诸如例如以在该患者已附接时同步气体的递送、在该患者已离开患者接口时中断氧气递送控制和/或流量的控制和/或至该装置中的(多个)加热元件的功率、改善确定其他参数(诸如呼吸速率)的准确性、和/或提供治疗顺应性和使用信息的长期趋势和/或该患者的呼吸功能的进展。当患者接口是非密封装置(诸如经鼻高流量治疗中的鼻插管)或任何其他患者接口(诸如面罩、鼻罩、鼻枕面罩、气管内导管、气管造口术接口或其他接口(诸如在持续气道正压通气(CPAP)治疗和/或双水平气道正压治疗中))时，可以使用本文披露的过程。

[0008] 在一种配置中,被配置为向患者递送呼吸治疗并提供与该患者的呼吸相关的信息的呼吸系统可以包括呼吸装置,该呼吸装置包括控制器,其中该控制器可以被配置为接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;通过分析该数据中的趋势确定该第一参数的数据的相关值;并且使用该相关值确定该患者已附接到该装置的患者接口。

[0009] 在一种配置中,该控制器可以被配置为评价该第一参数的数据的子集的相关值。

[0010] 在一种配置中,可以选择该子集的大小,使得在典型的呼吸频率范围内的频率比高于该典型的呼吸频率范围的另一频率产生更高的相关性。

[0011] 在一种配置中,可以选择该子集的大小,使得该子集包括来自预定时间跨度的数据。

[0012] 在一种配置中,该相关值可以通过分析该第一参数的数据与一个或多个特征向量之间的相关性来确定。

[0013] 在一种配置中,该控制器可以被配置为随着时间对该相关值进行过滤以给出过滤相关值。

[0014] 在一种配置中,该控制器可以被配置为:如果该过滤相关值高于第一阈值,则确定该患者已附接到该患者接口。

[0015] 在一种配置中,该控制器可以被配置为:如果该过滤相关值在设定时间量内高于第二阈值,则确定该患者已附接到该患者接口。

[0016] 在一种配置中,该第一阈值可以高于该第二阈值。

[0017] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该过滤特征值低于第三阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0018] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该过滤特征值在设定时间量内低于第四阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0019] 在一种配置中,该第三阈值可以低于该第四阈值。

[0020] 在一种配置中,该第四阈值可以等于该第二阈值。在一种配置中,该第四阈值可以低于该第二阈值。

[0021] 在一种配置中,该控制器可以被配置为:如果该过滤相关值在少于该设定时间量内处于该第一阈值与该第二阈值之间,则确定该患者正在进行附接,前提是该患者尚未被认为已附接。

[0022] 在一种配置中,一旦被确定为正在进行附接,如果该相关值下降至低于该第二阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0023] 在一种配置中,该控制器可以被配置为:如果该过滤相关值在少于该设定时间量内处于该第三阈值与该第四阈值之间,则确定该患者正在进行脱离,前提是该患者尚未被认为已脱离。

[0024] 在一种配置中,一旦被确定为正在进行脱离,如果该相关值上升至高于该第四阈值,则该患者就可以被确定为已附接。

[0025] 在一种配置中,该控制器可以利用确定该患者是否附接来确定是否显示某些参数。

[0026] 在一种配置中,该控制器可以接收该患者的呼吸速率的估计值并且如果该患者被

确定为已附接，则显示该呼吸速率估计值。

[0027] 在一种配置中，该装置可以被配置为：如果该患者被确定为已附接，则使气体的递送与该患者的呼吸同步。

[0028] 在一种配置中，该控制器可以将在每种患者附接状态中的时间记入日志。

[0029] 在一种配置中，当该患者变成脱离时，该装置可以生成警报。

在一种配置中，该装置被配置为在该患者变成脱离后立即生成该警报。在一个示例中，该装置被配置为随着该患者被检测为脱离实时生成该警报。

在一种配置中，该装置被配置为在该患者变成脱离后的预设时间（即预定时间）之后生成该警报。

在一种配置中，该预设时间可以在约10秒与约10分钟之间。在一个示例中，该装置可以被配置为：如果该装置检测到该患者已脱离持续该预设时间，则生成警报。在一个示例中，该预设时间是至少1min。

在一个示例中，该预设时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一个示例中，该预设时间可以在约1分钟与约2分钟之间。在一个示例中，该预设时间可以在2分钟与3分钟之间。该装置被配置为等待预定时间（即，预设时间），以便在插管意外移出的情况下允许患者或医疗专业人员校正在进行脱离的鼻插管。该装置被配置为：如果检测到插管移出持续预设时间，则发出警报，以便警告患者和/或医疗专业人员该患者未在接受气体流。该警报在患者未在接受治疗的情况下提供警告，从而改善了系统的安全性并且降低了患者由于脱离而未在接受治疗的可能性。

在一种配置中，该警报可以通过护士呼叫端口输出。

在一种配置中，该警报可以伴随有向用户提供选项以确认该患者是否仍在附接的装置。该选项可以呈现在图形用户界面上。该选项可以呈现为可以经由用户界面选择的按钮或窗口。

在一种配置中，该用于确认该患者是否仍在附接的选项可以用于推翻该患者已变成脱离的确定。

[0030] 在一种配置中，仅当该患者已脱离时，该装置才可以暂停对某些患者参数的记录。

[0031] 在一种配置中，这些患者参数可以包括氧气效率。

[0032] 在一种配置中，该氧气效率可以是基于SpO₂和FdO₂。

在一种配置中，该装置可以包括补充气体入口和阀，其中该阀可以通过该控制器进行调整以调节补充气体通过该补充气体入口的流量。在一个示例中，这些补充气体可以是氧气或可以是氮气。

在一种配置中，当该患者已脱离时，该控制器可以关闭该阀。如果该患者未附接，即该患者已脱离，则这减少了补充气体的浪费。该控制器可以被配置为关闭该阀并且该控制器可以被配置为：一旦该患者被检测为附接，就重新打开该阀。

在一种配置中，该控制器可以控制流量发生器以实现一定流量，其中当该患者已脱离时，该控制器可以调整该流量。该流量发生器可以是鼓风机。

在一种配置中，该流量的调整可以包括减小该流量。

在一种配置中，该流量的调整可以包括增加该流量。该控制器可以被配置为增加该流量，以便克服部分脱离，例如在该鼻插管部分移出时。该增加的流量有助于继续向该患

者提供呼吸气体,使得该患者可以接受呼吸治疗。在一个示例中,该呼吸治疗可以是高流量治疗。即使该患者接口部分移出并被检测为脱离,该增加的流量仍可以向该患者递送足够量的气体。

在一种配置中,该流量的增加可以持续初始时间段。

在一种配置中,该初始时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中,该初始时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中,该初始时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中,当在该初始时段之后该患者仍被确定为已脱离时,该控制器可以减小该流量。在该初始时间段之后的流量的减小有助于保护该流量发生器(例如鼓风机)免于超负荷工作。如果该呼吸治疗装置正在进行使用电池操作,则这可能是有用的。断开该鼓风机或减小该流量可能有助于节省电池功率。

[0033] 在一种配置中,该第一参数的数据可以包括该第一参数的绝对值。在一种配置中,该第一参数的数据可以包括该第一参数的变化。

[0034] 在一种配置中,该变化可以通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来确定。在一种配置中,该变化可以通过从该第一参数的测量值中减去第二参数的估计影响来确定。

[0035] 在一种配置中,该第一参数可以是流量。在一种配置中,该第一参数可以是压力。

[0036] 在一种配置中,该第二参数可以是马达速度。在一种配置中,该第二参数可以是压力。

[0037] 在一种配置中,该系统可以是非密封系统。

[0038] 在一种配置中,该患者接口可以包括鼻插管或气管造口术接口。

[0039] 在一种配置中,该系统可以被配置为递送经鼻高流量治疗。

[0040] 在一种配置中,该系统可以是密封系统。

[0041] 在一种配置中,该系统可以包括该患者接口,该患者接口是面罩、鼻罩、气管内管、或气管造口术接口。

[0042] 在一种配置中,该系统可以包括加湿器,该加湿器被配置为对流向患者的气体流进行加湿。

在一种配置中,该控制器被配置为:当该患者已脱离时,降低至该加湿器的功率。

在一种配置中,该控制器被配置为:当该患者已脱离时,断开至该加湿器的功率。在一种配置中,该加湿器包括加热板和加湿室。当处于操作配置中,该室定位在该加热板上。该控制器被配置为:如果该患者被检测为脱离,则断开至该加热板的功率。如果该装置使用电池操作,这节省电池功率。断开该功率还使该室免于过热或由于延长的加热而受到损害。此外,这还有助于维护该加热板和室的状况。此外,断开至该加热板的功率降低了增加递送至该患者的气体的焓的可能性,因为减少了加热,从而减少了该加湿室中热的量。

在一种配置中,该系统可以包括患者呼吸导管,该患者呼吸导管具有被配置为对流向患者的气体流进行加热的加热元件。该加热元件可以是加热丝。该加热丝可以嵌入该导管的壁内并且可以是螺旋缠绕的。替代性地,该加热丝可以定位在该导管的内腔内。

在一种配置中,该控制器被配置为:当该患者已脱离时,降低至该患者呼吸导管的加热元件的功率。这是有利的,因为它降低了该呼吸导管过热或因加热而损害该导管的可

能性。降低至该导管加热元件(例如该导管内的加热丝)的功率或断开该功率也可以减少气体的焓或防止气体的焓过量。

在一种配置中,该控制器被配置为:当该患者已脱离时,断开至该患者呼吸导管的加热元件的功率。断开该功率具有与如上的类似优点。

[0043] 在一种配置中,该系统可以包括显示器,该显示器被配置为从一个或多个处理器接收与该患者是否附接到该系统相关的信息并将其显示。

[0044] 在一种配置中,确定患者与被配置为向患者递送呼吸治疗并且还被配置为提供与该患者的呼吸相关的信息的呼吸系统的脱离和/或附接的方法可以包括使用呼吸装置的控制器:接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;通过分析该数据中的趋势确定该第一参数的数据的相关值;并且使用该相关值确定该患者已附接到该系统的患者接口。

[0045] 在一种配置中,确定可以包括评价该第一参数的数据的最近子集的相关值。

[0046] 在一种配置中,该方法可以包括选择该子集的大小,使得在典型的呼吸频率范围内的频率比高于该典型的呼吸频率范围的另一频率产生更高的相关性。

[0047] 在一种配置中,可以选择该子集的大小,使得该子集包括来自预定时间跨度的数据。

[0048] 在一种配置中,确定该相关值可以包括分析该第一参数的数据与一个或多个特征向量之间的相关性。

[0049] 在一种配置中,该方法可以进一步包括随着时间对该相关值进行过滤以给出过滤相关值。

[0050] 在一种配置中,如果该过滤相关值高于第一阈值,则该患者可以被确定为已附接到该患者接口。

[0051] 在一种配置中,如果该过滤相关值在设定时间量内高于第二阈值,则该患者可以被确定为已附接到该患者接口。

[0052] 在一种配置中,该第一阈值可以高于该第二阈值。

[0053] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该过滤特征值低于第三阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0054] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该过滤特征值在设定时间量内低于第四阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0055] 在一种配置中,该第三阈值可以低于该第四阈值。

[0056] 在一种配置中,该第四阈值可以等于该第二阈值。在一种配置中,该第四阈值可以低于该第二阈值。

[0057] 在一种配置中,如果该过滤相关值在少于该设定时间量内处于该第一阈值与该第二阈值之间,则该患者可以被确定为正在进行附接,前提是该患者尚未被认为已附接。

[0058] 在一种配置中,一旦被确定为正在进行附接,如果该相关值下降至低于该第二阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0059] 在一种配置中,如果该过滤相关值在少于该设定时间量内处于该第三阈值与该第四阈值之间,则该患者可以被确定为正在进行脱离,前提是该患者尚未被认为已脱离。

[0060] 在一种配置中,一旦被确定为正在进行脱离,如果该相关值上升至高于该第四阈

值，则该患者就可以被确定为已附接。

[0061] 在一种配置中，该方法可以进一步包括利用确定该患者是否附接来确定是否显示某些参数。

[0062] 在一种配置中，该方法可以进一步包括接收该患者的呼吸速率的估计值并且如果该患者被确定为已附接，则显示该呼吸速率估计值。

[0063] 在一种配置中，该方法可以进一步包括：如果该患者被确定为已附接，则使该装置对气体的递送与该患者的呼吸同步。

[0064] 在一种配置中，该方法可以进一步包括将在每种患者附接状态中的时间记入日志。

[0065] 在一种配置中，该方法可以进一步包括：当该患者变成脱离时生成警报。

在一种配置中，该方法可以进一步包括：在该患者变成脱离后生成该警报。

在一种配置中，该方法可以进一步包括：在该患者变成脱离后的预设时间之后生成该警报。

在一种配置中，该预设时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中，该预设时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中，该预设时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中，该方法可以进一步包括通过护士呼叫端口输出该警报。

在一种配置中，该方法可以进一步包括使该警报伴随有向用户提供选项以确认该患者是否仍在附接。

在一种配置中，该用于确认该患者是否仍在附接的选项可以用于推翻该患者已变成脱离的确定。

[0066] 在一种配置中，该方法可以进一步包括：仅当该患者已脱离时才暂停对某些患者参数的记录。

[0067] 在一种配置中，这些患者参数可以包括氧气效率。

[0068] 在一种配置中，该氧气效率可以是基于SpO₂和FdO₂。

在一种配置中，该装置可以包括补充气体入口和阀，其中该方法可以进一步包括将该阀通过该控制器进行调整以调节通过该补充气体入口的补充气体的流量。

在一种配置中，该方法可以进一步包括：当该患者已脱离时，该控制器关闭该阀。

在一种配置中，该方法可以进一步包括：该控制器控制流量发生器以实现一定流量，其中当该患者已脱离时，该控制器调整该流量。

在一种配置中，该流量的调整可以包括减小该流量。

在一种配置中，该流量的调整可以包括增加该流量。

在一种配置中，该流量的增加可以持续初始时间段。

在一种配置中，该初始时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中，该初始时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中，该初始时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中，该方法可以进一步包括：当在该初始时段之后该患者仍被确定为已脱离时，该控制器减小该流量。

[0069] 在一种配置中，该第一参数的数据可以包括该第一参数的绝对值。在一种配置中，

该第一参数的数据可以包括该第一参数的变化。

[0070] 在一种配置中,该方法可以进一步包括通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来确定该变化。

[0071] 在一种配置中,该方法可以进一步包括通过从该第一参数的测量值中减去第二参数的估计影响来确定该变化。

[0072] 在一种配置中,该第一参数可以是流量。在一种配置中,该第一参数可以是压力。

[0073] 在一种配置中,该第二参数可以是马达速度。在一种配置中,该第二参数可以是压力。

[0074] 在一种配置中,该系统可以是非密封系统。

[0075] 在一种配置中,该系统可以被配置为递送经鼻高流量治疗。

[0076] 在一种配置中,该系统可以包括该患者接口,该患者接口是鼻插管或气管造口术接口。

[0077] 在一种配置中,该系统可以是密封系统。

[0078] 在一种配置中,该系统可以包括该患者接口,该患者接口是面罩、鼻罩、气管内管、或气管造口术接口。

[0079] 在一种配置中,该系统可以包括加湿器,该加湿器被配置为对流向患者的气体流进行加湿。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:当该患者已脱离时,该控制器降低至该加湿器的功率。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:当该患者已脱离时,该控制器断开至该加湿器的功率。

在一种配置中,该系统可以包括患者呼吸导管,该患者呼吸导管具有被配置为对流向患者的气体流进行加热的加热元件。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:当该患者已脱离时,该控制器降低至该患者呼吸导管的加热元件的功率。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:当该患者已脱离时,该控制器断开至该患者呼吸导管的加热元件的功率。

[0080] 在一种配置中,该系统可以包括显示器,该显示器被配置为从一个或多个处理器接收与该患者是否附接到该系统相关的信息并将其显示。

[0081] 在一种配置中,呼吸系统可以被配置为向患者递送呼吸治疗,该系统也可以被配置为提供与患者的呼吸相关的信息,该系统可以包括呼吸装置,该呼吸装置具有控制器,其中该控制器可以被配置为接收气体流的或表示该呼吸装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;基于该第一参数的数据生成流动参数变化数据;选择该流动参数变化数据的一部分;并且基于该流动参数变化数据的部分生成瞬时患者通气量的量度值。

[0082] 在一种配置中,该控制器可以被配置为将一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分,或将一个或多个函数应用于该流动参数变化数据的所选部分,并且生成该瞬时患者通气量的量度值可以包括确定由该一个或多个函数生成的曲线下的面积。在一种配置中,该控制器可以被配置为将一个或多个函数应用于该流动参数变化数据的所选部

分，并且其中，生成该瞬时患者通气量的量度值包括确定由该一个或多个函数生成的曲线下的面积。该一个或多个函数可以是(多条)直线或(多条)非线性线或其组合。由该一个或多个函数生成的曲线可以是直线、非线性线、或其组合。在一种配置中，可以将一个或多个函数应用于该流动参数变化数据以输出特定值，诸如瞬时患者通气量或其他类似值。

[0083] 在一种配置中，该第一参数可以指示流量。在一种配置中，流量是总流量。

[0084] 在一种配置中，该流动参数变化数据可以通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来生成。

[0085] 在一种配置中，该控制器可以进一步被配置为接收该气体流的或表示该装置的第二部件的性能的第二参数的数据，并且其中，该流动参数变化数据可以通过从该第一参数的测量值中减去该第二参数的估计影响来生成。

[0086] 在一种配置中，该第二参数可以指示或者是马达速度。

[0087] 在一种配置中，该第二参数可以指示或者是压力。

[0088] 在一种配置中，该流动参数变化数据可以通过从该第一参数的第二平均值中减去该第一参数的第一平均值来生成。

[0089] 在一种配置中，该第二平均值可以是基于该第一参数的测量值。

[0090] 在一种配置中，该第一参数的第一平均值可以通过向该第一参数应用进行中过滤器来确定。

[0091] 在一种配置中，该流动参数变化数据的部分包括与预定义时间段内的时间段相关的数据。

[0092] 在一种配置中，该流动参数变化数据的部分可以表示时间的长度。

[0093] 在一种配置中，该时间的长度可以是使得信号噪声可以从该瞬时患者通气量的量度值中滤除。

[0094] 在一种配置中，该时间的长度可以是使得预期的呼吸频率导致瞬时患者通气量的量度值增加。

[0095] 在一种配置中，该时间可以是.5-2秒。

[0096] 在一种配置中，该控制器可以被配置为执行最小二乘拟合以将该一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分。

[0097] 在一种配置中，由该一个或多个函数生成的曲线可以是直线。

[0098] 在一种配置中，由该一个或多个函数生成的曲线可以是水平线。

[0099] 在一种配置中，该一个或多个函数可以是代数的。

[0100] 在一种配置中，该一个或多个函数可以是超越的。

[0101] 在一种配置中，该一个或多个函数可以生成最佳拟合的线。

[0102] 在一种配置中，该瞬时患者通气量的量度值可以基于由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积来生成。

[0103] 在一种配置中，该曲线下的面积可以通过求由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值的积分来确定。

[0104] 在一种配置中，用可以被配置为向患者递送呼吸治疗的呼吸系统生成瞬时患者通气量的量度值的方法，该方法可以包括使用呼吸装置的控制器：接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据，该第一参数可以指示该患者的呼吸；基于该第一参数

的数据生成流动参数变化数据;选择该流动参数变化数据的一部分;并且基于该流动参数变化数据的部分生成瞬时患者通气量的量度值。

[0105] 在一种配置中,该方法可以进一步包括将一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分,并且其中,生成瞬时患者通气量的量度值可以包括确定由该一个或多个函数生成的曲线下的面积。在一种配置中,该方法可以进一步包括将一个或多个函数应用于该流动参数变化数据的所选部分,并且其中,生成该瞬时患者通气量的量度值包括确定由该一个或多个函数生成的曲线下的面积。

[0106] 在一种配置中,该第一参数可以指示或者是流量。在一种配置中,流量是总流量。

[0107] 在一种配置中,该方法可以进一步包括生成该流动参数变化数据,该生成可以包括从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值。

[0108] 在一种配置中,该方法可以进一步包括使用该呼吸装置的控制器来接收该气体流的或表示该装置的第二部件的性能的第二参数的数据,并且其中,生成该流动参数变化数据可以包括从该第一参数的测量值中减去该第二参数的估计影响。

[0109] 在一种配置中,该第二参数可以指示或者是马达速度。

[0110] 在一种配置中,该第二参数可以指示或者是压力。

[0111] 在一种配置中,生成该流动参数变化数据可以包括从该第一参数的第二平均值中减去该第一参数的第一平均值。

[0112] 在一种配置中,该第二平均值可以是基于该第一参数的测量值。

[0113] 在一种配置中,该第一参数的第一平均值可以通过向该第一参数应用进行中过滤器来确定。

[0114] 在一种配置中,该流动参数变化数据的部分可以包括与预定义时间段内的时间段相关的数据。

[0115] 在一种配置中,该流动参数变化数据的部分可以表示时间的长度。

[0116] 在一种配置中,该时间的长度可以是使得信号噪声从该瞬时患者通气量的量度值中滤除。

[0117] 在一种配置中,该时间的长度可以是使得预期的呼吸频率导致瞬时患者通气量的量度值增加。

[0118] 在一种配置中,该时间的长度可以是.5-2秒。

[0119] 在一种配置中,该控制器可以执行最小二乘拟合以将该一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分。

[0120] 在一种配置中,由该一个或多个函数生成的曲线可以是直线。

[0121] 在一种配置中,由该一个或多个函数生成的曲线可以是水平线。

[0122] 在一种配置中,该一个或多个函数可以是代数的。

[0123] 在一种配置中,该一个或多个函数可以是超越的。

[0124] 在一种配置中,该一个或多个函数可以生成最佳拟合的线。

[0125] 在一种配置中,该瞬时患者通气量的量度值可以基于由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积来生成。

[0126] 在一种配置中,该曲线下的面积可以通过求由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值的积分来确定。

[0127] 在一种配置中,呼吸系统可以被配置为向患者递送呼吸治疗,该系统也被配置为提供与患者的呼吸相关的信息,该系统可以包括呼吸装置,该呼吸装置可以包括控制器,其中该控制器可以被配置为接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数可以指示该患者的呼吸;基于该第一参数的数据生成流动参数变化数据;基于该流动参数变化数据生成患者通气量的量度值;基于该流动参数变化数据生成总信号波动的量度值;并且基于该患者通气量的量度值与该总信号波动的量度值之间的比较来确定患者附接性。

[0128] 在一种配置中,该第一参数可以指示或者是流量。

[0129] 在一种配置中,该流动参数变化数据可以通过从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值来生成。

[0130] 在一种配置中,该控制器可以进一步被配置为接收该气体流的或表示该装置的第二部件的性能的第二参数的数据,并且其中,该流动参数变化数据可以通过从该第一参数的测量值中减去该第二参数的估计影响来生成。

[0131] 在一种配置中,该第二参数可以指示或者是马达速度。

[0132] 在一种配置中,该第二参数可以指示或者是压力。

[0133] 在一种配置中,该流动参数变化数据可以通过从该第一参数的第二平均值中减去该第一参数的第一平均值来生成。

[0134] 在一种配置中,该第二平均值可以是基于该第一参数的测量值。

[0135] 在一种配置中,该第一参数的第一平均值可以通过向该第一参数应用进行中过滤器来确定。

[0136] 在一种配置中,该控制器可以进一步被配置为从该流动参数变化数据生成瞬时患者通气量的量度值,并且其中,该患者通气量的量度值可以通过对该瞬时患者通气量的量度值进行过滤来生成。

[0137] 在一种配置中,该控制器可以进一步被配置为选择该流动参数变化数据的一部分。

[0138] 在一种配置中,该流动参数变化数据的部分可以表示0.5-2秒。

[0139] 在一种配置中,该瞬时患者通气量的量度值可以通过以下方式生成:将一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分并且确定由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积。该一个或多个函数可以是(多条)直线或(多条)非线性线或其组合。由该一个或多个函数生成的曲线可以是直线、非线性线、或其组合。在一种配置中,可以将一个或多个函数应用于该流动参数变化数据以输出特定值,诸如瞬时患者通气量或其他类似值。

[0140] 在一种配置中,该控制器可以被配置为执行最小二乘拟合以将该一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分。

[0141] 在一种配置中,由该一个或多个函数生成的曲线可以是直线。

[0142] 在一种配置中,由该一个或多个函数生成的曲线可以是水平线。

[0143] 在一种配置中,确定该曲线的绝对值下的面积可以包括求由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值的积分。

[0144] 在一种配置中,该控制器可以进一步被配置为从该流动参数变化数据生成瞬时总

信号波动的量度值，并且其中，该总信号波动的量度值可以通过对该瞬时总信号波动的量度值进行过滤来生成。

[0145] 在一种配置中，该瞬时总信号波动的量度值可以通过获取该流动参数变化数据的绝对值来确定。

[0146] 在一种配置中，该瞬时总信号波动的量度值可以通过获取该流动参数变化数据的平方来确定。

[0147] 在一种配置中，比较该患者通气量的量度值和该总信号波动的量度值可以包括获取该患者通气量的量度值与该总信号波动的量度值之间的比率。

[0148] 在一种配置中，一旦被确定为已附接，则该控制器就可以被配置为：如果该比率下降至低于附接阈值，则确定该患者已脱离。在一种配置中，一旦被确定为已附接，则该控制器就被配置为：如果该比率未下降至低于附接阈值，则确定该患者已附接。

[0149] 在一种配置中，一旦确定为已脱离，则该控制器就可以被配置为：如果该比率超过附接阈值，则确定该患者已附接。

[0150] 在一种配置中，一旦确定为已脱离，则该控制器就可以被配置为：如果该比率未超过附接阈值，则确定该患者已脱离。

[0151] 在一种配置中，该控制器可以被配置为：如果该比率高于第一阈值，则确定该患者已附接。

[0152] 在一种配置中，该控制器可以被配置为：如果该比率在设定时间量内高于第二阈值，则确定该患者已附接。

[0153] 在一种配置中，该第一阈值可以高于该第二阈值。

[0154] 在一种配置中，一旦被确定为已附接，如果该比率低于第三阈值，则该患者就可以被确定为已脱离。

[0155] 在一种配置中，一旦被确定为已附接，如果该比率在设定时间量内低于第四阈值，则该患者就可以被确定为已脱离。

[0156] 在一种配置中，该第三阈值可以低于该第四阈值。

[0157] 在一种配置中，该第四阈值可以等于该第二阈值。

[0158] 在一种配置中，该第四阈值可以低于该第二阈值。

[0159] 在一种配置中，该控制器可以被配置为：如果该比率在少于该设定时间量内处于该第一阈值与该第二阈值之间，则确定该患者正在进行附接，前提是该患者尚未被认为已附接。

[0160] 在一种配置中，一旦被确定为正在进行附接，如果该比率下降至低于该第二阈值，则该患者就可以被确定为已脱离。

[0161] 在一种配置中，该控制器可以被配置为：如果该比率在少于该设定时间量内处于该第三阈值与该第四阈值之间，则确定该患者正在进行脱离，前提是该患者尚未被认为已脱离。

[0162] 在一种配置中，一旦被确定为正在进行脱离，如果该比率上升至高于该第四阈值，则该患者就可以被确定为已附接。

[0163] 在一种配置中，该控制器可以被配置为利用确定该患者是否附接来确定是否显示某些参数。

[0164] 在一种配置中,该控制器可以被配置为接收该患者的呼吸速率的估计值并且如果该患者被确定为已附接,则显示该呼吸速率估计值。

[0165] 在一种配置中,该呼吸装置可以被配置为:如果该患者被确定为已附接,则使气体的递送与患者的呼吸同步。

[0166] 在一种配置中,该控制器可以被配置为将在每种患者附接状态中的时间记入日志。

[0167] 在一种配置中,当该患者变成脱离时,该呼吸装置可以生成警报。

在一种配置中,该装置可以在该患者变成脱离后立即生成该警报。

在一种配置中,该装置可以在该患者变成脱离后的预设时间之后生成该警报。

在一种配置中,该预设时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中,该预设时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中,该预设时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中,该警报可以通过护士呼叫端口输出。

在一种配置中,该警报可以伴随有向用户提供选项以确认该患者是否仍在附接的装置。

在一种配置中,该用于确认该患者是否仍在附接的选项可以用于推翻该患者已变成脱离的确定。

[0168] 在一种配置中,仅当该患者已脱离时,该呼吸装置才可以暂停对某些患者参数的记录。

[0169] 在一种配置中,这些患者参数可以包括氧气效率。

[0170] 在一种配置中,该氧气效率可以是基于SpO₂和FdO₂。

在一种配置中,该装置可以包括补充气体入口和阀,其中该阀可以通过该控制器进行调整以调节补充气体通过该补充气体入口的流量。

在一种配置中,当该患者已脱离时,该控制器可以关闭该阀。

在一种配置中,该控制器可以控制流量发生器以实现一定流量,其中当该患者已脱离时,该控制器可以调整该流量。

在一种配置中,该流量的调整可以包括减小该流量。

在一种配置中,该流量的调整可以包括增加该流量。

在一种配置中,该流量的增加可以持续初始时间段。

在一种配置中,该初始时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中,该初始时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中,该初始时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中,当在该初始时段之后该患者仍被确定为已脱离时,该控制器可以减小该流量。

[0171] 在一种配置中,确定患者与呼吸系统的脱离和/或附接的方法,该呼吸系统可以被配置为向患者递送呼吸治疗,该系统还可以被配置为提供与该患者的呼吸相关的信息,该方法可以包括使用呼吸装置的控制器:接收气体流的或表示该装置的部件的性能的第一参数的数据,该第一参数指示该患者的呼吸;基于该第一参数的数据生成流动参数变化数据;基于该流动参数变化数据生成患者通气量的量度值;基于该流动参数变化数据生成总信号

波动的量度值；并且基于该患者通气量的量度值与该总信号波动的量度值之间的比较来确定患者附接性。

[0172] 在一种配置中，该第一参数可以指示或者是流量。

[0173] 在一种配置中，生成该流动参数变化数据可以包括从该第一参数的测量值中减去该第一参数的目标值。

[0174] 在一种配置中，该方法可以进一步包括使用呼吸装置的控制器来接收该气体流的或表示该装置的第二部件的性能的第二参数的数据；并且其中，生成该流动参数变化数据可以包括从该第一参数的测量值中减去该第二参数的估计影响。

[0175] 在一种配置中，该第二参数可以指示或者是马达速度。

[0176] 在一种配置中，该第二参数可以指示或者是压力。

[0177] 在一种配置中，生成该流动参数变化数据可以包括从该第一参数的第二平均值中减去该第一参数的第一平均值。

[0178] 在一种配置中，该第二平均值可以是基于该第一参数的测量值。

[0179] 在一种配置中，该第一参数的第一平均值可以通过向该第一参数应用进行中过滤器来确定。

[0180] 在一种配置中，该方法可以进一步包括使用呼吸装置的控制器来从该流动参数变化数据生成瞬时患者通气量的量度值，并且其中，生成该患者通气量的量度值可以包括过滤该瞬时患者通气量的量度值。

[0181] 在一种配置中，该方法可以进一步包括使用呼吸装置的控制器来选择该流动参数变化数据的一部分。

[0182] 在一种配置中，该流动参数变化数据的部分可以表示.5-2秒。

[0183] 在一种配置中，生成该瞬时患者通气量的量度值可以包括将一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分并且确定由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积。

[0184] 在一种配置中，确定由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积可以包括该控制器执行最小二乘拟合以将该一个或多个函数拟合于该流动参数变化数据的所选部分。

[0185] 在一种配置中，由该一个或多个函数生成的曲线可以是直线。

[0186] 在一种配置中，由该一个或多个函数生成的曲线可以是水平线。

[0187] 在一种配置中，该曲线的绝对值下的面积可以通过求由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值的积分来确定。

[0188] 在一种配置中，该方法可以进一步包括使用呼吸装置的控制器来从该流动参数变化数据生成瞬时总信号波动的量度值，并且其中，生成该总信号波动的量度值可以包括过滤该瞬时总信号波动的量度值。

[0189] 在一种配置中，生成该瞬时总信号波动的量度值可以包括获取该流动参数变化数据的绝对值。

[0190] 在一种配置中，生成该瞬时总信号波动的量度值可以包括获取该流动参数变化数据的平方。

[0191] 在一种配置中，比较该患者通气量的量度值和该总信号波动的量度值可以包括获

取该患者通气量的量度值与该总信号波动的量度值之间的比率。

[0192] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该比率下降至低于附接阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0193] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该比率未下降至低于附接阈值,则该患者就可以被确定为已附接。

[0194] 在一种配置中,一旦确定为已脱离,如果该比率超过附接阈值,则该患者就可以被确定为已附接。

[0195] 在一种配置中,一旦确定为已脱离,如果该比率未超过附接阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0196] 在一种配置中,其中如果该比率高于第一阈值,则该患者可以被确定为已附接。

[0197] 在一种配置中,如果该比率在设定时间量内高于第二阈值,则该患者可以被确定为已附接。

[0198] 在一种配置中,该第一阈值可以高于该第二阈值。

[0199] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该比率低于第三阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0200] 在一种配置中,一旦被确定为已附接,如果该比率在设定时间量内低于第四阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0201] 在一种配置中,该第三阈值可以低于该第四阈值。

[0202] 在一种配置中,该第四阈值可以等于该第二阈值。

[0203] 在一种配置中,该第四阈值可以低于该第二阈值。

[0204] 在一种配置中,如果该比率在少于该设定时间量内处于该第一阈值与该第二阈值之间,则该患者可以被确定为正在进行附接,前提是该患者尚未被认为已附接。

[0205] 在一种配置中,一旦被确定为正在进行附接,如果该比率下降至低于该第二阈值,则该患者就可以被确定为已脱离。

[0206] 在一种配置中,如果该比率在少于该设定时间量内处于该第三阈值与该第四阈值之间,则该患者可以被确定为正在进行脱离,前提是该患者尚未被认为已脱离。

[0207] 在一种配置中,一旦被确定为正在进行脱离,如果该比率上升至高于该第四阈值,则该患者就可以被确定为已附接。

[0208] 在一种配置中,该方法可以进一步包括使用呼吸装置的控制器来基于该患者是否附接来确定是否显示某些参数。

[0209] 在一种配置中,该方法可以进一步包括使用呼吸装置的控制器来接收该患者的呼吸速率的估计值并且如果该患者被确定为已附接,则显示该呼吸速率估计值。

[0210] 在一种配置中,该方法可以进一步包括:如果该患者被确定为已附接,则使用呼吸装置的控制器来使气体的递送与患者的呼吸同步。

[0211] 在一种配置中,该方法可以进一步包括使用该呼吸装置的控制器来将在每种患者附接状态中的时间记入日志。

[0212] 在一种配置中,该方法可以进一步包括:当该患者变成脱离时,使用该呼吸装置的控制器来生成警报。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:在该患者变成脱离后生成该警报。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:在该患者变成脱离后的预设时间之后生成该警报。

在一种配置中,该预设时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中,该预设时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中,该预设时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中,该方法可以进一步包括通过护士呼叫端口输出该警报。

在一种配置中,该方法可以进一步包括使该警报伴随有向用户提供选项以确认该患者是否仍在附接。

在一种配置中,该用于确认该患者是否仍在附接的选项可以用于推翻该患者已变成脱离的确定。

[0213] 在一种配置中,该方法可以进一步包括:仅当该患者已脱离时,才使用该呼吸装置的控制器来暂停对某些患者参数的记录。

[0214] 在一种配置中,这些患者参数可以包括氧气效率。

[0215] 在一种配置中,该氧气效率可以是基于SpO₂和FdO₂。

在一种配置中,该装置可以包括补充气体入口和阀,其中该方法可以进一步包括将该阀通过该控制器进行调整以调节通过该补充气体入口的补充气体的流量。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:当该患者已脱离时,该控制器关闭该阀。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:该控制器控制流量发生器以实现一定流量,其中该控制器被配置为当该患者已脱离时调整该流量。

在一种配置中,该流量的调整可以包括减小该流量。

在一种配置中,该流量的调整可以包括增加该流量。

在一种配置中,该流量的增加可以持续初始时间段。

在一种配置中,该初始时间可以在约10秒与约10分钟之间。

在一种配置中,该初始时间可以在约30秒与约5分钟之间。

在一种配置中,该初始时间可以在约1分钟与约2分钟之间。

在一种配置中,该方法可以进一步包括:当在该初始时段之后该患者仍被确定为已脱离时,该控制器减小该流量。

在另一配置中,该呼吸装置包括控制器,该控制器被配置为基于该患者被检测为附接的时间量来确定该呼吸装置的使用。该控制器被配置为追踪该患者被检测为附接的时间量。该控制器可以进一步确定和计数在预定义时间段内该患者被检测为脱离的次数。该预定义时间段可以是例如治疗期。该控制器可以被配置为将该患者被检测为附接的时间量传输至远程计算装置,例如服务器。在另一配置中,该服务器可以基于该患者被检测为附接的时间量或次数来确定该患者已经使用该呼吸装置的时间量。如果患者被检测为附接持续预定时间段,则该控制器或服务器可以将该患者确定为顺应于治疗(例如,高流量治疗)。该患者检测方法用于确定对治疗的顺应性,即对治疗的依从性。该患者被检测为附接可以用于确定该患者对该呼吸装置的使用。该使用信息或顺应性信息可以经由该呼吸装置或者经由该服务器与医疗专业人员共享或由这些医疗专业人员访问。

附图说明

- [0216] 参考某些实施例的附图来描述本披露内容的这些和其他特征、方面和优点，这些附图旨在示意性地展示某些实施例而不是限制本披露内容。
- [0217] 图1示意性地示出了被配置为向患者提供呼吸治疗的呼吸系统。
- [0218] 图2是具有处于适当位置的加湿室和提起的手柄/杆件的示例性呼吸装置的前视图。
- [0219] 图3是对应于图2的顶视图。
- [0220] 图4是对应于图2的右侧视图。
- [0221] 图5是对应于图2的左侧视图。
- [0222] 图6是对应于图2的后视图。
- [0223] 图7是对应于图2的左前方透视图。
- [0224] 图8是对应于图2的后前方透视图。
- [0225] 图9是对应于图2的底视图。
- [0226] 图10示出了呼吸装置的空气和氧气入口布置的示例性构造。
- [0227] 图11示出了呼吸装置的空气和氧气入口布置的另一示例性配置。
- [0228] 图12是示出图11的空气和氧气入口布置的其他细节的横截面视图。
- [0229] 图13是示出图11的空气和氧气入口布置的其他细节的另一横截面视图。
- [0230] 图14是示出图11的空气和氧气入口布置的其他细节的纵截面视图。
- [0231] 图15是呼吸装置的主壳体的上机壳部件和下机壳部件的分解图。
- [0232] 图16是主壳体的下机壳的左前侧透视图，示出了用于接纳马达/传感器模块子组件的壳体。
- [0233] 图17是呼吸装置的主壳体的第一底侧透视图，示出位于壳体内部的用于马达/传感器模块子组件的凹部。
- [0234] 图18是呼吸装置的主壳体的第二底侧透视图，示出了用于马达/传感器模块子组件的凹部。
- [0235] 图19A展示了与呼吸系统的部件相互作用和/或向其提供控制和指导的控制系统的框图。
- [0236] 图19B展示了示例性控制器的框图。
- [0237] 图20展示了马达与传感器模块的框图。
- [0238] 图21展示了示例马达与传感器模块的感测室。
- [0239] 图22展示了评估用于患者呼吸检测的瞬时特征的示例性流程图。
- [0240] 图23A-23C展示了确定流动参数数据是否适合用于确定患者附接性和/或呼吸的示例。
- [0241] 图23D展示了修改流速数据以消除马达转速的假定效果的示例性流程图。
- [0242] 图24展示了当评估各种频率(没有信号噪声)时的示例性瞬时特征。
- [0243] 图25A展示了确定用于患者附接性确定的过滤特征的示例性流程图。
- [0244] 图25B展示了用于使用过滤特征确定患者附接状态的示例性流程图。
- [0245] 图26展示了用于生成用于确定患者与呼吸系统的附接性的量度值的示例性流程图。

[0246] 图27展示了用于使用患者连接量度值确定患者附接性的示例性流程图。

[0247] 图28展示了用于使用患者连接量度值确定患者附接状态的另一个示例性流程图。

具体实施方式

[0248] 尽管下文描述某些实例,但本领域技术人员将了解,本披露内容延伸超出具体披露的实例和/或用途以及其明显的修改和等效物。因此,意图是本文所披露的披露内容的范围不应受到以下描述的任何特定实例的限制。

示例性呼吸系统的概观

[0249] 在图1中提供了呼吸系统10的示意图。呼吸系统10可以包括主装置壳体100。主装置壳体100可以包含可以为马达/叶轮布置的形式的流动发生器11、可选的加湿器或加湿室12、控制器13以及用户界面14。用户界面14可以包括显示器以(多个)输入装置,诸如(多个)按钮、触摸屏、触摸屏与(多个)按钮的组合等。控制器13可以包括一个或多个硬件和/或软件处理器,并且可以被配置或编程成控制该系统的部件,包括但不限于操作流量发生器11以产生用于递送至患者的气体流、操作加湿器或加湿室12(如果存在)以加湿和/或加热气体流、接收来自用户界面14的用户输入以对呼吸系统10进行重新配置和/或用户定义的操作、以及(例如,在显示器上)向用户输出信息。用户可以是患者、医疗保健专业人员或其他人。

[0250] 继续参考图1,患者呼吸导管16可以联接到呼吸系统10的主装置壳体100中的气体流出口21,并且联接到患者接口17(诸如非密封接口,如具有歧管19和鼻叉18的鼻插管)。患者呼吸导管16也可以联接到面罩、鼻罩、鼻枕罩、气管内导管、气管造口术接口等。

[0251] 气体流可以由流量发生器11生成,并且在经由患者呼吸导管16通过患者接口17被递送至患者之前可以被加湿。控制器13可以控制流量发生器11以产生期望流量的气体流、和/或控制一个或多个阀以控制空气和氧气或其他可呼吸气体的混合。控制器13可以控制加湿室12中的加热元件(如果存在)将气体加热至期望的温度,该期望的温度实现用于递送至患者的温度和/或湿度的期望的水平。患者呼吸导管16可以具有加热元件16a,诸如加热丝,以加热穿过到达患者的气体流。加热元件16a也可以受控制器13的控制。

[0252] 系统10可以使用与控制器13通信的(多个)超声换能器、诸如热敏电阻流量传感器的(多个)流量传感器、(多个)压力传感器、(多个)温度传感器、(多个)湿度传感器或其他传感器,以便以提供适当疗法的方式来监测气体流的特征和/或操作系统10。气体流特性可包括气体浓度、流量、压力、温度、湿度或其他。诸如压力、温度、湿度和/或流量传感器的传感器3a、3b、3c、20、25可以放置在主装置壳体100、患者导管16和/或患者接口17中的各个位置。控制器13可以接收来自传感器的输出,以帮助其以提供适当疗法的方式来操作呼吸系统10,诸如用于确定气体流的合适的目标温度、流量和/或压力。提供适当疗法可能包括满足患者的吸气需求。

[0253] 系统10可以包括无线数据发射器和/或接收器或收发器15,以使控制器13能够以无线方式从操作传感器接收数据信号8和/或控制系统10的各种部件。此外或替代性地,数据发射器和/或接收器15可以将数据递送到远程服务器或实现对系统10的远程控制。系统10可以包括例如使用缆线或电线的有线连接,以使控制器13能够从操作传感器接收数据信号8和/或控制系统10的各种部件。

[0254] 呼吸系统10可以包括高流量治疗设备。本文所讨论的高流量治疗旨在被赋予本领域技术人员所理解的其典型的普通含义，其通常是指呼吸系统，该呼吸系统经由有意未密封的患者接口以通常旨在满足或超过患者的吸气流量的流量递送目标流量的经加湿的呼吸气体。典型的患者接口包括但不限于经鼻或经气管患者接口。成人的典型流速的范围通常在(但不限于)每分钟约十五升至每分钟约六十升或更大。小儿用户(诸如新生儿、婴儿和儿童)的典型流量的范围通常是(但不限于)每千克用户体重每分钟约一升至每千克用户体重每分钟约三升或更大。高流量疗法还可以可选地包括气体混合物组合物，该气体混合物组合物包括补充氧气和/或施用治疗药物。高流量疗法通常指经鼻高流量氧疗(NHF)、增湿高流量鼻插管氧疗(HHFNC)、高流量鼻插管氧疗(HFNO)、高流量疗法(HFT)或经气管高流量氧疗(THF)等等。例如，在一些配置中，对于成人患者，“高流量疗法”可以是指以下流速向患者递送气体：大于或等于每分钟约10升(10LPM)，比如约10LPM与约100LPM之间、或约15LPM与约95LPM之间、或约20LPM与约90LPM之间、或约25LPM与约85LPM之间、或约30LPM与约80LPM之间、或约35LPM与约75LPM之间、或约40LPM与约70LPM之间、或约45LPM与约65LPM之间、或约50LPM与约60LPM之间。在一些构型中，对于新生儿、婴儿或儿童患者，“高流量疗法”可以是指以下流量向患者递送气体：大于1LPM，如在约1LPM与约25LPM之间、或在约2LPM与约25LPM之间、或在约2LPM与约5LPM之间、或在约5LPM与约25LPM之间、或在约5LPM与约10LPM之间、或在约10LPM与约25LPM之间、或在约10LPM与约20LPM之间、或在约10LPM与15LPM之间、或在约20LPM与25LPM之间。用于成人患者、新生儿、婴儿或儿童患者的高流量治疗设备可以以约1LPM与约100LPM之间的流速或以上文列出的任何子范围中的流速向患者递送气体。

[0255] 高流量治疗可以在满足或超过患者的吸气需求、增强患者的氧合和/或减少呼吸功方面是有效的。另外地，高流量疗法可以在鼻咽中产生冲洗效果，使得上气道的解剖学无效腔被流入的高气体流量冲洗。冲洗效果可以产生可供用于每一次呼吸的新鲜气体储备，同时最小化对二氧化碳、氮气等的再呼吸。

[0256] 用于高流量疗法的患者接口可以是非密封接口，以防止气压伤(这可能包括由于相对于大气的压力差而对肺或患者的呼吸系统的其他器官造成的组织损伤)。患者接口可以是具有歧管和鼻叉的鼻插管、和/或面罩、和/或鼻枕罩、和/或鼻罩、和/或气管造口术接口、或任何其他适合类型的患者接口。

[0257] 图2至图17B示出了具有主壳体100的呼吸系统10的示例性呼吸装置。主外壳100具有主外壳上机壳102和主外壳下机壳202。主壳体上机壳102具有外周壁布置106(参见图15)。外周壁布置限定了加湿器或加湿室隔间108以用于接纳可移除的加湿室300。可移除的加湿室300容纳了诸如水等合适的液体，以用于加湿可以被递送给患者的气体。

[0258] 在所示形式中，主外壳上机壳102的外周壁布置106可以包括：基本上竖直的左侧外壁110，该左侧外壁在主外壳100的前后方向上定向；基本上竖直的左侧内壁112，该左侧内壁在主外壳100的前后方向上定向；以及互连壁114，该互连壁在左侧外壁110的上端与左侧内壁112的上端之间延伸并且互连这些上端。主外壳上机壳102可以进一步包括：基本上竖直的右侧外壁116，该右侧外壁在主外壳100的前后方向上定向；基本上竖直的右侧内壁118，该右侧内壁在主外壳100的前后方向上定向；以及互连壁120，该互连壁在右侧外壁116的上端与右侧内壁118的上端之间延伸并且互连这些上端。这些互连壁114、120朝向主外壳

100的相应外边缘成角度,但可以替代性地是基本上水平的或向内成角度。

[0259] 主外壳上机壳102可以进一步包括基本上竖直的后外壁122。主外壳上机壳102的上部部分可以包括向前成角度的表面124。表面124可以具有用于接纳显示器和用户界面模块14的凹陷部126。显示器可以被配置为实时地显示感测到的(多种)气体的特性。该系统可以显示患者接口的患者检测状态。如果未检测到患者,则控制器可以不输出或可以停止输出(多个)呼吸速率值和/或其他参数来进行显示。在框2708,控制器还可以可选地输出未检测到患者的消息来进行显示。该消息的实例可以是“--”图标。互连壁128可以在后外壁122的上端与表面124的后边缘之间延伸并且互连该上端与该后边缘。

[0260] 基本上竖直的壁部分130可以从表面124的前端向下延伸。基本上水平的壁部分132可以从壁部分130的下端向前延伸以形成凸缘。基本上竖直的壁部分134可以从壁部分132的前端向下延伸并且终止于加湿室隔间108的基本上水平的底板部分136。左侧内壁112、右侧内壁118、壁部分134以及底板部分136一起可以限定加湿室隔间108。加湿室隔间108的底板部分136可以具有凹部138,用于接纳用于加热加湿室300中的液体以供在加湿过程期间使用的加热器布置,诸如加热板140或(多个)其他适合的加热元件。

[0261] 主外壳下机壳202可以通过适合的紧固件或者一体的附接特征(例如像夹子)是可附接到上机壳102上的。主外壳下机壳202可以包括:基本上竖直的左侧外壁210,该左侧外壁在主外壳100的前后方向上定向并且与上机壳102的左侧外壁110毗连;以及基本上竖直的右侧外壁216,该右侧外壁在主外壳100的前后方向上定向并且与上机壳102的右侧外壁116毗连。主外壳下机壳202可以进一步包括基本上竖直的后外壁222,该后外壁与上机壳102的后外壁122毗连。

[0262] 外壳下机壳202可以具有唇缘242,该唇缘与外壳上机壳102的唇缘142毗连并且还形成该凹陷部的用于接纳杆件500的手柄部分506的一部分。下唇缘242可以包括指向前方的突起243,该突起充当杆件500的手柄部分506的固位件。代替杆件500,该系统可以具有弹簧加载防护件以将加湿室300保持在加湿室间隔108中。

[0263] 外壳下机壳202的底侧可以包括底壁230。相应互连壁214、220、228可以在基本上竖直的壁210、216、222与底壁230之间延伸并且互连这些壁与该底壁。底壁230可以包括具有多个孔的格栅232以使得能够在从加湿室300泄露(例如,由于溢出)的情况下排出液体。底壁230还可以包括长形的前后定向的狭槽234。狭槽234还可以使得能够在从加湿室300泄露的情况下排出液体,而不使液体进入电子器件外壳。在所示的构型中,狭槽234相对于格栅232的孔可以是宽的和长形的,以最大化液体的排出。

[0264] 如图17至图18所示,下底盘202可以具有用于接收马达与传感器模块的马达凹陷部250。马达与传感器模块可以是不可从主壳体100移除的。马达与传感器模块可以是可从主壳体100移除的,如图17至图18所示。可以在底壁230中邻近其后边缘设置凹部开口251以用于接纳马达和/或传感器模块。连续的、气体不可渗透的、未中断的外周壁252可以与下机壳202的底壁230整体形成,并且从开口251的周边向上延伸。外周壁252的后部部分254具有第一高度,并且外周壁252的前部部分256具有第二高度,该第二高度大于该第一高度。外周壁252的后部部分254终止于基本上水平的台阶258,该台阶又终止于外周壁252的上辅助后部部分260。外周壁252的前部部分256和上辅助后部部分260终止于顶板262处。除了气流通道,所有壁和顶板262可以是连续的、气体不可渗透的且未中断的。因此,除了气流通道,整

个马达凹陷部250可以是气体不可渗透的且未中断的。

[0265] 马达与传感器模块可以是可插入凹陷部250中并且可附接到下底盘202的。在将马达与传感器模块插入到下底盘202中后，气体流通道管264可以延伸穿过向下延伸管133并且被软密封件密封。

[0266] 加湿室300可以如下地流体联接到设备10：通过加湿室300从外壳100的前部处的位置在朝向外壳100后部的方向上进入加湿室隔间108中的在向后方向上的线性滑入运动。气体出口端口322可以与马达流体连通。

[0267] 如图8所示的气体入口端口340(经加湿的气体返回)可以包括可移除的L形弯管。可移除的弯管可以进一步包括患者出口端口344，该患者出口端口用于联接到患者导管16以将气体递送至患者接口。气体出口端口322、气体入口端口340以及患者出口端口344可以各自包括软密封件(诸如O形环密封件或T形密封件)，以便在设备10、加湿室300以及患者导管16之间提供密封的气体通路。

[0268] 加湿室气体入口端口306可以与气体出口端口322互补，并且加湿室气体出口端口308可以与气体入口端口340互补。这些端口的轴线可以彼此平行，以便使得加湿室300能够以线性移动被插入到室隔间108中。

[0269] 呼吸装置可以具有与马达流体连通的空气和氧气(或替代性辅助气体)入口，以使得马达能够将空气、氧气(或替代性辅助气体)或其混合物递送至加湿室300，并且从而递送至患者。如图10所示，该装置可以具有组合的空气/氧气(或替代性辅助气体)入口布置350。这种布置可以包括通入壳体100中的组合的空气/氧气端口352、过滤器354、以及具有铰链358的盖356。气体管还可以可选地横向或沿另一个合适的方向延伸，并且与氧气(或替代性辅助气体)源流体连通。端口352可以与马达402流体联接。例如，端口352可以经由端口352与马达与传感器模块400中的入口孔或端口(该入口孔或端口又将通向马达)之间的气体流通道而与马达/传感器模块400联接。

[0270] 该装置可以具有图11至图14所示的布置来使得马达能够向加湿室300并由此向患者递送空气、氧气(或替代性辅助气体)或其适合的混合物。这种布置可以包括位于壳体100的下机壳202的后壁222中的空气入口356'。空气入口356'包括具有带有孔和/或狭槽的适合格栅布置的刚性板。消音泡沫可以邻近该板设置在该板的内侧上。空气过滤箱354'可以邻近空气入口356'被定位在主壳体100的内部，并且包括空气出口端口360以用于经由马达/传感器模块400中的空气入口端口404向马达递送经过滤的空气。空气过滤箱354'可以包括过滤器，该过滤器被配置为从气体流中去除微粒(例如灰尘)和/或病原体(例如病毒或细菌)。软密封件(诸如O形环密封件)可以设置在空气出口端口360与空气入口端口404之间，以便在这些部件之间进行密封。该装置可以包括邻近壳体100的一侧被定位在该壳体的后端处的分开的氧气入口端口358'，氧气端口358'用于接纳来自氧气源(诸如管输氧气储槽或源)的氧气。氧气入口端口358'与阀362流体连通。阀362可以适当地是螺管阀，以能够控制添加到被递送到加湿室300的气体流中的氧气的量。氧气端口358'和阀362可以与其他辅助气体一起使用，以控制其他辅助气体到气体流的添加。其他辅助气体可以包括对于可用于气体治疗的多种气体中的任何一种或多种，包括但不限于氦氧混合气和一氧化氮。

[0271] 如图13至图16所示，壳体下底盘202可以包括合适的电子器件板，诸如感测电路板。电子器件板可以邻近外壳下机壳202的相应外侧壁210、216定位。电子器件板可以容纳

适合的电气或电子部件或可以与其电连通,该电气或电子部件是诸如但不限于微处理器、电容器、电阻器、二极管、运算放大器、比较器、和开关。传感器可以与电子器件板一起使用。电子器件板的部件(诸如但不限于一个或多个微处理器)可以充当该设备的控制器13。

[0272] 电子器件板中的一者或两者可以与设备10的电气部件(包括显示单元和用户界面14、马达、阀362和加热板140)电连通,以操作马达来提供期望流量的气体、操作加湿室300来将气体流加湿并加热到适当的水平、并且向气体流供应适当量的氧气(或适当量的替代性辅助气体)。

[0273] 电子器件板可以与从壳体上底盘102的后壁122凸出的连接器布置274电连通。连接器布置274可以联接到警报器、脉搏血氧仪端口和/或其他适合的附件。电子器件板还可以与还可以设置在壳体上底盘102的后壁122中的电连接器276电连通,以向装置的部件提供干线功率或电池功率。

[0274] 如以上所提及,操作传感器(诸如流量传感器、温度传感器、湿度传感器和/或压力传感器)可以放置在呼吸装置、患者呼吸导管16和/或插管17(诸如图1所示)中的不同位置。电子器件板可以与这些传感器电连通。来自传感器的输出可以由控制器13接收,以辅助控制器13以提供包括满足吸气需求的最佳治疗的方式来操作呼吸系统10。

[0275] 如上文所概述,电子器件板以及其他电气和电子部件可以与气体流动路径气动隔离以改善安全性。这种密封还防止水进入。

控制系统

[0276] 图19A展示了示例性控制系统920(该控制系统可以是图1中的控制器13)的框图900,该示例性控制系统可以检测患者状况并控制包括气体源的呼吸系统的操作。控制系统920可以管理流经呼吸系统的气体的流量,这些气体按原样递送至患者。例如,控制系统920可以通过控制鼓风机(以下也称为“鼓风机马达”)930的马达转速的输出或共混器中的阀932的输出来增加或减小流速。控制系统920可以自动确定用于特定患者的流速的设定值或个性化值,如下所述。流速可以由控制系统920优化以改善患者的舒适度和治疗。

[0277] 控制系统920还可以生成音频和/或显示/视觉输出938、939。例如,流量治疗设备可以包括显示器和/或扬声器。显示器可以向医师指示由控制系统920生成的任何警告或警报。显示器还可以指示医师可以调整的控制参数。例如,控制系统920可以自动推荐针对特定患者的流速。控制系统920还可以确定患者的呼吸状态,包括但不限于生成患者的呼吸速率,并将其发送到显示器,这将在下文更详细地描述。

[0278] 控制系统920可以改变加热器控制输出,以控制加热元件中的一个或多个(例如,以维持递送至患者的气体的温度设定点)。控制系统920还可以改变加热元件的操作或占空比。加热器控制输出可以包括(多个)加热板控制输出934和(多个)经加热呼吸管控制输出936。

[0279] 控制系统920可以基于一个或多个接收到的输入901-916来确定输出930-939。输入901-916可以对应于由控制器600(图19B所示)自动接收的传感器测量值。控制系统920可以接收传感器输入,包括但不限于(多个)温度传感器输入901、(多个)流速传感器输入902、马达转速输入903、(多个)压力传感器输入904、(多个)气体分数传感器输入905、(多个)湿度传感器输入906、(多个)脉搏血氧仪(例如SpO₂)传感器输入907、(多个)已存储或用户参数908、占空比或脉冲宽度调制(PWM)输入909、(多个)电压输入910、(多个)电流输入911、

(多个)声学传感器输入912、(多个)功率输入913、(多个)电阻输入914、(多个) CO_2 传感器输入915、和/或肺活量计输入916。控制系统920可以接收来自用户的输入或存储在存储器624(图19B中示出)中的参数值。控制系统920可以在患者的治疗时间上动态地调节用于患者的流速。控制系统920可以连续地检测系统参数和患者参数。基于本文的披露内容,本领域普通技术人员将理解,任何其他合适的输入和/或输出可以与控制系统920一起使用。

控制器

[0280] 图19B展示了控制器600(该控制器可以是图1中的控制器13)的实施例的框图。控制器600可以包括用于检测输入条件和控制输出条件的编程指令。编程指令可以存储在控制器600的存储器624中。编程指令可以对应于本文描述的方法、过程和功能。编程指令可以由控制器600的一个或多个硬件处理器622执行。可以使用C、C++、JAVA或任何其他合适的编程语言来实现编程指令。可以在诸如ASIC和FPGA等专用电路系统628中实现编程指令的一些或全部部分。

[0281] 控制器600还可以包括用于接收传感器信号的电路628。控制器600可以进一步包括显示器630,用于传输患者和呼吸辅助系统的状态。显示器630还可以显示警告和/或其他警报。显示器630可以被配置用于实时或以其他方式显示所感测的(多种)气体的特性。控制器600还可以经由诸如显示器630等用户界面接收用户输入。用户界面可以包括(多个)按钮和/或(多个)拨号盘。用户界面可以包括触摸屏。

马达与传感器模块

[0282] 本文所述的呼吸系统的任何特征(包括但不限于加湿室、流动发生器、用户界面、控制器、以及被配置为将呼吸系统的气体流出口联接到患者接口的患者呼吸导管)可以与本文描述的任何传感器模块组合。

[0283] 图20展示了马达与传感器模块2000的框图,该马达与传感器模块可以被接收在呼吸装置中的凹陷部250(图17和图18所示)中。马达与传感器模块可以包括鼓风机2001,该鼓风机带走室内空气以递送至患者。鼓风机2001可以是离心鼓风机。

[0284] 可以使用一个或多个传感器(例如,霍尔效应传感器)来测量鼓风机马达的马达转速。鼓风机马达可以包括无刷直流马达,无需使用单独的传感器即可从中测量马达转速。例如,在无刷直流马达的操作期间,可以从马达的未通电绕组中测量反电动势,从中可以确定马达位置,这进而可以用来计算马达转速。此外,可以使用马达驱动器来测量马达电流,该马达电流可以与测量的马达转速一起使用以计算马达转矩。鼓风机马达可以包括低惯性马达。

[0285] 室内空气可以进入室内空气入口2002,该室内空气入口通过入口端口2003进入鼓风机2001。入口端口2003可以包括阀2004,加压气体可以通过阀进入鼓风机2001。阀2004可以控制氧气进入鼓风机2001的流动。阀2004可以是任何类型的阀,包括比例阀或二位阀。在一些实施例中,入口端口不包括阀。

[0286] 鼓风机2001可以以大于1,000RPM且小于30,000RPM、大于2,000RPM且小于21,000RPM或在任何前述值之间的马达速度运行。鼓风机2001的操作混合通过入口端口2003进入鼓风机2001的气体。使用鼓风机2001作为混合器可以降低否则在具有单独混合器(诸如,包括挡板的静态混合器)的系统中将会发生的压降,因为混合需要能量。

[0287] 混合的空气可以通过导管2005离开鼓风机2001,并进入传感器室2007中的流动路

径2006。具有传感器2008的感测电路板可以定位在传感器室2007中，使得感测电路板至少部分地浸没在气体流中。感测电路板上的传感器2008中的至少一些传感器可以定位在气体流内以测量流内的气体特性。在穿过传感器室2007中的流动路径2006之后，气体可以离开2009到达加湿室。

[0288] 在将传感器定位在鼓风机和/或混合器的上游的系统上，将传感器2008定位在组合的鼓风机与混合器2001的下游可以提高测量的准确性，诸如气体分数浓度的测量(包括氧气浓度)。这种定位可以得到可重复的流动曲线。此外，将传感器定位在组合的鼓风机与混合器的下游避免了否则可能会发生的压降，因为在鼓风机之前进行感测的情况下，在入口与感测系统之间需要单独的混合器(诸如带挡板的静态混合器)。混合器可以导致混合器两端的压降。将传感器定位在鼓风机之后可以允许鼓风机成为混合器，而静态混合器会降低压力，相反，鼓风机会增加压力。另外，将感测电路板和传感器2008的至少一部分浸入流动路径中可以提高测量的准确性，因为传感器浸入流中意味着它们更能经受相同的条件(诸如温度和压力)，并且因此提供气体流特性的更好表示。

[0289] 转到图21，离开鼓风机的气体可以进入传感器室400中的流动路径402，该流动路径可以定位在马达与传感器模块内并且可以是图20的传感器2007。流动路径402可以具有弯曲的形状。流动路径402可以被构造为具有没有急转弯的弯曲形状。流动路径402可以具有弯曲的端部，在弯曲的端部之间具有更直线的部分。弯曲的流动路径形状可以通过部分地使测量区域与流动路径重合以形成该流动路径的测量部分来减小气体流中的压降而不降低流测量的灵敏度，这将在下文参考图23A-23B进行描述。

[0290] 具有传感器(诸如声学发射器和/或接收器、湿度传感器、温度传感器、热敏电阻等)的感测电路板404可以定位在传感器室400中，使得感测电路板404至少部分地浸入流动路径402中。将感测电路板和传感器的至少一部分浸没在流动路径中可以提高测量的准确性，因为浸入流动路径中的传感器更能经受相同的条件(诸如温度和压力)，因此提供气体流特性的更好表示。在穿过传感器室400中的流动路径402之后，气体可以排出到加湿室。

[0291] 可以使用至少两个不同类型的传感器来测量气体流速。第一类型的传感器可以包括热敏电阻，其可以通过监测气体流与热敏电阻之间的热传递来确定流速。在气体在热敏电阻周围流动并经过该热敏电阻时，热敏电阻流量传感器可以使热敏电阻在流量内的恒定目标温度下运行。传感器可以测量将热敏电阻维持在目标温度下所需的电量。目标温度可以被配置为高于气体流的温度，使得在较高的流速下需要更多的功率来将热敏电阻维持在目标温度下。

[0292] 热敏电阻流速传感器还可以在热敏电阻上维持多个(例如，两个、三个或更多个)恒定温度，以避免目标温度和气体流温度之间的差值过小或过大。多个不同的目标温度可以允许热敏电阻器流速传感器在气体的大温度范围内准确。例如，热敏电阻器电路可以被配置为能够在两个不同的目标温度之间切换，使得气体流的温度将总是落在相对于这两个目标温度之一的一定范围内(例如，不太近也不太远)。热敏电阻电路可以被配置为在约50°C至约70°C或约66°C的第一目标温度下操作。第一目标温度可以与约0°C至约60°C之间或约0°C至约40°C之间的期望的流温度范围相关联。热敏电阻电路可以被配置为在约90°C至约110°C或约100°C的第二目标温度下操作。第二目标温度可以与约20°C至约100°C之间或

约30°C至约70°C之间的期望的流温度范围相关联。

[0293] 该控制器可以被配置为通过连接或旁路该热敏电阻器电路内的电阻器来调整该热敏电阻器电路以在至少该第一目标温度模式与该第二目标温度模式之间改变。该热敏电阻器电路可以被布置成包括第一分压器臂和第二分压器臂的惠斯通电桥配置。该热敏电阻可以位于分压器臂中的一个上。热敏电阻器流量传感器的更多细节描述于2017年9月3日提交的PCT申请号PCT/NZ2017/050119中,将该申请通过援引以其全文并入本文。

[0294] 第二类型的传感器可以包括声学传感器组件。包括声学发射器和/或接收器的声学传感器可以用于测量声学信号的飞行时间以确定可以用于流量治疗设备中的气体速度和/或组成。在一个超声感测(包括超声发射器和/或接收器)拓扑中,驱动器使第一传感器(诸如超声换能器)在第一方向上产生超声脉冲。第二传感器(诸如第二超声换能器)接收该脉冲并且提供该脉冲在第一超声换能器与第二超声换能器之间的飞行时间的测量值。使用该飞行时间测量值,气体流在超声换能器之间的声速可以通过呼吸系统的处理器或控制器来计算。第二传感器可以在与第一方向相反的第二方向上发射脉冲并且第一传感器可以接收该脉冲,以提供飞行时间的第二测量值,从而允许确定气体流的特性(诸如流量或速度)。在另一种声学感测拓扑中,由诸如超声波换能器的声学发射器发射的声脉冲可以由诸如麦克风的声学接收器接收。声学流速传感器的更多细节在2016年12月2日提交的PCT申请号PCT/NZ2016/050193中进行描述,该申请通过援引以其全部内容并入本文。

[0295] 可以结合来自第一类型传感器和第二类型传感器两者的读数来确定更准确的流量测量值。例如,先前确定的流速和来自一种类型的传感器的一个或多个输出可以用于确定预测的当前流速。然后可以使用来自第一类型传感器和第二类型传感器中的另一个的一个或多个输出来更新预测的当前流速,以便计算最终的流速。

示例性患者检测过程

[0296] 如上所述,当患者通过他或她的鼻子向呼吸系统的患者接口中呼吸时,由于由吸入和呼出引起的流阻变化,在流量或其他流动参数中检测到呼吸信号。患者可能与呼吸系统脱离,使得气体流动参数中没有呼吸信号。

[0297] 对于呼吸系统可能有利的是,能够确定患者是已附接还是已脱离的,诸如使用患者附接性确定来帮助控制器确定气体流动参数的频率分析的主频率是否为呼吸速率。患者已脱离的检测也可以具有其他应用,下面将对其进行更详细的描述。除了确定患者与呼吸系统是已附接还是已脱离的,还可以有助于了解患者是先前附接并且处于从呼吸装置脱离的过程中,还是先前从呼吸装置脱离并且处于附接到呼吸装置的过程中。

[0298] 本文披露的过程评估流动参数数据的时域特征,以便确定患者是已附接还是已脱离的。另外,这些过程可以将患者附接状态分类为四个类别之一:已脱离、正在进行附接、已附接或正在进行脱离。

[0299] 流量或其他气体流动参数信号可以馈送通过预处理步骤。这个步骤可以允许控制器判定气体流动参数是否适合用于确定患者附接性,和/或从流动参数中去除某些特征,使得馈送到患者附接性检测过程中的流动参数信号可以更能表示患者的呼吸对气体流动参数(诸如流量、压力或其他方面)的任何影响。下面参考图23A-23D更详细地描述预处理步骤的细节。

确定瞬时特征和过滤特征

[0300] 如上所述,假定如果患者已附接到呼吸系统并通过患者接口呼吸,则经预处理的流量或其他流动参数数据的波动由随机的不相关噪声和由患者生成的相关呼吸信号组成。如图22所示,该过程可以从控制器在步骤2202接收流动参数数据(诸如未经处理的数据)开始。在判定步骤2204,控制器可以例如通过确定流动参数数据是否良好或适合使用来执行预处理步骤。如果该数据不适合使用,则控制器可以在步骤2206弃用该数据并返回到步骤2202。

[0301] 图23A-23C展示了用于确定数据的适合性的示例性过程。流动参数可以是流速。流动参数也可以是压力或本文披露的其他类型的参数。流动参数数据可以是气体流动参数的绝对值。替代性地,流动参数数据可以是气体流动参数的变化。该变化可以通过从气体流动参数的测量值中减去气体流动参数的目标值来确定。该变化还可以通过从第一气体流动参数的测量值中减去第二气体流动参数的估计影响来确定。可以在确定流动参数数据适合使用之后计算该变化。在一种配置中,还可以在确定流动参数数据适合使用之前计算该变化。

[0302] 如图23A所示,在步骤2322,控制器可以接收与第一流动参数数据(诸如在图22的步骤2202接收的流动参数数据)不同类型的第二流动参数数据。假定第二参数对第一参数具有效果。例如,马达速度、压力和/或氧气流量或浓度可能对气体流量具有影响,这种影响与患者的呼吸对气体流量的影响是分开的。在判定步骤2324处,控制器可以确定假定效果是否有效。例如,如果假定效果大于最小阈值,则假定效果可以是有效的。如果假定效果无效(诸如低于最小阈值),则可能难以准确地预测第二参数对第一参数的效果。因此,在步骤2328,控制器可以确定第一参数数据不适合使用并且可以弃用第一参数数据,该第一参数数据可以是在图22的步骤2202接收的流动参数数据。如果假定影响是有效的(诸如通过大于最小阈值),则在步骤2326,控制器可以确定第一参数数据适合使用。

[0303] 在图23B和图23C的过程中,第一参数可以包括流量数据并且(多个)第二参数可以包括马达速度、氧气流量、和/或氧气浓度。在一些配置中,图23B和图23C的过程都可以被执行以确定流动参数数据是否适合使用。在图23B的步骤2340,控制器可以接收马达速度数据。为了在流速数据中识别患者的呼吸,马达需要以足够的转速运行。如果马达速度太低,则可能无法准确预测马达速度对流数据(诸如流量)的影响。因此,在步骤2342处,控制器可以将马达转速与最小马达转速阈值进行比较。如果马达速度低于阈值,则在步骤2344,控制器可以认为流动参数数据不合适,并且可以弃用流动参数数据的一部分或全部。如果马达速度高于阈值,则在步骤2346,控制器可以计算马达速度的最近变化。马达速度的变化可能导致流动参数变化,这使得在流动参数数据中识别患者的呼吸更加困难。虽然可以从流动参数数据中某种程度地消除马达速度的影响,但是马达速度的较大变化可能使数据对于识别患者的呼吸过于不可靠。因此,在步骤2348处,控制器可以将运行滤波器应用于马达转速的相对改变,以便生成表示马达转速的最近相对改变的第一值。在判定步骤2350处,控制器可以将第一值与第一阈值进行比较。如果第一值高于第一阈值,则控制器可以认为流动参数数据是不合适的,并且可以在步骤2344弃用该流数据点。如果第一值低于第一阈值,则在步骤2345,控制器可以认为流动参数数据是合适的。

[0304] 流动参数(诸如流量)也可能受到来自补充气体源的补充气体(诸如来自补充氧气源的氧气)的流量或浓度的影响。尽管以使用氧气为例展示了图23C,但是所进行的与氧气的流速或浓度有关的步骤也可以对与环境空气混合的任何其他补充气体的流速或浓度进

行。在步骤2352,控制器可以接收氧气流量数据或氧气浓度数据。在步骤2354,控制器可以计算氧气流量或氧气浓度的最近变化。如果氧气的流量或浓度变化,则总流量的最终变化可能使在流量信号或其他流动参数信号中识别患者的呼吸更加困难。因此,在步骤2356,控制器可以将运行中过滤器应用于气体的氧气浓度或氧气流量的变化,以便生成表示氧气浓度或流量的最近变化的第二值。在判定步骤2358,控制器可以将第二值与第二阈值进行比较。如果第二值高于第二阈值,则控制器可以确定流动参数数据是不合适的,并且可以在步骤2344弃用该流动参数数据点。如果第二值低于阈值,则在步骤2360,控制器可以认为流动参数数据是合适的。

[0305] 对于以上确定,可以使用氧气(或其他补充气体)浓度数据或氧气(或其他补充气体)流量数据。氧气浓度数据可以使用呼吸装置中的一个或多个传感器(诸如超声传感器)来确定。来自氧气源的氧气流速可以由位于氧气源下游的氧气体流速传感器确定。

[0306] 如上所述,如果控制器认为该数据是合适的,则还可以修改流量(或任何其他流动参数数据)以消除马达(或其他因素,诸如氧气浓度或流量)的影响。修改气体流动参数可能涉及从气体流动参数(诸如马达转速)中消除其他变量的假定效果。仅当气体流动参数数据满足特定条件时,这种假定效果才有效。如上所述,如果不满足这些标准,则可以丢弃数据。

[0307] 图23D展示了修改流速数据以消除马达转速的效果的示例性过程。可以使用马达转速和流导来估算马达的效果。在步骤2380处,控制器可以测量瞬时流导。流导随时间变化近似恒定,并且因此可以使用低通滤波器进行评估。控制器使用当前马达转速和测量的流速来测量每次迭代的瞬时流导。在步骤2382处,控制器对瞬时流导进行滤波,以便确定经滤波的流导。

[0308] 在判定步骤2384处,控制器可以将瞬时流导与经滤波的流导进行比较,以查看差值是否显著不同。如果差值显著,则可能是物理系统发生了某些改变,诸如插管的附接或脱离。通过在判定步骤2386处获得两个变量的差值并将其与最小阈值进行比较,可以将瞬时流导与经滤波的流导进行比较。如果该差值超过阈值,则该差值被认为是显著的,并且控制器可以在步骤2388处重置经滤波的流导。当插管已经与患者附接或者脱离患者时,该重置可以允许装置快速调整其对流导的评估。

[0309] 在步骤2390处,控制器还可以基于瞬时流导与经滤波流导之间的差值来改变经滤波流导计算的滤波系数。当流导的方差较高时,诸如在首次附接插管时,这允许经滤波流导更快地改变。控制器然后可以返回到步骤2380以开始过程的新的迭代。

[0310] 如果该差值未超过阈值,则该差值被认为是不显著的,并且在步骤2392处,控制器可以评估马达对流速的效果。控制器可以使用经滤波的流导和马达转速来输出效果值。在步骤2394,可以从流量数据中减去或以其他方式去除该值,以得到经预处理的流量数据。经预处理的流量数据可以更能指示患者的呼吸流(尽管经预处理的流量数据仍可能包含信号噪声)。

[0311] 控制器还可以跟踪流导的最新改变。通过将最后两个瞬时流导值之间的差值与运行总计相加,可以跟踪改变,该运行总计然后随时间衰减。对衰减的运行总计进行滤波,以获得流导的经滤波的最近改变。导流性的过滤最近变化可以与经预处理的流量数据一起用于频率分析算法的其他部分中。

[0312] 返回到图22,如果流动参数数据适合使用,则在步骤2208,控制器可以评估最近数

据的瞬时特征,这可以通过分析最近数据中是否存在趋势来进行。可以将最近数据的时间尺度固定为例如小于最小预期或典型呼吸周期,优选地在最小预期或典型呼吸周期与最小预期或典型呼吸周期的四分之一之间,或在最小预期或典型呼吸周期的一半与最小预期或典型呼吸周期的四分之一之间,或优选小于最小预期或典型呼吸周期的一半,或更优选小于最小预期或典型呼吸周期的四分之一。可以通过使用两个向量来进行评估,其中瞬时特征是最近数据点与两个向量中的一个或组合的相关程度的量度值。也可以通过使用单个向量或多于两个向量来进行评估。

[0313] 如果患者没有通过患者接口呼吸,则与患者通过患者接口呼吸时相比,经预处理的流数据中的随机波动可能与两个向量中的一者或二者具有较低的相关性。另外,较高频率的数据可以具有比较低频率的数据更低的相关性,因为所评估的数据的时间段将具有所述较高频率的多次振荡。可能导致高度相关(且因此导致较大的瞬时特征)的信号是具有低频的信号,诸如患者的呼吸信号。

[0314] 图24示出了当评估数据(该数据可以包括正弦波)的各种频率时(在无信号噪声的情况下)的瞬时特征的示例。阴影区域2402表示瞬时特征的可能值(由于正弦波的不同相位)。实线2404呈现了该频率的瞬时特征的平均值。继续参考图22,在判定步骤2210,控制器确定瞬时特征是否高于某个瞬时特征阈值。在诸如图24所示的配置中,阈值被展示为虚线2406。

[0315] 在一种配置中,频率小于 60min^{-1} 的正弦波可以具有接近1的瞬时特征。该频率可以与患者(诸如成年患者)的典型呼吸频率最相关。呼吸信号可以分解为基波(呼吸)频率和諧波。諧波典型地随着諧波次数变小(例如,第一諧波的频率幅度小于基频并且第二諧波的频率幅度小于第一諧波)。所有这些諧波均以具有最大影响的最高幅度(即基频幅度)贡献于瞬时特征。在一些配置中,阈值可以低于1(诸如,图24中约0.4),使得60与 120min^{-1} 之间的频率也可以超过该阈值。这些频率仍可能是由患者的呼吸引起的,尤其是在婴儿的情况下。上述较高的频率典型地不会生成高于阈值的瞬时特征。

[0316] 返回到图22,如果瞬时特征高于阈值,则在步骤2212,控制器可以输出检测到呼吸或患者附接。如果瞬时特征不高于阈值,则在步骤2214,控制器可以输出未检测到呼吸或患者已脱离。

[0317] 瞬时特征高于瞬时特征阈值可以指示呼吸中的患者已附接到患者接口(诸如通过附接到插管)。此外,为了减少导致瞬时特征波动的信号噪声,还可以在使用瞬时特征来确定呼吸系统的患者附接状态之前过滤那些瞬时特征。

[0318] 如图25A所示,可以在一个过程中将两个过滤器应用于瞬时特征,以获得过滤特征。该过程可以从控制器在步骤2502接收流动参数数据(诸如未经处理的数据)开始。在判定步骤2504,控制器可以诸如通过确定流动参数数据是否良好或适合使用来执行预处理步骤。如果该数据不适合使用,则控制器可以在步骤2506弃用该数据并返回到步骤2502。如果数据适合使用,则在步骤2508,控制器可以评估数据的瞬时特征。

[0319] 在步骤2510,控制器可以将两个不同的过滤器应用于瞬时特征,以分别生成主要过滤特征和短过滤特征。在步骤2512,控制器可以使用短过滤特征来确定主要过滤特征的过滤系数。在步骤2514,过滤特征可以用于确定患者附接状态,诸如图25B所示。两个过滤器的应用使主要过滤特征在瞬时特征接近1时变化更快,从而允许在存在强呼吸信号时可以

更快地作出患者附接性确定。此外,当患者没有在患者接口(诸如插管)上呼吸时,瞬时特征将下降到接近于0,从而增加了主要过滤特征的过滤系数,并且使主要过滤特征的变化不那么快,这进而允许更快地作出患者附接性确定。控制器可以花费相对较长的时间(与患者附接并经由患者接口呼吸时相比)来确定患者已脱离,但是可以花费相对较短的时间来确定患者已附接。

[0320] 与在患者仍附接到呼吸系统时确定患者已脱离方面的错误相比,更优选在患者未附接到呼吸系统时确定患者附接方面的错误。这部分是因为用于控制呼吸装置的流量和/或马达速度的多种算法依赖于患者已附接,以便起作用。不正确地确定患者已脱离可能阻止这些算法在需要时起作用。这可能阻止该装置使气体的递送与患者的呼吸同步和/或降低呼吸治疗的效果。此外,不正确地确定患者已脱离可能由于不正确的流量和/或马达速度导致仍附接到患者接口的患者不适。

[0321] 如图26所示,可以对流动参数数据应用一个过程,以获得患者通气量的量度值和总信号波动的量度值。类似于本文描述的其他过程,该过程可以在步骤2602以控制器接收流动参数的数据(该数据可以包括第一参数或第二参数的未经处理的数据)开始。流动参数可以是流量或指示流量的参数。在一种配置中,流量可以是指总流量,包括呼吸流量、补充气体流量或其他流量。在一种配置中,流动参数可以是气体流的直接量度值。流动参数可以是压力、马达速度或本文披露的其他类型的参数。流动参数可以是压力、马达速度或本文披露的其他类型的参数的量度值或指示它们的参数。流动参数可以表示装置的部件的性能。在判定步骤2604,控制器可以诸如通过确定流动参数数据是否良好或适合使用来执行预处理步骤。如果该数据不适合使用,则控制器可以在步骤2606弃用该数据并返回到步骤2602。

[0322] 如果数据适合使用,则在步骤2608,控制器可以生成流动参数变化数据。流动参数变化数据可以通过从流动参数数据的测量值中减去流动参数数据的目标值来确定。流动参数变化数据可以通过从第一参数的测量值中减去第二参数的估计影响来确定。在一种配置中,第一流动参数或第一参数是气体流量或指示气体流量的参数。在一种配置中,第二流动参数或第二参数是压力、马达速度或另一流的量度值,或指示它们的参数。第二参数对第一参数的估计影响可以是可以基于第二参数的当前值(诸如当前马达速度)预期的流量变化。这种估计影响可以假定没有噪声或患者交互作用。可以使用第二参数的当前值(诸如当前马达速度)以及马达速度与流量之间的关系的运行平均值来计算估计影响,该运行平均值可以用于表征第一流动参数与第二流动参数之间的关系。在一种配置中,流动参数变化数据可以通过从流动参数数据的第二平均值中减去流动参数数据的第一平均值来确定。第一平均值可以在时间上晚于第二平均值。第一平均值也可以基于比第二平均值更长的数据窗口。在一种配置中,第二平均值可以基于比第一平均值更长的数据窗口。数据窗口在时间上可以互不相交或在时间上重叠。数据窗口可以涉及相同的时间长度或不同的时间长度。流动参数数据的第一平均值可以通过向流动参数数据应用过滤器或进行中过滤器来确定。流动参数数据的第一平均值可以被恒定地或连续地更新。第二平均值可以是基于测量值。可以在确定流动参数数据适合使用之后计算流动参数变化数据。在一种配置中,可以在确定流动参数数据适合使用之前计算流动参数变化数据。

[0323] 在步骤2610,控制器选择流动参数变化数据的一部分用于分析。所选的流动参数变化数据的部分可以是最后测量的流动参数变化数据,或者与分析同时或时间上接近地测

量的流动参数变化数据。流动参数变化数据的部分可以与预定义时间段内的时间段相关。可以选择该部分以获得表示特定时间长度或与特定时间长度相关的数据集。与选择与较短时间段相关的经处理流动参数数据的一部分相比,选择与较长时间段相关的已处理流动参数数据的一部分可以导致可靠地从经处理流动参数数据中滤除更多噪声。然而,与选择与较短时间段相关的经处理流动参数数据的一部分相比,选择与较长时间段相关的经处理流动参数数据的一部分可以导致过滤出具有更高频率的呼吸信号。因此,当选择表示时间长度的经处理流动参数数据的一部分时,在过滤噪声与检测或捕获瞬时变化之间可能存在折衷。在一种配置中,选择表示小于呼吸时段的时间长度的经处理流动参数数据的一部分可能是有利的。在一种配置中,选择表示0.5-2秒范围内的经处理的流动参数数据的一部分可以提供针对大多数预期呼吸频率(以及说话、咳嗽等)检测患者交互作用或附接性的可靠性,同时它的长度使得不太可能由于随机噪声而生成患者附接性或交互作用的错误确定。在一种配置中,经处理流动参数数据的所选部分可以小于0.5、0.5-1、1-1.5、1.5-2、2-2.5、2.5-3、3-3.5、3.5-4、4-4.5、4.5-5、5-5.5、5.5-6、或多于6秒。

[0324] 在一种配置中,控制器在步骤2608生成流动参数变化数据之前选择经处理流动参数数据的一部分。在一种配置中,控制器选择与特定时间长度相关的经处理流动参数数据的一部分(或窗口),使得信号噪声从瞬时患者通气量的量度值中滤除,如下所述。在一种配置中,控制器选择与特定时间长度相关的经处理流动参数数据的一部分,使得预期的呼吸频率(可以包括所有预期的呼吸频率)导致瞬时患者通气量的量度值增加。

[0325] 在步骤2612,控制器将一个或多个函数拟合于流动参数变化数据的所选部分。一个或多个函数可以是代数的,诸如多项式函数(例如,常数、线性、非线性、二次、三次等)、有理函数、根函数和/或其他函数。一个或多个函数可以是超越函数,诸如指数函数、双曲线函数、对数函数、幂函数、周期函数(例如,三角函数等)和/或其他函数。控制器可以执行多种线和/或曲线拟合技术以将一个或多个函数拟合于流动参数变化数据的所选部分,这些拟合技术可以包括回归分析、内插、外推、线性最小二乘、非线性最小二乘、总最小二乘、简单线性回归、鲁棒简单线性回归、多项式回归、正交回归、戴明回归、线性分段回归、回归稀释和/或其他的非限制性示例技术。至少包括上面的那些函数的一个或多个功能可以生成曲线。曲线可以是直线。本文所述的线或曲线可以包括多个曲线、顶点和/或其他特征。本文所述的线可以是直的、成角度的和/或水平的。本文所述的线可以是最佳拟合线。

[0326] 在一种配置中,控制器可以执行线的最小二乘拟合,该拟合可以包括将线性函数(诸如直线)拟合于流动参数变化数据的所选部分。例如,直线可以由 $\hat{u}_{拟合} = m + s * t$ 表示,其中m是线的平均值,s是斜率,并且t是线性增加的归一化时间参数。在一种配置中,t可以是线性增加的归一化时间参数,该参数在使用的最旧数据点处等于负一并且在使用的最新数据点处等于一。在一种配置中,控制器可以将水平线拟合于流动参数变化数据的所选部分。水平线可以是表示或关于所选部分的流动参数变化数据的平均值。例如,水平线可以由 $\hat{u}_{拟合} = m$ 表示,其中m是平均值。

[0327] 在步骤2614,控制器生成患者通气量的量度值。患者通气量的量度值可能主要与患者通气量相关,但可能包括一些噪声。控制器可以通过以下方式生成瞬时患者通气量(也称为流体积参数或体积测量值)的量度值:确定在步骤2612拟合于流动参数变化数据的所

选部分的函数下的面积。在一种配置中,控制器可以通过以下方式生成瞬时通气量的量度值:确定由在步骤2612拟合于流动参数变化数据的函数生成的曲线下的面积。在一种配置中,控制器可以通过以下方式生成瞬时通气量的量度值:确定步骤2612处的一个或多个函数或由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的面积。这可以通过求步骤2612处的一个或多个函数或由该一个或多个函数生成的曲线的绝对值下的积分来确定。在一个非限制性示例中,这在下面展示出的等式中表示。

$$V_0 = \int |\hat{u}_{\text{拟合}}| dt$$

[0328] 可以将瞬时患者通气量的量度值(V_0)乘以一分钟,以表示患者分钟通气量。可以随着时间对瞬时患者通气量的量度值进行过滤,以生成可以用于确定患者附接性的患者通气量的量度值。患者通气量的量度值可以是体积的量度值。患者通气量的量度值可以由 \hat{V}_0 表示。可以设定过滤系数,使得使用与大约一分钟相关的数据。较长的过滤系数可以用于使得对患者附接性的确定更加可靠,但该配置对患者的附接和脱离的反应可能较慢。

[0329] 在步骤2616,控制器生成总信号波动的量度值。总信号波动的量度值可以包括由呼吸系统的电子器件产生的噪声、信号噪声、环境、患者呼吸、患者通气、患者运动和/或源自或不源自患者的其他噪声。控制器可以根据在步骤2608生成的流动参数变化数据生成瞬时总信号波动的量度值。控制器可以通过获取流动参数变化数据的绝对值来生成瞬时总信号波动(也可以将其描述为波动或平均波动)的量度值。在一个非限制性示例中,这在下面的等式中表示。

$$V_{\text{短}} = |\hat{u}|$$

[0330] 在一种配置中,用于补偿的每个数据点反而可以通过获取流动参数变化数据的平方而变成正的。然而,由于流动参数变化数据中的随机异常值,获取流动参数变化数据的平方可能导致错误的患者附接性确定。利用绝对值可以更耐受流动参数变化数据中的异常值,这些异常值可能是由咳嗽、打哈欠等引起的。类似于 V_0 ,可以将瞬时总信号波动的量度值($V_{\text{短}}$)乘以一分钟。瞬时总信号波动的量度值可以被认为表示了由患者信号和随机噪声两者产生的流动参数变化数据中的总波动。

[0331] 类似于 V_0 ,可以随着时间对瞬时总信号波动的量度值($V_{\text{短}}$)进行过滤,以生成有利于确定患者附接性的总信号波动的量度值。总信号波动的量度值可以由 $\hat{V}_{\text{短}}$ 表示。可以设定过滤系数,使得使用与大约一分钟相关的数据。较长的过滤系数能够用于使得对患者附接性的确定更加可靠,但该配置对患者的附接和脱离的反应可能较慢。在一种配置中,患者通气量的量度值(\hat{V}_0)可以大于或等于总信号波动量的量度值($\hat{V}_{\text{短}}$),该量度值可以大于或等于0。由于患者通气量的量度值(\hat{V}_0)可能主要与患者的分钟通气量相关,而总信号波动的量度值($\hat{V}_{\text{短}}$)则可能与患者的分钟通气量和随机噪声两者相关,因此在步骤2618,控制器可以通过比较这两个值来确定患者附接性,如图27和28所示。

确定附接状态

[0332] 如图25B所示,控制器可以使用上述过滤特征确定患者附接状态的四个类别,即患者与呼吸系统是已脱离、正在进行附接、已附接还是正在进行脱离。可以通过将主要过滤特

征与一个或多个特征阈值(诸如,如上所述的接近于1或略低于1的阈值)进行比较来进行此评估。为了得出患者是已附接还是已脱离的确定,主要过滤特征必须高于或低于阈值。阈值可以通过进一步分析主要过滤特征的最近变化、先前计算出的流导的最近变化之和、和/或特征的值(如果信号包括纯噪声,即患者未附接时的特征的已知值)来确定。

[0333] 在判定步骤2530,控制器可以确定患者先前是否附接到呼吸系统或处于与呼吸系统脱离的过程中(即仍附接到呼吸系统)。如果患者先前未附接或正在进行脱离,即如果患者已脱离或正在进行附接,则在步骤2542,控制器可以确定主要过滤特征是否大于第一阈值,或者患者是否在预定时间量内一直附接。如果主要过滤特征大于第一阈值,或者如果患者在至少预定时间量内一直附接到呼吸系统,则在步骤2550,控制器可以确定患者已附接到呼吸系统。

[0334] 如果主要过滤特征不大于第一阈值,和/或如果患者在至少预定时间量内没有一直附接到呼吸装置,则在步骤2544,控制器可以确定主要过滤特征是否大于比第一阈值低的第二阈值。如果主要过滤特征小于第二阈值,则在步骤2546,控制器可以确定患者已脱离。如果主要过滤特征大于第二阈值但不大于第一阈值(即,在第一阈值与第二阈值之间),则在步骤2548,控制器可以确定患者正在进行附接到呼吸系统。

[0335] 如果患者先前附接或正在进行脱离,则在步骤2532,控制器可以确定主要过滤特征是否小于第三阈值,或者患者是否在预定时间量内一直处于脱离过程中。如果主要过滤特征低于第三阈值,或者如果患者在预定时间量内一直脱离,则在步骤2534,控制器可以确定患者已脱离。

[0336] 如果主要过滤特征不低于第三阈值,和/或如果患者在预定时间量内没有一直脱离,则在步骤2536,控制器可以确定主要过滤特征是否低于比第三阈值高的第四阈值。如果主要过滤特征低于第四阈值但不低于第三阈值(即,在第三阈值与第四阈值之间),则在步骤2538,控制器可以确定患者正与呼吸系统脱离。如果主要过滤特征不低于(或高于)第四阈值,则在步骤2540,控制器可以确定患者已附接。

[0337] 第一阈值和第四阈值可以相同或不同(例如,第四阈值可以低于第一阈值)。第二阈值和第四阈值可以相同或不同(例如,第四阈值可以低于第二阈值)。第一阈值与第二阈值之间的差值以及第三阈值和第四阈值之间的差值的绝对值可以相同或不同。

[0338] 图25B中所展示的过程例如通过确定患者还处于与呼吸系统附接或脱离的过程中确保了控制器不会基于主要过滤特征短暂地越过阈值少量而作出患者已附接或脱离的决定。如果主要过滤特征越过阈值,但未越过显著量,则患者被确定为正在进行附接或正在进行脱离。此外,如果患者被确定为正在进行附接或正在进行脱离持续某一时间量,则该确定可以切换为附接或脱离,而无需使主要过滤特征显著高于或低于特征阈值。

[0339] 如图27所示,控制器可以使用上面参考图26生成的患者通气量的量度值(\hat{V}_0)和总信号波动的量度值(\hat{V}_{sig})来确定患者附接状态,例如患者与呼吸系统是已附接还是已脱离的。可以通过比较患者通气量的量度值(\hat{V}_0)和总信号波动量的量度值(\hat{V}_{sig})来作出此确定。如果患者通气量的量度值(\hat{V}_0)和总信号波动的量度值(\hat{V}_{sig})相似,则控制器可以确定大部分信号变化是由患者引起的,并且因此,患者是已附接或已连接的。如果患者通气

量的量度值(\hat{V}_0)和总信号波动的量度值($\hat{V}_{\text{短}}$)显著不同(例如 $\hat{V}_{\text{短}} >> \hat{V}_0$),则控制器可以确定大部分信号变化是由随机噪声引起的,并且因此,患者是未附接或连接的。

[0340] 在一种配置中,如果瞬时患者通气量的量度值(V_0)和总信号波动的量度值($V_{\text{短}}$)相似,则控制器可以确定大部分信号变化是由患者引起的,并且因此,患者是已附接或已连接的。在一种配置中,如果瞬时患者通气量的量度值(V_0)和瞬时总信号波动的量度值($V_{\text{短}}$)显著不同(例如, $V_{\text{短}} >> V_0$),则控制器可以确定大部分信号变化是由随机噪声引起的,并且因此,患者是未附接或连接的。患者通气量的量度值(\hat{V}_0)与总信号波动的量度值($\hat{V}_{\text{短}}$)之间的关系可以由患者连接量度值(σ)表示,该患者连接量度值可以通过(或部分包括) \hat{V}_0 与 $\hat{V}_{\text{短}}$ 之间的比率来确定。在一个非限制性示例中,下面的等式可以用于计算患者连接量度值(σ)。

$$\sigma \propto \frac{\hat{V}_0}{\hat{V}_{\text{短}}}$$

[0341] 可以通过使用校正因子部分确定患者连接量度值(σ)。可以通过比较瞬时患者通气量的两个或多个量度值(V_0)来确定校正因子,每个量度值是通过不同的方法计算的。可以通过比较患者通气量的两个或多个量度值(\hat{V}_0)来确定校正因子,每个量度值是通过不同的方法计算的。在一种配置中,校正因子可以用作患者的呼吸流的平稳度的指示。患者连接量度值(σ)可以与信号噪声比(SNR)相关。

在一个非限制性示例中,该关系可以由下面的等式表示。

$$\sigma \cong \frac{SNR^2}{1 + SNR^2}$$

[0342] 当信号噪声比(SNR)是零时,患者连接量度值(σ)可以是零。当信号噪声比(SNR)接近零时,患者连接量度值(σ)可以接近零。当信号噪声比(SNR)是无穷大时,患者连接量度值(σ)可以是一。当信号噪声比(SNR)接近无穷大时,患者连接量度值(σ)可以接近一。通过将患者连接量度值(σ)与一个或多个阈值进行比较,可以使用患者连接量度值(σ)来确定患者附接性。控制器还可以通过将患者连接量度值、校正因子、患者分钟通气量的任何量度值或其任意组合中的任一种与特定阈值进行比较,来替代性地确定患者是否附接到呼吸系统。组合可以是基于平均值或任何加权平均值。校正因子和/或分钟通气量的量度值在患者已脱离时趋于0,并且因此如果患者已附接到呼吸系统,则应超过某一阈值。

[0343] 如图27所示,在判定步骤2702,控制器可以确定患者先前与呼吸系统是已附接还是已脱离的。如果患者先前是已脱离的,则在步骤2704,控制器可以确定患者连接量度值(σ)(该患者连接量度值例如可以是患者通气量的量度值(\hat{V}_0)与总信号波动的量度值($\hat{V}_{\text{短}}$)之间的比率)是否超过附接阈值。如果患者连接量度值(σ)超过附接阈值,则在步骤2706,控制器确定患者是已附接的。如果患者连接量度值(σ)未超过附接阈值,则控制器在步骤2708确定患者是已脱离的。可以将附接阈值设定为与信噪比相对应的值,高于该值时,可以可靠地假定波动不是完全由随机噪声生成的。

[0344] 在一种配置中,可以将附接阈值设定为与33%的信噪比相对应的值。在一种配置

中,可以将附接阈值设定为与低于或高于33%的信噪比相对应的值。在一种配置中,在步骤2704,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否在设定时间段内连续超过附接阈值或另一个阈值。该时间段可以是使得短时间段(诸如几秒)的数据到该时间段结束时将已衰减掉,诸如衰减约80%。这可以有利地防止几秒的错误数据导致不正确地确定患者附接性。

[0345] 如果患者先前是已附接的,则在步骤2710,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否下降至低于脱离阈值。如果患者连接量度值(σ)下降至低于脱离阈值,则控制器在步骤2714确定患者已脱离。如果患者连接量度值(σ)未下降至脱离阈值以下,则控制器在步骤2712确定患者已附接。脱离阈值低于附接阈值。可以将脱离阈值设定为这样的值,在该值下,可以可靠地假定变化仅由随机噪声引起的。在一种配置中,在步骤2710,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否在设定时间段内连续下降至低于脱离阈值。该时间段可以是使得短时间段(诸如几秒)的数据到该时间段结束时将已衰减掉。这可以有利地防止几秒的错误数据导致不正确地确定患者附接性。

[0346] 如图28所示,控制器可以使用上述患者连接量度值(σ)确定患者附接状态的四个类别,即患者与呼吸系统是已脱离、正在进行附接、已附接还是正在进行脱离。可以通过将患者连接量度值(σ)(也描述为比率)与一个或多个阈值进行比较来进行此评估。为了实现确定患者是已附接还是已脱离的,患者连接量度值(σ)必须高于或低于阈值。

[0347] 在判定步骤2830,控制器可以确定患者先前是否附接到呼吸系统或处于与呼吸系统脱离的过程中(即仍附接到呼吸系统)。如果患者先前未附接或正在进行脱离,即如果患者已脱离或正在进行附接,则在步骤2842,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否大于第一阈值,或者患者是否在预定时间量内一直附接。如果患者连接量度值(σ)大于第一阈值,或者如果患者在至少预定时间量内一直附接到呼吸系统,则在步骤2850,控制器可以确定患者已附接到呼吸系统。

[0348] 如果患者连接量度值(σ)不大于第一阈值,和/或如果患者在至少预定时间量内没有一直附接到呼吸装置,则在步骤2844,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否大于比第一阈值低的第二阈值。如果主要过滤特征小于第二阈值,则在步骤2846,控制器可以确定患者已脱离。如果患者连接量度值(σ)大于第二阈值但不大于第一阈值(即,在第一阈值与第二阈值之间),则在步骤2848,控制器可以确定患者正在进行附接到呼吸系统。

[0349] 如果患者先前附接或正在进行脱离,则在步骤2832,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否小于第三阈值,或者患者是否在预定时间量内一直处于脱离过程中。如果患者连接量度值(σ)低于第三阈值,或者如果患者在预定时间量内一直脱离,则在步骤2834,控制器可以确定患者已脱离。

[0350] 如果患者连接量度值(σ)不低于第三阈值,和/或如果患者在预定时间量内没有一直脱离,则在步骤2836,控制器可以确定患者连接量度值(σ)是否低于比第三阈值高的第四阈值。如果患者连接量度值(σ)低于第四阈值但不低于第三阈值(即,在第三阈值与第四阈值之间),则在步骤2838,控制器可以确定患者正与呼吸系统脱离。如果患者连接量度值(σ)不低于(或高于)第四阈值,则在步骤2840,控制器可以确定患者已附接。

[0351] 第一阈值和第四阈值可以相同或不同(例如,第四阈值可以低于第一阈值)。第二阈值和第四阈值可以相同或不同(例如,第四阈值可以低于第二阈值)。第一阈值与第二阈值之间的差值以及第三阈值和第四阈值之间的差值的绝对值可以相同或不同。

[0352] 图28中所展示的过程例如通过确定患者还处于与呼吸系统附接或脱离的过程中确保了控制器不会基于患者连接量度值(σ)短暂地越过阈值少量而作出患者已附接或脱离的决定。如果患者连接量度值(σ)越过阈值,但未越过显著量,则患者被确定为正在进行附接或正在进行脱离。此外,如果患者被确定为正在进行附接或正在进行脱离持续某一时间量,则该确定可以切换为附接或脱离,而无需使患者连接量度值(σ)显著高于或低于特征阈值。

[0353] 参考图27和图28所描述的系统和方法在确定患者附接性方面可以比参考图25A和25B所描述的系统和方法更可靠。

生成患者通气量的替代量度值

[0354] 控制器可以基于患者通气量的量度值(\hat{V}_0)生成患者通气量的替代量度值(V)。替代性地,控制器可以基于患者连接量度值(σ)和总信号波动的量度值($\hat{V}_{\text{短}}$)生成患者通气量的替代量度值(V),如以下函数所表示。通过考虑到患者自身引起的这些变化的估计比例,可以使用经处理的流的变化的绝对值来估计患者的分钟通气量。

$$V = f(\sigma, \hat{V}_{\text{短}})$$

[0355] 可以通过利用本文详述的量度值结合患者通气量的实际量度值通过机器学习来生成所使用的函数。

[0356] 患者通气量的替代量度值(V)可以与患者实际分钟通气量以及其他因素(诸如流动路径的轮廓和/或诸如在插管与患者的鼻子之间的呼吸系统中的流动限制)相关。在一种配置中,实际的患者分钟通气量不能仅由患者通气量的替代量度值(V)来计算,而是需要因素量度值。在一种配置中,患者通气量的替代量度值(V)可以通过其他因素(诸如流动路径的轮廓、呼吸系统中的流动限制和/或其他因素)转换为或接近患者实际分钟通气量。对于具有相同鼻插管的同一患者,患者通气量的替代量度值(V)的变化可能与实际患者分钟通气量的实际变化相关。因此,可以使用患者通气量的替代量度值(V)的趋势来指示患者实际分钟通气量的相似趋势。此外,分析分钟通气量的趋势可以结合对患者附接性的确定,使得仅使用与患者被确定为已附接的时间段相对应的患者通气量的替代量度值(V)来评估分钟通气量的趋势。患者通气量的替代量度值(V)可以具有帮助有效使用呼吸系统的另外用途。

呼吸检测过程的示例性应用

[0357] 确定患者是否附接到患者接口可以告知呼吸速率确定的准确性和/或用于其他目的。其他目的之一是用于附着跟踪的过程。附着跟踪是用于衡量患者顺应性的重要因素,尤其是出于保险报销的目的。依从性跟踪告知用户、临床医生、保险提供者或其他人员患者是否附接,并且是顺应性测量的一部分,该顺应性测量告知患者是否正在进行按预期使用制定的治疗。为了力求患者顺应性,也就是说,高估患者顺应性比低估患者顺应性更优选,可以将检测到患者附接到患者接口的任何时间作为依从于治疗的瞬间记入在呼吸装置的电子存储器中。

[0358] 呼吸装置可以记录患者附接到装置上所花费的总时间量和/或记录装置开启时间,其中,附着是装置开启的持续时间的百分比。装置可以将每种患者附接状态类别的持续时间记入日志。还可以通过更高级别的设置菜单来选择性地可访问与附着有关的数据。可以对菜单进行密码加密,以防止患者访问菜单和/或以其他方式受到保护。通过将呼吸装置

连接到第二装置(诸如计算机或USB),也可以可选地记录顺应性数据以便传输到服务器和/或可用于下载。

[0359] 当该患者变成脱离时,该呼吸装置可以生成警报。该警报可以立即生成或者在确定患者已变成脱离的预设时间之后生成。预设时间可以在约10秒与约10分钟之间、或在约30秒至5分钟之间、或在约1分钟与约2分钟之间。警报可以另外输出到护士呼叫端口。在生成警报之后,该装置可以例如经由呼吸装置的用户界面为用户提供选项,以确认患者是否已从该装置脱离。如果患者仍附接到该装置,则用户可以使用该选项手动推翻控制器对患者已脱离的确定。推翻选项可以减少误报检测,例如,在患者可能附接到该装置但浅度呼吸的情况下。该装置的控制器可以使用患者附接性确定来确定是否显示某些参数。例如,控制器可以接收患者的呼吸速率的估计值,并且如果患者被确定为已附接,则可以显示呼吸速率估计值。控制器还可以致使患者是否附接的确定进行显示。例如,如果患者被确定为已附接,则该装置可以显示呼吸速率估计值,并且如果患者未被确定为已附接,则该装置可以显示不能确认患者附接性的符号和/或通知。这可以提高所显示的呼吸频率估计值的可靠性。

[0360] 如果患者被确定为已附接,则该装置还可以尝试使气体的递送与患者的呼吸同步。呼吸同步化可以包括诸如通过在患者吸入时增加流量和/或在患者呼出时减小流量来调整流源(诸如流量发生器)以具有与患者的呼吸周期的相位相匹配的相位。可以使用一个或多个所测量参数(诸如流量、鼓风机马达速度和/或系统压力)来确定患者的呼吸周期。呼吸同步化的另外细节可以见于2017年5月17日提交的国际专利公开号W0 2017/200394中,将该专利的全文通过援引并入本文。

[0361] 该装置可以被配置为使得仅当患者已脱离时,该装置才暂停对某些患者参数的记录。患者参数可以包括氧气效率,该氧气效率可以基于患者的所测量的血氧饱和度(SpO₂)和所测量的递送至患者的氧气分数(FdO₂)值来计算。氧气效率可以基于患者的所测量的SpO₂除以所测量的FdO₂来确定。氧气效率还可以基于患者的所测量的SpO₂与所测量的FdO₂之间的非线性关系来确定。该装置可以利用氧气效率来控制气体流,从而实施一个或多个闭环控制系统。也可以将患者已脱离检测馈送到氧气递送控制(诸如闭环控制)中。如果患者暂时取下患者接口,则患者的氧饱和度可能降低,并且呼吸装置的控制器可能开始增加将要递送给患者的气体的混合物中的氧气浓度。该装置可以自动调整FdO₂,以便实现针对患者的目标SpO₂值。当患者接口重新附接到患者身上时,气体流中的氧气浓度可能较高,这可能导致患者的氧饱和度达到峰值,并且对患者有害。可以将患者已脱离检测考虑到该装置的氧气递送控制中,以使得在患者被确定为与装置脱离时,控制器不开始增加氧气递送或者控制器切换到特定值。该装置还可以被配置为在确定患者已脱离时关闭阀以停止递送有待与空气混合的氧气或其他可呼吸气体。关闭至氧气或其他可呼吸气体入口的阀可以减少提供治疗的成本和/或改善用户安全性。

[0362] 附加地或替代性地,该装置可以被配置为在确定患者已脱离时降低流量、降低或关闭至加湿室的加热元件的功率、和/或降低或关闭至患者呼吸导管的加热元件的功率。流量的降低可以降低噪声。流量的降低和/或至加湿室和/或患者呼吸导管的(多个)加热元件的功率的降低或关闭可以减少该装置的功率消耗,从而延长电池寿命和/或该装置的另一功率源的寿命。附加地或替代性地,该装置可以被配置为在患者被确定为已脱离时将流量增加持续初始时间段。增加的流量可以提高患者检测过程的可靠性。流量增加的初始时间

段可以用于确认患者实际上已与该装置脱离,即减少误报。如果控制器在较高的流量下确定患者已脱离,则该装置可以采取上述其他操作(例如,停用某些控制算法、输出警报、降低流量、降低或关闭至加湿室和/或患者呼吸导管的加热元件的功率等)。初始时间段可以例如在约10秒与约10分钟之间、或在约30秒至5分钟之间、或在约1分钟与约2分钟之间。该装置在检测到患者重新附接到呼吸器时可以恢复正常操作,例如,增加流量和/或打开至加湿室和/或患者呼吸导管的加热元件的功率等。

术语

[0363] 除非上下文清楚地另外要求,否则在整个说明书和权利要求书中,词语“包括(comprise)”、“包括(comprising)”等应在包含性的意义上解释,而不是在排他性或穷举的意义上,也就是说,在“包含但不限于”的意义上解释。

[0364] 虽然已经在某些实施例和实例的背景下描述了本披露内容,但本领域的技术人员应当理解的是,本披露内容在具体披露的实施例之外延伸到其他替代实施例和/或用途以及其明显的变更和等效物。此外,虽然已经详细地展示并描述了本披露内容的这些实施例的几种变化,但处于本披露内容的范围内的其他变更对本领域的普通技术人员而言将是清楚的。还考虑到可以对这些实施例的特定特征和方面作出不同的组合或子组合,并且这些组合或子组合仍属于本披露内容的范围内。例如,以上结合一个实施例描述的特征可以用于本文描述的不同实施例,并且该组合仍然落入本披露内容的范围内。应当理解,所披露的实施例的多个不同的特征和方面可以彼此组合或替代,以便形成本披露内容的实施例的变化模式。因此,其旨在使本披露内容的在此披露的范围不应受到上述特定实施例的限制。因此,除非另有说明或除非明显不兼容,否则本发明的每个实施例除了本文描述的其必要特征之外还可以包括来自本文披露的本发明的每个其他实施例的在本文中描述的一个或多个特征。

[0365] 结合特定的方面、实施例或实例描述的特征、材料、特性或组应被理解为适用于在本部分或本说明书中其他地方描述的任何其他的方面、实施例或实例,除非与其不相容。在本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中披露的所有特征、和/或所披露的任何方法或过程的所有步骤可以通过任何组合来结合,除非这样的特征和/或步骤中的至少一些的组合是互斥的。本发明不局限于任何前述实施例的细节。本保护范围扩展到在本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中披露的特征中的任何一个新颖的特征或其任何新颖的组合,或扩展到如此披露的任何方法或过程的步骤中的任何一个新颖的步骤或其任何新颖的组合。

[0366] 此外,在本披露内容中在单独的实现方式的背景下描述的某些特征也可以在单个实现方式中组合地实施。与此相反,在单一实现方式的背景下描述的不同特征也可以在多个实现方式中分开地或以任何适合的子组合来实施。此外,尽管某些特征在上文可能被描述为以某些组合起作用,但是在一些情况下,可以从所要求保护的组合中去除该组合的一个或多个特征,并且该组合可以作为子组合或子组合的变体被要求保护。

[0367] 此外,虽然某些操作可以以特定顺序在附图中描绘或在本说明书描述,但此类操作不需要按所示的特定顺序或按先后顺序来进行,或者不需要所有所示操作都被进行才能实现所希望的结果。未描绘或描述的其他操作可以被纳入这些示例性方法和过程中。例如,可以在任何所描述的操作之前、之后、同时或之间进行一个或多个附加操作。此外,可以在

其他实现方式中将这些操作重新排列或重新排序。本领域技术人员将了解的是，在一些实施例中，所展示和/或披露的过程中采取的实际步骤可以不同于附图中所示的步骤。取决于实施例，可以去除上述某些步骤，可以添加其他步骤。此外，以上披露的特定实施例的特征和属性可以以不同的方式组合以形成另外的实施例，所有这些实施例都落入本披露内容的范围内。并且，上文描述的实现方式中的各种系统部件的分离不应被理解为在所有的实现方式中都要求这样的分离，而应理解的是，所描述的部件和系统通常可以被一起集成到单一产品中或包装到多个产品中。

[0368] 出于此披露内容的目的，在此描述了某些方面、优点、和新颖特征。不一定根据任何具体实施例都可以实现所有这样的优点。因此，例如，本领域技术人员应认识到，本披露内容可以按实现如在此所传授的一个优点或一组优点的方式来实施或实行，而不一定实现如在此可能传授或建议的其他优点。

[0369] 除非另外明确说明，或另外在如所使用的背景内理解的，否则条件性语言如“可”“可以”“可能”或“能”一般旨在传达：某些实施例包括而其他实施例不包括某些特征、元件和/或步骤。因此，这样的条件性语言一般不旨在暗示：特征、元件、和/或步骤是一个或多个实施例无论如何都需要的，或者一个或多个实施例一定包括用于在有或没有用户输入或提示的情况下决定这些特征、元件和/或步骤是否被包含在任何具体实施例中或是将在任何具体实施例中实施的逻辑。

[0370] 本文使用的程度语言，例如本文使用的词语“大致”、“约”、“总体上”和“基本上”，表示接近于所叙述的值、量或特性、但仍然起到期望作用或实现期望结果的值、量或特性。例如，术语“大致”、“约”、“总体上”和“基本上”可以指在小于所述量的10%、小于所述量的5%、小于所述量的1%、小于所述量的0.1%、小于所述量的0.01%之内的量。

[0371] 本披露内容的范围不旨在由本部分或本说明书中的其他地方的实施例的具体披露内容来限制，并且可以由如本部分中或本说明书中的其他地方或将来提出的权利要求所限定。权利要求的语言将基于权利要求中采用的语言广义地解释，并且不限于本说明书中或者在申请的诉讼期间描述的实例，这些实例应被解释为非排他性的。

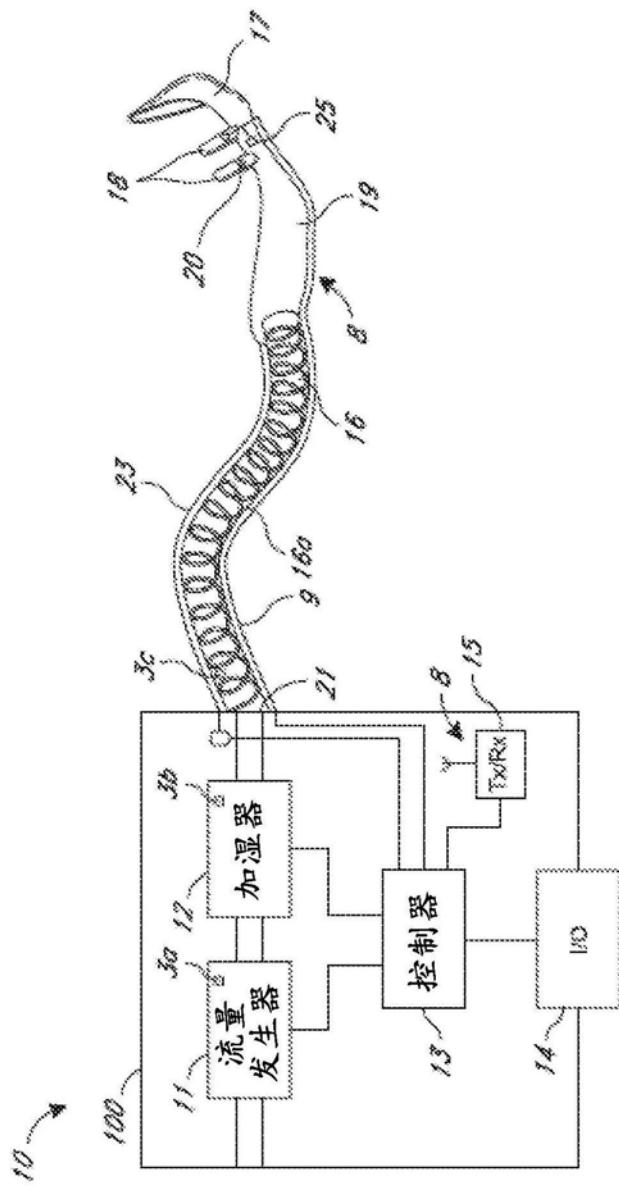


图1

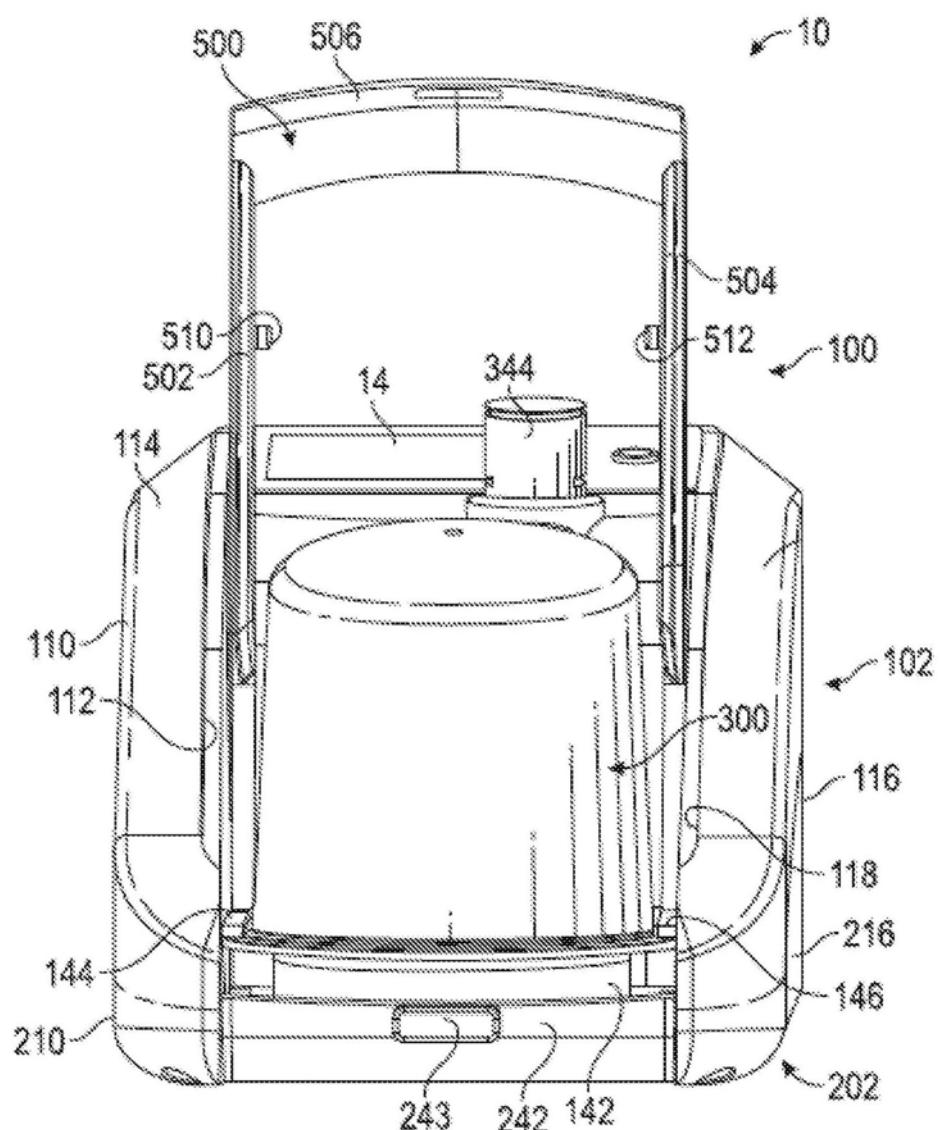


图2

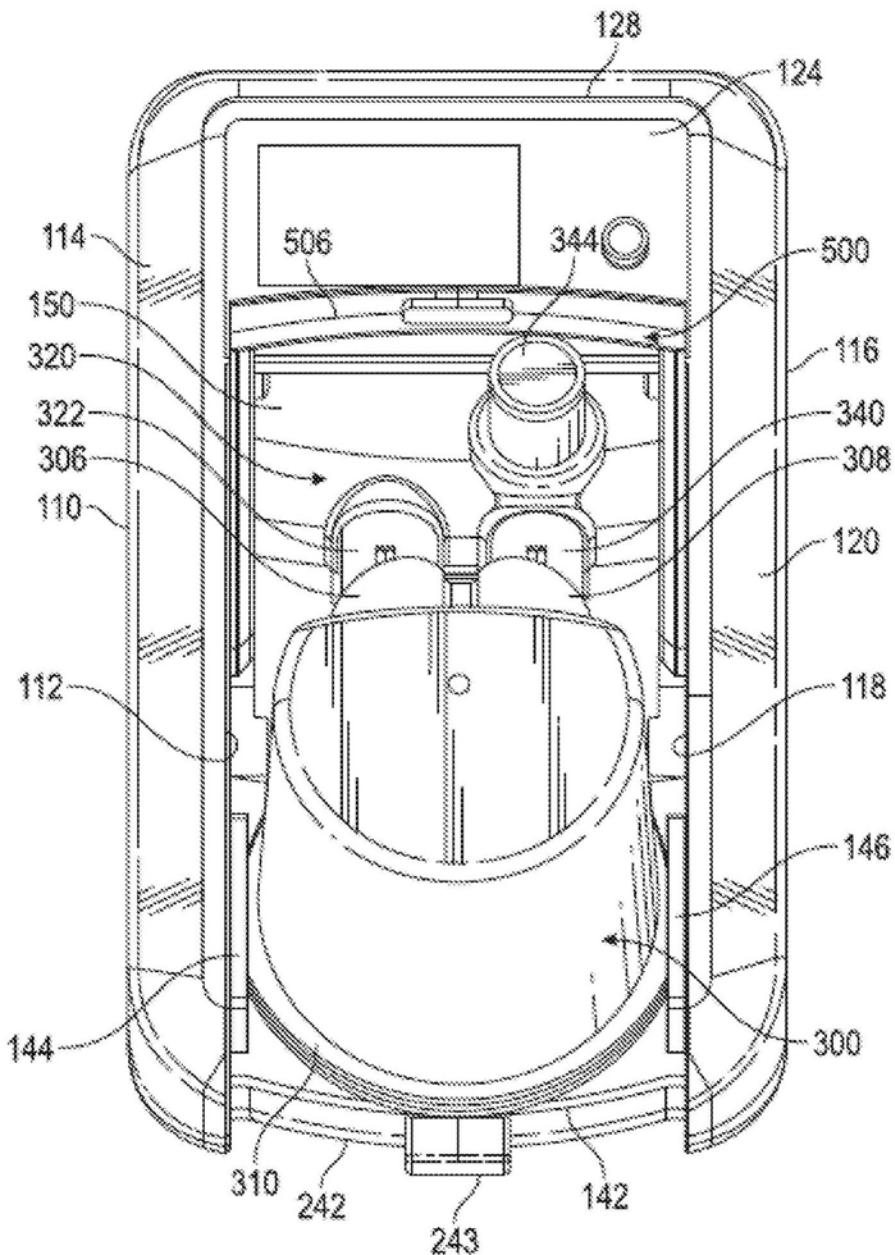


图3

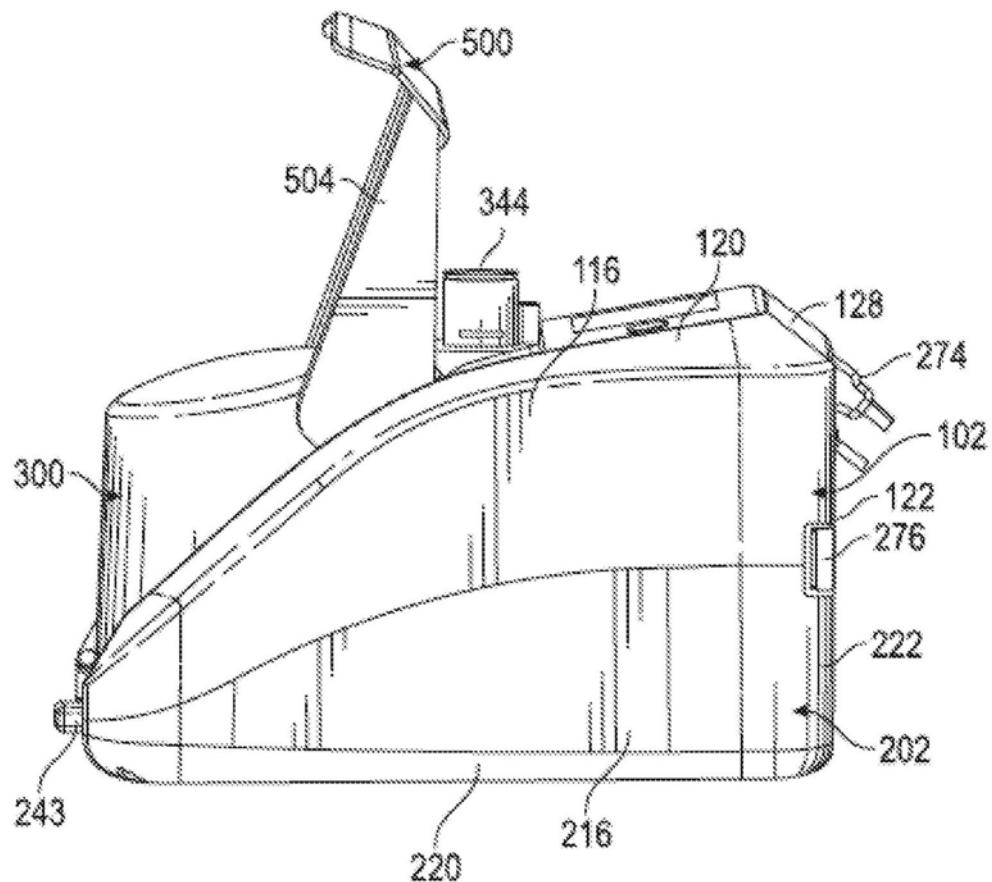


图4

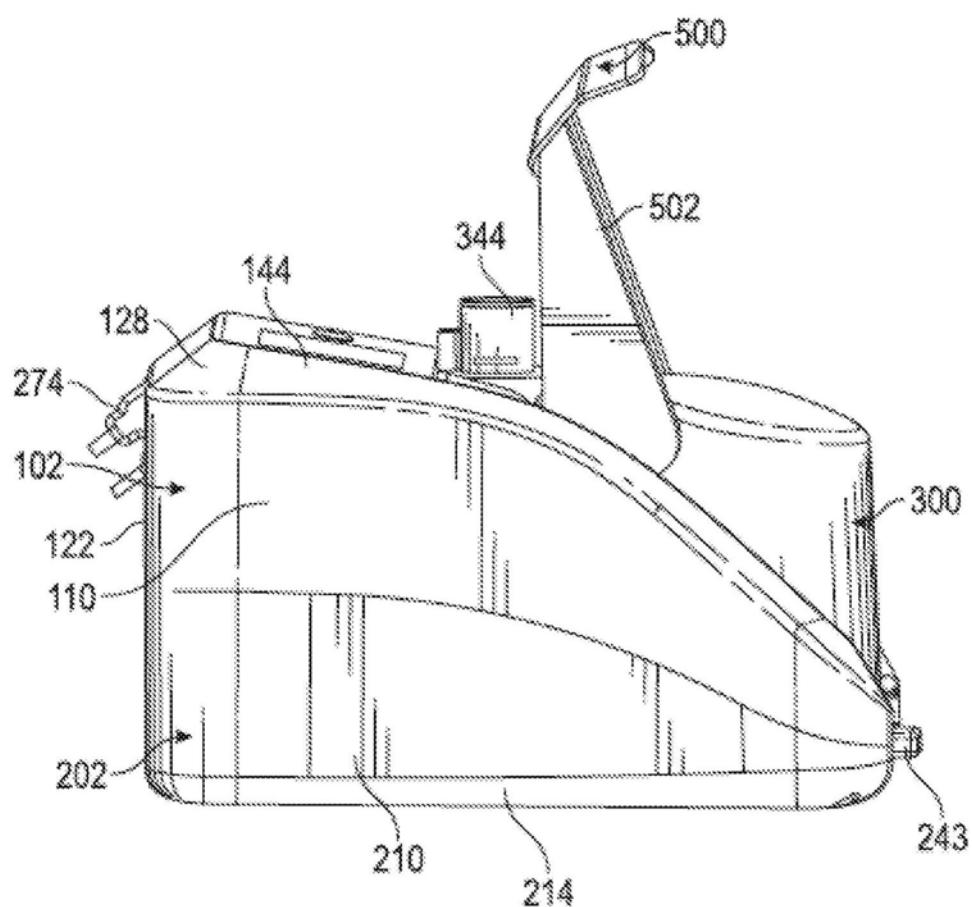


图5

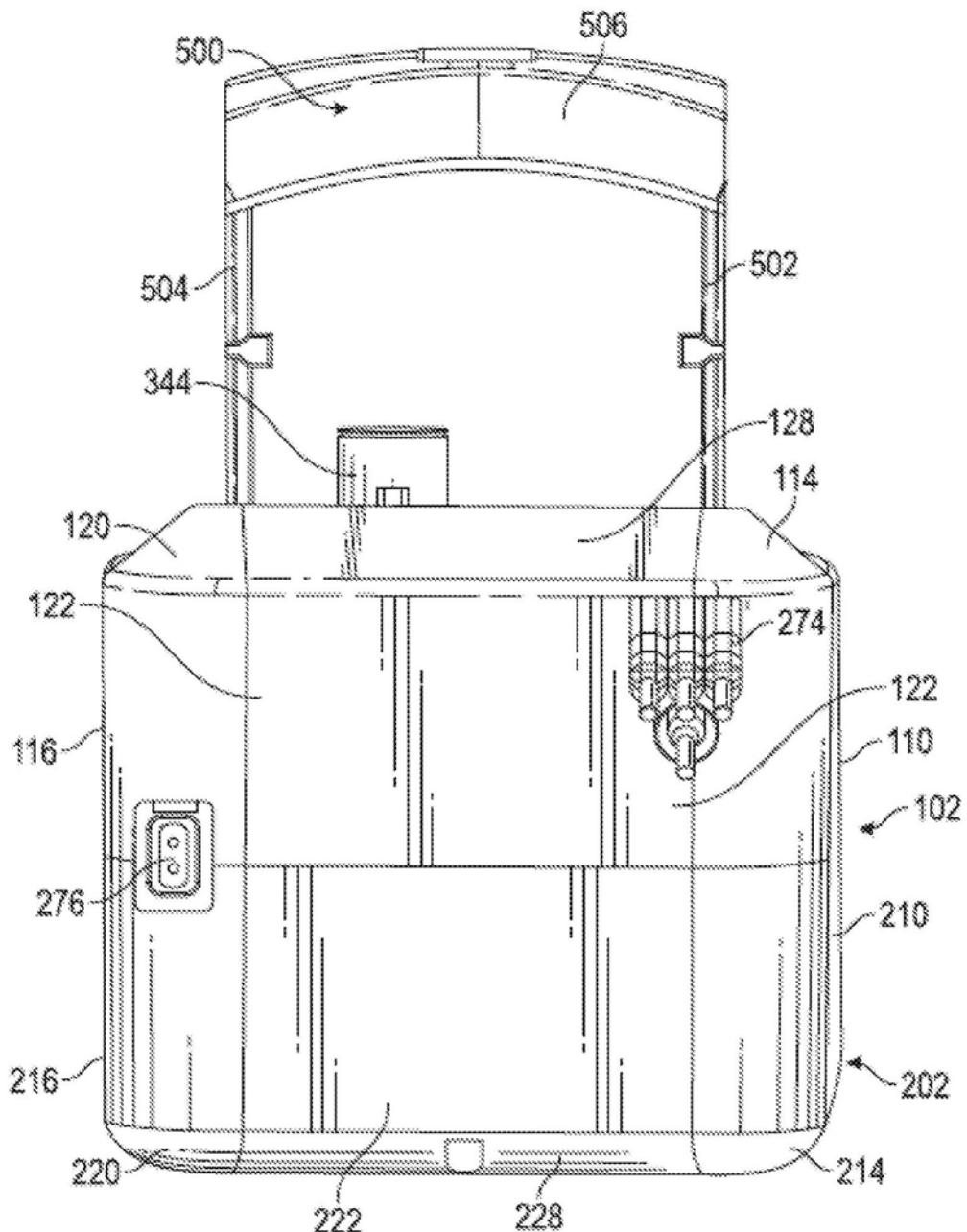


图6

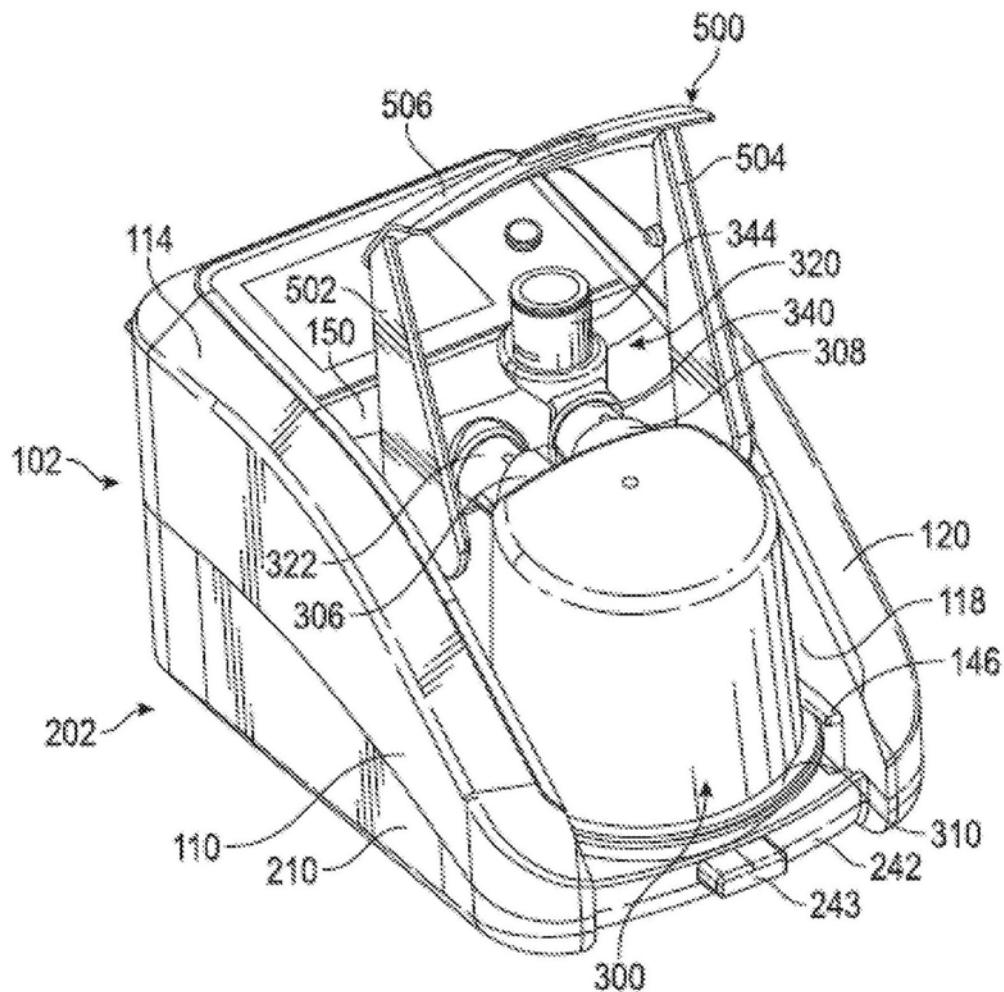


图7

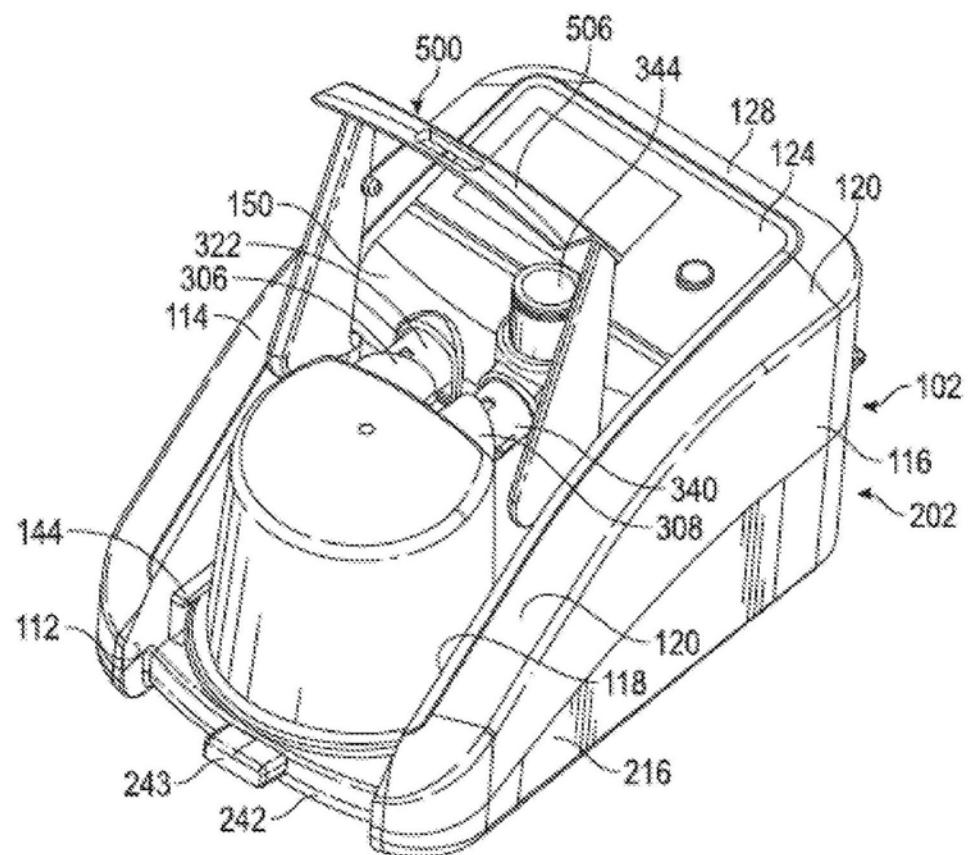


图8

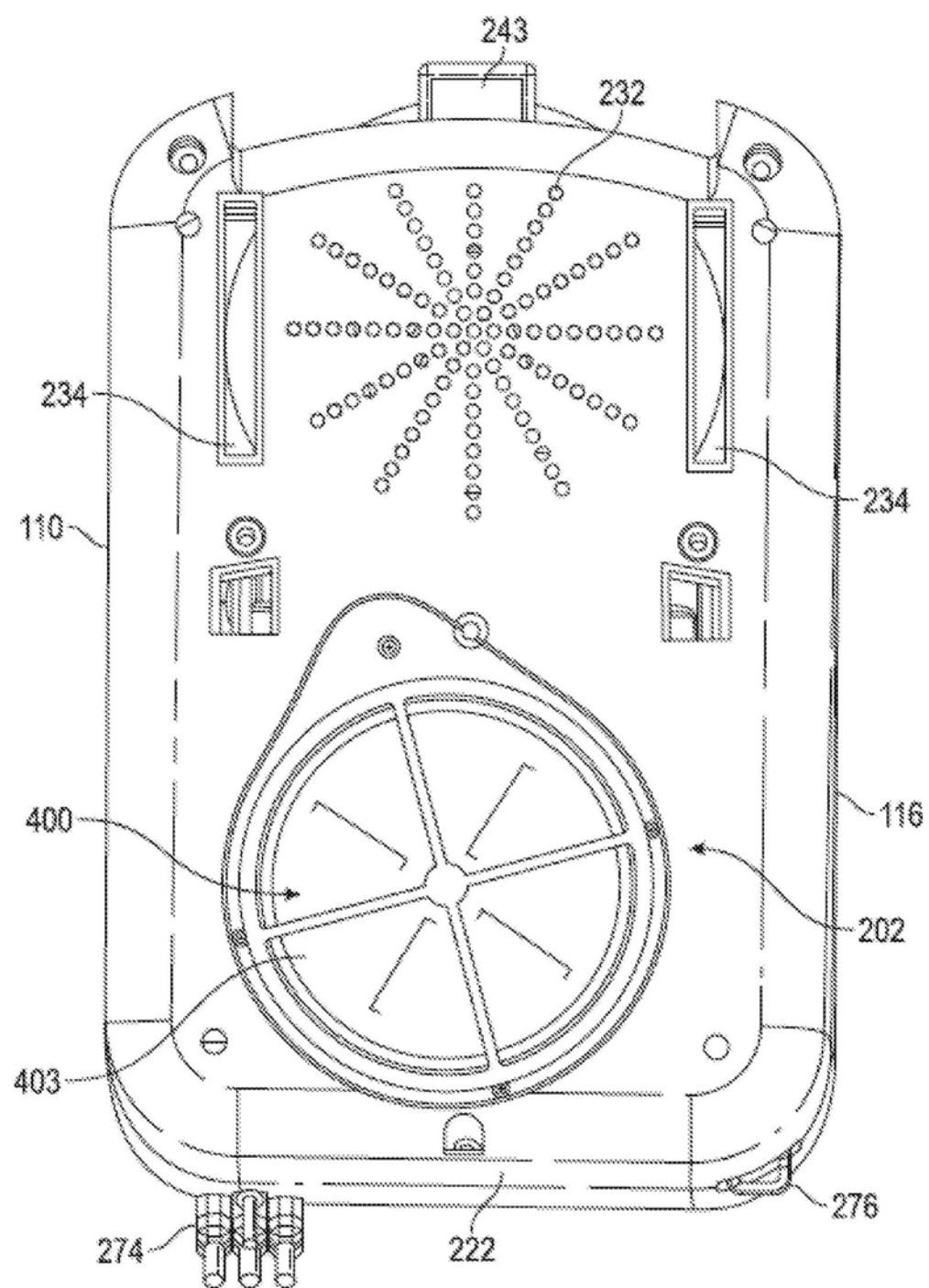


图9

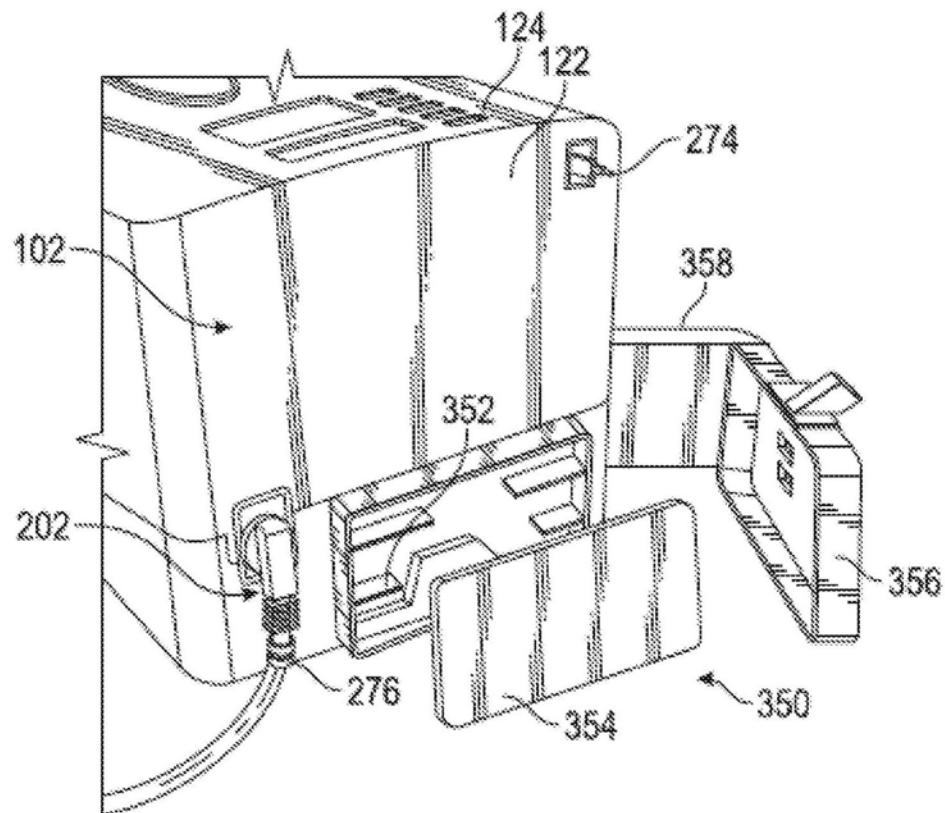


图10

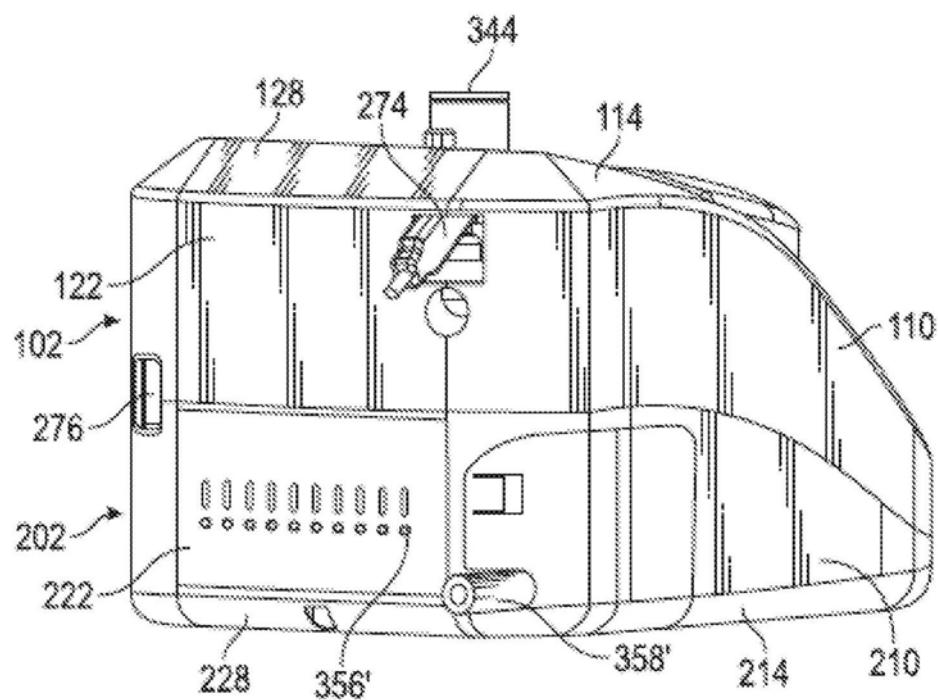


图11

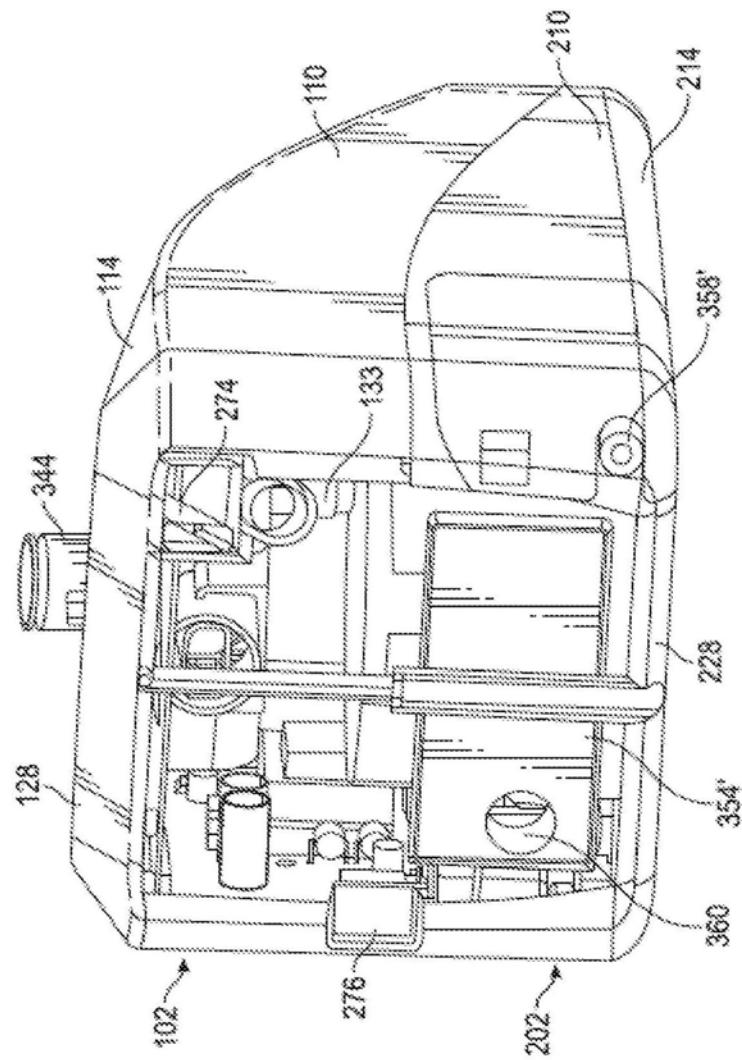


图12

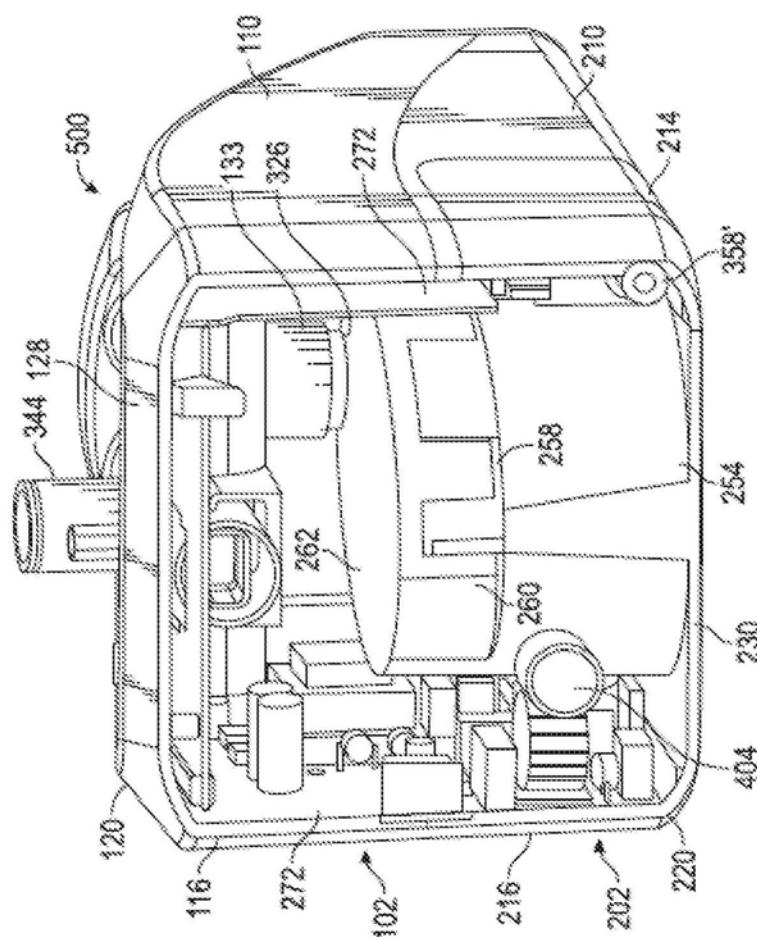


图13

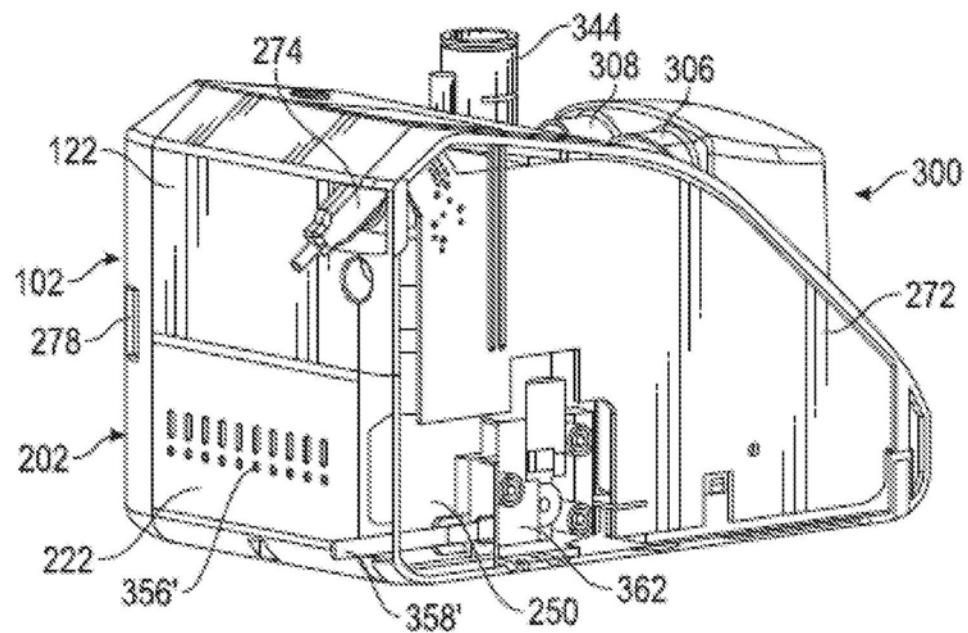


图14

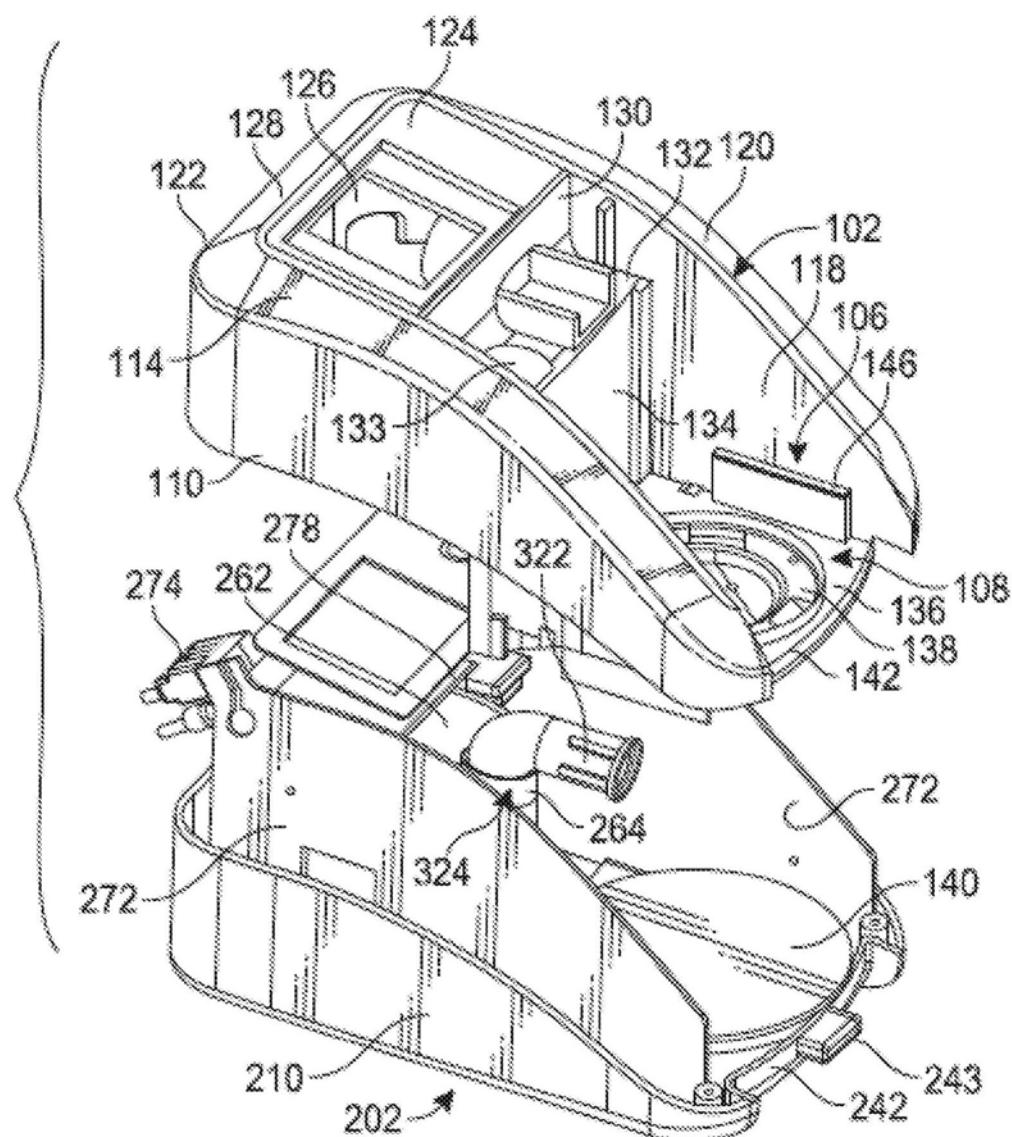


图15

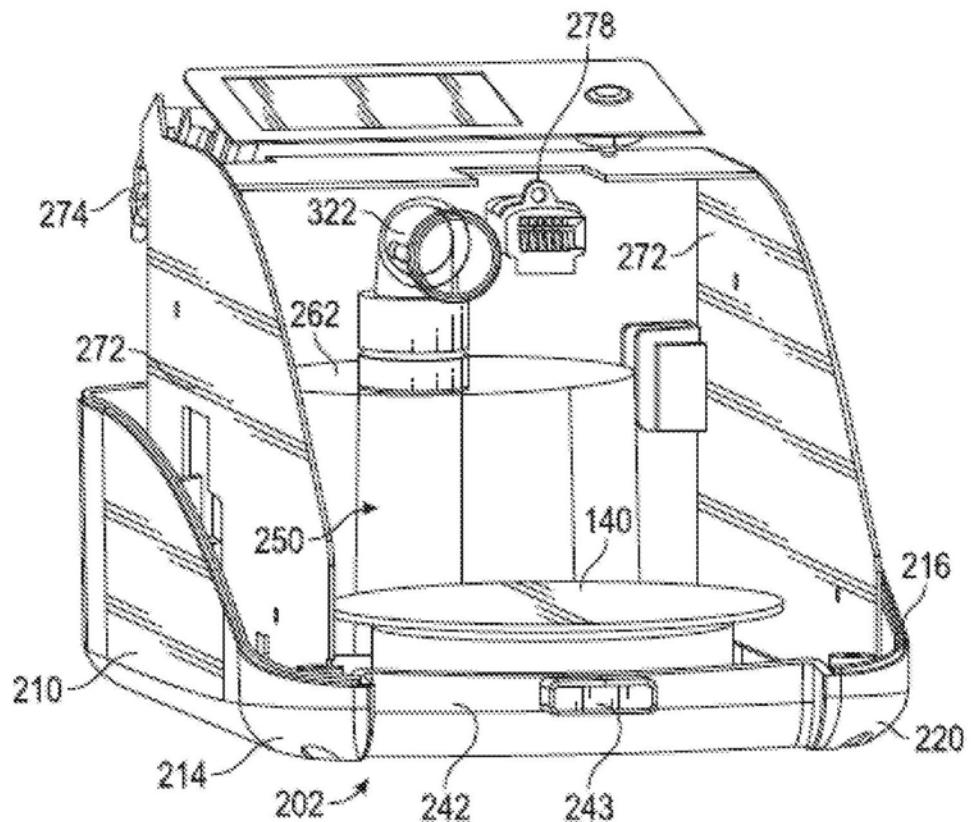


图16

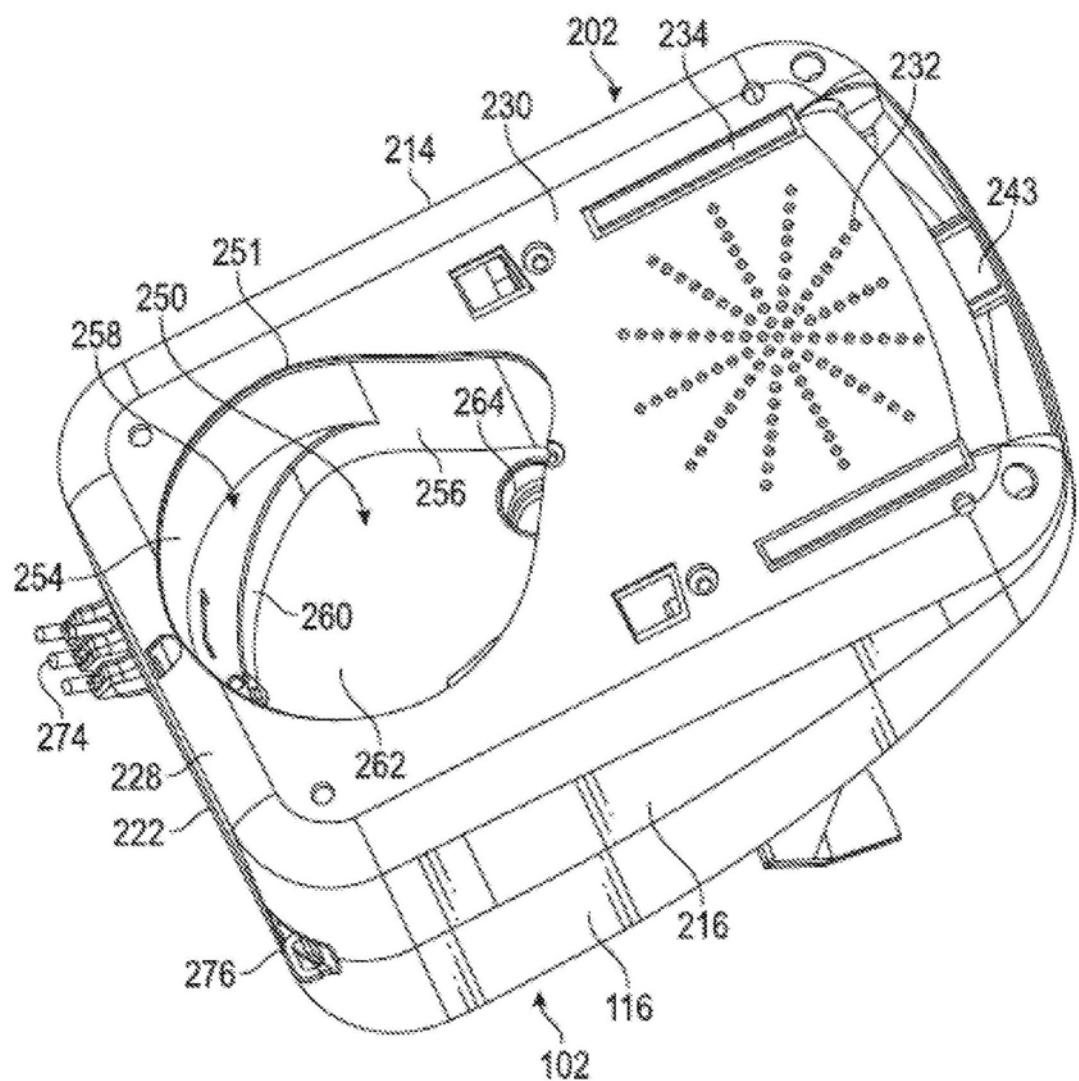


图17

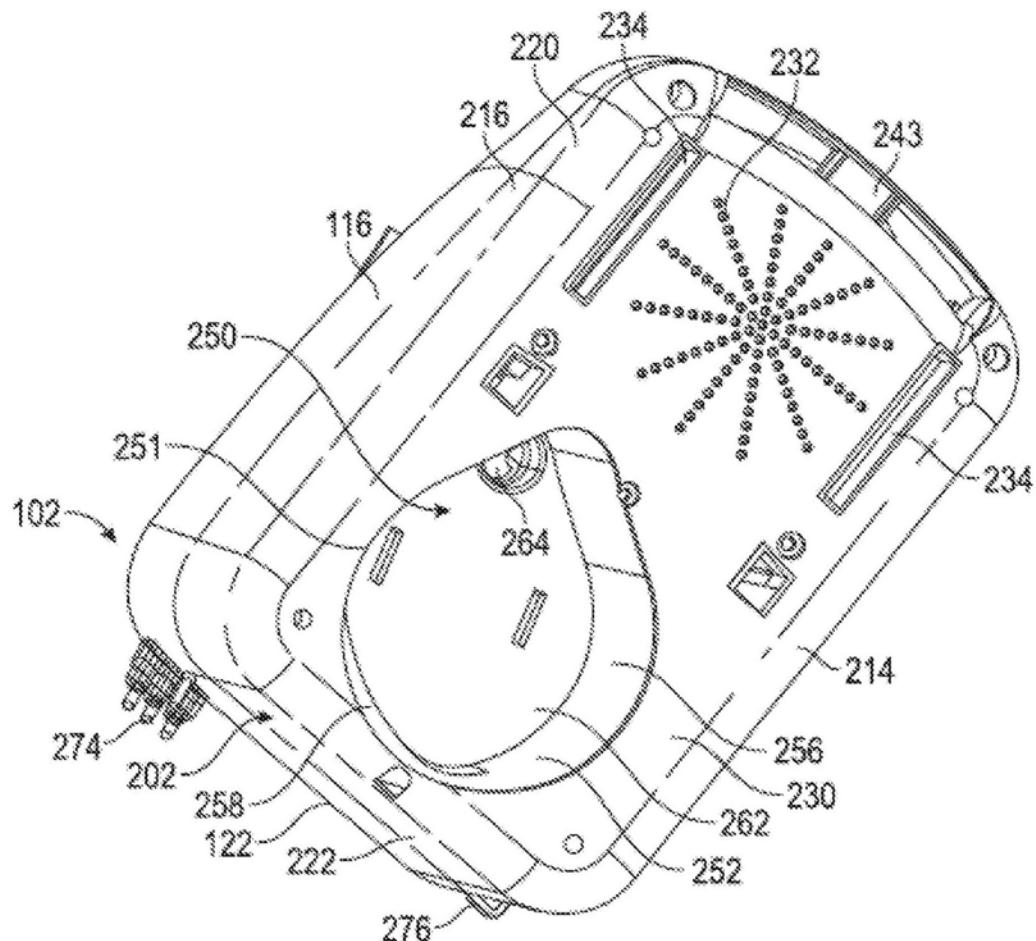


图18

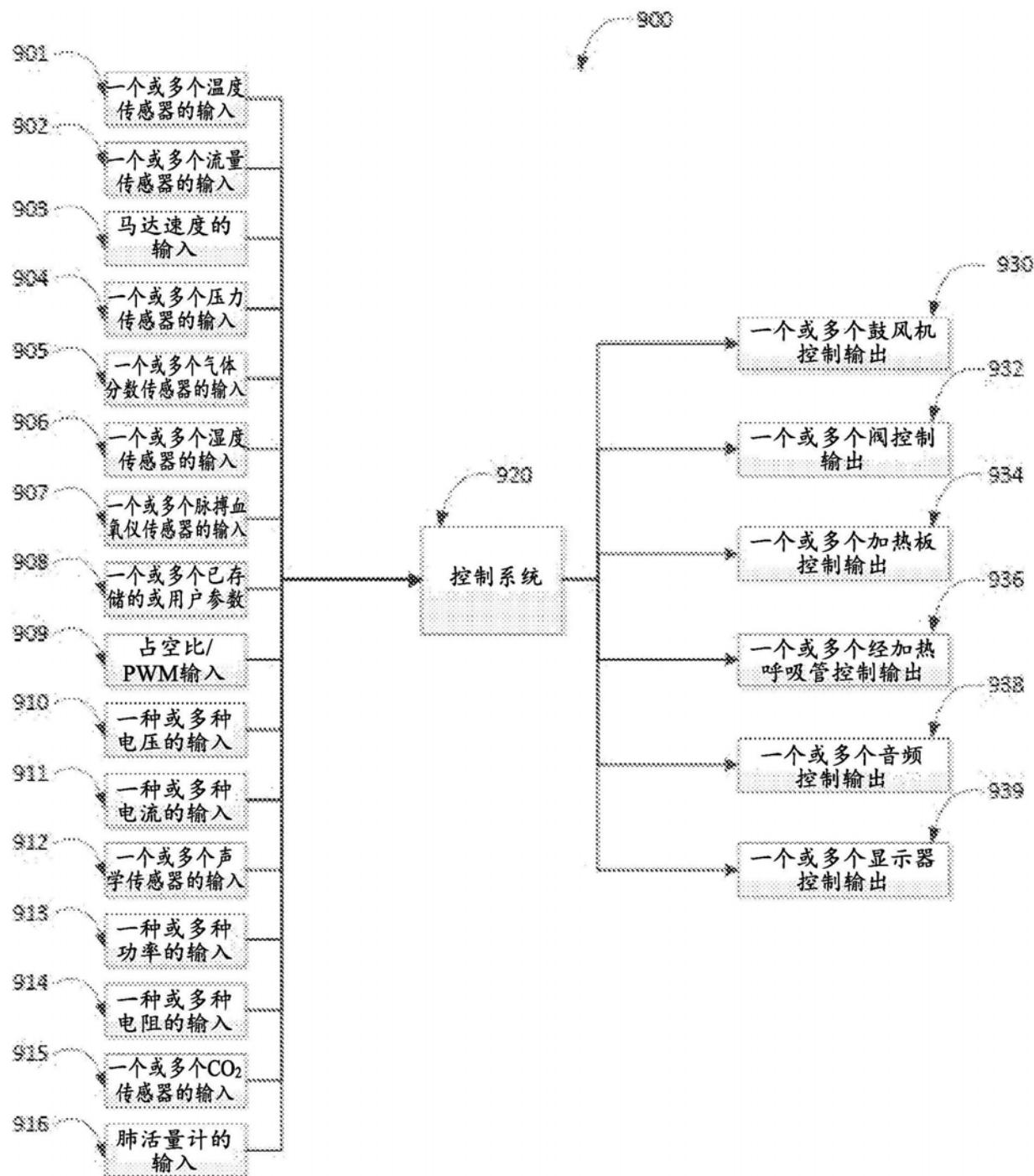


图19A

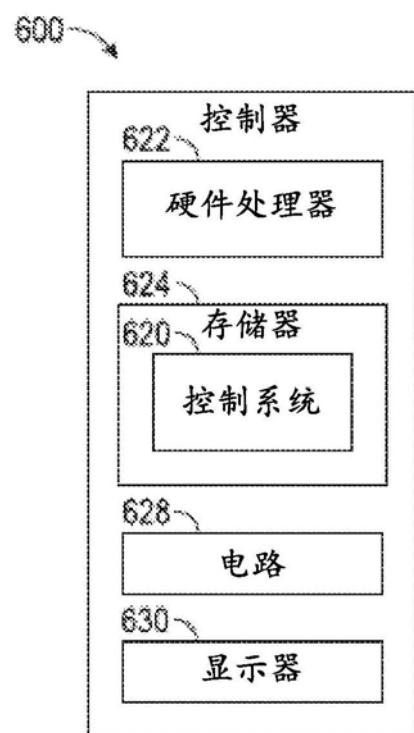


图19B

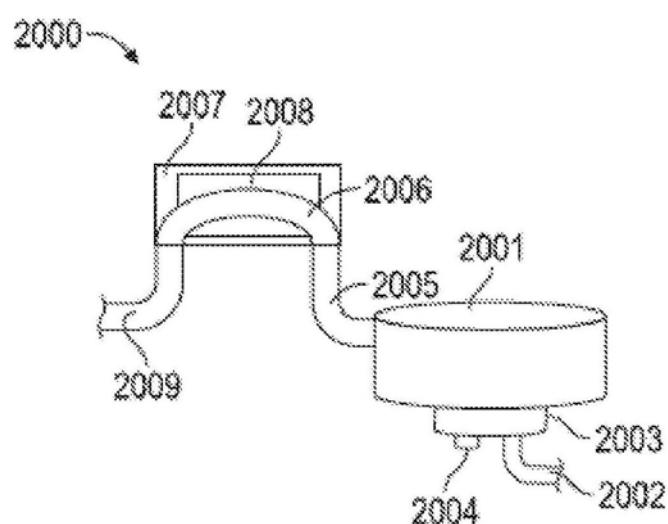


图20

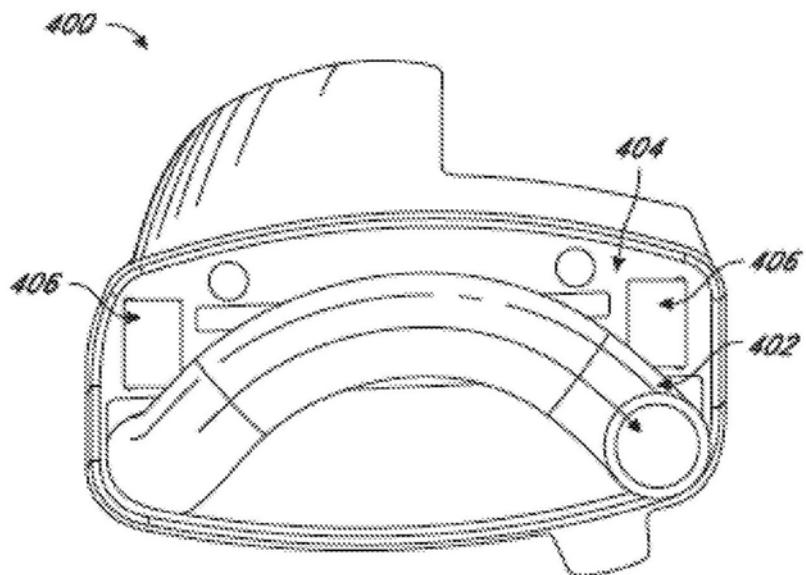


图21

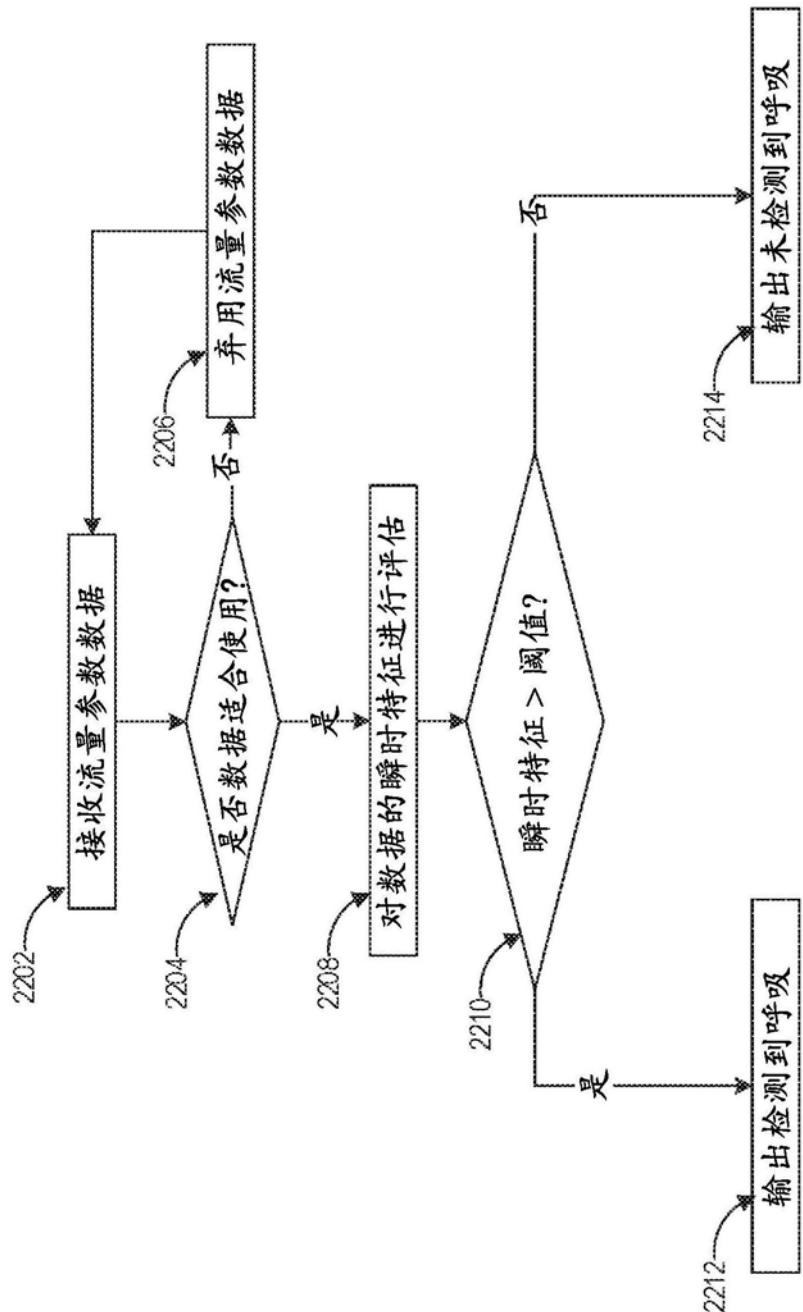


图22

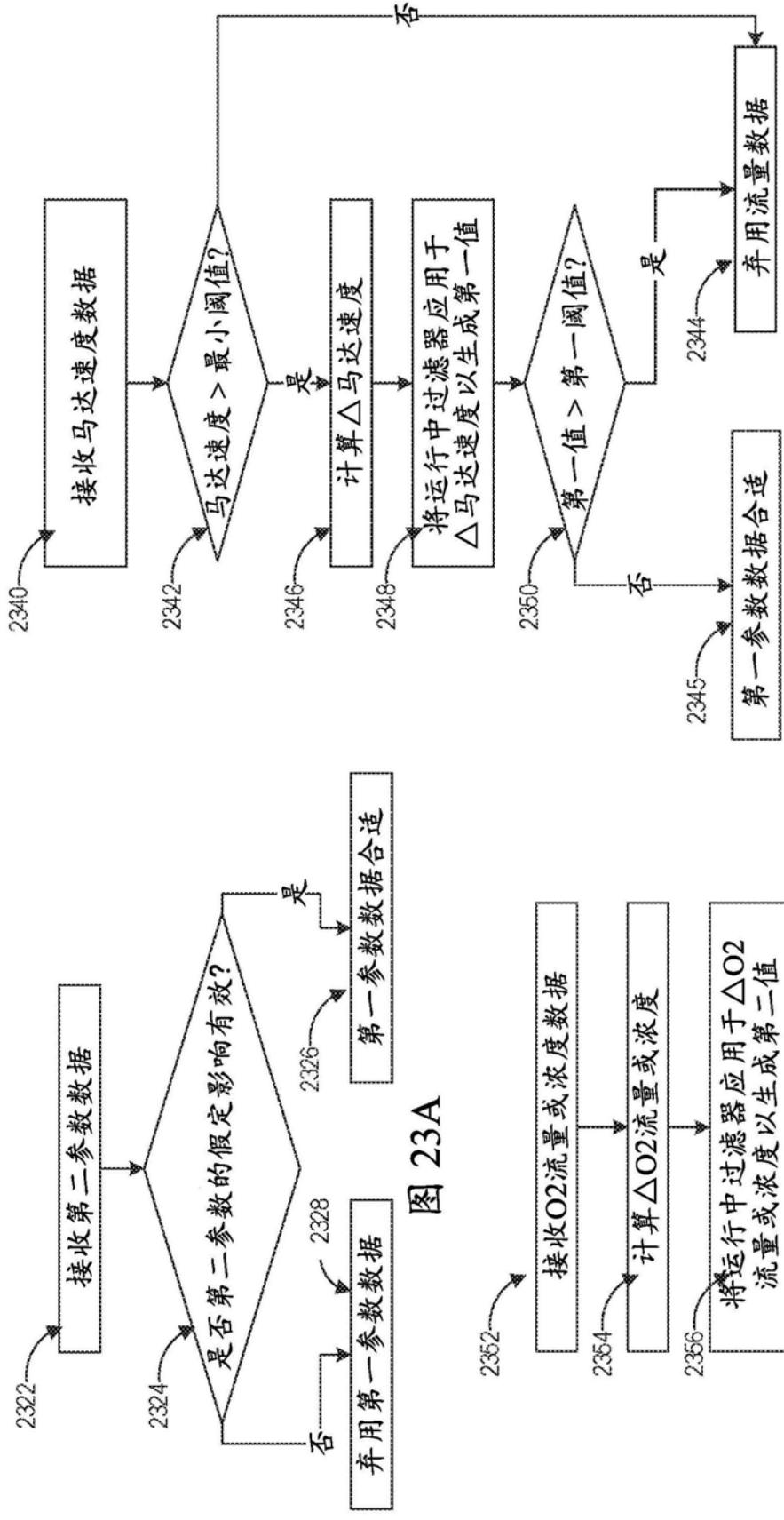


图 23B

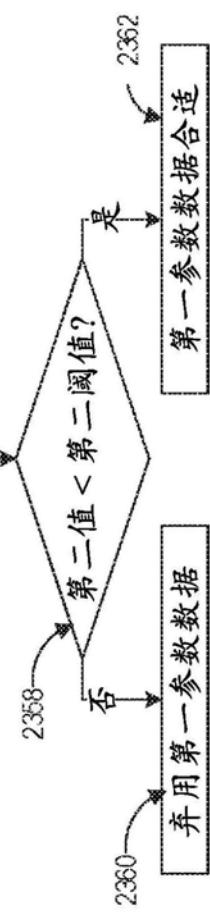


图 23C

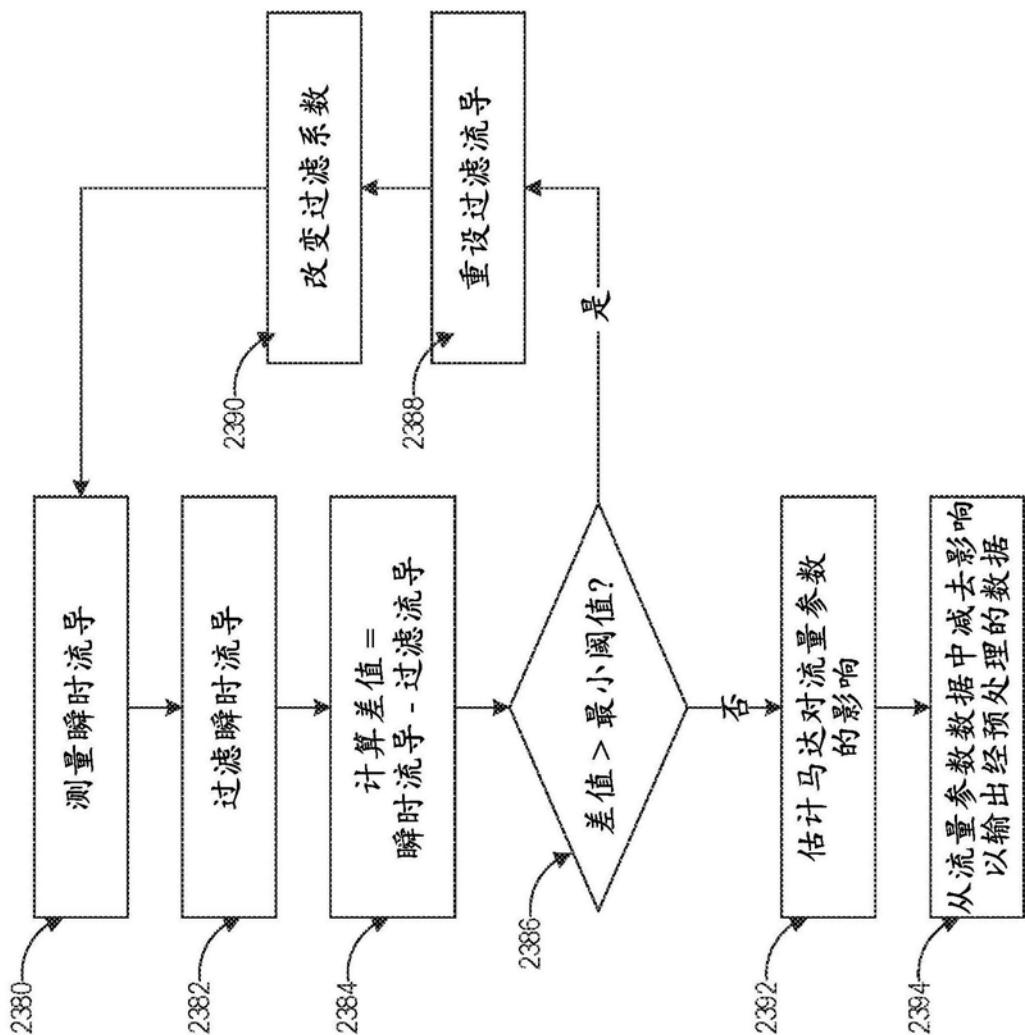


图23D

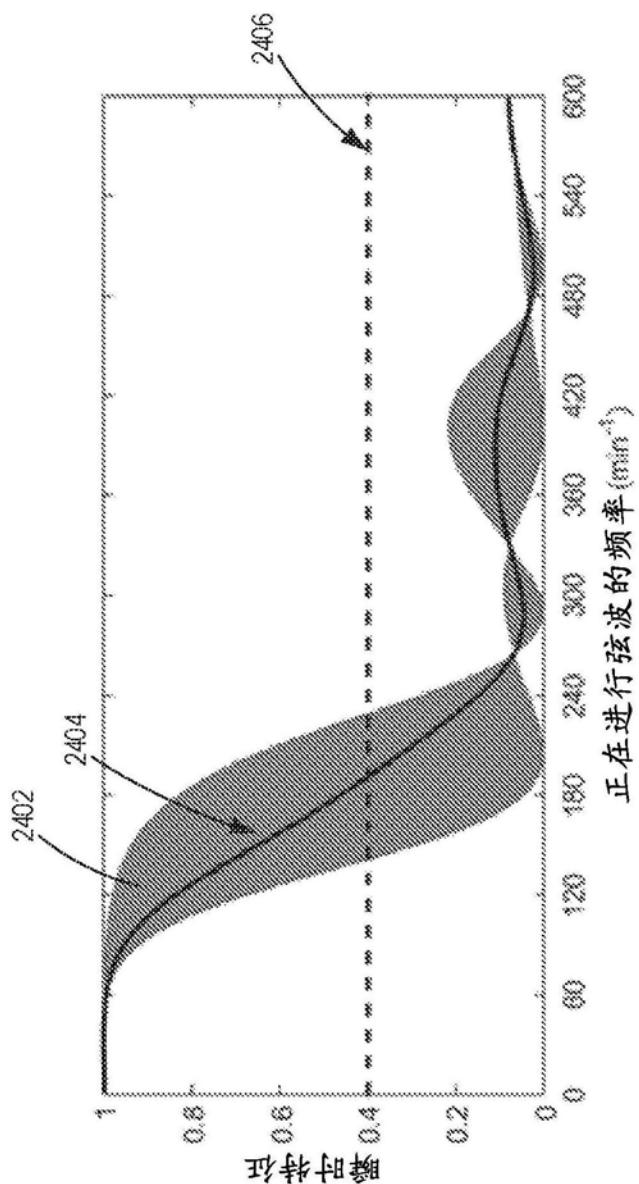


图24

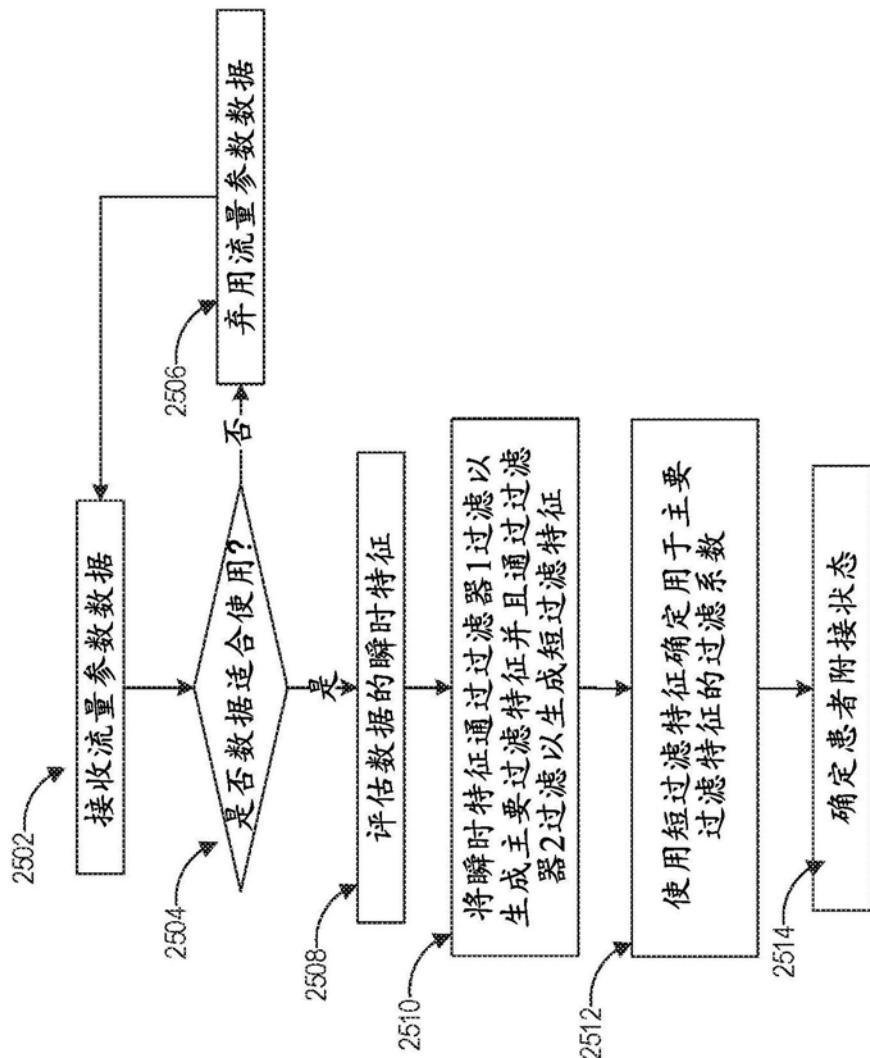


图 25A

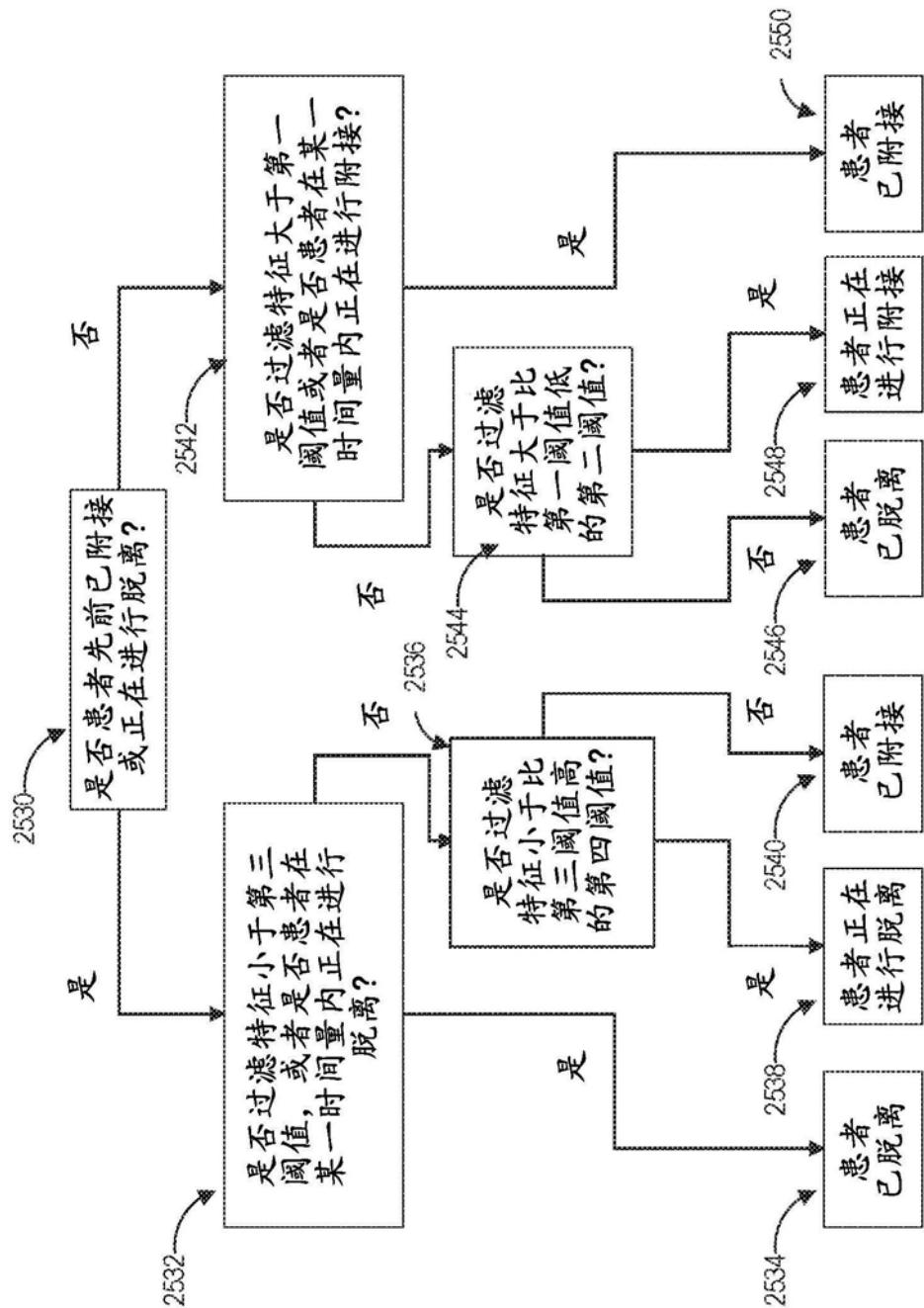


图25B

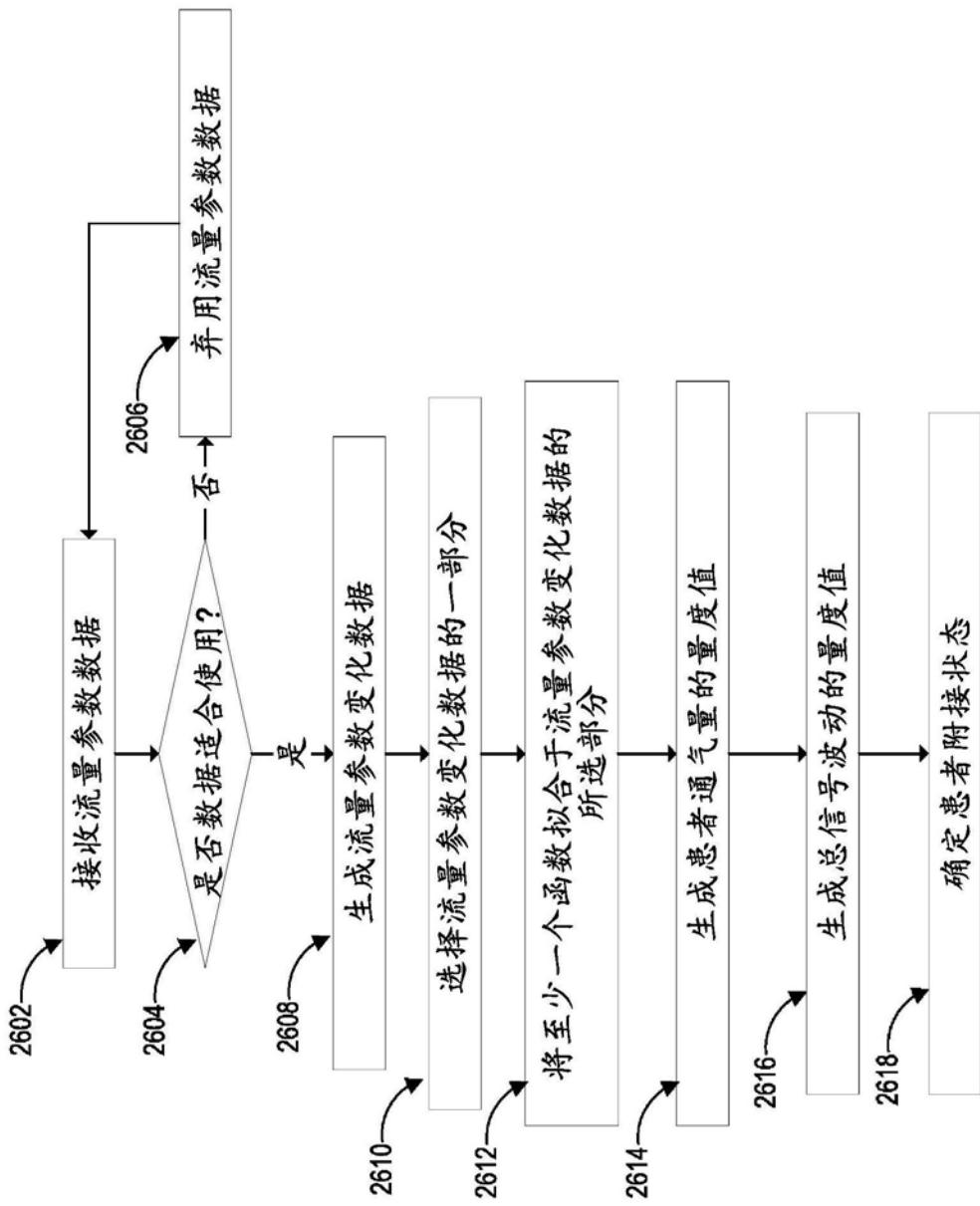


图26

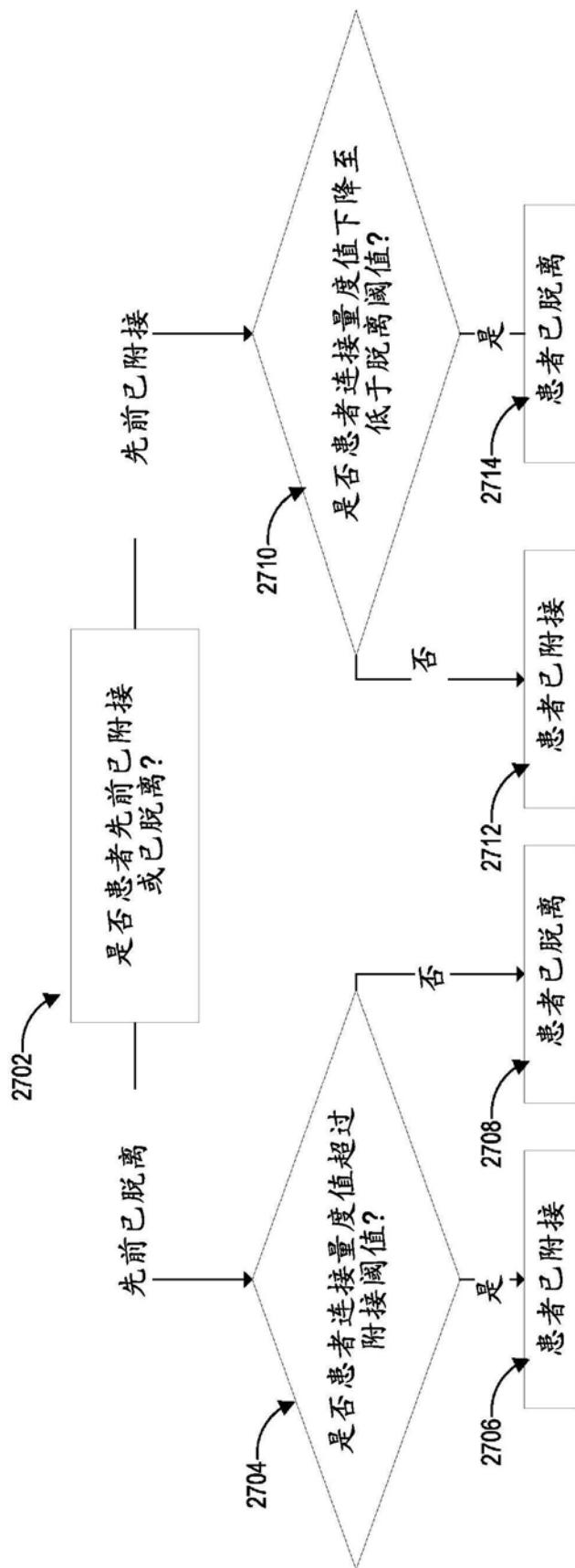


图27

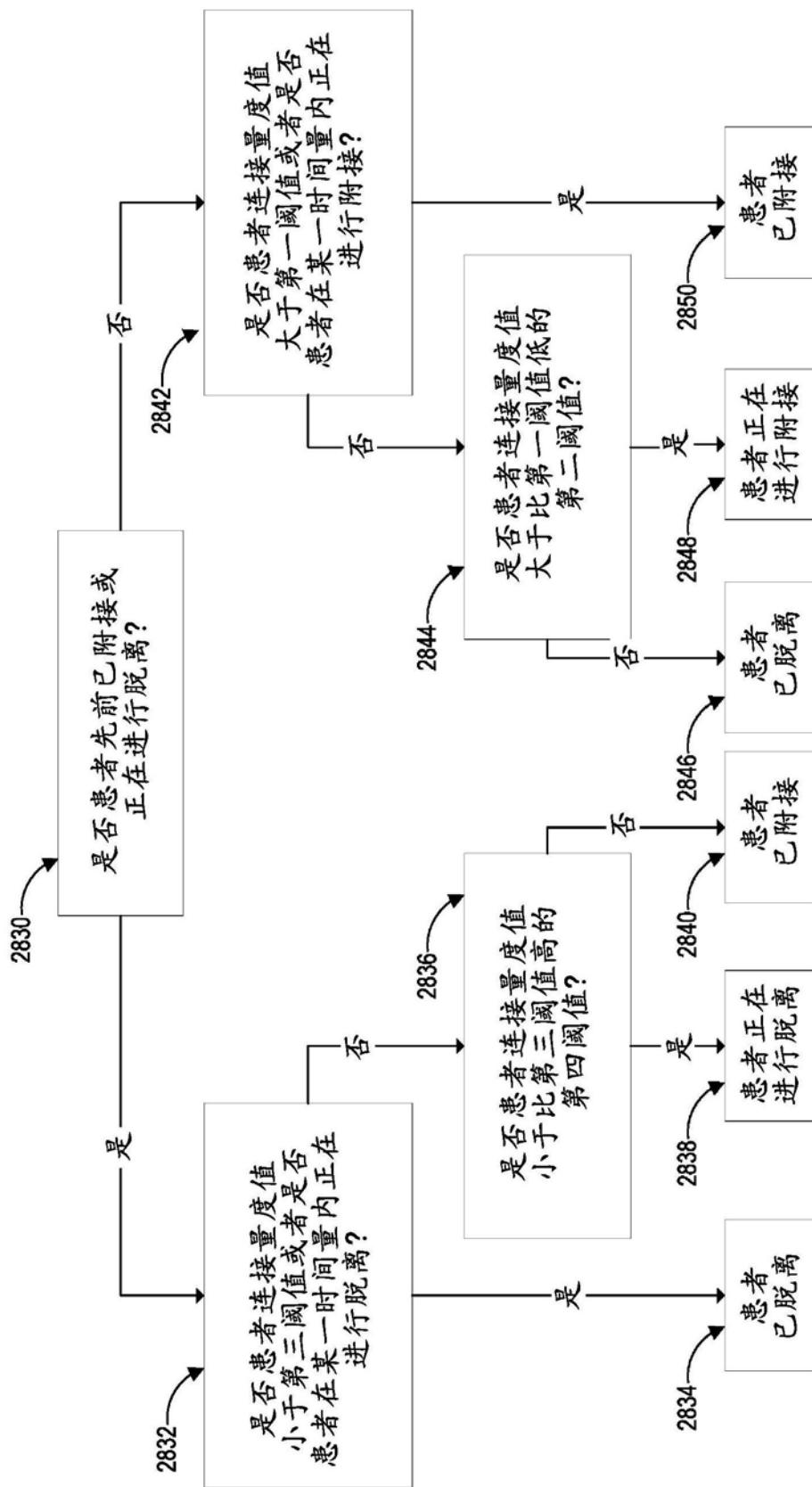


图28