

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102187343 A

(43) 申请公布日 2011. 09. 14

(21) 申请号 200980140796. 8

(22) 申请日 2009. 10. 09

(30) 优先权数据

61/105, 446 2008. 10. 15 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 04. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/054456 2009. 10. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02010/044040 EN 2010. 04. 22

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·A·奥尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

G06F 19/00 (2006. 01)

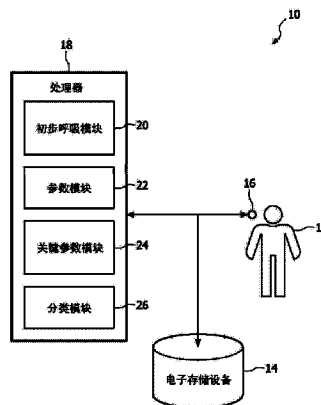
权利要求书 4 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

用于检测对象呼吸中呼吸功能不全的系统和
方法

(57) 摘要

将通过二氧化碳描记图识别的初步呼吸分类成有效或伪像, 从而检测呼吸功能不全。通过如下方式将各个呼吸分类成有效或伪像: 针对给定呼吸确定多个呼吸参数的值, 从为多个呼吸参数确定的值推断关键参数的值, 以及将关键参数的推断值与预定阈值比较。



1. 一种配置成检测呼吸功能不全的系统,所述系统包括:
 - (a) 一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置成获得与对象呼吸相关的信息并执行一个或多个模块,所述一个或多个模块包括:
 - (1) 参数模块,所述参数模块被配置成基于所述处理器获得的所述信息确定所述对象呼吸的参数,
 - (2) 关键参数模块,所述关键参数模块被配置成从所述参数模块确定的所述参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,所述关键参数是不能直接从所述处理器获得的所述信息导出的参数,以及
 - (3) 分类模块,所述分类模块被配置成通过将所述关键参数的推断值与预定阈值比较来检测所述对象呼吸中的呼吸功能不全。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,如果所述关键参数的推断值越过所述阈值,所述分类模块检测到所述对象呼吸中的呼吸功能不全。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述关键参数包括呼气体积、峰值呼吸流量、最大气道压力或胸壁运动中的一个或多个。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述预定阈值是可以由用户配置的。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述参数模块确定的所述参数包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO₂ 水平比呼吸期间最高 CO₂ 水平低某一预定量的部分、在呼吸期间观察到的 CO₂ 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段观察到的 CO₂ 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在所述呼吸期间检测到的最大 CO₂ 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差或吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述参数模块确定的所述参数包括通过汇集所述呼吸期间 CO₂ 水平样本的预定集合而确定的值。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述处理器获得的所述信息包括与提供给和 / 或接收自所述对象气道的气体相通的一个或多个传感器产生的输出信号。
8. 一种检测呼吸功能不全的方法,所述方法包括:
 - 获得与对象呼吸相关的信息;
 - 基于所获得的信息确定所述对象呼吸的参数;
 - 从所确定的参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,所述关键参数是不能直接从所获得的与所述对象呼吸相关的信息导出的参数;以及
 - 通过将所述关键参数的推断值与预定阈值比较来检测所述对象呼吸中的呼吸功能不全。
9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,如果所述关键参数的推断值越过所述阈值,则检测到所述对象呼吸中的呼吸功能不全。
10. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,所述关键参数包括呼气体积、峰值呼吸流量、最大气道压力或胸壁运动中的一个或多个。
11. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,所述预定阈值是可以由用户配置的。
12. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,从所获得的与所述对象呼吸相关的信息确定的所述参数包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO₂ 水平比呼吸

期间最高 CO₂ 水平低某一预定量的部分、在呼吸期间观察到的 CO₂ 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段观察到的 CO₂ 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在所述呼吸期间检测的最大 CO₂ 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差或吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值。

13. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,从所获得的与所述对象呼吸相关的信息确定的所述参数包括通过汇集所述呼吸期间 CO₂ 水平样本的预定集合而确定的值。

14. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,所获得的与所述对象呼吸相关的信息包括与提供和 / 或接收自所述对象气道的气体相通的一个或多个传感器产生的输出信号。

15. 一种配置成检测呼吸功能不全的系统,所述系统包括:

用于获得与对象呼吸相关的信息的模块;

用于基于所获得的信息确定所述对象呼吸的参数的模块;

用于从所确定的参数推断所述对象呼吸的关键参数的值的模块,所述关键参数是不能直接从所获得的与所述对象呼吸相关的信息导出的参数;以及

用于通过将所述关键参数的推断值与预定阈值比较来检测所述对象呼吸中的呼吸功能不全的模块。

16. 根据权利要求 15 所述的系统,其中,如果所述关键参数的推断值越过所述阈值,则检测到所述对象呼吸中的呼吸功能不全。

17. 根据权利要求 15 所述的系统,其中,所述关键参数包括呼气体积、峰值呼吸流量、最大气道压力或胸壁运动中的一个或多个。

18. 根据权利要求 15 所述的系统,其中,所述预定阈值是可以由用户配置的。

19. 根据权利要求 15 所述的系统,其中,从所获得的与所述对象呼吸相关的信息确定的所述参数包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO₂ 水平比呼吸期间最高 CO₂ 水平低某一预定量的部分、在呼吸期间观察到的 CO₂ 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段观察到的 CO₂ 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在所述呼吸期间检测的最大 CO₂ 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差或吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值。

20. 根据权利要求 15 所述的系统,其中,从所获得的与所述对象呼吸相关的信息确定的所述参数包括通过汇集所述呼吸期间 CO₂ 水平样本的预定集合而确定的值。

21. 根据权利要求 15 所述的系统,其中,所获得的与所述对象呼吸相关的信息包括与提供和 / 或接收自所述对象气道的气体相通的一个或多个传感器产生的输出信号。

22. 一种被配置成产生人工神经网络的系统,所述人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模,所述系统包括:

(a) 输入接口,所述输入接口被配置成获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的信息集合,所述信息与包括关键参数的呼吸参数集合相关,所述关键参数是呼吸不足的指标;以及

(b) 一个或多个处理器,其执行一个或多个模块,所述一个或多个模块包括:

(1) 参数模块,所述参数模块被配置成从所获得的信息集合针对所述测试对象的个体的呼吸确定所述呼吸参数集合的值;以及

(2) 建模模块,所述建模模块被配置成产生人工神经网络,所述人工神经网络对所述关

键参数的值和所述呼吸参数集合中其他呼吸参数值之间的关系进行建模,所述建模模块从所述参数模块确定的值产生人工神经网络。

23. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述关键参数包括呼气体积、峰值呼吸流量、最大气道压力或胸壁运动中的一个或多个。

24. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,呼吸参数集合包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO_2 水平比呼吸期间最高 CO_2 水平低某一预定量的部分、在呼吸期间观察到的 CO_2 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段观察到的 CO_2 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在所述呼吸期间检测的最大 CO_2 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差或吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值。

25. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述呼吸参数包括通过汇集所述呼吸期间 CO_2 水平样本的预定集合而确定的值。

26. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述输入接口获得的信息包括与提供给和/或接收自所述测试对象气道的气体相通的一个或多个传感器产生的输出信号。

27. 根据权利要求 22 所述的系统,其中,所述建模模块产生的人工神经网络可用于从所述呼吸参数集合中的所述其他呼吸参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,使得所述关键参数的推断值提供呼吸不足的指标。

28. 一种产生人工神经网络的方法,所述人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模,所述方法包括:

获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的信息集合,所述信息与包括关键参数的呼吸参数集合相关,所述关键参数是呼吸不足的指标;

从所获得的信息集合针对所述测试对象的个体的呼吸确定所述呼吸参数集合的值;以及

产生人工神经网络,所述人工神经网络对所述关键参数的值和所述呼吸参数中其他呼吸参数值之间的关系进行建模,所述人工神经网络是从所述测试对象的个体呼吸的所述呼吸参数集合的值产生的。

29. 根据权利要求 28 所述的方法,其中,所述关键参数包括呼气体积、峰值呼吸流量、最大气道压力或胸壁运动中的一个或多个。

30. 根据权利要求 28 所述的方法,其中,呼吸参数集合包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO_2 水平比呼吸期间最高 CO_2 水平低某一预定量的部分、在呼吸期间观察到的 CO_2 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段观察到的 CO_2 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在所述呼吸期间检测的最大 CO_2 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差或吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值。

31. 根据权利要求 28 所述的方法,其中,所述呼吸参数包括通过汇集所述呼吸期间 CO_2 水平样本的预定集合而确定的值。

32. 根据权利要求 28 所述的方法,其中,所获得的信息集合包括与提供给和/或接收自所述测试对象气道的气体相通的一个或多个传感器产生的输出信号。

33. 根据权利要求 28 所述的方法,其中,产生的人工神经网络可用于从所述呼吸参数

集合中的所述其他呼吸参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,使得所述关键参数的推断值提供呼吸不足的指标。

34. 一种被配置成产生人工神经网络的系统,所述人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模,所述系统包括:

用于获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的信息集合的模块,所述信息与包括关键参数的呼吸参数集合相关,所述关键参数是呼吸不足的指标;

用于从所获得的信息集合针对所述测试对象的个体呼吸确定所述呼吸参数集合的值的模块;以及

用于产生人工神经网络的模块,所述人工神经网络对所述关键参数的值和所述呼吸参数集合中的其他呼吸参数值之间的关系进行建模,所述人工神经网络是从所述测试对象的个体呼吸的所述呼吸参数集合的值产生的。

35. 根据权利要求 34 所述的系统,其中,所述关键参数包括呼气体积、峰值呼吸流量、最大气道压力或胸壁运动中的一个或多个。

36. 根据权利要求 34 所述的系统,其中,所述呼吸参数集合包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO_2 水平比呼吸期间最高 CO_2 水平低某一预定量的部分、在呼吸期间观察到的 CO_2 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段观察到的 CO_2 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在所述呼吸期间检测的最大 CO_2 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差或吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值。

37. 根据权利要求 34 所述的系统,其中,所述呼吸参数包括通过汇集所述呼吸期间 CO_2 水平样本的预定集合而确定的值。

38. 根据权利要求 34 所述的系统,其中,所获得的信息集合包括与提供给和/或接收自所述测试对象气道的气体相通的一个或多个传感器产生的输出信号。

39. 根据权利要求 34 所述的系统,其中,产生的人工神经网络可用于从所述呼吸参数集合中的所述其他呼吸参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,使得所述关键参数的推断值提供呼吸不足的指标。

用于检测对象呼吸中呼吸功能不全的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及对象呼吸中呼吸功能不全的检测以及用于这种检测中的人工神经网络的产生。

背景技术

[0002] 监测未插管对象气道处或气道附近气体的二氧化碳描记图样本以检测对象呼吸中呼吸功能不全的技术是已知的。通常,这种技术依赖于对象吸气(降低的 CO_2 水平)和呼气(增大的 CO_2 水平)时对象气道中存在的 CO_2 的变动。不过,这种技术的缺点是在很多情况下对象没有呼吸或呼吸功能不全,实施这种技术的常规系统可能无法检测到这些情况。

[0003] 例如,对象可能会努力呼吸而不能向肺中和从肺中移动充足体积气体。这些微小、无成果的呼吸可能是由镇静作用过度或气道阻塞等导致的。令人遗憾的是,简单的二氧化碳监测仪可能无法区分这些微小不充分呼吸与安全的潮式呼吸。作为另一范例,心原性振荡是心脏跳动导致非常小量气体进入和离开肺的现象。尽管这些气体运动可能被常规系统检测为充分呼吸,但移动的气体将不足以维持对象。

发明内容

[0004] 本发明的一个方面涉及一种被配置成检测呼吸功能不全的系统。在一个实施例中,系统包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置成获得与对象呼吸相关的信息并执行一个或多个模块。在一个实施例中,一个或多个模块包括参数模块、关键参数模块和分类模块。参数模块被配置成基于所述处理器获得的信息确定所述对象呼吸的参数。关键参数模块被配置成从所述参数模块确定的参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,所述关键参数是不能直接从所述处理器获得的信息导出的参数。分类模块被配置成通过将所述关键参数的推断值与预定阈值比较来检测所述对象呼吸中的呼吸功能不全。

[0005] 本发明的另一方面涉及一种检测呼吸功能不全的方法。在本发明的一个实施例中,该方法包括:获得与对象呼吸相关的信息;基于所获得的信息确定所述对象呼吸的参数;从所确定的参数推断所述对象呼吸的关键参数的值,所述关键参数是不能直接从所获得的与对象呼吸相关的信息导出的参数;以及通过将所述关键参数的推断值与预定阈值比较来检测所述对象呼吸中的呼吸功能不全。

[0006] 本发明的又一个方面涉及一种被配置成检测呼吸功能不全的系统。在一个实施例中,该系统包括:用于获得与对象呼吸相关的信息的模块;基于所获得的信息确定所述对象呼吸的参数的模块;用于从所确定的参数推断所述对象呼吸的关键参数的值的模块,所述关键参数是不能直接从所获得的与对象呼吸相关的信息导出的参数;以及用于通过将所述关键参数的推断值与预定阈值比较来检测所述对象呼吸中的呼吸功能不全的模块。

[0007] 本发明的又一方面涉及一种被配置成产生人工神经网络的系统,所述人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模。在一个实施例中,系统包括输入接口和一个或多个处理器。输入接口被配置成获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的

信息集合,所述信息与包括关键参数的呼吸参数集合相关,所述关键参数是呼吸不足的指标。一个或多个处理器执行一个或多个模块。在一个实施例中,一个或多个模块包括参数模块和建模模块。参数模块被配置成从获得的信息集合针对测试对象个体呼吸确定呼吸参数值的集合。建模模块被配置成产生人工神经网络,所述人工神经网络对关键参数值和呼吸参数集合中的其他呼吸参数值之间的关系进行建模,所述建模模块从所述参数模块确定的值产生人工神经网络。

[0008] 本发明的又一方面涉及一种产生人工神经网络的方法,所述人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模。在一个实施例中,该方法包括获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的信息集合,所述信息与包括关键参数的呼吸参数集合相关,所述关键参数是呼吸不足的指标;从获得的信息集合针对测试对象的个体呼吸确定呼吸参数集合的值;以及产生人工神经网络,所述人工神经网络对关键参数值和呼吸参数集合中其他呼吸参数值之间的关系进行建模,所述人工神经网络是从测试对象个体呼吸的呼吸参数集合的值产生的。

[0009] 本发明的又一方面涉及一种被配置成产生人工神经网络的系统,所述人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模。在一个实施例中,该系统包括:用于获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的信息集合的模块,所述信息与包括关键参数的呼吸参数集合相关,所述关键参数是呼吸不足的指标;用于从获得的信息集合针对测试对象的个体呼吸确定呼吸参数集合的值的模块;以及用于产生人工神经网络的模块,所述人工神经网络对关键参数值和呼吸参数集合中其他呼吸参数值之间的关系进行建模,所述人工神经网络是从测试对象个体呼吸的呼吸参数集合的值产生的。

[0010] 参考附图,考虑以下描述和所附权利要求,本发明的这些和其他目的、特征和特性,以及结构相关元件和部件组合的操作方法和功能以及制造的经济性将变得更加显而易见,所有附图形成本说明书的一部分,其中在各图中类似的附图标记表示对应的部分。不过,显然可以理解,附图仅是为了例示和描述的目的,并非意在界定本发明的限度。就说明书和权利要求中的使用而言,单数形式“一”、“该”包括复数引用,除非上下文另行做出了详细说明。

附图说明

[0011] 图 1 示出了根据本发明的一个或多个实施例配置成检测呼吸功能不全的系统;

[0012] 图 2 示出了根据本发明的一个或多个实施例检测呼吸功能不全的方法;

[0013] 图 3 示出了根据本发明的一个或多个实施例配置成产生人工神经网络的系统,该人工神经网络对多个呼吸参数和关键参数之间的关系建模;

[0014] 图 4 示出了根据本发明的一个或多个示范性实施例,各个呼吸的关键参数的测量值与根据人工神经网络推断的值之间的比较图;

[0015] 图 5 示出了根据本发明的一个或多个示范性实施例,测量的呼吸速率与从人工神经网络识别为有效或伪像的呼吸推断的呼吸速率的比较图;以及

[0016] 图 6 示出了根据本发明的一个或多个实施例产生人工神经网络的方法,该人工神经网络对多个呼吸参数和关键参数之间的关系建模。

具体实施方式

[0017] 图 1 示出了配置成检测对象 12 呼吸中的呼吸功能不全的系统 10。具体而言,系统 10 实施二氧化碳监测传感器和 / 或其他传感器产生的信号以初步识别对象 12 的呼吸,并确定初步识别的呼吸是有效的成果性呼吸还是伪像不足呼吸。这样一来,可以部署系统 10 以通过无创方式监测对象 12 的呼吸充分性,例如,在未给对象 12 插管的情况下。在一个实施例中,系统 10 包括电子存储设备 14、一个或多个传感器 16 和处理器 18。

[0018] 在一个实施例中,电子存储设备 14 包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储设备 14 的电子存储介质可以包括与系统 10 一体(即,基本不可移除)提供的系统存储设备和 / 或可移除存储设备之一或两者,可移除存储设备通过例如端口(例如,USB 端口、防火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移除地连接到系统 10。电子存储设备 14 可以包括一个或多个光学可读存储介质(例如光盘等)、磁性可读存储介质(例如磁带、磁盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质(例如 EEPROM、RAM 等)、固态存储介质(例如闪存驱动器等)和 / 或其他电子可读存储介质。电子存储设备 14 可以存储软件算法、处理器 18 确定的信息、传感器 16 产生的输出信号(或从输出信号导出的信息)和 / 或使系统 10 能够正常工作的其他信息。电子存储设备 14 可以是系统 10 之内的独立部件,或者可以与系统 10 的一个或多个其他部件(例如处理器 18)一体地提供电子存储设备 14。

[0019] 在一个实施例中,传感器 16 被配置成产生输出信号,输出信号传达与对象 12 气道处或附近的气体的一个或多个参数相关的信息。将传感器 16 作为单个部件论述并非要进行限制,因为传感器 16 可以包括多个传感器。在一个实施例中,传感器 16 包括二氧化碳监测传感器,其产生传达与对象 12 气道处或附近的 CO₂ 浓度相关的信息的输出信号。这并不是要进行限制。在一些实施例中,传感器 16 连同二氧化碳监测传感器一起还包括其他类型的传感器,例如氧、流量、压力、温度和 / 或湿度传感器,或包括其他类型的传感器而不是二氧化碳监测传感器。将传感器 16 产生的输出信号发送到处理器 18 和 / 或电子存储设备 14 之一或两者。

[0020] 为了产生传达与对象 12 气道处或附近的气体的一个或多个参数相关的信息的输出信号,传感器 16 与这种气体是相通的。例如,在一个实施例中,为传感器 16 提供呼吸回路(未示出,也称为“患者回路”),将其将气体引导向对象 12 的气道和 / 或从气道接收气体。呼吸回路可以包括能够向和 / 或从对象 12 输送气体的一个或多个管道以及被配置成在对象 12 的气道和一个或多个管道之间传送气体的接口器具。作为非限制性范例,接口器具可以包括鼻插管、鼻 / 口组合插管、气体输送面罩和 / 或其他接口器具中的一种或多种。

[0021] 处理器 18 被配置成提供系统 10 中的信息处理能力。这样一来,处理器 18 可以包括数字处理器、模拟处理器、设计成处理信息的数字电路、设计成处理信息的模拟电路、状态机和 / 或其他用于以电子方式处理信息的机构中的一种或多种。尽管图 1 中将处理器 18 示为单一实体,但这仅仅是出于例示的目的。在一些实施方式中,处理器 18 可以包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地位于同一装置之内,或处理器 18 可以代表由多个协同工作的装置提供的处理功能。

[0022] 如图 1 所示,在一个实施例中,处理器 18 包括初步呼吸模块 20、参数模块 22、关键参数模块 24、分类模块 26 和 / 或其他模块。模块 20、22、24 和 / 或 26 可以在软件;硬件;固件;软件、硬件和 / 或固件的某种组合中实现,和 / 或以其他方式实现。应当认识到,尽管

图 1 中将模块 20、22、24 和 26 示为共同位于单一处理单元之内,但在处理器 18 包括多个处理单元的实施方式中,模块 20、22、24 和 / 或 26 可以远离其他模块。此外,由下述不同模块 20、22、24 和 / 或 26 提供的功能描述是为了进行例示,并非要加以限制,因为模块 20、22、24 和 / 或 26 中的任意模块可以提供比描述的更多或更少的功能。例如,可以去除模块 20、22、24 和 / 或 26 中的一个或多个,可以由模块 20、22、24 和 / 或 26 中的其他模块提供被去除模块的功能的一些或全部。作为另一范例,处理器 18 可以包括一个或多个额外的模块,其可以执行下文归于模块 20、22、24 和 / 或 26 之一的一些或全部功能。

[0023] 初步呼吸模块 20 被配置成对传感器 16 产生的输出信号执行初始分析以初步识别对象 12 的各个呼吸。由于这种分析是初步性质的,所以这里将初步呼吸模块 20 识别的呼吸称为“初步呼吸”。这并非是指对象 12 进行的呼吸质量,而仅仅是指初步呼吸模块 20 在识别呼吸中提供的分析的层面。

[0024] 在一个实施例中,传感器 16 产生传达与对象 12 气道处或附近气体中 CO_2 浓度相关的信息的输出信号。在这一实施例中,初步呼吸模块 20 基于 CO_2 浓度超过和低于预定阈值的偏差识别呼吸。因为 CO_2 在呼气期间增加,在吸气期间减少,所以初步呼吸模块 20 将 CO_2 浓度超过和低于预定阈值的偏差初步识别为初步呼吸,例如吸气和呼气。为了在某种程度上细化初步呼吸模块 20 对初步呼吸的识别,初步呼吸模块 20 可以在 CO_2 浓度来回经过阈值时应用滞后作用(例如,对应于 5mmHg)。

[0025] 参数模块 22 被配置成从传感器 16 产生的输出信号确定对象 12 呼吸的多个参数。以每次初步呼吸为基础确定多个参数。作为非限制性范例,参数模块 22 确定的多个参数可以包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO_2 水平比呼吸期间最高 CO_2 水平低某一预定量(例如,低于最高 CO_2 水平的 10%)的部分、在呼吸期间观察到的 CO_2 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段(例如 100ms、200ms、300ms、400ms、500ms 等)观察到的 CO_2 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在呼吸期间检测的最大 CO_2 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值和 / 或其他参数。

[0026] 在一个实施例中,对参数模块 22 确定的参数进行归一化。作为非限制性范例,可以从针对给定参数的第一预定值,例如,针对先前测试中确定的给定参数的平均值,减去参数模块 22 针对给定参数确定的值。归一化可以包括将参数模块 22 针对给定参数确定的值或所确定值和第一预定值之间的差异除以针对给定参数的第二预定值,例如,与先前测试中确定的平均值的标准偏差。

[0027] 在一个实施例中,参数模块 22 确定的多个参数包括通过汇集给定呼吸期间 CO_2 水平样本而确定的值。可以将该值确定为 CO_2 水平的平均值、中值 CO_2 水平、累计 CO_2 水平和 / 或从多个样本确定的测得 CO_2 水平的其他汇集。例如,可以从给定呼吸期间的 CO_2 水平样本的前 10 个(或某个其他数目)确定一个参数,可以从给定呼吸期间 CO_2 水平样本的下面 10 个(或某个其他数目)确定另一个参数,等等。在这一实施例中,短呼吸可能无法提供足够多的采样点以提供可以借以确定每个值的数据,例如,使用 300 个样本,但一次呼吸恰巧仅持续了 200 个样本。在这种情况下,可以为从传感器 16 接收的信息中未提供的样本自动分配预设值,例如,零(0),并从分配的值确定参数。

[0028] 关键参数模块 24 被配置成从参数模块 22 确定的参数推断对象呼吸关键参数的

值。因为参数模块 22 是以每次初步呼吸为基础确定参数的,所以关键参数模块 24 以每次初步呼吸为基础推断关键参数。关键参数是不能直接从传感器 16 产生的输出信号量化的对象 12 的呼吸参数。关键参数是对象 12 这样的呼吸参数:如果直接测量,会比可直接从传感器 16 产生的输出信号量化的参数提供将初步呼吸分类为伪像或有效呼吸的更精确分类。例如,关键参数可以包括呼出体积、峰值呼吸流量、最大气道压力、胸壁运动和 / 或其他关键参数中的一个或多个。在一个实施例中,关键参数模块 24 从人工神经网络推断关键参数的值,人工神经网络使用参数模块 22 确定的参数作为输入,并输出针对关键参数的值。作为非限制性范例,神经网络可以实施参数模块 22 确定的 10 个参数作为输入和 / 或可以具有 20 个隐蔽层节点,其获得单个输出,即关键参数。

[0029] 分类模块 26 被配置成分析关键参数模块 24 推断的关键参数值以检测对象 12 呼吸中的呼吸功能不全。在一个实施例中,分类模块 26 通过将给定初步呼吸的关键参数值与预定阈值比较来检测对象 12 呼吸中的呼吸功能不全。可以由用户,例如护理人员、对象 12 等配置预定阈值。基于这种比较,分类模块 26 确定给定的初步呼吸是伪像呼吸还是有效呼吸。确定有若干次相继的伪像呼吸,和 / 或确定在一定量时间和 / 或一定量初步呼吸中有若干伪像呼吸可以表示对象 12 呼吸中有总体的呼吸功能不全。在一个实施例中,例如,分类模块 26 确定呼吸速率以传达对象 12 呼吸的充分性。如果分类模块 26 检测到有效呼吸,那么分类模块 26 更新呼吸速率的计算以反映出新检测到的有效呼吸。如果检测到伪像呼吸,那么分类不会更新呼吸速率的计算,直到检测到下一次有效呼吸。

[0030] 作为非限制性范例,在一个实施例中,关键参数是呼出的体积,预定阈值是最小呼出呼吸体积。关键参数模块 24 从参数模块 22 针对给定初步呼吸确定的参数推断给定初步呼吸的呼出体积值。分类模块 26 将针对给定初步呼吸的呼出体积推断值与阈值体积比较。如果推断值大于阈值体积,则将给定初步呼吸分类为有效呼吸。如果推断值小于阈值体积,则将初步呼吸分类成伪像呼吸。基于通过这种方式对给定初步呼吸及其他初步呼吸进行分类,分类模块 26 能够检测对象 12 呼吸中的呼吸功能不全。

[0031] 图 2 示出了检测对象呼吸中呼吸功能不全的方法 28。下文给出的方法 28 的操作意为例示性的。在一些实施例中,可以利用一个或多个未描述的额外操作和 / 或不用一个或多个所述操作实现该方法 28。此外,图 2 中所示和如下所述的方法 28 的操作并非要进行限制。在一些实施例中,通过与系统 10(图 1 所示并如上所述)相同或相似的系统实施方法 28。应当认识到,这并不限制本公开的范围,因为可以在多种其他系统配置下实施方法 28。

[0032] 在操作 30,监测对象气道处或气道附近的气体。在一个实施例中,由与传感器 16(图 1 所示且如上所述)相同或相似且与对象气道处或气道附近的气体相通的一个或多个传感器执行操作 30。

[0033] 在操作 32,将对象的各个呼吸初步识别为初步呼吸。在操作 32 识别初步呼吸基于在操作 30 监测气体产生的信息。在一个实施例中,由与初步呼吸模块 20(图 1 所示且如上所述)相同或相似的初步呼吸模块执行操作 32。

[0034] 在操作 34,确定对象呼吸的参数。以每次初步呼吸为基础确定参数。基于在操作 30 监测气体产生的信息确定参数。参数可以包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时

平的 10%) 的部分、在呼吸期间观察到的 CO₂ 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段 (例如 100ms、200ms、300ms、400ms、500ms 等) 观察到的 CO₂ 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在呼吸期间检测的最大 CO₂ 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值和 / 或其他参数。在一个实施例中, 对在操作 34 确定的参数进行归一化。作为非限制性范例, 可以从针对给定参数的第一预定值, 例如, 针对先前测试中确定的给定参数的平均值, 减去在操作 34 针对给定参数确定的值。归一化可以包括将在操作 34 确定的值或所确定值和第一预定值之间的差异除以针对给定参数的第二预定值 (例如, 与先前测试中确定的平均值的标准偏差)。在一个实施例中, 由与参数模块 22 (图 1 所示且如上所述) 相同或相似的参数模块执行操作 34。

[0035] 在操作 36, 推断对象呼吸的关键参数。以每次初步呼吸为基础推断关键参数。关键参数不能直接从操作 30 产生的信息量化, 而是从在操作 34 确定的参数推断的。关键参数是对象这样的呼吸参数: 如果直接测量, 会比可直接从操作 30 产生的信息导出的参数提供将初步呼吸分类为伪像或有效呼吸的更精确的分类。例如, 关键参数可以包括呼出体积、峰值呼吸流量、最大气道压力、胸壁运动和 / 或其他关键参数中的一个或多个。在一个实施例中, 在操作 36 从人工神经网络推断关键参数的值, 人工神经网络使用在操作 34 确定的参数作为输入, 并输出针对关键参数的值。在一个实施例中, 由与关键参数模块 24 (图 1 所示且如上所述) 相同或相似的关键参数模块执行操作 36。

[0036] 在操作 38, 将初步呼吸分类为伪像呼吸或有效呼吸。基于在操作 36 针对关键参数确定的对应值对给定初步呼吸分类。例如, 可以将操作 36 针对给定初步呼吸确定的关键参数值与预定阈值比较, 然后可以基于这种比较将给定初步呼吸分类为伪像或有效。在一个实施例中, 由与分类模块 26 (图 1 所示且如上所述) 相同或相似的分类模块执行操作 38。

[0037] 在操作 40, 从在操作 38 进行的初步呼吸分类确定总体的呼吸功能不全。这种确定可以基于预定数量的相继伪像呼吸、特定数目初步呼吸之内伪像呼吸与总初步呼吸的比例和 / 或以其他方式基于在操作 38 进行的初步呼吸分类。在一个实施例中, 例如, 操作 40 确定呼吸速率以传达对象呼吸的充分性。如果在操作 38 检测到有效呼吸, 那么操作 40 包括更新呼吸速率的计算以反映新检测的有效呼吸。如果检测到伪像呼吸, 那么操作 40 不会更新呼吸速率的计算, 直到检测到下一次有效呼吸。在一个实施例中, 由分类模块执行操作 40。

[0038] 图 3 示出了系统 40, 系统 40 被配置成产生人工神经网络, 人工神经网络对预定呼吸参数集合和关键参数之间的关系进行建模。关键参数是对给定察觉到的呼吸是有用的有效呼吸还是不充分的伪像呼吸提供较为精确指示的呼吸参数。可以实施系统 40 产生的人工神经网络以从针对其他呼吸参数的测得值 (例如, 图 1 中所述且如上所述的系统 10 中) 推断关键参数值。在一个实施例中, 系统 40 包括电子存储设备 42、输入接口 44 和处理器 46。

[0039] 在一个实施例中, 电子存储设备 42 包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储设备 42 的电子存储介质可以包括与系统 40 一体 (即, 基本不可移除) 提供的系统存储设备和 / 或可移除存储设备之一或两者, 可移除存储设备通过例如端口 (例如, USB 端

口、防火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移除地连接到系统 40。电子存储设备 42 可以包括一个或多个光学可读存储介质(例如光盘等)、磁性可读存储介质(例如磁带、磁盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质(例如 EEPROM、RAM 等)、固态存储介质(例如闪存驱动器等)和/或其他电子可读存储介质。电子存储设备 42 可以存储软件算法、处理器 46 确定的信息、输入接口 44 获得的信息和/或使系统 40 能够正常工作的其他信息。电子存储设备 42 可以是系统 40 之内的独立部件,或者可以与系统 40 的一个或多个其他部件(例如处理器 46)一体地提供电子存储设备 42。

[0040] 输入接口 44 被配置成在系统 40 和一个或多个信息源之间提供接口,系统 40 通过信息源接收信息。这样能够向处理器 46 和/或电子存储设备 42 之一或两者发送数据、结果和/或指令以及任何其他可发送项目,统称为“信息”。适于包括在输入接口 44 中的接口装置范例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、操纵杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、声音报警设备和/或打印机。

[0041] 显然,本发明还预期其他通信技术,有线的或无线的,作为输入接口 44。例如,本发明预期可以将输入接口与电子存储设备 42 提供的可移除存储接口集成。在本范例中,可以从可移除存储设备(例如,智能卡、闪存驱动器、可移除磁盘等)向系统 40 中加载信息,使得用户能够定制系统 40 的实施。适于用作系统 40 的用户接口 40 的其他示范性输入装置和技术包括,但不限于 RS-232 端口、RF 链路、IR 链路、调制解调器(电话、电缆或其他)。简而言之,本发明预期将与系统 40 沟通信息的任何技术用作输入接口 44。

[0042] 在工作期间,输入接口 44 被配置成获得与多位测试对象的个体的呼吸对应的信息集合。信息集合形成用于导出系统 40 产生的人工神经网络的训练数据集。信息包括在测试对象呼吸期间与测试对象气道处气体相通的一个或多个传感器(未示出)的输出信号(或从输出信号导出的信息)。例如,一个或多个传感器可以包括与图 1 所示且如上所述的传感器 16 相同或相似的传感器。在对测试对象进行测试期间,可以为测试对象施予一种或多种物质,该物质诱发影响对象呼吸水平的镇静作用。具体而言,镇静的水平将确保至少对于一些测试对象而言,呼吸的充分性被抑制到正常水平以下。例如,可以为测试对象施予异丙酚和瑞芬太尼的受控输注。在一个实施例中,输入接口 44 从每个测试对象收集数据,持续 6 到 8 小时之间。

[0043] 参考图 3,在一个实施例中,输入接口 44 获得的信息包括输出信号,从输出信号可以导出多个呼吸参数。例如,输出信号可以包括与测试对象气道处或附近的气体相通的二氧化碳监测传感器产生的输出信号。这些输出信号传达与测试对象气道处或附近的气体中 CO₂ 浓度相关的信息。输入接口 44 获得的信息还包括从其可以直接导出关键参数值的输出信号。关键参数是不能直接从输出信号量化的测试对象呼吸的参数,从所述输出信号确定其他呼吸参数。相反,直接导出关键参数的输出信号是由一个或多个传感器的独立集合产生的,其不大可能在一些治疗情况下使用或者在一些治疗情况下是困难的或笨拙的。关键参数比输入接口 44 针对其获得信息的其他呼吸参数实现了将初步呼吸分类为伪像或有效的更精确分类。例如,关键参数可以包括呼出体积、峰值呼吸流量、最大气道压力、胸壁运动和/或其他关键参数中的一个或多个。

[0044] 处理器 46 被配置成提供系统 40 中的信息处理能力。这样一来,处理器 46 可以包括数字处理器、模拟处理器、设计成处理信息的数字电路、设计成处理信息的模拟电路、状

态机和 / 或用于以电子方式处理信息的其他机构中的一种或多种。尽管图 3 中将处理器 46 示为单一实体,但这仅仅是出于例示的目的。在一些实施方式中,处理器 46 可以包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地位于同一装置之内,或处理器 46 可以代表由多个协同工作的装置提供的处理功能。

[0045] 如图 3 所示,在一个实施例中,处理器 46 包括初步呼吸模块 48、参数模块 50、关键参数模块 52、建模模块 54 和 / 或其他模块。模块 48、50、52 和 / 或 54 可以在软件;硬件;固件;软件、硬件和 / 或固件的某种组合中实现,和 / 或以其他方式实现。应当认识到,尽管图 3 中将模块 48、50、52 和 54 示为共同位于单一处理单元之内,但在处理器 46 包括多个处理单元的实施方式中,模块 48、50、52 和 54 可以远离其他模块。此外,由下述不同模块 48、50、52 和 / 或 54 提供的功能描述是为了进行例示,并非要加以限制,因为模块 48、50、52 和 / 或 54 中的任意模块可以提供比描述的更多或更少的功能。例如,可以去除模块 48、50、52 和 / 或 54 中的一个或多个,可以由模块 48、50、52 和 / 或 54 中的其他模块提供被去除模块的功能的一些或全部。作为另一范例,处理器 18 可以包括一个或多个额外的模块,其可以执行下文归于模块 48、50、52 和 / 或 54 之一的一些或全部功能。

[0046] 初步呼吸模块 48 分析与输入接口 44 获得的除关键参数之外的呼吸参数相关的信息并在各个测试对象的呼吸中识别各个初步呼吸。如上所述,在一个实施例中,输入接口 44 获得的信息包括输出信号,输出信号传达与呼吸期间测试对象气道处或附近气体中 CO_2 浓度相关的信息。在这一实施例中,初步呼吸模块 48 以与初步呼吸模块 20 (图 1 所示且如上所述) 基本相同的方式,基于 CO_2 浓度超过和低于预定阈值的偏差识别个体测试对象呼吸中的初步呼吸。

[0047] 参数模块 50 被配置成从输入接口 44 获得的信息确定除关键参数之外测试对象呼吸的呼吸参数。以每次初步呼吸为基础确定呼吸参数。于是,对于在每位测试对象呼吸中识别的每次初步呼吸,参数模块 50 从输入接口 44 获得的信息确定每个呼吸参数 (除关键参数之外) 的对应值。作为非限制性范例,参数模块 50 确定的呼吸参数可以包括下列一项或多项:吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO_2 水平比呼吸期间最高 CO_2 水平低某一预定量 (例如,低于最高 CO_2 水平的 10%) 的部分、在呼吸期间观察到的 CO_2 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段 (例如 100ms、200ms、300ms、400ms、500ms 等) 观察到的 CO_2 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在呼吸期间检测的最大 CO_2 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值和 / 或其他参数。

[0048] 在一个示范性实施例中,在完成多个测试对象的测试时,由参数模块 50 确定能够对参数的将来确定进行归一化的值。作为非限制性范例,可以由参数模块 50 确定要第一预定值 (例如,先前测试中确定的给定参数的平均值),从第一预定值中减去给定参数的将来确定,和 / 或可以确定第二预定值 (例如,与先前测试中确定的平均值的标准偏差),将给定参数的将来确定 (或将来确定和第一预定值之间的差异) 除以第二预定值。

[0049] 在一个实施例中,参数模块 22 确定的呼吸参数包括通过汇集给定呼吸期间 CO_2 水平样本而确定的值。可以将该值确定为 CO_2 水平的平均值、中值 CO_2 水平、累计 CO_2 水平和 / 或从多个样本确定的测得 CO_2 水平的其他汇集。例如,可以从给定呼吸期间的 CO_2 水平样本的前 10 个 (或某个其他数目) 确定一个呼吸参数,可以从给定呼吸期间 CO_2 水平样本的

下面 10 个（或某个其他数目）确定另一个呼吸参数，等等。在这一实施例中，短呼吸可能无法提供足够多的采样点以提供可以借以确定每个值的数据（例如，使用 300 个样本，但一次呼吸恰巧仅持续了 200 个样本）。在这种情况下，可以为从传感器 16 接收的信息中未提供的样本自动分配预设值，例如，零 (0)，并从分配的值确定呼吸参数。

[0050] 关键参数模块 52 被配置成从输入接口 44 获得的信息确定关键参数。关键参数是以每次初步呼吸为基础从输入接口 44 获得的信息直接导出的。关键参数模块 52 能够直接从输入接口 44 获得的信息导出关键参数的值，因为，如上所述，输入接口 44 获得的信息包括特定治疗情况期间通常不使用的传感器产生的输出信号。关键参数模块 52 执行的结果是直接测得的关键参数值的集合，其与初步呼吸模块 48 在测试对象呼吸中识别的各个初步呼吸对应。

[0051] 建模模块 54 被配置成产生人工神经网络，人工神经网络对关键参数值和其他呼吸参数值之间的关系进行建模。如这里使用的，术语“人工神经网络”是指基于生物学神经网络的数学和 / 或计算模型。人工神经网络可以包括人工神经元的互连组，并可以使用计算的联结方法处理信息。已经设计出各种搜索算法和网络架构来对输入数据的给定集合和人工神经网络范型 (paradigm) 之内对应期望输出之间的关系进行最佳建模。这样一来，在此不对建模模块 54 用于从处理器 46 导出的参数产生人工神经网络的技术进行详细描述。建模模块 54 产生的人工神经网络对关键参数的值和其他呼吸参数的值之间的关系建模，这是因为人工神经网络使用给定呼吸的呼吸参数作为输入，并输出针对给定呼吸的关键参数的值。

[0052] 在一个示范性实施例中，测试由建模模块 54 产生的人工神经网络以确保其有效性。例如，在一个实施例中，处理器 46 仅实施从测试对象收集的一部分数据来以以上述方式产生人工神经网络。然后实施其余数据以测试产生的人工神经网络。这样能够将关键参数的推断值直接与关键参数的测得值进行比较（在临床使用中这可能是不可能的）。例如，图 4 示出了数据点图，其中关键参数为呼吸体积，x 轴为各个呼吸的测得值，y 轴为从系统 40 产生的人工神经网络推断的值。

[0053] 类似地，实施一些收集的测试数据来测试人工神经网络能够将对关键参数进行直接测量而确定的呼吸速率与实施人工神经网络以推断呼吸速率而确定的呼吸速率进行比较。例如，图 5 示出了针对个体测试对象的曲线图呼吸速率确定，其中 x 轴表示从对关键参数（呼吸体积）直接测量而确定的测试对象的呼吸速率，y 轴表示通过如下方式确定的同一测试对象的呼吸速率：(i) 常规方法（正方形的点），以及 (ii) 根据人工神经网络的关键参数的推理（菱形点）。如图 5 所示，基于人工神经网络识别的有效呼吸而确定的速率相对于仅使用二氧化碳监测测量识别呼吸的确定提供了更高的精确度。

[0054] 图 6 示出了产生人工神经网络的方法 56，人工神经网络对呼吸参数的预定集合和关键参数之间的关系进行建模。下文给出的方法 56 的运行意在进行例示。在一些实施例中，可以利用一个或多个未描述的额外操作和 / 或不用一个或多个所述操作实现该方法 56。此外，图 4 中所示和如下所述的方法 56 的运行顺序并非要进行限制。在一些实施例中，通过与系统 40（图 3 所示并如上所述）相同或相似的系统实施方法 56。应当认识到，这并不限制本公开的范围，因为可以在多种其他系统配置下实施方法 56。

[0055] 在操作 58，获得与多个测试对象的个体的呼吸对应的信息集合。信息集合形成用

于导出由方法 56 产生的人工神经网络的训练数据集。信息包括在测试对象呼吸期间与测试对象气道处的气体相通的一个或多个传感器（未示出）的输出信号（或从输出信号导出的信息）。在操作 58 获得的信息包括可以导出多个呼吸参数的信息。例如，该信息可以包括测试对象气道处或附近气体的二氧化碳描记图样本。在操作 58 获得的信息还包括可以直接导出关键参数的信息。关键参数是不能直接从用于确定其他呼吸参数的信息（例如二氧化碳描记图样本）量化的测试对象的呼吸参数。相反，直接导出关键参数的信息对应于一些治疗情况下不大可能利用的一个或多个传感器的独立集合产生的输出信号。关键参数比在操作 58 获得其信息的其他呼吸参数实现了将初步呼吸分类为伪像或有效的更精确分类。例如，关键参数可以包括呼出体积、峰值呼吸流量、最大气道压力、胸壁运动和 / 或其他关键参数中的一个或多个。在一个实施例中，由与输入接口 44（图 3 所示且如上所述）相同或相似的输入接口执行操作 58。

[0056] 在操作 60，分析在操作 58 获得的与除关键参数之外的呼吸参数相关的信息，以初步识别各位测试对象呼吸中的各个初步呼吸。在一个实施例中，由与初步呼吸模块 48（图 3 所示且如上所述）相同或相似的初步呼吸模块执行操作 60。

[0057] 在操作 62，从在操作 58 获得的信息确定除关键参数之外测试对象呼吸的呼吸参数。以每次初步呼吸为基础确定呼吸参数。于是，对于在操作 60 在每位测试对象呼吸中识别的每次初步呼吸，在操作 62 确定每个呼吸参数（除关键参数之外）的对应值。作为非限制性范例，在操作 62 确定的呼吸参数可以包括下列一项或多项：吸气时间和呼气时间的时间比、吸气时间中 CO₂ 水平比呼吸期间最高 CO₂ 水平低某一预定量（例如，低于最高 CO₂ 水平的 10%）的部分、在呼吸期间观察到的 CO₂ 最大分压与观察到最大值的时间点之前预定时间段（例如 100ms、200ms、300ms、400ms、500ms 等）观察到的 CO₂ 分压之间的差异、呼吸期间呼气时间中二氧化碳描记图在呼吸期间检测的最大 CO₂ 的 10% 之内的部分、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的标准偏差、吸气期间采集的二氧化碳描记图样本的平均值和 / 或其他参数（例如，上文结合参数模块 50 所述的参数）。在一个实施例中，由与参数模块 50（图 3 所示且如上所述）相同或相似的参数模块执行操作 62。

[0058] 在操作 64，直接从在操作 58 获得的信息确定关键参数。以每次初步呼吸为基础导出关键参数。直接从在操作 58 获得的信息导出关键参数的值，因为，如上所述，在操作 58 获得的信息包括与特定治疗情况下一般不使用的传感器产生的输出信号对应的信息。在操作 64 执行的结果是针对关键参数值的直接测得的集合，所述集合与在操作 60 识别的测试对象呼吸中各个初步呼吸对应。

[0059] 在操作 66，产生人工神经网络，人工神经网络对在操作 62 确定的呼吸参数和关键参数之间的关系建模。在操作 66 产生的人工神经网络使用给定呼吸的呼吸参数作为输入，并输出针对给定呼吸的关键参数的值。在一个实施例中，由与建模模块 54（图 3 所示且如上所述）相同或相似的建模模块执行操作 66。

[0060] 尽管已经基于当前认为最现实且优选的实施例出于例示目的详细描述了本发明，但要理解，这种细节仅仅是为了该目的，本发明不限于公开的实施例，而是相反，意在覆盖在所附权利要求的精神和范围之内的修改和等价布置。例如，要理解本发明预期在可能的程度上可以将任何实施例的一个或多个特征与任何其他实施例的一个或多个特征组合。

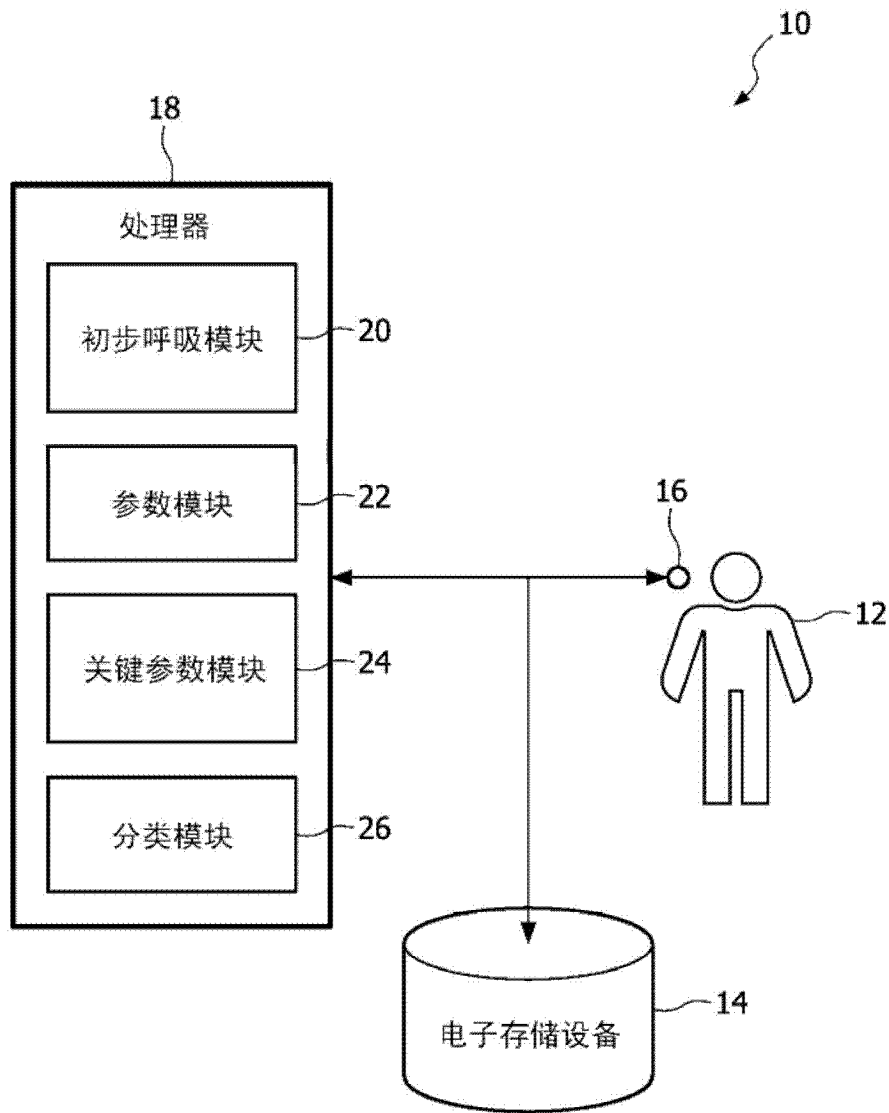


图 1

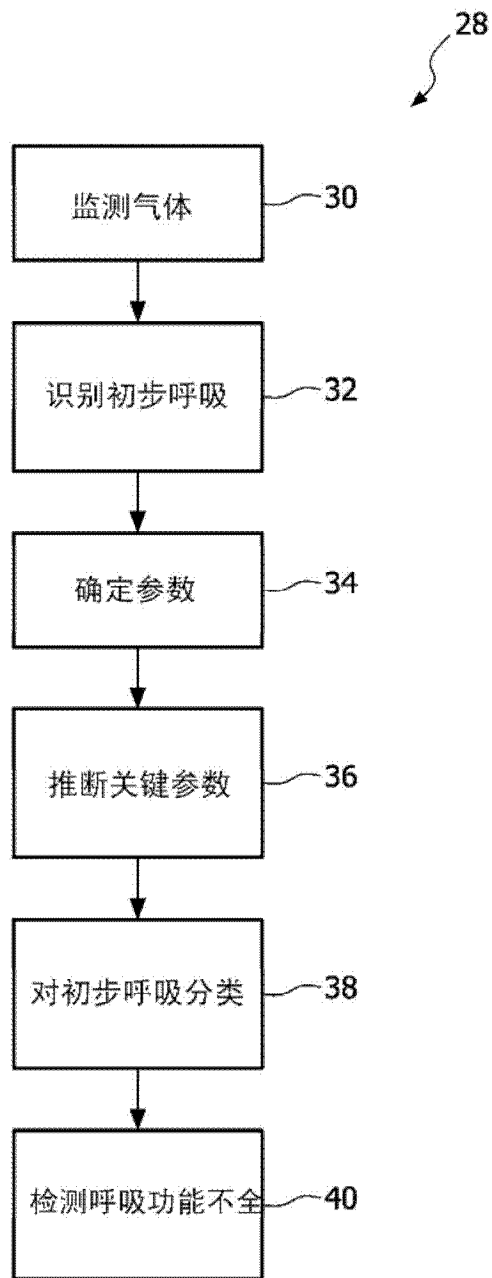


图 2

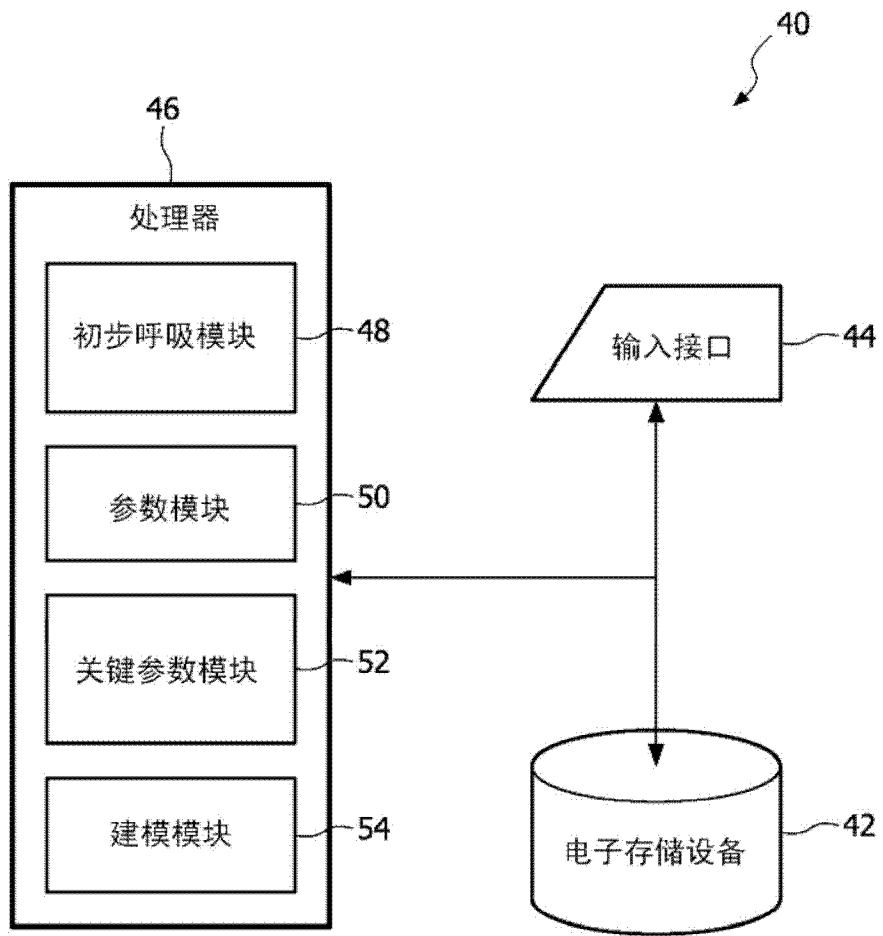


图 3

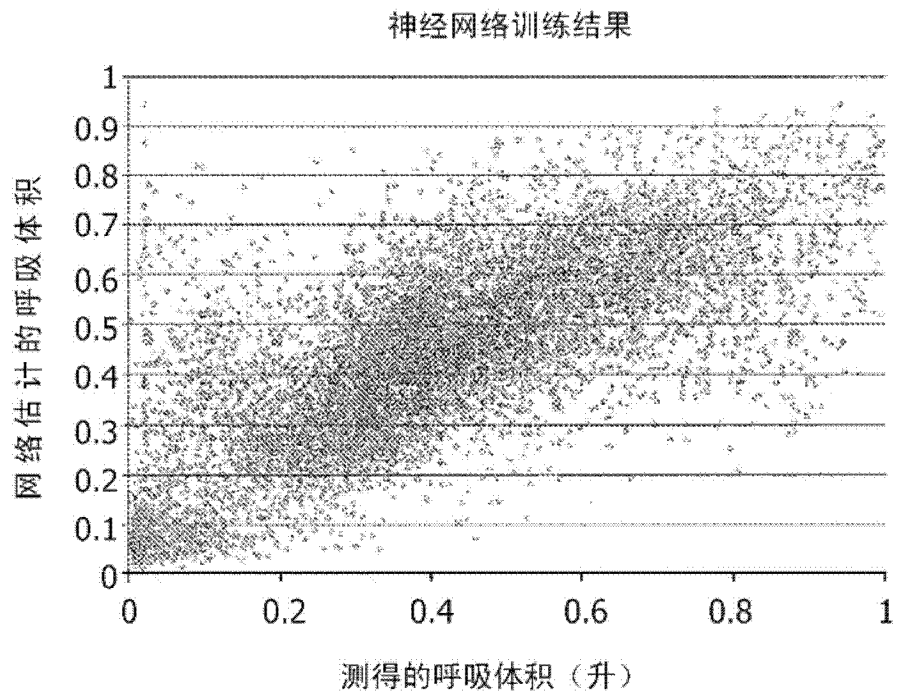


图 4

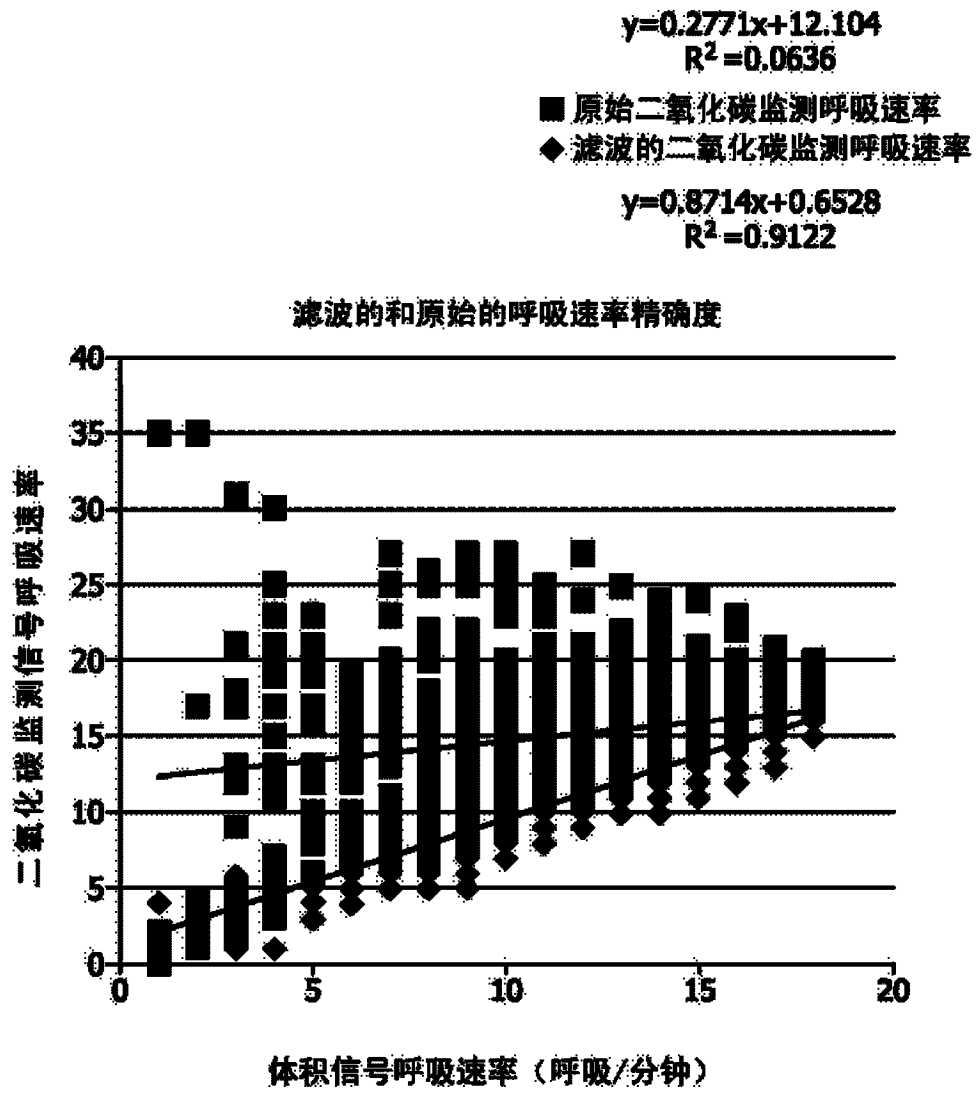


图 5

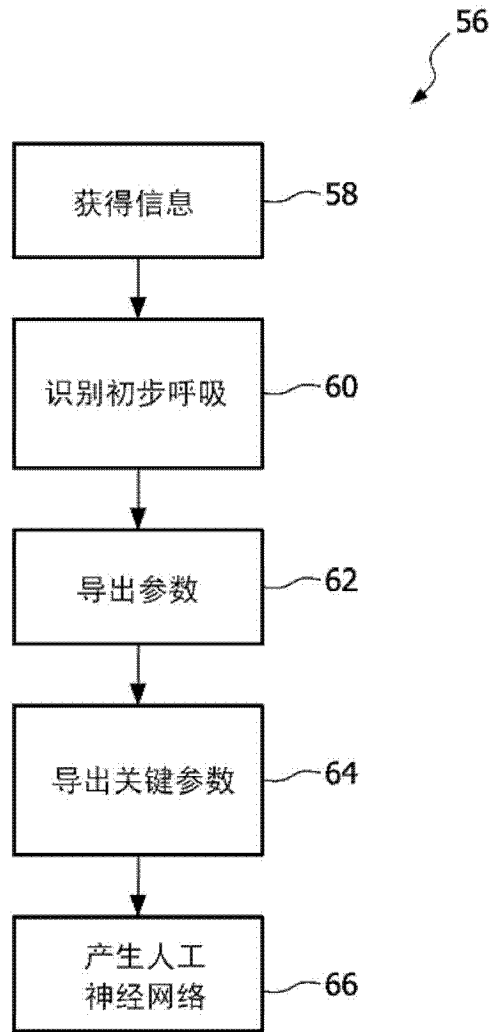


图 6