

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5647984号
(P5647984)

(45) 発行日 平成27年1月7日(2015.1.7)

(24) 登録日 平成26年11月14日(2014.11.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/087 (2006.01) A 6 1 B 5/08 2 0 0

請求項の数 17 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-531607 (P2011-531607)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年10月9日 (2009.10.9)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2012-505693 (P2012-505693A)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成24年3月8日 (2012.3.8)	(74) 代理人	100070150
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/054456		弁理士 伊東 忠彦
(87) 国際公開番号	W02010/044040	(74) 代理人	100091214
(87) 国際公開日	平成22年4月22日 (2010.4.22)		弁理士 大貫 進介
審査請求日	平成24年10月5日 (2012.10.5)	(74) 代理人	100107766
(31) 優先権主張番号	61/105,446		弁理士 伊東 忠重
(32) 優先日	平成20年10月15日 (2008.10.15)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検者の呼吸における呼吸不足を検出するシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸不足を検出するよう構成されるシステムであって、

(a) 被検者の呼吸に関する情報を取得し、1 以上のモジュールを実行するよう構成される1 以上のプロセッサを有し、

前記 1 以上のモジュールは、

(1) 前記プロセッサにより取得された情報に基づき前記被検者の呼吸のパラメータを決定するよう構成されるパラメータモジュールであって、前記パラメータは予備呼吸単位で決定され、前記予備呼吸単位とは各呼吸を参照し、前記呼吸の質でなく、呼吸を特定する際の解析レベルのみを参照する、パラメータモジュールと、

(2) 前記パラメータモジュールにより決定されたパラメータから予備呼吸単位で前記被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測するよう構成されたキーパラメータモジュールであって、前記キーパラメータは、前記プロセッサによって取得された情報からは直接的には導出できないパラメータであり、前記キーパラメータモジュールは更に、所定の呼吸パラメータセットと前記キーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを含み、所与の予備呼吸の呼吸パラメータの入力にตอบสนองして、前記人工ニューラルネットワークは、前記所与の予備呼吸のキーパラメータの値を出力する、キーパラメータモジュールと、

(3) (i) 前記所与の予備呼吸のキーパラメータの推測された値と所定の閾値とを比較し、(i i) 前記比較の結果にตอบสนองして、各予備呼吸を (i i) (a) 有効で十分な呼吸

10

20

又は (i i) (b) アーチファクトのある不十分な呼吸としてそれぞれ分類し、 (i i i) 前記各予備呼吸の比較の結果に¹⁰ 応答して、全体的な呼吸不足を判定することによって、前記被検者の呼吸における呼吸不足を検出するよう構成される分類モジュールと、を有し、

前記全体的な呼吸不足を判定することは、前記被検者の十分な呼吸を運ぶための呼吸レートを決定することを含み、 (i i i) (a) 有効な十分な呼吸の検出に¹⁰ 応答して、前記検出された有効な十分な呼吸を反映するよう呼吸レートの計算を更新し、 (i i i) (b) アーチファクトのある不十分な呼吸の検出に¹⁰ 応答して、次の有効な十分な呼吸が検出されるまで前記呼吸レートの計算を更新せず、

前記パラメータモジュールにより決定されたパラメータは、所与の予備呼吸中に CO_2 レベルの所定のサンプルセットを収集することによって決定される値を含み、

(i) 第 1 パラメータは、前記所与の予備呼吸中の CO_2 のレベルの第 1 の個数のサンプルを有する第 1 セットから決定され、 (i i) もう 1 つのパラメータは、前記同一の所与の予備呼吸中の CO_2 のレベルの次の個数のサンプルを有する次のセットから決定され、 (i i i) 前記所与の予備呼吸が前記パラメータ値のそれぞれが決定可能なデータを提供するのに十分なサンプルポイントを提供しない短い呼吸であることに¹⁰ 応答して、前記パラメータモジュールは、 (i i i) (a) 前記短い呼吸のために提供されないサンプルポイントに所定値を自動的に割り当て、 (i i i) (b) 前記割り当てられた値を利用することによって²⁰ 対応するパラメータを決定するシステム。

【請求項 2】

前記分類モジュールは、前記キーパラメータの推測された値が前記閾値をクロスした場合、前記被検者の呼吸における呼吸不足を検出する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記キーパラメータは、排出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧又は胸壁挙動の 1 以上を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記所定の閾値は、ユーザにより設定可能である、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記パラメータモジュールにより決定されるパラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、 CO_2 のレベルが呼吸中の最大 CO_2 レベルより所定量未満であった吸入時間の部分、呼吸中に観察される CO_2 の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間前に観察された CO_2 の部分³⁰ 圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大 CO_2 の 10 % 以内にあるときの呼吸中の吸出時間の部分、吸気中に取得されたカプノグラムのサンプルの標準偏差又は吸気中に取得されたカプノグラムのサンプルの平均の 1 以上を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

前記プロセッサにより取得された情報は、前記被検者の気道に提供され、及び / 又は前記気道から受信されるガスに導通した 1 以上のセンサにより生成される出力信号を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 7】

呼吸不足を検出するシステムのプロセッサにより⁴⁰ 実現される方法であって、被検者の呼吸に関する情報を取得するステップと、前記取得した情報に基づき前記被検者の呼吸のパラメータを決定するステップであって、前記パラメータは予備呼吸単位で決定され、前記予備呼吸単位とは各呼吸を参照し、前記呼吸の質でなく、呼吸を特定する際の解析レベルのみを参照する、決定するステップと、

前記決定されたパラメータから予備呼吸単位で前記被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測するステップであって、前記キーパラメータは、前記被検者の呼吸に関する取得した情報からは直接的には導出できないパラメータであり、前記キーパラメータを推測するステップは更に、所定の呼吸パラメータセットと前記キーパラメータとの間の関係をモデ⁵⁰

ル化する人工ニューラルネットワークを利用することを含み、所与の予備呼吸の呼吸パラメータの入力にตอบสนองして、前記人工ニューラルネットワークは、前記所与の予備呼吸のキーパラメータの値を出力する、推測するステップと、

(i) 前記所与の予備呼吸のキーパラメータの推測された値と所定の閾値とを比較し、
 (i i) 前記比較の結果にตอบสนองして、各予備呼吸を (i i) (a) 有効で十分な呼吸又は (i i) (b) アーチファクトのある不十分な呼吸としてそれぞれ分類し、 (i i i) 前記各予備呼吸の比較の結果にตอบสนองして、全体的な呼吸不足を判定することによって、前記被検者の呼吸における呼吸不足を検出するステップと、
 を有し、

前記全体的な呼吸不足を判定することは、前記被検者の十分な呼吸を運ぶための呼吸レートを決定することを含み、 (i i i) (a) 有効な十分な呼吸の検出にตอบสนองして、前記検出された有効な十分な呼吸を反映するよう呼吸レートの計算を更新し、 (i i i) (b) アーチファクトのある不十分な呼吸の検出にตอบสนองして、次の有効な十分な呼吸が検出されるまで前記呼吸レートの計算を更新せず、

前記被検者の呼吸に関して前記取得された情報から決定されたパラメータは、所与の予備呼吸中に CO_2 レベルの所定のサンプルセットを収集することによって決定される値を含み、

(i) 第 1 パラメータは、前記所与の予備呼吸中の CO_2 のレベルの第 1 の個数のサンプルを有する第 1 セットから決定され、 (i i) もう 1 つのパラメータは、前記同一の所与の予備呼吸中の CO_2 のレベルの次の個数のサンプルを有する次のセットから決定され、 (i i i) 前記所与の予備呼吸が前記パラメータ値のそれぞれが決定可能なデータを提供するのに十分なサンプルポイントを提供しない短い呼吸であることにตอบสนองして、 (i i i) (a) 前記短い呼吸のために提供されないサンプルポイントに所定値を自動的に割り当て、 (i i i) (b) 前記割り当てられた値を利用することによって対応するパラメータを決定する方法。

【請求項 8】

前記キーパラメータの推測された値が前記閾値をクロスした場合、前記被検者の呼吸における呼吸不足が検出される、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

前記キーパラメータは、排出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧又は胸壁拳動の 1 以上を含む、請求項 7 記載の方法。

【請求項 10】

前記所定の閾値は、ユーザにより設定可能である、請求項 7 記載の方法。

【請求項 11】

前記被検者の呼吸に関する取得した情報から決定されるパラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、 CO_2 のレベルが呼吸中の最大 CO_2 レベルより所定量未満であった吸入時間の部分、呼吸中に観察される CO_2 の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間前に観察された CO_2 の部分圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大 CO_2 の 10% 以内にあるときの呼吸中の吸出時間の部分、吸気中に取得されたカプノグラムのサンプルの標準偏差又は吸気中に取得されたカプノグラムのサンプルの平均の 1 以上を含む、請求項 7 記載の方法。

【請求項 12】

前記被検者の呼吸に関する取得した情報は、前記被検者の気道に提供され、及び / 又は前記気道から受信されるガスに導通した 1 以上のセンサにより生成される出力信号を含む、請求項 7 記載の方法。

【請求項 13】

呼吸不足を検出するよう構成されるシステムであって、

被検者の呼吸に関する情報を取得する手段と、

前記取得した情報に基づき前記被検者の呼吸のパラメータを決定する手段であって、前記パラメータは予備呼吸単位で決定され、前記予備呼吸単位とは各呼吸を参照し、前記呼

10

20

30

40

50

吸の質でなく、呼吸を特定する際の解析レベルのみを参照する、決定する手段と、

前記決定されたパラメータから予備呼吸単位で前記被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測する手段であって、前記キーパラメータは、前記被検者の呼吸に関する取得した情報からは直接的には導出できないパラメータであり、前記キーパラメータを推測するステップは更に、所定の呼吸パラメータセットと前記キーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを利用することを含み、所与の予備呼吸の呼吸パラメータの入力にตอบสนองして、前記人工ニューラルネットワークは、前記所与の予備呼吸のキーパラメータの値を出力する、推測する手段と、

(i) 前記所与の予備呼吸のキーパラメータの推測された値と所定の閾値とを比較し、
 (i i) 前記比較の結果にตอบสนองして、各予備呼吸を (i i) (a) 有効で十分な呼吸又は
 (i i) (b) アーチファクトのある不十分な呼吸としてそれぞれ分類し、 (i i i) 前記各予備呼吸の比較の結果にตอบสนองして、全体的な呼吸不足を判定することによって、前記被検者の呼吸における呼吸不足を検出する手段と、

を有し、

前記全体的な呼吸不足を判定することは、前記被検者の十分な呼吸を運ぶための呼吸レートを決定することを含み、 (i i i) (a) 有効な十分な呼吸の検出にตอบสนองして、前記検出された有効な十分な呼吸を反映するよう呼吸レートの計算を更新し、 (i i i) (b) アーチファクトのある不十分な呼吸の検出にตอบสนองして、次の有効な十分な呼吸が検出されるまで前記呼吸レートの計算を更新せず、

前記被検者の呼吸に関して前記取得された情報から決定されたパラメータは、所与の予備呼吸中に CO_2 レベルの所定のサンプルセットを収集することによって決定される値を含み、

(i) 第 1 パラメータは、前記所与の予備呼吸中の CO_2 のレベルの第 1 の個数のサンプルを有する第 1 セットから決定され、 (i i) もう 1 つのパラメータは、前記同一の所与の予備呼吸中の CO_2 のレベルの次の個数のサンプルを有する次のセットから決定され、 (i i i) 前記所与の予備呼吸が前記パラメータ値のそれぞれが決定可能なデータを提供するのに十分なサンプルポイントを提供しない短い呼吸であることにตอบสนองして、 (i i i) (a) 前記短い呼吸のために提供されないサンプルポイントに所定値を自動的に割り当て、 (i i i) (b) 前記割り当てられた値を利用することによって対応するパラメータを決定するシステム。

【請求項 14】

前記キーパラメータの推測された値が前記閾値をクロスした場合、前記被検者の呼吸における呼吸不足が検出される、請求項 13 記載のシステム。

【請求項 15】

前記キーパラメータは、排出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧又は胸壁挙動の 1 以上を含む、請求項 13 記載のシステム。

【請求項 16】

前記被検者の呼吸に関する取得した情報から決定されるパラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、 CO_2 のレベルが呼吸中の最大 CO_2 レベルより所定量未満であった吸入時間の部分、呼吸中に観察される CO_2 の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間前に観察された CO_2 の部分圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大 CO_2 の 10% 以内にあるときの呼吸中の吸出時間の部分、吸気中に取得されたカプノグラムのサンプルの標準偏差又は吸気中に取得されたカプノグラムのサンプルの平均の 1 以上を含む、請求項 13 記載のシステム。

【請求項 17】

前記被検者の呼吸に関する取得した情報は、前記被検者の気道に提供され、及び / 又は前記気道から受信されるガスに導通した 1 以上のセンサにより生成される出力信号を含む、請求項 13 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【0001】

本発明は、被検者の呼吸における呼吸不足の検出と、当該検出に用いられる人工ニューラルネットワークの生成とに関する。

【背景技術】

【0002】

被検者の呼吸における呼吸不足を検出するため、挿管されていない被検者の気道における又は近傍のガスのカプノグラム (capnogram) サンプルをモニタリングする技術が知られている。一般に、この技術は、被検者が吸入 (CO₂ レベルの減少) と吸出 (CO₂ レベルの増加) を行うとき、被検者の気道にある CO₂ の変動に拠るものである。しかしながら、この技術は、当該技術を実現する従来システムによっては検出されない、被検者が呼吸していない、又は十分呼吸していない様々な状況が存在するという問題点を有している。

10

【0003】

例えば、被検者は、肺から出入りする十分な容量のガスを移動させることなく、呼吸を試みる可能性がある。これらの小さな不十分な呼吸は、過剰鎮静や気道閉塞により生じうる。残念なことに、シンプルなカプノメトリは安全な周期的な呼吸からこれらのわずかな不適切な呼吸を区別することができない可能性がある。他の例として、心原性拍動は、心臓の鼓動が肺からのガスの出入りのきわめてわずかな動きを生じさせる現象である。これらのガスの動きは十分な呼吸として従来システムによって検出される可能性はあるが、移動するガスの量は被検者を維持するのには十分でない。

20

【発明の概要】

【0004】

本発明の一態様は、呼吸不足を検出するよう構成されるシステムに関する。一実施例では、システムは、被検者の呼吸に関する情報を取得し、1以上のモジュールを実行するよう構成される1以上のプロセッサを有する。一実施例では、1以上のモジュールは、パラメータモジュール、キーパラメータモジュール及び分類モジュールを有する。パラメータモジュールは、プロセッサにより取得された情報に基づき被検者の呼吸のパラメータを決定するよう構成される。キーパラメータモジュールは、パラメータモジュールにより決定されたパラメータから、プロセッサにより取得された情報からは直接的には導出できないパラメータである、被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測するよう構成される。分類モジュールは、キーパラメータの推定された値と所定の閾値とを比較することによって、被検者の呼吸の呼吸不足を検出するよう構成される。

30

【0005】

本発明の他の態様は、呼吸不足を検出する方法に関する。本発明の一実施例では、本方法は、被検者の呼吸に関する情報を取得するステップと、前記取得した情報に基づき前記被検者の呼吸のパラメータを決定するステップと、前記決定されたパラメータから、前記被検者の呼吸に関する取得した情報からは直接的には導出できないパラメータである、前記被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測するステップと、前記キーパラメータの推測された値と所定の閾値とを比較することによって、前記被検者の呼吸における呼吸不足を検出するステップとを有する。

40

【0006】

本発明のさらなる態様は、呼吸不足を検出するよう構成されるシステムに関する。本発明の一実施例では、本システムは、被検者の呼吸に関する情報を取得する手段と、前記取得した情報に基づき前記被検者の呼吸のパラメータを決定する手段と、前記決定されたパラメータから、前記被検者の呼吸に関する取得した情報からは直接的には導出できないパラメータである、前記被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測する手段と、前記キーパラメータの推測された値と所定の閾値とを比較することによって、前記被検者の呼吸における呼吸不足を検出する手段とを有する。

【0007】

本発明のさらなる他の態様は、所定の呼吸パラメータセットとキーパラメータとの間の

50

関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成するよう構成されるシステムに関する。一実施例では、本システムは、入力インタフェースと1以上のプロセッサとを有する。入力インタフェースは、複数のテスト被検者の各人の呼吸に対応する情報セットであって、呼吸不足の指標であるキーパラメータを含む呼吸パラメータセットに関する前記情報セットを取得するよう構成される。1以上のプロセッサは、1以上のモジュールを実行する。一実施例では、1以上のモジュールは、パラメータモジュール及びモデリングモジュールを有する。パラメータモジュールは、前記取得した情報セットから、前記テスト被検者の各人の呼吸の呼吸パラメータセットの値を決定するよう構成される。モデリングモジュールは、前記パラメータモジュールにより決定された値から、前記キーパラメータの値と前記呼吸パラメータセットの他のパラメータの値との関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成するよう構成される。

10

【0008】

本発明のさらなる他の態様は、所定の呼吸パラメータセットとキーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成する方法に関する。一実施例では、本方法は、複数のテスト被検者の各人の呼吸に対応する情報セットであって、呼吸不足の指標であるキーパラメータを含む呼吸パラメータセットに関する前記情報セットを取得するステップと、前記取得した情報セットから、前記テスト被検者の各人の呼吸の呼吸パラメータセットの値を決定するステップと、前記テスト被検者の各人の呼吸の呼吸パラメータセットの値から、前記キーパラメータの値と前記呼吸パラメータセットの他のパラメータの値との関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成するステップとを有する。

20

【0009】

本発明のさらなる他の態様は、所定の呼吸パラメータセットとキーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成するシステムに関する。一実施例では、本システムは、複数のテスト被検者の各人の呼吸に対応する情報セットであって、呼吸不足の指標であるキーパラメータを含む呼吸パラメータセットに関する前記情報セットを取得する手段と、前記取得した情報セットから、前記テスト被検者の各人の呼吸の呼吸パラメータセットの値を決定する手段と、前記テスト被検者の各人の呼吸の呼吸パラメータセットの値から、前記キーパラメータの値と前記呼吸パラメータセットの他のパラメータの値との関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成する手段とを有する。

30

【0010】

本発明の上記及び他の課題、機能及び特徴は、構成の関連する要素の動作及び機能の方法と製造のパーツ及び経済の組み合わせと共に、各図面における同様の参照番号が対応するパーツを示す本明細書の一部を構成する添付した図面を参照して、以下の開示と添付した請求項とを考慮してより明確になるであろう。しかしながら、図面は例示及び説明のためだけのものであり、本発明の限定の規定としてみなされるべきでないことが理解されるべきである。明細書及び請求項に用いられる“ある”及び“前記”という単数形は、特段の明示がない限り複数の含む。

【図面の簡単な説明】

40

【0011】

【図1】図1は、本発明の1以上の実施例による呼吸不足を検出するよう構成されるシステムを示す。

【図2】図2は、本発明の1以上の実施例による呼吸不足を検出する方法を示す。

【図3】図3は、本発明の1以上の実施例による複数の呼吸パラメータとキーパラメータとの間の関係をモデル化した人工ニューラルネットワークを生成するよう構成されるシステムを示す。

【図4】図4は、本発明の1以上の実施例による人工ニューラルネットワークに従って推測される値と各呼吸のキーパラメータの測定値のプロットを示す。

【図5】図5は、本発明の1以上の実施例による人工ニューラルネットワークにより有効

50

又はアーチファクトとして特定された呼吸から推測される呼吸レートと測定された呼吸レートとのプロットを示す。

【図6】図6は、本発明の1以上の実施例による複数の呼吸パラメータとキーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成する方法を示す。

【発明を実施するための形態】

【0012】

図1は、被検者12の呼吸における呼吸不足を検出するよう構成されるシステム10を示す。特に、システム10は、予備的に被検者12の呼吸を特定し、予備的に特定された呼吸が有効であるか、すなわち、十分な呼吸であるか、又はアーチファクトであるか、すなわち、不十分な呼吸であるか判断するため、カブノメトリセンサ及び/又は他のセンサにより生成される信号を実現する。また、システム10は、被検者12が挿管されていないケースなどにおいて、被検者12の呼吸の十分さを非侵襲的にモニタリングするよう配置されてもよい。一実施例では、システム10は、電子ストレージ14、1以上のセンサ16及びプロセッサ18を有する。

【0013】

一実施例では、電子ストレージ14は、情報を電子的に格納する電子記憶媒体からなる。電子ストレージ14の電子記憶媒体は、システム10に一体的に(すなわち、実質的に着脱不可)設けられたシステムストレージ、及び/又はポート(USBポート、ファイアウォールポートなど)若しくはドライブ(ディスクドライブなど)などを介しシステム10に着脱可能に接続できる着脱可能ストレージの1つ又は両方を含むものであってもよい。電子ストレージ14は、光学可読記憶媒体(光ディスクなど)、磁気可読記憶媒体(磁気テープ、磁気ハードドライブ、フロッピー(登録商標)ドライブなど)、電荷ベース記憶媒体(EEPROM、RAMなど)、ソリッドステート記憶媒体(フラッシュドライブなど)、及び/又は他の電子可読記憶媒体の1以上を有してもよい。電子ストレージ14は、ソフトウェアアルゴリズム、プロセッサ18により決定される情報、センサ16により生成される出力信号(又は出力信号から導出される情報)、及び/又はシステム10が適切に機能することを可能にする他の情報を格納してもよい。電子ストレージ14は、システム10内の個別のコンポーネントであってよいし、又はシステム10の他の1以上のコンポーネント(プロセッサ18など)に一体的に設けられてもよい。

【0014】

一実施例では、センサ16は、被検者12の気道における又は近傍のガスの1以上のパラメータに関する情報を伝達する出力信号を生成するよう構成される。単一のコンポーネントとしてのセンサ16の説明は、センサ16が複数のセンサを含むものであってもよい。限定的なものではない。一実施例では、センサ16は、被検者12の気道における又は近傍のCO₂の濃度に関する情報を伝達する出力信号を生成するカブノメトリセンサを有する。これは、限定的ではない。一部の実施例では、センサ16は、カブノメトリセンサと共に、酸素、フロー、圧力、温度及び/又は湿度などの他のタイプのセンサを有し、又はカブノメトリセンサの代わりに他のタイプのセンサを有する。センサ16により生成される出力信号は、プロセッサ18及び/又は電子ストレージ14の一方又は両方に通信される。

【0015】

被検者12の気道における又は近傍のガスの1以上のパラメータに関する情報を伝達する出力信号を生成するため、センサ16はこのガスと導通する。例えば、一実施例では、センサ16には、被検者12の気道にガスをガイドし、及び/又はそこからガスを受け取る呼吸回路(図示せず、“患者回路”とも呼ばれる)が設けられる。呼吸回路は、被検者12との間でガスを伝達可能な1以上の導管と、被検者12の気道と1以上の導管との間でガスを導通するよう構成されるインタフェース装置とを有してもよい。非限定的な例によって、インタフェース装置は、鼻カニューラ、鼻/口コンビネーションカニューラ、ガス送出マスク及び/又は他のインタフェース装置の1以上を含むものであってもよい。

【0016】

プロセッサ 18 は、システム 10 における情報処理機能を提供するよう構成される。また、プロセッサ 18 は、デジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、情報を処理するよう設計されるデジタル回路、情報を処理するよう設計されるアナログ回路、状態マシーン及び/又は情報を電子的に処理するための他の機構の 1 以上を有してもよい。図 1 において、プロセッサ 18 は単一のエンティティとして示されているが、これは単なる例示である。一部の實現形態では、プロセッサ 18 は複数の処理ユニットを有してもよい。これらの処理ユニットは、同一装置内に物理的に配置されてもよいし、又はプロセッサ 18 は、連係して動作する複数の装置により提供される処理機能を示すものであってもよい。

【 0 0 1 7 】

図 1 に示されるように、一実施例では、プロセッサ 18 は、予備呼吸モジュール 20、パラメータモジュール 22、キーパラメータモジュール 24、分類モジュール 26 及び/又は他のモジュールを有する。モジュール 20, 22, 24 及び/又は 26 は、ソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、ハードウェア及び/又はファームウェアの組み合わせにより實現されてもよく、及び/又はそうでなく實現されてもよい。図 1 において、モジュール 20, 22, 24, 26 は単一の処理ユニット内に一緒に配置されて示されているが、プロセッサ 18 が複数の処理ユニットを有する實現形態では、モジュール 22, 22, 24 及び/又は 26 は、他のモジュールから遠隔配置されてもよい。さらに、後述される異なるモジュール 20, 22, 24 及び/又は 26 により提供される機能の説明は、例示的なものであっても限定的なものでなく、モジュール 20, 22, 24 及び/又は 26 の何れかが説明されるものより多くの又は少ない機能を提供するものであってもよい。例えば、モジュール 20, 22, 24 及び/又は 26 の 1 以上は排除されてもよく、その機能の一部又はすべてが他のモジュールにより提供されてもよい。他の例として、プロセッサ 18 は、モジュール 20, 22, 24 及び/又は 26 の 1 つに以下に属する機能の一部又はすべてを実行可能な 1 以上の追加的なモジュールを有してもよい。

【 0 0 1 8 】

予備呼吸モジュール 20 は、被検者 12 の各呼吸を準備的に特定するため、センサ 16 により生成される出力信号の初期的な解析を実行するよう構成される。この解析の準備的性格のため、予備呼吸モジュール 20 により特定される呼吸は、“予備呼吸”とここでは呼ばれる。これは、被検者 12 による呼吸の質を表すものでなく、呼吸の特定において予備呼吸モジュール 20 により提供される解析レベルを示すものである。

【 0 0 1 9 】

一実施例では、センサ 16 は、被検者 12 の気道における又は近傍のガスの CO_2 の濃度に関する情報を伝達する出力信号を生成する。本実施例では、予備呼吸モジュール 20 は、 CO_2 の濃度が所定の閾値だけ上下に乖離したかに基づき呼吸を特定する。 CO_2 は吸出中に増加し、吸入中に減少するため、 CO_2 の濃度が所定の閾値だけ上下に乖離したかは、吸入や吸出などの予備呼吸として予備呼吸モジュール 20 により準備的に特定される。予備呼吸モジュール 20 により予備呼吸の特定を精緻化するため、予備呼吸モジュール 20 は、 CO_2 の濃度が閾値の前後を通過するとき、ヒステリシス (5 mm Hg などに対応する) を適用してもよい。

【 0 0 2 0 】

パラメータモジュール 22 は、センサ 16 により生成された出力信号から、被検者 12 の呼吸の複数のパラメータを決定するよう構成される。複数のパラメータは、予備呼吸単位で決定される。非限定的な例として、パラメータモジュール 22 により決定される複数のパラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、 CO_2 のレベルが呼吸中の最大 CO_2 レベルより所定量未満であった吸入時間 (最大 CO_2 レベルの 10% 未満など)、呼吸中に観察される CO_2 の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間 (100 ms, 200 ms, 300 ms, 400 ms, 500 ms など) 前に観察された CO_2 の部分的圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大 CO_2 の 10% 以内にあるときの呼吸中の吸出時間、吸気中のカプノグラムのサンプルの標準偏差、吸気中

10

20

30

40

50

のカプノグラムのサンプルの平均、及び/又は他のパラメータの1以上を含むものであってもよい。

【0021】

一実施例では、パラメータモジュール22により決定されるパラメータは正規化される。非限定的な例として、所与のパラメータに対してパラメータモジュール22により決定された値が、前のテストにおいて決定された所与のパラメータの平均など、所与のパラメータの第1所定値から差し引かれてもよい。正規化は、所与のパラメータに対してパラメータモジュール22により決定された値、又は決定された値と第1所定値との間の差分を、前のテストにおいて決定される平均からの標準偏差などの所与のパラメータに対する第2所定値によって除すことを含むものであってもよい。

10

【0022】

一実施例では、パラメータモジュール22により決定される複数のパラメータは、所与の呼吸中のCO₂レベルのサンプルを集計することによって決定される値を含む。この値は、CO₂レベルの平均、CO₂レベルの中央値、累積CO₂レベル及び/又は複数のサンプルから決定される測定されたCO₂レベルの他の集計値として決定されてもよい。例えば、1つのパラメータは、所与の呼吸中のCO₂レベルのサンプルの最初の10個(又は他の何れかの個数)から決定されてもよく、他のパラメータは、所与の呼吸中のCO₂レベルのサンプルの次の10個(又は他の何れかの個数)から決定されてもよく、以下同様の行われてもよい。本実施例では、短い呼吸は、各値が決定可能なデータを提供するのに十分なサンプルポイントを提供しない可能性があり、例えば、300サンプルが使用されるが、1回の呼吸は200サンプルしかたまたま続かない。このようなケースでは、センサ16から受信される情報において提供されないサンプルは、ゼロ(0)などの所定値に自動的に割り当てられ、割り当てられた値からパラメータが決定される。

20

【0023】

キーパラメータモジュール24は、パラメータモジュール22により決定されるパラメータから、被検者の呼吸のキーパラメータの値を推測するよう構成される。パラメータモジュール22により決定されるパラメータは予備呼吸毎に決定されるため、キーパラメータは、センサ16により生成される出力信号から直接的には定量化できない被検者12の呼吸のパラメータである。キーパラメータは、直接測定される場合、センサ16により生成される出力信号から直接定量化可能なパラメータより、アーチファクト又は有効として予備呼吸の正確な分類を提供する被検者12の呼吸のパラメータである。例えば、キーパラメータは、排出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧力、胸壁挙動、及び/又は他のキーパラメータの1以上を含むものであってもよい。一実施例では、キーパラメータモジュール24は、パラメータモジュール22により決定されるパラメータを入力として使用する人工ニューラルネットワークからキーパラメータの値を推測し、これを出力する。非限定的な例として、ニューラルネットワークは、入力としてパラメータモジュール22により決定される10個のパラメータを使用し、及び/又はキーパラメータである1つの出力を導く20個の隠れレイヤ(中間レイヤ)ノードを有してもよい。

30

【0024】

分類モジュール26は、被検者12の呼吸における呼吸不足を検出するため、キーパラメータモジュール24により推測されるキーパラメータの値を解析するよう構成される。一実施例では、分類モジュール26は、所与の予備呼吸のキーパラメータの値と所定の閾値とを比較することによって、被検者12の呼吸における呼吸不足を検出する。所定の閾値は、介護士や被検者12などのユーザにより設定されてもよい。この比較結果に基づき、分類モジュール26は、所与の予備呼吸がアーチファクト呼吸か、又は有効な呼吸か判断する。特定数の連続したアーチファクト呼吸の判定、及び/又は特定の時間及び/又は特定の予備呼吸数におけるいくつかのアーチファクト呼吸の判定は、被検者12の呼吸における全体的な呼吸不足を示すようにしてもよい。一実施例では、例えば、分類モジュール26は、被検者12による呼吸の不足を伝達するため呼吸レートを決定する。有効な呼吸が分類モジュール26により検出された場合、分類モジュール26は、新たに検出され

40

50

た有効な呼吸を反映するため、呼吸レートの計算を更新する。アーチファクト呼吸が検出された場合、分類モジュール 26 は、次の有効な呼吸が検出されるまで、呼吸レートの計算を更新しない。

【 0 0 2 5 】

非限定的な例として、一実施例では、キーパラメータは排出量であり、所定の閾値は最小の排出された呼気容量である。キーパラメータモジュール 24 は、パラメータモジュール 22 により所与の予備呼吸に対して決定されたパラメータから、所与の予備呼吸の排出量の値を推測する。分類モジュール 26 は、所与の予備呼吸の排出量の推測値と閾値の容量とを比較する。推測値が閾値容量より大きい場合、所与の予備呼吸は有効な呼吸として分類される。推測値が閾値容量未満である場合、予備呼吸はアーチファクト呼吸として分類される。所与の予備呼吸と他の予備呼吸とのこのような分類に基づき、分類モジュール 26 は、被検者 12 の呼吸における呼吸の不足を検出可能である。

10

【 0 0 2 6 】

図 2 は、被検者の呼吸における呼吸不足を検出する方法 28 を示す。以下に提供される方法 28 の処理は、例示的なものである。いくつかの実施例では、方法 28 は、開示されない 1 以上の追加的な処理及び / 又は開示された処理の 1 以上なしに実現されてもよい。さらに、方法 28 の処理が図 2 に示され、後述される順序は、限定的なものではない。一部の実施例では、方法 28 は、システム 10 (図 1 に図示され、上述された) と同一又は類似するシステムにより実現される。方法 28 は様々な他のシステムコンフィギュレーションにより実現されてもよい。本開示の範囲を限定するものでないことが理解されるべきである。

20

【 0 0 2 7 】

処理 30 において、被検者の気道における又は近傍のガスがモニタリングされる。一実施例では、処理 30 は、センサ 16 と同じ又は類似する 1 以上のセンサ (図 1 に図示され、上述された) により実行され、被検者の気道における又は近傍のガスに導通する。

【 0 0 2 8 】

処理 32 では、被検者の各呼吸は、予備呼吸として予備的に特定される。処理 32 における予備呼吸の特定は、処理 30 におけるガスのモニタリングによって生成される情報に基づく。一実施例では、処理 32 は、予備呼吸モジュール 20 (図 1 に図示され、上述された) と同一又は類似の予備呼吸モジュールにより実行される。

30

【 0 0 2 9 】

処理 34 において、被検者の呼吸のパラメータが決定される。これらのパラメータは、予備呼吸毎に決定される。パラメータは、処理 30 におけるガスのモニタリングにより生成される情報に基づき決定される。パラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、 CO_2 のレベルが呼吸中の最大 CO_2 レベルより所定量未満であった吸入時間 (最大 CO_2 レベルの 10% 未満など)、呼吸中に観察される CO_2 の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間 (100 ms , 200 ms , 300 ms , 400 ms , 500 ms など) 前に観察された CO_2 の部分的圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大 CO_2 の 10% 以内にあるときの呼吸中の吸出時間、吸気中のカプノグラムのサンプルの標準偏差、吸気中のカプノグラムのサンプルの平均、及び / 又は他のパラメータの 1 以上を含むものであってもよい。一実施例では、処理 34 において決定されるパラメータは正規化される。非限定的な例として、所与のパラメータに対して処理 34 において決定される値は、前のテストにおいて決定された所与のパラメータの平均など、所与のパラメータの第 1 所定値から差し引かれてもよい。正規化は、所与のパラメータに対して処理 34 において決定された値、又は決定された値と第 1 所定値との間の差分を、(前のテストにおいて決定される平均からの標準偏差などの) 所与のパラメータに対する第 2 所定値によって除すことを含むものであってもよい。一実施例では、処理 34 は、パラメータモジュール 22 と同一又は類似するパラメータモジュール (図 1 に図示され、上述された) により実行される。

40

【 0 0 3 0 】

50

処理 3 6 において、被検者の呼吸のキーパラメータが推測される。キーパラメータは、予備呼吸毎に推測される。キーパラメータは、処理 3 0 において生成された情報からは直接的には定量化できないが、処理 3 4 において決定されたパラメータから推測される。キーパラメータは、直接測定される場合、処理 3 0 において生成される情報から直接導出可能なパラメータよりもアーチファクト又は有効として予備呼吸をより正確に分類することを提供する。例えば、キーパラメータは、排出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧力、胸壁挙動、及び/又は他のキーパラメータの 1 以上を含むものであってもよい。一実施例では、キーパラメータの値は、処理 3 4 において決定されるパラメータを入力として利用する人工ニューラルネットワークから処理 3 6 において推測され、キーパラメータの値を出力する。一実施例では、処理 3 6 は、キーパラメータモジュール 2 4 (図 1 に図示され、

10

【 0 0 3 1 】

処理 3 8 において、予備呼吸は、アーチファクト呼吸又は有効な呼吸として分類される。与えられた予備呼吸は、処理 3 6 においてキーパラメータに対して決定された対応する値に基づき分類される。例えば、所与の予備呼吸に対して処理 3 6 において決定されたキーパラメータの値は所定の閾値と比較され、所与の予備呼吸は、その後この比較結果に基づきアーチファクト又は有効として分類されてもよい。一実施例では、処理 3 8 は、分類モジュール 2 6 (図 1 に図示され、上述された) と同一又は類似する分類モジュールにより実行される。

20

【 0 0 3 2 】

処理 4 0 において、処理 3 8 における予備呼吸の分類から、全体的な呼吸不足が決定される。この決定は、特定数の連続するアーチファクト呼吸、特定数の予備呼吸におけるトータルの予備呼吸に対するアーチファクト呼吸の比率、及び/又は処理 3 8 における予備呼吸の分類に基づくものであってもよい。一実施例では、処理 4 0 は、被検者による呼吸の十分さを伝達するため呼吸レートを決定する。有効な呼吸が処理 3 8 において検出された場合、処理 4 0 は、新たに検出された有効な呼吸を反映するため、呼吸レートの計算を更新することを含む。アーチファクト呼吸が検出された場合、処理 4 0 は、次に有効な呼吸が検出されるまで呼吸レートの計算を更新しない。一実施例では、処理 4 0 は分類モジュールにより実行される。

30

【 0 0 3 3 】

図 3 は、呼吸パラメータの所定のセットとキーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成するよう構成されたシステム 4 0 を示す。キーパラメータは、所与の認知された呼吸が有効か、すなわち、有効な呼吸であるか、又は不足しているか、すなわち、アーチファクト呼吸であるか否かに関する相対的に正確な指示を提供する呼吸パラメータである。システム 4 0 により生成される人工ニューラルネットワークは、その他の呼吸パラメータ (図 1 に図示され、上述されたシステム 1 0 におけるものなど) の測定値からキーパラメータの値を推測するよう実現されてもよい。一実施例では、システム 4 0 は、電子ストレージ 4 2、入力インタフェース 4 4 及びプロセッサ 4 6 を有する。

40

【 0 0 3 4 】

一実施例では、電子ストレージ 4 2 は、情報を電子的に格納する電子記憶媒体からなる。電子ストレージ 4 2 の電子記憶媒体は、システム 4 0 に一体的に (すなわち、実質的に着脱不可) 設けられたシステムストレージ、及び/又はポート (USB ポート、ファイアウォールポートなど) 若しくはドライブ (ディスクドライブなど) などを介しシステム 4 0 に着脱可能に接続できる着脱可能ストレージの 1 つ又は両方を含むものであってもよい。電子ストレージ 4 2 は、光学可読記憶媒体 (光ディスクなど)、磁気可読記憶媒体 (磁気テープ、磁気ハードドライブ、フロッピー (登録商標) ドライブなど)、電荷ベース記憶媒体 (EEPROM、RAM など)、ソリッドステート記憶媒体 (フラッシュドライブなど)、及び/又は他の電子可読記憶媒体の 1 以上を有してもよい。電子ストレージ 4 2 は、ソフトウェアアルゴリズム、プロセッサ 4 6 により決定される情報、入力インタフェ

50

ース44により取得される情報、及び/又はシステム40が適切に機能することを可能にする他の情報を格納してもよい。電子ストレージ42は、システム40内の個別のコンポーネントであってもよいし、又はシステム40の他の1以上のコンポーネント(プロセッサ46など)に一体的に設けられてもよい。

【0035】

入力インタフェース44は、システム40により受信される情報の1以上の情報ソースとシステム40との間のインタフェースを提供するよう構成される。これは、まとめて“情報”と呼ばれるデータ、結果及び/又は命令並びに他の何れかの通信可能なアイテムがプロセッサ46及び/又は電子ストレージ42の一方又は両方と通信することを可能にする。入力インタフェース44に搭載するのに適したインタフェース装置の具体例として、

10

【0036】

有線又は無線の他の通信技術がまた入力インタフェース44として本発明により予期されることが理解されるべきである。例えば、本発明は、入力インタフェースが電子ストレージ42により提供される着脱可能なストレージインタフェースに一体化されてもよいことを予期する。本例では、ユーザがシステム40の実現をカスタマイズすることを可能にする情報が、着脱可能なストレージ(スマートカード、フラッシュドライブ、着脱可能なディスクなど)からシステム40にロードされてもよい。ユーザインタフェース40としてシステム40に用いられるよう適用される他の入力装置及び技術の具体例は、限定されることなく、RS-232ポート、RFリンク、IRリンク、モデム(電話、ケーブルなど)を含む。すなわち、システム40と情報を通信するための技術は、入力インタフェース44として本発明により予期される。

20

【0037】

処理中、入力インタフェース44は、複数のテスト被検者の各人の呼吸に対応する情報セットを取得するよう構成される。この情報セットは、システム40により生成される人工ニューラルネットワークを導出するのに利用されるトレーニングデータセットを構成する。情報は、テスト被検者による呼吸中のテスト被検者の気道におけるガスと導通する1以上のセンサ(図示せず)の出力信号(又は出力信号から導出される情報)を含む。例えば、1以上のセンサは、図1に図示され、上述されたセンサ16と同一又は類似のセンサを含むものであってもよい。テスト被検者のテスト中、テスト被検者は、被検者の呼吸に影響を与えるレベルに鎮静剤を導入する1以上の物質が投入されてもよい。特に、鎮静剤のレベルは、テスト被検者の少なくとも一部に対して、呼吸の十分さが通常レベル以下に低下される。例えば、テスト被検者は、プロポフォル及びレミフェンタニルの制御された注入が投与されてもよい。一実施例では、入力インタフェース44は、6~8時間の各テスト被検者からのデータを収集する。

30

【0038】

図3を参照するに、一実施例では、入力インタフェース44により取得された情報は、複数の呼吸パラメータが導出可能な出力信号を含む。例えば、出力信号は、テスト被検者の気道における又は近傍のガスと導通するカプノメトリックセンサにより生成される出力信号を含むものであってもよい。これらの出力信号は、テスト被検者の気道における又は近傍のガスのCO₂濃度に関する情報を伝達する。入力インタフェース44により取得される情報は、キーパラメータの値が直接導出可能な出力信号を含む。キーパラメータは、その他の呼吸パラメータが決定される出力信号から直接的には定量化できないテスト被検者の呼吸のパラメータである。あるいは、キーパラメータが直接導出される出力信号は、一部の治療状況ではおそらく利用されないか、又は一部の治療状況では困難又は扱いにくい1以上のセンサの個別のセットにより生成される。キーパラメータは、入力インタフェース44により情報が取得されるその他の呼吸パラメータよりも、アーチファクト又は有効として予備呼吸をより正確に分類することを提供する。例えば、キーパラメータは、排

40

50

出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧力、胸壁挙動、及び/又は他のキーパラメータの1以上を含むものであってもよい。

【0039】

プロセッサ46は、システム40における情報処理機能を提供するよう構成される。また、プロセッサ46は、デジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、情報を処理するよう設計されたデジタル回路、情報を処理するよう設計されたアナログ回路、状態マシン及び/又は情報を電子的に処理するための他の機構の1以上を含むものであってもよい。プロセッサ46は、図3において単一のエンティティとして示されているが、これは単なる例示である。一部の實現形態では、プロセッサ46は、複数の処理ユニットを含むものであってもよい。これらの処理ユニットは、同一装置内に物理的に配置されてもよいし、又は

10

【0040】

図3に示されるように、一実施例では、プロセッサ46は、予備呼吸モジュール48、パラメータモジュール50、キーパラメータモジュール52、モデリングモジュール54及び/又は他のモジュールを有する。モジュール48, 50, 52及び/又は54は、ソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、ハードウェア及び/又はファームウェアの組み合わせ、及び/又はその他により實現されてもよい。図3において、モジュール48, 50, 52及び54は単一の処理ユニット内に一緒に配置されて示されているが、プロセッサ46が複数の処理ユニットを含む實現形態では、モジュール48, 50, 52及び/又は54は、その他のモジュールから遠隔配置されてもよい。さらに、

20

【0041】

予備呼吸モジュール48は、入力インタフェース44により取得されたキーパラメータ以外の呼吸パラメータに関する情報を解析し、各テスト被検者の呼吸における各予備呼吸

30

【0042】

パラメータモジュール50は、入力インタフェース44により取得された情報から、キーパラメータ以外のテスト被検者の呼吸における呼吸パラメータを決定するよう構成される。呼吸パラメータは、予備呼吸毎に決定される。従って、各テスト被検者の呼吸において特定された各予備呼吸に対して、パラメータモジュール50は、入力インタフェース44により取得される情報から呼吸パラメータ(キーパラメータ以外の)のそれぞれについて対応する値を決定する。非限定的な例として、パラメータモジュール50により決定された呼吸パラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、CO₂のレベルが呼吸中の最大CO₂レベルより所定量未満であった吸入時間(最大CO₂レベルの10%未満など)、呼吸中に観察されるCO₂の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間(100ms, 200ms, 300ms, 400ms, 500msなど)前に観察されたCO₂の部分的圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大CO₂の10%以内にあるときの呼吸中の吸出時間、吸気中のカプノグラムのサンプルの標準偏差、吸気中のカプノグラムのサンプルの平均、及び/又は他のパラメータの1以上を含むもの

40

50

であってもよい。

【 0 0 4 3 】

一実施例では、複数のテスト被検者のテストが終了すると、パラメータのさらなる決定の正規化を可能にする値が、パラメータモジュール 5 0 により決定される。非限定的な例として、パラメータモジュール 5 0 によって、第 1 の所定値が与えられたパラメータのさらなる決定から差し引かれるよう決定され（例えば、前のテストで決定される与えられたパラメータの平均など）、及び / 又は第 2 の所定値が、所与のパラメータの以降の決定（又は以降の決定と第 1 の所定値との間の差分）と除されて決定される（例えば、前のテストで決定された平均からの標準偏差など）。

【 0 0 4 4 】

一実施例では、パラメータモジュール 2 2 により決定される呼吸パラメータは、所与の呼吸中の CO_2 のレベルのサンプルを集計することによって決定される値を含む。この値は、 CO_2 レベルの平均、 CO_2 レベルの中央値、累積的な CO_2 レベル及び / 又は複数のサンプルから決定される測定された CO_2 レベルの他の集計値として決定されてもよい。例えば、1 つの呼吸パラメータは、所与の呼吸中の CO_2 レベルのサンプルの最初の 1 0 個（又は他の何れかの個数）から決定されてもよいし、他の呼吸パラメータは、所与の呼吸中の CO_2 レベルのサンプルの次の 1 0 個（又は他の何れかの個数）から決定されてもよく、以下同様に実行されてもよい。本実施例では、短い呼吸は、各値が決定可能なデータを提供するのに十分なサンプルポイントを提供しない可能性がある（例えば、3 0 0 サンプルが利用されるが、1 回の呼吸は 2 0 0 サンプルしかたまたま続かなかつたなど）。このようなケースでは、センサ 1 6 から受信した情報には提供されないサンプルは自動的に所定値（0 など）に割り当てられ、この割り当てられた値から呼吸パラメータが決定されてもよい。

【 0 0 4 5 】

キーパラメータモジュール 5 2 は、入力インタフェース 4 4 により取得された情報からキーパラメータを決定するよう構成される。キーパラメータは、予備呼吸毎に入力インタフェース 4 4 により取得された情報から直接導出される。キーパラメータモジュール 5 2 は、入力インタフェース 4 4 により取得された情報から直接的にキーパラメータの値を導出可能である。これは、上述されるように、入力インタフェース 4 4 により取得される情報は、特定の治療状況中には典型的には使用されないセンサにより生成される出力信号を含むためである。キーパラメータ 5 2 により実行される判定結果は、テスト被検者の呼吸における予備呼吸モジュール 4 8 によって特定される各予備呼吸に対応するキーパラメータ値の直接的に測定されたセットである。

【 0 0 4 6 】

モデリングモジュール 5 4 は、キーパラメータの値と他の呼吸パラメータの値との間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成するよう構成される。ここで用いられる“人工ニューラルネットワーク”という用語は、生物の神経網に基づく数学及び / 又は計算モデルを意味する。人工ニューラルネットワークは、相互接続した人工的なニューロンのグループを有し、計算に対するコネクショニストアプローチを用いて情報を処理する。所与の入力データセットと人工ニューラルネットワークのパラダイム内の対応する所望の出力との間の関係を最も良くモデル化するための各種サーチアルゴリズム及びネットワークアーキテクチャが考案されてきた。また、プロセッサ 4 6 により導出されたパラメータから人工ニューラルネットワークを生成するためモデリングモジュール 5 4 により用いられる技術の詳細な説明はここではされない。モデリングモジュール 5 4 により生成される人工ニューラルネットワークは、入力として所与の呼吸の呼吸パラメータと出力として所与の呼吸のキーパラメータ値とを利用する点で、キーパラメータ値と他の呼吸パラメータ値との間の関係をモデル化する。

【 0 0 4 7 】

一実施例では、モデリングモジュール 5 4 により生成される人工ニューラルネットワークは、その有効性を保障するためテストされた。例えば、一実施例では、テスト被検者

10

20

30

40

50

から収集されたデータの一部しか、上述された方法により人工ニューラルネットワークを生成するためプロセッサ 46 により利用されない。その後、データの残りが、生成された人工ニューラルネットワークをテストするため利用される。これは、キーパラメータの推測値がキーパラメータの測定値（診療の利用には可能でないかもしれない）と直接比較されることを可能にする。例えば、図 4 は、キーパラメータが呼吸容量であり、z 軸が各呼吸の測定値であり、y 軸がシステム 40 により生成された人工ニューラルネットワークからの推測値であるデータポイントのプロットを示す。

【0048】

同様に、人工ニューラルネットワークをテストするため収集されたテストデータの一部の実現は、キーパラメータの直接的な測定から決定される呼吸レートが人工ニューラルネットワークを用いて呼吸レートを推測することにより決定される呼吸レートと比較されることを可能にする。例えば、図 5 は、x 軸がキーパラメータ（呼吸容量）の直接的な測定から決定されたテスト被検者の呼吸レートを表し、y 軸が（i）従来方法（四角形のポイント）と（ii）人工ニューラルネットワークによるキーパラメータの推測により（菱形のポイント）決定された同じテスト被検者の呼吸レートを表す各テスト被検者の呼吸レートの結果のプロットを示す。図 5 から理解されるように、人工ニューラルネットワークにより特定される有効な呼吸に基づき決定されるレートは、カブノメトリ測定のみが呼吸を特定するのに利用される決定に対して精度を向上させる。

【0049】

図 6 は、所定の呼吸パラメータセットとキーパラメータとの間の関係をモデル化する人工ニューラルネットワークを生成する方法 56 を示す。後述される方法 56 の処理は、例示的なものである。一部の実施例では、方法 56 は、開示されない 1 以上の追加的な処理によって、及び/又は開示された処理の 1 以上なしに実現されてもよい。さらに、図 4 において、方法 56 の処理が図示及び記載される順序は、限定的なものでない。一部の実施例では、方法 56 は、システム 40（図 3 に図示され、上述された）と同一又は類似のシステムにより実現される。これは、方法 56 が他の各種システムコンフィギュレーションにより実現されてもよいため、本開示の範囲を限定するものでないことが理解されるべきである。

【0050】

処理 58 において、複数のテスト被検者の各人の呼吸に対応する情報セットが取得される。この情報セットは、方法 56 により生成される人工ニューラルネットワークを導出するのに用いられるトレーニングデータセットを構成する。情報は、テスト被検者による呼吸中のテスト被検者の気道におけるガスと導通する 1 以上のセンサ（図示せず）の出力信号（又は出力信号から導出された情報）を含む。処理 58 において取得される情報は、複数の呼吸パラメータが導出可能な情報を含む。例えば、この情報は、テスト被検者の気道における又は近傍のガスのカブノグラムサンプルを含むものであってもよい。処理 58 において取得される情報はまた、キーパラメータが直接導出可能な情報を含む。キーパラメータは、カブノグラムサンプルなどの他の呼吸パラメータを決定するのに用いられる情報から直接的には定量化できないテスト被検者の呼吸のパラメータである。あるいは、キーパラメータが直接導出される情報は、一部の治療状況ではほとんど用いられない 1 以上のセンサのセットにより生成される出力信号に対応する。キーパラメータは、処理 58 において情報が取得される他の呼吸パラメータよりも、アーチファクト又は有効なものとして予備呼吸の正確な分類を提供する。例えば、キーパラメータは、排出量、ピーク呼吸フロー、最大気道圧力、胸壁拳動、及び/又は他のキーパラメータの 1 以上を含むものであってもよい。一実施例では、処理 58 は、入力インタフェース 44（図 3 に図示され、上述された）と同一又は類似の入力インタフェースによって実行される。

【0051】

処理 60 において、キーパラメータ以外の呼吸パラメータに関する処理 58 において取得された情報は、各テスト被検者の呼吸における各予備呼吸を予備的に特定するため解析される。一実施例では、処理 60 は、予備呼吸モジュール 48（図 3 に図示され、上述さ

10

20

30

40

50

れた)と同一又は類似する予備呼吸モジュールにより実行される。

【0052】

処理62において、処理58において取得された情報から、キーパラメータ以外のテスト被検者の呼吸の呼吸パラメータが決定される。呼吸パラメータは、予備呼吸毎に決定される。従って、処理60において各テスト被検者の呼吸において特定された各予備呼吸に対して、各呼吸パラメータ(キーパラメータ以外の)の対応する値が処理62において決定される。非限定的な例として、処理62において決定された呼吸パラメータは、吸入時間と吸出時間との間の時間レシオ、CO₂のレベルが呼吸中の最大CO₂レベルより所定量未満であった吸入時間(最大CO₂レベルの10%未満など)、呼吸中に観察されるCO₂の最大部分圧力と、最大値が観察された時点の所定時間(100ms, 200ms, 300ms, 400ms, 500msなど)前に観察されたCO₂の部分的圧力との間の差分、カプノグラムが呼吸中に検出された最大CO₂の10%以内にあるときの呼吸中の吸出時間、吸気中のカプノグラムのサンプルの標準偏差、吸気中のカプノグラムのサンプルの平均、及び/又は他のパラメータ(例えば、パラメータモジュール50に関して上述されたパラメータなど)の1以上を含むものであってもよい。一実施例では、処理62は、パラメータモジュール50(図3に図示され、上述された)と同一又は類似するパラメータモジュールにより実行される。

10

【0053】

処理64において、キーパラメータは、処理58において取得された情報から直接的に決定される。キーパラメータは、予備呼吸毎に導出される。キーパラメータの値は、処理58において取得された情報から直接導出される。これは、上述されたように、処理58において取得された情報が、特定の治療状況中には典型的には使用されないセンサにより生成される出力信号に対応する情報を含むためである。処理64において実行される判定結果は、処理60において特定されるテスト被検者の呼吸における各予備呼吸に対応するキーパラメータの直接的な測定値セットである。

20

【0054】

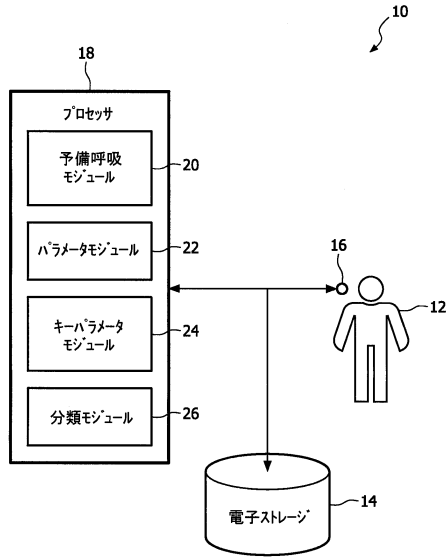
処理66において、処理62において決定された呼吸パラメータとキーパラメータとの間の関係をモデル化した人工ニューラルネットワークが生成される。処理66において生成される人工ニューラルネットワークは、入力として所与の呼吸の呼吸パラメータを使用し、所与の呼吸のキーパラメータ値を出力する。一実施例では、処理66は、モデリングモジュール54(図3に図示され、上述された)と同一又は類似のモデリングモジュールにより実行される。

30

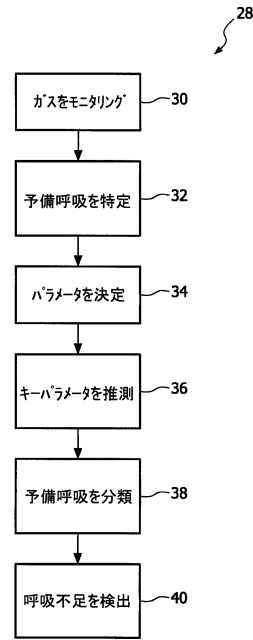
【0055】

本発明が最も実践的で公的な実施例であると現在考えられているものに基づき説明のために詳細に開示されたが、このような詳細は単なる例示のためであり、本発明は開示された実施例に限定されず、添付した請求項の趣旨及び範囲内の改良及び等価な構成をカバーするものと理解されるべきである。例えば、本発明は、何れかの実施例の1以上の特徴が、可能な程度まで他の何れかの実施例の1以上の特徴と組み合わせ可能であることを予期することが理解されるべきである。

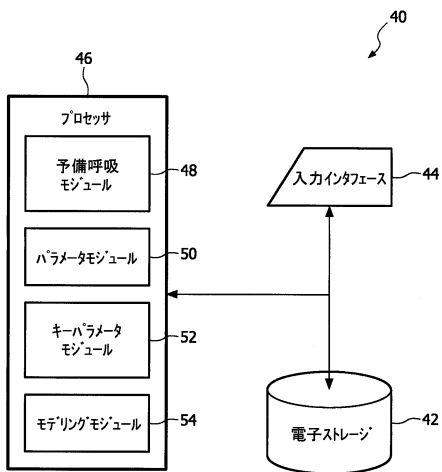
【図1】



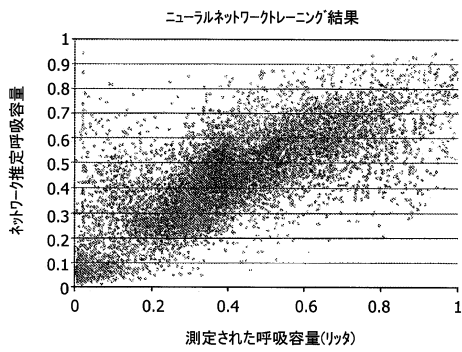
【図2】



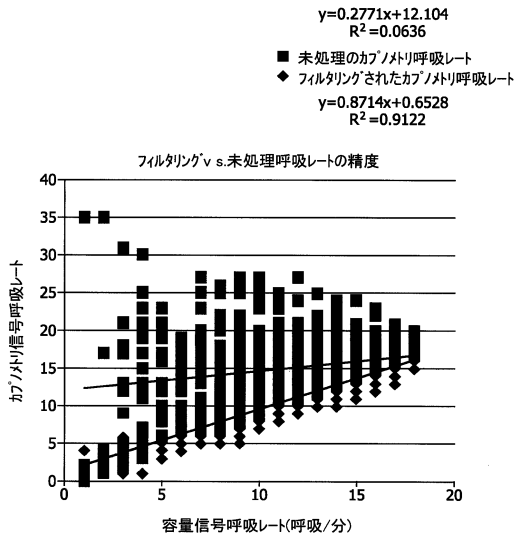
【図3】



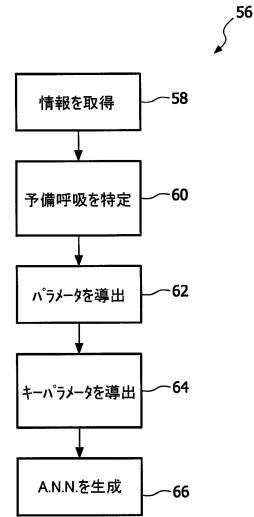
【図4】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 オア, ジョーゼフ アレン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0256420(US, A1)

米国特許出願公開第2004/0003813(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/06 - 5/22