



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I849071 B

(45)公告日：中華民國 113 (2024) 年 07 月 21 日

(21)申請案號：109107118

(22)申請日：中華民國 109 (2020) 年 03 月 04 日

(51)Int. Cl. : A61M16/16 (2006.01)

A61M16/08 (2006.01)

A61B5/097 (2006.01)

G16H50/80 (2018.01)

(30)優先權：2019/03/05 美國

62/813,981

2019/08/28 美國

62/893,122

(71)申請人：紐西蘭商費雪&佩凱爾關心健康有限公司 (紐西蘭) FISHER & PAYKEL
HEALTHCARE LIMITED (NZ)

紐西蘭

(72)發明人：葛雷 安東 K GULLEY, ANTON KIM (NZ) ; 愛德華 布萊恩 A EDWARDS,
BRYN ALAN (NZ)

(74)代理人：劉法正；尹重君

(56)參考文獻：

TW 201538188A

CN 102302817A

CN 107261280A

WO 2018042376A1

WO 2018089837A1

審查人員：李聖賢

申請專利範圍項數：32 項 圖式數：28 共 110 頁

(54)名稱

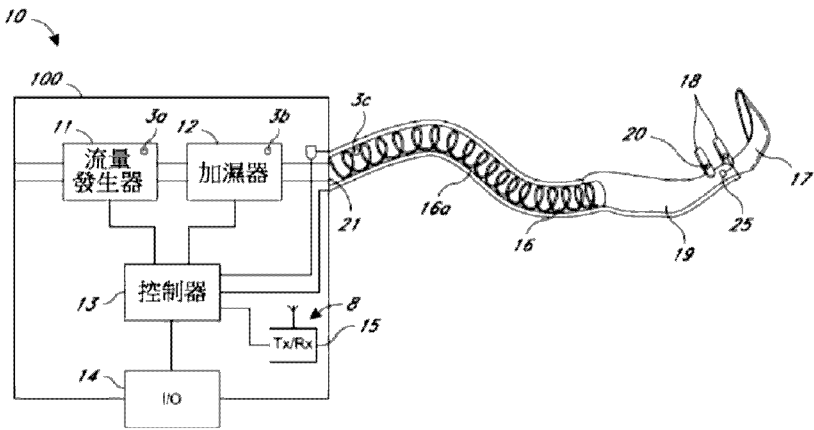
呼吸流治療系統中之患者附接性檢測

(57)摘要

系統及方法可以藉由時域中的流動參數信號來確定患者是否附接到呼吸裝置(諸如經由患者介面)。另外，這些過程可以將患者附接狀態分類為四個類別之一：已脫離、正在進行附接、已附接或正在進行脫離。該系統可以包括非密封患者介面、諸如經鼻高流量治療中的鼻插管、或任何其他患者介面。該患者使用該呼吸系統的數據可以提供治療順應性和使用資訊的長期趨勢和/或該患者的呼吸功能和/或其他生理功能之進展。

Systems and methods can determine whether a patient is attached to a respiratory device (such as to via a patient interface) by analyzing a flow parameter signal in the time domain. Additionally, the processes can classify the patient attachment status into one of the four categories: detached, attaching, attached, or detaching. The system can include a non-sealed patient interface, such as a nasal cannula in a nasal high flow therapy, or any other patient interfaces. Data of the patient's use of the respiratory system can provide therapy compliance and long-term trend of use information and/or progress in the patient's respiratory functions and/or other physiological functions.

指定代表圖：



【圖1】

- 符號簡單說明：
- 3a,3b,3c,20,25:感測器
 - 8:接收數據信號
 - 10:呼吸系統；系統；設備
 - 11:流量發生器
 - 12:加濕室
 - 13:控制器
 - 14:使用者介面；使用者介面模組
 - 15:收發器
 - 16:患者呼吸導管
 - 16a:加熱元件
 - 17:患者介面
 - 18:鼻叉管
 - 19:歧管
 - 21:氣體流出口
 - 100:主裝置殼體；主殼體；殼體



I849071

【發明摘要】**【中文發明名稱】**

呼吸流治療系統中之患者附接性檢測

【英文發明名稱】

Patient Attachment Detection in Respiratory Flow Therapy Systems

【中文】

系統及方法可以藉由時域中的流動參數信號來確定患者是否附接到呼吸裝置（諸如經由患者介面）。另外，這些過程可以將患者附接狀態分類為四個類別之一：已脫離、正在進行附接、已附接或正在進行脫離。該系統可以包括非密封患者介面、諸如經鼻高流量治療中的鼻插管、或任何其他患者介面。該患者使用該呼吸系統的數據可以提供治療順應性和使用資訊的長期趨勢和/或該患者的呼吸功能和/或其他生理功能之進展。

【英文】

Systems and methods can determine whether a patient is attached to a respiratory device (such as to via a patient interface) by analyzing a flow parameter signal in the time domain. Additionally, the processes can classify the patient attachment status into one of the four categories: detached, attaching, attached, or detaching. The system can include a non-sealed patient interface, such as a nasal cannula in a nasal high flow therapy, or any other patient interfaces. Data of the patient's use of the respiratory system can provide therapy compliance and long-term trend of use information and/or progress in the patient's respiratory functions and/or other physiological functions.

【指定代表圖】 圖1**【代表圖之符號簡單說明】**

3a,3b,3c,20,25:感測器
8:接收數據信號
10:呼吸系統；系統；設備
11:流量發生器
12:加濕室
13:控制器
14:使用者介面；使用者介面模組
15:收發器
16:患者呼吸導管
16a:加熱元件
17:患者介面
18:鼻叉管
19:歧管
21:氣體流出口
100:主裝置殼體；主殼體；殼體

【特徵化學式】

(無)

【發明說明書】

【中文發明名稱】

呼吸流治療系統中之患者附接性檢測

【英文發明名稱】

Patient Attachment Detection in Respiratory Flow Therapy Systems

【技術領域】

發明領域

【0001】本揭露內容關於用於向患者提供呼吸流治療方法及系統。具體地，本揭露內容關於檢測患者是否已附接到呼吸流量系統。

【先前技術】

發明背景

【0002】呼吸輔助設備用於在比如醫院、醫療設施、住院護理或家庭環境等各種環境中向使用者或患者遞送氣體流。呼吸輔助或呼吸治療設備（統稱為「呼吸設備」或「呼吸裝置」）可以用於利用氣體流遞送補充氧氣或其他氣體，和/或利用加濕設備遞送經加熱和加濕的氣體。呼吸設備可以允許對氣體流的特性（包括流量、溫度、氣體濃度、濕度、壓力等）進行調整和控制。使用比如流量感測器和/或壓力感測器等感測器來測量氣體流之特性。

【發明內容】

發明概要

【0003】呼吸裝置可以監測和確定與患者使用該裝置相關的各種參數。參數數據可以告知臨床醫生患者之健康狀況、呼吸裝置的使用和/或該患者的呼吸功能之進展。該數據還可以用於改善該呼吸裝置本身之功能性。

【0004】使用呼吸裝置的患者進行吸氣和呼氣可以影響該裝置中的氣體

流。這係因為當該患者通過患者介面（諸如面罩或鼻插管）吸入時，對該患者介面中的氣體流的阻力減小；當患者呼出時，對該患者介面中的氣體流的阻力增加。一些參數（諸如呼吸速率）係藉由監測流動參數信號由於吸氣和呼氣而引起之變化來確定的。

5 **【0005】** 在密封系統中，這種吸入和呼出相對容易測量。然而，在未密封系統（諸如經鼻高流量系統）中，由於系統的開放性質，更難以確定患者的吸入和呼出。可能容易將信號、特別是時域信號中的不規則性誤認為是呼吸觸發事件。當該呼吸裝置可能在沒有呼吸（例如，由於患者已脫離、不通過鼻子呼吸和/或其他原因）時在信號中檢測到呼吸時，從此類分析確定的參數可能是誤
10 導性的。

【0006】 本揭露內容提供了藉由確定流動參數的數據的相關值並且將相關值與一個或多個閾值進行比較來執行氣體流動參數的時域分析以檢測患者與呼吸系統的附接和脫離之方法。另外，本文描述之方法可以將患者附接狀態分類為四個類別之一：已脫離、正在進行附接、已附接或正在進行脫離。

15 **【0007】** 可以將對患者附接狀態的確定饋送到該呼吸裝置和/或其他患者監測裝置的其他控制功能中，諸如例如以在該患者已附接時同步氣體的遞送、在該患者已離開患者介面時中斷氧氣遞送控制和/或流量的控制和/或至該裝置中的一個或多個加熱元件之功率、改善確定其他參數（諸如呼吸速率）的準確性、和/或提供治療順應性和使用資訊的長期趨勢和/或該患者的呼吸功能之進
20 展。當患者介面係非密封裝置時可以使用本文所揭露之方法，該非密封裝置諸如經鼻高流量治療中的鼻插管，或任何其他患者介面，諸如面罩、鼻罩、鼻枕罩、氣管內管、氣管造口術介面或其他介面（諸如持續氣道正壓通氣（CPAP）治療和/或雙水平氣道正壓通氣治療中的）。

【0008】 在一種配置中，被配置為向患者遞送呼吸治療並提供與該患者的呼吸相關的資訊的呼吸系統可以包括呼吸裝置，該呼吸裝置包括控制器，其中該控制器可以被配置為接收氣體流的或表示該裝置的部件的性能的第一參數之數據，該第一參數指示該患者的呼吸；藉由分析該數據中的趨勢確定該第一參數之數據的相關值；並且使用該相關值確定該患者已附接到該裝置的患者介面。

【0009】 在一種配置中，該控制器可以被配置為評價該第一參數之數據的子集之相關值。

【0010】 在一種配置中，可以選擇該子集之大小，使得在典型的呼吸頻率範圍內的頻率比高於該典型的呼吸頻率範圍的另一頻率產生更高之相關性。

【0011】 在一種配置中，可以選擇該子集之大小，使得該子集包括來自預定時間跨度之數據。

【0012】 在一種配置中，該相關值可以藉由分析該第一參數之數據與一個或多個特徵向量之間的相關性來確定。

【0013】 在一種配置中，該控制器可以被配置為隨著時間對該相關值進行過濾以給出過濾相關值。

【0014】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該過濾相關值高於第一閾值，則確定該患者已附接到該患者介面。

【0015】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該過濾相關值在設定時間量內高於第二閾值，則確定該患者已附接到該患者介面。

【0016】 在一種配置中，該第一閾值可以高於該第二閾值。

【0017】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該過濾相關值低於第三閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0018】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該過濾相關值在設定

時間量內低於第四閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0019】 在一種配置中，該第三閾值可以低於該第四閾值。

【0020】 在一種配置中，該第四閾值可以等於該第二閾值。在一種配置中，該第四閾值可以低於該第二閾值。

5 【0021】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該過濾相關值在少於該設定時間量內處於該第一閾值與該第二閾值之間，則確定該患者正在進行附接，前提係該患者尚未被認為已附接。

【0022】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行附接，如果該相關值下降至低於該第二閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

10 【0023】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該過濾相關值在少於該設定時間量內處於該第三閾值與該第四閾值之間，則確定該患者正在進行脫離，前提係該患者尚未被認為已脫離。

【0024】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行脫離，如果該相關值上升至高於該第四閾值，則該患者就可以被確定為已附接。

15 【0025】 在一種配置中，該控制器可以利用確定該患者是否附接來確定是否顯示某些參數。

【0026】 在一種配置中，該控制器可以接收該患者之呼吸速率之估計值並且如果該患者被確定為已附接，則顯示該呼吸速率估計值。

20 【0027】 在一種配置中，該裝置可以被配置為：如果該患者被確定為已附接，則使氣體的遞送與該患者的呼吸同步。

【0028】 在一種配置中，該控制器可以將在每種患者附接狀態中的時間記入日誌。

【0029】 在一種配置中，當該患者變成脫離時，該裝置可以生成警報。

在一種配置中，該裝置被配置為在該患者變成脫離後立即生成該警報。在一個示例中，該裝置被配置為隨著該患者被檢測為脫離即時生成該警報。

在一種配置中，該裝置被配置為在該患者變成脫離後的預設時間（即預定時間）之後生成該警報。

5 在一種配置中，該預設時間可以在約10秒與約10分鐘之間。在一個示例中，該裝置可以被配置為：如果該裝置檢測到該患者已脫離持續該預設時間，則生成警報。在一個示例中，該預設時間係至少1 min。

在一個示例中，該預設時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

10 在一個示例中，該預設時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。在一個示例中，該預設時間可以在2分鐘與3分鐘之間。該裝置被配置為等待預定時間（即，預設時間），以便在插管意外移出的情況下允許患者或醫療專業人員校正在進行脫離之鼻插管。該裝置被配置為：如果檢測到插管移出持續預設時間，則發出警報，以便警告患者和/或醫療專業人員該患者未在接受氣體流。該警報在患者未在接受治療的情況下提供警告，從而改善了系統的安全性並且降低了患者由於脫離而未在接受治療的可能性。

15 在一種配置中，該警報可以通過護士呼叫端口輸出。

在一種配置中，該警報可以伴隨有向使用者提供選項以確認該患者是否仍在附接的裝置。該選項可以呈現在圖形化使用者介面上。該選項可以呈現為可以經由使用者介面選擇的按鈕或窗口。

20 在一種配置中，該用於確認該患者是否仍在附接的選項可以用於推翻該患者已變成脫離的確定。

【0030】 在一種配置中，僅當該患者已脫離時，該裝置才可以暫停對某些患者參數的記錄。

【0031】在一種配置中，這些患者參數可以包括氧氣效率。

【0032】在一種配置中，該氧氣效率可以為基於 SpO_2 和 FdO_2 。

5 在一種配置中，該裝置可以包括補充氣體入口和閥，其中該閥可以藉由該控制器進行調整以調節補充氣體通過該補充氣體入口的流量。在一個示例中，這些補充氣體可以為氧氣或可以為氮氣。

在一種配置中，當該患者已脫離時，該控制器可以關閉該閥。如果該患者未附接，即該患者已脫離，則這減少了補充氣體的浪費。該控制器可以被配置為關閉該閥並且該控制器可以被配置為：一旦該患者被檢測為附接，就重新打開該閥。

10 在一種配置中，該控制器可以控制流量發生器以實現一定流量，其中當該患者已脫離時，該控制器可以調整該流量。該流量發生器可以為鼓風機。

在一種配置中，該流量之調整可以包括減小該流量。

15 在一種配置中，該流量之調整可以包括增加該流量。該控制器可以被配置為增加該流量，以便克服部分脫離，例如在該鼻插管部分移出時。該增加的流量有助於繼續向該患者提供呼吸氣體，使得該患者可以接受呼吸治療。在一個示例中，該呼吸治療可以為高流量治療。即使該患者介面部分移出並被檢測為脫離，該增加的流量仍可以向該患者遞送足夠量的氣體。

在一種配置中，該流量的增加可以持續初始時間段。

在一種配置中，該初始時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

20 在一種配置中，該初始時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

在一種配置中，當在該初始時段之後該患者仍被確定為已脫離時，該控制器可以減小該流量。在該初始時間段之後的流量的減小有助於保護該流量發生

器（例如鼓風機）免於超負荷工作。如果該呼吸治療裝置正在進行使用電池操作，則這可能是有用的。斷開該鼓風機或減小該流量可能有助於節省電池功率。

【0033】 在一種配置中，該第一參數之數據可以包括該第一參數之絕對值。在一種配置中，該第一參數之數據可以包括該第一參數之變化。

5 【0034】 在一種配置中，該變化可以藉由從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值來確定。在一種配置中，該變化可以藉由從該第一參數之測量值中減去第二參數之估計影響來確定。

【0035】 在一種配置中，該第一參數可以為流量。在一種配置中，該第一參數可以為壓力。

10 【0036】 在一種配置中，該第二參數可以為馬達速度。在一種配置中，該第二參數可以為壓力。

【0037】 在一種配置中，該系統可以為非密封系統。

【0038】 在一種配置中，該患者介面可以包括鼻插管或氣管造口術介面。

【0039】 在一種配置中，該系統可以被配置為遞送經鼻高流量治療。

15 【0040】 在一種配置中，該系統可以為密封系統。

【0041】 在一種配置中，該系統可以包括該患者介面，該患者介面係面罩、鼻罩、氣管內管、或氣管造口術介面。

【0042】 在一種配置中，該系統可以包括加濕器，該加濕器被配置為對流向患者的氣體流進行加濕。

20 在一種配置中，該控制器被配置為：當該患者已脫離時，降低至該加濕器之功率。

在一種配置中，該控制器被配置為：當該患者已脫離時，斷開至該加濕器之功率。在一種配置中，該加濕器包括加熱板和加濕室。當處於操作配置中，

該室定位在該加熱板上。該控制器被配置為：如果該患者被檢測為脫離，則斷開至該加熱板之功率。如果該裝置使用電池操作，這節省電池功率。斷開該功率還使該室免於過熱或由於延長的加熱而受到損害。此外，這還有助於維護該加熱板和室的狀況。此外，斷開至該加熱板的功率降低了增加遞送至該患者的氣體的焓的可能性，因為減少了加熱，從而減少了該加濕室中熱的量。

在一種配置中，該系統可以包括患者呼吸導管，該患者呼吸導管具有被配置為對流向患者的氣體流進行加熱的加熱元件。該加熱元件可以為加熱絲。該加熱絲可以嵌入該導管的壁內並且可以為螺旋纏繞的。替代性地，該加熱絲可以定位在該導管的內腔內。

在一種配置中，該控制器被配置為：當該患者已脫離時，降低至該患者呼吸導管的加熱元件之功率。這係有利的，因為它降低了該呼吸導管過熱或因加熱而損害該導管的可能性。降低至該導管加熱元件（例如該導管內的加熱絲）之功率或斷開該功率也可以減少氣體的焓或防止氣體的焓過量。

在一種配置中，該控制器被配置為：當該患者已脫離時，斷開至該患者呼吸導管的加熱元件之功率。斷開該功率具有與如上的類似優點。

【0043】 在一種配置中，該系統可以包括顯示器，該顯示器被配置為從一個或多個處理器接收與該患者是否附接到該系統相關的資訊並將其顯示。

【0044】 在一種配置中，確定患者與被配置為向患者遞送呼吸治療並且還被配置為提供與該患者的呼吸相關的資訊的呼吸系統的脫離和/或附接之方法可以包括使用呼吸裝置之控制器：接收氣體流的或表示該裝置的部件的性能的第一參數之數據，該第一參數指示該患者之呼吸；藉由分析該數據中的趨勢確定該第一參數之數據的相關值；並且使用該相關值確定該患者已附接到該系統之患者介面。

【0045】 在一種配置中，確定可以包括評價該第一參數之數據的最近子集之相關值。

【0046】 在一種配置中，該方法可以包括選擇該子集之大小，使得在典型的呼吸頻率範圍內的頻率比高於該典型的呼吸頻率範圍的另一頻率產生更高之相關性。

【0047】 在一種配置中，可以選擇該子集之大小，使得該子集包括來自預定時間跨度之數據。

【0048】 在一種配置中，確定該相關值可以包括分析該第一參數之數據與一個或多個特徵向量之間之相關性。

【0049】 在一種配置中，該方法可以進一步包括隨著時間對該相關值進行過濾以給出過濾相關值。

【0050】 在一種配置中，如果該過濾相關值高於第一閾值，則該患者可以被確定為已附接到該患者介面。

【0051】 在一種配置中，如果該過濾相關值在設定時間量內高於第二閾值，則該患者可以被確定為已附接到該患者介面。

【0052】 在一種配置中，該第一閾值可以高於該第二閾值。

【0053】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該過濾相關值低於第三閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0054】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該過濾相關值在設定時間量內低於第四閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0055】 在一種配置中，該第三閾值可以低於該第四閾值。

【0056】 在一種配置中，該第四閾值可以等於該第二閾值。在一種配置中，該第四閾值可以低於該第二閾值。

【0057】 在一種配置中，如果該過濾相關值在少於該設定時間量內處於該第一閾值與該第二閾值之間，則該患者可以被確定為正在進行附接，前提係該患者尚未被認為已附接。

【0058】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行附接，如果該相關值下降至低於該第二閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0059】 在一種配置中，如果該過濾相關值在少於該設定時間量內處於該第三閾值與該第四閾值之間，則該患者可以被確定為正在進行脫離，前提係該患者尚未被認為已脫離。

【0060】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行脫離，如果該相關值上升至高於該第四閾值，則該患者就可以被確定為已附接。

【0061】 在一種配置中，該方法可以進一步包括利用確定該患者是否附接來確定是否顯示某些參數。

【0062】 在一種配置中，該方法可以進一步包括接收該患者之呼吸速率之估計值並且如果該患者被確定為已附接，則顯示該呼吸速率估計值。

【0063】 在一種配置中，該方法可以進一步包括：如果該患者被確定為已附接，則使該裝置對氣體的遞送與該患者的呼吸同步。

【0064】 在一種配置中，該方法可以進一步包括將在每種患者附接狀態中的時間記入日誌。

【0065】 在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者變成脫離時生成警報。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：在該患者變成脫離後生成該警報。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：在該患者變成脫離後的預設時間之後生成該警報。

在一種配置中，該預設時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

在一種配置中，該預設時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該預設時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

在一種配置中，該方法可以進一步包括通過護士呼叫端口輸出該警報。

5 在一種配置中，該方法可以進一步包括使該警報伴隨有向使用者提供選項以確認該患者是否仍在附接。

在一種配置中，該用於確認該患者是否仍在附接的選項可以用於推翻該患者已變成脫離的確定。

【0066】 在一種配置中，該方法可以進一步包括：僅當該患者已脫離時才
10 暫停對某些患者參數的記錄。

【0067】 在一種配置中，這些患者參數可以包括氧氣效率。

【0068】 在一種配置中，該氧氣效率可以為基於SpO2和FdO2。

在一種配置中，該裝置可以包括補充氣體入口和閥，其中該方法可以進一步包括將該閥藉由該控制器進行調整以調節通過該補充氣體入口的補充氣體的
15 流量。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者已脫離時，該控制器關閉該閥。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：該控制器控制流量發生器以實現一定流量，其中當該患者已脫離時，該控制器調整該流量。

20 在一種配置中，該流量之調整可以包括減小該流量。

在一種配置中，該流量之調整可以包括增加該流量。

在一種配置中，該流量的增加可以持續初始時間段。

在一種配置中，該初始時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當在該初始時段之後該患者仍被確定為已脫離時，該控制器減小該流量。

5 **【0069】** 在一種配置中，該第一參數之數據可以包括該第一參數之絕對值。在一種配置中，該第一參數之數據可以包括該第一參數之變化。

【0070】 在一種配置中，該方法可以進一步包括藉由從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值來確定該變化。

【0071】 在一種配置中，該方法可以進一步包括藉由從該第一參數之測量
10 值中減去第二參數的估計影響來確定該變化。

【0072】 在一種配置中，該第一參數可以為流量。在一種配置中，該第一參數可以為壓力。

【0073】 在一種配置中，該第二參數可以為馬達速度。在一種配置中，該第二參數可以為壓力。

15 **【0074】** 在一種配置中，該系統可以為非密封系統。

【0075】 在一種配置中，該系統可以被配置為遞送經鼻高流量治療。

【0076】 在一種配置中，該系統可以包括該患者介面，該患者介面係鼻插管或氣管造口術介面。

【0077】 在一種配置中，該系統可以為密封系統。

20 **【0078】** 在一種配置中，該系統可以包括該患者介面，該患者介面係面罩、鼻罩、氣管內管、或氣管造口術介面。

【0079】 在一種配置中，該系統可以包括加濕器，該加濕器被配置為對流向患者的氣體流進行加濕。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者已脫離時，該控制器降低至該加濕器之功率。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者已脫離時，該控制器斷開至該加濕器之功率。

5 在一種配置中，該系統可以包括患者呼吸導管，該患者呼吸導管具有被配置為對流向患者的氣體流進行加熱的加熱元件。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者已脫離時，該控制器降低至該患者呼吸導管的加熱元件之功率。

10 在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者已脫離時，該控制器斷開至該患者呼吸導管的加熱元件之功率。

【0080】 在一種配置中，該系統可以包括顯示器，該顯示器被配置為從一個或多個處理器接收與該患者是否附接到該系統相關的資訊並將其顯示。

15 【0081】 在一種配置中，呼吸系統可以被配置為向患者遞送呼吸治療，該系統也可以被配置為提供與患者的呼吸相關的資訊，該系統可以包括呼吸裝置，該呼吸裝置具有控制器，其中該控制器可以被配置為接收氣體流的或表示該呼吸裝置的部件的性能的第一參數之數據，該第一參數指示該患者的呼吸；基於該第一參數之數據生成流動參數變化數據；選擇該流動參數變化數據的一部分；並且基於該流動參數變化數據的部分生成暫態患者通氣量之量度值。

20 【0082】 在一種配置中，該控制器可以被配置為將一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分，或將一個或多個函數應用於該流動參數變化數據的所選部分，並且生成該暫態患者通氣量之量度值可以包括確定由該一個或多個函數生成的曲線下的面積。在一種配置中，該控制器可以被配置為將一個或多個函數應用於該流動參數變化數據的所選部分，並且其中，生成該暫態

患者通氣量之量度值包括確定由該一個或多個函數生成的曲線下的面積。該一個或多個函數可以為一條或多條直線或一條或多非線性線或其組合。由該一個或多個函數生成的曲線可以為直線、非線性線、或其組合。在一種配置中，可以將一個或多個函數應用於該流動參數變化數據以輸出特定值，諸如暫態患者通氣量或其他類似值。

【0083】 在一種配置中，該第一參數可以指示流量。在一種配置中，流量係總流量。

【0084】 在一種配置中，該流動參數變化數據可以藉由從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值來生成。

【0085】 在一種配置中，該控制器可以進一步被配置為接收該氣體流的或表示該裝置的第二部件的性的第二參數的數據，並且其中，該流動參數變化數據可以藉由從該第一參數之測量值中減去該第二參數的估計影響來生成。

【0086】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是馬達速度。

【0087】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是壓力。

【0088】 在一種配置中，該流動參數變化數據可以藉由從該第一參數之第二平均值中減去該第一參數之第一平均值來生成。

【0089】 在一種配置中，該第二平均值可以為基於該第一參數之測量值。

【0090】 在一種配置中，該第一參數之第一平均值可以藉由向該第一參數應用進行中過濾器來確定。

【0091】 在一種配置中，該流動參數變化數據的部分包括與預定義時間段內的時間段相關之數據。

【0092】 在一種配置中，該流動參數變化數據的部分可以表示時間的長度。

【0093】 在一種配置中，該時間之長度可以為使得信號雜訊可以從該暫態

患者通氣量之量度值中濾除。

【0094】 在一種配置中，該時間之長度可以為使得預期的呼吸頻率導致暫態患者通氣量之量度值增加。

【0095】 在一種配置中，該時間之長度可以在0.5-2秒之範圍內。

5 【0096】 在一種配置中，該控制器可以被配置為執行最小二乘擬合以將該一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分。

【0097】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為直線。

【0098】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為水平線。

【0099】 在一種配置中，該一個或多個函數可以為代數的。

10 【0100】 在一種配置中，該一個或多個函數可以為超越的。

【0101】 在一種配置中，該一個或多個函數可以生成最佳擬合的線。

【0102】 在一種配置中，該暫態患者通氣量之量度值可以基於由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的面積來生成。

15 【0103】 在一種配置中，該曲線下的面積可以藉由求由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值之積分來確定。

20 【0104】 在一種配置中，用可以被配置為向患者遞送呼吸治療的呼吸系統生成暫態患者通氣量之量度值之方法，該方法可以包括使用呼吸裝置之控制器：接收氣體流的或表示該裝置的部件的性能之第一參數之數據，該第一參數可以指示該患者之呼吸；基於該第一參數之數據生成流動參數變化數據；選擇該流動參數變化數據的一部分；並且基於該流動參數變化數據的部分生成暫態患者通氣量之量度值。

【0105】 在一種配置中，該方法可以進一步包括將一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分，並且其中，生成暫態患者通氣量之量度值可

以包括確定由該一個或多個函數生成的曲線下的面積。在一種配置中，該方法可以進一步包括將一個或多個函數應用於該流動參數變化數據的所選部分，並且其中，生成該暫態患者通氣量之量度值包括確定由該一個或多個函數生成的曲線下的面積。

5 **【0106】** 在一種配置中，該第一參數可以指示或者是流量。在一種配置中，流量係總流量。

【0107】 在一種配置中，該方法可以進一步包括生成該流動參數變化數據，該生成可以包括從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值。

10 **【0108】** 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用該呼吸裝置之控制器來接收該氣體流的或表示該裝置的第二部件的性的第二參數的數據，並且其中，生成該流動參數變化數據可以包括從該第一參數之測量值中減去該第二參數之估計影響。

【0109】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是馬達速度。

【0110】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是壓力。

15 **【0111】** 在一種配置中，生成該流動參數變化數據可以包括從該第一參數之第二平均值中減去該第一參數之第一平均值。

【0112】 在一種配置中，該第二平均值可以為基於該第一參數之測量值。

【0113】 在一種配置中，該第一參數之第一平均值可以藉由向該第一參數應用進行中過濾器來確定。

20 **【0114】** 在一種配置中，該流動參數變化數據的部分可以包括與預定義時間段內的時間段相關之數據。

【0115】 在一種配置中，該流動參數變化數據的部分可以表示時間的長度。

【0116】 在一種配置中，該時間之長度可以為使得信號雜訊從該暫態患者

通氣量之量度值中濾除。

【0117】 在一種配置中，該時間之長度可以為使得預期的呼吸頻率導致暫態患者通氣量之量度值增加。

【0118】 在一種配置中，該時間之長度可以為0.5-2秒。

5 【0119】 在一種配置中，該控制器可以執行最小二乘擬合以將該一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分。

【0120】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為直線。

【0121】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為水平線。

【0122】 在一種配置中，該一個或多個函數可以為代數的。

10 【0123】 在一種配置中，該一個或多個函數可以為超越的。

【0124】 在一種配置中，該一個或多個函數可以生成最佳擬合的線。

【0125】 在一種配置中，該暫態患者通氣量之量度值可以基於由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的面積來生成。

15 【0126】 在一種配置中，該曲線下的面積可以藉由求由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值的積分來確定。

20 【0127】 在一種配置中，呼吸系統可以被配置為向患者遞送呼吸治療，該系統也被配置為提供與患者的呼吸相關的資訊，該系統可以包括呼吸裝置，該呼吸裝置可以包括控制器，其中該控制器可以被配置為接收氣體流的或表示該裝置的部件的性能的第一參數之數據，該第一參數可以指示該患者的呼吸；基於該第一參數之數據生成流動參數變化數據；基於該流動參數變化數據生成患者通氣量之量度值；基於該流動參數變化數據生成總信號波動之量度值；並且基於該患者通氣量之量度值與該總信號波動之量度值之間的比較來確定患者附接性。

【0128】 在一種配置中，該第一參數可以指示或者是流量。

【0129】 在一種配置中，該流動參數變化數據可以藉由從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值來生成。

【0130】 在一種配置中，該控制器可以進一步被配置為接收該氣體流的或表示該裝置的第二部件的性第二參數的數據，並且其中，該流動參數變化數據可以藉由從該第一參數之測量值中減去該第二參數的估計影響來生成。

【0131】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是馬達速度。

【0132】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是壓力。

【0133】 在一種配置中，該流動參數變化數據可以藉由從該第一參數之第二平均值中減去該第一參數之第一平均值來生成。

【0134】 在一種配置中，該第二平均值可以為基於該第一參數之測量值。

【0135】 在一種配置中，該第一參數之第一平均值可以藉由向該第一參數應用進行中過濾器來確定。

【0136】 在一種配置中，該控制器可以進一步被配置為從該流動參數變化數據生成暫態患者通氣量之量度值，並且其中，該患者通氣量之量度值可以藉由對該暫態患者通氣量之量度值進行過濾來生成。

【0137】 在一種配置中，該控制器可以進一步被配置為選擇該流動參數變化數據的一部分。

【0138】 在一種配置中，該流動參數變化數據的部分可以表示0.5-2秒。

【0139】 在一種配置中，該暫態患者通氣量之量度值可以藉由以下方式生成：將一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分並且確定由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的面積。該一個或多個函數可以為一條或多條直線或一條或多非線性線或其組合。由該一個或多個函數生成的曲線可以

為直線、非線性線、或其組合。在一種配置中，可以將一個或多個函數應用於該流動參數變化數據以輸出特定值，諸如暫態患者通氣量或其他類似值。

【0140】 在一種配置中，該控制器可以被配置為執行最小二乘擬合以將該一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分。

5 【0141】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為直線。

【0142】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為水平線。

【0143】 在一種配置中，確定該曲線的絕對值下的面積可以包括求由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值的積分。

10 【0144】 在一種配置中，該控制器可以進一步被配置為從該流動參數變化數據生成暫態總信號波動之量度值，並且其中，該總信號波動之量度值可以藉由對該暫態總信號波動之量度值進行過濾來生成。

【0145】 在一種配置中，該暫態總信號波動之量度值可以藉由獲取該流動參數變化數據的絕對值來確定。

15 【0146】 在一種配置中，該暫態總信號波動之量度值可以藉由獲取該流動參數變化數據的平方來確定。

【0147】 在一種配置中，比較該患者通氣量之量度值和該總信號波動之量度值可以包括獲取該患者通氣量之量度值與該總信號波動之量度值之間之比率。

20 【0148】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，則該控制器就可以被配置為：如果該比率下降至低於附接閾值，則確定該患者已脫離。在一種配置中，一旦被確定為已附接，則該控制器就被配置為：如果該比率未下降至低於附接閾值，則確定該患者已附接。

【0149】 在一種配置中，一旦確定為已脫離，則該控制器就可以被配置為：

如果該比率超過附接閾值，則確定該患者已附接。

【0150】 在一種配置中，一旦確定為已脫離，則該控制器就可以被配置為：
如果該比率未超過附接閾值，則確定該患者已脫離。

【0151】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該比率高於第一閾
5 值，則確定該患者已附接。

【0152】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該比率在設定時間
量內高於第二閾值，則確定該患者已附接。

【0153】 在一種配置中，該第一閾值可以高於該第二閾值。

【0154】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該比率低於第三閾值，
10 則該患者就可以被確定為已脫離。

【0155】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該比率在設定時間量
內低於第四閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0156】 在一種配置中，該第三閾值可以低於該第四閾值。

【0157】 在一種配置中，該第四閾值可以等於該第二閾值。

【0158】 在一種配置中，該第四閾值可以低於該第二閾值。
15

【0159】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該比率在少於該設
定時間量內處於該第一閾值與該第二閾值之間，則確定該患者正在進行附接，
前提係該患者尚未被認為已附接。

【0160】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行附接，如果該比率下降至
20 低於該第二閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0161】 在一種配置中，該控制器可以被配置為：如果該比率在少於該設
定時間量內處於該第三閾值與該第四閾值之間，則確定該患者正在進行脫離，
前提係該患者尚未被認為已脫離。

【0162】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行脫離，如果該比率上升至高於該第四閾值，則該患者就可以被確定為已附接。

【0163】 在一種配置中，該控制器可以被配置為利用確定該患者是否附接來確定是否顯示某些參數。

5 【0164】 在一種配置中，該控制器可以被配置為接收該患者之呼吸速率之估計值並且如果該患者被確定為已附接，則顯示該呼吸速率估計值。

【0165】 在一種配置中，該呼吸裝置可以被配置為：如果該患者被確定為已附接，則使氣體的遞送與患者的呼吸同步。

10 【0166】 在一種配置中，該控制器可以被配置為將在每種患者附接狀態中的時間記入日誌。

【0167】 在一種配置中，當該患者變成脫離時，該呼吸裝置可以生成警報。
在一種配置中，該裝置可以在該患者變成脫離後立即生成該警報。

在一種配置中，該裝置可以在該患者變成脫離後的預設時間之後生成該警報。

15 在一種配置中，該預設時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

在一種配置中，該預設時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該預設時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

在一種配置中，該警報可以通過護士呼叫端口輸出。

20 在一種配置中，該警報可以伴隨有向使用者提供選項以確認該患者是否仍在附接的裝置。

在一種配置中，該用於確認該患者是否仍在附接的選項可以用於推翻該患者已變成脫離的確定。

【0168】 在一種配置中，僅當該患者已脫離時，該呼吸裝置才可以暫停對

某些患者參數之記錄。

【0169】 在一種配置中，這些患者參數可以包括氧氣效率。

【0170】 在一種配置中，該氧氣效率可以為基於SpO2和FdO2。

5 在一種配置中，該裝置可以包括補充氣體入口和閥，其中該閥可以藉由該
控制器進行調整以調節補充氣體通過該補充氣體入口的流量。

在一種配置中，當該患者已脫離時，該控制器可以關閉該閥。

在一種配置中，該控制器可以控制流量發生器以實現一定流量，其中當該
患者已脫離時，該控制器可以調整該流量。

在一種配置中，該流量之調整可以包括減小該流量。

10 在一種配置中，該流量之調整可以包括增加該流量。

在一種配置中，該流量的增加可以持續初始時間段。

在一種配置中，該初始時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

15 在一種配置中，當在該初始時段之後該患者仍被確定為已脫離時，該控制
器可以減小該流量。

【0171】 在一種配置中，確定患者與呼吸系統的脫離和/或附接之方法，該
呼吸系統可以被配置為向患者遞送呼吸治療，該系統還可以被配置為提供與該
患者的呼吸相關的資訊，該方法可以包括使用呼吸裝置之控制器：接收氣體流
20 的或表示該裝置的部件的性能的第一參數之數據，該第一參數指示該患者的呼
吸；基於該第一參數之數據生成流動參數變化數據；基於該流動參數變化數據
生成患者通氣量之量度值；基於該流動參數變化數據生成總信號波動之量度
值；並且基於該患者通氣量之量度值與該總信號波動之量度值之間的比較來確

定患者附接性。

【0172】 在一種配置中，該第一參數可以指示或者是流量。

【0173】 在一種配置中，生成該流動參數變化數據可以包括從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值。

5

【0174】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用呼吸裝置之控制器來接收該氣體流的或表示該裝置的第二部件的性能的第二參數之數據；並且其中，生成該流動參數變化數據可以包括從該第一參數之測量值中減去該第二參數之估計影響。

【0175】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是馬達速度。

10

【0176】 在一種配置中，該第二參數可以指示或者是壓力。

【0177】 在一種配置中，生成該流動參數變化數據可以包括從該第一參數之第二平均值中減去該第一參數之第一平均值。

【0178】 在一種配置中，該第二平均值可以為基於該第一參數之測量值。

【0179】 在一種配置中，該第一參數之第一平均值可以藉由向該第一參數應用進行中過濾器來確定。

15

【0180】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用呼吸裝置之控制器來從該流動參數變化數據生成暫態患者通氣量之量度值，並且其中，生成該患者通氣量之量度值可以包括過濾該暫態患者通氣量之量度值。

【0181】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用呼吸裝置之控制器來選擇該流動參數變化數據之一部分。

20

【0182】 在一種配置中，該流動參數變化數據之部分可以表示0.5-2秒。

【0183】 在一種配置中，生成該暫態患者通氣量之量度值可以包括將一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分並且確定由該一個或多個函

數生成的曲線的絕對值下的面積。

【0184】 在一種配置中，確定由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的面積可以包括該控制器執行最小二乘擬合以將該一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分。

5 【0185】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為直線。

【0186】 在一種配置中，由該一個或多個函數生成的曲線可以為水平線。

【0187】 在一種配置中，該曲線的絕對值下的面積可以藉由求由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值之積分來確定。

【0188】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用呼吸裝置之控制器來
10 從該流動參數變化數據生成暫態總信號波動之量度值，並且其中，生成該總信號波動之量度值可以包括過濾該暫態總信號波動之量度值。

【0189】 在一種配置中，生成該暫態總信號波動之量度值可以包括獲取該流動參數變化數據之絕對值。

【0190】 在一種配置中，生成該暫態總信號波動之量度值可以包括獲取該
15 流動參數變化數據之平方。

【0191】 在一種配置中，比較該患者通氣量之量度值和該總信號波動之量度值可以包括獲取該患者通氣量之量度值與該總信號波動之量度值之間之比率。

【0192】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該比率下降至低於附
20 接閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0193】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該比率未下降至低於附接閾值，則該患者就可以被確定為已附接。

【0194】 在一種配置中，一旦確定為已脫離，如果該比率超過附接閾值，

則該患者就可以被確定為已附接。

【0195】 在一種配置中，一旦確定為已脫離，如果該比率未超過附接閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

5 【0196】 在一種配置中，其中如果該比率高於第一閾值，則該患者可以被確定為已附接。

【0197】 在一種配置中，如果該比率在設定時間量內高於第二閾值，則該患者可以被確定為已附接。

【0198】 在一種配置中，該第一閾值可以高於該第二閾值。

10 【0199】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該比率低於第三閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0200】 在一種配置中，一旦被確定為已附接，如果該比率在設定時間量內低於第四閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0201】 在一種配置中，該第三閾值可以低於該第四閾值。

【0202】 在一種配置中，該第四閾值可以等於該第二閾值。

15 【0203】 在一種配置中，該第四閾值可以低於該第二閾值。

【0204】 在一種配置中，如果該比率在少於該設定時間量內處於該第一閾值與該第二閾值之間，則該患者可以被確定為正在進行附接，前提係該患者尚未被認為已附接。

20 【0205】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行附接，如果該比率下降至低於該第二閾值，則該患者就可以被確定為已脫離。

【0206】 在一種配置中，如果該比率在少於該設定時間量內處於該第三閾值與該第四閾值之間，則該患者可以被確定為正在進行脫離，前提係該患者尚未被認為已脫離。

【0207】 在一種配置中，一旦被確定為正在進行脫離，如果該比率上升至高於該第四閾值，則該患者就可以被確定為已附接。

【0208】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用呼吸裝置之控制器來基於該患者是否附接來確定是否顯示某些參數。

5 【0209】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用呼吸裝置之控制器來接收該患者之呼吸速率之估計值並且如果該患者被確定為已附接，則顯示該呼吸速率估計值。

【0210】 在一種配置中，該方法可以進一步包括：如果該患者被確定為已附接，則使用呼吸裝置之控制器來使氣體之遞送與患者之呼吸同步。

10 【0211】 在一種配置中，該方法可以進一步包括使用該呼吸裝置之控制器來將在每種患者附接狀態中的時間記入日誌。

【0212】 在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者變成脫離時，使用該呼吸裝置之控制器來生成警報。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：在該患者變成脫離後生成該警報。

15 在一種配置中，該方法可以進一步包括：在該患者變成脫離後的預設時間之後生成該警報。

在一種配置中，該預設時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

在一種配置中，該預設時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該預設時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

20 在一種配置中，該方法可以進一步包括通過護士呼叫端口輸出該警報。

在一種配置中，該方法可以進一步包括使該警報伴隨有向使用者提供選項以確認該患者是否仍在附接。

在一種配置中，該用於確認該患者是否仍在附接的選項可以用於推翻該患

者已變成脫離的確定。

【0213】 在一種配置中，該方法可以進一步包括：僅當該患者已脫離時，才使用該呼吸裝置之控制器來暫停對某些患者參數的記錄。

【0214】 在一種配置中，這些患者參數可以包括氧氣效率。

【0215】 在一種配置中，該氧氣效率可以為基於SpO2和FdO2。

在一種配置中，該裝置可以包括補充氣體入口和閥，其中該方法可以進一步包括將該閥藉由該控制器進行調整以調節通過該補充氣體入口的補充氣體的流量。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當該患者已脫離時，該控制器關閉該閥。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：該控制器控制流量發生器以實現一定流量，其中該控制器被配置為當該患者已脫離時調整該流量。

在一種配置中，該流量之調整可以包括減小該流量。

在一種配置中，該流量之調整可以包括增加該流量。

在一種配置中，該流量的增加可以持續初始時間段。

在一種配置中，該初始時間可以在約10秒與約10分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約30秒與約5分鐘之間。

在一種配置中，該初始時間可以在約1分鐘與約2分鐘之間。

在一種配置中，該方法可以進一步包括：當在該初始時段之後該患者仍被確定為已脫離時，該控制器減小該流量。

在另一配置中，該呼吸裝置包括控制器，該控制器被配置為基於該患者被檢測為附接的時間量來確定該呼吸裝置的使用。該控制器被配置為追蹤該患者被檢測為附接的時間量。該控制器可以進一步確定和計數在預定義時間段內該

患者被檢測為脫離之次數。該預定義時間段可以為例如治療期。該控制器可以被配置為將該患者被檢測為附接的時間量傳輸至遠端計算裝置，例如伺服器。在另一配置中，該伺服器可以基於該患者被檢測為附接的時間量或次數來確定該患者已經使用該呼吸裝置的時間量。如果患者被檢測為附接持續預定時間段，則該控制器或伺服器可以將該患者確定為順應於治療（例如，高流量治療）。該患者檢測方法用於確定對治療的順應性，即對治療的依從性。該患者被檢測為附接可以用於確定該患者對該呼吸裝置的使用。該使用資訊或順應性資訊可以經由該呼吸裝置或者經由該伺服器與醫療專業人員共用或由這些醫療專業人員存取。

【圖式簡單說明】

【0216】 參考某些實施方式之附圖來描述本揭露內容的這些和其他特徵、方面和優點，這些附圖旨在示意性地展示某些實施方式而不是限制本揭露內容。

【0217】 [圖1]示意性示出了被配置為向患者提供呼吸治療的呼吸系統。

【0218】 [圖2]係具有處於適當位置的加濕室和提起的手柄/桿件的示例性呼吸裝置之前視圖。

【0219】 [圖3]係對應於圖2之俯視圖。

【0220】 [圖4]係對應於圖2之右側視圖。

【0221】 [圖5]係對應於圖2之左側視圖。

【0222】 [圖6]係對應於圖2之後視圖。

【0223】 [圖7]係對應於圖2之左前方透視圖。

【0224】 [圖8]係對應於圖2之右前方透視圖。

【0225】 [圖9]係對應於圖2之仰視圖。

【0226】 [圖10]示出了呼吸裝置的空氣和氧氣入口佈置之示例性構造。

【0227】 [圖11]示出了呼吸裝置的空氣和氧氣入口佈置之另一種示例性構造。

【0228】 [圖12]係示出圖11的空氣和氧氣入口佈置之其他細節的橫截面視圖。

5 【0229】 [圖13]係示出圖11的空氣和氧氣入口佈置之其他細節之另一個橫截面視圖。

【0230】 [圖14]係示出圖11的空氣和氧氣入口佈置之其他細節之縱截面視圖。

10 【0231】 [圖15]係呼吸裝置的主殼體的上底盤部件和下底盤部件之分解圖。

【0232】 [圖16]係主殼體的下底盤之左前側透視圖，示出了用於接收馬達/感測器模組子組件之殼體。

【0233】 [圖17]係呼吸裝置的主殼體之第一底側透視圖，示出了位於殼體內部的用於馬達/感測器模組子組件之凹陷部。

15 【0234】 [圖18]係呼吸裝置的主殼體之第二底側透視圖，示出了用於馬達/感測器模組子組件之凹陷部。

【0235】 [圖19A]展示了與呼吸系統的部件相互作用和/或向其提供控制和指導的控制系統之框圖。

【0236】 [圖19B]展示了示例控制器之框圖。

20 【0237】 [圖20]展示了馬達與感測器模組之框圖。

【0238】 [圖21]展示了示例馬達與感測器模組之感測室。

【0239】 [圖22]展示了評估用於患者呼吸檢測的暫態特徵之示例性流程圖。

【0240】 [圖23A-23C]展示了確定流動參數數據是否適合用於確定患者附接性和/或呼吸之示例。

【0241】 [圖23D]展示了修改流量數據以去除馬達速度的假定影響之示例性流程圖。

5 【0242】 [圖24]展示了當評估各種頻率（沒有信號雜訊）時之示例性暫態特徵。

【0243】 [圖25A]展示了確定用於患者附接性確定的過濾特徵之示例性流程圖。

10 【0244】 [圖25B]展示了用於使用過濾特徵確定患者附接狀態之示例性流程圖。

【0245】 [圖26]展示了用於生成用於確定患者與呼吸系統的附接性的量度值之示例性流程圖。

【0246】 [圖27]展示了用於使用患者連接量度值確定患者附接性之示例性流程圖。

15 【0247】 [圖28]展示了用於使用患者連接量度值確定患者附接狀態之另一個示例性流程圖。

【實施方式】

【0248】 儘管下文描述某些示例，但熟悉該項技術者將瞭解，本揭露內容擴展超出具體揭露的示例和/或用途以及其明顯的修改和等效物。因此，意圖係
20 本文揭露之本揭露內容的範圍不應被下文描述的任何特定之示例限制。

示例性呼吸系統之概觀

【0249】 在圖1中提供了呼吸系統10之示意圖。呼吸系統10可以包括主裝置殼體100。主裝置殼體100可以包含可以為馬達/葉輪佈置的形式的流量發生器

11、較佳的加濕器或加濕室12、控制器13、和使用者介面14。使用者介面14可以包括顯示器和一個或多個輸入裝置，諸如一個或多個按鈕、觸控式螢幕、觸控式螢幕與一個或多個按鈕的組合等。控制器13可以包括一個或多個硬體和/或軟體處理器，並且可以被配置或程式設計成控制該系統的部件，包括但不限於操作流量發生器11以產生用於遞送至患者的氣體流、操作加濕器或加濕室12（如果存在）以加濕和/或加熱氣體流、接收來自使用者介面14的使用者輸入以對呼吸系統10進行重新配置和/或使用使用者定義的操作、以及（例如，在顯示器上）向使用者輸出資訊。使用者可以為患者、醫療保健專業人員或其他人員。

【0250】繼續參考圖1，患者呼吸導管16可以聯接到呼吸系統10之主裝置殼體100中的氣體流出口21，並且聯接到患者介面17（諸如非密封介面，如具有歧管19和鼻叉管18的鼻插管）。患者呼吸導管16還可以聯接到面罩、鼻罩、鼻枕罩、氣管內管、氣管造口術介面或其他介面。

【0251】氣體流可以由流量發生器11生成，並且在經由患者呼吸導管16通過患者介面17被遞送至患者之前可以被加濕。控制器13可以控制流量發生器11以生成期望流量的氣體流、和/或控制一個或多個閥以控制空氣和氧氣或其他可呼吸氣體的混合。控制器13可以控制加濕室12（如果存在）中的加熱元件，以將氣體加熱到期望的溫度，該期望的溫度實現用於遞送至患者的期望的溫度和/或濕度水平。患者呼吸導管16可以具有加熱元件16a，諸如加熱絲，以加熱穿過到達患者的氣體流。加熱元件16a也可以受控制器13的控制。

【0252】系統10可以使用與控制器13通信的一個或多個超音波換能器、一個或多個流量感測器（諸如熱敏電阻器流量感測器）、一個或多個壓力感測器、一個或多個溫度感測器、一個或多個濕度感測器、或其他感測器，以監測氣體流的特性和/或以提供合適治療之方式操作該系統10。氣體流特性可以包括氣體

濃度、流量、壓力、溫度、濕度、或其他特性。感測器3a、3b、3c、20和25（諸如壓力感測器、溫度感測器、濕度感測器和/或流量感測器）可以放置在主裝置殼體100、患者導管16和/或患者介面17中之不同位置。控制器13可以接收來自感測器的輸出以輔助該控制器以提供合適的治療的方式操作呼吸系統10，諸如以確定氣體流的合適的目標溫度、流量、和/或壓力。提供合適的治療可能包括滿足患者的吸氣需求。

【0253】系統10可以包括無線數據發射器和/或接收器、或收發器15，以使控制器13能夠以無線方式從操作感測器接收數據信號8和/或對系統10的各種部件進行控制。另外或替代性地，數據發射器和/或接收器15可以將數據遞送至遠端伺服器或實現對系統10的遠端控制。系統10可以包括例如使用纜線或電線的有線連接，以使控制器13能夠從操作感測器接收數據信號8和/或對系統10的各種部件進行控制。

【0254】呼吸系統10可以包括高流量治療設備。本文所討論的高流量治療旨在被賦予熟悉該項技術者所理解的其典型的普通含義，其通常是指呼吸系統，該呼吸系統經由有意未密封的患者介面以通常旨在滿足或超過患者的吸氣流量的流量遞送目標流量的經加濕的呼吸氣體。典型的患者介面包括但不限於鼻或氣管患者介面。成人的典型流量的範圍通常在（但不限於）每分鐘約十五升至每分鐘約六十升或更大。小兒使用者（諸如新生兒、嬰兒和兒童）的典型流量的範圍通常是（但不限於）每千克使用者體重每分鐘約一升至每千克使用者體重每分鐘約三升或更大。高流量治療還可以視需要包括氣體混合物組成物，這些氣體混合物組成物包括補充氧氣和/或施用治療性藥物。高流量治療通常被稱為經鼻高流量氧療（NHF）、加濕高流量鼻插管氧療（HHFNC）、高流量鼻導管氧療（HFNO）、高流量治療（HFT）或經氣管高流量氧療（THF）以

及其他常用名。例如，在一些配置中，對於成人患者，「高流量治療」可以為指以以下流量向患者遞送氣體：大於或等於約10升每分鐘（10 LPM），諸如約10 LPM與約100 LPM之間、或約15 LPM與約95 LPM之間、或約20 LPM與約90 LPM之間、或約25 LPM與約85 LPM之間、或約30 LPM與約80 LPM之間、或約35 LPM與約75 LPM之間、或約40 LPM與約70 LPM之間、或約45 LPM與約65 LPM之間、或約50 LPM與約60 LPM之間。在一些配置中，對於新生兒、嬰兒或兒童患者，「高流量治療」可以為指以以下流量向患者遞送氣體：大於1 LPM，諸如約1 LPM與約25 LPM之間、或約2 LPM與約25 LPM之間、或約2 LPM與約5 LPM之間、或約5 LPM與約25 LPM之間、或約5 LPM與約10 LPM之間、或約10 LPM與約25 LPM之間、或約10 LPM與約20 LPM之間、或約10 LPM與15 LPM之間、或約20 LPM與25 LPM之間。用於成人患者、新生兒、嬰兒或兒童患者的高流量治療設備可以以約1 LPM與約100 LPM之間的流量或以上文概述的任何子範圍中的流量向患者遞送氣體。

【0255】 高流量治療可以在滿足或超過患者的吸氣需求、增強患者的氧合和/或減少呼吸功方面係有效的。另外，高流量治療可以在鼻咽中生成沖洗效應，使得上氣道的解剖學無效腔被高流入氣體流沖洗。沖洗效應可以產生可供用於每一次呼吸的新鮮氣體儲備，同時最小化對二氧化碳、氮氣等的再呼吸。

【0256】 用於在高流量治療中使用的患者介面可以為非密封介面，以防止氣壓傷，該氣壓傷可以包括由於相對於大氣的壓力差而對肺或患者的呼吸系統的其他器官造成組織損傷。患者介面可以為具有歧管和鼻叉管的鼻插管、和/或面罩、和/或鼻枕罩、和/或鼻罩、和/或氣管造口術介面、或任何其他適合類型的患者介面。

【0257】 圖2至圖17B示出了具有主殼體100的呼吸系統10之示例性呼吸裝

置。主殼體100具有主殼體上底盤102和主殼體下底盤202。主殼體上底盤102具有外周壁佈置106（見圖15）。外周壁佈置限定了加濕器或加濕室隔間108以用於接收可移除的加濕室300。可移除的加濕室300容納了諸如水等合適的液體，以用於加濕可以被遞送至患者之氣體。

5 【0258】 在所示形式中，主殼體上底盤102的外周壁佈置106可以包括：基本上豎直的左側外壁110，該左側外壁在主殼體100的前後方向上定向；基本上豎直的左側內壁112，該左側內壁在主殼體100的前後方向上定向；以及互連壁114，該互連壁在左側外壁110的上端與左側內壁112的上端之間延伸並且互連這些上端。主殼體上底盤102可以進一步包括：基本上豎直的右側外壁116，該右側外壁在主殼體100的前後方向上定向；基本上豎直的右側內壁118，該右側內壁在主殼體100的前後方向上定向；以及互連壁120，該互連壁在右側外壁116的上端與右側內壁118的上端之間延伸並且互連這些上端。這些互連壁114、120朝向主殼體100的相應外邊緣成角度，但可以替代性地是基本上水平的或向內成角度。

15 【0259】 主殼體上底盤102可以進一步包括基本上豎直的後外壁122。主殼體上底盤102的上部部分可以包括向前成角度的表面124。表面124可以具有用於接收顯示器和使用界面模組14的凹陷部126。顯示器可以被配置為即時顯示感測到的一種或多種氣體的特性。該系統可以顯示患者界面的患者檢測狀態。如果未檢測到患者，則控制器可以不輸出或可以停止輸出一個或多個呼吸速率值
20 和/或其他參數來進行顯示。控制器還可以視需要輸出在步驟2708處未檢測到患者的資訊來進行顯示。該資訊之示例可以為「--」圖示。互連壁128可以在後外壁122的上端與表面124的後邊緣之間延伸並且互連該上端與該後邊緣。

 【0260】 基本上豎直的壁部分130可以從表面124的前端向下延伸。基本上

5 水平的壁部分132可以從壁部分130之下端向前延伸以形成突簷。基本上豎直的壁部分134可以從壁部分132之前端向下延伸並且終止於加濕室隔間108的基本上水平的底板部分136。左側內壁112、右側內壁118、壁部分134以及底板部分136一起可以限定加濕室隔間108。加濕室隔間108之底板部分136可以具有凹陷部138，以用於接收用於加熱加濕室300中的液體以供在加濕過程期間使用的加熱器佈置，諸如加熱板140或其他適合的一個或多個加熱元件。

10 【0261】 主殼體下底盤202可以藉由適合的緊固件或者一體的附接特徵(諸如例如夾子)附接到上底盤102。主殼體下底盤202可以包括：基本上豎直的左側外壁210，該左側外壁在主殼體100的前後方向上定向並且與上底盤102的左側外壁110毗連；和基本上豎直的右側外壁216，該右側外壁在主殼體100的前後方向上定向並且與上底盤102的右側外壁116毗連。主殼體下底盤202可以進一步包括基本上豎直的後外壁222，該後外壁與上底盤102的後外壁122毗連。

15 【0262】 殼體下底盤202可以具有唇緣242，該唇緣與殼體上底盤102的唇緣142毗連並且還形成用於接收桿件500的手柄部分506的凹陷部的一部分。下唇緣242可以包括指向前方的突起243，該突起充當桿件500的手柄部分506的固位件。代替桿件500，該系統可以具有彈簧載入防護件以將加濕室300保持在加濕室間隔108中。

20 【0263】 殼體下底盤202的底側可以包括底壁230。相應互連壁214、220、228可以在基本上豎直的壁210、216、222與底壁230之間延伸並且互連這些壁與該底壁。底壁230可以包括具有多個孔的格柵232以使得能夠在從加濕室300洩露(例如，由於溢出)的情況下排出液體。底壁230還可以包括長形的前後定向的狹槽234。狹槽234還可以使得能夠在從加濕室300洩露的情況下排出液體，而不使液體進入電子器件殼體。在所示的構造中，狹槽234相對於格柵232的孔可以

為寬的和長形的，以最大化液體的排出。

【0264】 如圖17至圖18所示，下底盤202可以具有用於接收馬達與感測器模組的馬達凹陷部250。馬達與感測器模組可以為不可從主殼體100移除的。馬達與感測器模組可以為可從主殼體100移除的，如圖17至圖18所示。可以在底壁230中鄰近其後邊緣設置凹陷開口251，以用於接收馬達/感測器模組。連續的、氣體不可滲透的、未中斷的外周壁252可以與下底盤202的底壁230整體形成，並且從開口251的周邊向上延伸。外周壁252的後部部分254具有第一高度，並且外周壁252的前部部分256具有第二高度，該第二高度大於該第一高度。外周壁252的後部部分254終止於基本上水平的臺階258，該臺階又終止於外周壁252的上輔助後部部分260。外周壁252的前部部分256和上輔助後部部分260終止於頂板262處。除了氣體流通道，所有壁和頂板262可以為連續的、氣體不可滲透的且未中斷的。因此，除了氣體流通道，整個馬達凹陷部250可以為氣體不可滲透的且未中斷的。

【0265】 馬達與感測器模組可以為可插入凹陷部250中並且可附接到下底盤202的。在將馬達與感測器模組插入到下底盤202中後，氣體流通道管264可以延伸穿過向下延伸管133並且被軟密封件密封。

【0266】 加濕室300可以如下地流體聯接到設備10：藉由加濕室300從殼體100的前部處的位置在朝向殼體100後部的方向上進入加濕室隔間108中的在向後方向上的線性滑入運動。氣體出口端口322可以與馬達處於流體連通。

【0267】 如圖8所示的氣體入口端口340（經加濕的氣體返回）可以包括可移除的L形彎管。可移除的彎管可以進一步包括患者出口端口344，該患者出口端口用於聯接到患者導管16以將氣體遞送至患者介面。氣體出口端口322、氣體入口端口340和患者出口端口344可以各自包括軟密封件（諸如O形環密封件或T

形密封件），以在設備10、加濕室300和患者導管16之間提供密封的氣體通路。

【0268】 加濕室氣體入口端口306可以與氣體出口端口322互補，並且加濕室氣體出口端口308可以與氣體入口端口340互補。這些端口的軸線可以彼此平行，以使得加濕室300能夠以線性運動被插入到室隔間108中。

5 【0269】 呼吸裝置可以具有與馬達處於流體連通的空氣和氧氣（或替代性輔助氣體）入口，以使得馬達能夠將空氣、氧氣（或替代性輔助氣體）或其混合物遞送至加濕室300並且從而遞送至患者。如圖10所示，該裝置可以具有組合的空氣/氧氣（或替代性輔助氣體）入口佈置350。此佈置可以包括通入殼體100中的組合的空氣/氧氣端口352、過濾器354、和具有鉸鏈358的蓋356。氣體管也
10 可以視需要側向地或沿另一適當的方向延伸，並與氧氣（或替代性輔助氣體）源處於流體連通。端口352可以與馬達400流體聯接。例如，端口352可以經由端口352與馬達與感測器模組400中的入口孔或端口（該入口孔或端口又將通向馬達）之間的氣體流通道而與馬達/感測器模組400聯接。

15 【0270】 該裝置可以具有圖11至圖14所示的佈置，以使得馬達能夠將空氣、氧氣（或替代性輔助氣體）或其適合的混合物遞送至加濕室300並且從而遞送至患者。這種佈置可以包括位於殼體100的下底盤202的後壁222中的空氣入口356'。空氣入口356'包括具有帶有孔和/或狹槽的合適格柵佈置的剛性板。消音
20 泡沫可以鄰近該板設置在該板的內側上。空氣過濾箱354'可以鄰近空氣入口356'被定位在主殼體100的內部，並且包括空氣出口端口360以經由馬達/感測器模組400中的空氣入口端口404a向馬達遞送過濾空氣。空氣過濾箱354'可以包括被配置為從氣體流中移除顆粒（例如灰塵）和/或病原體（例如病毒或細菌）的過濾器。軟密封件（諸如O形環密封件）可以設置在空氣出口端口360與空氣入口端口404a之間，以在這些部件之間進行密封。該裝置可以包括鄰近殼體100的一側

被定位在殼體後端處的分開的氧氣入口端口358'，氧氣端口358'用於接收來自氧氣源（諸如儲罐或管輸氧氣源）的氧氣。氧氣入口端口358'與閥362流體連通。閥362可以適當地是螺線管閥，該螺線管閥能夠控制添加到被遞送至加濕室300的氣體流中的氧氣之量。氧氣端口358'和閥362可以與其他輔助氣體一起使用，以控制其他輔助氣體到氣體流中的添加。其他輔助氣體可以包括對於可用於氣體治療的多種氣體中的任何一種或多種，包括但不限於氮氧混合氣和一氧化氮。

【0271】 如圖13至圖16所示，殼體下底盤202可以包括數個合適的電子器件板，諸如感測電路板。電子器件板可以鄰近殼體下底盤202的對應外側壁210、216被定位。電子器件板可以容納適合的電氣或電子部件或可以與其電連通，該電氣或電子部件係諸如但不限於微處理器、電容器、電阻器、二極體、運算放大器、比較器、和開關。感測器可以與電子器件板一起使用。電子器件板的部件（諸如但不限於一個或多個微處理器）可以充當該設備的控制器13。

【0272】 電子器件板中的一者或多者可以與設備10的電氣部件（包括顯示單元和使用者介面14、馬達、閥362和加熱板140）電連通，以操作馬達來提供期望流量的氣體、操作加濕室300來將氣體流加濕並加熱到適當的水平、並且向氣體流供應適當量的氧氣（或適當量的替代性輔助氣體）。

【0273】 電子器件板可以與從殼體上底盤102的後壁122凸出的連接器佈置274電連通。連接器佈置274可以聯接到警報器、脈搏血氧儀端口和/或其他適合附件上。電子器件板還可以與還可以設置在殼體上底盤102的後壁122中的電連接器276電連通，以向裝置的部件提供幹線功率或電池功率。

【0274】 如以上所提及，操作感測器（諸如流量感測器、溫度感測器、濕度感測器和/或壓力感測器）可以放置在呼吸裝置、患者呼吸導管16和/或插管17（諸如圖1所示）中的不同位置。電子器件板可以與這些感測器電連通。來自感

測器的輸出可以由控制器13接收，以輔助控制器13以提供最佳治療（包括滿足吸氣需求）之方式操作呼吸系統10。

【0275】 如上文所概述，電子器件板以及其他電氣和電子部件可以與氣體流動路徑氣動隔離以改善安全性。該密封還防止水進入。

5 控制系統

【0276】 圖19A展示了示例性控制系統920（該控制系統可以為圖1中的控制器13）之框圖900，該示例性控制系統可以檢測患者狀況並控制包括氣體源的呼吸系統之操作。隨著氣體遞送至患者，控制系統920可以管理流經呼吸系統的氣體流量。例如，控制系統920可以藉由控制鼓風機（下文也稱為「鼓風機馬達」）的馬達速度的輸出930或共混器中的閥的輸出932來增加或減小流量。控制系統920可以自動確定用於特定患者的流量的設定值或個性化值，如下所討論的。流量可以由控制系統920優化以改善患者的舒適度和治療。

【0277】 控制系統920還可以生成音訊和/或顯示/視覺輸出938、939。例如，流量治療設備可以包括顯示器和/或揚聲器。顯示器可以向醫師指示由控制系統920生成的任何警告或警報。顯示器還可以指示醫師可以調整的控制參數。例如，控制系統920可以自動推薦針對特定患者之流量。控制系統920還可以確定患者的呼吸狀態，包括但不限於生成患者之呼吸速率，並且將其發送到顯示器，這將在下文更詳細地描述。

【0278】 控制系統920可以改變加熱器控制輸出，以控制加熱元件中的一個或多個（例如，以維持遞送至患者的氣體的溫度設定點）。控制系統920還可以改變加熱元件之操作或占空比。加熱器控制輸出可以包括一個或多個加熱板控制輸出934和一個或多個經加熱呼吸管控制輸出936。

【0279】 控制系統920可以基於一個或多個接收到的輸入901-916來確定輸

出930-939。輸入901-916可以對應於由控制器600（圖19B所示）自動接收的感測器測量值。控制系統920可以接收感測器輸入，包括但不限於一個或多個溫度感測器輸入901、一個或多個流量感測器輸入902、馬達速度輸入903、一個或多個壓力感測器輸入904、一個或多個氣體分數感測器輸入905、一個或多個濕度感測器輸入906、一個或多個脈搏血氧儀（例如SpO₂）感測器輸入907、一個或多個已存儲或使用者參數908、占空比或脈衝寬度調製（PWM）輸入909、一種或多種電壓輸入910、一種或多種電流輸入911、一個或多個聲學感測器輸入912、一種或多種功率輸入913、一種或多種電阻輸入914、一個或多個CO₂感測器輸入915、和/或肺活量計輸入916。控制系統920可以接收來自使用者的輸入或存儲在記憶體624（圖19B所示）中的參數值。控制系統920可以在患者的治療時間上動態地調整用於患者的流量。控制系統920可以連續地檢測系統參數和患者參數。基於本文的揭露內容，熟悉該項技術者將瞭解，任何其他合適的輸入和/或輸出可以與控制系統920一起使用。

控制器

【0280】圖19B展示了控制器600（該控制器可以為圖1中的控制器13）的實施方式之框圖。控制器600可以包括用於檢測輸入條件和控制輸出條件的程式設計指令。程式設計指令可以存儲在控制器600的記憶體624中。程式設計指令可以對應於本文描述之方法、過程和功能。程式設計指令可以由控制器600的一個或多個硬體處理器622執行。可以使用C、C++、JAVA或任何其他合適的程式設計語言來實現程式設計指令。可以在專用電路系統628諸如ASIC和FPGA中實現程式設計指令的一些或全部部分。

【0281】控制器600還可以包括用於接收感測器信號的電路628。控制器600可以進一步包括顯示器630以用於傳輸患者和呼吸輔助系統的狀態。顯示器630

還可以顯示警告和/或其他警示。顯示器630可以被配置為即時或以其他方式顯示所感測的一種或多種氣體的特性。控制器600還可以經由使用者介面諸如顯示器630接收使用者輸入。使用者介面可以包括一個或多個按鈕和/或一個或多個轉盤。使用者介面可以包括觸控式螢幕。

5 馬達與感測器模組

【0282】 本文所述之呼吸系統的任何特徵（包括但不限於加濕室、流量發生器、使用者介面、控制器、和被構造成將呼吸系統的氣體流出口聯接到患者介面的患者呼吸導管）可以與本文描述的任何感測器模組組合。

10 【0283】 圖20展示了馬達與感測器模組2000之框圖，該馬達與感測器模組可以被接收在呼吸裝置中的凹陷部250（圖17和圖18所示）中。馬達與感測器模組可以包括鼓風機2001，該鼓風機帶走室內空氣以遞送至患者。鼓風機2001可以為離心鼓風機。

15 【0284】 一個或多個感測器（例如，霍爾效應感測器）可以用於測量鼓風機馬達的馬達速度。鼓風機馬達可以包括無刷直流馬達，來自其的馬達速度可以在不使用單獨感測器的情況下測量。例如，在操作無刷直流馬達過程中，反電動勢可以由馬達的非通電繞組測量，可以由該反電動勢確定馬達位置，該馬達位置進而可以用於計算馬達速度。此外，馬達驅動器可以用於測量馬達電流，該馬達電流可以與所測量的馬達速度一起用於計算馬達轉矩。鼓風機馬達可以包括低慣性馬達。

20 【0285】 室內空氣可以進入室內空氣入口2002，該室內空氣入口通過入口端口2003進入鼓風機2001。入口端口2003可以包括閥2004，加壓氣體可以通過該閥進入鼓風機2001。閥2004可以控制進入鼓風機2001的氧氣的流量。閥2004可以為任何類型的閥，包括比例閥或雙態閥。在一些實施方式中，入口端口不

包括閥。

【0286】 鼓風機2001可以以大於1,000 RPM且小於30,000 RPM、大於2,000 RPM且小於21,000 RPM或在任何前述值之間的馬達速度操作。鼓風機2001的操作混合通過入口端口2003進入鼓風機2001的氣體。使用鼓風機2001作為混合器
5 可以減小否則在具有單獨混合器（諸如，包括擋板的靜態混合器）的系統中將會發生的壓降，因為混合需要能量。

【0287】 混合的空氣可以通過導管2005離開鼓風機2001，並進入感測器室2007中的流動路徑2006。具有感測器2008的感測電路板可以定位在感測器室2007中，使得感測電路板至少部分地浸入氣體流中。感測電路板上的感測器2008
10 中的至少一些感測器可以定位在氣體流內以測量流內的氣體特性。在穿過感測器室2007中的流動路徑2006之後，氣體可以離開2009到達加濕室。

【0288】 在將感測器定位在鼓風機和/或混合器的上游的系統上，將感測器2008定位在組合的鼓風機與混合器2001的下游可以提高測量之準確性，這些測量諸如氣體分數濃度的測量（包括氧氣濃度）。這種定位可以得到可重複的流動曲線。此外，將感測器定位在組合的鼓風機與混合器的下游避免了否則可能會發生的壓降，因為在鼓風機之前進行感測的情況下，在入口與感測系統之間需要單獨的混合器（諸如帶擋板的靜態混合器）。混合器可以引入跨混合器的壓降。將感測器定位在鼓風機之後可以允許鼓風機成為混合器，而靜態混合器會降低壓力，相反，鼓風機會增加壓力。而且，將感測電路板和感測器2008的
15 至少一部分浸入流動路徑中可以提高測量的準確性，因為感測器浸入流中意味著它們更能在氣體流動時經受相同的條件（諸如溫度和壓力），並且因此提供氣體流特性的更好表示。
20

【0289】 轉到圖21，離開鼓風機的氣體可以進入感測器室400中之流動路徑

402，該流動路徑可以定位在馬達與感測器模組內並且可以為圖20的感測器室2007。流動路徑402可以具有彎曲形狀。流動路徑402可以被構造成具有沒有急轉彎之彎曲形狀。流動路徑402可以具有彎曲的端部，在彎曲的端部之間具有更直線的區段。彎曲的流動路徑形狀可以藉由部分地使測量區域與流動路徑重合以形成該流動路徑的測量部分來減少氣體流中的壓降而不降低流測量之靈敏度，這將在下面參考圖23A-23B進行描述。

【0290】 具有感測器（諸如聲學發射器和/或接收器、濕度感測器、溫度感測器、熱敏電阻器等）的感測電路板404可以定位在感測器室400中，使得感測電路板404至少部分地浸入流動路徑402中。將感測電路板和感測器的至少一部分浸入流動路徑中可以提高測量準確性，因為浸入流動路徑中的感測器更能在氣體流動時經受相同條件（諸如溫度和壓力），並且因此提供氣體流特性之更好表示。在穿過感測器室400中的流動路徑402之後，氣體可以離開到達加濕室。

【0291】 可以使用至少兩個不同類型的感測器來測量氣體流量。第一類型的感測器可以包括熱敏電阻器，該熱敏電阻器可以藉由監測氣體流與熱敏電阻器之間的熱傳遞來確定流量。熱敏電阻器流量感測器可以使熱敏電阻器在氣體圍繞並經過熱敏電阻器流動時的流量內在恒定目標溫度下運行。感測器可以測量將熱敏電阻器保持在目標溫度下所需的功率量。目標溫度可以被配置為高於氣體流的溫度，使得需要更多的功率來將熱敏電阻在較高的流量下保持在目標溫度下。

【0292】 熱敏電阻器流量感測器還可以在熱敏電阻器上保持多個（例如，兩個、三個或更多個）恒定溫度，以避免目標溫度與氣體流溫度之間的差異過小或過大。多個不同的目標溫度可以允許熱敏電阻器流量感測器在氣體的大溫度範圍內準確。例如，熱敏電阻器電路可以被配置為能夠在兩個不同的目標溫

度之間切換，使得氣體流的溫度將總是落在相對於這兩個目標溫度之一的一定範圍內（例如，不太近也不太遠）。熱敏電阻器電路可以被配置為在約50°C至約70°C、或約66°C的第一目標溫度下操作。第一目標溫度可以與在約0°C至約60°C、或約0°C與約40°C之間的期望流溫度範圍相關聯。熱敏電阻器電路可以被配置為在約90°C至約110°C、或約100°C的第二目標溫度下操作。第二目標溫度可以與在約20°C至約100°C、或約30°C與約70°C之間的期望流溫度範圍相關聯。

【0293】 控制器可以被配置為藉由連接或設旁路於熱敏電阻器電路內的電阻器來調整熱敏電阻器電路以至少在第一目標溫度模式與第二目標溫度模式之間改變。熱敏電阻器電路可以被佈置為包括第一分壓器臂和第二分壓器臂的惠斯通電橋配置。熱敏電阻器可以位於分壓器臂之一上。熱敏電阻器流量感測器的更多細節描述於2017年9月3日提交的PCT申請案號PCT/NZ2017/050119中，將該申請藉由援引以其全文併入本文。

【0294】 第二類型的感測器可以包括聲學感測器組件。包括聲學發射器和/或接收器的聲學感測器可以用於測量聲學信號的飛行時間以確定可以用於流量治療設備中的氣體速度和/或組成。在一個超音波感測（包括超音波發射器和/或接收器）拓撲中，驅動器使第一感測器（諸如超音波換能器）在第一方向上產生超音波脈衝。第二感測器（諸如第二超音波換能器）接收該脈衝並提供該脈衝在第一超音波換能器與第二超音波換能器之間的飛行時間的測量值。使用該飛行時間測量值，氣體流在超音波換能器之間的聲速可以藉由呼吸系統的處理器或控制器來計算。第二感測器可以在與第一方向相反的第二方向上發射脈衝並且第一感測器可以接收該脈衝，以提供飛行時間的第二測量值，從而允許確定氣體流的特性（諸如流量或流速）。在另一種聲學感測拓撲中，由聲學發射器（諸如超音波波換能器）發射的聲學脈衝可以由聲學接收器（諸如麥克風）

接收。聲學流量感測器的更多細節描述於2016年12月2日提交的PCT申請PCT/NZ2016/050193中，將該申請藉由援引以其全文併入本文。

【0295】 可以將來自第一類型感測器和第二類型感測器兩者的讀數組合以確定更準確的流量測量值。例如，可以使用先前確定的流量和來自感測器類型之一的一個或多個輸出來確定預測當前流量。然後可以使用來自第一類型感測器和第二類型感測器中的另一種的一個或多個輸出來更新預測當前流量，以便計算最終流量。

示例性患者檢測過程

【0296】 如上所述，當患者通過他或她的鼻子向呼吸系統之患者介面中呼吸時，由於由吸入和呼出引起的流阻變化，在流量或其他流動參數中檢測到呼吸信號。患者可能與呼吸系統脫離，使得氣體流動參數中沒有呼吸信號。

【0297】 對於呼吸系統可能有利的是，能夠確定患者係已附接還是已脫離的，諸如使用患者附接性確定來幫助控制器確定氣體流動參數的頻率分析的主頻率是否為呼吸速率。患者已脫離的檢測也可以具有其他應用，下面將對其進行更詳細的描述。除了確定患者與呼吸系統係已附接還是已脫離的，還可以有助於瞭解患者係先前附接到呼吸裝置並且處於從呼吸裝置脫離的過程中，還是先前從呼吸裝置脫離並且處於附接到呼吸裝置的過程中。

【0298】 本文揭露之過程評估流動參數數據的時域特徵，以便確定患者係已附接還是已脫離的。另外，這些過程可以將患者附接狀態分類為四個類別之一：已脫離、正在進行附接、已附接或正在進行脫離。

【0299】 流量或其他氣體流動參數信號可以饋送藉由預處理步驟。這個步驟可以允許控制器判定氣體流動參數是否適合用於確定患者附接性，和/或從流動參數中去除某些特徵，使得饋送到患者附接性檢測過程中的流動參數信號可

以更能表示患者的呼吸對氣體流動參數（諸如流量、壓力或其他方面）的任何影響。下面參考圖23A-23D更詳細地描述預處理步驟的細節。

確定暫態特徵和過濾特徵

【0300】 如上所述，假定如果患者已附接到呼吸系統並通過患者介面呼吸，則經預處理的流量或其他流動參數數據的波動由隨機的不相關雜訊和由患者生成的相關呼吸信號組成。如圖22所示，該過程可以從控制器在步驟2202接收流動參數數據（諸如未經處理的數據）開始。在判定步驟2204，控制器可以例如藉由確定流動參數數據是否良好或適合使用來執行預處理步驟。如果該數據不適合使用，則控制器可以在步驟2206棄用該數據並返回到步驟2202。

【0301】 圖23A-23C展示了用於確定數據的適合性之示例性過程。流動參數可以為流量。流動參數也可以為壓力或本文揭露之其他類型的參數。流動參數數據可以為氣體流動參數之絕對值。替代性地，流動參數數據可以為氣體流動參數之變化。該變化可以藉由從氣體流動參數之測量值中減去氣體流動參數之目標值來確定。該變化還可以藉由從第一氣體流動參數之測量值中減去第二氣體流動參數的估計影響來確定。可以在確定流動參數數據適合使用之後計算該變化。在一種配置中，還可以在確定流動參數數據適合使用之前計算該變化。

【0302】 如圖23A所示，在步驟2322，控制器可以接收與第一流動參數數據（諸如在圖22的步驟2202接收的流動參數數據）不同類型之第二流動參數數據。假定第二參數對第一參數具有影響。例如，馬達速度、壓力和/或氧氣流量或濃度可能對氣體流量具有影響，這種影響與患者的呼吸對氣體流量的影響係分開的。在判定步驟2324，控制器可以確定假定影響是否有效。例如，如果假定影響大於最小閾值，則假定影響可以為有效的。如果假定影響係無效的（諸如藉由低於最小閾值），則可能難以準確預測第二參數對第一參數之影響。因

此，在步驟2328，控制器可以確定第一參數數據不適合使用並且可以棄用第一參數數據，該第一參數數據可以為在圖22的步驟2202接收的流動參數數據。如果假定影響係有效的（諸如藉由大於最小閾值），則在步驟2326，控制器可以確定第一參數數據適合使用。

5 【0303】 在圖23B和圖23C的過程中，第一參數可以包括流量數據並且一個或多個第二參數可以包括馬達速度、氧氣流量、和/或氧氣濃度。在一些配置中，圖23B和圖23C的過程都可以被執行以確定流動參數數據是否適合使用。在圖23B的步驟2340，控制器可以接收馬達速度數據。為了在流量數據中識別患者的呼吸，馬達需要以足夠的速度操作。如果馬達速度太低，則可能無法準確預測馬達速度對流數據（諸如流量）之影響。因此，在步驟2342，控制器可以將馬達速度與最小馬達速度閾值進行比較。如果馬達速度小於或等於閾值，則在步驟2344，控制器可以認為流動參數數據不合適，並且可以棄用流動參數數據的一部分或全部。如果馬達速度高於閾值，則在步驟2346，控制器可以計算馬達速度的最近變化。馬達速度之變化可能導致流動參數變化，這使得在流動參數數據中識別患者的呼吸更加困難。雖然可以從流動參數數據中某種程度地消除馬達速度之影響，但是馬達速度的較大變化可能使數據對於識別患者的呼吸過於不可靠。因此，在步驟2348，控制器可以將運行中過濾器應用於馬達速度的相對變化，以便生成表示馬達速度的最近相對變化之第一值。在判定步驟2350，控制器可以將第一值與第一閾值進行比較。如果第一值高於第一閾值，則控制器可以認為流動參數數據係不合適的，並且可以在步驟2344棄用該流數據點。如果第一值低於第一閾值，則在步驟2345，控制器可以認為流動參數數據係合適的。

 【0304】 流動參數（諸如流量）也可能受到來自補充氣體源的補充氣體（諸

如來自補充氧氣源的氧氣) 的流量或濃度之影響。儘管圖23C使用氧氣作為示例進行了說明，但是與氧氣的流量或濃度有關的所執行的步驟也可以對與環境空氣混合的任何其他補充氣體的流量或濃度進行。在步驟2352，控制器可以接收氧氣流量數據或氧氣濃度數據。在步驟2354，控制器可以計算氧氣流量或氧氣濃度的最近變化。如果氧氣的流量或濃度變化，則總流量的最終變化可能使在流量信號或其他流動參數信號中識別患者的呼吸更加困難。因此，在步驟2356，控制器可以將運行中過濾器應用於氣體的氧氣濃度或氧氣流量之變化，以便生成表示氧氣濃度或流量的最近變化之第二值。在判定步驟2358，控制器可以將第二值與第二閾值進行比較。如果第二值高於第二閾值，則控制器可以確定流動參數數據係不合適的，並且可以在步驟2360棄用該流動參數數據點。如果第二值低於閾值，則在步驟2362，控制器可以認為流動參數數據係合適的。

【0305】對於以上確定，可以使用氧氣（或其他補充氣體）濃度數據或氧氣（或其他補充氣體）流量數據。氧氣濃度數據可以使用呼吸裝置中的一個或多個感測器（諸如超音波感測器）來確定。來自氧氣源的氧氣流量可以由位於氧氣源下游的氧氣流量感測器確定。

【0306】如上所述，如果控制器認為該數據係合適的，則還可以修改流量（或任何其他流動參數數據）以消除馬達（或其他因素，諸如氧氣濃度或流量）之影響。修改氣體流動參數可以包括從氣體流動參數（諸如馬達速度）中去除其他變數的假定影響。僅當氣體流動參數數據滿足特定標準時，此假定影響才有效。如上所述，如果不滿足這些標準，則可以棄用該數據。

【0307】圖23D展示了修改流量數據以去除馬達速度的影響的示例性過程。可以使用馬達速度和流導來估計馬達之影響。在步驟2380，控制器可以測量暫態流導。流導隨時間近似恒定，並且因此可以使用低藉由濾器進行估計。

控制器使用當前馬達速度和所測量的流量測量每次迭代時的暫態流導。在步驟2382，控制器過濾暫態流導，以便確定過濾流導。

【0308】 在判定步驟2384，控制器可以將暫態流導與過濾流導進行比較，以查看差值是否是顯著不同的。如果差值係顯著的，則可能是某事改變了物理系統，諸如插管係已附接或已脫離的。可以藉由以下方式將暫態流導與過濾流導進行比較：在判定步驟2386獲取兩個變數的差值並且將其與最小閾值進行比較。如果差值超過閾值，則該差值被認為係顯著的，並且控制器可以在步驟2388重設過濾流導。當插管已與患者附接和脫離時，該重設可以使裝置快速調整其對流導之估計值。

【0309】 在步驟2390，控制器還可以基於暫態流導與過濾流導之間的差值來改變過濾流導計算的過濾係數。當流導的差異很高時，諸如在已首次附接插管時，這可使過濾流導變化更快。控制器然後可以返回到步驟2380以開始過程的新迭代。

【0310】 如果差值未超過閾值，則該差值被認為是不顯著的，並且控制器可以在步驟2392估計馬達對流量之影響。控制器可以使用過濾流導和馬達速度輸出影響值。在步驟2394，可以從流量數據中減去或以其他方式去除該值，以得到經預處理的流量數據。經預處理的流量數據可以更能指示患者的呼吸流（儘管經預處理的流量數據仍可能包含信號雜訊）。

【0311】 控制器還可以跟蹤流導的最近變化。藉由將最後兩個暫態流導值之間的差值添加至運行總量中可以跟蹤變化，該運行總量然後隨著時間衰減。對衰減後的運行總量進行過濾，以獲得導流性的過濾最近變化。導流性的過濾最近變化可以與經預處理的流量數據一起用於頻率分析演算法的其他部分中。

【0312】 返回到圖22，如果流動參數數據適合使用，則在步驟2208，控制

器可以評估最近數據的暫態特徵，這可以藉由分析最近數據中是否存在趨勢來進行。可以將最近數據的時間尺度固定為例如小於最小預期或典型呼吸週期，較佳的是在最小預期或典型呼吸週期與最小預期或典型呼吸週期的四分之一之間，或在最小預期或典型呼吸週期的一半與最小預期或典型呼吸週期的四分之一之間，或較佳的是小於最小預期或典型呼吸週期的一半，或更較佳的是小於最小預期或典型呼吸週期的四分之一。可以藉由使用兩個向量來進行評估，其中暫態特徵係最近數據點與兩個向量中的一個或組合的相關程度的量度值。也可以藉由使用單個向量或多於兩個向量來進行評估。

【0313】 如果患者沒有通過患者介面呼吸，則與患者通過患者介面呼吸時相比，經預處理的流數據中的隨機波動可能與兩個向量中的一者或二者具有較低之相關性。另外，較高頻率的數據可以具有比較低頻率的數據更低的相關性，因為所評估的數據的時間段將具有所述較高頻率的多次振盪。可能導致高度相關（且因此導致較大的暫態特徵）的信號係具有低頻的信號，諸如患者的呼吸信號。

【0314】 圖24示出了當評估數據（該數據可以包括正弦波）的各種頻率時（在無信號雜訊的情況下）的暫態特徵之示例。陰影區域2402表示暫態特徵之可能值（由於正弦波的不同相位）。實線2404呈現了該頻率的暫態特徵之平均值。繼續參考圖22，在判定步驟2210，控制器確定暫態特徵是否高於某個暫態特徵閾值。在諸如圖24所示的配置中，閾值被展示為虛線2406。

【0315】 在一種配置中，頻率小於 60 min^{-1} 的正弦波可以具有接近1的暫態特徵。該頻率可以與患者（諸如成年患者）的典型呼吸頻率最相關。呼吸信號可以分解為基波（呼吸）頻率和諧波。諧波典型地隨著諧波次數變小（例如，第一諧波的頻率幅度小於基頻並且第二諧波的頻率幅度小於第一諧波）。所有

這些諧波均以具有最大影響的最高幅度（即基頻幅度）貢獻於暫態特徵。在一些配置中，閾值可以低於1（諸如，圖24中約0.4），使得60與120 min⁻¹之間的頻率也可以超過該閾值。這些頻率仍可能是由患者的呼吸引起的，尤其是在嬰兒的情況下。上述較高的頻率典型地不會生成高於閾值的暫態特徵。

5 **【0316】** 返回到圖22，如果暫態特徵高於閾值，則在步驟2212，控制器可以輸出檢測到呼吸或患者附接。如果暫態特徵不高於閾值，則在步驟2214，控制器可以輸出未檢測到呼吸或患者已脫離。

10 **【0317】** 暫態特徵高於暫態特徵閾值可以指示呼吸中的患者已附接到患者介面（諸如藉由附接到插管）。此外，為了減少導致暫態特徵波動的信號雜訊，還可以在使用暫態特徵來確定呼吸系統的患者附接狀態之前過濾那些暫態特徵。

15 **【0318】** 如圖25A所示，可以在一個過程中將兩個過濾器應用於暫態特徵，以獲得過濾特徵。該過程可以從控制器在步驟2502接收流動參數數據（諸如未經處理的數據）開始。在判定步驟2504，控制器可以諸如藉由確定流動參數數據是否良好或適合使用來執行預處理步驟。如果該數據不適合使用，則控制器可以在步驟2506棄用該數據並返回到步驟2502。如果數據適合使用，則在步驟2508，控制器可以評估數據的暫態特徵。

20 **【0319】** 在步驟2510，控制器可以將兩個不同的過濾器應用於暫態特徵，以分別生成主要過濾特徵和短過濾特徵。在步驟2512，控制器可以使用短過濾特徵來確定主要過濾特徵的過濾係數。在步驟2514，過濾特徵可以用於確定患者附接狀態，諸如圖25B所示。兩個過濾器的應用使主要過濾特徵在暫態特徵接近1時變化更快，從而允許在存在強呼吸信號時可以更快地作出患者附接性確定。此外，當患者沒有在患者介面（諸如插管）上呼吸時，暫態特徵將下降到

接近於0，從而增加了主要過濾特徵的過濾係數，並且使主要過濾特徵之變化不那麼快，這進而允許更快地作出患者附接性確定。控制器可以花費相對較長的時間（與患者附接並經由患者介面呼吸時相比）來確定患者已脫離，但是可以花費相對較短的時間來確定患者已附接。

5 **【0320】** 與在患者仍附接到呼吸系統時確定患者已脫離方面上的錯誤相比，更較佳的在患者未附接到呼吸系統時確定患者附接方面上的錯誤。這部分係因為用於控制呼吸裝置的流量和/或馬達速度的多種演算法依賴於患者已附接，以便起作用。不正確地確定患者已脫離可能阻止這些演算法在需要時起作用。這可能阻止該裝置使氣體的遞送與患者的呼吸同步和/或降低呼吸治療之效果。此外，不正確地確定患者已脫離可能由於不正確的流量和/或馬達速度導致
10 仍附接到患者介面的患者不適。

【0321】 如圖26所示，可以對流動參數數據應用一個過程，以獲得患者通氣量之量度值和總信號波動之量度值。類似於本文描述的其他過程，該過程可以在步驟2602以控制器接收流動參數的數據（該數據可以包括第一參數或第二
15 參數的未經處理之數據）開始。流動參數可以為流量或指示流量之參數。在一種配置中，流量可以為指總流量，包括呼吸流量、補充氣體流量或其他流量。在一種配置中，流動參數可以為氣體流的直接量度值。流動參數可以為壓力、馬達速度或本文揭露之其他類型的參數。流動參數可以為壓力、馬達速度或本文揭露之其他類型的參數的量度值或指示它們的參數。流動參數可以表示裝置
20 的部件之性能。在判定步驟2604，控制器可以諸如藉由確定流動參數數據是否良好或適合使用來執行預處理步驟。如果該數據不適合使用，則控制器可以在步驟2606棄用該數據並返回到步驟2602。

【0322】 如果數據適合使用，則在步驟2608，控制器可以生成流動參數變

化數據。流動參數變化數據可以藉由從流動參數數據的測量值中減去流動參數數據之目標值來確定。流動參數變化數據可以藉由從第一參數之測量值中減去第二參數的估計影響來確定。在一種配置中，第一流動參數或第一參數係氣體流量或指示氣體流量之參數。在一種配置中，第二流動參數或第二參數係壓力、馬達速度或另一流的量度值，或指示它們之參數。第二參數對第一參數的估計影響可以為可以基於第二參數的當前值（諸如當前馬達速度）預期之流量變化。這種估計影響可以假定沒有雜訊或患者交互作用。可以使用第二參數的當前值（諸如當前馬達速度）以及馬達速度與流量之間的關係的運行平均值來計算估計影響，該運行平均值可以用於表徵第一流動參數與第二流動參數之間的關係。在一種配置中，流動參數變化數據可以藉由從流動參數數據的第二平均值中減去流動參數數據的第一平均值來確定。第一平均值可以在時間上晚於第二平均值。第一平均值也可以基於比第二平均值更長的數據窗口。在一種配置中，第二平均值可以基於比第一平均值更長的數據窗口。數據窗口在時間上可以互不相交或在時間上重疊。數據窗口可以關於相同的時間長度或不同的時間長度。流動參數數據的第一平均值可以藉由向流動參數數據應用過濾器或進行中過濾器來確定。流動參數數據的第一平均值可以被恒定地或連續地更新。第二平均值可以為基於測量值。可以在確定流動參數數據適合使用之後計算流動參數變化數據。在一種配置中，可以在確定流動參數數據適合使用之前計算流動參數變化數據。

【0323】 在步驟2610，控制器選擇流動參數變化數據的一部分用於分析。所選的流動參數變化數據的部分可以為最後測量之流動參數變化數據，或者與分析同時或時間上接近地測量之流動參數變化數據。流動參數變化數據的部分可以與預定義時間段內之時間段相關。可以選擇該部分以獲得表示特定時間長

度或與特定時間長度相關之數據集。與選擇與較短時間段相關的經處理流動參數數據的一部分相比，選擇與較長時間段相關的已處理流動參數數據的一部分可以導致可靠地從經處理流動參數數據中濾除更多雜訊。然而，與選擇與較短時間段相關的經處理流動參數數據的一部分相比，選擇與較長時間段相關的經處理流動參數數據的一部分可以導致過濾出具有更高頻率的呼吸信號。因此，當選擇表示時間長度的經處理流動參數數據的一部分時，在過濾雜訊與檢測或捕獲暫態變化之間可能存在折衷。在一種配置中，選擇表示小於呼吸時段的時間長度的經處理流動參數數據的一部分可能是有利的。在一種配置中，選擇表示0.5-2秒範圍內的經處理的流動參數數據的一部分可以提供針對大多數預期呼吸頻率（以及說話、咳嗽等）檢測患者交互作用或附接性的可靠性，同時它的長度使得不太可能由於隨機雜訊而生成患者附接性或交互作用的錯誤確定。在一種配置中，經處理流動參數數據的所選部分可以小於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、或多於6秒。

【0324】 在一種配置中，控制器在步驟2608生成流動參數變化數據之前選擇經處理流動參數數據的一部分。在一種配置中，控制器選擇與特定時間長度相關的經處理流動參數數據的一部分（或窗口），使得信號雜訊從暫態患者通氣量之量度值中濾除，如下所述。在一種配置中，控制器選擇與特定時間長度相關的經處理流動參數數據的一部分，使得預期的呼吸頻率（可以包括所有預期的呼吸頻率）導致暫態患者通氣量之量度值增加。

【0325】 在步驟2612，控制器將一個或多個函數擬合於流動參數變化數據的所選部分。一個或多個函數可以為代數的，諸如多項式函數（例如，常數、線性、非線性、二次、三次等）、有理函數、根函數和/或其他函數。一個或多個函數可以為超越函數，諸如指數函數、雙曲線函數、對數函數、冪函數、週

期函數（例如，三角函數等）和/或其他函數。控制器可以執行多種線和/或曲線擬合技術以將一個或多個函數擬合於流動參數變化數據的所選部分，這些擬合技術可以包括回歸分析、內插、外推、線性最小二乘、非線性最小二乘、總最小二乘、簡單線性回歸、魯棒簡單線性回歸、多項式回歸、正交回歸、戴明回歸、線性分段回歸、回歸稀釋和/或其他的非限制性示例技術。至少包括上面的那些函數的一個或多個功能可以生成曲線。曲線可以為直線。本文所述之線或曲線可以包括多個曲線、頂點和/或其他特徵。本文所述之線可以為直的、成角度的和/或水平的。本文所述之線可以為最佳擬合線。

【0326】在一種配置中，控制器可以執行線的最小二乘擬合，該擬合可以包括將線性函數（諸如直線）擬合於流動參數變化數據的所選部分。例如，直線可以由 $\hat{u}_{\text{擬合}} = m + s * t$ 表示，其中 m 係線的平均值， s 係斜率，並且 t 係線性增加的歸一化時間參數。在一種配置中， t 可以為線性增加的歸一化時間參數，該參數在使用的最舊數據點處等於負一並且在使用的最新數據點處等於一。在一種配置中，控制器可以將水平線擬合於流動參數變化數據的所選部分。水平線可以為表示或關於所選部分的流動參數變化數據的平均值。例如，水平線可以由 $\hat{u}_{\text{擬合}} = m$ 表示，其中 m 係平均值。

【0327】在步驟2614，控制器生成患者通氣量之量度值。患者通氣量之量度值可能主要與患者通氣量相關，但可能包括一些雜訊。控制器可以藉由以下方式生成暫態患者通氣量（也稱為流體積參數或體積測量值）的量度值：確定在步驟2612擬合於流動參數變化數據的所選部分的函數下的面積。在一種配置中，控制器可以藉由以下方式生成暫態通氣量之量度值：確定由在步驟2612擬合於流動參數變化數據的函數生成的曲線下的面積。在一種配置中，控制器可以藉由以下方式生成暫態通氣量之量度值：確定步驟2612處的一個或多個函數

或由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的面積。這可以藉由求步驟2612處的一個或多個函數或由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的積分來確定。在一個非限制性示例中，這在下面展示出的等式中表示。

$$V_0 = \int \left| \hat{u}_{\text{擬合}} \right| dt$$

5 **【0328】** 可以將暫態患者通氣量之量度值（ V_0 ）乘以一分鐘，以表示患者分鐘通氣量。可以隨著時間對暫態患者通氣量之量度值進行過濾，以生成可以用於確定患者附接性的患者通氣量之量度值。患者通氣量之量度值可以為體積的量度值。患者通氣量之量度值可以由 $\hat{V}_0$ 表示。可以設定過濾係數，使得使用與大約一分鐘相關之數據。較長的過濾係數可以用於使得對患者附接性的確定更加可靠，但該配置對患者的附接和脫離的反應可能較慢。

10 **【0329】** 在步驟2616，控制器生成總信號波動之量度值。總信號波動之量度值可以包括由呼吸系統的電子器件產生的雜訊、信號雜訊、環境、患者呼吸、患者通氣、患者運動和/或源自或不源自患者的其他雜訊。控制器可以根據在步驟2608生成的流動參數變化數據生成暫態總信號波動之量度值。控制器可以藉由獲取流動參數變化數據的絕對值來生成暫態總信號波動（也可以將其描述為波動或平均波動）之量度值。在一個非限制性示例中，這在下面的等式中表示。

$$V_{\text{短}} = |\hat{u}|$$

15 **【0330】** 在一種配置中，用於補償的每個數據點反而可以藉由獲取流動參數變化數據的平方而變成正的。然而，由於流動參數變化數據中的隨機異常值，獲取流動參數變化數據的平方可能導致錯誤的患者附接性確定。利用絕對值可以更耐受流動參數變化數據中的異常值，這些異常值可能是由咳嗽、打哈欠等引起的。類似於 V_0 ，可以將暫態總信號波動之量度值（ $V_{\text{短}}$ ）乘以一分鐘。暫態

總信號波動之量度值可以被認為表示了由患者信號和隨機雜訊兩者產生的流動參數變化數據中的總波動。

【0331】 類似於 V_0 ，可以隨著時間對暫態總信號波動之量度值（ $V_{短}$ ）進行過濾，以生成有利於確定患者附接性的總信號波動之量度值。總信號波動之量度值可以由 $\hat{V}_{短}$ 表示。可以設定過濾係數，使得使用與大約一分鐘相關之數據。較長的過濾係數能夠用於使得對患者附接性的確定更加可靠，但該配置對患者的附接和脫離的反應可能較慢。在一種配置中，患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）可以大於或等於總信號波動量的量度值（ $\hat{V}_{短}$ ），該量度值可以大於或等於0。由於患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）可能主要與患者的分鐘通氣量相關，而總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）則可能與患者的分鐘通氣量和隨機雜訊兩者相關，因此在步驟2618，控制器可以藉由比較這兩個值來確定患者附接性，如圖27和28所示。

確定附接狀態

【0332】 如圖25B所示，控制器可以使用上述過濾特徵確定患者附接狀態的四個類別，即患者與呼吸系統係已脫離、正在進行附接、已附接還是正在進行脫離。可以藉由將主要過濾特徵與一個或多個特徵閾值（諸如，如上所述之接近於1或略低於1的閾值）進行比較來進行此評估。為了得出患者係已附接還是已脫離的確定，主要過濾特徵必須高於或低於閾值。閾值可以藉由進一步分析主要過濾特徵的最近變化、先前計算出的流導的最近變化之和、和/或特徵的值（如果信號包括純雜訊，即患者未附接時的特徵的已知值）來確定。

【0333】 在判定步驟2530，控制器可以確定患者先前是否附接到呼吸系統或處於與呼吸系統脫離的過程中（即仍附接到呼吸系統）。如果患者先前未附接或正在進行脫離，即如果患者已脫離或正在進行附接，則在步驟2542，控制器可以確定主要過濾特徵是否大於第一閾值，或者患者是否在預定時間量內一

直附接。如果主要過濾特徵大於第一閾值，或者如果患者在至少預定時間量內一直附接到呼吸系統，則在步驟2550，控制器可以確定患者已附接到呼吸系統。

【0334】 如果主要過濾特徵不大於第一閾值，和/或如果患者在至少預定時間量內沒有一直附接到呼吸裝置，則在步驟2544，控制器可以確定主要過濾特徵是否大於比第一閾值低的第二閾值。如果主要過濾特徵小於第二閾值，則在步驟2546，控制器可以確定患者已脫離。如果主要過濾特徵大於第二閾值但不大於第一閾值（即，在第一閾值與第二閾值之間），則在步驟2548，控制器可以確定患者正在進行附接到呼吸系統。

【0335】 如果患者先前附接或正在進行脫離，則在步驟2532，控制器可以確定主要過濾特徵是否小於第三閾值，或者患者是否在預定時間量內一直處於脫離過程中。如果主要過濾特徵低於第三閾值，或者如果患者在預定時間量內一直脫離，則在步驟2534，控制器可以確定患者已脫離。

【0336】 如果主要過濾特徵不低於第三閾值，和/或如果患者在預定時間量內沒有一直脫離，則在步驟2536，控制器可以確定主要過濾特徵是否低於比第三閾值高的第四閾值。如果主要過濾特徵低於第四閾值但不低於第三閾值（即，在第三閾值與第四閾值之間），則在步驟2538，控制器可以確定患者正與呼吸系統脫離。如果主要過濾特徵不低於（或高於）第四閾值，則在步驟2540，控制器可以確定患者已附接。

【0337】 第一閾值和第四閾值可以相同或不同（例如，第四閾值可以低於第一閾值）。第二閾值和第四閾值可以相同或不同（例如，第四閾值可以低於第二閾值）。第一閾值與第二閾值之間的差值以及第三閾值和第四閾值之間的差值的絕對值可以相同或不同。

【0338】 圖25B中所展示的過程例如藉由確定患者還處於與呼吸系統附接

或脫離的過程中確保了控制器不會基於主要過濾特徵短暫地越過閾值少量而作出患者已附接或脫離的決定。如果主要過濾特徵越過閾值，但未越過顯著量，則患者被確定為正在進行附接或正在進行脫離。此外，如果患者被確定為正在進行附接或正在進行脫離持續某一時間量，則該確定可以切換為附接或脫離，而無需使主要過濾特徵顯著高於或低於特徵閾值。

【0339】如圖27所示，控制器可以使用上面參考圖26生成的患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）和總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）來確定患者附接狀態，例如患者與呼吸系統係已附接還是已脫離的。可以藉由比較患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）和總信號波動量之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）來作出此確定。如果患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）和總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）相似，則控制器可以確定大部分信號變化係由患者引起的，並且因此，患者是已附接或已連接的。如果患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）和總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）顯著不同（例如 $\hat{V}_{短} \gg \hat{V}_0$ ），則控制器可以確定大部分信號變化是由隨機雜訊引起的，並且因此，患者係未附接或連接的。

【0340】在一種配置中，如果暫態患者通氣量之量度值（ V_o ）和總信號波動之量度值（ $V_{短}$ ）相似，則控制器可以確定大部分信號變化是由患者引起的，並且因此，患者係已附接或已連接的。在一種配置中，如果暫態患者通氣量之量度值（ V_o ）和暫態總信號波動之量度值（ $V_{短}$ ）顯著不同（例如， $V_{短} \gg V_o$ ），則控制器可以確定大部分信號變化係由隨機雜訊引起的，並且因此，患者係未附接或連接的。患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）與總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）之間的關係可以由患者連接量度值（ σ ）表示，該患者連接量度值可以藉由（或部分包括） $\hat{V}_0$ 與 $\hat{V}_{短}$ 之間的比率來確定。在一個非限制性示例中，下面的等式可以用於計算患者連接量度值（ σ ）。

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

【0341】 可以藉由使用校正因子部分確定患者連接量度值（ σ ）。可以藉由比較暫態患者通氣量的兩個或多個量度值（ V_o ）來確定校正因子，每個量度值係藉由不同之方法計算的。可以藉由比較患者通氣量的兩個或多個量度值（ $\hat{V}_0$ ）來確定校正因子，每個量度值係藉由不同之方法計算的。在一種配置中，校正因子可以用作患者的呼吸流的平穩度的指示。患者連接量度值（ σ ）可以與信號雜訊比（ SNR ）相關。在一個非限制性示例中，該關係可以由下面的等式表示。

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

【0342】 當信號雜訊比（ SNR ）是零時，患者連接量度值（ σ ）可以為零。當信號雜訊比（ SNR ）接近零時，患者連接量度值（ σ ）可以接近零。當信號雜訊比（ SNR ）是無窮大時，患者連接量度值（ σ ）可以為一。當信號雜訊比（ SNR ）接近無窮大時，患者連接量度值（ σ ）可以接近一。藉由將患者連接量度值（ σ ）與一個或多個閾值進行比較，可以使用患者連接量度值（ σ ）來確定患者附接性。控制器還可以藉由將患者連接量度值、校正因子、患者分鐘通氣量的任何量度值或其任意組合中的任一種與特定閾值進行比較，來替代性地確定患者是否附接到呼吸系統。組合可以為基於平均值或任何加權平均值。校正因子和/或分鐘通氣量之量度值在患者已脫離時趨於0，並且因此如果患者已附接到呼吸系統，則應超過某一閾值。

【0343】 如圖27所示，在判定步驟2702，控制器可以確定患者先前與呼吸系統是已附接還是已脫離的。如果患者先前係已脫離的，則在步驟2704，控制器可以確定患者連接量度值（ σ ）（該患者連接量度值例如可以為患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）與總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）之間的比率）是否超過附接閾值。

如果患者連接量度值 (σ) 超過附接閾值，則在步驟2706，控制器確定患者係已附接的。如果患者連接量度值 (σ) 未超過附接閾值，則控制器在步驟2708確定患者係已脫離的。可以將附接閾值設定為與信噪比相對應的值，高於該值時，可以可靠地假定波動不是完全由隨機雜訊生成的。

5 【0344】 在一種配置中，可以將附接閾值設定為與33%的信噪比相對應的值。在一種配置中，可以將附接閾值設定為與低於或高於33%的信噪比相對應的值。在一種配置中，在步驟2704，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否在設定時間段內連續超過附接閾值或另一個閾值。該時間段可以為使得短時間段（諸如幾秒）的數據到該時間段結束時將已衰減掉，諸如衰減約80%。這可以有
10 利地防止幾秒的錯誤數據導致不正確地確定患者附接性。

 【0345】 如果患者先前係已附接的，則在步驟2710，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否下降至低於脫離閾值。如果患者連接量度值 (σ) 下降至低於脫離閾值，則控制器在步驟2714確定患者已脫離。如果患者連接量度值 (σ) 未下降至脫離閾值以下，則控制器在步驟2712確定患者已附接。脫離閾值低於
15 附接閾值。可以將脫離閾值設定為這樣的值，在該值下，可以可靠地假定變化僅由隨機雜訊引起的。在一種配置中，在步驟2710，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否在設定時間段內連續下降至低於脫離閾值。該時間段可以為使得短時間段（諸如幾秒）之數據到該時間段結束時將已衰減掉。這可以有利地
20 防止幾秒的錯誤數據導致不正確地確定患者附接性。

 【0346】 如圖28所示，控制器可以使用上述患者連接量度值 (σ) 確定患者附接狀態的四個類別，即患者與呼吸系統係已脫離、正在進行附接、已附接還是正在進行脫離。可以藉由將患者連接量度值 (σ)（也描述為比率）與一個或多個閾值進行比較來進行此評估。為了實現確定患者是已附接還是已脫離的，

患者連接量度值 (σ) 必須高於或低於閾值。

【0347】 在判定步驟2830，控制器可以確定患者先前是否附接到呼吸系統或處於與呼吸系統脫離的過程中（即仍附接到呼吸系統）。如果患者先前未附接或正在進行脫離，即如果患者已脫離或正在進行附接，則在步驟2842，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否大於第一閾值，或者患者是否在預定時間量內一直附接。如果患者連接量度值 (σ) 大於第一閾值，或者如果患者在至少預定時間量內一直附接到呼吸系統，則在步驟2850，控制器可以確定患者已附接到呼吸系統。

【0348】 如果患者連接量度值 (σ) 不大於第一閾值，和/或如果患者在至少預定時間量內沒有一直附接到呼吸裝置，則在步驟2844，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否大於比第一閾值低的第二閾值。如果患者連接量度值 (σ) 小於第二閾值，則在步驟2846，控制器可以確定患者已脫離。如果患者連接量度值 (σ) 大於第二閾值但不大於第一閾值（即，在第一閾值與第二閾值之間），則在步驟2848，控制器可以確定患者正在進行附接到呼吸系統。

【0349】 如果患者先前附接或正在進行脫離，則在步驟2832，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否小於第三閾值，或者患者是否在預定時間量內一直處於脫離過程中。如果患者連接量度值 (σ) 低於第三閾值，或者如果患者在預定時間量內一直脫離，則在步驟2834，控制器可以確定患者已脫離。

【0350】 如果患者連接量度值 (σ) 不低於第三閾值，和/或如果患者在預定時間量內沒有一直脫離，則在步驟2836，控制器可以確定患者連接量度值 (σ) 是否低於比第三閾值高的第四閾值。如果患者連接量度值 (σ) 低於第四閾值但不低於第三閾值（即，在第三閾值與第四閾值之間），則在步驟2838，控制器可以確定患者正與呼吸系統脫離。如果患者連接量度值 (σ) 不低於（或高於）

第四閾值，則在步驟2840，控制器可以確定患者已附接。

【0351】 第一閾值和第四閾值可以相同或不同（例如，第四閾值可以低於第一閾值）。第二閾值和第四閾值可以相同或不同（例如，第四閾值可以低於第二閾值）。第一閾值與第二閾值之間的差值以及第三閾值和第四閾值之間的差值的絕對值可以相同或不同。

【0352】 圖28中所展示的過程例如藉由確定患者還處於與呼吸系統附接或脫離的過程中確保了控制器不會基於患者連接量度值（ σ ）短暫地越過閾值少量而作出患者已附接或脫離的決定。如果患者連接量度值（ σ ）越過閾值，但未越過顯著量，則患者被確定為正在進行附接或正在進行脫離。此外，如果患者被確定為正在進行附接或正在進行脫離持續某一時間量，則該確定可以切換為附接或脫離，而無需使患者連接量度值（ σ ）顯著高於或低於特徵閾值。

【0353】 參考圖27和圖28所描述的系統及方法在確定患者附接性方面可以比參考圖25A和25B所描述的系統及方法更可靠。

生成患者通氣量的替代量度值

【0354】 控制器可以基於患者通氣量之量度值（ $\hat{V}_0$ ）生成患者通氣量的替代量度值（ V ）。替代性地，控制器可以基於患者連接量度值（ σ ）和總信號波動之量度值（ $\hat{V}_{短}$ ）生成患者通氣量的替代量度值（ V ），如以下函數所表示。藉由考慮到患者自身引起的這些變化的估計比例，可以使用經處理的流之變化的絕對值來估計患者的分鐘通氣量。

$$V = f(\sigma, \hat{V}_{短})$$

【0355】 可以藉由利用本文詳述的量度值結合患者通氣量的實際量度值藉由機器學習來生成所使用的函數。

【0356】 患者通氣量的替代量度值（ V ）可以與患者實際分鐘通氣量以及其

他因素（諸如流動路徑的輪廓和/或諸如在插管與患者的鼻子之間的呼吸系統中的流動限制）相關。在一種配置中，實際的患者分鐘通氣量不能僅由患者通氣量的替代量度值（ V ）來計算，而是需要因素量度值。在一種配置中，患者通氣量的替代量度值（ V ）可以藉由其他因素（諸如流動路徑的輪廓、呼吸系統中的流動限制和/或其他因素）轉換為或接近患者實際分鐘通氣量。對於具有相同鼻插管的同一患者，患者通氣量的替代量度值（ V ）之變化可能與實際患者分鐘通氣量之實際變化相關。因此，可以使用患者通氣量的替代量度值（ V ）的趨勢來指示患者實際分鐘通氣量之相似趨勢。此外，分析分鐘通氣量的趨勢可以結合對患者附接性的確定，使得僅使用與患者被確定為已附接的時間段相對應的患者通氣量的替代量度值（ V ）來評估分鐘通氣量之趨勢。患者通氣量的替代量度值（ V ）可以具有幫助有效使用呼吸系統的另外用途。

呼吸檢測過程的示例性應用

【0357】 確定患者是否附接到患者介面可以告知呼吸速率確定的準確性和/或用於其他目的。其他目的之一係用於依從性跟蹤的過程。依從性跟蹤係用於測量患者順應性的重要因素，特別是出於保險賠償的目的。依從性跟蹤告知使用者、臨床醫生、保險提供者或其他人員患者是否附接，並且是順應性測量的一部分，該順應性測量告知患者是否正在進行按預期使用製定的治療。為了力求患者順應性，也就是說，高估患者順應性比低估患者順應性更較佳的，可以將檢測到患者附接到患者介面的任何時間作為依從於治療的瞬間記入在呼吸裝置的電子記憶體中。

【0358】 呼吸裝置可以記患者附接到裝置所花費的總時間、和/或裝置開啟多長時間的日誌，其中依從性係裝置開啟的持續時間的百分比。裝置可以將每種患者附接狀態類別的持續時間記入日誌。還可以藉由更高級別的設置功能表

來視需要存取與依從性相關之數據。可以對功能表進行密碼加密以防止患者存取功能表，和/或以其他方式對其進行保護。順應性數據還可以視需要被記入日誌以傳輸至伺服器 and/或藉由將呼吸裝置連接到第二裝置（諸如電腦或USB）而可用於下載。

5 **【0359】** 當該患者變成脫離時，該呼吸裝置可以生成警報。該警報可以立即生成或者在確定患者已變成脫離的預設時間之後生成。預設時間可以在約10秒與約10分鐘之間、或在約30秒與5分鐘之間、或在約1分鐘與約2分鐘之間。警報可以另外輸出到護士呼叫端口。在生成警報之後，該裝置可以例如經由呼吸裝置的使用者介面為使用者提供選項，以確認患者是否已從該裝置脫離。如果
10 患者仍附接到該裝置，則使用者可以使用該選項手動推翻控制器對患者已脫離的確定。推翻選項可以減少誤報檢測，例如，在患者可能附接到該裝置但淺度呼吸的情況下。該裝置的控制器可以使用患者附接性確定來確定是否顯示某些參數。例如，控制器可以接收患者之呼吸速率之估計值，並且如果患者被確定為已附接，則可以顯示呼吸速率估計值。控制器還可以致使患者是否附接的確定進行顯示。例如，如果患者被確定為已附接，則該裝置可以顯示呼吸速率估計值，並且如果患者未被確定為已附接，則該裝置可以顯示不能確認患者附接性的符號和/或通知。這可以提高所顯示的呼吸頻率估計值的可靠性。

【0360】 如果患者被確定為已附接，則該裝置還可以嘗試使氣體的遞送與患者的呼吸同步。呼吸同步化可以包括諸如藉由在患者吸入時增加流量和/或在
20 患者呼出時減小流量來調整流源（諸如流量發生器）以具有與患者的呼吸週期的相位相匹配的相位。可以使用一個或多個所測量參數（諸如流量、鼓風機馬達速度和/或系統壓力）來確定患者的呼吸週期。呼吸同步化的另外細節可以見於2017年5月17日提交的國際專利公開號WO 2017/200394中，將該專利的全文藉

由援引併入本文。

【0361】該裝置可以被配置為使得僅當患者已脫離時，該裝置才暫停對某些患者參數的記錄。患者參數可以包括氧氣效率，該氧氣效率可以基於患者的所測量的血氧飽和度（ SpO_2 ）和所測量的遞送至患者的氧氣分數（ FdO_2 ）值來計算。氧氣效率可以基於患者的所測量的 SpO_2 除以所測量的 FdO_2 來確定。氧氣效率還可以基於患者的所測量的 SpO_2 與所測量的 FdO_2 之間的非線性關係來確定。該裝置可以利用氧氣效率來控制氣體流，從而實施一個或多個閉環控制系統。也可以將患者已脫離檢測饋送到氧氣遞送控制（諸如閉環控制）中。如果患者暫時離開患者介面，則患者的氧飽和度可能減小，並且呼吸裝置之控制器可以開始增加有待遞送至患者的氣體混合物中的氧氣濃度。該裝置可以自動調整 FdO_2 ，以便實現針對患者的目標 SpO_2 值。當患者介面重新附接到患者時，氣體流中的氧氣濃度可能很高，這可能導致患者的氧飽和度的峰值並且對患者有害。可以將患者已脫離檢測考慮到該裝置的氧氣遞送控制中，以使得在患者被確定為與裝置脫離時，控制器不開始增加氧氣遞送或者控制器切換到特定值。該裝置還可以被配置為在確定患者已脫離時關閉閥以停止遞送有待與空氣混合的氧氣或其他可呼吸氣體。關閉至氧氣或其他可呼吸氣體入口的閥可以減少提供治療的成本和/或改善使用者安全性。

【0362】附加地或替代性地，該裝置可以被配置為在確定患者已脫離時降低流量、降低或關閉至加濕室的加熱元件的功率、和/或降低或關閉至患者呼吸導管的加熱元件之功率。流量的降低可以降低雜訊。流量的降低和/或至加濕室和/或患者呼吸導管的一個或多個加熱元件的功率的降低或關閉可以減少該裝置的功率消耗，從而延長電池壽命和/或該裝置的另一功率源的壽命。附加地或替代性地，該裝置可以被配置為在患者被確定為已脫離時將流量增加持續初始時

間段。增加的流量可以提高患者檢測過程的可靠性。流量增加的初始時間段可以用於確認患者實際上已與該裝置脫離，即減少誤報。如果控制器在較高的流量下確定患者已脫離，則該裝置可以採取上述其他操作（例如，停用某些控制演算法、輸出警報、降低流量、降低或關閉至加濕室和/或患者呼吸導管的加熱元件的功率等）。初始時間段可以例如在約10秒與約10分鐘之間、或在約30秒與5分鐘之間、或在約1分鐘與約2分鐘之間。該裝置在檢測到患者重新附接到呼吸器時可以恢復正常操作，例如，增加流量和/或打開至加濕室和/或患者呼吸導管的加熱元件的功率等。

術語

【0363】除非上下文清楚地另外要求，否則在整個說明書和申請專利範圍中，詞語「包括（comprise）」、「包含（comprising）」等應在包含性的意義上解釋，而不是在排他性或窮舉的意義上，也就是說，在「包含但不限於」的意義上解釋。

【0364】儘管已經在某些實施方式和示例的背景下描述了本揭露，但熟悉該項技術者應當理解的是，本揭露內容超出具體揭露的實施方式擴展到其他替代性實施方式和/或用途以及其明顯的變更和等效物。此外，雖然已經詳細地示出並描述了本揭露內容的這些實施方式的若干種變化，但處於本揭露的範圍內的其他變更對熟悉該項技術者而言將是清楚的。還考慮到可以對這些實施方式的特定特徵和方面作出不同的組合或子組合，並且這些組合或子組合仍屬於本揭露內容範圍內。例如，以上結合一個實施方式描述的特徵可以用於本文描述的不同實施方式，並且該組合仍然落入本揭露內容範圍內。應理解的是，所揭露的實施方式的不同特徵和方面可以彼此組合或取代，以形成本揭露內容的實施方式之變化的模式。因此，意圖係本揭露內容的範圍不應被上文描述的特定

實施方式限制。因此，除非另有說明或除非明顯不相容，否則本發明的每個實施方式除了本文描述的其必要特徵之外，還可以包括來自本文揭露之本發明的每個其他實施方式的如本文描述的一個或多個特徵。

【0365】 結合特定的方面、實施方式或示例描述的特徵、材料、特性或組
5 應被理解為適用於在本部分或本說明書中其他地方描述的任何其他的方面、實施方式或示例，除非與其不相容。在本說明書（包括任何所附申請專利範圍、摘要和附圖）中揭露的所有特徵和/或如此揭露的任何方法或過程的所有步驟可以以任何組合進行組合，除了其中此類特徵和/或步驟中的至少一些係互斥的組合以外。本發明不局限於任何前述實施方式的細節。本保護範圍擴展到在本說明
10 明書（包括任何所附申請專利範圍、摘要和附圖）中揭露的特徵中的任何一個新穎的特徵或其任何新穎的組合，或擴展到如此揭露的任何方法或過程的步驟中的任何一個新穎的步驟或其任何新穎的組合。

【0366】 此外，在本揭露內容中在單獨的實現方式的背景下描述的某些特徵也可以在單個實現方式中組合地實施。與此相反，在單一實現方式的背景下
15 描述的不同特徵也可以在多個實現方式中分開地或以任何合適的子組合來實施。此外，儘管某些特徵在上文可能被描述為以某些組合起作用，但是在一些情況下，可以從所要求保護的組合中去除該組合的一個或多個特徵，並且該組合可以作為子組合或子組合的變型被要求保護。

【0367】 此外，雖然某些操作可以以特定順序在附圖中描繪或在本說明書
20 描述，但此類操作不需要按所示的特定順序或按先後順序來執行，或者不需要所有操作都被執行才能實現所希望的結果。未描繪或描述的其他操作可以被納入這些示例方法和過程中。例如，可以在任何所描述的操作之前、之後、同時或之間執行一個或多個附加操作。此外，可以在其他實現方式中將這些操作重

新排列或重新排序。熟悉該項技術者將瞭解，在一些實施方式中，所展示和/或揭露的過程中採取的實際步驟可以不同於附圖中所示的步驟。取決於實施方式，可以去除上述某些步驟，可以添加其他步驟。此外，以上揭露的特定實施方式的特徵和屬性可以以不同的方式組合以形成另外的實施方式，所有這些實施方式都落入本揭露內容的範圍內。而且，上文描述的實現方式中的各種系統部件的分離不應被理解為在所有的實現方式中都要求這種分離，而應理解的是，所描述的部件和系統通常可以被一起集成到單一產品中或包裝到多個產品中。

【0368】出於本揭露內容的目的，本文描述了某些方面、優點、和新穎特徵。不一定根據任何特定實施方式都可以實現所有此類優點。因此，例如，熟悉該項技術者應認識到，本揭露內容可以按實現如本文所傳授的一個優點或一組優點的方式來實施或實行，而不一定實現如本文可能傳授或建議的其他優點。

【0369】除非另外明確說明，或另外在如所使用的背景內理解的，否則條件性語言諸如「能夠」「可以」「可能」或「可」通常旨在傳達：某些實施方式包括而其他實施方式不包括某些特徵、元件和/或步驟。因此，這種條件語言通常並不旨在暗示：特徵、元件和/或步驟無論如何都是一個或多個實施方式所要求的，或者一個或多個實施方式無論有或沒有使用者輸入或提示都必須包括用於決定在任何特定實施方式中是否包括或執行這些特徵、元件和/或步驟的邏輯。

【0370】本文所用的程度語言，諸如本文所用的術語「大致」、「約」、「大體上」和「基本上」表示接近所陳述的值、量或特性且仍然執行所希望功能或實現所希望結果的值、量或特性。例如，術語「大約」、「約」、「大體上」和「基本上」可以為指在小於所陳述量的10%、小於所陳述量的5%、小於

所陳述量的1%、小於所陳述量的0.1%、小於所陳述量的0.01%之內的量。

【0371】 本揭露內容的範圍不旨在被本部分或本說明書中的其他地方的實施方式的具體揭露內容限制，並且可以由如本部分中或本說明書中的其他地方或將來提出的申請專利範圍所限定。申請專利範圍的語言將基於申請專利範圍中採用的語言廣義地解釋，並且不限於本說明書中或者在申請的訴訟期間描述的示例，這些示例應被解釋為非排他性的。

【符號說明】

【0372】

3a,3b,3c,20,25, 2008:感測器

8:接收數據信號

10:呼吸系統；系統；設備

11:流量發生器

12:加濕室

13:控制器

14:使用者介面；使用者介面模組

15:收發器

16:患者呼吸導管

16a:加熱元件

17:患者介面

18:鼻叉管

19:歧管

21:氣體流出口

100:主裝置殼體；主殼體；殼體

102:上底盤
106:外周壁佈置
108:加濕室隔間
110,210:左側外壁
112:左側內壁
114,120,128,214,220,228:互連壁
116,216:右側外壁
118:右側內壁
122:後外壁；後壁
124:表面
126,138,250:凹陷部
130,132,134:壁部分
133:延伸管
136:底板部分
140:加熱板
142:唇緣
202:下底盤
222:後外壁；壁；後壁
230:底壁
232:格柵
234:狹槽
242:唇緣；下唇緣
243:突起

251:凹陷開口；開口

252:外周壁

254:後部部分

256:前部部分

258:臺階

260:後部部分

262:頂板

264:氣體流通道管

274:連接器佈置

276:電連接器

300:加濕室

306,340:氣體入口端口

308,322:氣體出口端口

344:患者出口端口

350:組合的空氣/氧氣（或替代性輔助氣體）入口佈置

352:組合的空氣/氧氣端口；端口

354:過濾器

354':空氣過濾箱

356:蓋

356':空氣入口

358:鉸鏈

358':氧氣入口端口；氧氣端口

360:空氣出口端口

362:閥

400:馬達與感測器模組；馬達/感測器模組；感測器室；馬達

402:流動路徑

404:感測電路板

404a:空氣入口端口

500:桿件

506:手柄部分

600:控制器

620:控制系統

622:處理器

624:記憶體

628:電路系統；電路

630:顯示器

900:框圖

901-916:輸入

920:控制系統

930-939:輸出

2000:感測器模組

2001:鼓風機；混合器

2002:室內空氣入口

2003:入口端口

2004:閥

2005:導管

2006:流動路徑

2007:感測器室

2009:離開

2202-2214,2322-2328,2340-2350,2352-2362,2380-2394,2502-2514,2530-2550,2602-
2618,2702-2714,2830-2850:步驟

2402:區域

2404:實線

2406:虛線

【發明申請專利範圍】

【請求項1】 一種呼吸系統，該呼吸系統被配置為向患者遞送呼吸治療，該系統還被配置為提供與患者的呼吸相關的資訊，該系統包括：

一呼吸裝置，該呼吸裝置包括控制器，其中該控制器被配置為：

5 接收氣體流的或表示該裝置的部件的性能的一第一參數之數據，該第一參數指示該患者的呼吸，

基於該第一參數之數據，生成流動參數變化數據；

基於該流動參數變化數據，生成患者通氣量之量度值；

基於該流動參數變化數據，生成總信號波動之量度值；並且

10 基於該患者通氣量之量度值與該總信號波動之量度值之間的比較來確定患者附接性。

【請求項2】 如請求項1所述之系統，其中該第一參數指示流量，或者係為流量。

15 【請求項3】 如請求項1或請求項2所述之系統，其中該流動參數變化數據藉由從該第一參數之測量值中減去該第一參數之目標值來生成。

【請求項4】 如請求項1或請求項2所述之系統，其中該控制器進一步被配置為接收該氣體流的或表示該裝置的第二部件的性能的第二參數的數據，並且其中該流動參數變化數據藉由從該第一參數之測量值中減去該第二參數的估計影響來生成。

20 【請求項5】 如請求項4所述之系統，其中該第二參數指示馬達速度，或者係為馬達速度。

【請求項6】 如請求項1或請求項2所述之系統，其中該流動參數變化數據藉由從該第一參數之第二平均值中減去該第一參數之第一平均值來生成。

【請求項7】 如請求項6所述之系統，其中該第二平均值係基於該第一參數之測量值。

【請求項8】 如請求項6所述之系統，其中該第一參數之第一平均值藉由向該第一參數應用進行中過濾器來確定。

5 【請求項9】 如請求項1或請求項2所述之系統，其中該控制器進一步被配置為從該流動參數變化數據來生成暫態患者通氣量之量度值，並且其中該患者通氣量之量度值藉由對該暫態患者通氣量之量度值進行過濾來生成。

【請求項10】 如請求項9所述之系統，其中該控制器進一步被配置為選擇該流動參數變化數據的一部分。

10 【請求項11】 如請求項10所述之系統，其中該流動參數變化數據的該部分表示在0.5-2秒範圍內的時間長度。

【請求項12】 如請求項10所述之系統，其中該暫態患者通氣量之量度值藉由以下方式生成：將一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分並且確定由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值下的面積。

15 【請求項13】 如請求項12所述之系統，其中該控制器被配置為執行最小二乘擬合以將該一個或多個函數擬合於該流動參數變化數據的所選部分。

【請求項14】 如請求項12所述之系統，其中由該一個或多個函數生成的曲線係直線。

20 【請求項15】 如請求項12所述之系統，其中由該一個或多個函數生成的曲線係水平線。

【請求項16】 如請求項12所述之系統，其中確定該曲線的絕對值下的面積包括求由該一個或多個函數生成的曲線的絕對值的積分。

【請求項17】 如請求項1或請求項2所述之系統，其中該控制器進一步被配

置為從該流動參數變化數據生成暫態總信號波動之量度值，並且其中該總信號波動之量度值藉由對該暫態總信號波動之量度值進行過濾來生成。

【請求項18】如請求項17所述之系統，其中該暫態總信號波動之量度值藉由獲取該流動參數變化數據的絕對值來確定。

5 【請求項19】如請求項1或請求項2所述之系統，其中比較該患者通氣量之量度值和該總信號波動之量度值包括獲取該患者通氣量之量度值與該總信號波動之量度值之間之比率。

【請求項20】如請求項19所述之系統，其中該控制器被配置為：如果該比率高於第一閾值，則確定該患者已附接。

10 【請求項21】如請求項20所述之系統，其中該控制器被配置為：如果該比率在設定時間量內高於第二閾值，則確定該患者已附接。

【請求項22】如請求項21所述之系統，其中該第一閾值高於該第二閾值。

【請求項23】如請求項1或請求項2所述之系統，其中，該控制器被配置為利用確定該患者是否附接來決定是否顯示特定參數。

15 【請求項24】如請求項23所述之系統，其中該控制器被配置為接收該患者之呼吸速率之估計值並且如果該患者被確定為已附接，則顯示該呼吸速率之估計值。

【請求項25】如請求項1或請求項2所述之系統，其中該系統係非密封系統。

20 【請求項26】如請求項25所述之系統，其中該系統被配置為遞送一經鼻高流量治療(nasal high flow therapy)。

【請求項27】如請求項1或請求項2所述之系統，更包括一加濕器，該加濕器被配置為對流向患者的氣體流進行加濕。

【請求項28】如請求項1或請求項2所述之系統，其中該呼吸裝置更包括一

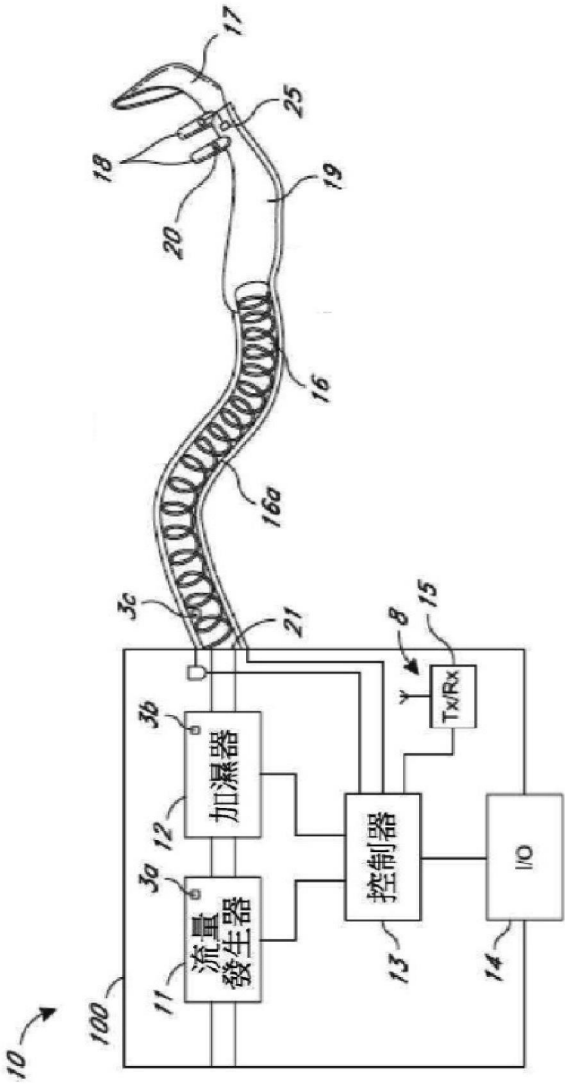
流量感測器，用以確定氣體流之流量。

【請求項29】如請求項28所述之系統，其中該流量感測器係定位在該呼吸裝置的一流量發生器與該呼吸裝置的一出口之間。

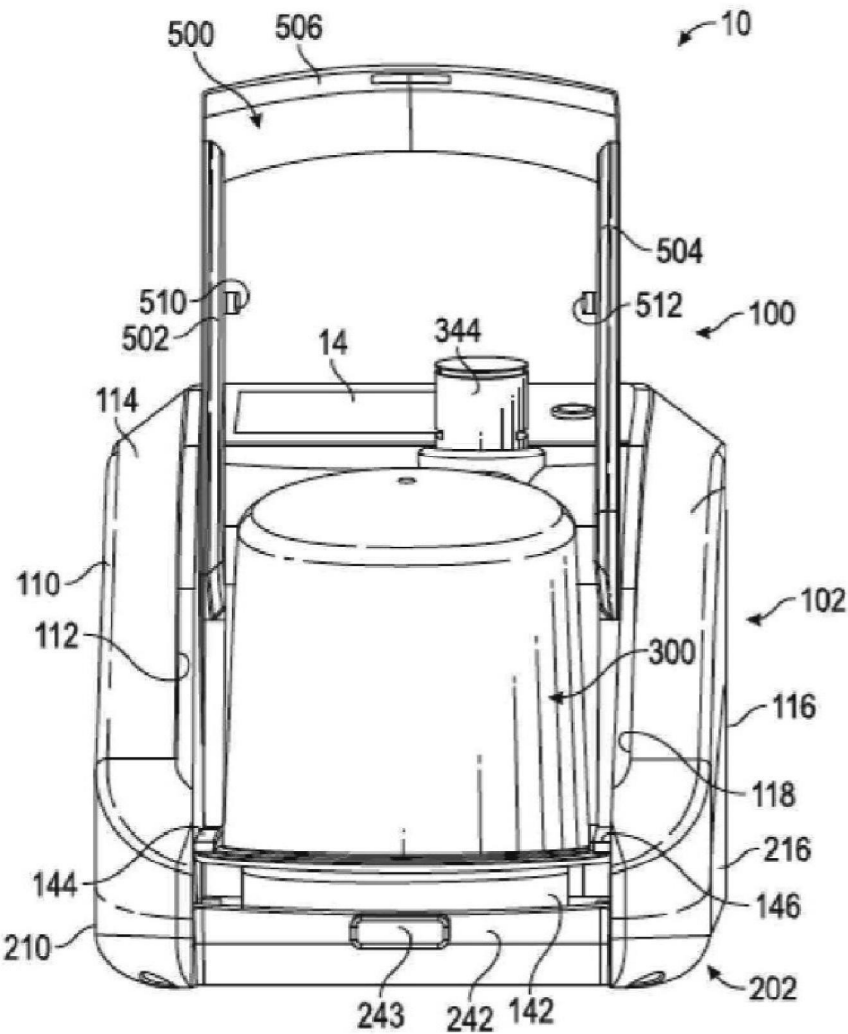
5 【請求項30】如請求項28所述之系統，其中該流量感測器係為一超音波式感測器系統。

【請求項31】如請求項30所述之系統，其中該流量感測器包括一第一超音波換能器和一第二超音波換能器，該第一超音波換能器發射一穿過氣體流的聲學脈衝，而該第二超音波換能器接收該聲學脈衝以基於該第一超音波換能器與該第二超音波換能器之間的聲速來確定氣體流的流量。

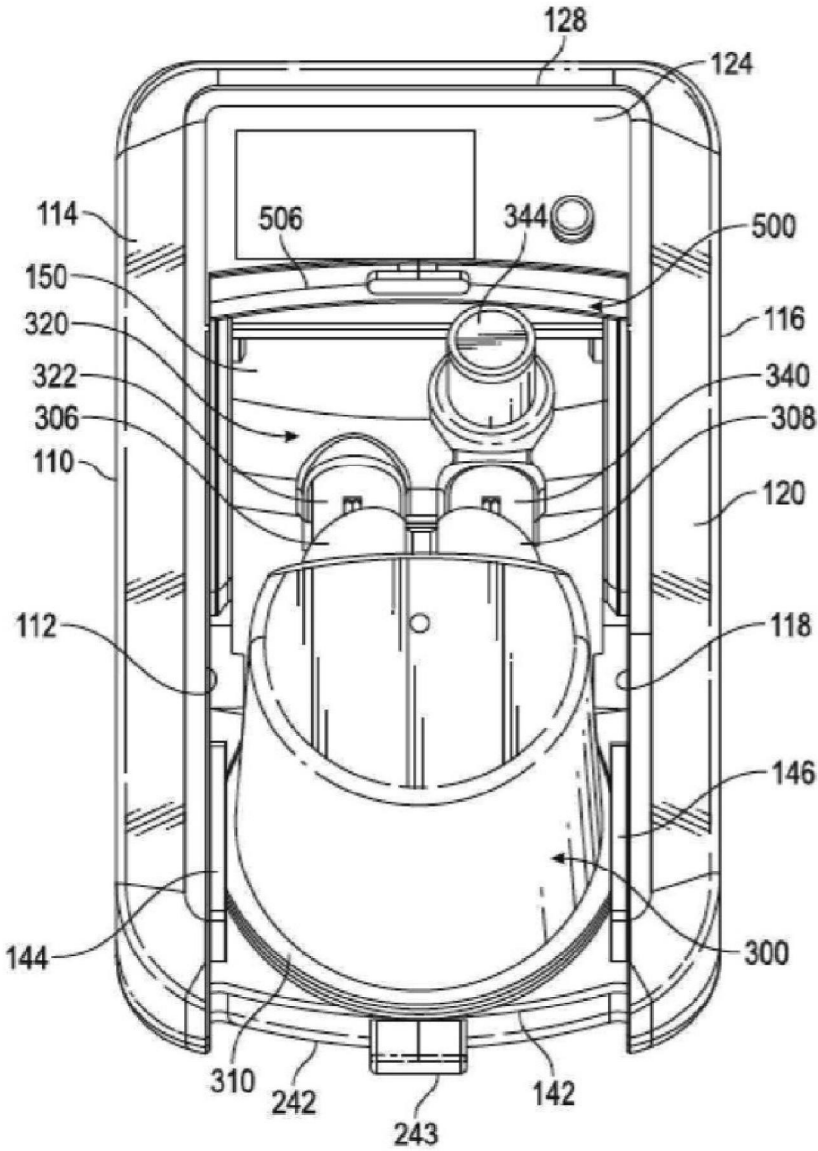
10 【請求項32】如請求項28所述之系統，其中氣體流的該第一參數係基於該流量感測器所確定的流量。



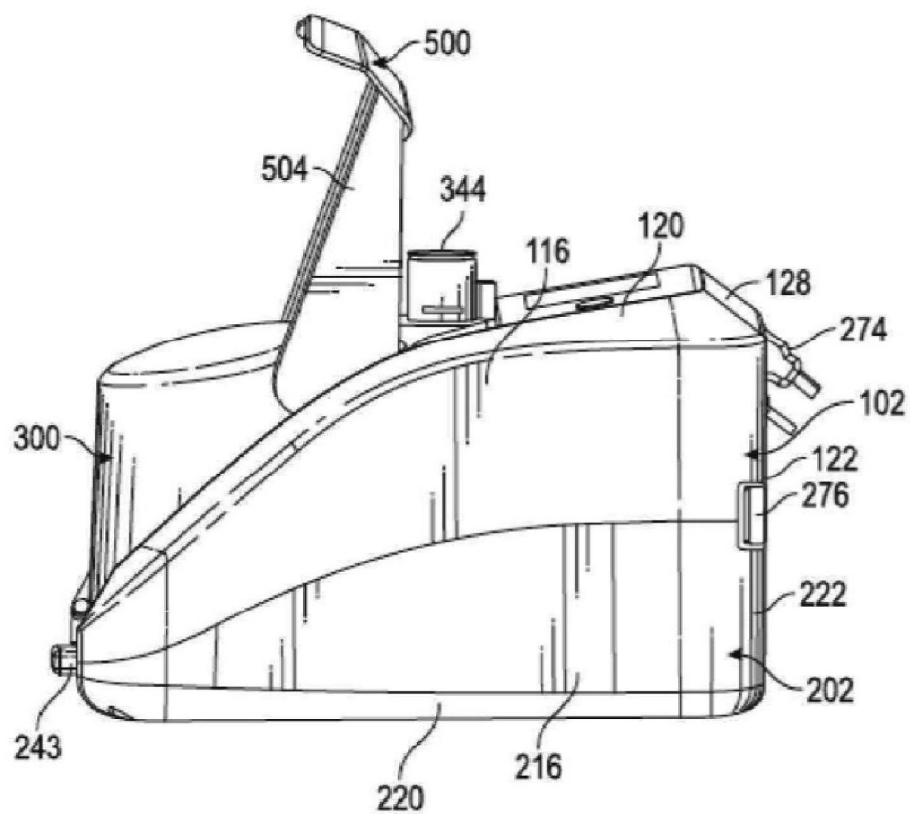
【圖1】



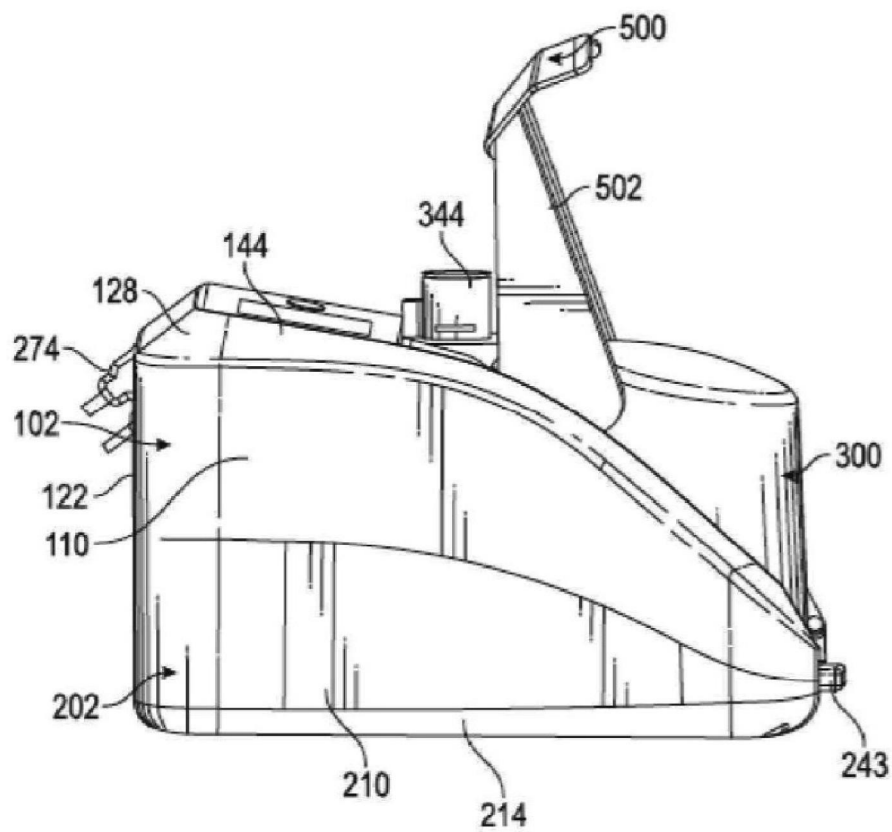
【圖2】



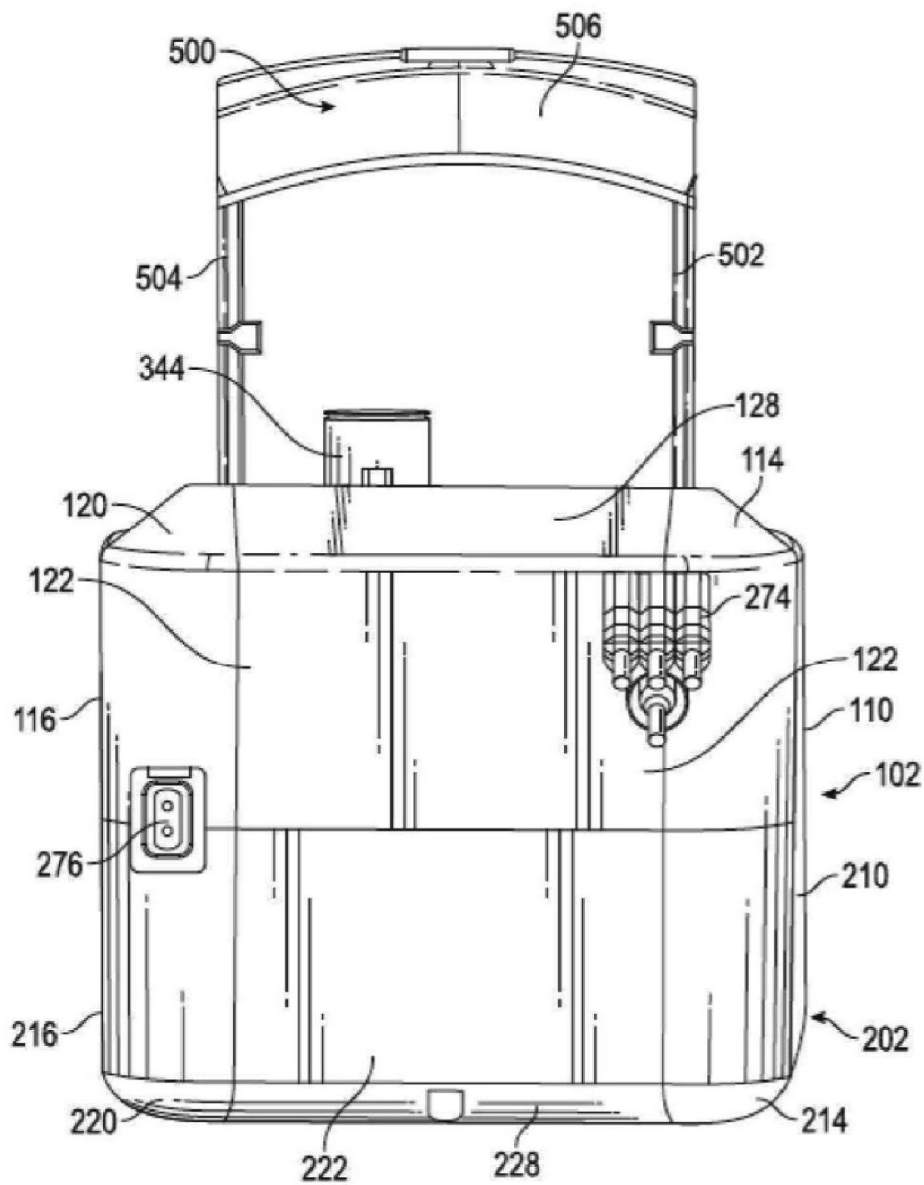
【圖3】



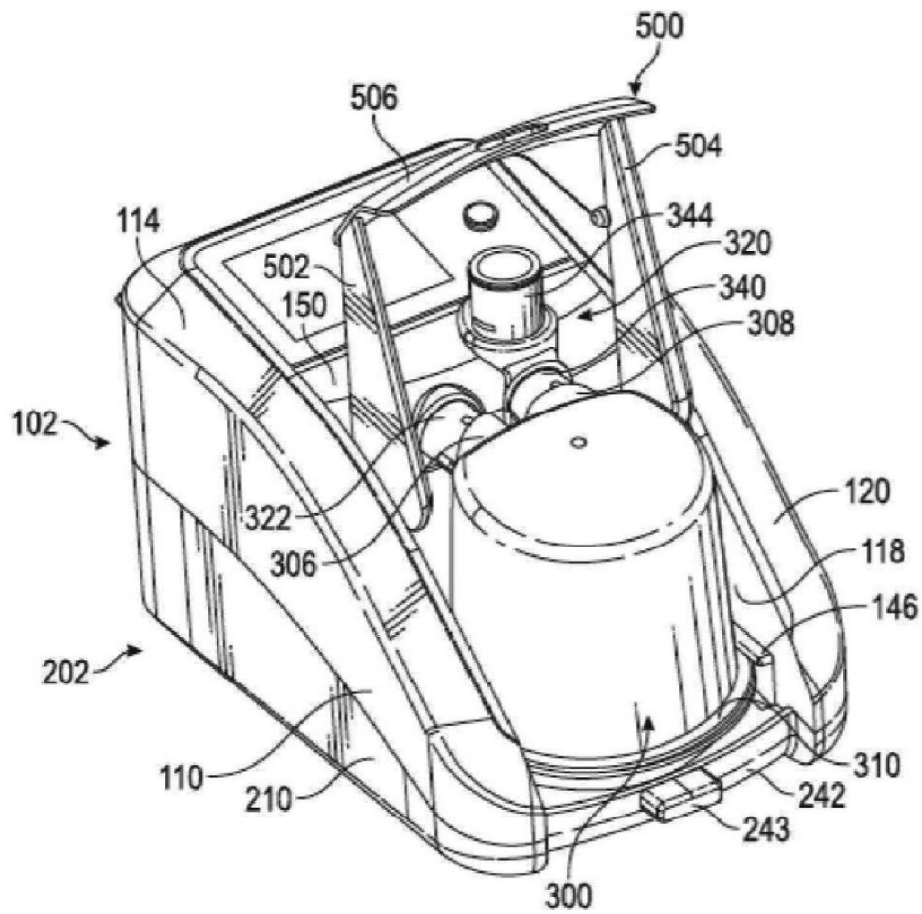
【圖4】



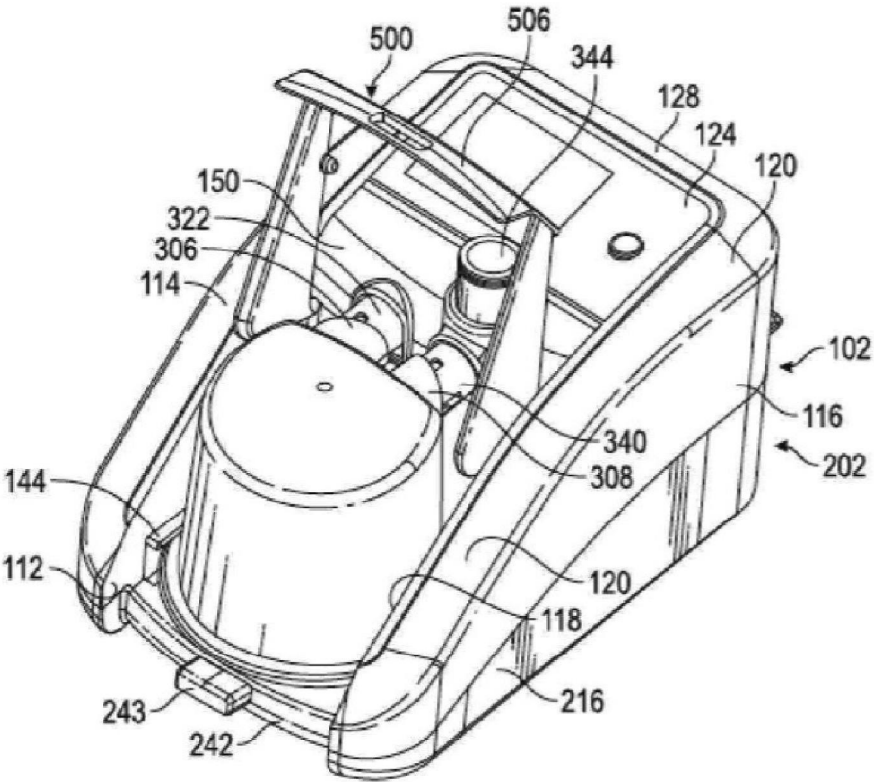
【圖5】



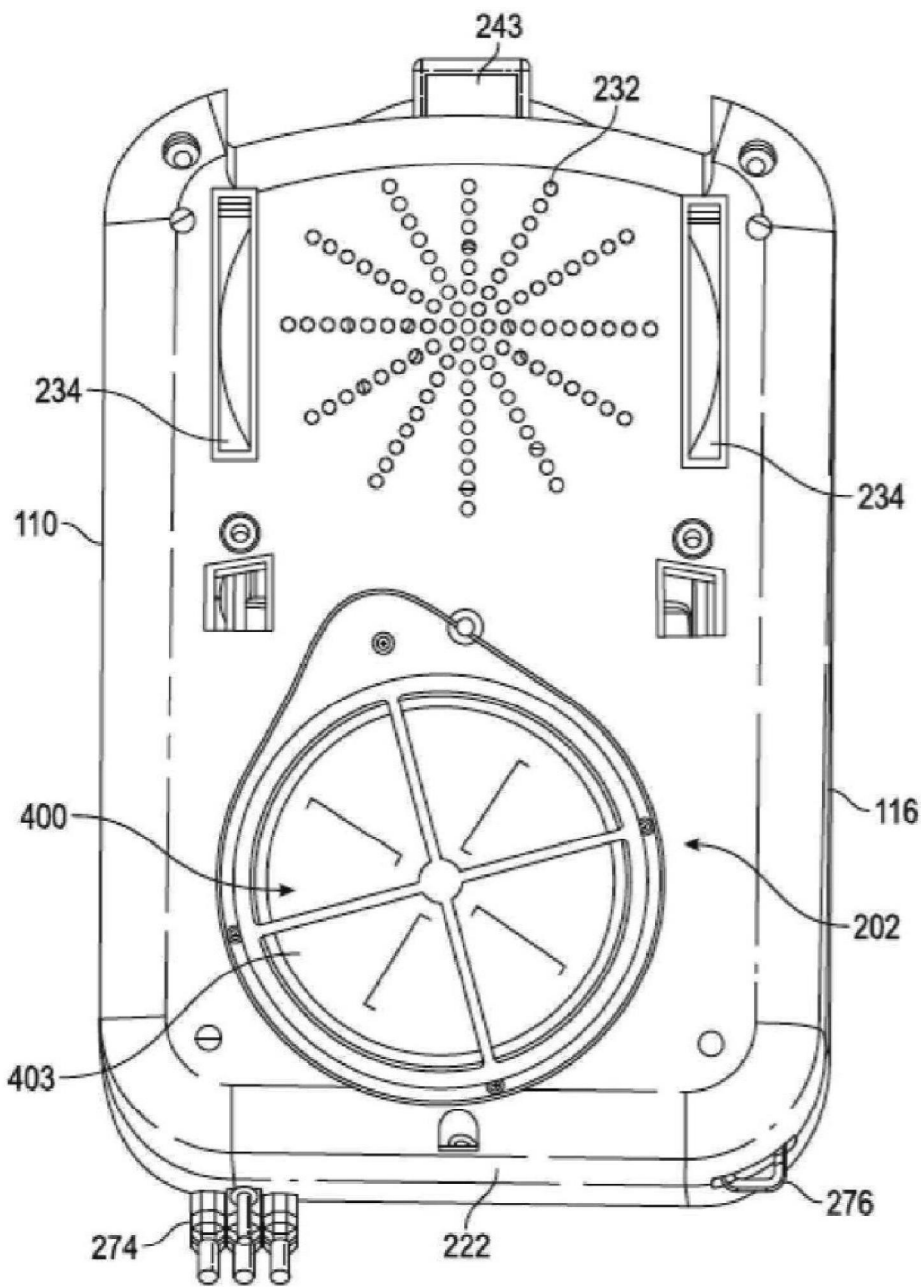
【圖6】



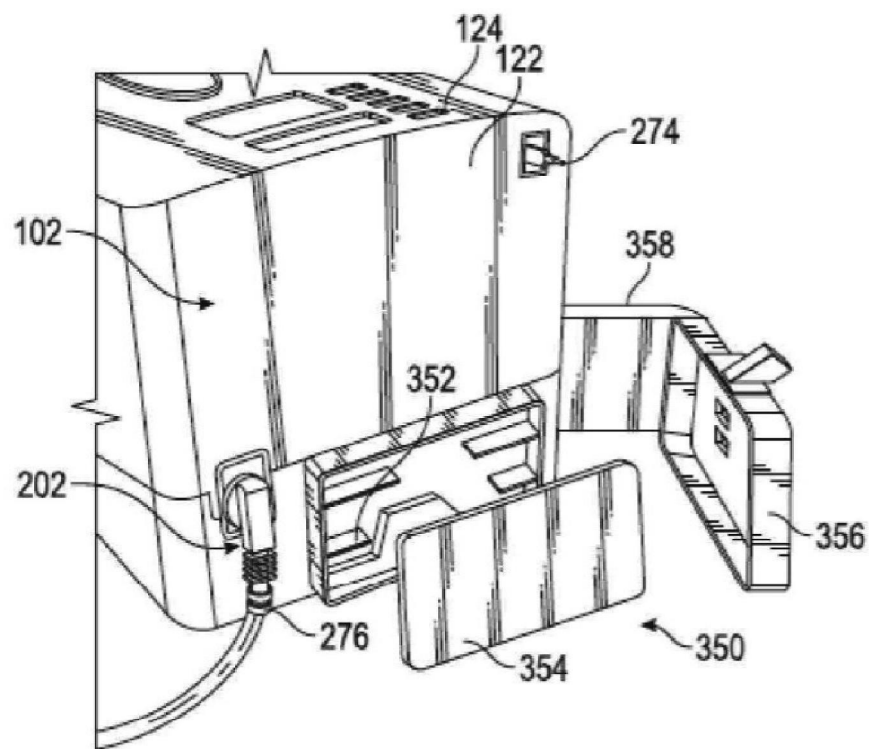
【圖7】



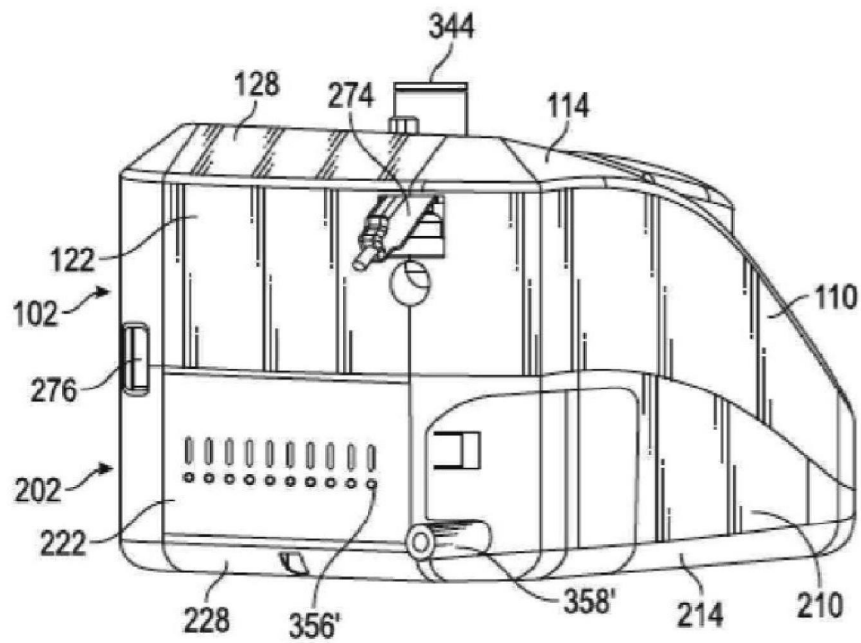
【圖8】



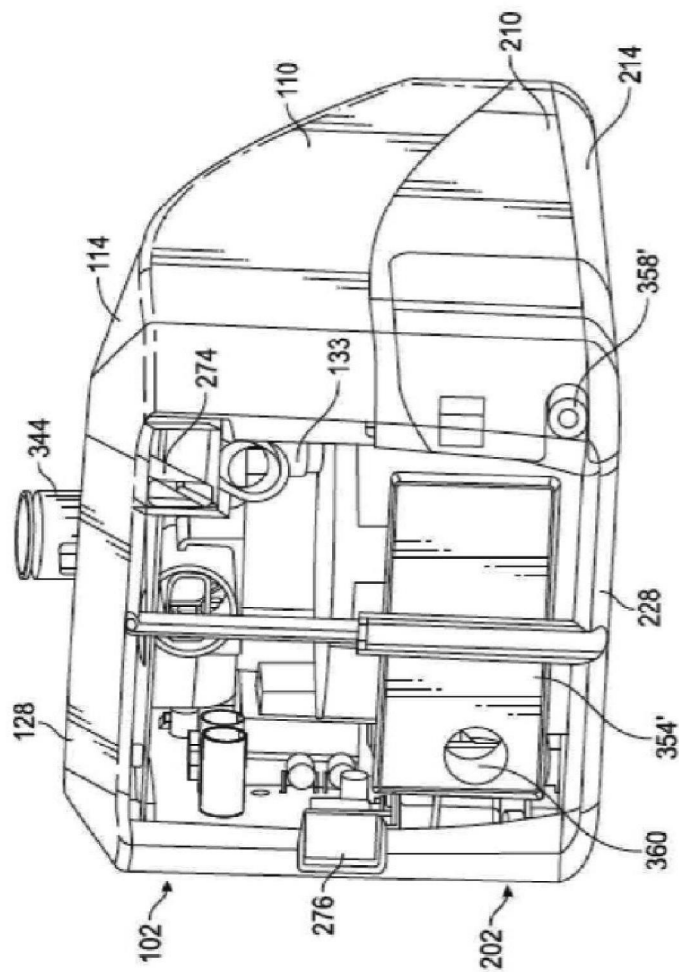
【圖9】



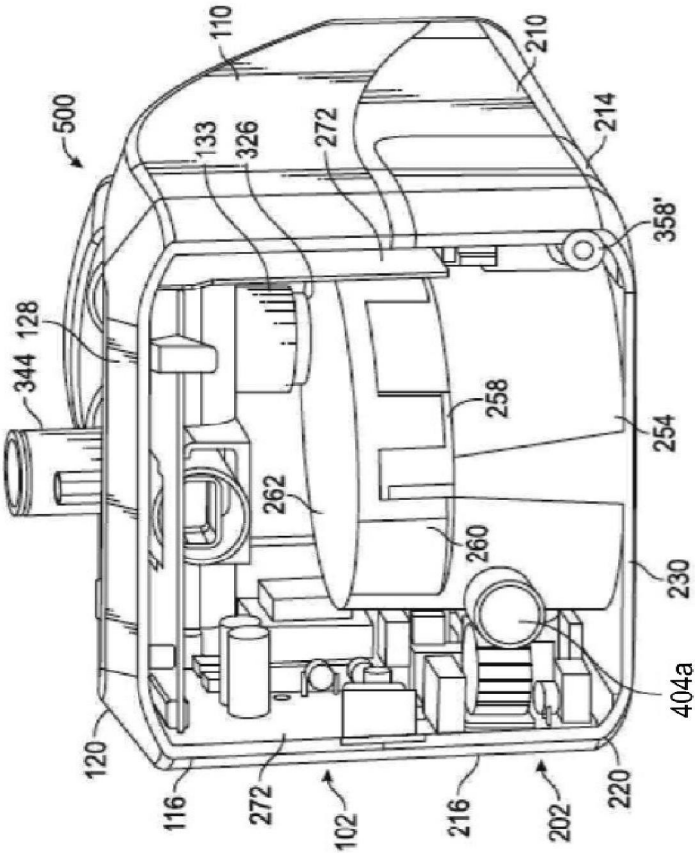
【圖10】



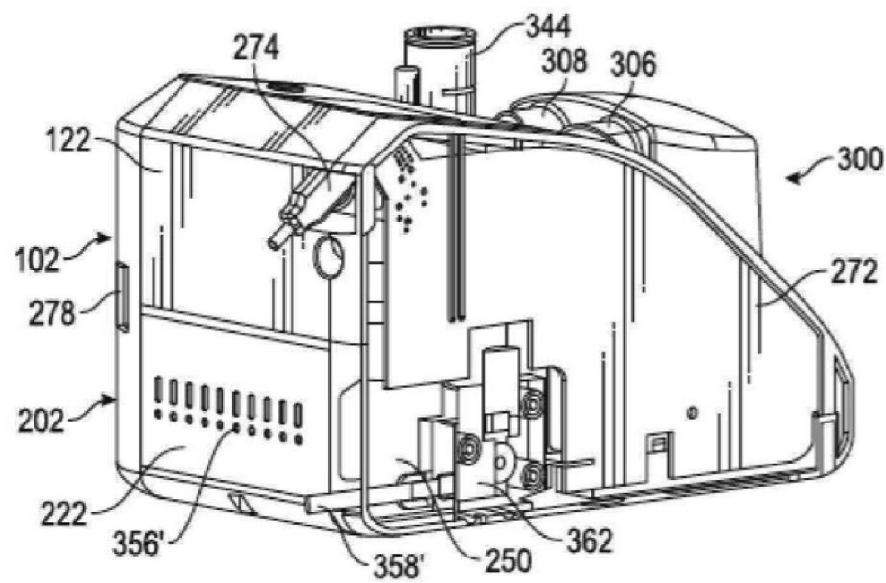
【圖11】



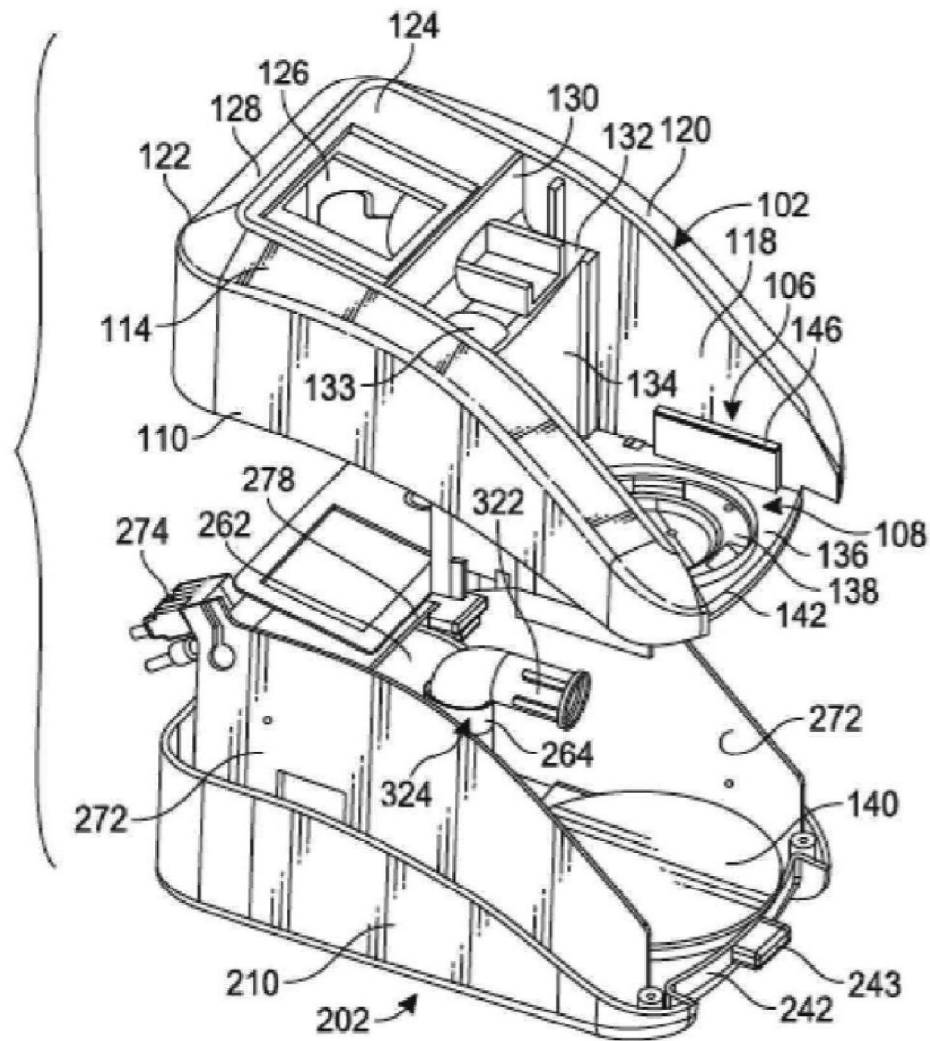
【圖12】



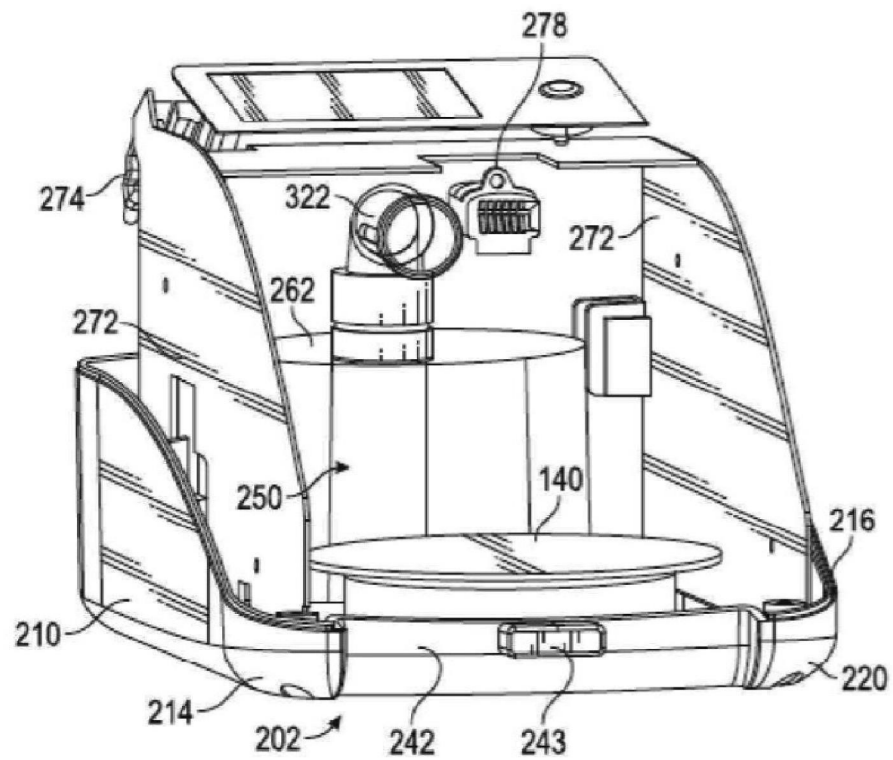
【圖13】



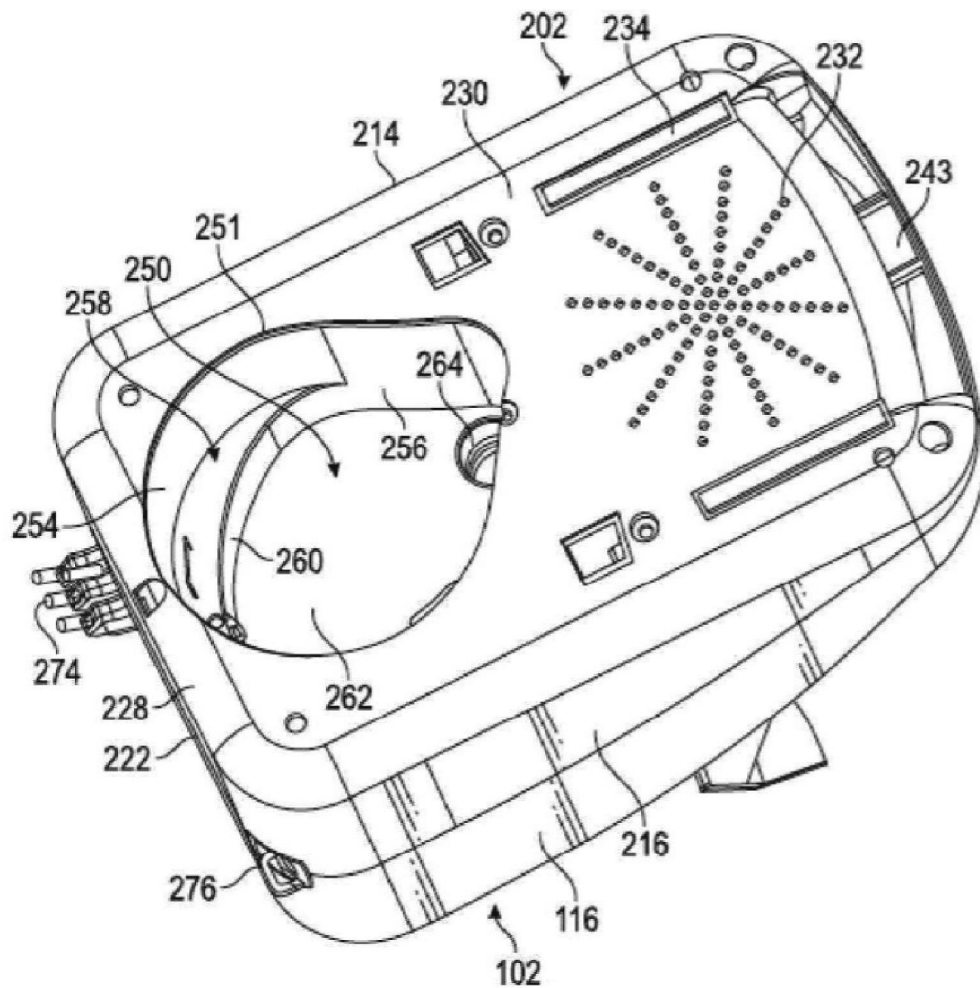
【圖14】



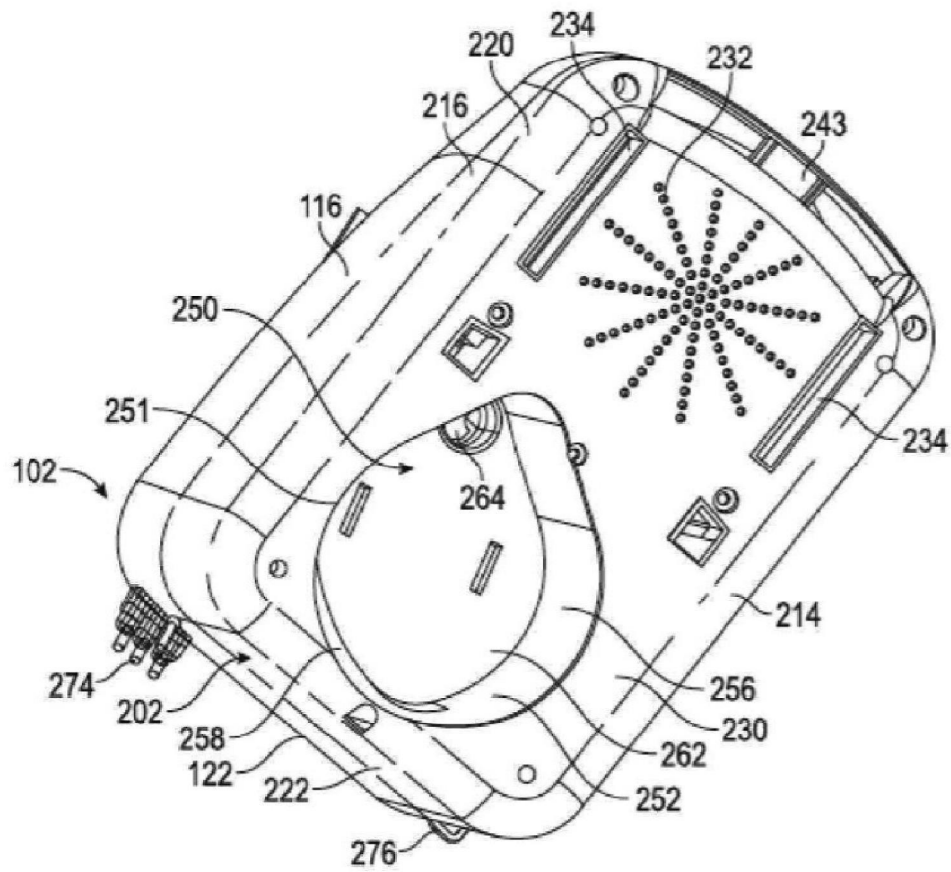
【圖15】



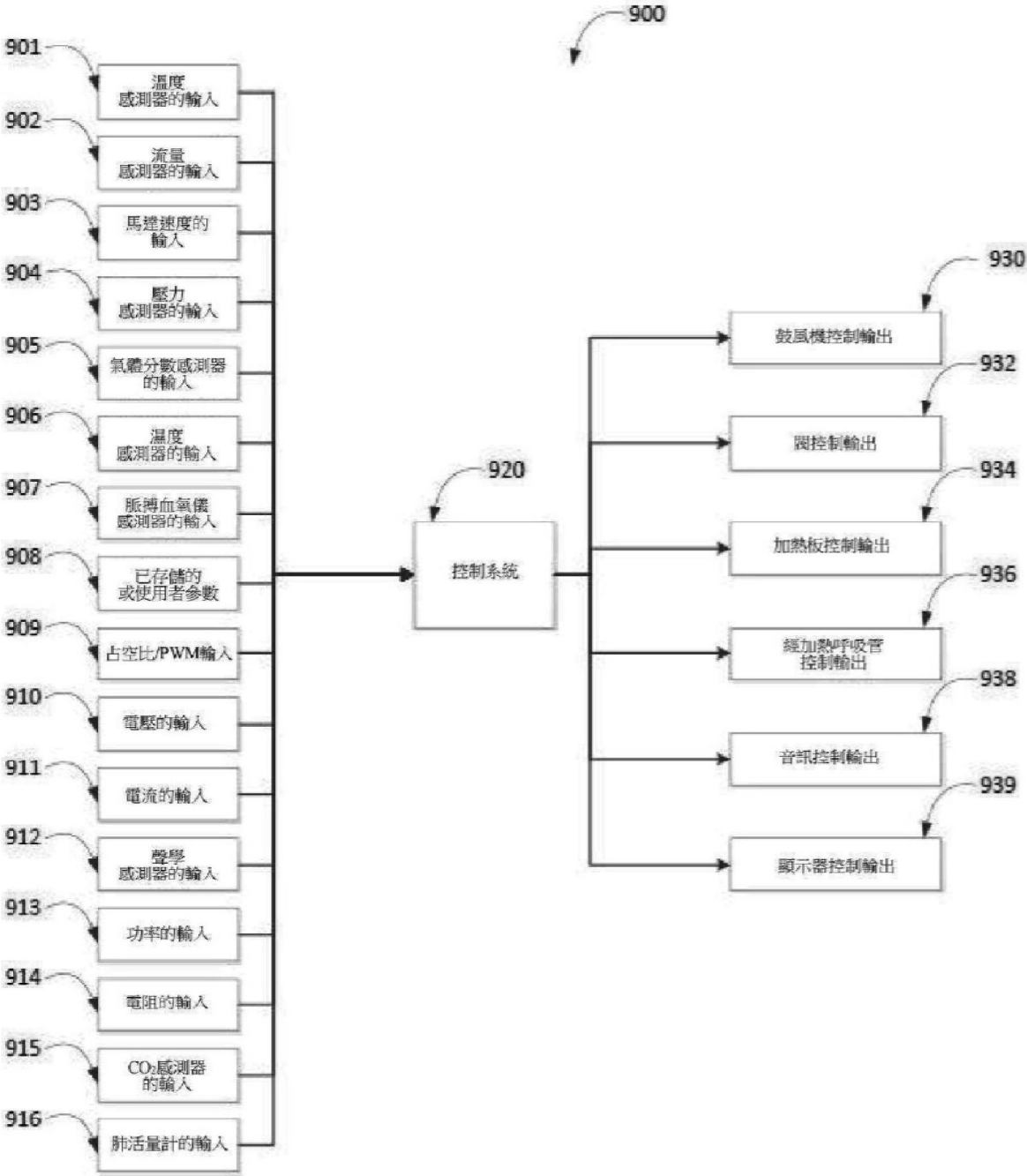
【圖16】



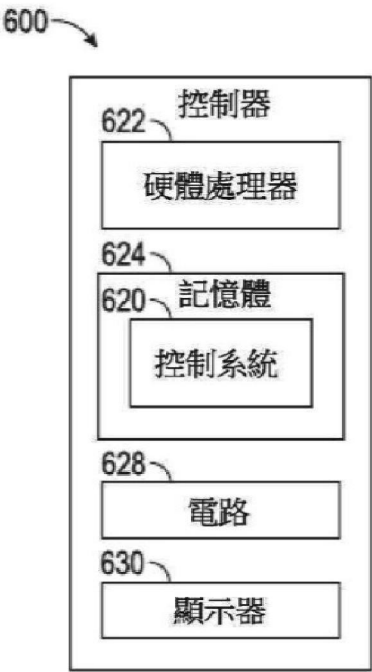
【圖17】



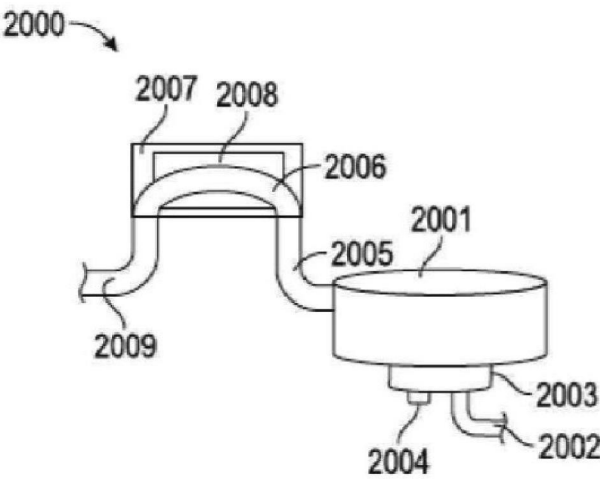
【圖18】



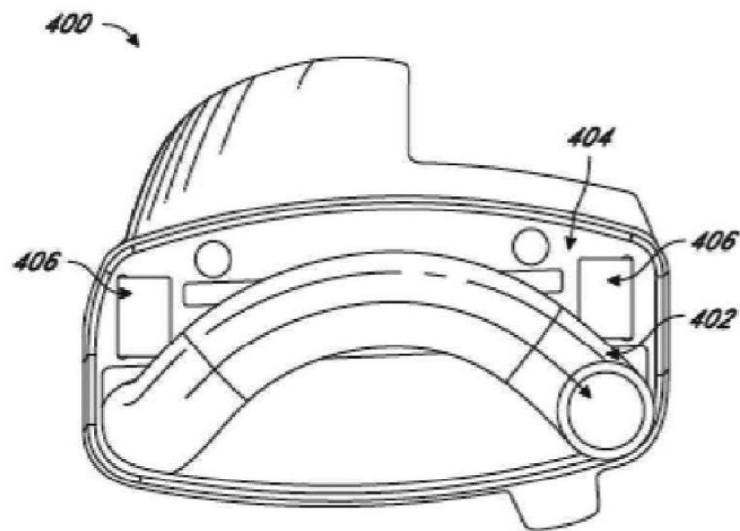
【圖19A】



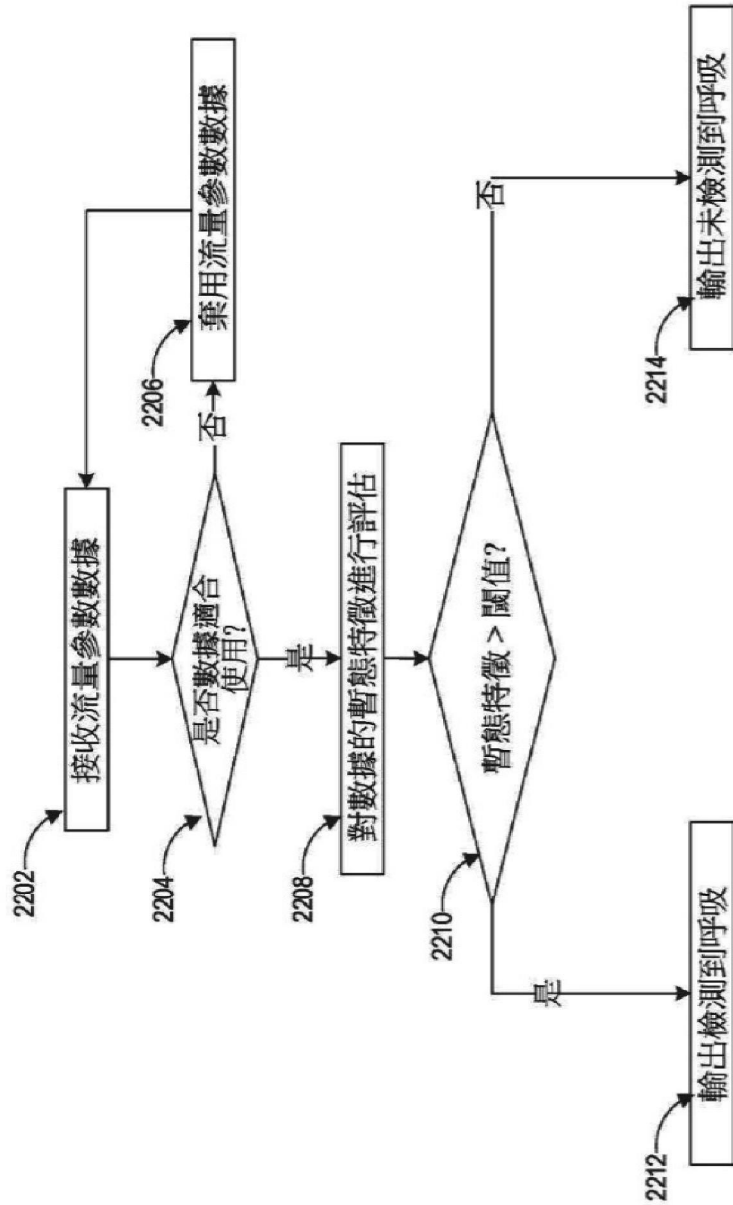
【圖19B】



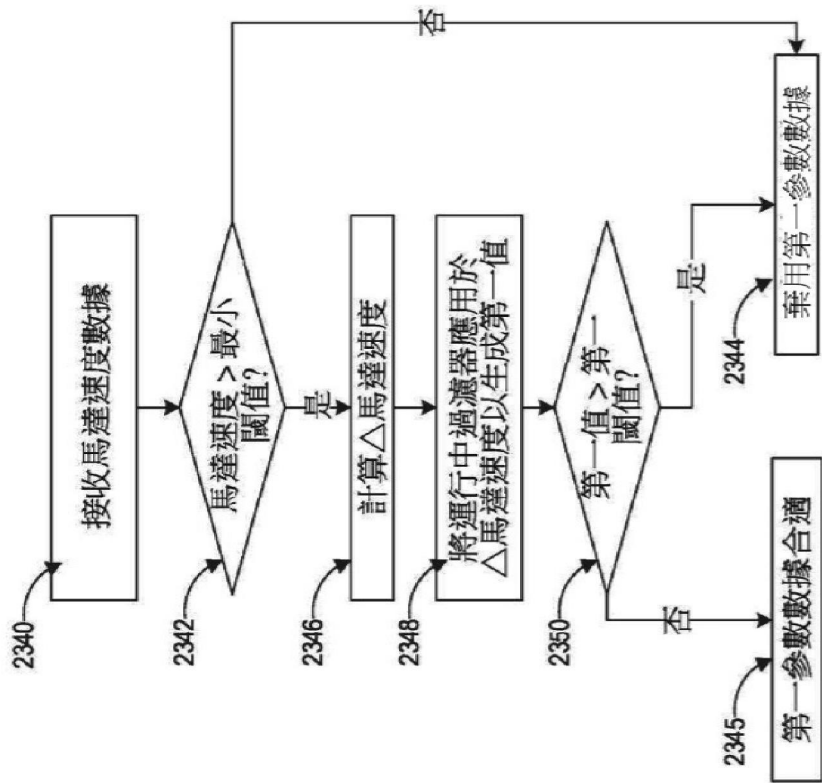
【圖20】



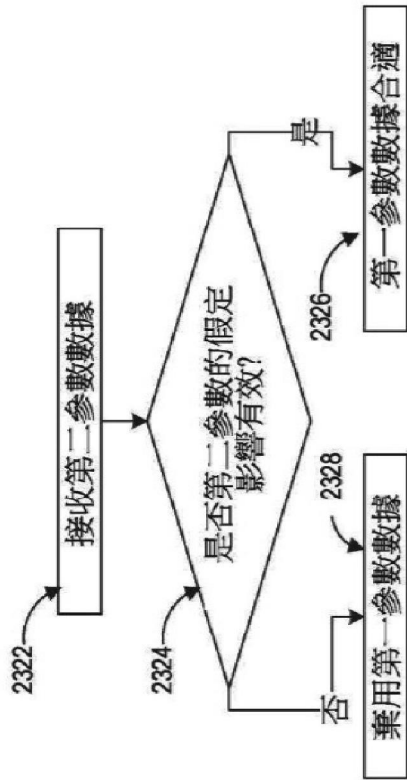
【圖21】



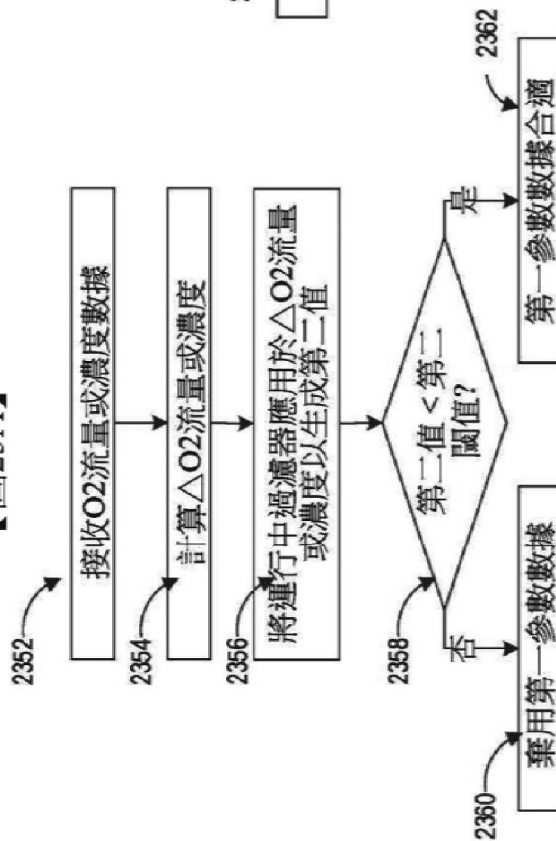
【圖22】



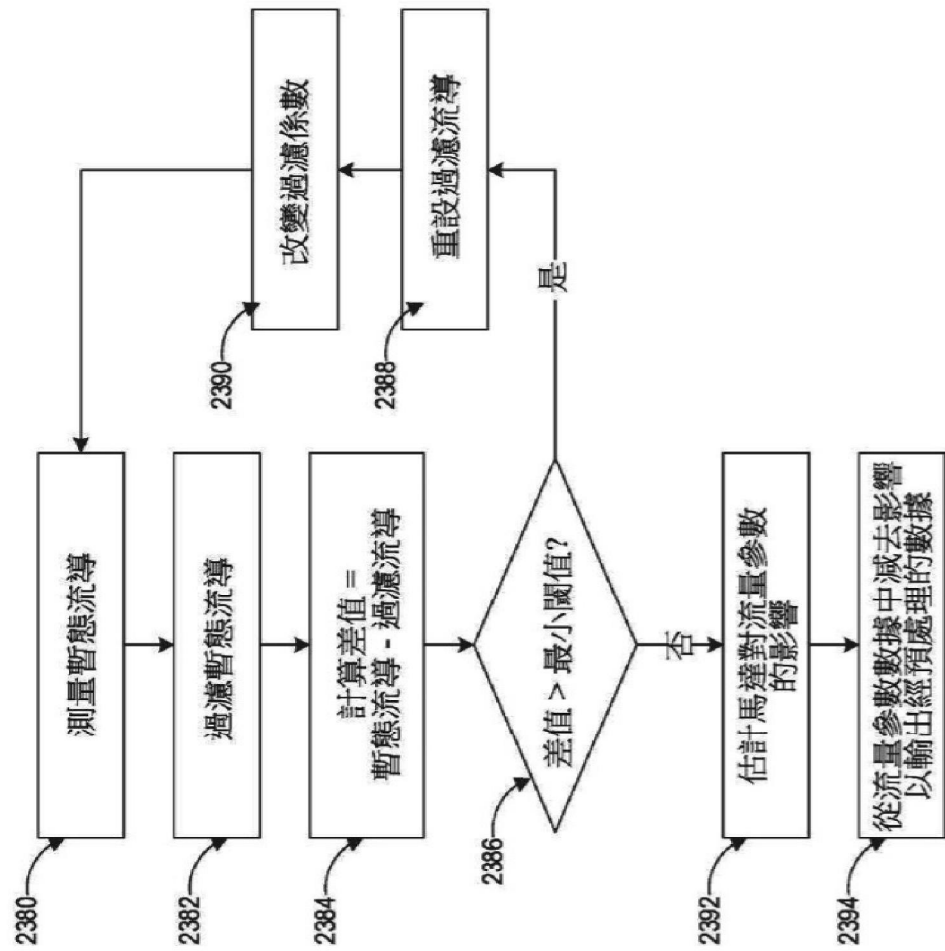
【圖23B】



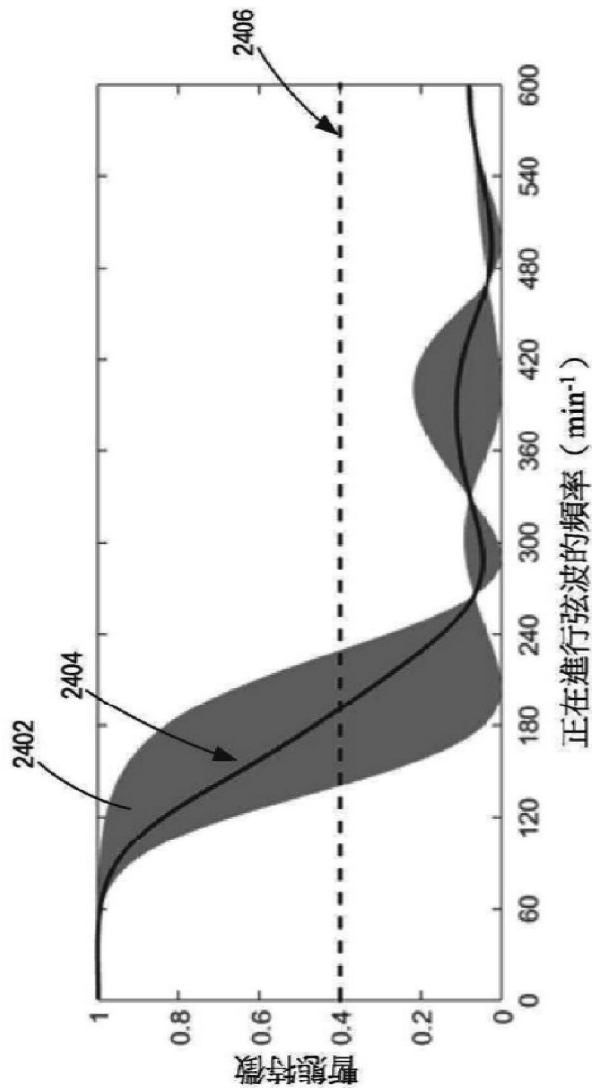
【圖23A】



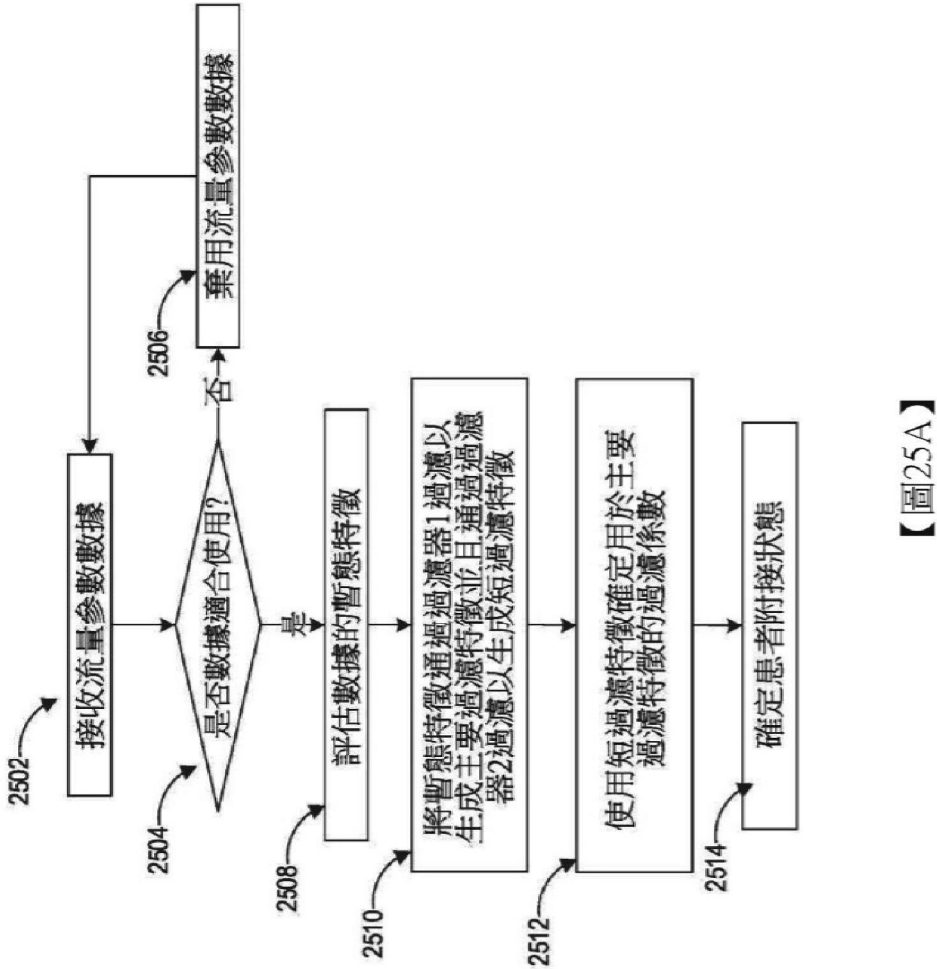
【圖23C】

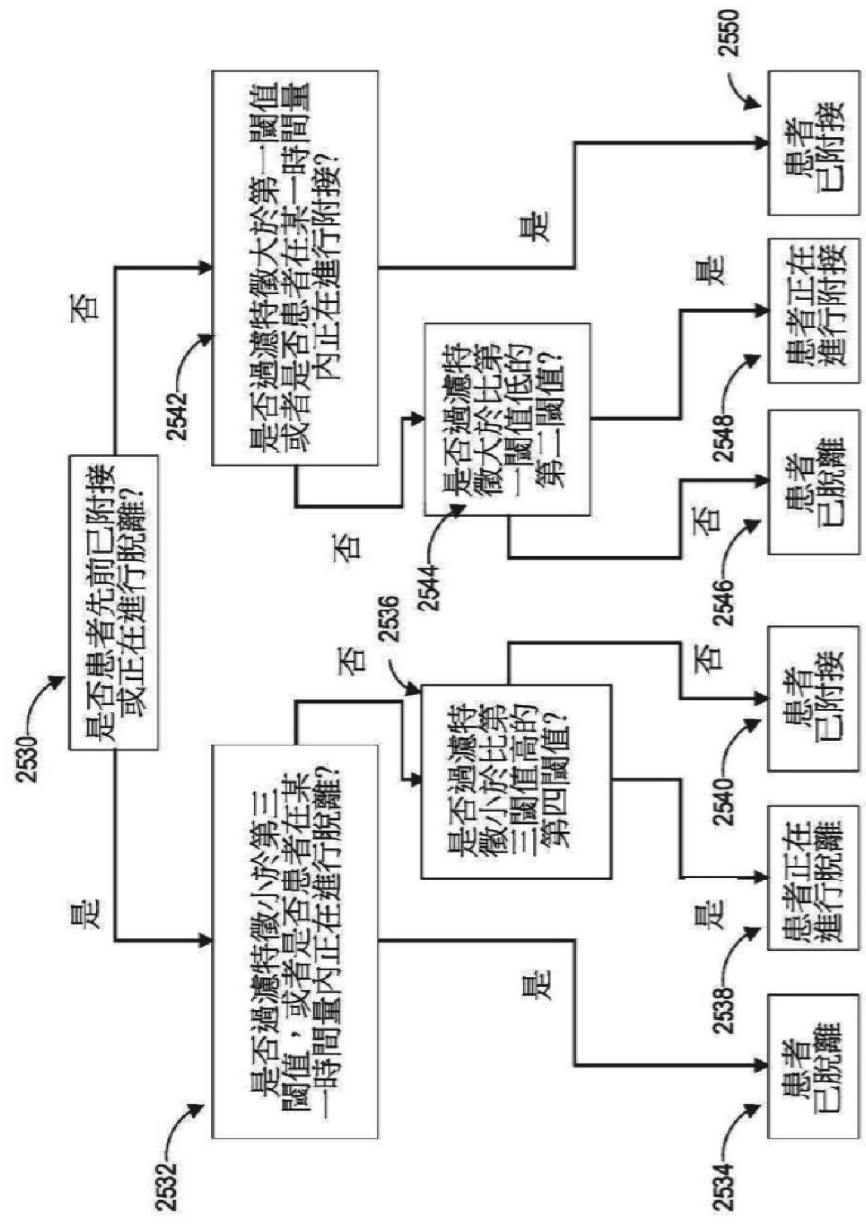


【圖23D】

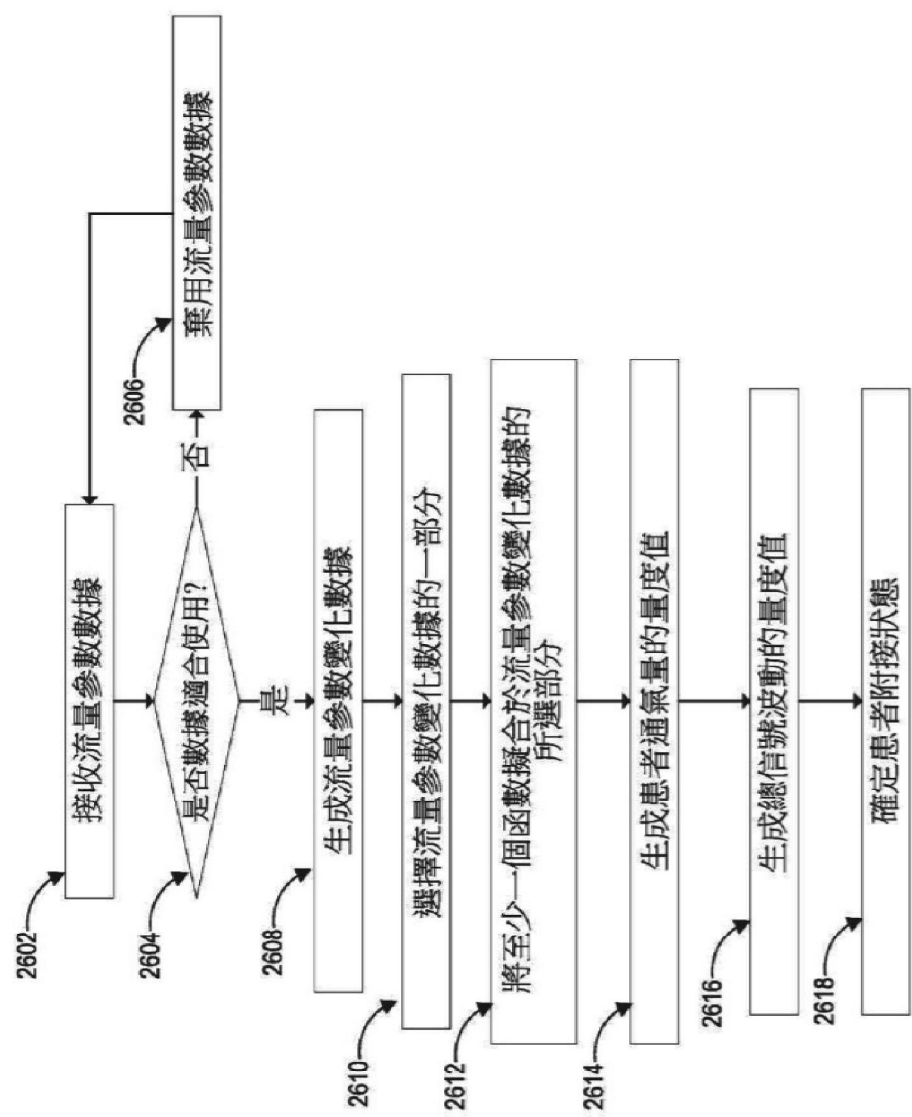


【圖24】

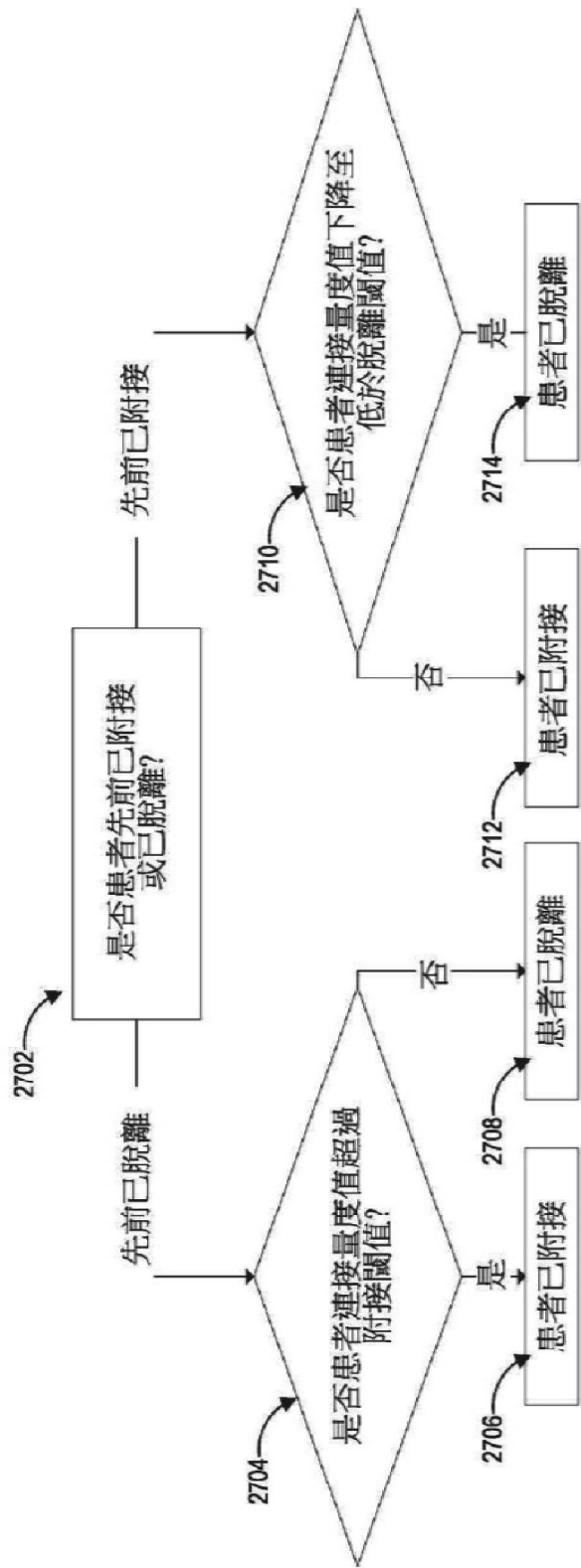




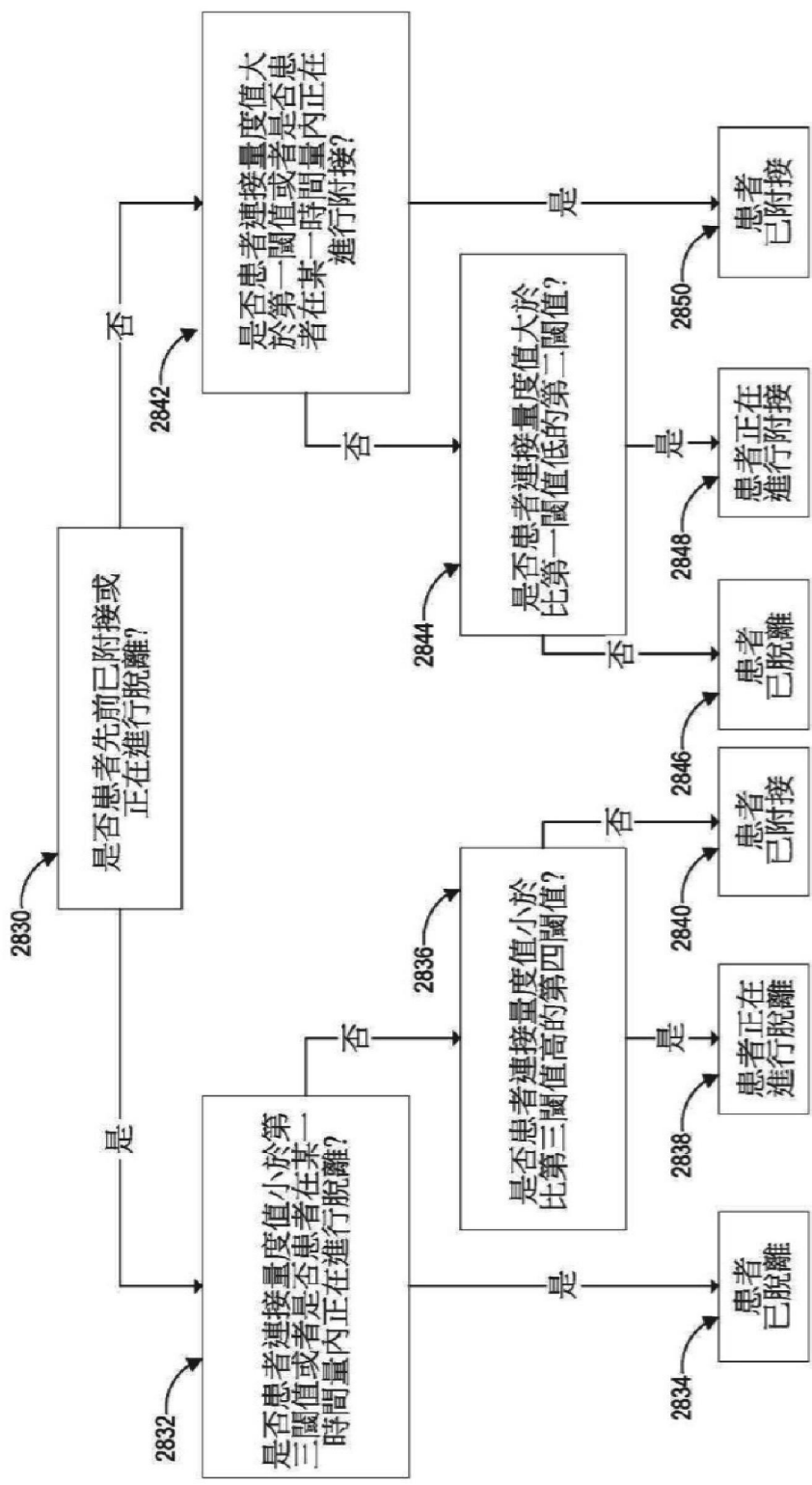
【圖25B】



【圖26】



【圖27】



【圖28】