



(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 I694673 B

(45)公告日：中華民國 109 (2020) 年 05 月 21 日

(21)申請案號：104130664

(22)申請日：中華民國 104 (2015) 年 09 月 16 日

(51)Int. Cl. : **H02P6/08 (2016.01)**
F04D27/00 (2006.01)**A61M16/16 (2006.01)**(30)優先權：2014/09/18 美國
2015/03/20 美國62/052,020
62/135,880(71)申請人：美商瑞思邁發動機及馬達技術股份有限公司 (美國) RESMED MOTOR
TECHNOLOGIES INC. (US)
美國(72)發明人：薩德其 希亞瓦許 SADEGHI, SIAVASH (US)；弗萊明 大衛詹姆斯 FLEMING,
DAVID JAMES (US)；格朗伯格 麥克 GRUNBERG, MICHAEL (US)；納戈爾尼
亞歷山大 S NAGORNY, ALEKSANDR S (US)

(74)代理人：黃志揚

(56)參考文獻：

US 7539549B1

US 8356983B2

US 2014/0158131A1

WO 2012/171072A1

審查人員：張嘉德

申請專利範圍項數：30 項 圖式數：7 共 68 頁

(54)名稱

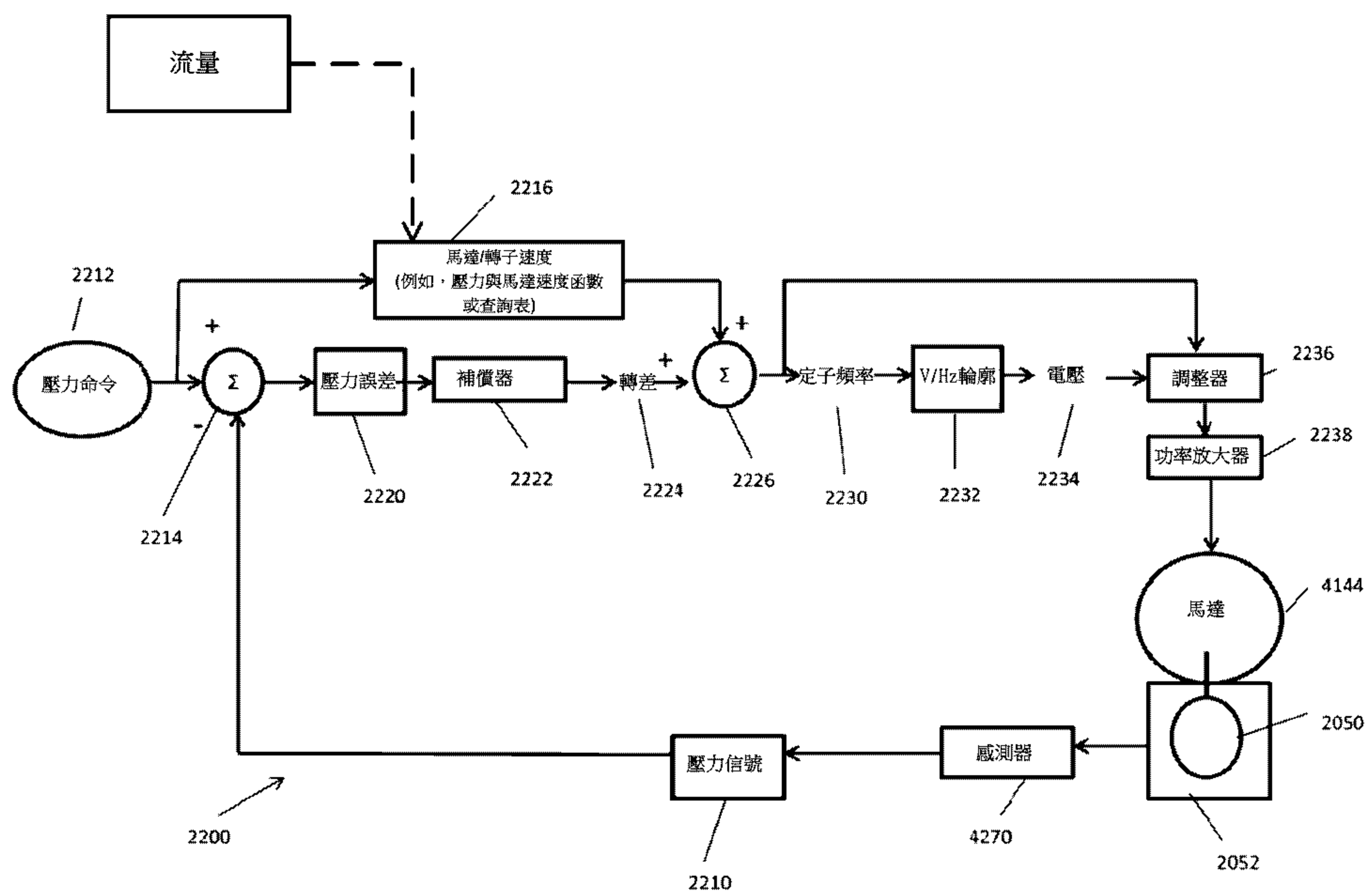
呼吸治療裝置及控制其感應馬達之方法

(57)摘要

一種使用壓力補償控制系統以控制在含有一葉輪與螺旋形殼體的鼓氣機中的感應馬達之控制系統(2200)的方法。該控制系統可實施在呼吸壓力治療裝置。該控制系統可包括一感測器，該感測器構成提供表示由該鼓氣機所產生流體流動壓力之一壓力信號。一測得壓力可與一設定壓力相比較以決定壓力誤差。一轉差頻率可依該壓力誤差的函數進行調整，以嘗試消除或減少該壓力誤差。

A method of a control system 2200 controls an inductance motor in a blower including an impeller and volute using a pressure compensation control system. The control system may be implemented in a respiratory pressure therapy device. The control system may include a sensor configured to provide a pressure signal indicative of the pressure of a flow of fluid produced by the blower. A measured pressure may be compared to a set pressure to determine a pressure error. A slip frequency may be adjusted as a function of the pressure error in an attempt to eliminate or minimize the pressure error.

指定代表圖：



符號簡單說明：

2050:葉輪

2052:螺旋形殼體

2200:感應馬達之控制系統

2210:壓力信號

2216:馬達/轉子速度
(例如，壓力與馬達速度函數或查詢表)

2212:壓力命令

2214:決定轉子頻率

2220:壓力誤差

2222:補償器

2224:轉差

2226:加法器

2230:定子頻率

2232:V/Hz 輪廓

2234:電壓

2236:調整器

2238:功率放大器

4144:馬達

2210:壓力信號

4270:感測器



I694673

【發明摘要】**公告本****【中文發明名稱】** 呼吸治療裝置及控制其感應馬達之方法**【英文發明名稱】** Respiratory Therapy Device And Method of Controlling Induction Motor Thereof

【中文】 一種使用壓力補償控制系統以控制在含有一葉輪與螺旋形殼體的鼓氣機中的感應馬達之控制系統(2200)的方法。該控制系統可實施在呼吸壓力治療裝置。該控制系統可包括一感測器，該感測器構成提供表示由該鼓氣機所產生流體流動壓力之一壓力信號。一測得壓力可與一設定壓力相比較以決定壓力誤差。一轉差頻率可依該壓力誤差的函數進行調整，以嘗試消除或減少該壓力誤差。

【英文】 A method of a control system 2200 controls an inductance motor in a blower including an impeller and volute using a pressure compensation control system. The control system may be implemented in a respiratory pressure therapy device. The control system may include a sensor configured to provide a pressure signal indicative of the pressure of a flow of fluid produced by the blower. A measured pressure may be compared to a set pressure to determine a pressure error. A slip frequency may be adjusted as a function of the pressure error in an attempt to eliminate or minimize the pressure error.

【指定代表圖】 圖2A**【代表圖之符號簡單說明】**

2050 葉輪

2052 螺旋形殼體

2200 感應馬達之控制系統

2210 壓力信號

2216 馬達/轉子速度(例如，壓力與馬達速度函數或查詢表)

2212 壓力命令

2214 決定轉子頻率

2220 壓力誤差

2222 補償器

2224 轉差

2226 加法器

2230 定子頻率

2232 V/Hz輪廓

2234 電壓

2236 調整器

2238 功率放大器

4144 馬達

2210 壓力信號

4270 感測器

【發明說明書】

【中文發明名稱】 呼吸治療裝置及控制其感應馬達之方法

【英文發明名稱】 Respiratory Therapy Device And Method of Controlling Induction Motor Thereof

【技術領域】

【0001】本技術有關電子整流馬達，更具體是交流(AC，Alternating Current)感應馬達及其使用。這些類型的電子整流馬達無需使用永久磁鐵便可產生連續轉矩。本技術更有關一種用於含有感應馬達的鼓氣機之控制演算法。在某些態樣，該等馬達可使用於構成治療、預防及/或改善呼吸道相關疾病的醫療裝置或設備。

【先前技術】

相關申請案的交互參照

【0002】本申請案主張於2014年9月18日申請的第62/052,020號的美國臨時專利申請案、與2015年3月20日申請的第62/135,880號的美國臨時專利申請案的權益，其整個揭示內容在此併入本文供參考。

電動馬達

【0003】部分電動馬達之一是無刷直流(DC)馬達。無刷直流馬達是眾所周知且使用在許多不同的裝置。無刷直流馬達通常包括一永久磁鐵，永久磁鐵耦接至或耦接在一轉子和形成於鐵芯疊片定子的繞組，當電流施加給定子會形成電磁鐵。馬達使用的高能量永久磁鐵可利用包括稀土元素的材料製成，諸如釷鈷和釹鐵硼。不過，此永久磁鐵是昂貴，因此形成較高成本的馬達。此外，這些稀土金屬的可用性受到限制。若要降低成本，要開發不需要結合轉子的永久磁鐵或繞組之其他形式的電動馬達。

修正日期:2019 年 8 月 8 日

【0004】不含永久磁鐵的一常見馬達類型稱為感應馬達。感應馬達的另一名稱是非同步馬達，且可為單相感應馬達或三相感應馬達。最常見的感應馬達是三相感應馬達，因為這類型的馬達能夠自啟動，且不需要類似單相感應馬達的附加起動功能。感應馬達不需要電流轉換器，且馬達的機電部分包括兩主要部分，即是一定子與一轉子。定子包括三相繞組，其纏繞在定子的定子槽。電流是供應給定子繞組的不同相位，以產生轉動磁場。轉子位於定子內，且包括導電金屬條，諸如銅或鋁或某些合金。電源沒有直接提供給轉子，轉子是憑藉在定子繞組所產生轉動磁場引起電磁感應而激勵。因此，轉子的電流是受到定子繞組電流的感應。轉子的感應電流使轉子轉動方向相同於定子的轉動磁場方向。不過，轉子的轉動速度不同於轉動磁場速度，且在轉動磁場與轉子速度間的速度差異稱為轉差(Slip)，且等於下式的比例值：

$$S = (N_s - N) / N_s \quad [1]$$

【0005】其中S是轉差， N_s 是以每分鐘旋轉數(RPM，Revolutions Per Minute)為單位的同步速度，且N是轉子速度。RPM的同步速度如下式所示：

$$N_s = 120 (f) / P \quad [2]$$

【0006】其中f是供應頻率，以赫茲(Hz)為單位，且P是由定子繞組所產生的極數。

【0007】因此，轉子電流是與定子繞組所產生轉動磁場速度與轉子速度間的相對速度成正比。轉子電流及(因此)轉矩兩者都與轉差成正比。轉子電

修正日期:2019年8月8日

流還與轉子電阻成正比。增加轉子電阻會減少電流且增加轉差；因此，速度和轉矩控制的形式可使用在繞線式轉子馬達。

【0008】因此(通常)，感應馬達已受到速度測量裝置測量轉子速度的控制，諸如一轉速表、編碼器、分解器或霍爾(Hall)感測器。由於轉子的實際速度是不同於轉動定子磁場的同步速度或頻率，使得需要測定轉子的速度，以決定轉差速度或轉差頻率。感應馬達的速度是藉由使用伏特/赫茲控制器而受到變化的頻率和供應給馬達定子的電源供應電壓的控制。圖1顯示關於需要轉子的速度利用速度感測器或轉速表測量的感應馬達之先前技術控制系統。

【0009】馬達磁通與供應電壓和頻率間的關係如下式所定義：

$$B = KV / f \quad [3]$$

【0010】其中B是磁通量密度；V是供應電壓；f是電源頻率；K是常數，其取決於定子極的形狀與結構。

【0011】因此，增加頻率但不增加電壓將降低磁迴路的磁通，如此降低馬達的輸出轉矩。減小的馬達轉矩將傾向增加有關新電源頻率的轉差。這然後使較大的電流流過定子，增加在整個繞組的IR(電流(I)*電阻(R))電壓降、以及繞組的 I^2R 功率損失。其結果是明顯降低馬達效率。增加頻率仍然進一步將最終使馬達失速。

【0012】感應馬達通常使用在恆速裝置，其速度是與提供的電源頻率成正比。不過，變速感應馬達可使用，但需要一馬達控制器，以提供可變頻率與電壓輸出，且此將增加馬達驅動器的尺寸和成本。感應馬達已用於各種重工業應用、機械工具和家用電器，諸如洗衣機、泵、升降機、起重機、大容

量排風扇與工廠。一般感應馬達相對較大，且很少使用在小功率範圍與高速裝置，特別是醫療裝置，由於較低效率和製造挑戰。

【0013】如果感應馬達是使用在醫療裝置，進一步需要減少感應馬達的成本、可靠性、控制及/或尺寸之一或多者。

馬達應用

【0014】馬達用來驅動使用在各種不同應用的不同裝置，包括但沒有侷限於風扇、泵、醫療裝置、汽車業、航太、玩具、電動工具、磁碟機、與家用電器。馬達已用於醫療裝置，以產生例如在呼吸壓力治療(RPT，Respiratory Pressure Therapy)裝置中的加壓氣體供應，包括呼吸道正壓(PAP，Positive Airway Pressure)裝置與呼吸器。這些RPT裝置通常包括永磁無刷直流(DC)馬達。感應馬達通常還沒有使用於此RPT裝置，由於感應馬達通常較大尺寸與控制成本。

【0015】某些醫療裝置所產生的噪聲需要相對較低而不打擾使用者。更具體係，對於長期使用的醫療裝置而言，諸如一整天及/或睡眠期間，諸如PAP裝置及/或呼吸器，發出噪聲的位準是個明顯問題。各種對象的聲壓值如下表所示：

對象	A 加權聲壓功率位準 dB(A)	說明
吸塵器：Nilfisk Walter Broadly Litter Hog：B + 等級	68	ISO3744 位居 1m(公尺) 距離
對話語音	60	1m(公尺)距離
普通家庭	50	
安靜圖書館	40	
夜間安靜臥室	30	

修正日期:2019 年 8 月 8 日

ResMed S9 AutoSet™ PAP 裝置	26.5	
電視播音室背景	20	

患者介面

【0016】患者介面可用於介接呼吸設備及其配戴者，例如，對呼吸道入口提供空氣流。空氣流可經由鼻罩提供給鼻子及/或嘴部、經由管子提供給嘴部、或經由氣切管提供給患者的氣管。患者介面可端視治療應用而在例如患者臉部區域形成密封，以促成輸送足以隨環境壓力變化的壓力氣體以進行治療，例如，在相對於環境壓力的約10 cmH₂O正壓。對於其他治療形式，諸如輸送氧氣，患者介面可不包括促成對呼吸道輸送約10 cmH₂O正壓氣體供應的完全密封。

增濕器

【0017】輸送沒有增濕的空氣流可能導致呼吸道乾燥。使用具有RPT裝置與患者介面的增濕器將可產生減少鼻黏膜乾燥且增加患者呼吸道舒適的增濕氣體。此外，在涼爽氣候，通常施加於患者介面與附近臉部區域的暖空氣比冷空氣有較高的舒適度。已知有各種人工增濕裝置與系統，不過其可能無法履行醫療型增濕器的特殊需求。

【0018】當需要時，通常在患者可能睡眠或休息(例如，在醫院)情況，醫療型增濕器可用於增加相對環境空氣的空氣流濕度及/或溫度。因此，為了床頭放置，一醫療型增濕器可以較小型，且可構成只增濕及/或加熱輸送給患者的空氣流，而不會增濕及/或加熱患者的周圍環境。例如，房室型系統(例如三溫暖、空調機、或蒸發冷卻器)還可增濕患者所吸入的空氣，不過

修正日期:2019年8月8日

這些系統還將增濕及/或加熱整個房室，這可對房室居住者造成不舒適。此外，醫療型增濕器還比工業增濕器更高的嚴格安全約束。

【發明內容】

【0019】本技術有關感應馬達及包含此感應馬達的裝置。

【0020】本技術之一第一態樣有關一種用以控制感應馬達的方法。

【0021】本技術之另一態樣有關一種用於感應馬達之控制系統，該感應馬達構成基於該感應馬達的轉動轉子所產生流體流動的測得特性以調整該感應馬達的轉差頻率。

【0022】本技術之另一態樣有關一種用於鼓氣機中的感應馬達之誤差補償控制系統，諸如一壓力誤差補償器控制系統。

【0023】本技術之另一態樣有關一種用於在鼓氣機中的感應馬達之控制系統，該鼓氣機包括至少一葉輪，其構成產生加壓流體供應，該控制系統包括：一感測器，用以提供表示該鼓氣機所產生加壓流體特性量度的信號；及一控制器，其構成接收該信號及決定所要產生加壓流體特性的量度。該控制器構成比較該決定的測得特性與該特性的預定位準，且依該比較的函數以調整該感應馬達的轉差頻率。該加壓流體的特性可為該流體的壓力。

【0024】本技術之另一態樣有關一種用於在鼓氣機中的感應馬達之控制系統，該鼓氣機構成比較一測得壓力與一設定壓力以決定一壓力誤差，及調整供應給該感應馬達的定子的頻率與電壓，以消除或減少該壓力誤差。供應給該定子的頻率與電壓可依轉差頻率的函數加以決定。

【0025】本技術之另一態樣有關一種鼓氣機，其包括一感應馬達。

【0026】一仍然進一步態樣有關一種呼吸治療裝置，該呼吸治療裝置包括一鼓氣機，該鼓氣機包含一感應馬達。

修正日期:2019年8月8日

【0027】本技術之另一態樣有關一種用以控制感應馬達的轉子速度之方法，其係基於該感應馬達的轉動轉子所產生流體流動的測得特性以決定一轉差頻率；及依該決定轉差頻率的函數以調整一定子頻率。

【0028】本技術之另一態樣有關一種用以控制在構成提供加壓流體供應的鼓氣機中感應馬達的速度之方法，該方法包括；設定由該鼓氣機所提供流體供應的想要壓力位準；基於該設定的壓力位準以決定想要的轉子速度；基於該想要的轉子速度以決定一轉差頻率與定子頻率；基於該決定的定子頻率以提供該定子的激勵，以感應馬達的旋轉；測量由該鼓氣機所產生流體加壓供應的壓力；比較該測得壓力與該設定壓力，以決定一壓力誤差；及基於該決定的壓力誤差以調整該轉差頻率，以減少壓力誤差及調整該鼓氣機的轉子速度。

【0029】當然，該等態樣的部分可形成本技術的附屬態樣。此外，各種附屬態樣及/或態樣能以各種方式組合，且更構成本技術的附加態樣或附屬態樣。

【0030】儘管描述有關醫療裝置，不過本技術的感應馬達與控制系統可使用在廣泛應用。

【0031】本技術的其他特徵將可從下列「實施方式」、「發明摘要」、「圖式簡單說明」與「申請專利範圍」中所含的內容而變得更明白。

【圖式簡單說明】

【0032】本技術是經由實例說明，而不是限制，在附圖的圖式中，相同的參考編號代表類似元件，其中：

馬達

修正日期:2019 年 8 月 8 日

圖1顯示使用轉速計之用於感應馬達之先前技術控制系統的實例方塊圖。

圖2A顯示根據本技術之一態樣之用於感應馬達的控制系統之處理元件的實例方塊圖。

圖2B是在本技術的某些實施中的實例鼓氣機總成的側視圖。

圖2C是通過圖2B所示鼓氣機總成之軸線X-X的截面圖。

圖2D是顯示基於壓力信號以控制馬達速度之實例處理的流程圖。

系統

圖3顯示根據本技術的系統。患者(1000)配戴患者介面(3000)，從一RPT裝置(4000)接收正壓空氣供應。來自RPT裝置的空氣是在增濕器(5000)中增濕，並沿著空氣通道(4170)傳輸給患者(1000)。患者使用該系統時還有床伴(1100)。

呼吸道正壓(PAP)裝置

圖4A顯示根據本技術之一形式的RPT裝置。

圖4B是根據本技術之一形式之RPT裝置的氣動通道的示意圖。其還標示上游與下游的方向。

圖4C是根據本技術之一形式之RPT裝置的電氣組件的示意圖。

圖4D是可實施於RPT裝置的示例性演算法的示意圖。

增濕器

圖5A顯示根據本技術之一形式之增濕器的立體圖。

修正日期:2019年8月8日

圖5B顯示根據本技術之一形式之增濕器的等角圖，其顯示一增濕器儲液罐(5110)從增濕器儲液罐裝卸臺(5130)分開。

圖5C是根據本技術之一形式之增濕器的組件的示意圖。

呼吸波形

圖6A顯示人睡眠時的典型呼吸波形模型。

圖6B顯示每分鐘15次呼吸速率之呼吸循環的流動輪廓。

圖6C顯示使用含有感應馬達的鼓氣機且受到本技術的控制系統所控制，在10 cmH₂O設定壓力之下的複數個呼吸循環的壓力輪廓。

圖6D顯示使用含有無刷直流(DC)馬達的先前技術鼓氣機，在10 cmH₂O設定壓力的複數個呼吸循環之下所輸送的壓力。

圖7A顯示使用含有感應馬達的鼓氣機且受到本技術的控制系統所控制，在20 cmH₂O設定壓力的複數個呼吸循環之下的壓力輪廓。

圖7B使用含有無刷直流(DC)馬達的先前技術鼓氣機，在20 cmH₂O設定壓力的複數個呼吸循環之下所輸送的壓力。

【實施方式】

【0033】在更詳細描述本技術以前，應明白，本技術並未侷限於在此所述之特別範例，這些特別範例可改變。亦應明白，在此揭露所使用之術語只是為了描述在本說明書所討論的特別範例，而不是限制。

【0034】下列描述有關可共用一或多個共同特徵及/或特性的各種不同實例。應瞭解，任一實例的一或多個特徵可結合另一實例或其他實例的一或多個特徵。此外，在該等實例之任一者的任何單一特徵或特徵組合可構成進一步實例。

感應馬達

馬達結構

【0035】在一形式，諸如在圖2B和2C的實例所示，本技術包括一感應馬達(4144)，該感應馬達包括：一定子(2010)；及一轉子(2020)，其定位在該定子(2010)。定子(2010)包括：一磁導材料的鐵芯疊片堆(2012)，諸如鋼；及複數個繞組(2014)，其纏繞在該鐵芯疊片堆的周圍以形成複數個定子極。定子(2010)包括偶數個定子磁極，諸如4、6、8、10、12、16、20、24或更多定子極數。定子極的數量可隨著馬達的尺寸與使用而改變。繞組(2014)利用複數個導線(2016)形成，諸如三線，其採用三相分散式繞組組態而纏繞在定子極周圍。一轉子(2020)定位在定子(2010)內，轉子最好是一鼠籠轉子。轉子(2020)包括磁導材料形成的一鐵芯疊片(2022)，諸如鋼或不銹鋼，包括複數個槽，其構成接受複數個轉子銅條(2024)。轉子銅條(2024)是由導電金屬形成，諸如銅或鐵。每個轉子槽接受一轉子銅條，且一端環(2026)是電連接轉子銅條(2024)的每一端，以形成一轉子總成(2020)。轉子銅條與槽之每一者形成一轉子極，轉子極的數量可隨著馬達的尺寸與使用而變化。例如，可為8、10、12、14、16、18、20、30或多個轉子極數。轉軸(2028)可耦接轉子(2020)，使得轉軸(2028)連同轉子(2020)轉動，且認為是轉子總成(2020)的部分。至少一葉輪(2050)可耦接轉軸(2028)且使其連同轉動轉子總成(2020)轉動。

【0036】圖2B和2C顯示包括感應馬達(4144)之鼓氣機的實例，其顯示一轉子總成(2020)定位在定子(2010)內、及一葉輪(2050)耦接轉軸(2028)的一端部。轉子總成(2020)可更包括一或多個平衡環(未顯示)。馬達(4144)或葉輪(2050)可插入或定位在螺旋形殼體(未顯示)內，以形成一鼓氣機，諸如

修正日期:2019年8月8日

在圖4A所示的實例鼓氣機(4142)，使得馬達(4144)可當作一RPT裝置(4000)的鼓氣機(4142)之一部分使用。在此配置，葉輪(2050)構成產生加壓氣體流，諸如空氣。

馬達控制

【0037】在一形式，本技術包括一控制系統，其是由馬達控制器執行，用於控制感應馬達的轉子速度。此控制系統可實施如同一控制器，包括一或多個處理器及/或其他電路元件，諸如比較器、加法器、記憶體等等，以實施圖2A和2B所示的功能/處理。感應馬達最好是在鼓氣機。控制系統是一誤差補償器控制系統，諸如一壓力誤差補償器控制系統。一誤差補償器控制系統測量由感應馬達為主的鼓氣機所產生流體流動的特性，及比較該測得特性與由感應馬達為主的鼓氣機所產生流體流動特性的預設位準。在測得特性與特性的預設或想要位準間的差異或誤差用來控制轉子的速度。例如，藉由調整轉差頻率。轉差頻率用來改變供給定子的電壓與頻率。流體流動的特性可包括基於由轉動轉子所產生流體流動進行測定的壓力、流量、溫度或其他參數。

【0038】將壓力當作流體流動特性使用的控制系統(2200)之一實例形式顯示在圖2A。含有至少一葉輪(2050)(附著在轉子與螺旋形殼體(2052))的鼓氣機構成產生加壓流體供應，諸如氣體流量。控制系統包括一感測器或轉換器(4270)，其構成提供表示由鼓氣機所產生流體流動壓力的一信號(2210)。感測器(4270)最好是一壓力感測器(4272)且位於鼓氣機(4142)的出口、鄰近其或其下游。一測得壓力信號(2210)提供給一比較器(2214)(諸如，加法器)及比較一設定壓力位準或壓力命令(2212)以決定一壓力誤差(2220)。

修正日期:2019 年 8 月 8 日

【0039】設定壓力位準或壓力命令(2212)是一想要壓力位準或一預定壓力，其可由諸如患者或臨床醫生的使用者經由使用者界面輸入，或可從先前滴定評估、或基於先前治療階段資料、或在本說明書中更詳細描述的任何治療壓力控制演算法之任一者加以決定。想要的轉子速度或馬達速度可基於設定壓力或壓力命令來決定，諸如在一壓力與速度轉換處理元件(2216)。應瞭解，當參照馬達速度時，其是所要參照轉子的速度。壓力與馬達速度預校準可針對鼓氣機執行，以指定鼓氣機的設定壓力與馬達速度間的關係。校準關係資料可儲存在控制器的記憶體供控制系統使用。在一形式，一壓力與馬達速度資料的查詢表(LUT，Look-up Table)可產生及儲存在記憶體。預校準步驟可在一或多個鼓氣機執行，該等鼓氣機包括具有特定組態的感應馬達，且預校準步驟可儲存為一般風扇輪廓查詢表，然後用於具有相同或類似組態的所有鼓氣機。或者，使用前，預校準步驟可針對每個單獨鼓氣機而於鼓氣機的製造或組裝時進行。或者，壓力與速度轉換處理元件(2216)的查詢表還可基於想要的流率設定，如圖2A所示(如流向FLOW所示)。因此，在壓力與速度轉換處理元件(2216)決定的馬達速度可基於壓力與流量兩者的查詢。

【0040】在接收壓力命令(2212)時，控制系統決定在壓力與速度轉換處理元件(2216)的想要馬達或轉子速度，如前述。一壓力回路補償器(2222)藉由決定轉差頻率(2224)以補償壓力誤差。轉差頻率(2224)需要透過消除或減少在設定壓力與一測得壓力間的決定壓力誤差以保持該設定壓力。轉差頻率(2224)然後結合來自壓力與速度轉換處理元件(2216)的決定馬達速度或頻率，以決定需要的定子頻率(2230)，諸如在加法器(2226)。基於需要的定子頻率(2230)，電壓可使用電壓與頻率輪廓(2232)來決定，諸如藉由轉換函數。電壓與頻率具有線性關係，且能以查詢表的形式提供。因此，可決定該定子的需要電壓(2234)且可提供給一調整器以調整從電源提供給定子的電

修正日期:2019年8月8日

壓位準。調整器(2236)可藉由結合來自電壓(2234)的振幅電壓與來自加法器(2226)的定子頻率(2230)、及計算在功率放大器(Power Amp)(2238)的切換閘極的工作週期，以建立(例如)三相參考電壓。功率放大器(2238)基於該設定工作週期以提供需要的電壓給馬達。此處理會嘗誤差，從而控制轉子的速度以提供該設定壓力。因此，提供一壓力誤差試重複，以減少壓力補償器控制系統。

【0041】在控制系統的一形式，來自壓力與速度轉換處理元件(2216)的馬達速度可基於壓力命令(2212)來決定及固定，且除非調整壓力命令(2212)，否則不會調整馬達速度。定子頻率(2230)會嘗試調整以降低壓力誤差(2220)，例如，以將壓力誤差(2220)減小至約零。

【0042】例如，在一形式，控制系統可採用下列方式以控制壓力。如果壓力信號(2210)(使用感測器(4270))小於壓力命令(2212)，可決定壓力誤差(2220)是正的，因此增加轉差頻率(2224)。定子頻率(2230)是轉子頻率/速度與轉差頻率/速度的總和，因此還增加導致增加供應給馬達的電壓(2234)，此嘗試造成增加由鼓氣機所產生的壓力，以減少壓力誤差(2220)至零或接近零。

【0043】或者，在本說明書描述控制系統的詮釋(諸如圖2A)可實施用於流量控制，而不是用於壓力控制。因此，如圖2A所示，一流量命令或流率設定(如圖2A所示流向FLOW)可施加給壓力與速度轉換處理元件(2216)，其中流量與馬達速度資料查詢表可決定馬達速度或頻率。在此詮釋中，感測器(4270)可為一流量感測器，其產生一流率信號而不是壓力信號(2210)且不提供壓力命令(2212)。在流量命令情況下，壓力誤差(2220)將取代成一流率誤差，且壓力回路補償器(2222)將取代為一流量回路補償器，用於決定轉差頻率(2224)。

修正日期:2019年8月8日

【0044】在另一實例，在一形式中，控制系統可控制該壓力，使得當壓力信號(2210)較高於壓力命令(2212)時，決定壓力誤差(2220)是負的，因此將減少轉差頻率(2224)。定子頻率(2230)亦將減少，且由於在查詢表的頻率與電壓間的線性關係，使得電壓(2234)將減少，且由鼓氣機所產生的壓力將減少，以嘗試減小壓力誤差至零或接近零。

【0045】圖2D的方法是根據本技術之一形式之用於控制系統(2300)的實例處理演算法，其顯示由用來控制馬達或轉子的速度之一壓力補償器馬達控制器所執行的控制步驟。控制器最初是從步驟(2310)開始；在步驟(2312)，接收一設定壓力指令；然後，在步驟(2314)，基於該設定壓力以決定需要的轉子頻率。在步驟(2316)，最初決定一轉差速度/頻率，且可為一預先定義的起始值，其是從一馬達預校準步驟或決定轉子頻率的設定百分比提供，諸如1-5%、2%、3%、或4%或某些其他值。隨後，在步驟(2316)，基於該壓力誤差的位準以決定轉差速度/頻率。在步驟(2318)，決定定子頻率，其中定子頻率決定為轉差速度/頻率與轉子頻率的總和。在步驟(2320)，決定V/Hz需要，其基於該定子的電壓與頻率間的線性關係，以決定電源需要的電壓。在步驟(2332)，基於此決定的電壓，執行功率調整，以根據該決定的電壓位準以調整供應給馬達的功率。此造成定子以想要的頻率旋轉，因此導致感應馬達之轉子的轉動。由於葉輪經由轉軸耦接轉子總成，使得轉子總成的轉動帶動葉輪(2050)的轉動。轉動的葉輪(2050)產生流體(諸如，氣體或空氣)的流動，以在螺旋形殼體的周圍流動且流出鼓氣機。在壓力測量步驟(2334)，利用感測器(4270)測量流體流動的壓力，以提供流體壓力的量度。在壓力誤差決定步驟(2336)，測得壓力是與設定壓力相比較。壓力誤差會反饋到步驟(2316)以重新計算轉差速度或轉差頻率，嘗試調整壓力誤差為零或接近零。調整該壓力誤差為零或接近零將確保轉子或馬達速度以適當速度轉動，以提

修正日期:2019年8月8日

供該設定壓力。在步驟(2316)，決定該設定轉子速度或轉子頻率的任何誤差都會經由壓力誤差減小處理進行補償。

【0046】對於一用於呼吸裝置的鼓氣機(4142)，在RPT裝置(4000)的患者呼吸將會隨著呼吸循環導致馬達負荷的變化，其將導致馬達速度變化，從而改變所產生的壓力。例如，當患者正吸氣時，馬達的負荷較高，此將導致壓力降低。相對地，當患者正呼氣時，馬達的負荷較低，從而增加壓力。因此，一馬達控制系統需要隨著負荷變化而維持設定壓力。壓力將可藉由確定壓力誤差的變化且藉由調整轉差頻率、及最終供應給馬達的電壓與頻率以補償壓力誤差來維持。不過，基於系統的慣性，及如何對馬達控制器是小壓力的響應，可觀察到壓力的擺動。

【0047】在本技術的某些詮釋，壓力回路補償器(2222)可使用P(比例)、PI(比例性積分)或PID(比例性微積分)方法實施，諸如藉由決定誤差的積分及/或導數及運用一或多個增益。例如，為了調整轉差頻率變數以控制壓力，PI方法可決定壓力誤差(2220)的積分。然後，可運用(如，乘算)比例性增益於壓力誤差。可運用積分增益於積分誤差的結果。然後採取計算以產生轉差速度/頻率(2224)，諸如藉由加算。因此，該補償器可包括一或多個增益，諸如一恆定增益(例如，一恆定比例性增益及/或一恆定積分增益)。這些增益可利用實驗分析加以決定，以基於特定馬達設計調整這些參數(例如，在預校準處理)。穩定性與動態效能可在此調整過程考慮。恆定參數可取決於系統動力學，類似馬達慣性、葉輪慣性、管阻抗與馬達幾何。在一示範例具體實施例，補償器可實施下列輸出方程：

$$K_p \times \Delta + K_i \int \Delta dt$$

其中 Δ 是壓力誤差

KP = 比例性增益；及

Ki = 積分增益。

治療系統

【0048】在一形式，本技術包括用於治療呼吸障礙之裝置。該裝置可包括一含有感應馬達的流動產生器或鼓氣機，用以經由導向患者介面(3000)的空氣通道(4170)供應加壓呼吸氣體(諸如，空氣)給患者(1000)。

治療

【0049】在一形式，本技術包括用於治療呼吸障礙之方法，該方法包括施加步驟，供使用一含有感應馬達(4144)的壓力產生器裝置(4140)以施加正壓空氣給患者(1000)的呼吸道入口。

有關 OSA 的 CPAP 治療

【0050】在一形式，本技術包括一種藉由使用患者介面對患者施加連續性呼吸道正壓呼吸連續呼吸以治療患者阻塞性睡眠呼吸暫停之方法。

【0051】在本技術的某些具體實施例，正壓空氣供應是經由一或兩鼻孔提供給患者的鼻通道。

【0052】患者介面(3000)如圖3所示提供用以輸送加壓空氣供應給患者的呼吸道。可使用包括非侵入性與侵入性介面的許多不同類型患者介面。例如非侵入性面罩包括一鼻罩、全面罩、鼻塞和鼻枕，且侵入性介面包括一氣切管。非侵入性患者介面(3000)包括一密封形成結構，以在使用時啣接患者臉部。

呼吸壓力治療(RPT)裝置(4000)

【0053】如圖4A至4D所示，根據本技術之一態樣之RPT裝置(4000)包括機械與氣動組件(4100)、電氣組件(4200)，且經過編程以執行一或多個演算法(4300)。RPT裝置最好具有一外殼體(4010)，最好是採用兩部件形成，外殼體(4010)的一上部件(4012)與外殼體(4010)的一下部件(4014)。在替換形式中，外殼體(4010)可包括一或多個面盤(4015)。最好係，RPT裝置(4000)包括一底盤(4016)，用以支撐RPT裝置(4000)的一或多個內組件。在一形式，氣動組塊(4020)可由底盤(4016)的部分支撐、或形成成部分。RPT裝置(4000)可選擇性包括一環柄(4018)。

【0054】RPT裝置(4000)的氣動路徑最好包括一進氣口濾清器(4112)、一入口消聲器(4122)、一可控制壓力產生裝置(4140)，其能夠供應正壓空氣(最好是一鼓氣機(4142))，其包含一馬達(4144)；及一出口消聲器(4124)。一或多個壓力感測器(4272)與流量感測器(4274)包括在該氣動路徑。

【0055】最佳的氣動組塊(4020)包括氣動路徑之一部分，其是位於該外殼體(4010)內。

【0056】如圖4C所示，RPT裝置(4000)可包括一電源供應器(4210)、一壓力產生器(4140)、一或多個輸入裝置(4220)、一中央控制器(4230)、與一或多個輸出裝置(4290)。電氣組件(4200)可安裝在一單印刷電路板總成(PCBA，Printed Circuit Board Assembly)(4202)。在一替代形式，RPT裝置(4000)可包括一個以上的單印刷電路板總成(PCBA)(4202)。

【0057】RPT裝置(4000)的中央控制器(4230)經編程以執行一或多個演算法模組(4300)，最好包括一預處理模組(4310)、一治療引擎模組(4320)、一治療控制模組(4330)；及進一步最好一故障狀態檢測模組(4340)。

呼吸壓力治療(RPT)裝置機械與氣動組件(4100)

【0058】根據本技術之一形式之RPT裝置包括多種機械和氣動組件(4100)，如圖4B所示。例如，機械和氣動組件(4100)可包括下列組件之一或多者：一空氣濾清器(4110)、一消聲器(4120)、一壓力產生器裝置(4140)、轉換器(4270)、防回流閥(4160)、空氣通道(4170)與補充氧氣(4180)。

【0059】在一形式，RPT裝置4000可包括一空氣濾清器(4110)、或複數個空氣濾清器(4110)。例如，一進氣口濾清器(4112)可位在鼓氣機(4142)的氣動路徑上游的開頭。或者，一出氣口濾清器(4114)(例如，一抗菌濾清器)可位於氣動組塊(4020)的出口與患者介面(3000)間。

【0060】在本技術的一形式，一入口消聲器(4122)可位於鼓氣機(4142)的氣動路徑上游。或者(或此外)，一出口消聲器(4124)可位於鼓氣機(4142)與患者介面(3000)間的氣動路徑。

【0061】在本技術之一較佳形式，一種用於產生正壓空氣流的壓力產生器裝置(4140)是一可控制鼓氣機(4142)。例如，鼓氣機(4142)可包括一感應馬達(4144)與收容在螺旋形殼體的一或多個葉輪。該鼓氣機可最好能夠輸送4 cmH₂O至約20 cmH₂O、或其他形式可高達約30 cmH₂O範圍內的正壓空氣供應(例如，約120公升/分鐘)。

【0062】在本技術的一形式，RPT裝置(4000)可包括一治療裝置控制器，其構成控制該壓力產生裝置(4140)，以輸送壓力及形成由該中央控制器或處理器(4230)所執行演算法(4300)的部分。

【0063】在本技術的一形式，一或多個轉換器(4270)位於該壓力產生器裝置(4140)的上游。一或多個轉換器(4270)構成及配置測量在氣動路徑中該

修正日期:2019年8月8日

點的空氣特性。一或多個轉換器(4270)可包括流量、壓力、濕度或溫度感測器。

【0064】轉換器可為RPT裝置的內部、或RPT裝置的外部。外部轉換器可位於例如空氣輸送通路的部分或形式其的部分，例如患者介面。外部轉換器可採用非接觸感測器的形式，諸如一都普勒(Doppler)雷達運動感測器，用以傳輸或轉移資料給RPT裝置。

【0065】根據本技術之一流量感測器(4274)可基於一壓差轉換器，例如，SENSIRION公司提供的SDP600系列壓差轉換器。壓差轉換器流體連通氣動回路，該等壓力轉換器之每一者連接流限元件中的分別第一與第二點。其他流量感測器還可實施諸如一熱線式流量感測器。

【0066】使用時，由中央控制器(4230)接收表示來自流量感測器(4274)的總流量 Q_t 的一信號。

【0067】根據本技術之壓力轉換器(4272)位於流體連通氣動回路。一適當壓力轉換器的實例是HONEYWELL ASDX系列感測器。另一適當壓力轉換器是通用電氣(GENERAL ELECTRIC)公司NPA系列感測器。

【0068】使用時，中央控制器(4230)接收來自壓力轉換器(4272)的信號。在一形式，來自壓力轉換器(4272)會先過濾，然後由中央控制器(4230)接收。

【0069】在本技術的一形式，一或多個轉換器(4270)位於壓力產生器裝置(4140)的下游、與空氣通道(4170)的上游。一或多個轉換器(4270)構成及配置成測量在氣動路徑中該點的氣體或空氣特性。

【0070】在本技術的一形式，一或多個轉換器(4270)位於靠近患者介面(3000)。

修正日期:2019 年 8 月 8 日

【0071】在本技術的一形式，一防回流閥位於增濕器(5000)與氣動組塊(4020)間。防回流閥構成及配置成減小水會從增濕器(5000)的上游流向例如馬達(4144)的風險。

【0072】根據本技術之一態樣之空氣通道(4170)構成及配置成允許空氣或可呼吸氣體在氣動組塊(4020)與患者介面(3000)間流動。

【0073】在本技術的一形式，補充氧氣(4180)輸送至氣動路徑中的一點。補充氧氣(4180)可從氣動組塊(4020)的上游輸送至空氣通道(4170)及/或患者介面(3000)。

呼吸壓力治療(RPT)裝置電氣組件(4200)

【0074】RPT裝置(4000)包括許多電氣組件(4200)，其中一電源供應器(4210)供應電力給RPT裝置(4000)的其他組件，包括一輸入裝置(4220)、中央控制器(4230)、壓力產生裝置(4140)、與輸出裝置(4290)之一或多者。

【0075】在本技術的一形式，電源供應器(4210)是RPT裝置(4000)之外殼體(4010)的內部。在本技術的另一形式，電源供應器(4210)是RPT裝置(4000)之外殼體(4010)的外部。

【0076】在本技術的一形式，電源供應器(4210)只提供電力給RPT裝置(4000)。在本技術的另一形式，電源供應器(4210)提供電力給RPT裝置(4000)與增濕器(5000)兩者。

【0077】一RPT裝置(4000)可包括一或多個輸入裝置(4220)。輸入裝置(4220)包括按鈕、開關或轉盤，以使人員能夠與RPT裝置(4000)互動。按鈕、開關或轉盤可為實體裝置、或可經由觸控螢幕接取的軟體裝置。在一形式，按鈕、開關或轉盤可實體連接外殼體(4010)；或者在另一形式，可無線通信電連接中央控制器(4230)的接收器。

修正日期:2019年8月8日

【0078】在一形式，輸入裝置(4220)可構成及配置成允許人員選擇一數值及/或功能選單選項。

【0079】在本技術的一形式，中央控制器或處理器(4230)是一專用的電子電路，其構成接收來自輸入裝置(4220)的輸入信號，且提供輸出信號給輸出裝置(4290)及/或治療裝置控制器。

【0080】在一形式，中央控制器(4230)是特殊應用積體電路。在另一形式，中央控制器(4230)包括分離的電子組件。

【0081】在本技術的一形式，中央控制器(4230)是一適於控制RPT裝置(4000)的處理器。實例中央控制器(4230)包括：一x86 INTEL處理器；一處理器基於ARM Holdings公司的ARM Cortex-M處理器，諸如ST MICROELECTRONICS公司的STM32系列微控制器；一構件選自ARM9為主32位RISC CPU系列，諸如ST MICROELECTRONICS公司的STR9系列微控制器；或一16位元RISC CPU，諸如德儀(Texas Instruments)公司製造的MSP430系列微控制器的處理器；或任何其他適合處理器或一組處理器。

【0082】處理器(4230)構成從一或多個轉換器(4270)與一或多個輸入裝置(4220)接收輸入信號。

【0083】處理器(4230)構成提供輸出信號給一輸出裝置(4290)、一治療裝置控制器、一資料通信介面與增濕器控制器(5250)之一或多者。

【0084】在本技術的某些形式，處理器(4230)、或多重此處理器構成實施在本說明書所述的一或多個方法，諸如使用儲存在非臨時電腦可讀儲存媒體(諸如，記憶體(4260))的電腦程式所表示的一或多個演算法(4300)。在某些情況，如前述，此處理器可整合在RPT裝置(4000)。不過，在本技術的某些形式，諸如為了執行本說明書所述任何方法，而不是直接控制輸送呼吸治

修正日期:2019年8月8日

療的目的，處理器與RPT裝置(4000)的流量產生組件可分開實施。例如，為了決定呼吸器的控制設定或其他呼吸相關事件，此處理器可藉由分析諸如來自本說明書所述任何感測器的儲存資料，以執行在本說明書所述的任何方法。

【0085】最好係，RPT裝置(4000)包括一時脈器，該時脈器連接中央控制器(4230)且能夠記錄、監督或計數時間。

【0086】在本技術的一形式，壓力產生裝置(4140)構成在中央控制器(4230)的控制下，輸送治療給患者(1000)。

【0087】最好係，根據本技術的RPT裝置(4000)包括一或多個保護電路，諸如一電氣保護電路、一溫度安全電路或一壓力安全電路。

【0088】根據本技術的一形式，RPT裝置(4000)包括記憶體，最好是非揮發性記憶體。在某些形式，記憶體可包括電池供電靜態隨機存取記憶體(RAM)。在某些形式，記憶體可包括揮發性隨機存取記憶體(RAM)。最好係，記憶體位於單印刷電路板總成(PCBA)(4202)。記憶體可採用電子抹除式可複寫唯讀記憶體(EEPROM)或NAND快閃記憶體的形式。此外(或者)，RPT裝置(4000)包括記憶體的可移除形式，例如根據Secure Digital (SD)標準製造的記憶體卡。

【0089】在本技術的一形式，記憶體當作非暫時性電腦可讀儲存媒體，其上儲存表示在本說明書所描述一或多個方法的電腦程式指令，諸如一或多個演算法(4300)。

【0090】在本技術的一較佳形式，一資料通信介面係提供，且連接處理器(4230)。資料通信介面最好連接一遠端及/或本地外部通信網絡，諸如網際網路。在一形式，資料通信介面是處理器(4230)的一部分。在另一形式，資料通信介面是從處理器(4230)分開的一積體電路。

修正日期:2019年8月8日

【0091】資料通信介面可使用有線通信(例如，經由乙太網路或光纖)或無線協定連接網際網路。本地外部通信網絡可利用一或多個通信標準，諸如藍牙(Bluetooth)、或消費性紅外線協定。

【0092】根據本技術的一輸出裝置(4290)可採用視覺、音頻、與觸覺輸出之一或多者的形式。視覺輸出可為一液晶顯示器(LCD，Liquid Crystal Display)或發光二極體(LED，Light Emitting Diode)顯示器。音頻輸出可為一喇叭或音調發射器。

【0093】一顯示器驅動器接收當作輸入之用於顯示在顯示器的字元、符號、或圖像，且將其轉換成命令，以使顯示器顯示這類字符、符號或圖像。

【0094】一顯示器構成隨著接收自顯示器驅動器的命令以視覺顯示字元、符號或圖像。例如，顯示器可為八段顯示器，在此情況，顯示器驅動器將每個字元或符號(諸如，數字「0」轉換成八個邏輯信號，以表示八個對應顯示段是否被激活以顯示一特定字元或符號。

呼吸壓力治療(RPT)裝置演算法(4300)

【0095】RPT裝置(4000)可包括含有許多不同模組的複數個演算法(4300)，諸如一預處理模組(4310)、一治療引擎模組(4320)與一治療控制模組(4330)。

【0096】根據本技術的預處理模組(4310)從一轉換器(4270)(例如，一流量或壓力轉換器或感測器)接收當作輸入的原始資料，且最好係，執行一或多個處理步驟以計算一或多個輸出值，該等輸出值係當作另一模組(例如，治療引擎模組(4320))的輸入。

【0097】在本技術的一形式，輸出值包括介面或鼻罩壓力 P_m 、呼吸流量 Q_r 、與漏流量 Q_l 。

【0098】在本技術的各種形式，預處理模組(4310)包括下列演算法之一或多者：壓力補償演算法(4312)、換氣流量計算演算法(4314)、漏流量演算法(4316)與呼吸流量演算法(4318)。

【0099】一壓力補償演算法(4312)可接收當作輸入之一用於表示接近氣動組塊出口的氣動路徑中壓力之信號。壓力補償演算法(4312)估計在空氣通道(4170)的壓力降，且提供當作輸出之患者介面(3000)的估計壓力 P_m 。

【0100】一換氣流量計算演算法(4314)可接收當作輸入之患者介面(3000)的估計壓力 P_m ，且從患者介面(3000)的換氣口(3400)估計空氣排氣的換氣流量 Q_v 。

【0101】一漏流量演算法(4316)可接收當作輸入的一總流量 Q_t 、與一換氣流量 Q_v ，且藉由在包括數個呼吸循環(例如，約10秒鐘)的足夠長時段，計算 $Q_t - Q_v$ 平均以提供當作輸出的一漏流量 Q_l 。

【0102】一呼吸流量演算法(4318)可接收當作輸入的一總流量 Q_t 、一換氣流量 Q_v 、與一漏流量 Q_l ，且藉由從總流量 Q_t 減去換氣流量 Q_v 與漏流量 Q_l ，以估計患者的空氣呼吸流量 Q_v 。

【0103】在本技術的一形式，一治療引擎模組(4320)可接收當作輸入之患者介面(3000)的壓力 P_m 、與患者的空氣呼吸流量 Q_r 之一或多者，且提供當作輸出的一或多個治療參數，諸如一CPAP治療壓力 P_t 、一壓力支撐位準、與一目標換氣量。

【0104】在本技術的各種形式，治療引擎模組(4320)包括下列演算法之一或多者：相位決定演算法(4321)、波形決定演算法(4322)、換氣決定演算法(4323)、流量限制決定演算法(4324)、呼吸暫停/淺呼吸決定演算法

修正日期:2019年8月8日

(4325)、鼾聲決定演算法(4326)、呼吸道暢通決定演算法(4327)、目標換氣決定演算法(4328)與治療參數決定演算法(4329)。

【0105】一相位決定演算法(4321)可接收當作輸入之用於表示呼吸流量 Q_r 的一信號，且提供當作輸出的患者(1000)呼吸循環的相位。相位輸出可為具有吸氣、中期吸氣暫停、與呼氣之任一者的數值之離散變數。或者，相位輸出是連續變數，例如變化範圍從0至1、或0至 2π 。

【0106】在一形式，當呼吸流量 Q_r 具有超過一正臨界值的正值時，決定相位輸出具有一吸氣離散值。在一形式，當呼吸流量 Q_r 具有比一負臨界值更負的負值時，決定相位具有一呼氣離散值。

【0107】一波形決定演算法(4322)可接收當作輸入之用於表示目前患者換氣 V_{ent} 的數值，且提供當作輸出之壓力與相位比較的波形。一換氣決定演算法(4323)可接收當作輸入的一呼吸流量 Q_r ，且決定用於表示患者換氣 V_{ent} 的量測。例如，換氣決定演算法(4323)可決定患者換氣 V_{ent} 的目前值是否為呼吸流量 Q_r 的低通濾波絕對值的一半。

【0108】一流量限制決定演算法(4324)可接收當作輸入的一呼吸流量信號 Q_r ，且提供當作輸出之呼吸的吸氣部分是否呈現吸氣流量限制的程度度量。

【0109】一呼吸暫停/淺呼吸決定演算法(4325)可接收當作輸入的一呼吸流量信號 Q_r ，且提供當作輸出之用於表示是否已檢測到呼吸暫停或淺呼吸的旗號。

【0110】當呼吸流量 Q_r 的函數於預定時段下降低於一流量臨界值時，便可說已檢測到呼吸暫停。該函數可決定一峰值流量、一相對短期平均流量、

修正日期:2019年8月8日

或相對短期平均與峰值流量的中間流量，例如一RMS流量。流量臨界值可為流量的相對長期度量。

【0111】當呼吸流量 Q_r 的函數於預定時段下降到低於一第二流量臨界值時，便可說已檢測到淺呼吸。該函數可決定一峰值流量、一相對短期平均流量、或相對短期平均與峰值流量的中間流量，例如一RMS流量。第二流量臨界值可為流量的相對長期度量。第二流量臨界值大於用來檢測呼吸暫停的流量臨界值。

【0112】一鼾聲決定演算法(4326)可接收當作輸入的一呼吸流量信號 Q_r ，且提供當作輸出的鼾聲呈現程度的度量。最好係，鼾聲決定演算法(4326)包括決定步驟，用以決定在30-300 Hz(赫茲)範圍內的流量信號的強度。此外，最好係，鼾聲決定演算法(4326)包括一濾波步驟，用以濾波呼吸流量信號 Q_r 以降低背景噪聲，例如來自鼓氣機的系統空氣流聲音。鼾聲決定演算法(4326)可包括比較吸氣期間產生的噪聲與呼氣期間產生的噪聲，以決定是否發生鼾聲，其中呼氣期間產生的噪聲認為是有關本質的裝置噪聲。

【0113】在一形式，呼吸道暢通決定演算法(4327)可接收當作輸入的一呼吸流量信號 Q_r ，且決定信號的功率是否在約0.75Hz(赫茲)和3Hz(赫茲)的頻率範圍內。呈現此頻率範圍內的峰值表示呼吸道暢通。沒有呈現峰值表示阻塞性呼吸道。

【0114】在一形式，在尋找到峰值內的頻率範圍是治療壓力 P_t 的小強迫振盪頻率。在一實施，強迫振盪頻率是2 Hz(赫茲)且振幅約1 cmH₂O。

【0115】在另一形式，一呼吸道暢通決定演算法(4327)可接收當作輸入的一呼吸流量信號 Q_r ，且決定是否存在一心源性信號。沒有心源性信號表示阻塞性呼吸道。

【0116】在本技術的一形式，中央控制器(4230)採用當作輸入的目前換氣 V_{ent} 量度，且執行一或多個目標換氣決定演算法(4328)，用以決定換氣量度的目標值 V_{tgt} 。

【0117】在本技術的某些形式，沒有目標換氣決定演算法(4328)，且預先決定目標值 V_{tgt} ，例如在RPT裝置(4000)的組態期間利用寫入碼、或利用輸入裝置(4220)的人工輸入。

【0118】在本技術的其他形式，諸如適應性伺服換氣(ASV，Adaptive Servo-ventilation)，標通換氣決定演算法(4328)從表示患的典型最近換氣的數值 V_{TYP} 以計算一目標值 V_{tgt} 。

【0119】在適應性伺服換氣的某些形式，目標換氣 V_{tgt} 是以(但低於)典型最近換氣 V_{TYP} 的高比例加以計算。在此形式高比例可在範圍(80%，100%)、或(85%，95%)、或(87%，92%)。

【0120】在適應性伺服換氣的其他形式，目標換氣 V_{tgt} 是以略微大於單倍的典型最近換氣 V_{TYP} 來計算。

【0121】典型最近換氣 V_{TYP} 是概略在某些預定時間標度的多重時間瞬間的目前換氣 V_{ent} 量度分布趨於密集的數值，即是，最近歷史的目前換氣量度的中心趨勢量度。在目標換氣決定演算法(4328)的一實施，最近歷史是歷時數分鐘，但在任何情況下，應可以長於陳施呼吸(Cheyne-Stokes)漸增和漸減週期的時間標度。目標換氣決定演算法(4328)可使用集中趨勢的眾所周知量度的任何變化以從目前換氣 V_{ent} 的量度來決定典型最近換氣 V_{TYP} 。此一量度是低通濾波器針對目前換氣 V_{ent} 量度的輸出，且時間常數等於100秒。

修正日期:2019 年 8 月 8 日

【0122】在本技術的某些形式，中央控制器(4230)使用由治療引擎模組(4320)的一或多個其他演算法傳回的數值以執行一或多個治療參數決定演算法(4329)，用於決定一或多個治療參數。

【0123】在本技術的一形式，治療參數是瞬時治療壓力 P_t 。在此形式的一實施，治療參數決定演算法(4329)使用下列公式來決定治療壓力 P_t ：

$$P_t = A\Pi(\Phi) + P_0$$

其中：

- A 是壓力支撐，
- $\Pi(\Phi)$ 是目前相位值 Φ 的波形範本值(介於 0 至 1 範圍)；及
- P_0 是基準壓力

【0124】藉由使用任何適當方程式來決定治療壓力 P_t ，治療參數決定演算法(4329)係同步於患者(1000)的自發性呼吸運作以振盪治療壓力 P_t 。即是，基於前述典型波形範本 $\Pi(\Phi)$ ，治療參數決定演算法(4329)增加吸氣開始或吸氣期間的治療壓力 P_t ，且降低在呼氣開始或呼氣期間的治療壓力 P_t 。(非負)壓力支撐 A 是振盪的振幅。

【0125】如果波形決定演算法(4322)提供當作查詢表的波形範本 $\Pi(\Phi)$ ，治療參數決定演算法(4329)係藉由定位由相位決定演算法(4321)所傳回目前相位值 Φ 的最近查詢表項目、或藉由跨於目前相位值 Φ 的兩項目間的內插來運用前述方程式。

【0126】壓力支撐 A 與基準壓力 P_0 的值可由治療參數決定演算法(4329)採用下述方式進行設定，此取決於選定的壓力治療模式。

【0127】根據本技術之一態樣的治療控制模組(4330)從治療引擎模組(4320)的治療參數決定演算法(4329)接收當作輸入的治療參數，且控制該壓力產生器(4140)以根據治療參數輸送空氣流量。

【0128】在本技術的一形式，治療參數是治療壓力 P_t 且治療控制模組(4330)控制壓力產生器(4140)以輸送空氣流量，其在患者介面(3000)的鼻罩壓力 P_m 等於治療壓力 P_t 。

【0129】在本技術的一形式，處理器執行用於檢測故障狀態之一或多個方法，該處理器當作一故障狀態檢測模組(4340)使用。最好係，一或多個方法所檢測的故障狀態包括下列各項之至少一者：

- 電源故障(沒有電源或電力不足)
- 轉換器故障檢測
- 無法檢測是否存在組件
- 工作參數在建議的範圍外(例如，壓力、流量、溫度、 PaO_2)
- 無法測試警報器以產生可檢測的報警信號

【0130】在檢測故障狀態時，對應的演算法藉由下列之一或多者來發信是否發生故障：

- 啟動聽覺、視覺及/或動力(例如，振動)警報
- 發送訊息給外部裝置
- 事件日誌記錄

增濕器(5000)

增濕器概述

【0131】在本技術的一形式，提供一增濕器(5000)(例如，如圖5A所以)以改變相對於環境空氣，輸送給患者的空氣或氣體的絕對濕度。通常，在空氣遞送給患者呼吸道之前，增濕器(5000)可用來增加空氣流的絕對濕度與溫度(相對於周圍空氣)。

【0132】增濕器(5000)可包括：一增濕器儲液罐(5110)；一增濕器入口(5002)，用以接收來自RPT裝置(4000)的空氣流；及一增濕器出口(5004)，用以輸送增濕空氣流。在某些形式，如圖5A和圖5B所示，增濕器儲液罐(5110)的一入口與一出口可分別為增濕器入口(5002)與增濕器出口(5004)。增濕器(5000)可更包括一增濕器底座(5006)，其可調適接受增濕器儲液罐(5110)；及包括一加熱元件(5240)。

【0133】根據一配置，增濕器(5000)可包括一儲液罐(5110)，其構成保持或保留用於增濕空氣流的液體容量(例如，水)。儲液罐(5110)構成保持預定最大水容積，以於至少呼吸治療的持續時間(諸如，一夜晚睡眠)提供適當的增濕。通常，儲液罐(5110)構成保持數百毫升水，例如300 ml(毫升)、325 ml(毫升)、350 ml(毫升)或400 ml(毫升)。在其他形式，增濕器(5000)可構成接收來自外部水源的水供應，諸如建築物的供水系統。

【0134】根據一態樣，當空氣流過時，儲液罐(5110)構成將濕度加入來自RPT裝置(4000)的空氣流。在一形式，儲液罐(5110)可構成當接觸其中的水容積時，促使空氣流通過儲液罐(5110)而在曲折路徑行進。

【0135】根據一形式，儲液罐(5110)可例如在圖5A和圖5B所示側向，從增濕器(5000)拆卸。

修正日期:2019年8月8日

【0136】儲液罐(5110)還可構成阻止液體從其中流出，諸如當儲液罐(5110)移位及/或從其正常工作方向旋轉時，諸如透過任何孔及/或在其附屬組件間。當通常加壓由增濕器(5000)所增濕的空氣流時，儲液罐(5110)還可構成防止氣動壓力經由洩漏及/或流阻發生損失。

【0137】根據一配置，儲液罐(5110)包括一導體部分(5120)，其構成使熱量有效從加熱元件(5240)轉移至儲液罐(5110)中的液體容量。在一形式，雖然其他形狀亦適合，不過導體部分(5120)配置成為一板狀。導體部分(5120)的全部或一部分可利用熱導材料製成，諸如鋁(例如，約2 mm(毫米)厚，諸如1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)、2.5 mm(毫米)或3 mm(毫米))、另一熱導金屬或某些塑料。在某些情況，可使用適當幾何形狀的低導材料實現適當的熱導率。

【0138】在一形式，增濕器(5000)可包括一增濕器儲液罐裝卸臺(5130)(如圖5B所示)，其構成接受增濕器儲液罐(5110)。在某些配置，增濕器儲液罐裝卸臺(5130)可包括一鎖定特徵，諸如一鎖桿(5135)，其構成保持增濕器儲液罐(5110)在增濕器儲液罐裝卸臺(5130)。

【0139】增濕器儲液罐(5110)可包括一水位標示符(5150)，如圖5A-5B所示。在某些形式，水位標示符(5150)可對諸如患者(1000)或護理人員的使用者提供有關增濕器儲液罐(5110)內水容量的一或多個指示。水位標示符(5150)提供的一或多個指示可包括指示最大、預定水容量、水容量的任何部分，諸如25%、50%或75%、或諸如200 ml(毫升)、300 ml(毫升)或400 ml(毫升)水容量。

【0140】增濕器(5000)可包括許多電氣及/或熱組件，諸如增濕器轉換器或感測器(5210)、加熱元件(5240)與增濕器控制器(5250)。

修正日期:2019年8月8日

【0141】增濕器(5000)可包括一或多個增濕器轉換器(感測器)(5210)，改為或包括前述的轉換器(4270)。增濕器轉換器(5210)可包括下列之一或者：一空氣壓力感測器(5212)、一空氣流率轉換器(5214)、一溫度感測器(5216)、或一濕度感測器(5218)，如圖5C所示。一增濕器轉換器(5210)可產生一或多個輸出信號，其可溝通一控制器，諸如中央控制器(4230)及/或增濕器控制器(5250)。在某些形式，一增濕器轉換器可位於增濕器(5000)的外部(諸如，在空氣通道(4170))，而與控制器溝通輸出信號。

【0142】一或多個壓力轉換器或感測器(5212)可提供給增濕器(5000)，包括或改為在RPT裝置(4000)提供的一壓力轉換器或感測器(4272)。

【0143】一或多個流量感測器(5214)可提供給增濕器(5000)，包括或改為在RPT裝置(4000)提供的一流量感測器(4274)。

【0144】增濕器(5000)可包括一或多個溫度轉換器或感測器(5216)。一或多個溫度轉換器(5216)可構成測量一或多個溫度，諸如加熱元件(5240)及/或增濕器出口(5004)下游的空氣流。在某些形式，增濕器(5000)可更包括一溫度感測器(5216)，用以檢測環境空氣的溫度。

【0145】在一形式，增濕器(5000)可包括一或多個濕度感測器(5218)，用以檢測氣體的濕度，諸如環境空氣。在某些形式，濕度感測器(5218)可安置朝向增濕器出口(5004)，以測量增濕器(5000)輸送的氣體濕度。濕度感測器可為一絕對濕度感測器或一相對濕度感測器。

【0146】在某些情況，一加熱元件(5240)可提供給增濕器(5000)，用以提供熱輸入至增濕器儲液罐(5110)的一或多個水量及/或空氣流。加熱元件(5240)可包括一熱產生組件，諸如一電氣電阻加熱軌。加熱元件(5240)的一適當實例是一分層加熱元件，諸如在PCT專利申請公開案第WO 2012/171072號的描述，其整個內容在此併入本文供參考。

第 32 頁，共 48 頁(發明說明書)

修正日期:2019年8月8日

【0147】在某些形式，加熱元件(5240)可設置在增濕器底座(5006)，其中熱量主要是利用傳導提供給增濕器儲液罐(5110)，如圖5B所示。

【0148】根據本技術的一配置，一增濕器(5000)可包括一增濕器控制器(5250)，如圖5C所示。在一形式，增濕器控制器(5250)可為中央控制器(4230)的一部分。在另一形式，增濕器控制器(5250)可為一單獨控制器，其可溝通中央控制器(4230)。

【0149】在一形式，增濕器控制器(5250)可接收當作輸入的特性量度(如溫度、濕度、壓力及/或流率)，例如空氣流、儲液罐(5110)及/或增濕器(5000)的內含水。增濕器控制器(5250)亦可構成執行或實施增濕器演算法及/或傳遞一或多個輸出信號。

【0150】如圖5C所示，增濕器控制器可包括一或多個控制器，諸如一中央增濕器控制器(5251)；一加熱空氣通道控制器(5254)，其構成控制一加熱空氣通道(4171)的溫度；及/或一加熱元件控制器(5252)，其構成控制一加熱元件(5240)的溫度。

呼吸波形

【0151】圖6A顯示人睡眠時的典型呼吸波形模型。橫軸表示時間，且縱軸表示呼吸流率。雖然參數值可改變，不過典型呼吸可具有下列近似值：潮氣量 V_t 是0.5L(公升)、吸入時間 T_i 是1.6秒、最高吸氣流率 Q_{peak} 是0.4 L/s(公升/秒)、呼氣時間 T_e 是2.4 s(秒)、最高呼氣流率 Q_{peak} 是-0.5 L/s(公升/秒)。呼吸的總持續時間約4秒。人通常呼吸是約每分鐘15次呼吸(BPM，Breaths per minute)的速率，且換氣 V_{ent} 是約7.5 L/minute(公升/分鐘)。典型工作週期(T_i 與 T_{tot} 的比率)是約40%。

修正日期:2019年8月8日

【0152】圖6B顯示採用IngMar Medical ASL 5000呼吸模擬器，每分鐘15次呼吸速率的一組實例呼吸循環流資料。

【0153】一鼓氣機(4142)含有在壓力補償器控制系統控制之下的一感應馬達，如前述且顯示在圖2A，該鼓氣機使用呼吸機測試，且測量該所產生的壓力。具有一設定壓力(例如，命令壓力)10 cmH₂O，在呼吸循環產生的壓力(諸如CPAP治療)是在圖6C說明。壓力資料係示意說明該感應馬達可經由一壓力感測器進行控制，以保持呼吸循環的想要壓力輪廓。約1 cm H₂O的最高吸氣與呼氣間的壓力擺動或壓力差係可觀察。當壓力隨著吸氣和呼氣的負荷變化而改變時，壓力誤差補償控制系統可反應及調整輸送的壓力，以保持輸送的壓力接近該設定壓力。

【0154】對照下，圖6D顯示在10 cmH₂O設定壓力，使用無刷直流(DC)馬達與先前技術馬達控制系統進行測試的壓力輪廓資料。使用無刷直流(DC)馬達觀察到的壓力擺動或壓力差是較高約2 cmH₂O。

【0155】圖7A和7B顯示分別含有一感應馬達與一無刷DC馬達的鼓氣機，在20 cmH₂O設定壓力之下，有關呼吸循環的壓力輪廓的進一步比較。含有感應馬達且經由如圖7A所示的一壓力誤差補償控制系統控制的鼓氣機能夠調整馬達的轉速，隨著呼吸循環的吸氣和呼氣階段導致的變化載荷，以保持輸送壓力接近設定壓力。壓力擺動是約2 cmH₂O，且可非常適合任何適用的法規要求。再者，利用無刷直流(DC)馬達(參見圖7B)的壓力擺動略微大於使用感應馬達壓力誤差補償控制系統產生的壓力擺動。

【0156】因此，一含有感應馬達的鼓氣機可使用根據本技術的壓力誤差補償器控制系統控制轉子或馬達的速度。減少控制感應馬達速度的成本與馬達的尺寸。

詞彙

【0157】為了本技術揭示之目的，在本技術之特定形式中，可應用一或多個下列定義。在本技術之其他形式中，可應用其他定義。

【0158】空氣(Air)：在本技術之特定形式中，空氣意指大氣，且在本技術的其他形式，空氣義指意謂可呼吸氣體的某些其他組合，例如含高度氧的大氣。

【0159】環境(Ambient)：在本技術的某些形式，術語「環境」意指(i)治療系統或患者的外部；及(ii)緊鄰圍繞治療系統或患者。

【0160】例如，相對於增濕器的環境濕度可為緊鄰圍繞增濕器的空氣濕度，例如患者睡眠房間的濕度。此環境濕度可能不同於患者睡眠房間外部的濕度。

【0161】在另一實例，環境壓力可為緊鄰圍繞身體或身體外部的壓力。

【0162】在某些形式，環境(例如，聲學)噪聲認為是患者所在房間的背景噪聲位準，而不是例如由RPT裝置產生或從鼻罩或患者介面發出的噪聲。環境噪聲可能由房間外部的來源產生。

【0163】連續呼吸道正壓換氣(CPAP，Continuous Positive Airway Pressure)治療：CPAP療法意指施加空氣供應給呼吸道的入口，其中治療壓力或設定壓力相對於大氣是連續正壓，且在患者的呼吸循環最好是概略恆定。在某些形式，呼吸道入口的壓力在呼氣期間將略高，且在吸入期間略微低些。在某些形式，壓力將會在患者的不同呼吸循環間變化，例如，隨著檢測到指示局部上呼吸道阻塞而增加，且在沒有指示局部上呼吸道阻塞而減少。

【0164】患者(Patient)：不管是否患有呼吸疾病的人。

修正日期:2019 年 8 月 8 日

【0165】自動正壓呼吸道通氣(APAP，Automatic Positive Airway Pressure)治療：介於最小和最大極限間(例如，不同呼吸)的治療壓力會連續自動調整的CPAP治療，這取決於是否有SDB事件的癥候。

【0166】治療(Therapy)：在本說明書的治療可為正壓治療、氧治療、二氧化碳治療、無效腔控制、與藥物投予之一或多者。

【0167】轉換器(Transducer)：一種用於將能量或信號之一形式轉換成另一形式的裝置。轉換器可為一感測器或檢測器，用於將機械能(如運動)轉換成電信號。轉換器的實例包括壓力感測器、流量感測器、二氧化碳(CO₂)感測器、氧氣(O₂)感測器、呼吸動作感測器、運動感測器、噪聲感測器、光電脈波儀、與相機。

【0168】螺旋形殼體(Volute)：接收由葉輪幫浦輸送空氣，而可減慢空氣流速與增加壓力之離心泵的殼體。螺旋形殼體的橫截面增加朝向排出口的面積。

【0169】呼吸暫停(Apnea)：最好是，呼吸暫停是在流量持續時間低於一預定臨界值之時發生，例如，10秒鐘。阻塞性呼吸暫停是在(儘管患者呼吸動作)某些呼吸道阻塞不允許空氣流之時發生。中樞性呼吸暫停意指由於呼吸動作減少、或沒有呼吸動作，檢測到呼吸暫停之時發生。

【0170】呼吸率(Breathing Rate)：患者自主呼吸的速度，通常是以每分鐘呼吸數為單位進行測量。

【0171】呼吸動作(Breathing Effort)：最好是呼吸的努力將可以說是一自主呼吸的人試圖呼吸所做的工作。

【0172】呼吸循環的呼氣部分(Expiratory portion of a breathing cycle)：從呼氣流量開始到吸氣流量開始的週期。

修正日期:2019年8月8日

【0173】流量限制(Flow Limitation)：最好是，流量限制意指患者呼吸事件狀態，其中增加患者呼吸動作不會引起相對增加流量。在流量限制發生在呼吸循環的吸氣部分的情況，此可視為吸氣流量限制。在流量限制發生在呼吸循環的呼氣部分的情況，此可視為呼氣流量限制。

【0174】淺呼吸(Hypopnea)：首選地，最好係，淺呼吸會降低流動，但不會停止流動。在一形式，淺呼吸應是當減少流速持久性低於臨界值時發生。在成人的一形式，下列任一者可視為淺呼吸：

- (i) 至少 10 秒鐘患者呼吸減少 30%加上相關 4%去飽和；或
- (ii) 至少 10 秒鐘患者呼吸減少(但小於 50%)，與至少 3%或覺醒的相關去飽和。

【0175】暢通性呼吸道(Patency Airway)：呼吸道打開的程度，或呼吸道打開的範圍。暢通性呼吸道是打開的。呼吸道暢通性可量化，例如1值表示暢通，與0值表示阻塞。

【0176】呼吸流量、空氣流量、患者空氣流量、呼吸空氣流量(Respiratory Flow, Airflow, Patient Airflow, Respiratory Airflow)(Q_r)：這些同義術語可視為PAP器件對呼吸氣流的評估，而不是「真實的呼吸流速」或「真實的呼吸氣流」，其為患者經歷的正確呼吸流速，通常是以每分鐘公升數表示。

【0177】上呼吸道障礙(UAO, Upper Airway Obstruction)：包括部分與總上呼吸道障礙。此可能有關流速限制的狀態，其中，流速程度只略微增加，或當跨上呼吸道的壓力差增加(斯塔林電阻行為)時，可能甚至減少。

【0178】換氣(Ventilation)(*Vent*)：患者呼吸系統交換氣體總量的測量，包括每單位時間的吸氣與呼氣流速。當以每分鐘換氣量表示時，此量時常稱為「分鐘換氣」。分鐘換氣有時只以換氣量表示，即為每分鐘換氣量。

修正日期:2019年8月8日

【0179】流速(Flow Rate)：每單位時間的瞬間傳導空氣量(或質量)。當流速與換氣每單位時間有相同體積量或質量時，在非常短時間所測得的流率。流動對於患者呼吸循環的吸氣部分額定為正的，因此對於患者呼吸循環的呼氣部分為負的。在某些案例，流速的參考將視為一純量，即是只有大小量。在其他案例，流速的參考將視為矢量，即是有大小與方向兩者量。流量使用符號 Q 表示。總流量 Q_t 是離開RPT裝置的空氣流。換氣流量 Q_v 是離開換氣口的空氣流以排出呼出氣體。漏流量 Q_l 是無意從患者介面系統洩漏的流量。呼吸流量 Q_r 是接收到患者呼吸系統的空氣流。

【0180】漏流(Leak)：具體地，用詞「漏流」將視為空氣流到環境。漏流是意欲的(例如)以允許排出呼出氣體 CO_2 。漏流是非意欲的，例如，其是在鼻罩與患者臉部之間的不完全密封。

【0181】壓力(Pressure)：每單面積的力。壓力能使用多種單位測量，包括 cmH_2O 、 g-f/cm^2 、百帕(Hectopascal)。1 cmH_2O 等於1 g-f/cm^2 且約0.98百帕。在本說明書中，除非特別聲明，否則壓力的單位使用 cmH_2O 表示。患者介面的壓力是使用符號 P_m 表示，同時治療壓力(代表在目前時間由鼻罩壓力 P_m 達成的目標值)使用符號 P_t 表示。

【0182】聲功率(Sound Power)：聲波攜帶的每單位時間的能量。聲功率是與聲壓乘上波鋒面積的平方成比例。聲功率通常使用分貝SWL表示，即是，分貝相對於參考功率，通常採取 10^{-12} 瓦特表示。

【0183】聲壓(Sound Pressure)：在特定瞬時時間從環境壓力的局部偏差，因此聲波通過介質。聲功率通常使用分貝SPL表示，即是分貝相對於參考功率，一般採用 20×10^{-6} 帕斯卡(Pa)，其認為是人類聽覺的臨界值。

其他補充說明

修正日期:2019 年 8 月 8 日

【0184】本專利文件的揭露部分包括受制於版權保護的材料。版權擁有者對於專利文件或專利揭露部分的任何一者的傳真再生沒有異議，因為專利文件或專利揭露部分出現在專利商標局專利檔案或記錄，但在其他方面保有所有版權。

【0185】除非本說明書明確指出且提供各種值，否則，應明白，在範圍內的上限值與下限值間的每個居間值(到下限值單位的十分之一)、與在所述範圍內的任何其他指定值或居間值涵蓋在本技術內。這些居間範圍的上限值與下限值(可獨自包括在居間的範圍中)亦涵蓋的本技術(隸屬於在所述範圍內的任何特別排除限制)內。在所述範圍包括一或兩限制之情況，排除這些包括限制的任一者或兩者的範圍亦包括在本技術內。

【0186】此外，應瞭解，在本說明書所述之一值或數值係以本技術之一部分實施的情況，除非特別聲明，否則此值可為近似值，且此值可用於一實際技術實施允許或需要的任何適當有效數字。

【0187】除非定義，否則，在此使用的所有技術與科學術語具有與熟諳此技者普遍瞭解相同的意義。雖然類似或等同在本說明書所述的任何方法與材料亦可用來實施或試驗本技術，不過在本說明書描述有限數量的示範方法與材料。

【0188】當特別材料視為最好用來構成一組件時，很明顯，具類似屬性的替代性材料可替代使用。此外，除非在此指定相反，否則在此所述的任何與所有組件應瞭解可製造，同樣地，可一起製造或個別製造。

【0189】必須注意，如在本說明書與文後申請專利範圍的使用，除非明確說明，否則單數形式「一」、與「該」包括其複數個等效物。

【0190】本說明書提到的所有專利申請案為整個併入供參考以揭示及描述這些專利申請案的主題之方法及/或材料。在本說明書中說明的出版物只

第 39 頁，共 48 頁(發明說明書)

修正日期:2019 年 8 月 8 日

是為了揭示在本申請的申請日之前的出版物而提供。不應解釋為承認本技術不能因為是在先前發明而先於這些揭示。此外，提供出版物日期可能不同於實際的出版日期，可能需要單獨確認。

【0191】此外，在解釋本發明，所有術語採用符合本說明書的最廣泛合理方式解釋。更具體係，用詞「包括」和「包含」應解釋是採非排他的方式來參考元件、組件、或步驟，其表示所引用的元件、組件、或步驟可提供、或利用、或結合未明確引用的其他元件、組件或步驟。

【0192】在實施方式中包括使用的主題只供讀者容易參考，且應不是用來限制在揭示或申請專利範圍中使用之標的事項。主題標題應未構成申請專利範圍或申請專利範圍限制之範疇。

【0193】雖然本技術在此參考特別範例描述，但應瞭解，這些範例只是示意說明本技術的原理與應用。在一些例證中，術語與符號可能表示無需實施本技術的特定細節。例如，雖然可能使用用語「第一」與「第二」，除非特別指定，否則在此不意味任何順序，而是用來區別不同的元件。此外，雖然方法中的處理步驟可能採用一順序來描述或示例，但不必然要依此一順序。熟諳此技者明白，此順序可修改及/或其態樣可同時或甚至同步執行。

【0194】因此，應瞭解，許多修改可達成示意範例，且其他配置可設計，不致悖離本技術的精神與範疇。

本技術認為有關下列附加的實例：

【0195】實例1 - 一種用於感應馬達的控制系統，該感應馬達構成基於該感應馬達的轉動轉子所產生流體流動的測得特性，以調整該感應馬達的轉差頻率

修正日期:2019年8月8日

【0196】實例2 – 如實例1所述之控制系統，其中一葉輪附著在該轉動轉子，且構成連同該轉子旋轉，以產生流體流動。

【0197】實例3 – 如實例1-2中任一項所述之控制系統，其中一轉子速度是基於該轉動轉子所產生流體流動特性的預定位準加以決定。

【0198】實例4 – 如實例1-3中任一項所述之控制系統，其中該轉動轉子所產生該流體流動的測得特性是與該轉動轉子所產生流體流動特性的設定位準相比較，以決定誤差，且其中該轉差頻率是基於該誤差加以調整。

【0199】實例5 – 如實例4所述之控制系統，其中該轉差頻率係經調整以減少或消除該誤差。

【0200】實例6 – 如實例1-5中任一項所述之控制系統，其中一定子頻率是基於該轉差頻率加以調整。

【0201】實例7 - 如請求項6所述之控制系統，其中該定子頻率是藉由調整供應給該定子的頻率與電壓位準加以調整。

【0202】實例8 – 如實例1-7中任一項所述之控制系統，其中該測得特性是該流體流動的壓力。

【0203】實例9 – 如實例8所述之控制系統，其中該壓力是使用該轉動轉子所產生流體流動所組態之一壓力感測器所測得。

【0204】實例10 – 如實例1-7中任一項所述之控制系統，其中該測得特性是該流體流動的流率。

【0205】實例11 – 如實例10所述之控制系統，其中該流率是使用該轉動轉子所產生流體流動所組態之一流量感測器所測得。

修正日期:2019年8月8日

【0206】實例12 - 一種用於鼓氣機中的感應馬達之控制系統，該鼓氣機包含至少一葉輪，其耦接該感應馬達的轉子，且構成產生加壓流體供應，該控制系統包括：

一感測器，用以提供表示該風機所產生加壓流體特性量度的信號；及

一控制器，其構成接收該信號且決定該所產生加壓流體特性的量度，該控制器構成比較該決定的測得特性與該特性的預定位準，且依該比較的函數以調整該感應馬達的轉差頻率。

【0207】實例13 - 如實例12所述之控制系統，更包括基於該調整的轉差頻率，以調整供應給該感應馬達的定子的頻率與電壓。

【0208】實例14 - 如實例12-13中任一項所述之控制系統，其中該控制器將該加壓流體特性的決定量度與該加壓流體特性的預定位準相比較，以決定誤差。

【0209】實例15 - 如實例14所述之控制系統，其中該控制器是依該誤差的函數以調整該轉差頻率。

【0210】實例16 - 如實例13-15中任一項所述之控制系統，其中供應給該定子的頻率與電壓是依該轉差頻率與一設定轉子頻率的函數加以決定。

【0211】實例17 - 如實例16所述之控制系統，其中該感應馬達的想要轉子速度是依該特性的預定位準的函數加以決定。

【0212】實例18 - 如實例17所述之控制系統，其中該想要轉子速度是從儲存在該控制器的記憶體中的一查詢表加以決定。

【0213】實例19 - 如實例13-18中任一項所述之控制系統，其中如果該測得特性是大於該特性的預定位準，減少供應給該定子的頻率與電壓。

修正日期:2019年8月8日

【0214】實例20 – 如實例13-18中任一項所述之控制系統，其中如果該測得特性是小於該特性的預定位準，增加供應給該定子的頻率與電壓。

【0215】實例21 – 如實例12-20中任一項所述之控制系統，其中該鼓氣機所產生該加壓流體的特性是該流體的壓力。

【0216】實例22 – 如實例12-20中任一項所述之控制系統，其中該鼓氣機所產生該加壓流體的特性是該流體的流率。

【0217】實例23 - 一種鼓氣機，該鼓氣機包括一感應馬達，該感應馬達是由如請求項12-22中任一項所述之系統控制所控制。

【0218】實例24 - 一種呼吸治療裝置包括如請求項23所述之鼓氣機。

【0219】實例25 - 一種藉由基於由該感應馬達的轉動轉子所產生流體流動的測得特性以決定轉差頻率、及依該決定的轉差頻率的函數以調整定子頻率而控制感應馬達的轉子速度。

【0220】實例26 – 如實例25所述之方法，其中該轉差頻率是依該轉動轉子所產生流體流動的測得特性、與該轉動轉子所產生流體流動特性的預設位準間之差異的函數加以決定。

【0221】實例27 – 如實例25-26中任一項所述之方法，其中該流體流動的特性是該流體流動的壓力。

【0222】實例28 – 如實例25-26中任一項所述之方法，其中該流體流動的特性是該流體流動的流率。

【0223】實例29 – 一種用以控制在構成提供加壓流體供應之鼓氣機中感應馬達的速度之方法，該方法包括：

設定由該鼓氣機所提供流體供應之想要的壓力位準；

基於該設定壓力位準以決定想要的轉子速度；

基於該想要的轉子速度以決定一轉差頻率與定子頻率；

修正日期:2019 年 8 月 8 日

基於針對該轉子的感應旋轉之該決定的定子頻率，以提供頻率與電壓給該定子；

測量由該鼓氣機所產生流體加壓供應的壓力；

比較該測得壓力與該設定壓力，以決定一壓力誤差；及

基於該決定的壓力誤差以調整該轉差頻率，以減少該壓力誤差及調整該鼓氣機的轉子速度。

【符號說明】

1000	患者
1100	床伴
2010	定子
2012	鐵芯疊片堆
2014	繞組
2016	導線
2020	轉子或轉子總成
2022	鐵芯疊片
2024	轉子銅條
2026	端環
2028	轉軸
2050	葉輪
2052	螺旋形殼體
2210	信號或壓力信號
2212	設定壓力位準或壓力命令
2214	比較器
2216	馬達速度或馬達頻率處理元件

2220	壓力誤差
2222	壓力回路補償器
2224	轉差或轉差頻率
2230	定子頻率
2232	馬達頻率輪廓
2234	電壓
2236	調整器
2238	功率放大器
2310	開始步驟
2312	接收設定壓力步驟
2314	決定轉子頻率步驟
2316	決定轉差速度/頻率步驟
2318	定子頻率決定步驟
2320	決定 V/Hz 需求步驟
2332	功率調整步驟
2334	壓力測量步驟
2336	壓力誤差決定步驟
3000	患者介面
3400	換氣口
4000	呼吸壓力治療裝置
4010	外殼體
4012	上部件
4014	下部件
4015	面盤
4016	底盤

4018	環柄
4020	氣動組塊
4100	氣動組件
4110	空氣濾清器
4112	進氣口濾清器
4114	出氣口濾清器
4120	消聲器
4122	入口消聲器
4124	出口消聲器
4140	壓力產生器裝置
4142	鼓氣機
4144	馬達或感應馬達
4160	防回流閥
4170	空氣通道
4171	加熱空氣通道
4180	補充氧氣
4200	電氣組件
4202	單印刷電路板總成
4210	電源供應器
4220	輸入裝置
4230	中央控制器或處理器
4260	記憶體
4270	感測器或轉換器
4272	壓力轉換器與壓力感測器
4274	流率轉換器或流量感測器

4290	輸出裝置
4300	演算法
4310	預處理模塊
4312	壓力補償演算法
4314	換氣流量計算演算法
4316	漏流量演算法
4318	呼吸流量演算法
4320	治療引擎模組
4321	相位決定演算法
4322	波形決定演算法
4323	換氣決定演算法
4324	流量限制決定演算法
4325	呼吸暫停/淺呼吸決定演算法
4326	鼾聲決定演算法
4327	呼吸道暢通決定演算法
4328	目標換氣決定演算法
4329	治療參數決定演算法
4330	治療控制模組
4340	故障狀態檢測模組
5000	增濕器
5002	增濕器入口
5004	增濕器出口
5006	增濕器底座
5110	儲液罐
5120	導體部分

修正日期:2019 年 8 月 8 日

- 5130 儲液罐裝卸臺
- 5135 鎖桿
- 5150 水位標示符
- 5210 增濕器轉換器或感測器
- 5212 壓力轉換器或感測器
- 5214 流率轉換器
- 5216 溫度感測器或轉換器
- 5218 濕度感測器
- 5240 加熱元件
- 5250 增濕器控制器
- 5251 中央增濕器控制器
- 5252 加熱元件控制器
- 5254 加熱空氣通道控制器

【發明申請專利範圍】

【第1項】一種呼吸治療裝置，包括：

一殼體，

一位於該殼體內之鼓氣機，其設置為產生加壓空氣流以輸送呼吸治療給病人，該鼓氣機包括一葉輪和一感應馬達，該感應馬達包含一轉子，其中，該葉輪藉由一轉軸耦接該轉子；和

一用於該感應馬達的控制系統，設置為利用該轉子所產生該空氣流的測得特性與用於產生該測得特性的設定之間的誤差，以決定用以控制該感應馬達的轉差頻率。

【第2項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中該葉輪設置為連同該轉子旋轉以產生該空氣流。

【第3項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中轉子速度是基於該轉子所產生該空氣流的測得特性的設定位準加以決定。

【第4項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中該轉子所產生該空氣流的測得特性是與該轉子所產生該空氣流的測得特性的設定位準相比較，以決定該誤差，且其中該轉差頻率是基於該誤差加以調整。

【第5項】如請求項4所述之呼吸治療裝置，其中該轉差頻率係經調整以減少或消除該誤差。

【第6項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中用於操作該感應馬達之一定子頻率是基於該決定的轉差頻率和一轉子速度之總和加以調整。

【第7項】如請求項6所述之呼吸治療裝置，其中該定子頻率是藉由調整供應給該定子的頻率與電壓的位準加以調整。

【第8項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中該測得特性是該空氣流的壓力。

修正日期:2019年8月8日

【第9項】如請求項8所述之呼吸治療裝置，其中該壓力是使用設置於該轉子所產生該空氣流的一壓力感測器所測得。

【第10項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中該測得特性是該空氣流的流率。

【第11項】如請求項10所述之呼吸治療裝置，其中該流率是使用設置於該轉子所產生該空氣流的一流量感測器所測得。

【第12項】如請求項1所述之呼吸治療裝置，其中，該轉子所產生該空氣流的測得特性與該轉子所產生該空氣流的測得特性的設定位準進行比較，以決定該誤差，且其中該誤差被輸入至一補償器中，該補償器根據該誤差決定該轉差頻率。

【第13項】一種呼吸治療裝置，包括：

一殼體，

一位於該殼體內之鼓氣機，其設置為產生加壓空氣流以輸送呼吸治療給病人，該鼓氣機包括一葉輪和一感應馬達，該感應馬達包含一轉子，其中，該葉輪藉由一轉軸耦接該轉子；和

一感測器，以提供表示由該鼓氣機所產生加壓空氣之特性量度的信號；及

一控制器，其構成接收該信號及決定所產生加壓空氣的特性的量度，該控制器構成比較該決定的特性量度與用於產生該特性的一設定，且依該比較的函數以決定用於控制該感應馬達的一轉差頻率。

【第14項】如請求項13所述之呼吸治療裝置，更包括基於該決定的轉差頻率以調整供應給該感應馬達的定子的頻率與電壓。

【第15項】如請求項13所述之呼吸治療裝置，其中該控制器將該加壓空氣的決定的特性量度是與該加壓空氣特性的設定相比較，以決定誤差。

修正日期:2019年8月8日

【第16項】如請求項15所述之呼吸治療裝置，其中該控制器依該誤差的函數以調整該轉差頻率。

【第17項】如請求項14所述之呼吸治療裝置，其中供應給該定子的頻率與電壓是依該轉差頻率與一設定轉子頻率的加總函數加以決定。

【第18項】如請求項17所述之呼吸治療裝置，其中該感應馬達的期望轉子速度是依該特性的設定的函數加以決定。

【第19項】如請求項18所述之呼吸治療裝置，其中該期望轉子速度是從儲存在該控制器的記憶體中的一查詢表加以決定。

【第20項】如請求項14所述之呼吸治療裝置，其中如果該特性量度是大於該特性的設定，減少供應給該定子的頻率與電壓。

【第21項】如請求項14所述之呼吸治療裝置，其中如果該特性量度是小於該特性的設定，增加供應給該定子的頻率與電壓。

【第22項】如請求項13所述之呼吸治療裝置，其中該鼓氣機所產生該加壓空氣的特性是該空氣的壓力。

【第23項】如請求項13所述之呼吸治療裝置，其中該鼓氣機所產生該加壓空氣的特性是該空氣的流率。

【第24項】如請求項13所述之呼吸治療裝置，其中，該比較產生一誤差，且其中該誤差被輸入至一補償器中，該補償器根據該誤差決定該轉差頻率。

【第25項】一種控制呼吸治療裝置之感應馬達的轉子速度之方法，該方法是(a) 基於該感應馬達的轉子所產生空氣流的測得特性與用於產生該測得特性的一設定之間的誤差，以決定用於控制該感應馬達的一轉差頻率，並(b) 依該決定的轉差頻率之函數以調整定子頻率，從而控制該感應馬達的轉子速度。

【第26項】如請求項25所述之方法，其中該轉差頻率是(a) 依該轉子所產生空氣流的測得特性與該轉子所產生空氣流特性的設定間差異的函數加以決定，並(b) 與一決定的轉子速度加總以調整該定子頻率。

【第27項】如請求項25所述之方法，其中該空氣流的特性是該空氣流的壓力。

【第28項】如請求項25所述之方法，其中該空氣流的特性是該空氣流的流率。

【第29項】如請求項25所述之方法，其中，將該轉子所產生該空氣流的測得特性與該轉子所產生該空氣流的測得特性的設定進行比較，以決定該誤差，且其中該誤差被輸入至一補償器中，該補償器根據該誤差決定該轉差頻率。

【第30項】一種用以控制呼吸治療裝置之鼓氣機中的感應馬達速度之方法，該鼓氣機設置以提供加壓空氣，該方法包括：

設定由該鼓氣機所提供加壓空氣供應之期望壓力位準；

基於該設定的壓力位準以決定期望轉子速度；

基於該期望轉子速度以決定一轉差頻率與定子頻率；

基於該決定的定子頻率，提供頻率與電壓給一定子，以促使與該鼓氣機關聯的一轉子旋轉；

測量由該鼓氣機所產生加壓空氣供應的壓力；

比較該測得壓力與該設定壓力，以決定一壓力誤差；及

利用該決定的壓力誤差以決定該轉差頻率的調整，以最小化該壓力誤差及調整該鼓氣機的轉子速度，藉由應用該壓力誤差於以下之任何一者，以產生該調整的轉差頻率：(a) 比例(P)控制方法 (b) 比例性積分 (PI) 控制方法 (c) 比例性微積分 (PID) 控制方法。

修正日期：2019年8月8日

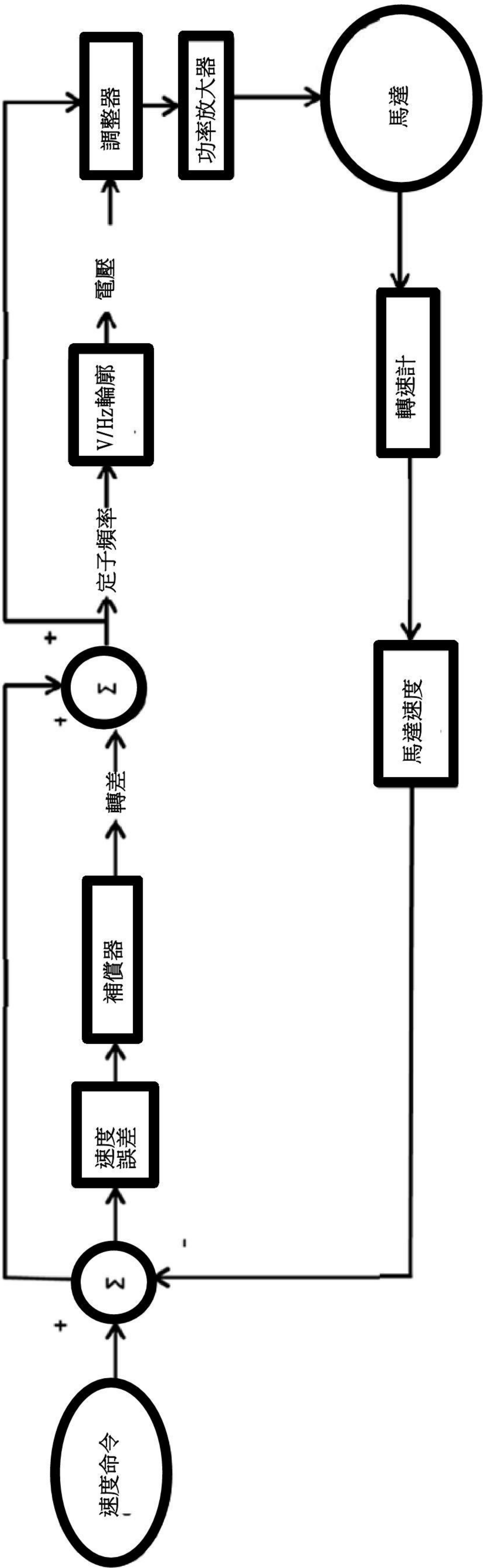


圖1

修正日期：2019年8月8日

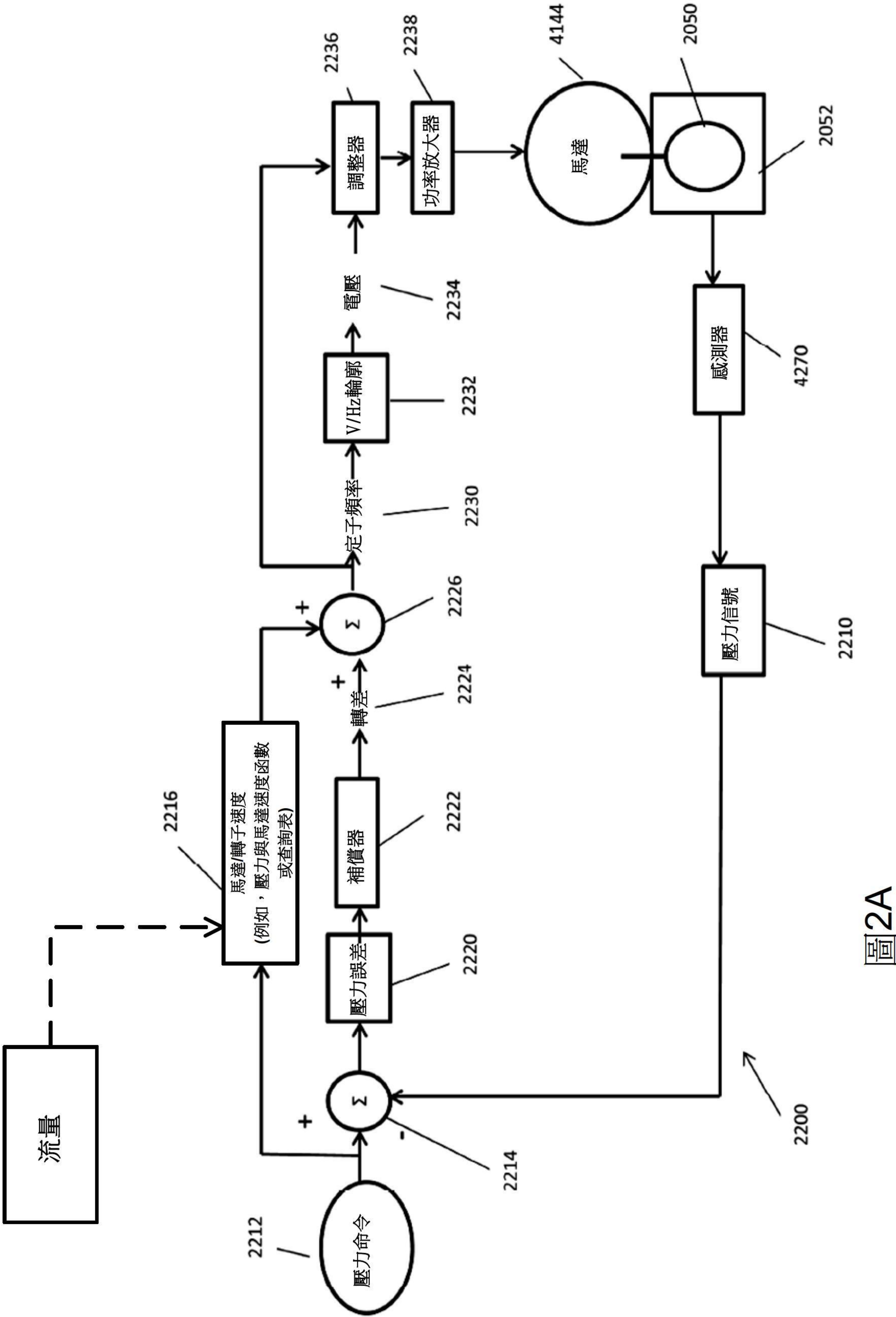
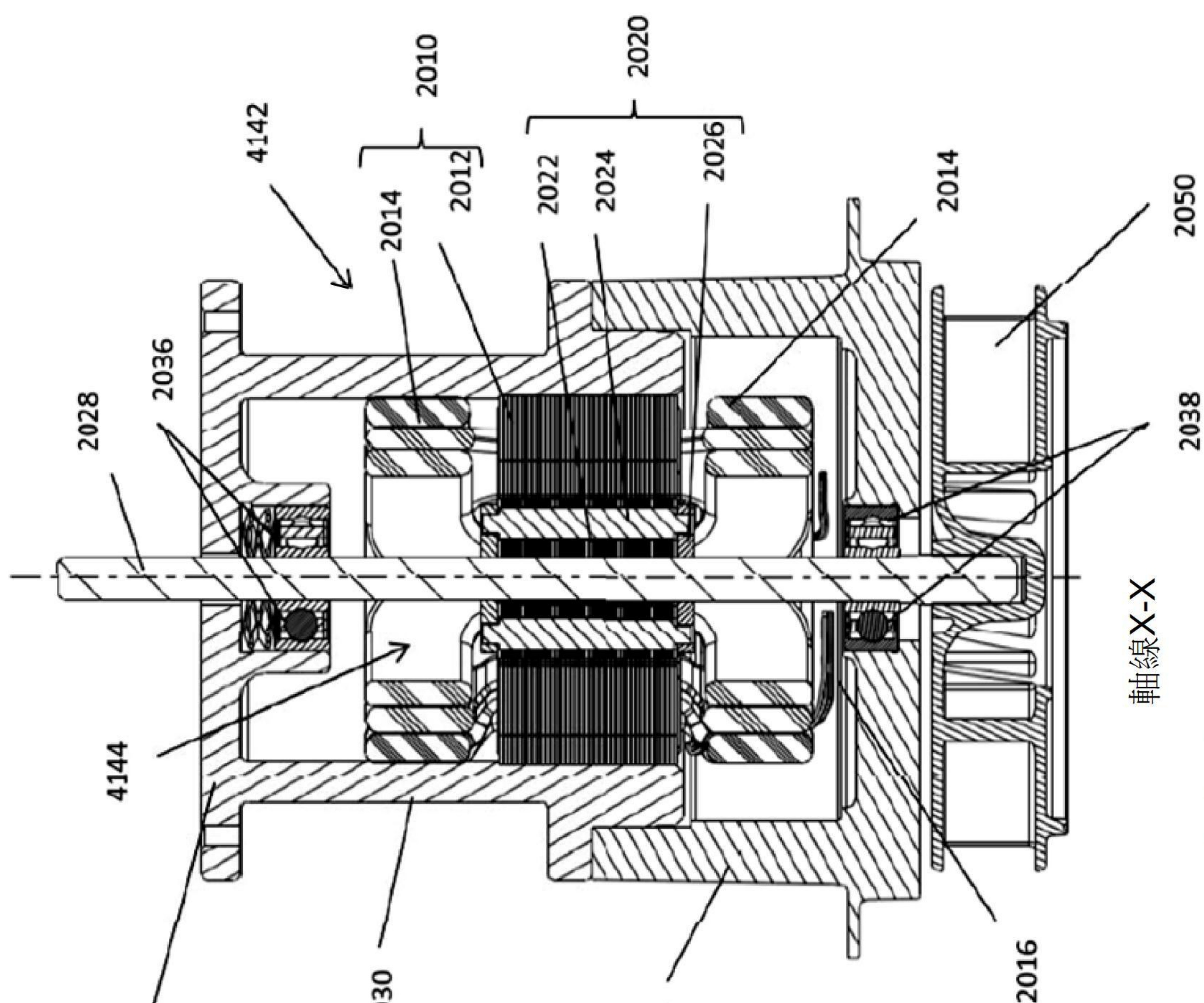
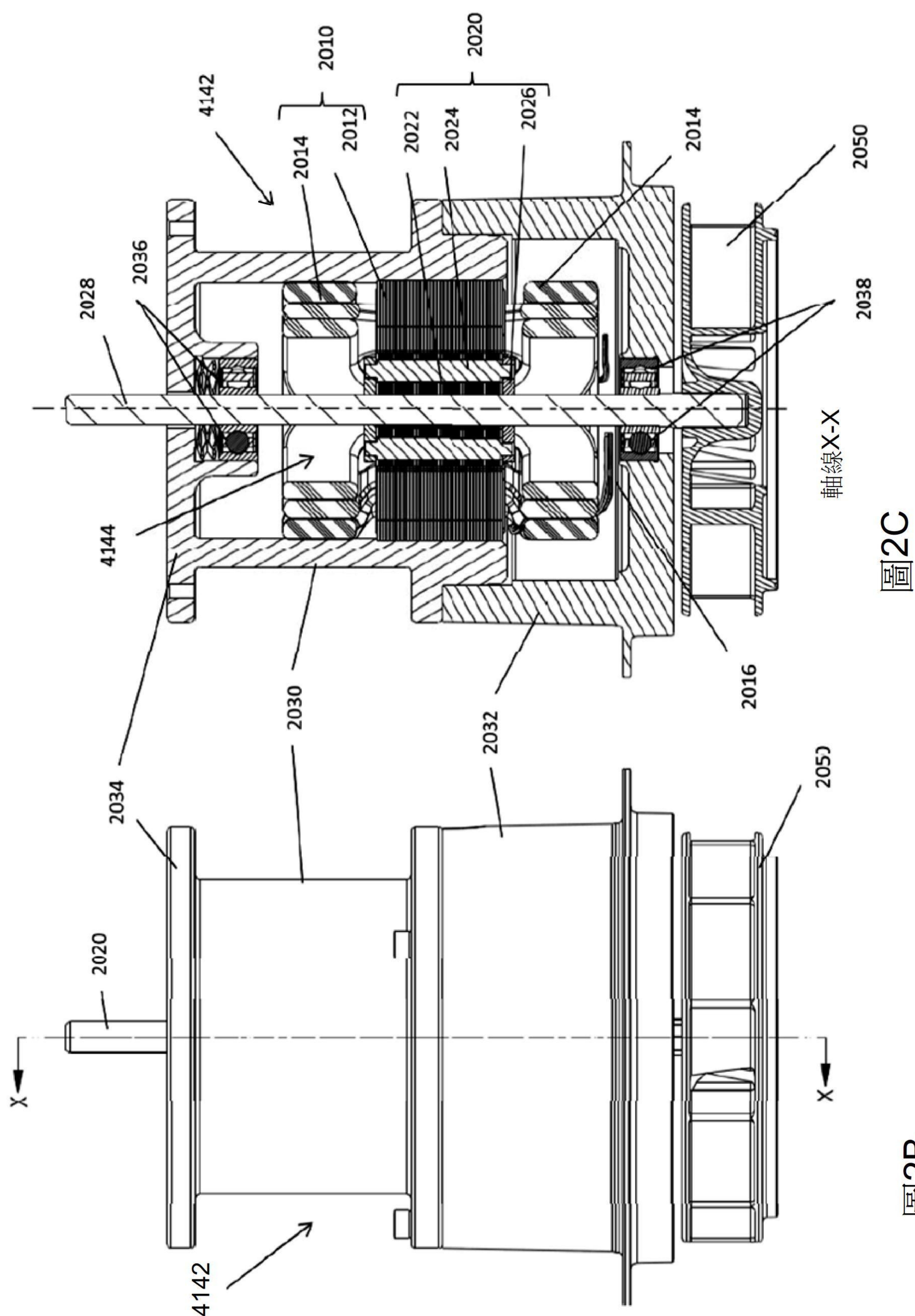


圖2A

修正日期：2019年8月8日



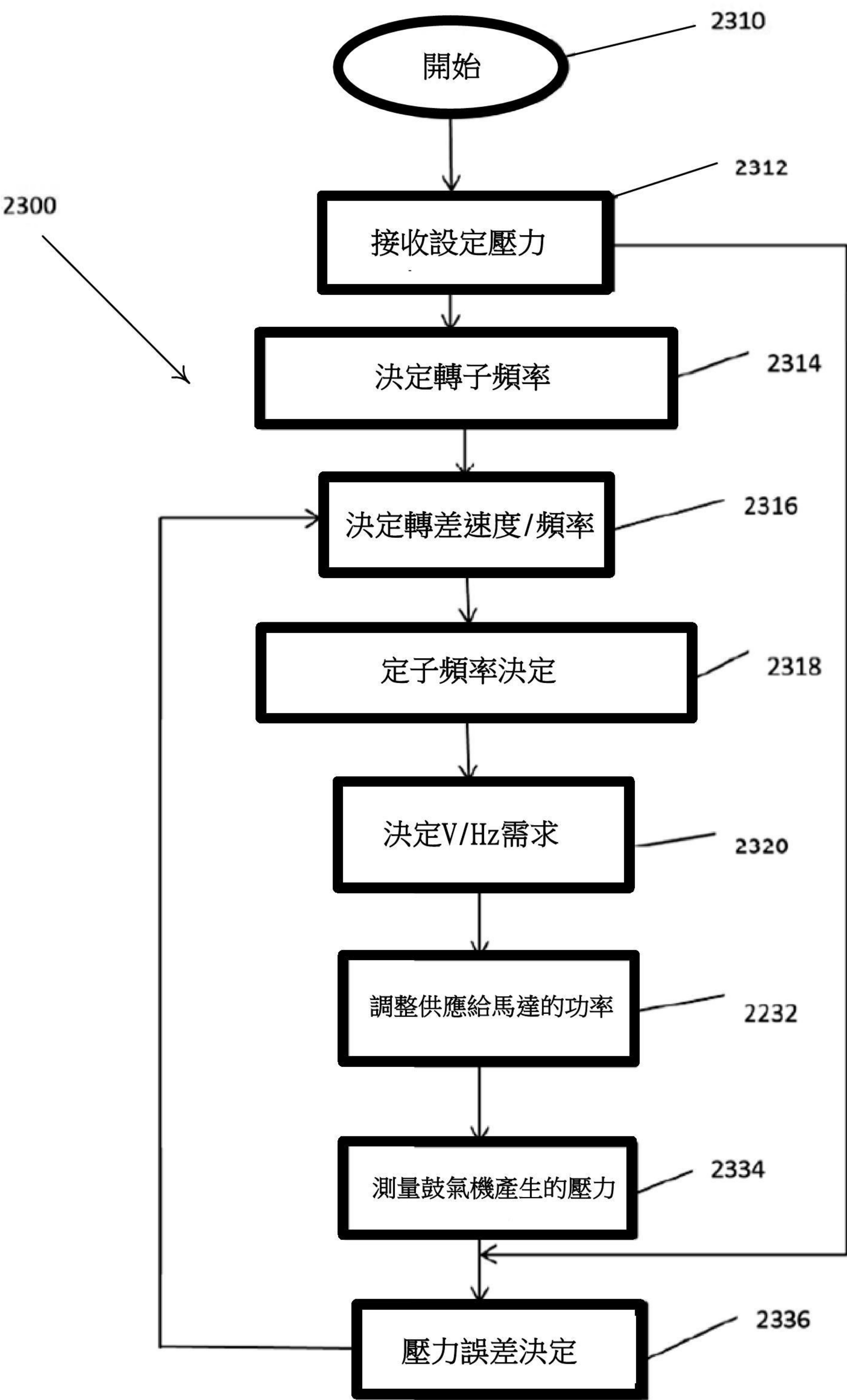


圖2D

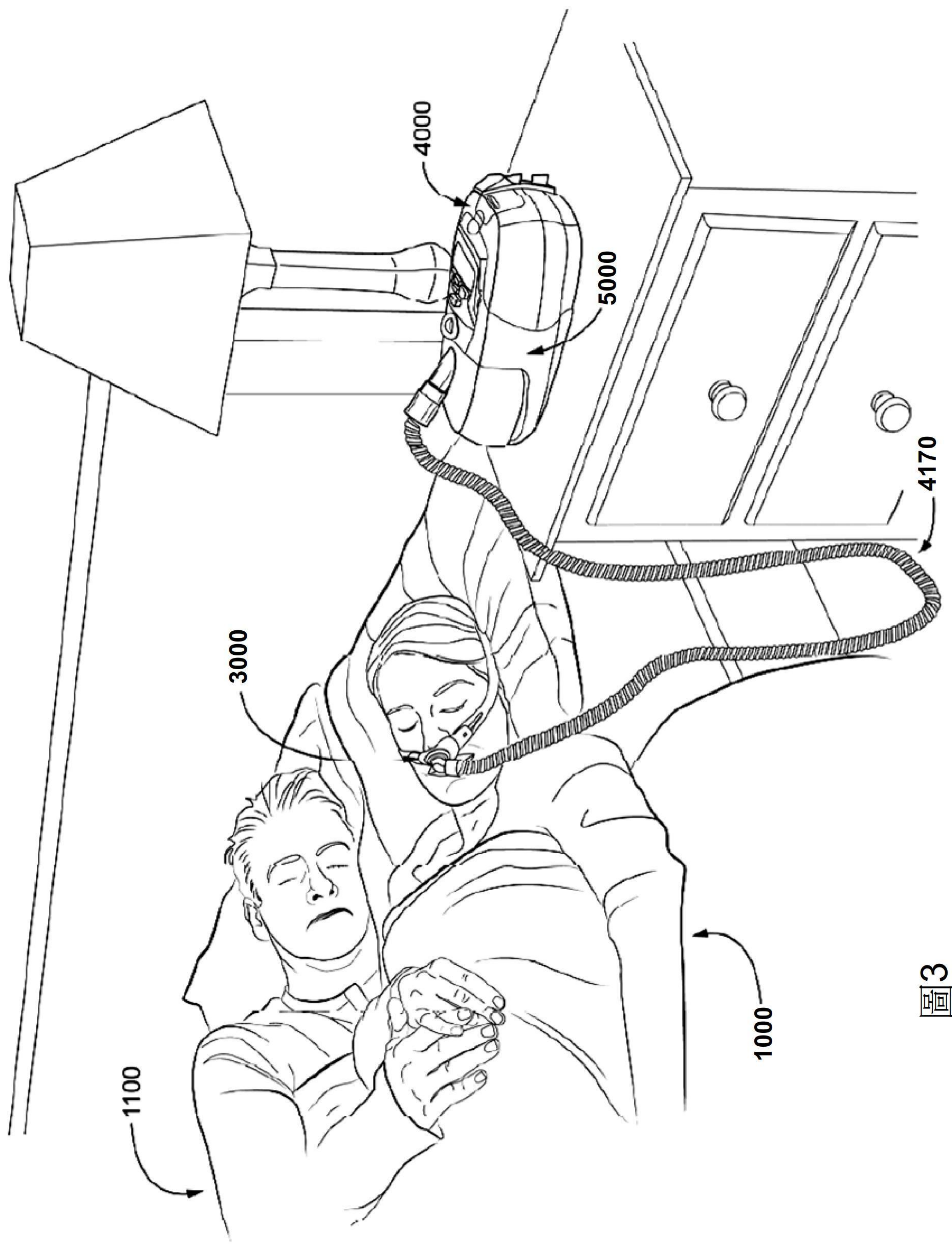


圖3

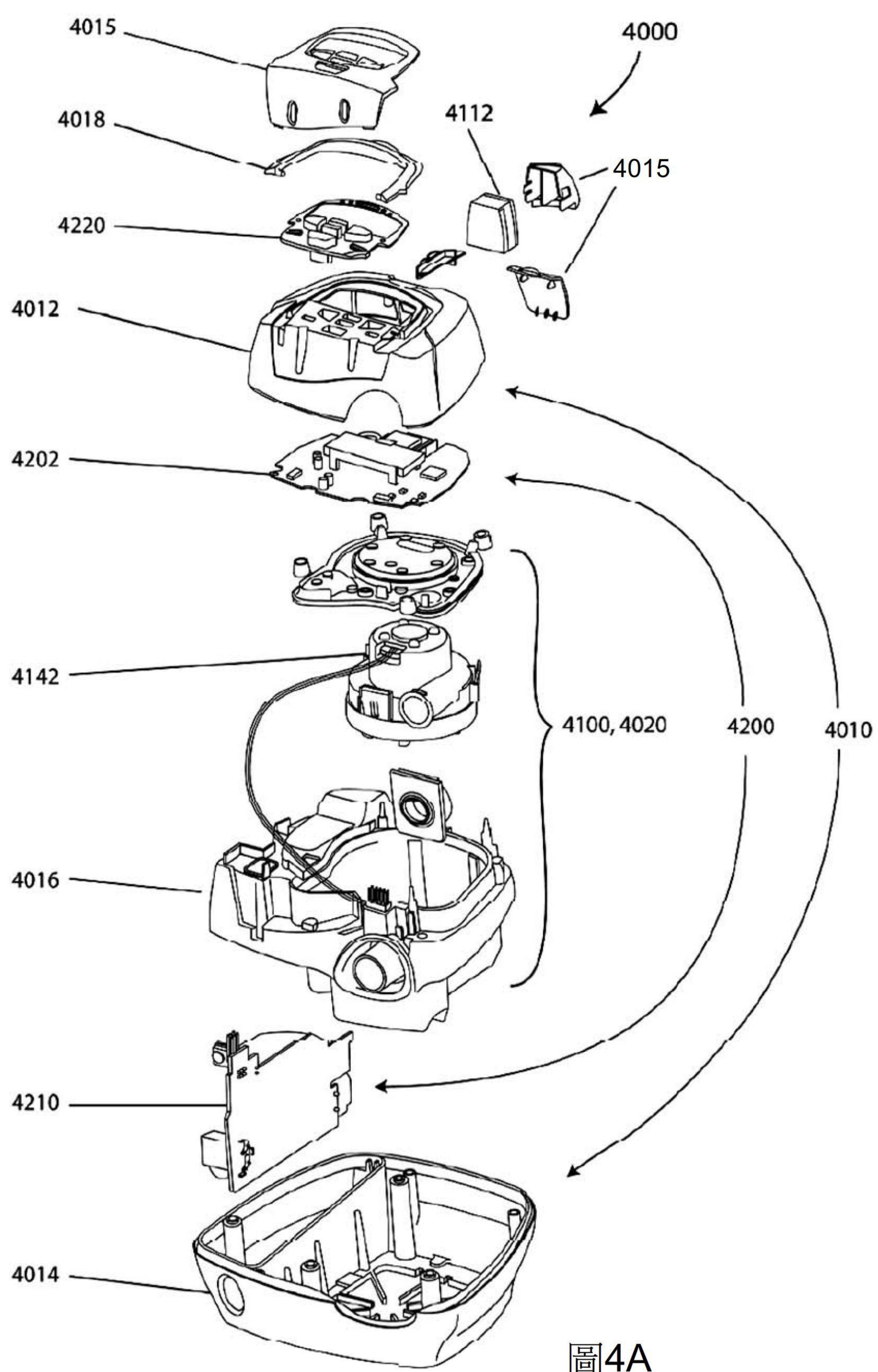


圖4A

修正日期：2019年8月8日

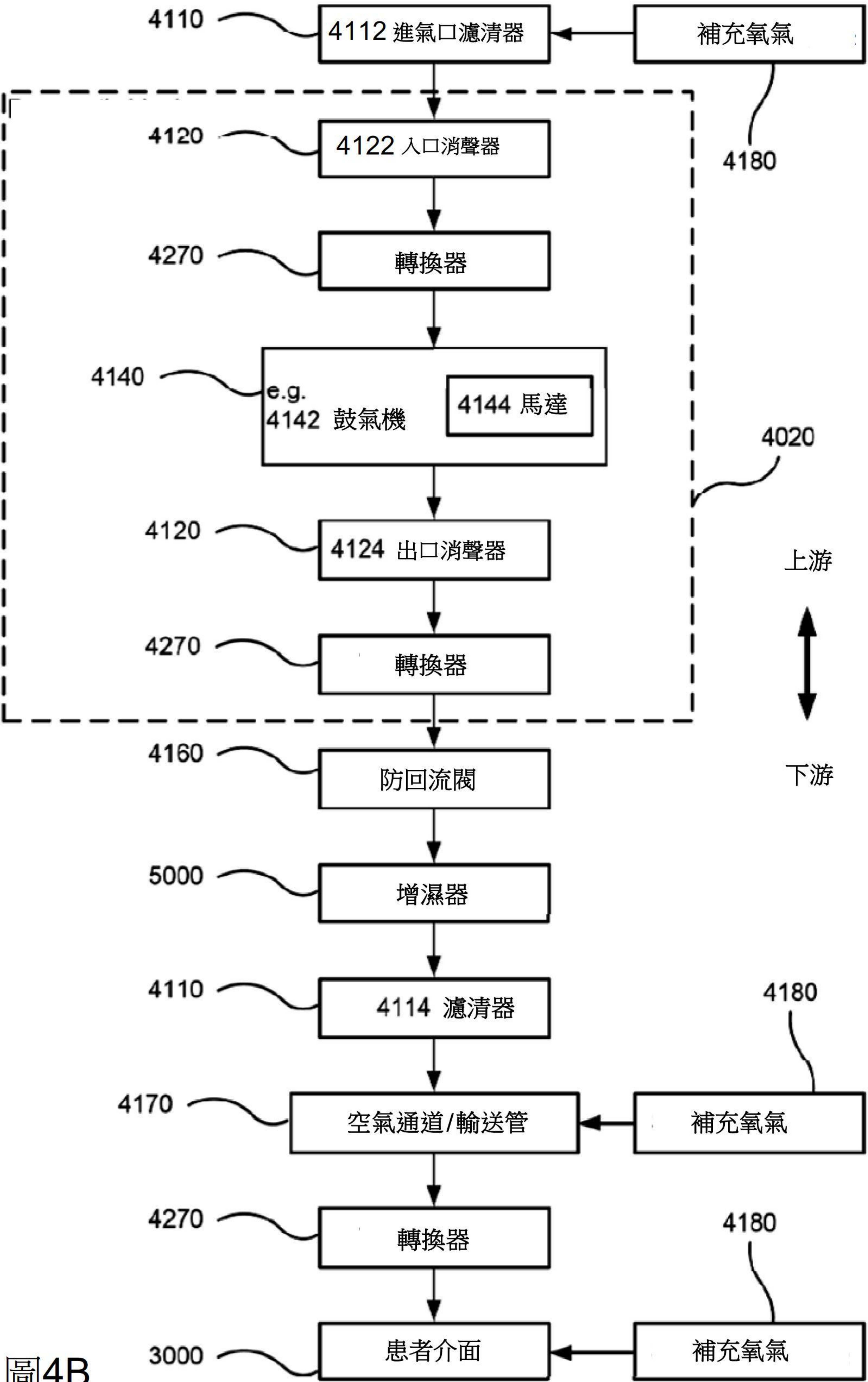


圖4B

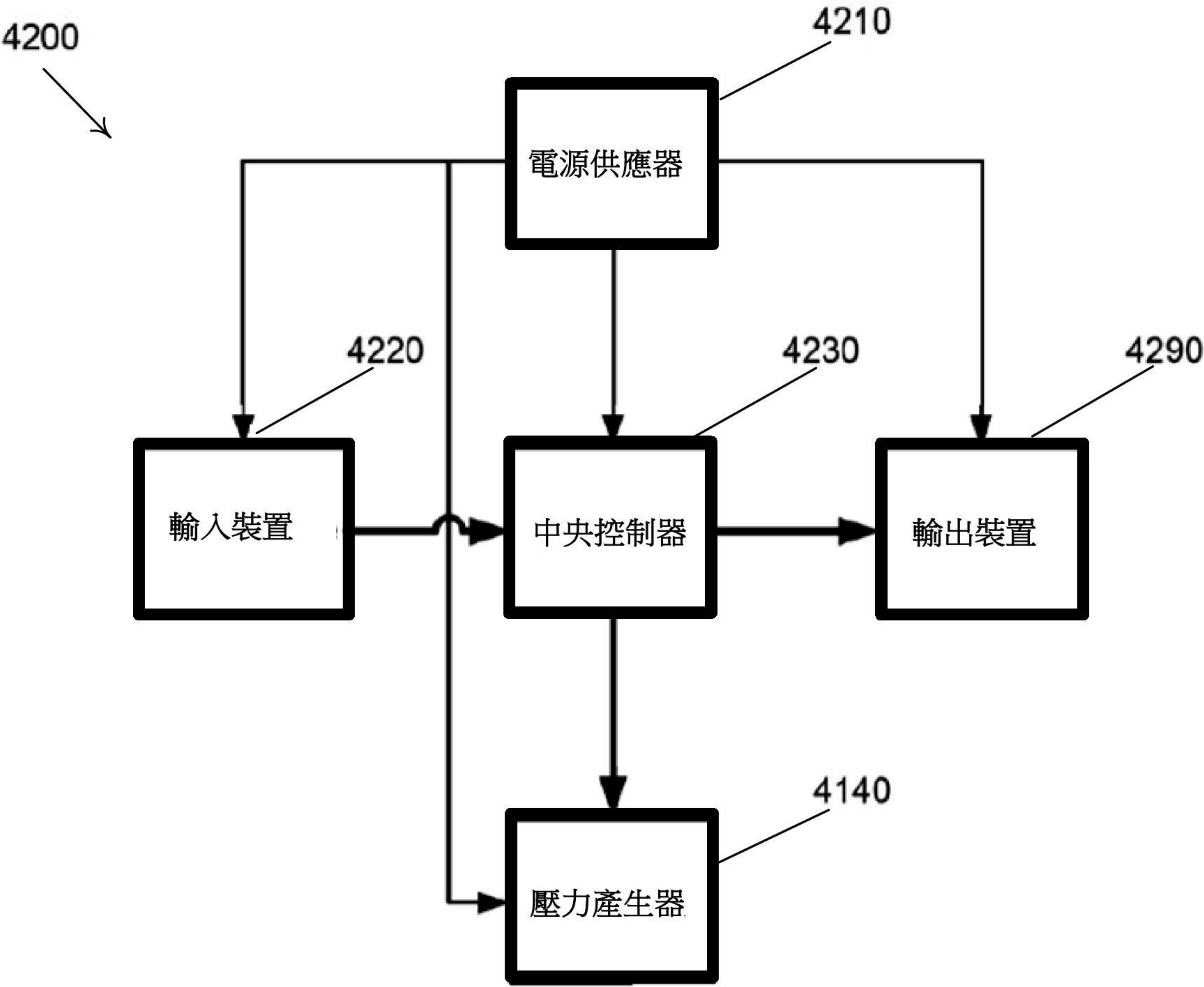


圖4C

修正日期：2019年8月8日

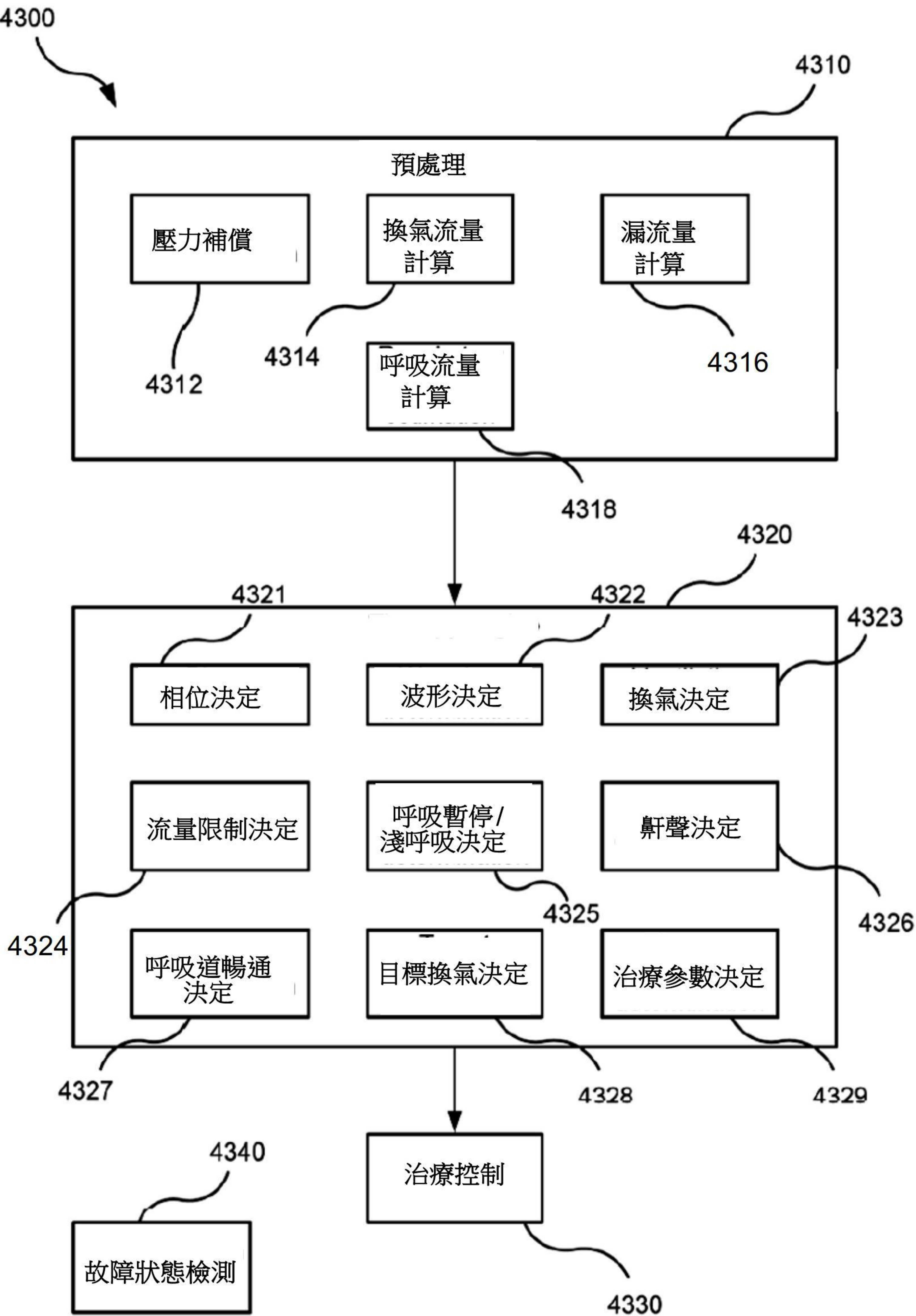


圖4D

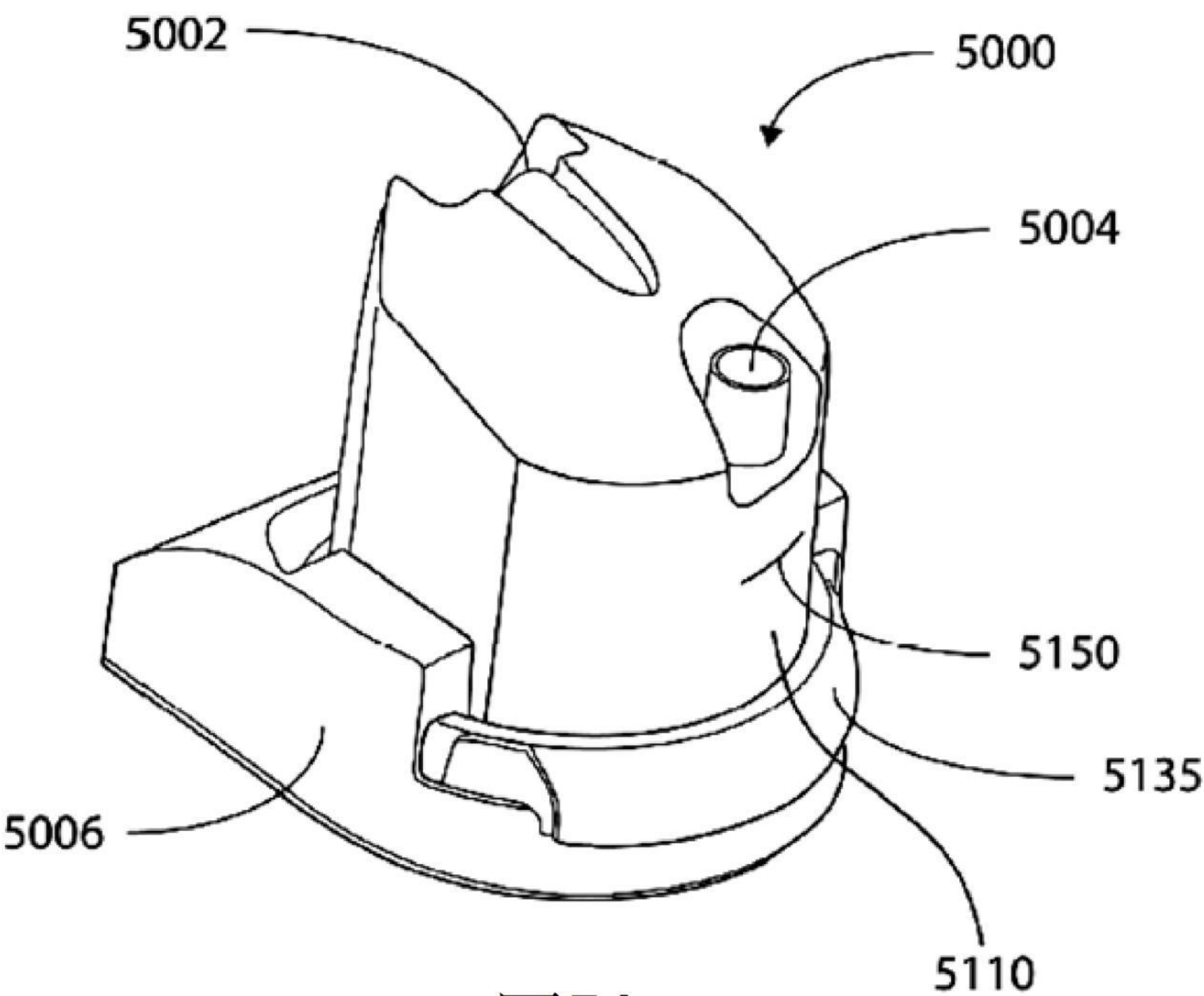


圖5A

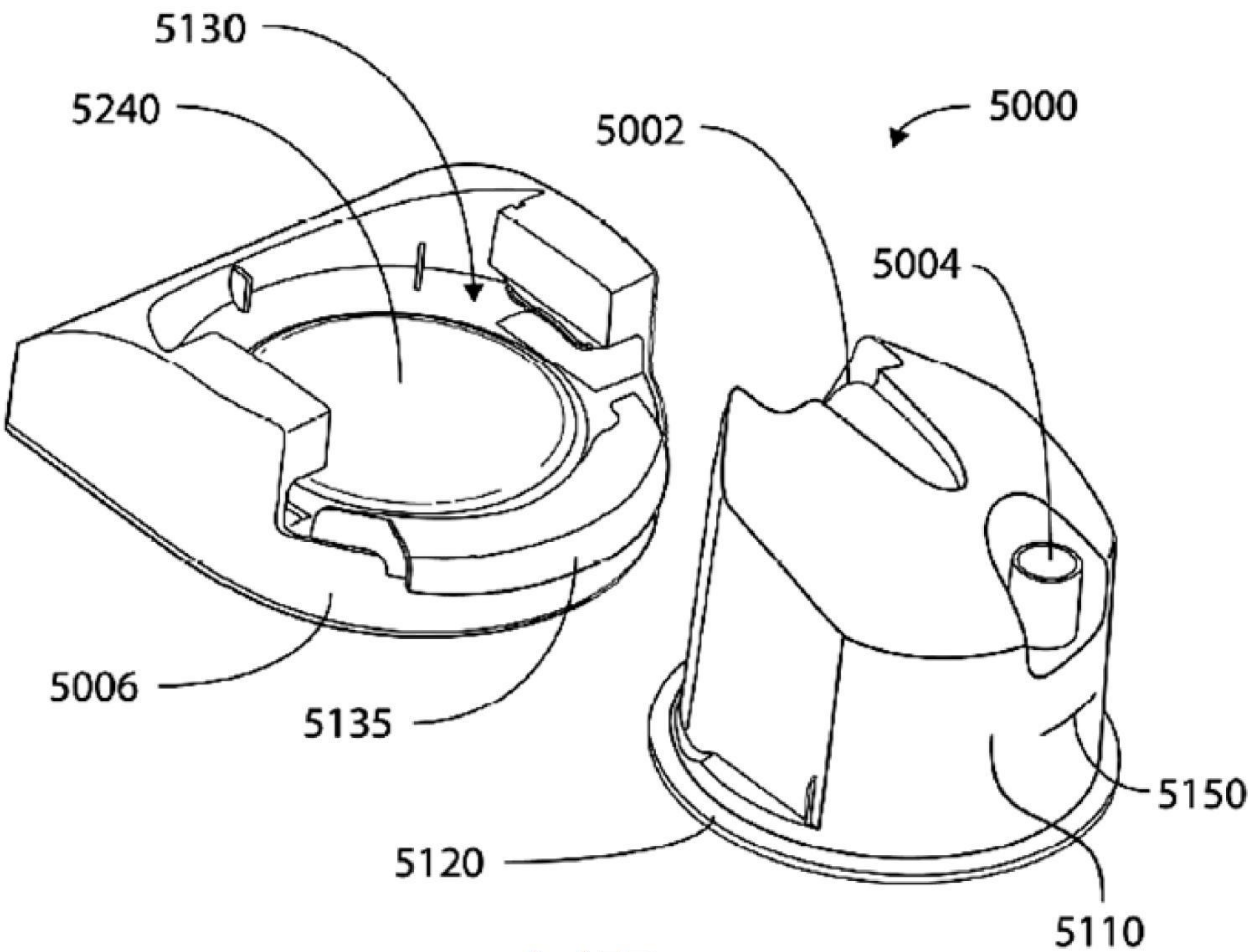


圖5B

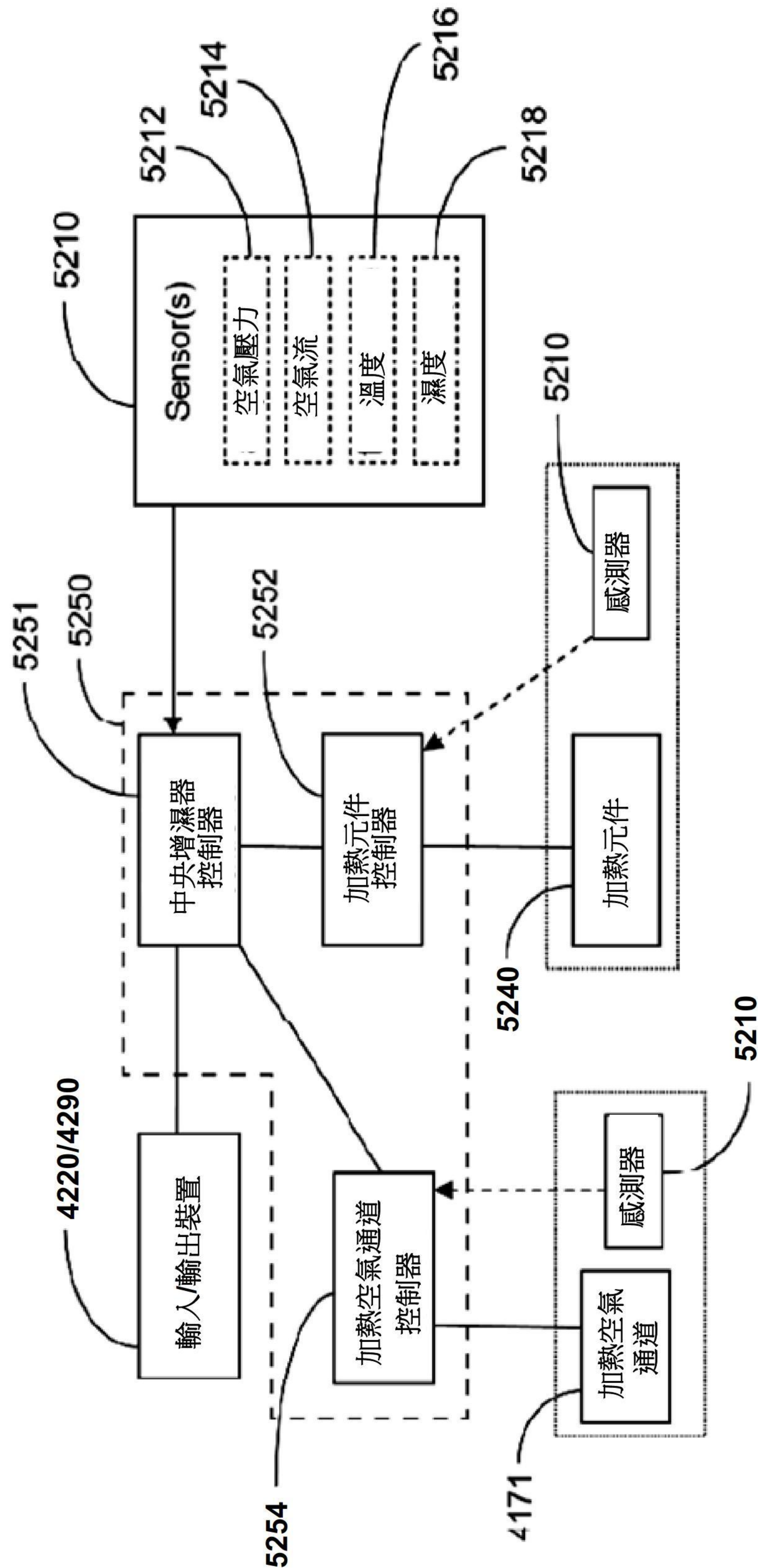


圖5C

修正日期：2019年8月8日

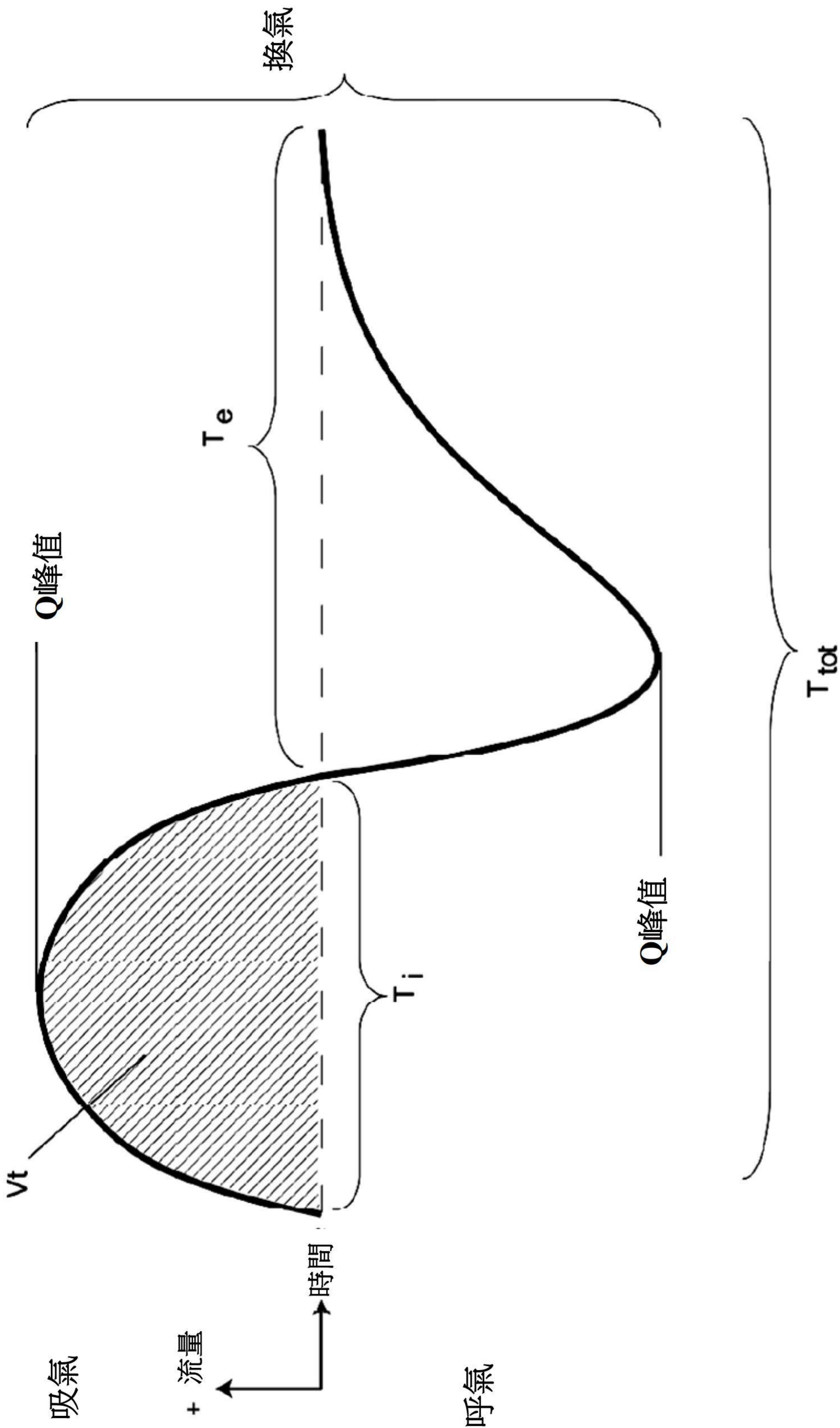


圖6A

修正日期：2019年8月8日

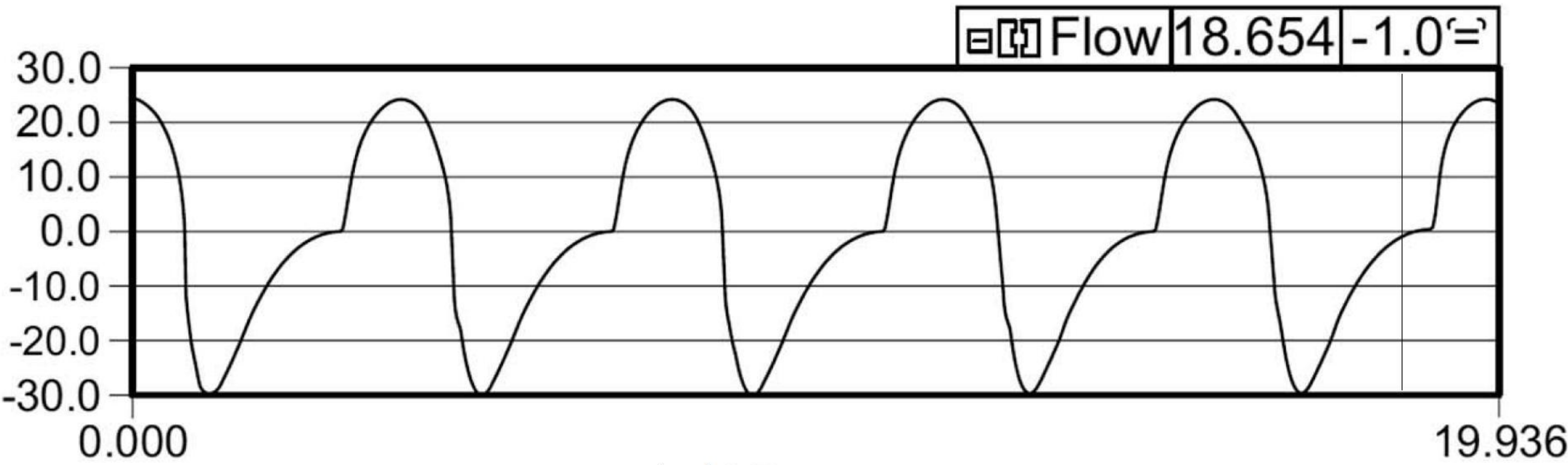


圖6B

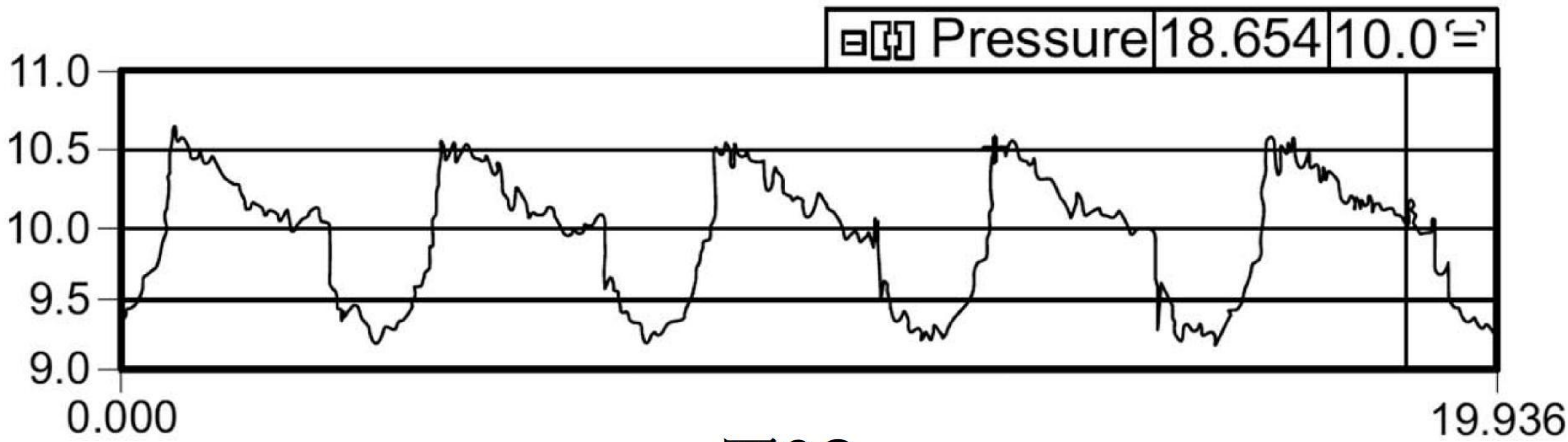


圖6C



圖6D

修正日期：2019年8月8日

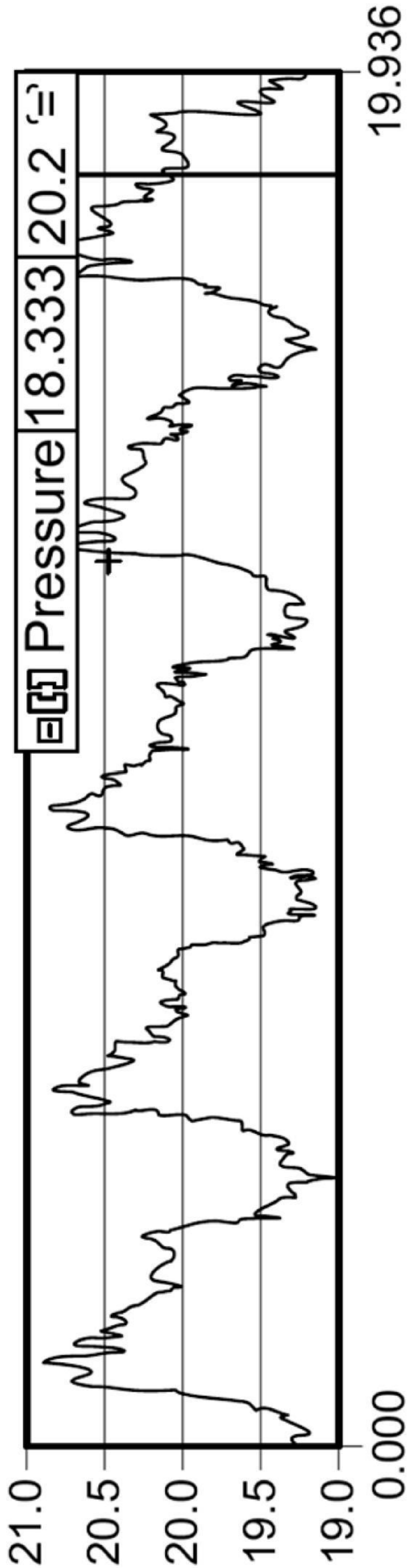


圖7A

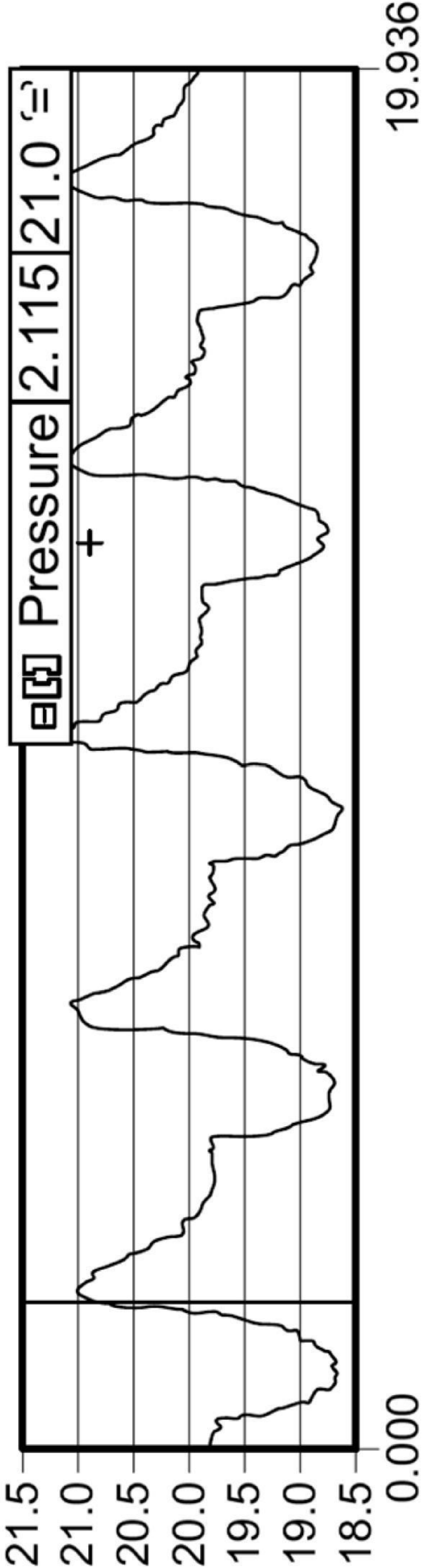


圖7B