



(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 I794733 B

(45)公告日：中華民國 112 (2023) 年 03 月 01 日

(21)申請案號：110102859

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 09 月 09 日

(51)Int. Cl. : A61M16/10 (2006.01)

(30)優先權：2015/09/09 美國 62/216,232

2016/08/26 美國 62/380,195

(71)申請人：紐西蘭商費雪派克保健有限公司 (紐西蘭) FISHER &amp; PAYKEL HEALTHCARE LIMITED (NZ)

紐西蘭

(72)發明人：劉 博彥 LIU, PO-YEN (NZ)；席卡普 彼得 亞倫 SEEKUP, PETER ALAN (NZ)；紐蘭德 安東尼 詹姆士 NEWLAND, ANTHONY JAMES (NZ)；史密斯 馬克姆 大衛 SMITH, MALCOLM DAVID (NZ)；席 平 SI, PING (NZ)；奧斯戴 森 赫爾嘉德 OOSTHUYSEN, HELGARD (ZA)；威爾森 馬修 羅伯特 WILSON, MATTHEW ROBERT (NZ)；龔 伊恩理輝 KWAN, IAN LEE WAI (MY)；阿爾納 席 席娜 ALNASHI, SINAA (NZ)；湯金 保羅 詹姆士 TONKIN, PAUL JAMES (NZ)；馬庫爾 基爾 安東尼 MCCOOL, KIEL ANTHONY (IE)；肯普斯 大衛 羅伯特 KEMPS, DAVID ROBERT (NZ)；林 雅儀 LIN, YAYI (NZ)；魯斯 卡勒 姆 麥當勞 ROSS, CALLUM MCDONALD (NZ)；辛斯 大衛 約翰 SIMS, DAVID JOHN (NZ)

(74)代理人：蔡清福；蔡駁理

(56)參考文獻：

TW 200700099A

WO 2014/077706A1

審查人員：許瑞峰

申請專利範圍項數：24 項 圖式數：44 共 191 頁

(54)名稱

呼吸加濕系統

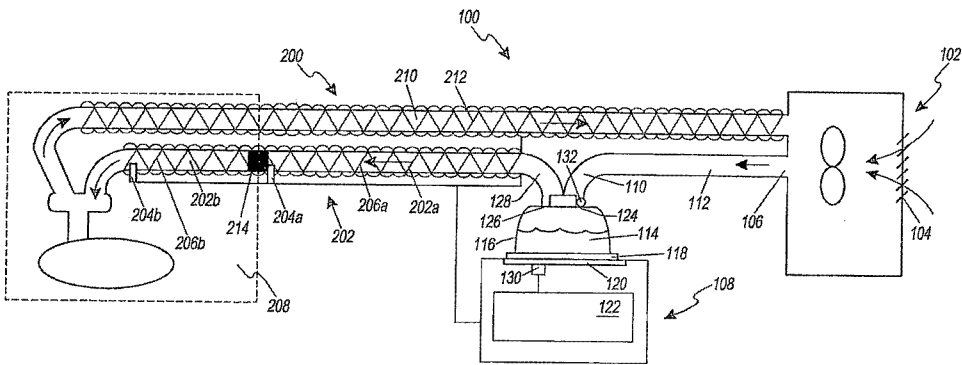
(57)摘要

一些實施方式提供了一種用於呼吸電路的吸氣支管，該吸氣支管包括第一分段和第二分段，該第一分段包括第一加熱線電路，並且該第二分段包括第二加熱線電路。該吸氣支管可以包括中間連接器，該中間連接器包括將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接電路。該吸氣支管可以被配置成用於在兩種模式中操作，其中，在第一模式中，電功率經過第一電連接來向該第一加熱線電路提供電功率而不向該第二加熱線電路提供電功率，並且在第二模式中，電功率經過該第一電連接來向該第一加熱線電路和該第二加熱線電路兩者提供電功率。

Some embodiments provide for an inspiratory limb for a breathing circuit that includes a first segment that comprises a first heater wire circuit and a second segment that comprises a second heater wire circuit. The inspiratory limb can include an intermediate connector that includes a connection circuit that electrically couples the first heater wire circuit to the second heater wire circuit. The inspiratory limb can be configured to operate in two modes wherein, in a first mode, electrical power passes through the first electrical connection to provide power to the first heater wire circuit without providing power to the second heater

wire circuit, and in a second mode, electrical power pass through the first electrical connection to provide power to both the first heater wire circuit and the second heater wire circuit.

指定代表圖：



第 1 圖

符號簡單說明：

- 100:呼吸加濕系統
- 102:加壓氣源
- 104、110:入口
- 106、128:出口
- 108:加濕單元
- 112:導管
- 114:加濕腔
- 116:主體
- 118:基部
- 120:加熱器板
- 122:控制器
- 124、126:端口
- 130:加熱器板感測器
- 132:流量感測器
- 200:呼吸電路
- 202:分段式吸氣支管
- 202a、202b:吸氣支管
- 204a、204b:感測器
- 206a、206b、212:加熱線
- 208:保溫箱
- 210:呼氣支管
- 214:中間連接器

I794733

公告本

## 【發明摘要】

【中文發明名稱】呼吸加濕系統

【英文發明名稱】A RESPIRATORY HUMIDIFICATION SYSTEM

## 【中文】

一些實施方式提供了一種用於呼吸電路的吸氣支管，該吸氣支管包括第一分段和第二分段，該第一分段包括第一加熱線電路，並且該第二分段包括第二加熱線電路。該吸氣支管可以包括中間連接器，該中間連接器包括將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接電路。該吸氣支管可以被配置成用於在兩種模式中操作，其中，在第一模式中，電功率經過第一電連接來向該第一加熱線電路提供電功率而不向該第二加熱線電路提供電功率，並且在第二模式中，電功率經過該第一電連接來向該第一加熱線電路和該第二加熱線電路兩者提供電功率。

## 【英文】

Some embodiments provide for an inspiratory limb for a breathing circuit that includes a first segment that comprises a first heater wire circuit and a second segment that comprises a second heater wire circuit. The inspiratory limb can include an intermediate connector that includes a connection circuit that electrically couples the first heater wire circuit to the second heater wire circuit. The inspiratory limb can be configured to operate in two modes wherein, in a first mode, electrical power passes through the first electrical connection to provide power to the first heater wire circuit without providing power to the second heater wire circuit, and in a second mode,

electrical power pass through the first electrical connection to provide power to both the first heater wire circuit and the second heater wire circuit.

【指定代表圖】 第 1 圖

【代表圖之符號簡單說明】

100：呼吸加濕系統

102：加壓氣源

104、110：入口

106、128：出口

108：加濕單元

112：導管

114：加濕腔

116：主體

118：基部

120：加熱器板

122：控制器

124、126：端口

130：加熱器板感測器

132：流量感測器

200：呼吸電路

202：分段式吸氣支管

202a、202b：吸氣支管

204a、204b：感測器

206a、206b、212：加熱線



208：保溫箱

210：呼氣支管

214：中間連接器

## 【發明說明書】

【中文發明名稱】呼吸加濕系統

【英文發明名稱】A RESPIRATORY HUMIDIFICATION SYSTEM

【技術領域】

【0001】本申請案涉及2012年11月14日提交的題為“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS（用於呼吸電路之區域加熱）”的美國臨時申請案號61/726,532；2013年3月14日提交的題為“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS（用於呼吸電路之區域加熱）”的美國臨時申請案號61/786,141；2013年9月13日提交的題為“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS（用於呼吸電路之區域加熱）”的美國臨時申請案號61/877,736；2013年9月13日提交的題為“CONNECTIONS FOR HUMIDICATION SYSTEM（加濕系統的連接）”的美國臨時申請案號61/877,784；2013年9月13日提交的題為“MEDICAL TUBES AND METHODS OF MANUFACTURE（醫用試管及製造方法）”的美國臨時申請案號61/877,622；2013年9月13日提交的題為“HUMIDIFICATION SYSTEM（加濕系統）”的美國臨時申請案號61/877,566；以及2015年9月9日提交的題為“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS（用於呼吸電路之區域加熱）”的美國臨時申請案號62/216,232；以及2016年8月26日提交的題為“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS（用於呼吸電路之區域加熱）”的美國臨時專利申請案號62/380,195，該每個申請藉由引用以其全文結合在此。

【0002】此外，2012年5月30日提交的題為“MEDICAL TUBES AND METHODS OF MANUFACTURE（醫用試管及製造方法）”的PCT申請案號PCT/IB2012/001786、2013年12月4日提交的題為“MEDICAL TUBES AND METHODS OF MANUFACTURE（醫用試管及製造方法）”的PCT申請案號

PCT/NZ2013/000222、以及2013年11月14日提交的題為“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS（用於呼吸電路之區域加熱）”的PCT申請案號PCT/NZ2013/000208也藉由引用以其全文結合在此。

【0003】本揭露總體上涉及用於為使用者提供加濕氣體的加濕系統，並且更具體地涉及在與加濕系統一起使用的呼吸電路中加熱氣體。

### 【先前技術】

【0004】許多氣體加濕系統傳遞經加熱和加濕的氣體以用於各種醫療程序（包括呼吸治療、腹腔鏡檢查等等）。該等系統可以被配置成用於使用來自感測器的回饋來控制溫度、濕度和流速。為了在傳遞至使用者時維持令人期望的特性，呼吸電路可以具有與氣體導管相關聯的加熱器，其中該加熱器在氣體流至及/或流自使用者時為氣體提供熱量。可以控制導管加熱器來為氣體提供熱量，從而使得到達使用者的氣體具有令人期望的特性（如溫度及/或濕度）。加濕系統可以包括用於提供回饋至加濕控制器的溫度感測器，該加濕控制器可以調整及/或修改傳遞至導管加熱器的功率以在沿著相關聯的導管的位置處實現目標溫度。

### 【發明內容】

【0005】在此所描述的系統、方法、和裝置具有新穎方面，其中沒有單個方面係為必不可少的或僅靠任何單個方面來負責其令人期望的性質。在不限制申請專利範圍的範圍的情況下，現在將概述一些有利的特徵。

【0006】一些實施方式提供了一種用於呼吸電路的吸氣支管。在此描述的吸氣支管具體地在以下情形中可用，其中，經加熱或加濕的其他必須藉由兩個不同的環境。這例如在嬰兒保溫箱中會是個問題，嬰兒保溫箱中的溫度顯著地

高於周圍環境或者在其中將氣體傳遞至患者的導管的一部分在毛毯下面。然而，在此描述的實施方式可以用於在其中經加熱的及/或加濕的氣體被傳遞至患者的任何環境中並且不侷限於在其中吸氣支管經過兩種不同的環境的使用。

【0007】該吸氣支管可以包括該吸氣支管的第一分段，該第一分段包括形成導管的第一結構，該導管被配置成用於輸送加濕氣體，並且其中，吸氣支管的第一分段包括第一加熱線電路。該吸氣支管可以包括該吸氣支管的第二段，該第二段包括形成導管的第二結構，該導管被配置成用於輸送該加濕氣體，其中，該第二結構被配置成機械地耦合至該第一分段的該第一結構以形成針對該加濕氣體的延伸導管，並且其中，該吸氣支管的該第二段包括第二加熱線電路。該吸氣支管可以包括中間連接器，該中間連接器包括將該第一加熱線電路電耦合至第二加熱線電路的連接電路，其中，該中間連接器可以耦合至該吸氣支管的該第一分段的患者端以及該吸氣支管的該第二分段的腔端以形成用於該加濕氣體的單根導管。該中間連接器可以被該吸氣支管的該第一分段的一部分、該吸氣支管的該第二段的一部分，或該吸氣支管的該第一和第二分段兩者的一部分覆蓋，從而使得該中間連接器在該吸氣支管的內部。

【0008】該吸氣支管可以被配置成用於以兩種加熱模式操作。在第一加熱模式中，電功率經過該中間連接器來為該第一加熱線電路提供功率而不為該第二加熱線電路提供功率。在第二加熱模式中，電功率經過該中間連接器來為該第一加熱線電路和該第二加熱線電路兩者提供功率。例如，該中間連接器可以包括被配置成用於至少部分地基於電流方向及/或電壓極性來沿不同的路徑指引電功率的電氣部件。該中間連接器可以包括導電跡線（track），該導電跡線可以提供在該第一加熱線電路中的一根或多根線與在該第二加熱線電路中的一根或多根線之間的短路（例如，沒有介入電氣部件的直接電氣連接）。該中間連接器可以包括導電跡線，該導電跡線將該第一加熱線電路中的一根或多根線電

耦合至該第二加熱線電路中的一根或多根線，其中，該導電跡線包括電氣部件，如，例如但不限於二極體、電晶體、電容器、電阻器、邏輯閘、積體電路等。在某些實施方式中，該中間連接器包括電耦合至該第一加熱線電路和該第二加熱線電路兩者的二極體。在某些實施方式中，該吸氣支管可以進一步包括第一感測器電路，該第一感測器電路具有定位在該中間連接器處的第一感測器。在某些實施方式中，該吸氣支管進一步包括第二感測器電路，該第二感測器電路具有定位在患者端連接器處的第二感測器，該患者端連接器定位在該吸氣支管的該第二分段的患者端處。該吸氣支管可以被配置成用於以兩種感測模式操作。在第一感測模式中，接收來自該第一感測器的訊號，而不接收來自該第二感測器的訊號。在第二感測模式中，接收來自該第二感測器的訊號，而不接收來自該第一感測器的訊號。在一些實施方式中，感測包括並行地接收來自該第一和第二兩個感測器的訊號。在這種實施方式中，演算法可以確定由該第一感測器至少部分地基於從該第一和第二兩個感測器並行地接收的該訊號測量的參數。在某些實施方式中，該中間連接器包括電耦合至該第一感測器電路和該第二感測器電路兩者的二極體。該患者端連接器可以被配置成用於提供針對該第二感測器電路的電連接。類似地，該患者端連接器可以被配置成用於提供針對該第二加熱線電路的電連接。該感測器可以是溫度感測器、濕度感測器、流量感測器等。該第一和第二感測器可以是被配置成用於測量一個或複數參數（如，溫度、濕度、流速、氧氣百分比等）的感測器。在一些實施方式中，該第一和第二感測器被配置成用於測量至少一個類似參數（例如，溫度、濕度、流速等）。在一些實施方式中，多於兩個感測器可以被包括並且可以被定位在該中間連接器處及/或該患者端連接器處。

**【0009】**一些實施方式提供了一種具有吸氣支管和控制器的呼吸加濕系統。該吸氣支管可以包括：具有第一加熱線電路的第一分段、具有第二加熱線

電路的第二段、具有被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接器電路的中間連接器、定位在該第一分段的患者端處的第一感測器、以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器。該控制器可以被適配成用於在第一模式與第二模式之間選擇性地切換，其中，在該第一模式中，該控制器藉由該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在第二模式中，該控制器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。在某些實施方式中，該呼吸加濕系統至少部分地基於來自該兩個感測器之一或兩者的輸入在模式之間切換。在某些實施方式中，至少部分地基於包括溫度、流量、濕度、功率中的一個或複數的參數或者該等參數的任意組合完成該切換。可以直接從該第一感測器、該第二感測器，或這兩個感測器的組合匯出或得出該等參數。在某些實施方式中，該第一和第二模式係由電源所提供的電流方向或電壓極性定義的。在一些實施方式中，該呼吸加濕系統可以包括多於兩個感測器，該感測器提供用於控制對吸氣支管的加熱的輸入。

**【0010】**一些實施方式提供了一種雙支管電路，該雙支管電路可以包括吸氣支管。這種吸氣支管可以包括：具有第一加熱線電路的第一分段、該吸氣支管的具有第二加熱線電路的第二段、具有被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接器電路的中間連接器、定位在該第一分段的患者端處的第一感測器、以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器。該雙支管電路還可以包括具有呼氣加熱線電路的呼氣支管。該雙支管系統可以進一步包括連接至該吸氣支管和該呼氣支管的介面。該雙支管系統可以進一步包括控制器，該控制器被適配成用於在第一模式與第二模式之間選擇性地切換，其中，在該第一模式中，該控制器藉由該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在該第二模式中，該控制器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。在某些實施方式中，對該呼氣支管的加熱係使用該呼氣加熱線電路執

行的，與使用該第一和第二加熱線電路對該吸氣支管的加熱無關。在某些實施方式中，該呼氣支管與在該吸氣支管的該第一分段中的該第一加熱線電路並行地被供電及/或與該第一和第二加熱線電路並行地被供電。在某些實施方式中，該呼氣支管可以被設計成用於僅在該第一模式、僅在該第二模式、或者既在該第一模式又在該第二模式中被供電。在某些實施方式中，該介面經由 Y 型件連接。可以結合任何適當的患者介面。患者介面係廣義術語並且將為本領域普通技術人員給出其平常的或習慣的含義（即，其不將侷限於特殊的或自訂含義）並且包括但不限於罩（如氣管罩、面罩和鼻罩）、插管和鼻墊。

**【0011】** 在一些實施方式中，提供了一種分段式吸氣支管，其中，該分段的結構包括細長管。該細長管可以包括第一細長構件，該第一細長構件包括中空體，該中空體螺旋地纏繞以至少部分地形成具有縱向軸的導管、沿著該縱向軸延伸的管腔，以及包圍該管腔的中空壁。該細長管可以包括第二細長構件，該第二細長構件在該第一細長構件的相鄰線匝之間螺旋地纏繞並接合，該第二細長構件形成該細長管的該管腔的至少一部分。在某些實現方式中，該第一細長構件在縱向截面中形成複數氣泡，該氣泡在管腔處具有平坦的表面。在某些實現方式中，相鄰氣泡由在該第二細長構件之上的間隙分開。在某些實現方式中，相鄰氣泡並不直接彼此相連接。在某些實現方式中，該複數氣泡具有穿孔。

**【0012】** 一些實施方式提供了一種具有兩個控制電路的呼吸加濕系統。該呼吸加濕系統可以包括吸氣支管，該吸氣支管包括具有第一加熱線的第一分段、具有第二加熱線的第二分段。該呼吸加濕系統還可以包括定位在該第二段的患者端處用於測量患者端參數的感測器。該第一與第二加熱線電耦合，該第一加熱線形成第一加熱器電路，並且該第一和第二線形成第二加熱器電路。該呼吸加濕系統可以包括被配置成用於接收該感測器的輸出的硬體控制器。該硬體控制器可以進一步被配置成用於當該感測器的該輸出與患者端參數設定點

之間的差異低於預定臨界值時向該第一加熱器電路提供電功率並且用於當該感測器的該輸出與該患者端參數設定點之間的差異處於或高於該預定臨界值時向該第二加熱器電路提供電功率。當該硬體控制器向該第一加熱器電路提供電功率時，該硬體控制器可以被配置成用於向該第一加熱器電路提供最大功率。在一些實施方式中，該呼吸加濕系統可以進一步包括中間連接器，該中間連接器具有被配置成用於電連接該第一和第二加熱線的連接器電路。在一些實施方式中，該患者端參數可以是溫度。在一些實施方式中，該第一和第二加熱線可以被暴露於不同的周圍環境。在一些實施方式中，該第一和第二加熱線可以被暴露於不同的溫度。在一些實施方式中，供應至該第一加熱器電路及/或該第二加熱器電路的功率可以由 PID 控制方案確定。

**【0013】**一些實施方式提供了一種具有兩個控制電路的呼吸加濕系統。該呼吸加濕系統可以包括吸氣支管，該吸氣支管包括：具有第一加熱線的第一分段、具有第二加熱線的第二分段以及定位在該第二段分的患者端處用於測量患者端參數的溫度感測器。該第一與第二加熱線可以電耦合，該第一加熱線形成第一加熱器電路，並且該第一和第二線形成第二加熱器電路，該第一和第二加熱線被配置成用於加熱經過該吸氣支管的呼吸氣體。該呼吸加濕系統可以包括流量感測器，該流量感測器在該系統的流動路徑中並且被配置成用於測量該呼吸氣體的流速。該呼吸加濕系統可以包括與該第一加熱線和該第二加熱線以及該溫度感測器和該流量感測器電通訊的硬體處理器。該硬體處理器可以被配置成用於執行可以使該處理器控制該第一和第二加熱器電路的軟體指令。當該感測器的輸出與患者端參數設定點之間的差異低於預定誤差臨界值時，該處理器可以被配置成用於使用該第一加熱器電路加熱該呼吸氣體直到在該第一加熱線中達到最高溫度。當該感測器的該輸出與該患者端參數設定點之間的差異處於或高於該預定誤差臨界值時，該處理器可以被配置成用於使用該第二加熱器電



路加熱該呼吸氣體。提供給該第一加熱器電路的最大功率基於該流速可以是第一最大值或第二最大值，該第一最大值高於該第二最大值。

【0014】在一些實施方式中，該最大功率在該測量流速高於流速臨界值時可以是該第一最大值，並且在該測量流速低於該流速臨界值時可以是該第二最大值。在一些實施方式中，該流速臨界值可以在約 2.4 lpm 與約 5 lpm 之間。在一些實施方式中，該流速臨界值可以約為 3.5 lpm。在一些實施方式中，該流速臨界值可以約為 3 lpm。

【0015】在其他實施方式中，當正向該第一加熱器電路提供該第一最大功率並且該測量流速下降到高流量至低流量臨界值時，提供給該第一加熱器電路的該最大功率可以切換為該第二最大功率。當正向該第一加熱器電路提供該第二最大功率並且該流速增加到低流量至高流量臨界值時，提供給該第一加熱器電路的該最大功率可以切換至該第一最大功率，該高流量至低流量臨界值低於該低流量至高流量臨界值。在一些實施方式中，該高流量至低流量臨界值可以在約 2.4 lpm 與約 5 lpm 之間。在一些實施方式中，該低流量至高流量臨界值約為 6.5 lpm。

【0016】在具有該流量感測器的一些實施方式中，該吸氣支管的該第一分段的與該第二分段相鄰的一部分可以暴露於與該第二分段相同的周圍環境。在一些實施方式中，該第一分段的該部分和該第二分段可以在保溫箱內部並且該第一分段的剩餘部分可以在保溫箱外部。

#### 【圖式簡單說明】

【0017】貫穿附圖，可以重複使用參考標號以指示所引用元素之間的一般對應。附圖被提供用於展示在此描述的示例實施方式並且不旨在限制本揭露的範圍。

第 1 圖展示了用於將加濕氣體傳遞給使用者的示例呼吸加濕系統，該加濕系統具有呼吸電路，該呼吸電路包括分段式吸氣支管，其中，在每個分段中具有感測器。

第 2 圖展示了用於與加濕系統一起使用的分段式吸氣支管，該分段式吸氣支管具有被配置成用於耦合加熱線的中間連接器以及在兩個分段中的感測器。

第 3A 圖和第 3B 圖展示了示例電路圖，該示例電路圖包括用於為呼吸電路的分段式吸氣支管中的加熱線提供功率的有源整流電源，其中，該電路被配置成用於在第一模式中為在吸氣支管的第一分段中的加熱線供電並且在第二模式中為在兩個分段中的加熱線供電。

第 4A 圖至第 4D 圖展示了具有吸氣支管和呼氣支管的示例加濕系統，其中，該加濕系統被配置成用於控制在兩個支管中的加熱線。

第 5 圖展示了被配置成用於檢測吸氣支管的延伸部分的存在並且用於為在吸氣支管中的加熱線、吸氣支管的延伸部分以及呼氣支管提供功率的示例系統之框圖。

第 6A 圖和第 6B 圖展示了加濕系統中的示例電路圖，其中，該電路被配置成用於從兩個感測器讀取資料。

第 7 圖展示了加濕系統中的示例電路圖，其中，該電路被配置成用於使用兩個電晶體讀取溫度資料。

第 8A 圖和第 8B 圖展示了針對具有吸氣支管和呼氣支管的呼吸電路的硬體設定之示例圖，該吸氣支管具有第一分段和第二分段。

第 9 圖展示了加濕系統的示例實施方式，該加濕系統利用中間連接器中的微控制器來測量用於控制加熱的資料並且來讀取在吸氣支管中的感測器值。

第 10 圖展示了針對吸氣支管的示例中間連接器的框圖，其中，該中間連接器使用微控制器。

第 11 圖展示了示例電源模組以及包括在第 10 圖中所展示的中間連接器中的資料線轉換器之電路圖。

第 12 圖展示了結合第 10 圖中所展示的中間連接器一起使用的以在電源板上的控制側與 AC 側之間提供雙向資料通訊的示例雙光耦合器電路之電路圖。

第 13 圖展示了結合用於與具有吸氣支管的呼吸電路一起使用的數位溫度感測器的示例加濕系統之電路圖，該吸氣支管具有至少兩個分段。

第 14A 圖和第 14B 圖展示了中間連接器之示例印刷電路板（“PCB”）。

第 14C 圖和第 14D 圖展示了中間連接器之示例實施方式。

第 15A 圖展示了患者端連接器之示例 PCB。

第 15B 圖至第 15E 圖展示了患者端連接器之示例實施方式。

第 16A 圖至第 16E 圖展示了針對分段式吸氣支管的佈置限制器之示例實施方式。

第 17A 圖展示了示例複合管的一部分之側平面圖。

第 17B 圖展示了類似於第 17A 圖的示例複合管的管的頂部部分之縱向截面。

第 17C 圖展示了另一個縱向截面，該另一個縱向截面展示了在複合管中的第一細長構件。

第 17D 圖展示了管的頂部部分之另一個縱向截面。

第 17E 圖展示了管的頂部部分之另一個縱向截面。

第 18A 圖展示了在複合管中的第二細長構件之橫向截面。

第 18B 圖展示了第二細長構件之另一個橫向截面。

第 18C 圖展示了另一個示例第二細長構件。

第 18D 圖展示了另一個示例第二細長構件。

第 18E 圖展示了另一個示例第二細長構件。

第 18F 圖展示了另一個示例第二細長構件。

第 18G 圖展示了另一個示例第二細長構件。

第 19A 圖至第 19C 圖展示了被配置成用於提高熱效率的第一細長構件形狀之示例。

第 19D 圖至第 19F 圖展示了被配置成用於提高熱效率的細絲安排之示例。

第 20A 圖至第 20C 圖展示了第一細長構件堆疊之示例。

第 21A 圖展示了被配置成用於獨立地控制兩個加熱器之示例電路圖。

第 21B 圖展示了被配置成用於提供兩個加熱器的閘控制之示例電路圖。

第 21C 圖展示了被配置成用於在兩個加熱器的獨立控制及閘控制之間切換之示例電路圖。

第 22A 圖展示了包括邏輯模組和模式繼電器之示例電路圖，該模式繼電器被配置成用於使能夠控制兩個加熱器或一個分段式加熱器。

第 22B 圖展示了被配置成用於控制兩個加熱器的模式繼電器之框圖。

第 22C 圖展示了被配置成用於控制分段式加熱器的模式繼電器之框圖。

第 23 圖展示了被配置成用於在對兩個加熱器的獨立控制及閘控制之間切換並且用於提供關於在第 22A 圖中展示的示例電路圖所描述的功能之示例電路圖。

第 24A 圖展示了被配置成用於並行地控制兩個加熱器之示例電路圖。

第 24B 圖展示了第 24A 圖中所展示的加熱器模組之示例配置，其中，該加熱器兩者都包括用於控制電流的流動的二極體。

第 24C 圖展示了在第 24A 圖中展示的被配置成用於藉由使用加熱器模組控制分段式加熱器的示例電路圖。

第 24D 圖展示了在第 24C 圖中所展示的加熱器模組的示例配置。

第 25A 圖至第 25C 圖展示了被配置成用於使用有源整流電路並行地控制兩個加熱器之另一個示例電路。

第 26 圖展示了用於控制分段式加熱器的示例方法之流程圖。

第 27 圖展示了示例目標溫度特徵曲線。

第 28 圖展示了功能框圖，該功能框圖展示了控制模組的處理部件、與加熱器分段相關的需求以及控制模組的確定的應用之間的關係。

第 29 圖展示了示例控制演算法之流程圖。

第 30 圖展示了示例 PID 控制方案之流程圖。

第 31 圖展示了另一個示例控制演算法之流程圖。

第 32A 至第 32C 展示了示例中間連接器。

第 33A 圖至第 33C 圖展示了中間連接器之示例罩蓋。

第 34 圖展示了其加熱線與二極體直接耦合在一起的吸氣支管以及延伸支管之示例實施方式。

第 35 圖展示了另一個示例控制演算法之流程圖。

第 36 圖展示了另一個示例控制演算法之流程圖。

第 37 圖展示了另一個示例 PID 控制方案之流程圖。

第 38 圖展示了用於與加濕系統一起使用的吸氣導管之示例實施方式。

第 39A 圖至第 39B 圖展示了吸氣支管和延伸支管關於保溫箱之示例配置。

第 40 圖展示了具有低流量控制部件的另一個示例控制演算法之流程圖。

第 41 圖展示了另一個示例低流量控制部件之流程圖。

第 42 圖展示了中間連接器之另一個示例 PCB。

第 43 圖展示了患者端連接器之另一個示例 PCB。

第 44A 圖至第 44B 圖展示了腔端連接器之示例 PCB。

## 【實施方式】

【0018】在此描述了分段式吸氣支管、多區域加熱以及對吸氣支管及/或呼氣支管的加熱的某些實施方式和示例。本領域技術人員將認識到，本揭露擴展超出明確揭露的實施方式及/或使用以及其明顯的修改和等效物。因此，其旨在使本揭露的在此所揭露的範圍不應受到在此描述的任何特定實施方式的限制。

【0019】在此描述的是用於在呼吸加濕系統的呼吸電路中將熱量提供給分段式吸氣支管或將熱量提供給吸氣支管及/或呼氣支管的多種系統和方法。將理解的是，儘管在此描述的大部分係在呼吸電路中的分段式吸氣支管及/或呼氣支管的背景中，本揭露的一個或複數特徵也可以在其他場景中被實現，其中，令人期望的是提供在分段式氣體傳遞導管中的不同的加熱或者如在呼吸、外科手術或其他應用中的分開的氣體傳遞導管的單獨的加熱。

【0020】本揭露在將熱量提供給導管的背景中引用了加熱線、加熱元件及/或加熱器。例如，加熱線係廣義術語並且將為本領域普通技術人員給出其平常的或習慣的含義（即，其不將侷限於特殊的或自訂含義）並且包括但不限於加熱器帶及/或當提供電功率時產生熱量的導電元件。這種加熱元件的示例包括由導電金屬（例如，銅）製成的線、導電聚合物、印刷在導管的表面上的導電墨、用於在導管上創建軌跡的導電材料等等。此外，本揭露在氣體傳遞的背景中引用導管、支管和醫療管。例如，管係廣義術語並且將為本領域普通技術人員給出其平常的或習慣的含義，並且包括但不限於具有各種截面的通道，如圓柱形和非圓柱形通道。某些實施方式可以結合複合管，複合管通常可以被定義為包括兩個或更複數部分的管，或者確切地的一些實施方式中如以下更詳細描述的包括兩個或更複數部件。包括所揭露的醫療管的分段支管還可以用於呼吸電路中，如連續的、可變的或雙層的正壓氣道（PAP）系統或其他形式的呼吸治療。術語“導管”和“支管”應以類似於管的方式被解釋。

【0021】當經加熱的、加濕的呼吸管用於保溫箱或溫控環境（或其中存在溫度變化的任何區域，如用於燒傷受害者的輻射加熱器周圍，或者在由患者使用的毛毯下面）時，該呼吸管可以通過至少兩個不同的區域：較低溫度區域（如在保溫箱外部的區域）以及較高溫度區域（如在保溫箱內部的區域）。如果管由單個加熱器沿著其全長加熱，那麼根據哪個區域被感測到（例如，哪個區域包含溫度感測器），區域之一將傾向於在非期望的、不合適的或非最優的溫度處。如果加熱器被控制至在保溫箱內部的感測器（如至患者端溫度感測器），那麼在保溫箱外面的部分將傾向於極冷，這會導致冷凝。相反地，如果加熱器被控制至在保溫箱外部的感測器，那麼在保溫箱內部的部分將傾向於極熱，這會導致過熱的氣體被提供給患者。因此，本揭露描述了在分段式呼吸管中提供熱量控制的多種系統和方法，其中，每個分段具有將回饋提供至控制模組的相關聯的感測器。儘管在此關於兩個區域描述了幾個實施方式，這種系統還可以被擴展以應用於使用附加的區域、分段或區域。例如，在包括三個溫度區域的實施方式中，可以至少部分地基於在該等區域中的三個不同的溫度感測器來加熱呼吸管的分段。此外，在此揭露的實施方式可以至少部分地基於在患者端處的參數控制熱量被傳遞至呼吸管，繞過或忽略在沿著管的中間點處的一個或複數感測器。另外，在此揭露的實施方式可以使用由感測器（例如，但不限於，溫度感測器、濕度感測器、流量感測器、氧氣感測器等）提供的參數控制熱量被傳遞至呼吸管。

【0022】控制模組可以監測並控制在複數區域或部分中的加熱溫度。控制模組可以被配置成用於使用在此描述的連接器元件的實施方式在第一模式中將熱量提供給呼吸管的第一部分並且用於在第二模式中提供給整個呼吸管。可以在沒有懸空引線、暴露連接器及/或患者端電連接的情況下使用在此描述的實施方式。在此使用的懸空引線包括電連接，該電連接在呼吸管的外部延伸、內部

地通過呼吸管、並且結合、模製或以其他方式形成或包括作為呼吸管的一部分。控制模組可以定位在加濕器內部或在其外部。在一些實施方式中，控制模組定位在加濕器內以控制與吸氣支管的第一分段、吸氣支管的第二段以及呼氣支管相關聯的加熱線，並且讀取來自與吸氣支管及/或呼氣支管的第一和第二分段相關聯的感測器的參數。在一些實施方式中，控制模組被配置成用於單獨地控制與吸氣支管相關聯的加熱線以及與呼氣支管相關聯的加熱線。

**【0023】** 控制模組還可以自我調整地改變該等分段的溫度。例如，控制模組可以監測與一個或複數分段相關聯的溫度感測器。該監測可以是連續的、基於一定間期的或者基於其他方案（如中斷或事件）的監測。例如，對溫度感測器的監測可以基於以下各項：從模式轉換器讀數值、確定電壓或電流、感測邏輯狀況、讀取恆溫裝置、測量熱敏電阻值、測量電阻式溫度檢測器、測量熱電偶的電壓、或者用於感測溫度的其他方法，包括但不限於使用半導體結型感測器、紅外或熱輻射感測器、溫度計、指示器等等。在一些實施方式中，溫度感測器係熱敏電阻器。

**【0024】** 在一些實施方式中，被傳遞至吸氣支管的第一分段與吸氣支管的第二段段的功率比可以至少部分地基於來自與每個分段相關聯的感測器的回饋在使用過程中改變。例如，功率比可以改變，其方式使得每個分段被加熱到一定的溫度以減少或消除冷凝。作為進一步的示例，功率比可以改變，從而使得不將過熱的氣體提供給患者。在一些實施方式中，功率比可以基於來自感測器（例如，溫度感測器、濕度感測器、氧氣感測器、流量感測器等）的回饋連續地改變。功率比可以按不同的方式改變。例如，功率比可以藉由改變電源訊號的幅值（包括但不限於電壓及/或電流）、電源訊號的持續時間、電源訊號的工作週期，或電源訊號的其他合適變化而改變。在實施方式中，功率比藉由改變所提供的電流的幅值而改變。類似地，在一些實施方式中，被傳遞至吸氣支管



與呼氣支管的功率比可以至少部分地基於來自與每個支管相關聯的感測器的回饋在使用過程中改變。

【0025】一些實施方式提供包括加熱線的吸氣支管，該等加熱線不在氣體路徑中，而是被包含在材料中，該材料將加熱線與其他路徑分隔開並且還將它們與外部環境隔離開。在一些實施方式中，用於為分段中的加熱線提供功率並且用於讀取感測器的電路在吸氣支管的內部從而使得其不被暴露於外部環境中。在一些實施方式中，加熱線被模製到吸氣或呼氣管中，從而使得在管的補充分段中的加熱線的端接觸中間連接器，從而使得加熱線電耦合至中間連接器，其中，該中間連接器可以被配置成用於提供用於加熱線控制及/或感測器讀取的電路。在一些實施方式中，施加到加熱線上的電源的工作週期可以被調製、修改及/或改變以便當氣體沿著相關聯的分段或支管流動時改變傳遞至氣體的熱量。

【0026】在此描述的一些實施方式提供了一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統被配置成用於將溫暖的、加濕的氣體傳遞至患者或其他使用者。氣體藉由用液體（例如，水）填充的液體腔，該液體係使用加熱器板加熱的。液體在腔中蒸發並且與流過其的氣體組合，由此加熱及/或加濕氣體。加濕氣體可以被指引至具有與其相關聯的一個或複數加熱線的吸氣支管。加熱線可以被選擇性地供電來為加濕氣體提供定義的、期望的、合適的或選擇的熱量。在一些實施方式中，呼吸加濕系統可以結合保溫箱或輻射加溫器或溫控環境一起使用。溫控環境可以是基本上密封的環境，其中，環境內的溫度被嚴格控制在預定義溫度限制內。溫控環境係指定義密封的外殼，該密封的外殼包括嚴格的溫度控制。吸氣支管可以被分段，從而使得第一分段在保溫箱外部而第二分段在保溫箱內部。此外，第一組加熱線可以與第一分段相關聯而第二組加熱線可以與第二分段相關聯。該加濕系統可以被配置成用於在第一模式中為第一組加熱線提供功

率並且在第二模式中為第一組和第二組加熱線提供功率。在一些實施方式中，該加濕系統可以被配置成用於在第一模式中為第一組加熱線提供功率並且在第二模式中為第二組加熱線提供功率。在一些實施方式中，第一部分或第一組加熱線被加熱並且第一和第二組加熱線兩者僅在溫控環境或保溫箱中存在突然的變化（如，由於通風裝置，或風扇或毛毯被放置在保溫箱內的管的感測器之上）的情況下都被加熱。吸氣支管可以包括在每個分段的末端處的感測器，該感測器用於為加濕系統提供回饋以用於選擇功率來傳遞至在分段中的該多組加熱線。在一些實施方式中，感測器可以僅位於整個管的末端處，並且感測器可以位於溫控環境或保溫箱或輻射加熱器內。在一些實施方式中，加濕系統可以包括具有相關聯的加熱線的呼氣支管，該加熱線也由加濕系統選擇性地控制。在本揭露中，參照吸氣支管對分段分段支管進行描述。然而，所描述的特徵也可以應用於呼氣支管。

#### 呼吸加濕系統

【0027】第 1 圖展示了用於將加濕氣體傳遞給使用者的示例呼吸加濕系統 100，該加濕系統 100 具有呼吸電路 200，該呼吸電路包括在每個分段中具有感測器 204a、204b 的分段式吸氣支管 202。如所展示的，分段式吸氣支管 202 可以結合保溫箱 208 一起使用，或者結合沿著吸氣支管 202 的不同的分段存在不同的溫度的另一個系統，如結合輻射加熱器或溫控環境。分段式吸氣支管 202 可以用於為吸氣支管 202a、202b 的不同分段提供不同水準的熱量以減少或防止冷凝及/或控制傳遞至使用者的氣體的溫度。

【0028】所展示的呼吸加濕系統 100 包括加壓氣源 102。在一些實現方式中，加壓氣源 102 包括風扇、鼓風機等等。在一些實現方式中，加壓氣源 102 包括呼吸機或其他正壓生成裝置。在一些實現方式中，氣源可以是加壓氣體儲蓄器並

且氣體可以由出口供應，如醫院的壁式氣源。加壓氣源 102 包括入口 104 和出口 106。

【0029】加壓氣源 102 將液體流（例如，氧氣、麻醉氣體、空氣、空氣和氧氣混合物、氣體混合物等等）提供至加濕單元 108。液體流從加壓氣源 102 的出口 106 通過加濕單元 108 的入口 110。在所展示的配置中，加濕單元 108 與氣源 102 分開並且可去除地可連接至氣源 102。在所展示的配置中，加濕單元 108 被示出與氣源 102 分開，其中，加濕單元 108 的入口 110 藉由導管 112 與加壓氣源 102 的出口 106 相連接。在一些實現方式中，加壓氣源 102 和加濕單元 108 可以被集成到單個外殼中。

【0030】雖然其他類型的加濕單元可以與在本揭露中所描述的某些特徵、方面和優點一起使用，但是所展示的加濕單元 108 係 Pass-over 加濕器，該加濕器包括加濕腔 114 以及至加濕腔 114 的入口 110。在一些實現方式中，加濕腔 114 包括主體 116，該主體具有附接於其的基部 118。可以在被適配成用於容納液體體積的加濕腔 116 內定義隔腔，該液體可以由藉由基部 118 傳導或提供的熱量加熱。在一些實現方式中，基部 118 被適配成用於與加熱器板 120 接觸。可以藉由控制器 122 或其他合適的部件來控制加熱器板 120，從而使得被傳送至液體中的熱量可以被改變或被控制。

【0031】加濕單元 108 的控制器 122 可以控制呼吸加濕系統 100 的各部件的操作。雖然所展示的系統被展示為係使用單個控制器 122，但是在其他配置中可以使用複數控制器。該複數控制器可以通訊或者可以提供單獨的功能並因此，該控制器不需要通訊。在一些實現方式中，控制器 122 可以包括微處理器、處理器或者具有相關聯的記憶體或儲存裝置的邏輯電路，該記憶體或儲存裝置包含針對電腦程式的軟體代碼。在這種實現方式中，控制器 122 可以根據如包含在電腦程式中的指令並且還回應於內部或外部輸入來控制呼吸加濕系統 100 的

操作。控制器 122 或複數控制器中的至少一個控制器可以與呼吸電路一起定位，或者附接在呼吸電路上或者集成作為呼吸電路的一部分。

【0032】加濕腔 114 的主體 116 包括定義入口 110 的端口 124，以及定義加濕腔 114 的出口 128 的端口 126。隨著包含在加濕腔 114 內的液體被加熱，液體蒸汽與通過入口端口 124 引入到加濕腔 114 中的氣體混合。氣體與蒸汽的混合物通過輸出端口 126 離開加濕腔 114。

【0033】呼吸加濕系統 100 包括呼吸電路 200，該呼吸電路包括連接至出口 128 的吸氣支管 202，該出口定義了加濕單元 108 的輸出端口 126。吸氣支管 202 向使用者傳送從加濕腔 114 出來的氣體與水蒸汽的混合物。吸氣支管 202 可以包括沿著吸氣支管 202 定位的加熱元件 206，其中，該加熱元件 206 被配置成用於沿著吸氣支管 202 減少冷凝、用於控制到達使用者的氣體的溫度、用於維持氣體的濕度或者該等用途的任意組合。加熱元件 206 可以升高或維持由吸氣支管 202 傳送的氣體和水蒸汽混合物的溫度。在一些實現方式中，加熱元件 206 可以是定義電阻加熱器的線。藉由增加或維持離開加濕腔 114 的氣體和水蒸汽混合物的溫度，水蒸汽較不可能從混合物中冷凝出來。

【0034】呼吸加濕系統 100 可以結合保溫箱 208 一起使用。保溫箱 208 可以被配置成用於為使用者維持保溫箱 208 內期望的環境，如選擇的、定義的或期望的溫度。因此，在保溫箱 208 內的內部環境溫度可能與保溫箱 208 外部的溫度不同。因此，保溫箱 208 沿著吸氣支管 202 導致、定義、創建或維持不同的溫度，其中，內部溫度通常高於外部溫度。沿著吸氣支管 202 具有至少兩個不同的溫度區域會在將氣體傳遞至使用者的過程中造成問題，如沿著吸氣支管 202 冷凝、傳遞溫度過高的其他，或者兩者。

【0035】呼吸加濕系統 100 可以包括與加熱元件 212 相關聯的呼氣支管 210。在一些實施方式中，吸氣支管 210 和呼氣支管 202 可以使用合適的配件（例

如，Y 型件）相連接。在一些實施方式中，呼吸加濕系統 100 可以結合在毛毯下面的或者在創建兩個或更複數溫度區域的其他系統或情形中的輻射加溫器一起使用。在此描述的系統和方法可以與這種系統一起使用並且不侷限於結合保溫箱的實現方式。

【0036】吸氣支管 202 可以被劃分為分段 202a 和 202b，其中，第一分段 202a 可以是在保溫箱 208 外部的吸氣支管 202 的一部分並且第二分段 202b（例如，保溫箱延伸部分）可以是在保溫箱 208 內部的吸氣支管 202 的一部分。第一分段 202a 和第二分段 202b 可以是不同的長度或相同的長度。在一些實施方式中，第二分段 202b 可以比第一分段 202a 短，並且，在某些實現方式中，第二分段 202b 可以約為第一分段 202a 的長度的一半。第一分段 202a 例如可以具有至少約 0.5 m 及/或小於或等於約 2 m、至少約 0.7 m 及/或小於或等於約 1.8 m、至少約 0.9 m 及/或小於或等於約 1.5 m、或者至少約 1 m 及/或小於或等於約 1.2 m 的長度。第二分段 202b 例如可以具有至少約 0.2 m 及/或小於或等於約 1.5 m、至少約 0.3 m 及/或小於或等於約 1 m、至少約 0.4 m 及/或小於或等於約 0.8 m、或者至少約 0.5 m 及/或小於或等於約 0.7 m 的長度。

【0037】吸氣支管 202a、202b 的分段可以彼此耦合以形成用於氣體傳遞的單個導管。在一些實施方式中，在沒有第二分段 202b 的情況下，第一分段 202a 可以包括一個或複數加熱線 206a 以及一個或複數第一感測器 204a 並且可以被使用。在第二分段 202b 沒有耦合至第一分段 202a 的情況下，控制器 122 可以被配置成用於控制第一加熱線 206a 並且讀取第一感測器 204a。此外，當第二分段 202b 耦合至第一分段 202a 時，控制器 122 可以被配置成用於控制第一和第二加熱線 206a、206b 並且讀取在其對應分段中的第一和第二感測器 204a、204b。在一些實施方式中，當第二分段 202b 附接時，控制器 122 可以被配置成用於控制對應的第一和第二加熱線 206a、206b 並且用於讀取對應的第一和第二感測器 204a、

204b；並且在不修改控制器 122 或加濕單元 108 的情況下，當第二分段 202b 未附接時，用於控制第一加熱線 206a 以及用於讀取第一感測器 204a。因此，無論吸氣支管 202 包括第一分段 202a 和第二分段 202b 兩者還是僅包括第一分段 202a，可以使用相同的控制器 122 及/或加濕單元 108。在一些實施方式中，在不修改控制器 122 或加濕單元 108 的情況下，控制器 122 可以進一步被配置成用於控制在呼氣支管 210 中的加熱線 212。因此，呼吸加濕系統 100 可以在具有或沒有第二分段 202b 附接及/或具有或沒有呼氣支管 210 附接的情況下工作。將理解的是，在沒有第二分段 202b 的情況下，如當患者介面附接於第一分段的末端來為患者提供氣體時，吸氣支管 202 的第一分段 202a 可以作為獨立式吸氣支管工作。在一些配置中，控制器 122 可以或者控制第一和第二分段 202a、202b 兩者或者僅控制第一分段 202a 或者僅控制第二分段 202b。

【0038】在一個配置中，控制器 122 被配置成用於僅基於來自感測器 204b 的讀數控制第一和第二分段 202a、202b 或者僅第一分段 202a。在此配置中，吸氣管 202 可以僅包括定位在第二分段的末端處的一個感測器 204b，而沒有中間感測器 204a。

【0039】在一些實施方式中，第一和第二分段 202a、202b 被永久地聯接在一起以形成用於氣體傳遞的單個導管。如在此使用的，永久聯接可以指如藉由使用黏合劑、摩擦配件、包模、機械連接器等將分段 202a、202b 聯接在一起，其方式使得難以將這兩個分段分開。在一些實施方式中，第一和第二分段 202a、202b 被配置成可釋放地耦合。例如，第一分段 202a 在沒有第二分段 202b 的情況下可以用於氣體傳遞，或者第一和第二分段 202a、202b 可以耦合在一起以形成用於氣體傳遞的單個導管。在一些實施方式中，第一和第二分段 202a、202b 被配置為使得它們可以僅按一種配置耦合在一起。例如，第一分段 202a 可以具有定義的腔端（例如，沿著加濕氣體流至患者的方向最接近腔 114 或加濕單元

108 的端)以及定義的患者端(例如,沿著加濕氣體流至患者的方向最接近患者的端),其中,該腔端被配置成耦合至在腔 114 處的部件及/或加濕單元 108。第二分段 202b 可以具有定義的腔端以及定義的患者端,其中該腔端被配置成僅耦合至第一分段 202a 的患者端。第一分段 202a 的腔端可以被配置成不與第二分段 202b 的任一端耦合。類似地,第一分段 202a 的患者端可以被配置成不與第二分段 202b 的患者端耦合。類似地,第二分段 202b 的患者端可以被配置成不與第一分段 202a 的任一端耦合。因此,第一和第二分段 202a、202b 可以被配置成僅以一種方式耦合從而形成用於氣體傳遞的單個導管。在一些實施方式中,第一和第二分段 202a、202b 可以被配置成以各種各樣的配置耦合。例如,第一和第二分段 202a、202b 可以被配置成不包括定義的患者端及/或定義的腔端。作為另一個示例,第一和第二分段 202a、202b 可以被配置為使得第一分段 202a 的患者端及/或腔端可以耦合至第二分段 202b 的腔端或患者端中的任一者。類似地,第一和第二分段 202a、202b 可以被配置為使得第二分段 202a 的腔端及/或患者端可以耦合至第二分段 202b 的腔端或患者端中的任一者。

【0040】呼吸加濕系統 100 可以包括中間連接器 214,該中間連接器可以被配置成用於電耦合吸氣支管 202 的第一和第二分段 202a、202b 的元件。中間連接器 214 可以被配置成用於將第一分段 202a 中的加熱線 206a 電耦合至第二分段 202b 中的加熱線 206b 從而使能夠使用控制器 122 控制加熱線 206a、206b。中間連接器 214 可以被配置成用於將第二分段 202b 中的第二感測器 204b 電耦合至第一分段中的第一感測器 204a 從而使控制器 122 能夠採集其對應的輸出。中間連接器 214 可以包括使能夠選擇性地控制加熱線 206a、206b 及/或選擇性地讀取感測器 204a、204b 的電氣部件。例如,中間連接器 214 可以包括在第一模式中通過第一加熱線 206a 並且在第二模式中通過第一和第二加熱線 206a、206b 引導功率的電氣部件。例如,包括在中間連接器 214 上的電氣部件可以包括但不限於

電阻器、二極體、電晶體、繼電器、整流器、開關、電容器、電感器、積體電路、微控制器、微處理器、RFID 晶片、無線通訊感測器等等。在一些實施方式中，中間連接器 214 可以被配置成在吸氣支管 202 內部從而使得其基本上遮罩外部元素（例如，來自吸氣支管 202 外部環境的少於 1% 的水、顆粒、污染物等接觸中間連接器 214）。在一些實施方式中，中間連接器 214 上的一些電氣部件可以被配置成用於與吸氣支管 202 內的加濕氣體實體地隔離開從而減少或防止可能由暴露至濕氣中引起的損壞。在一些實施方式中，中間連接器 214 可以包括相對廉價的無源電氣部件以減少成本及/或提高可靠性。

【0041】吸氣支管 202 可以包括在吸氣支管 202a、202b 的對應分段中的感測器 204a、204b。第一感測器 204a 可以被定位接近第一分段 202a 的末端、靠近保溫箱 208，從而使得從第一感測器 204a 得出的參數對應於進入第二段 202b 的加濕氣體的參數。第二感測器 204b 可以被定位接近第二段 202b 的末端，從而使得從第二感測器 204b 得出的參數對應於被傳遞至患者或使用者的加濕氣體的參數。感測器 204a、204b 的輸出可以作為回饋被發送至控制器 122 以用於控制功率傳遞至吸氣支管 202a、202b 的分段的加熱元件 206a、206b。在一些實施方式中，感測器 204a、204b 中的一者或兩者可以是溫度感測器、濕度感測器、氧氣感測器、流量感測器等。溫度感測器可以例如是任何適當類型的溫度感測器，包括但不限於熱敏電阻器、熱電偶、數位溫度感測器、電晶體等等。由感測器提供或從其中得到的參數可以例如包括但不限於溫度、濕度、氧氣含量、流速或該等參數的任意組合等等。

【0042】控制器 122 可以被配置成用於控制加熱線 206a 和 206b、用於接收來自感測器 204a 和 204b 的回饋、用於提供邏輯以控制至加熱線 206a 和 206b 的功率、用於回應於來自感測器 204a 和 204b 的讀數調整對加熱線 206a 和 206b 的控制、用於檢測吸氣支管 202 的第二分段 202b 的存在、用於從來自感測器 204a



和 204b 的讀數中得出參數等等。在一些實施方式中，控制器 122 包括被配置成用於將電功率傳遞至加熱線的電源。電源可以是交流或直流源。在一些實施方式中，控制器 122 可以接收來自加熱器板感測器 130 的輸入。加熱器板感測器 130 可以為控制器 122 提供與溫度及/或加熱器板 120 的功率利用率有關的資訊。在一些實施方式中，控制器 122 可以接收來自流量感測器 132 的輸入。任何合適的流量感測器 132 可以被使用並且流量感測器 132 可以被定位在周圍空氣與加濕腔 114 之間或者在加壓氣源 102 與加濕腔 114 之間。在所展示的系統中，流量感測器 132 被定位在加濕腔 114 的入口端口 124 上。

### 分段式吸氣支管

【0043】第 2 圖展示了用於與呼吸加濕系統 100 一起使用的分段式吸氣支管 202 的一部分，該分段式吸氣支管 202 包括第一分段 202a 以及第二分段 202b 並且具有被配置成用於在對應的分段 202a 和 202b 中將第一加熱線 206a 耦合至第二加熱線 206b 以及將第一感測器 204a 耦合至第二感測器 204b 的中間連接器 214。耦合兩個分段 202a 和 202b 可以包括機械地耦合該等分段以形成單個導管，通過該單個導管，加濕氣體可以被傳遞至使用者，其中，機械地耦合分段 202a 和 202b 可以導致通過中間連接器 214 電耦合對應的加熱線 206a、206b 和對應的感測器 204a、204b。

【0044】分段式吸氣支管 202 可以包括結構 216，該結構形成加濕氣體可以通過的管腔。結構 216 可以包括在結構 216 的壁內形成的路徑，該結構被配置成用於容納加熱線 206a 或 206b，從而使得加熱線 206a 或 206b 遮罩行進通過管腔的加濕氣體及/或被結構 216 的外表面覆蓋從而使得它們不被暴露。例如，結構 216 可以是螺旋氣泡管，其中，加熱線路係被模製到管中的線圈。結構 216 可以包括任何類型的合適材料並且可以包括絕緣材料及/或柔性材料。在一些實施方式中，結構 216 和中間連接器 214 可以被配置為使得：當第一和第二分段 202a

和 202b 機械地耦合時，加熱線 206a 和 206b 在中間連接器 214 之上以與中間連接器 214 電耦合的這種方式纏繞。在一些實施方式中，第一分段 202a 及/或中間連接器 214 可以排除用於連結至第二段 202b 的任何懸空引線，由此幫助將第二段 202b 連結至第一分段 202a。

【0045】在第一和第二分段 202a 和 202b 的補充端處的結構 216 可以被配置成用於容納中間連接器 214。因此，中間連接器 214 可以在吸氣支管 202 內部。在一些實施方式中，第一和第二分段 202a 和 202b 的補充端可以被配置成用於使中間連接器 214 遮罩行進通過吸氣支管 202 的加濕氣體。在一些實施方式中，中間連接器 214 既在吸氣支管 202 內部又遮罩導管中的加濕氣體，由此減少或消除在中間連接器 214 上的電氣連接的暴露。在示例性配置中，在管腔內部的中間連接器或者中間連接器 214 的至少一部分被矽或塑膠材料包覆模製以形成保護層或塗層。

【0046】在一些實施方式中，第一加熱線 206a 可以包括兩根線 218 和 220，並且第二加熱線 206b 可以包括兩根線 222 和 224。在第一分段 202a 中的兩根線 218 和 220 可以通過電氣部件 228 彼此電耦合，其中，電耦合創建通過線 218、電氣部件 228 的至少一部分以及線 220 的電氣通路。類似地，第二段 202b 中的兩根線 222 和 224 可以通過電氣部件 228 彼此電耦合及/或在與中間連接器 214 相對的分段 202b 的末端處如通過在此參照第 3A 圖、第 3B 圖、第 8A 圖、第 8B 圖、第 9 圖和第 13 圖更詳細描述的患者端連接器（未示出）電短路在一起。藉由在中間連接器 214 處耦合第二段 202b 的線 222 與 224，在吸氣支管 202 處的患者端的電氣連接被減少或被消除，這可以降低成本、系統複雜性及/或針對患者的風險。

【0047】中間連接器 214 可以被配置以允許單個控制器控制至加熱線 206a、206b 的功率，其中，控制器可以是如在此參照第 1 圖描述的加濕器控制器 122。

在一些實施方式中，在沒有任何附加的控制功能定位在中間連接器 214 上的情況下，加濕器控制器 122 對加熱線進行控制。例如，中間連接器 214 可以包括沒有任何邏輯電路的無源部件，其中，該無源部件將功率引導至如由控制器 122 選擇的加熱線 206a 及/或 206b。這可以允許使用相對廉價的部件來設計中間連接器 214 並且可以降低設計的複雜性。

【0048】在一些實施方式中，在每個分段 202a、202b 中可以使用最多四根線來完成對兩個分段 202a 和 202b 的加熱。例如，在第一分段 202a 中，四根線可以第一加熱線 218、第二加熱線 220、訊號感測器線 228 以及返回感測器線 230。在第二分段 202b 中，四根線可以包括第一加熱線 222、第二加熱線 224、訊號感測器線 232 以及返回感測器線 234。藉由在連接點 226 處將第二加熱線 222、224 耦合至第一加熱線 218、220，並且藉由在連接點 226 處將第二感測器線 232、234 耦合至第一感測器線 228、230，控制器可以被配置成用於在任一分段 202a 或 202b 中不包括多於四根線的情況下將功率獨立地提供至第一加熱線 206a 和第二加熱線 206b 並且用於從感測器 204a 和 204b 中獨立地讀取感測器資料。在一些實施方式中，可以在每個分段中使用少於四根線（例如，使用 3 根線或使用 2 根線）或者在每個分段中使用多於四根線（例如，使用 5 根線、使用 6 根線、使用 7 根線、使用 8 根線或使用多於 8 根線）來完成加熱線 206a 和 206b 的控制以及感測器 204a 和 204b 的讀取。

【0049】中間連接器 214 可以包括被配置成用於允許控制器 122 選擇性地控制加熱線 206a、206b 的電氣部件 228。控制器 122 可以被配置成用於使用兩種模式來控制吸氣支管 202 的加熱，其中，第一控制模式包括為在第一分段中的加熱線 206a 提供功率，並且第二控制模式包括為在第一和第二分段 202a 和 202b 中的加熱線 206a 和 206b 提供功率。因此，控制器 122 可以被配置成用於獨立地控制加熱線選擇。這種能力允許控制器 122 在第二分段 202b 不存在時藉

由根據第一控制模式單獨地控制吸氣支管的加熱來控制吸氣支管 202 的加熱，由此允許呼吸加濕系統 100 用在各種各樣的環境中而不用修改控制器 122 或加濕單元 108。在一些實施方式中，控制模式可以包括功率僅被傳遞至第二段 202b 中的加熱線 206b 的模式。在一些實施方式中，控制器 122 包括提供電流的電源。第一和第二控制模式可以是至少部分地基於由電源供應的電壓，其中，正向電壓或正向電流可以觸發第一控制模式而負向電壓或負向電流可以觸發第二控制模式。在一些實施方式中，電源將經整流的 AC 或 DC 功率提供至加熱線 206a、206b 並且整流或極性變化觸發控制模式的變化。藉由切換控制模式，可以利用可切換輸出訊號的極性的電源來完成對呼吸電路 200 中的加熱的控制。在一些實施方式中，可以藉由調整施加於加熱線 206a、206b 的功率的工作週期來調整提供給加熱線 206a、206b 的功率量。例如，可以使用脈衝寬度調製(PWM)來為加熱線 206a、206b 供電並且 PWM 訊號的工作週期可以被調整以控制所傳遞的功率。在另一個示例中，可以藉由控制電源訊號的幅值而調整提供給加熱線 206a、206b 的功率量。

【0050】中間連接器 214 可以包括被配置成用於允許控制器 122 選擇性地讀取感測器 204a、204b 的電氣部件 230。如在此參照第 6A 圖、第 6B 圖和第 7 圖所描述的，可以藉由使用電流源來完成選擇性讀取，其中，跨線 228 至 230 施加正向電流可以導致控制器 122 測量來自第一感測器 204a 的訊號並且跨線 228 和 230 施加負向電流可以導致控制器 122 測量來自第二感測器 204b 或者來自第一和第二感測器 204a、204b 兩者的訊號。控制器 122 可以使用來自感測器 204a、204b 的讀數來使用例如脈衝寬度調製調整至加熱線 206a、206b 的功率。第一感測器 204a 可以被定位接近第一和第二分段 202a 和 202b 的連接處或交叉處以便為控制器 122 提供進入第二段 202b 的氣體的參數，其可以對應於進入保溫箱或其他這種具有不同環境溫度的區域。第二感測器 204b 可以定位在第二

分段 202b 的患者端處以便為控制器 122 提供被傳遞至患者的氣體的參數或者在患者之前的最終件（如，Y 型件）之前的氣體的參數。控制器 122 可以使用該等讀數來調整至加熱線 206a、206b 的功率以便將吸氣支管 202 的患者端處的氣體的溫度維持在目標溫度或適當的溫度處。目標溫度或適當的溫度可以至少部分地根據它被使用的應用和環境變換，並且可以為約 37°C、約 40°C、至少約 37°C 及/或小於或等於約 38°C、至少約 36.5°C 及/或小於或等於約 38.5°C、至少約 36°C 及/或小於或等於約 39°C、至少約 35°C 及/或小於或等於約 40°C、至少約 37°C 及/或小於或等於約 41°C、或者至少約 39.5°C 及/或小於或等於約 40.5°C。在一些實施方式中，第二感測器 204b 可以定位在保溫箱內部但是不附接於呼吸電路。例如，藉由測量保溫箱內部的參數，可以計算第二段 202b 的溫度。

【0051】如在此所描述的，控制器 122 可以獨立地控制在第一和第二控制模式中傳遞的功率量。至少部分地基於來自感測器 204a 及/或 204b 的回饋，控制器 122 可以獨立地調整在第一和第二控制模式中傳遞的功率，由此導致第一和第二分段 202a 和 202b 之間變化的加熱器功率比。

【0052】在一些實施方式中，第一感測器 204a 定位在吸氣支管 202 內的氣體流中。在一些實施方式中，中間連接器 214 或第一分段 202a 可以包括機械部件，該機械部件減少了穿過第一溫度感測器 204a 的氣體流中的湍流，這可以提高感測器 204a 的讀數的準確性。例如，該機械連接器可以具有空氣動力學截面，參照第 15B 圖至第 15E 圖針對患者端連接器對其示例進行了描述。在一些實施方式中，減少了湍流的機械部件（例如，在吸氣導管內的叉型構件特徵）也固定了在氣體流中的感測器 204a。在一些實施方式中，中間連接器 214 和機械部件被配置成用於將感測器 204a 與中間連接器 214 上的電氣部件熱隔離開，這例如在感測器 204a 係溫度感測器的情況下可以是有利的。

【0053】在一些實施方式中，中間連接器 214 包括除了在第 2 圖中所展示的連接點 226 之外的附加連接點。附加連接點可以用於將進一步的功能結合到呼吸電路中，如，例如，結合記憶體裝置（PROM）或（EPROM）、微控制器、附加電路等等。

#### 中間連接器電路

【0054】第 3A 圖展示了示例中間連接器 214 的電路圖，該電路圖包括用於為呼吸電路的分段式吸氣支管中的加熱線提供功率的有源整流電源，其中，該電路被配置成用於在第一模式中為在吸氣支管的第一分段中的加熱線 R1 和 R2 供電並且在第二模式中為在兩個分段中的加熱線 R1、R2、R3 和 R4 供電。藉由提供在中間連接器 214 上的二極體 D1 和 D2 以及開關 S1 和 S2，可以通過加熱線 R1 和 R2 或者通過加熱線 R1、R2、R3 和 R4 交替地施加功率，其中，電阻器表示加熱線。

【0055】在附圖中使用對應於電源的終端的 VP 和 VN 來表示電源。在實施方式中，電壓源係交流（AC）電源。替代性地，電源可以是直流（DC）電源。儘管在此實施方式中被描述為二極體，D1 和 D2 可以包括多種不同類型的流控制裝置中的任何一種，如例如但不限於整流器、電晶體、繼電器、開關、雙向整流器、場效應電晶體、閘流體（SCR）、恆溫器等等。

【0056】開關 S1 和 S2 在電源的 VP 和 VN 端之間切換。在實施方式中，開關 S1 和 S2 每半個週期的 AC 電源週期切換一次，從而使得在每半個週期期間從電源提取幾乎相等的電流。在第 3A 圖中所展示的電路可以用於在兩種模式中控制加熱器 R1、R2、R3 和 R4，其中，第一控制模式對應於僅將功率提供給 R1 和 R2，並且第二控制模式對應於將功率提供給 R1、R2、R3 和 R4。為了僅將功率提供給在第一分段 202a 中的加熱器 R1 和 R2（對應於第一控制模式），在電源的正向週期期間開關 S1 連接至 VP 且開關 S2 連接至 VN，並且在電源的負向

週期期間開關 S1 連接至 VN 且開關 S2 連接至 VP。在第一控制模式中，電流流過 R1、R2 和 D1，而 D2 阻止電流流過 R3 和 R4。為了將功率提供給在第一和第二分段 202a、202b 中的加熱器 R1、R2、R3 和 R4（對應於第二控制模式），在電源的正向週期期間開關 S1 連接至 VN 且開關 S2 連接至 VP，並且在電源的負向週期期間開關 S1 連接至 VP 且開關 S2 連接至 VN。在第二控制模式中，電流流過 R1、R2、R3、R4 和 D2，而 D1 防止電流跨線短路以旁路掉加熱器 R3 和 R4。如在此參照第 5 圖所描述的，可以藉由為系統添加邏輯的硬體或軟體來完成開關 S1 與 S2 的切換。在一些實施方式中，開關 S1 與 S2 的切換係在 AC 電源週期的過零點處執行的。在一些實施方式中，過零點電路的下降沿和上升沿不被延遲相同的量並且電路在過零點附近是無效的。因此，開關 S1 與 S2 的切換可以在有或者沒有過零點切換檢測及/或邏輯的情況下被執行。

【0057】二極體 D1 和 D2 可以耗散電路中的功率，並因此生成熱量。在一些實施方式中，可以使用肖特基二極體，其中，令人期望的是在相對高溫的環境中減少功率耗散。肖特基二極體可以在最大結溫附近工作以減少或最小化功率耗散，這在本文所描述的呼吸加濕系統的某些實現方式中可以是令人期望的。在一些實施方式中，由二極體生成的熱量可以影響感測器 204a 的溫度讀數。為了減少這種影響，二極體可以熱連接至電路的氣流路徑。為了減少這種影響並消散由二極體生成的熱量，散熱器或散熱墊可以被包括在熱耦合至周圍環境的中間連接器 214 上。為了減少這種影響以及在中間連接器 214 上的其他部件的影響，如參照第 14A 圖至第 14B 圖以及第 15 圖所描述的，感測器 204a（例如，熱敏電阻或其他溫度感測器）可以與該等部件熱隔離開並且實體地定位在相對遠離其他部件處。

【0058】第 3B 圖展示了示例中間連接器 214 的另一個電路圖，該電路圖包括用於為呼吸電路的分段式吸氣支管中的加熱線提供功率的有源整流電源，其

中，該電路被配置成用於在第一模式中為在吸氣支管的第一分段中的加熱線 R1 和 R2 供電並且在第二模式中為在兩個分段中的加熱線 R1、R2、R3 和 R4 供電。如第 3B 圖所示，如之前關於第 3A 圖所描述的，可以僅提供二極體 D1 並且功率通過加熱器 R1 和 R2 或者通過加熱器 R1 至 R4 的路徑仍然可以受控。在第 3A 圖的電路中所示的二極體 D2 被消除。在第 3B 圖中示出的僅具有一個二極體 D1 的電路可以導致由電路生成更少的熱量、減少的部分成本以及更小的電路板。在第 3B 圖中示出的電路的剩餘部分以與第 3A 圖的描述類似的方式工作。在沒有 D2 的實施方式中，如在第 3B 圖中所展示的，大多數電流流過 R1、R2 和 D1，其中，僅剩餘電流流過 R3 和 R4。通過 R3 和 R4 的剩餘電流係可忽略的，從而使得其不影響加濕系統的性能。

【0059】除了關於第 3A 圖和第 3B 圖描述的 AC 操作之外，類似的電路可以用 DC 電源來操作。開關 S1 和 S2 可以至少部分地基於例如時間、電源的輸出電流、來自感測器的回饋或其他控制輸入而切換。在這種實施方式中，在第 3A 圖或第 3B 圖中所展示的電路還可以用於在兩種模式中控制加熱器 R1、R2、R3 和 R4，其中，第一控制模式對應於僅將功率提供給 R1 和 R2，並且第二控制模式對應於將功率提供給 R1 至 R4。為了僅將功率提供給在第一分段 202a 中的加熱器 R1 和 R2（對應於第一控制模式），開關 S1 連接至 VP 且開關 S2 連接至 VN。在第一控制模式中，電流流過 R1、R2 和 D1。在第 3A 圖所示的電路中，D2 防止電流流過 R3 和 R4。然而，如第 3B 圖所示，D2 係可選的部件。為了將功率提供給在第一和第二分段 202a、202b 中的加熱器 R1、R2、R3 和 R4（對應於第二控制模式），開關 S1 連接至 VN 且開關 S2 連接至 VP。在第二控制模式中，電流流過 R1、R2、R3、R4，而 D1 防止電流跨線短路以旁路掉加熱器 R3 和 R4。如之前所描述的，可以藉由為系統添加邏輯的硬體或軟體來完成切換，如在此參照第 5 圖所描述的。



## 吸氣和呼氣支管加熱器的控制

【0060】第 1 圖還展示了具有吸氣支管 202 和呼氣支管 210 的示例加濕系統 100，其中，該加濕系統 100 被配置成用於控制在兩個支管中的加熱線 206、212。在一些實施方式中，在呼氣支管 210 中的呼氣加熱線 212 可以電耦合至在加濕單元 108 和控制器 122 外部的吸氣加熱線 206，從而使得呼氣加熱線 212 的控制可以在不影響其他控制模式並且沒有附加切換電晶體的情況下被實現。類似地，呼氣加熱線 212 可以電耦合至在加濕單元 108 內的吸氣加熱線 206。可以在加濕系統 108 中、在中間連接器 214 上、在加濕系統 108 處的感測器盒中等等完成將呼氣加熱線 212 連接至吸氣加熱線 206。因此，控制器 122 可以在患者端處沒有附加的電連接的情況下控制呼氣加熱線 212，患者端處電連接的存在可能增加風險、系統複雜性以及成本。在第 4A 圖至第 4D 圖、第 8A 圖以及第 8B 圖中示出了加濕單元 108 內部的呼氣加熱線 212 與吸氣加熱線 206 的電耦合的示例。

【0061】參照第 4A 圖，加濕單元 108 可以結合開關或繼電器 S3 和 S4 以在吸氣加熱線和呼氣加熱線的獨立和非獨立控制之間作出選擇。在一些實施方式中，當具有合適標識的管（例如，吸氣支管或呼氣支管）如藉由由加濕單元 108 檢測及/或測量的標識電阻器連接至加濕單元 108 時，開關或繼電器被啟動。例如，當開關未被啟動時（例如，兩個開關 S3、S4 都是斷開的），則可以獨立地及/或非獨立地控制在吸氣支管中的加熱線及/或在呼氣支管中加熱線。

【0062】當合適的管被連接或者系統以其他方式確定其為合適的，那麼開關 S3 和 S4 可以閉合以同時控制吸氣支管和呼氣支管。加濕單元 108 可以包括吸氣電源 INSP 和呼氣電源 EXP，其中，系統可以如在此參照第 3A 圖和第 3B 圖所描述的實現在每個電源中的切換。例如，參照第 3A 圖，吸氣電源可以具有被配置成用於選擇性地將正向或負向週期引導至加熱器 R1 至 R4 的開關 S1 和 S2。類似地，參照第 4A 圖，呼氣電源 EXP 可以包括被配置成用於選擇性地將

功率引導至具有加熱器 R5 和 R6 的呼氣支管的開關。在一些實施方式中，當開關 S3 和 S4 閉合時，在呼氣電源 EXP 中的兩個開關可以斷開，從而使得藉由吸氣電源 INSP 將功率提供至吸氣加熱線和呼氣加熱線。在一些實施方式中，加濕單元 108 不包括呼氣電源 EXP。在這種實施方式中，吸氣電源 INSP 用於當開關 S3 和 S4 斷開時將功率提供給吸氣加熱線並且用於當開關 S3 和 S4 閉合時將功率提供給吸氣和呼氣加熱線兩者。因此，吸氣支管加熱線 206 可以用如前相同的方式被控制，但是現在系統可以使用開關 S3、S4 來同時地控制至使用同一電氣電路及/或控制系統的呼氣加熱線 212 和吸氣加熱線 206 的功率。舉例來講，加濕單元 108 可以在選擇性地控制至呼氣支管中的加熱器 R5 和 R6 的功率時相對於吸氣支管 202 在兩種模式中工作（例如，第一模式中加濕單元 108 將功率提供給加熱器 R1 和 R2 並且第二模式中加濕單元將功率提供給加熱器 R1 至 R4），從而使得加濕單元 108 可以不為加熱器 R5 和 R6 提供功率，或者當在第一模式、在第二模式或在兩種模式中工作時將功率提供給加熱器 R5 和 R6。如前所述，可以在加濕單元 108 內部或外部完成吸氣支管 202 與呼氣支管 210 之間的連接。在實施方式中，連接係在感測器盒、中間連接器 214 中或在另一個位置中完成的。

**【0063】** 在一些實施方式中，被配置成用於將呼氣加熱線 212 連接至控制器 122 的呼氣電路可以在圖 1 所示的中間連接器 214 處實現。呼氣電路可以按照若干種方式中的一種或多種方式被連接。例如，呼氣電路可以並行地與第一分段 202a 中的加熱線 206a 或者與第二分段 202b 中的加熱線 206b 相連接。在一些實施方式中，中間連接器 214 可以包括內部懸空引線，使得呼氣電路在中間連接器 214 上可用。在一些實施方式中，中間連接器 214 可以連接至添加的第三通道，從而使得在吸氣電路與呼氣電路之間不存在懸空的引線。加熱線驅動器控制電路可以被添加至控制器 122 以適應這種實施方式。

【0064】第 4B 圖展示了結合了電源 405 的加濕系統的示例實施方式，該電源用於藉由開關或繼電器 S1 至 S6 以及二極體 D1 的組合將功率提供至吸氣加熱線 R1 至 R4 以及呼氣加熱線 R5 和 R6 兩者。在所展示的示例中，加濕系統被配置成用於當僅在吸氣支管的第一分段中的吸氣加熱線 R1、R2 接收功率時（例如，在第一操作模式中）或者當在兩個分段中的吸氣加熱線 R1 至 R4 接收功率時（例如，在第二操作模式中）將功率提供給呼氣加熱線。電源 405 可以是任何合適的電源，包括例如提供正弦波、鋸齒波、方波或其他形式的交流電的電源。在一些實施方式中，電源 405 係變壓器，該變壓器提供其電壓至少約 22 VAC、至少約 5 VAC 或小於等於約 30 VAC、至少約 10 VAC 或小於等於約 25 VAC、至少約 12 VAC 或小於等於約 22 VAC 的交流訊號。

【0065】繼續參照第 4B 圖，當電源 405 提供在負向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第一操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S1、S2、S5、S6 閉合並且開關 S3、S4 斷開。電流通過開關 S2 從電源 405 的負極端流出並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管兩者中的加熱線提供功率。在吸氣支管中，電流流至吸氣加熱線 R2，然後通過二極體 D1 至吸氣加熱線 R1，並且然後通過開關 S1 返回至電源 405 上的正極端。在呼氣支管中，電流通過開關 S6 流至呼氣加熱線 R5，然後至呼氣加熱線 R6，並且然後通過開關 S5 和 S1 返回至電源 405 上的正極端。

【0066】類似地，繼續參照第 4B 圖，當電源 405 提供在正向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第一操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S3、S4、S5、S6 閉合並且開關 S1、S2 斷開。電流通過開關 S3 從電源 405 的正極端流出並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管兩者中的加熱線提供功率。在吸氣支管中，電流通過開關 S6 流至吸氣加熱線 R2，然後通過二極體 D1 至吸氣加熱線 R1，並且然後通過開關 S5 和 S4 返回至電源 405 上

的負極端。在呼氣支管中，電流流至呼氣加熱線 R5，然後至呼氣加熱線 R6，並且然後通過開關 S4 返回至電源 405 上的負極端。

【0067】繼續參照第 4B 圖，當電源 405 提供在正向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第二操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S1、S2、S5、S6 閉合並且開關 S3、S4 斷開。電流通過開關 S1 從電源 405 的正極端流出並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管兩者中的加熱線提供功率。在吸氣支管中，電流流至吸氣加熱線 R1，然後繞過二極體 D1 至吸氣加熱線 R3，然後至吸氣加熱線 R4，然後至吸氣加熱線 R2，並且然後通過開關 S2 返回至電源 405 上的負極端。在呼氣支管中，電流通過開關 S5 流至呼氣加熱線 R6，然後至呼氣加熱線 R5，並且然後通過開關 S6 和 S2 返回至電源 405 上的負極端。

【0068】類似地，繼續參照第 4B 圖，當電源 405 提供在負向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第二操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S3、S4、S5、S6 閉合並且開關 S1、S2 斷開。電流通過開關 S4 從電源 405 的負極端流出並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管兩者中的加熱線提供功率。在吸氣支管中，電流通過開關 S5 流至吸氣加熱線 R1，然後繞過二極體 D1 至吸氣加熱線 R3，然後至吸氣加熱線 R4，然後至吸氣加熱線 R2，並且然後通過開關 S6 和 S3 返回至電源 405 上的正極端。在呼氣支管中，電流流至呼氣加熱線 R6，然後至呼氣加熱線 R5，並且然後通過開關 S3 返回至電源 405 上的正極端。

【0069】第 4C 圖展示了結合了電源 405 的加濕系統的示例實施方式，該電源用於通過開關或繼電器 S1 至 S6 以及二極體 D1、D2 的組合將功率提供至吸氣加熱線 R1 至 R4 以及呼氣加熱線 R5 和 R6 兩者。在所展示的示例中，加濕系統被配置成用於僅當在吸氣支管的第一分段中的吸氣加熱線 R1、R2 接收功率時（例如，僅在第一操作模式中）將功率提供給呼氣加熱線。

【0070】繼續參照第 4C 圖，當電源 405 提供在負向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第一操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S1、S2、S5、S6 閉合並且開關 S3、S4 斷開。電流通過開關 S2 從電源 405 的負極端流出並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管兩者中的加熱線提供功率。在吸氣支管中，電流流至吸氣加熱線 R2，然後通過二極體 D1 至吸氣加熱線 R1，並且然後通過開關 S1 返回至電源 405 上的正極端。在呼氣支管中，電流通過開關 S6 以及通過二極體 D2 流至呼氣加熱線 R5，然後至呼氣加熱線 R6，並且然後通過開關 S5 和 S1 返回至電源 405 上的正極端。

【0071】類似地，繼續參照第 4C 圖，當電源 405 提供在正向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第一操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S3、S4、S5、S6 閉合並且開關 S1、S2 斷開。電流通過開關 S3 從電源 405 的正極端流出並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管兩者中的加熱線提供功率。在吸氣支管中，電流通過開關 S6 流至吸氣加熱線 R2，然後通過二極體 D1 至吸氣加熱線 R1，並且然後通過開關 S5 和 S4 返回至電源 405 上的負極端。在呼氣支管中，電流通過二極體 D2 流至呼氣加熱線 R5，然後至呼氣加熱線 R6，並且然後通過開關 S4 返回至電源 405 上的負極端。

【0072】繼續參照第 4C 圖，當電源 405 提供在正向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第二操作模式中僅將功率提供給吸氣加熱線 R1 至 R4（並且不將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6）。為此，開關 S1、S2、S5、S6 閉合並且開關 S3、S4 斷開。電流通過開關 S1 從電源 405 的正極端流至吸氣加熱線 R1，電流然後繞過二極體 D1 並且流至吸氣加熱線 R3，至吸氣加熱線 R4，至吸氣加熱線 R2，並且通過開關 S2 返回至電源 405 上的負極端。在開關如所描述的被配置的情況下，電流不流過呼氣加熱線，因為二極體 D2 阻止電流在正向週期上通過那個電路。

【0073】類似地，繼續參照第 4C 圖，當電源 405 提供在負向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第二操作模式中僅將功率提供給吸氣加熱線 R1 至 R4（並且不將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6）。為此，開關 S3、S4、S5、S6 閉合並且開關 S1、S2 斷開。電流通過開關 S4 和 S5 從電源 405 的正極端流至吸氣加熱線 R1，電流然後繞過二極體 D1 並且流至吸氣加熱線 R3，至吸氣加熱線 R4，至吸氣加熱線 R2，並且通過開關 S6 和 S3 返回至電源 405 上的負極端。在開關如所描述的被配置的情況下，電流不流過呼氣加熱線，因為二極體 D2 阻止電流在負向週期上通過那個電路。

【0074】第 4D 圖展示了加濕系統的示例實施方式，該加濕系統結合了電源 405，該電源用於通過開關或繼電器 S1 至 S6 以及二極體 D1 的組合將功率提供給吸氣加熱線 R1 至 R4 以及呼氣加熱線 R5 至 R6 兩者，其中，呼氣加熱線 R5、R6 電耦合於在吸氣支管的第一分段中的加熱線的患者側上的吸氣加熱線 R1 至 R4，這可以出現中間連接器，如在此描述的中間連接器中的任何一個。如參照第 4D 圖所描述的，呼氣加熱線 R5、R6 在中間連接器處耦合至吸氣加熱線 R1 至 R4，但是在第一分段中的吸氣加熱線之後的任何合適的位置可以用於耦合在吸氣和呼氣支管中的加熱線。在所展示的示例中，加濕系統被配置成用於僅當在吸氣支管的兩個分段中的吸氣加熱線 R1 至 R4 接收功率時（例如，僅在第二操作模式中）將功率提供給呼氣加熱線。

【0075】繼續參照第 4D 圖，當電源 405 提供在正向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第二操作模式中將功率提供給吸氣加熱線 R1 至 R4 並且給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S1、S2、S5、S6 閉合並且開關 S3、S4 斷開。電流通過開關 S1 從電源 405 的正極端流至吸氣加熱線 R1，然後繞過二極體 D1 並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管的兩個第二分段中的加熱線提供功率。在吸氣支管的第二分段中，電流流至吸氣加熱線 R3，然後至吸氣加熱線 R4，

返回至中間連接器。在呼氣支管中，電流流至 R5 並且然後至 R6，返回至中間連接器。電流然後流過吸氣加熱線 R2 並且然後通過開關 S2 返回至電源 405 上的負極端。

【0076】類似地，繼續參照第 4D 圖，當電源 405 提供在負向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第二操作模式中將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6。為此，開關 S3、S4、S5、S6 閉合並且開關 S1、S2 斷開。電流通過開關 S4 和 S5 從電源 405 的負極端流至吸氣加熱線 R1，然後繞過二極體 D1 並且分流來為在吸氣支管和呼氣支管的兩個第二分段中的加熱線提供功率。在吸氣支管的第二分段中，電流流至吸氣加熱線 R3，然後至吸氣加熱線 R4，返回至中間連接器。在呼氣支管中，電流流至 R5 並且然後至 R6，返回至中間連接器。電流然後流過吸氣加熱線 R2 並且然後通過開關 S6 和 S3 返回至電源 405 上的正極端。

【0077】繼續參照第 4D 圖，當電源 405 提供在負向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第一操作模式中僅將功率提供給在吸氣支管的第一分段中的吸氣加熱線 R1 和 R2（並且不將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6）。為此，開關 S1、S2、S5、S6 閉合並且開關 S3、S4 斷開。電流通過開關 S2 從電源 405 的負極端流至吸氣加熱線 R2，電流然後通過二極體 D1 流至吸氣加熱線 R1，並且然後通過開關 S1 返回至電源 405 上的正極端。

【0078】類似地，繼續參照第 4D 圖，當電源 405 提供在正向週期中的電源時，加濕系統可以被配置成用於在第一操作模式中僅將功率提供給在吸氣支管的第一分段中的吸氣加熱線 R1 和 R2（並且不將功率提供給呼氣加熱線 R5、R6）。為此，開關 S3、S4、S5、S6 閉合並且開關 S1、S2 斷開。電流通過開關 S3 和 S6 從電源 405 的正極端流至吸氣加熱線 R2，電流然後通過二極體 D1 流至吸氣加熱線 R1，並且通過開關 S5 和 S4 返回至電源 405 上的負極端。

【0079】用於控制吸氣加熱器、分段式吸氣加熱器及/或呼氣加熱器的其他電路設計和配置係有可能的。針對各加熱器的電功率控制可以由控制器或控制模組控制，如參照第 1 圖描述的控制 122。控制模組可以被配置成用於協調開關的斷開和閉合以便選擇性地控制至一個或複數加熱器的電功率。例如，開關可以斷開或閉合以控制傳遞至加熱器的功率量。在某些實現方式中，電源提供交變電流並且開關可以被控制以使用例如脈衝寬度調製技術來調製至一個或複數加熱器的電功率量。作為另一個示例，控制模組可以協調開關的操作以控制將電功率傳遞至哪個加熱器或加熱器分段。在一些實施方式中，有待加熱的每個區域或加熱線可以包括專用的電源。這可以使能夠去除被配置成用於調節加熱線電路中的電流的二極體。在一些實施方式中，控制演算法可以使用電流資訊來直接控制第一加熱器分段的固定的工作週期。在一些實施方式中，控制演算法可以使用環境溫度讀數或測量結果來直接控制第一加熱器分段的固定的工作週期為定值。

【0080】在一些實施方式中，在中點處或者在患者端與腔端之間的溫度測量結果可以由控制模組使用。例如，控制模組可以利用這種中點溫度測量結果來適配第一加熱器分段的工作週期以維持目標中點溫度。可以對第一加熱器分段的工作週期進行適配以維持關於與腔輸出溫度有關的腔輸出露點（濕度）不同的目標溫度。可以對第一加熱器分段的工作週期連續地進行適配以維持關於患者端測量溫度不同的目標溫度。如果工作週期針對特定的時間週期保持為 100% 並且患者端溫度比目標設定點小特定的量同時流量已經被確定為非零，那麼腔輸出溫度可以至少部分地基於組合的第一和第二加熱器分段的工作週期而有利地降低至經計算的目標水準（由患者端溫度定義的）。

【0081】在一些實施方式中，在系統中針對溫度回饋控制的至少單個測量點可以被實現，並且這可以定位在系統輸出處。這種配置可以足夠用來實現目



標氣體狀態。在某些實現方式中，如果針對已知的環境操作狀況建立了每個區域的散熱特性的先驗知識，那麼雙區域系統可以不包括溫度感測器。在這種系統中，可以針對每個區域建立單獨的功率水準，從而使得可以從藉由系統的質量流的準確測量以及進入氣體傳遞系統的氣體狀態的知識中獲得目標氣體輸出狀態。

【0082】第 21A 圖展示了被配置成用於獨立地控制兩個加熱器 H1、H2（例如，吸氣加熱器、呼氣加熱器、分段式加熱器等）的示例電路圖 2000a。如在此使用的，獨立的控制可以指將電功率傳遞至兩個加熱器之一不確定電功率是否被傳遞至另一個加熱器。例如，開關 S1 和 S3 可以閉合並且開關 S2 和 S4 可以斷開以將功率僅傳遞至加熱器 H1，開關 S1 和 S3 可以斷開並且開關 S2 和 S4 可以閉合以將功率僅傳遞至加熱器 H2，或者開關 S1 至 S4 可以閉合以將功率傳遞至加熱器 H1、H2 兩者。

【0083】電路 2000a 可以包括被配置成用於提供電功率的電源 2002。電源 2002 可以是交流或直流源。電源 2002 可以是電壓源或電流源。電路 2000a 可以包括被配置成用於控制將電功率傳遞至電路 2000a 的部件的主繼電器 2004。當系統檢測到故障狀態時或者當系統決定切斷至加熱器及/或呼吸電路的其他電氣部件的電功率時，可以斷開主繼電器 2004（例如，置於不允許電流流過的狀態）。

【0084】在一些實施方式中，系統可以被配置成用於檢測什麼時候在低功率電路與高功率電路之間可能存在短路（例如，在加熱器與感測器線之間的短路電路）。當高功率電路和低功率電路接收來自公共源的電功率及/或接收來自公共電路的電功率時，可能存在短路電路。在某些實現方式中，高功率電路和低功率電路接收來自變壓器的電功率，該變壓器對（例如，來自 AC 電源）電功率進行整流、減小（或增加）高功率電路的輸出電壓（例如，使用分壓器）、並且減小低功率電路的輸出電壓（例如，使用分壓器）。例如，高功率電路可

以被配置成用於提供約 22 V 並且低功率電路可以被配置成用於提供約 3.3 V。其他電壓也是有可能的。例如，高功率電路可以提供至少約 50 V、至少約 30 V 及/或小於約 50 V、至少約 20 V 及/或小於約 30 V、或者至少約 10 V 及/或小於約 25 V 的電壓。作為另一個示例，低功率電路可以提供至少約 5 V、至少約 3 V 及/或小於約 5 V、至少約 2 V 及/或小於約 3.5 V、或者至少約 1.5 V 及/或小於約 2 V 的電壓。低功率電路上的實際電壓可以取決於由耦合至低功率電路的一個或複數溫度感測器測量的溫度。例如，在提供約 3.3 V 的低功率電路中，測量約 50 C 溫度的熱敏電阻器可以輸出約 0 V 的電壓並且測量約 20 C 溫度的熱敏電阻器可以輸出約 1.2 V 的電壓。

【0085】系統可以包括第一比較器，該第一比較器引用與被配置成用於為低功率電路提供電壓的變壓器輸出端電耦合的一系列分流器的輸出。當電壓超過預期電壓（例如，比較器被配置成用於檢測的電壓）時，該第一比較器可以提供範圍訊號的輸出。例如，在預期範圍在 0 與 1.2 V 或 1.5 V 之間的情況下，比較器可以被配置成用於當電壓超過 1.2 V 或 1.5 V 時提供指示可能短路的訊號。系統可以包括第二比較器，該第二比較器引用地並且被配置成用於當電壓為負時提供指示可能短路的訊號。系統可以被配置成用於一旦檢測到在預期範圍之外的電壓就立即（例如，即時地或接近即時地）提供指示可能短路的訊號。在一些實現方式中，系統可以包括被配置成用於忽略短路訊號、用於觸發警報、及/或用於關閉或減少至高功率電路及/或低功率電路的功率的邏輯。如果系統接收到範圍訊號的輸出，那麼其可以斷開主繼電器 2004 以切斷至電氣部件（例如，加熱線、感測器等）的電功率。在存在從高功率電路至低功率電路的電壓漏的情況下可能發生短路，這可以在預期範圍之外增加低功率電路上的電壓。類似地，如果有待供應至高功率電路的負偏置電壓漏至低功率電路，那麼低功率電路上的電壓可能變為負。

【0086】電路 2000a 可以包括用於控制至加熱器 H1、H2 的電功率的開關 S1 至 S4。如在此使用的，術語開關可以用來指電氣開關及/或被配置成用於控制電流的流動的電氣及/或電機部件的任何其他組合。例如，開關可以包括 MOSFET、二極體、電晶體或該等部件的組合等。加熱器 H1、H2 可以是在此描述的加熱器中的任何一者。

【0087】電路 2000a 可以包括被配置成用於控制開關 S1 至 S4 的控制模組 2006。控制模組 2006 可以被配置成用於將訊號提供給開關以指示接收開關的期望狀態。例如，控制模組可以將訊號（例如，超過臨界值電壓的電壓）發送至開關 S1 和 S3 或者開關 S2 和 S4 以控制它們閉合。控制模組 2006 可以被配置成用於使用一個訊號控制開關 S1 和 S3 並且使用另一個訊號控制開關 S2 和 S4。以此方式，複數開關對（例如，開關 S1、S3 及/或開關 S2、S4）可以同步其操作（例如，同時地或接近同時地斷開和閉合）。電路 2000a 被配置成用於藉由獨立地控制開關對 S1、S3 和開關對 S2、S4 的斷開和閉合而獨立地控制加熱器 H1、H2。

【0088】第 21B 圖展示了被配置成用於提供加熱器 H1、H2 的閘控制的示例電路圖 2000b。電路 2000b 類似於電路 2000a，除了受開關 S2 和 S4 控制的至線的電功率流分別是受開關 S1 和 S3 控制。以此方式，控制模組 2006 可以提供加熱器 H1、H2 的閘控制。如在此使用的，閘控制可以指至加熱器 H1 的電功率流係受開關 S1 和 S3 控制，而至加熱器 H2 的電功率流在第一級受開關 S1 和 S3 控制並且在第二級受開關 S2 和 S4 控制。例如，當開關 S1 和 S3 閉合時電功率可以根據開關 S2 和 S4 的狀態流至加熱器 H2。然而，如果開關 S1 和 S3 係斷開的，那麼開關 S2 和 S4 的狀態與電功率是否將流至加熱器 H2 無關。以此方式，硬體可以控制加熱器 H1、H2 的操作。在控制模組 2006 可以使用開關 S1 和 S3 控制至加熱器 H2 的功率時，這導致了加熱器 H2 的閘控制（例如，提供針對加

熱器 H2 的電功率的閘)。這在加熱器 H1、H2 的硬體控制可期望用於提供除了加熱器的軟體控制之外的附加控制機制的情況下可以是有益的。例如，加濕裝置上控制軟體可以請求加熱器 H2 被上電，但是那個請求可以被硬體設定覆寫。

【0089】第 21C 圖展示了被配置成用於在加熱器 H1、H2 的獨立控制及閘控制之間切換的示例電路圖 2000c。控制模組 2006 可以控制開關 S5、S6 選擇性地將電路 2000c 置於獨立控制配置(類似於在此參照第 21A 圖描述的電路 2000a)或者閘控制配置(類似於在此參照第 21B 圖描述的電路 2000b)中。電路 2000c 提供兩個電路 2000a、2000b 的益處並且用於利用控制模組 2006 選擇期望的、合適的及/或適當的配置。

【0090】第 22A 圖展示了示例電路圖 2100a，該示例電路圖包括邏輯模組 2008 以及模式繼電器 2010，該模式繼電器被配置成用於使能夠控制兩個加熱器(例如，吸氣加熱器和呼氣加熱器)或一個分段式加熱器(例如，在分段式吸氣導管中的加熱器)。電路圖 2100a 類似於參照第 21A 圖至第 21C 圖所描述的電路圖 2000a、2000b 和 2000c 包括電源 2002、主繼電器 2004 以及控制模組 2006。以與電路圖 2000a 類似的方式配置開關 S1 至 S4。然而，邏輯模組 2008 與控制模組 2006 介面連接以控制開關 S1 至 S4。此外，模式繼電器 2010 提供針對不同加熱器配置的動態配置。

【0091】邏輯模組 2008 接收來自控制模組 2006 的控制訊號 SW1、SW2 並且至少部分地基於來自控制模組 2006 的模式訊號 MODE 對該等訊號進行處理。模式訊號 MODE 可以指示針對電路 2100a 的旨在的、選擇的或期望的模式。例如，模式訊號 MODE 可以用於向邏輯模組 2008 指示電路 2100a 的操作應當是針對加熱器的獨立控制或者針對分段式加熱器。基於控制訊號 SW1、SW2 以及模式訊號 MODE，邏輯模組 2008 輸出開關訊號 HW1、HW2 以分別地控制開關對 S1、S3 和 S2、S4。

【0092】在某些實現方式中，模式訊號 MODE 可以用於向邏輯模組 2008 指示獨立的加熱器控制模式。在這種情況下，邏輯模組 2008 可以被配置成用於以極小的修改或無修改地藉由控制訊號 SW1、SW2 以輸出開關訊號 HW1、HW2。以此方式，控制模組 2006 可以獨立地控制兩個加熱器。在一些實施方式中，模式繼電器 2010 接收與由模式訊號 MODE 提供的指示類似的操作模式指示。回應於所接收的指示，模式繼電器 2010 可以提供線 1 至 4 的電連接（對應於由開關 S1 至 S4 控制的該等線）。例如，如在第 22B 圖中所展示的，類似於在此參照第 21A 圖描述的電路 2000a 的操作，模式繼電器 2010 可以提供線 1 至 4 的電傳遞從而使能夠獨立地控制加熱器 H1、H2。

【0093】在某些實現方式中，模式訊號 MODE 可以用於向邏輯模組 2008 指示分段式加熱器控制模式。在這種情況下，邏輯模組 2008 可以被配置成用於輸出開關控制訊號 HW1、HW2 以選擇性地控制開關 S1 至 S4 將經整流的電訊號提供給分段式加熱器。以此方式，控制模組 2006 可以如在本文其他地方所描述的控制分段式加熱器。在一些實施方式中，模式繼電器 2010 接收與由模式訊號 MODE 提供的指示類似的操作模式指示。回應於所接收的指示，模式繼電器 2010 可以提供線 1 至 4 的電連接（對應於由開關 S1 至 S4 控制的該等線）。例如，如在第 22C 圖中所展示的，類似於在此描述的被配置成用於控制分段式加熱器的其他電路的操作，模式繼電器 2010 可以電耦合線 1 和 4 並且電耦合線 2 和 3 以使能夠控制包括加熱器分段 H1 和 H2 的分段式加熱器。在此模式中，模式繼電器 2010 至少部分地基於開關 S1 至 S4 的配置以及電壓/電流的極性而提供接通加熱器分段 H1 或者加熱器分段 H1 和 H2 兩者的能力。

【0094】例如，在分段式加熱器模式中，控制模組 2006 可以使用控制訊號 SW1 來指示將功率提供給兩個加熱器分段 H1、H2 的期望或請求。作為回應，邏輯模組 2008 可以提供來自電源 2002 的控制開關 S1 和 S3 在正極性訊號期間閉

合的開關控制訊號 HW1 以及來自電源 2002 的控制開關 S2 和 S4 在負極性訊號期間閉合的開關控制訊號 HW2。類似地，控制模組 2006 可以使用控制訊號 SW2 來指示僅將功率提供給加熱器分段 H1 的期望或請求。作為回應，邏輯模組 2008 可以提供來自電源 2002 的控制開關 S2 和 S4 在正極性訊號期間閉合的開關控制訊號 HW2 以及來自電源 2002 的控制開關 S1 和 S3 在負極性訊號期間閉合的開關控制訊號 HW1。以此方式，邏輯模組 2008 使能夠對分段式加熱器 H1、H2 的電壓/電流進行整流。

【0095】邏輯模組 2008 使安全門成為可能，該安全門可以當在分段式加熱器控制中操作時被實現。邏輯模組 2008 可以被配置成用於設置兩個開關控制訊號 HW1、HW2 以在兩個控制訊號 SW1、SW2 指示在其所請求的模式中操作的請求的情況下控制開關 S1 至 S4 斷開。這可以用於減少或防止與將功率提供給分段式加熱器相關聯的故障。例如，電源 2002 可以用於提供交變電流或者依次正向偏置和負向偏置的電壓。該等電流及/或偏置電壓可以由開關 S1 至 S4 控制。閉合所有開關 S1 至 S4 可能導致兩個方向的電流或者正向偏置和負向偏置的兩個電壓同時被提供給加熱器電路 2100a，這可能損害系統。邏輯模組 2008 可以包括門，該門當控制模組 2006（例如，藉由軟體或硬體故障）啟動不相容的加熱器驅動器時（例如，當兩組開關 S1、S3 和 S2、S4 都被啟動或閉合時）斷開主繼電器 2004。

【0096】第 23 圖展示了示例電路圖 2100b，該示例電路圖被配置成用於在獨立控制（例如，在此參照第 21A 圖描述的電路圖 2000a）或閘控制（例如，在此參照第 21B 圖描述的電路圖 2000b）之間切換並且用於提供關於在第 22A 圖中所展示的示例電路圖 2100a 所描述的功能。電路圖 2100b 提供在此參照第 21C 圖描述的電路圖 2000c 的切換功能，以及在此參照第 22A 圖描述的由電路圖 2100a 提供的功能。為了啟用這種功能，控制模組 2006 可以提供附加的控制訊

號 SW3，邏輯模組 2008 可以使用該附加的控制訊號來提供開關控制訊號 HW3 以操作開關 S5 和 S6。開關 S5 和 S6 可以被配置從而使得當在獨立加熱器控制模式中操作時以及當在分段式加熱器控制模式中操作時開關 S1 與 S2 並聯以及開關 S3 與 S4 並聯。開關 S5 和 S6 可以被配置從而使得當在閘控加熱器控制模式中操作時開關 S1 與 S2 串聯以及開關 S3 與 S4 串聯。邏輯模組 2008 可以執行附加的檢查以至少部分地基於模式訊號 MODE 來驗證控制 SW3 係合適的，其中，模式訊號可以被配置成用於提供用於在獨立加熱器控制模式、閘控加熱器控制模式或分段式加熱器控制模式中操作的選擇、請求或期望的指示。

【0097】第 24A 圖展示了被配置成用於並行地控制兩個加熱器 H1、H2 之示例電路圖 2200。電路 2200 可以被配置成用於耦合至加熱器模組 2012a，該加熱器模組 2012a 包括加熱器 H1、H2。電路 2200 當其以在此參照第 22C 圖描述的方式被配置時可以被配置成用於提供針對加熱器模組 2012a 的電連接，該電連接類似於由模式繼電器 2010 提供的那些電連接。電路 2200 可以以其他方式被配置成在此參照第 22A 圖所描述的電路 2100a。

【0098】參照第 24A 圖，電路 2200 可以被配置成用於為在加熱器模組 2012a 中的加熱器 H1、H2 並行地供電。在一些實施方式中，加熱器模組 2012a 可以包括用於引導或限制電流流至加熱器模組 2012a 中的一個或複數加熱器的一個或複數二極體。例如，第 24B 圖展示了加熱器模組 2012a 之示例配置，其中，加熱器 H1、H2 兩者都包括用於控制電流的流動的二極體。當電流流過相關聯的加熱器 H1、H2 時可以使用二極體 D1、D2 進行控制以提供附加的控制能力。

【0099】第 24B 圖還展示了簡化的電路圖，該簡化的電路圖演示了具有被配置成用於包括二極體 D1、D2 的加熱器模組 2012a 的電路 2200 的功能。當開關 S1 和 S3 閉合（且開關 S2 和 S4 斷開）時，由電源 2002 提供的正向電流流過加熱器 H1 而不流過加熱器 H2，並且由電源 2002 提供的負向電流流過加熱器

H2 而不流過加熱器 H1。類似地，當開關 S2 和 S4 閉合（且開關 S1 和 S3 斷開）時，由電源 2002 提供的正向電流流過加熱器 H2 而不流過加熱器 H1，並且由電源 2002 提供的負向電流流過加熱器 H1 而不流過加熱器 H2。以此方式，控制模組可以協調開關對 S1、S3 和 S2、S4 的斷開和閉合，其中，由電源 2002 提供的電壓或電流的極性用於選擇性地為加熱器 H1、H2 提供能量。在一些實現方式中，二極體 D1、D2 可以被配置成具有不同的偏置，從而使得流過加熱器 H1、H2 的電流與以上所描述的電流相反。在某些實現方式中，二極體 D1 或 D2 中的任一者可以被去除，從而使得電流在加熱器 H1、H2 之一中被限制而在另一個中不被限制。

【0100】第 24C 圖展示了被配置成用於藉由使用加熱器模組 2012b 控制分段式加熱器的示例電路圖 2200。在此配置中，如在此參照第 22C 圖所描述的，當在電路 2100a 中的模式繼電器 2010 被配置成用於電耦合線 1 和 4 並且電耦合線 2 和 3 以使能夠控制包括加熱器分段 H1 和 H2 的分段式加熱器時，具有加熱器模組 2012b 的電路 2200 以與電路 2100a 類似的方式工作。第 24D 圖展示了加熱器模組 2012b 的示例配置以及電路 2200 的簡化電路圖用於演示當開關處於不同配置中時電路的功能。如在本文其他地方所描述的，當由電源 2002 提供正向電流且開關 S1、S3 閉合時或者當由電源 2002 提供負向電流且開關 S2、S4 閉合時，可以對兩個加熱器分段 H1、H2 進行供電。當由電源 2002 提供負向電流且開關 S1、S3 閉合時或者當由電源 2002 提供正向電流且開關 S2、S4 閉合時，可以對加熱器分段 H1 進行供電。

【0101】電路圖 2200 可以有利地允許與不同加熱器模組的連通從而允許單個電路設計操作不同的加熱器配置。這還可以簡化控制系統設計、軟體設計，並且增加不同呼吸裝置的部件的互通性。



【0102】第 25A 圖至第 25C 圖展示了用於藉由使用有效整流器電路來控制分段式加熱器之示例電路圖 2500，該有效整流器電路使用背對背的 MOSFET 來迅速地且精細地控制來自 A/C 電源 2502 的電流的方向。如下該，為了說明描述示例電路 2500 係如何控制分段式加熱器的，第 25B 圖和第 25C 圖將開關 S1 至 S4 展示為二極體以使得容易理解在電路中針對特定控制模式以及針對斷開和閉合開關的特定配置所產生的電流。然而，將理解的是，開關 S1 至 S4 係如在第 25A 圖中所展示的電氣開關（如，MOSFET）。

【0103】有效整流器電路 2500 可以用於藉由選擇性地切換 MOSFET S1、S2、S3 和 S4 而將電流提供給目標加熱器分段 H1 及/或 H2。例如，第 25B 圖展示了用於將功率提供給加熱器分段 H1 和 H2 的電路配置。當由電源 2502 提供正向電流時，MOSFET S1 和 S3 可以閉合（例如，接通）並且 MOSFET S2 和 S4 可以斷開（例如，切斷），並且當由電源 2502 提供負向電流時，MOSFET S1 和 S3 可以斷開（例如，切斷）並且 MOSFET S2 和 S4 可以閉合（例如，接通）。第 25C 圖展示了用於將功率提供給加熱器分段 H1 的電路配置。當由電源 2502 提供正向電流時，MOSFET S1 和 S3 可以斷開（例如，切斷）並且 MOSFET S2 和 S4 可以閉合（例如，接通）時，並且當由電源 2502 提供負向電流時，MOSFET S1 和 S3 可以閉合（例如，接通）並且 MOSFET S2 和 S4 可以斷開（例如，切斷）。

【0104】在一些實施方式中，呼氣加熱器電耦合至第一加熱器分段 H1。在這種實施方式中，呼氣加熱器在第一加熱器分段 H1 接收功率時接收功率。

【0105】電路圖 2500 有利地允許使用單個電源和患者端溫度感測器（例如，熱敏電阻器）來控制分段式加熱器。例如，電路圖 2500 可以在系統中實現，該系統在將第一加熱器分段 H1 連接至第二加熱器分段 H2 的中間連接器上不包括溫度感測器。電路圖 2500 可以使用控制系統來實現，該控制系統被配置成用於

改變 MOSFET 對的切換以加熱或者第一加熱器分段 H1（例如，吸氣支管的內迴路 HW1）或者第一和第二加熱器分段 H1、H2（例如，包括吸氣支管和延伸支管的吸氣支管的外迴路 HW2）中，這將在下面更加詳細地描述。HW2 可以包括 H1 和 H2 兩者，即，沿著整個管的整個加熱電路。

#### 檢測吸氣支管的連接的延伸部分

【0106】第 5 圖展示了被配置成用於使用延伸部分檢測模組 502 檢測吸氣支管的延伸部分的存在並且用於為在吸氣支管中的加熱線（例如，吸氣支管的第一分段）、吸氣支管的延伸部分（例如，吸氣支管的第二分段）及/或呼氣支管提供功率的示例系統 500 的框圖。例如，如參照第 3A 圖、第 3B 圖、第 4 圖、第 8A 圖和第 8B 圖所描述的，可以包括硬體、軟體或兩者的組合的邏輯模組 504 可以被配置成用於提供邏輯，該邏輯使針對不同控制模式描述的切換成為可能。邏輯模組 504 可以接收來自積體電路 506 的訊號，該積體電路係呼吸加濕系統 100 的一部分。在一些實施方式中，邏輯模組 504 係完全地或部分地嵌入在積體電路 506 中的軟體，該軟體對來自積體電路 506 的訊號進行轉換。邏輯模組 504 和積體電路 506 的組合可以被配置成用於檢測過零電平（或者其中電壓或電流從正過渡到負或者反之亦然）、並且用於根據控制模式改變開關的狀態。邏輯模組 504 可以根據期望的、選擇的或定義的功率輸出來輸出 PWM 訊號 508a、508b，其中，該 PWM 訊號被傳遞至吸氣加熱線（INSP HW）、呼氣加熱線（EXP HW）、或者兩者。

【0107】在一些實施方式中，系統 500 可以包括被配置成用於檢測第二分段 202b 是否連接至呼吸電路 200 的延伸部分檢測模組 502。如果第二分段 202b 被連接，則延伸部分檢測模組 502 可以產生“賦能訊號”。邏輯模組 504 可以接收“賦能訊號”並因此調整切換。在一些實施方式中，“賦能訊號”向邏輯模組 504 指示系統 500 將不會獨立地且同時地控制吸氣電路和呼氣電路。

【0108】在一些實施方式中，延伸部分檢測模組 502 可以被配置成用於藉由開啟吸氣電路和呼氣電路兩者並且檢測硬體過電流事件是否被檢測到而檢測第二分段 202b 的存在。如果當任一個電路被單獨地接通但是檢測到它們兩者一起被接通時未檢測到過電流事件，那麼延伸部分檢測模組 502 可以產生指示第二分段 202b 被連接的“賦能訊號”。在一些實施方式中，延伸部分檢測模組 502 可以藉由使用電流測量檢測標識電阻器的或在每個部分中的加熱線的電阻值來檢測第二分段 202b 的存在。如果針對不同週期的電流測量相異，那麼延伸部分檢測模組 502 可以至少部分地基於各部分的電流測量產生“賦能訊號”，其中，如以上參照第 3A 圖、第 3B 圖、第 4 圖、第 8A 圖和第 8B 圖所描述的實現不同的控制模式。

#### 感測器電路

【0109】第 6A 圖和第 6B 圖展示了呼吸加濕系統 100 中的示例電路圖，其中，該電路 600 被配置成用於從兩個感測器 R1 和 R2 讀取資料。參照第 6A 圖和第 6B 圖，感測器 R1 和 R2 使用電阻器來表示，但是可以使用任何適當類型的感測器，如例如但不限於溫度感測器、濕度感測器、流量感測器、氧氣感測器等。在一些實施方式中，感測器可以是溫度感測器，如熱敏電阻器。在這種實施方式中，感測器 R1 和 R2 分別表示在中間連接器 214 處的第一熱敏電阻器以及在呼吸電路 200 的患者端處（例如，在患者端連接器上）的第二熱敏電阻器。可以結合電流源或電壓源以及在加濕器控制器 122 中的開關使用電路 600 使用呼吸電路 200 中的兩根線來測量兩個熱敏電阻器 R1 和 R2。雖然參照第 6A 圖和第 6B 圖的描述涉及熱敏電阻器，其可應用於其他適當的感測器，該感測器影響被提供至與其相關聯的電路中的電壓及/或電流。

【0110】為了選擇性地讀取感測器 R1 和 R2，通過線 602 和 604 供應任一極性的電流。為了測量患者端感測器 R2，加濕器控制器 122 設置開關以將頂部

電流源連接至地。電流然後通過 R2 從底部電流源流出並且通過開關流至地。電流被二極體 D1 阻止流過 R1。加濕器控制器 122 可以被配置成用於測量從底部電流源至地的電壓降，並且用於至少部分地基於所供應的電流和測量的電壓推導出感測器 R2 的電阻值。為了測量定位在中間連接器 214 處的感測器 R1，加濕器控制器 122 可以讀取患者端感測器 R2 並記錄結果。加濕器控制器 122 然後可以設置開關以將底部電流源連接至地。電流然後通過 R1 和 R2 從頂部電流源流出並且通過開關流至地。加濕器控制器 122 可以被配置成用於測量從頂部電流源至地的電壓降，並且用於至少部分地基於所供應的電流、測量的電壓以及從測量 R2 的電阻值所記錄的結果中推導出感測器 R1 的電阻值。在一些實施方式中，在推導 R1 電阻值的過程中解釋跨 D1 的電壓降。在第 6A 圖所展示的實施方式中，藉由將 D1 靠近 R1 佈置，可以計算二極體 D1 的溫度，其可以用於對跨 D1 的電壓降的計算中。第 6A 圖中所展示的配置的一潛在的優點在於對在患者端處的感測器 R2 的測量可以更加準確，因為該測量係在沒有經過二極體的情況下完成的（如在第 6B 圖的實施方式中所展示的），這會引入不確定性或誤差。

【0111】在一些實施方式中，如在第 6B 圖中所展示的，附加的二極體 D2 可以被添加至中間連接器 214。在這種實施方式中，加濕器控制器 122 可以被配置成用於以與第 6A 圖中所展示的以及以上該的實施方式類似的方式測量感測器 R1 和 R2。差異在於，當測量感測器 R1 時，電流流過 R1 和 D1 而不流過 R2，因為二極體 D2 阻止電流流過 R2。以此方式，感測器 R1 的測量可以基本上與感測器 R2 的隔離或分隔開。類似於感測器 R1 的電阻值的推導，可以在推導感測器 R2 的電阻值的過程中解釋跨二極體 D2 的電壓降。藉由將 D1 和 D2 靠近 R1 佈置，可以計算二極體的溫度，其可以分別用於對跨 D1 和 D2 的電壓降的計算中。

【0112】在某些實施方式中，感測器 R1、R2 的測量係在運行在連接至第 6A 圖或第 6B 圖的電路的控制器中的軟體中執行的。供應至電路的電流的方向和量可以由這種軟體控制。可以藉由使用例如類比數位轉換器測量電壓而獲得感測器 R1、R2 的電阻值的準確測量。為了最小化或消除由二極體 D1 及/或 D2 引起的變化的影響，軟體可以在同一方向上供應兩個不同的電流（I1 和 I2）。這將導致對應於不同電流（I1 和 I2）的兩個不同的電壓讀數（V1 和 V2）。使用這兩種不同的電壓和電流，軟體可以求解二極體 D1、D2 的電壓降以及感測器 R1、R2 的電阻值。例如，針對感測器 R1，可以用以下等式求解電壓降： $V_{降} = ((V1 * I2 - V2 * I1) / ((V1 - V2) / R2 + I2 - I1))$ 。可以使用以下等式計算感測器 R1 的電阻值： $R1 = (V2 - V_{降}) / (I2 - V2 / R2)$ 。在實施方式中，經計算的  $V_{降}$  具有來自經測量的  $V_{降}$  中的恒定誤差，該誤差在軟體中被校正。在實施方式中， $V_{降}$  由於誤差補償而增加了約 15%。

【0113】在一些實施方式中，感測器 R1 和 R2（例如，熱敏電阻器）可以被去除。在這種實施方式中，更準確的感測器可以被包括在系統中。這可以允許使用對稱的中間連接器（例如，機械地或電氣地獨立的連接器）。例如，中間連接器可以用兩種方式被實體地連接並且仍然操作以機械地耦合吸氣支管的分段並且以將功率電引導至分段式加熱器的目標分段。在本文所描述的部分實施方式中，如果連接器向後被插入，那麼二極體和其他電氣部件可以被配置為使得控制演算法將功率提供給分段式加熱器的非期望的部分。

【0114】第 7 圖展示了呼吸加濕系統 100 中的示例電路圖，其中，該電路 700 被配置成用於使用充當溫度感測器的兩個電晶體 Q1 和 Q2 來讀取溫度資料。溫度測量可以至少部分地基於電晶體的基極端和發射極端的 pn 結的溫度效應。如所示，在加濕器控制器 122 中的電流的切換可以與針對參照第 6A 圖和第 6B 圖所描述的電路相同，或者其可以是交變配置。例如，所展示的切換配置與

兩個電源以及兩個地一起使用兩個開關以選擇性地將電功率提供至線。在第一配置中，頂部開關將頂部電源電耦接至線 702 並且底部開關將地電耦接至線 704。在第二配置中，頂部開關將地電耦接至線 702 並且底部開關將底部電源電耦接至線 704。藉由使用電晶體 Q1 和 Q2 作為溫度感測器，二極體可以被去除，因為電晶體提供了溫度感測器和二極體的功能。

### 呼吸電路硬體設定

【0115】第 8A 圖展示了呼吸電路 200 的硬體設定 800 的示例圖，該呼吸電路具有吸氣支管 202a 的第一分段、吸氣支管 202b 的第二分段以及呼氣支管 210。硬體設定 800 可以包括加濕器 108，該加濕器被配置成用於使加熱線 HW1 和 HW2 通過開關或繼電器 S3 和 S4 的接線與感測器 204a、204b 的接線相耦合。在一些實施方式中，感測器盒 802 可以被配置成用於使加熱線 HW1、HW2 的接線與感測器 204a、204b 的接線相耦合。如參照具有參照第 4B 圖至第 4D 圖描述的類似功能的第 4A 圖所描述的，可以使用開關 S3、S4 來選擇性地控制至呼氣支管 210 的加熱線 HW2 的功率。在一些實施方式中，開關 S3 和 S4 兩者都默認為斷開位置，並且當合適的管（例如，具有合適的標識電阻器的吸氣支管或呼氣支管）連接到加濕器 108 時閉合。以此方式，硬體設定 800 可以用來將功率提供至加熱線 HW1 及/或至加熱線 HW2。與加熱線 HW2 是否接收電功率無關，加熱線 HW1 可以用兩種模式被控制。在第一模式中，第一加熱線 206a 接收電功率，而第二加熱線 206b 不接收。在第二模式中，第一加熱線 206a 和第二加熱線 206b 都接收電功率。在所展示的實施方式中，當加熱線 HW1 以第一或第二模式中的任一模式被控制時，加熱線 HW2 能夠被供電。將理解的是，呼氣支管的加熱線 HW2 可以被選擇性地控制，而吸氣支管的加熱線 HW1 保持在單個模式中。例如，當以第一模式（或第二模式）控制吸氣支管的加熱線 HW1 時，在加熱線 HW1 的控制模式沒有任何改變的情況下，呼氣支管的加熱線 HW2 可以

至少部分地基於開關 S3 和 S4 的操作替代性地接收或不接收功率。類似地，呼氣支管的加熱線 HW2 可以保持接收功率，而吸氣支管的加熱線 HW1 在第一模式與第二模式之間改變。

【0116】硬體設定 800 可以包括中間印刷電路板 (PCB) 214，該中間 PCB 包括兩個二極體，其一個二極體係功率二極體 D1 而另一個二極體係訊號二極體 D3。中間 PCB 214 可以包括散熱墊，該散熱墊用於消散由二極體 D1、D3 生成的熱量以減小對感測器 204a 的影響。硬體設定 800 可以包括患者端 PCB 804，該患者端 PCB 具有兩個加熱線和一個感測器 204b，其中該加熱線 206b 直接電耦合。在第一操作模式中，電功率可以被提供給 HW1 從而使得電流流過加熱線 206a 並且流過二極體 D1，同時基本上沒有電流流過加熱線 206b（例如，少於 1% 的通過加熱線 206a 的電流流過加熱線 206b）。在第二操作模式中，電功率可以被提供給 HW1，從而使得電流流過加熱線 206a 和 206b。第一和第二操作模式可以至少部分地受流過加熱線 HW1 的電流方向控制。

【0117】在某些實施方式中，如在第 8B 圖中所示，二極體 D2 和 D4 可以被添加至硬體設定 800 中。在這種實施方式中，感測電路的軟體可以被改變以解釋增加的熱量。在一些實施方式中，訊號二極體 D3、D4 被定位得彼此靠近，因此它們經歷相同的或相似的環境狀況以降低由不同的環境溫度引起的差異效應。電路 200 另外地以與第 8A 圖中所示的電路類似的方式操作。

【0118】在一些實施方式中，將第 8A 圖與第 8B 圖進行比較，去除二極體 D4 提高了患者端感測可靠性。例如，二極體可以在斷開位置故障。如果二極體 D4 未能斷開，那麼讀取患者端溫度可能是不可能的。在第 8A 圖所示的電路中，如果二極體 D3 故障，那麼患者端感測器 204b 仍可以讀數。去除二極體 D2 可以具有類似的優點。

【0119】在一些實施方式中，感測器盒 802 可以定位在加濕系統 100 內或系統外部。

具有具備微控制器的連接器的示例分段式吸氣支管

【0120】第 9 圖展示了呼吸加濕系統 100 的示例實施方式，該加濕系統利用中間連接器 214 中的微控制器來測量用於控制加熱的資料並且來讀取在吸氣支管 202 中的感測器值。在一些實施方式中，一個或複數微控制器可以併入感測器盒中、併入加濕器中、併入中間連接器 214 中，或者併入該等部件的任意組合中。例如，當併入到感測器盒上時，微控制器提供與在此描述類似的功能。所展示的示例實施方式使用一根加熱線作為公共參考，該線連接至 VN，並且連接至兩根線 HW1、HW2 以及至公共參考的感測器線。示例實施方式還在中間連接器 214 中將這兩個感測器 204a、204b 的讀數轉換成數位訊號以發送至加濕器控制器 122。如在此參照第 12 圖所描述的，藉由將感測器 204a、204b 引用至公共參考點以及藉由發送數位參數讀數，這可以減少或消除隔離問題，該數位參數讀數可以被傳遞通過在控制器 122 上的將隔離訊號的光耦合器。使用此示例實施方式可以允許兩個獨立的控制通道僅加熱第一部分 202a 或者吸氣支管第一和第二部分 202a、202b 以提供期望的、選擇的或定義的加熱控制。

【0121】第 10 圖展示了針對吸氣支管 202 的中間連接器 214 的框圖，其中，該中間連接器 214 使用微控制器。微控制器可以用來測量來自熱敏電阻器 204a 和 204b 的類比訊號並且使用類比數位轉換器（ADC）將類比訊號轉換成數位訊號。經轉換的數位訊號可以在單根資料線上被發送至加濕器控制器 122。該資料線可以用來允許微控制器與加濕器控制器 122 之間的通訊以提供溫度資料。該資料線可以用來當資料未被發送時藉由在加濕器控制器 122 上將資料線拉高而將功率提供給微控制器。功率模組和資料線轉換器可以包括電容器和二極體，從而使得當資料線為高時對電容器進行充電。經充電的電容器可以用來當資料



線用於通訊時為微控制器供能。第 11 圖展示了示例電源模組以及資料線轉換器的電路圖。

【0122】可以使用中間連接器 214 上的電流源或電壓源驅動熱敏電阻器來完成使用此配置的溫度感測，因此該等熱敏電阻器可以由微控制器讀數。這可以使用例如電晶體或運算放大器來完成。可以使用基於時間槽的方法來完成資料線通訊，其中，可以在預定義時間槽中發送和讀取每個邏輯電平。以此方式，一根線可以用來允許加濕器控制器 122 與微控制器之間的雙向通訊。

【0123】加濕器控制器 122 可以包括參考號為 VN 的 DC 電源。電容器可以被包括，該電容器可以當加熱線接通時被充電並且可以當加熱線關閉時將功率提供給微控制器。如第 12 圖所展示的，加濕器控制器 122 可以包括雙光耦合器電路 1200。雙光耦合器電路可以用來隔離訊號並且用於控制器 122 與電源之間的雙向資料通訊。

【0124】在一些實施方式中，校準資料可以儲存在微控制器上，該校準資料可以在連接呼吸電路時被讀取。在一些實施方式中，可以儲存部分標識號或序號以確定所連接的電路的起點。

#### 具有數位溫度感測器的分段式吸氣支管

【0125】第 13 圖展示了示例呼吸加濕系統 100 的電路圖，該示例呼吸加濕系統結合了用於與具有第一分段 202a 的呼吸電路 200 一起使用的數位溫度感測器 204a、204b 以及耦合第二分段 202b 以形成吸氣支管 202 的中間連接器 214。類似於參照第 9 圖描述的設計，數位溫度感測器 204a、204b 可以利用單根線用於通訊和充電，簡化了電路設計並且減少了在系統 100 中所使用的線的數量。在第 13 圖中所展示的設計可以將溫度感測器和資料通訊實現為單片而不是可能令人期望的電路元件的組合。

#### 中間連接器板

【0126】第 14A 圖和第 14B 圖展示了中間連接器 214 的示例中間 PCB 250，對應的附圖展示了中間 PCB 250 的兩側。中間 PCB 250 包括用於加熱線和感測器連接的連接焊盤 252、254。連接焊盤 252、254 被配置成在中間 PCB 250 的相反側以幫助與繞吸氣支管螺旋纏繞的加熱線的連接。

【0127】中間 PCB 250 包括針對感測器（如，熱敏電阻器或其他溫度測量部件，或濕度感測器，或流量感測器等）的感測器連接焊盤 256。感測器可以通過中間 PCB 250 上的訊號連接焊盤 258 耦合至二極體（例如，參照第 8B 圖描述的二極體 D3）。如所展示的，中間 PCB 250 包括間隙 262，該間隙被配置成用於將感測器與其他電氣部件和跡線熱隔離開。在一些實施方式中，間隙 262 可以用絕緣材料填充以進一步熱隔離連接至感測器連接焊盤 256 的感測器。此外，中間 PCB 250 可以被配置成用於將感測器定位得與其他有源及/或無源電氣部件分開，如具有突出特徵 257。

【0128】中間 PCB 250 包括電源連接焊盤 260 以供二極體通過中間 PCB 250 上的電跡線電耦合至加熱線。二極體可以是參照第 3B 圖、第 6B 圖或第 8B 圖描述的二極體 D1。電源連接焊盤 260 可以電耦合且熱耦合至散熱器 264 以幫助消散熱量、以減小或最小化對耦合至感測器連接焊盤 256 的感測器的參數讀數的準確度的影響。

【0129】第 14C 圖和第 14D 圖展示了包括中間 PCB 250 和中間連接焊盤 263 的中間連接器 214 的示例實施方式。中間連接元件 263 可以被配置成用於引導加濕氣體的一部分通過由中間連接元件 263 形成的導管流過吸氣支管。中間 PCB 250 上的感測器然後可以提供對應於流過中間連接元件 263 的氣體的參數的訊號，該參數代表在吸氣支管中在那個點處的加濕氣體的至少一個性質（例如，溫度、濕度、流速、氧氣百分比等）。在一些實施方式中，中間連接元件 263 被配置成用於為中間 PCB 250 提供機械支撐以將其定位在吸氣支管內。在一些

實施方式中，中間連接元件 263 被配置成用於提供機械支撐以在中間連接器 214 處或附近將吸氣支管的兩個分段聯接在一起。

【0130】中間連接器 214 包括在中間 PCB 250 的第一側上的第一連接焊盤 252 以及在中間 PCB 250 的第二側上的第二連接焊盤 254，該第二側在中間 PCB 250 的對側上。如在此描述的，第一和第二連接焊盤 252、254 可以被配置成用於為在分段式吸氣支管的對應的第一和第二分段中的加熱線提供電接觸。在一些實施方式中，在吸氣支管的分段中的加熱線係螺旋纏繞的。中間 PCB 250 被配置成用於將在第一分段中的螺旋纏繞的加熱線及/或訊號線（例如，溫度感測器線）電耦合至在第二分段中的螺旋纏繞的加熱線及/或訊號線。

【0131】在一些實施方式中，中間 PCB 250 包括跨由中間連接元件 263 形成的管腔沿直徑或弦線延伸的第一部分，從而使得中間 PCB 250 的一部分總體上將氣體的流動路徑的至少一部分二等分。可以由包模合成物對中間 PCB 250 的第一部分進行包模。中間 PCB 250 可以包括與第一部分相鄰的在遠離管腔的方向上從中間連接元件 263 的外部向外突出的第二部分 251。中間 PCB 250 的第二部分 251 包括被配置成用於接收來自吸氣支管的第一分段的一根或多根線的一個或複數連接焊盤 252。中間 PCB 250 可以包括與第一部分相鄰的在遠離管腔的方向上並且在與第二部分 251 相反的方向上從中間連接元件 263 的外部向外突出的第三部分 253。第三部分 253 包括在中間 PCB 250 上的被配置成用於接收來自吸氣支管的第二分段的一根或多根線的一個或複數連接焊盤 254。中間 PCB 250 可以包括一根或多根導電跡線，該一根或多根導電跡線被配置成用於將第二部分 251 的一個或複數連接焊盤 252 電耦合至第三部分 253 的一個或複數連接焊盤 254 並且被配置成用於提供在吸氣支管的第一分段中的線與第二分段中的線之間的電連接。

【0132】在一些實施方式中，中間 PCB 250 可以將線的接觸焊盤的數量限制為四。在這種實施方式中，線可以重複並維持管的連續性。在這種實施方式中有利的是維持線的取向及/或順序。

【0133】第 34 圖展示了其加熱線 3402、3404 與二極體 3420 直接耦合在一起的吸氣支管 3410 以及延伸支管 3405 的示例實施方式。在一些實施方式中，中間連接器 214 可以被配置成用於包括直接連接線 3402、3404 的二極體。例如，線 3402、3404 可以被雷射燒蝕以將其暴露。如在此描述的，二極體 3420 可以被配置成用於跨加熱線 3402、3404 與線接觸，其中，沒有感測器並且沒有中間 PCB。在這種配置中，吸氣支管和呼氣支管可以被有利地配置為使得沒有未加熱的部分。類似地，此配置可以減少或消除冷凝、樹突生長、加熱線或感測線電短路、中間連接器中的印刷電路板、電路的斷裂及/或流動阻力。

#### 患者端連接器板

【0134】第 15A 圖展示了患者端連接器 804 的示例患者端 PCB 270。患者端 PCB 270 包括用於加熱線和感測器連接的連接焊盤 272。連接焊盤 272 被配置成僅在患者端 PCB 270 的一側上以連接來自吸氣支管的螺旋纏繞的加熱線和訊號線。兩個連接焊盤 272 可以彼此直接電耦合作為電通路。加熱線可以耦合於連接焊盤 272，其餘直接電耦合的。剩餘的兩個連接焊盤 272 可以電耦合至感測器連接焊盤 274。來往於感測器連接焊盤 274 的電跡線 278 可以被配置成用於減小或最小化跡線的寬度並且增加或最大化跡線的長度以熱隔離連接至感測器連接焊盤 274 的感測器。患者端 PCB 270 可以包括如參照在第 14A 圖和第 14B 圖中所展示的 PCB 250 所描述的類似的突出特徵 276。突出特徵 276 可以被配置成用於進一步從電流和部件對患者端 PCB 270 的影響中熱隔離感測器。

【0135】第 15B 圖至第 15E 圖展示了患者端連接器 804 的示例實施方式。第 15B 圖和第 15D 圖展示了被包模作為吸氣支管 202 的一部分的患者端 PCB 270

的示例實施方式。分別在第 15C 圖和第 15E 圖中展示的患者端 PCB 270 的截面可以被配置成符合空氣動力學的以減小或最小化被傳遞至患者的氣體中的湍流。

#### 分段式吸氣支管的佈置限制器

【0136】第 16A 圖至第 16E 圖展示了針對分段式吸氣支管 202 的佈置限制器 280 的示例實施方式。第 16A 圖展示了示例佈置限制器 280，該示例佈置限制器配置有較大的腔端 282（例如，更接近氣源的端）、較小的患者端 284 以及尖銳角 286，該尖銳角具有可以將孔圈 294 插入其中的凹槽 288。佈置限制器 280 可以被配置成用於防止或減小以下可能性：中間連接器或吸氣支管 202 的分段連接點（例如，中間 PCB 250 定位之處）通過開口 292 進入保溫箱 290。較小的端 284 可以被配置成用於進入保溫箱 290，而較大的端 282 可以被配置成用於防止或抵抗通過保溫箱開口 292 藉由與孔圈 294 接觸而進入。在一些實施方式中，佈置限制器 280 被配置成用於基本上固定中間 PCB 250 在距離保溫箱或定義不同溫度環境的其他這類點目標或期望距離內的定位。目標或期望距離可以小於或等於約 20 cm、小於或等於約 10 cm、小於或等於約 5 cm 或者約 0 cm。第 16B 圖示出了與氣泡管 202 一起使用的示例佈置限制器 280，其中，該佈置限制器定位在距保溫箱 290 的入口 292 距離為  $d_1$  處。

【0137】第 16C 圖展示了佈置限制器 280 的示例實施方式，該佈置限制器被配置成用於夾住或固定與物體（如，衣服、毛毯或與患者分離的另一個物體）上。佈置限制器 280 固定於吸氣支管 202 並且被配置成用於能夠沿著吸氣支管 202 移動以調整吸氣支管 202 的佈置。第 16D 圖展示了具有佈置限制器 280 的吸氣支管 202，該佈置限制器與保溫箱 290 一起使用以抵抗或防止中間 PCB 連接器 250 進入保溫箱 290。第 16E 圖展示了具有佈置限制器 280 的吸氣支管 202，該佈置限制器由患者使用，其中，佈置限制器 280 固定於患者的毛毯以抵抗或

防止吸氣支管 202 相對於患者及/或毛毯移動。佈置限制器 280 還可以與吸氣支管或結合氣體傳遞系統一起使用的其他醫療管一起使用。

用於與呼吸加濕系統一起使用的分段醫療管

【0138】第 17A 圖展示了示例複合管 1201 的一部分的側平面圖，該複合管可以結合參照第 1 圖描述的呼吸加濕系統 100 一起使用。複合管 1201 可以用作吸氣支管 202 並且可以如在此描述的被配置成用於提供熱有益性質，該熱有益性質幫助防止氣體沿著管冷凝。複合管 1201 包括纏繞並聯接以形成通道的複數細長構件，其中，該複數細長構件可以包括在此描述的一個或複數加熱線。至少部分地基於嵌入在複合管 1201 的壁中的加熱線，使用複合管 1201 作為吸氣支管 202 可以減少冷凝和雨除（Rain out）並且沿著吸氣支管 202 的長度維持更加令人期望的或目標溫度特徵曲線。複合管的壁可以提供更好的熱質量，該更好的熱質量抵抗溫度變化並且增加壁相對於在支管 202 外部的環境溫度的絕緣效應。因此，沿著支管 202 的長度包括藉由任意數量個不同溫度環境的溫度可以被更準確地控制並且在控制傳遞至患者的氣體的溫度時可以花費更少的功率或能量。在一些實施方式中，複合管 1201 可以用作呼氣支管 210。

【0139】通常，複合管 1201 包括第一細長構件 1203 和第二細長構件 1205。構件係廣義術語並且將為本領域普通技術人員給出其平常的或習慣的含義（即，其不將侷限於特殊的或自訂含義）並且包括但不限於整體部分、整體部件和差異部件。因此，儘管第 17A 圖展示了由兩個不同的部件構成的實施方式，將理解的是，在其他實施方式中，第一細長構件 1203 和第二細長構件 1205 還可以表示由單個材料形成的管中的區域。因此，第一細長構件 1203 可以表示管的中空部分，而第二細長構件 1205 表示為中空部分添加了結構支撐的管的結構支撐或增強部分。如在此描述的，中空部分和結構支撐部分可以具有螺旋配置。

如在此描述的，複合管 1201 可以用於形成吸氣支管 202 及/或呼氣支管 210、如下描述的同軸管，或者如在本揭露其他地方描述的任何其他管。

【0140】在此示例中，第一細長構件 1203 包括中空體和管腔 1207，該中空體螺旋地纏繞以至少部分地形成具有縱向軸 LA—LA 的細長管，並且該管腔沿著縱向軸 LA—LA 延伸。在至少一個實施方式中，第一細長構件 1203 係管。較佳的是，第一細長構件 1203 係柔性的。此外，第一細長構件 1203 較佳的是透明的或者至少是半透明或半透光的。透光度允許護理者或使用者檢查管腔 1207 的堵塞或污染或者用於確認水分的存在。各種各樣的塑膠（包括醫用級別塑膠）適用於第一細長構件 1203 體。合適材料的示例包括聚烯烴彈性體、塊聚醚醯胺、熱塑性共聚酯彈性體、EPDM-聚丙烯混合物以及熱塑性聚胺甲酸酯。

【0141】第一細長構件 1203 的中空體結構有助於複合管 1201 的絕緣性質。絕緣管 1201 係令人期望的，因為如在此解釋的其防止或減少了熱損耗。這可以允許管 1201 將氣體從加熱器/加濕器傳遞至患者，同時以減少的或最少的能耗基本上維持氣體的經調節的狀態。

【0142】在至少一個實施方式中，第一細長構件 1203 的中空部分係用氣體填充的。氣體可以是空氣，空氣由於其低熱傳導性（在 300K 處為  $2.62 \times 10^{-2}$  W/m·K）以及非常低的成本而是令人期望的。還可以有利地使用比空氣更黏性的氣體，因為更高的黏性減少了對流熱傳遞。因此，如氬氣（在 300K 處為  $17.72 \times 10^{-3}$  W/m·K）、氮氣（在 300K 處為  $9.43 \times 10^{-3}$  W/m·K）和氙氣（在 300K 處為  $5.65 \times 10^{-3}$  W/m·K）的其他可以提高絕緣性能。該等氣體中的每種氣體係無毒的、化學惰性的、抑制燃燒的並且可商購的。第一細長構件 1203 的中空部分可以在管的兩端處被密封，導致內部的氣體基本上停滯。替代性地，中空部分可以是二級氣動連接件，如用於將壓力回饋從管的患者端傳送至控制器的壓力樣本線。第一細長構件 1203 可以可選地是有穿孔的。例如，第一細長構件 1203

的表面可以在於管腔 1207 相對的向外表面上是有穿孔的。在另一個實施方式中，第一細長構件 1203 的中空部分係用液體填充的。液體的示例可以包括水或具有高熱容量的其他生物可容性液體。例如，可以使用奈米液體。具有合適熱容量的示例奈米液體包括水和具有如鋁物質的奈米顆粒。

【0143】第二細長構件 1205 也可以螺旋地纏繞並且在第一細長構件 1203 的相鄰線匝之間與第一細長構件 1203 聯接。第二細長構件 1205 形成細長管的管腔 1207 的至少一部分。第二細長構件 1205 充當第一細長構件 1203 的結構支撐。

【0144】在至少一個實施方式中，第二細長構件 1205 在底部（最接近管腔 1207）較寬並且在頂部較窄。例如，第二細長構件可以是一般三角形的、一般 T 形的或者一般 Y 形的。然而，滿足相應第一細長構件 1203 的輪廓的任何形狀係合適的。

【0145】較佳的是，第二細長構件 1205 係柔性的，以有助於彎曲管。令人期望地；第二細長構件 1205 不如第一細長構件 1203 那麼柔性。這提高了第二細長構件 1205 結構地支撐第一細長構件 1203 的能力。例如，第二細長構件 1205 的模值較佳的是 30 至 50 MPa（或大約 30 至 50 MPa）。第一細長構件 1203 的模值小於第二細長構件 1205 的模值。第二細長構件 1205 可以是固體的或大部分固體的。此外，第二細長構件 1205 可以包封或容納導電材料，如細絲，並具體為加熱絲或感測器（未示出）。加熱絲可以使含水分的空氣可以在其上形成冷凝的冷表面最小化。加熱絲還可以用於改變複合管 1201 的管腔 1207 中的氣體的溫度特徵曲線。各種各樣的聚合物和塑膠（包括醫用級別塑膠）適用於第二細長構件 1205 體。合適材料的示例包括聚烯烴彈性體、塊聚醚醯胺、熱塑性共聚酯彈性體、EPDM-聚丙烯混合物以及熱塑性聚氨甲酸酯。在某些實施方式中，第一細長構件 1203 和第二細長構件 1205 可以由相同的材料構成。第二細長構件 1205 還可以由與第一細長構件 1203 不同顏色的材料構成，並且可以是透明的、



半透明的或不透明的。例如，在一個實施方式中，第一細長構件 1203 可以由透明塑膠構成，並且第二細長構件 1205 可以由暗藍色（或其他顏色）塑膠構成。

【0146】此螺旋纏繞的包括柔性中空體以及整體支撐件的結構可以提供抗壓性，同時使管壁足夠柔性以准許在不扭結、咬合或塌陷的情況下短半徑彎曲。較佳的是，如根據 ISO 5367:2000 (E) 在藉由彎曲增加流動阻力的測試中所定義的，管可以繞 25 mm 直徑金屬柱體彎曲而不扭結、咬合或塌陷。此結構還可以提供光滑的管腔 1207 表面（管孔），該光滑的管腔表面幫助保持管免受沈積並且加快了氣流。中空體已被發現用於改善管的絕緣性質，同時允許管保持輕質。

【0147】如以上所解釋的，複合管 1201 可以用作呼吸電路中的呼氣管及/或吸氣管，或者呼吸電路的一部分。較佳的是，複合管 1201 至少用作吸氣管。

【0148】第 17B 圖示出了第 17A 圖的示例複合管 1201 的頂部部分的縱向截面。第 17B 圖具有與第 17A 圖相同的取向。此示例進一步展示了第一細長構件 1203 的中空體形狀。如在此示例中所見，第一細長構件 1203 在縱向截面中形成複數中空氣泡。第一細長構件 1203 的部分 1209 覆蓋第二細長構件 1205 的相鄰包裹物。第一細長構件 1203 的部分 1211 形成管腔壁（管孔）。

【0149】發現在第一細長構件 1203 的相鄰線匝之間（即，在相鄰氣泡之間）具有間隙 1213 意外地改善了複合管 1201 的整體絕緣性質。因此，在某些實施方式中，相鄰氣泡被間隙 1213 分隔開。此外，某些實施方式包括以下實現：在相鄰氣泡之間提供間隙 1213 增加了熱傳遞電阻率(R 值)並因此降低了複合管 1201 的熱傳遞傳導率。此間隙配置還被發現用於藉由准許短半徑彎曲而提高複合管 1201 的柔性。如在第 17B 圖中所示的 T 形第二細長構件 1205 可以幫助維持相鄰氣泡之間的間隙 1213。然而，在某些實施方式中，相鄰氣泡相接觸。例如，相鄰氣泡可以結合在一起。

【0150】一種或多種導電材料可以沈積在第二細長構件 1205 上以用於加熱或感測氣流。在此示例中，兩根加熱絲 1215 被包封在第二細長構件 1205 中，各自在“T”的豎直部分的任一側上。加熱絲 1215 包括導電材料，如鋁（Al）及/或銅（Cu）的合金，或者導電聚合物。較佳的是，形成第二細長構件 1205 的材料被選擇為當加熱絲 1215 達到其工作溫度時不與加熱絲 1215 中的金屬起反應。細絲 1215 可以遠離管腔 1207 間隔開，從而使得細絲不暴露於管腔 1207 中。在複合管的一端處，多對細絲可以形成連接環路。

【0151】在至少一個實施方式中，多根細絲被佈置在第二細長構件 1205 中。細絲可以電連接在一起以共用共軌。例如，第一細絲（如加熱絲）可以被佈置在第二細長構件 1205 的第一側上。第二細絲（如感測細絲）可以被佈置在第二細長構件 1205 的第二側上。第三細絲（如接地細絲）可以被佈置在第一細絲與第二細絲之間。第一、第二及/或第三細絲可以在第二細長構件 1205 的一端處連接在一起。

【0152】第 17C 圖示出了第 17B 圖中的氣泡的縱向截面。如所示，覆蓋第二細長構件 1205 的相鄰包裹物的第一細長構件 1203 的部分 1209 由鍵合區域 1217 的程度表徵。較大的鍵合區域提高了管在第一細長構件與第二細長構件接合處的抗分層能力。此外或替代性地，珠子及/或氣泡的形狀可以被適配成用於增加鍵合區域 1217。例如，第 17D 圖在左手側示出了相對小的鍵合區域。第 19B 圖也演示了更小的鍵合區域。相比而言，第 17E 圖由於珠子的尺寸和形狀而具有比在第 17D 圖中所示的鍵合區域大得多的鍵合區域。第 19A 圖和第 19C 圖還展示了更大的鍵合區域。以下更詳細地討論該等附圖中的每個附圖。應認識到，儘管在某些實施方式中第 17E 圖、第 19A 圖和第 19C 圖中的配置可能是較佳的，但是可以如可能期望的在其他實施方式中利用其他配置（包括第 17D 圖、第 19B 圖的那些配置以及其他變體）。

【0153】第 17D 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 17D 圖具有與第 17B 圖相同的取向。此示例進一步展示了第一細長構件 1203 的中空體形狀並且演示了第一細長構件 1203 如何在縱向截面中形成複數中空氣泡。在此示例中，氣泡藉由間隙 1213 彼此完全分隔開。一般三角形的第二細長構件 1205 支撐第一細長構件 1203。

【0154】第 17E 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 17E 圖具有與第 17B 圖相同的取向。在第 17E 圖的示例中，加熱絲 1215 相比第 17B 圖中的細絲 1215 彼此更加遠離地間隔開。發現增加加熱絲之間的空間可以提高加熱效率，並且某些實施方式包括這種實現。加熱效率指輸入到管中的熱量與從管輸出或可回收的能量之比。通常而言，從管耗散的能量（或熱量）越多，加熱效率越低。為了改善加熱性能，加熱絲 1215 可以沿著管孔相等地（或近似相等地）間隔開。替代性地，細絲 1215 可以定位在第二細長構件 1205 的末端，這可以提供更簡單的製造。

【0155】接下來對演示了第二細長構件 1205 的示例配置的第 18A 圖至第 18G 圖進行參考。第 18A 圖示出了第二細長構件 1205 的截面，該截面具有與第 17B 圖中示出的 T 形類似的形狀。在此示例實施方式中，第二細長構件 1205 不具有加熱絲。還可以使用第二細長構件 1205 的其他形狀，包括如下該的 T 形形狀的變體以及三角形形狀。

【0156】第 18B 圖示出了具有 T 形截面的另一個示例第二細長構件 1205。在此示例中，加熱絲 1215 被嵌入在“T”的豎直部分的任一側上的第二細長構件 1205 中的切口 1301 中。在一些實施方式中，切口 1301 可以在擠壓過程中形成於第二細長構件 1205 中。切口 1301 可以替代性地在擠壓之後形成於第二細長構件 1205 中。例如，切削刀具可以在第二細長構件 1205 中形成切口。較佳的是，切口係由加熱絲 1215 當其在擠壓不久之後被按壓或拉拔（機械地固定）到第二

細長構件 1205 中形成的，而第二細長構件 1205 相對較軟。替代性地，一根或多根加熱絲可以被安裝（例如，附接、鍵合或部分地嵌入）到細長構件的基部上，從而使得細絲暴露於管腔。在這種實施方式中，可以令人期望的是絕緣地包含細絲以降低當易燃氣體（如氧氣）通過管腔時著火的風險。

【0157】第 18C 圖在截面方面示出了又另一個示例第二細長構件 1205。該第二細長構件 1205 具有一般的三角形形狀。在此示例中，加熱絲 1215 被嵌入在三角形的對側上。

【0158】第 18D 圖在截面方面示出了又另一個示例第二細長構件 1205。該第二細長構件 1205 包括四個凹槽 1303。凹槽 1303 係在截面輪廓中的凹口或犁溝。在一些實施方式中，凹槽 1303 可以幫助針對嵌入式細絲（未示出）形成切口（未示出）。在一些實施方式中，凹槽 1303 幫助定位細絲（未示出），該細絲被按壓或被拉拔進入並由此嵌入第二細長構件 1205 中。在此示例中，四個初始凹槽 1303 幫助佈置多達四根細絲，例如，四根加熱絲、四根感測細絲、兩根加熱絲和兩根感測細絲、三根加熱絲和一根感測細絲，或者一根加熱絲和三根感測細絲。在一些實施方式中，加熱絲可以定位在第二細長構件 1205 的外側上。感測細絲可以定位在內側上。

【0159】第 18E 圖在截面方面示出了又另一個示例第二細長構件 1205。該第二細長構件 1205 具有 T 形輪廓以及用於放置加熱絲的複數凹槽 1303。

【0160】第 18F 圖在截面方面示出了又另一個示例第二細長構件 1205。四根加熱絲 1215 被包封在第二細長構件 1205 中，兩根細絲在“T”的豎直部分的任一側上。如以下更詳細解釋的，細絲被包封在第二細長構件 1205 中，因為第二細長構件 1205 係圍繞細絲擠壓出來的。沒有形成用於嵌入加熱絲 1215 的切口。在此示例中，第二細長構件 1205 還包括複數凹槽 1303。因為加熱絲 1215 被包封在第二細長構件 1205 中，所以凹槽 1303 不用於幫助形成用於嵌入加熱絲的切

口。在此示例中，凹槽 1303 可以幫助將嵌入的加熱絲分隔開，這使得例如當對加熱絲進行封端時更容易剝離單獨的芯。

【0161】第 18G 圖在截面方面示出了又另一個示例第二細長構件 1205。該第二細長構件 1205 具有一般的三角形形狀。在此示例中，第二細長構件 1205 的形狀與第 18C 圖的形狀類似，但是四根細絲 1215 被包封在第二細長構件 1205 中，其全部集中在第二細長構件 1205 的底部中並且沿著總體水平的軸佈置。

【0162】如以上解釋的，可以令人期望的是增加細絲之間的距離以提高加熱效率。在一些實施方式中，然而，當加熱絲 1215 併入複合管 1201 中時，加熱絲 1215 可以定位在第二細長構件 1205 的相對中心處。集中式位置提升了複合管用於再次使用的牢固性，部分地由於該位置減小了細絲基於複合管 1201 的重複撓曲而斷裂的可能性。集中細絲 1215 還可以減小著火危險的風險，因為細絲 1215 被包覆在絕緣層中並且從氣體路徑中去除。

【0163】如以上所解釋的，部分示例展示了細絲 1215 在第二細長構件 1205 中的適當佈置。在包括多於一個細絲 1215 的前述示例中，細絲 1215 一般沿著水準軸對準。替代性配置也是合適的。例如，兩根細絲可以沿著豎直軸或沿著對角軸對準。四根細絲可以沿著豎直軸或沿著對角軸對準。四根細絲可以在交叉形配置中對準，其中，一根細絲佈置在第二細長構件的頂部、一根細絲佈置在第二細長構件的底部（接近管管腔），而兩根細絲佈置在“T”形、“Y”形或三角形基部的對側臂上。

【0164】表 1A 和表 1B 示出了在此描述的醫療管的一些較佳的尺寸，以及該等尺寸的一些較佳的範圍。該等尺寸指管的橫向截面。在該等表中，管腔直徑表示管的內徑。間距表示沿著管軸向測量的兩個重複點之間的距離，即，第二細長構件的相鄰“T”的豎直部分的尖端之間的距離。氣泡寬度表示氣泡的寬度（最大外徑）。氣泡高度表示氣泡距離管管腔的高度。珠子高度表示第二細長

構件距離管管腔的最大高度（例如，“T”的豎直部分的高度）。珠子寬度表示第二細長構件的最大寬度（例如，“T”的水準部分的寬度）。氣泡厚度表示氣泡壁的厚度。

表1A

| 特徵   | 嬰兒      |        | 成人      |        |
|------|---------|--------|---------|--------|
|      | 尺寸 (mm) | 範圍 (±) | 尺寸 (mm) | 範圍 (±) |
| 管腔直徑 | 11      | 1      | 18      | 5      |
| 間距   | 4.8     | 1      | 7.5     | 2      |
| 氣泡寬度 | 4.2     | 1      | 7       | 1      |
| 珠子寬度 | 2.15    | 1      | 2.4     | 1      |
| 氣泡高度 | 2.8     | 1      | 3.5     | 0.5    |
| 珠子高度 | 0.9     | 0.5    | 1.5     | 0.5    |
| 氣泡厚度 | 0.4     | 0.35   | 0.2     | 0.15   |

表1B

| 特徵   | 嬰兒      |        | 成人      |        |
|------|---------|--------|---------|--------|
|      | 尺寸 (mm) | 範圍 (±) | 尺寸 (mm) | 範圍 (±) |
| 管腔直徑 | 11      | 1      | 18      | 5      |
| 間距   | 4.8     | 1      | 7.5     | 2      |
| 氣泡寬度 | 4.2     | 1      | 7       | 1      |
| 珠子寬度 | 2.15    | 1      | 3.4     | 1      |
| 氣泡高度 | 2.8     | 1      | 4.0     | 0.5    |
| 珠子高度 | 0.9     | 0.5    | 1.7     | 0.5    |
| 氣泡厚度 | 0.4     | 0.35   | 0.2     | 0.15   |

【0165】表 2A 和表 2B 分別提供針對在表 1A 和表 1B 中描述的管的管特徵尺寸之間的示例比值。

表2A

| 比值        | 嬰兒     | 成人     |
|-----------|--------|--------|
| 管腔直徑：間距   | 2.3：1  | 2.4：1  |
| 間距：氣泡寬度   | 1.1：1  | 1.1：1  |
| 間距：珠子寬度   | 2.2：1  | 3.1：1  |
| 氣泡寬度：珠子寬度 | 2.0：1  | 2.9：1  |
| 管腔直徑：氣泡高度 | 3.9：1  | 5.1：1  |
| 管腔直徑：珠子高度 | 12.2：1 | 12.0：1 |

|           |        |        |
|-----------|--------|--------|
| 氣泡高度：珠子高度 | 3.1：1  | 2.3：1  |
| 管腔直徑：氣泡厚度 | 27.5：1 | 90.0：1 |

表2B

|           |        |        |
|-----------|--------|--------|
| 比值        | 嬰兒     | 成人     |
| 管腔直徑：間距   | 2.3：1  | 2.4：1  |
| 間距：氣泡寬度   | 1.1：1  | 1.1：1  |
| 間距：珠子寬度   | 2.2：1  | 2.2：1  |
| 氣泡寬度：珠子寬度 | 2.0：1  | 2.1：1  |
| 管腔直徑：氣泡高度 | 3.9：1  | 4.5：1  |
| 管腔直徑：珠子高度 | 12.2：1 | 10.6：1 |
| 氣泡高度：珠子高度 | 3.1：1  | 2.4：1  |
| 管腔直徑：氣泡厚度 | 27.5：1 | 90.0：1 |

【0166】下表示出了在此描述的具有集成在第二細長構件內部的加熱絲的複合管（標籤為“A”）的一些示例性質。為了比較，還呈現了具有在管孔內部螺旋纏繞的加熱絲的 Fisher & Paykel 模型 RT100 一次性波紋管（標籤為“B”）。

【0167】根據 ISO 5367：2000（E）的附件 A 執行流動阻力（RTF）測量。結果概述在表 3 中。如以下所見，複合管的 RTF 低於模型 RT100 管的 RTF。

表3

|           | RTF (cm H <sub>2</sub> O) |      |      |      |
|-----------|---------------------------|------|------|------|
| 流速 (L/分鐘) | 3                         | 20   | 40   | 60   |
| A         | 0                         | 0.05 | 0.18 | 0.38 |
| B         | 0                         | 0.28 | 0.93 | 1.99 |

【0168】管內的冷凝或“雨除(Rainout)”指每天以 20 L/分鐘氣體流速和 18°C 的室溫收集的冷凝物。加濕氣體從腔連續地流過管。在每天的測試之前和之後記錄管重量。在每次測試之間使管乾燥的情況下執行三次連續測試。以下在表 4 中示出結果。結果示出在複合管中的雨除顯著地低於在模型 RT100 管中的雨除。

表4

| 管        | A(第1天) | A(第2天) | A(第3天) | B(第1天) | B(第2天) | B(第3天) |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 之前的重量(g) | 136.20 | 136.70 | 136.70 | 111.00 | 111.10 | 111.10 |

|          |        |        |        |        |        |        |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 之後的重量(g) | 139.90 | 140.00 | 139.20 | 190.20 | 178.80 | 167.10 |
| 冷凝物重量(g) | 3.7    | 3.3    | 2.5    | 79.20  | 67.70  | 56.00  |

【0169】功率要求指在冷凝測試過程中消耗的功率。在此測試中，環境空氣保持在 18°C。加濕腔（例如，參見第 1 圖的加濕腔 114）由 MR850 加熱器底座供電。管內的加熱絲由 DC 電源獨自地供電。設置不同的流速並且將腔安排為在腔輸出端處係 37°C。然後，改變電路的 DC 電壓以在電路輸出端處產生 40°C 的溫度。記錄維持輸出溫度所需要的電壓並且計算所產生的功率。在表 5 中示出結果。結果示出複合管 A 相比管 B 明顯使用更大的功率。這係因為管 B 在管孔中使用了螺旋加熱絲來將氣體從 37°C 加熱到 40°C。複合管不傾向於快速地加熱氣體，因為加熱絲係在管壁中（嵌入在第二細長構件中）。相比而言，複合管被設計成用於維持氣體溫度並且藉由將管孔維持在加濕氣體的露點以上的溫度處而防止雨除。

表5

|             |      |      |      |
|-------------|------|------|------|
| 流速 (L/分鐘)   | 40   | 30   | 20   |
| 管A，所需功率 (W) | 46.8 | 38.5 | 37.8 |
| 管B，所需功率 (W) | 28.0 | 27.5 | 26.8 |

【0170】藉由使用三點彎曲測試來測試管柔性。管被放置在三點彎曲測試夾具中並且與 Instron 5560 測試系統儀一起使用以測量負荷和延伸部分。每個管樣本被測試三次；針對所施加的負荷測量管的延伸部分，以獲得平均對應剛度常數。在表 6 中再現了管 A 和管 B 的平均剛度常數。

表6

|   |           |
|---|-----------|
| 管 | 剛度 (N/mm) |
| A | 0.028     |
| B | 0.088     |



【0171】如上所述，加熱線 206 可以被放置在吸氣支管 202 及/或呼氣支管 210 內以藉由將管壁溫度維持在露點溫度以上而減少管中雨除的風險。

#### 熱性質

【0172】在結合了加熱絲 1215 的複合管 1201 的實施方式中，熱量可以藉由第一細長構件 1203 的壁損耗，而導致不均勻加熱。如以上所解釋的，用於補償該等熱量損耗的一種方式係在第一細長構件 1203 處應用外部加熱源，這說明調節溫度並且抵制熱量損耗。然而，還可以使用用於優化熱性質的其他方法。

【0173】接下來對第 19A 圖至第 19C 圖進行參考，該等附圖演示了氣泡高度（即，第一細長構件 1203 的從面向內部管腔的表面至形成最大外徑的表面測量的截面高度）的示例配置，以改善熱性質。

【0174】可以選擇氣泡的尺寸以減少複合管 1201 的熱量損耗。通常，增加氣泡的高度增加了管 1201 的有效熱阻，因為更大的氣泡高度准許第一細長構件 1203 容納更多的絕緣空氣。然而，發現在某個氣泡高度處，空氣密度的改變引起管 1201 內部的對流，由此增加了熱量損耗。並且，在某個氣泡高度處，表面區域變得如此之大而使得藉由表面的熱量損耗超過增加的氣泡高度的好處。某些實施方式包括該等實現。

【0175】曲率半徑和氣泡的曲率對於確定令人期望的氣泡高度而言可以是有用的。物體的曲率被定義為那個物體的曲率半徑的倒數。因此，物體具有越大的曲率半徑，該物體的彎曲越小。例如，平表面將具有無限大的曲率半徑，並且因此曲率為 0。

【0176】第 19A 圖示出了複合管的頂部部分的縱向截面。第 19A 圖示出了其中的氣泡具有較大高度的複合管 1201 的實施方式。在此示例中，管具有相對小的曲率半徑並因此具有較大的曲率。並且，氣泡的高度大約是第二細長構件 1205 的高度的三到四倍。

【0177】第 19B 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 19B 圖示出了其中的氣泡在頂部上平坦的複合管 1201 的實施方式。在此示例中，氣泡具有非常大的曲率半徑但是很小的曲率。並且，氣泡的高度與第二細長構件 1205 的高度近似相同。

【0178】第 19C 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 19C 圖示出了其中的氣泡寬度大於氣泡高度的複合管 1201 的實施方式。在此示例中，氣泡具有在第 19A 圖與第 19B 圖的曲率半徑和曲率之間的曲率半徑和曲率，並且氣泡的上部部分的半徑中心在氣泡外部（如與第 19A 圖相比較的）。在氣泡的左側和右側的拐點約在氣泡的中間（在高度方向上）（如在第 19A 圖中，與氣泡的底部部分相反）。並且，氣泡高度約為第二細長構件 1205 的高度的兩倍，產生在第 19A 圖和第 19B 圖的氣泡高度之間的氣泡高度。

【0179】第 19A 圖的配置產生來自管的最低熱量損耗。第 19B 圖的配置產生來自管的最高熱量損耗。第 19C 圖的配置具有在第 19A 圖與第 19B 圖的配置之間的中間熱量損耗。然而，在第 19A 圖的配置中的較大外表面區域和對流熱傳遞導致低效的加熱。因此，在第 19A 圖至第 19C 圖的三個氣泡安排中，第 19C 圖被確定為具有最全面的熱性質。當相同的熱能量被輸入到三個管中時，第 19C 圖的配置允許沿著管的長度有最大的溫度上升。第 19C 圖的氣泡足夠大以增加絕緣空氣體積，但是不夠大以導致顯著的對流熱量損耗。第 19B 圖的配置被確定為具有最差的熱性質，即，第 19B 圖的配置允許沿著管的長度有最小的溫度上升。第 19A 圖的配置具有中間熱性質並且相比第 19C 圖的配置允許稍低的溫度上升。

【0180】應認識到，儘管在某些實施方式中第 19C 圖中的配置可能是較佳的，但是可以如可能期望的在其他實施方式中利用其他配置（包括第 19A 圖、第 19B 圖的那些配置以及其他變體）。

【0181】表 7 示出了氣泡高度、管的外徑、以及在第 19A 圖、第 19B 圖和第 19C 圖中的每個圖中示出的配置的曲率半徑。

表7

| 管 (圖X)    | 19A  | 19B   | 19C   |
|-----------|------|-------|-------|
| 氣泡高度 (mm) | 3.5  | 5.25  | 1.75  |
| 外徑 (mm)   | 21.5 | 23.25 | 19.75 |
| 曲率半徑 (mm) | 5.4  | 3.3   | 24.3  |

【0182】接下來對第 19C 圖至第 19F 圖進行參考，該等附圖演示了具有類似氣泡形狀的加熱元件 1215 的示例定位以便改善熱性質。加熱元件 1215 的定位可以改變複合管 1201 內的熱性質。

【0183】第 19C 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 19C 圖示出了複合管 1201 的實施方式，其中，加熱元件 1215 集中定位在第二細長構件 1205 中。此示例示出了加熱元件 1215 彼此靠近但是不靠近氣泡壁。

【0184】第 19D 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 19D 圖示出了複合管 1201 的實施方式，其中，相比於第 19C 圖，加熱元件 1215 在第二細長構件 1205 中更遠地間隔開。該等加熱元件更接近於氣泡壁並且在複合管 1201 內提供更好的熱量調節。

【0185】第 19E 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 19E 圖示出了複合管 1201 的實施方式，其中，加熱元件 1215 在第二細長構件 1205 的豎直軸上在彼此的頂部上間隔開。在此示例中，加熱元件 1215 相等地靠近每個氣泡壁。

【0186】第 19F 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 19F 圖示出了複合管 201 的實施方式，其中，加熱元件 1215 集在第二細長構件 1205 的相反端處間隔開。特別是與第 19C 圖至第 19E 圖相比較，加熱元件 1215 靠近氣泡壁。

【0187】在第 19C 圖至第 19F 圖的四個細絲安排中，第 19F 圖被確定為具有最佳的熱性質。由於其類似的氣泡形狀，全部配置經歷來自管的類似的熱量損耗。然而，當相同的熱能量被輸入到該等管中時，第 19F 圖的細絲配置允許沿著管的長度有最大的溫度上升。第 19D 圖的配置被確定為具有次佳的熱性質並且允許沿著管的長度有第二大的溫度上升。第 19C 圖的配置性能次之。第 19E 圖的配置具有最差的性能並且當輸入相同的熱量時允許沿著管的長度有最小的溫度上升。

【0188】應認識到，儘管在某些實施方式中第 19F 圖中的配置可能是較佳的，但是可以如可能期望的在其他實施方式中利用其他配置（包括第 19C 圖、第 19D 圖、第 19E 圖的那些配置以及其他變體）。

【0189】接下來對演示了第一細長構件 1203 的堆疊的示例配置的第 20A 圖至第 20C 圖進行參考。發現在某些實施方式中藉由堆疊複數氣泡可以改善熱量分配。當使用內部加熱絲 1215 時，該等實施方式可以更加有益。第 20A 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 20A 圖示出了在沒有任何堆疊情況下複合管 1201 的橫截面。

【0190】第 20B 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 20B 圖示出了在具有堆疊的氣泡的情況下的另一個示例複合管 1201。在此示例中，兩個氣泡堆疊在彼此的頂部之上以形成第一細長構件 1203。如與第 20A 圖相比較，總氣泡高度維持不變，但是氣泡間距係第 20A 圖的一半。並且，第 20B 圖的實施方式僅具有空氣量的微小減少。氣泡的堆疊減少了在氣泡 1213 之間的間隙中的自然對流和熱傳遞並且降低了整體熱阻。熱量流動路徑在堆疊的氣泡中增加從而允許熱量更容易地分佈通過複合管 1201。

【0191】第 20C 圖示出了另一根複合管的頂部部分的縱向截面。第 20C 圖示出了具有堆疊的氣泡的複合管 1201 的另一個示例。在此示例中，三個氣泡堆

疊在彼此的頂部之上以形成第一細長構件 1203。如與第 20A 圖相比較，總氣泡高度維持不變，但是氣泡間距係第 20A 圖的三分之一。並且，第 20B 圖的實施方式僅具有空氣量的微小減少。氣泡的堆疊減少了在氣泡 1213 之間的間隙中的自然對流和熱傳遞。

#### 附加的示例中間連接器

【0192】第 32A 圖至第 32C 圖展示了包括中間 PCB 3205 和中間連接焊盤 3210 的中間連接器 3200 的其他示例。中間 PCB 3205 可以包括被配置成用於保護其免受水浸的適形塗層。例如，水可以跟隨中間 PCB 3205 的輪廓。中間連接器 3200 可以包括被配置成用於將珠子定位在適用於附接線的位置中的特徵，如用於加熱或感測在此描述的電路的元件。中間 PCB 3205 可以部分延伸通過中間連接元件 3210。例如，中間 PCB 3205 的一部分可以延伸到中間連接元件 3210 的管外並且一部分可以部分延伸通過中間連接元件 3210 的管腔部分。在一些實現方式中，中間 PCB 3205 的延伸進入管腔中的那部分約為通過管腔的路徑的三分之一。這相對於通過管腔延伸整個路徑的中間 PCB 而言可以提供相對小的流動阻力。

【0193】在一些實施方式中，中間 PCB 3205 在操作過程中至少部分地由於中間 PCB 3205 上的二極體而生成熱量。由中間 PCB 3205 生成的熱量可以幫助蒸發多餘的冷凝物。

【0194】中間連接器 3200 可以被包模以將部件固定在位並密封該部分。在一些實施方式中，可以應用蛤狀殼體，該蛤狀殼體可以為中間連接器 3200 提供增加的絕緣。

【0195】中間連接器 3200 可以由於其可以被配置成用於夾在氣泡和珠子之間而包括管停止件 3220，該管停止件被配置成用於使管停止旋轉得太遠。管停止件 3220 可以被配置成用於定位成與 PCB 相距 180 度及/或 270 度以正確地定

位管的正確對準。管停止件 3220 可以被配置成用於為管提供附接點。中間連接器 3200 可以包括一個或複數橋 3222，該橋被配置成用於升高珠子以允許聚合物在其下面流動從而減少水浸。在一些實施方式中，該一個或複數橋 3222 可以被定位在中間連接器 3200 的每一側上。中間連接器 3200 可以包括被配置成用於將線（例如，加熱線）固定在槽縫的位置中的梳狀物 3224。中間連接器 3200 可以包括指示符，如被配置成用於指示中間連接器 3200 的取向以確保二極體面向正確的方向的箭頭 3226。該箭頭 3226 還可以幫助或防止水浸。中間連接器 3200 可以包括水浸環 3228，該水浸環繞中間連接器 3200 形成完整的迴路。水浸環 3228 可以被配置成用於限制或消除水浸入 PCB 3205 的暴露區域。

【0196】在一些實施方式中，中間連接元件 3210 可以具有約 1 至 2 mm 厚的壁並且可以具有在 4 mm 與 15 mm 之間的直徑。在一些實現方式中，中間連接元件 3210 的內徑可以約為 8 至 9 mm 並且外徑可以約為 11.5 mm。中間連接元件 3210 的外徑可以被配置成足夠大以減小流動阻力。中間連接元件 3210 的較小通路可以意味著其他通過它更加快，這可以減少冷凝。

【0197】中間連接器 3200 可以包括加工助劑 3230，該加工助劑被配置成用於正確地對準連接的管，從而使得氣泡嚙合並將管固定在位。中間連接器 3200 可以包括插腳 3232，該插腳被配置成用於定位罩蓋（例如，參照第 33 圖描述的蛤狀殼體 3300）並藉由摩擦配合將其卡住（例如，其可以與罩蓋中的匹配凹陷嚙合）。在一些實現方式中，中間連接器 3200 包括 3 或 4 個插腳。出於對準及/或定位目的，插腳 3232 可以被配置成具有足夠的長度從而使得它們可以突出通過包模。插腳 3232 可以被定位在中間連接器 3200 的任一側，從而使得其被定位得相距所展示的例如 90 度。在一些實施方式中，中間連接器 3200 包括槽縫 3234，該槽縫充當用於加工以降低錯誤取向概率的關鍵機制。

【0198】第 33A 圖至第 33C 圖展示了蛤狀殼體 3300 的示例，該蛤狀殼體可以應用於中間連接器，如在此參照第 32 圖描述的中間連接器 3200。蛤狀殼體 3300 可以被配置成用於為包模的中間連接器（如中間連接器 3200）提供美觀的罩蓋。蛤狀殼體 3300 還可以被配置成用於保護 PCB 免受損壞。

【0199】蛤狀殼體 3300 包括耦合在一起的兩個半件 3305a、3305b。在一些實施方式中，兩個半件 3305a、3305b 永久地耦合在一起（例如，耦合兩個半件涉及至少部分地損壞或弄斷蛤狀殼體 3300，或者其要求至少約 30 N 的力來將蛤狀殼體 3300 的兩個半件 3305a、3305b 分隔開）。每個半件 3305a、3305b 可以由相同的一片式工具形成並且可以是對稱的從而使得一個半件可以是旋轉的並仍然與另一個半件配合。蛤狀殼體 3300 可以包括卡扣配合式連接，該卡扣配合式連接包括夾子 3309a 以及夾子容納機制 3309b。夾子 3309a 可以是一對突出的夾子，該突出的夾子從蛤狀殼體 3300 的兩個對角相對的罩蓋延伸。夾子 3309a 可以被配置成用於與互補夾子容納機制 3309b 交互並且形成蛤狀殼體 3300 的主要耦合特徵，以減小半件 3305a、3305b 之間間隙從而保持間隙閉合並且保持末端關閉。蛤狀殼體 3300 可以包括被配置成用於與公定位插腳 3307b 嚙合的母定位槽 3307a。在一些實現方式中，母定位槽 3307a 可以包括稍向內的錐形物，該錐形物需要力來插入公定位插腳 3307b。公定位插腳 3307b 可以被配置成用於被壓配到在蛤殼 3300 的另一個半件上的相應母定位槽 3307a 中。如果卡扣配合式連接失敗，那麼這可以充當背托連接。

【0200】蛤狀殼體 3300 包括如肋狀物 3310a、3310b 的特徵以確保蛤狀殼體被正確地組裝。可以至少部分地由於兩個半件 3305a、3305b 被配置從而使得當被錯誤組裝時它們不能夠完全與彼此嚙合而發生這種情況。罩蓋 3300 可以包括用於減小中間連接器的豎直移動的水準肋狀物 3310a 以及用於減小中間連接器的水準移動的豎直肋狀物 3310b。豎直肋狀物 3310b 可以被配置為使得中央肋狀

物更長從而使得其更接近於包模並且能夠減小包模的旋轉。肋狀物 3310a、3310b 通常可以被配置成用於從包模的中間連接器接收並定位銷形物（pin）。例如，肋狀物 3310a、3310b 可以被配置成用於藉由推動包模的中間連接器的銷形物（例如，在此參照第 32 圖描述的中間連接器 3200 的銷形物 3232）偏離中心而防止或阻止錯誤的定位，這還可以防止或阻止第二銷形物的嚙合。

【0201】蛤狀殼體 3300 可以包括耦合區域 3315，該耦合區域包括突出部分和切口區域。耦合區域 3315 可以被配置成用於與蛤狀殼體 3300 的另一個半件上的相應區域交互。耦合區域 3315 可以被配置成用於防止在兩個半件 3305a、3305b 之間形成粗糙的邊緣從而導致更好的整體磨光，並且可以幫助引導正確地對準半件。耦合區域 3315 可以被配置成用於與蛤狀殼體的另一個半件上的相應的耦合區域對稱。蛤狀殼體 3300 可以包括內部切口區域 3320，該內部切口區域被配置成用於允許空間以使突出的包模 PCB 配合在區域 3320 內。

【0202】在一些實施方式中，包模的中間連接器 3200 可以被配置成用於在至少四個不同的位置中配合在蛤狀殼體 3300 內。中間連接器 3200 可以包括三個銷形物，例如，這三個銷形物並不相對於中間連接器 3200 集中。在一些實施方式中，中央銷形物可以相對於其他銷形物而不是中間連接器 3200 集中。

【0203】在一些實施方式中，包模的中間連接器 3200 包括三個或更複數銷形物 3220 以便將包模的中間連接器 3200 緊固地固定於蛤狀殼體 3300 上。如在此參照第 32A 圖至第 32C 圖所描述的，銷形物 3220 可以被配置成用於減少水準的及/或豎直的平移及/或繞水準軸的旋轉。在一些實施方式中，四個銷形物 3220 可以用於將包模的中間連接器 3200 有效地安置並定位在蛤狀殼體 3300 內。在這種實施方式中，蛤狀殼體 3300 的兩個半件 3305a、3305b 可以不是對稱的。此外，第四個銷形物可以向外推動引線從而由於覆蓋線的包模材料的量的減少而潛在增加暴露線的可能性。銷形物 3220 可以被配置成足夠長使得其與肋狀物



3310a、3310b 嚙合從而減少或防止包模的中間連接器 3200 的旋轉。在一些實施方式中，中央銷形物可以比其他銷形物更長。此外，銷形物 3320 可以為了機械牢固性而被配置得足夠厚。

【0204】蛤狀殼體 3300 和包模的中間連接器可以包括在安裝或製造過程中減少或防止包模的中間連接器在蛤狀殼體 3300 內錯配的部件。在一些實施方式中，當包模的中間連接器被錯誤地安置在蛤狀殼體 3300 內時，包模的中間連接器可以在蛤狀殼體 3300 內移動，由此防止兩個半件 3305a、3305b 正確地耦合。這可以導致兩個半件 3305a、3305b 變為斷開並且蛤狀殼體 3300 從包模的中間連接器脫離。

【0205】蛤狀殼體 3300 可以基於預期用途而被確定尺寸。例如，蛤狀殼體 3300 可以根據保溫箱側中的開口尺寸而被確定尺寸。蛤狀殼體 3300 可以被配置成用於配合在保溫箱的開口內，以允許管定位在保溫箱內。但是如果蛤狀殼體 3300 太小，材料強度可能會被降低到可接受的水準以下。這對於夾緊機制可能尤其如此。在一些實施方式中，蛤狀殼體 3300 被配置成用於貼合地就位而不接觸包模的中間連接器。因此，可能難以在蛤狀殼體 3300 中包括附加的結構或特徵。

【0206】在製造過程中，在包模之前，管可以被纏繞到中間連接器的任一端上。蛤狀殼體 3300 可以被配置成靠近管就位但是少接觸或不接觸，因為這可能對蛤狀殼體 3300 施加壓力。蛤狀殼體 3300 可以由包括聚丙烯、乙醯的材料或具有類似性質的其他材料製成。

【0207】在一些實施方式中，罩蓋（例如，蛤狀殼體 3300）可以包括活鉸鏈，該活鉸鏈可以用於耦合罩蓋的兩個半件。這個活鉸鏈可以提供用於組裝罩蓋的簡單機制。在一些實施方式中，內部鉸鏈可以整合到罩蓋中，該鉸鏈與夾子組合以提供有效的耦合機制。

【0208】在一些實施方式中，罩蓋可以包括用於取代蛤狀殼體 3300 的水準肋狀物和豎直肋狀物的銷形物。該等銷形物可以被配置成用於如蛤狀殼體 3300 的肋狀物 3310a、3310b 提供相同的定位功能。在某些實現方式中，罩蓋可以使用更少的或不使用銷形物。這可以允許中間連接器旋轉，但是可以抵抗中間連接器滑動。在一些實現方式中，定位銷形物的末端可以變大從而使插入件形成定位點。

【0209】在一些實施方式中，中間連接器上的包模可以形成外殼。在一些實施方式中，罩蓋可以成型從而使得其與包模的中間連接器的形狀相匹配。在這種配置中，罩蓋可以是不對稱的部件。該形狀可以被配置成用於減少罩蓋與中間連接器之間的接觸。

【0210】在一些實施方式中，罩蓋的半件可以使用紫外線（UV）膠、黏合劑或者使用罩蓋上的公母定位銷形物耦合從而形成壓配式耦合。

#### 分段式加熱器的控制

【0211】第 26 圖展示了用於控制如在吸氣支管中的分段式加熱器的示例方法的流程圖，該吸氣支管的加熱器耦合於同樣具有加熱器的延伸支管。該控制方法可以由如在此描述的加濕系統或者其他控制模組實現。由此，並且為了便於描述，以下方法被描述為由控制模組執行，但是該方法的一個或複數步驟或者該方法的單個步驟的複數部分可以由加濕系統中的部件的任意組合來執行。在一些實施方式中，方法 2600 可以每秒至少運行一次以提供對加濕系統的基本上連續的控制和精細的控制。

【0212】在步驟 2605 中，控制模組確定第一加熱器分段（例如，吸氣支管中的加熱器）的功率需求。這可以例如使用開路控制來完成。默認的工作週期可以被確定為第一加熱器分段的至少部分地由藉由加濕系統的氣體流確定的功率需求。在一些實施方式中，此預設的工作週期可以用於控制第一加熱器分段

並且使用被配置成可應用於大多數情形的模型被確定。有利地，這可以允許控制模組在大多數情形中應用相同的控制參數。例如，這可以意味著控制模組不必針對不同的環境狀況改變其控制參數。

【0213】功率需求可以被配置從而使得控制模組維持目標溫度特徵曲線，其示例在第 27 圖中所展示。在一些實施方式中，目標溫度特徵曲線在第一加熱器分段中採用更大的熱量以減少冷凝（例如，相對於延伸支管的第二加熱器分段）。例如，第一加熱器分段可以被控制用於將吸氣支管加熱到設定點以上以給予氣體較低的相對濕度。等到氣體流過延伸支管之後到達患者時，這可以有效地控制氣體的冷卻，從而允許氣體維持較高的絕對濕度。

【0214】在步驟 2610，控制模組確定在組合的吸氣支管與延伸支管的患者端處的溫度，該溫度係使用患者端溫度感測器確定的。控制模組可以被配置成用於頻繁地監測這個溫度感測器（例如，每秒一次、每秒兩次等）。回應於所確定的溫度，控制模組可以改變工作週期以實現目標溫度特徵曲線、氣體在患者端處的目標絕對或相對濕度及/或氣體在患者端處的目標溫度。

【0215】在步驟 2615，控制模組確定設定點溫度與患者端處的測量溫度之間的差異。便於參考，此差異的值被稱為誤差，但是它不被推斷或被理解為此值表示誤差或其他意外結果。

【0216】在步驟 2620，控制模組確定第一加熱器分段和第二加熱器分段的組合（例如，吸氣支管和耦合至吸氣支管的延伸支管）的功率需求。功率需求可以關於流速與支管的長度成比例。例如，控制模組可以將功率需求確定為每單位長度的功率。

【0217】功率需求可以被表達為： $DC_{12} = K_p * e + K_i * \int e dt$ ，其中， $DC_{12}$  係針對第一和第二加熱器分段的組合的控制模組的輸出（例如，功率、工作週期等）， $K_p$  係比例-積分-導數（PID）控制方案中的比例係數， $K_i$  係 PID 方案

中的積分係數，並且  $e$  係誤差（即，如在步驟 2615 中確定的設定點溫度與測量溫度之間的當前差異）。控制模組可以被配置成用於減小或消除誤差。例如，回應於傳遞至對應加熱器分段的功率，考慮到對溫度的短期或長期影響，控制模組可以被配置成用於控制至加熱器分段的功率以驅使當前溫度達到設定點。

【0218】在 PID 控制方案中， $K_p$  的值可以與系統內的溫度變化速率有關。可以完成改變  $K_p$  以實現目標的或合適的系統內的溫度變化速率從而考慮短期或長期影響實現設定點溫度。在以上等式中， $K_p$  與  $e$  的乘積可以被稱為 PID 方案中的比例項。

【0219】在 PID 控制方案中， $K_i$  的值可以與系統利用其實現系統接近穩定狀態操作的目標設定點的速度有關。 $K_i$  的值還可以與系統加熱的快速程度有關。誤差的積分值（例如， $\int e \, dt$ ）表示隨著系統已經運行的時間的推移而累積的誤差。在以上等式中， $K_i$  與累積誤差之乘積可以被稱為 PID 方案中的積分項。

【0220】在一些實施方式中，在 PID 控制方案中沒有導數項。

【0221】在步驟 2625，控制模組選擇性地加熱第一和第二加熱器分段以滿足各自的功率需求。在一些實施方式中，第一加熱器分段的功率需求可以是過度的。在一些實現方式中，如在此參照第 29 圖所描述的，控制模組可以根據其他控制參數實現允許第一加熱器分段的功率需求係過度的演算法。

【0222】控制模組可以被配置成用於考慮第一加熱器分段的有待滿足的功率需求，其中，以下狀況中的至少一個狀況適用：（1）第一加熱器分段的功率需求係由第一加熱器分段的加熱滿足的；（2）第一加熱器分段的功率需求部分地是由第一加熱器分段的加熱滿足的並且部分地是由第二加熱器分段的加熱滿足的，其中，第一和第二加熱器分段的組合的工作週期貢獻於整體需求並且任何不足係由第一加熱器分段的加熱滿足的（參照第 28 圖對其示例進行描述）；

或者(3)第一加熱器分段的需求係由第一和第二加熱器分段的組合的加熱滿足的。

【0223】第 28 圖展示了功能框圖 2800，該功能框圖展示了控制模組的處理部件、與加熱器分段有關的需求以及所產生的工作週期確定的應用之間的關係。例如，如在此參照第 26 圖及/或第 30 圖所描述的，控制模組可以實現 PID 控制器 2802。如在此參照第 26 圖所描述的，PID 控制器 2802 可以被配置成用於至少部分地基於由控制模組確定的需求來控制第一和第二加熱器分段 2806 的組合（例如，吸氣支管的耦合至吸氣支管的延伸部分的外迴路）。如在此參照第 26 圖、第 29 圖及/或第 31 圖所描述的，控制模組可以實現控制演算法 2804。控制演算法 2804 可以用於至少部分地基於由控制模組確定的需求控制第一加熱器分段 2808。控制模組可以使用 PID 控制器 2802 基於被確定用於滿足第一和第二加熱器分段 2806 的需求的工作週期 2810 將功率施加於第一和第二加熱器分段。類似地，控制模組可以使用控制演算法 2804 基於被確定用於滿足第一加熱器分段 2808 的需求的工作週期 2812 將功率施加於第一加熱器分段。在一些實施方式中，控制演算法可以至少部分地基於第一和第二加熱器分段的組合的需求確定第一加熱器分段的工作週期 2812，因為施加於加熱器分段組合的功率影響了第一分段中的氣體的溫度和濕度。例如，如在此參照第 26 圖所描述的，第一加熱器分段的需求可以由第一和第二加熱器分段的組合的需求部分地或完全地滿足。在某些實現方式中，PID 控制器 2802 可以被配置成控制組合的吸氣支管和延伸部分（例如，第一和第二加熱器分段）中的加熱的主要裝置，並且針對吸氣支管（例如，第一加熱器分段）的控制演算法 2804 可以充當用於提供補充加熱的方式，這在特定的操作階段過程中（例如，在啟動過程中、預熱期、在溫度變化期間等等）可以尤其合適。

【0224】第 29 圖展示了由控制模組實現以控制分段式加熱器的示例控制演算法 2900 的流程圖。在步驟 2902，控制模組藉由將第一加熱器分段的需求設置為固定的工作週期值以開路控制模式操作。在一些實現方式中，固定的工作週期值可以被初始設置為 80%。可以如由在控制演算法中的步驟所確定的增加或減小工作週期值。

【0225】在步驟 2904，控制模組判定加濕系統是否處於備用狀態。在一些實施方式中，控制模組可以藉由檢查儲存在區域變數中的值來確定加濕系統處於備用狀態。如果加濕系統處於備用狀態，那麼控制模組行進至步驟 2906 以判定患者端溫度 ( $T_{pe}$ ) 在時間窗 (例如，約 1 分鐘) 中是否增加了比變化臨界值  $T_{th}$  (例如，約  $2^{\circ}\text{C}$ ) 更多。這可以有效地判定流是否已經被添加到加濕系統中。如果如在步驟 2906 中所確定的已經添加了流，那麼控制模組在步驟 2908 中退出備用狀態。

【0226】當單元不處於如在步驟 2904 中所確定的備用狀態時或者在退出步驟 2908 之後，控制模組在步驟 2910 中判定加熱板溫度是否超過加熱板溫度臨界值  $T_{th\_hp}$  (例如，約  $50^{\circ}\text{C}$ )。這可以對應於預熱期。在步驟 2912，如果控制單元判定加熱板溫度超過加熱板溫度臨界值，那麼控制模組判定第一和第二加熱器分段的組合的工作週期  $DC_{12}$  (例如，外部部分) 是否大於約 99% 並且患者端溫度  $T_{pe}$  是否小於設定點溫度減去溫度值  $T_{近}$ ，該  $T_{近}$  被配置成用於確定患者端溫度何時接近設定點溫度。在一些實施方式中， $T_{近}$  的值可以約為  $2^{\circ}\text{C}$ 。如果控制模組確定第一和第二加熱器分段的組合大於約 99% 並且患者端溫度小於設定點溫度減去  $T_{近}$ ，那麼有可能在加濕系統中不存在流動狀況。例如，在加濕系統應用約 100% 的工作週期而患者端溫度不夠接近設定點的狀況中，可能沒有流動狀況存在。如果這為真，則控制模組行進至步驟 2914 以解釋系統中潛在的干擾 (例如，將寒冷的某物放置於系統上) 並且等待一定量的時間  $t_{等待}$  (例如，

約 5 分鐘）。如果已經超過時間  $t_{\text{等待}}$ ，那麼控制模組行進至步驟 2916 並進入備用狀態直到流被應用或被重新應用於加濕系統。在備用狀態中，控制模式將第一加熱器分段的工作週期設置為 0% 並將第一和第二加熱器分段的組合設置為 40%。

**【0227】**如果步驟 2910、2912 或 2914 中的任一步驟中的判定結果為否，那麼控制模組行進至步驟 2918 以使用 PID 控制方案控制第一和第二加熱器分段的組合從而針對患者端實現目標設定點。在一些實施方式中，PID 控制方案係在此參照第 30 圖所描述的方法。例如，控制模組可以控制組合的第一和第二加熱器分段從而基於患者端處的當前的測量的溫度與設定點之間的差異實現目標設定點。在某些實現方式中，該控制同測量溫度與溫度設定點之間的差異成比例。在步驟 2920，控制模組可以監測計時器以確定特定的時間臨界值（例如，30 秒）何時已經過去。此特定的時間臨界值可以被設置以允許足夠的時間由 PID 控制器發揮作用。控制模組實施 PID 控制方案從而實現工作週期，該工作週期導致滿足相關需求，如在步驟 2922 中所確定的需求。例如，可以實現 PID 控制方案以實現第一和第二加熱器分段額組合的工作週期 DC\_12 及/或第一加熱器分段的工作週期 DC\_1，其中，第一加熱器分段的工作週期說明第一和第二加熱器分段的組合的需求。

**【0228】**在特定的時間臨界值已經過去之後，控制模組可以行進至步驟 2924 以判定是否（a）組合的第一和第二加熱器分段的工作週期等於 0%，（b）患者端溫度超過設定點（例如，約 39°C），以及（c）第一加熱器分段的工作週期大於工作週期臨界值（例如，約 40%）。此測試可以在組合的第一和第二加熱器分段已經停止加熱氣體的情況下為真，因此指示適合降低吸氣支管的溫度特徵曲線。這可以例如藉由降低第一加熱器分段的工作週期而實現。因此，如果這為真，則在步驟 2926 中，電腦模組將加熱週期的工作週期減小一個減小值（例

如，2%)。如果不為真，那麼控制模組行進至步驟 2928 以判定是否 (a) 組合的第一和第二加熱器分段的工作週期大於第一加熱器分段的工作週期加上常量  $c$  (例如，測試是否  $DC_{12} > DC_1 + c$ ，其中， $c$  可以約為 20%) 以及 (b) 第一加熱器分段的工作週期小於內部部分臨界值  $DC_{1th}$  (例如，約 80%)。常量可以被定制從而使得初始工作週期值加上常量為 100% (例如，初始工作週期值可以為 80%，因此常量可以為 20%)。此測試可以在其可以適合於增加第一加熱器分段的工作週期的情況下為真，從而維持吸氣支管的溫度特徵曲線。因此，如果此測試為真，則控制模組行進至步驟 2930 以將第一加熱器分段的工作週期增加一個增加值 (例如，約 2%)。如果非真，則控制模組返回至上述步驟 2922。如果控制模組增加或減小第一加熱器分段的工作週期，那麼控制模組在步驟 2932 中重置計時器。控制然後可以返回至步驟 2922。

【0229】第 30 圖展示了示例 PID 控制方案 3000 的流程圖，該示例 PID 控制方案被配置成用於提供閉路控制以使用組合的第一和第二加熱器分段在患者端處實現目標溫度設定點。該 PID 控制方案可以用於確定組合的第一和第二加熱器分段的工作週期。

【0230】在步驟 3002，控制模組藉由確定測量溫度  $T_{pe}$  與溫度設定點  $T_{設定}$  之間的差異而將 PID 參數初始化，該差異被稱為誤差  $e$ ： $e = T_{設定} - T_{pe}$ 。在步驟 3004，控制模組將 PID 控制方案的比例項設置為常量  $K_p$  與誤差  $e$  之積： $P = K_p * e$ 。在某些實現方式中，常量  $K_p$  被設置為約 10。在步驟 3006，控制模組將 PID 控制方案的導數項  $D$  設置為 0。也可以使用其他值。

【0231】在步驟 3008，控制模組判定誤差是否小於或等於溫度差異臨界值  $T_{diff}$  (例如，約 100)。這可以用於確定何時適合如在步驟 3010 中所示的將 PID 控制方案的積分項  $I$  設置為 0。如果當前溫度在溫度設定點的溫度差異臨界值內，那麼控制模組可以進行至步驟 3011 以將 PID 控制方案的積分項  $I$  分配給舊



的或前一個積分項加上誤差  $e$  的小數部分  $K_i$ ： $I = I_{\text{前一項}} + K_i * e$ 。在某些實現方式中，小數部分  $K_i$  可以約為 0.05。控制模組可以在步驟 3012 中進一步檢查積分項  $I$  是否在可接受的或合適的邊界內（例如， $-2 < I < 100$ ），並且如果其在合適的範圍之外，則控制模組可以將積分項設置為邊界值。

【0232】在步驟 3014，控制模組將工作週期確定為比例項  $P$ 、積分項  $I$  以及導數項  $D$  之和： $DC = P + I + D$ 。如由控制模組在步驟 3015 中判定的，如果工作週期大於 100% 並且積分項大於前一個積分項（例如， $I > I_{\text{前一項}}$ ），那麼控制模組在步驟 3016 中將積分項重置為其前一個值並且在步驟 3018 中重新計算工作週期。在步驟 3020 中，控制模組將工作週期的值約束在 0 與 100 之間（例如，如果其小於 0，則控制模組將工作週期設置為 0，並且如果工作週期大於 100，則控制模組將工作週期設置為 100）。

【0233】第 31 圖展示了可以由控制模組在加濕系統中實現的另一個示例控制演算法 3100 的流程圖。在步驟 3102，控制模組確定加濕系統的流量範圍。在步驟 3104，控制模組基於所確定的流量範圍確定第一加熱器分段的需求。在一些實施方式中，流量範圍可以是具有相應需求的流量水準。例如，流量範圍可以在低流量範圍、中間流量範圍或高流量範圍中，並且低流量需求可以是針對低流量範圍確定的、中間流量需求可以是針對中間流量範圍確定的並且高流量需求可以是針對高流量範圍確定的。在一些實施方式中，流量範圍可以重疊。在某些實現方式中，控制模組確定流量範圍以確定第一加熱器分段僅在啟動時的初始需求。在這種情形中，控制模組可以使用第一和第二加熱器分段的組合的需求以用於加濕系統的大部分控制。在此初始設置之後，控制演算法 3100 的其餘部分可以調整第一加熱器分段的需求。

【0234】在步驟 3106，控制模組判定加濕系統是否處於備用狀態。例如，控制模組可以藉由檢查儲存在區域變數中的值來確定加濕系統處於備用狀態。

如果加濕系統處於備用狀態，那麼控制模組行進至步驟 3108 以判定患者端溫度 ( $T_{pe}$ ) 在約 1 分鐘內是否增加了多於  $2^{\circ}\text{C}$ 。這可以有效地判定流是否已經被添加到加濕系統中。如果如在步驟 3108 中所確定的已經添加了流，那麼控制模組在步驟 3110 中退出備用狀態。

【0235】當單元不處於如在步驟 3106 中所確定的備用狀態時，控制模組在步驟 3112 中判定加熱板溫度是否超過約  $50^{\circ}\text{C}$ 。這可以對應於預熱期。在步驟 3114，如果控制單元判定加熱板溫度超過約  $50^{\circ}\text{C}$ ，那麼控制模組判定第一和第二加熱器分段的組合的工作週期（例如，外部部分）是否大於約 99% 並且患者端溫度  $T_{pe}$  是否小於設定點溫度減去溫度值  $T_{\text{近}}$ ，（例如，約  $2^{\circ}\text{C}$ ）。如果控制模組確定這為真，那麼有可能在加濕系統中不存在流動狀況。例如，在加濕系統應用約 100% 的工作週期而患者端溫度不夠接近設定點的狀況中，可能沒有流動狀況存在。如果這為真，則控制模組行進至步驟 3116 以解釋系統中潛在的干擾（例如，將寒冷的某物放置於系統上）並且等待約 5 分鐘。如果已經超過約 5 分鐘，那麼控制模組行進至步驟 3118 並進入備用狀態直到流被應用或被重新應用於加濕系統。在備用狀態中，控制模式將第一加熱器分段的工作週期設置為 0% 並將第一和第二加熱器分段的組合設置為 40%。

【0236】如果步驟 3112、3114 或 3116 中的任一步驟中的判定結果為否，那麼控制模組行進至步驟 3120 以使用 PID 控制方案控制第一和第二加熱器分段的組合從而針對患者端實現目標設定點。在一些實施方式中，PID 控制方案係在此參照第 30 圖所描述的方法。例如，控制模組可以控制組合的第一和第二加熱器分段從而基於患者端處的當前的測量的溫度與設定點之間的差異實現目標設定點。在某些實現方式中，該控制同測量溫度與溫度設定點之間的差異成比例。控制模組實施 PID 控制方案從而實現工作週期，該工作週期導致滿足相關需求，如在步驟 3122 中所確定的需求。例如，可以實現 PID 控制方案以實現第一和第

二加熱器分段額組合的工作週期  $DC_{12}$  及/或第一加熱器分段的工作週期  $DC_1$ ，其中，第一加熱器分段的工作週期說明第一和第二加熱器分段的組合的需求。

【0237】控制模組行進至步驟 3124 以判定是否 (a) 組合的第一和第二加熱器分段的工作週期等於 0%，(b) 患者端溫度超過設定點（例如，約  $39^{\circ}\text{C}$ ），以及 (c) 第一加熱器分段的工作週期大於工作週期臨界值（例如，約 40%）。此測試可以在組合的第一和第二加熱器分段已經停止加熱氣體的情況下為真，因此指示適合降低吸氣支管的溫度特徵曲線。這可以例如藉由降低第一加熱器分段的工作週期而實現。因此，如果這為真，則在步驟 3126 中，電腦模組在這為真時每 30 秒將加熱週期的工作週期減小一個減小值（例如，2%）。如果不為真，那麼控制模組行進至步驟 3128 以判定是否 (a) 組合的第一和第二加熱器分段的工作週期大於第一加熱器分段的工作週期加上常量（例如，測試是否  $DC_{12} > DC_1 + c$ ，其中，常量可以約為 20%）以及 (b) 第一加熱器分段的工作週期小於內部部分臨界值（例如，約 80%）。常量可以被定制從而使得初始工作週期值加上常量為 100%（例如，初始工作週期值可以為 80%，因此常量可以為 20%）。此測試可以在其可以適合於增加第一加熱器分段的工作週期的情況下為真，從而維持吸氣支管的溫度特徵曲線。因此，如果此測試為真，則控制模組行進至步驟 3130 以將第一加熱器分段的工作週期增加一個增加值（例如，約 2%）。如果非真，則控制模組可以返回至上述步驟 3122 或步驟 3106。如果控制模組增加或減小第一加熱器分段的工作週期，那麼控制模組可以返回至步驟 3122 或至步驟 3106。

#### 附加控制系統

【0238】下面將描述針對第 25A 圖至第 25C 圖的電路圖 2500 的另一個示例控制系統。如上所述，電路圖 2500 可以在系統中實現，該系統在將吸氣支管中

的第一加熱器分段 H1 連接至延伸支管中的第二加熱器分段 H2 的中間連接器上不包括溫度感測器。電路圖 2500 可以使用控制系統來實現，該控制系統被配置成用於改變 MOSFET 對的切換以加熱內迴路 HW1 或外迴路 HW2 中的任一者。迴路 HW1（第 25C 圖中所示）可以包括吸氣分段的第一加熱器分段 H1。迴路 HW2（第 25B 圖中所示）可以包括第一和第二加熱器分段 H1、H2。功率可以根據電壓的極性被供應至迴路 HW1 以加熱 H1 或至 HW2 以加熱 H1 和 H2 兩者。在此應用中，功率可以包括電功率、電壓及/或電流。迴路 HW1 可以藉由在如第 25C 圖所示的開關安排中開啟/關閉 MOSFET 而被啟動。二極體/開關可以是 MOSFET。如第 25B 圖所示，可以切換所供應的功率的極性以僅啟動迴路 HW2。控制器可以被配置成用於操作 MOSFET 以根據需要切換極性並將合適的工作週期提供給加熱線。

【0239】第 35 圖展示了用於控制迴路 HW1 和 HW2 的示例控制演算法 3500。在所展示的實施方式中，可以按順序地控制迴路 HW1 和 HW2，由此允許演算法 3500 流暢地運行。控制器可以繼續重複所有步驟以便確定 HW1 或 HW2 工作週期的輸出是否需要被控制並且在什麼級別。在步驟 3502 處，控制器可以確定由患者端感測器（如第 13 圖中示出的感測器 204b）測量的患者端溫度與患者端設定點之間的誤差。HW1 或 HW2 工作週期的輸出可以各自基於該誤差使用本領域中已知的 PID 控制器被控制。在步驟 3510，控制器可以可選地經歷一次或多次初始系統就緒檢查。如果系統未就緒，則可以執行系統重置 3505。如果系統已就緒，則在步驟 3515 處，可以基於測量的患者端溫度與患者端溫度設定點之間的誤差確定 HW1 工作週期的輸出。HW1 工作週期的輸出可以可選地基於具有一組常量的標準 PID 控制器。在一些實施方式中，PID 控制器可實現如第 37 圖中所示的 PID 控制方案 3700，以下將對其進行更加詳細的描述。控制器可以基於該誤差和該一組常量確定每一項（即，比例項、積分項和導數項）

的輸出。常量可以針對系統被預定並且被儲存在記憶體中或者在查閱資料表或任何其他合適的格式中。因為系統可以儲存可以涉及複數環境的複數常量，所以可以根據狀況變化對常量進行修改。一個非限制性示例為導管的一部分是否在保溫箱內。

**【0240】** 在一個實施方式中，包括吸氣支管和延伸支管的整個吸氣導管沿著其長度被暴露於相同的環境溫度下。在此實施方式中，控制器可以作為在步驟 3515 處控制 HW2 工作週期的輸出的正常 PID 控制器工作。因為測量的患者端溫度與患者端溫度設定點之間的誤差可以很大，所以可以使用一組常量加熱迴路 HW2。誤差可以很大，因為吸氣導管的患者端被暴露於環境溫度中，該環境溫度可以比患者端溫度設定點低得多。在此實施方式中，在步驟 3520 處，演算法 3500 可以輸出較大的 HW2 工作週期。在步驟 3525 處，演算法 3500 然後可以確定 HW1 工作週期的輸出。在此實施方式中，由於 HW1 工作週期的輸出可以與 HW2 工作週期的輸出逆相關的事實，所以 HW1 工作週期可以被設置為 0%。如果 HW2 工作週期的輸出足夠高，則 HW1 工作週期的輸出可以被設置為 0%。這可以在患者端溫度與患者端設定點之間存在較大誤差值的情況下發生。

**【0241】** 隨著用供應至迴路 HW2 的功率對加熱線 H1 和 H2 進行加熱，該誤差可以被降低至適合的誤差臨界值內。如上所述，控制器可以連續地運行演算法 3500 從而使得誤差被連續地監測。在此實施方式中，當誤差在合適的誤差臨界值內時，迴路 HW1 可以被啟動從而實現溫度控制。以下將參照另一個實施方式描述啟動的迴路 HW1 的更多詳情。

**【0242】** 在另一個實施方式中，吸氣支管和延伸支管可以被暴露於不同的周圍環境。例如，延伸分段可以被放置在受控環境（如保溫箱或作為閉合系統的其他合適裝置）內部。受控環境可以至少控制環境內的溫度及/或濕度。當延伸支管被插入保溫箱中時，患者端感測器可以讀取更接近於設定點值的較高溫

度值，因為保溫箱中的溫度比環境溫度高。因此，相比於延伸支管暴露於環境溫度時，誤差可以更小。當誤差在預定臨界值內時（這通常會是延伸支管被放置於保溫箱內部的情況），迴路 HW1 可以被啟動。在非限制性示例中，臨界值誤差值可以等於或小於  $2.5^{\circ}\text{C}$ 。在步驟 3525 處，控制器可以確定 HW1 工作週期的輸出。在一些實施方式中，如在第 37 圖中所示，控制器可以提供 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制 3700。由於藉由 H1 的加熱使誤差進一步減小，HW1 工作週期的輸出可以進一步增加，因為在步驟 3515 中確定的 HW2 工作週期的輸出將進一步減小。

**【0243】**繼續參照保溫箱環境，控制器被配置成用於控制供應至迴路 HW1 的功率以便為 H1 提供能量至最大容量直到 H1 達到預定表面溫度臨界值。表面溫度臨界值可以防止吸氣支管變得過熱，從而使得加濕系統的處理或使用變得不安全。在一些實施方式中，表面溫度臨界值可以由監管標準強制執行。預定表面溫度臨界值可以與供應給迴路 HW1 的最大功率/電壓相關。可以基於實驗資料對最大功率/電壓進行設置。

**【0244】**進一步地，由於當控制器在步驟 3530 處將功率供應給迴路 HW1 時 H2 未被提供能量並因此不被加熱，所以從中間連接器至患者端跨延伸支管可能存在溫度降。此溫度降可以由於保溫箱中眾所周知的冷卻特性而具有已知的衰減率。可以控制供應至迴路 HW1 的功率以實現在延伸支管的開始處的溫度從而使得跨延伸支管的溫度降可以產生期望的患者端溫度。第 27 圖展示了在此保溫箱實施方式中的吸氣導管的示例加熱特徵曲線。在吸氣導管耦合加濕腔的端處，溫度可以根據腔出口溫度設定點高於或低於患者端溫度。控制器可以確定腔出口溫度與測量的患者端溫度之間的差異並且可以因此調整 HW1 工作週期的輸出。吸氣支管的溫度可以沿著吸氣支管的長度上升，該溫度上升可以結束在

中間連接器處，並且可以沿著延伸支管從中間連接器至患者端向下逐漸減小，該延伸支管在啟動迴路 HW1 時不被加熱。

【0245】在控制演算法 3500 中，迴路 HW1 可以完成對加濕系統的大部分加熱。迴路 HW2 可以接管誤差是否超過臨界值。此外，控制器可以將 HW2 工作週期的輸出保持為低值。另一方面，HW2 工作週期的低輸出可以有利地減小過度加熱保溫箱內部的延伸支管的可能性，由此提高加濕系統的安全性。例如，HW2 工作週期的低輸出可以防止保溫箱中的嬰兒或處理吸氣導管的護理者被燒傷。同時，H1 可以被加熱到表面溫度臨界值與有利地防止吸氣支管中的冷凝。另一方面，HW2 工作週期的低輸出可以有利地允許迴路 HW2 迅速地回應於環境變化並維持第 27 圖中所示的加熱特徵曲線。環境的突然變化可以包括但不限於保溫箱內部的溫度變化、氣流、寒冷的環境溫度等等。另外，將功率供應至迴路 HW2 可以進一步有利地提供更加穩定的加熱特徵曲線。更加穩定的加熱特徵曲線可以藉由減少或去除當啟動迴路 HW2 時的振動而實現。由於有待由從吸氣支管進行至患者端的加熱氣體所傳送的並且有待在患者端感測器處檢測到熱量花費的時間，可以在僅啟動迴路 HW1 時發生振動。該振動可以被減少，因為當加熱分段 H1 和 H2 兩者都被啟動時，患者端感測器可以在僅啟動迴路 HW1 時在患者端處檢測到更快的溫度變化回應。

【0246】在一些實施方式中，由於 PID 控制方案被配置成用於減小誤差，所以 HW2 工作週期的輸出可以在 0% 處達到穩定狀態並且將僅啟動迴路 HW2 以如上所述對突然的環境變化作出反應。穩定狀態可以是由於當誤差在臨界值內時迴路 HW2 的比例項和微分項被減小為基本為 0。在其他實施方式中，HW2 工作週期的輸出可能不實現穩定狀態但是具有較低值。舉例來講但非限制地，當吸氣導管處於寒冷環境狀況中時，在保溫箱外部的吸氣支管中的氣體冷卻會增加。快速的冷卻可以是由較低的環境溫度引起的，該環境溫度可以導致從管

中的加熱的且加濕的氣體到周圍環境的更大的散熱速率。在 3530 處供應至啟動的迴路 HW2 中的 H1 和 H2 兩者的功率可以補償吸氣支管中增加的氣體冷卻並實現期望的患者端溫度。

【0247】第 36 圖展示了用於控制 HW1 和 HW2 工作週期的輸出的另一個示例控制演算法 3600。除了以下所描述的，控制演算法 3600 可以具有與控制演算法 3500 相同的特徵。因此，控制演算法 3600 的特徵可以併入控制演算法 3500 的特徵中並且控制演算法 3500 的特徵可以併入控制演算法 3600 的特徵中。

【0248】控制器可以連續地運行演算法 3600。演算法 3600 的連續運行可以提供加濕系統的基本上連續的且精細的控制。控制器可以從確定測量的患者端溫度與患者端設定點之間的誤差開始 3602。在一些實施方式中，患者端設定點可以與吸氣支管中的氣體流速無關。設定點可以是腔出口溫度設定點的函數。例如，患者端溫度設定點可以被設置得高於或低於腔出口溫度設定點。如果加濕系統處於非常冷的周圍環境中則可以改變患者端設定點。進一步地，演算法 3600 的連續運行可以允許當存在大量過熱時隨時重置 3605 系統。在所展示的實施方式中，重置 3605 可以將 PID 控制演算法中使用的重置誤差項重置為 0 並且將 HW1 和 HW2 工作週期的兩個輸出重置為 0%。

【0249】如第 36 圖所示，控制器可以從一系列的檢查 3610、3615、3620、3625 開始演算法 3600 以確保所有感測器都在工作、所有警報器都在工作並且系統處於操作狀況中。該等檢查可以是可選的。確切地，控制器可以檢查是否需要執行重置 3610。在一些實施方式中，控制器可以被程式設計以確定是否需要基於預定演算法執行重置。在其他實施方式中，系統可以具有用於允許使用者或護理者手動重置系統的使用者介面。例如，可以藉由使用開/關按鈕關閉和開啟裝置、藉由插拔裝置或者當滿足必需狀況時在軟體中自動地完成該重置。如果在步驟 3610 處不需要重置，則在步驟 3615 處控制器可以確定系統是否準備好



運行演算法 3600。如果系統未就緒，則可以執行重置 3605。如果系統已就緒，則控制器然後可以確定患者端感測器以及在加濕腔的出口處的感測器的狀態 3620。如果感測器不回應或者不按所指定的工作，則系統可以被重置 3605。如果感測器的狀態係令人滿意的，則在步驟 3625 中控制器可以判定高溫控制或高溫警報是否有效。如果測量的溫度高於過熱溫度臨界值，則可以啟動重置 3605 以防止吸氣支管的過熱。在一些實施方式中，如果患者端溫度超過了過熱溫度臨界值，則被配置成用於控制過熱的單獨的軟體模組可以接管。此過熱模組可以將 HW1 和 HW2 工作週期的兩個輸出設置為 0。可以執行重置 3605 以防止 PID 控制方案 3630、3680 的積分誤差項的累積。

【0250】繼續參照第 36 圖，在確定患者端溫度低於設定點之後並且在可選的系列檢查之後，控制器可以確定 HW2 工作週期的輸出以將系統帶到期望的設定點溫度。控制器可以在步驟 3630 處針對 HW2 工作週期的輸出實現 PID 控制方案。在所展示的實施方式中，PID 控制步驟 3630 可以用本領域中已知的 PID 控制方案來執行。通常，控制器針對 PID 控制方案中的 HW1 或 HW2 的輸出可以用等式表達為： $DC = K_p * e + K_i * \int e dt + K_d * de/dt$ ，其中，DC 係 HW1 或 HW2 工作週期任一者的輸出， $K_p$  係比例係數， $K_i$  係積分係數，並且  $K_d$  係導數係數。進一步地， $e$  係在步驟 3602 中確定的誤差。此外， $\int e dt$  係誤差積分，即，過去的誤差從時間 0 到當前時間  $t$  的積分。 $de/dt$  係當前誤差的變化速率（即，微分項）。PID 控制方案可以被配置成用於減小或消除誤差。

【0251】第 37 圖展示了示例 PID 控制方案 3700。PID 係數 3705、PID 限制 3710 以及誤差項 3715 可以被輸入 PID 控制方案 3700 中。如上所述，PID 係數 3705 可以包括比例係數  $K_p$ 、積分係數  $K_i$ 、導數係數  $K_d$  以及在其處引入積分項的誤差。在一些實施方式中，比例係數可以是藉由測試確定的基於系統的項。在一些實施方式中，導數係數  $K_d$  可以是針對系統的加熱板（未示出）及/或迴

路 HW1 和 HW2 確定的。例如，Kd 可能是用實驗方法確定的。包括導數係數 Kd 的 PID 控制方案 3700 可以增加系統的穩定性並減少校正誤差時的過沖。在一些實施方式中，排除導數項，可以使用 PI 控制方案來代替 PID 控制方案 3700。控制器在 PI 控制方案中的輸出可以被表達為： $DC = K_p * e + K_i * \int e \, dt$ 。PID 限制 3710 可以包括最小和最大積分項、以及 HW1 和 HW2 工作週期的最小和最大輸出限制。誤差項 3715 可以包括當前誤差、誤差積分以及前一個誤差。

【0252】從上述輸入中，控制器可以計算比例項 3720，該比例項在上述等式中係比例係數  $K_p$  與系統的當前誤差之積。控制器還可以計算導數項 3725，該導數項在上述等式中係導數係數 Kd 與當前誤差的變化速率  $de/dt$  之積。控制器可以在步驟 3735 中計算誤差積分。控制器然後可以在步驟 3740 處執行誤差項檢查。例如，控制器可以檢查任何 PID 變數的誤差項。

【0253】在誤差項檢查 3740 之後，在步驟 3780 處，控制器的輸出然後可以被計算為： $DC = \text{比例項} + K_i * \text{誤差積分} + \text{導數項}$ 。在步驟 3795，控制器可以將從步驟 3780 計算而得的輸出值約束為控制器的最大和最小輸出限制。控制器可以將所產生的控制器的輸出 3795 提供給第 37 圖的步驟 3630 或者給步驟 3680，這將在下文被描述。

【0254】返回第 36 圖，控制器可以在步驟 3635 處基於步驟 3630 中的 PID 控制輸出被約束在 0%與 100%之間的 HW2 工作週期。演算法 3600 可以使用 HW2 工作週期的輸出以控制患者端溫度從而維持第 27 圖中所示的加熱特徵曲線。如上所述，HW2 的輸出可以較低，從而允許迴路 HW2 快速地回應突然的變化，同時還藉由防止延伸支管的過熱而提高患者和護理者安全性。

【0255】演算法 3600 還可以使用 HW2 工作週期的輸出來控制 HW1 工作週期的輸出。在將 HW2 工作週期的輸出提供給步驟 3640 以計算 HW1 工作週期的輸出的 PID 限制之前，控制器可以在步驟 3645 處對 HW2 工作週期的原始輸出

進行過濾。該過濾可以衰減 HW1 工作週期的輸出。過濾器可以允許來自被加熱的迴路 HW2 的雜訊的平滑輸出，這進而可以允許衰減 HW1 工作週期的輸出。如第 36 圖所示，控制器可以按順序控制 HW2 和 HW1 工作週期的輸出，這可以有利地提供可用的電功率、電壓或電流的簡單分配。在步驟 3630 處的 HW2 工作週期的輸出的 PID 控制以及在步驟 3680 處的 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制然後可以一起工作以提供更加穩定的系統控制。如果 HW1 工作週期的輸出導致患者端溫度變得太熱或太冷，那麼 HW2 工作週期的輸出可以補償過熱或低熱。在一些實施方式中，HW2 工作週期的輸出可以為負從而導致 PID 控制演算法的積分項的快速變化。當 HW2 工作週期的輸出在步驟 3630 處為負時，控制器可以在步驟 3635 處將 HW2 工作週期的輸出約束為 0。控制器可以在過熱的狀況下迅速地壓低 HW1 工作週期的輸出。

【0256】繼續參照第 36 圖，在步驟 3640 中，控制器可以針對 HW1 工作週期的輸出確定 PID 限制。確切地，在步驟 3650 處，控制器可以計算 HW1 工作週期的最大輸出。同樣如上所述，HW1 工作週期的最大輸出可以被封頂以防止吸氣支管超過表面溫度臨界值從而使得處理或使用不安全。在一些實施方式中，可以使用包括 HW1 工作週期的最大封頂輸出以及 HW2 工作週期的約束輸出的函數來計算 HW1 工作週期的最大輸出。在一個實施方式中，HW1 工作週期的輸出的確定還可以包括用於補償兩個加熱器分段 H1 和 H2 的電阻值差異的項。

【0257】控制器然後可以判定從步驟 3650 計算的 HW1 工作週期的最大輸出是否為負。如果 HW1 工作週期的經計算的最大輸出為負，則控制器可以在步驟 3660 處將 HW1 工作週期的最大輸出設置為 0%。如果 HW1 工作週期的經計算的最大輸出不為負，則控制器可以在步驟 3675 處將 HW1 工作週期的輸出約束在 0%與 HW1 工作週期的最大輸出限制之間（並且包括 0%和 HW1 工作週期

的最大輸出限制)。在一些實施方式中，可以藉由用 100%減去 HW2 工作週期的輸出來計算 HW1 工作週期的最大輸出限制。

【0258】利用從步驟 3640 計算的 PID 限制，控制器可以在步驟 3680 處執行 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制。在步驟 3685 處，控制器可以輸出 HW1 工作週期。在一個實施方式中，控制器可以使用第 37 圖中的 PID 控制方案來執行 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制。在步驟 3680 處 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制之後，控制器還可以重置 3605 系統。

【0259】第 38 圖展示了吸氣導管 3802 的另一個示例實施方式，可以使用演算法 3500、3600 對該吸氣導管進行控制。除了以下所描述的，第 35 圖的吸氣導管 3802 可以具有與第 1 圖的吸氣導管 202 相同的特徵。吸氣導管 3802 的特徵可以併入吸氣導管 202 的特徵中，並且吸氣導管 202 的特徵可以併入第 38 圖的吸氣導管 3802 中。

【0260】如第 38 圖所示，吸氣支管 3802 可以結合保溫箱 3808 一起使用，或者結合沿著吸氣支管 3802 的不同的分段存在不同的溫度的另一個系統，如結合輻射加熱器。吸氣導管 3802 可以包括兩個分段。第一分段或吸氣支管 3802a 可以在保溫箱 3808 外部並且第二分段或延伸支管 3802b 可以在保溫箱 3808 內部。第一分段 3802a 可以包括一根或多根第一內部加熱線 3806a 並且第二分段 3802b 可以包括一根或多根第二內部加熱線 3806b。第一和第二內部加熱線 3806a、3806b 可以具有與第 2 圖的第一和第二加熱器線 206a、206b 相同的特徵。吸氣導管 3802 可以具有氣體管腔 3803。第一和第二內部加熱線 3806a、3806b 可以繞氣體管腔 3803 纏繞。

【0261】繼續參照第 38 圖，吸氣支管 3802 可以包括中間連接器 3814，該中間連接器具有被配置成用於耦合吸氣支管 3802 的第一分段 3802a 和第二分段 3802b 的元件的中間電路。在一些實施方式中，中間連接器 3814 可以被配置成

用於將第一內部加熱線 3806a 實體地且電性地耦合至第二內部加熱線 3806b。此外，吸氣導管 3802 可以包括一根或多根外部加熱線 3807。外部加熱線 3807 可以具有與第一和第二內部加熱線 3806a、3806b 相同或不同的特徵。在一些實施方式中，外部加熱線 3807 可以繞吸氣導管 3802 纏繞。在其他實施方式中，外部加熱線 3807 可以定位在氣體管腔 3803 內部。在所展示的實施方式中，外部加熱線 3807 可以具有螺旋配置。然而，本領域普通技術人員將認識到，外部加熱線 3807 的數量或配置並非是限制性的。

【0262】控制器（第 9 圖所示）可以被配置成用於控制形成內部控制迴路（迴路 HW1）的第一內部加熱線 3806a。控制器還可以被配置成用於控制形成外部控制迴路（迴路 HW2）的外部加熱線 3807。第 25A 圖至第 25C 圖展示了吸氣導管 3802 的電路圖 2500，其中，H1 對應於第一內部加熱線 3806a，並且 H2 對應於外部加熱線 3807。

【0263】吸氣支管 3802 可以包括一個或複數感測器並且控制器可以被配置成用於接收該一個或複數感測器的輸出。如第 38 圖所示，感測器 3804b 可以被定位接近第二段 3802b 的患者端，從而使得從感測器 3804b 得出的參數（患者端參數）可以對應於被傳遞至患者或使用者的加濕氣體的參數。在一些實施方式中，感測器 3804b 可以按與上述感測器 204a、204b 相同的方式工作。感測器 3804b 的輸出可以作為回饋被發送至控制器以用於控制被傳遞至 HW2 迴路和 HW1 迴路的功率、電壓及/或電流。

#### 針對低流量狀況的附加控制系統

【0264】如在此所描述的，結合第 25A 圖至第 25C 圖的電路圖 2500 的加濕系統可以與保溫箱一起使用。與保溫箱一起使用的非限制性示例可以是加濕系統在新生兒治療模式中工作並且連接至保溫箱內部的嬰兒患者的情況。第 39A 圖展示了加濕系統和保溫箱 3908 的吸氣導管 3902 的示例預期配置。具有加熱線

分段 H1 3906a 的吸氣支管 3902a 可以保持在保溫箱 3908 外部並且暴露於周圍環境中。具有加熱線分段 H2 3906b 的延伸支管 3902b 可以被放置在保溫箱 3908 內部並且通常暴露於比周圍環境更高的溫度中。在第 39A 圖中所示的預期配置中，中間連接器 3914 可以在保溫箱 3908 與周圍環境之間的介面處。

【0265】然而，吸氣導管 3902 可以易受移動的影響。例如，當吸氣導管 3902 仍連接至保溫箱 3908 內部的患者時，可以移動保溫箱 3908。在另一個示例中，在保溫箱 3908 內部並且連接至加濕系統的嬰兒患者可以四處移動。因此，如由第 39B 圖中的箭頭所指示的，吸氣支管 3902a 的分段 3902c 可以錯誤地移位元至保溫箱 3908 中。分段 3902c 的長度可以改變。

【0266】在第 39A 圖和第 39B 圖兩者中，第 35 圖和第 36 圖的控制演算法 3500、3600 可以使得當誤差小於預定臨界值時迴路 HW1（包括 H1 3906a）被加熱到表面溫度臨界值。控制演算法 3500、3600 可以使得當誤差大於預定臨界值時迴路 HW2（包括 H1 3906a 和 H2 3906b）被加熱以維持患者端設定點。在保溫箱 3908 內部上升的溫度可以減小抬高 HW2 工作週期的需求並且可以導致迴路 HW1 具有較高的工作週期以便完成大多數的加熱。由於分段 3902c 係迴路 HW1 的一部分，所以分段 3902c 可以比延伸支管 3902b 具有更高的表面溫度，因為在主控制方案中主要加熱 HW1。

【0267】然而，當加濕系統處於低流量狀況中並且如第 39B 圖所示的分段 3902c 在保溫箱內部時，分段 3902c 與延伸支管 3902b 之間的表面溫差可以比當如第 39A 圖所示的分段 3902c 在保溫箱 3908 外部時更大。低流量狀況可以在新生兒治療模式中發生得更加頻繁，因為嬰兒相比成人可以用更低的流速向其遞送氣體。本領域普通技術人員將認識到，針對其他患者可以用低流速遞送氣體。在一些實施方式中，低流量可以在流速低於預定值時發生。在一些實施方式中，低流量可以在流速低於約 2.4 升每分鐘（lpm）至約 5 lpm 時發生。在一些實施

方式中，低流量可以在流速低於約 5 lpm 時發生。在一些實施方式中，低流量可以在流速低於約 3.5 lpm 時發生。在一些實施方式中，低流量可以在流速低於約 3 lpm 時發生。低流量狀況的定義並非限制性的。低流量狀況會增加來自氣體的熱量損耗，因為其花費更長的時間來使氣體行進通過吸氣導管 3902。它還會花費更長的時間來使患者端感測器 3904b 感測加熱氣體的存在。在檢測增加的患者端溫度過程中更大的熱量損耗及/或延遲可以導致測量的患者端溫度與患者端設定點之間的較大誤差。該較大誤差可以進而致使控制器輸出比在正常或高流量狀況中更高的 HW2 工作週期，直到在包括在保溫箱 3908 內部的分段 3902c 的吸氣支管 3902a 上達到表面溫度臨界值。

【0268】當系統處於低流量狀況時關於在保溫箱 3908 內部的分段 3902c 的一個問題可以是分段 3902c 的過熱。過熱可以是由於保溫箱 3908 內部的散熱困難引起的。保溫箱內部的熱損耗同保溫箱溫度與分段 3902c 的表面溫度之差成正比。保溫箱內部的溫度上升導致保溫箱溫度與分段 3902c 的表面溫度之間的較小差異。因此，由在分段 3902c 中的迴路 HW1 的一部分由於在低流量狀況下的較高 HW1 工作週期而生成的小量熱量可以被傳送到保溫箱內部中。相比而言，熱量可以在分段 3902c 的表面上累積。因為加熱線 3906a、3906b 被嵌入在吸氣導管 3902 的壁 3916 中，所以分段 3902c 的表面的熱量累積會是顯著的。該累積熱量可以致使保溫箱內部的分段 3902c 的表面溫度超過表面溫度臨界值。

【0269】分段 3902c 的過熱對於在保溫箱 3908 內部的患者而言是危險的，因為分段 3902c 相比於其在保溫箱 3908 內部時現在更靠近患者。當表面溫度臨界值由那些規定或溫度標準強制執行時，分段 3902c 的過熱還會導致不符合由監管當局設置的規定或溫度標準。因此，當分段 3902c 在保溫箱 3908 內部移位時，這在低流量狀況下用於防止分段 3902c 超過表面溫度臨界值係重要的。

【0270】第 40 圖展示了用於在低流量狀況下解決分段 3902c 過熱的控制演算法 4000。即使在保溫箱 3908 內部移動分段 3902c，控制演算法 4000 也可以減小分段 3902c 的表面溫度超過表面溫度臨界值的可能性。除了以下所描述的，控制演算法 4000 可以具有與第 36 圖的控制演算法 3600 相同的特徵。因此，第 40 圖的控制演算法 4000 的特徵可以併入第 36 圖的控制演算法 3600 的特徵中並且第 36 圖的控制演算法 3600 的特徵可以併入第 40 圖的控制演算法 4000 的特徵中。基於控制演算法 4000，使用防止表面溫度超過預定義的臨界值的適當的封頂或限制對供應至 HW1 及/或 HW2 任一者的工作週期或功率進行封頂。在控制演算法 4000 中對工作週期封頂或限制進行預定義。工作週期封頂或限制可以被定位為百分比或特定值。該限制或封頂可以是基於系統參數或基於系統模型被定義的。在第 40 圖的示例中，該封頂或限制可以被硬編碼或被預定義。在替代性配置中，該系統可以包括定位在管的一部分上或者在中間連接器上的溫度感測器。該系統可以包括定位在第一分段的一部分上用於確定第一分段的表面溫度之第一溫度感測器以及定位在第二分段上用於確定第二分段的表面溫度之第二溫度感測器。可以基於測量的表面溫度值修改控制演算法 4000 以確定工作週期封頂或限制。

【0271】如第 40 圖所示，加濕系統的控制器（如第 1 圖中所展示的控制器 122）可以在步驟 4002 處確定測量的患者端溫度與患者端設定點之間的誤差並且在步驟 4010、4015、4020、4025 中執行一系列檢查。該系列檢查可以確保所有感測器和警報器正在工作並且該系統處於操作狀態中。該等檢查可以是可選的。如果控制器在步驟 4010、4015、4020、4025 中的任何步驟中檢測到任何問題，則可以執行重置 4005 以清除誤差積分以及 HW1 和 HW2 工作週期兩者的輸出。



【0272】繼續參照第 40 圖，在確定患者端溫度低於設定點之後並且在系列可選檢查之後，控制器可以確定將系統帶到患者端設定點溫度所需的 HW2 工作週期的輸出。控制器可以在步驟 4030 處針對 HW2 工作週期的輸出實現 PID 控制方案。在所展示的實施方式中，PID 控制步驟 4030 可以用如在此所描述的並且在第 37 圖中所展示的 PID 控制方案來執行。基於在步驟 4030 中的 PID 控制，控制器可以在步驟 4035 處輸出被約束在 0%與 100%之間的 HW2 工作週期。在一個非限制性示例中，HW2 的工作週期可以被約束在 70%的上限處，即，70%的最大功率可由驅動電路傳遞。70%封頂或限制被設置以確保管（即，管的兩個部分）的表面溫度不超過表面溫度臨界值。

【0273】如上所述，在步驟 4045 處，在對 HW2 工作週期的原始輸出進行過濾之後，演算法 4000 還可以使用 HW2 工作週期的輸出來控制 HW1 工作週期的輸出。在步驟 4040 中，控制器可以針對 HW1 工作週期的輸出確定 PID 限制。在所展示的實施方式中，控制演算法 4000 可以具有包括步驟 4050、4050H、4050L 的流速控制組成部分。確切地，控制器可以首先在步驟 4050 處確定系統的流速是否高於預定臨界值。在一些實施方式中，可以使用佈置在加濕器外殼上的一體化流量感測器來測量流速。在一些實施方式中，流量感測器可以定位在加濕器的出口及/或入口處。

【0274】控制器可以基於測量的流速與預定臨界值的比較來分叉計算 HW1 工作週期的最大輸出。可以使用包括 HW1 工作週期的高流量或低流量最大封頂輸出以及 HW2 工作週期的約束輸出中的任一者的函數來計算 HW1 工作週期的最大輸出。HW1 工作週期的低流量最大封頂輸出（“低流量封頂”）可以小於 HW1 工作週期的高流量最大封頂輸出（“高流量封頂”）。如果測量的流速高於預定臨界值，那麼控制器可以在步驟 4050H 處從高流量封頂計算 HW1 工作週期的最大輸出。如果測量的流速處於或低於預定臨界值，那麼控制器可以在步驟 4050L

處從低流量封頂計算 HW1 工作週期的最大輸出。在一個實施方式中，HW1 工作週期的輸出的確定還可以包括用於補償兩個加熱器分段 H1 和 H2 的電阻值差異的項。在一個非限制性示例中，HW1 工作週期的低流量封頂在來自驅動電路的可能的最大可用功率輸出的 37%處被封頂。

**【0275】**在一些實施方式中，低流量封頂可以不影響 HW2 工作週期的輸出。不管低流量封頂，HW2 工作週期的輸出可以高至 100%。在一個實施方式中，如果 HW2 工作週期的輸出在 0%與低流量封頂之間，那麼 HW1 工作週期的輸出可以是低流量封頂與 HW2 工作週期的輸出之差；如果 HW2 工作週期的輸出處於或高於低流量封頂，則 HW1 工作週期的輸出可以為 0%。低流量封頂可以不必影響 HW2 工作週期的輸出，因為 HW2 工作週期的輸出可以受患者端溫度的控制，該患者端溫度比表面溫度臨界值低得多。進一步地，保溫箱 3908 內上升的溫度可以減少針對用於維持患者端溫度的極高的 HW2 工作週期的需求。

**【0276】**在一些實施方式中，在吸氣導管內生成的冷凝物的量可以保持為低，因為較少量的氣體以低流速流過吸氣導管，儘管低流量封頂可能導致更少的熱量可用於使冷凝最小化。進一步地，可以針對吸氣支管提供更好的絕緣以補償由於低流量封頂生成的較小熱量。

**【0277】**在步驟 4050H 和 4050L 處的分叉可以確保迴路 HW1 在高流量狀況下仍被加熱至表面溫度臨界值，但是在低流量狀況下被加熱至如由低流量封頂所確定的較低程度。在非限制性示例中，基於施加於提供給 HW1 的輸出的工作週期封頂將迴路 HW1 加熱至表面溫度臨界值。分叉係有利的，因為保溫箱 3908 內的分段 3902c 的移位可以在高流量狀況下不導致分段 3902c 的過熱。然而，在低流量狀況下需要低流量封頂來減小最大 HW1 工作週期，從而使得即使分段 3902c 在保溫箱 3908 內部移動分段 3902c 的表面溫度也不超過表面溫度臨界值。

【0278】在從步驟 4050H 或 4050L 任一者中計算 HW1 工作週期的最大輸出之後，控制器可以在步驟 4055 處確定 HW1 工作週期的經計算的最大輸出是否為負。如果 HW1 工作週期的經計算的最大輸出為負，則控制器可以在步驟 4060 處將 HW1 工作週期的最大輸出設置為 0%。如果 HW1 工作週期的經計算的最大輸出不為負，則控制器可以在步驟 4075 處將 HW1 工作週期的輸出約束在 0%與 HW1 工作週期的最大輸出限制之間（並且包括 0%和 HW1 工作週期的最大輸出限制）。在一些實施方式中，可以藉由用 100%減去 HW2 工作週期的輸出來計算 HW1 工作週期的最大輸出限制。

【0279】利用從步驟 4040 計算的 PID 限制，控制器可以在步驟 4080 處執行 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制。在步驟 4085 處，控制器然後可以輸出 HW1 工作週期。在一個實施方式中，控制器可以使用第 37 圖中的 PID 控制方案來執行 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制。在步驟 4080 處 HW1 工作週期的輸出的 PID 控制之後，控制器可以重置 4005 系統。

【0280】返回至第 41 圖，可以在本文所描述的控制演算法中實現另一個示例流速控制組成部分 4150。流速控制組成部分 4150 可以在控制演算法 3500 中被實現為步驟 3525 的一部分，或者在控制演算法 3600 中被實現為步驟 3650 的一部分。流速控制組成部分 4150 還可以取代控制演算法 4000 的步驟 4045、4050H、4050L。

【0281】在流速控制組成部分 4150 中，控制器可以利用不同的臨界值來判定 HW1 工作週期的最大輸出是否應使用高流量封頂或低流量封頂被計算。控制器可以首先判定系統當前是否在高流量封頂或低流量封頂之下以在步驟 4152 處計算 HW1 工作週期的最大輸出。

【0282】如果系統當前在高流量封頂之下，那麼控制器可以在步驟 4154 處判定測量的流速是否高於預定低流速臨界值。如果測量的流速高於預定低流速

臨界值，那麼控制器可以在步驟 4150H 處繼續使用高流速封頂來計算 HW1 工作週期的最大輸出。如果測量的流速落入或低於預定低流速臨界值，那麼控制器可以切換至步驟 4150L 以使用低流速封頂來計算 HW1 工作週期的最大輸出。

【0283】如果系統當前在低流量封頂之下，那麼控制器可以判定測量的流速是否低於預定高流速臨界值。如果測量的流速低於預定高流速臨界值，那麼控制器可以在步驟 4150L 處繼續使用低流速封頂來計算 HW1 工作週期的最大輸出。如果測量的流速達到或超過預定高流速臨界值，那麼控制器可以切換至步驟 4150H 以使用高流速封頂來計算 HW1 工作週期的最大輸出。

【0284】在一些實施方式中，高流速臨界值可以高於低流速臨界值。可以用實驗方法確定該低流速臨界值和高流速臨界值。在一些實施方式中，該等臨界值可以是裝置或感測器特定的。在一些實施方式中，低流速臨界值可以是約 2.4 lpm 與約 5 lpm。在一些實施方式中，低流速臨界值可以約為 3.5 lpm。在一些實施方式中，低流速臨界值可以約為 5 lpm。在一些實施方式中，高流速臨界值可以約為 6.5 lpm。當系統正從低流量狀況移動至高流量狀況時在不同流速臨界值處切換工作週期封頂可以減少在低流量/高流量邊界處的振動。

#### 中點/中間 PCB 設計的附加實施方式

【0285】第 42 圖展示了中間連接器 214、3514 的另一個示例中間 PCB 4250。以上結合第 32A 圖至第 32C 圖描述了如何將中間 PCB 組裝到吸氣支管內的詳細描述。中間 PCB 4250 可以包括二極體 4265。二極體 4265 可以根據所供應的電壓的極性允許如在第 25A 圖至第 25C 圖中所示的對 HW1 或 HW2 的控制。不像第 14A 圖和第 14B 圖的 PCB 250，中間 PCB 4250 可以沒有熱敏電阻器。沒有熱敏電阻器可以有利地允許控制器更有效地工作。

【0286】如第 42 圖所示，中間 PCB 4250 可以具有總體上矩形形狀，其具有兩個長邊 4254、4256 以及兩個短邊 4258、4260。二極體 4265 可以定位得靠

近長邊 4256 之一並且靠近長邊 4256 的中點。中間 PCB 4250 可以包括用於加熱線及/或感測器連接的連接焊盤 4252。連接焊盤 4252 可以被配置成用於在中間 PCB 4250 的同一側上或者在槽縫 4253 的前側（第 42 圖所示）和後側（未示出）兩者之上。如第 42 圖所示，中間 PCB 4250 的前側可以具有沿著長邊 4254 具有兩組四個連接焊盤 4252，在二極體 4265 的每一側上各有兩個連接焊盤。中間 PCB 4250 可以進一步在每個短邊 4258、4260 上具有定位槽 4264。定位槽可以幫助在模製過程中對準 PCB。具有兩個定位槽可以在模製過程中減少 PCB 的轉環或移動。槽縫、中間 PCB 4250 的形狀以及連接焊盤 4252 的安排可以有利地允許更容易地製造並組裝中間 PCB 4250。中間 PCB 4250 的形狀以及連接焊盤 4252 的安排還可以減小短路和雜訊的可能性。中間 PCB 4250 的短邊 4258、4260 可以各自具有斜線邊緣 4262，其中，短邊 4258、4260 與長邊 4256 交會。斜線邊緣 4262 可以幫助維持氣體的良好流量特徵曲線。此外，中間 PCB 4250 不延伸通過吸氣支管的整個直徑，但是可以由於短邊的折合長度而延伸約直徑的 1/3。短邊 4258、4260 可以有利地減小吸氣支管內的（上述）流動阻力。

#### 患者端連接器 PCB 設計的附加實施方式

【0287】第 43 圖展示了患者端連接器的另一個示例患者端 PCB 4370。患者端 PCB 4370 可以用與第 15A 圖的患者端 PCB 270 相同的方式工作。然而，為了更容易模製，患者端 PCB 4370 可以比第 15A 圖的患者端 PCB 270 更長。患者端 PCB 4370 還可以具有定位槽從而使得 PCB 4370 可以僅在一個方向上被安裝於組件工具上以便更容易組裝。如第 43 圖所示，患者端 PCB 4370 可以具有複數上部定位槽 4373 以及下部定位槽 4375。定位槽可以幫助在模製過程中對準 PCB。一旦 PCB 4370 被組裝，PCB 4370 的在上部定位槽 4373 以下或者在下部定位槽 4375 以下的部分就可能斷裂掉。

【0288】患者端 PCB 4370 還可以包括用於加熱線和感測器連接的連接焊盤 4372。連接焊盤 4372 可以被配置成用於在患者端 PCB 4370 的任一端上。在所展示的實施方式中，患者端 PCB 4370 在槽縫 4373 的前側上可以具有兩個連接焊盤 4372。儘管未在第 43 圖中示出，患者端 PCB 4370 在槽縫 4373 的後側上也可以具有兩個連接焊盤 4372。在 PCB 4370 的任一端上具有連接焊盤 4372 可以有利地防止或減少水浸。患者端 PCB 4370 還可以具有熱敏電阻器 4374。不像第 15A 圖的患者端 PCB 270，患者端 PCB 4370 上的熱敏電阻器 4374 可以定位得靠近患者端 PCB 4370 的中心。在一些實施方式中，患者端 PCB 4370 可以具有以基本上筆直的線從連接焊盤 4372 行進至熱敏電阻器 4374 的軌跡。本領域普通技術人員將認識到，可以在患者端 PCB 4370 上佈置軌跡的任何適當的安排。熱敏電阻器 4374 的位置還可以允許更容易地製造 PCB 4370。

【0289】在一些實施方式中，下部定位槽 4375 可能不存在。在其他實施方式中，患者端 PCB 4370 可以不包括在上部定位槽 4373 以下的部分。在一個實施方式中，患者端 PCB 4370 可以不被模製並且可以終止在上部定位槽 4373 以下。

#### 腔端 PCB 設計的實施方式

【0290】第 44A 圖至第 44B 圖展示了用於連接至包括電連接焊盤的盒（如第 8A 圖所示）上的補充連接器的示例腔端 PCB 4490。於 2016 年 6 月 16 日提交的題為“HUMIDIFICATION SYSTEM CONNECTIONS（加濕系統連接）”的美國專利申請案號 15/105,531 以及於 2016 年 3 月 11 日提交的題為“CONNECTIONS FOR HUMIDIFICATION SYSTEM（用於加濕系統的連接）”的美國專利申請案號 15/021,673 中描述了腔端 PCB 的形狀和功能的詳細描述，該每個專利申請藉由引用以其全文結合在此。如在展示了腔端 PCB 4490 的上部部分的詳細視圖的第 44B 圖中所示，腔端 PCB 4490 可以具有在同一側上的連接焊盤 4492。在第

44A 圖和第 44B 圖所示的非限制性示例中，腔端 PCB 4490 可以具有定位在 PCB 4490 的右手側上的四個連接焊盤 4492。在其他實施方式中，連接焊盤可以全部定位在 PCB 4490 的左手側或任何其他適當側上。對 PCB 4490 進行電漿處理以減少水浸。

【0291】如第 44B 圖更清楚所示的，連接焊盤 4492 可以是傾斜的。腔端 PCB 4490 還可以具有比以上所引用的美國專利案號 15/021,673 和 15/105,531 中所描述的更深的深槽 4494。深槽 4494 和傾斜的連接焊盤 4492 可以有利地允許校正張力並且甚至為張力配線從而減小線四處移動的風險。腔端 PCB 4490 還可以調節以一定角度升起來的並且定位在腔端 PCB 4490 的正上方的平坦的垂懸物。

#### 示例實施方式

【0292】以下係在本揭露的範圍內的示例實施方式的編號清單。所列舉的示例實施方式決不應被解釋為限制該等實施方式的範圍。所列舉的示例實施方式的各特徵可以被去除、添加或組合以形成附加的實施方式，該等實施方式係本揭露的一部分：

#### 1. 一種醫療管，該醫療管包括：

該醫療管的第一分段，該第一分段包括：

第一結構，該第一結構形成被配置成用於輸送加濕氣體的導管；以及

第一加熱線電路；

該醫療管的第二段，該第二段包括：

第二結構，該第二結構形成被配置成用於輸送該加濕氣體的導管；以及

第二加熱線電路；以及

中間連接器，該中間連接器包括將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接電路，該中間連接器耦合至該醫療管的該第一分段的患者端以及該醫療管的該第二分段的腔端以形成用於該加濕氣體的單根導管，

其中，該中間連接器的至少一部分被該醫療管的該第一分段的一部分及/或該醫療管的該第二分段的一部分覆蓋，從而使得該中間連接器在該醫療管的內部，

其中，在第一模式中，電功率經過該連接電路來向該第一加熱線電路提供電功率而不向該第二加熱線電路提供電功率，並且在第二模式中，電功率經過該連接電路來向該第一加熱線電路和該第二加熱線電路兩者提供電功率。

2. 如實施方式 1 所述之醫療管，其中，該連接電路包括二極體。

3. 如實施方式 1 至 2 中任一項所述之醫療管，進一步包括定位在該第一分段的該患者端處的第一感測器。

4. 如實施方式 3 所述之醫療管，其中，該第一感測器係溫度感測器或濕度感測器之一。

5. 如實施方式 1 至 4 中任一項所述之醫療管，進一步包括定位在該醫療管的該第二分段的患者端處的第二感測器。

6. 如實施方式 5 所述之醫療管，其中，該第二感測器係溫度感測器或濕度感測器之一。

7. 如實施方式 1 至 6 中任一項所述之醫療管，其中，該第一結構包括細長管，該細長管包括：

第一細長構件，該第一細長構件包括中空體，該中空體螺旋地纏繞以至少部分地形成具有縱向軸的該導管、沿著該縱向軸延伸的管腔、以及包圍該管腔的中空壁；



第二細長構件，該第二細長構件在該第一細長構件的相鄰線匝之間螺旋地纏繞並接合，該第二細長構件形成該細長管的該管腔的至少一部分。

8. 如實施方式 7 所述之醫療管，其中，該第一細長構件在縱向截面中形成複數氣泡，該氣泡在該管腔處具有平坦的表面。

9. 如實施方式 8 所述之醫療管，其中，相鄰氣泡由在該第二細長構件之上的間隙分開。

10. 如實施方式 8 所述之醫療管，其中，相鄰氣泡並不直接彼此相連接。

11. 如實施方式 8 所述之醫療管，其中，該複數氣泡具有穿孔。

12. 一種呼吸加濕系統，所述呼吸加濕系統包括：

吸氣支管，該吸氣支管包括：該吸氣支管的具有第一加熱線電路的第一分段、該吸氣支管的具有第二加熱線電路的第二段、具有被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接器電路的中間連接器、定位在該第一分段的患者端處的第一感測器、以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器；以及

控制器；

其中，該控制器被適配成用於在第一模式與第二模式之間選擇性地切換，其中，在該第一模式中，該控制器通過該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在第二模式中，該控制器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。

13. 如實施方式 12 所述之系統，其中，該切換係基於來自該兩個感測器之一或兩者的輸入完成的。

14. 如實施方式 13 所述之系統，其中，來自該兩個感測器之一或兩者的該輸入包括溫度、流量、濕度和功率中的一個或複數。

15.如實施方式 12 至 14 中任一項所述之系統，其中，該第一和第二模式係由電源提供的電流的方向定義的。

16.如實施方式 12 至 15 中任一項所述之系統，其中，該控制器被適配成用於在第一感測器讀取模式與第二感測器讀取模式之間選擇性地切換，其中，在該第一感測器讀取模式中，該控制器讀取來自該第二感測器的訊號，並且在該第二感測器讀取模式中，該控制器讀取來自該第一感測器和該第二感測器的訊號。

17.如實施方式 12 至 16 中任一項所述之系統，其中，該第一感測器和該第二感測器係溫度感測器。

18.一種雙支管電路，包括：

吸氣支管，該吸氣支管包括：該吸氣支管的具有第一加熱線電路的第一分段、該吸氣支管的具有第二加熱線電路的第二段、具有被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接器電路的中間連接器、定位在該第一分段的患者端處的第一感測器、以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器；

呼氣支管；

介面，該介面連接至該吸氣支管和該呼氣支管；以及

控制器；

其中，該控制器被適配成用於在第一模式與第二模式之間選擇性地切換，其中，在該第一模式中，該控制器通過該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在第二模式中，該控制器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。

19.如實施方式 18 所述之雙支管電路，其中，該呼氣支管包括呼氣加熱線電路。

20.如實施方式 18 所述之雙支管電路，其中，該呼氣支管係使用該呼氣加熱線電路加熱的。

21.如實施方式 18 所述之雙支管電路，其中，該呼氣加熱線電路與該吸氣支管的該第一分段中的該第一加熱線電路並聯地被供電。

22.如實施方式 18 所述之雙支管電路，其中，該呼氣加熱線電路可以被配置成用於僅在該第一模式、僅在該第二模式、或者既在該第一模式又在該第二模式中供電。

23.如實施方式 18 至 22 中任一項所述之雙支管電路，其中，該介面係經由 Y 型件連接的。

24.一種分段式吸氣支管，該分段式吸氣支管被配置成用於沿著至少兩個分段被加熱，該吸氣支管的每個分段包括：

第一細長構件，該第一細長構件包括中空體，該中空體螺旋地纏繞以至少部分地形成具有縱向軸的細長管、沿著該縱向軸延伸的管腔、以及包圍該管腔的中空壁；

第二細長構件，該第二細長構件在該第一細長構件的相鄰線匝之間螺旋地纏繞並接合，該第二細長構件形成該細長管的該管腔的至少一部分。

25.一種醫療管，該醫療管包括：

兩個分段，每個分段包括：

細長中空體，該細長中空體螺旋地纏繞以形成具有縱向軸的細長管、沿著該縱向軸延伸的管腔、以及包圍該管腔的中空壁，其中，該細長中空體在橫向截面中具有定義了該中空體的至少一部分的壁；

增強部分，該增強部分沿著螺旋地定位在該細長中空體的相鄰線匝之間的該細長中空體的長度延伸，其中，該增強部分形成該細長管的該管腔的一部分；

嵌入或包封在該增強部分內的一根或多根導電絲；

其中，該增強部分比該細長中空體的該壁相對更厚或者更加剛性；

分段連接器，該分段連接器附接於該第一分段，該分段連接器包括：

連接焊盤，該連接焊盤被配置成用於當該第一分段實體地耦合於該第二分段時將來自該第一分段的該導電絲電耦合至來自該第二分段的該導電絲；以及

功率二極體，該功率二極體電耦合至該第一分段的該導電絲，

其中，該功率二極體當被提供以第一極性的電訊號時允許電功率被傳遞至該第一分段的該導電絲並且防止電功率被傳遞至該第二分段的該導電絲，並且

其中，該功率二極體當被提供以第二極性的電訊號時允許向該第一分段的該導電絲以及該第二分段的該導電絲提供電功率。

## 26. 一種連接器，包括：

第一加熱線接入連接，該第一加熱線接入連接被配置成用於電耦合至第一接入加熱線；

第二加熱線接入連接，該第二加熱線接入連接被配置成用於電耦合至第二接入加熱線；

第一加熱線引出連接，該第一加熱線引出連接被配置成用於電耦合至第一引出加熱線並且電耦合至該第一加熱線接入連接；

第二加熱線引出連接，該第二加熱線引出連接被配置成用於電耦合至第二引出加熱線並且電耦合至該第二加熱線接入連接；

第一訊號線接入連接，該第一訊號線接入連接被配置成用於電耦合至第一接入訊號線；

第二訊號線接入連接，該第二訊號線接入連接被配置成用於電耦合至第二接入訊號線；

第一訊號線引出連接，該第一訊號線引出連接被配置成用於電耦合至第一引出訊號線並且電耦合至該第一訊號線接入連接；

第二訊號線引出連接，該第二訊號線引出連接被配置成用於電耦合至第二接入訊號線並且電耦合至該第二訊號線接入連接；

功率二極體，該功率二極體電耦合至該第一加熱線接入連接和該第二加熱線接入連接，該功率二極體被配置成用於允許電流從該第二接入加熱線流至該第一接入加熱線並且用於防止電流從該第一接入加熱線流至該第二接入加熱線；

感測器，該感測器電耦合至該第一訊號線接入連接；以及

訊號二極體，該訊號二極體電耦合至該感測器和該第二訊號線接入連接，該訊號二極體被配置成用於允許電流通過該感測器從該第二接入訊號線流至該第一接入訊號線並且用於防止電流通過該感測器從該第一接入訊號線流至該第二接入訊號線。

## 27. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

吸氣支管，該吸氣支管包括：具有第一加熱線的第一分段、具有第二加熱線的第二分段以及定位在該第二分段的患者端處用於測量患者端參數的感測器，其中，該第一與第二加熱線電耦合，該第一加熱線形成第一加熱器電路，並且該第一和第二線形成第二加熱器電路；以及

硬體控制器，其中，該硬體控制器被配置成用於接收該感測器的輸出，該硬體控制器進一步被配置成當該感測器的該輸出與患者端參數設定點之間的差異低於預定臨界值時向該第一加熱器電路提供電功率並且用於當該感測器的

該輸出與該患者端參數設定點之間的差異處於或高於該預定臨界值時向該第二加熱器電路提供電功率，

其中，當該硬體控制器向該第一加熱器電路提供電功率時，該硬體控制器被配置成用於向該第一加熱器電路提供最大功率。

28. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

吸氣支管，該吸氣支管包括：具有第一加熱線的第一分段、具有第二加熱線的第二分段以及定位在該第二分段的患者端處用於測量患者端參數的感測器，其中，該第一與第二加熱線電耦合，該第一加熱線形成第一加熱器電路，並且該第一和第二線形成第二加熱器電路，該第一和第二加熱線被配置成用於加熱經過該吸氣支管的呼吸氣體；

其中，該第一和第二加熱線被配置成用於與硬體處理器進行通訊，該硬體處理器被配置成用於執行使該處理器控制該第一和第二加熱器電路的軟體指令，其中，當該感測器的輸出與患者端參數設定點之間的差異低於預定臨界值時，該處理器被配置成用於使用該第一加熱器電路加熱該呼吸氣體直到在該第一加熱線中達到最大溫度，並且當該感測器的該輸出與該患者端參數設定點之間的差異處於或高於該預定臨界值時，該處理器被配置成用於使用該第二加熱器電路加熱該呼吸氣體。

29. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

硬體處理器，該硬體處理器被配置成用於與在吸氣支管的第一分段中的第一加熱線電路以及在該吸氣支管的第二分段中的第二加熱線電路進行通訊，該硬體處理器還被配置成用於與在中間連接器中的連接器電路進行通訊，該中間連接器被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路，該硬體處理器進一步被配置成用於與定位在該第一分段的患者端處的第一感測器以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器進行通訊，

其中，該硬體處理器被配置成用於執行使該處理器在第一模式與第二模式之間選擇性地切換的軟體指令，其中，在該第一模式中，該處理器通過該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在第二模式中，該處理器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。

30. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

吸氣支管，該吸氣支管包括：該吸氣支管的具有第一加熱線電路的第一分段、該吸氣支管的具有第二加熱線電路的第二段、具有被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接器電路的中間連接器、定位在該第一分段的患者端處的第一感測器、以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器，

其中，該第一和第二加熱線電路、該連接器電路以及該第一和第二感測器各自被配置成用於與硬體控制器進行通訊，該硬體控制器被適配成用於在第一模式與第二模式之間選擇性地切換，其中，在該第一模式中，該硬體控制器通過該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在第二模式中，該硬體控制器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。

31. 一種雙支管電路，包括：

吸氣支管，該吸氣支管包括：該吸氣支管的具有第一加熱線電路的第一分段、該吸氣支管的具有第二加熱線電路的第二段、具有被配置成用於將該第一加熱線電路電耦合至該第二加熱線電路的連接器電路的中間連接器、定位在該第一分段的患者端處的第一感測器、以及定位在該第二分段的患者端處的第二感測器；

呼氣支管；以及

介面，該介面連接至該吸氣支管和該呼氣支管，

其中，該第一和第二加熱線電路、該連接器電路以及該第一和第二感測器各自被配置成用於與硬體控制器進行通訊，該硬體控制器被適配成用於在第一模式與第二模式之間選擇性地切換，其中，在該第一模式中，該硬體控制器通過該連接器電路將電功率提供至該第一加熱線電路，並且在第二模式中，該硬體控制器將電功率提供至該第一和第二加熱線電路。

### 32. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

加熱器電路，該加熱器電路包括第一加熱器、第二加熱器、第一開關對和第二開關對，以及電源，

其中，該加熱器電路被配置成用於與硬體控制模組進行通訊，該硬體控制模組被適配成用於藉由選擇性地斷開和閉合該第一開關對而控制電流從該電源流至該第一加熱器，並且用於藉由選擇性地斷開和閉合該第二開關對而控制電流從該電源流至該第二加熱器，

其中，該第一開關對和該第二開關對可以獨立於彼此選擇性地斷開和閉合，由此提供對該第一和第二加熱器的獨立控制。

### 33. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

硬體處理器，該硬體處理器被配置成用於與加熱器電路進行通訊，該加熱器電路包括第一加熱器、第二加熱器、第一開關對、和第二開關對、以及電源，

其中，該硬體處理器被配置成用於執行軟體指令，該軟體指令使該處理器藉由選擇性地斷開和閉合該第一開關對而控制電流從該電源流至該第一加熱器，並且藉由選擇性地斷開和閉合該第二開關對而控制電流從該電源流至該第二加熱器，

其中，該第一開關對和該第二開關對可以獨立於彼此選擇性地斷開和閉合，由此提供對該第一和第二加熱器的獨立控制。



34. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

加熱器電路，該加熱器電路包括：第一開關對、第二開關對、電源、主繼電器以及模式繼電器，

其中，該加熱器電路被配置成用於與邏輯模組和控制模組進行通訊，

其中，該控制模組被適配成用於向該邏輯模組提供控制訊號以藉由選擇性地斷開和閉合該第一和第二開關對來控制電流從該電源流至該模式繼電器，

其中，該控制模組被適配成用於向該邏輯模組提供模式訊號，該模式訊號包括第一模式訊號和第二模式訊號，

其中，該第一開關對和該第二開關對可以獨立於彼此選擇性地斷開和閉合。

35. 一種呼吸加濕系統，該呼吸加濕系統包括：

加熱器電路，該加熱器電路包括：第一開關對、第二開關對、電源、主繼電器以及加熱器模組，

其中，該加熱器電路被配置成用於與邏輯模組和控制模組進行通訊，

其中，該控制模組被適配成用於向該邏輯模組提供控制訊號以藉由選擇性地斷開和閉合該第一和第二開關對來控制電流從該電源流至該加熱器模組，

其中，該控制模組被適配成用於向該邏輯模組提供模式訊號，該模式訊號包括第一模式訊號和第二模式訊號，

其中，該第一開關對和該第二開關對可以獨立於彼此選擇性地斷開和閉合。

36. 如實施方式 32 至 36 中任一項所述之呼吸加濕系統，進一步包括在該系統的流動路徑中並且被配置成用於測量氣體的流速的流量感測器，其中，提供給該第一加熱器電路的最大功率具有第一和第二最大值，該第一最大值高於該

第二最大值，並且其中，該最大功率在該測量流速高於流速臨界值時是該第一最大值，並且在該測量流速低於該流速臨界值時是該第二最大值。

37.如實施方式 32 至 36 中任一項所述之呼吸加濕系統，進一步包括在該系統的流動路徑中並且被配置成用於測量該氣體的流速的流量感測器，其中，提供給該第一加熱器電路的最大功率具有第一和第二最大值，該第一最大值高於該第二最大值，其中，當正向該第一加熱器電路提供該第一最大功率並且該測量流速下降到高流量至低流量臨界值時，提供給該第一加熱器電路的該最大功率可以切換為該第二最大功率，並且當正向該第一加熱器電路提供該第二最大功率並且該流速增加到低流量至高流量臨界值時，提供給該第一加熱器電路的該最大功率可以切換至該第一最大功率，該高流量至低流量臨界值低於該低流量至高流量臨界值。

**【0293】**已經參照附圖描述了具有雙區加熱控制的呼吸加濕系統以及相關聯的部件和方法的示例。附圖示出了各系統和模組以及它們之間的連接。各模組和系統可以採用各種配置進行組合並且各模組和系統之間的連接可以呈現實體的或邏輯的聯繫。附圖中的表示已經被呈現用於清楚地展示與提供雙區域加熱控制有關的原理，並且涉及模組或系統的劃分的細節已經被提供以便描述而不是嘗試描繪單獨的實體實施方式。該等示例和附圖旨在說明而非限制本揭露的範圍。例如，本文的原理可以應用於呼吸加濕器以及其他類型的加熱系統（包括外科加濕器）。本文的原理可以應用在呼吸應用中以及在其他場景中，其中，將沿著易受變化的環境溫度影響的複數分段控制氣體的溫度。

**【0294】**如在此使用的，術語“處理器”廣義地指任何用於執行指令的適當裝置、邏輯壓塊、模組、電路或元件組合。例如，控制器 122 可以包括任何常規的通用單晶片或多晶片微處理器，如奔騰®處理器、MIPS®處理器、Power PC®處理器、AMD®處理器、ARM®處理器或者 ALPHA®處理器。此外，控制器 122

可以包括任何常規的特殊用途微處理器，如數位訊號處理器或微控制器。結合在此揭露的實施方式所描述的各說明性邏輯壓塊、模組和電路可以用通用處理器、數位訊號處理器（DSP）、專用積體電路（ASIC）、現場可程式設計閘陣列（FPGA）或其他可程式設計邏輯裝置、分立閘或電晶體邏輯、分立硬體部件、或者被設計成用於執行在此所描述的功能的任何組合來實現或者執行，或者可以僅僅是主處理器中的軟體。例如，邏輯模組 504 可以是不利用任何附加的及/或特殊化的硬體元件的軟體實現的功能塊。控制器 122 可以被實現為計算裝置的組合，例如，DSP 和微處理器的組合、微控制器和微處理器的組合、複數微處理器、一個或複數微處理器連同一個 DSP 核心、或任何其他這種配置。

【0295】資料儲存裝置可以指允許資料由處理器儲存並接收的電子電路。資料儲存裝置可以指外部裝置或系統，例如，磁碟機或固態驅動器。資料儲存裝置還可以指快速半導體儲存裝置（晶片），例如，隨機存取記憶體（RAM）或各種形式的唯讀記憶體（ROM），該資料儲存裝置直接連接至通訊匯流排或控制器 122。其他類型的資料儲存裝置包括磁泡記憶體和磁芯記憶體。資料儲存裝置可以是被配置成用於將資料儲存在非瞬態媒體中的實體硬體。

【0296】儘管在此揭露了某些實施方式和示例，發明性主題延伸超過具體揭露的實施方式用於其他替代性實施方式及/或用途，並且用於其修改和等效物。因此，所附申請專利範圍數或實施方式的範圍不被在此描述的任何具體的實施方式限制。例如，在本文揭露的任何方法或過程中，該方法或過程的動作或操作可以按任何適當的順序被執行並且不必侷限於任何具體揭露的順序。進而，各操作將被描述為複數分立的操作，其方式使得可以說明理解某些實施方式；然而，描述的順序不應解釋為意味著該等操作係依賴於順序的。此外，在此描述的結構可以被體現為集成部件或單獨的部件。出於比較各部件的目的，對該等實施方式的某些方面和優點進行描述。不必由具體的實施方式實現所有

該等方面或優點。因此，例如，各實施方式可以被執行成其方式使得實現或優化如在此所教授的一個優點或一組優點，而不一定實現如在此還可能教授或建議的其他方面或優點。

**【0297】** 除別的以外，在此所使用的條件語言，如“可以 (can)”、“可以 (could)”、“可能 (might)”、“可能 (may)”、“例如 (e.g.)”等等除非特別地另外聲明，或者以其他方式如所使用的在上下文中被理解，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、元件及/或狀態。因此，這類條件語言通常不旨在意味著特徵、元件及/或狀態以任何方式被要求用於一個或複數實施方式。如在此所使用的，術語“包括 (comprises)”、“包括 (comprising)”、“包含”、“包含 (includes)”、“包含 (including)”、“具有 (has)”、“具有 (having)”或其任意其他變體旨在涵蓋非排他性包含物。例如，包括一系列元件的處理、方法、物品或者裝置不必僅限於那些元件，而是可以包括沒有明確列出的或者對於此類過程、方法、物品或者裝置固有的其他元件。同樣地，術語“或”以其包含的意義（而不是以其排他性含義）被使用，這樣使得例如在用於連接一個元素的清單時，術語“或”係指列表中的一個、一些或所有元素。連接語言，如短語“X、Y 和 Z 中的至少一者”除非特別地另外聲明，否則以其他方式如所使用根據上下文被理解為傳達項、術語等可以是 X、Y 或 Z 中的任一項。因此，這種連接語言通常旨在暗示某些實施方式要求各自呈現至少一個 X、至少一個 Y 以及至少一個 Z。如在此使用的，單詞“約 (about)”或“近似 (approximately)”可以意味著在所闡明的值的 $\pm 10\%$ 內、 $\pm 5\%$ 內或 $\pm 1\%$ 內。

**【0298】** 在此描述的方法和過程可以在由一個或複數通用及/或專用電腦執行的軟體代碼模組中具體化並且經由該軟體代碼模組部分地或完全地自動化。單詞“模組”係指體現在硬體及/或韌體中的邏輯，或指軟體指令的集合，可能地具有入口點和出口點，以程式設計語言書寫，如例如 C 或 C++。軟體模組可

以被編譯並連結到可執行程式，被安裝在動態連結程式庫中，或者可以用解釋性程式設計語言書寫，如例如 BASIC、Perl、或 Python。將認識到，軟體模組可以從其他模組或從它們自身被調用，及/或可以回應於檢測到的事件或中斷被調用。軟體指令可以在韌體（如可擦可程式設計唯讀記憶體（EPROM））中被具體化。將進一步認識到，硬體模組可以包括連接的邏輯單元（如，閘和觸發器）及/或可以包括可程式設計單元（如，可程式設計閘陣列、專用積體電路及/或處理器）。在此描述的模組可以被實現為軟體模組，但是也可以表示在硬體及/或韌體中。另外，儘管在一些實施方式中，模組可以是單獨編譯的，在其他實施方式中，模組可以表示單獨編譯的程式的指令的子集，並且可能不具有可用於其他邏輯程式設計單元的介面。

【0299】在某些實施方式中，代碼模組可以被實現為及/或被儲存在任何類型的電腦可讀媒體中或其他電腦儲存裝置中。在一些系統中，輸入到系統中的資料（及/或中繼資料）、由系統生成的資料、及/或由系統使用的資料可以被儲存在任何類型的電腦資料庫中，如關聯式資料庫及/或平坦檔系統。在此描述的任何系統、方法和過程可以包括被配置成用於准許與使用者、操作員、其他系統、電腦、程式等交互的介面。

【0300】應強調的是，可以對在此描述的實施方式進行許多變化和修改，其元素將被理解為在其他可接受的示例當中。所有這樣的修改和變化在此均旨在包括在本揭露的範圍內並由後附申請專利範圍保護。進一步地，在前述揭露中沒有什麼旨在暗示任何部件、特性或過程步驟係必要的或至關重要的。

#### 【符號說明】

【0301】100：呼吸加濕系統

102：加壓氣源

104、110：入口

106、128：出口

108：加濕單元

112：導管

114：加濕腔

116：主體

118：基部

120：加熱器板

122：控制器

124、126：端口

130：加熱器板感測器

132：流量感測器

200：呼吸電路

202：分段式吸氣支管

202a、202b、3410、3902a：吸氣支管

204a、204b、3804b：感測器

206a、206b、212、R1、R2、R3、R4、3402、3404、3806a、3806b、3807、3906a、

3906b：加熱線

208、290、3808、3908：保溫箱

210：呼氣支管

214、3200、3814、3914：中間連接器

216：結構

218、220、222、224、602、604、702、704：線

226：連接點

228：電氣部件

230、232、234：感測器線

250、3205、4250：中間印刷電路板(PCB)

251、253、1209、1211：部分

252、254、256、258、260、272、274、4252、4372、4492：連接焊盤

257、276：突出特徵

262、1213：間隙

263、3210：中間連接元件

264：散熱器

270、4370：患者端 PCB

278：電跡線

280：佈置限制器

282：腔端

284：患者端

286：尖銳角

288：凹槽

292：開口

294：孔圈

S1、S2、S5、S6：開關

R5、R6：加熱器

D1、D2、D3、D4、3420、4265：二極體

S3、S4：繼電器

405、2002、2502：電源

500：系統

502：檢測模組

504、2008：邏輯模組

506：積體電路

508a、508b：脈衝寬度調製（PWM）訊號

600、700：電路

Q1、Q2：電晶體

800：硬體設定

802：感測器盒

804：患者端連接器

1201：複合管

1203、1205：細長構件

1207：管腔

1215：加熱絲

1217：鍵合區域

1301：切口

1303：凹槽

2000a、2000b、2000c、2100a、2100b、2200、2500：電路圖

2004：主繼電器

2006：控制模組

H1、H2：加熱器

2010：模式繼電器

HW1、HW2、HW3：開關控制訊號

SW1、SW2、SW3：控制訊號

2012a、2012b：加熱器模組



2600：方法

2605、2610、2615、2620、2625、2902、2904、2906、2908、2910、2912、2914、  
2916、2918、2920、2922、2924、2926、2928、2930、2932、3002、3004、3006、  
3008、3010、3011、3012、3014、3015、3016、3018、3020、3102、3104、3106、  
3108、3110、3112、3114、3116、3118、3120、3122、3124、3126、3128、3130、  
3205、3505、3510、3515、3520、3525、3530、3602、3610、3615、3620、3625、  
3630、3635、3640、3645、3650、3655、3660、3675、3680、3685、3720、3725、  
3735、3740、3780、3795、4002、4010、4015、4020、4025、4030、4035、4040、  
4045、4050、4050H、4050L、4055、4060、4075、4080、4085、4150H、4150L、  
4152、4154、4156：步驟

2900、3100、3500、3600、4000：控制演算法

3000、3700：比例-積分-導數(PID)控制方案

3220：管停止件

3222：橋

3224：梳狀物

3226：箭頭

3228：水浸環

3230：加工助劑

3232：插腳

3234、4253、4373：槽縫

3300：蛤狀殼體

3305、3305a、3305b：半件

3307a、4264、4375：定位槽

3307b：公定位插腳

3309a：夾子

3309b：夾子容納機制

3310a、3310b：肋狀物

3315：耦合區域

3320：內部切口區域

3405、3902b：延伸支管

3605、4005：重置

3705：PID 係數

3710：PID 限制

3715：誤差項

3802、3902：吸氣導管

3802a、3802b、3902c：分段

3803：氣體管腔

3904b：患者端感測器

3916：壁

4150：流速控制組成部分

4254、4256：長邊

4258、4260：短邊

4262：斜線邊緣

4374：熱敏電阻器

4490：腔端 PCB

4494：深槽

## 【發明申請專利範圍】

【第1項】一種呼吸加濕系統，包括：

一硬體控制器，被配置以與一吸氣支管的一第一分段中的一第一加熱線並且與該吸氣支管的一第二分段中的一第二加熱線進行通訊，其中該第一加熱線與該第二加熱線電耦合並且被配置以加熱經過該吸氣支管的呼吸氣體，該第一加熱線形成一第一加熱器電路，並且該第一加熱線和該第二加熱線形成一第二加熱器電路，

其中該硬體控制器更被配置以與用於測量該吸氣支管的一表面溫度的至少一感測器進行通訊。

【第2項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中該至少一感測器包括：一表面溫度感測器，該表面溫度感測器被定位在該吸氣支管的一部分上或者在一中間連接器上，該中間連接器被配置以耦合該吸氣支管的該第一分段和該第二分段。

【第3項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中該至少一感測器包括：一第一溫度感測器及/或一第二溫度感測器，該第一溫度感測器被定位在該第一分段的一部分上以確定該第一分段的一表面溫度，該第二溫度感測器被定位在該第二分段上以確定該第二分段的一表面溫度。

【第4項】如請求項1至請求項3中任一項所述的呼吸加濕系統，其中針對該第一加熱器電路的一工作週期或供應至該第一加熱器電路的一功率、及/或該第二加熱器電路的一工作週期或供應至該第二加熱器電路的一功率的一工作週期封頂或限制是使用該至少一感測器所測量的一表面溫度值來確定。

【第5項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中該第一加熱線和該第二加熱線暴露於不同的周圍環境。

【第6項】如請求項5所述的呼吸加濕系統，其中該第一加熱線和該第二加熱線暴露於不同的周圍溫度。

【第7項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中供應至該第一加熱器電路的功率及/或供應至該第二加熱器電路的功率由一PID控制方案確定。

【第8項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，包含：一中間連接器，被配置以耦合該吸氣支管的該第一分段和該第二分段，該中間連接器具有被配置以電連接該第一加熱線和該第二加熱線的一連接器電路。

【第9項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中該至少一感測器包括：一患者端感測器，位於該吸氣支管的該第二分段的一患者端處，以用於測量一患者端參數，該硬體控制器被配置以與該患者端感測器進行通訊。

【第10項】如請求項9所述的呼吸加濕系統，其中該硬體控制器被配置以當該患者端感測器的一輸出與一患者端參數設定點之間的一差異低於一預定臨界值時僅啟動該第一加熱器電路、並且用於當該患者端感測器的該輸出與該患者端參數設定點之間的該差異是在高於該預定臨界值時僅啟動該第二加熱器電路。

【第11項】如請求項9或10所述的呼吸加濕系統，其中該患者端參數是溫度。

【第12項】如請求項10所述的呼吸加濕系統，其中，當僅該第一加熱器電路被啟動時，該硬體控制器被配置以將該第一加熱線加熱到一最大表面溫度。

【第13項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中該第一加熱器電路的一工作週期輸出或供應至該第一加熱器電路的一功率輸出及/或該第二加熱器電路的一工作週期輸出或供應至該第二加熱器電路的一功率輸出被封頂以防止該表面溫度超過一預定臨界值。

【第14項】如請求項13所述的呼吸加濕系統，其中該第二加熱器電路的該工作週期輸出或供應至該第二加熱器電路的該功率輸出被封頂在由驅動電路所傳遞的一最大功率的70%。

【第15項】如請求項13或請求項14所述的呼吸加濕系統，其中該第一加熱器電路的一最大工作週期輸出或供應至該第一加熱器電路的該功率輸出是使用一函

數來計算，該函數包括該第一加熱器電路的一封頂工作週期輸出或供應至該第一加熱器電路的一封頂功率輸出、以及該第二加熱器電路的一封頂工作週期輸出或供應至該第二加熱器電路的一封頂功率輸出。

【第16項】如請求項15所述的呼吸加濕系統，其中該第一加熱器電路的該封頂工作週期輸出或供應至該第一加熱器電路的該封頂功率輸出是使用一高流量或低流量限制來計算。

【第17項】如請求項16所述的呼吸加濕系統，其中針對該第一加熱器電路的該低流量限制被封頂在由驅動電路所傳遞的一最大功率的37%處。

【第18項】如請求項16所述的呼吸加濕系統，其中：該第一加熱器電路的該工作週期輸出或供應至該第一加熱器電路的該功率輸出與該第二加熱器電路的該工作週期輸出或供應至該第二加熱器電路的該功率輸出逆相關；或者，當該第二加熱器電路的該工作週期輸出或供應至該第二加熱器電路的該功率輸出小於該低流量限制時，該第一加熱器電路的該工作週期輸出或供應至該第一加熱器電路的該功率輸出是該低流量限制與該第二加熱器電路的該工作週期輸出或供應至該第二加熱器電路的該功率輸出的一差異。

【第19項】如請求項1所述的呼吸加濕系統，其中該硬體控制器被配置以控制被傳遞至該第一加熱器電路以及該第二加熱器電路的功率。

【第20項】如請求項19所述的呼吸加濕系統，包括：一第一開關對以及一第二開關對，其中該硬體控制器被配置以藉由選擇性地斷開和閉合該第一開關對和該第二開關對來獨立控制被傳遞至該第一加熱線及該第二加熱線的功率。

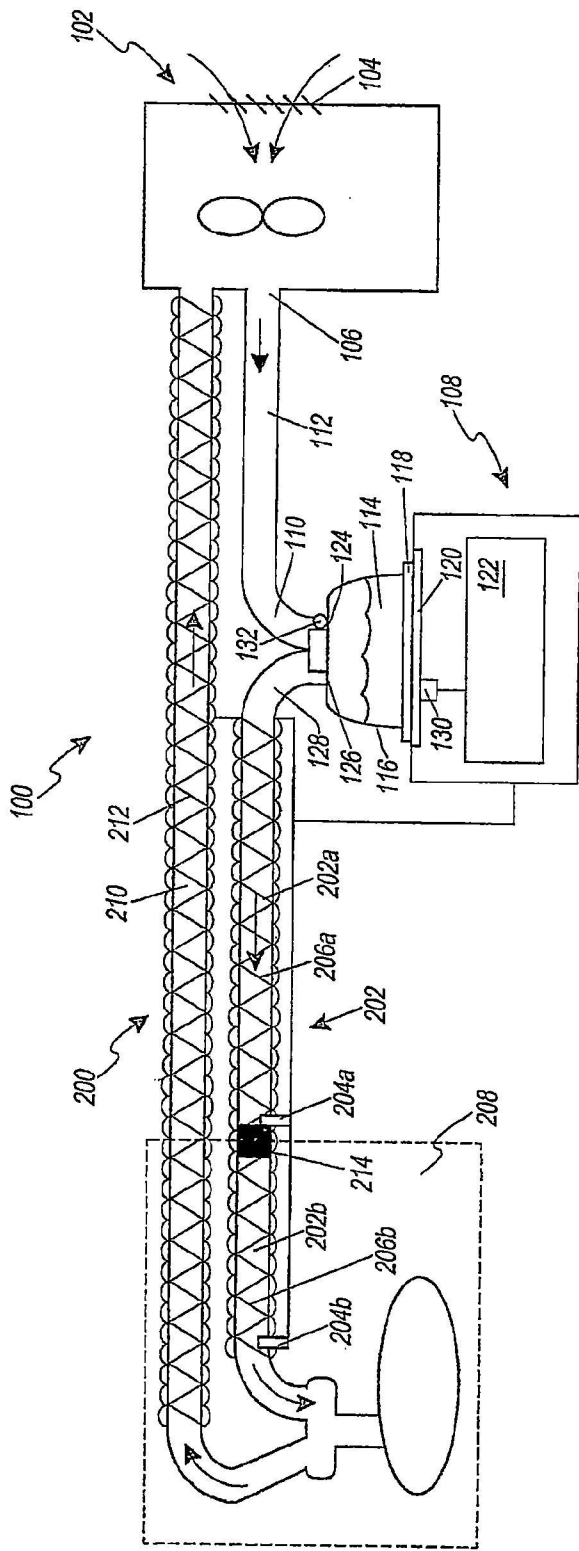
【第21項】如請求項19或20所述的呼吸加濕系統，包括：一/該第一開關對以及一/該第二開關對，其中該硬體控制器被配置以藉由選擇性地斷開和閉合該第一開關對和該第二開關對來提供該第一加熱線及該第二加熱線的閘控制。

【第22項】如請求項21所述的呼吸加濕系統，其中該第一開關對和該第二開關對的組合被配置以選擇性地控制被提供至該第二加熱線的一電功率流。

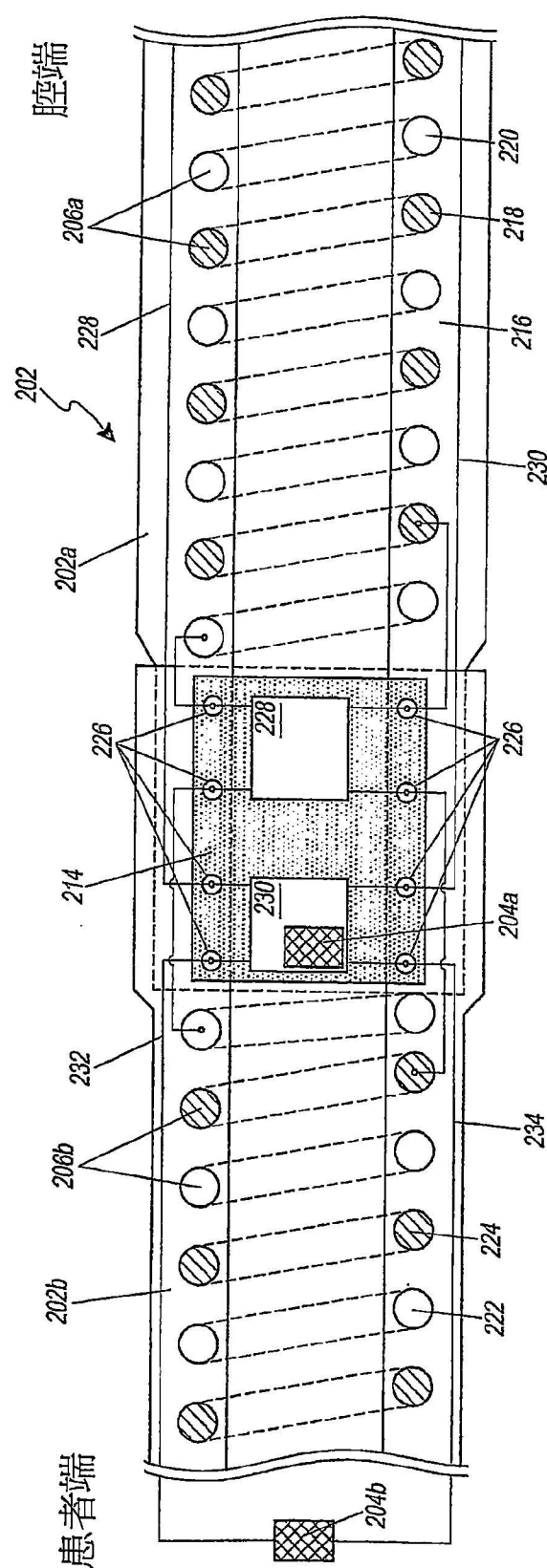
【第23項】如請求項22所述的呼吸加濕系統，其中該硬體控制器被配置以基於電壓極性變化來選擇性地斷開和閉合該第一開關對和該第二開關對。

【第24項】如請求項20所述的呼吸加濕系統，其中該第一開關對和該第二開關對包括金屬氧化物半導體場效電晶體（MOSFET）。

【發明圖式】

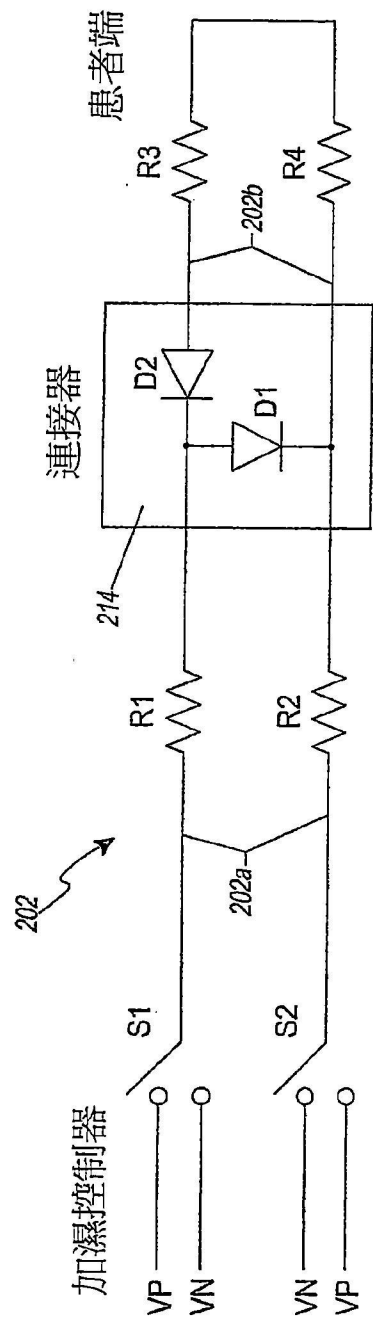


第 1 圖

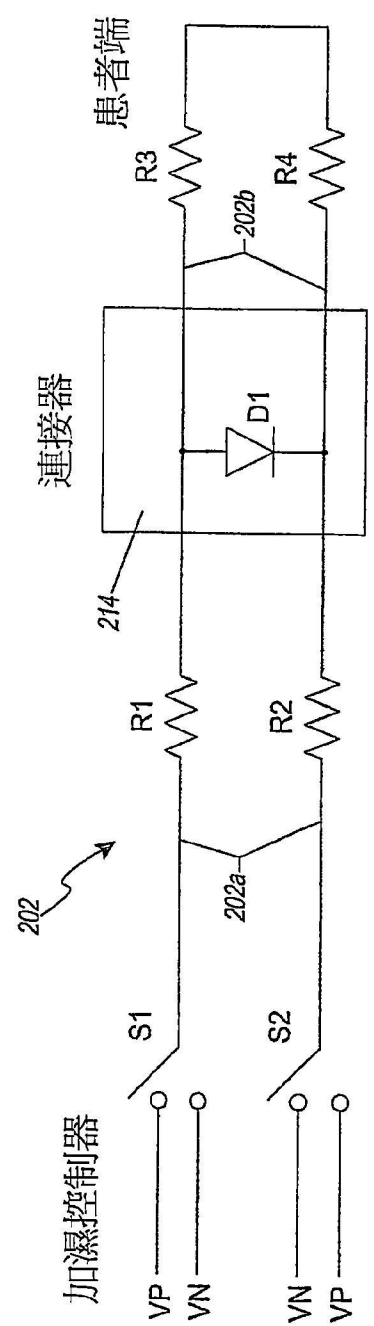


第 2 圖

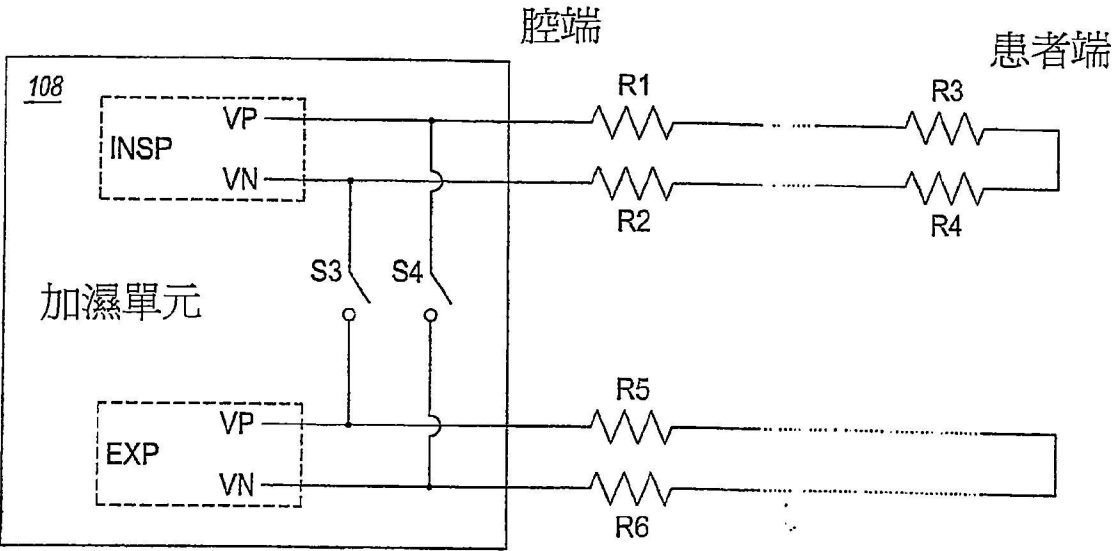




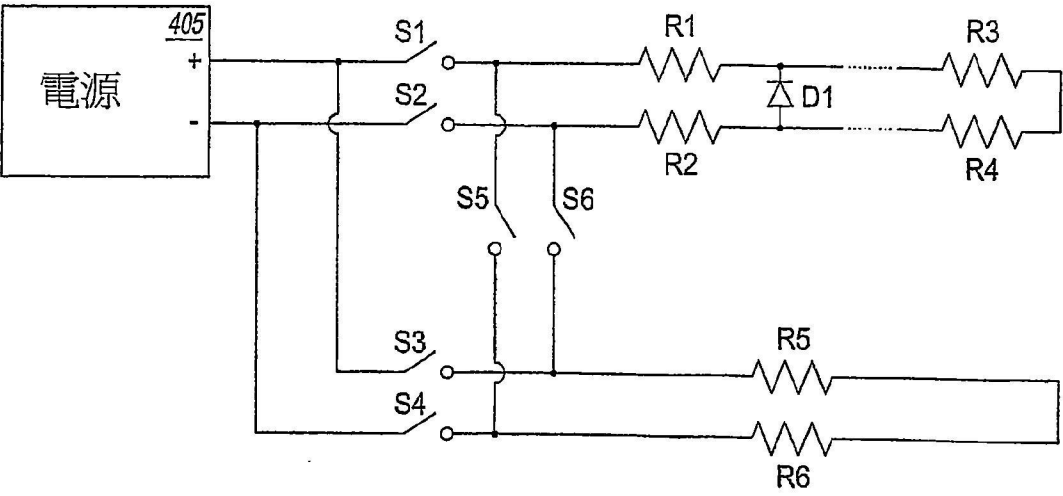
第 3A 圖



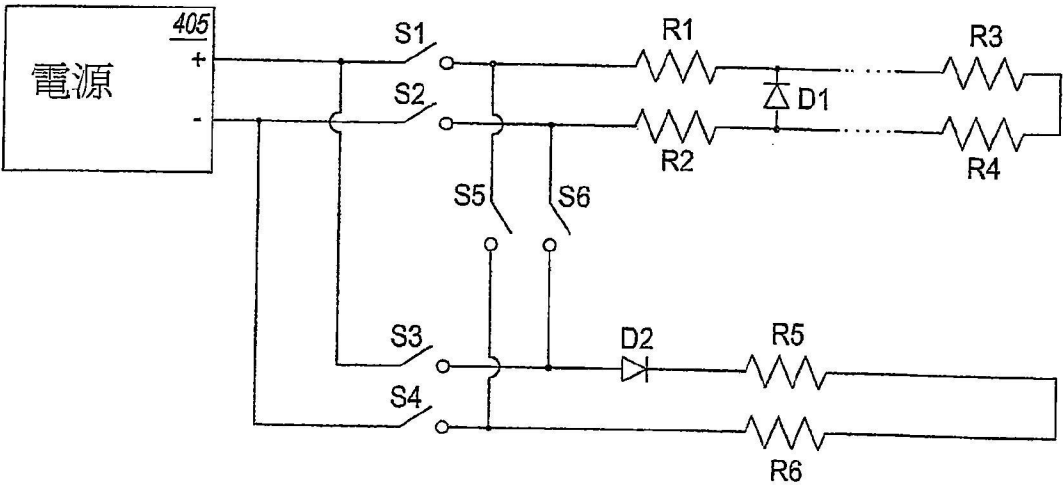
第 3B 圖



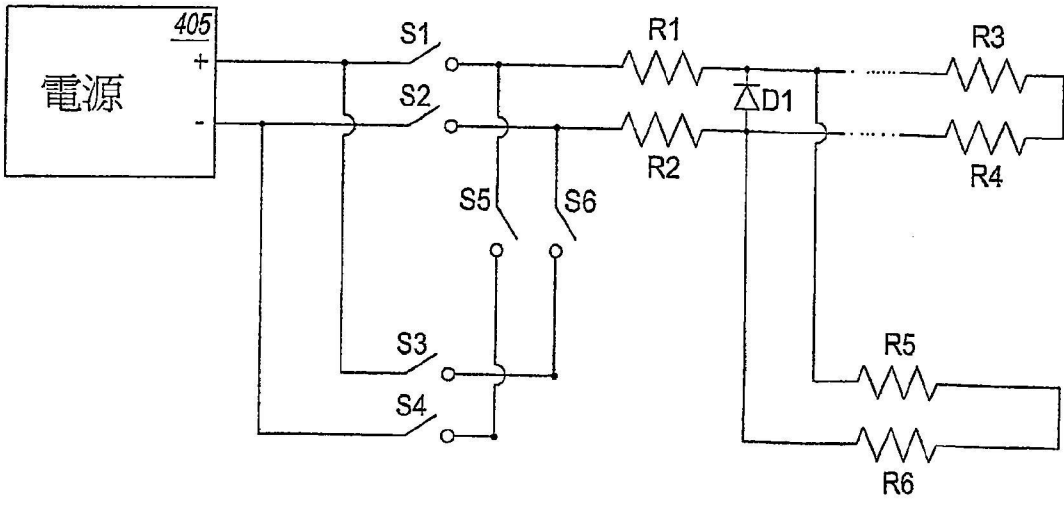
第 4A 圖



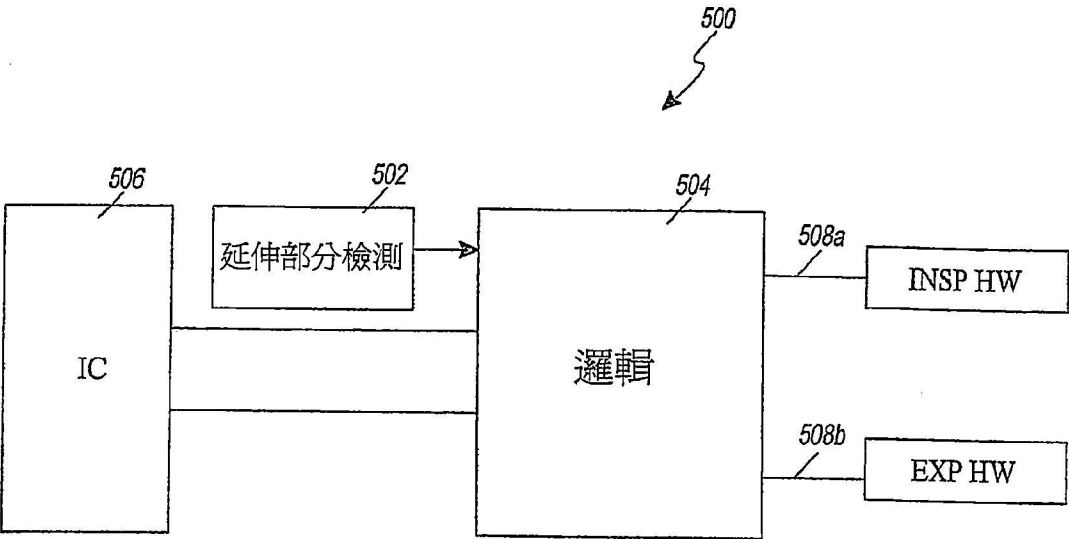
第 4B 圖



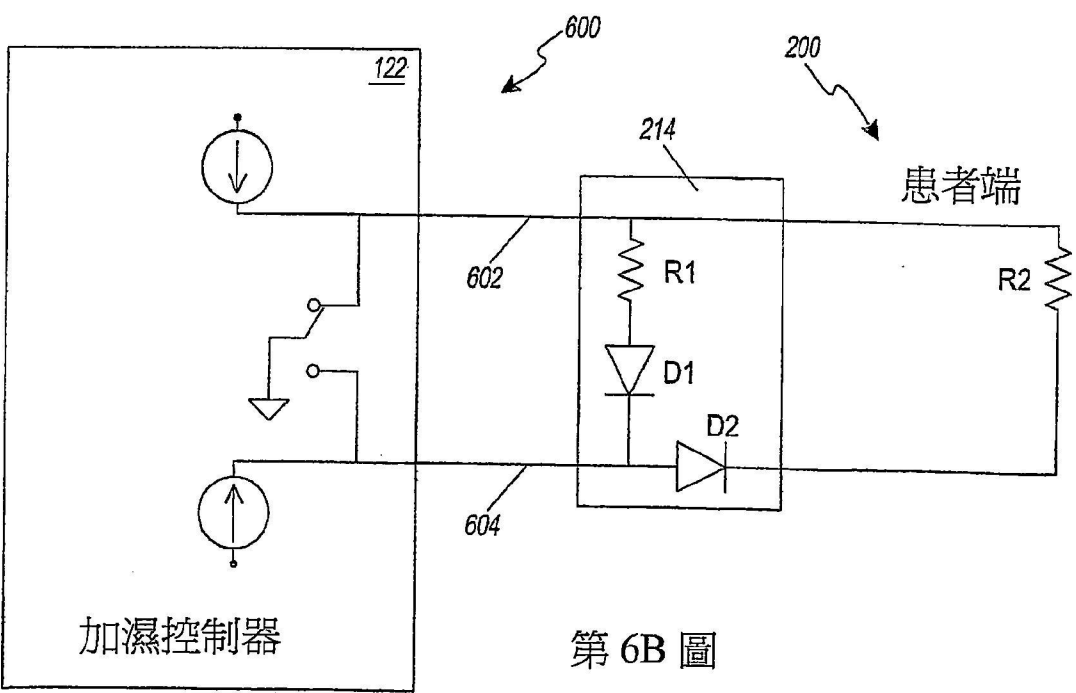
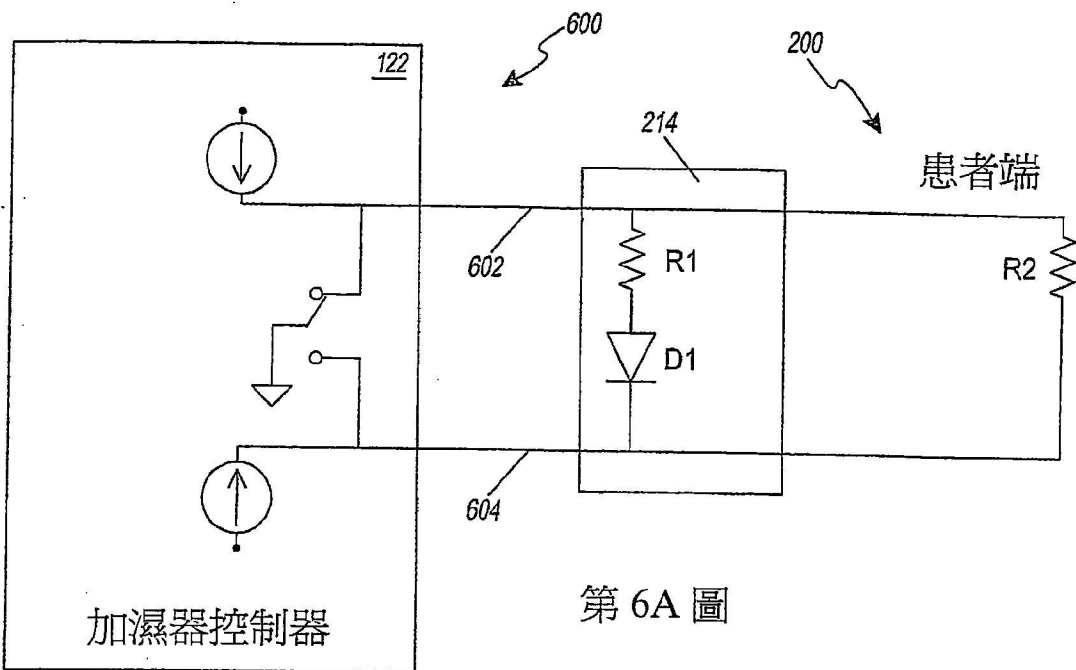
第 4C 圖

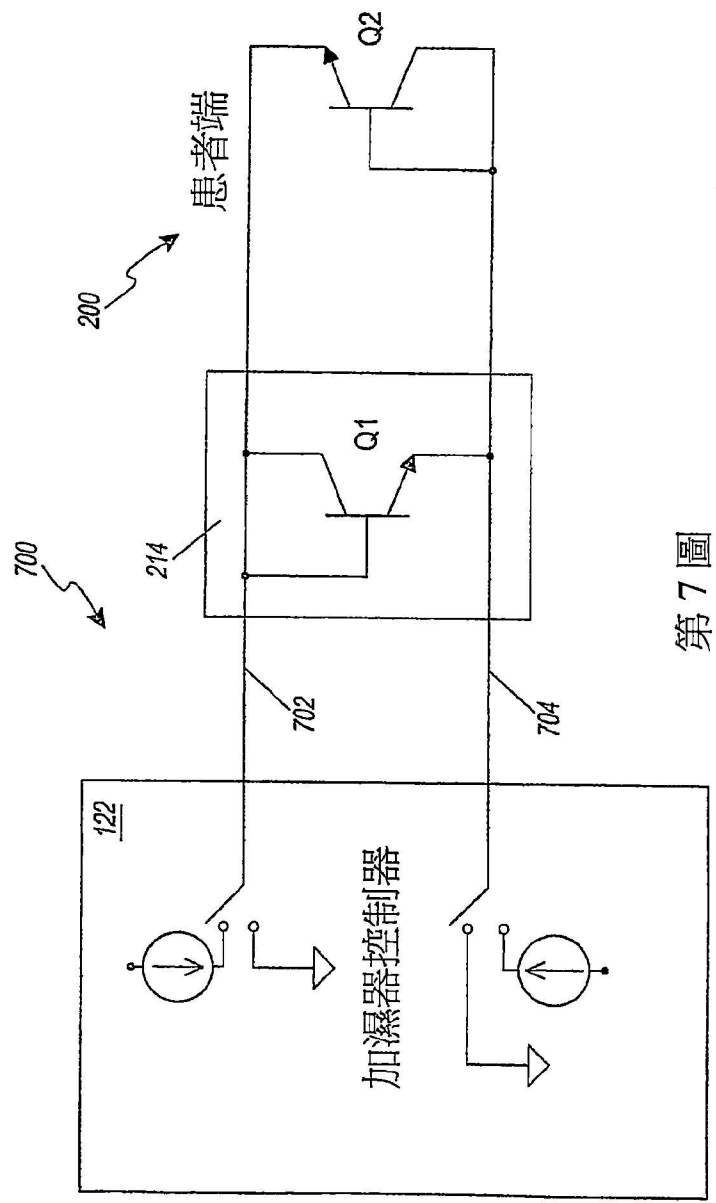


第 4D 圖

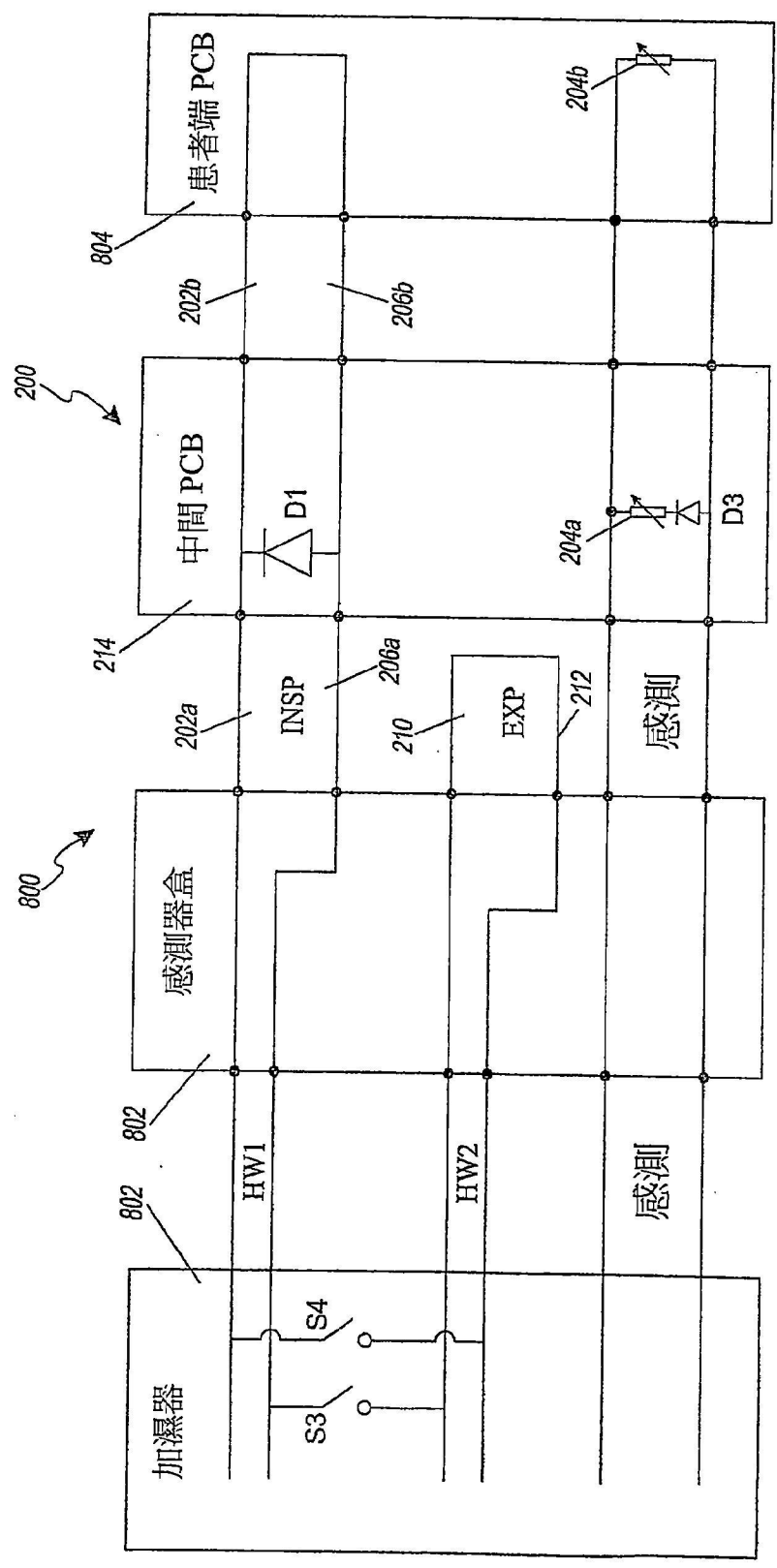


第 5 圖

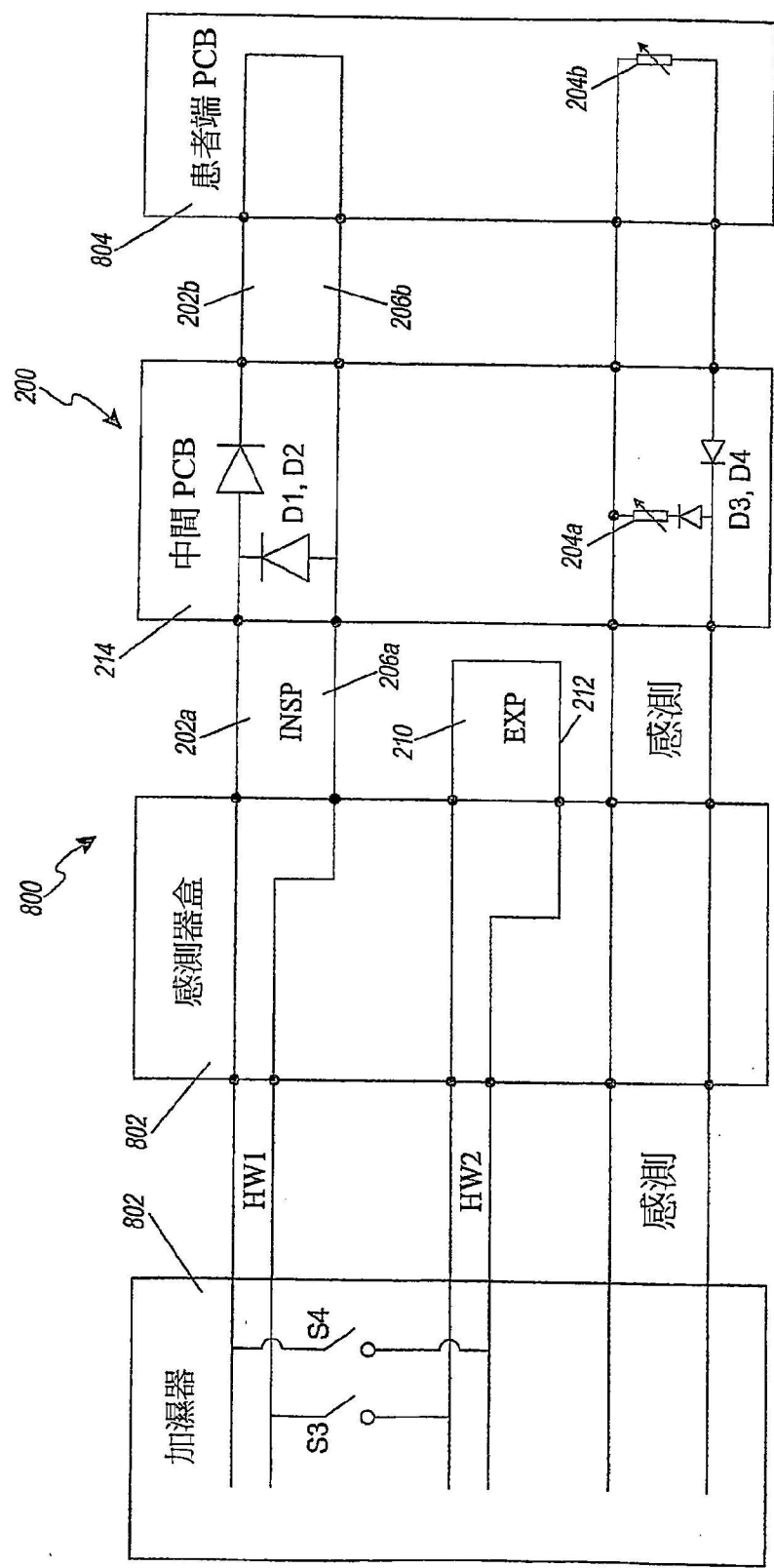




第 7 圖

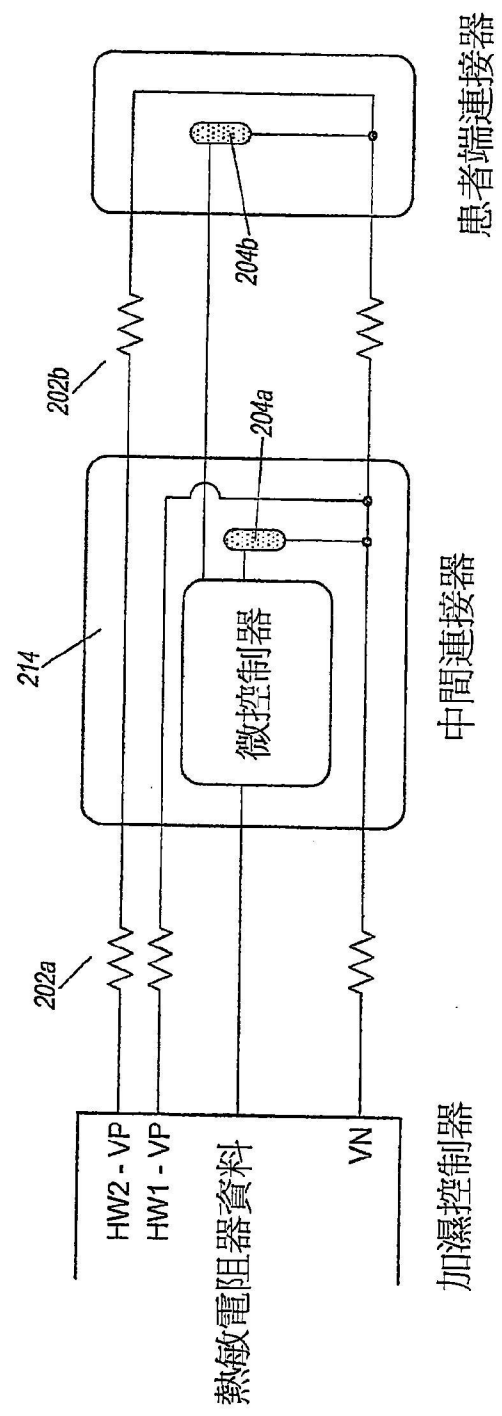


第 8A 圖

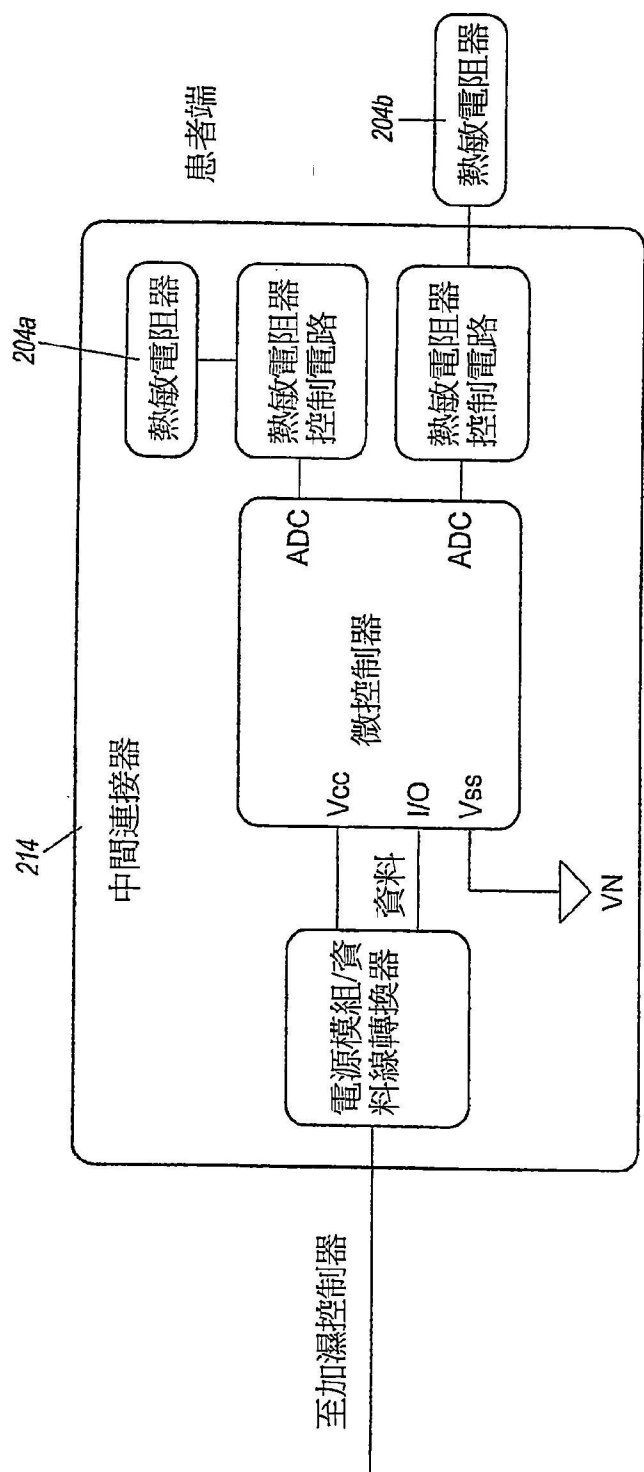


第 8B 圖

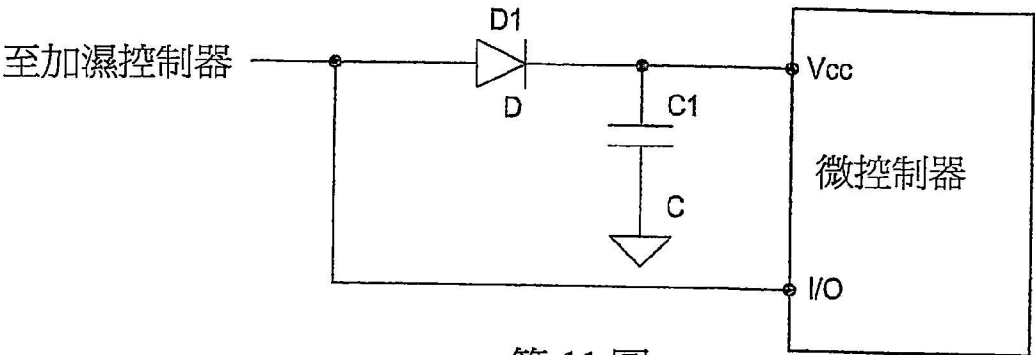




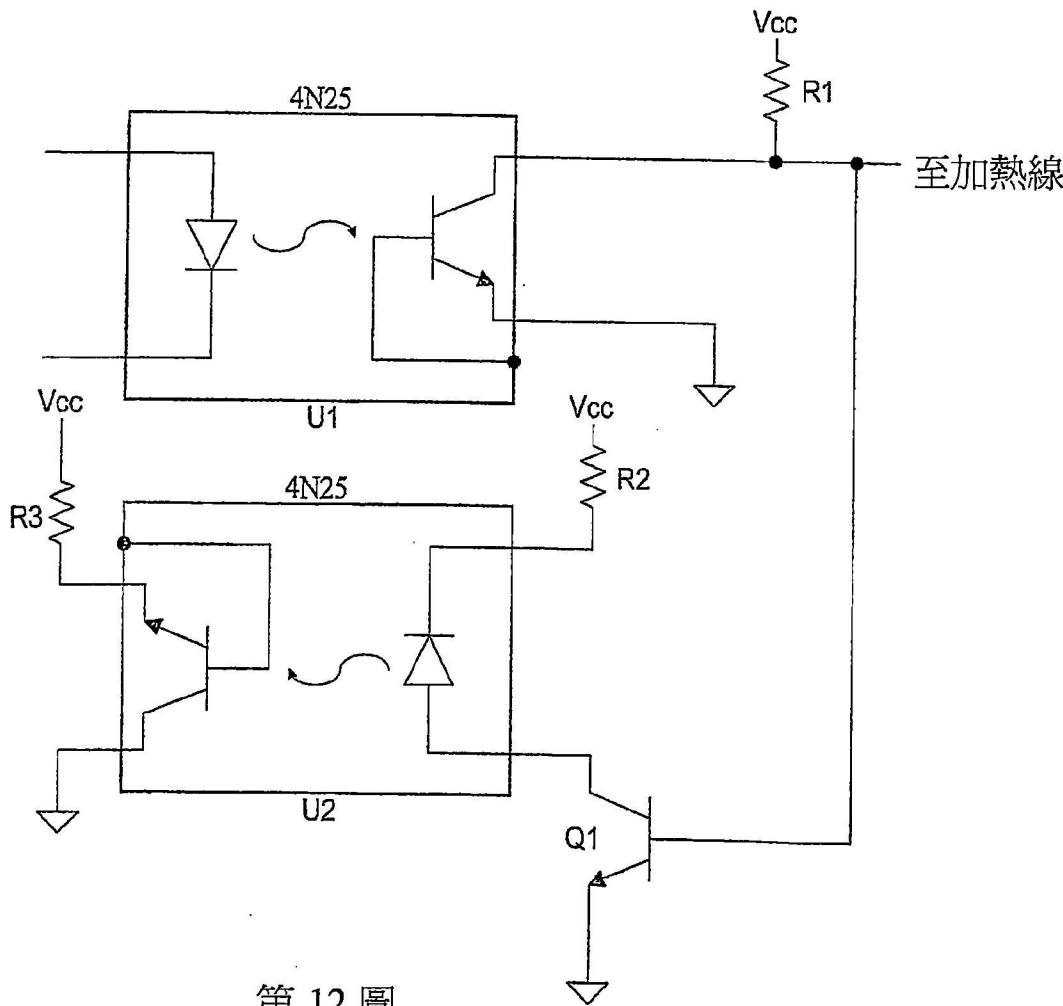
第 9 圖



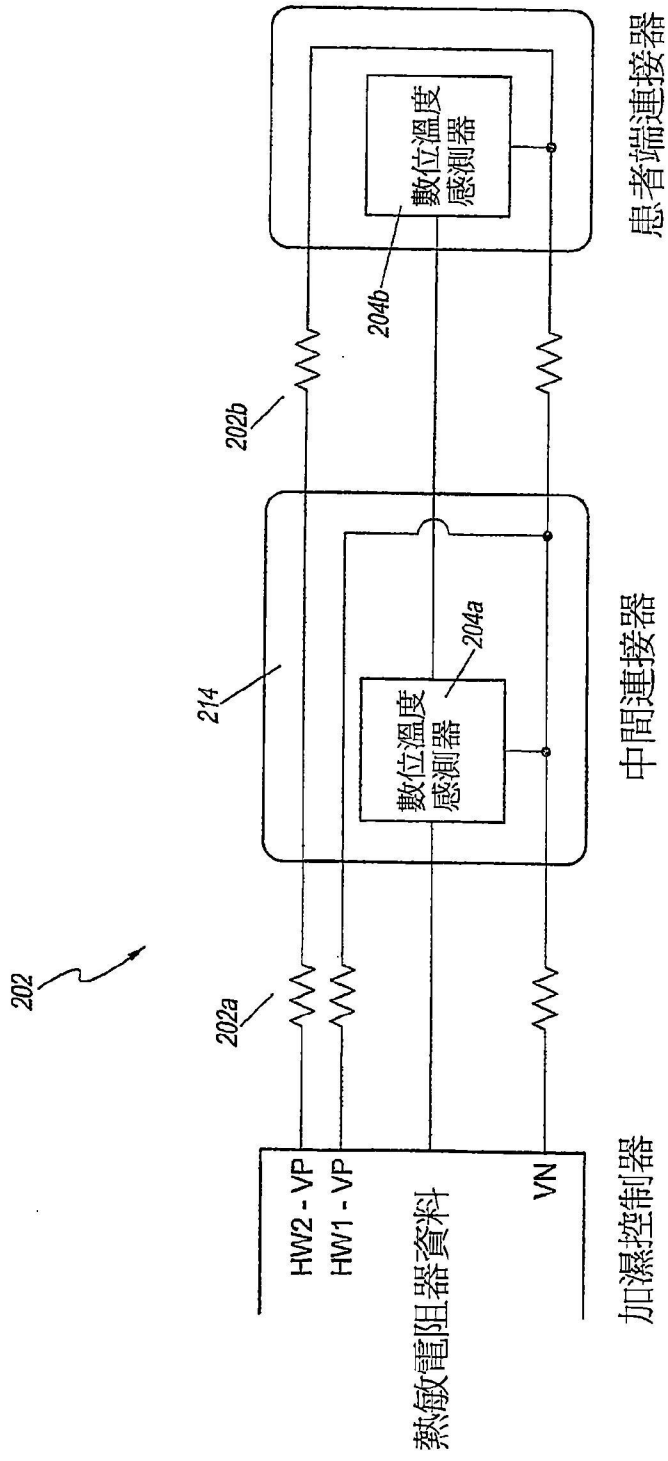
第 10 圖



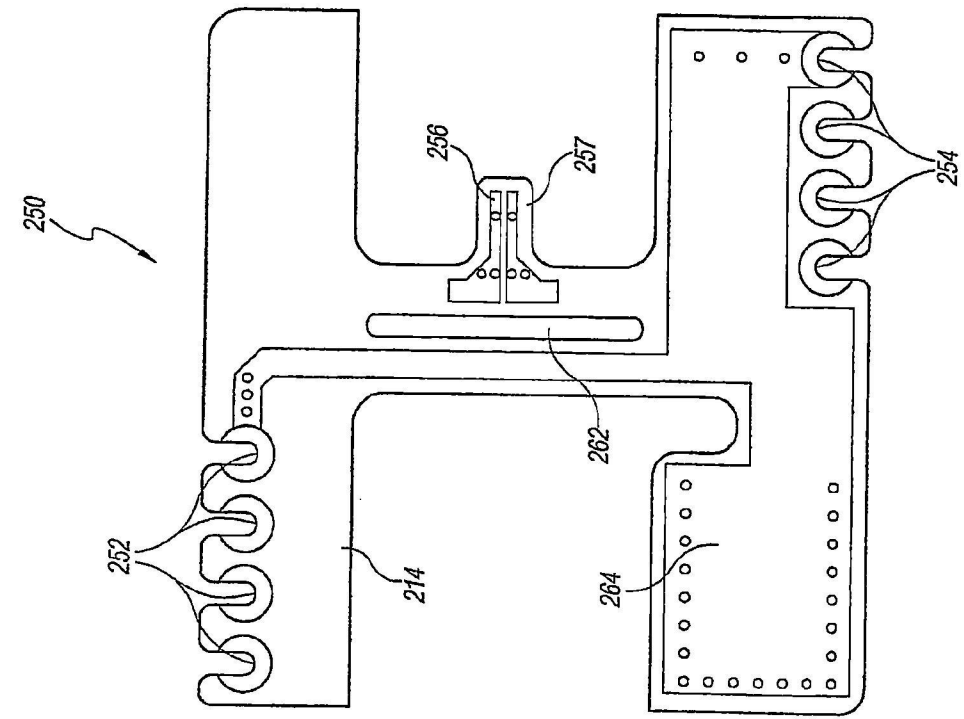
第 11 圖



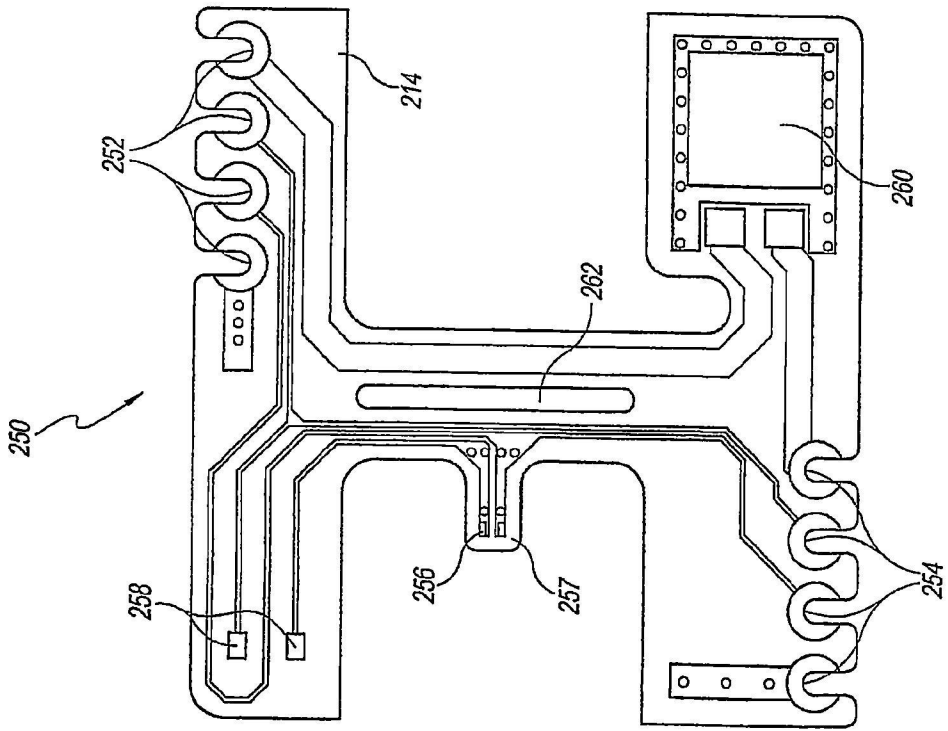
第 12 圖



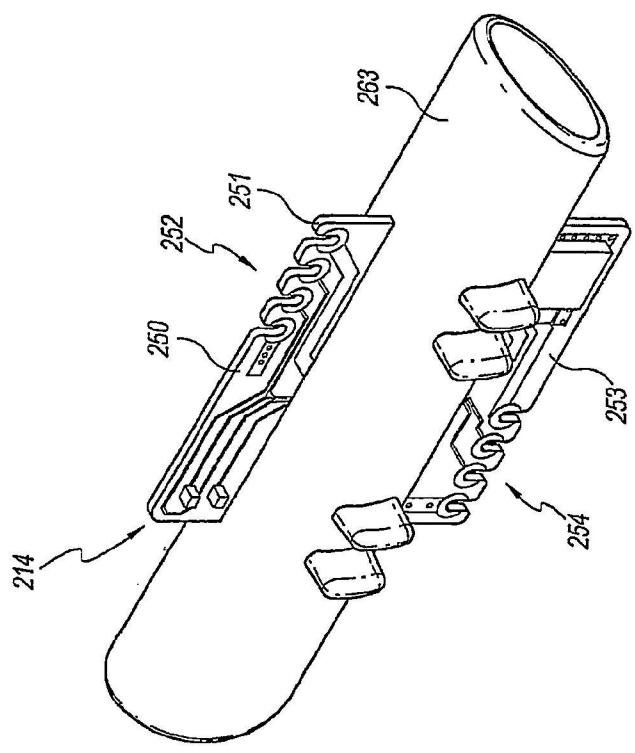
第 13 圖



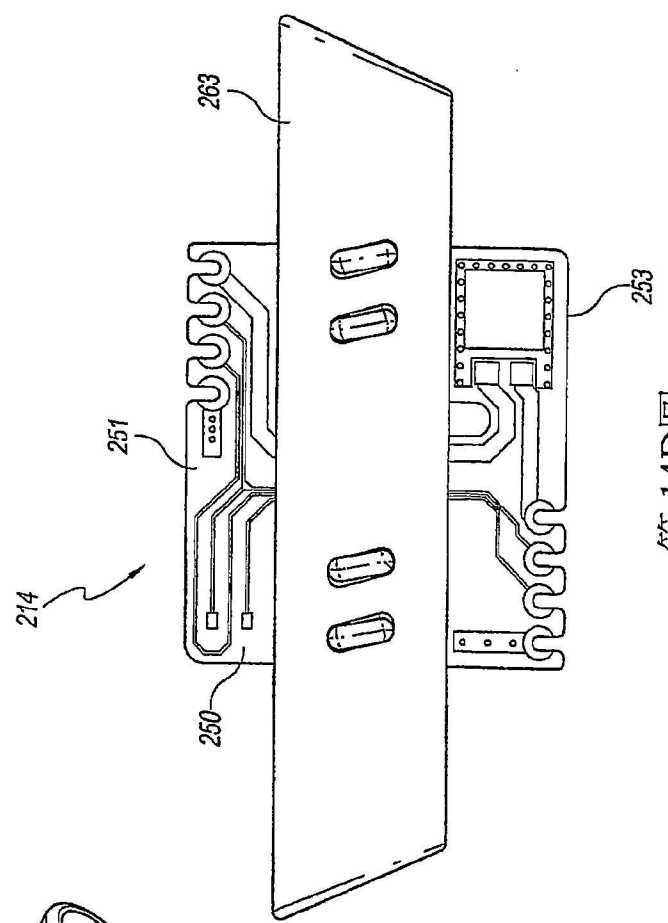
第 14B 圖



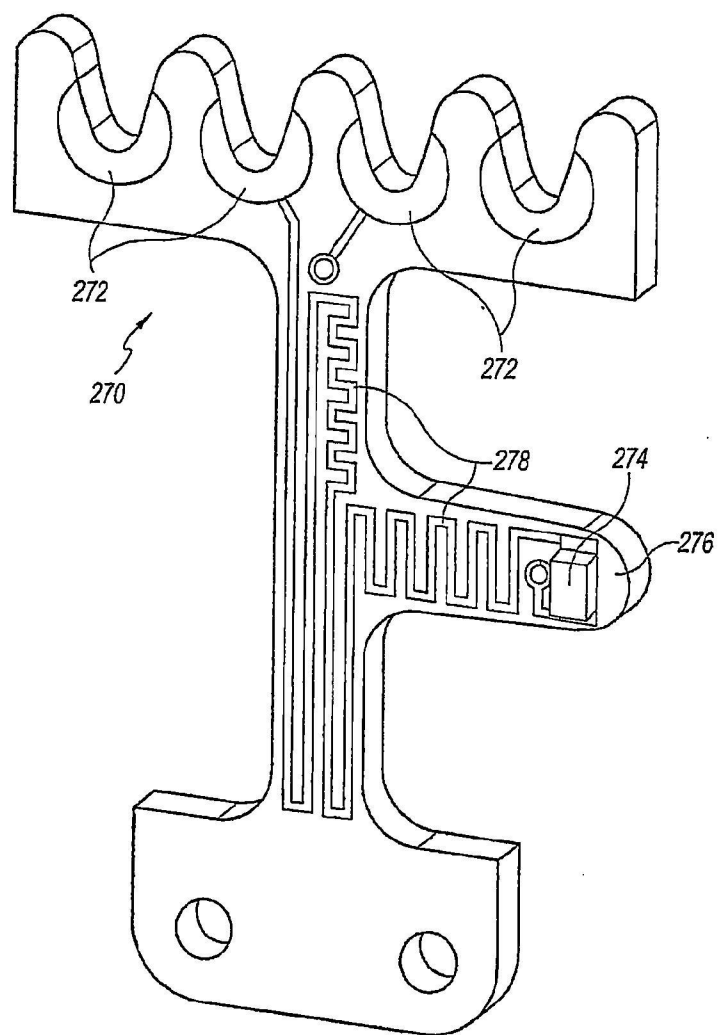
第 14A 圖



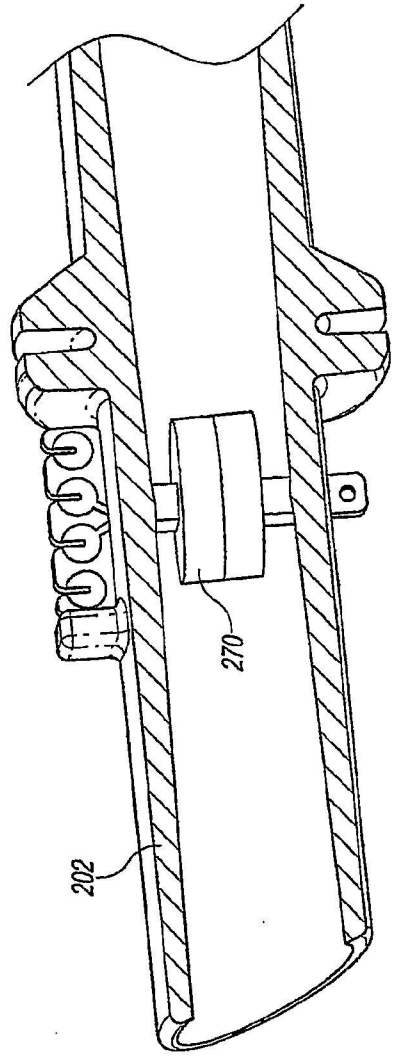
第 14C 圖



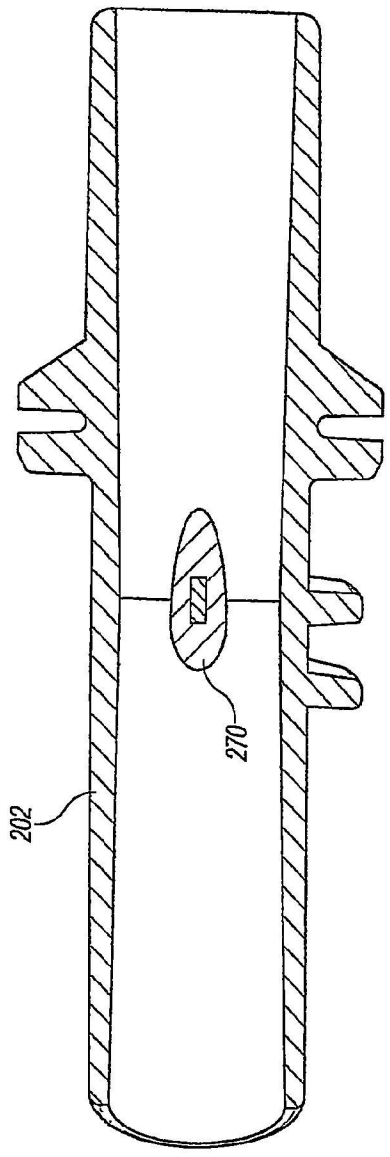
第 14D 圖



第 15A 圖

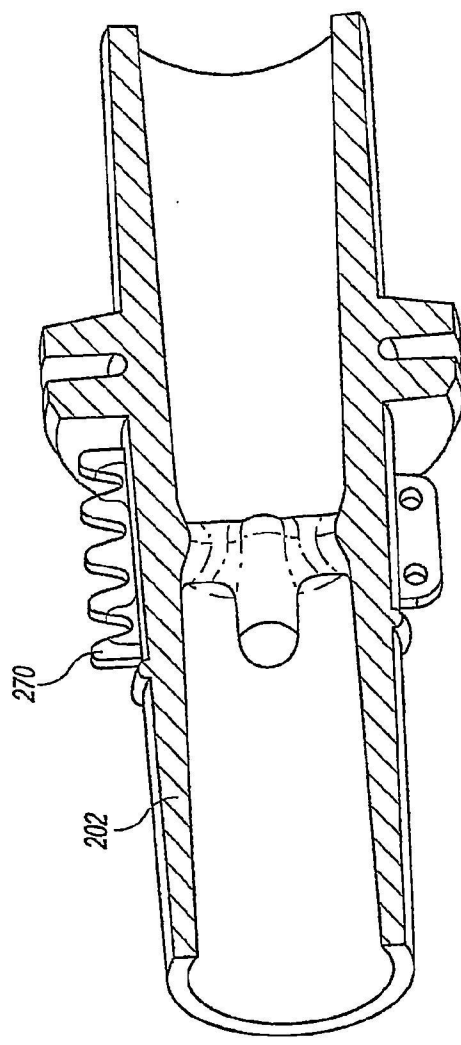


第 15B 圖

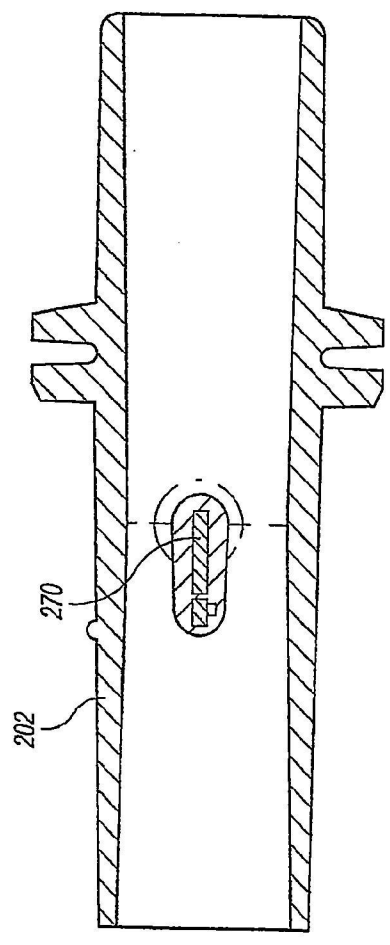


第 15C 圖

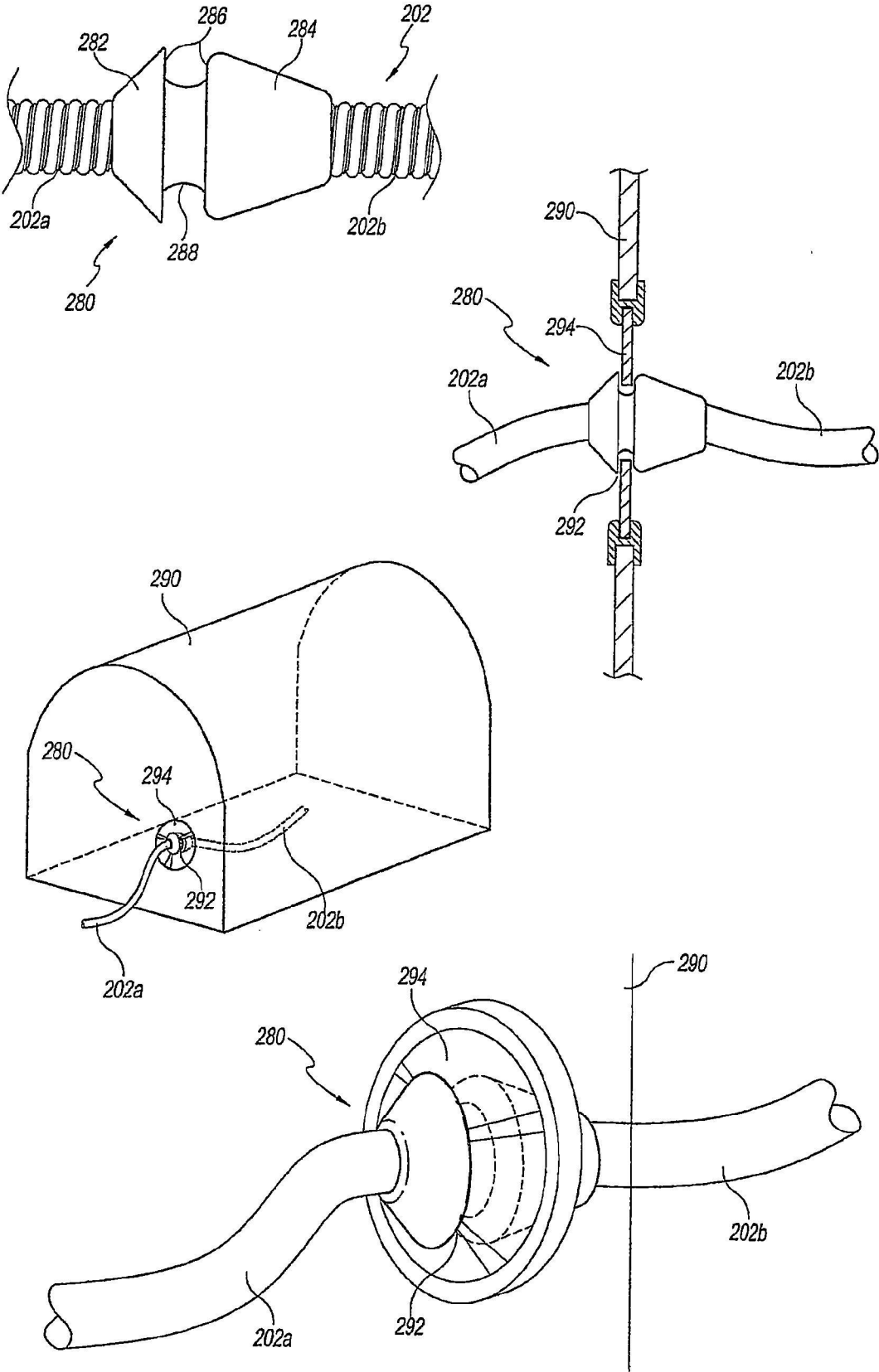




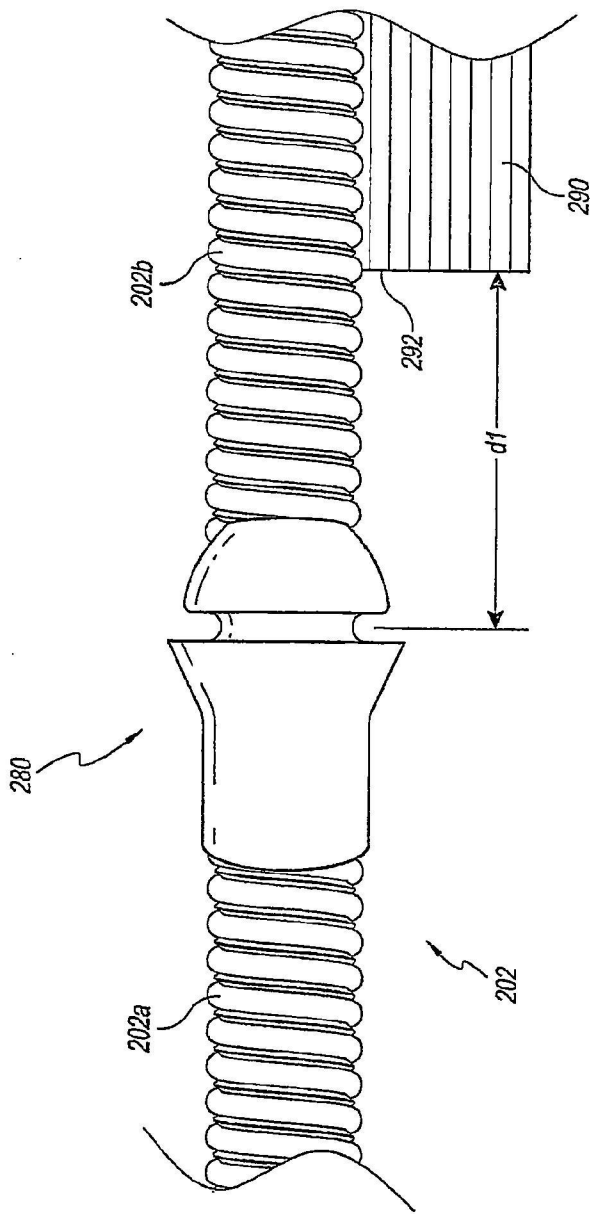
第 15D 圖



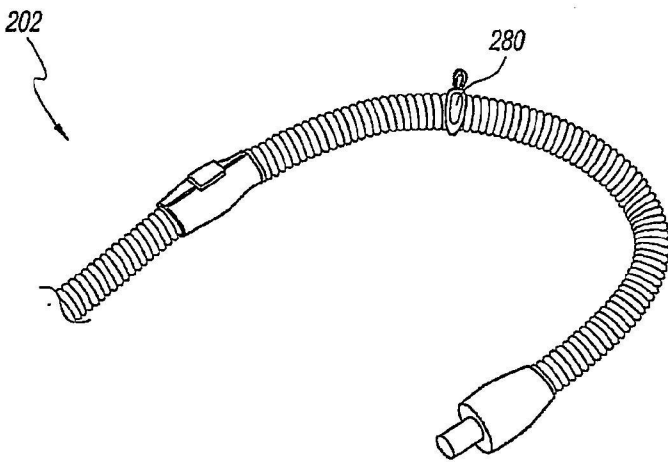
第 15E 圖



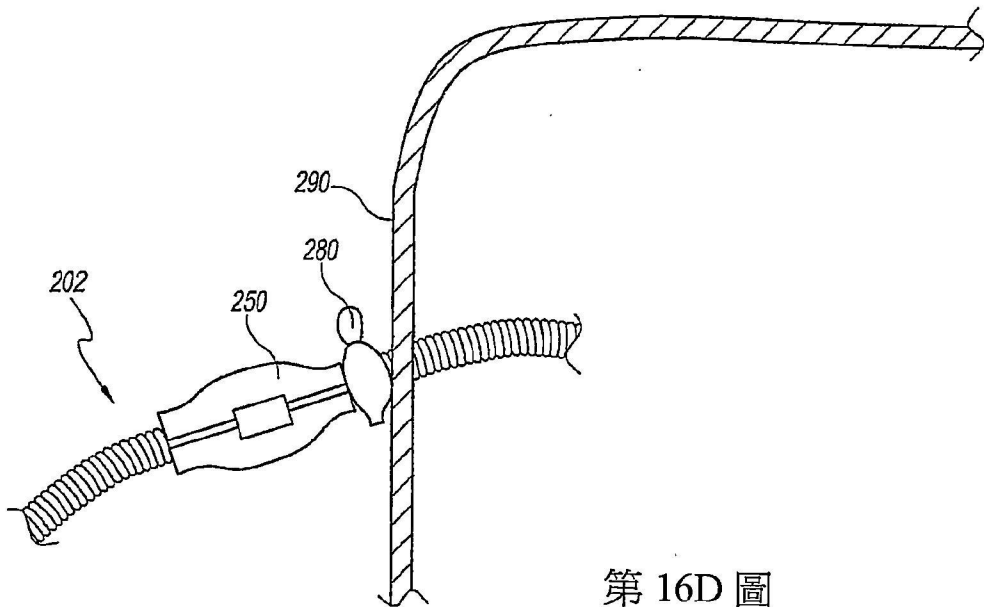
第 16A 圖



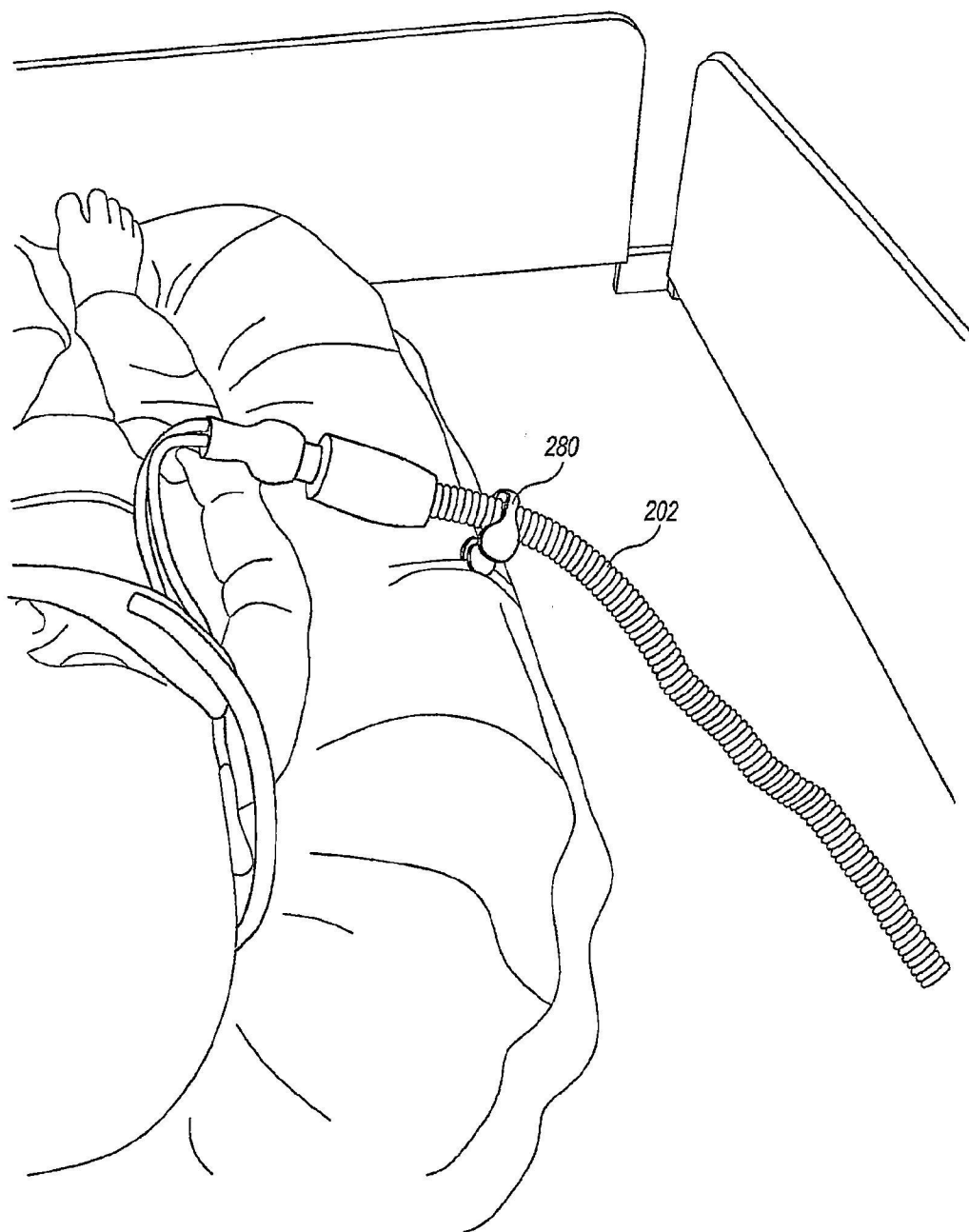
第 16B 圖



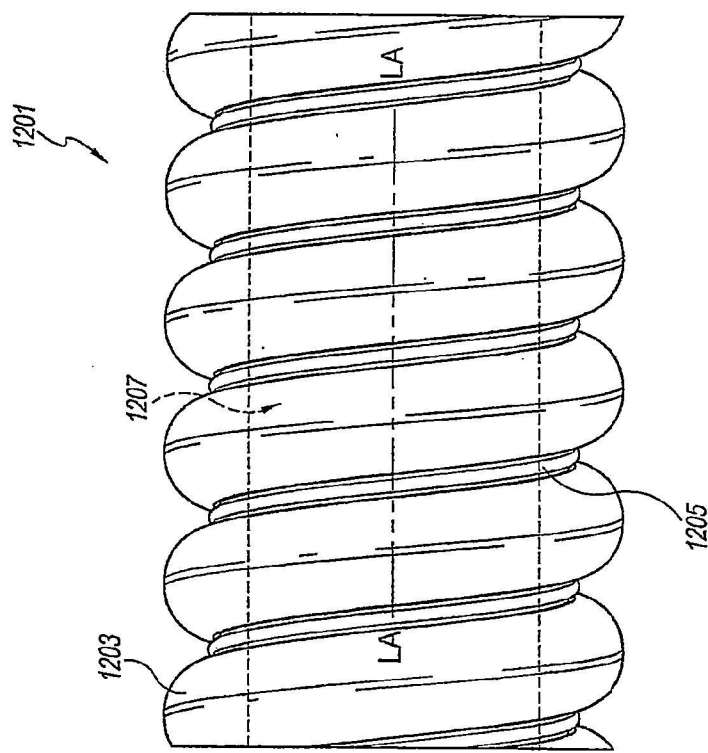
第 16C 圖



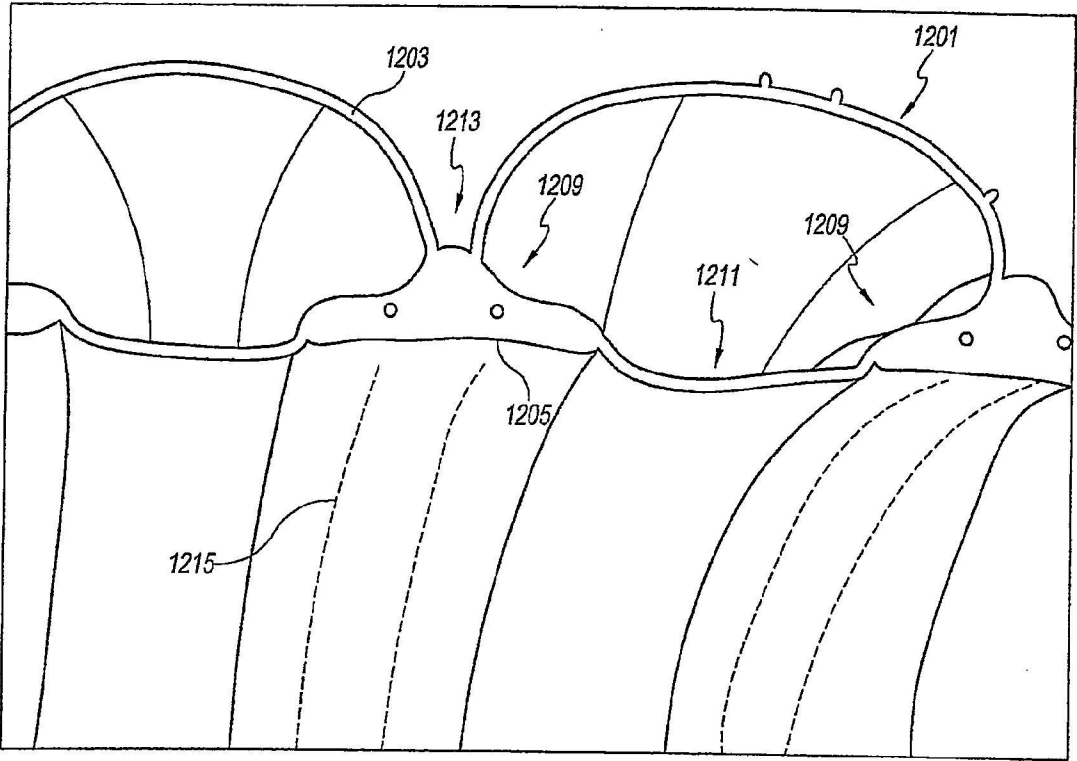
第 16D 圖



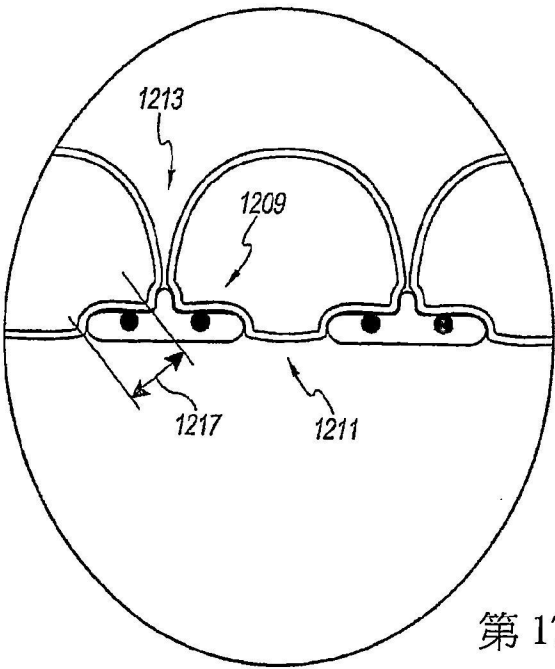
第 16E 圖



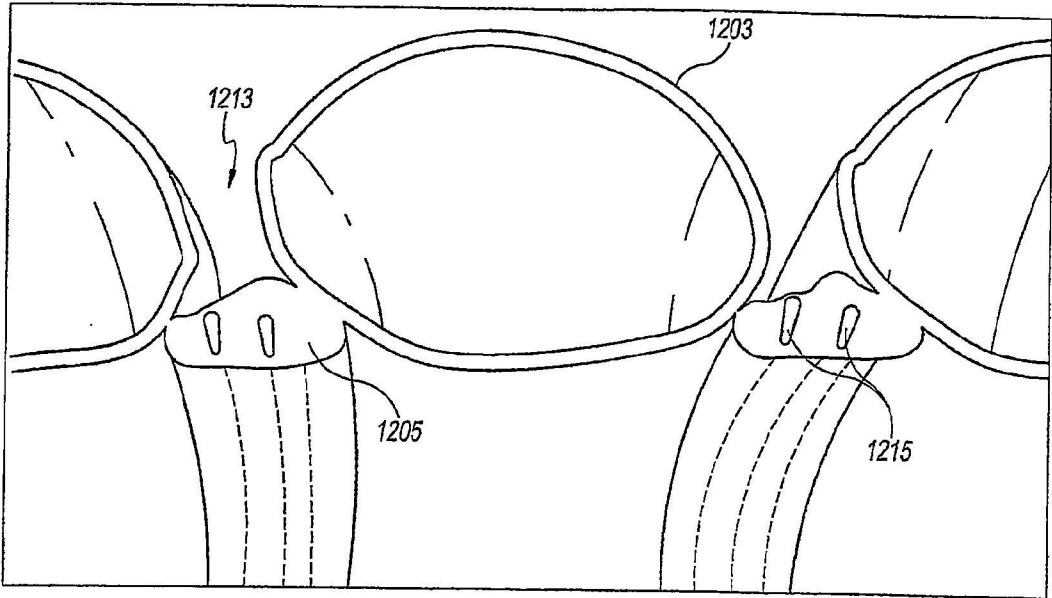
第 17A 圖



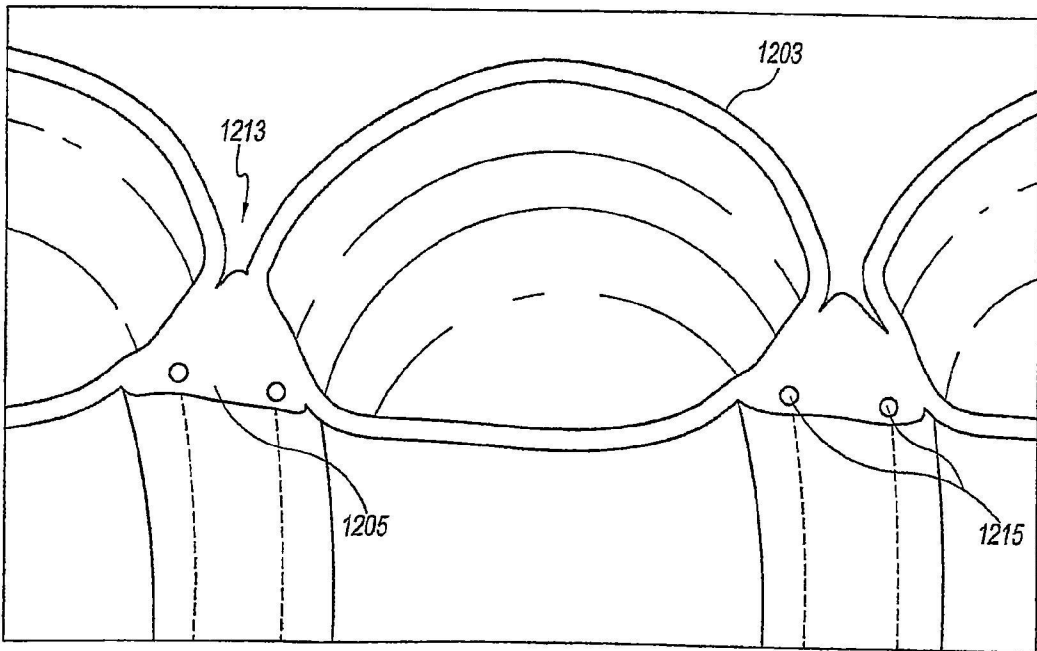
第 17B 圖



第 17C 圖

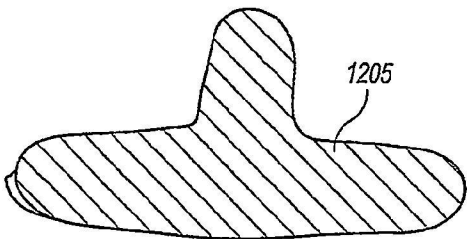


第 17D 圖

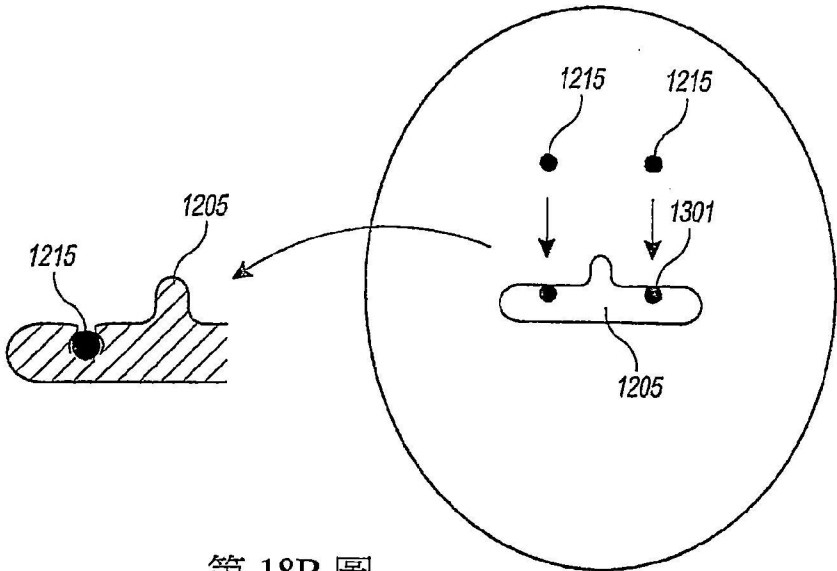


第 17E 圖

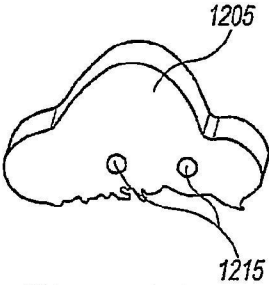




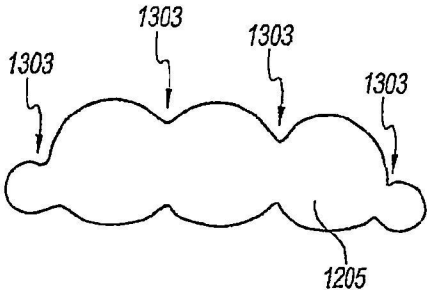
第 18A 圖



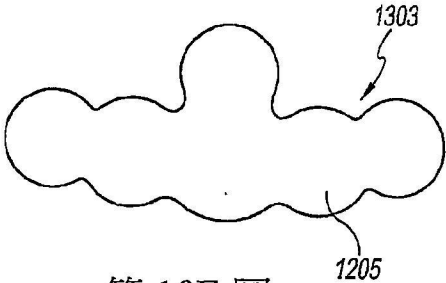
第 18B 圖



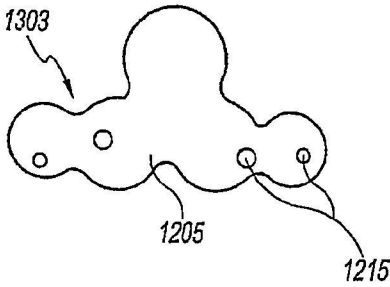
第 18C 圖



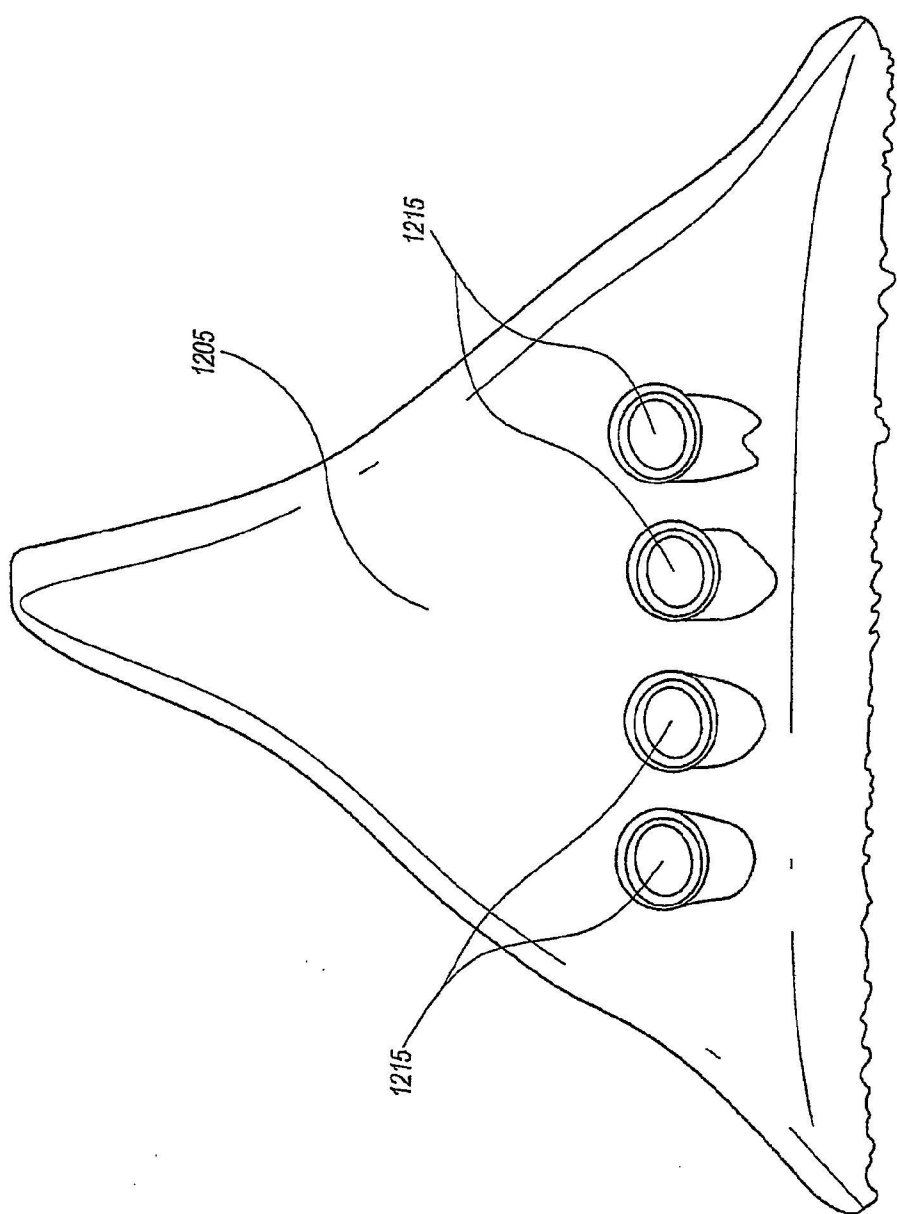
第 18D 圖



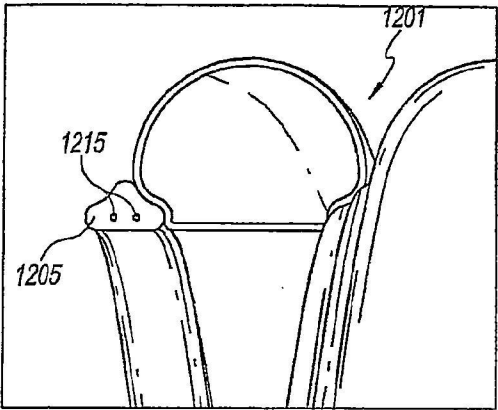
第 18E 圖



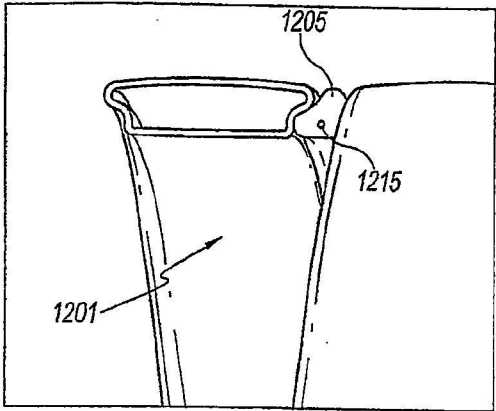
第 18F 圖



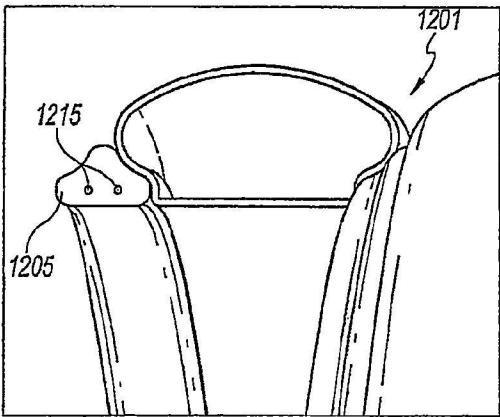
第 18G 圖



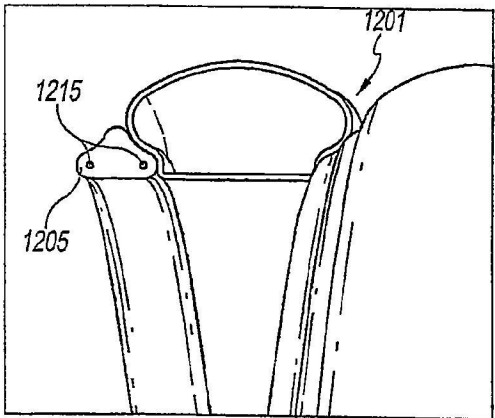
第 19A 圖



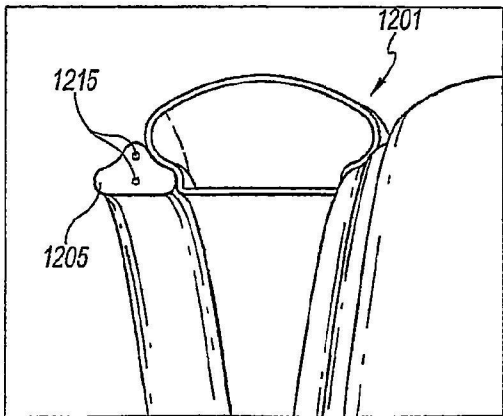
第 19B 圖



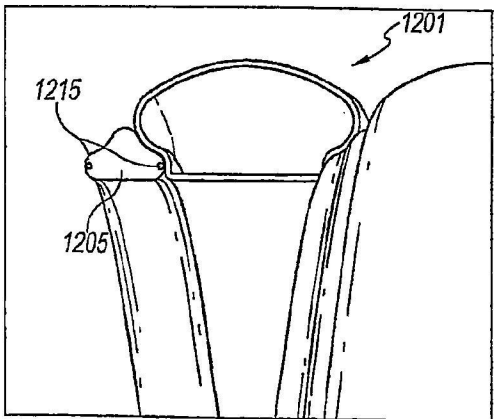
第 19C 圖



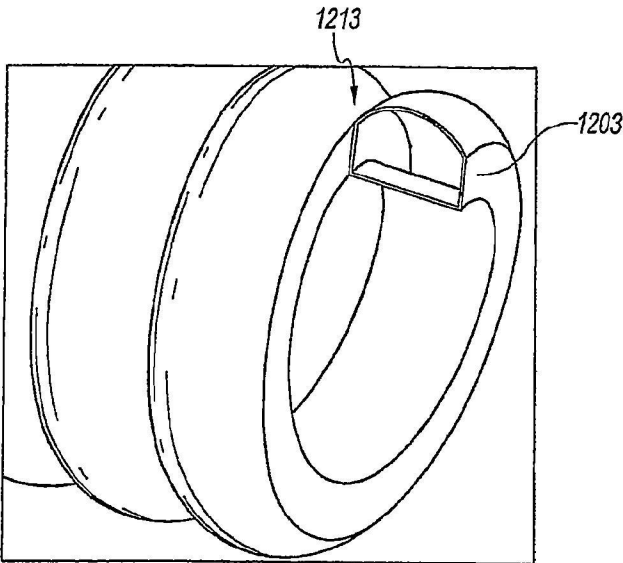
第 19D 圖



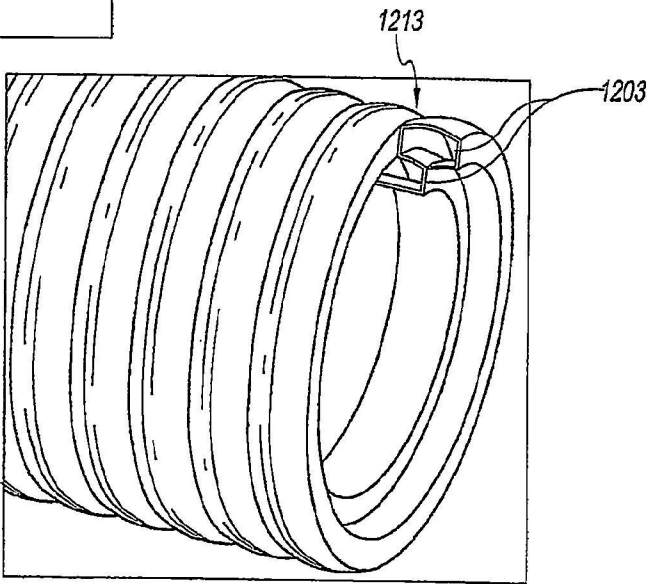
第 19E 圖



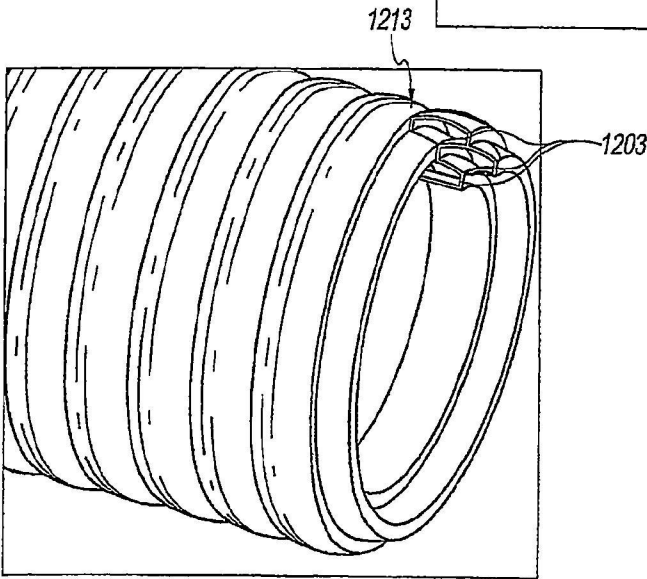
第 19F 圖



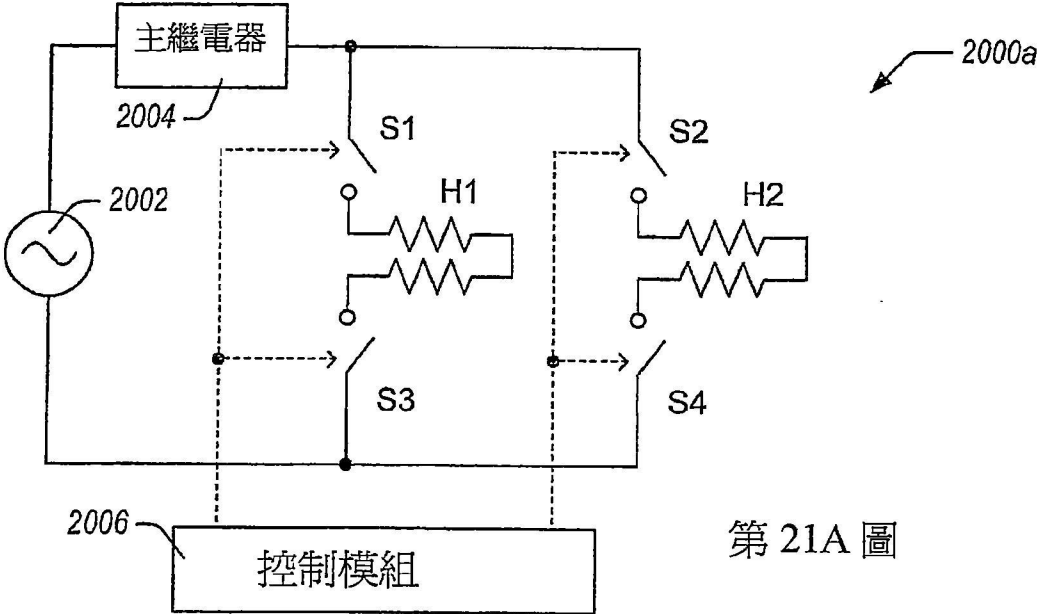
第 20A 圖



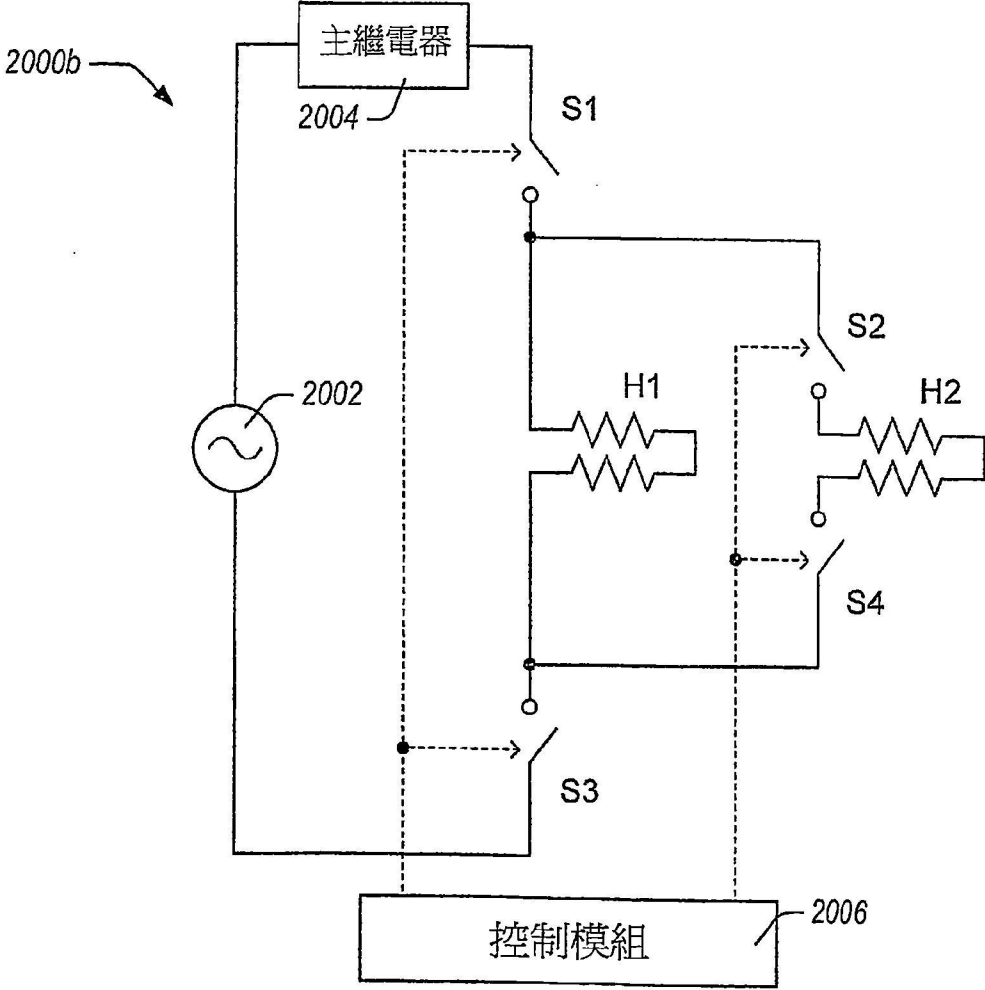
第 20B 圖



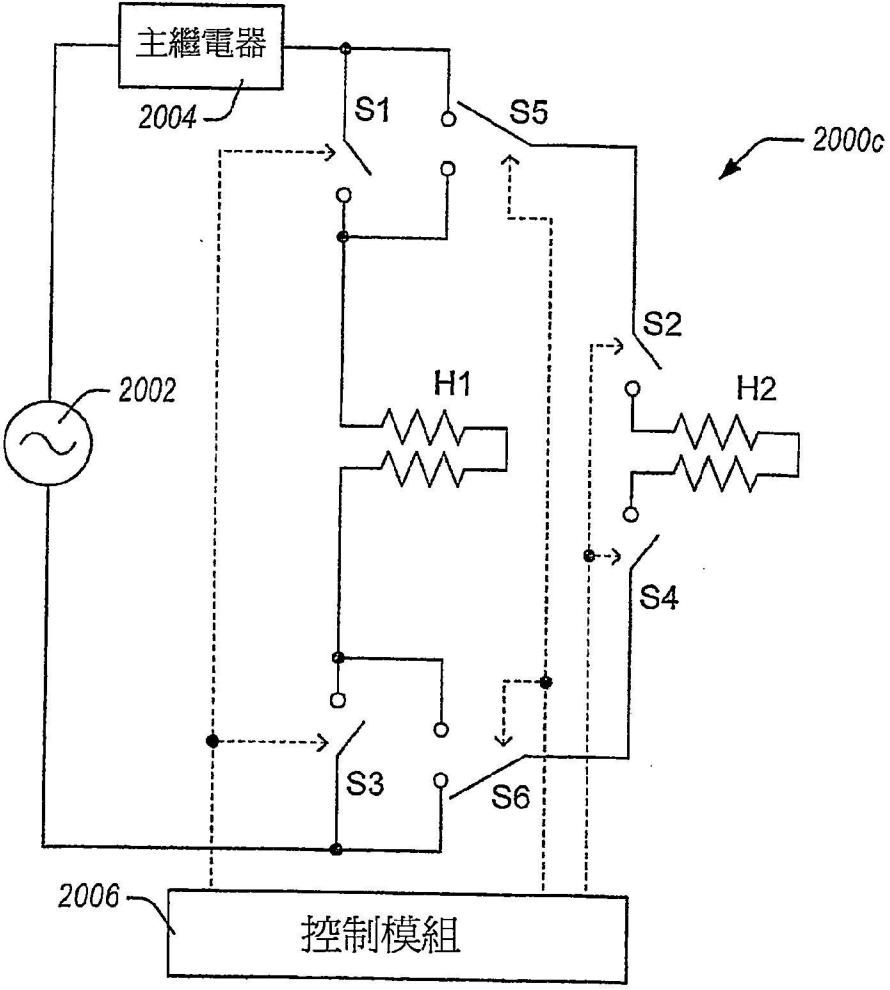
第 20C 圖



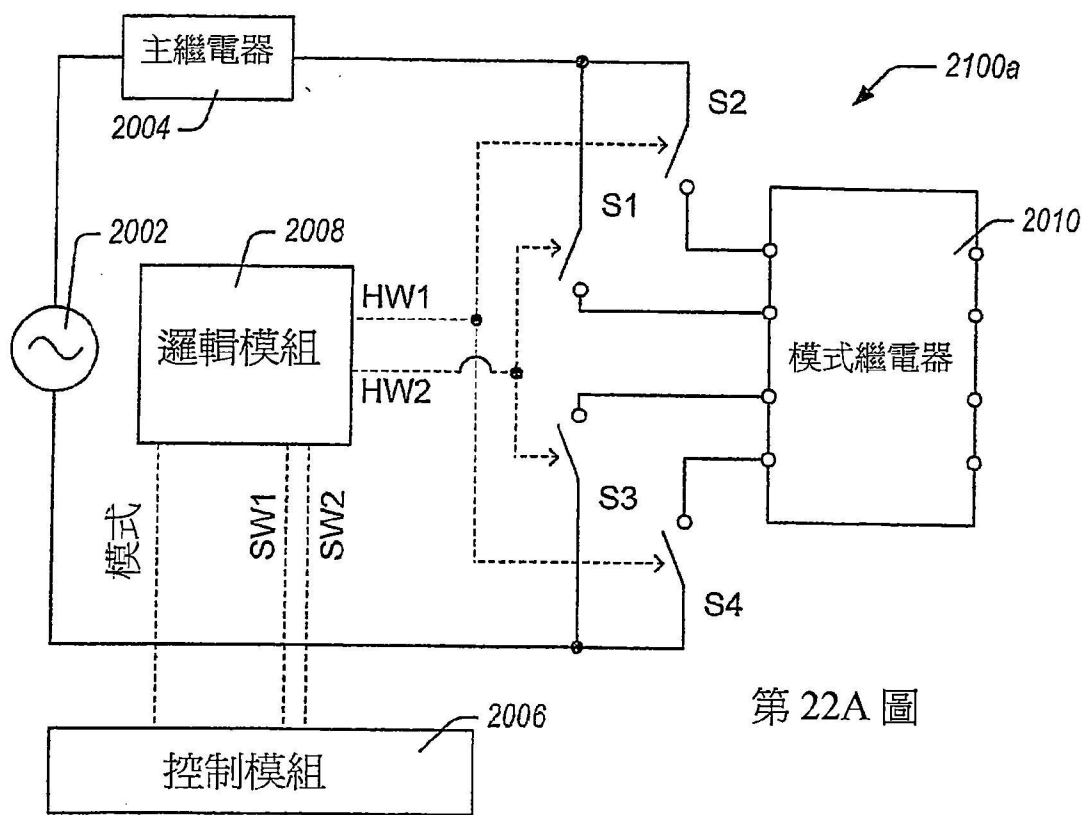
第 21A 圖



第 21B 圖

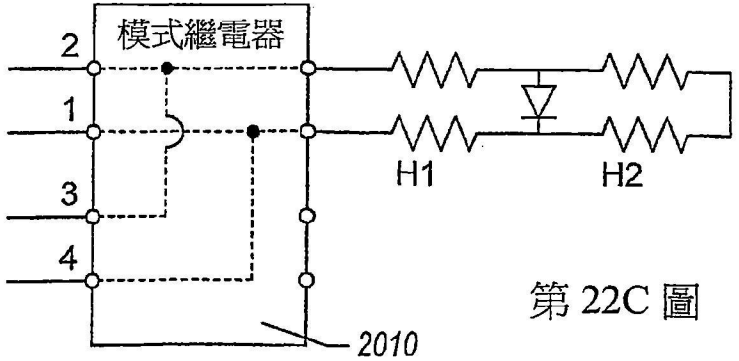
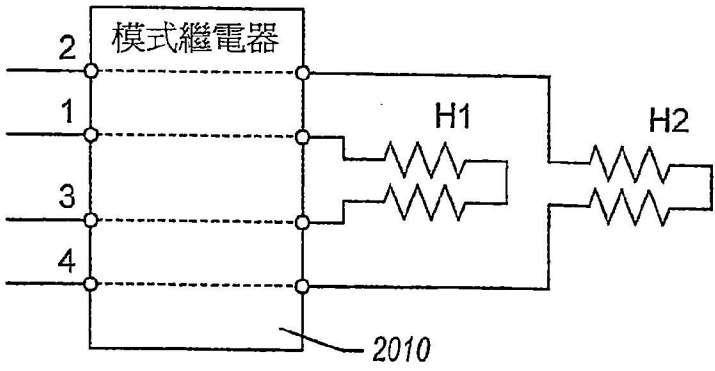


第 21C 圖



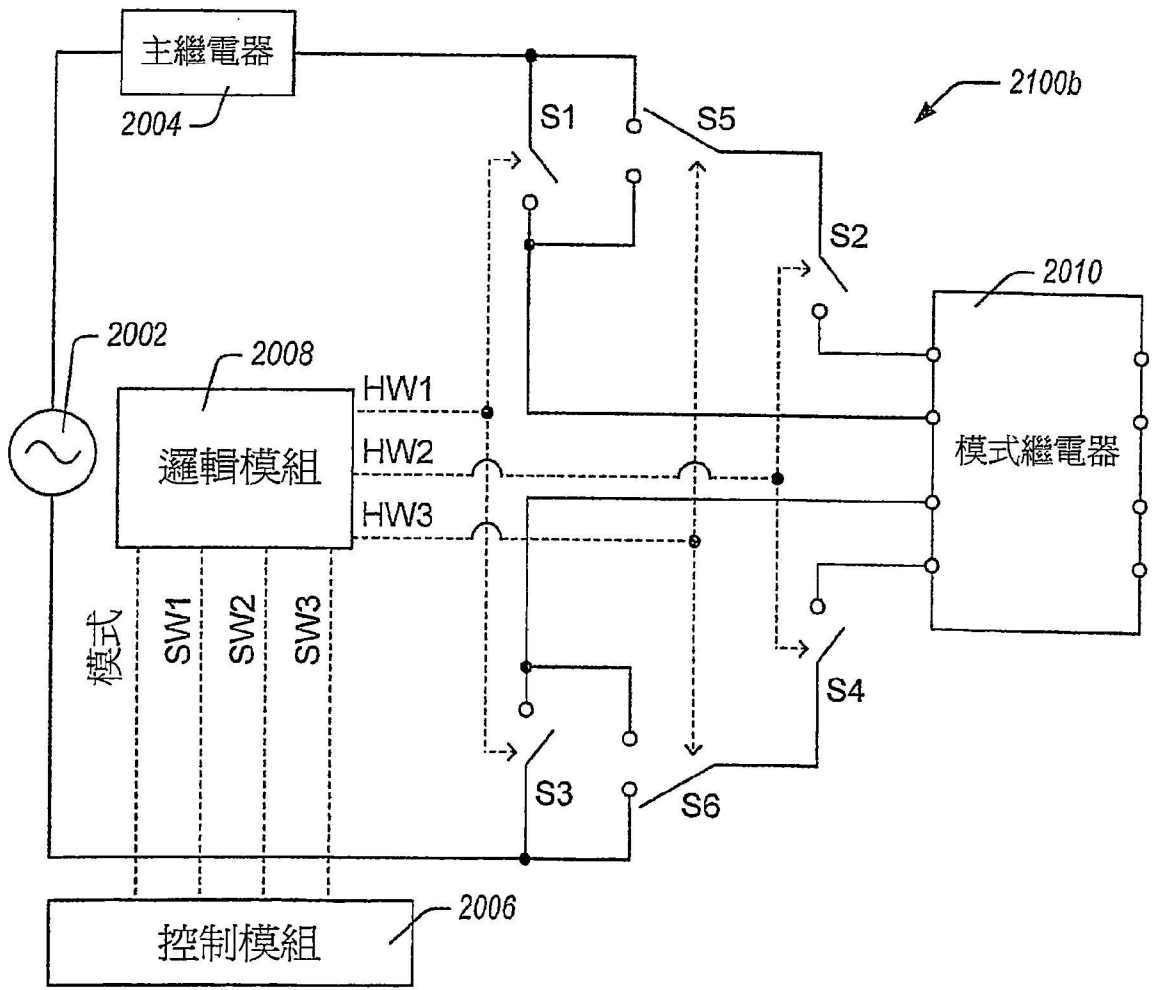
第 22A 圖

第 22B 圖

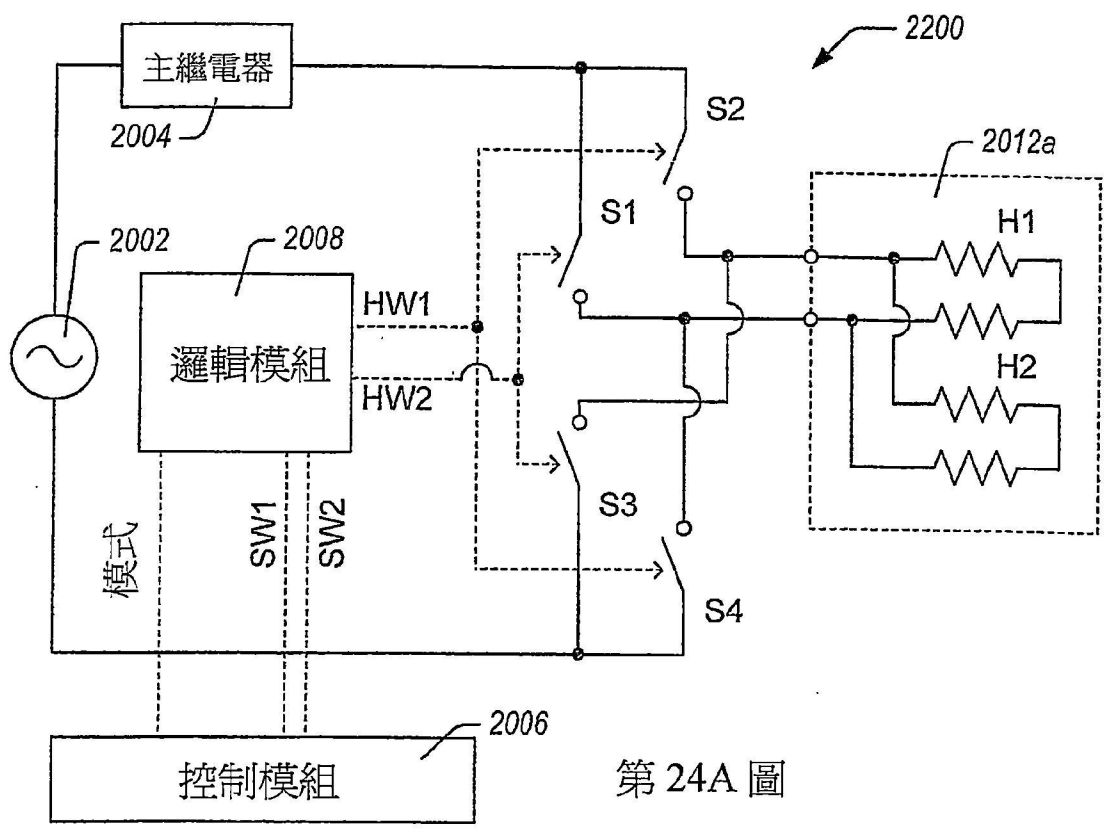


第 22C 圖

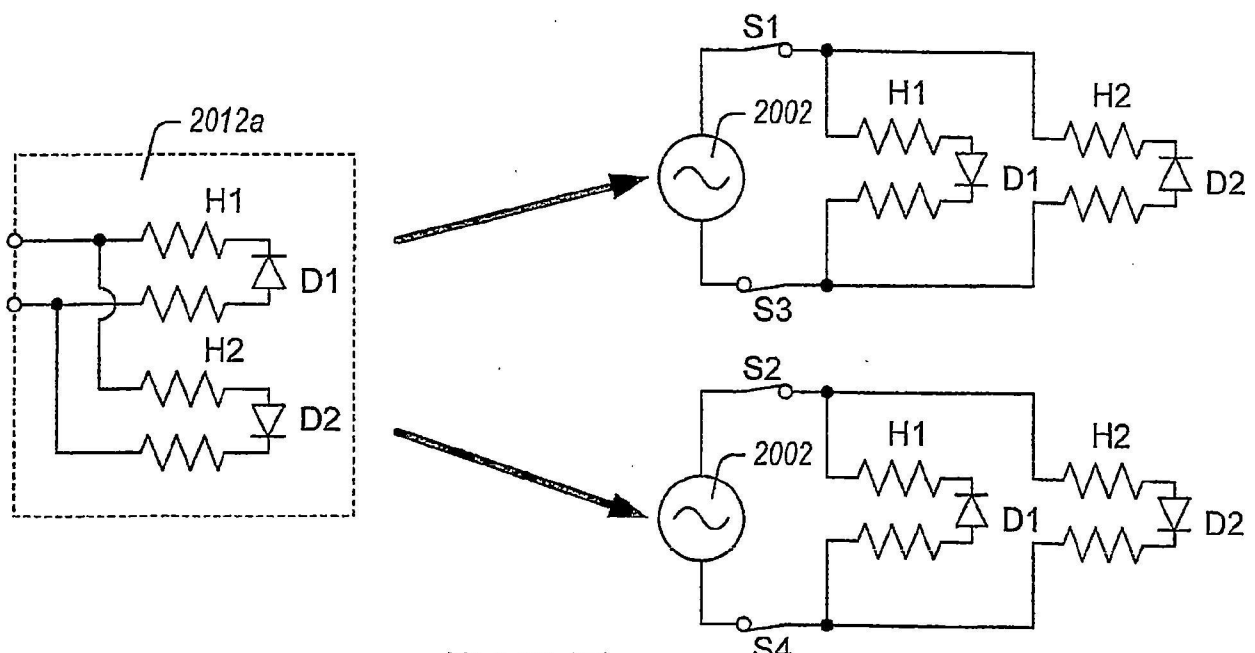




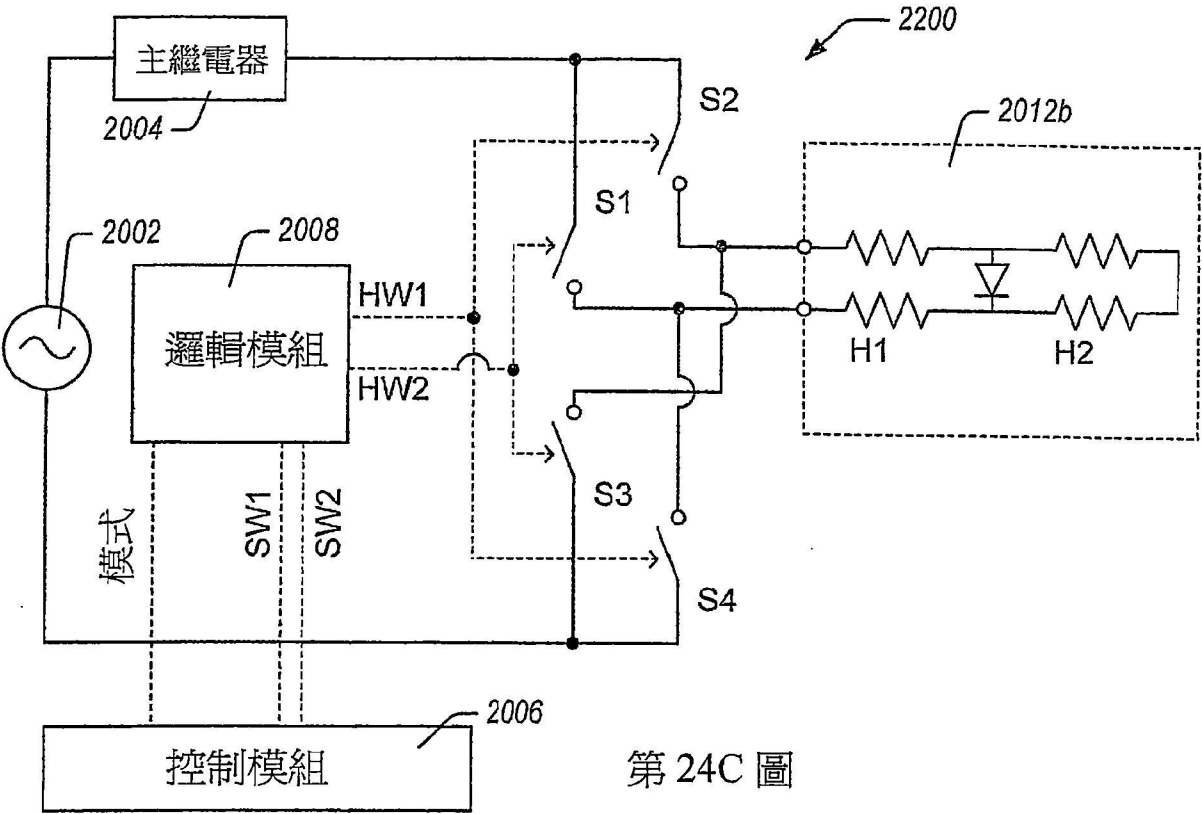
第 23 圖



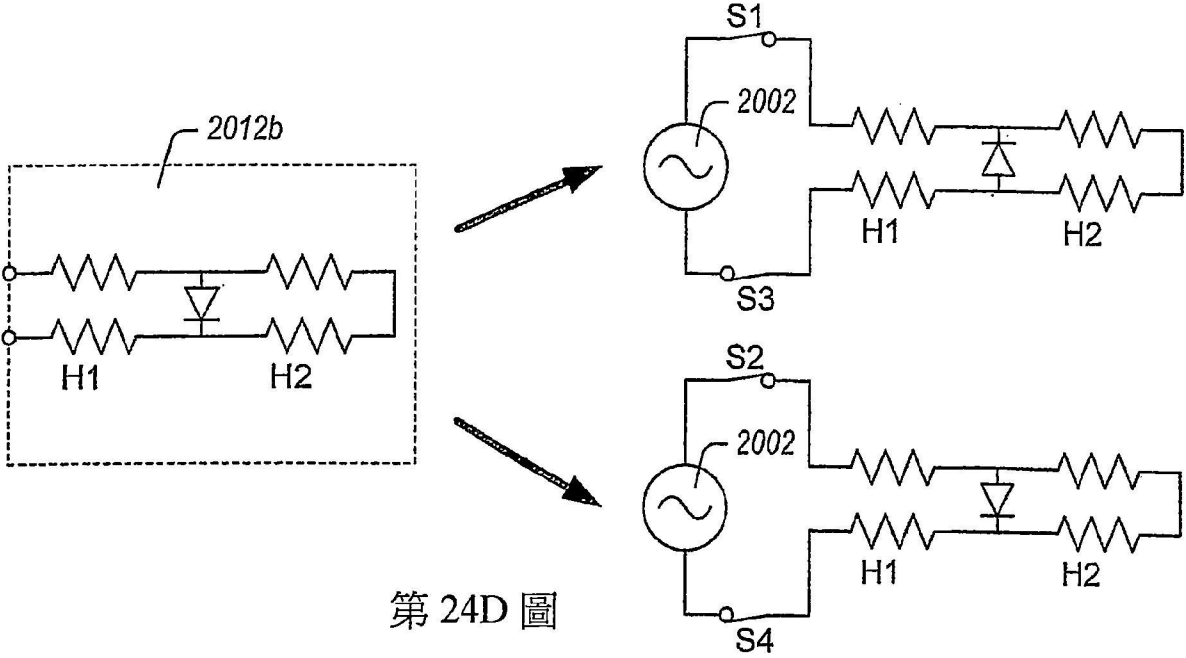
第 24A 圖



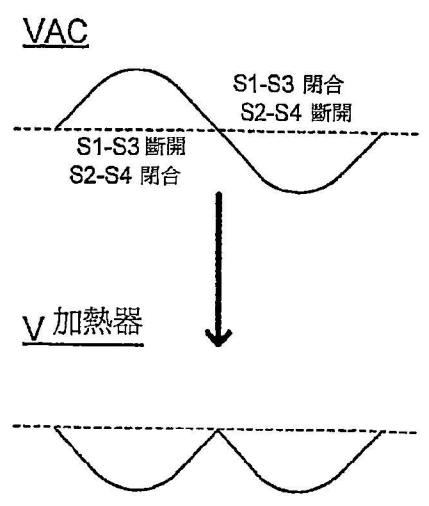
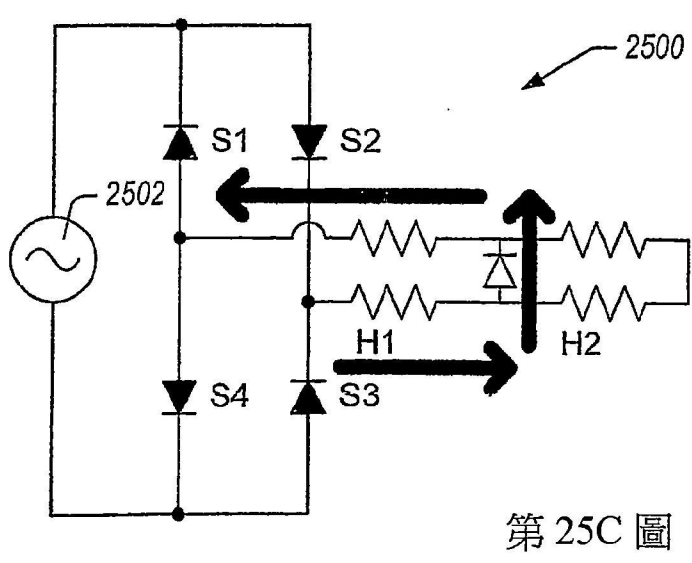
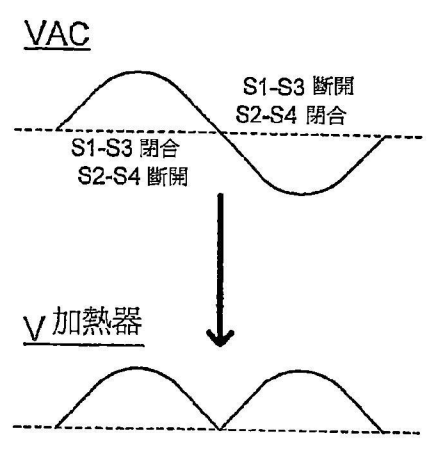
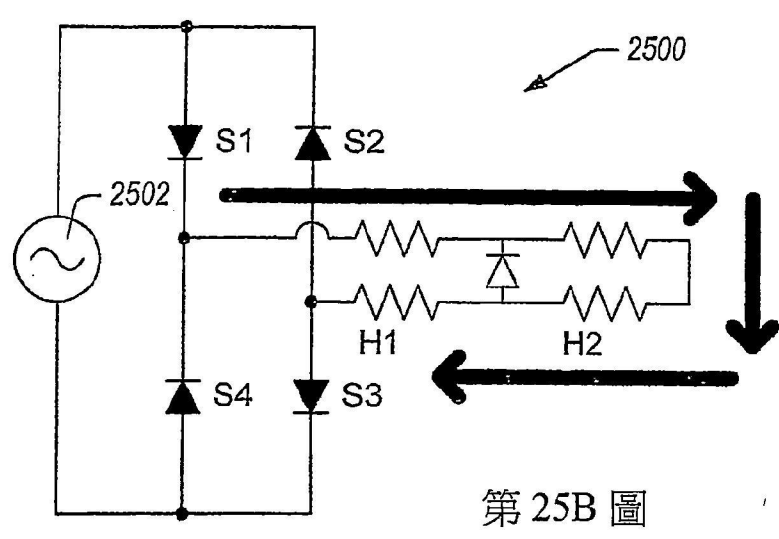
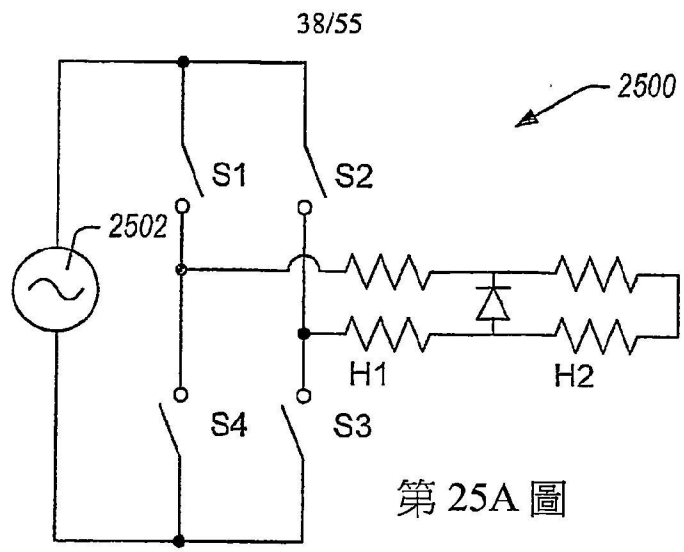
第 24B 圖

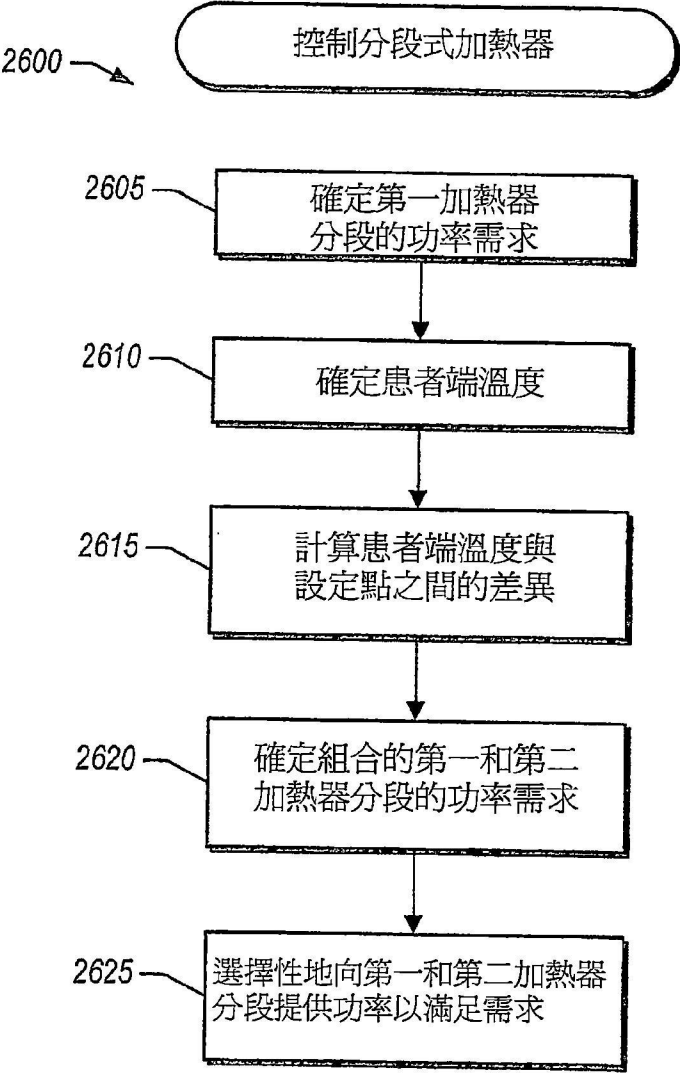


第 24C 圖

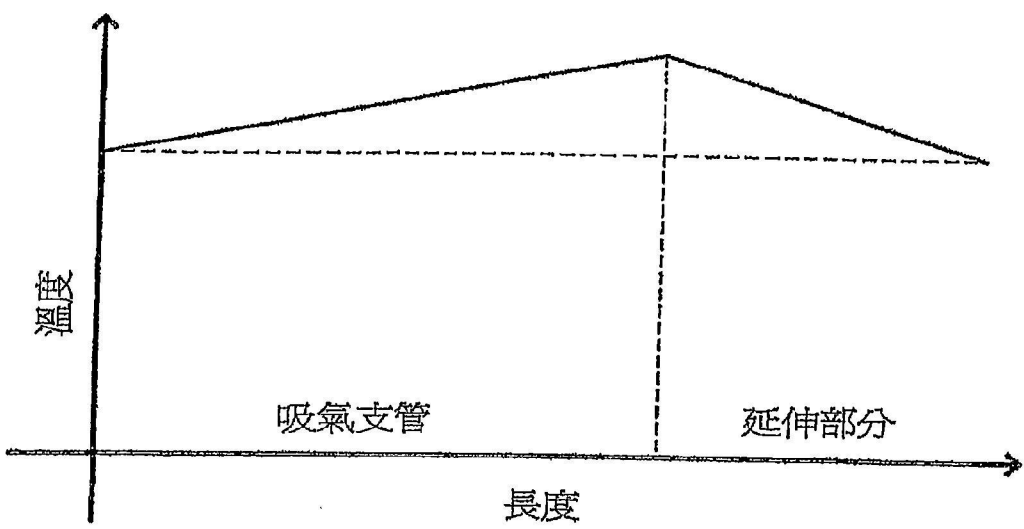


第 24D 圖

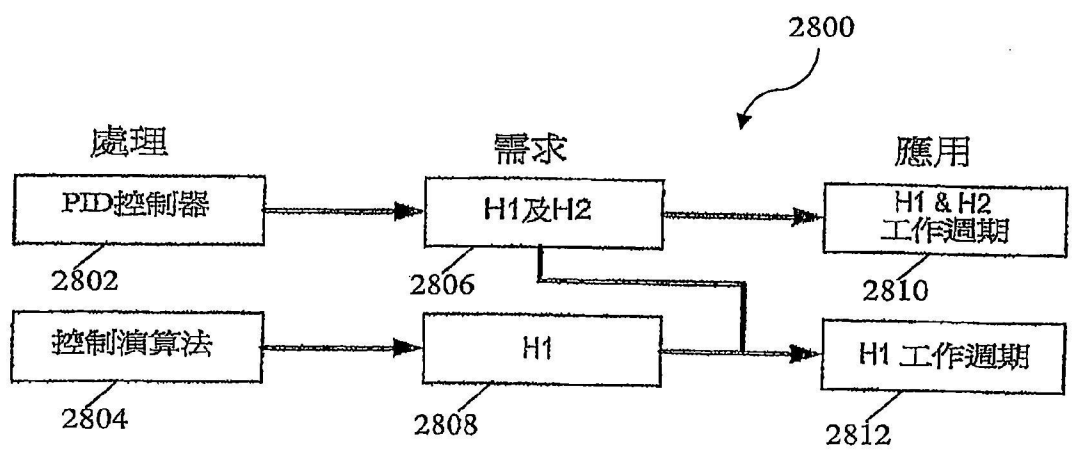




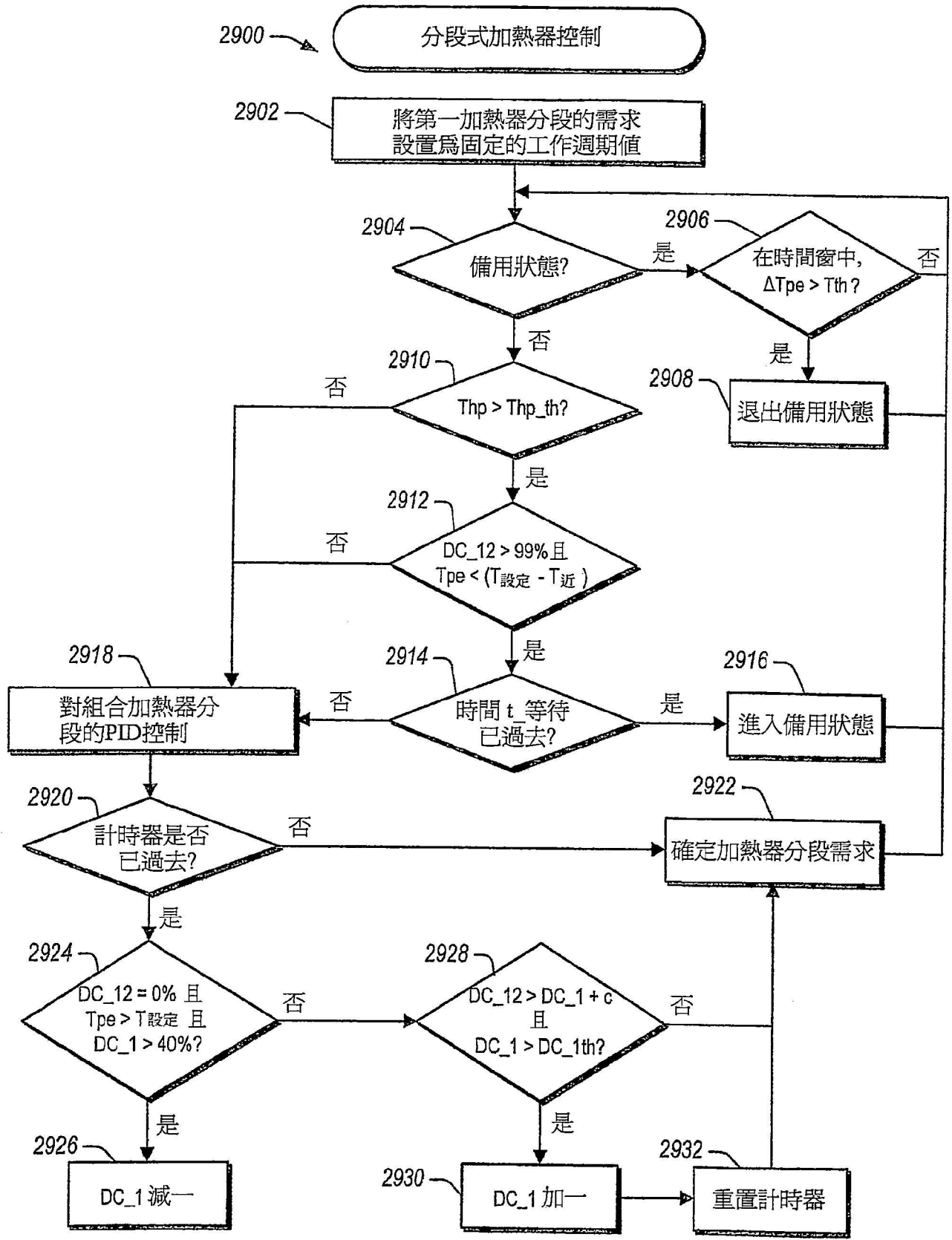
第 26 圖



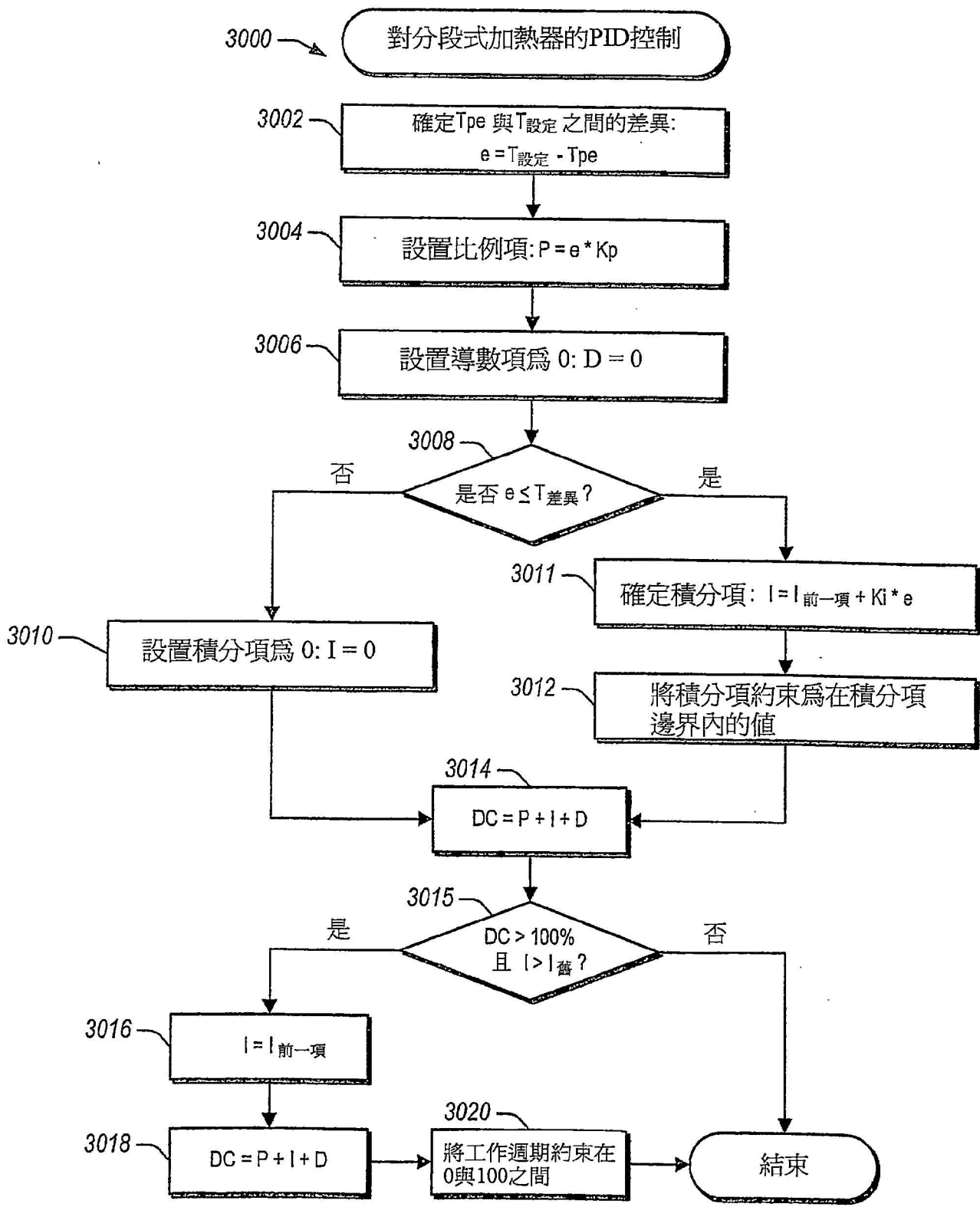
第 27 圖



第 28 圖

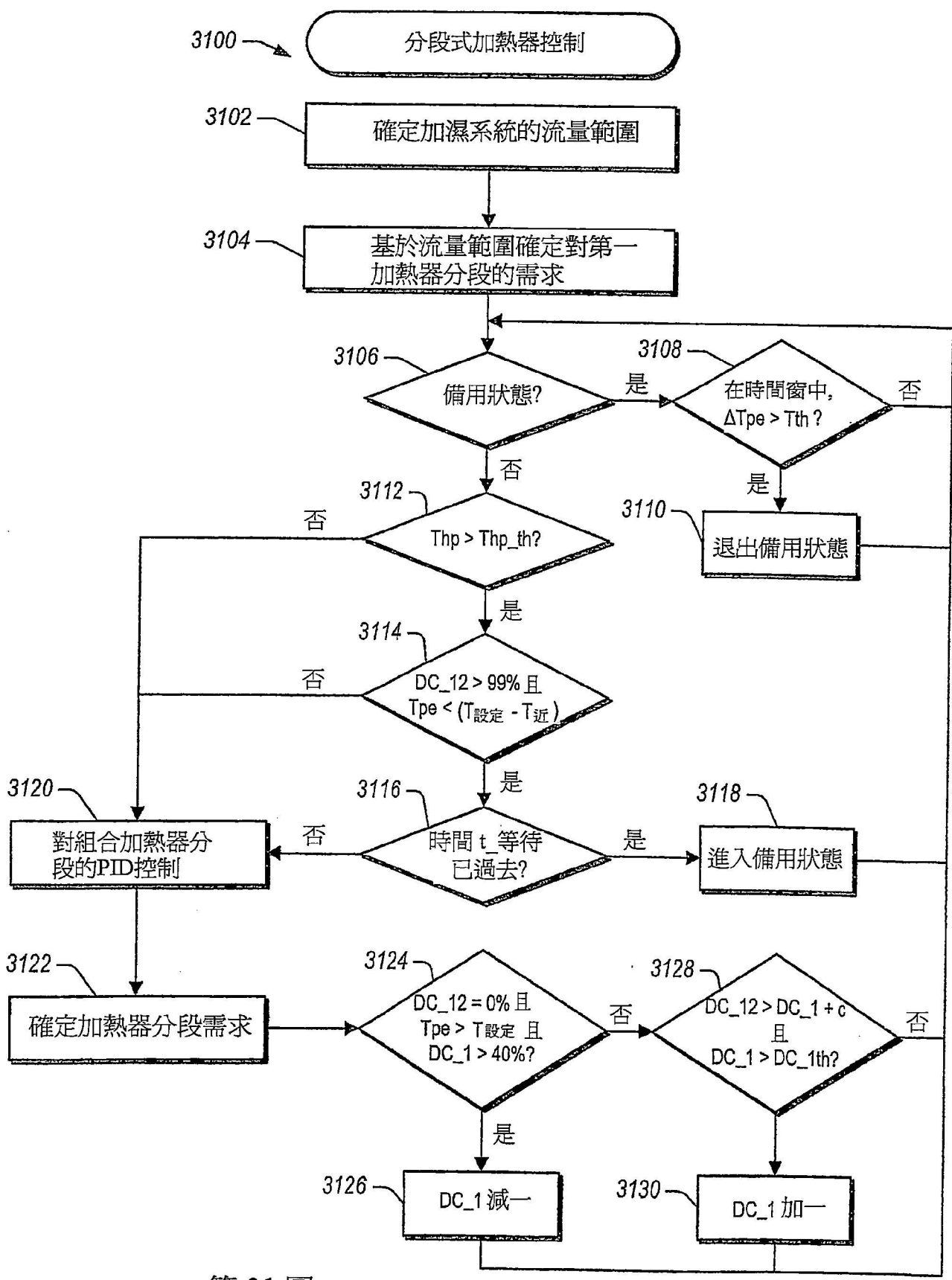


第 29 圖

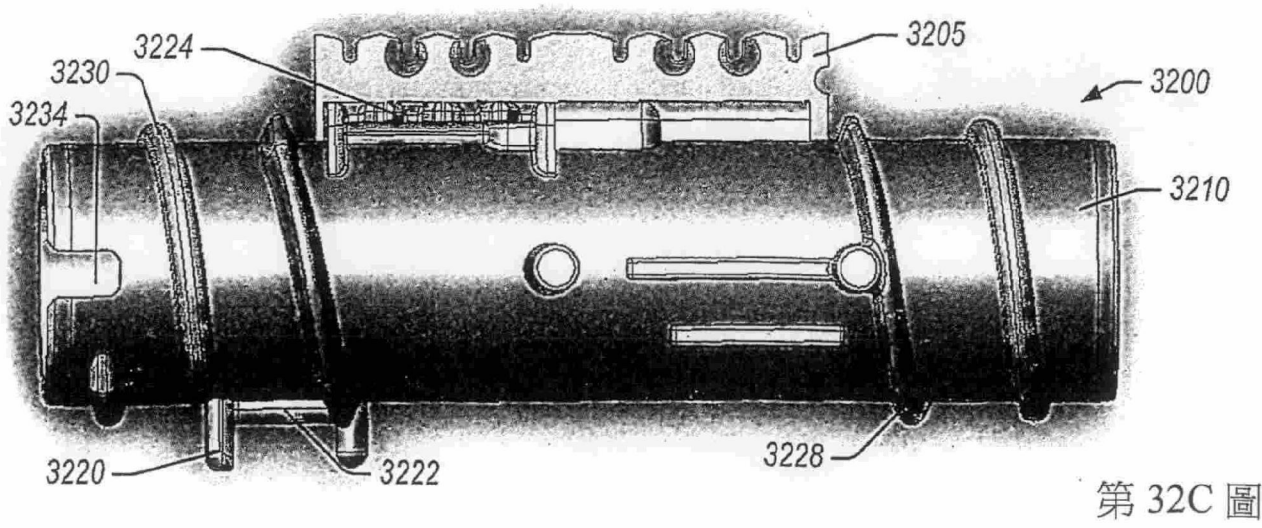
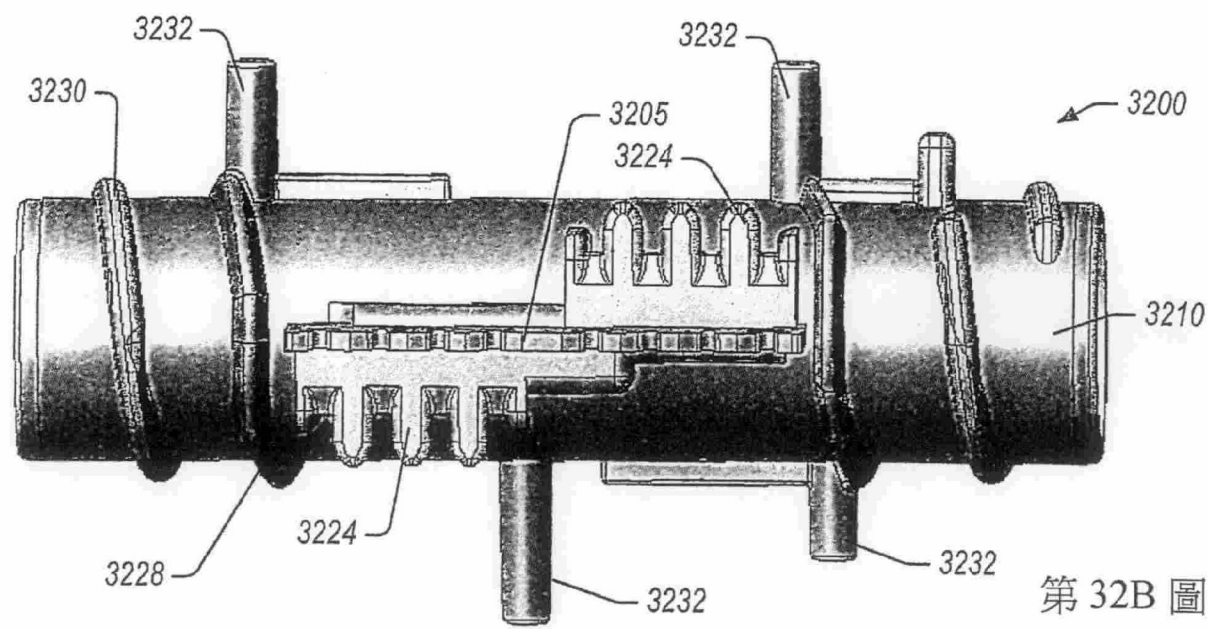
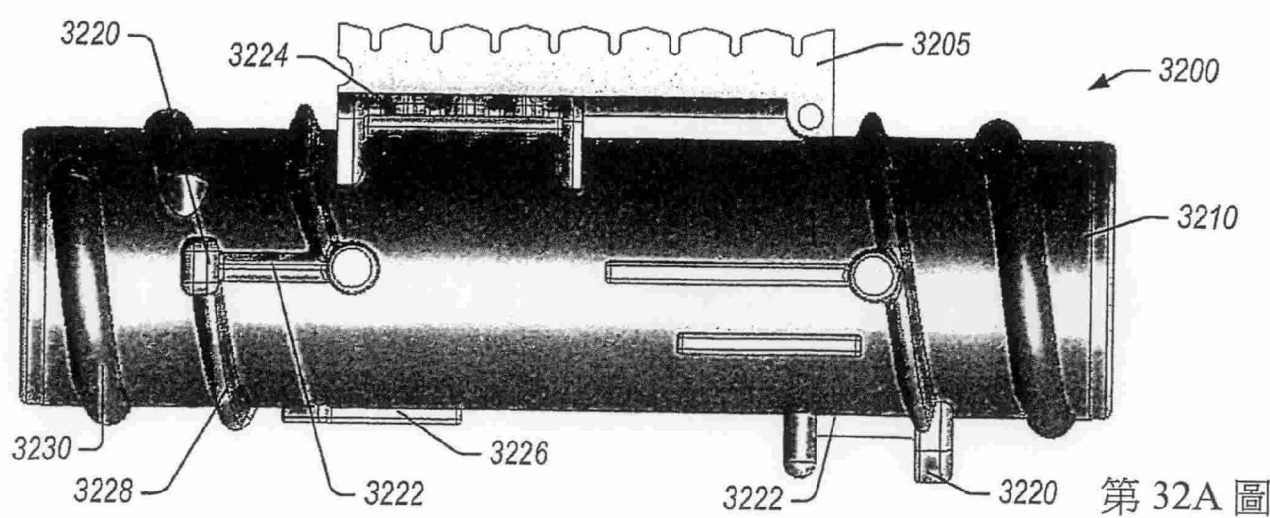


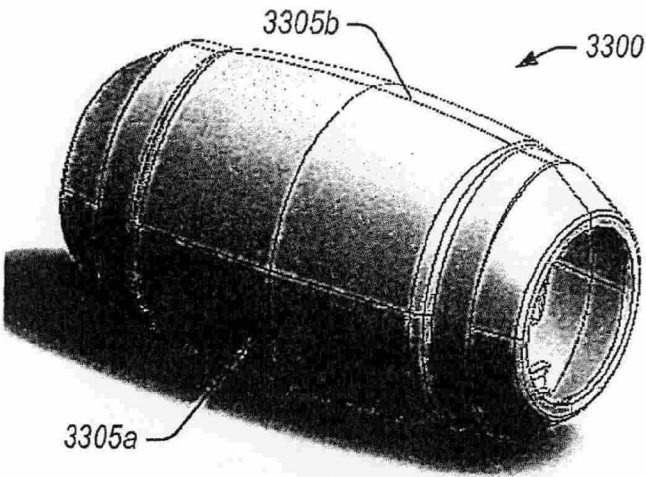
第 30 圖



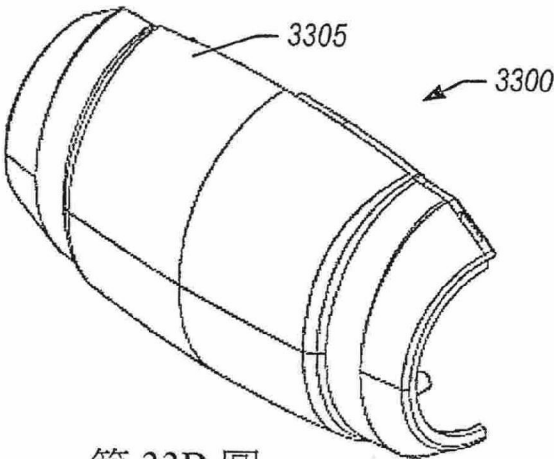


第 31 圖

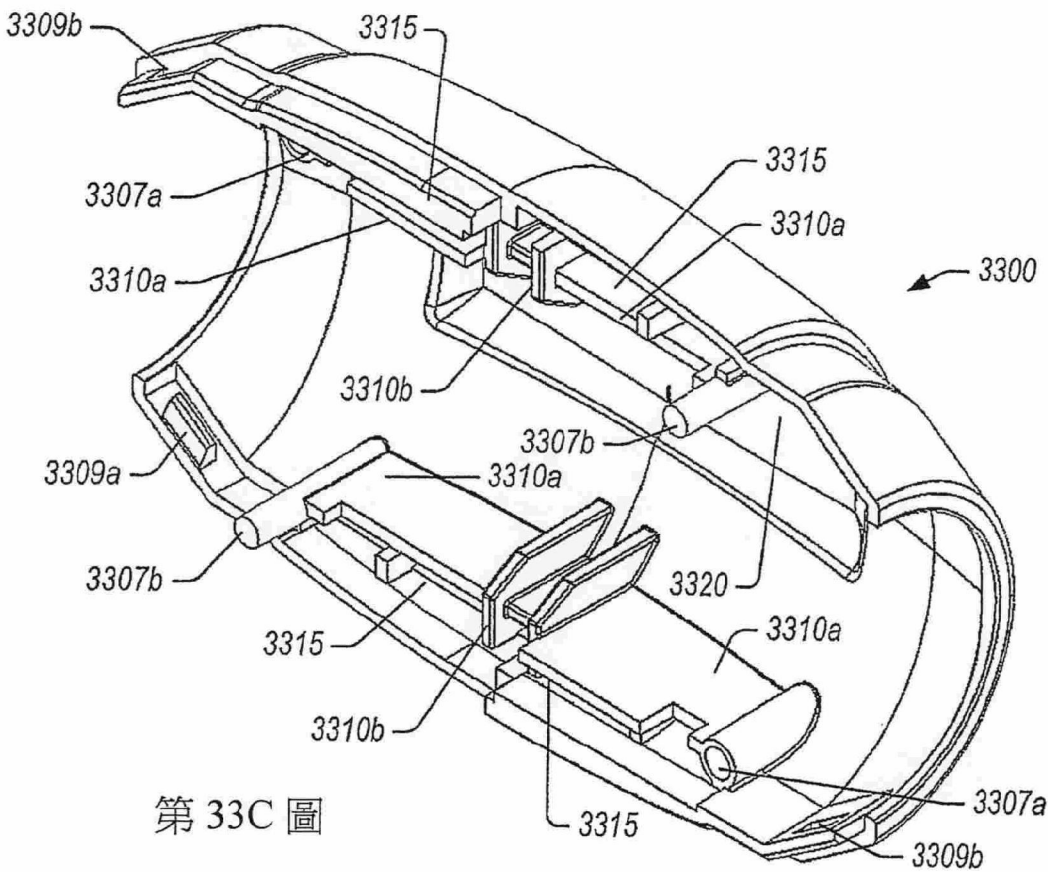




第 33A 圖

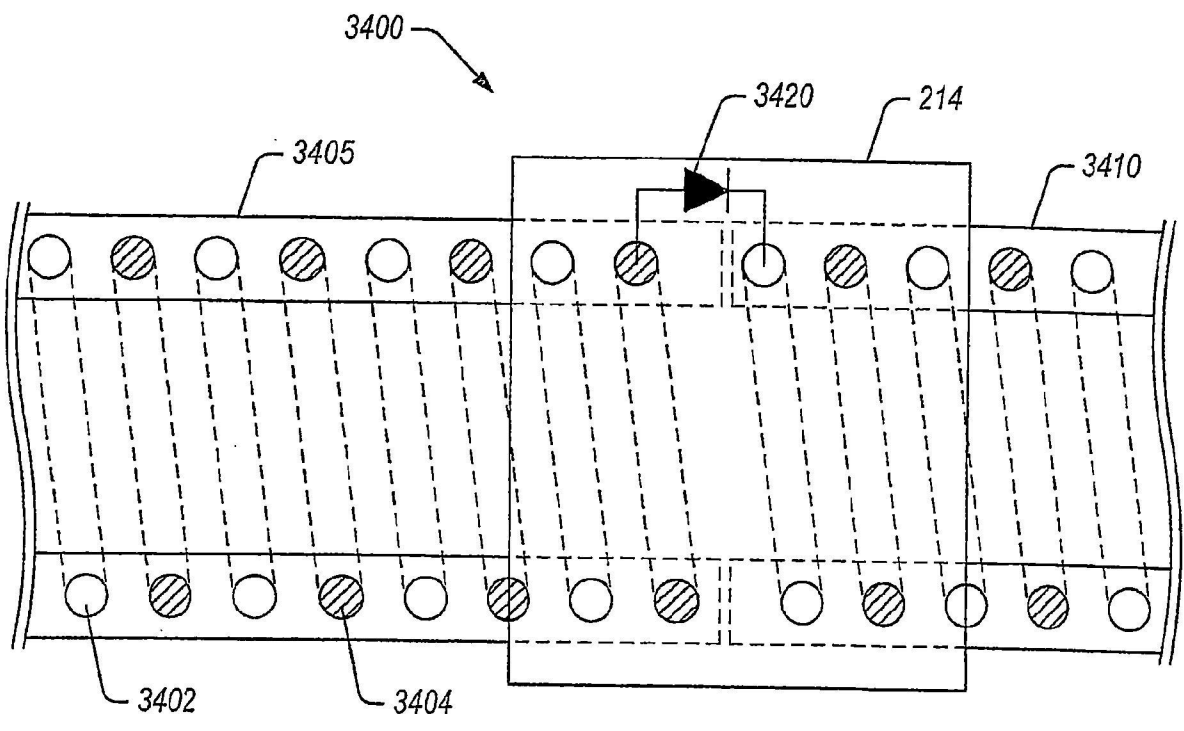


第 33B 圖

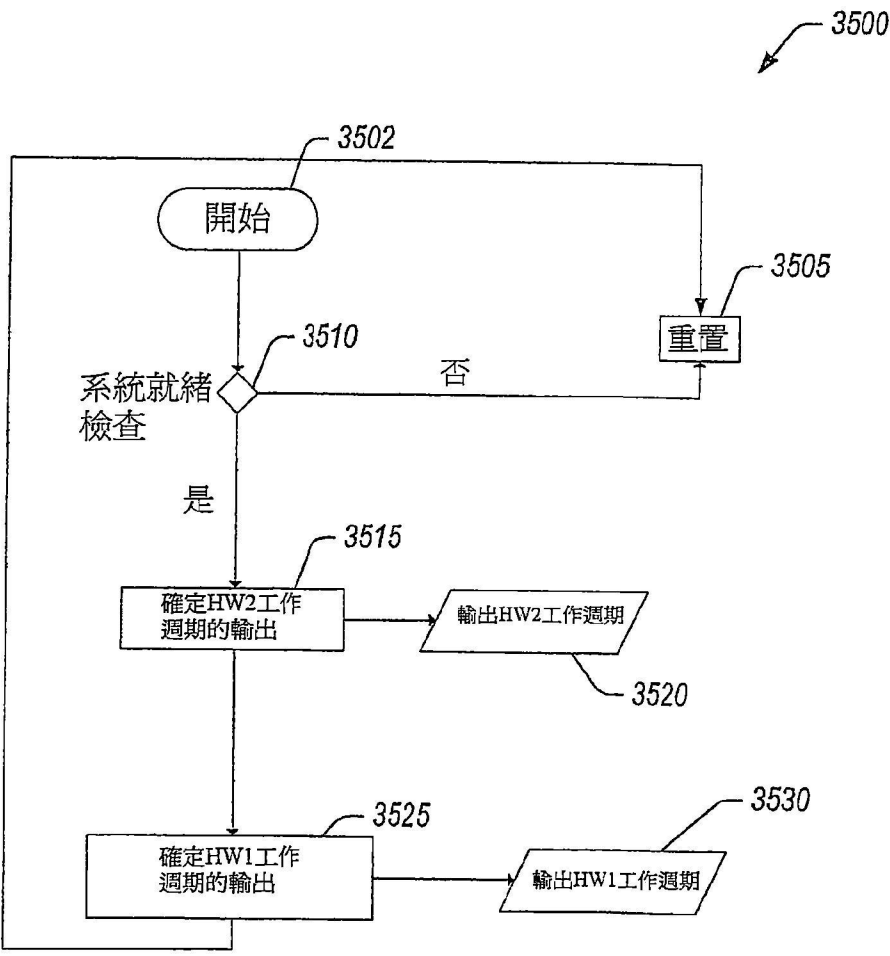


第 33C 圖

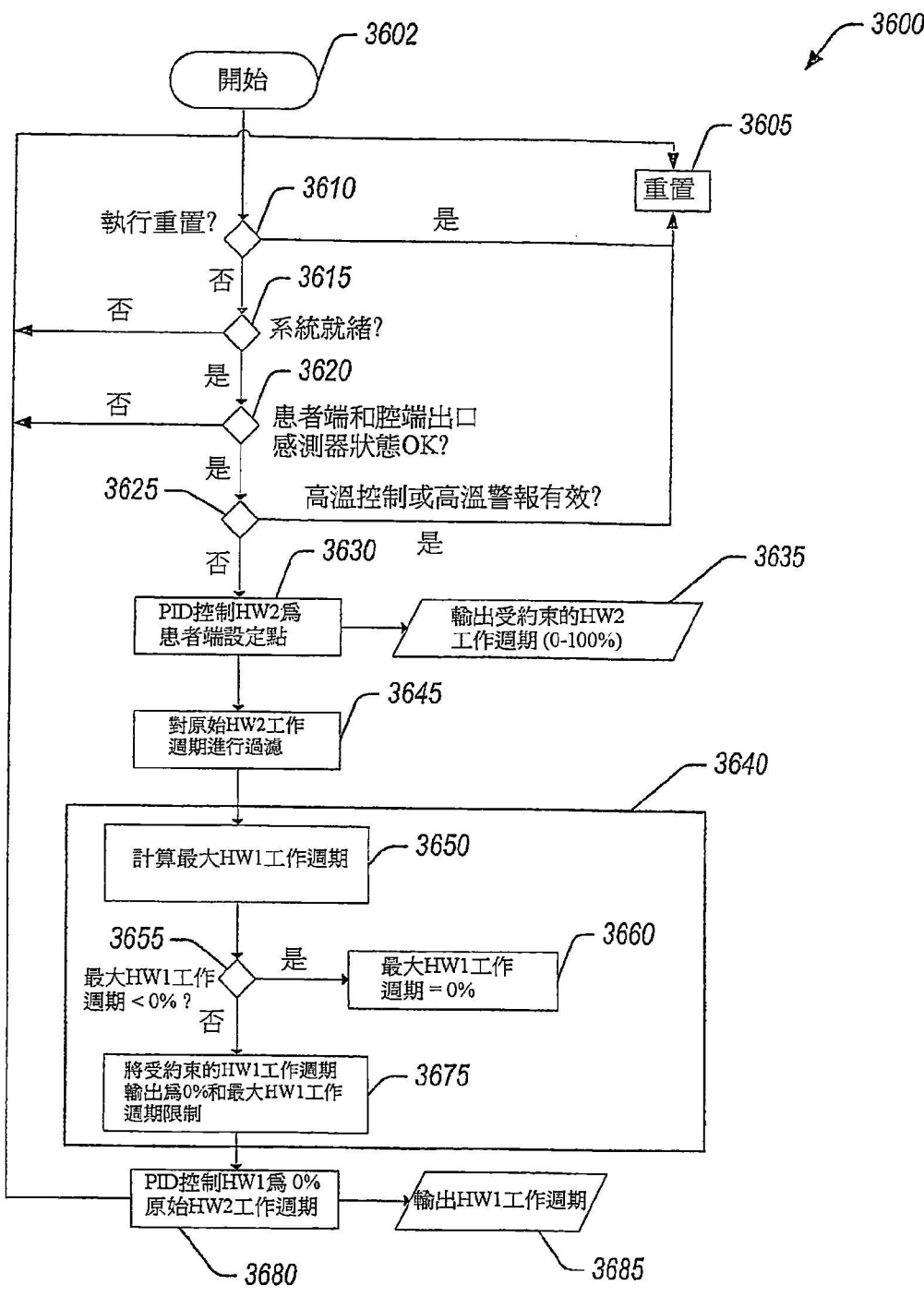




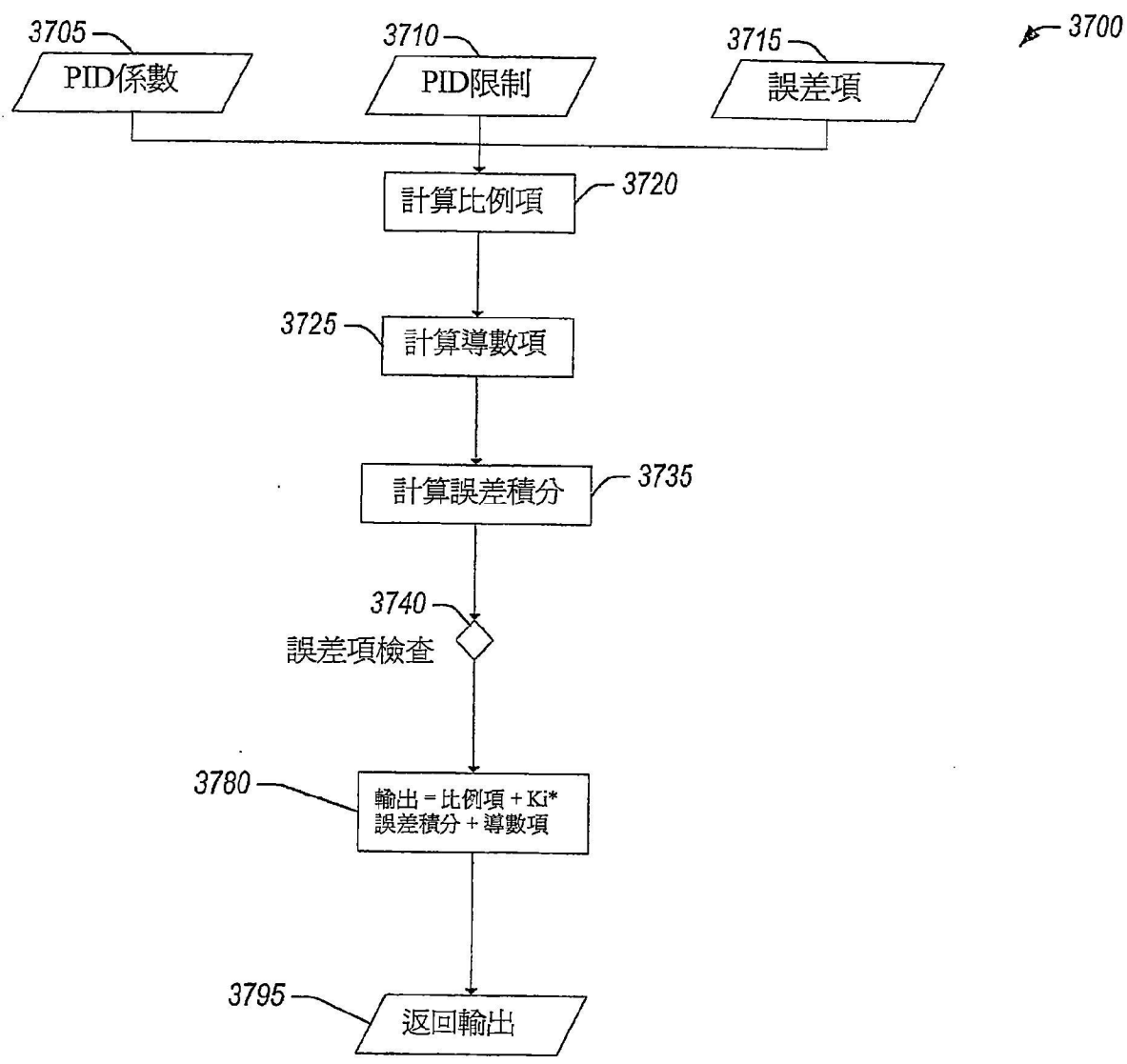
第 34 圖



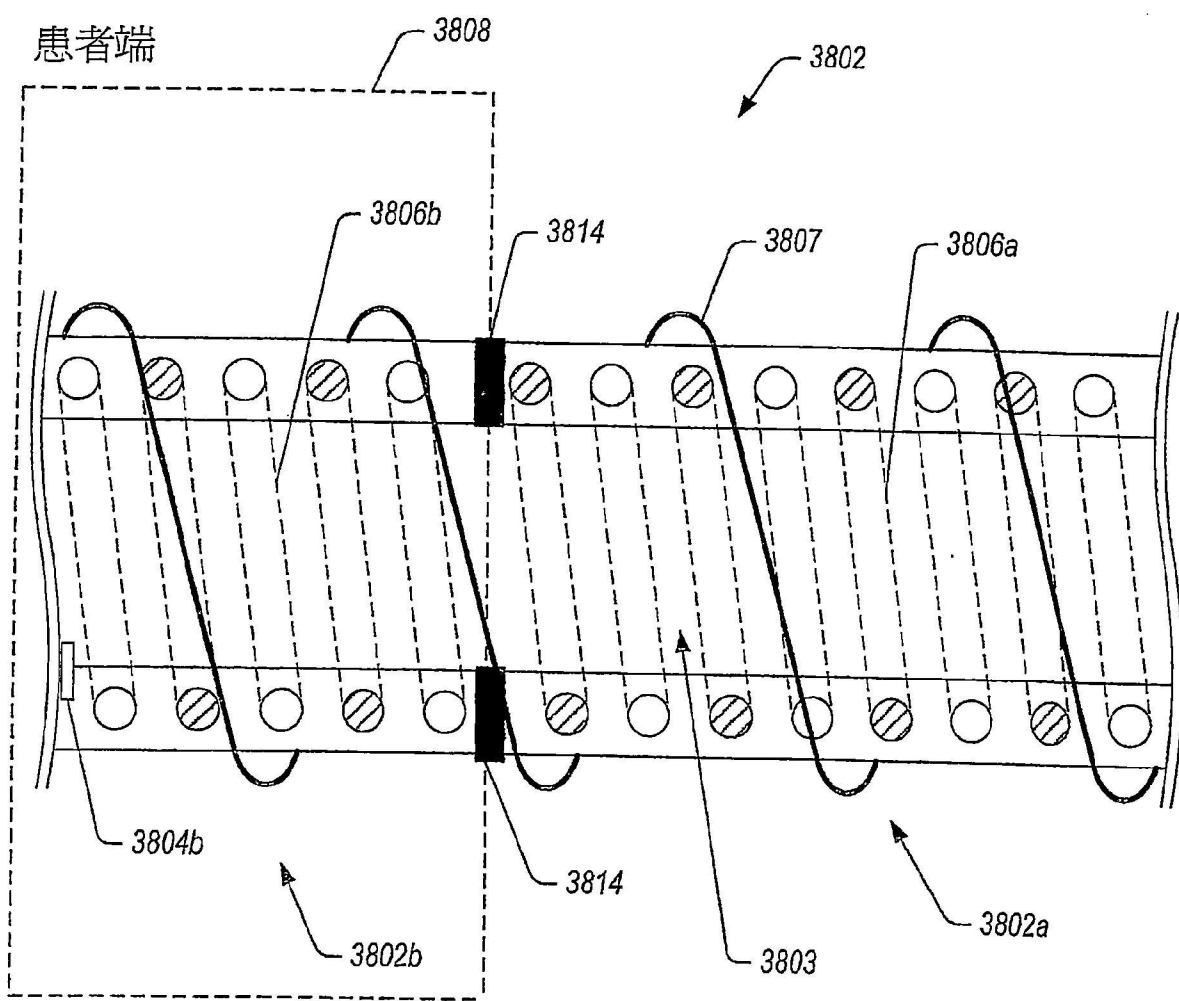
第 35 圖



第 36 圖

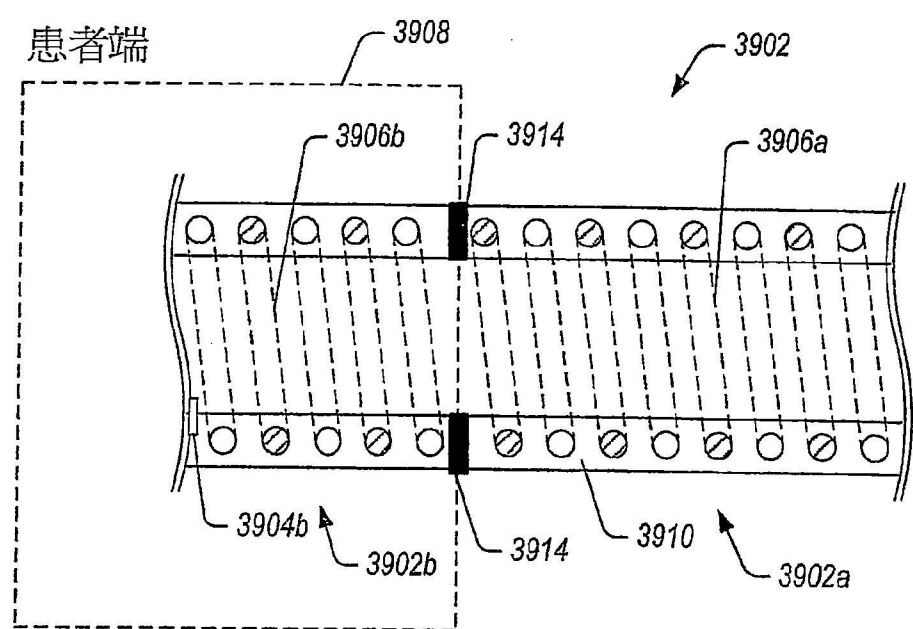


第 37 圖

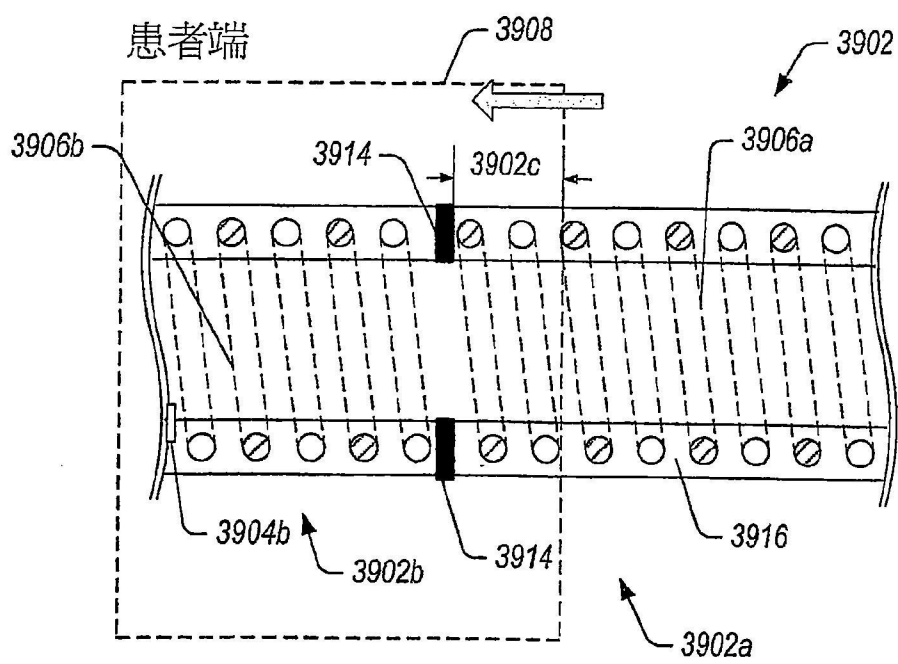


第 38 圖

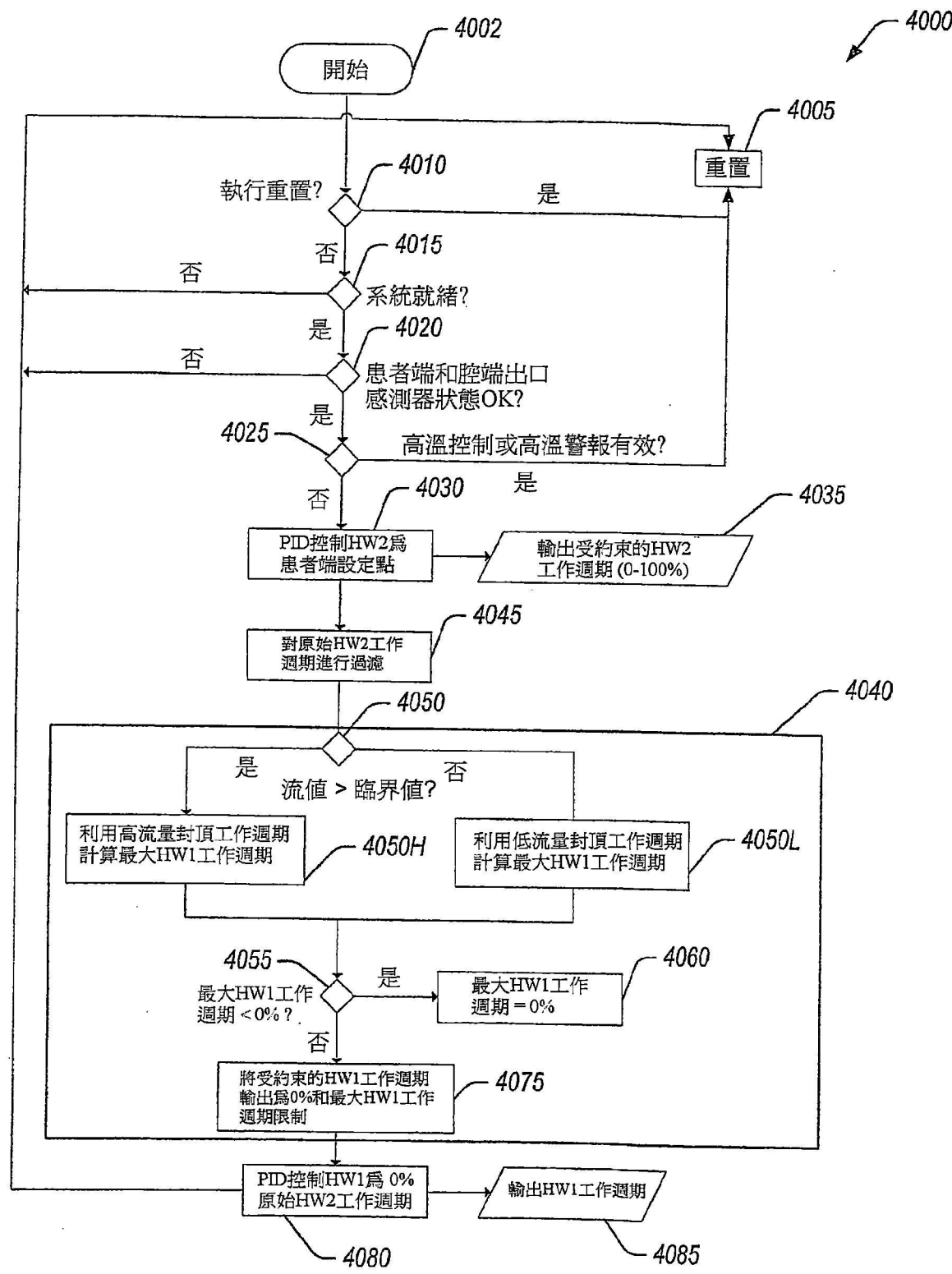




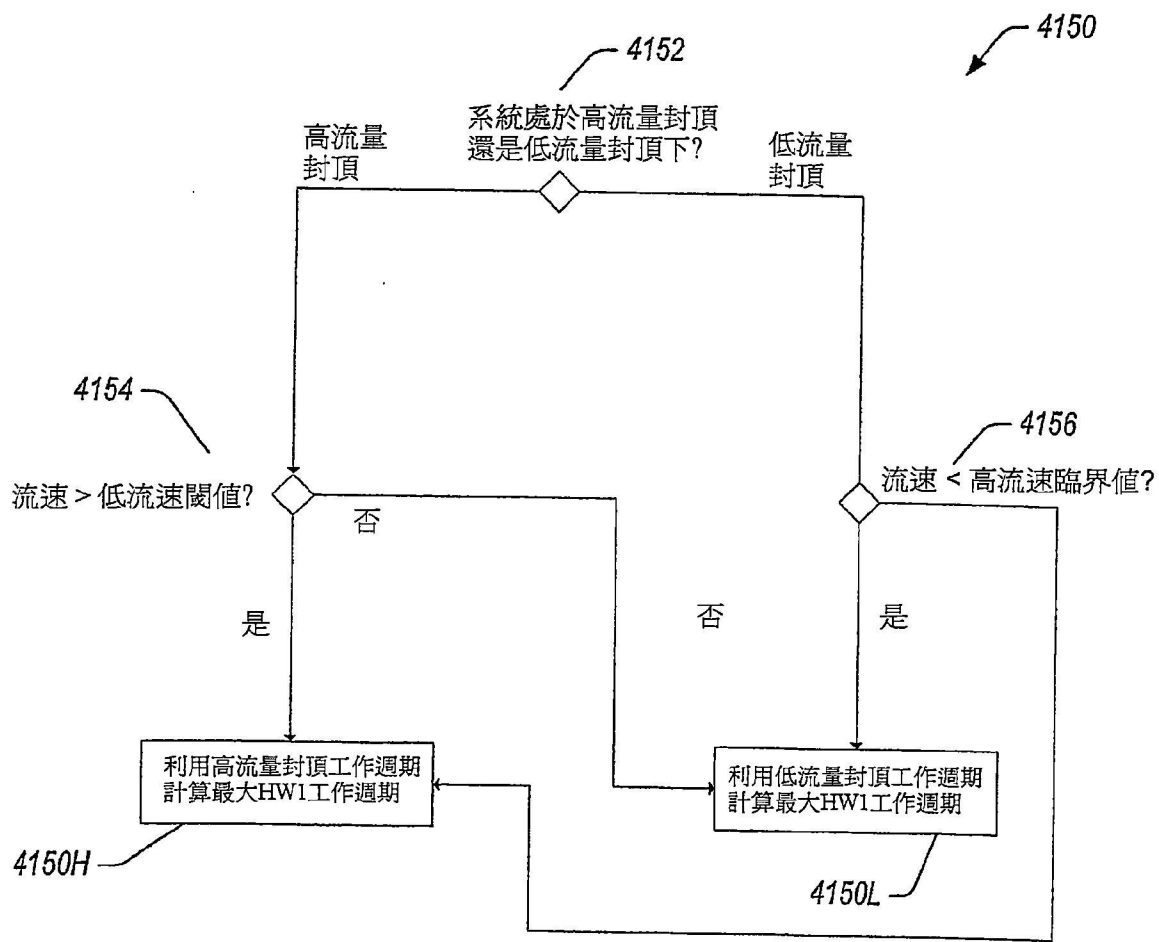
第 39A 圖



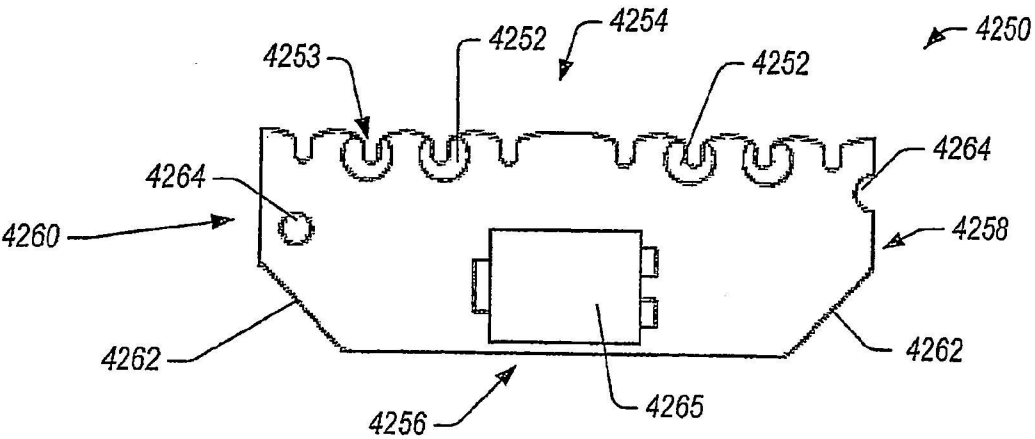
第 39B 圖



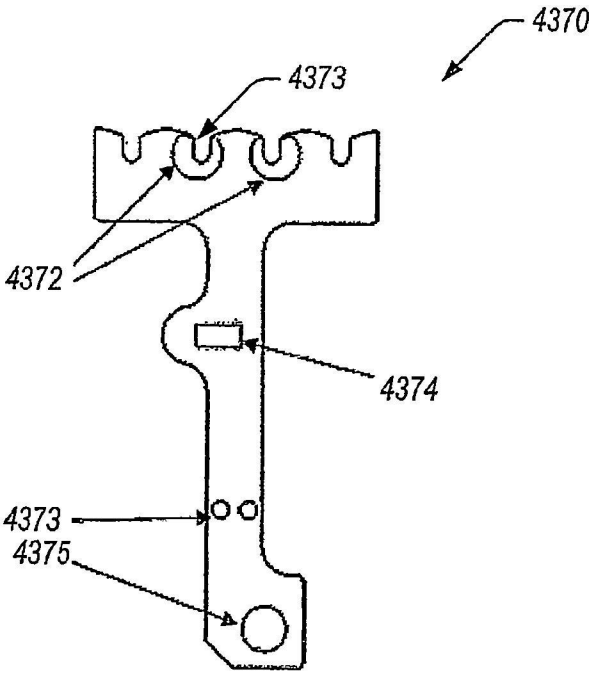
第 40 圖



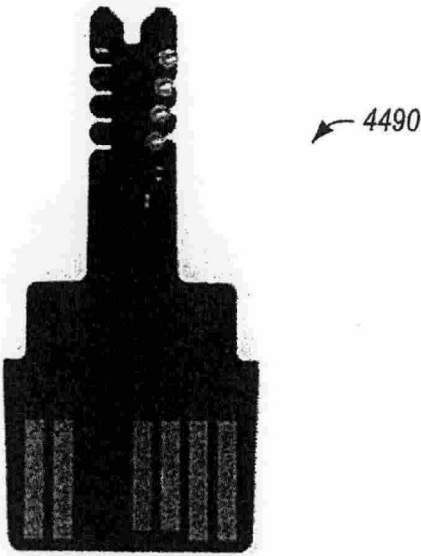
第 41 圖



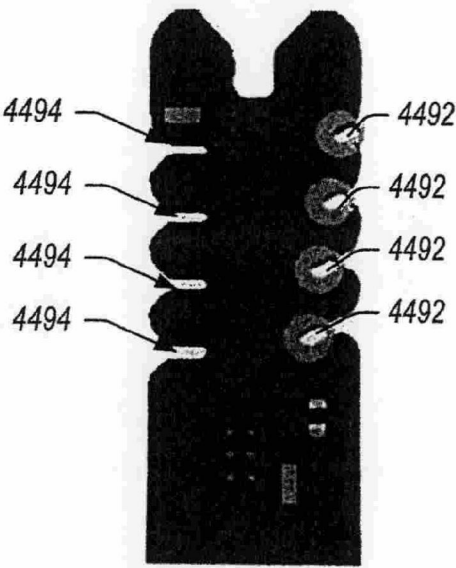
第 42 圖



第 43 圖



第 44A 圖



第 44B 圖