



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201733695 A

(43)公開日：中華民國 106 (2017) 年 10 月 01 日

(21)申請案號：106119174

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 10 月 19 日

(51)Int. Cl. : **B08B3/10 (2006.01)** **B08B9/08 (2006.01)**

(30)優先權：2011/10/21 美國 13/278,874

(71)申請人：艾司康公司 (美國) ETHICON, INC. (US)
美國(72)發明人：阮 尼克 NGUYEN, NICK N. (US)；班候米克 烏賈爾 BHAUMIK, UJJAL (IN)；
威廉斯 哈爾 WILLIAMS, HAL (US)

(74)代理人：黃慶源；陳彥希

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：10 項 圖式數：17 共 56 頁

(54)名稱

器具後處理器及器具後處理方法

INSTRUMENT REPROCESSOR AND INSTRUMENT REPROCESSING METHODS

(57)摘要

揭露一種用以清洗、殺菌及/或消毒醫療器具之器具後處理器。為了後處理內部界定有一或多個通道的器具，該後處理器可以包括一或多個流動控制系統，該流動控制系統組態成控制通過每個通道的流體之流動。在各種實施例中，流動控制系統可以包括差壓感測器及比例閥，用以控制在通道中的流體流動。該後處理器也可包括(一)流體循環幫浦，其可組態成供應流體至流動控制系統，以及(二)用以控制供應至流動控制系統的流體壓力之系統。該後處理器亦可包括用以供應計量的流體至該流體循環系統之系統。該系統可以包括儲存器以及幫浦，該儲存器具有監控其中的流體量之流體高度感測器，該幫浦組態成供應流體至該儲存器。

An instrument reprocessor for cleaning, disinfecting, and/or sterilizing a medical instrument is disclosed. To reprocess instruments having one or more channels defined therein, the reprocessor can include one or more flow control systems configured to control a flow of fluid through each channel. In various embodiments, a flow control system can include a differential pressure sensor and a proportional valve for controlling the fluid flow in a channel. The reprocessor can also include, one, a fluid circulation pump which can be configured to supply the flow control systems with fluid and, two, a system for controlling the pressure of the fluid supplied to the flow control systems. The reprocessor can also include a system for supplying a metered amount of fluid to the fluid circulation system. The system can include a reservoir having a fluid height sensor to monitor the amount of fluid therein and a pump configured to supply the reservoir with fluid.

指定代表圖：

符號簡單說明：

100 . . . 後處理器

110 . . . 洗槽

120 . . . 托架

130 . . . 折疊門/蓋
體

140 . . . 框架

150 . . . 控制面板

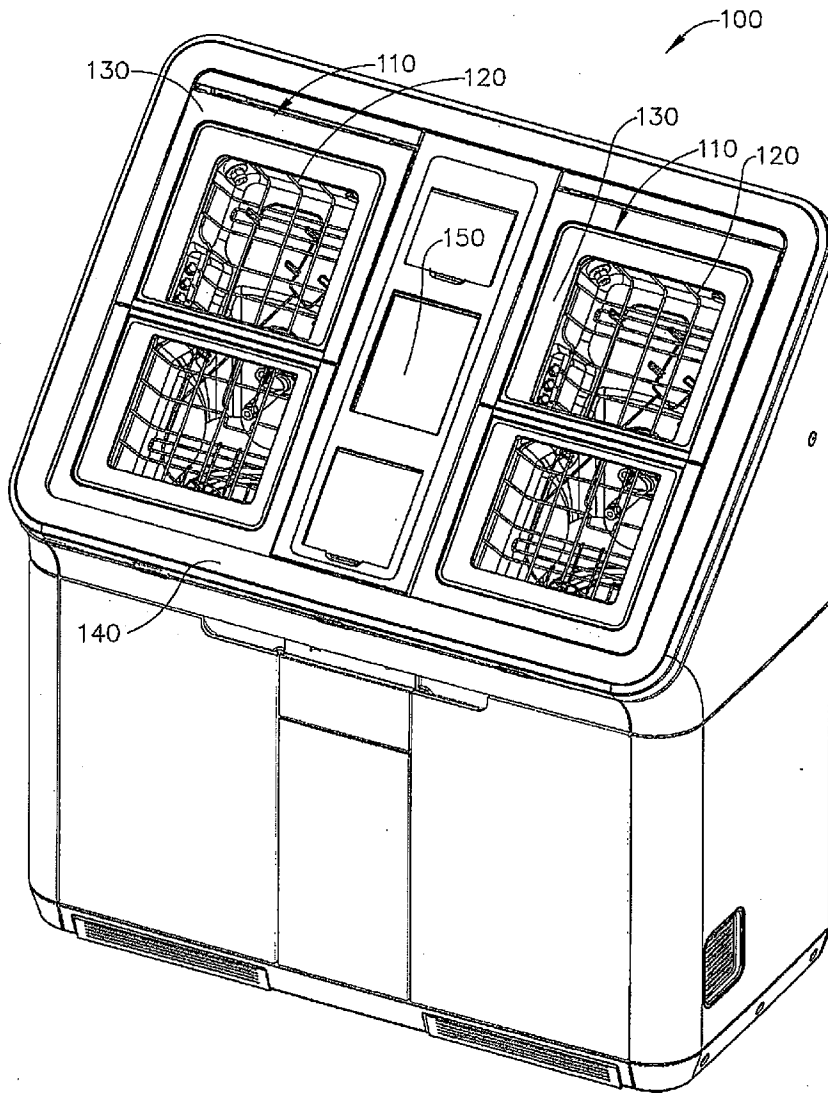


圖1

發明摘要

※ 申請案號：106119174（由101138554分割）

※ 申請日：101/10/19

※IPC 分類：**B08B 3/10** (2006.01)
B08B 9/08 (2006.01)

【發明名稱】（中文/英文）

器具後處理器及器具後處理方法

INSTRUMENT REPROCESSOR AND INSTRUMENT
REPROCESSING METHODS

【中文】

揭露一種用以清洗、殺菌及/或消毒醫療器具之器具後處理器。為了後處理內部界定有一或多個通道的器具，該後處理器可以包括一或多個流動控制系統，該流動控制系統組態成控制通過每個通道的流體之流動。在各種實施例中，流動控制系統可以包括差壓感測器及比例閥，用以控制在通道中的流體流動。該後處理器也可包括（一）流體循環幫浦，其可組態成供應流體至流動控制系統，以及（二）用以控制供應至流動控制系統的流體壓力之系統。該後處理器亦可包括用以供應計量的流體至該流體循環系統之系統。該系統可以包括儲存器以及幫浦，該儲存器具有監控其中的流體量之流體高度感測器，該幫浦組態成供應流體至該儲存器。

【英文】

An instrument reprocessor for cleaning, disinfecting, and/or sterilizing a medical instrument is disclosed. To reprocess instruments having one or more channels defined therein, the reprocessor can include one or more flow control systems configured to control a flow of fluid through each channel. In various embodiments, a flow control system can include a differential pressure sensor and a proportional valve for

controlling the fluid flow in a channel. The reprocessor can also include, one, a fluid circulation pump which can be configured to supply the flow control systems with fluid and, two, a system for controlling the pressure of the fluid supplied to the flow control systems. The reprocessor can also include a system for supplying a metered amount of fluid to the fluid circulation system. The system can include a reservoir having a fluid height sensor to monitor the amount of fluid therein and a pump configured to supply the reservoir with fluid.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

100...後處理器

110...洗槽

120...托架

130...折疊門/蓋體

140...框架

150...控制面板

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

器具後處理器及器具後處理方法

INSTRUMENT REPROCESSOR AND INSTRUMENT
REPROCESSING METHODS

【技術領域】

【0001】 本發明係一般性關於醫療器具之後處理、清洗、消毒及/或淨化。

【先前技術】

【0002】 在各種情況下，內視鏡可以包括具有遠側端的細長部分或管，該遠側端可組態成插入病患體內，而且此外，內視鏡可以包括複數個延伸穿過該細長部分的通道，該等通道可組態成導入水、空氣及/或任何其他合適的流體進入外科手術部位。在一些情況下，內視鏡中的一或多個通道可組態成導引外科手術器具進入該外科手術部位。在任何情況下，內視鏡可以進一步包括具有與該等通道流體連接的入口之近側端，而且此外，內視鏡可以進一步包括具有一或多個閥及/或開關的控制頭部分，該控制頭部分組態成控制通過該等通道的流體之流動。在至少一情況下，內視鏡可以包括空氣通道、水通道以及該控制頭內的一或多個閥，該一或多個閥組態成控制通過該等通道的空氣及水之流動。

【0003】 可以使用淨化系統來後處理先前使用過的醫療裝置，例如內視鏡，使得該醫療裝置可被再次使用。存在各種用以後處理內視鏡的淨化系統。一般來說，這樣的系統可包括至少一沖洗槽，其中可將待清洗及/或殺菌的內視鏡放置於該沖洗槽中。沖洗槽通常是由殼體支撐，該殼體係支撐由管線、幫浦及閥組成的循環系統，該循環系

統之目的係用以引導清洗及/或殺菌劑進入及/或到已經被放置在洗槽中的內視鏡上。在淨化處理的過程中，可以對內視鏡內的通道進行評估，以便驗證通道未被阻塞。在各種實施例中，循環系統可以藉由連接器與內視鏡通道流體式耦接，該連接器係可釋放地接合可以界定通道末端的端口。這種連接器可以在附接到內視鏡的時候實現流體密封，而在淨化處理結束時卻可以很容易地脫開。

【0004】 不應將以上的討論視為對權利要求範圍的否定。

【發明內容】

【0005】 在至少一個形式中，一種用以清洗醫療器具的器具後處理器可以包含組態成容置該醫療器具的腔室、後處理流體之供應、與該後處理流體之供應處於流體連接的供應幫浦，其中該供應幫浦包含正排量幫浦、以及與該供應幫浦處於流體連接的儲存器，其中該儲存器包含頂部及底部，以及其中該儲存器可以包含介於該頂部與該底部之間的後處理流體高度。該器具後處理器可以進一步包含延伸於該儲存器頂部與該儲存器底部之間的線性感測器，其中該線性感測器組態成偵測該後處理流體高度，而且此外，與該線性感測器處於訊號通訊的處理器，其中該處理器組態成於該後處理流體高度低於預定高度時操作該供應幫浦，以及其中該預定高度係介於該儲存器頂部與該儲存器底部之間。該器具後處理器可以進一步包含與該儲存器底部及該腔室處於流體連接的分配幫浦，其中該分配幫浦包含正排量幫浦，以及其中該處理器組態成操作該分配幫浦。

【0006】 在至少一個形式中，一種控制通過一器具之後處理流體的流動之方法，該器具具有至少一第一通道及一第二通道，該方法包含以下步驟：操作一與一後處理流體來源處於流體連接的幫浦；使該後處理流體流經一第一流體迴路，該第一流體迴路包含一第一閥及一第一壓差感測器，其中該第一流體迴路與該幫浦及該第一通道處於流體連接；以及使該後處理流體流經一第二流體迴路，該第二流體迴路

包含一第二閥及一第二壓差感測器，其中該第二流體迴路與該幫浦及該第二通道處於流體連接。該方法可以進一步包含以下步驟：使用該第一壓差感測器偵測流入該第一閥的該後處理流體中之一第一壓差；使用該第二壓差感測器偵測流入該第二閥的該後處理流體中之一第二壓差；使用來自該第一壓差感測器的一輸出調變該第一閥，以控制通過該第一通道的後處理流體之第一流速；以及使用來自該第二壓差感測器的一輸出調變該第二閥，以控制通過該第二通道的後處理流體之第二流速。在至少一個形式中，一種用於清洗一包括一通路的醫療器具之器具後處理器可以包含：一組態成容置該醫療器具之腔室；一組態成與該通路流體式耦接之供應連接器；一組態成加壓一後處理流體及供應該後處理流體至該供應連接器之幫浦，該幫浦包含一入口及一出口；以及一定位以感測流自該幫浦出口的該後處理流體之錶壓的錶壓感測器。該器具後處理器可以進一步包含一流動控制系統，該流動控制系統包括與該供應連接器處於流體連接之閥，其中該閥組態成控制後處理流體通過該通路之一流速，而且其中該閥包含一入口及一出口。該器具後處理器可以進一步包括一壓差感測器，該壓差感測器組態成感測於一固定流孔之相對側上的該後處理流體中之一壓降，其中該壓差感測器係位於該錶壓感測器下游及該閥出口上游；以及一與該壓差感測器處於訊號通訊之處理器，其中該處理器組態成基於該壓降解譯該流速，並且命令該閥進行至少部分關閉及至少部分開啟中之至少一者。

【0007】 在至少一個形式中，一種使用一監控系統來維持用於器具後處理器之一流體循環系統的一供應儲存器內之後處理流體體積的方法可以包含以下步驟：從一後處理流體來源供應一後處理流體量至該供應儲存器，感測該後處理流體於該供應儲存器中之量，以及判斷該後處理流體於該供應儲存器中之量是否大於一預定量。

【0008】 該方法可以進一步包含以下步驟：假使後處理流體於該供應儲存器中之量少於該預定量，則操作一正排量填充幫浦以供應後處理流體至該供應儲存器，其中該正排量填充幫浦組態成於每次抽

動供應一固定體積的後處理流體，當操作該正排量填充幫浦時監控後處理流體於該供應儲存器中之量，判斷後處理流體於該供應儲存器中之量是否已經增加一等於每次抽動的推動體積與該正排量填充幫浦的抽動次數之乘積的再供應體積，以及假使後處理流體於該供應儲存器中之量未增加該再供應體積，則廣播一警報。

【0009】 在至少一個形式中，一種控制通過一包含一通道的器具之後處理流體的流動之方法，該方法可以包含以下步驟：操作一與一後處理流體來源處於流體連接的幫浦；測量流自該幫浦的該後處理流體之錶壓；調整該後處理流體的流動，以調整該後處理流體的錶壓；以及使該後處理流體流經一流體迴路，該流體迴路包含一閥及一壓差感測器，其中該流體迴路與該幫浦及該通道處於流體連接。該方法可以進一步包含以下步驟：使用該壓差感測器偵測流入該閥的該後處理流體中之一壓差，以及使用來自該壓差感測器之一輸出來調變該閥，以控制後處理流體通過該通道之流速。

【0010】 在至少一個形式中，一種控制流動通過一器具之後處理流體的之方法，該器具具有至少一第一通道及一第二通道，其中該第一通道係由一參數之一第一值所界定，而該第二通道係由該參數之一第二值所界定，該方法包含以下步驟：初始化一與一後處理流體來源處於流體連接的幫浦，以開始一操作循環；供應該後處理流體至一包含一第一閥的第一流體迴路，其中該第一流體迴路與該幫浦及該第一通道處於流體連接；以及供應該後處理流體至一包含一第二閥的第二流體迴路，其中該第二流體迴路與該幫浦及該第二通道處於流體連接。該方法可以進一步包含以下步驟：調變該第一閥以限制通過該第一通道的後處理流體之流動，其中後處理流體之流動受限於基於該參數之該第一值與該參數之該第二值之間的差異之量，藉此，當初始化該幫浦時，該後處理流體流經該第一通道與該第二通道。

【0011】 不應將以上討論視為對權利要求範圍的否定。

【圖式簡單說明】

【0012】 藉由參照以下對本發明實施例連同附圖的描述，本發明的特徵與優點以及實現該等特徵與優點的方式將會變得更加顯而易見，而且將可更好地瞭解本發明本身，其中：

圖1為依據至少一個包含二個洗槽的實施例的內視鏡後處理器之立體圖；

圖2為圖1之內視鏡後處理器的洗槽之立體圖；

圖3為圖1之內視鏡後處理器的通道流動子系統之圖；

圖3A為用以控制流經其間的流體壓力的通道流動子系統之圖；

圖4為包括複數個流動控制單元的歧管組件之立體圖；

圖5為圖4的歧管組件之歧管的立體圖；

圖6為組態成控制通過內視鏡通道供應管線的流體流動之流動控制單元的立體圖；

圖7為圖6的流動控制單元之比例閥的立體圖；

圖8為圖6的流動控制單元移去圖7的比例閥後之立體圖；

圖9為圖6的控制單元之子組件的立體圖，該子組件包括印刷電路板（PCB）組件、錶壓感測器以及兩個差壓感測器；

圖10為圖9的控制單元之差壓感測器的立體圖；

圖11為圖9的控制單元之錶壓感測器的立體圖；

圖12為流體輸送系統之立體圖；

圖13為圖12的流體輸送系統之俯視圖；

圖14為圖12的流體輸送系統之剖視圖；

圖15為圖12的流體輸送系統之正視圖；

圖16為圖12的流體輸送系統之示意圖；

以及圖17圖示位於圖2的洗槽中之內視鏡托架內的內視鏡。

【0013】 不同圖式中對於對應之部件係以相同之參考符號標示。本文中提出的例證說明了本發明在一種形式中的某些實施例，並且這樣的例證不應解釋為以任何方式限制本發明的範圍。

【實施方式】

【0014】 現將敘述某些例示性實施例，以提供對本文所揭示之裝置及方法的結構、功能、製造與使用之原理的全面了解。這些實施例的一或多個實例係繪示在伴隨的圖式中。那些在本技術領域中具有通常知識者將瞭解到，本文中特別敘述並繪示於附圖中的裝置與方法為非限制的例示性實施例，而且本發明各種實施例的範圍獨由申請專利範圍界定。關於一例示性實施例所繪示或敘述的特徵結構可與其他實施例的特徵結構相結合。這類的改良及變異係打算包含在本發明的範圍內。

【0015】 本說明書各處提及之「各種實施例」、「一些實施例」、「一個實施例」或「一實施例」或類似者意指所描述關於該實施例之一特定特徵、結構或特性係包括於至少一實施例中。因此，在本說明書各處出現之說詞「在各種實施例中」、「在一些實施例中」、「在一個實施例中」或「在一實施例中」或類似者未必全部指稱同一個實施例。再者，在一或多個實施例中可以任何適用之方式組合該等特定特徵、結構或特性。因此，關於一個實施例所示出或描述的特定特徵、結構或特性可全部或部分地與一或多個其他實施例的特徵結構或特性結合，沒有受限制。這類的改良及變異係打算包含在本發明的範圍內。

【0016】 本文中使用的用語「近側」及「遠側」係關於外科手術器具。用語「近側」係指最接近臨床醫生的部分，而用語「遠側」係指位於遠離臨床醫生的部分。將進一步理解到，關於圖示，為了方便和清楚，本文中可以使用空間用語如「垂直的」、「水平的」、「上方的」以及「下方的」。然而，在一些情況下，本文中揭示的裝置可被使用於許多方位和位置中，而且該等用語非意圖為限制性及/或絕對的。

【0017】 如上所述，參照圖 1，醫療器具後處理器，例如內視鏡後處理器 100，可組態成清洗一或多個內視鏡。在某些實施例中，內視鏡後處理器可組態成殺菌及/或消毒內視鏡。在各種實施例中，內視鏡後處理器可包含至少一洗槽 110，其中每個洗槽 110 內可組態成接收內視鏡。雖然內視鏡後處理器 100 包含例如二個洗槽，但可以設

想各種包含任何適當數量的洗槽 110 之替代性實施例。在各種實施例中，後處理器 100 可進一步包括一或多個內部組態成支撐內視鏡的內視鏡托架 120，可將內視鏡托架 120 放置於每個洗槽 110 中。在使用中，臨床醫生可將內視鏡放入內視鏡托架 120，然後將內視鏡托架 120 放置於洗槽 110 內。或者，臨床醫生可將托架 120 放置於洗槽 110 中，然後將內視鏡放置於托架 120 中。在任一情況下，一旦內視鏡已被適當地放置於洗槽 110 內，則可將折疊門 130 關閉、關緊及/或緊閉於處理器框架 140，以將內視鏡封入洗槽 110 內。之後，臨床醫生可以例如藉由以控制面板 150 為介面來操作內視鏡後處理器 100。洗槽 110、托架 120 以及折疊門 130 的例示性實施例係描述於同時提出申請的、共有的美國專利申請案中，其標題為器具後處理器、系統及方法（INSTRUMENT REPROCESSORS, SYSTEMS, AND METHODS），律師卷號第 110515 號，以引用方式將該申請案之全部揭示併入本文中。現在參照圖 17，圖示內視鏡 101 係被放置於托架 120 內，托架 120 被放置於洗槽 110 中。在各種實施例中，內視鏡 101 可以包含可被支撐於托架 120 內的各種部分 102、103 及/或 104。

【0018】 在各種實施例中，對於上述進一步地，內視鏡後處理器 100 可以包括循環系統，該循環系統可以循環一或多個後處理流體，例如清潔劑、消毒劑、殺菌劑、水、酒精及/或任何其他適當的流體通過內視鏡及/或噴灑該流體於內視鏡上。該循環系統可以包含流體供應及循環幫浦，其中該循環幫浦可以與該流體供應流體式連接，使得該流體可被從該流體供應抽出而進入該循環系統。在某些實施例中，該循環系統可以包括混合室，於該混合室中該流體可與另一流體（例如水）混合，其中該混合室可與該循環幫浦流體連接。在任一情況下，現在參照圖 2，每個洗槽 110 可以包含一或多個噴嘴 112，噴嘴 112 可與該循環幫浦流體連接，使得由該循環幫浦加壓的流體可被從該循環系統噴出而通過噴嘴 112 並到內視鏡上。在至少一個這樣的實施例中，每個洗槽 110 可以包括複數個位於其周邊附近的噴嘴 112 以及一或多個可以從洗槽底板 111 或後擋板向上噴灑的噴嘴 112。某些

例示性實施例更加詳細地描述於同時提出申請的、共有的美國專利申請案中，其標題為器具後處理器、系統及方法（INSTRUMENT REPROCESSORS, SYSTEMS, AND METHODS），律師卷號第 110515 號，以引用方式將該申請案之全部揭示併入本文中。

【0019】 在各種實施例中，對於上述進一步地，每個洗槽 110 可組態成將其內噴灑的流體向下導引至位於其底部的排出口 116，其中之後該流體可再次進入該循環系統。為了清洗、殺菌及/或消毒內視鏡內的內部通道，內視鏡後處理器 100 可以包括一或多個與該循環系統幫浦流體連接的供應管線，可將該供應管線置放成與該內視鏡的內部通道流體連接。在各種實施例中，再次參照圖 2，每個洗槽 110 可以包括一或多個端口 114，端口 114 可以包含供應管線的末端。在圖示的實施例中，每個洗槽 110 具有位於其相對側邊上的一排四個端口 114，雖然亦可以設想各種包含任何適當數量與配置的端口 114 之其他替代性實施例。在某些實施例中，內視鏡後處理器 110 可以進一步包含一或多個可撓性導管，該導管可與端口 114 及內視鏡中界定的通道連接及/或密封地接合，使得來自該循環系統的加壓流體可以流經端口 114、可撓性導管、然後進入內視鏡。可撓性導管及用以將可撓性導管與內視鏡密封接合的連接器係描述於 2011 年 8 月 29 日提出申請的美國專利申請案序號第 12/998,459 號、標題為用於內視鏡後處理系統之流體連接器（FLUID CONNECTOR FOR ENDOSCOPE REPROCESSING SYSTEM）以及亦於 2011 年 8 月 29 日提出申請的美國專利申請案序號第 12/998,458 號、標題為快速切斷的流體連接器（QUICK DISCONNECT FLUID CONNECTOR）中，以引用方式將該等申請案之全部揭示併入本文中。

【0020】 在各種情況中，對於上述進一步地，界定於內視鏡內的通道會變得例如被碎片堵住或阻塞，該等碎片會造成內視鏡無法被適當地清洗、殺菌及/或消毒。在一些情況中，位於內視鏡通道內的碎片會至少部分地堵住通過其間的流體流動，從而降低該流體流經該通道的速率。本文中亦設想各種內視鏡後處理器的實施例，其中可以監

測該流體通過內視鏡通道的流速，以評估該通道中是否存在阻塞。在這樣的實施例中，監測系統可以測量流體的實際流速並將其與已知壓力（其中該流體係經該循環幫浦加壓）下可預期的流體流速比較。某些監測系統也可以評估可撓性導管的連接器是否與例如內視鏡通道及/或洗槽端口 114 密封接合。在這樣的系統中，監測系統可以例如偵測流體的流速是否高於預期的流速。以引用方式將於 2011 年 2 月 1 日核准、標題為自動化內視鏡後處理器自殺菌連接（AUTOMATED ENDOSCOPE REPROCESSOR SELF-DISINFECTION CONNECTION）的美國專利第 7,879,289 號之全部揭示併入本文中。

【0021】 現在參照圖 3 的圖，內視鏡後處理器可以包含通道流動子系統 160，通道流動子系統 160 包括歧管 166，歧管 166 與循環系統幫浦（指稱為幫浦 162）流體連接，幫浦 162 可組態成分配加壓流體至內視鏡後處理器的通道供應管線然後到內視鏡的通道。內視鏡後處理器之這樣的通道供應管線係以供應管線 164 指示於圖 3 的圖中。在各種實施例中，每個內視鏡後處理器供應管線 164 可以包括至少一個差壓感測器 172、至少一個比例閥 174 以及至少一個錶壓感測器 176。在某些實施例中，現在參照圖 6 與圖 9，每個後處理器通道供應管線 164 可以包括控制單元組件 170，控制單元組件 170 包含殼體 171、差壓感測器 172、比例閥 174 以及錶壓感測器 176。在至少一個這樣的實施例中，每個殼體 171 可以包括入口 168 及內部通路，該內部通路可組態成引導流體流動通過差壓感測器 172 的入口 173a 以及之後的出口 173b。在差壓感測器 172 的入口 173a 與出口 173b 之間可以界定具有固定直徑的流孔 175（圖 10）。在至少一個這樣的實施例中，流孔 175 的直徑可以沿著其長度為固定。這樣的流孔例如可以藉由鑽孔製程形成。在各種其他的實施例中，流孔 175 的直徑可以沿著其長度不為固定。在任一情況中，這樣的流孔可為不變的之意在於其不隨著時間改變或至少不實質地改變。如以下更詳細的描述，現在參照圖 9 與圖 10，差壓感測器 172 可以進一步包含複數個電觸點 177，電觸點 177 可使差壓感測器 172 與控制單元組件 170 的印刷電路板（PCB）

組件 179 處於電通訊。電觸點 177 也可組態成供應電力給差壓感測器 172。各種的差壓感測器可於市場上例如向 Honeywell 購得。

【0022】 如以上之概述，差壓感測器 172 可與 PCB 組件 179 處於電性及/或訊號通訊。更具體地說，PCB 組件 179 除了其他的之外還可以包括例如微處理器及/或任何適當的電腦，其中差壓感測器 172 可組態成產生傳遞到 PCB 組件 179 的微處理器的電壓位能。在至少一個這樣的實施例中，PCB 組件 179 的微處理器可組態成解譯由差壓感測器 172 供應的電壓位能並計算流經差壓感測器 172 的流體之流速。

【0023】 在某些實施例中，對於上述進一步地，可將複數個流體流速值例如儲存於查詢表中，該查詢表係定義於 PCB 組件 179 上的可編程記憶體內。在各種實施例中，往往可以理論上地預測查詢表中的預期流體流速之值，然而在某些實施例中，可以憑經驗地測試該等值然後將該等值儲存於可編程記憶體中。在任一情況下，可將流體流速判定為正由循環幫浦 162 釋出並供應至歧管 166 的流體之錶壓的函數。在至少一個這樣的實施例中，可將錶壓感測器，例如錶壓感測器 159（圖 3）放置在循環幫浦 162 的出口下游，以度量供應至每個後處理器通道供應管線 164 的流體之錶壓。在這樣的實施例中，可將錶壓感測器 159 放置成與流動控制單元 170 的每個 PCB 組件 179 處於電性及/或訊號通訊，使得流體的錶壓可以電壓位能的形式傳達給每個 PCB 組件 179 的微處理器。在各種實施例中，一旦流體的錶壓已被傳達給 PCB 組件 179，則微處理器可以從查詢表產生該流體的流體流速並將該流體流速值與目標流體流速比較。實際的流速往往不會確切地與目標流速相符，因此，介於最小目標值與最大目標值之間的實際流速值範圍是可接受的。

【0024】 在各種實施例中，對於上述進一步地，可以將通過後處理器通道供應管線 164 的流體流速判定為二個變數的函數，即來自錶壓感測器 159 的錶壓讀值（如上所述）以及此外來自對應的流動控制單元 170 之差壓感測器 172 的壓差讀值。這樣的系統可使用複數個查詢表來導出流體的流速。舉例來說，對於每個可被供應至歧管 166

的流體之可能錶壓，例如每平方吋 35 磅 (psi)，可將關聯差壓感測器 172 的讀值與預期的流速之表儲存在每個 PCB 組件 179 內。在這樣的實施例中，可能需要考慮到大範圍的錶壓，因此可能需要大量的查詢表。在各種其他的實施例中，可將被供應至後處理器供應管線 164 的流體之壓力限制於特定的壓力或受限的壓力範圍。在至少一個這樣的實施例中，參照圖 3A，器具後處理器 100 的流體循環系統可以包括壓力限制閥，例如比例閥 158，比例閥 158 可與循環幫浦 162 的出口及流體反饋環路 157 處於流體連接。在至少一個這樣的實施例中，比例閥 158 可組態成使部分由幫浦 162 釋出的流體改向，並使改向的流體例如在位於幫浦 162 上游的入口回到循環系統，使得被供應至歧管 166 的流體之壓力係以恆壓或至少實質的恆壓提供，例如每平方吋 35 表讀磅 (psig)。在至少一個這樣的實施例中，可以使用例如包括微處理器及/或任何適當電腦的 PCB 組件，該 PCB 組件係與錶壓感測器 159 及比例閥 158 處於電性及/或訊號通訊。在使用中，當流體的錶壓例如高於 35 psig 時，PCB 組件可以命令比例閥 158 打開某量或額外的量，以允許流體或更多的流體流經流體反饋環路 157。在這樣的情況中，這樣的動作可降低流到歧管 166 的流體之壓力。在流體的壓力仍大於 35 psig 的情況中，PCB 組件可以命令比例閥 158 打開額外的量。可以重複這樣的步驟任意適當的次數，以達到需要的流體壓力。相應地，當流體的錶壓例如低於 35 psig 時，PCB 組件可以命令比例閥 158 關閉某量，以降低流經流體反饋環路 157 的流體之速率。在這樣的情況中，這樣的動作可提高流到歧管 166 的流體之壓力。在流體壓力仍低於 35 psig 的情況下，PCB 組件可以命令比例閥 158 關閉額外的量。可以重複這樣的步驟任意適當的次數，以達到需要的流體壓力。

【0025】 鑑於以上，在各種實施例中，可以控制供應至後處理器供應管線 164 的流動控制單元 170 之流體的錶壓，使得其可維持於恆壓或至少實質上的恆壓。因此，可將用以計算流動經後處理器供應管線 164 的流體之流速的變數中之一者保持為常數或至少實質上的常

數。因此，作為結果，通過每個後處理器供應管線 164 及其相關控制單元 170 的流體之流速可以僅為一個變數的函數，亦即來自差壓感測器 172 的讀值。在至少一個這樣的實施例中，可以只需要一個查詢表來計算實際的、經計算的流速及/或將實際的、經計算的流速與目標流速關聯，以測定該實際的、經計算的流速是否介於通過後處理器供應管線 164 的流體流速之最小與最大可接受值之間。

【0026】 在實際流體流速介於給定的內視鏡通道之最小與最大可接受值之間的情況下，如由後處理器供應管線 164 向其供應，相應的流動控制單元 170 之 PCB 組件 179 可不調整比例閥 174，取而代之，可持續監測流經流動控制單元 170 的流體之流速。在通過後處理器供應管線 164 的實際流體流速低於最小可接受值或高於最大可接受值之情況下（該等可接受值係儲存於用於給定的後處理器供應管線 164 之給定錶壓的查詢表中），PCB 組件 179 可以打開、部分打開、關閉及/或部分關閉與其關聯的比例閥 174。在至少一個實施例中，參照圖 6 至圖 8，比例閥 174 可以包含流孔或腔室 180、位於腔室 180 內的閥元件以及螺線管，可以啟動該螺線管來將腔室 180 內的該元件於開啟位置、關閉位置及/或任何其他介於這兩者間的適當位置之間轉動，其中在該開啟位置流體可流經腔室，在該關閉位置該元件阻礙通過其間的流體之流動。

【0027】 在各種實施例中，對於上述進一步地，PCB 組件 179 的微處理器可組態成調整在比例閥 174 的閥腔室 180 內的閥元件之位置。在使用中，假使通過後處理器供應管線 164 的實際流體流速比目標流體流速更高，則比例閥 174 的螺線管可以將閥元件往其關閉位置移動，以進一步限制通過其間的流體之流動。同樣地，假使通過後處理器供應管線 164 的實際流體流速比目標流體流速更低，則比例閥 174 的螺線管可以將閥元件往其開啟位置移動，以減低對通過其中的流體流動之限制。在各種實施例中，可以例如將閥元件從開啟位置轉到第一位置以對閥流孔限制第一量（例如約為 25%）、轉到第二位置以對閥流孔限制第二量（例如約為 50%）、轉到第三位置以對閥流孔限制

第三量（例如約為 75%）以及轉到關閉位置（其中閥流孔約受 100% 限制）。在各種實施例中，可將比例閥 174 的閥元件置於任何適當適量的位置，以對通過閥 174 的流體流動提供需要的限制。在任何情況中，可藉由 PCB 組件 179 施加至閥螺線管的電壓位能來控制閥元件的位置，其中，當與施加較高電壓位能至閥螺線管而使閥元件定位在例如較接近其全開位置的位置中相比時，施加至閥螺線管的較低電壓位能會造成閥元件定位在例如較接近其全關位置的位置中。

【0028】 在各種情況中，由於上述之結果，PCB 組件 179 可組態成連續地監測流經後處理器供應管線 164 的流體流速，並調整比例閥 174 以增加及/或減少流經後處理器供應管線 164 以及相應地與其流體式耦接的內視鏡通道的流體之速度。在各種實施例中，對於上述進一步地，PCB 組件 179 可組態成將流體的流速保持於及/或接近所需流速。在被循環流體為例如消毒劑或包括消毒劑的溶液之實施例中，該消毒劑可以消毒內視鏡；然而，該消毒劑也可能會負面地影響內視鏡或使內視鏡退化。因此，鑑於以上，通道流動子系統 160 可組態成供應足夠的最小消毒劑流動至內視鏡，以消毒內視鏡同時限制消毒劑的最大流動至內視鏡，使得消毒劑不會使內視鏡過度退化。類似地，鑑於以上，通道流動子系統 160 可組態成供應足夠的最小殺菌劑流動至內視鏡，以殺菌內視鏡同時限制殺菌劑的最大流動至內視鏡，使得殺菌劑不會使內視鏡過度退化。在各種實施例中，每個內視鏡通道供應管線可以進一步包括第二差壓感測器，例如差壓感測器 178，差壓感測器 178 亦可偵測通過後處理器供應管線 164 的流體之流速。在至少一個這樣的實施例中，可將控制單元組件 170 的第一差壓感測器 172 與第二差壓感測器 178 放置為互相平行，其中，在壓力感測器 172 與 178 供應明顯不同的電壓讀值至 PCB 組件 179 的情況下，PCB 組件 179 可以執行例行校正動作，該例行校正動作可例如包括關閉比例閥 174 並/或對操作員發出控制單元組件 170 可能需要維修的警報或警告。

【0029】 如以上概述的，每個比例閥 174 可組態成控制可變流

孔的狀態。在至少一個這樣的實施例中，每個比例閥 174 可以包含偏置元件，例如彈簧，該偏置元件可組態成將以上討論的比例閥 174 之閥元件偏置成為正常關閉狀態。亦如以上討論的，可致動比例閥 174 的螺線管來使閥元件移動到至少部分開啟的位置。在至少一個實施例中，可以從對應的 PCB 組件 179 施加一系列的電壓脈衝至螺線管，該等電壓脈衝可以控制閥元件開啟的程度或量。在至少一個這樣的實施例中，施加至螺線管的電壓脈衝頻率愈高，則可變流孔愈大，從而允許較大的流體流速通過。相應地，施加至螺線管的電壓脈衝頻率愈低，則可變流孔愈小，從而允許較小的流體流速通過。假使不再對比例閥 174 的螺線管施加電壓脈衝，則偏置元件可再次移動閥元件成為關閉狀態。亦設想其他各種實施例，其中閥元件被偏置成為正常開啟的狀態，而比例閥的螺線管可以作用來偏置閥元件成為至少部分關閉的狀態。在各種其他的實施例中，用以控制流孔的閥可組態成在全開位置與全關位置之間循環閥元件，並藉由控制閥元件關閉的時間相較於閥元件開啟的時間來控制流經其間的流體速度。在至少一個這樣的實施例中，閥元件可以例如藉由螺線管快速地在其開啟與關閉狀態之間循環。

【0030】 對於上述進一步地，每個後處理器供應管線 164 可以包括控制單元組件 170，其中該控制單元組件 170 可組態成彼此獨立地控制通過後處理器供應管線 164 的流體之流動。在各種實施例中，該等控制單元組件 170 可不彼此處於電性及/或訊號通訊。在這樣的實施例中，每個控制單元組件 170 組態成監控與調整流經後處理器供應管線 164 的流體之流速，而不與其他的控制單元組件 170 通訊。在各種其他的實施例中，然而，該等控制單元組件 170 可彼此處於電性及/或訊號通訊，使得後處理器供應管線 164 內的流體之某些參數可例如互相相比較。在任一情況下，可編程控制單元 170 的 PCB 組件 179 來在離開控制單元 170 的錶壓超過預定的最大壓力（例如約 21.75 psig）之情況下完全開啟其比例閥 174。在各種實施例中，上述的控制單元組件 170 之錶壓感測器 176 可組態成一來偵測離開後處理器供應

管線 164 的比例閥 174 之流體錶壓，以及二來傳達電壓位能至其個別的 PCB 組件 179，PCB 組件 179 可將電壓位能解譯為錶壓。與可偵測介於流體供應管線中的兩個點之間的流體中的壓降之差壓感測器 172 與 178 相比，錶壓感測器 176 可以偵測流體的實際壓力或錶壓。在各種實施例中，參照圖 9 與圖 11，錶壓感測器 176 可以包含通路 185，通路 185 可組態成引導流體的流動通過感測元件並到達流動控制單元 170 的出口 183。與以上類似，每個錶壓感測器 176 可以包含複數個電觸點 187，該複數個電觸點 187 可以使錶壓感測器 176 與對應的 PCB 組件 179 處於電性及/或訊號通訊。

【0031】 對於上述進一步地，流體循環系統 160 的歧管 166 可組態成將流經其中的流體分配至八個內視鏡後處理器供應管線 164 及與其相關聯的內視鏡通道。現在參照圖 5，歧管 166 可以包括入口 161、八個出口 163 以及位於歧管 166 的對側上之第二入口 165。在各種實施例中，歧管 166 可組態成在內視鏡後處理器 100 的整個操作期間接收及分配幾種不同的流體。再次參照圖 3，歧管 166 的入口 161 可組態成接收溶液流動，該溶液除了其他東西之外還包含來自幫浦 162 的水與清潔劑。在各種實施例中，可以操作一或多個閥來使幫浦 162 處於與水源流體連接，使得幫浦 162 可以將水抽進供應管線 164。在某些實施例中，可以操作一或多個閥來使幫浦 162 處於與消毒劑來源或消毒劑溶液流體連接，使得幫浦 162 可以將消毒劑抽進供應管線 164。在最後一個實施例中，再次參照圖 5，內視鏡後處理器 100 可以包含一或多個閥，例如閥 167，可以操作閥 167 來允許加壓空氣從加壓空氣源 190 流進例如歧管 166。在至少一個這樣的實施例中，加壓空氣可以迫使任何殘餘的水、清潔劑及/或消毒劑離開內視鏡通道。在某些實施例中，內視鏡後處理器 100 可以進一步包含酒精供應 191 及幫浦，該幫浦可組態成從酒精供應 191 抽出酒精並將該酒精經由例如第二入口 165 導入歧管 166。在至少一個這樣的實施例中，可將單向閥 192 放置於這樣的幫浦與第二入口 165 中間，使得來自歧管 166 的其他流體無法流入酒精供應 191。

【0032】 鑑於以上，器具後處理器可組態成供應一或多個加壓流體至器具的通道，該器具例如內視鏡。在各種實施例中，可以監控供應給內視鏡通道的流體之流速。在供應給內視鏡通道的流體之流速低於目標流速或最小可接受流速之情況下，器具後處理器可以提高流經其間的流體之流速。在供應給內視鏡通道的流體之流速高於目標流速或最大可接受流速之情況下，器具後處理器可以減低流經其間的流體之流速。在某些實施例中，器具後處理器可以包括複數個供應流體給內視鏡通道的供應管線，其中每個供應管線可以包括可變閥流孔，可以調變該可變閥流孔來調整通過其間的流體之流速。在各種實施例中，每個供應管線的可變閥流孔可以是閉合回路配置的一部分，該閉合回路配置包括組態成感測流體的流速之固定流孔壓差感測器。在各種實施例中，可將該壓差感測器放置於該可變閥流孔上游及循環幫浦下游。在至少一個實施例中，該器具後處理器可以進一步包括用以感測離開循環幫浦的流體錶壓之錶壓感測器以及組態成相對於目標壓力調變流體壓力之壓力控制系統。在至少一個這樣的實施例中，可將該差壓感測器放置於該錶壓感測器與該壓力控制系統下游。

【0033】 如上所述，內視鏡後處理器 100 的流體循環系統可組態成循環流體通過內視鏡及/或噴灑該流體至內視鏡外表面上。在各種實施例中，現在參照圖 8，內視鏡後處理器 100 可以包含流體分配系統 200，流體分配系統 200 可組態成分配一或多種流體至流體循環系統。在各種實施例中，現在參照圖 12 至圖 16，流體分配系統 200 可以包含二個或更多分開的流體分配子系統，例如流體分配子系統 200a 與 200b，每個流體分配子系統例如組態成分配不同的流體至流體循環系統。在各種實施例中，現在參照圖 16，內視鏡後處理器 100 可以包括儲存區，該儲存區中可組態成容納一或多個流體容器，例如消毒劑容器 201a 及/或清潔劑容器 201b，其中內視鏡後處理器 100 可以進一步包括一或多個流體連接器，每個流體連接器可與該流體容器之一者密封接合。在某些實施例中，內視鏡後處理器 100 可以進一步包含 RFID 讀數器及/或條碼讀數器，其可組態成讀取流體容器上的 RFID

標籤及/或條碼，以確保一來使用了正確的流體，以及二來例如在某到期日期之前使用流體。在任何情況中，一旦流體連接器已與流體容器耦接，則流體分配系統 200 可組態成從流體容器抽出流體並將其分配於循環系統中，如以下更為進一步的詳細說明中所述。

【0034】 在各種實施例中，對於上述進一步地，流體子系統 200a 可以包括供應幫浦 210、儲存器 220 以及分配幫浦 230。在某些實施例中，供應幫浦 210 可以包括入口 211，入口 211 與流體容器及/或任何其他適當的流體來源流體連接。在至少一個實施例中，供應幫浦 210 可以包含正排量幫浦，在至少一個這樣的實施例中，該正排量幫浦可以包含活塞，該活塞組態成在活塞每抽一次即推動固定量的體積、或流體。更具體地說，主要參照圖 14，供應幫浦 210 可以包含活塞 212，活塞 212 可組態成在圓筒 213 內於第一位置（或下死點（BDC）位置）與第二位置（或上死點（TDC）位置）之間移動或往復運動，以將流體引入圓筒 213 並推動流體通過圓筒出口 214。在某些實施例中，供應幫浦 210 可以進一步包含閥提升器 215，活塞 212 可接觸閥提升器 215 以當活塞 212 到達其 TDC 位置時開啟閥元件並且容許流體經由幫浦出口 214 離開。當活塞 212 回到其 BDC 位置時，例如位於閥提升器 215 後方的閥彈簧可組態成使閥元件與閥提升器 215 回復到固定的位置，其中出口 214 密封關閉直到閥元件與閥提升器 215 在活塞 212 的下次抽動中再次被活塞 212 提升。如以下更詳細的描述，供應幫浦 210 的出口 214 可與儲存器 220 流體連接，使得經供應幫浦 210 加壓的流體可被釋放進入儲存器 220 中界定的儲存器空腔 221。

【0035】 在各種實施例中，儲存器 220 可以包括底部部分 222、殼體 223 以及頂部部分 224，其中，在至少一個實施例中，供應幫浦 210 的出口 214 可以例如經由底部部分 222 的端口 228 與儲存器 220 的內部空腔 221 流體連接。在其他各種實施例中，供應幫浦 210 可以經由例如殼體 223 中的端口及/或頂部部分 224 與儲存器空腔 221 流體連接。在任何情況中，底部部分 222 與頂部部分 224 可以與殼體 223 密封接合，其中，在至少一個實施例中，底部部分 222 與頂部部分 224

可組態成例如以卡扣及/或壓接配置的方式接合殼體 223。在各種實施例中，底部部分 222 與頂部部分 224 可例如由塑料組成，該塑料不會被儲存器 220 內容納的流體降解。在某些實施例中，儲存器 220 可以進一步包括可位於底部部分 222 與殼體 223 中間的封圈（例如 O 環 229）以及位於殼體 223 與頂部部分 224 中間的封圈（例如 O 環 229），該等封圈可防止流體漏出儲存器 220。在各種實施例中，殼體 223 可由任何適當的材料構成，例如玻璃。在至少一個實施例中，殼體 223 可例如由硼矽酸鹽構成，硼矽酸鹽不會被儲存器 220 內容納的流體降解。

【0036】 如以上所討論，供應幫浦 210 可組態成在供應幫浦活塞 212 的每個抽動下供應固定量的流體至內部儲存器空腔 221。在使用中，可以操作供應幫浦 210 適當的次數或循環數，以填充儲存器空腔 221 及/或填充儲存器空腔 221 至儲存器空腔 221 內的預定程度或高度以上。在某些實施例中，儲存器 220 可以包括溢流管線 227，溢流管線 227 可組態成在儲存器 220 裝到滿溢的情況下，例如將流體排放回到流體來源。在各種實施例中，再次參照圖 14，儲存器空腔 221 可以具有底部 225、頂部 226 以及底部 225 與頂部 226 之間界定的高度。在至少一個這樣的實施例中，儲存器空腔 221 可以是圓柱型的，而且可以沿著其高度具有固定的周長，而在其他的實施例中，儲存器空腔 221 可以具有任何適當的架構。在各種實施例中，因為上述的關係，供應幫浦 210 的每個循環可以使內部儲存器空腔 221 內的流體高度提升某量或固定量。在至少一個實施例中，可以藉由操作供應幫浦 210 與例如已操作分配幫浦 230 相同的抽數來維持儲存器 220 中的流體量。在某些實施例中，儲存器 220 可以包含感測器，例如液位感測器 240，液位感測器 240 可組態成偵測儲存器空腔 221 內的流體高度及/或儲存器空腔 221 內的流體高度之改變，如以下更詳細的描述。

【0037】 在各種實施例中，對於上述進一步地，液位感測器 240 可以包含類比感測器而且可以被固定在儲存器殼體 223 上。在至少一個實施例中，殼體 223 可以由玻璃構成，而且可以例如使用至少一黏

合劑將液位感測器 240 黏附於玻璃上。在至少一個這樣的實施例中，液位感測器可以包含電容感測器，例如線性電容感測器，該電容感測器可以具有位於或鄰接儲存器空腔 221 的底部 225 之第一端 241 以及位於或鄰接儲存器空腔 221 的頂部 226 之第二端 242。在這樣的實施例中，當儲存器空腔 221 淨空或至少實質淨空時，液位感測器 240 可組態成產生第一電壓（或低電壓），並且當儲存器空腔 221 充滿或至少實質充滿時，液位感測器 240 可組態成產生第二電壓（或高電壓）。此外，液位感測器 240 可組態成產生介於該低電壓與該高電壓之間的電壓範圍，取決於儲存器空腔 221 內的流體液位。尤其，在各種實施例中，由液位感測器 240 產生的電壓可以是儲存器空腔 221 內的流體高度之函數，因此，當流體高度增加時電壓會增加。在至少一個這樣的實施例中，例如電壓可與流體高度成線性比例，其中，在至少一個實施例中，例如該低電壓可以約為零伏特而該高電壓可以約為五伏特。

【0038】 在各種實施例中，流體分配子系統 200a 可以進一步包含分配幫浦 230，分配幫浦 230 可與儲存器 220 的儲存器空腔 221 流體連接而且可組態成從儲存器空腔 221 抽出流體並分配該流體進入內視鏡後處理器 100 的流體循環系統及/或流體循環系統內的混合室。在至少一個實施例中，到分配幫浦 230 的入口可以經由在儲存器 220 底部部分 222 中的端口 238 與儲存器空腔 221 的底部 225 流體連接。在某些實施例中，分配幫浦 230 可以包含正排量幫浦，該正排量幫浦可組態成在每一抽動推動固定體積的流體。關於供應幫浦 210 有對正排量幫浦的詳細描述，為了簡潔之故於此不再重複這樣的討論。在一些實施例中，供應幫浦 210 與分配幫浦 230 可以是相同的或至少幾乎相同。在至少一個實施例中，分配幫浦 230 可組態成在每一抽動推動與供應幫浦 210 相同的或至少實質相同的體積量或流體量。

【0039】 在使用中，可以操作供應幫浦 210 以填充儲存器 220 的儲存器空腔 221 直到流體液位已經符合或超過儲存器空腔 221 內的預定高度。在各種實施例中，流體分配子系統 200a 可以包含電腦或微處理器，例如 PCB 組件 250，PCB 組件 250 可與供應幫浦 210、分配

幫浦 230 及/或液位感測器 240 處於電性及/或訊號通訊。在至少一個這樣的實施例中，PCB 組件 250 可組態成偵測液位感測器 240 產生的電壓位能，並以電壓位能的函數計算儲存器 220 內的流體高度。在 PCB 組件 250 計算儲存器 220 內的流體液位低於預定高度的情況下，PCB 組件 250 可以操作流體供應幫浦 210 直到流體液位已經符合或超過預定高度。在至少一個實施例中，當儲存器 220 中的流體液位低於預定高度時，PCB 組件 250 可不操作分配幫浦 230。在 PCB 組件 250 計算儲存器 220 中的流體液位處於或高於預定高度的情況下，PCB 組件 250 可以操作分配幫浦 230，以視需要供應流體給流體循環系統。在某些實施例中，PCB 組件 250 可組態成在操作分配幫浦 230 之前操作供應幫浦 210，使得在操作分配幫浦 230 之前儲存器 220 中存在充足的流體供應。在至少一個實施例中，PCB 組件 250 可組態成在操作分配幫浦 230 之後操作供應幫浦 210，以補充儲存器 220 內的流體供應。在各種實施例中，PCB 組件 250 可組態成同時操作分配幫浦 230 與供應幫浦 210，使得當分配幫浦 230 分配儲存器 220 中的流體時可補充儲存器 220 中的流體。

【0040】 如以上之概述，供應幫浦 210 可以包含正排量幫浦，而且在這樣的實施例中，PCB 組件 250 可組態成監控供應幫浦 210 是否在每次幫浦活塞 212 的抽動時輸送正確量的流體到儲存器 220。更具體地說，可將關於供應幫浦 210 的固定體積排量之資訊編程到 PCB 組件 250 內，使得 PCB 組件 250 可以計算在供應幫浦 210 的每次抽動下儲存器 220 內的流體體積增加（如由流體液位感測器 240 所測得）是否與供應幫浦 210 的體積排量相符。在供應幫浦 210 的每次抽動下儲存器 220 內的流體增加（如由流體液位感測器 240 所測得）等於或至少充分等於供應幫浦 210 的固定體積排量之情況下，PCB 組件 250 可發出訊號通知內視鏡後處理器 100 的操作員：正以流體來源之流體充足地供應供應幫浦 210。在供應幫浦 210 的每次抽動下儲存器 220 內的流體增加（如由流體液位感測器 240 所測得）不等於或至少充分等於供應幫浦 210 的固定體積排量之情況下，PCB 組件 250 可發出訊

號通知內視鏡後處理器 100 的操作員：未以流體來源之流體充足地供應供應幫浦 210，而且可能需要檢查流體來源，因為例如流體來源可能是空的。在各種情況中，檢查流體來源可包括置換或補充流體來源。在各種實施例中，儲存器 220 中可含有一流體量，在操作員檢查流體供應的同時，該流體量可足以供應內視鏡後處理器 100 所需。在先前的內視鏡後處理器中，其流體循環系統直接從流體供應抽出流體，因此內視鏡後處理器無法確認流體來源已經用盡，直到操作循環已經開始並且流體的缺乏已經中斷操作循環。

【0041】 在各種實施例中，對於上述進一步地，內視鏡後處理器 100 可以包含例如二個洗槽 110，可以架設每個洗槽 110 使得可以清洗、殺菌及/或消毒其中的內視鏡。在某些實施例中，再次參照圖 16，內視鏡後處理器 100 可以包含分開的流體循環系統，例如循環系統 290a 與 290b，用以供應流體至每個洗槽 110。在這樣的實施例中，流體分配子系統 200a 可組態成供應來自流體來源 201a 的流體給流體循環系統 290a、290b 兩者，而且類似地，流體分配子系統 200b 可組態成供應來自流體來源 201b 的流體給流體循環系統 290a、290b 兩者。在至少一個這樣的實施例中，內視鏡後處理器 100 可以包含閥 280a，閥 280a 一來可與流體分配子系統 200a 的分配幫浦 230 流體連接，而且二來可與流體循環系統 290a、290b 處於選擇性流體連接，使得流體可從流體來源 201a 選擇性地供應給流體循環系統 290a、290b。類似地，內視鏡後處理器 100 可以包含閥 280b，閥 280b 一來可與流體分配子系統 200b 的分配幫浦 230 處於流體連接，而且二來可與流體循環系統 290a、290b 處於選擇性流體連接，使得流體可從流體來源 201b 選擇性地供應給流體循環系統 290a、290b。在運作流體循環系統的一個操作循環之前，在某些實施例中，流體循環系統可能需要來自流體分配子系統 200a 之一定量的流體，該流體例如清潔劑及/或消毒劑。在這樣的實施例中，對於上述進一步地，可編程 PCB 組件 250 來於子系統 200a 的儲存器 220 內維持一流體量，使得當需要供應流體至流體循環系統 290a、290b 時，流體是可得的而不需要操作供應幫浦 210。

在各種情況中，流體循環系統需要的來自儲存器 220 的流體量可多於分配幫浦 230 單一抽動可供應的流體體積，因此，可能需要分配幫浦 230 的多次抽動。在任何情況中，在器具後處理器 100 的操作循環之前流體循環系統需要的特定流體量可等於可編程 PCB 組件 250 來於儲存器 220 中維持的最小流體量。在某些實施例中，可編程 PCB 組件 250 以在儲存器 220 中維持足夠的流體，以供應特定流體給流體循環系統兩者開始其操作循環，而不需由對應的供應幫浦 210 再填充。當然，對於上述進一步地，在已經供應流體循環系統兩者足量的流體之後，可接著操作供應幫浦 210 來再次填充儲存器 220。鑑於上述，在各種實施例中，在啟動對應的供應幫浦 210 再次填充儲存器 220 之前，儲存器 220 中可能容納有足夠的流體，以供應流體循環系統至少一個操作循環，其中，在供應幫浦 210 例如由於空的流體供應而無法再次填充儲存器 220 的情況下，在流體循環系統的下一個操作循環之前，內視鏡後處理器 100 的操作員可得到置換流體供應的機會。

【0042】 對於上述進一步地，分配幫浦 230 可以包含正排量幫浦，而且在這樣的實施例中，PCB 組件 250 可以監控分配幫浦 230 是否在每次抽動下從儲存器 220 抽出正確量的流體。更具體地說，可以編程關於分配幫浦 230 的固定體積排量之資訊於 PCB 組件 250 內，使得 PCB 組件 250 可以評估在分配幫浦 230 的每次抽動下，儲存器 220 內的流體減少（如由流體液位感測器 240 所測量）是否符合分配幫浦 230 的固定體積排量。在分配幫浦 230 的每次抽動下，儲存器 220 內的流體減少等於或至少充分等於分配幫浦 230 的固定體積排量（如由流體液位感測器 240 所測量）之情況下，PCB 組件 250 發出訊號通知內視鏡後處理器 100 的操作員：正以充足地供應來自儲存器 220 的流體分配幫浦 230。在分配幫浦 230 的每次抽動下，儲存器 220 內的流體減少（如由流體液位感測器 240 所測量）不等於或至少充分等於分配幫浦 230 的體積排量之情況下，PCB 組件 250 可發出訊號通知內視鏡後處理器 100 的操作員：未以充足地供應流體分配幫浦 230，而且可能需要對流體分配子系統作一些檢查及/或維修。

【0043】 如以上關於各種實施例所討論的，每個流體分配子系統 200a、200b 可以包含流體供應幫浦 210 及分開的流體分配幫浦 230。亦如以上討論的，在各種實施例中，流體供應幫浦 210 與流體分配幫浦 230 可以彼此獨立操作，以分別供應流體至儲存器 220 並分配來自儲存器 220 的流體。在某些替代的實施例中，單一幫浦裝置可組態成一來從流體供應泵送流體進入儲存器 220，以及二來從儲存器 220 泵送流體進入流體循環系統。在至少一個這樣的實施例中，幫浦裝置可以包含活塞，該活塞具有位於第一圓筒內的第一活塞頭及位於第二圓筒內的第二活塞頭，其中該活塞可線性地往復運動以分別於該第一與第二圓筒內移動該第一與第二活塞頭。在各種實施例中，該第一圓筒可與流體來源及該儲存器流體連接，同時該第二圓筒可與該儲存器及該流體循環系統流體連接，使得在該第一圓筒內移動的該第一活塞頭可泵送來自流體來源的流體進入該儲存器，而在該第二圓筒內移動的該第二活塞頭可以泵送來自該儲存器的流體進入該流體循環系統。在各種實施例中，該第一活塞頭與該第一圓筒的配置可以包含第一正排量幫浦，而該第二活塞頭與該第二圓筒的配置可以包含第二正排量幫浦。在某些實施例中，幫浦裝置可以包含閥控制系統，該閥控制系統可組態成控制或限制流體的流動進入例如該第一圓筒及/或該第二圓筒。在至少一個這樣的實施例中，閥控制系統可組態成於流體被從該第一圓筒泵送進入該儲存器時關閉閥元件並防止流體流入該第二圓筒。類似地，該閥控制系統可組態成於流體被從該儲存器經由該第二圓筒泵送時關閉閥元件並防止流體流入該第一圓筒。在這樣的實施例中，該第一與該第二活塞頭可於其個別的第一與第二圓筒內往復運動；然而，可防止通過該等圓筒之流體流動，如上所述。在各種替代的實施例中，幫浦可以包含旋轉幫浦，該旋轉幫浦具有與流體來源處於流體連接的第一孔洞、與儲存器處於流體連接的第二孔洞以及與該流體循環系統處於流體連接的第三孔洞。在至少一個這樣的實施例中，閥控制系統可組態成於泵送流體進入該儲存器時關閉或堵住該第三孔洞，以及替代地，在從該儲存器泵送流體時堵住該第一孔洞。在

某些實施例中，該閥控制系統可包括任何適當配置的一或多個例如梭動閥及/或滑軸閥。在各種實施例中，可以使用任何包括三向閥的適當正排量幫浦來從流體來源泵送流體進入儲存器 220，然後從儲存器 220 泵送流體進入流體循環系統。

【0044】 如以上所討論，再次參照圖 16，內視鏡後處理器 100 可以包含流體分配系統 200，流體分配系統 200 可組態成供應流體至一或多個流體循環系統。亦如以上討論的，流體分配系統 200 可以包含一個以上的流體分配子系統，例如第一子系統 200a 與第二子系統 200b。在各種實施例中，第二子系統 200b 可與第一子系統 200a 相同或至少實質上相同，因此，為了簡潔之故，在此不重複第二子系統 200b 的結構與操作。在至少一個實施例中，第一子系統 200a 可組態成分配第一流體至一或多個流體循環系統，例如流體循環系統 290a 與 290b，而第二子系統 200b 可組態成分配第二流體至例如流體循環系統 290a、290b。在至少一個這樣的實施例中，第一流體分配子系統 200a 可組態成分配例如清潔劑至流體循環系統，而第二流體分配子系統 200b 可組態成分配消毒劑（例如過氧乙酸）至該流體循環系統。亦如以上討論的，可以在不同的時間操作流體分配系統 200a 與 200b，而在操作循環過程中的不同時間供應其各別的流體至該等流體循環系統。在各種其他的情況下，可以在相同的時間操作流體子系統 200a 與 200b，以例如供應不同的流體至相同的流體循環系統及/或在相同的時間供應不同的流體至不同的流體循環系統。

【0045】 對於上述進一步地，第一流體循環系統 290a 可以包含第一通道流動子系統 160 與第一幫浦 162，用以循環流體通過第一循環系統 290a，而第二流體循環系統 290b 可以包含第二通道流動子系統 160 與第二幫浦 160，用以循環流體通過第二循環系統 290b。在各種其他的實施例中，器具後處理器可包含任何適當數量的流體循環系統；然而，關於任一個流體循環系統，其通道流動子系統 160 可組態成控制該流體循環系統之初始化（或起動）程序。更具體地說，在已經將器具放置於洗槽 110 中並且已經關閉蓋體 130 之後，操作員可以

初始化操作循環來清洗器具，而且在這樣的時點，通道流動子系統 160 可組態成控制來自幫浦 162 的後處理流體之初始流動。在各種實施例中，器具（例如內視鏡）可以包含複數個延伸於其間的通道或內腔，該等通道可以具有例如不同的長度、直徑及/或結構，而使該等通道具有例如不同的整體流動阻力或限制。在以全部的比例閥 174 處於開啟狀態及/或相同的狀態下初始化幫浦 162 之情況中，在填充及/或加壓具有較高流動阻力的內視鏡通道之前，流自幫浦 162 的流體會傾向於填充及/或加壓具有較低流動阻力的內視鏡通道。在各種情況中，這樣的處境會是短暫的，並且最終將會達到流體循環系統之所需操作條件或穩態操作條件。在一些情況中，此起動程序是完全適合的。然而，在其他的情況中，可能需要不同的起動程序。

【0046】 在各種實施例中，對於上述進一步地，通道流動子系統 160 可以包括例如電腦及/或微處理器，該電腦及/或微處理器可以在初始化程序的過程中將閥 174 配置於不同的狀態中。在至少一個實施例中，子系統電腦可以操作閥 174 來補償例如內視鏡通道的不同流動阻力或限制。舉例來說，對於控制通過高流動阻力內視鏡通道的流體流動之閥 174，子系統電腦可以將這樣的閥 174 置於全開的狀態中，而對於控制通過低流動阻力內視鏡通道的流體流動之閥 174，子系統電腦可以將這樣的閥 174 置於部分關閉的狀態中。在這樣的實施例中，來自幫浦 162 的流體流動可傾向於同時或至少實質上同時填充及/或加壓所有的內視鏡通道。在某些情況中，可縮短將通道填充加壓流體的短暫狀態，而且可在更短的時間內達到穩態操作條件或所需的操作條件。這樣的實施例可減少進行器具後處理器 100 的清洗循環所需的全部時間。在例如具有八個內視鏡通道與八個用以控制通過八個對應的通道供應管線 164 之流體流動的流動控制單元 170 之實施例中，可將其八個比例閥 174 全部置於不同的條件及/或相同的條件中，例如開啟、關閉、部分開啟及/或部分關閉。

【0047】 在本文中描述的各種實施例中，流動子系統電腦可使用一或多個標準或參數來於初始化（或起動）程序的過程中控制流動

控制單元 170 的閥 174。對於上述進一步地，第一控制單元 170 的第一比例閥 174 可組態成控制流經第一內視鏡通道的流體，該第一內視鏡通道係由特定參數的第一值所界定，第二控制單元 170 的第二比例閥 174 可組態成控制流經第二內視鏡通道的流體，該第二內視鏡通道係由特定參數的第二值所界定，以及第三控制單元 170 的第三比例閥 174 可組態成控制流經第三內視鏡通道的流體，該第三內視鏡通道係由特定參數的第三值所界定。在各種實施例中，該參數之第一值可大於該參數的第二值，而該第二值可大於該參數之第三值，其中可將第一閥 174 調變為第一開啟狀態，可基於該參數之第一值與第二值之間的差異將第二閥 174 調變為第二開啟狀態，而且可基於該參數之第一值與第三值之間的差異將第三閥 174 調變為第三開啟狀態，以調節通過第一、第二及第三通道之流體流動。在至少一個這樣的實施例中，可以分別選擇第一、第二及第三閥 174 之第一開啟狀態、第二開啟狀態及第三開啟狀態，使得在流體循環系統的初始化（或起動）程序過程中，通過第一、第二及第三內視鏡通道的流體流動可以是均勻地或至少實質上均勻地分佈於第一、第二及第三內視鏡通道。在至少一個實施例中，可以選擇閥 174 之第一、第二及第三開啟狀態，使得當內視鏡通道充滿流體時，通過內視鏡通道的體積流速彼此相等的或至少實質上相等。在這樣一實施例中，在初始化程序的過程中，通過內視鏡通道的流體流速可以提高，其中每個流體流動可與其他的流體流動同時提高。在至少一個實施例中，可以選擇閥 174 之第一、第二及第三開啟狀態，使得當內視鏡通道充滿流體時，流經內視鏡通道的流體之錶壓彼此相等或至少實質上相等。在這樣一實施例中，在初始化程序的過程中，壓力或流經內視鏡通道的流體可以增加，其中每個流體流動之壓力可與其他的流體流動之壓力同時增加。

【0048】 在至少一個實施例中，對於上述進一步地，用以選擇比例閥 174 的開啟狀態之參數可以包含器具通道之流動阻力值。在各種情況中，器具通道之流動阻力值會受許多變數影響；然而，器具通道之流動阻力值主要可由通道長度、通道直徑及通道路徑中的彎曲（或

彎折)所決定。具有較長長度、較小直徑及/或在通道路徑中有較多彎曲的器具通道通常將比具有較短長度、較大直徑及/或在通道路徑中有較少彎曲的器具通道具有較高的流動阻力值。在任何情況中，可以選擇具有醫療器具的最高流動阻力值之器具通道作為基準，由該基準可以調整流經其他器具通道的流體。在至少一個實施例中，例如第一器具通道可以具有最高流體流動阻力，而且可以設定第一比例閥 174 為完全開啟狀態。在各種實施例中，可以基於第一流動阻力值與第二流動阻力值之間的差異關閉第二比例閥 174 之某量。類似地，可以基於第一流動阻力值與第三流動阻力值之間的差異關閉第三比例閥 174 的某量。在各種情況中，器具通道的流動阻力值與第一流動阻力值（或基準流動阻力值）之間的差異愈大，則相應地可關閉比例閥 174 的程度愈大。

【0049】 在任何情況中，對於上述進一步地，一旦已經達到流體循環系統的穩態操作條件或所需操作條件，則子系統電腦可以允許流動控制單元 170 獨立地控制並管理通過內視鏡通道供應管線 164 的流體之流動，如以上討論。在各種情況中，可以設計本文中所描述的裝置與方法而提供適合的後處理流體供應來清洗、殺菌及/或消毒內視鏡及/或任何其他包含具有不同流動阻力的通道之適當器具。對於上述進一步地，這些裝置與方法可組態成藉由個別控制通過每個通道的流體流動來供應適當的後處理流體供應給通道。

【0050】 在各種情況中，幫浦 162 可以具有充足的輸出，而在操作循環的初始化及整個操作循環的過程中供應適當的後處理流體供應給全部的后處理器供應管線 164 及與其相關的內視鏡通道。對於上述進一步地，流動控制單元 170 可組態成管理向其供應的流體，使得每個後處理器供應管線 164 具有流經其之符合或超過最小目標流速的流速，並因此不會匱乏流體。在通過一或多個後處理器供應管線 164 的流體流動低於最小目標流速而且幫浦 162 不是操作於最大容量的情況下，可以提高幫浦 162 的輸出。在一些情況中，離開幫浦 162 的後處理流體之錶壓可以至少暫時地提高到目標錶壓之上，例如 35 psig，

以使幫浦 162 符合後處理器供應管線 164 及與其關聯的內視鏡通道之供應需求。在通過一或多個後處理器供應管線 164 的流體流動低於最小目標流速而且幫浦 162 操作於最大（或接近最大）容量的情況下，可以操作至少一增壓幫浦來提高進入歧管 166 與後處理器供應管線 164 的後處理流體之流速及/或壓力。在各種實施例中，該至少一增壓幫浦可例如與幫浦 162 串聯及/或與幫浦 162 並聯，其中可以選擇性地操作該至少一增壓幫浦來協助幫浦 162。

【0051】 在本文中討論的各種實施例中，通道流動子系統 160 的每個後處理器供應管線 164 可以包含比例閥 174，比例閥 174 組態成控制可變流孔。在各種其他的實施例中，至少一後處理器供應管線 164 可以包括固定的流孔或固定的流孔閥。在至少一個實施例中，可將該固定的流孔閥置於不是開啟狀態就是關閉狀態中。在至少一個這樣的實施例中，具有固定流孔閥的後處理器供應管線 164 可與例如具有最高流體流動阻力的內視鏡通道耦接，其中通過這樣的內視鏡通道之流體流速可以是由幫浦 162 供應的後處理流體之錶壓的函數。在各種實施例中，例如當固定流孔閥處於開啟狀態時，可以就具有固定流孔閥的後處理器供應管線 164 來調變具有例如由比例閥 174 控制的可變流孔之後處理器供應管線 164。

【0052】 敘述為以引用方式併於此的任何專利、文獻、或其他揭露資料之全部或部分係併於此，但僅至所併之資料不與現有的定義、陳述、及在此揭露中提出的其他揭露資料起衝突的程度。由於這樣，並且在必要的範圍內，本文中明確提出的揭露取代以引用方式併入本文的任何衝突材料。敘述為以引用方式併於此、但與現有的定義、陳述、或在本文中提出的其他揭露資料起衝突的任何資料或其一部分，將僅被併入到併入的資料與現有的揭露材料之間無衝突產生的程度。

【0053】 雖然本發明已被描述為具有例示性的設計，但可以在本揭露的精神和範圍之內進一步修改本發明。因此，本申請旨在涵蓋本發明使用其一般性原則的任何變化、使用或修改。另外，本申請旨

在涵蓋在本發明所屬的技術領域中習知或習慣做法的範圍內之本揭露的這種偏離。

【符號說明】

【0054】

100...後處理器
 101...內視鏡
 102...部分
 103...部分
 104...部分
 110...洗槽
 111...底板
 112...噴嘴
 114...端口
 116...排出口
 120...托架
 130...折疊門/蓋體
 140...框架
 150...控制面板
 157...流體反饋環路
 158...比例閥
 159...錶壓感測器
 160...通道流動子系統/流體循環系統
 161...入口
 162...幫浦
 163...出口
 164...供應管線
 165...第二入口

166...歧管
 167...閥
 168...入口
 170...控制單元/控制單元組件
 171...殼體
 172...差壓感測器/壓力感測器
 173a...入口
 173b...出口
 174...比例閥
 175...流孔
 176...錶壓感測器
 177...電觸點
 178...差壓感測器/壓力感測器
 179...PCB 組件
 180...腔室
 183...出口
 185...通路
 187...電觸點
 190...加壓空氣源
 191...酒精供應
 192...單向閥
 200...流體分配系統
 200a...流體分配子系統
 200b...流體分配子系統
 201a...消毒劑容器/流體來源
 201b...消毒劑容器/流體來源
 210...供應幫浦
 211...入口
 212...活塞

213...圓筒
 214...出口
 215...閥提升器
 220...儲存器
 221...儲存器空腔
 222...底部部分
 223...殼體
 224...頂部部分
 225...底部
 226...頂部
 227...溢流管線
 228...端口
 229...O 環
 230...分配幫浦
 238...端口
 240...液位感測器
 241...第一端
 242...第二端
 250...PCB 組件
 280a...閥
 280b...閥
 290a...循環系統
 290b...循環系統

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依寄存機構、日期、號碼順序註記】

無

國外寄存資訊【請依寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

無

【序列表】(請換頁單獨記載)

無

申請專利範圍

1. 一種控制通過一器具之後處理流體的流動之方法，該器具具有至少一第一及第二通道，該方法包含以下步驟：
 - 操作一與一後處理流體來源處於流體連接的幫浦；
 - 使該後處理流體流經一第一流體迴路，該第一流體迴路包含一第一閥及一第一壓差感測器，其中該第一流體迴路與該幫浦及該第一通道處於流體連接；
 - 使用該第一壓差感測器偵測流入該第一閥的該後處理流體中之一第一壓差；
 - 使用來自該第一壓差感測器的一輸出調變該第一閥，以控制通過該第一通道的後處理流體之第一流速；
 - 使該後處理流體流經一第二流體迴路，該第二流體迴路包含一第二閥及一第二壓差感測器，其中該第二流體迴路與該幫浦及該第二通道處於流體連接；
 - 使用該第二壓差感測器偵測流入該第二閥的該後處理流體中之一第二壓差；以及
 - 使用來自該第二壓差感測器的一輸出調變該第二閥，以控制通過該第二通道的後處理流體之第二流速；其中調變該第一閥之該步驟包含調變一第一可變閥流孔，以及其中調變該第二閥之該步驟包含調變一第二可變閥流孔。
2. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其進一步包含以下步驟：
 - 測量該後處理流體於該第一流體迴路中之一第一錶壓；
 - 比較該第一錶壓與一第一最大壓力；以及
 - 假使該第一錶壓超過該第一最大壓力，則關閉該第一閥以停止通過該第一流體迴路之該流體流動。
3. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其進一步包含以下步驟：
 - 比較該第一流速與一第一目標流速；以及
 - 假使該第一流速高於該第一目標流速則至少部分地關閉該第一閥或假使該第一流速低於該第一目標流速則至少部分地開啟該第一閥；

比較該第二流速與一第二目標流速；以及

假使該第二流速高於該第二目標流速則至少部分地關閉該第二閥或假使該第二流速低於該第二目標流速則至少部分地開啟該第二閥。

4. 一種用於清洗一醫療器具之器具後處理器，該醫療器具包括一通路，該器具後處理器包含：

一組態成容置該醫療器具之腔室；

一組態成與該通路流體式耦接之供應連接器；

一組態成加壓一後處理流體及供應該後處理流體至該供應連接器之幫浦，其中該幫浦包含一入口及一出口；

一定位以感測流自該幫浦出口的該後處理流體之錶壓的錶壓感測器；以及

一流動控制系統，包含：

一與該供應連接器處於流體連接之閥，其中該閥組態成控制後處理流體通過該通路之一流速，而且其中該閥包含一入口及一出口；

一壓差感測器，該壓差感測器組態成感測於一固定流孔之相對側上的該後處理流體中之一壓降，其中該壓差感測器係位於該錶壓感測器下游及該閥出口上游；以及

一與該壓差感測器處於訊號通訊之處理器，其中該處理器組態成基於該壓降而解譯該流速，並且命令該閥進行至少部分關閉及至少部分開啟中之至少一者。

5. 一種控制通過一器具之後處理流體的流動之方法，該器具包含一通道，該方法包含以下步驟：

操作一與一後處理流體來源處於流體連接的幫浦；

測量流自該幫浦的該後處理流體之錶壓；

調整該後處理流體的流動，以調整該後處理流體的錶壓，以將流自該幫浦的該後處理流體維持於實質上恒壓；

使該後處理流體流經一流體迴路，該流體迴路包含一閥及一壓差感測器，其中該流體迴路與該幫浦及該通道處於流體連接；

使用該壓差感測器來偵測流入該閥的該後處理流體中之一壓差；以及

使用來自該壓差感測器之一輸出來調變該閥，以控制後處理流體通過該通道之流速；

其中調變該閥之該步驟包含調變一可變閥流孔。

6. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其進一步包含計算通過該通道的該後處理流體之流速的步驟。

7. 一種控制通過一包含一通道的器具之後處理流體的流動之方法，該方法可以包含以下步驟：

操作一與一後處理流體來源處於流體連接的幫浦；

測量流自該幫浦的該後處理流體之錶壓；

調整該後處理流體的流動，以調整該後處理流體的錶壓，使該後處理流體之錶壓維持於實質上的恆壓；

使該後處理流體流經一流體迴路，該流體迴路包含一閥及一壓差感測器，其中該流體迴路與該幫浦及該通道處於流體連接；以及

使用來自該壓差感測器之一輸出來調變該閥，以控制後處理流體通過該通道之流速。

8. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中調變該閥之該步驟包含調變一可變閥流孔。

9. 一種控制通過至少一個第一流體通道的加壓流體之流量，該方法可以包含以下步驟：

使該加壓流體流經該第一流體通道，該第一流體通道包含一第一閥及一第一壓差感測器，使用該第一壓差感測器偵測流入該第一閥的該加壓流體中之一第一壓差；以及

使用來自該第一壓差感測器的一輸出調變該第一閥，以控制通過該第一流體通道的加壓流體之第一流速。

10. 如申請專利範圍第 9 項之方法，其中該加壓流體選自於由清潔劑、消毒劑、殺菌劑、水、空氣及酒精組成的群組。

圖式

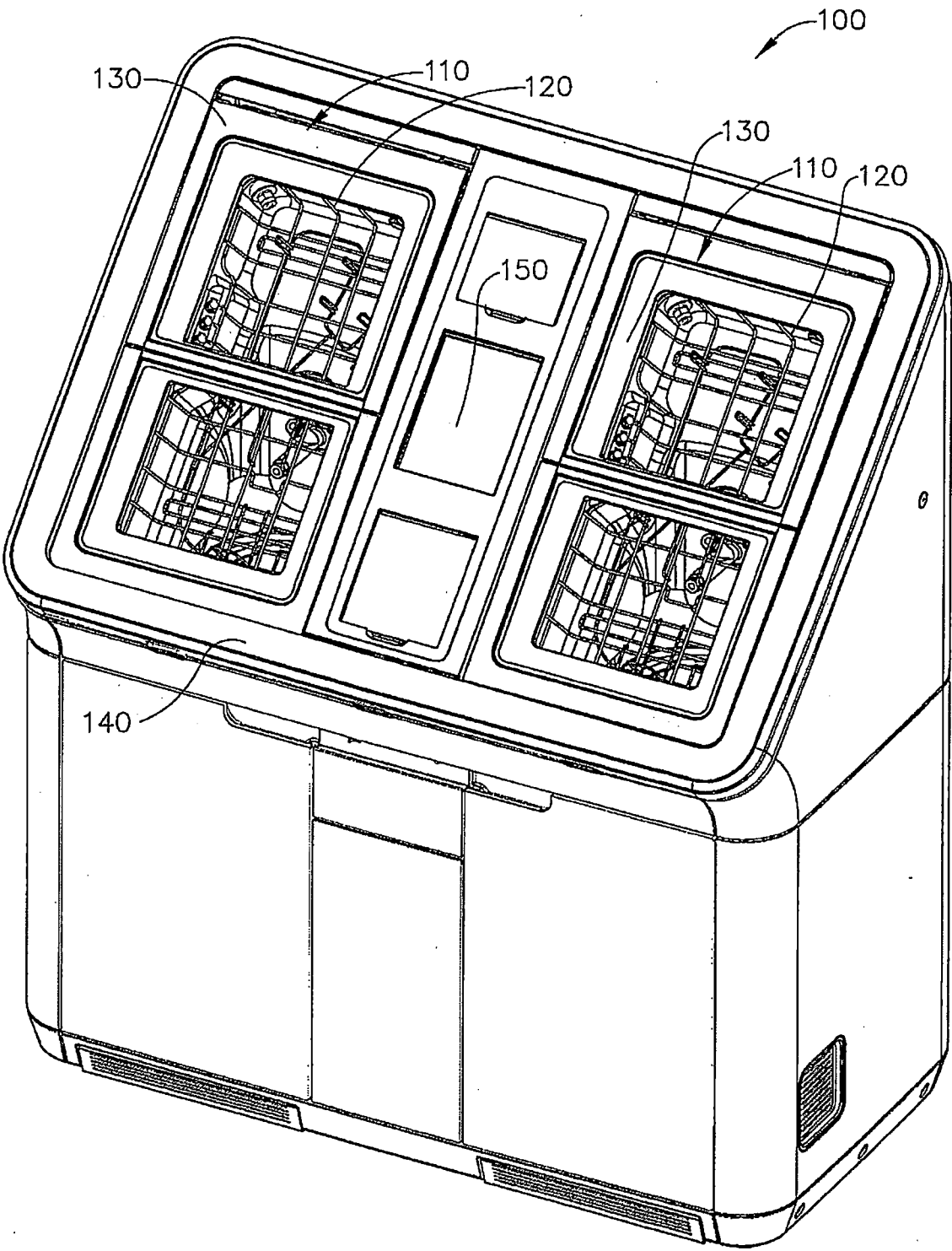


圖1

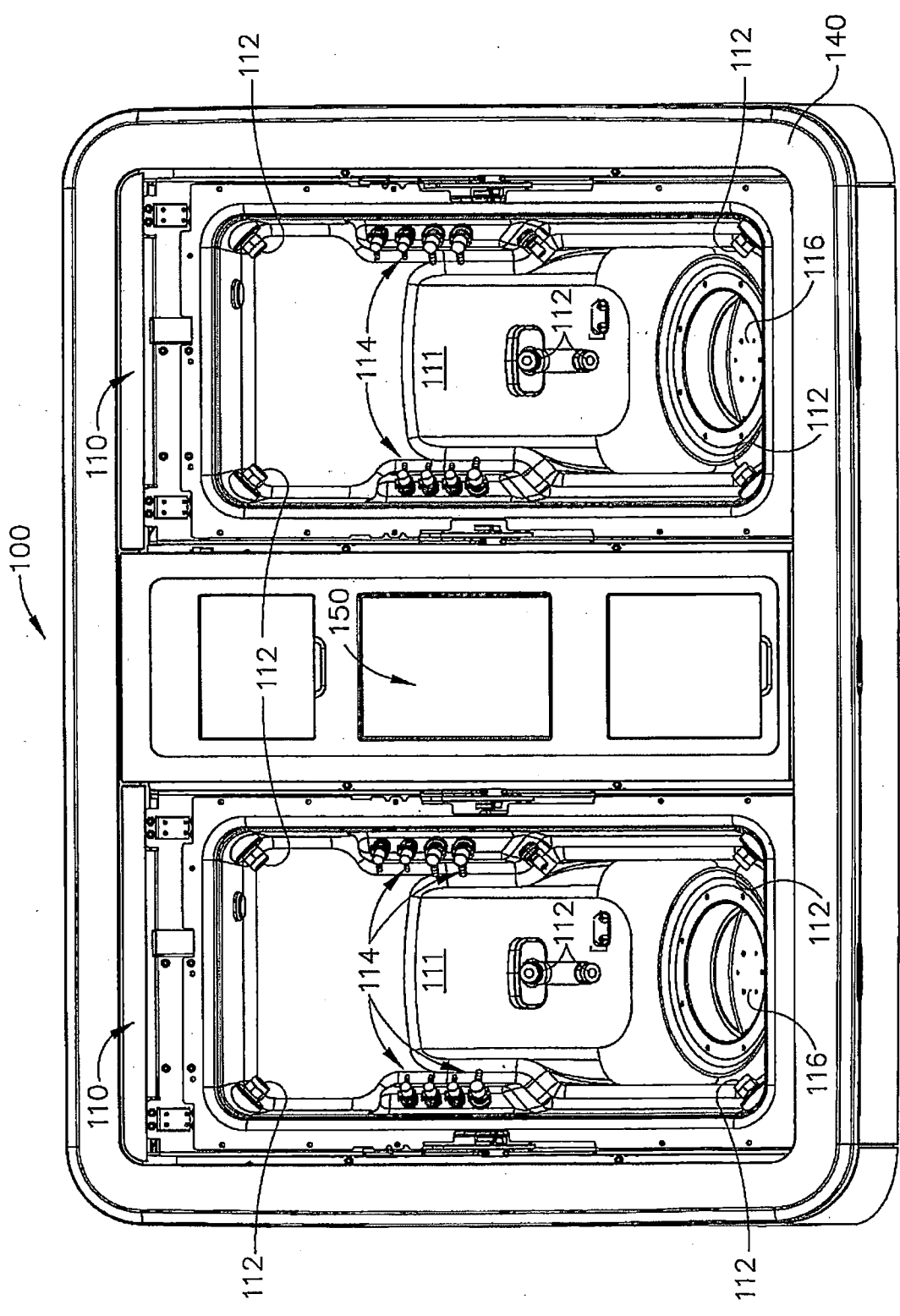


圖2

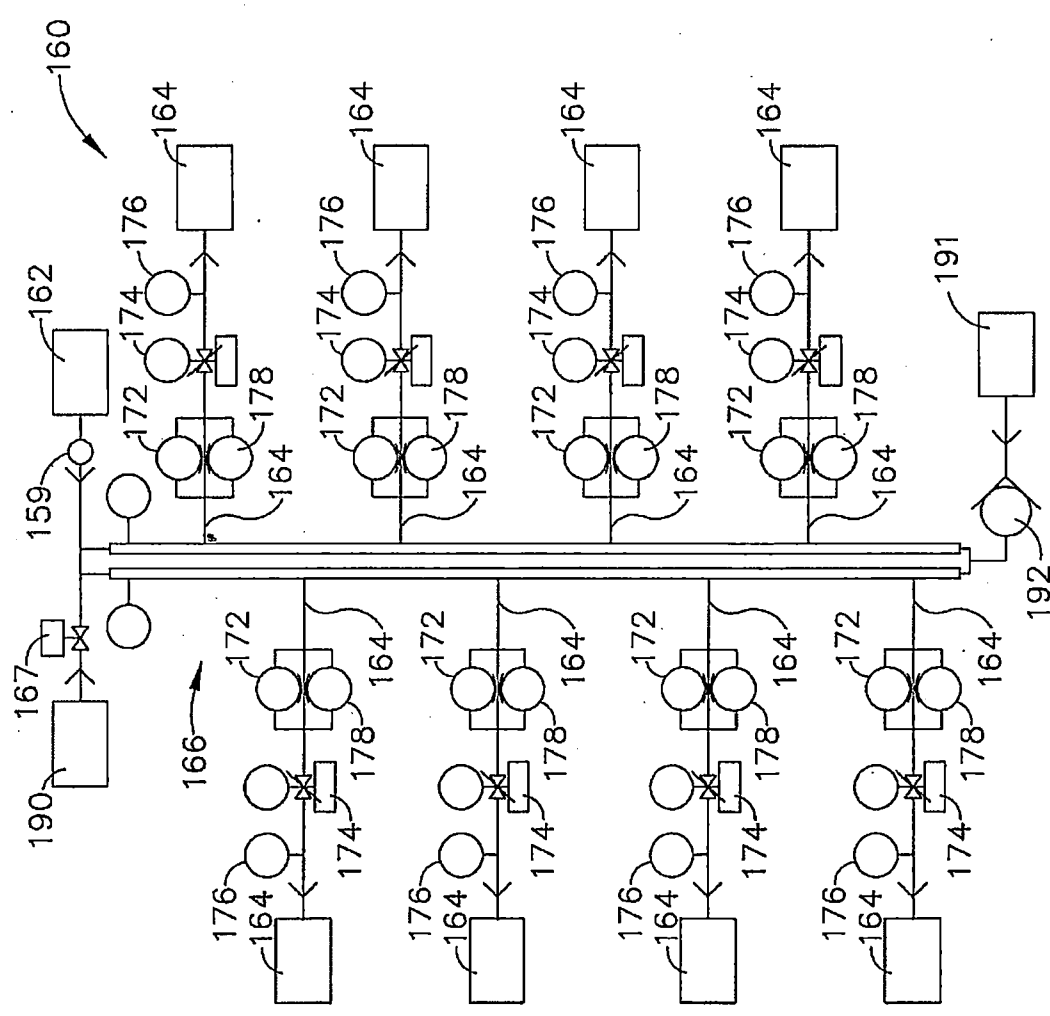


圖 3

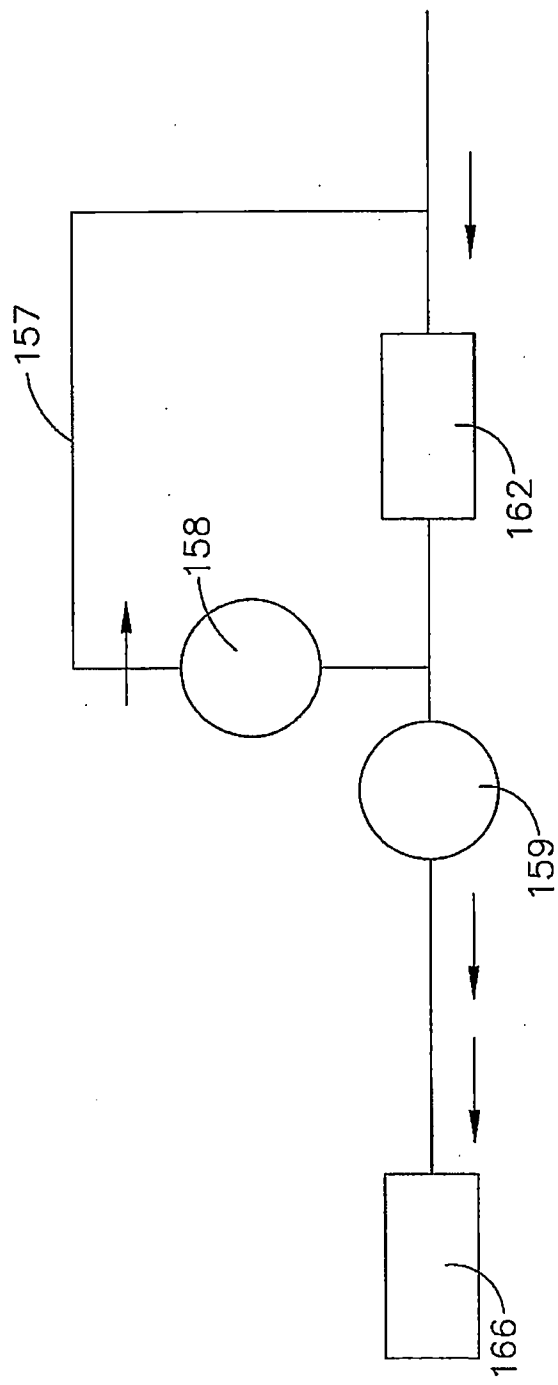


圖 3A

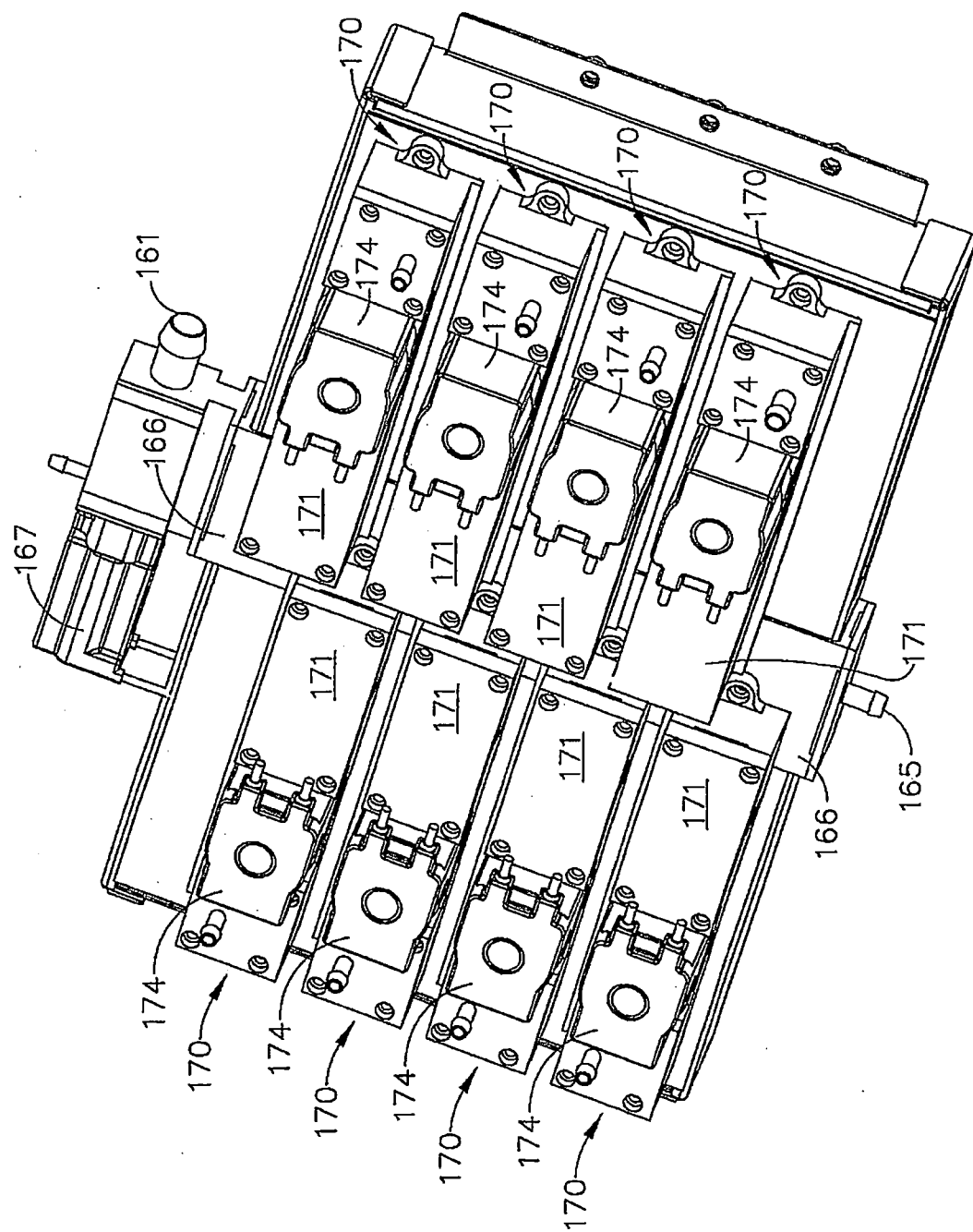


圖 4

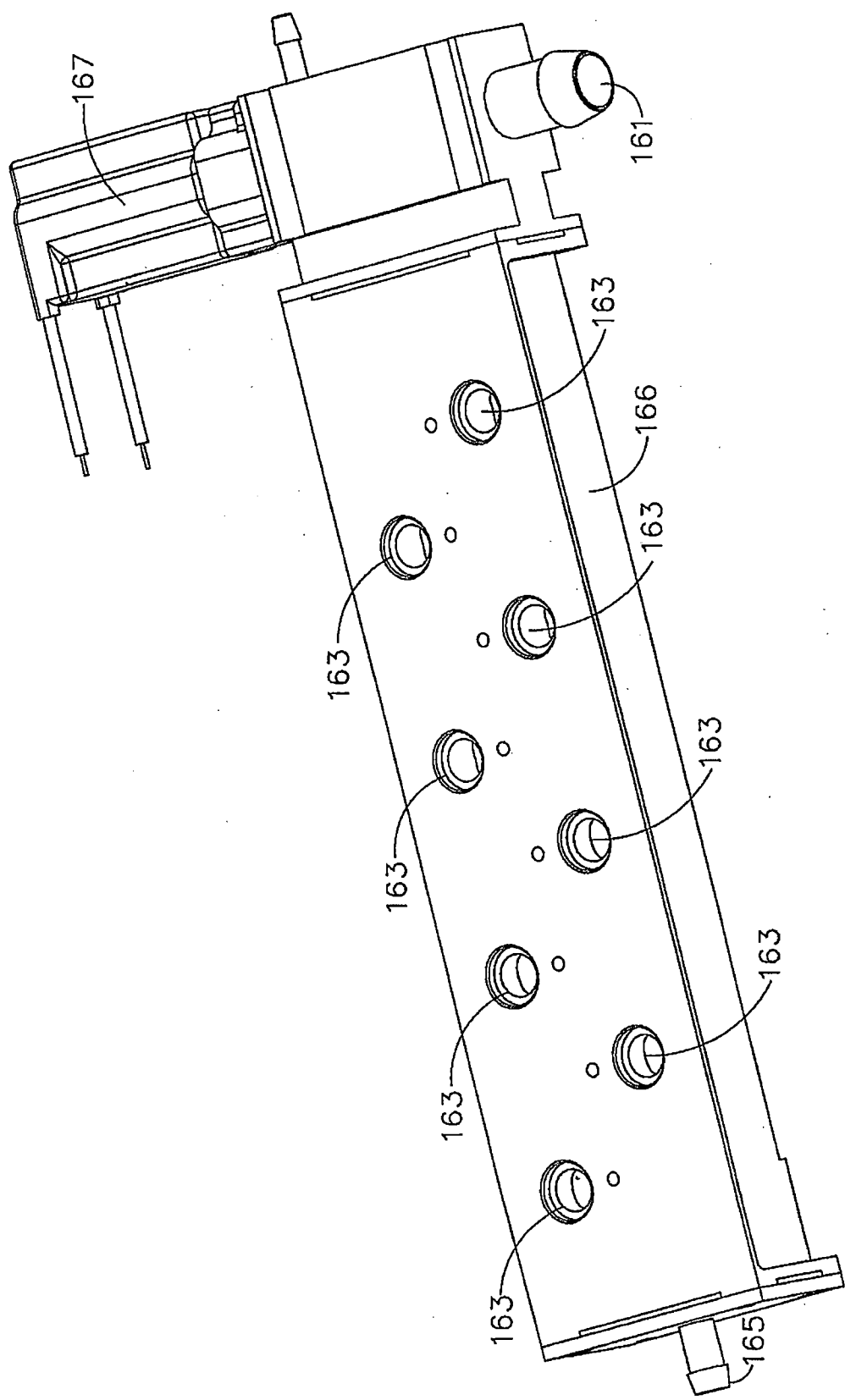


圖 5

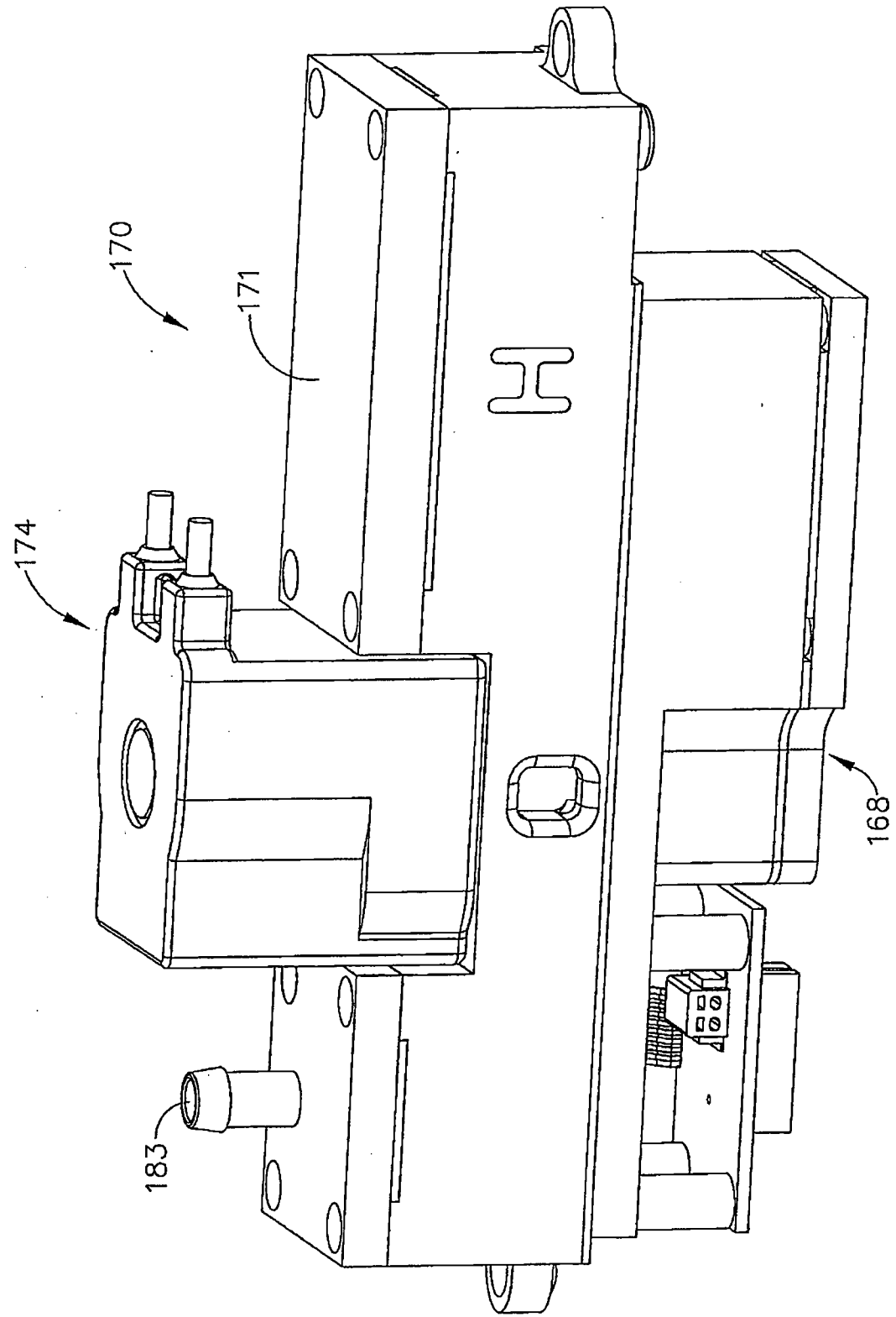


圖 6

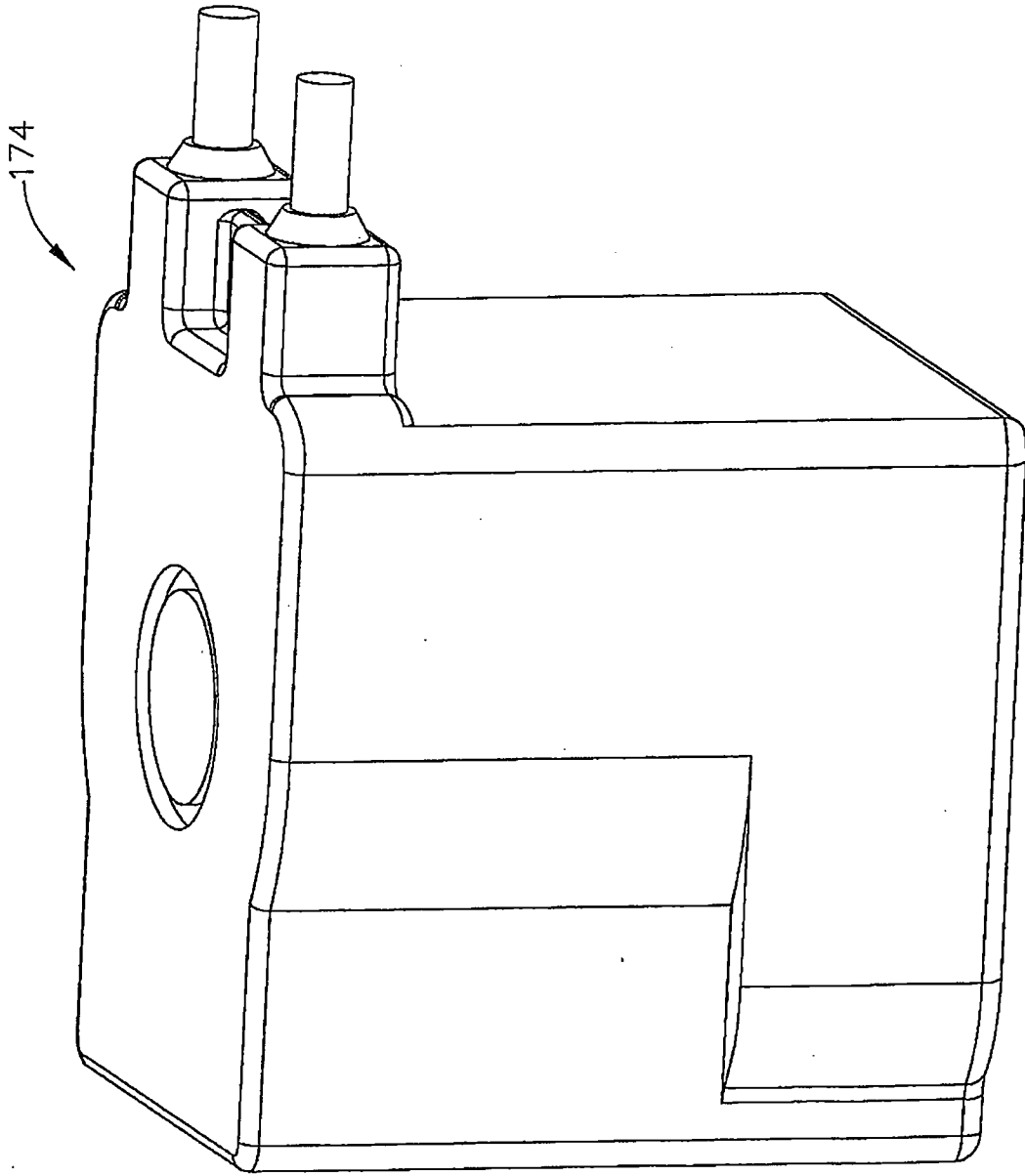
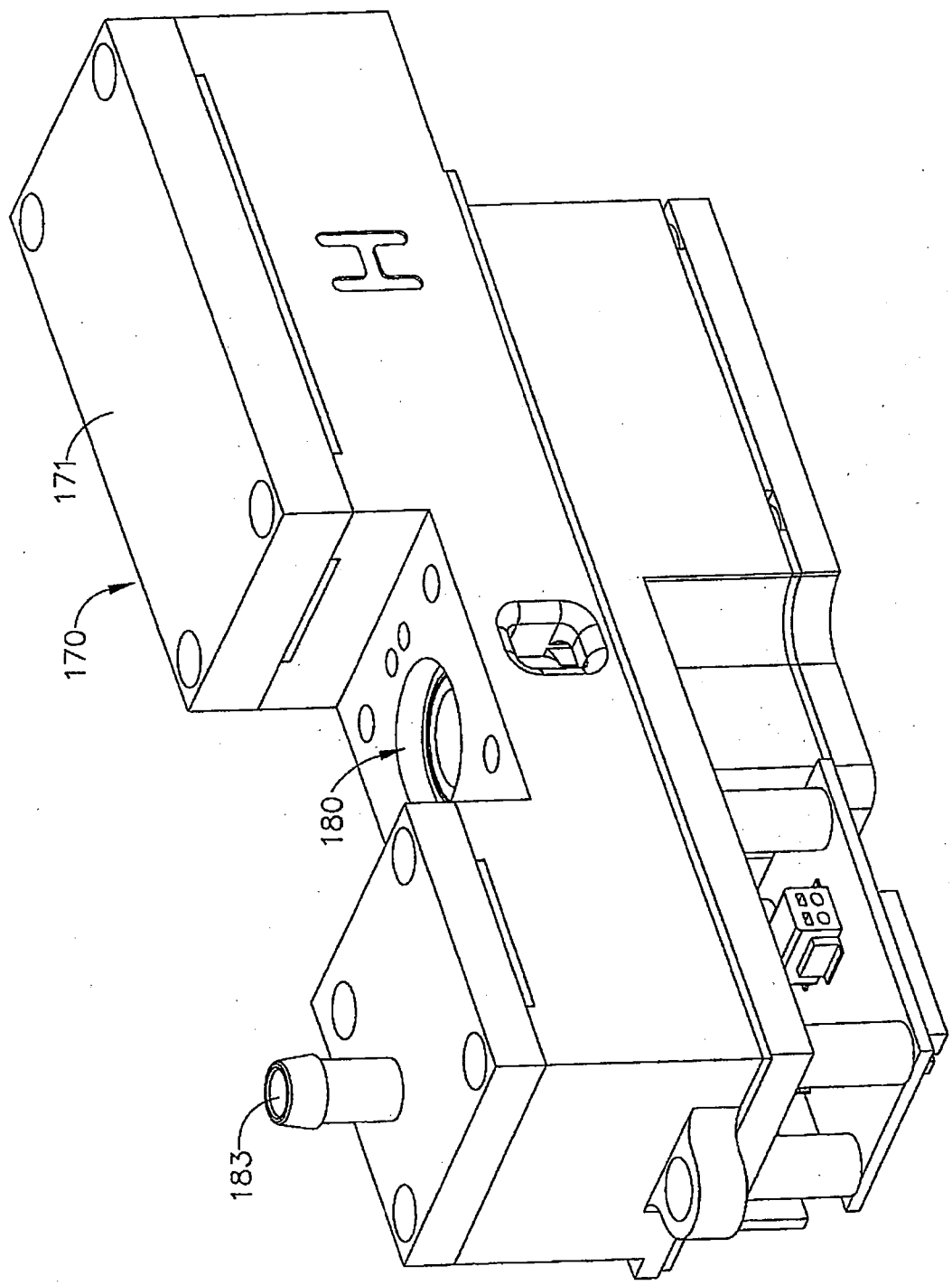


圖7



8

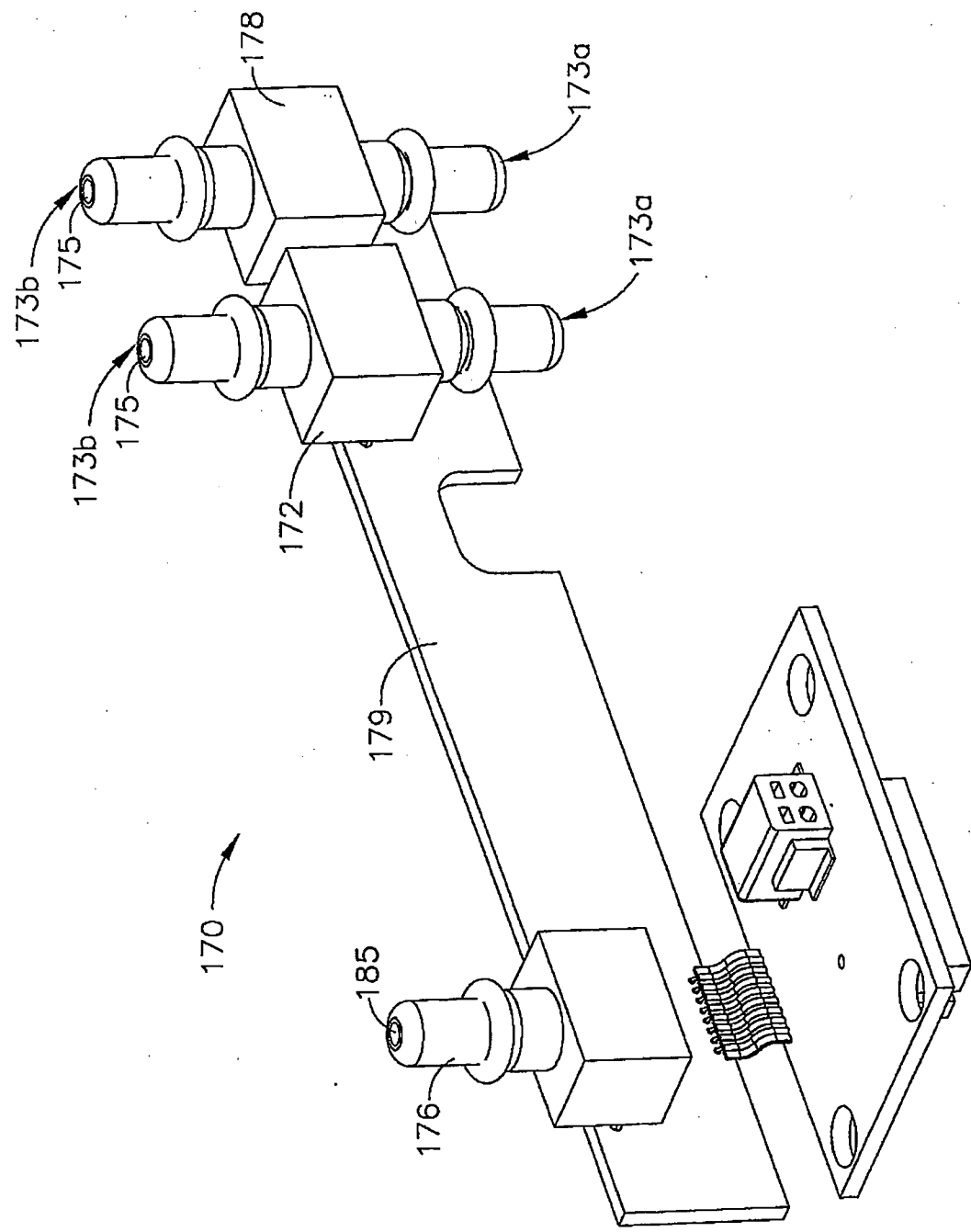


图9

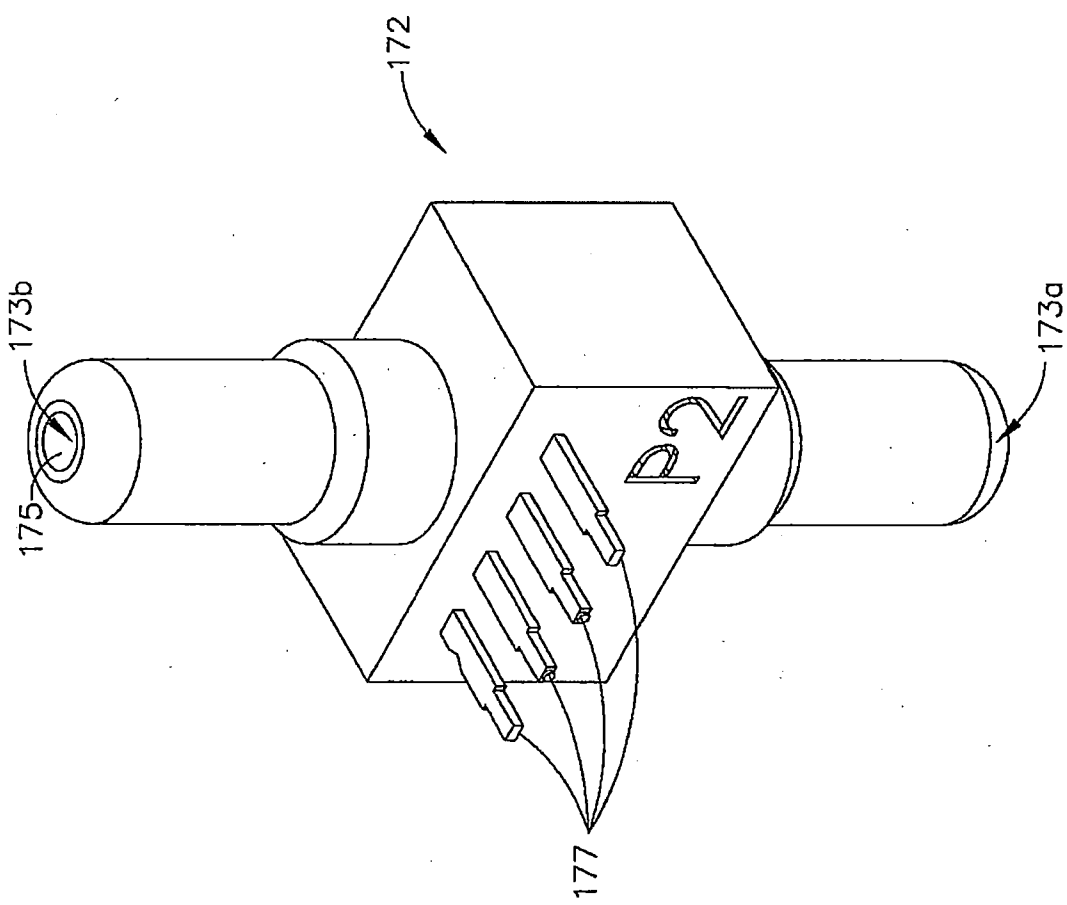


圖10

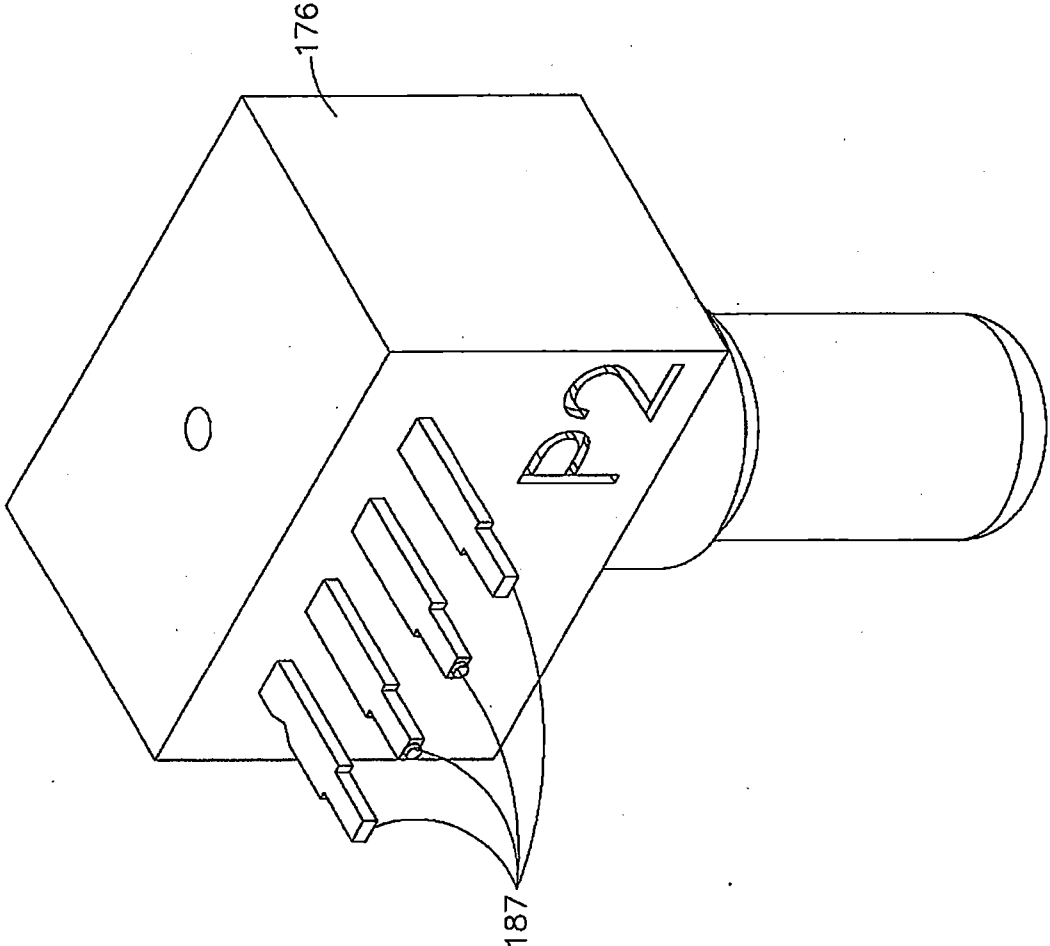


圖11

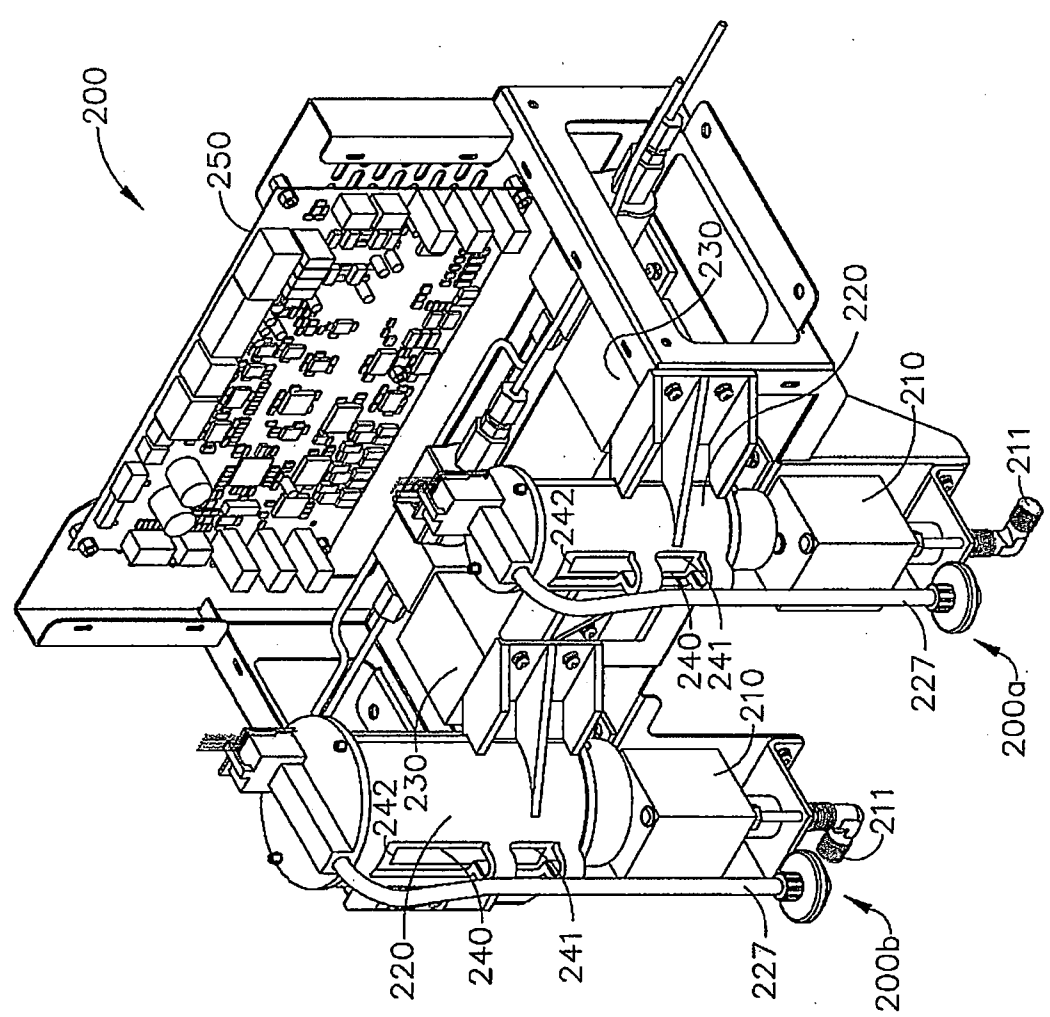


圖12

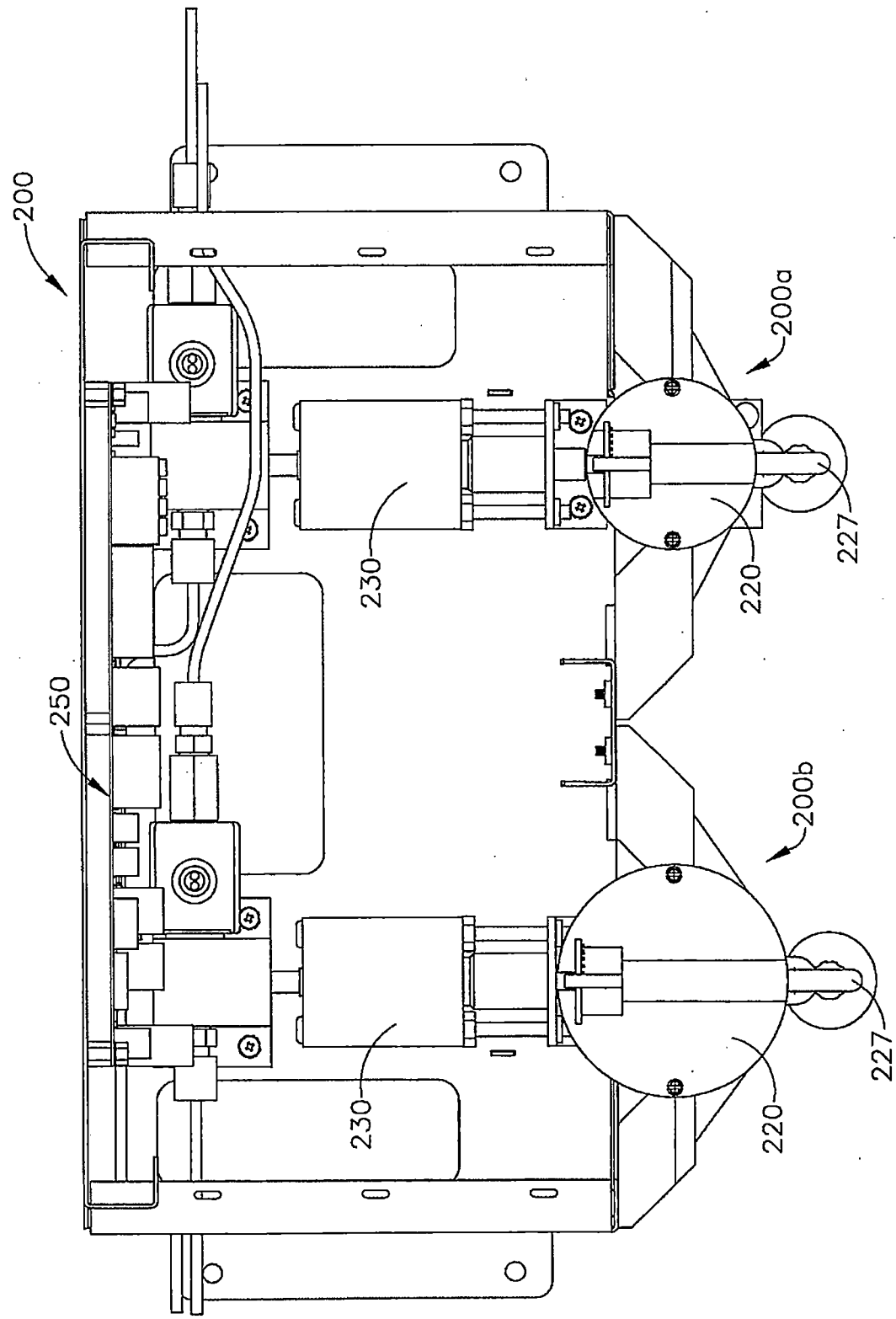


圖13

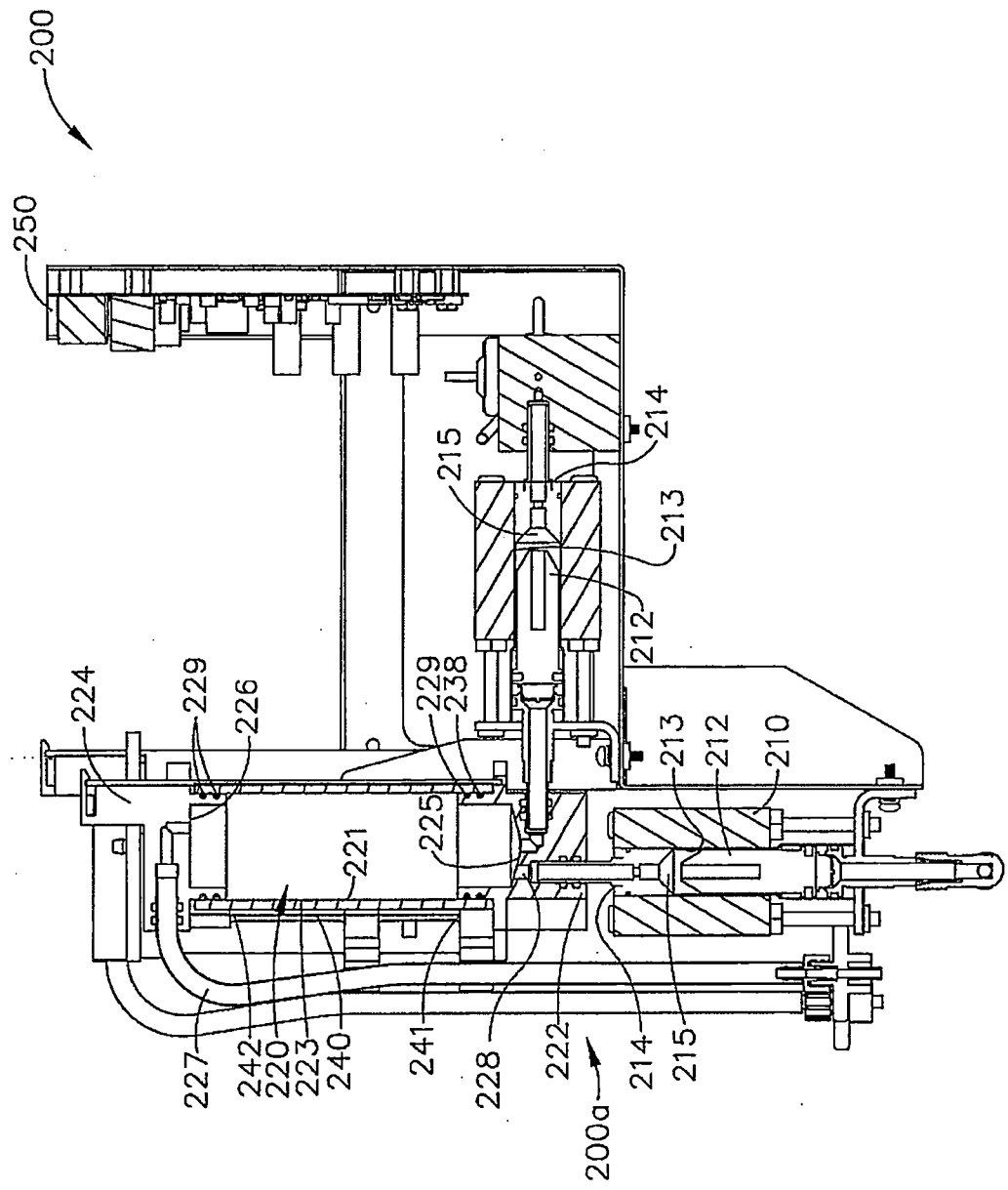


圖 14

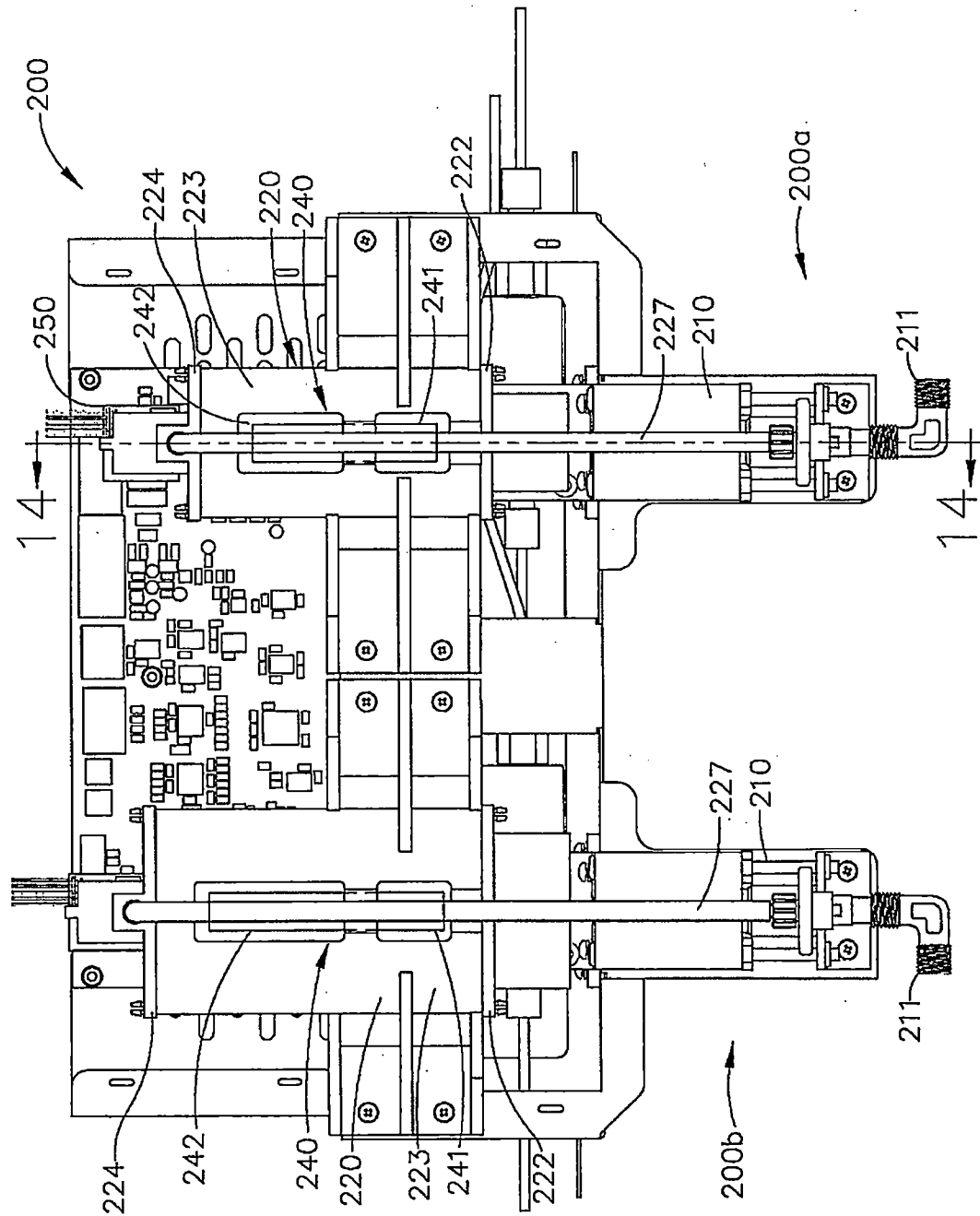


圖 15

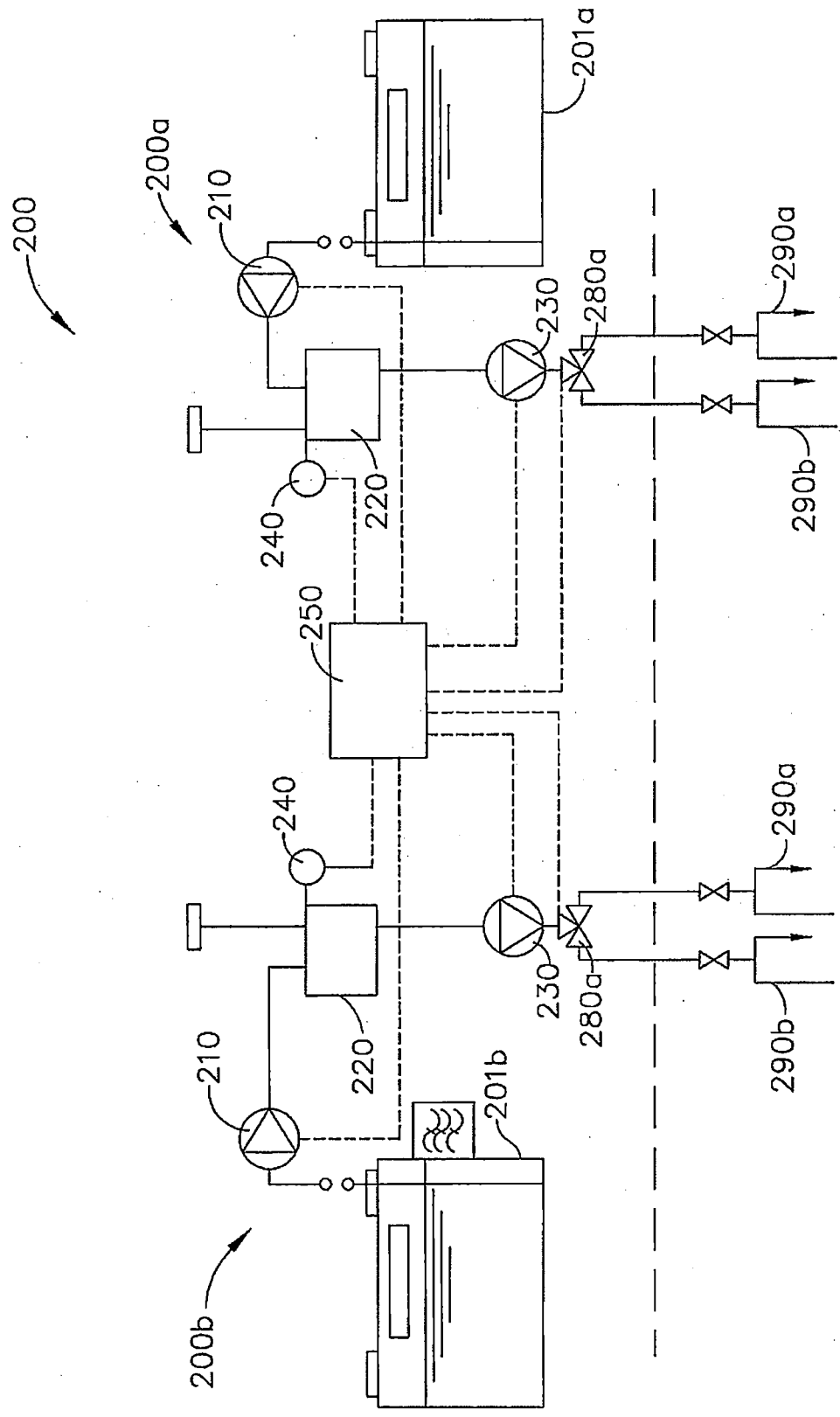


圖16

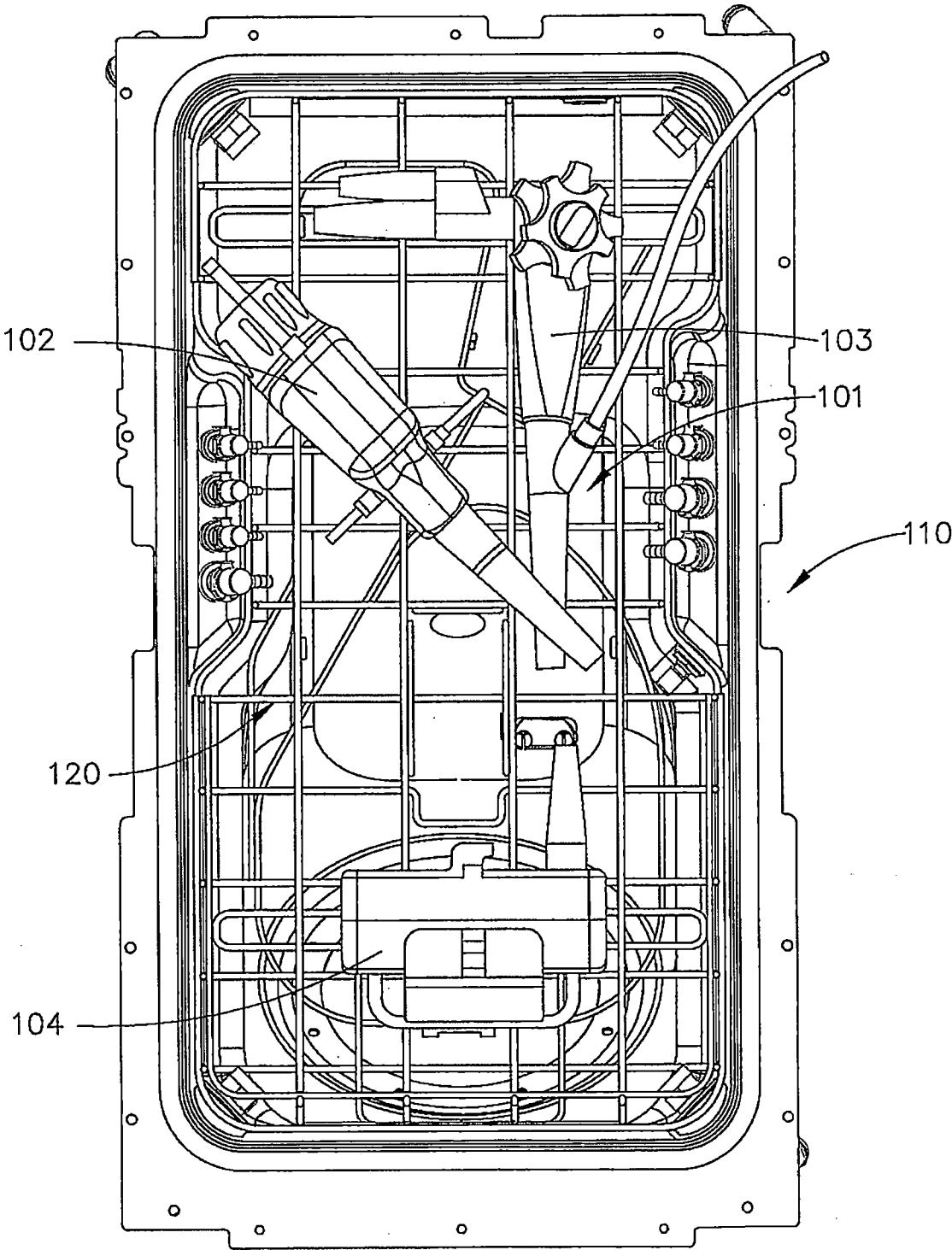


圖17