



(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 I478708 B

(45)公告日：中華民國 104 (2015) 年 04 月 01 日

(21)申請案號：098128070

(22)申請日：中華民國 98 (2009) 年 08 月 20 日

(51)Int. Cl. : A61J1/20 (2006.01)

(30)優先權：2008/08/20 美國 61/090,561

(71)申請人：I C U 醫學公司 (美國) ICU MEDICAL, INC. (US)
美國

(72)發明人：方若 湯瑪斯 F FANGROW, THOMAS F. (US)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

US 2005/0131357A1

審查人員：蔡宇婷

申請專利範圍項數：20 項 圖式數：56 共 170 頁

(54)名稱

具有防逆流閥之藥水瓶配接器、調節穿過藥水瓶配接器之流體流動之方法及製造藥水瓶配接器之方法

VIAL ADAPTORS, METHOD OF REGULATING FLUID FLOW THROUGH VIAL ADAPTOR, AND METHOD OF MANUFACTURING VIAL ADAPTOR

(57)摘要

在某些實施例中，一種藥水瓶配接器包含一外殼構件；一連接器，其經組態以耦接該配接器與一藥水瓶；及一抽取器通道，其形成於該外殼構件中。該抽取器通道經組態以在將該配接器耦接至該藥水瓶時促進自該藥水瓶抽出流體。在一些實施例中，一防逆流閥定位於該抽取器通道內。該防逆流閥可經組態以在自一流體源抽出該流體之後阻止或阻塞流體返回至該流體源。

In certain embodiments, a vial adaptor comprises a housing member, a connector configured to couple the adaptor with a vial, and an extractor channel formed in the housing member. The extractor channel is configured to facilitate withdrawal of fluid from the vial when the adaptor is coupled to the vial. In some embodiments, an anti-reflux valve is positioned within the extractor channel. The anti-reflux valve can be configured to impede or obstruct fluid returning to a fluid source after withdrawal of the fluid from the fluid source.

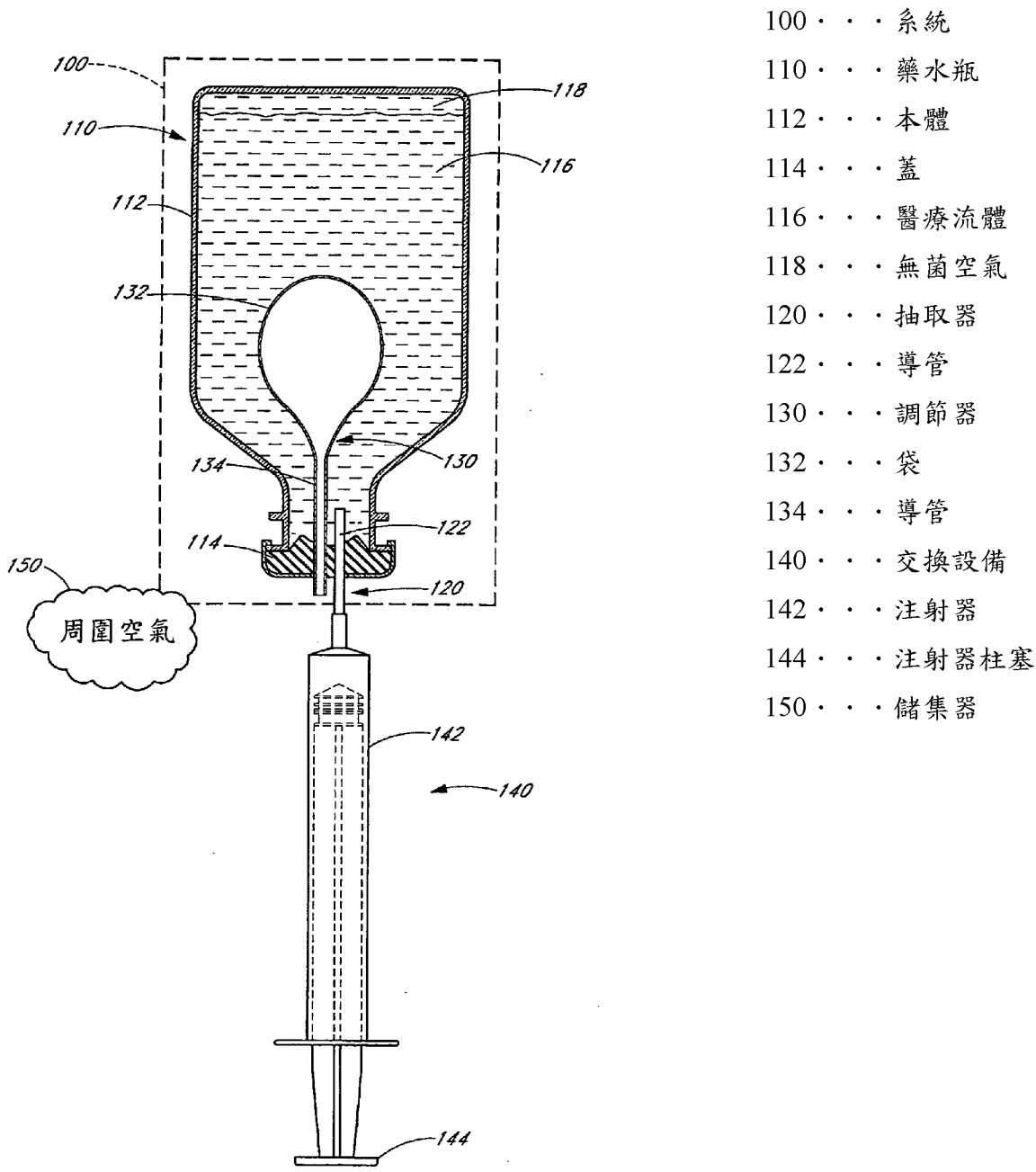


圖3

發明專利說明書

103年11月21日修(更)正替換頁

中文說明書替換頁(103年11月)

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：098128070

※ 申請日：98年8月20日

※IPC 分類：A61J 1/20 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

具有防逆流閥之藥水瓶配接器、調節穿過藥水瓶配接器之流體流動之方法及製造藥水瓶配接器之方法

VIAL ADAPTORS, METHOD OF REGULATING FLUID FLOW THROUGH VIAL ADAPTOR, AND METHOD OF MANUFACTURING VIAL ADAPTOR

二、中文發明摘要：

在某些實施例中，一種藥水瓶配接器包含一外殼構件；一連接器，其經組態以耦接該配接器與一藥水瓶；及一抽取器通道，其形成於該外殼構件中。該抽取器通道經組態以在將該配接器耦接至該藥水瓶時促進自該藥水瓶抽出流體。在一些實施例中，一防逆流閥定位於該抽取器通道內。該防逆流閥可經組態以在自一流體源抽出該流體之後阻止或阻塞流體返回至該流體源。

三、英文發明摘要：

In certain embodiments, a vial adaptor comprises a housing member, a connector configured to couple the adaptor with a vial, and an extractor channel formed in the housing member. The extractor channel is configured to facilitate withdrawal of fluid from the vial when the adaptor is coupled to the vial. In some embodiments, an anti-reflux valve is positioned within the extractor channel. The anti-reflux valve can be configured to impede or obstruct fluid returning to a fluid source after withdrawal of the fluid from the fluid source.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(3)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100	系統
110	藥水瓶
112	本體
114	蓋
116	醫療流體
118	無菌空氣
120	抽取器
122	導管
130	調節器
132	袋
134	導管
140	交換設備
142	注射器
144	注射器柱塞
150	儲集器

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本文中所揭示之某些實施例係關於用於與藥用藥水瓶耦接之新穎配接器及新穎藥用藥水瓶，以協助減少或消除逆流。

本申請案根據35 U.S.C. § 119(e)規定主張2008年8月20日申請之題為「VIAL ADAPTORS WITH ANTI-REFLUX VALVES」的美國臨時專利申請案第61/090,561號之權利，該案之全文以引用的方式併入本文中且構成本說明書之部分。

【先前技術】

將醫藥或其他醫療相關流體儲存於藥水瓶中為習慣作法。在一些情況下，如此儲存之醫藥或流體在注入血流時為治療性的，但在吸入時或在由曝露皮膚接觸時為有害的。用於自藥水瓶抽取潛在有害醫藥之某些已知系統遭受各種缺陷，包括當完成自藥水瓶之流體抽取時使流體朝著藥水瓶吸回。

【發明內容】

在某些實施例中，用於自藥水瓶移除液體內含物之藥水瓶配接器包含一刺穿構件及一袋。該袋可含於該刺穿構件內以使得當藥水瓶配接器與藥水瓶耦接時該袋可引入至藥水瓶。在一些實施例中，當經由配接器自藥水瓶移除液體時，袋在藥水瓶內膨脹，藉此調節藥水瓶內之壓力。

在一些實施例中，藥水瓶包含一袋，該袋用於在自藥水

瓶移除液體時調節藥水瓶內之壓力。藥水瓶配接器與藥水瓶耦接以便移除液體。當經由配接器自藥水瓶移除液體時，袋在藥水瓶內膨脹，且在其他實施例中，袋在藥水瓶內收縮。

在一些實施例中，壓力調節設備包含一連接器，該連接器經組態以耦接該設備與藥水瓶。該設備包括一刺穿構件，該刺穿構件具有自刺穿構件之基座延伸之包鞘。該刺穿構件經組態以在設備接著與藥水瓶耦接時插入至藥水瓶中。抽取器孔形成於該包鞘中且定位於覆蓋自刺穿構件之基座至包鞘之末端的距離的至少約八分之一的區域內。該袋經調適以在藥水瓶內膨脹或展開。該袋經組態以自實質上未膨脹或摺疊之第一定向移動至至少部分膨脹或展開且至少部分在藥水瓶內之第二定向。當該袋處於第二定向時，該袋經定大小及定位以至少部分地適配於藥水瓶內。該袋包含實質上不可滲透安置於藥水瓶內之藥用流體之層，藉此阻止該藥用流體在袋之外表面與內表面之間通過。該設備調節藥水瓶內之壓力，使得當自藥水瓶抽出藥用流體時，該袋將膨脹或展開以便使袋之相對側上之壓力實質上平衡。

在某些實施例中，藥水瓶配接器包含一外殼構件；一連接器，其經組態以耦接該配接器與藥水瓶；及一抽取器通道，其形成於該外殼構件中。該抽取器通道經組態以在該配接器耦接至該藥水瓶時促進自藥水瓶抽出流體。在一些實施例中，防逆流閥定位於該抽取器通道內。該防逆流閥

可經組態以減小在自流體源抽出流體之後流體返回至流體源之風險。

一些實施例提供一種調節、阻止或選擇性地阻塞穿過藥水瓶配接器之流體流動的方法。該方法可包括提供經組態以與藥水瓶耦接之外殼構件及容許流體流動穿過形成於外殼構件中之抽取器通道。該抽取器通道可經組態以在將配接器耦接至藥水瓶時促進自藥水瓶抽出流體。該方法可包括調節、阻止或選擇性地阻塞抽取器通道內之流體流動以使得流體不流向藥水瓶，除非超過臨限流體逆流壓力。該臨限流體逆流壓力可大於當自藥水瓶抽出流體時容許流體流動之流體壓力。該方法可進一步包括在自藥水瓶抽出流體時將藥水瓶中之壓力調節至實質上穩定。

某些實施例提供一種製造藥水瓶配接器之方法。該方法可包括提供一外殼構件，該外殼構件具有形成於其中之抽取器通道。該抽取器通道可經組態以在將配接器耦接至藥水瓶時促進自藥水瓶抽出流體。該方法可包括提供經組態以耦接外殼構件與藥水瓶之連接器及將防逆流閥定位於該抽取器通道內。該防逆流閥可經組態以在自藥水瓶抽出至少一些流體之後阻止或阻塞流體返回至藥水瓶。該方法可包括將一袋至少部分地安置於自外殼構件延伸之包鞘內。該包鞘可經組態以在將配接器耦接至藥水瓶時定位於藥水瓶內。該袋可經組態以在自藥水瓶抽出流體時回應於藥水瓶內之壓力變化而膨脹。該方法可包括將一阻斷結構定位於該抽取器通道內及將具有其中形成有開口之基座的杯定

位於該抽取器通道內以使得基座鄰近於該阻斷結構。該阻斷結構可經組態以阻塞開口之至少一部分。該方法可包括在防逆流閥與抽取器通道之側壁之間形成不透流體密封。

【實施方式】

各種實施例為了達成說明之目的而在隨附圖式中描繪，且不應以任何方式解釋為限制本發明之範疇。另外，不同的所揭示實施例之各種特徵可經組合以形成額外實施例，其為本發明之部分。

許多醫藥及其他治療性流體經儲存且散發於各種形狀及大小之藥用藥水瓶中。通常，此等藥水瓶經密封以防止所儲存流體之污染或滲漏。在密封藥水瓶之內部與稍後移除流體之特定大氣壓力之間的壓力差通常引起各種問題。

舉例而言，經由藥水瓶之隔膜引入藥水瓶配接器之刺穿構件可引起藥水瓶內之壓力急劇上升。此壓力增加可引起流體在隔膜與刺穿構件之界面處或在配接器與醫療設備(諸如注射器)之附接界面處自藥水瓶滲漏。又，由於一旦釋放注射器柱塞則流體可能自然地被推回至藥水瓶中，因此可能難以使用空注射器或其他醫療器具自密封藥水瓶抽出準確量之流體。此外，當使注射器自藥水瓶解耦時，壓力差通常可引起少量流體自注射器或藥水瓶噴出。另外，在許多情況下，當自藥水瓶抽出流體時，氣泡吸入至注射器中。為了在自藥水瓶移除之後除去注射器之氣泡，醫療專業人員通常輕彈注射器，將所有氣泡收集於注射器開口附近，且接著壓出氣泡。在進行此操作的過程中，少量液

體通常亦自注射器排出。醫療人員在排出氣泡及流體之前通常不採用重新耦接注射器與藥水瓶之額外步驟。在一些情況下，此操作甚至可能由法律及法規禁止。此等法律及法規在某些狀況下亦可能規定要在藥水瓶外某位置處排出過度吸入之流體。此外，即使試圖將額外空氣或流體重新插入於藥水瓶中，壓力差有時亦可導致抽出流體之不準確量測。

為了解決由壓力差引起之此等問題，醫療專業人員經常以對應於其意欲自藥水瓶抽出之流體之體積的精確體積之周圍空氣來預先填充空注射器。醫療專業人員接著刺穿藥水瓶且將此周圍空氣排出至藥水瓶中，從而暫時增加藥水瓶內之壓力。當稍後抽出所要體積之流體時，在注射器之內部與藥水瓶之內部之間的壓力差通常接近平衡。接著可進行注射器內之流體體積之小調整以移除氣泡，而不會導致在藥水瓶與注射器之間的明顯壓力差。然而，此方法之顯著缺點在於周圍空氣(尤其在醫院環境中)可能含有各種空氣傳播病毒、細菌、灰塵、孢子、黴菌及其他不衛生及有害碎片。注射器中預先填充的周圍空氣可能含有此等有害物質中之一或多者，其接著可能與醫藥或藥水瓶中之其他治療性流體混合。若將此被污染流體直接注入至患者血流中，則可能特別危險，因為其阻止實現身體對空氣傳播病原體之許多自然防禦。此外，需要醫藥及其他治療性流體之患者更可能遭受減小之抗感染能力。

在腫瘤學及某些其他藥品之情形中，所有以上問題可尤

其嚴重。儘管在注入至患者血流時有幫助，但此等藥品若被吸入或觸摸則可能極其有害。因此，若歸因於壓力差而允許此等藥品自藥水瓶不可預測地噴出，則此等藥品可為危險的。此外，此等藥品通常為揮發性的且可能在曝露至周圍空氣時立即成煙霧狀散開。因此，排出少量此等藥品以便清除注射器之氣泡或過量流體(即使以受控方式)通常並非一可行選項，尤其對於每天可能重複此等活動多次之醫療人員來說。因此，存在對減少以上所提到問題之藥水瓶配接器的需要。

允許在自藥水瓶移除流體時將空氣吸入至藥水瓶中之某些設備存在。此等設備通常使用過濾器。儘管過濾器在空氣進入藥水瓶時自空氣移除大量污染物，但過濾器並非完美的。在一些情況下，過濾器為包含Gortex®或Teflon®之疏水性薄膜。多個問題由此等裝配引起。舉例而言，過濾器之疏水性質阻止使用者使過度吸入之流體返回至藥水瓶。舉例而言，在一些情況下，當使用者自藥水瓶抽出流體時允許空氣經由通道進入藥水瓶中。然而，若使用者將流體推回至藥水瓶中，則亦推動流體穿過通道直至其接觸過濾器。由於過濾器為流體之障壁，因此藥水瓶內之壓力將隨醫療專業人員繼續將流體推動至藥水瓶中而增加。如上所敘述，此等壓力增加在一些情況下由法律禁止，且在任何情況下，可使得使用者難以獲得準確劑量。另外，壓力差可容易地損壞薄且易損的薄膜，從而引起過濾器不時滲漏且容許有害液體逸出。

此外，過濾器中之Gortex®或Teflon®薄膜之使用通常需要環氧乙烷(EtO)滅菌，其對於醫療設備製造商而言為昂貴且不方便的。滅菌之較佳替代方法(諸如伽瑪滅菌(gamma sterilization)及電子束滅菌)通常毀壞此等過濾器。在一些情況下，滅菌之後種形式使Teflon®薄膜降級，從而使過濾器傾向於滲漏。

另外，一些現有設備與藥水瓶耦接為困難或複雜的且可能需要多個專用裝置以實現此耦接。複雜程序對於每天重複該等程序多次之醫療人員來說可變得過度繁重。此外，某些此等複雜設備為笨重且不平衡的。將此設備與藥水瓶耦接通常形成一頭重腳輕的亞穩定系統，其傾向於翻倒且可能溢出。

本文中所揭示的為藥水瓶配接器之許多實施例，其減少、最小化或消除許多以上所提到之問題。

圖1為諸如藥用藥水瓶之容器10之示意性說明，其可與抽取器20及調節器30耦接。在某些配置中，調節器30允許經由抽取器20移除容器10中之一些或所有內含物而不顯著改變容器10內之壓力。

通常，容器10經密封以使容器10之內含物保持處於無菌環境中。容器10可在密封時經抽空或加壓。在一些情況下，容器10部分或完全地以諸如藥品或其他醫療流體之液體填充。在此等情況下，一或多種氣體亦可密封於容器10中。儘管本文係在醫療領域中提供實施例及實例，但本發明不限於僅醫療領域且某些實施例可用於許多其他領域。

抽取器 20 通常提供容器 10 之內含物之出入口 (access) 以使得可移除或添加內含物。在某些配置中，抽取器 20 包含一在容器 10 之內部與外部之間的開口。抽取器 20 可進一步包含一在容器 10 之內部與外部之間的過道。在一些組態中，抽取器 20 之過道可選擇性打開及關閉。在一些配置中，抽取器 20 包含一導管，其延伸穿過容器 10 之表面。抽取器 20 可在密封容器 10 之前與容器 10 整體地形成或在已密封容器 10 之後引入至容器 10。

在一些組態中，抽取器 20 與容器 10 流體連通，如由箭頭 21 所指示。在某些此等組態中，當容器 10 內之壓力不同於周圍環境之壓力時，抽取器 20 至容器 10 之引入引起經由抽取器 20 之輸送。舉例而言，在一些配置中，圍繞容器 10 之環境之壓力超過容器 10 內之壓力，其可能引起來自環境之周圍空氣在將抽取器 20 插入至容器 10 中時經由抽取器 20 進入。在其他配置中，容器 10 內之壓力超過周圍環境之壓力，從而引起容器 10 之內含物經由抽取器 20 流出。

在一些組態中，抽取器 20 與交換設備 40 耦接。在某些情況下，抽取器 20 與交換設備 40 為可分離的。在一些情況下，抽取器 20 與交換設備 40 整體地形成。交換設備 40 經組態以經由抽取器 20 自容器 10 納受流體及/或氣體，經由抽取器 20 將流體及/或氣體引入至容器 10，或進行兩者之某組合。在一些配置中，交換設備 40 與抽取器 20 流體連通，如由箭頭 24 所指示。在某些組態中，交換設備 40 包含諸如注射器之醫療器具。

在一些情況下，交換設備40經組態以經由抽取器20移除容器10之一些或所有內含物。在某些配置中，交換設備40可獨立於在容器10之內部與周圍環境之間的壓力差或在無該壓力差的情況下移除內含物。舉例而言，在容器10外部之壓力超過容器10內之壓力的情況下，包含注射器之交換設備40可在施加足夠力以自注射器拔出柱塞的情況下移除容器10之內含物。交換設備40可類似地獨立於在容器10之內部與周圍環境之間的壓力差而將流體及/或氣體引入至容器10。

在某些組態中，調節器30與容器10耦接。調節器30通常調節容器10內之壓力。於本文中使用时，術語調節或其任何衍生詞為在其普通意義上使用之廣義術語，且包括(除非另外指出)任何主動、肯定或積極的活動，或任何被動、反應性、回應性、適應或補償活動(其傾向於實現變化)。在一些情況下，調節器30實質上維持在容器10之內部與周圍環境之間的壓力差或平衡。於本文中使用时，術語維持或其任何衍生詞為在其普通意義上使用之廣義術語且包括保持原始條件歷時某時段而不管最終是否改變彼條件之趨勢。在一些情況下，調節器30維持容器10內之實質上恆定壓力。在某些情況下，容器10內之壓力改變不超過約1 psi、不超過約2 psi、不超過約3 psi、不超過約4 psi或不超過約5 psi。在其他情況下，調節器30均衡化施加於容器10之內含物上之壓力。於本文中使用时，術語均衡化或其任何衍生詞為在其普通意義上使用之廣義術語且包括朝

向平衡之移動而不管是否達成平衡。在其他組態中，調節器30與容器10耦接以允許或促使在容器10之內部與某種其他環境(諸如圍繞容器10之環境或交換設備40內之環境)之間的壓力差之均衡。在一些配置中，單一設備包含調節器30及抽取器20，而在其他配置中，調節器30與抽取器20為分離單元。

調節器30通常如由箭頭31所指示與容器10連通，且如由另一箭頭35所指示與儲集器50連通。在一些組態中，儲集器50包含圍繞容器10之環境之至少一部分。在其他組態中，儲集器50包含容器、罐、袋或專用於調節器30之其他儲器。於本文中使用时，術語袋為在其普通意義上使用之廣義術語且包括(但不限於)任何袋子、氣囊、囊狀物、納受器、儲集器、封閉體、隔膜或薄膜(能夠膨脹及/或收縮)，其包括包含可撓性、柔軟、可彎、能回彈、有彈性及/或可膨脹材料之結構。在一些實施例中，儲集器50包含氣體及/或液體。

在某些實施例中，調節器30提供容器10與儲集器50之間的流體連通。在某些此等實施例中，較佳地，儲集器50主要包含氣體以便不稀釋容器10之任何液體內含物。在一些配置中，調節器30包含用以淨化進入容器10之氣體或液體之過濾器，藉此減小污染容器10之內含物之風險。在某些配置中，過濾器為疏水性的以使得空氣可進入容器10但流體不可自其逸出。

在其他實施例中，調節器30防止容器10與儲集器50之間

的流體連通。在某些此等實施例中，調節器30用作容器10與儲集器50之間的界面。在一些配置中，調節器30包含一實質上不滲透袋，其用於適應氣體及/或液體至容器10之進入或氣體及/或液體自容器10之流出。

如圖2中示意性說明，在某些實施例中，抽取器20或其某部分位於容器10內。如上詳述，抽取器20可與容器10整體地形成或與其分離。在一些實施例中，調節器30或其某部分位於容器10內。在此等實施例中，調節器30可在密封容器10之前置放於容器10中或其可密封容器10之後引入至容器10。在一些配置中，調節器30與容器10整體地形成。有可能具有完全在容器10內、部分在容器10內或在容器10外部之抽取器20或其某部分，及/或完全在容器10內、部分在容器10內或在容器10外部之調節器30或其某部分的任何組合。

在某些實施例中，抽取器20與容器10流體連通。在其他實施例中，抽取器20與交換設備40流體連通，如由箭頭24所指示。

調節器30可與容器10流體或非流體連通。在一些實施例中，調節器30完全位於容器10內。在某些此等實施例中，調節器30包含一封閉袋，該封閉袋經組態以在容器10內膨脹或收縮以維持容器10內之實質上恆定壓力。在其他實施例中，調節器30與儲集器50流體或非流體連通，如由箭頭35所指示。

圖3說明包含藥水瓶110、抽取器120及調節器130之系統

100之實施例。藥水瓶110包含本體112及蓋114。在所說明之實施例中，藥水瓶110含有醫療流體116及相對少量之無菌空氣118。在某些配置中，當藥水瓶110以蓋114面向下定向(亦即，蓋114在流體與地面之間)時，流體116自藥水瓶110移除。抽取器120包含一導管122，導管122在一末端處流體連接至一交換設備140，該交換設備140包含具有柱塞144之標準注射器142。導管122延伸穿過蓋114且進入流體116中。調節器130包含袋132及導管134。袋132及導管134與一儲集器150流體連通，該儲集器150包含圍繞系統100與交換設備140兩者之周圍空氣。袋132包含實質上不滲透材料以使得藥水瓶110內之流體116及空氣118不接觸位於袋132內部的周圍空氣。

在所說明之實施例中，藥水瓶110外部之區域處於大氣壓力。因此，注射器柱塞144上之壓力等於袋132之內部上之壓力，且系統100處於平衡狀態。柱塞144可經抽出以用流體116填充注射器142。抽出柱塞144增加藥水瓶110之有效體積，藉此減小藥水瓶110內之壓力。藥水瓶110內之壓力之減小增加袋132之內部與外部之間的壓力差，其引起袋132膨脹且將流體推動至注射器142中。實際上，袋132在藥水瓶110內膨脹至補償自藥水瓶110抽出之流體116之體積的新體積。因此，一旦柱塞144停止自藥水瓶110抽出，則系統再次處於平衡狀態。有利地，系統100接近平衡地操作，從而促進流體116之抽出。此外，歸因於系統100之平衡，柱塞144保持處於其經抽出之位置，藉此允許

自藥水瓶110移除準確量之流體116。

在某些配置中，袋132之增加的體積大致等於自藥水瓶110移除之液體之體積。在一些配置中，當自藥水瓶110抽出較大量之流體時，袋132之體積以較慢速率增加，使得自藥水瓶110抽出之流體之體積大於袋132之增加的體積。

在一些配置中，袋132可伸展以膨脹超過靜止體積。在一些情況下，伸展引起一恢復力，其有效地形成在袋132之內部與藥水瓶110之內部之間的壓力差。舉例而言，當袋132伸展時，可形成藥水瓶110內之低度真空。

在某些情況下，可能會無意地抽出比最初所要更多的流體116。在其他情況下，最初可能抽出藥水瓶110中的一些空氣118，從而在注射器142內形成不需要的氣泡。因此可能需要將一些抽出的流體116及/或空氣118注回至藥水瓶110中，其可藉由壓下柱塞144來完成。壓下柱塞144增加藥水瓶110內之壓力且引起袋132收縮。當施加至柱塞144之手動力停止時，柱塞再次僅曝露至大氣壓力，袋132之內部亦如此。因此，系統100再次處於平衡狀態。由於在將流體116及/或空氣118注入至藥水瓶110中時系統100接近平衡地操作，因此藥水瓶110內之壓力在流體116及/或空氣118返回至藥水瓶110時不會顯著增加。

圖4說明用於與藥水瓶210耦接之藥水瓶配接器200之實施例。藥水瓶210可包含用於儲存醫療流體之任何適當容器。在一些情況下，藥水瓶210包含此項技術中已知之許多標準醫療藥水瓶中之任一者，諸如，由伊利諾斯州

Abbott Park之Abbott實驗室製造的彼等藥水瓶。較佳地，藥水瓶210能夠加以密封。在一些組態中，藥水瓶210包含本體212及蓋214。本體212較佳包含剛性、實質上不滲透材料(諸如塑膠或玻璃)。在一些實施例中，蓋214包含隔膜216及套管218。隔膜216可包含一彈性體材料，其能夠以在由物品刺破時圍繞彼物品形成實質上氣密密封的方式變形。舉例而言，在一些情況下，隔膜216包含聚矽氧橡膠或丁基橡膠。套管218可包含用於密封藥水瓶210之任何適當材料。在一些情況下，套管218包含金屬，其圍繞隔膜216及本體212之近端部分捲邊以便在隔膜216與藥水瓶210之間形成實質上氣密密封。在某些實施例中，蓋214界定隆脊219，隆脊219自本體212之頂部向外延伸。

在某些實施例中，配接器200包含刺穿構件220。在一些組態中，刺穿構件220包含包鞘222。包鞘222可如所示為實質上圓柱形，或其可採用其他幾何組態。在一些情況下，包鞘222朝向遠端223漸縮。在一些配置中，遠端223界定一點，該點可相對於刺穿構件220之軸線居中或自其偏移。在某些實施例中，遠端223自包鞘222之一側至相對側成角。包鞘222可包含適合於經由隔膜216插入之剛性材料(諸如金屬或塑膠)。在某些實施例中，包鞘222包含聚碳酸酯塑膠。

在一些組態中，刺穿構件220包含尖端224。尖端224可具有多種形狀及組態。在一些情況下，尖端224經組態以促進經由隔膜216插入包鞘222。如所說明，尖端224或其

部分可為實質上圓錐形，其到達在刺穿構件220之軸線中心處或軸線中心附近的點。在一些組態中，尖端224自刺穿構件220之一側至另一側成角。在一些情況下，尖端224可與包鞘222分離。在其他情況下，尖端224與包鞘222永久接合，且可整體地形成。在各種實施例中，尖端224包含丙烯酸系塑膠、ABS塑膠或聚碳酸酯塑膠。

在一些實施例中，配接器200包含蓋連接器230。如所說明，蓋連接器230可實質上符合蓋214之形狀。在某些組態中，蓋連接器230包含諸如塑膠或金屬之剛性材料，其在較小變形之後實質上維持其形狀。在一些實施例中，蓋連接器230包含聚碳酸酯塑膠。在一些配置中，蓋連接器230包含一套筒235，套筒235經組態以扣合於隆脊219上且緊密嚙合蓋214。如下更完整描述，在一些情況下，蓋連接器230包含圍繞套筒235之內表面之材料以用於形成與蓋214之實質上氣密密封。蓋連接器230可為或可包括膠帶，如熟習此項技術者已知。在一些實施例中，蓋連接器230包含彈性材料，其在隆脊219上伸展以形成圍繞蓋214之密封。在一些實施例中，蓋連接器230類似在圖6及圖7中展示且在美國專利第5,685,866號之說明書中描述之結構，該案之全文以引用之方式併入本文中且構成本說明書之一部分。

在某些實施例中，配接器200包含一醫療連接器界面240，該醫療連接器界面240用於耦接配接器200與醫療連接器241、另一醫療設備(未圖示)或用於自藥水瓶210抽取

流體或將流體注入至藥水瓶210中之任何其他器具。在某些實施例中，醫療連接器界面240包含一側壁248，該側壁248界定流體可流動穿過之抽取器通道245之近端部分。在一些情況下，抽取器通道245延伸穿過蓋連接器230及刺穿構件220之一部分，使得醫療連接器界面240與刺穿構件220流體連通。側壁248可採用用於與醫療連接器241、醫療設備或另一器具耦接之任何適當組態。在所說明之實施例中，側壁248為實質上圓柱形且通常自蓋連接器230向近端延伸。

在某些組態中，醫療連接器界面240包含一凸緣247，該凸緣247用以協助耦接配接器200與醫療連接器241、醫療設備或另一器具。凸緣247可經組態以納受任何適當的醫療連接器241，包括能夠在自其移除醫療設備時密封之連接器。在一些情況下，凸緣247經定大小及組態以納受可購自加利福尼亞San Clemente之ICU Medical公司的Clave®連接器。Clave®連接器之某些特徵揭示於美國專利第5,685,866號中。亦可使用許多其他種類之連接器，包括其他無針連接器。連接器241可永久或可分離地附接至醫療連接器界面240。在其他配置中，凸緣247經車螺紋、經組態以納受Luer連接器或以其他方式經定形以直接附接至醫療設備(諸如注射器)或其他器具。

在某些實施例中，醫療連接器界面240有利地居中於配接器200之軸線中心。此組態將穩定性提供至包含與藥水瓶210耦接之配接器200之系統，藉此使耦接之系統較不可

能翻倒。因此，配接器200較不可能引起由配接器200或藥水瓶210之意外暴沸或翻倒所引起的危險滲漏或溢出。

在一些實施例中，刺穿構件220、蓋連接器230及醫療連接器界面240由整件材料(諸如聚碳酸酯塑膠)整體地形成。在其他實施例中，刺穿構件220、蓋連接器230及醫療連接器界面240中之一或多者包含分離件。該等分離件可以諸如藉由膠、環氧樹脂、超音波焊接等之任何適當方式接合。較佳地，接合件之間的連接形成在諸件之間的實質上氣密黏合。在其他配置中，刺穿構件220、蓋連接器230或醫療連接器界面240中之任一者可包含一個以上之件。

在某些實施例中，配接器200包含調節器孔250。在許多實施例中，調節器孔250位於配接器200上之一位置處，其在將刺穿構件220插入於藥水瓶210中時保持曝露至藥水瓶210之外部。在所說明之實施例中，調節器孔250位於蓋連接器230與醫療連接器界面240之接面處。在某些實施例中，調節器孔250允許圍繞藥水瓶210之環境與調節器通道225(見圖5)之間的流體連通，該調節器通道225延伸穿過蓋連接器230及刺穿構件220。

圖5說明與藥水瓶210耦接之藥水瓶配接器200之橫截面。在所說明之實施例中，蓋連接器230將配接器200穩固地緊固至蓋214且刺穿構件220經由隔膜216延伸至藥水瓶210之內部中。在一些實施例中，當配接器200與藥水瓶210耦接時，刺穿構件220相對於蓋214實質上垂直地定向。其他組態亦為可能的。如所示，在一些實施例中，刺

穿構件220容置袋260。

在某些實施例中，蓋連接器230包含一或多個突出物237，該一或多個突出物237協助將配接器200緊固至藥水瓶210。該一或多個突出物237朝向蓋連接器230之軸線中心延伸。在一些組態中，該一或多個突出物237包含圍繞蓋連接器230之內部延伸之單一圓形凸緣。蓋連接器230可經定大小及組態以使得該一或多個突出物237之上表面鄰接隆脊219之下表面，從而幫助將配接器200緊固於適當位置。

該一或多個突出物237可經磨圓、切角或以其他方式定形以促進配接器200與藥水瓶210之耦接。舉例而言，當具有磨圓之突出物237之配接器200引入至藥水瓶210時，磨圓之突出物237之下表面鄰接蓋214之上表面。當配接器200前移至藥水瓶210上時，經磨圓表面引起蓋連接器230徑向向外膨脹。當配接器200進一步前移至藥水瓶210上時，變形之蓋連接器230之回彈力使一或多個突出物237坐置於隆脊219下，從而將配接器200緊固於適當位置。

在一些實施例中，蓋連接器230經定大小及組態以使得蓋連接器230之內表面238接觸蓋214。在一些實施例中，蓋連接器230之一部分以實質上氣密嚙合接觸蓋214。在某些實施例中，內表面238之圍繞隔膜216或套管218之一部分鑲有諸如橡膠或塑膠之材料以確保在配接器200與藥水瓶210之間的實質上氣密密封之形成。

如上所提到，刺穿構件220可包含尖端224及包鞘222。

在一些實施例中，尖端224經組態以刺穿隔膜216以促進包鞘222通過其中。在一些情況下，尖端224包含一近端延伸部224a，該近端延伸部224a用於將尖端224緊固至包鞘222。如下所述，在一些配置中，袋260摺疊於包鞘222內。因此，摺疊之袋260之一部分可接觸近端延伸部224a且將其固持於適當位置。在許多配置中，近端延伸部224a包含能夠摩擦地嚙合袋260之材料。在各種實施例中，近端延伸部224a包含聚碳酸酯塑膠、聚矽氧橡膠、丁基橡膠或閉孔發泡體。在一些配置中，近端延伸部224a以黏著劑塗布以嚙合袋260。近端延伸部224a可藉由任何適當方式附接至尖端224，或其可與尖端224整體地形成。

在一些配置中，代替在近端延伸部224a與袋260之間的任何嚙合或除在近端延伸部224a與袋260之間的任何嚙合以外，尖端224可黏附至、摩擦適配於、扣合於或以其他方式暫時附接至包鞘222之遠端223。如下所論述，在一些配置中，當自藥水瓶210抽出流體時，尖端224與包鞘222及/或袋260脫齧。在其他配置中，尖端224在通過隔膜216(諸如當包鞘222內之大氣壓力充分高於藥水瓶210內之壓力時)時與包鞘222及/或袋260脫齧。在其他情況下，對尖端224與袋260之間的空氣之體積加壓以達成相同結果。

在一些實施例中，尖端224包含凸肩224b。在一些情況下，凸肩224b之外周邊經定形以符合包鞘222之內周邊。因此，凸肩224b可使尖端224相對於包鞘222居中且保持尖端224適當定向以經由隔膜216插入。在一些情況下，凸肩

224b之外周邊稍小於包鞘222之內周邊，從而允許尖端224在展開袋260時容易地與包鞘222脫齧或自包鞘222滑動。在某些實施例中，尖端224包含凸肩224b，但不包含近端延伸部224a。

在某些配置中，近端延伸部224a用以維持尖端224相對於包鞘222之適當定向以用於尖端224經由隔膜216之插入。在一些情況下，當尖端224接觸隔膜216時，尖端224相對於包鞘222旋轉以使得近端延伸部224a相對於包鞘222之軸線中心成角。在一些配置中，近端延伸部224a足夠長以使得其末端接觸包鞘222之內表面。在許多情況下，接觸為間接的，其中袋260之一或多個層位於近端延伸部224a與包鞘222之間。此接觸可防止尖端224旋轉過遠而使得其遠端224c不以相對垂直於隔膜216之角度指向。

包鞘222通常經定大小及定尺寸以在不斷裂的情況下且在一些情況下相對容易地經由隔膜216插入。因此，在各種實施例中，包鞘222具有在約0.025平方吋與約0.075平方吋之間、在約0.040平方吋與約0.060平方吋之間或在約0.045平方吋與約0.055平方吋之間的橫截面積。在其他實施例中，該橫截面積小於約0.075平方吋、小於約0.060平方吋或小於約0.055平方吋。在其他實施例中，該橫截面積大於約0.025平方吋、大於約0.035平方吋或大於約0.045平方吋。在一些實施例中，該橫截面積為約0.050平方吋。

包鞘222可採用許多橫截面幾何形狀中之任一者，諸

如，橢圓形、橢球形、正方形、矩形、六角形或菱形。包鞘222之橫截面幾何形狀可沿其長度在大小及/或形狀上改變。在一些實施例中，包鞘222具有沿其長度之實質部分之實質上圓形橫截面。圓形幾何形狀為包鞘222提供在所有徑向方向上實質上相等的強度，藉此防止在插入包鞘222時原本可能發生之撓曲或斷裂。藉由圓形包鞘222形成於隔膜216中之開口之對稱性防止藉由有角幾何形狀可能發生之緊壓，從而允許包鞘222更容易地經由隔膜216插入。有利地，刺穿構件220與隔膜216中之開口之匹配圓對稱性確保在刺穿構件220與隔膜216之間的緊密適配，即使無意地扭曲了配接器200亦如此。因此，危險液體或氣體逸出藥水瓶210或不純空氣進入藥水瓶210且污染其內含物之風險在一些情況下可藉由圓對稱組態而減小。

在一些實施例中，包鞘222為中空的。在所說明之實施例中，包鞘222之內表面及外表面實質上相互符合以使得包鞘222具有實質上均一厚度。在各種實施例中，該厚度在約0.015吋與約0.040吋之間、在約0.020吋與約0.030吋之間或在約0.024吋與約0.026吋之間。在其他實施例中，該厚度大於約0.015吋、大於約0.020吋或大於約0.025吋。在其他實施例中，該厚度小於約0.040吋、小於約0.035吋或小於約0.030吋。在一些實施例中，該厚度為約0.025吋。

在其他實施例中，包鞘222之內表面在組態上不同於包鞘222之外表面。因此，在一些配置中，該厚度沿包鞘222之長度改變。在各種實施例中，在包鞘之一末端(諸如近

端)處之厚度在約0.015吋與約0.050吋之間、在約0.020吋與約0.040吋之間或在約0.025吋與約0.035吋之間，且在另一末端(諸如遠端223)處之厚度在約0.015吋與約0.040吋之間、在約0.020吋與約0.030吋之間或在約0.023吋與約0.027吋之間。在其他實施例中，在包鞘222之一末端處之厚度大於約0.015吋、大於約0.020吋或大於約0.025吋，且在其另一末端處之厚度大於約0.015吋、大於約0.020吋或大於約0.025吋。在其他實施例中，在包鞘222之一末端處之厚度小於約0.050吋、小於約0.040吋或小於約0.035吋，且在其另一末端處之厚度小於約0.045吋、小於約0.035吋或小於約0.030吋。在一些實施例中，在包鞘222之近端處之厚度為約0.030吋且在遠端223處之厚度為約0.025吋。在一些配置中，包鞘222之內表面之橫截面不同於外表面之橫截面而定形。包鞘222之形狀及厚度可經改變以最佳化包鞘222之強度。

在一些情況下，如自蓋連接器230之遠端表面至遠端223所量測之包鞘222之長度在約0.8吋與約1.4吋之間、在約0.9吋與約1.3吋之間或在約1.0吋與約1.2吋之間。在其他情況下，該長度大於約0.8吋、大於約0.9吋或大於約1.0吋。在其他情況下，該長度小於約1.4吋、小於約1.3吋或小於約1.2吋。在一些實施例中，該長度為約1.1吋。

在某些實施例中，包鞘222至少部分地封閉一或多個通道。在所說明之實施例中，包鞘222界定調節器通道225之遠端部分之外邊界及抽取器通道245之遠端部分之外邊

界。自包鞘222之內表面延伸至醫療連接器界面240之遠端部分之內壁227界定在調節器通道225與抽取器通道245之間的內邊界。調節器通道225自袋260之近端262經由蓋連接器230在蓋連接器230與醫療連接器界面240之間延伸且在調節器孔250處終止。抽取器通道245自形成於包鞘222中之抽取器孔246延伸穿過蓋連接器230且穿過醫療連接器界面240。

在某些實施例中，包鞘222含有袋260。袋260通常經組態以展開、膨脹、壓縮及/或收縮，且可包含廣泛種類之材料中之任一者，包括Mylar®、聚酯、聚乙烯、聚丙烯、紗綸(saran)、乳膠橡膠、聚異戊二烯、聚矽氧橡膠及聚胺基甲酸酯。在一些實施例中，袋260包含能夠形成與包鞘222之實質上氣密密封之材料。在其他實施例中，袋260包含可以實質上氣密啗合黏附至包鞘222之材料。在許多情況下，袋260包含通常不滲透液體及空氣之材料。在某些實施例中，較佳地，袋260包含相對於藥水瓶210之所欲內含物為惰性的材料。在一些實施例中，袋260包含具有在約10與約40之間的硬度計硬度之無乳膠聚矽氧。

在一些組態中，袋260之至少近端262與包鞘222實質上氣密啗合。在一些情況下(諸如所說明之實施例的情況)，當近端262比袋260之其他部分厚且比袋260之剩餘部分更適貼地適配於包鞘222內時達成實質上氣密密封。在某些情況下，較厚近端262包含比袋260之剩餘部分硬度計硬度高的材料。在一些情況下，近端262包含具有在約40與約

70之間的硬度計硬度之無乳膠聚矽氧。在其他情況下，近端262由一塑膠套筒(未圖示)保持於包鞘222中，該塑膠套筒將近端262壓抵包鞘222。在其他情況下，近端262藉由諸如熱封或膠合之任何適當方式黏附至包鞘222。在一些實施例中，袋260之比僅近端262大之部分與包鞘222實質上氣密接觸。

在某些實施例中，袋260之近端262界定袋孔264。在一些情況下，袋孔264允許袋260之內部與調節器通道225之間的流體連通。在某些配置中，袋孔264沿近端262之軸線中心延伸。因此，在某些此等配置中，內壁227之下部自包鞘222之中心成角(如所示)、偏移或遠離包鞘222之中心而定位以便不阻塞袋孔264。

在某些配置中，在將配接器200插入至藥水瓶210中之前整個袋260位於包鞘222內。因此，當將配接器200插入於藥水瓶210中時袋260通常由包鞘222保護不被撕開或撕破。在一些情況下，將潤滑劑塗覆至袋260之外表面以促進其至包鞘222中之插入。於本文中使用时，術語「潤滑劑」為在其普通意義上使用之廣義術語，且包括(但不限於)用於容許緊密接近之表面之實質上無阻礙相對移動的任何物質或材料，其包括(但不限於)：塗覆至諸表面中之一或多者之凝膠、液體、粉末及/或塗層；嵌入於諸表面中之一或多者內之材料、化合物或物質；及置放於表面之間的物質或材料。在一些實施例中，潤滑劑為液體、凝膠或粉末。在某些實施例中，塗覆至袋260之外表面之潤滑

劑為異丙醇，其合乎需要地無菌、易汽化且提供足夠潤滑以允許袋260之相對簡單插入。亦可使用具有相同或不同性質之其他潤滑劑。

在所說明之實施例中，袋260之一部分在包鞘222內在內部經摺疊或對折。在某些實施例中，袋260包含不易於黏著至其本身之材料，藉此允許緊密接近(例如，相互鄰近)之袋260之諸部分相對容易地滑動過彼此且離開彼此，因而允許袋260容易地展開。在一些實施例中，將潤滑劑塗覆至袋260之內表面以促使袋260之相對無阻礙展開。任何適當種類之潤滑劑為可能的。在一些實施例中，潤滑劑包含液體或凝膠。在一些實施例中，潤滑劑包含含氟聚矽氧油。在其他實施例中，潤滑劑包含諸如滑石粉之粉末。在一些實施例中，粉末潤滑劑在延長儲存期上比液體或凝膠潤滑劑更有效。舉例而言，某些液體及凝膠可在袋260之兩接近表面之間遷移，而某些粉末可能較不傾向於自其遷移。因此，在一些實施例中，一些粉末潤滑劑可比一些液體或凝膠潤滑劑為配接器200提供相對更長的存放期。在其他實施例中，液體(例如，油)為較佳的。

在其他實施例中，潤滑劑包含一塗層，該塗層黏附至袋260、與袋260整體地形成或以其他方式塗覆至袋260。該塗層可包含可容許在袋260之表面之間的相對無阻礙移動之任何適當材料。舉例而言，一些實施例可包含諸如Teflon®之減磨材料之塗層。在其他實施例中，潤滑劑嵌入於袋260中。

在一些實施例中，袋260之一或多個部分在包鞘222內摺疊多次。在某些此等實施例中，可將潤滑劑塗覆至袋260之內表面及/或外表面之多個部分以允許袋260之相對容易的展開。

圖6A及圖6B示意性說明在一些情況下可能需要在包鞘222內摺疊袋260之原因。圖6A說明配接器200之包鞘222之遠端部分。包鞘222容置包含近端部分266A及尖端269A之實質上不滲透袋260A。配接器200與部分抽空之藥水瓶210(未圖示)耦接以使得藥水瓶210外之壓力(例如，大氣壓力)高於藥水瓶210內之壓力。因此，袋260A之一側可曝露至藥水瓶210外之較高壓力且袋260A之另一側可曝露至藥水瓶210內之較低壓力。作為壓力差之結果，袋260A之近端部分266A被朝向包鞘222之內表面推動，如由各箭頭示意性描繪。因而產生之摩擦力傾向於防止近端部分266A朝向包鞘222之遠端膨脹。因此，在所說明之組態中，僅尖端269A能夠在自藥水瓶210抽出流體時膨脹。抽出大量流體可能對尖端269A施予過度應變，從而引起其撕破或爆裂。在一些實施例中，袋260A及/或袋260A與包鞘222之內壁之間的界面之組成容許袋260A在遠端方向上之進一步膨脹。

圖6B類似地說明容置實質上不滲透袋260B之包鞘222之遠端部分。袋260B包含外部266B、內部268B及尖端269B。如在圖6A中，配接器200與部分抽空之藥水瓶210耦接以使得藥水瓶210外之壓力高於藥水瓶210內之壓力。

所得壓力差將外部266B朝向包鞘222推動，如由各指向外的箭頭所示意性描繪。然而，壓力差將內部268B朝向包鞘222之中心推動，如由各指向內的箭頭所示意性描繪。結果，減小或消除在袋260B之內部268B與外部266B之間的摩擦力，藉此促進內部268B及尖端269B朝向及經由包鞘222之遠端223的膨脹。因此，在所說明之實施例中，與袋260A之部分相比，袋260B的更大部分能夠在藥水瓶210內膨脹。

圖7說明具有展開之袋260之配接器200的實施例。如所示，在一些實施例中，袋260之遠端部分268延伸超出包鞘222。在某些配置中，袋260之接觸包鞘222之遠端223之一部分比周圍部分厚以便保護袋260不被包鞘222撕開、刺破或撕破。

在一些實施例中，袋260經定大小及組態以實質上填充藥水瓶210。舉例而言，在一些配置中，袋260包含可撓性可膨脹材料，其經定大小及組態以膨脹以填充藥水瓶210內之體積之實質部分。在一些情況下，袋260可膨脹以實質上填充一定範圍之體積以使得單一配接器200可經組態以與各種大小之藥水瓶210一起操作。在其他配置中，袋260包含可撓性不可膨脹材料且經組態以在藥水瓶210內展開以填充其一部分。在一些實施例中，袋260經組態以填充一藥水瓶210之至少約25%、30%、35%、40%、45%、50%、60%、70%、80%或90%。在其他實施例中，袋260經組態以在耦接配接器200與藥水瓶210之前填充等於含於

藥水瓶210內之流體之體積的至少約30%、40%、45%、50%、55%、60%、65%、70%、75%、80%、85%或90%之體積。在一些實施例中，袋260經組態以在耦接配接器200與藥水瓶210之前填充等於含於藥水瓶210內之流體之體積的約70%之體積。在其他實施例中，袋260經組態以填充具有第一體積之第一藥水瓶210的至少約25%、30%、35%、40%、45%、50%、60%、70%、80%或90%，及具有大於第一體積之第二體積的第二藥水瓶210的至少約25%、30%、35%、40%、45%、50%、60%、70%、80%或90%。

在一些組態中，如所示，袋260之遠端部分268為實質上球形。在一些實施例中，球形袋260包含可膨脹材料。在各種配置中，處於未膨脹狀態中之遠端部分268具有在約0.10吋與約0.40吋之間、在約0.15吋與約0.35吋之間或在約0.20吋與約0.30吋之間的外徑。在一些配置中，該外徑大於約0.10吋、大於約0.15吋或大於約0.20吋。在其他配置中，該外徑小於約0.40吋、小於約0.35吋或小於約0.30吋。在一些配置中，該外徑為約0.188吋。在各種配置中，處於未膨脹狀態中之遠端部分268具有在約0.50吋與約1.00吋之間、在約0.60吋與約0.90吋之間及在約0.70吋與約0.80吋之間的高度。在一些配置中，該高度大於約0.50吋、大於約0.60吋或大於約0.70吋。在其他配置中，該高度小於約1.00吋、小於約0.90吋或小於約0.80吋。在一些配置中，該高度為約0.75吋。在一些實施例中，該遠端部

分為實質上球狀的。遠端部分268之各種其他實施例包括(例如)大體圓錐形、大體圓柱形、大體矩形及大體三角形。

在一些組態中，袋260之遠端部分268具有在約0.001吋與約0.025吋之間、在約0.001吋與約0.010吋之間或在約0.010吋與約0.025吋之間的厚度。在其他組態中，該厚度大於約0.001吋、大於約0.005吋、大於約0.010吋、大於約0.015吋或大於約0.020吋。在其他組態中，該厚度小於約0.025吋、小於約0.020吋、小於約0.015吋、小於約0.010吋或小於約0.005吋。在一些組態中，該厚度為約0.015吋。

如上所提到，在一些情況下，藥水瓶210之本體212包含實質上剛性材料(諸如玻璃或塑膠)。因此，其中袋260在藥水瓶210內展開之組態有利地防護袋260使其不被意外劃破、撕開或撕破。此外，其中袋260位於藥水瓶210內之組態可具有比其他組態更低的質心，其幫助防止藥水瓶210之意外翻倒及溢出。

繼續參看圖7，用於使用配接器200之某些過程包含經由隔膜216插入刺穿構件220直至蓋連接器230穩固地處於適當位置。因此，配接器200與藥水瓶210之耦接可在一簡單步驟中完成。在某些情況下，醫療連接器241與醫療連接器界面240耦接。諸如注射器之醫療設備或其他器具(未圖示)可與界面240或醫療連接器241(若存在)(見圖4)耦接。為了方便起見，下文將僅參考注射器作為適合於附接至醫療連接器界面240之醫療設備之實例，但許多醫療設備或

其他器具可與配接器200或醫療連接器241結合使用。在一些情況下，將注射器置於與藥水瓶210流體連通。在一些情況下，藥水瓶210、配接器200、注射器及醫療連接器241(若存在)經倒轉以使得蓋214指向下(亦即，朝向地面)。以上程序中之任一者或其任何組合可以任何可能的次序執行。

在一些情況下，經由注射器自藥水瓶210抽出一定體積的流體。如上所述，藥水瓶210內之壓力隨抽出流體而減小。因此，在一些情況下，調節器通道225內之壓力推動尖端224遠離包鞘222。在其他情況下，袋260內部之壓力引起袋260自包鞘222顯現。在某些此等情況下，當袋260展開時，其向外滾動且釋放近端延伸部224a，因而放出尖端224。袋260因此自由地在藥水瓶210內膨脹。因此，在某些配置中，需要尖端224以足夠強度與包鞘222及/或袋260嚙合以確保尖端224保持於適當位置直至將包鞘222插入至藥水瓶210中，而又以不足強度與包鞘222及/或袋260嚙合以防止尖端224與藥水瓶210內之包鞘222及/或袋260分離。

在一些實施例中，尖端224之遠端224c經磨圓以使得當將配接器200與藥水瓶210耦接時其經削尖至足以刺穿隔膜216，但在袋260展開或其在藥水瓶210內膨脹時不會削尖至足以刺穿袋260。在一些配置中，為了達成相同目的，近端延伸部224a經磨圓。

在一些情況下，需要防止袋260在袋260於藥水瓶210內

膨脹時靠在尖端224之遠端224c上。因此，在某些配置中，近端延伸部224a經組態以使得尖端224一旦與包鞘222分離便自然地以遠端224c遠離袋260而指向的狀態安定下來。舉例而言，在一些情況下，當藥水瓶210以蓋214指向下而定向時(亦即，蓋214位於藥水瓶210之體積中心與地面之間)，遠端224c抵靠隔膜216而安定下來。在一些配置中，近端延伸部224a相對輕質以使得尖端224之質心位於相對靠近遠端224c處。因此，在一些情況下，當尖端224接觸隔膜216時，尖端224通常能夠繞邊緣224d樞轉以達到穩定狀態，其中遠端224c指向下。在一些配置中，邊緣224d包含尖端224之最大橫截面之周邊。

在某些實施例中，近端延伸部224a經組態以允許尖端224樞轉以使得遠端224c最終指向下，即使當近端延伸部224a在與藥水瓶210之某表面(諸如隔膜216)初始接觸時而指向下時亦如此。在某些情況下，調整近端延伸部224a之長度及/或重量以達成此結果。在一些情況下，近端延伸部224a之長度在尖端224之全長的約30%與約60%之間、在約35%與約55%之間或在約40%與約50%之間。在某些實施例中，近端延伸部224a之長度小於尖端224之全長的約60%、小於約55%或小於約50%。在其他實施例中，該長度大於尖端224之全長的約60%。在其他實施例中，該長度小於尖端224之全長的約30%。在一些實施例中，該長度為尖端224之全長的約45%。其他配置亦為可能的以確保當袋在藥水瓶210內膨脹時遠端224c不靠在袋260上。

在一些配置中，亦需要近端延伸部224a在袋260於藥水瓶210內膨脹時不剛性地靠在袋260上。因此，在一些實施例中，近端延伸部224a包含可撓性或柔性材料，諸如，聚矽氧橡膠、丁基橡膠或閉孔發泡體。在其他實施例中，近端延伸部224a包含諸如鉸鏈或球窩之接頭，其允許近端延伸部224a在由袋260接觸時撓曲。

在某些組態中，自藥水瓶210抽出之流體流動穿過抽取器孔246及抽取器通道245至注射器。同時，在此等組態中，周圍空氣自周圍環境流動穿過調節器孔250、穿過調節器通道225、穿過袋孔264且進入袋260中以使袋260膨脹。在某些配置中，袋260之增加的體積大致等於自藥水瓶210移除之液體之體積。在其他配置中，當較大量之流體自藥水瓶210抽出時，袋260之體積以較慢速率增加，使得自藥水瓶210抽出之流體之體積大於袋260之增加的體積。如上所提到，袋260可經組態以填充藥水瓶210之實質部分。在一些組態中，尖端224經定大小及組態以使得其將不會抵靠抽取器孔246而安定下來且阻止經由其之流體通過。

在一些情況下，可能會無意地由注射器自藥水瓶210抽出比所要更多的流體。因此，可將過量流體自注射器注入回至藥水瓶210中。在一些組態中，當將流體注入至藥水瓶210時，流體自注射器流動穿過抽取器通道245且穿過抽取器孔246進入藥水瓶210中。當將流體推動至藥水瓶210中時，藥水瓶210內之壓力增加。因此，在一些組態中，

袋260收縮至較小體積以補償返回流體之體積。在一些配置中，當袋260收縮時，周圍空氣自袋260穿過袋孔264、穿過調節器通道225且穿過調節器孔250流動至周圍環境。

因此，在某些實施例中，配接器200適應流體自藥水瓶210之抽出或流體至藥水瓶210之添加以便維持藥水瓶210內之壓力。在各種情況下，藥水瓶210內之壓力改變不超過約1 psi、不超過約2 psi、不超過約3 psi、不超過約4 psi或不超過約5 psi。

如自以上所述之實施例及過程明顯的，配接器200有利地允許使用者在不顯著增加藥水瓶210內之壓力的情況下使不需要的液體(及/或空氣)返回至藥水瓶210。如先前詳述，將氣泡及過量流體注入至藥水瓶210中之能力在腫瘤藥品之情形中尤其合乎需要。

此外，以上論述論證配接器200之某些實施例經組態以在不將外部空氣引入至藥水瓶210中之情況下調節藥水瓶210內之壓力。舉例而言，在一些實施例中，袋260包含用作藥水瓶210之外部與內部之間的障壁而非過道的實質上不滲透材料。因此，與使用不完美且易出問題的Gortex®或Teflon®空氣過濾器之系統相比，配接器200之此等實施例實質上減小將空氣傳播污染物引入至患者血流中之風險。此外，此等過濾器之消除消除對EtO滅菌之需要。因此，更有效且方便形式之滅菌(諸如伽瑪滅菌及電子束滅菌)可用於對配接器200之某些實施例進行滅菌。製造商由此可受益於所得之成本節省及生產率增加。在一些實施例

中，過濾器可用於袋260與調節器孔250之間的一或多個點處。

有利地，在某些實施例中，袋260包含彈性材料。因此，當袋260在藥水瓶210內膨脹時，恢復力在袋260內出現，其傾向於使袋260收縮。在一些情況下，恢復力相當小，且可由耦接至配接器200之注射器內之力平衡掉。舉例而言，該恢復力可由在注射器之柱塞與內壁之間的摩擦力平衡掉。因此，在一些情況下，恢復力不影響自藥水瓶210抽出準確量之流體。然而，當注射器自配接器200解耦時，使袋260膨脹之恢復力不再被平衡掉。結果，袋260傾向於收縮，其促使抽取器通道245內之流體返回至藥水瓶210。因此，配接器200可減小當自藥水瓶210解耦注射器時流體將自藥水瓶210噴出之可能性，此在自藥水瓶210移除腫瘤藥品時尤其有益。當配接器200與附接至醫療連接器界面240之醫療連接器241(見圖4)(諸如 Clave®連接器)一起使用時，配接器200可在自醫療連接器240之近端移除注射器之後以快速方式實質上密封。

在某些實施例中，注射器或某種其他醫療設備可在已自藥水瓶210移除流體之一部分之後自配接器200解耦且接著與配接器200重新耦接，以便使不需要或過量液體或空氣返回至藥水瓶。

在一些實施例中，可經由配接器200自藥水瓶210移除多種劑量。舉例而言，在一些實施例中，將第一注射器與配接器200耦接，且自藥水瓶210移除第一劑量。接著將第一

注射器自配接器解耦。類似地，接著將第二注射器與配接器200耦接(或將第一注射器第二次與配接器200耦接)，自藥水瓶210移除第二劑量，且將第二注射器(或第一注射器)自配接器200解耦。以類似方式，可經由配接器200自同一藥水瓶210移除許多種劑量。

在一些實施例中，藥水瓶210含有粉末、濃縮液體或在投予患者之前經稀釋之某種其他物質。因此，在某些實施例中，稀釋劑經由配接器200注射至藥水瓶210中。在一些實施例中，將含有稀釋劑之注射器與配接器200耦接。藥水瓶210可直立地置放於硬表面上，且注射器之柱塞可經壓下以推動稀釋劑穿過配接器200且進入藥水瓶210中。可釋放柱塞且允許其回到注射器外直至藥水瓶210內之壓力均衡化。在一些實施例中，將注射器自配接器200解耦，將同一或不同注射器或某種其他醫療設備與配接器200耦接，且移除藥水瓶210之經稀釋內含物。

在某些實施例中，當配接器200包含諸如Clave®連接器之醫療連接器240時，可促進解耦及重新耦接注射器或其他醫療設備、經由單一配接器200自藥水瓶210移除多種劑量及/或將稀釋劑注射至藥水瓶210中。

如上所提到，在一些情況下，當自藥水瓶210移除液體時，藥水瓶210以蓋214指向下而定向。在某些有利實施例中，抽取器孔246位於蓋214之底表面附近，藉此允許移除藥水瓶210中之大部分或實質上所有液體。在其他配置中，配接器200包含一個以上之抽取器孔246以協助移除藥

水瓶210中之實質上所有液體。在一些實施例中，刺穿構件220之遠端223與抽取器孔246隔開。此等配置有利地允許當袋260之遠端部分268膨脹時流體無阻礙地流動穿過抽取器孔246。

圖8說明配接器300之另一實施例。配接器300在許多方面類似以上所論述之配接器200。因此，用於識別配接器200之特徵之數字增加100以識別配接器300之相同特徵。此編號規定普遍適用於剩餘圖。

在某些實施例中，配接器300包含醫療連接器界面340、蓋連接器330、刺穿構件320及袋360。該刺穿構件包含具有遠端323之包鞘322。刺穿構件320與刺穿構件220之不同之處在於其不包含分離尖端。實情為，遠端323經組態以刺穿隔膜216。在所說明之實施例中，遠端323自包鞘322之一側至另一側成角。其他組態及結構亦為可能的。在許多實施例中，遠端323提供一實質上無阻礙路徑，袋360可經由該路徑展開。遠端323較佳包含磨圓或傾斜邊緣以防止袋360在其上撕開或撕破。在一些情況下，當配接器300與藥水瓶210耦接時，遠端323足夠銳利以刺穿隔膜216，但當袋360在藥水瓶210內展開或膨脹時，遠端323不足夠銳利以刺穿或損壞袋360。

圖9說明配接器301之另一實施例，其在一些方面類似於配接器300但在諸如下文提到之其他方面不同。配接器301包含一實質上類似刺穿構件320之刺穿構件380。然而，在某些實施例中，刺穿構件380比刺穿構件320短，且因而不

延伸遠至藥水瓶210中。因此，當袋膨脹以填充(或部分填充)藥水瓶210時，刺穿構件380提供對袋360之較小阻塞。在其他實施例中，刺穿構件380包含具有多次摺疊之袋360。多次摺疊允許袋360更密實地適配於較小體積的刺穿構件380中(與可用於刺穿構件320中之體積相比)。

在某些實施例中，刺穿構件380包含一可撓性遮罩385，該遮罩385圍繞刺穿構件380之尖端386之緣周延伸。該遮罩可包含(例如)塑膠或橡膠。遮罩385可黏附至刺穿構件380之內壁，或其可拉緊於適當位置。在某些實施例中，在鬆弛狀態時遮罩385之至少一部分經倒轉(如所示)。當袋360展開時，其自尖端386向外推動遮罩385之一部分。在一些實施例中，遮罩385經定大小及定尺寸以在袋360膨脹時延伸至尖端386之外表面。遮罩385因而構成在尖端386與袋360之間的障壁，其保護袋360在袋360膨脹時不被刺破、撕開或撕破。

在一些配置中，配接器301包含過濾器390。在許多實施例中，過濾器390與調節器通道325相關聯。過濾器390可位於調節器孔350處、位於調節器通道325內或位於袋360內。舉例而言，在一些情況下，過濾器390延伸越過調節器孔350，且在其他情況下，過濾器390延伸越過袋孔364。在一些配置中，過濾器390為一疏水性過濾器，其可防止流體在袋360於使用期間在任何時候破裂的不太可能情況下退出藥水瓶210。在此等配置中，空氣在進入或退出袋360時將能夠繞過過濾器，但通過破裂袋360及調節器

通道325之流體將由過濾器390擋止。

在所說明之實施例中，配接器301之蓋連接器330包含一裙套336，該裙套336經組態以環繞藥水瓶210之一部分。在一些實施例中，裙套336可圍繞藥水瓶210之小於整個圓周延伸。舉例而言，裙套336可具有縱向狹縫。有利地，裙套336可在遠端延伸超出刺穿構件380之尖端386。此組態在將刺穿構件380插入至藥水瓶210中之前部分地自使用者遮蔽尖端386，藉此幫助防止與尖端386之意外接觸。裙套336進一步為經耦接之配接器301與藥水瓶210提供較低質心，藉此使耦接之物品較不可能翻倒。

圖10說明一配接器400之實施例，該配接器400在許多方面類似以上所述之配接器200、300，但包含一刺穿構件420，該刺穿構件420以諸如現在描述之方式的多個方式不同於刺穿構件220、320。刺穿構件420包含包鞘422、尖端424及刺穿構件孔402。在某些實施例中，尖端424為實質上圓錐形且到達刺穿構件420之軸線中心附近的點。在一些實施例中，尖端424永久附接至包鞘422，且可與其整體地形成。刺穿構件孔402可接近尖端424而定位。刺穿構件孔402可採用廣泛種類之形狀及大小。在一些組態中，需要刺穿構件孔402在至少一方向(例如，縱向)上之量測具有大於刺穿構件420之橫截面寬度之量測以促進在配接器400之裝配期間經由孔402插入袋460(圖11中所示)。在一些情況下，刺穿構件孔402之大小及形狀經最佳化以當袋460在藥水瓶210內展開時允許袋460之大部分穿過其中，同時不

損害刺穿構件420之結構完整性。

圖11說明與藥水瓶210耦接之配接器400。在所說明之實施例中，袋460在藥水瓶210內部分展開。在某些實施例中，袋460經組態以在藥水瓶210內膨脹且填充其之實質部分。如同袋260，袋460可包含可膨脹材料或不可膨脹材料。在某些實施例中，袋460包含靠近刺穿構件孔402較厚之部分以便防止撕開或撕破。在一些情況下，為了達成相同目的，刺穿構件孔402包含磨圓或傾斜之邊緣。

如所說明，在某些實施例中，刺穿構件孔402位於刺穿構件420之與抽取器孔446相對之側面上。此等配置可允許當袋460在藥水瓶210內膨脹時流體無阻礙地通過抽取器孔446。

圖12A至圖12D說明配接器500之兩個實施例。配接器500在許多方面類似以上所述之配接器200、300，但包含一刺穿構件520，該刺穿構件520以諸如現在描述之方式的多個方式而不同。在某些實施例中，刺穿構件520包含兩個或兩個以上之套筒構件503，該套筒構件503容置袋560(圖12B及圖12D中所示)。在某些配置中，套筒構件503在刺穿構件520之近端基座504處會合。如下更完整描述，在一些組態中，套筒構件503由整件材料整體地形成。在其他組態中，套筒構件503包含與近端基座504耦接之分離件。

在某些實施例(諸如圖12A及圖12B中所說明之實施例)中，套筒構件503被朝向打開組態偏置。在一些情況下，

該偏置由用於形成套筒構件503之方法提供。舉例而言，在一些情況下，兩套筒構件503及近端基座504由實質上採用Y形之整件可彎模製塑膠整體地形成，其中每一套筒構件503包含「Y」之一分支。在其他情況下，兩套筒構件503包含與近端基座504耦接之分離件。在某些此等情況下，套筒構件503樞轉地安裝至近端基座504或可相對於近端基座504撓曲。套筒構件503可藉由彈簧或任何其他適當的偏置設備或方法而朝向打開組態偏置。雖然為了方便起見已描述使用兩個套筒構件503之組態，但刺穿構件520可包含兩個以上之套筒構件503，且在各種組態中，刺穿構件520包含三個、四個、五個、六個、七個或八個套筒構件503。在一些情況下，刺穿構件520所包含之套筒構件503之數目隨袋560之大小及/或藥水瓶210之大小增加而增加。

在一些組態中，袋560插入至近端基座504中。如上關於袋260所描述，袋560可藉由某種形式之黏著劑，藉由塑膠包鞘，經由由袋560之相對厚近端所提供之張力或藉由任何其他適當方法緊固於近端基座504內。

在許多實施例中，在將袋560插入至近端基座504中之後，套筒構件503聚集在一起以形成尖端524。尖端524可採用適合於經由藥水瓶210之隔膜216(未圖示)插入之任何形狀。在一些配置中，護套505圍繞套筒構件503提供以將其保持在封閉組態。護套505可經形成且接著滑過尖端524，或其可捲繞套筒構件503且此後緊固。護套505較佳

包含足夠堅固以將套筒構件503保持在封閉組態，又能夠在將刺穿構件520插入於藥水瓶210中時容易地沿護套505外表面滑動的材料。在一些情況下，需要該材料能夠黏著至隔膜216。在各種情況下，護套505包含熱伸縮管材、聚酯、聚乙烯、聚丙烯、紗綸、乳膠橡膠、聚異戊二烯、聚矽氧橡膠或聚胺基甲酸酯。護套505可位於沿刺穿構件520之長度的任何處。在一些實施例中，將護套505定位於套筒構件503之遠端部分上以維持套筒構件503靠攏以提供用於刺穿隔膜216之銳利點可為有利的。

圖12B說明與藥水瓶210耦接之具有朝向打開位置偏置之套筒構件之配接器500的實施例。在某些實施例中，當將刺穿構件520插入至藥水瓶210中時，護套505卡掣於隔膜216上且保持在藥水瓶210之外部上。當刺穿構件520繼續穿過隔膜216時，套筒構件503返回至其自然打開狀態，因而在藥水瓶210內展開袋560。當自藥水瓶210抽出流體時，袋560以諸如以上關於袋260所描述之方式的方式在藥水瓶210內膨脹。

在某些實施例(諸如圖12C及圖12D中所說明之實施例)中，套筒構件503被朝向封閉組態偏置。在一些情況下，該偏置係由用於形成套筒構件503之方法提供。舉例而言，套筒構件503及近端基座504可由整件模製塑膠整體地形成。在模製過程期間或在此後某時，將一或多個狹縫506形成於模製塑膠中，藉此分離套筒構件503。在其他情況下，套筒構件503包含附接至近端基座504之分離件。在

某些此等情況下，套筒構件503樞轉地安裝至近端基座。套筒構件503可藉由彈簧或任何其他適當偏置設備朝向封閉組態偏置。

在一些組態中，套筒構件503經打開以允許將袋560插入至刺穿構件520中。套筒構件503在插入袋560之後返回至其自然封閉狀態。如上所述，袋560可由許多方法中之任一者緊固於近端基座504內。

圖12D說明與藥水瓶210耦接之具有被朝向封閉位置偏置之套筒構件之配接器500的實施例。在某些實施例中，刺穿構件520插入至藥水瓶210中。當自藥水瓶210抽出流體時，在袋560之內部與藥水瓶210之內部之間的不平衡壓力引起袋560在藥水瓶210內膨脹，藉此迫使打開套筒構件503。袋560可繼續膨脹且進一步分離套筒構件503。

圖13說明包含複數個套筒構件603之配接器600之實施例。配接器600在許多方面類似以上所述之配接器200、300、500，但以諸如現在描述之方式的多個方式而不同。在某些實施例中，配接器600包含醫療連接器界面640、蓋連接器630及刺穿構件620。在一些實施例中，刺穿構件620包含突出物626、袋連接器682、套筒622及袋660。在一些組態中，界面640、蓋連接器630及突出物626由整件材料(諸如聚碳酸酯塑膠)整體地形成。在某些此等組態中，袋連接器682亦與其整體地形成。

在某些實施例中，袋連接器682較佳以實質上氣密嚙合附接至突出物626。在一些實施例中，袋連接器682包含一

經組態以納受突出物626之遠端延伸部629之腔室683。在所說明之實施例中，袋連接器682與腔室683界定良好的圓柱體。腔室683之一部分(較佳其側壁)可藉由膠、環氧樹脂或其他適當方式黏附至遠端延伸部629。可使用用於接合袋連接器682與近端部分626之多種其他組態。

在一些配置中，袋連接器682亦附接至套筒622。如圖14中所說明，在一些配置中，套筒622包含一近端基座604，複數個套筒構件603自該近端基座604延伸。在一些情況下，近端基座604可界定開口605。在各種組態中，套筒622包含兩個、三個、四個、五個、六個、七個或八個套筒構件603。更多套筒構件603亦為可能的。套筒構件603可協作以形成用於容置袋660之空腔。

再次參看圖13，袋連接器682之一部分可經由近端基座604之開口605插入。連接器682及近端基座604在一些情況下可黏附至彼此，且在其他情況下可藉由摩擦適配而緊固至彼此。其他附接方法亦為可能的。在許多情況下，近端基座604保持固定，而允許套筒構件603移動。套筒構件603類似以上所述之套筒構件503，且因而可被朝向打開組態或封閉組態偏置。因此，在一些配置中，護套(未圖示)用於將朝向打開組態偏置之套筒構件603保持在封閉組態直至經由隔膜216插入刺穿構件620。在一些情況下，護套截留於隔膜216與蓋連接器630之內表面之間，藉此幫助形成在配接器600與藥水瓶210之間的實質上氣密密封。

在所說明之實施例中，袋連接器682界定調節器通道625

之一部分，該調節器通道625亦延伸穿過刺穿構件620之突出物626、蓋連接器630及調節器孔650。抽取器通道645自抽取器孔646延伸且延伸穿過近端部分626、蓋連接器630及醫療連接器界面640。在某些實施例中，抽取器孔646與袋660隔開。

在一些情況下，袋連接器682包含一噴嘴684，袋660可耦接至該噴嘴684。圖15A及圖15B說明噴嘴684之兩個實施例。在圖15A中所說明之實施例中，噴嘴684插入至袋660之近端662中。袋660可藉由任何適當方式耦接至噴嘴684，諸如藉由黏著劑、塑膠套筒、熱封或張力適配。如上關於袋360所描述，在某些實施例中，當袋660之近端662足夠厚且硬時可達成實質上氣密之張力適配。

在圖15B中所說明之實施例中，噴嘴684包含一或多個夾片延伸部685。在一些實施例中，單一夾片延伸部685環繞噴嘴684。一或多個夾片延伸部685中之每一者包含掣子686且界定凹座687。在某些實施例中，套環688圍繞袋660之近端662置放。套環688較佳經定大小及組態以適貼地適配於凹座687內且由每一夾片延伸部685之掣子686緊固地固持於適當位置。因此，一或多個夾片延伸部685與套環688協作形成在袋660之近端662與噴嘴684之間的實質上氣密密封。

再次參看圖15A，在某些實施例中，袋660為實質上圓柱形。在一些實施例中，袋660之壁比其基座厚。在某些實施例中，袋660之壁在約0.001吋與約0.004吋之間、在約

0.001吋與約0.002吋之間、在約0.002吋與約0.003吋之間或在約0.003吋與約0.004吋之間厚。在其他配置中，該等壁大於0.001吋、大於0.002吋或大於0.003吋厚。在其他配置中，該等壁小於約0.004吋、小於約0.003吋或小於約0.002吋厚。當藥水瓶210之大部分為實質上圓柱形時，圓柱形組態對於與藥水瓶210一起使用可為有利的，標準藥用藥水瓶通常為此情況。圓柱形袋660可膨脹至實質上符合藥水瓶210之內部體積的形狀。

如圖16中所說明，在一些情況下，袋660可摺疊成具有多個臂661之星狀組態。每一臂661可經摺疊、滾動、折皺或以其他方式操縱以在封閉刺穿構件620時適配於刺穿構件620內。任何數目之臂661可由袋660形成，且在某些情況下，臂661之數目隨愈加大之袋660而增加。在其他組態中，袋660經模製或成形以使得其自然地具有星狀橫截面且能夠膨脹以填充實質上圓柱形藥水瓶210。袋660之其他組態亦為可能的，如上結合袋260所論述，且可使用類似摺疊圖案。

圖17說明配接器601之實施例，其在許多方面類似配接器600，但以諸如現在描述之方式的多個方式而不同。配接器601包含部分地界定調節器通道625之刺穿構件620，且進一步包含部分地界定抽取器通道645之第二刺穿構件690。因此，配接器601在與藥水瓶210耦接時在兩個相異位置刺破隔膜216。

第二刺穿構件690可包含用於刺破隔膜216之任何適當材

料。在各種實施例中，第二刺穿構件690包含金屬或塑膠。在許多組態中，第二刺穿構件690顯著小於刺穿構件620，其允許兩個刺穿構件620、690容易地經由隔膜216插入。此外，較小第二刺穿構件690可定位抽取器孔646，其在一些組態中位於第二刺穿構件690之尖端處，當將配接器601耦接至藥水瓶210時鄰近於隔膜216之內表面。因此，當藥水瓶210顛倒時可移除藥水瓶210之大部分液體內含物。

圖18說明配接器602之實施例，其在許多方面類似配接器600，但以諸如現在描述之方式的多個方式而不同。在所說明之實施例中，抽取器通道645延伸穿過刺穿構件620之近端部分626以使得抽取器孔646位於套筒622內或位於套筒622之外表面內部的一位置處。更一般而言，抽取器孔646位於刺穿構件620內或位於刺穿構件620之外表面內部的一位置處。在某些實施例中，如所示，袋連接器682經組態以將袋660與抽取器孔646隔開以使得當袋660膨脹時流體可無阻礙地流動穿過孔646。

在某些實施例中，隆脊694圍繞蓋連接器630之內表面延伸且界定一空間695，該空間695用於納受用於將套筒構件603保持在封閉組態之護套(未圖示)。當護套具有大的長度或以其他方式包含大量材料時空間695可具有特定效用。

圖19說明藥水瓶配接器700之實施例。在某些實施例中，配接器700包含外殼構件706、包鞘707及袋插入構件708。在一些實施例中，外殼構件706包含刺穿構件720、

蓋連接器730及醫療連接器界面740，其在一些方面類似本文中所描述之各種其他配接器實施例之經類似編號的特徵。

在某些實施例中，醫療連接器界面740自外殼構件706之近端延伸部709分支。醫療連接器界面740界定實質上「y」形抽取器通道745之分支。刺穿構件720及近端延伸部709界定抽取器通道745之剩餘部分。

在某些實施例中，蓋連接器730包含一或多個突出物737，該一或多個突出物737用於將配接器700緊固至藥水瓶210之蓋214(未圖示)。在一些實施例中，蓋連接器730包含一或多個狹縫739，該一或多個狹縫739藉由允許蓋連接器730膨脹而促進配接器700至藥水瓶210之耦接。在一些組態中，蓋連接器730包含裙套736。

刺穿構件720可類似本文中所描述之刺穿構件。在一些實施例中，刺穿構件720包含一有角遠端723，該遠端723允許袋插入構件708通過其中。有利地，在一些實施例中，刺穿構件720經組態以延伸至藥水瓶210中僅一短的距離。因此，當藥水瓶210以蓋214面向下而定向時，可自藥水瓶210抽出大量流體。藉由更短，刺穿構件720亦可具有較薄壁而無插入至藥水瓶210中時撓曲或斷裂之風險。較薄壁可允許插入比原本將可能之袋大的袋760，因而容許在一些情況下大量流體自藥水瓶210之安全且準確抽出。在一些實施例中，刺穿構件720不延伸超出裙套736，此幫助防護使用者使其不與刺穿構件720意外接觸。

在一些實施例中，外殼構件706之近端延伸部709與包鞘707耦接。在某些情況下，近端延伸部709與外殼構件706以螺紋、扣合或摩擦適配嚙合而接合。在一些情況下，近端延伸部709與外殼構件706藉由膠、環氧樹脂、超音波焊接等而接合。在其他配置中，近端延伸部709與外殼構件706由整件材料整體地形成。在一些配置中，近端延伸部709與外殼構件706以實質上氣密嚙合而耦接。

在一些實施例中，近端延伸部709及包鞘707經組態以將密封構件715緊固於適當位置。在一些組態中，近端延伸部709包含圍繞其內周邊延伸之支架717，且包鞘707包含圍繞其內周邊延伸之隆脊719。支架717及隆脊719可經組態以將密封構件715拉緊於適當位置。在一些配置中，密封構件715由支架717及隆脊719輕微壓縮。在其他配置中，密封構件715藉由膠或某種其他黏著劑固持於適當位置。在其他實施例中，密封構件715保持在袋插入構件708之凹槽中。

密封構件715可包含用於形成與袋插入構件708之實質上氣密密封同時與其可滑動地嚙合的任何適當材料。在一些情況下，密封構件715包含如此項技術中已知之標準O形環。在其他情況下，密封構件715包含一凸緣或其他組態，其容許袋插入構件708在僅一方向上(諸如待插入於藥水瓶210中)之移動。在一些情況下，在密封構件715與袋插入構件708之間的實質上氣密密封界定抽取器通道745之近端邊界。

在某些實施例中，包鞘707經定大小及定尺寸以由使用者握持--在各種情況下，藉由使用者之一只手的一個、兩個、三個或四個手指。包鞘707可實質上中空，從而界定一腔室751，袋插入構件708可移動穿過該腔室751。在一些實施例中，腔室751朝向其遠端變窄。包鞘707亦可界定一狹槽752。在一些情況下，狹槽752具有實質上恆定寬度，而在其他情況下，狹槽752朝向其遠端變窄。狹槽752可包含如下所述之鎖定機構。

在各種配置中，突出部753附接至袋插入構件708或與袋插入構件708整體地形成。突出部753可經定大小且定尺寸以由使用者容易地操縱--在一些情況下，藉由使用者之拇指操縱。突出部753可經磨圓以防止其上可能由使用者所戴手套的任何劃壞。突出部753通常經組態以與狹槽752協作。在一些配置中，突出部753自袋插入構件753之近端且穿過狹槽752徑向向外延伸。突出部753及狹槽752可經定大小及組態以使得突出部753可沿狹槽752之長度滑動。在一些配置中，狹槽752之遠端經定大小以使得突出部753適貼地適配於其中。

圖20A及圖20B說明兩個分離之鎖定機構，其可用於將突出部753緊固在狹槽752中之某固定位置處。圖20A說明夾片754。如所說明，夾片754包含成角面755及隆脊756，且被朝向封閉位置偏置。當突出部753朝向狹槽752之遠端前移時，其接觸面755且朝向打開位置推動夾片754。一旦突出部753已前移至狹槽752之遠端，則夾片754自由地返

回至其自然封閉位置。因此，隆脊756接觸突出部753之近端表面且將突出部753固持於適當位置。如所示，在一些配置中，隆脊756經彎曲以使得夾片754將不彈回至適當位置直至突出部753已到達狹槽752之遠端，且一旦夾片754彈回適當位置，則隆脊756之一部分保持與夾片754接觸。在其他配置中，可使用一個以上之夾片754。舉例而言，一夾片754可位於狹槽752之每一側上以在鎖定於適當位置時將更大穩定性提供至突出部753。在其他情況下，一或多個夾片754包含自狹槽752之側面延伸之隆脊且與包鞘707整體地形成。在此等情況下，夾片754可實質上小於彼等所示之夾片，且不需要獨立於包鞘707移動。

圖20B說明狹槽752之替代配置，其可提供用於突出部753之鎖定機構。在所說明之實施例中，狹槽752包含一橫向延伸部757，該橫向延伸部757具有對應於突出部753之高度的高度。因此，一旦突出部753前移至狹槽752之遠端，則突出部753可旋轉至橫向延伸部757中。在一些情況下，突出部753藉由摩擦適配緊固在橫向延伸部757中。在其他情況下，可使用夾片754。可使用用於將突出部753鎖定於適當位置之任何其他適當方式。

再次參看圖19，在某些實施例中，袋插入構件708包含一凸緣754，該凸緣754經組態以幫助將突出部753緊固地鎖定於適當位置。凸緣754可附接至袋插入構件708或與袋插入構件708整體地形成，且在某些情況下包含具有突出部753之整件。如上所提到，在某些配置中，腔室751朝向

包鞘 707 之遠端變窄。因此，當袋插入構件 708 朝向包鞘 707 之遠端前移時，凸緣 754 接觸腔室 751 之側壁，藉此限制袋插入構件 708 之近端的移動。

在某些實施例中，袋插入構件 708 包含中空軸桿 753。在一些配置中，軸桿 753 自包鞘 707 之近端延伸至刺穿構件 720 之遠端 723。軸桿 753 可界定一調節器通道 725，周圍空氣可流動穿過該調節器通道 725。

在一些配置中，袋插入構件 708 包含在其遠端處之較薄壁以允許袋 760 在抽取器通道 745 內之空間。袋 760 可藉由諸如以上參考袋 260 所述之彼等方式的任何適當方式附接至袋插入構件 708。在一些配置中，袋 760 之僅遠端 762 附接至袋插入構件 708，因而使得袋 760 之剩餘部分自由地在藥水瓶 210 內膨脹。在一些情況下，袋 760 為實質上圓柱形以便符合藥水瓶 210 之體積。袋 760 可經組態以在橫向與縱向兩者上膨脹。

在某些配置中，袋插入構件 708 經組態以在藥水瓶 210 內使袋 760 前移至一足以確保袋 760 不阻塞穿過刺穿構件 720 之遠端 723 之流體流動的距離。如上所指示，在一些實施例中，一旦前移至藥水瓶 210 中，則袋插入構件 708 鎖定於適當位置。由於袋插入構件 708 此後通常不可自藥水瓶 210 抽出，因此在袋 760 已橫向膨脹之後存在在遠端 723 上刺破或撕破袋 760 之減小的可能性。

用於使用配接器 700 之某些過程在許多方面類似以上關於配接器 200 所描述之過程，且可包括諸如現在描述之程

序的額外或替代程序。在某些情況下，一旦將配接器700與藥水瓶210耦接，則突出部753沿狹槽752向遠端前移，因而使袋760朝向藥水瓶210之內部前移。在一些情況下，突出部753位於狹槽752之遠端處之適當位置。在一些情況下，使用者以一隻手之一或多個手指握持包鞘707且以手之拇指在狹槽752內向遠端前移突出部753直至突出部753鎖定於適當位置。亦可使用其他握持配置。

在一些情況下，流體自藥水瓶210經由遠端723及抽取器通道745抽出，且袋760因此以空氣膨脹。空氣可流動穿過調節器孔750、調節器通道725且進入袋760中。在其他情況下，流體經由抽取器通道745及遠端723注入至藥水瓶210中，且空氣自袋760推出。排出之空氣可遵循經由調節器通道725之反向路徑。

圖21說明處於拆散狀態中之配接器800之實施例。配接器800包含外殼構件806、袋860及套管構件870。在某些實施例中，配接器800經組態以在自藥水瓶210抽出流體時將已滅菌空氣提供至藥水瓶210。

參看圖21、圖22及圖23，在某些實施例中，外殼構件806包含蓋連接器830、刺穿構件820及近端延伸部809，其在一些配置中由整件材料整體地形成。在一些實施例中，外殼構件包含聚碳酸酯塑膠。

蓋連接器830在許多方面類似以上所述之經歷類似編號的蓋連接器。在一些情況下，蓋連接器830包含一或多個突出物837及/或一或多個狹縫839。在一些配置中，內環

835及外環836自蓋連接器830之近端表面突出。內環835可經組態以與袋860耦接，如下所述。外環836可經組態以經由包括本文中所描述之方式的任何適當方式而較佳以實質上氣密嚙合與套管構件870耦接。

在某些配置中，刺穿構件820自蓋連接器830之中心部分向遠端延伸，且近端延伸部809自蓋連接器830之中心部分向近端延伸。刺穿構件820及近端延伸部809共同界定調節器通道825與抽取器通道845兩者之外邊界。內壁827界定在調節器通道825與抽取器通道845之間的內邊界。

在一些配置中，刺穿構件820界定一遠端調節器孔850a，該遠端調節器孔850a經組態以在將配接器800與藥水瓶210耦接時位於藥水瓶210內。遠端調節器孔850a容許藥水瓶210與調節器通道825之間的流體連通。刺穿構件820亦可界定遠端抽取器孔846a。有利地，遠端抽取器孔846a可經組態以在將配接器800與藥水瓶210耦接時鄰近於隔膜216之內表面而定位，藉此容許自藥水瓶210經由抽取器通道845抽出大部分或所有液體。

在某些組態中，近端延伸部809界定一近端調節器孔850b，該近端調節器孔850b允許袋860與調節器通道825之間的流體連通。近端調節器孔850b可位於沿近端延伸部809之部分之長度的任何處，該近端延伸部809界定調節器通道825之外邊界；且可採用各種大小。在一些情況下，近端調節器孔850b位於近端延伸部809之縱向中心處或附近。在某些組態中，近端延伸部809之以上所提到部分之

目的主要為結構上的。因此，在一些配置中，消除此部分，且近端調節器孔850b替代地由蓋連接器830界定。近端延伸部809亦可界定一近端抽取器孔846b，該近端抽取器孔846b允許醫療連接器界面840與抽取器通道845之間的流體連通。

參看圖21及圖23，在某些實施例中，套管構件870界定用於容置袋860之空腔871。套管構件870可包含醫療連接器界面840，該醫療連接器界面840在許多方面類似以上所述之經類似編號之醫療連接器界面。在某些配置中，醫療連接器界面840之基座部分經組態以納受近端延伸部809之近端872。在一些配置中，近端872經由包括本文中所揭示之方式的任何適當方式以實質上氣密啣合附接至套管構件870。在一些配置中，套管構件870包含排氣孔873。排氣孔873允許周圍空氣進入腔室871，藉此將袋860之外表面曝露至大氣壓力(以下更詳細描述)。套管構件870可包含一用於耦接套管構件870與袋860之近端環874(如下所論述)。套管構件870較佳包含能夠保護袋860之剛性材料，且在一些情況下包含聚碳酸酯塑膠。

在一些配置中，袋860包含近端凸緣861及遠端凸緣862。近端凸緣861可經定大小及組態以與套管構件870之近端環874耦接，且遠端凸緣862可經定大小及組態以與外殼構件806之內環835耦接(較佳以實質上氣密啣合)。在一些情況下，實質上氣密啣合藉由包含比袋860之剩餘部分硬及/或厚之材料之凸緣861、862達成。在其他配置中，

凸緣 861、862 之內徑分別稍小於環 874、835 之外徑。在一些配置中，凸緣 861、862 分別黏附至環 874、835。

在各種組態中，凸緣 861、862 中之任一者之內徑係自約 0.10 吋至約 0.40 吋、自約 0.15 吋至約 0.35 吋或自約 0.20 吋至約 0.30 吋。在其他組態中，該內徑為至少約 0.10 吋、至少約 0.15 吋、至少約 0.20 吋或至少約 0.25 吋。在其他組態中，該內徑不超過約 0.30 吋、不超過約 0.35 吋或不超過約 0.40 吋。在一些實施例中，該內徑為約 0.25 吋。

在各種組態中，如自凸緣 861、862 之尖端至尖端所量測之袋 860 的高度係自約 1.00 吋至約 3.00 吋、自約 1.50 吋至約 2.50 吋或自約 1.75 吋至約 2.25 吋。在其他組態中，該高度為至少約 1.00 吋、至少約 1.50 吋、至少約 1.75 吋或至少約 2.00 吋。在其他組態中，該高度不超過約 2.25 吋、不超過約 2.50 吋或不超過約 3.00 吋。在一些實施例中，該高度為約 2.00 吋。

在各種組態中，袋 860 之寬度係自約 0.80 吋至約 1.00 吋、自約 0.85 吋至約 0.95 吋或自約 0.87 吋至約 0.89 吋。在其他組態中，該寬度為至少約 0.80 吋、至少約 0.85 吋或至少約 0.87 吋。在其他組態中，該寬度不超過約 0.89 吋、不超過約 0.95 吋或不超過約 1.00 吋。在一些組態中，該寬度為約 0.875 吋。在一些組態中，袋 860 之厚度係自約 0.0005 吋至約 0.010 吋。在許多配置中，袋 860 足夠厚以在製造或使用期間抵抗撕破或刺破，但具足夠可撓性以在相對小壓力差（諸如不超過約 1 psi、不超過約 2 psi、不超過約 3 psi、不

超過約 4 psi 或不超過約 5 psi 之壓力差)下收縮。

在一些實施例中，袋 860 為圓形對稱且關於通過袋 860 之中心之緯度方向平面對稱。在此等實施例中，由於袋 860 可採用配接器 800 內之許多同樣可接受定向中之任一者，因此促進配接器 800 之裝配。

在某些配置中，袋 860 包含已滅菌空氣，該已滅菌空氣在自藥水瓶 210 抽出流體時可被吸入至藥水瓶 210 (未圖示) 中。在一些配置中，袋 860 內之空氣經加壓以與大致大氣壓力相對應，預期配接器 800 在該大氣壓力下使用。在一些情況下，可移除蓋或突出部 875 (圖 22 中所示) 置放於遠端調節器孔 850a 上以便維持袋 860 內之壓力且確保袋 860 內之空氣保持無菌直至配接器 800 與藥水瓶 210 耦接。如同以上所述之護套 505，突出部 875 可經組態以在刺穿構件 820 經由隔膜 216 插入時卡掣於隔膜 216 上且保持在彼處。其他適當方法亦可用於維持袋 860 內之壓力且確保袋 860 內之空氣保持無菌直至配接器 800 與藥水瓶 210 耦接。

在一些情況下，當配接器 800 與藥水瓶 210 耦接時，抽取器通道 845 內之大氣壓力與袋 860 內之壓力相對應。當自藥水瓶 210 抽出流體時，藥水瓶 210 內之壓力下降。因此，已滅菌空氣自袋 860 流動至藥水瓶 210 中。由於以上結合其他配接器所論述之理由，在一些實施例中，袋 860 包含等於或大於藥水瓶 210 中所含流體的體積之體積的空氣。在一些配置中，袋 860 亦較佳經組態以容易地壓扁。

在某些組態中，當自藥水瓶 210 抽出流體時，其流動穿

過遠端抽取器孔 846a、抽取器通道 845、近端抽取器孔 846b 及醫療連接器界面 840。當壓力在藥水瓶 210 內下降時，已滅菌空氣自袋 860 經由近端調節器孔 850b、經由調節器通道 825、經由遠端調節器孔 850a 抽出且抽出至藥水瓶 210 中。

在一些情況下，過量流體及/或氣泡返回至藥水瓶 210。將流體及/或空氣注入至藥水瓶 210 中增加藥水瓶 210 內之壓力。結果，在一些配置中，藥水瓶 210 內之空氣及/或流體流動穿過遠端調節器孔 850a 進入調節器通道 825 中。在一些情況下，空氣及/或流體另外流動至袋 860 中。在許多情況下，需要防止流體流動至袋 860 中。因此，在一些配置中，近端調節器孔 850b 可為小的以便容許空氣流動穿過其中但抵抗流體至袋 860 之引入。在其他配置中，疏水性過濾器、薄膜或篩網安置於近端調節器孔 850b 上。配接器 800 因而可特別適合於允許過量流體或氣泡自注射器或其他醫療器具之排出。

圖 24 說明與藥水瓶 210 耦接之藥水瓶配接器 900 之實施例。配接器 900 包含醫療連接器界面 940、蓋連接器 930 及刺穿構件 920。配接器 900 進一步包含輸入埠 980 及調節器埠 981。在某些實施例中，埠 980、981 安置於配接器 900 之相對末端處以便使配接器 900 平衡。如所示，在一些實施例中，單一外殼包含以上所提到特徵中之每一者。外殼可包含諸如塑膠之任何剛性材料。

在一些實施例中，醫療連接器界面 940 及蓋連接器界面

930表示以上所述之經類似編號之特徵。在所說明之實施例中，蓋連接器930包含平台939。

在某些實施例中，刺穿構件920界定抽取器孔946、抽取器通道945之遠端部分、調節器孔950，及調節器通道925之遠端部分。如所說明，孔946、950可定位於刺穿構件920之側面上或其遠端923處。

在某些實施例中，抽取器通道945延伸穿過刺穿構件920、蓋連接器930及醫療連接器界面940。調節器通道925延伸穿過刺穿構件920、蓋連接器930且進入埠980、981中。

在一些實施例中，輸入埠980包含疏水過濾器990。此等過濾器通常在此項技術中已知。過濾器990防止灰塵、細菌、微生物、孢子及其他污染物進入藥水瓶210中。在一些實施例中，輸入埠980包含閥984。閥984經組態以容許已通過過濾器990之空氣進入調節器通道925中，但防止任何空氣或流體在其他方向上通過閥984。

在一些實施例中，調節器埠981包含疏水性過濾器991。在一些情況下，過濾器991等同於過濾器990。然而，在許多實施例中，疏水性過濾器僅需要能夠禁止液體或蒸汽通過其中，而不管其是否能夠濾出灰塵、細菌等。在許多實施例中，調節器埠981包含與埠981實質上氣密嚙合之袋960。在一些情況下，袋960包含能夠膨脹且收縮之可撓性材料。在許多情況下，袋960包含實質上不滲透材料。在某些組態中，袋960包含Mylar®、聚酯、聚乙烯、聚丙

烯、紗綸、乳膠橡膠、聚異戊二烯、聚矽氧橡膠及聚胺基甲酸酯。

在一些組態中，當自藥水瓶210經由抽取器通道945抽出流體時，周圍空氣通過過濾器990、閥984、調節器通道925且進入藥水瓶210中。袋960(若未膨大)歸因於低於大氣壓力之藥水瓶210內之壓力而傾向於在調節器埠981內膨大。

在某些組態中，當流體及/或空氣返回至藥水瓶210時，藥水瓶210內之壓力增加。流體因而被推動至調節器通道925中。由於閥984防止流體通過其中，因此流體填充調節器通道925且壓扁袋960。只要返回至藥水瓶210之流體之體積小於袋960之體積，則藥水瓶210內之壓力通常不顯著增加。然而，一旦袋960完全壓扁，則流體至藥水瓶210之額外返回通常增加藥水瓶210內之壓力。因此，在一些配置中，袋960之大小確定可返回至藥水瓶210而不引起以上所述之壓力相關問題中之任一者之過度吸入之流體的量。在各種實施例中，袋960在膨脹時具有在約0.5 cc與約5 cc之間、在約1 cc與約4 cc之間或在約1.5 cc與約2 cc之間的體積。在一些實施例中，體積不超過約2 cc或不超過約1 cc。在一些情況下，配接器900容置具有(例如)約1 cc或約2 cc之體積之相對小的袋960，其容許氣泡或少量過度吸入的流體之返回同時防止配接器900過於笨重。

在某些實施例中，為疏水性的過濾器990、991之存在可為預防性的且可能不保險。原則上，閥984及實質上不滲

透袋960應防止任何流體自藥水瓶210傳至配接器900之外部。然而，在閥984失效或袋960破裂之不太可能情況下，疏水性過濾器990、991可用以防止流體退出配接器900。類似地，在一些情況下，在不影響配接器900之操作的情況下，可自調節器埠991移除可壓扁袋960及/或自輸入埠980移除閥984。

圖25說明與藥水瓶1210耦接之配接器1000之實施例。配接器1000包含醫療設備界面1040、蓋連接器1030及刺穿構件1020，其每一者在許多方面類似本文中所描述之經類似編號之特徵。在一些實施例中，配接器1000包含用於自藥水瓶1210移除流體之抽取器通道1045，但不包含調節器通道。除下文詳述的以外，藥水瓶1210類似藥水瓶210。

在某些實施例中，藥水瓶1210包含一調節器導管1215，該調節器導管1215較佳以實質上氣密嚙合在一末端處與袋1260耦接。在一些實施例中，調節器導管1215延伸穿過隔膜216及套管218。在此等實施例中，如圖26中所說明，隔膜216之通常可由使用者看見之部分實質上不受導管1215之存在影響。因此，使用者通常不會冒險意外地試圖將刺穿構件1020插入於調節器導管1215中或其上。在其他實施例中，調節器導管1215僅延伸穿過隔膜216。在其他實施例中，調節器導管1215延伸穿過藥水瓶1210之本體212。在一些實施例(尤其在其中預期具有針之注射器刺穿藥水瓶1210之實施例)中，調節器導管1215可實質上比所說明實施例中所示之導管長以避免袋1260由針刺破。在一些情

況下，調節器導管1215較針可延伸至藥水瓶1210中之最大距離可延伸至藥水瓶1210中更多。調節器導管1215可自藥水瓶1210之內壁延伸至少約1/4、1/3、1/2、3/4或實質上全部之距離。調節器導管1215亦可彎曲以符合標準藥水瓶之頸部之彎曲形狀。以此方式，調節器導管1215可幫助自穿透隔膜216之針或刺穿構件1020儘可能遠地定位袋1260。在某些情況下，藥水瓶1210以醫療流體填充、稍微經抽空且接著經密封。在許多實施例中，在大體壓扁狀態下將袋1260包括於密封之藥水瓶1210中。然而，在一些情況下，作用於袋1260內部之大氣壓力可引起其在密封之藥水瓶1210內稍微膨脹。

配接器1000可耦接至藥水瓶1210。在一些情況下，刺穿構件1020之插入導致藥水瓶1210內之輕微壓力變化，其推動袋1260遠離刺穿構件1020。在某些配置中，刺穿構件1020延伸剛好超出隔膜216之遠端表面且與袋260隔開。應瞭解，本文中所揭示之任何配接器可與藥水瓶1210耦接，許多其他配接器亦可經組態以與標準藥用藥水瓶耦接。當將流體自藥水瓶1210抽出或注入至藥水瓶1210中時，袋1260以如本文中所揭示之方式分別膨脹及收縮。

在某些實施例中，藥水瓶1210包含一或多個延伸部1230。延伸部1230可如所示圍繞蓋214之周邊安置，或可位於蓋214上之其他點處。在一些情況下，一或多個延伸部1230位於蓋214之遠端側面上、位於蓋214之近端側面上及/或位於延伸於蓋214之近端側面與遠端側面之間的表

面周圍。在許多配置中，延伸部1230圍繞蓋214之周邊僅延伸短距離。在許多配置中，當將藥水瓶配接器1000與藥水瓶1210耦接時，延伸部1230維持在蓋214與蓋連接器1030之間的空間，因而允許周圍空氣自由地流入及/或流出調節器導管1215。在其他實施例中，藥水瓶配接器1000包含用於相同目的之延伸部1230。其他配置對於容許空氣自由地流入及/或流出調節器導管1215為可能的。舉例而言，藥水瓶配接器1000可包含延伸穿過蓋連接器1030之排氣通道(未圖示)。

圖27說明與配接器1000耦接之包含袋1360之藥水瓶1310的實施例。在一些實施例中，袋1360以醫療流體1320填充。袋1360之遠端1362可密封至蓋214。在一些情況下，遠端1362密封於隔膜216與本體212之近端之間。在某些實施例中，藥水瓶1310包含排氣孔1325。排氣孔1325可位於本體212上之任何處。在一些配置中，排氣孔1325位於本體212之遠端處。因此，當以顛倒組態自藥水瓶1310抽出流體時，袋1360不阻塞排氣孔1325。在一些情況下，排氣孔1325由過濾器或濾網覆蓋以防止碎片或其他物品進入藥水瓶1310且可能刺破袋1360。

在某些情況下，當自藥水瓶1310抽出一定體積的流體時，袋1360收縮至新的較小體積以考量經抽出流體之量。在一些情況下，歸因於排氣孔1325，當停止自藥水瓶1310抽出流體時，圍繞袋1360之壓力與作用於用於抽取流體之設備(諸如注射器)上之壓力相同。因此，流體自藥水瓶

1310之抽取在許多方面可類似於本文中所描述之其他方法及系統。

圖28說明包含袋1460之藥水瓶1410之實施例。在一些配置中，藥水瓶1410包含一調節器導管1415，該調節器導管1415較佳以實質上氣密啗合在一末端處與袋1460耦接。在某些組態中，調節器導管1415包含中心壁1417及外壁1419。在一些配置中，中心壁1417等分隔膜216，其沿隔膜216之直徑延伸。中心壁1417可包含一凸緣1420，該凸緣1420沿隔膜216之由套管218所覆蓋之一部分自隔膜216向近端延伸。在一些配置中，外壁1419以實質上氣密啗合密封於隔膜216與本體212之近端之間。在一些組態中，外壁1419為實質上半圓形。

因此，在一些實施例中，隔膜216由調節器導管1415劃分成兩部分。刺穿隔膜216之一部分提供對藥水瓶1410之內含物之接近，且刺穿隔膜216之另一部分提供對調節器導管1415及袋1460之接近。在一些組態中，隔膜216之至少近端表面經著色、噴漆或以其他方式標記以指示隔膜216之不同部分。

圖29說明與藥水瓶1410耦接之配接器1500之實施例。配接器1500包含醫療連接器界面1540及蓋連接器1530，其類似本文中所描述之經類似編號之特徵。蓋連接器1530可界定一凹槽1531，該凹槽1531具有足以納受凸緣1420或避免與其接觸之深度。

在一些組態中，配接器1500包含抽取器刺穿構件1521及

調節器刺穿構件1522。在一些實施例中，抽取器刺穿構件1521經組態以延伸剛好超出隔膜216之遠端表面。因此，在一些情況下，調節器刺穿構件1522比抽取器刺穿構件1521長，其提供用於將刺穿構件1521、1522彼此相區別之方式。亦可使用用於區別刺穿構件1521、1522之其他方法。配接器1500可經著色、噴漆或以其他方式標記以指示與隔膜216之不同部分之對應性。

在一些情況下，抽取器刺穿構件1521提供與藥水瓶1410之液體內含物之流體連通，且調節器刺穿構件1522提供與袋1460之流體連通。因此，液體自藥水瓶1410經由配接器1500之移除在許多方面可類似於本文中所描述之其他液體移除方法及系統。

圖30說明處於拆散狀態中之配接器1600之實施例。配接器1600可與藥水瓶(諸如以上所述之藥水瓶210)耦接。配接器1600在許多方面類似以上所述之配接器，但以諸如下文論述之方式的多種方式而不同。關於配接器1600及/或本文所述之任何其他配接器而描述的特徵、結構或特性之任何適當組合為可能的。在某些實施例中，配接器1600包含插塞1601、袋1660、通道外殼構件1670、尖端1624、套筒1680、蓋連接器1630及護罩1690。在其他實施例中，配接器1600包含比所有此等特徵或結構少的特徵或結構。舉例而言，在一些實施例中，配接器1600不包含插塞1601、套筒1680及/或護罩1690。在一些配置中，如所示，通道外殼構件1670及蓋連接器1630包含分離件。在其他配置

中，通道外殼構件1670及蓋連接器1630由整件材料整體地形成。

在某些實施例中，配接器1600包含刺穿構件1620。在一些實施例中，刺穿構件1620包含尖端1624及包鞘1622，而在其他實施例中，刺穿構件1620不包含尖端1624。在某些配置中，尖端1624可與包鞘1622分離。在一些情況下，尖端1624由套筒1680緊固至包鞘1622。套筒1680可經組態以在將包鞘1622經由隔膜216插入時黏著至隔膜216，藉此保持在藥水瓶210之外部。在一些情況下，套筒1680可類似以上所述之護套505。在各種配置中，套筒1680包含熱伸縮管材、聚酯、聚乙烯、聚丙烯、紗綸、乳膠橡膠、聚異戊二烯、聚矽氧橡膠或聚胺基甲酸酯。

參看圖31及圖32，在某些實施例中，通道外殼構件1670包含醫療連接器界面1640、徑向延伸部1672及包鞘1622。在一些情況下，醫療連接器界面1640、徑向延伸部1672及包鞘1622由整件材料整體地形成。在許多情況下，通道外殼構件1670包含諸如聚碳酸酯塑膠之硬質材料。

醫療連接器界面1640可在許多方面類似本文中所描述之其他醫療連接器界面。在某些配置中，醫療連接器界面1640界定抽取器通道1645之近端。在一些配置中，醫療連接器界面1640自通道外殼構件1670之軸線中心偏移。

在一些配置中，醫療連接器界面1640不對稱，且在一些情況下包含在其基座處之缺口1641。在某些情況下，缺口1641由醫療連接器界面1640之一側具有比其另一側錐度更

高及/或更薄的側壁引起，如圖32中所說明。在其他情況下，缺口1641由在醫療連接器界面1640之兩個或兩個以上側面上不同地成形之側壁引起，而側壁之厚度在醫療連接器界面1640之任何給定緯度方向橫截面實質上不改變。如下所述，在一些情況下，缺口1641促進配接器1600之裝配及/或容許較大袋1660之使用。

在某些實施例中，徑向延伸部1672自通道外殼構件1670之軸向中心向外突出。在一些配置中，徑向延伸部1672位於醫療連接器界面1640之基座處以使得抽取器通道1645延伸穿過徑向延伸部1672。在其他配置中，徑向延伸部1672界定袋插入孔1674。在一些情況下，凸部1676(圖30、圖32及圖33中展示)使袋插入孔1674與醫療連接器界面1640之基座分離。袋插入孔1674可採用多種形狀中之任一者。在所說明之實施例中，袋插入孔1674為實質上半圓形，其中凸部1676界定半圓之平坦部分(見圖30)。

參看圖31至圖34，包鞘1622可在許多方面類似本文中所揭示之其他包鞘。在一些實施例中，包鞘1622之軸向長度實質上垂直於徑向延伸部1672。在一些配置中，包鞘1622界定抽取器通道1645之至少遠端部分。在一些情況下，包鞘1622之側壁的界定抽取器通道1645之一部分之部分比側壁之其他部分薄(見圖32及圖33)。在其他配置中，包鞘1622界定一空腔1629，該空腔1629用於容置袋1660之至少一部分。在一些情況下，抽取器通道1645及空腔1629由內壁1627分離。包鞘1622通常可為中空的且在遠端1623處終

止。

參看圖31、圖32及圖34，在一些實施例中，抽取器孔1646在抽取器通道1645之遠端處延伸穿過包鞘1622之側壁。在一些配置中，抽取器孔1646為實質上圓形。在各種情況下，抽取器孔1646之直徑在約0.020吋與約0.060吋之間、在約0.030吋與約0.050吋之間或在約0.035吋與約0.045吋之間。在其他情況下，該直徑大於約0.020吋、大於約0.030吋或大於約0.035吋。在其他情況下，該直徑小於約0.060吋、小於約0.050吋或小於約0.045吋。在一些情況下，該直徑為約0.040吋。

如下所述，在某些配置中，抽取器孔1646經組態以在將配接器1600與藥水瓶210耦接時鄰近於隔膜216。在各種情況下，抽取器孔1646之中心與徑向延伸部1672之遠端表面1679隔開(見圖32)約0.25吋與約0.35吋之間、約0.28吋與約0.32吋之間或約0.29吋與約0.31吋之間的距離。在其他情況下，該距離大於約0.25吋、大於約0.28吋或大於約0.29吋。在其他情況下，該距離小於約0.35吋、小於約0.32吋或小於約0.31吋。在一些情況下，該距離為約0.305吋。

參看圖31及圖34，在某些實施例中，凹槽1678自抽取器孔1646向遠端延伸。在一些配置中，凹槽1678沿包鞘1622之長度延伸。在其他配置中，凹槽1678相對於包鞘1622之長度以一角度延伸。凹槽1678可為實質上直的，或其可彎曲。在一些配置中，凹槽1678具有實質上恆定深度及寬度。在其他配置中，該深度及/或寬度沿凹槽1678之長度

改變。在一些情況下，如圖34中所示，凹槽1678之橫截剖面不對稱。因此，凹槽1678之深度可自凹槽1678之一側至另一側改變。

在各種配置中，凹槽1678之長度在約0.15吋與約0.35吋之間、在約0.20吋與約0.30吋之間或在約0.23吋與約0.27吋之間。在其他配置中，該長度大於約0.15吋、大於約0.20吋或大於約0.23吋。在其他配置中，該長度小於約0.35吋、小於約0.30吋或小於約0.27吋。在一些實施例中，該長度為約0.25吋。

在各種配置中，凹槽1678之寬度在約0.010吋與約0.030吋之間、在約0.015吋與約0.025吋之間或在約0.018吋與約0.022吋之間。在其他配置中，該寬度大於約0.010吋、大於約0.015吋或大於約0.018吋。在其他配置中，該寬度小於約0.030吋、小於約0.025吋或小於約0.022吋。在一些實施例中，該寬度為約0.020吋。

在各種配置中，如在凹槽1678之橫截剖面之最高點與最低點之間所量測的凹槽1678之深度在約0.020吋與約0.040吋之間、在約0.025吋與約0.035吋之間或在約0.030吋與約0.034吋之間。在其他配置中，該深度大於約0.020吋、大於約0.025吋或大於約0.030吋。在其他配置中，該深度小於約0.040吋、小於約0.035吋或小於約0.034吋。在一些實施例中，該深度為約0.032吋。

在一些情況下，需要移除藥水瓶210內之實質上所有流體(諸如當流體為昂貴醫藥時)。因此，在某些配置中，需

要抽取器孔1646在配接器1600與藥水瓶210耦接時儘可能接近於隔膜216，以使得可自藥水瓶210移除最大量之流體。然而，隔膜216(或更一般而言，蓋214)之精確尺寸可在相同製造及大小之不同藥水瓶210之間改變。此外，配接器1600可經組態以與改變大小或製造來源之一類藥水瓶210耦接。此等變化亦可導致蓋尺寸之變化，且因此導致抽取器孔1646相對於隔膜216之位置的變化。有利地，凹槽1678可將流體過道提供至抽取器孔1646，即使抽取器孔1646部分或完全地由隔膜216阻塞亦如此。在許多情況下，凹槽1678允許移除藥水瓶210之實質上所有流體內含物，而不管抽取器孔1646相對於隔膜216之精確定向為何。

在一些情況下，凹槽1678經定大小及定尺寸以使得隔膜216不阻塞流體穿過凹槽1678之流動。在許多配置中，隔膜216包含符合經由其插入之物品之形狀的柔性材料，其通常形成與該物品之不透液體密封。因此，在一些情況下，凹槽1678之邊緣足夠銳利地成角且凹槽1678之深度足夠大以防止隔膜216完全符合凹槽1678之形狀。因此，流體過道保持在隔膜216與凹槽1678之未由隔膜216填充之體積之間。

在一些情況下，凹槽1678以一角度延伸至包鞘1622中，而非直接朝向包鞘1622之中心延伸。在一些情況下，有角組態允許凹槽1678比其原本可能的更深。在一些情況下，凹槽1678之深度大於包鞘1622之厚度。

參看圖30、圖35及圖36，插塞1601經組態以將袋1660緊固至通道外殼構件1670。在一些配置中，插塞1601包含突出物1602及輪緣1604。

在某些配置中，突出物1602經組態以插入至袋1660之開口1661中且相對於袋插入孔1674拉緊袋1660(見圖30)。在一些情況下，突出物1602之橫截剖面與袋插入孔1674之橫截剖面實質上互補。在所說明之實施例中，突出物1602之橫截剖面為實質上半圓形。突出物1602可朝向其遠端漸縮，從而允許突出物相對容易地插入至袋插入孔1674中。在許多情況下，在突出物1602與袋1660之間的接觸形成實質上氣密密封，且在袋1660與通道外殼構件1670之間的接觸形成實質上氣密密封。在一些情況下，將膠或某種其他黏著劑塗覆至插塞1601、袋1660及/或通道外殼構件1670以確保實質上氣密密封。

在一些情況下，突出物1602及袋插入孔1674之半圓形配置促進配接器1600之裝配。配置之不對稱性可幫助確保在將插塞1601插入至通道外殼構件1670中時對其進行適當定向。不對稱性亦可防止插塞1601在通道外殼構件1670內旋轉。其他配置對於插塞1601與通道外殼構件1670之間的界接亦為可能的。

在某些配置中，輪緣1604沿插塞1601之周邊之一部分延伸且界定凹座1605。在一些情況下，凹座1605經組態以納受袋1660之凸緣1661(見圖30)，藉此允許輪緣1604之遠端表面接觸徑向延伸部1672之近端表面。在一些情況下，將

黏著劑塗覆至輪緣1604之遠端表面以幫助將插塞1601緊固至通道外殼構件1670。

在某些實施例中，插塞1601界定調節器通道1625。調節器通道1625可自調節器孔1650延伸至經裝配配接器1600之袋1660中。在某些配置中，調節器孔1650曝露至經裝配配接器1600之外部的環境。調節器通道1625可容許空氣進入袋1660及/或自袋1660流出。

參看圖30及圖37至圖39，蓋連接器1630可在許多方面類似以上所述之蓋連接器。在各種情況下，蓋連接器包含一或多個突出物1637及/或一或多個狹縫1639。在一些配置中，蓋連接器1630包含刺穿構件孔1632。在一些情況下，在配接器1600之裝配期間，刺穿構件1620經由刺穿構件孔1632插入。

在一些情況下，蓋連接器1630之近端表面實質上平坦。在其他情況下，通道外殼構件1670之徑向突出物1672之遠端表面亦實質上平坦。兩平坦表面可在經裝配之配接器1600中彼此鄰接。有利地，在蓋連接器1630與徑向突出物1672之間的大接觸面積可容許經由黏著劑之塗覆、超音波焊接或某種其他方法在此等件之間的牢固附接。

參看圖30，在一些實施例中，護罩1690經組態以與蓋連接器1630耦接。護罩1690可摩擦地啮合蓋連接器1630，扣合至蓋連接器1630中或藉由任何其他適當方式與蓋連接器1630耦接。在一些配置中，護罩1690包含一或多個缺口1694，該一或多個缺口1694可提供用於在使用配接器1600

之前移除護罩 1690 之牽引。在其他實施例中，護罩 1690 包含實質上平滑內表面及實質上平滑外表面，且可類似完好圓柱形管。在一些實施例中，護罩在近端 1692 處打開且在遠端 1696 處關閉。在其他實施例中，護罩 1690 在近端 1692 處打開且在遠端 1696 處打開。在某些配置中，護罩 1690 經組態以在不接觸刺穿構件 1620 的情況下封閉、實質上環繞或以其他方式遮蔽刺穿構件 1620。護罩 1690 可防止可由在使用配接器 1600 之前與刺穿構件 1620 之意外接觸引起的對刺穿構件 1620 之污染或損壞。

圖 40 說明處於拆散狀態中之配接器 1700 之實施例。配接器 1700 可與藥水瓶(諸如藥水瓶 210)耦接。配接器 1700 在許多方面類似以上所述之配接器，但以諸如下文論述之方式的多種方式而不同。關於配接器 1700 及/或本文中所述之任何其他配接器而描述的特徵、結構或特性之任何適當組合為可能的。

在某些實施例中，配接器 1700 包含醫療連接器 241、外殼構件 1705、袋 1760、袋保持器 1770、尖端 1724 及/或套筒 1780。在一些實施例中，外殼構件 1705 包含醫療連接器界面 1740、蓋連接器 1730 及包鞘 1722，其每一者可在許多方面分別類似本文中所描述之醫療連接器界面、蓋連接器及包鞘。醫療連接器 241、袋 1760、尖端 1724 及套筒 1780 可在許多方面分別類似本文中所描述之醫療連接器、袋、尖端及套筒 1680。在一些實施例中，刺穿構件 1720 包含包鞘 1722、袋保持器 1770 及尖端 1724。

參看圖 41A，在某些實施例中，蓋連接器 1730 界定調節器孔 1750。在一些實施例中，調節器孔 1750 自藥水瓶配接器 1700 之軸向中心稍微偏移。在一些實施例中，調節器孔 1750 緊密接近(例如，鄰近)於蓋連接器 1730 與醫療連接器界面 1740 之界面。有利地，調節器孔 1750 可足夠小以防止非所要物件通過其中，且足夠大以使配接器 1700 向大氣排氣。相對小的調節器孔 1750 亦可容許醫療連接器界面 1740 相對中心地定位，因而在將配接器 1700 與藥水瓶連接時幫助使配接器 1700 平衡且防止意外翻倒。

參看圖 41B，在某些實施例中，包鞘 1722 包含在其遠端處之凹入表面 1723。凹入表面 1723 可為實質上圓柱形，且可具有比包鞘 1722 之更近端部分之外徑小的外徑。在一些實施例中，包鞘 1722 界定遠端凸部 1725。遠端凸部 1725 可在包鞘 1722 之外表面 1726 與凹入表面 1723 之間延伸。在一些實施例中，包鞘 1722 界定抽取器孔 1746。在一些實施例中，包鞘 1722 包括自抽取器孔延伸之凹槽 1778(諸如凹槽 1678)。在其他實施例中，包鞘 1722 不包括凹槽 1778。抽取器孔 1746 可位於包鞘 1722 之基座遠端的位置處，以使得當將配接器 1700 連接至藥水瓶 200 時孔 1746 較不可能由蓋 214 之隔膜 216 覆蓋。在各種實施例中，抽取器孔 1746 定位於覆蓋自包鞘 1722 之基座至包鞘 1722 之末端約一半、四分之一或八分之一之距離的區域內。

在一些實施例中，蓋連接器 1730 包含諸如裙套 736 之裙套 1736。裙套 1736 可界定一或多個狹縫 1739，該一或多個

狹縫1739可允許蓋連接器1730在將配接器1700與藥水瓶耦接時徑向向外折曲。在一些實施例中，狹縫1739之一部分界定凹口1738。凹口1738可由用於製造外殼構件1705之模製過程引起。在一些實施例中，可移除錐形銷(未圖示)經定位以使得凹口1738圍繞銷之近端部分形成，且抽取器孔1746圍繞銷之遠端部分形成。在其他實施例中，凹槽1778亦可由一可移除件形成，其在一些實施例中自錐形銷橫向延伸。

在一些實施例中，當將配接器1700與藥水瓶200耦接時，凹口1738可輔助用信號通知使用者抽取器孔1746之定向。舉例而言，在一些實施例中，抽取器孔1746之中心及凹口1738之中心沿實質上垂直於包鞘1722之縱軸之直線實質上共線。在某些此等實施例中，若當包鞘1722在藥水瓶200內時抽取器孔1746由藥水瓶200及/或蓋連接器1730之一部分(諸如裙套1736)遮掩，則仍然可藉由參考在藥水瓶200外之凹口1738之徑向定向來確定抽取器孔1746之徑向定向。在一些實施例中，自藥水瓶200抽取流體之方法包括將凹口1738指向地面以容許流體收集於抽取器孔1746附近。

參看圖42，在一些實施例中，袋1760包含彈性材料且可在處於未膨脹狀態時為實質上球形。在某些實施例中，袋1760之遠端部分1761經凸面磨圓，且可為實質上半球形。在其他實施例中，袋1760包含自遠端部分1761延伸之實質上圓柱形部分1762。袋1760可包括在圓柱形部分1762之近

端處之凹面磨圓部分1763。在一些實施例中，袋1760之遠端部分1761之曲率半徑大於凹面磨圓部分1763之曲率半徑。在其他實施例中，圓柱形部分1762之直徑及在遠端1761之尖端1764與凹面磨圓部分1763之近端1765之間的軸向距離實質上分別與藥水瓶(配接器1700經組態以與其耦接)之最大直徑及高度成比例。

在某些實施例中，袋1760經組態以膨脹以填充藥水瓶(配接器1700與其耦接)之實質體積。在各種實施例中，由袋1760所填充之實質體積為藥水瓶之體積的至少約40%、至少約50%、至少約60%、至少約70%或至少約80%。在一些實施例中，袋1760經定大小、成形及/或為足夠可撓性的以填充具有至少約10毫升、至少約20毫升或至少約50毫升之容量的藥水瓶之實質體積。在其他實施例中，袋1760經組態以填充具有至少約100毫升或至少約200毫升之容量的藥水瓶之實質體積。袋1760亦可經組態以填充其他體積。

在一些實施例中，袋1760包含唇緣1766或自袋1760之近端部分向外延伸之具有增加的厚度之其他區域。唇緣1766可圍繞袋1760之近端1767之緣周安置且可協助(諸如)以以下所述之方式耦接袋1760與刺穿構件1720。在一些組態中，唇緣1766之增加的厚度可增加徑向膨脹唇緣1766所必需的力之量，因而引起唇緣1766實際上更緊密地抓持定位於其內之物件之表面。

在一些實施例中，袋1760之厚度自一部分至另一部分而

改變。舉例而言，在一些實施例中，袋1760之遠端部分1761較薄且比近端區域可相對更易伸展或更具柔性。袋1760之厚度之變化可促使袋1760之遠端部分1761比近端區域膨脹大，且可允許近端區域更有效地抓持刺穿構件1720。

參看圖43A，在某些實施例中，袋保持器1770界定具有不同厚度之近端部分1771與遠端部分1772。各別厚度中之每一者可實質上均一。在某些實施例中，近端部分1771具有不大於約20%吋、不大於約15%吋或不大於約10%吋的厚度。在一些實施例中，厚度為約10%吋。其他厚度為可能的。

在一些實施例中，近端部分1771及遠端部分1772中之每一者為實質上圓柱形。在其他實施例中，袋保持器1770之外表面1773亦為實質上圓柱形。在一些實施例中，近端部分1771比遠端部分1772薄，使得遠端部分1772界定內支架1774。內支架1774可協助將袋1760緊固至刺穿構件1720。

參看圖43B，在一些實施例中，袋保持器1770包含一外表面1773，該外表面1773沿其縱向長度彎曲以使得近端部分1771及遠端部分1772之厚度沿縱向長度改變。在一些實施例中，袋保持器1770朝向其縱向中心而更厚，此可為袋保持器1770提供增加之強度。在許多實施例中，外表面1773實質上平滑，此可允許袋保持器1770相對容易地通過藥水瓶之隔膜。袋保持器1770可包含多種材料，且在一些實施例中包含聚碳酸酯塑膠。

圖 44A 說明處於裝配狀態中之藥水瓶配接器 1700 之實施例。如所示，在某些實施例中，套筒 1780 可保持尖端 1724 與袋保持器 1770 緊密接近(例如，鄰近)於彼此。在一些實施例中，套筒 1780 包含彈性材料，其可關於尖端 1724 及袋保持器 1770 徑向向外伸展。在許多實施例中，當刺穿構件 1720 穿過藥水瓶之隔膜前移時，套筒 1780 朝向包鞘 1722 之近端且遠離尖端 1724 及袋保持器 1770 而推動，此可容許尖端 1724 在將配接器 1700 與藥水瓶耦接時與袋保持器 1770 分離。

參看圖 44B，在某些實施例中，袋 1760 之一部分保持於包鞘 1722 與袋保持器 1770 之間。在一些實施例中，袋 1760 之唇緣 1766 固持於包鞘 1722 之遠端凸部 1725 與袋保持器 1770 之內支架 1774 之間。遠端凸部 1725 及內支架 1774 可實質上防止袋 1760 相對於包鞘 1722 之縱向移動。在其他實施例中，袋 1760 之一部分保持於袋保持器 1770 之遠端部分 1772 與包鞘 1722 之凹入表面 1723 之間。

在一些實施例中，包鞘 1722 及袋保持器 1770 以實質上氣密啗合保持袋 1760，使得自藥水瓶外進入包鞘之空氣可使袋膨脹而又實質上被阻止流動至藥水瓶之內含物中。在一些實施例中，袋保持器 1770 經由二氯乙烯或任何其他適當方式溶劑黏合至包鞘 1722。

在某些實施例中，袋 1760 之表面(諸如袋 1760 之內表面 1768)經潤滑。潤滑可促進(諸如)在配接器 1700 之裝配期間袋 1760 於包鞘 1722 內之置放，及/或可促進(諸如)當自藥水

瓶(配接器 1700 與其耦接)移除流體時袋 1760 之展開。在某些實施例中，塗覆至袋之內表面 1768 之潤滑劑可減小在袋 1760 與包鞘 1722 之間的界面處之摩擦。在一些實施例中，(諸如)當袋 1760 在包鞘 1722 內對折時，潤滑劑可減小在袋 1760 之分離的部分之間的一或多個界面處之摩擦。袋 1760 可以諸如以上關於袋 260 所描述之方式的任何適當方式潤滑。在某些實施例中，袋 1760 以含氟聚矽氧油潤滑。

在一些實施例中，袋 1760 之內表面 1768 經紋理化。舉例而言，內表面 1768 可經開槽或粗糙化，或其可包括(例如)以規則陣列、以不規則圖案或實質上隨機配置之凸塊、隆脊、線，或突起或缺口。紋理化可類似最後加工已曝露至珠粒噴擊或噴砂之物品(例如，隨機隔開的成組之凸塊及麻點)。在一些實施例中，(諸如)當袋 1760 對折、摺疊、打褶、聚束或以其他方式定位於包鞘 1722 內時，經紋理化之表面 1768 減小與袋 1760 之其他部分接觸之袋 1760 的表面積。減小接觸其本身之袋 1760 之總表面積可改良袋 1760 之老化性質，且可延長經裝配配接器 1700 之存放期。舉例而言，可製造袋 1760 之一些材料傾向於隨時間推移而黏著或黏合至其本身，該情況可抑制袋 1760 之迅速展開。

在一些實施例中，經紋理化之內表面 1768 可抑制潤滑劑在表面 1768 上結珠。經紋理化之表面 1768 因而可促成潤滑劑之相對均一的分布，藉此促使袋 1760 之迅速展開。在一些實施例中，除內表面 1768 之紋理化以外或替代內表面 1768 之紋理化，袋 1760 之外表面經紋理化。

在某些實施例中，尖端1724包含桿、柄或近端延伸部1790(諸如以上所述之近端延伸部224a)。在一些實施例中，近端延伸部1790朝向其近端漸縮至逐漸更小的橫向橫截面積。在一些實施例中，近端延伸部1790包含實質上圓柱形部分1792。近端延伸部1790可自實質上圓柱形部分1792轉變至實質上截頭圓錐形部分1794，且在其他實施例中，可轉變至實質上彎曲或磨圓端1796。其他配置亦為可能的。舉例而言，在一些實施例中，近端延伸部1790為實質上圓錐形或實質上管狀，且在一些實施例中，近端延伸部1790包括實質上圓柱形部分1792、實質上截頭圓錐形部分1794及實質上磨圓端1796中之一或多者。

在某些實施例中，近端延伸部1790經組態以將相對較小(若存在)的壓力施加於包鞘1722內之袋1760上，且可相對不可能刺破或撕破袋1760。舉例而言，在一些實施例中，當配接器1700前移至藥水瓶200中時，尖端1724可能傾斜或旋轉以使得其縱軸相對於包鞘1722之縱軸偏斜，此可引起近端延伸部1790將袋1760壓抵包鞘1722之內壁。在一些實施例中，近端延伸部1790經定大小及成形以使得當尖端1724不與包鞘1722軸向對準時，其相對大面積(與(例如)邊緣或點相比)接觸袋1760。舉例而言，在一些實施例中，截頭圓錐形部分1794提供用於接觸袋1760之相對較大面積，而不管近端延伸部1790相對於包鞘1722傾斜或旋轉之方向為何。

再次參看圖40，在某些實施例中，裝配配接器1700之方

法包括提供具有包鞘1722之外殼構件1705。在一些實施例中，該方法包括將袋1760附接至包鞘1722，且在其他實施例中，附接至包鞘1722之遠端。該方法可包括倒轉袋1760及/或將袋1760之一部分前移至包鞘1722中。在一些實施例中，該方法包括在袋1760之一部分上前移袋保持器1770，其可藉此將袋1760緊固至包鞘1722。在一些實施例中，該方法包括在袋保持器1770內前移尖端1724之一部分。該方法可包括在尖端1724之至少一部分及袋保持器1770之至少一部分上置放或滑動套筒1780。

在一些實施例中，用於裝配配接器1700之方法包括潤滑袋1760。舉例而言，該方法可包括將一定量的以上所列出之潤滑劑中之一或多者引入或塗覆至袋1760之內部區域。在一些實施例中，在將袋1760緊固至包鞘1722之前塗覆潤滑劑。在其他實施例中，在將潤滑劑引入至袋中之前將袋緊固至包鞘1722。舉例而言，在一些實施例中，潤滑劑可經由調節器孔1750(見圖41A)插入至袋1760中。

在一些情況下，在袋1760附接至包鞘1722之後引入潤滑劑可促進將袋1760緊固至包鞘1722。舉例而言，在一些實施例中，可能難以避免潤滑袋1760之非所要部分(諸如其近端)之方式將潤滑劑選擇性地塗覆至袋1760。在某些此等實施例中，潤滑袋1760之近端可(諸如)在塗覆袋保持器1770時引起袋1760相對於包鞘1722滑移，且可抑制或阻止在袋1760與包鞘1722之間的密封之形成。在一些實施例中，藉由在將潤滑劑引入至袋1760之前將袋1760緊固至包

鞘1722，實質上不透流體密封可形成於袋1760與包鞘1722之間。在其他實施例中，因而形成之密封可防止潤滑劑在袋1760與包鞘1722之間前移，且可藉此維持一緊密密封，其可實質上防止空氣在袋1760與包鞘1722之間滲漏至藥水瓶210中且實質上防止流體在袋1760與包鞘1722之間滲漏出藥水瓶200。

圖45說明諸如外殼構件1705之外殼構件1805之實施例，其可與配接器1700相容。在一些實施例中，外殼構件1805包含醫療連接器界面1840、蓋連接器1830及包鞘1822。

在某些實施例中，外殼構件1805界定相對較大的調節器孔1850。在一些實施例中，調節器孔1850之至少一部分由醫療連接器界面1840界定，該醫療連接器界面1840可包括凹座1880。凹座1880可包含一凹槽或缺口，該凹槽或缺口自界面1840之近端1882遠端的位置延伸至界面1840之遠端1884。凹座1880之寬度及深度可朝向調節器孔1850增加。

在一些實施例中，調節器孔1850及/或凹座1880促進配接器1700之裝配。舉例而言，在一些實施例中，袋1760緊固至包鞘1822。接著可經由調節器孔1850將潤滑劑引入至袋1760。在一些實施例中，調節器孔1850之大小足夠大以收納經組態以將潤滑劑引入至袋1760中之器具1886(諸如針或中空管)。在其他實施例中，凹座1880經定大小及成形以將器具1886之尖端朝向調節器孔1850導引，且在其他實施例中將其導引至調節器孔1850中。舉例而言，在所說明之實施例中，凹座1880實質上成形為部分拋物線體，其

大小朝向調節器孔1850增加。器具1886之接觸凹座1880之近端的尖端因而可沿醫療連接器界面1840之長度向遠端且徑向向內平滑地指向孔1850。

繼續參看圖45，在一些實施例中，醫療連接器界面1840之近端1882經組態以收納醫療連接器241(見(例如)圖40)。在一些實施例中，將溶劑塗覆至界面1840之近端1882之一或多個表面及/或醫療連接器241之一或多個表面，且將醫療連接器241壓在界面1840上。在一些實施例中，界面1840及經組態以收納界面1840之醫療連接器241之部分中之一或多者包含諸如聚碳酸酯塑膠之塑膠，其在塗覆溶劑時實質上液化。

在所說明之實施例中，醫療連接器界面1840之近端1882之內表面及外表面實質上平滑。在一些情況下，相對平滑的近端1882可容許醫療連接器241相對於界面1840之迅速移動(當此等組件接合時)，此可減小經裝配配接器1700中之應力。舉例而言，在一些實施例中，在溶劑已塗覆至或已實質上液化連接器241之一部分及/或界面1840之近端1882之後，將醫療連接器241置放於醫療連接器界面1840上。當連接器241在界面1840上向遠端推動時，流體壓力可出現，其在近端方向上推動連接器241。連接器241因而可自然地安定於一位置，其在經裝配組件固化時減小或消除在連接器241與連接器界面1840之接面處之應力。

圖46說明外殼構件1805之另一實施例。在所說明之實施例中，醫療連接器界面1840之近端1882包括諸如螺紋1890

之一或多個嚙合構件。螺紋1890可與醫療連接器241上之互補螺紋界接以促使連接器241與連接器界面1840之間的緊密封。在一些實施例中，溶劑塗覆至連接器241及連接器界面1840中之一或多者。

圖47說明諸如外殼構件1705、1805之外殼構件1905之實施例，其可與配接器1700相容。在一些實施例中，外殼構件1905包括一界定收納空間(諸如納受器或空腔1910)之包鞘1922。包鞘1922可包括外壁1930及內輪緣1932，其至少部分地界定空腔1910。在一些實施例中，外壁1930及內輪緣1932成形為實質上同心中空圓柱體。空腔1910可處於包鞘1922之遠端處，且在一些實施例中，實質上處於包鞘1922內。空腔1910可經調適以收納袋1760之至少一部分(諸如其近端1767)。

圖48說明經組態以與包鞘1922耦接之袋1760之實施例。袋1760之近端1767可經定大小及成形以收納於空腔1910內。在一些實施例中，近端1767之內部尺寸(例如，內徑)稍大於內輪緣1932之外部尺寸(例如，外徑)，且近端1767可在不徑向伸展袋1760的情況下推動至空腔1910中。在其他實施例中，近端1767之內部尺寸約相同於或稍小於內輪緣1932之外部尺寸，且近端1767徑向向外伸展以便置放於內輪緣1932上。近端1767之外部尺寸可稍小於包鞘1922之外壁1930之內部尺寸。

在一些實施例中，袋1760之近端1767界定實質上均一厚度。在一些實施例中，袋1760經由浸漬模製製造，其在袋

1760之近端1767處產生唇緣1766(見圖42)。由於唇緣1766之厚度在一些浸漬模製過程中可能難以控制，因此可移除唇緣1766以使得近端1767之厚度更可預測或更可控制，此可促進近端1767至空腔1910中之插入。在其他實施例中，袋1760可包括唇緣1766。

袋1760之近端1767可黏附至包鞘1922以形成與其之實質上不透流體密封。在一些實施例中，一定量的黏著劑(諸如膠)經引入至空腔1910中。該黏著劑可包含低黏度流體，其能夠繞內輪緣1932之周邊流動，且可能夠沿內輪緣1932之外表面及外壁1930之內表面在遠端方向上以毛細作用傳遞(wick)。可塗覆足夠量之黏著劑以實質上覆蓋空腔1910之基座部分。可使用任何適當黏著劑，包括氰基丙烯酸酯。

在一些實施例中，黏著劑經組態以在袋1760與包鞘1922之間形成非常快速或實際上瞬時黏合以使得一旦袋1760已黏附至包鞘1922則不可重新定位袋1760。舉例而言，在一些實施例中，當袋1760包含聚異戊二烯，包鞘1922包含聚碳酸酯塑膠且黏著劑包含氰基丙烯酸酯時，袋1760可在接觸黏著劑時黏附至包鞘1922。

在一些實施例中，空腔1910足夠深及/或所使用黏著劑之量足夠少以使得袋1760至空腔1910中之插入不自空腔1910推動任何黏著劑。因此，袋1760之遠端部分1761可在不黏附至包鞘1922的情況下插入至包鞘1922中，此可允許袋1760之迅速展開。

在一些實施例中，袋1760可在無袋保持器1770(見圖40)的情況下附接至包鞘1922，此可減少用於製造配接器1700之材料成本及/或製造步驟之數目。在其他實施例中，袋保持器1770可與包鞘1922一起使用。舉例而言，袋保持器1770可經定大小及成形以與袋1760之近端1767緊密嚙合地適配於空腔1910內。在其他實施例中，袋保持器1770可定位於袋1760內且可提供向外突出力以形成及/或維持在袋1760與外壁1930之內表面之間的實質上不透流體密封。

再次參看圖47，在一些實施例中，包鞘1922包含近端區1940及遠端區1942，如由所說明實例中之虛線所指示。遠端區1942可與近端區1940分離地製造且可附接至袋1760以形成子總成。子總成可經獨立測試以確定實質上不透流體密封是否已形成於袋1760與遠端區1942之間。可接受子總成接著可以諸如超音波焊接之任何適當方式附接至包鞘1922之近端區1940。以此方式提供兩部分包鞘1922可藉由容許包鞘1922之僅小部分之安置而非完整外殼構件1905之安置(若袋1760至包鞘1922之附接未能形成所要密封)來減少製造配接器1700之材料成本。

圖49說明諸如外殼構件1705、1805、1905之外殼構件2005之實施例，其可與配接器1700相容。外殼構件2005包括蓋連接器2030及包鞘2022，該包鞘2022界定抽取器孔2046。在一些實施例中，外殼構件2005經組態以與相對大的藥水瓶200一起使用。舉例而言，包鞘2022可相對長，如下進一步論述，且蓋連接器2030可界定相對大的內部尺

寸(例如，內徑)以適應相對大的蓋214。

在一些實施例中，需要自蓋214之下側足夠遠地或自抽取器孔2046足夠遠地隔開袋1760以防止流體在袋1760膨脹時變得不可由抽取器孔2046接近。舉例而言，在一些實施例中，當自藥水瓶200移除流體時，袋1760可膨脹以接觸藥水瓶200之側壁，且可形成與其之實質上不透流體密封。若在藥水瓶200中之液體之一部分已移動至袋1760近端的區域之前形成不透流體密封，則液體之此部分可有效地截留於藥水瓶200之遠端區域中，因而變得不可由抽取器孔2046接近。

另一方面，在一些實施例中，可能需要定位袋1760之近端1767足夠接近於蓋214之下側或足夠接近於抽取器孔2046以使得藥水瓶200之側壁不顯著抑制袋1760之膨脹。舉例而言，若在已移除藥水瓶200中之所有流體之前袋1760已膨脹以接觸藥水瓶200之底壁及側壁，則當自藥水瓶200移除額外流體時，袋1760之一些實施例可能難以在近端方向上膨脹。

以上因素可在開發配接器1700之各種實施例中經考慮或平衡。在一些實施例中，包鞘2022經組態以將袋1760之近端1767定位於藥水瓶200(配接器1700與其一起使用)之大約縱向中心處。在其他實施例中，包鞘2022經組態以將袋1760之近端1767與藥水瓶200之蓋214之下側隔開不小於約1/4、不小於約1/3或不小於約1/2的在蓋214之下側與藥水瓶200之底壁之間的縱向距離。在各種實施例中，在抽取

器孔 2046 與包鞘 2022 之遠端之間的距離大於包鞘 2022 之近端之最小外部尺寸(例如，最小外徑)不少於約 1/2、約 1/4、約 1/8 或約 1/10。

圖 50 說明處於拆散狀態中之配接器 2100 之實施例。配接器 2100 可與藥水瓶(諸如先前所述之藥水瓶 210)耦接。配接器 2100 在許多方面類似以上所述之配接器，但以諸如此後論述之方式的多種方式而不同。可預期關於配接器 2100 及/或本文中所述之任何其他配接器描述的特徵、結構或特性之任何可能組合。

在某些實施例中，配接器 2100 包含醫療連接器 241、外殼構件 2105 及/或防逆流閥 2200。在一些實施例中，外殼構件 2105 包含醫療連接器界面 2140、蓋連接器 2130、調節器孔 2150 及包鞘 2122，其每一者可在許多方面分別類似本文中所描述之醫療連接器界面、蓋連接器、調節器孔及包鞘。在一些實施例中，醫療連接器界面 2140 包含一側壁 2148，該側壁 2148 界定流體可流動穿過之抽取器通道 2145 之近端部分。醫療連接器 241 可包括一遠端 242，其自連接器延伸且適配於抽取器通道 2145 內。舉例而言，當醫療連接器 241 連接至外殼構件 2105 時，遠端 242 之外表面可經定大小以鄰接側壁 2148 之內表面。

於本文中使用时，「防逆流閥」廣義上指代傾向於減少、最小化或消除在自源抽出流體期間及/或之後流體返回至該源之風險。在無防逆流閥的情況下，流體返回或逆流可歸因於(例如)流體力學效應、流體動力學效應、壓力

效應及/或出現在流體系統(例如，藥水瓶、藥水瓶配接器、壓力調節裝置、流體抽取設備，或流體系統組件之組合)中之其他現象而出現。防逆流閥可包括(但不限於)閥總成、薄膜、墊片、止回閥、雙通閥、自封閥、鴨嘴閥、其他適當結構，或提供防逆流功能性之結構之組合。為達成說明之目的，在下文陳述一些實例防逆流閥。

在某些實施例中，防逆流閥2200包括一流量調節器，該流量調節器經組態以控制流體穿過配接器2100之過道或接面之流動。流量調節器可經組態以在具有至少臨限壓力之流體推壓流量調節器時打開。該臨限壓力可經選擇以足夠大以防止流體穿過流量調節器在一或多個方向上之非所要流動。流量調節器可經組態以使得該臨限壓力在多個或所有流動方向上相同或使得臨限壓力對於不同流動方向改變。在某些實施例中，臨限壓力調整器鄰近於流量調節器安置或與其整體地形成。臨限壓力調整器可經組態以改變在一或多個流動方向上之臨限壓力。在某些實施例中，臨限壓力調整器為鄰近於流量調節器安置之阻斷結構。

舉例而言，在一些實施例中，流量調節器可包括杯2220，且臨限壓力調整器可包括安置於杯2220之一末端上之墊圈2210，如圖50中所說明。墊圈2210可安置於杯2220之較接近於藥水瓶210之末端上。當裝配配接器2100時，防逆流閥2200可定位於抽取器通道2145內。其他或額外適當結構亦可用於賦予防逆流功能性。防逆流閥2200可經組態以使得在一流動方向上之啟流壓力(例如，閥2200將容

許流體流動之最小上游流體壓力)大於在相對流動方向上之啟流壓力。在一些實施例中，醫療連接器241之突出物242適配於抽取器通道2145內以使得醫療連接器241不干擾防逆流閥2200之操作。

配接器2100亦可包括(例如)袋、尖端、套筒及/或圖50中未展示之其他結構。袋、尖端及套筒可在許多方面分別類似本文中所描述之袋、尖端、套筒及其他配接器結構。在一些實施例中，包鞘2122、袋保持器及尖端可形成刺穿構件(諸如，如本文中先前描述之刺穿構件)。

圖51說明處於裝配狀態之圖50中所示之配接器2100。防逆流閥定位於由側壁2148所界定之抽取器通道2145中。在所說明之實施例中，防逆流閥包括杯2220及與杯2220之遠端表面接觸之墊圈2210(例如，其中「遠端」指代相對更接近於藥水瓶之位置，且「近端」指代相對更接近於醫療連接器241之位置)。在一些實施例中，防逆流閥經組態以使得在閥之至少一部分(例如，杯2220之外緣周)與側壁2148之間的界面由相對緊密封特徵化。舉例而言，閥可由當與側壁2148接觸而置放時特徵性地形成密封之材料構造而成。在一些實施例中，墊片材料、黏著劑及/或密封劑可輔助形成在閥與側壁2148之間的不透流體密封。在一些實施例中，閥經組態以在配接器2100之典型操作期間保持在抽取器通道2145內之相對固定位置。

在某些實施例中，防逆流閥經組態以容許較將流體添加至藥水瓶而言更容易地自藥水瓶抽出流體。在某些實施例

中，閥經組態以在自藥水瓶抽出流體之後減小、最小化或消除流體返回至藥水瓶(例如，流體回流)之發生率。舉例而言，藥水瓶內之袋可在流體抽出期間膨脹，且膨脹的袋可形成可引起經抽出流體之至少一部分返回至藥水瓶之相反力。在實例情形中，流體自密封藥水瓶經由壓力調節配接器抽出至注射器中。在抽出流體之後，注射器之柱塞可回彈，從而引起至少少量流體返回至藥水瓶。為了防止流體返回至藥水瓶，將防逆流閥定位於壓力調節配接器之抽取器通道內或定位於藥水瓶內。防逆流閥可用以消除或減小由藥水瓶內之袋施加於已自藥水瓶抽出之流體上的任何力。

圖52說明經組態以與藥水瓶配接器一起使用或在藥水瓶內之防逆流閥總成2200之實施例。閥總成2200包括杯2220及墊圈2210。杯2220可為大體圓柱形，經成形以適配於抽取器通道內，或具有適合於相對於其他結構定位閥2200之另一形狀。杯2220具有一實質上平坦基座2222，該基座2222形成對流體在通道內流動之障壁。在一些實施例中，該基座可為凸面或凹面的，或以另一形狀形成。杯2220之基座2222由經由基座2222形成之開口2224斷開。所說明之開口2224遵循跨越基座2222之直徑之實質上直線。開口2224可具有另一適當或有利的形狀。舉例而言，開口2224可為弓形、彎曲、分段、連續、扭曲及/或有角度的。此外，基座2222可包括單一開口2224或複數個開口。開口2224可具有適當長度，諸如，大致等於或稍小於基座2222

之寬度的長度、大致等於或稍小於排除周圍結構(例如，壁部分2226)之基座2222之寬度的長度、大於相應醫療連接器之寬度的長度、大於約1/10吋的長度、約為11%吋之長度或另一適當長度。

杯2220可包括自基座2222延伸之壁部分2226。壁部分2226可圍繞杯2220之周邊延伸以使得壁部分與周圍結構(例如，抽取器通道2145之側壁2148)實質接觸。在一些實施例中，壁部分2226自基座2222在近端方向上延伸(例如，在朝向醫療連接器及/或遠離藥水瓶之方向上延伸)。在某些實施例中，壁部分2226經組態以防止醫療連接器及/或其他結構干擾閥2200之操作。舉例而言，壁部分2226可用以保持醫療連接器241之遠端242遠離開口2224。在一些實施例中，壁部分2226實質上防止或減小閥總成2200變位及/或通過抽取器通道2145之風險。

杯2220可由柔韌或可撓性之材料製成或由另一適當材料製成，包括(例如)彈性材料、熱塑性材料、樹脂材料、彈性體材料、聚合物、橡膠材料、聚矽氧橡膠，或諸材料之組合。在一些實施例中，杯2220由具有適當硬度計硬度(例如，對永久缺口之抵抗性)之至少一材料構造而成。舉例而言，可使用具有至少20之硬度計硬度之材料(諸如聚矽氧橡膠)或具有另一適當硬度計硬度之不同材料。

在一些實施例中，閥總成2200包括鄰近於杯2220之基座2222安置之墊圈2210。圖53展示閥總成2200之另一視圖。在所說明之實施例中，墊圈2210鄰近於杯2220緊接於基座

2222且與壁部分2226相對地安置。在一些實施例中，墊圈2210在杯2220遠端安置(例如，其中遠端指代相對更接近於藥水瓶之位置)。所說明之墊圈2210包括一薄圓柱體，其具有形成於其中之孔洞。墊圈2210可具有任何適當尺寸。舉例而言，墊圈2210可經定大小及組態以重疊、阻斷或阻塞形成於基座2222中之開口2224之至少一部分。在某些實施例中，墊圈孔洞之直徑小於開口2224之長度以進一步阻止或阻塞流體之流動。在一些實施例中，墊圈2210限制開口2224之長度，該開口2224經允許在流體流向(例如)藥水瓶時在墊圈2210之方向上偏轉。舉例而言，墊圈孔洞之直徑可小於8%吋、約78%吋或另一適當直徑。在一些實施例中，閥總成2200在特定流動方向之啟流壓力與可在流動方向上打開之開口2224的長度有關。舉例而言，所說明閥總成2200之啟流壓力大體隨經允許在流動方向上偏轉之開口2224之長度減小而增加。因此，較流體流出藥水瓶時，當流體流入藥水瓶中時閥總成2200可具有較大的啟流壓力。

墊圈2210可由任何適當材料製成，包括(例如)熱塑性材料、橡膠材料、剛性材料、聚甲醛塑膠、耐溶劑之材料、另一適當材料，或材料之組合。

雖然圖53中所說明之閥總成2200包括具有實質上圓柱體及孔洞之墊圈2210，但任何其他適當結構可用作墊圈2210之替代物或與墊圈2210組合使用。舉例而言，開口阻斷器可具有任何適當形狀或組態，且可與杯2220整合或與其分

離。作為另一實例，閥總成2200安置於其中之抽取器通道可具有用以阻塞開口2224之至少一部分的成形側壁及/或突起。

圖54說明外殼構件2105之實施例。外殼構件2105包括醫療連接器界面2140及調節器孔2150。醫療連接器界面2140包括一側壁2148，該側壁2148界定(例如)當自藥水瓶抽出流體時流體可流動穿過之抽取器通道2145之近端部分。在一些實施例中，抽取器通道2145之近端部分包括一底板2147，該底板2147使通道2145之較寬近端部分與通道之較窄遠端部分分離。閥定位結構可安置於通道2145內以便改良配接器2100之安全性、可靠性及/或其他效能特性。閥定位結構可與側壁2148整體地形成，與底板2147整體地形成，或分離的結構安置於通道2145內。

在所說明之實施例中，閥定位結構包括一凸部2149，該凸部2149自底板2147延伸至抽取器通道2145之近端部分中。在一些實施例中，凸部2149圍繞通道2145之緣周之至少一部分定位。凸部2149可經成形及組態以允許流體自通道2145之遠端部分更平滑地流動至通道之近端部分。凸部2149可具有足以在流體通過通道2145及/或防逆流閥時允許流體動量之相對平滑且連續的變化之高度。舉例而言，凸部2149可具有小於或等於抽取器通道直徑之約1/4、約25%吋或另一適當高度的高度。在某些實施例中，防逆流閥鄰近於凸部2149定位或停置在凸部2149頂部上。

圖55及圖56說明定位於抽取器通道2145內之防逆流閥

2250之另一實施例。在所說明之實施例中，醫療連接器界面2140包括一側壁2148，該側壁2148界定(例如)當自藥水瓶抽出流體時流體可流動穿過之抽取器通道2145。如先前所描述，抽取器通道2145之近端部分由底板2147與較窄遠端部分分離。底板2147可實質上平坦或具有任何其他適當形狀。防逆流閥2250包括一圓頂狀部分2252，該圓頂狀部分2252具有形成於其中之開口2254。緣周部分2256自圓頂狀部分2252延伸且鄰接側壁2148。在一些實施例中，不透流體密封形成於緣周部分2256與側壁2148之間。

在一些實施例中，閥2250安置於通道2145中，以使得閥2250在流體流動穿過醫療連接器界面2140之同時實質上不在通道2145內移動。舉例而言，閥2250之緣周部分2256可黏附、膠合、摩擦適配或以其他方式緊固於通道2145內。在某些實施例中，側壁2148包括輔助將閥2250固定地固持於通道2145內之結構(未圖示)。舉例而言，側壁2148可具有一或多個突起、延伸部、凹座、粗糙化表面、凸部、其他適當結構，或輔助定位閥2250或維持閥2250處於實質上固定位置之結構的組合。

在某些實施例中，圓頂狀閥容許一流體方向上比在另一方向上更容易地流動。舉例而言，在朝向閥2250之凸面側之方向上的啟流壓力可低於在朝向閥之凹面側之方向上的啟流壓力。防逆流閥2250可在通道2145內具有任何適當定向。舉例而言，閥2250可允許將流體自藥水瓶更容易地抽出或將流體更容易地添加至藥水瓶。在所說明之定向中，

閥2250用以允許流體自抽取器通道2145之窄部分更容易地流動至通道2145之較寬部分(較自較寬部分流動至窄部分而言)。閥2250之其他定向及/或位置可經選擇以達成所要流動特性。在某些實施例中，圓頂狀防逆流閥2250較杯狀防逆流閥2200而言在至少一流動方向上具有較低啟流壓力。在一些實施例中，圓頂狀閥2250較杯狀閥2200而言在另一流動方向上具有較高啟流壓力。在一些實施例中，一旦在一流動方向上超過啟流壓力，則圓頂狀閥2250允許流體在彼方向上相對無阻礙地流動。

已大體遵循諸圖中所說明之實施例論述本文中所揭示之各種實施例。然而，預期本文中所論述之任何實施例的特定特徵、結構或特性可以任何適當方式在未明確說明或描述之一或多個分離的實施例中加以組合。

類似地，應瞭解，在實施例之以上描述中，為了達成流線化本發明且協助理解各種發明態樣中之一或多者之目的，各種特徵有時組群於單一實施例、圖或其描述中。然而，本發明之此方法不應解釋為反映任一技術方案需要比在彼技術方案中明確敘述之特徵更多的特徵之意圖。此外，本文中在特定實施例中所說明及/或描述之任何組件、特徵或步驟可應用於任何其他實施例或與任何其他實施例一起使用。因此，希望本文中所揭示之本發明之範疇不應由以上所述之特定實施例限制，而應僅藉由以下申請專利範圍之合理閱讀來確定。

【圖式簡單說明】

圖 1 為用於自藥水瓶移除流體及/或將流體注入藥水瓶中之系統之示意性說明；

圖 2 為用於自藥水瓶移除流體及/或將流體注入藥水瓶中之另一系統之示意性說明；

圖 3 為用於自藥水瓶移除流體及/或將流體注入藥水瓶中之另一系統之說明；

圖 4 為藥水瓶配接器及藥水瓶之透視圖；

圖 5 為在初始階段與藥水瓶耦接之圖 4 之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 6A 為描繪藥水瓶配接器之刺穿構件之遠端部分的橫截面圖；

圖 6B 為描繪藥水瓶配接器之刺穿構件之遠端部分的橫截面圖；

圖 7 為在隨後階段與藥水瓶耦接之圖 4 之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 8 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 9 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 10 為藥水瓶配接器之剖視透視圖；

圖 11 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 12A 為藥水瓶配接器之剖視透視圖；

圖 12B 為與藥水瓶耦接之圖 12A 之藥水瓶配接器的部分剖視透視圖；

圖 12C 為藥水瓶配接器之剖視透視圖；

圖 12D 為與藥水瓶耦接之圖 12C 之藥水瓶配接器的部分

剖視透視圖；

圖 13 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 14 為包含多個套筒構件之套筒的仰視平面圖；

圖 15A 為與袋耦接之噴嘴的橫截面圖；

圖 15B 為與袋耦接之噴嘴的部分橫截面圖；

圖 16 為摺疊袋之俯視平面圖；

圖 17 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 18 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 19 為藥水瓶配接器之橫截面圖；

圖 20A 為藥水瓶配接器之突出部鎖定機構的部分正視平面圖；

圖 20B 為藥水瓶配接器之突出部鎖定機構的部分正視平面圖；

圖 21 為藥水瓶配接器之分解透視圖；

圖 22 為圖 21 之藥水瓶配接器之外殼構件的透視圖；

圖 23 為在裝配之後圖 21 之藥水瓶配接器的橫截面圖；

圖 24 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 25 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 26 為藥水瓶之蓋之俯視平面圖；

圖 27 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的橫截面圖；

圖 28 為藥水瓶之部分橫截面圖；

圖 29 為與藥水瓶耦接之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 30 為藥水瓶配接器之分解透視圖；

圖 31 為圖 30 之藥水瓶配接器之外殼構件的側視平面圖；

圖 32 為圖 31 之外殼構件之部分橫截面圖；

圖 33 為圖 31 之外殼構件之橫截面圖；

圖 34 為圖 31 之外殼構件之另一橫截面圖；

圖 35 為圖 30 之藥水瓶配接器之插塞的透視圖；

圖 36 為圖 35 之插塞之橫截面圖；

圖 37 為圖 30 之藥水瓶配接器之蓋連接器的仰視平面圖；

圖 38 為圖 37 之蓋連接器之橫截面圖；

圖 39 為圖 37 之蓋連接器之俯視平面圖；

圖 40 為藥水瓶配接器之一實施例之分解透視圖；

圖 41A 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的外殼構件之一實施例的俯視平面圖；

圖 41B 為圖 41A 之外殼構件的正視圖；

圖 42 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的袋之一實施例的正視圖；

圖 43A 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的袋保持器之一實施例的橫截面圖；

圖 43B 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的袋保持器之另一實施例的橫截面圖；

圖 44A 為處於裝配狀態之圖 40 之藥水瓶配接器的正視圖；

圖 44B 為圖 44A 之藥水瓶配接器的部分橫截面圖；

圖 45 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的外殼構件之另一實施例的透視圖；

圖 46 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的外殼

構件之另一實施例的透視圖；

圖 47 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的外殼構件之另一實施例的橫截面圖；

圖 48 為與圖 47 之外殼構件之某些實施例相容的袋之一實施例的橫截面圖；

圖 49 為與圖 40 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的外殼構件之另一實施例的橫截面圖；

圖 50 為藥水瓶配接器之一實施例之分解透視圖；

圖 51 為圖 50 之藥水瓶配接器之一實施例的剖視透視圖；

圖 52 為與圖 50 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的防逆流閥之分解透視圖；

圖 53 為圖 52 中所示之防逆流閥之透視圖；

圖 54 為與圖 50 之藥水瓶配接器之某些實施例相容的外殼構件之一實施例的俯視平面圖；

圖 55 為與藥水瓶配接器之某些實施例相容的抽取器通道及防逆流閥之一實施例的橫截面圖；及

圖 56 為圖 55 中所示之實施例之透視圖。

【主要元件符號說明】

10	容 器
20	抽 取 器
21	箭 頭
24	箭 頭
30	調 節 器
31	箭 頭

35	箭 頭
40	交 換 設 備
50	儲 集 器
100	系 統
110	藥 水 瓶
112	本 體
114	蓋
116	醫 療 流 體
118	無 菌 空 氣
120	抽 取 器
122	導 管
130	調 節 器
132	袋
134	導 管
140	交 換 設 備
142	注 射 器
144	注 射 器 柱 塞
150	儲 集 器
200	藥 水 瓶 配 接 器
210	藥 水 瓶
212	本 體
214	蓋
216	隔 膜
218	套 管

219	隆脊
220	刺穿構件
222	包鞘
223	遠端
224	尖端
224a	近端延伸部
224b	凸肩
224c	遠端
224d	邊緣
225	調節器通道
227	內壁
230	蓋連接器
235	套筒
237	突出物
238	內表面
240	醫療連接器界面
241	醫療連接器
242	遠端
245	抽取器通道
246	抽取器孔
247	凸緣
248	側壁
250	調節器孔
260	袋

260A	袋
260B	袋
262	近端
264	袋孔
266A	近端部分
266B	外部
268	遠端部分
268B	內部
269A	尖端
269B	尖端
300	配接器
301	配接器
320	刺穿構件
322	包鞘
323	遠端
325	調節器通道
330	蓋連接器
336	裙套
340	醫療連接器界面
350	調節器孔
360	袋
364	袋孔
380	刺穿構件
385	遮罩

386	尖端
390	過濾器
400	配接器
402	刺穿構件孔
420	刺穿構件
422	包鞘
424	尖端
446	抽取器孔
460	袋
500	配接器
503	套筒構件
504	近端基座
505	護套
506	狹縫
520	刺穿構件
524	尖端
560	袋
600	配接器
601	配接器
602	配接器
603	套筒構件
604	近端基座
605	開口
620	刺穿構件

622	套筒
625	調節器通道
626	突出物/近端部分
629	遠端延伸部
630	蓋連接器
640	醫療連接器界面
645	抽取器通道
646	抽取器孔
650	調節器孔
660	袋
661	臂
662	近端
682	袋連接器
683	腔室
684	噴嘴
685	夾片延伸部
686	掣子
687	凹座
688	套環
690	第二刺穿構件
694	隆脊
695	空間
700	藥水瓶配接器
706	外殼構件

707	包鞘
708	袋插入構件
709	近端延伸部
715	密封構件
717	支架
719	隆脊
720	刺穿構件
723	遠端
725	調節器通道
730	蓋連接器
736	裙套
737	突出物
739	狹縫
740	醫療連接器界面
745	抽取器通道
750	調節器孔
751	腔室
752	狹槽
753	突出部/軸桿
754	夾片/凸緣
755	成角面
756	隆脊
757	橫向延伸部
760	袋

762	遠端
800	配接器
806	外殼構件
809	近端延伸部
820	刺穿構件
825	調節器通道
827	內壁
830	蓋連接器
835	內環
836	外環
837	突出物
839	狹縫
840	醫療連接器界面
845	抽取器通道
846a	遠端抽取器孔
846b	近端抽取器孔
850a	遠端調節器孔
850b	近端調節器孔
860	袋
861	近端凸緣
862	遠端凸緣
870	套管構件
871	空腔
872	近端

873	排氣孔
874	近端環
875	突出部
900	藥水瓶配接器
920	刺穿構件
923	遠端
925	調節器通道
930	蓋連接器
939	平台
940	醫療連接器界面
945	抽取器通道
946	抽取器孔
950	調節器孔
960	袋
980	輸入埠
981	調節器埠
984	閥
990	疏水性過濾器
991	疏水性過濾器
1000	配接器
1020	刺穿構件
1030	蓋連接器
1040	醫療設備界面
1045	抽取器通道

1210	藥水瓶
1215	調節器導管
1230	延伸部
1260	袋
1310	藥水瓶
1320	醫療流體
1325	排氣孔
1360	袋
1362	遠端
1410	藥水瓶
1415	調節器導管
1417	中心壁
1419	外壁
1420	凸緣
1460	袋
1500	配接器
1521	抽取器刺穿構件
1522	調節器刺穿構件
1530	蓋連接器
1531	凹槽
1540	醫療連接器界面
1600	配接器
1601	插塞
1602	突出物

1604	輪 緣
1605	凹 座
1620	刺 穿 構 件
1622	包 鞘
1623	遠 端
1624	尖 端
1625	調 節 器 通 道
1627	內 壁
1629	空 腔
1630	蓋 連 接 器
1632	刺 穿 構 件 孔
1637	突 出 物
1639	狹 縫
1640	醫 療 連 接 器 界 面
1641	缺 口
1645	抽 取 器 通 道
1646	抽 取 器 孔
1650	調 節 器 孔
1660	袋
1661	開 口 / 凸 緣
1670	通 道 外 殼 構 件
1672	徑 向 延 伸 部
1674	袋 插 入 孔
1676	凸 部

1678	凹 槽
1679	遠 端 表 面
1680	套 筒
1690	護 罩
1692	近 端
1694	缺 口
1696	遠 端
1700	藥 水 瓶 配 接 器
1705	外 殼 構 件
1720	刺 穿 構 件
1722	包 鞘
1723	凹 入 表 面
1724	尖 端
1725	遠 端 凸 部
1726	外 表 面
1730	蓋 連 接 器
1736	裙 套
1738	凹 口
1739	狹 縫
1740	醫 療 連 接 器 界 面
1746	抽 取 器 孔
1750	調 節 器 孔
1760	袋
1761	遠 端 部 分

1762	圓柱形部分
1763	凹面磨圓部分
1764	尖端
1765	近端
1766	唇緣
1767	近端
1768	內表面
1770	袋保持器
1771	近端部分
1772	遠端部分
1773	外表面
1774	內支架
1778	凹槽
1780	套筒
1790	近端延伸部
1792	圓柱形部分
1794	截頭圓錐形部分
1796	磨圓端
1805	外殼構件
1822	包鞘
1830	蓋連接器
1840	醫療連接器界面
1850	調節器孔
1880	凹座

1882	近端
1884	遠端
1886	器具
1890	螺紋
1905	外殼構件
1910	納受器 / 空腔
1922	包鞘
1930	外壁
1932	內輪緣
1940	近端區
1942	遠端區
2005	外殼構件
2022	包鞘
2030	蓋連接器
2046	抽取器孔
2100	配接器
2105	外殼構件
2122	包鞘
2130	蓋連接器
2140	醫療連接器界面
2145	抽取器通道
2147	底板
2148	側壁
2149	凸部

2150	調節器孔
2200	防逆流閥/閥總成
2210	墊圈
2220	杯
2222	基座
2224	開口
2226	壁部分
2250	防逆流閥
2252	圓頂狀部分
2254	開口
2256	緣周部分

七、申請專利範圍：

103年11月21日修(更)正替換頁
本

1. 一種藥水瓶配接器，其包含：

一外殼構件；

一連接器，其經組態以耦接該外殼構件與一藥水瓶；

一抽取器通道，其形成於該外殼構件中，該抽取器通道經組態以在將該配接器耦接至該藥水瓶時促進自該藥水瓶抽出流體；及

形成於該外殼構件中之調節器通道，其被建構以當流體流經該抽取器通道時，允許調節流體流入或流出該藥水瓶；

一調節封閉體，其與該調節器通道流體連通，其中，當從該藥水瓶經由該抽取器通道抽取一藥用流體時，該調節封閉體被建構在該調節封閉體之至少一部分至少部分地未膨脹或摺疊之第一定向與該調節封閉體之至少一部分至少部分地膨脹或展開之第二定向之間移動；及

一防逆流閥，其定位於該抽取器通道內，該防逆流閥經組態以在自該藥水瓶抽出至少一些該流體之後阻止或阻塞流體返回至該藥水瓶。

2. 如請求項1之藥水瓶配接器，其進一步包含一自該外殼構件延伸之包鞘，該包鞘經組態以在將該配接器耦接至該藥水瓶時定位於該藥水瓶內。

3. 如請求項2之藥水瓶配接器，其中該調節封閉體包含一至少部分地容置於該包鞘內之袋，該袋經組態以在自該藥水瓶抽出流體時回應於該藥水瓶內之壓力變化而膨

脹。

4. 如請求項1之藥水瓶配接器，其進一步包含操作性地連接至該藥水瓶配接器之一可膨脹容器，其中該調節器通道經組態以提供在周圍空氣與該可膨脹容器之一內部之間的流體連通。
5. 如請求項1之藥水瓶配接器，其進一步包含一自該外殼構件延伸之醫療連接器界面，該醫療連接器界面經組態以將該配接器連接至一醫療連接器。
6. 如請求項5之藥水瓶配接器，其中該醫療連接器界面界定該抽取器通道之一近端部分，且其中該防逆流閥係定位於該抽取器通道之該近端部分內。
7. 如請求項1之藥水瓶配接器，其中該防逆流閥具有一用於朝向該藥水瓶之流體流動之第一啟流壓力及一用於遠離該藥水瓶之流體流動之第二啟流壓力。
8. 如請求項7之藥水瓶配接器，其中該第一啟流壓力大於該第二啟流壓力。
9. 如請求項1之藥水瓶配接器，其中該防逆流閥包含一選自由薄膜、墊片、止回閥、雙通閥、自封閥及鴨嘴閥組成之群之組件。
10. 如請求項1之藥水瓶配接器，其中該防逆流閥包含一圓頂狀閥。
11. 如請求項1之藥水瓶配接器，其中該防逆流閥包含：
 - 一杯，其具有一其中形成有一開口之基座；及
 - 一阻斷結構，其鄰近於該杯之該基座而安置，該阻斷

結構經組態以阻塞該開口之至少一部分。

12. 如請求項11之藥水瓶配接器，其中該阻斷結構包含一墊圈。
13. 如請求項11之藥水瓶配接器，其中該阻斷結構在經由該抽取器通道自該藥水瓶抽出流體時安置於該杯上游。
14. 如請求項1之藥水瓶配接器，其中一不透流體密封存在於該防逆流閥與該抽取器通道之一側壁之間。
15. 一種調節穿過如請求項1之藥水瓶配接器之流體流動之方法，該方法包含：

提供一外殼構件，其經組態以與一藥水瓶耦接；

容許流體流動穿過一形成於該外殼構件中之抽取器通道，該抽取器通道經組態以在將該配接器耦接至該藥水瓶時促進自該藥水瓶抽出流體；及

調節該抽取器通道內之流體流動以使得流體不流向該藥水瓶，除非超過一臨限流體逆流壓力；

其中該臨限流體逆流壓力大於一當自該藥水瓶抽出流體時容許流體流動之流體壓力。

16. 如請求項15之方法，其進一步包含在自該藥水瓶抽出流體時將該藥水瓶中之壓力調節至實質上穩定。
17. 一種製造如請求項1之藥水瓶配接器之方法，該方法包含：

提供一外殼構件，其具有一形成於其中之抽取器通道，該抽取器通道經組態以在將該配接器耦接至一藥水瓶時促進自該藥水瓶抽出流體；

提供一連接器，其經組態以耦接該外殼構件與該藥水瓶；及

將一防逆流閥定位於該抽取器通道內，該防逆流閥經組態以在自該藥水瓶抽出至少一些該流體之後阻止或阻塞流體返回至該藥水瓶。

18. 如請求項17之方法，其進一步包含將一袋至少部分地安置於一自該外殼構件延伸之包鞘內，其中該包鞘經組態以在將該配接器耦接至該藥水瓶時定位於該藥水瓶內，且該袋經組態以在自該藥水瓶抽出流體時回應於該藥水瓶內之壓力變化而膨脹。

19. 如請求項17之方法，其中定位該防逆流閥包含：

將一阻斷結構定位於該抽取器通道內；及

將一具有一其中形成有一開口之基座的杯安置於該抽取器通道內，使得該基座鄰近於該阻斷結構；

其中該阻斷結構經組態以阻塞該開口之至少一部分。

20. 如請求項17之方法，其中定位該防逆流閥包含在該防逆流閥與該抽取器通道之一側壁之間形成一不透流體密封。

八、圖式：

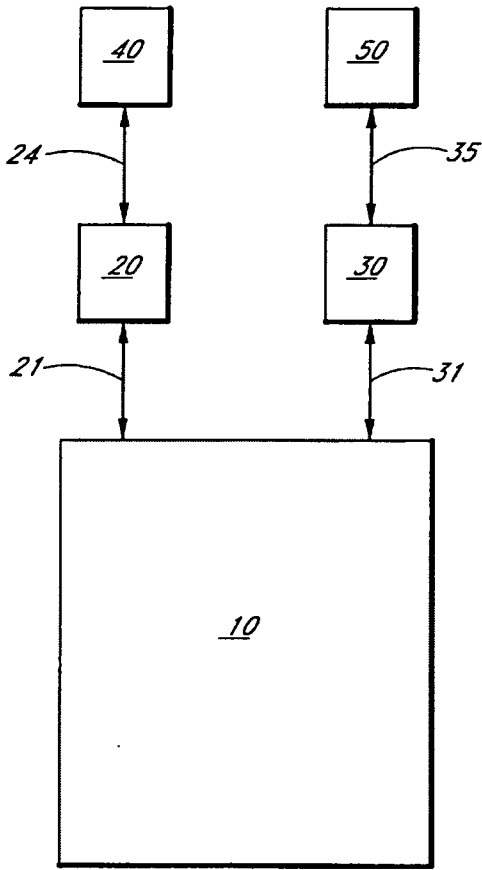


圖 1

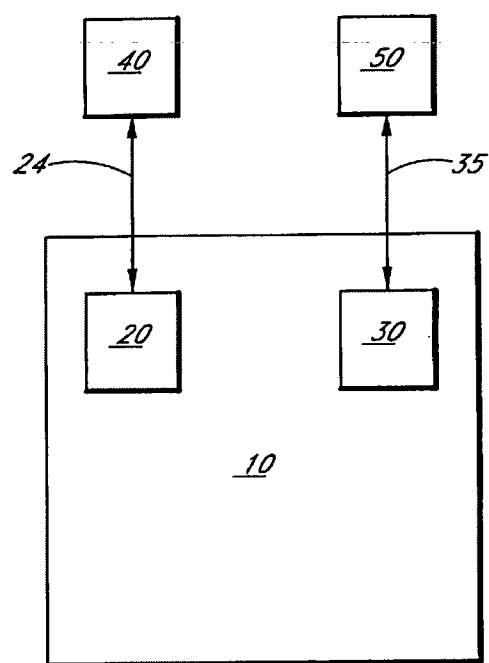


圖2

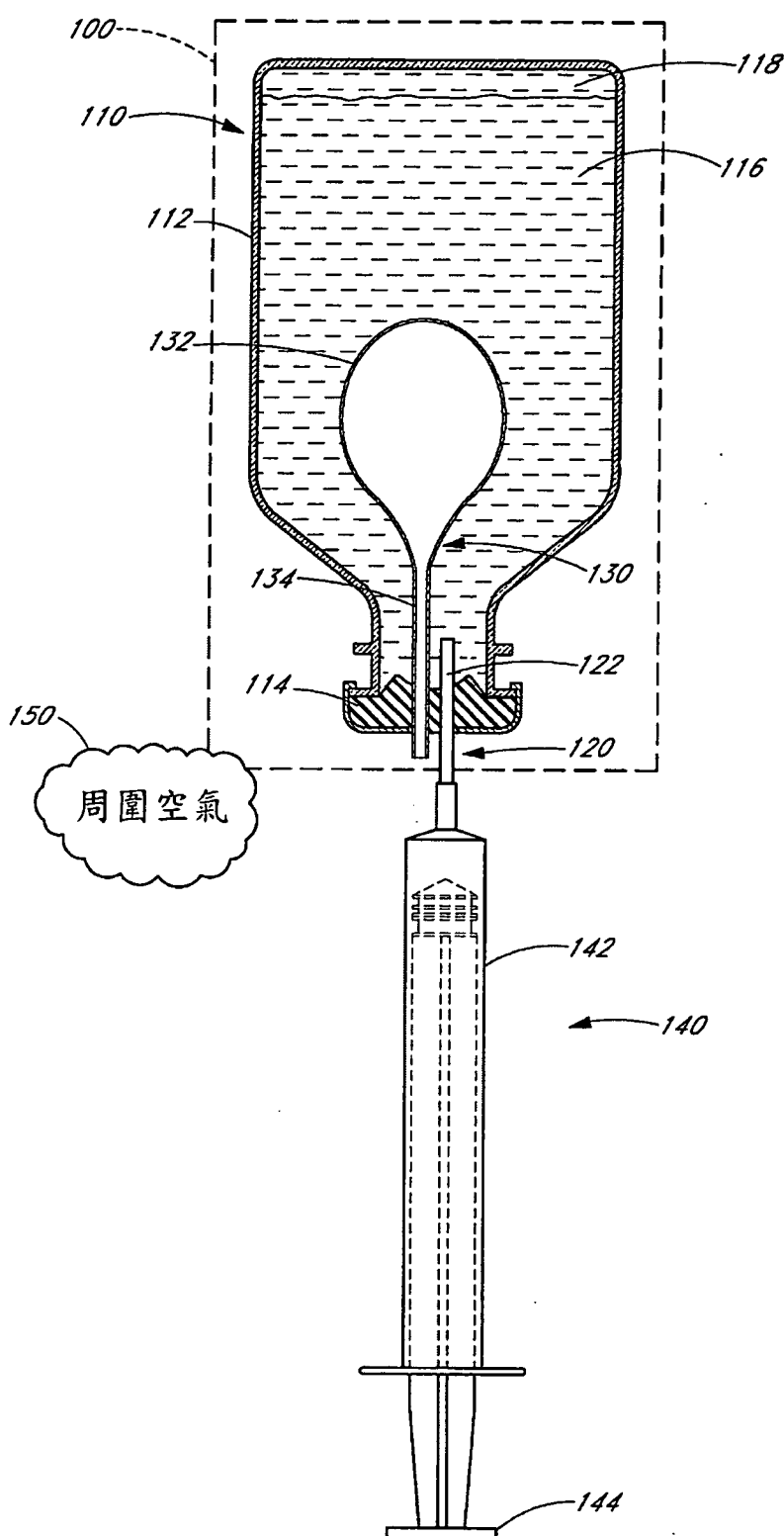


圖3

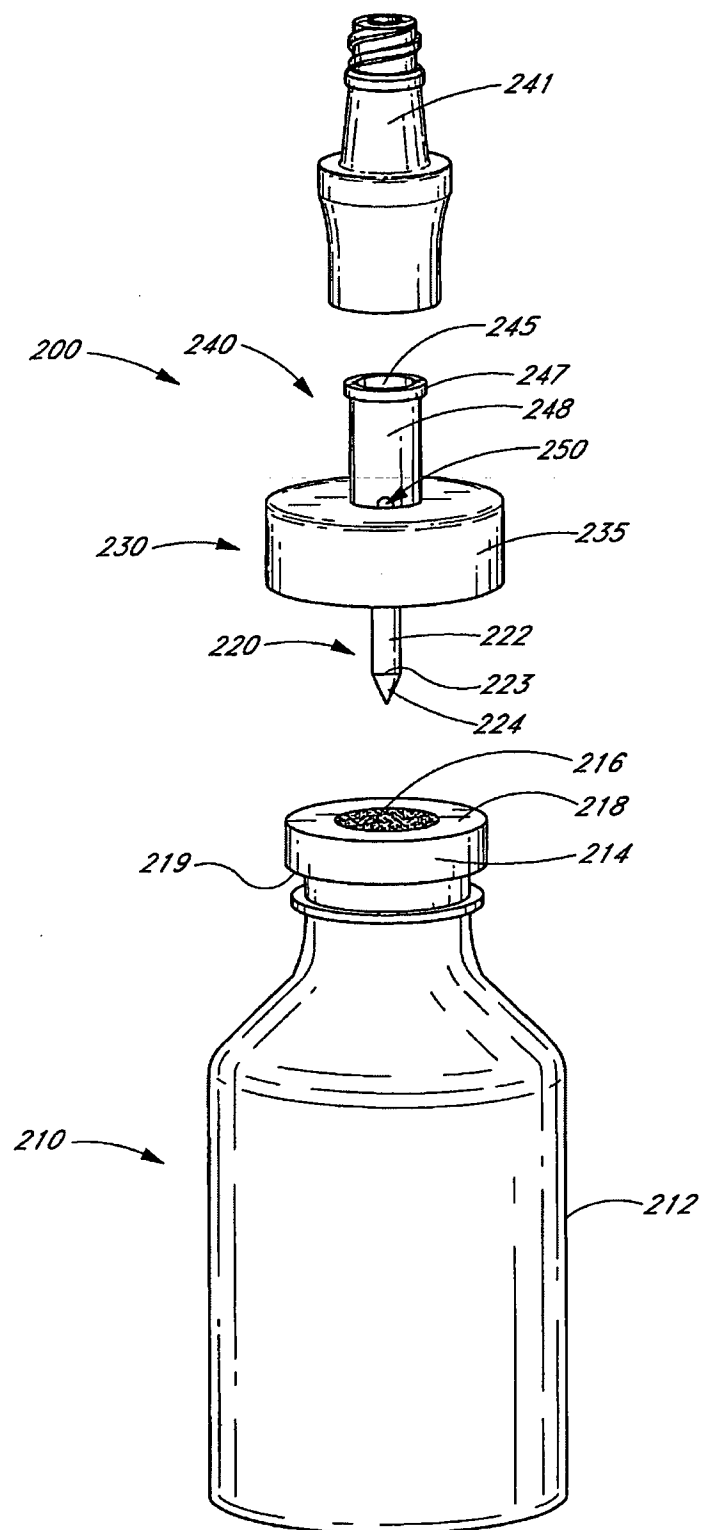


圖4

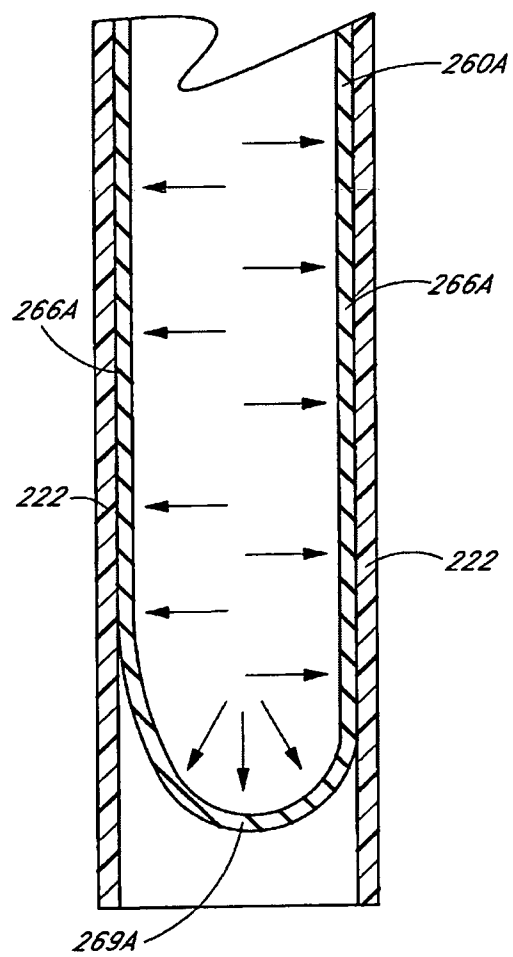


圖 6A

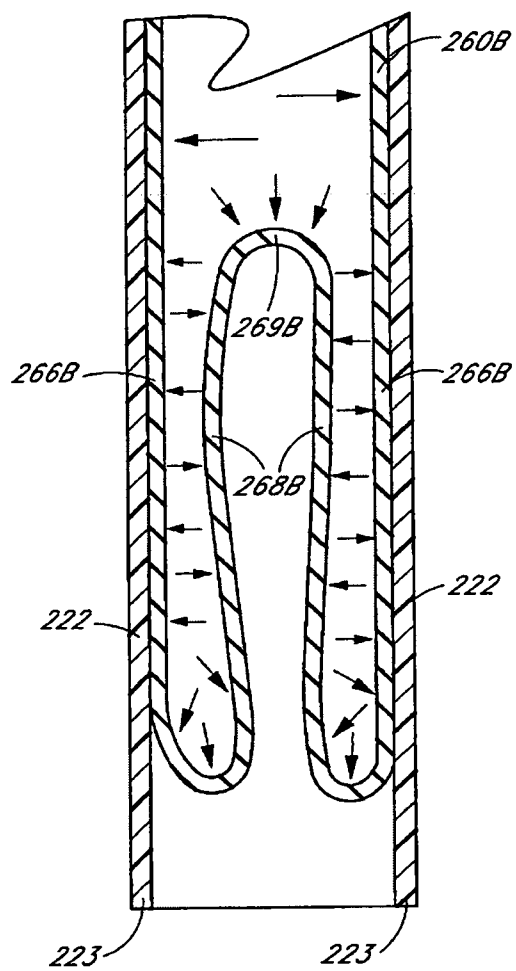


圖 6B

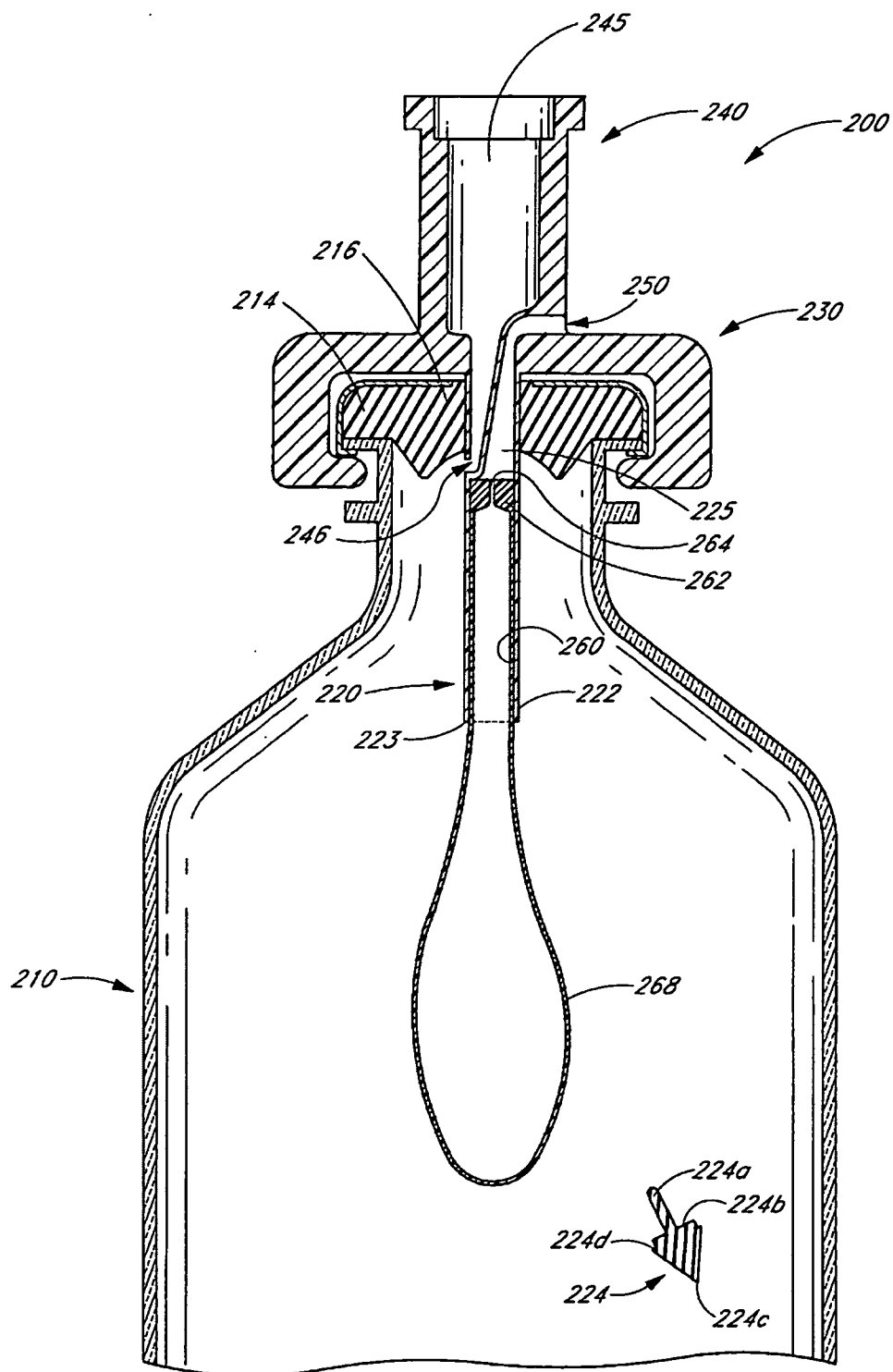


圖 7

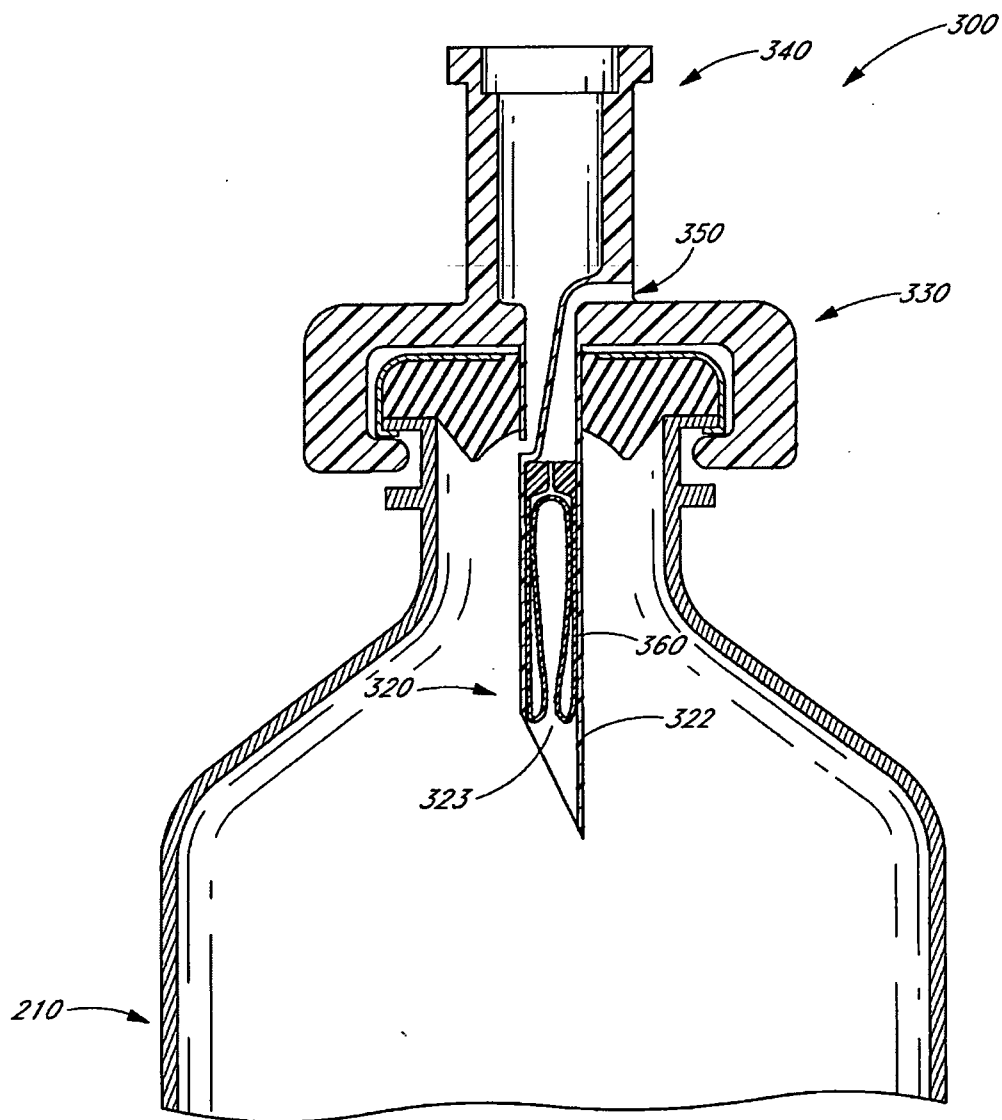


圖8

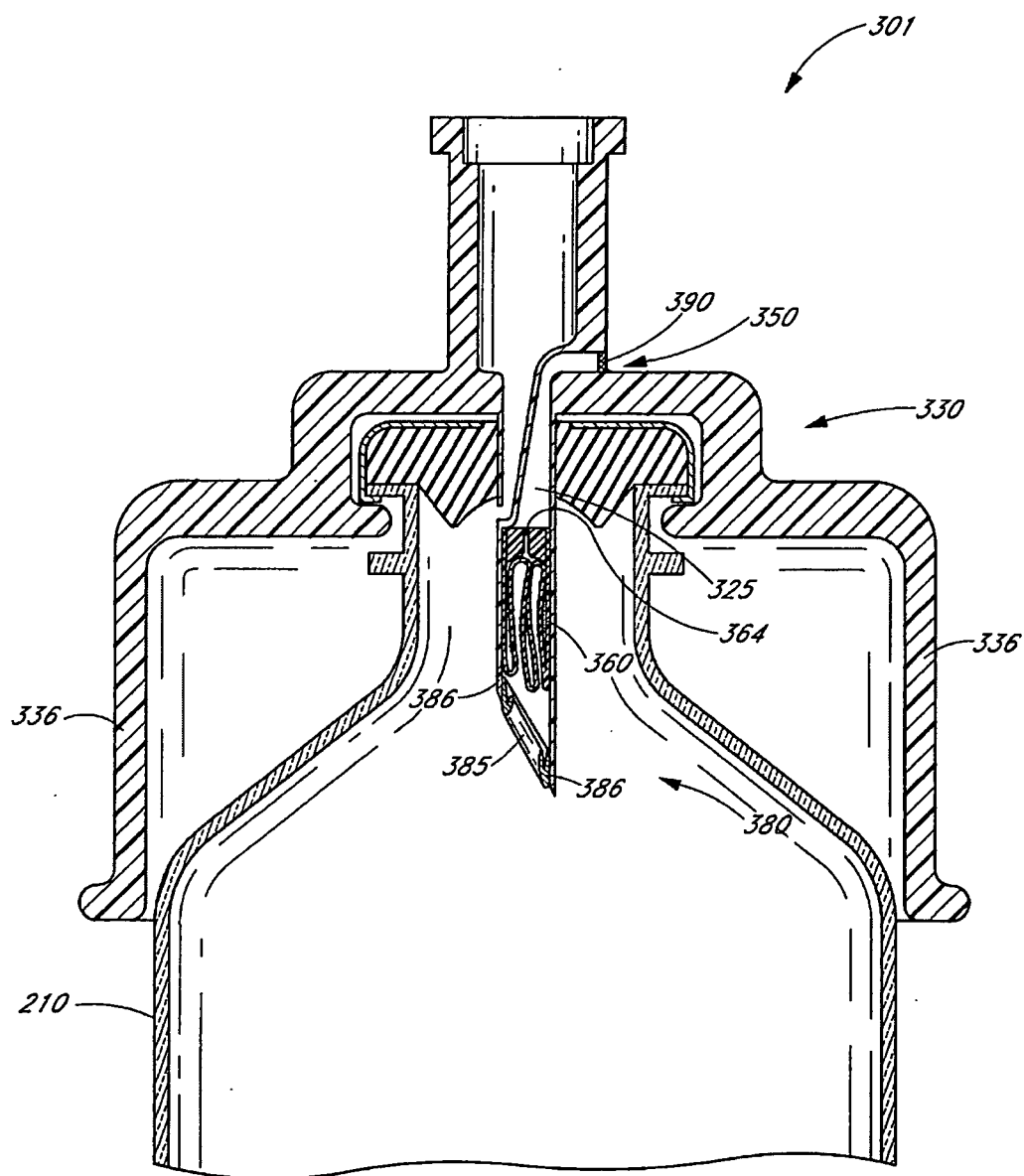


圖9

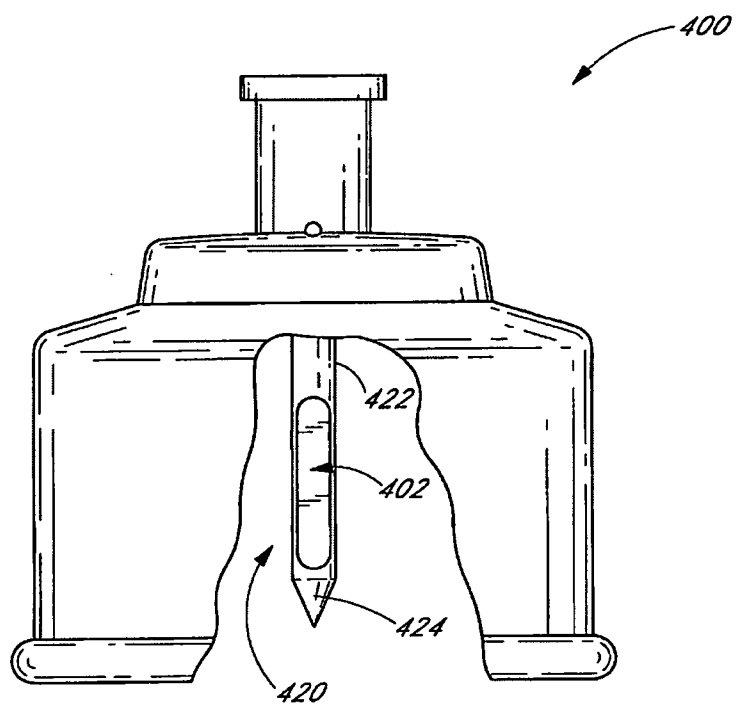


圖10

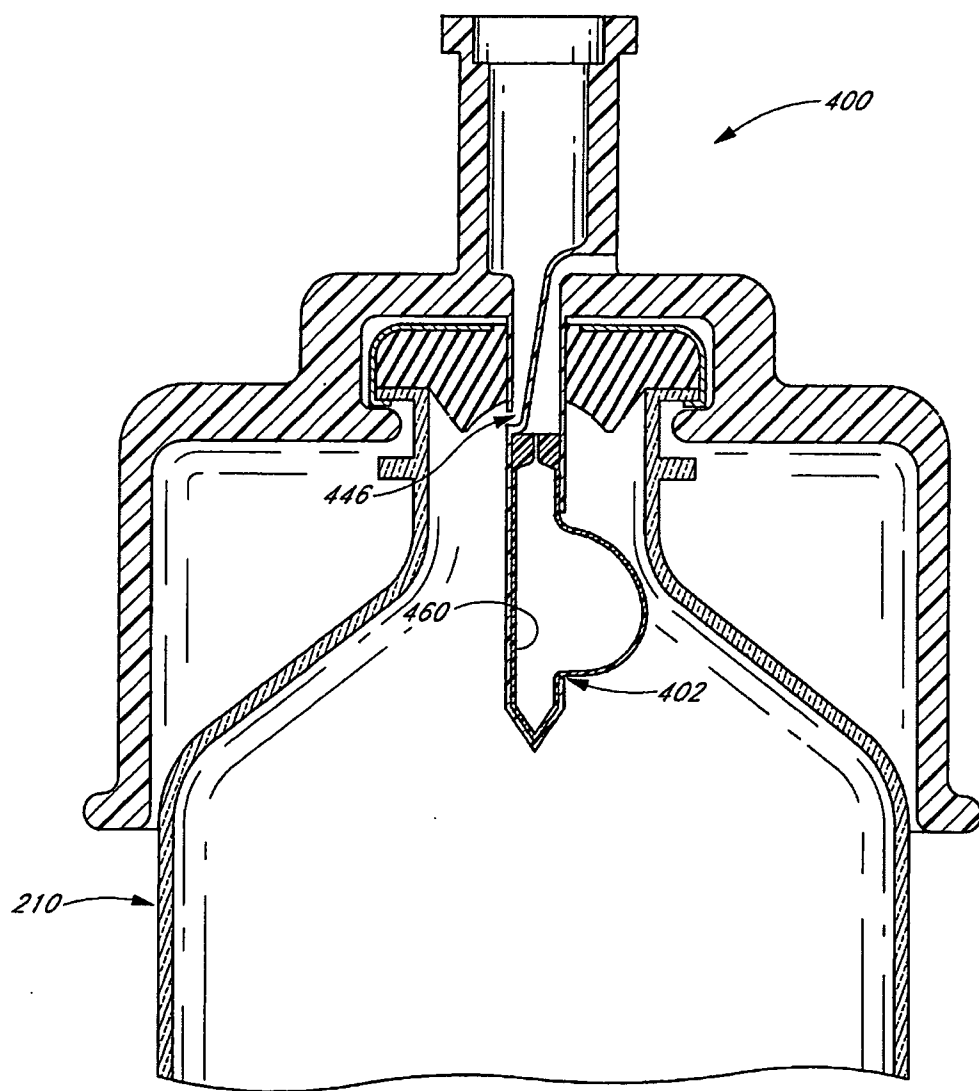


圖 11

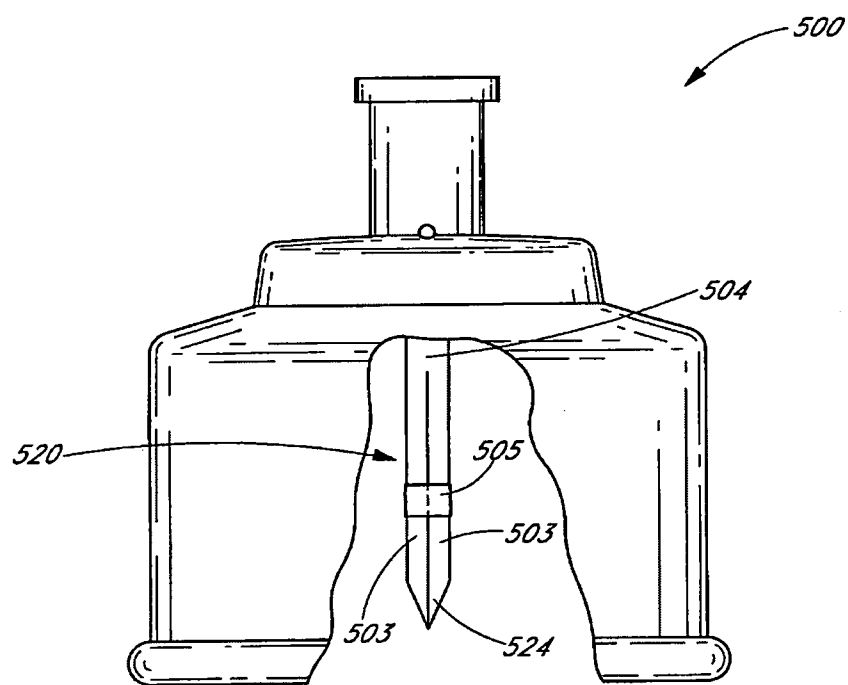


圖 12A

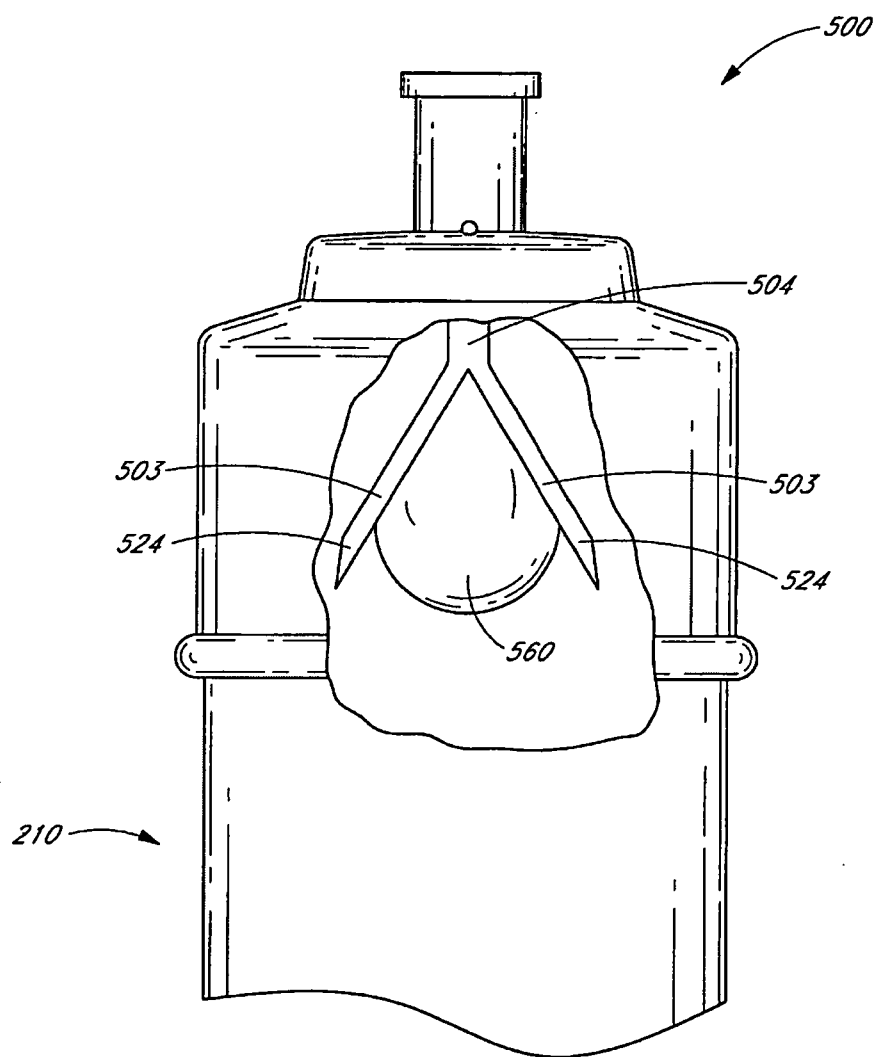


圖12B

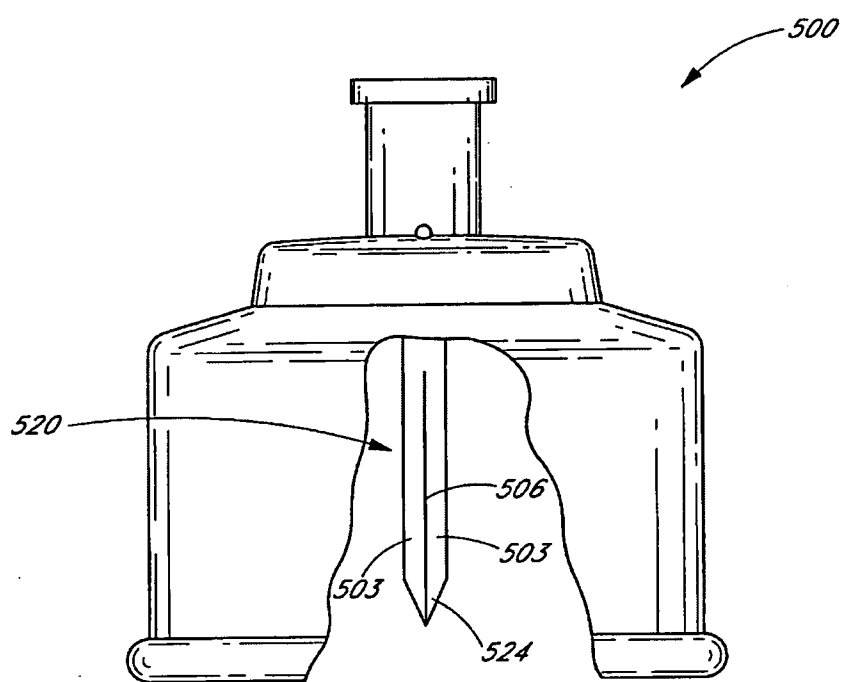


圖 12C

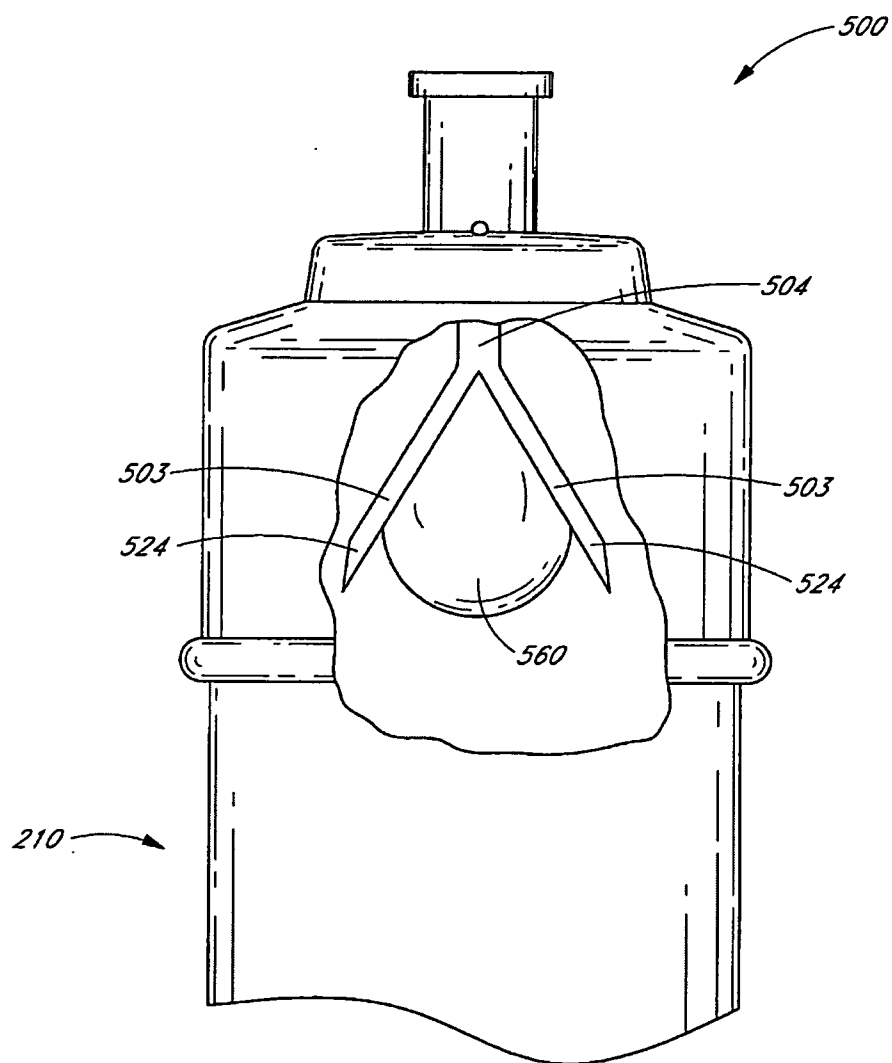


圖12D

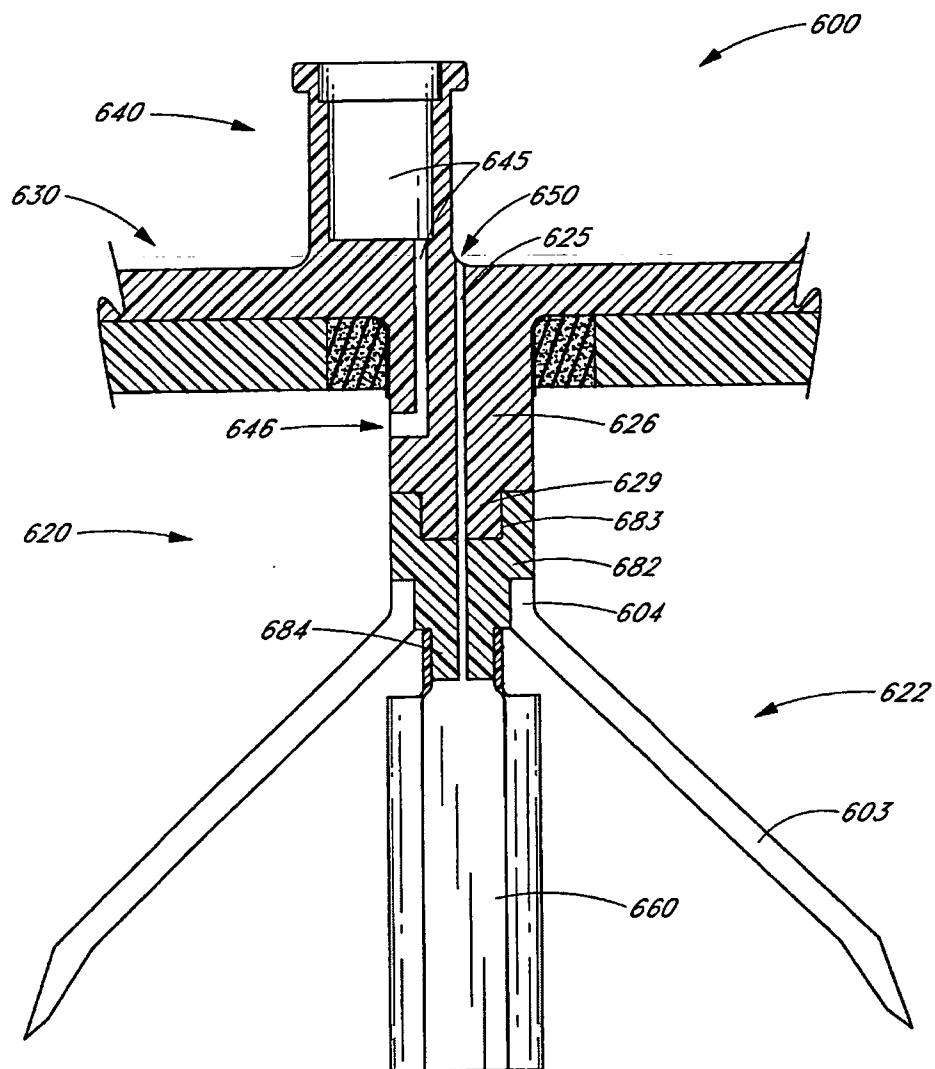


圖 13

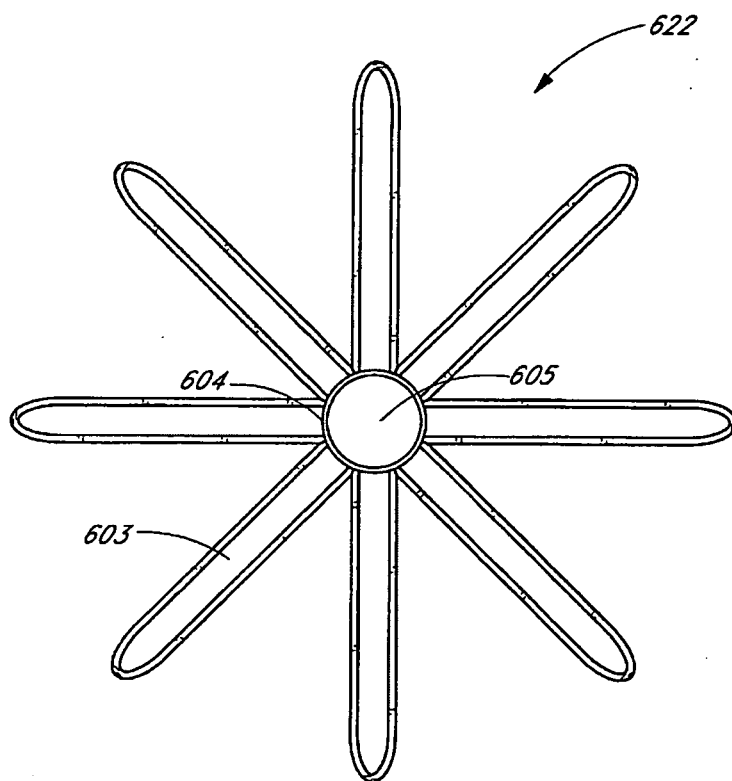


圖14

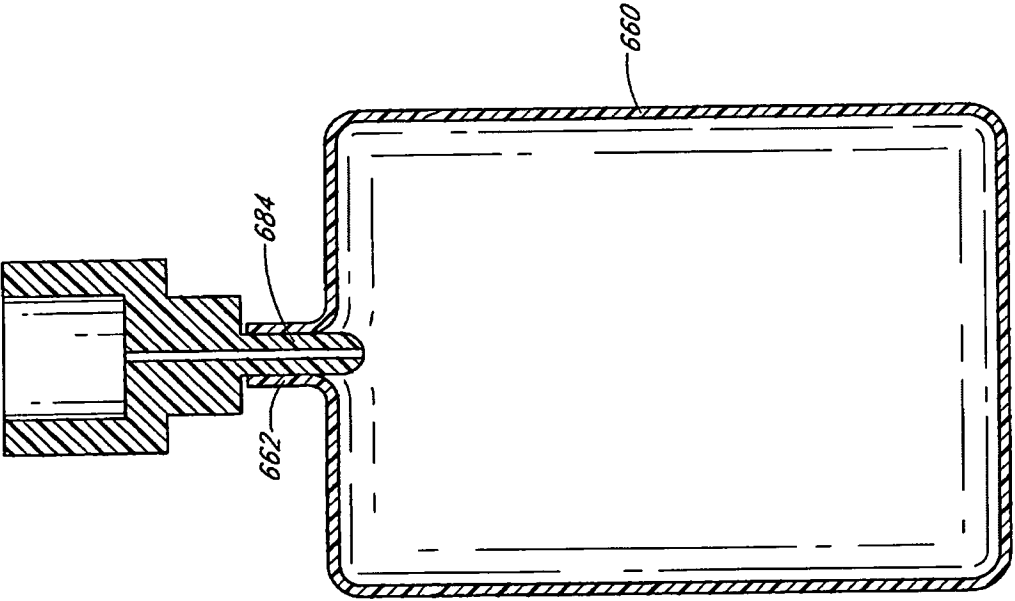


圖15A

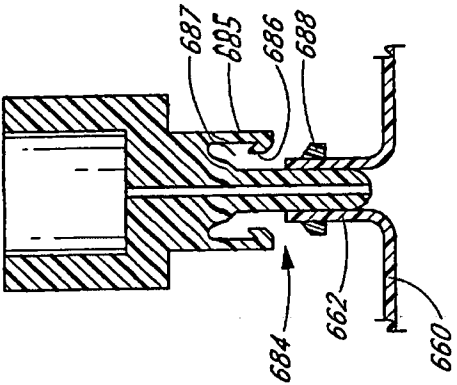


圖15B

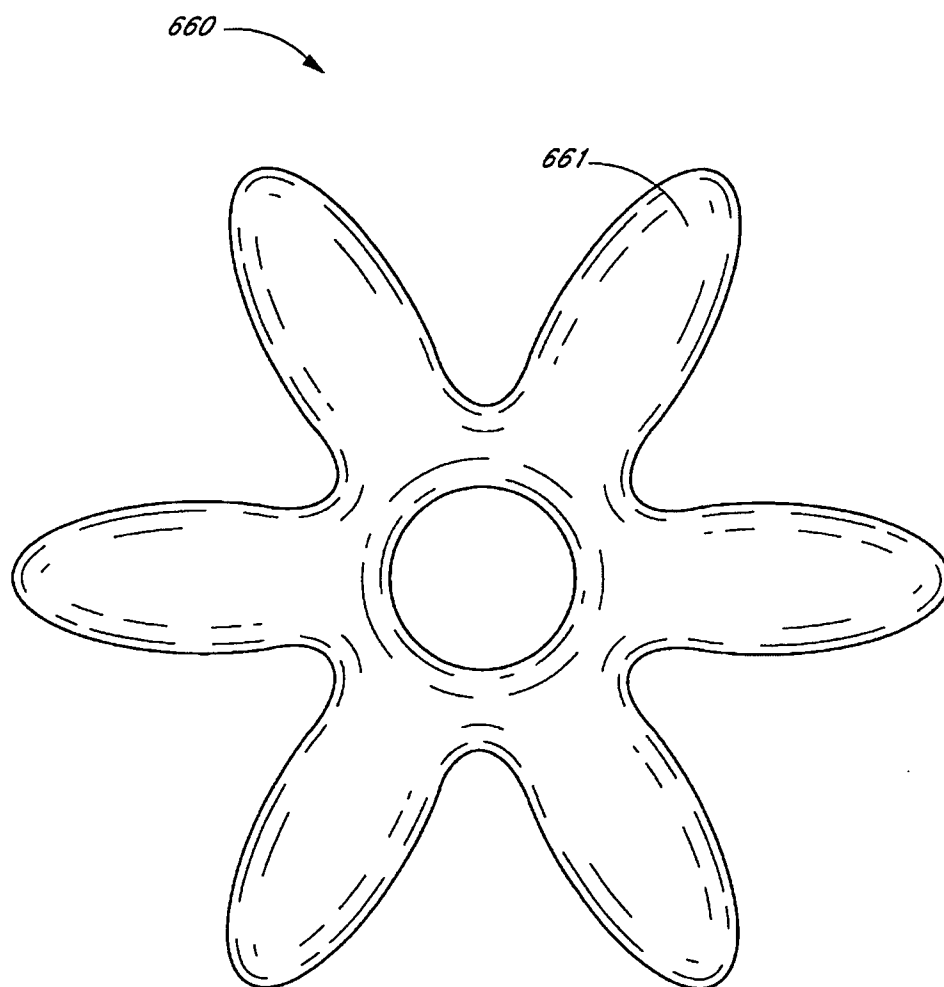


圖16

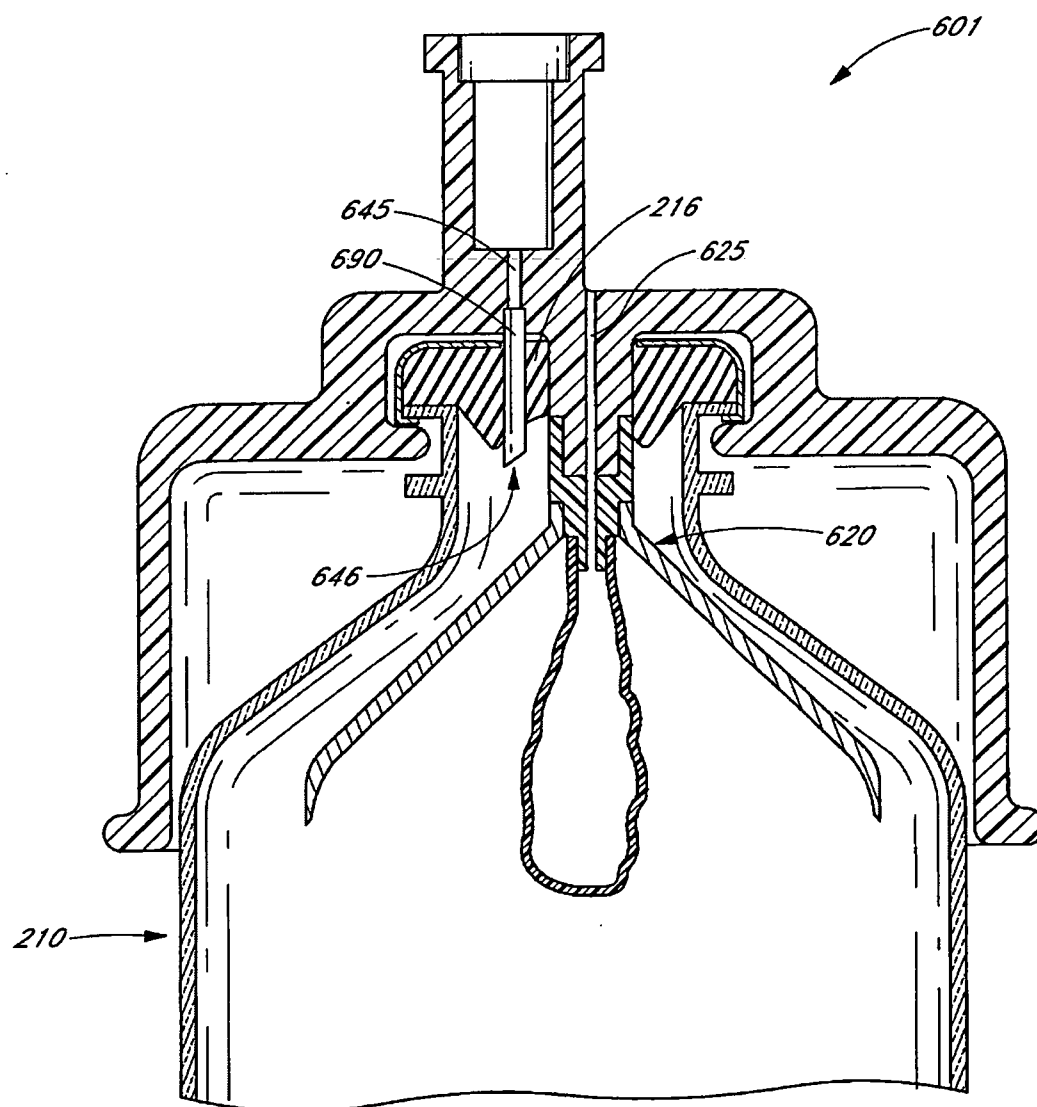


圖17

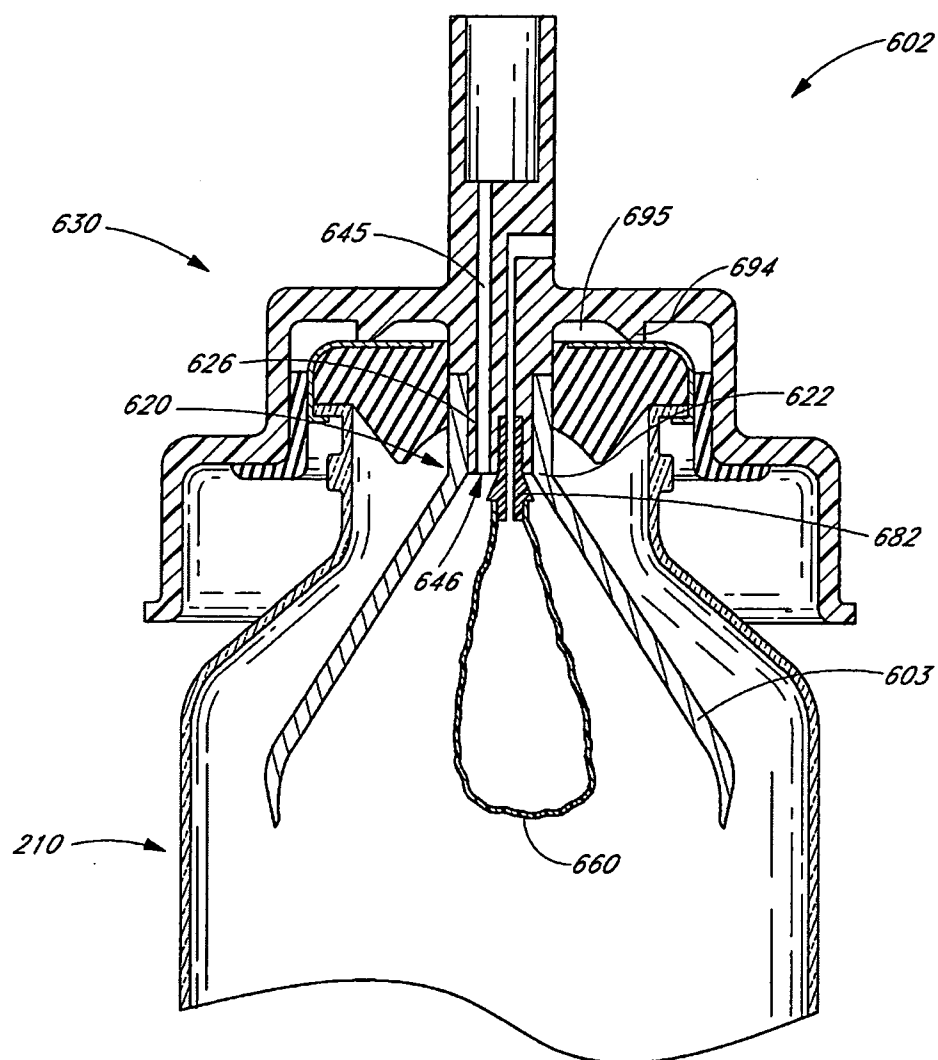


圖 18

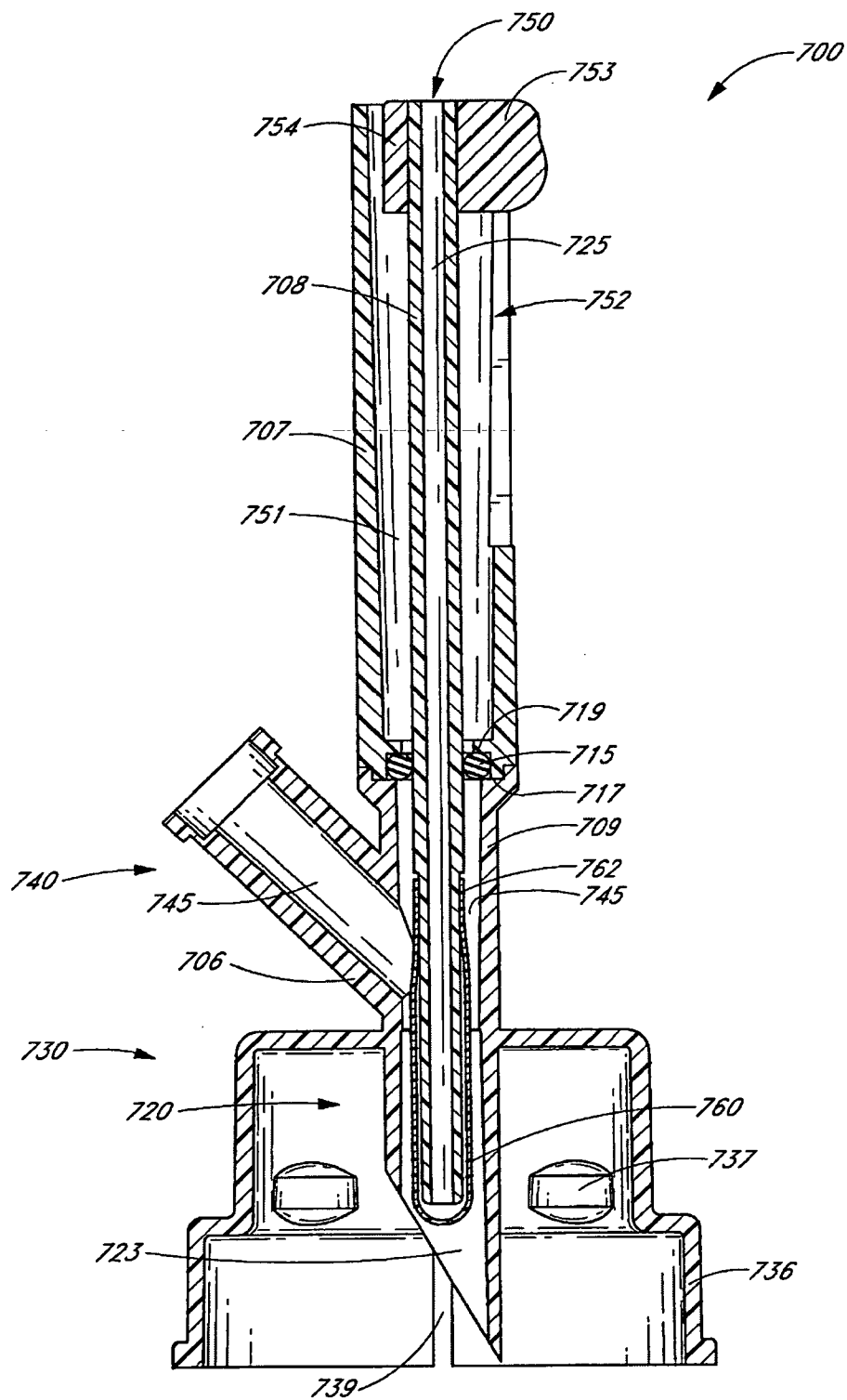


圖 19

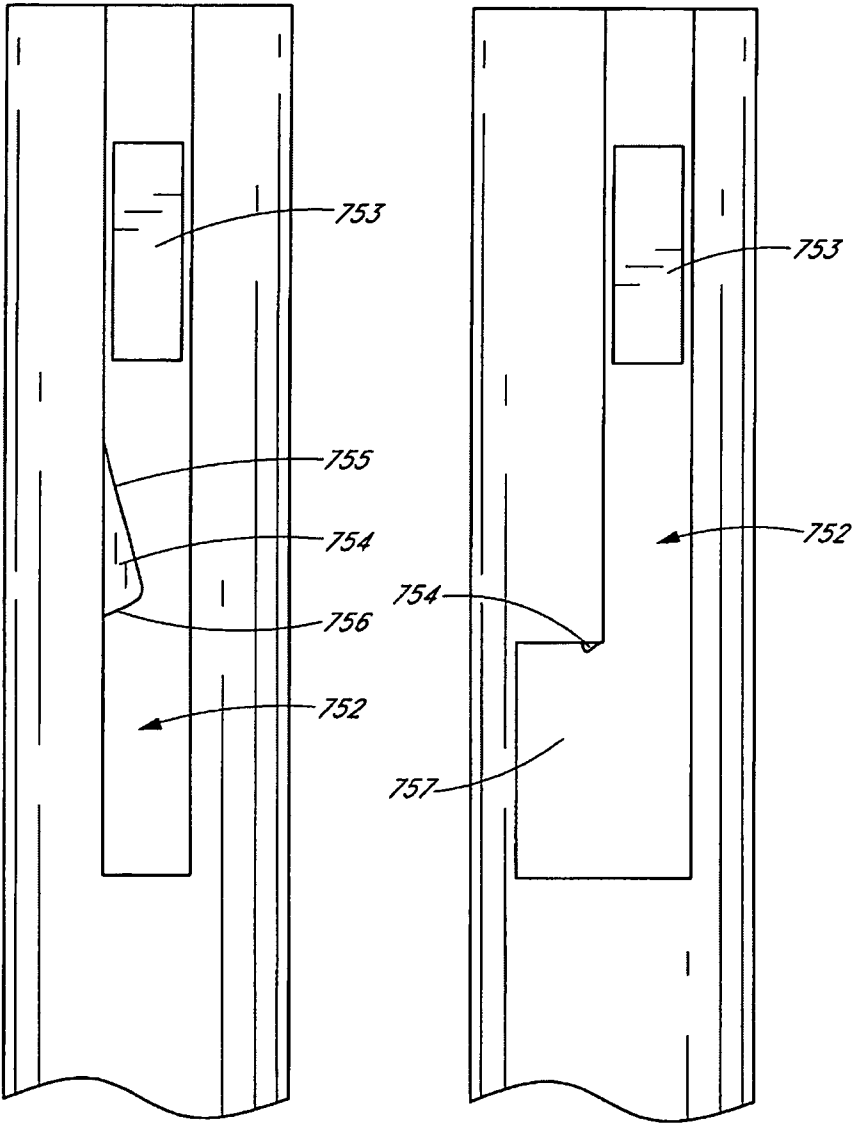
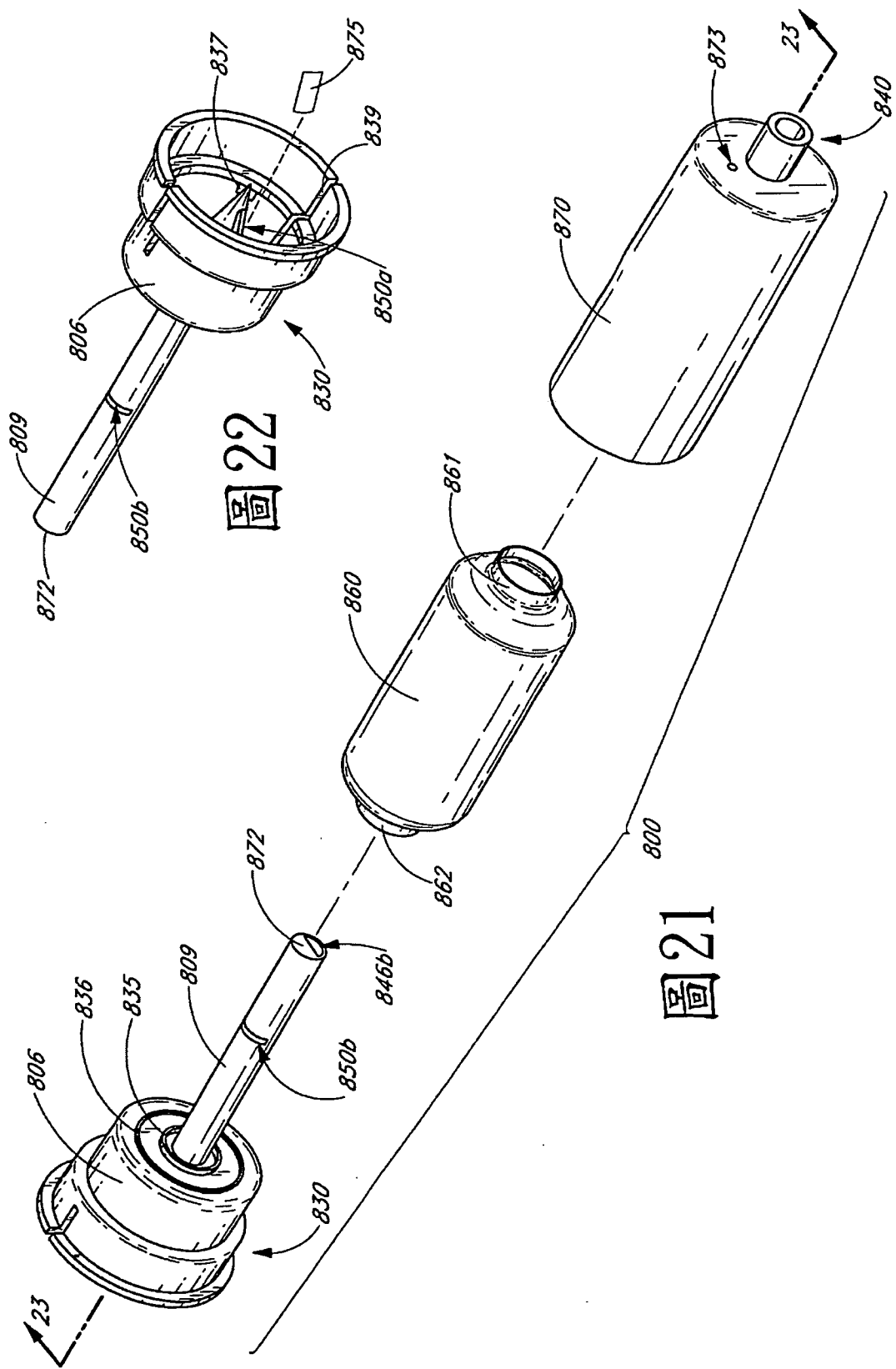


圖 20A

圖 20B





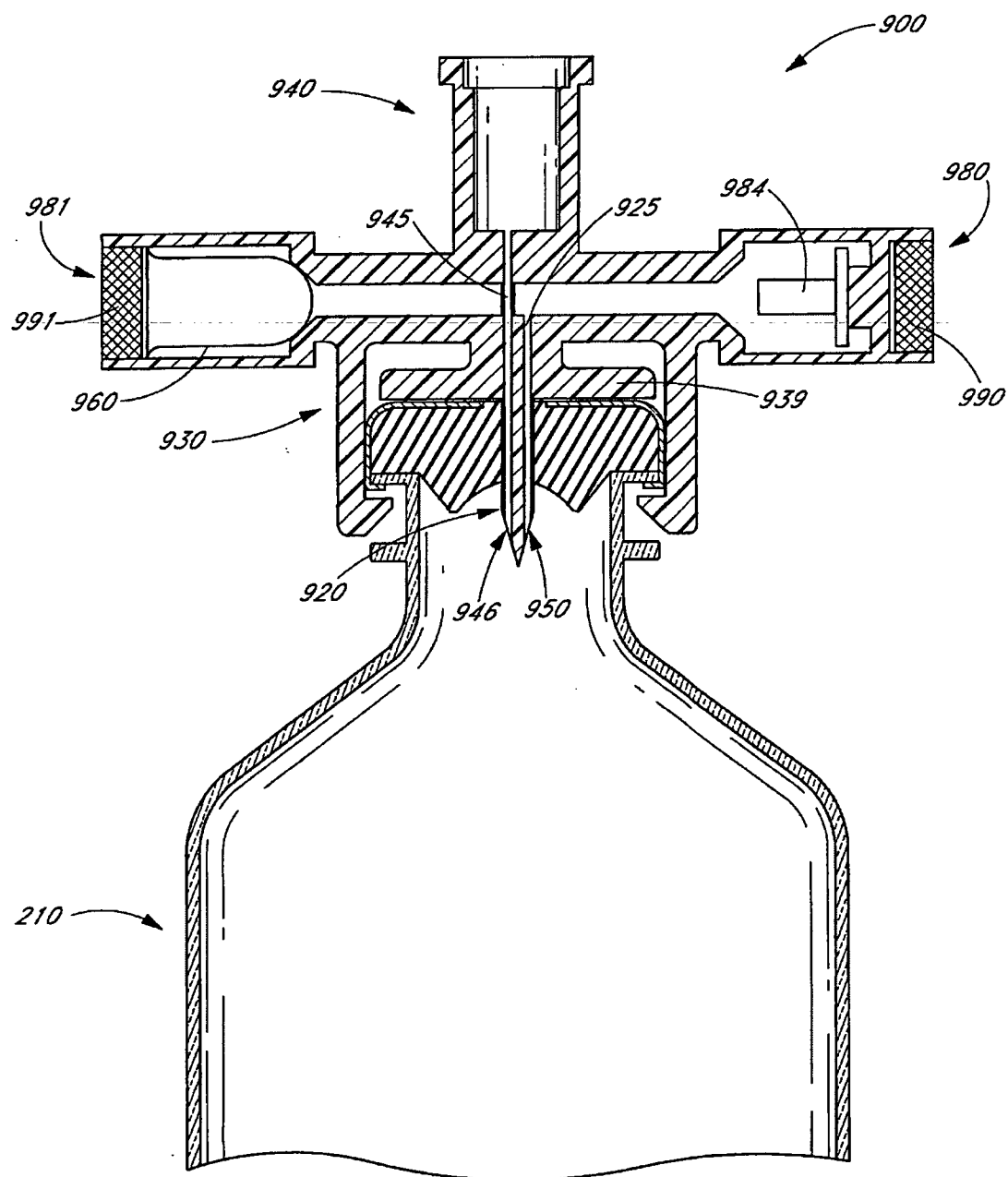


圖24

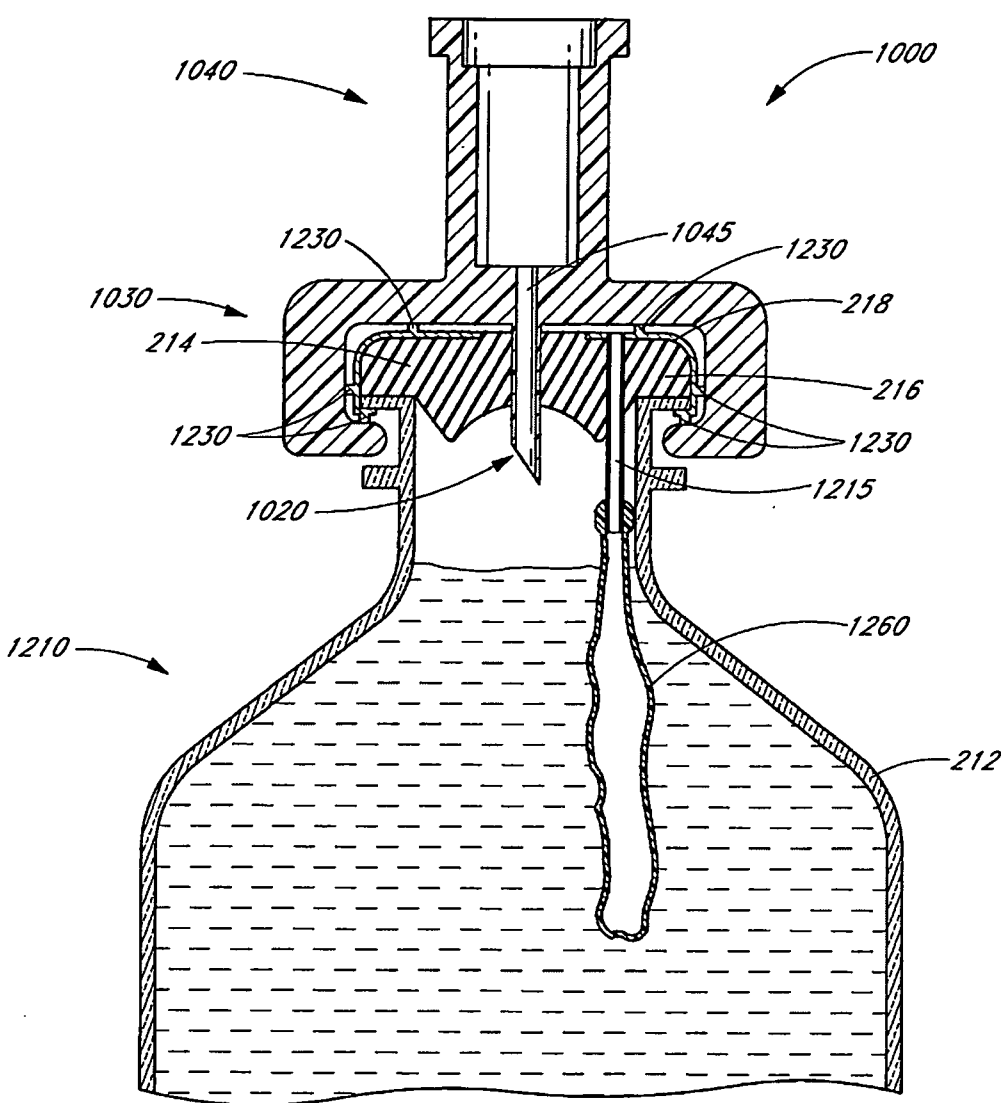


圖 25

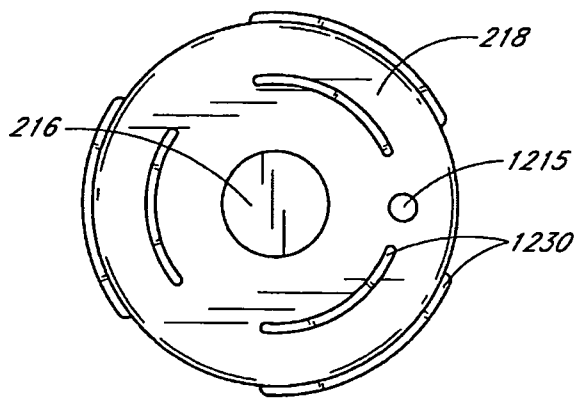


圖 26

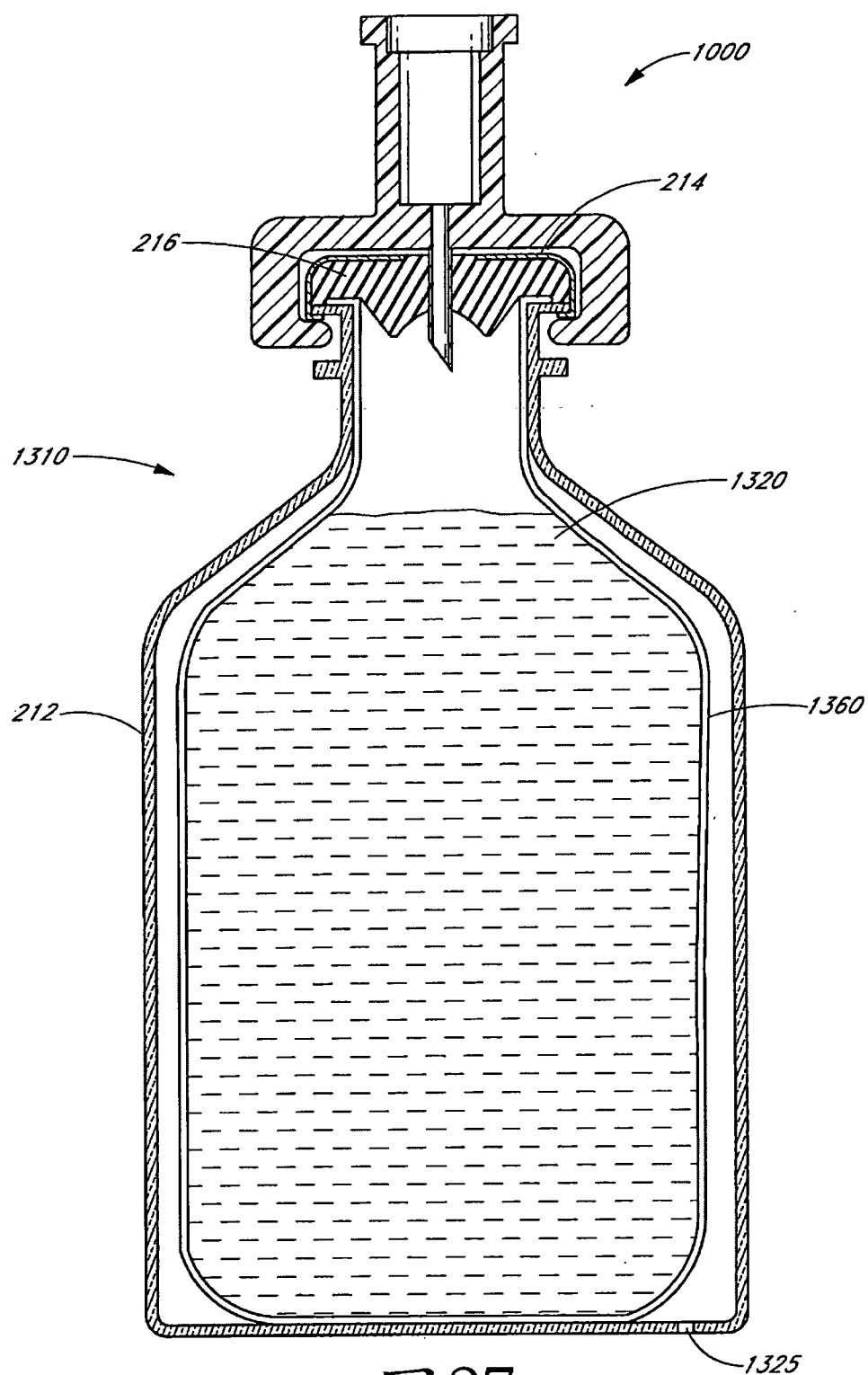


圖27

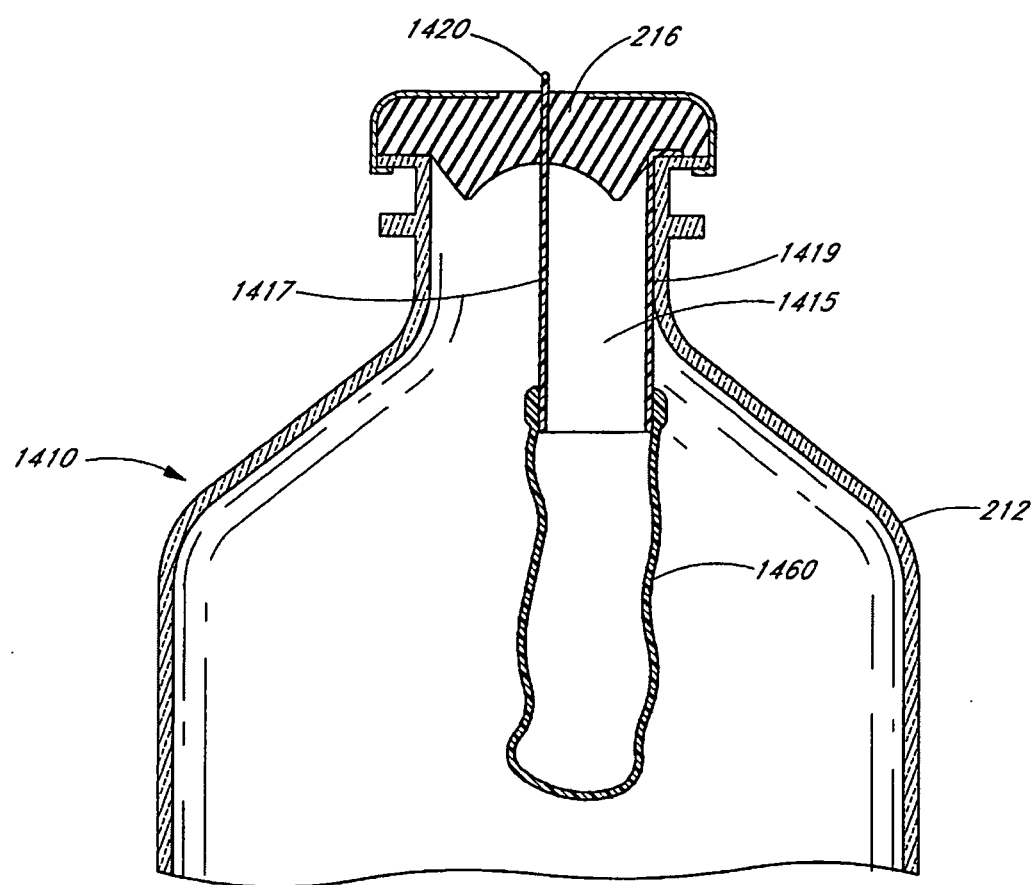


圖 28

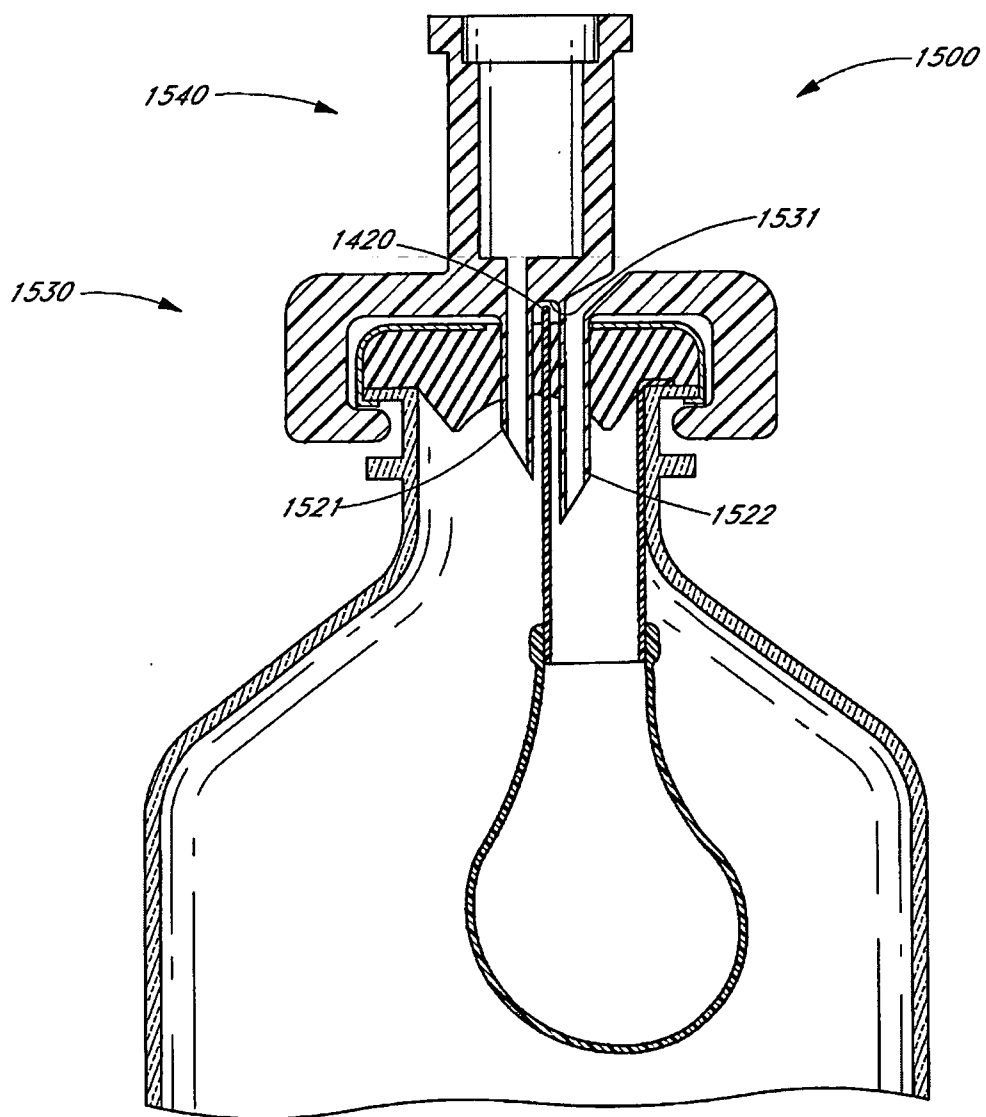


圖 29

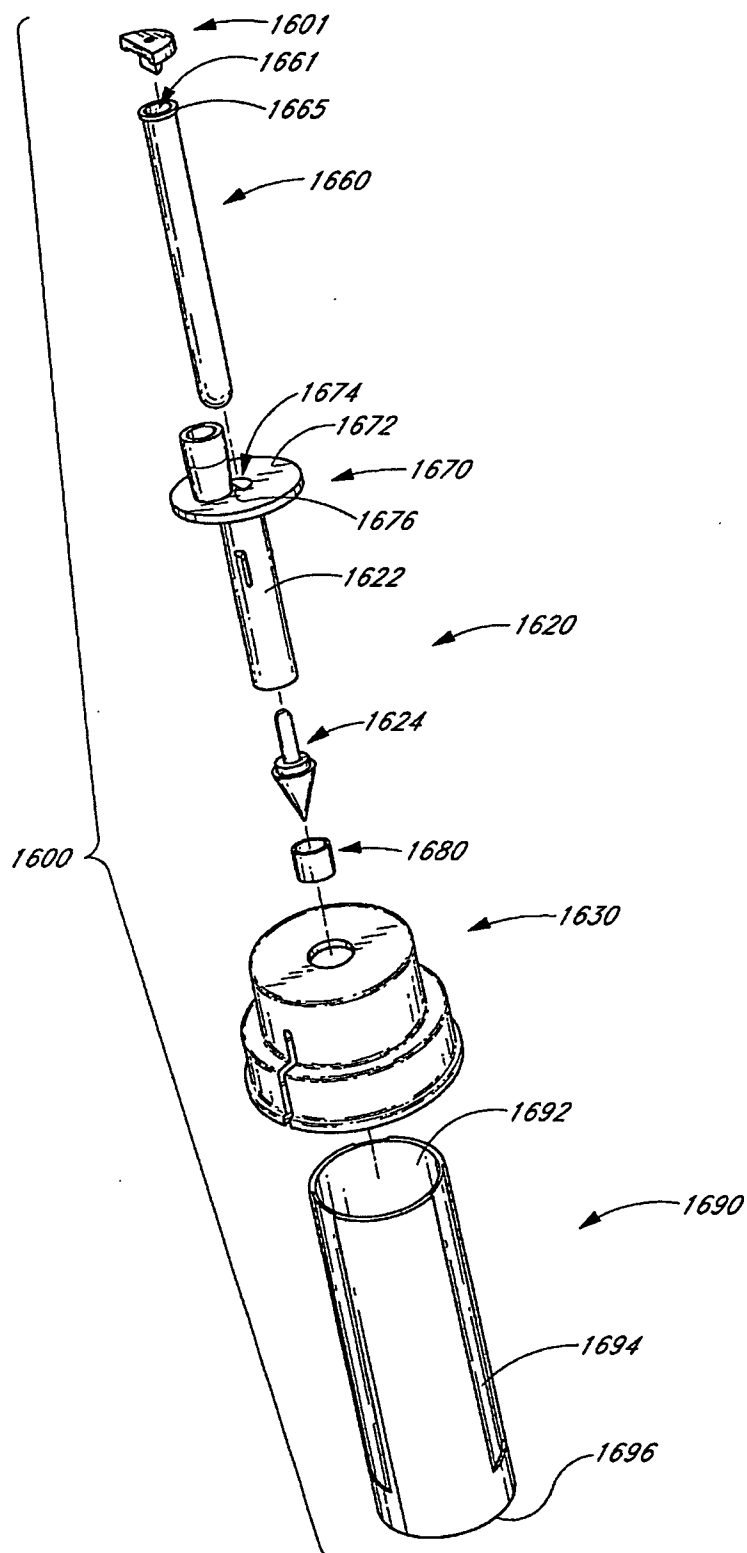


圖 30

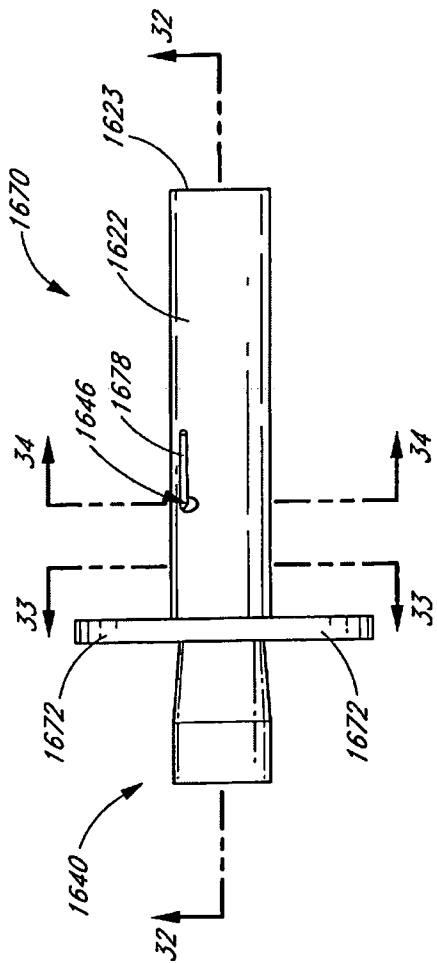


圖31

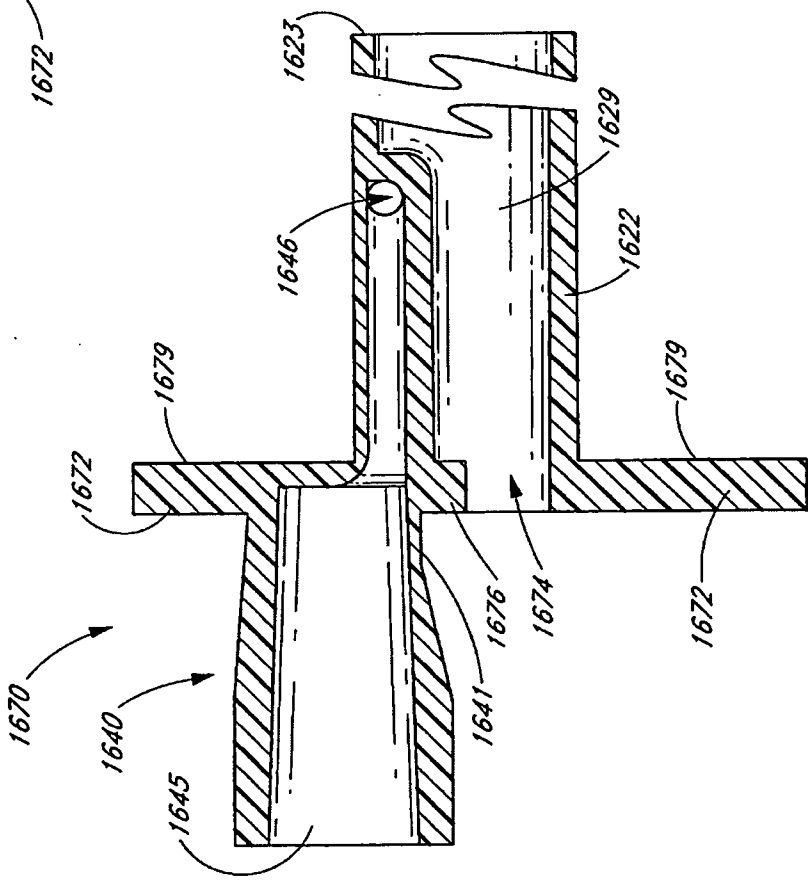


圖32

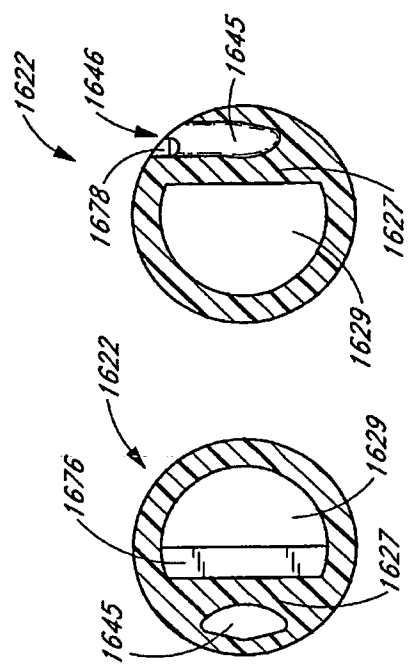


圖33

圖34

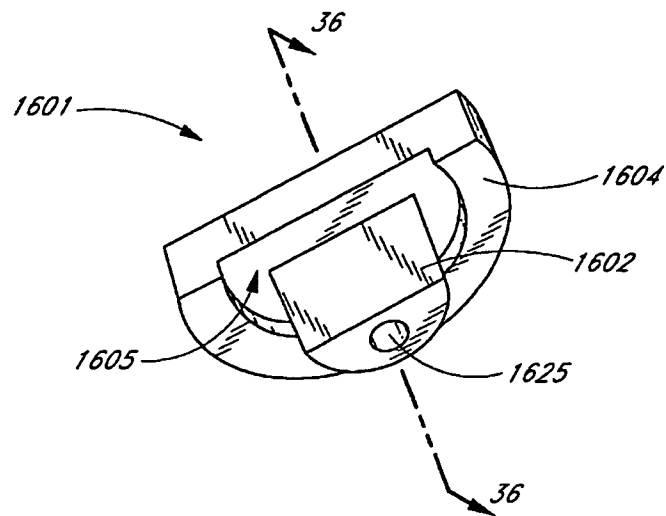


圖 35

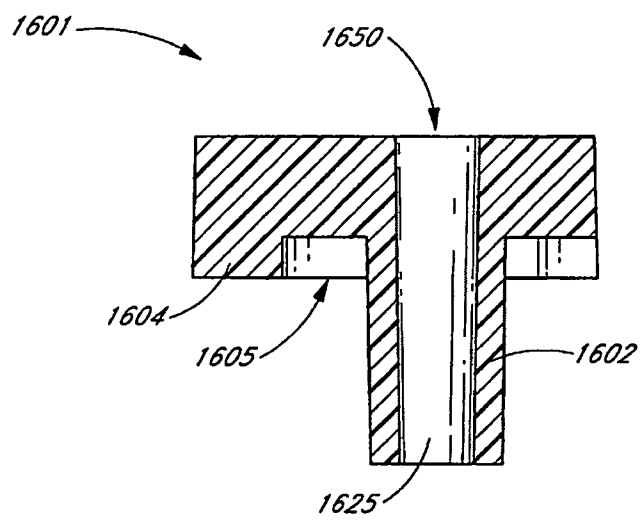


圖 36

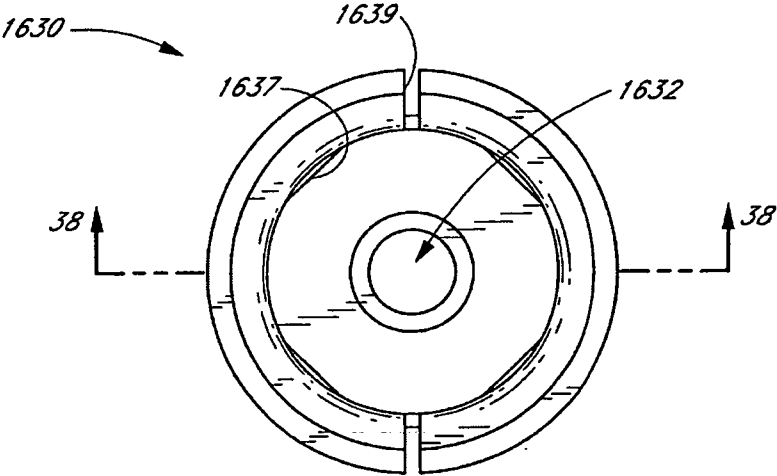


圖 37

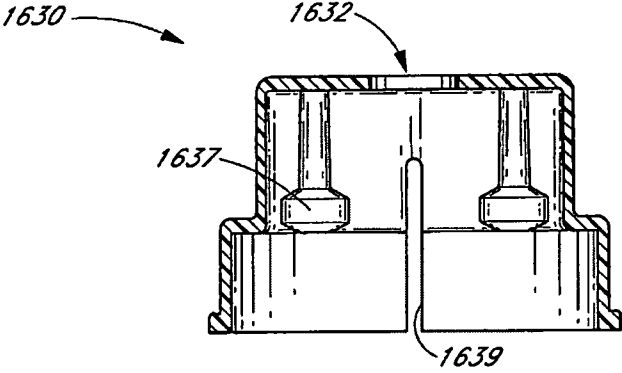


圖 38

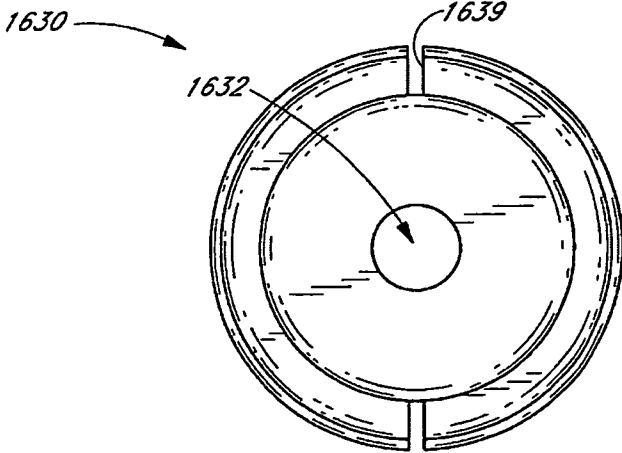


圖 39

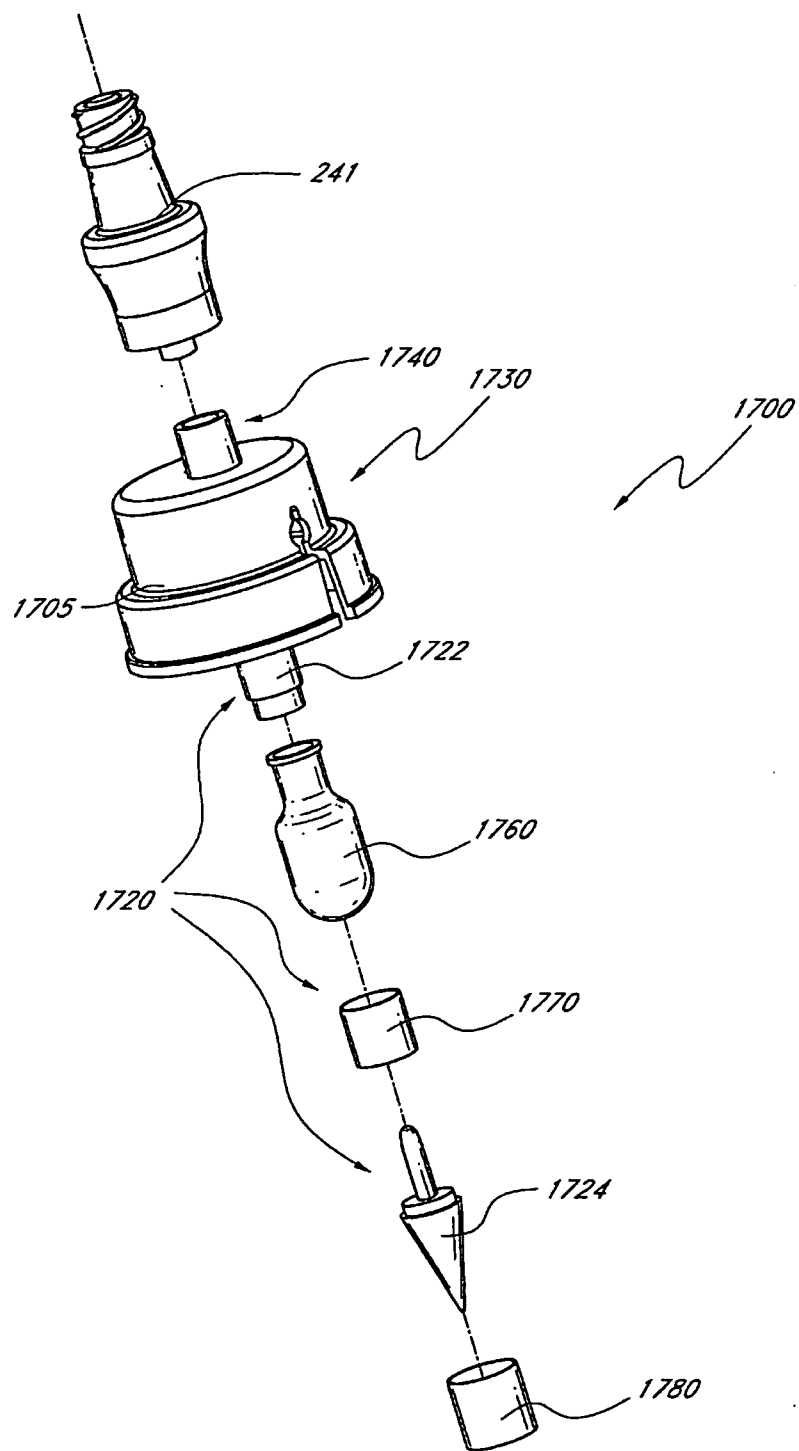


圖 40

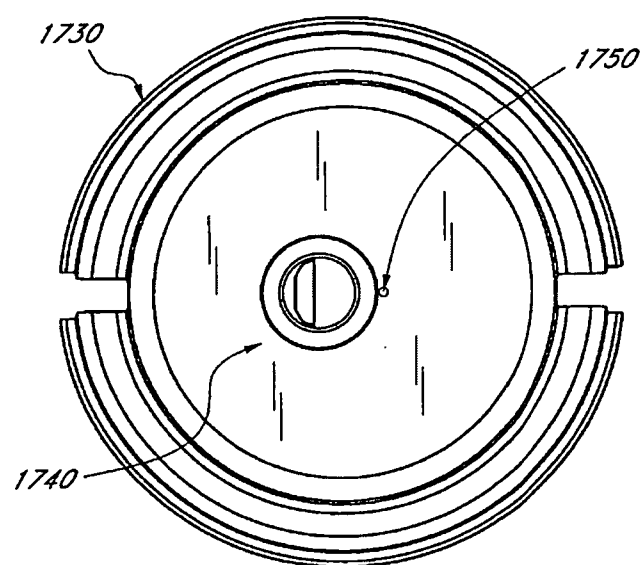


圖41A

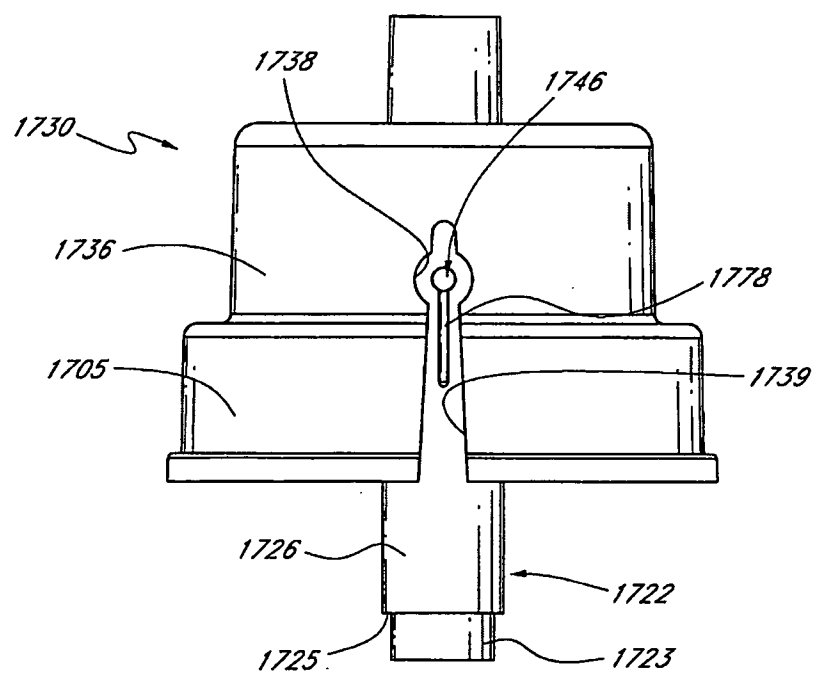


圖41B

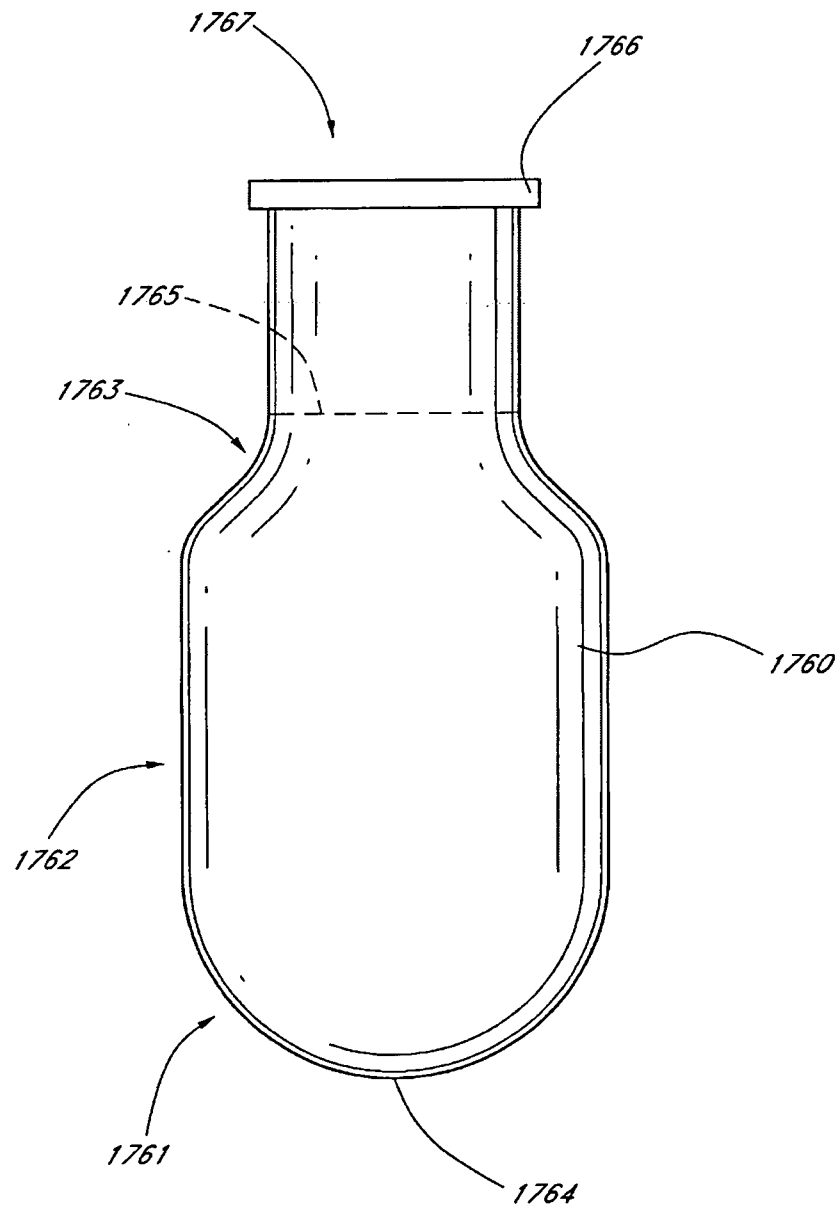


圖42

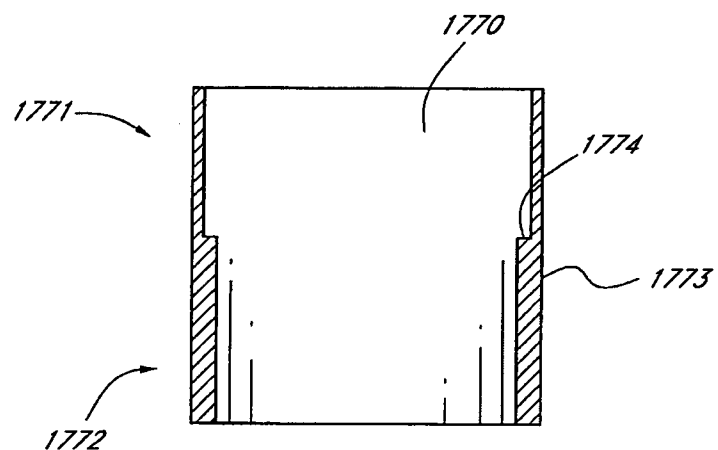


圖 43A

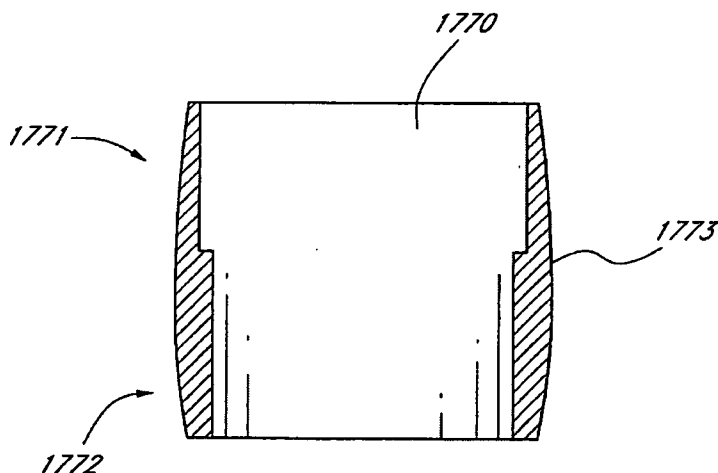


圖 43B

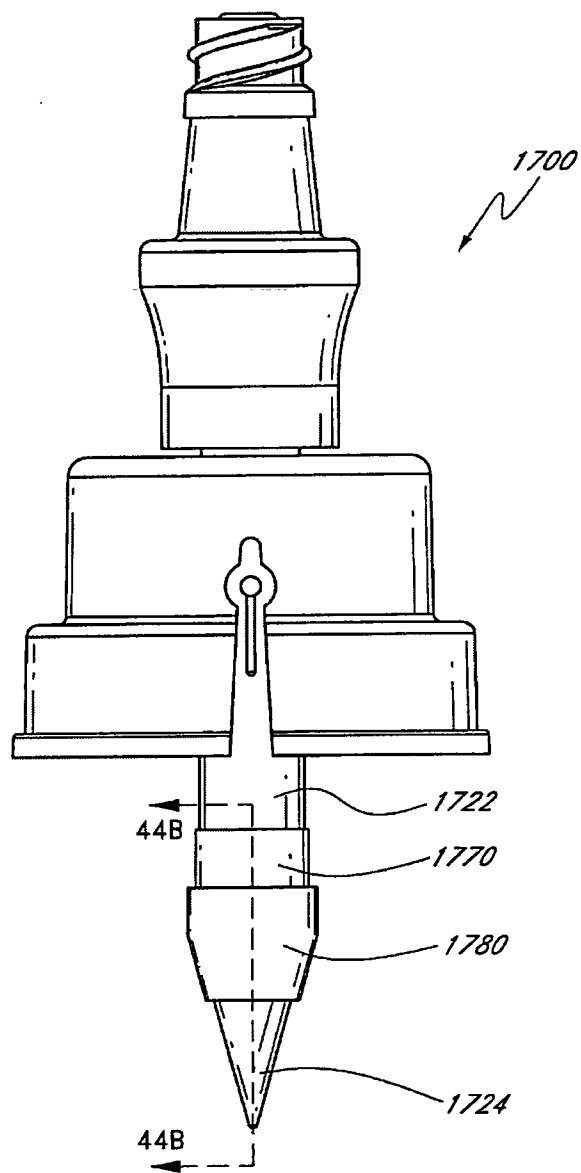


圖 44A

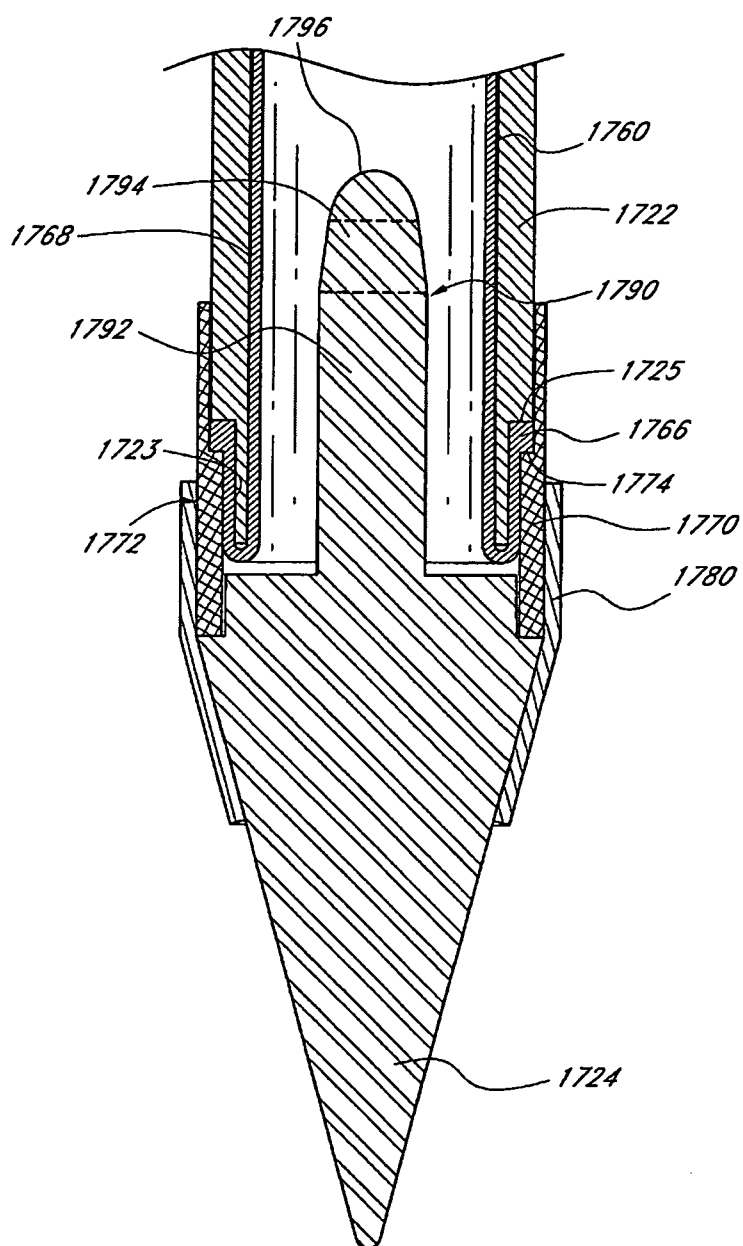


圖 44B

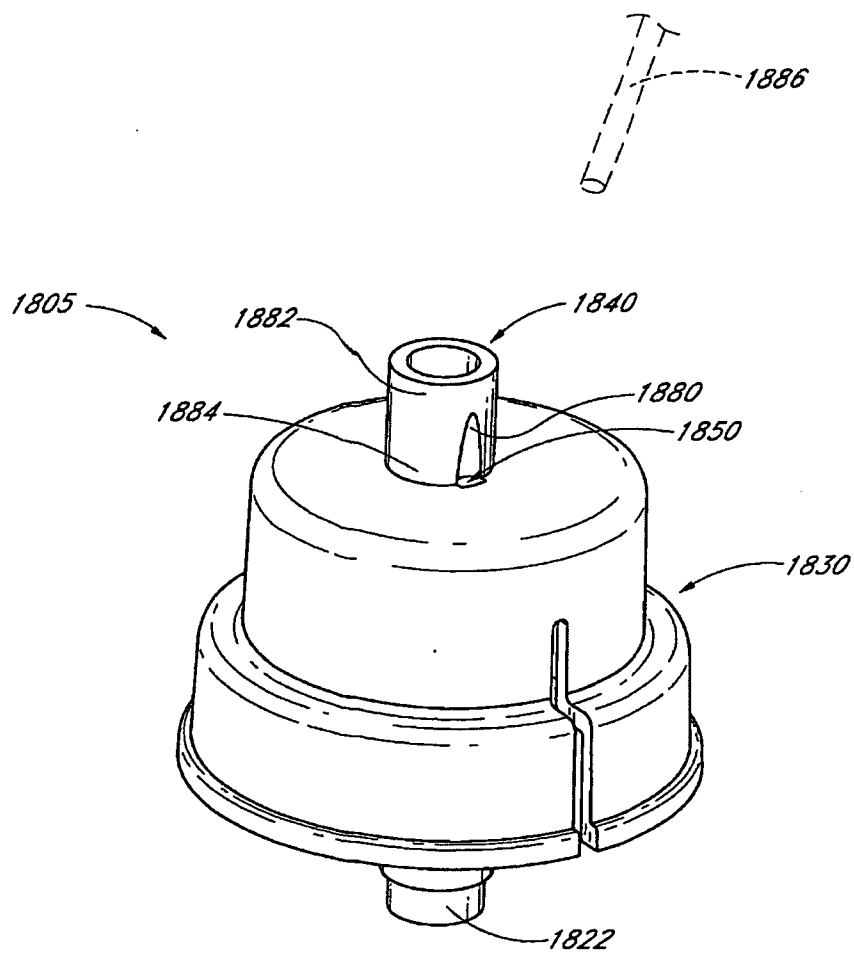


圖 45

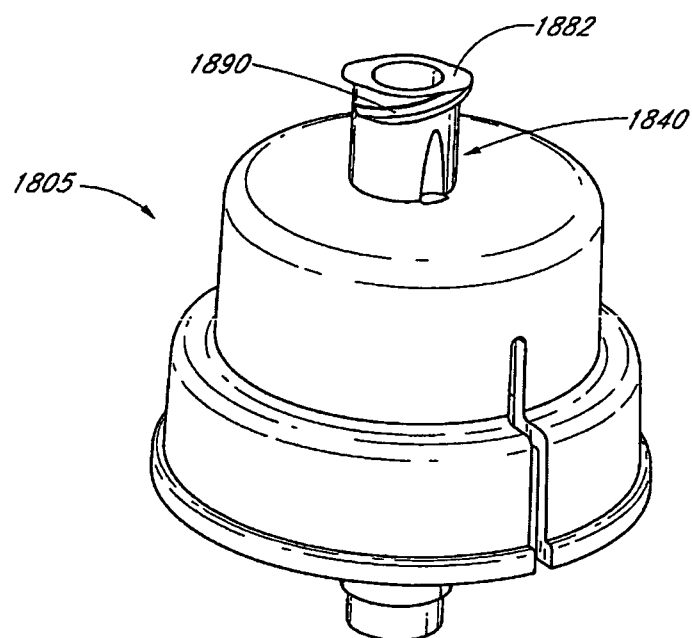


圖 46

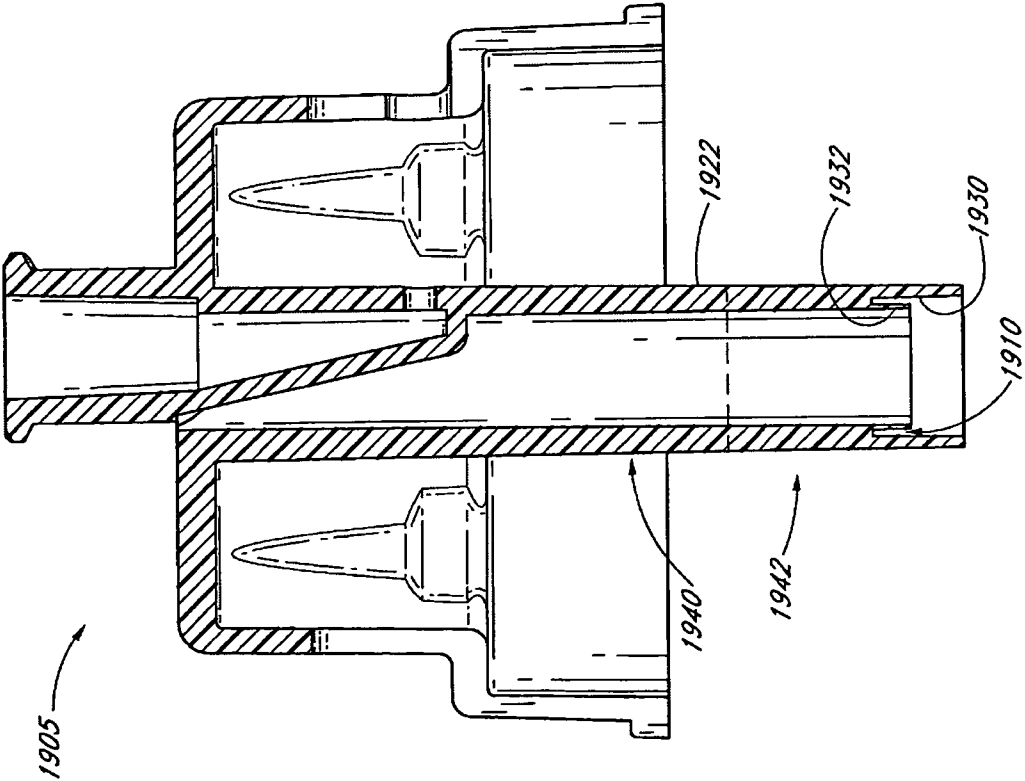


圖47

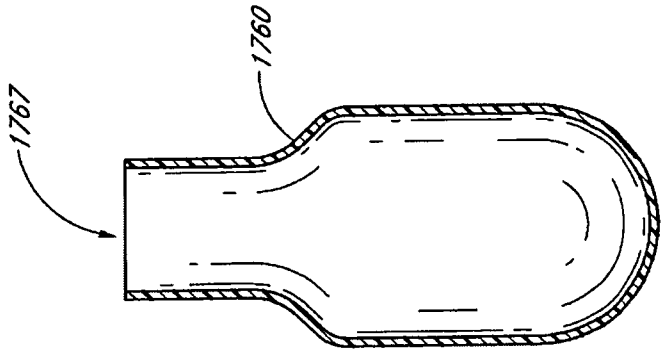


圖48

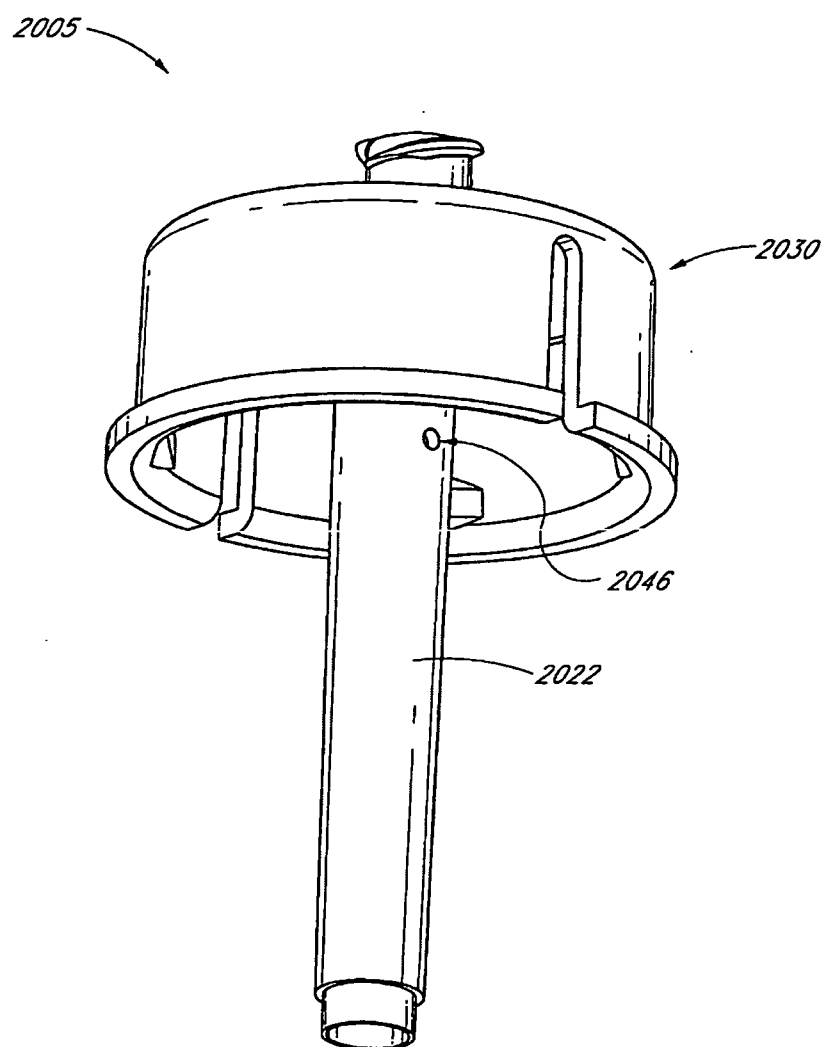


圖49

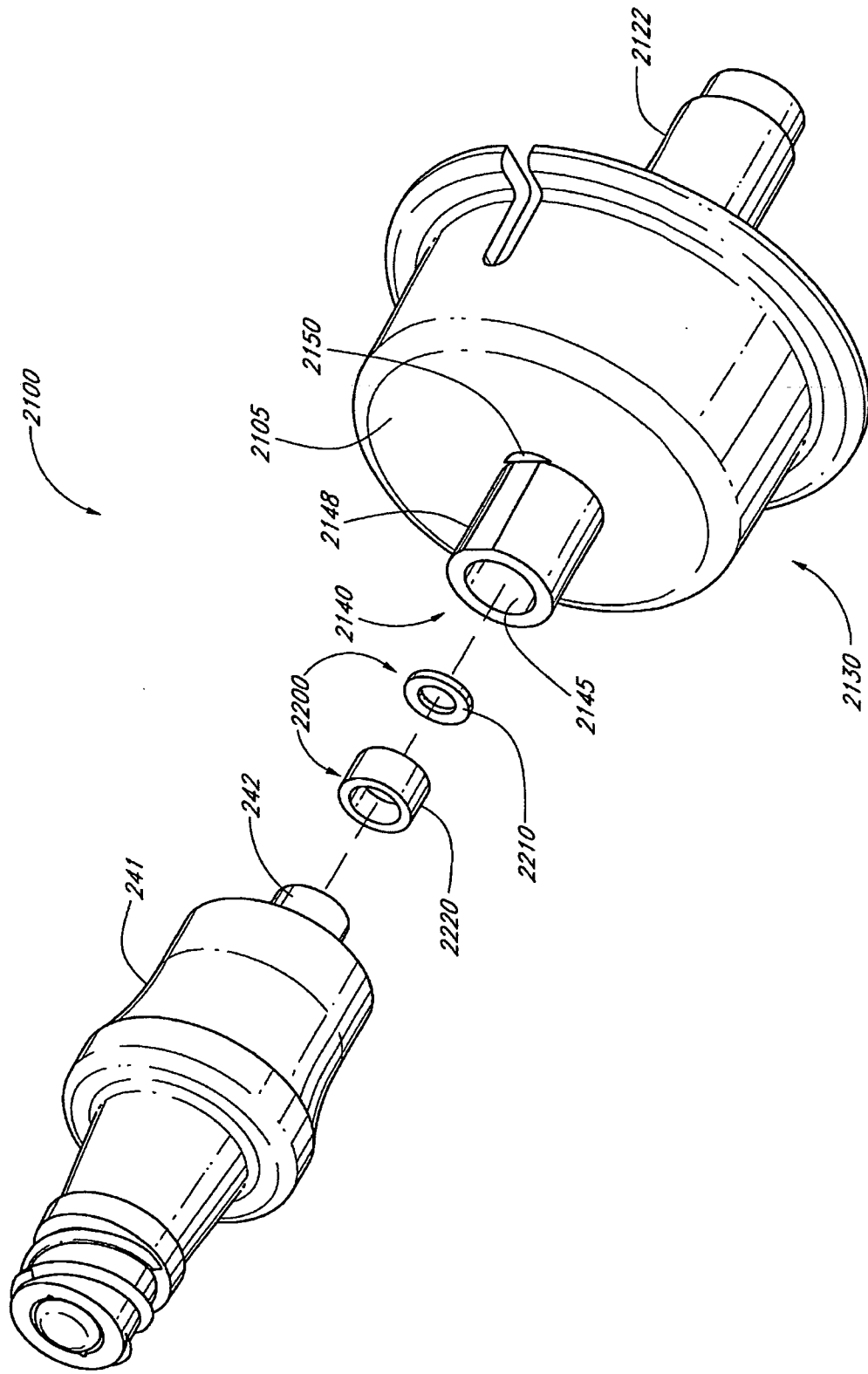


圖50

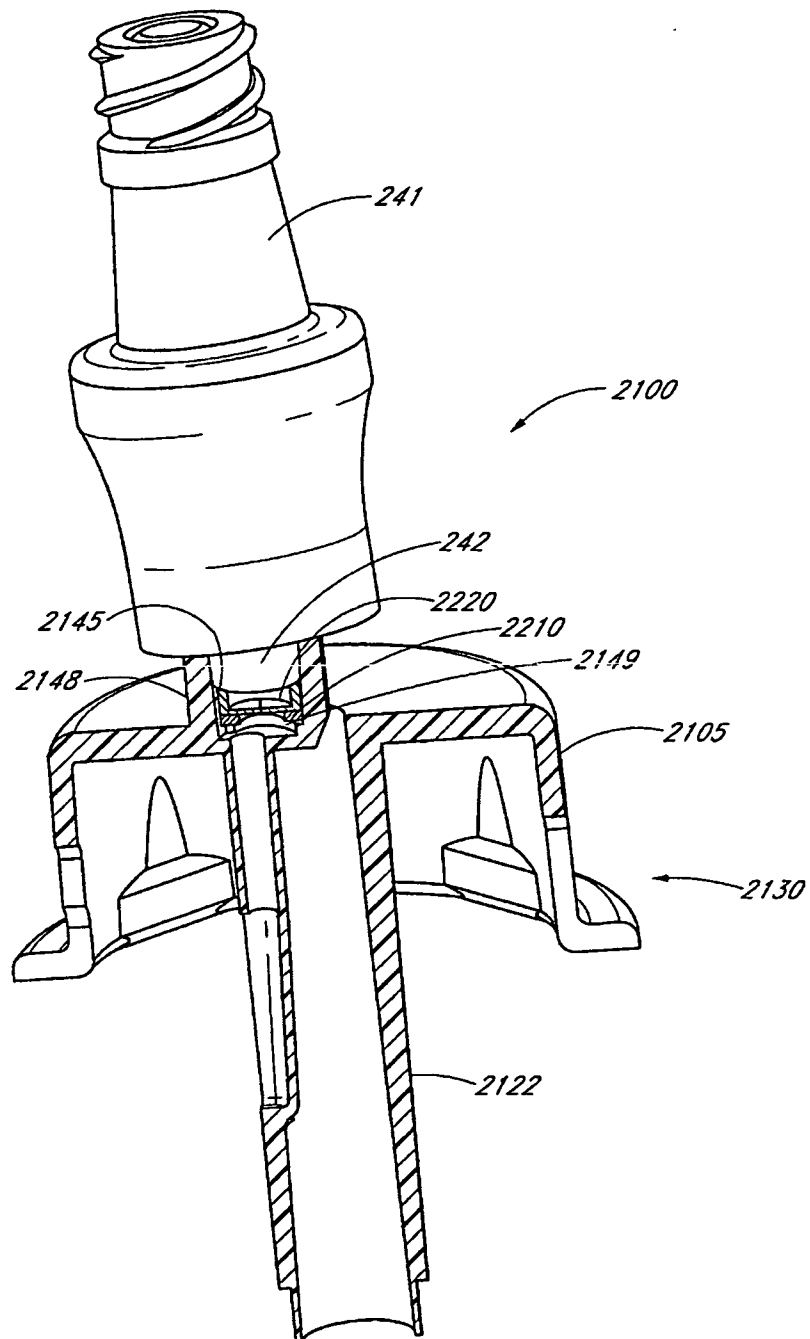


圖 51



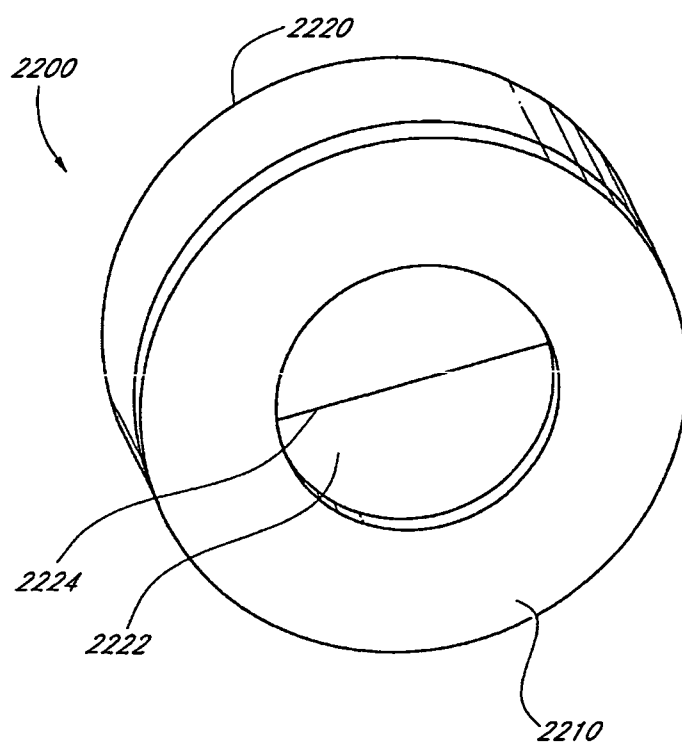


圖53

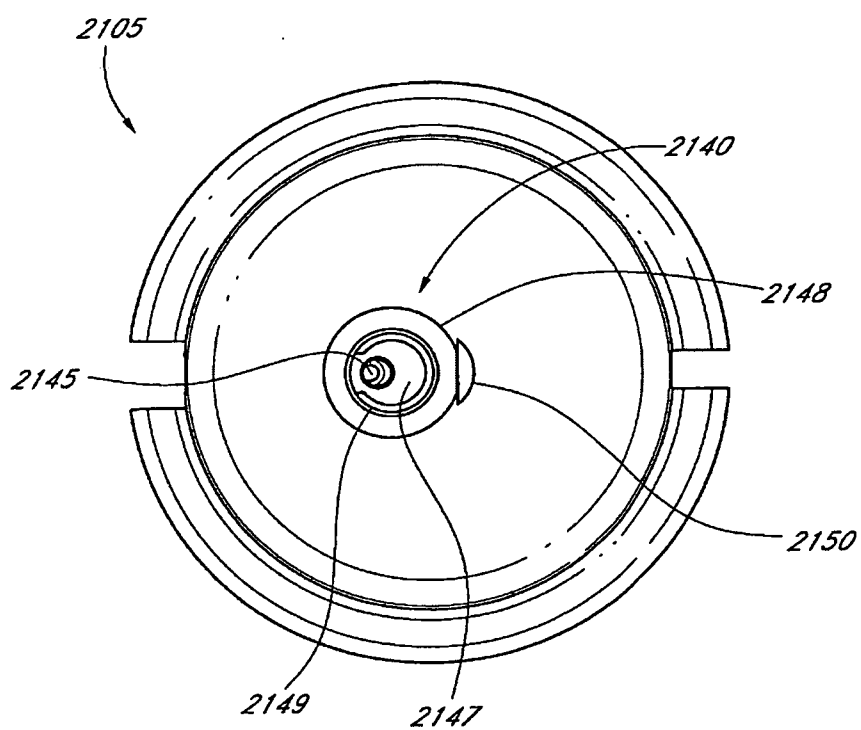


圖54

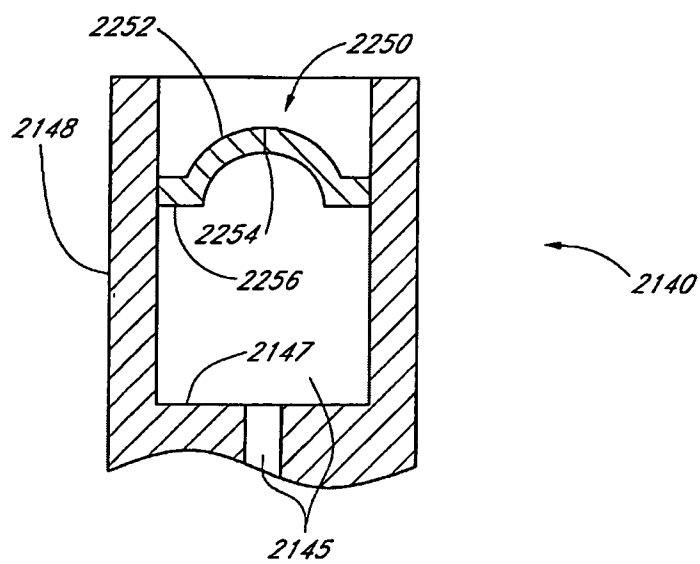


圖55

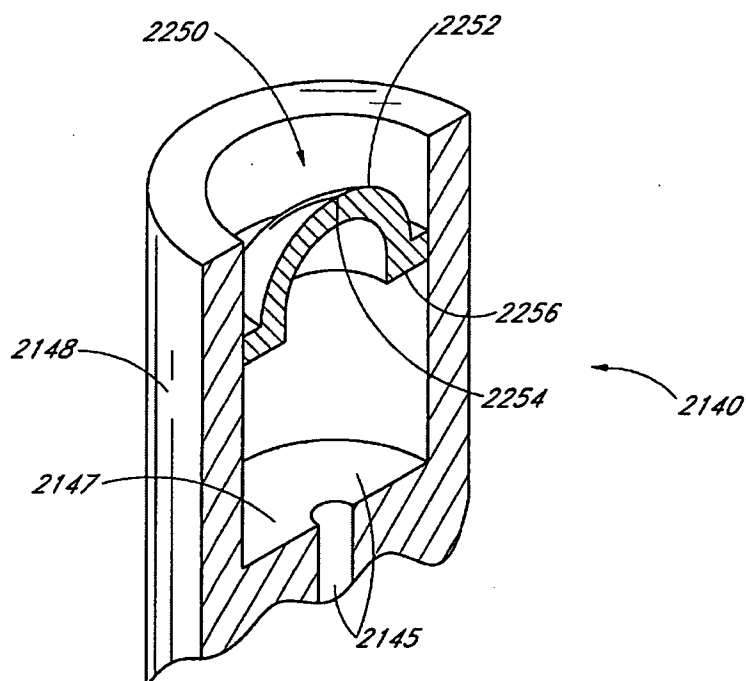


圖56