



(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 I446942 B

(45)公告日：中華民國 103 (2014) 年 08 月 01 日

(21)申請案號：102143330

(22)申請日：中華民國 95 (2006) 年 07 月 05 日

(51)Int. Cl. : A61M39/12 (2006.01)

(30)優先權：	2005/07/06	美國	60/696,894
	2005/08/11	美國	60/707,319
	2006/05/03	美國	11/417,604

(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：

TW 136039

US 5738144

審查人員：郭炎淋

申請專利範圍項數：35 項 圖式數：55 共 0 頁

(54)名稱

具有可關閉公注射器之醫療用連接器

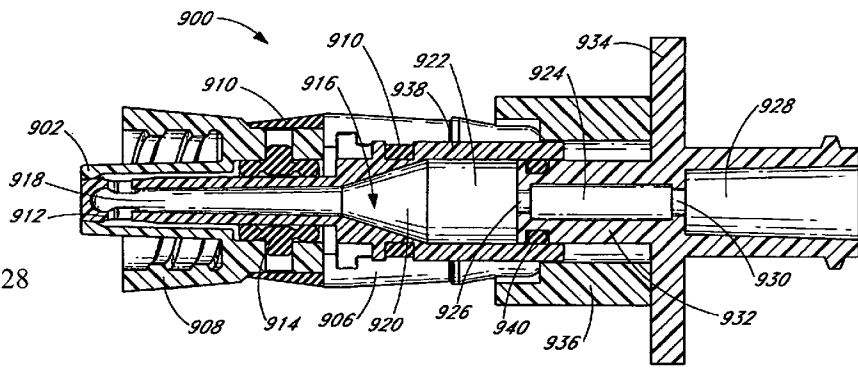
MEDICAL CONNECTOR WITH CLOSEABLE MALE LUER

(57)摘要

一種注射器連接器包括一殼體，該殼體具備含有一公注射器末梢之第一端以及一第二端。該連接器更包含一具有一第一開放端和一第二密閉端的剛性閥構件以及一被建構用來耦接該閥構件與該殼體的固持構件。該殼體更包含一被定位在該殼體內且與該殼體第二端流體連通的剛性導管，該剛性導管適於接合該閥構件第一開放端。該殼體在該閥構件處於一第一位置時含有一第一內部容積，且在該閥構件處於一第二位置時含有一較小的第二內部容積。

A luer connector including a housing with first end including a male luer tip and a second end. The connector further includes a rigid valve member having a first opened end and a second closed end and a retaining member configured to couple the valve member and the housing. The housing further includes a rigid conduit positioned within the housing and in fluid communication with the second end of the housing, the rigid conduit adapted to engage the first opened end of the valve member. The housing including a first internal volume when the valve member is in a first position and a second, smaller volume when the valve member is in a second position.

圖 28



- 900 . . . 可關閉公注射器連接器
- 902 . . . 公端
- 904 . . . 母端
- 906 . . . 外殼
- 908 . . . 覆緣
- 910 . . . 彈性構件
- 912 . . . 內部閥構件
- 914 . . . 內部密封部分
- 916 . . . 內部流體通路
- 918 . . . 通路 916 在公端 902 內的區域
- 920 . . . 通路 916 在連接器 900 中間的區域
- 922 . . . 通路 916 較接近母端 904 的區域
- 924 . . . 通路 916 之區域
- 926 . . . 窄開口
- 928 . . . 連接區域
- 930 . . . 窄開口
- 932 . . . 內部導管
- 934 . . . 底座
- 936 . . . 中間部分
- 938 . . . 內部導管
- 940 . . . 密封元件

發明摘要

※ 申請案號：102143330 (由 957244985 替代)

※ 申請日：95.7.5

※ IPC 分類：A61M 39/12 (2006.01)

【發明名稱】

具有可關閉公注射器之醫療用連接器

MEDICAL CONNECTOR WITH CLOSEABLE MALE LUER

【中文】

一種注射器連接器包括一殼體，該殼體具備含有一公注射器末梢之第一端以及一第二端。該連接器更包含一具有一第一開放端和一第二密閉端的剛性閥構件以及一被建構用來耦接該閥構件與該殼體的固持構件。該殼體更包含一被定位在該殼體內且與該殼體第二端流體連通的剛性導管，該剛性導管適於接合該閥構件第一開放端。該殼體在該閥構件處於一第一位置時含有一第一內部容積，且在該閥構件處於一第二位置時含有一較小的第二內部容積。

【英文】

A luer connector including a housing with first end including a male luer tip and a second end. The connector further includes a rigid valve member having a first opened end and a second closed end and a retaining member configured to couple the valve member and the housing. The housing further includes a rigid conduit positioned within the housing and in fluid communication with the second end of the housing, the rigid conduit adapted to engage the first opened end of the valve member. The housing including a first internal volume when the valve member is in a first position and a second, smaller volume when the valve member is in a second position.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 28 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

900	可關閉公注射器連接器
902	公端
904	母端
906	外殼
908	覆緣
910	彈性構件
912	內部閥構件
914	內部密封部分
916	內部流體通路
918	通路916在公端902內的區域
920	通路916在連接器900中間的區域
922	通路916較接近母端904的區域
924	通路916之區域
926	窄開口
928	連接區域
930	窄開口
932	內部導管
934	底座
936	中間部分
938	內部導管
940	密封元件

【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】

具有可關閉公注射器之醫療用連接器

MEDICAL CONNECTOR WITH CLOSEABLE MALE LUER

【技術領域】

本發明大體上係關於讓流體流過的醫療用連接器，特定言之係關於具有公注射器的醫療用連接器。

【先前技術】

連接器、閥及管路之系統慣常被用在醫院和其他醫療設施中以供促進流體往返於患者之轉移。當各組件被接合及分離時，經常有一挑戰為保持此系統無菌並防止流體漏洩。

為了維持一阻隔細菌、污物並防止流體漏洩的屏障能力，母連接器通常已在其匹配端具備封閉物譬如隔膜、可撓密封件或其他障礙物。當一公注射器連接器與母連接器接合時，該母連接器之封閉物被暫時性打開、刺穿或移動以允許流體在此二連接器間流動。公連接器通常利用針頭或注射器以打開、刺穿或移動母連接器上的封閉物。

在許多系統中，只有母連接器會在分離時被自動地阻隔於外界環境。公注射器連接器一般不具備自動關閉機構。公注射器連接器有時利用額外組件譬如帽蓋以停止流體流並阻擋細菌和污物進入。因為此等封閉機構不是自動的(甚至未使用)，公注射器連接器有時被留在未密封狀態，允許流體滴出。這可能提高流體轉移系統之內側和外側不衛生情況的風險。此外，在諸如特定化學療法的一些醫療應用中，管路及連接器內的流體若被釋出可能造成傷害。

再者，在醫院及其他醫療設施的繁忙環境中，照護人員必須經

常用一隻手快速地操縱多個醫療用器具，致使難以在公連接器分離後取回公注射器帽蓋並很快接上。此外，公注射器連接器經常被用在重力進給流體源譬如IV袋的下游端。當連接器和管路從一開始就連接於此等源，其通常是空的(亦即充滿空氣)且必須在其可連接至一患者之前被流體填注。在該填注過程中，流體被允許從管路之上游端流往下游端上的公注射器連接器。隨著流體流過管路，管路內的空氣經由下游端上的公連接器逃到環境中。一旦流體本身抵達公連接器，其也會逃逸濺出。因為公注射器連接器通常不會在填注後自動關閉，公注射器常會在公連接器被快速地移至與一母連接器匹配接合時滴出少量流體。為此之故，公注射器通常在填注程序尾聲會被拿到一水槽或垃圾桶上方以承接滴出的流體。

今需要一種可關閉的公注射器連接器，其會在與一母連接器接合時自動地打開且在由此連接器分離時自動地關閉藉以最小化或消除填注及其他程序期間之滴漏現象並且提升流體轉移系統抗拒細菌及其他污物的屏障能力。

【發明內容】

本發明揭示具有可關閉公注射器之醫療用連接器的多個實施例。設想中這些被揭示的各實施例之特徵可結合而形成額外實施例。此等組合亦在本發明的範圍內。

在一範例實施例中，一公注射器連接器有一具備第一和第二端的主殼體。該殼體之第二端包含一公注射器及一圍繞該公注射器之至少一部分的覆緣。該覆緣具有設置在其一內壁上的螺紋。一具備一流體通路的管狀閥構件被設置在該殼體內。該閥構件於其第二端上有一末梢。在該末梢附近的區域中，一流體孔對被定位在該閥構件之相反側上。該末梢被建構用來在該公注射器第二端處或附近之一區域中緊密抵靠該公注射器之一內壁。該閥構件亦具有朝向該第二端之一支柱

對。該等支柱軸向地延伸穿過該殼體之一部分，且該等支柱朝向該第二端的末端被定位在該公注射器與該殼體第二端上之覆緣間的一空間內。一段醫療用管路被連接到該連接器。該管路之一端藉由黏著劑、熔接、或一些其他方式附接於該閥構件之第一端。一有彈性的彈性體構件從該殼體之外側上一中間段區域延伸至該殼體內該閥構件第一端處或附近之一區域。

在一大致關閉狀態下，該彈性構件被建構用來將該殼體和該管狀閥構件一起沿其相應軸線拉。在此狀態下，該閥構件的末梢被壓成與該公注射器第二端上之內壁的一部分緊密接觸，且來自醫療用管路通過該管狀閥構件的流體流受阻。流體大體上無法經由該公注射器第二端上之開口逃逸，因為此開口被該閥構件之末梢塞住。

當一力被施加以使該閥構件從該殼體分開時，該彈性構件被拉伸且該閥構件之末梢被依該第一端之方向從該公注射器第二端移位。此分開力可為手動施加，例如藉由用二根手指抓住該殼體之外壁且用另二根手指抓住黏附於該閥構件第一端的管路然後以相反方向移動這些手指的方式施力。該分開力亦可為由一不同手動動作自動地施加。舉例來說，將該公注射器連接到另一醫療用器具之一母端的動作可自動地使該閥構件從該殼體分開。隨著母連接器之前進端沿該公注射器連接器殼體第二端上之螺紋往上行進，該母連接器與該閥構件之支柱發生接觸且抵住該等支柱施予一指向該第一端的力。此力使該閥構件往該第一端移動，抗拒由該彈性構件施加之指向該第二端的偏動力。在此打開狀態下，流體被許可流過該等相反孔，繞過該閥構件之末梢，且經由該閥構件末梢與該公注射器第二端上之內壁間的間隙離開該連接器。在一些實施例中，該閥構件會在該閥構件因該公連接器和母連接被帶到一起而接觸一流體導管(例如一位於一母連接器內的尖釘)時依該第一端之方向被自動地推進。

當該分開力被移除、例如放開該殼體及該管路上之手動抓持或是該母連接器從該殼體第二端拆下時，該彈性構件再一次將該殼體和該閥構件拉到一起。這導致該閥構件第二端上的末梢在該公注射器第二端附近之一區域中緊抵於該內壁之一部分。

本發明亦提出上述實施例之其他特徵和組態以及用於具有可關閉公注射器之其他連接器的額外實施例。此等實施例大體上包括用於許可或阻礙流體流過一連接器上之一公注射器的構件，較佳是在與一對應母連接器連接後自動地發生。

【圖式簡單說明】

圖1A是一附接於被建構用來從一吊掛重力進給型IV袋接收流體之管路的公注射器連接器之一實施例的透視圖。在本圖及其他圖中，連接器及附接管路的相對大小相較於其他物體被加大以便於觀看特定細部。

圖1B是一呈一已拉伸大致打開組態之圖1A連接器的透視圖。

圖1C是一圖1A連接器之一實施例的透視圖，該連接器被連接到一个附接於已插入患者體內之管路的範例母連接器。

圖2是一可關閉公注射器連接器之一實施例的透視圖。

圖3是一圖2連接器之一殼體部分的透視圖。

圖4A是一圖2連接器之一閥構件部分的透視圖。

圖4B是一圖2連接器之一閥構件部分之另一實施例的透視圖。

圖4C是一圖4B連接器閥構件部分實施例的剖面圖。

圖5是一圖2連接器之一彈性構件的透視圖。

圖6是一圖2連接器之一密封部分的透視圖。該密封部分之相對大小相較於其他圖中示出之連接器的組件被加大以便觀看。

圖7是一在一局部組裝組態下之圖2連接器之某些組件的透視圖。圖5之殼體部份未示於圖7。

圖8是一在另一醫療用器具之一母部分附近之圖2連接器的剖面圖。在此階段，流體受阻無法通過圖2連接器。

圖9是一與圖8醫療用器具接合之圖2連接器的剖面圖。流體流過該等已接合的連接器。

圖10是一在具有一可關閉母注射器連接器之另一醫療用器具附近之圖2連接器的剖面圖。在此階段，流體受阻無法通過圖2連接器及該母注射器連接器。

圖11是一接合後之圖10連接器的剖面圖。流體流過該等已接合連接器。

圖12是一在具有一公注射器末梢之一注射筒附近之圖2連接器的透視圖。在此階段，流體受阻無法通過連接器。

圖13是一接合後之圖12組件的透視圖。在此階段，流體仍受阻無法通過連接器。

圖14是圖13連接器及注射筒公注射器末梢的剖面圖。

圖15是一可關閉公注射器連接器的透視圖，該連接器被定位為其第一端位在一有一公注射器末梢的注射筒附近且其第二端位在一有一母注射器附接部分的皮下注射針附近。

圖16是一處於接合狀態下之圖15組件的透視圖。在此階段，流體可流過連接器。

圖17是一圖16連接器、注射筒之公注射器末梢及皮下注射針的剖面圖。在此階段，流體可流過連接器。

圖18A是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的透視圖。

圖18B是一圖18A連接器的剖面圖。

圖18C是一圖18A連接器的剖面詳細圖。

圖19是一位於一有一公注射器末梢之注射筒附近之圖18A連接器的透視圖。

圖20是一處於接合狀態下之圖19組件的透視圖。

圖21是一與具有一公注射器末梢之一注射筒接合的可關閉公注射器連接器之另一實施例的透視圖。

圖22A是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的剖面圖。

圖22B是一圖22A連接器的剖面詳細圖。

圖23A是一具有一覆緣之可關閉公注射器連接器之另一實施例的側視圖。

圖23B是一圖23A連接器的剖面圖。

圖23C是一在一可關閉母連接器附近之可關閉公注射器連接器之一實施例的透視圖。在此階段，流體流受阻無法通過母注射器連接器。

圖23D是一處於接合狀態下之圖23C組件的透視圖。

圖24A是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的透視圖。

圖24B是一圖24A連接器的剖面圖。

圖25A是一具有一覆緣之可關閉公注射器連接器之另一實施例的側視圖。

圖25B是一圖25A連接器的剖面圖。

圖26A是一具有一可撓連接母注射器連接器之可關閉公注射器之另一實施例的透視圖。

圖26B是一具有一可撓連接母注射器連接器之可關閉公注射器之另一實施例的透視圖。

圖27是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的透視圖。

圖28是一圖27連接器的剖面圖。

圖29是圖27連接器的另一剖面圖。

圖30是一與具有一公注射器末梢之一注射筒接合之圖27連接器的剖面圖。在此階段，流體流受阻無法通過公注射器連接器。

圖31是一與具有一母注射器附接部分之一皮下注射針接合之圖30連接器與注射筒的剖面圖。在此階段，流體流被許可通過此總成。

圖32是圖31連接器、注射筒及針頭之另一剖面圖。

圖33是一在與一填注帽蓋之一實施例接合前的圖27連接器的透視圖。

圖34是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的透視圖。

圖35是一圖34連接器的剖面圖。

圖36是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的透視圖。

圖37是一圖36連接器的剖面圖。

圖38是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的剖面圖。

圖39是一與具有一公注射器末梢之一注射筒接合之圖38連接器的剖面圖。在此階段，流體流受阻無法通過公注射器連接器。

圖39A是一與具有一母注射器附接部分之一皮下注射針接合之圖39連接器與注射筒的剖面圖。在此階段，流體流被許可通過此總成。

圖40是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的剖面圖。

圖41是一可關閉公注射器連接器之另一實施例的剖面圖。

【實施方式】

以下詳細參照隨附圖式說明本發明之某些實施例。這些圖式僅為範例，本發明並不侷限於這些圖式中呈現的內容。

在本發明之一態樣中，示出多樣構件以供關閉一公注射器連接器之第二端。在一些實施例中，這些關閉機構用來防止且/或阻礙流體從公注射器逃出或進入公注射器，同時在公注射器被手動打開或與一對應母注射器接合時允許流體流動。在本說明書中，諸如"密閉(closed)"或"密封(sealed)"等辭應被理解為對流體流阻擋。這些用辭不應被解釋為要求一特定結構或組態在所有情勢下均達到一完全流體封閉狀態。

在圖1A中，一可關閉公注射器連接器10之一實施例被以一封閉姿態呈現。注射器連接器10被附接到一懸掛於一立架11之裝滿流體的重力進給型IV袋9。在袋9之底部有一段管路13與其附接。管路13之反向端被連接到注射器連接器10之第一端12。只要注射器連接器10仍處於一封閉組態，注射器連接器10第二端14內部之一關閉機構就會防止袋9所裝流體流過管路13及漏出注射器連接器10外。

在圖1B中，連接器10被示為處於一打開姿態。流體可流到連接器10之第一端12內並從連接器10之第二端14流出。一照護人員可藉由用二根手指抓住可關閉公注射器10之第二端、用另二根手指抓住管路13且緩緩以相反方向移動這些手指的方式將公注射器連接器10移至此組態。

圖1A和1B所示IV輸送系統可輕易備便以與一患者流體連通。在大多數情況中，管路13於剛開始連接到IV袋9時充滿空氣。若管路13之另一端被連接到一密閉連接器，如圖1A所示，則空氣無法逃出且流體無法從IV袋9進入管路13。注射器連接器10因而被手動移到打開姿態直到所有空氣已沖過注射器10且IV袋9內的流體注滿管路13和連接器10。此程序被稱為"填注(priming)"。一旦流體管線和連接器經適當填注，照護人員可快速地放掉施加於注射器連接器10第二端14及管路13的相反力，且注射器連接器10之關閉機構可快速止住流體通過注射器連接器10的流動。

今參照圖1C，一導管17已插入一患者手臂15內。導管17穿透手臂15之皮膚且較佳與患者之血流流體連接。導管17亦被連接到一段附接於一醫療用母連接器21的醫療用管路19。圖1C所示醫療用母連接器21之實例為ICU Medical, Inc., San Clemente, California生產之Clave®連接器的一種版本。此類連接器之多個實施例見於美國專利第5,685,866號，該專利之內容以引用的方式併入本文中。設想中本發明

揭示之公注射器實施例之多者可搭配其他類型的母連接器使用。管路19、導管17及母連接器21均事先利用標準程序填注流體。注射器連接器10如前所述被填注且被帶到與母連接器21接合。如下文所將詳述，當公連接器10與母連接器21接合時，流體被許可從IV袋9流到患者體內。當公連接器10與母連接器21被分離，流體再次受阻無法流出公連接器10之第二端14外。一般而言，流體亦受阻無法流出母連接器21之開口外。

以下更詳細說明圖1A-1C所示之實施例。本發明揭示之其他實施例每一者可被用在所示流體系統中，且成其多樣修改和替代形式。此外，設想中依據本發明之連接器之各實施例可被用在多種其他醫療用流體系統中。舉例來說，本發明揭示的連接器亦可被用來轉移諸如血液、尿液等體液、胰島素、營養液、及/或諸如被用在化學療法中之流體的治療用流體。本發明揭示的連接器亦可被用來互連流體轉移系統之多種其他組件。

今參照圖2-9，圖1A-1C之可關閉公注射器被更詳細地示出。如圖2所示，已組裝注射器連接器10包含四個部分：一殼體23，一閥構件16，一彈性構件18，及一密封環20(圖2未示)。這些部分個別示於圖3至6中，且將在下文參照這些圖式更進一步詳細說明。注射器連接器10可由更多或更少部分構成，且這些部分可被組合成不同組態。

圖3例示獨立於注射器連接器10其他部分之連接器10殼體23。殼體23大致呈一管狀結構，有一軸向通路28從連接器10第一端12穿過上部殼體34、中間部分32及注射器末梢22延伸到殼體23第二端14。在一些實施例中，殼體23從第一端12到注射器末梢22的長度約為 $1\frac{1}{8}$ 英吋。殼體23較佳(但非必要)從第一端12至第二端14小於或等於約 $1\frac{1}{2}$ 英吋，使得該連接器的重量和體積最小化。殼體23得具有用於一特定應用之

任何合適長度。注射器末梢22在一被一覆緣24包圍的底座25處連接到殼體23的剩餘部分。注射器末梢22朝向注射器連接器10第二端之末端27伸出覆緣邊緣29外一段距離。

覆緣24較佳在一內壁上具有內螺紋26，該內螺紋協助以一可移除方式將連接器10牢固附接於另一醫療用器具。在其他實施例中，覆緣24可包括用於提供一可釋聯結的其他結構或材料，此種可釋聯結包括快拆機構及其他構件。覆緣24在一外表面上包含複數個凹陷31以協助使用者用手指牢牢抓住及扭轉殼體23之覆緣24。凹陷31具有往上漸縮的側壁33，該等側壁防止手指滑離連接器10。在每一凹陷31朝向連接器10第一端之一端上，殼體23之表面大約與凹陷31之表面共面；而在每一凹陷31朝向連接器10第二端14之一端上，殼體23之表面偏離凹陷31之表面且較佳在凹陷表面上方。此組態允許手指舒適地依一朝向連接器10第二端14之方向沿著殼體23滑到一抓住或扭轉連接器10的位置。一旦手指處於期望位置，凹陷31朝向連接器10第二端14之一端上的一錐狀壁33抗拒手指依第二端14方向之更進一步移動。一系列的凹陷31大致圍繞該覆緣之整個外表面，使得使用者手指在放到連接器10之相反側上時不論連接器10使用期間之取向如何都很容易遭遇一凹陷31。

在圖式所示實施例中，末梢22具有一錐狀外壁。末梢22之直徑從底座25往第二端27逐漸變小。末梢22在其第二端27包括一孔。在注射器末梢22之底座25處，一內孔35(見圖8)通入流體通路28在注射器連接器10中間部分32之一區域內。該注射器末梢的尺寸可被製作成與可應用標準及/或法規譬如ANSI標準相符。

注射器末梢22之內壁較佳包含一突架30，該突架徑向向內地往被注射器末梢22包圍之流體通路28之軸線延伸，使得流體通路28在其第二端27處比第二端27附近之區域處還窄。在圖式實施例中，突架30

徑向向內朝著連接器10中心軸線的表面以一與末梢22之外表面之錐度相似的方式錐狀化(見圖8和9)。在此組態中，突架30之內徑依一從朝向第一段之側到突架30朝向第二段之側的方向變窄。如下文所將詳述，注射器末梢22內的突架30在閥構件16之第二段與其緊抵時協助阻擋且/或妨礙流體流過連接器10。

殼體23之中間部分32位於覆緣24與上部殼體34之間。如圖所示，中間部分32具有一小於覆緣24或上部殼體34的較小外徑。中間部分32亦具有二個大致矩形開口36，該等開口分別設置在殼體23之相反側上。當連接器10被組裝，中間部分32大致被彈性構件18之一部分覆蓋(譬如見圖2)。因此，中間部分32大體上在使用中不會與手指發生接觸。故在一些實施例中，一可抓持表面不需要被用於中間部分32。中間部分32因而得具有比殼體23之任一其他區塊小的直徑及更平滑的表面。

上部殼體34大體上由二個間隙38(圖3僅示其一)分割成二個壁區塊45a、45b。上部殼體34包含一系列的凹陷37，該等凹陷之形狀及功能均與覆緣24上的凹陷31相似。上部殼體34亦可包括伸入間隙38內的一或多個突出部43。在組裝後的組態中，突出部43協助將彈性構件18之一部分固持在壁區塊45a、45b中介於間隙38之間(見圖2)。在一些實施例中，突出部43從其朝向連接器第一段之末端上的一較小厚度到其朝向連接器第二段之末端上的一較大厚度錐狀化。突出部43的錐狀有助於彈性構件18之部分以一期望姿態和取向插入固持，同時允許彈性構件18在使用期間彎曲和扭曲。突出部43亦有助於藉由在連接器10被移到打開姿態時接觸朝向閥構件16第二段之突出部44組而防止閥構件16依第一段之方向推進太遠。突出部43的錐狀允許閥構件16之突出部44在組裝期間往第二段推進到殼體23內超過殼體23之突出部43。在壁區塊每一者上朝向連接器第一端的轉角47較佳經修圓以防在使用中

對於手指或彈性構件18造成卡住、刮傷或其他損害或是刺激到手指。

如圖3所示，上部殼體34之外表面包含一下部突架39，且覆緣24之外表面包含一被建構用於協助將彈性構件18圍繞著殼體23之一中央部分保持在已組裝組態(見圖2)的突架41。上部殼體34之突架39較佳是大致水平以排除彈性構件18依連接器第一端之方向的任何滑移。覆緣24之突架41較佳呈錐狀(見圖8)以於連接器10製程中協助彈性構件18在殼體23上正確定位。

殼體23可由多種不同材料之任一者構成。在一些實施例中，殼體23可由一較剛性材料構成，譬如聚碳酸酯或其他聚合材料。本實施例之殼體23及/或閥構件16或是其他實施例的組件亦可由一疏水性材料譬如Bayer Makrolon或任何其他合適材料構成。

今參照圖4A，公注射器10之閥構件16獨立於連接器10其他組件被示出。在一些實施例中，閥構件16包含一從閥構件16第一端48延伸到第二端56、被附加結構包圍的變動直徑流體通路52。在第一端48附近，閥構件16及流體通路52之對應區塊是相對較寬以容納一段標準直徑醫療用管路插入其內。在閥構件16之中間附近，一包圍流體管路52之一部分的管40被附接到在閥構件16第一端附近的部分。該管鄰近於沿該管40至少一部分的二個大致平行支柱42。管40得具有一圓形橫截面或是其他合適橫截面。支柱42較佳為相對較薄且近似平坦。每一支柱42之一第一端大約在閥構件16之中間區塊連接於閥構件16，且每一支柱之一第二端伸往閥構件16之第二端56。閥構件16之第二端56較佳延伸得比支柱之末端更遠。較佳在每一支柱42之內壁與管40之外壁間有一開放空間。

從閥構件16之中間附近至其第一端48，流體通路52包括一較寬區域，沿該區域之外表面有著突出部44。突出部44形成沿閥構件16主體之相反側以長度向延伸的二個渠道46(圖4A僅示其一)。在一些實施

例中，支柱42如圖所示與渠道46周向相隔。

在閥構件16之第一端及管40附近，一周向渠道48可被形成爲圍繞閥構件16主體之周長。凸耳49可沿渠道48朝向連接器第一端之邊緣形成，同時閥構件16之高起中間部分可形成渠道48朝向連接器第二端之邊緣。在一些實施例中，凸耳49不是繞閥構件16第一端之周長平均延伸，而是具有相互以直徑向間隔的二個較大區塊。

建構閥構件16所需要的材料量可藉由在此部分之外層中作出凹口而減少。管40得有一被設置穿透該管的通道50。此通道50較佳從閥構件16第一端處之一孔52延伸到被定位成大致在閥構件16第二端附近之孔50對(圖4A僅示其一孔)。在圖式實施例中，這些孔50的形狀大致呈矩形。管40在連接器第二端附近之區域亦可被形成爲僅有一孔或是有二以上的孔，且亦可將其他形狀用於這些孔之一或多者。舉例來說，孔50可被形成爲一淚滴形狀(譬如一端狹窄且一對向端較寬)，此有助於一射出成形製程。此外，在一些實施例中，閥構件16可被建構爲沒有流體路徑且係當作一使流體繞閥構件16流動的阻流柱塞而非一用來在連接器10之第一和第二端之間輸送流體的構件。

閥構件16之管40於其第二端包括一凸緣區塊58。凸緣區塊58較佳依徑向方向延伸得比管40之相鄰部分更遠。在一些實施例中，凸緣區塊58可由與管40其他部分相同或大致相同的材料構成。凸緣區塊58較佳從閥構件16之第一端往管40之第二端成錐狀。在一些實施例中，錐度被形成爲成一5度角，且具有與殼體23突架30之徑向向內表面大致相同的錐度。亦可採用其他錐度或是無錐度。

閥構件16如同圖3之殼體23可由多種不同材料構成。此等材料之實例包含聚碳酸酯或其他聚合材料。閥構件16得爲與殼體23大約等長或是略短於殼體23。舉例來說，閥構件16的長度得爲大約1英吋。在一些實施例中，閥構件16得爲大致短於殼體23之長度。閥構件16可由

與殼體23相同的剛性材料構成。在某些應用中，舉例來說，可能期望以半剛性或更為可撓的材料用在閥構件16中，更特定言之係用於朝向管40第二端的凸緣區塊58。

閥構件16得透過射出成形方式製造。在一些實施例中，利用至少二個澆口來促進熔融塑膠分佈於整個模具。較佳來說，一澆口可為沿著閥構件16之一側被定位在支柱42朝向連接器第一端之末端與凸耳49之間，且另一澆口較佳被定位為在閥構件16之孔50附近。然這些澆口的位置並非固定的，且在射出成形閥構件16時可將閥構件16上其他位置用作澆口。以相同材料製造本實施例或其他實施例之殼體23及閥構件16二者會減低連接器10因連接器10與其環境間之熱膨脹/收縮或化學交互作用而表現變差的機會。

儘管圖式實施例之閥構件16被如圖4A所示建構，許多其他組態亦屬可能。在一些實施例中，閥構件16得為在其外表面上較平滑，且可原則上包括界定通道50的管40。在其他實施例中，得沿閥構件16之側面設置不同數量的支柱42。

如從圖4B所示實施例可見，在閥構件16第一端附近的凸耳150亦可包括一外部接合表面150(譬如一螺紋)，以供讓一醫療用器具(圖中未示)譬如注射筒與閥構件16第一端可移除地附接。

在圖4C所示實施例中，渠道48更可沿內表面呈錐狀。渠道48之錐度可導致渠道之寬度減小，其在閥構件16之第一端180有一較大的大小且往閥構件第二端184有一較小的尺寸。渠道48之內部錐度得與一公注射器之錐度互補並緊密配合。此一內部錐度可符合ANSI標準及/或法規、譬如醫療用注射筒的標準。在該圖式實施例中，閥構件16之管40不具有如圖4A實施例所示徑向向外延伸到管40之壁以外的凸緣區塊58。此例之管40之壁於第二端之區域中徑向向內呈錐狀。注射器末梢22a之第二端27a得有一較小橫截面第二部分170，該第二部

分減低流體沿著注射器末梢22a第二端27a之內表面逃逸的可能性。在注射器22a之第二端27a附近，一較大橫截面區域160可以許多不同方式往連接器第二端過渡到較小橫截面部分170，譬如像圖4C所示有一陡峭階梯過渡或是具備一逐漸錐狀化的過渡，或是其他過渡。注射器末梢22a第二端27a處之開口的一些樣本橫截面直徑包含約2 mm或更小者，包含約0.5 mm、0.75 mm、1.0 mm、1.25 mm、1.5 mm、及1.75 mm。第二端27a中之開口的直徑亦可為在0.4 mm-1.8 mm、0.5 mm-1.5 mm及0.5 mm-1.0 mm的範圍內。其他直徑，不管是在所列範圍以內或以外亦可被使用。此外，閥構件16之第二端可經適當訂定尺寸以佔據注射器22a第二端27a之開口內的空間。

如圖4B和4C所示，可關閉公注射器連接器10具有一母端180和一公注射器端184。圖1C之可關閉母連接器21(參見上文)及圖10和11之母連接器210(詳見下文)暨具備相似外部結構的其他標準母連接器也都具有母端和公端。在許多實施例中，此等母連接器運用密封件或其他流體障壁以阻擋母端上而非公端上的流體流。在本說明書揭示之可關閉公注射器連接器的實施例其中多者中，沒有被示為在母端上的密封件或其他流體障壁。然本說明書揭示之可關閉公注射器連接器之任一者的母端可被建構為包含一可關閉母端。舉例來說，用來與母連接器21或210或任何其他標準母連接器選擇性阻擋流體的結構可被包容在本說明書揭示之任一可關閉公注射器連接器的母端內，藉以提供一選擇性地密封或阻擋兩端上之流體流的連接器。在此類具備可關閉母端和公端的一些實施例中，最好有一彈性密封元件被定位在母開口處或附近，譬如像美國專利第5,685,866號所示。藉由依此方式定位密封元件，有可能在使用前利用抗菌劑以一擦拭運動清潔母開口藉以避免污物、細菌、抗菌劑、或其他不想要的物質有害積累於密封元件上及/或密封元件與密封元件附近之連接器殼體間的區域內。

今參照圖5更詳細地說明彈性構件18。在圖式實施例中，彈性構件18係由被二個彈性部件64隔開的二個環60、62構成。環60、62及/或彈性部件64可由一被建構用來在被拉伸時施加一回復力的可變形材料製成。因此，若環60、62被以相反方向拉扯，則彈性部件64發揮作用使環60、62回復其未伸展組態。

彈性部件64可由多種彈性材料構成。在一些實施例中，彈性部件64係由一矽膠彈性材料製成。在其他實施例中，彈性部件64可由一形狀記憶材料製成。在更其他實施例中，彈性部件64及/或彈性構件18可包括彈簧或是能夠施加一回復力的其他結構。

環60、62亦可由多種材料構成。在一些實施例中，環60、62係由構成彈性部件64之相同可變形彈性材料構成。因此，環60、62可被拉伸成一圍繞每一相應環60、62所附接之殼體23適當部分延伸的直徑。環60、62的彈性可發揮作用將每一環60、62有效地固持在殼體23上就定位。在其他實施例中，環60、62可由剛性或半剛性材料構成，且舉例來說可包括能被扣入和脫離其位置的半圓。在一些實施例中，彈性構件18可整合到閥構件16或殼體23內。在一些實施例中，可利用其他結構及/或組態以一不同於彈性構件18之方式將閥構件16和殼體23選擇性地推擠在一起。

今參照圖6更詳細地說明密封部分20。在一些實施例中，密封部分20大致呈圓柱形且有一穿透的孔66。在一些實施例中，密封部分20更包含從圓柱形部分之側壁於直徑向對向部分處伸出的大致矩形突出部68對。突出部68可具有不同形狀及/或位置。密封部分20亦可有一大致較小直徑的中間部分67，該中間部分在任一端被較大直徑的二個環69包圍。

密封部分20可由多種不同材料構成。在一些實施例中，密封部分20係由一矽基可變形材料70製成。矽基可變形材料尤其是與塑膠及

其他剛性聚合物形成流體密封封閉者。密封部分20可由與彈性構件18相同的材料製成。

在圖7中示出一實施例之公注射器10的某些組件。如圖所示，殼體23被省略。閥構件16、彈性構件18及密封部分20被示為處於其相應已組裝位置。

以下更詳細地說明公注射器10之各部分間的某些互連。如圖所示，彈性構件18之較小環62塞在閥構件16之周向渠道54內。在一些實施例中，較小環62可被拉伸直到其具有一大於閥構件16第一端處之凸耳49的較大內徑。一旦較小環62已被推進到圍繞圓形渠道54的定位，其可被釋放，使得其如圖所示緊包住圓形渠道54。

彈性構件18之較大環60繞殼體23之中間部分32延伸(亦示於圖2)，且可被以一與上文就小環62所述方式相似的方式拉伸及定位。然後彈性構件18之彈性部件64可在彈性構件18之小環62與較大環60之間延伸且較佳沿著閥構件16之渠道46在該渠道內延伸。一旦定位於這些渠道內，彈性部件64實際上被沿渠道外壁之突出部44困住。如從圖2可見，彈性部件64亦可沿殼體23上部殼體34之間隙38延伸。間隙38在該圖式實施例中大致位在渠道46上方。彈性構件18藉此於殼體23與閥構件16之間提供一彈性聯結，將閥構件16拉到與殼體23接合。

在圖7中被彈性構件18局部隱藏的密封部分20較佳是緊密地套住管40且位於閥構件16的支柱42之間。

圖8是一鄰近一範例母連接器92之本實施例公注射器的剖面圖。在該剖面圖中，可更清楚地看到殼體23、閥構件16及密封部分20間的互連和交互作用。閥構件16被建構為要被安置在殼體23內。如圖所示，閥構件16之管40可被插入並穿透通路28。在此同時，支柱42被建構用來穿過對應槽孔，該等槽孔係依長度向延伸穿過殼體23之中間部分32。在一已組裝組態中，支柱42沿兩側鄰近於末梢22，且管40至少

局部被容納在末梢22內。突出部44被困在形成於殼體23上部殼體34中的間隙38內。

一關閉機構56適於關閉延伸穿過可關閉公注射器10之流體通道與外界的流體連通，且較佳是在公注射器10不與母連接器92的任何時候皆如此。在該圖式實施例中，流體通路52包括通路28以及閥構件16之通道54。該圖式實施例之關閉機構56包括管40之凸緣區塊58以及通路28之高起部分29的內錐度。當此二表面接觸時，其可在公注射器10之第二端20處或附近形成封閉。

管40之高起部分58與通路28之高起部分29的大致匹配內部錐狀表面協助提供母連接器92之封閉。較佳是形成一較為流體密封的封閉。高起部分29和58間之接合亦可由多種其他方式創造。在一些實施例中，凸緣區塊58之材料及通路28高起部分29之材料被建構用來緊密配合在一起，且由夠相容的材料製成以形成一流體密封封閉。在其他實施例中，凸緣區塊58及/或閥構件16之附加部分可由一更為密切依循通路28之內表面輪廓的可變形材料構成，且通路28不一定要有一錐度。在一些實施例中，密封部分20被建構用來防止流體從公注射器連接器10中逃出。當閥構件16接合於殼體23，密封部分20安放在殼體23中間部分32與管40之間。當流體在殼體23通路28內且沿管40外表面流動時，流體被密封部分20，特定言之是在密封部分20任一端處被環69阻止無法流過中間部分32。

密封部分20較佳被突出部68(見圖6)固持在殼體23與閥構件16間之定位，該等突出部被建構為塞入殼體23中間部分32之孔36內。突出部68協助維持密封部分20處於正確準直狀態。

參照圖8所示實施例，以下更詳細地說明一範例母連接器92之結構。母連接器92可包括一有一穿透的流體通路74之細長主體72，且母連接器92可在其遠側端附近有一末梢76。在一些實施例中，母連接器

92之末梢76有一被設置在其外表面上的徑向延伸表面78。母連接器92可有一被定位在母連接器92內的流體導管。該流體導管並非被包容或被要求存在於與本發明之連接器10相容的所有母連接器中。沿著母連接器92之一近側內表面80，流體通路74較佳呈錐狀致使流體通路74之直徑依遠側方向減小。

如圖8所示，殼體23、閥構件16、彈性構件18、密封部分20處於一已組裝組態，其中關閉機構56在凸緣區塊58與通路28之內部之間形成一密閉接合。此外，密封部分20在閥構件16與殼體23之間密閉接合。來自通道50之流體可流過閥構件16之管40之窗口54。在此位置，窗口54與末梢22之內部連通，但不與外界環境連通。通路28在其第二段由關閉機構56封閉且在其第一段由密封部分20封閉。

如圖8所示，閥構件16之支柱42延伸穿過殼體23中之槽孔致使其末端延伸到在覆緣24朝向連接器第二段之末端附近的位置。這些支柱42被建構用來在母連接器92推進至與可關閉公注射器10接合時接合於母連接器92之近側端84。

在圖8中，公和母注射器被示為處於一未接合組態。為接合公注射器10和母連接器92，母連接器92之徑向延伸表面78被旋入公注射器10之內螺紋26中。

如圖9所示，二個注射器可互朝對方螺紋接合直到母連接器92之內表面80的錐狀部分位於末梢22之對應錐狀外表面附近。在其他實施例中，兩注射器可螺紋接合直到末梢22之第二段與母連接器92之一對應表面(圖中未示)形成一封閉為止。

當公注射器連接器10和母連接器92互朝對方移動至螺紋接合狀態，母連接器92之末梢之近側端84接觸閥構件16之支柱42。當公注射器連接器10和母連接器92更進一步螺紋接合，支柱42及閥構件16被母連接器92依公連接器第一段之方向移動，使閥構件16相對於殼體23移

位。因此，凸緣區塊58從殼體23末梢22第二端移往公連接器第一端。當此二錐狀表面分開，一空間形成於閥構件16與殼體23之間，且流體被允許經由孔30流到母連接器92之流體通路74內或是反過來經由流體通路74流到孔30內。當搭配母連接器92之一些實施例使用時，一內部流體導管在母連接器92之殼體接觸到支柱42之前接觸閥構件16之第二端以打開公連接器10。在一些實施例中，封閉狀態保持完好直到母連接器92之末梢之內表面80已與公注射器10之末梢22之外表面形成一密閉接合為止。因此，公注射器10之通道50不需要與外界處於流體連通狀態。

當閥構件16相對於殼體23移動，彈性構件18之彈性部件64(未示於圖9)脹大且施加一回復力。只要母連接器92接合著公注射器10，此回復力可被接觸著殼體23內螺紋26之母連接器92徑向延伸表面78抗拒。但是，當母連接器92被從公注射器10拔出，彈性構件18使閥構件16之閥元件回到與通路28密閉接合。

儘管殼體23與閥構件16間有相對移動，密封部分20較佳維持管40外表面與通路28內表面間之一流體障壁。在一些實施例中，密封部分20的位置係由突出部68維持。在其他實施例中，密封部分20可藉由將可變形材料70之外表面膠黏於殼體23通路28之內表面的方式被定位。亦可採用其他固定密封部分20的方式。

如圖9所示，在打開的組態中，母連接器92之流體通路74可與閥構件16之通道50流體連通。流體可藉此從附接於公注射器10之管路13流到閥構件16之通道50內，經由窗口54流到通路28內，從通路28經由末梢22第二端處的孔30流到母連接器92之流體通路74內，且反之亦然。流體被密封部分20阻止其經由殼體23與閥構件16間之間隙逃離公注射器10。一流體密封封閉物亦可被形成在殼體23末梢22與母連接器92內表面80之對應錐狀部分之間。

翻到圖 10，連接器 10 被顯示為鄰近一可關閉母注射器連接器 210。在圖中所示實施例中，可關閉母注射器連接器 210 包括一外殼 213、一閒置空間 212、一流體通路 218、一具備一或多個孔 215 的流體導管 216、一具備一近側表面 217 的可壓縮密封元件 214、及一螺紋接合區 211。可關閉母連接器 210 被定位為以其近側端鄰近於公連接器 10 第二端 56。可關閉母連接器 210 之螺紋接合區 211 可順應於注射器連接器之標準尺寸，譬如符合 ANSI 標準者。可壓縮密封元件 214 可由能在一力施於其上時縮減大小的不透水彈性材料組成。流體導管 216 可由一剛性材料譬如聚碳酸酯塑料組成，其能夠在一足以壓縮密封元件 214 之力施加於可關閉母連接器 210 上時抗拒變形。流體通路 218 可使流體導管 216 與可關閉母連接器 210 之第二端 219 處於流體連通狀態。流體導管 216 中之至少一孔 215 可被可壓縮密封元件 214 密封，藉以防止流體通路 218 對於可壓縮密封元件 214 與殼體 213 內壁間之閒置空間 212 且/或對於殼體 213 外部建立流體連通。孔 215 可被適當地訂定成夠小的大小以許可流體以一適當流率在流體通路 218 與閒置空間 212 之間通過。孔 215 之一此種大小是大約一公釐的直徑，但亦可使用不規則形狀及其他大小。亦可使用至少約 1 mm 或大約 1 mm-3 mm 或是約小於 1 mm 的孔。連接器 10 可與一裝有一流體之管路 13 接合。

參照圖 11，連接器 10 可與可關閉母連接器 210 螺紋接合。可關閉母連接器 210 之螺紋區 211 可與公連接器 10 之內螺紋 26 接合藉以接合連接器 10、210，如圖所示。在圖中所示接合中，注射器末梢 22 藉由壓縮可壓縮密封元件 214 而推進至可關閉母連接器 210 內。如圖中可見，注射器末梢 22 在可壓縮密封元件 214 之近側表面 217 上碰觸可壓縮密封元件 214。被施加用來接合連接器 10、210 且接合螺紋區 26、211 的力足以將密封元件 214 壓縮到使流體導管 216 中之孔 215 露出。在密封元件 214 被壓縮的狀態下，流體通路 218 與注射器末梢 22 之內部空間流體

連通。

隨著注射器末梢22更進一步推進到可關閉母連接器210內，流體導管216碰觸閥構件16朝向公連接器第二端之末端。閥構件16因注射器末梢22之接觸及持續推進而往公連接器第一端移位。彈性構件18依一朝向公連接器第二端之方向在閥構件16上施加一關閉力。因此，閥構件16朝向公連接器第二端之末梢在接合全程中大致維持與流體導管216接觸。當閥構件依一朝向公連接器第一端之方向移動，閥構件16之凸緣區塊58從孔30穿過的殼體23內表面分開。因此，窗口54被打開而與可關閉母連接器210流體連通。已壓縮的密封元件214禁止流體超過注射器末梢22流入可關閉母連接器210之內部。在此組態中，流體可從位於閥構件16之末端的管路13流往公連接器之第二端並流到管40內，經由窗口54流到通路28內部，從注射器末梢22之孔30流出，進入可關閉母連接器210之外殼213的內部，在流體導管216之孔215中且進入流體導管216內部之流體渠道217。因此，連接器210之第二端被放置成與可關閉母連接器210之近側端219流體連通。此外，密封部分20較佳維持管40外表面與通路28內表面間之一流體障壁，限制流往可關閉母連接器210的流體流。當閥構件朝向連接器第二端之表面被一母連接器構件譬如流體導管216直接接觸，支柱42不是被母連接器接合。

連接器10、210可被依螺紋分離。在接合期間，彈性構件18施加的力可藉由將閥構件16導引為使閥構件16朝向公連接器第二端之末端的凸緣區塊58與注射器末梢22之內表面接合而使連接器10回到其接合前狀態。同樣地，構成可壓縮密封件的彈性材料可回到其在封閉姿態下的形狀，且近側表面217可密封住可關閉母連接器210之近側末梢。

今參照圖12，連接器10可與一注射筒250接合。在圖12中，注射筒250及連接器10被顯示為相互相鄰。注射筒可包括一公注射器連接

器252、一柱塞258、一貯器260、及傳統指托部262。注射器連接器252更可包括一內螺紋覆緣254及一注射筒注射器末梢256。在連接器10之圖式實施例中，一有螺紋表面150被設置在閥構件16第一端之外側表面上。

今參照圖13，連接器10可與注射筒250螺紋接合。覆緣254可與閥構件16朝向連接器第一端之末端接合以使連接器10接到注射筒250。注射筒250之貯器260可被設置成與閥構件16內部之管40流體連通。

翻到圖14，其以一剖面圖示出圖13所示接合。注射筒250藉由覆緣254與閥構件16有螺紋表面150間之接合而與連接器10螺紋接合。注射筒250之注射器末梢252伸入閥構件16之管40內。注射筒之貯器260與閥構件16之內部流體連通，在此圖中於貯器260內有一流體。流體可通過管40且通往連接器10之注射器末梢22。在該圖式實施例中，流體無法從連接器10之公注射器末梢22離開注射器10，因為凸緣區塊58與通路28之內表面接觸。因此，殼體23朝向連接器第二端之末梢中的孔30被閥構件16阻塞。為了使注射筒250和連接器10從圖12所示階段轉換成圖14所示階段，閥構件16可能必須暫時打開以釋出空氣(詳見下文)。

參照圖15，連接器10被示為介於一注射筒250與一帶鞘皮下注射針270之間且與二者相鄰。注射筒250如同圖12所示可包括一公注射器連接器252、一柱塞258、一貯器260、及傳統指托部262。注射器連接器252更可包括一有內螺紋的覆緣254及一注射筒注射器末梢256。帶鞘針270可包括一在接合端上具備凸耳264的殼體266以及一針頭268。

參照圖16，連接器10被示為與注射筒250及帶鞘針270二者螺紋接合。連接器10之閥構件16之有螺紋表面150可與注射筒250之有螺紋覆緣154接合。因此，注射器末梢256可突入閥構件16之管40內。相似

地，凸耳264可與連接器10之覆緣24之內螺紋26接合。連接器10之注射器末梢22可突入針鞘之殼體266內。

在圖17中，以一剖面圖示出圖16所示接合。連接器10被一注射筒250及一帶鞘針270接合。注射筒250與連接器10之閥構件16之有螺紋表面150螺紋接合。帶鞘針270與覆緣24之內螺紋26螺紋接合。

注射筒250之注射器末梢256突入閥構件16之管40內。注射筒250之貯器260透過注射器末梢256與閥構件16之管40流體連通。

連接器10與帶鞘針270接合。帶鞘針270之殼體266在其近側端附近具有凸耳264。凸耳264與連接器10之覆緣24之內螺紋26螺紋接合。當注射器末梢22推進至針頭268之殼體266內時，殼體266之近側端可接觸到閥構件16之支柱42。當帶鞘針270與連接器10完全接合，閥構件16已移位一段距離，此距離使凸緣區塊58從通路28之錐狀內壁充分分開以許可流體流出閥部分16之窗口54外。然後流體可流出注射器末梢22末端之孔30外並流入帶鞘針270之殼體266內。空心針頭268許可流體從殼體266內流出針頭268之遠側末梢外。密封部分20較佳維持管40外表面與通路28內表面間之一流體障壁，將流體限制在該通路內且使流體之流動方向朝向注射器末梢22之孔30。因此在此階段中，注射筒250與針頭268之遠側末梢流體連通。如之前在圖13和14中所示，在一些實施例中，連接器10通常不會在沒有一與連接器10第二端14接合之組件的條件下許可流體流出注射筒250外。圖15-17所示該組件是一帶鞘針270；但其他組件譬如許可流體流動且擁有一母注射器接合部分的組件亦可使用。

圖18A示出一可關閉公注射器之另一實施例的透視圖。可旋轉連接器300包括一殼體310、一內部通路322及一密封元件330。該殼體更包括一注射器末梢312、一位於連接器300第一端之注射器接收器316、一接合部分318、一操縱部分320、及一高起部分340。密封元件

330可沿其表面314有一呈一橫向方向的開口350。內部通路322可從注射器連接器316延伸到注射器末梢312。殼體310可由一不透水材料譬如聚碳酸酯塑料構成。殼體310亦可由一疏水性塑料構成。適用於殼體310之構造的其他材料實例為玻璃填充GE Valox 420或聚丙烯。視應用而定，亦有許多其他材料可用。

圖中所示殼體310被建構為在注射器接收器316處藉由與公注射器之接合部分318螺紋接合而接收一公注射器末梢。接收器316可符合注射器接收器之ANSI標準。圖中所示操縱部分320具有從殼體310之中心軸線徑向延伸的二個凸耳。操縱部分320被建構用來協助使用者抓持及轉動連接器300。

圖中所示殼體310亦被建構為在其第二端提供一可關閉公注射器。第二端處的注射器末梢312可為依公注射器末梢之ANSI標準建構。該注射器末梢在高起部分340處結合殼體310之主體。高起部分340被建構用來禁止注射器末梢312推進到一注射器接收器內太遠。殼體310亦可在高起部分340後方有一凹下部分342。注射器末梢312亦可有一密封元件330，該密封元件有一朝向連接器第二端的表面314。密封元件330可為任何不透水的彈性材料、非侷限性包含聚矽氧。用於密封件構造之材料的選擇可由熟習此技藝者完成。注射器末梢312可依一從高起部分340往接近其第二端之方向漸縮。

密封元件330亦可在與任何其他組件接合之前於表面314中有一朝向連接器第二端的開口350。開口350可為一依橫向於殼體310縱向軸線之一橫向方向的狹縫。開口350可為對正中心橫越表面314，或者是被定位在表面314上另一位置。密封元件330可為覆蓋注射器末梢312之整個第二端或是僅覆蓋其一部。密封元件330可藉由一加鑄成形程序(overmolding process)暨其他附接方法附接於該殼體。在此一加鑄成形程序中，殼體310可為在一第一步驟中由射出成形法形成，然

後在一第二步驟中，殼體310可被再次插入一模具內(或是留在一模具內)且可將一適當大小的鑄型銷(圖中未示)插穿過殼體310之一較寬端、譬如第二端。然後可將聚矽氧材料注入模具內以形成密封元件330。在其他實施例中，密封元件330可為以膠黏或其他方式黏附於殼體310內。

如從圖18A所示實施例可見，密封元件330可在注射器末梢312不與另一組件接合時禁止流體流過殼體310。因此，當一具備一公注射器連接器之裝有流體的組件(圖中未示)被連接到注射器接收器316時，連接器300可被用於控制流體流過其注射器末梢312的流量。舉例來說，當一裝有流體的組件譬如注射筒被接合於連接器300，流體被許可藉由流過內部通路322的方式注滿連接器300之殼體310，但密封元件330可大致抑制流體流出注射器末梢312外。若殼體之內部空間在該流體進入之前充滿了空氣或另一氣體，則連接器300可能需要被打開以在該流體進入之前允許空氣或其他氣體逃出。在一些實施例中，如下文所將詳述，密封元件330之內表面可經調適為提高抗拒開口350之加寬作用的阻力，這可允許流體在該流體(圖中未示)從內部通路322對密封元件330施加一壓力時逃出。因此，連接器300在連接器300被附接到一流體承載組件之公注射器且沒有另一組件連接到連接器300之注射器末梢312之時抑制流體從該流體承載組件流出。

在一些使用模式中，密封元件330表面314上的常態下如圖所示關閉的開口350可在注射器末梢312與一合適母連接器譬如ICU Medical, San Clemente, California販售之Clave®連接器發生接觸時被打開。此組態之一範例接合將在下文說明。該接合可以許多其他方式及用許多其他結構達成，其中包括Clave連接器以外的連接器。

圖18B是一圖18A所示連接器300的剖面圖。連接器300可有一將注射器接收器316連接到注射器末梢312的內部通路322。接合部分318

可被建構用來接收一公注射器連接器之一有內螺紋覆緣(見圖19)。操縱部分320可從內部通路322徑向向外延伸，如圖所示。密封元件330可沿內部通路322之至少局部延伸，且可被設置為橫越連接器300第二端之至少局部。密封元件330可延伸超過注射器末梢312之末端。密封元件330可有一大約等於殼體310在注射器末梢312末端處的截面積。在注射器末梢312和密封元件330大致呈圓形的實施例中，密封元件330之外徑可為等於注射器末梢312之外徑。密封元件330並不限於圓形(也不限於本說明書揭示的任何其他結構)，亦可使用其他形狀。在其他實施例中，密封元件330並未延伸超過殼體310朝向連接器300第二端之末端，但可有一等於注射器末梢312之內尺寸的最大外尺寸。密封元件330可有一關閉部分324。關閉部分324能許可流體流過連接器300之密封元件330，但被偏動為大致關閉密封元件330中之開口350。關閉部分324的結構可經調適為在注射器末梢312不與另一組件接合時阻止流體(圖中未示)離開開口350。

如從圖18C可見，此圖是圖18B的剖面詳細圖，密封元件330可包括連接器300第二端的整面。在其他實施例中，密封元件330可能不致延伸超過殼體300。內部通路322可延伸至連接器300第二端處的密封件。

圖19是一連接器300鄰近於一注射筒360的透視圖。如前所述，注射筒可包括一公注射器連接器362、一流體貯器370、一柱塞374、及指托部372。連接器300之注射器接收器316可為用來與標準注射器連接器接合的適當大小和形狀，該接收器被定位為接收注射筒360之注射器末梢364。注射筒360之覆緣之內螺紋368被適切對準以與接合部分318藉由螺紋連接。依此方式，接收器316可接合注射器連接器362且將連接器300連接到注射筒360。在注射筒360與連接器300接合之前，貯器370內的流體未被任何實體組件限制其離開注射器末梢

364。

今參照圖20，其示出連接器300已與一注射筒360藉由螺紋連接的透視圖。連接器300可藉由許多其他方式譬如黏膠、黏著劑、溶劑、超音波熔接、環氧樹脂、干涉配合、機械聯結、及/或一元式構造而被連接到注射筒360或其他醫療用器具。接收器316(圖中未示)容納注射筒360之注射器末梢364之至少局部。注射器末梢364至少局部地伸入內部通路322內。有螺紋接合部分318與注射筒360之覆緣之內螺紋368接合。然後來自貯器370的流體可取道內部通路322在連接器300之殼體310內自由流動。若殼體之內部空間在該流體進入之前充滿了空氣或另一氣體，則連接器300可被打開以在流體可進入之前允許空氣或其他氣體逃出。在一些案例中，連接器300之殼體310可被一氣體譬如空氣充滿。在流體進入殼體310之前，該連接器可能需要被打開以允許該氣體在該流體可流動之前逃出。密封元件330禁止流體離開連接器300。連接器300之注射器末梢312可被用來將連接器-注射筒300、360組合連接到用於控制流體轉移的其他組件。連接器300亦可被形成為與注射筒360(圖中未示)成一體，致使連接器之殼體310係由注射筒之流體輸送端形成。在此組合連接器-注射筒之使用期間，連接器300之公注射器末梢312實際上可取代注射筒之注射器末梢364以供聯結。

某些藥物譬如化療用藥物是有接觸毒性的，且應當避免暴露於皮膚。此等藥物常被貯存在一有一皮下注射針的注射筒內，譬如圖15和16所示。在某些條件下，未使用一可關閉公注射器連接器的情況，有毒流體有可能流出注射筒外。即便採取措施以避免意外流體流動、譬如將附有針頭之注射筒定向為致使重力協助藥物留在注射筒內，藥物仍可蒸發且以氣態漏出皮下注射針外。一可關閉公注射器在注射筒與皮下注射針之間的使用抑制藥物之液態和氣態的不受控流。因此，

意外暴露於此等有毒藥物的風險被最小化。

今參照圖21，示出另一實施例之可關閉公注射器連接器300，其中一有內螺紋的覆緣380被設置在殼體310上。覆緣380大約在凹下部分342(從圖18A可見)至少局部地或完全地環繞殼體310。在一些實施例中，覆緣380未被附接於連接器300，取而代之為其可以連接器300之縱向軸線為中心自由轉動。高起部分340(從圖18A可見)可限制覆緣380往連接器300注射器末梢312之移動。此外，連接器300之操縱部分320可限制覆緣380往注射器連接器316之移動。覆緣380可被攻有與注射器連接器之ANSI規格相符的螺紋。覆緣380可協助注射器末梢312在注射器300與其他組件(圖中未示)之間形成一聯結。

今參照圖22A，其示出一有一連續錐狀內部通路402之可關閉注射器連接器400的剖面圖。殼體404之錐狀內部通路402許可採用多樣製造射出成形技術。舉例來說，若錐狀部分在一有一注射器接收器406之末端處較寬，則一鑄型銷可以一對應方式呈錐狀以緊密配合於內部通路402之壁，產生一短於圖18B所示密封件的密封部408。

參照圖22B，圖式實施例中之密封部408具有一與圖18B所示關閉部分324相似的關閉部分412。此外，密封部408的內表面可經調適以加大當內部通路402內一流體(圖中未示)對密封部408施加一壓力時抗拒該流體離開開口410的阻力。關閉部分412之內表面可包含斜表面，此流體推抵於該等表面以使開口410更緊密地密閉。

翻到圖23A，其示出圖22A之連接器400之另一實施例的側視圖。一有內螺紋的覆緣420被設置為繞殼體404之外表面。

如從圖23B可見，殼體404可有一限制覆緣420朝向注射器末梢416之軸向移動的高起部分424。殼體404亦可有一從連接器400之縱向軸線徑向向外地延伸的操縱部分418。殼體404亦有一從注射器接收器414延伸到密封元件430的內部通路428。操縱部分418可限制覆緣朝向

連接器400注射器接收器414的移動。該操縱部分亦可為在轉動連接器400時讓使用者便於放置手指的地方。此外，可有連接器400之一凹下部分426。凹下部分426可為連接器400之一部分，其有一小於高起部分424或操縱部分418之外徑的較小外徑。覆緣420可被設置在連接器400上致使覆緣420之一窄部分沿凹下部分426環繞連接器400。覆緣420可解離殼體404且因而能自由旋轉。該覆緣之內螺紋422符合注射器連接器之ANSI標準，允許該覆緣協助注射器末梢416接合於另一組件之母連接器(圖中未示)。

圖23C示出在一合適母連接器450譬如ICU Medical, San Clemente, California販售之Clave®連接器附近的圖23B可關閉公注射器連接器400。母連接器450與圖10所示相似。

圖23D示出公注射器連接器400與母連接器450間之接合。覆緣420之內螺紋可與母連接器450之一有螺紋區451接合。公注射器連接器400之注射器末梢416可藉由壓縮一可壓縮密封件454而推進到母連接器450內。隨著公連接器400推進，母連接器450之一靜止流體導管456可穿透公連接器400之密封元件430之開口448。流體導管456可充分推進至公連接器400內夠遠，使得孔455推進到公連接器400之內部通路428內。一旦母連接器450之孔455被設置在公連接器之內部通路428內，流體可從公連接器400之注射器接收器414流過公連接器400之內部通路428流到母連接器450之流體導管456的孔455。然後流體流過孔455並流入母連接器450之一流體導管458內。因此，流體可在公連接器400和母連接器450二者接合時從公連接器400第一端流到母連接器450遠側端。當連接器400、450被分離，流體導管456從內部通路428拔出且密封元件430關閉，藉此禁止流體流過公連接器400。此外，母連接器450之可壓縮密封件411回到其原始位置，且禁止流體流過流體導管456之孔455。

今參照圖24A，一可關閉公注射器連接器500被以一透視圖展示。連接器500具有一殼體510和一密封件514。該殼體包括一操縱部分512。在此範例圖式中，操縱部分512包含翼狀件516。翼狀件516適於提供一讓使用者抓持並轉動連接器500之殼體510的地方。

今參照圖24B，其以剖面圖示出圖23A之連接器500。翼狀件516被示為從連接器500之縱向軸線往外延伸且朝向該連接器之注射器接收器518。殼體510之內部通路520具有一連續錐度，如同圖22A之連接器400之實施例所述。

翻到圖25A，其示出一可關閉公注射器連接器600的側視圖。連接器600有一殼體610、一密封元件614及一覆緣620。該殼體包括一內部通路640、一注射器末梢612及一操縱部分616。操縱部分可被建構為包括二個翼狀件630，如同就圖24A所述。該覆緣可具有內螺紋622，且此螺紋可被建構為符合注射器連接器之ANSI規格。密封元件614可在未接合時被偏動為密閉。

今參照圖25B，其示出圖25A之連接器600之一剖面圖。覆緣620可在殼體610之凹下部分652環繞殼體610。一高起部分650可抑制覆緣620依連接器600第二端之方向運動，而操縱部分616可抑制覆緣依連接器600第一端之方向運動。覆緣620之內螺紋622可在搭配注射器末梢612使用時被用來與其他組件(圖中未示)接合。連續錐狀內部通路640具有如前文參照圖22A所述有助於射出成形的特性。

參照圖26A，其示出一可關閉公注射器總成725的透視圖，該總成包括一可關閉公注射器700及一可撓連接的母注射器連接器750。可關閉公注射器700可實施本申請案所述觀點和特徵之任意多者。母注射器連接器750適於接收一標準公注射器連接器(圖中未示)。母注射器連接器750被定位在公注射器連接器700附近且與其可撓連接。母注射器連接器750包括一內部通路752、一注射器接收器754及一接合部

分756。內部通路752使注射器接收器754與可關閉公注射器連接器700之一內部通路流體連通。可關閉公注射器連接器700可透過一可撓區段760附接到母注射器連接器750。在一些實施例中，此一區段760可包含彈性材料之一蛇腹狀可撓部分。在其他實施例中，可使用一直可撓材料。在其他實施例中，可用一可撓外部區段及一可撓管二者以使可關閉公注射器700與母注射器750連接。

可撓區段760許可使用者以一不同於可關閉公注射器連接器700的姿態定向總成725之母連接器750。舉例來說，可關閉公注射器700可保持抵住一患者手臂靜止不動，同時母連接器750從該手臂往外斜藉以協助與一注射筒或其他組件(圖中未示)聯結。藉由將可關閉公注射器700可撓地連接到母注射器連接器750，因移動母注射器連接器750而產生的力矩於總成725之兩組件間之一點處被接受且較不可能被傳遞到附接於可關閉公注射器連接器700的另一組件(圖中未示)。此一組件可包含一I.V.部位，此處之聯結歪斜可導致患者受傷。此外，力矩較不會使管40之末梢彎曲及/或離開通路28之內部(譬如見圖28)。

圖26B示出可關閉公注射器總成800之另一實施例，該總成包括一可關閉公注射器連接器825及一可撓連接的母注射器連接器850。連接器825、850及其組件在許多方面與圖26所示實施例相似，且可實施前文所述態樣和特徵之任意多者。可關閉公注射器連接器825及母注射器連接器850被依連接構件860可撓地連接。連接構件860使連接器825、850流體連通。圖中所示連接構件860包括一蛇腹狀塑膠導管。連接構件860被建構為許可可關閉公連接器825及母注射器連接器850被定位在不同角取向。舉例來說，可關閉公注射器連接器825可保持靜止，同時母注射器連接器850可被定位為對於可關閉公注射器連接器825成一角度。在另一實施例中，母注射器連接器850可保持靜止，同時可關閉公注射器連接器可被定位為對於母注射器連接器850成一

角度。在另一實施例中，可關閉公注射器連接器825及母注射器連接器850二者皆可被放置成一角度。

圖27-32例示一具備一公端902和一母端904之可關閉公注射器連接器900的另一實施例。在一些觀點中，連接器900在結構和總成方面與本說明書提及的其他實施例相似。舉例來說，連接器900可包含一外殼906、一覆緣908、一彈性構件910、一內部閥構件912、及一內部密封部分914。參見下文，連接器900可有效地阻止或最小化流體在公端902進行關閉之過程中滴出公端902外的可能。

如圖28和29所示，閥構件912可有一具備一變動截面積的內部流體通路916。舉例來說，如圖所示，通路916大致在殼體906公端902內之一區域918的截面積可為相對較窄；通路916大致在連接器900中間之一區域920的截面積可為較寬且如圖所示有一錐狀壁；通路916較接近母端904之一區域922可具有一大於第二區920的較大內部容積；通路916之一區域924可經由一窄開口926連接到區域922；且一區域928可經由另一窄開口930連接到區域924。

如前所述，區域928及殼體906之母端904可被建構為包含連接器21、210之關閉母端之組件(及/或來自其他關閉母連接器之任何組件)以許可連接器910之母端904被選擇性地對於流體流打開或關閉。

一內部導管932可局部地或完全地包圍內部流體通路916之區域924。導管932可被固定於一底座934，且底座934可在其一側被固定到母端904且在其另一端被固定到一中間部分936。在圖式實施例中，底座934之外周延伸超過殼體906之外周，然其亦可被以許多其他方式建構。中間部分936可被固定到殼體906之其他部分。在閥構件遠離公端902之端上，一內部導管938可包圍流體通路916之區域922。在圖式實施例中，閥構件之內部導管938的截面積及內部容積大於包圍著區域924的內部導管932。一密封元件940可被定位在內部導管932、938間

之一交界區域中以防止或最小化流體在此交界處漏出通路916外，同時許可內部導管932、938之間有相對軸向移動。在一些實施例中，內部導管932、938是剛性的而且不會在正常作業條件下屈曲或彎曲。

如圖30所示，連接器900之母端904可被連接到另一醫療用器具譬如注射筒942之一母部分944。在本實施例及本說明書其他實施例中，多樣其他類型的醫療用器具可被附接到本發明揭示的連接器。在圖30所示組態中，連接器900和注射筒942充滿一流體、譬如化療藥物。流體無法在常態條件下逃離連接器900，因為其在一側被閥構件912與公端902間之交界處擋住且在其另一端被醫療用器具942內的流體壓力擋住。

如圖31所示，當閥構件912在連接器900附接到另一醫療用器具(譬如一針殼946)後被推離公端902時，內部導管938依母端904之方向移動，重疊於內部導管920之至少一部分。然後流體被許可經由連接器900在醫療用器具942、946之間流動。在此第二打開組態或姿態中，區域922小於該區域在第一密閉組態或姿態中(見圖30)的狀態。另一方面，區域918、920和928大致保持相同大小。

在一些實施例中，於醫療用器具946從連接器900分開後，公端902可在閥構件912因彈性構件910之偏動力而在通路916內移往該公端時自動地關閉。在某些情況中，一閥構件在一流體通路內的移動可將該公端內的少量流體推送通過公開口到連接器外，造成一因閥關閉而產生的小滴。但在圖式實施例中，此一小滴被大致防止或最小化。

如圖32所示，隨著醫療用器具946和閥構件912依箭頭950之方向推進，內部導管920、938間的重疊區域可減小而且流體通路916之區域922的容積可加大。區域922的容積最後可回到其在密閉組態下(見圖30)近似原始容積。區域922在公注射器封閉期間的加大容積推動來自通路916內之他處的流體以移入區域922內。

在一些實施例中，區域922中之加大空洞無法被區域922與注射筒或其他醫療用器具942間之流體注滿，因為此流體之移動被醫療用器具942內的結構(譬如注射筒內的桿封，圖中未示)阻止。此外，在一些實施例中，譬如像圖32所示，區域922與母連接器904末端間之開口926、930大致小於區域922、920與公注射器內之流體通路916其他部分間的開口952、954。在此組態中，公端902內之流阻小於母端904內之流阻。

因為區域922內的空洞，閥構件912與公端902內壁間之流體於連接器900主體內被拉回往區域922而非被推出公開口外。在一些實施例中，重疊的內部導管938、920之剛性壁可承受以極小磨損長時間地重複移動和使用。重疊的內部導管938、920之壁通常不會變形或弱化，否則可能影響封閉期間形成於連接器內側的空洞大小。此外，重疊的內部導管938、920之壁通常不在連接器內之相對較大流體壓力下鼓起或彎折，其通常亦不會在大多數條件下許可閥構件912於殼體906之內部空腔內錯位。

在本發明揭示之可關閉公注射器連接器的一些實施例中，可能難以"填注"該連接器(亦即用流體取代該連接器內之空氣)而不致迫使空氣進入該連接器所附接之一或多個醫療用器具內。在此等實施例中，一獨立填注帽蓋可被附接到該連接器之公端。該填注帽蓋可以許多不同方式建構。

圖33提供一可搭配一可關閉公注射器連接器900使用之填注帽蓋956的實例。一經適當構形的填注帽蓋可搭配本發明揭示之公注射器連接器之任一實施例使用。在一些實施例中，填注帽蓋956可包含一打開可關閉公注射器連接器900的結構(譬如一圖中未示用來推抵於閥構件912之剛性內部導管或是一具備用來緊抵覆緣908內側之支柱之一殼體壁960的母端962)，許可流體從可關閉公注射器連接器900之內側

逃出。填注帽蓋956亦可包含一內部流體通路(圖中未示)讓流體可從已打開的公注射器連接器900經該通路通過。該流體通路可通往一出口孔964。填注帽蓋956亦可包含一濾網958使逃逸空氣可通過該濾網但液體不行。在圖式實施例中，濾網958被安置在出口孔964內。因此，空氣可從公注射器連接器900經由填注帽蓋956排出出口孔964外，同時液體大致留在公注射器連接器900和填注帽蓋956內。當填注作業完成時，填注帽蓋956可被移除並丟棄，其自動關閉可關閉公注射器連接器900，且另一醫療用器具可被接到可關閉公注射器連接器900。亦可採用填注帽蓋之許多其他結構和組態。

圖34-35示出一可關閉公注射器連接器900a之另一實施例，該連接器具備一公端902a、一殼體906a、一母端904a、及一彈性構件910a。如圖35所示，閥構件912a在公端902a末梢附近的一末端913a可有一第一表面915a，該第一表面之截面表面積大於一被建構用來緊鄰公端902a末梢之一內部側的第二表面917a。此組態可協助創造一更能抗拒經由公端902a從公注射器連接器900a發生之漏洩的交界。在圖35實施例中，內部導管938a的截面小於內部導管932a。導管932a、938a間之相對移動產生區域922a之一容積變化，如同圖27-32所示實施例。一彈性密封件940a阻止或最小化導管932a、938a間之交界處的流體漏洩。當可關閉公注射器連接器900a處於如圖所示之第一密閉姿態時，區域922a之容積大於可關閉公注射器連接器900a處於第二打開姿態時的狀態。在許多觀點中，可關閉公注射器連接器900a以一與圖27-32之可關閉公注射器連接器900相似的方式運作。

圖36-37示出一可關閉公注射器連接器900b之另一實施例，該連接器具備一公端902b、一殼體906b、一母端904b、及一彈性構件910b。此實施例亦包含一用於手動打開及關閉公注射器連接器900b的致動器925b。閥構件912b包含至少一側向側927b，該側可被手指接觸

且往公端902b或往母端904b推進。當側向側927b被移往公端902b，公注射器連接器900b可被關閉，且當側向側927b被移往母端904b，公注射器連接器900b可被打開，不管公注射器連接器900b是否以其公端902b附接於另一醫療用器具。如圖36所示，致動器925b之外表面可為鋸齒狀或有其他紋理以避免手指打滑，且致動器925b之外表面可被定位為略低於殼體906b之外周以避免連接器900b不小心被打開或關閉，特別是在連接器900b之安裝或其他移動期間。在該圖式實施例中，閥構件912b不包含覆緣908b內之支柱。另一選擇，閥構件912b可包含覆緣908b內之支柱。

致動器925b或是用於手動打開或關閉連接器900b的一些其他結構在一些應用中於可關閉公注射器連接器900b之填注期間特別有利。其允許連接器900b被打開，同時在連接器900b被附接到另一器具之前使連接器900b內的空氣排到環境中(否則會使排除的空氣被迫進入這些其他器具內)。當有手動構件以供打開和關閉連接器900b時，可能不需要一填注帽蓋。

圖38-39A示出一可關閉公注射器連接器900c之另一實施例，該連接器具備一公端902c、一殼體906c、一母端904c、及一彈性構件910c。此實施例亦包含一用於阻擋或停止流體流的內部結構。一彈性蓋933c大致被定位在區域922c內。蓋933c可包含一向前表面935c(其在圖式實施例中為大致平坦)、一狹縫931c、及一側壁937c。側壁937c可經起皺以促進蓋933c之軸向壓縮。側壁937c可如圖所示被連接到一密封元件940c，或者側壁937c可被附接到導管932c之一前端971c。導管932c可與一次級導管939c流體連通。

如圖39A所示，當閥構件912c被移往母端904c，閥構件912c上之一內部肩狀部941c與蓋933c之向前表面935c發生接觸，導致蓋933c壓縮或是依母端904c之方向移動。另一方面，次級導管939c保持大致靜

止且緊抵於蓋933c之向前表面935c之另一側。由肩狀部941c和導管939c施加於蓋933c的相反力導致該蓋彎曲且狹縫931c打開以許可流體流過連接器900c。蓋933c(或另一種內部流體阻擋結構)之選擇性開啓可以許多其他方式及以許多其他組態達成。

圖40示出一可關閉公注射器連接器900d之另一實施例，該連接器具備一公端902d、一殼體906d、一母端904d、及一彈性構件910d。如同圖38-39之實施例，此實施例亦包含一用於阻擋或停止連接器900d之母端904d與內部空腔間之流體流的內部結構。在閥構件912d之一端上，一流體室963d被設置為與閥構件912d之通路916d流體連通。在圖式實施例之密閉姿態中，流體室963d有一位於區域922d內的孔965d及一位於母端904d之區域922d與區域928d間之通道930d內的孔967d。在許多情況中，流體流因為導管963d與通道930d間之緊密周圍配合而被阻止或減少從母端904d進入連接器900d內部。但是，當閥構件912d被推往母端904d且流體室963d之末梢969d依母端904d之方向移出通道930d外時，孔967d變成暴露於母端904d之區域928d。這促成母端904d與連接器900d內部間之流體連通。當閥構件912d回到其原始密閉姿態，流體室963d回到其在區域922d內的位置且末梢969d被定位在通道930d內，再次阻止母端904d與連接器900d內部間之流體流。許多其他結構和組態可被用來實現母端904d與連接器900d內部間之選擇性流體連通。

圖41示出一可關閉公注射器連接器900e之另一實施例，該連接器具備一公端902e、一殼體906e、一母端904e、及一彈性構件910e。如同圖38-40之實施例，此實施例亦包含一用於阻擋或停止連接器900e之母端904e與內部空腔間之流體流的內部結構。在閥構件912e之一端上，一支架963e被定位為與閥構件912e之通路916e流體連通。支架963e可包含一接合於閥構件912e一外表面961e之第一端以及一第二端

969e。另一選擇，支架963e可為與閥構件912e一體成形。支架963e之壁大致剛性且大致不變形或弱化。此外，支架963e之壁通常不在連接器內之相對較大流體壓力下鼓起或彎折，其通常亦不會在大多數條件下許可第二端969e於連接器900e之內部空腔內錯位。支架963e之許多組態亦屬可行。舉例來說，支架963e在表面961e附近的壁可包含孔或狹縫以便流體流過。

在圖式實施例之密閉姿態中，支架963e之第二端969e被定位在母端904e之區域922e與區域928e間之通道930e內。在許多情況中，流體流因為支架963e第二端969e與通道930e間之緊密周圍配合而被阻止或減少從母端904e進入連接器900e內部。但是，當閥構件912e被推往母端904e，支架963e第二端969e之至少一部分依母端904e之方向移出通道930e外，促成母端904e與連接器900e內部間之流體連通。當閥構件912e回到其原始密閉姿態，支架963e大約回到其在區域922e內的原始位置且第二端969e被定位在通道930e內，再次阻止母端904e與連接器900e內部間之流體流。第二端969e可包含依連接器900e公端902e之方向延伸的一或多個凸緣(圖中未示)。這些凸緣會在連接器900e處於打開姿態時至少局部地留在通道930e內，藉以維持支架963e之軸向準直。許多其他結構和組態可被用來實現連接器900e之母端904e與內部間的選擇性流體連通。

如上所述，包括在化學療法中使用之藥物的一些藥物可能在以某些方式暴露於患者時是有害的。舉例來說，暴露於皮膚有時會造成化學性灼傷。某些藥物之氣溶膠化形式吸入會有害。因此，亟需對於藥物污染進行控制。

就目前來說，一些有潛在危險性的藥物係以密封藥瓶配送。藥物經由一針頭插入藥瓶內且將藥物抽入一注射筒內的方式從藥瓶移出。然後針頭從藥瓶拔出且此時可施配藥物。但因為將針頭插入藥物

中以抽入注射筒內，藥物會沈積在針頭外側，這可能不小心與皮膚發生接觸並造成傷害。另一選擇，亦可採用以一抽取機構刺穿藥瓶的注射裝置。在此一注射裝置中，藥物被抽取通過該機構並直接送到一用於注射的針頭而沒有從藥瓶拔出該機構的額外步驟。即便是使用此種注射裝置，仍有可能有潛藏藥物留在被用來注射藥物的針頭上或者是在與藥瓶分開後留在該機構上。

此外，有些藥物可藉由將一針頭附接到一內有藥物之注射筒的方式配送。內有藥物之已接合注射筒與針頭經滅菌並放到一可真空密封的容器內。然後排空該容器並予密封。此種排列可導致藥物在該容器被排空時經由該注射筒被抽出。儘管是在密封容器內，藥物仍可能氣溶膠化或是塗佈於組件外表面上。

此外，當治療場所之環境大氣壓力異於(特別是小於)在一容器內之藥物的內部壓力時，有可能會在藥物與環境大氣發生流體連通時發生失控的藥物噴灑。舉例來說，藥物可能在一具備大於環境大氣壓力之一內部壓力的藥瓶被一用於將藥物抽入一注射筒內的針頭刺穿時逃出。另一選擇，藥物可能在針頭從藥瓶拔出且藥瓶密封完全密閉之前逃出。

藉由一可關閉公注射器，除非是在想要給藥之時，否則藥物被禁止流出一有針頭的注射筒外。舉例來說，在一些實施例中，一連接著一可關閉公注射器的注射筒不會在被打包以供運送時漏出藥物，即便其包裝被真空密封亦如此。一旦包裝被打開，公注射器連接器可與例如一IV管之一母注射器連接器接合，且藥物只在此聯結被接合時方被施配。在藥物從注射筒經由已接合連接器流入IV管內後，公注射器連接器可從母注射器連接器分離。如前所述，公注射器連接器可在分離時關閉，防止過量流體流過該連接器。當一可關閉母注射器連接器譬如ICU Medical, Inc., San Clemente, California販售之Clave®連接器

被使用時，流體亦被禁止從該母連接器流出。

此外，一具備一可關閉公注射器之注射筒可如前所述與一針頭接合。流過針頭的流量因而可藉由適當地選用可關閉公注射器連接器予以控制。

藥物亦被可放在一具備一體成形及/或永久性附接的可關閉公注射器之注射筒內。

因此，前述危險性藥物之直接暴露基本上可被侷限在藥物生產及裝填的嚴格受控環境。此等藥物可在配送以供使用之前被放到一有一可關閉公注射器連接器的注射筒內，使藥物在用藥期間不小心暴露的風險最小化。

在圖式及/或文字中呈現之實施例未曾被詳細表達的任何特徵譬如距離、組份比例等希望亦構成本發明的一部分。此外，儘管已就多個實施例、特徵、態樣、及實例揭示本發明，熟習此技藝者會理解到本發明延伸至說明書所述實施例以外達到其他替代實施例及/或本發明和顯著修改及其等效物的使用。因此應理解到本說明書揭示之實施例的各個特徵和態樣可相互組合或取代以便實行本發明之變化模式。再者，本說明書揭示之任何組件或組件組合可被用在醫療用連接器之其他結構或組態中。因此，希望本說明書揭示之本發明的範圍不侷限於本說明書提出之特定實施例，其應當僅由請求項之適當解讀來判斷。

【符號說明】

9	重力進給型IV袋
10	可關閉公注射器連接器
11	立架
12	連接器第一端
13	管路

14	連接器第二端
15	患者手臂
16	閥構件
17	導管
18	彈性構件
19	醫療用管路
20	密封環
21	醫療用母連接器
22	注射器末梢
22a	注射器末梢
23	殼體
24	覆緣
25	底座
26	內螺紋
27	末梢第二端
27a	末梢第二端
28	通路
29	邊緣
30	突架；孔
31	凹陷
32	中間部分
33	側壁
34	上部殼體
35	內孔
36	矩形開口
37	凹陷

38	間隙
39	突架
40	管
41	突架
42	支柱
43	突出部
44	突出部
45a	壁區塊
45b	壁區塊
46	渠道
47	轉角
48	第一端；周向渠道
49	凸耳
50	通道
52	流體通路
54	周向渠道；窗口
56	第二端；關閉機構
58	凸緣區塊
60	環
62	環
64	彈性部件
66	孔
67	中間部分
68	突出部
69	環
70	矽基可變形材料

72	細長主體
74	流體通路
76	母連接器末梢
78	徑向延伸表面
80	近側內表面
84	近側端
92	母連接器
150	外部接合表面
160	較大橫截面區域
170	較小橫截面部分
180	閥構件第一端；母端
184	閥構件第二端；公注射器端
210	可關閉母連接器
211	螺紋接合區
212	閒置空間
213	外殼
214	可壓縮密封元件
215	孔
216	流體導管
217	近側表面
218	流體通路
219	近側端
250	注射筒
252	公注射器連接器
254	內螺紋覆緣
256	注射器末梢

258	柱塞
260	貯器
262	指托部
264	凸耳
266	殼體
268	針頭
270	帶鞘皮下注射針
300	可旋轉連接器
310	殼體
312	注射器末梢
314	表面
316	注射器接收器
318	接合部分
320	操縱部分
322	內部通路
324	關閉部分
330	密封元件
340	高起部分
342	凹下部分
350	開口
360	注射筒
362	公注射器連接器
364	注射器末梢
368	內螺紋
370	貯器
372	指托部

374	柱塞
380	覆緣
400	可關閉公注射器連接器
402	錐狀內部通路
404	殼體
406	注射器接收器
408	密封部
410	開口
412	關閉部分
414	注射器接收器
416	注射器末梢
418	操縱部分
420	覆緣
422	內螺紋
424	高起部分
426	凹下部分
428	內部通路
430	密封元件
448	開口
450	母連接器
451	有螺紋區
454	可壓縮密封件
455	孔
456	流體導管
458	流體導管
500	連接器

510	殼體
512	操縱部分
514	密封件
516	翼狀件
518	注射器接收器
520	內部通路
600	可關閉公注射器連接器
610	殼體
612	注射器末梢
614	密封元件
616	操縱部分
620	覆緣
622	內螺紋
630	翼狀件
640	內部通路
650	高起部分
652	凹下部分
700	可關閉公注射器
725	可關閉公注射器總成
750	母注射器連接器
752	內部通路
754	注射器接收器
756	接合部分
760	可撓區段
800	可關閉公注射器總成
825	可關閉公注射器連接器

850	母注射器連接器
860	連接構件
900	可關閉公注射器連接器
900a	可關閉公注射器連接器
900b	可關閉公注射器連接器
900c	可關閉公注射器連接器
900d	可關閉公注射器連接器
900e	可關閉公注射器連接器
902	公端
902a	公端
902b	公端
902c	公端
902d	公端
902e	公端
904	母端
904a	母端
904b	母端
904c	母端
904d	母端
904e	母端
906	殼體
906a	殼體
906b	殼體
906c	殼體
906d	殼體
906e	殼體

908	覆緣
908b	覆緣
910	彈性構件
910a	彈性構件
910b	彈性構件
910c	彈性構件
910d	彈性構件
910e	彈性構件
912	閥構件
912a	閥構件
912b	閥構件
912c	閥構件
912d	閥構件
912e	閥構件
913a	閥構件之一端
914	內部密封部分
915a	第一表面
916	內部流體通路
916d	通路
916e	通路
917a	第二表面
918	通路916在公端902內的區域
920	通路916在連接器900中間的區域
922	通路916較接近母端904的區域
922a	區域
922c	區域

922d	區域
922e	區域
924	通路916之區域
925b	致動器
926	窄開口
927b	側向側
928	連接區域
928d	區域
928e	區域
930	窄開口
930d	通道
930e	通道
931c	狹縫
932	內部導管
932a	內部導管
932c	導管
933c	彈性蓋
934	底座
935c	向前表面
936	中間部分
937c	側壁
938	內部導管
938a	內部導管
939c	次級導管
940	密封元件
940a	彈性密封件

940c	密封元件
941c	內部肩狀部
942	注射筒
944	公部分
946	針殼
952	開口
954	開口
956	填注帽蓋
958	濾網
960	殼體壁
961e	外表面
962	母端
963d	流體室
963e	支架
964	出口孔
965d	孔
967d	孔
969d	流體室末梢
969e	第二端
971c	前端

申請專利範圍

103年6月19日修(變)正替換頁

1. 一種注射器連接器，其包括：

一殼體，其具有一中空內孔、一第一端、一第二端，及一公注射器末梢；

一剛性閥構件，其被建構用來至少局部地延伸通過該殼體，該閥構件包括一開放之第一端、一密閉之第二端、一內部通路、及至少一開口，該開口在該閥構件之一側，延伸穿過該閥構件且伸入該通路內；

一剛性導管，其與該殼體之第二端及該閥構件之第一端流體連通，該剛性導管及該閥構件第一端可相對移動使得該閥構件之至少一部分與該剛性導管重疊，藉此，在該閥構件從第一位置(在該位置，流體流經該公注射器末梢會被阻隔)移動到第二位置(在該位置，流體可流經該公注射器末梢)時，在該殼體之一內部區域中之流體容積產生變化，該內部區域之流體容積在該第一位置大於在該第二位置；

一彈性構件，其連接至該閥構件及該殼體，且被建構以對該閥構件施壓而使其朝向第一位置；及

一密封元件，其被設置在該殼體內且被建構用來阻止經由該殼體之中空內孔在該殼體公注射器末梢之內部與該閥構件外部間之流體連通，該密封元件具有一主體部分、大致上與該主體部分同軸排列之至少一環部分、及由該主體外壁延伸出之至少一突出部。

2. 如請求項1之注射器連接器，其更包括附接於該閥構件之至少一支柱，該支柱之至少一部分大致平行於該閥構件中心軸線延伸。

3. 如請求項1之注射器連接器，其更包括一適於在該閥構件第一端與該剛性導管間創造一緊密配合作用的第二密封元件。
4. 如請求項1之注射器連接器，其中該閥構件第一端之至少一部分包括一大於該剛性導管之截面積的截面積。
5. 如請求項1之注射器連接器，其中該閥構件第一開放端之至少一部分在該閥構件處於該第二位置時重疊於該剛性導管之至少一部分。
6. 如請求項1之注射器連接器，其中該閥構件第一端之至少一部分與該剛性導管外側之至少一部分重疊。
7. 如請求項1之注射器連接器，其更包括一用於手動地使該閥構件從該第一位置移位的致動器。
8. 如請求項1之注射器連接器，其更包括一被定位在該殼體內且適於限制該殼體第二端與該殼體第一端間之流體連通的第二密封元件。
9. 如請求項8之注射器連接器，其中該第二密封元件更包括一狹縫。
10. 如請求項8之注射器連接器，其中該第二密封元件適於在該閥構件處於該第二位置時與該剛性導管之一部分合作以許可流體在該殼體第二端與該殼體第一端間流動。
11. 如請求項1之注射器連接器，其中該密封元件被建構而使得該環部分被置於該主體部分之一端部。
12. 如請求項1之注射器連接器，其中該主體部分實質上形成一圓柱形。
13. 如請求項1之注射器連接器，其中至少一突出部具有一大致上為矩形之截面形狀。
14. 如請求項1之注射器連接器，其中該密封元件具有至少二個由該

主體部分外壁延伸出之突出部。

15. 如請求項1之注射器連接器，其中該密封元件由一矽基材料構成。
16. 如請求項1之注射器連接器，進一步包括選擇式地阻擋流體在該殼體第二端與該閥構件內部通路之間之流動的裝置。
17. 如請求項16之注射器連接器，其中該用於選擇性地阻止該流體之裝置包括一附接於該閥室之具有至少二孔之室。
18. 如請求項16之注射器連接器，其中該用於選擇性地阻止該流體之裝置包括至少部分地置於介於該母端內部空間與該閥構件通路入口之間之一狹窄通路之一支架。
19. 一種注射器連接器，其包括：
 - 附有一中空內孔之一殼體，其具備一第一端、第二端及公注射器末梢；
 - 一閥構件，其被建構用來至少局部地通過該殼體延伸且在流體流經該公注射器末梢被阻擋之第一位置與流體流經該公注射器末梢可通過之第二位置之間移動，該閥構件包括一開放之第一端、一密閉之第二端、及一內部通路；及
 - 一彈性構件，具有至少二個互相連接之環，建構以連接該構件及該殼體，並在施加一力於該閥構件時偏壓該閥構件朝向第殼體之第二端，同時允許該閥構件朝該殼體第一端位移，其中該環藉由至少一彈性部件連接。
20. 如請求項19之注射器連接器，進一步包括連接至該閥構件之至少一支柱，實質地平行於該閥構件中心軸延伸之至少該支柱之一部分。
21. 如請求項19之注射器連接器，進一步包括用於手動地將該閥構件由該第一位置移位之致動器。

22. 如請求項19之注射器連接器，進一步包括一密封元件，其位於該殼體內且適於阻止在該殼體母端與該殼體公端之流體連通。
23. 如請求項22之注射器連接器，其中該密封元件進一步包括一狹縫。
24. 如請求項22之注射器連接器，進一步包括一剛性導管，其具有與該殼體第二端流體連通之一第一開口及與該閥構件第一端流體連通之第二開口，其中，該閥構件第一端與該剛性導管重疊，且該密封元件適於與該剛性導管之一部分配合以允許流體在該殼體第二端與該閥構件與該性導管之重疊部分之間流動。
25. 如請求項19之注射器連接器，進一步包括選擇性地阻擋在該殼體第二端與該閥構件內部通路之間的流體流動的裝置。
26. 如請求項25之注射器連接器，其中該選擇性地阻擋流體流動之裝置包括附有至少二孔之一室，其附接在該閥構件。
27. 如請求項25之注射器連接器，其中該選擇性地阻擋流體流動之裝置包括一支架，其至少部分地配置在位於該殼體第二端與該閥構件之通路入口之間的一狹窄通路內。
28. 如請求項19之注射器連接器，其中該二環大致上呈同軸排列。
29. 如請求項19之注射器連接器，其中該二環被二個彈性元件分開。
30. 如請求項19之注射器連接器，其中該環之至少之一係支撐在該殼體外側上。
31. 如請求項19之注射器連接器，其中該環之至少之一係支撐在該殼體內側上。
32. 如請求項19之注射器連接器，其中該環之至少之一係由該閥構件所支撐。
33. 如請求項19之注射器連接器，其中該環之至少之一係建構以環

103年6月19日修(要)正替換頁

繞該閥構件內之通路。

34. 如請求項19之注射器連接器，其中該力係施加在該閥構件之第二端。
35. 如請求項19之注射器連接器，其中該力係施加在一或多個被該閥構件所支撐之支柱。

圖式

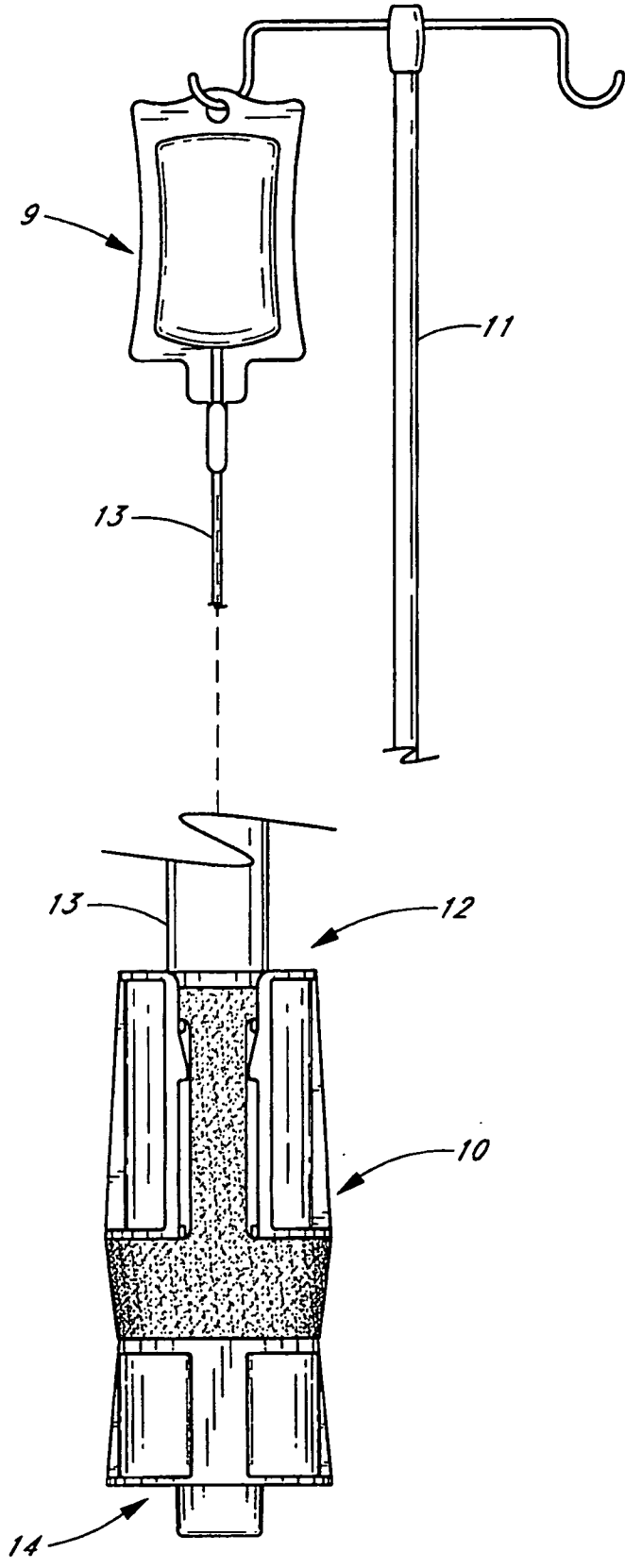


圖 1A

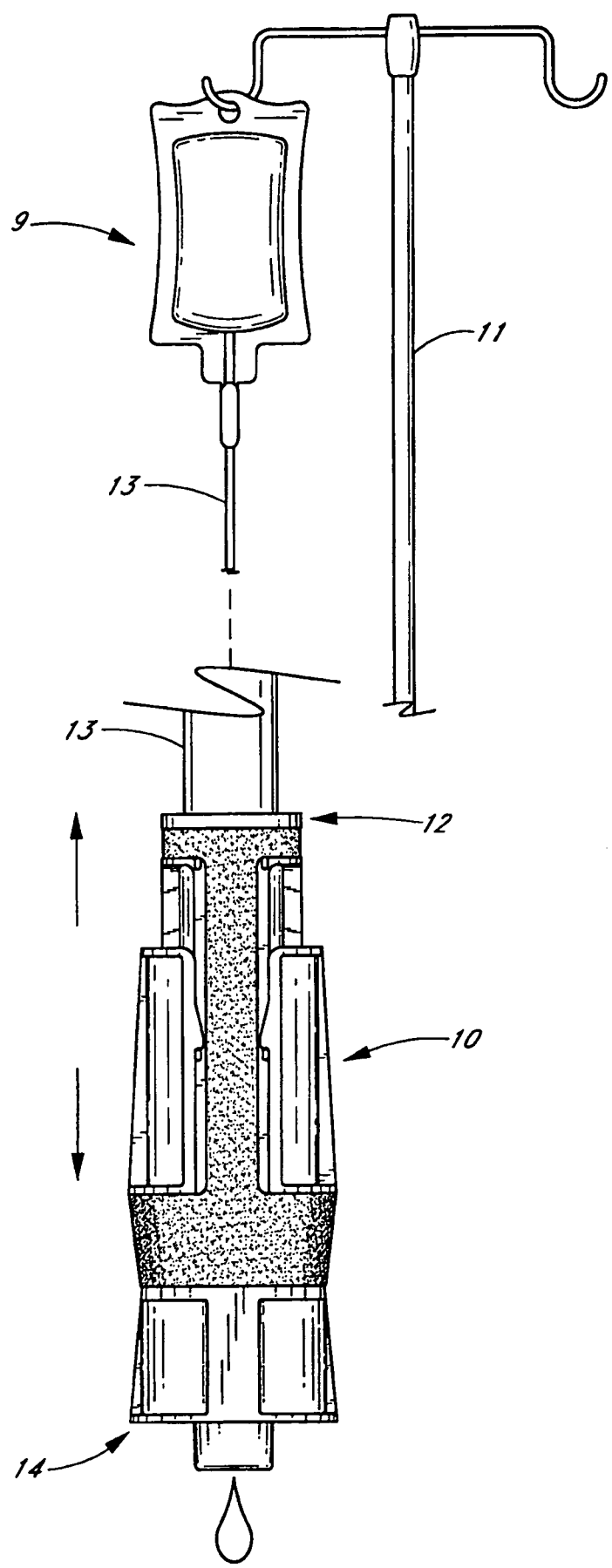


圖 1B

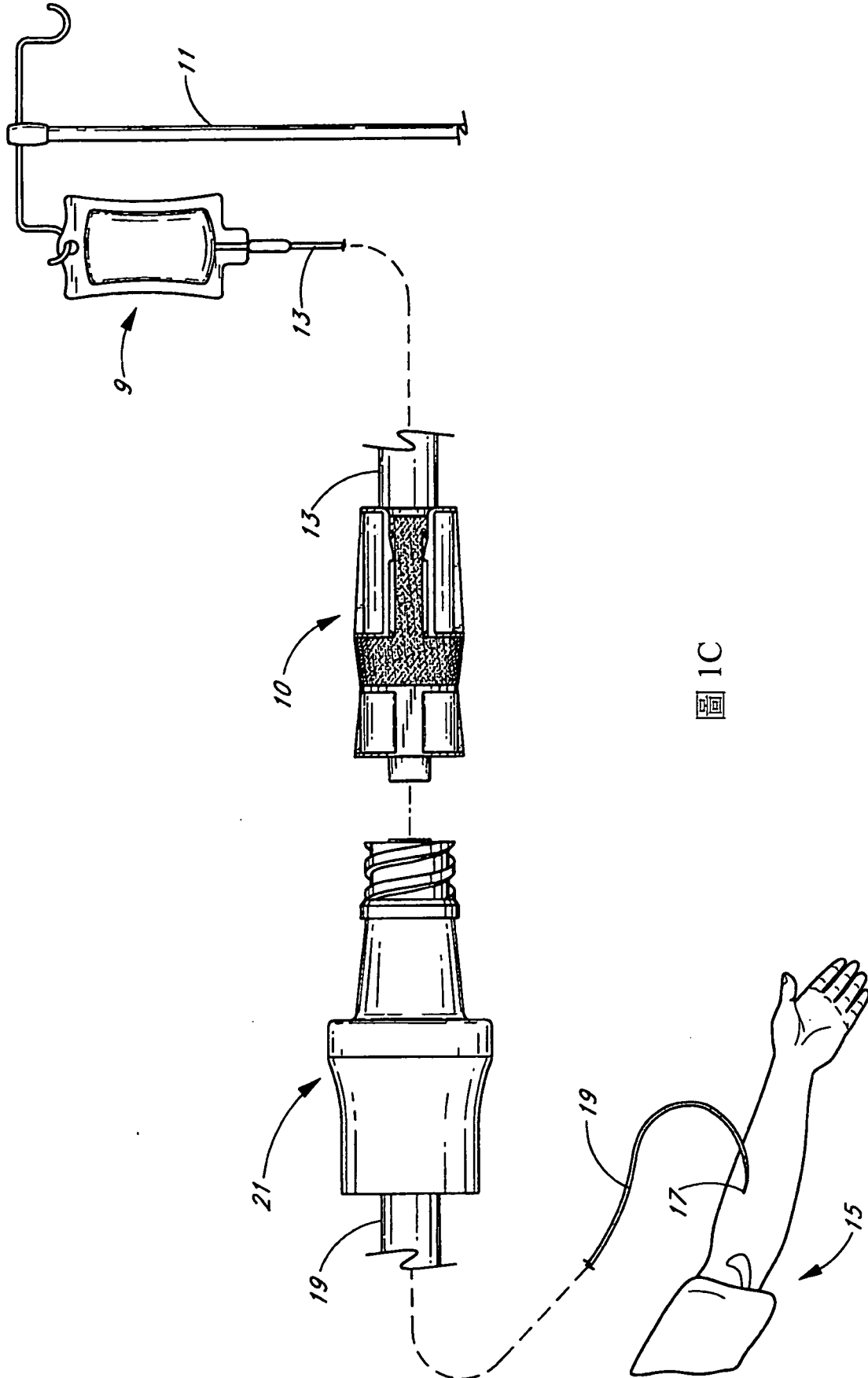


圖 1C

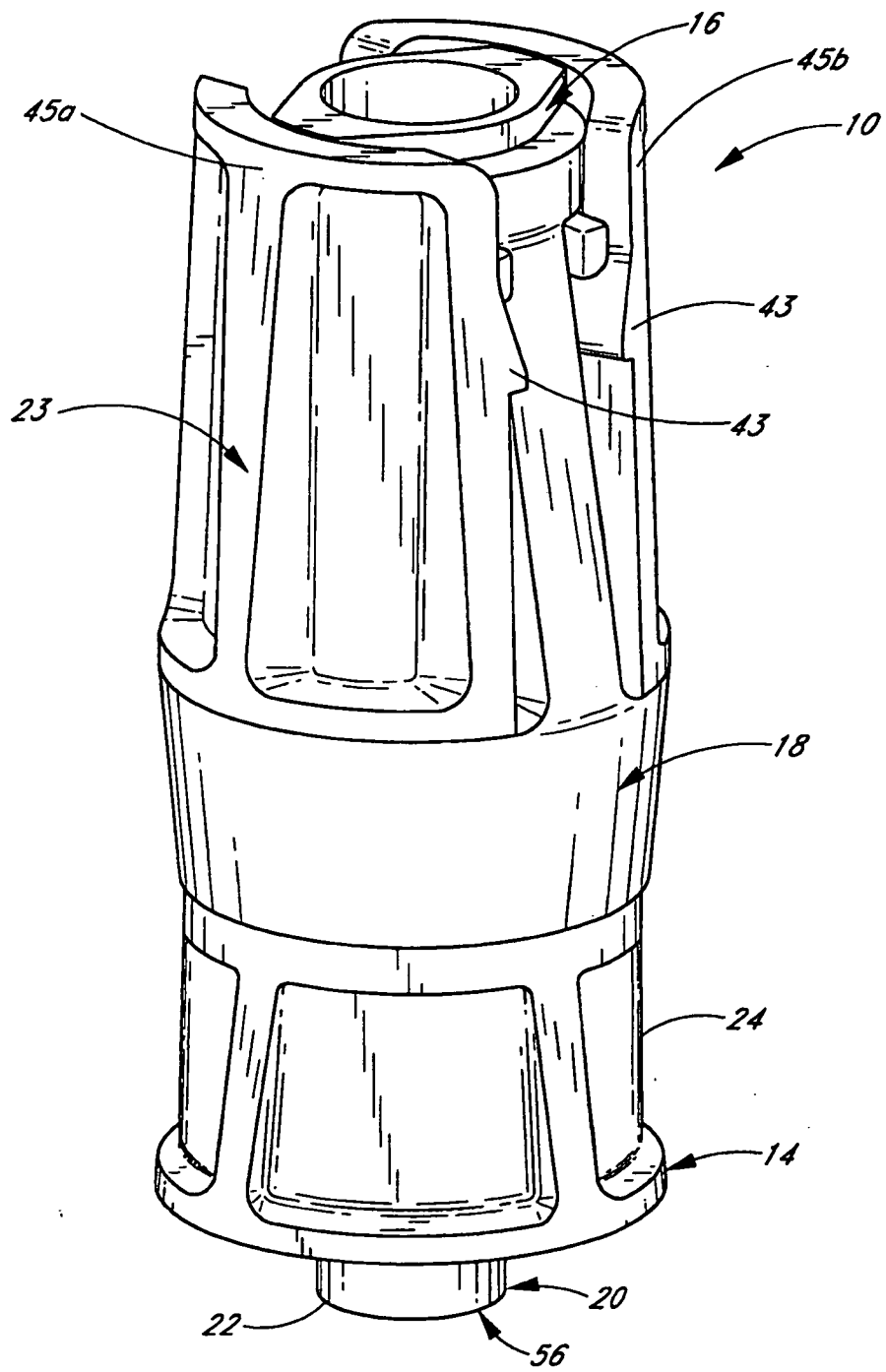
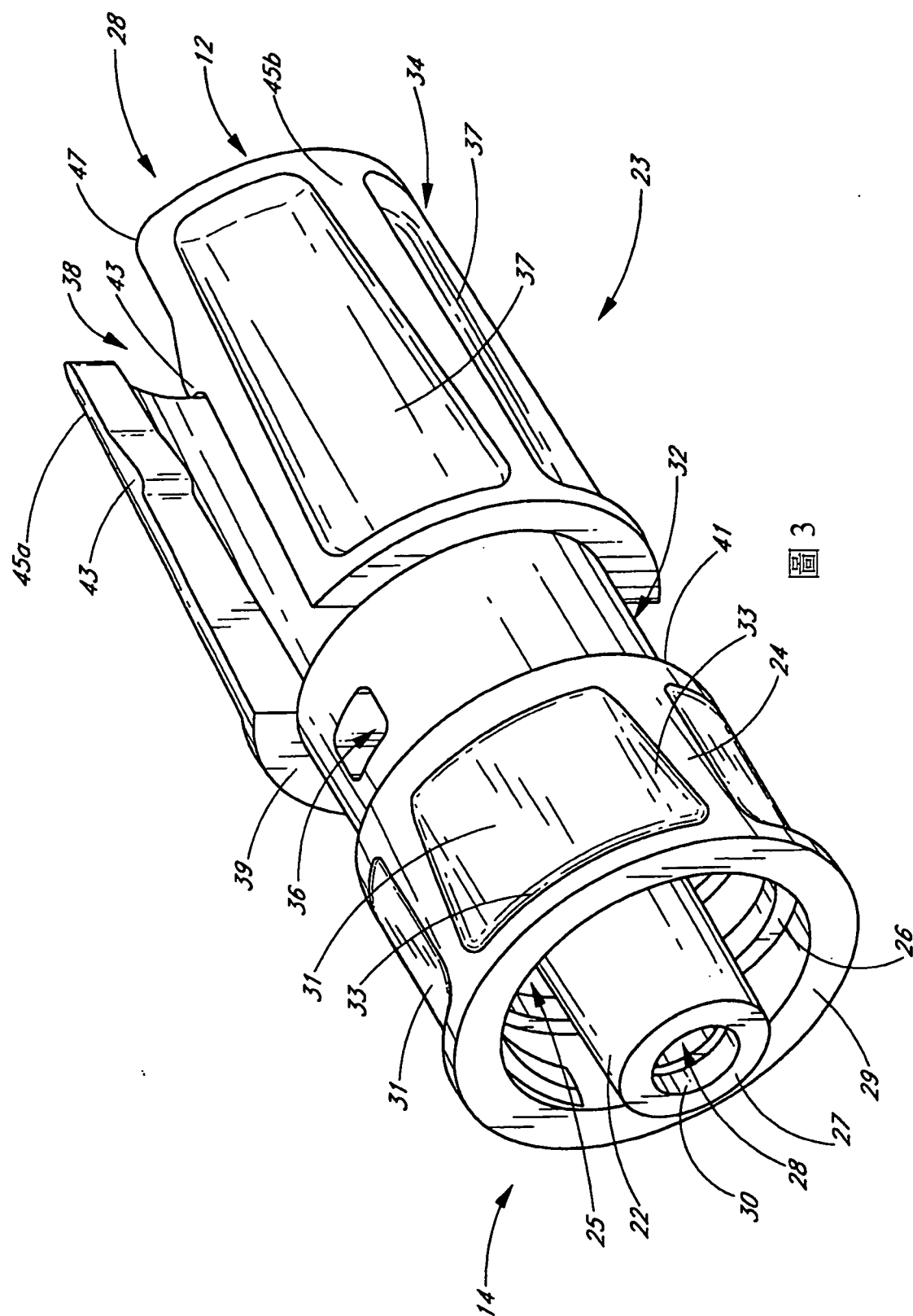


圖 2



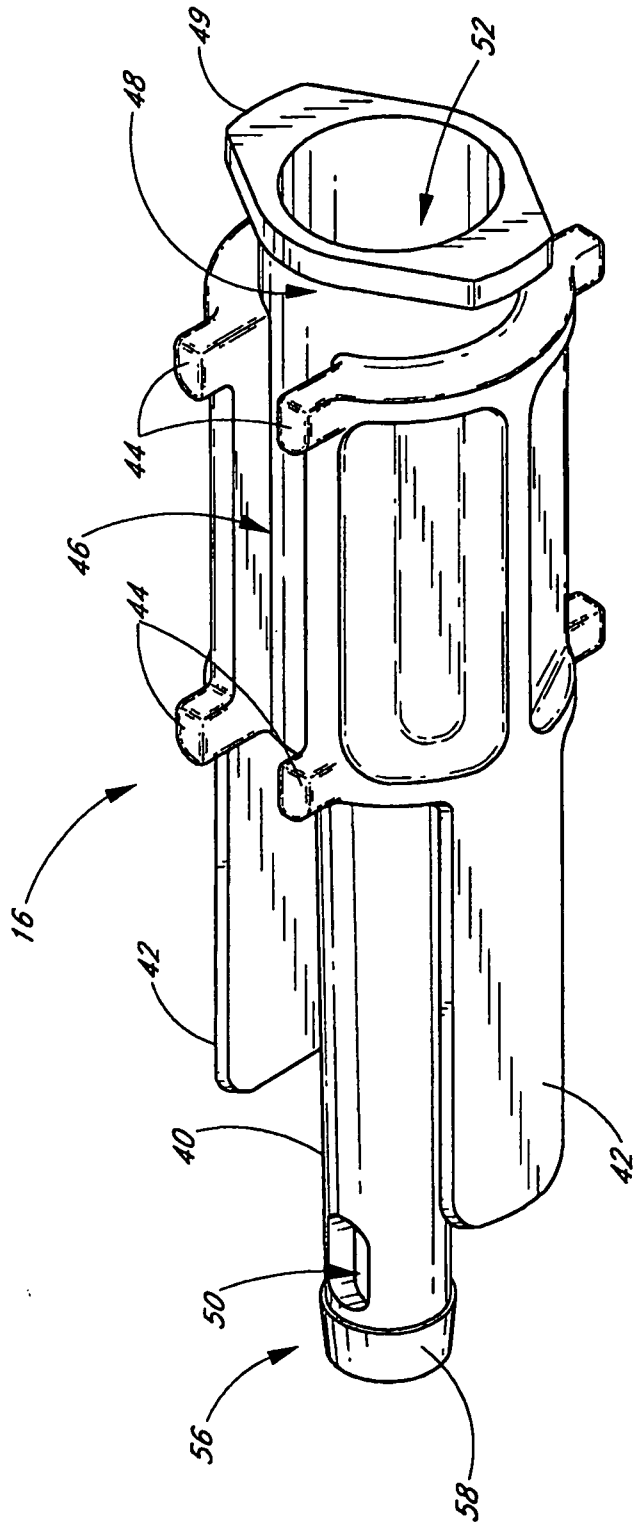
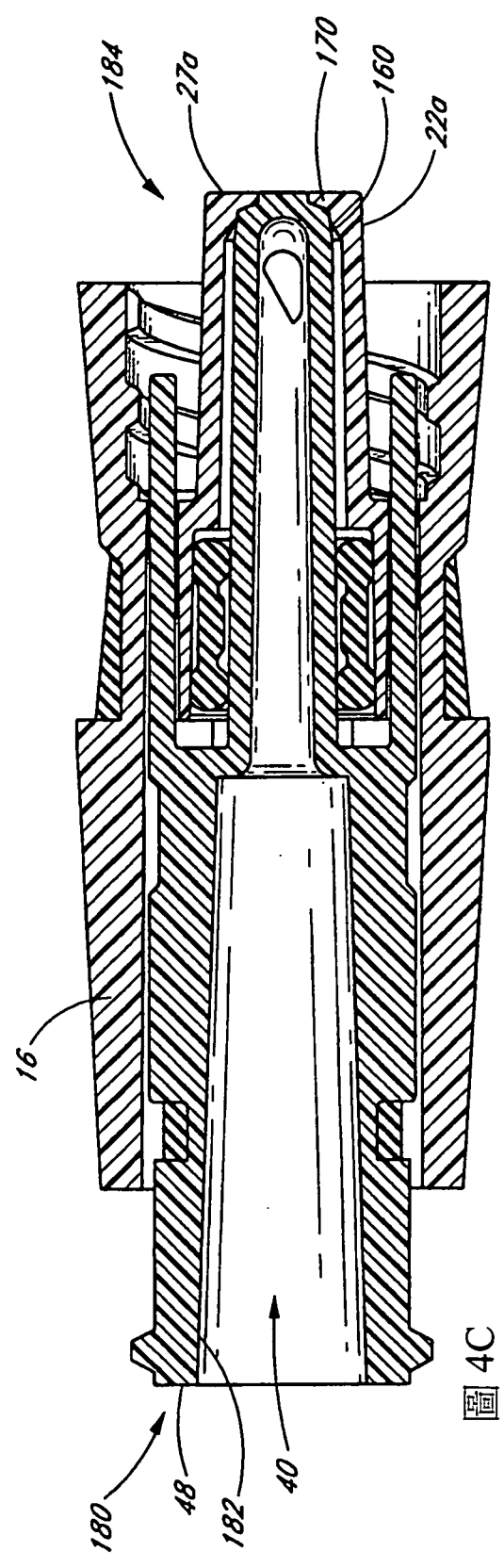
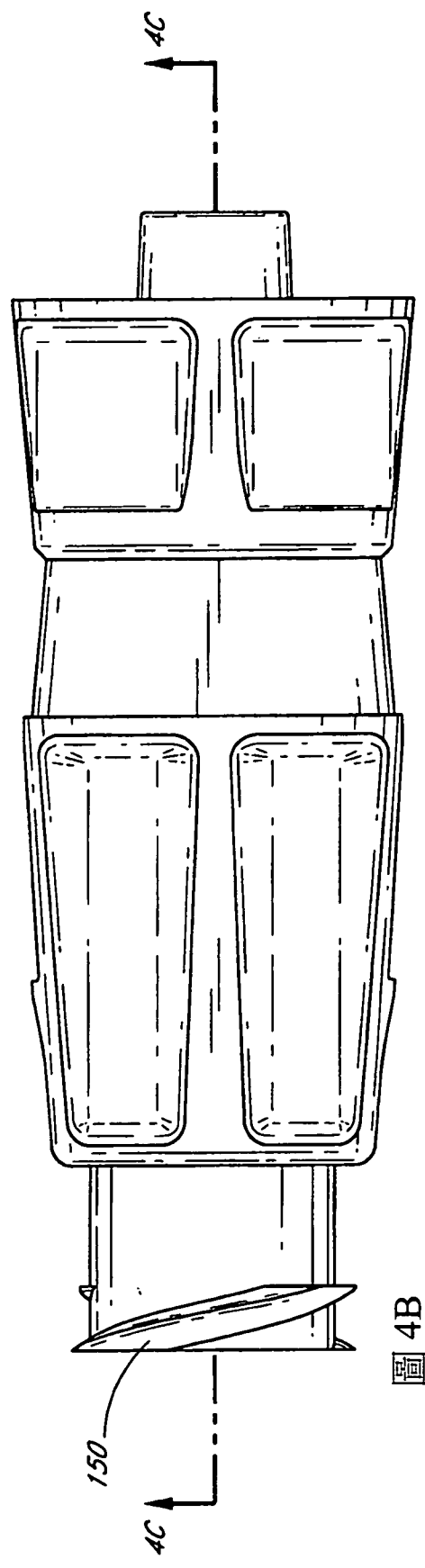


圖 4A



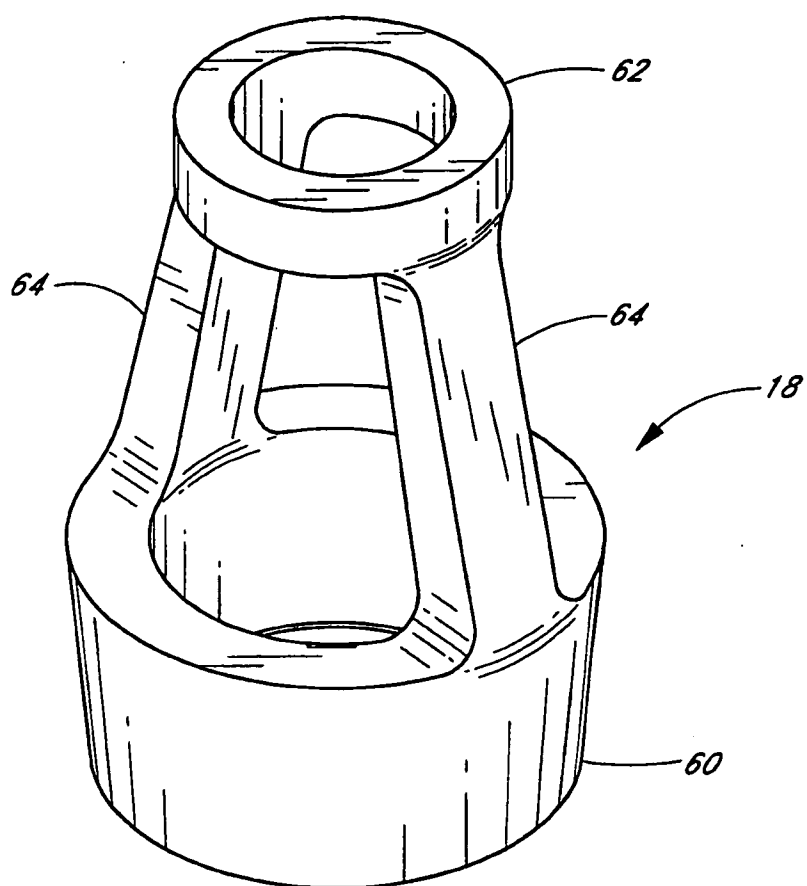


圖 5

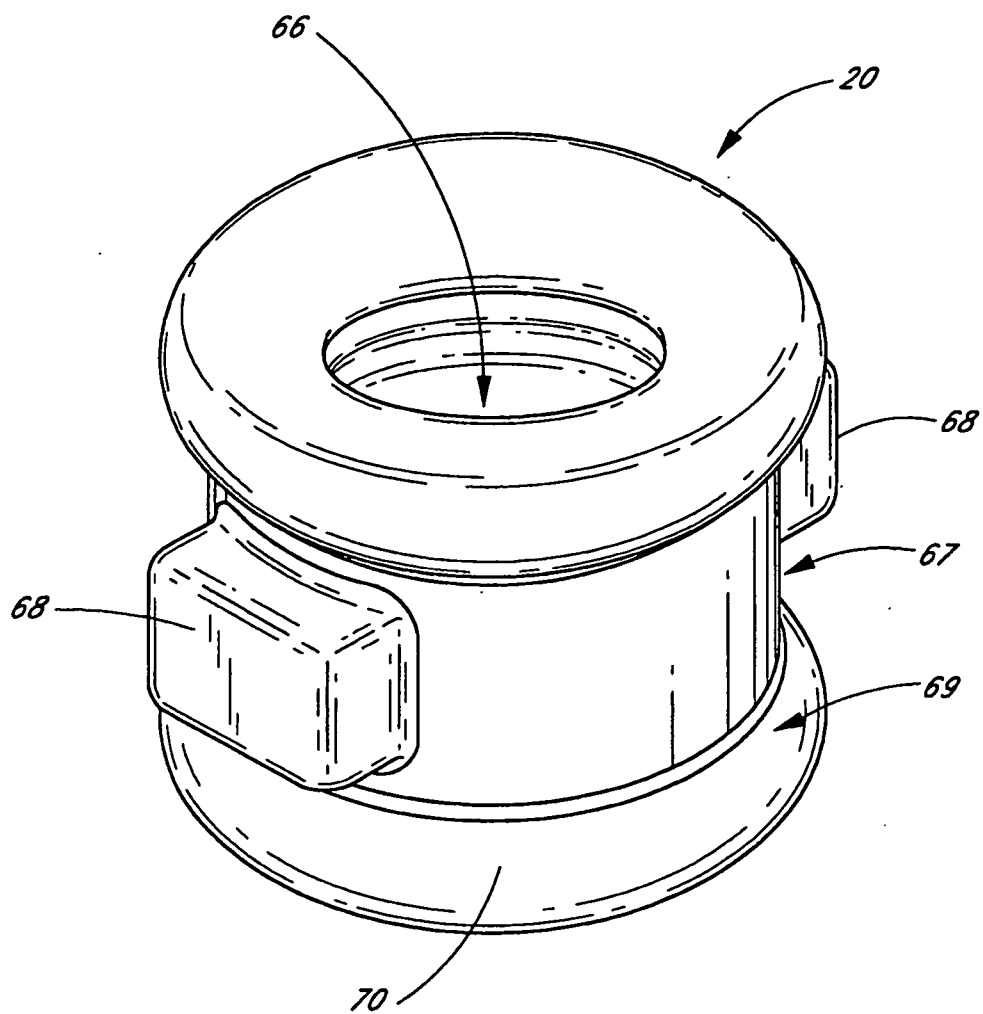


圖 6

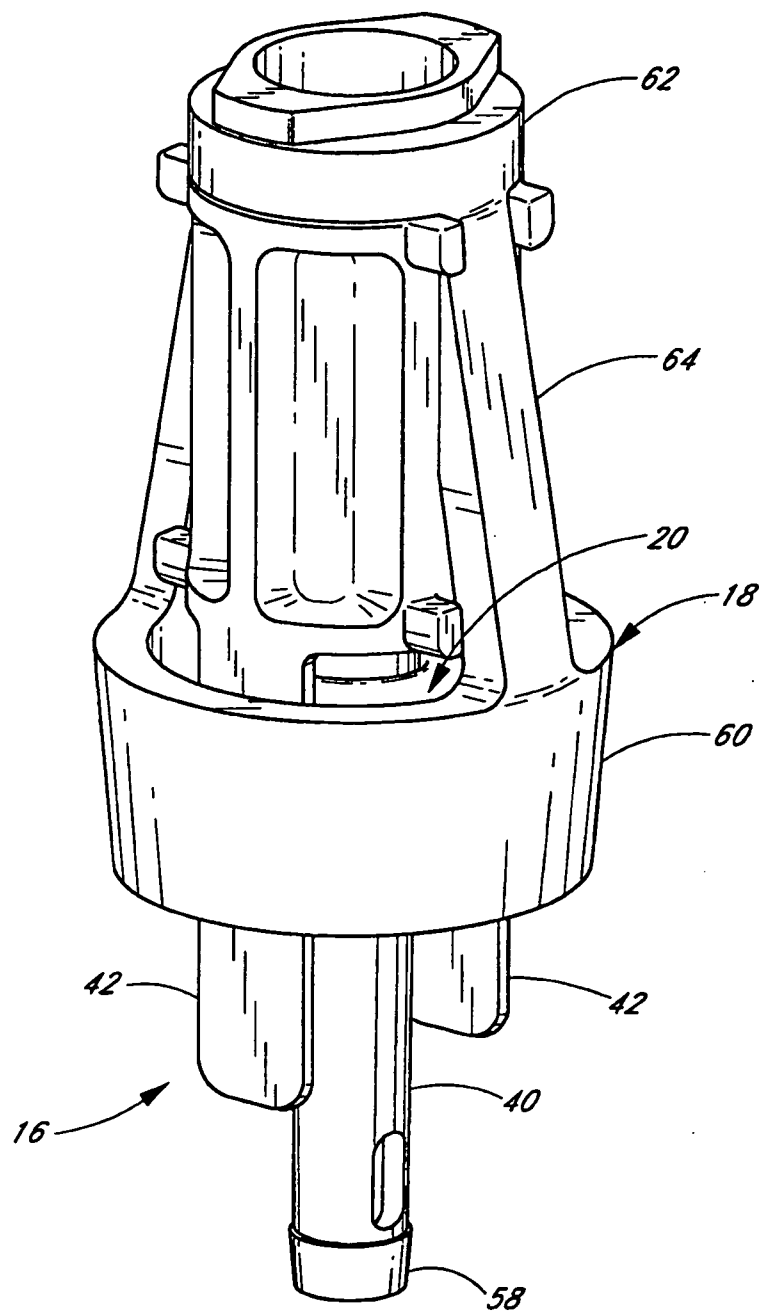
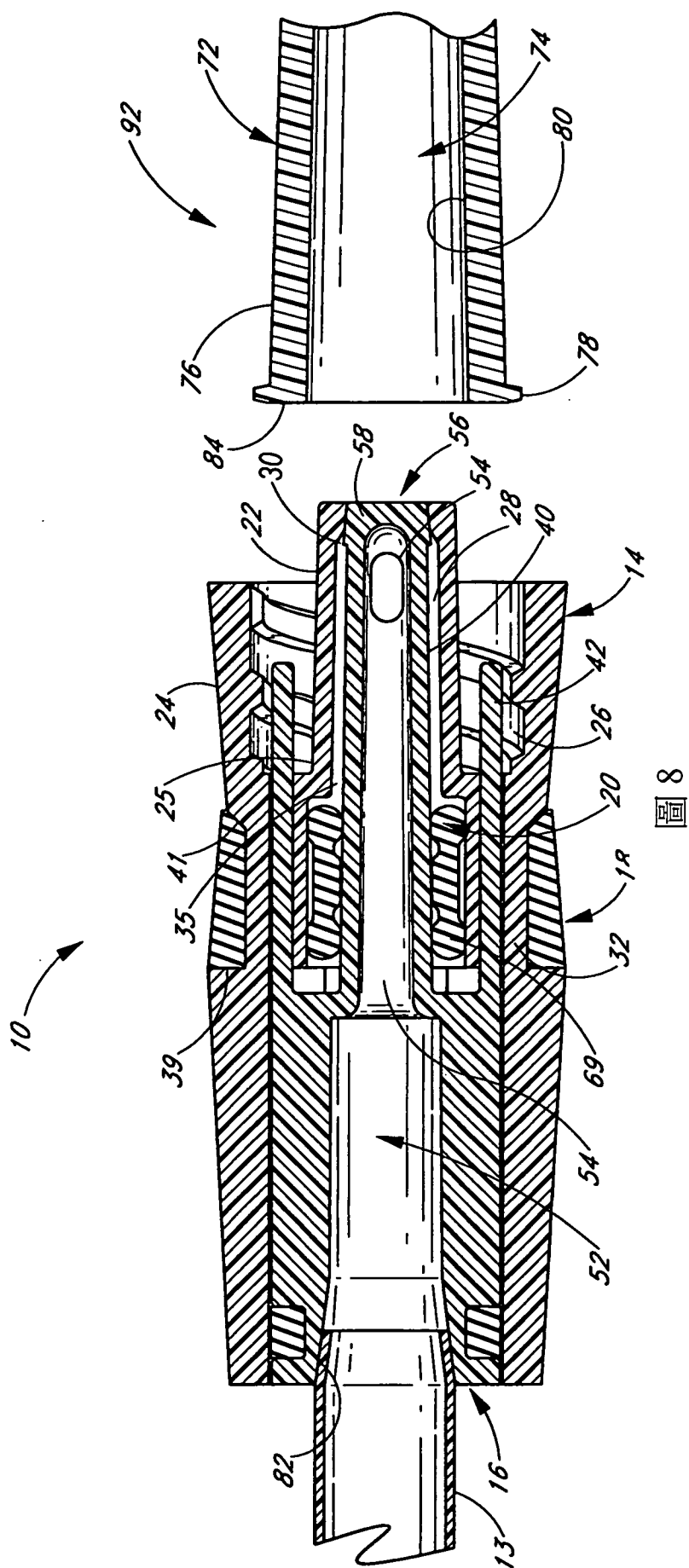


圖 7



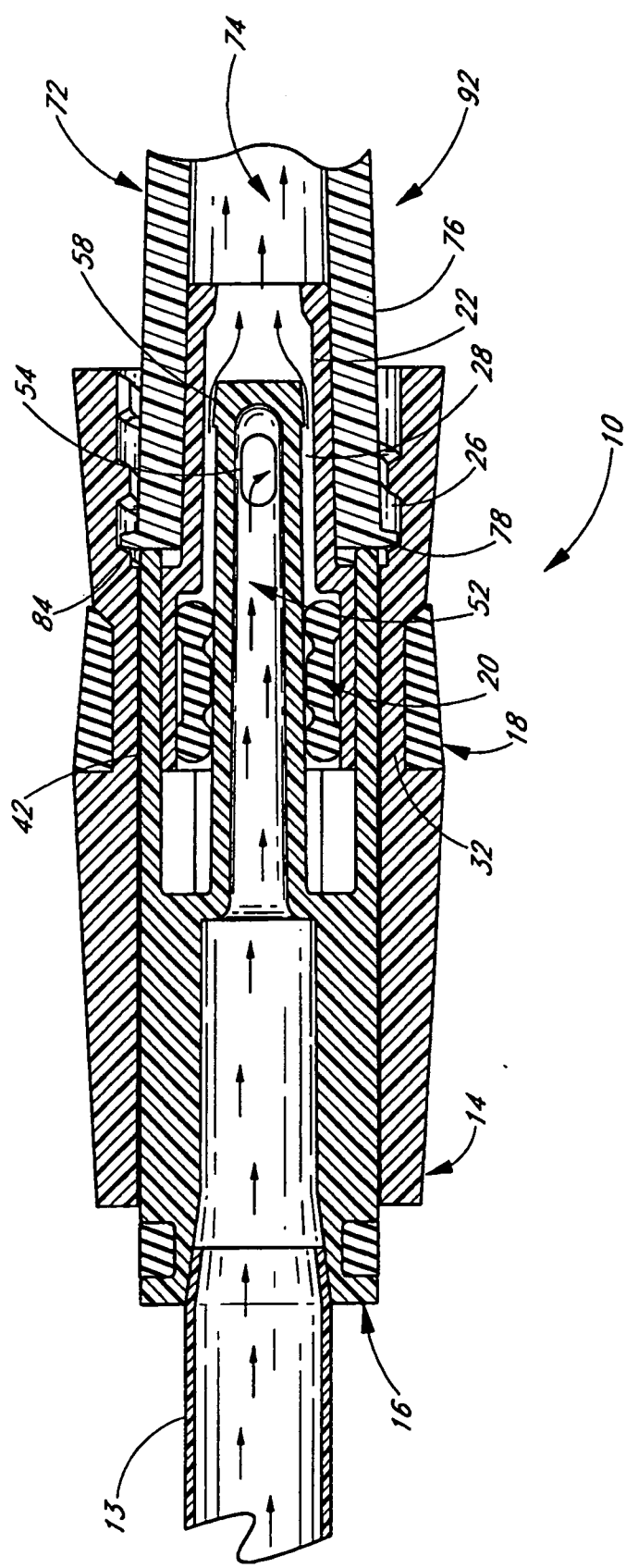


圖 9

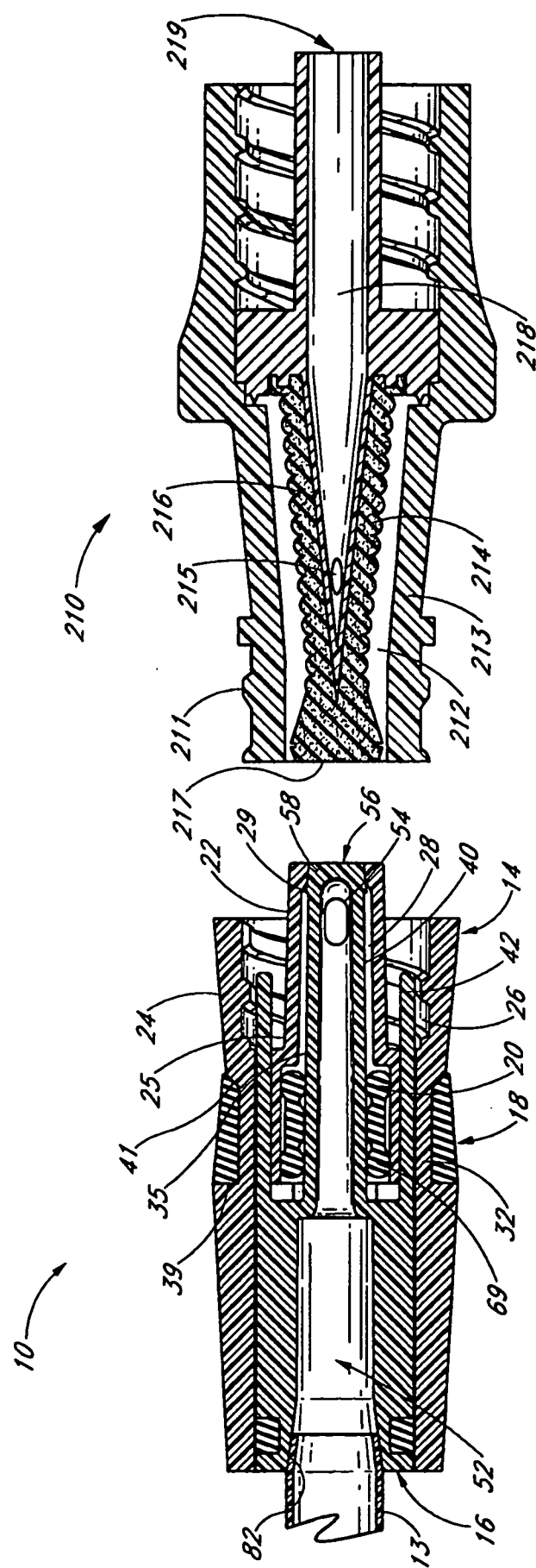


圖 10

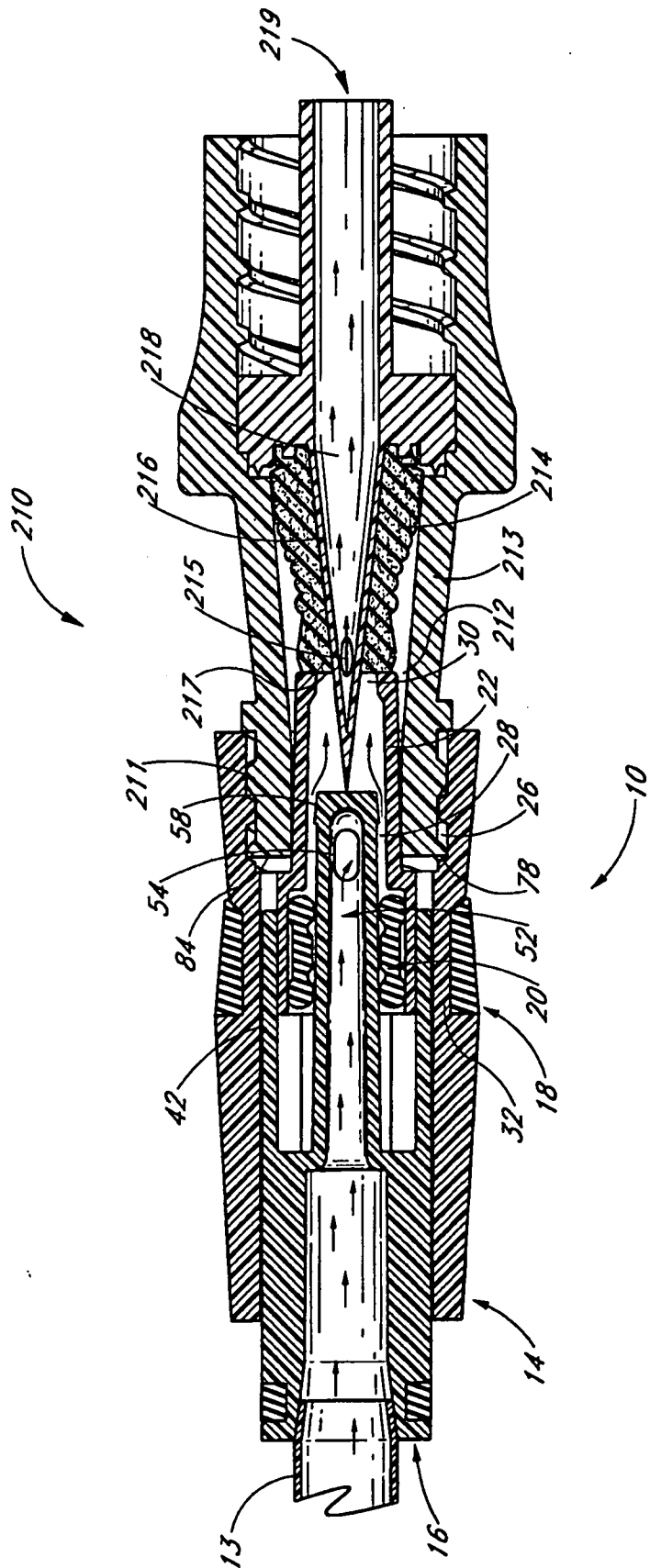


圖 11

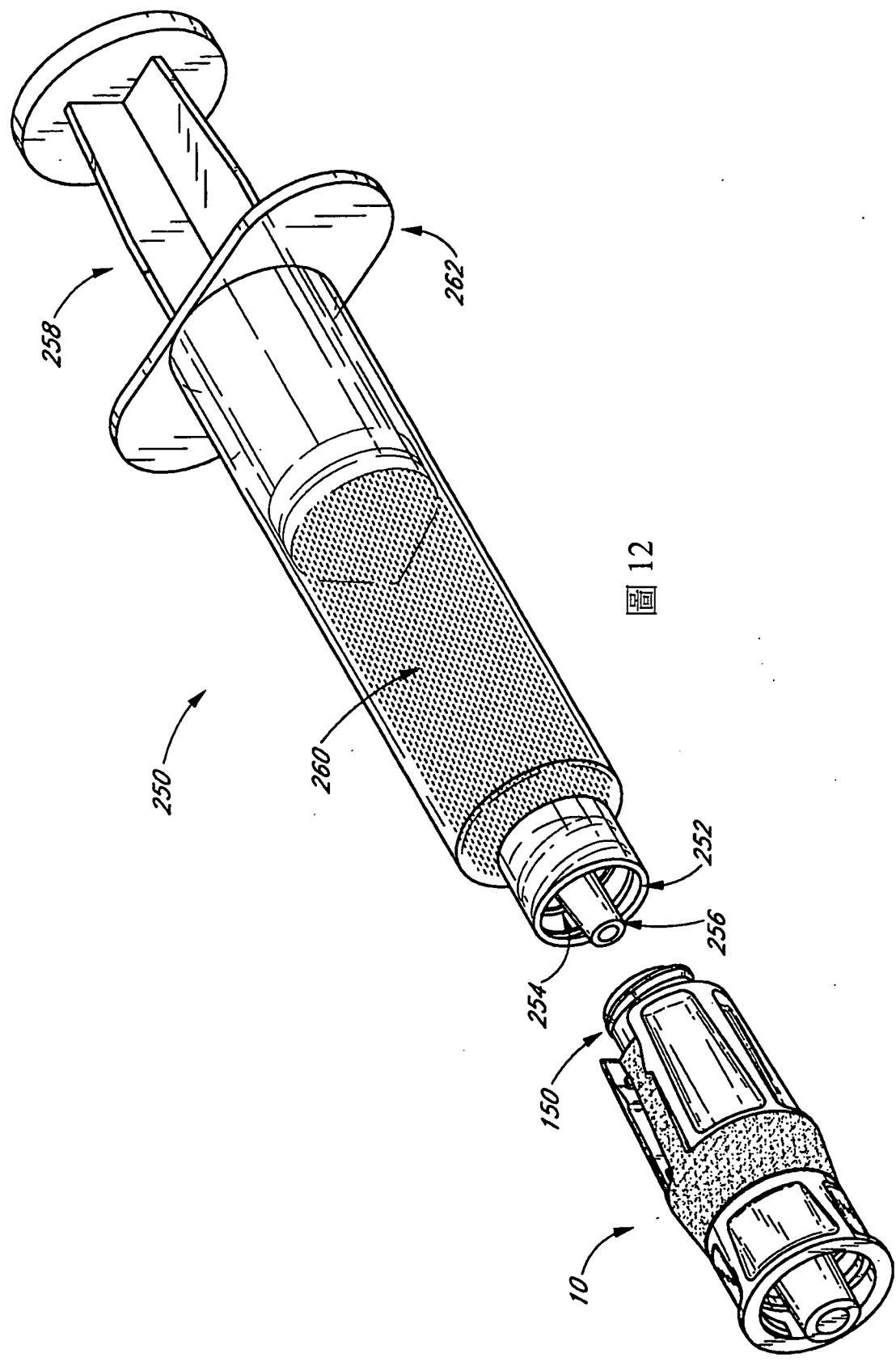


圖 12

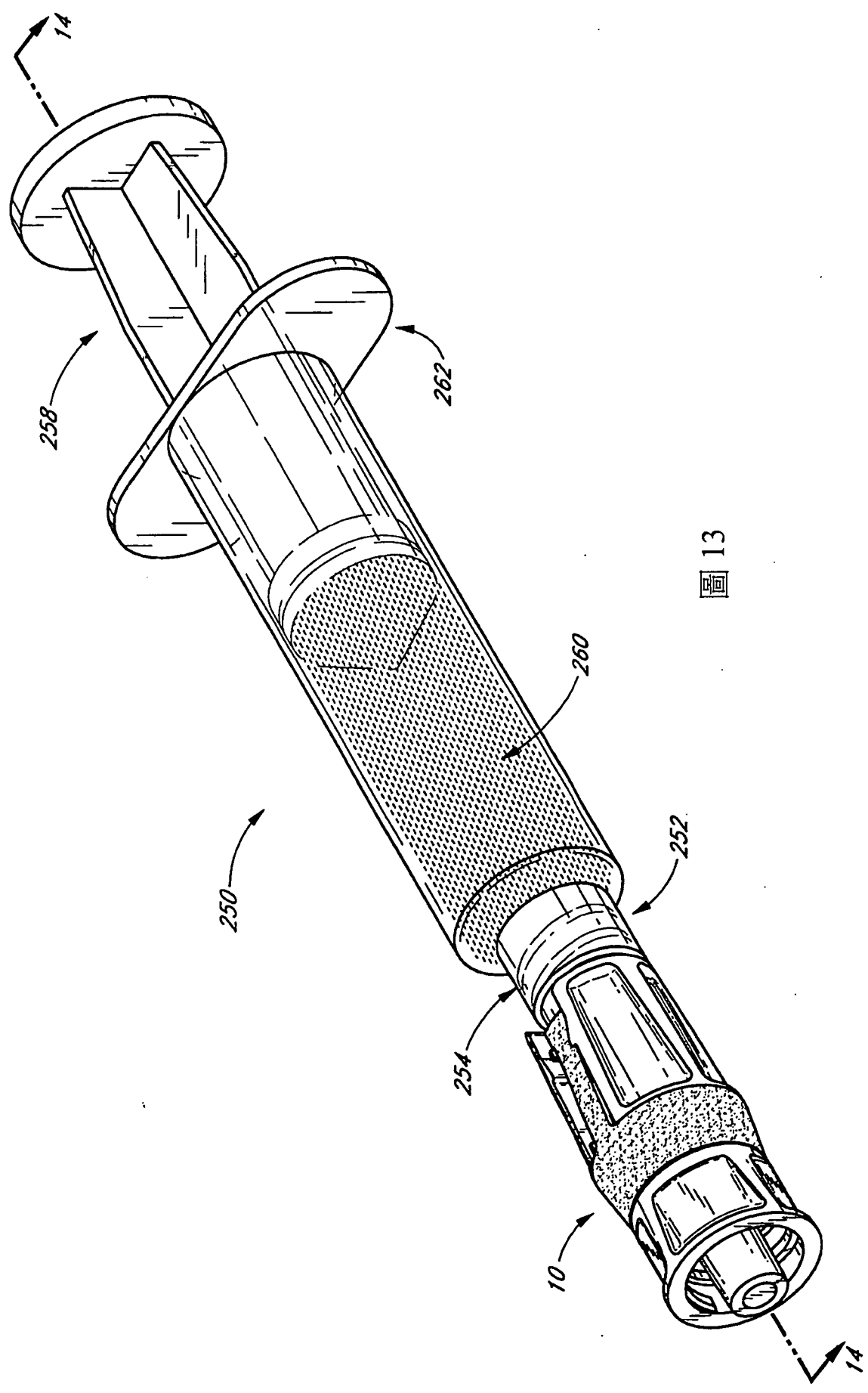


圖 13

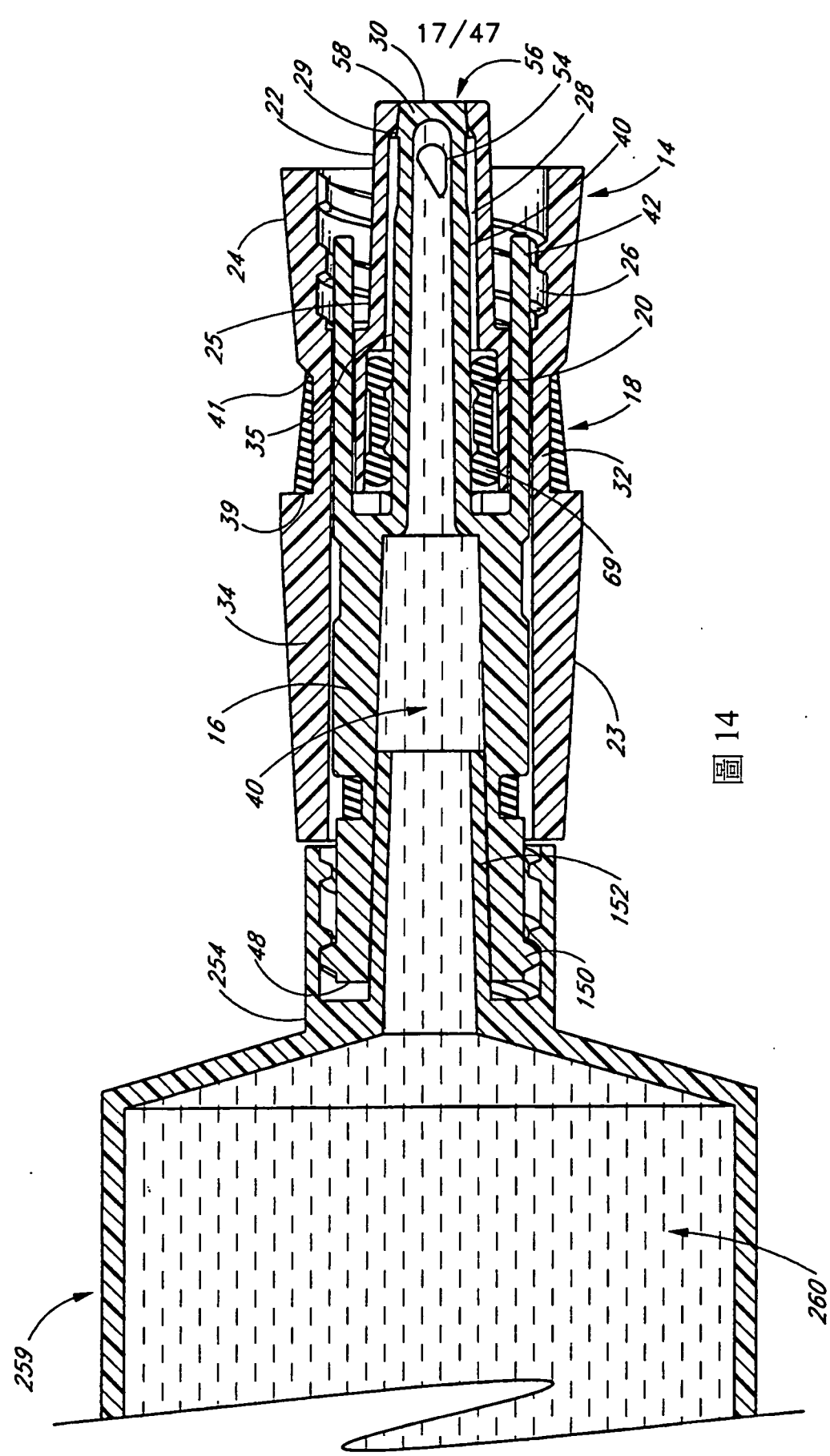


圖 14

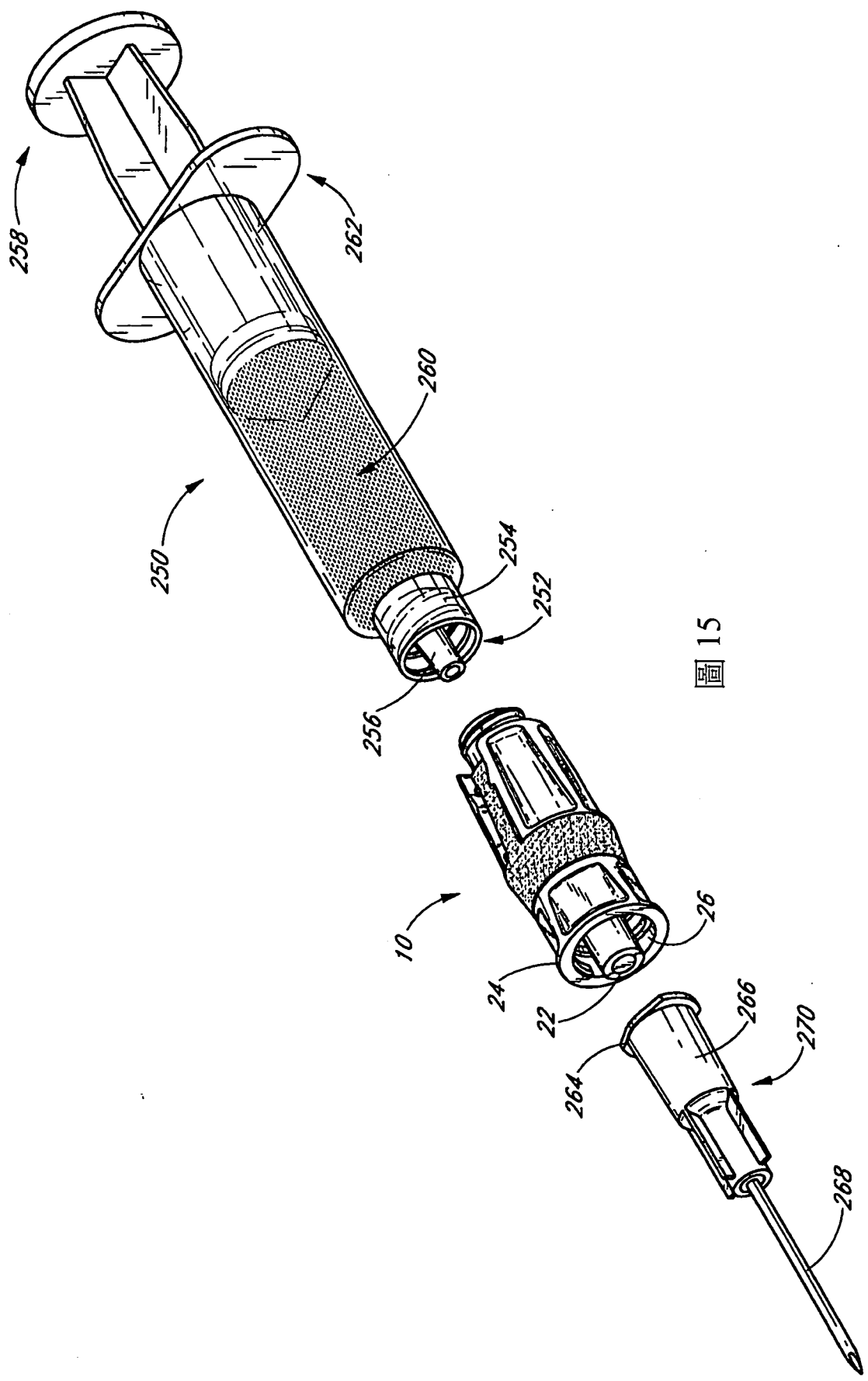


圖 15

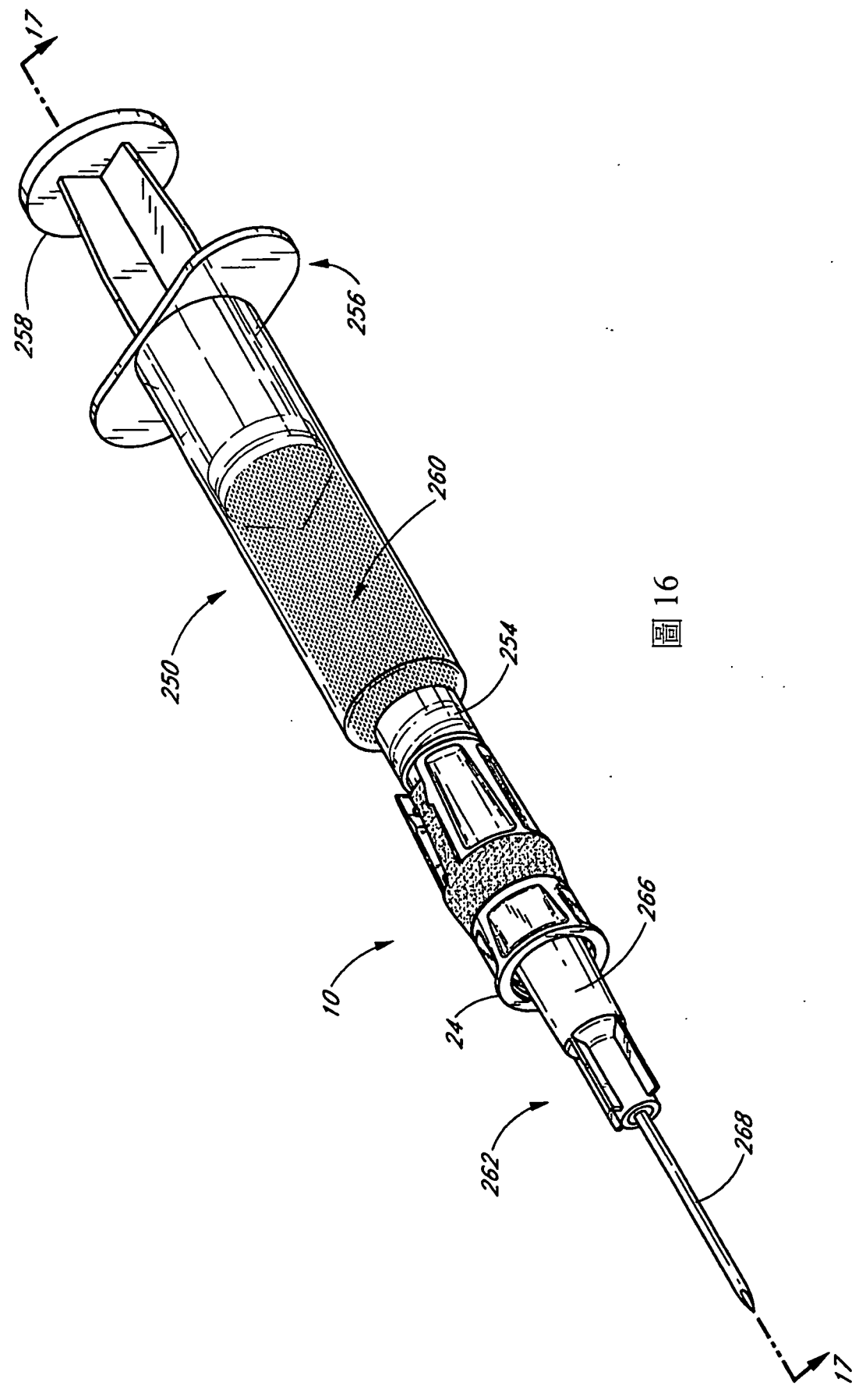


圖 16

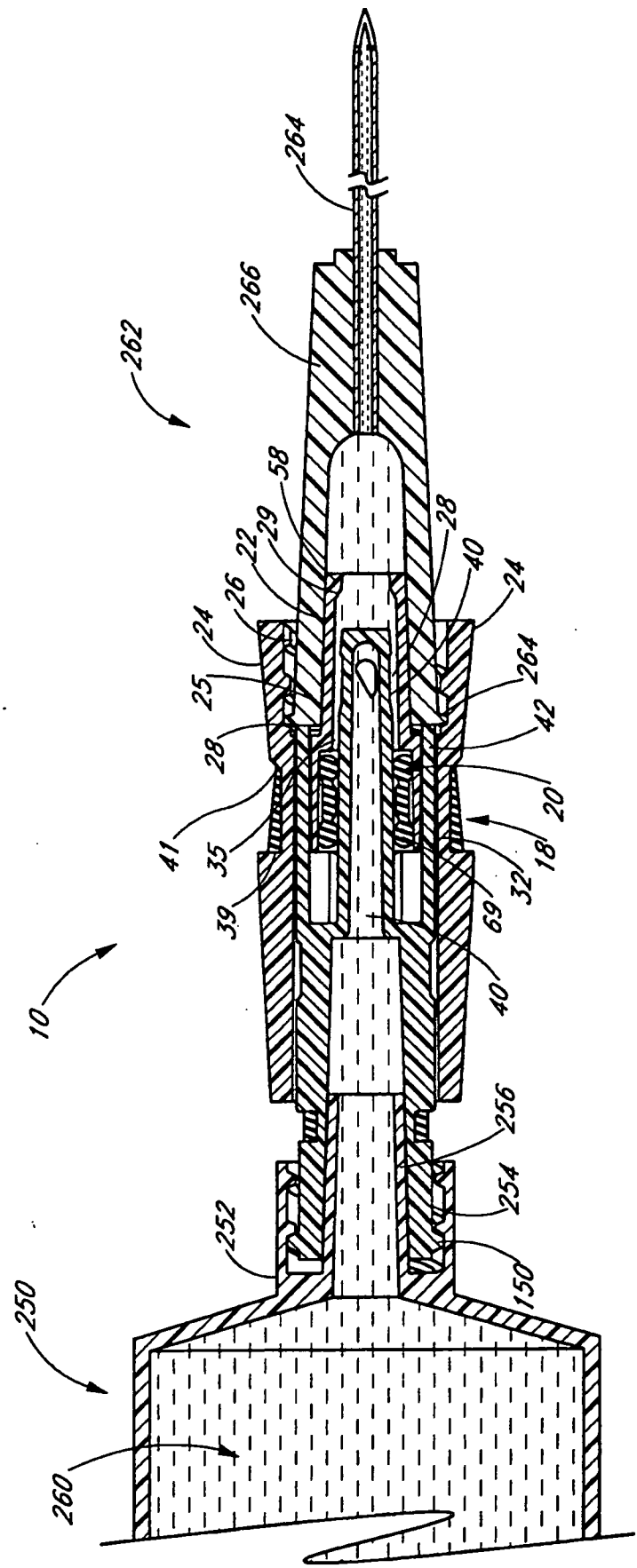


圖 17

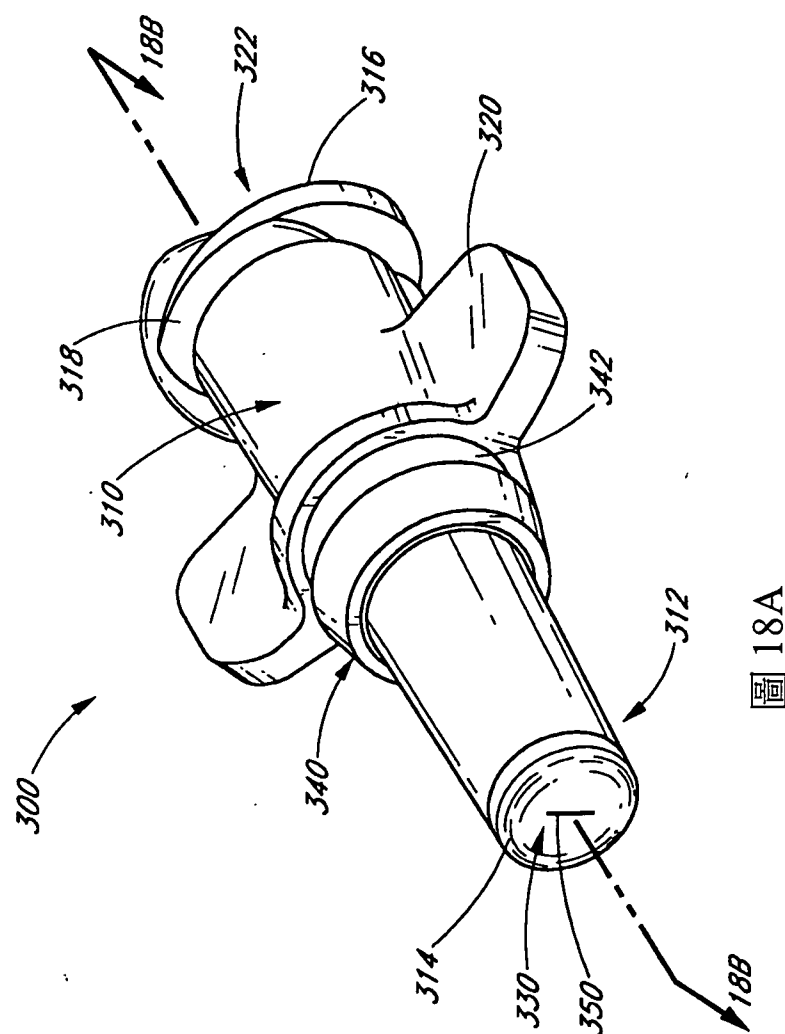


圖 18A

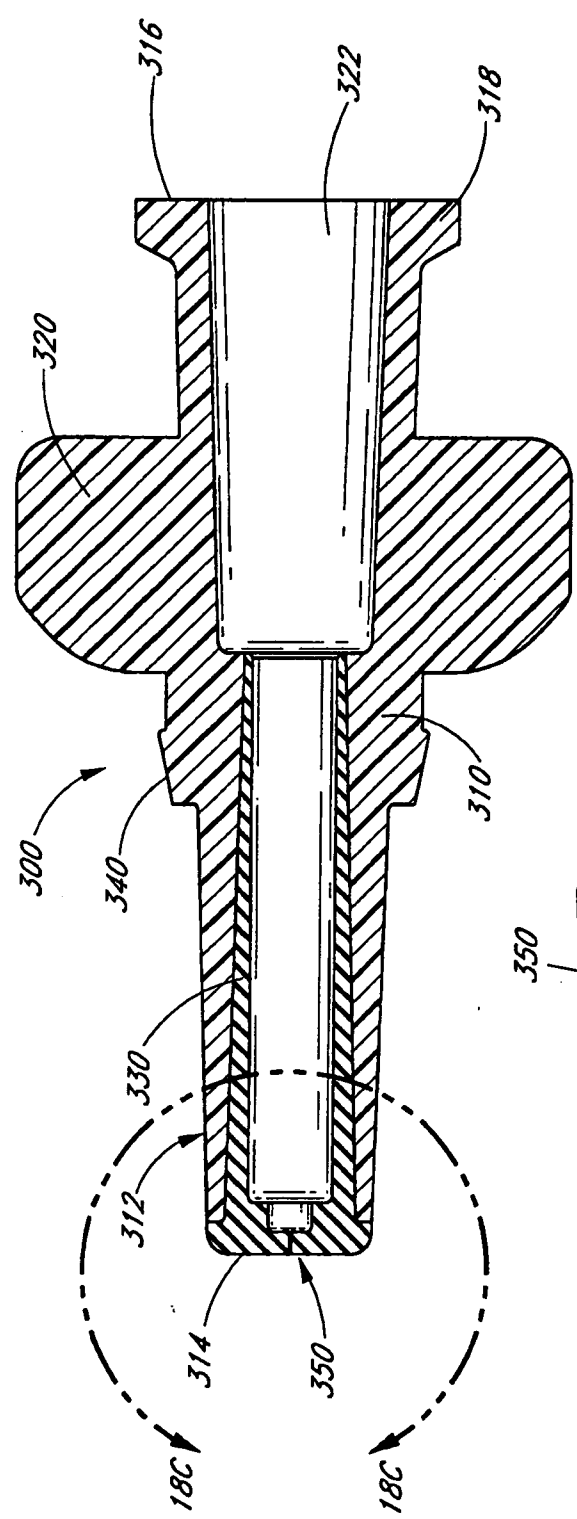


圖 18B

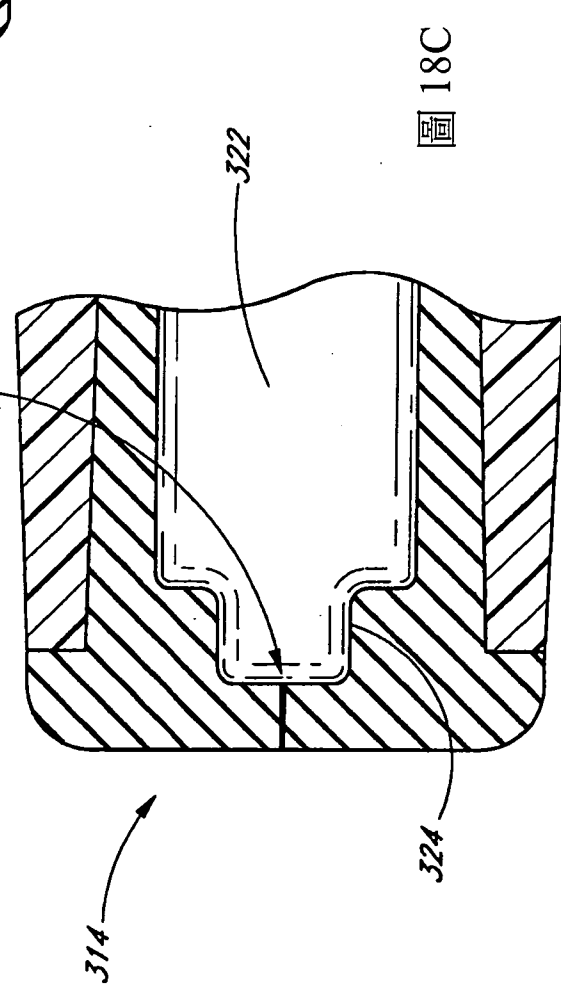


圖 18C

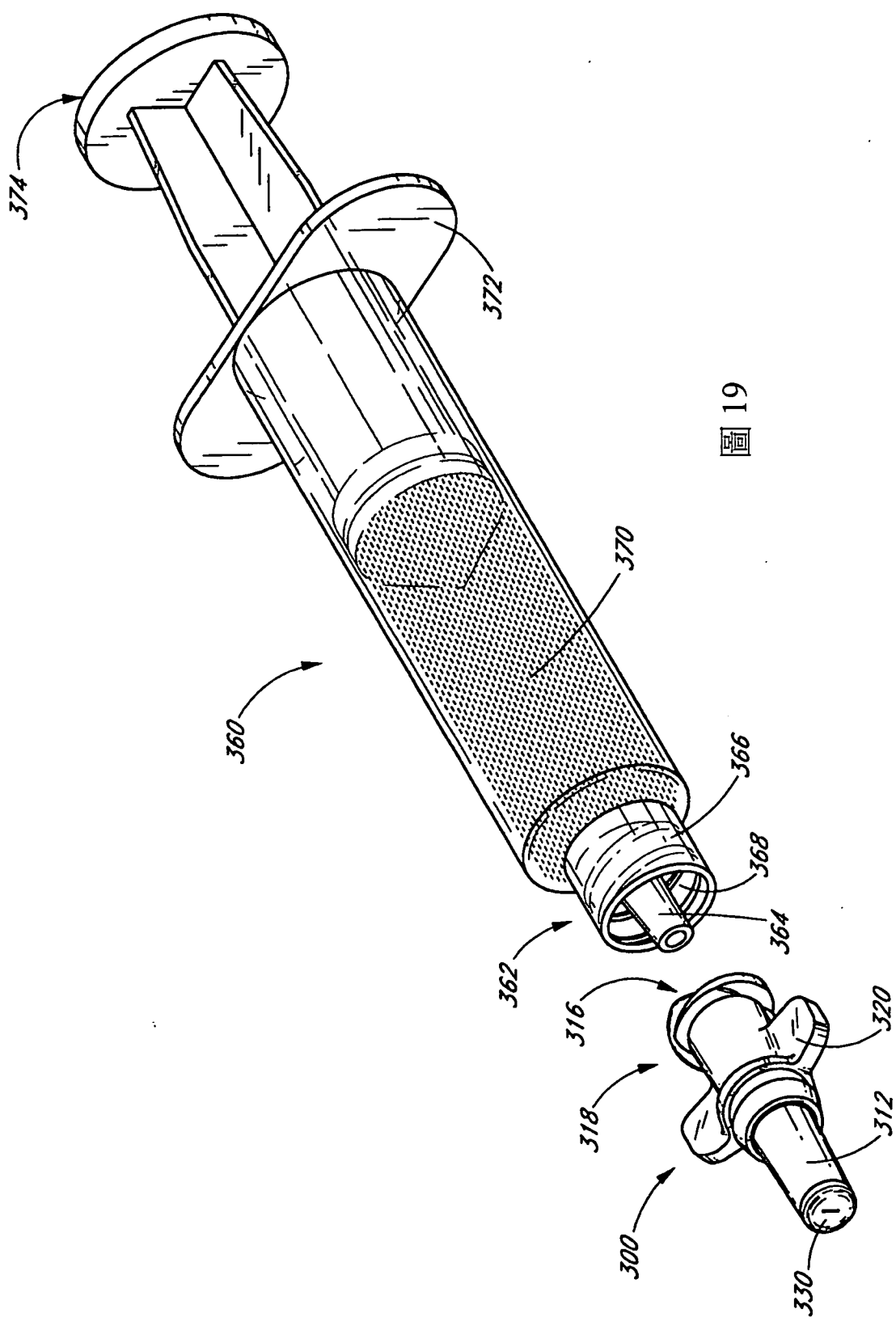


圖 19

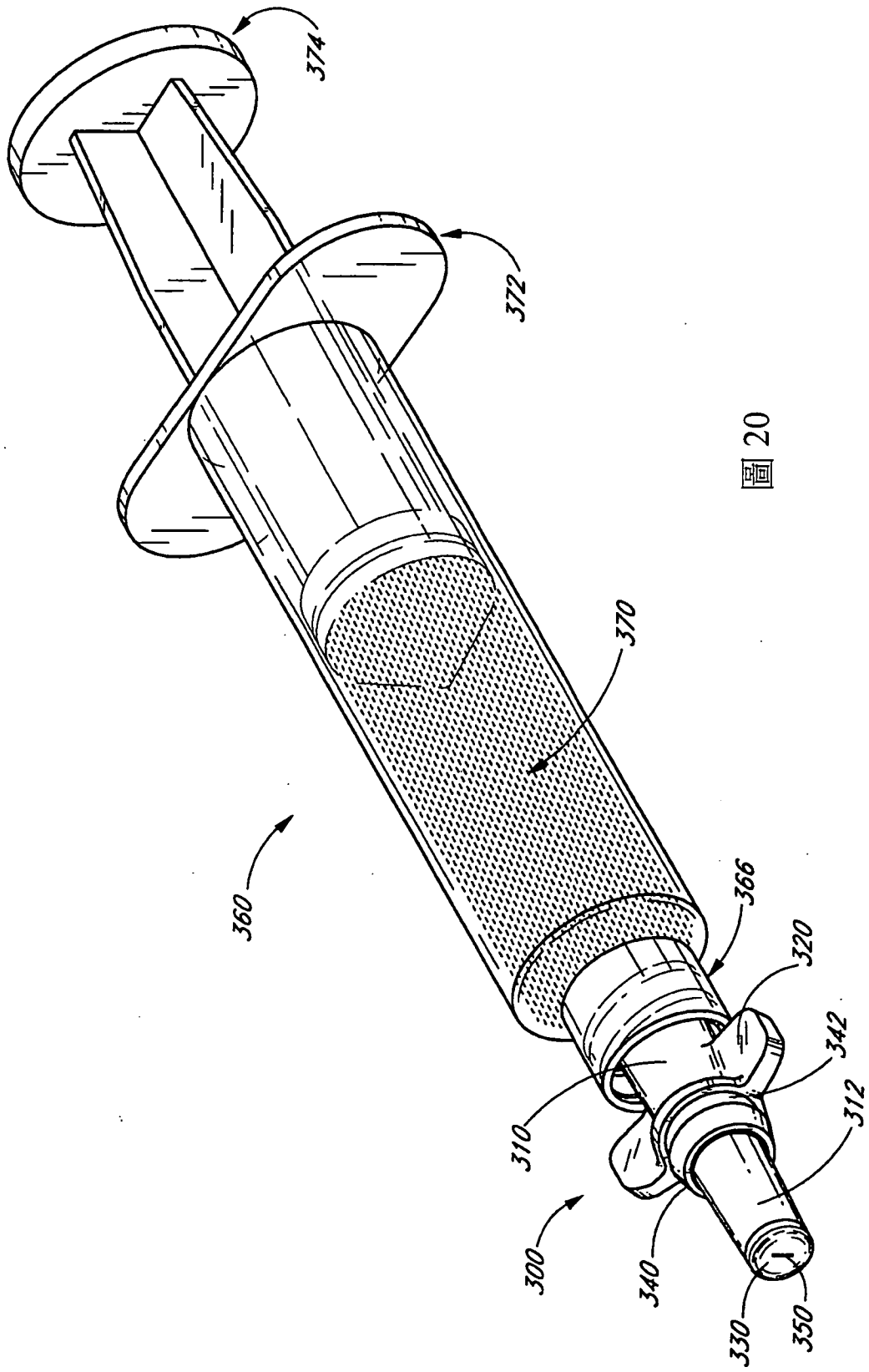


圖 20

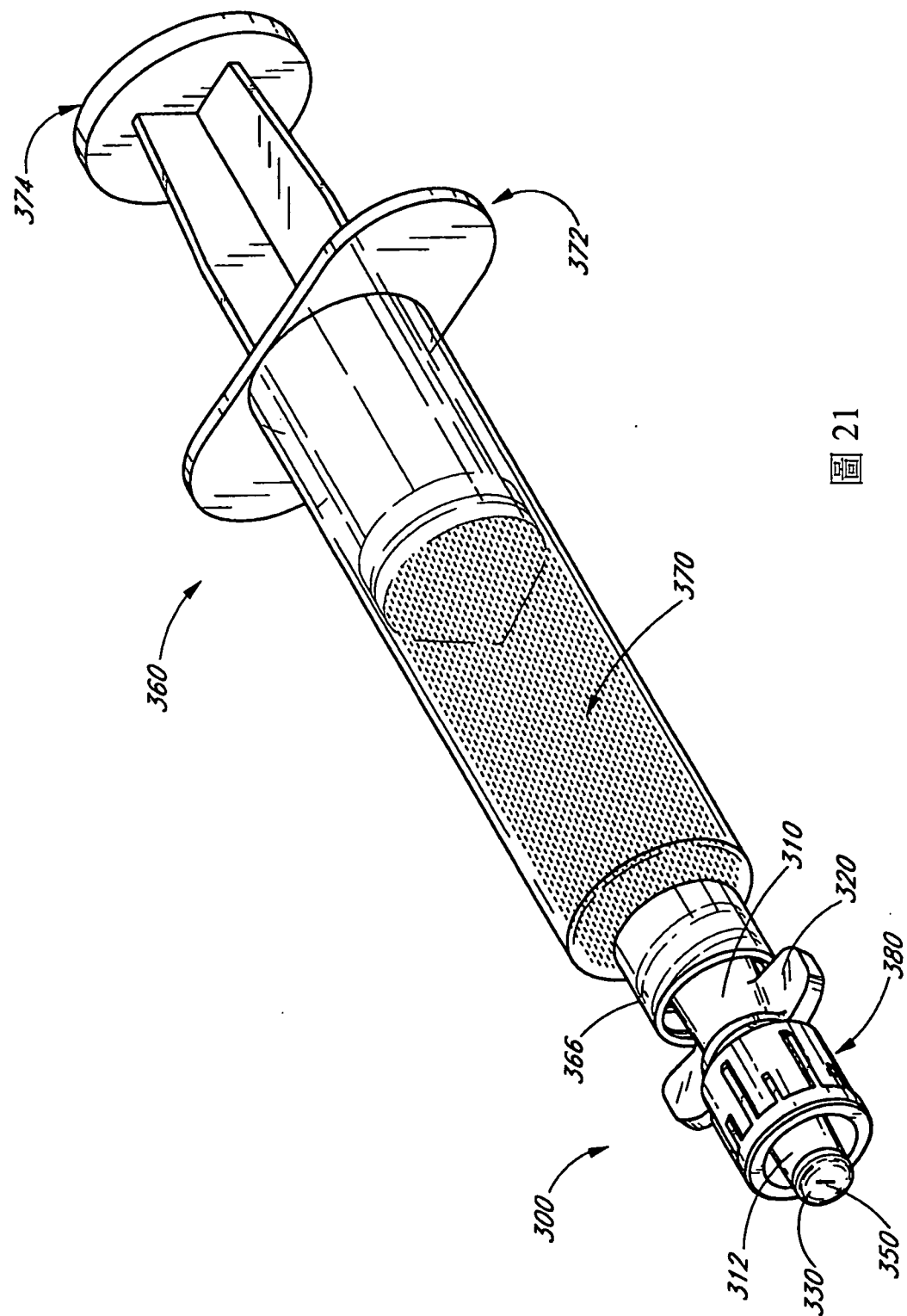


圖 21

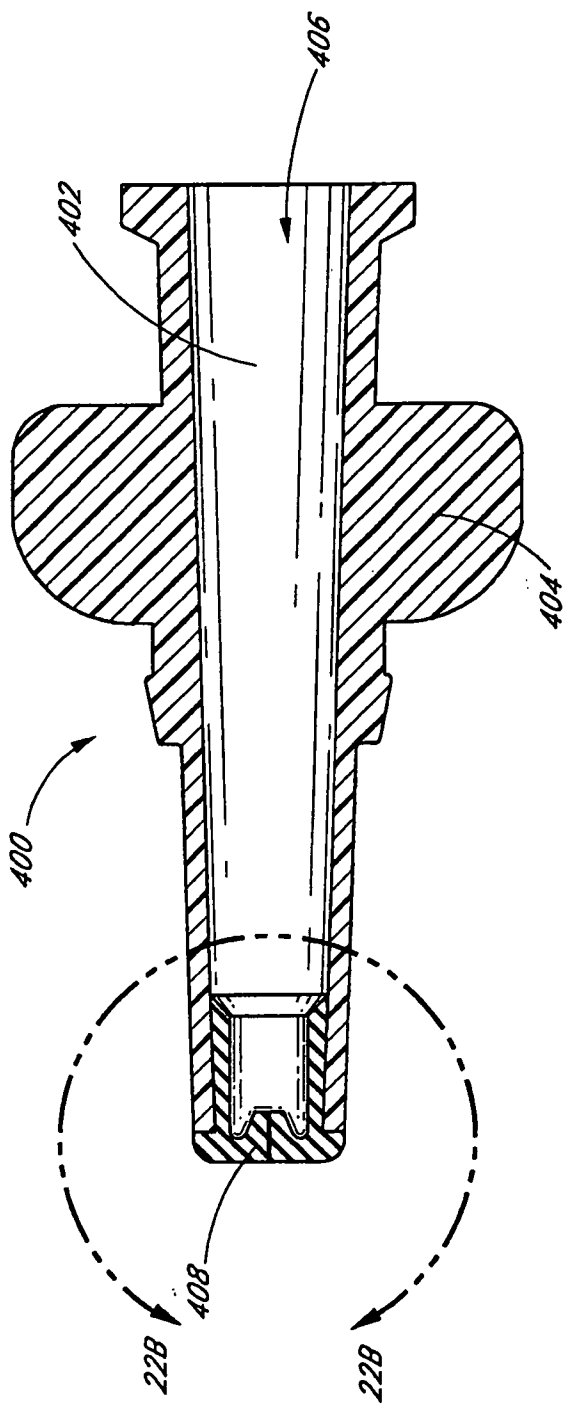


圖 22A

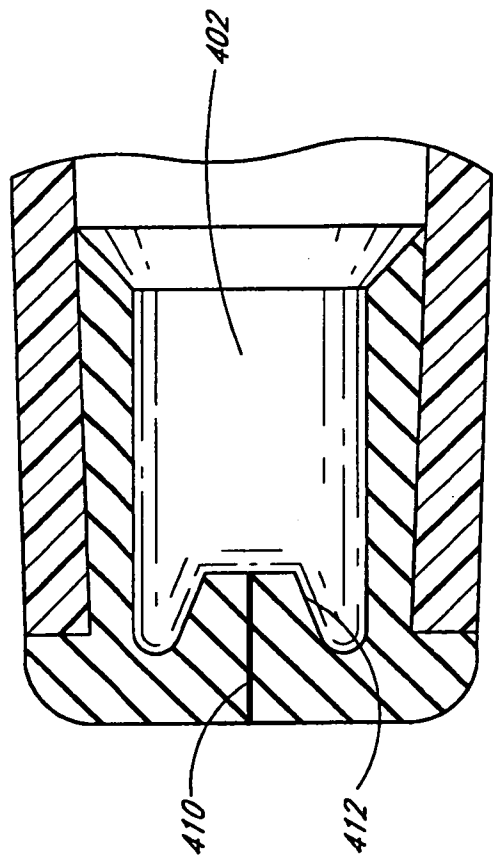


圖 22B

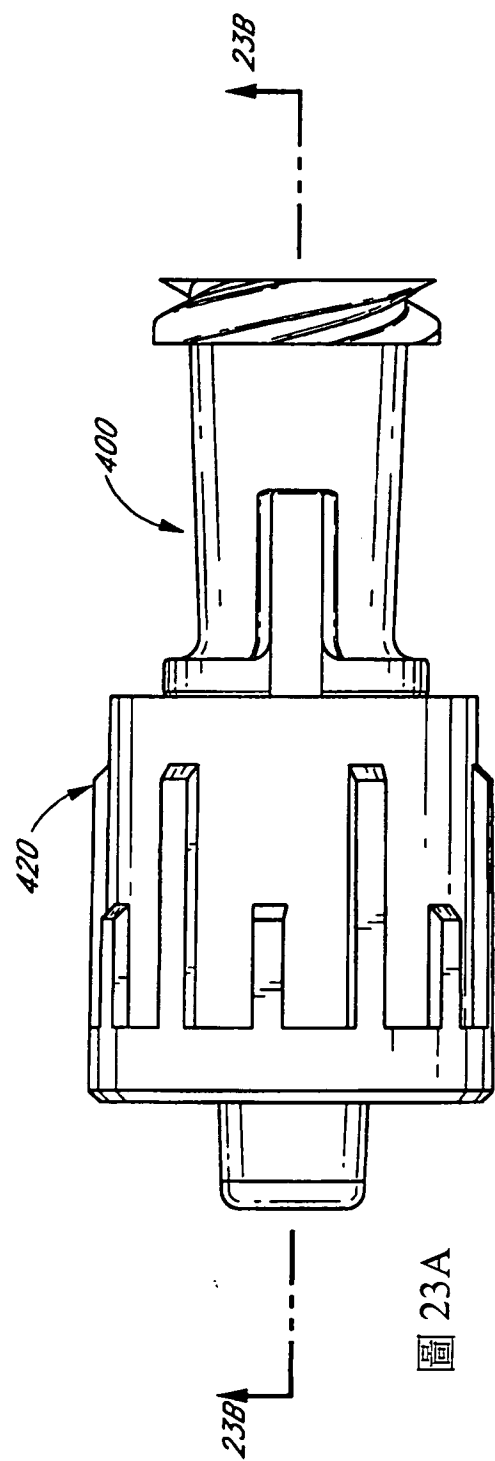


圖 23A

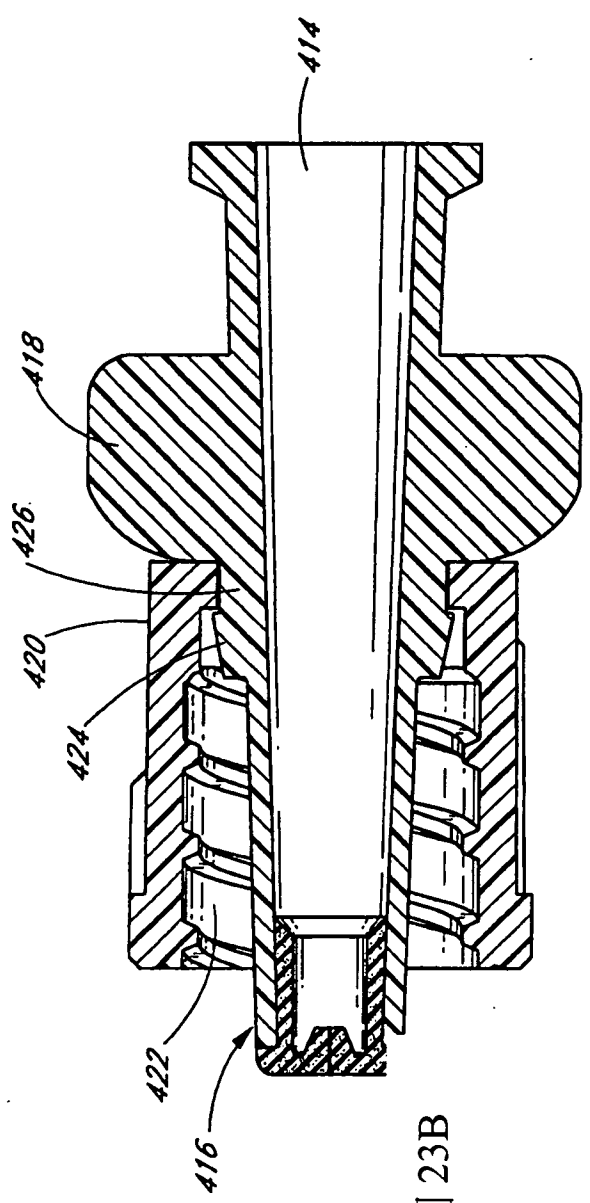


圖 23B

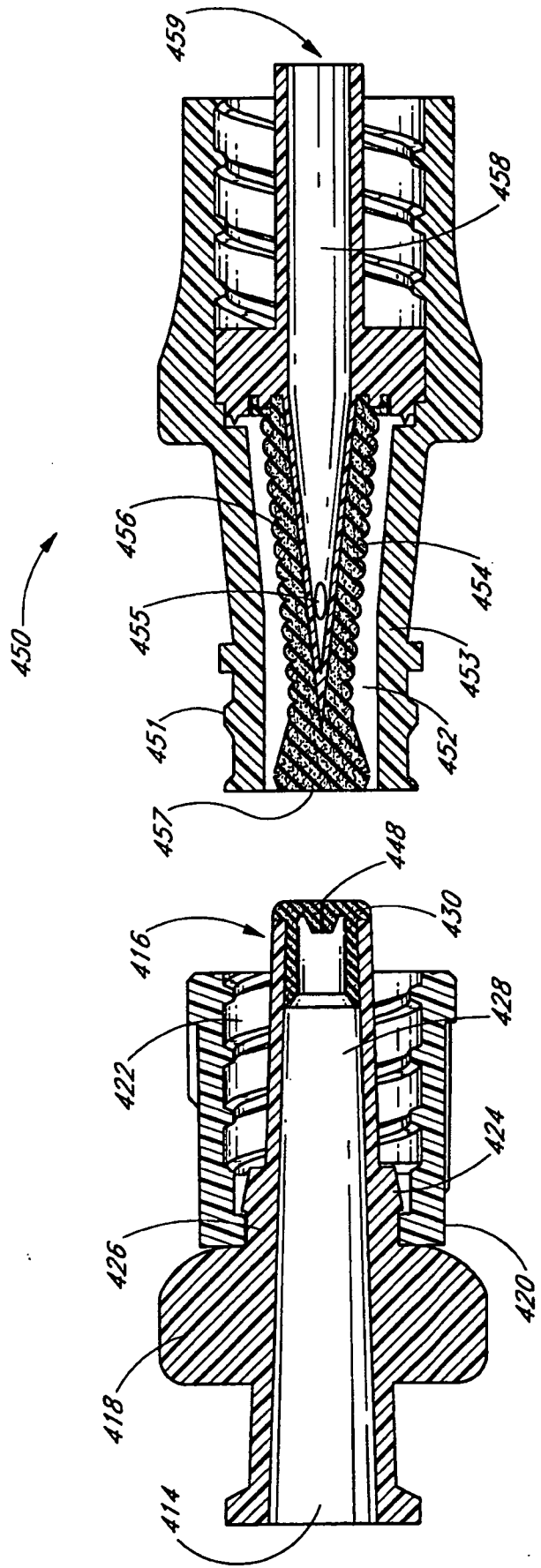
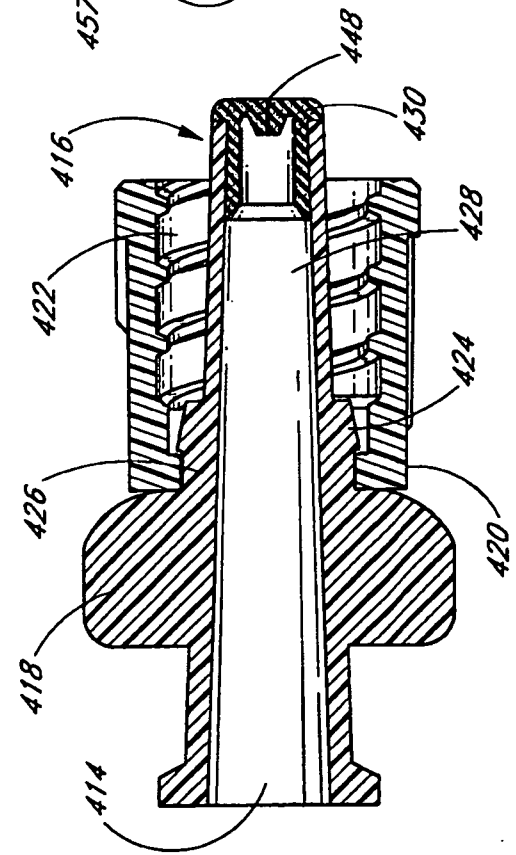


圖 23C



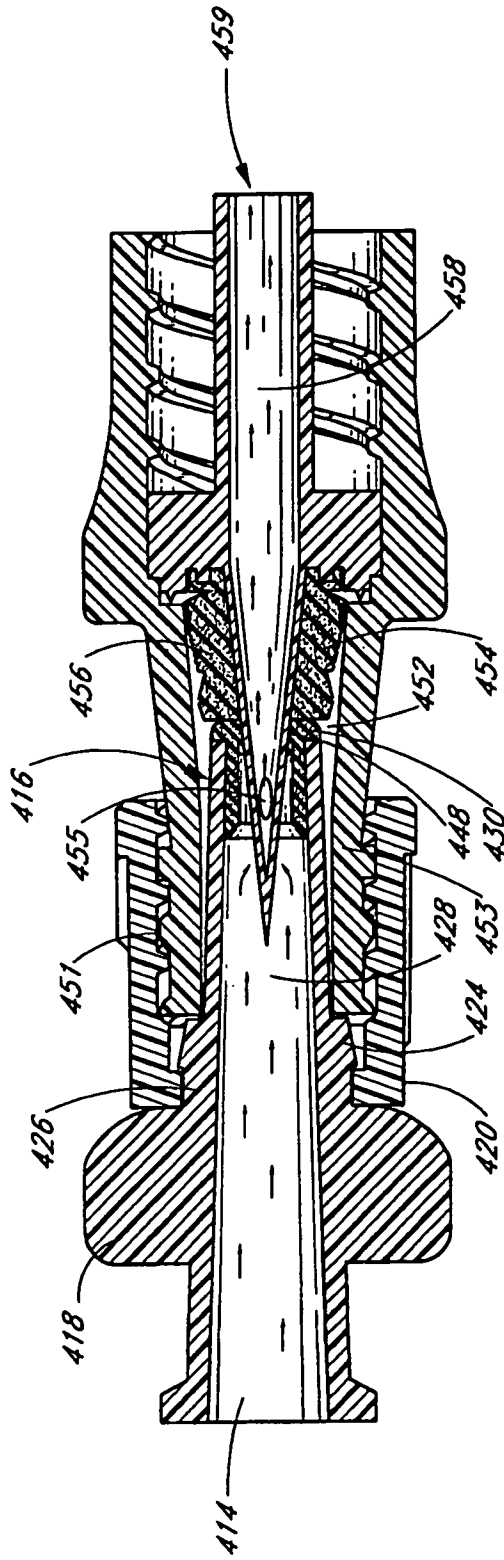


圖 23D

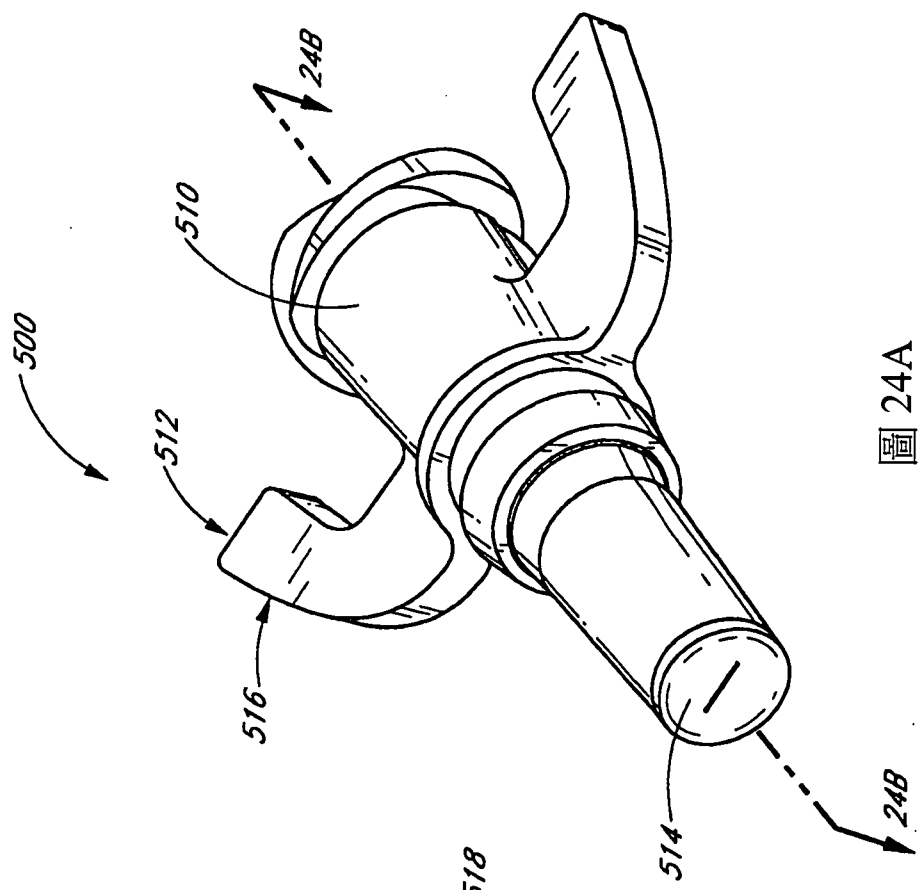


圖 24A

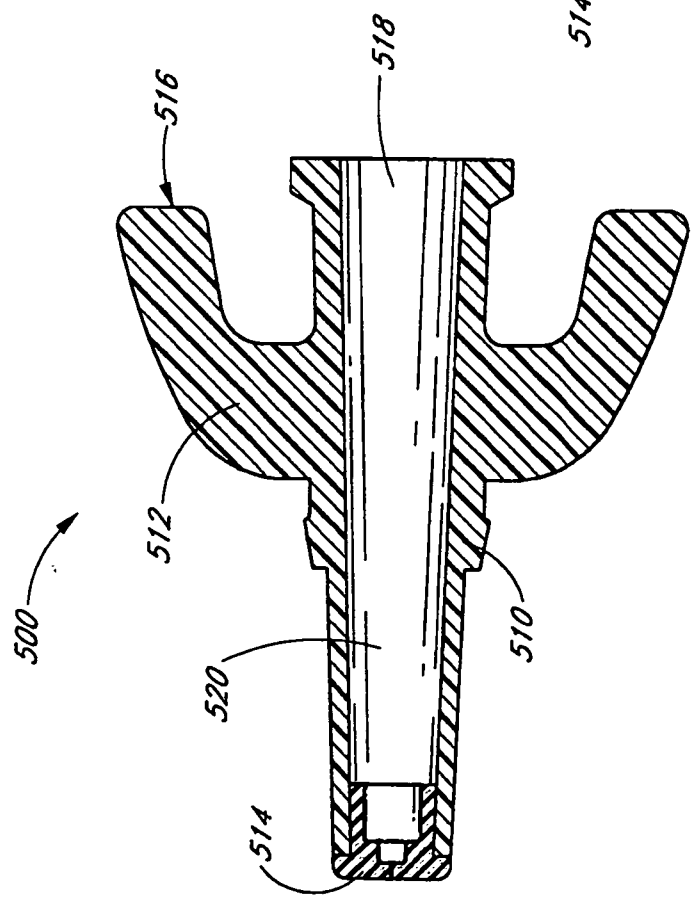


圖 24B

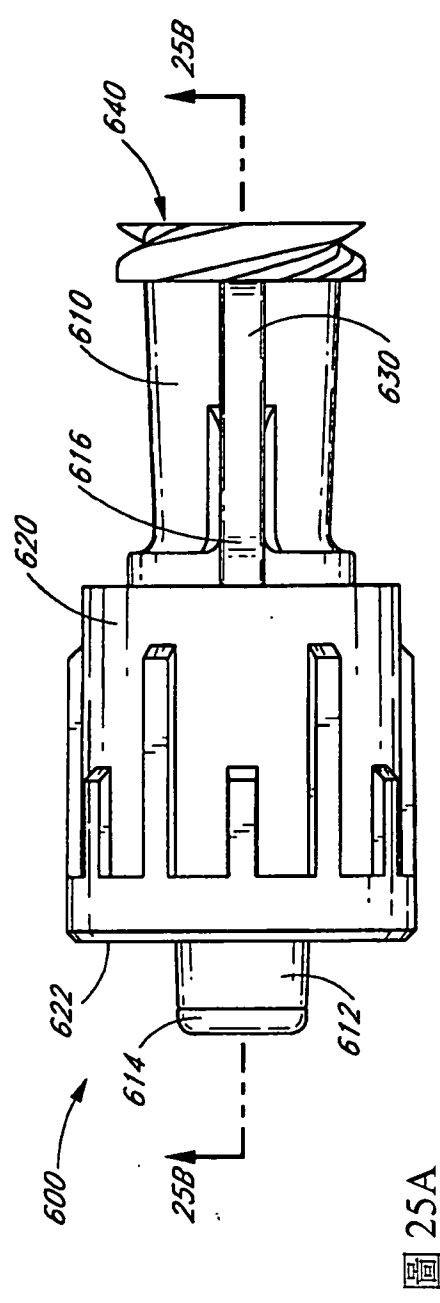


圖 25A

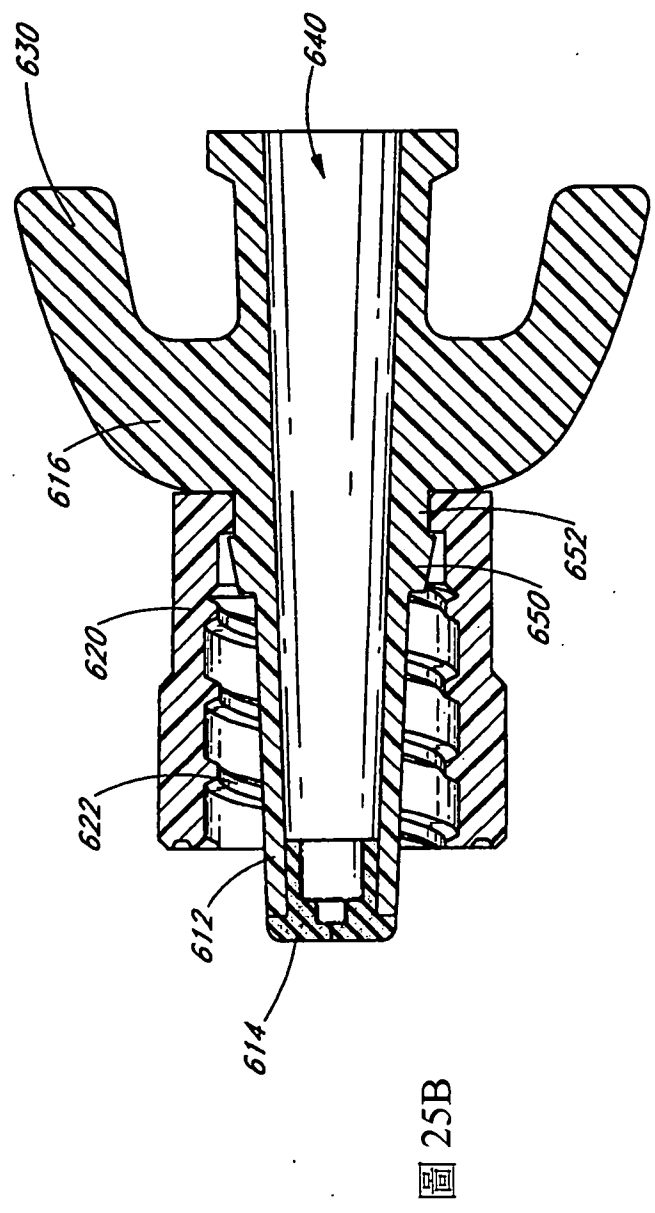
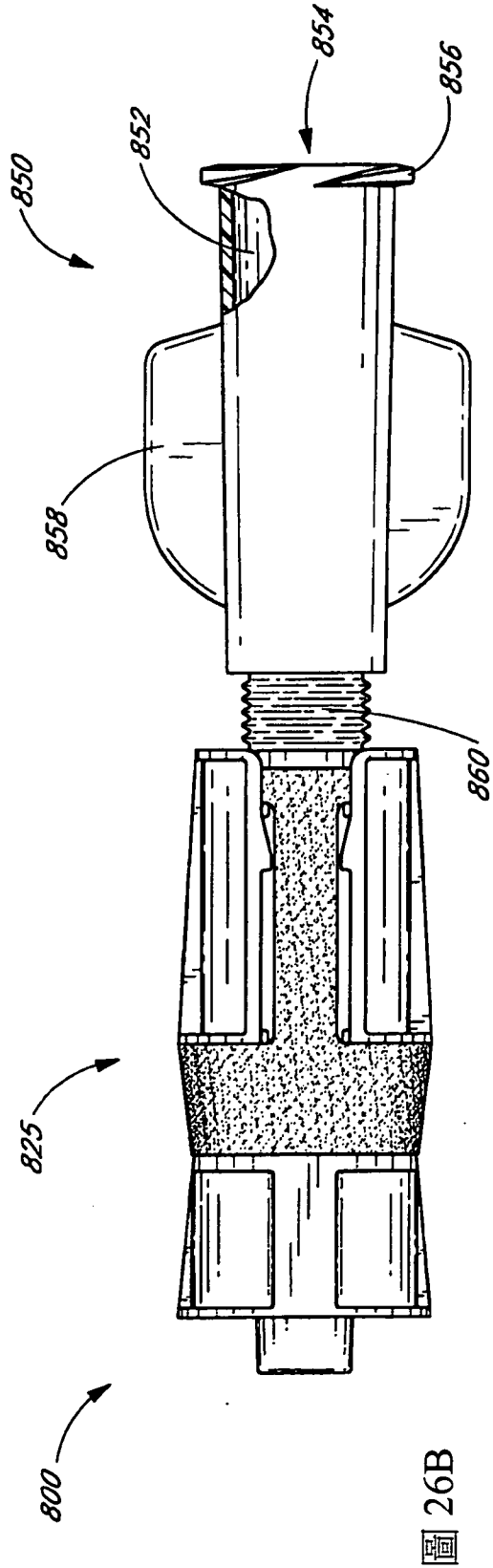
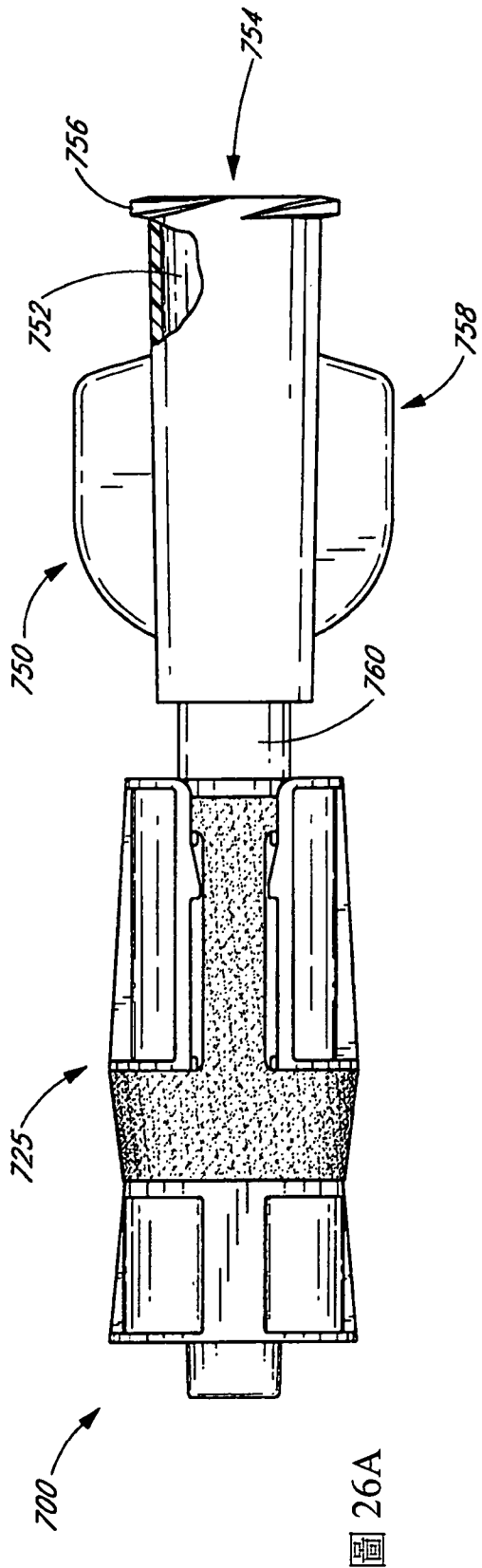


圖 25B



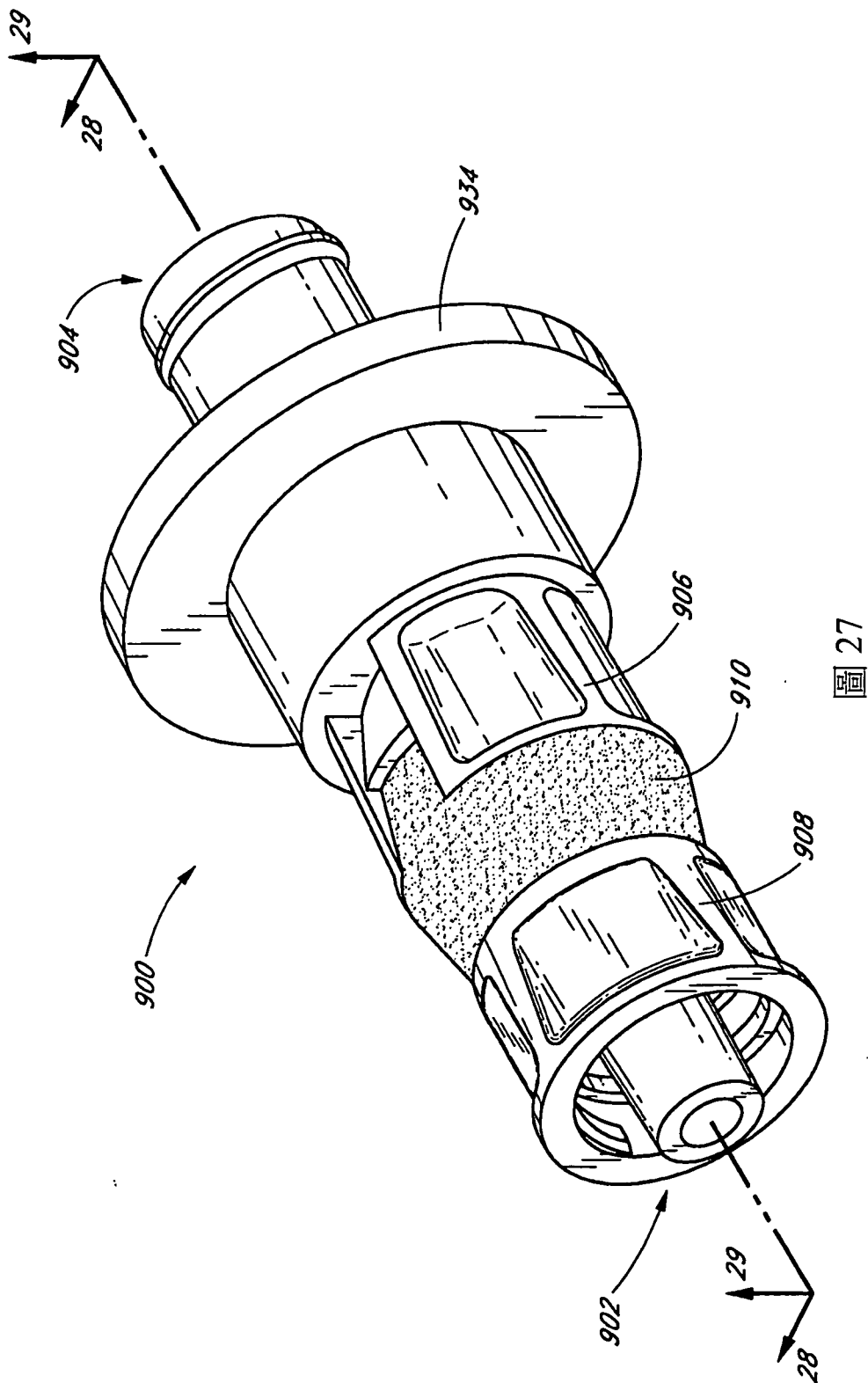
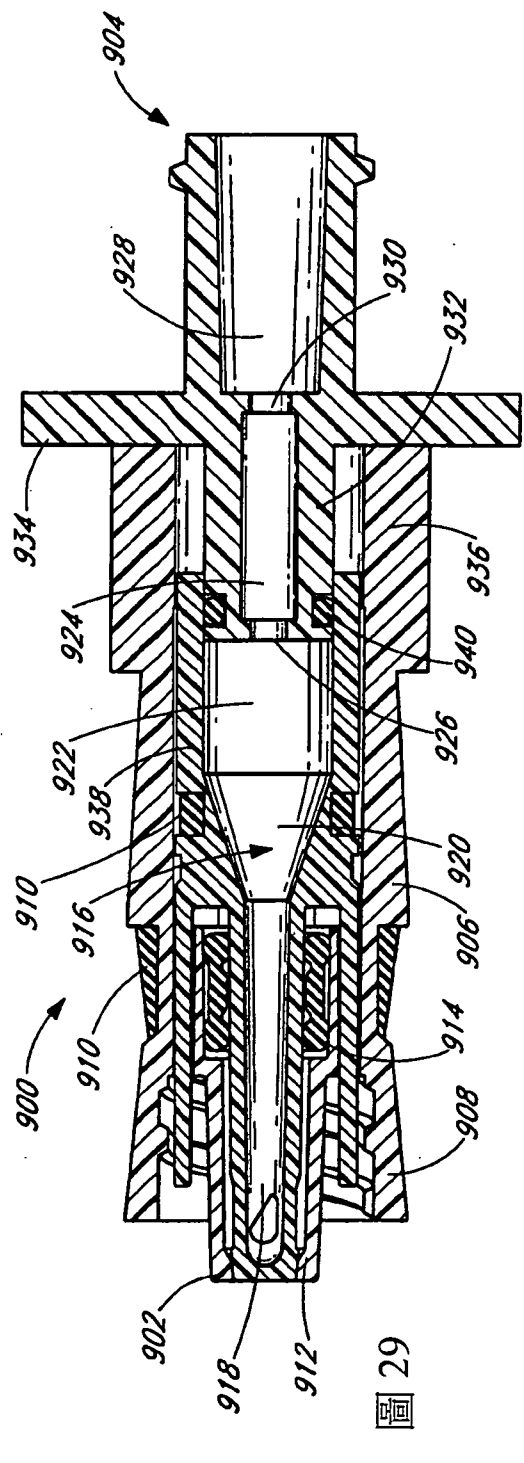
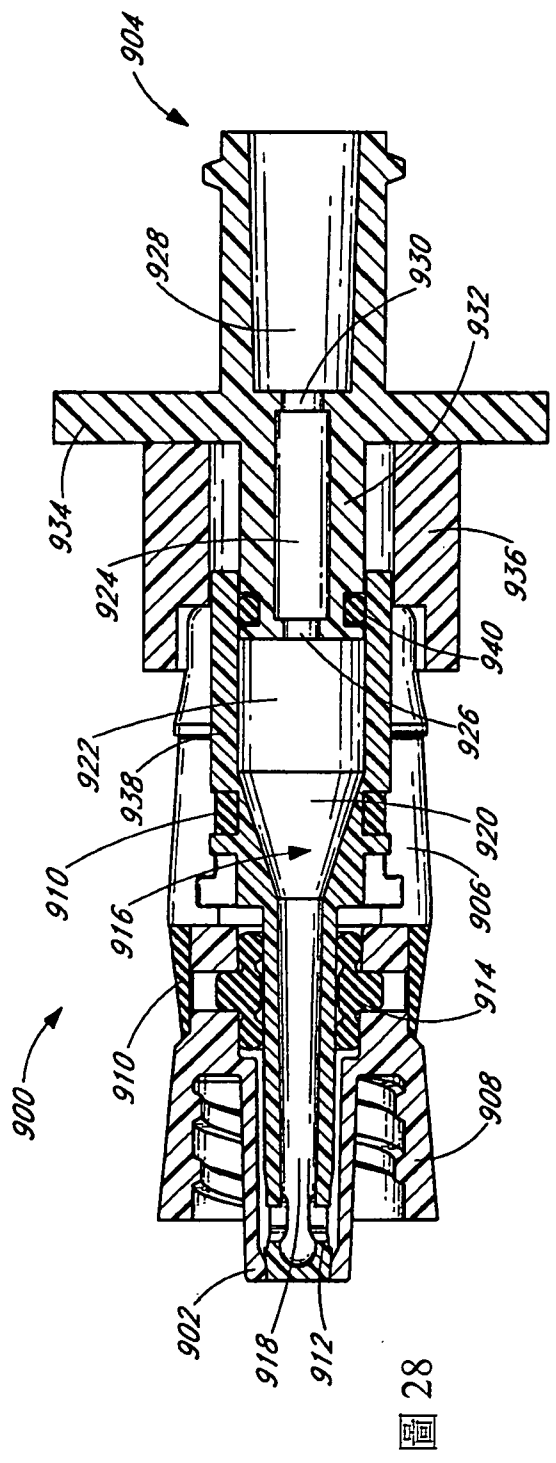


圖 27



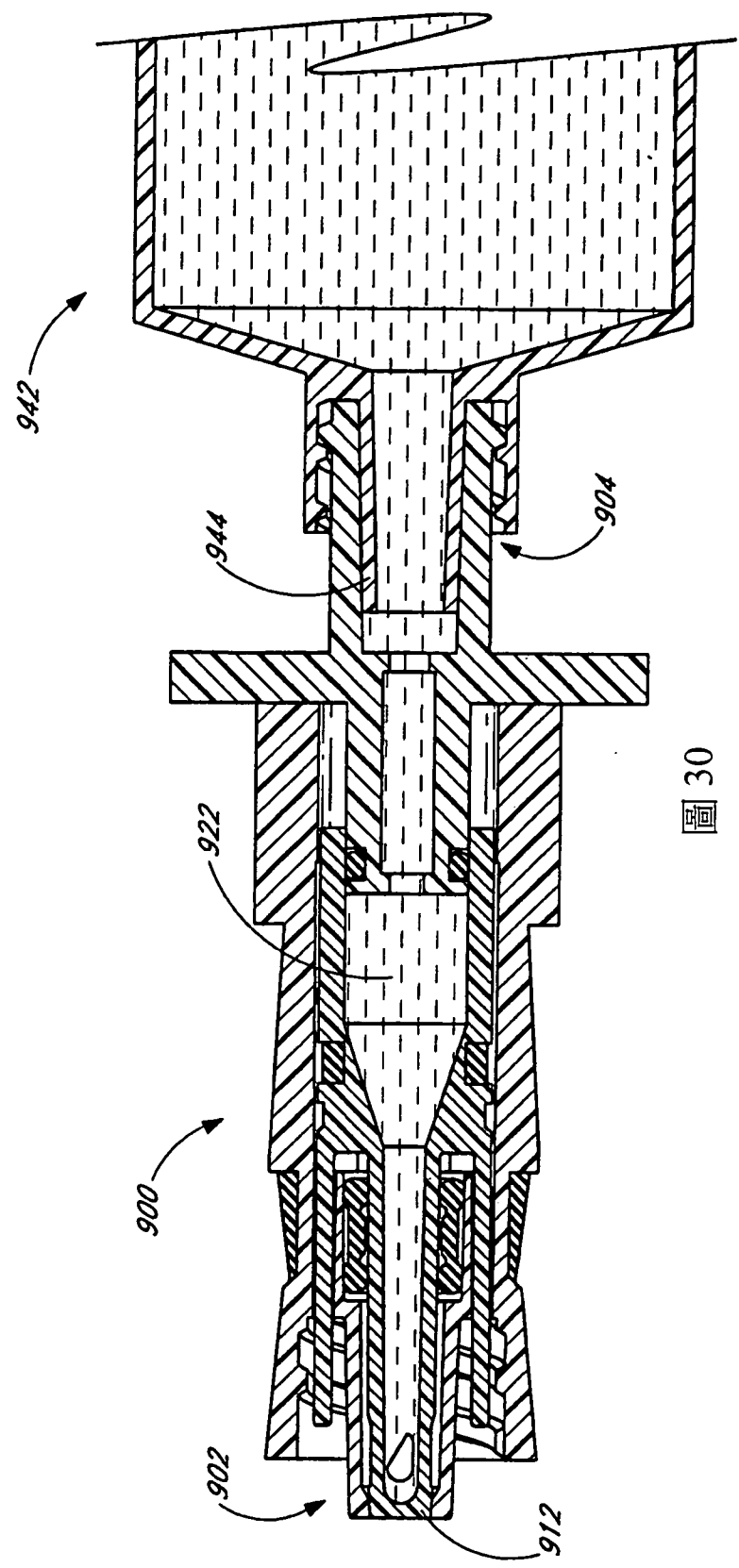


圖 30

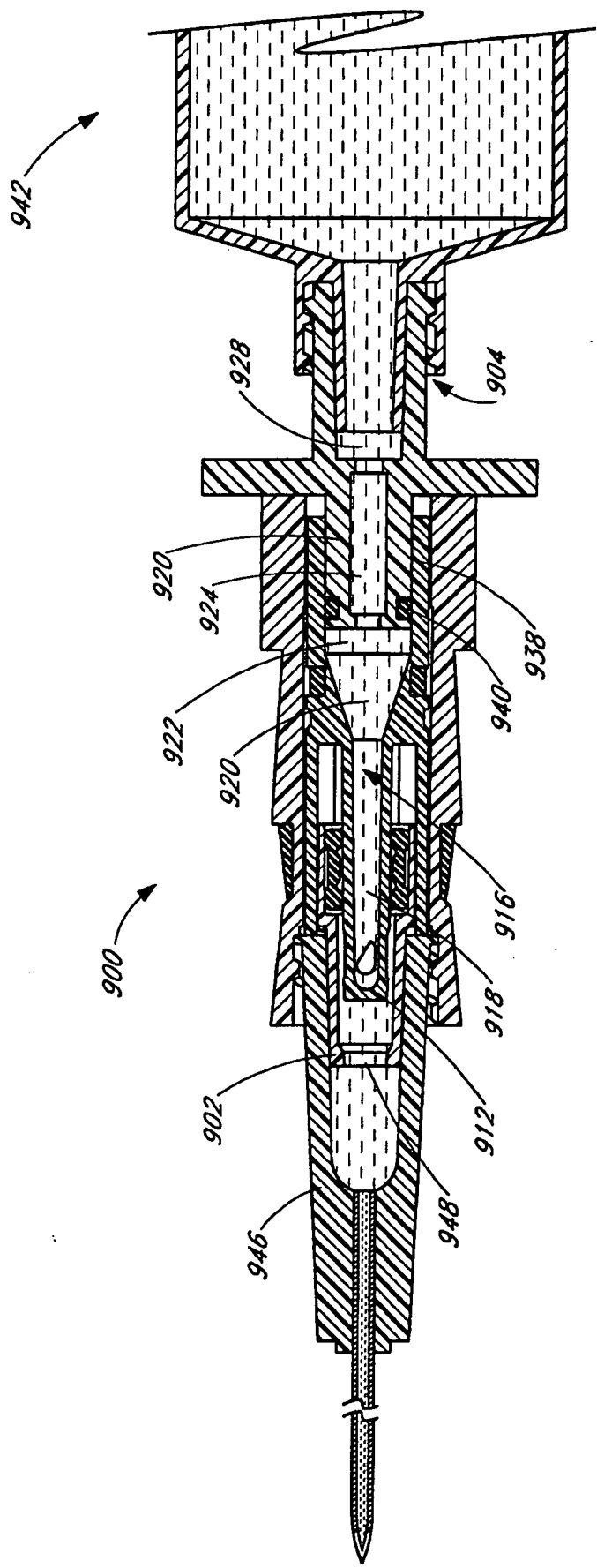


圖 31

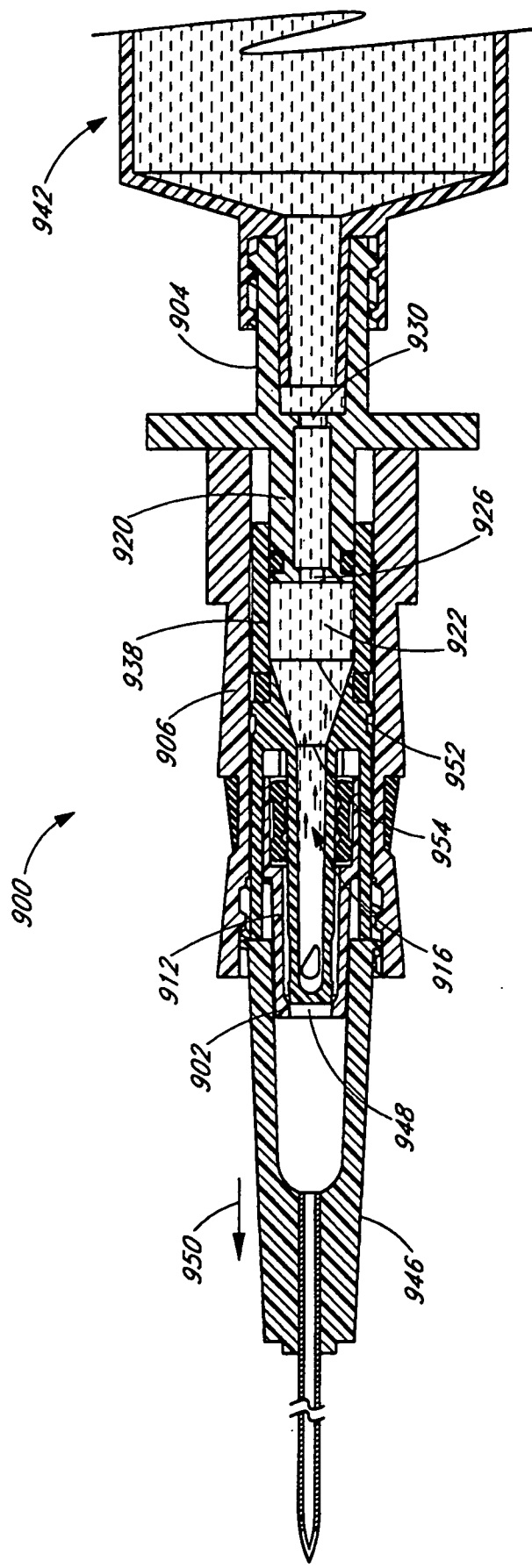


圖 32

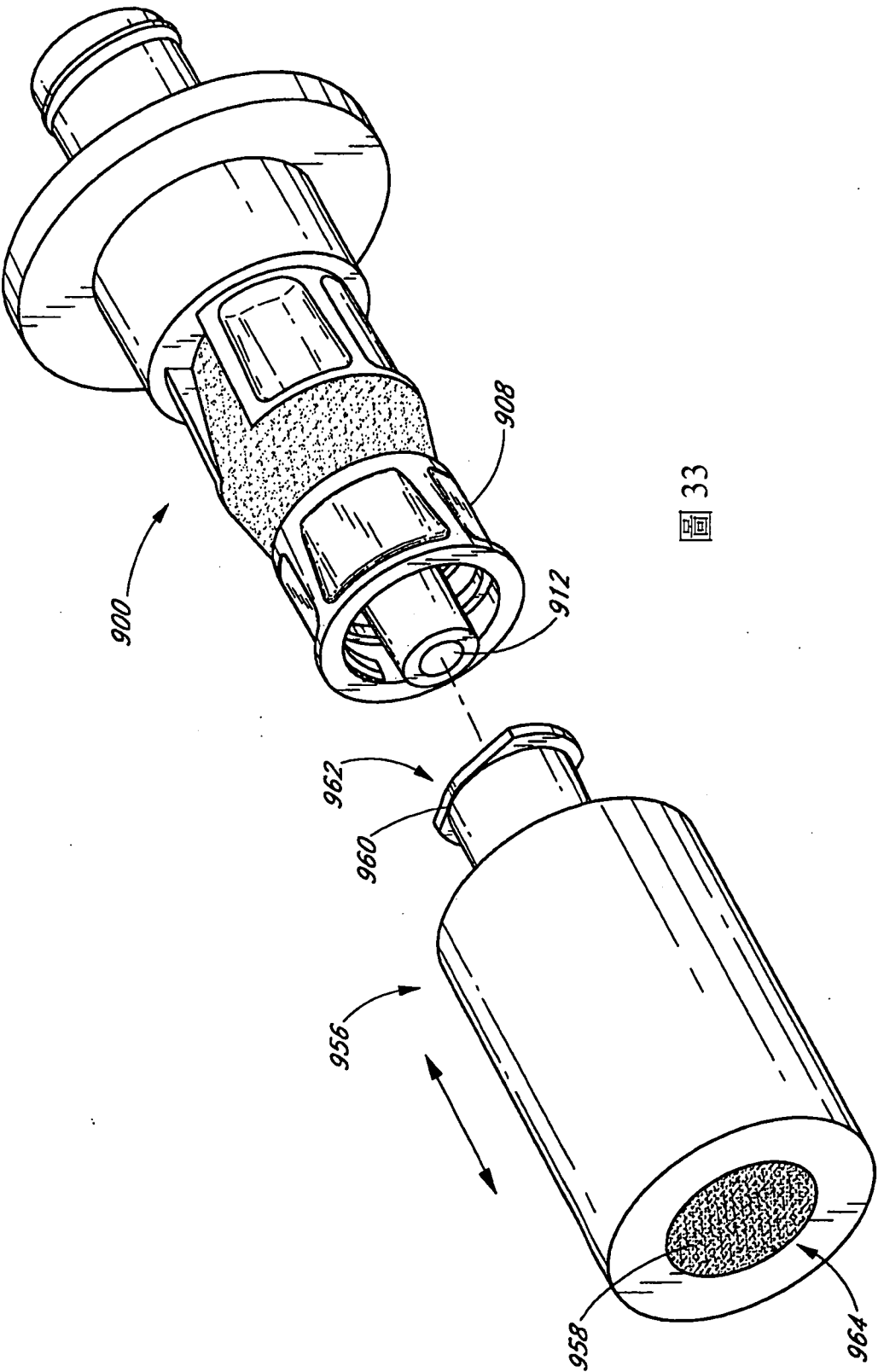


图 33

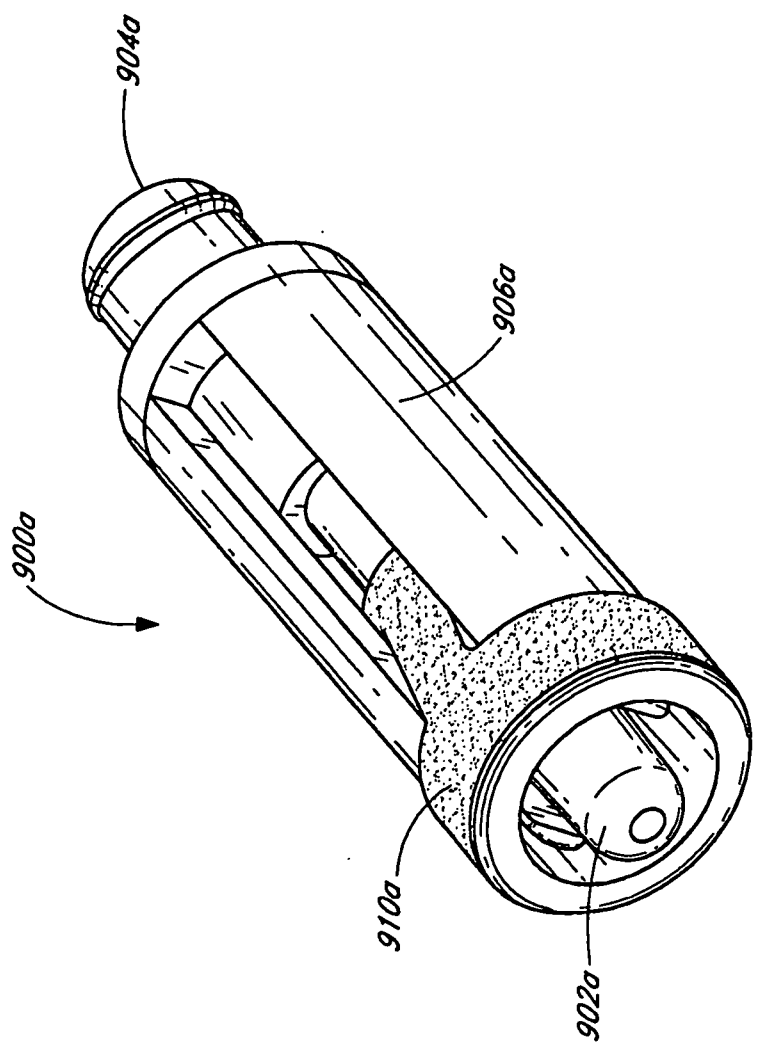


圖 34

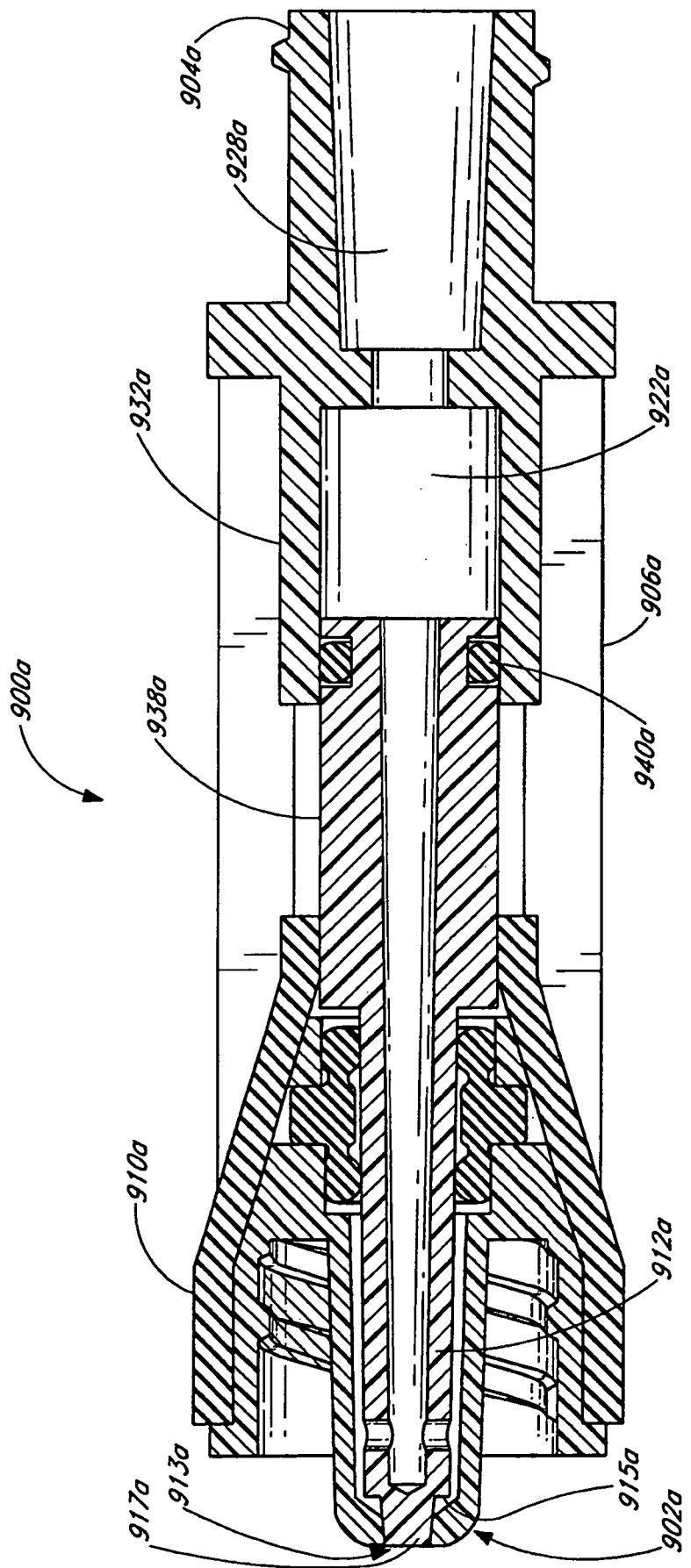


圖 35

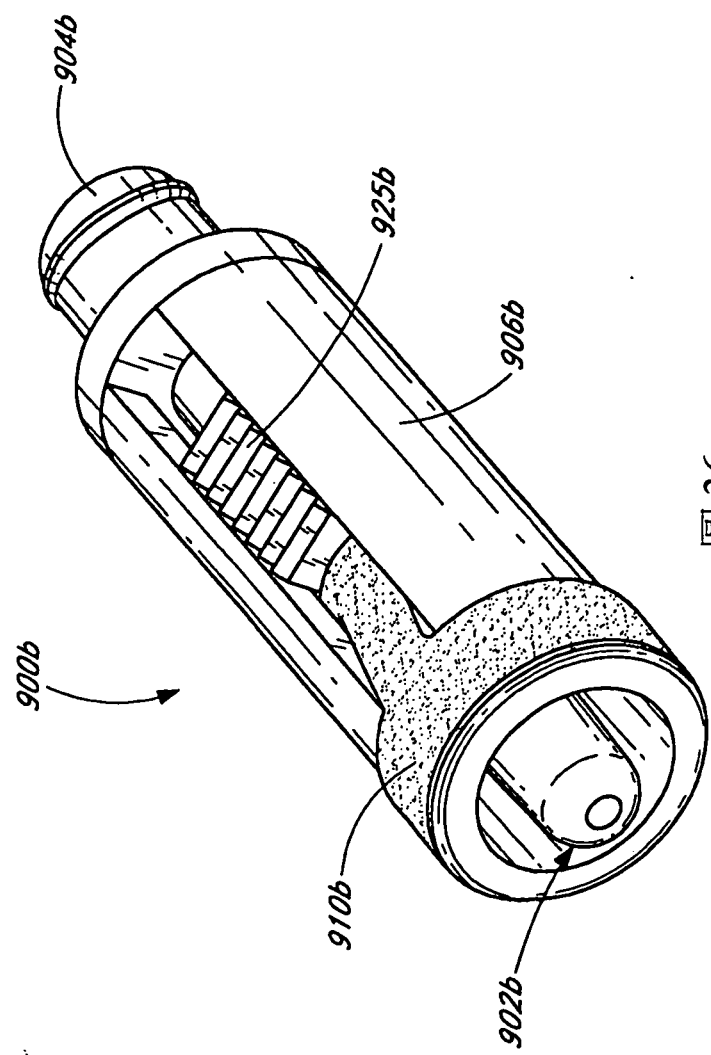


圖 36

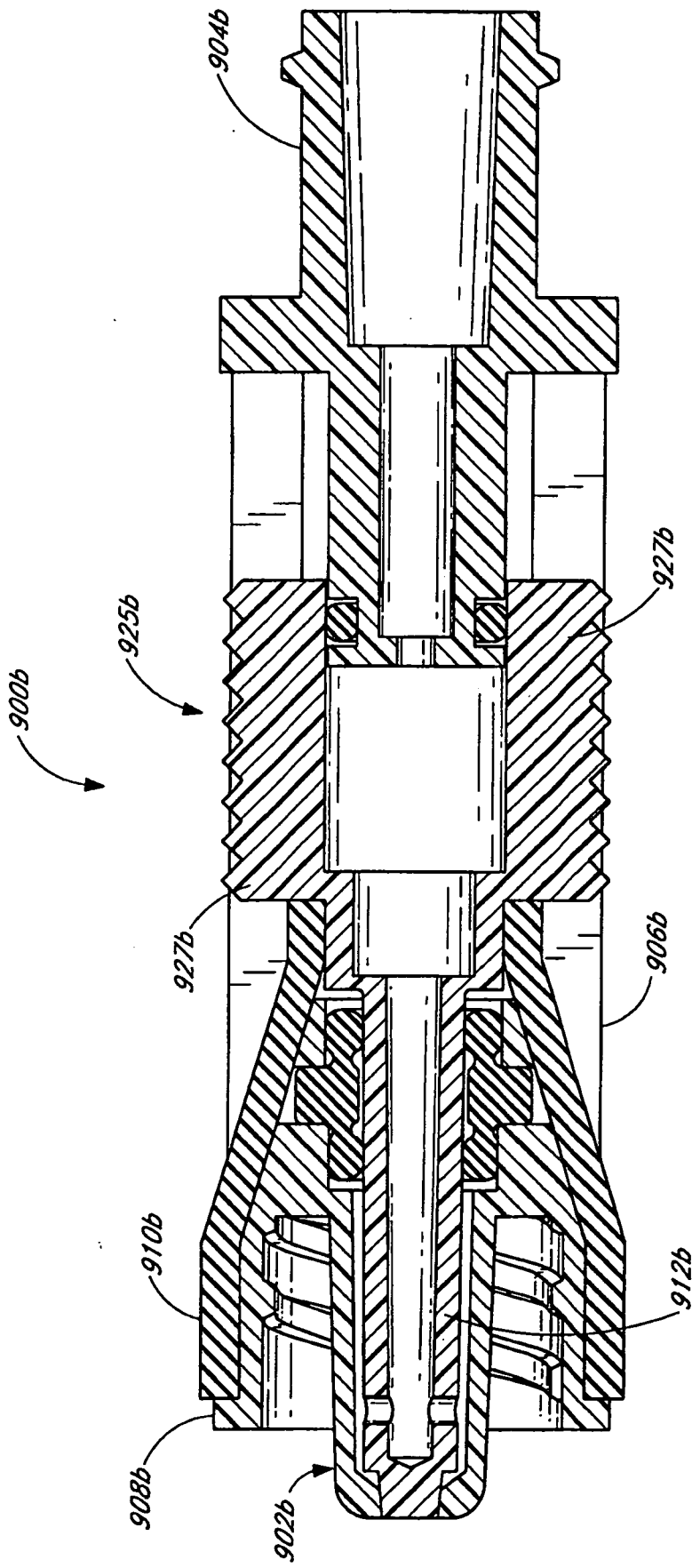


圖 37

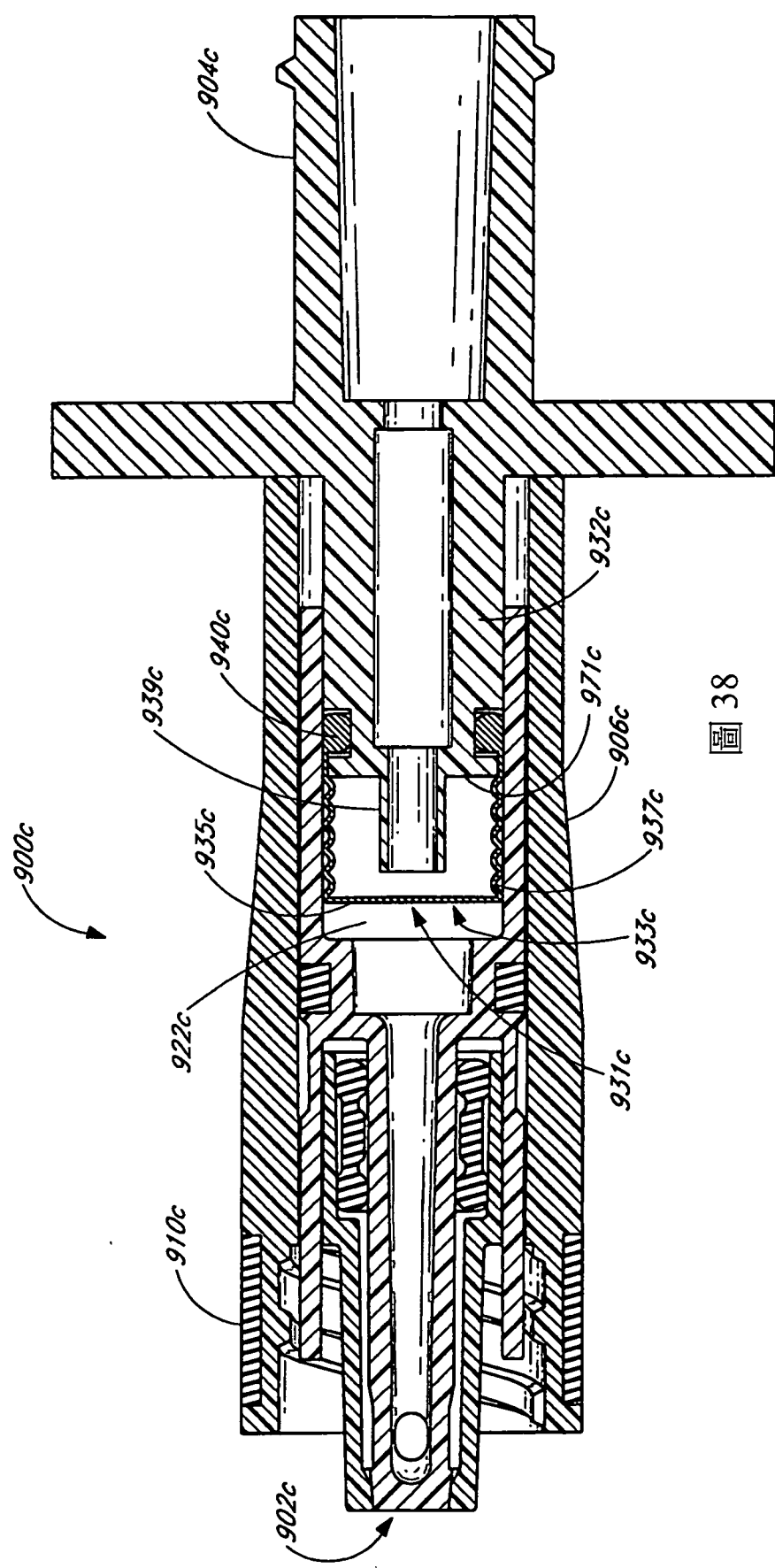


圖 38

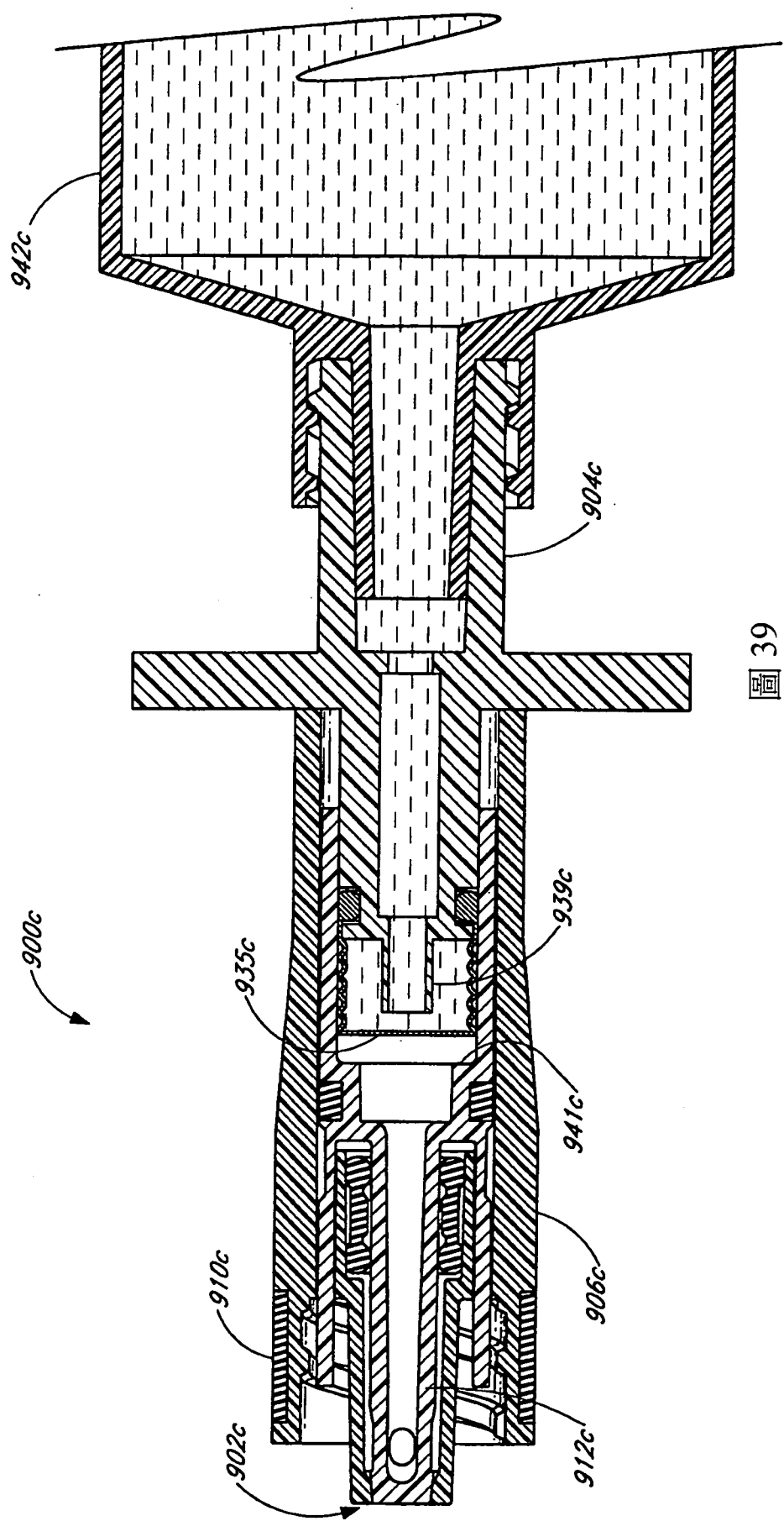


圖 39

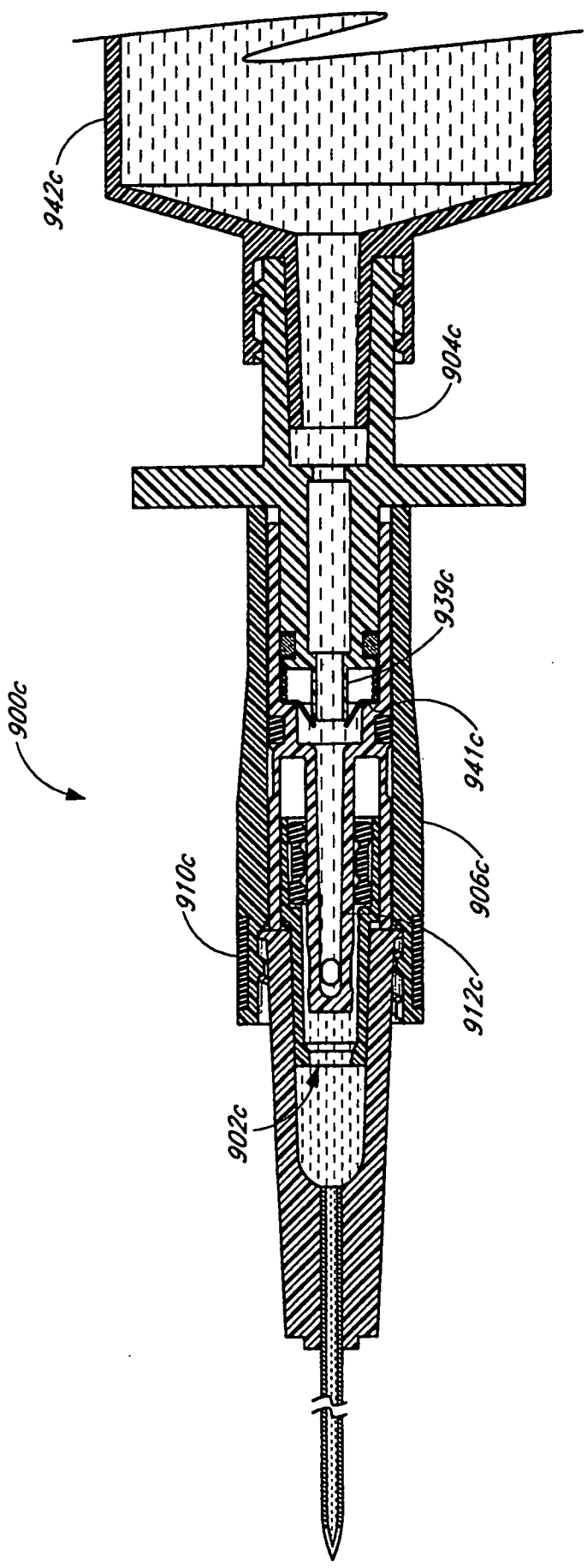


圖 39A

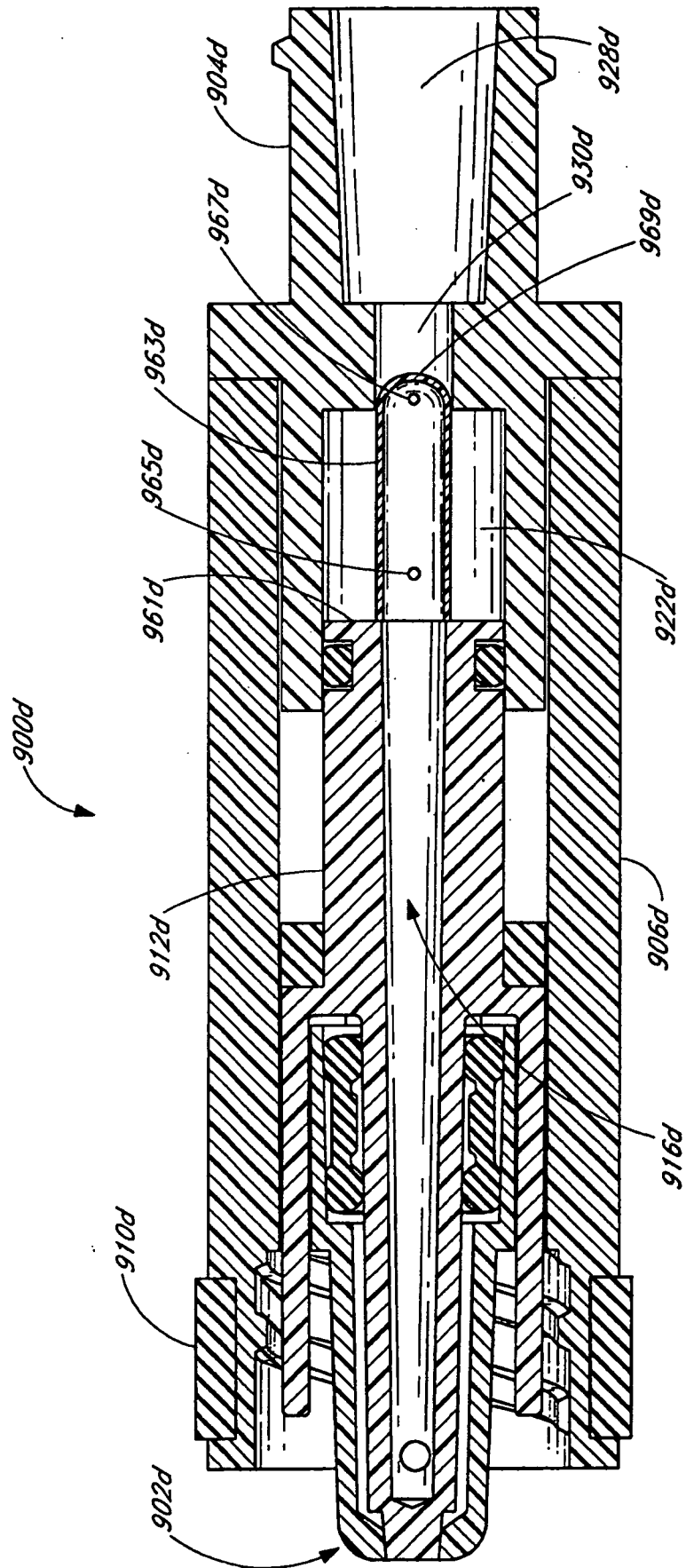


圖 40

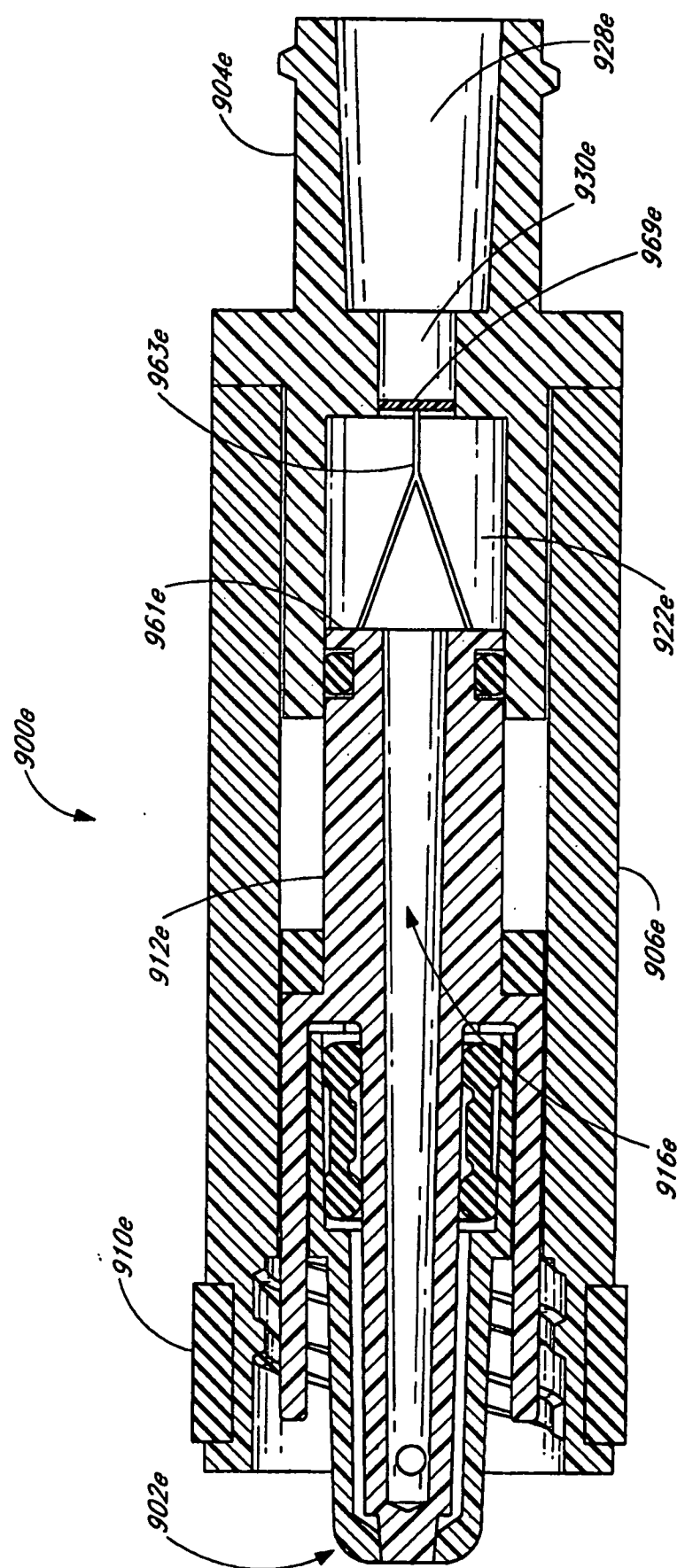


圖 41