

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4184597号
(P4184597)

(45) 発行日 平成20年11月19日(2008.11.19)

(24) 登録日 平成20年9月12日(2008.9.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 M 5/168 (2006.01)

A 6 1 M 5/14 4 2 9

A 6 1 M 39/00 (2006.01)

A 6 1 M 25/00 3 1 8

請求項の数 16 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2000-511546 (P2000-511546)	(73) 特許権者	505403186
(86) (22) 出願日	平成10年8月31日 (1998.8.31)		カーディナル ヘルス 303 インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2001-516626 (P2001-516626A)		Cardinal Health 303, INC.
(43) 公表日	平成13年10月2日 (2001.10.2)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92130 サン ディエゴ トーリー ビューコート 3750
(86) 国際出願番号	PCT/US1998/018068		
(87) 国際公開番号	W01999/013937	(74) 代理人	100059959
(87) 国際公開日	平成11年3月25日 (1999.3.25)		弁理士 中村 稔
審査請求日	平成17年8月9日 (2005.8.9)	(74) 代理人	100067013
(31) 優先権主張番号	08/929, 919		弁理士 大塚 文昭
(32) 優先日	平成9年9月15日 (1997.9.15)	(74) 代理人	100082005
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 熊倉 禎男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ニードルレス弁

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ニードルレス弁(2)であって、流体入口側端部及び流体出口側端部を有する管状ハウジング(8)と、前記ハウジング(8)内に設けられた中実のロッド(14)と、前記ハウジング(8)内に設けられた中空の可撓性のプラグ(6)とを含み、前記ロッド(14)の外周の周りには複数のリブ(86)が配置され、前記プラグ(6)は、前記ロッド(14)と同軸状であり、前記ロッド(14)は、前記プラグ(6)内に配置されており、前記プラグ(6)は、前記ロッド(14)に沿って動くことができるようになっているニードルレス弁(2)において、

前記プラグ(6)は、前記入口側端部内への流体供給ノズル(90)の挿入にตอบสนองして、一方向に動くと共に、前記ロッド(14)と協働して、前記プラグ(6)の壁を外方に広げ、それによって、前記プラグ(6)の内部の容積を増加させて、前記入口側端部と前記出口側端部との間に流体流路を形成するための空間を形成して、前記空間を通して前記ロッド(14)および前記リブ(86)の表面に沿って流体が流れることができるように構成されており、かつ、前記入口側端部からの前記流体供給ノズル(90)の引抜きにตอบสนองして、逆方向に動くと共に、前記ロッド(14)と協働して、前記プラグの内部(82)の容積を減少させて、前記入口側端部と前記出口側端部との間の流体流路を閉じ、それにより、前記流体流路内の残留流体を、前記ニードルレス弁(2)から前記出口側端部を通して追い出すように構成されており、

前記流体流路は、前記管状ハウジングの入口側端部および出口側端部と、前記ロッド(

10

20

14) および前記リブ(86)の外面と、前記プラグ(6)の内部とを含む、
ことを特徴とするニードルレス弁。

【請求項2】

前記ロッド(14)は、前記ニードルレス弁(2)と同軸状であって細長く、前記複数の長手方向のリブ(86)は、前記ロッド(14)から外方に延び、かつ、前記プラグ(6)の内部に設けられており、前記プラグ(6)は、前記プラグ(6)の内部の容積の増加の際に、及び、前記プラグ(6)の内部の容積の減少の際に、前記リブ(86)にそって移動して、前記プラグ(6)は拡張し、または、原形復帰するようになっていることを特徴とする、請求項1記載のニードルレス弁。

【請求項3】

前記リブ(86)が前記ロッド(14)のコア(84)から外方に延びる距離は、前記リブ(86)の長さにわたって変化していることを特徴とする、請求項2記載のニードルレス弁。

【請求項4】

前記リブ(86)が外方に延びる距離は、前記リブ(86)の長さにわたり連続して変化していることを特徴とする、請求項3記載のニードルレス弁。

【請求項5】

前記リブ(86)が外方に延びる距離は、前記リブ(86)の長さにわたり不連続に変化していることを特徴とする、請求項3記載のニードルレス弁。

【請求項6】

前記リブ(86)は、前記ロッド(14)を包囲する中空環状部材(68)の状態で前記出口側端部に隣接して終わっていることを特徴とする、請求項2記載のニードルレス弁。

【請求項7】

遠方側端部及び基部側端部を備えたニードルレス弁(2)であって、

前記基部側端部のところに設けられた基部(4)を備え、前記基部(4)は、流体流れチューブに流体連通関係をなして取り付けられるコネクタ(10)と、前記基部に結合された基部側端部から遠方側端部に延びる、中実で細長く流体流路を構成するロッド(14)とを備え、前記ロッド(14)の外周の周りには複数のリブ(86)が配置されており、さらに、流体流れ導管(38)が、前記基部(4)内に形成され、かつ、前記コネクタ(10)を貫通して前記ロッド(14)の前記基部側端部内へ延び、かつ、前記チューブと前記流体連通可能に配置されており、

前記ニードルレス弁は、さらに、可撓性のプラグ(6)を備え、前記プラグ(6)は、内部表面を有する中空のプラグの内部を形成する壁(18)を有しており、前記プラグ(6)は、前記ロッド(14)上に嵌まり、かつ、前記基部(4)に密封的に取り付けられ、かつ、第1の作動位置と、第2の作動解除位置との間で、前記ロッド(14)にそって動くことができるように構成されており、

前記第1の作動位置では、前記プラグ(6)は、前記ロッド(14)の前記遠方側端部から引っ込められて、前記ロッド(14)は、前記プラグ(6)の壁を外方に広げて、第1の大きな容積を有する前記プラグ(6)の内部(82)を形成して、前記プラグ(6)の内部を通り、かつ、前記ロッド(14)に沿った流体流路を形成するように構成されており、

前記第2の作動解除位置では、前記ロッド(14)の前記遠方側端部が前記プラグ(6)で覆われると共に、前記流体流路が前記プラグ(6)の前記壁によって遮断されて、前記プラグ(6)は、前記プラグ(6)の内部(82)が第2の小さな容積を有する形態をなすように構成されており、

前記ニードルレス弁は、さらに、前記ニードルレス弁の前記遠方側端部から前記基部(4)まで延びる状態で前記プラグ(6)上に嵌まる管状ハウジング(8)を備え、前記管状ハウジング(8)は、前記遠方側端部のところに、流体源のノズルを取外し自在に流体連通関係で受け入れる細長い受入れ部分(28)を有し、前記受入れ部分(28)は、前

10

20

30

40

50

記受入れ部分(28)に沿って前記ノズル(90)の運動を案内して、前記ノズル(90)を前記プラグ(6)に接触させるよう構成されており、前記プラグ(6)は、前記ノズル(90)の運動、及び、前記ノズル(90)との接触に応答して、前記第1の作動位置と前記第2の作動解除位置との間で動くように構成されており、

前記プラグ(6)が、前記受入れ部分内への前記ノズル(90)の挿入に応答して前記第1の作動位置から前記第2の作動解除位置に動くと、前記ロッド(14)、及び、前記プラグ(6)は互いに協働して、前記プラグ(6)を拡張させて、前記プラグ(6)の内部の容積を増加させて、前記ロッド(14)、及び、前記リブ(86)の表面に沿って流体が流れることができる空間を形成するとともに、前記ニードルレス弁(2)を開いて、前記源と前記チューブとの間に流体を流すようになっており、流体流路が、前記管状ハウジング(8)の入口側端部及び出口側端部と、前記ロッド(14)の外面と、前記プラグ(6)の内部とを含んで形成され、次いで、前記プラグ(6)が、前記受入れ部分からの前記ノズル(90)の引抜きに応答して、前記第2の作動解除位置から前記第1の作動位置に動くと、前記プラグ(6)は原形復帰して前記プラグ(6)の内部の容積が減少し、それにより、前記流体の流れを止めるように前記ニードルレス弁(2)を動作させて、前記ニードルレス弁(2)内の残留流体を移動させると共に、前記残留流体を前記ニードルレス弁(2)の基部側端部から前記チューブ内へ流入させるように構成されている、ことを特徴とするニードルレス弁。

【請求項8】

前記ロッド(14)は、前記ニードルレス弁(2)と同軸状に細長く、前記複数の長手方向のリブ(86)は前記ロッド(14)から外方に延びており、前記プラグ(6)は、前記プラグ(6)の内部の容積の増加の際に、及び、前記プラグ(6)の内部の容積の減少の際に、前記リブ(86)にそって移動して、前記プラグ(6)は拡張し、または、原形復帰するようになっていることを特徴とする、請求項7記載のニードルレス弁。

【請求項9】

前記リブ(86)が前記ロッド(14)のコアから外方に延びる距離は、前記リブ(86)の長さにわたって変化していることを特徴とする、請求項8記載のニードルレス弁。

【請求項10】

前記リブ(86)が外方に延びる距離は、前記リブ(86)の長さにわたり連続して変化していることを特徴とする、請求項9記載のニードルレス弁。

【請求項11】

前記リブ(86)が外方に延びる距離は、前記リブ(86)の長さにわたり不連続に変化していることを特徴とする、請求項9記載のニードルレス弁。

【請求項12】

前記リブ(86)は、前記ロッド(14)を包囲する中空環状部材(68)の状態の前記出口側端部に隣接して終わっていることを特徴とする、請求項8記載のニードルレス弁。

【請求項13】

前記プラグ(6)の内部の容積の減少の際における前記ロッド(14)と前記プラグ(6)の前記協働により、前記ニードルレス弁(2)から前記チューブ内への残留流体の追い出しを促進する一時的な正圧が生じて、これが残留流体に及ぼされることを特徴とする、請求項7記載のニードルレス弁。

【請求項14】

前記可撓性プラグ(6)は、弾性材料で作られていることを特徴とする、請求項7記載のニードルレス弁。

【請求項15】

前記基部側端部に隣接して位置していて、前記ロッド(14)と前記プラグ(6)の一部を包囲する室を形成する前記ハウジング(8)の内面を更に有し、前記室は、ガスで満たされ、前記室内への前記プラグ(6)の拡張により前記ガスが圧縮され、しかる後、前記圧縮ガスが前記プラグ(6)の原形復帰を促進して、前記プラグ(6)の内部の容積を

10

20

30

40

50

減少させるように働くことを特徴とする、請求項 7 記載のニードルレス弁。

【請求項 16】

前記プラグ(6)は、作動の際に前記プラグ(6)の内部の容積の拡張の度合いを高める拡大基部側部分を有していることを特徴とする、請求項 7 記載のニードルレス弁。

【発明の詳細な説明】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、コネクタ付き弁、例えば薬物の静脈内(IV)投与のような医用液体流れ用途に用いられるコネクタ付き弁に関する。特に、本発明はかかる用途のためのニードルレス弁に関する。

10

【0002】

〔従来技術の説明〕

或る量の液体を何回かにわたって、絞られていると共に通常は滅菌状態で液体源から液体導管システムに移送しなければならないような多くの場合が、特に医療分野において存在する。主な例は、患者への薬物又は他の液体の経皮投与である。静脈内投与を長期間にわたって定期的に行なう場合、従来のやり方は、通例、カテーテルを患者の前腕を通して患者の静脈に挿入し、カテーテルをその一部が患者の腕から出ると共に所望に応じて液体源への定期的な連結のための弁(レシーバ)で終わる状態で定位置に残すことである。弁を設けることにより、薬物を投与する度ごとに行われる患者への直接注入方式が不要になり、かかる方式は、患者に対して苦痛であると共に皮膚を穿刺する度ごとに感染の恐れが増すものであった。

20

【0003】

長年、レシーバ又は弁、再密封可能な膜、例えばゴム又は他のエラストマー製のプラグを備え、かかるプラグは、装置(即ち、弁)の入口端部を横切って引き伸ばされてIV流体導管を閉じる。薬物又は他の流体を投与する時になると、外科医又は看護婦は、滅菌済みの皮下注射針の付いた従来型皮下注射器を用い、この皮下注射針はゴムプラグを突き通して、液体導管又はカニューレ内への直接的な注射器内の流体の滅菌状態での注入を可能にする。皮下注射針を引き抜くと、弾性ゴムプラグは原形復帰して自動封止し、システムの内部の滅菌状態を維持する。

【0004】

30

しかしながら、かかるやり方は多くの欠点を持っている。皮下注射針でプラグを繰り返し穿刺すると、最終的にはプラグは適当な滅菌シールを維持できないほどに損傷する。さらに、弁/レシーバ装置は通常は極めて小型なので、プラグはそれよりも小さく、直径が1/4インチ(6mm)未満であることが多い。したがって、薬物を投与する人は、注射器の操作にあたって注意を払わなければならない、したがって皮下注射針はゴムプラグを穿刺するが、レシーバの他の部分、患者の腕又は投与者自身の手又は腕に当たらないようにする必要があった。当然のことながら、適度の注意を払うには或る程度の時間が必要なので、医師又は看護婦が一定の時間で診察できる患者の数が減少する。さらに、皮下注射針が液体の投与中又は投与前にプラグ内で折れることは珍しいことではなく、かくして通常はゴムプラグ内に突き刺さったままになるので、責任者が時間をかけて折れた針を取り除かなければならなかった。さらに、かかる破損により通常、注射器内の薬物又は他の液体の全て又は一部が失われることが通例であり、当然のことながら患者に適正には投与されなかった。

40

【0005】

かかる問題は、医療従事者が例えば応急室及び緊急医用投与環境において非常に迅速に行う必要のある場合には特によく見受けられる問題であった。

【0006】

医師又は看護婦の皮膚の偶発的な穿刺は重大な問題を引き起こした。かかる事態が患者への薬物の投与前に生じると、薬物又はその少なくとも一部が看護婦又は医師に注入され、これは患者から薬物を奪い取るだけでなく、実際には、医師又は看護婦に極めて有害であ

50

った。もしこのような偶発的な事態が患者への流体の投与後に生じると、皮下注射針は容易に患者の血液又は他の体液によって汚染され、かくして患者の病気が医師又は看護婦に移る恐れが生じる。これはいつでも深刻な問題であるが、これは非常に感染力の高い又は毒性の高い種々の病気が流行することになるので真に重大な問題となった。極めて死亡率の高い患者相互間における感染症、例えば A I D S が新たに出現したので、皮下注射針を不要にする装置の開発が優先的に要望されている。

【 0 0 0 7 】

近年、「ニードルレス（針無し）」コネクタ及び受け具が開発され、広く市場に出回っている。この種の装置を用いるシステムでは、流体ディスペンサ（通常は、注射器）は、皮下注射針ではなく尖っていないノズルを備えている。尖っていないノズルは、I Vライン又は他の流体導管に取り付けられた対応関係にあるレシーバ内に受け入れられるよう設計されている。通常、レシーバ内には中空管状カニューレが設けられており、このカニューレは、患者の血管内へ延びる流体導管の延長端部となる固定部材である。レシーバが滅菌又は無菌状態であることは重要であり、それ故に、注射器からカニューレ及びI V流体導管への液体の移送を滅菌条件下で行うことができる。

【 0 0 0 8 】

「ニードルレス」という概念は周知であって極めて単純であるが、実際問題として、この概念を具体的に構成することは極めて困難であった。ニードルレス形コネクタは大部分に関して中空可撓性のプラグを備えるものとして設計されており、かかるプラグは、カニューレに嵌合し、プラグの外端部には自動密封式のスリット又はこれに類似した閉鎖可能な開口部が設けられている。プラグの内端部は、カニューレの下流側端部（即ち、I Vシステム及び患者の腕の中に延びる端部）に隣接して固定される。カニューレは、剛性の細長いチューブとして作られているので、流体小出し器具のノズルがレシーバ内へ押し込まれると、このノズルはゴム製ノズルの外端部に接触してこの外端部を内方へカニューレの遠方側端部に押しつける。カニューレの遠方側端部は、プラグの端のスリットに接触してスリットを押し開き、プラグはこの場合、カニューレの外面に沿って内方へ押されるとスリーブになる。最終的に、今や露出した状態のカニューレの遠方側端部は、小出し装置のノズルがレシーバ内へ一層移動すると小出し装置の内部流体移送チューブに接触する。この連結状態が得られると、流体を注射器から直接、カニューレ内へ送り込むことができ、かかるカニューレを通して流体は患者の体の中に設けられているI Vシステムに流れる。かかる装置の開放は一般に「弁」の「作動」と呼ばれている。

【 0 0 0 9 】

流体がいったん全部移送されると、小出し装置のノズルは、レシーバから外方へ引き抜かれ、可撓性のプラグが原形復帰し、カニューレに沿って遠方側へ拡張し、ついにはカニューレの端部を越えてその「作動解除」又は「非作動」位置に戻ってカニューレの端部を、再び閉じたスリットで包囲する。この種の装置の例が米国特許第5,065,783号（オグレ氏）及び米国特許第5,549,577号（シーゲル氏等）並びに国際出願公開明細書W O 9 3 / 1 1 8 2 8（ロペス氏）に示されている。

【 0 0 1 0 】

かかる装置は大抵の場合には良好に働くが、幾つかの大きな欠点をもっていることが判明した。最も重要な欠点の一つは、注射器又は他の流体小出し器具のノズルを作動解除したり抜き取ると、圧縮プラグがその元の位置に原形復帰し、かくしてその内容積をその作動解除状態における容積に戻して増大させ、かくしてカニューレ及びこれに取り付けられた状態のカテーテル内に部分真空を生じさせる。これにより吸引作用が生じ、この吸引作用により、患者の静脈血がカテーテル内へ吸い込まれる場合が多く、静脈血はこのカテーテル内に留まって凝固する場合があります、かくしてカテーテルを通る流れが阻止される。次の一回分の流体を投与すべき時期になっても詰まり状態のカテーテルは流体の投与を阻止する。この問題を解決するには、カテーテルを洗浄するか、又は交換しなければならない。当然のことながら、これは、応急処置室内であっても、或いはI V疾患のある患者が、緊急事態、例えば或る種の再発又は発作或いは他の重大な事態に陥っていて、手遅れならな

10

20

30

40

50

いうちに薬物をI V中に投与しなければならない場合には大きな問題である。しかしながら、緊急事態ではなくても、カテーテルを洗浄するために器具を抜き取ると、その後、I Vを患者に再び挿入しなければならない。通常の場合、これは少なくとも、看護婦の手間を必要とし、しかも患者にとって苦痛である。しかしながら、多くの場合、再挿入は、例えば新たな挿入部位を見つけるのが困難であったり、或いは患者が針の挿入にあまり我慢できないような場合には医師の介入を必要とするので問題である。かくして、再挿入は、医療の観点及びその後の患者側の観点から見て相当な犠牲を強いることである。

【0011】

ニードルレス形コネクタにおける他形態のコネクタを説明した。これらは、結合状態のチューブの一端又は他端に取り付けられた可撓性スリーブが流体流路を圧迫して閉鎖する傾向に抗して、流体流れ導管を開き状態に保持するようになった継手内の構成部品を有している。典型例が米国特許第4,457,749号(ペロッティ氏等)に示されており、かかる例では、チューブの2つの部分を互いに結合すると、十字形横断面の「スパイク」が継手内の流体流路を開き状態に保つのに用いられる。

【0012】

〔発明の概要〕

本発明者は、従来型ニードルレス装置の吸引の問題を解決し、事実上、作動解除状態になると確実な自動パージ作用を発揮するよう構成されたものであるのがよいニードルレス弁を発明した。この装置は、作動して患者に薬物を投与するニードルレス弁システムの好ましい特徴を全て保持するが、作動解除状態になったときに生じる従来型装置の欠点を全て解決する。本発明の装置は、事実上詰まることがなく、投与サイクルの終わりに自動パージ作用を発揮し、そして注射器から計量小出しされた薬物の実質的に全てが患者に投与されるようにするのに役立つ。本発明の装置は又、設計が非常に単純であって製造及び組立てが容易である。というのは、この装置は、たった3つの部品でできているからである。本装置は、多種多様な形態で構成でき、これら形態は全て同一の自動パージ作用を発揮し、投与された液体の流体流路をきれいにする。

【0013】

本発明の装置は、従来型装置ではできない仕方で、コアロッドが作動の際にプラグを拡張させ、それによりプラグの内容積がその休止(作動解除)状態における)容積から実質的に増大し、投与された流体のための弁内の流体流路を開くよう構成されている。作動解除状態では、プラグは原形復帰してその内容積が休止状態の容積に戻って流体流路を閉じ、弁内の残留流体を移動させて残留流体を弁から出口を通して下流側の導管又はユニット内へ追い出し、それにより弁をパージすると共に投与された流体の全てを利用しやすくする。さらに、かかる容積の減少により、弁内における部分真空の発生が防止され、事実、通常は、一時的又は一過性の過剰圧が生じ、これは又、弁からの残留流体のパージを助ける。かくして、本発明の構造は、常時、正圧又は中立(即ち、負圧ではない)圧力の何れかを維持し、患者から取付け状態のカテーテル内への血液の吸引を防止し、かくしてカテーテル内へ引き込まれた血液の凝固によるカテーテルの詰まりを無くす。

【0014】

一実施形態では、本発明は、流体入口側端部及び流体出口側端部を備えたハウジング、該ハウジング内に設けられた中実のロッドと、ハウジング内に設けられていて、ロッドに沿って動くことができる中空可撓性プラグとから成るニードルレス弁であって、中空プラグは、入口側端部内への流体供給ノズルの挿入にตอบสนองして、一方向に動くと共にロッドと協働してプラグの内容積を増加させて入口側端部と出口側端部との間の流体流路を開き、入口側端部からの流体供給ノズルの引抜きにตอบสนองして、逆方向に動くと共にロッドと協働してプラグの内容積を減少させて入口側端部と出口側端部との間の流体流路を閉じ、それにより流体流路内の残留流体をニードルレス弁から出口側端部を通して追い出すことを特徴とするニードルレス弁を提供する。

【0015】

別の実施形態では、本発明は、遠方側端部及び基部側端部を備えたニードルレス弁であっ

10

20

30

40

50

て、基部側端部のところに設けられた基部と、内方へ向いた表面によって画定された中空内部を形成する壁を備えた可撓性プラグと、ニードルレス弁の遠方側端部から基部まで延びる状態でプラグ上に嵌まる管状ハウジングとから成り、基部は、流体流れチューブに流体連通関係をなして取り付けられるコネクタ、基部に結合された基部側端部から遠方側端部に延びる中実の細長い流体流路構成ロッド、及び基部内に形成されていて、チューブと流体連通可能に位置した状態でコネクタを貫通してロッドの基部側端部内へ延びる流体流れ導管を有し、プラグは、ロッド上に嵌まり、基部に密封的に取り付けられ、第1の作動位置と、第2の作動解除位置との間で動くことができ、ロッドは、第1の作動位置では、プラグがロッドの遠方側端部から引っ込められて内部が第1の大きな容積を有する形態にプラグを維持すると共に内部を通りロッドに沿って流体流路を形成し、第2の作動位置では、プラグは、ロッドの遠方側端部がプラグで覆われると共に流体流路が目の壁二よって遮断されて内部が第2の小さな容積を有する形態をなし、ハウジングは、遠方側端部のところに、流体源のノズルを取外し自在に流体連通関係で受け入れる細長い受入れ部分を有し、受入れ部分は、該受入れ部分に沿ってノズルの運動を案内してこれをプラグに接触させるよう構成されており、プラグは、ノズルの運動及びノズルとの接触に応答して第1の位置と第2の位置との間で動くようになっており、プラグが、受入れ部分内へのノズルの挿入に応答して第1の位置から第2の位置に動くと、ロッド及びプラグは互いに協働してプラグを拡張させて内容積を増加させると共に源とチューブとの間の流体流路を開くようニードルレス弁を動作させ、次いで、プラグが受入れ部分からのノズルの引抜きに応答して第2の位置から第1の位置に動くと、プラグは原形復帰して内容積が減少し、それにより流体の流れを止めるようニードルレス弁を動作させけニードルレス弁内の残留流体を移動させると共に該残留流体をニードルレス弁の基部側端部からチューブ内へ流入させることを特徴とするニードルレス弁を提供する。

【0016】

別の実施形態では、本発明は、ニードルレス弁用のロッドであって、外方に延びる複数の長手方向リブを有する中実の細長いコアから成ることを特徴とするニードルレス弁用ロッドを提供する。

【0017】

リブは、これらの延長縁部が真っ直ぐであるように一様な幅を備え、即ち、これらの縁部が真っ直ぐな又は湾曲した滑らかなテーパを形成するよう連続して変化するように作られてもよく、或いは、これらの縁部が各リブの長さにわたって1又は2以上の段部を形成するよう不連続に変化する幅を有してもよい。一実施形態では、リブは、ロッドを包囲する中空環状部材の状態の前記出口側端部に隣接して終わっている。

【0018】

本発明の追加の特徴及び構成要素の種々の形態の説明は、以下に記載される。

〔好ましい実施形態の詳細な説明〕

本装置は、図面を参照すると最もよく理解できる。説明の目的上、以下に記載する方向に関する記載は慣例による。「上流側」及び「下流側」という用語は、薬物又は他の液体を本発明の弁を通して患者又は他のレシーバに投与する際の通常の流体の流れ方向に関している。これは、図8において流れの矢印50（上流側）及び52（下流側）によって示されている。同様に、「遠方側」及び「基部側」という用語は、患者又は他のレシーバに関して用いられ、本装置の上流側端部を遠方側端部と呼ぶ場合もあり、下流側端部を基端側端部と呼ぶ場合もある。

【0019】

本装置2一式の一実施形態は、図1では3つの構成部品、即ち基部4、プラグ6及びハウジング8に分離された状態で示されている。また、これら部品の各々の主要な特徴が図1で分かる。基部4は、通常は図8に示すように別個のコネクタ94により本装置と流体流れチューブ又は導管48を連結するコネクタ又は継手10と、プラグ6の取付けのための受座として役立つ半径方向フランジ12と、以下に説明するように、プラグ6と協働して本発明のユニークで望ましい作用上の特徴をもたらす細長いロッド14とから成る。

【 0 0 2 0 】

プラグ 6 は、嵌合ガasket 1 6、通常はベローに似た形状に折り畳まれている圧縮可能な中間部分 1 8 及び遠方端部 2 0 のところに位置した閉鎖可能なスリット又はこれと類似した開口部 2 2 を有している。ハウジング 8 は、拡張拡大部分 2 4、組立ての際にフランジ 1 2 に結合されて一体ユニットとして本装置を保持する結合リング 2 6 及び受入れ部分 2 8 を有し、この受入れ部分の遠方側端部 3 0 は、液体ディスペンサのねじ山と噛み合っ

てハウジング 8 と液体ディスペンサを互いに結合するねじ山 3 2 を備えるよう構成するのがよい。

【 0 0 2 1 】

図 2、図 3 及び図 4 はそれぞれ、ハウジング 8、プラグ 6 及び基部 4 を、これらの動作状態及び機能を理解しやすいように横断面で示している。先ず最初に図 4 を参照すると、基部 4 は、上述の継手 1 0、フランジ 1 2 及びロッド 1 4 で形成されている。図 4 で分かるように、継手 1 0 は、環状の形をしており、その内壁 3 4 は、ねじ山又はリブ 3 6 の状態に形成されていて、これを以下に説明するように継手、例えば継手 9 4 の対応のねじ山付き端部に取り付けることができるようになっている。環状継手 1 0 の中央には中空テーパ付きシリンダ 4 0 が設けられており、この中空テーパ付きシリンダを貫通して流体流れチャンネル 3 8 が設けられている。シリンダ 4 0 はフランジ 1 2 及びロッド 1 4 の延長部であり、これは基部ユニット全体を通常はプラスチックである、が場合によっては金属の剛性材料の単一部品として成形することが望ましい。流体流れ導管 3 8 は、フランジ 1 2 の中央を貫通する導管 4 2 として続き、ロッド 1 4 の基部側端部 4 4 内の導管 4 6 として終わっている。かくして、装置 2 の作動中、液体ディスペンサ 1 1 6 からロッド 1 4 に沿って下流側に流れる流体は、開口部 1 4 6 を通って流体導管 4 6 に流入し、フランジ 1 2 を通る穴としての導管 4 2 を通って流れ、チャンネル 3 8 を通って継手 9 4 内へ流れ、最終的に図 8 に示すようにチューブ 4 8 に流入する。基部 1 0 の基部側端部を越えるシリンダ 4 0 の延長部は、継手 9 4 内への挿入を容易にし又は（かかる継手が設けられていない場合）例えばチューブ 4 8 内へ直接挿入しやすくする。チューブ 4 8 に代えて弁が取り付けられるべき他の装置、例えば貯蔵、検査又は反応容器、或いは測定器具への直結継手を用いてもよい。

【 0 0 2 2 】

図 6 の好ましい実施形態が図 3 に示されている。プラグ 6 は、可撓性材料、通常はゴム又は高分子エラストマーで作られている。図示の実施形態では、プラグは、フランジ 1 6 を有し、このフランジは、これを図 7 及び図 8 に示すように基部 1 0 のフランジ 1 2 の平らな遠方側の面 5 6 に密着させることができる平らな底部 5 4 を有している。最も基部側に位置した部分 1 8 の内部及び外部には溝 5 8 が設けられるのがよく、それにより図 8 に最もよく示されているように作動の際、プラグを圧縮して後方に移動させるとこの最も基部側部分 1 8 のベロー動作又は他の折り畳み動作が可能になる。（異なる形態の部分 1 8 を備えたプラグ 6 の別の実施形態については、以下に説明する。）他の実施形態では、フランジ 1 2 を省いて、プラグ 6 の基部側端部が固定される他の手段、例えば把持面又は接着剤塗布面（図示せず）を設けてもよい。

【 0 0 2 3 】

図示の好ましい実施形態では、プラグ 6 は、中間部分 6 0 を更に有し、この中間部分は拡張可能であるが、通常は部分 1 8 と同程度に撓んだり、折り畳み状態になったり、又は縮むということはない。部分 1 8 の拡張と部分 6 0 の拡張の両方により、以下に説明するような装置 2 の自動パージ作用が得られる。プラグ 6 の遠方側端部 6 2 は、ロッド 1 4 の先端部 6 4 をちょうど越えたところまで外方に延び、通常、遠方側端部 2 0 のスリット 2 2 の開放及びその後の閉鎖に順応すると共にユニットを作動解除したときに端部 2 0 が歪まないようにするために部分 1 8、6 0 の壁よりも幾分厚い壁を有している。好ましくは、スリーブ 2 2 は、「カモノハシ」状のフランジ 6 6 によってプラグ 6 の内側で終わることになり、フランジ 6 6 は、内圧が作動解除中に存在している場合にスリット 2 2 が漏れを生じにくくするのに役立つ。

【 0 0 2 4 】

ハウジング 8 は、プラスチック又は金属でできた簡単な構造の剛性シェルであり、このシェルはプラグ 6 に装着されると共にフランジ 1 2 に取り付けられるようになっており、かくして図 7 及び図 8 に最もよく示すようにガasket 1 6 を定位置に係止する。ハウジング 8 の結合リング 2 6 の内側部分は、この内部に全体として半円形のチャンネル 7 0 が形成された状態で構成され、かかるチャンネル 7 0 はガasket 1 6 の対応の底部 7 2 及びリップ 7 4 を受け入れるような形状になっている。連結リング 2 6 を、好ましくはリップ 7 8 が溝 7 6 に嵌まり込むことによって整列状態になった基部 4 のフランジ 1 2 に当て、これら 2 つを例えば従来型接着剤又は熱による溶接、超音波溶接又は高周波溶接によって互いにシールすると、プラグ 6 のフランジ 1 6 は、プラグを変位させることができないようにフランジ 1 2 にしっかりと当接保持され、しかも作動解除の際にはプラグの戻り又は原形復帰のためのしっかりとしたベースとなる。

10

【 0 0 2 5 】

ハウジング 8 の部分 2 4 の内部は、図 7 に示すようにプラグ 6 の部分 1 8 の作動解除状態における直径よりも実質的に大きな直径を有するよう形づくられ、それにより環状空間 8 0 を形成しており、部分 1 8 が圧縮されて図 8 に示す全体としてペロー状の形になると部分 1 8 はこの環状空間 8 0 内へ広がることができる。

【 0 0 2 6 】

ロッド 1 4 は、多くの互いに異なる形態をとることができ、これらの形態の全ては、プラグ 6 が作動の際に外方へ広がるようにし、かくして弾性プラグの拡張及びその内容積の増大を生じさせ、プラグ 6 は、作動解除の際には内方へ戻り又は原形復帰してその内容積を減少させ、それにより流体を流体流れ空間 8 2 からロッド 1 4 に沿ってパージするようにする。ロッド 1 4 は一般に中実コア 8 4 を有するものとして構成されるのがよく、この中実コアは、尖っておらず又は丸い先端部 6 4 で終端しており、またこれから複数のリップ 8 6 (及び恐らくはリップ 8 6 ') が半径方向に延びている。リップ 8 6 は、作動の際にプラグが広がるようにすると共にプラグの拔出しを防止する種々の形態をとるのがよい。例えば、種々の実施形態では、細長いリップが、その長さの大部分にわたって一定の幅を有するものであるのがよく (好ましくは、ロッド及びリップに沿うプラグ 6 の端部 2 0 の運動を容易にするためその遠方側端部に移行湾曲部又は傾斜部を備える) 、或いは、この細長いリップは、真っ直ぐな又は湾曲したテーパ付きの輪郭を有するよう連続的に変化する幅を有するのがよく。或いは、段付きの輪郭を有するようその長さに沿って不連続に変化する幅を有していてもよい。幅が連続的又は不連続的に変化するリップについては、幅は遠方側端部から基部側端部に増大するので、プラグ壁の内部の一部が引っ掛かって作動解除の際にプラグの戻り又は原形復帰を阻止し又は妨げるような凹部又は肩が形成されることはない。図 1 7 に示す別の変形実施形態では、リップ 8 6 の基部側端部は、作動の際プラグ 6 の最大拡張を維持するのに役立つ中空環状部材 6 8 で終端するのがよい。有利には、この環状部材 6 8 は円形であるが、多角形の形も使用可能である。ただし、辺の数が 6 未満、おそらくは 8 未満の多角形は恐らくは回避されるべきである。というのは、これら多角形はかどが多すぎ、作動解除の際にプラグの原形復帰を妨げがちなからである。

20

30

【 0 0 2 7 】

任意の有利な数のリップを設けることができ、これらリップをロッド 1 4 の周りにぐるりと互いに任意所望の向きで配置することができる。しかしながら、通常は好ましくは互いに 1 2 0 ° の等角度間隔で少なくとも 3 つのリップ 8 6 を設けることが必要であろう。その目的は、弾性プラグ 6 が適当な容積の空間 8 2 を形成するよう広がるようにすることにある。代表的には、図 9 及び図 1 0 に示すように十字形の 4 つのリップ 8 6 が設けられる。ただし、これよりも多い数、例えば図 5 に示すように 8 つのリップを用いてもよい。また、図 1 及び図 5 に示すように同一のロッド 1 4 上に互いに異なる数及び互いに異なる長さのリップを設けることも可能であって通常はこれが好ましく、この場合追加のリップ 8 6 ' は十字形の主リップ 8 6 相互間にところどころに配置されるが、軸方向長さは短くされ、各リップ 8 6 の幅の最も広い部分の長さまで遠くに延びている。追加されたリップは、長いプラグ壁を支持

40

50

し、壁の非支持状態の部分の拔出を防止し、拡張量が増大し、壁厚さが拡張によって薄くなる。装置のサイズを小さく且つ流れチャンネルを最大限にすることが望まれている場合、８～１０のリップが恐らくは実用上最大の数であると考えられ、４、６又は８つのリップが好ましく、他の数（３～１０と１１以上の数の両方）も可能である。図示のように偶数個のリップを用いることが好ましい。というのは、奇数個のリップを備えるような非対称の形態を成形する場合よりも対称のリップを等角度間隔に成形することが容易だからである。さらに、幅の段階的変化の数は図示のように２又は３であるのがよく、或いはこれ以上であってもよい。ただし、この場合もまた、装置の最小サイズは、実行可能な又は望ましいリップ８６の幅の段階的変化の個数に実用上の制約を課すものとして働く。

【００２８】

プラグ６の変形実施形態が、図１２～図１６に符号６'で示されている。この実施形態では、プラグ６'は、上述の形態をした部分１８，６０に実質的に取って代わる拡張した下流側部分１８'を備えている。部分１８'は幾分球根状であるのがよく、或いはこれはロッド１４の形状にほぼ一致したものであってもよく（符号８６"として示されたリップの変形形態を備えた状態でこれらの図に示されている）、プラグ６'は互いに形状が一致した中空リップ８８を有している。この変形例としてのプラグ６'の作用が図１３及び図１５に示されている。図１３に示す作動解除状態では、プラグは本質的に図１２及び図１４に示す形態をとる。液体ディスペンサのノズル９０によって動作状態になると、リップ８８を備えた球状部分１８'は、外方に広がって（図１５及び図１６に示すように）空間８０内へ延び、ロッド１４とプラグ６'の内側壁面との間に拡大された開放空間９２を形成する。

【００２９】

当業者であれば、当然のことながら作動の際のプラグの同程度の拡張及びその内容積の増大をもたらし、その後には生じるプラグの原形復帰及びその内容積の減少を導いて請求の範囲に記載された装置の奏する独特の自動パージ効果を生じさせるような、プラグ６'の形態とは別のプラグ６の他の形態を想到できよう。かかるすべての形態は、請求の範囲に記載された本発明の範囲に属すると考えられる。

【００３０】

本発明の作用は、図８、図１０及び図１１を参照すると最もよく理解できる。代表的な用途では、装置にはルアーロック（Luer-Lok：登録商標）継手９４に取り付けられる。継手９４は、継手１０の内部の凹部９８内へ延び、継手の内部に設けられたリップ又はねじ山３６と協働するねじ山１００によってこの中に固定される中空円筒形コネクタ９６を備えている。図示の実施形態では、シリンダ４０は、符号１０４で示すようにコネクタ９６の内部と楔留め作用を生じ、したがってコネクタ９４を回して凹部９８に嵌め込むと、シリンダ４０及びコネクタ９６は互いにしっかりと楔留めされて流体の漏れを止める。変形例として、シリンダ４０とコネクタ９６の両方は真っ直ぐであって互いに平行な表面を備えるのがよく、これらを図１５に符号９７のところに示すように接着剤、例えば接着溶剤によって互いに固定するのがよい。

【００３１】

好ましくは、テーパ付きシリンダ４０及びコネクタ９６の設計は、シリンダ４０の端部１０６及びコネクタ９６の内部のこれと対向した表面１０８が密接し又は当接してこれらの間の空間１１０が最小限になるようなものである。

【００３２】

本発明の装置とチューブ４８又は任意他の器具との連結は、所望に応じて解除自在又は永続的なものであるよう構成できる。図示の実施形態では、コネクタは、従来型チューブ４８が取り付けられるニップル１１２をその反対側の端部に備えている。チューブは通常、符号１１４で示すように僅かに広げられ、したがってチューブ４８は管の弾性とチューブ４８の内面とニップル１１２の外面との間の締め込みの組合せによってニップル１１２上に取り付けられた状態で保持されるようになる。チューブ４８がニップル１１２から外れ

るという懸念があれば、従来型外部クランプ（図示せず）を管がニップル１１２とオーバーラップするチューブ４８の周囲に装着して締め付け、それにより管とニップルとの間の良好な連結を行うのがよい。変形例として、種々の接着剤又は溶剤を用いて管とニップルを互いに固定してもよい。溶剤又は接着剤は、これらが装置の流体流路内へ侵入せず又は装置内のどこかに望ましくない接着を行うよう移動しないように選択されなければならない。

【００３３】

弁２の作動方法及び作動解除方法は、図７及び図８を比較すると最もよく理解されよう。作動解除形態の装置は、プラグ６がその「休止」又は完全原形復帰状態で図７に示されている。（比較の目的上、図８のコネクタ９４及びチューブ４８は、図７にも存在していると想像されたい。）作動させるには、ニードルレス弁２を図８に符号１１６のところに部分的に示す液体供給源、例えば注射器又は他のリザーバ器具に結合する。連結は通常は継手１１８を用いて行われ、この継手１１８は弁の継手１１０と構成が類似している。継手１１８は、その内側部にリブ又はねじ山１２２を有する外側円筒形壁１２０から成る。継手１１８の中心軸線と整列してノズル９０が設けられており、このノズル９０は、継手１１８の端部１２４から外方に延び、ハウジング８の部分２８の受入れ部分１２６内へ嵌まり込むようテーパしている。ノズル９０の内部は、液体リザーバ１１６の内部１３０と流体連通状態にある開放流体流れチャンネル１２８である。リザーバ１１６は、従来型注射器として示されており、可動ピストン１３２がシリンダ１３０内に収容されている。ピストン１３２は、矢印５０によって示されているように医者又は看護婦によって操作され、液体を前方に押し出す。流体小出し器具１１６のかかる用途及び操作方法は従来通りなのでこれ以上の説明は不要であると考えられる。同様に、かかる装置は、多くの異なる形態を取ることができ、これらすべては本発明にそのまま適用できる。

【００３４】

継手１１８がねじ山３２とねじ山１１２の相互作用によって前方に動かされると（矢印１３４によって示されるように）、テーパ付きノズル９０はハウジングの受入れ部分１２６の内面１３６と相互作用して上述した楔留め作用と類似した楔留め作用をコネクタ９４、１１０相互間に及ぼし、かくして機械的に緊密な連結状態をつくる。これと同時に、継手１１８の前方端部１３８はプラグ６の遠方側端面２０と接触し、プラグ６を下流側又は基部側の方向へ圧縮し、かくしてスリット２２をロッド１４の先端部６４に接触させ、図１１に最もよく示されているように先端部６４を越えその周りを通ると押し開かれる。ノズル９０の前方運動によって引き起こされるプラグ６の残部の圧縮運動により、プラグ６の他の部分はロッド１４及びリブ８６（もし存在すれば、更にリブ８６'）の対応の部分に沿って動き、かくしてプラグ６の壁を外方に広げると共に拡張させ、実質的にプラグ６の内容積を増大させてロッド１４及びリブ８６の表面に沿って流体が流れることができる空間８２を形成する。プラグ６をこのように引っ込めた状態で、液体は液体リザーバ又は供給装置１１６からノズル９０及び今や開かれているスリット２２を自由に通り、ロッド１４及びリブ８６の外面に沿って且つこれに隣接して流れ（隣り合うリブ８６、ロッド１４及びプラグ６の内面によって形成される細長いＶ字形空間８２を通して）、開口部１４６を通り、導管４６、４２、３８内に流入し、ニップル１１２のチャンネル１４０を通り、チューブ４８の内部１４２内へ流入し、次いで患者又は他のレシーバに流れることができる。

【００３５】

液体源１１６と弁２をねじ山３２、１１２の相互作用及び受入れ部分１２６とノズル９０の楔作用により互いにしっかりと係止されるので、この作動状態の形態は安定であり、医者、看護婦又はユーザが続けて液体を小出ししたいと願う間、維持できる。当然のことながら、これは、人の管理又は制御がなくても、長期間にわたって維持でき、この場合リザーバ又は液体供給装置１１６は機械的又は電氣的に作動され、そして患者又はレシーバへの弁２を通る液体の連続又は間欠流をもたらす。

【００３６】

10

20

30

40

50

従来型装置では、可撓性プラグは管状カニューレの外部に沿って摺動するだけであった。カニューレは一定の直径を有しているので、プラグは実質的にその全長にわたって強く圧縮された状態のままであり、遠方側先端部のところで延び、次に端部のスリットを開き中空カニューレの端部を流体小出し装置のノズル内へ突出させるのに必要な最小量だけ広げられ又は拡張される。次に、小出し装置のノズルを引っ込め、プラグがカニューレの外面に沿って遠方側の方向に原形復帰してカニューレの開口端部を覆って閉鎖すると、カニューレ内には部分真空が生じた。これにより、液体が患者又はレシーバから抜き出されて吸引力により従来型装置のカニューレが連結されているカテーテル内へ引き戻されるようになるのが通例であった。レシーバが患者である場合、カニューレ内へ引き戻された流体は通常は静脈血の全て又は一部から成る。このようにカニューレ内に保持される血液はその後、凝結又は凝固する場合が多く、かくして中空内部カニューレを閉塞させ、弁及びカニューレを交換するかクリーニングしなければ流体の投与は困難又は不可能である。

10

【 0 0 3 7 】

図 8 は、かかる部分真空を全く生じさせず、装置の自己パージ特性が示されている本発明の改良例を示している。プラグは、作動の際に内容積を増大させるよう広げられているので、作動解除の際に原形復帰してその内容積を減少させ、したがってプラグの壁が空間 8 0 中へ収縮する（本質的に、空間 8 2 を無くす）ことにより、作動解除の際に弁内に残っている実質的に全ての残留流体を移動させこれを出口導管から押し出すようにする。加うるに、プラグ壁の原形復帰により、一時的な過剰圧が生じる場合が多く、この一時的な過剰圧はまた、残留流体の押出しを助ける。プラグが最終的にその休止形態に原形復帰するので、過剰圧は減少して中立圧力になる。この装置の中央部材は、開いたカニューレではなく中実ロッド 1 4 なので、原形復帰中のプラグ 6 の端部 2 0 はロッド 1 4 の遠方側端部 6 4 を越えてスリット 2 2 が閉じ、その後、内容積の減少、したがって原形復帰プラグのパージ作用が完了する。その結果、従来型弁の場合とは異なり、端部 2 0 の運動やスリットの閉鎖によっては負圧が生じない。

20

【 0 0 3 8 】

装置の自動パージ及び圧力発生作用は図 8 から明らかである。ノズル 9 0 を弁から引き抜くと、圧縮状態にあり且つロッド 1 4 のリブ 8 6 上に広げられて拡張しているプラグ 6 の部分 1 8 は、図 7 に示す形態に向かう原形復帰を開始する。これにより、空間 8 2 は完全に又は実質的に閉鎖され、かくして、この空間内に存在していた流体は全て開口部 1 4 6 を通って導管 4 6 内に送り込まれ、導管 4 2 , 3 8 , 1 4 0 , 1 4 2 を通ってレシーバ又は患者に流れ、図 9 及び図 1 0 の比較によって明らかのように、弁内に残っている流体の量は殆ど無くなる。これは、作動解除位置へのプラグの戻りがカニューレの内容積に影響を及ぼさない従来型装置の作用とは正反対である。というのは、カニューレは剛性プラスチック又はこれと類似した材料で作られているのでプラグからの圧力によっては変形しないからである。かくして、カニューレの内部に残っている液体は、プラグをその作動解除位置に戻すことによってパージできない。これとは対照的に、本発明では、作動解除位置へのプラグの原形復帰又は戻りにより、弁内に残っている流体はレシーバ又は患者に向かって下流側に押し出される。

30

【 0 0 3 9 】

大抵の場合、プラグ 6（又はプラグ 6'）の戻り及び閉鎖作用は、プラグを形成する弾性材料の弾性によって十分適度に達成され、したがってプラグの外部からの付勢又は押圧は不要である。しかしながら、所望ならば、装置の組立て中、空間 8 0 を不活性ガス 1 4 4、例えば窒素又はアルゴンを好ましくは加圧下で満たすことによりプラグ 6 の通常の弾性を補完するのがよい。かくして、装置を作動させ、プラグ 6 の壁をロッド 1 4 及びリブ 8 6 によって外方に拡張させると、これは空間 8 0 内の圧縮ガスに遭遇し、空間 8 0 の内容積を減少させながらガス 1 4 4 を圧縮する（または、一段と圧縮する）。その結果、装置を作動解除すると、圧縮ガス 1 4 4 はプラグ 6 の外面に作用し、室 8 0 の内容積が増加し（そして空間 8 2 が減少し）始めると、膨張中のガスの圧力は、プラグ 6 の材料の通常の弾性を補完し、装置のパージをより一層迅速且つ完全に行わせる。膨張中の圧縮ガス 1 4

40

50

4はプラグが図9に示す形態を一層完全にとるようにし、その結果、プラグ6の内壁とロッド14及びリブ86の外面が一層締め嵌め状態になる。同一の効果は、空間80, 92を含む図12に示すリブ6'の実施形態に関する図14及び図16を比較することによって分かる。もし小さなばね(図示せず)を空間80内にプラグ壁の外面及びハウジング壁の内面に接触した状態で設けると空気圧の作用ではなく機械的作用によって同一の効果を得ることができ、このばねは、プラグ6を拡張させた場合には圧縮される。作動解除の際、圧縮状態のプラグは原形復帰して拡張し、プラグ壁を内方に押圧すると共にプラグの内容積を減少させるのに役立つ。

【0040】

かくして、弁中の流体流れチャンネルがカニューレ内に一定の容積を有する従来型装置とは異なり、中央ロッドとリブの相互作用及びプラグの内径の拡大縮小により形成される可変内容積の流路を有する本発明の装置は、流体の本質的に全部をレシーバ又は患者に送り込むユニークな自動パージ及び圧力発生作用を利用していることが分かる。これにより、弁が血液又は他のレシーバからの流体の戻り流で詰まらないように保たれるだけでなく、患者又はレシーバへの流体の分量が、たいして弁構造それ自体の内部に保持されたり又は無駄になることなく、実質的に全て投与されるようになる。

【0041】

簡単に述べると、本明細書において本装置及びその作用を患者へのIV流体又はこれと類似した薬物の投与に関して説明した。しかしながら、この弁は、関連医療分野における他の多くの用途を有しており、例えば患者の胃腸(GI)系への薬物又は栄養物の投与に利用できることは明らかである。また、本発明の弁は、医療分野以外の多くの用途を有しており、例えば化学的、生物学的又は医学的検査法における少量の液体反応体又は試薬の投与又は少量の特殊化学薬品を製造するための方法において化学的反応体の正確な投与及び送達にも利用できる。他の用途としては、検査機器の校正又は水又は他の流体の流れ実験、或いは小規模生産方法を実施するための標準流体の正確な送出しが挙げられる。

【0042】

当業者であれば、明示しなかったが、本発明の範囲及び精神に明らかに含まれる本発明の多くの実施形態を想到できよう。したがって、上記の説明は例示のためであり、本発明の範囲は請求の範囲の記載によってのみ定められる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の装置の斜視図であり、その個々の構成要素を別々にした関係で示す図である。

【図2】 図1の2-2線矢視断面図である。

【図3】 図1の3-3線矢視断面図である。

【図4】 図1の4-4線矢視断面図である。

【図5】 図4の5-5線矢視断面図である。

【図6】 図3の6-6線矢視断面図である。

【図7】 図2、図3及び図4の構成要素が組立て関係で示された状態の断面図である。

【図8】 図7と類似した図であり、弁が代表的なりアーロック型コネクタの取付けにより開かれた状態を示す図である。

【図9】 図7の9-9線矢視断面図である。

【図10】 図8の10-10線矢視断面図である。

【図11】 図8の11-11線矢視断面図である。

【図12】 可撓性弁構成要素の変形実施形態の斜視図である。

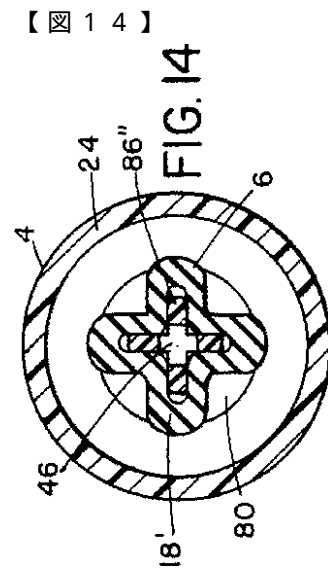
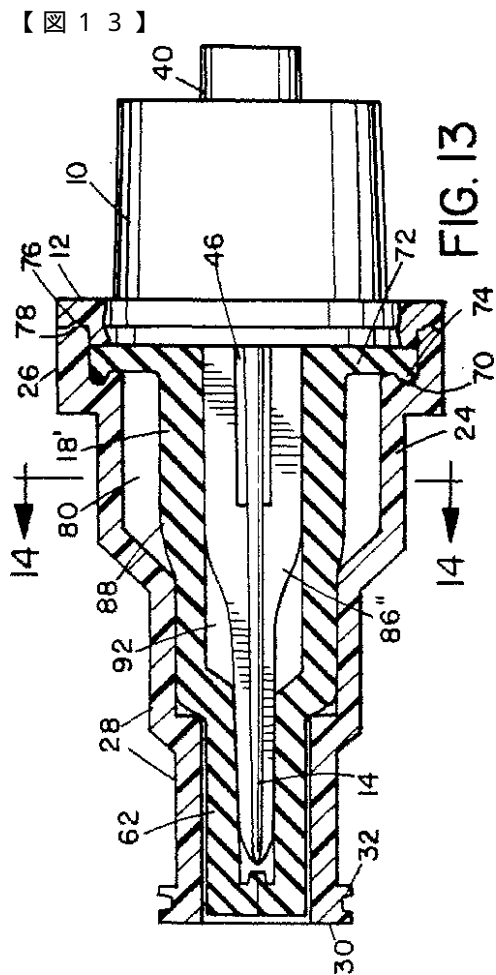
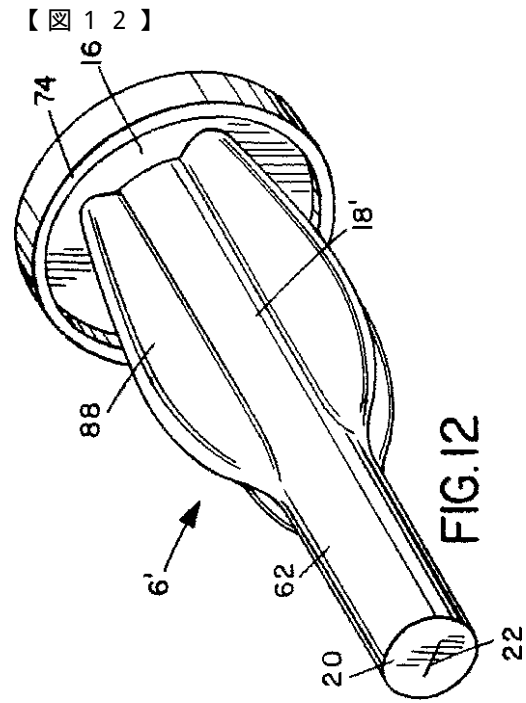
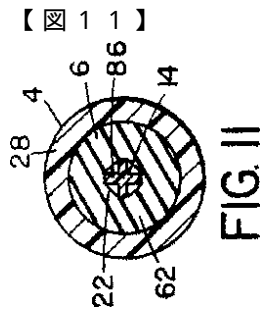
【図13】 変形実施形態の弁構成要素を閉鎖位置で示す図7と類似した断面図である。

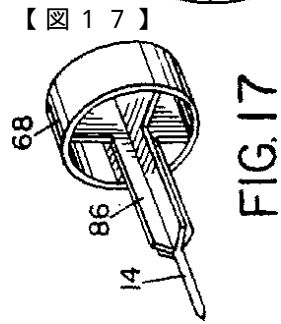
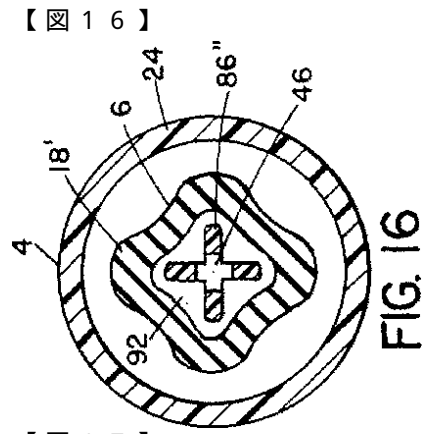
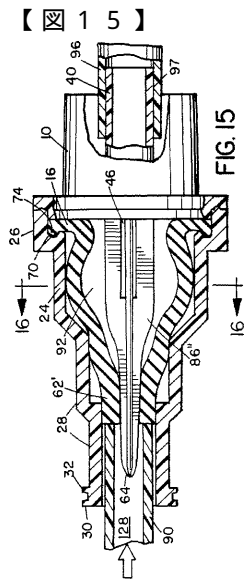
【図14】 図13の14-14線矢視断面図である。

【図15】 弁構成要素がリアーロック型コネクタの挿入により開かれた状態を示す図13と類似した図である。

【図16】 図15の16-16線矢視断面図である。

【図17】 本発明の中央ロッドの別の実施形態を示す斜視図である。





フロントページの続き

- (74)代理人 100065189
弁理士 宍戸 嘉一
- (74)代理人 100096194
弁理士 竹内 英人
- (74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫
- (74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 ドイル マーク クリストファー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92101 サン ディエゴ ウェスト ブロードウェイ
505 アpartment 206

審査官 内藤 真徳

- (56)参考文献 特開昭59-500550(JP,A)
特開平09-108361(JP,A)
国際公開第97/021464(WO,A1)
国際公開第98/026835(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 5/168
A61M 39/00