

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6493694号  
(P6493694)

(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)

(51) Int. Cl.		F I			
<b>A 6 1 M 39/26</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 M	39/26		
<b>A 6 1 M 5/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 M	5/14	5 1 0	
<b>A 6 1 M 39/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 M	39/04	1 0 0	

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-512737 (P2016-512737)	(73) 特許権者	000135036 ニプロ株式会社 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号
(86) (22) 出願日	平成27年4月7日(2015.4.7)	(74) 代理人	110001966 特許業務法人笠井中根国際特許事務所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/060813	(74) 代理人	100103252 弁理士 笠井 美孝
(87) 国際公開番号	W02015/156272	(74) 代理人	100147717 弁理士 中根 美枝
(87) 国際公開日	平成27年10月15日(2015.10.15)	(72) 発明者	吉岡 清貴 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内
審査請求日	平成30年1月30日(2018.1.30)	(72) 発明者	中神 裕之 大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2014-79130 (P2014-79130)		
(32) 優先日	平成26年4月8日(2014.4.8)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用弁

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、

前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、

前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、

該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、

該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の軸方向寸法が該中央部分の半径よりも大きくされていることを特徴とする医療用弁。

【請求項2】

流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、

前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設

10

20

けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、

前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、

該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、

該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端側には径方向に延びる径方向突出部が一体形成されていると共に、該径方向突出部が前記開口部材に対して係合されていることを特徴とする医療用弁。

10

【請求項 3】

前記径方向突出部が前記筒状支持部から径方向外方に延びていると共に、

前記弾性弁体における前記肉薄部と該径方向突出部が前記開口部材への組付状態で軸方向に圧縮されている請求項 2 に記載の医療用弁。

【請求項 4】

前記径方向突出部には軸方向外方に向かって突出する係止突部が形成されており、該係止突部が前記開口部材に対して係止されている請求項 2 又は 3 に記載の医療用弁。

【請求項 5】

流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、

20

前記弾性弁体には、外周部分の内外両面をそれぞれ周方向に延びる内外の環状溝が形成されていると共に、それら内外の環状溝の底部間に位置する肉薄部の外周側で軸方向内外方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、

前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の外面側と内面側の各該環状溝に対して該外側保持部と該内側保持部が係合されていると共に、

該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、

30

該弾性弁体において、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の軸方向寸法が前記中央部分の軸方向寸法よりも大きくされていることを特徴とする医療用弁。

【請求項 6】

前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側において軸方向内外両面をそれぞれ周方向に延びる内外の環状溝が形成されて、それら内外の環状溝の底部間により前記肉薄部が構成されており、

前記外側保持部には該弾性弁体の外面側の該環状溝に入り込む外側係合爪が設けられている一方、前記内側保持部には該弾性弁体の内面側の該環状溝に入り込む内側係合爪が設けられていると共に、該内側保持部における該内側係合爪の基端側の内面が傾斜して軸方向内方に向かって広がった拡開傾斜面とされている請求項 1 ~ 5 の何れか 1 項に記載の医療用弁。

40

【請求項 7】

前記外側保持部が、少なくとも外周面にねじ山が設けられていない軸方向中間部分において、軸方向内方に向かって次第に大きくなる壁厚を有していると共に、軸方向内方に向かって次第に径方向外方に向かって傾斜している一方、

前記筒状支持部における軸方向内方への突出部分と前記内側保持部とにおける各内周面が、少なくとも軸方向中間より内方部分において、該外側保持部の内周面よりも急な角度で傾斜して軸方向内方に向かって広がっている請求項 1 ~ 6 の何れか 1 項に記載の医療用弁。

【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、輸液ルート等の医療分野における流体流路に用いられて、流体流路に対してシリンジ等の医療用接続具（雄コネクタ）を接続可能とする医療用弁に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

医療分野において輸液や採血等を行なう流体流路では、必要に応じてシリンジ等の雄コネクタを接続可能とするために医療用弁が利用される。例えば、流体流路の形成部材の一種である三方活栓やY形コネクタでは、一对の流路開口部間で流体流路が形成されると共に、残りの一つの流路開口部に医療用弁が装着されている。そして、この医療用弁を介して、シリンジ等の雄コネクタを流体流路に接続可能とすることにより、薬液の混注等を行うことが出来るようになっている。

10

## 【0003】

ところで、このような医療用コネクタ等の医療用弁の一種として、特表平2-502976号公報（特許文献1）や特開2004-237133号公報（特許文献2）に記載されているスプリットセプタムタイプの医療用弁が知られている。この医療用弁は、流体流路の開口部分を構成するハウジングの開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体を装着した構造とされている。そして、雄コネクタの先端部を弾性弁体のスリットに直接挿入することにより、雄コネクタを流体流路に対して連通状態で接続することが出来るようになっている。また、このようにして接続したシリンジ等の雄コネクタの先端部を弾性弁体から抜き取ることにより、抜き取りと同時に、弾性弁体の復元作用で流体流路を遮断状態に保持するようになっている。

20

## 【0004】

また、スプリットセプタムタイプの医療用弁では、雄コネクタの着脱に際して弾性弁体が外れないように、開口部材の開口部に対して弾性弁体を強固に固定する必要がある。そこで、従来では、前記特許文献1, 2にも示されているように、開口部材に設けた一对の爪状の環状係止突部で弾性弁体の外周部分を厚さ方向両側から挟んで支持させた構造が採用されている。

## 【0005】

ところが、ディスク状の弾性弁体の外周部分を一对の爪状の環状係止突部で挟んで支持させた従来構造では、弾性弁体の外周部分が環状係止突部から外れて抜け落ちる不具合を防止することが未だ不十分であった。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特表平2-502976号公報

【特許文献2】特開2004-237133号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

40

## 【0007】

ここにおいて、本発明は、上述の如き事情を背景として為されたものであって、その解決課題とするところは、ディスク状の弾性弁体の外周部分をハウジングに対してより確実に支持させることができ、弾性弁体の内方への抜け落ちの不具合が防止される、新規な構造の医療用弁を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の第1の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、前記中

50

中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の軸方向寸法が該中央部分の半径よりも大きくされていることを、特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、弾性弁体の筒状支持部において、軸方向内方への突出高さを大きくすることにより、開口部材により支持される領域を増大させることができ、開口部材による弾性弁体の支持力を大きく確保することができる。

10

【 0 0 1 0 】

また、雄コネクタは医療用弁の軸方向内方に向かって挿入されることから、雄コネクタの挿入時には、弾性弁体に軸方向内方への押込力が及ぼされる。かかる押込力に伴い、筒状支持部における軸方向内方への突出部分には押込力とは反対方向となる軸方向外方への引張力が及ぼされる。それ故、筒状支持部における軸方向内方への突出高さを大きくすることで、開口部材と弾性弁体との摩擦が大きくなり、内側係合部の引っ掛かり作用と相俟って、弾性弁体の軸方向内方への抜け落ちのおそれが低減され得る。特に、本態様のよう  
に、筒状支持部における軸方向内方への突出部分の軸方向寸法が中央部分の半径よりも大  
きくされることにより、筒状支持部より内周側における外側保持部と内側保持部との軸方  
向間の空間（肉薄部）よりも筒状支持部の体積を十分に大きく確保することができ、外  
側保持部と内側保持部との軸方向間を通じて筒状支持部が軸方向内方へ抜け落ちるおそ  
れが一層低減され得る。

20

【 0 0 1 1 】

しかも、弾性弁体の筒状支持部において、開口部材の開口方向と反対となる軸方向内方への突出高さを大きくすることで開口部材による支持力の増大が図られることから、筒状支持部や開口部材の開口方向への突出高さを小さく維持することができる。それ故、弾性弁体の周囲における開口部材の外方への突出高さの増大に伴って問題となりやすい、雄コネクタの挿抜作業性の低下や、医療用弁の全体サイズの大型化なども回避され得る。

30

【 0 0 1 2 】

本発明の第2の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端側には径方向に延びる径方向突出部が一体形成されていると共に、該径方向突出部が前記開口部材に対して係合されていることを、特徴とする。

40

【 0 0 1 3 】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端側に設けられた径方向突出部の開口部材への係合作用により、弾性弁体が一層大きな抜け出し抵抗力をもって開口部材へ装着され得る。

【 0 0 1 4 】

本発明の第3の態様は、前記第2の態様に係る医療用弁において、前記径方向突出部が前記筒状支持部から径方向外方に延びていると共に、前記弾性弁体における前記肉薄部と

50

該径方向突出部が前記開口部材への組付状態で軸方向に圧縮されているものである。

【0015】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、弾性弁体における肉薄部と径方向突出部が何れも圧縮状態で開口部材に支持されることから、それら各部位の弾力的な反力で常時固定力が作用することとなり、弾性弁体の開口部材に対する支持力も向上され得る。

【0016】

本発明の第4の態様は、前記第2又は第3の態様に係る医療用弁において、前記径方向突出部には軸方向外方に向かって突出する係止突部が形成されており、該係止突部が前記開口部材に対して係止されているものである。

【0017】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、弾性弁体の筒状支持部の先端側に設けた径方向突出部において更に係止突部を形成したことにより、かかる係止突部に対する係止作用に基づいて、開口部材による筒状支持部の抜け止め方向の支持力の更なる向上が図られ得る。

【0018】

本発明の第5の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返して挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分には、薄肉部と、該薄肉部よりも軸方向内方に位置する厚肉部が設けられていることを、特徴とする。

【0019】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、筒状支持部に薄肉部を設けたことにより、筒状支持部を内外両側から挟んで支持する内側保持部と外側保持部とによる支持力が、かかる薄肉部よりも軸方向内方に位置する厚肉部に対して抜け止め抵抗力として一層効果的に作用し得る。その結果、弾性弁体の抜け落ち防止効果の更なる向上が図られ得る。なお、筒状支持部とその内外周面に重ね合わされる内側保持部および外側保持部において、それぞれの厚さ寸法の軸方向での変化が相関関係を有する必要はない。

【0020】

本発明の第6の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返して挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、前記雄コネクタの前記スリットへの挿入で弾性変形する前記弾性弁体により該内側保持部が外周の該筒状支持部側へ押されるようになっていることを、特徴とする。

【0021】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、弾性弁体の筒状支持部の軸方向内方への突出部分が開口部材の内側保持部と外側保持部との間で挟まれて支持されている。そこにおいて、弾性弁体に雄コネクタが挿入されると、弾性変形した弾性弁体が内側保持部に当たっ

10

20

30

40

50

て、内側保持部の内周面が外周に向かって押される。その結果、内側保持部と外側保持部との間での筒状支持部に対する支持力が向上され得て、弾性弁体の軸方向内方への抜け落ちが抑えられる。

【 0 0 2 2 】

なお、本態様では、例えば、筒状支持部における軸方向内方への突出部分の軸方向寸法が弾性弁体の中央部分の半径よりも大きくされることが好適である。これにより、弾性変形した弾性弁体の中央部分が全面に亘って内側保持部に対して押圧力を及ぼすことができ、筒状支持部が内側保持部と外側保持部との間で一層安定して挟持され得る。

【 0 0 2 3 】

本発明の第7の態様は、前記第6の態様に係る医療用弁において、前記内側保持部の剛性が、前記外側保持部および前記雄コネクタの剛性に比して小さくされているものである。

10

【 0 0 2 4 】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、内側保持部と外側保持部との間で支持された弾性弁体の筒状支持部において、雄コネクタの挿入により内側保持部の内周面が弾性弁体で押されることに基づく、筒状支持部に対する保持力の向上効果がより有効に達成され得る。

【 0 0 2 5 】

本発明の第8の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側に該中央部分よりも肉薄とされた肉薄部が設けられていると共に、該肉薄部よりも外周側には軸方向内方に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の該肉薄部が該内側保持部と該外側保持部との軸方向間で挟まれて支持されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で圧縮状態で保持されていることを、特徴とする。

20

【 0 0 2 6 】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、筒状支持部における軸方向内方への突出部分が内側保持部と外側保持部との間で圧縮状態で固定されていることから、内側保持部および外側保持部に対しては、常に筒状支持部から反発力が及ぼされる。これにより、筒状支持部と内側保持部、および筒状支持部と外側保持部との摩擦を大きくすることができて、筒状支持部の抜け出しが一層効果的に防止されることから、弾性弁体の抜け落ち防止効果の更なる向上が図られ得る。

30

【 0 0 2 7 】

なお、本態様では、前記開口部材の本体において前記筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端の径方向外側端部を支持する支持壁が設けられていると共に、該支持壁と前記外側保持部との軸方向での重ね合わせ面に突出して溶着用突部が形成されており、該溶着用突部が超音波溶着されることにより該外側保持部が該支持壁に固定されている態様が好適に採用され得る。

40

【 0 0 2 8 】

かかる医療用弁では、開口部材の本体に設けられた支持壁と外側保持部との軸方向での重ね合わせ面に突出して溶着用突部が形成されており、当該溶着用突部において開口部材の本体と外側保持部とが超音波溶着されていることから、これらの超音波溶着を効率的に且つ確実に行うことができる。更に、筒状支持部に対して外周側の近い位置にある支持壁に対して外側保持部が固定されていることから、筒状支持部から遠い位置で固定される場合に比べて、弾性弁体と開口部材とが高精度に位置決めされると共に、外側保持部に対して筒状支持部の抜け出し方向へ及ぼされる外力に起因する曲げ応力も小さく押さえられて、外側保持部の固定部位における強度の確保も有利となる。

50

## 【 0 0 2 9 】

本発明の第 9 の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、外周部分の内外両面をそれぞれ周方向に延びる内外の環状溝が形成されていると共に、それら内外の環状溝の底部間に位置する肉薄部の外周側で軸方向内外に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の外面側と内面側の各該環状溝に対して該外側保持部と該内側保持部が係合されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されており、該弾性弁体において、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の軸方向寸法が前記中央部分の軸方向寸法よりも大きくされていることを、特徴とする。

10

## 【 0 0 3 0 】

本態様に従う構造とされた医療用弁によれば、弾性弁体の筒状支持部における軸方向内方への突出高さが大きく確保されることから、前記第 1 の態様と同様の効果が発揮され得る。即ち、開口部材による弾性弁体の支持力を大きく確保し得ると共に、弾性弁体の軸方向内方への抜け落ちのおそれが低減され得る。

## 【 0 0 3 1 】

本発明の第 1 0 の態様は、前記第 1 ~ 第 9 の何れかの態様に係る医療用弁において、前記弾性弁体には、前記中央部分の外周側において軸方向内外両面をそれぞれ周方向に延びる内外の環状溝が形成されて、それら内外の環状溝の底部間により前記肉薄部が構成されており、前記外側保持部には該弾性弁体の外面側の該環状溝に入り込む外側係合爪が設けられている一方、前記内側保持部には該弾性弁体の内面側の該環状溝に入り込む内側係合爪が設けられていると共に、該内側保持部における該内側係合爪の基端側の内面が傾斜して軸方向内方に向かって広がった拡開傾斜面とされているものである。

20

## 【 0 0 3 2 】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、内側係合爪の基端部分における内面が傾斜して軸方向内方に向かって広がっていることから、雄コネクタの挿入時において、弾性弁体が弾性変形する際に入り込む内側保持部の内部スペースが広く確保され得る。これにより、雄コネクタ挿入時における弾性弁体の弾性変形が容易に許容されて、挿入抵抗の軽減が図られ得る。

30

## 【 0 0 3 3 】

なお、内側係合爪の先端部分における内面形状は何等限定されるものではないが、内側係合爪の先端側内周角部が凸状の湾曲面とされており、更に、外側係合爪と内側係合爪の少なくとも一部が軸方向の投影で互いに重なっていると共に、外側係合爪の径方向内側端部の軸方向延長線上に内側係合爪の湾曲面が位置していることが好適である。これにより、例えば雄コネクタが外側保持部の外側係合爪の内周面に沿うように挿入される等して、弾性弁体の外周部分に大きな変形が発生する場合でも、雄コネクタの挿入力や弾性弁体の局所的な歪の集中を、内側係合爪の湾曲面に沿って逃がして分散させることができる。この結果、例えば雄コネクタが弾性弁体の中心から偏心して挿入されたり、弾性弁体の中心軸に傾斜して斜めに挿入された場合でも、弾性弁体における亀裂等の発生を抑えることが可能となり、耐久性の向上が図られ得る。

40

## 【 0 0 3 4 】

本発明の第 1 1 の態様は、前記第 1 ~ 第 1 0 の何れかの態様に係る医療用弁において、前記外側保持部が、少なくとも外周面にねじ山が設けられていない軸方向中間部分において、軸方向内方に向かって次第に大きくなる壁厚を有していると共に、軸方向内方に向かって次第に径方向外方に広がって傾斜している一方、前記筒状支持部における軸方向内方への突出部分と前記内側保持部とにおける各内周面が、少なくとも軸方向中間より内方部分において、該外側保持部の内周面よりも急な角度で傾斜して軸方向内方に向かって広が

50

っているものである。

【0035】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、開口部材において軸方向に伸び出す内側保持部と外側保持部において、雄コネクタの挿入等に際して及ぼされる外力によって大きな応力が発生しやすい軸方向内方の基端部分の厚さ寸法が大きくなり、部材強度や耐久性の向上が図られ得る。また、筒状支持部を内外両側から挟んで支持する内側保持部と外側保持部とによる支持力が、次第に厚肉とされた筒状支持部の基端側に対して、抜け止め抵抗力として一層効果的に作用し得る。しかも、かかる筒状支持部の基端側を挟んで支持する内側保持部と外側保持部も、その基端側が厚肉とされていることから、筒状支持部の基端側に対する支持力が更に有効に発揮され得ることとなる。加えて、内側保持部の内周面が軸方向内方に向かって広がっていることから、雄コネクタの挿入に際して弾性弁体が弾性変形して入り込む内側保持部の内部スペースも大きく確保することも可能になる。

10

【0036】

本発明の第12の態様は、前記第1～第11の何れかの態様に係る医療用弁において、前記内側保持部の軸方向中間部分には軸方向両端部分よりも径方向厚さが小さくされた薄壁部が設けられているものである。

【0037】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、内側保持部の薄壁部において、弾性弁体に雄コネクタが挿入された際に弾性弁体で外周側へ向けて押されることに基づいて発揮される筒状支持部に対する支持力の向上効果が、一層有利に発揮され得る。また、かかる内側保持部では、弾性弁体の肉薄部を支持する先端側と、発生応力が大きくなる基端側とにおいて、それぞれ径方向厚さが確保されることから、先端側における弾性弁体の環状溝への係合力や基端側における支持強度なども有効に確保され得る。

20

【0038】

本発明の第13の態様は、前記第1～第12の何れかの態様に係る医療用弁において、前記内側保持部が重ね合わされた前記筒状支持部の内周面には軸方向の傾斜角度が変化する角度変化部が設けられているものである。

【0039】

本態様に従う構造とされた医療用弁では、内側保持部が重ね合わされた筒状支持部の内周面に設けられた角度変化部において、内側保持部に対する係合作用による筒状支持部の拔出抵抗力が発揮される。このように、筒状支持部に対して、内外の保持部での挟み込みによる支持力に加えて、かかる係合作用が発揮されることで、雄コネクタの挿入に際しての開口部材からの弾性弁体の抜け落ちがより効果的に防止され得る。

30

【0040】

本発明の第14の態様は、前記第1～第13の何れかの態様に係る医療用弁において、前記開口部材において、前記内側保持部および前記外側保持部が別部材とされて、該内側保持部および該外側保持部の各軸方向内方の先端面が該開口部材の本体で支持されているものである。

【0041】

本発明の第15の態様は、前記第14の態様に係る医療用弁において、前記内側保持部が前記開口部材の本体と前記外側保持部との何れに対しても接合されていないものである。

40

【0042】

本発明の第16の態様は、前記第1～第15の何れかの態様に係る医療用弁において、前記外側保持部の軸方向中間部分には径方向に広がる段差状の環状肩部が設けられており、前記弾性弁体の前記筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端部が該環状肩部よりも軸方向内方にまで突出しているものである。

【0043】

本態様に従う構造とされた医療用弁によれば、弾性弁体の筒状支持部における軸方向内方への突出高さが大きく確保されることから、前記第1の態様と同様の効果が発揮され得

50

ることとなり、特に環状肩部で実質的に厚肉化された外側保持部によって大きな挟持力を筒状支持部へ効率的に及ぼすことも可能になる。また、前記第3の態様や前記第10の態様と組み合わせることにより開口部材の内部空間を広くすることができる。具体的には、前記第3の態様と組み合わせることにより、筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端側から外周側に広がる径方向突出部を、環状肩部の軸方向内方のスペースを利用して挟圧状態で巧く配置することもできる。

**【0044】**

本発明の第17の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、外周部分の内外両面をそれぞれ周方向に延びる内外の環状溝が形成されていると共に、それら内外の環状溝の底部間に位置する環状連結部の外周側で軸方向内外に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の外面側と内面側の各該環状溝に対して該外側保持部と該内側保持部が係合されていると共に、該筒状支持部における該環状連結部から軸方向内方への突出高さが、該環状連結部から軸方向外方への突出高さよりも大きくされており、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されていることを、特徴とする。

**【0045】**

本態様に従う構造とされた医療用弁によれば、弾性弁体の筒状支持部における軸方向内方への突出高さが大きく確保されることから、前記第1の態様と同様の効果が発揮され得る。即ち、開口部材による弾性弁体の支持力を大きく確保し得ると共に、弾性弁体の軸方向内方への抜け落ちのおそれが低減され得る。

**【0046】**

本発明の第18の態様は、流体流路の開口部分を構成する開口部材に対して、中央部分にスリットが形成されたディスク状の弾性弁体が装着されており、該弾性弁体の該スリットに雄コネクタを繰り返し挿抜可能とされた医療用弁であって、前記弾性弁体には、外周部分の内外両面をそれぞれ周方向に延びる内外の環状溝が形成されていると共に、それら内外の環状溝の底部間に位置する環状連結部の外周側で軸方向内外に向かって突出する筒状支持部が形成されている一方、前記開口部材には、該筒状支持部の外周面に重ね合わされた筒状の外側保持部と該筒状支持部の内周面に重ね合わされた筒状の内側保持部とが設けられており、該弾性弁体の外面側と内面側の各該環状溝に対して該外側保持部と該内側保持部が係合されていると共に、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分の先端が、該弾性弁体の前記中央部分の軸方向内面よりも軸方向内方に位置しており、該筒状支持部における軸方向内方への突出部分が該内側保持部と該外側保持部との間で挟まれて支持されていることを、特徴とする。

**【0047】**

本態様に従う構造とされた医療用弁においても、筒状支持部の軸方向内方への突出高さが大きくされて、かかる筒状支持部の軸方向内方への突出部分が開口部材の内側保持部と外側保持部との間で挟まれて支持される。それ故、前記第17の態様に係る医療用弁と略同様に、開口部材による弾性弁体の支持力が大きく確保されて、弾性弁体の軸方向内方への抜け落ちが抑えられる。

**【発明の効果】****【0048】**

本発明の構造に従う医療用弁では、筒状支持部を挟み込んで支持する内外保持部と弾性弁体との摩擦等の作用により、開口部材による支持力を大きくすることができて、雄コネクタの挿入等に際しての弾性弁体の抜け落ちが効果的に防止され得る。

**【図面の簡単な説明】****【0049】**

- 【図 1】本発明の 1 実施形態としての医療用弁の斜視図。  
【図 2】図 1 に示されている医療用弁の正面図。  
【図 3】図 1 に示されている医療用弁の平面図。  
【図 4】図 1 に示されている医療用弁の底面図。  
【図 5】図 3 における V - V 断面図。  
【図 6】図 5 における要部を拡大して示す断面図。  
【図 7】図 1 に示されている医療用弁を構成する弾性弁体を示す斜視図。  
【図 8】図 7 に示されている弾性弁体の平面図。  
【図 9】図 7 に示されている弾性弁体の底面図。  
【図 10】図 8 における X - X 断面図。  
【図 11】図 1 に示されている医療用弁に対して雄コネクタが挿入されている状態を説明するための説明図。  
【図 12】本発明の医療用弁の別の態様を示す縦断面図であって、図 5 に対応する図。  
【発明を実施するための形態】

10

【0050】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ説明する。

【0051】

先ず、図 1 ~ 6 には、本発明の 1 実施形態としての医療用弁 10 が示されている。医療用弁 10 は、流体流路の開口部分を構成する開口部材 12 に対して、スリット 14 が形成された略ディスク状の弾性弁体 16 が装着された構造とされており、この弾性弁体 16 のスリット 14 に対して雄コネクタが繰り返し挿抜可能とされている。なお、以下の説明において、上下方向および軸方向の外内方向は、何れも図 2 中の上下方向をいう。

20

【0052】

より詳細には、開口部材 12 は、全体として略筒形状とされており、何れも略筒形状とされた外側保持部 18 と内側保持部 20 と、開口部材本体としての弁ハウジング本体 22 とからなる 3 つの別部材の組合せ構造をもって構成されている。即ち、弁ハウジング本体 22 の上方に内側保持部 20 が非接着で組み付けられると共に、内側保持部 20 の外周側に外側保持部 18 が重ね合わされて、弁ハウジング本体 22 と外側保持部 18 が固着されることにより、開口部材 12 が構成されている。

【0053】

弁ハウジング本体 22 は、軸方向で上下に延びる中央筒状部 24 の外周側に周壁部 26 が設けられて、それぞれの上端部分が上底部 28 で連結されることにより構成されている。この中央筒状部 24 の軸方向寸法は周壁部 26 の軸方向寸法より大きくされており、周壁部 26 の内部において中央筒状部 24 が下方へ突出している。

30

【0054】

さらに、上底部 28 の上面には、径方向中間部分を周方向の全周に亘って延びる円環形状の固定用溝 34 が形成されている。そして、この固定用溝 34 が、上底部 28 の上面に開口している。なお、固定用溝 34 の内外両壁の対向内面には所定の傾斜角度が付されており、固定用溝 34 の断面形状が開口方向に向かって次第に拡径されている。

【0055】

また、上底部 28 の固定用溝 34 に対して、後述するように、外側保持部 18 と内側保持部 20 の各基端側（軸方向の内方）の端部が嵌合されている。そして、かかる固定用溝 34 の外周側の壁部が、外側保持部 18 と内側保持部 20 をそれぞれ弁ハウジング本体 22 に対して径方向で位置決めする環状の支持壁 35 とされている。

40

【0056】

更にまた、支持壁 35 の上面には、上方に向かって突出する溶着用突部 36 が一体形成されている。そして、後述するように、外側保持部 18 が弁ハウジング本体 22 における支持壁 35 の上面に重ね合わされて、溶着用突部 36 を超音波溶着で溶融させて固着されることで、外側保持部 18 が弁ハウジング本体 22 に固着されるようになっている。なお、弁ハウジング本体 22 の溶着用突部 36 は、製品状態において実質的に溶融消失してい

50

るが、図6では、説明および理解を容易とするために、かかる溶着用突部36を破線で仮想的に図示しておく。また、かかる溶着用突部36は、弁ハウジング本体22の支持壁35に重ね合わされる外側保持部18に設けても良い。

【0057】

また、周壁部26の上端近くの外周面には、軸直角方向に広がる円環形状の段差面37が形成されている一方、段差面37よりも下側には、軸方向に延びる凹部38が、周方向の全周に亘って複数（本実施形態では10個）形成されている。これら複数本の凹部38で外周面に凹凸が付されることにより、使用者が医療用弁10の弁ハウジング本体22の外周面を容易に把持できるようにされている。一方、周壁部26の内周面には、ロック溝40が形成されており、ルアーロック式のコネクタ等を接続することができるようにされている。

10

【0058】

かかる構造とされた弁ハウジング本体22の上方には、外周側の外側保持部18と内周側の内側保持部20が別部品として組み付けられている。外側保持部18の軸方向上端は内側保持部20の軸方向上端よりも、軸方向上方に位置している。また、外側保持部18の軸方向下端は、弁ハウジング本体22の段差面37に軸方向で重ね合わされている。

【0059】

外側保持部18は、下方の大径筒部46と上方の小径筒部48が径方向に広がる段差状の環状肩部50で一体的に接続された構造とされている。換言すれば、外側保持部18の軸方向中間部分には環状肩部50が設けられており、この環状肩部50よりも上側が小径筒部48とされている一方、下側が大径筒部46とされている。なお、後述の説明から理解されるように、本実施形態では、弾性弁体16を内側保持部20との間で支持する部材としての外側保持部が、軸方向基端部に環状肩部50が形成された小径筒部48で構成されており、大径筒部46は、外側保持部の弁ハウジング本体22に対する固定の補助部として作用するものと理解される。

20

【0060】

ここにおいて、小径筒部48の内周面および外周面は、軸方向外方に行くに従って次第に小径となるテーパ形状とされている。そして、小径筒部48の内径寸法が最大となる基端部分（最下部）では、その内径寸法が固定用溝34の外周側壁の開口径よりも小さく且つ固定用溝34の内周側壁の開口径よりも大きくされている。一方、小径筒部48の内径寸法が最小となる先端部分（最上部）では、その内径寸法が弾性弁体16の外径寸法と略等しくされている。

30

【0061】

さらに、外側保持部18における小径筒部48の先端部分は内周側へ屈曲状に広がる円環状の先端壁部51とされていると共に、先端壁部51の内周縁部には、軸方向内方に折り返されるようにして下方へ延びる外側係合爪52が形成されている。なお、本実施形態では、外側係合爪52が周方向の全周に亘る円環形状で形成されており、外側係合爪52の外周側には、径方向で所定幅をもって周方向に延びる外側保持溝54が、軸方向下方に開口する円環状溝として形成されている。

【0062】

なお、小径筒部48の外周面には、例えばルアーロックコネクタの雌ねじ部が螺合する雄ねじ部56が形成されている。雄ねじ部56は、例えばISO594で規定された、ルアーロックコネクタの雌ねじ部との接続が可能な二条ねじとされる。なお、環状肩部50は、ルアーロックコネクタの雌ねじ部との十分な螺合を確保するため、外側保持部18（小径筒部48）の外周面に設けられた雄ねじ部56の上端より3mm以上、下方に位置していることが好適である。

40

【0063】

また、外側保持部18の外径寸法は、本実施形態のような雄ねじ部56を形成しない場合には、小径筒部48の外径が5.5~7.2mmの範囲内で設定されることが好ましく、本実施形態のように雄ねじ部56を形成する場合には、ねじ山を含んだ小径筒部48の

50

外径が7.2～8.5mmの範囲内で設定されることが好ましい。

【0064】

更にまた、小径筒部48は、基端側の環状肩部50と先端側の外側保持溝54との間の軸方向中間部分において、雄ねじ部56用のねじ山が形成されていない周壁の厚さ寸法が、軸方向で先端側から基端側に向かって次第に大きく変化している。即ち、小径筒部48の軸方向中間部分では、外周面よりも内周面の方が傾斜が急とされており、軸直角方向に対する傾斜角度が大きくされている。

【0065】

さらに、外側保持部18の環状肩部50における下面には、下方に開口する嵌合溝58が形成されている。また、環状肩部50の内周縁部には、軸方向下方に突出する係止凸部60が形成されている。特に本実施形態では、嵌合溝58が周方向の全周に延びる環状溝とされていると共に、係止凸部60も周方向の全周に延びる環状凸部とされている。

【0066】

なお、本実施形態では、かかる嵌合溝58の底面が、小径筒部48の軸方向基端側の端面として、弁ハウジング本体22の支持壁35の上面に重ね合わされて支持されている。即ち、弁ハウジング本体22において、弾性弁体16の後述する筒状支持部70の基端側外周面が、支持壁35の内周面で位置決め支持されており、この筒状支持部70の支持面に対して外周側で近接位置する支持壁35の上面に突設された溶着用突部36により、弁ハウジング本体22に外側保持部18が溶着固定されている。

【0067】

一方、内側保持部20は、全体として軸方向の内方から外方に行くに従って小径となるテーパ筒形状とされており、内側保持部20の下端部は一定の厚さ寸法(図5中の上下方向)で外周側に延び出す径方向突出部としての環状基端部62とされている。

【0068】

この環状基端部62は、弁ハウジング本体22の固定用溝34に嵌まり込む大きさと形状を有しており、環状基端部62を含む内側保持部20の軸方向内方の端面が、固定用溝34の底面に重ね合わされて支持されている。なお、環状基端部62の軸方向厚さ寸法は、固定用溝34の深さ寸法よりも小さくされており、固定用溝34の開口部分に対して外側保持部18における小径筒部48の軸方向内方の端部が嵌まり込んで、固定用溝34の外周側の壁面に嵌合されている。これにより、本実施形態では、固定用溝34に対して、内側保持部20と外側保持部18の各軸方向内方の端部が嵌まり込んでおり、それによって、内側保持部20と外側保持部18が弁ハウジング本体22に対して径方向で位置決めされている。

【0069】

また、内側保持部20の軸方向上側部分には、雁首状の屈曲断面で内周側へ狭まった環状の受座部63が形成されている。また、受座部63の内周縁部には、軸方向上方に向かって突出した環状の内側係合爪64が形成されている。即ち、内側係合爪64の基端側内面から受座部63の内面にかけては、軸方向内方に向かって次第に内径が大きくなる拡開傾斜面65とされている。この拡開傾斜面65が設けられていることにより、後述する雄コネクタ(ルアー)の弾性弁体16への挿入時に、押し広げられつつ内方へ押し入れられるスリット14の両側部分が逃げる領域が内側保持部20内に有利に確保されて、雄コネクタの挿入抵抗の低減などが図られるようになっている。なお、内側係合爪64の先端面は、その内周側の端縁部が角を落とした凸状の湾曲断面形状とされている。なお、かかる湾曲断面形状は、例えば略一定の曲率半径を有するアール形状が好適に採用されるが、曲率半径が部分的に異なっても良い。

【0070】

そして、内側保持部20の内側係合爪64が、外側保持部18の外側係合爪52と、軸方向で隙間を隔てて対向位置されている。これら内側係合爪64と外側係合爪52は、軸方向の投影で互いに少なくとも一部が重なり合うことが望ましく、好適には、径方向の半分以上の領域において軸方向の投影で互いに重なり合うようにされる。特に本実施形態で

10

20

30

40

50

は、外側係合爪 5 2 の内周端（径方向内側端部）の軸方向延長線上に、内側係合爪 6 4 の内周側角部に設けられたアール形状の湾曲面が位置するようにされている。

【 0 0 7 1 】

また、内側保持部 2 0 の受座部 6 3 は、外側係合爪 5 2 の先端壁部 5 1 に対して軸方向で略対向配置されている。

【 0 0 7 2 】

さらに、内側保持部 2 0 は、その周壁の肉厚寸法が軸方向で異ならされている。特に本実施形態では、軸方向外方に位置する先端側が肉厚とされて受座部 6 3 と内側係合爪 6 4 が形成されている。そして、かかる受座部 6 3 の下方に近接した位置において厚さ寸法が最も小さい薄壁部 6 6 とされており、この薄壁部 6 6 から軸方向内方に向かって次第に厚肉とされている。即ち、小径筒部 4 8 では、先端の受座部 6 3 と基端の環状基端部 6 2 との間の軸方向中間部分において、外周面よりも内周面の方が急な傾斜角度で、軸方向下方に向かってテーパ状に拡径している。なお、内側保持部 2 0 における軸方向での厚さ寸法の変化は、内外周面が軸方向で湾曲等して連続的且つ滑らかに付されている。

【 0 0 7 3 】

また、内側保持部 2 0 の外径寸法は外側保持部 1 8 の内径寸法よりも小さくされており、図 5 等に示されるように、外側保持部 1 8 と内側保持部 2 0 との間に弾性弁体 1 6 の装着用スペースが形成されている。

【 0 0 7 4 】

かかる装着用スペースへ装着される弾性弁体 1 6 の単品状態が、図 7 ~ 1 0 に示されている。弾性弁体 1 6 は略ディスク形状とされており、中央部分 6 8 にスリット 1 4 が形成されている。また、弾性弁体 1 6 の外周部分には軸方向内外に突出する筒状支持部 7 0 が設けられており、筒状支持部 7 0 の外周面が外側保持部 1 8 の内周面に重ね合わせられている一方、筒状支持部 7 0 の内周面が内側保持部 2 0 の外周面に重ね合わせられている。更に、中央部分 6 8 と筒状支持部 7 0 とが周方向の全周に亘って延びる環状連結部 7 2 で接続されていることにより、弾性弁体 1 6 は一体成形品として形成されている。

【 0 0 7 5 】

なお、図 5 に示される雄コネクタの未挿入状態では、弾性弁体 1 6 において中央部分 6 8 の上端面と開口部材 1 2 の上端面が同一平面状に位置するようにされている。また、本実施形態では、スリット 1 4 は、弾性弁体 1 6 の厚さ方向に貫通する直線状とされているが、中央から放射状に延びる 3 本以上のスリットなどでも良い。

【 0 0 7 6 】

この環状連結部 7 2 は、弾性弁体 1 6 の中央部分 6 8 よりも厚さ寸法を小さくすることにより形成されており、即ち弾性弁体 1 6 における軸方向外面側および内面側の外周部分には、それぞれ周方向の全周に亘って延びる溝状の外側環状溝 7 4 および内側環状溝 7 6 が形成されている。これら両環状溝 7 4 , 7 6 により弾性弁体 1 6 の外周部分には括れが形成されており、この括れ部分、即ち両環状溝 7 4 , 7 6 の底部の軸方向間が環状連結部 7 2 とされている。したがって、弾性弁体 1 6 において、中央部分 6 8 よりも外周側には、当該中央部分 6 8 よりも肉薄とされた肉薄部が環状連結部 7 2 により構成されて形成されている。

【 0 0 7 7 】

なお、両環状溝 7 4 , 7 6 の形状はそれぞれ、外側係合爪 5 2 および内側係合爪 6 4 に略対応するものとされて、それら外内の係合爪 5 2 , 6 4 が嵌め込まれ得るようになっている。また、内側環状溝 7 6 の内周側の壁部には凹溝部 7 8 が形成されており、凹溝部 7 8 の内面形状が内側係合爪 6 4 の先端内周面形状に略対応している。これにより、後述する雄コネクタの挿入時において、内側係合爪 6 4 の先端内周面と凹溝部 7 8 の内面が重なって当接して、医療用弁 1 0 内の流体流路 9 0 において隙間を形成するおそれが軽減されている。

【 0 0 7 8 】

そして、環状連結部 7 2 の外周側に接続される筒状支持部 7 0 は、外側保持部 1 8 と内

10

20

30

40

50

側保持部 20 との間の装着用スペースに対応した形状とされている。即ち、環状連結部 72 から軸方向外方に突出する上方支持部 80 と軸方向内方に突出する下方支持部 82 を含んで、筒状支持部 70 が構成されている。

【0079】

要するに、上方支持部 80 は所定の軸方向寸法をもって環状連結部 72 から上方に突出していると共に、径方向幅寸法が外側保持溝 54 における径方向幅寸法と略同じか僅かに大きくされている。また、上方支持部 80 の内周面形状が外側係合爪 52 の外周面形状に略対応している一方、上方支持部 80 の外周面形状が小径筒部 48 の内周面形状に略対応している。更に、下方支持部 82 は所定の軸方向寸法をもって環状連結部 72 から下方に突出しており、本実施形態では、開口部材 12 と弾性弁体 16 との組付時において、外側保持部 18 の環状肩部 50 よりも下方となる位置まで突出している。そして、下方支持部 82 の内周面形状が内側保持部 20 の外周面形状に略対応している一方、下方支持部 82 の外周面形状が小径筒部 48 の内周面形状に対応している。

【0080】

これにより、下方支持部 82 の内外周面が内側保持部 20 と外側保持部 18 (小径筒部 48) との間で厚さ方向となる径方向で挟まれて支持されている。ここにおいて、内側保持部 20 の外周面が、外側保持部 18 の内周面に比して大きな軸方向傾斜角度を有する急傾斜面とされており、これら内外の保持部 20, 18 の径方向対向面間に密着された収容状態で配設される下方支持部 82 も、その肉厚寸法が、軸方向内方に行くに従って次第に大きくなっている。

【0081】

すなわち、筒状支持部 70 の外周面は、上方支持部 80 と下方支持部 82 の全体に亘って、外側保持部 18 (小径筒部 48) の内周面と略同じ傾斜角度で軸方向内方に向かって次第に拡径するテーパ状の傾斜面とされている。また、筒状支持部 70 の内周面は、上方支持部 80 の内周面が、外側係合爪 52 の外周面に略対応して、軸方向外方に向かって僅かに拡径する傾斜面とされている。一方、下方支持部 82 の内周面は、内側保持部 20 の外周面形状に略対応した形状とされている。

【0082】

具体的には、下方支持部 82 の内周面には、環状連結部 72 の近くに位置して、軸方向の傾斜角度が変化する角度変化部 83 が設けられている。この角度変化部 83 は、図 6 に示されているように凹形のアール面とされており、このアール面を有する角度変化部 83 において、下方支持部 82 の厚さ寸法が最も小さくされて薄肉部 84 とされている。また、角度変化部 83 より軸方向外方 (図 6 中の上方) は、厚肉とされて環状連結部 72 に繋がっており、この厚肉部分において内側保持部 20 の受座部 63 で支持されている。また一方、角度変化部 83 より軸方向内方 (図 6 中の下方) では、下方支持部 82 の内周面が、内側保持部 20 の外周面と略同じ傾斜角度で軸方向内方に向かって次第に拡径するテーパ状の傾斜面とされている。要するに、外側保持部 18 における小径筒部 48 の内周面よりも、下方支持部 82 の内周面と、内側保持部 20 の軸方向中間部分における内周面の方が傾斜角度が大きくされている。

【0083】

また、下方支持部 82 は突出方向基端側 (図 5 中の上方) よりも突出方向先端側 (図 5 中の下方) の径寸法が大きくされており、突出先端部分 (軸方向最下端) には、外周側に広がる径方向突出部としてのフランジ状部 85 が一体形成されている。即ち、本実施形態の下方支持部 82 では、薄肉部 84 において厚さ寸法が最も小さくされている一方、薄肉部 84 よりも軸方向内方に位置するフランジ状部 85 において厚さ寸法 (径方向寸法) が最も大きくされている。それ故、本実施形態では、下方支持部 82 において、厚肉部がフランジ状部 85 を含んで形成されている。このフランジ状部 85 の径方向幅寸法は内側保持部 20 の環状基端部 62 の上面における径方向幅寸法と略等しくされている。更に、フランジ状部 85 の上面には、外側保持部 18 の係止凸部 60 に対応した位置と大きさで、周方向の全周に亘って延びる係止凹部 86 が形成されており、この係止凹部 86 の外周側

10

20

30

40

50

が軸方向外方に向かって突出する係止突部 87 とされている。

【 0084 】

なお、本実施形態の開口部材 12 を構成する外側保持部 18、内側保持部 20、弁ハウジング本体 22 のそれぞれは、弾性弁体 16 を確実に保持し得る強度を有する材料から形成されることが好ましく、熱可塑性樹脂が好適に採用される。また、弾性弁体 16 は弾性を有する材料から形成されており、気密性や再封止性を考慮して、イソプレンゴムやシリコンゴム等の合成ゴム、天然ゴム、熱可塑性エラストマー等が好適に採用される。

【 0085 】

また、弾性弁体 16 において、上方支持部 80 の上端部における外径寸法は、好適には 5.0 ~ 7.0 mm の範囲内で設定される。

10

【 0086 】

また、弾性弁体 16 の中央部分 68 の厚さ寸法は、好適には、1.0 ~ 4.0 mm の範囲内で設定される。中央部分 68 の厚さ寸法が 1.0 mm よりも小さいと、シリンジ等の未挿入時におけるシール性が不十分となるおそれがある一方、厚さ寸法が 4.0 mm よりも大きいと、雄コネクタの挿入抵抗が大きくなって、挿入操作が難しくなるおそれがあるからである。

【 0087 】

本実施形態では、上記の如き形状とされた弁ハウジング本体 22 に対して、内側保持部 20 が非接着で組み付けられる。即ち、弁ハウジング本体 22 の開口側端部に形成される固定用溝 34 に内側保持部 20 の環状基端部 62 が嵌め入れられて、径方向で位置決めされる。そして、環状基端部 62 の上面に対して弾性弁体 16 のフランジ状部 85 が重ね合わされると共に、内側保持部 20 の内側係合爪 64 が弾性弁体 16 の内側環状溝 76 に食い込むように押し入れられる。

20

【 0088 】

かかる状態において、軸方向外方から外側保持部 18 が重ね合わされて、必要に応じて外側保持部 18 が弁ハウジング本体 22 に対して軸方向で押し付けられる。これにより、弁ハウジング本体 22 の上底部 28 の支持壁 35 に突設された溶着用突部 36 に対して、外側保持部 18 の環状肩部 50 が当接状態で重ね合わされる。そして、かかる溶着用突部 36 の当接部位を軸方向で押し付けながら超音波溶着装置のホーンを当てて溶着用突部 36 に超音波エネルギーを集中的に作用させることで溶着用突部 36 とその当接部位を溶融させ、実質的に溶着用突部 36 を溶融消失させて弁ハウジング本体 22 の上底部 28 に外側保持部 18 の環状肩部 50 が重ね合わされた状態で固着を完了する。なお、超音波溶着に際して、弁ハウジング本体 22 と外側保持部 18 との軸方向の位置決めは、溶着用突部 36 の溶融消失に伴って、支持壁 35 と環状肩部 50 との当接面積が急激に増大したり、弁ハウジング本体 22 の段差面 37 に対して外側保持部 18 の大径筒部 46 の端面が当接することなどによって規定され得る。

30

【 0089 】

その結果、超音波溶着が完了した製品状態では、弁ハウジング本体 22 に設けられた段差面 37 と外側保持部 18 における大径筒部 46 の下端面とが実質的に当接すると共に、環状肩部 50 に設けられた嵌合溝 58 の上底面と固定用溝 34 の外壁上面とが略当接した状態とされる。また、弾性弁体 16 に設けられた係止凹部 86 に対して外側保持部 18 の内面に設けられた係止凸部 60 が嵌め入れられて係止されると共に、弾性弁体 16 の係止突部 87 が弁ハウジング本体 22 の固定用溝 34 に嵌め入れられて支持壁 35 の内周面に係止される。

40

【 0090 】

さらに、外側保持部 18 の外側保持溝 54 に筒状支持部 70 の上方支持部 80 が押し入れられて支持されると共に、弾性弁体 16 の外側環状溝 74 に対して外側保持部 18 の外側係合爪 52 が食い込むように押し入れられる。かかる状態で、嵌合溝 58 の上底面と固定用溝 34 の外壁上面とが固着されていることにより、本実施形態の医療用弁 10 が構成されている。なお、嵌合溝 58 の上底面と固定用溝 34 の外壁上面との固着は、上述の如

50

き溶着用突部 36 を利用した超音波溶着が好適に採用されるが、例えば溶着用突部を用いない接着等であってもよい。

【 0 0 9 1 】

すなわち、本実施形態では、筒状支持部 70 の下方支持部 82 が外側保持部 18 と内側保持部 20 との間に挟まれて支持されている。また、外側保持部 18 を弁ハウジング本体 22 に対して軸方向に押し付けて固着することにより、外側保持部 18 の軸方向内方に位置する内側保持部 20 が、弁ハウジング本体 22 や外側保持部 18 等の何れに対しても接着等されない非固着で外れ止め支持されて固定的に組み付けられている。

【 0 0 9 2 】

さらに、フランジ状部 85 の係止凹部 86 に対して外側保持部 18 の係止凸部 60 が嵌め入れられると共に、弁ハウジング本体 22 に対して外側保持部 18 を軸方向外方から押し付けて固着することにより、弾性弁体 16 のフランジ状部 85 が、外側保持部 18 と内側保持部 20 の環状基端部 62 との軸方向間で挟まれて支持されている。即ち、本実施形態では、開口部材 12 に対して弾性弁体 16 が非接着とされつつ、径方向および軸方向で位置決め固定されている。

【 0 0 9 3 】

ここにおいて、弁ハウジング本体 22 に対する内外の保持部 20, 18 の組付状態下で弾性弁体 16 の下方支持部 82 の内外周面に重ね合わされた内外の保持部 20, 18 間の径方向対向面間距離が、組付前の弾性弁体 16 の下方支持部 82 の径方向厚さ寸法と略等しいか僅かに大きくされている。これによって、組付状態下において、弾性弁体 16 の下方支持部 82 は、内外の保持部 20, 18 により圧縮されることがないようになっている。

【 0 0 9 4 】

加えて、弁ハウジング本体 22 に対する内外の保持部 20, 18 の組付状態下で弾性弁体 16 のフランジ状部 85 の軸方向両面に重ね合わされた内側保持部 20 の環状基端部 62 と外側保持部 18 の小径筒部 48 の軸方向内方端部との軸方向対向面間距離が、組付前の弾性弁体 16 のフランジ状部 85 の軸方向厚さ寸法よりも小さくされている。これによって、組付状態下において、弾性弁体 16 のフランジ状部 85 には、内外の保持部 20, 18 による圧縮力が及ぼされて常時有効な支持力が発揮されるようになっている。

【 0 0 9 5 】

また、本実施形態の弾性弁体 16 では、その筒状支持部 70 において、下方支持部 82 の軸方向長さ（図 6 中の B）が、上方支持部 80 の軸方向長さ（図 6 中の C）よりも大きくされている。特に本実施形態では、上記の如き形状とされた開口部材 12 と弾性弁体 16 との組付状態において、環状連結部 72 の上面から外側保持部 18 の軸方向外側端までの距離 A（図 6 参照）よりも、環状連結部 72 の下面から下方支持部 82 の軸方向内側端までの距離 B（図 6 参照）が大きくされている（ $A < B$ ）。即ち、上方支持部 80 として想定される最大の軸方向寸法 A よりも下方支持部 82 の軸方向寸法 B が大きくされている。

【 0 0 9 6 】

更にまた、本実施形態では、下方支持部 82 の軸方向長さ（B）が、弾性弁体 16 における中央部分 68 の軸方向長さ（図 6 中の D）よりも大きくされている（ $B \geq D$ ）。更に、下方支持部 82 の軸方向長さ（B）が、弾性弁体 16 における中央部分 68 の半径（図 6 中の E）よりも大きくされている（ $B \geq E$ ）。

【 0 0 9 7 】

さらに、図 11 には、上記の如き構造とされた医療用弁 10 に対して、雄コネクタとしてのシリンジ 88 の先端部分が挿入された状態が示されている。即ち、弾性弁体 16 に対してシリンジ 88 の先端部分を挿入することにより、スリット 14 が開放されると共に、弾性弁体 16 の中央部分 68 が軸方向内方へ押し込まれて弾性変形させられる。これにより、シリンジ 88 の内部から医療用弁 10 の内部を経て、図示しないカテーテル等から人体内部へ至る流体流路 90 が連通状態とされる。換言すれば、流体流路 90 の開口部分を

10

20

30

40

50

構成する開口部材 1 2 に装着された弾性弁体 1 6 にシリンジ 8 8 が挿入されることにより、スリット 1 4 が開放されて、流体流路 9 0 が連通状態とされる。

【 0 0 9 8 】

ここにおいて、かかるシリンジ 8 8 の挿入状態では、弾性弁体 1 6 に対して軸方向内方への押込力が発生する。この押込力に対して、本実施形態の医療用弁 1 0 では、下方支持部 8 2 の軸方向突出寸法 B が大きくされて、弾性弁体 1 6 における開口部材 1 2 により支持されている領域が大きく確保されることから、医療用弁 1 0 からの弾性弁体 1 6 の抜け落ちのおそれが低減され得る。

【 0 0 9 9 】

特に、軸方向内方への突出寸法を大きくすることにより、下方支持部 8 2 に及ぼされる軸方向外方への引張力に対して開口部材 1 2 と下方支持部 8 2 との摩擦を大きくすることができ、内側係合爪 6 4 による弾性弁体 1 6 の引っ掛かり作用と相俟って、医療用弁 1 0 からの弾性弁体 1 6 の抜け落ち防止作用が効率的に発揮され得る。

【 0 1 0 0 】

特に本発明では、筒状支持部 7 0 の下方支持部 8 2 を、弾性弁体 1 6 においてスリット 1 4 が形成された、略一定の軸方向厚さで広がる円板形状の中央部分 6 8 の軸方向の弁内面 9 4 ( 図 6 参照 ) よりも軸方向内方にまで突出させることで、かかる下方支持部 8 2 に対する内外の保持部 2 0 , 1 8 による支持力を有効に及ぼすことが可能である。

【 0 1 0 1 】

また、開口部材 1 2 に外側保持部 1 8 と内側保持部 2 0 を設けて、その間に下方支持部 8 2 を位置させることにより、開口部材 1 2 の内部スペースを巧く利用することができる。それ故、伸ばすことが困難な環状連結部 7 2 から外側保持部 1 8 の軸方向外側端までの距離 A を抑えつつ、下方支持部 8 2 の軸方向下方への突出寸法 B を大きくすることができ、開口部材 1 2 による弾性弁体 1 6 の支持力の増大が図られ得る。特に、上記距離 A が小さく抑えられることから、雄コネクタの挿抜作業性の低下や医療用弁 1 0 が大型となることが回避され得る。

【 0 1 0 2 】

さらに、本実施形態では、下方支持部 8 2 の突出先端部分に外周側に広がるフランジ状部 8 5 が設けられて、外側保持部 1 8 と内側保持部 2 0 の軸方向間で圧縮されて挟み込まれることにより、医療用弁 1 0 からの弾性弁体 1 6 の抜け落ちが一層効果的に防止されている。特に、下方支持部 8 2 は、外側保持部 1 8 の環状肩部 5 0 よりも軸方向下方まで延び出しており、フランジ状部 8 5 が設けられるスペースも効率的に確保され得る。

【 0 1 0 3 】

更にまた、本実施形態では、外側保持部 1 8 の内面から下方に突出する係止凸部 6 0 が設けられていると共に、フランジ状部 8 5 の上面における係止凸部 6 0 と対応する位置に係止凹部 8 6 が設けられており、これらが嵌め込まれて係止されていることから、医療用弁 1 0 からの弾性弁体 1 6 の抜け落ちが一層効果的に防止され得る。

【 0 1 0 4 】

特に本実施形態では、内側保持部 2 0 の軸方向の中間部分に薄壁部 6 6 が設けられており、そこから軸方向内方に向かって少しずつ厚さが大きくされていることで、シリンジ 8 8 の挿入時に弾性変形した弾性弁体 1 6 が内周面に押し付けられる内側保持部 2 0 の軸方向中間部分の厚さが比較的小さくされている。加えて、内側保持部 2 0 は、厚さを小さくしたり材質設定を考慮すること等により、少なくとも軸方向中間部分における変形剛性が、シリンジ 8 8 の雄コネクタ部分と外側保持部 1 8 の小径筒部 4 8 に比して小さくされている。

【 0 1 0 5 】

これにより、シリンジ 8 8 の挿入に伴って弾性変形した弾性弁体 1 6 が内側保持部 2 0 の内周面に押し付けられると、この押付力が、内側保持部 2 0 の外周側に密接して配された弾性弁体 1 6 の下方支持部 8 2 に対して押圧力として効率的に伝達され得る。特に、本実施形態では、下方支持部 8 2 の軸方向寸法 B が、弾性弁体 1 6 の中央部分 6 8 の半径 E

10

20

30

40

50

より大きくされていることから、中央部分 6 8 の全面に亘って押圧力を下方支持部 8 2 に対して及ぼすことができる。また、外側保持部 1 8 の剛性が大きいことから、下方支持部 8 2 が、内側保持部 2 0 と外側保持部 1 8 との間で一層強く挟まれて大きな支持力をもって保持される。それに加えて、下方支持部 8 2 の軸方向中間部分における内周面には角度変化部 8 3 が設けられている。特に、角度変化部 8 3 が凹形のアール面とされることにより、下方支持部 8 2 には薄肉部 8 4 が形成されており、当該薄肉部 8 4 よりも軸方向内方が次第に厚肉とされていることも相俟って、下方支持部 8 2 の抜け出しがより強固に阻止されて、弾性弁体 1 6 の抜け落ちがより効果的に防止されるのである。

【 0 1 0 6 】

また、下方支持部 8 2 は、初期の組付状態では、内側保持部 2 0 と外側保持部 1 8 との径方向間で圧縮されない状態で組み付けられている。これにより、ハウジング外周面に物がぶつかったりして生じる外力等に対する変形や吸収が許容されてハウジングを構成する外側保持部 1 8 や内側保持部 2 0 等の破損率が軽減されている。また、シリンジ 8 8 の挿入に伴って弾性変形した弾性弁体 1 6 が内側保持部 2 0 の内周面に押し付けられる場合であっても、かかる押付力が下方支持部 8 2 の圧縮により軽減されて伝達される。この結果、外側保持部 1 8 に過大な外力が及ぼされることが回避されて、外側保持部 1 8 の破損が効果的に防止され得る。

【 0 1 0 7 】

なお、本実施形態の医療用弁 1 0 では、外側保持部 1 8 と内側保持部 2 0 と弁ハウジング本体 2 2 とがそれぞれ別部材とされている。そして、かかる内側保持部 2 0 が外側保持部 1 8 と弁ハウジング本体 2 2 との間で支持される態様が、外側保持部 1 8 と弁ハウジング本体 2 2 との超音波溶着により実現され得る。

【 0 1 0 8 】

また、本実施形態では、下方支持部 8 2 において、突出方向基端側よりも突出方向先端側の径寸法が大きくされていることから、医療用弁 1 0 内部における流体流路 9 0 の容積を大きく確保することができる。これにより、シリンジ 8 8 の挿入時において、弾性弁体 1 6 の弾性変形領域が安定して確保されて、シリンジ 8 8 の医療用弁 1 0 への挿入が容易とされ得る。

【 0 1 0 9 】

さらに、外側保持部 1 8 と内側保持部 2 0 は軸方向内方に向かって広がるような筒形状をなすとともに、内外保持部 2 0 , 1 8 間の径方向対向面間距離が軸方向内方に向かって大きくなるように形状付けられている。具体的には、外側保持部 1 8 が軸方向内方に向かって次第に肉厚寸法が大きくされると共に、外側保持部 1 8 における小径筒部 4 8 の内周面よりも下方支持部 8 2 の内周面と内側保持部 2 0 の軸方向中間部分における内周面の傾斜角度が大きくされて、下方支持部 8 2 と内側保持部 2 0 も軸方向内方に向かって次第に肉厚寸法が大きくなるようにされている。これにより、弁ハウジング本体 2 2 による外内保持部 1 8 , 2 0 および弾性弁体 1 6 の支持が一層安定して実現され得る。

【 0 1 1 0 】

以上、本発明の実施形態について詳述してきたが、本発明はその具体的な記載によって限定されることなく、当業者の知識に基づいて種々なる変更、修正、改良などを加えた態様で実施され得るものであり、また、そのような実施態様も、本発明の趣旨を逸脱しない限り、何れも本発明の範囲内に含まれる。

【 0 1 1 1 】

例えば、前記実施形態では、筒状支持部 7 0 の下方支持部 8 2 は外側保持部 1 8 の環状肩部 5 0 よりも軸方向内方まで延び出して、その先端にフランジ状部 8 5 および係止凹部 8 6 などが形成されていたが、かかる態様に限定されない。即ち、図 1 2 に示されるように、例えば組付状態において、下方支持部 8 2 の下端面が環状肩部 5 0 よりも上方に位置していると共に、環状連結部 7 2 の上面から外側保持部 1 8 の軸方向外側端までの軸方向寸法 A または上方支持部 8 0 の先端面までの軸方向寸法 C よりも環状連結部 7 2 の下面から下方支持部 8 2 の軸方向内側端までの軸方向寸法 B ' が大きくされる態様も好適に採用

10

20

30

40

50

される（ $A < B'$  または  $C < B'$ ）。なお、本態様では、内外保持部 20, 18 間の径方向対向面間距離が、組付前の弾性弁体 16 の下方支持部 82 の径方向厚さ寸法より僅かに小さくされており、下方支持部 82 は内外保持部 20, 18 によって圧縮されている。また、図 12 から明らかなように、フランジ状部 85 や係止凸部 60 および係止凹部 86 などは必須なものではない。かかる構造とされる医療用弁では、下方支持部 82 と内外保持部 20, 18 との摩擦を大きくすることができることから、弾性弁体 16 の抜け落ち防止効果が十分に発揮され得る。尤も、環状連結部 72 の下面から下方支持部 82 の軸方向内側端までの軸方向寸法 B の大きさは、弾性弁体 16 の開口部材 12 への組付状態において、環状連結部 72 よりも下方まで延びていれば何等限定されるものではない。

【0112】

また、前記実施形態では、内側保持部 20 と弁ハウジング本体 22 が別部品とされていたが、一体として形成されてもよい。

【0113】

さらに、前記実施形態では、係止凸部 60 は、外側保持部 18 の小径筒部 48 における下方の開口端縁部において下方に突出して形成されていたが、かかる態様に限定されない。即ち、外側保持部 18 における外側保持溝 54 や軸方向中間部分に形成されてもよいし、内側保持部 20 から上方に突出するように形成してもよい。

【0114】

また、弾性弁体 16 の下方支持部 82 の軸方向内方端部に径方向突出部を設ける場合には、前記実施形態のように径方向外方に延びるフランジ状部 85 に代えて又は加えて径方向内方に延びる径方向突出部を採用して、それを内側保持部 20 などの開口部材 12 に対して軸方向で係合させたり軸方向で圧縮保持させたりすることも可能である。

【0115】

なお、前記実施形態では、内外の係合爪 64, 52 および内外の環状溝 76, 74 は、周方向の全周に亘って環状に形成されていたが、例えば内外の係合爪は周方向で断続的に形成されていてもよいし、周上において係合爪の高さを段階的に又は連続的に変化させることも可能である。また、内外の環状溝も、内外の係合爪の位置と大きさに対応する等して断続的に形成されてもよい。なお、弾性弁体の上方支持部は下方支持部よりハウジング（開口部材）から離脱し易いことから、弾性弁体は少なくとも外側環状溝を有することが好ましい。尤も、外側環状溝と内側環状溝は本発明に必須ではなく、内外保持部で支持される肉薄部を有していればよい。また、外側環状溝には外側保持部に設けられた外側係合爪が係合されることが好適である。

【0116】

さらに、医療用弁の筒状支持部において、軸方向内方への突出部分に設けられた薄肉部や軸方向内方への突出部分の先端部に設けられた径方向突出部などは、周方向の全周に亘って連続して形成されている必要はなく、周上で部分的に設けられていてもよい。また、径方向突出部は、筒状支持部における軸方向内方への突出部分において先端部に設けられる必要はなく、例えば軸方向中間部分に設けられてもよい。

【符号の説明】

【0117】

10：医療用弁、12：開口部材、14：スリット、16：弾性弁体、18：外側保持部、20：内側保持部、22：弁ハウジング本体（開口部材本体）、35：支持壁、36：溶着用突部、50：環状肩部、52：外側係合爪、60：係止凸部、64：内側係合爪、65：拡開傾斜面、66：薄壁部、68：中央部分、70：筒状支持部、72：環状連結部、74：外側環状溝、76：内側環状溝、80：上方支持部、82：下方支持部、83：角度変化部、84：薄肉部、85：フランジ状部（径方向突出部）、86：係止凹部、87：係止突部、88：シリンジ（雄コネクタ）、90：流体流路

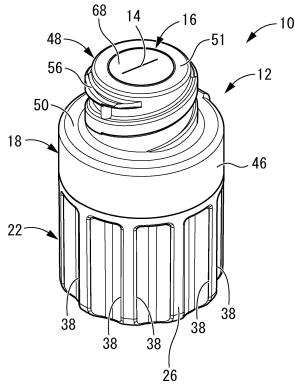
10

20

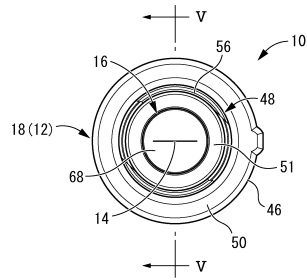
30

40

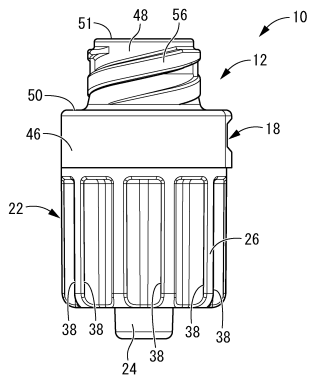
【 図 1 】



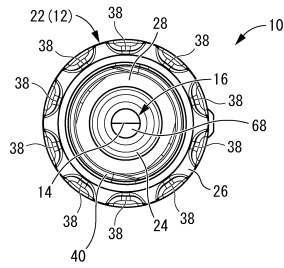
【 図 3 】



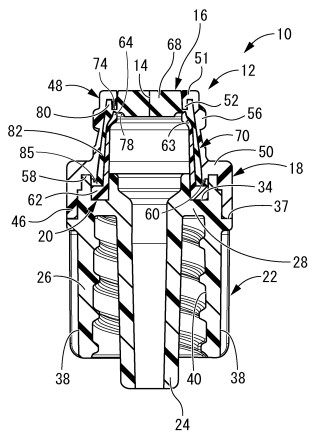
【 図 2 】



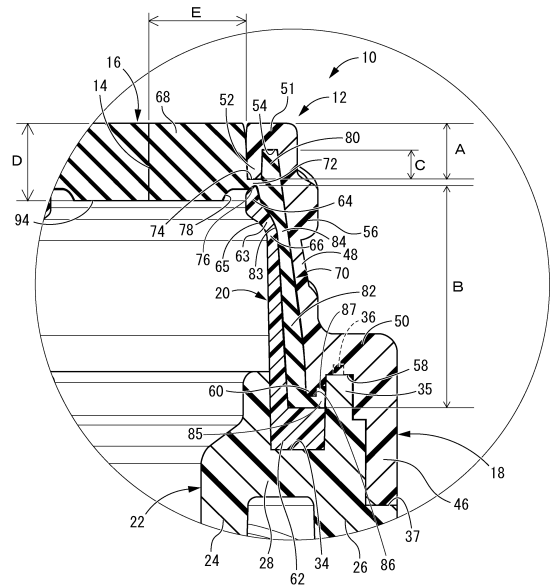
【 図 4 】



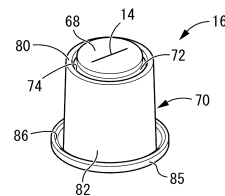
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】





---

フロントページの続き

(72)発明者 阪本 慎吾  
大阪府大阪市北区本庄西3丁目9番3号 ニプロ株式会社内

審査官 田中 玲子

(56)参考文献 国際公開第2012/133131(WO, A1)  
国際公開第2005/004973(WO, A1)  
国際公開第2010/073643(WO, A1)  
米国特許出願公開第2002/0002351(US, A1)  
国際公開第1995/015193(WO, A1)  
国際公開第2014/162347(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61M 39/26  
A61M 5/14  
A61M 39/04