

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 9 月 19 日(19.09.2013)



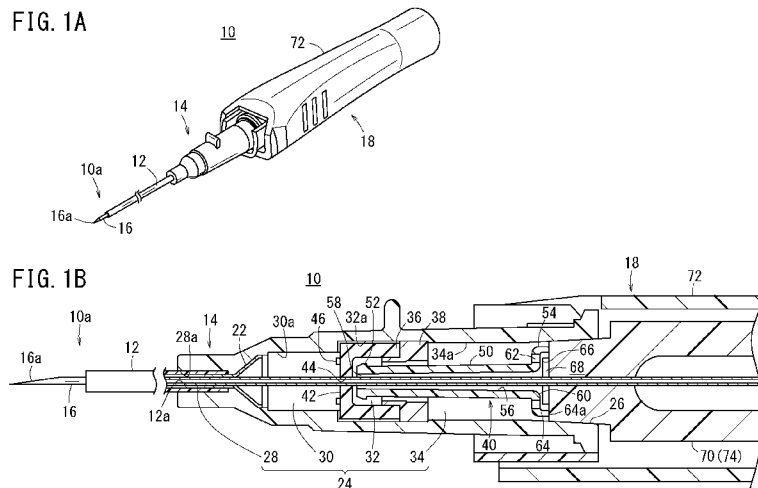
(10) 国際公開番号
WO 2013/137348 A1

- (51) 国際特許分類:
A61M 25/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/057080
- (22) 国際出願日: 2013 年 3 月 13 日(13.03.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-060630 2012 年 3 月 16 日(16.03.2012) JP
- (71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 西村由香(NISHIMURA, Yuka); 〒4093853 山梨県中巨摩郡昭和町築地新居 1 7 2 7 番地の 1 テルモ株式会社内 Yamanashi (JP). 田邊秀憲(TANABE, Hidenori); 〒4093853 山梨県中巨摩郡昭和町築地新居 1 7 2 7 番地の 1 テルモ株式会社内 Yamanashi (JP).
- (74) 代理人: 千葉剛宏, 外(CHIBA Yoshihiro et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木 2 丁目 1 番 1 号 新宿マインズタワー 1 6 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: CATHETER ASSEMBLY

(54) 発明の名称: カテーテル組立体



(57) Abstract: This catheter assembly (10) is provided with: an outer needle hub (14) which has a hollow portion (24) inside and in which a connector (20) having a connector-side cavity (21) is inserted into the hollow portion (24) from the base side; a hemostasis valve (36) capable of blocking the hollow portion (24) in a liquid-tight manner; and a plug (40) having a cylindrical body (50) inserted in the hemostasis valve (36) and a communication path (56) extending inside of the body (50). On the base portion of the plug (40), a flange (54) is provided which extends outwards from the lateral surface of the body (50). The flange (54) is formed in the shape of a flat plate, and has a hole (62) which can allow communication between the hollow portion (24) and the connector-side cavity (21).

(57) 要約: カテーテル組立体 (10) は、中空部 (24) を内部に有し、コネクタ側内腔 (21) を有するコネクタ (20) が基端側から中空部 (24) に挿入される外針ハブ (14) と、中空部 (24) を液密に遮断可能な止血弁 (36) と、止血弁 (36) に挿通される筒状の胴部 (50)、及び胴部 (50) 内を延在する連通路 (56) を有するプラグ (40) と、を備える。プラグ (40) の基端部には、胴部 (50) の側面から外側に延出するフランジ部 (54) が設けられる。フランジ部 (54) は、平板状に形成され、且つ中空部 (24) とコネクタ側内腔 (21) との間を連通させることが可能な孔部 (62) を有する。

WO 2013/137348 A1

WO 2013/137348 A1



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：カテーテル組立体

技術分野

[0001] 本発明は、例えば、患者の血管内及び皮膚上に留置され、該患者に対し輸液を可能とするカテーテル組立体に関する。

背景技術

[0002] 通常、患者に輸液を行う場合は、管状の外針（カテーテル）を内針とともに患者の血管内に穿刺し、この穿刺後に内針を引き抜いてカテーテルを患者側に留置する。さらに、輸液チューブの端部と皮膚上に露呈するカテーテルの基端側を接続することで輸液ラインを構築する。

[0003] 米国特許出願公開第2010/204660号明細書に開示されているカテーテル組立体は、外針（catheter）の基端部に接続される外針ハブ（catheter body）と、外針ハブの基端から血液が流出することを防ぐ止血弁（septum）と、止血弁を挿通する挿通部材（pusher）とを有する。この挿通部材には、輸液剤を分流させるための側孔が設けられている。

[0004] カテーテル組立体は、内針を抜去した後に輸液チューブの端部（コネクタ）を外針ハブ内に挿入していき、内部の挿通部材を押し込んで止血弁に挿通する。挿通部材の挿通時には、挿通部材内に血液が流入しようとする。しかしながら、挿通部材の基端には、コネクタが当接し、輸液剤で満たされた輸液ラインが繋がれているため、挿通部材に内在する空気が基端側に移動することができない。このため、血液と輸液剤の間に空気が介在することになり、輸液の開始に不都合が生じる。

[0005] また、カテーテル組立体の外針ハブは、患者の皮膚上に留置されるため、小型に形成されることが望ましい。

発明の概要

[0006] 本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであり、簡単な構成

によって、挿通部材の挿通性を確保しつつ、内在する空気を効率的に排出することができ、挿通部材、ひいては組立体全体の小型化を図ることが可能なカテーテル組立体を提供することを目的とする。

[0007] 前記の目的を達成するために、本発明は、カテーテルと、前記カテーテルの基端部に接続され、基端側よりルアーコネクタが挿入される中空部を有するハブと、前記中空部に配設され、前記中空部を液密に遮断可能な弁体と、前記弁体よりも基端側に配置され、前記ルアーコネクタが前記中空部に挿入された際、先端方向に移動して前記弁体を開通する挿通部材と、を備えるカテーテル組立体であって、前記挿通部材は、前記弁体より先端側の中空部と基端側の中空部とを連通可能な連通路を有する胴部と、前記胴部の基端部側面から外側に延出する平板状のフランジ部と、を備え、前記フランジ部は、前記ルアーコネクタが前記挿通部材に当接した状態において、前記連通路と前記弁体より基端側の中空部とを連通させる連通手段を有することを特徴とする。

[0008] 上記によれば、挿通部材の基端部に平板状のフランジ部が形成されるという簡単な構成によって、挿通部材の胴部の長さを変えことなく、挿通部材を軸方向に短くすることができる。従って、弁体に対する挿通部材の挿通性を確保しつつ、カテーテル組立体全体の小型化を図ることができる。また、中空部のうち弁体よりも基端側の中空部と連通路とを連通させる連通手段を有することで、ルアーコネクタをハブの基端側から挿入する際に、ハブや挿通部材に内在する空気を、連通手段を介して効率的に排出することができる。

[0009] この場合、前記連通手段は、前記フランジ部の板厚方向に貫通形成される孔部であるとよい。

[0010] このように、フランジ部の板厚方向に孔部が貫通形成されることで、ハブに筒体を挿入する際に、孔部を介して連通路に存在する空気をハブの中空部にスムーズに流出して、中空部が連通するハブの基端側から排出させることができる。従って、ハブと筒体の接続作業を効率的に行うことが可能となる。

。

[0011] また、前記連通手段は、前記フランジ部の板厚方向に沿って切り欠かれる構造であってもよい。

[0012] このように、フランジ部の板厚方向に沿って切り欠かれた構造であっても、上記の孔部と同様に、連通路に存在する空気を排出させることができる。

[0013] さらに、前記連通手段は、前記フランジ部の基端面から基端方向に突出する凸部であってもよい。

[0014] このように、フランジ部の基端面から基端方向に凸部が突出する構成では、凸部が筒体の端面に当接することで、挿通部材と筒体との間に隙間が形成される。よって、上記の孔部や溝部と同様に、隙間を介して連通路に存在する空気を排出させることができる。

[0015] またさらに、前記フランジ部の外縁部には、基端方向に突出する突出部が連設されていてもよい。

[0016] このように、フランジ部の外縁部側に突出部を備えることで、フランジ部と筒体との間に空洞部を形成することができる。従って、連通路に内在する空気を一旦空洞部に流入させて、その後に連通手段により流出することができる。この場合、コネクタの内腔の大きさ等に影響を受けずに空気を流出することができるので、コネクタの設計性が向上する。また、突出部は、フランジ部の強度を向上することもできる。

[0017] 本発明によれば、簡単な構成によって、挿通部材の挿通性を確保しつつ、内在する空気を効率的に排出させることができ、挿通部材、ひいては組立体全体の小型化を図ることが可能となる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]図1 Aは、第1実施形態に係るカテーテル組立体の全体構成を示す斜視図であり、図1 Bは、図1 Aのカテーテル組立体の先端部分を示す要部側面断面図である。

[図2]図1 Bのプラグを示す要部斜視図である。

[図3]図3 Aは、図1のカテーテル組立体から内針を抜去した際の血液及び空

気の流れを示す側面断面図であり、図 3 B は、図 3 A の状態から所定時間経過後の血液及び空気の流れを示す側面断面図である。

[図4]図 4 A は、図 3 B の状態のカテーテル組立体に対しコネクタの挿入を開始した状態を示す側面断面図であり、図 4 B は、図 4 A の平面断面図であり、図 4 C は、図 4 A の状態からカテーテル組立体とコネクタの接続が完了した状態を示す側面断面図である。

[図5]図 5 A は、第 2 実施形態に係るカテーテル組立体のプラグを示す斜視図であり、図 5 B は、図 5 A のカテーテル組立体におけるコネクタ挿入時の動作を示す要部側面断面図である。

[図6]図 6 A は、第 3 実施形態に係るカテーテル組立体のプラグを示す斜視図であり、図 6 B は、図 6 A のカテーテル組立体におけるコネクタ挿入時の動作を示す要部側面断面図である。

[図7]図 7 A は、第 4 実施形態に係るカテーテル組立体のプラグを示す斜視図であり、図 7 B は、図 7 A のカテーテル組立体におけるコネクタ挿入時の動作を示す要部側面断面図である。

[図8]図 8 A は、第 5 実施形態に係るカテーテル組立体のプラグを示す斜視図であり、図 8 B は、図 8 A のカテーテル組立体におけるコネクタ挿入時の動作を示す要部側面断面図である。

発明を実施するための形態

[0019] 以下、本発明に係るカテーテル組立体について好適な実施の形態（第 1 ～ 第 5 実施形態）を挙げ、添付の図面を参照して詳細に説明する。

[0020] [第 1 実施形態]

図 1 A は、第 1 実施形態に係るカテーテル組立体 10 の全体構成を示す斜視図であり、図 1 B は、図 1 A のカテーテル組立体 10 の先端部分を示す要部側面断面図である。第 1 実施形態に係るカテーテル組立体 10 は、図 1 A に示すように、管状の外針 12（カテーテル）と、この外針 12 の基端部に接続される外針ハブ 14 と、先端部 16 a に鋭利な針先を有する内針 16 と、この内針 16 の基端部に接続される内針ハブ 18 と、を備える。

[0021] ユーザ（医師や看護師等）は、カテーテル組立体 10 の内針ハブ 18 を把持操作して、その先端部 10a を患者の血管に穿刺する。カテーテル組立体 10 の先端部 10a は、穿刺時に内針 16 を外針 12 に挿通した 2 重構造（2 重管体）の状態（以下、穿刺可能状態ともいう）に構成されており、先端部 10a の穿刺にともない外針 12 及び内針 16 が共に患者の血管内に挿入される。また、穿刺可能状態では、外針ハブ 14 の基端側と内針ハブ 18 の先端側が接続されており、内針ハブ 18 が外針ハブ 14 を支持している。

[0022] 患者への穿刺後、ユーザは、内針ハブ 18 を基端方向に引き抜く（後退移動する）ことで、外針ハブ 14 から内針ハブ 18 を離脱する。これにともない、内針ハブ 18 に接続されている内針 16 も一体的に引き抜かれ、外針 12 及び外針ハブ 14 から離脱する。すなわち、内針 16 が患者の血管から抜去される。従って、患者側は、外針 12 の先端側が血管内に挿入され、外針 12 の基端側及び外針ハブ 14 が皮膚上に留置される。その後、外針ハブ 14 の基端側に輸液チューブのコネクタ 20（ルアーコネクタ：図 4A 参照）を接続することで、輸液チューブから患者への輸液剤（薬液）の供給が実施される。以下、このカテーテル組立体 10 の構成について具体的に説明していく。

[0023] 図 1A 及び図 1B に示すように、穿刺可能状態におけるカテーテル組立体 10 は、軸方向の先端側から外針 12 と内針 16 の 2 重構造、外針ハブ 14、内針ハブ 18 が順に接続され、一体的に取扱い可能となっている。

[0024] 外針 12 は、可撓性を有し所定の長さに形成された管状の部材（管体）である。外針 12 の内部には、軸方向に延在する外針側内腔 12a が形成され、この外針側内腔 12a は内針 16 を挿通可能な内径に設定されている。外針 12 の構成材料としては、樹脂材料、特に、軟質樹脂材料が好適である。この場合、例えば、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、エチレン・テトラフルオロエチレン共重合体（ETFE）、ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂（PFA）等のフッ素系樹脂、ポリエチレン、ポリプロピレン等のオレフィン系樹脂又はこれらの混合物、ポリウレタン、ポリエステル、ポリ

アミド、ポリエーテルナイロン樹脂、前記オレフィン系樹脂とエチレンー酢酸ビニル共重合体との混合物等があげられる。

[0025] また、外針 1 2 は、全部又は一部の内部を視認できるように、透明性を有する樹脂で構成されてもよい。これにより、外針 1 2 が血管内に挿入及び留置された場合に、血液が外針 1 2 の外針側内腔 1 2 a を通って外針ハブ 1 4 に流入する現象(フラッシュバックとも呼ばれる)を目視で確認することができる。

[0026] 外針 1 2 の基端部は、例えば、かしめ、融着(熱融着、高周波融着等)、接着剤による接着等の方法によって、外針ハブ 1 4 の先端部に液密に固定(接続)される。第 1 実施形態に係るカテーテル組立体 1 0 では、かしめピン 2 2 を用いて、外針 1 2 を外針ハブ 1 4 に固定保持している。

[0027] 外針 1 2 を保持する外針ハブ 1 4 は、先端方向に先細りとなる筒状に成形されている。外針ハブ 1 4 は、外針 1 2 と輸液チューブ間に介在することで両部材を簡単且つ確実に接続(連通)する機能(機構)を有する。外針ハブ 1 4 は、外針 1 2 が血管に穿刺された状態で患者の皮膚上に露呈され、テープ等により貼り付けられて留置される。

[0028] 外針ハブ 1 4 は、外針 1 2 よりも硬い材料によって構成されることが好ましい。外針ハブ 1 4 の構成材料は、特に限定されるものではないが、例えば、ポリプロピレン、ポリカーボネート、ポリアミド、ポリサルホン、ポリアリレート、メタクリレートブチレンスチレン共重合体等の熱可塑性樹脂を好適に用いることができる。

[0029] また、外針ハブ 1 4 の内部には、軸方向に貫通する中空部 2 4 が形成され、この中空部 2 4 は輸液剤を流通可能な流路として構成されている。中空部 2 4 の先端側は外針 1 2 の外針側内腔 1 2 a に連通し、中空部 2 4 の基端側は外針ハブ 1 4 の基端開口部 2 6 に連通している。また、中空部 2 4 は、先端側から基端側に向かって外針接続部 2 8、先端案内内部 3 0、弁体配置部 3 2 及びコネクタ接続部 3 4 を有する。

[0030] 外針接続部 2 8 は、外針ハブ 1 4 の先端部において、外針 1 2 の外径に略

一致する内壁 28 a によって構成される。この外針接続部 28 には外針 12 の基端部が挿入され、かしめピン 22 と内壁 28 a により外針 12 が接続（挟持）される。

[0031] 先端案内部 30 は、先端側が外針接続部 28 に連なり、基端側から供給される輸液剤を外針側内腔 12 a に導くように構成されている。先端案内部 30 を構成する内壁 30 a は、先端側の内径が外針側内腔 12 a（先端側）に向かって漸減するテーパ面に形成されている。

[0032] 弁体配置部 32 は、先端側が先端案内部 30 に連なるとともに、この先端案内部 30 の内壁 30 a よりも拡張した内壁 32 a によって構成される。従って、先端案内部 30 と弁体配置部 32 の間には段差が形成されている。この弁体配置部 32 には、止血弁 36 及びシール部材 38 が配設される。

[0033] コネクタ接続部 34 は、先端側が弁体配置部 32 に連なるとともに外針ハブ 14 の基端開口部 26 まで延在している。コネクタ接続部 34 は、輸液チューブのコネクタ 20（ルアーコネクタ）が嵌め込み（挿入及び接続）可能に構成されている。コネクタ接続部 34 の基端側の内壁 34 a は、コネクタ 20 との接続性を高めるため、基端方向に向かって漸増したテーパ状に形成されている。

[0034] この中空部 24 には、止血弁 36（弁体）、シール部材 38 及びプラグ 40（挿通部材）が先端側から順に収容される。このうち、止血弁 36 及びプラグ 40 は、カテーテル組立体 10 における血液の遮断及び輸液剤の供給を可能とする弁機構として機能する。

[0035] 止血弁 36 は、血液の流通を遮断する機能を有し、中空部 24 の略中間位置で中空部 24 の先端側と基端側を閉塞するように配設される。止血弁 36 は、有底筒状に形成され、側部が弁体配置部 32 の内壁 32 a に密着固定され、底部が血液を遮断する閉塞膜 42 として構成される。閉塞膜 42 の中央部にはスリット 44 が形成されている。

[0036] スリット 44 は、1本の線状で閉塞膜 42 に貫通形成され、内針 16 及びプラグ 40 が挿通可能となっており、内針 16 及びプラグ 40 の未挿通状態

では自己閉塞するように形成される。止血弁 36 を構成する弾性材料としては、例えば、天然ゴム、イソプレンゴム、ブチルゴム、ブタジエンゴム、スチレン-ブタジエンゴム、ウレタンゴム、ニトリルゴム、アクリルゴム、フッ素ゴム、シリコンゴムのような各種ゴム材料（特に加硫処理したもの）や、ウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、オレフィン系、スチレン系等の各種熱可塑性エラストマー、あるいはそれらの混合物等の各種弾性材料が挙げられる。

[0037] また、止血弁 36 が配設される弁体配置部 32 の内壁 32 a には、複数の内周溝部 46 が設けられている。内周溝部 46 は、その先端部が先端案内部 30 と弁体配置部 32 の間の段差部分を切り欠くようにして形成され、この先端部から弁体配置部 32 の内壁 32 a に沿って軸方向に延設される。内周溝部 46 は、止血弁 36 よりも先端側に内在する空気が、中空部 24 に流入する血液により押出力（液圧）を受けた場合に、該空気を止血弁 36 よりも基端側に移動させる。

[0038] 止血弁 36 の基端側の開口には、シール部材 38 の先端部が挿入される。シール部材 38 は、略筒状に形成されており、気体を通過させ、且つ液体を通過させない材料によって構成されている。シール部材 38 を構成する材料としては、例えば、ポリエチレン製焼結体等の多孔質体で形成したものを好適に用いることができる。シール部材 38 は、止血弁 36 と密着し内周溝部 46 を塞ぐように配設される。止血弁 36 とシール部材 38 は、互いに接続した状態で弁体配置部 32 に配置されることで、軸方向の変位が規制される。

[0039] 一方、止血弁 36 とともに弁機構を構成するプラグ 40 は、比較的硬質な樹脂材料を用いて略筒状（筒体）に形成したものである。プラグ 40 の構成材料は、特に限定されないが、外針ハブ 14 と同様に、熱可塑性樹脂を好適に用いることができる。

[0040] 本発明に係るカテーテル組立体 10 は、このプラグ 40 の構造に関するため、以下、プラグ 40 について具体的に説明していく。図 2 は、図 1 B の

プラグ４０を示す要部斜視図である。

[0041] プラグ４０は、軸方向に延在する胴部５０と、胴部５０の先端部で径方向外側に拡径する鍔部５２と、胴部５０の基端部で鍔部５２より大きく径方向外側に拡径するフランジ部５４と、を有する。胴部５０は、軸方向に所定長さ（止血弁３６を挿通して止血弁３６の両端部から延出可能な長さ）延在し、穿刺可能状態では、閉塞膜４２よりも基端側、すなわち弁体配置部３２からコネクタ接続部３４にかけて配置される（図１Ｂ参照）。また、胴部５０（プラグ４０）の内部には、軸方向に貫通し輸液剤を流通可能な連通路５６が設けられ、この連通路５６は、プラグ４０の先端開口５８及び基端開口６０に連通している。

[0042] プラグ４０は、穿刺可能状態において、外針ハブ１４の軸方向に進出自在に配設される。そして、輸液チューブの接続時に、コネクタ２０の挿入（押し込み作用）により外針ハブ１４の先端方向に進出移動することで、胴部５０の先端側が止血弁３６のスリット４４を挿通する。これにより、先端案内部３０とコネクタ側内腔２１（図４Ａ参照）が、胴部５０内の連通路５６を介して連通する。

[0043] プラグ４０の鍔部５２は、スリット４４（止血弁３６）の挿通が容易となるように、先端部から基端方向に向かって漸増するテーパ状（テーパ面）を有する。鍔部５２の基端面は、プラグ４０がスリット４４を挿通した状態で、閉塞膜４２に引っ掛け可能に構成されている。これにより、プラグ４０が不用意に基端方向に移動することが防止され、中空部２４と連通路５６との連通状態が維持される。なお、図２中では、１つの鍔部５２を有するプラグ４０を示しているが、２つ以上の鍔部５２をプラグ４０に形成してもよいことは勿論である。

[0044] フランジ部５４は、胴部５０の基端部側面から半径外側に延出している。このフランジ部５４は、所定の板厚を有するとともに、外針ハブ１４の基端開口部２６の内径よりも小さい外径で周方向に延出する円板（平板状）に形成されている。プラグ４０は、フランジ部５４が平板状に形成されているこ

とで、胴部50の軸方向長さ（軸長）を変更することなく、プラグ40の軸長を短くすることができる。

[0045] このフランジ部54は、円板上の平面部分に穿設される孔部62と、基端面54aから突出形成される環状突出部64と、を有する。孔部62は、後述する空洞部68を介して、中空部24と連通路56を連通する連通手段として構成される。この孔部62は、止血弁36に対するプラグ40の挿通にともない、プラグ40（連通路56）又は止血弁36より先端側に内在する空気を中空部24に流出させ、外針ハブ14の基端から排出させる機能を有する。

[0046] 孔部62は、フランジ部54に2つ（一对）設けられ、該フランジ部54の板厚方向、すなわちプラグ40の軸方向に平行となるように貫通形成されている。一对の孔部62は同形状からなり、連通路56を挟んで互いに対向する位置に穿設されている。各孔部62は、全体的に略矩形状に形成されており、連通路56の基端開口60を部分的に囲うようにフランジ部54の径方向に直交する辺が湾曲形成されている。

[0047] フランジ部54に形成される孔部62の形状や形成数は、特に限定されないことは勿論である。好適には、連通路56の容積、フランジ部54の強度、及び孔部62以外に中空部24と連通する構成（第1実施形態の場合は、切り欠き部66）等が勘案された形状又は形成数に設定されるとよい。例えば、第1実施形態に係る孔部62のようにフランジ部54に一对で形成される場合は、1つあたりの孔部62の断面積が比較的大きく設定され、例えば、フランジ部54に形成する孔部62の数が3以上の場合は、第1実施形態に係る孔部62の断面積よりも1つあたりの孔部62の断面積が小さく設定されてもよい。

[0048] 環状突出部64は、フランジ部54の外周縁に沿って周方向に延設され、且つ基端方向に所定量突出している。従って、プラグ40の基端部には、フランジ部54の基端面54aと環状突出部64の内面によって空洞部68が形成される。環状突出部64は、フランジ部54に対し直交方向に突出して

いることでフランジ部54を補強するとともに、コネクタ20の先端面20aが当接する当接部として機能する。環状突出部64の基端面64aは平坦状に形成されており、コネクタ20の先端面20aに密接可能となっている。

[0049] 環状突出部64には、該環状突出部64の内側と外側を連通するように一対の切り欠き部66が形成されている。一対の切り欠き部66は、環状突出部64の周方向に所定長さ削設されており、孔部62とともに連通路56に内在する空気を中空部24に流出する機能を有する。また、一対の切り欠き部66は、一対の孔部62の形成位置に対し周方向に略90°ずれた位置に設けられる。従って、孔部62の形成位置付近では環状突出部64が突出しており、孔部62の形成にともない部分的にフランジ部54の強度が低減されても、環状突出部64により強度が増すことになる。

[0050] 以上のように構成されるプラグ40は、図1Bに示すように、穿刺可能状態において、外針ハブ14の基端側に接続された内針ハブ18の収容部材70（収容機構74）が接触して外針ハブ14内の中空部24に収容される。この状態では、外針側内腔12aに内針16が挿通される。

[0051] 内針16は、患者の皮膚を穿刺可能な剛性を有する管状の部材（管体）である。内針16は、外針12に比べて十分に長く形成され、穿刺可能状態において外針12の先端から鋭利な針先（先端部16a）が突出するように構成される。内針16の構成材料としては、例えば、ステンレス鋼、アルミニウム又はアルミニウム合金、チタン又はチタン合金のような金属材料があげられる。外針12の基端方向に延在する内針16は、胴体部が外針ハブ14の中空部24を挿通して、その基端部が内針ハブ18に挿入保持される。

[0052] 内針ハブ18は、ユーザに把持される外側筐体72を備え、この外側筐体72は外針ハブ14から基端方向に延在し、カテーテル組立体10の先端部10a（外針12及び内針16の2重管体）を操作可能に構成されている。外側筐体72の内部には、複数の部材が組み付けられた内針16の収容機構74が設けられている。収容機構74は、外針ハブ14から内針ハブ18を

離脱させる際に、内針 16 を收容部材 70 内に收容する。

[0053] 第 1 実施形態に係るカテーテル組立体 10 は、基本的には以上のように構成されるものであり、次にこのカテーテル組立体 10 の作用及び効果について説明する。図 3 A は、図 1 のカテーテル組立体 10 から内針 16 を抜去した際の血液及び空気の流れを示す側面断面図であり、図 3 B は、図 3 A の状態から所定時間経過後の血液及び空気の流れを示す側面断面図であり、図 4 A は、図 3 B の状態のカテーテル組立体 10 に対しコネクタ 20 の挿入を開始した状態を示す側面断面図であり、図 4 B は、図 4 A の平面断面図であり、図 4 C は、図 4 A の状態からカテーテル組立体 10 とコネクタ 20 の接続が完了した状態を示す側面断面図である。

[0054] 患者に輸液を行う場合、ユーザ（医師又は看護師等）は、穿刺可能状態のカテーテル組立体 10（外側筐体 72）を操作して、その先端部 10 a（外針 12 及び内針 16 の 2 重管体）を患者の血管内に穿刺する。穿刺後は、外針 12 及び外針ハブ 14 から内針 16 及び内針ハブ 18 を引き抜く（離脱する）。これにより、外針 12 の先端側を患者の血管内に挿入した状態とし、外針 12 の基端側及び外針ハブ 14 を患者の皮膚上に露呈した状態とする。

[0055] また、外針 12 から内針 16 を引き抜くと、図 3 A に示すように、患者の血液が、外針側内腔 12 a を介して中空部 24 の先端側（外針接続部 28、先端案内内部 30）に流入する。このため、中空部 24 に内在していた空気は、血液の流入力（液圧）により基端側に押し出される。この場合、空気は、止血弁 36 が配置されている弁体配置部 32 の内周溝部 46 を通って基端方向に移動し、さらに気体透過性のシール部材 38 を介して外針ハブ 14 の基端開口部 26 から排出される。これにより、図 3 B に示すように、血液が外針接続部 28 及び先端案内内部 30 に充満する。

[0056] 次に、ユーザは、外針ハブ 14 の中空部 24 に輸液チューブのコネクタ 20 を挿入していく。図 4 A に示すように、コネクタ 20 は、円筒状に形成されており、先端面 20 a で開口し軸心に沿って延在するコネクタ側内腔 21 が設けられている。コネクタ側内腔 21 は、コネクタ 20 を挿入する前に、

プライミング（エア抜き）により輸液剤が先端面 20 a まで充満した状態となっている。

[0057] また、コネクタ 20 の外周面 20 b は、コネクタ接続部 34 の内壁 34 a に沿うようにテーパ状（コーン状）に形成されている。従って、外針ハブ 14 にコネクタ 20 を挿入すると、所定の挿入量に達するまでは、コネクタ接続部 34 の内壁 34 a とコネクタ 20 の外周面 20 b との間に隙間 76 が存在する（図 4 A 及び図 4 B 参照）。そして、所定の挿入量に達するとコネクタ接続部 34 の内壁 34 a とコネクタ 20 の外周面 20 b が嵌合することになる（図 4 C 参照）。

[0058] コネクタ 20 は、外針ハブ 14 のコネクタ接続部 34 に挿入されると、環状突出部 64（フランジ部 54）に当接し、プラグ 40 を先端方向に押し出す。これにより、プラグ 40 の先端部（鏑部 52）は、止血弁 36 のスリット 44 を挿通して先端案内内部 30 に露出される。なお、コネクタ 20 の挿入にともない、中空部 24 の基端側に内在していた一部の空気は、隙間 76 から外針ハブ 14 の基端側に流出する。すなわち、中空部 24 の先端側に血液が満たされ、コネクタ 20 のコネクタ側内腔 21 に輸液剤が満たされている状態では、コネクタ 20 の挿入により中空部 24 の内積が小さくなると、内在する空気が逃げ道となる隙間 76 に案内されて外針ハブ 14 から排出されることになる。

[0059] また、プラグ 40 の先端部が先端案内内部 30 に露出されると、先端案内内部 30 に充満していた血液が、プラグ 40 の先端開口 58 から連通路 56 に流入していく。この血液は、連通路 56 に存在する空気を基端方向に押し出すように流入する。そのため、空気は、胴部 50 内を基端方向に移動して空洞部 68 に押し出される。そして、この空気は、図 4 A に示すように、その一部が空洞部 68 からフランジ部 54 の孔部 62 を介して中空部 24 に流出する。これと同時に、図 4 B に示すように、その他の空気が、環状突出部 64 の切り欠き部 66 を介して中空部 24 に流出する。この場合、コネクタ側内腔 21 には輸液剤が満たされているため、空気はコネクタ 20 内に流入され

ずに、孔部 6 2 及び切り欠き部 6 6 から流出する。

[0060] すなわち、第 1 実施形態に係るプラグ 4 0 は、フランジ部 5 4 に孔部 6 2（及び切り欠き部 6 6）が形成されていることで、連通路 5 6（及び空洞部 6 8）に内在する空気を中空部 2 4 にスムーズに流出することができる。そして、中空部 2 4 に流出した空気は、上記と同様に、隙間 7 6 を介して外針ハブ 1 4 の基端側に排出される。その結果、連通路 5 6 の基端側（空洞部 6 8 を含む）まで血液を充満させると、連通路 5 6 から空気が排除され、プラグ 4 0 内を液体（血液又は輸液剤）によって満たすことができる。

[0061] 連通路 5 6 から空気が流出した後は、図 4 C に示すように、コネクタ 2 0 をさらに挿入（進出移動）して、外針ハブ 1 4 とコネクタ 2 0 を接続する。この接続状態では、コネクタ接続部 3 4 の内壁 3 4 a とコネクタ 2 0 の外周面 2 0 b が気密に嵌合し、中空部 2 4 に対する空気の侵入が阻止される。また、輸液チューブから輸液剤の供給を開始すると、輸液剤は、コネクタ側内腔 2 1 から連通路 5 6、中空部 2 4（先端案内部 3 0、外針接続部 2 8）、外針 1 2 の外針側内腔 1 2 a を介して患者の血管に供給される。この場合、気密に構成される中空部 2 4（コネクタ接続部 3 4）により、孔部 6 2 や切り欠き部 6 6 には輸液剤を流出させない内圧がかかっている。このため、輸液剤を血管内に円滑に供給することができる。

[0062] 以上のように、第 1 実施形態に係るカテーテル組立体 1 0 によれば、プラグ 4 0 の基端部に設けられるフランジ部 5 4 が平板状に形成されるという簡単な構成によって、プラグ 4 0 の胴部 5 0 の長さを変えることなく、プラグ 4 0 の軸長を短くすることができる。従って、外針ハブ 1 4 も短く形成することができ、カテーテル組立体 1 0 全体の小型化を図ることができる。また、プラグ 4 0 の胴部 5 0 の軸長は変わらないので、止血弁 3 6 に対しプラグ 4 0 を良好に挿通させることができる。

[0063] そして、中空部 2 4 とコネクタ側内腔 2 1 との間を連通させる孔部 6 2 がフランジ部 5 4 の板厚方向に貫通形成されていることで、コネクタ 2 0 挿入時に、孔部 6 2 を介して、連通路 5 6 に内在する空気を中空部 2 4 にスムー

ズに流出して、中空部 24 が連通する外針ハブ 14 の基端側から排出させることができる。従って、外針ハブ 14（プラグ 40）内の空気を短時間に排出することができ、外針ハブ 14 とコネクタ 20 の接続作業を効率的に行うことが可能となる。

[0064] さらに、孔部 62 が胴部 50 の軸心を挟んで一対形成されることで、連通路 56 内の空気を一部に隔たることなくバランスよく流出することができる。また、フランジ部 54 の平面部分に対し、一対の孔部 62 が離れた位置に穿設されているので、該孔部 62 による強度の低減が抑止される。従って、フランジ部 54 の板厚をより薄くすることができ、プラグ 40 を一層小型化することができる。

[0065] またさらに、フランジ部 54 の外縁部側に環状突出部 64 を備えることで、フランジ部 54 とコネクタ 20 との間に空洞部 68 を形成することができる。従って、連通路 56 に内在する空気を一旦空洞部 68 に流入して、その後孔部 62 により流出することができる。これにより、コネクタ側内腔 21 の大きさ等に影響を受けずに空気を流出することができるので、コネクタ 20 の設計性が向上する。また、環状突出部 64 は、フランジ部 54 の強度を向上することもできる。

[0066] [第 2 実施形態]

図 5 A は、第 2 実施形態に係るカテーテル組立体 10 A のプラグ 40 A を示す斜視図であり、図 5 B は、図 5 A のカテーテル組立体 10 A におけるコネクタ 20 挿入時の動作を示す要部側面断面図である。なお、以降の実施形態（第 2 ～第 5 実施形態）の説明において第 1 実施形態のカテーテル組立体 10 と同一の構成又は同一の機能を有する構成については、同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0067] 第 2 実施形態に係るカテーテル組立体 10 A は、平板状のフランジ部 54 に形成される孔部 62 A が大きく形成され、且つフランジ部 54 の環状突出部 64 に切り欠き部 66 が設けられていない点で、第 1 実施形態に係るカテーテル組立体 10 とは異なる。

[0068] 具体的に、孔部62Aは、プラグ40Aの胴部50とフランジ部54が連なる根本部分からフランジ部54の外周縁まで延在している。すなわち、孔部62Aは、第1実施形態に係る孔部62と比較して径方向に幅広に形成されている。

[0069] 一方、環状突出部64は、フランジ部54の基端面54a側の外周に沿って一周しており、外周縁まで延設されている孔部62Aを橋架している。すなわち、孔部62Aの形成箇所が環状突出部64により補強されている。また、環状突出部64は、コネクタ20挿入時に、基端面64a全面がコネクタ20の先端面20aに当接するので、コネクタ20の押込力を良好に受けることができる。

[0070] 第2実施形態に係るカテーテル組立体10Aは、基本的には以上のように構成される。カテーテル組立体10A（外針ハブ14）にコネクタ20を挿入すると、プラグ40Aの先端部が止血弁36の先端側に露出し、連通路56に流入した血液により空気が基端方向に移動する。図5Bに示すように、この空気は、プラグ40基端側の空洞部68から孔部62Aを介して中空部24に流出する。この場合、孔部62Aが大きく形成されているので、孔部62Aを介して流出する空気の量が増える。従って、環状突出部64に切り欠き部66が設けられていなくても、中空部24に空気をスムーズに流出することができる。すなわち、第2実施形態に係るカテーテル組立体10Aでも、第1実施形態に係るカテーテル組立体10と同様の作用及び効果を得ることができる。

[0071] 〔第3実施形態〕

図6Aは、第3実施形態に係るカテーテル組立体10Bのプラグ40Bを示す斜視図であり、図6Bは、図6Aのカテーテル組立体10Bにおけるコネクタ20挿入時の動作を示す要部側面断面図である。第3実施形態に係るカテーテル組立体10Bは、フランジ部54の基端面54aが平坦状に形成される（すなわち、環状突出部64が設けられていない）点で、第1及び第2実施形態に係るカテーテル組立体10、10Aとは異なる。

[0072] プラグ40Bに形成されるフランジ部54は、コネクタ20挿入時の押込力を受けて変形しない強度を有する板厚に形成されている。また、フランジ部54の基端面54aは平坦状に形成されることで、コネクタ20の先端面20aが密接可能となっている。一方、一对の孔部62は、第1実施形態と同様に、フランジ部54の板厚方向に貫通形成されており、連通路56を挟んで一对形成されている。

[0073] このように、フランジ部54の基端面54aを平坦状に形成した場合は、コネクタ20の先端開口付近に空洞部68aが形成されるように、コネクタ側内腔21を満たす輸液剤を若干少なくすることが好ましい。これにより、血液により基端側に移動した空気が空洞部68aを介して、孔部62から中空部24に良好に流出される。

[0074] このように第3実施形態に係るカテーテル組立体10Bでも、第1及び第2実施形態に係るカテーテル組立体10、10Aと同様の作用及び効果を得ることができる。また、第3実施形態に係るカテーテル組立体10Bは、図6Bに示すように、一对の孔部62から空気が流出する構成であるため、第1又は第2実施形態に係るカテーテル組立体10、10Aに比べて空気の流出量がやや少なくなるが、環状突出部64を有していない分、プラグ40の軸長を短くすることができるので、カテーテル組立体10Bを一層小型化することができる。

[0075] [第4実施形態]

図7Aは、第4実施形態に係るカテーテル組立体10Cのプラグ40Cを示す斜視図であり、図7Bは、図7Aのカテーテル組立体10Cにおけるコネクタ20挿入時の動作を示す要部側面断面図である。第4実施形態に係るカテーテル組立体10Cは、フランジ部54の基端面54aが平坦状に形成され、且つフランジ部54の板厚方向に沿って溝部80が切り欠かれている点で、第1～第3実施形態に係るカテーテル組立体10、10A、10Bとは異なる。

[0076] この場合、フランジ部54は、第3実施形態と同様に、コネクタ20挿入

時の押込力を受けて変形しない強度を有する板厚に形成されている。一方、溝部80は、胴部50とフランジ部54が連なる根本部分からフランジ部54の外周縁まで径方向に切り欠かれており、連通路56を挟んで一対形成されている。この溝部80は、上述した孔部62、62Aと同様に連通路56に内在する空気を中空部24に流出する連通手段として機能する。

[0077] このように、フランジ部54に対し溝部80を形成しても、第1～第3実施形態に係るカテーテル組立体10、10A、10Bと同様の作用及び効果を得ることができる。また、第4実施形態に係るカテーテル組立体10Cは、図7Bに示すように、一対の溝部80から空気が流出する構成であるため、第3実施形態に係る孔部62に比べて空気の流出量を増やすことができ、しかもプラグ40の軸長を短くすることができるので、カテーテル組立体10Cを一層小型化することができる。

[0078] [第5実施形態]

図8Aは、第5実施形態に係るカテーテル組立体10Dのプラグ40Dを示す斜視図であり、図8Bは、図8Aのカテーテル組立体10Dにおけるコネクタ20挿入時の動作を示す要部側面断面図である。第5実施形態に係るカテーテル組立体10Dは、フランジ部54の基端面54aに凸部82が形成され、孔部62、62A及び溝部80が設けられていない点で、第1～第4実施形態に係るカテーテル組立体10、10A～10Cとは異なる。

[0079] フランジ部54は、上記と同様に、コネクタ20挿入時の押込力を受けて変形しない強度を有する板厚に形成されている。なお、第5実施形態では、凸部82を複数設ける、又は凸部82を径方向に延在させる構成とすることで、フランジ部54を補強するリブとして機能させることもできるので、フランジ部54の板厚をより薄くすることも可能である。

[0080] 凸部82は、フランジ部54の基端面54aから基端方向に短く（例えば、フランジ部54の板厚よりも幅狭に）突出形成されている。凸部82の基端面82aは平坦状に形成され、コネクタ20の先端面20aが当接可能となっている。また、凸部82は、フランジ部54の基端面54aに2つ以上

形成され、互いに均等間隔に形成されることが好ましい。これにより、プラグ４０Ｄを傾かせることなくコネクタ２０の先端面２０ａに安定的に当接させることができる。第５実施形態では、凸部８２が連通路５６を挟んで一対形成され、互いの凸部８２はフランジ部５４の外周縁に連なるように設けられている。

[0081] この凸部８２は、図８Ｂに示すように、コネクタ２０の先端面２０ａに当接することにより、フランジ部５４の基端面５４ａとコネクタ２０の先端面２０ａとの間に、その突出量に応じた隙間８４を形成することができる。従って、血液により基端側に移動した空気は、隙間８４を介して、中空部２４に流出する。この空気の流出は、凸部８２が設けられていないフランジ部５４の径方向に向かって放射状に流出される。このため、空気は中空部２４にスムーズに排出される。

[0082] このように第５実施形態に係るカテーテル組立体１０Ｄでも、第１～第４実施形態に係るカテーテル組立体１０、１０Ａ～１０Ｃと同様の作用及び効果を得ることができる。

[0083] 上記において、本発明について好適な実施形態（第１～第５実施形態）を挙げて説明したが、本発明は前記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、種々の改変が可能なことは言うまでもない。例えば、連通手段として構成される孔部６２、６２Ａ、溝部８０、凸部８２は、第１～第５実施形態のように、フランジ部５４に対し単独で設けられるだけでなく、相互に組み合わせてフランジ部５４に設けてもよい。

請求の範囲

[請求項1]

カテーテル（１２）と、

前記カテーテル（１２）の基端部に接続され、基端側よりルアーコネクタ（２０）が挿入される中空部（２４）を有するハブ（１４）と、

前記中空部（２４）に配設され、前記中空部（２４）を液密に遮断可能な弁体（３６）と、

前記弁体（３６）よりも基端側に配置され、前記ルアーコネクタ（２０）が前記中空部（２４）に挿入された際、先端方向に移動して前記弁体（３６）を開通する挿通部材（４０、４０Ａ～４０Ｄ）と、を備えるカテーテル組立体（１０、１０Ａ～１０Ｄ）であって、

前記挿通部材（４０、４０Ａ～４０Ｄ）は、前記弁体（３６）より先端側の中空部（３０）と基端側の中空部（３４）とを連通可能な連通路（５６）を有する胴部（５０）と、前記胴部（５０）の基端部側面から外側に延出する平板状のフランジ部（５４）と、を備え、

前記フランジ部（５４）は、前記ルアーコネクタ（２０）が前記挿通部材（４０、４０Ａ～４０Ｄ）に当接した状態において、前記連通路（５６）と前記弁体（３６）より基端側の中空部（３４）とを連通させる連通手段（６２、６２Ａ、６６、８０、８２）を有する

ことを特徴とするカテーテル組立体（１０、１０Ａ～１０Ｄ）。

[請求項2]

請求項１記載のカテーテル組立体（１０、１０Ａ、１０Ｂ）において、

前記連通手段は、前記フランジ部（５４）の板厚方向に貫通形成される孔部（６２、６２Ａ）である

ことを特徴とするカテーテル組立体（１０、１０Ａ、１０Ｂ）。

[請求項3]

請求項１記載のカテーテル組立体（１０Ｃ）において、

前記連通手段は、前記フランジ部（５４）の板厚方向に沿って切り欠かれる構造（８０）である

ことを特徴とするカテーテル組立体（１０Ｃ）。

[請求項４]

請求項１記載のカテーテル組立体（１０Ｄ）において、
前記連通手段は、前記フランジ部（５４）の基端面から基端方向に
突出する凸部（８２）である

ことを特徴とするカテーテル組立体（１０Ｄ）。

[請求項５]

請求項１記載のカテーテル組立体（１０、１０Ａ）において、
前記フランジ部（５４）の外縁部には、基端方向に突出する突出部
（６４）が連設されている

ことを特徴とするカテーテル組立体（１０、１０Ａ）。

[図1]

FIG. 1A

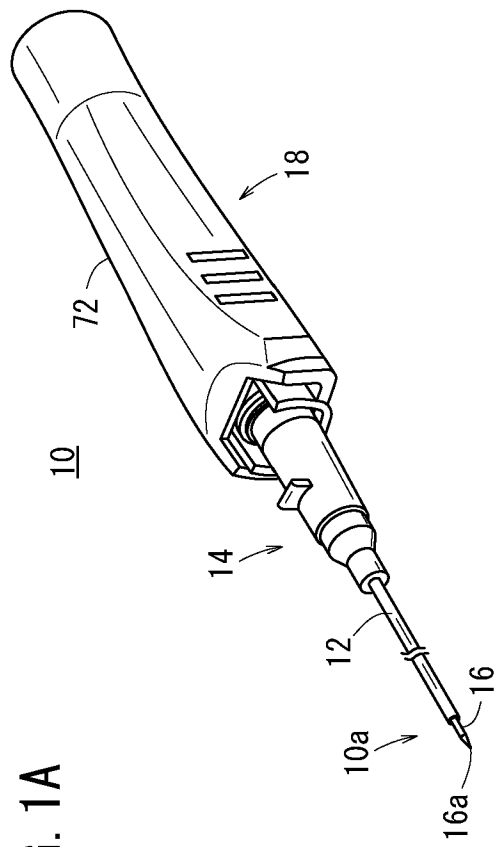
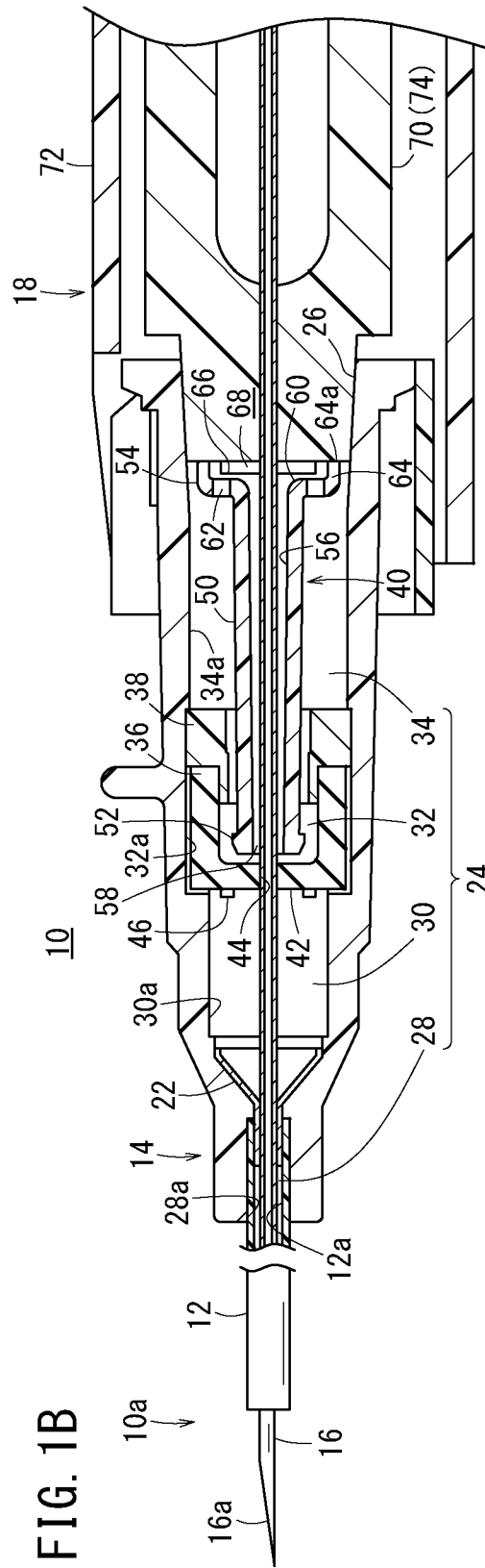
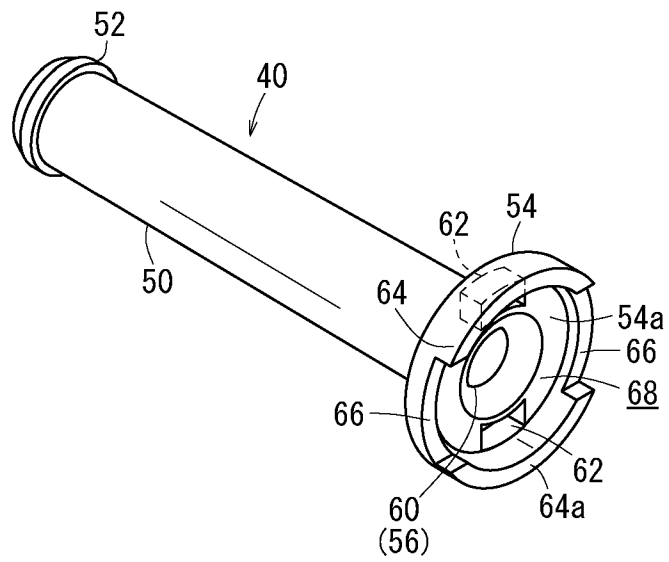


FIG. 1B



[図2]

FIG. 2



[図3]

FIG. 3A

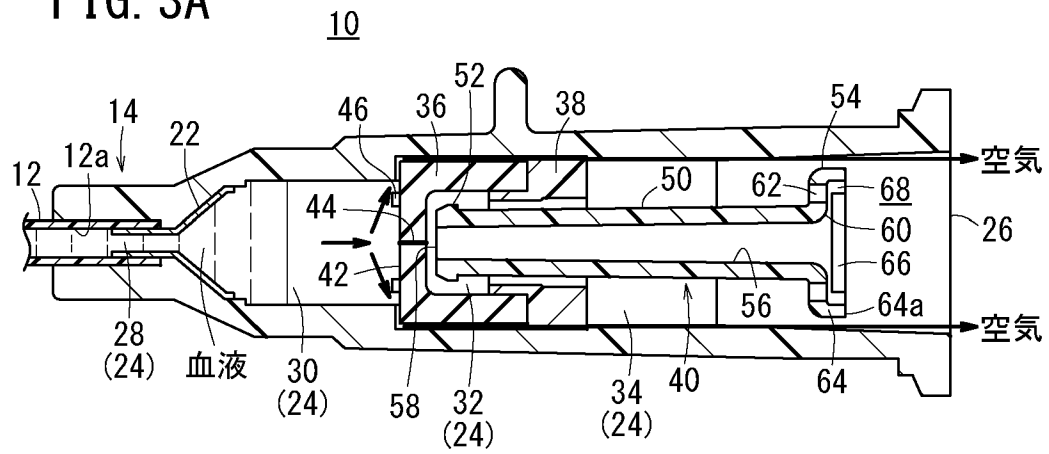
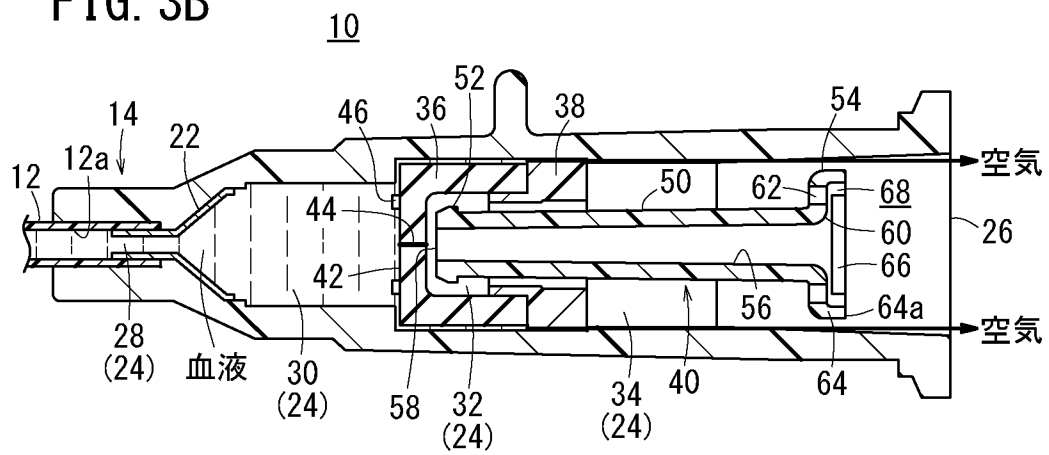


FIG. 3B



[図4]

FIG. 4A

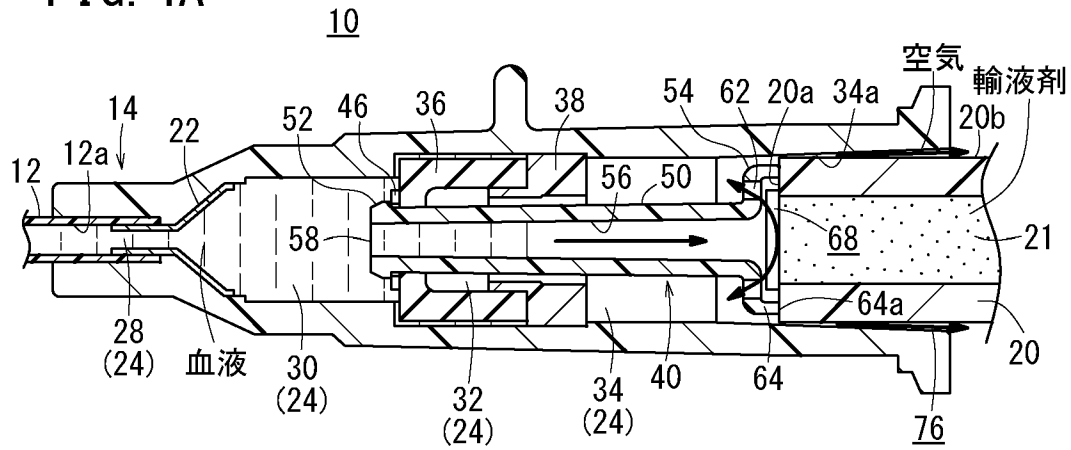


FIG. 4B

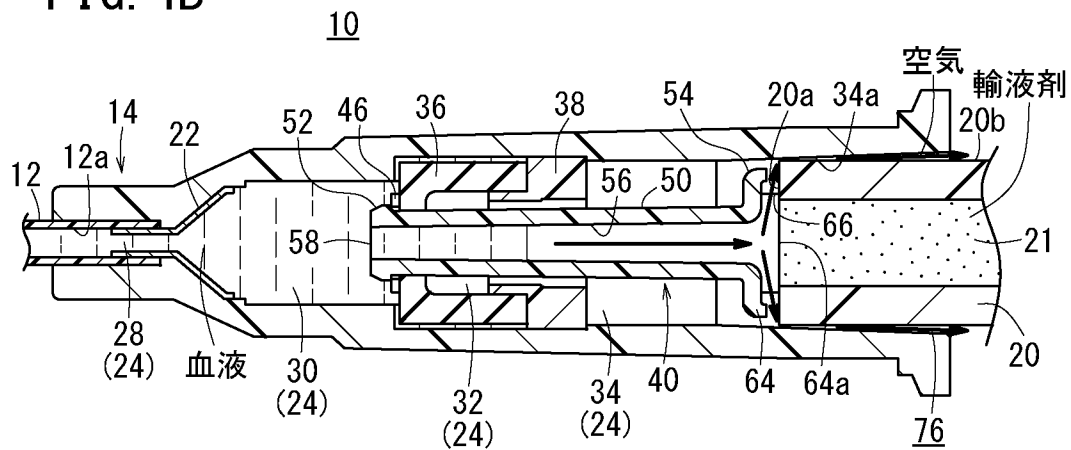
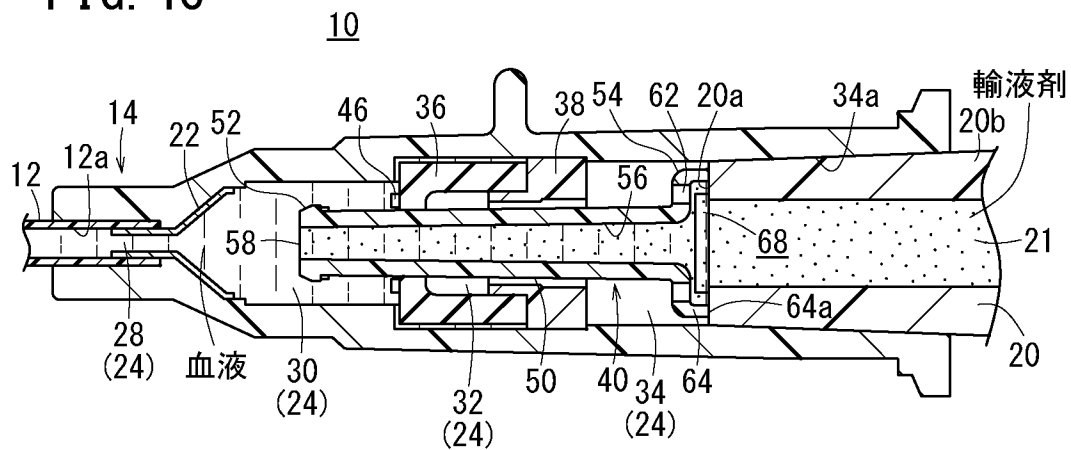


FIG. 4C



[図5]

FIG. 5A

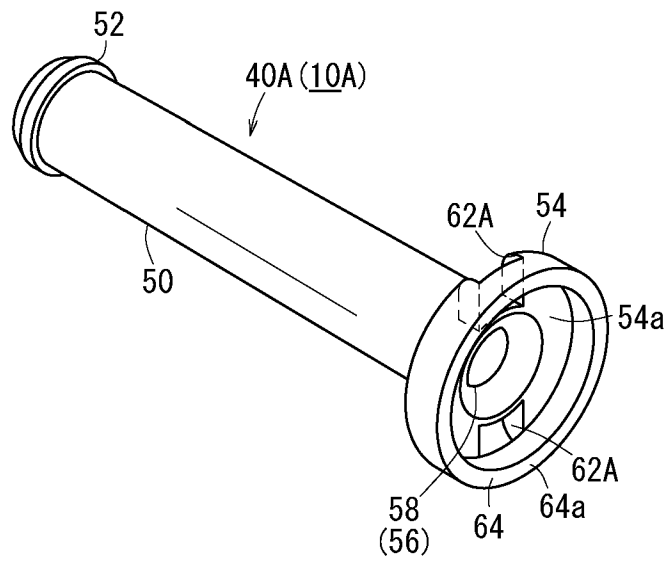
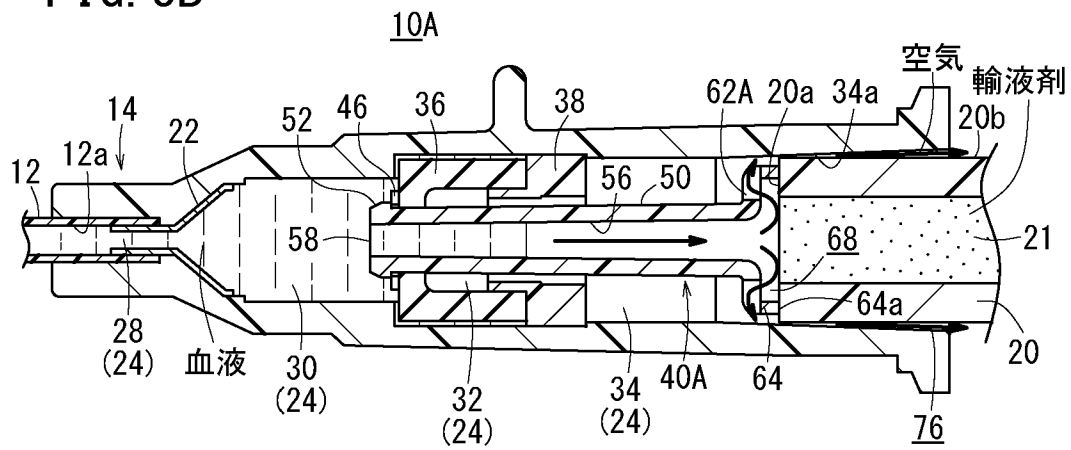


FIG. 5B



[図6]

FIG. 6A

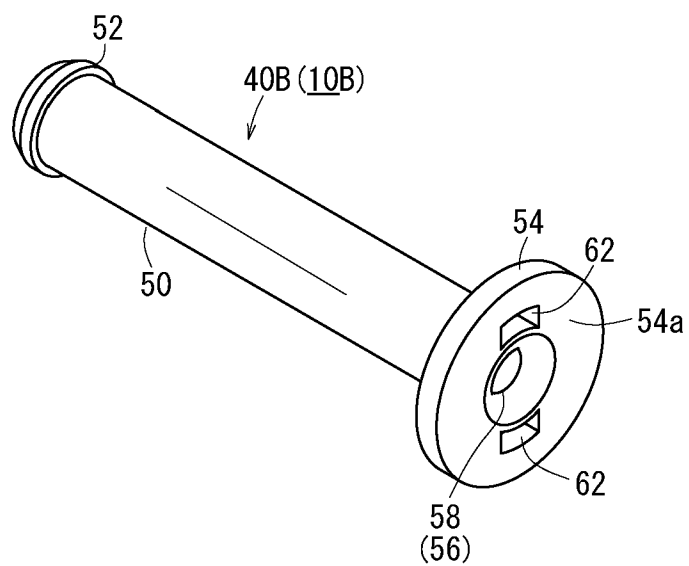
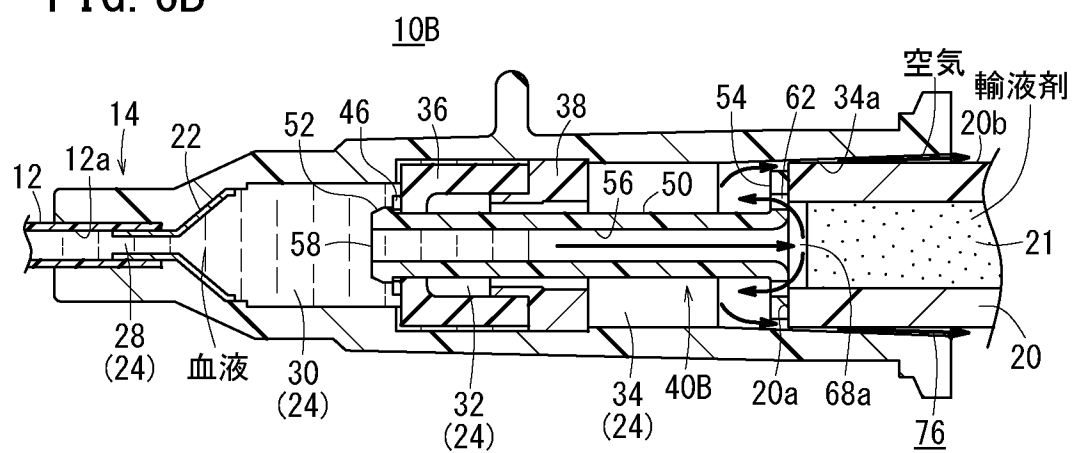


FIG. 6B



[図7]

FIG. 7A

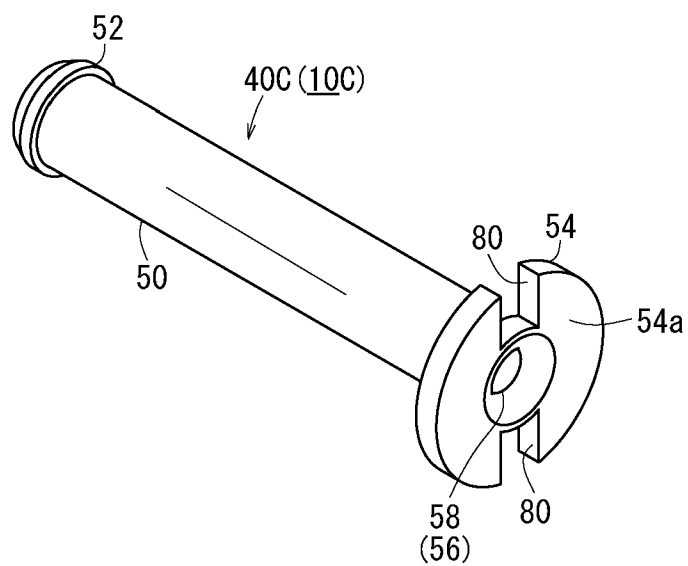


FIG. 7B

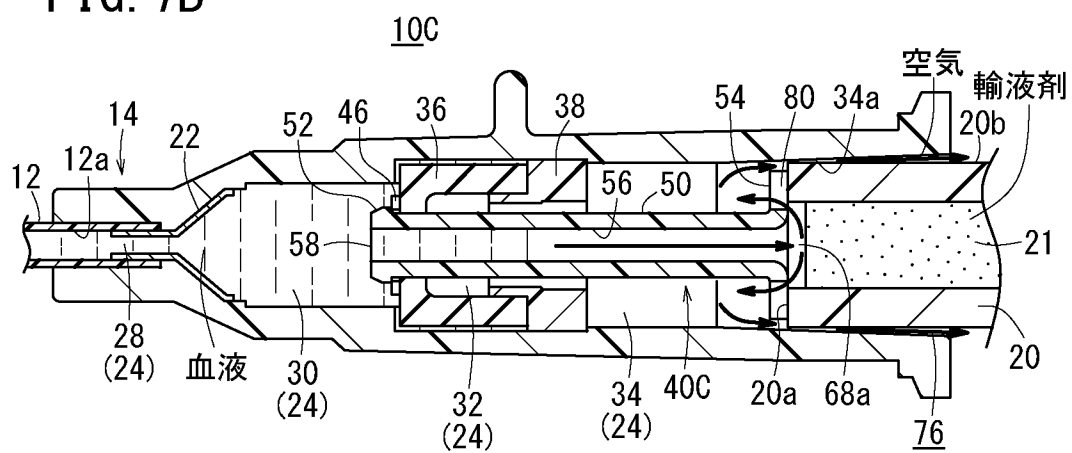
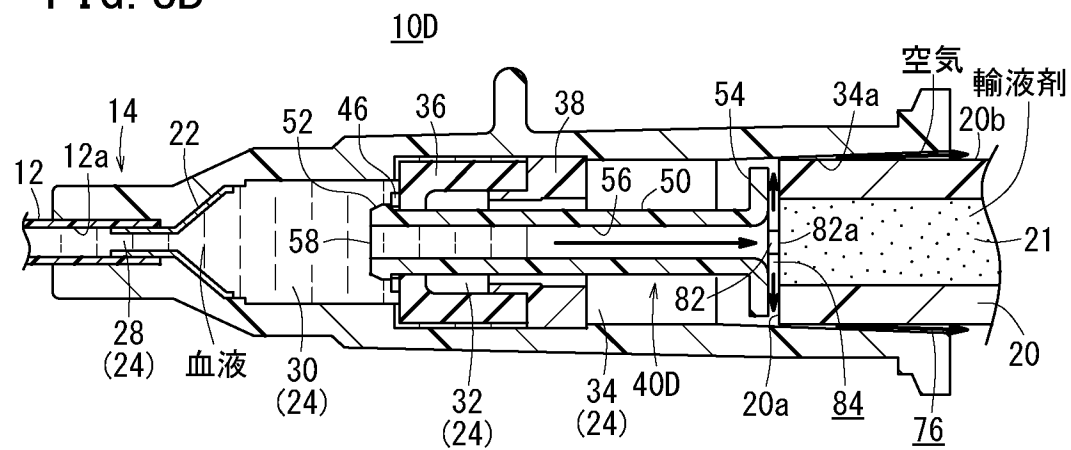


FIG. 8A



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/057080

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61M25/06 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61M25/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2012/002015 A1 (Terumo Corp.), 05 January 2012 (05.01.2012), paragraphs [0001], [0025] to [0051]; all drawings (Family: none)	1-5
X	WO 2011/046180 A1 (Terumo Corp.), 21 April 2011 (21.04.2011), paragraphs [0001], [0024] to [0056]; all drawings & US 2012/0197201 A1 & EP 2489393 A1	1-5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 May, 2013 (30.05.13)Date of mailing of the international search report
11 June, 2013 (11.06.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/057080

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/093791 A1 (BECTON, DICKINSON AND CO.), 19 August 2010 (19.08.2010), paragraphs [0001], [0050] to [0063], [0071] to [0077], [0082] to [0083]; fig. 4 to 8 & JP 2012-517326 A & US 2011/0046570 A1 & US 2010/0204648 A1 & US 2011/0160662 A1 & US 2011/0160663 A1 & EP 2398544 A1 & WO 2010/093791 A1 & WO 2012/009028 A1 & WO 2012/121843 A1	1-5

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61M25/06 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61M25/06

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	W0 2012/002015 A1 (テルモ株式会社) 2012.01.05, [0 0 0 1], [0 0 2 5] - [0 0 5 1], 全図 (ファミリーなし)	1 - 5
X	W0 2011/046180 A1 (テルモ株式会社) 2011.04.21, [0 0 0 1], [0 0 2 4] - [0 0 5 6], 全図 & US 2012/0197201 A1 & EP 2489393 A1	1 - 5

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 0 . 0 5 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 1 . 0 6 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

3 E

9 6 2 2

倉橋 紀夫

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 4

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 2010/093791 A1 (BECTON, DICKINSON AND COMPANY) 2010.08.19, [0001], [0050] – [0063], [0071] – [0077], [0082] – [0083], F I G. 4 – 8 & JP 2012-517326 A & US 2011/0046570 A1 & US 2010/0204648 A1 & US 2011/0160662 A1 & US 2011/0160663 A1 & EP 2398544 A1 & WO 2010/093791 A1 & WO 2012/009028 A1 & WO 2012/121843 A1	1 – 5