

(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
2015年7月2日(02.07.2015)



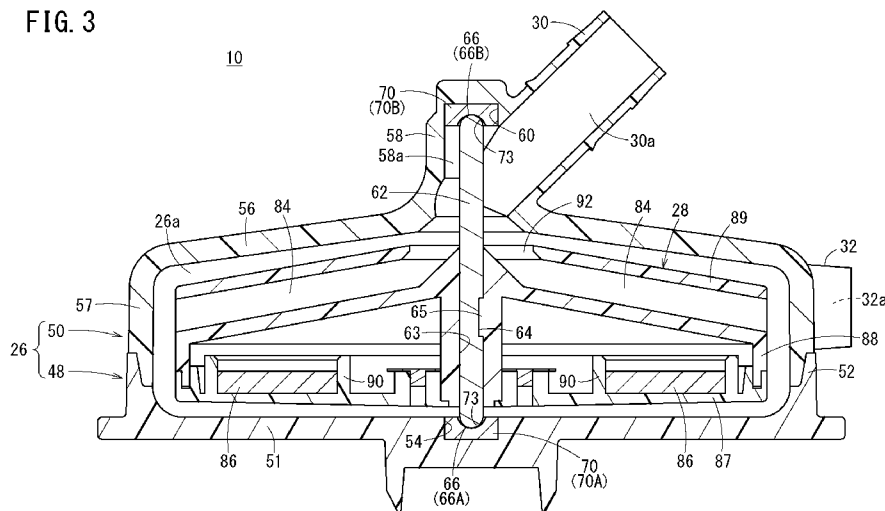
(10) 国際公開番号
WO 2015/098708 A1

- (51) 国際特許分類:
A61M 1/10 (2006.01) F16C 17/08 (2006.01)
F04D 29/043 (2006.01) F16C 17/10 (2006.01)
F04D 29/046 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/083611
 - (22) 国際出願日: 2014年12月18日(18.12.2014)
 - (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 2013-272857 2013年12月27日(27.12.2013) 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: 熊野晃子(KUMANO, Koko); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (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 16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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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, ST, 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 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: CENTRIFUGAL PUMP

(54) 発明の名称: 遠心ポンプ

FIG. 3



(57) Abstract: A centrifugal pump (10) is provided with: a housing (26); an impeller (28) that is rotatably arranged within the housing (26); a shaft (62) that comprises a spherical shaft end (66) on both ends thereof in the axial direction; and bearings (70) that comprise a spherical bearing surface (73) that pivotally supports each of the shaft ends (66). The ratio of the curvature radius of the shaft end (66) to the curvature radius of the bearing surface (73) of the bearing (70) is 85% or less in at least one of the bearings (70) that are arranged on both sides of the shaft (62) in the axial direction thereof.

(57) 要約: 遠心ポンプ(10)は、ハウジング(26)と、ハウジング(26)内に回転可能に配置されたインペラ(28)と、軸方向の両端に球面状の軸端(66)を有するシャフト(62)と、軸端(66)の各々をピボット支持する球面状の軸受面(73)を有する軸受(70)と、を備える。シャフト(62)の軸方向両側に配置された軸受(70)の少なくとも一方において、軸受(70)の軸受面(73)の曲率半径に対する軸端(66)の曲率半径の割合は、85%以下である。



WO 2015/098708 A1

明 細 書

発明の名称：遠心ポンプ

技術分野

[0001] 本発明は、血液等の液体を送液する遠心ポンプに関する。

背景技術

[0002] 心臓手術時には、人工心肺装置が用いられる。人工心肺装置は、体外循環回路に組み込まれることにより、使用され、患者から脱血された血液の酸素化、異物の除去等を行うものである。そして、人工心肺装置としては、人工肺の種類、ポンプの種類、ポンプの配置位置等の相違により種々のタイプのものであるが、人工心肺装置としては、通常、リザーバ（貯血槽）、人工肺、熱交換器、ポンプならびにそれらを接続する複数のチューブを備えるものが一般的である（例えば、特開2009-160265号公報を参照）。

[0003] 人工心肺装置に用いられるポンプとしては、インペラの回転に伴う遠心力を利用して血液を送液する遠心ポンプがある。遠心ポンプは、一般的に、ハウジングと、ハウジング内に回転可能に配置されたインペラと、インペラの中央に設けられたシャフトと、シャフトを回転自在に支持する軸受とを備える。血栓（血のかたまり）の発生を抑制できる利点から、軸受としてピボット軸受が使用された遠心ポンプもある。

[0004] ところで、ピボット軸受を採用した従来の遠心ポンプの場合、シャフトとピボット軸受との摺動によって溶血（血球の損傷）が形成されやすい。

発明の概要

[0005] 本発明はこのような課題を考慮してなされたものであり、シャフトとピボット軸受との摺動による溶血の形成を抑制することができる遠心ポンプを提供することを目的とする。

[0006] 上記の目的を達成するため、本発明に係る遠心ポンプは、ハウジングと、前記ハウジング内に回転可能に配置されたインペラと、前記インペラの中央に設けられ、軸方向の両端に球面状の軸端を有するシャフトと、前記軸端の

各々をピボット支持する球面状の軸受面を有する軸受と、を備え、前記シャフトの軸方向両側に配置された前記軸受の少なくとも一方において、前記軸受の前記軸受面の曲率半径に対する前記軸端の曲率半径の割合は、85%以下である、ことを特徴とする。

[0007] 上記の本発明の構成によれば、シャフトの軸端の曲率半径と、軸受の軸受面の曲率半径との関係が上記の範囲に設定されることにより、シャフトの軸端と軸受の軸受面との隙間が適度の大きさとなる。これにより、シャフトと軸受との摺動による溶血の発生を抑制することができる。

[0008] 上記の遠心ポンプにおいて、前記シャフトの軸方向両側に配置された前記軸受の少なくとも一方において、前記軸端の前記曲率半径は1.25~1.5mm、又は前記軸受面の前記曲率半径は1.5~2.5mmであってもよい。この構成により、シャフトと軸受との間の摺動面における溶血の発生をより効果的に抑制することができる。

[0009] 上記の遠心ポンプにおいて、前記シャフトの軸方向両側に配置された前記軸受の少なくとも一方において、前記軸端の前記曲率半径は、1.5mmであり、前記軸受の前記曲率半径は、2.0mmであってもよい。この構成により、シャフトと軸受との間の摺動面における溶血の発生をより効果的に抑制することができる。

[0010] 上記の遠心ポンプにおいて、前記シャフトに対する軸方向の締付荷重は、30~60Nであってもよい。この構成により、上述した曲率半径の設定による溶血抑制効果と相俟って、溶血の形成をより効果的に抑制できるとともに、血栓の形成や、ハウジングのベースとカバーとの接着部の破損（クラックの発生等）も抑制できる。

[0011] 上記の遠心ポンプにおいて、前記インペラの外径は、70mm以上であり、前記インペラの最大回転数は、3000rpm以下であってもよい。この構成により、溶血や血栓の形成を抑制しつつ、比較的高い吐出圧を発生させることができる。

[0012] 本発明の遠心ポンプによれば、シャフトとピボット軸受との摺動による溶

血の形成を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]人工心肺装置の概略図である。

[図2]本発明の一実施形態に係る遠心ポンプの平面図である。

[図3]図2における | | | - | | | 線に沿った断面図である。

[図4]締付荷重と溶血量との関係を示すグラフである。

[図5]シャフトと第1軸受の拡大断面図である。

[図6]図6Aは、本発明の実施例に係る軸受の断面図であり、図6Bは、比較例1に係る軸受の断面図であり、図6Cは、比較例2に係る軸受の断面図であり、図6Dは、比較例3に係る軸受の断面図であり、図6Eは、比較例4に係る軸受の断面図である。

[図7]図7Aは、シャフト回転時の発熱量に関する実験結果を示すグラフであり、図7Bは、シャフト回転時の発熱量に関する実験結果を示す別のグラフである。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明に係る遠心ポンプについて好適な実施形態を挙げ、添付の図面を参照しながら説明する。

[0015] 図1は、本発明に係る遠心ポンプ10を備えた人工心肺装置12の概略図である。人工心肺装置12は、例えば、心臓手術等において使用され、患者から脱血された血液の酸素化、異物の除去等を行い、血液を患者に戻すものである。図1に示すように、人工心肺装置12は、リザーバ14と、遠心ポンプ10と、ポンプ駆動部16と、人工肺18とを備える。

[0016] リザーバ14は、患者から脱血された血液（静脈血）を一時的に貯留する。リザーバ14は、リザーバ本体20と、リザーバ本体20の上部に設けられ、患者に挿入された脱血カニューレからの血液を送血する脱血ライン24に接続される血液流入ポート21と、リザーバ本体20の下部に設けられ、第1接続ライン23を介して遠心ポンプ10に接続される血液流出ポート22とを有する。

- [0017] リザーバ本体 20 内には、血液流入ポート 21 を介して流入した血液を濾過する血液フィルタ（図示せず）が配置される。なお、リザーバ本体 20 には、さらに、患者の術野からの血液を送血するカーディオトミーラインに接続される流入ポート（図示せず）が設けられる。
- [0018] 遠心ポンプ 10 は、リザーバ 14 からの血液を人工肺 18 に送血する。遠心ポンプ 10 は、少なくとも、ハウジング 26 と、ハウジング 26 内に回転可能に配置されたインペラ 28 とを備える。ハウジング 26 は、第 1 接続ライン 23 を介してリザーバ 14 の血液流出ポート 22 と接続される血液流入ポート 30 と、第 2 接続ライン 33 を介して人工肺 18 と接続される血液流出ポート 32 とを有する。第 1 接続ライン 23 及び第 2 接続ライン 33 は、例えば、可撓性の透明チューブである。
- [0019] 血液流入ポート 30 からインペラ 28 の中心部に流入した血液は、インペラ 28 の回転に伴って加速されながらインペラ 28 の外周側へと流れ、血液流出ポート 32 から吐出される。なお、遠心ポンプ 10 の構造の詳細については後述する。
- [0020] ポンプ駆動部 16 は、モータ 36 と、モータ 36 の回転軸 36 a に固定された回転部材 37（例えば、回転板）と、回転部材 37 に取り付けられた永久磁石 38 と、これらを収容するケース 40 とを有する。永久磁石 38 は、モータ 36 の回転軸 36 a を中心として周方向に間隔をおいて複数個設けられるとよく、例えば、遠心ポンプ 10 に設けられた後述する永久磁石 86 の数に対応して設けられる。
- [0021] ポンプ駆動部 16 は、上記のように構成されるため、ポンプ駆動部 16 に設けられた永久磁石 38 が、遠心ポンプ 10 に設けられた永久磁石 86 を磁氣的に吸引する。そして、このような磁氣的吸引状態でモータ 36 が回転すると、永久磁石 38 がモータ 36 とともに回転し、それにつられてインペラ 28 も回転する。
- [0022] なお、モータ 36 としては、AC モータ、DC モータのいずれでもよいが、可変速モータが好適である。例えば、モータ 36 としてステッピングモータ

タを用いると、遠心ポンプ10における血液の流量制御が容易である。

[0023] 人工心肺装置12は、制御部45を備え、この制御部45がモータ36を駆動制御する。このように駆動される遠心ポンプ10では、インペラ28は、例えば、0~3000rpmの範囲で回転可能である。インペラ28の回転数が3000rpm以下であると、溶血や血栓の形成を抑制しやすい。なお、インペラ28は、3000rpm以上で回転可能であってもよい。

[0024] 人工肺18は、本体41と、第2接続ライン33を介して遠心ポンプ10の血液流出ポート32と接続される血液流入ポート42と、血液を患者に戻す返血ライン44に接続される血液流出ポート43とを有する。本体41は、血液流入ポート42を介して流入した血液に酸素を添加するとともに二酸化炭素を除去するガス交換を行う。なお、人工肺18は、血液の温度を変える熱交換機能も有する。

[0025] 図2は、遠心ポンプ10の平面図である。図3は、図2における11-11線に沿った断面図である。

[0026] 図2及び図3に示すように、遠心ポンプ10におけるハウジング26は、下部を構成するベース48と、上部を構成するカバー50とを有する。ベース48とカバー50とによって、その内側にインペラ28が収容される空間26a（以下、「収容空間26a」という）が形成される。

[0027] ベース48は、全体として略円盤形状であって、図3に示すように、円形の底壁51と、底壁51の外周部から上方に突出し且つ周方向に一周連続した周壁52とを有する。底壁51の中心部には、凹状の第1配置部54が設けられる。

[0028] カバー50は、円盤状の天壁56と、天壁56の外周から下方に突出し且つ周方向に一周連続した周壁57とを有する。カバー50の周壁57の下端と、ベース48の周壁52の上端とは、互いに嵌合した状態で、接着剤等の適宜の接合手段によって相互固定されている。なお、図3では、カバー50の周壁の下端が、ベース48の周壁の上端の内側に嵌合しているが、ベース48の周壁の上端が、カバー50の周壁の下端の内側に嵌合していてもよい。

- 。
- [0029] カバー 50 には、天壁 56 の中央から上方に突出した突出筒部 58 が設けられる。突出筒部 58 は、上端が閉じ、下方に開放した中空構造に構成される。突出筒部 58 の上部内側には、凹状の第 2 配置部 60 が設けられる。
- [0030] また、カバー 50 には、上述した血液流入ポート 30 が設けられる。本実施形態において、血液流入ポート 30 は、突出筒部 58 に対して交差する方向（図示例では傾斜方向）に突出筒部 58 から延出する。血液流入ポート 30 の内腔 30 a は、突出筒部 58 の内腔 58 a を介して、収容空間 26 a と連通する。
- [0031] カバー 50 にはさらに、上述した血液流出ポート 32 が設けられる。本実施形態において、血液流出ポート 32 は、カバー 50 の周壁 57 の外側面から接線方向に延出する。血液流出ポート 32 の内腔 32 a は、収容空間 26 a と連通する。
- [0032] ハウジング 26（ベース 48 及びカバー 50）の構成材料としては、例えば、各種ガラスや、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、環状ポリオレフィン、ポリスチレン、ポリ（4-メチルペンテン-1）、ポリカーボネート、アクリル樹脂、アクリロニトリル-ブタジエンスチレン共重合体、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ブタジエンスチレン共重合体、ポリアミド（例えば、ナイロン 6、ナイロン 6・6、ナイロン 6・10、ナイロン 12）等の各種樹脂材料が挙げられる。ハウジング 26 は、ハウジング 26 内を流れる血液を視認できるように、透明な材料により構成されるとよい。
- [0033] インペラ 28 内には、インペラ 28 の略中央から外周側に向かって放射状に延在する複数の血液誘導路 84 が設けられる。また、インペラ 28 の内部には、インペラ 28 に外部より回転力を伝達するための永久磁石 86 が、周方向に間隔をおいて複数設けられる。血液誘導路 84 は、図 2 に示すような直線状に限らず、曲線状であってもよい。
- [0034] インペラ 28 の外径は、特に限定されないが、例えば、50～100 mm

程度に設定され得る。インペラ 28 は、外径が大きいほど、高い吐出圧を発生させやすい。例えば、インペラ 28 の外径が 70 mm 以上であると、最大回転数が 3000 rpm 程度であっても、比較的高い吐出圧を発生させることができる。上述したように、回転数が 3000 rpm 以下である場合、溶血や血栓の形成を抑制しやすい。従って、インペラ 28 は、外径が 70 mm 以上で且つ最大回転数が 3000 rpm 以下であると、溶血や血栓の形成を抑制しつつ、比較的高い吐出圧を発生させることができる。

[0035] 本実施形態において、インペラ 28 は、底部を構成する第 1 ロータ 87 と、第 1 ロータ 87 上に同心状に重ねられた第 2 ロータ 88 と、第 2 ロータ 88 上に同心状に重ねられたロータカバー 89 とを有する。

[0036] 上述した複数の永久磁石 86 は、第 1 ロータ 87 の上面に設けられた複数の磁石保持部 90 によって保持される。上述した複数の血液誘導路 84 は、第 2 ロータ 88 とロータカバー 89 との間に形成される。ロータカバー 89 の下面から下方に突出した複数の流路形成壁 91 は、血液誘導路 84 の両側壁を構成する。ロータカバー 89 の上面は円錐状となっており、その中央部には開口 92 が形成される。

[0037] インペラ 28 の中央部には、シャフト 62 が設けられる。シャフト 62 は、直線の棒状部材であり、軸方向の両端に球面状の軸端 66 を有する。シャフト 62 は、インペラ 28 の中央部を軸方向に貫通する挿通孔 63 に挿入された状態で、インペラ 28 に固定されている。シャフト 62 とインペラ 28 とは、相対回転不可能であり、且つ、軸方向の相対変位が不可能な状態で相互固定されている。本実施形態では、シャフト 62 に設けられた溝 64 に、インペラ 28 の挿通孔 63 を形成する内周壁に設けられた突起 65 が係合することにより、シャフト 62 とインペラ 28 との相互固定がなされている。

[0038] シャフト 62 の両端は、インペラ 28 から下方及び上方にそれぞれ突出する。以下、2 つの軸端 66 を互いに区別する場合には、下側の軸端 66 を「第 1 軸端 66 A」と呼び、上側の軸端 66 を「第 2 軸端 66 B」と呼ぶ。

[0039] シャフト 62 の構成材料は、例えば、ハウジング 26 の構成材料として上

記に例示した材料から選択され得る。シャフト62は、例えば、耐摩耗性や摺動性に優れるアルミナセラミック等のセラミック系材料により構成されると好適である。

[0040] 遠心ポンプ10は、さらに、シャフト62の両端側に、軸端66の各々をピボット支持する軸受70を備える。以下、2つの軸受70を互いに区別する場合には、下側の軸受、すなわち第1軸端66Aをピボット支持する軸受を「第1軸受70A」と呼び、上側の軸受、すなわち第2軸端66Bをピボット支持する第2軸受70Bを「第2軸受70B」と呼ぶ。すなわち、第1軸受70A及び第2軸受70Bは、ピボット軸受として構成される。

[0041] シャフト62は、ハウジング26内で軸方向に所定の締付荷重を掛けられた状態で、第1軸受70Aと第2軸受70Bとの間に回転自在に保持される。締付荷重が小さすぎる場合（例えば、30N未満である場合）、シャフト62の回転中の揺動が大きくなり、溶血が発生しやすくなる。図4は、試験により得られた、締付荷重と溶血量との関係を示すグラフである。図4から、締付荷重が30N未満の場合には、30N以上の場合と比較して、溶血量が相当に多くなることが分かる。

[0042] 逆に、シャフト62に対する締付荷重が大きすぎる場合（例えば、60Nを超える場合）、血栓が発生しやすくなるとともに、ハウジング26のベース48とカバー50の接着部が破損する可能性がある。このため、遠心ポンプ10の製造時において、シャフト62にかかる締付荷重は適切な範囲内（例えば、30～60N程度）に設定されることが好ましい。

[0043] 第1軸受70Aは、球面状に凹んだ軸受面73を有する。第1軸受70Aの軸受面73は、第1軸端66Aと当接する。図5に示すように、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 は、第1軸端66Aの曲率半径 r_1 よりも大きい。第1軸受70Aは、ベース48の中央部に設けられた凹状の第1配置部54に配置される。

[0044] 本実施形態において、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 に対する第1軸端66Aの曲率半径 r_1 の割合は、85%以下に設定され、より好

ましくは75%以下に設定される。この場合、第1軸端66Aの曲率半径 r_1 、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 は、それぞれ、例えば、1.5mm、2.0mm（第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 に対する第1軸端66Aの曲率半径 r_1 の割合は、75%）に設定され得る。

[0045] 第2軸受70Bは、球面状に凹んだ軸受面73を有する。第2軸受70Bの軸受面73は、第2軸端66Bと当接し、その曲率半径は、第2軸端66Bの曲率半径よりも大きい。本実施形態では、第2軸端66Bの曲率半径は、第1軸端66Aの曲率半径 r_1 （図5参照）と同じであり、第2軸受70Bの軸受面73の曲率半径は、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 （図5参照）と同じである。第2軸受70Bは、カバー50の突出筒部58に設けられた凹状の第2配置部60に配置される。

[0046] 軸受70の構成材料は、例えば、ハウジング26の構成材料として上記に例示した材料から選択され得る。軸受70の構成材料は、耐摩耗性や自己潤滑性に優れる超高分子量ポリエチレンにより構成されると好適である。

[0047] 上記のように構成された遠心ポンプ10において、血液流入ポート30を介して血液がハウジング26内に流入すると、血液は、インペラ28の頂点部分に設けられた開口92からインペラ28に流入して分散される。分散された血液は、インペラ28の回転により遠心力が与えられて、インペラ28の外周側に向かって血液誘導路84内を流れる。血液誘導路84から流出した血液は、インペラ28の外側面と、ハウジング26の内側面との間を流れた後、血液流出ポート32から流出する。

[0048] 本実施形態に係る遠心ポンプ10は、基本的には以上のように構成されるものであり、以下、その作用及び効果について説明する。

[0049] 上述したように、本実施形態に係る遠心ポンプ10では、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 に対する第1軸端66Aの曲率半径 r_1 の割合と、第2軸受70Bの軸受面73の曲率半径に対する第2軸端66Bの曲率半径の割合は、いずれも85%以下に設定される。これにより、シャフト62の軸端66と軸受70の軸受面73との隙間が適度の大きさとなるため、

シャフト62と軸受70との摺動による溶血の発生を抑制することができる。

- [0050] 上述した本発明の効果を確認するために、試験を実施した。この試験では、容器に入れた15 mLの血液中で、図6A～図6Eに示す実施例及び比較例1～4に対応する各軸受に対してシャフトを40 Nの荷重で押付けながら、シャフトを3000 rpmの回転数で1時間、連続して回転させた。各実験に使用したシャフトは、いずれも、外径が3.0 mm、軸端の曲率半径が1.5 mmである。
- [0051] 図6Aに示すように、実施例の軸受では、軸受面の曲率半径は2.0 mmであり、従って、軸受面の曲率半径に対するシャフトの軸端の曲率半径の割合は、75%である。
- [0052] 図6B～図6Eに示すように、比較例1～比較例4の軸受では、軸受面の曲率半径は1.5 mmであり、従って、軸受面の曲率半径に対するシャフトの軸端の曲率半径の割合は、100%である。但し、比較例1～比較例3では、軸受面の深さがシャフトの軸端の曲率半径(1.5 mm)よりも小さい0.44 mmであり、軸受面の周囲にはテーパが設けられている。比較例1～比較例3におけるテーパの角度は、それぞれ25°、33°、45°である。また、比較例4では、軸受面の深さがシャフトの軸端の曲率半径よりも大きい2.0 mmである。
- [0053] 上記の条件の下で試験を行った結果、実施例では、溶血が効果的に抑制され、比較例1～比較例4と比べて、溶血量が大幅に少ないことが確認された。このような溶血の抑制効果は、シャフトの軸端と軸受の軸受面との隙間が適度に広く確保されていることによるものと考えられる。
- [0054] 一方、比較例1～比較例3では、テーパの角度が小さいほど、すなわちシャフトと軸受との隙間が大きいほど、溶血量が少ないことが確認されたが、実施例と比べて溶血量が多く、溶血の抑制に関して有意な効果はそれほど見られなかった。比較例4では、溶血量が相当に多いことが確認された。比較例4の場合、軸受面の全体がシャフトに接触するためであると考えられる。

[0055] 図7A及び図7Bは、曲率半径が下記表1のように形成されたシャフト及び軸受の各組合せ（A～E）について、シャフト回転時の発熱量に関する実験結果を示している。

[0056] [表1]

組合せ	シャフトの軸端の曲率半径(mm)	軸受面の曲率半径(mm)	曲率半径の割合(%)
A	1.25	1.5	約83
B	1.25	2.0	約63
C	1.5	1.5	100
D	1.5	2.0	75
E	1.5	2.5	60

[0057] この試験では、液量9mLの水の中に、軸受に対してシャフトを約52N（5.3kgf）の荷重で押付けながら、シャフトを2500rpmの回転数で所定時間連続して回転させ、水の温度上昇を測定した。室温は25℃に保持した。なお、表1中、「曲率半径の割合(%)」は、軸受面の曲率半径に対するシャフトの軸端の曲率半径の割合(%)を意味する。

[0058] 図7A及び図7Bに示すように、組合せCについては時間経過に伴う温度上昇が大きい、つまり発熱量が多く、組合せA、B、D、Eについては、組合せCと比べて、時間経過に伴う温度上昇が緩やか、つまり発熱量が少ない結果となった。ところで、発熱量が多い組合せCは、図6Eの比較例4に相当し、発熱量が少ない組合せDは、図6Aの実施例に相当する。このことから、発熱が溶血の形成に大きな影響を与えるものと考えられる。

[0059] これらの試験結果によれば、軸受面の曲率半径に対するシャフトの軸端の曲率半径の割合が60～約83%の範囲である場合には、発熱が抑制され、溶血抑制効果が得られることが分かる。また、前記割合が75%（組合せD）と約83%（組合せA）とを比べても、発熱量（温度上昇）の差がほとんど認められないことから、前記割合が85%程度であっても、溶血抑制効果があるものと考えられる。

[0060] なお、平坦な軸受面と球面状の軸端（このとき、軸端の曲率半径が1.5

mm)との組合せで溶血量を測定する別の実験(不図示)を行ったところ、当該組合せの場合が最も発熱量が少なかった。このことから、上記割合が60%未満である場合も、発熱による溶血抑制効果が得られることが分かる。しかしながら、軸受面の曲率半径に対するシャフトの軸端の曲率半径の割合が60%未満である場合(例えば平坦な軸受面)は軸受としての機能を果たさないため、回転による軸ブレや振動が発生し易くなり、軸ブレや振動による溶血の形成が起こり易くなる。よって、回転による軸ブレや振動の発生の観点から言うと、軸受面の曲率半径に対するシャフトの軸端の曲率半径の割合が60%以上であることが好ましい。よって、如何に回転を妨げず、回転による軸ブレや振動を抑制、吸収することが要求される。

[0061] 以上のことから理解されるように、本発明によれば、シャフト62の軸端66の曲率半径と、軸受70の軸受面73の曲率半径との関係(軸受面73の曲率半径に対する軸端66の曲率半径の割合)が所定範囲(85%以下)に設定されることにより、シャフト62の軸端66と軸受70の軸受面73との隙間が適度の大きさとなる。これにより、シャフト62と軸受70との摺動による溶血の発生を抑制することができる。

[0062] また、実験結果に照らし、曲率半径に関する上記割合の設定に加えて、軸端66の曲率半径が1.25~1.5mm、又は軸受面73の曲率半径が1.5~2.5mmに設定されると、シャフト62と軸受70との摺動による溶血の発生を効果的に抑制することができる。

[0063] また、第1軸端66A(又は第2軸端66B)の曲率半径が1.5mmに設定され、第1軸受70A(又は第2軸受70B)の軸受面73の曲率半径が2.0mmに設定されると、実験結果からも明らかなように、シャフト62と軸受70との摺動による溶血の発生を確実に抑制することができる。

[0064] また、シャフト62に対する軸方向の締付荷重が30~60Nに設定されると、上述した曲率半径の設定による溶血抑制効果と相俟って、溶血の形成をより効果的に抑制できるとともに、血栓の形成や、ハウジング26のベース48とカバー50との接着部の破損(クラックの発生等)も抑

制できる。

- [0065] なお、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 に対する第1軸端66Aの曲率半径 r_1 の割合と、第2軸受70Bの軸受面73の曲率半径に対する第2軸端66Bの曲率半径の割合は、異なってもよい。
- [0066] 上述した実施形態では、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 に対する第1軸端66Aの曲率半径 r_1 の割合と、第2軸受70Bの軸受面73の曲率半径に対する第2軸端66Bの曲率半径の割合とが、いずれも85%以下である例を示したが、本発明はこれに限定されない。従って、例えば、第1軸受70Aの軸受面73の曲率半径 r_2 に対する第1軸端66Aの曲率半径 r_1 の割合と、第2軸受70Bの軸受面73の曲率半径に対する第2軸端66Bの曲率半径の割合のうち、一方だけが85%以下であってもよい。この場合も、溶血の形成を抑制することができる。
- [0067] 上記において、本発明について好適な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。

請求の範囲

- [請求項1] ハウジング（26）と、
 前記ハウジング（26）内に回転可能に配置されたインペラ（28）と、
 前記インペラ（28）の中央に設けられ、軸方向の両端に球面状の軸端（66）を有するシャフト（62）と、
 前記軸端（66）の各々をピボット支持する球面状の軸受面（73）を有する軸受（70）と、を備え、
 前記シャフト（62）の軸方向両側に配置された前記軸受（70）の少なくとも一方において、前記軸受（70）の前記軸受面（73）の曲率半径に対する前記軸端（66）の曲率半径の割合は、85%以下である、
 ことを特徴とする遠心ポンプ（10）。
- [請求項2] 請求項1記載の遠心ポンプ（10）において、
 前記シャフト（62）の軸方向両側に配置された前記軸受（70）の少なくとも一方において、
 前記軸端（66）の前記曲率半径は1.25～1.5mm、又は前記軸受面（73）の前記曲率半径は1.5～2.5mmである、
 ことを特徴とする遠心ポンプ（10）。
- [請求項3] 請求項1記載の遠心ポンプ（10）において、
 前記シャフト（62）の軸方向両側に配置された前記軸受（70）の少なくとも一方において、前記軸端（66）の前記曲率半径は、1.5mmであり、前記軸受（70）の前記曲率半径は、2.0mmである、
 ことを特徴とする遠心ポンプ（10）。
- [請求項4] 請求項1～3のいずれか1項に記載の遠心ポンプ（10）において、
 、
 前記シャフト（62）に対する軸方向の締付荷重は、30～60N

である、

ことを特徴とする遠心ポンプ（10）。

[請求項5]

請求項1～4のいずれか1項に記載の遠心ポンプ（10）において

、

前記インペラ（28）の外径は、70mm以上であり、

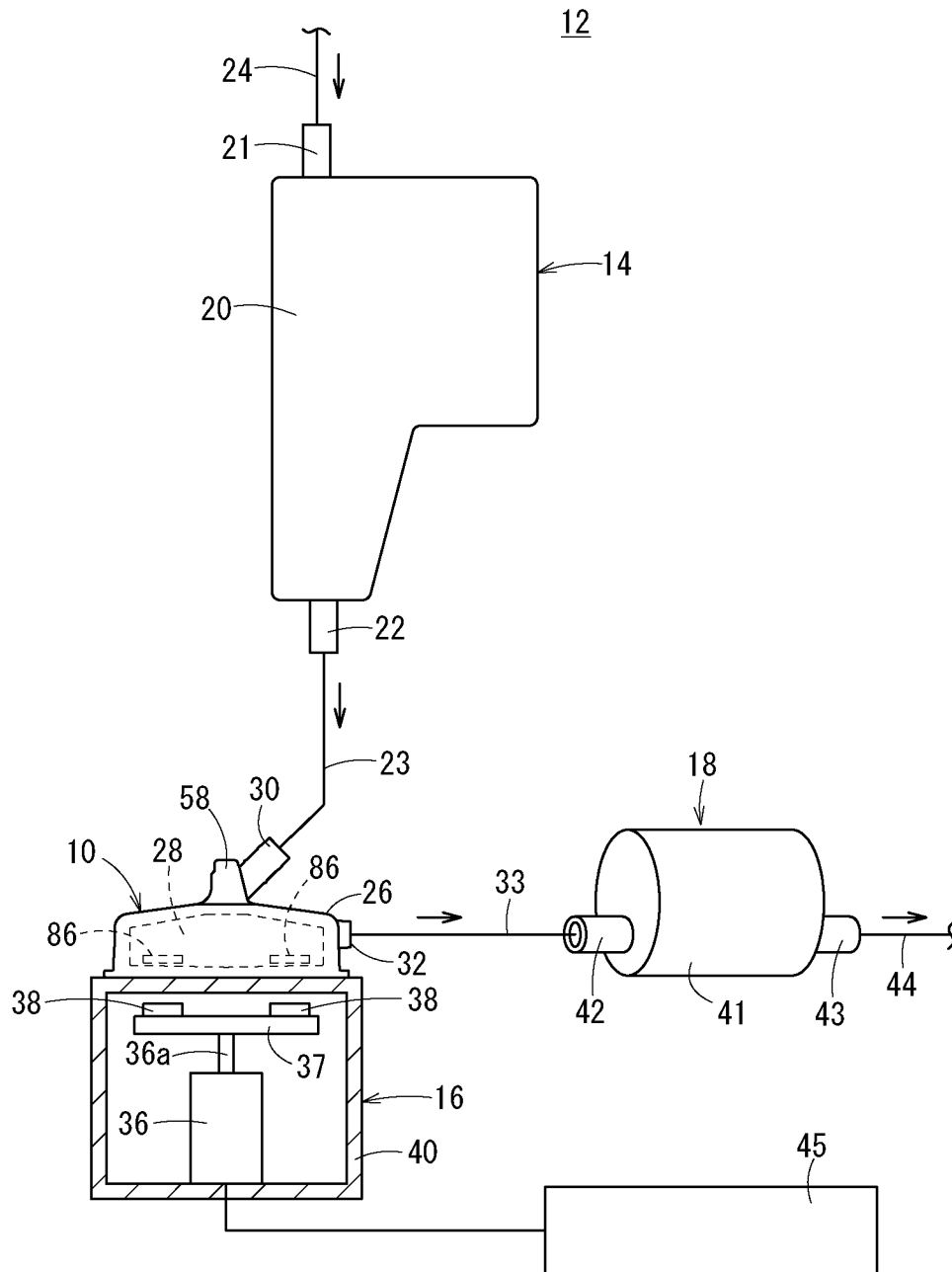
前記インペラ（28）の最大回転数は、3000rpm以下である

、

ことを特徴とする遠心ポンプ（10）。

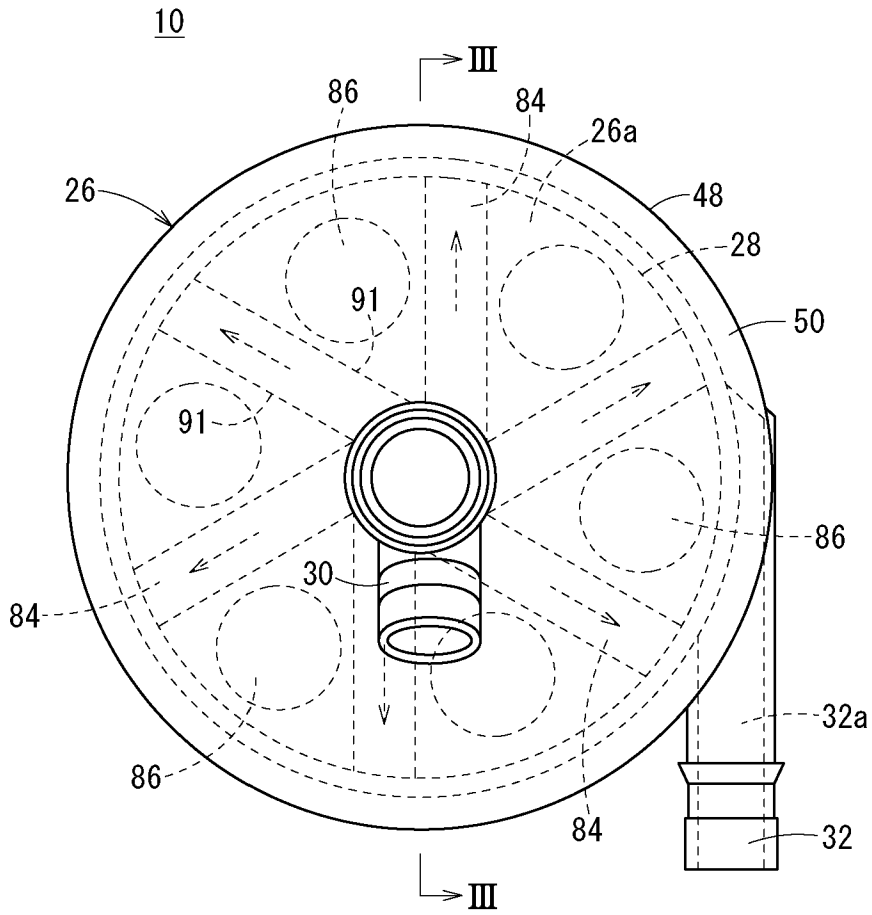
[図1]

FIG. 1



[図2]

FIG. 2



[3]

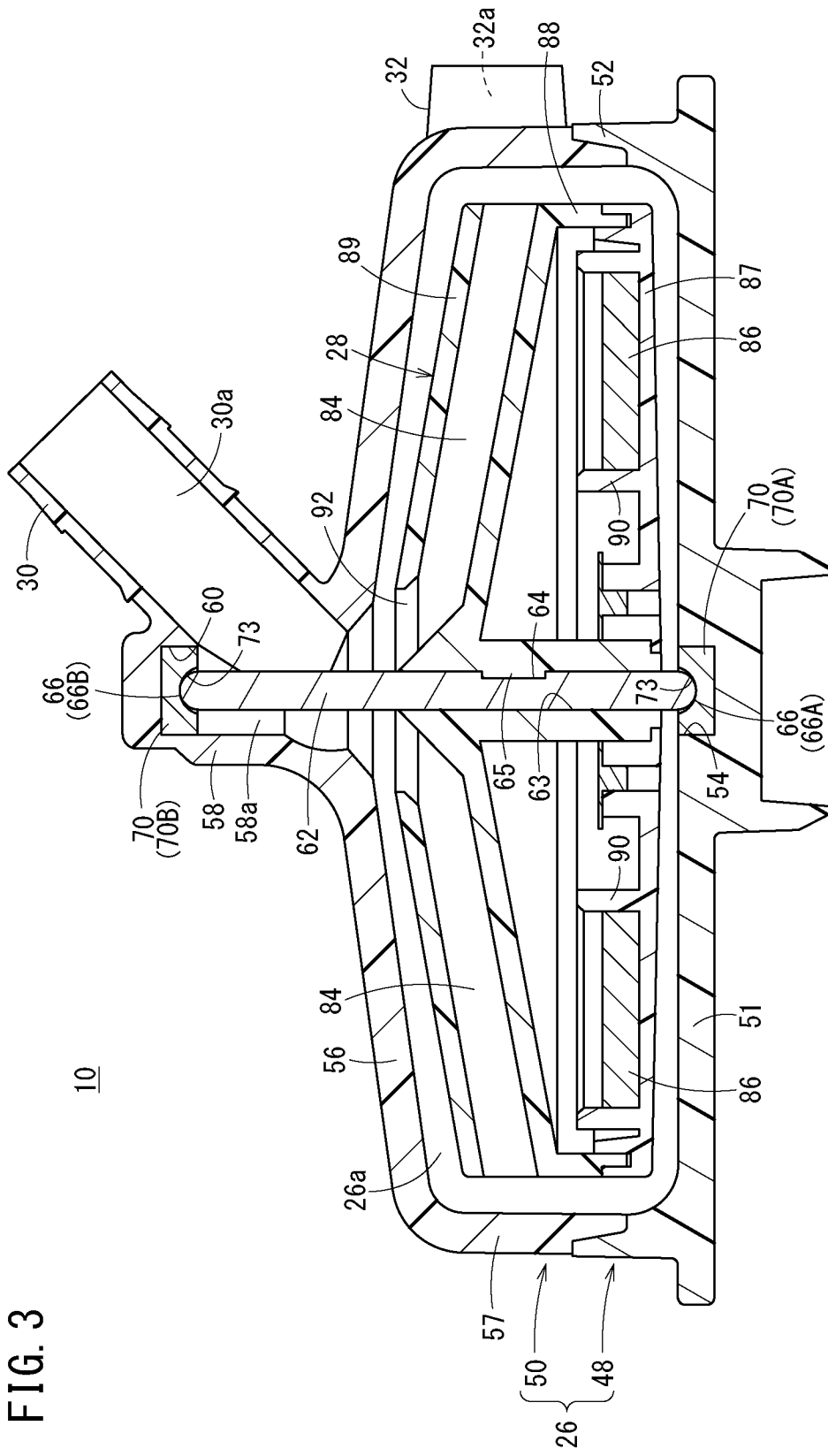
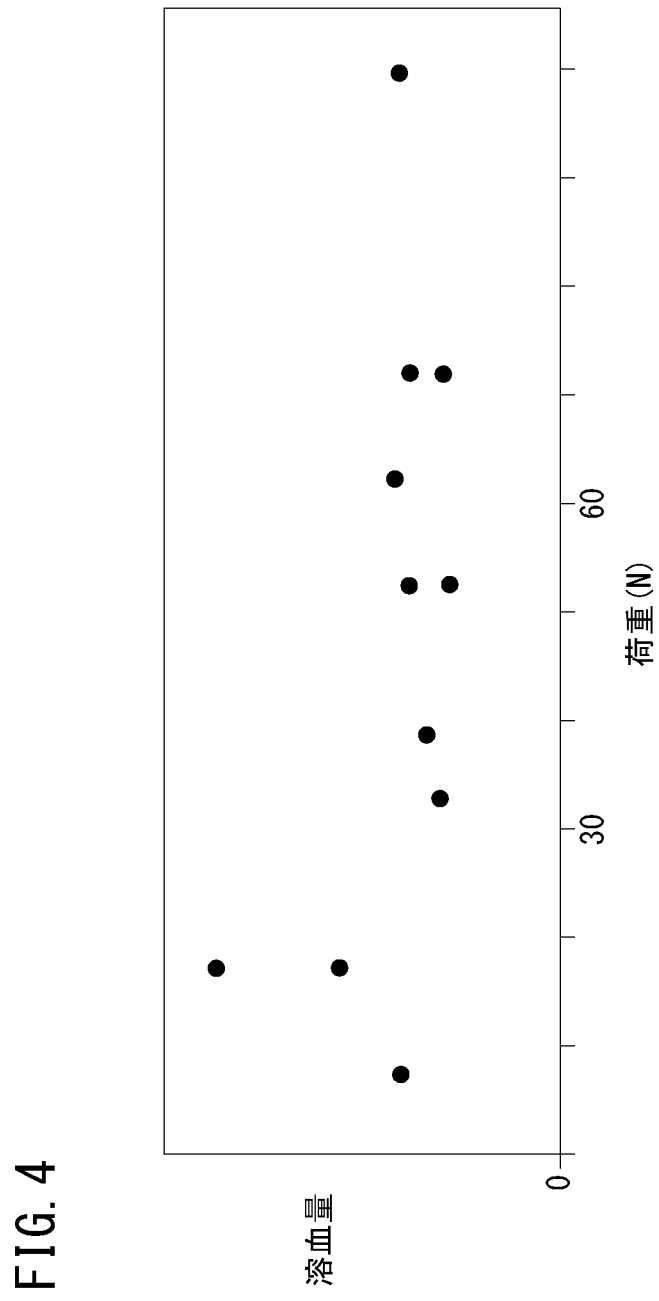


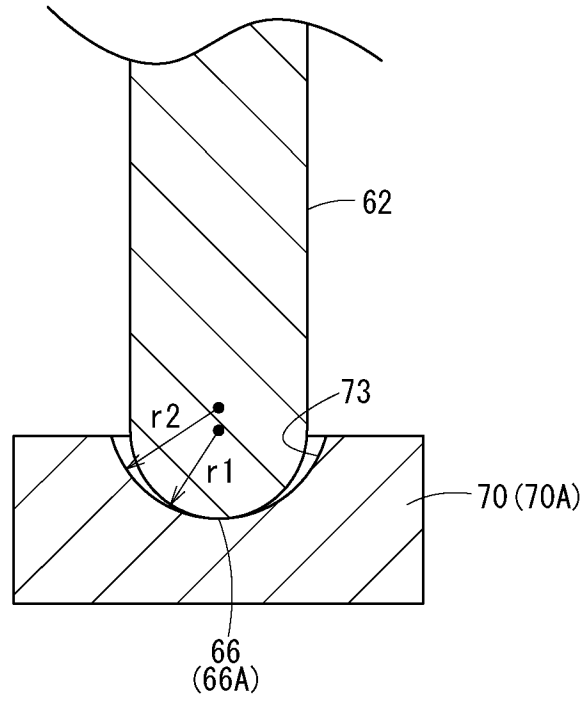
FIG. 3

[図4]



[図5]

FIG. 5



[図6]

FIG. 6A

実施例

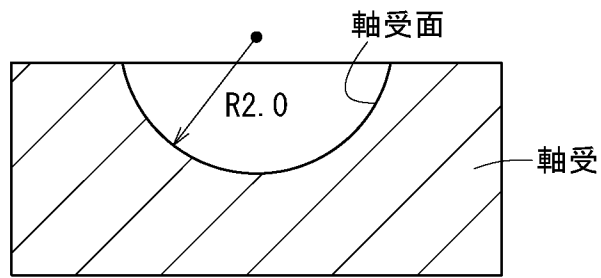


FIG. 6B

比較例1

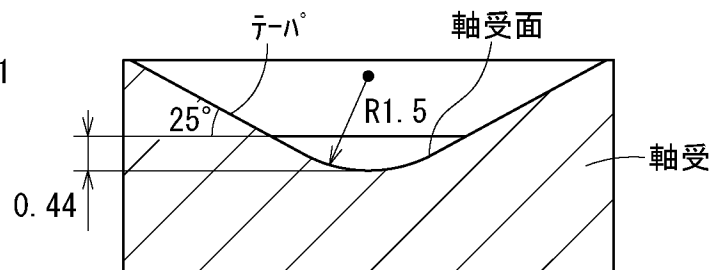


FIG. 6C

比較例2

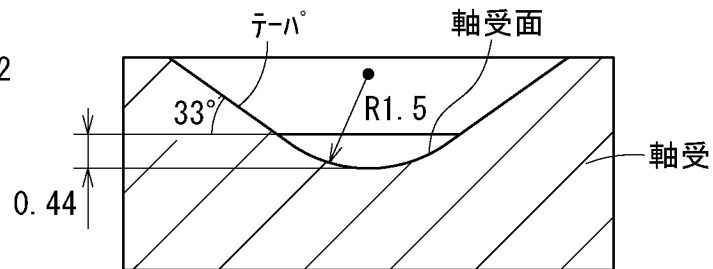


FIG. 6D

比較例3

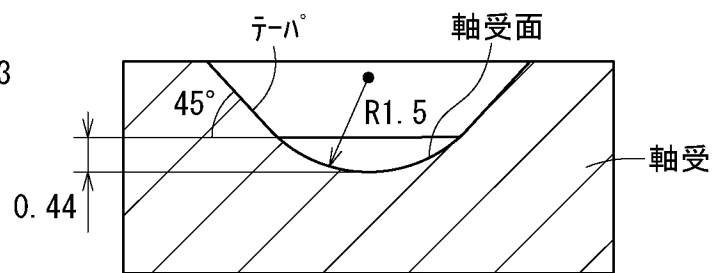
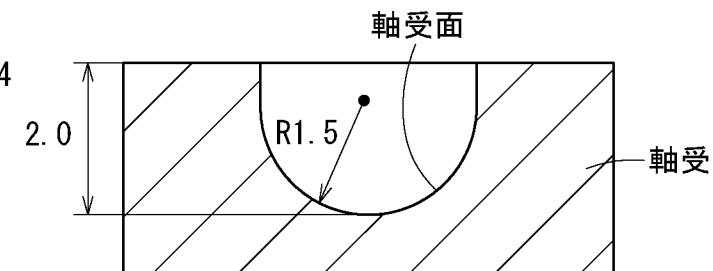


FIG. 6E

比較例4



[図7]

FIG. 7A

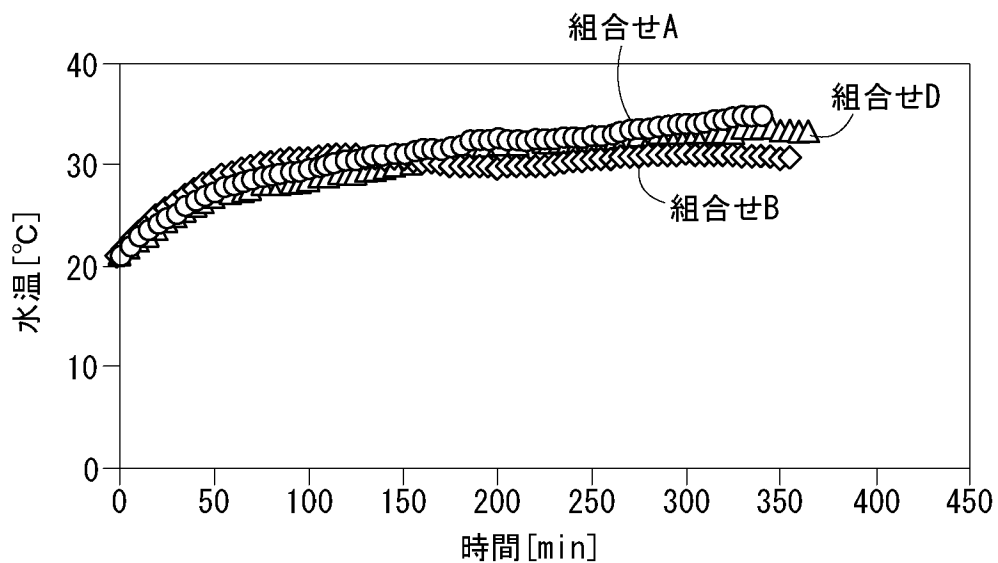
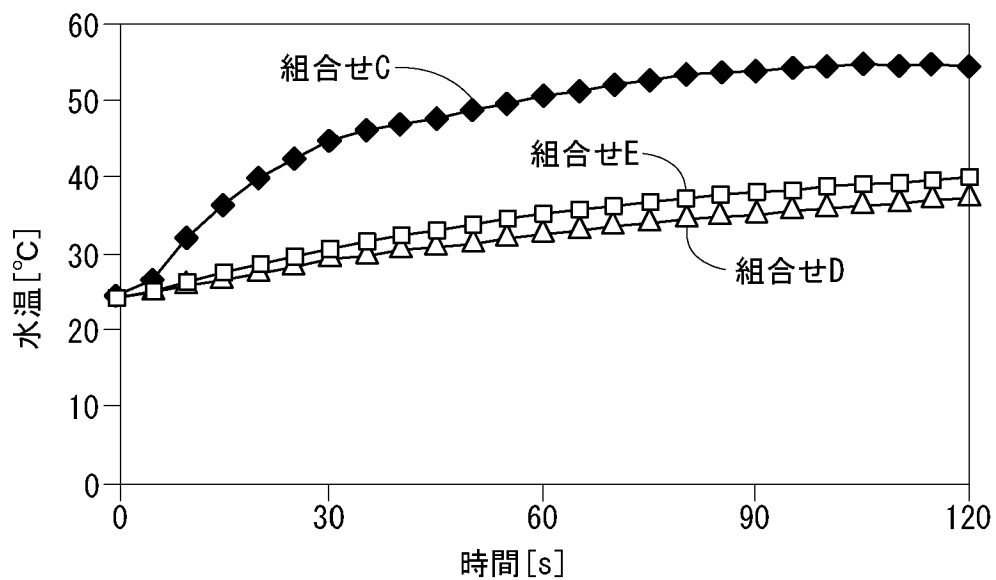


FIG. 7B



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/083611

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61M1/10(2006.01)i, F04D29/043(2006.01)i, F04D29/046(2006.01)i, F16C17/08(2006.01)i, F16C17/10(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)
A61M1/10, F04D29/043, F04D29/046, F16C17/08, F16C17/10

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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 A	WO 2007/063843 A1 (Japan Medical Materials Corp.), 07 June 2007 (07.06.2007), paragraphs [0007], [0037]; fig. 1 to 4 & JP 5130052 B	1, 2, 5 3, 4
A	JP 2006-198272 A (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 03 August 2006 (03.08.2006), paragraphs [0012] to [0013], [0034]; fig. 1, 8 (Family: none)	1-5
A	JP 2012-152315 A (Kyocera Medical Corp.), 16 August 2012 (16.08.2012), paragraphs [0035], [0037]; fig. 3, 5, 6 (Family: none)	1-5

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

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 19 March 2015 (19.03.15)	Date of mailing of the international search report 31 March 2015 (31.03.15)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/083611

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4898518 A (Lloyd C.HUBBARD et al.), 06 February 1990 (06.02.1990), entire text; all drawings (Family: none)	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））
 Int.Cl. A61M1/10(2006.01)i, F04D29/043(2006.01)i, F04D29/046(2006.01)i, F16C17/08(2006.01)i, F16C17/10(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（IPC））
 Int.Cl. A61M1/10, F04D29/043, F04D29/046, F16C17/08, F16C17/10

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 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2015年
 日本国実用新案登録公報 1996-2015年
 日本国登録実用新案公報 1994-2015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 A	WO 2007/063843 A1（日本メディカルマテリアル株式会社） 2007.06.07, 段落 [0007], [0037], 第1-4図 & JP 5130052 B	1, 2, 5 3, 4
A	JP 2006-198272 A（独立行政法人産業技術総合研究所）2006.08.03, 段落 [0012] - [0013], [0034], 第1, 8図（ファミリーなし）	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	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 19.03.2015	国際調査報告の発送日 31.03.2015
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 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） 尾崎 和寛 電話番号 03-3581-1101 内線 3358	30	8922
--	---	----	------

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
A	JP 2012-152315 A (京セラメディカル株式会社) 2012.08.16, 段落 [0035], [0037], 第3, 5, 6図 (ファミリーなし)	1-5
A	US 4898518 A (Lloyd C. HUBBARD et al.) 1990.02.06, 全文, 全図 (フ ァミリーなし)	1-5