

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5571087号
(P5571087)

(45) 発行日 平成26年8月13日 (2014. 8. 13)

(24) 登録日 平成26年7月4日 (2014. 7. 4)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 M 1/10 (2006.01) A 6 1 M 1/10 5 3 5

請求項の数 13 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2011-529229 (P2011-529229) (86) (22) 出願日 平成21年9月24日 (2009. 9. 24) (65) 公表番号 特表2012-503529 (P2012-503529A) (43) 公表日 平成24年2月9日 (2012. 2. 9) (86) 国際出願番号 PCT/US2009/058251 (87) 国際公開番号 W02010/036815 (87) 国際公開日 平成22年4月1日 (2010. 4. 1) 審査請求日 平成24年7月31日 (2012. 7. 31) (31) 優先権主張番号 61/100, 655 (32) 優先日 平成20年9月26日 (2008. 9. 26) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 511077063 ワールドハート インコーポレーテッド アメリカ合衆国 8 4 1 1 6 ユタ州 ソ ルト レーク シティ スイート 1 2 0 ワイリー ポスト ウェイ 4 7 5 0 (73) 特許権者 504337958 カーネギー メロン ユニバーシティ アメリカ合衆国 1 5 2 1 3 ペンシルベ ニア、ピッツバーグ、フォーブズ アベニ ュー 5 0 0 0 (74) 代理人 100107364 弁理士 斉藤 達也</p>
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気浮上血液ポンプ及び該ポンプの小型化を可能にする最適化方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気浮上血液ポンプであって、
 血液の進入に対処する流入端と、
 前記血液の退出に対処する流出端と、
 前記流入端及び前記流出端と軸方向に整列し、かつ前記流入端及び前記流出端間に位置し、かつ少なくとも1つの固定子永久磁石と、少なくとも1つのボイスコイルと、モータコイルとを含む固定子と、
 前記固定子内の中心に置かれ、かつ複数の回転子永久磁石を含む回転子と、
 前記少なくとも1つの固定子永久磁石の第1の部分と前記回転子永久磁石の第1の対応する部分とから形成される少なくとも1つの永久磁石ベアリングと、
 前記モータコイルと相互作用し、かつ前記回転子永久磁石の第2の対応する部分から形成される、モータ磁石と、
 前記流入端近傍の血流コンバージェンスに位置する第1のセンサコイル、及び前記流出端近傍の血流ダイバージェンスに位置する第2のセンサコイルと、
 前記回転子の最外面と前記固定子の最内面との間に形成される環状血液間隙と、を備え、
 回転子直径に対する前記環状血液間隙の比は、1 / 10 乃至 1 / 5 . 4 の範囲内である
 血液ポンプ。

10

20

【請求項 2】

前記血液ポンプは、さらに前記少なくとも1つのボイスコイルと相互作用する前記回転子永久磁石の第3の対応する部分を含む、請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 3】

前記少なくとも1つのボイスコイルは、前記回転子永久磁石の前記第1の対応する部分と追加的に相互作用するように構成される、請求項2に記載の血液ポンプ。

【請求項 4】

前記回転子は、前記流入端にて前記血液の前記進入を誘導する羽根車翼を有する羽根車筐体と、前記羽根車筐体から前記回転子の反対端に位置する回転子尾部と、前記回転子永久磁石を間にはさみ前記羽根車筐体を前記回転子尾部へ接続しドロロードアセンブリを形成するドロロードと、を含む、

10

請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 5】

前記固定子は、前記流出端にて前記血液の前記退出を誘導する静止翼を含む、請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 6】

前記回転子は前記流入端にて前記血液の前記進入を誘導する羽根車翼を有する羽根車筐体を含み、前記固定子は前記流出端にて前記血液の前記退出を誘導する静止翼を含み、前記第1のセンサコイルは前記羽根車翼の近傍に位置し、かつ前記第2のセンサコイルは前記静止翼の近傍に位置する、

20

請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 7】

前記第1及び第2のセンサコイルは前記固定子の両端の周囲空間を占める、請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 8】

前記第1及び第2のセンサコイルは略円錐形である、請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 9】

前記回転子永久磁石は前記回転子の内部体積の大部分を占める、請求項1に記載の血液ポンプ。

30

【請求項 10】

前記固定子は、複数の固定子永久磁石を含み、前記永久磁石ベアリングは、前記流入端の近くに配置され、前記流出端の近くに配置され、かつ前記固定子永久磁石の第2の部分と前記回転子永久磁石の第2の対応する部分とから形成される、第2の永久磁石ベアリングと、前記モータコイルと相互作用し、かつ前記回転子永久磁石の第3の対応する部分から形成される、モータ磁石と、前記少なくとも1つのコイルと相互作用する前記回転子永久磁石の第4の対応する部分と、を備え、

前記少なくとも1つのボイスコイルは、前記回転子永久磁石の前記第1の対応する部分と追加的に相互作用する、

40

請求項1に記載の血液ポンプ。

【請求項 11】

前記固定子を封入する外側筐体カバーをさらに含み、前記外側筐体は前記血液ポンプとの電気接続のためスペースを提供するドームを有する、請求項10に記載の血液ポンプ。

【請求項 12】

前記回転子永久磁石の前記第4の対応する部分は、径方向外向き、軸方向、及び径方向内向きの磁化方向を有するボイスコイル磁石を含む、請求項10に記載の血液ポンプ。

【請求項 13】

前記固定子はショート筐体エンドを含み、その中に静止固定子翼が形成される、請求項10に記載の血液ポンプ。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して磁気浮上血液回転子を有するポンプに関する。本発明は、より詳細には心臓補助を提供する心室補助装置（VAD）として使用される血液ポンプに関する。本発明は、回転するポンプ回転子の超臨界作動により小型化を可能にする。小型化の促進により低侵襲性外科手術にVADを移植できる上、VADを幼児にも使用できる。

【0002】

本出願は、2008年9月26日出願の米国特許仮出願第61/100,655号の優先権を主張するものであり、同出願を参照として本明細書に引用する。

10

【0003】

米国政府は、本発明における支払済み実施権を有すると共に、米国国立衛生研究所によって付与された契約番号HHSN262800448192Cで規定される合理的な条件で他者に実施許諾するように特許権者に要求する権利を、限定された状況において有する。

【背景技術】

【0004】

米国では毎年700,000人の患者が心臓病で死亡しており、その内の35,000~70,000人は、機械的循環の支援又は心臓移植の恩恵を受けることができる。しかし、毎年使用できる移植心臓の数は2,500程度に過ぎない。これは、心臓補助装置又は人工心臓として機能する信頼性の高い機械的血液ポンプに対するニーズの重要性を意味している。

20

【0005】

いくつかの先行技術による装置が、かかる問題の解決を試みている。実際に血液ポンプの実施形態は数多く存在するが、操作上の重大な問題を抱えている。以下において、かかる先行技術によるポンプのいくつかを説明する。

【0006】

オルセン（Olsen）らに付与された特許文献1には、C字形リングからなるモータ固定子が開示されている。小型、軽量という解剖学的要求に反し、これらのリングによりポンプの直径はかなり大きくなる。

30

【0007】

ブラム（Bramm）らに付与された特許文献2から特許文献6には、2つの流入路を要する装置が開示されているが、2つの流入路により総血液接触面積は増大する。特に、人工物と血液との大きな接触面積のためポンプに対する免疫系反応が増大する上に、血栓塞栓症の確率が高くなる。さらに、ポンプの2つの入口の心臓への接続は複雑で、追加の管を必要とする。このため、自然臓器及び構造とポンプとの解剖学的干渉が増大する。

【0008】

特許文献3の図31には軸流磁気浮上血液ポンプも開示されているが、所与の流量で最小限のポンプ体積を提供するポンプは開示されていない。特に、図31の実施形態には回転子と筐体との間に血液が流れる狭い間隙が示されている。これは磁気ベアリングの剛性にとっては有利であるが、ポンプの小型化にはつながらない。特許文献3の図31では、約1/30の回転子直径に対する間隙の比が提案されているが、この間隙を最適に選択するプロセスは開示されていない。また、ポンプの小型化を達成するべく回転子速度、回転子慣性、及び磁気ベアリング剛性の組み合わせを選択する方法も開示されていない。

40

【0009】

オーシマ（Oshima）らに付与された特許文献7には、磨耗を被る機械式ベアリングとの磁気結合を利用する遠心ポンプの形で装置が開示されている。ベアリングは磨耗のため最終的には故障するため、このポンプは長期的な移植には適していない。

【0010】

クレチカ（Kletschka）に付与された特許文献8及び特許文献9には、2つの流入路を

50

要する装置が開示されているが、2つの流入路により総血液接触面積は増大する。人工物と血液との大きな接触面積はポンプに対する免疫系反応を増大させる。大きな表面積により血栓塞栓症の確率も高くなる。さらに、ポンプの2つの入口の心臓への接続は複雑で、追加の管を必要とする。このため、自然臓器及び構造とポンプとの解剖学的干渉が増大する。

【0011】

ヤマネ (Yamane) に付与された特許文献10には、ジュエルベアリングを有するポンプ装置が開示されている。かかるベアリングは長期的な移植で磨耗する。さらに、ジュエルベアリングが鬱血の場所となり、凝固を被り、血栓塞栓症を招くことがある。鬱血に対処するためウォッシュアウトホールを設けるが、かかるウォッシュアウトホールそのものが総血液接触面積を増大させるため、装置の利点が損失してしまう可能性が高い。

10

【0012】

ジャービク (Jarvik) に付与された特許文献11には、ジュエルベアリングの形態の機械式ベアリングを含む装置が開示されているが、ジュエルベアリングは血流を停滞させる場所となる。鬱血箇所には血栓が形成され、血栓塞栓症の原因となる。この発明の他の実施形態では、受動的磁気ベアリングのみを使用して回転子を浮上させるが、これは特に必須高速回転子回転の場合には本質的に不安定である。不安定な回転子はポンプ筐体と接触するおそれがあり、血流を停止させる可能性がある。

【0013】

いずれもワンプラー (Wampler) に付与された特許文献12及び特許文献13には血液ポンプが開示されている。特許文献12は、ジュエルベアリングが鬱血箇所となる点において特許文献11に類似している。鬱血箇所には血栓が形成され、血栓塞栓症の原因となる。さらに、ジュエルベアリングは最終的に摩滅し、羽根車は回転しなくなる。特許文献13はハイドロダイナミックスラストベアリングを使用する。かかるベアリングに特有の高い機械的せん断により血液がダメージを被ることがあるため、かかるベアリングは血液処理での使用に非常に不向きである。

20

【0014】

ナカザキ (Nakazeki) に付与された特許文献14には、モータと磨耗を被る機械式ベアリングを収容するポンプの形で装置が開示されている。機械式ベアリングは最終的に故障し、ポンプの作動を停止させる原因となるため、かかる装置は長期的な移植には適さない。

30

【0015】

プレム (Prem) に付与された特許文献15には、細長いポンプが開示されているが、このポンプは血液を大きな異物領域に晒し、血液損傷と血栓形成の可能性を増大させる。大きな高血液せん断領域も存在する。血液せん断は血液損傷を引き起こし、人体内で望ましくない凝固機序を誘発させるおそれがある。さらに、ポンプの小型化を達成する上で、血液間隙、回転子慣性、回転子速度範囲、及び磁気ベアリング剛性を選択する方法は開示されていない。

【0016】

カポネ (Capone) らに付与された特許文献16には軸流磁気浮上血液ポンプが開示されている。ただし、ポンプを小型化する方法は開示されていない。特に、特許文献16の図2の実施形態には回転子と筐体との間に血液が流れる狭い間隙が示されている。これは磁気ベアリングの剛性にとっては有利であるが、ポンプの小型化にはつながらない。特許文献16の図2では約1/30の回転子直径に対する間隙の比が提案されているが、この間隙を最適に選択する方法は開示されておらず、ポンプの小型化を達成するために回転子速度、回転子慣性、及び磁気ベアリング剛性の組み合わせを選択することも開示されていない。さらに、特許文献16では軸位置センサの配置によりポンプがかなり細長くなっている。

40

【0017】

さらに、移植への架け橋として、永久治療として、又は回復への架け橋として、いくつ

50

かの心室補助装置（VAD）システムが長年に渡って開発されている。かかる装置については、ユタ州ソルトレークシティのWorld Heart Inc.、又はカリフォルニア州プレザントンのThoratec Corporationの心臓補助製品を精査することによって、概略的な理解が得られる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0018】

【特許文献1】米国特許第4,688,998号

【特許文献2】米国特許第4,763,032号

【特許文献3】米国特許第4,944,748号

10

【特許文献4】米国特許第5,078,741号

【特許文献5】米国特許第5,326,344号

【特許文献6】米国特許第5,385,581号

【特許文献7】米国特許第5,112,202号

【特許文献8】米国特許第5,195,877号

【特許文献9】米国特許第5,470,208号

【特許文献10】米国特許第5,443,503号

【特許文献11】米国特許第5,507,629号

【特許文献12】米国特許第5,695,471号

20

【特許文献13】米国特許第5,840,070号

【特許文献14】米国特許第5,725,357号

【特許文献15】米国特許第5,928,131号

【特許文献16】米国特許第6,761,532号

【特許文献17】米国特許第3,860,300号（1975年）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

既存の市販装置が過度に複雑であること、機械的な故障が起こりやすいこと、血栓塞栓症及び発作を促進すること、ならびに非効果的設計に関わる短所があることは、以上の説明から明白である。また、これらの設計で磁気浮上と小型サイズの組み合わせを提案するものはない。小型化のための超臨界作動の採用は開示されておらず、超臨界作動と小型サイズを達成するために回転子・筐体間隙設計を回転子質量、速度範囲、及びベアリング剛性と組み合わせるものもない。さらに、小型化を支援するためのケーブルの取り付け及び内部相互接続スペースを開示するものもない。

30

【0020】

そこで、人工的循環支援のための長期的なヒトへの移植に適した効果的で改善された新しい回転血液ポンプの提供が望まれている。非常にコンパクトな物理的設計により解剖学的要求を満たす血液ポンプも求められている。さらに、血液接触表面積を最小限に抑える血液ポンプが求められている。さらに、血液とその循環系、免疫系、その他関係生体機能への悪影響を最小限に抑える血液ポンプが求められている。毎日の加速と体の動きに耐えるばかりでなく、安定した回転子動力、高モータ効率、高流体効率、低浮上電力消費、低振動、低製造コスト、ならびに患者にとっての高度な簡便性を含む血液ポンプも求められている。さらに、新規で有意な特徴を提供しつつ、先行技術の不利な点を少なくとも部分的には解決する血液ポンプが求められている。

40

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明は、先行技術の欠陥を克服する心室補助装置（VAD）としての使用に適した磁気浮上（マグレブ）血液ポンプを提供する。

【0022】

一般的に、マグレブ血液ポンプはフィードバック制御（又は「能動」）磁気ベアリング

50

と永久磁石（PM）磁気ベアリングとの組み合わせを有する。PM磁気ベアリングは廉価で、エネルギー効率的で、低コストであるが、ハイドロダイナミックベアリングや能動磁気ベアリングに比べて剛性は比較的低い。ラジアルベアリングにPM磁気ベアリングを使用するマグレブ血液ポンプ設計の課題は、ポンピングに用いる回転子の作動速度範囲で共振が起こることである。回転子の機械的共振は磁気ベアリングのばね特性と、ジャイロスコープ力と、基本的に剛性の回転子質量とがともに作用することによって生じ、一般的には回転子速度に左右される。回転子での不均衡により共振が起こる回転子速度は「臨界速度」と称されている。回転子速度が少なくとも1つの臨界速度を上回る場合の作動を「超臨界作動」と称する。回転子速度が全ての臨界速度を下回る場合の作動を「臨界未満作動」と称する。

10

【0023】

振動と筐体への回転子接触とを回避するには、正常作動速度範囲の中で臨界速度を避けるのが望ましい。本発明は、超臨界作動を効果的なポンピングとポンプの小型化に整合させる、要素のサイジングに関する。具体的に、本発明は筐体と回転子との間に大きい間隙を使用する。大きな間隙そのものにより流量は増加する。さらに本発明は、PM磁気ベアリングの剛性を下げ、かつ臨界速度を下げるため、大きい間隙を使用する。結果的に、所望ポンプ速度範囲全体が回転子の臨界速度を上回る。有利なことに、高回転子速度と大きい間隙との組み合わせは本発明による小さいポンプで高流量を可能にする。本発明は超臨界作動のためのものであるため、ローエンドで作動速度範囲を同時に増加させつつ回転子質量を増加させることは可能である。したがって、モータ質量と回転子内PM磁石質量との比率を大きくでき（例えば一般的に中空の回転子設計でスペースを使用）、筐体内の質量は小さくできる。このため筐体のサイズは縮小され、かつポンプ全体のサイズが縮小される。

20

【0024】

本発明は一つの実施態様において、移植への橋渡しとして最小のヒト患者を支援することを目的とする。本発明は別の実施態様において、成人に対して心肺支援を提供する低侵襲性システムとして適合させることができる。

【0025】

本発明には多数の実施態様及び応用がある。本発明によるマグレブ軸混流心室補助装置は正常作動中に接触する部分がない完全マグレブシステム、超臨界作動と大きい回転子・筐体間隙による小型化、血液損傷と血栓形成を最小限に抑える合理的血流、成人、小児、及び幼児に対する使用のための小型化、低侵襲性移植を可能にする小型化、ごく僅かな磨耗による高い信頼性、ならびに大きいフロー間隙による最小限の所要量電力という利点を有することを目的とする。

30

【0026】

本発明の第1の態様は磁気浮上血液ポンプを提供し、前記血液ポンプは、血液の進入に対処する流入端と、血液の退出に対処する流出端と、流入端及び流出端と軸方向に整列し、かつ流入端及び流出端間に位置し、かつ少なくとも1つの固定子永久磁石とモータコイルとを含む固定子と、固定子内の中心に置かれ、かつ複数の回転子永久磁石を含む回転子と、少なくとも1つの固定子永久磁石の第1の部分と回転子永久磁石の第1の対応する部分とから形成される少なくとも1つの永久磁石ベアリングと、モータコイルと相互作用し、かつ回転子永久磁石の第2の対応する部分から形成される、モータ磁石と、回転子の最外面と固定子の最内面との間に形成される環状血液間隙と、を備え、回転子直径に対する環状血液間隙の比は1/10より大きい。

40

【0027】

本発明の第2の態様は磁気浮上血液ポンプを提供し、前記血液ポンプは、血液の進入に対処する流入端と、血液の退出に対処する流出端と、流入端及び流出端と軸方向に整列し、かつ流入端及び流出端間に位置し、かつ複数の固定子永久磁石と、少なくとも1つのボイスコイルと、モータコイルとを含む固定子と、固定子内の中心に置かれ、かつ複数の回転子永久磁石を含む回転子と、流入端の近くに配置され、かつ固定子永久磁石の第1の部

50

分と回転子永久磁石の第1の対応する部分とから形成される、第1の永久磁石ペアリングと、流出端の近くに配置され、かつ固定子永久磁石の第2の部分と回転子永久磁石の第2の対応する部分とから形成される、第2の永久磁石ペアリングと、モータコイルと相互作用し、かつ回転子永久磁石の第3の対応する部分から形成される、モータ磁石と、少なくとも1つのコイルと相互作用する回転子永久磁石の第4の対応する部分と、を備え、少なくとも1つのボイスコイルは、回転子永久磁石の第1の対応する部分と追加的に相互作用する。

【0028】

本発明の第3の態様においては磁気浮上血液ポンプを最適化する方法が提供され、前記方法は、血液ポンプのための回転子に、回転子質量を増加するように構成された複数の永久磁石リングを、設けることと、固定子上に位置する固定子永久磁石を設けることと、低減剛性を可能にするように回転子と固定子とを構成することと、を含み、固定子永久磁石は複数の永久磁石リングの一部に対応し、固定子永久磁石と複数の永久磁石リングは低減剛性を有する磁気ペアリングを形成する。

10

【0029】

本発明の第4の態様においては超臨界作動のため磁気浮上血液ポンプを最適化する方法が提供され、前記方法は、血液の進入に対処する流入端及び血液の退出に対処する流出端と軸方向に整列し、かつ血液の進入に対処する流入端及び血液の退出に対処する流出端間に位置し、かつ複数の固定子永久磁石と、少なくとも1つのボイスコイルと、モータコイルとを含む固定子を設けることと、固定子内の中心に置かれ、複数の回転子永久磁石を含み、かつ2つに満たない流出端直径に対する回転子直径の比を提供するように構成される、回転子を設けることと、第1の永久磁石ペアリングと第2の永久磁石ペアリングとを設けることと、を含み、第1の永久磁石ペアリングは、流入端の近くに配置され、かつ固定子永久磁石の第1の部分と回転子永久磁石の第1の対応する部分とから形成され、第2の永久磁石ペアリングは、流出端の近くに配置され、かつ固定子永久磁石の第2の部分と回転子永久磁石の第2の対応する部分とから形成され、第1及び第2の永久磁石ペアリングは、回転子及び固定子間に形成される間隙構成により可能とされる低減剛性を有する。

20

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】完全に組み立てられた構成による本発明の好適な実施形態の斜視図である。

30

【図2】完全に組み立てられた構成による本発明の好適な実施形態の上面図である。

【図3】完全に組み立てられた構成による本発明の好適な実施形態の前面図である。

【図4】完全に組み立てられた構成による本発明の好適な実施形態の側面図である。

【図5】図3の断面線A-Aに沿った長手方向水平断面図である。

【図6】図3の断面線B-Bに沿った長手方向垂直断面図である。

【図7】図5でCと表示された詳細円に相当する好適な実施形態の拡大詳細図である。

【図8】図5でDと表示された詳細円に相当する好適な実施形態の拡大詳細図である。

【図9】外側筐体とカニューレアダプタとが取り除かれた好適な実施形態による固定子の側面図である。

【図10】図9の断面線E-Eに沿った断面図である。

40

【図11】図9の断面線F-Fに沿った断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

本発明には、上記以外の利点及び効果も存在するが、本発明を実行するために、それらの効果又は利点の全て又は一部を必ずしも達成する必要はない。従って、以下の記載における可能な、又は例示的な利点及び効果は、本発明を制限するものと見なすことはできず、又はそのように見なすべきではない。

【0032】

作動の構成及び方法の両方に関し、本発明とその更なる目的及び利点は、添付の図面と共に以下の記載を参照することにより良く理解できよう。

50

【 0 0 3 3 】

本明細書で使用される「約 (about)」、「およそ (approximately)」、「略 (substantially)」、「ほぼ (near)」等の用語は、数学的な厳密さに対してある程度の余裕を許容し、当業界で許容される誤差を考慮に入れることを意図したものである。

【 0 0 3 4 】

本発明を詳細に説明する前に、本発明はその応用又は使用において、添付の図面及び明細書の記載で説明する様々な部分の構成及び配置の詳細には限定されないことを注記しておく。本発明の実施形態は、本発明の範囲を逸脱することなく変形及び変更し、あるいは変形及び変更することなく他の実施形態で実施したり、他の実施形態に組み込むことができると共に、様々な方法で実行又は実施することができる。さらに、特に指定がない限りにおいて、本明細書で使用される用語及び表現は本発明の実施形態を説明する目的で選択したものであり、本発明の範囲を限定するものとしてはとらえるべきではない。さらに、以下に示す実施形態、実施形態の式、例、方法等の任意の1つ以上を、その他の以下に示す実施形態、実施形態の式、例、方法等の任意の1つ以上と組み合わせてもよいことを理解されたい。

【 0 0 3 5 】

図1は、本発明の好適な実施形態による血液ポンプ20の斜視図である。かかる血液ポンプは、後方から見て流入端21と流出端22とを備える軸システムである。流入端21にて流入カニューレへ血液ポンプ20を取り付け、流出端22にて流出カニューレへ血液ポンプ20を取り付けるため(カニューレは図示せず)、それぞれアダプタナット47a及び47bにより固定される導管アダプタ44a及び44bが両端に設けられている。血液ポンプ20は、外部筐体カバー23と筐体エンドキャップ26とを備える外部筐体の中に入っている。外部筐体のドーム24は、軸方向を向くケーブルフィードスルーアセンブリ50を収容する。ドーム構造24はまた、血液ポンプ20へ至る電気相互接続を収容し、解剖学的適合と、簡易な外科手術と、全体的な小型化とを可能にする。外部筐体カバー23を任意に逆にし、流入端21側で筐体エンドキャップ26とケーブルフィードスルーアセンブリ50の向きを逆にできることは、本発明の文脈において容易に理解されよう。

【 0 0 3 6 】

図1には、血液が流れる流入管腔37と、血液ポンプの内部機構へ電氣的に相互接続するためのケーブルアセンブリ53も見られる。即ち、かかる電気相互接続は浮上システムからセンサ信号を搬送し、モータ及び浮上システムへ電力を搬送する。ケーブルアセンブリ53を形成するケーブルとその端子は弾性張力緩和ブーツによって保護される。張力緩和ブーツ54は保持リング55によってコネクタ構造に締め付けられる。

【 0 0 3 7 】

図2は、図1の説明で説明した特徴を示す血液ポンプ20の上面図である。図2では、流入端21は見えるが、流出端はケーブルフィードスルーアセンブリ50の下に隠れて見えない。同様に、図3は血液ポンプ20の前面図であり、図4は血液ポンプ20の側面図であり、それぞれ図1の説明で述べた特徴を示している。図2乃至図4に明示された本発明の血液ポンプ20の細身の輪郭により解剖学的適合と外科手術の簡素化が保証されることに留意されたい。図1、図3、及び図4に示した非対称形のポンプ筐体カバー23は、最小限のスペース使用で内部部品を収容し、システムのサイズを最小限に抑える。

【 0 0 3 8 】

図5は、図3に示す線A-Aに沿った断面に相当する血液ポンプ20の断面図である。図1に見られる外部の特徴に加え、図5には、以下で説明する血液ポンプ20の内部の特徴が示してある。図5に示すように、血流は流入管腔37から流出管腔38へ至る方向に流れ、ポンプを通じて血流を案内するようになっている。回転子アセンブリ60は回転し、取り付けられた羽根車翼62により血液を送り込む。静止固定子翼102は血液ポンプ20の流出端22にて流れを誘導する。回転子アセンブリ60は、モータ鉄125、モータ巻線126、及び充填材127を含む固定子部品と、モータ磁石を含む回転子部品と、を形成する4極モータアセンブリ124により回動される。4極モータ設計の利点として

、モータ磁石は合計で正味双極子モーメントを有さないため（製造格差次第）、PM固定子磁石によって生じる磁場との相互作用による残留トルクは最小限である。2極モータにこの特性はないが、2N極は、整数Nが2以上であれば、この特性を有する。正味双極子モーメントが合計でほぼゼロのモータ磁石には、臨界速度で望ましくない回転子運動の発生が低減されるという利点がある。

【0039】

図5は、さらに前部及び後部PM磁気ベアリングによる回転子アセンブリへの径方向支持を示す図である。前部PM磁気ベアリングは、回転子PMリング68a及び68bと、対応する固定子PMリング121a及び121bと、を含む。同様に、後部PM磁気ベアリングは、回転子PMリング68c及び68dと、対応する固定子PMリング121c及び121dと、を含む。矢印は、様々な永久磁石部品の磁化方向を示している。前部及び後部PM磁気ベアリングには2つのPMリングが図示されているが、本発明の範囲から逸脱することなくPM磁気ベアリングに用いるリング数を変えられることは明白であろう。同様に、ハルバッハアレイ等、当技術で周知のようにPM磁気ベアリングには様々な磁化方向を使用できる。さらに磁力は磁石のタイプにより異なり、具体的な形状及びサイズは本発明の範囲から逸脱することなく実施形態と異なることがある。

【0040】

前部及び後部PM磁気ベアリングは正ばね特性により回転子アセンブリ60を安定させ、かつ中心に置く径方向磁気ばね力を提供するが、PM磁気ベアリングは軸方向に負ばね特性をも生じ、これが回転子を軸方向に不安定化させる。軸方向の負ばね特性を補償するため、フィードバック制御ボイスコイルアクチュエータが回転子アセンブリ60に軸方向に作用する。短期的な血液ポンプ移植に本発明を適用する場合は、軸方向の力に逆らうボール及びキャップ構造やジュエルベアリング等、ボイスコイルの代わりに受動的機械的構造を使用できることを理解されたい。ただし、長期的な移植の場合は、好適な実施形態の非機械的ボイスコイル機構が有利である。

【0041】

ボイスコイルアクチュエータはボイスコイル129a及び129bからなる。これらのボイスコイルは、電流が2つのコイル129a、129bで反対方向に流れ、磁石71、72、及び73と相互に作用し、コイル129a、129bにおける電子制御電流に応じて軸方向の力を発生させるように配線されている。磁石68bもボイスコイル129aに近いのでボイスコイルアクチュエータの働きに寄与し、ボイスコイル129aの径方向磁場に寄与する。前部PM磁気ベアリングとボイスコイルアクチュエータの両方に磁石68bを使用することで電力効率が向上する。磁気ベアリング機能とボイスコイルアクチュエータ機能との統合に関する本発明の態様を「統合PMベアリング・ボイスコイルアクチュエータの採用」と称する。

【0042】

図5におけるボイスコイルアクチュエータのフィードバック制御は、前部及び後部ポジションセンサコイル135及び136を使用することにより達成される。回転子アセンブリ60が前後に動くときコイル135及び136のインピーダンスが変化し、このインピーダンスの変化は、血液ポンプ20外部の電子機器によって位置変化として解釈される。実質的ゼロパワー制御（参照により本願に援用する、J.ライマン（J. Lyman）の特許文献17に記載の「Virtually zero powered magnetic suspension（実質的ゼロパワー式磁気浮上）」）等のフィードバック制御アルゴリズムを位置信号に適用することで、ボイスコイル129a及び129bに印加される電圧又は電流を決定する。構造的安定と熱伝導向上のため、モータ巻線126とモータ鉄125は充填材127に封入される。同様に、ボイスコイル129a及び129bも同じ理由から充填材130に封入される。羽根車翼62近傍のフローダイバージェンスにおけるセンサコイル135配置は、モータ、PM磁気ベアリング、又はボイスコイルアクチュエータにとって適切ではないこのスペースを利用するものである。この設計は、フローダイバージェンスに近い体積を使用しない設計に比べより短く、かつよりコンパクトなポンプ設計を可能にする。同様に、固定子翼102近

10

20

30

40

50

傍のフローコンバージェンスにおけるセンサコイル 136 配置も同じ理由から有利である。これらのセンサコイル 135、136 の配置に関する本発明の態様を「血流コンバージェンス/ダイバージェンス配置」と称する。

【0043】

さらに図 5 に関し、固定子筐体 81 は血液ポンプ 20 全長の大部分に渡り延在する。固定子筐体 81 は、ポンプ内血流路の大部分にあたる環状フロー間隙 39 の外壁を形成する。図 10 ではフロー間隙 39 の径方向寸法が W_g で示されている。加えて、固定子筐体 81 は固定子 PM リング 121a、121b、121c、121d と、充填されたボイスコイル 129a、129b と、充填されたモータコイル 126 と、モータ鉄 125 と、を支持する。これらの部品は積み重ねられ、固定子ナット 134、カラー 132、及びエンド

10

【0044】

流入導管アダプタ 44a はナット 47a を用いて取り付けられ、リング 84 によりアダプタ 44a と固定子筐体 81 との封止が形成される。リング 105 が図示されているほか、同断面図にはさらなるリング封止が同様に示されているが、明確さのため、参照番号は表示していない。図 5 の実施形態ではリング封止を使用しているが、溶接された素子を使ってコンパクトな封止筐体を作ることできることは明白であろう。筐体カバー 23 と筐体エンド 26 はスナップフィットリップ 31 によりともに嵌合する。出口筐体 100 の中には静止固定子翼 102 がある。固定子筐体 81 と出口筐体 100 とが当接するところには停止面 95 が形成されている。停止面 95 (図 8 ではより明確に図示) は出口筐体 100 の総断面に比べて狭い。この比較的狭く短い寸法により、出口筐体 100 の末端から固定子翼 102 を容易に機械加工できる。このため固定子翼 102 の低コスト機械加工が可能となる。ポンプのこの特徴を「ショート筐体エンド」と称する。出口筐体 100 は、スナップフィットリップ 31 の張力により固定子筐体 81 に対して軸方向に締め付けられる。出口導管アダプタ 44b はナット 47b により出口筐体 100 に対して締め付けられる。

20

【0045】

図 5 には回転子アセンブリ 60 の詳細も示す。図 5 に示す羽根車筐体 61 は、羽根車翼 62 と、モータ、ボイスコイルアクチュエータ、及び PM 磁気ベアリングに使用される様々な永久磁石 (68a、68b、68c、68d、70、71、及び 72) を取り囲む深いカップ構造と、スペーサ 75 と、を含む。羽根車筐体を閉じる回転子尾部 76 は、羽根車筐体の 61 カップ区域内部に嵌着し、ドロースタッド 77 により高速保持される。モータ、磁気ベアリング、及びボイスコイルアクチュエータ用磁石を取り囲むアセンブリを「ドロースタッドアセンブリ」と称する。回転子尾部 76 を羽根車筐体 61 のカップ区域内部へ追加的にレーザ溶接できることは理解されよう。回転子アセンブリの磁石はいずれもハブサポート 74 上に装着される。本発明の範囲から逸脱することなくモータ及びボイスコイルアクチュエータの前後の順序を回転子上で反転できることは理解されよう。

30

【0046】

導管 (カニューレ) アダプタ 44a、44b は固定子の流入端 21 及び流出端 22 に取り付けられる。それぞれのカニューレアダプタは、カニューレ又はグラフトを固定する先細りの円錐形末端と、中央フランジと、ポンプの流入端及び流出端から挿入するための円筒形部分と、を有する。両アダプタの中央フランジには、フランジがポンプ筐体と同軸近接する時に筐体に磁気結合するため強磁性リングが付いている。

40

【0047】

図 5 との関係で図示ならびに説明した、参照番号を付された素子は、以下の図 6 乃至 10 においても同様に示してある。

【0048】

図 6 は図 3 の線 B - B に沿った断面に相当し、外部筐体カバーのドーム 24 を通じて血

50

液ポンプに関するケーブルアセンブリ53のインターフェイスを示す図である。ケーブルアセンブリ53は、空洞25を通じてボイスコイル129a、129B、センサコイル135、136、及びモータ巻線126へ至る相互接続(図示せず)のための導体を保持する。かかる導体相互接続は電気技術において周知であり、ここでは詳述しない。2つのボイスコイル129a、129Bには4つの端子が示されており、その内の1つは131と表示されている。モータ及びセンサコイルの端子は図示していないが、電気技術では周知のように、同様に構成される。加えて、図6に示すスタンドオフカラー132の-slot 133ではセンサコイルの相互接続がなされる。同様に、筐体エンド100にもslot 92が示されている。ケーブルアセンブリ53のさらなる特徴として、フィードスルー本体51は筐体エンドキャップ26とフィードスルーナット52へ圧入される。ピンホール109内のピン28は、筐体エンドキャップ26に対する出口筐体100の相対的向きを固定する。ネジ120は出口筐体100を固定子筐体81に固定する。4極モータの磁石69は外側を向いており、羽根車65の発散面が示されている。

10

【0049】

図7及び図8は、それぞれ血流の入口及び出口経路を示す図5に示した詳細図C及びDである。図7の入口経路は、溝89内に巻かれたセンサコイル135に対する羽根車翼62を詳細に示している。同様に、図8の出口経路は溝108に巻かれたセンサコイル136に対する固定子翼102を詳細に示している。回転子運動によるインピーダンスの僅かな変化を極大化するため、センサコイル135、136は図示したように円錐台形である。あるいは溝89及び108を電線で完全に埋め尽くし、回転子アセンブリ60に最も近いコイル部分のみ円錐形にすることもできる。いずれの場合でも、センサコイル135、136は「円錐形」と称する。図8はドロロッド77と、スレッド78(詳細に図示せず)と、回転子素子を組み付け固定するためのスレッドリリーフ79を示している。図7及び8には、流入管腔37及び流出管腔38と環状フロー間隙39との対比が見て取れる。この詳細から、環状フロー間隙39が比較的大きく管腔37、38の半径におよそ等しい間隙であることは明白であろう。

20

【0050】

図9は外部筐体カバーとカニューレアダプタが取り除かれた好適な実施形態による固定子アセンブリ80の側面図である。図9ではリング86及び105が見て取れる。さらに、図9の左側には固定子筐体81にねじ込まれた固定子ナット134が示されている。固定子ナット134は、固定子ナット及び筐体81間の部品を締め付ける。部品は(左から右へ)カラー132と、固定子PMリング121a及び121bと、ボイスコイル充填部130(ボイスコイルを収容)と、モータ充填部127(モータ鉄及びモータ巻線を収容)と、固定子PMリング121c及び121dとからなる。出口筐体100も示されている。スタンドオフカラー110は、固定子入口センサコイルから導体を通す窓として使用される。固定子出口センサコイルから導体を通す窓を設けるため、筐体81の流出側(図9の右側)にはslot(図示せず)が切り抜かれている。

30

【0051】

図10は、図9の線E-Eに沿った断面に相当する断面図である。同断面図では羽根車翼62の一部が環状フロー間隙39の中に見て取れる。また、図10には固定子PMリング121a、環状フロー間隙の寸法 W_g 、固定子PMリングの径方向幅 W_s 、回転子PMリング68a、回転子PMリングの径方向寸法 W_r 、回転子の外側半径 R_r 、固定子の内側半径 S_r 、固定子筐体81、羽根車筐体61、ドロロッド77、ならびにハブサポート74も示されている。

40

【0052】

図11は図9の線F-Fに沿った断面図であり、モータアセンブリ124の断面を詳細を示す図である。図示された中で直径が最大の部品はモータ充填部127である。内側へ進むと、その横にある部品は、モータ鉄125の周囲にトロイド的に巻かれた3相4極モータ構成の12のモータ巻線126a乃至126nである。コイルの内側には充填材層が見られ、その内部には固定子筐体と環状フロー間隙39がある。回転子の内部には、ハブ

50

サポート 7 4 に装着された外向き磁化磁石 6 9 a 及び 6 9 b と内向き磁化磁石 7 0 a 及び 7 0 b が示されている。

【 0 0 5 3 】

図 1 1 ではボイスコイル磁石 7 1、7 2、及び 7 3 が特定の磁化で示されているが、同図面とは逆の磁化も、コイル 1 2 9 a、1 2 9 b にて磁場を発生させる目的を果たし、径方向成分はコイルの一方に対して内向きであり、他方に対して外向きである。本発明の範囲から逸脱することなく他の磁気アセンブリも可能であり、鉄等の鉄材を備えるアセンブリを含むが、ただしこれに限定はされない。

【 0 0 5 4 】

好適な実施形態の動作によれば、マグレブ V A D は能動制御軸方向浮遊と受動径方向浮遊とを含む。回転子の末端近くにある P M ベアリングリング 6 8 a、6 8 b、6 8 c、及び 6 8 d は固定子筐体 8 1 の末端にある P M ベアリングリング 1 2 1 a、1 2 1 b、1 2 1 c、及び 1 2 1 d と相互に作用し、固定子入口及び出口筐体との同軸関係に回転子を保つ。簡単に言うと、P M ベアリングは径方向に回転子を支持するばねとして機能する。この質量ばね系はいくつかのモードで振動し、対応するモード周波数は P M 磁気ベアリングの剛性と、回転子の質量及び回転慣性と、回転子速度（主にジャイロ作用による）によって決まる。回転子速度が変化すると、臨界速度と称するモード周波数がこれに近い回転子速度で慣性及び磁気不均衡により回転子の振動運動が起こる。これらの大きい運動により羽根車翼 6 2 又は固定子翼 1 0 2 はそれぞれ固定子筐体 8 1 及び / 又は回転子尾部 7 6 に擦れる。そのような擦れ又は接触は望ましくないため、臨界速度近くの作動は回避すべきである。

【 0 0 5 5 】

十分に大きい回転子質量を選択することにより、十分に小さい P M 磁気ベアリング剛性を選択することにより（主に図 1 0 の流体間隙 W_g 、すなわち磁気間隙 S_r から回転子半径 R_r を引いたものを増加）、そして少なくとも 1 つの臨界速度を上回る速度を含む回転子速度範囲を選択することにより、本発明の血液ポンプは従来技術に比べて大幅に縮小されたサイズで設計できる。少なくとも 1 つの臨界速度を上回る速度をポンピング範囲に含む本発明による磁気浮上血液ポンプを超臨界マグレブポンプと称する。本発明の利点として、磁気間隙 S_r から R_r を引いたものを増加することで流体間隙 W_g 及び羽根車翼高さを増加でき、さらには所定のサイズにおいてポンプ流量を増加できる。本発明の組み合わせ要素によるこの相乗効果によって、この剛体回転子構成の全臨界速度はポンプの作動範囲を下回る。このため臨界速度はポンプの最大速度を制限せず、非常に大きい作動範囲が可能となる。さらに、大きい流体間隙と高い回転子速度により小さいポンプ構成で非常に高い流量が達成される。1 / 1 0 より大きい（1 / 5 . 4 まで）回転子直径に対する流体間隙の比 $W_g / 2 (R_r)$ と超臨界作動との組み合わせが達成可能である。

【 0 0 5 6 】

大きい流体間隙と超臨界作動との組み合わせにより達成される小型化は、ポンプ構成の他のパラメータにおいても明らかである。カニューレ直径（入口又は出口直径に等しい）に対する回転子直径の比は 2 未満にできる。また、回転子は比較的高い平均密度を有することができる。本発明による最適化構成の一部として、例えば患者の動きによる加速下で回転子が筐体に接触することがないように、磁気ベアリング剛性は十分に高く選択すべきである。

【 0 0 5 7 】

超臨界作動のため本発明の構成を最適化する 1 つの手法では、所望流量範囲の達成において必要とされる速度範囲より臨界速度を低くするため、十分に大きい回転子慣性及び / 又は十分に小さい磁気ベアリング剛性（例えば大きい W_g を選択）を提供する。さらに、ポンプが臨界速度を通過する際にはしばしば回転子で振動があるため、翼先端隙間と回転子ダンピングは十分に大きくし、回転子速度が臨界速度を通過する際に翼先端と筐体との接触を回避する。回転子臨界速度の正式解析プロセスはシステムの質量行列と、剛性行列と、ダンピング行列と、ジャイロ行列とを含む行列振動方程式によって達成される。この

10

20

30

40

50

行列振動方程式と本システムのモータ及びポンプ設計との独特の組み合わせにより、高度な全体ポンプ効率が達成される。より具体的に、回転子の動力性能は次式により与えられる。

【 0 0 5 8 】

【 数 1 】

$$M\ddot{q} + (C + G(\Omega))\dot{q} + Kq = f(t)$$

【 0 0 5 9 】

ここで、 q は軸方向並進と回転子軸回りの回転を除く回転子の並進及び回転を成分とするベクトルである。即ち、 q は回転子の4つの所期振動運動、即ち回転軸に対して垂直の2つの方向と回転子のピッチ及びヨー運動を示す。 M は質量及び回転慣性をモデル化する質量行列であり、 C はダンピング行列であり、 Ω は回転子角速度であり、 $G(\Omega)$ は速度依存ジャイロ行列であり、 K はPM磁気ベアリングによる回転子剛性行列であり、 $f(t)$ は慣性及び磁気不均衡による回転子フォーシングである。設計過程で同次方程式の固有値を解く際にはダンピング C は小さく仮定するか、もしくは単に無視する(即ち、ゼロに等しく設定される $f(t)$)。これらの速度依存固有値は大きい回転子運動が起こる臨界速度を決定する。

10

【 0 0 6 0 】

ポンプの磁気及び機械的設計は行列振動方程式に直接影響する。例えば回転子質量を加えると質量行列 M の成分は増加し、PMベアリング間隙を増加すると一般的に剛性行列 K の成分は減少し、回転子の機械的均衡と磁気均衡を改善すると回転子フォーシング $f(t)$ は減少する。磁性体が均一な磁化を有さない場合、又は機械的欠陥のため磁場が不均一である場合、回転子には外乱力がかかることがあり、これを本書では磁気不均衡と称する。さらに、PM磁気ベアリング、モータ、ボイスコイルアクチュエータ、及びポンプによって共有される間隙39は設計相互作用の1要因である。即ち、間隙39はこれらの全サブシステムの性能に影響する。ポンプの全体設計は、サイズ、流量、及び臨界速度に対する速度の制約を受けるポンプ効率のコンピュータ最適化を通じて達成される。モータ速度が少なくとも1つの臨界速度より大きくなるように制約されることは設計最適化の独特の特徴である。

20

30

【 0 0 6 1 】

本発明によるマグレブVADの制御は、最小限の電力損失で回転子の連続浮上を促進するように構成される。能動軸方向浮遊は固定子のスラストコイルによって達成され、回転子は固定子入口及び出口筐体に対して固定軸位置に維持される。この能動浮遊は、回転子位置の移動を瞬時に判断するため、入口及び出口端にある渦電流タイプのセンサコイルによって提供される信号を頼りにする。ノイズとスラストコイルへの結合を最小限に抑えるため、入口センサコイルからの信号と出口シグナルコイルからの信号は差動式に組み合わせられる。入口及び出口センサコイルは単一コイルでよく、あるいは好ましくはノイズと結合をさらに低減するため2つのカウンターワウンドコイルからなる。

【 0 0 6 2 】

40

制御システム(血液ポンプ外部)がスラストベアリングコイルへ電流を提供し、回転子位置を瞬時に補正するためスラストベアリングコイルを適宜通電することは理解されるであろう。軸スラストコイルを通る電流の方向に応じ、通電されたスラストコイルによって生じる磁場が回転子内の磁気スラストベアリング素子と相互に作用し、前方への推力又は後方への推力が生じる。既に述べたように、軸スラストコイルアセンブリは、熱伝導性の電気絶縁充填部に包まれた2つのコイルを含むことがある。固定子及び回転子のモータ部品は径方向浮遊素子間でも変位される。既に述べたように、固定子モータアセンブリはモータ鉄を取り囲む一連の巻線によく(強磁性ラミネーションのアセンブリ)、これはその後熱伝導性電気絶縁性充填材に充填される。

【 0 0 6 3 】

50

好適な実施形態による四極モータは、半田付け又は圧着された最小数の端子により各極の巻線を接続する実質的に連続する巻線を提供する。かかる構成において、モータアセンブリは3つの相と各相につき4つの相互接続巻線を含み、全部で12の巻線がトロイドモータ鉄の周囲に巻かれる(ラミネートアセンブリ)。モータが制御され巻線が通電されると磁場が発生し、これが回転子のモータ磁石と相互に作用して回転子のトルクに作用し、回転運動を提供する。好適な実施形態によれば、15,000RPM以上の速度範囲での超臨界作動を期待できる。

【0064】

本明細書では特定の実施形態を参照して本発明について記載したが、この記載は本質的に例示であり、本発明の範囲を制限するものとしてとらえるべきではないことを理解されたい。従って、本発明の範囲及び主旨は、本開示を十分に検討した上で想定し得る、本発明の新規な態様全てを様々な構成において分解したもの、あるいは組み合わせたものを網羅する程度に、広範なものである。

10

【符号の説明】

【0065】

- 20 血液ポンプ
- 21 流入端
- 22 流出端
- 23 筐体カバー
- 24 ドーム
- 26 筐体エンドキャップ
- 37 流入管腔
- 44a 流入導管アダプタ
- 44b 出口導管アダプタ
- 47a, 47b アダプタナット
- 50 ケーブルフィードスルーアセンブリ
- 53 ケーブルアセンブリ
- 54 張力緩和ブーツ
- 55 保持リング

20

【 図 1 】

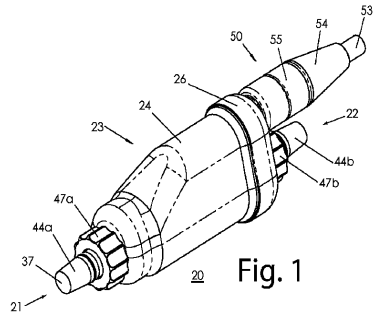


Fig. 1

【 図 2 】

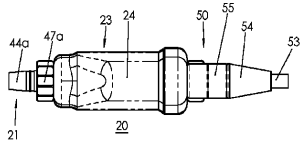


Fig. 2

【 図 3 】

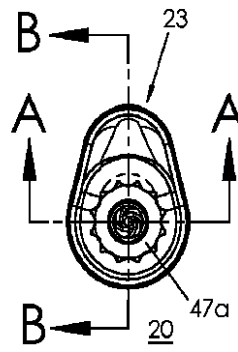


Fig. 3

【 図 4 】

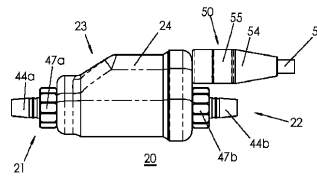


Fig. 4

【 図 5 】

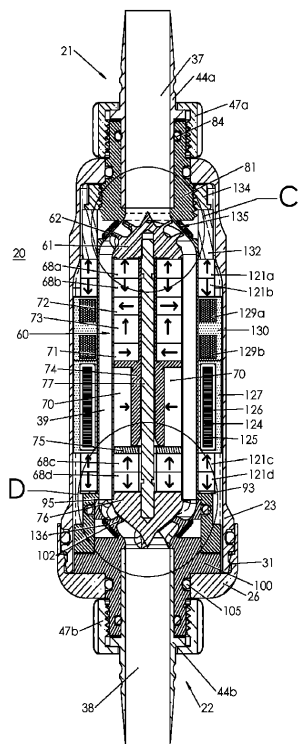


Fig. 5

【 図 6 】

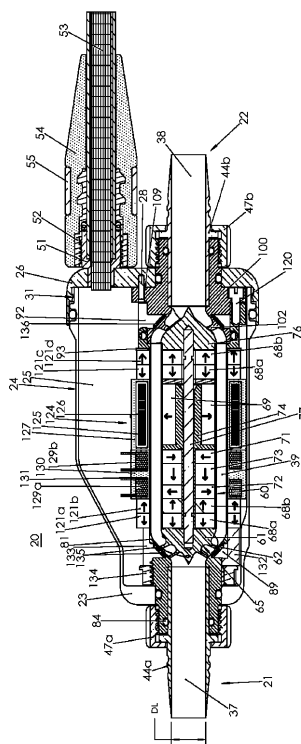


Fig. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 リッチ マイケル アール
アメリカ合衆国 93012 カリフォルニア州 キャマリロ ラ カルブラ サークル 139
4
- (72)発明者 アンタキ ジェームス エフ
アメリカ合衆国 15213 - 3316 ペンシルバニア州 ビッツバーグ ナンバー203 フ
ィフス アベニュー 3500
- (72)発明者 ヴァーカイク ジョサイア イー
アメリカ合衆国 93436 カリフォルニア州 ロンボク ウエスト パイン アベニュー 1
212
- (72)発明者 パーデン ブラッドリー イー
アメリカ合衆国 93117 カリフォルニア州 ゴレタ スイート ビー ホリスター アベニ
ュー 5735
- (72)発明者 スナイダー ショーン ティー
アメリカ合衆国 93101 カリフォルニア州 サンタ バーバラ カスティーロ ストリート
1534
- (72)発明者 パーデン デビッド ビー
アメリカ合衆国 93117 カリフォルニア州 ゴレタ パドヴァ ドライブ 7561
- (72)発明者 ウー ジンチュン
アメリカ合衆国 92614 カリフォルニア州 アーヴィン ソレント 16

審査官 石田 宏之

- (56)参考文献 特開2004 - 000484 (JP, A)
特表2003 - 503639 (JP, A)
特許第3625657 (JP, B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 1/10