

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-334657

(P2005-334657A)

(43) 公開日 平成17年12月8日(2005.12.8)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 17/00

F04B 43/08

F I

A61B 17/00 320

F04B 43/08 A

テーマコード(参考)

3H077

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2005-156052 (P2005-156052)
 (22) 出願日 平成17年5月27日(2005.5.27)
 (31) 優先権主張番号 857762
 (32) 優先日 平成16年5月28日(2004.5.28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100123434
 弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

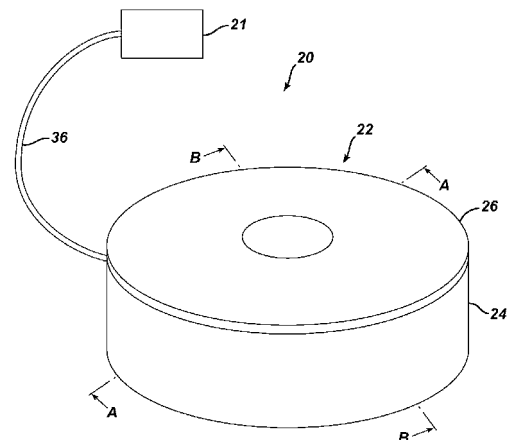
(54) 【発明の名称】 液圧制御式で調節可能な胃帯のための圧電駆動型のペローズ注入装置

(57) 【要約】

【課題】 液圧制御式で調節可能な胃帯のための圧電駆動型のペローズ注入装置を提供する。

【解決手段】 磁気共鳴画像処理(MRI)装置による等の外部磁場に対して実際的に影響を受けない一定の遠隔制御型の胃帯システムが一定の胃帯の中の流体の容量を調節するために一定の二方向ポンプおよび流体貯蔵器を含む。さらに、一定の圧電式駆動装置(例えば、回転式アクチュエータ、線形式アクチュエータ)がチタン等の一定の生体適合性で非強磁性のケースの中に気密にシールされている金属ペローズを選択的に圧縮および拡張する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

移植可能な装置において、

第 1 の容量と第 2 の容量との間の選択的な移動のために操作可能に構成されている一定のアクキュムレータ、

前記アクキュムレータに連結されて、当該アクキュムレータをその第 1 の容量と第 2 の容量との間において選択的に作動するように操作可能に構成されている一定の圧電式駆動装置、および

前記圧電式アクチュエータを制御するように操作可能に構成されている一定の制御装置を備えている移植可能な装置。

10

【請求項 2】

前記移植可能な装置がさらに一定のケースを備えており、前記アクキュムレータがそのケースに連結している一定の静止部分および一定の可動部分を含み、前記圧電式駆動装置が前記ケースと前記アクキュムレータの可動部分との間に連結されている請求項 1 に記載の移植可能な装置。

【請求項 3】

さらに、前記ケースに対して一定のリード・スクリューによる係合部分を形成する一定の伝動装置を備えており、前記圧電式駆動装置が前記リード・スクリューによる係合部分の回りに前記伝動装置を回転して前記アクキュムレータを作動するように操作可能に構成されている一定の調波モーターを含む請求項 2 に記載の移植可能な装置。

20

【請求項 4】

前記可動部分が前記ケースに対する一定のレバー型の連結要素を含み、前記圧電式駆動装置がそのレバーと前記ケースとの間に連結していてそのレバー型の連結要素に一定の動作を与えるように操作可能に構成されている一定の圧電式アクチュエータを含む請求項 2 に記載の移植可能な装置。

【請求項 5】

前記圧電式アクチュエータが一定の多層型圧電式スタック・アクチュエータ、圧電式バイモルフ・アクチュエータ、およびプレストレド圧電式複合素子から成る群から選択される装置を含む請求項 4 に記載の移植可能な装置。

【請求項 6】

前記レバー型の連結要素が前記アクキュムレータの可動部分に連結している第 1 の端部および前記ケースに対する一定の支点の接続部分を含む第 2 の端部を有する一定の梁を含み、この場合に、前記圧電式アクチュエータが前記支点の接続部分および前記ケースの近くの前記梁の第 2 の端部に連結している請求項 4 に記載の移植可能な装置。

30

【請求項 7】

さらに、

前記アクキュムレータを囲っている一定のケース、および

前記ケースにおいて外部に曝されていて前記アクキュムレータに対して流体を介して連絡している一定の隔壁を備えている請求項 1 に記載の移植可能な装置。

【請求項 8】

さらに、前記圧電式駆動装置および制御装置に対して電氣的に連絡している経皮エネルギー伝達 (TET) 回路を備えている請求項 1 に記載の移植可能な装置。

40

【請求項 9】

移植可能な括約筋装置において、

一定の患者の体内腔を囲むように操作可能に構成されている一定の帯、

前記帯の一定の内側の部分に沿って取り付けられている一定の流体の内袋、

前記流体に対して連絡していて、第 1 の内袋の容量と第 2 の内袋の容量との間において作動可能な一定のアクキュムレータ、および

前記第 1 の容量および第 2 の容量の間において前記アクキュムレータを選択的に作動するように操作可能に構成されている一定の圧電式駆動装置を備えている装置。

50

【請求項 10】

一定の装置において、
一定のケース、

前記ケースに囲まれていて第 1 の容量と第 2 の容量との間において選択的に移動するように操作可能に構成されている一定のアクムレータ、および

前記アクムレータおよびケースに連結して前記アクムレータをその第 1 の容量と第 2 の容量との間において選択的に二方向に作動するように操作可能に構成されている一定の圧電式駆動装置を備えている装置。

【請求項 11】

一定の移植可能な装置において、

第 1 の容量と第 2 の容量との間において選択的に動作するように操作可能に構成されている一定のアクムレータ、

二方向の流体の調節のために前記アクムレータをその第 1 の容量と第 2 の容量との間において選択的に作動するための一定の圧電式駆動手段、および

前記アクムレータに流体を介して連絡している一定の液圧調節型の移植装置を備えている装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願に対するクロス・リファレンス

本特許出願は以下の 3 個の同日に出願されている同時係属で共有の出願に関連しており、これらの開示はそれぞれの全体が本明細書において参考文献として含まれていて、それぞれ以下の名称、すなわち、

ウィリアム・L・ハスラー、ジュニア (William L. Hassler, Jr.)、ダニエル・F・ドラゴス、ジュニア (Jr. Daniel F. Dlugos, Jr.)、ロッコ・クリベリ (Jr. Rocco Crivelli) に発行されている「メタル・ベローズ・ポジション・フィード・バック・フォー・ハイドロリック・コントロール・オブ・アン・アジャスタブル・ガストリック・バンド (METAL BELLOWS POSITION FEED BACK FOR HYDRAULIC CONTROL OF AN ADJUSTABLE GASTRIC BAND)」, 米国特許出願第 10 / 8 5 6 9 7 1 号 (代理人整理番号: E N D 5 1 9 2 - 0 5 1 9 7 3 6, M P 3 1 5 2)、

ウィリアム・L・ハスラー、ジュニア (William L. Hassler, Jr.)、ダニエル・F・ドラゴス、ジュニア (Jr. Daniel F. Dlugos, Jr.) に発行されている「サーモダイナミカル・ドリブン・リバーシブル・インフューザー・ポンプ・フォー・ユース・アズ・ア・リモートリー・コントロールド・ガストリック・バンド (THERMODYNAMICALLY DRIVEN REVERSIBLE INFUSER PUMP FOR USE AS A REMOTELY CONTROLLED GASTRIC BAND)」, 米国特許出願第 10 / 8 5 7 3 1 5 号 (代理人整理番号: E N D 5 1 9 4 - 0 5 1 9 7 3 8 号, M P 3, 2 4 9, M P 3 3 0 7)、および

ウィリアム・L・ハスラー、ジュニア (William L. Hassler, Jr.)、ダニエル・F・ドラゴス、ジュニア (Jr. Daniel F. Dlugos, Jr.) に発行されている「バイ・ディレクショナル・インフューザー・ポンプ・ウィズ・ボリューム・ブレーキング・フォー・ハイドロリカル・コントロールング・アン・アジャスタブル・ガストリック・バンド (BI-DIRECTIONAL INFUSER PUMP WITH VOLUME BRAKING FOR HYDRAULICALLY CONTROLLING AN ADJUSTABLE GASTRIC BAND)」, 米国特許出願第 10 / 8 5 7 7 6 3 号 (代理人整理番号: E N D 5 1 9 6 - 0 5 1 9 7 4 0, M P 3 2 7 4) を有している。

【背景技術】

【0002】

本発明は一般に医療用として移植可能な可逆ポンプ (リバーシブル・ポンプ) に関連しており、特に、一定の人工括約筋を液圧により制御するため等のような流体損失の無い長期間の使用に適しているポンプに関連している。

【0003】

10

20

30

40

50

1980年代初期から、調節可能な胃帯は胃バイパスの有効な代用品および病的な肥満に対する不可逆的な外科的体重減少の手段を提供している。この胃帯は患者の胃の上側の部分の周囲に巻き付けられて、その胃の上側の部分から下側の部分への食物の通過を制限する。この小孔が適当な大きさである場合に、その胃の上側の部分の中に保持される食物は過食を抑える満腹感を与える。しかしながら、初期的な調節不良または経時的な胃の変化によりその小孔が不適当な大きさになり、その胃帯の一定の調節を保証し得なくなる可能性がある。むしろ、その小孔が小さすぎて食物を適度に通過できない場合に、その患者は嘔吐の発作を生じて不快感を受ける可能性がある。その他の極端な場合において、この小孔は大きくなりすぎて、その胃の上側の部分からの食物の移動を遅らせることができなくなり、その胃帯の目的を全く無効にする可能性がある。

10

【0004】

上記胃帯の外径を設定するための一定の締まった位置に加えて、その胃帯の調節可能性は一般に加圧帯に類似する内側に向けて膨張可能なバルーンにより達成され、この加圧体の中には、塩水等の流体が一定の流体注入ポートを介して注入されて所望の直径が形成される。この調節可能な胃帯は長期間にわたり患者に留置できるので、上記の流体注入ポートは一般的に感染を避けるために、例えば、胸骨の前または斜筋を一つを囲っている筋膜の上等のような、皮下に備えられる。さらに、この調節可能な胃帯の中の流体の量の調節は上記注入ポートのシリコン隔壁を通して皮膚の中に一定のフーバー・チップ (Huber tip) 針を挿入することにより達成される。さらに、その針が除去された後に、その隔壁は当該隔壁により発生する圧縮性の負荷によりその穴を密封する。加えて、一定の柔軟なカテーテルがその注入ポートと調節可能な胃帯との間を連絡する。

20

【0005】

上記注入ポートは胃帯を調節するために有効に用いられているが、非侵襲的に調節を行なうことが望ましいと考えられる。上記フーバー・チップ針の挿入は一般的に一定の外科医により行なわれ、このことは患者にとって不都合であり、痛く、あるいは高価である。加えて、皮膚感染が注射器の挿入部位において生じる可能性がある。従って、一定の胃帯を遠隔で制御することが望ましいと考えられる。

【0006】

注入装置は特許文献1において記載されているように一定の液体の薬物を制御可能に分配するために患者の体内に移植されている。一定の円筒形の金属ベローズが移動可能な端部を有しており、この可動の端部はそのベローズを貫通してそのケースの一定のねじ付きの穴の中に到達している一定のリード・スクリューによりその不動の端部に向かって引き動かされる。これにより、この金属ベローズのアキュムレータの容量はリード・スクリューにより行なわれる回転の数により積極的に制御され、一定の液体の薬物の分配における不注意な過剰投与を避けることができる。

30

【0007】

しかしながら、上記の注入ポンプは一方向のみに駆動することを目的としているが、胃帯の収縮の調節は流体を弾性のバルーンから除去して収縮を減少すると共に収縮を増加するために逆の方向も必要とする場合が多い。

【0008】

加えて、磁気共鳴画像処理 (MRI) の使用が一般的になりつつあるので、移植した装置が強い磁場に対して一般に動作可能であり応答性が無いことの重要性が増しつつある。すなわち、一定のMRI装置は強い磁場を作り、この磁場は束密度において3.0テスラまでになることがあり、あらゆる強磁性の材料に対して強い磁力を加える。さらに、電気的なモーター等のような装置はこのような磁場により損傷する可能性があり、その患者は不快感を受ける。さらに、強磁性材料は磁場を乱すことによりMRI装置が検出して処理する高周波 (RF) の帰還信号の中に種々の人為的構造を形成する可能性がある。

40

【0009】

特許文献2において記載されているような移植型のぜん動ポンプにおいて、一定の圧電式駆動システムが、軽量で、簡潔な極めて小さな軸方向の容量および実際に外部の磁気の

50

影響を受けないと言う特に望ましい特徴を有する一定の回転装置を提供するために用いられている。このようなぜん動ポンプは二方向式の金属ペローズ・アキュムレータ/ポンプとは実質的に異なっているが、一定の二方向式の注入ポンプにMRIの適合性と言う類似の特徴を組み込むことが望ましいと考えられる。

【特許文献1】米国特許第4,581,018号明細書

【特許文献2】米国特許第6,102,678号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

従って、一定の胃帯を遠隔で調節するための医療的な移植に適している一定の可逆ポンプに対して相当な要望が存在している。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は一定の閉鎖型の胃帯等のような別の移植型装置に正確に制御可能な容量を与えることのできる強磁性材料を全く含まない一定の可逆ポンプを提供することにより従来技術における上記およびその他の問題に対処している。特に、実際的に外部の磁場の影響を受けない一定の圧電式駆動システムを利用することにより、一定のペローズ・アキュムレータがその内部に蓄積した流体を積極的に移動するために直接的につぶれたり伸びることができ、これにより、一定の可逆ポンプおよび貯蔵器の両方として作用する。

【0012】

20

本発明の一例の態様において、一定のペローズ・アキュムレータが別の移植型装置における二方向の流体の制御を行なうために一定の移植可能な装置の一部として一定の比較的大きな容量と比較的に小さな容量との間で選択的につぶれたり拡張することができる。この場合に、一定の圧電装置が上記ペローズ・アキュムレータの選択的な移動を行ない、この動作は電磁的な影響を実質的に受けず、このことは一定のMRI装置の近くにおいてもその装置を安全にして動作可能にすることを意味する。

【0013】

本発明の上記およびその他の目的および利点は添付図面およびその説明により明らかになる。

【発明の効果】

30

【0014】

従って、本発明によれば、一定の胃帯を遠隔で調節するための医療的な移植に適している一定の可逆ポンプが提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

本明細書は本発明を特別に指摘して明確に主張している特許請求の各項により結ばれているが、その内容は添付図面と共に以下の説明を参照することによりさらに良く理解されることが考えられる。

【0016】

次に、図面を詳細に参照するが、この場合に、同一の参照番号または符号は各図面を通して同一の要素を示しており、図1は本発明の一例の実施形態による一定の移植可能なポンプ・システム20の概略図である。以下において詳細に説明されているように、このポンプ・システム20は一定の患者の皮膚の下に移植して一定の能動的な遠隔測定システムにより制御することにより流体の流れを一定の治療用の移植片に対して出入りさせることができる。なお、本発明は本明細書において、一定の調節可能な胃帯等のような、一定の人工の括約筋21を伴う移植可能なポンプの使用に特に関連して説明されているが、この説明は本質的に例示を目的としており、限定の意味に解釈すべきではない。すなわち、本発明の移植可能なポンプは2個の相互連結している皮下の部品の間で二方向の流体の流れを生じることが望ましい多数の異なる装置またはシステムにおいて利用することも可能である。

40

50

【0017】

図1において示されているように、上記ポンプ・システム20は一定の移植可能なポンプ装置22を含み、このポンプ装置22は当該ポンプ装置22の側面および下部の周囲に延在している概ね円筒形の外側ケーシング24、および上部を横切って延在している一定の環状のカバー26を有している。この環状のカバー26は異なる厚さにすることができ、その最も厚い部分をこのカバー26の中心30(図2において示されている)に配置できる。上記のケーシング24およびカバー26はチタンまたはその他の適当な非磁性材料により形成することができ、体内組織および種々の流体に曝されるポンプ装置22の別の部分と同様である。すなわち、チタンまたはその他の類似の材料の使用は上記ポンプ装置22が移植できる体内の組織および種々の流体に対して当該ポンプ装置22が反応することを防ぐ。

10

【0018】

図2および図3は上記ポンプ装置22の第1の実施形態における内部の各部品を示している断面図であり、図3は図2の図を90°回転している。加えて、図4および図5はポンプ装置22の前方および後方からの両方の分解した等角図を示しており、ポンプ装置22の中の各部品の相対的な位置をそれぞれ示している。これらの図2乃至図5において示されているように、カバー26の厚みを付けた中心部分30は一定のダクト32を含むように成形または機械加工されている。さらに、一定のカテーテル・ポート34が、例えば、図1において示されているような一定のカテーテル36等のような一定の外部流体搬送装置に連結するために中心部分30の中においてダクト32から横方向に延在している。このダクト32はカテーテル・ポート34をポンプ装置22の内部における一定の流体貯蔵器38に連結している。これにより、上記のダクト32、カテーテル・ポート34およびカテーテル36は流体貯蔵器38と二次的な移植片との間の二方向の流体の流れを生じるために組み合わせられている。図1および図2において示されているように、カバー26は一定のポート40を含み、このポート40の中に一定の注射針(図示されていない)を患者の皮膚を通して、あるいは、上記装置22の移植の前に、挿入して貯蔵器38内の流体の容量を増減することができる。さらに、上記ポート40を介する他の流体の通過を防ぎながら一定の注射針による注入を可能にするために、一定の隔壁42が上記ポート40の中に配置されている。また、上記カバー26の周縁部の近くに、一定の環状のリップ部28がケーシング24と重なって接触して下方に延出している。さらに、ケーシング24およびカバー26は上記リップ部28に沿って一体に溶接されて一定の気密なシール部分を形成している。

20

30

【0019】

流体貯蔵器38はカバー26に対して一定の上部周縁のエッジ部分46において固定して取り付けられている一定のつぶすことのできるベローズ44を含む。さらに、このベローズ44はチタン等のような一定の適当な材料により構成されており、この材料はベローズの各折り重ね部分において反復した折り曲げが可能であると共に、貯蔵器38の中の圧力の変化に対して追従しない程度に十分に剛性である。一方、上記ベローズ44の下部周縁のエッジ部分は一定の環状のベローズ・キャップ48に固定されており、このキャップ48はポンプ装置22の中を垂直方向に移動する。すなわち、上記のカバー26、ベローズ44およびベローズ・キャップ48の組み合わせにより、流体貯蔵器38の容量が定められる。さらに、この貯蔵器38の容量はベローズ・キャップ48をカバー26と反対側の下方に移動することにより拡張することができ、これにより、ベローズ44の折り重ね部分が広がり、その貯蔵器の中に流体を吸引するための一定の真空が形成できる。同様に、貯蔵器38の容量はベローズ・キャップ48をカバー26に向けて上方に移動することにより減少でき、これにより、ベローズ44の折り重ね部分が圧縮して、流体が貯蔵器からダクト32の中を通りカテーテル・ポート34の中に流れ出す。

40

【0020】

図2および図3において示されているように、ベローズ・キャップ48は当該キャップ48の中心から下方に延在している一体に形成したリード・スクリュ部分50を含む。

50

さらに、このリード・スクリュ部分50は符号51により示されているような一定のスクリュねじを含み、このスクリュねじ51は一定の円筒形状のナット52における対応するねじ部に操作可能に係合する。これらのリード・スクリュ部分50におけるねじ51と円筒形状のナット52との係合により、そのナット52がリード・スクリュ部分50の長手軸の回りに回転する時にリード・スクリュ部分50がその円筒形状のナット52に対して垂直方向に移動することが可能になる。上記ナット52の外周部は一定の回転駆動プレート54の軸方向のボアに固定して取り付けられている。さらに、円筒形の駆動リング56が回転駆動プレート54の外側の環状のエッジ部分に取り付けられていて、上記ナット52と反対側にプレート54から下方に延出している。これらのナット52、駆動プレート54および駆動リング56は全て任意の適当な手段により一体に固定して取り付けられて、リード・スクリュ部分50により形成されている長手軸の回りに一体として回転する一定の組立体を形成する。

10

【0021】

ブッシュ・フレーム58が上記ポンプ装置22の中に備えられていて、環状の先端部分28の上側のエッジ部分に沿って固定されている。このブッシュ・フレーム58はベローズ・キャップ48の下方に延在している下部60、およびベローズ44の周縁部の周りに離間している円筒形の側壁部62を含む。さらに、円筒形のコイル・ボビン64が上記フレーム58とベローズ44との間において当該フレーム58の内周に沿って延在している。1個以上のコイルの巻線がこのボビン64の周囲に巻かれて、外部の電力および通信の供給源およびポンプ装置22の間の経皮的な信号の伝達を行なう。図2乃至図5において示されている実施形態において、ボビン64における第1のコイル巻線66が一定の閉じたループ・アンテナ(「二次TETコイル」)を形成しており、このアンテナは外部のインターフェースの中の一次の経皮エネルギー伝達(TET)コイルに誘導を介して連結されている。この外部の一次TETコイルが電圧供給されると、一定のRF電力信号が二次TETコイル66に送られてポンプ装置22を駆動するための電力供給が行なわれる。さらに、ボビン64の二次コイル巻線68がポンプ装置22と外部のプログラム可能な制御インターフェースとの間において制御信号の伝達を行なう。このコイル巻線68は一定のアンテナ(「二次遠隔測定アンテナ」)を形成しており、一定の固定した周波数において外部のインターフェースとポンプ22との間にRF制御信号を伝達するためにその外部装置の中の一次遠隔測定アンテナに誘導を介して連結している。一定のブッシュ72がブッシュ・フレーム58の中に圧入されてこのフレーム58と駆動プレート54との間に延在している。このブッシュ72はナット52およびリード・スクリュ50のための一定の軸方向の開口部を含む。さらに、このブッシュ72はブッシュ・フレーム58と駆動プレート54を分離して、この駆動プレートおよびナット52がブッシュ・フレーム58と駆動プレート54との間の干渉を伴わずにリード・スクリュ50に対して回転することを可能にする。加えて、ブッシュ72はナット52がカバー26に向かって半径方向または軸方向に移動することを防ぐ。

20

30

【0022】

上述したように、円筒形のナット52、駆動プレート54および駆動リング56は当該リング56が回転可能に駆動する時にベローズ・キャップ48のリード・スクリュ50を移動する一定の組立体を形成する。本発明の第1の実施形態において、駆動リング56は1個以上の圧電式の調波モーターにより回転可能に駆動し、これらのモーターは一連の調波振動を利用して上記リングの中に回転を発生する。図2乃至図5において示されている実施形態において、一对の調波モーター74, 76が駆動リング56の内周に擦接して配置されており、このリングに接触しているこれらのモーターの調波動作によりリング56の回転が生じるようになっている。これらのモーター74, 76は駆動プレート54の下方においてリング56の内周の周囲に180°離間して配置されている。さらに、これらのモーター74, 76は一定の支持板78に取り付けられていて、それぞれのモーターの先端部分80が駆動リング56の内周面に擦接している。これらのモーター74, 76が電圧供給されると、各先端部分80が駆動リング56に対して振動して、このリング5

40

50

6の内周に沿って一定の「歩行」動作を行ない、これにより、リング56が回転する。

【0023】

各モーター74, 76の中の一定のばねがそれぞれのモーターの先端部分80にバイアスを加えてリング56に対して継続的な擦接状態にすることにより駆動リング56に対して正確な位置決めを可能にし、それぞれのモーターの作動の間のリング56における一定の保持用のトルクがこのリング56の中における位置ずれを防ぐ。駆動リング56はそれぞれのモーターの先端部分80における磨耗を制限しながら各先端部分80に対して必要とされる摩擦を生じるための一定のセラミックまたはその他の類似の材料により製造できる。

【0024】

一定の圧電式の調波モーターまたは固有の磁場または外部の磁場に対する感度を有していない別の種類の調波モーターが磁気共鳴画像処理(MRI)またはその他の種類の一定の磁場の使用に依存する診断処置を移植片を伴う患者が安全に受けることを可能にするために本発明において使用可能であることが本発明の開示の恩典を有する当業界における熟練者により当然に認識されると考える。本発明における一定の電磁式のサーボモーターに代わる一定の圧電式の調波モーターの使用はその装置が一定のサーボモーターと同一の高い解像度および動的な性能を示すと共にMRIに対する安全性を示すことを可能にする。本発明における一定の適当な調波モーターの一例はイスラエル国ヨクネアムのナノモーション社(Nanomotion Ltd.)により製造されているSTMシリーズ・ピエゾエレクトリック・モーター(STM Series Piezoelectric Motor)である。さらに、このモーターはSTM 20
Mメカニカル・アセンブリ(STM Mechanical Assembly)およびナノモーション・プロダクト/セレクション・ガイド(Nanomotion Product/Selection Guide)において詳細に記載されており、これらは共に上記ナノモーション社により発行されている。また、別の種類の調波モーターも本発明の範囲から逸脱することなく本発明において利用できる。これらの別のモーターの例はドイツ国ドルトムントのエリプテックAB社(Elliptec AB)によるエリプテック・モーター(Elliptec motor)(このモーターはエリプテック・レゾナント・アクチュエータ・テクニカル・マニュアル(Elliptec Resonant Actuator Technical Manual)第1.2版において記載されている)、スイス国のクレアホリック社(Creaholic)によるミニスウイズ・モーター(Miniswys motor)、ユタ州ソルト・レーク・シティのEDOエレクトロ・セラミック・プロダクツ社(EDO Electro-Ceramic Products)によるPDM130モーター(PDM 130 Motor)(このモーターは技術小冊子のハイ・スピード・ピエゾエレクトリック・マイクロポジショニング・モーター・モデルPDA130 30
(High Speed Piezoelectric Micropositioning Motor Model PDA130において記載されている)、およびスエーデン国ウップサラのピエゾモーター・ウップサラAB社(PiezoMotor Uppsala AB)により製造されていてリニア・ピエゾエレクトリック・モーターズ・バイ・ピエゾモーター・ウップサラAB(Linear Piezoelectric Motors by PiezoMotor Uppsala AB)と題する小冊子に記載されているピエゾ・LEGSモーター(Piezo LEGS motor)を含むがこれらに限定されない。加えて、一定のセラミック・リングまたはプレートを駆動するために圧電式のインチワーム・モーターが利用でき、この動作はその後一定のペローズの動作に変化する。適当な圧電式インチワーム・モーターの例はテキサス州リチャードソンのバーレイ・EXPOアメリカ社(Burleigh EXPO America)により製造されているIW-800シリーズ・インチワーム・モーター(IW-800 series INCHWORM motor)およびニューヨーク州ピクターのバーレイ・インストルメンツ社(Burleigh Instruments)により製造されているTSE-820モーターを含む。加えて、一定の部材を駆動 40
するために圧電作用に依存している別の種類の回転摩擦式のモーターおよびその他のモーターが本発明の範囲から逸脱することなく使用できる。

【0025】

上述したように、上記第1の実施形態における各モーター74, 76は複数のねじまたはその他の種類の固定用の取付機構を用いて一定のボード(支持板)78に取り付けられている。各図面に2個のモーターが示されているが、それぞれのモーターの駆動用の部材 50

が上記駆動リングに擦接する限りにおいてさらに別のモーターも利用できる。さらに、上記支持用のモーター74, 76に加えて、ボード78は一定の外部装置から送られる信号に従ってそれぞれのモーターに電力供給して動作させるための制御回路も含むことができる。あるいは、各モーター74, 76を制御するための回路を含む別の回路板を上記ポンプ装置22の中にも含むことも可能である。上記ボード78上の制御回路は各モーター74, 76を駆動するための電力を受け取ると共にポンプ22に対応する制御信号を受信および送信するためのコイル巻線66, 68に電氣的に接続している。上記ボード78はワイヤ組立シース81に取り付けられており、このシース81はさらにピン83を介してブッシュ・フレーム58に接続している。このボード78とフレーム58との間の接続は各モーターが電圧供給される時にそのボードおよび取り付けられている各モーターがポンプ装置22の中においてトルクを発生することを防ぐための一定の機械的な地盤を形成している。図3乃至図5において示されているように、ボード78はまたプレート支持体84を保持するための1個以上の開口部82も含むことができる。各支持体84は各モーター74, 76の間においてボード78から駆動プレート54まで延在して、駆動プレート54を支持し、当該プレート54がベローズ44から軸方向に離れて移動することを抑制する。

10

20

30

40

50

【0026】

図6は本発明のTET出力、遠隔測定および制御の各システムの概略図である。上述したように、ポンプ装置22は一定の能動的な遠隔測定システムにより駆動され、この場合に、このポンプを駆動するために必要とされる電力がRF信号を用いて患者の体外からそのポンプ装置22に送られる。従って、ポンプ装置22は一定の電池またはその他の種類の内部電力供給源を必要としないので、その電力供給源の交換の必要性が無く、移植する装置の寸法を減少できる。図6において示されているように、ポンプ装置22は一定の外部装置86により制御され、この装置86は一定の一次電力供給源および命令制御装置88を含む。この制御装置88はRF出力信号92を発生するための一次TETコイル90を駆動する一定の出力信号を発生する。また、上記制御装置88は通信アンテナ94に一定のデータ信号も送り、このアンテナ94はポンプ装置22に対応する動作のデータによりコード化されている一定のRF遠隔測定信号96を発生する。これらの出力および通信の信号92, 96はポンプ装置22に対して異なる固定された周波数の帯域幅で送信される。外部装置86の各アンテナ・コイル90, 94が移植したポンプ装置22の近くにおける患者の皮膚またはその近くに置かれると、TETコイル90からの出力信号92がポンプの内部の二次TETコイル66の中に一定の電圧を誘導する。このコイル66からの出力信号がボード78における内部制御回路100に送られる。さらに、この出力信号は調整されてさらに高い電圧に昇圧される。その後、この信号は一定のモーター駆動装置101に電力供給するために用いられる。同様に、遠隔測定信号96が二次遠隔測定アンテナ68の中に一定の電圧信号を発生する。この二次遠隔測定アンテナ68において発生した信号は制御回路100により解読されて、上記信号96からの制御信号が動作制御回路98に供給される。その後、この動作制御回路98はその制御データを翻訳してモーター駆動装置101からそれぞれのモーター74, 76に選択的に電力を供給し、各モーター74, 76を駆動してベローズ44を移動する。

【0027】

上記動作制御回路98は一对の電氣的な制御回線を介してそれぞれのモーター74, 76に適当な電気信号を供給することにより各モーター74, 76を駆動する。上記の例示的な圧電調波モーターの実施形態において、駆動リング56はどちらの制御回線が各モーターの中において励磁されているかに応じて時計方向または反時計方向のいずれかに回転する。上記の動作制御装置98は異なる制御回線に一定の電圧信号を割り当てるためのスイッチを含む。一定の電圧信号が第1の対の制御回線をまたいで供給される場合に、その圧電素子が第1のモードで振動して、駆動リング56を第1の方向に回転する。また、一定の電圧信号が第2の対の制御回線に供給されると、その圧電素子が第2のモードで振動して、駆動リング56を反対の方向に回転する。さらに、第1の方向における駆動リング

56の回転はペローズ・キャップ48を上昇し、これにより、流体貯蔵器38の中の容量が減少して、流体がポンプからカテーテル36の中に押し出される。同様に、第2の反対の方向における駆動リング56の回転はペローズ・キャップ48を下降し、これにより、貯蔵器38の容量が増加して、流体がカテーテル36を通して貯蔵器の中に引き込まれる。上記駆動リング56を回転するための調波モーター74, 76、およびその回転動作をペローズ44の一定の線形動作に変えるための一定の伝動装置として作用するリード・スクリー部分50を使用することにより、ポンプ22は流体の流れの方向を変えるためにさらに別のモーターまたはギア・システムを必要とせず、そのポンプ装置22に対して出入りする二方向の流体の流れを形成する。

【0028】

上記の一次および二次のTETコイルの効率的な出力の連結が以下の5個の2004年に出願されている同時継続で共有の特許出願に記載されており、これらの全てはそれぞれの内容全体において本明細書において参考文献として含まれる。(1)J. ジョルダノ(J. Giordano)、ダニエル・F. ドラゴス・ジュニア(Daniel F. Dlugos, Jr.)、およびウィリアム・L. ハスラー・ジュニア(William L. Hassler, Jr.)に譲渡されている「トランスキュテニアス・エナジー・トランスファー・プライマリー・コイル・ウィズ・ア・ハイ・アスペクト・フェライト・コア(TRANSCUTANEOUS ENERGY TRANSFER PRIMARY COIL WITH A HIGH ASPECT FERRITE CORE)」, 米国特許出願第 号、(2)ウィリアム・L. ハスラー・ジュニア(William L. Hassler, Jr.)、エド・ブルーム(Ed Broom)に譲渡されている「メデイカル・インプラント・ハビング・クローズド・ループ・トランスキュテニアス・エナジー・トランスファー(TET)・パワー・トランスファー・レギュレーション・サーキットリー(MEDICAL IMPLANT HAVING CLOSED LOOP TRANSCUTANEOUS ENERGY TRANSFER (TET) POWER TRANSFER REGULATION CIRCUITRY)」, 米国特許出願第 号、(3)レシャイ・デサイ(Reshai Desai)、ウィリアム・L. ハスラー・ジュニア(William L. Hassler, Jr.)に譲渡されている「スペイシャルリー・デカップルド・ツイン・セカンダリー・コイルズ・フォー・オプティマイジング・トランスキュテニアス・エナジー・トランスファー(TET)・パワー・トランスファー・キャラクタリスティクス(SPATIALLY DECOUPLED TWIN SECONDARY COILS FOR OPTIMIZING TRANSCUTANEOUS ENERGY TRANSFER (TET) POWER CHARACTERISTICS)」, 米国特許出願第 号、(4)ウィリアム・L. ハスラー・ジュニア(William L. Hassler, Jr.)に譲渡されている「ロー・フレクエンシー・トランスキュテニアス・テレメトリー・トゥ・インプラントッド・メデイカル・デバイス(LOW FREQUENCY TRANSCUTANEOUS TELEMETRY TO IMPLANTED MEDICAL DEVICE)」, 米国特許出願第 号、および(5)ウィリアム・L. ハスラー・ジュニア(William L. Hassler, Jr.)、ダニエル・F. ドラゴス・ジュニア(Daniel F. Dlugos, Jr.)に譲渡されている「ロー・フレクエンシー・トランスキュテニアス・エナジー・トランスファー・トゥ・インプラントッド・メデイカル・デバイス(LOW FREQUENCY TRANSCUTANEOUS ENERGY TRANSFER TO IMPLANTED MEDICAL DEVICE)」, 米国特許出願第 号。

【0029】

図7は本発明のポンプ・システム20の一定の適用例を示しており、この場合に、ポンプ装置22は一定の人工括約筋102等のような一定の治療装置に対する流体の流れを制御している。符号102により示されているような人工の括約筋は一定の口または器官の大きさを変えることが望ましい場合の一定の患者の体内における多くの用途において利用できる。この用途に応じて、人工括約筋102は種々の流体を保持できる一定の拡張可能な部分を含む柔軟で実質的に非延伸性の帯の形態を採ることができる。この拡張可能な部分はその中に収容される流体の容量に応じて拡張または収縮できる。図7の例示的な実施形態において、帯104の拡張可能な部分は当該帯104とポンプ装置22との間の流体の流れを可能にするためのカテーテル36に連結している。この帯104を構成している柔軟な材料はその帯104が一定の患者の体内の一定の口または器官の周囲を囲みその2個の端部が互いに取り付けられている様式でその帯を巻くことを可能にする。さらに、この帯104は一定の口または器官を囲むと共に、その拡張可能な部分はカテーテル36を

10

20

30

40

50

通る一定の流体により完全にまたは部分的に充たされてその帯により形成される直径を狭めてその帯により囲まれている口または器官の大きさを収縮する。図7において、人工括約筋102は一定の調節可能な胃帯装置であり、この装置は一定の胃腸(GI)系の一部分の周囲に配置されてその器官系の中への食物の摂取を制限する。なお、本発明における使用に適している胃帯装置の説明が以下の米国特許、すなわち、1986年6月3日にクズマク(Kuzmak)他に発行されている米国特許第4,592,339号、1993年7月13日にクズマク(Luzmak)に発行されている米国特許第5,226,429号、2000年8月15日にヤコブソン(Jakobsson)他に発行されている米国特許第6,102,922号、および1995年9月12日にクズマク(Kuzmak)に発行されている米国特許第5,449,368号の1個以上において記載されている。なお、上記の列挙した特許のそれぞれは本発明の譲受人に譲渡されており、本明細書において参考文献として含まれる。図7において示されているように、胃帯104は患者の胃腸管の上側の部分を囲むように巻きつけられていて、その管を通る一定の制限された開口部を形成している。このように胃帯104が胃腸管を囲っている状態で、流体がその胃帯の拡張可能な部分を出入りしてその胃腸管の中の制限部分の直径を変えることができる。図7はまた胃帯104の中の流体の量を制御するために用いられている一定の外部電力および制御の供給源86も示している。この図において示されているように、上記装置86の外部アンテナ90,94が移植したポンプ22の場所の近くの患者の皮膚の上に位置決めされている。この位置において、外部アンテナ90,94はポンプを動作して胃帯104から出入りする流体を駆動するための出力および制御の各信号を送信する。

10

20

【0030】

図8は一定の人工括約筋102等のような治療装置の直径の調節におけるポンプ・システム20の動作を示しているフロー図である。この図8において示されているように、初期の工程(ブロック110)において、移植したポンプ22の近くの患者の皮膚の上に外部制御装置86を位置決めすることにより一定の括約筋の調節が開始される。この装置86の配置後に、一定の医療の付添人がその装置にRF出力信号92を一次TETコイル90に送信するように指令する(ブロック112)。このRF出力信号92はループ・アンテナ66により受信されて、内部制御回路100に送られてポンプ22に電力供給される。また、このブロック112において、制御信号96が一次遠隔測定アンテナ94を介してアンテナ・コイル68に伝達される。この信号96は動作制御回路98にポンプ22から所望の流体の量を配給(または注入)するように指令するためのデータを含む。次に、ブロック114において、上記の受信した出力および制御の各信号がモーター駆動装置101および動作制御回路98に供給される。この場合に、制御信号96の中のデータにより、動作制御回路98は各モーター74,76に供給する電圧、ならびにその電圧をどの制御回線に供給するかを決定する。

30

【0031】

次に、動作制御回路98はブロック116において一定の電圧信号を各モーター74,76に供給してそれぞれのモーターの中の圧電素子を励磁して、そのモーターの先端部分を駆動リング56に対して振動させ、このリングを回転させる。さらに、動作制御回路98は駆動リング56が命令された数の回転を行なった後に上記電圧信号を停止する。一方、駆動リング56が回転している間に、その回転動作がブロック118においてナット52およびベローズ・キャップ48のリード・スクリュウ50を介して伝達され、これにより、ベローズ・キャップは一定の対応する距離だけ垂直方向に移動して、ベローズ44の大きさを増減する。次に、ブロック120において、流体がベローズ・キャップ48の移動に従ってベローズ44から出入りして動く。この場合に、ベローズ・キャップ48が上方に移動すると、ベローズ44内の容量が減少して、流体がベローズ44からカテーテル36の中に押し動かされる。一方、ベローズ・キャップ48が下方に移動すると、この動作はベローズ44の中に一定の減圧状態を形成し、この減圧により流体がカテーテル36からベローズの中に形成されている流体貯蔵器の中に引き込まれる。その後、上記動作制御回路98が各モーター74,76をまたぐ電圧信号を停止すると、駆動リング56の回

40

50

転が止まり、ベローズ 44、カテーテル 36 および括約筋 102 中のそれぞれの流体の量が安定化して、動作制御回路 98 が再びそれぞれのモーターを励磁するように命令されるまで固定した状態を維持する。

【0032】

図 9 は本発明の第 2 の実施形態の断面図を示しており、この場合に、ベローズ・キャップ 48 は圧電式モーターによる代わりに一定の圧電式アクチュエータにより駆動される。この実施形態において、一定の機械式のレバー 130 が上記の駆動リング 56 および駆動プレート 54 により形成されている回転駆動組立体ならびに上記ナット 52 およびリード・スクリュー 50 を介して伝達される力に置き換わっている。このレバー 130 はベローズ・キャップ 48 の下方に水平に延在している一定の梁 140 を含む。伸長アーム 136 が梁 140 の第 1 の端部から垂直に延出して梁 140 をベローズ・キャップ 48 の下面に連結している。さらに、一定の支点が梁 140 の第 2 の端部 134 から延出して梁 140 を制御板 78 に連結している。これらの伸長アーム 136 および支点 138 は一定の狭められた砂時計の形状を有しており、それぞれの伸長アーム 136 および支点 138 が梁 140 に加えられる力に応じて機械的に曲がることを可能にする一定の材料により構成されている。

【0033】

一定の圧電式アクチュエータ 142 がボード 78 から延出して第 2 の梁の端部 134 と支点 138 との間の梁 140 に直接的に接触している。このアクチュエータ 142 はボード 78 上の制御回路に電気的に接続している。さらに、このボード 78 上の動作制御回路がアクチュエータ 142 を駆動するための一定の励磁電圧を供給するために当該アクチュエータ 142 に接続している。このアクチュエータ 142 が電圧供給されると、このアクチュエータ 142 は梁 140 に対して垂直方向の力を加え、その電圧供給によりアクチュエータ 142 の大きさが増加するか減少するかにより梁 140 を下方に引っ張るかその針 140 を上方に押し上げる。この結果、梁 140 は支点 138 およびアーム 136 の曲がりにより上記アクチュエータの移動に応じて支点 138 の回りに旋回する。さらに、この梁 140 の旋回がアクチュエータの移動を増幅して、アーム 136 にベローズ・キャップ 48 を上昇または降下させる線形の力を発生する。この場合に、梁 140 の長さはベローズ・キャップ 48 を移動するために必要とする力およびアクチュエータ 142 により生じる梁の移動に応じて変化できる。この第 2 の実施形態において、アクチュエータ 142 は、例えば、一定の多層型圧電式スタック・アクチュエータ、圧電式バイモルフ・アクチュエータ、または薄型複合式ユニモルフ強誘電駆動装置 (AKA プレストレスド圧電式複合素子 (PPC) またはサンダー (Thunder) (登録商標) アクチュエータ) 等のような任意の種類 of 圧電式アクチュエータとすることができる。さらに、上記レバー 130 を移動できる別の種類の圧電式アクチュエータも本発明の範囲から逸脱することなく利用できる。

【0034】

図 10 は本発明の第 2 の実施形態に対応するフロー図を示しており、この場合に、ポンプの動作がベローズ・キャップ 48 を駆動するための圧電式アクチュエータ 142 および機械的なレバー 130 を利用するように改良されている。この第 2 の実施形態の動作は上記のプロセスにおける最初の 3 個の工程において同一である。すなわち、外部制御装置 86 が移植片 22 の近くに配置され (ブロック 110)、信号の伝達が電力源および遠隔測定アンテナ 90, 94 を用いて移植片に対して開始されて (ブロック 112)、受信された信号 92, 96 が動作制御回路 98 に供給される (ブロック 114)。その後、ブロック 150 において、各モーター 74, 76 を駆動する代わりに、動作制御回路 98 が一定の電圧をアクチュエータ 142 に加え、このアクチュエータ 142 が取り付けられている梁 140 を当該アクチュエータの動作に応じて上方または下方のいずれに移動する。梁 140 の第 2 の端部 134 の移動はこの梁を支点 138 の回りに旋回させる。この支点 138 と梁 140 の第 1 の端部 132 との間の距離はこの支点と梁 140 の第 2 の端部 134 との間の距離よりも大きいので、この梁は当該梁 140 が支点 138 の回りに旋回する

とアクチュエータ 142 の動作を増幅する。この増幅された力はアーム 136 を介して線形方向に伝達されて、ブロック 152 においてペローズ・キャップ 48 を移動するための一定の力を供給する。その後、ブロック 154 において、ペローズ・キャップ 48 の上方または下方の移動により、上記第 1 の実施形態と同様に、一定の減圧状態が形成されることによりペローズ 44 の中に流体が引き込まれるか、あるいは、貯蔵器の容量を減少することによりペローズ 44 から流体が押し出される。

【0035】

上記のようなモーターまたはアクチュエータを一定の機械的な増幅用の伝動装置を介してペローズに連結している実施形態に加えて、ペローズ・キャップ 48 は一定の調波モーターまたは調波アクチュエータにより直接的に駆動することも可能である。このような実施形態において、その調波モーターまたはアクチュエータはさらに別の増幅用の構造を伴わずにその圧電素子の振動または動作により直接的にペローズ・キャップを駆動するために十分な作動力および動作範囲を生じることができる。このアクチュエータはペローズ・キャップに直接的に擦接して配置されて一定の十分な電圧により励磁されてその振動の方向に応じてペローズ・キャップを上方または下方のいずれかに移動する。

10

【0036】

上記の実施形態のそれぞれにおいて、一定の移植可能なポンプが一定の移植した治療装置の大きさの調節において使用するための二方向の流体の流れを生じる。このポンプは圧電式の調波モーターまたは圧電式のアクチュエータのいずれかにより駆動され、これらは遠隔測定により外部から電力供給および制御されるので、一定のポンプのモーターを駆動するために一般的に必要な電池または何らかの種類の強磁性材料を必要としない。従って、上記の移植可能なポンプは、ポンプのトルクまたは加熱を伴わずに、一定の MRI 処置または一定の磁場を利用する類似の処置において安全に使用できる。

20

【0037】

以上において、本発明の好ましい幾つかの実施形態が図示および説明されているが、当業界における熟練者においてこれらの実施形態が例示のためのみに記載されていることが明らかになる。すなわち、多数の変更例、変形例、および置換がこの時点において本発明から逸脱することなく当業界における熟練者に想到されるようになる。加えて、上記の全ての構造が一定の機能を有しており、この構造がその機能を果たすための一定の手段として表現できることを理解する必要がある。

30

【0038】

例えば、当業界における熟練者において上記の発明が別の種類の移植可能な帯に対して同等の適用性を有することが容易に明らかになる。例えば、種々の帯が便失禁の治療のために使用できる。一例のこのような帯が米国特許第 6,461,292 号において記載されており、この特許は本明細書において参考文献として含まれる。また、種々の帯が尿失禁を治療するために使用できる。一例のこのような帯が米国特許出願第 2003/0105385 号において記載されており、この特許出願は本明細書において参考文献として含まれる。また、種々の帯がむねやけおよび/または酸逆流を治療するために使用できる。一例のこのような帯が米国特許第 6,470,892 号において記載されており、この特許は本明細書において参考文献として含まれる。また、種々の帯がインポテンスを治療するために使用できる。一例のこのような帯が米国特許出願第 2003/0114729 号において記載されており、この特許出願は本明細書において参考文献として含まれる。

40

【0039】

別の例として、一定の金属のペローズ・アキュムレータの長期間の流体の完全性は一定の調節可能な人工括約筋システムにおいて幾つかの利点を有しているが、一部の用途において一定のペローズが別の材料により構成できることを認識する必要がある。さらに、アコーディオン様の側壁部による代わりに一定のラムと一定のシリンダーとの間に挟まれた運動用シールを伴って一定のピストン様のアキュムレータを用いることも可能である。

【0040】

従って、本発明は添付の特許請求の各項の趣旨および範囲のみにより限定される。

50

【産業上の利用可能性】

【0041】

本発明は一定の胃帯を遠隔で調節するための医療的な移植に適している一定の可逆ポンプに適用できる。本発明は一定の閉鎖型の胃帯等のような別の移植型装置に正確に制御可能な容量を与えることのできる強磁性材料を全く含まない一定の可逆ポンプを提供することにより従来技術における種々の問題に対処している。特に、実際的に外部の磁場の影響を受けない一定の圧電式駆動システムを利用することにより、一定のペローズ・アキュムレータがその内部に蓄積した流体を積極的に移動するために直接的につぶれたり伸びることができ、これにより、一定の可逆ポンプおよび貯蔵器の両方として作用する。

【0042】

本発明の具体的な実施態様は以下のとおりである。

(1) 移植可能な装置において、第1の容量と第2の容量との間の選択的な移動のために操作可能に構成されている一定のアキュムレータ、前記アキュムレータに連結されて、当該アキュムレータをその第1の容量と第2の容量との間において選択的に作動するように操作可能に構成されている一定の圧電式駆動装置、および前記圧電式アクチュエータを制御するように操作可能に構成されている一定の制御装置を備えている移植可能な装置。

(2) 前記移植可能な装置がさらに一定のケースを備えており、前記アキュムレータがそのケースに連結している一定の静止部分および一定の可動部分を含み、前記圧電式駆動装置が前記ケースと前記アキュムレータの可動部分との間に連結されている実施態様(1)に記載の移植可能な装置。

(3) さらに、前記ケースに対して一定のリード・スクリューによる係合部分を形成する一定の伝動装置を備えており、前記圧電式駆動装置が前記リード・スクリューによる係合部分の回りに前記伝動装置を回転して前記アキュムレータを作動するように操作可能に構成されている一定の調波モーターを含む実施態様(2)に記載の移植可能な装置。

(4) 前記可動部分が前記ケースに対する一定のレバー型の連結要素を含み、前記圧電式駆動装置がそのレバーと前記ケースとの間に連結してそのレバー型の連結要素に一定の動作を与えるように操作可能に構成されている一定の圧電式アクチュエータを含む実施態様(2)に記載の移植可能な装置。

(5) 前記圧電式アクチュエータが一定の多層型圧電式スタック・アクチュエータ、圧電式バイモルフ・アクチュエータ、およびプレストレスド圧電式複合素子から成る群から選択される装置を含む実施態様(4)に記載の移植可能な装置。

【0043】

(6) 前記レバー型の連結要素が前記アキュムレータの可動部分に連結している第1の端部および前記ケースに対する一定の支点の接続部分を含む第2の端部を有する一定の梁を含み、この場合に、前記圧電式アクチュエータが前記支点の接続部分および前記ケースの近くの前記梁の第2の端部に連結している実施態様(4)に記載の移植可能な装置。

(7) さらに、前記アキュムレータを囲っている一定のケース、および前記ケースにおいて外部に曝されていて前記アキュムレータに対して流体を介して連絡している一定の隔壁を備えている実施態様(1)に記載の移植可能な装置。

(8) さらに、前記圧電式駆動装置および制御装置に対して電氣的に連絡している経皮エネルギー伝達(TET)回路を備えている実施態様(1)に記載の移植可能な装置。

(9) 移植可能な括約筋装置において、一定の患者の体内腔を囲むように操作可能に構成されている一定の帯、前記帯の一定の内側の部分に沿って取り付けられている一定の流体の内袋、前記流体に対して連絡して、第1の内袋の容量と第2の内袋の容量との間において作動可能な一定のアキュムレータ、および前記第1の容量および第2の容量の間において前記アキュムレータを選択的に作動するように操作可能に構成されている一定の圧電式駆動装置を備えている装置。

(10) さらに、前記アキュムレータを囲っている一定のケース、および前記ケースとアキュムレータとの間に配置されていて一定の回転動作を一定の縦方向の動作に変換して前記アキュムレータのケースに対する変位を変化するように操作可能に構成されている一定

10

20

30

40

50

の伝動装置を備えており、前記圧電式駆動装置が一定の調波モーターを含む実施態様(9)に記載の移植可能な括約筋装置。

【0044】

(11)さらに、前記アキュムレータを囲っている一定のケース、および前記ケースにおいて外部に曝されていて前記アキュムレータに対して流体を介して連絡している一定の隔壁を備えている実施態様(9)に記載の移植可能な括約筋装置。

(12)さらに、前記アキュムレータを囲っている一定のケースを備えており、このケース、アキュムレータおよび圧電式駆動装置が非鉄材料を含む実施態様(9)に記載の移植可能な括約筋装置。

(13)前記帯が一定の調節可能な胃帯を含む実施態様(9)に記載の移植可能な括約筋装置。 10

(14)前記帯が一定の尿失禁治療帯、陰茎インポテンス治療帯、食道逆流治療帯、および便失禁治療帯から成る群から選択される帯を含む実施態様(9)に記載の移植可能な括約筋装置。

(15)さらに、前記圧電式駆動装置に電氣的に連絡している一定の移植可能な二次出力コイルおよび当該二次出力コイルの近くの患者の外部に位置決め可能な一定の一次出力コイルを含む一定の経皮エネルギー伝達(TET)システムを備えている実施態様(9)に記載の移植可能な括約筋装置。

【0045】

(16)一定の装置において、一定のケース、前記ケースに囲まれていて第1の容量と第2の容量との間において選択的に移動するように操作可能に構成されている一定のアキュムレータ、および前記アキュムレータおよびケースに連結して前記アキュムレータをその第1の容量と第2の容量との間において選択的に二方向に作動するように操作可能に構成されている一定の圧電式駆動装置を備えている装置。 20

(17)前記圧電式駆動装置がさらに、前記ケースとアキュムレータとの間に配置されていて一定の回転動作を一定の縦方向の動作に変換して前記アキュムレータのケースに対する変位を変化するように操作可能に構成されている一定の伝動装置、および前記伝動装置を一定の時計方向の回転および一定の反時計方向の回転に選択的に回転するように操作可能に構成されている一定の調波モーターを含む実施態様(16)に記載の装置。

(18)さらに、前記圧電式駆動装置に電氣的に連絡している一定の移植可能な二次出力コイルを含む一定の経皮エネルギー伝達(TET)システムを備えている実施態様(16)に記載の装置。 30

(19)前記アキュムレータが一定のペローズ・アキュムレータを含む実施態様(1)に記載の移植可能な装置。

(20)一定の移植可能な装置において、第1の容量と第2の容量との間において選択的に動作するように操作可能に構成されている一定のアキュムレータ、二方向の流体の調節のために前記アキュムレータをその第1の容量と第2の容量との間において選択的に作動するための一定の圧電式駆動手段、および前記アキュムレータに流体を介して連絡している一定の液圧調節型の移植装置を備えている装置。

【図面の簡単な説明】 40

【0046】

【図1】本発明による一定のポンプ・システムの概略図である。

【図2】図1の線A-Aに沿うポンプ・システムにおける一定の移植可能なポンプの断面図である。

【図3】図1の線B-Bに沿う移植可能なポンプの断面図である。

【図4】本発明の移植可能なポンプの第1の実施形態の内部の各部品を示している正面の分解した等角図である。

【図5】図4の移植可能なポンプの第1の実施形態の内部の各部品を示している後面の分解した等角図である。

【図6】ポンプ装置の出力、遠隔測定、および制御の各システムのブロック図の形態の概 50

略図である。

【図 7】患者の皮膚の下に移植されている一定のポンプおよび人工括約筋を示している概略図であり、その括約筋の容量が外部から調節されている。

【図 8】一定の移植したポンプを介して一定の人工括約筋を調節するための本発明の方法を示しているフロー図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態の断面図であり、この場合に、ベローズ・キャップが多層型の圧電式アクチュエータに置き換えられている。

【図 10】一定の移植したポンプを介して一定の人工括約筋を調節するための第 2 の方法のフロー図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 7 】

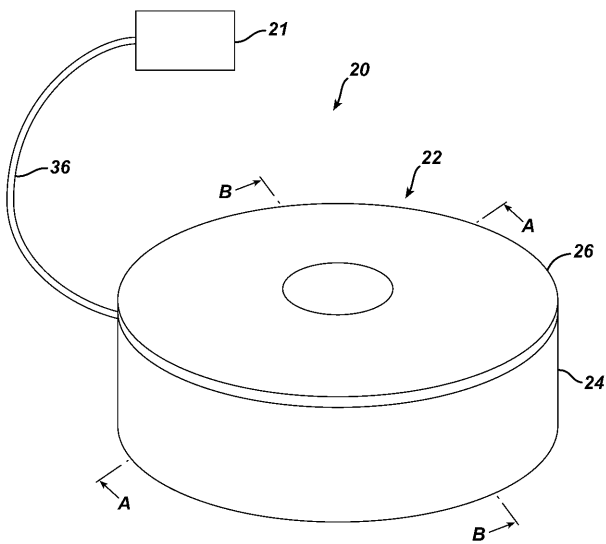
| | | |
|-----------|----------------|----|
| 2 0 | ポンプ・システム | |
| 2 2 | 移植可能なポンプ装置 | |
| 2 4 | 概ね円筒形の外側ケーシング | |
| 2 6 | 環状カバー | |
| 2 8 | 環状リップ | |
| 3 0 | 厚型の中央部分 | |
| 3 2 | ダクト | |
| 3 4 | カテーテル・ポート | |
| 3 6 | カテーテル | 20 |
| 3 8 | 流体貯蔵器 | |
| 4 0 | ポート | |
| 4 2 | 隔壁 | |
| 4 4 | つぶれるベローズ | |
| 4 6 | 周縁エッジ部 | |
| 4 8 | 環状ベローズ・キャップ | |
| 5 0 | リード・スクリュ部分 | |
| 5 1 | スクリュねじ | |
| 5 2 | 円筒形ナット | |
| 5 4 | 回転駆動プレート | 30 |
| 5 6 | 円筒形駆動リング | |
| 5 8 | ブッシュ・フレーム | |
| 6 0 | 下部 | |
| 6 2 | 円筒形状の側壁部分 | |
| 6 4 | 円筒形コイル・ボビン | |
| 6 6 | コイル巻き部分 | |
| 6 8 | 第 2 のコイル巻き部分 | |
| 7 2 | ブッシュ | |
| 7 4 , 7 6 | 調波モーター | |
| 7 8 | 支持板 | 40 |
| 8 0 | 先端部分 | |
| 8 1 | ワイヤ組立シース | |
| 8 2 | 開口部 | |
| 8 3 | ピン | |
| 8 4 | 外部装置 | |
| 8 4 | 保持用プレート支持部材 | |
| 8 8 | 一次電力供給源および命令装置 | |
| 9 0 | 一次 T E T コイル | |
| 9 2 | R F 電力信号 | |
| 9 4 | 通信アンテナ | 50 |

- 9 6 R F 遠隔測定信号
- 9 8 動作制御回路
- 1 0 0 内部制御回路
- 1 0 1 モーター駆動装置
- 1 0 2 人工括約筋
- 1 0 4 帯
- 1 1 0 ブロック
- 1 1 2 ブロック
- 1 1 4 ブロック
- 1 1 6 ブロック
- 1 1 8 ブロック
- 1 2 0 ブロック
- 1 3 0 機械レバー
- 1 3 2 第 1 端部
- 1 3 4 第 2 端部
- 1 3 6 伸長アーム
- 1 3 8 支点
- 1 4 0 梁
- 1 4 2 圧電式アクチュエータ
- 1 5 0 ブロック
- 1 5 2 ブロック
- 1 5 4 ブロック

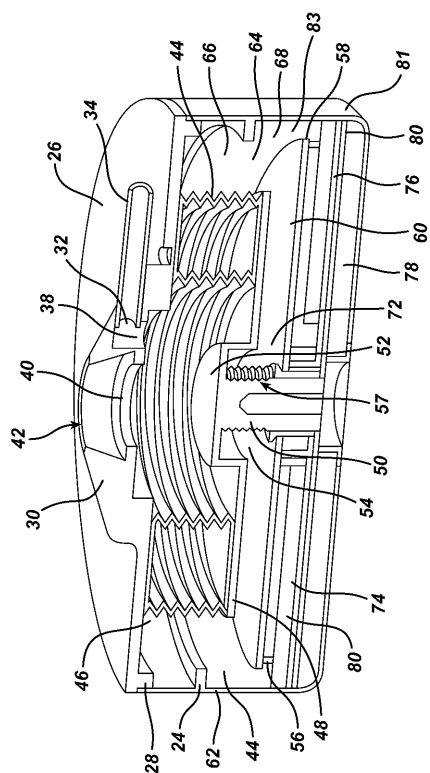
10

20

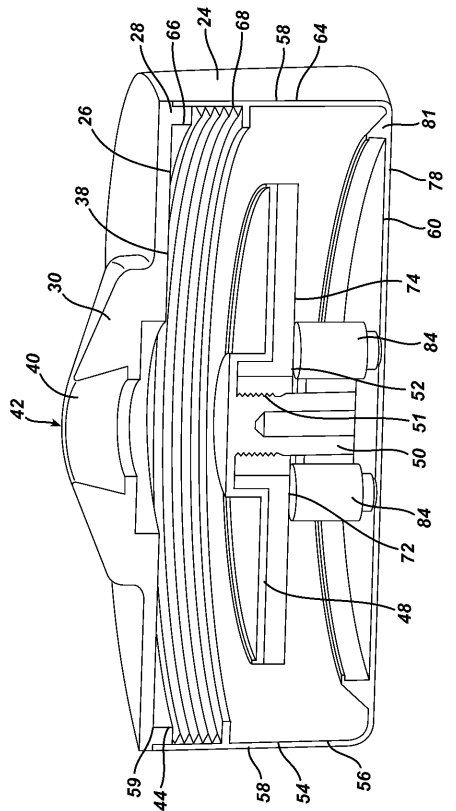
【 図 1 】



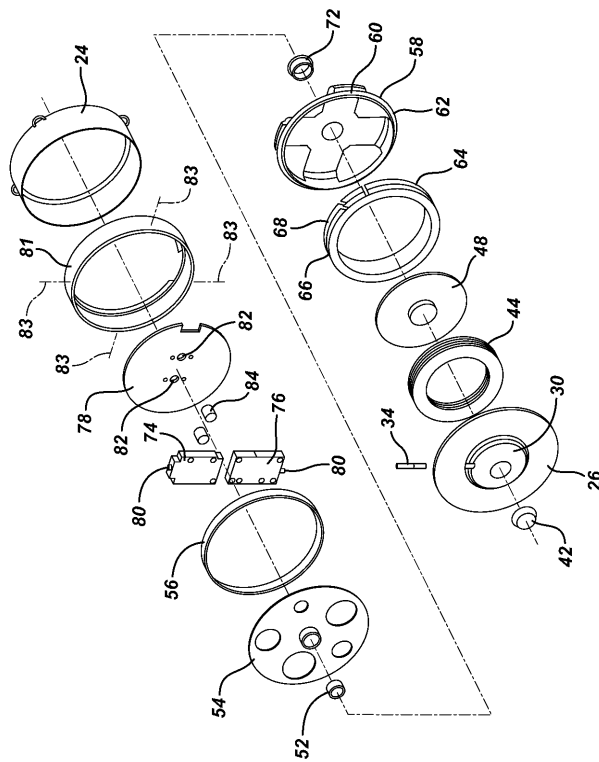
【 図 2 】



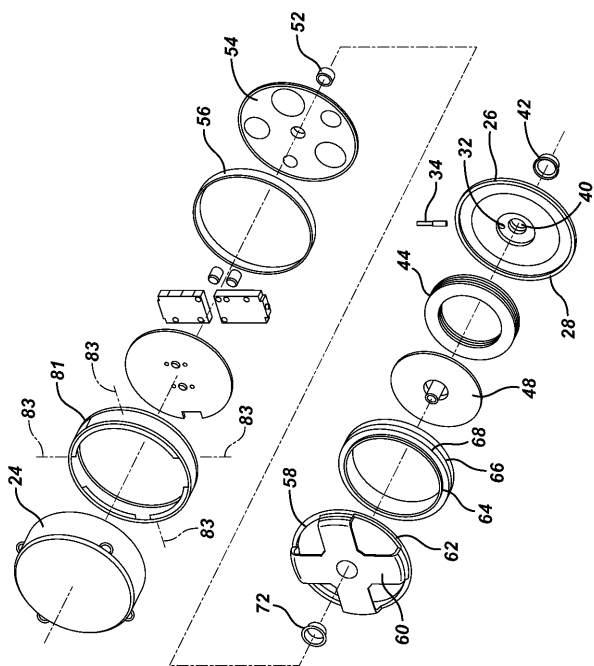
【図3】



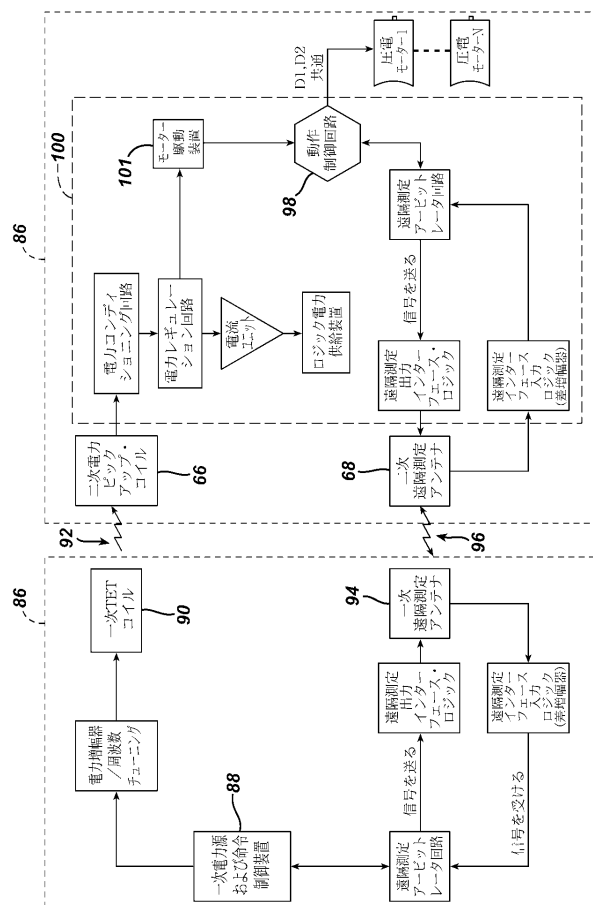
【図4】



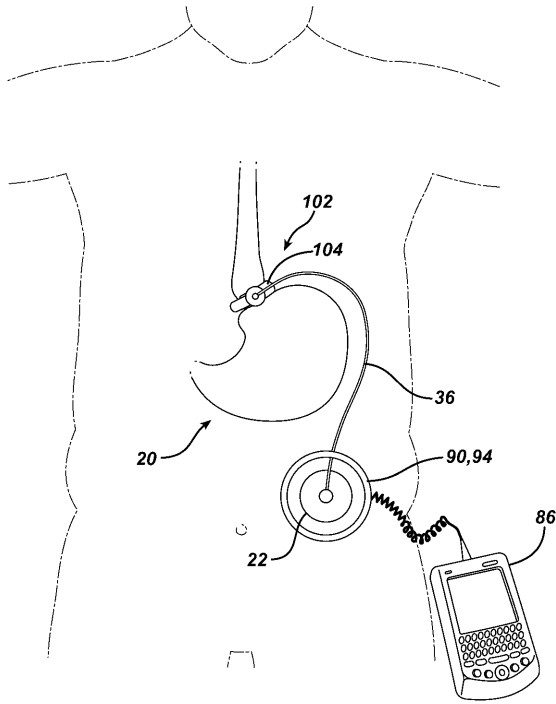
【図5】



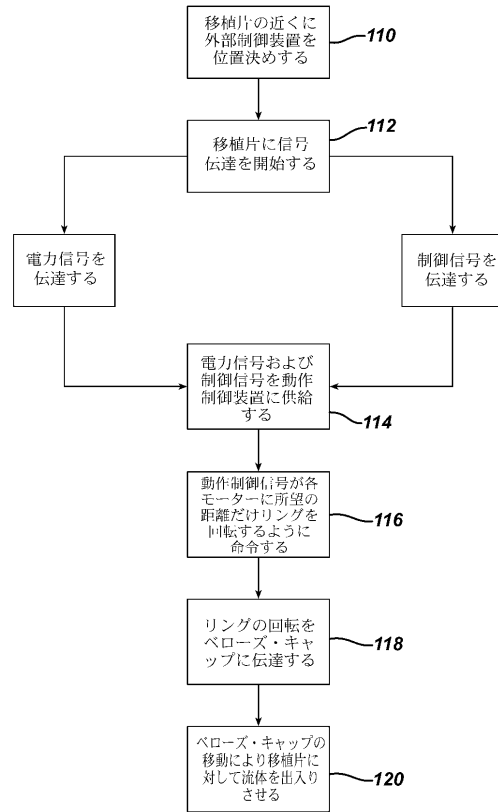
【図6】



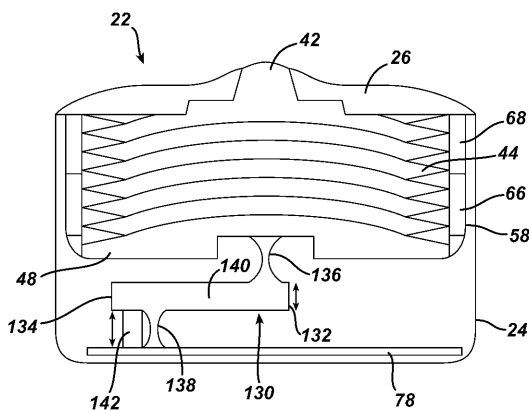
【 図 7 】



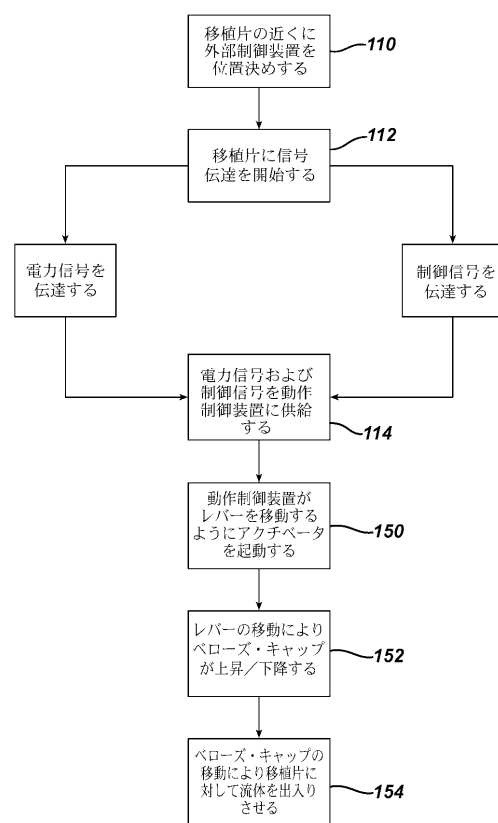
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ウィリアム・エル・ハスラー・ジュニア

アメリカ合衆国、4 5 2 4 9 オハイオ州、シンシナティ、アイアンウッド・コート 1 1 2 6 7

Fターム(参考) 3H077 AA01 CC03 DD06 EE05 EE15

4C060 DD02 DD31 MM26

【外国語明細書】

2005334657000001.pdf