

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2011-500135

(P2011-500135A)

(43) 公表日 平成23年1月6日 (2011.1.6)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 2/04 (2006.01)	A 6 1 F 2/04	4 C 0 5 3
A 6 1 F 2/02 (2006.01)	A 6 1 F 2/02	4 C 0 7 7
A 6 1 M 1/00 (2006.01)	A 6 1 M 1/00 5 5 0	4 C 0 9 7
A 6 1 N 1/06 (2006.01)	A 6 1 N 1/06	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2010-528830 (P2010-528830)
 (86) (22) 出願日 平成20年10月10日 (2008.10.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年6月11日 (2010.6.11)
 (86) 国際出願番号 PCT/SE2008/000560
 (87) 国際公開番号 W02009/048373
 (87) 国際公開日 平成21年4月16日 (2009.4.16)
 (31) 優先権主張番号 60/960, 715
 (32) 優先日 平成19年10月11日 (2007.10.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/960, 716
 (32) 優先日 平成19年10月11日 (2007.10.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

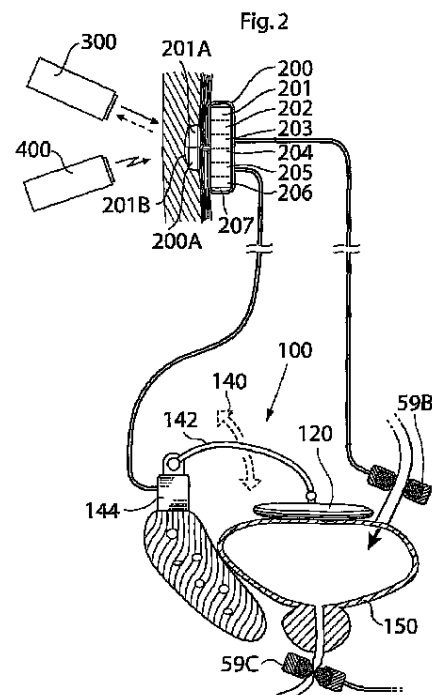
(71) 出願人 510101826
 ミルックス・ホールディング・エスエイ
 ルクセンブルク国・エルー 2 5 2 2 ・ルク
 センブルク・リュ ギヨム シュナイダー
 ・ナンバー 1 2
 (74) 代理人 100064621
 弁理士 山川 政樹
 (74) 代理人 100098394
 弁理士 山川 茂樹
 (72) 発明者 フォーセル, ピーター
 スイス国・シイエイチ 6 3 0 0 ツーク
 ・エグリシュトラーセ 6 6
 Fターム (参考) 4C053 DD02
 4C077 AA19 BB10 DD01

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外部からの排尿制御のための移植可能なデバイス

(57) 【要約】

本発明は、排尿制御を達成し、膀胱を空にするための、移植可能な装置に関する。この装置は、膀胱から尿を排出させるために、支持構造体によって補助された膀胱の外部から作動する動力部材 (100) と共に作動する。制御デバイス (200) が、動力部材の作動を制御する。制御デバイスは、さらに、動力部材と、この装置および制御アセンブリの他のエネルギー消費部分とを作動させるための、エネルギー源を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

哺乳類患者の尿閉を膀胱からの尿を排出によって処理する装置であって：

膀胱から尿を排出させるために、膀胱の選択部分に外側から力を付与する植込み型動力部材(00)と、

前記動力部材の動作を制御する制御デバイス(200)とを備える、尿閉を処理する装置。

【請求項 2】

前記力が支持構造に対して部分的に少なくとも動作する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記支持構造が、骨盤、陰部骨または仙骨または脊椎などの骨、または、腹膜、腹部であるか骨盤壁または尿膀胱自体などの人間の組織に対しての支持となる、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

制御デバイスが、装置の動力部材および他のエネルギーを消費している部分を作動するためのエネルギー源を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記制御デバイスが、腹部または骨盤領域の少なくとも部分的に皮下あって、植設されるのに適している、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記制御デバイスが、少なくとも2つのパーツから成り、両方とも皮下に挿入されるのに適した制御組立体から成っており、前記制御組立体は、腹腔に植設されるときに、相互接続される、請求項 4 または 5 に記載の装置。

【請求項 7】

動力部材が膀胱の表層一部に接触するのに適した接触部(120)を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

動力部材が、接触部に結合している少なくとも一つの操作可能な加圧器(140)を含み、加圧器が膀胱の圧縮および拡張に寄与するよう動作する、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

動力部材が圧縮または膀胱の発散を提供するために油圧で作動される請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

動力部材が圧縮または膀胱の発散を提供するために機械的に作動される、に請求項 7 に記載の装置。

【請求項 11】

加圧器(140)が動作装置(144)から動力部材の接触部分まで伸びている少なくとも一つの可動腕(142)から成る、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 12】

動作装置(144)が膀胱から尿を排出するために膀胱の方へ可動腕を移動させるのに適している、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

動作装置が人間の組織に固定する(144)である請求項 11 に記載の装置。

【請求項 14】

動作装置が恥骨に固定に適している請求項 11 に記載の装置。

【請求項 15】

動作装置(144)が、可動腕を動かすのに適しているモータを含む、請求項 11 または 12 に記載の装置。

【請求項 16】

加圧器が作動液のための貯蔵部から成り、接触部が油圧で貯蔵部に接続している拡張可

10

20

30

40

50

能な空腔から成る、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 17】

加圧器がこのことにより膀胱を圧縮している拡張可能な空腔を拡大するために貯蔵部から作動液を輸送するためのポンプから成る、請求項 16 に記載の装置。

【請求項 18】

ポンプが作動中でないときに、加圧器が膀胱の尿圧力によって拡張可能な空腔から貯蔵部まで輸送される作動液を有するのに適している、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 19】

ポンプが作動中でないときに、膀胱の尿圧力によって拡張可能な空腔から貯蔵部まで輸送作動液を認めるのに適している拡張可能な空腔および貯蔵部間の第2の接続から成る、請求項 12 に記載の装置。

10

【請求項 20】

第2の接続の流れ収容力がポンプ・フローより小さく、前記第2の接続が開いているままであり得る、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 21】

ポンプが膀胱をリリースするために拡張可能な空腔から貯蔵部まで作動液を輸送する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 22】

操作可能な加圧器が尿膀胱壁に固定するのに適している支持装置に取り付けられる動作装置から成る、請求項 8 に記載の装置。

20

【請求項 23】

操作可能な加圧器が接触部分を動かして膀胱を圧縮する作動運動を実行するために使用可能な状態で動作装置に接続しているアクチュエータから成る、請求項 22 に記載の装置。

【請求項 24】

動作装置がアクチュエータの回動移動を達成するための枢軸から成る22（前記操作可能な加圧器を作動するために動作装置から成ること）を請求するために一致している装置。

【請求項 25】

支持装置が通常、リング形であるかまたは断続的なリング-形状を有し、前記支持装置が膀胱の周辺に沿って伸びている、請求項 22 に記載の装置。

30

【請求項 26】

動作装置がモーターから成る、請求項 23 または 24 に記載の装置。

【請求項 27】

制御デバイスが電氣的に収縮させる膀胱の筋肉を刺激する装置から更に成る請求項 1 に記載の装置。

【請求項 28】

電氣的に刺激的な装置が膀胱の筋肉に取り付けられる複数の電極細片から成る、請求項 27 に記載の装置。

【請求項 29】

膀胱から尿を排出するときに、制御デバイスが尿管を閉じるのに適している規制装置を制御する1対の植込み型規制装置から成る、請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 30】

制限装置が尿括約筋として制御される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 31】

尿圧力に関連したいかなるパラメータもまたは膀胱のボリュームを計量するためのセンサを含み、当該センサは、動力部材を活性化することの要請として本体からアラーム情報を発送するのに適している信号を送ることができる、請求項 1 ~ 30 の何れかに記載の装置。

【請求項 32】

接触部が、適している膀胱の上部に固定させる請求項 8 に記載の置。

50

【請求項 3 3】

接触部分が放射状に膀胱頂点に基本的に整列する位置から伸びる) 請求項32(に記載の装置。

【請求項 3 4】

請求項 1 の装置を埋め込む方法であって、
針のような管を患者の腹部に嵌入すること、
腹部を前記管を介してガスで満たし、それによって腹腔を拡大すること
患者身体に少なくとも2つの腹腔鏡トロカールを配置し、前記トロカールの1つを介してカメラを腹部に嵌入すること、
トロカールによる少なくとも一つの詳細に吟味しているツールを嵌入して、患者の膀胱
の少なくとも一つの部分の領域を解剖すること、
膀胱に動力部材で初めての一部分を固定させること、
一部分は人間の組織に対する動力部材で異なって、もう一方を固定させること、
動力部材に接続している制御デバイスを挿入すること、
を備えて成る、方法。

10

【請求項 3 5】

動力部材の第1の部分が膀胱の表層一部を接触させている接触部分である、請求項 3 4
記載の方法。

【請求項 3 6】

恥骨または骨盤または脊椎骨柱に動力部材の異なる部分を固定させる、請求項34に記載
の方法。

20

【請求項 3 7】

腹壁に動力部材の異なる部分を固定させる、請求項 3 4 に記載の方法。

【請求項 3 8】

尿膀胱壁に動力部材の異なる部分を固定させる、請求項34に記載の方法。

【請求項 3 9】

異なる一部を固定するためにそれ自体に尿膀胱壁を縫合することによるトンネル効果か
ら成る、そこにおいて、尿壁は、含む腹膜を含む、請求項38に記載の方法。

【請求項 4 0】

異なる一部が一般にリング形のサポート装置から成る、請求項 3 8 に記載の方法

30

【請求項 4 1】

請求項 1 ~ 3 5 のいずれかに記載の装置から成るシステム。

【請求項 4 2】

手動で、そして、非侵襲的に装置を制御すること間の患者において植込み型少なくとも
一つのスイッチから更に成っている請求項41に記載のシステム。

【請求項 4 3】

装置が手動で流体貯蔵部を押圧することによって非侵襲的に調整されるのに適しており
、油圧で接続している植込み型流体貯蔵部を有する油圧装置を更に含む、請求項 4 1 記載
のシステム。

【請求項 4 4】

観血的に装置を制御しているための無線遠隔制御から更に成っている請求項41に従って
システム。

40

【請求項 4 5】

外部信号送信機または送信信号によって外部信号受信器に送られる信号を受信するた
めの患者において植込み型内部信号受信器および / または送信機から更に成り、無線遠隔制
御が少なくとも一つの外部信号送信機および / またはレシーバを含む、請求項 4 4 記載の
システム。

【請求項 4 6】

無線遠隔制御が装置を制御するための少なくとも一つの無線制御信号を送信する、請求
項44に記載のシステム。

50

【請求項 47】

無線制御信号が頻度から成り、振幅または位相を一致させている、信号またはそれらの組み合わせを調整した、請求項46に記載のシステム。

【請求項 48】

無線遠隔制御が制御信号を担持するための電磁気の搬送波信号を送る、請求項46に記載のシステム。

【請求項 49】

無線エネルギーを有する装置の非侵襲的にエネルギーを与えている移植可能なエネルギーを消費している構成要素の無線エネルギー-トランスミッション装置から更に成っている、請求項41に記載のシステム。

10

【請求項 50】

無線エネルギーが以下から選択される波信号、すなわち、音波信号、超音波信号、電磁波信号、赤外線的光信号、可視光信号、紫外光信号、レーザー光信号、マイクロ波信号、電波信号、X線放射線信号およびガンマ放射線から成る、請求項49に記載のシステム

【請求項 51】

無線エネルギーが以下の1つ、すなわち、電界、磁場、混合性の電気装置、そして、磁場の1つから成る、請求項49に記載のシステム：。

【請求項 52】

制御信号が以下の1つ、すなわち、電界、磁場、混合性の電気装置、そして、磁場の1つから成る、請求項44に記載のシステム：。

20

【請求項 53】

信号が、アナログの信号、デジタル信号または類似体およびデジタル信号の組合せから成る、請求項44または48に記載のシステム

【請求項 54】

装置の移植可能なエネルギーを消費している構成要素に電力を供給するための移植可能な内部エネルギー源から更に成っている請求項41に記載のシステム。

【請求項 55】

無線モード（内部エネルギー源が無線モードで移されるエネルギーによって請求可能である）のエネルギーを移すための外部のエネルギー源から更に成っている請求項54に記載のシステム。

30

【請求項 56】

内部エネルギー源に託すためのエネルギーの転送と相関している機能的なパラメータを検出しているかまたは測定しているセンサまたは測定装置から更に成って、および患者内部でからの送信フィードバック情報のフィードバック装置によるシステムが有するは、その外側（センサによって検出されるかまたは測定装置で測定される機能的なパラメータに関連があるフィードバック情報）に、具体化する、請求項55に記載のシステム。

【請求項 57】

外側、患者の物理的なパラメータの少なくとも1つに関連があるフィードバック情報および装置に関連した機能的なパラメータに患者の体内部でからフィードバックに情報を送信するフィードバック装置から更に成っている請求項41に記載のシステム。

40

【請求項 58】

センサによって検出される患者の物理的なパラメータの少なくとも1つに関連がある情報に応答して装置を制御するためのセンサおよび/または測定装置および植込み型内蔵制御装置から更に成っているか、またはセンサによって検出されるかまたは測定装置で測定される装置に関連した測定装置および機能的なパラメータで測定される請求項41に記載のシステム。

【請求項 59】

物理的なパラメータが圧力または運動性運動である、請求項58に記載のシステム。

【請求項 60】

外部データ・コミュニケータ（内部コミュニケータが外部データ・コミュニケータに装

50

置または患者に関連したデータを供給するおよび/または外部データ・コミュニケータが内部データ・コミュニケータにデータを供給する)と通信している外部データ・コミュニケータおよび移植可能な内部データ・コミュニケータから更に成っている請求項41に記載のシステム。

【請求項 6 1】

モーターまたは装置を作動するためのポンプから更に成っている請求項41に記載のシステム。

【請求項 6 2】

装置を作動する油圧動作装置から更に成っている請求項41に記載のシステム。

【請求項 6 3】

装置を作動する動作装置から更に成って、動作装置が、動作装置がその代わりに装置を作動するために必要とされる力を減少させるように設計されたサーボモータから成るより長い道を行っていて、決定された動きのための時間を増加させている請求項41に記載のシステム。

【請求項 6 4】

無線エネルギーとして装置(無線エネルギーが装置の動作のための運動エネルギーをつくるために直接動作装置を駆動するためにその無線状態において使われる)を作動する動作装置から更に成っている、エネルギー-トランスミッション装置によって送信されている請求項49に記載のシステム。

【請求項 6 5】

第2の形エネルギーに初めての形からエネルギー-トランスミッション装置によって伝動される無線エネルギーを変換するエネルギーを変換している装置から更に成っている請求項49に記載のシステム。

【請求項 6 6】

エネルギーを変換している装置として(エネルギーを変換している装置が直接第2の形エネルギーを有する装置の移植可能なエネルギーを消費している構成要素に電力を供給する)に記載のシステムは、第2の形エネルギーにエネルギー-トランスミッション装置によって伝動される第1の形エネルギーを変換する請求項65に記載のシステム。

【請求項 6 7】

第2の形エネルギーが直流、脈動している直流および交流のうちの少なくとも1つから成る、請求項65に記載のシステム。

【請求項 6 8】

植込み型アキュムレータ(第2の形エネルギーがアキュムレータに充電するために部分的に少なくとも使われる)から更に成っている、請求項65に記載のシステム。

【請求項 6 9】

第一のエネルギーまたは第2の形によるシステムが磁気エネルギー、運動エネルギー、しっかりしたエネルギー、化学エネルギー、放射エネルギー、電磁気エネルギー、写真エネルギー、原子力エネルギー熱エネルギー、磁性がないエネルギー、非運動エネルギー、非化学エネルギー、非音のエネルギー、非核エネルギーおよび非熱エネルギーの最少の一つで含む、請求項65に記載のシステム。

【請求項 7 0】

少なくとも一つの電圧レベル・ガードおよび/または少なくとも一つの定電流源を含む植込み型電気的コンポーネントから更に成っている請求項41に記載のシステム。

【請求項 7 1】

エネルギー-トランスミッション装置からの無線エネルギーおよびそれに対して送信された無線エネルギー、直接装置の消費する構成要素を移植可能なエネルギーに接続している内部エネルギー・レシーバまたは間接的に供給受信エネルギーを受信するための植込み型内部エネルギー・レシーバの伝送を制御するための制御デバイスから更に成っている、内部エネルギー・レシーバによって受け取られるエネルギーおよび判定装置で測定されるエネルギー・バランスに基づいて装置(制御デバイスが外部エネルギー-トランスミッショ

10

20

30

40

50

ン装置から無線エネルギーの伝達を制御する)の構成要素を消費している移植可能なエネルギーのために使用するエネルギーの間のエネルギー釣合いを決定するのに適している判定装置から更に成っている請求項49に記載のシステム。

【請求項72】

および制御デバイスによるシステムが制御する、検出エネルギーに基づく無線エネルギーの伝達は、変化のバランスをとり、判定装置がエネルギー・バランスの変化を検出するのに適している、請求項71に記載のシステム。

【請求項73】

装置が内部エネルギー・レシーバによって受け取られるエネルギーの違いを検出するのに適しているという判定およびエネルギーによるシステムが装置の移植可能なエネルギーを消費している構成要素のために使用したおよび無線エネルギーの伝達が検出エネルギー差に基礎をおいた制御デバイス規制、請求項72に記載のシステム。

【請求項74】

内部的に、無線エネルギー、リードすることを有する電気的パルスおよび後縁部を送信するために電気的パルスを有する外部コイルを駆動するために接続される人体および電気回路に置かれるために植込み型エネルギー・レシーバから更に成る(エネルギー・トランスミッション装置が人体に外部的に配置されるコイルから成る)システム、電気回路は送信された無線エネルギーの力を変化させるために連続して引くことおよび電気的パルスのリーディング・エッジとの間に連続してリードすることおよび後縁部間の第1の時間間隔および/または第2の時間間隔を変化させるために適応した。そして、エネルギー・レシーバが様々な力を有する送信された無線エネルギーを受信した請求項49に記載のシステム。

【請求項75】

電気回路が第1のおよび/または第2の時間間隔を変化させることを除いて不変のままであるために電気的パルスを分配するのに適している)請求項74に記載のシステム。

【請求項76】

第1のおよび/または第2の時間間隔の長さが多彩なときに、電気回路が時定数を有して、第1の時定数だけの範囲の第1および第2の時間間隔、それで、それを変化させるのに適している)にコイルの上の送信パワーを一致させているシステムは、多彩である請求項74に記載のシステム。

【請求項77】

無線エネルギーを受信するための植込み型内部エネルギー・レシーバ、内部第1のコイルを有するエネルギー・レシーバおよび第1のコイルに接続している第1の電子回路から更に成って、請求項57および送信無線エネルギー、外部第2のコイルを有するエネルギー送信機および第2の電子回路用の外部エネルギー送信機によるシステムが第2に接続した77. は丸くなる。そこにおいて、エネルギー送信機の外部第2のコイルはエネルギー・レシーバの第1のコイルによって受け取られる無線エネルギーを伝動する、第1のコイルに託すことに関連したフィードバック情報が外部第2のコイル(電源スイッチが第1の電子回路に内部第1のコイルの接続のスイッチを入れる)の積荷におけるインピーダンス変化の形で外部エネルギー送信機によって受け取られるように、オン/オフに内部第1のコイルの接続を第1の電子回路に移すための電動スイッチから更に成っている請求項77に記載のシステム。

【請求項78】

無線エネルギーを受信するための植込み型内部エネルギー・レシーバ、内部第1のコイルを有するエネルギー・レシーバおよび第1のコイルに接続している第1の電子回路から更に成って、請求項57および送信無線エネルギー、外部第2のコイルを有するエネルギー送信機および第2の電子回路用の外部エネルギー送信機によるシステムが第2に接続した、は丸くなる。そこにおいて、エネルギー送信機の外部第2のコイルはエネルギー・レシーバの第1のコイルによって受け取られる無線エネルギーを伝動する、エネルギー量を外へ伝達するフィードバック装置から更に成っているシステムはフィードバック情報として初め

てのコイルにおいて受けた、そして、第2の電子回路はフィードバック情報を受信するための、そして、カップリング要因を得るために第1のコイルにおいて受け取られるエネルギー量に関連したフィードバック情報を有する第2のコイルによって転送されたエネルギーの量を比較するための判定装置を含む第1および第2のコイルとの間の請求項57に記載のシステム。

【請求項79】

エネルギー送信機が得られたカップリング要因に応答して送信されたエネルギーを制御する、請求項78に記載のシステム。

【請求項80】

カップリング要因がいずれであるかという（外部第2のコイルが第2のコイルの最適設置を確立するために内部第1のコイルに関して移動するのに最大に適している）請求項78に記載のシステム。

10

【請求項81】

カップリング要因の前の（外部第2のコイルがフィードバック情報を判定装置において成し遂げるために転送されたエネルギーの量を調整するのに最大に適している請求項80に記載のシステム。

【請求項82】

皮膚を切っている次のステップから成る、装置を挿入するために方法；患者の膀胱の少なくとも一つの部分の領域を解剖する；膀胱に対する動力部材で初めての一部分を固定させる；、もう一方を固定させて、別に、人間の組織に動力部材の中で分かれる；制御デバイスを挿入することは動力部材につながった請求項1に記載の方法。

20

【請求項83】

接触させることによって、（動力部材で初めての一部分が接触一部分である）に次のステップから成る方法に接触ものを与えている方法は、膀胱の表層一部分を分ける；恥骨（または腹壁）または尿膀胱壁に対する動力部材を固定させる；、そして、膀胱の外側の制御デバイスを配置する請求項82に記載の方法。

【請求項84】

本体の範囲内に制御デバイスを駆動する電力源を配置する；流体貯蔵部を配置し、本体の範囲内のポンプを、貯蔵部および膨張可能部材間のポンピング流体が尿膀胱から尿を排出するために配置する請求項82に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、排尿制御を実現し、膀胱を空にし、それにより不随意による尿閉を防ぐまたは治療するための、移植可能な装置に関する。より詳細には、本発明は、支持構造体により補助された膀胱の外側から動力部材が作用することによって、膀胱から尿を排出させるための移植可能な装置に関する。

【背景技術】

【0002】

通常は脊髄損傷により引き起こされる排尿機能障害は、不随意による尿閉を伴い、この状態は、尿路感染、腎障害、または尿路障害に繋がる。尿閉の一般的な治療は、継続的なまたは断続的なカテーテル留置である。カテーテルは、患者にとって不便である上に、感染症への罹患の危険性を常に呈する。代替的に示唆される療法には、筋肉の収縮を生じさせ、膀胱を空にするための、膀胱の電気刺激が含まれる（米国特許第6,393,323号を参照）。膀胱の電気刺激は、尿道括約筋が電気によって刺激されて収縮するため、パルス刺激が必要となるが、これが、尿道を通る尿の噴出を制御不能にしまう場合がある点について、熟考を要する。効率的であり、確実であり、患者の高レベルの同意を得られる膀胱排尿を補助するデバイスが必要であることは、明らかである。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】米国特許第 6 , 3 9 3 , 3 2 3 号

【発明の概要】

【 0 0 0 4 】

概して、本発明は、哺乳類患者の尿閉を治療するための装置であって、膀胱から尿を排出させるために、膀胱の選択された部分に対して外部から力を加えるように適合化された移植可能な動力部材を備える装置に関する。さらに、この装置は、動力部材の動作を制御するための制御デバイスを備える。動力部材の力は、寛骨、恥骨、もしくは仙骨などの骨、または脊髄、または腹膜、腹壁、もしくは骨盤壁などの他のヒト組織、または膀胱自体の中の少なくとも 1 つに対接して支持するように適合化された支持構造体に対して少なくとも部分的にかけられる。

10

【 0 0 0 5 】

制御デバイスは、好ましくは、動力部材および装置の他のエネルギー消費部分を作動させるためのエネルギー源を備える。次に、この装置を備えるシステムのコンテキストにおいてこの装置を通電させ制御するための構成を説明する。制御デバイスは、好ましくは、少なくとも部分的に皮下に、または腹部内に、または骨盤領域内に移植されるように適合化される。この制御デバイスは、皮下に、および / または腹腔内に移植されるように適合化された制御アセンブリを備え、前記制御アセンブリは、移植された際に連結されるようになされた少なくとも 2 つの部分の部分を備える。

【 0 0 0 6 】

20

外部から膀胱を作動させるために、動力部材は、膀胱の表面部分に接触するように適合化された接触部分を備える。動力部材は、一構成において、接触部材に連結される少なくとも 1 つの作動可能な加圧器を備え、加圧器を作動させることにより、膀胱の圧縮または解放が達成される。このために、動力部材は、膀胱の圧縮または解放を実施するように液圧式にまたは機械式に作動され得る。

【 0 0 0 7 】

一実施形態においては、加圧器は、作動デバイスから動力部材の接触部分まで延在する少なくとも 1 つの可動アームを備える。作動デバイスは、膀胱から尿を排出させるために、可動アームを膀胱の方に変位させるように適合化される。作動デバイスは、ヒトの組織に、好ましくはこの実施形態においては恥骨に固定される。さらに、この実施形態においては、作動デバイスは、モータを備え、好ましくは、可動アームを変位させるように適合化された電気モータを備える。接触部分は、膀胱の上方部分に固定されるように適合化され、接触部分は、好ましくは、膀胱尖と実質的に一致するポイントからラジアル方向に延在するように設計される。

30

【 0 0 0 8 】

別の実施形態においては、加圧器は、作動流体のためのリザーバを備え、接触部分は、リザーバに液圧式に連結された膨張可能な空洞部を備える。加圧器は、膨張可能な空洞部を膨張させることにより膀胱を圧縮するために、リザーバから作動流体を輸送するためのポンプを備える。さらに、加圧器は、ポンプが作動されない際に、膀胱内の尿圧によって膨張可能な空洞部からリザーバに作動流体を輸送させるように適合化される。空洞部からリザーバへの戻り輸送を達成するためには、ポンプが作動されない場合に、膨張可能な空洞部とリザーバとの間の第 2 の連結部が、膀胱内の尿圧によって膨張可能な空洞部からリザーバへの作動流体の輸送が可能となるように構成される、一構成を提供することが可能である。好ましくは、第 2 の連結部の流れ能力が、ポンプ流よりも小さく、それにより、前記第 2 の連結部を開口状態に留めることが可能となる。この構成の代替としては、ポンプは、膀胱を解放するために、膨張可能な空洞部からリザーバに作動流体を輸送することが可能である。

40

【 0 0 0 9 】

さらに別の実施形態においては、作動加圧器は、膀胱壁に固定されるように適合化された支持デバイスに装着される作動デバイスを備える。作動可能な加圧器は、膀胱を圧縮す

50

るように接触部分を作動させるための作動運動を実施するモータを備える作動デバイスに作動的に連結されたアクチュエータを備える。好ましくは、作動デバイスは、アクチュエータの枢動運動を達成するための枢軸を備える。支持デバイスは、概してリング形状であり、または断続的なリング形状を有し、膀胱の外周部に沿って延在する。

【0010】

先述のセクション内の実施形態の装置は、さらに、膀胱の筋肉を電氣的に刺激して収縮させるためのデバイスを備えることが可能である。かかる刺激デバイスは、膀胱の筋肉に装着された複数の電極ストリップを備えることが可能である。

【0011】

先述のセクション内の実施形態の装置は、さらに、移植可能な一对の制限デバイスを備えることが可能であり、制御デバイスは、膀胱から尿を排出させる際に尿管を閉じるように適合化された制限デバイスを制御する。

10

【0012】

先述のセクション内の実施形態の装置は、さらに、人工尿道括約筋を備えることが可能であり、制御デバイスにより制御される制限デバイスが、尿道括約筋として作動する。

【0013】

先述のセクション内の実施形態の装置は、さらに、膀胱の尿圧および体積に関連付けられる任意のパラメータを測定するためのセンサを備えることが可能である。このセンサは、制御デバイスに信号を送ることが可能であり、それにより、制御デバイスは、動力部材を作動および作動停止させる。

20

【0014】

本発明は、さらに、開示される装置を実装する方法であって、患者の腹部内に針様チューブを挿入するステップと、前記チューブを介して腹部をガスで充填し、それにより腹腔を膨張させるステップと、少なくとも2つの腹腔鏡トロカールを患者の身体内に配置し、前記トロカールの一方を介してカメラを腹部内に挿入するステップと、トロカールを介して少なくとも1つの解剖器具を挿入し、患者の膀胱の少なくとも一部分の一区域を解剖するステップと、動力部材の第1の部分を膀胱に固定するステップと、動力部材の別の異なる部分をヒト組織に固定し、動力部材に連結された制御デバイスを移植するステップとを含む方法に関する。この方法においては、動力部材の第1の部分は、膀胱の表面部分に接触する接触部分であり、動力部材の別の部分は、恥骨、または腹壁、または膀胱壁に固定される。この別の部分を膀胱壁に固定する場合には、膀胱壁が腹膜を含みつつまたは含まずに、この別の部分を不動化するために膀胱壁をそれ自体に縫合することによりトンネル化することが好ましい。好ましくは、この別の部分が、好ましくは膀胱の外周部に沿って延在する概してリング形状の支持デバイスを備える。

30

【0015】

さらに、本発明は、この装置を移植するための代替の方法であって、皮膚を切断するステップと、患者の膀胱の少なくとも一部分の一区域を解剖するステップと、動力部材の第1の部分を膀胱に固定するステップと、動力部材の別の異なる部分をヒト組織に固定するステップと、動力部材に連結された制御デバイスを移植するステップとを含む方法に関する。この方法においては、動力部材の第1の部分は、膀胱の表面部分に接触する接触部分であり、動力部材の別の部分は、恥骨、または腹壁、または膀胱壁に固定されて、膀胱の外部に制御デバイスが配置される。さらに、この方法は、以下のステップ、すなわち、制御デバイスを作動させるために体内に電源を配置するステップ、液圧式リザーバを配置するステップ、および膀胱から尿を排出させるためにリザーバと膨張可能部材との間にて流体をポンピングするために身体内にポンプを配置するステップの中の少なくとも1つを含んでよい。

40

【0016】

さらに、本発明は、請求項のいずれかに記載の先述の実施形態の装置を備えるシステムに関する。

【0017】

50

好ましい一実施形態においては、このシステムは、この装置を手動により、および非侵襲的に制御するために、患者内に移植されることが可能な少なくとも１つのスイッチを備える。

【００１８】

別の好ましい実施形態においては、このシステムは、この装置を非侵襲的に制御するための無線リモート・コントロールを備える。

【００１９】

好ましい一実施形態においては、このシステムは、この装置を作動させるための液圧式作動デバイスを備える。

【００２０】

一実施形態においては、このシステムは、この装置を作動させるためのモータまたはポンプを備える。

【００２１】

以下では、本明細書において概略的に説明された装置と共に適応可能なシステムのさらなる詳細を、詳細な説明内において概説する。

【００２２】

以下、非限定的な例として、および添付の図面を参照として、本発明をさらに詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【００２３】

【図１】患者内に移植された場合の本発明の装置の一実施形態の概略断面図である。

【図２】動力部材の第１の変形形態を有する装置の一実施形態の概略図である。

【図３】動力部材の第１の変形形態を有する装置の一実施形態の概略図である。

【図４】動力部材の加圧器の一実施形態の概略図である。

【図５】動力部材の加圧器の別の一実施形態の概略図である。

【図５Ａ】動力部材の加圧器の別の一実施形態の概略図である。

【図５Ｂ】動力部材の加圧器の別の一実施形態の概略図である。

【図５Ｃ】動力部材の加圧器の別の一実施形態の概略図である。

【図６】図１から図５において概略的に説明され図示される本発明による尿失禁を治療するための装置を備えるシステムを概略的な形態で示す図である。

【図７】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの一実施形態の概略図である。

【図８】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図９】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１０】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１１】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１２】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１３】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１４】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１５】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

【図１６】図１に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の一実施形態の概略図である。

10

20

30

40

50

【図 17】図 1 に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の実施形態の概略図である。

【図 18】図 1 に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の実施形態の概略図である。

【図 19】図 1 に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の実施形態の概略図である。

【図 20】図 1 に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の実施形態の概略図である。

【図 21】図 1 に図示される装置を無線によって作動させるシステムの別の実施形態の概略図である。

【図 22】図 1 に図示される装置を作動させるために使用される正確なエネルギー量を供給するための一構成を図示する概略ブロック図である。

【図 23】装置が有線エネルギーにより作動されるシステムの一実施形態の概略図である。

【図 24】図 1 に図示される装置を作動させるために使用される無線エネルギーの伝送の制御を行うための一構成のさらに詳細なブロック図である。

【図 25】可能な一実装例による、図 19 に図示される構成用の回路の図である。

【図 26】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する一様式を示す図である。

【図 27】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 28】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 29】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 30a】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 30b】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 30c】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 31】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 32a】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 32b】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【図 32c】患者内に移植された装置の液圧式作動または空圧式作動を構成する別の様式を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図 1 は、ヒト患者内に移植された場合の装置の概略断面図である。図 2 を参照すると、膀胱 300 に対して作動している際の、移植されたこの装置の一実施形態が、図示されている。この装置は、動力部材 100 および制御デバイス 200 を備える。制御デバイス 200 は、動力部材の動作を制御し、膀胱の壁に関連付けされる圧力センサまたは任意のセンサなど、膀胱内の体積に関連付けされるセンサ 150 (図示せず、および、警告信号を身体から外部に通信するための) から信号を受信することが可能である。センサは、制御デバイス 200 のセンサ制御ユニット 205 に接続される。複数の異なるタイプの入力センサを使用して、例えば、膀胱壁の伸展もしくは屈曲もしくは圧力を判定することができ、または例えば膀胱内部の体積もしくは圧力を感知することができる。大概是、これらの

10

20

30

40

50

センサは、患者に警告を与え、膀胱を空にする時であることを知らせることによって、間接的に膀胱を空にさせるに過ぎない。このような警告は、聴覚的または視覚的に発せられてよい。内部制御ユニット 203 または少なくとも 1 つの移植されたスイッチ 204 と通信する無線リモート・コントロールなど、リモート・コントロール 300 が、動力部材を作動させるために患者の身体の外から制御される。さらに、制御デバイス 200 は、動力部材のエネルギー消費部分にエネルギーを供給するためのエネルギー源 201 を備える。このエネルギー源は、付勢（エナジャイザ）ユニット 400 から外部から無線により供給され得る。このために、制御デバイスは、エネルギー変換デバイス 202 を備える。制御デバイスは、外方部分 200A を備え、この外方部分 200A は、手動操作スイッチ 201A、および、内方リザーバ 206 と連通する作動流体用の注入ポート 201B を備える。さらに、制御デバイスは、モータ/ポンプ機能を備える。作動流体に関連付けされる構成部が、図 4 の液圧式実施形態に関連するものであり、動力部材 100 が、加圧器 140、および膀胱に固定させることができる膀胱接触部 120 を備えることが、予期される。加圧器は、ヒト組織に、この場合には恥骨に固定される作動デバイス 144 を備え、接触部に連結される可動アーム 142 に作動的に連結される。膀胱に対して圧力を加え、それにより尿道を介して尿を排出させるための動作においては、作動デバイス 144 が、制御デバイスによって作動されて、アームを膀胱の方向に移動させ、これにより、膀胱を収縮させる。さらに、図 2 は、尿管を一時的に制限するための制限デバイス 59B を図示する（この実施形態は、制限デバイスで両尿管を閉じる）。結局、この装置は、尿が膀胱から腎臓に流れるのを防ぐために、尿を排出するように動力部材を作動させる際に尿管を閉じるために制御デバイス 200 によって制御される、尿管のためのかかる制御デバイスを備えてよい。作動の際に、この制御デバイス 200 は、作動され、動力部材にエネルギーを供給する。次いで、加圧器が、膀胱を圧縮させるように作動し、それにより、膀胱内の尿圧が上昇され、それにより尿が尿道を介して排出される。尿の排出が終了すると、加圧器は、膀胱を緩め、その初期位置に戻り、尿管のための制限デバイスは、解放され、膀胱は、腎臓から尿を受けることが可能となる。図 3 は、尿道を介して尿が排出される際の、図 2 の装置と同一の装置を図示する。このために、尿道括約筋装置 59C は、作動されず、開口および制限デバイス 59B。この装置は、膀胱から尿を押し出すために、かなりの圧力（約 60 ~ 80 cm 水圧）をかける必要があり、尿は、これにより、腎臓に障害をもたらす潜在的リスクを伴いつつ、尿管 32A、32B を介して逆流するおそれがある。任意のかかる問題を防ぐために、制御デバイスは、制限デバイス 59A、59B を備え、これら制限デバイス 59A、59B は、尿管を一時的に収縮させ、尿を排出させる作動の際に尿管を閉じるように構成される。尿管内の尿圧は、普通は約 50 cm 水圧であるが、短期間の圧力上昇が、腎臓に障害を与える可能性は殆どなく、したがって、制限デバイス 59A および 59B は、省かれてもよい。

【0025】

図 4 は、接触部の空洞部 420 に液圧式に連結されるリザーバ 440 を備えている加圧器の一変形形態の概略図である。制御デバイス 200 は、図 2 と共に説明されるものと同様の様式において、加圧器の作動を制御する。尿を排出させるようにこの装置を作動させる場合には、制御デバイスは、リザーバ 440 から接触部の空洞部 420 への流体の輸送を開始させ、これにより空洞部 420 の体積が膨張し、それにより、膀胱は圧縮され、膀胱内の尿圧の上昇の結果として尿道を介して尿が排出される。膀胱を解放するためには、流体は、空洞部からリザーバに輸送して戻される。この戻り輸送は、動力による動作（すなわちリザーバに作動的に連結されたポンプ）によってか、または、膀胱内の尿圧の上昇の結果として、達成され得る。空洞部とリザーバとの間の第 2 の連結部 444 は、後の輸送用のために使用される。ポンプのポンピング能力が、前記第 2 の連結部の流れ能力よりも大きな場合には、第 2 の連結部は、常に関閉されてよい。さらに、図 4 は、制御デバイス・センサ制御ユニットと通信するセンサ 445 を図示する。図 5 は、膀胱壁に固定された支持デバイス 510 に装着された作動デバイス 544 を備える、加圧器 540 の別の変形形態を概略的に示す。この加圧器は、液圧式または機械式に作動され得る。この場合

10

20

30

40

50

には、機械的構築部が、アクチュエータ 5 4 2 を有し、このアクチュエータ 5 4 2 は、作動デバイスに作動可能に接続されて、接触部 5 2 0 を作動させて膀胱を圧縮させるように、作動動作を実施する。尿を排出させるための動作において、この作動デバイスは、アクチュエータの駆動運動を実施させ、それにより、作動デバイスは、接触部 5 2 0 に接触して、膀胱を圧縮し、それにより尿道を介して尿を排出させる。膀胱を解放する際には、作動デバイスは、アクチュエータ 5 4 2 を、接触部 5 2 0 から初期位置まで移動させ、膀胱は、尿管を介して尿を受けることが可能となる。

【 0 0 2 6 】

図 5 a は、作動デバイス 5 4 4 A が、代替の支持機能部としての腹壁の上に配置される、図 2 の装置の一実施形態を示す。図 5 b は、作動デバイスが別の骨構造部状に支持された状態の、図 2 の装置の別の代替形態を図示する。図 5 c は、尿管のための制限デバイスを伴わず、尿道括約筋機能を伴わない、図 2 の装置の代替形態を図示する。尿閉を患う患者のある者は、尿失禁を伴う。かかる場合においては、別の尿道括約筋装置 5 9 C が、システム内に含まれ、制限デバイスが、患者が排尿を欲するまで尿道を閉じる。かかる場合においては、膀胱内圧力によって括約筋を開くための力は不要となるため、膀胱を空にするためには比較的低い圧力が必要である。この場合には、尿管制限デバイスは、省かれてよい。リザーバは、身体内の任意の位置に配置されてよいが、好ましくは腹腔内に配置され、膀胱の上にまたは骨盤領域に配置されてよい。ある特殊な注入ポート針から届く範囲内において身体内部に配置された注入ポートを利用することにより、リザーバ内の液体の量を流体で調整することができる。リザーバは、やはり省かれてよく、注入ポートのみが、膨張可能部材を充填および空にするために使用されてよい。

【 0 0 2 7 】

図 6 は、患者の腹部内に配置されて概略的に図示される、本発明の装置 1 0 によって尿閉を治療するためのシステムを図示する。この装置 1 0 は、図 1 ~ 図 5 のコンテキストにおいて説明され、本明細書の前セクションにおいて概略的に説明されたもののいずれかであることが可能である。移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 が、電力供給ライン 1 0 0 3 を経由して装置のエネルギー消費構成要素にエネルギーを供給するように適合化される。装置 1 0 を非侵襲的に通電させるための外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 が、少なくとも 1 つのワイヤレス・エネルギー信号により、エネルギーを伝送する。移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、エネルギーを、無線エネルギー信号から、電気供給ライン 1 0 0 3 を介して供給される電気エネルギーへと変換する。

【 0 0 2 8 】

無線エネルギー信号は、以下のもの、すなわち、音波信号、超音波信号、電磁波信号、赤外光信号、可視光信号、紫外線光信号、レーザ光信号、マイクロ波信号、高周波信号、x 線放射信号、およびガンマ放射信号から選択された、波形信号を含んでよい。代替としては、無線エネルギー信号は、電場、または磁場、または電場および磁場の組合せを含んでよい。

【 0 0 2 9 】

無線エネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 は、無線エネルギー信号を搬送するための搬送信号を伝送することができる。かかる搬送信号は、デジタル信号、アナログ信号、または、デジタル信号およびアナログ信号の組合せを含んでよい。この場合、無線エネルギー信号は、アナログ信号、または、デジタル信号、または、アナログ信号およびデジタル信号の組合せを含む。

【 0 0 3 0 】

一般的には、エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、エネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 により伝送された第 1 の形態の無線エネルギーを、通常は第 1 の形態のエネルギーとは異なる第 2 の形態のエネルギーへと変換するために、設けられる。移植装置 1 0 は、第 2 の形態のエネルギーに应答して作動可能である。エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、第 2 の形態のエネルギーによってこの装置を直接的に作動させることができる。これは、エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 が、エネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 により伝送された第 1 の

形態のエネルギーを第2の形態のエネルギーへと変換することによるものである。さらに、このシステムは、移植可能な蓄電池を含んでよく、第2の形態のエネルギーは、この蓄電池を充電するために少なくとも部分的に使用される。

【0031】

代替としては、エネルギー伝送デバイス1004によって伝送される無線エネルギーは、無線エネルギーが、エネルギー伝送デバイス1004によって伝送されつつある際に、この装置を直接的に作動させるために使用されてもよい。システムが、以下において説明されるように、この装置を作動させるための作動デバイスを備える場合には、エネルギー伝送デバイス1004によって伝送される無線エネルギーは、作動デバイスを作動させるために直接的に使用されて、この装置を作動させるための運動エネルギーを生成することができる。

10

【0032】

第1の形態の無線エネルギーは、音波を含んでよく、エネルギー変換デバイス1002は、この音波を電気エネルギーに変換させるための圧電素子を備えてよい。第2の形態のエネルギーは、直流または脈動直流の形態の電気エネルギー、または直流および脈動直流の組合せの形態の電気エネルギー、または、交流電流の形態の電気エネルギー、または直流および交流電流の組合せの形態の電気エネルギーを含んでよい。通常は、この装置は、電気エネルギーにより通電される電気構成要素を備える。このシステムの他の移植可能な電気構成要素は、この装置の電気構成要素に接続された、少なくとも1つの電圧レベル・ガードまたは少なくとも1つの定電流ガードであってよい。

20

【0033】

任意には、第1の形態のエネルギーおよび第2の形態のエネルギーの一方が、磁気エネルギー、運動エネルギー、音響エネルギー、化学エネルギー、電波エネルギー、電磁エネルギー、光エネルギー、核エネルギー、または熱エネルギーを含んでよい。好ましくは、第1の形態のエネルギーおよび第2の形態のエネルギーの一方が、非磁気、非運動、非化学、非音響、非核、または非熱である。

【0034】

エネルギー伝送デバイスは、患者の身体の外から制御されて、電磁無線エネルギーを放出させることができ、放出された電磁無線エネルギーは、この装置を作動させるために使用される。代替としては、エネルギー伝送デバイスは、患者の身体の外から制御されて、非磁気無線エネルギーを放出することができ、放出された非磁気無線エネルギーは、この装置を作動させるために使用される。

30

【0035】

外部のエネルギー伝送デバイス1004は、装置を非侵襲的に制御するために無線制御信号を伝送するための外部信号送信器を有する無線リモート・コントロールをさらに備える。この制御信号は、移植エネルギー変換デバイス1002内に組み込まれてもよく、または移植エネルギー変換デバイス1002から独立したものであってもよい、移植信号受信器によって受信される。

【0036】

無線制御信号は、周波数変調信号、振幅変調信号、または位相変調信号、またはそれらの組合せを含んでよい。代替としては、無線制御信号は、アナログ信号、またはデジタル信号、またはアナログ信号およびデジタル信号の組合せを含む。代替としては、無線制御信号は、電場または磁場、または電場および磁場の組合せを含む。

40

【0037】

無線リモート・コントロールは、無線制御信号を搬送するための搬送信号を伝送することができる。かかる搬送信号は、デジタル信号、アナログ信号、またはデジタル信号およびアナログ信号の組合せを含んでよい。制御信号が、アナログ信号、またはデジタル信号、またはアナログ信号およびデジタル信号の組合せを含む場合には、無線リモート・コントロールは、好ましくは、デジタル制御信号またはアナログ制御信号を搬送するための電磁搬送波信号を伝送する。

50

【 0 0 3 8 】

図 7 は、図 6 のシステムをさらに概略的なブロック図の形態で図示し、装置 1 0、電力供給ライン 1 0 0 3 を介して装置 1 0 を作動させるエネルギー変換デバイス 1 0 0 2、および外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 を図示する。垂線によって概略的に示される患者の皮膚 1 0 0 5 が、この線の左側の外部から、この線の右側の患者の内部を隔てる。

【 0 0 3 9 】

図 8 は、例えば分極エネルギーにより作動可能な電気スイッチ 1 0 0 6 の形態の逆転デバイスが、装置 1 0 を逆転させるために患者内にやはり移植される点を除いては、図 7 のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。スイッチが、分極エネルギーにより作動されると、外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 の無線リモート・コントロールが、分極エネルギーを搬送する無線信号を送信し、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、この無線分極エネルギーを、電気スイッチ 1 0 0 6 を作動させるための分極電流に変換する。電流の極性が、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 によって変えられると、電気スイッチ 1 0 0 6 は、装置 1 0 により実施される機能を逆転させる。

【 0 0 4 0 】

図 9 は、装置 1 0 を作動させるために患者内に移植される作動デバイス 1 0 0 7 が、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 と装置 1 0 との間に設けられる点を除いては、図 7 のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。この作動デバイスは、電気サーボモータなどのモータ 1 0 0 7 の形態のものであることが可能である。モータ 1 0 0 7 は、外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 のリモート・コントロールが、無線信号を、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 の受信器に伝送すると、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 からのエネルギーによって作動される。

【 0 0 4 1 】

図 1 0 は、モータ/ポンプ・ユニット 1 0 0 9 を含むアセンブリ 1 0 0 8 の形態の作動デバイスを備え、流体リザーバ 1 0 1 0 が、患者内に移植される点を除いては、図 7 のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。この場合には、装置 1 0 は、液圧式に作動され、すなわち作動流体が、モータ/ポンプ・ユニット 1 0 0 9 によって、流体リザーバ 1 0 1 0 から導管 1 0 1 1 を通り装置 1 0 まで汲み上げられて、装置を作動させ、作動流体が、モータ/ポンプ・ユニット 1 0 0 9 によって、装置 1 0 から流体リザーバ 1 0 1 0 まで汲み戻されて、装置を開始位置に復帰させる。移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、電力供給ライン 1 0 1 2 を介してモータ/ポンプ・ユニット 1 0 0 9 を作動させるために、無線エネルギーを例えば分極電流などの電流に変換する。

【 0 0 4 2 】

液圧式に作動される装置 1 0 の代わりに、作動デバイスが、空圧式作動デバイスを備えることが、さらに予期される。この場合には、作動流体は、調整のために使用されることとなる圧縮空気が可能であり、流体リザーバは、空気チャンバによって置換される。

【 0 0 4 3 】

これらの実施形態の全てにおいて、エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、無線エネルギーによって充電されることとなる電池またはコンデンサなどの再充電式蓄電池を含んでよく、システムのエネルギー消費部分のためにエネルギーを供給する。

【 0 0 4 4 】

一代替形態としては、上述の無線リモート・コントロールは、例えば押圧ボタンが皮膚の下に配置されるなど、殆どの場合には間接的に患者の手によって接触がなされる任意の移植部からなる手動制御部によって置換されてよい。

【 0 0 4 5 】

図 1 1 は、無線制御部を備える外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4、装置 1 0 (この場合は液圧式に作動される)、および移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 を備え、さらに、液圧流体リザーバ 1 0 1 3、モータ/ポンプ・ユニット 1 0 0 9、および液圧制御弁シフト・デバイス 1 0 1 4 の形態の逆転デバイスを備える、本発明の一実施形態を図示し、これらは全て、患者内に移植される。当然ながら、液圧式作動は、ポンピング方向を

変えるだけで容易に実施することができ、したがって、液圧制御弁は、省略されてよい。リモート・コントロールは、外部のエネルギー伝送デバイスから独立したデバイスであってよく、または外部のエネルギー伝送デバイス内に含まれてよい。モータ/ポンプ・ユニット1009のモータは、電気モータである。外部のエネルギー伝送デバイス1004の無線リモート・コントロールからの制御信号に応答して、移植エネルギー変換デバイス1002は、この制御信号により搬送されるエネルギーからのエネルギーによって、モータ/ポンプ・ユニット1009を作動させ、それにより、モータ/ポンプ・ユニット1009は、液圧流体リザーバ1013と装置10との間において作動流体を分配する。外部のエネルギー伝送デバイス1004のリモート・コントロールは、液圧制御弁シフト・デバイス1014を制御して、流体がモータ/ポンプ・ユニット1009により液圧流体リザーバ1013から装置10まで汲み上げられて装置を作動させる一方向と、流体がモータ/ポンプ・ユニット1009により装置10から液圧流体リザーバ1013まで汲み戻されて装置を開始位置に復帰させるもう1つの逆方向との間において、作動流体流方向をシフトさせる。

【0046】

図12は、無線リモート・コントロールを備える外部のエネルギー伝送デバイス1004、装置10、移植エネルギー変換デバイス1002、外部のエネルギー伝送デバイス1004の無線リモート・コントロールにより制御される移植内部制御ユニット1015、移植蓄電池1016、および移植コンデンサ1017を備える、本発明の一実施形態を図示する。内部制御ユニット1015は、移植エネルギー変換デバイス1002から受けた電気エネルギーを蓄電池1016内に蓄積するように設定し、この蓄電池1016が、装置10にエネルギーを供給する。外部のエネルギー伝送デバイス1004の無線リモート・コントロールからの制御信号に応答して、内部制御ユニット1015は、蓄電池1016から電気エネルギーを放出し、電線1018および1019を介して放出エネルギーを伝達するか、または、電線1020、電流を安定化させるコンデンサ1017、電線1021、および電線1019を介して、移植エネルギー変換デバイス1002から電気エネルギーを直接的に伝達して、装置10を作動させる。

【0047】

内部制御ユニットは、好ましくは、患者の身体の外からプログラム可能である。好ましい一実施形態においては、内部制御ユニットは、事前プログラムされた時間スケジュールに従って装置10を調整するようにプログラムされるか、または、患者の任意の可能な物理的パラメータもしくはシステムの任意の機能的パラメータを感知する任意のセンサから入力するようにプログラムされる。

【0048】

一代替形態によれば、図12の実施形態におけるコンデンサ1017は、省かれてよい。別の代替形態によれば、この実施形態中の蓄電池1016が、省かれてよい。

【0049】

図13は、装置10を作動させるためのエネルギーを供給するための電池1022、および、装置10の作動を切り替えるための電気スイッチ1023が、患者内にさらに移植される点を除いては、図7のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。電気スイッチ1023は、リモート・コントロールによって制御されてよく、さらに移植エネルギー変換デバイス1002により供給されるエネルギーによって制御されて、電池1022の不使用時のオフ・モードから、電池1022が装置10を作動させるためにエネルギーを供給するオン・モードへと、切替えを行ってもよい。

【0050】

図14は、外部のエネルギー伝送デバイス1004の無線リモート・コントロールによって制御可能である内部の制御ユニット1015が、患者内にさらに移植される点を除いては、図13のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。この場合には、電気スイッチ1023は、移植エネルギー変換デバイス1002により供給されるエネルギーによって作動されて、無線リモート・コントロールが内部制御ユニット1015を制御す

10

20

30

40

50

ることが回避され、電池が不使用となるオフ・モードから、リモート・コントロールが内部制御ユニット１０１５を制御することが可能となり、装置１０を作動させるために電池１０２２から電気エネルギーを放出させるスタンバイ・モードへと、切替えを行う。

【００５１】

図１５は、蓄電池１０１６が電池１０２２の代替とされ、移植構成要素が異なって相互接続される点を除いては、図１４のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。この場合には、蓄電池１０１６は、移植エネルギー変換デバイス１００２からのエネルギーを蓄積する。外部のエネルギー伝送デバイス１００４の無線リモート・コントロールからの制御信号に応答して、内部制御ユニット１０１５は、電気スイッチ１０２３を制御して、蓄電池１０１６の不使用時であるオフ・モードから、蓄電池１０１６が装置１０を作動させるためにエネルギーを供給するオン・モードへと切替えを行う。蓄電池は、コンデンサと組み合わせられてよく、または、コンデンサによって置換されてよい。

10

【００５２】

図１６は、電池１０２２が患者内にやはり移植され、移植構成要素が異なって相互接続される点を除いては、図１５のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。外部のエネルギー伝送デバイス１００４の無線リモート・コントロールからの制御信号に応答して、内部制御ユニット１０１５は、電気スイッチ１０２３を作動させるためにエネルギーを送給するように蓄電池１０１６を制御して、電池１０２２の不使用時であるオフ・モードから、電池１０２２が装置１０を作動させるために電気エネルギーを供給するオン・モードへと切替えを行う。

20

【００５３】

代替としては、電気スイッチ１０２３は、蓄電池１０１６により供給されるエネルギーによって作動されて、無線リモート・コントロールが電気エネルギーを供給するように電池１０２２を制御することが回避され、不使用となるオフ・モードから、無線リモート・コントロールが装置１０を作動させるために電気エネルギーを供給するように電池１０２２を制御することが可能となるスタンバイ・モードへと切替えを行うことができる。

【００５４】

スイッチ１０２３およびこのアプリケーションにおける全ての他のスイッチは、その最も広い実施形態において解釈されるべきであることを理解されたい。これは、電源をオンまたはオフに切り替えることのできる、トランジスタ、ＭＣＵ、ＭＣＰＵ、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡ、またはＤＡコンバータ、または任意の他の電子構成要素または電子回路を意味する。好ましくは、このスイッチは、身体の外から制御されるか、代替としては、移植内部制御ユニットによって制御される。

30

【００５５】

図１７は、モータ１００７、ギア・ボックス１０２４の形態の機械逆転デバイス、および、ギア・ボックス１０２４を制御するための内部制御ユニット１０１５が、患者内にやはり移植される点を除いては、図１３のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。内部制御ユニット１０１５は、（機械的に作動される）装置１０により実施される機能を逆転させるように、ギア・ボックス１０２４を制御する。さらに簡単であるのは、電子的にモータの方向を切り替えることである。最も広い実施形態において解釈されるギア・ボックスは、比較的長いストロークに有利な作動デバイスが作動するように力を節減するサーボ構成体を意味する。

40

【００５６】

図１８は、移植構成要素が異なって相互接続される点を除いては、図２４のものと同一である、本発明の一実施形態を図示する。したがって、この場合には、内部制御ユニット１０１５は、蓄電池１０１６、適切にはコンデンサが、電気スイッチ１０２３を作動させてオン・モードに切り替える際に、電池１０２２によって作動される。電気スイッチ１０２３が、オン・モードである場合には、内部制御ユニット１０１５は、装置１０を作動させるためのエネルギーを供給する、または供給しないように、電池１０２２を作動させることが可能となる。

50

【 0 0 5 7 】

図 1 9 は、種々の通信オプションを達成するための装置の移植構成要素の予期される組合せを、概略的に図示する。基本的には、装置 1 0、内部制御ユニット 1 0 1 5、モータまたはポンプ・ユニット 1 0 0 9、および、外部ワイヤレス・リモート・コントロールを含む外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 が存在する。既に上述したように、無線リモート・コントロールは、内部制御ユニット 1 0 1 5 によって受信される制御信号を送信し、次いで、内部制御ユニット 1 0 1 5 が、この装置の種々の移植構成要素を制御する。

【 0 0 5 8 】

好ましくはセンサまたは測定デバイス 1 0 2 5 を含むフィードバック・デバイスが、患者の物理的パラメータを感知するために、患者内に移植されてよい。物理的パラメータは、圧力、体積、直径、伸展、延伸、拡張、移動、屈曲、弾性、筋肉収縮、神経衝撃、体温、血圧、血流、心拍、および呼吸からなる群より選択される少なくとも 1 つであってよい。センサは、上述の物理的パラメータのいずれかを感知するものであってよい。例えば、センサは、圧力センサまたは運動性センサであってよい。代替としては、センサ 1 0 2 5 は、機能的パラメータを感知するように構成されてよい。機能的パラメータは、移植エネルギー源を充電するためのエネルギーの伝達に相関されてよく、電気、任意の電気パラメータ、圧力、体積、直径、伸展、延伸、拡張、移動、屈曲、弾性、温度、および流れからなるパラメータの群より選択される少なくとも 1 つをさらに含んでよい。

【 0 0 5 9 】

フィードバックは、内部制御ユニットに送信されるか、または好ましくは内部制御ユニットを介して外部制御ユニットに送出される。フィードバックは、エネルギー伝達システム、または、受信器および送信器を備える別個の通信システムを介して、身体から送出されてよい。

【 0 0 6 0 】

内部制御ユニット 1 0 1 5、または代替的には、外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 の外部ワイヤレス・リモート・コントロールは、センサ 1 0 2 5 からの信号にตอบสนองして装置 1 0 を制御することができる。トランシーバが、感知された物理的パラメータに関する情報を外部無線リモート・コントロールに送信するために、センサ 1 0 2 5 と組み合わされてよい。無線リモート・コントロールは、信号送信器またはトランシーバを備えてよく、内部制御ユニット 1 0 1 5 は、信号受信器またはトランシーバを備えてよい。代替としては、無線リモート・コントロールが、信号送信器またはトランシーバを備えてよく、内部制御ユニット 1 0 1 5 が、信号送信器またはトランシーバを備えてよい。上述のトランシーバ、送信器、および受信器は、装置 1 0 に関する情報またはデータを患者の身体の内外部から患者の身体の外部に送信するために、使用されてよい。

【 0 0 6 1 】

モータ / ポンプ・ユニット 1 0 0 9 およびモータ / ポンプ・ユニット 1 0 0 9 を作動させるための電池 1 0 2 2 が、移植される場合には、電池 1 0 2 2 の充電に関する情報が、フィードバックされ得る。さらに正確には、電池または蓄電池をエネルギーで充電する場合には、前記充電プロセスに関するフィードバック情報が、送信され、エネルギー供給が、それに応じて変更される。

【 0 0 6 2 】

図 2 0 は、代替の一実施形態を図示し、装置 1 0 は、患者の身体の外外部から調整される。システム 1 0 0 0 は、皮下電気スイッチ 1 0 2 6 を介して装置 1 0 に接続された電池 1 0 2 2 を備える。したがって、装置 1 0 の調整は、皮下スイッチを手動により押圧することによって非侵襲的に行われ、これにより、装置 1 0 の作動が、オンおよびオフに切り替えられる。図示される実施形態は単純なものであり、内部制御ユニットまたは本出願中に開示される任意の他の部分など、追加の構成要素を、システムに追加することができる点が理解されよう。2 つの皮下スイッチが使用されてもよい。好ましい実施形態においては、1 つの移植スイッチが、内部制御ユニットに情報を送信して、ある所定の動作を行い、患者がスイッチを再び押圧すると、この動作が逆転される。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

図 2 1 は、代替の一実施形態を示し、システム 1 0 0 0 は、装置に液圧式に連結された作動流体リザーバ 1 0 1 3 を備える。非侵襲的な調整は、この装置に連結される液圧式リザーバを手動により押圧することによって行われる。

【 0 0 6 4 】

このシステムは、外部データ伝送機、および外部データ伝送機と通信する移植可能な内部データ伝送機を備えてよい。内部伝送機は、装置または患者に関連するデータを外部データ伝送機に送り、および / または、外部データ伝送機は、データを内部データ伝送機に送る。

【 0 0 6 5 】

図 2 2 は、装置 1 0 の移植エネルギー消費構成要素に接続された、移植された内部のエネルギー受信器 1 0 0 2 に対して正確な量のエネルギーを供給するために、装置もしくはシステムの少なくとも 1 つの機能的パラメータに関する、または患者の物理的パラメータに関するフィードバック情報を与えるように、患者の身体の内外部から患者の身体の外部に情報を送信することが可能なシステムの装置を概略的に図示する。かかるエネルギー受信器 1 0 0 2 は、エネルギー源および / またはエネルギー変換デバイスを備えてよい。簡単に述べると、無線エネルギーは、患者の外部に位置する外部のエネルギー源 1 0 0 4 a から伝送され、患者の内部に位置する内部のエネルギー受信器 1 0 0 2 によって受けられる。内部のエネルギー受信器は、スイッチ 1 0 2 6 を介して装置 1 0 のエネルギー消費構成要素に、受けたエネルギーを直接的にまたは間接的に供給するように適合化される。エネルギー・バランスが、内部のエネルギー受信器 1 0 0 2 によって受けられたエネルギーと、装置 1 0 に対して使用されるエネルギーとの間で決定され、無線エネルギーの伝送が、次いで、決定されたエネルギー・バランスに基づいて制御される。したがって、このエネルギー・バランスは、必要となるエネルギーの正確な量の正確な示唆を与える。この必要となるエネルギーの正確な量は、装置 1 0 を適切に作動させるのに十分なものであるが、不当な温度上昇を引き起こさない。

【 0 0 6 6 】

図 2 2 においては、患者の皮膚は、垂線 1 0 0 5 によって示される。この場合には、エネルギー受信器は、患者の内部に、好ましくは患者の皮膚 1 0 0 5 の直下に配置される、エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 を備える。一般的に述べると、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、腹、胸郭、筋膜（例えば腹壁）、皮下中に、または任意の他の適切な位置に配置されてよい。移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 は、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 の近傍の患者の皮膚 1 0 0 5 の外部に配置された外部のエネルギー伝送デバイス 1 0 0 4 中に設けられる外部のエネルギー源 1 0 0 4 a から伝送された無線エネルギー E を受けるように適合化される。

【 0 0 6 7 】

当技術においてよく知られているように、無線エネルギー E は、外部のエネルギー源 1 0 0 4 a 内に配置された一次コイルと、移植エネルギー変換デバイス 1 0 0 2 内に配置された隣接する二次コイルとを備えるデバイスなど、任意の適切な経皮エネルギー伝達（TET: Transcutaneous Energy Transfer）デバイスにより概して伝達され得る。電流が、一次コイルを介して送られると、電圧の形態のエネルギーが、例えば再充電式電池またはコンデンサなどの移植エネルギー源内に流入エネルギーを蓄積した後などに、装置の移植エネルギー消費構成要素を作動させるために使用され得る二次コイル中に誘導される。しかし、本発明は、任意の特定のエネルギー伝達技術に概して限定されず、TET デバイスまたはエネルギー源、および任意の種類の無線エネルギーを使用することができる。

【 0 0 6 8 】

移植されるエネルギー受信器により受けられるエネルギーの量が、この装置の移植構成要素によって使用されるエネルギーと比較されてよい。ここで、「使用されるエネルギー」という語は、装置の移植構成要素によって蓄積されるエネルギーをも含むこととして理

10

20

30

40

50

解される。制御デバイスが、伝達エネルギーの量を調整するように、決定されたエネルギー・バランスに基づいて外部のエネルギー源 1004a を制御する外部制御ユニット 1004b を備える。正確な量のエネルギーを伝達するために、エネルギー・バランスおよび必要な量のエネルギーが、スイッチ 1026 と装置 10 との間に接続される移植内部制御ユニット 1015 を備える決定デバイスによって、決定される。したがって、内部制御ユニット 1015 は、装置 10 の適切な作動のために必要となるエネルギーの所要量を幾分か反映する、装置 10 のある特徴を測定する適切なセンサまたは同様のもの（図示せず）によって得られる種々の測定値を受領するように構成され得る。さらに、患者の現在の状態が、患者の状況を反映するパラメータを供給するために、適切な測定デバイスまたはセンサによって検出されてもよい。したがって、かかる特徴および／またはパラメータは、電力消費量、作動モード、および温度などの装置 10 の現在の状態、ならびに、体温、血圧、心拍、および呼吸などのパラメータにより反映される患者の状態に、関連付けされてよい。他の種類の患者の物理的パラメータおよびデバイスの機能的パラメータは、他所で説明される。

10

【0069】

さらに、任意に、蓄電池 1016 の形態のエネルギー源が、装置 10 により後の使用のために受け取ったエネルギーを蓄積するために、制御ユニット 1015 を介して移植エネルギー変換デバイス 1002 に接続されてもよい。代替としては、または追加的には、エネルギーの所要量をやはり反映するかかる蓄電池の特徴を測定してもよい。蓄電池は、再充電式電池と置換されてよく、測定された特徴は、電池の現在の状態、すなわちエネルギー消費量、電圧、温度、等々の任意の電気的パラメータに関連付けされてよい。装置 10 に十分な電圧および電流を供給し、さらに、過度の加熱を回避するために、電池が、移植エネルギー変換デバイス 1002 から正確な量の、すなわち、少なすぎず、多すぎぬ量のエネルギーを受けることによって最適に充電されるべきであることが、明らかに理解される。また、蓄電池は、対応する特徴を有するコンデンサであってもよい。

20

【0070】

例えば、電池の特徴は、電池の現在の状態を判定するために定期的に測定されてよく、次いで、この特徴は、内部制御ユニット 1015 内の適切な記憶手段内に状態情報として保存され得る。したがって、新たな測定がなされる際にはいつでも、保存された電池状態情報は、それに応じて更新され得る。このようにして、最適な条件において電池を維持するために、正確な量のエネルギーを伝達することにより電池の状態を「調整」することが可能となる。

30

【0071】

したがって、決定デバイスの内部制御ユニット 1015 は、装置 10 の上述のセンサまたは測定デバイスにより行われた測定値、または患者、または使用される場合には移植エネルギー源、またはそれらの任意の組合せに基づいて、エネルギー・バランスおよび／または現在必要な量のエネルギー（単位時間当たりのエネルギーまたは累積エネルギー）を決定するように適合化される。内部制御ユニット 1015 は、さらに、判定された所要量のエネルギーを反映する制御信号を、外部制御ユニット 1004b に接続された外部信号受信器 1004c に伝送するように構成された、内部信号送信器 1027 に接続される。外部のエネルギー源 1004a から伝送されたエネルギーの量は、次いで、受信した制御信号に応答して調整され得る。

40

【0072】

代替としては、決定デバイスは、外部制御ユニット 1004b を含んでよい。この代替形態においては、外部制御ユニット 1004b に直接的にセンサ測定値を伝送することが可能であり、外部制御ユニット 1004b によってエネルギー・バランスおよび／または現在必要な量のエネルギーを決定することが可能であり、したがって、内部制御ユニット 1015 の上述の機能が、外部制御ユニット 1004b に組み込まれる。この場合には、内部制御ユニット 1015 を省くことが可能であり、センサ測定値は、内部信号送信器 1027 に直接的に供給され、この内部信号送信器 1027 が、外部信号受信器 1004c

50

および外部制御ユニット 1004b に対してこれらの測定値を送信する。次いで、これらのセンサ測定値に基づいて、外部制御ユニット 1004b は、エネルギー・バランスおよび現在必要な量のエネルギーを決定することが可能となる。

【0073】

したがって、図 22 の構成による本解決策は、所要のエネルギーを示唆する情報のフィードバックを採用し、これは、例えばエネルギー量、エネルギー差、または、この装置の移植エネルギー消費構成要素により使用されるエネルギーの割合と比較した場合のエネルギー受取率に対してなど、受け取ったエネルギーと比較される実際のエネルギー使用量に基づくため、先述の解決策よりもより効率的である。この装置は、移植エネルギー源または同様のものにおけるエネルギーの消費または蓄積のいずれかのために受け取ったエネルギーを使用してよい。したがって、上述の種々のパラメータは、関連があり必要な場合には、実際のエネルギー・バランスを決定するためのツールとして使用される。しかし、かかるパラメータは、装置を特定の態様で作動させるために内部的に行われる任意の動作のために、それ自体として必要とされてもよい。

【0074】

内部信号送信器 1027 および外部信号受信器 1004c は、電波信号、赤外 (IR) 信号、または超音波信号などの、適切な信号伝達手段を用いて、独立したユニットとして実装されてもよい。代替としては、内部信号送信器 1027 および外部信号受信器 1004c は、基本的には同一の伝送技術を用いて、エネルギー伝達に関して逆方向に制御信号を搬送するために、移植エネルギー変換デバイス 1002 および外部のエネルギー源 1004a にそれぞれ組み込まれてよい。制御信号は、周波数、位相、または振幅について変調されてよい。

【0075】

したがって、フィードバック情報は、受信器および送信器を含む独立した通信システムによって伝達され得るか、または、エネルギー・システムに組み込まれ得る。本発明によれば、かかる一体化される情報フィードバックおよびエネルギー・システムは、無線エネルギーを受信するための移植可能な内部のエネルギー受信器を備え、このエネルギー受信器は、内部の第 1 のコイルおよびこの第 1 のコイルに接続される第 1 の電子回路を有し、さらに、かかる一体化される情報フィードバックおよびエネルギー・システムは、無線エネルギーを伝送するための外部のエネルギー送信器を備え、このエネルギー送信器は、外部の第 2 のコイルおよびこの第 2 のコイルに接続される第 2 の電子回路を有する。エネルギー送信器の外部の第 2 のコイルは、エネルギー受信器の第 1 のコイルにより受け取られる無線エネルギーを伝送する。さらに、このシステムは、内部の第 1 のコイルの第 1 の電子回路への接続をオンおよびオフに切り替えるための、電源スイッチをさらに備え、それにより、電源スイッチが、第 1 の電子回路への内部の第 1 のコイルの接続をオンおよびオフに切り替える際に、第 1 のコイルの充電に関するフィードバック情報が、外部の第 2 のコイルのロードにおけるインピーダンスの変動の形態において、外部のエネルギー送信器によって受信される。図 17 の構成におけるこのシステムの実装においては、スイッチ 1026 は、独立し、内部制御ユニット 1015 により制御されるか、内部制御ユニット 1015 に組み込まれる。スイッチ 1026 は、その最も広い実施形態において解釈されるべきであることを理解されたい。これは、電気をオンまたはオフに切り替えることのできる、トランジスタ、MCU、MCPU、ASIC、FPGA、または DA コンバータ、または任意の他の電子構成要素または電子回路を意味する。

【0076】

結論としては、図 22 に図示されるエネルギー供給構成は、基本的に以下の態様において作動することができる。エネルギー・バランスが、初めに、決定デバイスの内部制御ユニット 1015 により決定される。所要量のエネルギーを反映する制御信号が、さらに、内部制御ユニット 1015 において生成され、この制御信号が、内部信号送信器 1027 から外部信号受信器 1004c に伝送される。代替としては、エネルギー・バランスは、上述のような実施による代わりに、外部制御ユニット 1004b により決定され得る。こ

の場合には、制御信号は、種々のセンサからの測定結果を搬送することができる。次いで、外部のエネルギー源 1004a から発せられるエネルギーの量は、例えば受信された制御信号に応答してなど、決定されたエネルギー・バランスに基づいて外部制御ユニット 1004b により調整され得る。このプロセスは、継続中のエネルギー伝達の最中にある間隔で断続的に反復されてよく、または、エネルギー伝達の最中にほぼ継続的に実行されてもよい。

【0077】

伝達されるエネルギーの量は、電圧特徴、電流特徴、振幅特徴、周波数特徴、およびパルス特徴など、外部のエネルギー源 1004a において種々の伝送パラメータを調節することによって、概して調整され得る。

【0078】

さらに、このシステムは、内部コイルに対する外部コイルの最適な位置を見出すために、およびエネルギー伝達を最適化するために、このシステムを調整するためにも、TEET システム内のコイル間における結合要素に関する情報を得るために使用されてもよい。この場合に、伝達されたエネルギー量を、受け取られたエネルギー量と単純に比較する。例えば、外部コイルが、移動されると、結合要素は、変動する可能性があり、正確に表示された移動量により、外部コイルは、エネルギー伝達のための最適な位置を見出すことが可能となる。好ましくは、外部コイルは、結合要素が最大化される前に、決定デバイスにおけるフィードバック情報を実現するように、伝達されるエネルギーの量を調整するように適合化される。

【0079】

この結合要素情報は、さらに、エネルギー伝達の際にフィードバックとして使用されてもよい。かかる場合においては、本発明のエネルギー・システムは、無線エネルギーを受け取る移植可能な内部のエネルギー受信器を備え、このエネルギー受信器は、内部の第 1 のコイルおよびこの第 1 のコイルに接続される第 1 の電子回路を有し、さらに、本発明のエネルギー・システムは、無線エネルギーを送送するための外部のエネルギー送信器を備え、このエネルギー送信器は、外部の第 2 のコイルおよびこの第 2 のコイルに接続される第 2 の電子回路を有する。エネルギー送信器の外部の第 2 のコイルは、無線エネルギーを送送し、この無線エネルギーは、エネルギー受信器の第 1 のコイルによって受け取られる。さらに、このシステムは、フィードバック情報として第 1 のコイルにおいて受け取ったエネルギー量を発信するためのフィードバック・デバイスを備え、第 2 の電子回路は、フィードバック情報を受信するための、および、第 1 のコイルと第 2 のコイルとの間の結合要素を求めるために第 2 のコイルにより伝達されたエネルギーの量を第 1 のコイルにおいて受け取ったエネルギーの量に関連するフィードバック情報と比較するための、決定デバイスを備える。エネルギー送信器は、得られた結合要素に응答して伝送されたエネルギーを調整することができる。

【0080】

この装置を作動させるためのエネルギーの無線伝達が、非侵襲的動作を可能にするように上述されたが、図 23 を参照として、この装置は、有線エネルギーによっても作動され得ることが理解されよう。そのような一例が、図 18 に図示され、外部スイッチ 1026 が、外部のエネルギー源 1004a と、装置 10 を作動させる電気モータ 1007 などの作動デバイスとの間で相互接続される。外部制御ユニット 1004b が、装置 10 の適切な作動を達成するために、外部スイッチ 1026 の動作を制御する。

【0081】

図 24 は、受け取られたエネルギーが、装置 10 によってどのように供給され、使用され得るかについての種々の実施形態を図示する。図 17 の例と同様に、内部のエネルギー受信器 1002 は、伝送制御ユニット 1004b により制御される外部のエネルギー源 1004a から無線エネルギー E を受け取る。内部のエネルギー受信器 1002 は、定電圧のエネルギーを装置 10 に供給するために、図中において「定 V」の破線ボックスで示される定電圧回路を備えてよい。さらに、内部のエネルギー受信器 1002 は、定電流の工

10

20

30

40

50

エネルギーを装置 10 に供給するために、図中において「定 C」の破線ボックスで示される定電流回路を備えてよい。

【0082】

装置 10 は、エネルギー消費部分 10 a を備え、このエネルギー消費部分 10 a は、モータ、ポンプ、制限デバイス、または、電氣的作動のためにエネルギーを要する任意の他の医療器具であってよい。さらに、装置 10 は、内部のエネルギー受信器 1002 から供給されるエネルギーを蓄積するためのエネルギー蓄積デバイス 10 b を備えてよい。したがって、供給されたエネルギーは、エネルギー消費部分 10 a によって直接的に消費される場合があり、または、エネルギー蓄積デバイス 10 b により蓄積される場合があり、または、供給されたエネルギーは、一部が消費され、一部が蓄積される場合がある。さらに、装置 10 は、内部のエネルギー受信器 1002 から供給されたエネルギーを安定化させるためのエネルギー安定化ユニット 10 c を備えてよい。したがって、エネルギーは、消費または蓄積される前にエネルギーを安定化させることが必要となり得るような変動的な態様で供給されてもよい。

10

【0083】

さらに、内部のエネルギー受信器 1002 から供給されたエネルギーは、蓄積されてよく、および / または、装置 10 によって消費および / または蓄積される前に、装置 10 の外部に配置される独立したエネルギー安定化ユニット 1028 によって安定化されてよい。代替としては、エネルギー安定化ユニット 1028 は、内部のエネルギー受信器 1002 内に組み込まれてもよい。いずれの場合でも、エネルギー安定化ユニット 1028 は、定電圧回路および / または定電流回路を備えてよい。

20

【0084】

図 22 および図 24 は、図示される種々の機能構成要素および機能要素が、互いに対してどのように配置され接続され得るかに関して、いくつかの考えられる、しかし非限定的な、実装オプションを図示することに留意されたい。しかし、本発明の範囲内において多数の変形および修正を行い得ることが、当業者には容易に理解されよう。

【0085】

図 25 は、無線エネルギーの伝送を制御するためのシステム、すなわちエネルギー・バランス制御システムの提案される設計の中の 1 つのエネルギー・バランス測定回路を概略的に図示する。この回路は、2.5 V を中心とし、エネルギー・バランスの不均衡に比例的に関連付けされる、出力信号を有する。この信号の微分係数が、この値の上下を、および、その変化の行われる速度を示す。受け取られたエネルギーの量が、この装置の移植構成要素によって使用されるエネルギーよりも低い場合には、より多くのエネルギーが、伝達され、したがって、エネルギー源内に充電される。回路からの出力信号は、典型的には、A/D コンバータに送られ、デジタル形式に変換される。次いで、デジタル情報が、外部のエネルギー伝送デバイスに送られることが可能となり、これにより外部のエネルギー伝送デバイスは、伝送されたエネルギーのレベルを調節することが可能となる。別の可能性は、エネルギー・バランス・レベルを特定の最大しきい値または最小しきい値と比較する比較器を使用して、バランスが最大 / 最小ウィンドウから逸脱するか否かの情報を外部のエネルギー伝送デバイスに送信する、完全なアナログ・システムを有することである。

30

40

【0086】

概略図 25 は、誘導エネルギー伝達を利用して患者の身体の外から本発明の装置の移植エネルギー構成要素にエネルギーを伝達するシステムのための回路実装形態を図示する。誘導エネルギー伝達システムは、典型的には、外部伝送コイルおよび内部受信コイルを使用する。受信コイル L1 が、概略図 3 に含まれるが、このシステムの伝送部分は、省かれている。

【0087】

エネルギー・バランスの一般的コンセプトの実現、および情報が外部のエネルギー送信器に伝送される様式は、当然ながら、無数のさまざまな様式において実現され得る。概略図 25、ならびに情報を評価および伝送する上述の方法は、制御システムをどのように実

50

装するか例に過ぎないものとして見なされるべきである。

【0088】

回路の詳細

図25においては、記号Y1、Y2、Y3等々が、回路内の試験ポイントを示す。図の構成要素およびそれらの各値は、当然ながら無数の考えられる設計の解決策の中の1つに過ぎないこの特定の実装形態において作用する値である。

【0089】

回路を作動させるエネルギーは、エネルギー受取りコイルL1によって受け取られる。移植構成要素へのエネルギーは、この特定の場合においては、25kHzの周波数で伝送される。エネルギー・バランス出力信号は、試験ポイントY1にある。

10

【0090】

上述の種々の実施形態のシステムが、多数のさまざまな様式で組み合わせられ得ることが、当業者には理解されよう。例えば、図8の電気スイッチ1006は、図11～図17の実施形態のいずれにおいて組み込まれてもよく、図11の液圧制御弁シフト・デバイス1014は、図10の実施形態において組み込まれてもよく、ギア・ボックス1024は、図9の実施形態において組み込まれてもよい。このスイッチは、任意の電子回路または電子構成要素を単に指すことが可能であるに過ぎないことに留意されたい。

【0091】

図22、図24、および図25に関連して説明される実施形態は、電氣的に作動可能な装置の移植エネルギー消費構成要素への無線エネルギーの伝送を制御するための方法およびシステムを特定する。かかる方法およびシステムは、以下において概略的に規定される。

20

【0092】

したがって、上述の装置の移植エネルギー消費構成要素に供給される無線エネルギーの伝送を制御するための方法が提供される。無線エネルギーEは、患者の外部に位置する外部のエネルギー源から伝送され、患者の内部に位置する内部のエネルギー受信器によって受け取られ、内部のエネルギー受信器は、装置の移植エネルギー消費構成要素に接続されて、受け取ったエネルギーをこの移植エネルギー消費構成要素に直接的にまたは間接的に供給する。エネルギー・バランスが、内部のエネルギー受信器により受け取られたエネルギーと、装置のために使用されるエネルギーとの間で決定される。次いで、外部のエネルギー源からの無線エネルギーEの伝送が、決定されたエネルギー・バランスに基づいて制御される。

30

【0093】

無線エネルギーは、外部のエネルギー源内の一次コイルから内部のエネルギー受信器内の二次コイルに誘導的に伝送され得る。エネルギー・バランスにおける変化を検出して、検出されたエネルギー・バランスの変化に基づいて無線エネルギーの伝送を制御することができる。内部のエネルギー受信器によって受け取られたエネルギーと、医療デバイスのために使用されたエネルギーとの間の差が、さらに検出されてもよく、それにより、検出されたエネルギー差に基づいて無線エネルギーの伝送が制御され得る。

【0094】

エネルギーの伝送を制御する際には、検出されたエネルギー・バランスの変化がエネルギー・バランスの上昇を示唆する場合には、伝送される無線エネルギーの量は、低減されてよく、または、逆の場合には、その逆であってよい。エネルギーの伝送の減少/上昇は、検出された変化の割合にさらに対応し得る。

40

【0095】

さらに、検出されたエネルギー差が、受け取られたエネルギーが使用されたエネルギーを上回ることを示唆する場合には、伝送される無線エネルギーの量は、低減されてよく、または、逆の場合には、その逆であってよい。この場合、エネルギーの伝送の減少/上昇は、検出されたエネルギー差の大きさに対応し得る。

【0096】

50

上述のように、医療デバイスのために使用されるエネルギーは、医療デバイスを作動させるために消費されるか、または、医療デバイスの少なくとも1つのエネルギー蓄積デバイス内に蓄積され得る。

【0097】

医療デバイスの電気的パラメータおよび/または物理的パラメータ、および/または患者の物理的パラメータが、決定されると、エネルギーは、前記パラメータに基づいて決定される単位時間当たりの伝送率に応じて消費および蓄積のために伝送され得る。伝送されるエネルギーの総量もまた、前記パラメータに基づいて決定され得る。

【0098】

内部のエネルギー受信器によって受け取られるエネルギーの総量と、消費および/または蓄積されるエネルギーの総量との差が、判定されると、検出された差は、前記エネルギー・バランスに関連付けされる少なくとも1つの測定された電気パラメータの時間にわたる積分に関連付けされ、この積分は、エネルギー・バランスに関連付けされるモニタリングされた電圧および/または電流に対して決定され得る。

【0099】

消費および/または蓄積されるエネルギーの量に関して測定された電気パラメータの時間にわたって微分係数が決定されると、この微分係数は、エネルギー・バランスに関連付けされるモニタリングされた電圧および/または電流に対して決定され得る。

【0100】

外部のエネルギー源からの無線エネルギーの伝送は、立ち上がり区間および立ち下がり区間を有する第1の電気回路からの外部のエネルギー源電気パルス印加して、無線エネルギーに伝送すること、この電気パルスの連続する立ち上がり区間と立ち下がり区間との間の第1の時間間隔の長さを、および/または電気パルスの連続する立ち下がり区間と立ち上がり区間との間の第2の時間間隔の長さを変更すること、ならびに、第1および/または第2の時間間隔の長さに応じて変動される電力を有する電気パルスから生成される無線エネルギーを伝送することによって、制御され得る。

【0101】

この場合には、電気パルスの周波数は、第1および/または第2の時間間隔が変動する場合に、実質的に一定であってよい。電気パルス印加すると、電気パルスは、第1および/または第2の時間間隔を変動させることを除いては、変化しないままであり得る。電気パルスの振幅は、第1および/または第2の時間間隔を変動させる際には、実質的に一定であり得る。さらに、電気パルスは、電気パルスの連続する立ち上がり区間と立ち下がり区間との間の第1の時間間隔の長さを変動させることのみにより変動され得る。

【0102】

一連の2つ以上の電気パルスが、一列にて供給されてよいが、この一連のパルスを供給する際には、この一連のパルスは、そのパルス列の始点に第1の電気パルスを有し、そのパルス列の終点に第2の電気パルスを有する。2つ以上のパルス列が、一列にて供給されてよいが、連続する、第1のパルス列中の第2の電気パルスの立ち下がり区間と、第2のパルス列の第1の電気パルスの立ち上がり区間との間の第2の時間間隔の長さが、変動される。

【0103】

電気パルス印加する際には、電気パルスは、実質的に一定の電流と実質的に一定の電圧とを有してよい。さらに、この電気パルスは、実質的に一定の電流と実質的に一定の電圧とを有してよい。さらに、電気パルスは、実質的に一定の周波数を有してもよい。パルス列内の電気パルスは、同様に、実質的に一定の周波数を有してよい。

【0104】

第1の電気回路および外部のエネルギー源によって形成される回路は、第1の特徴を有する時間間隔または第1の時間定数を有してよく、伝送されるエネルギーを効果的に変動させる場合には、このような周波数の時間間隔は、第1の特徴を有する時間間隔または時間定数の範囲内であってよく、またはさらに短くてもよい。

【0105】

したがって、上述の装置を備えるシステムは、この装置の移植エネルギー消費構成要素に供給される無線エネルギーの伝送を制御するためにも提供される。このシステムは、その最も広い意味において、エネルギー伝送デバイスからの無線エネルギーの伝送の制御をするための制御デバイスと、伝送される無線エネルギーを受信するための移植可能な内部のエネルギー受信器とを備え、この内部のエネルギー受信器は、受けたエネルギーを装置に直接的にまたは間接的に供給するための装置の移植可能なエネルギー消費構成要素に接続される。このシステムは、さらに、内部エネルギー受信器により受信されるエネルギーと、装置の移植可能なエネルギー消費構成要素のために使用されるエネルギーとの間のエネルギー・バランスを決定するように適合化された決定デバイスを備え、この制御デバイスは、決定デバイスにより決定されるエネルギー・バランスに基づいて外部のエネルギー伝送デバイスからの無線エネルギーの伝送を制御する。

10

【0106】

さらに、このシステムは、以下のいずれかを備えてよい。

- 内部エネルギー受信器内の二次コイルに対して誘導的に無線エネルギーを伝送するように適合化された外部のエネルギー源内の一次コイル。

- 決定デバイスは、エネルギー・バランスにおける変化を検出するように適合化され、制御デバイスは、検出されたエネルギー・バランスの変化に基づいて無線エネルギーの伝送を制御する。

- 決定デバイスは、内部エネルギー受信器によって受け取られるエネルギーと、装置の移植可能なエネルギー消費構成要素のために使用されるエネルギーとの間の差を検出するように適合化され、制御デバイスは、検出されたエネルギー差に基づいて、無線エネルギーの伝送を制御する。

20

- 検出されたエネルギー・バランスの変化が、エネルギー・バランスが上昇していることを示唆する場合には、制御デバイスは、伝送される無線エネルギーの量を低減させるように、外部のエネルギー伝送デバイスを制御し、逆の場合には、その逆となる。エネルギー伝送の増減は、検出された変化の割合に対応する。

- 検出されるエネルギー差が、受け取られたエネルギーが使用されたエネルギーよりも多いことを示唆する場合には、制御デバイスは、伝送される無線エネルギーの量を低減させるように、外部のエネルギー伝送デバイスを制御し、逆の場合には、その逆となる。エネルギー伝送の増減は、前記検出されたエネルギー差の大きさに対応する。

30

- この装置のために使用されるエネルギーは、装置を作動させるために消費され、および/または、この装置の少なくとも1つのエネルギー蓄積デバイス内に蓄積される。

- この装置の電気的パラメータおよび/または物理的パラメータ、および/または、患者の物理的パラメータが、決定されると、エネルギー伝送デバイスは、前記パラメータに基づいて決定デバイスにより決定される単位時間当たりの伝送率に応じて、消費および蓄積のためのエネルギーを伝送する。さらに、決定デバイスは、前記パラメータに基づいて、伝送されたエネルギーの総量を決定する。

- 内部のエネルギー受信器によって受け取られたエネルギーの総量と、消費および/または蓄積されたエネルギーの総量との間の差が検出され、検出された差が、エネルギー・バランスに関連付けされる少なくとも1つの測定される電気パラメータの時間にわたる積分に関連付けされると、決定デバイスは、エネルギー・バランスに関連付けされるモニタリングされた電圧および/または電流に対する積分を決定する。

40

- 微分係数が、消費および/または蓄積されるエネルギーの総量に関連付けされる測定された電気パラメータの時間にわたって決定されると、決定デバイスは、エネルギー・バランスに関連付けされるモニタリングされた電圧および/または電流に対する微分係数を決定する。

- エネルギー伝送デバイスは、人体の外部に配置されるコイルを備え、電気回路が、電気パルスにより外部のコイルを作動させて無線エネルギーを伝送させるために設けられる。電気パルスは、立ち上がり区間および立ち下がり区間を有し、電気回路は、連続する

50

立ち上がり区間と立ち下がり区間との間の第 1 の時間間隔、および / または、電気パルスの連続する立ち下がり区間と立ち上がり区間との間の第 2 の時間間隔を変動させて、伝送される無線エネルギーの電力を変動させるように適合化される。結果として、伝送された無線エネルギーを受け取るエネルギー受信器は、さまざまな電力を有する。

- 電気回路は、第 1 および / または第 2 の時間間隔を変動させることを除いては変更されない状態に留めて電気パルスを送給するように適合化される。

- 電気回路は、時間定数を有し、第 1 の時間定数の範囲内のみにおいて第 1 の時間間隔および第 2 の時間間隔を変動させるように適合化されるため、第 1 の時間間隔および / または第 2 の時間間隔の長さが変動される場合には、コイルへの伝送される電力は、変動される。

10

- 電気回路は、電気パルスの連続する立ち上がり区間と立ち下がり区間との間の第 1 の時間間隔の長さを変動させることのみにより変動されることとなる電気パルスを送給するように適合化される。

- 電気回路は、一連の 2 つ以上の電気パルスを一列にて供給するように適合化され、前記一連の電気パルスは、パルス列の始点に第 1 の電気パルスを有し、パルス列の終点に第 2 の電気パルスを有する。

- 連続する、第 1 のパルス列中の第 2 の電気パルスの立ち下がり区間と、第 2 のパルス列の第 1 の電気パルスの立ち上がり区間との間の第 2 の時間間隔の長さは、第 1 の電子回路によって変動される。

- 電気回路は、実質的に一定の高さおよび / または振幅および / または強度および / または電圧および / または電流および / または周波数を有するパルスとして電気パルスを供給するように適合化される。

20

- 電気回路は、時間定数を有し、第 1 の時間定数の範囲内のみにおいて第 1 および第 2 の時間間隔を変動させるように適合化されるため、第 1 の時間間隔および / または第 2 の時間間隔が変動される場合には、第 1 のコイルへ伝送される電力は、変動される。

- 電気回路は、第 1 の時間定数を含む範囲、または、第 1 の時間定数の大きさと比較した場合に第 1 の時間定数に比較的近い位置の範囲内においてのみ、第 1 の時間間隔および / または第 2 の時間間隔の長さを変動させる電気パルスを供給するように適合化される。

【 0 1 0 7 】

30

図 2 6 ~ 図 2 9 は、本発明による移植装置を液圧式にまたは空圧式に作動させる 4 つの異なる方法のより詳細なブロック図を示す。

【 0 1 0 8 】

図 2 6 は、上述のようなシステムを図示する。このシステムは、移植装置 1 0 を備え、さらに、独立した調整リザーバ 1 0 1 3、一方向ポンプ 1 0 0 9、および交番弁 1 0 1 4 を備える。

【 0 1 0 9 】

図 2 7 は、装置 1 0 および流体リザーバ 1 0 1 3 を図示する。調整リザーバの壁部を動かす、または、調整リザーバのサイズを任意の他の異なる様式で変化させることにより、いかなる弁も用いずに、装置の調節を実施することができ、流体の自由な通行が、リザーバの壁部の移動によりいつでも可能となる。

40

【 0 1 1 0 】

図 2 8 は、装置 1 0、2 方向ポンプ 1 0 0 9、および調整リザーバ 1 0 1 3 を図示する。

【 0 1 1 1 】

図 2 9 は、第 2 の閉鎖系を制御する第 1 の閉鎖系を有する反転サーボ・システムのブロック図を示す。このサーボ・システムは、調整リザーバ 1 0 1 3 およびサーボ・リザーバ 1 0 5 0 を備える。サーボ・リザーバ 1 0 5 0 は、機械的相互連結部 1 0 5 4 を介して移植装置 1 0 を機械的に制御する。この装置は、拡張可能 / 接触可能な空洞部を有する。この空洞部は、好ましくは、装置 1 0 と流体連通状態にある調節可能なリザーバ 1 0 5 2 か

50

ら作動流体を供給することにより、膨張または収縮される。代替としては、この空洞部は圧縮可能なガスを含み、このガスは、サーボ・リザーバ１０５０の制御下において圧縮および膨張され得る。

【０１１２】

サーボ・リザーバ１０５０は、さらに、この装置自体の一部であることが可能である。

【０１１３】

一実施形態においては、調整リザーバは、患者の皮膚の下方の皮下に配置され、指によりその外側面を押すことによって作動される。このシステムは、図３０ａ～図３０ｃに図示される。図３０ａにおいては、可撓性皮下調整リザーバ１０１３が、導管１０１１によりバルジ形状サーボ・リザーバ１０５０に連結されて、図示される。このペロー形状サーボ・リザーバ１０５０は、可撓性装置１０内に含まれる。図３０ａに図示される状態においては、サーボ・リザーバ１０５０は、最小限の流体を収容し、殆どの流体は、調整リザーバ１０１３中に見られる。サーボ・リザーバ１０５０と装置１０との間の機械的相互連結により、装置１０の外形状が、収縮され、すなわち、その最大体積を下回った状態を呈する。この最大体積は、図においては破線により図示される。

10

【０１１４】

図３０ｂは、一状態を図示し、装置が中に移植された患者などのユーザが調整リザーバ１０１３を押すことにより、中に収容される流体が、導管１０１１を通りサーボ・リザーバ１０５０内へと流され、サーボ・リザーバ１０５０は、サーボ・リザーバ１０５０がペロー形状であることによって、長手方向に膨張する。この膨張により、次いで、装置１０が膨張され、それにより、装置１０は、その最大体積状態を呈し、それにより、装置１０が接触する胃壁（図示せず）が伸展される。

20

【０１１５】

調整リザーバ１０１３は、好ましくは、圧縮後にその形状を維持するための手段１０１３ａを備える。したがって、図中において概略的に示されるこの手段は、ユーザが調整リザーバを放した場合でも、装置１０を伸展位置に保持することになる。このようにして、調整リザーバは、システムのオン／オフ・スイッチとして実質的に作動する。

【０１１６】

次に、図３１および図３２ａ～図３２ｃを参照として、液圧式作動または空圧式作動の代替的な実施形態を説明する。図３１に図示されるブロック図は、第２の閉鎖系を制御する第１の閉鎖系を備える。第１のシステムは、調整リザーバ１０１３およびサーボ・リザーバ１０５０を備える。サーボ・リザーバ１０５０は、機械相互連結部１０５４を介して比較的大きな調節可能なリザーバ１０５２を機械的に制御する。次いで、膨張可能／収縮可能な空洞部を有する移植装置１０が、この比較的大きな調節可能なリザーバ１０５２により、装置１０と流体連通状態にある比較的大きな調節可能なリザーバ１０５２から作動流体を供給することによって制御される。

30

【０１１７】

次に、図３２ａ～図３２ｃを参照として、この実施形態の一例を説明する。先述の実施形態と同様に、調節リザーバが、患者の皮膚の下方に皮下に配置され、指によりその外側面を押すことによって作動される。調整リザーバ１０１３は、導管１０１１によりペロー形状サーボ・リザーバ１０５０と流体連通状態にある。図３１ａに図示される第１の閉鎖系１０１３、１０１１、１０５０においては、サーボ・リザーバ１０５０は、最小の流体を収容し、殆どの流体は、調整リザーバ１０１３内に見られる。

40

【０１１８】

サーボ・リザーバ１０５０は、この例においては、ペロー形状をやはり有するが、サーボ・リザーバ１０５０よりも大きな直径を有する、比較的に大きな調節可能なリザーバ１０５２に機械的に連結される。比較的大きな調節可能なリザーバ１０５２は、装置１０と流体連通状態にある。これは、ユーザが調整リザーバ１０１３を押し、それにより流体を調整リザーバ１０１３からサーボ・リザーバ１０５０へと変位させる場合に、サーボ・リザーバ１０５０の膨張が、比較的大きな調節可能なリザーバ１０５２から装置１０に比較

50

的大きな体積の流体を変位させることとなる。換言すれば、この反転されたサーボにおいては、調整リザーバ中の小さな体積が、比較的高い力により押圧され、これにより、単位面積あたり比較的小さな力により、比較的大きな総面積の動きが引き起こされる。

【 0 1 1 9 】

図 3 0 a ~ 図 3 0 c を参照として上述された先述の実施形態におけるのと同様に、好ましくは、調整リザーバ 1 0 1 3 は、圧縮後にその形状を維持するための手段 1 0 1 3 a を備える。したがって、図中において概略的に示されるこの手段は、ユーザが調整リザーバを放した場合でも、装置 1 0 を伸展位置に保持することになる。このようにして、調整リザーバは、システムのオン / オフ・スイッチとして基本的に作動する。

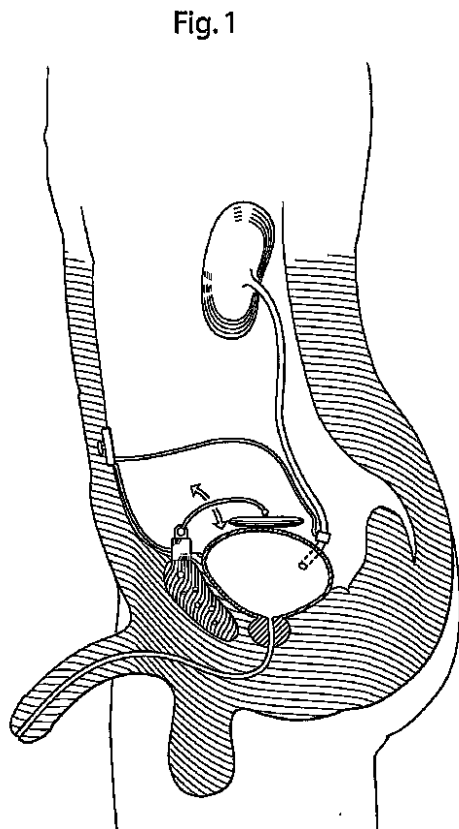
【 符号の説明 】

【 0 1 2 0 】

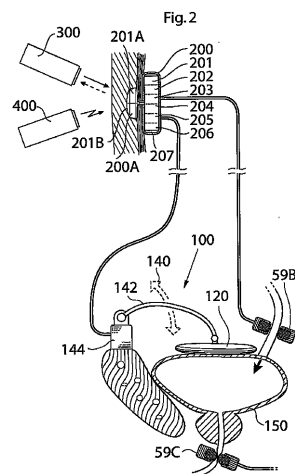
5 9 B、5 9 C 制限デバイス； 1 0 0 動力部材； 1 2 0 膀胱接触部；
1 4 0 加圧器； 1 4 2 可動アーム； 1 4 4 作動デバイス；
2 0 0 制御デバイス； 2 0 1 エネルギー源； 2 0 1 A 手動操作スイッチ；
2 0 1 B 注入ポート； 2 0 2 エネルギー変換デバイス；
2 0 3 内部制御ユニット； 2 0 4 スイッチ 2 0 4；
2 0 5 センサ制御ユニット； 2 0 6 内方リザーバ；
3 0 0 リモート・コントロール； 付勢ユニット 4 0 0。

10

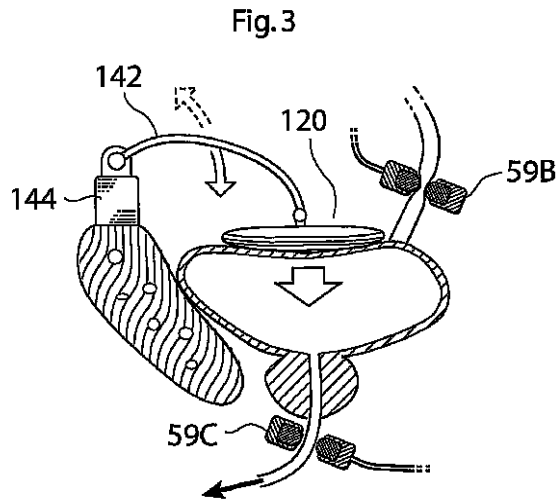
【 図 1 】



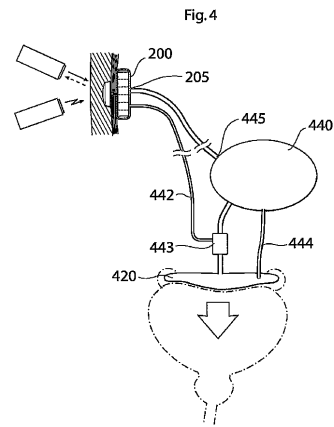
【 図 2 】



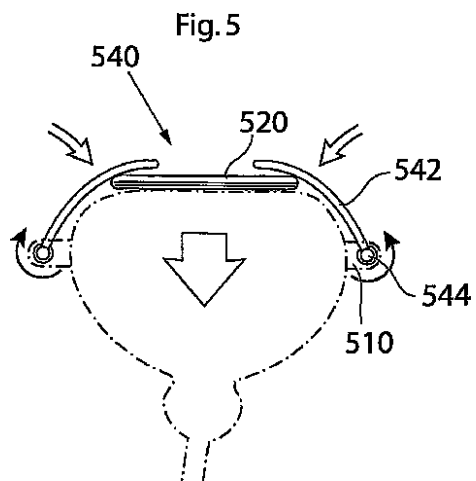
【 図 3 】



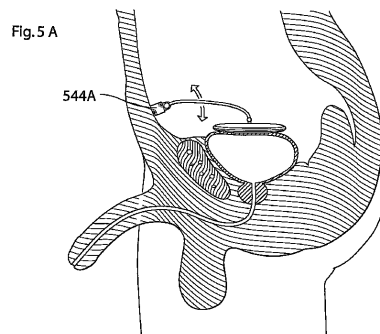
【 図 4 】



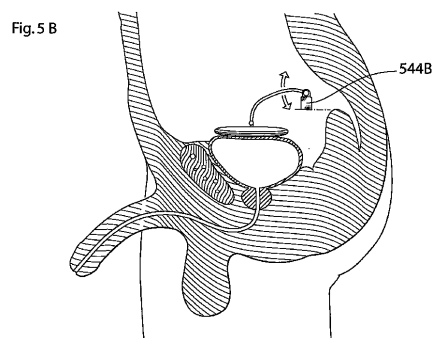
【 図 5 】



【 図 5 A 】

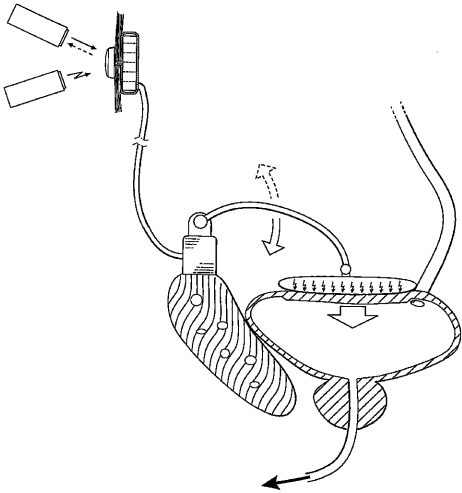


【 図 5 B 】



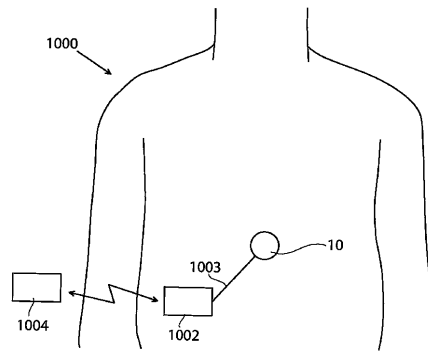
【 図 5 C 】

Fig.5 C



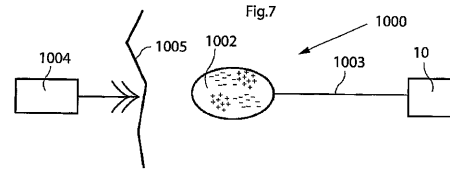
【 図 6 】

Fig.6



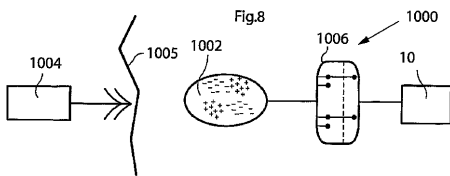
【 図 7 】

Fig.7



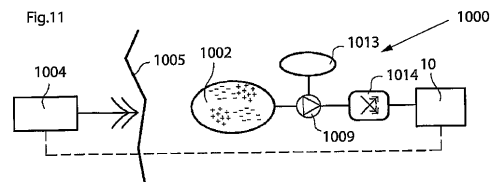
【 図 8 】

Fig.8



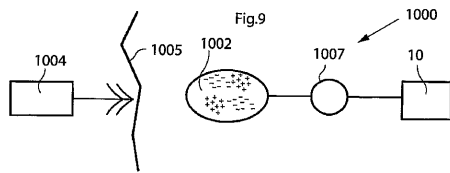
【 図 1 1 】

Fig.11



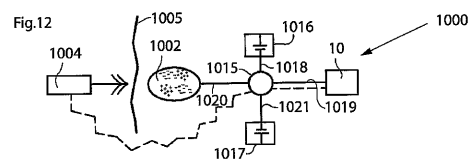
【 図 9 】

Fig.9



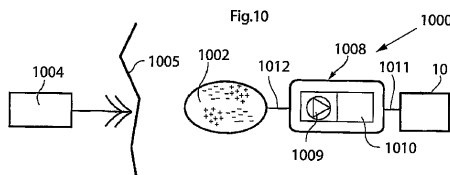
【 図 1 2 】

Fig.12



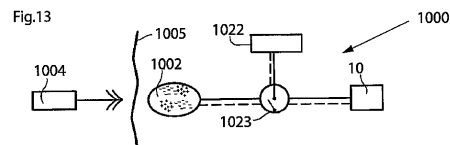
【 図 1 0 】

Fig.10

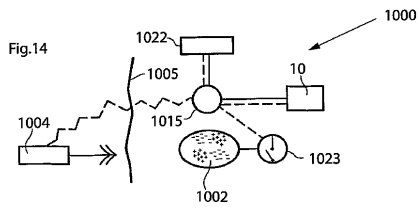


【 図 1 3 】

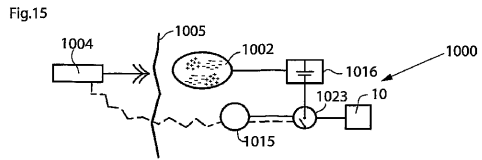
Fig.13



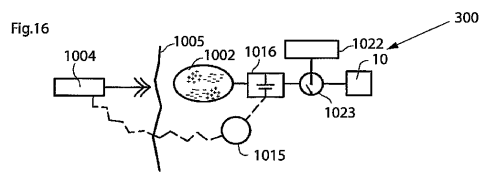
【図 14】



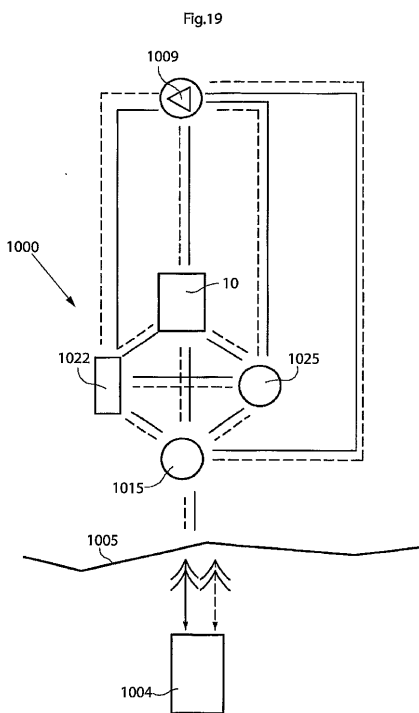
【図 15】



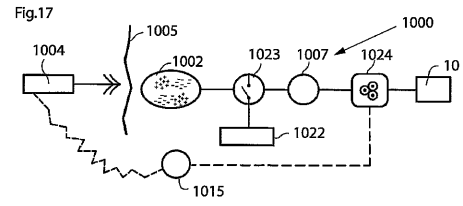
【図 16】



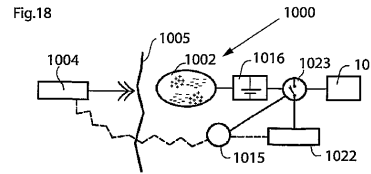
【図 19】



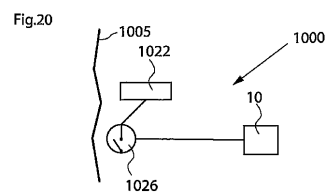
【図 17】



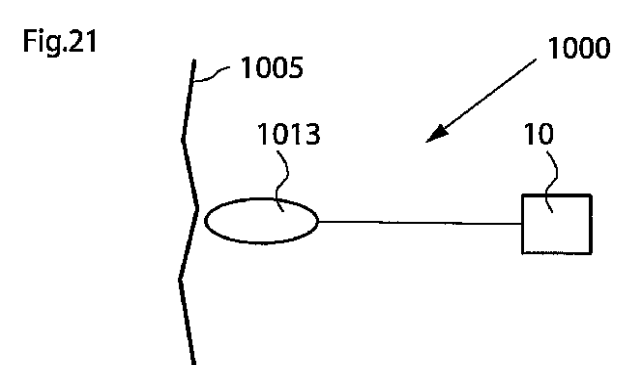
【図 18】



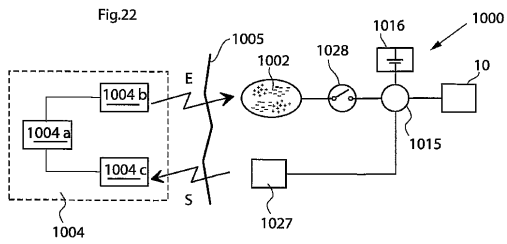
【図 20】



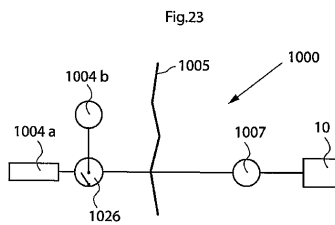
【図 21】



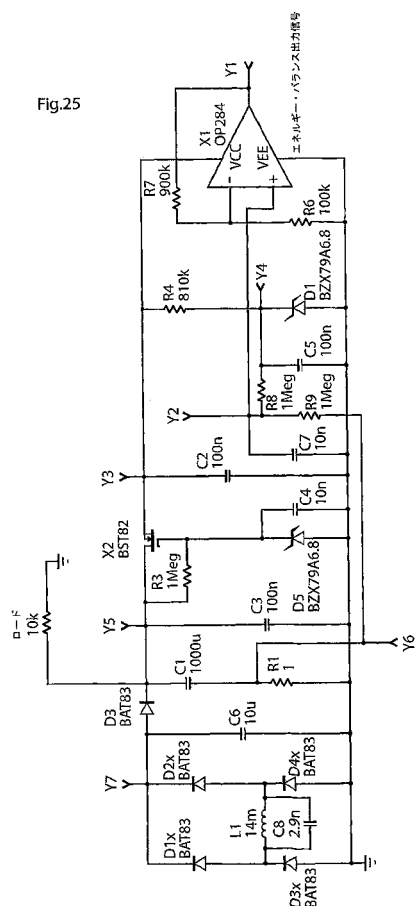
【 図 2 2 】



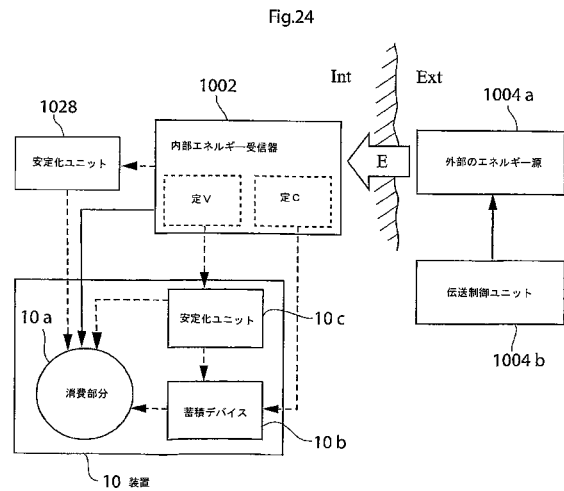
【 図 2 3 】



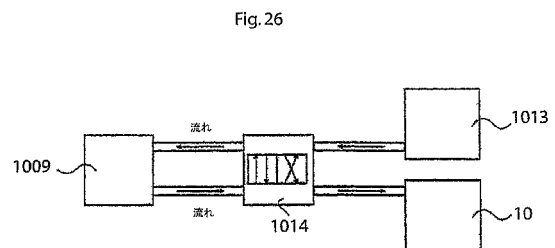
【 図 2 5 】



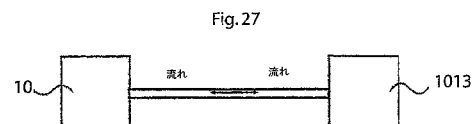
【 図 2 4 】



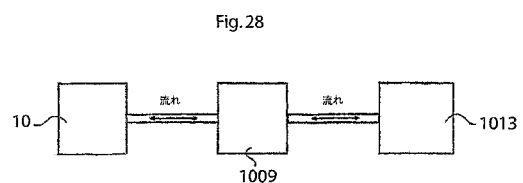
【 図 2 6 】



【圖 27】

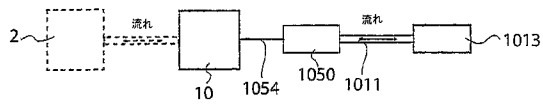


【圖 28】



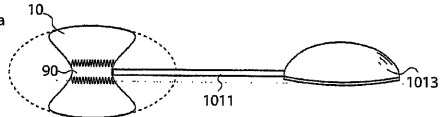
【図 29】

Fig.29



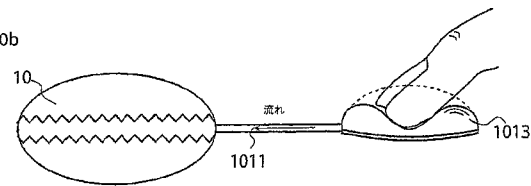
【図 30 a】

Fig.30a



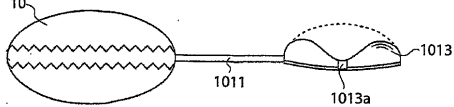
【図 30 b】

Fig.30b



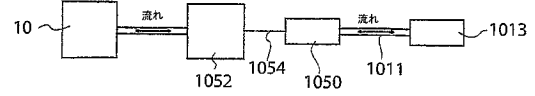
【図 30 c】

Fig.30c



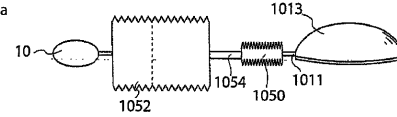
【図 31】

Fig.31



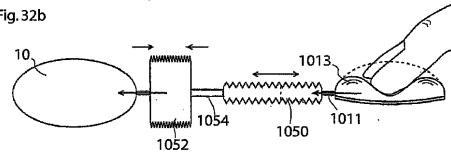
【図 32 a】

Fig.32a



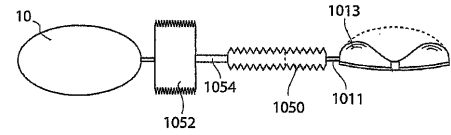
【図 32 b】

Fig.32b



【図 32 c】

Fig.32c



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/SE2008/000560

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC: see extra sheet 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)		
IPC: A61F, A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
SE,DK,FI,NO classes as above		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPO-INTERNAL, WPI DATA, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 20040242956 A1 (SCORVO), 2 December 2004 (02.12.2004)	1,4-8,10,30, 41,44-47,49, 50,54,55,58
X	figures 8-12, paragraphs (0083)-(0092)	59,65-67,69
Y	--	34-40,42,48, 51-53,57,60, 64,68,70-81
Y	US 20030125768 A1 (PETER), 3 July 2003 (03.07.2003), whole document	42,48,51-53, 60,64,68,70
A	--	34-40,43,61, 62,82-84
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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		Date of mailing of the international search report
20 February 2009		23 -02- 2009
Name and mailing address of the ISA/ Swedish Patent Office Box 5055, S-102 42 STOCKHOLM Facsimile No. +46 8 666 02 86		Authorized officer Lisa Sellgren / JA A Telephone No. +46 8 782 25 00

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/SE2008/000560

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 5123428 A (SCHWARZ), 23 June 1992 (23.06.1992), column 8, line 39 - line 47 --	34-40, 43, 61, 62, 82-89
Y	US 20050266042 A1 (TSENG), 1 December 2005 (01.12.2005), page 2, paragraph (0017) --	34-40, 63
Y	US 5876425 A (GORD ET AL), 2 March 1999 (02.03.1999), whole document -----	71-81

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/SE2008/000560

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The following separate inventions were identified:

1: Claims 1-33 directed to an apparatus for treating urinary retention of a mammal patient comprising an implantable power member adapted to exert a force from the outside on a selected

.../...

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of any additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/SE2008/000560

Box III

part of the urinary bladder in order to discharge urine from the bladder and a control device.

2: Claims 34-40, 82-84 directed to methods for implanting an apparatus according to claim 1, comprising the steps of inserting a needle-like tube into the abdomen of the patient, filling the abdomen with gas, placing at least two laparoscopic trocars in the patient's body, etc.

3: Claims 41-81 directed to a system comprising an apparatus according to any one of the claims 1-33, the design of the control device, as well as the means for transforming energy.

The present application has been considered to contain 3 inventions which are not linked such that they form a single general inventive concept, as required by Rule 13 PCT for the following reasons:

The single general concept of the present application is the teaching of claim 1, an apparatus for treating urinary retention comprising an implantable powered member adapted to exert a force on the outside on a selected part of the urinary bladder in order to discharge urine from the urinary bladder, and a control device for controlling the operation of the powered member.

Document D1 discloses an apparatus and system for treating urinary retention, comprising an implantable powered member (800) adapted to exert a force from the outside on a selected part of the urinary bladder in order to discharge urine from the bladder and a control device (1200, see paragraph 0083 - paragraph 0090).

Thus, the single general concept is known and cannot be considered as a single general inventive concept in the sense of Rule 13.1 PCT.

No other features can be distinguished which can be considered as the same or corresponding special technical features in the sense of Rule 13.2 PCT.

Thus, the application lacks unity of invention.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/SE2008/000560
--

International patent classification (IPC)**A61F 2/02 (2006.01)****Download your patent documents at www.prv.se**

The cited patent documents can be downloaded at www.prv.se by following the links:

- In English/Searches and advisory services/Cited documents (service in English) or
- e-tjänster/anförda dokument (service in Swedish).

Use the application number as username.

The password is **HFADLNMERN**.

Paper copies can be ordered at a cost of 50 SEK per copy from PRV InterPat (telephone number 08-782 28 85).

Cited literature, if any, will be enclosed in paper form.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

01/11/2008

International application No.

PCT/SE2008/000560

US 20040242956 A1 02/12/2004 NONE

US 20030125768 A1 03/07/2003	AU	4297701 A	03/10/2001
	SE	521844 C	09/12/2003
	SE	0100628 A,L	24/08/2002
	WO	02069725 A	12/09/2002
	AT	416743 T	15/12/2008
	AU	761002 B	29/05/2003
	AU	3070701 A	20/08/2001
	BR	0108141 A	05/03/2003
	CA	2398544 A	16/08/2001
	CN	1400888 A,T	05/03/2003
	CN	101138528 A	12/03/2008
	DE	60136910 D	00/00/0000
	EP	1253886 A,B	06/11/2002
	MX	PA02007653 A	23/08/2004
	WO	0158393 A	16/08/2001

US 5123428 A 23/06/1992	CA	2092925 A	19/04/1992
	DE	69026839 D,T	07/11/1996
	EP	0553075 A,B	04/08/1993
	JP	3247692 B	21/01/2002
	JP	6501627 T	24/02/1994
	US	4969474 A	13/11/1990
	US	5012822 A	07/05/1991
	US	5097848 A	24/03/1992
	WO	9206652 A	30/04/1992

US 20050266042 A1 01/12/2005 EP 1602334 A 07/12/2005

US 5876425 A 02/03/1999	US	5522865 A	04/06/1996
	US	5531774 A	02/07/1996
	US	5569307 A	29/10/1996
	US	5603726 A	18/02/1997
	US	5609616 A	11/03/1997
	US	5776172 A	07/07/1998
	US	5938691 A	17/08/1999

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C097 AA30 BB01 BB04 CC01 CC04 CC16
4C160 FF41

专利名称(译)	一种用于外部排尿控制的可植入装置		
公开(公告)号	JP2011500135A	公开(公告)日	2011-01-06
申请号	JP2010528830	申请日	2008-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	弥看起来控股ES黄貂鱼		
申请(专利权)人(译)	Mirukkusu控股Esuei		
[标]发明人	フォーセルピーター		
发明人	フォーセル,ピーター		
IPC分类号	A61F2/04 A61F2/02 A61M1/00 A61N1/06 A61B17/34		
CPC分类号	A61B5/076 A61B5/02007 A61B5/4393 A61B5/6862 A61B5/6876 A61B5/6885 A61B17/12009 A61B17/1355 A61B2017/00221 A61B2017/00411 A61B2017/00703 A61B2017/00734 A61B2090/065 A61B2562/0247 A61B2562/0261 A61F2/0036 A61F2/004 A61F2/042 A61F2002/30668 A61F2002/3067 A61F2250/0001 A61F2250/0002		
FI分类号	A61F2/04 A61F2/02 A61M1/00.550 A61N1/06 A61B17/34		
F-TERM分类号	4C053/DD02 4C077/AA19 4C077/BB10 4C077/DD01 4C097/AA30 4C097/BB01 4C097/BB04 4C097/CC01 4C097/CC04 4C097/CC16 4C160/FF41		
代理人(译)	山川茂树		
优先权	60/960715 2007-10-11 US 60/960716 2007-10-11 US		
其他公开文献	JP2011500135A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在一种方法，系统和装置中，围绕动脉瘤提供构件，使得能够治疗和监测动脉瘤。根据一个实施例，该装置适于在术后进行调整。由此可以有效地进行治疗，而无需在调节构件时进行手术。

