

(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2011-500139

(P2011-500139A)

(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 B 17/42 (2006. 01)	A 6 1 B 17/42	4 C 0 5 3
A 6 1 F 2/48 (2006. 01)	A 6 1 F 2/48	4 C 0 9 7
A 6 1 N 1/36 (2006. 01)	A 6 1 N 1/36	4 C 0 9 8
A 6 1 B 19/00 (2006. 01)	A 6 1 B 19/00 5 1 1	4 C 1 6 0
A 6 1 F 6/14 (2006. 01)	A 6 1 F 5/47	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 107 頁)

(21) 出願番号	特願2010-528836 (P2010-528836)	(71) 出願人	510101826
(86) (22) 出願日	平成20年10月10日 (2008. 10. 10)		ミルックス・ホールディング・エスエイ
(85) 翻訳文提出日	平成22年6月11日 (2010. 6. 11)		ルクセンブルク国・エルー 2 5 2 2 ・ルク
(86) 国際出願番号	PCT/SE2008/000593		センブルク・リュ ギヨム シュナイダー
(87) 国際公開番号	W02009/048399		・ナンパー 1 2
(87) 国際公開日	平成21年4月16日 (2009. 4. 16)	(74) 代理人	100064621
(31) 優先権主張番号	60/960, 715		弁理士 山川 政樹
(32) 優先日	平成19年10月11日 (2007. 10. 11)	(74) 代理人	100098394
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 山川 茂樹
(31) 優先権主張番号	60/960, 716	(72) 発明者	フォーセル, ピーター
(32) 優先日	平成19年10月11日 (2007. 10. 11)		スイス国・シイエイチ 6 3 0 0 ツーク
(33) 優先権主張国	米国 (US)		・エグリシュトラーセ 6 6
(31) 優先権主張番号	60/960, 918	F ターム (参考)	4C053 JJ21
(32) 優先日	平成19年10月19日 (2007. 10. 19)		4C097 AA30 BB06 CC07
(33) 優先権主張国	米国 (US)		4C098 AA06 EE21

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 卵管内の精子の流れを制御する装置

(57) 【要約】

患者の卵管の卵管壁面によって形成された卵管内の精子の流れを制御する装置であって、卵管内の流れに影響を与えるように卵管の少なくとも一部を優しく（すなわち、卵管壁面の血液循環を実質的に損なうことなく）狭くする移植可能な狭くデバイスと、卵管壁面の壁面部分を刺激する刺激デバイスとを備えている。制御デバイスは、狭くデバイスが壁面部分を狭くした場合に、壁面部分を刺激して、狭くデバイスによって狭くされた壁面部分を収縮させて、さらに卵管内の流れに影響を与えるように、刺激デバイスを制御する。卵管を傷つける危険が低い状態で、卵管内の流れを制限するまたは止めるように、または卵管内の流体を積極的に移動させるように装置を使用することができる。

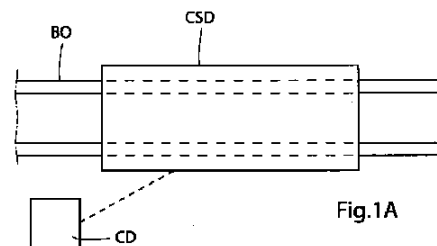


Fig.1A

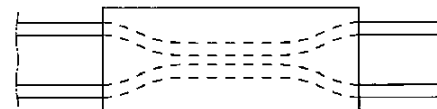


Fig.1B

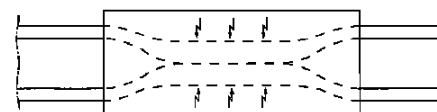


Fig.1C

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

女性患者の輸卵管の精子の流れを制御する装置であって：

子宮管壁の少なくとも一つの部分に適用される移植可能な流れ影響デバイスおよび流れ影響デバイスを輸卵管壁部分の精子の流れに影響するために制御するための制御装置。

【請求項 2】

流れ影響デバイスは輸卵管壁部分を刺激するための刺激デバイスから成る、そして、制御装置は刺激デバイスを輸卵管壁部分を刺激するために制御し、輸卵管壁部分の収縮に輸卵管の精子の流れに影響させる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

流れ影響デバイスは子宮管壁の壁部分を締めつけるための狭さくデバイスから成る、そして、制御装置は狭さくデバイスを輸卵管壁部分を締めつけるために制御し、輸卵管壁部分の収縮に輸卵管の精子の流れに影響させる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

流れ影響デバイスは輸卵管壁部分の精子の流れに影響するために穏やかに輸卵管壁部分の少なくとも一つの部分を締めつけるための移植可能な狭さくデバイスから成る、そして、狭さくデバイスが輸卵管壁部分を締めつけるにつれて、輸卵管壁部分および制御装置を刺激するための刺激デバイスは刺激デバイスを輸卵管壁部分を励まして輸卵管壁部分の収縮に更に輸卵管の精子の流れに影響させるようにするために制御する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

狭さくデバイスを患者の壁部分の狭さくを調整するために制御する請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

互いに独立に狭さくおよび刺激デバイスを制御する請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

刺激デバイスを壁部分を刺激するために制御し、一方で、狭さくデバイスを壁部分の狭さくを変えるために制御する請求項 5 に記載の装置。

【請求項 8】

狭さくデバイスを輸卵管の流れの所望の影響まで壁部分の狭さくを調整するために制御することが得られると共に、制御装置は刺激デバイスを壁部分を刺激するために制御することによって狭さくデバイスを調整するのに適している請求項 5 に記載の装置。

【請求項 9】

制御装置が狭さくデバイスを壁部分の狭さくを変えるために制御すると共に、制御装置は刺激デバイスを壁部分を刺激しないために制御する請求項 5 に記載の装置。

【請求項 10】

制御装置は狭さくデバイスを壁部分を締めつけるために制御し、輸卵管の流れは制限されるが、止められなくて、刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励ましてその収縮が生じるようにするために制御し、そうすると、輸卵管の流れは更に制限されるが、止められない請求項 5 に記載の装置。

【請求項 11】

制御装置は、刺激デバイスを患者の検出された物理パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

制御装置は、刺激デバイスを装置の検出された関数パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項 10 に記載の装置。

【請求項 13】

制御装置は、第一モードの刺激デバイスを更に制限する締めつけられた壁部分を刺激するが、輸卵管の流れを止めないために制御して、第二モードの刺激デバイスを輸卵管の流れを増加させるために壁部分の刺激をやめるために制御する請求項 10 に記載の装置。

【請求項 14】

第二モードの制御装置は、刺激デバイスを壁部分の刺激をやめるために制御して、狭くデバイスを輸卵管の流れを回復するために壁部分をリリースするために制御する請求項13に記載の装置。

【請求項 15】

制御装置は狭くデバイスを壁部分を締めつけるために制御し、輸卵管の流れは制限されるが、止められなくて、刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励ましてその収縮が生じるようにするために制御され、輸卵管の流れは止められる請求項5に記載の装置。

【請求項 16】

制御装置は、第一モードの刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励まして輸卵管の流れを止めるようにするために制御して、第二モードの刺激デバイスを輸卵管の流れを許容するために壁部分の刺激をやめるために制御する請求項15に記載の装置。

10

【請求項 17】

第二モードの制御装置は、刺激デバイスを壁部分の刺激をやめるために制御して、狭くデバイスを輸卵管の流れを回復するために壁部分をリリースするために制御する請求項16に記載の装置。

【請求項 18】

制御装置は、刺激デバイスを患者の検出された物理パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項15に記載の装置。

【請求項 19】

制御装置は、刺激デバイスを装置の検出された関数パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項15に記載の装置。

20

【請求項 20】

制御装置は刺激デバイスを壁部分の刺激の輝度を増加させるために制御し、圧力上昇が輸卵管で起こるときに、輸卵管の流れは止められるままである請求項18に記載の装置。

【請求項 21】

輸卵管の圧力に関する患者のボディの物理パラメータを検出するためのセンサから更に成り、制御装置は、センサから信号に応答して刺激デバイスを制御する請求項20に記載の装置。

30

【請求項 22】

物理パラメータは患者のボディの圧力である、そして、センサはプレッシャセンサである請求項21に記載の装置。

【請求項 23】

制御装置は狭くデバイスを壁部分を締めつけるために制御し、輸卵管の流れは実質的に止められて、刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励ましてその収縮が生じるようにするために制御し、輸卵管の流れは完全に止められる請求項5に記載の装置。

【請求項 24】

制御装置は、第一モードの刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励まして完全に輸卵管の流れを止めるようにするために制御して、第二モードの刺激デバイスを輸卵管の流れを許容するために壁部分の刺激をやめるために制御する請求項23に記載の装置。

40

【請求項 25】

第二モードの制御装置は、刺激デバイスを壁部分の刺激をやめるために制御して、狭くデバイスを輸卵管の流れを回復するために壁部分をリリースするために制御する請求項24に記載の装置。

【請求項 26】

制御装置は、刺激デバイスを患者の検出された物理パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項23に記載の装置。

【請求項 27】

制御装置は、刺激デバイスを装置の検出された関数パラメータに応答して壁部分の刺激の

50

輝度を調整するために制御する請求項 23 に記載の装置。

【請求項 28】

制御装置は刺激デバイスを輸卵管の検出された圧力上昇に応答して壁部分の刺激の輝度を増加させるために制御し、輸卵管の流れは止められるままである請求項 26 に記載の装置。

【請求項 29】

患者の物理パラメータを検出するためのセンサは輸卵管の圧力に関するボディである。そこにおいて、制御装置はセンサから信号に応答して刺激デバイスを制御する請求項 28 に記載の装置。

【請求項 30】

物理パラメータは患者のボディの圧力であり、センサはプレッシャセンサである請求項 29 に記載の装置。

【請求項 31】

制御装置は狭さくデバイスを壁部分を締めつけるために制御し、輸卵管の流れは止められる請求項 4 に記載の装置。

【請求項 32】

制御装置は、第一モードの狭さくデバイスを輸卵管の流れを止めるために締めつけられた壁部分を締めつけるために制御して、第二モードの狭さくデバイスを輸卵管の流れを回復するために壁部分の狭さくをやめるために制御する請求項 31 に記載の装置。

【請求項 33】

制御装置は刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励ましてその収縮が生じるようにするために制御し、圧力上昇が輸卵管で起こるときに、輸卵管の流れは止められるままである請求項 31 に記載の装置。

【請求項 34】

患者の物理パラメータを検出するためのセンサは輸卵管の圧力に関するボディであり、そこにおいて、制御装置はセンサから信号に応答して刺激デバイスを制御する請求項 33 に記載の装置。

【請求項 35】

物理パラメータは患者のボディの圧力である、そして、センサはプレッシャセンサである請求項 34 に記載の装置。

【請求項 36】

制御装置は、患者のボディの外側でから狭さくデバイスおよび / または刺激デバイスを制御する請求項 4 に記載の装置。

【請求項 37】

制御装置は、患者によって手術可能である請求項 36 に記載の装置。

【請求項 38】

制御装置に、スイッチを入れるための手動で手術可能なスイッチおよび、狭さくデバイスおよび / または刺激デバイスから、患者のボディの外側で手動操作である患者の皮下埋め込み術に適応しているスイッチが設けられている請求項 37 に記載の装置。

【請求項 39】

制御装置には、患者によって手術可能な携帯電波式遠隔操作が設けられて、狭さくデバイスおよび / または刺激デバイス上の、そして、を離れたスイッチように構成されている請求項 37 に記載の装置。

【請求項 40】

制御装置は、ワイヤレスで狭さくデバイスおよび / または刺激デバイスを制御する請求項 36 に記載の装置。

【請求項 41】

制御装置は、ワイヤレスで非磁性方法の狭さくデバイスを制御する請求項 40 に記載の装置。

【請求項 42】

10

20

30

40

50

狭さくデバイスは、通常患者の輸卵管壁部分を押えられた状態（締めつけられた壁部分の血行が実質的に無制限である、そして、輸卵管の流れが少なくとも制限される）に保つように設計されている請求項 4 に記載の装置。

【請求項 4 3】

制御装置は刺激デバイスを締めつけられた輸卵管壁部分を励ましてその収縮が生じるようにするために制御し、アウトレット開口部は更に制限するが、輸卵管の流れを止めないために減じている請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 4】

制御装置は、刺激デバイスを患者の検出された物理パラメータまたは装置の関数パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項 4 3 に記載の装置。

10

【請求項 4 5】

制御装置は、第一モードの刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励まして更に輸卵管の流れを制限するようにするために制御して、第二モードの刺激デバイスを輸卵管の流れを増加させるために壁部分の刺激をやめるために制御する請求項 4 3 に記載の装置。

【請求項 4 6】

制御装置は刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励ましてその収縮が生じるようにするために制御し、そうすると、輸卵管の流れは止められる請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 7】

制御装置は、刺激デバイスを患者の検出された物理パラメータまたは装置の関数パラメータに応答して壁部分の刺激の輝度を調整するために制御する請求項 4 6 に記載の装置。

20

【請求項 4 8】

制御装置は刺激デバイスを刺激の輝度を増加させるために制御し、そうすると、圧力上昇が輸卵管で起こるときに、輸卵管の流れは止められるままである請求項 4 7 に記載の装置。

【請求項 4 9】

輸卵管の圧力に関する患者の物理パラメータを検出するためのセンサから更に成り、そこにおいて、制御装置は、センサから信号に応答して刺激デバイスを制御する請求項 4 8 に記載の装置。

【請求項 5 0】

物理パラメータは患者のボディの圧力である、そして、センサはプレッシャセンサである請求項 4 9 に記載の装置。

30

【請求項 5 1】

制御装置は、第一モードの刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励まして輸卵管の流れを止めるようにするために制御して、第二モードの刺激デバイスを輸卵管の流れを許容するために壁部分の刺激をやめるために制御する請求項 4 6 に記載の装置。

【請求項 5 2】

制御装置は、患者のボディの外側でから刺激デバイスを制御する請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 5 3】

制御装置は、患者によって手術可能である請求項 5 2 に記載の装置。

40

【請求項 5 4】

制御装置に、スイッチを入れるための手動で手術可能なスイッチおよび、刺激デバイスから、患者のボディの外側で手動操作である患者の皮下埋め込み術に適応しているスイッチが設けられている請求項 5 3 に記載の装置。

【請求項 5 5】

制御装置には、患者によって手術可能な携帯電波式遠隔操作が設けられて、スイッチ入れおよび離れて刺激デバイスように構成されている請求項 5 3 に記載の装置。

【請求項 5 6】

制御装置は、ワイヤレスで刺激デバイスを制御する請求項 5 2 に記載の装置。

【請求項 5 7】

50

デバイスが断続的に刺激デバイスを制御する制御および個々に壁の興奮異なる領域は財産を分与し、そうすると、領域のうちの少なくとも2つは時間の異なる位置で刺激される請求項2及び4に記載の装置。

【請求項58】

制御装置は刺激デバイスを連続した時限の間、断続的に壁部分の異なる領域の各領域を刺激するために制御し、そして、各期間が時限の経過まで時間とともに領域の満足な血行を維持するのに十分短い請求項57に記載の装置。

【請求項59】

制御装置は刺激デバイスを断続的に壁部分の領域を刺激するために制御し、そうすると、刺激デバイスが再び領域を刺激する前に、現在刺激されない壁部分の領域に実質的に通常の血行を復元する時間がある請求項57に記載の装置。

10

【請求項60】

制御装置は、刺激デバイスを一度に壁部分の一つ以上の異なる領域を刺激するために制御する請求項2及び4に記載の装置。

【請求項61】

制御装置は、刺激デバイスを順次壁部分の異なる領域を刺激するために制御する請求項60に記載の装置。

【請求項62】

制御装置は、刺激デバイスを1つの領域からもう一方へ時間とともに刺激を移すために制御する請求項60に記載の装置。

20

【請求項63】

制御装置は、刺激デバイスを周期的に同じことの壁部分に沿った領域の刺激または患者の輸卵管の流れの逆方向を伝播するために制御する請求項62に記載の装置。

【請求項64】

制御装置は、刺激デバイスを決定された刺激パターンに従う領域の刺激を伝播するために制御する請求項63に記載の装置。

【請求項65】

制御装置は、刺激デバイスを壁部分の刺激の輝度を变化させるために制御する請求項2及び4に記載の装置。

【請求項66】

制御装置は、刺激デバイスを周期的に壁部分の刺激の輝度を变化させるために制御する請求項65に記載の装置。

30

【請求項67】

デバイスが断続的に状況デバイスを制御する制御および個々に、パルスをも有する部分の異なる領域を刺激する請求項2及び4に記載の装置。

【請求項68】

制御装置は断続的なものに位置デバイスを制御する、パルスをも有する領域を刺激する請求項67に記載の装置。

【請求項69】

パルスは、パルス列を形成する請求項67に記載の装置。

40

【請求項70】

少なくとも、壁部分の領域の第1の領域および第二領域は、パルス列が時間とともに互いに移される第一によって、繰り返し刺激される請求項69に記載の装置。

【請求項71】

第1の領域は、第2のパルス列およびその逆によって刺激される請求項70に記載の装置。

【請求項72】

第1および第2のパルス列が少なくとも部分的に重なり合うように、第1および第2のパルス列は各々と関連して移される請求項70に記載の装置。

【請求項73】

50

制御装置は、刺激デバイスを互いに最も少なく部分的に重なりでパルス列のパルスの振幅を変化させるために制御する請求項 6 9 に記載の装置。

【請求項 7 4】

制御装置は、刺激デバイスを各パルス列の個々のパルスとの間にオフタイム期間を変化させるために制御する請求項 6 9 に記載の装置。

【請求項 7 7】

制御装置は、刺激デバイスをパルス列との間にオフタイム期間を変化させるために制御する請求項 6 9 に記載の装置。

【請求項 7 8】

領域がオフタイム期間の間に刺激されないときに、制御装置は刺激デバイスを各領域の実質的に通常の血行を復元するのに十分長いパルス列との間に各オフタイム期間を保つために制御する請求項 7 7 に記載の装置。

10

【請求項 7 9】

制御装置は、刺激デバイスを各パルス列の長さを変化させるために制御する請求項 6 9 に記載の装置。

【請求項 8 0】

制御装置は、刺激デバイスをパルス列の周波数を変化させるために制御する請求項 6 9 に記載の装置。

【請求項 8 1】

制御装置は、刺激デバイスを各パルス列のパルスの数を変化させるために制御する請求項 6 9 に記載の装置。

20

【請求項 8 2】

刺激デバイスは、断続的に、そして、個々に、電氣的に患者の壁部分の異なる領域を刺激する請求項 2 及び 4 に記載の装置。

【請求項 8 3】

刺激デバイスは、電氣的パルスを有する患者の壁部分の領域を刺激する請求項 8 2 に記載の装置。

【請求項 8 4】

壁部分は筋繊維を含む、そして、刺激デバイスは電氣的パルスを有する筋繊維を含んでいる壁部分を刺激し、そして、筋繊維の収縮に壁部分を契約させる請求項 8 3 に記載の装置。

30

【請求項 8 5】

刺激デバイスに、壁部分を係合するための、そして、電氣的パルスを有する壁部分を刺激するための少なくとも一つの電気素子が設けられている請求項 8 2 に記載の装置。

【請求項 8 6】

刺激デバイスに、複数の電気素子が設けられている請求項 8 5 に記載の装置。

【請求項 8 7】

電気素子は、互いに関連して一定の方位に置かれる請求項 8 6 に記載の装置。

【請求項 8 8】

刺激デバイスに、一定の方位の電気素子を保持している構造が設けられている請求項 8 7 に記載の装置。

40

【請求項 8 9】

電気素子は電気素子の細長いパターンを形成する、そして、電気素子の細長いパターンが輸卵管の流れの方向に器官の壁部分に沿って伸びるように、構造は患者の器官に適用できる、そして、素子は壁部分のそれぞれの領域に当接する請求項 8 8 に記載の装置。

【請求項 9 0】

構造は、狭さくデバイスにおいて集積される請求項 8 8 に記載の装置。

【請求項 9 1】

構造は、狭さくデバイスと別である請求項 8 8 に記載の装置。

【請求項 9 2】

50

制御装置は、刺激デバイスを電気素子に電氣的に付勢するために制御する請求項 8 6 に記載の装置。

【請求項 9 3】

制御装置は、刺激デバイスを周期的に電氣的パルスを与える各素子に付勢するために制御する請求項 9 2 に記載の装置。

【請求項 9 4】

制御装置は刺激デバイスを電気素子に付勢するために制御し、そうすると、電気素子の数または群は同時にエネルギーを与えられる請求項 9 3 に記載の装置。

【請求項 9 5】

制御装置は刺激デバイスを電気素子に付勢するために制御し、そうすると、電気素子は順番に一つずつ付勢される、または、ランダムに、または、所定パターンによれば、電気素子の群は順次エネルギーを与えられる請求項 9 3 に記載の装置。

10

【請求項 9 6】

電気素子は電気素子の細長いパターンを形成する、そして、電気素子の細長いパターンが輸卵管の流れの方向に輸卵管の壁部分に沿って伸びるように、素子は患者の壁に適用できる、そして、素子は壁部分のそれぞれの領域に当接する請求項 9 3 に記載の装置。

【請求項 9 7】

制御装置は、刺激デバイスを電気素子の細長いパターンに沿って縦に連続して電気素子に付勢するために制御する請求項 9 6 に記載の装置。

【請求項 9 8】

刺激デバイスが患者の輸卵管に使用されるときに、制御装置は、連続して同じ向きの反対方向に、または電気素子の細長いパターンに沿って電気素子に付勢する刺激デバイスを制御する、輸卵管の流れにおける請求項 9 7 に記載の装置。

20

【請求項 9 9】

制御装置は刺激デバイスを電気素子の細長いパターンの両端の方へ締めつけられた壁部分の中央に実質的に位置から連続して電気素子に付勢するために制御し、そのとき、刺激デバイスは患者の輸卵管に使用される。

【請求項 1 0 0】

制御装置は刺激デバイスを電気素子に付勢するために制御し、そうすると、現在付勢される電気素子は隣接する付勢された電気素子の少なくとも一つの群を形成する請求項 9 7 に記載の装置。

30

【請求項 1 0 1】

付勢された電気素子の群の素子は、付勢された電気素子のパスを形成する請求項 1 0 0 に記載の装置。

【請求項 1 0 2】

付勢された電気素子のパスは患者の輸卵管周辺で少なくとも一つには伸び、そのとき、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 1 0 1 に記載の装置。

【請求項 1 0 3】

付勢された電気素子のパスは患者の輸卵管周辺で完全に伸び、そのとき、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 1 0 2 に記載の装置。

40

【請求項 1 0 4】

付勢された電気素子の群の素子は各々の反対側に伸びている付勢された電気素子の2本のパスを形成し、そのとき、刺激デバイスは患者の輸卵管に使用される請求項 1 0 0 に記載の装置。

【請求項 1 0 5】

付勢された電気素子の2本のパスは患者の輸卵管の相互の側に伸びる、そして、少なくとも実質的に、患者の流れの方向に対するトランスバースは輸卵管である。そのとき、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 1 0 4 に記載の装置。

【請求項 1 0 6】

電気素子は素子（患者の輸卵管の流れの方向に患者の輸卵管に沿って伸びている一連の

50

グループを形成しているグループ)の複数の群を形成する。そのとき、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 9 2 に記載の装置。

【請求項 1 0 7】

刺激デバイスが患者の輸卵管に使用されるときに、制御装置は、連続して同じ向きまたは反対方向に、グループの直列の電気素子のグループにエネルギーを与える刺激デバイスを制御する、輸卵管の流れにおける請求項 1 0 6 に記載の装置。

【請求項 1 0 8】

刺激デバイスが患者の輸卵管に使用されるときに、制御装置は、連続して同じ向きまたは反対方向に、締めつけられた壁部分の中央に実質的に位置からグループの直列の電気素子のグループにエネルギーを与える刺激デバイスを制御する、輸卵管の流れにおける請求項 1 0 6 に記載の装置。

10

【請求項 1 0 9】

電気素子の各群の電気素子は患者の輸卵管周辺で少なくとも一つには伸びている素子のパスを形成し、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 1 0 6 に記載の装置。

【請求項 1 1 0】

素子の各群の電気素子のパスは患者の輸卵管周辺で完全に伸びる。そのとき、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 1 0 9 に記載の装置。

【請求項 1 1 1】

電気素子の各群の電気素子は患者の輸卵管の相互の側に伸びている素子の2本のパスを形成し、そのとき、刺激デバイスは輸卵管に使用される請求項 1 0 6 に記載の装置。

20

【請求項 1 1 2】

素子の各群の電気素子の2本のパスは実質的に少なくともトランスパスを輸卵管の流れの方向まで広げ、そのとき、刺激デバイスは患者の輸卵管に使用される請求項 1 1 1 に記載の装置。

【請求項 1 1 3】

刺激デバイスは、熱的に壁部分を刺激する請求項 2 及び 4 に記載の装置。

【請求項 1 1 4】

前記壁部分を締めつけるための狭さくデバイスから成り、そこにおいて、制御装置は、刺激デバイスを壁部分の原因収縮に締めつけられた壁部分を冷却するために制御する請求項 2 に記載の装置。

30

【請求項 1 1 5】

狭さくデバイスは少なくとも輸卵管の流れを制限するために壁部分を締めつけるのに適しており、そして、制御装置は刺激デバイスをその原因収縮に締めつけられた壁部分を冷却するために制御し、そうすると、輸卵管の流れは少なくとも更に制限される請求項 1 1 4 に記載の装置。

【請求項 1 1 6】

輸卵管の流れが更に制限されるが、止められず、制御装置は、刺激デバイスをその原因収縮に壁部分を冷却するために制御する請求項 1 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 1 7】

制御装置は刺激デバイスをその原因収縮に壁部分を冷却するために制御する。そうすると、輸卵管の流れは止められる請求項 1 1 5 に記載の装置。

40

【請求項 1 1 8】

前記壁部分を締めつけるための狭さくデバイスを含み、制御装置は刺激デバイスを壁部分を加熱するために制御し、そのとき、壁部分の膨張を引き起こすために、壁部分は締めつけられて、契約される請求項 2 に記載の装置。

【請求項 1 1 9】

壁部分は血管を含む、そして、制御装置は刺激デバイスをその原因収縮に血管を冷却するか、またはその膨張を引き起こすために血管を加熱するよう制御する請求項 1 1 3 に記載の装置。

【請求項 1 2 0】

50

制御装置は、患者のボディの外側でから狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを制御する請求項 1 1 4 に記載の装置。

【請求項 1 2 1】

制御装置に、流れ影響デバイスを制御するための患者において移植可能な内部制御装置が設けられている請求項 1 - 4 に記載の装置。

【請求項 1 2 2】

内部制御装置は、プログラム可能である請求項 1 2 1 に記載の装置。

【請求項 1 2 3】

制御装置に、狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを制御するための患者のボディの外側にあることを目的とする外部制御装置が設けられている請求項 1 2 2 に記載の装置。

10

【請求項 1 2 4】

内部制御装置は、外部制御装置によってプログラム可能である請求項 1 2 3 に記載の装置。

【請求項 1 2 5】

内部制御装置は、時間とともに狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを制御するためにプログラム可能である請求項 1 2 3 に記載の装置。

【請求項 1 2 6】

内部制御装置は、作業計画プログラムに従って時間とともに狭さくデバイスを制御する請求項 1 2 5 に記載の装置。

20

【請求項 1 2 7】

内部制御装置に、マイクロプロセッサが設けられている請求項 1 2 3 に記載の装置。

【請求項 1 2 8】

少なくとも一つの移植可能なセンサから成り、そこにおいて、制御装置は、センサから信号に応答して流れ影響デバイスを制御する請求項 1 - 4 に記載の装置。

【請求項 1 2 9】

センサは、直接、または、間接的に、患者の少なくとも一つの物理パラメータを検出する請求項 1 2 8 に記載の装置。

【請求項 1 3 0】

センサは、直接、または、間接的に、医療インプラントの少なくとも一つの関数パラメータを検出する請求項 1 2 9 に記載の装置。

30

【請求項 1 3 1】

センサに、物理パラメータとして患者のボディの圧力を検出するためのプレッシャセンサが設けられている請求項 1 2 9 に記載の装置。

【請求項 1 3 2】

制御装置は、狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを測定圧力の予定値を検出しているプレッシャセンサに応答して患者の壁部分の狭さくを変えるために制御する請求項 1 3 1 に記載の装置。

【請求項 1 3 3】

制御装置には、直接狭さくデバイスを制御している移植可能な内部制御装置および／または返事の刺激デバイスが設けられて、センサからの信号ように構成されている請求項 1 2 8 に記載の装置。

40

【請求項 1 3 4】

制御装置には、狭さくデバイスを制御するための患者のボディの外側の外部制御装置および／または返事の刺激デバイスが設けられて、センサからの信号ように構成されている請求項 1 2 8 に記載の装置。

【請求項 1 3 5】

制御装置は、センサから信号に応答して表示を生産する請求項 1 2 9 に記載の装置。

【請求項 1 3 6】

表示に、音声信号または示された情報が設けられている請求項 1 3 5 に記載の装置。

50

【請求項 1 3 7】

狭さくデバイスおよび刺激デバイスは、輸卵管の精子を動かすために協力する請求項 4 に記載の装置。

【請求項 1 3 8】

狭さくデバイスは輸卵管の流れを制限するために壁部分を締めつけるのに適している、そして、制御装置は刺激デバイスを次第に締めつけられた壁部分を励まして壁部分の漸進性収縮に輸卵管の精子を動かさせるようにするために制御する請求項 1 3 7 に記載の装置。

【請求項 1 3 9】

制御装置は、刺激デバイスを次第に輸卵管の下流であるか上流の方向の締めつけられた壁部分を刺激するために制御する請求項 1 3 7 に記載の装置。

10

【請求項 1 4 0】

狭さくデバイスは輸卵管の流れを制限するために壁部分を締めつけるのに適している、そして、制御装置は刺激デバイスを締めつけられた壁部分を励まして上流端または壁部分の下流側端部で輸卵管を閉じるようにするために制御して、同時に狭さくデバイスを輸卵管の精子を動かすために壁部分の狭さくを増加させるために制御する請求項 1 3 7 に記載の装置。

【請求項 1 4 1】

制御装置は、狭さくデバイスを壁部分の狭さくを変化させるために制御して、同時に刺激デバイスを次第に締めつけられた壁部分を励まして壁部分の漸進性収縮に輸卵管の精子を動かさせるようにするために制御する請求項 1 3 7 に記載の装置。

20

【請求項 1 4 2】

制御装置は、刺激デバイスを次第に輸卵管の下流であるか上流の方向の締めつけられた壁部分を刺激するために制御する請求項 1 4 1 に記載の装置。

【請求項 1 4 3】

壁部分が輸卵管の下流であるか上流の方向において次第に締めつけられるように、制御装置は刺激デバイスを壁部分を刺激するために制御して、同時に狭さくデバイスを壁部分の異なる領域の収縮を変化させるために制御する請求項 1 3 6 に記載の装置。

【請求項 1 4 4】

制御装置は、刺激デバイスを次第に締めつけられた壁部分を励まして狭さくデバイスによって実行される壁部分の進歩的な狭さくと調和してその漸進性収縮が生じるようにするために制御する請求項 143 に記載の装置。

30

【請求項 1 4 5】

狭さくデバイスに、次第に輸卵管の下流であるか上流の方向の壁部分を締めつけるために壁部分および制御装置制御文字に沿って細長い狭さく素子を延長している少なくとも一つの細長い狭さく素子が設けられている請求項 1 4 3 に記載の装置。

【請求項 1 4 6】

細長い狭さく素子は壁部分の長さを接触させるために寸法取りされる接触面から成り、そのとき、狭さくデバイスは壁部分を締めつける、そして、刺激デバイスは接触面に沿って配布される複数の刺激素子から成る。そうすると、刺激素子は壁部分に沿って壁部分の異なる領域を刺激し、そのとき、制御装置は刺激デバイスを壁部分を刺激するために制御する請求項 1 4 5 に記載の装置。

40

【請求項 1 4 7】

狭さくデバイスは少なくとも輸卵管の流れを制限するために子宮管壁の一連の壁部分のいかなる一つも締めつけるのに適している、刺激デバイスは輸卵管を閉じるために狭さくデバイスによって締めつけられる壁部分を刺激する、そして、制御装置は狭さくデバイスをぜん動性の方法の輸卵管の精子を動かすために連続して壁部分の直列の壁部分を締めつけるために制御する請求項 1 3 7 に記載の装置。

【請求項 1 4 8】

狭さくデバイスは、連続して輸卵管の壁部分の直列の壁部分を締めつけるために輸卵管

50

に沿って移動可能である少なくとも一つの狭さく素子を有し、デバイスが輸卵管を閉じるために狭さく素子によって締めつけられる壁部分を刺激するための狭さく素子に配置される最低1つの刺激素子で成る刺激を備えている請求項 1 4 7 に記載の装置。

【請求項 1 4 9】

制御装置は、狭さくデバイスを壁部分の直列の壁部分に沿って周期的に狭さく素子を動かすために制御する請求項 1 4 8 に記載の装置。

【請求項 1 5 0】

狭さくデバイスは複数の狭さく素子（それぞれは連続して輸卵管の壁部分の直列の壁部分を締めつけるために輸卵管に沿って移動可能である）から成る、そして、刺激デバイスは壁を刺激するための狭さく素子に配置される刺激素子から成り、そして、部分が輸卵管を閉じるために狭さく素子によって締めつけられる請求項 1 4 8 に記載の装置。

10

【請求項 1 5 1】

制御装置は、狭さくデバイスを輸卵管の壁部分の直列の壁部分に沿って次々と周期的に狭さく素子を動かすために制御する請求項 1 5 0 に記載の装置。

【請求項 1 5 2】

狭さくデバイスは、狭さく素子を担持しているローターを有し、デバイスがローターを各狭さく素子が周期的に輸卵管の壁部分の直列の壁部分を締めつけるように、回転させるために制御する制御を備えている請求項 1 5 1 に記載の装置。

【請求項 1 5 3】

各狭さく素子に、後者を収縮させるために輸卵管上に転がるためのローラーが設けられている請求項 1 5 2 に記載の装置。

20

【請求項 1 5 4】

狭さくデバイスは、その上流端で輸卵管の壁部分を締めつけるための第1の狭さく素子、その下流側端部で壁部分を締めつけるための第2の狭さく素子およびその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるための3分の1狭さく素子を有し、デバイスが第一、第2および第三段狭さく素子を押えて、それぞれに互いに壁部分をリリースするために制御する制御を備えている請求項 1 3 7 に記載の装置。

【請求項 1 5 5】

制御装置は第1であるか第2の狭さく素子を輸卵管を閉じるためにその上流であるか下流の端で壁部分を締めつけるために制御して、第三段狭さく素子をその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるために制御し、それによって、その上流で下流の端との間に壁部分に含まれる精子は輸卵管において下流に、または、上流に移動する請求項 1 5 4 に記載の装置。

30

【請求項 1 5 6】

制御装置は刺激デバイスをその上流で下流の端との間に壁部分を刺激するために制御し、そのとき、第三段狭さく素子は壁部分を締めつける請求項 1 5 5 に記載の装置。

【請求項 1 5 7】

制御装置は、第1の狭さく素子を輸卵管の流れを制限するためにその上流端で壁部分を締めつけるために制御して、刺激デバイスを上流端の締めつけられた壁部分を励まして輸卵管を閉じるようにするために制御する請求項 1 5 4 に記載の装置。

40

【請求項 1 5 8】

制御装置は第三段狭さく素子をその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるために制御し、それによって、その上流で下流の端間の壁部分がそうである精子包含は輸卵管において下流に移動した請求項 1 5 7 に記載の装置。

【請求項 1 5 9】

制御装置は、第2の狭さく素子を輸卵管の流れを制限するためにその下流側端部で壁部分を締めつけるために制御して、刺激デバイスを下流側端部の締めつけられた壁部分を励まして輸卵管を閉じるようにするために制御する請求項 1 5 8 に記載の装置。

【請求項 1 6 0】

制御装置は第三段狭さく素子をその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるために

50

制御し、それによって、その上流で下流の端間の壁部分がそうである精子包含は輸卵管において上流に移動した請求項 1 5 9 に記載の装置。

【請求項 1 6 1】

刺激デバイスは、電气的パルスを有する壁部分を刺激するのに適している請求項 1 3 7 に記載の装置。

【請求項 1 6 2】

狭さくデバイスは、調節可能で、輸卵管の患者の壁部分の狭さくを変えるために調節可能な狭さくデバイスを作動するための早巻き装置から更に成っている請求項 3 及び 4 に記載の装置。

【請求項 1 6 3】

早巻き装置は、機械的に狭さくデバイスを作動する請求項 1 6 2 に記載の装置。

【請求項 1 6 4】

早巻き装置は、油圧で狭さくデバイスを作動する請求項 1 6 2 に記載の装置。

【請求項 1 6 5】

早巻き装置は、非マグネチックおよび / または事務系方法の狭さくデバイスを作動する請求項 1 6 2 に記載の装置。

【請求項 1 6 6】

早巻き装置に、電気駆動早巻き装置が設けられている請求項 1 6 2 に記載の装置。

【請求項 1 6 7】

早巻き装置に、モーターが設けられている請求項 1 6 3 に記載の装置。

【請求項 1 6 8】

早巻き装置に、サーボ系が設けられている請求項 1 6 3 に記載の装置。

【請求項 1 6 9】

狭さくデバイスは輸卵管の異なる側上の患者の輸卵管の流れの方向に輸卵管に沿って伸びている少なくとも2つの細長い型締素子から成る、そして、早巻き装置は壁部分を締めつけるために型締素子の間に壁部分を固定するために型締素子を作動する請求項 1 6 3 に記載の装置。

【請求項 1 7 0】

早巻き装置は、油圧で狭さくデバイスを調整するための油圧手段と油圧手段への有効に接続される後退用サーボ装置とを備えている請求項 1 6 4 に記載の装置。

【請求項 1 7 1】

狭さくデバイスには非膨張可能な機械式狭さくデバイスが設けられ、早巻き装置には油圧で機械式狭さくデバイスを調整する油圧手段が設けられている請求項 1 6 2 に記載の装置。

【請求項 1 7 2】

制御装置は、狭さくデバイスを、上流端または壁部分の下流側端部で、輸卵管を閉じるために制御して、狭さくデバイスを輸卵管の精子を動かすために壁部分の残存する部分を収縮させるために制御する請求項 3 及び 4 に記載の装置。

【請求項 1 7 3】

狭さくデバイスが壁部分の残存する部分を収縮させるにつれて、制御装置は刺激デバイスを壁部分を刺激するために制御する請求項 1 7 2 に記載の装置。

【請求項 1 7 4】

狭さくデバイスは制限する壁部分を締めつけるが、輸卵管の流れを止めないのに適している、そして、制御装置は刺激デバイスを、上流端または壁部分の下流側端部で、輸卵管を閉じるために狭さくデバイスによって締めつけられる壁部分を刺激するために制御して、同時に狭さくデバイスを輸卵管の精子を動かすために壁部分の狭さくを増加させるために制御する請求項 4 に記載の装置。

【請求項 1 7 5】

狭さくデバイスは輸卵管の流れを制限するかまたは変化させるために壁部分を締めつけるのに適している、そして、制御装置は刺激デバイスを次第に、輸卵管の下流であるか上

10

20

30

40

50

流の方向において、締めつけられた壁部分を励まして壁部分の漸進性収縮に輸卵管の精子を動かさせるようにするために制御する請求項 4 に記載の装置。

【請求項 176】

制御装置は狭さくデバイスを壁部分の異なる領域の収縮を変化させるために制御し、そうすると、壁部分は輸卵管の精子を動かす輸卵管の下流であるか上流の指示において次第に締めつけられる請求項 4 に記載の装置。

【請求項 177】

狭さくデバイスに、次第に輸卵管の下流であるか上流の方向の壁部分を締めつけるために壁部分および制御装置制御文字に沿って細長い狭さく素子を延長する少なくとも一つの細長い狭さく素子が設けられている請求項 176 に記載の装置。

10

【請求項 178】

制御装置は、刺激デバイスを次第に締めつけられた壁部分を励まして狭さくデバイスによって実行される壁部分の進歩的な狭さくと調和してその漸進性収縮が生じるようにするために制御する請求項 176 に記載の装置。

【請求項 179】

狭さくデバイスは少なくとも一つの細長い狭さく素子から成る、そして、制御装置は細長い狭さく素子を次第に輸卵管の下流であるか上流の方向の壁部分を締めつけるために制御する請求項 178 に記載の装置。

【請求項 180】

細長い狭さく素子は壁部分の長さを接触させるために寸法取りされる接触面から成り、そのとき、狭さくデバイスは壁部分を締めつける、そして、刺激デバイスは接触面に沿って配布される複数の刺激素子から成り、そうすると、刺激素子は壁部分に沿って壁部分の異なる領域を刺激し、制御装置は刺激デバイスを壁部分を刺激するために制御する請求項 179 に記載の装置。

20

【請求項 181】

狭さくデバイスは、少なくとも輸卵管の流れを制限するために輸卵管の子宮管壁の一連の壁部分のいかなる一つも締めつけるのに適している請求項 3 - 4 に記載の装置。

【請求項 182】

制御装置は、狭さくデバイスをぜん動性の方法の輸卵管の精子を動かすために連続して壁部分の直列の壁部分を締めつけるために制御する請求項 181 に記載の装置。

30

【請求項 183】

狭さくデバイスは連続して壁部分の直列の壁部分を締めつけるために輸卵管の壁に沿って可動少なくとも一つの狭さく素子から成る、そして、制御装置は狭さくデバイスを壁部分の直列の壁部分に沿って周期的に狭さく素子を動かすために制御する請求項 181 に記載の装置。

【請求項 184】

狭さくデバイスは複数の狭さく素子から成り、そして、それぞれは連続して壁部分の直列の壁部分を締めつけるために輸卵管の壁に沿って移動可能であり、そこにおいて、制御装置は狭さくデバイスを壁部分の直列の壁部分に沿って次々と周期的に狭さく素子を動かすために制御する請求項 182 に記載の装置。

40

【請求項 185】

狭さくデバイスは狭さく素子を担持しているローターを含む、そして、制御装置はローターを回転するために制御し、そうすると、各狭さく素子は周期的に壁部分の直列の壁部分を締めつける請求項 184 に記載の装置。

【請求項 186】

各狭さく素子に、後者を収縮させるために輸卵管の壁上に転がるためのローラーが設けられている請求項 185 に記載の装置。

【請求項 187】

刺激デバイスは狭さくデバイスによって締めつけられる壁部分の直列の壁部分を刺激し、そして、輸卵管を閉じる請求項 182 に記載の装置。

50

【請求項 1 8 8】

刺激デバイスには、狭さく素子によって締めつけられる壁部分を刺激するための狭さく素子に配置される少なくとも一つの刺激素子が設けられて、子宮ものは管をつける終わりように構成されている請求項 1 8 3 に記載の装置。

【請求項 1 8 9】

刺激デバイスには、狭さく素子によって締めつけられる壁部分を刺激するための狭さく素子に配置される刺激素子が設けられて、子宮ものは管をつける終わりように構成されている請求項 1 8 4 に記載の装置。

【請求項 1 9 0】

狭さくデバイスは、その上流端で壁部分を締めつけるための第1の狭さく素子、その下流側端部で壁部分を締めつけるための第2の狭さく素子および上流側との間に壁部分を締めつけるための3分の1狭さく素子とその下流側端部とを具備している請求項 4 に記載の装置。

10

【請求項 1 9 1】

制御装置は、締めつけて、それぞれに互いに壁部分をリリースする第一、第2および第三段狭さく素子を制御する請求項 1 9 0 に記載の装置。

【請求項 1 9 2】

制御装置は第1であるか第2の狭さく素子を輸卵管を閉じるためにその上流であるか下流の端で壁部分を締めつけるために制御して、第三段狭さく素子をその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるために制御し、それによって、その上流で下流の端間の壁部分がそうである精子包含は輸卵管において下流に、または、上流に移動した請求項 1 9 1 に記載の装置。

20

【請求項 1 9 3】

制御装置は刺激デバイスをその上流で下流の端との間に壁部分を刺激するために制御し、そのとき、第三段狭さく素子は壁部分を締めつける請求項 1 9 2 に記載の装置。

【請求項 1 9 4】

制御装置は、第1の狭さく素子を輸卵管の流れを制限するためにその上流端で壁部分を締めつけるために制御して、刺激デバイスを上流端の締めつけられた壁部分を励まして輸卵管を閉じるようにするために制御する請求項 1 9 1 に記載の装置。

【請求項 1 9 5】

制御装置は、第三段狭さく素子を輸卵管において下流にその上流で下流の端との間に壁部分に含まれる精子を動かすためにその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるために制御する請求項 1 9 4 に記載の装置。

30

【請求項 1 9 6】

後者が第三段狭さく素子によって収縮するにつれて、制御装置は刺激デバイスを同時に壁部分を刺激するために制御する請求項 1 9 5 に記載の装置。

【請求項 1 9 7】

制御装置は、第2の狭さく素子を輸卵管の流れを制限するためにその下流側端部で壁部分を締めつけるために制御して、刺激デバイスを下流側端部の締めつけられた壁部分を励まして輸卵管を閉じるようにするために制御する請求項 1 9 1 に記載の装置。

40

【請求項 1 9 8】

制御装置は、第三段狭さく素子を輸卵管において上流でその上流で下流の端との間に壁部分に含まれる精子を動かすためにその上流で下流の端との間に壁部分を締めつけるために制御する請求項 1 9 7 に記載の装置。

【請求項 1 9 9】

後者が第三段狭さく素子によって収縮するにつれて、制御装置は刺激デバイスを同時に壁部分を刺激するために制御する請求項 1 9 8 に記載の装置。

【請求項 2 0 0】

狭さくデバイスに、それぞれ、一連の壁部分の輸卵管のいかなる壁部分も締めつけるのに適している複数の別々の狭さく素子が設けられている請求項 1 3 7 に記載の装置。

50

【請求項 2 0 1】

制御装置は、狭さくデバイスをランダムな、または、予め定められたシーケンスに従う狭さく素子を起動させるために制御する請求項 2 0 0 に記載の装置。

【請求項 2 0 2】

一連のものの壁部分ならば、制御装置は狭さくデバイスを次々と狭さく素子を起動させるために制御する壁部分は、輸卵管の精子を動かすために、輸卵管に沿って連続して締めつけられる請求項 2 0 0 に記載の装置。

【請求項 2 0 3】

刺激デバイスに、狭さく素子に配置される刺激素子が設けられている請求項 2 0 0 に記載の装置。

10

【請求項 2 0 4】

制御装置は、刺激デバイスを狭さく素子によって締めつけられる壁部分の直列のいかなる壁部分も刺激するために刺激素子を起動させるために制御する請求項 2 0 3 に記載の装置。

【請求項 2 0 5】

制御装置は狭さくデバイスを完全に輸卵管を閉じることのない壁部分の直列の壁部分を締めつけるために狭さく素子を起動させるために制御して、刺激デバイスを次々と締めつけられた壁部分を刺激するために刺激素子を起動させるために制御し、その結果、壁部分の直列の壁部分は輸卵管の精子を動かすために輸卵管に沿って連続して契約している請求項 2 0 4 に記載の装置。

20

【請求項 2 0 6】

制御装置は、狭さくデバイスを壁部分の直列の壁部分の全てを収縮させるために狭さく素子を起動させるために制御して、刺激デバイスをランダムな、または、予め定められたシーケンスに従ういかなる締めつけられた壁部分も励まして輸卵管を閉じるようにするために刺激素子を起動させるために制御する請求項 2 0 4 に記載の装置。

【請求項 2 0 7】

患者の輸卵管の精子の流れを制御するために：患者の外側でから流れ影響デバイスを制御するのに適している電波式遠隔操作を提供して、患者が輸卵管の精子の流れに影響したいときに、患者によって電波式遠隔操作を作動する請求項 1 に記載の装置を使用する方法。

【請求項 2 0 8】

30

流れ影響デバイスは駆動するエネルギー源（患者の外側でから手術可能な制御装置がエネルギー源を流れ影響デバイスの動作および装置のいかなるエネルギーを消費しているコンポーネントも駆動するためのエネルギーをリリースするために制御する請求項 1-4 に記載の装置。

【請求項 2 0 9】

患者において移植可能であるエネルギー源は請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 1 0】

エネルギー源に、バッテリーが設けられている請求項 2 0 9 に記載の装置。

【請求項 2 1 1】

エネルギー源は患者のボディに外部的である、そして、制御装置は外部のエネルギー源を患者が患者の内部でボディである外側からリリースされた無線エネルギーを伝導するためのエネルギー-伝動装置から更に成っている無線エネルギーをリリースするために制御する請求項 2 0 8 に記載の装置。

40

【請求項 2 1 2】

エネルギー-伝動装置は、パルスまたはデジタルパルスの無線エネルギーまたはパルスおよびデジタルパルスの組合せを送信するのに適している請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 2 1 3】

無線エネルギーに、電磁エネルギーが設けられている請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 2 1 4】

請無線エネルギーは、起電物体、電磁石であるか磁気分野またはそれらの組み合わせか

50

ら成る、または電磁波において請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 2 1 5】

無線エネルギーが伝導されているにつれて、そこにおいて、エネルギー-伝達装置は狭さく/刺激装置の動作と関連して直接の使用のための無線エネルギーを伝動する請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 2 1 6】

狭さくデバイスを作動するための移植可能な電動機またはポンプから成り、そこにおいて、モーターまたはポンプは、マグネチックまたは電磁場の形で無線エネルギーによって直接駆動する請求項 2 1 5 に記載の装置。

【請求項 2 1 7】

モーターまたはポンプは、コイルを有し、分野がコイルにモーターまたはポンプを駆動して電流を発生させるように影響を与えるマグネチックまたは電磁気学を備えている請求項 2 1 6 に記載の装置。

【請求項 2 1 8】

モーターまたはポンプは、磁場によって影響される材料を有し、分野が材料にモーターまたはポンプを駆動して運動のエネルギーを作成するように影響を与えるマグネチックまたは電磁気学を備えている請求項 2 1 6 に記載の装置。

【請求項 2 1 9】

モーターまたはポンプは、永久磁石を有し、分野が磁石にモーターまたはポンプを駆動して運動のエネルギーを作成するように影響を与えるマグネチックまたは電磁気学を備えている請求項 2 1 6 に記載の装置。

【請求項 2 2 0】

エネルギー-伝達装置は表版のエネルギーを伝動する、そして、狭さく/刺激装置は第2の形のエネルギーに応答して手術可能で、第2の形のエネルギーにenergy-伝動装置によってワイヤレスで送信される表版のエネルギーを変換するための患者において移植可能なエネルギー-トランスフォーミング・デバイスから更に成っている請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 2 2 1】

第2の形のエネルギーは、表版のエネルギーと異なる請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 2 2】

エネルギー-トランスフォーミング・デバイスは陽領域および負領域を有する少なくとも一つの素子から成る、エネルギー-伝動装置によって送信される表版のエネルギーにさらされるときに、素子は正および負の領域との間にエネルギー・フィールドを作成することができる、そして、エネルギー分野は第2の形のエネルギーを発生する請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 2 3】

素子は電気接合素子から成る、そして、energy-伝動装置によって送信される表版のエネルギーにさらされるときに、電気接合素子は正および負の領域との間に電界を誘発することができる、そして、第2の形のエネルギーは電気エネルギーから成る請求項 2 2 2 に記載の装置。

【請求項 2 2 4】

エネルギートランスフォーミング・デバイスに、少なくとも一つの半導体が設けられている請求項 2 2 2 に記載の装置。

【請求項 2 2 5】

半導体は陽領域および負領域を有する少なくとも一つの素子から成る、エネルギー-伝動装置によって変えられる表版のエネルギーにさらされるときに、素子は正および負の領域との間にエネルギー・フィールドを作成することができる、そして、エネルギー分野は第2の形のエネルギーを発生する請求項 2 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 2 6】

エネルギートランスフォーミング・デバイスは、直接、または、間接的に、表版のエネ

10

20

30

40

50

ルギーを第2の形のエネルギーに変える請求項 2 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 2 7】

狭さくデバイスを作動するための移植可能なモーターまたはポンプから成り、そこにおいて、モーターまたはポンプは、第2の形のエネルギーによって駆動する請求項 2 2 6 に記載の装置。

【請求項 2 2 8】

狭さくデバイスは少なくとも一つの可逆な機能を実行するように操作可能である、そして、モーターは機能を逆転させることができる請求項 2 2 7 に記載の装置。

【請求項 2 2 9】

制御装置は、モーターを逆転させるために、第2の形のエネルギーの極性を移す請求項 2 2 7 に記載の装置。

【請求項 2 3 0】

第2の形のエネルギーが表版のエネルギーから変えられているにつれて、エネルギー-トランスフォーミング・デバイスは直接変わるエネルギーを有するモーターまたはポンプを駆動する請求項 2 2 7 に記載の装置。

【請求項 2 3 1】

表版の無線エネルギーには音波が設けられ、第2の形のエネルギーには電気エネルギーが設けられている請求項 2 2 6 に記載の装置。

【請求項 2 3 2】

エネルギートランスフォーミング・デバイスに、音波を電気エネルギーに変えるための圧電素子が設けられている請求項 2 3 1 に記載の装置。

【請求項 2 3 3】

狭さく/刺激装置の動作にエネルギーを供給するための患者において移植可能な内部エネルギー源から成る請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 3 4】

内部エネルギー源に、バッテリーが設けられている請求項 2 3 2 に記載の装置。

【請求項 2 3 5】

内部エネルギー源は、energy-を変えているデバイスによって供給される第2の形のエネルギーを格納する請求項 2 3 2 に記載の装置。

【請求項 2 3 6】

内部エネルギー源に、アキュムレータが設けられている請求項 2 3 5 に記載の装置。

【請求項 2 3 7】

最低1台のコンデンサまたは少なくとも一つの蓄電池のアキュムレータ構成または少なくとも一つのコンデンサおよび少なくとも一つの蓄電池の組合せの請求項 2 3 6 に記載の装置。

【請求項 2 3 8】

オフモード（内部エネルギー源が使用中でない）から切り替わるように操作可能な移植可能なスイッチを成るために上のモード（内部エネルギー源が狭さく/刺激装置の動作にエネルギーを供給する）請求項 2 3 3 に記載の装置。

【請求項 2 3 9】

スイッチは、エネルギー-伝動装置によって送信される表版のエネルギーによって手術可能である請求項 2 3 8 に記載の装置。

【請求項 2 4 0】

スイッチは、エネルギー-トランスフォーミング・デバイスによって供給される第2の形のエネルギーによって手術可能である請求項 2 3 8 に記載の装置。

【請求項 2 4 1】

第2の形のエネルギーを安定させるための移植可能なスタビライザから成る請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 4 2】

第2の形のエネルギーには電流が設けられ、スタビライザには少なくとも一つのコンデ

10

20

30

40

50

ンサが設けられている請求項 2 4 1 に記載の装置。

【請求項 2 4 3】

エネルギー変換・デバイスは、直接非磁性であるか、非熱であるか、非機械的方法の第2の形のエネルギーを有する狭さく/刺激装置を作動する請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 4 4】

エネルギー-伝達装置は、少なくとも一つの無線信号によってエネルギーを伝動する請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 2 4 5】

信号に、波信号が設けられている請求項 2 4 6 に記載の装置。

10

【請求項 2 4 6】

波信号は、赤外線光情報、可視光情報、紫外線光情報、レーザー信号、マイクロ波信号、電波信号、X線放射信号のうちの1つを含んでいる電磁波信号を有し、γ線信号を備えている請求項 2 4 5 に記載の装置。

【請求項 2 4 7】

波信号に、音または超音波信号が設けられている請求項 2 4 5 に記載の装置。

【請求項 2 4 8】

信号は、デジタルであるかアナログの信号または鍵(鍵盤楽器の)の組合せとアナログ信号とを具備している請求項 2 4 4 に記載の装置。

【請求項 2 4 9】

20

エネルギー変換・デバイスは、直流または拍動性の直流への表版のエネルギーまたは直流および拍動性の直流の組合せを変える請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 0】

エネルギー変換・デバイスは、表版のエネルギーを交流または直接的で交代性電流の組合せに変える請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 1】

表版のエネルギーのうちの1つおよび第2の形のエネルギーに、磁気エネルギー、運動のエネルギー、音響エネルギー、化学エネルギー、放射エネルギー、電磁エネルギー、写真エネルギー、核エネルギーまたは熱エネルギーが設けられている請求項 2 2 0 に記載の装置。

30

【請求項 2 5 2】

表版のエネルギーおよび第2の形のエネルギーのうちの1つは、磁気(運動の)でなく、化学(音の)でなく原子力なくまたは熱でない請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 3】

少なくとも一つの電圧レベル・ガードを含んでいる移植可能な電気部品から成る請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 5 4】

少なくとも一つの定電流ガードを含んでいる移植可能な電気部品から成る請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 5 5】

40

エネルギー-変換・デバイスと異なるエネルギー-伝動装置機能における請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 6】

エネルギー変換・デバイスと類似のエネルギー-伝動装置機能における請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 7】

エネルギー変換・デバイスは、皮下に植設されるように設計された、または、患者の腹部、胸部または頭部の領域のある請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 8】

エネルギー変換・デバイスは、患者のボディの、そして、粘膜の下の

50

絞りにおいて、または、筋注で絞りの粘膜の外側に挿入されるように設計されている請求項 2 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 5 9】

制御装置は、狭さく / 刺激装置を制御する請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 6 0】

制御装置に、マイクロプロセッサが設けられている請求項 2 5 9 に記載の装置。

【請求項 2 6 1】

制御装置は、患者によって手術可能である請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 6 2】

制御装置に、スイッチを入れるための手動で、または、磁氣的に手術可能なスイッチおよび、狭さく / 刺激装置から、患者の皮下埋め込み術に適応しているスイッチが設けられている請求項 2 0 8 に記載の装置。

10

【請求項 2 6 3】

制御装置に、狭さく / 刺激装置を刺激輝度を調整しておよび / または壁部分の狭さくを調整するために制御する患者によって手術可能な携帯電波式遠隔操作が設けられている請求項 2 6 1 に記載の装置。

【請求項 2 6 4】

制御装置に、患者のボディの外側でからの制御yjrフロー影響デバイスの遠隔制御装置が設けられている請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 6 5】

20

遠隔制御に、電波式遠隔操作が設けられている請求項 2 6 4 に記載の装置。

【請求項 2 6 6】

電波式遠隔操作は、少なくとも一つの外部信号送信機またはトランシーバと患者において移植可能な少なくとも一つの内部信号受信器またはトランシーバとを具備している請求項 2 6 5 に記載の装置。

【請求項 2 6 7】

電波式遠隔操作は、狭さく / 刺激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のに適している請求項 2 6 5 に記載の装置。

【請求項 2 6 8】

制御信号に、周波数、振幅、位相変調信号またはそれらの組み合わせが設けられている請求項 2 6 7 に記載の装置。

30

【請求項 2 6 9】

制御信号は、アナログであるかデジタル信号または類似体の組合せとデジタル信号とを具備している請求項 2 6 7 に記載の装置。

【請求項 2 7 0】

遠隔制御は、制御信号を担持するためのキャリア信号を送信する請求項 2 6 9 に記載の装置。

【請求項 2 7 1】

キャリア信号は、鍵(鍵盤楽器の)と、鍵(鍵盤楽器の)の類似体または組合せと、アナログ信号とを備える請求項 2 7 0 に記載の装置。

40

【請求項 2 7 2】

信号は、波信号から成る請求項 2 7 1 に記載の装置。

【請求項 2 7 3】

制御信号は、音波信号、超音波信号、電磁波信号、赤外線的光情報、可視光情報のうちの1つから成る波信号と、紫外線光情報と、レーザー光情報と、マイクロ波信号と、電波信号と、X線放射信号と、γ線信号とを備えている請求項 2 6 7 に記載の装置。

【請求項 2 7 4】

制御信号は、電氣的であるか磁気分野または複合起電物体と磁場とを具備している請求項 2 6 7 に記載の装置。

【請求項 2 7 5】

50

遠隔制御は、デジタルであるかアナログ制御信号を担持するための電磁石の搬送波信号を送る請求項 2 6 9 に記載の装置。

【請求項 2 7 6】

外部データ伝達者（内部伝達者が狭さく / 刺激装置に関連したデータを外部データ伝達者にフィードバックする、または、外部データ伝達者が内部データ伝達者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伝達者から成る請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 7 7】

少なくとも一つの移植可能なセンサから成り、そこにおいて、制御装置は、センサから信号に応答して流れ影響デバイスを制御するのに適している請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 7 8】

センサは直接適応される、または、間接的に、患者の少なくとも一つの物理パラメータを検出する請求項 2 7 7 に記載の装置。

【請求項 2 7 9】

センサは直接適応される、または、間接的に、医療インプラントの少なくとも一つの関数パラメータを検出する請求項 2 7 7 に記載の装置。

【請求項 2 8 0】

センサに、狭さくデバイスに対して直接、または、間接的に圧力を検出するためのプレッシャセンサが設けられている請求項 2 7 8 に記載の装置。

【請求項 2 8 1】

制御装置は、狭さく / 刺激装置を予定値を検出しているプレッシャセンサに応答して患者の壁部分の狭さくを変えるために制御するのに適している請求項 2 8 0 に記載の装置。

【請求項 2 8 2】

制御装置は、患者に植設される内部制御装置とセンサからの信号への応えて直接流れ影響デバイスを制御することとを備えている請求項 2 7 7 に記載の装置。

【請求項 2 8 3】

制御装置には、返事の流れ影響デバイスを制御している患者のボディの外側の外部制御装置が設けられて、センサからの信号ように構成されている請求項 2 7 7 に記載の装置。

【請求項 2 8 4】

制御装置には、直接返事の流れ影響デバイスを制御する移植可能な内部制御装置が設けられて、センサからの信号ように構成されている請求項 2 7 7 に記載の装置。

【請求項 2 8 5】

制御装置には、応えて流れ影響デバイスを制御するための患者のボディの外側の外部制御装置が設けられて、センサからの信号ように構成されている請求項 2 7 7 に記載の装置。

【請求項 2 8 6】

制御装置は、物理パラメータを検出しているセンサに応答して表示を生産するのに適している請求項 2 7 8 に記載の装置。

【請求項 2 8 7】

表示に、音声信号または示された情報が設けられている請求項 2 8 6 に記載の装置。

【請求項 2 8 8】

移植可能な早巻き装置から成ることは、狭さく / 刺激装置を作動するために適応した請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 8 9】

早巻き装置を起動させるための磁石から成る請求項 2 8 8 に記載の装置。

【請求項 2 9 0】

磁石は、患者のボディの外側でから早巻き装置を起動させるのに適している請求項 2 8 9 に記載の装置。

【請求項 2 9 1】

早巻き装置に、モーターが設けられている請求項 2 8 9 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 2 9 2】

モーターは、エネルギー源から自由にされるエネルギーによって駆動する請求項 2 9 1 に記載の装置。

【請求項 2 9 3】

移植可能なギアボックスから成り、そこにおいて、モーターは、ギアボックスを介して狭さく/刺激装置の狭さくデバイスに、有効に接続している請求項 2 9 1 に記載の装置。

【請求項 2 9 4】

狭さくデバイスは、可逆な機能を実行するように操作可能である請求項 2 0 8 に記載の装置。

【請求項 2 9 5】

機能を逆転させるための患者において移植可能な逆転装置から成ることは、狭さくデバイスによって実行した請求項 2 9 4 に記載の装置。

【請求項 2 9 6】

制御装置は、逆転装置を狭さくデバイスによって実行される機能を逆転させるために制御する請求項 2 9 5 に記載の装置。

【請求項 2 9 7】

逆転装置に、油圧手段の液流量の流れの向きを移すための弁を含んでいる油圧手段が設けられている請求項 2 9 5 に記載の装置。

【請求項 2 9 8】

逆転装置に、機械の逆転装置が設けられている請求項 2 9 5 に記載の装置。

【請求項 2 9 9】

機械の逆転装置に、ギアボックスが設けられている請求項 2 9 5 に記載の装置。

【請求項 3 0 0】

逆転装置に、スイッチが設けられている請求項 2 9 5 に記載の装置。

【請求項 3 0 1】

関数パラメ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器から成ることは内部エネルギー源に託すためのエネルギー伝達およびその外側に内部からフィードバック情報に患者のボディを送信するためのフィードバック・デバイスに相関して、そして、フィードバック情報がセンサによって検出されるかまたは測定器で測定される関数パラメタに関する請求項 2 3 3 に記載の装置。

【請求項 3 0 2】

その外側に内部からフィードバック情報に患者のボディを送信するためのフィードバック・デバイスから成って、患者の物理パラメタのうちの少なくとも1つに関するフィードバック情報および流れに関連した関数パラメタは、デバイスに影響する請求項 2 0 8 に関する装置。

【請求項 3 0 3】

センサおよび/または測定器から成り、そこにおいて、制御装置は、センサによって検出されるかまたは測定器で測定される患者およびセンサによって検出されるかまたは測定器で測定される流れ影響デバイスに関連した関数パラメタの物理パラメタのうちの少なくとも1つに関する情報に応答して狭さく/刺激装置を制御するための移植可能な内部制御装置から成る請求項 2 0 9 に記載の装置。

【請求項 3 0 4】

物理パラメタは、圧力または運動性運動である請求項 3 0 3 に記載の装置。

【請求項 3 0 5】

送信された無線エネルギー（それに対して直接、または、間接的に調達受信エネルギーのための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接続している固有エネルギー・レシーバ）を受信するための移植可能な固有エネルギー・レシーバから成る、デバイスが適合したという判定から更に成っている装置は固有エネルギー・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するエネルギーとの間にエネルギー収支を決定し、そこにおいて、判定デバイス

10

20

30

40

50

で測定されるエネルギー収支に基づいて、制御装置は外部エネルギー-伝動装置から無線エネルギーの伝達を制御する請求項 2 1 1 に記載の装置。

【請求項 3 0 6】

判定デバイスはエネルギー収支の変化を検出するのに適している、そして、制御装置は検出エネルギー収支変化に基づいて無線エネルギーの伝達を制御する請求項 3 0 5 に記載の装置。

【請求項 3 0 7】

判定デバイスは固有エネルギー・レシーバによって受け取られるエネルギーおよび装置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違いを検出するのに適している、そして、制御装置は検出エネルギー差に基づいて無線エネルギー

10

【請求項 3 0 8】

エネルギー-伝動装置には、外部的に配置されるコイルが設けられて、人体、ように構成されている、内部的に、無線エネルギーを伝導するために電気パルスをも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移植可能なエネルギー・レシーバから成ること、リードすることおよび後縁をも有している電気パルス、連続してリードすることおよび後縁との間に第1の時間的間隔を変化させるのに適している電気回路および/または送信された無線エネルギーの電源を変化させる電気パルスの連続したトレーリングおよび前縁間の第2の時間的間隔、様々な電源をも有する送信された無線エネルギーを受信しているエネルギー・レシーバにおける請求項 2 1 1 に記載の装置。

20

【請求項 3 0 9】

電気回路は、第1のおよび/または第2の時間的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パルスを分配するのに適している請求項 3 0 8 に記載の装置。

【請求項 3 1 0】

電気回路は時定数をも有して、第1の時定数だけの範囲の第1および第2の時間的間隔を変化させるのに適し、その結果、第1のおよび/または第2の時間的間隔の長さが多様なときに、コイルの上の送信パワーは多様である請求項 3 0 8 に記載の装置。

【請求項 3 1 1】

無線エネルギー、第1のコイルに接続している内部第1のコイルおよび第1の電子回路をも有するエネルギー・レシーバおよび無線エネルギーを伝導するための外部エネルギー送信器を受けるための移植可能な固有エネルギー・レシーバ、第2のコイルに接続している外部第2のコイルおよび第2の電子回路をも有するエネルギー送信器、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エネルギー送信器伝送無線エネルギーの外部第2のコイルから成る、システムがオン/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源スイッチから更に成って、第1のコイルの荷電に関連したフィードバック情報が外部第2のコイルの積荷のインピーダンス変化の形で外部エネルギー送信器によって受け取られるように、電源スイッチはオン/オフに内部第1のコイルの接続を第1の電子回路に移す請求項 3 0 2 に記載の装置。

30

【請求項 3 1 2】

無線エネルギーを受信するための移植可能な固有エネルギー・レシーバから更に成る、第1のコイルに接続している内部第1のコイルおよび第1の電子回路をも有するエネルギー・レシーバおよび無線エネルギーを伝導するための外部エネルギー送信器、外部第2のコイルを備えているエネルギー送信器および第2のコイルに接続している第2の電子回路、そこにおいて、エネルギー送信器の外部第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し、そして、システムが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られるエネルギー量を外へ伝達するためのフィードバック・デバイスから更に成る、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、第1および第2のコイルとの間に共役因子を得るために第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デバイスを含む請求項 3 0 2 に記

40

50

載の装置。

【請求項 3 1 3】

エネルギー送信器は、得られた共役因子に応答して送信されたエネルギーを制御する請求項 3 1 2 に記載の装置。

【請求項 3 1 4】

外部第2のコイルは第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適して、共役因子は最大にされる請求項 3 1 2 に記載の装置。

【請求項 3 1 5】

外部第2のコイルはフィードバック情報を判定デバイス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適しており、共役因子は最大にされる請求項 3 1 4 に記載の装置。

【請求項 3 1 6】

デバイスが断続的に刺激デバイスを制御する制御および個々に輸卵管壁部分の興奮異なる領域請求項 2 及び 4 に記載の装置。

【請求項 3 1 7】

輸卵管の通路の精子排臨が子宮腔に入るのを防止されるように、女性のそれぞれを収縮させるための移植可能な狭さくデバイスはその通路を制限する輸卵管および狭さくデバイスを輸卵管を収縮させるために制御するための制御装置である、そして、輸卵管の通路の中に存在している精子が子宮腔に入ることができるように、輸卵管をリリースする女性の子宮に精子の流れを制御する装置

【請求項 3 1 8】

狭さくデバイスはその通路を制限するために穏やかに輸卵管の子宮管壁の少なくとも一つの部分を締めつけるためにあり、狭さくデバイスが輸卵管壁部分を締めつけるにつれて、輸卵管壁部分（刺激デバイスを輸卵管壁部分を刺激するために制御している制御装置）を刺激するための移植可能な刺激デバイスから更に成り、そして、輸卵管壁部分の収縮に更に輸卵管の通路を制限させる請求項 3 1 7 に記載の装置。

【請求項 3 1 9】

制御装置はあまりに断続的に刺激デバイスを制御する、そして、個々に、輸卵管の輸卵管壁部分の異なる領域を刺激する請求項 3 1 8 に記載の装置。

【請求項 3 2 0】

その通路を制限するために穏やかに女性の輸卵管のそれぞれの子宮管壁の少なくとも一つの部分を締めつけるための移植可能な狭さくデバイスと、輸卵管の輸卵管壁部分を刺激するための刺激デバイスと、刺激デバイスを狭さくデバイスが輸卵管壁部分を締めつけるにつれて、輸卵管壁部分を励まして輸卵管壁部分の収縮に子宮腔に入ることから輸卵管の中に存在している精子を防止するために更に輸卵管の通路を制限させるようにするために制御するための制御装置とを備える、女性の子宮への精子の流れを制御する装置。

【請求項 3 2 1】

制御デバイスが断続的に刺激デバイスを制御する個々に輸卵管の輸卵管壁部分の異なる領域において、デバイスが断続的に刺激デバイスを制御する制御および個々に子宮ものの輸卵管壁部分の興奮異なる領域による装置が管をつける、請求項 3 2 0 に記載の装置。

【請求項 3 2 2】

女性の子宮への精子の流れを制御する装置であって、女性の輸卵管のそれぞれの一部の子宮管壁を刺激するための移植可能な刺激デバイスおよび刺激デバイスを輸卵管の輸卵管壁部分を励まして輸卵管の通路が輸卵管の精子排臨が子宮腔に入るのを防止するために制限されるように、輸卵管壁部分の収縮が生じて、輸卵管の輸卵管壁部分を励まして精子が子宮腔に入るために輸卵管の通路の中に存在しているのを許すようにするのをやめるようにするために制御する、女性の子宮への精子の流れを制御する装置。

【請求項 3 2 3】

デバイスが断続的に刺激デバイスを制御する制御および個々に輸卵管の輸卵管壁部分の興奮異なる領域請求項 3 2 2 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 3 2 4】

輸卵管の流れに影響するために穏やかに患者の腸の子宮管壁の少なくとも一つの部分を締めつけるための移植可能な狭さくデバイス、子宮管壁の壁部分を刺激するための刺激デバイスおよび刺激デバイスを狭さくデバイスが壁部分を締めつけるにつれて、輸卵管壁部分を励まして壁部分の収縮に更に輸卵管の流れに影響させるようにするために制御するための制御装置、患者の輸卵管の内容の流れの制御装置。

【請求項 3 2 5】

規制デバイスは、二個以上の規制域（輸卵管（上下ストリーム規制との間に輸卵管のクローズドスペースを作成するための少なくとも一つのダウンストリーム規制および、規制の間の距離から更に成って、少なくとも一つの上に向かうストリーム規制）を制限するために構成される）から成る請求項 2 - 4 に記載の装置。

10

【請求項 3 2 6】

デバイスがそうである規制は規制位置b)をa)変化に適應させた、子宮壁（規制位置を変えることに与えられるべきものである）への損害を回避すると共に、このように全ての規制域を通り過ぎるために精子を送るのを妨げて、輸卵管の二個以上のクローズドスペースを作成する請求項 3 2 8 に記載の装置。

【請求項 3 2 7】

規制デバイスは、ゆっくり輸卵管を制限して、輸卵管のこの種の精子に急速に規制をリリースするために構成される請求項 2 - 4 の何れかに記載の装置。

【請求項 3 2 8】

全ての規制がこのように同時に精液をすることを引き起こして全ての流れ影響の高速開放から更に成ることを制限するまで、輸卵管を制限するための二個以上の規制域から成る規制デバイスは加算的に個別に子宮側で始まることを制限する請求項 3 3 0 に記載の装置。

20

【請求項 3 2 9】

前記、狭さくデバイスは、少なくとも輸卵管の流れを制限するために壁部分を締めつけるのに適している、そして、前記制御装置制御文字前記締めつけられた壁部分の原因収縮に輸卵管の流れが少なくとも更に制限されるように刺激デバイス請求項 4 に記載の装置。

【請求項 3 3 0】

狭さくデバイスは締めつけられた壁部分の血行が実質的に無制限である、そして、輸卵管の流れが少なくとも制限される押えられた状態に壁部分を締めつけるのに適している、そして、制御装置は刺激デバイスを壁部分の収縮が生じるために制御し、その結果、壁部分が押えられた状態の狭さくデバイスのそばに置いておかれるときに、輸卵管の流れは少なくとも更に制限される請求項 4 に記載の装置。

30

【請求項 3 3 1】

制御装置は、同時に狭さくデバイスおよび刺激デバイスを制御する請求項 5 に記載の装置。

【請求項 3 3 2】

空腔にこのことにより自我空腔を拡大しているガスを充填するために管のような針を使用して針のような管を患者ボディの空腔に嵌入して、患者のボディの少なくとも2つの腹腔鏡外套針を配置して、外套針のうちの1つによるカメラを空腔に嵌入して、外套針のいずれかによる詳細に吟味しているツールを嵌入して、輸卵管の組織壁の少なくとも一つの部分の領域を解剖すること（狭さくデバイスおよび輸卵管を有する作動的係合の全裂の領域の刺激デバイスを配置して、細胞内腔の流れに影響するために穏やかに輸卵管の壁部分を締めつけるために狭さくデバイスを使用して、締めつけられた壁部分を励まして壁部分の収縮に更に細胞内腔の流れに影響させるようにするために、刺激デバイスを使用する）患者の輸卵管の組織壁によって形成される細胞内腔の精子の流れを制御するため使用する請求項 4 に記載の方法。

40

【請求項 3 3 3】

空腔にこのことにより空腔を拡大して、患者のボディの少なくとも2つの腹腔鏡外

50

套針を配置して、外套針のうちの1つによるカメラを空腔に嵌入しているガスを充填するために管のような針を使用して針のような管を患者ボディの空腔に嵌入すること（外套針のいずれかによる詳細に吟味しているツールを嵌入して、輸卵管の組織壁の少なくとも一つの部分の領域を解剖して、輸卵管を有する作動的係合の全裂の領域の刺激デバイスを配置して、壁部分を励まして壁部分の収縮に細胞内腔の流れに影響させるようにするために、刺激デバイスを使用する）。請求項2-4に記載の方法。

【請求項334】

空腔にこのことにより空腔を拡大して、患者のボディの少なくとも2つの腹腔鏡外套針を配置して、外套針のうちの1つによるカメラを空腔に嵌入しているガスを充填するために管のような針を使用して針のような管を患者ボディの空腔に嵌入すること、外套針のいずれかによる詳細に吟味しているツールを嵌入して、細胞内腔の流れに影響するために、輸卵管の壁部分を締めつけるために狭くデバイスを使用して、輸卵管を有する作動的係合の全裂の領域の狭くデバイスを配置して、輸卵管の組織壁の少なくとも一つの部分の領域を解剖すること、を特徴とする請求項3または4に記載の方法。

10

【請求項335】

患者の皮膚を切って、詳細に吟味しているツールを嵌入して、輸卵管の組織壁の少なくとも一つの部分の領域を解剖して、細胞内腔の流れに影響するために、穏やかに輸卵管の壁部分を締めつけるために狭くデバイスを使用して狭くデバイスおよび輸卵管を有する作動的係合の全裂の領域の刺激デバイスを配置して、締めつけられた壁部分を励まして壁部分の収縮に更に細胞内腔の流れに影響させるようにするために刺激デバイスを使用する、請求項4の装置を使用して患者の輸卵管の組織壁によって形成される細胞内腔の輸卵管の流れを制御する方法。

20

【請求項336】

患者の皮膚を切って、詳細に吟味しているツールを嵌入して、輸卵管の組織壁の少なくとも一つの部分の領域を解剖して、輸卵管を有する作動的係合の全裂の領域の刺激デバイスを配置して、壁部分を励まして壁部分の収縮に細胞内腔の流れに影響させるようにするために刺激デバイスを使用する請求項2、3または4に記載の装置を使用した方法。

【請求項337】

患者の皮膚を切って、詳細に吟味しているツールを嵌入して、器官の組織壁の少なくとも一つの部分の領域を解剖して、輸卵管を有する作動的係合の全裂の領域の狭くデバイスを配置して、細胞内腔の流れに影響するために、輸卵管の壁部分を締めつけるために狭くデバイスを使用する、請求項3または4の装置を使用して、患者の輸卵管の組織壁によって形成される細胞内腔の精子の流れを制御する方法。

30

【請求項338】

空腔は、腹腔のうちの少なくとも1つ、骨盤領域の空腔、筋肉のようなヒト軟部組織の空腔、脂肪および線維性組織である、請求項225～230のいずれかに記載の方法。

【請求項339】

狭くデバイスを作動するための動力作動装置を植設することから成る請求項225～230のいずれかに記載の方法。

【請求項340】

作動装置に、動力油圧装置が設けられている請求項232に記載の方法。

40

【請求項341】

作動装置に、電気駆動装置が設けられている請求項232に記載の方法。

【請求項342】

作動装置に、電動機が設けられている。請求項234に記載の方法。

【請求項343】

作動装置に電力を供給するための無線エネルギーを伝導することから成る、そして、必要に応じて、患者の流れに影響することは輸卵管であり、そして、狭くデバイスを作動するために送信されたエネルギーを有する作動装置に電力を供給する請求項232に記載の方法。

50

【請求項 3 4 4】

無線エネルギーを貯蔵可能なエネルギー（観血的に植設されたエネルギー源に変わるエネルギーを課して、患者のボディの外側でからの植設されたエネルギー源を狭くデバイスおよび／または刺激デバイスの動作との関係ために、エネルギーをリリースするために制御しているnon-）に変えてエネルギー源を、外部のエネルギー源を提供して、外部のエネルギー源を無線エネルギーをリリースするために制御している患者に植設することから成る請求項 2 2 5 - 2 3 0 のいずれかに記載の方法。

【請求項 3 4 5】

無線エネルギーは、無線エネルギーと異なる貯蔵可能なエネルギーに変わる請求項 2 3 7 に記載の方法。

10

【請求項 3 4 6】

流れ影響デバイスには、一つ以上の規制デバイスが含まれ、一つ以上規制デバイス輸卵管の組織壁の一連の壁部分を制限するのに適している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3 4 7】

ランダム壁部分の直列の、または、予め定められたシーケンスに従う壁部分を制限するのに適している、の直列の壁部分を制限するための狭くデバイスを備えた請求項 3 4 6 に記載の装置。

【請求項 3 4 8】

壁部分の直列の壁部分を制限して、更に壁部分の直列の、ランダム壁部分の、または、予め定められたシーケンスに従ういかなる締めつけられた壁部分も制限するための刺激デバイスから更に成るための狭くデバイスを備えた請求項 3 4 6 に記載の装置。

20

【請求項 3 4 9】

完全に輸卵管の細胞内腔を閉じずに狭窄して、壁部分の直列の壁部分が輸卵管に沿って、ランダムにおいて、または、予め定められたシーケンスに従って連続して制限されるように次々と締めつけられた壁部分を刺激するための刺激デバイスから更に成るための、狭くデバイスから成って、請求項 3 4 6 に記載の装置。

【請求項 3 5 0】

規制デバイス（一連の壁部分のいかなる壁部分も励ましてランダム壁部分の直列の、または、予め定められたシーケンスに従う壁部分を制限するようにするための刺激デバイスを備えた請求項 3 4 6 に記載の装置。

30

【請求項 3 5 1】

規制デバイス（壁部分の直列の壁部分の全てを制限するための狭くデバイスから成る）およびランダム壁部分の、または、予め定められたシーケンスに従ういかなる制限された壁部分も励まして輸卵管の細胞内腔を閉じるようにするための請求項 3 4 6 に記載の装置。

【請求項 3 5 2】

制御装置は、一つ以上の規制デバイスを離れて間隔を置かれて配置される規制を有する時間に最低2時に壁部分の直列の壁部分を制限するために制御するのに適している請求項 3 4 5 - 3 5 1 の何れかに記載の装置。

【請求項 3 5 3】

制御デバイスは、患者の輸卵管の細胞内腔の精子を動かすために輸卵管に沿って連続して壁部分の直列の壁部分を制限するかまたは患者の輸卵管の細胞内腔において移動するために精子を防止するのに適している請求項 3 5 2 に記載の装置。

40

【請求項 3 5 4】

制御デバイスは、患者の輸卵管の細胞内腔の精子を動かすために輸卵管に沿って連続して壁部分の直列の壁部分を制限するかまたは患者の輸卵管の細胞内腔において移動するために精子を防止するのに適している請求項 345-351 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、身体器官内の流体および／または他の身体物質の流れを制御することに関し

50

、詳細には、女性患者の卵管内の精子の流れを制御する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

卵管内の精子の運搬に影響を与えるようになっている本発明は、精子が所定の期間に卵子に到達するのを防ぐことによって精子が卵子に到達するのを防ぎ、それによって精子の流れに影響を与えることによって女性が妊娠しないようにするのを助けることができる。精子の寿命は通常、3～5日間である。さらに、卵子の運搬は卵管内で非常に長い時間が必要であり、それによって卵管の近位部に到達する任意の卵子はたいてい、もはや生存能力がない。本発明はさらに、代替目的では、精子が卵管に到達するのを促進し、卵子の妊娠の可能性を高める。

10

【0003】

妊娠促進薬は、凝血および他の重大な合併症を引き起こす可能性がある。より安全で、より永久的であるが、さらに調整可能なデバイスが満たすべき重要な役割を持っている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、女性患者の卵管内の精子の移動を制御する装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

20

本発明のこの目的によると、女性患者の卵管内の精子の流れを制御する装置であって、卵管を少なくとも部分的に狭くするために卵管壁の少なくとも一部を優しく狭くする移植可能な狭くデバイスと、卵管をさらに狭くし、これに影響を与えるために卵管の壁面部に刺激を与える刺激デバイスと、狭くデバイスが卵管壁面部を狭くするときに、卵管壁面部に刺激を与えて、卵管壁面部を収縮させて、卵管内の精子の流れをさらに狭くして、これに影響を与えるように刺激デバイスを制御する制御デバイスとを備えた装置が提供される。

【0006】

本発明は、狭くおよび刺激デバイスの有利な組合せを提供し、その結果、卵管内の精子に2段階の影響を与える。したがって、狭くデバイスは、比較的弱い力を壁面部に加えることによって卵管壁面を優しく狭くすることができ、刺激デバイスは狭くされた壁面部を刺激して、卵管内の流れへの所望の最終影響を達成することができる。「卵管壁面の一部を優しく狭くする」という表現は、卵管壁面内の血液循環を実質的に阻むことなく、壁面部を狭くするものとして理解されたい。

30

【0007】

しかし、この装置は狭くデバイスまたは刺激デバイスのいずれかを備えることが可能である。それによって、本出願に記載された実施形態全ては、3つの変形形態で存在するものであると理解されたい。刺激デバイスのみ、または狭くデバイスのみ、またはその組合せである。卵管という用語はもちろん、1つまたは好ましくは2つの卵管のいずれかに関連している。デバイスは、2つの異なる方向に精子の流れに影響を与えて、妊娠を促進させるまたは防ぐいずれかのために使用することができ、精子が卵子に到達するのを防ぐことにより、妊娠を防ぐ。

40

【0008】

本発明はしたがって、以下の対象物を含んでいる。

【0009】

女性患者の卵管内の精子の流れを制御する装置であって、卵管内の精子の流れを狭くし、これに影響を与えるように卵管壁面の壁面部を刺激する刺激デバイスと、卵管壁面部に刺激を与えて、卵管壁面部を収縮させて、卵管内の精子の流れを狭くし、これに影響を与えるように刺激デバイスを制御する制御デバイスとを備えた装置。

【0010】

50

刺激デバイスは、本明細書に記載した実施形態全てで上記に記載した狭さくデバイスと組み合わせることができ、本明細書に記載した刺激デバイスに関連する異なる実施形態全てを使用することができる。

【0011】

女性患者の卵管内の精子の流れを制御する装置であって、卵管を少なくとも部分的に狭さくするように卵管壁面の少なくとも一部を狭さくする移植可能な狭さくデバイスと、卵管壁面部を狭さくし、卵管内の精子の流れに影響を与えるために、狭さくデバイスを制御して卵管を収縮させる制御デバイスとを備えた装置。

【0012】

狭さくデバイスは、本明細書に記載した実施形態全てで上に記載した刺激デバイスと組み合わせることができ、本明細書に記載した狭さくデバイスに関連する異なる実施形態全てを使用することができる。

10

【0013】

前記狭さくデバイスが、卵管内の流れを少なくとも制限するように壁面部を収縮させるようになっており、前記制御デバイスが狭さくされた壁面部を収縮させるように前記刺激デバイスを制御し、それによって卵管内の流れが少なくともさらに制限される装置。

【0014】

狭さくデバイスは、狭さくされた壁面部内の血液循環が実質的に制限されず、卵管内の流れが少なくとも制限される狭さく状態に壁面部を狭さくするようになっており、制御デバイスは壁面部を収縮させるように刺激デバイスを制御し、それによって壁面部が狭さくデバイスによって狭さく状態に保持された場合に、卵管内の流れが少なくともさらに制限される装置。

20

【0015】

制御デバイスは、狭さくデバイスおよび刺激デバイスを同時に制御する装置。

【0016】

刺激デバイスは、狭さくデバイスが壁面部を狭さくするときに、壁面部の異なる領域を刺激するようになっており、制御デバイスは、壁面部の領域を間欠的におよび個別に刺激するように刺激デバイスを制御することが好ましい。器官の壁面部の異なる領域のこのような間欠的なおよび個別の刺激により、壁面部の組織が、本発明の装置の動作中のほぼ通常の血液循環を維持することが可能になる。

30

【0017】

本発明を使用したほとんどの応用例では、移植された狭さくデバイスの日常的調節がある。したがって、本発明の好ましい実施形態では、狭さくデバイスは、所望のように壁面部の狭さくの調節を可能にするように調節可能であり、制御デバイスは壁面部の狭さを調節するように狭さくデバイスを制御する。制御デバイスは、狭さくおよび刺激デバイスを互いに独立して、および同時に制御することができる。任意選択では、制御デバイスは、制御デバイスが壁面部の狭さくを変えるように狭さくデバイスを制御しながら、壁面部を刺激する、または刺激しないように刺激デバイスを制御することができる。

【0018】

最初に、卵管内の精子の流れの所望の制限が得られるまで、壁面部の狭さを調節するように狭さくデバイスを制御しながら、壁面部を刺激するように刺激デバイスを制御するために制御デバイスを使用することによって、狭さくデバイスをキャリブレーションすることができる。

40

【0019】

流れ制限

本発明の装置は、女性患者の卵管内の精子の流れを制限するのによく適している。したがって、本発明の主な実施形態では、狭さくデバイスは、卵管内の流れを少なくとも制限するように壁面部を狭さくするようになっており、制御デバイスは狭さくされた壁面部を収縮させるように刺激デバイスを制御して、それによって卵管内の流れは少なくともさらに制限される。特に、狭さくデバイスは、狭さくされた壁面部内の血液循環が実質的には

50

制限されず、卵管内の流れが少なくとも制限される狭さく状態に壁面部を狭さくするようになり、制御デバイスは壁面部を狭さくするように刺激デバイスを制御して、それによって壁面部が狭さくデバイスによって狭さく状態に保持されたときに、卵管内の流れが少なくともさらに制限される。

【 0 0 2 0 】

狭さくおよび刺激デバイスは、それぞれ本発明の装置の特定の応用例で達成されることが望ましい流れ制限による範囲まで、狭さくするおよび刺激するように制御させることができる。したがって、第 1 の流れ制限選択肢によると、制御デバイスは壁面部を狭さくするように狭さくデバイスを制御して、それによって卵管内の流れは制限されるが、止まらず、狭さくされた壁面部を刺激して、これを収縮させるように刺激デバイスを制御し、それによって卵管内の精子の流れはさらに制限されるが、止まらない。より正確には、制御デバイスは、第 1 のモードで刺激デバイスを制御して、狭さくされた壁面部を刺激し、卵管内の流れをさらに制限するが、止めず、a) 第 2 のモードで刺激デバイスを制御して、壁面部の刺激を止め、卵管内の流れを増加させる、または b) 第 2 のモードで刺激および狭さくデバイスを制御して、壁面部の刺激を止め、卵管内の流れを回復させるように壁面部を解放することができる。

10

【 0 0 2 1 】

第 2 の流れ制限選択肢によると、制御デバイスは壁面部を狭さくするように狭さくデバイスを制御し、それによって卵管内の流れが制限されるが、止まらず、刺激デバイスを制御して、収縮させるように狭さくされた壁面部を刺激し、それによって卵管内の流れが止められる。より正確には、制御デバイスは第 1 のモードで刺激デバイスを制御して、狭さくされた壁面部を刺激し、卵管内の流れをさらに制限するが、止めず、a) 第 2 のモードで刺激デバイスを制御して、壁面部の刺激を止め、卵管内の流れを可能にする、または b) 第 2 のモードで刺激および狭さくデバイスを制御して、壁面部の刺激を止め、卵管内の流れを回復させるように壁面部を解放することができる。

20

【 0 0 2 2 】

第 3 の流れ制限選択肢によると、制御デバイスは壁面部を狭さくするように狭さくデバイスを制御し、それによって卵管内の精子の流れがほぼ止められ、刺激デバイスを制御して、収縮させるように狭さくされた壁面部を刺激し、それによって卵管内の流れが完全に止められる。より正確には、制御デバイスは第 1 のモードで刺激デバイスを制御して、狭さくされた壁面部を刺激し、卵管内の流れを完全に止め、a) 第 2 のモードで刺激デバイスを制御して、壁面部の刺激を止め、卵管内の流れを可能にする、または b) 第 2 のモードで刺激および狭さくデバイスを制御して、壁面部の刺激を止め、卵管内の流れを回復させるように壁面部を解放することができる。

30

【 0 0 2 3 】

例えば、本発明が妊娠しにくい患者の精子の流れを制御するために使用される場合に、第 3 の流れ制限選択肢を行うことができる。したがって、制限および刺激デバイスを患者の卵管の任意の部分に移植することができる。制御デバイスは、卵管の一部を優しく平らにするように狭さくデバイスを制御して、精子の流れを少なくともほぼ完全に止めることができ、平らにした部分を刺激するように刺激デバイスを制御して、精子の流れが確実に止められる。制御デバイスは、上に記したように、壁面部の領域を間欠的におよび個別に刺激するように刺激デバイスを制御するので、経時的に移植された狭さくデバイスが卵管を傷つける危険性はかなり低くなるまたはさらにはなくなり、刺激の影響は経時的に確実に維持される。妊娠するための時間が最適である場合、制御デバイスは卵管の部分解放し、刺激を止めるように狭さくおよび刺激デバイスを制御し、それによって精子は卵管の部分を通過することができる。

40

【 0 0 2 4 】

刺激デバイスが狭さくされた壁面部を刺激して収縮し、それによって卵管内の精子の流れが止められると、制御デバイスは刺激デバイスを適切に制御して、狭さくされた壁面部の第 1 の長さ、および第 1 の長さの下流側にある狭さくされた壁面部の第 2 の長さを同時

50

および循環的に刺激し、制御デバイスは刺激デバイスを制御して、卵管の上流方向に第 1 の長さを次第に刺激し、卵管の下流方向に第 2 の長さを次第に刺激する。

【0025】

制御デバイスは、刺激デバイスを制御して、患者の感知された身体パラメータまたは装置の機能パラメータに応じて壁面部の刺激を変えることができる。例えば、制御デバイスは、卵管内の感知された圧力上昇に応じて、壁面部の刺激の強さを大きくするように刺激デバイスを制御することができ、それによって卵管内の流れは止められたままである。卵管内の圧力に関連する患者の身体内の圧力などの、患者の身体パラメータを感知する任意のセンサを設けることができ、制御デバイスはセンサからの信号に応じて刺激デバイスを制御する。このようなセンサは例えば、患者の腹部内の圧力、移植された狭さくデバイスに対する圧力、または身体器官の卵管壁面への圧力を感知することができる。

10

【0026】

例えば、本発明が患者の精子の流れを制御するために使用される場合に、圧力センサを利用することができる。したがって、狭さくおよび刺激デバイスを患者の卵管に利用することができる。

【0027】

第 4 の流れ制限選択肢によると、制御デバイスは壁面部を狭さくするように狭さくデバイスを制御し、それによって卵管内の流れが止められる。より正確には、制御デバイスは狭さくデバイスを制御して、第 1 のモードでは卵管内の流れを止めるように狭さくされた壁面部を狭さくし、第 2 のモードでは卵管内の流れを回復させるように壁面部の狭さくを止めることができる。この場合、制御デバイスは必要に応じて壁面部を刺激するように、刺激デバイスを制御するだけである。卵管内の圧力に関連する患者の身体のパラメータを感知するセンサを設けることができ、制御デバイスはセンサからの信号に応じて、刺激デバイスを制御する。このような身体パラメータは、患者の腹部内の圧力であってもよく、センサは圧力センサであってもよい。

20

【0028】

本発明のいくつかの応用例では、移植された狭さくデバイスを、通常は狭さく状態に患者の卵管の壁面部を保つように設計することができる。この場合、好ましくは刺激強さを調節して、卵管内の流れが少なくともさらに制限されるまたは止められるように、壁面部を収縮させるために、狭さくされた卵管壁面部を刺激するように刺激デバイスを制御し、刺激を止めるように刺激デバイスを制御するために、必要に応じて患者が便利に制御デバイスを使用することができる。より正確には、制御デバイスは、a) 第 1 のモードで刺激デバイスを制御して、卵管内の流れをさらに制限するように狭さくされた壁面部を刺激し、第 2 のモードで刺激デバイスを制御して、卵管内の流れを増加させるように壁面部の刺激を止めることができる、または b) 第 1 のモードで刺激デバイスを制御して、卵管内の流れを止めるように狭さくされた壁面部を刺激し、第 2 のモードで刺激デバイスを制御して、卵管内の流れを可能にするように壁面部の刺激を止めることができる。

30

【0029】

第 1 のモードまたは第 2 のモードのいずれかは、一時的であってもよい。

【0030】

40

狭さくデバイスは、それぞれ卵管壁面の一連の壁面部のうちの任意の壁面部を狭さくするようになっている複数の別個の狭さく要素を備えることができる。制御デバイスは、ランダムでまたは所定の順番で狭さく要素を始動させるように狭さくデバイスを制御することができる。この場合、刺激デバイスは狭さく要素上に位置決めされた刺激要素を備えており、制御デバイスは器官を収縮させて器官の卵管を閉じるように、刺激要素を始動させて狭さく要素によって狭さくされた一連の壁面部のうちの任意の壁面部を刺激するために刺激デバイスを制御する。

【0031】

別法では、制御デバイスは、狭さく要素を始動させて一連の壁面部のうちの全ての壁面部を狭さくするために狭さくデバイスを制御し、刺激要素を始動させて、ランダムでまた

50

は所定の順番で任意の狭さくされた壁面部を刺激して器官の卵管を閉じるために、刺激デバイスを制御する。複数の別個の狭さく要素の形の狭さくデバイスの設計により、狭さくデバイスが移植された場合に硬質線維症の成長に対抗することが可能になる。

【0032】

卵管内の精子の移動

本発明の装置は、以下に挙げた本発明の実施形態に記載したように、患者の卵管内で精子を活動的に移動させるために使用することができる。妊娠を促進するまたは防ぐためのいずれかである。

【0033】

1) 制御デバイスは、壁面部の上流端部または下流端部のいずれかで、卵管を閉じるように狭さくデバイスを制御し、その後、壁面部の残りの部分を狭さくして卵管内で精子を移動させるように狭さくデバイスを制御する。

10

【0034】

1a) 上記実施形態(1)の第1の代替形態によると、制御デバイスは、狭さくデバイスが壁面部の残りの部分を狭さくするときに壁面部を刺激するように、刺激デバイスを制御する。

【0035】

1b) 第2の代替形態によると、狭さくデバイスは、壁面部を狭さくして、卵管内の流れを制限するが、止めないようになっている。制御デバイスは、壁面部の上流端部または下流端部のいずれかで、卵管を閉じるように狭さくデバイスによって狭さくされた壁面部を刺激するように刺激デバイスを制御し、同時に、壁面部の狭さくを大きくして卵管内で精子を移動させるように、狭さくデバイスを制御する。

20

【0036】

2) 狭さくデバイスは、卵管内の流れを制限するまたは変えるために壁面部を狭さくするようになっており、制御デバイスは、卵管内の下流側または上流側方向に狭さくされた壁面部を次第に刺激するように刺激デバイスを制御して、壁面部を次第に収縮させて、卵管内で精子を移動させる。

【0037】

3) 制御デバイスは、壁面部の異なる領域の狭さくを変えるように狭さくデバイスを制御し、それによって壁面部は卵管の下流側または上流側方向に次第に狭さくされて、卵管内で精子を移動させる。狭さくデバイスは、壁面部に沿って延びる少なくとも1つの細長い狭さく要素を備えることができ、制御デバイスは、卵管の下流側または上流側方向に壁面を次第に狭さくするように細長い狭さく要素を制御する。

30

【0038】

3a) 上記実施形態(3)の好ましい代替形態によると、制御デバイスは、狭さくされた壁面部を次第に刺激して、狭さくデバイスによって行われる壁面部の進行的狭さくと調和して次第に収縮させるように刺激デバイスを制御する。狭さくデバイスが少なくとも1つの細長い狭さく要素を備えている場合、制御デバイスは、卵管の下流側または上流側方向に壁面部を次第に狭さくするように細長い狭さく要素を制御する。適切には、細長い狭さく要素は、狭さくデバイスが壁面部を狭さくする場合に、壁面部の長さとは接触するような寸法をしている接触表面を備え、刺激デバイスは接触表面に沿って分配される複数の刺激要素を備えており、それによって刺激要素は、制御デバイスが壁面部を刺激するように刺激デバイスを制御する場合に、壁面部の長さに沿って壁面部の異なる領域を刺激する。

40

【0039】

4) 狭さくデバイスは、卵管内の流れを少なくとも制限するために、卵管壁面の一連の壁面部のいずれか1つを狭さくするようになっている。制御デバイスは、一連の壁面部のうちの壁面部を連続的に狭さくして、蠕動するように卵管内で精子を移動させるように狭さくデバイスを制御する。

【0040】

4a) 実施形態(4)の第1の代替形態によると、狭さくデバイスは、それぞれ卵管壁

50

面の壁面部を狭くするようになっている複数の狭く要素を備えている。制御デバイスは、狭く要素を次々に始動させるように狭くデバイスを制御し、それによって一連の壁面部のうちの壁面部は器官に沿って連続的に狭くされ、それにより卵管内の精子が移動される。

【0041】

4b) 実施形態(4)の第2の代替形態によると、狭くデバイスは、一連の壁面部のうちの壁面部を連続して狭くするように器官の壁面に沿って移動可能な少なくとも1つの狭く要素を備えており、制御デバイスは、一連の壁面部のうちの壁面部に沿って狭く要素を循環的に移動させるように狭くデバイスを制御する。狭くデバイスは、複数の狭く要素を備えており、その要素のそれぞれが一連の壁面部のうちの壁面部を連続的に狭くするように器官の壁面に沿って移動可能であり、制御デバイスは一連の壁面部のうちの壁面部に沿って次々と狭く要素を循環的に移動させるように狭くデバイスを制御するのが好ましい。特に、狭くデバイスは狭く要素を担持する回転子を備えており、制御デバイスは回転子を回転するように制御し、それによって各狭く要素は、一連の壁面部のうちの壁面部を循環的に狭くする。各狭く要素は適切には、後者を狭くするように、器官の壁面上で転動するローラを備えている。

10

【0042】

4c) 上記実施形態(4)の好ましい代替形態によると、刺激デバイスは、卵管を閉じるように、狭くデバイスによって狭くされた一連の壁面部のうちの壁面部のいずれかを刺激する。狭くデバイスが少なくとも1つの狭く要素を備えている場合、刺激デバイスは適切には、卵管を閉じるように狭く要素によって狭くされた壁面部を刺激するように狭く要素上に位置決めされた少なくとも1つの刺激要素を備えている。

20

【0043】

狭くデバイスが複数の狭く要素を備えている場合、刺激デバイスは適切には、卵管を閉じるように狭く要素によって狭くされた壁面部を刺激するように狭く要素上に位置決めされた刺激要素を備えている。

【0044】

5) 狭くデバイスは、卵管内の流れを制限するために卵管壁面の一連の壁面部のうちのいずれか1つを狭くするようになっており、狭くデバイスはそれぞれ、卵管壁面の壁面部を狭くするようになっている複数の狭く要素を備えており、刺激デバイスは、卵管を閉じるように狭く要素によって狭くされた壁面部を刺激するように狭く要素上に位置決めされた刺激要素を備えている。制御デバイスは、器官の卵管を完全に閉じることなく、一連の壁面部のうちの壁面部を狭くするために狭く要素を始動させるように狭くデバイスを制御し、刺激要素を始動させて壁面部を次々と刺激するように刺激デバイスを制御し、それによって一連の壁面部のうちの壁面部は卵管内で精子を移動させるように器官に沿って連続的に収縮される。

30

【0045】

6) 狭くデバイスは、上流端部で壁面部を狭くする第1の狭く要素と、下流端部で壁面部を狭くする第2の狭く要素と、上流端部と下流端部の間で壁面部を狭くする第3の狭く要素とを備えている。制御デバイスは、それぞれ独立して、壁面部を狭くし、解放するように第1、第2および第3の狭く要素を制御する。特に、制御デバイスは、卵管を閉じるように上流または下流端部で壁面部を狭くするように第1または第2の狭く要素を制御し、上流端部と下流端部の間で壁面部を狭くするように第3の狭く要素を制御し、それにより上流端部と下流端部の間で壁面部内に含まれる精子は、卵管内で下流側または上流側に移動される。任意選択では、制御デバイスは、第3の狭く要素が壁面部を狭くする場合に、上流端部と下流端部の間で壁面部を刺激するように刺激デバイスを制御する。

40

【0046】

6a) 第1の代替形態によると、制御デバイスは、卵管内の流れを制限するように上流端部で壁面部を狭くするように第1の狭く要素を制御し、上流端部で狭くされた壁

50

面部を刺激して卵管を閉じるように刺激デバイスを制御する。卵管が、狭くされた壁面部の上流端部で閉じられた状態で、制御デバイスは、上流端部と下流端部の間で壁面部を狭くするように第3の狭く要素を制御し、任意選択では、後者が第3の狭く要素によって狭くされたときに、壁面部を同時に刺激するように刺激デバイスを制御する。その結果、上流端部と下流端部の間で壁面部内に含まれた精子は、卵管内で下流側に移動される。

【0047】

6b) 第2の代替形態によると、制御デバイスは、下流端部で壁面部を狭くして卵管内の流れを制限するように第2の狭く要素を制御し、下流端部で狭くされた壁面部を刺激して卵管を閉じるように刺激デバイスを制御する。卵管が、狭くされた壁面部の下流端部で閉じられた状態で、制御デバイスは、上流端部と下流端部の間で壁面部を狭くするように第3の狭く要素を制御し、任意選択では、後者が第3の狭く要素によって狭くされたときに、壁面部を同時に刺激するように刺激デバイスを制御する。その結果、上流端部と下流端部の間で壁面部内に含まれた精子は、卵管内で上流側に移動される。

10

【0048】

上記実施形態(1)から(6b)のいずれにおいても、刺激デバイスは、電気パルスで壁面部を刺激することができる。

【0049】

卵管の管状形状では、その特に長い壁面部を、隣接する壁面が2つの平行な列の縫い目によって互いに縫い合わされ、隣接する壁面が2列の縫い目の間で切り取られた状態で、ジグザグに延びるように外科的に準備することができる。その結果、器官のこのように長い壁面部の卵管はかなり拡張させることができる。この場合、本発明の装置の狭くデバイスは、器官の長い壁面部を狭くする毎に、かなり大量の流体を移動させることが可能である。

20

【0050】

ヘッドラインで上に記載した様々な解決法がある：器官の卵管内の流れを止めるための「流れ制限」はまた、上記実施形態(1a)、(1b)、(4a)、(5)、(6)、(6a)および(6b)のいずれでも使用することができる。

【0051】

いくつかの好ましい実施形態を要約するためには、以下を参照されたい。

30

【0052】

1つの目的によると、それぞれ器官の組織壁面の一連の壁面部のうちの任意の壁面部がある。代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、ランダムにまたは所定の順序で狭くされる。代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、患者の器官の内腔内で精子を移動させる、または流体および/または他の身体物体が患者の器官の内腔内で移動するのを防ぐように、器官に沿って連続的に狭くされる。

【0053】

代替形態によると、ステップ(b)は、一連の壁面部のうちの任意の狭くされた壁面部を刺激することによって行われる。代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、ランダムでまたは所定の順序で狭くされる。代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、患者の器官の内腔内で流体および/または他の身体物体を移動させる、または流体および/または他の身体物体が患者の器官の内腔内で移動するのを防ぐように、器官に沿って連続的に狭くされる。

40

【0054】

代替形態によると、ステップ(a)は、それぞれ器官の組織壁面の一連の壁面部のうちの任意の壁面部を狭くすることによって行われ、一連の壁面部のうちの壁面部は、器官の内腔を完全に閉じることなく連続的に狭くされ、ステップ(b)は、狭くされた壁面部を刺激することによって行われ、それによって一連の壁面部のうちの壁面部がさらに狭くされる。代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、ランダムで、または所定の順序で狭くされる。

50

【0055】

代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、患者の器官の内腔内で流体および／または他の身体物体を移動させる、または流体および／または他の身体物体が患者の器官の内腔内で移動するのを防ぐように、器官に沿って連続的に狭くされる。

【0056】

代替形態によると、ステップ(a)は、一連の壁面部のうちの全ての壁面部を狭くすることによって行われ、ステップ(b)は任意の狭くされた壁面部を刺激することによって行われ、それによって一連の壁面部のうちの壁面部はさらに狭くされる。

【0057】

代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、ランダムにまたは所定の順序で刺激デバイスによってさらに狭くされる。

10

【0058】

代替形態によると、一連の壁面部のうちの壁面部は、患者の器官の内腔内で流体および／または他の身体物体を移動させる、または流体および／または他の身体物体が患者の器官の内腔内を移動するのを防ぐように、器官に沿って刺激デバイスによって連続的にさらに狭くされる。

【0059】

全ての適用可能な代替形態に対する代替形態によると、ステップ(a)およびステップ(b)は互いに独立して行われ、代替形態によると、ステップ(a)およびステップ(b)は同時に行われる。

20

【0060】

刺激

神経または筋肉組織を刺激する場合、刺激が適切に行われない場合には、経時的に組織を傷つけるまたは損なう危険性がある。本発明の装置は、この危険性を低くするまたはさらにはなくすように設計されている。したがって、本発明によると、制御デバイスは、卵管の壁面部の異なる領域を間欠的に刺激するように刺激デバイスを制御し、それによってこれらの領域のうちの少なくとも2つは、異なる時点で刺激される、すなわち刺激は経時的に1つの領域から別の領域に移動される。加えて、制御デバイスは刺激デバイスを制御し、それによって現在刺激されていない異なる領域のうちのがある領域が刺激デバイスがその領域を再び刺激する前に、ほぼ通常の血液循環を回復させる時間がある。さらに、制御デバイスは、連続した期間の間、各領域を刺激するように刺激デバイスを制御し、各期間は期間の経過まで、領域内で満足のいく血液循環を維持するのに十分なほど短い。これにより、本発明の装置が器官を傷つけるという危険性なく、卵管の自然な物理的性状を経時的に基本的に維持しながら、所望の流れ制御を達成するように、卵管の壁面部の連続刺激を可能にするという利点が生じる。

30

【0061】

また、上に記載したように、経時的に器官上の刺激の位置を物理的に変更することによって、所望の流れ制御を達成するために、卵管上の有利な変更刺激パターンを作り出すことが可能である。

【0062】

制御デバイスは、例えば、異なる領域を連続して刺激することによって、ある時点で壁面部の領域の1つまたは複数を刺激するように刺激デバイスを制御することができる。さらに、制御デバイスは、好ましくは所定の刺激パターンにより、壁面部に沿って領域の刺激を循環的に伝播させるように刺激デバイスを制御することができる。刺激中に卵管壁面の所望の反応を達成するために、制御デバイスは、壁面部の刺激の強さを好ましくは循環的に変更するように、刺激デバイスを制御することができる。

40

【0063】

本発明の好ましい一実施形態では、制御デバイスは、パルス列を形成することが好ましいパルスで壁面部の領域を間欠的に刺激するように、刺激デバイスを制御する。壁面部の領域のうちの少なくとも第1の領域および第2の領域を、それぞれ第1のパルス列および

50

第 2 のパルス列で繰り返し刺激することができ、それによって第 1 および第 2 のパルス列は経時的に互いに対して移動させられる。例えば、第 1 の領域を第 1 のパルス列で刺激することができ、第 2 の領域は第 2 のパルス列で刺激されず、またその逆も同様である。別法では、第 1 および第 2 のパルス列を互いに対して移動させることができ、それによって第 1 および第 2 のパルス列は互いに少なくとも部分的に重なり合う。

【0064】

パルス列を、多くの異なる方法で構成することができる。したがって、制御デバイスは、パルス列のパルスの振幅、各パルス列の個別のパルスのデューティ・サイクル、パルス列の各パルスの幅、各パルス列の長さ、パルス列のパルスの繰り返し周波数、パルス列の繰り返し周波数、各パルス列のパルスの数、および / またはパルス列間のオフ期間を変更するように、刺激デバイスを制御することができる。異なる構成のいくつかのパルス列を利用して、所望の効果を達成することができる。

10

【0065】

制御デバイスが、壁面部のそれぞれの領域を刺激するパルス列間のオフ期間を変更するように刺激デバイスを制御する場合、後者がオフ期間中に刺激されない場合に、領域内にほぼ通常の血液循環を回復させるのに十分長く続くように、パルス列間の各オフ期間を制御することも可能である。

【0066】

電気刺激

本発明の好ましい実施形態によると、刺激デバイスは、好ましくは電気パルスで、患者の身体器官の卵管壁面部を電氣的に刺激する電動刺激デバイスである。本実施形態は、壁面部が電気刺激に反応する筋繊維を含む応用例に特に適切である。本実施形態では、制御デバイスは、壁面部が狭さく状態にある場合に、好ましくは電気パルス列の形の電気パルスで壁面部を刺激して、壁面部を収縮させるように、刺激デバイスを制御する。もちろん、電気パルス列の構成は、上記パルス列と同様であってもよく、制御デバイスは、上に記載したのと同じ方法で、卵管の壁面の異なる領域を電気刺激するように刺激デバイスを制御することができる。

20

【0067】

電気刺激デバイスは適切には、壁面部と係合し、電気パルスでこれを刺激するための、電極などの、少なくとも 1 つの、好ましくは複数の電気素子を備えている。任意選択では、電気素子を、互いに対して固定した方向に配置することができる。制御デバイスは、電気素子を、一度に 1 つ、または一度にグループの電気素子を電氣的に付勢するように、電気刺激デバイスを制御する。制御デバイスは、電気パルスで各素子を循環的に付勢するように、電気刺激デバイスを制御するのが好ましい。任意選択では、制御デバイスは、電気素子を付勢するように刺激デバイスを制御することができ、それによって電気素子は順に一度に 1 つ付勢される、またはいくつかのまたはグループの電気素子は同時に付勢される。また、グループの電気素子を、ランダムに、または所定のパターンでのいずれかで、連続して付勢することができる。

30

【0068】

電気素子は、任意のパターンの電気素子を形成することができる。電気素子は、細長いパターンの電気素子を形成することが好ましく、電気素子は患者の卵管の壁面上で利用可能であり、それによって細長いパターンの電気素子は卵管の壁面に沿って長手方向に延び、素子は壁面部のそれぞれの領域に当接する。細長いパターンの電気素子は、卵管の壁面に沿って長手方向に延びる 1 列または複数列の電気素子を含むことができる。各列の電気素子は、電気素子の直線状、螺旋状またはジグザグ状経路、または任意の形の経路を形成することができる。制御デバイスは、患者の卵管内の流れと反対の方向、または同じ方向に細長いパターンの電気素子に沿って長手方向に電気素子を連続して付勢するように、刺激デバイスを制御することができる。

40

【0069】

任意選択では、制御デバイスは、細長いパターンの電気素子の両端部に向かって狭さく

50

された壁面部のほぼ中心の位置から電気素子を連続的に付勢するように、刺激デバイスを制御することができる。卵管を比較的長時間にわたって閉じたままにする場合、制御デバイスは電気素子を付勢するように刺激デバイスを制御することができ、それによって付勢された電気素子は、細長いパターンの電気素子の両端部に向かって反対の2方向に狭くされた壁面部の中心から同時に前進する付勢された電気素子の2つの波動を形成する。卵管を損ねることなく、また卵管内で任意の方向に流体または気体を移動させることなく、付勢された電気素子のこのような波動を何度も繰り返すことができる。

【0070】

制御デバイスは、電気素子を付勢するように刺激デバイスを適切に制御し、それによって現在付勢されている電気素子は、少なくとも1つのグループの隣接する付勢電気素子を形成する。第1の代替形態によると、付勢された電気素子のグループの素子は、付勢された電気素子の1つの経路を形成する。付勢された電気素子の経路は、患者の卵管の周りに少なくとも部分的に延びることができる。第2の代替形態では、付勢された電気素子のグループの素子は、好ましくは卵管内の流れ方向に対してほぼ横に、患者の卵管の相互側に延びる付勢された電気素子の2つの経路を形成することができる。第3の代替形態では、付勢された電気素子のグループの素子は、付勢された電気素子のグループの素子は、好ましくは患者の卵管内の流れ方向に対してほぼ横に、患者の卵管の異なる側に延びる付勢された電気素子の3つ以上の経路を形成することができる。

10

【0071】

本発明の好ましい実施形態によると、電気素子は複数のグループの素子を形成し、グループは、患者の卵管内の流れ方向に患者の器官に沿って延びる一連のグループを形成する。各グループの電気素子の電気素子は、患者の卵管の周りに少なくとも部分的に延びる素子の経路を形成することができる。第1の代替形態では、各グループの電気素子の電気素子は、好ましくは患者の卵管内の流れ方向に対してほぼ横に、患者の卵管の異なる側に延びる素子の3つ以上の経路を形成することができる。制御デバイスは、ランダムに、または所定のパターンで一連のグループで電気素子のグループを付勢するように、刺激デバイスを制御することができる。別法では、制御デバイスは、患者の卵管内の流れと反対の方向、または同じ方向に、または狭くされた壁面部のほぼ中心の位置から始まる両方の方向に、一連のグループで電気素子のグループを連続的に付勢するように、刺激デバイスを制御することができる。例えば、付勢された電気素子のグループは、上に記載したように、付勢された電気素子の前進する波動を形成することができる。すなわち、制御デバイスは電気素子のグループを付勢するように刺激デバイスを制御することができ、それによって付勢された電気素子は、細長いパターンの電気素子の両端部に向かって反対の2方向に狭くされた壁面部の中心から同時に前進する付勢された電気素子の2つの波動を形成する。

20

30

【0072】

固定配向に電気素子を保持する構造を提供することができる。構造は狭くデバイスを別にすることができるが、構造は狭くデバイス内に一体化されていることが好ましく、これが実用的な設計であり、これにより狭くおよび刺激デバイスの移植が容易になる。電気素子が細長いパターンの電気素子を形成する場合、構造を患者の卵管上に適用可能であり、それによって細長いパターンの電気素子は、患者の卵管内の流れと同じ方向に卵管に沿って延び、素子は卵管の壁面部のそれぞれの領域に当接する。

40

【0073】

熱刺激

本発明の別の実施形態では、刺激デバイスは、卵管の壁面部を熱刺激する。したがって、制御デバイスは、壁面部が狭くされた場合に、壁面部を冷却して、壁面部を収縮させるように、刺激デバイスを制御することができる。例えば、狭くデバイスは、卵管内の流れを少なくとも制限するように壁面部を狭くすることができ、制御デバイスは、狭くされた壁面部を冷却して収縮させるように、刺激デバイスを制御することができ、それによって卵管内の流れは少なくともさらに制限される、またはさらに制限されるが止めら

50

れない、または止められる。別法では、制御デバイスは、壁面部が狭くされ収縮された場合に、壁面部を加熱して、壁面部を拡張させるように、刺激デバイスを制御することができる。壁面部が血管を含んでいる場合、制御デバイスは血管を冷却してこれを収縮させるように、または血管を加熱してこれを拡張させるように、刺激デバイスを制御することができる。適用可能である場合、熱刺激は本発明の実施形態のいずれでも実施することができる、熱刺激を、様々なセンサ、例えば歪み、運動または圧力センサに応じて制御することができる。

【0074】

センサ制御狭さくおよび／または刺激デバイス

上に記載したように、装置は少なくとも1つの移植可能センサを備えることができ、制御デバイスは、センサからの信号に応じて、狭くデバイスおよび／または刺激デバイスを制御する。普通、センサは、患者の少なくとも1つの身体パラメータ、または装置の少なくとも1つの機能パラメータ、または患者内の医療用インプラントの少なくとも1つの機能パラメータを直接または間接的に感知する。

【0075】

身体パラメータを感知するための多くの異なる種類のセンサを使用することができる。例えば、卵管運動、すなわち自然収縮、卵管収縮を感知する運動センサ、器官内の圧力を感知する圧力センサ、卵管の歪みを感知する歪みセンサ、器官の卵管内の流体流れを感知する流れセンサ、分光光度分析センサ、卵管内の流体の酸性度またはアルカリ性を感知するpHセンサ、卵管内の流体の酸素含有量を感知する酸素センサ、または刺激された卵管上の刺激の分布を感知するセンサを使用することができる。任意の他の種類の有用な身体パラメータを感知するための任意の考えられるセンサを使用することができる。

【0076】

狭くデバイスおよび／または刺激デバイスの制御のために、装置の機能パラメータを感知する多くの異なる種類のセンサを使用することもできる。例えば、装置の移植された電気構成部品の電気パラメータを感知するセンサ、または装置の移植されたモータの性能を感知するセンサを使用することもできる。

【0077】

センサは、患者の卵管内の圧力に関連する患者の身体内の圧力を身体パラメータとして感知する圧力センサを備えることができ、制御デバイスは、所定の値の測定圧力を感知する圧力センサに応じて、患者の壁面部の狭くを変更するように、狭くデバイスおよび／または刺激デバイスを制御する。

【0078】

別法では、または圧力センサと組み合わせて、水平に対して患者の配向を身体パラメータとして感知する位置センサを提供することができる。位置センサは、本明細書に参照によりここに組み込む米国特許第4942668号および第5900909号に示された生体適合性のものであってもよい。例えば、制御デバイスは、患者がほぼ水平な配向を呈している、すなわち患者が横になっていることを感知する位置センサに応じて、患者の卵管壁面部の狭くを変更するように、狭くデバイスおよび／または刺激デバイスを制御することができる。

【0079】

適用可能な場合、本発明の実施形態のいずれでも上記センサを使用することができる。

【0080】

制御デバイスは、時刻に応じて、患者の壁面部の狭くを変更するように、狭くデバイスおよび／または刺激デバイスを制御することができる。その目的で、制御デバイスは、患者の壁面部の狭くを変更して、一日の異なる期間中に卵管内の流れへの影響を増減するように、狭くデバイスおよび／または刺激デバイスを制御するクロック機構を備えることができる。身体または機能パラメータを感知する上記タイプの任意のセンサが提供される場合、センサによって感知されたパラメータがクロック機構を乗り越えない条件で、狭くデバイスおよび／または刺激デバイスを制御するためにクロック機構が使用され

10

20

30

40

50

る、またはクロック機構がセンサを乗り越えない条件で、狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを制御するためにセンサ機構が使用されるいずれかである。適切には、制御デバイスは、センサからの信号に応じて、音声信号または表示情報などの指示を作り出す。

【0081】

制御デバイスは、センサからの信号に応じて、狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを直接制御する、移植可能な内部制御ユニットを備えることができる。制御デバイスはさらに、患者を機械的に穿刺することなく、患者の外側から内部制御ユニットの制御パラメータを設定するようになっている無線リモート・コントロールを備えることができる。無線リモート・コントロールによって設定可能である、制御パラメータの少なくとも1つは、身体または機能パラメータである。適切には、内部制御ユニットは上記クロック機構を備えており、無線リモート・コントロールはまた、クロック機構を設定するようになっている。

10

【0082】

別法では、制御デバイスは、センサからの信号に応じて、狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスを制御するように、患者の身体の外側に外部制御ユニットを備えることができる。

【0083】

調節可能な狭さくデバイス

本発明のいくつかの代替実施形態では、狭さくデバイスは調節可能である。これらの実施形態では、患者の卵管壁面部の狭さくを変更するように調節可能な狭さくデバイスを操作する操作デバイスがあり、狭さくおよび刺激デバイスは、狭さく／刺激ユニットを形成する。狭さく／刺激ユニットの狭さくおよび刺激デバイスは、移植に適切な単一片に一体化させられることが好ましい。ユニットの狭さくデバイスは、卵管壁面部の長さに接触するような寸法をしている接触表面を含んでおり、ユニットの刺激デバイスは、接触表面上に設けられ、これに沿って分配された複数の刺激要素を備えている。制御デバイスが、壁面部を刺激するように刺激デバイスを制御する場合、刺激要素は壁面部の長さに沿って壁面部の異なる領域を刺激する。刺激要素は、上に記載したように、電気パルスで壁面部を刺激するための電気素子を備えていることが好ましい。しかし、本発明のほとんどの応用例では、熱刺激などの他の種類の刺激が利用するのに適切である可能性がある。

20

30

【0084】

操作デバイスは、以下の例の実施形態によって説明するように、狭さくデバイスの設計による方法で、狭さく／刺激ユニットの調節可能な狭さくデバイスを操作する。1)狭さくデバイスは、接触表面を有し、器官の異なる側に壁面部に沿って延びる少なくとも2つの細長いクランプ要素を備え、操作デバイスは、壁面部を狭さくするために、クランプ要素の間で卵管壁面部をクランプするようにクランプ要素を操作する。

【0085】

2)狭さくデバイスは、接触表面を有し、卵管の一方側に壁面部に沿って延びる1つの細長いクランプ要素を備え、操作デバイスは、壁面部を狭さくするために、クランプ要素と患者の骨または組織の間で壁面部をクランプするように、クランプ要素を操作する。

40

【0086】

3)狭さくデバイスは、接触表面を有し、卵管の異なる側に位置決めされた少なくとも2つの係合要素を備えており、操作デバイスは係合要素を回転させ、それによって係合要素は卵管の壁面部と係合し、これを狭さくする。

【0087】

4)狭さくデバイスは、接触表面を有し、卵管の異なる側に位置決めされた少なくとも2つの連節されたクランプ要素を備えており、操作デバイスは、壁面部を狭さくするために、クランプ要素の間で卵管の壁面部をクランプするように、クランプ要素を互いに向かって移動させる。

【0088】

50

５）狭さくデバイスは、接触表面を有する少なくとも２つの別個のクランプ要素を備えており、クランプ要素の少なくとも１つは旋回され、それによって次に、狭さく部材のループが延びる平面に旋回することができ、操作デバイスは、狭さく開口部の寸法を変更するように旋回されたクランプ要素を旋回させる。

【００８９】

６）狭さくデバイスは、接触表面を有する少なくとも１つの細長い狭さく部材と、卵管周りで少なくともほぼ閉じられたループ内に狭さく部材を形成する形成手段とを備えており、ループは狭さく開口部を画定する。操作デバイスは、狭さく開口部の寸法を変更するように、ループ内で狭さく部材を操作する。

【００９０】

10

６ａ）細長い狭さく部材は、接触表面を有するベルトを備え、操作デバイスは、ループ内のベルトの長手方向延長部を変更して、狭さく開口部の寸法を変更するようにベルトを操作する。形成手段は、少なくとも１つの所定の寸法を有するループ内に狭さく部材またはベルトを形成することができる。

【００９１】

６ｂ）細長い狭さく部材は、狭さく開口部の寸法を変更するように操作可能であり、それによって狭さくデバイスの外周面制限表面が変更される、または別法では変更されない。

【００９２】

20

６ｃ）細長い狭さく部材は弾性があり、そこを通る断面に見えるように厚さが変わり、狭さく部材の長手方向延長部の周りで旋回するように操作可能である。

【００９３】

６ｄ）細長い狭さく部材は、接触表面を有し、互いにヒンジ付けされた２つのほぼまたは部分的に半円形のフレーム要素を備えており、それによって半円形要素は、実質的にまたは部分的に円を形成する全開状態から実質的に半円を形成する完全折り畳み状態に互いに対して揺動可能である。

【００９４】

７）狭さくデバイスは、卵管の壁面部を屈曲させて、後者を狭さくするようになっている。

【００９５】

30

上記実施形態（１）から（７）では、狭さくデバイスは、患者の卵管の卵管壁面部の長さを狭さくするように設計されていることが重要である。この目的で、狭さくデバイスは、壁面部の長さに沿って一列に加えられる記載の狭さく要素／部材の２つ以上を備えることができ、列は卵管の卵管内の流れの方向に延びている。このような狭さく要素／部材は、膨張不能であり、機械的に操作可能または調節可能であることが好ましい。

【００９６】

上記実施形態（１）から（７）では、操作デバイスは、狭さく／刺激ユニットの狭さくデバイスを機械的または油圧的のいずれかで調節することができる。また、操作デバイスは、狭さくデバイスを操作する電動操作デバイスを備えることができる。本発明の多くの応用例では、操作デバイスは、狭さくデバイスを適切に操作し、それによって卵管の貫流領域は、卵管内の流れが止められるように刺激デバイスが壁面部を収縮させることを可能にする狭さく状態の寸法を呈する。

40

【００９７】

機械的操作

操作デバイスが狭さく／刺激ユニットの狭さくデバイスを機械的に操作する場合、これは膨張不能であってもよい。さらに、操作デバイスは、ギアボックスを備えることができるサーボ・システムを備えることができる。「サーボ・システム」という用語は、サーボ機構の通常定義、すなわち極めて少量の電力により大量の電力を制御する自動デバイスを含んでいるが、別法ではまたは加えて、長いストロークを有する移動要素に作用する弱い力を短いストロークを有する別の移動要素に作用する強い力に変換する機構の定義を含

50

むこともできる。操作デバイスは、非磁気および／または非手動方法で狭くデバイスを操作することが好ましい。モータは、操作デバイスに動作可能に接続させることができる。操作デバイスは、少なくとも１つの可逆機能を行うように操作可能であってもよく、モータは機能を逆転させることが可能であってもよい。

【００９８】

油圧操作

操作デバイスが、狭く／刺激ユニットの狭くデバイスを油圧的に操作する場合、狭くデバイスを調節する油圧手段を備えている。

【００９９】

本発明の一実施形態では、油圧手段は、狭くデバイス内にリザーバおよび拡張可能／収縮可能キャビティを備えており、操作デバイスはキャビティを拡張させるようにリザーバから油圧流体を分配し、キャビティを収縮させるようにキャビティからリザーバまで油圧流体を分配する。患者の卵管の卵管壁面部に当接する狭くデバイスのバルーンによってキャビティを画定することができ、それによって患者の壁面部は、キャビティの拡張の際に狭くされ、キャビティの収縮の際に解放される。

10

【０１００】

別法では、狭くデバイスの比較的大きい収縮要素、例えば壁面部に当接する大きなバルーンを変位させる蛇腹によってキャビティを画定することができ、それによって患者の壁面部は、蛇腹の収縮の際に狭くされ、蛇腹の拡張の際に解放される。したがって、蛇腹への油圧流体の比較的小さい追加により、壁面部の狭くに比較的大きな増加が生じる。このような蛇腹は、適切に設計されたピストン／シリンダ機構と交換することもできる。

20

【０１０１】

油圧手段が狭くデバイス内にキャビティを備えている場合、本発明の装置を以下に挙げた選択肢により設計することができる。

【０１０２】

１）リザーバは、第１および第２の壁面部を備えており、操作デバイスは、リザーバの容量を変更するために、互いに対して第１および第２の壁面部を変位させ、それによって流体はリザーバからキャビティに、またはキャビティからリザーバに分配される。

１ａ）リザーバの第１および第２の壁面部は、磁気デバイス、油圧デバイスまたは電気制御デバイスの少なくとも１つによって、互いに対して変位可能である。

30

２）操作デバイスは、リザーバとキャビティの間で流体を汲み上げるポンプを備えている。

２ａ）ポンプは、リザーバからキャビティまで流体を汲み上げるようにポンプを作動させる第１の作動部材と、キャビティからリザーバまで流体を汲み上げるようにポンプを作動させる第２の作動部材とを備えている。

２ａ１）第１および第２の作動部材は、その手動操作によって操作可能である。

２ａ２）作動部材の少なくとも一方は、所定の外圧に曝された場合に動作する。

２ａ３）第１および第２の作動部材の少なくとも一方は、磁気手段、油圧手段、または電気制御手段によって操作可能である。

40

２ｂ）装置は、ポンプとキャビティの間に流体導管を備えており、リザーバは導管の一部を形成する。導管およびポンプは、逆止め弁がない。リザーバは、可変容量を備えた流体チャンバを形成し、ポンプはチャンバの容量の減少によって、チャンバからキャビティまで流体を分配し、チャンバの容量の拡張によりキャビティから流体を引き出す。装置はさらに、ポンプを駆動するモータを備えており、ポンプはチャンバの容量を変更するためのリザーバの可動壁面を備えている。

【０１０３】

油圧手段が狭くデバイス内に拡張可能キャビティを備えている上記実施形態１から２ｂの全てでは、キャビティは、狭くデバイスを調節するシリンダ／ピストン機構と交換することができる。この場合、操作デバイスは、狭くデバイスを調節するために、リザ

50

ーバとシリンダ／ピストン機構の間に油圧流体を分配する。

【0104】

本発明の特殊な実施形態では、操作デバイスは、油圧手段に動作可能に接続された反転を備えている。「反転」という用語は、短いストロークを有する移動要素に作用する強い力を長いストロークを有する別の移動要素に作用する弱い力に変換する機構、すなわち通常のサーボ機構の反転機能として理解されたい。したがって、より小さなりザーバ内の流体の量の小さな変更を、反転によって、より大きなりザーバ内の流体の量の大きな変更に変換することができる。反転は特に、その手動操作に適している。

【0105】

反転は、サーボ流体を入れた拡張可能サーボ・リザーバと、サーボ流体に対する閉じられた導管システムを形成するようにサーボ・リザーバに油圧接続された流体供給リザーバとを備えているのが好ましい。拡張可能サーボ・リザーバは、第1および第2の壁面部を有し、これらは拡張可能サーボ・リザーバの量の変更に応じて互いに対して変位可能である。

【0106】

第1の代替形態によると、サーボ・リザーバの第1および第2の壁面部は、油圧手段に動作可能に接続されている。反転は、サーボ・リザーバの容量を変更するように、流体供給リザーバと拡張可能サーボ・リザーバの間に流体を分配し、それによって油圧手段は狭くデバイスを調節するように操作される。

【0107】

第2の代替形態によると、所定量の油圧流体を入れた移植可能なメイン・リザーバが提供され、反転は、狭くデバイスを調節するように、メイン・リザーバと油圧手段の間に油圧流体を分配するように操作可能である。特に、メイン・リザーバは、拡張可能サーボ・リザーバの第1および第2の壁面部に動作可能に接続された第1および第2の壁面部を備えており、それによってメイン・リザーバの容量は拡張可能サーボ・リザーバの容量が変更された場合に変更される。したがって、反転がメイン・リザーバの容量を変更するように、流体供給リザーバと拡張可能サーボ・リザーバの間にサーボ流体を分配させる場合、油圧流体はメイン・リザーバから油圧手段まで、または油圧手段からメイン・リザーバまで分配される。有利には、サーボおよびメイン・リザーバは、サーボ・リザーバの容量が比較的少量のサーボ流体によって変更される場合に、メイン・リザーバの容量が比

【0108】

上記代替形態の両方では、流体供給リザーバは第1および第2の壁面部を有することができ、これらは流体供給リザーバの容量を変更して流体供給リザーバと拡張可能サーボ・リザーバの間にサーボ流体を分配するように、互いに対して変位可能である。流体供給リザーバの第1および第2の壁面部は、流体供給リザーバの容量を変更して流体供給リザーバと拡張可能サーボ・リザーバの間にサーボ流体を分配するように、手動操作、磁気デバイス、油圧デバイス、または電気制御デバイスによって互いに対して変位可能であってもよい。

【0109】

油圧手段が狭くデバイス内に拡張可能キャビティを備えている上記実施形態1から2bの全てでは、または油圧手段が油圧操作可能な機械構成を備えている実施形態では、操作デバイスは上記反転を備えることができる。本発明の別の実施形態では、油圧手段は、第1および第2の油圧相互接続された拡張可能／収縮可能リザーバを備えている。第1のリザーバは、狭くデバイスに動作可能に接続され、それによって狭くデバイスは、第1のリザーバの拡張または収縮の際に患者の壁面部の狭くを変更する。第2のリザーバの容量を変更することによって、油圧流体は2つのリザーバ間に分配され、それによって第1のリザーバは拡張されるまたは収縮されるいずれかである。本実施形態では、油圧手段の長期間操作に有益である、2つのリザーバ間の流体連通導管内に逆止め弁は必要ない。

【 0 1 1 0 】

別法では、油圧手段は、上記第 1 および第 2 のリザーバの代わりに、第 1 および第 2 の油圧相互接続されたピストン／シリンダ機構を備えることができる。第 1 のピストン／シリンダ機構は、狭さくデバイスに動作可能に接続され、それによって狭さくデバイスは、第 1 のピストン／シリンダ機構の操作の際に患者の壁面部の狭さくを変更する。第 2 のピストン／シリンダ機構を操作することによって、油圧流体は 2 つのピストン／シリンダ機構の間に分配され、それによって第 1 のピストン／シリンダ機構は狭さくデバイスを調節する。

【 0 1 1 1 】

狭さくデバイスが拡張可能／収縮キャピティを備えていない場合、狭さくデバイスは、上記接触表面を有し、卵管の異なる側で壁面部に沿って延びる少なくとも 2 つの細長いクランプ要素を備えることができる。上記反転を備えることができる油圧手段は、壁面部を狭さくするように、壁面部に向かって細長いクランプ要素を油圧移動させる。例えば、狭さくデバイスは、クランプ要素が前後にスライドする油圧チャンバを有することができ、油圧手段はまた、ポンプと油圧流体を入れた移植可能なりザーバとを備えることもできる。ポンプは、壁面部に対してクランプ要素を移動させるように、リザーバからチャンバまで油圧流体を分配し、壁面部から離れるようにクランプ要素を移動させるように、チャンバからリザーバまで油圧流体を分配する。

【 0 1 1 2 】

制御デバイスの設計

制御デバイスは、患者の身体の外側から狭さく／刺激ユニットを適切に制御する。制御デバイスは、患者によって操作可能であることが好ましい。例えば、制御デバイスは、狭さく／刺激ユニットのスイッチを入れたり切ったりする手動操作可能スイッチを備えることができ、スイッチは患者内への皮下移植を患者の身体の外側から手動でまたは磁気的に操作するようになっている。別法では、制御デバイスは、狭さく／刺激ユニットのスイッチを入れたり切ったりするように、患者によって便利に操作可能である手持ち式無線リモート・コントロールを備えることができる。無線リモート・コントロールはまた、腕時計のように患者の身体への応用例のために設計することができる。このような腕時計タイプのリモート・コントロールは、患者の身体に従う制御信号を装置の移植された信号応答手段に発することができる。

【 0 1 1 3 】

制御デバイスが患者の身体の外側から狭さく／刺激ユニットを無線制御する場合、無線制御機能は非磁気的方法で行われることが好ましい、すなわち制御デバイスは、非磁気的方法で狭さく／刺激ユニットの狭さくデバイスを制御する。患者は、刺激強さを調節するおよび／または壁面部の狭さくを調節するように狭さく／刺激ユニットを制御するために、リモート・コントロールを使用することができる。無線リモート・コントロールは、少なくとも 1 つの外部信号送信器または送受信器、および患者に移植可能な少なくとも 1 つの内部信号受信器または送受信器を備えることができる。

【 0 1 1 4 】

無線リモート・コントロールは、狭さく／刺激ユニットを制御するために、少なくとも 1 つの無線制御信号を伝送することが好ましい。制御信号としては、周波数、振幅、位相変調信号、またはその組合せを挙げることができ、アナログまたはデジタル信号、またはアナログおよびデジタル信号の組合せであってもよい。リモート・コントロールは、デジタルまたはアナログ制御信号を運ぶための電磁搬送波信号を伝送することができる。また、搬送波信号としては、デジタル、アナログ、またはデジタルおよびアナログ信号の組合せを挙げることができる。

【 0 1 1 5 】

上記制御信号のいずれも、波信号、例えば音波信号、超音波信号、電磁波信号、赤外線信号、可視光信号、紫外線信号、レーザ光信号、マイクロ波信号、電波信号、X 線放射信号、またはガンマ放射信号を含むことができる。別法では、制御信号としては、電場また

は磁場、または組み合わせられた電場および磁場を上げることができる。

【0116】

上に記載したように、制御信号は、患者の身体を装置の移植された信号応答手段に従わせることができる。

【0117】

制御デバイスは、狭さくノ刺激ユニットを制御するために患者に移植可能である、マイクロプロセッサなどのプログラム可能内部制御ユニットを備えることができる。制御デバイスはさらに、患者の身体の外側にあることを意図した外部制御ユニットを備えることができ、内部制御ユニットは外部制御ユニットによってプログラム可能である。例えば、内部制御ユニットは、適切には活動スケジュール・プログラムに従って、経時的に狭さくノ刺激ユニットを制御するようにプログラム可能である。本発明の装置は、外部データ・コミュニケーターと、外部データ・コミュニケーターと通信する移植可能な内部データ・コミュニケーターとを備えることができ、内部コミュニケーターは、狭さくノ刺激ユニットに関連するデータを外部データ・コミュニケーターに送り戻す、または外部データ・コミュニケーターはデータを内部データ・コミュニケーターに送る。

【0118】

エネルギー源

本発明はまた、狭さくノ刺激ユニットの操作に関連して使用するためのエネルギーを供給する解決法を提示する。したがって、幅広い意味では、本発明は患者の卵管の卵管壁面によって形成された卵管内の精子の流れを制御する装置を提供し、この装置は卵管内の流れに影響を与えるように卵管壁面の一部を優しく狭さくする移植可能な狭さくデバイスと、狭さくデバイスが壁面部を狭さくするときに、壁面部の異なる領域を間欠的におよび個別に刺激して、壁面部を収縮させて、卵管内の流れにさらに影響を与える刺激デバイスを備えており、狭さくおよび刺激デバイスは、操作可能な狭さくノ刺激ユニット、エネルギー源、および狭さくノ刺激ユニットの操作に関連して使用するためのエネルギーを放出するようにエネルギー源を制御する、患者身体の外側から操作可能な制御デバイスを形成する。本発明の単純な形では、電池または蓄電池などのエネルギー源は、患者の身体に移植可能である。

【0119】

無線エネルギーの伝送

好ましい本発明のより洗練された形では、エネルギー源は患者の身体の外側にあり、制御デバイスは無線エネルギーを放出するために外部エネルギー源を制御する。本発明の洗練された形では、装置は患者の身体の外側から患者の身体の内側に放出された無線エネルギーを伝送するエネルギー伝送デバイスを備えている。中でも、無線エネルギーとしては、電磁エネルギー、電場、電磁場または磁場、またはその組合せ、または電磁波を上げることができる。エネルギー伝送デバイスは、無線エネルギーが伝送されているときに、狭さくノ刺激ユニットの操作に関連して直接使用するために無線エネルギーを伝送することができる。例えば、電気モータまたはポンプが狭さくデバイスを操作する場合、磁気または電磁場の形の無線エネルギーをモータまたはポンプの直接電力のために使用することができる。

【0120】

したがって、モータまたはポンプは、無線エネルギーの伝送中に直接稼働している。これは、2つの異なる方法、a)無線エネルギーを異なる形のエネルギー、好ましくは電気エネルギーに変換するために患者に移植された変換デバイスを使用して、モータまたはポンプに変換したエネルギーで動力を与えて、またはb)モータまたはポンプに直接動力を与えるために無線伝送エネルギーを使用して達成することができる。電磁または磁場の形の無線エネルギーを使用して、モータまたはポンプを駆動するように運動エネルギーを生成するために、モータまたはポンプの特定の構成要素に直接影響を与えるのが好ましい。このような構成要素としては、モータまたはポンプ内に一体化されたコイル、あるいは磁場または永久磁石によって影響を与えられた材料とを上げることができ、磁場または電磁

場はコイルに影響を与えて、モータまたはポンプを駆動するために電流を生成し、あるいは材料または永久磁石に影響を与えて、モータまたはポンプを駆動するために運動エネルギーを生成する。

【0121】

エネルギー伝送デバイスは、少なくとも1つの無線信号、適切には波信号によってエネルギーを伝送することが好ましい。波信号としては、赤外線信号、可視光信号、紫外線信号、レーザ信号、マイクロ波信号、電波信号、X線放射信号、およびガンマ放射信号の1つを含む電磁波信号を挙げることができる。別法では、波信号としては、音波または超音波信号を挙げることができる。無線信号は、デジタルまたはアナログ信号、またはデジタルおよびアナログ信号の組合せであってもよい。

10

【0122】

無線エネルギー変換

本発明の特定の実施形態によると、典型的には第1の形のエネルギーとは異なる、第2の形のエネルギーにエネルギー伝送デバイスによって伝送される第1の形の無線エネルギーを変換するために、移植可能なエネルギー変換デバイスが提供される。狭く/刺激ユニットは、第2の形のエネルギーに応じて操作可能である。例えば、第1の形の無線エネルギーとしては音波を挙げることができ、第2の形のエネルギーとしては電気エネルギーを挙げることができる。この場合、エネルギー変換デバイスは、音波を電気エネルギーに変換する圧電素子を備えることができる。任意選択では、第1の形のエネルギーおよび第2の形のエネルギーの一方としては、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、放射エネルギー、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挙げることができる。第1の形のエネルギーおよび第2の形のエネルギーの一方は、非磁気、非運動的、非化学的、非音響的、非核的、または非熱的であることが好ましい。

20

【0123】

エネルギー変換デバイスは、エネルギー伝送デバイスと異なってまたは同様に機能することができる。特殊な実施形態では、エネルギー変換デバイスは、エネルギー伝送デバイスによって伝送された第1の形のエネルギーに曝された場合に、正の領域および負の領域を有する、少なくとも1つの半導体などの少なくとも1つの素子を備えており、素子は正の領域と負の領域の間にエネルギー場を生成することが可能であり、エネルギー場は第2の形のエネルギーを作り出す。特に、素子としては、エネルギー伝送デバイスによって伝送された第1の形のエネルギーに曝された場合に、正の領域と負の領域の間に電場を誘導することが可能である電気接点素子を挙げることができ、それによって第2の形のエネルギーとしては電気エネルギーが挙げられる。

30

【0124】

エネルギー変換デバイスは、第1の形のエネルギーを第2の形のエネルギーに直接または間接的に変換することができる。狭く/刺激ユニットの狭くデバイスを操作するための移植可能なモータまたはポンプを提供することができ、モータまたはポンプは第2の形のエネルギーによって動力が与えられる。狭くデバイスは、少なくとも1つの可逆機能を行うように操作可能であり、モータは機能を逆にすることが可能である。例えば、制御デバイスは、モータを逆転させるために、第2の形のエネルギーの極性を転換することができる。

40

【0125】

エネルギー変換デバイスは、第2の形のエネルギーが第1の形のエネルギーから変換されているときに、変換されたエネルギーでモータまたはポンプに直接動力を与えることができる。エネルギー変換デバイスは、非磁気、非熱的または非機械的方法で、第2の形のエネルギーで狭く/刺激ユニットを直接操作することが好ましい。

【0126】

通常、狭く/刺激ユニットは、電気エネルギーで付勢された電気構成部品を備えている。装置の他の移植可能な電気構成部品は、少なくとも1つの電圧レベル・ガード、また

50

は少なくとも１つの定電流ガードであってもよい。したがって、エネルギー変換デバイスは、第１の形のエネルギーを直流または拍動直流、または直流および拍動直流の組合せに変換することができる。別法では、エネルギー変換デバイスは、第１の形のエネルギーを交流、または直流および交流の組合せに変換することができる。

【０１２７】

本発明の装置は、狭さく／刺激ユニットの操作のためにエネルギーを供給する、患者に移植可能な内部エネルギー源を備えることができる。この装置はさらに、内部エネルギー源が使用されていない「オフ」モードから、内部エネルギー源が狭さく／刺激ユニットの動作のために、および／または装置の移植された電子構成部品を付勢するためにエネルギーを供給する「オン」モードに切り換えるように操作可能である移植可能スイッチを備えることができる。スイッチは、エネルギー伝送デバイスによって伝送される第１の形のエネルギーによって、またはエネルギー変換デバイスによって供給される第２の形のエネルギーによって操作可能である。記載されたスイッチ配置により、操作間の装置の電力消費が少なくなる。

10

【０１２８】

内部エネルギー源は、エネルギー変換デバイスによって供給された第２の形のエネルギーを貯蔵することができる。この場合、内部エネルギー源は、少なくとも１つのコンデンサまたは少なくとも１つの充電式電池などの蓄電池、または少なくとも１つのコンデンサおよび少なくとも１つの充電式電池の組合せを適切に備えている。内部エネルギー源が充電式電池である場合、患者に都合の良いときにのみ、例えば患者が寝ているときに、充電することができる。別法では、内部エネルギー源は、狭さく／刺激ユニットの操作のためにエネルギーを供給することができるが、第２の形のエネルギーを貯蔵するために使用することができない。このような代替形態では、内部エネルギー源は電池であってもよく、上記スイッチを設けても設けなくてもよい。

20

【０１２９】

適切には、本発明の装置は、第２の形のエネルギーを安定化させる移植可能なスタビライザを備えている。第２の形のエネルギーが電気エネルギーである場合、スタビライザは適切には、少なくとも１つのコンデンサを備えている。

【０１３０】

エネルギー変換デバイスを、患者の腹部、胸部または頭部に皮下的に移植するように設計することができる。別法では、患者の身体の開口部内、および粘膜の下、または開口部の粘膜の外側で筋肉内に移植するように設計することができる。

30

【０１３１】

上記実施形態の狭さく／刺激ユニットは、移植に最も実用的である単一片として設計されているが、代替形態として、狭さくデバイスおよび刺激デバイスを別個の片として設計することができることに留意されたい。上記狭さくおよび刺激ユニットのいずれか一方を、互いに独立して制御された、２つ以上の別個の狭さく／刺激要素と代替として交換することができる。

【０１３２】

一実施形態では、この装置は、その通路を制限するように女性の卵管のそれぞれを狭さくするための移植可能な狭さくデバイスと、卵管の通路にある精子が子宮腔に入らないように卵管を狭さくし、卵管の通路内に存在する精子が子宮腔に入ることが可能であるように卵管を解放するように狭さくデバイスを制御する制御デバイスとを備えている。狭さくデバイスは、その通路を制限するように卵管の卵管壁面の少なくとも一部分を優しく狭さくことができ、卵管壁面部を刺激するために移植可能な刺激デバイスを提供することができ、制御デバイスは、狭さくデバイスが卵管壁面部を狭さくするときに卵管壁面部を刺激して、卵管の通路をさらに制限するように卵管壁面部を収縮させるように刺激デバイスを制御する。

40

【０１３３】

別法では、精子流制御装置は、その通路を制限するように女性の卵管のそれぞれの卵管

50

壁面の少なくとも一部分を優しく狭くするための移植可能な狭くデバイスと、卵管の卵管壁面部を刺激する刺激デバイスと、狭くデバイスが卵管壁面部を狭くするときに卵管壁面部を刺激して、卵管の通路をさらに制限して卵管内に存在する精子が子宮腔に入るのを防ぐように卵管壁面部を収縮させるように刺激デバイスを制御する制御デバイスとを備えている。

【0134】

別法では、精子流制御装置は、女性の卵管のそれぞれの卵管壁面の一部分を刺激するための移植可能な刺激デバイスと、卵管の通路が卵管内にある精子が子宮腔に入らないように制限されるように、卵管の卵管壁面部を刺激して卵管壁面部を収縮させ、卵管の卵管壁面部の刺激を止めて卵管の通路内に存在する精子が子宮腔に入ることが可能になるように、刺激デバイスを制御する制御デバイスとを備えている。

10

【0135】

本発明はまた、女性患者の卵管内の精子の流れを制御するために上記のような装置を使用する方法であって、患者の身体の外側から狭くデバイスおよび/または刺激デバイスを制御するようになっている無線リモート・コントロールを提供するステップと、患者が卵管内の精子の流れに影響を与えたい場合に、患者によって無線リモート・コントロールを操作するステップとを含む方法を提供する。

【0136】

本発明はまた、女性患者の卵管内の精子の流れを制御する方法であって、a) 卵管内の流れに影響を与えるように、卵管壁面の少なくとも一部分を優しく狭くするステップと、b) 壁面部を収縮させて卵管内の精子の流れにさらに影響を与えるように、狭くされた壁面部を刺激するステップとを含む方法を提供する。

20

【0137】

一般的方法

本発明はまた、女性患者の卵管内の精子の流れを制御する方法であって、壁面部を収縮させて卵管内の精子の流れに影響を与えるように、壁面部を刺激するステップを含む方法を提供する。

【0138】

刺激デバイスは、本明細書に記載した全ての方法の実施形態に上記された狭くデバイスと組み合わせることができ、また本明細書に記載した刺激デバイスに関連する全ての異なる方法の実施形態を使用することもできる。

30

【0139】

本発明はまた、女性患者の卵管内の精子の流れを制御する方法であって、卵管内の精子の流れに影響を与えるように、卵管壁面の少なくとも一部分を狭くするステップを含む方法を提供する。

【0140】

狭くデバイスは、本明細書に記載した全ての方法の実施形態の刺激デバイスと組み合わせることができ、また本明細書に記載した狭くデバイスおよび方法に関連する全ての異なる方法の実施形態を使用することもできる。

【0141】

腹腔鏡方法

患者の卵管の組織壁面によって形成された内腔内の精子の流れを制御する方法であって、患者の身体の内腔内に針状管を挿入するステップと、針状管を使用して気体で空洞を充填し、それによってI空洞を拡張させるステップと、患者の身体内に少なくとも2つの腹腔鏡トロカールを定置するステップと、トロカールの1つを通して空洞内にカメラを挿入するステップと、トロカールのいずれかを通して解剖具を挿入し、卵管の組織壁面の少なくとも一部分の領域を解剖するステップと、卵管と動作可能に係合するように解剖された領域内に狭くデバイスおよび刺激デバイスを定置するステップと、狭くデバイスを使用して、内腔内の流れに影響を与えるように卵管の壁面部を優しく狭くするステップと、刺激デバイスを使用して、狭くされた壁面部を刺激して、内腔内の流れにさらに影響

40

50

を与えるように壁面部を収縮させるステップとを含む方法。

【0142】

患者の卵管の組織壁面によって形成された内腔内の精子の流れを制御する方法であって、患者の身体の空洞内に針状管を挿入するステップと、針状管を使用して気体で空洞を充填し、それによって空洞を拡張させるステップと、患者の身体内に少なくとも2つの腹腔鏡トロカールを定置するステップと、トロカールの1つを通して空洞内にカメラを挿入するステップと、トロカールのいずれかを通して解剖具を挿入し、卵管の組織壁面の少なくとも一部分の領域を解剖するステップと、卵管と動作可能に係合するように解剖された領域内に刺激デバイスを定置するステップと、刺激デバイスを使用して、壁面部を刺激して、内腔内の流れに影響を与えるように壁面部を収縮させるステップとを含む方法。

10

【0143】

患者の卵管の組織壁面によって形成された内腔内の精子の流れを制御する方法であって、患者の身体の空洞内に針状管を挿入するステップと、針状管を使用して気体で空洞を充填し、それによって空洞を拡張させるステップと、患者の身体内に少なくとも2つの腹腔鏡トロカールを定置するステップと、トロカールの1つを通して空洞内にカメラを挿入するステップと、トロカールのいずれかを通して解剖具を挿入し、卵管の組織壁面の少なくとも一部分の領域を解剖するステップと、卵管と動作可能に係合するように解剖された領域内に狭くデバイスを定置するステップと、狭くデバイスを使用して、内腔内の流れに影響を与えるように卵管の壁面部を狭くするステップとを含む方法。

20

【0144】

患者の卵管の組織壁面によって形成された内腔内の卵管の流れを制御する方法であって、患者の皮膚を切断するステップと、解剖具を挿入し、卵管の組織壁面の少なくとも一部分の領域を解剖するステップと、卵管と動作可能に係合するように解剖された領域内に狭くデバイスおよび刺激デバイスを定置するステップと、狭くデバイスを使用して、内腔内の流れに影響を与えるように卵管の壁面部を優しく狭くするステップと、刺激デバイスを使用して、狭くされた壁面部を刺激して、内腔内の流れにさらに影響を与えるように壁面部を収縮させるステップとを含む方法。

【0145】

患者の卵管の組織壁面によって形成された内腔内の精子の流れを制御する方法であって、患者の皮膚を切断するステップと、解剖具を挿入し、卵管の組織壁面の少なくとも一部分の領域を解剖するステップと、卵管と動作可能に係合するように解剖された領域内に刺激デバイスを定置するステップと、刺激デバイスを使用して、壁面部を刺激して、内腔内の流れに影響を与えるように壁面部を収縮させるステップとを含む方法。

30

【0146】

患者の卵管の組織壁面によって形成された内腔内の精子の流れを制御する方法であって、患者の皮膚を切断するステップと、解剖具を挿入し、器官の組織壁面の少なくとも一部分の領域を解剖するステップと、卵管と動作可能に係合するように解剖された領域内に狭くデバイスを定置するステップと、狭くデバイスを使用して、内腔内の流れに影響を与えるように卵管の壁面部を狭くするステップとを含む方法。

【0147】

上記6つの方法の実施形態のいずれか1つによる方法であって、空洞は、腹部空洞、骨盤部の空洞、筋肉、脂肪および線維性組織などの人間の軟組織内の空洞の少なくとも1つを含んでいる。

40

【0148】

別の方法実施形態を、上記のいずれかに使用することができる。

【0149】

さらに、狭くデバイスを操作する動力操作デバイスを移植するステップを含む方法。

【0150】

操作デバイスは、動力油圧操作デバイスを備える方法。

【0151】

50

操作デバイスは、電動操作デバイスを備える方法。

【0152】

操作デバイスは電気モータを備える方法。

【0153】

操作デバイスに動力を与える無線エネルギーを伝送するステップと、患者の卵管内の流れに影響を与えたい場合、狭くデバイスを操作するように伝送されたエネルギーで操作デバイスに動力を与えるステップとをさらに含む方法。

【0154】

さらに、患者にエネルギー源を移植するステップと、外部エネルギー源を提供するステップと、無線エネルギーを放出するように外部エネルギー源を制御するステップと、無線エネルギーを貯蔵可能エネルギーに変換するステップと、変換されたエネルギーで移植されたエネルギー源を非侵襲的に充電するステップと、狭くデバイスおよび/または刺激デバイスの操作に関連して使用するためにエネルギーを放出するように、患者の身体の外側から移植されたエネルギー源を制御するステップとを含む方法。

10

【0155】

無線エネルギーは、無線エネルギーと異なる貯蔵可能エネルギーに変換される方法。

【0156】

流れを防ぐまたは流れを促進する

【0157】

第1に、流れ影響デバイスは2つ以上の組織壁面部を収縮させるようになっている1つまたは複数の制限デバイスを備えており、1つまたは複数の制限デバイスは、卵管の組織壁面の一連の壁面部を制限するようになっている装置。

20

【0158】

第2に、制限デバイスは、ランダムにまたは所定の順序により、一連の壁面部のうちの壁面部を制限するようになっている、一連の壁面部のうちの壁面部を制限する狭くデバイスを備えている装置。

【0159】

第3に、制限デバイスは、一連の壁面部のうちの壁面部を制限する狭くデバイスを備えており、ランダムにまたは所定の順序により、一連の壁面部のうちの任意の狭くされた壁面部をさらに制限する刺激デバイスをさらに備えた装置。

30

【0160】

第4に、制限デバイスは、卵管の内腔を完全に閉じることなく狭くするための狭くデバイスを備えており、一連の壁面部のうちの壁面部が、ランダムにまたは所定の順序により、卵管に沿って連続的に制限されるように、次々と狭くされた壁面部を刺激する刺激デバイスをさらに備えた装置。

【0161】

第5に、制限デバイスは、ランダムにまたは所定の順序により、一連の壁面部のうちの壁面部を制限するよう一連の壁面部のうちの任意の壁面部を刺激する刺激デバイスを備えた装置。

40

【0162】

第6に、制限デバイスは一連の壁面部のうちの壁面部の全てを制限する狭くデバイスと、卵管の内腔を閉じるようにランダムにまたは所定の順序により、任意の制限された壁面部を刺激する刺激デバイスとを備えた装置。

【0163】

上記6つの目的全てに記載された装置であって、制御デバイスは、間隔を置いた制限で一度に少なくとも2つ、一連の壁面部のうちの壁面部を制限するように1つまたは複数の制限デバイスを制御するようになっている、制御デバイスは、患者の卵管の内腔内で精子を移動させるように卵管に沿って一連の壁面部のうちの壁面部を連続的に制限し、または精子が患者の卵管の内腔内で移動するのを防ぐようになっている。

【0164】

50

上記 6 つの目的全てに記載された装置であって、制御デバイスは、患者の卵管の内腔内で精子を移動させるように卵管に沿って一連の壁面部のうちの壁面部を連続的に制限し、または精子が患者の卵管の内腔内で移動するのを防ぐようになっている。

【 0 1 6 5 】

無線エネルギーに関連するフィードバック

【 0 1 6 6 】

以下の実施形態は、a) 狭くデバイスおよび / または刺激デバイスによって使用されるエネルギー量と比較された内部エネルギー源によって受けられたエネルギー量、または b) 内部エネルギー源によって受けられたエネルギー量および外部エネルギー源によって伝送されたエネルギー量のいずれかを比較した、エネルギー・バランスに関連するフィードバック情報に関連している。

10

【 0 1 6 7 】

本発明の方法のいくつかの代替形態が以下に開示されており、狭くデバイスおよび / または刺激デバイスに直接関連することを除いて、操作方法に含めることもできる。これらの方法は、刺激デバイスおよび狭くデバイスの両方で別々にまたは組み合わせて使用するのに有用である。

【 0 1 6 8 】

内部エネルギー源を備えた無線エネルギーの伝送を制御する方法であって、前記無線エネルギーは、患者の外側に置かれた外部エネルギー源から伝送され、患者の内側に置かれた内部エネルギー源によって受けられ、内部エネルギー源は、受けたエネルギー源を直接または間接的に供給するように狭くデバイスおよび / または刺激デバイスに接続されている方法であって、内部エネルギー源によって受けられたエネルギーと狭くデバイスおよび / または刺激デバイスに使用されるエネルギーの間のエネルギー・バランスを判断するステップと、所定のエネルギー・バランスに基づいて、外部エネルギー源からの無線エネルギーの伝送を制御するステップとを含む方法。

20

【 0 1 6 9 】

無線エネルギーは、外部エネルギー源内の一次コイルから内部エネルギー受信器内の二次コイルまで誘導伝送される方法。

【 0 1 7 0 】

前記エネルギー・バランスの変化が検出され、無線エネルギーの伝送は、前記検出されたエネルギー・バランス変化に基づいて制御される方法。

30

【 0 1 7 1 】

前記内部エネルギー受信器によって受けられたエネルギーと医療用デバイスに使用されるエネルギーの差が検出され、無線エネルギーの伝送は、前記検出されたエネルギー差に基づいて制御される方法。

【 0 1 7 2 】

検出されたエネルギー・バランス変化がエネルギー・バランスが増加していることを示している場合に、伝送された無線エネルギー量が減少され、また逆も同様である方法。

【 0 1 7 3 】

エネルギー伝送の増減は、検出された変化率に対応する方法。

40

【 0 1 7 4 】

検出されたエネルギー差が受けられたエネルギーが使用されるエネルギーより大きいことを示している場合に、伝送された無線エネルギー量が減少され、また逆も同様である方法。

【 0 1 7 5 】

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方法。

【 0 1 7 6 】

狭くデバイスおよび / または刺激デバイスに使用されるエネルギーは、デバイスの少なくとも 1 つのエネルギー貯蔵デバイス内に貯蔵される方法。

【 0 1 7 7 】

50

狭さくデバイスおよび／または刺激デバイス i に使用されるほぼ全てのエネルギーは、デバイスを操作するために消費される方法。

【0178】

エネルギーは、デバイスの少なくとも1つのエネルギー安定化ユニット内で安定化された後に消費される方法。

【0179】

狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスに使用されるエネルギーは、デバイスの少なくとも1つのエネルギー貯蔵デバイス内に貯蔵される方法。

【0180】

狭さくデバイスおよび／または刺激デバイス i に使用されるほぼ全てのエネルギーは、デバイスを操作するために消費される方法。

10

【0181】

エネルギーは、デバイスの少なくとも1つのエネルギー安定化ユニット内で安定化された後に消費される方法。

【0182】

受けられたエネルギーを直接または間接的に供給するように狭さくデバイスおよび／または刺激デバイスに接続された、患者の内側に配置された内部エネルギー源を備えた狭さくおよび刺激デバイスの少なくとも一方に供給される無線エネルギーの伝送を制御する方法であって、外部エネルギー源によって送られたエネルギーと内部エネルギー源によって受けられたエネルギーの間のエネルギー・バランスを判断するステップと、判断されたエネルギー・バランスに基づいて、外部エネルギー源からの無線エネルギーの伝送を制御するステップとを含む方法。

20

【0183】

無線エネルギーは、外部エネルギー源内の一次コイルから内部エネルギー受信器内の二次コイルまで誘導伝送される方法。

【0184】

前記エネルギー・バランスの変化が検出され、無線エネルギーの伝送は、前記検出されたエネルギー・バランス変化に基づいて制御される方法。

【0185】

外部エネルギー源によって送られたエネルギーと前記内部エネルギー受信器によって受けられたエネルギーの差が検出され、無線エネルギーの伝送は、前記検出されたエネルギー差に基づいて制御される方法。

30

【0186】

検出されたエネルギー・バランス変化がエネルギー・バランスが増加していることを示している場合に、伝送された無線エネルギー量が減少され、また逆も同様である方法。

【0187】

エネルギー伝送の増減は、検出された変化率に対応する方法。

【0188】

検出されたエネルギー差が受けられたエネルギーが使用されるエネルギーより大きいことを示している場合に、伝送された無線エネルギー量が減少され、また逆も同様である方法。

40

【0189】

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方法。

【0190】

無線エネルギーの伝送を制御する方法であって、前記無線エネルギーは外部エネルギー源内の一次コイルにより伝送され、内部エネルギー源内の二次コイルにより誘導的に受けられ、内部エネルギー源は受けられたエネルギーを直接または間接的に供給するために医療用デバイスに接続され、フィードバック制御情報 (S) は、二次コイルのスイッチを入れたり切ったりして、フィードバック制御情報を符号化する一次コイル内の検出可能なインピーダンス負荷変化を導き出すことによって、二次コイルから一次コイルまで伝送され

50

、フィードバック制御情報は、内部エネルギー源によって受けられるエネルギーに関し、外部エネルギー源からの無線エネルギーの伝送を制御するために使用される。

【 0 1 9 1 】

285. 外部エネルギー源はさらに、外部エネルギー源によって伝送されたエネルギー量とフィードバック情報を比較するために電子回路を備えている、請求項284に記載の装置。

【 0 1 9 2 】

電子回路は、伝送されているエネルギー量を分析し、受信器に受けられたエネルギー量に関連するフィードバック情報を受け、伝送されたエネルギー量と受けられたエネルギー量に関連するフィードバック情報を比較することによってエネルギー・バランスを判断する分析器を備えている方法。

10

【 0 1 9 3 】

外部エネルギー源は、前記伝送されたエネルギーのレベルを調節する前記フィードバック情報を使用するようになっていている方法。

【 0 1 9 4 】

無線エネルギーの伝送を制御する方法であって、前記無線エネルギーは外部エネルギー源内の一次コイルにより伝送され、内部エネルギー源内の二次コイルにより誘導的に受けられ、内部エネルギー受信器は受けられたエネルギーを直接または間接的に供給するために医療用デバイスに接続され、フィードバック制御情報(S)は、二次コイルのスイッチを入れたり切ったりして、フィードバック制御情報を符号化する一次コイル内の検出可能なインピーダンス負荷変化を導き出すことによって、二次コイルから一次コイルまで伝送され、フィードバック制御情報は、前記エネルギー・バランスに関する。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 1 9 5 】

【図1A】本発明による装置の一般的実施形態の操作の異なる状態を示す略図である。

【図1B】本発明による装置の一般的実施形態の操作の異なる状態を示す略図である。

【図1C】本発明による装置の一般的実施形態の操作の異なる状態を示す略図である。

【図1D】本発明による装置の一般的実施形態の操作の異なる状態を示す略図である。

【図1E】本発明による装置の一般的実施形態の操作の異なる状態を示す略図である。

【図1F】一般的実施形態の変更形態の操作の異なる状態を示す図である。

30

【図1G】一般的実施形態の変更形態の操作の異なる状態を示す図である。

【図1H】一般的実施形態の変更形態の操作の異なる状態を示す図である。

【図1I】一般的実施形態の変更形態の操作の代替形態を示す図である。

【図1K】一般的実施形態の変更形態の操作の代替形態を示す図である。

【図1L】一般的実施形態の変更形態の操作の代替形態を示す図である。

【図2】狭くデバイスおよび電気刺激デバイスを含む、本発明による装置の好ましい一実施形態の長手断面図である。

【図3】図2の線I I I - I I Iに沿った断面図である。

【図4】図3に示すのと同じであるが、異なる操作状態の装置の断面図である。

【図5A】装置が患者の卵管の卵管壁面に取り付けられた、異なる操作状態を示す図2の実施形態の断面図である。

40

【図5B】装置が患者の卵管の卵管壁面に取り付けられた、異なる操作状態を示す図2の実施形態の断面図である。

【図5C】装置が患者の卵管の卵管壁面に取り付けられた、異なる操作状態を示す図2の実施形態の断面図である。

【図6A】装置が患者の卵管の卵管壁面に取り付けられた、異なる操作状態を示す、図2の実施形態の変更形態の断面図である。

【図6B】装置が患者の卵管の卵管壁面に取り付けられた、異なる操作状態を示す、図2の実施形態の変更形態の断面図である。

【図6C】装置が患者の卵管の卵管壁面に取り付けられた、異なる操作状態を示す、図2

50

の実施形態の変更形態の断面図である。

【図 7 A】装置が患者の卵管の卵管壁面を狭くしている、図 2 の装置によって行われる電気刺激モードの異なるステップを示す図である。

【図 7 B】装置が患者の卵管の卵管壁面を狭くしている、図 2 の装置によって行われる電気刺激モードの異なるステップを示す図である。

【図 8 A】患者の卵管の卵管壁面を刺激するように、本発明の装置によって生成された電気刺激パルスを示すパルス / 時間図である。

【図 8 B】混合周波数および / または振幅のパルスが利用される、図 8 A に示す電気刺激の変更形態を示すパルス / 時間図である。

【図 9 A】パルスがパルス列を形成する状態で、卵管壁面の 2 つの異なる領域の電気刺激を示す、それぞれ 2 つのパルス / 時間図である。

【図 9 B】パルスがパルス列を形成する状態で、卵管壁面の 2 つの異なる領域の電気刺激を示す、それぞれ 2 つのパルス / 時間図である。

【図 10 A】パルス列を変更した、図 9 A および 9 B のパルス / 時間図である。

【図 10 B】パルス列を変更した、図 9 A および 9 B のパルス / 時間図である。

【図 11 A】装置が患者の卵管の卵管壁面を狭くしている、熱刺激デバイスを含む、本発明の装置の一実施形態の長手断面図である。

【図 11 B】熱刺激デバイスが作動された、図 11 A と同じ実施形態を示す図である。

【図 12 A】図 2 ~ 11 の実施形態の狭くデバイスを操作するのに適した、油圧操作手段の略図である。

【図 12 B】狭くデバイスが患者の卵管の卵管壁面を狭くしている、図 12 A の実施形態を示す図である。

【図 13 A】図 2 ~ 11 の実施形態の狭くデバイスを操作するのに適した機械的操作手段の略図である。

【図 13 B】狭くデバイスが患者の卵管の卵管壁面を狭くしている、図 13 A の実施形態を示す図である。

【図 13 C】図 13 B の実施形態の変更形態を示す図である。

【図 14 A】腹部にろう孔開口部を有する結腸ろう造設術患者の小腸に適用された、本発明の装置を示す図である。

【図 14 B】患者の肛門に小腸末端がある結腸ろう造設術患者の小腸に適用された、本発明の装置を示す図である。

【図 15】本発明により使用する機械的操作可能な膨張不能狭くデバイスの略断面図である。

【図 16 - 17】それぞれ、図 15 の線 X V I - X V I および X V I I - X V I I に沿った断面図である。

【図 18】図 15 の実施形態の代替設計を示す略図である。

【図 19】図 18 による設計のモータ配置を示す略図である。

【図 20】本発明の膨張不能狭くデバイスの 2 つの代替設計の略断面図である。

【図 21】本発明の膨張不能狭くデバイスの 2 つの代替設計の略断面図である。

【図 22】それぞれ、図 21 の実施形態の完全開口および縮小された狭く開口を示す図である。

【図 23】それぞれ、図 21 の実施形態の完全開口および縮小された狭く開口を示す図である。

【図 24】本発明の膨張不能狭くデバイスの別の代替設計の略図である。

【図 25】それぞれ、図 24 の実施形態の完全開口および縮小された狭く開口を示す図である。

【図 26】それぞれ、図 24 の実施形態の完全開口および縮小された狭く開口を示す図である。

【図 27】本発明の膨張不能狭くデバイスの別の代替設計の略図である。

【図 28】それぞれ、本発明の膨張不能狭くデバイスのさらに別の代替設計の略断面図

10

20

30

40

50

である。

【図 29】それぞれ、本発明の膨張不能狭さくデバイスのさらに別の代替設計の略断面図である。

【図 30 A】本発明により使用される油圧操作可能な膨張可能狭さくデバイスの略図である。

【図 30 B】狭さくデバイスが膨張した状態の、図 30 A に示すのと同じ実施形態の図である。

【図 31 A】図 30 A に示す狭さくデバイスの油圧操作のための 4 つの異なる原理を示すブロック図である。

【図 31 B】図 30 A に示す狭さくデバイスの油圧操作のための 4 つの異なる原理を示すブロック図である。

【図 31 C】図 30 A に示す狭さくデバイスの油圧操作のための 4 つの異なる原理を示すブロック図である。

【図 31 D】図 30 A に示す狭さくデバイスの油圧操作のための 4 つの異なる原理を示すブロック図である。

【図 32】遠隔制御モータによって制御された可変容量を有するリザーバの断面図である。

【図 33 A】図 31 C に示す油圧操作原理の特定の実施形態による反転サーボの斜視図である。

【図 33 B】図 31 C に示す油圧操作原理の特定の実施形態による反転サーボの斜視図である。

【図 34】本発明により使用される別の油圧操作可能な狭さくデバイスの略図である。

【図 35 A】狭さく状態の図 34 の狭さくデバイスを示す図である。

【図 35 B】解放状態の図 34 の狭さくデバイスを示す図である。

【図 36 A】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、本発明の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 36 B】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、本発明の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 36 C】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、本発明の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 36 D】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、本発明の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 36 E】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、本発明の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 37】エネルギーが、患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、本発明の装置の一般的実施形態を示す略ブロック図である。

【図 38】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 37 に示す一般的実施形態に基づく 12 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 39】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 37 に示す一般的実施形態に基づく 12 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 40】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 37 に示す一般的実施形態に基づく 12 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 41】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 37 に示す一般的実施形態に基づく 12 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 42】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 37 に示す一般的実施形態に基づく 12 実施形態

10

20

30

40

50

を示す略ブロック図である。

【図 4 3】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 4 4】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 4 5】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

10

【図 4 6】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 4 7】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 4 8】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

【図 4 9】それぞれ、無線エネルギーが患者の身体の外側から患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品に伝送される、図 3 7 に示す一般的実施形態に基づく 1 2 実施形態を示す略ブロック図である。

20

【図 5 0】本発明の装置で使用される電気接点素子の形のエネルギー変換デバイスを示す図である。

【図 5 1】本発明の実施形態の制御構成部品を示すブロック図である。

【図 5 2】無線エネルギーが電流に変換される、本発明の実施形態の例示的回路の略図である。

【図 5 3 A】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、図 2 に示すタイプの本発明の別の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

30

【図 5 3 B】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、図 2 に示すタイプの本発明の別の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 5 3 C】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、図 2 に示すタイプの本発明の別の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 5 4 A】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、図 3 6 A ~ 3 6 E に示すタイプの本発明の別の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

【図 5 4 B】狭さくデバイスおよび刺激デバイスが協働して、患者の卵管の卵管内で精子を移動させる、図 3 6 A ~ 3 6 E に示すタイプの本発明の別の実施形態の異なる操作段階を示す略図である。

40

【図 5 5 A】本発明により使用される別の機械的操作可能な膨張不能狭さくデバイスの略図である。

【図 5 5 B】狭さく状態にある図 5 5 A の狭さくデバイスを示す図である。

【図 5 5 C】図 5 5 B の実施形態の端面図である。

【図 5 6】上に記載したような狭さく / 刺激ユニットの操作のために使用される、的確な量の無線エネルギーを供給するための配置を示す略ブロック図である。

【図 5 7】装置がワイヤ束縛エネルギーで操作される、システムの一実施形態を示す略図である。

50

【図 5 8】上に記載したような狭さく / 刺激ユニットの操作のために使用される無線エネルギーの伝送を制御するための配置のより詳細なブロック図である。

【図 5 9】可能な実施例による、図 1 9 に示す配置に対する回路である。

【図 6 0】狭さくデバイスを通る断面図である。

【図 6 1 A】異なる遮断段階にある図 6 0 の狭さくデバイスを示す図である。

【図 6 1 B】異なる遮断段階にある図 6 0 の狭さくデバイスを示す図である。

【図 6 1 C】異なる遮断段階にある図 6 0 の狭さくデバイスを示す図である。

【図 6 2 A】狭さくデバイスの第 2 の実施形態を示す図である。

【図 6 2 B】狭さくデバイスの第 2 の実施形態を示す図である。

【図 6 2 C】狭さくデバイスの第 2 の実施形態を示す図である。

10

【図 6 2 D】狭さくデバイスの第 2 の実施形態を示す図である。

【図 6 3 A - E】子宮から卵管内へのこのような精子の上昇に精子ポンプを使用する、本発明の特定の一実施形態を開示する図である。

【図 6 3 A - E】子宮から卵管内へのこのような精子の上昇に精子ポンプを使用する、本発明の特定の一実施形態を開示する図である。

【図 6 3 A - E】子宮から卵管内へのこのような精子の上昇に精子ポンプを使用する、本発明の特定の一実施形態を開示する図である。

【図 6 3 A - E】子宮から卵管内へのこのような精子の上昇に精子ポンプを使用する、本発明の特定の一実施形態を開示する図である。

【図 6 3 A - E】子宮から卵管内へのこのような精子の上昇に精子ポンプを使用する、本発明の特定の一実施形態を開示する図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0 1 9 6】

図面を参照すると、同様の参照番号は、いくつかの図面全体を通して同一または対応する要素を示している。

【0 1 9 7】

図 1 A、1 B および 1 C は、装置が B O で示された卵管の壁面部に適用される場合の、本発明による一般的に設計された装置の操作の異なる段階を略図的に示している。装置は、C S D で示された、狭さくデバイスおよび刺激デバイスと、狭さくおよび刺激デバイス C S D を制御するための C D で示された制御デバイスとを備えている。図 1 A は、狭さくデバイスが卵管 B O を狭さくせず、刺激デバイスが卵管 B O を刺激しない、非作動状態の装置を示している。図 1 B は、狭さくされた壁面部内の血液循環が実質的には制限されず、壁面部の卵管内の流れが制限される狭さく状態に、卵管 B O の壁面部を優しく狭さくするように制御デバイス C D が狭さくデバイスを制御する、狭さく状態の装置を示している。図 1 C は、卵管 B O の壁面部のほぼ全体が卵管を収縮させ（厚くし）、これを閉じるように、制御デバイス C D が狭さくされた壁面部の異なる領域を刺激するように刺激デバイスを制御する、刺激状態の装置を示している。

30

【0 1 9 8】

図 1 D および 1 E は、経時的に狭さくされた壁面部内に十分な血液循環を維持するために、壁面部の右側領域が刺激されていない間に壁面部の左側領域（図 1 D 参照）が刺激されている第 1 の刺激モードと、壁面部の左側領域が刺激されていない間に壁面部の右側領域（図 1 E 参照）が刺激されている第 2 の刺激モードの間で、狭さくされた壁面部の刺激をどのように循環的に変化させることができるかを示している。

40

【0 1 9 9】

図 1 D および 1 E に示す刺激モードは、卵管 B O の狭さくされた壁面部をどのように刺激することができるかの原則的例を構成するだけであることに留意されたい。したがって、狭さくされた壁面部の 3 つ以上の異なる領域をサイクル内で同時に刺激する、または連続的に刺激することができる。また、狭さくされた壁面部の異なる領域のグループを連続的に刺激することができる。

【0 2 0 0】

50

図 1 F、1 G および 1 H は、図 1 A ~ 1 E に示す一般的実施形態の変更形態の操作の異なる状態を示しており、狭さくおよび刺激デバイス C S D は、いくつかの個別の狭さく / 刺激要素、ここでは 3 つの要素 C S D E 1、C S D E 2 および C S D E 3 を備えている。図 1 F は、どのように第 1 の操作状態の要素 C S D E 1 が作動されて、卵管 B O の卵管が閉じられるように卵管 B O を狭さくしたり刺激したりし、他の 2 つの要素 C S D E 2 および C S D E 3 が停止されるかを示している。図 1 G は、卵管 B O の卵管が閉じられるように、どのように次の第 2 の操作状態の要素 C S D E 2 が作動され、他の 2 つの要素 C S D E 1 および C S D E 3 が停止されるかを示している。図 1 H は、卵管 B O の卵管が閉じられるように、次の第 3 の操作段階で要素 C S D E 3 がどのように作動され、他の 2 つの要素 C S D E 1 および C S D E 2 が停止されるかを示している。ランダムに、または所定の順序でのいずれかで、第 1、第 2 および第 3 の操作状態間でシフトすることによって、卵管が閉じられたままにしながら、卵管の異なる部分を一時的に狭さくし、刺激することができ、それによって卵管が傷つけられる危険が最小限に抑えられる。また、卵管内で精子を移動させるように、卵管に沿って連続して要素 C S D E 1 ~ C S D E 3 を作動させることも可能である。

10

【 0 2 0 1 】

図 1 I、1 K および 1 L は、一般的実施形態の変更形態の代替操作形態を示している。したがって、図 1 I は、どのように第 1 の操作状態の要素 C S D E 1 が作動されて、卵管 B O が閉じられるように卵管 B O を狭さくしたり刺激したりし、要素 C S D E 2 および C S D E 3 が卵管 B O と係合する場合に卵管 B O が完全に閉じられないように、他の 2 つの要素 C S D E 2 および C S D E 3 が作動されて、卵管 B O を狭さくしないが、刺激することを示している。図 1 K は、卵管 B O が閉じられるように、どのように次の第 2 の操作状態の要素 C S D E 2 が作動され、要素 C S D E 1 および C S D E 3 が卵管 B O と係合する場合に卵管 B O が完全に閉じられないように、他の 2 つの要素 C S D E 1 および C S D E 3 が作動されて、器官 B O を狭さくしないが、刺激することを示している。図 1 L は、どのように次の第 3 の操作状態の要素 C S D E 3 が作動されて、卵管 B O が閉じられるように卵管 B O を狭さくしたり刺激したりし、要素 C S D E 1 および C S D E 2 が卵管 B O と係合する場合に卵管 B O が完全に閉じられないように、他の 2 つの要素 C S D E 1 および C S D E 2 が作動されて、卵管 B O を狭さくしないが、刺激することを示している。ランダムに、または所定の順序でのいずれかで、第 1、第 2 および第 3 の操作状態間でシフトすることによって、卵管が閉じられたままにしながら、卵管の異なる部分を一時的に刺激することができ、それによって卵管が傷つけられる危険が少なくなる。また、卵管内で流体および / または他の身体物質を移動させるように、卵管 B O に沿って連続的に要素 C S D E 1 ~ C S D E 3 の刺激を活性化させることも可能である。

20

30

【 0 2 0 2 】

図 2 ~ 4 は、患者の卵管の卵管壁面によって形成される卵管内の精子の流れを制御するための、本発明による装置の一実施形態の基本的構成部品を示している。装置は、開口端部を備えた管状ハウジング 1 と、ハウジング 1 内に配置された狭さくデバイス 2 と、狭さくデバイス 2 内に一体化された刺激デバイス 3 と、狭さくデバイス 2 および刺激デバイス 3 を制御する制御デバイス 4 (図 4 に示す) とを備えている。狭さくデバイス 2 は、図 3 に示す収縮位置と図 4 のクランプ位置の間で互いに向かって、および互いから離れて管状ハウジング 1 内で径方向に移動可能である 2 つの細長いクランプ要素 5、6 を有する。刺激デバイス 3 は、クランプ要素 5、6 の一方上の電気素子 7 が他のクランプ要素上の電気素子 7 に面するように、クランプ要素 5、6 上に位置決めされた多数の電気素子 7 を備えている。したがって、本実施形態では、狭さくおよび刺激デバイスは狭さく / 刺激ユニットを形成し、狭さくおよび刺激デバイスは単一片に一体化される。

40

【 0 2 0 3 】

狭さくおよび刺激デバイスはまた、互いに離れていてもよい。この場合、互いに対して固定した配向で電気素子 7 を保持するための構造を提供することができる。別法では、電気素子 7 は、患者の卵管の壁面部に別に取り付けられた電極を備えることができる。

50

【 0 2 0 4 】

図 5 A ~ 5 C は、装置が患者の卵管の管状卵管壁面の部分 8 に適用された場合の、図 2 の装置の機能を原則的に示している。したがって、図 5 A は、クランプ要素 5、6 が収縮位置にあり、壁面部 8 がクランプ要素 5、6 によって狭くされことなく、ハウジング 1 の開口端部を通して延びる、非クランプ状態の装置を示している。図 5 B は、クランプ要素 5、6 がその収縮位置から、クランプ要素 5、6 が壁面部 8 を狭くされた壁面部 8 内の血液循環が実質的には狭くされず、壁面部 8 の卵管内の流れが制限される狭く状態に優しく狭くするクランプ位置に移動されるクランプ状態の装置を示している。図 5 C は、クランプ要素 5、6 が壁面部 8 を狭くし、刺激デバイス 3 の電気素子 7 が壁面部 8 の異なる部分を電気刺激し、それによって壁面部 8 が収縮し（厚くなり）、卵管を閉じる刺激状態の装置を示している。

10

【 0 2 0 5 】

装置がその刺激状態にある場合、領域が傷つけられないようにするために、経時的に自然の身体性状を基本的に維持するような方法で、壁面部 8 の異なる領域を刺激することが重要である。したがって、制御デバイス 4 は、連続した期間の間、壁面部 8 の各領域を間欠的に刺激するように刺激デバイス 3 を制御し、各期間は経時的に領域内の十分な血液循環を維持するのに十分なだけ短い。さらに、制御デバイス 4 は、壁面部 8 の領域の刺激を制御し、それによって現在刺激されていない各領域は、再び刺激される前にほぼ通常の血液循環を回復させる。経時的に刺激の影響を維持するためには、すなわち、壁面部 8 を収縮させたままにすることによって卵管を閉じたままにするためには、制御デバイス 4 は、一度に領域の 1 つまたは複数を刺激するように、および経時的に 1 つの領域から別の領域まで刺激をシフトするように、刺激デバイス 3 を制御する。制御デバイス 4 は、例えば所定の刺激パターンにしたがって、管状壁面部 8 に沿って領域の刺激を循環的に伝播させるように刺激デバイス 3 を制御することができる。その刺激中に卵管壁面の所望の反応を達成するためには、制御デバイスは、壁面部 8 の刺激の強さを好ましくは循環的に変化させるように、刺激デバイスを制御することができる。

20

【 0 2 0 6 】

図 2 ~ 4 の実施形態では、電気素子 7 は、それぞれ図 2 に示すように、各細長いクランプ要素 5 および 6 に沿って長手方向に延びる一連の 1 4 のグループの電気要素 7 を形成する。各グループの電気要素 7 の電気要素 7 は、クランプ要素 5 の上に一列で位置決めされ、それに対して横に延びる 4 つの電気素子 7 の第 1 の経路と、クランプ要素 6 上に一列で位置決めされ、それに対して横に延びる 4 つの電気素子 7 の第 2 の経路とを形成する。したがって、電気素子 7 の 2 つの経路は、患者の卵管の相互側に延びている。制御デバイス 4 は、患者の卵管の卵管内の流れと反対の方向、または別法では同じ方向に、一連のグループで電気素子 7 のグループを連続的に付勢するように刺激デバイス 3 を制御する。もちろん、電気素子 7 の各経路の電気素子 7 の数は、4 より大きくてもまたは小さくてもよく、いくつかの平行列の電気素子 7 は、電気素子 7 の各経路を形成することができる。

30

【 0 2 0 7 】

図 6 A ~ 6 C は、管状ハウジング 9 と、収縮位置（図 6 A 参照）とクランプ位置（図 6 B 参照）の間で、その中心軸に向かっておよびそこから離れるように、管状ハウジング 9 内で径方向に移動可能な 3 つの細長いクランプ要素 10 a、10 b、10 c を備えた、本発明の別の実施形態を示している。3 つのクランプ要素 10 a ~ 10 c は、ハウジング 9 の中心軸の周りに対称的に配置されている。本実施形態の刺激デバイスは、細長いクランプ要素 10 a ~ 10 c に沿って長手方向に延びる一連のグループの素子を形成する電気素子 11 a、11 b、11 c を備えており、各グループの電気素子の電気素子 11 a ~ 11 c は、ハウジング 9 の中心軸の周りに周方向に延びている 3 つの電気素子 11 a、11 b および 11 c の経路を形成する。各グループの 3 つの電気素子 11 a ~ 11 c は、それぞれ 3 つのクランプ要素 10 a ~ 10 c 上に位置決めされている。したがって、3 つの電気素子 11 a ~ 11 c は、患者の卵管の周りに延びている。もちろん、電気素子の各経路の電気素子 11 a ~ 11 c の数は、4 以上であってもよく、いくつかの平行列の電気素子 1

40

50

1 a ~ 1 1 c は、電気素子の各経路を形成することができる。

【0208】

図7Aおよび7Bは、装置のクランプ要素5、6が、器官12の卵管13内の流れを制限するように、患者の卵管12の管状卵管壁面の部分を狭くしながら、図2の装置によって行われる電気刺激モードの異なるステップを示している。簡潔にする目的で、狭くデバイス2のクランプ要素5、6のみが、図7A、7Bに示されている。したがって、図7Aは、電気素子のグループのうちの付勢された電気素子7がどのように、卵管13を収縮させ、これを閉じるように、管状壁面の第1の部分14と第2の部分15を電気刺激するかを示している。図7Bは、第1および第2の部分内のほぼ通常の血液循環を回復させるように、管状壁面の第1および第2の部分14、15の電気刺激が停止している間に、卵管13を収縮させ、これを閉じるように、どのように他のグループの電気素子のうちの付勢された電気素子7が第1および第2の部分とは異なる管状壁面の第3の部分16を電気刺激するかを示している。このように、狭くされた管状壁面の電気刺激は、経時的に、管状壁面的一部分から別の部分までシフトされ、それによって狭くされた管状壁面内の血液循環の再発回復を保証する。

10

【0209】

制御デバイス4は、電気二層パルス、すなわち組み合わせられた正負パルスで電気素子7を付勢するように、刺激デバイス3を制御する。所望の刺激効果が、異なるパルス・パラメータを変更することによって達成される。したがって、制御デバイス4は、パルス振幅（電圧）、連続パルス間のオフ期間、パルス持続時間、およびパルス繰り返し周波数を変更するように、刺激デバイス3を制御する。パルス電流は、1から30mAの間であるべきである。神経刺激では、約5mAのパルス電流、および約300μsのパルス持続時間が適切であり、約20mAのパルス電流、および約30μsのパルス持続時間が筋刺激には適切である。パルス繰り返し周波数は適切には、約10Hzである。例えば、図8Aのパルス/時間図P/tに示すように、短い持続時間および高い振幅（電圧）の負パルスP_S、および負パルスの後の長い持続時間および低い振幅の正パルスP_Lを含むパルス組合せを循環的に繰り返して、このようなパルス組合せのパルス列を形成することができる。負パルスP_Sのエネルギー含量は、正パルスP_Lのエネルギー含量とほぼ等しくなるべきである。

20

【0210】

図8Bは、図8Aに示す電気刺激の変更形態を示すパルス/時間図である。したがって、図8Aのパルス組合せは、図8Aのパルス組合せの正パルスP_Lと同時に現れる、高周波数/低振幅パルスの第1の比較的長いパルス列P_{T L}、および図8Aに示すパルス組合せの負パルスP_Sと同時に現れる高周波数/低振幅の第2の比較的短いパルス列P_{T S}を有するパルス列組合せと混合される。その結果、高周波数/低振幅パルス列P_{T L}およびP_{T S}は、図8Bに示すように、図8Aの正負パルスP_LおよびP_S上に重ね合わせられている。図8、およびその変更形態のパルス構成は、所望の刺激効果を達成するために、卵管の刺激と関連して使用することが有利である。

30

【0211】

電気パルスは、図9A、9B、9Cおよび9Dのパルス/時間図P/t内に示されているように、パルス列を形成することが好ましい。図9Aのパルス/時間図P/tは、パルス列18Aで刺激される患者の卵管の壁面部の個別の領域を示している。パルス列18Aは、それぞれ短い持続時間および高い振幅（電圧）である3つの初期負パルス、および負パルスの後の長い持続時間および低振幅の1つの正パルスを含んでいる。卵管の領域がほぼ通常の血液循環を回復することを可能にするための遅延時間の後に、パルス列18Aが繰り返される。

40

【0212】

図9Bのパルス/時間図P/tは、パルス列18Aと同じ構成を有するパルス列18Bで刺激される、壁面部の別の個別の領域を示している。パルス列18Aおよび18Bは、互いに対してシフトされ、それによって必要に応じて収縮するように狭くされた壁面部

50

が常に刺激されることを保証するように、互いに部分的に重なり合う。

【0213】

図10Aおよび10Bのパルス/時間図P/tは、それぞれ同じ構成を有する、循環的に繰り返されるパルス列18Cおよび18Dで刺激される、壁面部の2つの異なる領域を示している。各パルス列18C、18Dは、それぞれ短い持続時間および高い振幅（電圧）である2つの初期負パルス、および2つの負パルスの後の長い持続時間および低振幅の1つの正パルスを含んでいる。この場合、パルス列18Cおよび18Dは互いに対してシフトされ、それによって互いに重なり合わない。したがって、隣接するパルス列18Cの間のオフ期間は、パルス列18Dの持続時間より長く、隣接するパルス列18Dの間のオフ期間は、パルス列18Cの持続時間より長い。

10

【0214】

パルス列18A、18B、18Cおよび18Dを、多くの異なる方法で構成することができる。したがって、制御デバイス4は、各パルス列の長さ、パルス列の繰り返し周波数、各パルス列のパルスの数、および/またはパルス列の間のオフ期間を変更するように、刺激デバイス2を制御することができる。典型的には、制御デバイス4は、その領域が再び電気パルスで刺激される前に、ちょうど刺激された領域内にほぼ通常の血液循環を回復させるのに十分長く続くように、パルス列間の各オフ期間を制御する。

【0215】

図11Aおよび11Bは、2つのクランプ要素20aおよび20bを備えた狭さくデバイスと、それぞれクランプ要素20a、20b内に一体化された2つの熱刺激要素21aおよび21bの形の刺激デバイスと、クランプ要素20a、20bおよび刺激要素21a、21bを制御する制御デバイス4とを備えた、卵管19内の精子流れを制御する、本発明の別の実施形態を示している。クランプ要素20aおよび20bは、図5A~5Cによる実施形態に関連して、上記と同じ方法で互いに向かって、および互いから離れるように移動可能である。ペルティエ要素を含むことができる、熱刺激要素21aおよび21bは、クランプ要素20a、20b上に位置決めされ、それによって熱要素21aは熱要素21bに面している。図11Aは、精子流れが制限されるように、クランプ要素20a、20bがどのように卵管19を狭さくするかを示している。図11Bは、壁面が卵管19を収縮させて、これを閉じるように、どのように制御デバイス4が熱刺激要素21a、21bを制御して卵管19の壁面を冷却するかを示している。卵管19を解放するために、制御デバイス4は、卵管19の壁面を加熱するように熱刺激要素21a、21bを制御し、それによって壁面が拡張する。

20

30

【0216】

図12Aおよび12Bは、上に記載した実施形態の狭さくデバイスを操作するのに適した油圧操作手段を示している。特に、図12Aおよび12Bは、狭さくデバイス2の油圧操作のためのこのような手段を備えた、図2の装置を示している（刺激デバイスは図示されていない）。したがって、ハウジング1は、2つの油圧チャンバ22aおよび22bを形成し、その中では2つのクランプ要素5、6は、患者の卵管の管状卵管壁面部8に対して前後にスライド可能である。油圧操作手段は、油圧流体を入れた弾性バルーンなどの拡張可能リザーバ23と、リザーバ23と油圧チャンバ22a、22bの間の導管24aおよび24bと、導管24a、24b内の油圧流体を汲み上げるための2方向ポンプ25とを備えている。制御デバイス4は、リザーバ23からチャンバ22a、22bに油圧流体を汲み上げて、クランプ要素5、6を壁面部8に対して移動させ、それによって壁面部8が制限されるように（図12B参照）、チャンバ22a、22bからリザーバ23に油圧流体を汲み上げて、クランプ要素5、6を壁面部8から離れるように移動させ、それによって管状壁面8が解放されるように（図12A参照）、ポンプ25を制御する。

40

【0217】

別法では、拡張可能リザーバ23と油圧チャンバ22a、22bの間に油圧流体を分配させる適切な手動操作可能な油圧手段を適用することによって、図12Aおよび12Bの実施形態を手動で操作することができる。この場合、ポンプ25が省かれる。

50

【 0 2 1 8 】

図 1 3 A および 1 3 B は、患者の卵管の管状卵管壁面部 8 上に適用された開口端部管状ハウジング 2 6 と、ハウジング 2 6 内に配置された狭さくデバイス 2 7 と、狭さくデバイス 2 7 を制御するための制御デバイス 4 とを備えた、本発明の機械操作可能な実施形態を略図的に示している。上に記載したような刺激デバイス（図示せず）はまた、ハウジング 2 6 内に設けられている。狭さくデバイス 2 7 は、収縮位置（図 1 3 A 参照）と、クランプ要素 2 8 が管状壁面部 8 を優しく狭さくするクランプ位置（図 1 3 B 参照）の間で、管状壁面部 8 に向かって、およびこれから離れるように管状ハウジング 2 6 内で径方向に移動可能なクランプ要素 2 8 を備えている。クランプ要素 2 8 を機械的に操作するための機械操作手段は、ハウジング 2 6 に取り付けられた電気モータ 2 9 と、モータ 2 9 によって駆動され、クランプ要素 2 8 に動作可能に接続された伸縮デバイス 3 0 とを備えている。制御デバイス 4 は、伸縮デバイス 3 0 を拡張させて、壁面部 8 に対してクランプ要素 2 8 を移動させ、それによって管状壁面部 8 が狭さくされるように電気モータ 2 9 を制御し（図 1 3 B 参照）、伸縮デバイス 3 0 を収縮させて、壁面部 8 から離れるようにクランプ要素 2 8 を移動させ、それによって壁面部 8 が解放されるようにモータ 2 9 を制御する（図 1 3 A 参照）。

10

【 0 2 1 9 】

別法では、モータを省くことができ、伸縮デバイス 3 0 を図 1 3 C に示すように、手動操作のために変更することができる。したがって、ばね 3 0 a を設けて、クランプ要素 2 8 を壁面部 8 に対して押すように伸縮デバイス 3 0 を拡張させたままにするように働かせることができる。機械操作手段は、伸縮デバイス 3 0 に動作可能に接続された、皮下に移植されたレバー機構 2 9 a を備えることができる。患者は、極細線で示すように、伸縮デバイス 3 0 を伸縮デバイス 3 0 の伸縮位置までばね 3 0 a の動作に対して引くように、レバー機構 2 9 a を患者の皮膚 2 9 b を通して押すことができる。患者がレバー機構 2 9 a を解放する場合、ばね 3 0 a は伸縮デバイス 3 0 を拡張させ、それによってクランプ要素 2 8 は壁面部 8 に対して押される。

20

【 0 2 2 0 】

図 1 3 A、1 3 B および 1 3 C に関連して上に記載したような機械操作手段を、図 1 ~ 1 1 による実施形態で実施することもできる。

【 0 2 2 1 】

図 1 4 A は、患者の卵管上に適用された図 2 の実施形態を示している。狭さくデバイス 2 のクランプ要素 5、6 は、卵管 3 1 を狭さくし、刺激デバイス 3 は卵管を閉じるように付勢される（簡潔にする目的で、ハウジングは図示されず、クランプ 5、6 は誇張されている）。本実施形態では、制御デバイスは、手持ち式無線リモート・コントロール 3 2 の形の外部制御ユニットと、狭さくおよび刺激デバイスを制御するための、マイクロプロセッサを備えることができる移植された内部制御ユニット 3 3 とを備えている。リモート・コントロール 3 2 は、狭さくデバイスおよび / または刺激デバイスのスイッチを入れたり切ったりするために、内部制御ユニット 3 3 を制御するように、患者によって操作可能である。しかし、別法では、リモート・コントロール 3 2 を、「オン」と「オフ」の間で患者によって手動で切り換えられる、皮下に移植された押しボタンと交換することができる。患者が緊急または故障の場合に装置の操作を止めることが可能なように、このような手動操作可能な押しボタンを、緊急ボタンとしてリモート・コントロール 3 2 と組み合わせることもできる。

30

40

【 0 2 2 2 】

内部制御ユニット 3 3 は、クランプ要素 5、6 を移動させるように、移植された操作デバイス 3 4 を制御する。充電式電池などの移植されたエネルギー源 3 5 は、操作デバイス 3 4 に動力を与える。皮下に、または腹部に移植することができる、内部制御ユニット 3 3 はまた、エネルギー受信器として、すなわち無線エネルギーを電気エネルギーに変換し、電気エネルギーで移植されたエネルギー源 3 5（充電式電池）を充電するように働く。

【 0 2 2 3 】

50

移植されたセンサ 36 は、卵管内の圧力などの、患者の身体パラメータ、または卵管内の圧力に関連するパラメータを感知し、内部制御ユニット 33 は、センサ 36 からの信号に応じて、狭さくデバイス 2 および / または刺激デバイス 3 を制御する。本実施形態では、センサ 36 は圧力センサであり、内部制御ユニット 33 は、測定した所定の圧力値を感知する圧力センサ 36 に応じて、患者の腸 31 の狭さくを変更するように、狭さくデバイス 2 および / または刺激デバイスを制御する。例えば、制御ユニット 33 は、増加した圧力を感知する圧力センサ 36 に応じて、患者の卵管 31 の狭さくを大きくするように、狭さくデバイス 2 および / または刺激デバイスを制御する。別法では、または組み合わせで、リモート・コントロール 32 は、内部制御ユニット 33 と同じ方法で、センサ 36 からの信号に応じて、狭さくデバイス 2 および / または刺激デバイスを制御する。

10

【0224】

リモート・コントロール 32 は、センサ 36 からの信号に応じて、音声信号または表示された情報などの表示を生成する手段を備えることができる。閾値を超える増加した圧力を示すこのような表示によって患者の注意が払われる場合、患者は患者の卵管を通して卵巣に向けて精子を汲み上げるように狭さくデバイス 2 および刺激デバイスを制御するためのリモート・コントロールを使用することができる。妊娠が達成されたい場合、または妊娠を防ぐために反対の方向に汲み上げる場合である。

【0225】

もちろん、図 14 に示す狭さくデバイス 2 を、適用可能な場合、本発明の様々な実施形態に記載された狭さくデバイスの任意の 1 つと交換することができる。

20

【0226】

図 15 ~ 17 は、2 つの重なり合った端部 38、39 を備えた円形弾力性芯 37 の形の細長い狭さく部材を有する、機械操作可能な狭さくデバイスを示している。芯 37 は、ほぼ円形の制限開口部を画定し、解放された場合に、患者の卵管の管状卵管壁面の一部の周りにそのホース 40 を備えた芯 37 を適用することを可能にする、芯 37 の解放可能および係止可能な継手 41 を除いて、弾性のある軟質ホース 40 内に囲まれている。これらの全ての要素の材料は、生体適合性であり、それによって患者の身体はこれらを拒絶しない。狭さく開口部の寸法を変更するように、芯 37 の長手方向延長部を機械的に操作する操作デバイス 42 は、芯 37 の重なり合っている端部 38、39 と摩擦係合する駆動ホイール 43 を備えている。駆動ホイール 43 は、ホース 40 内に置かれ、その間の摩擦係合を大きくするように、駆動ホイール 43 に対して芯 37 のそれぞれの端部 38、39 を押す 2 つの逆圧ローラ 45、46 を備えたホルダ 44 上に支承されている。操作デバイスの電気モータ 47 は、長い可撓性駆動シャフト 48 を介して駆動ホイール 43 に接続されており、シリコン・ゴムの本体 50 内の遠隔制御電源ユニット 49 と共に成形されている。可撓性駆動シャフト 48 の長さは、本体 50 を患者の身体内の所望の位置、適切には腹部に置くことができるように選択することができる。

30

【0227】

電気モータ 47 に動力を与えて、壁面部が狭さくされるように芯 37 の直径を小さくするために駆動ホイール 43 を一方向に旋回させるように、または壁面部が解放されるように、芯 37 の直径を大きくするために駆動ホイール 43 を反対方向に旋回させるように、電源ユニット 49 を制御することができる。

40

【0228】

第 1 の代替形態によると、ラック・ギアを、芯 37 の端部 38、39 の一方に形成することができる、駆動ホイール 43 は、芯 37 のもう一方の端部に接続され、ラック・ギアと噛み合っている駆動ギア・ホイールと交換することができる。

【0229】

第 2 の代替形態によると、操作デバイス 42 は、ウォーム駆動ホース・クランプとして設計することができる、すなわち、芯 37 の端部 38、39 の一方は、ねじ山を備えることができ、芯 37 のもう一方の端部はウォームを備えることができ、そのねじ山は芯 37 の一端部のねじ山と相互作用する。このようなウォームのねじ山はまた、芯 37 の両方の

50

端部 38、39 に設けられたねじ山と相互作用することができる。この代替形態では、電気モータ 47 は、壁面部が狭くされるように、芯 37 の直径を小さくするために一方にウォームを旋回させる、または壁面部が狭くされるように芯 37 の直径を小さくするために壁面部が一方に解放されるように、芯 37 の直径を大きくするためにウォームを反対方向に旋回させる、または壁面部が解放されるように、芯 37 の直径を大きくするためにクランプねじを反対方向に旋回させる。

【0230】

図 18 は、モータ 47 がホース 40 内に入れられ、それによって芯 37 に固定され、短い駆動シャフト 51 を有し、駆動シャフト 51 が円形芯 37 に対してほぼ接線方向に延びるようにモータ 47 が芯 37 に対して位置決めされていることを除いて、図 15 ~ 17 の実施形態と同一の狭くデバイスを示している。駆動シャフト 51 を駆動ホイール 43 に接続させる角度歯車装置 52 がある。

10

【0231】

図 19 は、芯 37 の一端部に固定された第 1 のクランプ部材 53 と、芯 37 のもう一端部 39 に固定された第 2 のクランプ部材 54 とを備えた、図 18 の実施形態のモータ 47 に対する適切な代替配置を示している。モータ 47 は、第 1 のクランプ部材 53 に固定され、歯車伝動装置 56 を介してウォーム・ギア 55 に動作可能に接続されている。ウォーム・ギア 55 は、それぞれクランプ部材 53 およびモータ 47 にしっかり固定された、ホルダ 57 および 58 上にその両端部で支承されている。第 2 のクランプ部材 54 は、ウォーム・ギア 55 と噛み合っているピニオンを有する。モータ 47 に動力が与えられた場合、ウォーム・ギア 55 は回転し、それによって芯 37 の端部 39 を一長手方向または反対の長手方向に引き、それによってほぼ円形の芯 37 の直径は大きくなるかまたは小さくなるかのいずれかである。モータ 47、ウォーム・ギア 55、歯車伝動装置 56、および第 2 のクランプ部材 54 は、長いストロークを有する移動要素に作用する弱い力を、短いストロークを有する別の移動要素に作用する強い力に変換するタイプのサーボ・システムを構成する。

20

【0232】

図 20 は、カメラの従来の調節可能な絞り機構のように配置された複数のアーチ状薄板を含む狭くデバイスを示している。モータ 60 は、薄板 59 によって画定された狭く開口部の寸法を変更するように、薄板 59 を操作する。

30

【0233】

図 21 ~ 23 は、半円形要素 61、62 が、図 22 に示すように円形を実質的に形成する全開状態と、半円形要素 61、62 によって画定された狭く開口部の寸法が図 23 に示すように小さくされる角度状態の間で、互いに対して揺動可能であるように、互いにヒンジ付けされた 2 つの半円形要素 61 および 62 を備えた狭くデバイスを示している。モータ 63 は、互いに対して揺動させるように、半円形要素 61、62 を操作する。

【0234】

図 24 ~ 26 は、円形を形成し、ほぼ楕円形の断面を有する弾力性ベルト 64 を備えた狭くデバイスを示している。モータ 67 は、ベルト 64 の内側のより幅広い側が図 25 に示すようにほぼ円筒形の表面を形成する全開状態と、ベルト 64 の内側のより幅広い側が図 26 に示すようにほぼ円錐形の表面を形成する小さな開口状態の間で、その長手方向延長部の周りで旋回するようにベルト 64 を操作する。

40

【0235】

図 27 は、患者の器官の管状卵管壁面 70 の一部の反対側に位置決めされた 2 つの剛性のある連節クランプ要素 69 を有する狭くデバイス 68 を示している。操作デバイス 71 は、クランプ要素 69 の間で壁面部 70 を狭くし、それによって壁面部を収縮させるように互いに向かってクランプ要素 69 を旋回させ、壁面部をクランプ要素 69 から解放するように、クランプ要素 69 を互いから離れるように旋回させる。

【0236】

図 28 および 29 は、患者の卵管の管状卵管壁面 304 の一部に沿って一列に、互いに

50

対して変位され、管状壁面部 304 の反対側に交互に位置決めされた、3 つの屈曲部材 301、302 および 303 を有する狭さくデバイス 300 を備えた、本発明の装置の一実施形態を示している（別法では、各部材 301、302 および 303 は、砂時計の形状をとることができる）。操作デバイス（図示せず）は、2 つの外側部材 301、303 を管状壁面 304 に対して一方向に横方向に移動させ、管状壁面 304 を屈曲させるように、中間部材 302 を管状壁面 304 に対して反対方向に移動させ、それによって図 29 に示すように、管状壁面部 304 を狭さくする。壁面部 304 を解放するために、操作デバイスは、部材 301 ~ 303 を、図 28 に示す位置に管状壁面部 304 から離れるように移動させる。

【0237】

図 30A および 30B は、油圧流体を入れた調節可能リザーバ 74 と流体連通している、拡張可能 / 収縮可能キャピティ 73 を有するバンド 72 の形の油圧操作可能な細長い狭さくデバイスを示している。図 30A は、バンドが非狭さく状態にある場合を示しており、図 30B は、キャピティ 73 がリザーバ 74 によって供給される油圧流体によって拡張される、狭さく状態にバンドがある場合を示している。

【0238】

図 31A、31B、31C および 31D は、4 つの異なるように操作された油圧狭さくデバイスのブロック図である。図 31A は、図 30A のバンド 72 を示しており、そのキャピティ 73 はリザーバ 75 と流体連通している。図 31B は、図 30A の実施形態を示しており、バンド 72 のキャピティ 73 は、2 方向ポンプ 76 の形の操作デバイスを介してリザーバ 74 と流体連通している。図 31C は、第 2 のシステムを制御する第 1 の閉じられたシステムを備えた反転・システムの形の操作デバイスを示している。反転・システムは、調節可能な流体供給リザーバ 77、および調節可能なサーボ・リザーバ 78 を備えている。サーボ・リザーバ 78 は、患者の卵管の管状卵管壁面の部分の周りに付けられたバンド 72 と関連して、バンド 72 のキャピティ 73 の容量を変更し、その後、壁面部の狭さくを変更する、より大きな調節可能なリザーバ 79 を制御する。図 31D は、より大きなリザーバ 79 が省かれていることを除いて、図 31C の実施形態と同一の実施形態を示している。代わりに、サーボ・リザーバ 78 は、バンド 72 のキャピティと流体連通している。

【0239】

図 12A から 30B による上記実施形態全てでは、狭さく / 刺激ユニットを形成するための刺激デバイスを設けることができ、刺激デバイスは、狭さくデバイス上に位置決めされた多数の電気素子 7（図 12A ~ 15、18、20 ~ 23、26 ~ 31B に示す）を備えている。

【0240】

図 32 は、その寸法が遠隔制御電気モータ 82 を備えた操作デバイスによって変更可能である、チャンバ 81 を画定する蛇腹リザーバ 80 を備えた流体供給デバイスの断面図である。リザーバ 80 およびモータ 82 は、ハウジング 83 内に置かれている。大きな壁面 84 を移動させることにより、チャンバ 81 が変わる。壁面 84 は、回転可能なスピンドル 86 上にねじ切られたナット 85 に固定されている。スピンドル 86 は、モータ 82 によって回転される。ハウジング 83 内に置かれた電池 89 は、モータ 82 に動力を与える。モータ 82 を制御する信号受信器 90 はまた、ハウジング 83 内に置かれる。別の方法では、電池 89 および信号受信器 90 を別の位置に取り付けることができる。モータ 82 はまた、伝送された信号から変換されたエネルギーで動力を与えることができる。

【0241】

適用可能な場合、図 32 の流体供給デバイスを使用して、本明細書に記載された狭さくデバイスの操作のために油圧流体を供給することができる。例えば、図 32 の流体供給デバイスを、図 30A による実施形態でリザーバ 74 に置き換えることができる。

【0242】

図 33A および 33B は、矩形ハウジング 91、およびハウジング 91 内で移動可能で

10

20

30

40

50

ある中間壁面 9 2 を備えた反転を示している。比較的大きな、ほぼ円筒形の蛇腹リザーバ 9 3 は、ハウジング 9 1 内に配置されており、移動可能な中間壁面 9 2 に結合されている。リザーバ 9 3 より実質的に小さい別の円筒形蛇腹リザーバ 9 4 は、中間壁面 9 2 の他の側部でハウジング 9 1 内に配置されており、また壁面 9 2 に結合される。小さい蛇腹リザーバ 9 4 は、流体供給パイプ 9 5 を有し、大きな蛇腹リザーバ 9 3 は流体供給パイプ 9 6 を有する。

【0243】

図 3 3 A を参照すると、少量の油圧流体が小さな蛇腹リザーバ 9 4 内に供給パイプ 9 5 を通して案内される場合、小さな蛇腹リザーバ 9 4 は拡張し、移動可能な中間壁面 9 2 を大きな蛇腹リザーバ 9 3 に向かって押す。その結果、大きな蛇腹リザーバ 9 3 は、中間壁面 9 2 によって収縮され、それによって大量の油圧流体は、図 3 3 B に示すように、供給パイプ 9 6 を通して大きな蛇腹リザーバ 9 3 から押し出される。

10

【0244】

例えば、図 3 3 A および 3 3 B の反転は図 3 1 C の実施形態で 사용할ことができ、小さな蛇腹リザーバ 9 4 は、小さなサーボ・リザーバ 7 8 に対応しており、大きな蛇腹リザーバ 9 3 は大きなリザーバ 7 9 に対応している。また、図 3 3 A および 3 3 B の逆リザーバを、図 3 0 A および 3 0 B の実施形態で 사용할ことができ、小さな蛇腹リザーバ 9 4 は調節可能なリザーバ 7 4 に接続され、大きな蛇腹リザーバ 9 3 はバンド 7 2 のキャピティ 7 3 に接続されている。

20

【0245】

図 3 4 は、油圧システムが異なるように設計されていることを除いて、図 3 0 A に示す実施形態と同様である、本発明の装置の油圧操作可能な狭くデバイス 9 7 を略図的に示している。したがって、狭くデバイス 9 7 は、油圧流体を入れたりリザーバ 9 9 に流体連通している比較的小さな膨張可能キャピティ 9 8 と、小さなキャピティ 9 8 によって変位可能である比較的大きなキャピティ 1 0 0 とを備えている。小さなキャピティ 9 8 は、小さなキャピティ 9 8 が膨張された場合に、患者の管状壁面部を狭くするために大きなキャピティ 1 0 0 を変位させ、小さなキャピティ 9 8 が収縮された場合に、壁面部を解放するために大きなキャピティ 1 0 0 を変位させるようになっている。したがって、リザーバ 9 9 から小さなキャピティ 9 8 への油圧流体の比較的小さな添加により、壁面部の狭さの比較的大きな増加を引き起こす。

30

【0246】

大きなキャピティ 1 0 0 は、大きなキャピティ 1 0 0 の容量のキャリブレーションのために、注入ポート（図示せず）に接続させることができる、大きなバルーン 1 0 1 の形の収縮要素によって画定される。注射器の助けを借りて流体を注入ポートに加える、または流体を注入ポートから引き抜くことにより、バルーン 1 0 1 の容量がキャリブレーションされる。小さなキャピティ 9 8 は、狭くデバイス 9 7 の環状フレーム 1 0 3 に取り付けられた小さな蛇腹 1 0 2 によって画定され、反対端部でバルーン 1 0 1 に取り付けられている。

【0247】

図 3 5 A および 3 5 B は、環状フレーム 1 0 3 が患者の器官の管状壁面部の周りに付けられている場合の、狭くデバイス 9 7 の操作を略図的に示している。図 3 5 A を参照すると、小さなキャピティ 9 8 が収縮された場合、蛇腹 1 0 2 はバルーン 1 0 1 を環状フレーム 1 0 3 内に内側に引き、それによって狭くデバイス 9 7 は壁面部を狭くする。図 3 5 B を参照すると、小さなキャピティ 9 8 が膨張された場合、蛇腹 1 0 2 は環状フレーム 1 0 3 からバルーン 1 0 1 を引き、それによって狭くデバイス 9 7 が壁面部を解放する。

40

【0248】

上に記載したように、狭くデバイスおよび刺激デバイスは、患者の卵管内で精子を積極的に移動させるように協働することができる。これは、図 2 に示す狭く / 刺激ユニットを使用して達成することができる。したがって、第 1 の協働選択肢によると、狭くデ

50

バイスのクランプ要素 5、6 は、卵管を完全に閉じることなく壁面部 8 を狭くし、それによって卵管内の流れが制限され、制御デバイス 4 は、卵管の下流側または上流側方向に狭くされた壁面部を次第に刺激して、壁面部 8 を次第に収縮させて、卵管内で精子を移動させるように電気素子 7 を制御する。

【0249】

第 2 の協働選択肢によると、狭くデバイスは、卵管内の流れが制限されるように壁面部を狭くし、制御デバイス 4 は、狭くされた壁面部 8 を刺激して、壁面部 8 の上流端部または下流端部のいずれかで卵管を閉じるように、細長いクランプ要素 5、6 の一端部でいくつかの電気素子 7 を制御する。卵管がこのように閉じられた状態で、制御デバイス 4 は、壁面部の狭くを大きくするように狭くデバイスを制御し、それによって卵管内の精子は、壁面部 8 の下流側または上流側に移動される。

10

【0250】

第 2 の協働選択肢を行うための本発明の別の実施形態では、狭くデバイスは壁面部を狭くし、それによって卵管内の流れが制限され、壁面部が卵管の下流側または上流側方向に次第に狭くされるように、狭くデバイスが壁面部の異なる領域の狭くを変えながら、狭くされた壁面部を刺激するように制御デバイス 4 が刺激デバイスを制御する。図 36A ~ 36E は、その相互側に壁面部 8 の長さと当接する凸状表面 107、108 を有する 2 つの細長い狭く要素 105、106 と、凸状表面 107、108 上に位置決めされた多数の電気素子 7 (電極など) と備えた狭くデバイス 104 を含む、このような代替実施形態の異なる操作段階を示している。制御デバイス 4 は、狭くデバイス 104 の操作中に電気素子 7 を制御し、狭く要素 105、106 が図 36A から 36D から分かるように、壁面部 8 を次第に狭くするように、管状壁面部 8 に対して移動するように細長い狭く要素 105、106 を制御する。

20

【0251】

したがって、図 36A に示す狭く要素 105、106 の初期位置では、壁面部は狭く要素 105、106 によって狭くされず、電気素子 7 は付勢されない。この初期位置から始まり、制御デバイス 4 は、壁面部 8 に接触する電気素子 7 が後者に接触するように、電気素子 7 を付勢しながら、管状壁面部 8 を狭くするように (図 36B 参照) 壁面部に向かって (矢印で示す) 狭く要素 105、106 の左側端部を揺動させるように、狭く要素 105、106 を制御する。図 36C は、どのように卵管が厚くなった壁面部 8 によって完全に閉じられているかを示している。その後、図 36C に示すように、制御デバイス 4 は、狭く要素 105、106 の凸状表面 107、108 がその間で収縮された壁面部 8 で互いの上を転動しながら (図 36D 参照)、その右側端部が互いに向かって (矢印で示す) 移動するように、狭く要素 105、106 が移動するように制御する。その結果、器官の卵管内の精子は、右側に (白い矢印で示す) 押される。狭く要素 105、106 が図 36E に示す位置まで互いの上で転動された場合、制御デバイス 4 は、互いから離れるように (図 36E の矢印によって示す) 図 36A に示す初期位置まで移動するように、狭く要素 105、106 の右側端部を制御する。図 36A から 36E までにより記載された操作段階を、所望量の精子が蠕動的に器官の卵管内で移動されるまで、数回循環的に繰り返すことができる。

30

40

【0252】

別法では、狭く要素 105、106 の一方だけが凸状表面を備えることができるが、他の狭く要素は壁面部に当接する平面表面を有する。また、患者の骨に対して器官の管状部 8 を押す凸状表面を備えた単一の狭く要素を使用することが可能である。

【0253】

図 36A から 36E による実施形態では、制御デバイス 4 は、狭くされた壁面部 8 を次第に刺激して、狭く要素 105、106 の凸状表面 107、108 が互いの上を転動しているときに、細長い狭く要素 105、106 の移動と調和して次第に収縮させるように、電気素子 7 を制御することができる。図 37 は、患者に移植された装置のエネルギー消費構成部品にエネルギーが伝送された、本発明の装置の一般的実施形態を略図的に示

50

している。図 37 の装置は、患者の管状卵管壁面の一部を優しく狭くするように、および狭くされた部分の異なる領域を刺激して、壁面部を収縮させるように操作可能である、移植された狭く / 刺激ユニット 110 を備えている。狭く / 刺激ユニット 110 の狭くデバイスは、可逆機能を行うこと、すなわち壁面部を狭くするおよび解放することが可能である。エネルギー源 111 は、電源ライン 112 を介してエネルギーを狭く / 刺激ユニット 110 のエネルギー消費構成部品に供給するようになっている。エネルギー源からエネルギー供給をオンまたはオフに切り換えるために患者によって操作可能な無線リモート・コントロール、または皮下移植スイッチを設けることができる。エネルギー源は、移植可能な永久または充電式電池であってもよく、または患者によって直接操作可能である、または無線エネルギーを狭く / 刺激ユニットのエネルギー消費構成部品に伝送するように患者によって操作可能なリモート・コントロールによって制御することができる、外部エネルギー伝送デバイス内に含めることができる。別法では、エネルギー源は、移植可能な充電式電池、外部エネルギー伝送デバイス、および移植可能な充電式電池の充電のために外部エネルギー伝送デバイスによって伝送された無線エネルギーを電気エネルギーに変換するための移植可能なエネルギー変換デバイスの組合せを備えることができる。図 38 は、いくつかの部品が患者内に移植され、他の部品が患者の身体の外側に置かれている、図 37 の一般的実施形態の特別な実施形態を示している。したがって、図 38 では、患者の皮膚 109 の右側に置かれた全ての部品が移植され、皮膚 109 の左側に置かれた全ての部品が、患者の身体の外側に置かれている。装置の移植されたエネルギー変換デバイス 111A は、電源ライン 112 を介してエネルギーを狭く / 刺激ユニット 110 のエネルギー消費構成部品に供給するようになっている。装置の外部エネルギー伝送デバイス 113 は、移植されたエネルギー変換デバイス 111A 内に組み込まれた信号受信器によって受けられる、無線信号を伝送する無線リモート・コントロールを備えている。移植されたエネルギー変換デバイス 111A は、電源ライン 112 を介して狭く / 刺激ユニット 110 に供給される、電気エネルギーに信号からのエネルギーを変換する。

【0254】

図 38 の装置はまた、装置のエネルギー消費移植構成部品を付勢するための移植された充電式電池を備えることができる。この場合、移植されたエネルギー変換デバイス 111A はまた、エネルギー変換デバイスが信号からのエネルギーを電気エネルギーに変換するときに、電気エネルギーで電池を充電する。

【0255】

マイクロプロセッサなどの、電気スイッチ 114 の形の逆転デバイスは、狭く / 刺激ユニット 110 の狭くデバイスを逆転させるために、患者に移植される。外部エネルギー伝送デバイス 113 の無線リモート・コントロールは、エネルギーを搬送する無線信号を伝送し、移植されたエネルギー変換デバイス 111A は、スイッチ 114 を操作するために、無線エネルギーを電流に変換する。電流の極性がエネルギー変換デバイス 111A によってシフトされると、スイッチ 114 は、狭く / 刺激ユニット 110 の狭くデバイスによって行われる機能を逆転させる。

【0256】

図 39 は、エネルギー変換デバイス 111A、狭く / 刺激ユニット 110、および狭く / 刺激ユニット 110 の狭くデバイスを操作するための、モータ 115 の形の移植された操作デバイスを備えた、本発明の一実施形態を示している。モータ 115 は、外部エネルギー伝送デバイス 113 のリモート・コントロールがエネルギー変換デバイス 111A の受信器に無線信号を伝送するときに、エネルギー変換デバイス 111A からのエネルギーで動力が与えられる。

【0257】

図 40 は、エネルギー変換デバイス 111A、狭く / 刺激ユニット 110、およびモータ / ポンプ・ユニット 117 および流体リザーバ 118 を含む移植されたアセンブリ 116 を備えた、本発明の一実施形態を示している。この場合、狭く / 刺激ユニット 110 の狭くデバイスは、油圧操作される、すなわち、油圧流体は壁面部を狭くするよう

に、モータ／ポンプ・ユニット１１７によってリザーバ１１８から狭さく／刺激ユニット１１０まで汲み上げられ、油圧流体は壁面部を解放するように、モータ／ポンプ・ユニット１１７によって狭さく／刺激ユニット１１０からリザーバ１１８に汲み戻される。移植されたエネルギー変換デバイス１１１Ａは、モータ／ポンプ・ユニット１１７に動力を与えるように、無線エネルギーを電流に変換する。

【０２５８】

図４１は、必要に応じてモータ１１５を逆転させるように制御ユニット１２２を制御する外部エネルギー伝送デバイス１１３と、その狭さくデバイスが油圧操作された狭さく／刺激ユニット１１０と、移植されたエネルギー変換デバイス１１１Ａとを備え、移植された油圧流体リザーバ１１９と、移植されたモータ／ポンプ・ユニット１２０と、油圧弁シフト・デバイス１２１の形の移植された逆転デバイスと、別個の外部無線リモート・コントロール１１１Ｂとをさらに備えた、本発明の一実施形態を示している。モータ／ポンプ・ユニット１２０のモータは電気モータである。外部エネルギー伝送デバイス１１３の無線リモート・コントロールからの制御信号に応じて、移植されたエネルギー変換デバイス１１１Ａは、制御信号によって運ばれるエネルギーからのエネルギーでモータ／ポンプ・ユニット１２０に動力を与え、それによってモータ／ポンプ・ユニット１２０は、リザーバ１１９と狭さく／刺激ユニット１１０の狭さくデバイスの間に油圧流体を分配する。リモート・コントロール１１１Ｂは、壁面部を狭さくするように流体が、モータ／ポンプ・ユニット１２０によってリザーバ１１９から狭さく／刺激ユニット１１０の狭さくデバイスまで汲み上げられる１つの方向と、壁面部を解放するように、流体がモータ／ポンプ・ユニット１２０によって狭さく／刺激ユニット１１０の狭さくデバイスからリザーバ１１９まで汲み戻される別の反対方向の間で油圧流体流方向をシフトするようにシフト・デバイス１２１を制御する。

【０２５９】

図４２は、エネルギー変換デバイス１１１Ａおよび狭さく／刺激ユニット１１０を備えた、本発明の一実施形態を示している。制御ユニット１２２、蓄電池１２３およびコンデンサ１２４はまた、患者内に移植されている。別個の外部無線リモート・コントロール１１１Ｂは、制御ユニット１２２を制御する。制御ユニット１２２は、エネルギーを狭さく／刺激ユニット１１０に供給する、蓄電池１２３内に電気エネルギーを貯蔵するように、エネルギー変換デバイス１１１Ａを制御する。無線リモート・コントロール１１１Ｂからの制御信号に応じて、制御ユニット１２２は、蓄電池１２３からの電気エネルギーを解放し、解放されたエネルギーを電源ラインを介して伝送する、または狭さく／刺激ユニット１１０の操作のために、電流を安定化させる、コンデンサ１２４を介してエネルギー変換デバイス１１１Ａからの電気エネルギーを直接伝送する。

【０２６０】

一代替形態によると、図４２の実施形態ではコンデンサ１２４を省くことができる。別の代替形態によると、本実施形態の蓄電池１２３を省くことができる。

【０２６１】

図４３は、エネルギー変換デバイス１１１Ａ、狭さく／刺激ユニット１１０を備えた、本発明の一実施形態を示している。狭さく／刺激ユニット１１０の操作のためにエネルギーを供給するための電池１２５、および狭さく／刺激ユニット１１０の操作を切り換えるための電気スイッチ１２６はまた、患者に移植されている。スイッチ１２６は、電池１２５が使用されていないオフ・モードから、電池１２５が狭さく／刺激ユニット１１０の操作のためにエネルギーを供給するオン・モードに切り換えるように、エネルギー変換デバイス１１１Ａによって供給されたエネルギーによって操作される。

【０２６２】

図４４は、制御ユニット１２２がまた患者内に移植されていることを除いて、図４３と同一の本発明の一実施形態を示している。別個の外部無線リモート・コントロール１１１Ｂは、制御ユニット１２２を制御する。この場合、スイッチ１２６は、無線リモート・コントロール１１１Ｂが制御ユニット１２２を制御しないようにされ、電池１２５が使用さ

れていないオフ・モードから、リモート・コントロール 1 1 1 B が、狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の操作のために、電池 1 2 5 から電気エネルギーを解放するように制御ユニット 1 2 2 を制御することが可能である待機モードに切り換えるために、エネルギー変換デバイス 1 1 1 A によって供給されたエネルギーによって操作される。

【 0 2 6 3 】

図 4 5 は、蓄電池 1 2 3 が電池 1 2 5 に置き換えられ、移植された構成部品が異なるように相互接続されていることを除いて、図 4 4 と同一の本発明の一実施形態を示している。この場合、蓄電池 1 2 3 は、エネルギー変換デバイス 1 1 1 A からエネルギーを貯蔵する。無線リモート・コントロール 1 1 1 B からの制御信号に応じて、移植された制御ユニット 1 2 2 は、蓄電池 1 2 3 が使用されていないオフ・モードから、蓄電池 1 2 3 が狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の操作のためにエネルギーを供給するオン・モードに切り換えるように、スイッチ 1 2 6 を制御する。

10

【 0 2 6 4 】

図 4 6 は、電池 1 2 5 がまた患者内に移植されており、移植された構成部品が異なるように相互接続していることを除いて、図 4 5 と同一の本発明の一実施形態を示している。無線リモート・コントロール 1 1 1 B からの制御信号に応じて、移植された制御ユニット 1 2 2 は、電池 1 2 5 が使用されていないオフ・モードから電池 1 2 5 が狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の操作のために電気エネルギーを供給するオン・モードに切り換えるように、スイッチ 1 2 6 を操作するためにエネルギーを運ぶように、コンデンサであってもよい蓄電池 1 2 3 を制御する。

20

【 0 2 6 5 】

別法では、スイッチ 1 2 6 は、無線リモート・コントロール 1 1 1 B が、電気エネルギーを供給するように電池 1 2 5 を制御しないようにされ、電池 1 2 5 が使用されていないオフ・モードから、無線リモート・コントロール 1 1 1 B が狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の操作のために、電気エネルギーを供給するように電池 1 2 5 を制御することが可能である待機モードに切り換えるように、蓄電池 1 2 3 によって供給されたエネルギーによって操作することができる。

【 0 2 6 6 】

図 4 7 は、モータ 1 1 5、ギアボックス 1 2 7 の形の機械的逆転デバイス、およびギアボックス 1 2 7 を制御する制御ユニット 1 2 2 がまた、患者内に移植されていることを除いて、図 4 3 と同一の本発明の一実施形態を示している。別個の外部無線リモート・コントロール 1 1 1 B は、狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の狭さくデバイス（機械的に操作された）によって行われる機能を逆転させるようにギアボックス 1 2 7 を制御するために、移植された制御ユニット 1 2 2 を制御する。

30

【 0 2 6 7 】

図 4 8 は、移植された構成部品が異なるように相互接続されていることを除いて、図 4 6 と同一の本発明の一実施形態を示している。したがって、この場合、蓄電池 1 2 3、適切にはコンデンサがオン・モードに切り換えるためにスイッチ 1 2 6 を作動させる場合に、電池 1 2 5 が制御ユニット 1 2 2 に動力を与える。スイッチ 1 2 6 がオン・モードにある場合、制御ユニット 1 2 2 は、狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の操作のために、エネルギーを供給する、または供給しないように、電池 1 2 5 を制御することが可能である。

40

【 0 2 6 8 】

図 4 9 は、モータ 1 1 5 を狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 に接続させるギアボックス 1 2 7、およびモータ 1 1 5 に動力を与えるようにエネルギー変換デバイス 1 1 1 A を制御する制御ユニット 1 2 2 がまた患者に移植されていることを除いて、図 3 9 と同一の本発明の一実施形態を示している。必要に応じてモータ 1 1 5 を逆転させるように、制御ユニット 1 2 2 を制御する別個の外部無線リモート・コントロール 1 1 1 B がある。

【 0 2 6 9 】

任意選択では、図 4 2 に示す蓄電池 1 2 3 を、図 4 9 の実施形態に設けることができ、移植された制御ユニット 1 2 2 は、蓄電池 1 2 3 内に変換されたエネルギーを貯蔵するよ

50

うに、エネルギー変換デバイス 1 1 1 A を制御する。無線リモート・コントロール 1 1 1 B からの制御信号に応じて、制御ユニット 1 2 2 は、狭さく / 刺激ユニット 1 1 0 の操作のためにエネルギーを供給するように蓄電池 1 2 3 を制御する。

【0270】

当業者は、図 3 8 ~ 4 9 による上記様々な実施形態を多くの異なる方法で組み合わせることができることが分かるだろう。例えば、エネルギー操作スイッチ 1 1 4 を、図 3 9、4 2 ~ 4 9 の実施形態のいずれかに組み込むことができ、油圧シフト・デバイス 1 2 1 を図 4 0 の実施形態に組み込むことができ、ギアボックス 1 2 7 を図 3 9 の実施形態に組み込むことができる。スイッチ 1 1 4 は、電子構成部品、例えば切り換えのために設計されたマイクロプロセッサ、または F G P A (フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ) を備えたタイプであってもよい。しかし、別法では、エネルギー操作スイッチ 1 1 4 は、「オン」と「オフ」の間で患者によって手動で切り換えられる皮下移植押しボタンに置き換えることができる。

10

【0271】

別法では、永久または充電式電池は、図 3 8 ~ 4 9 に示す実施形態のエネルギー変換デバイス 1 1 1 A に置き換えることができる。

【0272】

図 5 0 は、図 3 7 ~ 4 9 による上記実施形態のいずれかで使用するための、電気接合素子 1 2 8 の形のエネルギー変換デバイスを示している。素子 1 2 8 は、互いに挟まれた p 型半導体層 1 2 9 および n 型半導体層 1 3 0 を含む平面 p - n 接合素子である。電球 1 3 1 は、生成された電流がどのように得られるかを示すように、素子 1 2 8 の反対側に電気接続されている。このような p - n 接合素子 1 2 8 からの電流の出力は、温度に相関している。以下の式を参照のこと。

20

$$I = I_0 (\exp (q V / k T) - 1)$$

式中、I は外部電流流れであり、I₀ は逆飽和電流であり、q は 1.602×10^{-19} クーロンの基礎電荷であり、V は付加電圧であり、k はボルツマン定数であり、T は絶対温度である。

【0273】

大きな負の付加電圧 (逆バイアス) で、指数項は、1.0 と比べてごく僅かとなり、I はほぼ - I₀ である。I₀ は、接合の温度に強く依存しており、したがって真性キャリア濃度に強く依存している。I₀ は、より大きなバンドギャップのものより小さなバンドギャップの材料で大きい。ダイオードの整流作用、すなわち 1 つの方向のみへの電流流れの制限は、この特定の実施形態では、p - n 接合素子 1 2 8 の操作に重要である。

30

【0274】

p - n 接合素子を設計する代替方法は、それぞれの実施形態で利用されるエネルギーの種類を吸収しない支持材料の上に半導体の薄層を被着させることである。光波に関して無線伝送されたエネルギーを使用するために、ガラスは適切な材料である可能性がある。半導体層内で、これに限定されないが、テルル化カドミウム、銅インジウム・ジセレンナイド、およびケイ素などの様々な材料を使用することができる。効率をよくするために、p および n 型材料のいくつかの層を備えた多層構造を使用することも可能である。

40

【0275】

p - n 接合素子 1 2 8 によって生成される電気エネルギーは、太陽電池によって生成されるのと同じタイプであってもよく、負および正の場が直流を作り出す。別法では、負および正の半導体層は、伝送された波の後に極性を変えることができ、それによって交流が生成される。

【0276】

p - n 接合素子 1 2 8 は、移植に適したようになるように設計されている。したがって、人間の身体に接触している素子 1 2 8 の外部表面は全て、生体適合性材料で作られている。p - n 接合半導体は、1 μ A より大きいべきである電流出力が、上に示すようにこのような温度にかなり依存しているので、37 の体温で最適に動作するように設計されて

50

いる。皮膚および皮下組織は両方ともエネルギーを吸収するので、素子 128 の感度または作業領域と、無線エネルギー伝送の強度または強さの関係が考えられる。p - n 接合素子 128 は、平らで小さく設計されていることが好ましい。別法では、素子 128 がより大きな寸法にされる場合、患者の身体移動に適合するために可撓性があるべきである。素子 128 の容量は、 2000 cm^3 より小さく保持されるべきである。

【0277】

図 51 は、狭さく / 刺激ユニット 110 を制御するための、本発明の装置の遠隔制御の基本的部品を示している。この場合、狭さく / 刺激ユニットの刺激デバイスは電気パルスで壁面部を刺激する。遠隔制御は、患者の皮膚 132 を通して、しばしば約 $100\text{ kHz} \sim 1\text{ GHz}$ の高周波数の電磁波信号の無線伝送に基づいている。図 51 では、皮膚 132 の左側に置かれた全ての部品は、患者の身体の外側に置かれており、皮膚 132 の右側に置かれた全ての部品は移植されている。

【0278】

外部信号伝送デバイス 133 は、皮膚 132 の近くに移植された信号受信デバイス 134 の近くに位置決めされるようになっている。代替形態として、信号受信デバイス 134 は、例えば患者の腹部の内側に置くことができる。信号受信デバイス 134 は、極めて細いワイヤで巻かれ、特定の高周波数にコンデンサで調整された、約 $1 \sim 100\text{ mm}$ 、好ましくは 25 mm の直径のコイルを備えている。小さなコイルは、患者の皮膚の下に移植される場合に選択され、大きなコイルは患者の腹部に移植される場合に選択される。信号伝送デバイス 133 は、信号受信デバイス 134 のコイルとほぼ同じ寸法を有するが、必要

【0279】

なより大きな電流を取り扱うことができる厚いワイヤで巻かれたコイルを備えている。信号伝送デバイス 133 のコイルは、信号受信デバイス 134 のコイルと同じ特定の高周波数に調整される。

信号伝送デバイス 133 は、電力増幅器および信号受信デバイス 134 を介して移植された制御ユニット 135 にデジタル情報を送信するようになっている。偶然のランダムな高周波数領域が制御コマンドをトリガするのを避けるために、デジタル信号コードが使用される。信号伝送デバイス 133 上に置かれた従来のキーパッドは、狭さく / 刺激ユニットの制御のためにデジタル信号を送るよう、信号伝送デバイス 133 に命令するために使用される。信号伝送デバイス 133 は、高周波数信号を生成することによってコマンドを開始する。短時間の後に、信号が制御システムの移植された部品を付勢すると、所定のステップで狭さく / 刺激ユニット 110 の狭さくデバイスを操作するようにコマンドが送られる。コマンドは、以下に示す形でデジタル・パケットとして送られる。

【0280】

【表 1】

開始パターン、 8ビット	コマンド、 8ビット	カウント、 8ビット	チェックサム、 8ビット
-----------------	---------------	---------------	-----------------

【0281】

コマンドは、かなり長い期間の間（例えば、約 30 秒以上）連続的に送られる。新しい狭さくまたは解放ステップが望ましい場合、カウント・バイトは 1 だけ増加されて、移植された制御ユニット 135 が復号化し、別のステップが信号伝送デバイス 133 によって要求されていることを理解することが可能になる。デジタル・パケットの任意の部分がエラーである場合、その内容は単に無視される。

【0282】

ライン 136 を通して、移植された付勢ユニット 137 は、信号受信デバイス 134 によって受けられる高周波数電磁波信号からエネルギーを引き出す。付勢ユニット 137 は、大きなコンデンサなどのエネルギー源内にエネルギーを貯蔵し、制御ユニット 135 に

動力を与え、ライン 138 を介して狭さく / 刺激ユニット 110 に動力を与える。

【0283】

制御ユニット 135 は、復調器およびマイクロプロセッサを備えている。復調器は、信号伝送デバイス 133 から送信されたデジタル信号を復調する。マイクロプロセッサは、デジタル・パケットを受信し、これを復号化し、信号ライン 139 を介して制御信号を送信して、受信したコマンド・コードによって患者の器官の壁面部を狭さくするまたは解放するように、狭さく / 刺激ユニット 110 の狭さくデバイスを制御する。

【0284】

図 52 は、無線エネルギーが電流に変換される、本発明の一実施形態の回路を示している。回路の外部構成部品は、マイクロプロセッサ 140、信号発生器 141、およびそれに接続された電力増幅器 142 を含んでいる。マイクロプロセッサ 140 は、信号発生器 141 をオン / オフに切り換え、デジタル・コマンドで信号発生器 141 によって生成された信号を変調するようになっている。電力増幅器 142 は、信号を増幅し、これらを外部信号伝送アンテナ・コイル 143 に送信する。アンテナ・コイル 143 は、信号発生器 141 によって生成される周波数に調整された共振回路を形成するように、コンデンサ 144 と並列に接続されている。

10

【0285】

回路の移植された構成部品は、伝送アンテナ・コイル 143 と同じ周波数に調整された共振回路を共に形成する信号受信アンテナ・コイル 145、およびコンデンサ 146 を含んでいる。信号受信アンテナ・コイル 145 は、電流を受信した高周波電磁波から誘導し、整流ダイオード 147 は貯蔵コンデンサ 148 を充電する誘導電流を整流する。貯蔵コンデンサ 148 は、狭さく / 刺激ユニット 110 の狭さくデバイスを駆動するためにモータ 149 に動力を与える。アンテナ・コイル 145 とダイオード 147 の間に接続されたコイル 150 は、コンデンサ 148 およびダイオード 147 が、より高周波数で信号受信アンテナ 145 の回路を装填するのを防ぐ。したがって、コイル 150 により、コンデンサ 148 を充電し、振幅変調を使用してデジタル情報を伝送することが可能になる。

20

【0286】

並列に接続されたコンデンサ 151 および抵抗器 152、およびダイオード 153 は、振幅変調デジタル情報を検出するために使用される検出器を形成する。フィルタ回路は、アースを介して抵抗器 154 と直列に接続されたコンデンサ 156 と直列に接続された抵抗器 155 と直列に接続された抵抗器 154、およびその一端子が抵抗器 154、155 の間に接続され、もう一方の端子がダイオード 153 とコンデンサ 151 および抵抗器 152 によって形成された回路の間に接続されているコンデンサ 157 とによって形成されている。フィルタ回路は、望ましくない低および高周波数を除去するために使用される。検出および除去された信号は、デジタル情報を復号化し、トランジスタ 160、161、162 および 163 を備えた Hブリッジ 159 を介してモータ 149 を制御する、移植されたマイクロプロセッサ 158 に供給される。モータ 149 は、Hブリッジ 159 によって 2 つの反対方向に駆動させることができる。

30

【0287】

マイクロプロセッサ 158 はまた、貯蔵コンデンサ 148 内の貯蔵エネルギー量を監視する。モータ 149 を作動させるために信号を送信する前に、マイクロプロセッサ 158 は、貯蔵コンデンサ 148 内に貯蔵されたエネルギーが十分であるかどうかをチェックする。貯蔵されたエネルギーが要求された操作を行うのに十分でない場合、マイクロプロセッサ 158 は、モータ 149 を作動させる前に、貯蔵コンデンサ 148 を充電するために受信信号を待つ。

40

【0288】

別法では、貯蔵コンデンサ 148 に貯蔵されたエネルギーは、スイッチに動力を与えるために使用することしかできず、モータ 149 に動力を与えるエネルギーは、比較的高い容量の別の移植されたエネルギー源、例えば電池から得ることができる。この場合、スイッチは、スイッチが貯蔵コンデンサ 148 によって動力が与えられる場合にオン・モード

50

でモータ１４９に電池を接続し、スイッチに動力が与えられていない場合に待機モードでモータ１４９から電池を切断させたままにするようになっている。

【０２８９】

図５３Ａ～５３Ｃは、ここでは参照番号２００で示されている狭さく／刺激ユニットが、追加のクランプ要素を備えていることを除いて、図２の実施形態と同様の、本発明の一実施形態を示している。図５３Ａ～５３Ｃの実施形態は、患者の卵管内で精子を活動的に移動させるのに適している。したがって、狭さく／刺激ユニット２００はまた、第１の対の短いクランプ要素２０１および２０２、第２の対の短いクランプ要素２０３および２０４を備えており、第１および第２の対のクランプ要素は、細長いクランプ要素５、６の相互側に位置決めされている。第１の対の２つの短いクランプ要素２０１、２０２は、収縮位置（図５３Ａ）とクランプ位置（図５３Ｂおよび５３Ｃ）の間で互いに向かって、および互いから離れるように径方向に移動可能であり、第２の対の２つの短いクランプ要素２０３、２０４は、収縮位置（図５３Ｃ）とクランプ位置（図５３Ａおよび図５３Ｂ）の間で互いに向かって、および互いから離れるように径方向に移動可能である。各対の短い要素のそれぞれの短いクランプ要素２０１および２０３の一方の上の電気素子７が、各対の短い要素のそれぞれの他の短いクランプ要素２０２および２０４の上の電気素子７に面しているように、刺激デバイス３はまた、短いクランプ要素２０１～２０４上に位置決めされた電気素子７を備えている。

10

【０２９０】

短いクランプ要素２０１、２０２が壁面部８の上流端部に位置決めされ、短いクランプ要素２０３、２０４、２０２が壁面部８の下流端部に位置決めされるように、狭さく／刺激ユニット２００は、患者の管状卵管壁面の壁面部８に付けられている。図５３Ａ～５３Ｃでは、壁面部８の上流端部は左側に対してであり、壁面部８の下流端部は右側に対してである。

20

【０２９１】

制御デバイス４は、互いに独立して壁面部８を狭さくし、解放するように、１対の短いクランプ要素２０１、２０２、１対の細長いクランプ要素５、６、および１対の短い要素２０３、２０４を制御する。制御デバイスはまた、電気パルスで狭さくされた壁面部８を刺激して、壁面部８を収縮させるように、壁面部を狭さくしているクランプ要素上の電気素子７を制御し、それによって壁面部８の卵管が閉じられる。

30

【０２９２】

図５３Ａ～５３Ｃは、壁面部８の卵管内で下流側に精子を循環的に移動させるように、狭さく／刺激ユニット２００の操作を制御デバイス４がどのように制御するかを示している。したがって、図５３Ａは、短いクランプ要素２０１、２０２および細長いクランプ要素５、６が収縮位置にあり、短いクランプ要素２０３、２０４がクランプ位置にあり、要素２０３、２０４上の電気素子７が壁面部８を電気刺激している。電気刺激により、要素２０３、２０４での壁面部８は厚くなり、それによって卵管が閉じられる。図５３Ｂは、要素２０１、２０２上の電気素子７が壁面部８を電気刺激し、それによってある量の身体物質が壁面部８の上流端部と下流端部の間で卵管内に捕捉されながら、短いクランプ要素２０１、２０２がまたどのようにクランプ位置まで径方向内側に移動されたのかを示している。図５３Ｃは、最初にどのように短いクランプ要素２０３、２０４が収縮位置に径方向外側に移動され、その後、要素５、６上の電気素子７が壁面部８を電気刺激しながら細長いクランプ要素５、６がクランプ位置に径方向内側に移動されたのかを示している。その結果、壁面部８の上流端部と下流端部の間の卵管内の精子は、卵管内で下流側に移動された。その後、制御デバイス４は、図５３Ａに示す状態をとるように、狭さく／刺激ユニット２００を制御する。

40

【０２９３】

別法では、卵管内で上流側に精子を移動させるために、上に記載した狭さく／刺激ユニット２００の操作サイクルを逆にすることができる。この場合、制御デバイス４は、その下流端部で壁面部８を狭さくして、卵管内の流れを制限するように、短いクランプ要素２

50

03、204を制御し、下流端部で電気パルスで狭くされた壁面部8を刺激して、卵管を閉じるように電気素子7を制御する。図53Aに示すように卵管が狭くされた壁面部8の下流端部で閉じられ、短いクランプ要素201、202が収縮位置にある状態で、制御デバイス4は、その上流端部と下流端部の間で壁面部8を狭くするように、細長いクランプ要素5、6を制御する。その結果、その上流端部と下流端部の間で壁面部8内に含まれた精子は、卵管内で上流側に移動される。

【0294】

図53A～53Cは、対のクランプ要素を開示しているが、単一の短いクランプ要素201、単一の細長いクランプ要素5および単一の短いクランプ要素203のみを備えた狭く/刺激ユニット200を設計することが考えられることに留意されたい。この場合、管状壁面部8の底部は、クランプ要素201、5および203と反対側で狭く/刺激ユニット200の固定要素によって支持されている。

【0295】

図54Aおよび54Bは、狭く/刺激ユニット205が患者の管状器官の卵管内で精子を活動的に移動させるために設計された、本発明の別の実施形態を略図的に示している。狭く/刺激ユニット205の狭くデバイス206は、回転子207の軸209から等配分で位置決めされた3つの円筒形狭く要素208A、208Bおよび208Cを担持する回転子207を備えている。狭く要素208A～208Cは、ローラとして設計することができる。各円筒形要素208A～208Cは、電気素子7を備えている。固定した細長い支持要素210は、回転子207から間隔を置いているが近くに位置決めされており、回転子207の軸209と同心の部分円筒形表面211を有する。狭く/刺激ユニット205は、支持要素210と回転子207の間に器官212が延びるように、患者の卵管212の上に付けられている。

【0296】

制御デバイス4は、狭くデバイスの回転子207を回転させるように制御し、それによって狭く要素208A～208Cが細長い支持要素210に対して卵管212の一連の壁面部のうちの壁面部を連続的に狭くする。狭く要素208A～208Cの電気素子7は、電気パルスで狭くされた壁面部を刺激し、それによって壁面部は厚くなり、卵管212を閉じる。図54Aは、どのように狭く要素208Aが卵管212の壁面を狭くし始めたか、およびどのように卵管212が狭く要素208A上の電気素子7の助けを借りて閉じられており、狭く要素208Bが卵管212を解放するところであることを示している。図54Bは、どのように狭く要素208Aが細長い支持要素210に沿ってほぼ半分前進し、矢印によって示された方向に卵管内で精子を移動させたかを示している。狭く要素208Bは卵管212を解放し、狭く要素208Cは卵管212と係合するところである。したがって、制御デバイス4は、212内の精子が蠕動的に移動されるように、卵管212の壁面部を狭くしながら、細長い支持要素210に沿って、次々と狭く要素208A～208Cを循環的に移動させるように回転子207を制御する。

【0297】

図55A、55Bおよび55Cは、本発明の装置で使用するための、別の機械操作可能な狭くデバイス213を示している。図55Aを参照すると、狭くデバイス213は、患者の卵管8の上に取り付けられた第1のリング形ホルダ214と、ホルダ214から離れて置かれた卵管8上に付けられた第2のリング形ホルダ215とを備えている。卵管8に沿って平行に延び、卵管8に接触することなく2つのホルダ213、214を相互接続させる弾性ストリング216（ここでは、12のストリング）がある。図55Aは、卵管8が狭くされていない、狭くデバイス213の停止状態を示している。

【0298】

図55Bおよび55Cを参照すると、卵管8が狭くされる場合、リング形ホルダ213および214は、反対方向に操作手段（図示せず）によって回転され、それによって弾性ストリング216が図55Bおよび55Cから分かる方法で卵管8を狭くする。簡潔

にする目的で、５つのストリング２１６のみが図５５Ｂに示されている。

【０２９９】

本発明によると、卵管８を電気刺激して、卵管８の壁面を収縮させる電極が、ストリング２１６（図５５Ａ～５５Ｃに図示せず）に取り付けられている。

【０３００】

図５６は、本発明の装置の移植された狭さく／刺激ユニット３０１のエネルギー消費構成部品に接続された移植された内部エネルギー受信器３０２に正確な量のエネルギーを供給するために、装置の少なくとも１つの機能パラメータに関連する、および／または患者の身体パラメータに関連する情報を与えるように、患者の身体の内側からその外側に情報を送信することが可能である装置の配置を略図的に示している。このようなエネルギー受信器３０２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ることができる。要するに、無線エネルギーは患者の外側に置かれた外部エネルギー源３０４ａから伝送され、患者の内側に置かれた内部エネルギー受信器３０２によって受けられる。内部エネルギー受信器は、スイッチ３２６を介して狭さく／刺激ユニット３０１のエネルギー消費構成部品に受けたエネルギーを直接または間接的に供給するようになっている。エネルギー・バランスは、内部エネルギー受信器３０２によって受けられたエネルギーと狭さく／刺激ユニット３０１で使用されるエネルギーの間で判断され、無線エネルギーの伝送はその後、判断されたエネルギー・バランスに基づいて制御される。エネルギー・バランスはしたがって、過度の温度上昇を引き起こすことなく、適切に狭さく／刺激ユニット３０１を操作するのに十分である、必要な正しいエネルギー量の正確な表示を与える。

【０３０１】

図５６では、患者の皮膚は縦線３０５によって示されている。ここでは、エネルギー受信器は、患者の内側、好ましくは患者の皮膚３０５のちょうど下に置かれたエネルギー変換デバイス３０２を備えている。一般的に言えば、移植されたエネルギー変換デバイス３０２は、腹部、胸部、筋肉帯（例えば、腹部壁面内の）に、皮下に、または任意の他の適切な位置に置くことができる。移植されたエネルギー変換デバイス３０２は、移植されたエネルギー変換デバイス３０２の近くで、患者の皮膚３０５の外側に置かれた外部エネルギー伝送デバイス３０４に設けられた外部エネルギー源３０４ａから伝送される無線エネルギーＥを受けようになっている。

【０３０２】

当技術分野でよく知られているように、無線エネルギーＥは普通、外部エネルギー源３０４ａ内に配置された一次コイル、および移植されたエネルギー変換デバイス３０２内に配置された隣接した二次コイルを備えたデバイスなどの任意の適切な経皮エネルギー伝送（ＴＥＴ）デバイスにより伝送することができる。電流が一次コイルを通して供給される場合、電圧の形のエネルギーは、装置の移植されたエネルギー消費構成部品に動力を与えるために使用することができる二次コイル内に、例えば充電式電池またはコンデンサなどの、移植されたエネルギー源内に入ってくるエネルギーを貯蔵した後に誘導される。しかし、本発明は普通、任意の特定のエネルギー伝送技術に限定されるものではなく、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。

【０３０３】

移植されたエネルギー受信器によって受けられるエネルギー量は、装置の移植された構成部品によって使用されるエネルギーと比較することができる。「使用されるエネルギー」という用語はその後、装置の移植された構成部品によって貯蔵されるエネルギーをも含むものとして理解されたい。制御デバイスは、伝送されたエネルギーの量を調整するように、判断されたエネルギー・バランスに基づいて、外部エネルギー源３０４ａを制御する外部制御ユニット３０４ｂを備えている。正確な量のエネルギーを伝送するためには、エネルギー・バランスおよび所要のエネルギー量が、スイッチ３２６と狭さく／刺激ユニット３０１の間に接続された、移植された内部制御ユニット３１５を含む判断デバイスによって判断される。内部制御ユニット３１５はしたがって、図示しないが適切なセンサなど

によって得られる様々な測定値を受けるように配置することができ、狭さく／刺激ユニット 301 のいくつかの特性を測定し、狭さく／刺激ユニット 301 の適切な操作に必要な所要のエネルギー量をいくらか反映することができる。さらに、患者の現在の状態はまた、患者の状態を反映したパラメータを与えるために、適切な測定デバイスまたはセンサにより検出することもできる。したがって、このような特徴および／またはパラメータは、電力消費、操作モード、および温度と、体温、血圧、脈拍および呼吸などのパラメータによって反映される患者の状態などの、狭さく／刺激ユニット 301 の現在の状態に関連させることができる。患者の他の種類の身体パラメータ、およびデバイスの機能パラメータはどこかに記載されている。

【0304】

さらに、蓄電池 316 の形のエネルギー源は任意選択では、狭さく／刺激ユニット 301 による後の使用のために、受けたエネルギーを蓄積するために、制御ユニット 315 を介して移植されたエネルギー変換デバイス 302 に接続させることができる。別法では、または加えて、また所要の量のエネルギーを反映するこのような蓄電池の特徴を測定することもできる。蓄電池を充電式電池に交換することができ、測定した特徴は電池の現在の状態、エネルギー消費電圧、温度などの任意の電気パラメータに関連させることができる。狭さく／刺激ユニット 301 に十分な電圧および電流を与えるために、また過剰な加熱を避けるために、正確な量のエネルギーを移植されたエネルギー変換デバイス 302 から受けることによって、最適に、すなわち少なすぎも多すぎもせず充電すべきであることをはっきりと理解されたい。蓄電池はまた、対応する特徴を有するコンデンサであってもよい。

【0305】

例えば、電池特徴を、電池の現在の状態を判断するために定期的に測定することができ、その後、内部制御ユニット 315 内の適切な貯蔵手段内に状態情報として記憶させることができる。したがって、新しい測定が行われるたびに、記憶された電池状態情報はそれに応じて更新させることができる。このように、電池を最適の状態に維持するように、正確な量のエネルギーを伝送することによって電池の状態を「キャリブレーション」することができる。

【0306】

したがって、判断デバイスの内部制御ユニット 315 は、装置の上記センサまたは測定デバイスによって行われた測定、または患者、または使用されている場合は移植されたエネルギー源、またはこ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を判断するようになっている。内部制御ユニット 315 はさらに、外部制御ユニット 304b に接続された外部信号受信器 304c に判断した所要量のエネルギーを反映した制御信号を伝送するように配置された、内部信号伝送装置 327 に接続されている。外部エネルギー源 304a から伝送されたエネルギー量はその後、受信した制御信号に応じて調整することができる。

【0307】

別法では、判断デバイスは外部制御ユニット 304b を備えることができる。この代替形態では、センサ測定は、外部制御ユニット 304b に直接伝送することができ、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は外部制御ユニット 304b によって判断することができ、したがって外部制御ユニット 304b 内に内部制御ユニット 315 の上記機能が一体化される。この場合、内部制御ユニット 315 を省くことができ、センサ測定値は、外部信号受信器 304c および外部制御ユニット 304b に測定値を送信する、内部信号伝送装置 327 に直接供給される。エネルギー・バランスおよび現在必要な量のエネルギーはその後、これらのセンサ測定値に基づいて外部制御ユニット 304b によって判断することができる。

【0308】

したがって、図 56 の配置による本解決法は、例えば、エネルギー量、エネルギー差、または装置の移植されたエネルギー消費構成部品によって使用されるエネルギー率と比較

10

20

30

40

50

した受信エネルギー率に対する、受けたエネルギーと比較したエネルギーの実際の使用に基づいているので、前の解決法より有効である所要のエネルギーを示す情報のフィードバックを利用している。装置は、エネルギーを消費するため、または移植されたエネルギー源などの中にエネルギーを貯蔵するいずれかのために受けたエネルギーを使用することができる。上に論じた異なるパラメータはしたがって、実際のエネルギー・バランスを判断するツールとして関連しており必要である場合に使用される。しかし、このようなパラメータ自体はまた、装置を特に操作するために内部で行われる任意の動作に必要である可能性もある。

【0309】

内部信号伝送装置327および外部信号受信器304cは、無線、IR（赤外線）または超音波信号などの適切な信号伝送手段を使用して、別個のユニットとして実施することができる。別法では、内部信号伝送装置327および外部信号受信器304cは、基本的には同じ伝送技術を使用して、エネルギー伝送に関して逆方向に制御信号を運ぶように、移植されたエネルギー変換デバイス302および外部エネルギー源304c内でそれぞれ一体化させることができる。制御信号は、周波数、位相または振幅に関して変調させることができる。

10

【0310】

したがって、フィードバック情報を、受信器および伝送装置を含む別個の通信システムによって伝送することができるか、またはエネルギー・システム内に一体化させることができる。本発明によると、このような一体化情報フィードバックおよびエネルギー・システムは、内部第1のコイルおよび第1のコイルに接続された第1の電子回路を有する、無線エネルギーを受けるための移植可能な内部エネルギー受信器と、外部第2のコイルおよび第2のコイルに接続された第2の電子回路を有する、無線エネルギーを伝送するための外部エネルギー伝送装置とを備えている。エネルギー伝送装置の外部第2のコイルは、エネルギー受信器の第1のコイルによって受けられる無線エネルギーを伝送する。このシステムはさらに、電力スイッチが第1の電子回路への内部第1のコイルの接続をオンおよびオフに切り換える場合、第1のコイルの装填に関連するフィードバック情報が外部第2のコイルの負荷のインピーダンス変化の形で、外部エネルギー伝送装置によって受けられるように、第1の電子回路への内部第1のコイルの接続をオンおよびオフに切り換える電力スイッチを備えている。図17の配置でこのシステムを実施する際に、スイッチ326は、別個であり内部制御ユニット315によって制御されるか、または内部制御ユニット315内に一体化されるかのいずれかである。スイッチ326は、その最も広い範囲の実施形態で解釈すべきであることを理解されたい。これは、トランジスタ、MCU、MCPU、ASIC、FPGAまたはDA変換器、または電力をオンにしたりオフにしたり切り換えることができる任意の他の電子構成部品または回路を意味している。

20

30

【0311】

要するに、図56に示すエネルギー供給配置は、以下の方法で基本的に動作することができる。エネルギー・バランスは、判断デバイスの内部制御ユニット315によって最初に判断される。所要量のエネルギーを反映した制御信号はまた、内部制御ユニット315によって生成され、制御信号は内部信号伝送装置327から外部信号受信器304cに伝送される。別法では、エネルギー・バランスは、上に記載したように、実施による代わりに、外部制御ユニット304bによって判断することができる。その場合、制御信号は、様々なセンサからの測定結果を運ぶことができる。外部エネルギー源304aから発せられたエネルギー量をその後、判断したエネルギー・バランスに基づいて、例えば受信した制御信号に応じて、外部制御ユニット304bによって調整することができる。この過程は、進行しているエネルギー伝送の間に特定の間隔で間欠的に繰り返すことができる、またはエネルギー伝送中に多少連続して実行することができる。

40

【0312】

伝送されるエネルギー量は普通、電圧、電流、振幅、波周波数およびパルス特徴などの、外部エネルギー源304a内の様々な伝送パラメータを調節することによって調整する

50

ことができる。このシステムはまた、内部コイルに関連する外部コイルに対する最適な位置を見つけ、エネルギー伝送を最適化するようにシステムをキャリブレーションするために、TETシステム内のコイル間の結合要素に関連する情報を得るために使用することができる。この場合、伝送されたエネルギー量を受信し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場合、結合要素は変化する可能性があり、正確に表示された移動により外部コイルがエネルギー伝送のための最適な位置を見つける。外部コイルは、結合要素が最大化される前に、判断デバイス内のフィードバック情報を得るように、伝送エネルギー量をキャリブレーションするようになっていることが好ましい。

【0313】

この結合要素情報はまた、エネルギー伝送中のフィードバックとして使用することもできる。このような場合、本発明のエネルギー・システムは、内部第1のコイル、および第1のコイルに接続された第1の電子回路を有する、無線エネルギーを受けるための移植可能な内部エネルギー受信器と、外部第2のコイル、および第2のコイルに接続された第2の電子回路を有する、無線エネルギーを受けるための外部エネルギー伝送装置とを備えている。エネルギー伝送装置の外部第2のコイルは、エネルギー受信器の第1のコイルによって受けられた無線エネルギーを伝送する。このシステムはさらに、フィードバック情報として第1のコイル内に受けられたエネルギー量を通信するフィードバック・デバイスを備えており、第2の電子回路は、フィードバック情報を受け、第2のコイルによる伝送エネルギー量を第1のコイルで受けられたエネルギー量に関連するフィードバック情報と比較して、第1と第2のコイルの間の結合要素を得るための判断デバイスを備えている。エネルギー伝送装置は、得られた結合要素に応じて、伝送エネルギーを調整することができる。

【0314】

図57を参照すると、装置を操作するためのエネルギーの無線伝送が、低侵襲性操作を可能にするために記載されているが、装置はワイヤ結合エネルギーでも操作することができることが分かるだろう。このような実施例が、図57に示されており、外部スイッチ326は、外部エネルギー源304aと狭さくノ刺激ユニット301を操作する電気モータ307などの操作デバイスの間に相互接続されている。外部制御ユニット304bは、狭さくノ刺激ユニット301の適切な操作を行うために、外部スイッチ326の操作を制御する。

【0315】

図58は、どのようにして受けたエネルギーを狭さくノ刺激ユニット301に供給することができるか、これによって使用することができるかの異なる実施形態を示している。図56の実施例と同様に、内部エネルギー受信器302は、伝送制御ユニット304bによって制御される外部エネルギー源304aから無線エネルギーEを受信する。内部エネルギー受信器302は、狭さくノ刺激ユニット301に一定の電圧でエネルギーを供給するために、図58に「一定V」の破線ボックスで示した一定電圧回路を備えることができる。内部エネルギー受信器302はさらに、狭さくノ刺激ユニット301に一定電流でエネルギーを供給するために、図に「一定C」の破線ボックスで示した一定電流回路を備えることができる。

【0316】

狭さくノ刺激ユニット301は、モータ、ポンプ、狭さくデバイス、またはその電気操作のためにエネルギーを必要とする任意の他の医療機器であってもよい、エネルギー消費部301を備えている。狭さくノ刺激ユニット301はさらに、内部エネルギー受信器302から供給されたエネルギーを貯蔵するためのエネルギー貯蔵デバイス301bを備えることができる。したがって、供給されたエネルギーを、エネルギー消費部301bによって直接消費することができる、またはエネルギー貯蔵デバイス301bによって貯蔵することができる、または供給されたエネルギーを部分的に消費し部分的に貯蔵することができる。狭さくノ刺激ユニット301はさらに、内部エネルギー受信器302から供給されたエネルギーを安定化させるエネルギー安定化ユニット301cを備えることができる

。したがって、消費または貯蔵する前に、エネルギーを安定化させる必要があるように、エネルギーを流動的に供給することができる。

【0317】

内部エネルギー受信器302から供給されたエネルギーはさらに、狭さく/刺激ユニット301によって消費および/または貯蔵される前に、狭さく/刺激ユニット301の外側に配置された別個のエネルギー安定化ユニット328によって蓄積および/または安定化させることができる。別法では、エネルギー安定化ユニット328は、内部エネルギー受信器302内に一体化させることができる。いずれの場合でも、エネルギー安定化ユニット328は、一定電圧回路および/または一定電流回路を備えることができる。

【0318】

図56および図58は、様々な示された機能構成部品および要素をどのように互いに対して配置および接続させることができるかに関する、いくつかの可能性があるが、非限定的な実施選択肢を示していることに留意されたい。しかし、当業者は多くの変更形態および変形形態を本発明の範囲内で行うことができることが簡単に分かるだろう。

【0319】

図59は、無線エネルギーの伝送、またはエネルギー・バランスを制御する装置の提案設計の1つのエネルギー・バランス測定回路を略図的に示している。回路は、2.5Vに集められ、エネルギー不均衡に比例して関連する出力信号を有する。この信号の導関数は、値が上下するかどうか、およびこのような変化がどのような速さで起こるかを示している。受けたエネルギー量が装置の移植された構成部品によって使用されるエネルギーより低い場合、より多くのエネルギーが伝送され、したがってエネルギー源に装填される。回路からの出力信号は典型的には、A/D変換器に供給され、デジタル・フォーマットに変換される。デジタル情報はその後、伝送されたエネルギーのレベルを調節することを可能にする、外部エネルギー伝送デバイスに送信することができる。別の可能性は、バランスが最大/最少ウィンドウから出る場合に、外部エネルギー伝送デバイスに情報を送信する特定の最大および最少閾値とエネルギー・バランス・レベルを比較する比較器を使用する完全アナログ・システムを有することである。

【0320】

図59の略図は、誘導エネルギー伝送を使用して、患者の身体の外側から、本発明の装置の移植されたエネルギー構成部品にエネルギーを伝送するシステムの回路実施を示している。誘導エネルギー伝送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は、図59の略図に含まれ、システムの伝送部分が排除されている。

【0321】

エネルギー・バランスの一般的概念の実施、および情報が外部エネルギー伝送装置に伝送される方法はもちろん、いくつかの異なる方法で実施することができる。図20の略図、および情報を評価および伝送する上記方法は、制御システムを実施する方法の例としてのみ理解されたい。

【0322】

回路詳細

図59では、記号Y1、Y2、Y3などは、回路内の試験ポイントを記号で表したものである。図の構成部品およびそれぞれの値は、この特定の実施で作用する値であって、もちろん無限の数の可能な設計解決法の1つに過ぎない。

【0323】

回路に動力を与えるエネルギーは、エネルギー受信コイルL1によって受けられる。移植された構成部品へのエネルギーは、この特定の場合には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で存在している。

【0324】

図56、58および59に関連して記載した実施形態は、本発明の装置の移植されたエネルギー消費構成部品への無線エネルギーの伝送を制御する一般的方法を特定する。この

10

20

30

40

50

ような方法は、以下に一般的用語で規定する。

【0325】

したがって、上に記載したような装置の移植されたエネルギー消費構成部品に供給される無線エネルギーの伝送を制御する方法が提供される。無線エネルギーEは、患者の外側に置かれた外部エネルギー源から伝送され、患者の内側に置かれた内部エネルギー受信器によって受けられ、内部エネルギー受信器は受けたエネルギーを直接または間接的に供給するように、装置の移植されたエネルギー消費構成部品に接続されている。エネルギー・バランスは、内部エネルギー受信器によって受けられたエネルギーと、装置の移植された部分の操作のために使用されるエネルギーの間で判断される。外部エネルギー源からの無線エネルギーEの伝送はその後、判断されたエネルギー・バランスに基づいて制御される。

10

【0326】

無線エネルギーは、外部エネルギー源内の一次コイルから内部エネルギー受信器内の二次コイルまで誘導的に伝送させることができる。エネルギー・バランスの変更は、検出したエネルギー・バランス変化に基づいて無線エネルギーの伝送を制御するように検出することができる。検出し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ように、内部エネルギー受信器によって受けられるエネルギーと装置の移植された部分の操作に使用されるエネルギーの差を検出することもできる。

【0327】

エネルギー伝達を制御すると、検出されたエネルギー・バランス変化がエネルギー・バランスが増加していることを示している場合に、伝送された無線エネルギー量が減少される可能性があり、また逆も同様である。エネルギー伝送の増減は、さらに検出された変化率に対応することができる。

20

【0328】

検出されたエネルギー差が受けられたエネルギーが使用されるエネルギーより大きいことを示している場合に、伝送された無線エネルギー量がさらに減少される可能性があり、また逆も同様である。エネルギー伝送の増減は、その結果、検出されたエネルギー差の大きさに対応することができる。

【0329】

上に論じるように、装置の移植された部分の操作のために使用されるエネルギーは、装置の移植された部分を操作するために消費される、および/または装置の少なくとも1つの移植されたエネルギー貯蔵デバイス内に貯蔵される。

30

【0330】

装置の移植された部分の電気および/または身体パラメータ、および/または患者の身体パラメータが判断される場合、パラメータに基づいて判断された、伝送率/時間単位にしたがって、消費および貯蔵のためにエネルギーを伝送することができる。また、伝送エネルギーの合計量をパラメータに基づいて判断することができる。

【0331】

内部エネルギー受信器によって受けられる合計エネルギー量と消費および/または貯蔵エネルギーの合計量の差が検出され、検出された差がエネルギー・バランスに関連する少なくとも1つの測定された電気パラメータの時間の経過にわたる積分に関連している場合、この積分は、エネルギー・バランスに関連する監視された電圧および/または電流に対して判断することができる。

40

【0332】

消費および/または貯蔵エネルギーの量に関連する測定された電気パラメータの誘導関数が経時的に判断される場合、この誘導関数をエネルギー・バランスに関連する監視した電圧および/または電流に対して判断することができる。

【0333】

外部エネルギー源からの無線エネルギーの伝送は、無線エネルギーを伝送するように、第1の電気回路からの電気パルスを外エネルギー源に加えることによって制御すること

50

ができ、電気パルスは先端および後端縁部を備えており、電気パルスの連続した先端および後端縁部の間の第 1 の時間間隔の長さ、および / または電気パルスの連続した後端および先端縁部の間の第 2 の時間間隔の長さを変更し、無線エネルギーを伝送し、電気パルスから生成された伝送エネルギーは様々な電力を有し、電力の変更は第 1 および / または第 2 の時間間隔の長さによるものである。

【 0 3 3 4 】

その場合、電気パルスの周波数は、第 1 および / または第 2 の時間間隔を変更する場合にはほぼ一定であってもよい。電気パルスを加える場合、第 1 および / または第 2 の時間間隔を変更することを出いて、電気パルスは変化しないままであってもよい。電気パルスの振幅は、第 1 および / または第 2 の時間間隔を変更する場合にはほぼ一定であってもよい。さらに、電気パルスは、電気パルスの連続した先端および後端縁部の間で第 1 の時間間隔の長さを変更するだけで変更することができる。

10

【 0 3 3 5 】

2 つ以上の電気パルスの列を、一列で供給することができ、パルスの列を加える場合、列はパルス列の初めに第 1 の電気パルスを有し、パルス列の終わりに第 2 の電気パルスを有し、2 つ以上のパルス列を一列で提供することができ、第 1 のパルス列内の第 2 の電気パルスの連続した後縁部と、第 2 のパルス列の第 1 の電気パルスの先端縁部の間の第 2 の時間間隔の長さが変更される。

【 0 3 3 6 】

電気パルスを加える場合、電気パルスはほぼ一定の電流およびほぼ一定の電圧を有することができる。電気パルスはまた、ほぼ一定の電流およびほぼ一定の電圧を有することができる。さらに、電気パルスはまたほぼ一定の周波数を有することもできる。パルス列内の電気パルスは同様に、ほぼ一定の周波数を有することができる。

20

【 0 3 3 7 】

第 1 の電気回路および外部エネルギー源によって形成される回路は、第 1 の特徴期間または第 1 の時間定数を有することができ、伝送エネルギーを効果的に変更する場合、このような周波数期間は第 1 の特徴期間または時間定数より短い範囲にあってもよい。

【 0 3 3 8 】

図 5 6、5 8 および 5 9 に関連して記載した実施形態はまた、本発明の装置の移植されたエネルギー消費構成部品への無線エネルギーの伝送を制御する一般的機構を特定することができる。装置のこのような機構を、以下のように一般的用語で規定する。

30

【 0 3 3 9 】

その最も広い意味において、装置は、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制御デバイスと、伝送された無線エネルギーを受信する移植可能な内部エネルギー受信器とを備えており、内部エネルギー受信器は受信したエネルギーを直接または間接的に供給するために、装置の移植可能なエネルギー消費構成部品に接続されている。装置はさらに、内部エネルギー受信器によって受け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部品に使用されるエネルギーの間のエネルギー・バランスを判断するようになっている判断デバイスを備えており、制御デバイスは判断デバイスによって判断されたエネルギー・バランスに基づいて、外部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。

40

【 0 3 4 0 】

さらに、本発明の装置は、以下の機構のいずれかを備えることができる。

【 0 3 4 1 】

内部エネルギー受信器内で二次コイルに無線エネルギーを誘導伝送するようになっている、外部エネルギー源内の一次コイル。

【 0 3 4 2 】

判断デバイスは、エネルギー・バランスの変化を検出するようになっており、制御デバイスは検出したエネルギー・バランス変化に基づいて、無線エネルギーの伝送を制御する。

50

【 0 3 4 3 】

判断デバイスは、内部エネルギー受信器によって受け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部品に使用されるエネルギーの間の差を検出するようになっており、制御デバイスは検出し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。

【 0 3 4 4 】

制御デバイスは、検出されたエネルギー・バランス変化がエネルギー・バランスが増加していることを示している場合に、伝送された無線エネルギー量を減少させるように、また逆も同様であるように、外部エネルギー伝送デバイスを制御し、エネルギー伝送の増減は、検出された変化率に対応する。

10

【 0 3 4 5 】

制御デバイスは、検出されたエネルギー差が受けられたエネルギーが使用されるエネルギーより大きいことを示している場合に、伝送された無線エネルギー量を減少させるように、また逆も同様であるように、外部エネルギー伝送デバイスを制御し、エネルギー伝送の増減は、検出されたエネルギー差の大きさに対応する。

【 0 3 4 6 】

装置の移植された部分に使用されるエネルギーは、移植された部分を操作するために消費され、および / または装置の少なくとも 1 つのエネルギー貯蔵デバイス内に貯蔵される。

【 0 3 4 7 】

装置の電気および / または身体パラメータ、および / または患者の身体パラメータが判断される場合、エネルギー伝送デバイスは、パラメータに基づいて判断デバイスによって判断された、伝送率 / 時間単位にしたがって、消費および貯蔵するためにエネルギーを送る。判断デバイスはまた、パラメータに基づいて伝送エネルギーの合計量を判断する。

20

【 0 3 4 8 】

内部エネルギー受信器によって受けられるエネルギーの合計量と消費および / または貯蔵されたエネルギーの合計量の差が検出され、検出された差がエネルギー・バランスに関連する少なくとも 1 つの測定された電気パラメータの時間の経過にわたる積分に関連している場合、判断デバイスは、この積分を、エネルギー・バランスに関連する監視された電圧および / または電流に対して判断する。

30

【 0 3 4 9 】

消費および / または貯蔵エネルギーの量に関連する測定された電気パラメータの誘導関数が経時的に判断される場合、判断デバイスは、この誘導関数をエネルギー・バランスに関連する監視した電圧および / または電流に対して判断する。

【 0 3 5 0 】

エネルギー伝送デバイスは、人間の身体の外部に置かれたコイルを備えており、無線エネルギーを送るように外部コイルに電気パルスを与えるために電気回路が提供される。電気パルスは、先端および後端縁部を備えており、電気パルスの連続した後端および先端縁部の間の第 1 の時間間隔、および / または電気パルスの連続した後端および先端縁部の間の第 2 の時間間隔を変更して、伝送された無線エネルギーの電力を変更するようになっている。その結果、伝送された無線エネルギーを受けるエネルギー受信器は様々な電力を有する。

40

【 0 3 5 1 】

電気回路は、第 1 および / または第 2 の時間間隔を変更することを除いて、電気パルスを変更しないように運ぶようになっている。

【 0 3 5 2 】

電気回路は、時間定数を有し、第 1 および / または第 2 の時間間隔の長さが変えられる場合に、コイル上の伝送された電力が変更されるように、第 1 の時間定数の範囲内にある第 1 および第 2 の時間間隔のみを変更するようになっている。

50

【 0 3 5 3 】

電気回路は、電気パルスの連続した先端および後端縁部の間で第 1 の時間間隔の長さを変更するだけで変更されるように電気パルスを変化させている。

【 0 3 5 4 】

電気回路は、2 つ以上の電気パルスの列を、一列で供給するようになっており、列はパルス列の初めに第 1 の電気パルスを有し、パルス列の終わりに第 2 の電気パルスを有する。

【 0 3 5 5 】

第 1 のパルス列内の第 2 の電気パルスの連続した後端縁部と、第 2 のパルス列の第 1 の電気パルスの先端縁部の間の第 2 の時間間隔の長さは、第 1 の電子回路によって変更される。

10

【 0 3 5 6 】

電気回路は、ほぼ一定の高さおよび / 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の電気パルスを提供するようにになっている。

【 0 3 5 7 】

電気回路は、時間定数を有し、第 1 および / または第 2 の時間間隔の長さが変えられる場合に、第 1 のコイル上の伝送された電力が変更されるように、第 1 の時間定数の範囲内にある第 1 および第 2 の時間間隔のみを変更するようになっている。

【 0 3 5 8 】

電気回路は、第 1 の時間定数を含む、または第 1 の時間定数の大きさと比べて、第 1 の時間定数の比較的近くに配置されている範囲内にある第 1 および / または第 2 の時間間隔の長さのみを変更する電気パルスを提供するようにになっている。

20

【 0 3 5 9 】

本発明を最も実用的かつ好ましい実施形態であると現時点で考えられるものに関連して記載したが、本発明は開示した実施形態に限るものではなく、逆に、添付の特許請求の範囲の精神および範囲内に含まれる様々な変更形態および同等構成形態を含むことを意図していることを理解されたい。

【 0 3 6 0 】

狭さくデバイス、妊娠を防ぐために、所定の期間の間、卵子に向かう精子の移動を遅らせるように配置することができる。これは、多くの異なる方法で達成することができ、そのうちの 2 つを以下に記載する。

30

【 0 3 6 1 】

図 6 0 は、卵管を通る流れを制限するまたは止めるようになっている、狭さくデバイス 2 を通る断面図である。普通の流れ方向は、矢印によって示されている。狭さくデバイスは、それぞれ卵管の一部を制限するまたは閉じるように配置された、一列の狭さく要素 2 a ~ 2 m を備えている。図 5 6 に示す狭さくデバイスは、流れが遮断されない、開口または非操作位置にある。

【 0 3 6 2 】

図 6 1 A は、第 1 の遮断段階の図 6 0 の狭さくデバイスを示しており、全ての他の狭さく要素は閉位置にある。全体的に 1 0 0 0 で示した精子は、第 1 の閉じられていない狭さく要素によって形成された空間に入ることが可能である。精子は、閉位置にある第 2 の狭さく要素によってここで止められる。この操作状態は、1 日などの所望の期間にわたってそのままであることができる。

40

【 0 3 6 3 】

図 6 1 B は、第 2 の遮断段階の図 6 0 の狭さくデバイスを示しており、第 1 の遮断段階で閉じられていた全ての狭さく要素は、開位置にあり、逆もまた同様である。精子はその後、第 2 の閉じられていない狭さく要素によって形成された空間に入ることが可能である。精子は、閉位置にある第 3 の狭さく要素によってここで止められる。この操作状態は、1 日などの所望の期間にわたってそのままであることができる。

50

【0364】

図61Aは、第3の遮断段階の図60の狭さくデバイスを示しており、全ての他の狭さく要素は、ちょうど第1の段階と同様に、閉位置にある。図61Aおよび61Bに示す精子は、第3の閉じられていない狭さく要素によって形成された空間に入ることが可能である。精子は、閉位置にある第4の狭さく要素によってここで止められる。この操作状態は、1日などの所望の期間にわたってそのままであることができる。

【0365】

この過程を繰り返して、精子の移動は、精子が狭さくデバイスの他の端部に到達するまで、所望の期間だけ遅らせることができる。精子の寿命は約5日より短いので、このように精子を遅らせることにより、精子は卵管内の卵子に到達せず、それによって狭さくデバイスが望まない妊娠を防ぐように働くことが保証される。卵管の狭さくされた領域を変更することによって、同じ領域がより長期間狭さくされたように傷つけられないようにする。

10

【0366】

図62A～Dは、狭さくデバイスの第2の実施形態を示している。これは、図61A～Cに示す狭さくデバイスの第1の実施形態と同様の方法で動作する。しかし、本実施形態では、2つの連続狭さく要素が、精子の進行を可能にする場合に一度に開位置にある。

【0367】

図63A～Eは、子宮から卵管内へのこのような精子の上昇に精子ポンプを使用する、本発明の特定の一実施形態を開示している。この原理は単純であり、2つ以上の制限デバイスが卵管の外側に供給されて、その外側からこれを制限する。制限デバイスは、刺激デバイス、機械的または油圧制限デバイスのいずれか1つまたは組み合わせを備えることができる。少なくとも1つのさらなる制限が、その後、卵巣の近くで行われる。制限は、卵巣の後ろ側への任意の卵子の不必要な移動を引き起こさないようにゆっくり行うことが好ましい。というのは、卵管はその卵巣端部に開口端部を有するからである。さらなる制限は、より長い制限領域を有することが好ましい。その後、全ての制限は迅速に解放されて、卵巣側からおよび子宮側からの吸引が行われて、子宮から精子を、卵巣側から卵子を吸引する。制限がゆっくり加えられ、迅速に開放される限り、制限を加えるいかなる方法でも別の方法で働くことができる。

20

【0368】

図63Aは、制限デバイス2を備えた卵管側に加えられた制限を開示している。図63B～Dはさらに加えられた制限を開示している。図63Eは、同時に全ての制限領域を迅速に解放することを開示しており、したがって子宮側から精子が吸引される。

30

【0369】

したがって、卵管内の精子の上記制御はまた、卵管を通して移動する卵子にも適用可能であることが分かるだろう。

【符号の説明】

【0370】

B O 卵管； C S D 狭さくおよび刺激デバイス； C D 制御デバイス；
1 ハウジング； 2 狭さくデバイス； 3 刺激デバイス； 4 制御デバイス；
5, 6 クランプ要素； 7 電気素子； 8 壁面部。

40

【図 1 A】

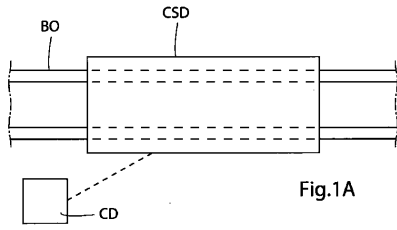


Fig.1A

【図 1 B】

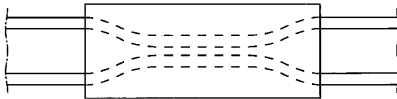


Fig.1B

【図 1 C】

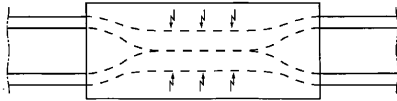


Fig.1C

【図 1 D】

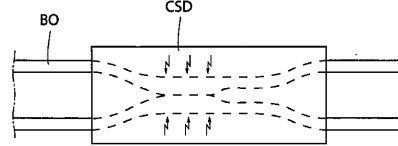


Fig.1D

【図 1 E】

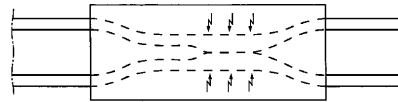


Fig.1E

【図 1 F】

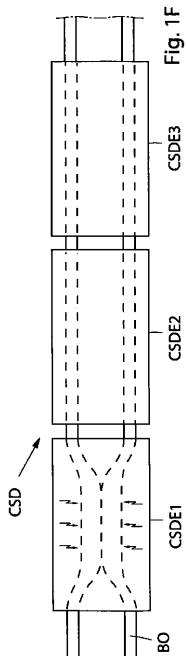


Fig. 1F

【図 1 G】

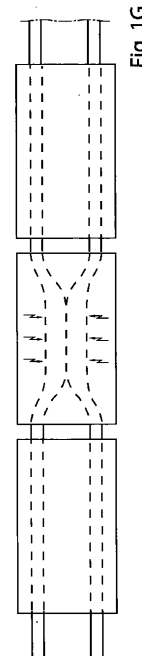
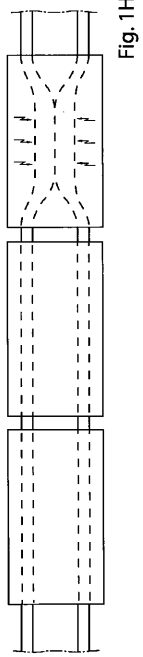
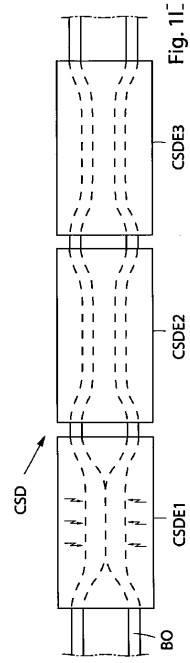


Fig. 1G

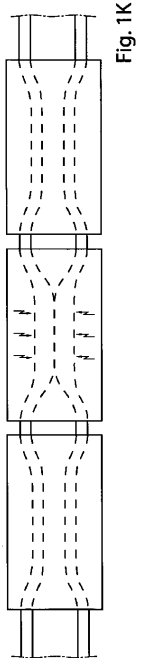
【図 1 H】



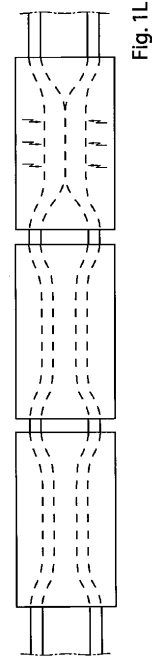
【図 1 I】



【図 1 K】



【図 1 L】



【 図 2 】

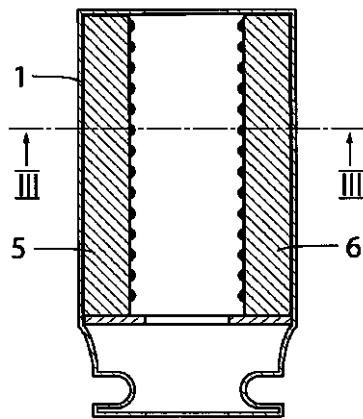


Fig.2

【 図 3 】

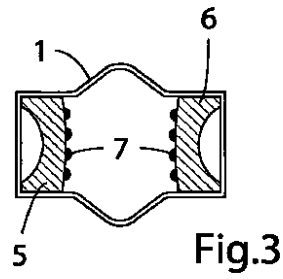


Fig.3

【 図 4 】

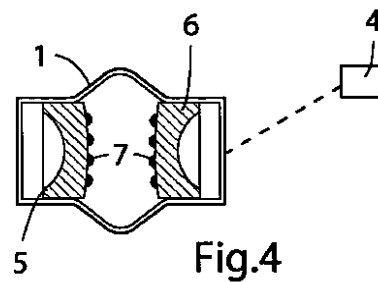


Fig.4

【 図 5 A 】

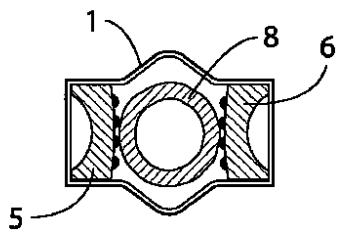


Fig. 5A

【 図 5 C 】

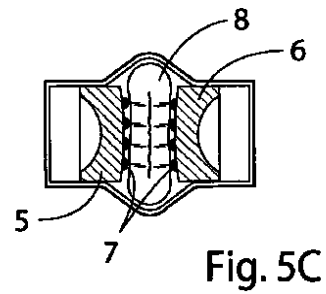


Fig. 5C

【 図 5 B 】

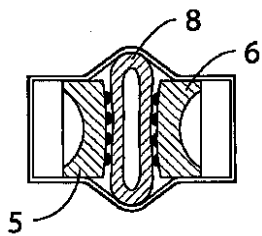


Fig. 5B

【 図 6 A 】

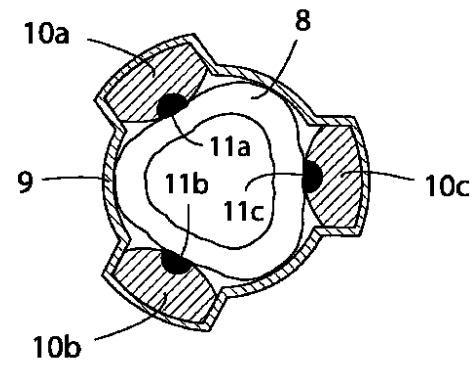


Fig. 6A

【図 6 B】

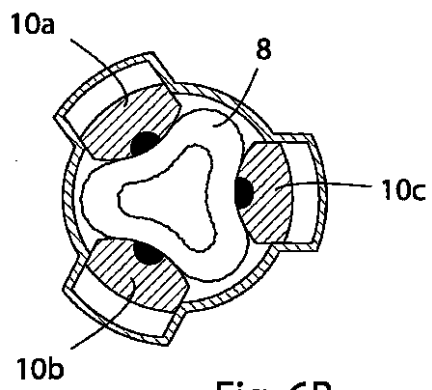


Fig. 6B

【図 6 C】

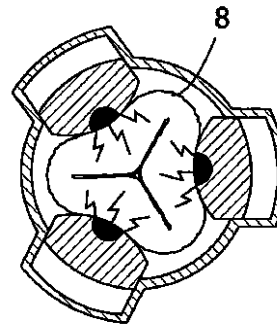


Fig. 6C

【図 7 A】

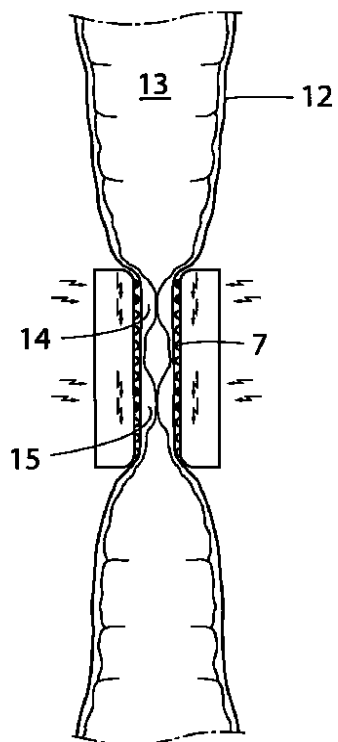


Fig. 7A

【図 7 B】

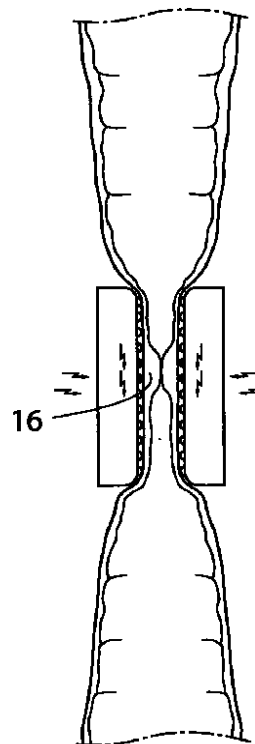
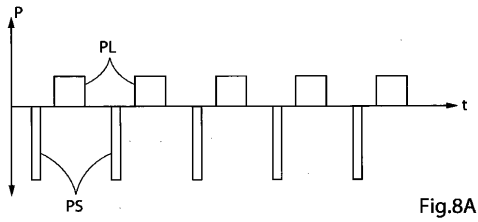
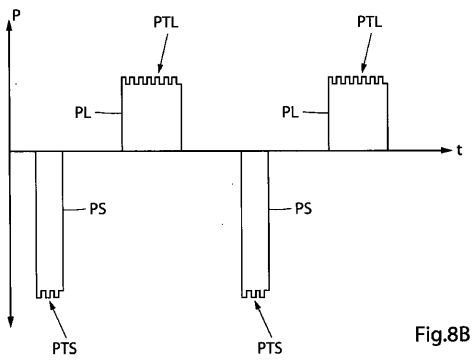


Fig. 7B

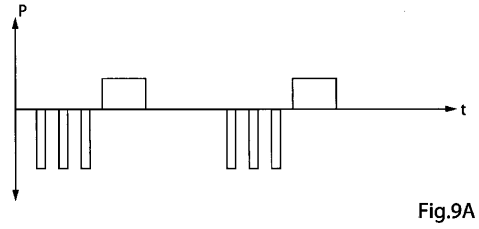
【図 8 A】



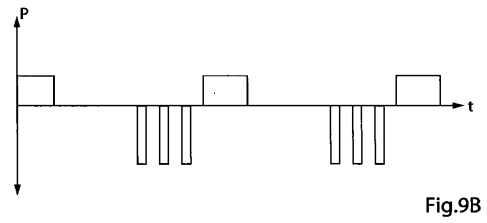
【図 8 B】



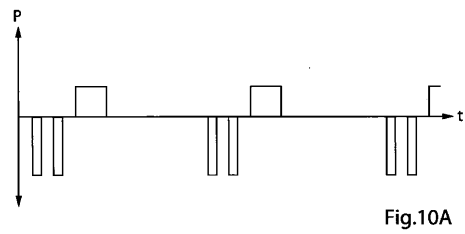
【図 9 A】



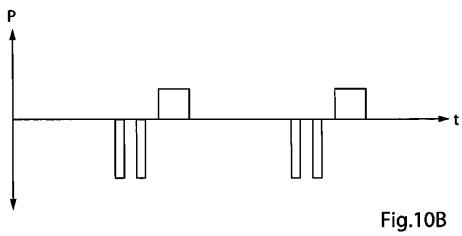
【図 9 B】



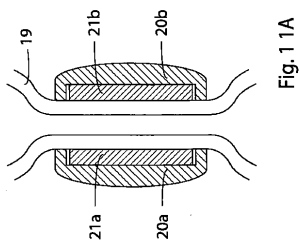
【図 10 A】



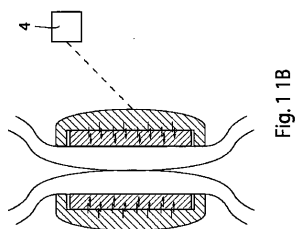
【図 10 B】



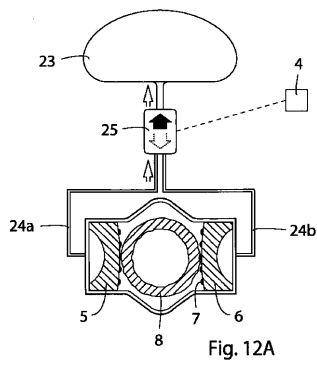
【図 11 A】



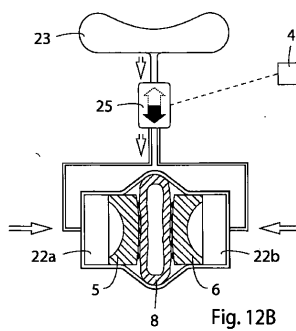
【図 11 B】



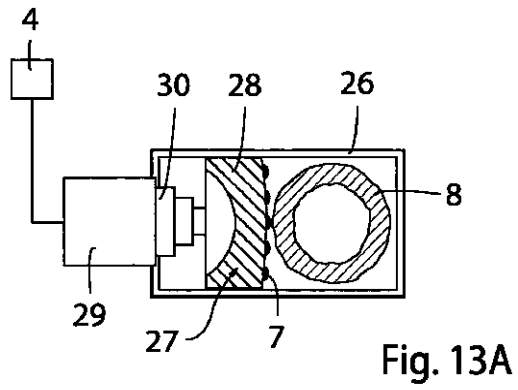
【図 12 A】



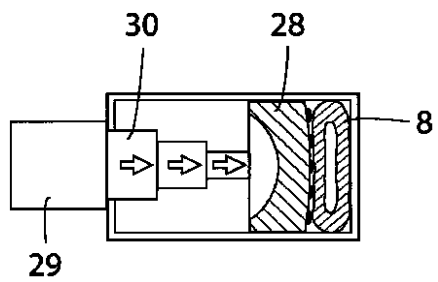
【図 12 B】



【図 13 A】

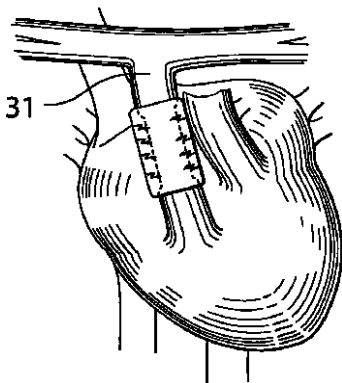


【図 13 B】

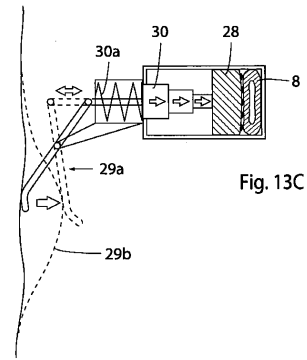


【図 14 B】

Fig. 14B

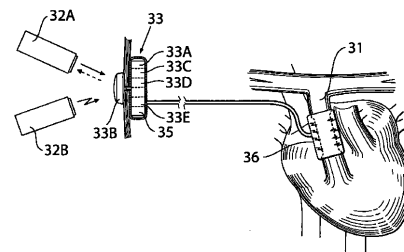


【図 13 C】



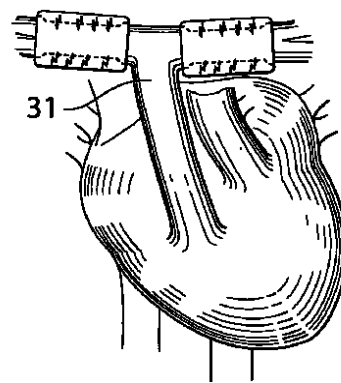
【図 14 A】

Fig. 14A

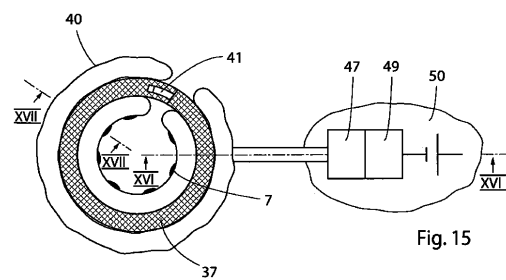


【図 14 C】

Fig. 14C



【図 15】



【図 16】

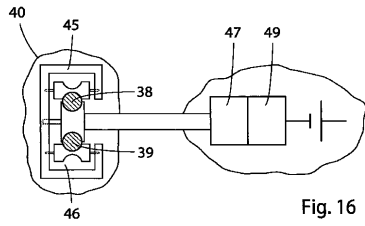


Fig. 16

【図 17】

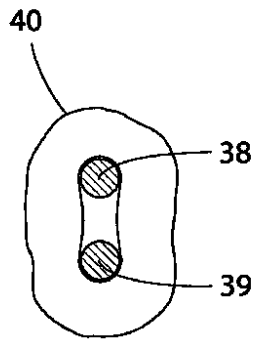


Fig. 17

【図 18】

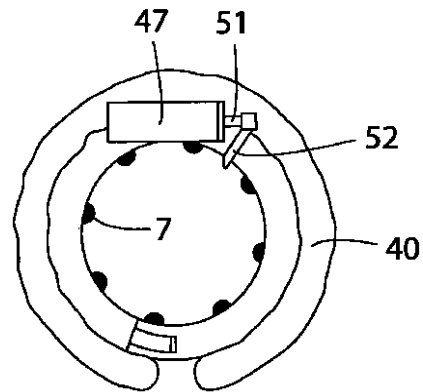


Fig. 18

【図 19】

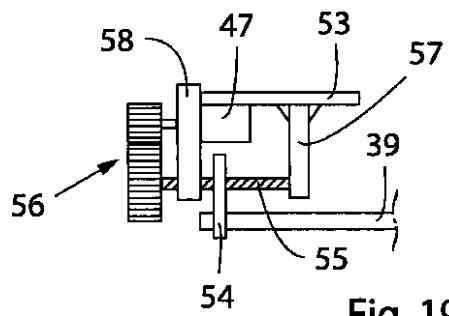


Fig. 19

【図 20】

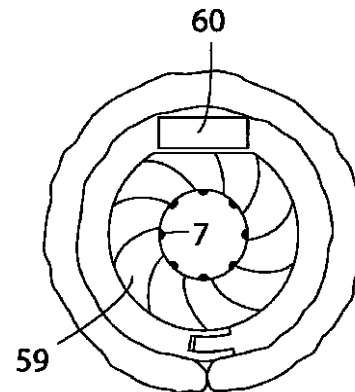


Fig. 20

【図 2 1】

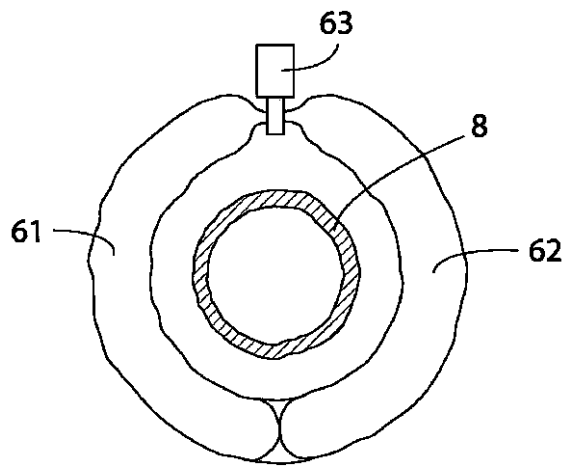


Fig. 21

【図 2 2】

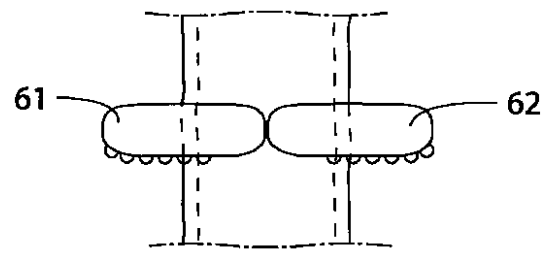


Fig. 22

【図 2 3】

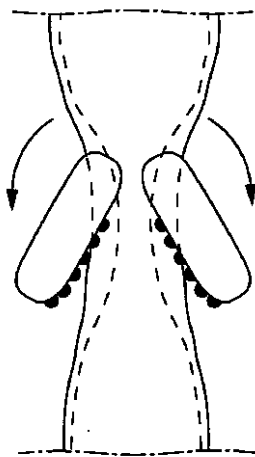


Fig. 23

【図 2 4】

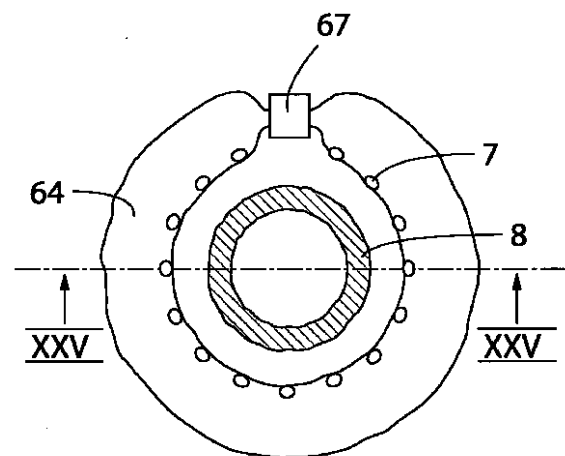


Fig. 24

【図 25】

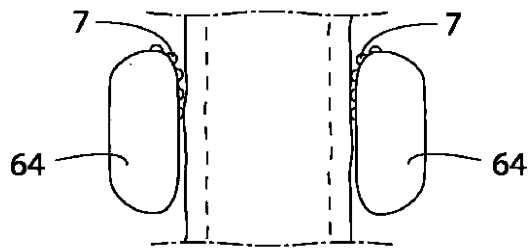


Fig. 25

【図 26】

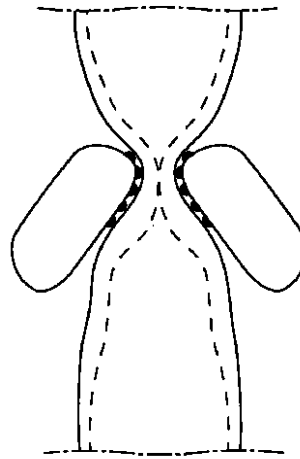


Fig. 26

【図 27】

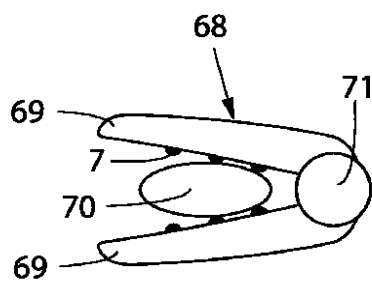


Fig. 27

【図 28】

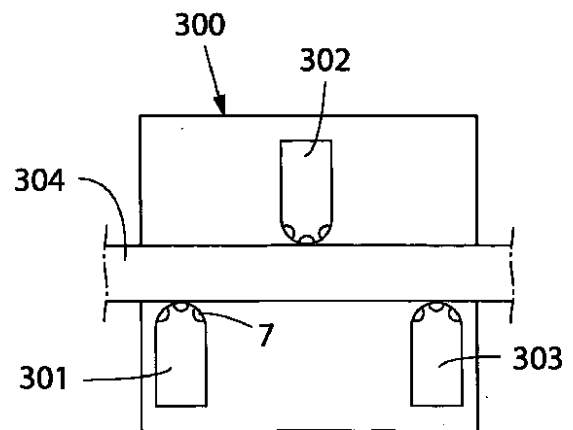


Fig. 28

【図 29】

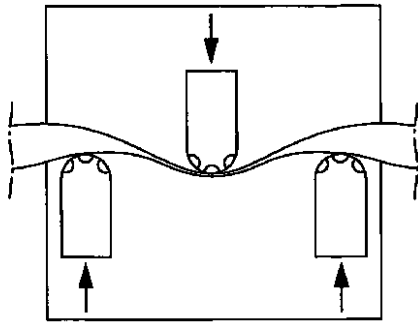


Fig. 29

【図 30 A】

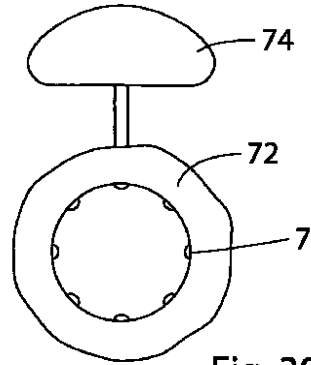


Fig. 30A

【図 30 B】

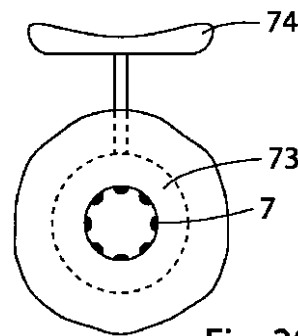


Fig. 30B

【図 31 A】

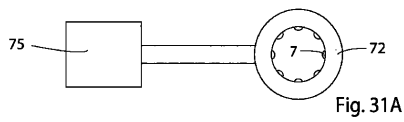


Fig. 31A

【図 31 B】

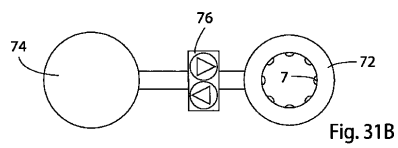


Fig. 31B

【図 31 C】

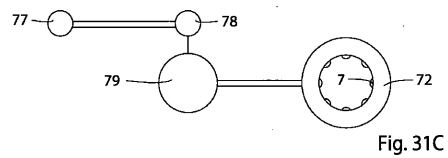


Fig. 31C

【図 31 D】

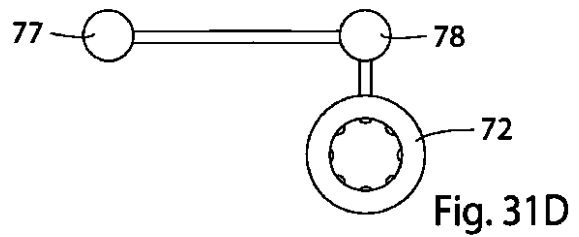


Fig. 31D

【図 32】

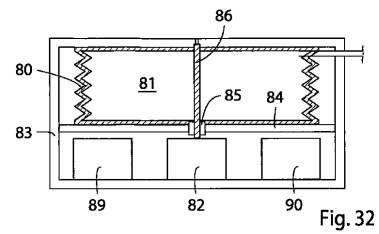


Fig. 32

【図 33 A】

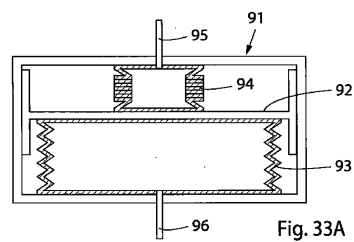


Fig. 33A

【図 3 3 B】

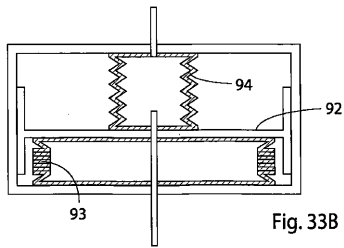


Fig. 33B

【図 3 4】

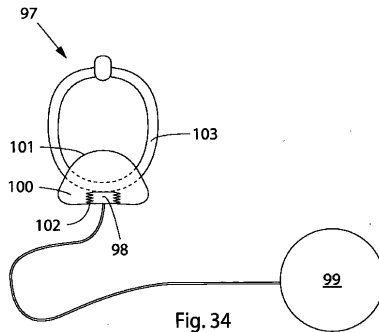


Fig. 34

【図 3 5 A】

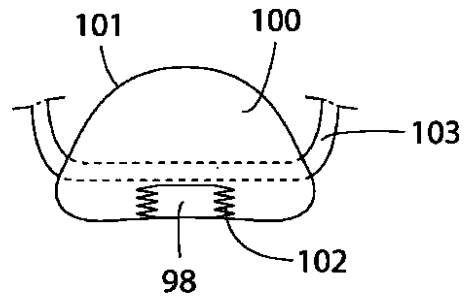


Fig. 35A

【図 3 5 B】

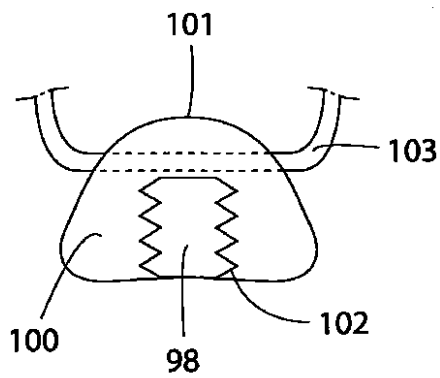


Fig. 35B

【図 3 6 B】

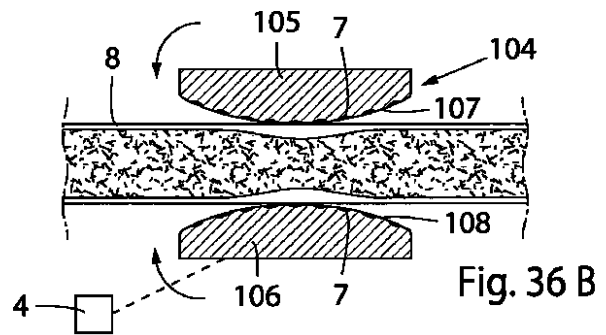


Fig. 36 B

【図 3 6 A】

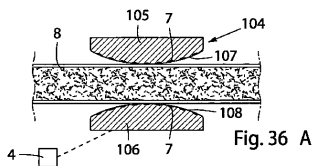


Fig. 36 A

【図 3 6 C】

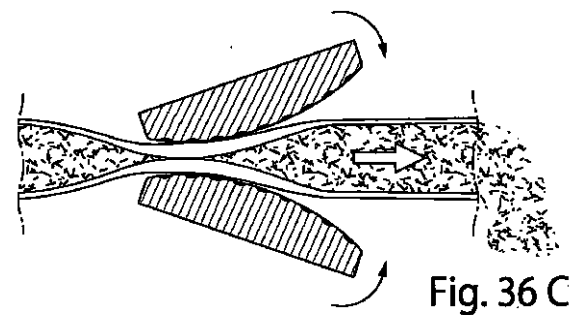


Fig. 36 C

【図 36 D】

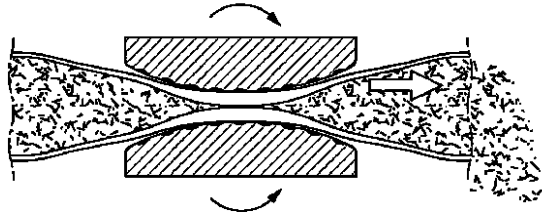


Fig. 36 D

【図 36 E】

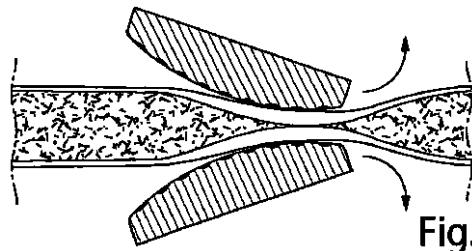


Fig. 36 E

【図 37】

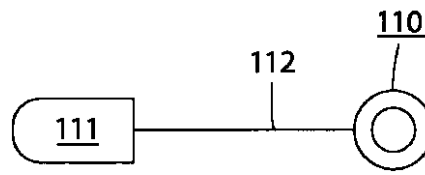


Fig. 37

【図 38】

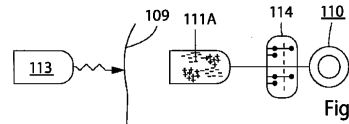


Fig. 38

【図 39】

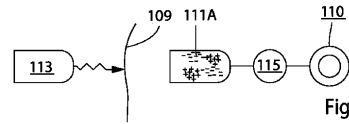


Fig. 39

【図 40】

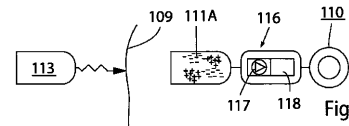


Fig. 40

【図 41】

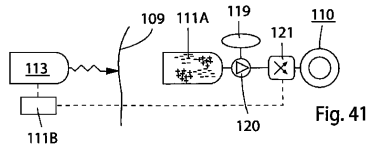


Fig. 41

【図 42】

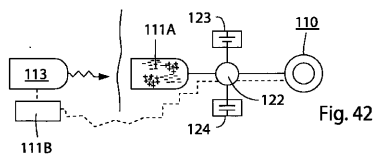


Fig. 42

【図 43】

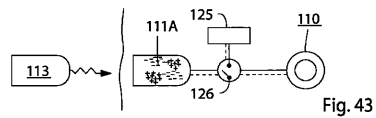


Fig. 43

【図 44】

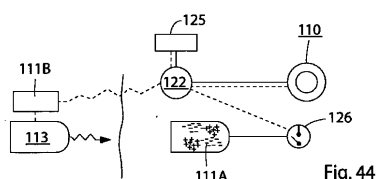


Fig. 44

【図 45】

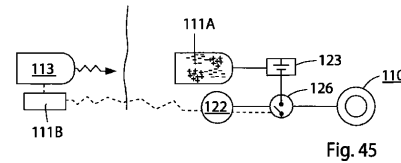


Fig. 45

【図 46】

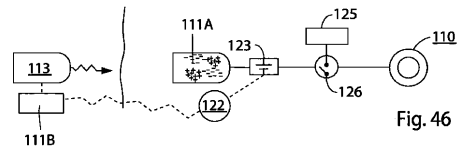


Fig. 46

【図 47】

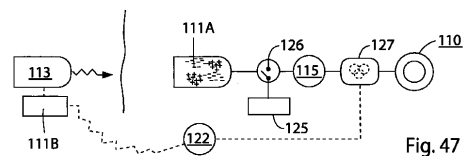


Fig. 47

【図 48】

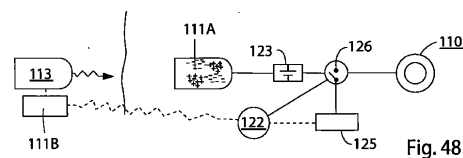


Fig. 48

【図 49】

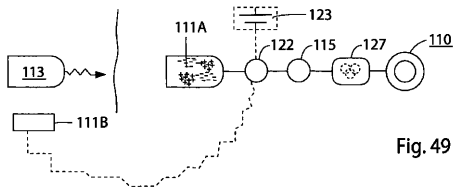


Fig. 49

【図 50】

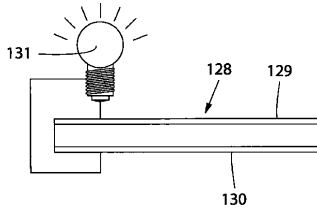


Fig. 50

【図 52】

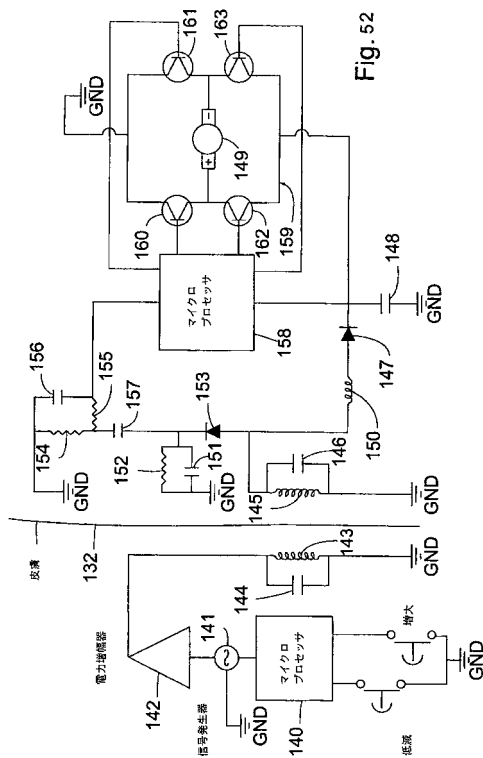


Fig. 52

【図 51】

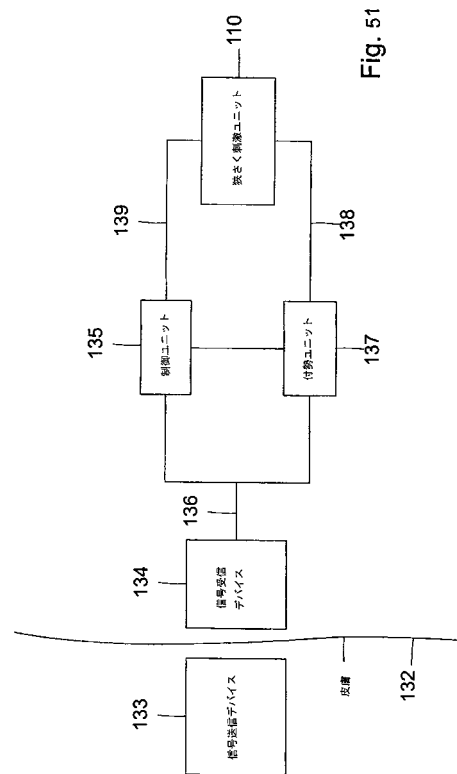


Fig. 51

【図 53A】

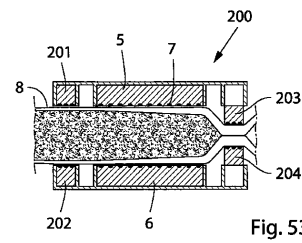


Fig. 53A

【図 53B】

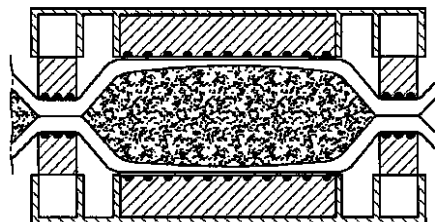


Fig. 53B

【図 53 C】

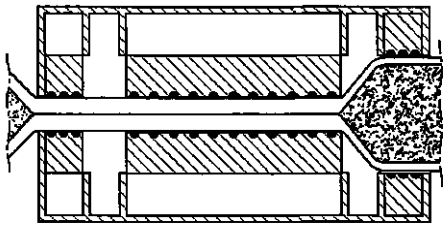


Fig. 53C

【図 54 A】

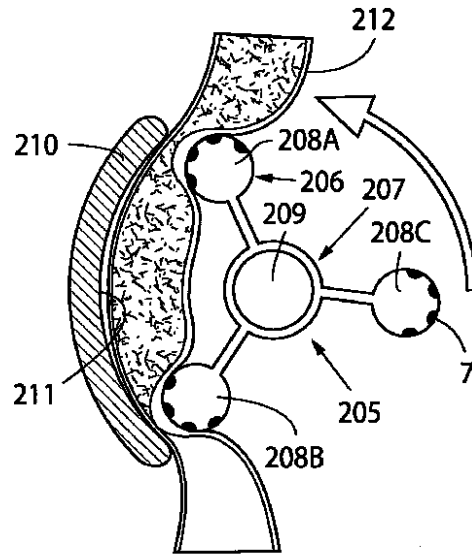


Fig. 54A

【図 54 B】

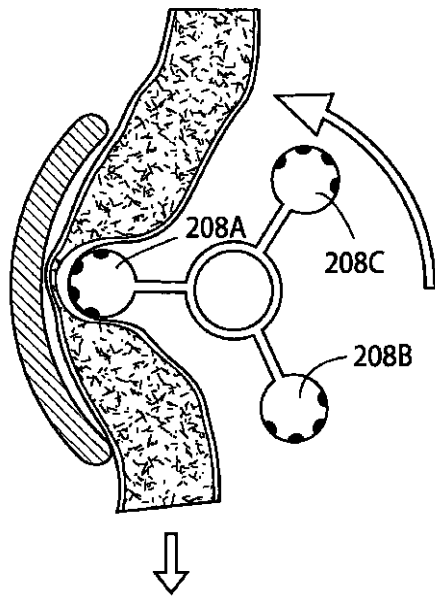


Fig. 54B

【図 55 A】

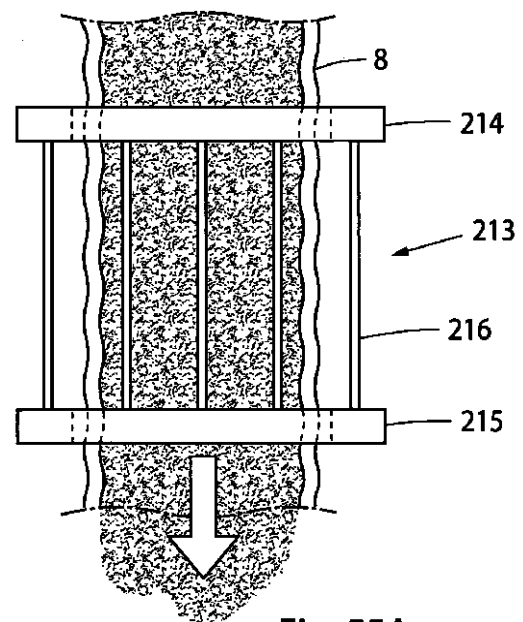


Fig. 55A

【 図 5 5 B 】

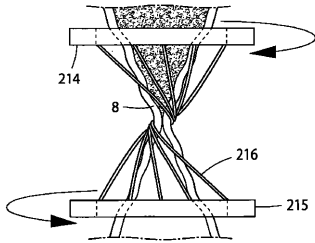


Fig. 55B

【 図 5 5 C 】

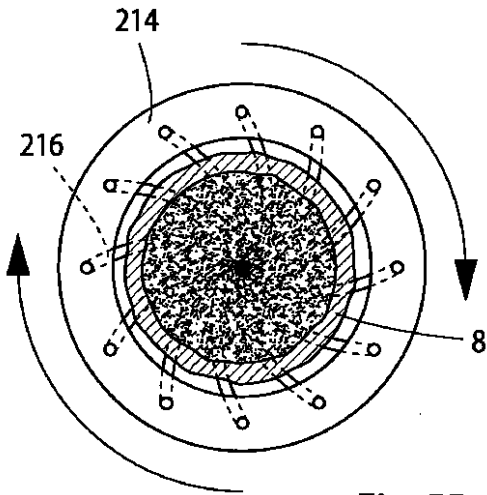
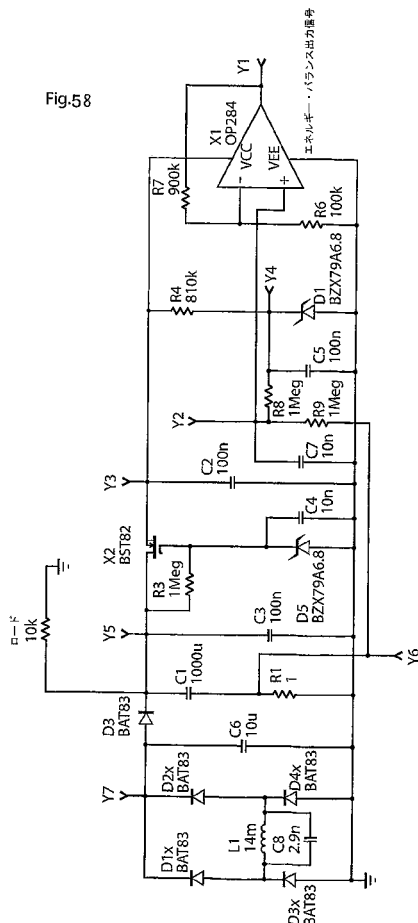
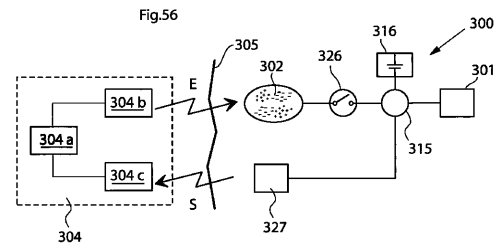


Fig. 55 C

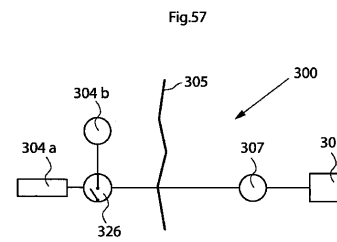
【 図 5 8 】



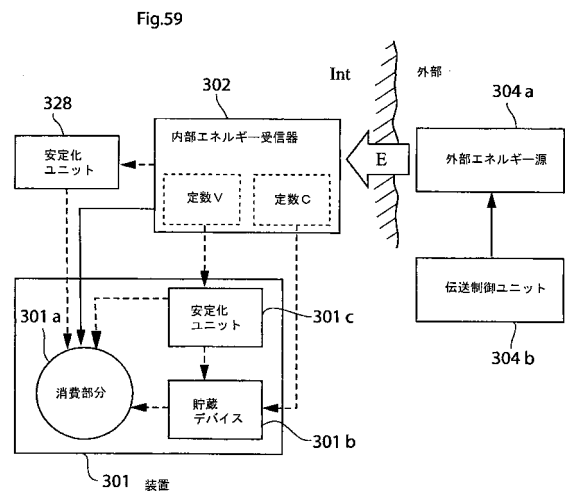
【 図 5 6 】



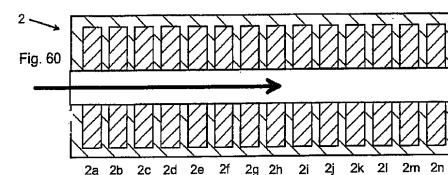
【 図 5 7 】



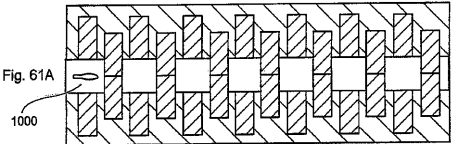
【 ㄨ 5 9 】



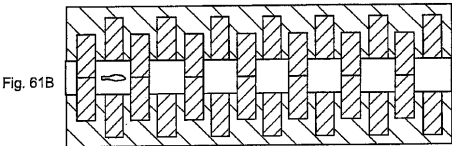
【 図 6 0 】



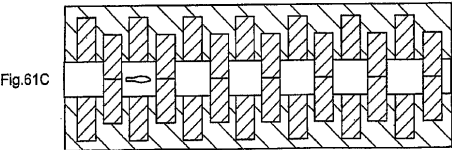
【 図 6 1 A 】



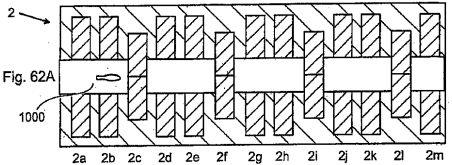
【 図 6 1 B 】



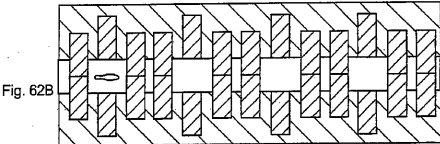
【 図 6 1 C 】



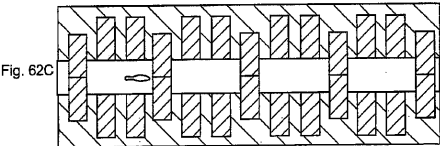
【 図 6 2 A 】



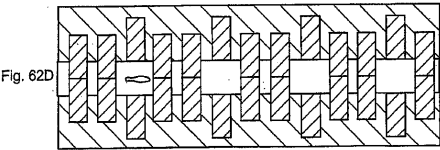
【 図 6 2 B 】



【 図 6 2 C 】



【 図 6 2 D 】



【国際調査報告】

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/SE2008/000593

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, A61N		
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.
A	US 3750194 A (SUMMERS), 7 August 1973 (07.08.1973), abstract --	1-244, 247-316, 320-321,324
A	US 3863622 A (BUUCK), 4 February 1975 (04.02.1975), abstract --	1-244, 247-316, 320-321,324
A	US 4245623 A (ERB), 20 January 1981 (20.01.1981), abstract --	1-244, 247-316, 320-321,324
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "B" 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
6 March 2009		09-03-2009
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 Linda Ödman / JA A Telephone No. +46 8 782 25 00

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/SE2008/000593

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 4878889 A (POLYAK), 7 November 1989 (07.11.1989), abstract -----	1-244, 247-316, 320-321, 324

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/SE2008/000593

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.: 245-246, 317-319, 322-323
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:

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/SE2008/000593

Box No. II

Claims 245-246 refer to following claims in an incomprehensible manner and it is thus not possible to make a meaningful construction of the invention described by these claims. The applicant's attention is drawn to Rule 6.4 (c) of the PCT which states that the claims shall be grouped together the most practical way possible.

Claims 317-319, 322-323 do not meet the requirements of Article 6 PCT in that the matter for which protection is sought is not clearly defined for the following reasons:

Claims 317-319 describe an apparatus for controlling the flow of sperms into the uterus of a female, the apparatus including a constriction device for constricting each one of two uterine tubes in a female. To restrict the passageway thereof, a control device for controlling said constriction device is used. The constriction device is controlled to constrict the uterine tube such that a sperm appearing in the passageway of the uterine tube is prevented to enter the uterine cavity and to release the uterine tube such that a sperm existing in the passageway of the uterine tube is allowed to enter the uterine tube.

It is not clear what the object of this invention is and it is not clear how the apparatus is able to separate a sperm appearing in the passageway of the uterine tube and a sperm existing in the passageway of the uterine tube from each other.

Claims 322-323 describe an apparatus for controlling the flow of sperms into the uterus of a female, the apparatus comprising stimulation device for stimulating a portion of the uterine tube wall of each one of the uterine tubes and a control devices for controlling said stimulation device to stimulate the uterine tube wall portion of the uterine to cause contraction of the uterine tube wall portion, such that the passageway of the uterine tube is restricted to prevent a sperm appearing in the uterine tube from entering the uterine cavity, and to cease stimulating the uterine tube wall portion of the uterine tube to allow a sperm existing in the passageway of the uterine tube to enter the uterine cavity.

It is not clear what the object of this invention is and it is not clear how the apparatus is able to separate a sperm appearing in the passageway of the uterine tube and a sperm existing in the passageway of the uterine tube from each other.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/SE2008/000593

International patent classification (IPC)

A61B 17/425 (2006.01)

A61B 17/12 (2006.01)

A61F 6/22 (2006.01)

A61N 1/36 (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 **JYEYRVLQVM**.

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

International application No.
PCT/SE2008/000593

US	3750194	A	07/08/1973	NONE		
US	3863622	A	04/02/1975	NONE		
US	4245623	A	20/01/1981	AR	217928 A	30/04/1980
				AT	388102 B	10/05/1989
				AT	394579 A	15/12/1987
				AU	527463 B	03/03/1983
				AU	4777079 A	13/12/1979
				BE	876776 A	01/10/1979
				CH	632152 A	30/09/1982
				DE	2921685 A,C	11/05/1988
				DK	152407 B,C	15/08/1988
				DK	234579 A	07/12/1979
				ES	481047 A	16/06/1980
				FI	64285 B,C	10/11/1983
				FI	791786 A	07/12/1979
				FR	2427825 A,B	04/01/1985
				GB	2021956 A,B	16/02/1983
				GR	72489 A	14/11/1983
				IE	48344 B	12/12/1984
				IE	791095 L	06/12/1979
				IL	57421 A	31/07/1983
				IN	152080 A	15/10/1983
				IT	1174819 B	01/07/1987
				JP	1320304 C	29/05/1986
				JP	55000199 A	05/01/1980
				JP	60044933 B	07/10/1985
				NL	184047 B,C	03/04/1989
				NL	7904299 A	10/12/1979
				NO	147780 B,C	15/06/1983
				NO	791855 A	07/12/1979
				NZ	190573 A	11/02/1981
				PT	69721 A	01/07/1979
				SE	444386 B,C	24/07/1986
				SE	464166 B,C	11/07/1991
				SE	7904907 A,L	07/12/1979
				SE	8505643 A,L	29/11/1985
				ZA	7902665 A	29/10/1980
US	4878889	A	07/11/1989	CA	1318987 C	15/06/1993
				DE	68900570 D	30/01/1992
				EP	0348114 A,B	18/12/1991
				JP	1917476 C	23/03/1995
				JP	2052647 A	22/02/1990
				JP	6038808 B	25/05/1994

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) 4C160 DD01 DD11 HH20

专利名称(译)	用于控制子宫管中精子流动的设备		
公开(公告)号	JP2011500139A	公开(公告)日	2011-01-06
申请号	JP2010528836	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	A61B17/42 A61F2/48 A61N1/36 A61B19/00 A61F6/14		
CPC分类号	A61B17/12 A61B17/425 A61B2017/00411 A61F6/20 A61N1/0524 A61N1/36007		
FI分类号	A61B17/42 A61F2/48 A61N1/36 A61B19/00.511 A61F5/47		
F-TERM分类号	4C053/JJ21 4C097/AA30 4C097/BB06 4C097/CC07 4C098/AA06 4C098/EE21 4C160/DD01 4C160/DD11 4C160/HH20		
代理人(译)	山川茂树		
优先权	60/960715 2007-10-11 US 60/960716 2007-10-11 US 60/960918 2007-10-19 US		
其他公开文献	JP2011500139A5 JP5400051B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于控制由患者子宫管的子宫管壁形成的子宫管中的精子流动的装置包括用于轻轻收缩的可植入收缩装置（即，在不显著妨碍子宫管壁中的血液循环的情况下，子宫管壁的至少一部分影响子宫管中的流动，以及用于刺激子宫管壁的壁部分的刺激装置。当收缩装置收缩壁部分时，控制装置控制刺激装置刺激壁部分，以引起由收缩装置收缩的壁部分的收缩，以进一步影响子宫管中的流动。该装置可用于限制或停止子宫管中的流动，或用于主动移动子宫管中的流体，同时具有损伤子宫管的低风险。

