

(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2009-537280

(P2009-537280A)

(43) 公表日 平成21年10月29日(2009.10.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 O	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2009-512076 (P2009-512076)
 (86) (22) 出願日 平成19年5月21日 (2007.5.21)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年1月19日 (2009.1.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/012067
 (87) 国際公開番号 W02007/136829
 (87) 国際公開日 平成19年11月29日 (2007.11.29)
 (31) 優先権主張番号 60/801,705
 (32) 優先日 平成18年5月19日 (2006.5.19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 508344176
 コンメッド エンドスコーピック テクノ
 ロジーズ インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 135
 02-5994, ウティカ, フレンチ ロ
 ード 525
 (74) 代理人 100078721
 弁理士 石田 喜樹
 (72) 発明者 レミゼウスキー, スタン
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O
 1562-1304, スペンサー, ノース
 ブルックフィールド ロード 57

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可動医療器具

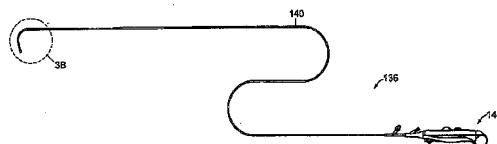
(57) 【要約】

【課題】数多くの診断及び治療手順が、いったん開放創を介して外科処理された後は、視認スコープ（内視鏡や腹腔鏡など）とカテーテル器具を使って侵襲の少ない方法で行われている。

【解決手段】

可動医療器具（136）は、制御ハンドル（144）、シャフト（140）、操舵制御ワイヤ、及びシャフトの遠位端のエンドエフェクタ（100）を有する。エンドエフェクタは、器具の遠位端上を基点とし、反復可能で、精密な動作制御を実現するために、エンドエフェクタの長さに沿って曲げモーメントの応力と張力を分布させるように設計された別個の構成要素である。エンドエフェクタは、医療用途に合わせてカスタマイズさせることができる。例えば、エンドエフェクタは、把持装置、切断装置、スネア、標本回収装置、又は創口閉鎖装置（ステープラなど）を含むことができる。

【選択図】図3A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

近位端、及び遠位端を有するシャフトと、
シャフトの遠位端にあり、近位端、及び遠位端を有するエンドエフェクタと、
固定点の近傍のワイヤに印加された張力が、張力の印加方向へのエンドエフェクタのたわみを引き起こすように、エンドエフェクタに固定される 1 以上の操舵制御ワイヤと、
シャフトの近位端に接続される制御ハンドルと、
を備える可動医療器具であって、
エンドエフェクタの材料特性は、1 以上の操舵制御ワイヤに張力が印加される際に、エンドエフェクタが受ける可変曲げモーメントに耐えうるように、その長さに沿って変化するものであることを特徴とする可動医療器具。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記シャフトが可撓性を有し、視認スコープ内のチャンネルを通して供給されるように構成されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の可動医療器具であって、前記視認スコープが、内視鏡、結腸鏡、気管支鏡、及び腹腔鏡から成る器具グループから選択されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタの材料特性が剛性であることを特徴とする可動医療器具。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが屈曲管を備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが 1 以上のヒンジ素子を備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の可動医療器具であって、前記ヒンジ素子が切欠きであることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の可動医療器具であって、前記切欠きが T 形切欠きであることを特徴とする可動医療器具。

30

【請求項 9】

請求項 6 に記載の可動医療器具であって、前記複数のヒンジ素子が前記エンドエフェクタの長さに沿って配置されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の可動医療器具であって、前記複数のヒンジ素子間の間隔が前記エンドエフェクタの長さに沿って変動することを特徴とする可動医療器具。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の可動医療器具であって、前記各ヒンジ素子間の間隔が近位端から遠位端まで前記エンドエフェクタの長さに沿って漸減することを特徴とする可動医療器具。

40

【請求項 12】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、所望の動作面に前記エンドエフェクタを曲げることができるように、1 以上のヒンジ素子が前記エンドエフェクタに配置されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが外側スリーブをさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが遠位端に溝付き先端

50

をさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記シャフト、エンドエフェクタ、又はその両方の長さに沿って 1 以上の所定の位置に配置される 1 以上の熱収縮バンドをさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の可動医療器具であって、該器具が患者の体内にあるときに前記 1 以上の熱収縮バンドのうち少なくとも 1 つが、視覚化可能であることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 17】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが前記シャフトの遠位端に装着されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 18】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが前記シャフトの遠位端に着脱可能に装着されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 19】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが前記シャフトの末端部に一体的に形成されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 20】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが複合構造であることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 21】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタが把持装置、切断装置、スネア、標本回収装置、創口閉鎖装置のうち少なくとも 1 つを備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 22】

請求項 21 に記載の可動医療器具であって、前記創口閉鎖装置が外科用ステープラであることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 23】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記シャフトに 1 以上のバランス内腔をさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 24】

請求項 1 の可動医療器具であって、ガイドワイヤを保持するように構成される内腔をさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 25】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、造影剤の供給のために構成される内腔をさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 26】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、ガイドワイヤを保持するように構成される内腔と、造影剤の供給用に構成される別個の内腔とをさらに備え、これら 2 つの内腔が前記エンドエフェクタの遠位端から出る単独の内腔に統合されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 27】

請求項 26 に記載の可動医療器具であって、前記エンドエフェクタは長手方向軸を有し、単独の内腔が前記長手方向軸の中心となる地点で前記エンドエフェクタから出ることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 28】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記 1 以上の操舵制御ワイヤがそれぞれ器具内の別個の内腔、又はチャネルに含まれることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 29】

10

20

30

40

50

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記操舵制御ワイヤのうち 1 以上が前記シャフトの外側に沿って伸びることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 0】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記シャフトが、該シャフトモジュールよりも高いモジュールを有する少なくとも 1 つの素子をさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 1】

請求項 3 0 に記載の可動医療器具であって、前記少なくとも 1 つの素子がワイヤ、ファイバ、又はスラグから成る素子グループから選択されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 2】

請求項 3 1 に記載の可動医療器具であって、前記少なくとも 1 つの素子が金属ワイヤであることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 3】

請求項 3 1 に記載の可動医療器具であって、前記少なくとも 1 つの素子が高係数ポリマー、又はガラスから成るファイバであることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 4】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記シャフトが機械的に形成された湾曲部を備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 5】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記ハンドルから前記シャフトの内腔を通り出口ポートまで遠位方向に延びる切断ワイヤを備え、該ワイヤは、前記シャフトを出た後一定距離シャフトの外側を走り、その後、入口ポートでシャフトに入り、前記エンドエフェクタ内に固定されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 6】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記シャフトは、前記エンドエフェクタの遠位端の位置合わせを最適化するように構成される内側ワイヤを、前記エンドエフェクタの近位端に装着されているシャフトの遠位端にさらに有することを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 7】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記制御ハンドルが前記操舵制御ワイヤに接続される歯車を備え、前記制御ハンドルの第 1 の位置が前記操舵制御ワイヤを操作する歯車を作動させることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 8】

請求項 3 7 に記載の可動医療器具であって、前記制御ハンドルの第 2 の位置が前記歯車の中立位置であることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 3 9】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記制御ハンドルの全て又は一部分が、ユーザの指、又は手の牽引力を高めるために被覆されることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 4 0】

請求項 1 に記載の可動医療器具であって、前記制御ハンドルが、第 1 の位置に可動外科用器具に係止する摩擦パッドをさらに備えることを特徴とする可動医療器具。

【請求項 4 1】

近位端及び遠位端を有し、近位端が医療器具に装着可能である可撓部材を備え、可撓部材の材料特性が、エンドエフェクタが患者の体内で使用される際に可撓部材の受ける可変曲げモーメントに耐えうるように、その長さに沿って変化することを特徴とする医療器具用エンドエフェクタ。

【請求項 4 2】

請求項 4 1 に記載のエンドエフェクタであって、前記可撓部材の材料特性が剛性であることを特徴とするエンドエフェクタ。

【請求項 4 3】

10

20

30

40

50

請求項 4 1 に記載のエンドエフェクタであって、前記可撓部材が 1 以上のヒンジ素子を備えることを特徴とするエンドエフェクタ。

【請求項 4 4】

請求項 4 3 に記載のエンドエフェクタであって、前記ヒンジ素子が切欠きであることを特徴とするエンドエフェクタ。

【請求項 4 5】

請求項 4 4 に記載のエンドエフェクタであって、前記切欠きが T 形切欠きであることを特徴とするエンドエフェクタ。

【請求項 4 6】

請求項 4 1 に記載のエンドエフェクタであって、前記複数のヒンジ素子が前記可撓部材の長さに沿って配置されることを特徴とするエンドエフェクタ。

10

【請求項 4 7】

請求項 4 6 に記載のエンドエフェクタであって、前記複数のヒンジ素子間の間隔が前記可撓部材の長さに沿って変動することを特徴とするエンドエフェクタ。

【請求項 4 8】

請求項 4 7 に記載のエンドエフェクタであって、前記可撓部材が近位端、及び遠位端を有し、各ヒンジ素子間の距離が、近位端から遠位端まで可撓部材の長さに沿って漸減することを特徴とするエンドエフェクタ。

【請求項 4 9】

請求項 4 1 に記載のエンドエフェクタであって、1 以上のヒンジ素子が、前記エンドエフェクタを所望の動作面で曲げることができるように前記エンドエフェクタに配されることを特徴とするエンドエフェクタ。

20

【請求項 5 0】

遠位端、近位端、及び長手方向軸を有するエンドエフェクタを形成するステップと、
エンドエフェクタの長手方向軸に沿って配される複数のヒンジ素子を作製するステップと、
を備えることを特徴とする可動医療器具の製造方法。

【請求項 5 1】

請求項 5 0 に記載の方法であって、前記エンドエフェクタ内に 1 つ、又はそれ以上の操舵制御ワイヤを固定するステップをさらに備えることを特徴とする方法。

30

【請求項 5 2】

請求項 5 1 に記載の方法であって、摩擦を軽減するために前記制御ワイヤをテフロン（登録商標）スリーブで包むステップをさらに備えることを特徴とする方法。

【請求項 5 3】

請求項 5 0 に記載の方法であって、遠位端、及び近位端を有するシャフトを設けるステップと、前記エンドエフェクタの近位端を前記シャフトの遠位端に装着するステップとをさらに備えることを特徴とする方法。

【請求項 5 4】

請求項 5 3 に記載の方法であって、制御ハンドルを設けるステップと、該制御ハンドルを前記シャフトの近位端に装着するステップとをさらに備えることを特徴とする方法。

40

【請求項 5 5】

患者の体内に可動医療器具を位置決めする方法であって、
器具チャンネル、及び出口ポートを有する視認スコープを設けるステップと、
請求項 1 により定義される可動医療器具を設けるステップと、
患者の体内で前記スコープを誘導して、体内の所望の領域に近接又は隣接して、前記スコープを位置決めするステップと、
前記スコープ内の器具チャンネルに可動医療器具を導入して、該器具の遠位端が出口ポートから突出するまで該器具を前進させるステップと、
少なくとも 1 つの操舵制御ワイヤに張力をかけることによって該器具の遠位端を操舵するステップと、

50

を備えることを特徴とする方法。

【請求項 56】

患者のファーター乳頭部にカニユーレを挿入する方法であって、
器具チャンネルと出口ポートとを有する可撓内視鏡を設けるステップと、
請求項 1 により定義される可動医療器具を設けるステップと、

患者の体内で内視鏡を誘導し、出口ポートが前記ファーター乳頭部に近接、又は隣接するように内視鏡を位置決めするステップと、

前記内視鏡の器具チャンネルに可動医療器具を挿入し、該器具の遠位端が出口ポートから突出するまで器具を前進させるステップと、

乳頭に入りカニユーレを挿入するように該器具をさらに前進させて操舵するステップと

10

、
を備え、操舵が少なくとも 1 つの操舵制御ワイヤに張力をかけることによって達成されることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、多方向医療器具の分野、特に、可動外科用器具に関する。

【背景技術】

【0002】

数多くの診断及び治療手順が、いったん開放創を介して外科処理された後は、視認スコープ（内視鏡や腹腔鏡など）とカテーテル器具を使って侵襲の少ない方法で行われている。上記器具としては、例えば、ERCP カニユーレ、括約筋切開刀（パピロトームとしても知られる）、結石バルーンカテーテル、バルーン拡張カテーテルなどがある。

20

【0003】

このような器具を利用するときの従来手順は、例えば、結石（胆嚢結石など）の除去、血管や管の狭くなった部位（狭窄）の拡張、胆管からの胆汁の排出、ステントの配設などを含む。手順の中には、器具の遠位端近傍に配置される電気焼灼切断ワイヤの使用を要するものもある。切断ワイヤは、乳頭、管内壁、括約筋、又はその他の組織を切断するために使用することができる。多くの場合、有効で安全な結果を得るため、器具と切断ワイヤは精密に配置されなければならない。

30

【0004】

先端の経管腔的内視鏡手術（NOTES）分野では、視認スコープ（例えば、可撓内視鏡）を患者の自然開口部（例えば、口、肛門、又は膈）に挿入し、外科手術を行う体腔、又はその他の個所に配置する。外科用器具は、視認スコープの導管を通ることにより所望の個所まで進められる。NOTES 手順を利用して、医師が膈から女性の胆嚢を除去する例や経胃的虫垂切除の例がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 2003 / 208219 号明細書

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、（i）近位端、及び遠位端を有するシャフト、（ii）シャフトの遠位端にあり、近位端、及び遠位端を有するエンドエフェクタ、（iii）固定点の近傍のワイヤに印加された張力が、張力の印加方向へのエンドエフェクタのたわみを引き起こすように、エンドエフェクタに固定される 1 つ、又はそれ以上の操舵制御ワイヤ、及び（iv）シャフトの近位端に接続される制御ハンドル、を備え、エンドエフェクタの材料特性が、張力が 1 以上の操舵制御ワイヤに印加される際にエンドエフェクタの受ける可変曲げモーメントに耐えうるようにその長さに沿って変動する可動医療器具である。

50

【 0 0 0 7 】

また本発明は、近位端、及び遠位端を有し、近位端が医療器具に装着可能である可撓部材を備え、可撓部材の材料特性が、エンドエフェクタが患者の体内で使用される際に可撓部材の受ける可変曲げモーメントに耐えうるように、その長さに沿って変化する医療器具用エンドエフェクタである。

【 0 0 0 8 】

さらに本発明は、遠位端、近位端、及び長手方向軸を含むエンドエフェクタを形成するステップと、長手方向軸に沿って配される複数のヒンジ素子を作製するステップとを含む可動医療器具の製造方法である。本発明の方法は、1以上の操舵制御ワイヤをエンドエフェクタ内に固定するステップと、テフロン（登録商標）スリーブで制御ワイヤを包み摩擦を低減するステップとをさらに含むことができる。本発明の方法は、遠位端、及び近位端を有するシャフトを設けるステップと、エンドエフェクタの近位端をシャフトの遠位端に装着するステップと、制御ハンドルを設けて、制御ハンドルをシャフトの近位端に装着するステップとをさらに備えることができる。

10

【 0 0 0 9 】

さらに本発明は、患者の体内に可動医療器具を位置決めする方法であって、器具チャンネル、及び出口ポートを有する視認スコープを設けるステップと、本文書に記載の各種実施形態のいずれかの可動医療器具を設けるステップと、患者の体内でスコープを誘導して、患者の体内の所望の部位に近接又は隣接してスコープを位置決めするステップと、スコープ内に可動医療器具を導入して、器具の遠位端がスコープの出口ポートから突出するまで器具を前進させるステップと、少なくとも1つの操舵制御ワイヤに張力をかけることによって器具の遠位端を操舵するステップと、を備える方法である。

20

【 0 0 1 0 】

さらに本発明は、患者のファーター乳頭部にカニューレを挿入する方法であって、器具チャンネルと出口ポートとを有する可撓内視鏡を設けるステップと、ファーター乳頭部を通り抜けられるサイズの可動医療器具を設けるステップと、患者の体内で内視鏡を誘導し、出口ポートがファーター乳頭部に近接又は隣接するように内視鏡を位置決めするステップと、内視鏡の器具チャンネルに可動医療器具を挿入し、器具の遠位端が出口ポートから突出するまで器具を前進させるステップと、乳頭に入りカニューレを挿入するように器具をさらに前進させて操舵するステップと、を備え、少なくとも1つの操舵制御ワイヤに張力をかけることによって操舵が達成されることを特徴とする方法である。

30

【 0 0 1 1 】

上に概説した本発明（器具、エンドエフェクタ、又は方法）の何れも、後述する説明及び以下の詳細な説明中の様々な特徴のうち1つ又はそれ以上をさらに含むことができる。

（i）エンドエフェクタの剛性は、可変曲げモーメントに耐えうるようにその長さに沿って変動させることができる。

（i i）エンドエフェクタは、その近位端から遠位端に向かって先細りにすることのできる屈曲管、又はビームを備える。

（i i i）屈曲管、又はビームは1つ又はそれ以上のヒンジ素子を備える。

（i v）ヒンジ素子は、切欠きとT形切欠きから成るグループから選択することができる。

40

（v）エンドエフェクタは複合材である。

（v i）エンドエフェクタは、把持装置、切断装置、スネア、標本回収装置、創口閉鎖装置（ステープラなど）のうち少なくとも1つを備える。

（v i i）単独の内腔が、エンドエフェクタの長手方向軸の中心となる地点でエンドエフェクタを出る。

（v i i i）シャフトは、シャフトを補強する高い係数を有する少なくとも1つの素子を含む。

（i x）シャフトは機械的に形成されたプレカーブを有する。

（x）制御ハンドルは係止手段を備える。

50

【 0 0 1 2 】

本発明の構成及び利点は、以下の図面、及び説明から明確になり、そのすべては単に例として挙げるものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

人体内で導管を誘導するのは、非常に困難な場合がある。人体の生体構造中数カ所の部分は見えにくく、スコープや外科用器具の位置に対して常に便利な位置にあるとは限らない。時には、人体の生体構造と器具の自由度が、十分な誘導を阻害、又は阻止する可能性もある。

【 0 0 1 4 】

可動医療器具は米国第 2 0 0 3 / 2 0 8 2 1 9 A 1 号に記載されており、参照することによりその全文を本明細書に組み込む。今なお、可動器具を使用する多くの手順は困難なままであり、器具を所定の位置に正しく配するには、高い技能と多大な根気が必要となる場合が多い。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

エンドエフェクタの材料特性が、張力が 1 以上の操舵制御ワイヤに印加される際にエンドエフェクタの受ける可変曲げモーメントに耐えうるようにその長さに沿って変動する。

【 0 0 1 6 】

また、エンドエフェクタが患者の体内で使用される際に可撓部材の受ける可変曲げモーメントに耐えうるように、その長さに沿って変化する医療器具用エンドエフェクタである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】図 1 は、図示される実施形態に係る、ファーター乳頭部と位置合わせするためのエンドエフェクタの位置調整を示す図。

【図 2 A】図 2 A は、図示される実施形態に係る、エンドエフェクタ、及びエンドエフェクタの動作円錐と内視鏡の視界円錐との関係を示す 3 次元図。

【図 2 B】図 2 B は、図示される実施形態に係る、視界円錐、及びエンドエフェクタの動作円錐の概略図。

【図 3 A】図 3 A は、図示される実施形態に係る可動医療器具の図。

【図 3 B】図 3 B は、図示される実施形態に係る、図 3 A の医療器具の可撓シャフトに装着されるエンドエフェクタの拡張展開断面図。

【図 3 C】図 3 C は、別の図示される実施形態に係るエンドエフェクタ、及び可撓シャフトの断面図。

【図 4 A】図 4 A は、図示される実施形態に係る、外側切断ワイヤを有するエンドエフェクタの断面図。

【図 4 B】図 4 B は、屈曲管とエンドエフェクタ先端の接合部の拡張断面図。

【図 4 C】図 4 C は、図 4 A のエンドエフェクタの屈曲管の 1 部の拡張断面図。

【図 4 D】図 4 D は、図示される実施形態に係る、エンドエフェクタを生成する際に利用される素子を示す展開図。

【図 5 A】図 5 A は、先細りの T 形切欠きの形状のヒンジ素子を有する屈曲管の断面図。

【図 5 B】図 5 B は、ヒンジ素子の別の配列を有する屈曲管の断面図。

【図 5 C】図 5 C は、図 5 B の屈曲管とヒンジ素子の 1 部の拡張図。

【図 6 A】図 6 A は、図示される実施形態に係る、ヒンジ素子を有するエンドエフェクタの側面図。

【図 6 B】図 6 B は、図示される実施形態に係る、ヒンジ素子を有するエンドエフェクタの 3 次元図。

【図 7】図 7 は、図示される実施形態に係るシャフトの断面図。

【図 8 A】図 8 A は、従来技術の括約筋切開刀又はバビロームの図。

10

20

30

40

50

【図 8 B】図 8 B は、本発明の 1 実施形態に係る括約筋切開刀又はパピロームの図。

【図 8 C】図 8 C は、本発明の別の実施形態に係る、可動医療器具用の制御ハンドルの図。

【図 8 D】図 8 D は、別の実施形態に係る、可動医療器具用の制御ハンドルの図。

【図 9 A】図 9 A は、図示される実施形態に係る制御ハンドルの断面図。

【図 9 B】図 9 B は、図示される実施形態に係る制御ハンドルの部品の展開図。

【図 10 A】図 10 A は、図示される実施形態に係る、滑車付きの傘歯車を含む制御ハンドルの内部 3 次元図。

【図 10 B】図 10 B は、図示される実施形態に係る、2 重らせん歯車を含む制御ハンドルの内部 3 次元図。

10

【図 10 C】図 10 C は、図示される実施形態に係る、2 重親ネジ歯車を含む制御ハンドルの内部 3 次元図。

【図 10 D】図 10 D は、図示される実施形態に係る、数珠状チェーン歯車を含む制御ハンドルの内部 3 次元図。

【図 10 E】図 10 E は、図示される実施形態に係る、傘歯車を含む制御ハンドルの内部 3 次元図。

【図 10 F】図 10 F は、図示される実施形態に係る、第 1 の位置にある半平歯車の 3 次元図である。

【図 10 G】図 10 G は、図示される実施形態に係る、第 2 の位置にある半平歯車の 3 次元図。

20

【図 10 H】図 10 H は、図示される実施形態に係る、第 3 の位置にある半平歯車の 3 次元図。

【図 10 I】図 10 I は、図示される実施形態に係る正面カム歯車の 3 次元図。

【図 11 A】図 11 A は、図示される実施形態に係るバネ先端エンドエフェクタの図。

【図 11 B】図 11 B は、図示される実施形態に係るバネ先端エンドエフェクタの構成要素の図。

【図 11 C】図 11 C は、図示される実施形態に係るバネ先端エンドエフェクタの他の構成要素の断面図。

【図 12 A】図 12 A は、図示される実施形態に係る屈曲ビームエンドエフェクタの構成要素の断面図。

30

【図 12 B】図 12 B は、図示される実施形態に係る屈曲ビームエンドエフェクタの追加の構成要素の図。

【図 13 A】図 13 A は、図示される実施形態に係る、スパイナル先端エンドエフェクタの構成要素の図。

【図 13 B】図 13 B は、図示される実施形態に係る、スパイナル先端エンドエフェクタの他の構成要素の図。

【図 13 C】図 13 C は、図示される実施形態に係る、スパイナルエンドエフェクタの構成要素の断面図。

【図 14】図 14 は、図示される実施形態に係る分割されたエンドエフェクタの図。

【図 15】図 15 は、図示される実施形態に係る可動外科用器具の製造プロセスを示すフローチャート図。

40

【発明を実施するための形態】

【0018】

上述の本発明は、添付の図面を参照して以下の詳細な説明から理解することができる。図面は必ずしも等縮尺ではなく、本発明の原理を示すことに重点を置いている。

【0019】

図 1 は、本発明に係る可動医療器具のエンドエフェクタ 100 の位置決めを示す。ここでは、器具は内視鏡 112 の遠位端から現れ、湾曲位置で切断ワイヤ 109 を有する括約筋切開刀である。エンドエフェクタ 100 は、乳頭 120 などの体内の特定位置にエンドエフェクタ 100 を配するように、第 1 の位置 116 から第 2 の位置 116' へ移動させ

50

ることができる。第 1 の位置 1 1 6 では、エンドエフェクタはスコープと同一面上にある。第 2 の位置 1 1 6 ' では、エンドエフェクタは任意の方向にスコープの面の外に調整されて、乳頭 1 2 0 の軸と位置合わせができる。エンドエフェクタの多方向制御によって、ユーザは、スコープからエンドエフェクタの出口の角度を制御し、患者の生体構造に対してエンドエフェクタの遠位端を位置決めし、執刀医が適切に切断できるように正確な面に切断ワイヤ（括約筋切開刀の場合）を位置決めし、より深いカニユーレ挿入へと再度エンドエフェクタ 1 0 0 を位置決めすることができる。切断ワイヤは、ステンレス鋼や金属被覆ファイバなどの任意の導電性材料で作製することができる。

【 0 0 2 0 】

可動医療器具は、例えば、患者の身体の自然開口部（例えば、口、外耳道、膣、又は肛門）に挿入し、又は、経皮的に挿入する視認スコープ（例えば、内視鏡、結腸鏡、気管支鏡、又は腹腔鏡）の作業チャネルを通して前進するなど、既知のあらゆる方法で患者の身体内に挿入させることができる。

【 0 0 2 1 】

エンドエフェクタは、器具の遠位端上を基点とし、予測且つ反復可能で、精密な動作制御が望まれるいかなる医療器具においても使用することができる。例えば、当該エンドエフェクタは、多方向操舵技術が有効な E R C P カニユーレ、括約筋切開刀（バビロトーム）、結石バルーンカテーテル、バルーン拡張カテーテルなどの胆管カテーテルに採用することができる。多方向操舵技術は、内視鏡の動作の自由度を高め、乳頭、及び周辺部位の炎症発生を低減し、内視鏡処置間に必要とされる装置及び装置交換の数を減らすことにより胆管の処置時間を低減することができる。本発明のエンドエフェクタを採用する多方向胆管カテーテルは、全体的動作（スコープ）制御と対照的に、微細動作（装置）制御をユーザに提供する。

【 0 0 2 2 】

本発明のエンドエフェクタは、器具の他の構成要素から独立し、他の構成要素とは異なる目的を果たす構成要素であってもよいし、特定の医療処置のためにカスタマイズされていてもよい。例えば、エンドエフェクタは、医療器具に固定して装着し、又は着脱可能に装着する別個の構成要素であってもよく、あるいは場合によっては、器具のシャフトと一体化されてもよい。さらに、エンドエフェクタは、把持装置、切断装置、スネア、標本回収装置、又は創口閉鎖装置（例えば、ステープラ）などの既知のいかなる治療又は外科用器具を含んでもよい。

【 0 0 2 3 】

図 2 A は、内視鏡 1 1 2 の遠位端から現れ、患者の生体構造 1 2 2 内を通過するエンドエフェクタ 1 0 0 を示す。医療装置の遠位端は、患者の生体構造の視界円錐 1 2 4 をユーザに提供することのできるレンズ 1 2 3 を有する。視界円錐 1 2 4 は、ユーザが内視鏡 1 1 2 のレンズ 1 2 3 を通して視ることのできるすべての点を含む。場合によっては、患者の生体構造により、視界円錐 1 2 4 から先端を切り取ってもよい。

【 0 0 2 4 】

図 2 B は、内視鏡の視界円錐 1 2 4 と器具の動作円錐 1 2 5 との相互作用を示す。視界円錐 1 2 4 はユーザにとって視認可能な領域を示すが、エンドエフェクタ 1 0 0 は動作円錐 1 2 5 内の任意の場所に配置することができる。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタは、視界円錐 1 2 4 と動作円錐 1 2 5 の重複する領域内での移動に制限される。

【 0 0 2 5 】

概して、本願発明のエンドエフェクタは、長手方向に沿って、好ましくは遠位端の近傍でエンドエフェクタに曲げモーメントを印加することによって操舵される。好適な実施形態では、エンドエフェクタは、エンドエフェクタに、又はその内部に固定される 1 以上の操舵制御ワイヤを有する。張力が制御ワイヤに印加されると、エンドエフェクタは張力の方向に屈曲する。図 4 A ~ 4 D は操舵制御ワイヤ 1 5 2 を示す。操舵制御ワイヤは、高弾性ポリマーフィラメント又は炭素繊維などの既知の等価物と置き換えることができ、ステンレス鋼など医療装置で一般的に使用される金属で作製することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

図 3 A、3 B、及び 3 C は、エンドエフェクタが括約筋切断手術用にカスタマイズされる多方向括約筋切開刀の形状をした本願発明の可動医療器具 1 3 6 を示す。括約筋切開刀の以下の説明は、E R C P カニユーレ、結石バルーンカテーテル、バルーン拡張カテーテル、内視鏡把持装置、バスケット、スネア、標本回収装置、又は創口閉鎖装置などを含むが、それらに限定されない他の種類のカスタマイズされたエンドエフェクタを有する可動医療器具にも容易に適用可能である。

【 0 0 2 7 】

図 3 A ~ 3 C では、器具は、エンドエフェクタ 1 0 0、シャフト 1 4 0、及び制御ハンドル 1 4 4 を含む。シャフト 1 4 0 は、設計される用途に応じて、可撓シャフト、又は剛体シャフトとすることができる。シャフトは、例えば、ポリエーテルエーテルケトン (P E E K)、ポリテトラフルオロエチレン (P T F E)、フッ化エチレンプロピレン共重合体 (F E P)、ウレタン、ポリエーテルブロックアミド (P E B A)、ステンレス鋼、ポリカーボネート、アクリロニトリルブタジエンスチレン (A B S) などの医療用途に適した任意の材料で作製することができる。P E B A は、潤滑性があるため好ましい。器具が設計される用途に応じて、シャフト、及びエンドエフェクタは、所与の目的に合わせた形状と寸法の 1 以上の内腔を有する。例えば、括約筋切開刀において、シャフトは、ガイドワイヤ用内腔、造影剤用の内腔、操舵制御ワイヤを収容する内腔、バランス内腔、切断ワイヤ用内腔を有することができる。

【 0 0 2 8 】

図 3 C に示すように、エンドエフェクタは、曲げモーメントの応力と張力がその長さに沿って分布する領域 1 2 1 を有す。エンドエフェクタに組み込まれる屈曲ビーム 1 4 5 の長さに沿ってヒンジ素子を分布させることができる。ヒンジ素子は最適には、ビームの長さ全体に応力を分布するように設計される。一般的には、運動の最大自由度がある面 (例えば、括約筋切開刀の切断面) に、より多くのヒンジ素子が配される。ヒンジ素子間の間隔は、屈曲面に沿って変えることができる。概して、ヒンジ素子は、溝、スロット、らせん状スロット (ネジ山状)、又はヒンジとして機能するその他の構造素子の形状を取ってもよい。

【 0 0 2 9 】

概して、エンドエフェクタは射出成型によって製造することができる。もしくは、ヒンジ素子をレーザカットしてエンドエフェクタ (例えば、エンドエフェクタに組み込まれるニチノールビーム) に組み込むことができる。さらに別の実施形態では、ヒンジ素子はエンドエフェクタに機械加工することができる。

【 0 0 3 0 】

図 3 B は、図 3 A の可動医療器具 1 3 6 のシャフト 1 4 0 とエンドエフェクタ 1 0 0 の 1 部を示す。本実施形態では、エンドエフェクタは、成形屈曲管 (図 3 C では参照符号 1 4 5)、絶縁切断ワイヤ 1 0 9、及び遠位端 1 0 8 を含む。エンドエフェクタ 1 0 0 は、シャフト 1 4 0 とは別個の構成要素として最初は製造され加工される。製造プロセスの後段階で、エンドエフェクタ、及びシャフトは 1 4 3 で固着される。好適な実施形態では、造影液の漏れを防止し、エンドエフェクタをシャフトに接合するため、スリーブが エンドエフェクタとシャフト間の重ね継手に配置される。器具全体が 1 回の押出成形で形成される従来技術の設計とは対照的に、本願のこれら 2 つの構成は精密な先端制御を可能にする。

【 0 0 3 1 】

シャフト及び / 又はエンドエフェクタ内の各操舵制御ワイヤは、摩擦を低減し、精密な先端制御が行えるように薄壁 P T F E 管スリーブ 1 4 6 内に収容することができる。さらに、屈曲管の全体又は一部はウレタン、シリコン、スチレン・エチレン・ブチレン・スチレン (S E B S)、又は熱可塑性エラストマー (T P E) 製のエラストマースリーブ 1 4 7 で覆うことができる。スリーブは造影剤がエンドエフェクタから漏れるのを防止する機能を果たし、また複合材を生成するという利点もあり、エラストマースリーブが柔軟性を

10

20

30

40

50

保ちつつ、屈曲管のねじれ力、屈曲力に抵抗するのを助ける。

【 0 0 3 2 】

シャフト 1 4 0 は、器具に制御力を伝えるためシャフトの係数よりも高い係数をもつ 1 以上の素子（ワイヤ、金属ファイバ又は金属片、ポリマー、又はガラスなど）を含むことができる。図 3 B、及び 3 C は、2 つの金属補強ワイヤ 1 4 2 A、1 4 2 B がシャフト 1 4 0 内で同時押出される好適な実施形態を示す。同時押出補強ワイヤ 1 4 2 A、及び 1 4 2 B は、ステンレス鋼、炭素繊維、P E E K、ポリカーボネート、A B S、又はガラスファイバで作製することができる。いくつかの実施形態では、同時押出補強ワイヤは（以下の図 3 B、及び 3 C で示されるように）、シャフト 1 4 8 のプレカーブの前で終わる。他の実施形態では、同時押出補強ワイヤは、プレカーブを通して延在する。操舵制御ワイヤが単繊維又は編組ワイヤ製である場合、プレカーブを通して同時押出補強ワイヤを延在させることが望ましい。

10

【 0 0 3 3 】

いくつかの実施形態では（ここでは図示せず）、切断ワイヤ 1 0 9 がシャフトから出る位置を執刀医に示すために、インクをシャフトに塗布する、又は入れることができる。インクは、テフロン（登録商標）製のマーカとすることができる。

【 0 0 3 4 】

図 3 C は、図示される実施形態において、シャフト 1 4 0 の遠位端に接続されるエンドエフェクタ 1 0 0 を示す。シャフト 1 4 0 は、遠位端がシャフトに機械的に形成されるプレカーブ 1 4 8 を含む可撓シャフトとすることができる。プレカーブ 1 4 8 の機能は、エンドエフェクタが視認スコープの出口ポートから現れる際のエンドエフェクタを最適な向きにすることである。好適な実施形態では、シャフトにおける所望のプレカーブを通して走る内側ワイヤはマンドレル上を転がって湾曲構造を得る。図 3 C の実施形態では、プレカーブを形成する内側ワイヤ（具体的には、切断ワイヤ、及び操舵制御ワイヤ）は図示していない。プレカーブに同時押出補強ワイヤを使用することも可能である。器具が内視鏡の作業チャンネルを前進するとき、器具がチャンネルを通して進めるように機械的なプレカーブを平坦にしなければならない。したがって、プレカーブ 1 4 8 を形成するワイヤは、内視鏡に挿入され通過する間、器具を直線位置まで曲げ戻すのに十分な動作性能を有していなければならない。器具がスコープの出口ポートから出ると、器具内の内側ワイヤは跳ね返り最初のプレカーブ形状に戻る。機械的に形成されるプレカーブ 1 4 8 の使用は、カテ

20

30

【 0 0 3 5 】

概して、プレカーブ 1 4 8 は、器具内で約 4 5 度～9 0 度に曲げられる。プレカーブの曲げ半径は、器具が移動するチャンネルの曲げ半径（例えば、内視鏡の作業チャンネルの曲げ半径）よりもタイトであるべきである。好ましくは、プレカーブの曲げ半径は約 1 インチ未満である。

【 0 0 3 6 】

図 4 A に示すように、エンドエフェクタの屈曲管 1 5 0 は、屈曲管材の壁に形成される切欠き形状の複数のヒンジ素子 1 4 9 を有する。図示する実施形態の屈曲管は、レーザー切断ニチノール屈曲管である。本実施形態又は本明細書記載の他の実施形態における別の屈曲管として、ポリプロピレン、ポリエチレン、ポリエーテルイミド（P E I）、ポリカーボネート、ポリエチレンテレフタレート（P E T）、P E E K、又はナイロン材料を用いて作製することができる。操舵制御ワイヤ 1 5 2 は屈曲管 1 5 0 を通って延在する。器具内での所望される動作面の数に応じて、1 つより多くの操舵ワイヤをエンドエフェクタ内に配してもよい。熱収縮材（P E T など）バンド 1 5 6 は、屈曲管 1 5 0 に沿って所定位置に配される。切断ワイヤ 1 0 9 に沿って距離指標を提供する従来の役割に加えて、熱収縮バンドは操舵制御ワイヤの位置をエンドエフェクタ内に保持するためにも用いることができる。屈曲管 1 5 0 は、造影液を密閉するようスリーブ 1 6 0 で覆うことができる。好適な実施形態では、屈曲管 1 5 0 はポリプロピレン製で、屈曲スリーブ 1 6 0 はウレ

40

50

タン製である。

【0037】

図3A～3C、及び図4Aは、切断ワイヤ109を備える本出願人の可動器具の実施形態を示す。操舵制御ワイヤ152に加えて、器具を切断面で操舵するために切断ワイヤ109を使用することができる。これらの実施形態では、切断ワイヤ109はユーザハンドル144からシャフト140を通り遠心に向かってエンドエフェクタ100の近傍又は内部まで伸延する。そしてエンドエフェクタ100の近傍または内部地点から側壁ポート内を通してシャフト140内部から出、エンドエフェクタの外側に沿って遠心にエンドエフェクタ100の先端108に近接する地点まで伸びる。エンドエフェクタの先端近接地点で、湾曲ワイヤ109は別の側壁ポートに入り（図4Bに示される）、エンドエフェクタ100内に固定される。いくつかの実施形態では、切断ワイヤはエンドエフェクタの近位端で外側へ出る。切断ワイヤ109に印加される張力は切断ワイヤを引っ張り、エンドエフェクタ100の遠位端108が張力の方向に屈曲させる。本願発明では、エンドエフェクタは主要な屈曲面（例えば、切断面）で0度～約180度、好ましくは約80度～約110度、屈曲することができる。他の実施形態では、器具は主要な湾曲ワイヤ又は切断ワイヤに加えて、左の操舵制御ワイヤと右の操舵制御ワイヤを有することができる。左の操舵制御ワイヤに印加される張力は、エンドエフェクタ100の遠位端108を左に曲げ、右の操舵制御ワイヤに印加される張力は、エンドエフェクタの遠位端108を右に曲げる。右の操舵制御ワイヤにより、主要な屈曲面から約±90度まで、好ましくは約±25度～約±45度動くことができる。別の実施形態では、可動器具は4つの操舵制御ワイヤ（上下左右）を有するが、切断ワイヤを備えない。

10

20

【0038】

いくつかの実施形態では、エンドエフェクタの先端108は、屈曲管150の遠位端に装着される剛体の先端である。先端108は、非外傷性のカニューレ挿入を簡易化する滑らかで丸みのある形状を有することができる。いくつかの実施形態では、2つの内腔、すなわち、ガイドワイヤ用内腔と造影剤注入のための第2の内腔が先端108から出ることができる。もしくは、先端108は、ガイドワイヤと造影剤の両方のための単独の共通出口ポートを含むことができる。先端108は、射出成形などの医療装置の製造に適した任意の既知の技術を用いて製造することができる。

30

【0039】

図4Aに示すように、エンドエフェクタの屈曲管150は、エンドエフェクタの先端108に近接する範囲で配置することができる。1以上の制御ワイヤ152に偏心荷重をかけて、切断ワイヤ109面の外にエンドエフェクタを接続することができる。屈曲管150に特有の材料は、エンドエフェクタ100がこの応力による屈曲や捻りを防止できる。屈曲管150は、テキサス州ケーティのParylene Coating Services社製ジパラキシレン系ポリマー被覆Parylene C、テフロン（登録商標）、テトラフルオロエチレン・パーフルオロプロピレン（FEP）、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、又はポリイミドなどの電気絶縁材料で被覆することができる。いくつかの実施形態では、絶縁屈曲管は、滑らかな外表面を提供するために可撓材のスリーブ160でさらに覆われる。スリーブ160は、シリコン、ウレタン、スチレン・エチレン・スチレンブロック共重合体（SES）などのスチレン系共重合体、及び、Kraton（登録商標）、Pebox（登録商標）、Sanoprene（登録商標）などの熱可塑性エラストマーから形成することができる。

40

【0040】

いくつかの実施形態では、屈曲管は、胆管カテーテルのシャフトの遠位端に螺旋状に切断することによって形成できる。

【0041】

図4Bは、屈曲管150をエンドエフェクタ100の先端108に装着するための1実施形態を示す。屈曲管150は、可撓スリーブ160が先端108に接する状態で、先端108内で同心円状に窪ませることができる。重ね継ぎ手164に接着剤又は熱収縮剤を

50

塗布することができる。いくつかの実施形態では、シャフト 140 の表面及びエンドエフェクタ 100 は、シャフトをエンドエフェクタ 100 に接着又は装着する前に処理されるが、シャフト表面は、エッチング、プラズマ、又はコロナを用いて処理することができる。屈曲部の近位端は、同様にしてシャフト 140 の遠位端に接合することができる。

【0042】

図 4C は、図示する実施形態の操舵制御ワイヤ 152 を示し、この操舵ワイヤは屈曲管 150 内を通過している。括約筋切開刀の場合、切断ワイヤ 109 は 12 時の位置に配置され、操舵制御ワイヤ 152 は 12 時～6 時と 6 時～12 時の範囲にそれぞれ配置される。いくつかの実施形態では、制御ワイヤ 152 は、湾曲ワイヤ 109 の両側に放射方向に約 110～120 度で配置される。切断ワイヤ 109 及び操舵制御ワイヤ 152 をエンドエフェクタ 100 の先端 108 に接合するために接着剤を使用することができる。いくつかの実施形態では、切断ワイヤなしで、3 時の位置、6 時の位置、9 時の位置、12 時の位置に 4 つの操舵制御ワイヤがある。

【0043】

図 4D は、エンドエフェクタ 100 の様々な部品を示す。複数の熱収縮バンド 156 を屈曲管 150 周囲に用い「小孔」を形成して、制御ワイヤ 152 を屈曲管 150 上に適切な配置で保持する。もしくは、熱収縮材の単片を螺旋状に切断し屈曲管 150 周囲に用いることにより制御ワイヤ 152 を適切な位置に固定する。いくつかの実施形態では、先端 108 にカニューレ挿入を容易にするために親水性被覆を設ける。スリーブ 160 は、エンドエフェクタ内に造影液を密閉するために使用し、スリーブ 160 はウレタン製とすることができる。

【0044】

図 5A は、他の実施形態における、エンドエフェクタの屈曲管 169 のヒンジ素子を示す。屈曲管 169 のヒンジ素子は、エンドエフェクタの長手方向軸に沿って様々な個所に配置され、剛性などの材料特性を変更することができる。本実施形態では、ヒンジ素子は「T 形」切欠き 173 である。T 形切欠き 173 は応力集中を低減し、屈曲疲労を改善する。いくつかの実施形態では、屈曲管 169 は射出成形され、切り欠きのパターンを変更することにより、長手方向軸に沿った屈曲管 169 の剛性を変更する。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタは、曲げモーメントの応力と歪みが長さに沿って分布する領域を有する。本実施形態では、T 形切欠きの間隔はエンドエフェクタの近位端でより大きく、遠位端に近づくにつれて先細りになり次第に小さくなる。ヒンジ素子の配向、配置、及び間隔は、屈曲面に沿って変えることができる。

【0045】

いくつかの実施形態では、エンドエフェクタは使用中、その近位端で大きな曲げモーメントを受け、遠位端で小さな曲げモーメントを受けることができる。一般的に、動作の自由度が最も大きい面（例えば、括約筋切開刀の切断面）に多くのヒンジ素子を有す。屈曲管 169 の遠位端は、近位端よりも高い密度のヒンジ素子を有し、可変曲げモーメントに耐え得る。いくつかの実施形態では、屈曲管 169 のヒンジ素子の密度を変えることにより、近位端で受ける増大した曲げモーメントに耐えつつ、屈曲管 169 とエンドエフェクタの遠位端で高い柔軟性を可能にする。屈曲管 169 の近位端でヒンジ素子の間隔を増大させることによって、屈曲管 169 の近位端はより大きな曲げモーメントに耐えることができる。また、ヒンジ素子間の間隔を増大することにより、屈曲の原因となりエンドエフェクタの構造上の一体性を損なうおそれがある応力及び歪みを集中させる代わりに、ビームの長さ全体に応力を分布させる作用も有する。いくつかの実施形態では、切欠きは互いに垂直に配置することができる。例えば、図 5A では、切欠き 172 は、T 形切欠き 173 に垂直に配置している。この構造によれば、曲げモーメントに耐え、エンドエフェクタが受ける歪みと応力を複数面に分布させることができる。複数の切欠きは互いに異なる角度で配置され、複数面で曲げモーメントに耐えることができる。切欠きは、複数面で応力、及び歪みをより均一に分布させることができる。

【0046】

図 5 B はヒンジ素子の別のパターンを示し、T 形切欠き 1 7 3 は屈曲管の遠位端で設けられるが近位端には設けられない。

【 0 0 4 7 】

図 5 C は、屈曲管で使用可能なヒンジ素子のさらに別のパターンを示す。本実施形態では、屈曲管の長手方向軸に垂直な切欠き 1 7 6 A ~ 1 7 6 E 間の間隔は、屈曲管 1 6 9 で変動する曲げモーメントに耐えうるように変更する。本実施形態では、遠位方向に移動するにつれ間隔は小さくなる。T 形切欠き間隔を変動させることによって、成形屈曲管の剛性を長手方向軸に沿って変動させることができる。脆弱性を考慮に入れると、屈曲管がニチノール製である場合 T 形切欠きが有益であろう。

【 0 0 4 8 】

図 6 A は、別の図示される実施形態に係る成形屈曲管 1 7 7 を示す。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタは別個の先端 1 0 8 に装着される屈曲管ではなく、一体的に成形された屈曲管 1 7 7 である。成形屈曲管 1 7 7 は、曲げモーメントに耐えるため長さに沿って様々に配置される切欠き 1 7 8 を有するように射出成形することができる。本文書に示すように、簡易な切欠き形状が半剛体プラスチックにとって好ましい。

【 0 0 4 9 】

図 6 A、及び 6 B が示す実施形態では、成形屈曲管の遠位端は溝付き先端 1 8 1 を形成する。溝付き先端は先端の前面面積を低減し、外傷を減らすことができる。いくつかの実施形態では、溝付き先端 1 8 1 は、括約筋に入れるのに必要な力を低減する。溝付き先端 1 8 1 は屈曲管と一体的に形成し、又は別々に作製して装着することができる。

【 0 0 5 0 】

図 6 B に示すように、成形屈曲管は、屈曲中に制御ワイヤの位置を支持し保持するために屈曲管内に操舵制御ワイヤチャンネル 1 8 2 を含むことができる。成形屈曲管は、突出し、他の装置との接合部としての役割を果たす同心素子 1 8 3 も有することができる。ガイド 1 8 0 は、操舵制御ワイヤの位置ずれを防止するために設けられる。エンドエフェクタの近位端の孔 1 8 4 は、シャフトの遠位端に設けられた孔と相俟って 2 つの部品を接合する。その後、マンドレルをアセンブリに挿入し、エンドエフェクタを接合するために接着剤を注入することができ、マンドレルは接着剤が内腔を固めるのを防止する。

【 0 0 5 1 】

図 1 1 A は、可撓パネ領域 3 4 4 と遠位端キャップ 3 4 8 を備える別のエンドエフェクタを示す。切断ワイヤと 2 つの操舵制御ワイヤ (3 5 2、及び 3 5 3) はシャフト 1 4 0 を通って伸び、シャフトから出てパネ領域上でエンドエフェクタの外を走り、遠位端の近傍の地点で器具に再度入り、遠位端の内部又はその近傍で固定される。切断ワイヤ張力調整荷重下で装置を補強するため、エンドエフェクタは単純な圧縮パネ 3 5 6 と端部キャップ 3 4 8 を利用する。端部キャップ 3 4 8 は金属又はプラスチック製である。左右の右の張力調整ワイヤは、装置の挿入及び湾曲ワイヤの曲げの間に、断裂又は摩耗を防ぐことのできる材料で覆うことができる。シリコン被覆材を端部キャップ 3 4 8 上に接合することができる。慎重に間隔をおいて配置されたワイヤガイドを、パネ 3 5 6 の軸に沿って置き、装填の際に操舵制御ワイヤが圧縮パネ 3 5 6 の中心を通過するのを防止することができる。装填の際に内腔の圧縮を低減するため、内腔 3 6 0 は金属ベースの防食層で補強される。圧縮パネ 3 5 6 は、1 つの連続するパネ又はパネセグメントを含むことができる。中間ワイヤガイドスペーサは、連続パネの長さに沿って、又は装置の柔軟性の範囲を - 4 5 度から + 4 5 度にするこことのできるパネセグメントの端部で使用するこことのできる。

【 0 0 5 2 】

図 1 1 B は、括約筋切開刀に適用されるエンドエフェクタのさらに別の実施形態を示す。器具は、2 つの制御操舵ワイヤ (左右) 3 6 4 と、湾曲ワイヤ又は切断ワイヤ 3 6 8 である第 3 のワイヤとを備える。3 つのワイヤは、装置の制御ハンドルの装着箇所から装置の近傍地点又は遠位端まで延在させることができ、好ましくは、1 2 0 度の間隔でカテーテルの長手方向軸の周囲に配置する。装置は、カテーテルの長手方向軸に位置する同心ガイドワイヤ用内腔 3 7 2 も含むことができ、ガイドワイヤ用内腔は、造影剤を供給するこ

10

20

30

40

50

とも使用できる。もしくは、外科用器具は、別個の造影剤用内腔も含むことができる。左右の操舵制御ワイヤは、３７６で示されるようにガイドワイヤ用内腔の外壁周囲にワイヤを巻きつけることによって、装置の遠位端に固定することができる。切断ワイヤ３６８の遠位端は、一体型圧縮バネに形成される。この設計では、一体型バネ構成要素の遠位端は、その遠位端上に印加される端部モーメント荷重を有し、湾曲を収める。一体型バネ構成要素の偏向力により、エンドエフェクタの遠位端は、恒久的に部材を変形させることなく非常に激しい湾曲に対処することができる。圧縮バネ構造は、多方向変位と圧縮剛性を可能にする。バネ構造の曲げ剛性は従来の括約筋切開刀の曲げ剛性より低く、切断ワイヤは強固に接続されて遠位端に固定されているので、一体型バネエフェクタは先端を作動させるのに必要な力を低減する。さらに、一体型湾曲ワイヤ３６８、及びバネ先端構造は、多数の構成要素を必要とせず、また小さな面積での溶接、圧接、接合などの組立ステップを必要としない。コイルバネ３８０は、高い捻れ抵抗度を有するカテーテルを提供することができる。一体型バネは、局所的な内部コイル壁の捻れが生じる場合でもカテーテル本体を円形状に保持することができるため、ガイドワイヤが大きく曲がってガイドワイヤ用内腔３７２を通過することができる。張力調整ワイヤを巻きつけたアンカー３７６は、既存のＴ形管ワイヤアンカー技術よりも薄型で、製造コストが安い。従来の装置においては、圧着、溶接し、湾曲ワイヤ用内腔の遠位端に挿入して利用するＴ形アンカーを利用するが、高額で、大きなスペースを要し、組立も煩雑である。

10

20

30

40

50

【００５３】

図１１Ｃに示すように、バネ、及び左右張力調整ワイヤ３６４は、シリコンエラストマーなどの電気絶縁材３８４によって装置の遠位端で覆うことができる。絶縁材３８４は、特にワイヤがバネの中心線を通過するときの激しい湾曲状態において、隣接する組織を保護し、張力ワイヤ３６４をバネワイヤの近傍に保持することができる。エラストマー絶縁材３８４はワイヤを正しい位置に保持する機能を果たし、ワイヤとエラストマー表面間の摺動動作が必要とされないように十分に偏向することができる。

【００５４】

いくつかの実施形態では、装置の先端は、例えば従来のカテーテル先端作製プロセスを使用することによる硬性ＰＴＦＥ製先端である。バネは、電氣的絶縁を得るためエラストマー又は他の絶縁材料３８４で覆うことができる。別の実施形態では、回旋状のＰＴＦＥ収縮管が、摩擦抵抗と電氣的絶縁のためにバネコイル上に配置される。いくつかの実施形態では、シリコンエラストマーがバネコイル上に配置される。この回旋によって、収縮管は作動荷重や先端の剛性にわずかな影響しか与えずに屈曲することができる。一体型成形シリコン絶縁体３８４は、直角に切断された硬性ＰＴＦＥ製シャフト先端よりも外傷性を低くすることができる。

【００５５】

遠位端での絶縁エラストマー３８４の使用は、高電圧だが低機械剛性の絶縁方法を提供する。直線バネを伴う小径ＰＴＦＥ部の使用により、シャフトが捻れるのを防止し、先端からのより反復的なアーチング動作を有するカテーテルを提供することができる。

【００５６】

いくつかの実施形態では、左右張力調整ワイヤ３６４は、一体型屈曲バネ３８０と隣接してオーバーモールドされる。この構造により、ワイヤはコイルバネに対して適度に移動することができる。張力をかける動作中、ワイヤはコイルバネから離れるように移動する傾向があり、モーメントアームを増大させ、所与の角度変位に対して印加される荷重を有効に低減し、「中立軸ワイヤ交差」を防止する。いくつかの実施形態では、ワイヤはシステムの中立屈曲軸と交わらないので、反対の張力調整ワイヤが偏向した先端を中立位置に戻すことができる。

【００５７】

バネ先端３８４エンドエフェクタを有する装置は、例えば、カテーテルシャフトをある長さに切断し、従来の加熱縮小金型とコアピンを使用して先端の径を低減し、縮小した先端の長さを整えることによって製造することができる。湾曲ワイヤ３６８、及びガイドワ

イヤ用内腔 372 は削ることができる。注入用内腔は、ガイドワイヤ用内腔 372 上まで削り出すことができる。いくつかの実施形態では、湾曲ワイヤ 386 は各自の内腔に入れられる。湾曲ワイヤ 368 先端は、ベンチトップパネワインダを用いて圧縮パネ 380 に形成することができる。パネは、径の縮小された先端上で組み立てることができる。左右の張力調整ワイヤ 364 はある長さに切断して、ループ端はカテーテルシャフト内の張力調整ワイヤ用内腔に入れられる。左右の引きワイヤの端部は、ベンチトップパネワインダと類似の装置を用いて保持ループ 376 に形成することができる。形成された左右のワイヤアンカーは、遠位端上に組み立てることができる。先端は、例えば、シリコンエラストマーなどの絶縁エラストマー 384 でオーバーモールドし、屈曲させることができる。遠位端 388 は、例えば、カテーテル押出部自体の PTFE から形成して、カニユーレ挿入のために硬い非外傷性の表面を提供することもできる。

10

【0058】

図 12A は実施形態の屈曲ビームエンドエフェクタ 392 を示し、エンドエフェクタはニチノール屈曲ビーム 396、及びエラストマー被せ成形された屈曲部 400 を含む。ニチノール屈曲ビーム 396 は、応力歪みカーブの超弾性部分を利用して、屈曲に耐え、さらに名目上の中心位置に帰還することができる。いくつかの実施形態では、屈曲ビームエンドエフェクタ 392 は、制御ワイヤ 404 及び湾曲又は切断ワイヤ 408 を有する。

【0059】

ニチノール製の屈曲ビーム 396 は、常に極めて急な曲率半径を達成することができる。適切に熱処理されたニチノール材料と合金は、通常の鋼鉄及び金属材料における弾性歪み限界を超えて、通常可能であるよりも大きな偏向を可能とする。作動力は、超弾性領域で作動するニチノール屈曲ビームの場合相当低い。低い作動力は制御システムのロスを減らし、より敏感な制御感覚を可能にする傾向がある。屈曲ビーム 396 は、失敗なしに極めて急な曲率半径を達成することができる。超弾性領域では、ニチノールの応力歪みカーブは 1% の歪みから 8% の歪みまでほぼ平坦で、追加の作動抵抗なしに高い先端偏向に移行することができる。

20

【0060】

いくつかの実施形態では、屈曲ビームエンドエフェクタ 392 は連続ガイドワイヤ用内腔 398 を有し、バリのないガイドワイヤチャネルを提供する。この形態では、バリや鋭い縁部によるガイドワイヤの障害を軽減することによって、カニユーレ挿入プロセスを簡易化することができる。カニユーレ挿入処理中、ユーザは、ガイドワイヤが組織に触れるときを「感じる」ことができる。追加の抵抗やバリは、ガイドワイヤ組織の接触の「読み間違い」を引き起こすおそれがある。

30

【0061】

前部断面が小さく全体的に薄型の屈曲ビームエンドエフェクタ 392 は、特にユーザが「タイトな」乳頭にカニユーレを挿入する場合、必要なカニユーレ挿入力を低減する。この実施形態における外科用器具は屈曲ビーム 396 を含む胆管カテーテルであって、この屈曲ビーム 396 は、膵臓炎を引き起こすことがよく知られるカニユーレ挿入失敗の回数を最小限にとどめるようなカニユーレ挿入の改良処理を可能とする。

【0062】

屈曲ビームエンドエフェクタ 396 の製造にはほとんどワイヤ形成を必要としない。いくつかの実施形態では、カテーテル押出し部 397 がある長さに切断され、カウンタポアがガイドワイヤ軸に作製される。中央ガイドワイヤ用内腔は、造影剤がクロスオーバー穴 424 を通過するよう切断され削り出される。

40

【0063】

図 12B に示すように、湾曲ワイヤ 408 は、円柱状圧着管 395 を用いて屈曲ビーム 396 に装着することができる。エンドエフェクタ 412 の先端はポリマーでオーバーモールドすることができる。ニチノール製の屈曲ビームワイヤは、屈曲ビームエンドエフェクタ 392 の遠位端で湾曲ワイヤ、及び操舵制御ワイヤ 404 に圧着させることができる。先端 412 は硬いポリマーでオーバーモールドし、ワイヤ、及び可撓管 396 をそれぞ

50

れ正しい配向に確保することができる。屈曲ビーム 3 9 6 の固定端と管 3 9 7 は、圧力嵌め及び / 又は接合によってシャフト 4 2 8 に装填することができる。管 3 9 7 は、オーバーモールドされた構成要素を結合するのに使用できる。操舵制御ワイヤ 4 0 4、屈曲ビーム 3 9 6、及び管 3 9 7 は、絶縁のためにシリコンエラストマー 4 1 3 でオーバーモールドできる。制御ワイヤ 4 0 4 はシャフト押し出し部を縫うように進むことができ、先端アセンブリを接続するために接着剤が塗布される。スリットは押し出し部で切断することができ、湾曲ワイヤ 4 0 8 はカテーテルの開口部に通され、先端アセンブリを完成させる。

【 0 0 6 4 】

図 1 3 A 及び 1 3 B は共に、一体型スパイナル先端エンドエフェクタ 4 4 4 を示す。一体型スパイナル先端 4 3 6 は、「弱」軸に沿って曲げることができるが、圧縮下でも硬いスパイナル屈曲部 4 4 0 形状の複数のヒンジ素子を含むことができる。この構造により、モーメント荷重を小さな引きワイヤ動作で簡易に生成させることができる。スパイナル先端 4 3 6 は、例えば、射出成形によって製造可能な単独のコア構成要素とすることができる。いくつかの実施形態では、ワイヤ固定方法は、溶接、接合、又は不可欠なプロセスを省いて単純化される。オーバーモールド形成された非外傷性先端が追加され、下の一体型スパイナル構造からの支持を達成することができる。本実施形態、及び本明細書に記載される各種実施形態では、別個のガイドワイヤ用通路と造影剤用通路を、エンドエフェクタの先端近傍で統合することができる。これにより、ガイドワイヤはほぼ造影剤に触れない。特定の造影液、例えば、バリウムベースの造影液がガイドワイヤ用内腔の長さに沿って流れると、液がガイドワイヤに「ザラザラした感触」を持たせ、それによりユーザのカニ
20
ュレ挿入処理の感度を減じる。いくつかの実施形態では、ガイドワイヤ用内腔 4 6 0 の通路と造影剤の通路の統合は、カテーテルの可撓部 4 5 6 の近位側で達成されるので、先端のサイズを低減することができる。いくつかの実施形態では、前記通路は、シャフトの遠位端で単独の内腔に統合する。より小さなサイズのカテーテル先端がカニユーレ挿入をより簡易に遂行できるようにする。

【 0 0 6 5 】

一体型スパイナル先端エンドエフェクタは、一連のステップを介して製造することができる。カテーテルシャフト 4 5 6 は、所定長さに切断することができる。スパイナル先端 4 3 6 は、ガイドワイヤ用内腔 4 6 0 に挿入することができる。成形スパイナル先端 4 3 6 用の材料は、例えば、F E P などの高温材料とすることができる。先端アセンブリはオー
30
バーモールド成形することができる。いくつかの実施形態では、湾曲アンカーと押し出し部出口スカイプ位置の周囲には P T F E が好ましい。湾曲ワイヤ 4 6 4、及び左右の引きワイヤループ 4 6 8 は、各自の内腔に挿入することができる。図 1 3 B に示されるように、湾曲ワイヤ 4 6 4 の遠位端は、先端の周囲に巻きつけて、自身の周りで輪にすることができる。左右の引きワイヤ 4 6 8 は、先端の周囲に巻きつけることができる。

【 0 0 6 6 】

図 1 3 C に示されるように、エンドエフェクタ 4 4 4 の先端の可撓部 4 3 6 は、エラストマー材 4 7 2 でオーバーモールド成形することができる。エンドエフェクタ 4 4 4 の先端は、シリコン、S E B S、ウレタン、又はエンドエフェクタのスリーブを屈曲させるのに適したその他の材料を用いてオーバーモールド成形することができる。先端の内部は、
40
ガイドワイヤの通過を可能とするように解放することができる。一体型スパイナル先端 4 3 6 は 2 つの面の柔軟性と圧縮における剛性を許容する結果、先端が軸方向にたわまないため（高い軸方向のパネ強度）、感知により優れる装置となっている。これは、手作業の巧妙さと「感覚」が重要であるカニユーレ挿入中の利点となりうる。

【 0 0 6 7 】

注入用内腔被せ成形コアは、注入用内腔に挿入することができ、またガイドワイヤ用内腔コアは、エンドエフェクタに挿入することができる。エンドエフェクタはオーバーモールド成形 4 7 2 することができ、コアは除去して先端を屈曲させることができる。いくつかの実施形態では、引きワイヤ 4 6 8 は下層構造からいくらかの距離を置き、エラストマー 4 7 2 に装着されたままだが、遠距離エラストマー 4 7 2 を偏向させて機能を果たすこ
50

とができる。これにより、オーバーモールド成形プロセスが単純化されて、複雑な多数のコア作業を排除することができる。

【0068】

図14は、本実施形態に係る分割されたエンドエフェクタ480を示す。分割エンドエフェクタ480は、末端部分にセグメント484A~Jを含むことができる。いくつかの実施形態では、セグメントは約0.1インチ長である。セグメントは、ガイドワイヤ、張力調整ワイヤ、湾曲ワイヤ及び切断ワイヤ、及び任意で造影剤用の別個の内腔を有するようにプラスチックから成形することができる。いくつかの実施形態では、ガイドワイヤ用内腔は、セグメント481の位置合わせを向上させ、末端の染料注入のためのチャンネルを提供するポリイミド材で内張りされる。本実施形態は可撓末端部を提供する。エンドエフェクタ480の分割部分は、既知の方法によって、成形、機械加工、又は押出加工することができる。

10

【0069】

さらに別の実施形態では、エンドエフェクタは先細りのビームを備え、ビームの直径は近位端で大きく、ビームの遠位端に近づくほど小さくなる。近位端ではビームが高い曲げモーメントを受けるため、ビームは近位端でより太くなるように設計される。この設計は、エンドエフェクタ内に配置される多くの内腔、及びワイヤを必要としない出願人の医療器具の簡易な実施形態に対して実行可能である。

【0070】

図7は、図示される実施形態に係る、シャフト140内の複数の内腔を示す。多内腔シャフトは、テフロン（登録商標）で作製することができる。本実施形態では、シャフトは、ガイドワイヤ用内腔185、専用の造影剤用内腔188、第1及び第2の操舵ワイヤ用内腔192及び193、切断ワイヤ又は第3の操舵制御ワイヤ用内腔196を有する。好適な実施形態では、湾曲ワイヤ用内腔196は12時の位置にあり、操舵ワイヤ用内腔192及び193は約4時及び8時の位置に位置決めされ、造影剤用内腔188は内腔196の反対にあり、ガイドワイヤ用内腔185は中心にある。図7に示されるように、シャフトは、3時と9時の位置に2つの補強ワイヤ用内腔200をさらに含むことができる。補強ワイヤは、装置の制御ハンドルからエンドエフェクタ100の先端108まで動作を伝達する際にシャフト140を補助し、ユーザに精密な制御を維持させることができる。補強ワイヤを3時と9時の位置に向けると、装置が傾いて6時と12時の位置に曲がり、装置がスコープから出る際に執刀医は先端の向きをよりよく制御することができる。スコープの外でエンドエフェクタの配向を制御する機能は、カニユーレ挿入を簡易化する。補強ワイヤも、押出し中のシャフトの捻れを防止することができる。最後に、図7に示されるように、シャフト140はバランス内腔204を含むことができる。バランス内腔204は、他の内腔により生成されるシャフト140の圧力安定化を達成するのに使用することができる。

20

30

【0071】

本出願人の可動医療器具のいくつかの実施形態では、別個のガイドワイヤ用内腔と造影剤用内腔を、器具の遠位端の近傍地点で単独の内腔に統合することが好ましい。これを達成するため、ガイドワイヤ用内腔185と造影剤用内腔188間の内壁を切除し、2つの内腔を統合させ、造影剤がガイドワイヤ用内腔185に入り、エンドエフェクタの先端で出るようにする。統合されたガイドワイヤ/造影剤用内腔は器具の末端20~25mmに渡って走り、エンドエフェクタの先端面の破碎を最小限にとどめることができる。この構造は、エンドエフェクタの最末端部を出る統合されたガイドワイヤ/造影剤用内腔によって装置の中心軸に単独の縁部を生成することを可能とする。いくつかの実施形態では、統合するガイドワイヤ/造影剤用内腔構造は、静水学的な装置交換を強化する。

40

【0072】

いくつかの実施形態では、スタイレットは、末端の出口ポートを埋め、先端に滑らかで連続的なエッジのない表面を生成してカニユーレ挿入を簡易化するために、シャフト140のガイドワイヤ用内腔185内に使用される。1実施形態では、ポリマースタイレット

50

が採用される。別の実施形態では、前負荷ガイドワイヤが、最初のカニューレ挿入のためのスタイレットのように指標とされる。さらに別の実施形態では、針尖刀スタイレットが採用される。

【0073】

図8Aは、外科用器具、及び湾曲制御素子216を操舵して湾曲ワイヤ又は切断ワイヤ109を制御するための、回転可能な親指ループ212を有する従来技術の制御ハンドル208を示す。制御ハンドル208は電極コネクタ220、造影剤を注入する造影剤ポート224、及びガイドワイヤポート228も含む。制御ハンドル208に接続されるシャフト140があり、シャフトは湾曲構造で示される。

【0074】

図8Bは、本願発明の図示される実施形態に係る制御ハンドルアセンブリを示す。制御ハンドル232は、円形ホイールの形状の多方向制御装置236を含む、解剖学的に成型されたハンドルである。多方向制御装置236を執刀医の右側に回転させると、装置のエンドエフェクタ100の先端108は右に移動する。多方向制御装置236を執刀医の左側に回転させると、装置のエンドエフェクタ100の先端108は左に移動する。図8Bに示されるように、制御ハンドルアセンブリ232は、円形ホイールの形状を取ることのできる湾曲/切断制御装置240も含むことができる。湾曲/切断ホイール240を近心方向に回転させると、湾曲/切断ワイヤ109が緊張し、装置は切断面で湾曲する。いくつかの実施形態では、多方向制御装置236、及び湾曲/切断ホイール240は、使用の際の牽引力を高めるために被覆される。

【0075】

制御ハンドルアセンブリは、ハンドルアセンブリの近位端で指輪244も含むことができる。指輪は、執刀医の手に装置をとどめるためのアンカー又は地点となりうる。

【0076】

制御ハンドル232は、制動制御装置248も含むことができる。1実施形態では、制動制御装置248は、執刀医の所望に応じて切り替えられるプッシュダウンボタンの形状である。執刀医がボタンを押して制動制御装置248を始動すれば、湾曲制御ワイヤ109を始動することができ、エンドエフェクタ100は配置された位置にとどまる。また、制動制御の特徴は、常にオンとされる一定制御とすることもできる。いくつかの実施形態では、ハンドルは、制動制御を始動及び停止させる摩擦制御パッドを有することができる。

【0077】

図8Cは、制御ハンドル252の別の実施形態を示す。本実施形態では、指輪244は制御ハンドルの下に配置することができ、造影剤ポート224は制御ハンドルの下に配置することができる。

【0078】

図8Dは、多方向制御装置236が制御ハンドルの近位端に位置する別の制御ハンドル256を示す。いくつかの実施形態では、多方向制御装置は制御ワイヤのワイヤ張力を分断するようにユーザが操作することのできるジョイスティックである。ハンドルアセンブリは、湾曲ワイヤ109に張力を印加するのに操作可能な摺動部を含むことができる。いくつかの実施形態では、内視鏡の昇降機は約110度の上昇を与えるのに使用される。

【0079】

図9Aは、発泡パッド257が、器具の「制動」のために多方向制御装置236の制御面といかにして相互作用するかを示す。発泡パッド257は多方向制御装置236に摩擦力を印加することができる。いくつかの実施形態では、発泡パッド257によってかけられた摩擦力が、ユーザによって多方向制御装置236に回転力がかけられない限り、装置の動作を「制動」又は制止する。いくつかの実施形態では、発泡パッド257はシリコン系又はウレタン系発泡体でできている。発泡パッドは、開放気泡発泡体又は独立気泡発泡体とすることができる。いくつかの実施形態では、発泡体は、時間と共に固まらない低圧縮硬化発泡体でできている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

いくつかの実施形態では、一連の歯車 2 5 8 及び 2 5 9 が、湾曲ワイヤを制御するのに使用できる。歯車 2 5 9 の歯を除去し、湾曲ワイヤの制御用「中立位置」を提供することもできる。これにより、装置をコイル状にして先端に過負荷をかけずに梱包できる。「中埋め」の歯車のプロファイルは精密な湾曲制限を提供する。このため、ユーザが湾曲ワイヤ 1 0 9 を過度に作動させることによって装置を破断したり捻ったりすることを防止できる。

【 0 0 8 1 】

図 9 B は、別の図示される実施形態により、発泡パッド 2 5 7 '、及び 2 5 7 " が多方向制御装置 2 3 6、及び湾曲 / 切断制御装置 2 4 0 とどのように相互作用可能かを示す。発泡パッド 2 5 7 '、及び 2 5 7 " は、ハンドル制御装置に制動動作を付与することができる。これにより、ユーザは、1 つの制御装置から別の制御装置に移動するときでも、装置を好適な位置に維持させることができる。ユーザが多方向制御 2 3 6 又は湾曲制御装置 2 4 0 に力をかけなければ、装置はその位置にとどまる。いくつかの実施形態では、制御ワイヤ 1 5 2 は、独立した制御ワイヤの代わりに制御ワイヤループとすることができる。

【 0 0 8 2 】

図 9 B に示されるように、操舵制御ワイヤ 1 5 2 は、「ドラムリング歯車」2 6 0 を用いて始動することができる。いくつかの実施形態では、ユーザが多方向制御装置 2 3 6 に力を加えると、操舵制御ワイヤ 1 5 2 を操作するドラムリング歯車 2 6 0 を始動させる歯車 2 6 1 が始動する。ドラムリング歯車 2 6 0 は 1 8 0 度回転することができ、張力制御システムとして働く。ドラムが第 1 の方向に回転すると、一方の操舵制御ワイヤが緊張し、他方の操舵制御ワイヤが弛緩する。いくつかの実施形態では、ローラピン 2 6 2 が、ドラムリング歯車 2 6 0 から制御操舵ワイヤを誘導するように配置される。いくつかの実施形態では、固定ピンが使用される。

【 0 0 8 3 】

図 1 0 A は、操舵制御ワイヤ 1 5 2 をいかにして制御ハンドルに装着できるかを示す。本実施形態では、多方向制御装置 2 3 6 は、滑車付きの傘歯車を使用して制御ワイヤを始動する。ユーザは、第 2 の歯車 2 6 4 と係合する第 1 の歯車 2 6 3 に接続される第 1 の方向に多方向制御装置 2 3 6 を回転させることができる。第 2 の歯車は、制御ワイヤ 1 5 2 を操作する滑車 2 6 8 を含むことができる。

【 0 0 8 4 】

図 1 0 B は、左の制御ワイヤ 1 5 2 ' 及び右の制御ワイヤ 1 5 2 " を操作する 2 重螺旋構造の使用を示す。この図では、多方向制御装置 2 3 6 はスパイナルカムシャフト 2 7 2 に接続される。スパイナルカムシャフト 2 7 2 は、制御ワイヤ 1 5 2 ' 及び 1 5 2 " を始動する 2 つのキャリア 2 7 6 に接続することができる。ユーザは、スパイナルカムシャフト 2 7 2 を回転させることのできる多方向制御装置 2 3 6 を回転させることができる。キャリア 2 7 6 は、スパイナルカムシャフト 2 7 2 のトラック 2 8 0 を追って、制御ワイヤ 1 5 2 '、及び 1 5 2 " を操作することができる。

【 0 0 8 5 】

図 1 0 C は、図示される実施形態に係る、制御ワイヤ 1 5 2 '、及び 1 5 2 " を始動するために使用される 2 重親ネジを示す。多方向制御装置 2 3 6 は、2 つの親ネジ 2 8 8 に接続可能な平歯車 2 8 4 に接続される。制御ワイヤ 1 5 2 を始動するキャリア 2 9 2 は、親ネジ 2 8 8 に装着することができる。ユーザは、平歯車 2 8 4 を回転させることのできる多方向制御装置 2 3 6 を回転させて、親ネジ 2 8 8 を回転させることができる。キャリア 2 9 2 は、制御ワイヤ 1 5 2 を操作する親ネジ 2 8 8 の長手方向軸に沿って移動することができる。いくつかの実施形態では、機械的留め具がシャフト上に置かれ、機構は遮断を必要としない。

【 0 0 8 6 】

図 1 0 D は、図示される実施形態に係る数珠状チェーン機構を示す。多方向制御装置 2 3 6 は、スプロケット 3 0 0 に係合するスプロケットドライバに装着される。ユーザが多

10

20

30

40

50

方向制御装置 236 を回転させると、装置は、数珠状チェーン 304 を始動するスプロケット 300 と数珠状チェーン 304 に装着する制御ワイヤ 152'、及び 152" とに係合することができる。ガイドレール 308 は、数珠状チェーン 304 を制御するのに使用することができる。

【0087】

図 10E は、図示の実施形態において、制御ワイヤ 152' 及び 152" の操作に用いられる傘歯車を示す。多方向制御装置 236 を回転させると、マイタ歯車 312 と複数の平歯車 316 及び 317 を係合し、平歯車 316 の運動は、制御ワイヤ 152' 及び 152" に装着されるラック 320 の運動を引き起こす。いくつかの実施形態では、機械的留め部をラック 320 のトラックに配置することができる。

10

【0088】

図 10F ~ 10H は、図示の実施形態において、制御ワイヤ 152' 及び 152" の操作に用いる「半平」歯車を示し、歯車の歯のうちいくつかが取り外されている。制御の際、該機構は第 1 及び第 2 の方向の明確な区別を可能とし、中立 / 休止位置も有する。図 10F に示されるように、半平歯車 316' が第 1 の方向に回転すると、第 1 の制御ワイヤ 152' を第 1 の方向に操作することができ、第 2 の制御ワイヤ 152" は自由に移動できる。図 10G に示されるように、半平歯車 316' の構造は中立位置を可能とする。図 10H は、第 2 の方向に回転することで、第 2 の制御ワイヤ 152" が第 2 の方向に操作されて第 1 の制御ワイヤ 152' が自由に移動できる半平歯車 316' を示す。

【0089】

20

図 10I は、制御ワイヤ 152' 及び 152" を操作する正面カム機構の使用を示す。この図では、多方向制御装置 236 は、フォロア 328 及び 328' とフォロアバネ 332 及び 332' を有する正面カム 324 に接続される。最初の位置（中立）では、フォロア 328 及び 328' は、カム 324 の中心線の上方で一直線に並べることができる。その大きさは、制御ワイヤ 152 の必要な前方への直線移動によって画定されて、先端の動作とカム面の角度を許容することができる。カム面が一方のフォロア 328 を後方へ駆動すると、他方のフォロア 328' は制御された量だけ前方へ追い、正面カムの滞留面 336 に入ることができる。該システムは、制御ワイヤ 152'、及び 152" の延長から生じるたるみの増加を防止することができる。

【0090】

30

図 15 は、図示される実施形態に係る、可動外科用器具の製造ステップを示す。内部スライブ 488 は、カテーテルなどの多内腔シャフトの遠位端で実行することができる。シャフトは、切断ワイヤが出るべき場所を示す 492 とマーク付けすることができる。シャフトの近位面及び遠位面は、制御ハンドル及びエンドエフェクタにそれぞれ装着するための準備 496 を行うことができる。いくつかの実施形態では、表面はプラズマ、コロナ、又はエッチング手順を用いて処理される。カウンタボア 500 は、ガイドワイヤポート、及び造影剤ポート 504 を作製するために使用することができる。絶縁制御操舵ワイヤ、及び湾曲ワイヤ 508 はシャフト 512 と一体化させることができる。

【0091】

40

エンドエフェクタの屈曲管は、先端スリーブと一体化可能な屈曲部 516 と一体化させることができる。エンドエフェクタの先端は被覆 520 を行うことができる。次に、エンドエフェクタと可撓管は、接着材を使用して一体化させることができる。その後、湾曲ワイヤ、及び操舵制御ワイヤなどの内側ワイヤを使用することによって、プレカーブをシャフト 524 に機械的に形成することができる。いくつかの実施形態では、プレカーブは少なくとも 2 つのワイヤを含む。

【0092】

制御ハンドルの部品は、制御ハンドル 532 に組み立てることができる遊び歯車、湾曲ワイヤノブ、ラック、及び多方向制御装置 528 を含む。いくつかの実施形態では、制御ハンドルの制御装置は、ユーザが手で装置を引っ張る際にその牽引力を高めるために被覆される。制御ハンドルの制御装置はウレタンで被覆することができる。いくつかの実施形

50

態では、制御装置は、被覆されない半剛体ＴＰＥ製である。制御ハンドルは、エンドエフェクタと一体化されているシャフトに組み込むことができる。いくつかの実施形態では、装置は使用５３６前に殺菌される。

【００９３】

上述したように、可動医療器具は末端の出口ポートを有する視認スコープを用いて、患者の体内に配置することができる。スコープは、患者の生体構造内で誘導され、患者の体内の所望部位に近接又は隣接して配置することができる。可動医療器具はスコープに挿入し、器具の遠位端がスコープの末端の出口ポートから突出するまで前進させることができる。器具の遠位端は、少なくとも１つの操舵制御ワイヤに張力を与えることによって操舵することができる。

10

【００９４】

可動医療器具は、患者のファーター乳頭部にカニユーレを挿入するためにも使用することができる。可撓内視鏡は、上述したように可動医療器具と共に使用することができる。内視鏡は、末端の出口ポートがファーター乳頭部の近傍にある、又は隣接するように、患者の生体構造内で誘導され位置決めすることができる。可動医療器具は内視鏡に挿入され、器具の遠位端が内視鏡の出口ポートから突出するまで前進させることができる。器具は乳頭に入りカニユーレを挿入するようにさらに前進、及び操舵され、操舵は少なくとも１つの操舵制御ワイヤに張力を与えることによって達成される。

【００９５】

本発明は、特定して図示し、具体的な図示される実施形態を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱せずに形状、及び細部の様々な変更を行うことができると理解すべきである。

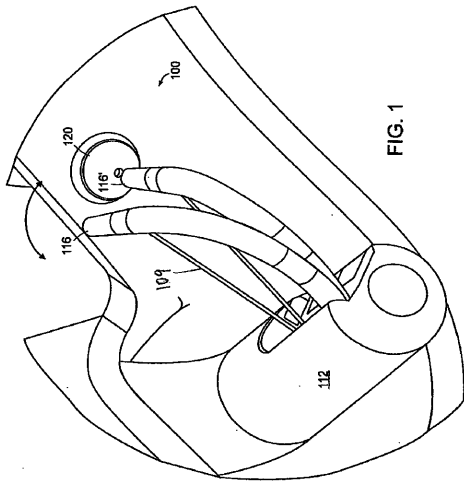
20

【符号の説明】

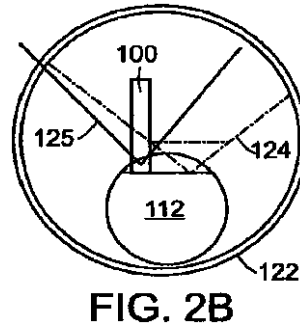
【００９６】

１００・・・エンドエフェクタ，１０９・・・切断ワイヤ，１１２・・・内視鏡，１２０・・・乳頭，１３６・・・稼働医療器具，１４０・・・シャフト，１４４・・・制御ハンドル，２０８・・・制御ハンドル，２３２・・・制御ハンドル，２５２・・・制御ハンドル，４３６・・・一体型スパイナル先端，４８０・・・分割エンドエフェクタ。

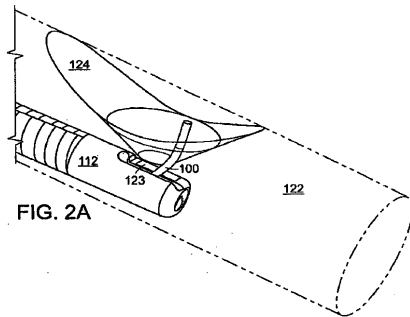
【図 1】



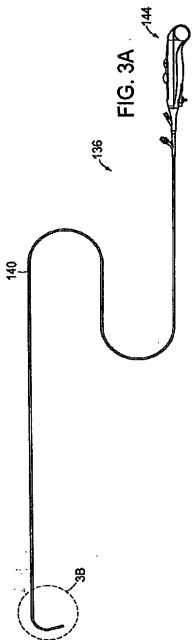
【図 2 B】



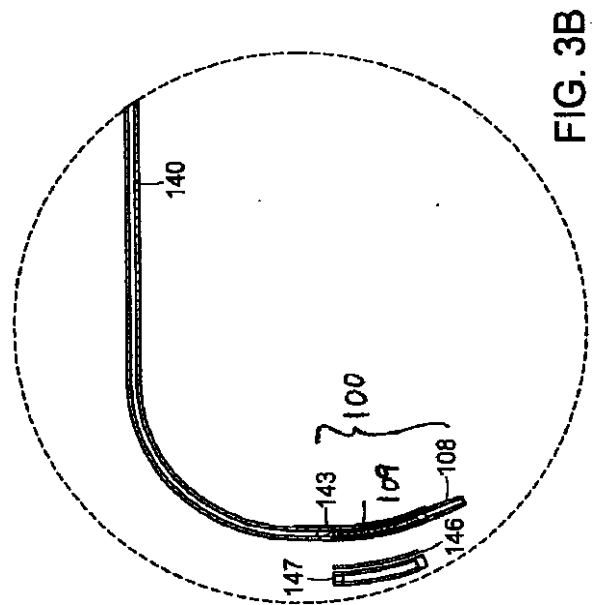
【図 2 A】



【図 3 A】



【図 3 B】



【図 3 C】

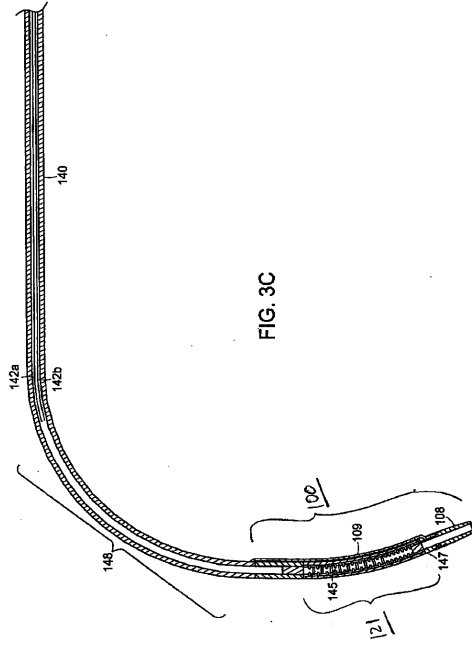


FIG. 3C

【図 4 A】

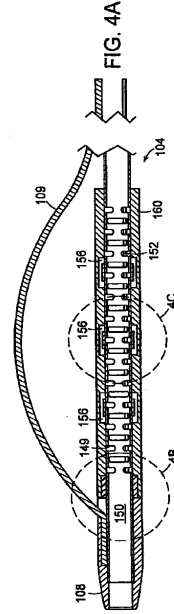


FIG. 4A

【図 4 B】

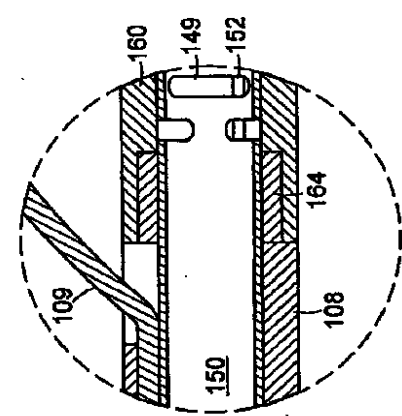


FIG. 4B

【図 4 C】

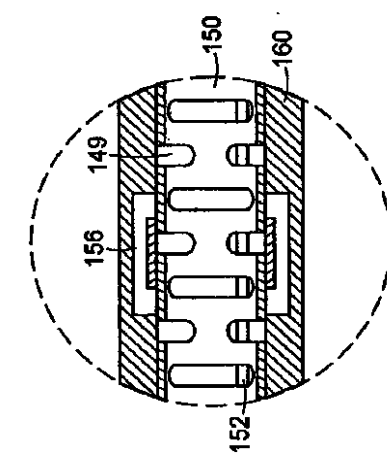
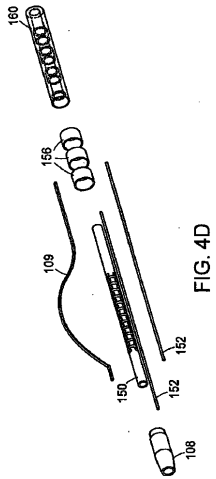
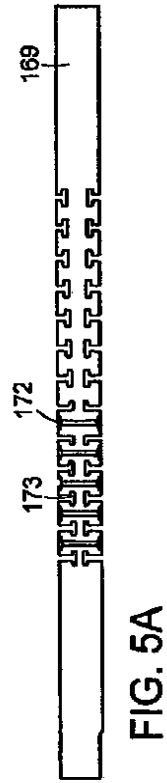


FIG. 4C

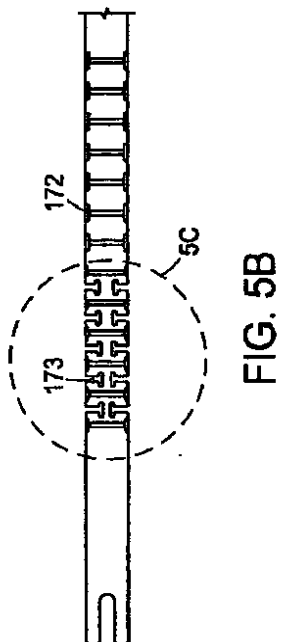
【 図 4 D 】



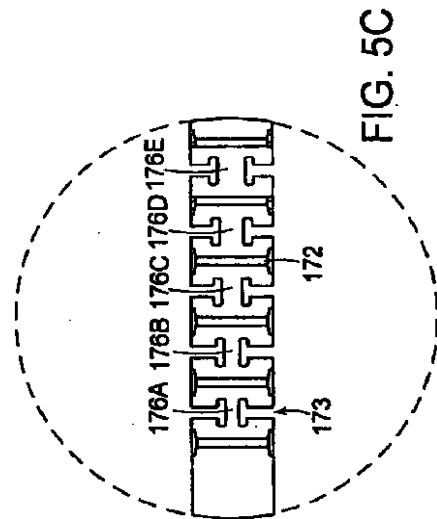
【 図 5 A 】



【 図 5 B 】



【 図 5 C 】



【 図 6 A 】

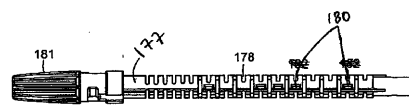


FIG. 6A

【 図 6 B 】

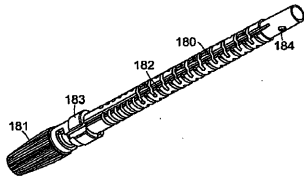


FIG. 6B

【 図 7 】

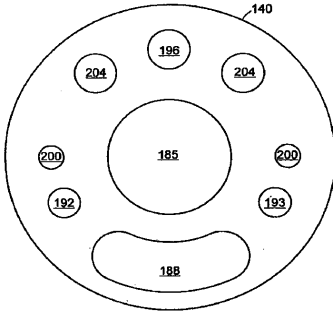


FIG. 7

【 図 8 B 】

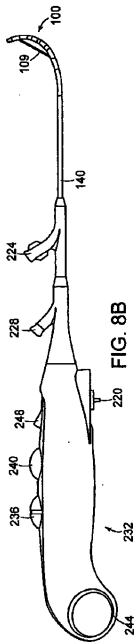
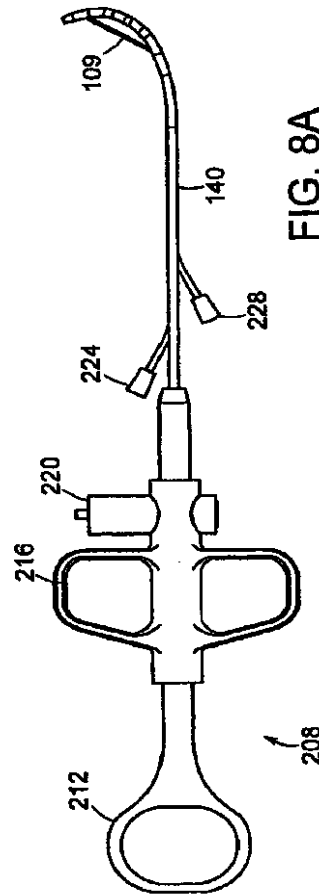


FIG. 8B

【 図 8 A 】

FIG. 8A
PRIOR ART

【 図 8 C 】

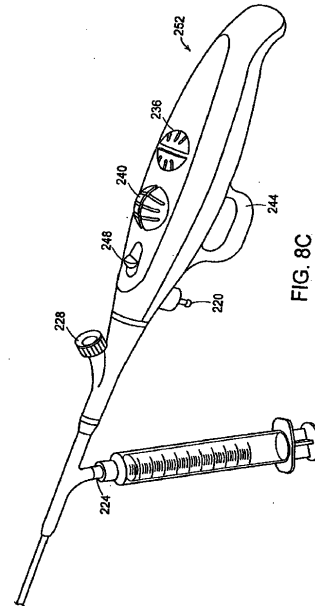


FIG. 8C

【図 8 D】

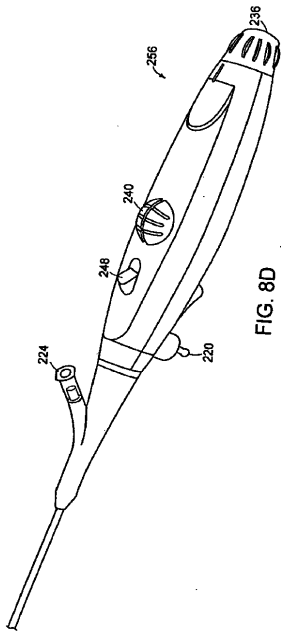


FIG. 8D

【図 9 A】

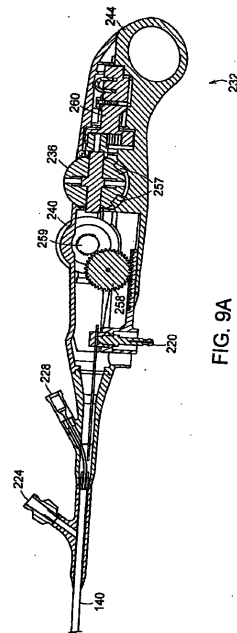


FIG. 9A

【図 9 B】

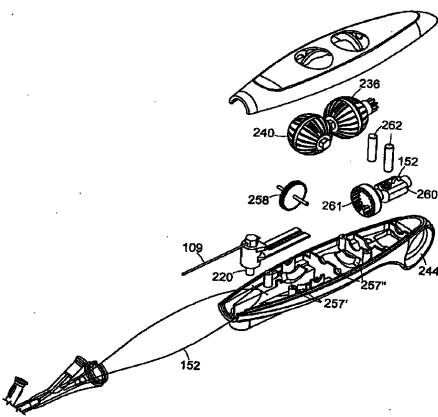


FIG. 9B

【図 10 A】

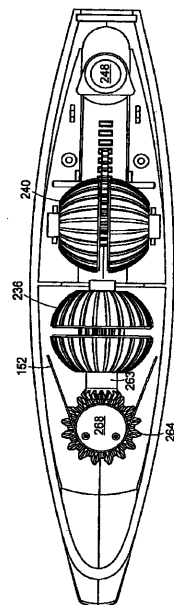
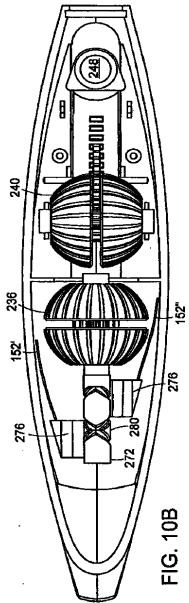
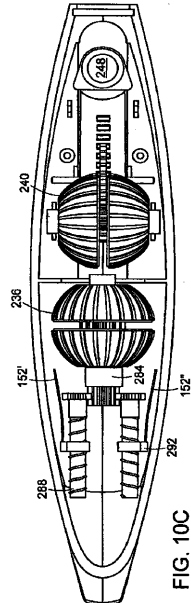


FIG. 10A

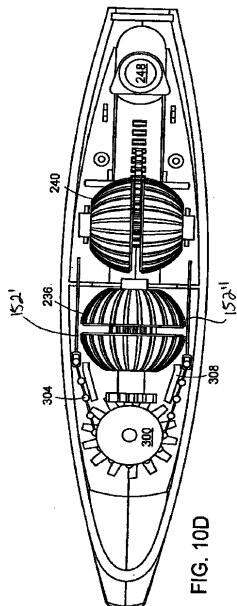
【図 10B】



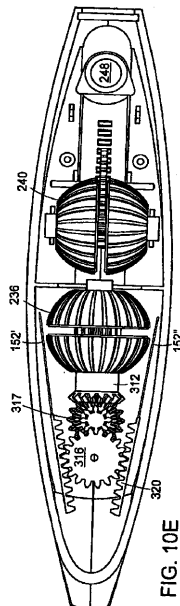
【図 10C】



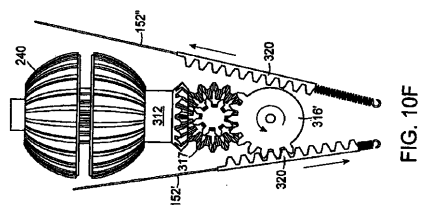
【図 10D】



【図 10E】



【図 10F】



【図 10 G】

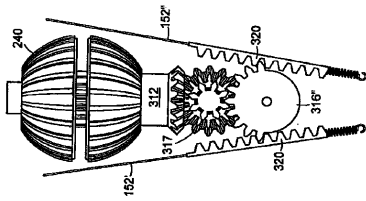


FIG. 10G

【図 10 H】

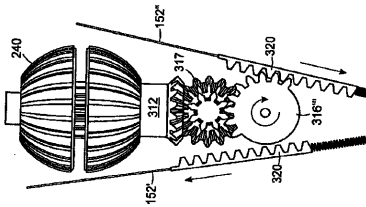


FIG. 10H

【図 10 I】

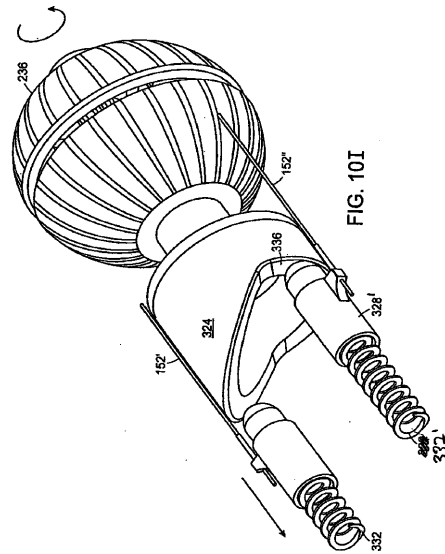


FIG. 10I

【図 11 A】

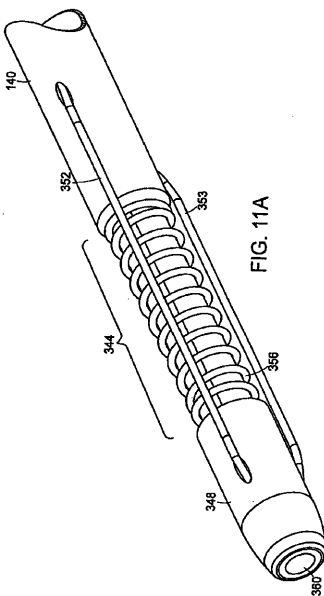


FIG. 11A

【図 11 B】

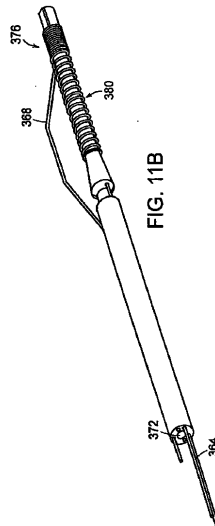
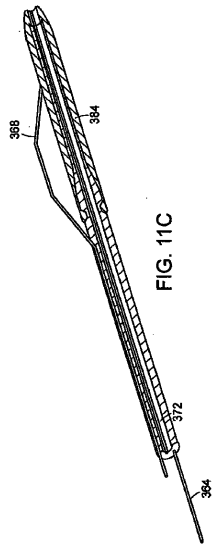
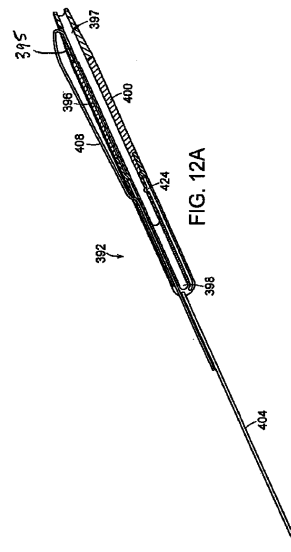


FIG. 11B

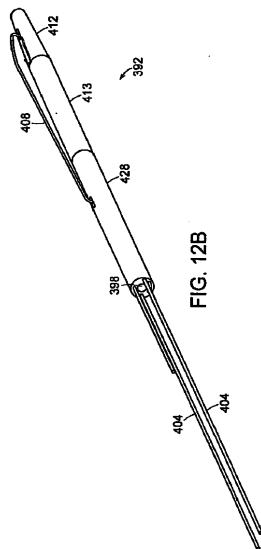
【図 1 1 C】



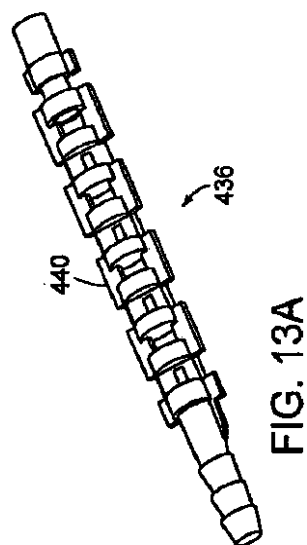
【図 1 2 A】



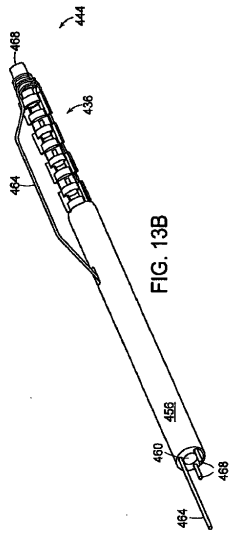
【図 1 2 B】



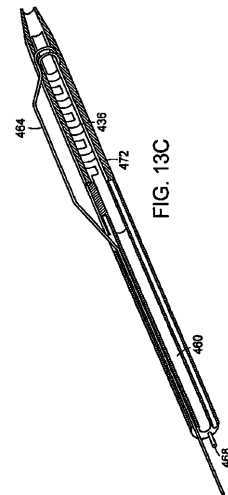
【図 1 3 A】



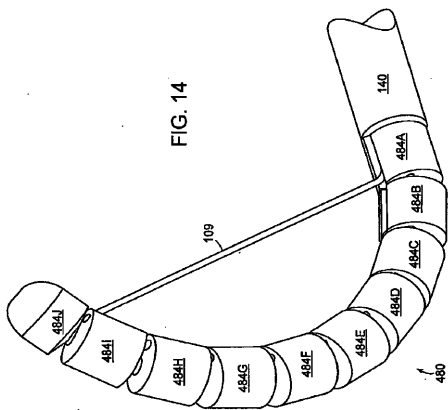
【 図 1 3 B 】



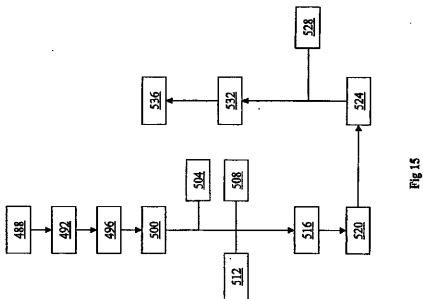
【 図 1 3 C 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/012067

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61M25/01 A61B17/00 A61B10/00 A61B18/14 A61M25/00		
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) A61B A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97/12557 A (KELLEHER BRIAN S [US]) 10 April 1997 (1997-04-10)	1-7, 9, 12, 13, 17, 21, 25, 28, 29, 41-44, 46, 49-54
Y	page 18, line 7 - page 30, line 4; figures 1-35 ----- -/-	8, 45
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document 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 18 October 2007		Date of mailing of the international search report 26/10/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Jameson, Patricia

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/012067

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2005/123169 A (APPLIED MED RESOURCES [US]; DEMARCHI THOMAS [US]; SAKAKINE GHASSAN [US] 29 December 2005 (2005-12-29) page 15, line 1 - page 16, line 32; figures 9-13	1,4-7, 9-12,19, 20,28, 30-33, 40-44, 46-54
Y	page 18, line 18 - page 20, line 27; figures 27-33 page 25, line 24 - page 30, line 13; figures 48-51	14
X	US 2005/070844 A1 (CHOW MINA [US] ET AL) 31 March 2005 (2005-03-31)	1,4-7,9, 12,13, 15, 19-21, 23-25, 28, 30-33, 41-44, 46,49-54
Y	paragraph [0069] - paragraph [0114]; figures 1-12 paragraph [0172] - paragraph [0193]; figures 24-30d	16,26, 27,37-39
X	US 2005/273085 A1 (HINMAN CAMERON D [US] ET AL) 8 December 2005 (2005-12-08)	1-6,9, 10,12, 13,17, 18,20, 21,28, 29,34, 36, 40-43, 46,47, 49-51, 53,54
Y	paragraph [0028] - paragraph [0071]; figures 1-16b	35
X	US 2005/273084 A1 (HINMAN CAMERON D [US] ET AL) 8 December 2005 (2005-12-08) paragraph [0045] - paragraph [0088]; figures 1-23b ----- -/--	1-4,6, 13,17, 18,21, 22,28, 29, 40-43, 46,50, 51,53,54

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No
 PCT/US2007/012067

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 450 948 B1 (MATSUURA DAVID G [US] ET AL) 17 September 2002 (2002-09-17) column 2, line 54 - column 10, line 16; figures 1-10	1,4-6,9, 10,12, 13,25, 28, 41-44, 46,49-54
P,X	EP 1 690 564 A (BIOSENSE WEBSTER [US]) 16 August 2006 (2006-08-16) the whole document	1,4,5, 12,17, 28, 30-33, 36,41, 42,49
X	US 5 042 707 A (TAHERI SYDE A [US]) 27 August 1991 (1991-08-27) abstract; figures 1-12	1,4-7,9, 12,21, 22, 41-44, 46,49
A	WO 99/11313 A (ALCON LAB INC [US]) 11 March 1999 (1999-03-11)	1,4-7, 9-11
X	abstract; figures 1-9	41-44, 46-48
A	WO 02/062540 A (SARCOS LC [US]) 15 August 2002 (2002-08-15)	1,4,6,7, 9,10,12, 41-44, 46,47,49
Y	page 7, line 30 - page 9, line 22; figure 2	8,45
A	US 2003/208219 A1 (AZNOIAN HAROLD M [US] ET AL) 6 November 2003 (2003-11-06) cited in the application	1,24-26, 34,36, 41,50
Y	the whole document	16,35
A	US 6 263 224 B1 (WEST SCOTT H [US]) 17 July 2001 (2001-07-17)	1
Y	column 3, line 8 - column 6, line 37, paragraph 1-10	37,38
A	US 2005/096590 A1 (GULLICKSON GEORGE [US] ET AL) 5 May 2005 (2005-05-05) paragraph [0044]	1,37,38, 40
Y	abstract	39
Y	EP 0 515 119 A1 (SCIMED LIFE SYSTEMS INC [US]) 25 November 1992 (1992-11-25) figure 1	26,27
	-/-	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/012067

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4 596 548 A (DEVRIES JAMES H [US] ET AL) 24 June 1986 (1986-06-24) abstract; figures 1-8 -----	14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2007/012067**Box 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.: 55, 56
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box 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 fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
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.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2007/012067

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9712557	A	10-04-1997	AU 7255896 A	28-04-1997
WO 2005123169	A	29-12-2005	AU 2005254572 A1	29-12-2005
			CA 2569378 A1	29-12-2005
			EP 1755724 A1	28-02-2007
US 2005070844	A1	31-03-2005	EP 1673129 A2	28-06-2006
			JP 2007507294 T	29-03-2007
			WO 2005032637 A2	14-04-2005
US 2005273085	A1	08-12-2005	EP 1768542 A2	04-04-2007
			WO 2005120326 A2	22-12-2005
US 2005273084	A1	08-12-2005	EP 1768543 A2	04-04-2007
			WO 2005120327 A2	22-12-2005
US 6450948	B1	17-09-2002	NONE	
EP 1690564	A	16-08-2006	JP 2006255401 A	28-09-2006
			US 2006184106 A1	17-08-2006
US 5042707	A	27-08-1991	NONE	
WO 9911313	A	11-03-1999	AU 8764998 A	22-03-1999
WO 02062540	A	15-08-2002	AU 2002246775 A1	19-08-2002
US 2003208219	A1	06-11-2003	NONE	
US 6263224	B1	17-07-2001	NONE	
US 2005096590	A1	05-05-2005	NONE	
EP 0515119	A1	25-11-1992	CA 2068450 A1	24-11-1992
			DE 69212387 D1	29-08-1996
			DE 69212387 T2	20-02-1997
			JP 3202062 B2	27-08-2001
			JP 5154204 A	22-06-1993
			US 6066100 A	23-05-2000
			US 5219335 A	15-06-1993
US 4596548	A	24-06-1986	NONE	

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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 マストリ, ドミニク, エル.

アメリカ合衆国 コネティカット州 06606,ブリッジポート,ケンブリッジ ストリート
302

(72)発明者 エイブラムズ, マイケル, イー.

アメリカ合衆国 コネティカット州 06515,ニューヘブン,バーネット ストリート 8
7

(72)発明者 ギャンバレ, リッチ

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01879-2056,チングズバロ,ダンスタブル ロ
ード 382

(72)発明者 ラジウナス, ジェフリー

アメリカ合衆国 コネティカット州 06492-2547,ウォリンフォード,ダーハム ロー
ード 1125

(72)発明者 グリーン, ロナルド, エル.

アメリカ合衆国 コネティカット州 06801-2328,ベスル,ベスページ ドライブ 3
8

(72)発明者 フェレイラ, ダニアル

アメリカ合衆国 コネティカット州 06461,ミルフォード,ザイオン ヒル ロード 14
5

Fターム(参考) 4C061 GG15

4C160 CC11 EE28 FF19 GG22 GG32 KK03 KK18 NN07 NN12 NN13
NN14

专利名称(译)	可移动医疗器械		
公开(公告)号	JP2009537280A	公开(公告)日	2009-10-29
申请号	JP2009512076	申请日	2007-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	体质医学结束斯阔挑科技公司		
申请(专利权)人(译)	演唱结束スコア抜片技術インコーポレーテッド地中海		
[标]发明人	レミゼウスキースタン マストリドミニクエル エイブラムズマイケルイー ギャンバレリッチ ラジウナスジェフリー グリーンロナルドエル フェレイラダニアル		
发明人	レミゼウスキー,スタン マストリ,ドミニク,エル. エイブラムズ,マイケル,イー. ギャンバレ,リッチ ラジウナス,ジェフリー グリーン,ロナルド,エル. フェレイラ,ダニアル		
IPC分类号	A61B17/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B17/32056 A61B1/0052 A61B1/0055 A61B1/0057 A61B17/00 A61B18/1492 A61B2017/003 A61B2017/00323 A61B2017/00867 A61B2018/00482 A61B2018/00494 A61B2018/00595 A61B2018/ /1407 A61B2018/144 A61M25/0029 A61M25/0136 A61M25/0138 A61M25/0147 A61M2025/0036 A61M2025/004 A61M2025/0163		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C061/GG15 4C160/CC11 4C160/EE28 4C160/FF19 4C160/GG22 4C160/GG32 4C160/KK03 4C160/ /KK18 4C160/NN07 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14		
优先权	60/801705 2006-05-19 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：许多诊断和治疗程序是在手术治疗后通过开放性伤口使用观察范围（例如内窥镜或腹腔镜）和导管装置以较少侵入性的方式进行的。— 移动医疗装置（136）具有控制手柄（144），轴（140），转向控制线和位于轴远端的末端执行器（100）。末端执行器设计用于沿着末端执行器的长度分布弯矩的应力和张力的，起源于仪器的远端，实现可重复和精确的运动控制它是一个单独的组件。末端执行器可以定制用于医疗用途。例如，末端执行器可包括夹持装置，切割装置，圈套器，标本取出装置或伤口闭合装置（例如订书机）。

