

(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2005-527253

(P2005-527253A)

(43) 公表日 平成17年9月15日(2005.9.15)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/00

G02B 23/24

F I

A61B 1/00

G02B 23/24

310H

A

テーマコード (参考)

2H040

4C061

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2003-533764 (P2003-533764)
 (86) (22) 出願日 平成14年10月4日 (2002. 10. 4)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月7日 (2004. 6. 7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/033326
 (87) 国際公開番号 W02003/030727
 (87) 国際公開日 平成15年4月17日 (2003. 4. 17)
 (31) 優先権主張番号 09/971, 419
 (32) 優先日 平成13年10月5日 (2001. 10. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

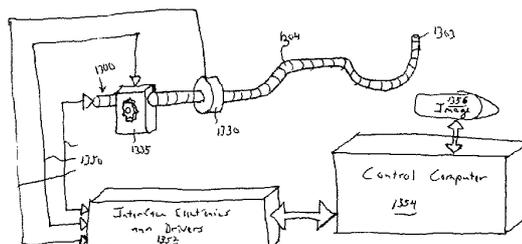
(71) 出願人 500022410
 ポストン サイエントフィック リミテッド
 バルバドス セイント マイケル, ベイ
 ストリート (番地なし), プッシュ
 ヒル, ザ コーポレート センター
 (74) 代理人 100067736
 弁理士 小池 晃
 (74) 代理人 100086335
 弁理士 田村 榮一
 (74) 代理人 100096677
 弁理士 伊賀 誠司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自動操縦内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡は、内腔への挿入に適合する細長い形状を有する内視鏡本体と、内視鏡本体に関連付けられ、内視鏡本体が挿入される内腔の自然な向きを反映する所望の向きに内視鏡本体を向けるよう制御可能な複数の電気制御アクチュエータとを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内腔への挿入に適合する細長い形状を有する内視鏡本体と、
上記内視鏡本体に関連付けられ、該内視鏡本体が挿入される内腔の自然な向きを反映する所望の向きに該内視鏡本体を向けるよう制御可能な複数の電気制御アクチュエータとを備える内視鏡。

【請求項 2】

上記内視鏡本体の先端部に配設され、上記内視鏡本体が挿入される内腔の自然な向きを感知する感知装置を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3】

上記内視鏡本体は、該内視鏡本体が上記内腔内を進入するにつれて、該内腔の自然な向きに従った向きを維持することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

10

【請求項 4】

上記アクチュエータは、上記内視鏡本体の長手方向に沿った複数の位置のそれぞれにおいて、該内視鏡本体の 3 次元空間における所望の曲率を実現するよう制御可能であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 5】

上記感知装置は、光学系装置であることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡。

【請求項 6】

上記光学系装置は、光源及びカメラを備えることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡。

20

【請求項 7】

洗浄管及びガス注入管を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 8】

上記内視鏡本体は、手作業で進入されることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 9】

駆動アルゴリズムに基づいて、上記内腔内に上記内視鏡本体を進入させる駆動機構を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 10】

深さゲージを更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 11】

線形変位変換器を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

30

【請求項 12】

複数の歪みゲージを更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 13】

上記電気制御アクチュエータは、電場応答性ポリマアクチュエータであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 14】

上記電場応答性ポリマアクチュエータは、ポリアニリン、ポリピロール及びポリアセチレンからなるグループから選択される電場応答性ポリマを含むことを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡。

40

【請求項 15】

上記電場応答性ポリマは、ポリピロールであることを特徴とする請求項 14 記載の内視鏡。

【請求項 16】

上記内視鏡本体の外表面に配設された潤滑層を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 17】

上記内視鏡本体は、該内視鏡本体を長手方向の軸に沿った形状に復帰させる付勢力を有し、上記アクチュエータが収縮状態になると、この形状から変位することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 18】

50

複数の構造的要素を備え、上記付勢力は、該構造的要素間に配設された複数のバネによって実現されることを特徴とする請求項 17 記載の内視鏡。

【請求項 19】

複数の構造的要素を備え、上記付勢力は、該構造的要素上に配設された弾性カバーによって実現されることを特徴とする請求項 17 記載の内視鏡。

【請求項 20】

複数の構造的要素を備え、上記付勢力は、該構造的要素によって実現されることを特徴とする請求項 17 記載の内視鏡。

【請求項 21】

上記電場応答性ポリマアクチュエータは、一对の構造的要素間に設けられていることを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡。 10

【請求項 22】

(a) 少なくとも 1 つの金属繊維を有する目の粗い網、(b) 結合可能なセグメントを相互接続した網、(c) 1 以上の金属繊維を有する螺旋状構造、(d) パターン化された管状のシートからなるグループから選択される構造的要素を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 23】

上記構造的要素は、一連の短い管を有する構造的要素を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 24】

上記電場応答性ポリマアクチュエータは、少なくとも 1 つのシート上に配設され、該シートは丸められてアクチュエータ管を形成することを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡。 20

【請求項 25】

複数の管状の構造的要素を備え、上記アクチュエータ管は、該管状の構造的要素の外側又は内側に配設されていることを特徴とする請求項 24 記載の内視鏡。

【請求項 26】

(a) 少なくとも 1 つの編まれた、織られた又は組まれた金属繊維を有する目の粗い網、(b) 結合可能なセグメントを相互接続した網、(c) 1 以上の金属繊維を有する螺旋状構造、(d) パターン化された管状のシートからなるグループから選択される構造的要素を更に備える請求項 25 記載の内視鏡。 30

【請求項 27】

複数の構造的要素を備え、該構造的要素は、少なくとも 1 つのシート上に配設され、該シートは丸められてアクチュエータ管を形成することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 28】

上記少なくとも 1 つのシート上に配設された複数の歪みゲージ及び及びアクチュエータを備える請求項 27 記載の内視鏡。

【請求項 29】

上記アクチュエータのそれぞれは、個々のケーブルを介して制御装置に接続されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。 40

【請求項 30】

上記アクチュエータのそれぞれは、多重化されたケーブルを介して制御装置に接続されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 31】

上記アクチュエータのそれぞれは、1 以上のフレキシブルシート上に印刷された相互接続線を介して制御装置に接続されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 32】

画像誘導に基づいて操作されるマニュアル操縦装置を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3 3】

内腔中心位置決めアルゴリズムを有する自動又は半自動操縦装置を更に備える請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3 4】

上記内視鏡本体は、リードモジュールと、複数の後続するモジュールとを備え、該リードモジュールが先に通過した位置に後続するモジュールが到達すると、該後続するモジュールのアクチュエータは、該後続するモジュールがその位置に対応する深さにおけるリードモジュールの向きに対応するように制御されることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3 5】

上記位置に関するデータは、深さゲージ又は線形変位モジュールによって提供されることを特徴とする請求項 3 4 記載の内視鏡。

10

【請求項 3 6】

上記リードモジュールの向きに関するデータは、該リードモジュール内の歪みゲージによって提供されることを特徴とする請求項 3 4 記載の内視鏡。

【請求項 3 7】

上記内腔は、腸管の内腔であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3 8】

請求項 1 記載の内視鏡を準備するステップと、

上記アクチュエータを制御して、上記内視鏡本体を上記所望の向きに向けながら、上記内視鏡を生体内腔内に進入させるステップとを有する内視鏡処置方法。

20

【請求項 3 9】

請求項 2 記載の内視鏡を準備するステップと、

上記アクチュエータを制御して、上記内視鏡本体を上記所望の向きに向けながら、上記内視鏡を生体内腔内に進入させるステップとを有する内視鏡処置方法。

【請求項 4 0】

請求項 1 3 記載の内視鏡を準備するステップと、

上記アクチュエータを制御して、上記内視鏡本体を上記所望の向きに向けながら、上記内視鏡を生体内腔内に進入させるステップとを有する内視鏡処置方法。

【請求項 4 1】

請求項 2 2 記載の内視鏡を準備するステップと、

上記アクチュエータを制御して、上記内視鏡本体を上記所望の向きに向けながら、上記内視鏡を生体内腔内に進入させるステップとを有する内視鏡処置方法。

30

【請求項 4 2】

請求項 3 3 記載の内視鏡を準備するステップと、

上記アクチュエータを制御して、上記内視鏡本体を上記所望の向きに向けながら、上記内視鏡を生体内腔内に進入させるステップとを有する内視鏡処置方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、自動操縦内視鏡に関し、詳しくは内視鏡本体の 3 次元形状を制御できる自動操縦内視鏡に関する。

40

【背景技術】

【0 0 0 2】

診断内視鏡検査は、米国及び他の国において広く用いられている検査であり、おそらく、介入的心臓治療 (interventional cardiology) に次ぐ、病院における第 2 の収入源となっている。

【0 0 0 3】

従来の内視鏡検査は、多くの場合、内部のテンションワイヤによって操縦される柔軟な内視鏡を利用する。これらのプローブは、多くの場合、照明装置と、洗浄装置と、撮像装

50

置（通常、先端部（distal end）に設けられた電荷結合素子（charge-coupled device：以下、CCDという。）カメラチップ）と、例えば生検鉗子（biopsy forceps）、絞断器（snare）、高周波治療プローブ等を挿入するための作業導管（working channel）とを備える。これらの器具により、内科医は、食道（alimentary tract）、胃腸管（gastrointestinal tract）、気道（respiratory tract）におけるポリープやこの他の一般的な疾患を診察し、処置することができる。

【0004】

20年に亘る改良を経た今日においても、内視鏡は、高価で、嵩張り、硬いものである。例えば、従来の操縦ケーブルを用いた手法では、内視鏡の最先端部の形状のみしか制御することができない。この結果、内視鏡の作業先端部（working tip）には、比較的堅い部分

10

【0005】

50歳以上の男性には、毎年、結腸内視鏡検査を受けることがごく普通に勧められているが、この検査は不快であり、検査に伴う危険も知られているため、このような検査を毎年受ける人は、該当する人口の極一部である。更に、現代の内視鏡検査では、殆ど常に、例えばミダゾラムヒドロクロリド（midazolam hydrochloride）（例えば、ホフマン・ラロシュ社（Hoffmann LaRoche）のVersed（商標））等の強力な鎮静剤（amnesiac）を用いた鎮静が必要である。この鎮静のための費用は、内視鏡施術全体に関連する費用の約半分を占める。

20

【0006】

先端部の「尺取り虫（inchworm）」、すなわち「屈伸して歩む（suck-and-step）」機構を用いた内視鏡を留めて引っ張る（clamp-and-pull）という設計により、「鎮静不要の（sedationless）」内視鏡検査の実現を目的とする幾つかの研究プロジェクトもある。しかしながら、これらの手法は、先端部が内視鏡の残りの部分を引きずるという短所を克服していない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

そこで、解剖組織上の管に挿入される内視鏡であって、内皮を引っ張る（tugging）又は引っ掻く（pulling）ことによって内皮に与える負担を最小限に抑え、被験者の苦痛、危険性及び内視鏡検査に関連する鎮静の必要性を低減することができる新たな内視鏡の実現が望まれている。このような内視鏡が実現されれば、検査費用が安くなり、様々な種類の癌や気道・消化管におけるこの他の疾患に対する内視鏡診断及び治療の機会が増える。これらの及びこの他の課題は、ここに開示する本発明によって解決される。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る内視鏡は、腸管等の内腔への挿入に適合する細長い形状を有する内視鏡本体を備える。内視鏡本体に関連付けられた複数の電気制御アクチュエータは、内視鏡本体が挿入される内腔の自然な向き又は内視鏡本体が挿入される内腔の3次元空間の軌道を反映する、好ましくはこれに従った所望の向きに内視鏡本体を向けるよう制御可能である。内視鏡は、内視鏡本体の先端部に配設され、内視鏡本体が挿入される内腔の自然な向きを感知する例えば光源及びカメラを備える光学系装置等の感知装置を備える。更に、内視鏡は、駆動アルゴリズムに基づいて、内腔内に内視鏡本体を進入させる駆動機構を備えていてもよい。本発明に係る内視鏡は、電氣的に制御されるアクチュエータを用いて、内視鏡本体を所望の向きに向けるので、従来のような操縦ケーブルや、嵩張るモータや、機械的ジョイントは不要である。このため、本発明に係る内視鏡は、検査される管の自然な形状に効果的に一致する3次元形状に容易に適応化され、この形状を維持することができる。

40

【0009】

50

本発明に係る内視鏡は、患者の不快感を減じ、したがって鎮静剤の投与の必要性を低減する等を含む様々な利点を有する。

【0010】

例えば、本発明に係る内視鏡は、従来の内視鏡とは異なり、先端部が内視鏡の残りの部分を引きずることはない。すなわち、本発明に係る内視鏡は、内腔の形状に追従し、内腔内壁へのストレスを最小化する。

【0011】

更に、本発明に係る内視鏡は、製造コストの経済性に鑑みて、使い捨て用途にも適しており、この場合、再使用による汚染の可能性をなくすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の好ましい実施例では、内視鏡は、コンピュータによって制御される多数のアクチュエータを含む細長い内視鏡本体を備える。更に、この内視鏡は、細長い内視鏡本体の先端部に感知装置 (sensing system) を備える。内視鏡は、この感知装置からの情報を利用して、検査すべき内腔の中心又は中心付近に留まるように操縦される。内視鏡が挿入されると、アクチュエータは、3次元空間における内視鏡本体の長手方向全体の形状が内視鏡本体が挿入された内腔の自然な (すなわち応力がない) 形状を反映するように制御され、これにより、内腔に対するストレスが最小化される。すなわち、内視鏡は、検査される器官の自然な形状に適合するよう変形される。内視鏡は、内腔内を前進するにつれて、器官の自然な形状に対応して波のように形状を変化させるため、内腔の内壁への接触及び

10

20

【0013】

本発明に基づく内視鏡に関連して用いられるアクチュエータは、「電気制御アクチュエータ (electrically controlled actuator)」、例えば圧電アクチュエータ、形状記憶アクチュエータ及び/又は電場応答性ポリマアクチュエータである (ここでは、電気制御アクチュエータには、光子によって駆動されるアクチュエータも含まれる)。

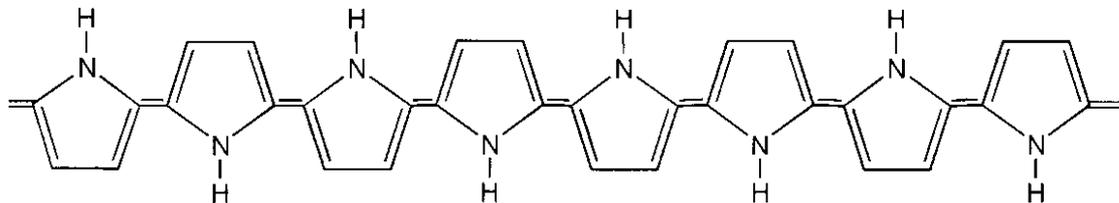
【0014】

「導電性ポリマ (conducting polymer)」とも呼ばれる電場応答性ポリマを用いることが好ましい。電場応答性ポリマは、電気刺激 (electrical stimulation) に応答してその形状を変化させる能力によって特徴付けられるポリマの一種である。電場応答性ポリマは、多くの場合、構造的に共役バックボーン (conjugated backbone) を特徴とし、導電性を有する。一般的な電場応答性ポリマとしては、ポリアニリン、ポリピロール、ポリアセチレンがある。ポリピロールは、以下のような化学式で表される。

30

【0015】

【化1】



40

【0016】

これらの材料は、純粋な形態では、半導体である。ここで、ポリマを酸化又は還元すると、導電率が高くなる。酸化又は還元により、電荷が不均衡になり、次に、電荷をバランスさせるために、材料内にイオンの流れ (flow) が生じる。これらのイオン、すなわちドーパントは、周囲のイオン伝導性の電解質媒体からポリマに入る。電解質媒体は、例えばゲル、固体又は液体であってもよい。ポリマの酸化又は還元の際に、既にイオンがポリマ内に存在する場合、これらのイオンは、ポリマの外に出ることもある。

【0017】

更に、ある種の導電性ポリマにおける寸法の変化は、ポリマへの又はポリマからのイオ

50

ンの質量移動 (mass transfer of ions) によって生じる。例えば、伸張は、幾つかの導電性ポリマでは、鎖 (chain) 間にイオンが挿入されることにより生じ、他の導電性ポリマでは、鎖間の斥力 (repulsion) が主な要因となって生じる。したがって、材料への又は材料からのイオンの質量移動のいずれも、ポリマを伸張させ又は収縮させる要因となる。

【0018】

図1は、アクチュエータ10の断面を概略的に示す断面図である。アクチュエータ10のアクティブ部材12は、電解質14に接触する表面と、軸11とを有する。アクティブ部材12は、アクティブ部材12から出る、又はアクティブ部材12に入るイオンの流れに応じて収縮又は伸張する電場応答性ポリマからなる。イオンは、電解質14によって供給され、電解質14は、アクティブ部材12の表面に少なくとも部分的に乃至全体的に接し、これにより2つの媒体間でイオンの流れが生じることができる。アクティブ部材12と電解質14との相対的な配置は、様々な幾何学的な配置とすることができる。本発明の好ましい実施例においては、アクティブ部材12は、膜、繊維又は一群の繊維であってもよく、若しくは軸11に実質的に沿った長手方向に一緒になって張力が生じるように配置された複数の膜と繊維の組合せであってもよい。複数の繊維は、電解質14内で結束されていても、結束されていなくてもよい。

10

【0019】

アクティブ部材12は、電場応答性ポリマを含む。望ましい張力特性を有する多くの電場応答性ポリマが当業者に知られている。本発明の好ましい実施例では、アクティブ部材12としてポリピロール膜を用いる。このようなポリピロール膜は、電着によって合成することができ、その手法については、例えば、1988年、エム・ヤマウラ (M. Yamaura) 他著、「伸張によるポリピロール膜の導電率の向上：対イオン効果 (Enhancement of Electrical Conductivity of Polypyrrole Film by Stretching: Counter-ion Effect)」、合成金属 (Synthetic Metals)、第36巻、第209～224頁に開示されており、この文献は引用により本願に援用されるものとする。なお、本発明では、ポリピロールに加えて、収縮特性を示すいかなる導電性ポリマを用いてもよい。本発明に用いることができる導電性ポリマとしては、例えばポリアニリン等がある。電解質14は、液体であっても、ゲルであっても、固体であってもよい。電解質14は、例えば、寒天又は塩ドーパント (salt dopant) を含むポリメタクリル酸メチル (polymethylmethacrylate: PMAA) ゲル等のゲルであることが好ましい。対向電極 (counter electrode) 18は、電解質14と電気的に接触し、アクティブ部材12と電解質14との間に電位差を生じさせる電源20への電荷のリターンパスを提供する。対向電極18は、あらゆる種類の導体からなり、例えば、他の導電性ポリマ、導電性ポリマゲル、又は金等の金属であってもよい。アクティブ部材12と対向電極18との間に電流を流して、アクチュエータ10を駆動すると、アクティブ部材12が収縮又は伸張する。更に、アクチュエータ10は、電解質14を周囲の環境から隔離するための柔軟な外皮 (flexible skin) を備えていてもよい。

20

30

【0020】

アクチュエータの構成及びその設計検討事項並びにアクチュエータに採用される材料及び部品に関する更なる情報は、例えば、マサチューセッツ工科大学 (Massachusetts Institute of Technology) に付与された米国特許第6,249,076号明細書、及び2001年SPIE会報第4329号「スマートな構造及び材料2001：電場応答性ポリマ及びアクチュエータデバイス (Smart Structures and Materials 2001: Electroactive Polymer and Actuator Devices)」(特に、第72～83頁に記載のマデン (Madden) 他著「ポリピロールアクチュエータ：モデリング及び性能 (Polypyrrole actuators: modeling and performance)」) に開示されており、これらの文献は引用により本願に援用される。

40

【0021】

本発明に基づく内視鏡のフェイルセーフ機構 (failsafe mechanism) の一部として、電力の供給が中断した場合に緊張が緩む種類のアクチュエータを選択することが望ましい場

50

合が多い。

【0022】

アクチュエータは、本発明に基づく内視鏡内に様々な手法で配設することができる。例えば、アクチュエータは、内視鏡の構造的要素とは別に製造した後、内視鏡の構造的要素に取り付けることができる。これに代えて、内視鏡に関連する例えばポリマシート等のシート状材料上に複数のアクチュエータ又はアクチュエータアレーを配列してもよい。

【0023】

図2は、本発明に基づくアクチュエータ及び構造的要素の構成例を示している。なお、アクチュエータ及び構造的要素の数、これらの要素の相対的な空間的位置関係は、実施例毎に様々な異なるものであってもよい。図2に示す特定の実施例は、4個の環状の構造的要素202と、これら構造的要素202の各対間に配設された3個のアクチュエータ210とを備える。

10

【0024】

図2には示していないが、図2に示す構造は、例えば歪みゲージ (strain gauge) 等の複数のセンサを備えていてもよく、これにより、組立体の向きに関する電氣的フィードバックを得ることができる。好ましくは、各アクチュエータは、ポリマが生来的に有する位置に依存する電氣的特性 (intrinsic position-dependent electrical properties) によって、或いは各アクチュエータに対応する歪みゲージによって、位置情報をフィードバックする。これに関しては様々な変形例が可能である。本発明に用いることができる歪みゲージとしては、素子の抵抗値が素子の歪み量の関数として変化する素子が含まれ、これにより歪み量を直ちに定量化及び監視することができる。このような歪みゲージは、例えばテキサス州オースチンのナショナルインストゥルメンツ社 (National Instruments Co.) を始めとする様々な業者から市販されており、圧電抵抗歪みゲージ (抵抗が歪みに対して非線形に変化する) 及び金属接合型歪みゲージ (bonded metallic strain gauge) (多くの場合、抵抗が歪みに対して線形に変化する) 等を含む。後者の歪みゲージは、非常に微細なワイヤ又は格子パターンに配列された金属箔からなる。格子は、薄い基材 (backing) 又は担体 (carrier) に接着され、基材又は担体は、歪みを監視する基板に直接取り付けられてもよい。これにより、基板における歪みは、歪みゲージに直接伝達され、歪みゲージは、この歪みに応じて電氣的抵抗を変化させる。市販されている歪みゲージは、30~3000の範囲の公称抵抗値を有し、特に120、350、1000の素子が一般的である。

20

30

【0025】

更に、この組立体は、好ましくは、組立体全体を実質的に直線状の形状に復帰させる (bias) 付勢力 (restoring force) を備えていてもよい (なお、組立体は非線形状の形状に復帰されてもよいことは当業者にとって明らかである)。このような場合、アクチュエータは、この実質的に直線状の形状から変形する (bias) ために用いられる。組立体に適切な付勢 (bias) を与える機構としては複数のものがある。例えば、弾性を有するスリーブ (図示せず) 内に組立体を挿入してもよい。このスリーブは、アクチュエータによる歪曲力 (distorting force) が加えられていない場合は、組立体を実質的に直線状の形状に復帰させようとする。これに代えて、一連のバネ (図示せず) 又は他の適切な弾性部材を構造的要素間に配置し、組立体を実質的に直線状の形状に復帰させてもよい。更に他の実施例として、構造体自体が十分な弾性を有し、実質的に直線状の形状に自ら復帰するようにしてもよい。付勢力 (biasing force) を備えると、様々な構造的要素間に配設された1個以上のアクチュエータを収縮させるだけで、組立体を様々な形状に曲げることができる。

40

【0026】

図2に示す組立体 (assembly) は、3本の平行な軸に沿って配設されたアクチュエータ202を備えているが、上述した要件に基づいて、様々な変形例が可能である。例えば、図3に示すように、構造的要素302間にアクチュエータ310を千鳥配列に配設してもよい。

50

【0027】

更に、組立体全体を付勢された（例えば、実質的に直線状の）形状に復帰させる付勢力を組立体に加えることに代えて、必要に応じて、構造的要素間に一連のピボット点（pivot point）を設けてもよい。このように、少なくとも2つのアクチュエータが互いに伸張するように配置することにより、組立体を所望の形状に曲げることができる。この種の内視鏡のアクチュエータは、原理的に、例えばヘビ等の生体組織内の骨格筋の動きと同じように作動する。

【0028】

更に、構造的要素に関して、多数の様々な変形例が可能である。例えば、図2～図4では、構造的要素を一連の閉ループとして示しているが、構造的要素は、例えばヘビの椎骨構造に類似した開ループを構成してもよい。更に、必要に応じて、これらのループを様々な長さの管（tube）に置き換えてもよい。例えば、周知の血管ステント、胆管ステント又は食道ステントに類似した方法で構成された一連の短い管を用いることができる。図4は、このような構成の実施例を示しており、この実施例では、一連の短いステントに似た要素402間に複数のアクチュエータ410を配設している。

10

【0029】

構造的要素は、一体的な構造体内に組み込んでもよい。この場合、上述した幾つかの実施例における分離したループを、例えば1本の螺旋構造要素に置き換え、アクチュエータを螺旋の隣り合う一巻き間に配設してもよい。なお、このような実施例では、螺旋の隣接した巻きは、図3に示した一連の分離したループと同様に振る舞う。

20

【0030】

他の実施例として、1本の細長い管を構造的要素として用いてもよい。上述のように、このような構造の設計は、ステントに類似した要素の形式で構成してもよい。例えば、図5に示すように、アクチュエータ510は、メッシュ構造体502の隣接する部材間に配設することができる。ここで、この構成において柔軟性又は弾性を有する材料が用いられている場合、メッシュ構造体502は、この組立体を元の（例えば、実質的に直線状の）形状に復帰するように働く生来的な付勢又は記憶を有することができる。アクチュエータ510を用いることにより、必要に応じて、この構造体をこのような形態から、内視鏡が挿入される内腔の自然な形状を反映する形状にたわませる（deflect）ことができる。勿論、必要に応じて、弾性を有するスリーブ（ここでは、メッシュ構造502内に挿入される）等を用いて付勢力（source of bias）を加えてもよい。

30

【0031】

上述した実施例では、アクチュエータは、内視鏡の構造的要素に直接連結されている。しかしながら、例えば図6A及び図6Bに示す実施例等では、このような連結を直接行う必要はない。図6Aは、ワイヤメッシュを含む構成要素602と、2枚の柔軟なシート605、609とを示している。一方の柔軟なシート609上には、一連のアクチュエータ610（符号は1個のアクチュエータのみに付している）が、制御装置からアクチュエータ610に制御信号を供給するための制御バス611（アクチュエータ610との個々の内部接続については図示していない）に沿って、印刷されている。他方のシート605上には、複数の歪みゲージ又はフィードバックポリマ素子606（符号は単一の歪みゲージに付している）が、歪みゲージ606から制御装置に情報を供給するための読出バス607（歪みゲージ606との個々の内部接続については図示していない）に沿って、印刷されている。

40

【0032】

好ましくは、構造的要素に採用されている2枚のシートは、例えば、スチレンブタジエンコポリマ（styrene-butadiene copolymer）、ポリクロロプレン（polychloroprene）、ニトリルゴム（nitrile rubber）、ブチルゴム（butyl rubber）、多硫化ゴム（polysulfide rubber）、シス-1（cis-1）、4-ポリイソプレン（4-polyisoprene）、エチレンプロピレンターポリマ（ethylene propylene terpolymer）、シリコンゴム（silicone rubber）又はポリウレタンゴム（polyurethane rubber）等の弾性材料から形成してもよい

50

。これに代えて、シートは、例えばポリイミド（例えば、カプトン（Kapton：商標））等、電子プリント回路又はケーブルで用いられているより剛性があるポリマを、適切な柔軟性が得られるように、例えばレーザを用いて選択的に切断することにより、形成してもよい。これらのシートは、互いに重ね合わされ、各層は、単一の部材を形成するために、当分野において周知の手法で接着される。このような手法とは、例えば、積層、スポット溶接、多層プリント回路のメッキスルーホールに類似した中間層電気配線、接着剤層又は連結層の使用等である。

【0033】

そして、図6Bに示すように、接着された構造体615は、構造的要素602を包み込み、両端を結合して円筒状の組立体620を構成する。更に、必要に応じて、この組立体620をシースによって保護してもよい。この設計では、構造的要素602、接着された構造体615又はその両方が組立体620全体を所望の形状、多くの場合直線状の形状に復帰させる作用を有する。アクチュエータ610は、この形状を所望の形状にたわませるために用いられ、歪みゲージ606は、このたわみ量（extent of deflection）に関するフィードバック情報を提供するために用いられる。

10

【0034】

構造的要素並びに歪みゲージ606及びアクチュエータ610は、必要に応じて、印刷されたシートの形式で提供してもよい。例えば、図7に示す具体例では、シート701上に比較的硬い一連の構造的要素702が印刷されており、このシート701を丸めることにより、図4に示すものと同様の構造を有する構造的要素が形成される。

20

【0035】

概略的に言えば、アクチュエータは、ヘビの筋肉に若干似ており、制御が必要な方向に向けられる。例えば、図8A、図8B、図8Cは、3枚のシート809を示し、各シート809は、それぞれ様々な方向に向けられた一連のアクチュエータ810（各図において、符号は、1個のアクチュエータのみに付している）を備える。これらのシート809を互いに積層することにより、例えば曲がり（bent）、円周方向の収縮等が可能な積層構造体（図示せず）を作成することができる。

【0036】

本発明に基づく内視鏡内の各アクチュエータ及び歪みゲージは、好ましくは、コンピュータ又は他の適切な制御装置（以下、単に制御装置という。）に接続し、このような制御装置によって（例えば、上述した電気インタフェース内のドライバを用いて）個々に制御される。これにより、制御装置は、内視鏡全体の形態を変化させる目的で、これらの要素を監視／駆動することができる。

30

【0037】

アクチュエータ及び歪みゲージは、これらの各要素を制御装置に接続する専用の回路を介して、制御装置から直接制御できるようにしてもよい。しかしながら、これらの要素をアレー状に配列し、共通の通信ケーブルを介して制御装置に接続することがより好ましい。各要素からの信号は、デジタル信号であってもアナログ信号であってもよい。必要に応じて、デジタル信号とアナログ信号との間のフォーマットを変換するデジタル／アナログ変換器又はアナログ／デジタル変換器を設けてもよい。

40

【0038】

各要素からの信号は、多重化することにより、共通のケーブルを介して適切に処理及び伝送することができる。この目的に用いることができる多重化方式としては、周波数分割多重、波長分割多重、時分割多重等がある。ケーブルの両端及び各アクチュエータ又は歪みゲージの位置において、適切なマルチプレクサ及びデマルチプレクサを設けてもよい。

【0039】

電子的なデータ保存のために、電子メモリにおいて各アクチュエータ及び歪みゲージに独立したアドレスを与え、この電子メモリに各要素の状態に関する情報を保存するようにしてもよい。この情報にアクセスすることにより、装置の状態を判定でき、又はこれに基づいて装置又はその要素に対する制御を行うことができる。このような情報を保存するメ

50

モリは、揮発性メモリであっても不揮発性メモリであってもよく、装置自体の中に設けてもよく及び/又は制御装置内に設けてもよく、制御装置に接続された機器に設けてもよい。したがって、例えば各モジュール内に16個のアクチュエータと16個の歪みゲージとが設けられ、内視鏡全体が256個のモジュールから構成されている場合、 256×32 すなわち約213個のアドレスが必要となる。これらの要素には、例えば16ビットのバス又はケーブル及びデコーダを用いてアドレスを付すことができる。

【0040】

ケーブル構成は様々なものが可能である。例えば、ケーブルをアクチュエータに直接接続してもよい。これに代えて、シートにケーブルを印刷してもよい。アクチュエータ及び歪みゲージが印刷される各フラットシートは、柔軟な基板に必要な要素が印刷されたフレキシブルプリント基板に類似したものであってもよい。各層は、それぞれ自らのトラックワイヤ(track wire)及び制御ケーブル(例えば、上述した読出バス及び制御バス等)を備えていてもよい。これに代えて、アクチュエータ及び歪みゲージは、例えばメッキスルーホール、すなわちビア(これらは、積層されたシートを互いに保持する「リベット」の役割を果たすこともできる。)によって、個々の内部接続層に接続することができる。このようなスルーホールは、内部接続層上に配線された一連の導電性トラックワイヤに接続され、これらのトラックワイヤは、装置の長手方向に亘るケーブル束、フラットケーブル又はリボンケーブル等の「脊髄のコード(spinal cord)」に接続される。

【0041】

本発明に基づく内視鏡には、目的の内腔に円滑に挿入できるようにするために、滑らかな潤滑コーティングを施してもよい。当分野で知られている潤滑コーティングとしては、以下に限定されるものではないが、例えばハイドロゲルコーティング、シリコン、ポリテトラフルオロエチレン等のフルオロポリマ等が含まれる。

【0042】

内視鏡において用いられる感知装置は、好ましくは、その先端部又は先端部近傍に光源及び撮像装置を備える。例えば、光源は、白色発光レーザダイオード、又は例えば先端部に散光器を有する光ファイバの束等の光ファイバ光源であってもよい。撮像装置は、例えば、光ファイバ、或いは電荷結合素子(charge-coupled device:以下、CCDという。)カメラチップ又は相補型金属酸化膜半導体(complementary metal oxide semiconductor:以下、CMOSという。)カメラチップ等のカメラであってもよい。勿論、可視スペクトル領域又はこの他のスペクトル領域で動作し、反射放射(reflected radiation)又は蛍光発光を用い、内因性又は外因性(例えば、造影剤に誘導された)応答を感知し、又は超音波又は光干渉X線断層撮影(optical coherence tomography)等の撮像様式を含む、上述以外の光に基づく装置又は光に基づかない装置を用いてもよい。

【0043】

本発明に基づく内視鏡は、従来の内視鏡に共通する様々な特徴も有している。例えば、内視鏡本体は、洗浄用の導管(例えば、生理食塩水送用のための管)及びガス注入のための導管(例えば、二酸化炭素を使うための管)を備えていてもよい。更に、通常、長手方向に沿って作業導管が設けられ、この作業導管を介して、周知の内視鏡において用いられる外科用器具が先端部に送られる。このような外科用器具としては、生検用プローブ(例えば、絞断器又はバスケット)、生検鉗子、電気外科用プローブ(例えば、高周波切除用の高周波治療プローブ)等がある。

【0044】

生体内腔内に内視鏡を挿入するための手法には様々なものがある。例えば、内視鏡は、従来の内視鏡と同様に、手作業で挿入してもよい。手作業による挿入は、直接(操作ハンドル(control handle)を用いて)行ってもよく、手動の操縦機構(クランク(crank)の操作(operation)によって)を利用して行ってもよい。更に、内視鏡は、駆動アルゴリズムを用いることにより、より進化した駆動機構(例えば、電気サーボペイアウトモータ(electric servo payout motor))によって挿入してもよい。なお、本発明の好ましい実施例では、検査される個人が不快感を感じる虞がある内部アンカリング(internal a

10

20

30

40

50

nchoring)等の形式を含まない。

【0045】

本発明では、内視鏡が挿入されている距離を監視してもよい。この目的のために、様々な手法を用いることができる。例えば、様々な深さゲージ又は線形変位変換器(linear displacement transducer)を用いることができる。一具体例として、回転数が監視される回転歯車を備える深さゲージを設けてもよい。他の具体例として、光学的に(例えば、バーコード及び光源及び検出器を用いる。)又は磁氣的に(例えば、磁気コード及びホール効果センサを用いる。)読み出される深さコードを含む線形変位変換器を用いて、内視鏡がどの程挿入されているかを判定してもよい。これらの及び他の多数の周知の手法を用いて、挿入距離を判定することができる。

10

【0046】

本発明に基づく内視鏡は、好ましくは、一連の「たわみモジュール(deflection modules)」に分割され、各たわみモジュールは、複数のアクチュエータを備え、これにより各たわみモジュールは、制御装置からの制御信号に応じて、3次元空間において様々な形状をとることができる。たわみモジュールの数が多いため、内視鏡を3次元空間においてより高精度に制御することができる。図9に概略的に示す内視鏡900は、18個のモジュール904と、作業先端部903とを備える。内視鏡の全体の形状は、各モジュール904のたわみを操作することにより変更できる。例えば、図10に示すように、アクチュエータを作動させることにより、所定のモジュール1004を第1の位置(実線で示す)から第2の位置(破線で示す)に変位させる(deflect)ことができる。特定の実施例として、モジュールは、上述のように、2つ以上の構造的要素間に配設された複数のアクチュエータを備えていてもよく、これにより、モジュールは、上下左右に曲ることができる。勿論、この他の様々なオプションが可能である。更に、例えばステントの埋込みに用いられる径の収縮や伸張による径の変更、或いは推進又はアクセスに用いられる長さの変更等、たわみの自由度を増やすこともできる。

20

【0047】

図11は、作業先端部1103(working tip)を詳細に示す図であり、作業先端部1103は、白色発光レーザダイオード1121と、CCDカメラ1122と、作業導管(working channel)1120とを備える。

【0048】

各モジュールの曲率は、各アクチュエータに印加される電圧に応じて変化する。上述のように、内視鏡は、電気的フィードバックのための検出機能を有する複数の歪みゲージを備える。このような電気的フィードバックを行うことにより、例えばより高い安定性を実現でき、誤差を補正でき、変動を生じさせない等を含む多数の更なる利益を得ることができる。より好ましくは、内視鏡内の各アクチュエータに歪みゲージを設けるとよい。なお、電気的な入力に対するアクチュエータの振る舞いを高精度に予測できる場合、電気的フィードバックは不要である。

30

【0049】

内視鏡は、操縦装置を備え、操縦装置は、作業先端部(ここでは、「誘導モジュール(lead module)」と呼ぶ。)内の電子アクチュエータを制御するために用いられる。この目的を実現するために、数多くのオプションを用いることができる。例えば、内視鏡は、画像誘導(image guidance)に基づいて操作される手動操縦装置を備えていてもよい。コンピュータからの電気的な制御は、例えば、ジョイスティック等を用いた手動の操縦入力情報に基づいて行ってもよい。ジョイスティック等は、例えば、内視鏡の先端部において撮像された画像に基づいて、オペレータが操作してもよい。オペレータは、通常、誘導モジュールが生体内腔の中心にくるよう操作する。

40

【0050】

他の実施例として、上述のような感知装置からの入力情報に基づき、エッジ追従(edge-tracking)又は中心位置決め(center-seeking)アルゴリズムを用いて電気的な制御を行い、内視鏡の先端部を生体内腔の中心に維持するようにしてもよい。

50

【 0 0 5 1 】

多くの好ましい実施例において、内視鏡は、半自動的に操縦してもよく、例えばコンピュータにより挿入方向を示唆し、このコンピュータが生成した示唆を熟練したオペレータが受け入れ又は拒否するような上述のコンピュータアルゴリズムを用いて操縦してもよい。この場合、オペレータのプロファイルに基づいて、オペレータの好みを反映するようにアルゴリズムを調整することが望ましい。オペレータのプロファイルは、検査履歴及びデータベースを含んでいてもよく、好ましくは、ウェブで利用可能であるとよい。

【 0 0 5 2 】

関心がある位置に到達すると、作業先端部は、従来の内視鏡と同様に、特定の診断機能又は治療機能を実行する。

【 0 0 5 3 】

内視鏡が生体内腔に挿入されると、内視鏡の所望の形状の3次元的な表現をメモリに保存し、内視鏡が更に奥に挿入されると、更なるデータを追加するようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

本発明の好ましい実施例として、例えば、誘導モジュールの向きを挿入距離の関数としてコンピュータに保存し、後続するたわみモジュールの操作マップとして役立ててもよい。挿入距離データは、例えば、上述した深さゲージ又は線形変位変換器によって測定してもよい。誘導モジュールの向きに関するデータは、例えば、操縦工程からの入力（例えば、ジョイスティックからの入力又は中心位置決めコンピュータアルゴリズムからの入力）を用いて、又は位置センサや歪みゲージからの入力によって得られる。このマップを用いて、アクチュエータ用の電気制御信号を挿入の深さの関数として算出することができる。この結果、誘導モジュールが先に通過した位置に後続するモジュールが到達すると、これらの後続するモジュールのアクチュエータは、これらの後続するモジュールがその位置に対応する深さにおける誘導モジュールの向きに対応するように操作される。

【 0 0 5 5 】

この結果、内視鏡は、内視鏡が移動する管（軌道）の形状を反映する3次元空間における経路を維持する。この様子を図12A～図12Cに示す。図12A～図12Cは、複数のたわみモジュール1204（そのうちの1つに符号を付している）と、誘導モジュール1203と、線形変位変換器1230とを備える内視鏡を簡略的に示している。これらの図面は、それぞれ挿入直後（図12A）、挿入中（図12B）、完全な挿入後（図12C）における内視鏡の形状を示している。これらの図面から明らかなように、内視鏡が挿入されるにつれて、所定の挿入の深さにおける向きが保持される。

【 0 0 5 6 】

本発明に基づく内視鏡システムの構成を単純化して図13に示す。上述のように、内視鏡システムは、作業先端部1303及び複数のたわみモジュール1304（そのうちの1つに符号を付している）を有する内視鏡を備える。内視鏡は、電気サーボペイアウトモータ（electric servo payout motor）1335によって駆動されて、線形変位変換器（linear displacement transducer）1330によって提供される、挿入の程度に関するデータに基づいて挿入される。電気インタフェース（ドライバを含む）1352と、内視鏡1300、電気サーボペイアウトモータ1335、及び線形変位変換器1330との間は、それぞれ電気ケーブル1350で接続されている。線形変位変換器1330、及び例えば歪みゲージや作業先端部1303内に設けられたCCDカメラからの又はこれらの要素への信号は、これらのケーブル1350を介して、電気インタフェース1352に入出力される。また、電気サーボペイアウトモータ1335、並びに例えば内視鏡1300内のアクチュエータ及び発光手段には、電気インタフェース1352内のドライバからこれらのケーブル1350を介して制御信号が供給される。制御コンピュータ1354は、電気インタフェース1352と協働して、内視鏡1300挿入時に、内視鏡1300の3次元形状をサーボ制御する。オペレータは、内視鏡1300の作業先端部からの映像をモニタ1356に表示させて確認することができる。

【 0 0 5 7 】

10

20

30

40

50

以上、本発明を幾つかの例示的な実施例に基づいて説明したが、実施例において明示的に要素を示していない場合であっても、上述の実施例を様々に変更できることは当業者にとって明らかである。これらの変更は、本発明の範囲内にあり、本発明は、請求の範囲によってのみ制限される。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明において用いることができるアクチュエータの断面図である。

【図2】本発明に基づく内視鏡に採用されるアクチュエータと構造的要素の構成例を示す図である。

【図3】本発明に基づく内視鏡に採用されるアクチュエータと構造的要素の構成例を示す図である。 10

【図4】本発明に基づく内視鏡に採用されるアクチュエータと構造的要素の構成例を示す図である。

【図5】本発明に基づく内視鏡に採用されるアクチュエータと構造的要素の構成例を示す図である。

【図6A】本発明に基づく構造的要素と、関連する部品を有する基板層との組立前の斜視図である。

【図6B】本発明に基づく構造的要素と、関連する部品を有する基板層との組立後の斜視図である

【図7】本発明に基づく、構造的要素が組み込まれた基板層の斜視図である。 20

【図8A】本発明に基づく基板上的アクチュエータの向き例を示す平面図である。

【図8B】本発明に基づく基板上的アクチュエータの向き例を示す平面図である。

【図8C】本発明に基づく基板上的アクチュエータの向き例を示す平面図である。

【図9】本発明に基づく内視鏡の斜視図である。

【図10】本発明に基づく内視鏡モジュールの斜視図である。

【図11】本発明に基づく内視鏡の先端部の斜視図である。

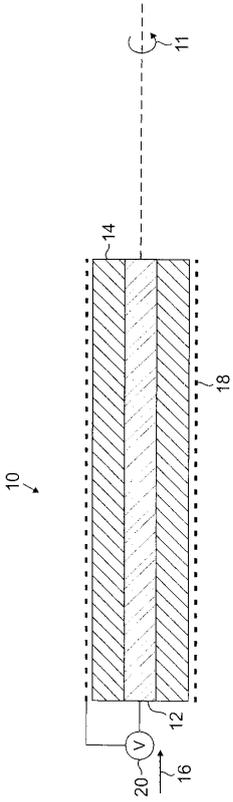
【図12A】本発明に基づく内視鏡の挿入の深さに応じた向きの保持を説明する図である。

【図12B】本発明に基づく内視鏡の挿入の深さに応じた向きの保持を説明する図である。

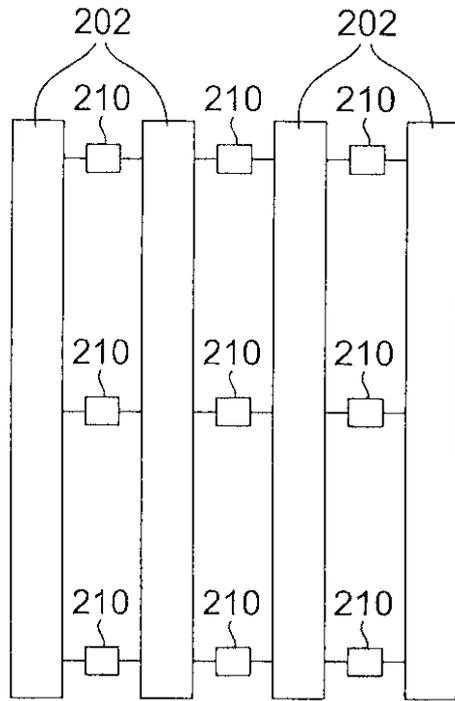
【図12C】本発明に基づく内視鏡の挿入の深さに応じた向きの保持を説明する図である。

【図13】本発明に基づく内視鏡システムの構成を示す図である。 30

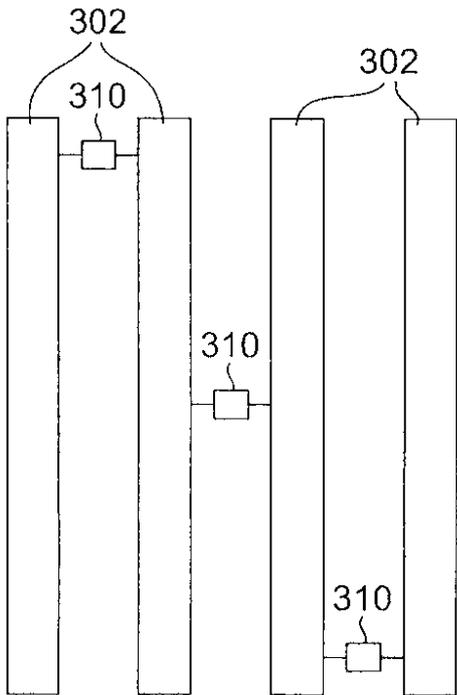
【 図 1 】



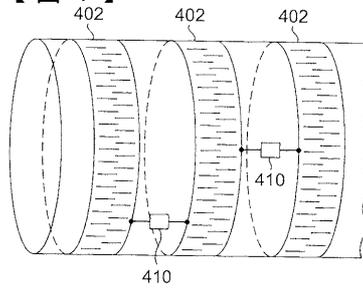
【 図 2 】



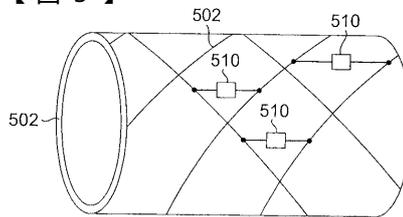
【 図 3 】



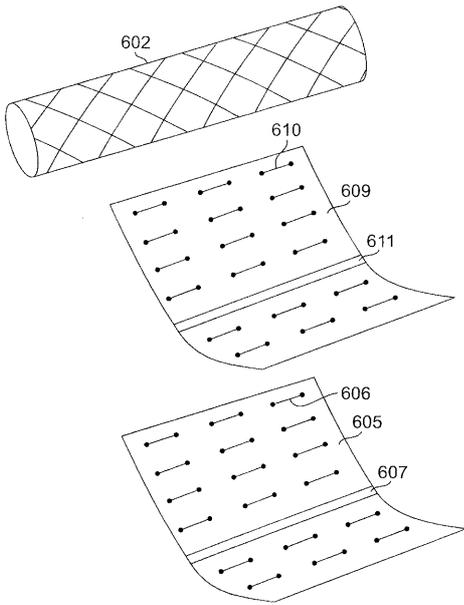
【 図 4 】



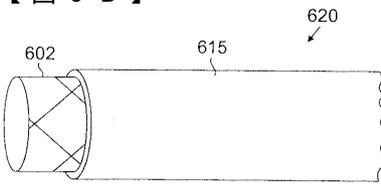
【 図 5 】



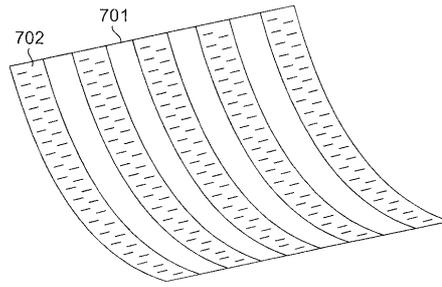
【 図 6 A 】



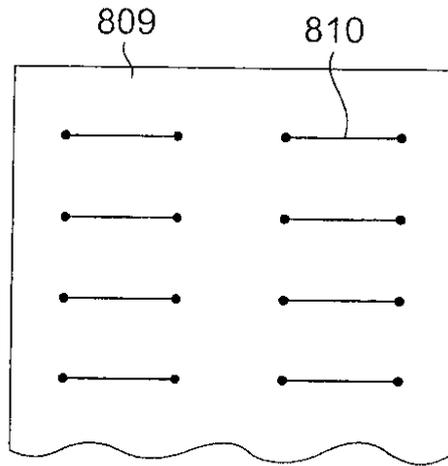
【 図 6 B 】



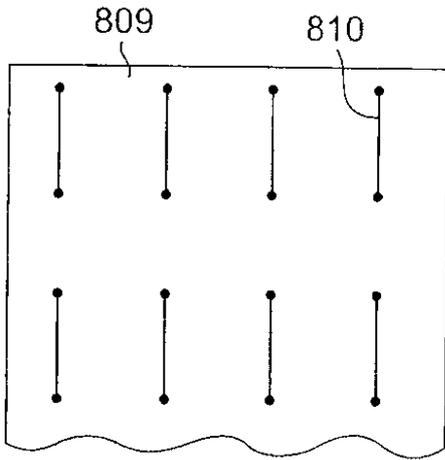
【 図 7 】



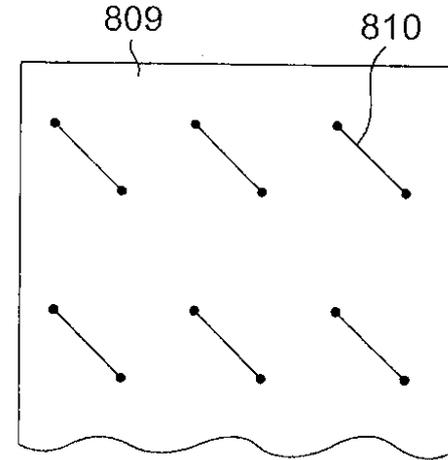
【 図 8 A 】



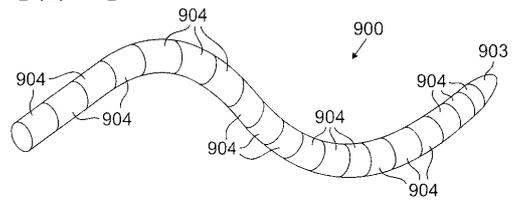
【 図 8 B 】



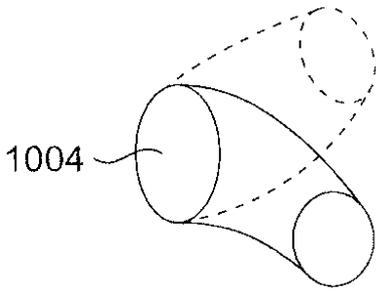
【 図 8 C 】



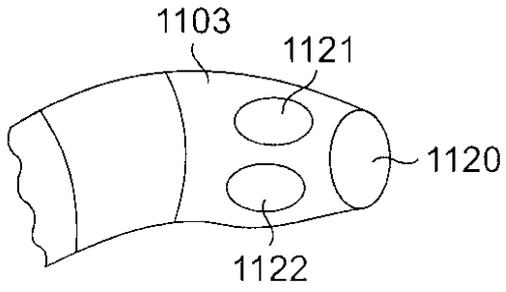
【 図 9 】



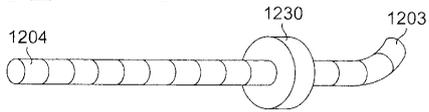
【図 10】



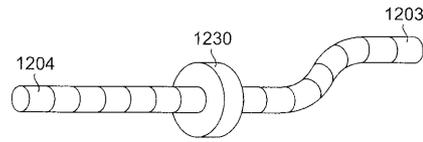
【図 11】



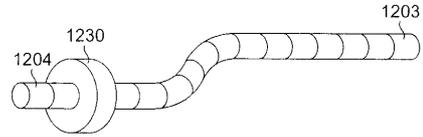
【図 12 A】



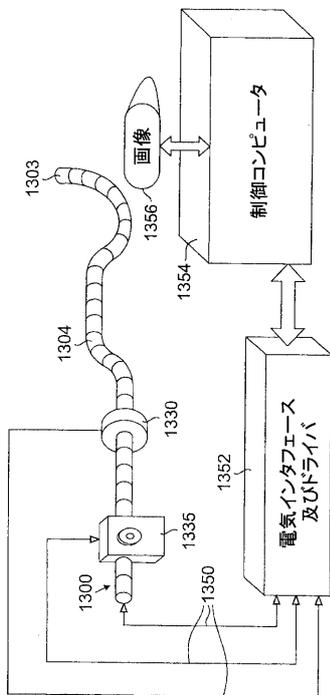
【図 12 B】



【図 12 C】



【図 13】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 02/33326

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/005		
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 7 A61B		
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, PAJ, BIOSIS, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	SLATKIN A B ET AL: "THE DEVELOPMENT OF A ROBOTIC ENDOSCOPE" PROCEEDINGS 1995 IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS: HUMAN ROBOT INTERACTION AND COOPERATIVE ROBOTS. PITTSBURGH, PA, AUG. 5 - 9, 1995, PROCEEDINGS OF THE IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYST, vol. 2, 5 August 1995 (1995-08-05), pages 162-171, XP000697561 ISBN: 0-7803-3006-4 page 163, left-hand column, paragraph 3 --- -/--	1
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 July 2003		Date of mailing of the international search report 24/07/2003
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 Bernas, Y

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No.
 PCT/US 02/33326

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 015, no. 297 (C-0854), 29 July 1991 (1991-07-29) & JP 03 109021 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 9 May 1991 (1991-05-09) abstract	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1999, no. 05, 31 May 1999 (1999-05-31) -& JP 11 048171 A (ESASHI MASAKI;HAGA YOICHI), 23 February 1999 (1999-02-23) abstract	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2000, no. 21, 3 August 2001 (2001-08-03) -& JP 2001 096478 A (UEDA SENI KAGAKU SHINKOKAI;KOBAYASHI SHUNICHI; MORIKAWA HIROHISA; FURU), 10 April 2001 (2001-04-10) abstract	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 017, no. 591 (C-1125), 28 October 1993 (1993-10-28) -& JP 05 177002 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 20 July 1993 (1993-07-20) abstract	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 017, no. 597 (C-1127), 2 November 1993 (1993-11-02) -& JP 05 184531 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 27 July 1993 (1993-07-27) abstract	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1996, no. 05, 31 May 1996 (1996-05-31) -& JP 08 010336 A (AGENCY OF IND SCIENCE & TECHNOL;OTHERS: 01), 16 January 1996 (1996-01-16) abstract	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1997, no. 04, 30 April 1997 (1997-04-30) -& JP 08 322786 A (TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD;TOSHIBA CORP), 10 December 1996 (1996-12-10) abstract	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No.
 PCT/US 02/33326

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1995, no. 07, 31 August 1995 (1995-08-31) & JP 07 088788 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 4 April 1995 (1995-04-04) abstract ---	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 015, no. 353 (C-0865), 6 September 1991 (1991-09-06) -& JP 03 139325 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 13 June 1991 (1991-06-13) abstract ---	1
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1995, no. 08, 29 September 1995 (1995-09-29) & JP 07 120684 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 12 May 1995 (1995-05-12) abstract ---	1
A	MAZZOLDI A ET AL: "Conductive polymer based structures for a steerable catheter" SMART STRUCTURES AND MATERIALS 2000: ELECTROACTIVE POLYMER ACTUATORS AND DEVICES (EAPAD), NEWPORT BEACH, CA, USA, 6-8 MARCH 2000, vol. 3987, pages 273-280, XP008019508 Proceedings of the SPIE - The International Society for Optical Engineering, 2000, SPIE-Int. Soc. Opt. Eng, USA ISSN: 0277-786X the whole document ---	1
A	DELLA SANTA A ET AL: "Intravascular microcatheters steered by conducting polymer actuators" PROCEEDINGS OF THE 18TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. 'BRIDGING DISCIPLINES FOR BIOMEDICINE' (CAT. NO.96CH36036), PROCEEDINGS OF 18TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING I, pages 2203-2204 vol.5, XP010261622 1997, New York, NY, USA, IEEE, USA ISBN: 0-7803-3811-1 the whole document -----	1

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,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,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES, FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,N O,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 クピロン、ルシアン、アルフレッド、ジュニア

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01742 コンコード ナッシュウタック ロード 1
90

Fターム(参考) 2H040 BA04 BA21 CA04 DA01 DA03 DA21 DA41 FA01 FA08 FA10

GA02 GA11

4C061 AA03 AA04 CC06 HH47 HH51 LL02

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005527253A5	公开(公告)日	2006-01-05
申请号	JP2003533764	申请日	2002-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	クビロンルシアンアルフレッドジュニア		
发明人	クビロン、ルシアン、アルフレッド、ジュニア		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00059 A61B1/00103 A61B1/0053 A61B1/0055 A61B1/0058 A61B1/2736 A61M2025/0058 G06Q10/06 G06Q10/08 G06Q50/22 G06Q50/28 G16H40/63		
FI分类号	A61B1/00.310.H G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA21 2H040/CA04 2H040/DA01 2H040/DA03 2H040/DA21 2H040/DA41 2H040/FA01 2H040/FA08 2H040/FA10 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/LL02		
代理人(译)	小池 晃		
优先权	09/971419 2001-10-05 US		
其他公开文献	JP2005527253A JP4633360B2		

摘要(译)

内窥镜和内窥镜主体，其具有一个细长的形状适于插入到腔中，与所述内窥镜主体相关联的，所希望的，以反映流明在内窥镜主体的自然取向插入并且多个电控致动器可控制以将内窥镜主体引导到取向。