

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4758646号
(P4758646)

(45) 発行日 平成23年8月31日 (2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月10日 (2011.6.10)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 O A

A 6 1 B 1/00 3 1 O H

G 0 2 B 23/24 A

G 0 2 B 23/26 D

請求項の数 8 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2004-531886 (P2004-531886)
 (86) (22) 出願日 平成15年8月27日 (2003.8.27)
 (65) 公表番号 特表2005-537063 (P2005-537063A)
 (43) 公表日 平成17年12月8日 (2005.12.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/027042
 (87) 国際公開番号 W02004/019769
 (87) 国際公開日 平成16年3月11日 (2004.3.11)
 審査請求日 平成18年8月21日 (2006.8.21)
 (31) 優先権主張番号 10/229,577
 (32) 優先日 平成14年8月27日 (2002.8.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 506365832
 インテュイティブ サージカル, インコ
 ーポレイテッド
 アメリカ合衆国 94086 カリフォル
 ニア州 サニーヴェイル キーファー・ロ
 ード 1266 ビルディング101
 (74) 代理人 100094318
 弁理士 山田 行一
 (74) 代理人 100123995
 弁理士 野田 雅一
 (74) 代理人 100107456
 弁理士 池田 成人
 (74) 代理人 100153969
 弁理士 松澤 寿昭

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 テンドン駆動式内視鏡及びその挿入方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡システムであって、

操舵可能な遠位部、柔軟な近位部、近位端コネクタインタフェース、及び、複数のテ
 ン
 ドンを有する細長い内視鏡デバイスであって、前記テンドンのそれぞれは、前記操舵可
 能な遠位部に結合された遠位端と、コネクタを終端とする近位端とを有し、張力又は圧縮力
 を少なくとも一つの前記テンドンの前記近位端へ加えることにより、操舵可能な前記遠位
 端が操舵され、前記コネクタは、前記コネクタインタフェースにおいて配列されている、
 内視鏡デバイスと、

複数のアクチュエータ、及び、アクチュエータインタフェースを有するコントローラ装
 置であって、前記各アクチュエータからピンが延びており、前記ピンは、前記アクチュ
 エータインタフェースにおいて配列されている、コントローラ装置と
 を備え、

前記アクチュエータインタフェースは、前記アクチュエータインタフェースにおけるそ
 れぞれの前記ピンが前記コネクタインタフェースにおける対応するコネクタ内に嵌め合う
 ことによって、前記コネクタインタフェースと連結され、

前記ピンのそれぞれが前記コネクタインタフェースにおける対応する前記コネクタから
 分離することによって、前記アクチュエータインタフェース及び前記コネクタインタフェ
 ースが、互いにリリースされるように構成されている、内視鏡システム。

【請求項 2】

10

20

前記コネクタはレバーを有しており、

前記レバーは、それぞれの前記ピンからの押圧力を変換して、関連する前記テンドンに加えられる牽引力を引き起こす、請求項 1 に記載された内視鏡システム。

【請求項 3】

前記コネクタは、ディンプル状とされており、対応する前記ピンを受容する、請求項 1 又は 2 に記載された内視鏡システム。

【請求項 4】

内視鏡システムであって、

操舵可能な遠位部、柔軟な近位部、近位端コネクタインタフェース、及び、複数のテンドンを有する細長い内視鏡デバイスであって、前記テンドンのそれぞれは、前記操舵可能な遠位部に結合された遠位端と、平らにされた突起を有するコネクタを終端とする近位端とを有し、張力又は圧縮力を少なくとも一つの前記テンドンの前記近位端へ加えることにより、操舵可能な前記遠位端が操舵され、前記コネクタは、前記コネクタインタフェースにおいて配列されている、内視鏡デバイスと、

複数のアクチュエータ、及び、アクチュエータインタフェースを有するコントローラ装置であって、前記各アクチュエータは、引き込み式のスロットを駆動するように連結されており、前記引き込み式のスロットは、前記アクチュエータインタフェースにおいて配列されている、コントローラ装置と

を備え、

前記アクチュエータインタフェース及び前記コネクタインタフェースは、前記コネクタインタフェースにおける前記コネクタの前記各平らにされた突起が前記アクチュエータインタフェースにおいて対応する前記スロットと嵌め合うことによって、違いに連結されるように構成され、

前記コネクタインタフェースにおける前記コネクタの前記各平らにされた突起が前記アクチュエータインタフェースにおいて対応する前記スロットから分離することによって、前記アクチュエータインタフェース及び前記コネクタインタフェースが、互いにリリースされるように構成されている、内視鏡システム。

【請求項 5】

前記平らにされた突起のそれぞれは釘頭状とされており、

前記スロットのそれぞれは、対応する前記コネクタの前記平らにされた突起が挿入される穴と連結されており、前記スロットのそれぞれの内部に保持されるように、対応する前記コネクタの前記平らにされた突起を位置させる、請求項 4 に記載された内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡デバイスはビデオカメラを有しており、

前記コネクタインタフェースは、前記カメラのためのコネクタを有している、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載された内視鏡システム。

【請求項 7】

単一のコントローラ装置が異なる複数の内視鏡デバイスをコントロールすることが可能な内視鏡システムであって、

複数のアクチュエータ、及び、アクチュエータインタフェースを有するコントローラ装置と、

操舵可能な第 1 の遠位部、柔軟な第 1 の近位部、第 1 の近位端コネクタインタフェース、及び、複数の第 1 のテンドンを有する細長い第 1 の内視鏡デバイスであって、前記第 1 のテンドンのそれぞれは、前記操舵可能な第 1 の遠位部に結合された第 1 の遠位端と、第 1 のコネクタを終端とする第 1 の近位端とを有し、張力又は圧縮力を少なくとも一つの前記第 1 のテンドンの前記第 1 の近位端へ加えることにより、操舵可能な前記第 1 の遠位端が操舵され、前記第 1 のコネクタは、前記第 1 のコネクタインタフェースにおいて配列されている、第 1 の内視鏡デバイスと、

操舵可能な第 2 の遠位部、柔軟な第 2 の近位部、第 2 の近位端コネクタインタフェース

、及び、複数の第2のテンドン²を有する細長い第2の内視鏡デバイスであって、前記第2のテンドンのそれぞれは、前記操舵可能な第2の遠位部に結合された第2の遠位端と、第2のコネクタを終端とする第2の近位端とを有し、張力又は圧縮力を少なくとも一つの前記第2のテンドンの前記第2の近位端へ加えることにより、操舵可能な前記第2の遠位端が操舵され、前記第2のコネクタは、前記第2のコネクタインタフェースにおいて配列されている、第2の内視鏡デバイスと

を備え、

前記アクチュエータインタフェース及び前記第1のコネクタインタフェースは、前記アクチュエータインタフェースにおいて配列されたピンのそれぞれが前記第1のコネクタインタフェースにおける対応するコネクタ内に嵌め合うことによって、互いに連結されるように構成され、前記アクチュエータインタフェースにおいて配列されたピンのそれぞれが前記第1のコネクタインタフェースにおける対応するコネクタから分離することによって、前記アクチュエータインタフェース及び前記第1のコネクタインタフェースが、互いにリリースされるように構成されており、

10

前記アクチュエータインタフェース及び前記第2のコネクタインタフェースは、前記アクチュエータインタフェースにおいて配列されたピンのそれぞれが前記第2のコネクタインタフェースにおける対応するコネクタ内に嵌め合うことによって、互いに連結されるように構成され、前記アクチュエータインタフェースにおいて配列されたピンのそれぞれが前記第2のコネクタインタフェースにおける対応するコネクタから分離することによって、前記アクチュエータインタフェース及び前記第2のコネクタインタフェースが、互いにリリースされるように構成されており、

20

前記アクチュエータインタフェースが前記第1のコネクタインタフェース又は前記第2のコネクタインタフェースのどちらか一方と連結する際に、前記コントローラ装置における前記アクチュエータのそれぞれは、前記第1の内視鏡デバイスにおける対応する前記第1のテンドン又は前記第2の内視鏡デバイスにおける対応する前記第2のテンドンのどちらか一方を制御する、内視鏡システム。

【請求項8】

前記第1の内視鏡デバイスはビデオカメラを有しており、

前記第1のコネクタインタフェースは、前記カメラのためのコネクタを有している、請求項7に記載された内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

[0001]本出願は、2001年2月20日出願された「操縦可能な内視鏡及びその改良された挿入方法」と題された米国特許出願09/790,204号の一部継続出願であり、米国特許出願09/790,204号は、2000年4月3日出願された「操縦可能な内視鏡及びその改良された挿入方法」と題された米国仮出願番号60/194,140号の優先権の利益を主張し、本出願はこれらの2つの出願の両方の全てを援用して本文の記載の一部とする。

【発明の分野】

40

【0002】

[0002]本発明は、概して、内視鏡及び内視鏡的処置に関する。より詳細には、本発明は、例えば結腸鏡による検査及び処置のために、柔軟な内視鏡を蛇行通路に沿って挿入することを容易にするための方法及び装置に関する。

【発明の背景】

【0003】

[0003]内視鏡は、患者の身体内部を視覚化するための医療機器である。内視鏡は、結腸鏡検査、気管支鏡検査、胸腔鏡検査、腹腔鏡検査及びビデオ内視鏡検査を含む種々の診断方法及びインターベンショナルな処置（介入処置）のために用いられることができる。

【0004】

50

[0004] 結腸鏡検査は、結腸の診断検査及び／又は結腸の外科的治療のために柔軟な内視鏡又は結腸鏡を患者の結腸に挿入する医学的処置である。標準的な結腸鏡は、典型的に、長さが135cm～185cm、直径が12mm～19mmであり、光ファイバイメージングバンドル、又は、器具の先端に配置された小型カメラ、照明ファイバ、1又は2つの器具チャンネル（通気若しくは灌注のためにも用いられ得る）、空気及び水の通路、並びにバキュームチャンネルを含む。結腸鏡は、患者の肛門を通して挿入され、結腸内を前進され、結腸、回盲弁、及び、末端回腸の一部の直接視診を可能にする。

【0005】

[0005] 結腸鏡の挿入は、結腸が、曲がりくねった回旋状の通路を成しているという事実により複雑である。結腸鏡を結腸内で前進させるためには結腸鏡の相当の操作がしばしば必要であり、これが、処置をより困難で時間がかかるものにし、また、合併症、例えば腸穿孔の可能性を高めている。結腸の湾曲部を通る適切な通路の選択が容易になるように、操縦可能な結腸鏡が考案されてきた。しかし、結腸鏡を結腸内により深く挿入するに従い、結腸鏡を選択された通路に沿って前進させることがより困難になる。各ターンにおいて、結腸の壁は結腸鏡のカーブを維持しなければならない。結腸鏡は結腸の粘膜表面を各ターンの外側に沿って擦る。結腸鏡の摩擦及び弛みが各ターンにて蓄積し、内視鏡の前進及び後退をより一層困難にし、結腸鏡のルーピングを生じることがある。さらに、結腸の壁に加えられる力は、摩擦の蓄積により増大する。結腸が極度に曲がりくねっている場合、結腸鏡を結腸の通路全体に前進させられなくなることがある。

【0006】

[0006] 身体内構造物の診察又は治療のための操縦可能な内視鏡、カテーテル及び挿入装置が、以下の米国特許、すなわち、米国特許第4,054,128号、4,543,090号、4,753,223号、4,873,965号、5,174,277号、5,337,732号、5,383,852号、5,487,757号、5,624,380号及び5,662,587号に記載されており、これらの特許の開示の全てを援用して本文の記載の一部とする。

【発明の概要】

【0007】

[0007] 以下に、患者の結腸、その他の身体内腔、又は他の身体内部空間を、これらの器官の壁部への衝突を最小限にして検査するための操舵可能な内視鏡について記載する。本文に記載する操舵可能な内視鏡の一変型例は、セグメント化された細長い本体をし、この本体は、手動で又は選択的に操舵可能な遠位部（少なくとも1つのセグメント）、及び自動制御される近位部を有する。選択的に操舵可能な遠位部は、テンドン（tendon）、例えばケーブル、ワイヤ等に加えられる張力を、それらの近位端から制御することにより、いずれの方向にも曲げられることができる。これらのテンドンは、内視鏡の長さ全体にわたり選択的に経路が設けられる。内視鏡の制御可能な近位部は、少なくとも1つの独立に関節運動可能なセグメントを含み、このセグメントも、テンドンを介していずれの方向にも曲げられることができ、また、内視鏡を遠位方向に前進させるときに遠位のセグメントの形状を成するようにつくられることができる。

【0008】

[0008] 選択的に操舵可能な遠位部は、任意の方向に、例えば、完全に180度まで選択的に操舵される（すなわち、曲げられる）ことができる。光ファイバイメージングバンドル及び1以上の照明ファイバが本体内に近位部から遠位部まで延在し得る。照明ファイバは、好ましくは、光源、例えば、外部位置に配置され得る慣用の光源、又は他の光源、例えばLEDと連通している。或いは、内視鏡は、小型ビデオカメラ、例えばCCDカメラを有するビデオ内視鏡として構成されて内視鏡本体の遠位部に配置され得る。ビデオカメラは照明ファイバと組合せて用いられ得る。内視鏡の本体が、1又は2つのアクセス管腔を任意に含んでもよく、これらの管腔は、例えば、通気又は灌注のために、空気及び水の通路、並びにバキュームチャンネルなどのために用いられ得る。概して、内視鏡の本体は、様々なチャンネルを無傷に保ったままバックリング（座屈）もキンク（捩れ）も生じず

に小さい直径のカーブを曲がることができるように非常に柔軟である。内視鏡は、他の医療用途及び産業上の用途のために様々な寸法及び構造でつくられることができる

【 0 0 0 9 】

[0009] 動作において、内視鏡の操舵可能な遠位部は、最初に患者の肛門を介して直腸内に前進され得る。内視鏡は、第 1 の湾曲に達するまで、手動で、又はモータにより自動的に簡単に前進され得る。この地点で、ユーザ（例えば、内科医又は外科医）は、操舵可能な遠位部を、内視鏡の前進のための最適な湾曲又は形状になるように能動的に制御することができる。最適な湾曲又は形状は、結腸壁からの接触又は干渉を最小量にする通路である。一変型例において、望ましい湾曲が決定されたならば、内視鏡を結腸内にさらに前進させ得る。これは、制御可能な部分の自動制御されるセグメントが遠位部に従って、前記最適な湾曲又は形状を、制御可能な部分の残りのセグメントに沿って近位方向に伝達しながら進むように行われる。こうして、器具を前進させると、器具は、遠位部が画成した通路に従って進む。制御可能なセグメントの操作を、以下にさらに詳細に記載する。

10

【 0 0 1 0 】

[0010] テンドン（引張り部材とも称する）が、操舵可能な遠位部を含む、内視鏡の制御可能なセグメントを関節運動させるために用いられ得る。適切なテンダンの例は、柔軟であるが圧縮性及び伸張性が最小限のプッシュプルケーブルである。一変型例において、このテンダンはボーデンケーブルであり、ボーデンケーブルにおいて、内部ケーブルが典型的にハウジング又はスリーブにより同軸状に取り囲まれ、このハウジング又はスリーブ内をケーブルが自由に移動する。ボーデンケーブルを用いて、内視鏡を関節運動させるための張力又は圧縮力のいずれも加えることができ、また、ボーデンケーブルは、内視鏡上の位置に所望のように力を伝達するために遠隔的に動作されることができる。

20

【 0 0 1 1 】

[0011] ボーデンタイプのプッシュプルケーブルをテンドンに用いる一変型例において、3つのテンドンが、制御可能な内視鏡セグメントの周囲に等間隔で配置された部位に取り付けられ得る。以下により詳細に記載するように、別の変型例においては2つのテンドンを用い得る。ボーデンケーブルのスリーブがセグメントの近位端に取り付けられ、内部ケーブルが、同じセグメントの遠位端に取り付けられ得る。これらの内部ケーブルの一方に張力又は圧縮力を加えることにより、セグメントが、ケーブルが押され又は引張られている方向に曲げられる。この曲げは連続的であり、ケーブルの変位に比例する。こうして、セグメントの遠位端に取り付けられたテンドン又はテンダンの組合せに張力又は圧縮力を加えることにより、テンドンを用いてセグメントをほぼいずれの方向にも曲げることができる。ボーデンケーブルを用いる本発明の他の変型例は、望ましい関節運動に応じて曲げられるように、セグメントの周囲にて等間隔に又は特定の位置に配置された4つ以上のボーデンケーブルを用い得る。さらなる変型例においては、セグメントを関節運動させるために、付勢要素、例えば、ばね、弾性要素、ピストンなどと組合せた2つのボーデンケーブルも用い得る。

30

【 0 0 1 2 】

[0012] テンダンの別の変型例は、セグメントを曲げるために、張力が加えられずに圧縮状態下におかれる、非圧縮性で非伸張性のプッシュプルケーブルを用いる。或いは、圧縮力及び張力の両方が加えられるテンダンの組合せも用いられ得る。

40

【 0 0 1 3 】

[0013] 内視鏡の制御可能な近位部は、少なくとも1つのセグメント、好ましくは多数のセグメントから構成され、これらのセグメントは、内視鏡から或る距離に配置されたコントローラ及び/又はコンピュータを介して、各々が互いに対して関節運動可能である。一変型例において、内視鏡の挿入可能な長さの大部分が、制御可能なセグメントを含む。セグメントは、好ましくは、非圧縮性且つ非伸張性であり、従って、セグメントは、曲がるときにその中心線に沿って一定の長さを維持する。このような変型例を記載した例が、「操縦可能な内視鏡及びその改良された挿入方法」と題された米国特許出願 0 9 / 7 9 0 , 2 0 4 号に見られ、この出願の全てを共有し且つ援用して本文の記載の一部とする。セ

50

グメントの各々は、空間におけるセグメントの運動を制御できるようにテンドンを有し得る。こうして、個々のテンドンの関節運動を調整することにより、各セグメントを広い運動範囲にわたって曲げることができる。個々のテンドンを、例えば、テンドンの近位端に操作可能に連結された電気機械モータにより関節運動させることができる。或いは、空気圧シリンダ若しくは油圧シリンダ、空気圧モータ若しくは油圧モータ、ソレノイド、形状記憶合金ワイヤ、又は電子回転アクチュエータを、テンドンを用いてセグメントを動作させるために利用し得る。

【 0 0 1 4 】

[0014]内視鏡の別の変型例は、屈曲可能なセグメントを得るために、リング状の支持部品、すなわち椎骨状物（以下、椎骨）を制御リングとして用いる。セグメントは、複数の隣り合う、又は積み重ねられた椎骨から構成され、椎骨は、関節状の部分、例えばヒンジジョイントにより互いに連結されて、セグメントに、全ての方向における柔軟性を与えている。こうして、椎骨タイプの制御リングは、隣り合う椎骨に、通し穴を有するフランジによりヒンジ連結されることができる。一変型例において、ヒンジジョイントの対が、各椎骨の面から垂直方向に突出し、隣り合う椎骨のヒンジジョイントと、近位方向及び遠位方向の両方において連結することができる。ヒンジジョイントの各対は、1つの軸における限定された運動を可能にする。椎骨の反対側の面から突出するヒンジジョイントは、好ましくは、椎骨の他方の面にある対から回転方向に90度離れた位置に配置される。これが、前記第1運動軸に対して垂直な面における第2の運動軸を形成する。このようにして、さらなる椎骨を加えることにより、いずれの方向にも曲げられ得るセグメントがもたらされる。例えば、約10個の椎骨を連結させて、このような1つのセグメントを形成し得る。他の変型例は、1つのセグメントにつき、より多数の、又はより少数の椎骨を有することができる。

【 0 0 1 5 】

[0015]ヒンジジョイントの他に、制御リングに含まれ得る他の特徴物がある。これにより、椎骨の内面は、内視鏡内の共通管腔を形成する通路、例えば、作業チャンネル、空気及び水の通路、光ファイバーチャンネル、テンドンなどのための通路を有し得る。椎骨は、また、テンドン（ボードンケーブルの実施形態のスリーブ及び内部ケーブルを含む）のための取付け部位を含み得る。さらに、制御リングの外縁は、より遠位のセグメントを制御するテンドンを保持するための通路を含み得る。これらの通路は、このようなテンドンを配置及び組織化する方法をもたらし得る。例えば、別の変型例において、より遠位のセグメントを制御するテンドンは、テンドンがコントローラに向かって近位方向に突き出るときに、より近位のセグメントの外面の周囲に螺旋状に巻き付けられる。このような螺旋状の巻き付けは、近位のセグメントを曲げるときに、より遠位のセグメントを制御するテンドンに意図しない張力が加えられることを防止し得る。或いは、テンドンは、余剰の「弛み」を含むことができる。このような余剰の弛みもまた、近位のセグメントが拘束されることを、より遠位のセグメントを制御するテンドンを迂回させすることにより防止し得る。

【 0 0 1 6 】

[0016]制御リングの別の変型例は、ヒンジ連結された椎骨を用いず、その代わりに、内視鏡内全体に延在する柔軟な背骨状物を用い、この背骨状物に、制御リング（支持リングとも称する）が間隔を有して取り付けられる。ボードンケーブルを用いる一変型例において、テンドンの内部ケーブルが、セグメントの最も遠位側の制御リングに取り付けられ、テンドンスリーブは、最も近位側の制御リングに取り付けられる。制御リングは、部品がセグメントを通過することを可能にする空間と、椎骨タイプの制御リングに関して記載した特徴物とほぼ同じ特徴物とを有し得る。

【 0 0 1 7 】

[0017]近位側のハンドルを内視鏡の近位端に取り付けることができ、このハンドルは、直接目視のために、及び/又は、ビデオカメラ若しくは録画装置に連結するために光ファイバイメージングバンドルに連結されたイメージング（画像形成）装置を含み得る。ハン

10

20

30

40

50

ドルは、他の装置、例えば照明源、及び、様々な器具チャンネルに連結するための１又は複数のルアーロック連結に連結され得る。ハンドルは、また、操舵可能な遠位部を制御するための操舵制御機構に連結され得る。ハンドルは、また、ハンドルに直接に一体化された操舵コントローラ、例えば、ジョイスティック、ダイヤル又はホイールなどを用いた慣用の円盤状コントローラの形態のコントローラを随意に有し得る。

【 0 0 1 8 】

[0018]内視鏡を軸方向に前進又は後退させるとき、内視鏡の現在の相対深さ（軸方向位置）を測定するために、深さ参照装置、すなわち軸方向変換器を用い得る。この軸方向変換器は多くの可能な構成で、例えば、内視鏡との接触、信号伝達又は通信により機能する装置としてつくることができる。例えば、内視鏡の本体が変換器を通してスライドするとき、固定基準位置に対する内視鏡本体の軸方向位置を示す信号を発信する。この測定は、体腔内の内視鏡の深さに対応する。変換器は、また、内視鏡本体の軸方向位置を測定するための非接触的方法、例えば、光学、容量、抵抗、無線周波、又は磁気による方法も用い得る。

10

【 0 0 1 9 】

[0019]内視鏡の別の変型例は、内視鏡の全長にわたって完全に関節運動可能である。こうして、例えば、内視鏡が 1 8 0 c m の標準的な長さである場合、全部で 1 8 個の、各々が 1 0 c m の長さのセグメント（操舵可能な遠位端を含む）は、完全に関節運動する制御可能な内視鏡を形成するように連結され得る。別の変型例において、自動制御される近位領域より近位の受動的な領域は、無数の多様な形状に適應できる柔軟な管状部材からつくられ得る。

20

【 0 0 2 0 】

[0020]この変型例において、組立体全体、すなわちセグメント、テンドンなどは、生体適合性の材料、例えば、ポリマーからつくられた、そして好ましくは、患者の体内に内視鏡を挿入し前進させているときの摩擦抵抗を最小限にできるように滑らかな、シース又はカバーリング内に包囲され得る。内視鏡は医療用に用いられるため、このカバーリングが、着脱可能、交換可能、及び／又は滅菌可能であることが望ましいであろう。

【 0 0 2 1 】

[0021]同様に、内視鏡をコントローラとの連結から容易に外せることが望ましい。内視鏡のセグメントから近位方向に突き出るテendonは、臍状部に収集可能であり、臍状部は、テendonに力を加えるアクチュエータ、例えばモータを含むコントローラユニットと連結するインタフェースを有する。このインタフェースは、テendonとコントローラとの連結を迅速に外す機構であり得る。迅速に連結を外す機構の一変型例は、各テendonケーブルの終端が平坦化された突起部として構成された、スロット設計内に配置可能な「ネイルヘッド」である。臍状部の端部のこのようなテendonの列がコントローラのインタフェースと連結される。平坦化されたテendon端部が、コントローラハウジング内に画成された対応するスロットに嵌め込まれ得る。対応する嵌め込みは、テendon端部がそれぞれのスロット内に着脱可能に固定されることを可能にし、それにより、アクチュエータが特定のテendonに力を加えることを可能にする。さらに、コントローラは、セグメントの形状を、制御するテendonに加えられる張力に基づいて決定できる。コントローラは、また、セグメントの形状を、ケーブルハウジングに対するケーブルの位置に基づいて決定するように適合されることができる。さらにまた、コントローラは、制御するテendonの回転移動又は線状移動の量を検知するようにさらに適合されてもよく、このデータに基づいてセグメントの形状を決定できる。

30

40

【 0 0 2 2 】

[0022]迅速に連結を外す機構の多くの別の例が本発明により考案されている。別の変型例は、ディンプル状受容部に連結されるピンを有する嵌合コネクタである。受容部に対するピンの動きが、テendonの移動に、例えば、レバー、ギア若しくはギアラック、又はねじ付カップリングを用いて変換される。

【 0 0 2 3 】

50

[0023] 典型的な内視鏡の直径は20mm未満であるが、様々な産業上の用途において、20mmより大きい直径を有する内視鏡を用い得る。同様に、本発明の一変型例は、20mm未満の半径寸法を有する。本発明の別の変型例において、より遠位のセグメントの半径は、テレスコープ（入子）状に減少する。これは、操舵可能な遠位部が、より近位のセグメントよりもかなり小さい半径、例えば、12.5mmの半径を有することを可能にする。この変型例において、より近位のセグメントの半径がより大きいことが、遠位セグメントから延びるテンドンのための空間の増大をもたらす。

【0024】

[0024] 本発明の別の変型例は、様々な長さのセグメントを有することにより、用いるセグメントの数をより少なくする。こうして、より遠位に位置するセグメントをより短く
10 つくることができる。例えば、最も遠位のセグメントは6cmの長さを有することができ、より近位に位置するセグメントを、徐々に長く、例えば、最も近位のセグメントを20cmの長さまで長くすることができる。この変型例は、選択されたカーブを伝搬する方法を、内視鏡を前進させ、それによりカーブを、カーブが内視鏡に沿って伝搬するときに「平均化」又は平滑化することにより変えている。この変型例において、異なる寸法のセグメントの自動操作を調整するために、特別なアルゴリズムを用いることができる。

【0025】

[0025] 操舵可能な先端の選択されたターンを内視鏡の本体に沿って伝搬する1つの方法は、内視鏡を身体内で前進させ又は身体から引き出すときに、内視鏡をユーザにより選択された通路に従って進ませることを含む。この方法は、内視鏡の遠位端を患者の身体に、
20 自然に備わる穴を通して、又は切開部を通して挿入し、次いで、選択的に操舵可能な遠位部を、望ましい通路を選択するように操舵することにより開始する。内視鏡本体が患者の身体内で前進又はさらに挿入されるとき、電子コントローラが運動を記録し、内視鏡の近位部を、操舵可能な遠位先端が身体内のほぼ同じ位置にあったときにユーザが選択したカーブを形成するように制御する。同様に、内視鏡を近位方向に引き戻すとき、選択されたカーブは内視鏡本体に沿って遠位方向に、自動操作で、すなわち受動的に伝搬される。

【好適な実施形態の説明】

【0026】

[0046] 図1は、先行技術の結腸鏡10が患者の結腸Cの結腸鏡検査のために用いられている様子を示す。結腸鏡10は、近位側のハンドル16と、操舵可能な遠位部14を有する
30 細長い本体12とを有する。結腸鏡10の本体12は潤滑剤を塗布され、患者の肛門Aを通して結腸Cに挿入されている。操舵可能な遠位部14をガイドとして用いて、結腸鏡10の本体12は、患者の結腸Cにおける幾つかのターン（方向転換点）を通るように操作され、上行結腸Gに到達している。これは一般に、結腸鏡10が結腸Cのターンを
40 通って前進するように結腸鏡10を近位端から押し、引き、回転させることにより、かなりの操作量を含む。操舵可能な遠位端14が通過した後、結腸Cの壁は、結腸鏡10の柔軟な本体12におけるカーブを、本体12が前進するときに維持する。結腸鏡10の本体12を挿入するとき、本体12に沿って、特に結腸Cの各ターンにて摩擦が生じる。この摩擦により、ユーザが結腸鏡10を前進させようとするときに本体12は各カーブにて外側に移動しようとし、結腸Cの壁を押し、これが、摩擦を増大して結腸鏡10の前進をさら
50 に困難にすることにより問題を悪化させる。一方、結腸鏡10を引き出すときには、本体12は各カーブにて内側に移動して、結腸鏡10を前進させたときに生じた弛みを引き締めようとする。患者の結腸Cが非常に曲がりくねっている場合、本体12の遠位端はユーザの操作に反応しなくなり、ついには、結腸鏡10をそれ以上前進させることが不可能になることがある。このことがユーザにもたらす困難に加えて、患者の結腸のねじれも、合併症、例えば腸穿孔の危険性を増大させる。

【0027】

[0047] 図2は、本発明のテンドン駆動式(tendon driven)内視鏡20の変型例を示す。内視鏡20は細長い本体21を有し、本体21は、手動で又は選択的に操舵可能な遠位部
24、自動制御部28、及び、柔軟で受動的に操作される近位部22を有し、近位部22
50

は装置から任意に省かれ得る。操舵可能な遠位部 24 は、手操作により、又は、アクチュエータによる機械的補助を用いて関節運動されることができる。自動制御部 28 はセグメントに分割されており、各セグメントは、操縦可能な運動の全範囲に曲がることことができる。遠位部 24 も 1 つの制御可能なセグメントである。

【0028】

[0048] 選択的に操舵可能な遠位端部 24 は、例えば、図示されているように任意の方向 26 に完全に 180 度まで、選択的に操舵され又は曲げられることができる。光ファイバイメージングバンドル 40 及び 1 以上の照明ファイバ 42 が、本体 21 内に近位部 22 から遠位部 24 まで延在し得る。或いは、内視鏡 20 は、CCD カメラ及び CMOS カメラなどの小型ビデオカメラが内視鏡本体 21 の遠位部 24 に配置されたビデオ内視鏡として構成され得る。ビデオカメラからの画像はビデオモニタに、伝送ケーブル又はワイヤレス伝送により送信されることができ、画像はリアルタイムで、及び/又は録画装置により録画して見ることができ、録画は、アナログ録画媒体、例えば磁気テープ、又はデジタル録画媒体、例えばコンパクトディスク、デジタルテープなどに行われる。LED 又は他の光源も、内視鏡の遠位先端での照明のために用いられ得る。

【0029】

[0049] 内視鏡 20 の本体 21 は、また、1 以上のアクセス管腔 38 を含み得る。この管腔 38 は、光源を提供するための照明ファイバ、通気又は灌注、空気及び水のためのチャンネル（通路）、並びに吸引チャンネルのために任意に用いられ得る。概して、内視鏡 20 の本体 21 は非常に柔軟であるため、バックリングもキンクも生じずに、且つ様々なチャンネルを無傷に保って、小さい直径のカーブの周りを曲がることことができる。結腸鏡として用いるように構成される場合、内視鏡 20 の本体 21 は、典型的に、長さが 130 cm ~ 185 cm、直径が約 13 mm ~ 19 mm の範囲であり得る。内視鏡 20 は、他の医療用途及び産業上の用途のために、他の様々な寸法及び構成でつくられることができる。

【0030】

[0050] 制御可能な部分 28 は、少なくとも 1 つのセグメント 30 から、好ましくは幾つかのセグメント 30 から構成され、これらのセグメント 30 は、内視鏡 20 から或る距離を有して配置されたコンピュータ及び/又は電子制御器（コントローラ）を介して制御可能である。セグメント 30 の各々は、セグメント 30 の空間での制御された運動を可能にするようにアクチュエータに機械的に連結されたテンドン（引張り材）を有する。テンドンを駆動するアクチュエータは、テンドンに力を加えることができる様々な異なるタイプの機構、例えば、電気機械モータ、空気圧シリンダ及び油圧シリンダ、空気圧モータ及び油圧モータ、ソレノイド、形状記憶合金ワイヤ、電子回転アクチュエータ、又は、当分野で知られている他の装置若しくは方法を含み得る。形状記憶合金ワイヤを用いる場合、ワイヤは、好ましくは幾つかのワイヤ束に構成され、テンドンの各々の近位端にコントローラ内にて取り付けられる。セグメントの関節運動は、ワイヤ束の各々に、エネルギー、例えば電流、熱などを加えてワイヤ束の線状移動を生じさせ、これがテンドンを移動させることにより実行され得る。コントローラ内でのアクチュエータの線状移動は、比較的短い距離、例えば、数インチ以下、例えば ±1 インチ（2.54 cm）の範囲で行われるように構成されることができ、これにより、所望の程度のセグメントの移動及び関節運動に応じた効率的な関節運動を実行し得る。

【0031】

[0051] 内視鏡の挿入可能な部分の長さが制御可能なセグメント 30 を含むことが好ましいが、受動的な近位部 22 も用いることができる。この近位部 22 は、好ましくは、無限の様々な形状に適応し、且つ、様々な材料、例えば、慣用の内視鏡の管を作製するために用いられる熱硬化性ポリマー及び熱可塑性ポリマーからつくられ得る柔軟な管状部材である。

【0032】

[0052] 各セグメント 30 は、好ましくは、セグメント内に端から端まで延在する少なくとも 1 つの管腔を画成してアクセスチャンネルを設け、このアクセスチャンネルに、ワイ

10

20

30

40

50

ヤ、光ファイバ、空気及び／又は水の通路、様々な内視鏡ツール、又は、任意の様々な装置及びワイヤを通し得る。ポリマーカバリング又はシース 39 も、制御可能な部分 28 及び操舵可能な遠位部 24 を含む内視鏡の本体 21 上に延在し得る。このシース 39 が、制御可能なセグメント 30 から操舵可能な遠位部 24 への、また、近位部 22 の柔軟な管への滑らかな遷移をもたらすことができることが好ましい。

【0033】

[0053] ハンドル 32 が内視鏡の近位端に取り付けられ得る。ハンドル 32 は、直接的な目視のために光ファイバイメージングバンドル 42 に連結された接眼レンズを含み得る。直接目視でない場合、ハンドル 32 は、ビデオモニタ、カメラ、例えば CCD カメラ若しくは CMOS カメラ、又は録画装置 52 に接続するためのコネクタ 54 を含み得る。ハンドル 32 は、照明ケーブル 44 により照明源 43 に接続されることができ、照明ケーブル 44 は照明ファイバ 42 と接続され、又は連続している。或いは、これらの接続の幾つか又は全てをコントローラ 45 に形成することもできる。ルアーロック継手 (luer lock fitting) 34 がハンドル 32 に配置され、様々な器具チャンネルに連結され得る。

【0034】

[0054] ハンドル 32 は、コントローラケーブル 46 を介して運動コントローラ 45 に接続され得る。操舵コントローラ 47 を、第 2 ケーブル 48 を介して運動コントローラ 45 に接続することができ、又は、操舵コントローラ 47 をハンドル 32 に直接連結してもよい。或いは、ハンドルが、ハンドルに直接的に一体化された操舵制御機構、例えば、ジョイスティック、慣用の円盤状コントローラ、例えばダイヤル、プーリ又はホイールなどの形態の機構を有してもよい。操舵コントローラ 47 は、本体 21 の選択的に操舵可能な遠位部 24 をユーザが所望の方向 26 に選択的に操舵し、又は曲げることを可能にする。操舵コントローラ 47 は、図示されているようにジョイスティックコントローラであっても、又は、他の操舵制御機構、例えば、慣用の内視鏡に用いられているような 2 重ダイヤル又は回転ノブ、トラックボール、タッチパッド、マウス若しくは感覚グローブであってもよい。運動コントローラ 45 は、本体 21 の、セグメント化された自動制御近位部 28 の運動を制御する。このコントローラ 45 は、マイクロコンピュータ上で実行される運動制御プログラムを用いて、又は、用途に特定の運動コントローラを用いて作動され得る。或いは、コントローラ 45 は、例えばニューラルネットワークコントローラを用いて作動され得る。

【0035】

[0055] テンドンに力を加えるアクチュエータは、図示されているように運動コントローラユニット 45 に含まれてもよく、又は、別個に配置されて制御ケーブルにより接続されてもよい。操舵可能な遠位部 24 及び制御可能なセグメント 30 を制御するテンドンが内視鏡本体 21 の長さにならって延在し、アクチュエータに連結している。図 2 は、テンドンがハンドル 32 内を通過し、クイックリリースコネクタ 60 を通って運動コントローラ 45 に直接連結されている変型例を示す。この変型例においてテンドンは制御ケーブル 46 の一部であるが、テンドンは、アクチュエータがコントローラ 45 と連通しているのであれば、独立にアクチュエータに連結されてもよい。

【0036】

[0056] 軸方向移動を変換する装置（深さ参照装置又は基準面とも称する）49 を、軸方向移動、すなわち、内視鏡本体 21 が前進及び後退されるときの変化の深さを測定するために設け得る。深さ参照装置 49 は、多くの可能な構造で形成されることができ。例えば、図 2 における軸方向移動変換器 49 は、内視鏡 20 の本体 21 を取り囲み得るリング 49 として構成されている。軸方向移動変換器 49 は、好ましくは、固定された基準位置、例えば手術台、又は、内視鏡 20 を患者の身体に挿入する位置に取り付けられる。内視鏡 20 の本体 21 が軸方向移動変換器 49 を通ってスライドすると、軸方向移動変換器 49 は、固定基準位置に対する内視鏡本体 21 の軸方向位置を示し、電子コントローラ 45 に信号を、テレメトリにより、又はケーブルを介して送る。軸方向移動変換器 49 は、内視鏡本体 21 の軸方向位置を測定するために、光学、電子、磁気、無線周波又は機械によ

る方法を用い得る。

【 0 0 3 7 】

[0057]内視鏡本体 2 1 を前進又は後退させるとき、軸方向移動変換器 4 9 は、位置の変化を検知して運動コントローラ 4 5 に信号を送る。コントローラは、この情報を用いて、選択されたカーブを近位方向又は遠位方向に内視鏡本体 2 1 の制御可能部 2 8 に沿って伝搬させ、これにより、ユーザの遠位部 2 4 の操舵により選択された通路を内視鏡が能動的に辿ることを維持する。軸方向移動変換器 4 9 は、また、結腸 C 内での現在の深さを、測定された深さ変化だけ増分することを可能にする。これは、結腸 C の壁部に不必要な力を加えずに、内視鏡本体 2 1 が、曲がりくねったカーブをガイドされて通過することを可能にする。

10

【 0 0 3 8 】

[0058]セグメントの構造及び操作に関するより詳細な説明は、2001年10月2日出願された、「セグメント化された操縦可能な内視鏡及びその挿入方法」と題された米国特許出願 09 / 9 6 9 , 9 2 7 号に見ることができ、この出願の全体を援用して本文の記載の一部とする。

【 0 0 3 9 】

[0059]図 3 A は、操舵可能な遠位部分を含む制御可能なセグメントを関節運動させるための 2 つ又は 3 つのテンドンを用いて行われ得るセグメント関節運動の例を示す。図 3 A は、本発明の制御可能なセグメントの可動範囲の一例を示し、セグメントは、この例においては 3 つのテンドンにより作動される。弛緩直立位置におけるセグメント 3 0 1 は、x - y 面に対してほぼいずれの方向にも曲げられることができる。例として示されている図は、元の位置 3 0 1 に対して下方に或る角度に曲げられたセグメント 3 0 2 を示す。角度 α 及び β は、セグメントが成した屈曲を示す。角度 β は、x - y 面における角度を示し、角度 α は、x - z 面における運動を示す角度である。一変型例において、内視鏡の制御可能なセグメントは、角度 β においては 3 6 0 度全てにわたって曲げることができ、角度 α においては 9 0 度まで曲げることができる。角度 α が 9 0 度より大きくなると内視鏡が輪状になってしまうであろう。図 3 A には、セグメントが角度 α に沿って約 4 5 度曲がった様子が示されている。セグメントの移動の自由は、その一部が、特に、関節運動の方法、セグメントの寸法、セグメントを構成する材料及びセグメントの構成方法により決定される。これらの因子の幾つかを本文にて論じる。

20

30

【 0 0 4 0 】

[0060]操舵可能な遠位部も、内視鏡及び制御可能なセグメントも屈曲可能であるが、圧縮可能でなく且つ伸張性でないことが好ましい。従って、図 3 A において、弛緩状態のセグメント 3 0 1 の中心線 3 0 4 は、屈曲後のセグメント 3 0 2 の中心線 3 0 6 とほぼ同じ長さである。

【 0 0 4 1 】

[0061]図 3 B ~ 図 3 F は、本発明の内視鏡に用いられる制御可能なセグメントを動作させるために 3 つのテンドンを用いる様子を示す。この例にて示されているテンドンは全て、内部ケーブル 3 1 2 を有するボーデンタイプのケーブル 3 1 0 であり、内部ケーブル 3 1 2 は、ハウジング又はスリーブ 3 1 4 により同軸状に取り囲まれ、スリーブ 3 1 4 内で自由に移動できる。ボーデンケーブルは張力又は圧縮力を加えるために用いられることができ、すなわち、ボーデンケーブルを押し又は引くことにより内視鏡を関節運動させることができ、また、ボーデンケーブルを遠隔操作で動作させて、内視鏡に沿った位置に力を所望のように伝達することができる。テンドンからの力は、テンドンケーブルをセグメントの遠位端 3 2 0 に取り付け、且つテンドンハウジング 3 1 4 をセグメントの近位端 3 2 2 に取り付けることにより、セグメントをわたって、すなわちセグメントを通じて出力される。図 3 B はセグメントの上面図であり、テンドンケーブルのための 3 つの取付け部位が番号 3 2 0 で示されている。

40

【 0 0 4 2 】

[0062]一変型例においては、操舵可能な遠位部を含む各セグメントを動作させるために

50

3 つテンドンを用いるが、4 つ以上のテンドンを用いることも可能である。3 つのテンドンは、セグメントをいずれの方向にも確実に、セグメント、すなわち内視鏡を、その長手方向軸を中心に回転させる必要なく関節運動させることができる。3 つのケーブルテンドン 3 1 2 は、好ましくは、セグメントの遠位端 3 2 0 にて、セグメントの縁付近に等間隔に取り付けられる。図 3 B において、テンドンは、時計の 2 時、6 時及び 10 時の位置に取り付けられている。各セグメントを制御するテンドンはアクチュエータに向かって近位方向に突き出るため、スペースの問題を考慮して、より少数のテンドンを用いることが望ましい。従って、2 つのテンドンを用いてセグメントを制御することも可能である。また、セグメントの 3 次元での関節運動を補助するために、1 以上の付勢要素、例えば、ばねを含むことも望ましいであろう。別の変型例においては、2 つのテンドンを用いてセグメントを 3 次元空間で関節運動させることが、セグメントをその長手方向を中心に回転させつつ 2 方向における運動を制御することにより可能である。

【 0 0 4 3 】

[0063] 図 3 C は、3 つのテンドンが取り付けられている弛緩状態のセグメントを示す。テンドンスリーブ 3 1 4 が、セグメントの近位端 3 2 2 にて、対応するケーブル取付け部位のすぐ下に取り付けられている様子が示されている。図 3 D ~ 図 3 F は、このセグメントを制御テンドン 3 1 0 の各々がそれぞれ独立に曲げている様子を示す。

【 0 0 4 4 】

[0064] 図 3 D に示されているように、第 1 テンドン 3 3 0 を引っ張ることにより張力を加えることで、セグメントが第 1 テンドン 3 3 0 の方向に曲げられる。すなわち、屈曲していないセグメントの上部を上から見たとき（図 3 B に示されているように）、第 1 テンドンが時計の 6 時の位置に取り付けられているならば、このテンドンのみを引っ張ることが、セグメントを 6 時の位置に向かって屈曲させることになる。同様に、図 3 E において、2 時の位置に取り付けられた第 2 のテンドン 3 3 2 のみに張力を加えることが、セグメントを 2 時の方向に向かって屈曲させることになる。最後に、10 時の位置のテンドン 3 3 4 を引っ張ることにより、セグメントは 10 時の方向に向かって屈曲する。全ての場合において屈曲は連続的であり、より大きい張力が加えられると、屈曲（図 3 A の $x - z$ 面における角度 α ）がより大きくなる。セグメントは、個々のテンドン又は 2 つのテンドンの組み合わせを引っ張ることにより、いずれの方向にも曲げられることができる。従って、セグメントを 12 時の方向に曲げるために、第 2 テンドン 3 3 2 及び第 3 テンドン 3 3 4 の両方を等しい力で引いてもよい。或いは、6 時の位置の第 1 テンドン 3 3 0 を、単独で、又は第 2 テンドン 3 3 2 と組み合わせて押し、且つ第 3 テンドン 3 3 4 を引くことによっても同じ形状が得られる。

【 0 0 4 5 】

[0065] 図 4 A 及び図 4 B は、セグメントが 2 つのテンドン及び 1 つの付勢要素により関節運動される変型例を示す。図 4 A は、セグメントの上面図である。付勢要素 3 4 0 及び 2 つのテンドン 3 2 0 のための取付け部位が、図示されているように、セグメントの遠位端の周囲に間隔を有して配置されている。テンドン 3 2 0 は、セグメントの上断面を上から見下ろしたときの 2 時の位置及び 10 時の位置に取り付けられることができ、付勢要素 3 4 0 が 6 時の位置に取り付けられる。図 4 B は、屈曲していない形状のセグメントの斜視図である。この変型例において、付勢要素は、セグメントの側部に張力を加え、それによりセグメントが 6 時の位置に向かって屈曲するように構成される。付勢要素は、圧縮力又は張力をセグメントにわたって加えることができる任意の要素、例えば、ばね、弾性要素、ピストンなどであってよい。セグメントは、両方のテンドン 3 1 2 から張力を加えることにより、図 4 B に示されているように、中立位置、すなわち非屈曲位置に保持される。テンドンにより加えられる張力の量を制御することが、3 次元空間におけるセグメントの屈曲をもたらす。1 つより多数の付勢要素を 2 つ以上のテンドンと共に用いることも可能である。例えば、付勢要素を各テンドンに対向して配置することが可能である。

【 0 0 4 6 】

[0066] 或いは、テンドンがプッシュプル型ケーブルであり、各テンドンが張力だけでな

10

20

30

40

50

く圧縮力も加えることができるならば、付勢要素を全く用いずに、２つのテンドンがセグメントの運動を制御することができる。

【 0 0 4 7 】

[0067] 3つより多数のテンドンを用いてセグメントの曲げを制御することもできる。図 4 C は、11 時の位置、2 時の位置、5 時の位置及び 8 時の位置に取り付けられた 4 つのテンドンにより制御されるセグメントの上面図である。3 本テンドンを用いる実施形態と同様に、1 つのテンドン又はテンドンの組合せに加えられる張力により、セグメントの側部が短くされる。従って、11 時の位置にて遠位端に取り付けられたテンドン 3 5 5 へのみ張力を加えるならば、テンドンの対応する側部が短くなり、セグメントは 11 時の方向に曲がる。

10

【 0 0 4 8 】

[0068] これらの全ての変型例において、テンドン及び / 又は付勢要素の周方向における配置は例示的であり、本文中に記載した例に限定することは意図されていない。むしろ、テンドン及び / 又は付勢要素の位置は、当業者に理解されるように、所望の作用に従って変更され得る。

【 0 0 4 9 】

[0069] 図 5 は、セグメントを屈曲させる 1 本のテンドンの部分概略図である。明瞭化のために、完全な内視鏡のその他の部分（他のテンドン及びセグメントを含む）は図 5 から省かれている。テンドンケーブルに加えられた張力はセグメント全体にわたって伝達され、屈曲をもたらす。スリーブ 3 1 4 がセグメントの底部 3 2 2 に取り付けられ、且つ近位側のアクチュエータ端 4 0 3 に固定されているボデーケーブル 3 1 0 を用いることにより、テンドン 3 1 2 に張力を加えると、意図されたセグメント 4 0 1 のみが曲がり、より近位側のセグメントは作用を受けない。テンドンはアクチュエータ 4 1 0 により張力を加えられ、アクチュエータ 4 1 0 は、この変型例において、テンドンケーブル 3 1 2 を引っ張るモータとして示されている。

20

【 0 0 5 0 】

[0070] 連結された制御リングが、操舵可能な遠位部及び制御可能なセグメントを構成するために必要な柔軟な構造をもたらし得る。用いられ得る制御リングのタイプの 2 つの例が示されている。第 1 のリングは図 6 A に示されており、本発明の制御可能なセグメントを形成する椎骨タイプ (vertebra-type) の制御リングである。図 6 A は、1 つの椎骨状物（以下、椎骨）の端面図である。リング状の椎骨 5 0 1 の各々が、中央のチャンネル又は開口 5 0 4 を画成でき、開口 5 0 4 が連合して、先に記載したような装置の内腔を形成することができる。椎骨は 2 対のヒンジを有し得る。第 1 の対 5 0 6 は椎骨の第 1 の面から垂直に突出し、第 2 の対 5 0 8 は、第 1 の対から周方向に 90 度離れて配置され、第 1 面と反対の側の椎骨第 2 面から垂直に突出している。図 6 A 及び 6 B に示されているヒンジはタブ形状であるが、他の形状を用いてもよい。

30

【 0 0 5 1 】

[0071] 図 6 A の椎骨状制御リングは、椎骨の縁に 3 つの穴 5 1 0 があけられて示されており、穴 5 1 0 は、例えば、椎骨がセグメントにおける最も遠位側の椎骨である場合にはテンドンケーブル 3 1 2 のための取付け部位として働き、或いは、椎骨が用いられているセグメントを動作させることができるテンドンケーブルのための通路として働き得る。これらの穴 5 1 0 は、また、椎骨がセグメントにおける最も近位側の制御ディスクである場合には、ボデータイプのテンドンケーブル 3 1 4 のスリーブを取り付けるために用いられることができる。或いは、取付け部位は、穴 5 1 0 でなく、凹部又は他の特殊な形状であってもよい。図 6 A は 3 つの穴 5 1 0 を示しているが、穴の数は、椎骨が属するセグメントを制御するために用いられるテンドンの数に依存し得る。穴 5 1 0 はテンドンのための取付け部位として用いられ得るため、セグメントを制御するテンドンと同数の穴が存在する。

40

【 0 0 5 2 】

[0072] 図 6 A の椎骨の外縁は、空間 5 1 2 を設けるためにスカロップ状（波形縁取り）

50

にされ得る。この空間 5 1 2 は、より遠位のセグメントを制御するテンドンのテンドンハウジングが椎骨を迂回するためのものである。これらのテンドンバイパス（迂回）空間は、好ましくは、用いられるテンドンの外径に適合する。テンドンバイパス空間 5 1 2 の数は、テンドンの数に従って変化し得る。また、迂回するテンドンが内視鏡の周囲に巻き付く経路を変更することが望ましい場合は、テンドンバイパス空間の向きを変更し得る。例えば、図 6 C における空間 5 1 2 ' を椎骨の長手方向軸に対して或る角度に向けることにより、テンドンが近位方向に突き出るときに内視鏡本体の周囲に巻き付くことを可能にする。さらに、テンドンバイパス空間は、潤滑剤を塗布され、又は潤滑材料から構成されることが可能であり、これにより、迂回するテンドンがセグメントを通り越して自由に移動することを容易にし、且つ、セグメントの屈曲と迂回するテンドンとの相互干渉を防止する。

10

【 0 0 5 3 】

[0073] 図 6 B 及び図 6 C は、図 6 A に示した椎骨と同一の椎骨の側面図である。2 組のヒンジジョイント 5 0 8 , 5 0 6 が示されている。ヒンジジョイント 5 0 8 と 5 0 6 は、好ましくは 9 0 度離隔して配置され、また、隣り合う椎骨から出ているヒンジジョイントと枢動可能に連結できるように軸方向に延在している。隣り合う椎骨とのこのような連結 5 2 0 が、図 6 C に、より明確に見られる。これらのヒンジを、5 2 2 に示されているように、穴 5 2 5 を介して、連結、ピン留め、又は接続することができる。或いは、ヒンジを、例えば熱可塑性プラスチック、形状記憶合金などを用いた材料からつくこともできる。各椎骨は、ヒンジ連結されたならば、隣接する椎骨に対して 1 つの軸にて回転することができる。しかし、椎骨が、角度が交互に 9 0 度異なる方向にて互いにヒンジ連結されているため、複数の椎骨から成る組立体が実質的にいずれの方向にも移動できる。このように連結される椎骨の数が増えるほど、運動の範囲が大きくなる。一実施形態において、1 つのセグメントを含むために 2 ~ 1 0 個の椎骨が用いられ、1 つのセグメントにつき約 4 c m ~ 1 0 c m の長さを成す。椎骨の寸法及びヒンジジョイントの寸法の両方を変えることができ、例えば、より長いヒンジジョイントは、別の椎骨と連結されたときに、より大きい曲げ半径を有するであろう。また、1 つのセグメントあたりの椎骨の数を変えることができ、例えば、1 0 個より多くの椎骨を用いることも可能である。

20

【 0 0 5 4 】

[0074] 図 6 D 及び図 6 E は、それぞれ、椎骨の別の変型例の断面図及び斜視図である。図 6 D 及び図 6 E において、セグメントを迂回するテンドンは、テンドン迂回スペース 5 5 0 にて椎骨の本体内に収容されることができ、図 6 A に示したように椎骨の外縁に沿って延在するのではない。図 6 D 及び図 6 E の椎骨は、4 つのテンドン迂回スペース 5 5 0 を示し、各スペースは、迂回するテンドンのスリーブを約 1 5 個保持することができる。テンドン迂回スペースの個数、形状及び寸法は変えることができる。例えば、椎骨は、3 5 個より多くのテンドンスリーブを保持することが可能な 2 つのテンドン迂回スペースを有し得る。また、テンドン迂回スペースを、椎骨の中央開口部又は管腔 5 0 4 の内側に配置してもよい。

30

【 0 0 5 5 】

[0075] 図 6 D は、1 本のテンドンケーブル 5 6 0 のみを保持するテンドンスリーブを示しているが、2 本以上のテンドンケーブルがテンドンハウジング又はスリーブに収容されてもよい。例えば、3 つのテンドンがセグメントを関節運動させるならば、3 つのテンドン全てが 1 つのテンドンハウジングに収容されてもよい。このようにテンドンが組み合わされたテンドンハウジングは、個々のテンドンケーブルによる独立した移動に適応させるためにさらに潤滑剤が用いられてもよく、且つ / 又は、テンドンをハウジング内で分離するコンパートメントに分割されてもよい。

40

【 0 0 5 6 】

[0076] 図 6 E は、隣り合う椎骨から出ているヒンジジョイントの対と枢動可能に連結できるヒンジジョイント 5 0 6 , 5 0 8 の斜視図も示す。図 6 A 及び図 6 B は、軸方向に突出する 2 対のヒンジジョイントを示しているが、椎骨の各面における単一のヒンジジョイ

50

ントを用いてもよい。さらに、ヒンジジョイントが隣接する椎骨と枢動可能に連結できるのであれば、ヒンジジョイントを、椎骨の中心から様々な半径方向位置に配置することができる。例えば、図 6 A ~ 図 6 C に示したヒンジジョイントの対は、図 6 D 及び図 6 E に示したヒンジジョイントよりも、椎骨の中心のより近くに配置されている。

【 0 0 5 7 】

[0077] 図 7 は、制御リングの第 2 の変型例を示す。図に示された変型例は、相対的に非圧縮性且つ非伸張性の材料からつくられた柔軟な背骨状部 6 0 1 を用い、この背骨 6 0 1 に制御リング 6 0 2 が間隔をあけて取り付けられている。この構造は、いずれの所望の方向にも連続的カーブを成して曲がることを可能にする。図 7 A は、この変型例から成る 1 つの制御可能なセグメントの側面図であり、制御リング及び背骨を示すために外側の層が省かれている。複数の制御リング 6 0 2 が柔軟な背骨に一定の間隔で取り付けられ得る。関節運動の所望の程度に応じて、より少数の、又はより多数の制御リングを、1 つのセグメントを設けるために用い得る。テンドンケーブル 3 1 2 が、セグメントの最も遠位の制御リング 6 0 4 に取り付けられる。椎骨タイプの変型例と同様に、この中央背骨型の実施形態は、セグメントの最も遠位側の制御リング 6 0 4 の縁の周囲に等間隔に配置された部位に取り付けられた 3 つのテンドン 3 1 0 により操作されるように示されている。セグメントを制御するテンドンケーブル 3 1 2 は、制御リング 6 0 2 内に画成されたスペース又は穴 6 1 0 を通っており、これらの穴を通して自由に移動できる。これらの穴 6 1 0 に潤滑剤を塗布し、又は潤滑材料をライニングすることが可能であり、或いは、制御リング 6 0 2 を、穴を通過するケーブルの動きを容易にするために何らかの潤滑剤材料から構成し得る。テンドンスリーブは、好ましくは、位置 6 1 4 にて、セグメントの最も近位の制御リング 6 1 2 に取り付けられる。テンドン 3 1 2 に張力を加えると、この力はセグメント全体に沿って分配される。テンドンスリーブ 3 1 4 内で内部テンドンケーブル 3 1 2 が自由にスライド可能であり、且つテンドンスリーブがテンドンの両端 6 1 4 にて固定されているため、テンドンケーブルを引くと、選択されたセグメントのみに屈曲が生じる。

【 0 0 5 8 】

[0078] 図 7 A には、より近位のセグメントの第 1 の制御リング 6 0 4 ' も示されている。より遠位のセグメントを制御するテendon は、アクチュエータに向かって近位方向に突き出るときに、より近位のセグメントの外側を通過し得る。図 7 B に見られるように、柔軟な背骨を有する実施形態のための制御リングの外縁が、テendon を迂回させるための通路又はテendon 迂回スペース 6 1 6 を有して示されている。椎骨タイプの制御リングと同様に、これらのテendon 迂回スペースは、制御リングの内側に、例えば、取り囲まれたテendon 迂回スペースとして配置されてもよい。

【 0 0 5 9 】

[0079] 図 7 B は、柔軟な背骨を有する内視鏡の実施形態に用いられ得る制御リング 6 0 2 の端面図である。制御リングの中央は通路を含み、この通路に柔軟な背骨 6 0 1 を通し、取り付けることができる。制御リングを通るさらなる多数の通路 6 1 8 も示されている。これらの通路は、隣り合う制御リングの通路と位置合わせされることができ、これにより、先に記載したような、光ファイバイメージングバンドル、照明ファイバなどのための内腔又はチャンネルを形成する。さらに、隣り合う制御リングは、所望の程度の曲げ又は制御に応じて、均等の、又は異なる距離で互いに間隔を有して隣接して配置され得る。図 7 B は、テendon ケーブルを通すことができる、等間隔に配置された 3 つの穴 6 1 0 を示す。これらの穴 6 1 0 は、例えば制御リングがセグメントにおける最も遠位の制御リング 6 0 4 であるときには、テendon ケーブルのための取付け部位としても用いられ、又は、例えば制御リングがセグメントにおける最も近位の制御リング 6 1 2 であるときには、テendon ケーブルスリーブのための取付け部位としても用いられ得る。これらの穴 6 1 0 は、テendon 端部又はテendon スリーブを受けるための特定の形状に形成され得る。セグメントの別の領域、又は別のセグメントのために他の設計の制御リングを用いることもできる。

【 0 0 6 0 】

[0080]図 8 A ~ 図 8 C は、テンドン駆動式内視鏡の変型例が蛇行通路を進んでいく様子を示す。通路 7 0 1 が図 8 A に示されている。この通路は、例えば結腸の一部を示し得る。図 8 A において、装置 7 0 4 の遠位先端は、指定された曲がり近づいている。図 8 B は、遠位先端 7 0 5 が適切なカーブを成すように操舵されている様子を示す。この操舵は、ユーザ、例えば医師により手動で行われることができ、又は、通路の壁の近接度を決定し得る自動検知方法を用いて自動的に行われることもできる。先に記載したように、操舵可能な先端の屈曲は、張力をテンドン又はテンダンの組合せに加えて適切な曲げをもたらすことにより行われる。

【 0 0 6 1 】

[0081]図 8 C において、装置は再び前進されている。装置が前進すると、選択されたカーブが内視鏡の近位方向の長さに沿って伝搬されるため、内視鏡の屈曲は、通路 7 0 1 に対して相対的に同じ位置に維持される。これは、壁との過度の触を防止し、また、内視鏡が蛇行通路 7 0 1 に沿ってより容易に移動することを可能にする。内視鏡は運動コントローラと連続的に連通し、運動コントローラは、通路内の内視鏡の位置、例えば挿入の深さ、そして、内視鏡の通路を画定する選択された曲げ又はカーブをモニタリングすることができる。深さは、例えば、先に記載した軸方向移動変換器 4 9 により、又は、より直接的な測定技術により決定されることができる。同様に、各セグメントの形状は、テンドンに加えられる張力により、又は、直接的な測定、例えば、テンドンケーブルの変位の直接測定により決定され得る。運動コントローラは、身体内での特定の位置又は深さにおけるセグメントの選択された形状を伝搬することができる。これは、例えば、装置が遠位方向に移動されるときに、より近位のセグメントの側部の長さを、より遠位のセグメントの対応する側部の長さと同しく設定することにより行われる。コントローラはまた、この情報を、内視鏡の本体を自動的に操縦するために、又はその他の目的、例えば、分析のための内視鏡通路のバーチャルマップの形成に用いることができる。

【 0 0 6 2 】

[0082] テンダンの変位を測定することに加えて、運動コントローラは、テンダンの伸張又は圧縮の調節を行うことができる。例えば、運動コントローラは、テンドンにおける、特に、張力及び圧縮力が積極的に加えられていないテンドンにおける「弛み」を制御することができる。動作していないテンダンの弛みを許容することが、より近位のセグメントの関節運動に必要な力の量を減らす。一変型例において、内視鏡の遠位端の臍状部が、個々のテンドンにおける弛みを許容するための空間を含み得る。

【 0 0 6 3 】

[0083] 屈曲及び前進のプロセスは、段階的に、又は連続して行われることができる。段階的に、例えば、テンドンがセグメントの長さ分ずつ前進される場合、次の近位側のセグメント 7 0 6 は、前のセグメント、すなわち、より遠位の操舵可能な部分と同じ形状に曲げられる。より連続的なプロセスも、テンドンが前進されているときにセグメントを徐々に曲げることによりもたらされ得る。これは、コンピュータ制御により、例えば、通過されている湾曲部よりもセグメントが小さい場合に行われ得る。

【 0 0 6 4 】

[0084] 制御可能なセグメント（操舵可能な遠位部を含む）を、同じ内視鏡内でも様々な寸法、例えば異なる直径又は長さを有するように選択することができる。空間、柔軟性及び屈曲の方法を考慮すると、様々な寸法のセグメントを有することが好ましいであろう。例えば、内視鏡におけるセグメントの数が増えるほど、体腔内で、より遠くに操縦できるが、より多くのセグメントは、セグメントを制御するためのより多くのテンダンを必要とする。図 9 及び図 1 0 は、テンドン駆動式内視鏡の 2 つの変型例を示す。

【 0 0 6 5 】

[0085] 図 9 は、様々な直径のセグメント 8 0 0 を有する、テンドン駆動式内視鏡の変型例を示す。より遠位のセグメントは、より近位のセグメント、例えば、セグメント 8 0 2 , 8 0 1 よりも小さい直径 8 0 3 を有し得る。典型的な内視鏡の直径は、例えば 2 0 mm から、例えば 1 2 . 5 mm まで減少し得る。図 9 に示されている内視鏡は、直径が遠位方

向に階段状に減少しているためテレスコープ状に見える。この設計は、例えば、徐々に狭くなっていく身体内構造物に対応するであろう。この設計は、また、より遠位のセグメントから延在する迂回するテンドンを、これらのテンドンが近位のアクチュエータに向かって延びるときに収容することを、より近位のセグメントがより大きい直径を有することにより助けるであろう。図 9 は、寸法の異なる 4 つのセグメントを示している。しかし、寸法の異なるセグメントを、事実上いかなる数でも用いることができよう。また、この変型例においてセグメントは階段状に見えるが、直径が遠位端に向かって減少する滑らかな外面をもたらすように、外面を緩やかなテーパ状にし得る。

【 0 0 6 6 】

[0086] 図 1 0 は、様々な長さのセグメントを有する、テンドン駆動式内視鏡の別の変型例を示す。様々な長さのセグメントを用いることにより、同等の長さの関節運動可能な内視鏡を構成するのに必要なセグメント 9 0 0 の全体の個数を少なくし得る。図 1 0 に示されているように、より近位のセグメント 9 0 1 は、より遠位のセグメント、例えばセグメント 9 0 2 , 9 0 3 よりも徐々に長くなっている。例えば、セグメントの長さは、近位の或るセグメントにおける 2 0 c m から、最も遠位のセグメントにおける 6 c m まで減少され得る。長さは、セグメントからセグメントへ一定の率で徐々に減少され得る。或いは、長さは、望ましい関節運動に応じて幾何学的に、指数関数的に、又は任意に減少され得る。実際、これが、屈曲及びターンが近位方向に伝搬されるとき、より遠位のセグメントによるカーブの「平均化」をもたらす。これを達成するために、運動コントローラは、様々な寸法のセグメントに対応するように形成され得る。或いは、内視鏡は、用途に応じて様々な長さ及び厚さのセグメントの組合せから構成され得る。

【 0 0 6 7 】

[0087] セグメントを関節運動させるテンドンはアクチュエータと機械的に連通している。しかし、内視鏡の挿入可能な遠位部を、アクチュエータ及びコントローラから、例えば洗浄又は消毒のために取り外し可能にすることが望ましいであろう。容易に着脱可能、取替え可能又は交換可能な内視鏡を得るために、内視鏡の近位端とアクチュエータの間のクイックリリース機構が効率的な手段である。例えば、テンドンの近位端を、対応するアクチュエータへの予測可能な取付けを可能にするように組織化できる。テンドンは、バンドル、アレイ、又はラックに組織化され得る。この組織化は、内視鏡に他の利点ももたらし得る。例えば、テンドンの弛みの能動的又は受動的な制御が可能になる。また、各テンドンの近位端を、取付け及び操作を可能にするように変更することができ、例えば、テンドンの端部は、特別な形状のシース又はケーシング内に保持され得る。

【 0 0 6 8 】

[0088] 図 1 1 A 及び図 1 1 B は、テンドン駆動式内視鏡をアクチュエータに着脱するためのクイックリリース機構の 2 つの変型例を示す。図 1 1 A は、このクイックリリース機構の一変型例を示す。テンドンの近位端が束ねられて臍状部 9 5 0 を形成し、個々のテンドンは、コネクタインタフェース 9 5 2 にて組織列に配列されたディンプル状(凹状)のコネクタ 9 6 2 を終端としている。コネクタインタフェース 9 5 2 は、アクチュエータ 9 7 0 を収容している(例えばコントローラボックスの一部として)構造物上の相補的な受け側インタフェース 9 5 6 に連結される。アクチュエータは、ディンプルコネクタと連結でき且つアクチュエータからテンドンに力を伝達できる「ピン」 9 6 0 を突出させ得る。こうして、例えば、アクチュエータは、ピン 9 6 0 を介して、対応するディンプル状受容部 9 6 2 に圧力を加え得る。ディンプル状受容部は、ピンのプッシングを、関連するテンドンに加えられる張力又は圧縮力に変換する。これは、例えばレバーを使って力の方向を逆向きにすることにより行われ得る。全てのピンが対応する受容部と連結することが好ましいため、内視鏡のコネクタとアクチュエータのコネクタとの位置合わせを維持することが望ましい。コネクタ上の方向決定ノッチ 9 5 4 を、それを受けるアクチュエータ上のもう一方の方向決定部 9 5 8 と嵌合させることにより、両方のインタフェースを位置合わせし得る。或いは、ピンと受容部の配列を、互いが特定の向きでのみ嵌合するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

[0089]この特徴は、ピンと受容部に限られるものではない。何故なら、アクチュエータからテンドンに力を伝達するための好都合な機構のほぼ全てを利用できるからである。図 1 1 B は、テンドン駆動式内視鏡をアクチュエータに着脱するためのクイックリリース機構の第 2 の変型例を示し、この機構は、テンドンを動作させるためにネイルヘッド構造を用いる。テendonは、好ましくは、ネイルヘッド（釘頭）に似た形状の平らにされた突起 9 7 2 を終端とする。ネイルヘッドの列は、内視鏡のテンドンを保持する臍状部 9 5 0 の端部のコネクタインタフェース 9 5 2 から突出し、アクチュエータ機構 9 7 0 のインタフェース 9 5 6 におけるスロットホール 9 7 4 と連結することができる。こうして、アクチュエータのスロットホール 9 7 4 は、個々のテンドンに張力を加えるためにアクチュエータにより個々に引き込まれることができる。また、クイックリリース機構は、ユーザが、同じアクチュエータ及び / 又はコントローラユニットから、異なるテンドン駆動式内視鏡（構造が異なっても）を用いることを可能にするように設計され得る。

10

【 0 0 7 0 】

[0090]図 1 2 A ~ 1 2 F は、本発明の内視鏡 1 0 0 が患者の結腸の結腸検査のために用いられている様子を示す。図 1 2 A において、内視鏡本体 1 0 2 に潤滑剤が塗布され、肛門 A を通して患者の結腸 C に挿入されている。接眼レンズを通して、又はビデオモニターで観察しながら、内視鏡本体 1 0 2 の遠位端 1 0 8 を、直腸 R を通して結腸 C の最初のターン（曲り角）に達するまで前進させる。ターンを通り抜けるために、選択的に操舵可能な内視鏡本体 1 0 2 の遠位部 1 0 4 を S 状結腸 S の方向に、ユーザが操舵制御部を介して手動で向けさせる。操舵制御部から選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 への制御信号が電子運動コントローラ 4 9 によりモニタリングされる。内視鏡本体 1 0 2 の遠位端 1 0 8 を S 状結腸 S 内に前進させるための選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 の適切なカーブが選択されたとき、カーブはコントローラ 4 5 のメモリに基準値として記録される。このステップは手動モードで行うことができ、手動モードにおいてユーザは、コントローラ 4 5 に、選択されたカーブを記録するように、キーボードコマンド又はボイスコマンドを用いて命令を与える。或いは、このステップは自動モードで行うことができ、自動モードにおいてユーザは、所望のカーブが選択されたことを示す信号をコントローラに、内視鏡本体 1 0 2 を遠位方向に前進させることにより送信する。このようにして、結腸又は通路の 3 次元マップを生成し、また将来の用途のために維持し得る。

20

30

【 0 0 7 1 】

[0091]一変型例において、遠位部を関節運動させて選択された形状にした後の、操舵可能な遠位部の側部の長さの変化を記録することにより、カーブはコントローラのメモリに入力される。テンドンがボードンタイプのケーブルである変型例において、遠位部の長さの変化は、遠位部を中立の非屈曲位置から操舵した後のテンドンケーブルの移動距離から決定され得る。テンドンケーブルが移動したこの距離は、ケーブルハウジングに対して、又は、コントローラ内に配置された別の地点に対して決定され得る。同様に、制御可能なセグメントのいずれに関しても、側部の長さの変化を同様の方法で決定できる。

【 0 0 7 2 】

[0092]内視鏡が遠位方向に前進されると、カーブが内視鏡の近位方向に伝搬される。これは、より近位のセグメントの側部の長さを、操舵可能な遠位先端の同じ側部の、遠位先端がほぼ同一の軸方向位置にあったときの長さと同しく設定することにより行われる。一変型例において、側部の長さは、非伸張性で非圧縮性のテンドンの長さと同しい。より近位のセグメントにおけるテendonは、近位のセグメントの側部の長さが、遠位領域の側部が同一位置にあったときの記録された長さと同しくなるように引っ張られ、又は圧縮される。

40

或いは、制御可能なセグメントが、互いに異なる長さ、及び / 又は、操舵可能な遠位先端と異なる長さであるならば、選択されたカーブを内視鏡に沿って伝搬するために、絶対的な長さではなく、操舵可能な遠位先端の側部の長さの比率を用いることができる。内視鏡が引き出される、すなわち近位方向に移動される場合には、より近位のセグメントを制御

50

するテンドンの長さを用いて、より遠位のセグメントを制御するテンドンの長さを設定することができる。

【 0 0 7 3 】

[0093] 手動モードによる動作でも、自動モードによる動作でも、選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 により所望のカーブが選択されたならば、内視鏡本体 1 0 2 は遠位方向に前進される。軸方向運動が、軸方向移動変換器又は基準面により検知され、選択されたカーブは、先に記載したように、コントローラ 4 5 により、内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 に沿って近位方向に伝搬される。内視鏡本体 1 0 2 が S 状結腸 S を通って遠位方向に前進されても、カーブは空間にて不変のままである。特に曲がりくねった結腸において、選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 は、S 状結腸 S を渡りきるために多数の湾曲部を通過するように操舵されなければならないであろう。

10

【 0 0 7 4 】

[0094] 図 1 2 B に示されているように、ユーザは内視鏡 1 0 0 を、結腸 C 内の粘膜表面又は他の何らかの特徴物の検査又は処置のために、どの地点にても停止させ得る。選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 は、結腸 C の内部を検査するためにいずれの方向にも操舵され得る。ユーザが S 状結腸 S の検査を完了したとき、選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 は、下行結腸 D に向かって上方に操舵される。選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 により所望のカーブが選択されたならば、内視鏡本体 1 0 2 は下行結腸 D 内へ遠位方向に前進され、図 1 2 C に示されているように、第 1 カーブだけでなく第 2 カーブも、内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 に沿って近位方向に伝搬される。

20

【 0 0 7 5 】

[0095] 内視鏡本体 1 0 2 により選択された通路を修正又は補正する必要があるとユーザが判断したときにはいつでも、内視鏡 1 0 0 を近位方向に引き戻し、またコントローラ 4 5 に、以前に選択されたカーブを取り消すように命令し得る。これは、キーボードコマンド又はボイスコマンドを用いて手動で行うことができ、又は、コントローラ 4 5 に、内視鏡本体 1 0 2 が所定の距離引き戻されたときに修正モードに入るようにプログラミングすることにより自動的に行うことができる。修正又は補正されるカーブは、選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 を用いて選択され、内視鏡本体 1 0 2 が、先に記載したように前進される。或いは、ユーザは、運動コントローラから「弛緩」又は「リセット」モードを選択でき、内視鏡の自動制御可能な近位部（操舵可能な遠位先端を含み得る）が受動的に前進又は後退されることを可能にする。

30

【 0 0 7 6 】

[0096] 内視鏡本体 1 0 2 は、下行結腸 D を通過して結腸の左結腸曲（結腸脾曲）F_L に達するまで前進される。ここで、多くの場合、内視鏡本体 1 0 2 はほぼ 1 8 0 度のヘアピン（U 字状）ターンを通過しなければならない。これまでの過程と同様に、望ましいカーブが、選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 を用いて選択され、図 1 2 D に示されているように、内視鏡本体 1 0 2 が横行結腸 T を通って遠位方向に前進される。以前に選択されたカーブの各々が、内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 に沿って近位方向に伝搬される。同じ手順が右結腸曲結腸（結腸肝曲）F_R においても続けられ、内視鏡本体 1 0 2 の遠位端 1 0 8 は、図 1 2 E に示されているように上行結腸 G を通って盲腸 E へと前進される。この地点から、盲腸 E、回盲弁 V、及び、回腸 I の終端部を、内視鏡本体 1 0 2 の選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 を用いて検査できる。

40

【 0 0 7 7 】

[0097] 図 1 2 F は、内視鏡 1 0 0 が結腸 C を通って引き戻される様子を示す。内視鏡 1 0 0 が引き戻されるとき、先に記載したように、内視鏡本体 1 0 2 は、以前に選択されたカーブを、自動制御近位部 1 0 6 に沿ってカーブを遠位方向に伝搬することにより引き継ぐ。いずれの地点においても、ユーザは、結腸 C 内の粘膜表面又は他の何らかの特徴物の検査又は処置を、内視鏡本体 1 0 2 の選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 を用いて行うために内視鏡 1 0 0 を停止させ得る。いつ何時でも、内視鏡 1 0 0 を所望の距離だけ引き戻し、又は後退させ得る。

50

【 0 0 7 8 】

[0098] こうして、内視鏡 1 0 0 を近位方向に引き戻すとき、内視鏡が近位方向に移動されるたびに、自動制御近位部 1 0 6 に信号が送られる。この信号は、現在近位部 1 0 6 が位置する空間を以前に占めていた形状を近位部 1 0 6 が成すように示す信号である。カーブは内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 の長さに沿って遠位方向に伝搬し、形成されたカーブは内視鏡本体 1 0 2 が近位方向に引き戻されるときに空間に固定されているように見える。或いは、制御される部分のセグメント 2 8 を弛緩させることもでき、こうすると受動的に引き戻されるであろう。

【 0 0 7 9 】

[0099] 内視鏡 1 0 0 を初期化又は較正するために、システム全体を、使用前に、また使用中でも較正し得る。内視鏡処置中、例えば上記のような処置を行う間に、様々なエラーがコントローラ及び/又はコンピュータに累積し得る。これらのエラーは、様々な要因、例えば、ケーブルの移動の検知におけるエラー、コントローラ及び/又はコンピュータにおけるソフトウェアのエラー、位置決めが不正確なことなどから生じ得る。

【 0 0 8 0 】

[0100] このような起こり得るエラーを考慮して、先に記載したような、任意の位置及び/又は挿入の深さにおける、固定基準点に対する内視鏡 1 0 0 の位置を、内視鏡 1 0 0 を患者の身体内で使用している状態で内視鏡 1 0 0 及びシステムを再初期化することにより、前進及び後退を実行するための追加の基準として用い得る。この新しく設けられた追加の基準点は、この新しい基準を超えて内視鏡 1 0 0 をさらに前進させるために用いられ得る。この場合、選択的に操舵可能な遠位部 1 0 4 は、先に記載したように、新しい前進状態を画定するために用いられ得る。

【 0 0 8 1 】

[0101] 内視鏡 1 0 0 を再初期化された基準点に対して引き戻す場合、遠位部 1 0 4 を外科医の制御下に維持することができる。近位部 1 0 6 はコンピュータ制御下にあり、内視鏡 1 0 0 が先に記載した方法と同様に引き戻されるとき、各挿入深さにおいて、より近位のセグメントの位置に適合させられる。

【 0 0 8 2 】

[0102] 初期化又は再初期化は、望ましければ手動で行われ得る。これを行うために、外科医又は技術者が内視鏡 1 0 0 の動作における過度のエラー累積を検知したならば、又は、所定レベルを超えたエラーレベルをコンピュータが検知すると、コントローラは、エラー累積の程度に基づいて定期的に、例えば数秒ごと、数分ごと、又は3分ごとなどに再初期化するようにプログラミングされ得る。或いは、この再初期化プロセスは、診査又は処置作業中に少なくとも1回実行されてもよく、又は、エラー累積に応じて任意の回数実行されてもよい。

【 0 0 8 3 】

[0103] コントローラは、各セグメント又は複数のセグメントの最適位置を、到達可能なセグメント位置及び作動力と連続的に比較するように設定され得る。検知された差異が所定値よりも大きい場合、再初期化が行われ得る。

【 0 0 8 4 】

[0104] 図 1 3 は、内視鏡装置 1 0 0 を、例えば患者の身体内で使用するときの初期化又は再初期化のための一変型例のフローチャート 1 0 0 0 を示す。装置及びシステムを初期化する（例えば使用前に）又は再初期化することが決定したならば、ステップ 1 0 0 2 に見られるように、初期化又は再初期化命令が出され得る。次いで、ステップ 1 0 0 4 に見られるように内視鏡装置を弛緩させ得る。すなわち、セグメントを動作させるための力がテンドンに加えられず、装置は、装置が配置された内腔又は通路の形状になる。

【 0 0 8 5 】

[0105] 装置が新しい位置に配置された後、ステップ 1 0 0 6 に見られるように、セグメント（及び/又はセグメントの軸）の新しい位置の情報がコンピュータに記録され、以前に記録された情報は、この新しく記録された情報に替えられ、又はこの新しい情報により

補われる。ステップ 1 0 0 8 に見られるように、挿入の深さも新しく記録され得る。

【 0 0 8 6 】

[0106]新しい位置情報を記録した後、ステップ 1 0 1 0 において、内視鏡 1 0 0 が前進されているか後退されているかが、先に記載したように運動を検知することにより決定され得る。内視鏡 1 0 0 が前進されていれば、ステップ 1 0 1 4 に見られるように、新しく記録された情報を用いて通常の動作を続け得る。内視鏡 1 0 0 が後退されていれば、ステップ 1 0 1 2 に見られるように、新しく記録された情報を用いて、再初期化基準点より近位方向に配置されたセグメントを制御し、次いで、ステップ 1 0 1 4 に見られるように通常の動作を続け得る。

【 0 0 8 7 】

[0107]本発明の内視鏡を結腸鏡として用いるように記載してきたが、この内視鏡を、他の多数の医療用途及び産業上の用途のために構成することができる。さらに、本発明を、曲がりくねった身体導管を通過するために本発明の原理を用いるカテーテル、カニューラ、外科手術器具又は誘導針のシースとしても構成することができる。本発明は、また、曲がりくねった領域、例えば、機械、パイプなどの内部の検査及び探査のための産業上の用途に用いられ得る。

【 0 0 8 8 】

[0108]腹腔鏡検査又は胸腔鏡検査に特に適した方法の変型例において、操作可能な内視鏡は、患者の体腔内の、器官周囲及び器官間の望ましい経路に沿って選択的に操作されることができる。内視鏡の遠位端は、患者の体腔内に、自然に備わっている開口部を通して、外科的切開部を通して、又は、外科用カニューレ、誘導子若しくはトロカールを通して挿入され得る。選択的に操舵可能な遠位部は、患者の体腔を診査及び検査するために、及び、患者の器官周囲及び器官間の通路を選択するために用いられることができる。運動コントローラは、自動制御される近位部が選択された経路をたどるように制御するために、そして、必要であれば、運動コントローラの電子メモリにおける 3 次元モデルを用いて望ましい位置に戻るために用いられることができる。当業者には明らかである、本発明を実行するための上記の組立体及び方法の変更、並びに本発明の態様の変型は、特許請求の範囲内にあるものとする。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 9 】

【図 1】従来の内視鏡の使用中の図である。

【図 2】本発明のテンドン駆動式内視鏡の変型例を示す。

【図 3 A】3 つのテンドンにより動作される本発明の制御可能なセグメントの運動の範囲を示す。

【図 3 B】本発明の内視鏡に用いられる制御可能なセグメントを 3 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 3 C】本発明の内視鏡に用いられる制御可能なセグメントを 3 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 3 D】本発明の内視鏡に用いられる制御可能なセグメントを 3 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 3 E】本発明の内視鏡に用いられる制御可能なセグメントを 3 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 3 F】本発明の内視鏡に用いられる制御可能なセグメントを 3 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 4 A】本発明の内視鏡における制御可能なセグメントを 2 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 4 B】本発明の内視鏡における制御可能なセグメントを 2 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図 4 C】本発明の内視鏡における制御可能なセグメントを 4 つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図４Ｄ】本発明の内視鏡における制御可能なセグメントを４つのテンドンを用いて動作させる様子を示す。

【図５】１つのテンドンがセグメントを曲げている様子を示す部分概略図である。

【図６Ａ】本発明の内視鏡の制御可能なセグメントを形成するために用いられ得る椎骨タイプの制御リングの端面図である。

【図６Ｂ】本発明の内視鏡の制御可能なセグメントを形成するために用いられ得る椎骨タイプの制御リングの側面図である。

【図６Ｃ】本発明の内視鏡の制御可能なセグメントを形成するために用いられ得る椎骨タイプの制御リングを相互連結した状態の側面図である。

【図６Ｄ】椎骨タイプの制御リングの別の実施形態の側面図である。

10

【図６Ｅ】椎骨タイプの制御リングの別の実施形態の斜視図である。

【図７Ａ】内視鏡装置の変型例の斜視図であり、制御リング及び背骨状部を示すために外層が省かれている。

【図７Ｂ】本発明の内視鏡のための制御リングの変型例の端面図である。

【図８Ａ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を蛇行通路内で前進させる様子を示す。

【図８Ｂ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を蛇行通路内で前進させる様子を示す。

【図８Ｃ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を蛇行通路内で前進させる様子を示す。

【図９】様々な直径のセグメントを有する、本発明のテンドン駆動式内視鏡の変型例を示す。

【図１０】様々な長さのセグメントを有する、本発明のテンドン駆動式内視鏡の変型例を示す。

20

【図１１Ａ】テンドン駆動式内視鏡をアクチュエータに着脱するためのクイックリリース機構の、テンドンを動作させるためにピンを用いる変型例を示す。

【図１１Ｂ】テンドン駆動式内視鏡を、アクチュエータに着脱するためのクイックリリース機構の、テンドンを動作させるためにネイルヘッド構造を用いる第２の変型例を示す。

【図１２Ａ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を用いて内視鏡を患者の結腸内で前進させている代表例を示す。

【図１２Ｂ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を用いて内視鏡を患者の結腸内で前進させている代表例を示す。

【図１２Ｃ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を用いて内視鏡を患者の結腸内で前進させている代表例を示す。

30

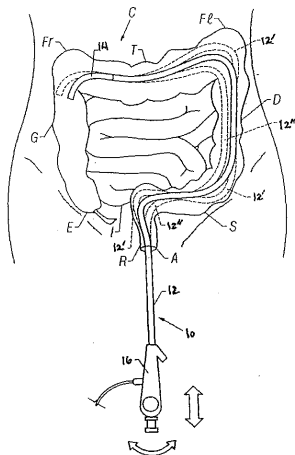
【図１２Ｄ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を用いて内視鏡を患者の結腸内で前進させている代表例を示す。

【図１２Ｅ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を用いて内視鏡を患者の結腸内で前進させている代表例を示す。

【図１２Ｆ】本発明のテンドン駆動式内視鏡を引き出す例を示す。

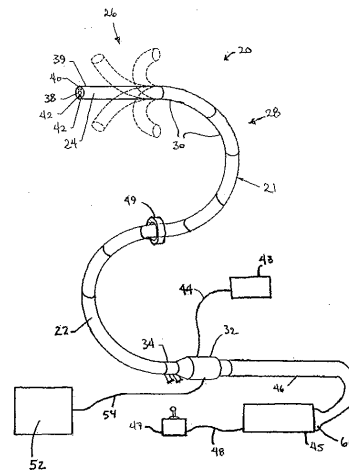
【図１３】処置中の、内視鏡装置の初期化又は再初期化のためのフローチャートを示す。

【図 1】

FIG. 1
(Prior Art)

【図 2】

Fig. 2



【図 3 A】

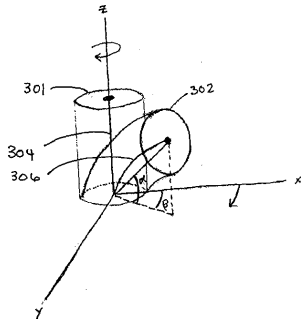


Fig. 3A

【図 3 D】

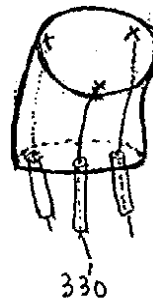
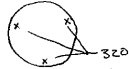


Fig. 3D

【図 3 B - C】

Fig. 3B



【図 3 F】

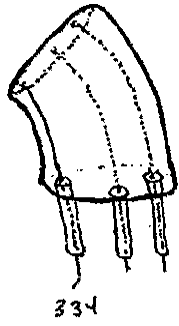


Fig. 3F.

【図 4 B】

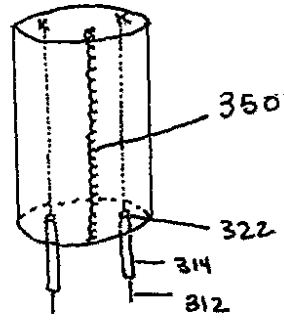


Fig 4B

【図 4 A】

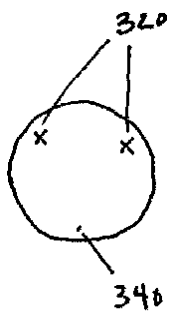


Fig 4A

【図 4 C】

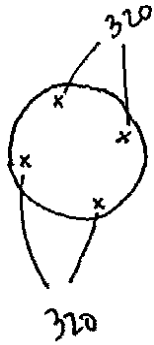


Fig 4c

【図 4 D】

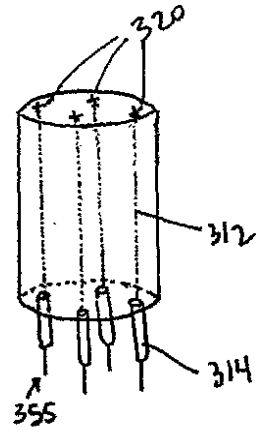
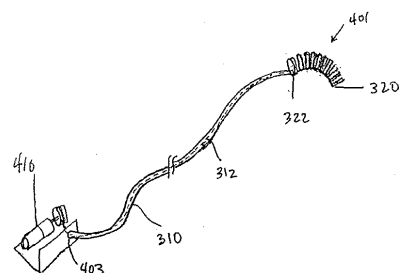


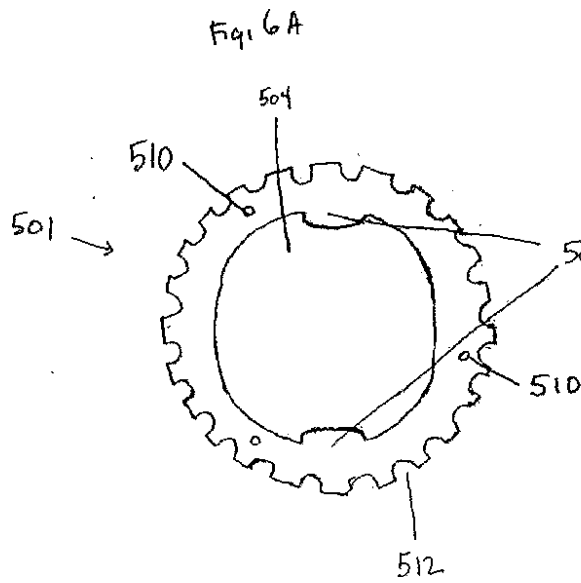
Fig 4D

【図 5】

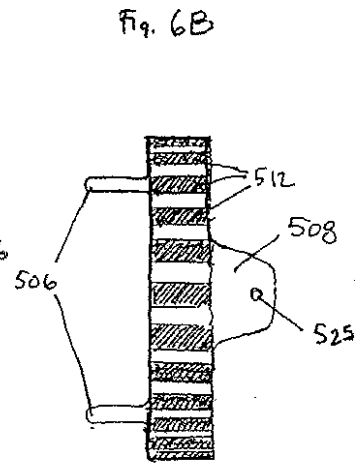
Fig. 5



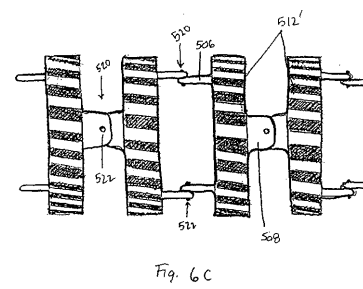
【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】



【図 6 D】

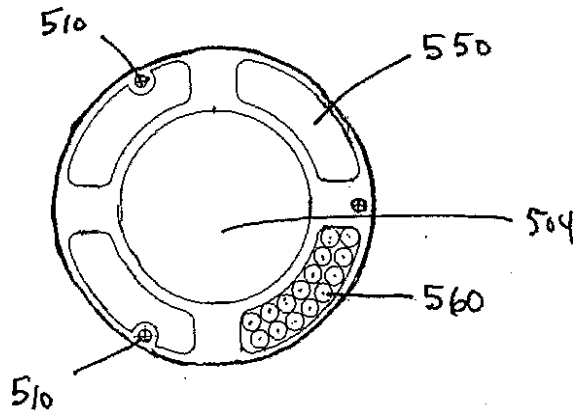


Fig. 6D

【図 6 E】

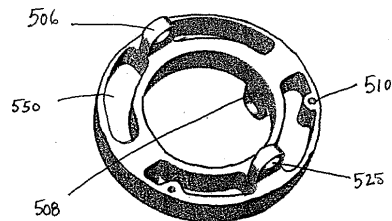
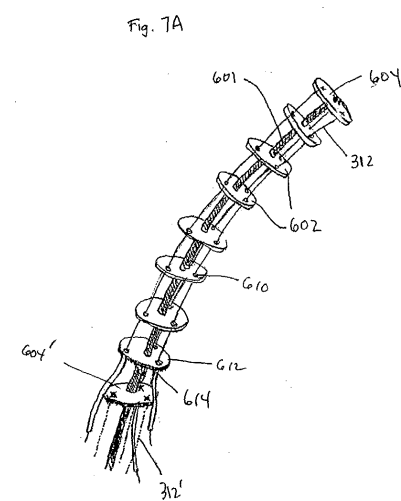
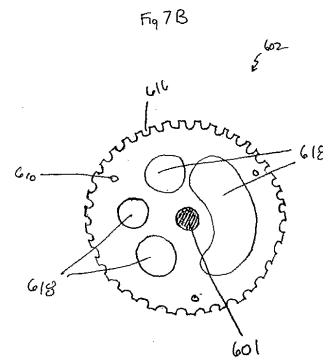


Fig. 6E

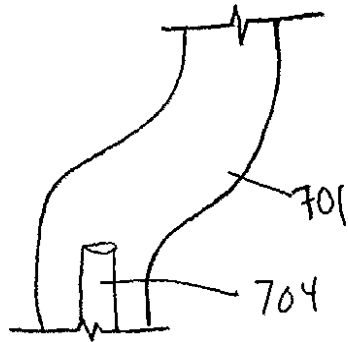
【図 7 A】



【図 7 B】



【図 8 A】



【図 8 B】

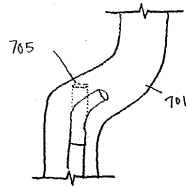


Fig. 8B

【図 8 C】

Fig. 8A

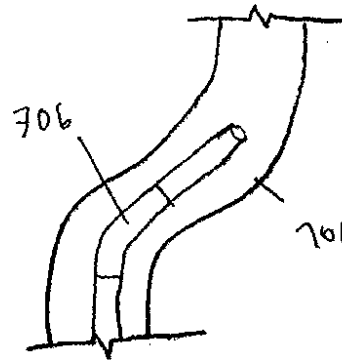
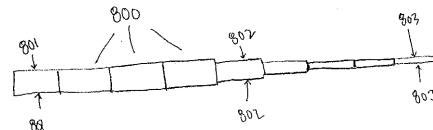


Fig. 8C

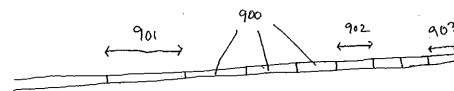
【図 9】

Fig. 9



【図 10】

Fig. 10



【図 11 A】

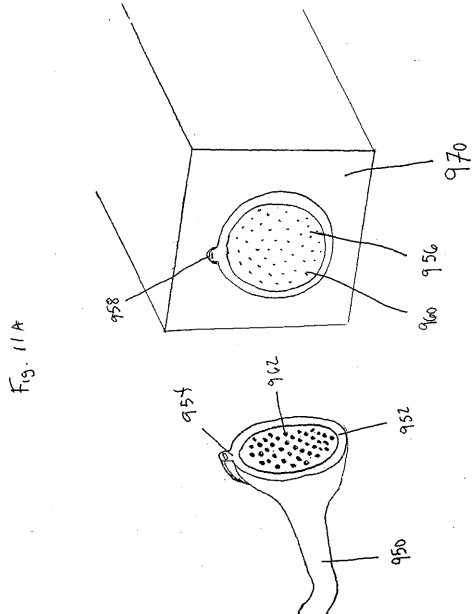


Fig. 11A

【図 11 B】

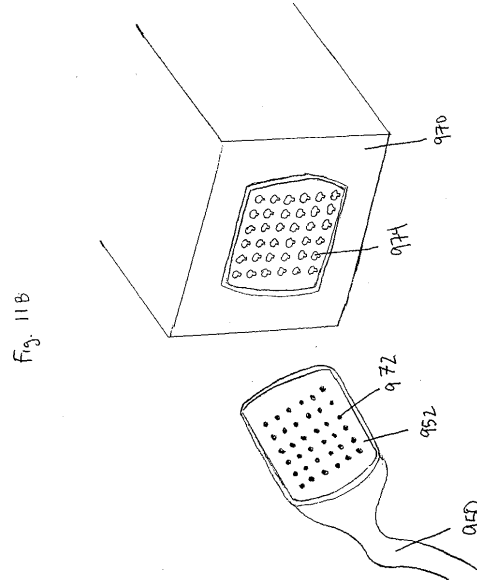


Fig. 11B

【図 12 A】

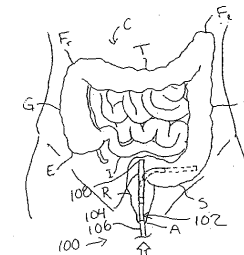


Fig. 12A

【図12B】

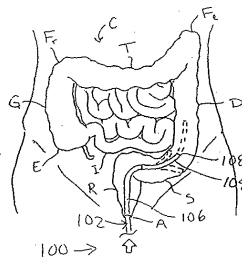


Fig. 12B

【図12E】

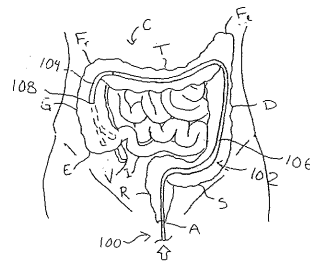


Fig. 12E

【図12C】

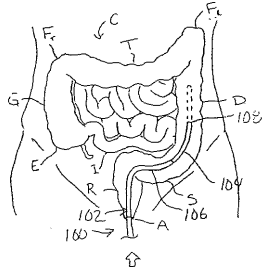


Fig. 12C

【図12F】

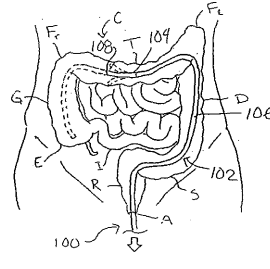


Fig. 12F

【図12D】

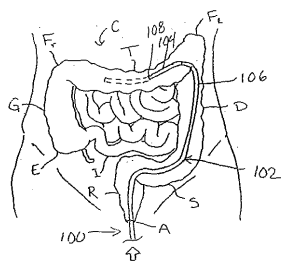
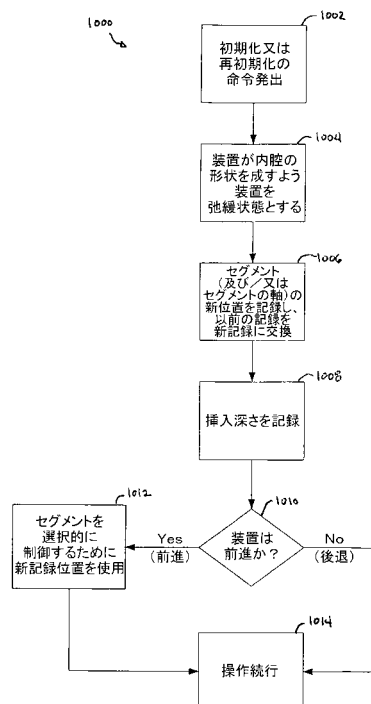


Fig. 12D

【図13】



フロントページの続き

- (72)発明者 オーライン, ロバート, エム.
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94061, レッドウッド シティ, ニムティズ ア
ヴェニュー 330
- (72)発明者 タータグリア, ジョセフ, エム.
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 95037, モルガン ヒル, ディー ユーヴァス
ロード 15805
- (72)発明者 ベルソン, アミール
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 95014, クベルティーノ, ロドリゲス アヴェニ
ュー 20050, アパートメント シー
- (72)発明者 ロス, アレックス, ティー.
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94061, レッドウッドシティ, リージェント ス
トリート 1354
- (72)発明者 ケラー, ウェイド, エー.
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 92656, アリソ ヴィージョウ, グリッターリング
スカイ 3
- (72)発明者 アンダーソン, スコット, シー.
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94087, サニーヴェイル, キャッシュミア コー
ト 548
- (72)発明者 ジュリアン, クリス, エー.
アメリカ合衆国, カリフォルニア州 95033, ロス ゲイトス, ウッドランド リッジ
546

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 国際公開第01/074235(WO, A1)
特開平10-014860(JP, A)
西独国特許出願公開第03707787(DE, A)
米国特許第05203319(US, A)
独国特許出願公開第04102211(DE, A1)
特開2001-149306(JP, A)
米国特許第05337732(US, A)
米国特許第05174277(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	肌腱驱动的内窥镜及其插入方法		
公开(公告)号	JP4758646B2	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2004531886	申请日	2003-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	新引导系统公司		
申请(专利权)人(译)	新导向系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司		
[标]发明人	オーラインロバートエム タータグリアジョセフエム ベルソンアミール ロスアレックスティー ケラーウェイドエー アンダーソンスコットシー ジュリアンクリスエー		
发明人	オーライン, ロバート, エム. タータグリア, ジョセフ, エム. ベルソン, アミール ロス, アレックス, ティー. ケラー, ウェイド, エー. アンダーソン, スコット, シー. ジュリアン, クリス, エー.		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/005 A61B1/008 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/00128 A61B1/00006 A61B1/00057 A61B1/0016 A61B1/0053 A61B1/0057 A61B1/0058 A61B1/01 A61B1/31 A61B5/065 A61B2034/301 A61B2034/741 A61B2034/742		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.310.H G02B23/24.A G02B23/26.D		
代理人(译)	池田 成人		
优先权	10/229577 2002-08-27 US		
其他公开文献	JP2005537063A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本文描述了可操纵的肌腱驱动的内窥镜。内窥镜具有细长主体，其具有手动或选择性可操纵的远端部分和自动控制的分段近端部分。可操纵的远端部分和可控部分的区段由至少两个肌腱致动。随着内窥镜前进，使用者操纵远端部分，并且运动控制器致动分段的近端部分中的肌腱，使得近端部分呈现选择性可操纵的远端部分的选定曲线。通过该方法，所选择的曲线沿着内窥镜主体传播，使得内窥镜基本上符合所选择的路径。当内窥镜向近侧撤回时，所选择的曲线可以沿着内窥镜主体向远侧传播。这允许内窥镜沿着期望的路径通过身体内的器官或周围和之间的曲折曲线。

【 図 3 A 】

