

(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2005-503882

(P2005-503882A)

(43) 公表日 平成17年2月10日(2005.2.10)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

G02B 23/24

F I

A61B 1/00

310H

テーマコード (参考)

2H040

A61B 1/00

300D

4C061

A61B 1/00

320A

A61B 1/00

320B

G02B 23/24

A

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 83 頁)

(21) 出願番号 特願2003-531892 (P2003-531892)

(86) (22) 出願日 平成14年9月17日 (2002.9.17)

(85) 翻訳文提出日 平成16年4月1日 (2004.4.1)

(86) 国際出願番号 PCT/US2002/029472

(87) 国際公開番号 W02003/028547

(87) 国際公開日 平成15年4月10日 (2003.4.10)

(31) 優先権主張番号 09/969, 927

(32) 優先日 平成13年10月2日 (2001.10.2)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 504131644

ネオガイド システムズ, インコーポレ
イテッドアメリカ合衆国 カリフォルニア 950
08, キャンベル, デビジョン ス
トリート 548

(74) 代理人 100078282

弁理士 山本 秀策

(74) 代理人 100062409

弁理士 安村 高明

(74) 代理人 100113413

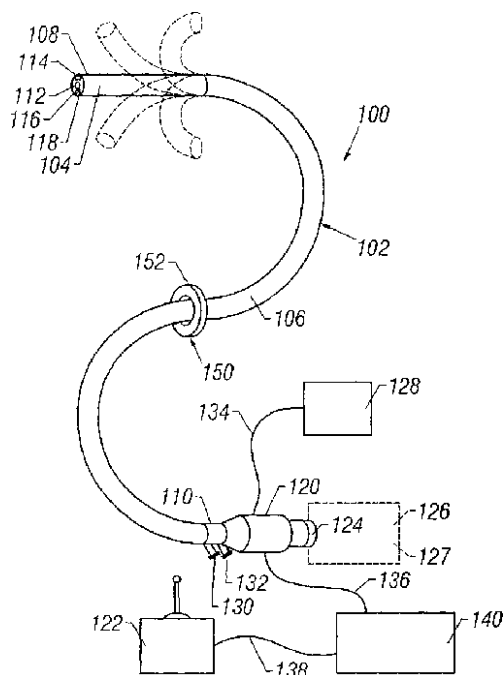
弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 操縦可能なセグメント化内視鏡および挿入法

(57) 【要約】

操縦可能な内視鏡 (100) は、選択的に操縦可能な遠位部分 (104) および自動的に制御される近位部分 (106) を備える、細長本体 (102) を有する。内視鏡本体は、患者に挿入され、そして選択的に操縦可能な遠位部分 (104) が、この患者の体内の所望の経路を選択するために使用される。内視鏡本体が前進する場合、電子運動コントローラが (140)、自動的に制御される近位部分 (106) を操作して、選択的に操縦可能な遠位部分 (104) の選択された湾曲を呈するようにする。別の所望の経路が、選択的に操縦可能な遠位部分で選択され、そして内視鏡本体が再度前進される。内視鏡本体がさらに前進するにつれて、選択された湾曲は、内視鏡本体に沿って近位に伝わり、そして内視鏡本体が近位に引き抜かれる場合、選択された湾曲が内視鏡本体に沿って遠位に伝わる。これにより、この内視鏡本体が、曲がりくねった湾曲を通り抜けることを可能にする。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔への挿入のための装置であって、以下：

細長本体であって、近位端および選択的に操縦可能な遠位端を有し、そして該近位端と該遠位端との間に少なくとも 1 つの管腔を規定しており、該細長本体は、継手を介して相互接続された複数のセグメントを備える、細長本体；ならびに

少なくとも 1 つのモータであって、該モータは、隣接するセグメントを起動するために、少なくとも大部分のセグメントの各々に取り付けられており、そして各モータは、独立して制御可能である、モータ、

を備え、ここで、該遠位端が選択された湾曲を呈する場合、該複数のセグメントは、各モータが該隣接するセグメントを選択的に起動することによって、該細長本体に沿って、該選択された湾曲を伝えるように構成されている、装置。 10

【請求項 2】

前記セグメントの各々が、少なくとも 1 つの管腔を規定する骨格セグメントをさらに備え、該骨格セグメントは、前記隣接するセグメントの第一の端部または第二の端部に旋回可能に取り付けられるように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記継手の各々が、前記セグメントを旋回可能に相互接続するように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記継手が、自在継手、可撓性管、複数の一自由度継手、およびこれらの任意の組み合わせからなる群より選択される、請求項 3 に記載の装置。 20

【請求項 5】

前記継手の各々が、少なくとも 2 の自由度を有するように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記モータが、空気圧モータ、液圧モータ、および電気機械式モータからなる群より選択される型のモータを含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記モータが、さらに、以下：

前記隣接するセグメントを起動するための回転可能な出力シャフトを有する、電気機械式モータ；

該電気機械式モータに取り付けられた、ギアレダクションステージ；および

該出力シャフトの角運動を感知するために、該電気機械式モータと電気通信している、位置エンコーダ、

を備える、請求項 1 に記載の装置。 30

【請求項 8】

複数のケーブルをさらに備え、各ケーブルが、第一端部および第二端部を有し、該第一端部は、前記出力シャフトに取り付けられており、そして該第二の端部は、前記隣接するセグメントに取り付けられており、その結果、第一の方向での該出力シャフトの回転が、該ケーブルを介して第一の方向で、該隣接するセグメントを起動し、そして第二の方向での該出力シャフトの回転が、該ケーブルを介して第二の方向で、該隣接するセグメントを起動する、請求項 7 に記載の装置。 40

【請求項 9】

前記ケーブルが、フィラメント、ストランド、ワイヤ、鎖、および編組物からなる群より選択される、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記ケーブルが、ステンレス鋼、ポリマー、プラスチック、およびナイロンからなる群より選択される生体適合性材料で構成される、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 11】

前記セグメントの各々に配置可能なマイクロコントローラをさらに備え、該マイクロコントローラは、前記隣接するセグメントの相対位置を感知するため、および前記モータを選択的に制御するためのものである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 2】

前記マイクロコントローラが、前記細長本体から離れて位置するマスターコントローラと通信している、請求項 1 1 に記載の装置。

【請求項 1 3】

前記マイクロコントローラが、前記マスターコントローラと電気通信している、請求項 1 2 に記載の装置。

【請求項 1 4】

前記マイクロコントローラが、前記マスターコントローラと光通信している、請求項 1 2 に記載の装置。

【請求項 1 5】

体腔に装置を挿入するためのシステムであって、以下：

細長本体であって、近位端および選択的に操縦可能な遠位端を有し、そして該近位端と該遠位端との間に管腔を規定しており、該細長本体は、継手を介して相互接続された複数のセグメントを備える、細長本体；

少なくとも 1 つのモータであって、該モータは、隣接するセグメントを起動するために、少なくとも大部分のセグメントの各々に取り付けられており、そして各モータは、独立して制御可能であり、そして該遠位端が選択された湾曲を呈する場合、各モータが該隣接するセグメントを選択的に起動することによって、該選択された湾曲が該細長本体に沿って伝わり得る、モータ；ならびに

該セグメントの各々と通信するマスターコントローラであって、該マスターコントローラは、該選択された湾曲が該細長本体に沿って伝わる場合に、各モータを選択的に制御して、該隣接するセグメントの相対位置を変化させる、マスターコントローラ、を備える、システム。

【請求項 1 6】

深さ参照デバイスをさらに備え、該深さ参照デバイスは、前記細長本体が前進された距離または前記体腔から引き抜かれた距離を測定するためのセンサを有する、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記センサが、非接触方法または接触方法によって、前記距離を測定する、請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記センサが、光学センサ、赤外線センサ、および電磁センサからなる群より選択される非接触センサを備える、請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記センサが、軸方向運動変換器、ローラ、および摩擦ホイールからなる群より選択される接触センサを備える、請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記選択された湾曲を選択するための、前記操縦可能な遠位端と通信する操縦コントローラをさらに備える、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記操縦コントローラが、ジョイスティックおよび制御ホイールからなる群より選択されるコントローラを備える、請求項 2 0 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

画像化システムをさらに備え、該画像化システムは、前記細長本体の前記遠位端から前記近位端へと画像を伝達するためのものである、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記画像化システムが、前記細長本体の前記遠位端から前記近位端へと延びる光ファイバ

10

20

30

40

50

一画像化束を備える、請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記画像化システムが、CCDカメラまたはCMOSカメラを備える、請求項 22 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記細長本体上に、光源を提供するための少なくとも 1 つの照射源をさらに備える、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記照射源が、前記細長本体の前記遠位端から前記近位端へと延びる、少なくとも 1 つの照射ファイバーを備える、請求項 25 に記載のシステム。

10

【請求項 27】

前記細長本体と通信した、該細長本体の前記遠位端からの画像を記録するための記録デバイスをさらに備える、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 28】

前記細長本体が、患者の身体への挿入のための内視鏡として構成されている、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 29】

前記細長本体が、患者の結腸への挿入のための結腸鏡として構成されている、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 30】

20

選択された経路に沿って装置を前進させる方法であって、以下：

近位端および選択的に操縦可能な遠位端を有する細長本体を提供する工程であって、該細長本体は、継手を介して相互接続された複数のセグメント、および隣接するセグメントを起動するためにセグメントの少なくとも大部分の各々に取り付けられた、少なくとも 1 つのモータを備え、各モータは、独立して制御可能である、工程、

所望の経路に沿った第一の選択された湾曲を呈するように、該遠位端を選択的に操縦する工程；ならびに

該遠位端の該第一の選択された湾曲を呈するように器具の該近位端を制御しながら、該細長本体を遠位に前進させる工程、

を包含する、方法。

30

【請求項 31】

前記器具を遠位に前進させながら、前記細長本体の深さ変化を測定する工程をさらに包含する、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

前記深さ変化によって、現在深さを増加させる工程をさらに包含する、請求項 31 に記載の方法。

【請求項 33】

前記細長本体を前進させながら、各セグメントと通信して、各セグメントの位置を調節する工程をさらに包含する、請求項 32 に記載の方法。

【請求項 34】

40

前記遠位端の前記第一の選択された湾曲を呈するように、前記器具の前記近位端を制御しながら、該細長本体を近位に進める工程をさらに包含する、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 35】

前記器具を近位に進めながら、前記細長本体の深さ変化を測定する工程をさらに包含する、請求項 34 に記載の方法。

【請求項 36】

前記深さ変化によって、現在深さを減らす工程をさらに包含する、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 37】

前記細長本体を前進させながら、各セグメントと通信して、各セグメントの位置を調節す

50

る工程をさらに包含する、請求項 36 に記載の方法。

【請求項 38】

前記細長本体を遠位に前進させながら、第一のセグメント上の少なくとも第一のモータを起動して、該第一のセグメントを起動する工程をさらに包含する、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 39】

前記細長本体を遠位に前進させながら、第二のセグメント上の少なくとも第二のモータを起動して、該第二のセグメントを起動する工程をさらに包含する、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

前記遠位端を選択的に操縦する前に、前記セグメントの各々の間の角度を測定する工程、および該測定された角度を、予め決定された角度の範囲と比較する工程をさらに包含する、請求項 30 に記載の方法。

【請求項 41】

前記予め決定された角度の範囲内にない前記測定された角度の指示を、ユーザに示す工程をさらに包含する、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】

前記測定された角度が前記予め決定された角度の範囲内にないことが示された場合に、前記セグメントの各々を互いに対してニュートラル位置に配置する工程をさらに包含する、請求項 40 に記載の方法。

【請求項 43】

体腔内での装置の位置を決定するためのシステムであって、以下：

細長本体であって、近位端および選択的に操縦可能な遠位端を有し、そして該近位端と該遠位端との間に管腔を規定しており、該細長本体は、継手を介して相互接続された複数のセグメントを備える、細長本体；

少なくとも 1 つのモータであって、該モータは、隣接するセグメントを起動するために、少なくとも大部分のセグメントの各々に取り付けられており、そして各モータは、独立して制御可能であり、そして該遠位端が選択された湾曲を呈する場合、各モータが該隣接するセグメントを選択的に起動することによって、該選択された湾曲が該細長本体に沿って伝わり得る、モータ；ならびに

該本体に沿って配置された、少なくとも 1 つのトランスポンダであって、外部ナビゲーション検出器によって検出可能である、トランスポンダ、を備える、システム。

【請求項 44】

前記トランスポンダが、予め決定された共鳴周波数を有するコイルを備える、請求項 43 に記載のシステム。

【請求項 45】

前記トランスポンダが、磁石を備える、請求項 43 に記載のシステム。

【請求項 46】

前記トランスポンダが、前記細長本体の前記遠位端に配置されている、請求項 43 に記載のシステム。

【請求項 47】

前記細長本体に沿って、予め決定された位置で配置された、複数のさらなるトランスポンダをさらに備える、請求項 43 に記載のシステム。

【請求項 48】

前記外部ナビゲーション検出器が、前記体腔内での前記センサの位置を遠隔決定するためのグローバル位置決めデバイスを備える、請求項 43 に記載のシステム。

【請求項 49】

装置であって、以下：

選択的に操縦可能な遠位部分および自動的に制御可能な近位部分を有する、細長器具本体

10

20

30

40

50

であって、該選択的に操縦可能な遠位部分は、所望の経路に沿って選択された湾曲を選択的に呈するように構成されており、そして該自動的に制御可能な近位部分は、該細長器具本体が遠位に前進するにつれて、該細長器具本体の近位部分に沿って近位に、該選択された湾曲を伝えるように構成されている、細長器具、
を備える、装置。

【請求項 50】

前記細長器具本体が近位に引き抜かれるにつれて、前記自動的に制御可能な近位部分が、前記選択された湾曲を、該細長器具本体の該近位部分に沿って遠位に伝えるようにさらに構成されている、請求項 49 に記載の装置。

【請求項 51】

前記細長器具本体の遠位端から近位端へと画像を伝達するための、画像化システムをさらに備える、請求項 49 に記載の装置。

【請求項 52】

前記画像化システムが、前記細長器具本体の前記遠位端から前記近位端へと延びる光ファイバー画像化束を備える、請求項 51 に記載の装置。

【請求項 53】

前記細長器具本体が、患者の身体への挿入のための内視鏡として構成されている、請求項 51 に記載の装置。

【請求項 54】

前記細長器具本体が、患者の結腸への挿入のための結腸鏡として構成されている、請求項 51 に記載の装置。

【請求項 55】

電子運動コントローラをさらに備え、該電子運動コントローラは、前記細長器具本体の前記近位部分に沿って近位または遠位に、前記選択された湾曲を伝えるように、前記自動的に制御可能な近位部分を制御するためのものである、請求項 49 に記載の装置。

【請求項 56】

前記細長器具本体の軸方向運動を測定するための、軸方向運動変換器をさらに備える、請求項 55 に記載の装置。

【請求項 57】

前記細長器具本体の軸方向運動を測定するための、軸方向運動変換器をさらに備える、請求項 49 に記載の装置。

【請求項 58】

装置であって、以下：

複数の制御可能なセクションを有する細長器具本体であって、第一セクション、第二セクション、および第三セクションを備え、各セクションが、1 単位の長さに相当する、細長器具本体；ならびに

電子運動コントローラであって、該電子運動コントローラは、該細長器具本体が初期位置にある場合に、該第一のセクション、該第二のセクション、および該第三のセクションの各々を、選択された湾曲の第一の部分、第二の部分、および第三の部分を呈するように制御するために構成されており、そして該細長器具が該初期位置からおよそ 1 単位の長さの距離だけ遠位に前進する場合、該選択された湾曲の該第一の部分を呈するように該第二のセクションを制御し、そして該選択された湾曲の該第二の部分を呈するように該第三のセクションを制御するように構成されている、電子運動コントローラ、
を備える、装置。

【請求項 59】

前記細長器具が、前記初期位置からおよそ 1 単位の長さの距離で近位に引き抜かれる場合に、前記選択された湾曲の前記第二の部分を呈するように前記第一のセクションを制御し、そして該選択された湾曲の前記第三の部分を呈するように前記第二のセクションを制御するように、前記電子運動コントローラがさらに構成されている、請求項 58 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 6 0】

前記細長器具本体が、選択的に操縦可能な遠位部分をさらに備える、請求項 5 8 に記載の装置。

【請求項 6 1】

前記細長器具本体の軸方向運動を測定するための、軸方向運動変換器をさらに備える、請求項 5 8 に記載の装置。

【請求項 6 2】

前記細長器具本体の遠位端から近位端へと画像を伝達するための、画像化システムをさらに備える、請求項 5 8 に記載の装置。

【請求項 6 3】

前記画像化システムが、前記細長器具本体の前記遠位端から前記近位端へと延びる光ファイバー画像化束を備える、請求項 6 2 に記載の装置。

【請求項 6 4】

前記細長器具本体の遠位端からビデオモニタへと画像を伝達するための、画像化システムをさらに備える、請求項 5 8 に記載の装置。

【請求項 6 5】

前記細長器具本体が、患者の身体への挿入のための内視鏡として構成されている、請求項 5 8 に記載の装置。

【請求項 6 6】

前記細長器具本体が、患者の結腸への挿入のための結腸鏡として構成されている、請求項 5 8 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(他の出願の引用)

本願は、2001年2月20日出願された、米国特許出願番号09/790,204号、「Steerable Endoscope and Improved Method of Insertion」の一部継続出願であり、米国仮特許出願第60/194,140号(2000年4月3日出願)に対する優先権を主張する。

【0002】

(発明の分野)

本発明は、一般的に、内視鏡および内視鏡的医療手段に関する。より具体的には、本発明は、結腸鏡による検査および処置のように、蛇行した経路に沿った可撓性内視鏡の挿入を容易にするための方法および装置に関する。

【背景技術】

【0003】

(発明の背景)

内視鏡は、患者の身体の内부를可視化するための医療装置である。内視鏡は、異なる種々の診断手順および介入手順(結腸鏡検査、気管支鏡検査、胸腔鏡検査、腹腔鏡検査およびビデオ内視鏡検査を含む)のために使用され得る。

【0004】

結腸鏡検査は、医療手順であり、この手順において、可撓性内視鏡または結腸鏡は、結腸の診断検査および/または外科的処置のために患者の結腸内に挿入される。標準的な結腸鏡は、典型的には135~185cmの長さおよび12~19mmの直径であり、器具の先端部に配置される光ファイバー画像束またはミニチュアカメラ、照射ファイバー、ガス注入または洗浄のために使用され得る1つまたは2つの装置チャネル、空気チャネルおよび水チャネル、ならびに減圧チャネルを備える。この結腸鏡は、患者の肛門を介して挿入され、そして結腸を通して前進させられ、結腸、回盲弁および末端回腸の部分の直接的な目視検査を可能にする。結腸鏡の挿入は、結腸が蛇行性かつ回旋性の経路であるという事実によって複雑なものとされる。結腸鏡の多くの操作は、しばしば、結腸を通して結腸鏡

10

20

30

40

50

を前進させることを必要とし、このことは、この手順をより困難で時間のかかるものとし、そして腸管の穿孔のような厄介な問題の可能性を付加する。操縦可能な結腸鏡が発明され、結腸の湾曲部を通る正確な経路の選択を容易にした。しかし、結腸鏡がさらに結腸内に挿入される場合、選択された経路に沿って結腸鏡を前進させることはより困難となる。各角において、結腸の壁は、結腸鏡中の湾曲を支持しなければならない。この結腸鏡は、各角の外側に沿って結腸の粘膜表面にこすれる。各角に発生する結腸鏡の摩擦およびあそびは、結腸鏡を前進させ、引っ込ませるのをより困難にする。さらに、結腸の壁に対する力は、摩擦の発生に伴って増加する。極度の曲がりの場合、結腸を通る道の全てを結腸鏡が前進することは不可能となり得る。

【0005】

10

身体の内部構造の、医療検査または処置のための操縦可能な内視鏡、カテーテルおよび挿入デバイスは、以下の米国特許に記載され、これらの開示は、その全体が本明細書中で参考として援用される：第4,753,223号；第5,337,732号；第5,662,587号；第4,543,090号；第5,383,852号；第5,487,757号および第5,337,733号。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

（発明の要旨）

前述の議論を踏まえて、本発明は、患者の身体を通る蛇行状経路を通り抜けるための操縦可能な内視鏡の形態をとる。この操縦可能な内視鏡は、異なる種々の診断手順および介入手順（結腸鏡検査、上気道内視鏡検査（upper endoscopy）、胸腔鏡検査、腹腔鏡検査およびビデオ内視鏡検査を含む）のために使用され得る。この操縦可能な内視鏡は、特に、結腸鏡手順を実施する際に遭遇する蛇行した湾曲の通り抜けに非常に適している。

20

【0007】

この操縦可能な内視鏡は、手動または選択的に操縦可能な遠位部分および自動的に制御される近位部分を備える細長本体を有する。この選択的に操縦可能な遠位部分は、選択的に操縦され得るかまたは任意の方向に最大180°まで折れ曲がることが可能である。光ファイバー画像束および1つ以上の照射ファイバーは、その本体を通して近位端から遠位端へと延びる。あるいは、この内視鏡は、CCDカメラのようなミニチュア型のビデオカメラを備えるビデオ内視鏡として構成され得、これは、伝送ケーブルによってかもしくはワイヤレス伝送によって、また代替的にはCMOS画像技術の使用を通して、画像をビデオモニタに伝送する。必要に応じて、この内視鏡は、ガス注入または洗浄のためにも使用され得る1つまたは2つの装置チャンネル、空気チャンネルおよび水チャンネル、ならびに減圧チャンネルを備え得る。

30

【0008】

細長本体に取りつけられる近位ハンドルは、直接見るためおよび/またはビデオカメラに接続するための接眼レンズ、照明源への接続、ならびに器具チャンネルに接続される1つ以上のルアーロック継ぎ手を供える。このハンドルは、選択的に操縦可能な遠位部分を所望の方向に選択的に操縦するかまたは曲げるための操縦コントロールに接続され、また自動的に制御される内視鏡の近位部分を制御するための電子式運動コントローラに接続される。軸方向運動変換器は、内視鏡本体が前進され引っ込められる場合に、内視鏡本体の軸方向の動きを測定するために提供される。必要に応じて、この内視鏡は、内視鏡を自動的に前進および引っ込めるため、または内視鏡を自動的に前進および受動的に引っ込めるための、モータまたは線形アクチュエータを備え得る。

40

【0009】

内視鏡の好ましい実施形態は、複数の独立して制御可能なセグメントを有する、セグメント化内視鏡実施形態を含む。このセグメントは、個々にモータがつけられ、継手によって相互接続され得る。個々の隣接セグメントの各々は、2つの独立した軸の周りを旋回可能

50

であり得、患者に内視鏡が挿入されている間の動きの範囲を提供する。

【0010】

述べられたような特定の実施形態は、個々のモーター（例えば、小型ブラシ付きDCモーター）を有し得、個々のセグメントそれぞれを動かす。さらに、各セグメントは、好ましくは、その中を通る管腔を規定する骨格セグメントを有し、連続的な管腔が内視鏡器具全体を通過し、アクセスチャネルを提供し、そのアクセスチャネルを通して、ワイヤ、光ファイバー、空気チャネルおよび/または水チャネル、種々の内視鏡道具、または任意の種々のデバイスおよびワイヤは経路が定められ得る。この全体のアセンブリ（すなわち、モータ、骨格、ケーブルなど）は、生体適合性材料（例えば、ポリマー）中に包まれるかまたは被覆され得、このポリマーはまた、患者の中に内視鏡を挿入し前進させる間の摩擦抵抗を最小にするために潤滑性であることが好ましい。この生体適合性の被覆は、モータおよび骨格アセンブリを露出させるために内視鏡本体から除去可能であり得、構成要素への直接的なアクセスを可能にする。このことはまた、患者に使用した後に、その被覆を容易に置き換えそして処分することを可能にし得る。

【0011】

本発明の方法は、天然の開口を通してかまたは切開を通してのいずれかで、患者の体内に内視鏡本体の遠位末端を挿入する工程、および選択的に操縦可能な遠位部分を操縦して所望の経路を選択する工程を包含する。内視鏡本体が患者の体内にさらに前進されるかまたは挿入される場合、この電子式運動コントローラは、その本体の自動的に制御される近位部分を操作して選択的に操縦可能な遠位部分の選択された湾曲を呈する。このプロセスは、選択的に操縦可能な遠位部分で別の所望の経路を選択し、再び内視鏡本体を前進させることによって繰り返される。内視鏡本体がさらに前進される場合、この選択された湾曲は、この内視鏡本体に近位に沿って広がる。同様に、この内視鏡本体が近位に引っ込められる場合、選択された湾曲は、自動的にかまたは受動的にかのいずれかで内視鏡本体に沿って遠位に広がる。これは、内視鏡本体に1種の蛇行性運動を付与し、それによって内視鏡本体が体内の器管を通るかまたはその周りおよび間の所望の経路に沿って蛇行した湾曲を通過するのを可能にする。

【0012】

この方法は、結腸鏡または他の内視鏡手段（例えば、気管支鏡検査、胸腔鏡検査、腹腔鏡検査およびビデオ内視鏡検査）を実施するために使用され得る。さらに、本発明の装置および方法は、他の型の器具（例えば、外科的器具、カテーテルまたは導入器）を体内の所望の経路に沿って挿入するために使用され得る。

【0013】

（発明の詳細な説明）

図1は、患者の結腸Cの結腸鏡検査のために使用される先行技術の結腸鏡500を示す。結腸鏡500は、近位ハンドル506および操縦可能な遠位部分504を有する細長本体502を有する。結腸鏡500の本体502は、潤滑され、そして患者の肛門Aを介して結腸Cに挿入されている。誘導のために操縦可能な遠位部分504を使用して、結腸鏡500の本体502は、患者の結腸C内の数回の曲がりを通して上行結腸Gへと巧みに作動されている。代表的には、これは、結腸Cの曲がりを通して進めるために、近位端から結腸鏡500を押し、引っ張りそして回転させることによる、かなりの量の操縦を含む。操縦可能な遠位部分504が通過した後、結腸Cの壁は、結腸鏡500が進むとき、結腸鏡500の可撓性本体502における湾曲を維持する。結腸鏡が挿入されるにつれて、結腸鏡500の本体502に沿って、特に結腸Cの各曲がりにおいて、摩擦が発生する。摩擦のため、使用者が結腸鏡500を進めることを試みる場合、本体502は、各湾曲において外向きに移動し、結腸Cの壁を押す傾向があり、これは、摩擦を増加させ、そして結腸鏡500を進ませるのを困難にすることによってこの問題を悪化させる。他方、結腸鏡500が引き抜かれる場合、本体502は、各湾曲において内向きに移動する傾向があり、結腸鏡500が進んだ場合に発生するゆるみを取る（taking up）。患者の結腸Cが非常に蛇行している場合、本体502の遠位端は、使用者の操縦に対して非応答

性になり得、結果として、結腸鏡 500 をさらに進めることが不可能になり得る。使用者に提示することの困難性に加えて、患者の結腸の蛇行はまた、合併症（例えば、腸の穿孔）の危険を増加する。

【0014】

図 2 は、本発明の操縦可能な内視鏡 100 の第 1 の実施形態を示す。内視鏡 100 は、手動でまたは選択的に操縦可能な遠位部分 104 および自動制御近位部分 106 を有する細長本体 102 を有する。選択的に操縦可能な遠位部分 104 は、任意の方向に、完全に 180° の曲げまで選択的に操縦され得るかまたは曲げられ得る。光ファイバー画像化バンドル 112 および 1 つ以上の照射ファイバー 114 が、本体 102 を通って、近位端 110 から遠位端 108 に延びる。あるいは、内視鏡 100 は、内視鏡本体 102 の遠位端 108 に配置される小型ビデオカメラ（例えば、CCD カメラ）を備える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、伝送ケーブルまたはワイヤレス伝送によってビデオモニタに伝送され得、ここで、画像は、リアルタイムで見られ得るか、またはアナログ記録媒体（例えば、磁気テープ）またはデジタル記録媒体（例えば、コンパクトディスク、デジタルテープなど）に、記録デバイスによって記録され得る。必要に応じて、内視鏡 100 の本体 102 は、1 つまたは 2 つの機器チャンネル 116、118 を備え得、これらはまた、吸入または洗浄、空気および水のチャンネル、および減圧チャンネルのために使用され得る。内視鏡 100 の本体 102 は、種々のチャンネルをインタクト（無傷）に維持しながら、折れることもよれることもなく、小さな直径の湾曲の周りで曲がり得るように、高度に可撓性である。結腸鏡としての使用のために構成される場合、内視鏡 100 の本体 102 は、代表的に、135 ~ 185 cm の長さおよび約 12 ~ 13 mm の直径である。内視鏡 100 は、他の医療適用および産業適用のために種々の他のサイズおよび構成で作製され得る。

10

20

【0015】

近位ハンドル 120 は、細長本体 102 の近位端 110 に接続される。ハンドル 120 は、直接見るためおよび / またはビデオカメラ 126 もしくは記録デバイス 127 に接続するために、光ファイバー画像化バンドル 112 に接続される接眼レンズ 124 を備える。ハンドル 120 は、照射ファイバー 114 に接続されるかまたは照射ファイバー 114 と連続した照射ケーブル 134 によって照射供給源 128 に接続される。ハンドル 120 上の第 1 のルアー（luer）ロックフィッティング 130 および第 2 のルアーロックフィッティング 132 は、機器チャンネル 116、118 に接続される。

30

【0016】

ハンドル 120 は、コントローラケーブル 136 によって電子運動コントローラ 140 に接続される。操縦制御 122 は、第 2 ケーブル 138 によって、電子運動コントローラ 140 に接続される。操縦制御 122 によって、使用者は、本体 102 の選択的に操縦可能な遠位部分 104 を所望の方向に選択的に操縦または曲げることが可能である。操縦制御 122 は、示されるようにジョイスティックコントローラであり得るか、または他の公知の操縦制御機構であり得る。電子運動コントローラ 140 は、本体 102 の自動制御近位部分 106 の運動を制御する。電子運動コントローラ 140 は、マイクロコンピュータで実行する運動制御プログラムを使用して、またはアプリケーション特異的な運動コントローラを使用して実行され得る。あるいは、電子運動コントローラ 140 は、ニューラルネットワークコントローラを使用して実施され得る。

40

【0017】

軸方向運動変換器 150 は、内視鏡本体が前進しそして引き抜かれるときに、内視鏡本体 102 の軸方向運動を測定するために提供される。軸方向運動変換器 150 は、多くの可能な構成で作製され得る。例として、図 2 の軸方向運動変換器 150 は、内視鏡 100 の本体 102 を取り囲むリング 152 として構成される。軸方向運動変換器 150 は、参照の固定点（例えば、外科テーブルまたは患者身体上の内視鏡 100 のための挿入点）に取り付けられる。内視鏡 100 の本体 102 が、軸方向運動変換器 150 を通って滑る場合、これは、参照の固定点に対する内視鏡本体 102 の軸方向位置を示すシグナルを生成し

50

、そして遠隔測定によってまたはケーブル（図示せず）によって、電子運動コントローラ 140 にシグナルを送る。軸方向運動変換器 150 は、内視鏡本体 102 の軸方向位置を測定するために、光学手段、電子手段または機械的手段を使用し得る。軸方向運動変換器 150 のため他の可能な構成は、以下に記載される。

【0018】

図 3 は、本発明の内視鏡 100 の第 2 の実施形態を示す。図 2 の実施形態におけるように、内視鏡 100 は、選択的に操縦可能な遠位部分 104 および自動制御近位部分 106 を有する細長本体 102 を有する。操縦制御 122 は、内視鏡 100 の選択的に操縦可能な遠位部分 104 を選択的に操縦するための形態または 1 つもしくは 2 つのダイヤルで、近位ハンドル 120 に一体化される。必要に応じて、電子運動コントローラ 140 は、小型化され、同様に、近位ハンドル 120 に一体化され得る。この実施形態において、軸方向運動変換器 150 は、参照の固定点（例えば、外科テーブル）に取り付け可能なベース 154 を用いて構成される。第 1 のローラ 156 および第 2 のローラ 158 は、内視鏡本体 102 の外部に接続する。マルチターン電位差計 160 または他の運動変換器が、第 1 のローラ 156 に接続されて、内視鏡本体 102 の軸方向運動を測定し、そして軸方向位置を示すシグナルを生成する。

10

【0019】

内視鏡 100 は、軸方向運動変換器 150 の遠位の本体 102 を握ることによって、使用者によって手動で進められ得るかまたは引き抜かれ得る。あるいは、第 1 ローラ 156 および / または第 2 ローラ 158 は、内視鏡 100 の本体 102 を自動的に進めそして引き抜くために、少なくとも 1 つのモーター（例えば、モーター 162）に接続され得る。

20

【0020】

図 4 は、本発明の内視鏡 100 の第 3 の実施形態を示し、これは、内視鏡 100 を構成しそして含むために細長ハウジング 170 を使用する。ハウジング 170 は、内視鏡 100 の本体 102 を導くために、線形トラック 174 を有するベース 172 を有する。ハウジング 170 は、線形トラック 174 に一体化した線形運動変換器として構成される軸方向運動変換器 150' を有し得る。あるいは、ハウジング 170 は、図 2 または 3 の軸方向運動変換器 150 と同様に構成された軸方向運動変換器 150'' を有し得る。内視鏡 100 は、ハウジング 170 に対して遠位の本体 102 を握ることによって、使用者によって手動で進められ得るかまたは引き抜かれ得る。あるいは、ハウジング 170 は、内視鏡 100 の本体 102 を自動的に進めるかまたは引き抜くためにモータ 176 または他の線形運動アクチュエータを備え得る。別の代替の構成において、図 3 とともに上記したものと同様の摩擦ホイールを有するモータは、軸方向運動変換器 150'' に一体化され得る。

30

【0021】

図 5 は、本発明の内視鏡 100 の第 4 の実施形態を示し、これは、内視鏡 100 を構成しそして含むためにロータリーハウジング 180 を使用する。ハウジング 180 は、内視鏡 100 の本体 102 を導くために回転ドラム 184 を有するベース 182 を有する。ハウジング 180 は、回転ドラム 184 の旋回軸 186 に接続される電位差計として構成される軸方向運動変換器 150''' を有し得る。あるいは、ハウジング 180 は、図 2 または 3 の軸方向運動変換器 150 と同様に構成された軸方向運動変換器 150''' を有し得る。内視鏡 100 は、ハウジング 180 に対して遠位の本体 102 を握ることによって、使用者によって手動で進められ得るかまたは引き抜かれ得る。あるいは、ハウジング 180 は、内視鏡 100 の本体 102 を自動的に進めるかまたは引き抜くために回転ドラム 184 に接続されたモータ 188 を備え得る。別の代替の構成において、図 3 とともに上記したものと同様の摩擦ホイールを有するモータは、軸方向運動変換器 150'' に一体化され得る。

40

【0022】

図 6 は、ニュートラルまたは真っ直ぐな位置での内視鏡 100 の本体 102 のセクションのワイヤフレームモデルを示す。内視鏡本体 102 の内部構造の大部分は、明瞭さのためにこの図では除外した。内視鏡本体 102 は、セクション 1、2、3 . . . 10 などに分

50

割される。各セクションの形状は、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸に沿って 4 つの長さ測定値によって規定される。例えば、セクション 1 の形状は、4 つの長さ測定値 l_{1a} 、 l_{1b} 、 l_{1c} 、 l_{1d} によって規定され、そしてセクション 2 の形状は、4 つの長さ測定値 l_{2a} 、 l_{2b} 、 l_{2c} 、 l_{2d} によって規定される。好ましくは、長さ測定値の各々は、線形アクチュエーター（図示せず）によって個々に制御される。線形アクチュエータは、いくつかの異なる操作原理のうちの 1 つを使用し得る。例えば、線形アクチュエータの各々は、自己加熱 NiTi 合金線形アクチュエータまたは電気流動プラスチックアクチュエータ、または他の公知の機械的アクチュエータ、空気のアクチュエータ、液圧的アクチュエータ、もしくは電気機械的アクチュエータであり得る。各セクションの形状は、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸に沿って 4 つの長さの測定値を変化させるために線形アクチュエータを使用して変更され得る。好ましくは、長さ測定値は、所望の方向に内視鏡本体 102 を選択的に曲げるために、相補的な対で変更され得る。例えば、内視鏡 102 を a 軸の方向に曲げるために、測定値 l_{1a} 、 l_{2a} 、 l_{3a} ... l_{10a} は、短くされ、そして測定値 l_{1b} 、 l_{2b} 、 l_{3b} ... l_{10b} は、等しい量で長くされる。これらの測定値が変更される量は、得られる湾曲の半径を決定する。

10

【0023】

内視鏡本体 102 の選択的に操縦可能な遠位部分 104 において、各セクションの a 軸、b 軸、c 軸および d 軸の測定値を制御する線形アクチュエータは、操縦制御 122 を介して使用者によって選択的に制御される。従って、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸の測定の適切な制御によって、内視鏡本体 102 の選択的に操縦可能な遠位部分 104 は、任意の方向に完全に 180°まで選択的に操縦され得るかまたは曲げられ得る。

20

【0024】

しかし、自動制御近位部分 106 において、各セクションの a 方向測定値、b 方向測定値、c 方向測定値、および d 方向測定値は、電子運動コントローラ 140 によって自動制御され、これは、内視鏡本体 102 の形状を制御するための湾曲伝播法 (curve propagation method) を使用する。湾曲伝播法をどのように操作するかを説明するために、図 7 は、患者の結腸 C 内の湾曲を通る、図 6 に示される内視鏡本体 102 の自動制御近位部分 106 の一部のワイヤフレームモデルを示す。簡単にするために、2 次元曲線の例を示し、a 軸および b 軸のみが考慮される。3 次元曲線において、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸の 4 つ全てが、利用される。

30

【0025】

図 7 において、内視鏡本体 102 は、結腸 C 内の湾曲を通して巧みに操作され、選択的に操縦可能な遠位部分 104 の利益を有し（この手順のこの一部は、以下にさらに詳細に説明される）、ここで、自動制御近位部分 106 は、湾曲内にある。セクション 1 および 2 は、結腸 C の比較的真っ直ぐな部分にある（従って、 $l_{1a} = l_{1b}$ 、および $l_{2a} = l_{2b}$ ）。しかし、セクション 3 ~ 7 は、S 字型湾曲セクションであるので、 $l_{3a} < l_{3b}$ 、 $l_{4a} < l_{4b}$ および $l_{5a} < l_{5b}$ であるが、 $l_{6a} > l_{6b}$ 、 $l_{7a} > l_{7b}$ および $l_{8a} > l_{8b}$ である。内視鏡本体 102 が 1 単位だけ遠位に進む場合、セクション 1 は、1' とマークされた位置に移動し、セクション 2 は、セクション 1 によって以前に占められていた位置に移動し、セクション 3 は、セクション 2 によって以前に占められていた位置に移動する。軸方向運動変換器 150 は、参照の固定点に対する内視鏡本体 102 の軸方向位置を示すシグナルを生成し、そして電子運動コントローラ 140 にこのシグナルを送り、電子運動コントローラ 140 の制御下で、内視鏡本体 102 が 1 単位進むたびに、自動制御近位部分 106 の各セクションは、今ある空間を以前に占めていたセクションの形状を呈するようにシグナルを送る。従って、内視鏡本体 102 は、1' とマークされた位置に進んだ場合、 $l_{1a} = l_{1b}$ 、 $l_{2a} = l_{2b}$ 、 $l_{3a} = l_{3b}$ 、 $l_{4a} < l_{4b}$ 、 $l_{5a} < l_{5b}$ 、 $l_{6a} < l_{6b}$ 、 $l_{7a} > l_{7b}$ および $l_{8a} > l_{8b}$ 、および $l_{9a} > l_{9b}$ であり、内視鏡本体 102 が 1" とマークされた位置に進んだ場合、 $l_{1a} = l_{1b}$ 、 $l_{2a} = l_{2b}$ 、 $l_{3a} = l_{3b}$ 、 $l_{4a} = l_{4b}$ 、 $l_{5a} < l_{5b}$ 、 $l_{6a} < l_{6b}$ 、 $l_{7a} < l_{7b}$ 、 $l_{8a} > l_{8b}$ 、 $l_{9a} > l_{9b}$ 、および $l_{10a} > l_{10b}$

40

50

10 b である。従って、S字型湾曲は、内視鏡本体 102 の自動制御近位部分 106 の長さに沿って近位に伝わる。S字型湾曲は、内視鏡本体 102 が遠位に進むにつれて、空間に固定されて見える。

【0026】

同様に、内視鏡本体 102 が近位に引き抜かれる場合、内視鏡本体 102 が 1 単位だけ近位に移動するたびに、自動制御近位部分 106 の各セクションは、今ある空間を以前に占めていたセクションの形状を呈するようにシグナルを送る。S字型湾曲は、内視鏡本体 102 の自動制御近位部分 106 の長さに沿って遠位に伝わり、そしてS字型湾曲は、内視鏡本体 102 が近位に引き抜かれるにつれて、空間に固定されて見える。

【0027】

内視鏡本体 102 が進むかまたは引き抜かれる場合はいつも、軸方向運動変換器 150 は、位置の変化を検出し、そして電子運動コントローラ 140 は、空間的に固定された位置に湾曲を維持するために、内視鏡本体 102 の自動制御近位部分 106 に沿って近位にまたは遠位に選択された曲線を伝わる。これによって、内視鏡本体 102 は、結腸 C の壁に不必要に力を加えることなしに、蛇行した湾曲を通して移動し得る。

【0028】

図 8 は、継手 194 によって相互接続された複数のセグメント 192 を有する、代替の内視鏡本体実施形態 190 の代表的な部分を示す。この実施形態において、隣接するセグメント 192 は、少なくとも一自由度を有し、好ましくは、複数の自由度を有し、好ましくは、ここで示されるように約二軸を有する継手 194 によって互いに移動し得るかまたは曲がり得る。図 9 にさらに示されるように、2つのセグメント 192 が2つの独立した軸の周りで、継手 194 の周りを回転し得る、実施形態 190 の部分的な概略表示 196 が示される。運動の範囲は、角度 および によって、球面軸 198 に対して記載され得る。

【0029】

上で言及されるように、このようなセグメント化本体は、種々の方法によって起動され得る。好ましい方法は、各個々のセグメント上に個々に取り付けられた電気機械式モータを使用してこのセグメントを互いに対して移動させることを包含する。図 10 は、電動式セグメント化継手を有する、好ましい実施形態 200 を示す。各セグメント 192 は、好ましくは、骨格セグメント 202 から構成され、このセグメントはまた、好ましくは、アクセスチャネルを提供するために、そこを通る少なくとも1つの管腔を規定しており、このアクセスチャネルを通して、ワイヤ、光ファイバー、空気および/もしくは水チャネル、種々の内視鏡ツール、または任意の種々のデバイスおよびワイヤが、経路決定され得る。この骨格セグメントは、種々の材料から製造され得、これらは、好ましくは、生体適合性であり、かつ種々のツールおよび他の構成要素（例えば、ステンレス鋼）を支持するのに十分な強度を提供する。記載のほとんどは個々のセグメント 192 に対するものであるが、セグメント 192 の各々は、遠位先端部に配置されたセグメント（または最初のいくつかのセグメント）を除いて、好ましくは同一であり、そして以下の記載は、少なくとも大多数のセグメント 192 を容易に適用する。

【0030】

所望の結果および用途に依存して、単一のモータ、または複数のモータが、少なくとも大多数のセグメントに取り付けられ得る。単一のモータをセグメント上に有する実施形態が、図 10 に例示されており、ここで、個々のモータ 204 は、好ましくは、骨格 202 に取り付けられており、そして十分に小さく、快適な相対的に小さい直径を提供するように十分に小型であり、かつ外傷なしに患者に挿入されるように十分小さい。モータ 204（これは、小型ブラシ付 DC モータとして本明細書中で示される）は、セグメント 192 に隣接して起動させるために使用され得、そして他のモータと独立して制御され得る。小型ブラシ付き DC モータを除いた、種々のモータ（例えば、AC モータ、リニアモーターなど）もまた、使用され得る。各モータ 204 はまた、好ましくは、ハウジング内に、電気機械式モーターアセンブリ EM それ自体だけでなく、ギアレダクションステージ GR、お

10

20

30

40

50

よび位置エンコーダ P E も備える。電気機械式モーターアセンブリ E M に取り付けられたギアレダクションステージ G R は、高速で低トルクの操作条件を、より有用な低速で高トルクの出力に変化させることによって、その最適速度およびトルク範囲内の、モータ 204 の使用を可能にする。位置エンコーダ P E は、従来型のエンコーダであり得、モータ 204 の出力シャフトの角回転運動のトラックを保つことによって、制御コンピュータがセグメント継手 194 の位置を読み出すのを可能にする。

【0031】

各モータ 204 は、そのモータ 204 の端部から延びて、セグメント 192 を起動させるための電力の伝達を提供する、回転可能なシャフトを有する。このシャフトについて、スプール 206 は、このスプール 206 の周りにさらに巻かれたケーブル 208 の第一の端部で、回転式で取り付けられ得る。次いで、このケーブル 208 は、スプール 206 からケーブルガイド 210 において規定されるチャンネル 212 を通り、(図 11A ~ 図 11B により詳細に示されるように) 開口部 214 を通って出てケーブルアンカー 216 まで、経路決定され得、このケーブルアンカーに、ケーブル 208 の第二の端部は、好ましくは、例えば、圧着および/またははんだ付けによって、取り付けられる。ケーブルガイド 210 は、スプール 206 の周りに巻きつけられたケーブル 208 を捕捉する役目を果たす。ケーブルアンカー 216 は、自在継手旋回軸 (universal joint pivot) 220 を隔てて、ピン 218 を介して隣接セグメント 192 に取り付けられており、かつこのセグメント 192 に取り付けのためにそこを通る孔を規定する円形部分およびケーブル 208 の第二の端部に取り付けるためにこのアンカー 216 から突出したエキステンションを有する、従来型の電子式環状コネクタ (electronic ring connector) と同様に成形され得る。ケーブル 208 は、広範な種々のフィラメント、ストランド、ワイヤ、鎖、編織物などからなり得、これらのいずれかは、広範な種々の生体適合性材料 (例えば、金属 (ステンレス鋼)、ポリマー (例えば、プラスチックおよびナイロン) など) から製造され得る。

【0032】

操作の際に、モータ 204 が第一の方向 (例えば、時計回り) にシャフトを回転させるように操作される場合、スプール 206 は、それに従って回転し、そしてケーブル 208 は、隣接するセグメント 192 を、対応する方向に引き込み、トルクを伝達して、続いて第一の軸に沿ってこのセグメントを起動させる。モータ 204 が、第一の方向と反対の第二の方向 (例えば、反時計回り) にシャフトを回転させるように操作される場合、スプール 206 は、それに従って再度回転し、そしてケーブル 208 は、隣接するセグメント 192 を、対応する反対方向に引き込み、続いてトルクを伝達して、その反対の方向にこのセグメントを起動させる。

【0033】

図 11A および図 11B は、それぞれ、図 10 で示される実施形態からの、2 つの隣接したセグメントおよび個々のセグメントの分解等尺アセンブリ図を示す。図 11A で見られるように、骨格 202 は、管腔 221 とともに示され、この管腔は、上記のように、作動 (working) チャンネルを提供するために使用され得る。ケーブルガイド 210 およびケーブル 208 が貫通するための開口部 214 で規定されるチャンネル 212 もまた、示される。隣接セグメントを相互接続する際およびセグメント間の必要な自由度を提供するために、好ましい接合方法は、自在継手旋回軸 220 の使用を包含する。しかし、自在継手旋回軸 220 を使用する以外の、他の実施形態は、種々の接合方法 (例えば、2 つのセグメントのそれぞれの中心で、これら 2 つのセグメントを接合するために使用される、可撓性管、隣接して間隔を空けられ得る一連の一自由度継手、など) を使用し得る。この特定の実施形態は、自在継手旋回軸 220 の使用を記載する。他のセグメントに隣接した骨格 202 の末端にて、一对の自在ヨーク部材 (universal yoke member) 224 が、一对の対応するピン開口部 226 とともに形成され得る。自在継手旋回軸 220 が、一方のセグメント上で第一の対のヨーク部材 224 に接続される場合、隣接したセグメントからの対応する対のヨーク部材 224 もまた、継手旋回軸 220 に取り付け

けられ得る。

【0034】

図11Bにおいてさらに見られるように、自在継手旋回軸220は、この実施形態において、対応するヨーク部材224を旋回可能に受容するための、対向する2セットの受容孔228を有する円柱環として示される。この受容孔228は、90°間隔にて、離れて間隔を空けているように示されているが、他のバリエーションにおいて、受容孔は、所望の自由度および用途に依存した他の角度にて、離れて間隔を空けていてもよい。駆動シャフト205を露出しているモータ204から解除されたスプール206の分解したアセンブリもまた、示される。モータ204が骨格202から移動されると、溝230が、骨格202内に形成されることが明らかである。この溝230は、骨格202内で陥没し得、好ましくは、モータ204の半径と一致して、骨格202に隣接してモータ204を位置付けるのを補助するだけでなく、構築されたセグメントの全体の直径を減少させるのも補助する。モータ204は、種々の方法（例えば、接着、クランプ、バンド、機械的ファスナーなど）によって、骨格202に取り付けられ得る。セグメント直径をさらに減少させるのを補助することが示される場合、ノッチ部分232がまた、ケーブルガイド210に形成され得る。

10

【0035】

患者に挿入する前に、内視鏡200は、保管のためおよび使用中に、図5の回転式ハウジング180内の回転ドラム184に巻かれ得る。ここで、この内視鏡は、必要に応じて、診断チェックが自動的に行われるように構成され得る。内視鏡200がドラム184に巻かれる場合、隣接セグメント192は、このドラム184の直径およびこの内視鏡200が位置付けられ得る保管ユニットの初期構成によって最初に決定されるように、互いに対して所定の角度を有する。挿入前の診断チェックの間、コンピューターは、各隣接セグメント192の間の角度を自動的に感知または測定するように構成され得る。これら隣接セグメント192のいずれかが、所定の受容可能な角度範囲外の相対的な測定角度を示す場合、このことは、セグメント192が適所からはずれており、内視鏡200の使用中的で起こり得る問題点であることを示し得る。従って、コンピューターは、続いて、警報または視覚警報を鳴らし得、そしてまた、セグメント192の各々をニュートラル位置に位置付けて、さらなる使用を自動的に防止し得るかまたは患者への任意の外傷を防止し得る。

20

【0036】

図12~17は、患者の結腸の結腸鏡検査のために用いられる本発明の内視鏡100を示す。図12において、内視鏡本体102は、潤滑され、そして肛門Aを通して患者の結腸Cに挿入される。内視鏡本体102の遠位端108は、接眼鏡124を介してかまたはビデオモニタ上で観察されるように、直腸Rを通して、結腸Cの第一の湾曲部(turn)に到達するまで前進される。この湾曲部をうまく曲がるために、内視鏡本体102の選択的に操縦可能な遠位部分104は、操縦コントロール122を介して、ユーザによってS字状結腸Sに向けて手動で操縦される。操縦コントロール122から選択的に操縦可能な遠位部分104までの制御信号は、電子式運動コントローラ140によってモニタリングされる。内視鏡本体102の遠位端108をS字状結腸Sに前進させるために、選択的に操縦可能な遠位部分104の補正湾曲が選択される場合、この湾曲は、参照として電子式運動コントローラ140のメモリに記録される。この工程は、手動様式で実行され得る。この工程において、ユーザは、キーボードコマンドまたはボイスコマンドを使用して電子式運動コントローラ140に命令を下し、選択された湾曲を記録する。あるいは、この工程は、自動様式で実行され得る。この工程において、ユーザは、内視鏡本体102を遠位に前進させることによって所望の湾曲が選択される電子式運動コントローラ140に信号を送る。このようにして、結腸または経路の三次元マップが作成され得、そしてさらなる適用のために保存され得る。

30

40

【0037】

手動様式で操作されようと自動様式で操作されようとも、一旦、所望の湾曲が、選択的に操縦可能な遠位部分104で選択されると、内視鏡本体102は遠位に前進され、そして

50

その選択された湾曲は、上記のように、電子式運動コントローラ 140 によって、内視鏡本体 102 の自動的に制御される近位部分 106 に沿って近位に伝えられる。内視鏡本体 102 が S 字状結腸 S を通って遠位に前進される間、この湾曲は、空間内で固定されたままである。特に蛇行状の結腸において、選択的に操縦可能な遠位部分 104 は、複数の湾曲を介して、S 字状結腸 S を横断するように操縦されなければならないかもしれない。

【0038】

図 13 に例示されるように、ユーザは、結腸 C 内の粘膜表面または任意の他の形を検査または処置するために、任意の地点で内視鏡 100 を停止させ得る。選択的に操縦可能な遠位部分 104 は、結腸 C の内側を検査するために、任意の方向に操縦され得る。ユーザが S 字状結腸 S の検査を完了した場合、選択的に操縦可能な遠位部分 104 は、下行結腸 D に向けた上位方向に操縦される。一旦、所望の湾曲が、選択的に操縦可能な遠位部分 104 で選択されると、内視鏡 102 は下行結腸 D に遠位に前進され、そして第二の湾曲および第一の湾曲は、図 14 に示されるように、内視鏡本体 102 の自動的に制御される近位部分 106 に沿って近位に伝えられる。

10

【0039】

ユーザが、内視鏡本体 102 によってとられた経路を修正または補正する必要があることを決定した場合はいつでも、内視鏡 100 は、近位に引き戻され、そして電子式運動コントローラ 140 は、以前に選択された湾曲を消去するように命令を下され得る。これは、キーボードコマンドもしくはボイスコマンドによって手動で行われ得るか、または電子式運動コントローラ 140 をプログラム化して、内視鏡 102 が特定の距離引き戻された場合に修正モードを開始することによって自動的に行われ得る。この修正湾曲または補正湾曲は、選択的に操縦可能な遠位部分 104 を使用して選択され、そして内視鏡本体 102 は、以前に記載したように前進される。

20

【0040】

内視鏡本体 102 は、結腸の左曲（左結腸曲） F_L に到達するまで、下行結腸 D を通して前進される。ここで、多くの場合において、内視鏡本体 102 は、ほぼ 180° の U 字状湾曲を通り抜けなければならない。前述の通り、所望の湾曲は、選択的に操縦可能な遠位部分 104 を使用して選択され、そして内視鏡本体 102 は、図 15 に示されるように、横行結腸 T を通って遠位に前進される。以前に選択された湾曲の各々は、内視鏡本体 102 の自動的に制御される近位部分 106 に沿って近位に伝えられる。同じ手順が、結腸の右曲（右結腸曲） F_R においても続き、内視鏡本体 102 の遠位端 108 は、図 16 に示されるように、上行結腸 G を通って盲端 E まで前進される。この盲端 E、回盲弁 V および回腸 I の末端部分は、内視鏡本体 102 の選択的に操縦可能な遠位部分 104 を使用して、この観点から検査され得る。

30

【0041】

図 17 は、結腸 C を通して引き戻される内視鏡 100 を示す。内視鏡 100 が引き戻される場合、内視鏡本体 102 は、上記のように、自動的に制御される近位部分 106 に沿って遠位に湾曲を伝えることによって、以前に選択された湾曲に従う。内視鏡本体 102 の選択的に操縦可能な遠位部分 104 を使用して結腸 C 内の粘膜表面または任意の他の形を検査または処置するために、任意の地点で、ユーザは、内視鏡 100 を停止させ得る。任意の所定時間、内視鏡 100 は、所望の距離だけ引き戻され得るかまたは逆方向に駆動（back-drive）され得る。

40

【0042】

本発明に従う実施形態の 1 つの好ましい方法において、電子式運動コントローラ 140 は、電子メモリを備える。この電子メモリ内に、内視鏡本体 102 が操作された患者の結腸または他の解剖学的構造の三次元数学モデルが作成される。この三次元モデルは、オペレータによって注釈を付され、目的の解剖学な目印の位置、病変、ポリープ、生検サンプルおよび他の特徴が記録され得る。この患者の解剖学的構造の三次元モデルを使用して、その後の手順において、内視鏡本体 102 の再挿入が容易になり得る。さらに、注釈を使用して、目的の特徴の位置を迅速に探し出すことができる。例えば、この三次元モデルは、

50

生検サンプルを診査用内視鏡の間に採取した位置で注釈を付され得る。この生検サンプル部位は、追跡手順において再度確実に位置付けられて、潜在的な疾患プロセスの進行が追跡され得、そして／またはその部位における治療手順が実施され得る。

【0043】

本発明の方法の1つの特定の好ましいバージョンにおいて、電子式運動コントローラ140は、電子メモリの三次元モデルに基づいてプログラム化され得、その結果、内視鏡本体102は、適切な形状を自動的に想定して、患者の解剖学的構造を通して前進する際の所望の経路を追従する。内視鏡本体102を自動的に前進および後退させるように構成される操縦可能な内視鏡100の実施形態において、図3、4および5とともに上記されるように、内視鏡本体102は、患者の解剖学的構造を通して、電子メモリの三次元モデルに基づいて以前に注目した病変部位または目的の他の地点まで自動的に前進されるように命令を下され得る。

10

【0044】

画像化ソフトウェアは、操縦可能な内視鏡100を使用して得られた患者の解剖学的構造の三次元モデルを、コンピューターモニターなどによって考察することを可能にする。これは、この三次元モデルと他の画像化様式（例えば、蛍光透視検査、X線透視法、超音波検査法、磁気共鳴画像法（MRI）、コンピューター連動断層撮影（CTスキャン）、電子線断層撮影法または仮想結腸鏡検査法）との間での比較を容易にする。逆に、これらの他の画像化様式からの画像を使用して、近似の経路または軌跡をマッピングし、内視鏡本体102の挿入を容易にし得る。さらに、他の画像様式からの画像を使用して、操縦可能な内視鏡100を用いて疑わしい病変を位置付けるのを容易にし得る。例えば、結腸のバリウム造影X線写真を使用して得られた画像を使用して、近似の経路をマッピングし、内視鏡本体102を患者の結腸に挿入するのを容易にし得る。X線写真上で見られる、任意の疑わしい病変の位置および深さが注目され得、その結果、内視鏡本体102が迅速かつ確実にその病変の近傍に導かれ得る。

20

【0045】

三次元情報（例えば、二平面（bipolar）蛍光透視法、CTまたはMRI）を提供する画像化様式は、電子式運動コントローラ140をプログラムして、その結果、内視鏡本体102が、適切な形状を自動的に呈し、患者の解剖学的構造を通して内視鏡本体が進むにつれて所望の経路をたどるために使用され得る。内視鏡本体102を自動的に前進させ、そして引き込むように構成される、操縦可能な内視鏡100の実施形態では、内視鏡本体102は、三次元画像化情報によって決定されたような所望の経路に沿って患者の解剖学的構造を通して自動的に前進するように命令され得る。同様に、内視鏡本体102は、画像上に示される疑われる病巣部位または他の目的の点まで自動的に前進するように命令され得る。

30

【0046】

上記のように、軸方向運動変換器150は、多くの可能な構成（例えば図2にリング152として示される）で作製され得る。これは、固定された参照点または基準として部分的に機能して、固定された参照点に対する内視鏡本体102の軸方向位置の指標のシグナルを生じる。軸方向運動変換器150は、光学的、電子的または機械的な方法を用いて、内視鏡本体102の軸方向位置を測定し得る。基準234の1つの好ましい実施形態を、患者の直腸内に、または患者の肛門Aに少なくとも隣接して部分的に配置され得る、機器を備えた鏡として図18～図20に模式的に示す。セグメント化内視鏡本体238を肛門Aに挿入する前に、基準234の基準チャンネル236をまず通過させることが好ましい。基準234は、以下で考察するように、挿入深さを測定するために必要なエレクトロニクスおよび機械的アセンブリを収容し得、そしてこれはまた、固定された中実基部を提供して、内視鏡本体238を肛門Aまたは本体オリフィスに隣接して同時に配置するのを補助し得、そして基部に安定化を提供し得、そして内視鏡本体238をこのオリフィス内に挿入し得る。機器を備えた鏡は、生体適合性材料（例えば、射出成形プラスチック）から構築され得、そして安価なエレクトロニクスを収容し得る。なぜなら、この鏡は好ましくは使

40

50

い捨てであり得るからである。

【0047】

内視鏡本体238が基準チャンネル236を通過した場合、挿入深さおよび軸方向位置の1つの好ましい光学的測定方法は、基準234上に取り付けられた反射赤外線センサの使用を通しての測定を含み得る。内視鏡本体238の外表面は、本体238に沿って既知の間隔で配置されたハッチマークまたはいくつかの他の指標もしくは反射マーキングを有し得る。内視鏡本体238が肛門Aおよび基準チャンネル236を通過して前進するかまたは引込むにつれ、光学的センサは、このハッチマークおよび内視鏡本体がそれにそって移動した距離の増分もしくは減少分を読み取りまたは感知し得る。従って、このようなマークを読み取るセンサは、マークが感知された場合に論理的レベル「1」または「オン」として登録される出力、およびマークが感知されない場合には論理的レベル「0」または「オフ」として登録される出力を有し得る。センサ出力上の1から0への遷移の数をカウントまたは追跡することによって、この深さは、それに応じて測定され得る。従って、深さ測定の分解能は、この実施形態において、これらのハッチマークの間に空間を空けることによって、部分的に決定され得る。

10

【0048】

この距離をどのように用いてデバイスを前進させ得るかの単純化した表示は、図18に見られ得る。内視鏡本体238は、基準鏡234の中間点から測定して、遠位先端部が L_1 の深さに到達するまで前進させられる。この深さにて、ユーザは、先端部を選択的に操縦して、本体が R_1 の曲率半径を形成するように、S状結腸Sに従うことが必要である。一旦、この特徴の位置および深さが遠位先端部によって規定されたら、この深さ L_1 に到達する任意の遠位セグメントは、角をうまく通り抜けるように湾曲の正確な組み合わせが達成されるまで、遠位先端セグメントと同じ様式でそれ自体構成するように指令が出され得る。図19に見られるように、本体238がさらに前進すると、これは最終的に、 $L_1 + L_2$ の深さにて第2の主な湾曲に到達する。従って、 L_1 については、前進して $L_1 + L_2$ の深さに到達する任意のセグメントは、同様に指令が出されて、下行結腸Dへと第2の湾曲を最初に通過した場合に、選択的に操縦される遠位先端によって規定されるような曲がりを実行する。さらに、図20に示すように、本体238がさらに前進するにつれて、前進して $L_1 + L_2 + L_3$ の深さに到達した任意のその後のセグメントは指令が出されて、それを実行して角をうまく曲がり、横行結腸Tに従い、さらにここで、元の曲線は、選択的に操縦可能な遠位先端によって規定される。

20

30

【0049】

図21は、図8~11Bに示される型のセグメント化内視鏡デバイスの個々のセグメントを制御して指令を出すために用いられ得る制御システムの1つの実施形態の模式図を示す。見られるように、マスターコントローラ248（これは好ましくは、セグメント化内視鏡242から離れた位置に存在する）を用いて、内視鏡242が患者に挿入256されるに従って、深さ測定値を制御および監視し得る。このマスターコントローラ248をまた用いて、コミュニケーションチャンネル252を通して電子通信したままであることによって、継手およびセグメント242₁~242_nの各々の起動労力を管理および通信し得る。コミュニケーションチャンネル252は、電気ワイヤ、光ファイバー、ワイヤレス伝送などを供え得る。この実施形態においてまた見られるように、マスターコントローラ248はまた、基準コミュニケーションチャンネル254を介して基準244と通信して、上記に記載のように、基準チャンネル246を通過するにつれて、内視鏡242の挿入深さを測定および追跡し得る。

40

【0050】

セグメント化実施形態242は、多数の個々のセグメント242₁~242_nから構成され得る（セグメント242₁~242₅のみを明確に示す）。各セグメント242₁~242_nは好ましくは、それぞれ、各セグメント内に備えられる、それ自体の別個のコントローラ250₁~250_nを有する。用いられるコントローラの種類としては、マイクロコントローラが挙げられ得る。コントローラ250₁~250_nは、いくつかの機能（例

50

例えば、2つの軸 および の各々において各セグメント継手の角度を測定する、上記のように、セグメント $242_1 \sim 242_n$ 内に含まれるモータを起動させて内視鏡 242 の運動を起動する、そしてマスターコントローラ 248 から出された指令を受け取って操作する)を果たすに役立ち得る。個々のコントローラ $250_1 \sim 250_n$ を各それぞれのセグメント $242_1 \sim 242_n$ 中に有することは、指令が出された後にマスターコントローラ 248 から監督することなく、各セグメントが所定の配置についての要求をコントローラレベルで局所的に管理することを可能にする。

【0051】

従って、図22に示すように、マスターコントローラアルゴリズム260についてのフローチャートの実施形態を用いて、患者への挿入の間に全体的機能を制御し得る。最初の工程262の間、全体的システム(例えば、図21において見られるシステム)は、全ての位置のセンサがゼロにされたところで開始され得る。次いで、マスターコントローラ248は待ち状態に入り、ここでこれは、工程264に示されるように、本体開口部の近位に位置した基準244によって集められた深さ測定値を連続してモニタリングする。一旦運動(すなわち、深さ測定値)が、工程264において基準244によって検出されると、次いで、マスターコントローラ248は、内視鏡本体242の動きの方向が前進である(すなわち、挿入される)であるかまたは引き抜きであるかを決定する。工程266に示すように、内視鏡本体242が挿入され、そして深さが増大すると、現在の深さが工程268においてのように増大される;さもなければ、工程270においてのように、この現在の深さは減少される。一旦深さが決定されると、マスターコントローラ248は、工程272に示すように、各セグメント $242_1 \sim 242_n$ に対して個々に通信して個々に起動するように指令を出して、現在深さについて隣接するセグメントに対するその位置を調整または矯正する。その後、このマスターコントローラ248は、深さにおける任意の変化をモニタリングし続け、そして示されるように、このプロセスが繰り返される。

【0052】

各軸 および の方向、ならびに各セグメント $242_1 \sim 242_n$ の配置および深さを維持するために、データアレイまたは類似のデータ構造は、以下の表1に示されるように、情報を組織化するためにマスターコントローラ248によって用いられ得る。深さ指数 $D_1 \sim D_n$ をここで用いて、図21に見られるように、個々のハッチマークを示し、そしてハッチマーク間の距離は既知の値である。従って、内視鏡242がその形状を維持し得る分解能は、深さ指数 $D_1 \sim D_n$ の間の間隔に少なくとも部分的に依存し得る。さらに、指数 $D_1 \sim D_n$ の数および間隔が、特定の適用および必要な要件に応じて決定され得、そして設定され得る。さらなる平滑化アルゴリズムを用い、そして実行して、セグメント $242_1 \sim 242_n$ の間の徐々の遷移または別個の深さ測定指数 $D_1 \sim D_n$ の間の遷移をさらに作製し得る。

【0053】

【表1】

表1. 個々のセグメントのデータアレイ。

深さ指数	セグメント1 α/β	セグメント2 α/β	...	セグメントN α/β
D_1	α_{D1}/β_{D1}	α_{D1}/β_{D1}	...	α_{D1}/β_{D1}
D_2	α_{D2}/β_{D2}	α_{D2}/β_{D2}	...	α_{D2}/β_{D2}
D_3	α_{D3}/β_{D3}	α_{D3}/β_{D3}	...	α_{D3}/β_{D3}
...
D_n	α_{Dn}/β_{Dn}	α_{Dn}/β_{Dn}	...	α_{Dn}/β_{Dn}

図23は、セグメントコントローラアルゴリズム280のフローチャートの実施形態を示す。マスターコントローラ248は内視鏡242の全体的挿入深さの測定値を管理して全体的形状を決定するが、これはまた、それぞれ、各セグメント $242_1 \sim 242_n$ において個々のコントローラ $250_1 \sim 250_n$ と通信し、その結果、システム全体の運動の管理の計算作業は好ましくは分散され得る。

【 0 0 5 4 】

上記で考察したように、個々のコントローラ 250₁ ~ 250_n は、種々の機能（とりわけ、マスターコントローラ 248 からの指令を受け取る、必要に応じて他のコントローラとのコミュニケーションを管理する、個々のセグメント 242₁ ~ 242_n の位置を測定および制御する、そして診断、エラーチェックを行うなどを含む）を果たし得る。各セグメント 242₁ ~ 242_n を制御するためのアルゴリズムは、各セグメントについて好ましくは類似する；リードセグメント 242₁ または最初のいくつかのセグメントは、選択的に制御および操縦する内科医の指導下にあるが、それによって所望の湾曲が、たどるべき適切な経路について設定される。

【 0 0 5 5 】

このシステムについての最初の工程 282 は好ましくは、全てのコミュニケーション、アクチュエータ（またはモータ）、位置センサ、および方向付けが開始された場合に最初に生じる。次いで、コントローラ 250₁ ~ 250_n は、工程 284 におけるマスターコントローラ 248 からの何らかのコミュニケーションを受けるのを待ち得る。何のコミュニケーションも受けなければ、コントローラ 250₁ ~ 250_n は好ましくは、指令を待ちながら、メインループに入る。指令を受けた場合、コントローラ 250₁ ~ 250_n の各々は、工程 286 においてのように、診断データを要求し得る。診断データが要求された場合、適切な診断が工程 288 において行われ、そして工程 290 においてのように、結果がマスターコントローラ 248 に送り戻される。工程 286 において何の診断データも要求されないならば、工程 292 におけるコントローラ 250₁ ~ 250_n の各々は、起動または運動がマスターコントローラ 248 によって要求されたか否かを決定し得る。起動も運動も要求されていないならば、関連のセグメントは、指令を受け続け得る；さもなければ、関連のセグメントは、工程 294 においてのようにセグメント軸 に、または工程 300 においてのようにセグメント軸 に影響を与える指令が出されたか否かを決定する。セグメント軸 が変更されるべき場合、工程 296 において、指令が 軸 P I D コントローラへと（または上位の制御スキームへと）送られ、そして適切なアクチュエータは、続いて、工程 298 においてのように、起動させられて、 軸におけるセグメントの動作をもたらす。同様に、セグメント軸 が、単独でまたは 軸と一緒にのいずれかで変更されるべき場合、工程 302 において指令が 軸 P I D コントローラ（または上位制御スキーム）へと送られ、そして適切なアクチュエータは、続いて、工程 304 に示すように、起動させられ、 軸におけるセグメントの動作がもたらされる。一旦適切な指令が達成されると、コントローラ 250₁ ~ 250_n は、メインループに再度入って、何らかのさらなる指令を待つ。

【 0 0 5 6 】

本発明の内視鏡は、結腸鏡としての使用が記載されてきたが、この内視鏡は、多数の他の医療用用途および産業用用途について構成され得る。さらに、本発明はまた、曲がりくねった本体カニューレを通して操縦するために本発明の原理を用いる、カテーテル、カニューレ、外科用機器または導入器外装として構成され得る。

【 0 0 5 7 】

腹腔鏡検査手順または胸腔鏡検査手順に特に適用可能である方法のバリエーションにおいて、操縦可能な内視鏡 100 は、患者の体腔内の器官の周辺および器官の間の所望の経路に沿って選択的に操作され得る。内視鏡 100 の遠位端 108 は、天然の開口部を通して、外科的切開部を通して、または外科的カニューレ、導入器もしくはトロカールを通して、患者の体腔内へと挿入される。選択的に操縦可能な遠位部分 104 は、患者の体腔を探索して調べるため、ならびに患者の器官の周辺および器官の間の経路を選択するために用いられ得る。電子式運動コントローラ 140 を用いて、内視鏡本体 102 の自動的に制御される近位部分 106 を制御して、選択された経路をたどり得、そして必要に応じて、電子式運動コントローラ 140 の電子的記憶中の三次元モデルを用いて所望の位置に戻り得る。

【 0 0 5 8 】

操縦可能な内視鏡の測定および追跡の非接触方法を含むさらなるバリエーションは、図 2 4 ~ 図 2 6 に見られる。このバリエーションは、衛星航法システム (GPS) において用いられるスキームと類似のスキームを用いた磁気検出技術または患者に対して外部のナビゲーションシステムもしくはナビゲーションデバイスを介した内視鏡の追跡のために、センサベースのシステムまたはトランスポンダ (例えば、コイルまたは磁気センサ) に関連して用いられ得る。磁気センサが用いられ得るが、コイルが好ましい。これは、同時に用いられるべきいくつかの異なるコイルの使用を可能にし得る、異なる周波数でのそれらの共振能力ならびに独特の「シグナチャー」を有する能力による。図 2 4 において見られるように、内視鏡本体 238 は、患者へと肛門 A を介して挿入され得る。内視鏡本体 238 上に位置するのは、所定の位置 (例えば、選択的に操縦可能な遠位先端) に配置され得るトランスポンダ 310 ~ 318 である。 10

【0059】

内視鏡 238 が下行 D および横行結腸 T を通って前進するにつれて、トランスポンダは、外部ナビゲーションユニット 320 によって検出され得、外部ナビゲーションユニット 320 は、患者内での内視鏡 238 の位置を示すディスプレイ 322 を備え得る。図 2 6 において見られるように、内視鏡 238 が患者内でさらに前進するにつれて、ナビゲーションユニット 320 は、対応する動きをそれに応じて示し得る。ナビゲーションユニット 320 の使用は、デバイス (例えば、内視鏡 238) をナビゲートする非接触方法を表し、そして患者内の異なる位置を、解剖学的ランドマーク (例えば、肛門 A または回盲弁) と比較して測定および位置決めするために用いられ得る。さらに、このような実施形態は、 20 単独で、または上記で考察した基準鏡 234 機器との組み合わせで用いられ得る。

【0060】

ナビゲーションユニット 320 の使用はまた、結腸以外の身体内の空間において上記のように、腹腔鏡検査手順または胸腔鏡検査手順に特に適用可能であり得る。例えば、内視鏡 238 はまた、上記で考察される身体の開口部のいずれかを通して患者の体腔内の器官の付近および器官の間の所望の経路に沿って選択的に操縦され得る。体腔を通して操縦されるとはいえ、内視鏡 238 は、内視鏡 238 の位置が、上記で考察されるように、所定の参照点 (例えば、基準) に対して、または解剖学的ランドマークに対して、電子的にマークおよび示され得ながらも、外部に配置されたナビゲーションユニット 320 によって先導および追跡され得る。 30

【0061】

本発明を例示的な実施形態および発明を実施するための最良の形態に関して本明細書中に記載してきたが、種々の実施形態、適用およびバリエーションの多くの改変、改善およびサブコンビネーションが、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、本発明に対してなされ得ることが当業者に明らかである。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図 1】図 1 は、患者の結腸の結腸鏡検査用に使われている先行技術の結腸鏡を示す。

【図 2】図 2 は、本発明の操縦可能な内視鏡の第 1 の実施形態を示す。

【図 3】図 3 は、本発明の操縦可能な内視鏡の第 2 の実施形態を示す。 40

【図 4】図 4 は、本発明の操縦可能な内視鏡の第 3 の実施形態を示す。

【図 5】図 5 は、本発明の操縦可能な内視鏡の第 4 の実施形態を示す。

【図 6】図 6 は、中立位置または直線位置における内視鏡の本体の部分のワイヤフレームモデルを示す。

【図 7】図 7 は、患者の結腸中の湾曲を通過する、図 6 に示される内視鏡本体のワイヤフレームモデルを示す。

【図 8】図 8 は、継手によって相互接続される複数のセグメントを有する代替の内視鏡本体実施形態の代表的な部分を示す。

【図 9】図 9 は、図 8 の実施形態の部分該略図を示し、2 つの独立した軸のまわりを旋回可能な 2 つのセグメントを示している。 50

【図 10】図 10 は、モータが取り付けられたセグメント継手を有する、好ましい内視鏡実施形態を示す。

【図 11】図 11 A および 11 B は、それぞれ、2 つの隣接セグメントおよび個々のセグメントの組立分解等角図を示し、これらは、図 10 に示した実施形態のものである。

【図 12】図 12 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用されている本発明の内視鏡を示す。

【図 13】図 13 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用されている本発明の内視鏡を示す。

【図 14】図 14 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用されている本発明の内視鏡を示す。

10

【図 15】図 15 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用されている本発明の内視鏡を示す。

【図 16】図 16 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用されている本発明の内視鏡を示す。

【図 17】図 17 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用されている本発明の内視鏡を示す。

【図 18】図 18 は、基準が患者内に進められる距離を測定しながら、患者の結腸を通して前進されている内視鏡を示す。

【図 19】図 19 は、基準が患者内に進められる距離を測定しながら、患者の結腸を通して前進されている内視鏡を示す。

20

【図 20】図 20 は、基準が患者内に進められる距離を測定しながら、患者の結腸を通して前進されている内視鏡を示す。

【図 21】図 21 は、図 8 ~ 11 B に示される型のセグメント内視鏡デバイスの個々のセグメントをコントロールおよび制御するために使用され得るコントロールシステムの 1 つの実施形態の概略図を示す。

【図 22】図 22 は、患者内への内視鏡挿入の間、全体の機能を制御するために使用され得るマスターコントローラアルゴリズムについてのフローチャート実施形態を示す。

【図 23】図 23 は、セグメントコントローラアルゴリズムのフローチャート実施形態を示す。

【図 24】図 24 は、衛星航法システムのような外部の操作システムを使用して測定し、内視鏡を追跡する、非接触方法を示す。

30

【図 25】図 25 は、衛星航法システムのような外部の操作システムを使用して測定し、内視鏡を追跡する、非接触方法を示す。

【図 26】図 26 は、衛星航法システムのような外部の操作システムを使用して測定し、内視鏡を追跡する、非接触方法を示す。

【图 1】

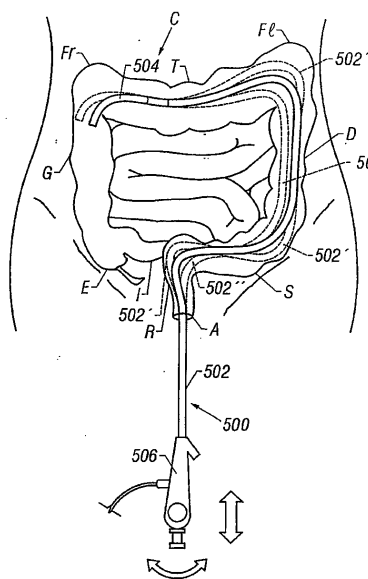


FIG. 1
(先行技術)

【 ㄨ 2 2 】

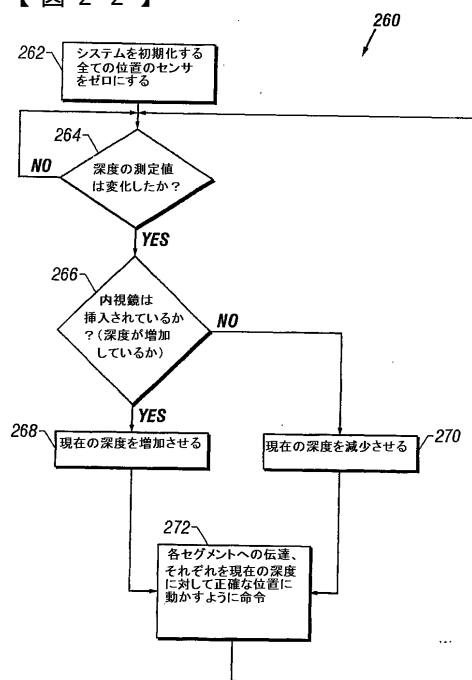


FIG. 22

【 図 2 3 】

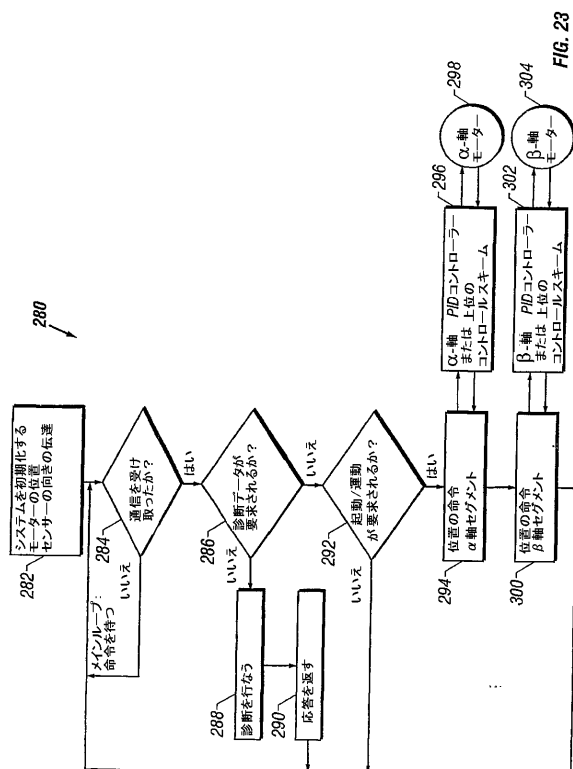


FIG. 23

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
10 April 2003 (10.04.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/028547 A2

- (51) International Patent Classification: **A61B 1/005** Avenue, Redwood City, CA 94061 (US). **TARTAGLIA, Joseph, M.** [US/US]; 15805 - D Uvas Road, Morgan Hill, CA 95037 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/29472
- (22) International Filing Date: 17 September 2002 (17.09.2002) (74) Agents: HAN, Johnney, U. et al.; Morrison & Foerster, LLP, 755 Page Mill Road, Palo Alto, CA 94304-1018 (US).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/969,927 2 October 2001 (02.10.2001) US (81) Designated States (national): AL, 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, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (63) Related by continuation (CON) or continuation-in-part (CIP) to earlier application: US 09/969,927 (CON) Filed on 2 October 2001 (02.10.2001)
- (71) Applicant (for all designated States except US): **NEOGUIDE SYSTEMS, INC.** [US/US]; 548 Division Street, Campbell, CA 95008 (US).
- (72) Inventors; and
- (75) Inventors/Applicants (for US only): **BELSON, Amir** [IL/US]; Apt. C, 20050 Rodrigues Ave., Cupertino, CA 95014 (US); **FREY, Paul, DeWitt** [US/US]; 1250 Edgewood Road, Redwood City, CA 94062 (US); **MCEL-HANEY, Christine, Wei, Hsien** [US/US]; 31 Oak Creek Lane, San Carlos, CA 94070 (US); **MILROY, James, Craig** [US/US]; 184 Heather Lane, Palo Alto, CA 94303 (US); **OHLINE, Robert, Matthew** [US/US]; 330 Nimble
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IL, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OAPI patent (BI, CI, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published:**
— without international search report and to be republished upon receipt of that report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 03/028547 A2

(54) Title: STEERABLE SEGMENTED ENDOSCOPE AND METHOD OF INSERTION

(57) Abstract: A steerable endoscope has an elongated body with a selectively steerable distal portion and an automatically controlled proximal portion. The endoscope body is inserted into a patient and the selectively steerable distal portion is used to select a desired path within the patient's body. When the endoscope body is advanced, an electronic motion controller operates the automatically controlled proximal portion to assume the selected curve of the selectively steerable distal portion. Another desired path is selected with the selectively steerable distal portion and the endoscope body is advanced again. As the endoscope body is further advanced, the selected curves propagate proximally along the endoscope body, and when the endoscope body is withdrawn proximally, the selected curves propagate distally along the endoscope body. The creates a serpentine motion in the endoscope body allowing it to negotiate tortuous curves along a desired path through or around and between organs within the body.

**STEERABLE SEGMENTED ENDOSCOPE AND METHOD OF
INSERTION**CROSS-REFERENCE TO OTHER APPLICATIONS

[0001] The present application is a continuation-in-part of U.S. Patent Application Number 09/790,204 entitled "Steerable Endoscope and Improved Method of Insertion" filed February 20, 2001, which claims priority of U.S. Provisional Patent Application Number 60/194,140 filed April 3, 2000.

FIELD OF THE INVENTION

[0002] The present invention relates generally to endoscopes and endoscopic medical procedures. More particularly, it relates to a method and apparatus to facilitate insertion of a flexible endoscope along a tortuous path, such as for colonoscopic examination and treatment.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0003] An endoscope is a medical instrument for visualizing the interior of a patient's body. Endoscopes can be used for a variety of different diagnostic and interventional procedures, including colonoscopy, bronchoscopy, thoracoscopy, laparoscopy and video endoscopy.

[0004] Colonoscopy is a medical procedure in which a flexible endoscope, or colonoscope, is inserted into a patient's colon for diagnostic examination and/or surgical treatment of the colon. A standard colonoscope is typically 135-185 cm in length and 12-19 mm in diameter, and includes a fiberoptic imaging bundle or a miniature camera located at the instrument's tip, illumination fibers, one or two instrument channels that may also be used for insufflation or irrigation, air and water channels, and vacuum channels. The colonoscope is inserted via the patient's anus and is advanced through the colon, allowing direct visual examination of the colon, the ileocecal valve and portions of the terminal ileum.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

Insertion of the colonoscope is complicated by the fact that the colon represents a tortuous and convoluted path. Considerable manipulation of the colonoscope is often necessary to advance the colonoscope through the colon, making the procedure more difficult and time consuming and adding to the potential for complications, such as intestinal perforation. Steerable colonoscopes have been devised to facilitate selection of the correct path through the curves of the colon. However, as the colonoscope is inserted farther and farther into the colon, it becomes more difficult to advance the colonoscope along the selected path. At each turn, the wall of the colon must maintain the curve in the colonoscope. The colonoscope rubs against the mucosal surface of the colon along the outside of each turn. Friction and slack in the colonoscope build up at each turn, making it more and more difficult to advance and withdraw the colonoscope. In addition, the force against the wall of the colon increases with the buildup of friction. In cases of extreme tortuosity, it may become impossible to advance the colonoscope all of the way through the colon.

[0005] Steerable endoscopes, catheters and insertion devices for medical examination or treatment of internal body structures are described in the following U.S. patents, the disclosures of which are hereby incorporated by reference in their entirety: 4,753,223; 5,337,732; 5,662,587; 4,543,090; 5,383,852; 5,487,757 and 5,337,733.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0006] In keeping with the foregoing discussion, the present invention takes the form of a steerable endoscope for negotiating tortuous paths through a patient's body. The steerable endoscope can be used for a variety of different diagnostic and interventional procedures, including colonoscopy, upper endoscopy, bronchoscopy, thoracoscopy, laparoscopy and video endoscopy. The steerable endoscope is particularly well suited for negotiating the tortuous curves encountered when performing a colonoscopy procedure.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

[0007] The steerable endoscope has an elongated body with a manually or selectively steerable distal portion and an automatically controlled proximal portion. The selectively steerable distal portion can be selectively steered or bent up to a full 180 degree bend in any direction. A fiberoptic imaging bundle and one or more illumination fibers extend through the body from the proximal end to the distal end. Alternatively, the endoscope can be configured as a video endoscope with a miniaturized video camera, such as a CCD camera, which transmits images to a video monitor by a transmission cable or by wireless transmission, or alternatively through the use of CMOS imaging technology. Optionally, the endoscope may include one or two instrument channels that may also be used for insufflation or irrigation, air and water channels, and vacuum channels.

[0008] A proximal handle attached to the elongate body includes an ocular for direct viewing and/or for connection to a video camera, a connection to an illumination source and one or more luer lock fittings that are connected to the instrument channels. The handle is connected to a steering control for selectively steering or bending the selectively steerable distal portion in the desired direction and to an electronic motion controller for controlling the automatically controlled proximal portion of the endoscope. An axial motion transducer is provided to measure the axial motion of the endoscope body as it is advanced and withdrawn. Optionally, the endoscope may include a motor or linear actuator for both automatically advancing and withdrawing the endoscope, or for automatically advancing and passively withdrawing the endoscope.

[0009] One preferable embodiment of the endoscope includes a segmented endoscopic embodiment having multiple independently controllable segments which may be individually motorized and interconnected by joints. Each of the individual adjacent segments may be pivotable about two independent axes to offer a range of motion during endoscope insertion into a patient.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

[0010] This particular embodiment, as mentioned, may have individual motors, e.g., small brushed DC motors, to actuate each individual segment. Furthermore, each segment preferably has a backbone segment which defines a lumen therethrough to allow a continuous lumen to pass through the entire endoscopic instrument to provide an access channel through which wires, optical fibers, air and/or water channels, various endoscopic tools, or any variety of devices and wires may be routed. The entire assembly, i.e., motors, backbone, cables, etc., may be encased or covered in a biocompatible material, e.g., a polymer, which is also preferably lubricious to allow for minimal frictional resistance during endoscope insertion and advancement into a patient. This biocompatible cover may be removable from the endoscopic body to expose the motors and backbone assembly to allow for direct access to the components. This may also allow for the cover to be easily replaced and disposed after use in a patient.

[0011] The method of the present invention involves inserting the distal end of the endoscope body into a patient, either through a natural orifice or through an incision, and steering the selectively steerable distal portion to select a desired path. When the endoscope body is advanced or inserted further into the patient's body, the electronic motion controller operates the automatically controlled proximal portion of the body to assume the selected curve of the selectively steerable distal portion. This process is repeated by selecting another desired path with the selectively steerable distal portion and advancing the endoscope body again. As the endoscope body is further advanced, the selected curves propagate proximally along the endoscope body. Similarly, when the endoscope body is withdrawn proximally, the selected curves propagate distally along the endoscope body, either automatically or passively. This creates a sort of serpentine motion in the endoscope body that allows it to negotiate tortuous curves along a desired path through or around and between organs within the body.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

[0012] The method can be used for performing colonoscopy or other endoscopic procedures, such as bronchoscopy, thoracoscopy, laparoscopy and video endoscopy. In addition, the apparatus and methods of the present invention can be used for inserting other types of instruments, such as surgical instruments, catheters or introducers, along a desired path within the body.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0013] FIG 1 shows a prior art colonoscope being employed for a colonoscopic examination of a patient's colon.

[0014] FIG 2 shows a first embodiment of the steerable endoscope of the present invention.

[0015] FIG 3 shows a second embodiment of the steerable endoscope of the present invention.

[0016] FIG 4 shows a third embodiment of the steerable endoscope of the present invention.

[0017] FIG 5 shows a fourth embodiment of the steerable endoscope of the present invention.

[0018] FIG 6 shows a wire frame model of a section of the body of the endoscope in a neutral or straight position.

[0019] FIG 7 shows the wire frame model of the endoscope body shown in FIG 6 passing through a curve in a patient's colon.

[0020] FIG 8 shows a representative portion of an alternative endoscopic body embodiment having multiple segments interconnected by joints.

[0021] FIG 9 shows a partial schematic representation of the embodiment of FIG 8 showing two segments being pivotable about two independent axes.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

[0022] FIG 10 shows a preferable endoscope embodiment having motorized segmented joints.

[0023] FIGS 11A-11B show exploded isometric assembly views of two adjacent segments and an individual segment, respectively, from the embodiment shown in FIG 10.

[0024] FIGS 12-17 show the endoscope of the present invention being employed for a colonoscopic examination of a patient's colon.

[0025] FIGS 18-20 show an endoscope being advanced through a patient's colon while a datum measures the distance advanced into the patient.

[0026] FIG 21 shows a schematic representation of one embodiment of a control system which may be used to control and command the individual segments of a segmented endoscopic device of the type shown in FIGS 8-11B.

[0027] FIG 22 shows a flow chart embodiment for the master controller algorithm which may be used to control the overall function during endoscope insertion into a patient.

[0028] FIG 23 shows a flowchart embodiment of the segment controller algorithm.

[0029] FIGS 24-26 shows a non-contact method of measurement and tracking of an endoscope using an external navigational system such as a global positioning system.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[0030] FIG 1 shows a prior art colonoscope 500 being employed for a colonoscopic examination of a patient's colon C. The colonoscope 500 has a proximal handle 506 and an elongate body 502 with a steerable distal portion 504. The body 502 of the colonoscope 500 has been lubricated and inserted into the colon C via the patient's anus A. Utilizing the steerable distal portion 504 for

WO 03/028547

PCT/US02/29472

guidance, the body 502 of the colonoscope 500 has been maneuvered through several turns in the patient's colon C to the ascending colon G. Typically, this involves a considerable amount of manipulation by pushing, pulling and rotating the colonoscope 500 from the proximal end to advance it through the turns of the colon C. After the steerable distal portion 504 has passed, the wall of the colon C maintains the curve in the flexible body 502 of the colonoscope 500 as it is advanced. Friction develops along the body 502 of the colonoscope 500 as it is inserted, particularly at each turn in the colon C. Because of the friction, when the user attempts to advance the colonoscope 500, the body 502' tends to move outward at each curve, pushing against the wall of the colon C, which exacerbates the problem by increasing the friction and making it more difficult to advance the colonoscope 500. On the other hand, when the colonoscope 500 is withdrawn, the body 502'' tends to move inward at each curve taking up the slack that developed when the colonoscope 500 was advanced. When the patient's colon C is extremely tortuous, the distal end of the body 502 becomes unresponsive to the user's manipulations, and eventually it may become impossible to advance the colonoscope 500 any farther. In addition to the difficulty that it presents to the user, tortuosity of the patient's colon also increases the risk of complications, such as intestinal perforation.

[0031] FIG 2 shows a first embodiment of the steerable endoscope 100 of the present invention. The endoscope 100 has an elongate body 102 with a manually or selectively steerable distal portion 104 and an automatically controlled proximal portion 106. The selectively steerable distal portion 104 can be selectively steered or bent up to a full 180 degree bend in any direction. A fiberoptic imaging bundle 112 and one or more illumination fibers 114 extend through the body 102 from the proximal end 110 to the distal end 108. Alternatively, the endoscope 100 can be configured as a video endoscope with a miniaturized video camera, such as a CCD camera, positioned at the distal end 108 of the endoscope body 102. The images from the video camera can be transmitted to a video monitor by a transmission cable or by wireless transmission

WO 03/028547

PCT/US02/29472

where images may be viewed in real-time or recorded by a recording device onto analog recording medium, e.g., magnetic tape, or digital recording medium, e.g., compact disc, digital tape, etc. Optionally, the body 102 of the endoscope 100 may include one or two instrument channels 116, 118 that may also be used for insufflation or irrigation, air and water channels, and vacuum channels. The body 102 of the endoscope 100 is highly flexible so that it is able to bend around small diameter curves without buckling or kinking while maintaining the various channels intact. When configured for use as a colonoscope, the body 102 of the endoscope 100 is typically from 135 to 185 cm in length and approximately 12-13 mm in diameter. The endoscope 100 can be made in a variety of other sizes and configurations for other medical and industrial applications.

[0032] A proximal handle 120 is attached to the proximal end 110 of the elongate body 102. The handle 120 includes an ocular 124 connected to the fiberoptic imaging bundle 112 for direct viewing and/or for connection to a video camera 126 or a recording device 127. The handle 120 is connected to an illumination source 128 by an illumination cable 134 that is connected to or continuous with the illumination fibers 114. A first luer lock fitting, 130 and a second luer lock fitting 132 on the handle 120 are connected to the instrument channels 116, 118.

[0033] The handle 120 is connected to an electronic motion controller 140 by way of a controller cable 136. A steering control 122 is connected to the electronic motion controller 140 by way of a second cable 13 M. The steering control 122 allows the user to selectively steer or bend the selectively steerable distal portion 104 of the body 102 in the desired direction. The steering control 122 may be a joystick controller as shown, or other known steering control mechanism. The electronic motion controller 140 controls the motion of the automatically controlled proximal portion 106 of the body 102. The electronic motion controller 140 may be implemented using a motion control program running on a microcomputer or using an application-specific motion controller.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

Alternatively, the electronic motion controller 140 may be implemented using, a neural network controller.

[0034] An axial motion transducer 150 is provided to measure the axial motion of the endoscope body 102 as it is advanced and withdrawn. The axial motion transducer 150 can be made in many possible configurations. By way of example, the axial motion transducer 150 in FIG 2 is configured as a ring 152 that surrounds the body 102 of the endoscope 100. The axial motion transducer 150 is attached to a fixed point of reference, such as the surgical table or the insertion point for the endoscope 100 on the patient's body. As the body 102 of the endoscope 100 slides through the axial motion transducer 150, it produces a signal indicative of the axial position of the endoscope body 102 with respect to the fixed point of reference and sends a signal to the electronic motion controller 140 by telemetry or by a cable (not shown). The axial motion transducer 150 may use optical, electronic or mechanical means to measure the axial position of the endoscope body 102. Other possible configurations for the axial motion transducer 150 are described below.

[0035] FIG 3 shows a second embodiment of the endoscope 100 of the present invention. As in the embodiment of FIG 2, the endoscope 100 has an elongate body 102 with a selectively steerable distal portion 104 and an automatically controlled proximal portion 106. The steering control 122 is integrated into proximal handle 120 in the form of one or two dials for selectively steering the selectively steerable distal portion 104 of the endoscope 100. Optionally, the electronic motion controller 140 may be miniaturized and integrated into proximal handle 120, as well. In this embodiment, the axial motion transducer 150 is configured with a base 154 that is attachable to a fixed point of reference, such as the surgical table. A first roller 156 and a second roller 158 contact the exterior of the endoscope body 102. A multi-turn potentiometer 160 or other motion transducer is connected to the first roller 156 to measure the axial motion of the endoscope body 102 and to produce a signal indicative of the axial position.

[0036] The endoscope 100 may be manually advanced or withdrawn by the user by grasping the body 102 distal to the axial motion transducer 150. Alternatively, the first roller 156 and/or second roller 158 may be connected to at least one motor, e.g., motor 162, for automatically advancing and withdrawing the body 102 of the endoscope 100.

[0037] FIG 4 shows a third embodiment of the endoscope 100 of the present invention, which utilizes an elongated housing 170 to organize and contain the endoscope 100. The housing 170 has a base 172 with a linear track 174 to guide the body 102 of the endoscope 100. The housing 170 may have an axial motion transducer 150' that is configured as a linear motion transducer integrated into the linear track 174. Alternatively, the housing, 170 may have an axial motion transducer 150'' configured similarly to the axial motion transducer 150 in FIG 2 or 3. The endoscope 100 may be manually advanced or withdrawn by the user by grasping the body 102 distal to the housing 170. Alternatively, the housing 170 may include a motor 176 or other linear motion actuator for automatically advancing and withdrawing the body 102 of the endoscope 100. In another alternative configuration, a motor with friction wheels, similar to that described above in connection with FIG 3, may be integrated into the axial motion transducer 150''.

[0038] FIG 5 shows a fourth embodiment of the endoscope 100 of the present invention, which utilizes a rotary housing 180 to organize and contain the endoscope 100. The housing 180 has a base 182 with a rotating drum 184 to guide the body 102 of the endoscope 100. The housing 180 may have an axial motion transducer 150''' that is configured as a potentiometer connected to the pivot axis 186 of the rotating drum 184. Alternatively, the housing 180 may have an axial motion transducer 150'' configured similarly to the axial motion transducer 150 in FIG 2 or 3. The endoscope 100 may be manually advanced or withdrawn by the user by grasping the body 102 distal to the housing 180. Alternatively, the housing 180 may include a motor 188 connected to the rotating drum 184 for automatically advancing and withdrawing the body 102 of the

endoscope 100. In another alternative configuration, a motor with friction wheels, similar to that described above in connection with FIG 3, may be integrated into the axial motion transducer 150".

[0039] FIG 6 shows a wire frame model of a section of the body 102 of the endoscope 100 in a neutral or straight position. Most of the internal structure of the endoscope body 102 has been eliminated in this drawing for the sake of clarity. The endoscope body 102 is divided up into sections 1, 2, 3...10, etc. The geometry of each section is defined by four length measurements along the a, b, c and d axes. For example, the geometry of section 1 is defined by the four length measurements l_{1a} , l_{1b} , l_{1c} , l_{1d} , and the geometry of section 2 is defined by the four length measurements l_{2a} , l_{2b} , l_{2c} , l_{2d} , etc. Preferably, each of the length measurements is individually controlled by a linear actuator (not shown). The linear actuators may utilize one of several different operating principles. For example, each of the linear actuators may be a self-heating NITI alloy linear actuator or an electrorheological plastic actuator, or other known mechanical, pneumatic, hydraulic or electromechanical actuator. The geometry of each section may be altered using the linear actuators to change the four length measurements along the a, b, c and d axes. Preferably, the length measurements are changed in complementary pairs to selectively bend the endoscope body 102 in a desired direction. For example, to bend the endoscope body 102 in the direction of the a axis, the measurements l_{1a} , l_{2a} , l_{3a} ... l_{10a} would be shortened and the measurements l_{1b} , l_{2b} , l_{3b} ... l_{10b} would be lengthened an equal amount. The amount by which these measurements are changed determines the radius of the resultant curve.

[0040] In the selectively steerable distal portion 104 of the endoscope body 102, the linear actuators that control the a, b, c and d axis measurements of each section are selectively controlled by the user through the steering control 122. Thus, by appropriate control of the a, b, c and d axis measurements, the selectively steerable distal portion 104 of the endoscope body 102 can be selectively steered or bent up to a full 180 degrees in any direction.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

[0041] In the automatically controlled proximal portion 106, however, the a, b, c and d direction measurements of each section are automatically controlled by the electronic motion controller 140, which uses a curve propagation method to control the shape of the endoscope body 102. To explain how the curve propagation method operates, FIG 7 shows the wire frame model of a part of the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102 shown in FIG 6 passing, through a curve in a patient's colon C. For simplicity, an example of a two-dimensional curve is shown and only the a and b axes will be considered. In a three-dimensional curve all four of the a, b, c and d axes would be brought into play.

[0042] In FIG 7, the endoscope body 102 has been maneuvered through the curve in the colon C with the benefit of the selectively steerable distal portion 104 (this part of the procedure is explained in more detail below) and now the automatically controlled proximal portion 106 resides in the curve. Sections 1 and 2 are in a relatively straight part of the colon C, therefore $l_{1a} = l_{1b}$ and $l_{2a} = l_{2b}$. However, because sections 3-7 are in the S-shaped curved section, $l_{3a} < l_{3b}$, $l_{4a} < l_{4b}$ and $l_{5a} < l_{5b}$, but $l_{6a} > l_{6b}$, $l_{7a} > l_{7b}$ and $l_{8a} > l_{8b}$. When the endoscope body 102 is advanced distally by one unit, section 1 moves into the position marked 1', section 2 moves into the position previously occupied by section 1, section 3 moves into the position previously occupied by section 2, etc. The axial motion transducer 150 produces a signal indicative of the axial position of the endoscope body 102 with respect to a fixed point of reference and sends the signal to the electronic motion controller 140, under control of the electronic motion controller 140, each time the endoscope body 102 advances one unit, each section in the automatically controlled proximal portion 106 is signaled to assume the shape of the section that previously occupied the space that it is now in. Therefore, when the endoscope body 102 is advanced to the position marked 1', $l_{1a} = l_{1b}$, $l_{2a} = l_{2b}$, $l_{3a} = l_{3b}$, $l_{4a} < l_{4b}$, $l_{5a} < l_{5b}$, $l_{6a} < l_{6b}$, $l_{7a} > l_{7b}$ and $l_{8a} > l_{8b}$, and $l_{9a} > l_{9b}$, when the endoscope body 102 is advanced to the position marked 1'', $l_{1a} = l_{1b}$, $l_{2a} = l_{2b}$, $l_{3a} = l_{3b}$, $l_{4a} = l_{4b}$, $l_{5a} < l_{5b}$, $l_{6a} < l_{6b}$, $l_{7a} < l_{7b}$, $l_{8a} > l_{8b}$, $l_{9a} > l_{9b}$, and $l_{10a} > l_{10b}$. Thus, the S-shaped curve

propagates proximally along the length of the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102. The S-shaped curve appears to be fixed in space, as the endoscope body 102 advances distally.

[0043] Similarly, when the endoscope body 102 is withdrawn proximally, each time the endoscope body 102 is moved proximally by one unit, each section in the automatically controlled proximal portion 106 is signaled to assume the shape of the section that previously occupied the space that it is now in. The S-shaped curve propagates distally along the length of the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102, and the S-shaped curve appears to be fixed in space, as the endoscope body 102 withdraws proximally.

[0044] Whenever the endoscope body 102 is advanced or withdrawn, the axial motion transducer 150 detects the change in position and the electronic motion controller 140 propagates the selected curves proximally or distally along the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102 to maintain the curves in a spatially fixed position. This allows the endoscope body 102 to move through tortuous curves without putting unnecessary force on the wall of the colon C.

[0045] FIG 8 shows a representative portion of an alternative endoscopic body embodiment 190 which has multiple segments 192 interconnected by joints 194. In this embodiment, adjacent segments 192 can be moved or angled relative to one another by a joint 194 having at least one degree-of-freedom, and preferably having multiple degrees-of-freedom, preferably about two axes as shown here. As seen further in FIG 9, a partial schematic representation 196 of the embodiment 190 is shown where two segments 192 may be rotated about joint 194 about the two independent axes. The range of motion may be described in relation to spherical axes 198 by angles α and β .

[0046] As mentioned above, such a segmented body may be actuated by a variety of methods. A preferable method involves the use of electromechanical motors individually mounted on each individual segment to move the segments

relative to one another. FIG 10 shows a preferable embodiment 200 having motorized segmented joints. Each segment 192 is preferably comprised of a backbone segment 202, which also preferably defines at least one lumen running through it to provide an access channel through which wires, optical fibers, air and/or water channels, various endoscopic tools, or any variety of devices and wires may be routed through. The backbone segment may be made of a variety of materials which are preferably biocompatible and which provide sufficient strength to support the various tools and other components, e.g., stainless steel. Although much of the description is to an individual segment 192, each of the segments 192 are preferably identical, except for the segment (or first few segments) located at the distal tip, and the following description readily applies to at least a majority of the segments 192.

[0047] A single motor, or multiple motors depending upon the desired result and application, may be attached to at least a majority of the segments. An embodiment having a single motor on a segment is illustrated in FIG 10 where an individual motor 204 is preferably attached to backbone 202 and is sufficiently small and compact enough so as to present a relatively small diameter which is comfortable and small enough for insertion into a patient without trauma. Motor 204, which is shown here as being a small brushed DC motor, may be used for actuating adjacent segments 192 and may be controlled independently from other motors. Various motors, aside from small brushed DC motors, may also be used such as AC motors, linear motors, etc. Each motor 204 also preferably contains within the housing not only the electromechanical motor assembly EM itself, but also a gear reduction stage GR, and a position encoder PE. A gear reduction stage GR attached to the motor assembly EM will allow for the use of the motor 204 in its optimal speed and torque range by changing high-speed, low-torque operating conditions into a more useful low-speed, high-torque output. The position encoder PE may be a conventional encoder to allow the controlling computer to read the position of the segment's joint 194 by keeping track of the angular rotational movement of the output shaft of the motor 204.

[0048] Each motor 204 has a rotatable shaft which extends from an end of the motor 204 to provide for the transmission of power to actuate the segments 192. Upon this shaft, a spool 206 may be rotatably attached with a first end of the cable 208 further wound about the spool 206. The cable 208 may then be routed from spool 206 through a channel 212 which is defined in the cable guide 210 and out through opening 214 (as seen in greater detail in FIGS 11A-11B) to cable anchor 216, to which the second end of the cable 208 is preferably attached, e.g., by crimping and/or soldering. The cable guide 210 serves to capture the cable 208 that is wound about the spool 206. The cable anchor 216 is attached across a universal joint pivot 220 to an adjacent segment 192 via a pin 218 and may be shaped like a conventional electronic ring connector having a round section defining a hole therethrough for mounting to the segment 192 and an extension protruding from the anchor 216 for attaching the second end of the cable 208. Cable 208 may comprise a wide variety of filaments, strands, wires, chains, braids, etc. any of which may be made of a wide variety of biocompatible materials, e.g., metals such as stainless steel, polymers such as plastics and Nylon, etc.

[0049] In operation, when the motor 204 is operated to spin the shaft in a first direction, e.g., clockwise, the spool 206 rotates accordingly and the cable 208 pulls in a corresponding direction on the adjacent segment 192 and transmits the torque to subsequently actuate it along a first axis. When the motor 204 is operated to spin the shaft in a second direction opposite to the first, e.g., counter-clockwise, the spool 206 again rotates accordingly and the cable 208 would then pull in the corresponding opposing direction on the adjacent segment 192 to subsequently transmit the torque and actuate it in the opposite direction.

[0050] FIGS 11A and 11B show exploded isometric assembly views of two adjacent segments and an individual segment, respectively, from the embodiment shown in FIG 10. As seen in FIG 11A, backbone 202 is seen with the lumen 221, which may be used to provide a working channel, as described above. Also seen are channel 212 defined in cable guide 210 as well as opening

WO 03/028547

PCT/US02/29472

214 for the cable 208 to run through. In interconnecting adjacent segments and to provide the requisite degree-of-freedom between segments, a preferable method of joining involves using the universal joint pivot 220. However, other embodiments, rather than using a universal joint pivot 220, may use a variety of joining methods, e.g., a flexible tube used to join two segments at their respective centers, a series of single degree-of-freedom joints that may be closely spaced, etc. This particular embodiment describes the use of the universal joint pivot 220. At the ends of backbone 202 adjacent to other segments, a pair of universal yoke members 224 may be formed with a pair of corresponding pin openings 226. As the universal joint pivot 220 is connected to a first pair of yoke members 224 on one segment, a corresponding pair of yoke members 224 from the adjacent segment may also be attached to the joint pivot 220.

[0051] As seen further in FIG 11B, the universal joint pivot 220 is shown in this embodiment as a cylindrical ring having two sets of opposing receiving holes 228 for pivotally receiving corresponding yoke members 224. The receiving holes 228 are shown as being spaced apart at 90° intervals, however, in other variations, receiving holes may be spaced apart at other angles depending upon the desired degree-of-freedom and application. Also seen is an exploded assembly of spool 206 removed from motor 204 exposing drive shaft 205. With motor 204 displaced from backbone 202, the groove 230 is revealed as formed in the backbone 202. This groove 230 may be depressed in backbone 202 to preferably match the radius of the motor 204 housing not only to help locate the motor 204 adjacent to backbone 202, but also to help in reducing the overall diameter of the assembled segment. The motor 204 may be attached to the backbone 202 by various methods, e.g., adhesives, clamps, bands, mechanical fasteners, etc. A notched portion 232 may also be formed in the cable guide 210 as shown to help in further reducing segment diameter.

[0052] Prior to insertion into a patient, the endoscope 200 may be wound onto the rotating drum 184 within the rotary housing 180 of FIG 5 for storage and during use, where it may optionally be configured to have a diagnostic check

performed automatically. When the endoscope 200 is wound onto the drum 184, adjacent segments 192 will have a predetermined angle relative to one another, as determined initially by the diameter of the drum 184 and the initial configuration of the storage unit in which the endoscope 200 may be positioned. During a diagnostic check before insertion, a computer may be configured to automatically sense or measure the angles between each adjacent segments 192. If any of the adjacent segments 192 indicate a relative measured angle out of a predetermined acceptable range of angles, this may indicate a segment 192 being out of position and may indicate a potential point of problems during endoscope 200 use. Accordingly, the computer may subsequently sound an audible or visual alarm and may also place each of the segments 192 into a neutral position to automatically prevent further use or to prevent any trauma to the patient.

[0053] FIGS 12-17 show the endoscope 100 of the present invention being employed for a colonoscopic examination of a patient's colon. In FIG 12, the endoscope body 102 has been lubricated and inserted into the patient's colon C through the anus A. The distal end 108 of the endoscope body 102 is advanced through the rectum R until the first turn in the colon C is reached, as observed through the ocular 124 or on a video monitor. To negotiate the turn, the selectively steerable distal portion 104 of the endoscope body 102 is manually steered toward the sigmoid colon S by the user through the steering control 122. The control signals from the steering control 122 to the selectively steerable distal portion 104 are monitored by the electronic motion controller 140. When the correct curve of the selectively steerable distal portion 104 for advancing the distal end 108 of the endoscope body 102 into the sigmoid colon S has been selected, the curve is logged into the memory of the electronic motion controller 140 as a reference. This step can be performed in a manual mode, in which the user gives a command to the electronic motion controller 140 to record the selected curve, using keyboard commands or voice commands. Alternatively, this step can be performed in an automatic mode, in which the user signals to the electronic motion controller 140 that the desired curve has been selected by

WO 03/028547

PCT/US02/29472

advancing the endoscope body 102 distally. In this way, a three dimensional map of the colon or path may be generated and maintained for future applications.

[0054] Whether operated in manual mode or automatic mode, once the desired curve has been selected with the selectively steerable distal portion 104, the endoscope body 102 is advanced distally and the selected curve is propagated proximally along the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102 by the electronic motion controller 140, as described above. The curve remains fixed in space while the endoscope body 102 is advanced distally through the sigmoid colon S. In a particularly tortuous colon, the selectively steerable distal portion 104 may have to be steered through multiple curves to traverse the sigmoid colon S.

[0055] As illustrated in FIG 13, the user may stop the endoscope 100 at any point for examination or treatment of the mucosal surface or any other features within the colon C. The selectively steerable distal portion 104 may be steered in any direction to examine the inside of the colon C. When the user has completed the examination of the sigmoid colon S, the selectively steerable distal portion 104 is steered in a superior direction toward the descending colon D. Once the desired curve has been selected with the selectively steerable distal portion 104, the endoscope body 102 is advanced distally into the descending colon D, and the second curve as well as the first curve are propagated proximally along the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102, as shown in FIG 14.

[0056] If, at any time, the user decides that the path taken by the endoscope body 102 needs to be revised or corrected, the endoscope 100 may be withdrawn proximally and the electronic motion controller 140 commanded to erase the previously selected curve. This can be done manually using keyboard commands or voice commands or automatically by programming the electronic motion controller 140 to go into a revise mode when the endoscope body 102 is withdrawn a certain distance. The revised or corrected curve is selected using the

selectively steerable distal portion 104, and the endoscope body 102 is advanced as described before.

[0057] The endoscope body 102 is advanced through the descending colon D until it reaches the left (splenic) flexure F_l of the colon. Here, in many cases, the endoscope body 102 must negotiate an almost 180 degree hairpin turn. As before, the desired curve is selected using the selectively steerable distal portion 104, and the endoscope body 102 is advanced distally through the transverse colon T, as shown in FIG 15. Each of the previously selected curves is propagated proximally along the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102. The same procedure is followed at the right (hepatic) flexure F_r of the colon and the distal end 108 of the endoscope body 102 is advanced through the ascending colon G to the cecum E, as shown in FIG 16. The cecum E, the ileocecal valve V and the terminal portion of the ileum I can be examined from this point using the selectively steerable distal portion 104 of the endoscope body 102.

[0058] FIG 17 shows the endoscope 100 being withdrawn through the colon C. As the endoscope 100 is withdrawn, the endoscope body 102 follows the previously selected curves by propagating the curves distally along the automatically controlled proximal portion 106, as described above. At any point, the user may stop the endoscope 100 for examination or treatment of the mucosal surface or any other features within the colon C using the selectively steerable distal portion 104 of the endoscope body 102. At any given time, the endoscope 100 may be withdrawn or back-driven by a desired distance.

[0059] In one preferred method according to the present invention, the electronic motion controller 140 includes an electronic memory in which is created a three-dimensional mathematical model of the patient's colon or other anatomy through which the endoscope body 102 is maneuvered. The three-dimensional model can be annotated by the operator to record the location of anatomical landmarks, lesions, polyps, biopsy samples and other features of

WO 03/028547

PCT/US02/29472

interest. The three-dimensional model of the patient's anatomy can be used to facilitate reinsertion of the endoscope body 102 in subsequent procedures. In addition, the annotations can be used to quickly find the location of the features of interest. For example, the three-dimensional model can be annotated with the location where a biopsy sample was taken during an exploratory endoscopy. The site of the biopsy sample can be reliably located again in follow-up procedures to track the progress of a potential disease process and/or to perform a therapeutic procedure at the site.

[0060] In one particularly preferred variation of this method, the electronic motion controller 140 can be programmed, based on the three-dimensional model in the electronic memory, so that the endoscope body 102 will automatically assume the proper shape to follow the desired path as it is advanced through the patient's anatomy. In embodiments of the steerable endoscope 100 that are configured for automatically advancing and withdrawing the endoscope body 102, as described above in connection with FIGS 3, 4 and 5, the endoscope body 102 can be commanded to advance automatically through the patient's anatomy to the site of a previously noted lesion or other point of interest based on the three-dimensional model in the electronic memory.

[0061] Imaging software would allow the three-dimensional model of the patient's anatomy obtained using the steerable endoscope 100 to be viewed on a computer monitor or the like. This would facilitate comparisons between the three-dimensional model and images obtained with other imaging modalities, for example fluoroscopy, radiography, ultrasonography, magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography (CT scan), electron beam tomography or virtual colonoscopy. Conversely, images from these other imaging modalities can be used to map out an approximate path or trajectory to facilitate insertion of the endoscope body 102. In addition, images from other imaging modalities can be used to facilitate locating suspected lesions with the steerable endoscope 100. For example, images obtained using a barium-contrast radiograph of the colon can be used to map out an approximate path to facilitate insertion of the endoscope body

WO 03/028547

PCT/US02/29472

102 into the patient's colon. The location and depth of any suspected lesions seen on the radiograph can be noted so that the endoscope body 102 can be quickly and reliably guided to the vicinity of the lesion.

[0062] Imaging modalities that provide three-dimensional information, such as biplanar fluoroscopy, CT or MRI, can be used to program the electronic motion controller 140 so that the endoscope body 102 will automatically assume the proper shape to follow the desired path as it is advanced through the patient's anatomy. In embodiments of the steerable endoscope 100 that are configured for automatically advancing and withdrawing the endoscope body 102, the endoscope body 102 can be commanded to advance automatically through the patient's anatomy along the desired path as determined by the three-dimensional imaging information. Similarly, the endoscope body 102 can be commanded to advance automatically to the site of a suspected lesion or other point of interest noted on the images.

[0063] As described above, the axial motion transducer 150 can be made in many possible configurations, e.g., shown in FIG 2 as a ring 152. It functions partially as a fixed point of reference or datum to produce a signal indicative of the axial position of the endoscope body 102 with respect to the fixed point of reference. The axial motion transducer 150 may use optical, electronic or mechanical methods to measure the axial position of the endoscope body 102. One preferable embodiment of the datum 234 is shown schematically in FIGS 18-20 as an instrumented speculum which may be placed partially into the rectum of the patient or at least adjacent to the anus A of a patient. Prior to the segmented endoscopic body 238 being inserted into the anus A, it is preferably first passed through the datum channel 236 of datum 234. The datum 234 may house the electronics and mechanical assemblies necessary to measure the depth of insertion, as discussed below, and it may also provide a fixed, solid base to aid in co-locating the endoscopic body 238 adjacent to the anus A or body orifice as well as provide a base to stabilize and insert the endoscope body 238 into the orifice. The instrumented speculum may be constructed of a biocompatible

WO 03/028547

PCT/US02/29472

material, such as injection-molded plastic, and house inexpensive electronics, as the speculum may preferably be disposable.

[0064] As the endoscopic body 238 passes through the datum channel 236, one preferable optical method of measuring the depth of insertion and axial position may involve measurement through the use of reflective infra-red sensors mounted on the datum 234. The outer surface of the endoscopic body 238 may have hatch marks or some other indicative or reflective marking placed at known intervals along the body 238. As the endoscopic body 238 is advanced or withdrawn through the anus A and the datum channel 236, an optical sensor can read or sense the hatch marks and increment or decrement the distance traveled by the endoscopic body accordingly. Thus, a sensor reading such marks may have an output that registers as a logic-level "1" or "ON" when a mark is sensed and a logic-level "0" or "OFF" when no mark is sensed. By counting or tracking the number of 1-to-0 transitions on a sensor output, the depth may be measured accordingly. Thus resolution of the depth measurement may be determined in part in this embodiment by the spacing between the hatch marks.

[0065] A simplified representation of how the distance may be used to advance the device may be seen in FIG 18. The endoscopic body 238 is advanced until the distal tip reaches a depth of L_1 , as measured from the midpoint of the datum speculum 234. At this depth, it is necessary for the user to selectively steer the tip to follow the sigmoid colon S such that the body forms a radius of curvature R_1 . Once the position and depth of this feature has been defined by the distal tip, any proximal segment that reaches this depth of L_1 can be commanded to configure itself in the same manner as the distal tip segment until it has achieved the correct combination of bends to negotiate the turn. As the body 238 is further advanced, as seen in FIG 19, it will eventually reach the second major bend at a depth of $L_1 + L_2$. Accordingly, as for L_1 , any segment that is advanced and reaches a depth of $L_1 + L_2$ will likewise be commanded to execute a turn as defined by the distal tip being selectively steered when it first passed the second bend into the descending colon D. Again as the body 238 is further advanced, as

WO 03/028547

PCT/US02/29472

shown in FIG 20, any subsequent segment that is advanced to reach a depth of $L_1 + L_2 + L_3$ will be commanded to execute and negotiate the turn to follow the transverse colon T, again where the original curve has been defined by the selectively steerable distal tip.

[0066] FIG 21 shows a schematic of one embodiment of a control system which may be used to control and command the individual segments of a segmented endoscopic device of the type shown in FIGS 8-11B. As seen, a master controller 248, which preferably resides at a location away from the segmented endoscope 242, may be used to control and oversee the depth measurement as the endoscope 242 is inserted 256 into a patient. The master controller 248 may also be used to manage and communicate the actuation efforts of each of the joints and segments 242₁ to 242_n by remaining in electrical communication through communications channels 252, which may include electrical wires, optical fibers, wireless transmission, etc. As also shown in this embodiment, the master controller 248 may also be in communication with datum 244 via datum communication channel 254 to measure and track the depth of insertion of the endoscope 242 as it passes through datum channel 246, as described above.

[0067] The segmented embodiment 242 may be comprised of a number of individual segments 242₁ to 242_n (only segments 242₁ to 242₅ are shown for clarity). Each segment 242₁ to 242_n preferably has its own separate controller 250₁ to 250_n, respectively, contained within each segment. Types of controllers used may include microcontrollers. The controllers 250₁ to 250_n may serve to perform several functions, e.g., measuring the angle of each segment joint in each of the two axes α and β , as described above, activating the motors contained within the segments 242₁ to 242_n to actuate endoscope 242 movement, and receiving and handling commands issued from the master controller 248. Having individual controllers 250₁ to 250_n in each respective segment 242₁ to 242_n enables each segment to manage the requirements for a given configuration

locally at the controller level without oversight from the master controller 248 after a command has been issued.

[0068] Accordingly, a flow chart embodiment for the master controller algorithm 260, as shown in FIG 22, may be used to control the overall function during insertion into a patient. During an initial step 262, the overall system (such as that shown in FIG 21) may be initialized where all position sensors are zeroed. The master controller 248 then enters a waiting state where it continually monitors the depth measurement gathered by the datum 244 located proximally of body opening, as shown in step 264. Once movement, i.e., depth measurement, is detected by the datum 244 in step 264, the master controller 248 then determines whether the direction of motion of the endoscopic body 242 is being advanced, i.e., inserted, or withdrawn. As shown in step 266, if the endoscopic body 242 is being inserted and the depth is increasing, the current depth is incremented, as in step 268; otherwise, the current depth is decremented, as in step 270. Once the depth has been determined, the master controller 248 communicates to each segment 242₁ to 242_n individually and commands each to actuate to adjust or correct its position relative to the adjacent segments for the current depth, as shown in step 272. Afterwards, the master controller 248 continues to monitor any changes in depth and the process is repeated as shown.

[0069] To maintain the orientation of each axis α and β and the positioning and the depth of each segment 242₁ to 242_n, a data array, or similar data structure, may be used by the master controller 248 to organize the information, as shown in the following Table 1. Depth index D₁ to D_n is used here to denote the individual hatch marks, as seen in FIG 21, and the distance between the hatch marks is a known value. Thus, the resolution with which the endoscope 242 can maintain its shape may depend at least in part upon the spacing between the depth indices D₁ to D_n. Moreover, the number and spacing of the indices D₁ to D_n may be determined and set according to the specific application and necessary requirements. Additional smoothing algorithms may be used and implemented to further create gradual transitions between segments 242₁

to 242_n or between discrete depth measurement indices D_1 to D_n .

Table 1. Data array of individual segments.

Depth Index	Segment 1 α / β	Segment 2 α / β	...	Segment N α / β
D_1	α_{D1} / β_{D1}	α_{D1} / β_{D1}	...	α_{D1} / β_{D1}
D_2	α_{D2} / β_{D2}	α_{D2} / β_{D2}	...	α_{D2} / β_{D2}
D_3	α_{D3} / β_{D3}	α_{D3} / β_{D3}	...	α_{D3} / β_{D3}
...
D_n	α_{Dn} / β_{Dn}	α_{Dn} / β_{Dn}	...	α_{Dn} / β_{Dn}

[0070] FIG 23 shows a flowchart embodiment of the segment controller algorithm 280. While the master controller 248 manages the measurement of the overall depth of insertion of the endoscope 242 and determines the overall shape, it may also communicate with the individual controllers 250_1 to 250_n in each segment 242_1 to 242_n , respectively, so that the computation task of managing the motion of the entire system is preferably distributed.

[0071] As discussed above, the individual controllers 250_1 to 250_n may serve a variety of functions, including accepting commands from the master controller 248, managing communications with other controllers as necessary, measuring and controlling the position of individual segments 242_1 to 242_n , and performing diagnostics, error checking, etc., among other things. The algorithm to control each segment 242_1 to 242_n is preferably similar for each segment; although the lead segment 242_1 or first few segments are under the guidance of the physician to selectively control and steer so that the desired curve is set for an appropriate path to be followed.

[0072] The initial step 282 for the system preferably first occurs where all communications, actuator (or motor), position sensors, and orientation are initialized. The controllers 250_1 to 250_n may then wait to receive any communications from the master controller 248 in step 284. If no communications are received, the controllers 250_1 to 250_n preferably enter into a

main loop while awaiting commands. When a command is received, each of the controllers 250₁ to 250_n may request diagnostic data, as in step 286. If diagnostic data is requested, the appropriate diagnostics are performed in step 288 and the results are sent back to the master controller 248, as in step 290. If no diagnostic data is requested in step 286, each of the controllers 250₁ to 250_n in step 292 may then determine whether actuation or motion has been requested by the master controller 248. If no actuation or motion has been requested, the relevant segment may continue to receive a command; otherwise, the relevant segment determines whether a command has been issued affecting the segment axis α , as in step 294, or segment axis β , as in step 300. If the segment axis α is to be altered, the command is sent to the α axis PID controller (or to a superior control scheme) in step 296, and the appropriate actuator is subsequently activated effecting the actuation of the segment in the α axis, as in step 298. Likewise, if the segment axis β is to be altered, either alone or in conjunction with the α axis, the command is sent to the β axis PID controller (or to a superior control scheme) in step 302, and the appropriate actuator is subsequently activated effecting the actuation of the segment in the β axis, as shown in step 304. Once the appropriate commands have been effectuated, the controllers 250₁ to 250_n again enter the main loop to await any further commands.

[0073] Although the endoscope of the present invention has been described for use as a colonoscope, the endoscope can be configured for a number of other medical and industrial applications. In addition, the present invention can also be configured as a catheter, cannula, surgical instrument or introducer sheath that uses the principles of the invention for navigating through tortuous body channels.

[0074] In a variation of the method that is particularly applicable to laparoscopy or thoracoscopy procedures, the steerable endoscope 100 can be selectively maneuvered along a desired path around and between organs in a patient's body cavity. The distal end 108 of the endoscope 100 is inserted into the patient's body cavity through a natural opening, through a surgical incision or

through a surgical cannula, introducer, or trocar. The selectively steerable distal portion 104 can be used to explore and examine the patient's body cavity and to select a path around and between the patient's organs. The electronic motion controller 140 can be used to control the automatically controlled proximal portion 106 of the endoscope body 102 to follow the selected path and, if necessary, to return to a desired location using the three-dimensional model in the electronic memory of the electronic motion controller 140.

[0075] A further variation which involves a non-contact method of measurement and tracking of the steerable endoscope is seen in FIGS 24 to 26. This variation may be used in conjunction with sensor-based systems or transponders, e.g., coils or magnetic sensors, for tracking of the endoscope via magnetic detection technology or a navigational system or device external to the patient employing a scheme similar to that used in global positioning systems (GPS). Magnetic sensors may be used, but coils are preferable because of their ability to resonate at distinct frequencies as well as their ability to have a unique "signature", which may allow for the use of several different coils to be used simultaneously. Seen in FIG 24, the endoscopic body 238 may be inserted into a patient via the anus A. Located on the endoscope body 238 are transponders 310 to 318 which may be placed at predetermined positions such as the selectively steerable distal tip.

[0076] As the endoscope 238 is advanced through the descending D and transverse colon T, the transponders may be detected by an external navigational unit 320 which may have a display 322 showing the position of the endoscope 238 within the patient. As the endoscope 238 is further advanced within the patient, as seen in FIG 26, the navigational unit 320 may accordingly show the corresponding movement. The use of a navigational unit 320 presents a non-contact method of navigating a device such as the endoscope 238 and may be used to measure and locate different positions within the patient relative to anatomical landmarks, such as the anus A or ileocecal valve. Furthermore, such an

WO 03/028547

PCT/US02/29472

embodiment may be used either alone or in conjunction with the datum speculum 234 instrumentation as described above.

[0077] Use of the navigational unit 320 may also be particularly applicable to laparoscopy or thoracoscopy procedures, as described above, in spaces within the body other than the colon. For example, the endoscope 238 may also be selectively maneuvered along a desired path around and between organs in a patient's body cavity through any of the openings into the body discussed above. While being maneuvered through the body cavity, the endoscope 238 may be guided and tracked by the externally located navigational unit 320 while the endoscope's 238 location may be electronically marked and noted relative to a predetermined reference point, such as the datum, or relative to anatomical landmarks, as described above.

[0078] While the present invention has been described herein with respect to the exemplary embodiments and the best mode for practicing the invention, it will be apparent to one of ordinary skill in the art that many modifications, improvements and subcombinations of the various embodiments, adaptations and variations can be made to the invention without departing from the spirit and scope thereof.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

CLAIMS

We claim:

1. An apparatus for insertion into a body cavity, comprising:
an elongate body having a proximal end and a selectively steerable distal end and defining at least one lumen therebetween, the elongate body comprising a plurality of segments interconnected via joints; and
at least one motor attached to each of at least a majority of segments for actuating an adjacent segment and wherein each motor is independently controllable,
wherein when the distal end assumes a selected curve, the plurality of segments are configured to propagate the selected curve along the elongate body by each motor selectively actuating the adjacent segment.
2. The apparatus of claim 1 wherein each of the segments further comprise a backbone segment defining at least one lumen therethrough, the backbone segment being configured to pivotally attach at a first or second end to the adjacent segment.
3. The apparatus of claim 1 wherein each of the joints are configured to pivotally interconnect the segments.
4. The apparatus of claim 3 wherein the joints are selected from the group consisting of universal joints, flexible tubes, a plurality of single degree-of-freedom joints, and any combinations thereof.
5. The apparatus of claim 1 wherein each of the joints are configured to have at least 2 degrees-of-freedom.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

6. The apparatus of claim 1 wherein the motor comprises a type of motor selected from the group consisting of pneumatic motors, hydraulic motors, and electromechanical motors.

7. The apparatus of claim 1 wherein the motor further comprises:

an electromechanical motor having a rotatable output shaft for actuating the adjacent segment;

a gear reduction stage attached to the electromechanical motor; and

a position encoder in electrical communication with the electromechanical motor for sensing an angular motion of the output shaft.

8. The apparatus of claim 7 further comprising a plurality of cables, each cable having a first end and a second end, the first end being attached to the output shaft and the second end being attached to the adjacent segment such that rotating the output shaft in a first direction actuates the adjacent segment via the cable in a first direction and rotating the output shaft in a second direction actuates the adjacent segment via the cable in a second direction.

9. The apparatus of claim 8 wherein the cable is selected from the group consisting of filaments, strands, wires, chains, and braids.

10. The apparatus of claim 8 wherein the cable is comprised of a biocompatible material selected from the group consisting of stainless steel, polymers, plastics, and Nylon.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

11. The apparatus of claim 1 further comprising a microcontroller disposable in each of the segments for sensing the relative position of the adjacent segment and for selectively controlling the motor.

12. The apparatus of claim 11 wherein the microcontroller is in communication with a master controller located away from the elongate body.

13. The apparatus of claim 12 wherein the microcontroller is in electrical communication with the master controller.

14. The apparatus of claim 12 wherein the microcontroller is in optical communication with the master controller.

15. A system for inserting an apparatus into a body cavity, comprising:
an elongate body having a proximal end and a selectively steerable distal end and defining a lumen therebetween, the elongate body comprising a plurality of segments interconnected via joints;

at least one motor attached to each of at least a majority of segments for actuating an adjacent segment and wherein each motor is independently controllable, and wherein when the distal end assumes a selected curve, the selected curve is propagatable along the elongate body by each motor selectively actuating the adjacent segment; and

a master controller in communication with each of the segments for selectively controlling each motor to alter the relative position of the adjacent segments when the selected curve is propagated along the elongate body.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

16. The system of claim 15 further comprising a depth referencing device having a sensor for measuring a distance the elongate body is advanced or withdrawn from the body cavity.

17. The system of claim 16 wherein the sensor measures the distance via non-contact methods or contact methods.

18. The system of claim 17 wherein the sensor comprises a non-contact sensor selected from the group consisting of optical sensors, infra-red sensors, and electromagnetic sensors.

19. The system of claim 17 wherein the sensor comprises a contact sensor selected from the group consisting of axial motion transducers, rollers, and friction wheels.

20. The system of claim 15 further comprising a steering controller in communication with the steerable distal end for choosing the selected curve.

21. The system of claim 20 wherein the steering controller comprises a controller selected from the group consisting of joysticks and control wheels.

22. The system of claim 15 further comprising an imaging system for transmitting an image from the distal end to the proximal end of the elongated body.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

23. The system of claim 22 wherein the imaging system comprises a fiberoptic imaging bundle extending from the distal end to the proximal end of the elongate body.

24. The system of claim 22 wherein the imaging system comprises a CCD or CMOS camera.

25. The system of claim 15 further comprising at least one illumination source on the elongate body for providing a source of light.

26. The system of claim 25 wherein the illumination source comprises at least one illumination fiber extending from the distal end to the proximal end of the elongate body.

27. The system of claim 15 further comprising a recording device in communication with the elongate body for recording images from the distal end of the elongate body.

28. The system of claim 15 wherein the elongate body is configured as an endoscope for insertion into a patient's body.

29. The system of claim 15 wherein the elongate body is configured as a colonoscope for insertion into a patient's colon.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

30. A method of advancing an apparatus along a selected path, comprising:

- providing an elongate body having a proximal end and a selectively steerable distal end, the elongate body comprising a plurality of segments interconnected via joints and at least one motor attached to each of at least a majority of segments for actuating an adjacent segment and wherein each motor is independently controllable;
- selectively steering the distal end to assume a first selected curve along a desired path; and
- advancing the elongate body distally while controlling the proximal end of the instrument to assume the first selected curve of the distal end.

31. The method of claim 30 further comprising measuring a depth change of the elongate body while advancing the instrument distally.

32. The method of claim 31 further comprising incrementing a current depth by the depth change.

33. The method of claim 32 further comprising communicating to each segment to adjust a position of each segment while advancing the elongate body.

34. The method of claim 30 further comprising advancing the elongate body proximally while controlling the proximal end of the instrument to assume the first selected curve of the distal end.

35. The method of claim 34 further comprising measuring a depth change of the elongate body while advancing the instrument proximally.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

36. The method of claim 35 further comprising decrementing a current depth by the depth change.

37. The method of claim 36 further comprising communicating to each segment to adjust a position of each segment while advancing the elongate body.

38. The method of claim 30 further comprising activating at least a first motor on a first segment to actuate the first segment while advancing the elongate body distally.

39. The method of claim 38 further comprising activating at least a second motor on a second segment to actuate the second segment while advancing the elongate body distally.

40. The method of claim 30 further comprising measuring an angle between each of the segments and comparing the measured angle to a predetermined range of angles prior to selectively steering the distal end.

41. The method of claim 40 further comprising indicating to a user upon an indication of the measured angle not being within the predetermined range of angles.

42. The method of claim 40 further comprising placing each of the segments into a neutral position relative to one another upon an indication of the measured angle not being within the predetermined range of angles.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

43. A system for determining a location of an apparatus within a body cavity, comprising:
- an elongate body having a proximal end and a selectively steerable distal end and defining a lumen therebetween, the elongate body comprising a plurality of segments interconnected via joints;
 - at least one motor attached to each of at least a majority of segments for actuating an adjacent segment and wherein each motor is independently controllable, and wherein when the distal end assumes a selected curve, the selected curve is propagatable along the elongate body by each motor selectively actuating the adjacent segment; and
 - at least one transponder disposed along the body which is detectable by an external navigational detector.
44. The system of claim 43 wherein the transponder comprises a coil having a predetermined resonant frequency.
45. The system of claim 43 wherein the transponder comprises a magnet.
46. The system of claim 43 wherein the transponder is disposed at the distal end of the elongate body.
47. The system of claim 43 further comprising a plurality of additional transponders disposed along the elongate body at predetermined positions.
48. The system of claim 43 wherein the external navigational detector comprises a global positioning device for remotely determining the sensor location within the body cavity.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

49. Apparatus comprising:

an elongated instrument body having a selectively steerable distal portion and an automatically controllable proximal portion, the selectively steerable distal portion being configured to selectively assume a selected curve along a desired path, and the automatically controllable proximal portion being configured to propagate the selected curve proximally along the proximal portion of the elongated instrument body as the elongated instrument body is advanced distally.

50. The apparatus of claim 49, wherein the automatically controllable proximal portion is further configured to propagate the selected curve distally along the proximal portion of the elongated instrument body as the elongated instrument body is withdrawn proximally.

51. The apparatus of claim 49, further comprising:

an imaging system for transmitting an image from a distal end to a proximal end of the elongated instrument body.

52. The apparatus of claim 51, wherein the imaging system comprises a fiberoptic imaging bundle extending from the distal end to the proximal end of the elongated instrument body.

53. The apparatus of claim 51, wherein the elongated instrument body is configured as an endoscope for insertion into a patient's body.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

54. The apparatus of claim 51, wherein the elongated instrument body is configured as a colonoscope for insertion into a patient's colon.

55. The apparatus of claim 49, further comprising:
an electronic motion controller for controlling the automatically controllable proximal portion to propagate the selected curve proximally or distally along the proximal portion of the elongated instrument body.

56. The apparatus of claim 55, further comprising:
an axial motion transducer for measuring axial motion of the elongated instrument body.

57. The apparatus of claim 49, further comprising:
an axial motion transducer for measuring axial motion of the elongated instrument body.

58. Apparatus comprising:
an elongated instrument body having a multiplicity of controllable sections, including a first section, a second section and a third section, each section representing one unit of length; and
an electronic motion controller configured for controlling each of the first section, the second section and the third section to assume first, second and third portions of a selected curve when the elongated instrument body is in an initial position, and configured to, when the elongated instrument advances distally a distance of approximately one unit of length from the initial position, control the

WO 03/028547

PCT/US02/29472

second section to assume the first portion of the selected curve and the third section to assume the second portion of the selected curve.

59. The apparatus of claim 58, wherein the electronic motion controller is further configured to, when the elongated instrument withdraws proximally a distance of approximately one unit of length from the initial position, control the first section to assume the second portion of the selected curve and the second section to assume the third portion of the selected curve.

60. The apparatus of claim 58, wherein the elongated instrument body further comprises a selectively steerable distal portion.

61. The apparatus of claim 58, further comprising:
an axial motion transducer for measuring axial motion of the elongated instrument body.

62. The apparatus of claim 58, further comprising:
an imaging system for transmitting an image from a distal end to a proximal end of the elongated instrument body.

63. The apparatus of claim 62, wherein the imaging system comprises a fiberoptic imaging bundle extending from the distal end to the proximal end of the elongated instrument body.

64. The apparatus of claim 58, further comprising:

WO 03/028547

PCT/US02/29472

an imaging system for transmitting an image from a distal end of the elongated instrument body to a video monitor.

65. The apparatus of claim 58, wherein the elongated instrument body is configured as an endoscope for insertion into a patient's body.

66. The apparatus of claim 58, wherein the elongated instrument body is configured as a colonoscope for insertion into a patient's colon.

WO 03/028547

PCT/US02/29472

1/13

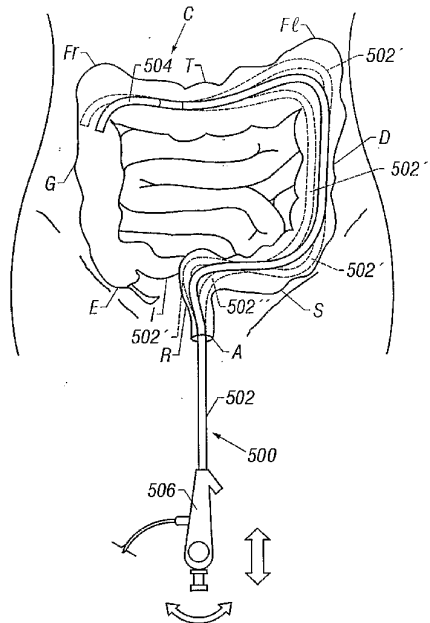
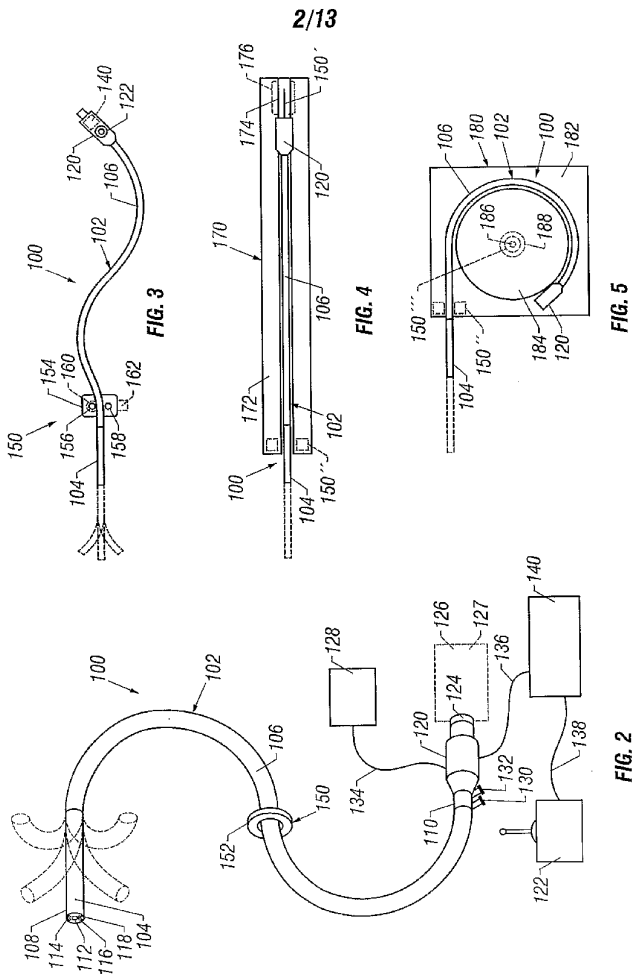


FIG. 1
(Prior Art)

WO 03/028547

PCT/US02/29472



WO 03/028547

PCT/US02/29472

3/13

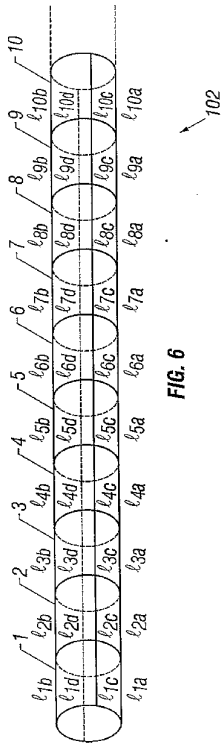


FIG. 6

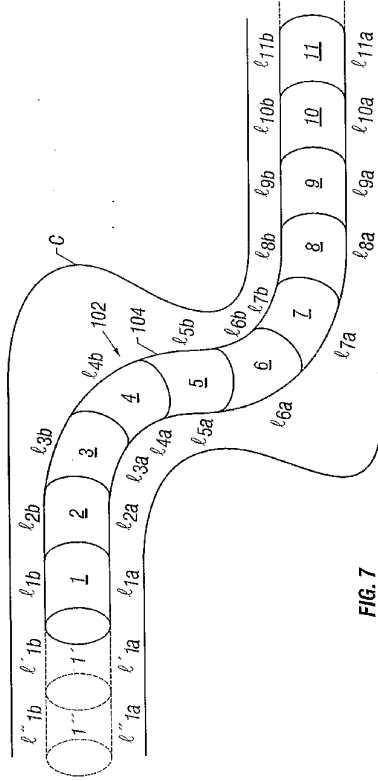
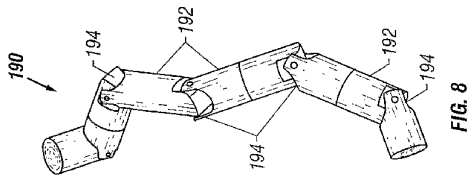
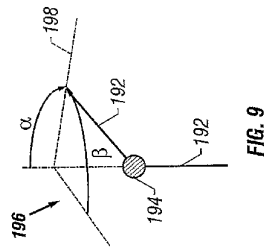
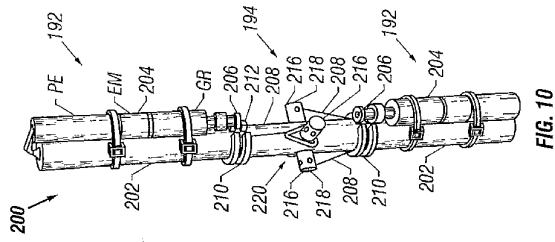


FIG. 7

WO 03/028547

PCT/US02/29472

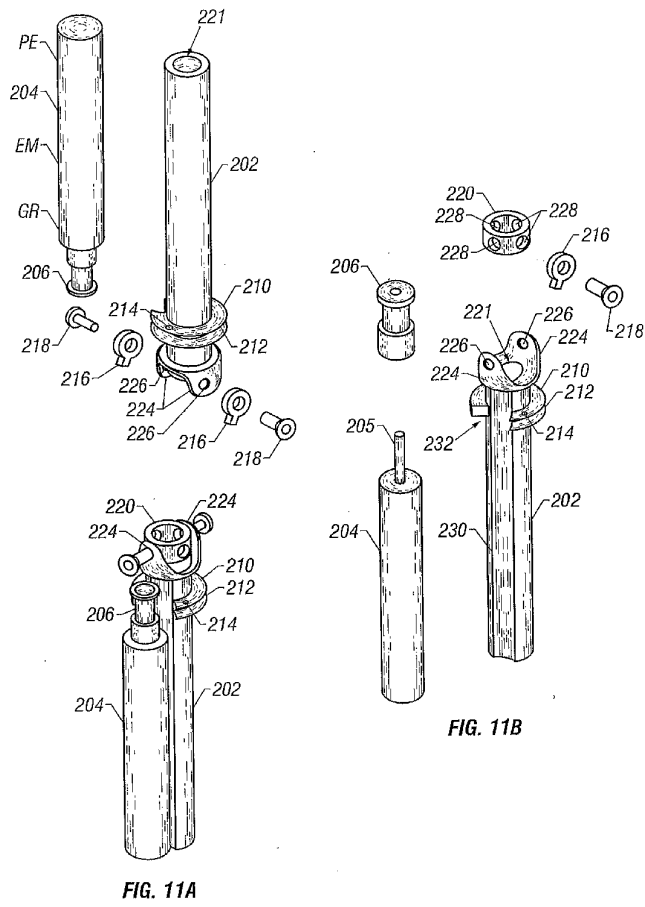
4/13



WO 03/028547

PCT/US02/29472

5/13



WO 03/028547

PCT/US02/29472

6/13

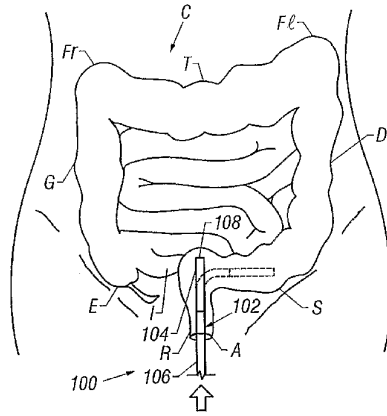


FIG. 12

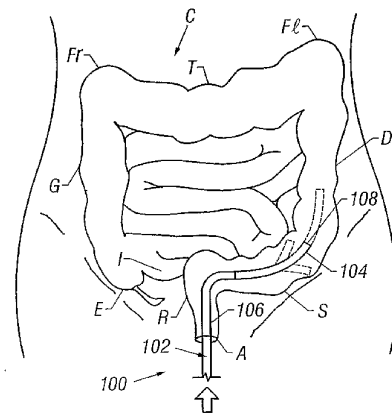


FIG. 13

WO 03/028547

PCT/US02/29472

7/13

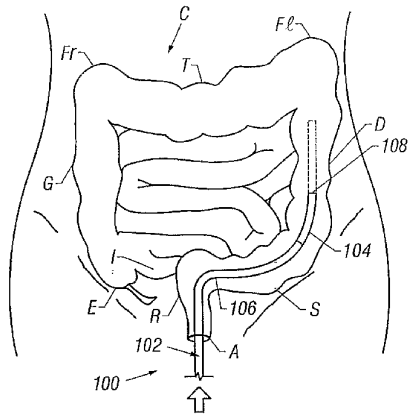


FIG. 14

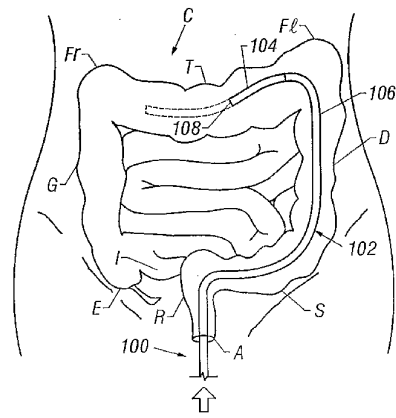


FIG. 15

8/13

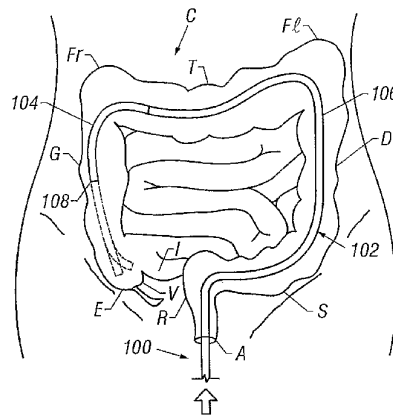


FIG. 16

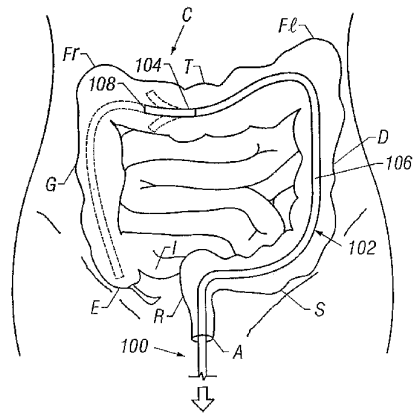


FIG. 17

WO 03/028547

PCT/US02/29472

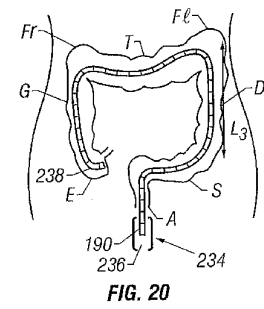
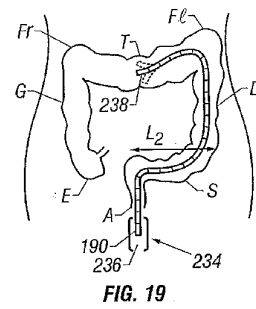
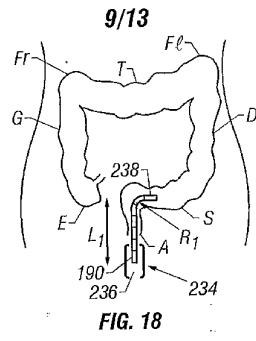
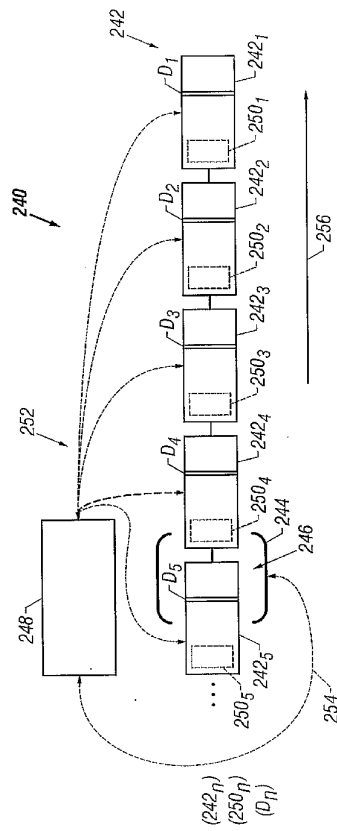


FIG. 21



WO 03/028547

PCT/US02/29472

11/13

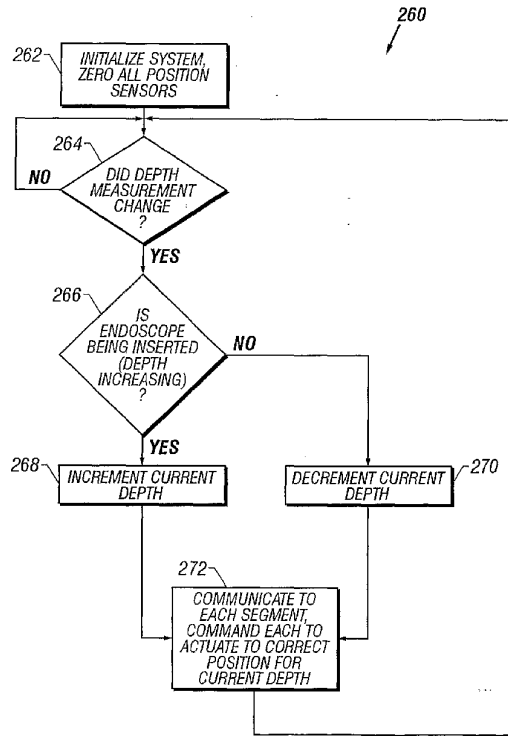


FIG. 22

WO 03/028547

PCT/US02/29472

12/13

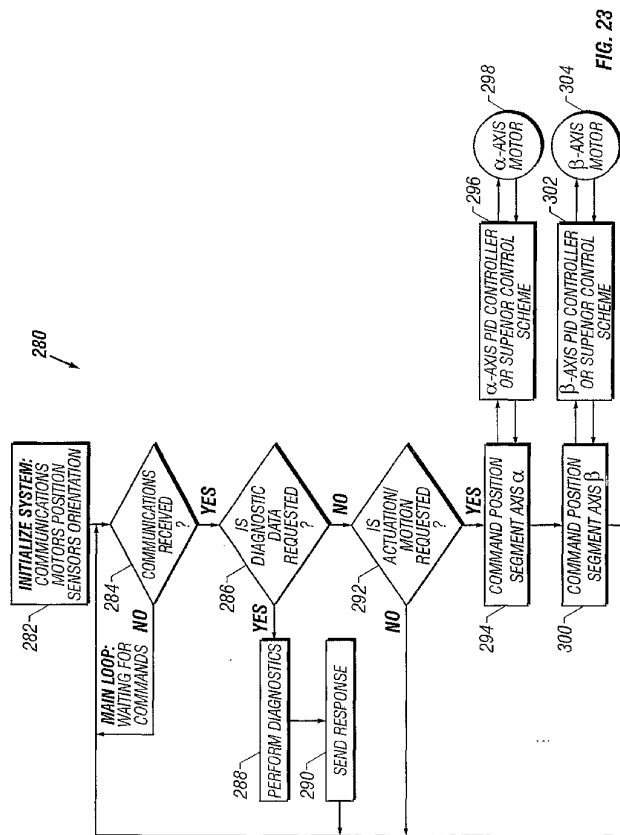


FIG. 23

WO 03/028547

PCT/US02/29472

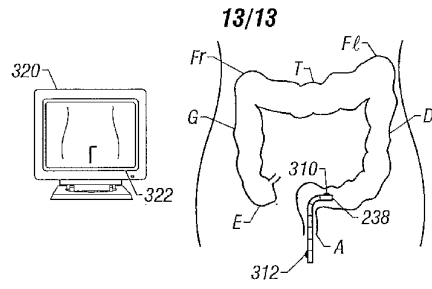


FIG. 24

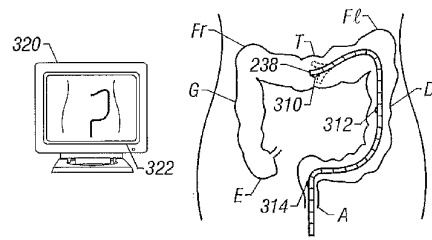


FIG. 25

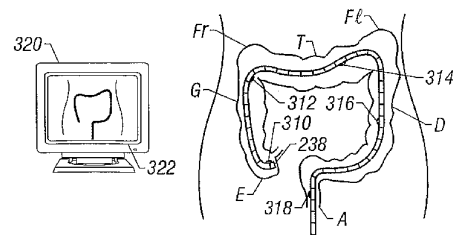


FIG. 26

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
10 April 2003 (10.04.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/028547 A3(51) International Patent Classification: **A61B 1/005**(71) Applicant (for all designated States except US): **NEOGUIDE SYSTEMS, INC.** [US/US]; 548 Division Street, Campbell, CA 95008 (US).

(21) International Application Number: PCT/US02/29472

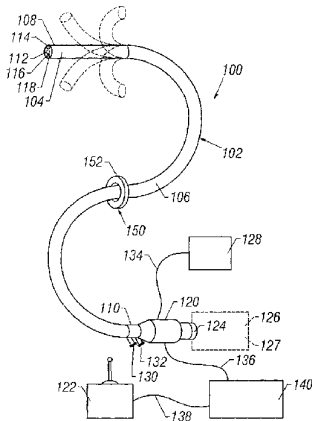
(22) International Filing Date:
17 September 2002 (17.09.2002)(72) Inventors; and
(75) Inventors/Applicants (for US only): **BELSON, Amir** [IL/US]; Apt. C, 20050 Rodrigues Ave., Cupertino, CA 95014 (US); **FREY, Paul, DeWitt** [US/US]; 1250 Edgewood Road, Redwood City, CA 94062 (US); **MCCEL-HANEY, Christine, Wei, Hsien** [US/US]; 31 Oak Creek Lane, San Carlos, CA 94070 (US); **MILROY, James, Craig** [US/US]; 184 Heather Lane, Palo Alto, CA 94303 (US); **OHLIN, Robert, Matthew** [US/US]; 330 Nimitz Avenue, Redwood City, CA 94061 (US); **TARTAGLIA, Joseph, M.** [US/US]; 15805 - D Uvas Road, Morgan Hill, CA 95037 (US).

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/969,927 2 October 2001 (02.10.2001) US(63) Related by continuation (CON) or continuation-in-part (CIP) to earlier application:
US 09/969,927 (CON)
Filed on 2 October 2001 (02.10.2001)

[Continued on next page]

(54) Title: **STEREABLE SEGMENTED ENDOSCOPE AND METHOD OF INSERTION**

(57) Abstract: A steerable endoscope (100) has an elongated body (102) with a selectively steerable distal portion (104) and an automatically controlled proximal portion (106). The endoscope body is inserted into a patient and the selectively steerable distal portion (104) is used to select a desired path within the patient's body. When the endoscope body is advanced, an electronic motion controller (140) operates the automatically controlled proximal portion (106) to assume the selected curve of the selectively steerable distal portion (104). Another desired path is selected with the selectively steerable distal portion and the endoscope body is advanced again. As the endoscope body is further advanced, the selected curves propagate proximally along the endoscope body, and when the endoscope body is withdrawn proximally, the selected curves propagate distally along the endoscope body. This creates a serpentine motion in the endoscope body allowing it to negotiate tortuous curves along a desired path through or around and between organs within the body.

WO 03/028547 A3

WO 03/028547 A3



(74) Agents: HAN, Johnney, U. et al.; Morrison & Voorster, LLP, 755 Page Mill Road, Palo Alto, CA 94304-1018 (US).

Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK,
TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(81) Designated States (national): 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, GH, GI,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

Published:

— with international search report

(88) Date of publication of the international search report:
31 July 2003

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 02/29472															
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 lists searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ																	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category *</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 4 054 128 A (BESSETTE FRANCE M ET AL) 18 October 1977 (1977-10-18) column 1, line 55 -column 2, line 57; figures 6,7</td> <td>49-66 1-7, 11, 15-43</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>DE 37 07 787 A (GRUENDLER PATRIK DR MED) 22 September 1988 (1988-09-22) column 2, line 49 -column 3, line 34; figures 1,4</td> <td>49-66 1-7, 11, 15-43</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>US 4 930 494 A (UEDA YASUHIRO ET AL) 5 June 1990 (1990-06-05) column 8, line 5 -column 14, line 22</td> <td>49-66 1-7, 11-43</td> </tr> <tr> <td></td> <td style="text-align: center;">-/-</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 4 054 128 A (BESSETTE FRANCE M ET AL) 18 October 1977 (1977-10-18) column 1, line 55 -column 2, line 57; figures 6,7	49-66 1-7, 11, 15-43	X	DE 37 07 787 A (GRUENDLER PATRIK DR MED) 22 September 1988 (1988-09-22) column 2, line 49 -column 3, line 34; figures 1,4	49-66 1-7, 11, 15-43	X	US 4 930 494 A (UEDA YASUHIRO ET AL) 5 June 1990 (1990-06-05) column 8, line 5 -column 14, line 22	49-66 1-7, 11-43		-/-	
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
X	US 4 054 128 A (BESSETTE FRANCE M ET AL) 18 October 1977 (1977-10-18) column 1, line 55 -column 2, line 57; figures 6,7	49-66 1-7, 11, 15-43															
X	DE 37 07 787 A (GRUENDLER PATRIK DR MED) 22 September 1988 (1988-09-22) column 2, line 49 -column 3, line 34; figures 1,4	49-66 1-7, 11, 15-43															
X	US 4 930 494 A (UEDA YASUHIRO ET AL) 5 June 1990 (1990-06-05) column 8, line 5 -column 14, line 22	49-66 1-7, 11-43															
	-/-																
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" 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 *B* 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 **X* 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 *G* document member of the same patent family																	
Date of the actual completion of the international search 21 February 2003		Date of mailing of the international search report 06/03/2003															
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5516 Patentplan 2 NL-2280 HV The Hague Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Vorwerg, N															

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1999)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 02/29472

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. 012, no. 394 (P-773), 20 October 1988 (1988-10-20) & JP 63 136014 A (RES DEV CORP OF JAPAN), 8 June 1988 (1988-06-08) abstract	49-66
Y		1-7, 11-43

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				
Information on patent family members			International Application No. PCT/US 02/29472	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 4054128	A	18-10-1977	CA	1081070 A1 08-07-1980
			DE	2738590 A1 30-03-1978
			GB	1556117 A 21-11-1979
			JP	53042481 A 17-04-1978
DE 3707787	A	22-09-1988	DE	3707787 A1 22-09-1988
US 4930494	A	05-06-1990	JP	1247768 A 03-10-1989
			JP	1262372 A 19-10-1989
			JP	2619912 B2 11-06-1997
			JP	1262373 A 19-10-1989
			JP	2672110 B2 05-11-1997
			JP	1271670 A 30-10-1989
			JP	1304436 A 08-12-1989
			JP	1315675 A 20-12-1989
JP 63136014	A	08-06-1988	JP	1867400 C 26-08-1994
			JP	5077045 B 25-10-1993

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,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ベルソン, エマー

アメリカ合衆国 カリフォルニア 95014, クパーティノ, ロドリゲス アベニュー 2
0050, アpartment シー

(72)発明者 フレイ, ボール デウィット

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94062, レッドウッド シティ, エッジウッド ロ
ード 1250

(72)発明者 マクエルヘンリー, クリスティーン ウェイ シェン

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94070, サン カルロス, オーク クリーク レーン
31

(72)発明者 ミルロイ, ジェームス クレイグ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94303, パロ アルト, ヘザー レーン 184

(72)発明者 オーライン, ロバート マシュー

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94061, レッドウッド シティ, ニミッツ アベニ
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 95037, モーガン ヒル, ユバス ロード 1580
5 - ディー

F ターム(参考) 2H040 BA21 BA22 DA03 DA12 DA14 DA15 DA21 DA42 GA02 GA11

4C061 AA04 BB02 CC06 CC07 DD03 FF25 FF32 FF45 GG22 HH47

HH52 JJ02 JJ03 JJ06 JJ17 JJ19 YY01 YY12

专利名称(译)	可操纵的分段内窥镜和插入方法		
公开(公告)号	JP2005503882A	公开(公告)日	2005-02-10
申请号	JP2003531892	申请日	2002-09-17
[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		
[标]发明人	ベルソンエマー フレイポールデウィット マクエルヘンリークリスティーンウェイシェン ミルロイジェームスクレイグ オーラインロバートマシュー タータグリアジョセフエム		
发明人	ベルソン, エマー フレイ, ポール デウィット マクエルヘンリー, クリスティーン ウェイ シェン ミルロイ, ジェームス クレイグ オーライン, ロバート マシュー タータグリア, ジョセフ エム.		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/005 A61B1/008 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/00004 A61B1/00055 A61B1/0016 A61B1/0053 A61B1/0055 A61B1/008 A61B1/015 A61B1/018 A61B1/05 A61B1/31 A61B5/065 A61B2034/301 A61B2034/741 A61B2034/742		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/00.300.D A61B1/00.320.A A61B1/00.320.B G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA22 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/FF32 4C061/FF45 4C061/GG22 4C061/HH47 4C061/HH52 4C061/JJ02 4C061/JJ03 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/YY01 4C061/YY12		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	09/969927 2001-10-02 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可操纵内窥镜 (100) 具有细长主体 (102) , 其包括可选择性操纵的远端部分 (104) 和自动控制的近端部分 (106) 。将内窥镜主体插入患者体内, 并使用选择性可操纵的远端部分 (104) 来选择患者体内的所需路径。当内窥镜主体前进时, 电子运动控制器 (140) 操纵自动控制的近端部分 (106) 以选择性地选择可操纵的远端部分 (104) 。尝试展示曲率。在选择性可操纵的远端部分处选择另一个期望的路径, 并且内窥镜主体再次前进。随着内窥镜主体进一步前进, 所选择的曲率沿着内窥镜主体向近侧传递, 并且当内窥镜主体向近侧撤回时, 所选择的曲率被传递到内窥镜主体。到了远端。这允许内窥镜主体穿过曲折的曲率。

