

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5023298号
(P5023298)

(45) 発行日 平成24年9月12日 (2012.9.12)

(24) 登録日 平成24年6月29日 (2012.6.29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/24 Z

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2001-571983 (P2001-571983)
 (86) (22) 出願日 平成13年4月3日 (2001.4.3)
 (65) 公表番号 特表2003-528677 (P2003-528677A)
 (43) 公表日 平成15年9月30日 (2003.9.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/010907
 (87) 国際公開番号 W02001/074235
 (87) 国際公開日 平成13年10月11日 (2001.10.11)
 審査請求日 平成20年4月2日 (2008.4.2)
 (31) 優先権主張番号 60/194,140
 (32) 優先日 平成12年4月3日 (2000.4.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/790,204
 (32) 優先日 平成13年2月20日 (2001.2.20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 506335721
 インチュイティブ サージカル、インコー
 ポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940
 86, サニーベール, カイファー ロ
 ード 1266
 (74) 代理人 100094318
 弁理士 山田 行一
 (74) 代理人 100123995
 弁理士 野田 雅一
 (74) 代理人 100107456
 弁理士 池田 成人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 方向付け可能な内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

細長器具本体と方向付け制御機構と電子式運動制御装置とを備える装置であって、
 前記細長器具本体は、選択的に方向付け可能な遠位部と自動的に制御可能な近位部とを
 有し、

前記方向付け制御機構は、前記方向付け可能な遠位部で複数のアクチュエーターを電子
 信号で制御し、前記複数のアクチュエーターに信号を送るために使用者によって作動され
 、患者の身体内の経路に沿う前記細長器具本体の遠位に進行又は近位に引込み中、前記方
 向付け可能な遠位部を選択的に屈曲させて選択された湾曲に従わせ、

前記電子式運動制御装置は、前記制御可能な近位部で複数のアクチュエーターと信号で
 通信できる状態にあり、前記経路に沿う前記細長器具本体の遠位に進行又は近位に引込み
 中、前記細長器具本体の前記近位部に沿って、前記選択された湾曲を伝播するように、前
 記制御可能な近位部の先行セクションの形状を呈し前記制御可能な近位部の複数のセク
 ションの各々を自動的に制御し、

前記電子式運動制御装置は、前記経路に沿う前記細長器具本体の遠位に進行又は近位に
 引込み中、前記器具本体が操作される前記患者の身体の解剖学的構造の三次元数学モデル
 を保存する電子メモリを含み、前記三次元モデルは、操作者により提供された注釈を含み
 、前記経路に沿って配置された一つ以上の解剖学的特徴部位に対応する、前記装置。

【請求項 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

10

20

に備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 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、光ファイバー画像バンドルを備える、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記細長器具本体が、前記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 2 に記載の装置。

【請求項 5】

前記細長器具本体が、前記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 2 に記載の装置。

10

【請求項 6】

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 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記軸方向運動変換器は、固定された参照点に対する前記細長器具本体の軸方向位置を示す信号を発生させ、該信号を前記電子式運動制御装置に送るように構成されている、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記軸方向運動変換器は、前記細長器具本体が進行または引き込みされる場合に前記細長器具本体の位置の変化を検出するように構成されており、

20

前記電子式運動制御装置は、前記選択された湾曲を前記近位部に沿って近位または遠位に伝播して、前記選択された湾曲を空間的に固定された位置に維持するように構成されている、請求項 6 または 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記電子式運動制御装置は、前記細長器具本体が進行される場合に前記細長器具本体に前記経路に従う形状を自動的に呈させるように、前記電子メモリ内の前記三次元数学モデルに基づいてプログラム可能である、請求項 1 , 6 , 7 または 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記制御可能な近位部の前記複数のセクションは、第 1 セクション、第 2 セクションおよび第 3 セクションを含み、前記セクションの各々は 1 長さ単位を表しており、

30

前記電子式運動制御装置は、前記細長器具本体が初期位置にあるときに、前記第 1 セクション、第 2 セクションおよび第 3 セクションの各々を制御して、それぞれ前記選択された湾曲の第 1 部分、第 2 部分および第 3 部分とするように構成されており、

さらに、前記電子式運動制御装置は、前記細長器具本体が約 1 長さ単位の距離だけ前記初期位置から遠位に進行されると、前記第 2 セクションを制御して前記選択された湾曲の前記第 1 部分を呈し、かつ、前記第 3 セクションを制御して前記選択された湾曲の前記第 2 部分を呈するように構成されている、請求項 1 , 6 , 7 , 8 または 9 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(発明の分野)

40

本発明は一般に、内視鏡および内視鏡医療手順に関する。より具体的には、本発明は、結腸鏡検査法および処置のためのような、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。

【0002】

(発明の背景)

内視鏡は、患者の身体の内側を可視化するための医療器具である。内視鏡は、種々の異なる診断および介入の手順（結腸鏡検査法、気管支鏡検査法、胸腔鏡検査法、腹腔鏡検査法、およびビデオ内視鏡検査法が挙げられる）のために使用され得る。

【0003】

結腸鏡検査法は、可撓性の内視鏡または結腸鏡が、結腸の診断試験および/または外科的

50

処置のために、患者の結腸に挿入される、医療手順である。標準的な結腸鏡は、代表的に、長さが135～185cmであり、そして直径が12～13mmであり、そして光ファイバー画像バンドル、照射ファイバー、および1つまたは2つの器具チャンネル（これはまた、通気または洗浄のために使用され得る）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進行されて、結腸、回盲弁、および末端の回腸の部分の直接の視覚的試験を可能にする。結腸鏡の挿入は、結腸が蛇行した渦巻き状の経路を示すという事実によって、複雑化される。結腸鏡のかんりの操作が、結腸を通して結腸鏡を進行させるためにしばしば必要であり、この手順をより困難にし、そして時間を浪費させ、そして合併症（例えば、腸の穿孔）の可能性を追加する。結腸の湾曲を通る正しい経路の選択を容易にするために、方向付け可能な結腸鏡が、開発されてきた。しかし、結腸鏡が結腸内のさらに遠くへと挿入されるにつれて、この結腸鏡を選択された経路に沿って進行させることがより困難となる。各曲がり目において、結腸の壁は、結腸鏡の湾曲を維持しなければならない。この結腸鏡は、各曲がり目の外側に沿って結腸の粘膜表面を擦る。結腸鏡における摩擦およびたるみは、各曲がり目において蓄積され、この結腸鏡を進行させることおよび引き込むことをさらに困難にする。さらに、結腸の壁に対する力は、摩擦の蓄積を増加させる。過剰の蛇行の場合には、結腸鏡を結腸を通る通路全てに進行させることが不可能となり得る。

10

【0004】

内部身体構造の医療試験または処置のための、方向付け可能な内視鏡、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ている：米国特許第4,753,223号；同第5,337,732号；同第5,662,587号；同第4,543,090号；同第5,383,852号；同第5,487,757号および同第5,337,733号。

20

【0005】

（発明の要旨）

上記議論と一致して、本発明は、患者の身体を通る蛇行経路をうまく通り抜けるための、方向付け可能な内視鏡の形態をとる。この方向付け可能な内視鏡は、種々の異なる診断および介入の手順（結腸鏡検査法、気管支鏡検査法、胸腔鏡検査法、腹腔鏡検査法、およびビデオ内視鏡検査法が挙げられる）のために使用され得る。この方向付け可能な内視鏡は、結腸鏡検査法手順を実施する場合に遭遇する、蛇行した湾曲をうまく通り抜けるために、特に良好に適している。

30

【0006】

この方向付け可能な内視鏡は、手動でかまたは選択的に方向付け可能な遠位部および自動制御近位部を備える、細長本体を有する。この選択的に方向付け可能な遠位部は、完全に180°の屈曲まで任意の方向に、選択的に方向付けまたは屈曲され得る。光ファイバー画像バンドルおよび1つ以上の照射バンドルが、この本体を通して、近位端から遠位端へと延びる。あるいは、この内視鏡は、伝達ケーブルによってかまたは無線伝達によって、画像をビデオモニタに伝達する、小型化ビデオカメラ（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。必要に応じて、この内視鏡は、通気または洗浄のためにも使用され得る、1つまたは2つの器具チャンネルを備え得る。

40

【0007】

この細長本体に取り付けられた近位ハンドルは、直接見るため、そして/またはビデオカメラに接続するための、接眼レンズ、照射源への接続部、および器具チャンネルに接続される1つ以上のルーアロック取付具を備える。このハンドルは、選択的に方向付け可能な遠位部を所望の方向に選択的に方向付けるかまたは屈曲するための、方向付け制御装置、およびこの内視鏡の自動制御近位部を制御するための電子式運動制御装置に、接続される。内視鏡本体が進行され、そして引き込まれる際に、この内視鏡本体の軸方向運動を測定するために、軸方向運動変換器が提供される。必要に応じて、この内視鏡は、この内視鏡を自動的に進行させ、そして引き込むための、モータまたはリニアアクチュエータを備え得る。

【0008】

50

本発明の方法は、内視鏡本体の遠位端を、天然の開口部を通してかまたは切開を通してかのいずれかで、患者に挿入する工程、および所望の経路を選択するために、選択的に方向付け可能な遠位部を方向付ける工程を包含する。内視鏡本体が進行される場合に、選択的に方向付け可能な遠位部の選択された湾曲を呈するように、電子式運動制御装置が、この本体の自動制御近位部を操作する。このプロセスは、選択的に方向付け可能な遠位部を用いて別の所望の経路を選択すること、およびこの内視鏡本体を再度進行させることによって、繰り返される。この内視鏡本体がさらに進行されるにつれて、選択された湾曲は、この内視鏡本体に沿って近位に伝播する。同様に、この内視鏡本体が近位に引き込まれる場合には、この選択された湾曲は、この内視鏡本体に沿って遠位に伝播する。このことは、この内視鏡本体に、ある種の蛇状運動を生じさせ、これは、その内視鏡本体が身体内の器官を通るかまたはこれらの器官の周囲およびこれらの器官の間の所望の経路に沿った蛇行湾曲をうまく通り抜けることを可能にする。

10

【 0 0 0 9 】

この方法は、結腸鏡検査法または他の内視鏡検査手順（例えば、気管支鏡検査法、胸腔鏡検査法、腹腔鏡検査法、およびビデオ内視鏡検査法）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、手術器具、カテーテルまたは挿入器）を、身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。

【 0 0 1 0 】

（発明の詳細な説明）

図 1 は、患者の結腸 C の結腸鏡検査試験のために使用されている、先行技術の結腸鏡 5 0 0 を示す。結腸鏡 5 0 0 は、近位ハンドル 5 0 6 と方向付け可能な遠位部 5 0 4 とを備える細長本体 5 0 2 を有する。結腸鏡 5 0 0 の本体 5 0 2 は潤滑にされ、そして患者の肛門 A を介して結腸 C に挿入されている。誘導のために方向付け可能な遠位部 5 0 4 を利用して、結腸鏡 5 0 0 の本体 5 0 2 は、患者の結腸 C におけるいくつかの曲がり目を通して、上行回腸 G へと移動される。代表的に、これは、結腸鏡 5 0 0 を結腸 C の曲がり目を通して進行させるために、結腸鏡 5 0 0 をその近位端から押すこと、引き込むことおよび回転させることによる、かなりの量の操作を包含する。方向付け可能な遠位部 5 0 4 が通過した後に、結腸 C の壁は、結腸鏡 5 0 0 が進行されるにつれて、この結腸鏡の可撓性本体 5 0 2 の湾曲を維持する。結腸鏡 5 0 0 が挿入されるにつれて、この結腸鏡の本体 5 0 2 に沿って、特に結腸 C の各曲がり目において、摩擦が発生する。この摩擦に起因して、使用者が結腸鏡 5 0 0 を進行させることを試みる場合に、本体 5 0 2 ' は各湾曲において外向きに移動する傾向があり、結腸 C の壁を押し付け、これは、摩擦を増加させることにより問題を悪化させ、そして結腸鏡 5 0 0 を進行させることをさらに困難にする。他方で、結腸鏡 5 0 0 が引き込まれる場合には、本体 5 0 2 " は各湾曲において内向きに移動する傾向があり、結腸鏡 5 0 0 が進行されたときに発生したたるみを引き締める。患者の結腸 C が過度に蛇行している場合には、本体 5 0 2 の遠位端は、使用者の操作に対して非応答性となり、そして最終的に、結腸鏡 5 0 0 をそれより少しでも進行させることが不可能となり得る。この蛇行性が使用者に提示する困難性に加えて、患者の結腸の蛇行性はまた、腸の穿孔のような、合併症の危険性を増加させる。

20

30

【 0 0 1 1 】

図 2 は、本発明の方向付け可能な内視鏡 1 0 0 の第一の実施形態を示す。内視鏡 1 0 0 は、手動でかまたは選択的に方向付け可能な遠位部 1 0 4 および自動制御近位部 1 0 6 を備える、細長本体 1 0 2 を有する。選択的に方向付け可能な遠位部 1 0 4 は、任意の方向に、完全な 1 8 0 ° の屈曲まで、選択的に方向付けまたは屈曲され得る。光ファイバー画像バンドル 1 1 2 および 1 つ以上の照射ファイバー 1 1 4 が、本体 1 0 2 を通って、近位端 1 1 0 から遠位端 1 0 8 へと延びる。あるいは、内視鏡 1 0 0 は、内視鏡本体 1 0 2 の遠位端 1 0 8 に位置する、CCD カメラのような小型化ビデオカメラを備える、ビデオ内視鏡として構成され得る。このビデオカメラからの画像は、伝達ケーブルまたは無線伝達によって、ビデオモニタへと伝達され得る。必要に応じて、内視鏡 1 0 0 の本体 1 0 2 は、通気または洗浄のためにもまた使用され得る、1 つまたは 2 つの器具チャネル 1 1 6、1

40

50

１８を備え得る。内視鏡１００の本体１０２は、非常に可撓性であり、その結果、歪んだりねじれたりすることなく、小さな直径の湾曲の周囲で屈曲し得る。結腸鏡として使用するために構築される場合には、内視鏡１００の本体１０２が、代表的に、長さが１３５～１８５ｃｍであり、そして直径がおおよそ１２～１３ｍｍである。内視鏡１００は、他の医学適用および産業適用のために、他の種々の大きさおよび構成で作製され得る。

【００１２】

近位ハンドル１２０は、細長本体１０２の近位端１１０に取り付けられている。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に接続するための、光ファイバー画像バンドル１１２に接続された、接眼レンズ１２４を備える。ハンドル１２０は、照射ケーブル１３４によって照射源１２８に接続されており、この照射ケーブルは、照射ファイバー１１４に接続されるか、またはこのファイバーと連続である。ハンドル１２０上の第一のルアーロック取付具１３０および第二のルアーロック取付具１３２が、器具チャンネル１１６、１１８に接続されている。

10

【００１３】

ハンドル１２０は、制御装置ケーブル１３６によって、電子式運動制御装置１４０に接続されている。方向付け制御装置１２２が、第二のケーブル１３８によって、電子式運動制御装置１４０に接続されている。方向付け制御装置１２２は、本体１０２の選択的に方向付け可能な遠位部１０４を、使用者が所望の方向に選択的に方向付けまたは屈曲させることを可能にする。方向付け制御装置１２２は、示されるようなジョイスティック制御装置であり得るか、または他の公知の方向付け制御機構であり得る。電子式運動制御装置１４０は、本体１０２の自動制御近位部１０６の運動を制御する。電子式運動制御装置１４０は、マイクロコンピュータ上で実行される運動制御プログラムを使用するか、または用途特定運動制御装置を使用して、実行され得る。あるいは、電子式運動制御装置１４０は、ニュートラルネットワーク制御装置を使用して、実行され得る。

20

【００１４】

軸方向運動変換器１５０は、内視鏡本体が進行され、そして引き込まれる場合に、内視鏡本体１０２の軸方向の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を囲むリング１５２として構成される。軸方向運動変換器１５０は、固定された参照点（例えば、手術台または患者の身体における内視鏡１００のための挿入点）に取り付けられる。内視鏡１００の本体１０２が軸方向変換器１５０を通してスライドする場合に、この変換器は、この固定された参照点に対する内視鏡本体１０２の軸方向位置を示す信号を発生させ、そしてこの信号を、遠隔測定またはケーブル（図示せず）によって、電子式運動制御装置１４０に送達する。軸方向運動変換器１５０は、光学的手段、電子的手段、または機械的手段を使用して、内視鏡本体１０２の軸方向位置を測定し得る。軸方向運動変換器１５０の他の可能な構成が、以下に説明される。

30

【００１５】

図３は、本発明の内視鏡１００の第二の実施形態を示す。図２の実施形態のように、内視鏡１００は、選択的に方向付け可能な遠位部１０４および自動制御近位部１０６を備える、細長本体１０２を有する。内視鏡１００の選択的に方向付け可能な遠位部１０４を選択的に方向付けるために、方向付け制御装置１２２は、１つまたは２つのダイヤルの形態で、近位ハンドル１２０に一体化される。同様に、必要に応じて、電子式運動制御装置１４０は、小型化され得、そして近位ハンドル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、手術台のような固定された参照点に取り付け可能な、基部１５４を備えて構成される。第一のローラ１５６および第二のローラ１５８が、内視鏡本体１０２の外側に接触する。多重巻電位差計１６０または他の運動変換器が、第一のローラ１５６に接続されて、内視鏡本体１０２の軸方向運動を測定し、そしてこの軸方向位置を示す信号を発生させる。

40

【００１６】

内視鏡１００は、使用者が軸方向運動変換器１５０の遠位で本体１０２を把持することに

50

よって、手動で進行されるかまたは引き込まれ得る。あるいは、内視鏡 100 の本体 102 を自動的に進行させ、そして引き込むために、第一のローラ 156 および / または第二のローラ 158 が、モータ 162 に接続され得る。

【0017】

図 4 は、本発明の内視鏡 100 の第三の実施形態を示し、この実施形態は、この内視鏡 100 を組織 (organize) しそして含む、細長ハウジング 170 を使用する。このハウジング 170 は、この内視鏡 100 の本体 102 を誘導する直線トラック 174 を備えた基部 172 を有する。このハウジング 170 は、この直線トラック 174 の中に組込まれた直線運動変換器として構成されている軸方向運動変換器 150' を有し得る。あるいは、このハウジング 170 は、図 2 または図 3 における軸方向運動変換器 150 と同様に構成された、軸方向運動変換器 150'' を有し得る。この内視鏡 100 は、このハウジング 170 に対して遠位にある本体 102 を把持することにより、使用者により手で進行させ得るかまたは引き込まれ得る。あるいは、このハウジング 170 は、この内視鏡 100 の本体 102 を自動的に進行または引き込むためにモータ 176 または他の直線運動アクチュエーターを備え得る。別の代替的構成において、図 3 に関して上記されているものと類似した摩擦ホイールを備えたモータが、軸方向運動変換器 150'' に組込まれ得る。

【0018】

図 5 は、本発明の内視鏡 100 の第四の実施形態を示し、この実施形態は、この内視鏡 100 を組織 (organize) しそして含む、ロータリーハウジング 180 を使用する。このハウジング 180 は、この内視鏡 100 の本体 102 を誘導するための回転ドラム 184 を備えた基部 182 を有する。このハウジング 180 は、この回転ドラム 184 の回転軸 186 に連結した電位差計として構成された、軸方向運動変換器 150''' を有し得る。あるいは、このハウジング 180 は、図 2 または図 3 における軸方向運動変換器 150 と同様に構成された、軸方向運動変換器 150'' を有し得る。この内視鏡 100 は、このハウジング 180 に対して遠位にある本体 102 を把持することにより、使用者によって手で進行され得るかまたは引き込まれ得る。あるいは、このハウジング 180 は、この内視鏡 100 の本体 102 を自動的に進行および引き込みをするための回転ドラム 184 に連結した、モータ 188 を備え得る。別の代替的構成において、図 3 に関して上記されたものと類似する摩擦ホイールを備えたモータが、この軸方向運動変換器 150'' 中に組込まれ得る。

【0019】

図 6 は、ニュートラル位置または直線位置におけるこの内視鏡 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 の内部構造のほとんどは、明快さのためにこの図面において除去してある。この内視鏡本体 102 は、セクション 1、2、3・・・10 などと分割される。各セクションの外形は、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸に沿った 4 つの長さ尺度により規定される。例えば、セクション 1 の外形は、この 4 つの長さ尺度 l_{1a} 、 l_{1b} 、 l_{1c} 、 l_{1d} により規定され、そしてセクション 2 の外形は、この 4 つの長さ尺度 l_{2a} 、 l_{2b} 、 l_{2c} 、 l_{2d} により規定されるなどである。好ましくは、各長さ尺度の各々は、リニアアクチュエーター (示さず) により個々に制御される。このリニアアクチュエーターは、いくつかの異なる作動原理のうちの 1 つを使用し得る。例えば、このリニアアクチュエーターの各々は、自己加熱 NiTi 合金リニアアクチュエーターまたは ER (electrorheological) プラスチックアクチュエーター、または他の公知の機械的アクチュエーター、空気 (pneumatic) アクチュエーター、流体アクチュエーターもしくは電気機械アクチュエーターに、より得る。各セクションの外形は、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸に沿った 4 つの長さ尺度を変化するために、リニアアクチュエーターを使用して変化され得る。好ましくは、その長さ尺度は、所望の方向で内視鏡本体 102 を選択的に曲げるために、相補的な対で変化される。例えば、a 軸の方向でこの内視鏡本体 102 を曲げるために、その尺度 l_{1a} 、 l_{2a} 、 l_{3a} ・・・ l_{10a} が短くされ、そして尺度 l_{1b} 、 l_{2b} 、 l_{3b} ・・・ l_{10b} が、等量長くされる。これらの尺度が変化される量は、生じる湾曲の半径を決定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

内視鏡本体 1 0 2 の選択的に方向付け可能な遠位部 1 0 4 において、各セクションの a 軸、b 軸、c 軸および d 軸尺度を制御するリニアアクチュエーターが、方向付け制御装置 1 2 2 を介して使用者により選択的に制御される。従って、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸尺度の適切な制御により、内視鏡本体 1 0 2 の選択的に方向付け可能な遠位部 1 0 4 が、任意の方向で完全に 1 8 0 ° まで選択的に方向付けられ得るかまたは曲げられ得る。

【 0 0 2 1 】

しかし、自動制御された近位部 1 0 6 において、各セクションの a 軸、b 軸、c 軸および d 軸の尺度が、電子式運動制御装置 1 4 0 により自動制御され、この電子式運動制御装置 1 4 0 は、この内視鏡本体 1 0 2 の形状を制御するための曲線伝達法を使用する。曲線伝達法をどのように作用するかを説明するために、図 7 は、患者の結腸 C における湾曲を通る、図 6 に示される内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 の一部のワイヤフレームモデルを示す。単純さのために、二次元曲線の例が示され、そして a 軸および b 軸のみが考慮される。三次元曲線において、a 軸、b 軸、c 軸および d 軸の 4 つすべてが、動かされる。

【 0 0 2 2 】

図 7 において、この内視鏡本体 1 0 2 は、選択的に方向付け可能な遠位部 1 0 4 を利用して結腸 C における湾曲を通して操作され（この手順のこの部分が、以下により詳細に説明される）、そしてここで、自動制御近位部 1 0 6 が、その湾曲中に存在する。セクション 1 および 2 は、結腸 C の比較的直線の部分にあり、従って、 $l_{1a} = l_{1b}$ であり、そして $l_{2a} = l_{2b}$ である。しかし、セクション 3 ~ 7 は S 字型湾曲セクションにあるので、 $l_{3a} < l_{3b}$ 、 $l_{4a} < l_{4b}$ 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。この内視鏡本体 1 0 2 が 1 単位遠位に進行される場合、セクション 1 は、1' の印が付いた位置へと移動し、セクション 2 は、セクション 1 に以前占められていた位置へと移動し、セクション 3 は、セクション 2 により以前占められていた位置へと移動する、などとなる。その軸方向運動変換器 1 5 0 は、固定された参照位置に関してその内視鏡本体 1 0 2 の軸方向位置を示す信号を生じ、そしてその信号を、電子式運動制御装置 1 4 0 へと送る。この電子式運動制御装置 1 4 0 の制御下で、この内視鏡本体 1 0 2 が 1 単位進行するたびに、自動制御近位部 1 0 6 にある各セクションが、現在そのセクションが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信号を伝達される。従って、内視鏡本体 1 0 2 が 1' の印の付いた位置へと進行された場合、 $l_{1a} = l_{1b}$ 、 $l_{2a} = l_{2b}$ 、 $l_{3a} = l_{3b}$ 、 $l_{4a} < l_{4b}$ 、 $l_{5a} < l_{5b}$ 、 $l_{6a} < l_{6b}$ 、 $l_{7a} > l_{7b}$ 、 $l_{8a} > l_{8b}$ および $l_{9a} > l_{9b}$ であり、そして内視鏡本体 1 0 2 が 1'' の印の付いた位置へと進行された場合、 $l_{1a} = l_{1b}$ 、 $l_{2a} = l_{2b}$ 、 $l_{3a} = l_{3b}$ 、 $l_{4a} = l_{4b}$ 、 $l_{5a} < l_{5b}$ 、 $l_{6a} < l_{6b}$ 、 $l_{7a} < l_{7b}$ 、 $l_{8a} > l_{8b}$ 、 $l_{9a} > l_{9b}$ 、および $l_{10a} > l_{10b}$ である。従って、その S 字型湾曲は、内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 の長さに沿って近位に伝播される。その S 字型湾曲は、内視鏡本体 1 0 2 が遠位に進行した場合に、空間において固定されるように見える。

【 0 0 2 3 】

同様に、内視鏡本体 1 0 2 が近位に引き込まれた場合、その内視鏡本体 1 0 2 が 1 単位近位に移動されるごとに、自動制御近位部 1 0 6 中の各セクションは、現在そのセクションが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信号を伝達される。その S 字型湾曲は、内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 の長さに沿って、遠位に伝播し、そしてその S 字型湾曲は、その内視鏡本体 1 0 2 が近位に引き込む場合、空間において固定されるように見える。

【 0 0 2 4 】

その内視鏡本体 1 0 2 が進行または引き込みされる場合はいつも、軸方向運動変換器 1 5 0 が、位置での変化を検出し、そして電子式運動制御装置 1 4 0 は、内視鏡本体 1 0 2 の自動制御近位部 1 0 6 に沿って近位または遠位に選択された湾曲を伝播して、空間的に固

10

20

30

40

50

定された位置でその湾曲を維持する。これにより、その内視鏡本体 102 が、結腸 C の壁上に不要な力をかけることなく、蛇行した湾曲を通して移動することが可能である。

【0025】

図 8 ~ 13 は、患者の結腸の結腸鏡検査のために使用される本発明の内視鏡 100 を示す。図 8 において、この内視鏡本体 102 は、潤滑にされ、そして肛門 A を通って患者の結腸 C へと挿入されている。この内視鏡本体 102 の遠位端 108 は、接眼鏡 104 を介してかまたはビデオモニター上で観察された場合に、結腸 C における最初のターンに到達するまで、直腸 R を通って進行される。このターンを曲がるために、この内視鏡本体 102 の選択的に方向付け可能な遠位部 104 が、方向付け制御装置 122 を介して使用者によって S 状結腸 S に向かって手で方向つけられる。この方向付け制御装置 122 から選択的に方向付け可能な遠位部 104 への制御信号は、電子式運動制御装置 140 によりモニターされる。この内視鏡本体 102 の遠位端 108 を S 状結腸 S へと進行するためのこの選択的に方向付け可能な遠位部 104 の正確な湾曲が選択された場合、この湾曲は、参照として電子式運動制御装置 140 のメモリにログをとられる。この工程は、手動モードにおいて実施され得、そのモードにおいて、使用者は、キーボード命令またはボイス命令を使用して、選択された湾曲を記録するように、この電子式運動制御装置 140 に命令を与える。あるいは、この工程は、自動モードにおいて実施され得、このモードにおいて、この使用者は、内視鏡本体 102 を遠位に進行することによって、所望の湾曲が選択されたことの信号を電子式運動制御装置 140 に伝達する。

【0026】

手動モードにおいて作動されようと自動モードにおいて作動されようと、一旦所望の湾曲が、選択的に方向付け可能な遠位部 104 を用いて選択された場合、上記のように、内視鏡本体 102 が遠位に進行され、そして選択された湾曲が、電子式運動制御装置 140 によって内視鏡本体 102 の自動制御近位部 106 に沿って近位に伝播される。この湾曲は空間に固定されたままであり、同時にこの内視鏡本体 102 が、S 状結腸 S を通って遠位に進行される。特に蛇行する結腸において、この選択的に方向付け可能な遠位部 104 は、S 状結腸 S を横断するように、複数の湾曲を通して方向付けされなければならないかもしれない。

【0027】

図 9 において示されるように、使用者は、結腸 C 内の粘膜表面または他の任意の特徴の検査または処置のために任意の点で、内視鏡 100 を停止し得る。選択的に方向付け可能な遠位部 104 は、結腸 C の内側を試験するために、どの方向でも方向付けされ得る。使用者が S 状結腸 S の検査を完了した場合、選択的に方向付け可能な遠位部 104 が、下行結腸 D に向かって上の方向で方向付けされる。一旦所望の湾曲が、選択的に方向付け可能な遠位部 104 を用いて選択された場合、内視鏡本体 102 が下行結腸 D の中に遠位に進行され、そして第二の湾曲および第一の湾曲が、図 10 に示されるように、内視鏡本体 102 の自動制御近位部 106 に沿って、近位に伝播される。

【0028】

いつでも、使用者が、内視鏡本体 102 により採られた経路が修正または訂正される必要があると決定する場合は、内視鏡 100 は、近位に引き込まれ得、そして電子式運動制御装置 140 が、以前に選択された湾曲を消去するように命令され得る。これは、キーボードもしくはボイス命令を使用して手動でなされ得るか、または内視鏡本体 102 が特定の距離引き込まれた場合に電子式運動制御装置 140 が修正モードになるようにプログラムすることによって自動的になされ得る。修正または訂正された湾曲は、選択的に方向付け可能な遠位部 104 を使用して選択され、そして内視鏡本体 102 が、上記のように進行される。

【0029】

内視鏡本体 102 は、それが結腸の左（脾）結腸曲 F₁ に達するまで、下行結腸 D を通って進行される。ここで、多くの場合に、内視鏡本体 102 は、ほぼ 180° のヘアピンターンを曲がらなければならない。上記のように、所望の湾曲は、選択的に方向付け可能な

遠位部 104 を使用して選択され、そして内視鏡本体 102 は、図 11 に示されるように、横行結腸 T を通って遠位に進行される。以前に選択された湾曲の各々が、内視鏡本体 102 の自動制御近位部 106 に沿って、近位に伝播される。同じ手順に、結腸の右（脾）結腸曲 F_r で従い、そして内視鏡本体 102 の遠位端 108 が、図 12 に示されるように、上行結腸 G を通って盲腸 E まで進行される。盲腸 E、回盲弁 V、および回腸 I の末端部分は、内視鏡本体 102 の選択的に方向付け可能な遠位部 104 を使用して、この点から検査され得る。

【0030】

図 13 は、結腸 C を通って引き込まれている内視鏡 100 を示す。内視鏡 100 が引き込まれた場合、内視鏡本体 102 は、上記のように、自動制御近位部 106 に沿って遠位に、以前に選択された湾曲を伝播することによって、この湾曲に従う。どの点においても、使用者は、内視鏡本体 102 の選択的に方向付け可能な遠位部 104 を使用して、結腸 C 内の粘膜表面または他の任意の特徴の検査または処置のために、この内視鏡 100 を停止し得る。

【0031】

本発明に従う 1 つの好ましい方法において、電子式運動制御装置 140 は、内視鏡本体 102 が移動される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を作製された、電子メモリを備える。この三次元モデルは、解剖学的目印、病変、ポリープ、生検サンプルおよび目的の他の特徴の位置を記録するように、操作者により注釈され得る。患者の解剖学的構造の三次元モデルは、その後の手順における内視鏡本体 102 の再挿入を容易にするために使用され得る。さらに、注釈は、目的の特徴の位置を迅速に見出すために使用され得る。例えば、その三次元モデルは、生検サンプルが診査内視鏡の間に採取された位置を用いて注釈され得る。生検サンプルの部位は、可能な疾患プロセスの進行を追跡しそして / またはその部位で治療手順を実施するために、経過観察手順において再度容易に位置決めされ得る。

【0032】

この方法の 1 つの特に好ましいバリエーションにおいて、電子式運動制御装置 140 が、電子メモリにおける三次元モデルに基づいてプログラムされ得、その結果、内視鏡本体 102 が、患者の解剖学的構造を通して進行される場合に、その内視鏡本体が所望の経路に従うような適切な形状を自動的に呈する。図 3、図 4、および図 5 に関して上記されたように、内視鏡本体 102 を自動的に進行および引き込みするために構成された方向付け可能な内視鏡 100 の実施形態において、内視鏡本体 102 は、電子メモリにおける三次元モデルに基づいて、以前に注目された病変の部位または目的の他の点へと、患者の解剖学的構造を自動的に通って進行するように命令され得る。

【0033】

画像化ソフトウェアにより、方向付け可能な内視鏡 100 を使用して得られた患者の解剖学機構造の三次元モデルが、コンピューターモニターなどで観察されることが可能である。これは、この三次元モデルと、他の画像化様式（例えば、蛍光透視法、放射線写真術、ウルトラソノスコープ法、磁気共鳴像（MRI）、コンピュータ連動断層撮影（CT スキャン）、電子線断層撮影法または視覚的結腸鏡法）を用いて得られた画像との間の比較を容易にする。逆に、これら他の画像様式からの画像が、内視鏡本体 102 の挿入を容易にするための適切な経路または軌道を図示するために使用され得る。さらに、他の画像様式からの画像が、方向付け可能な内視鏡 100 を用いて推定病変を位置付けすることを容易にするために使用され得る。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は、患者の結腸中への内視鏡本体 102 の挿入を容易にするために、適切な経路を図示するために使用され得る。この X 線写真上で観察されるすべての推定病変の位置および深さが、内視鏡本体 102 がその病変の近傍に迅速かつ信頼できるように誘導され得るように、注意され得る。

【0034】

三次元情報を提供する画像化様式（例えば、二平面（bipplanar）蛍光透視法、C

10

20

30

40

50

TまたはMRI)が、内視鏡本体102が患者の解剖学的構造を通して進行された場合に、その内視鏡本体が、所望の経路に従うように適切な形状を自動的に呈するように、電子式運動制御装置140をプログラムするために使用され得る。内視鏡本体102を自動的に進行および引き込みするために構成された、方向付け可能な内視鏡100の実施形態において、内視鏡本体102は、三次元画像化情報により決定された場合に所望の経路に沿って患者の解剖学的構造を自動的に通って進行するように、命令され得る。同様に、内視鏡本体102は、その画像上に注記された推定病変の部位または目的の他の点に自動的に進行するように命令され得る。

【0035】

本発明の内視鏡は、結腸鏡としての使用について記載されているが、この内視鏡は、他の多数の医学的適用および産業的適用のために構成され得る。さらに、本発明はまた、蛇行する身体の通路を通して操縦するために、本発明の原理を使用するカテーテル、カニューレ、外科用器具、または導入器シースとしてもまた、構成され得る。

【0036】

腹腔鏡または胸腔鏡検査手順に特に適用可能であるこの方法のバリエーションにおいて、方向付け可能な内視鏡100が、患者の体腔における器官の周囲および器官の間の所望の経路に沿って、選択的に移動され得る。内視鏡100の遠位端108は、天然の開口部を通してか、外科的切開を通してか、または外科的カニューレもしくは導入器を通して、患者の体腔中に挿入される。選択的に方向付け可能な遠位部104は、患者の体腔を探索および検査するため、そして患者の器官の周囲および器官の間の経路を選択するために、使用され得る。電子式運動制御装置140は、内視鏡本体102の自動制御近位部106が選択された経路に従うように制御するため、そして必要な場合は、電子式運動制御装置140の電子メモリにおける三次元モデルを使用して所望の位置まで戻すために、使用され得る。

【0037】

本発明は、例示的实施形態および本発明を実施するための最良の様式に関して本明細書中に記載されているが、多くの改変、改良、ならびに種々の実施形態、適合およびバリエーションの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】

【図1】 図1は、患者の結腸の結腸鏡検査試験のために使用されている、先行技術の結腸鏡を示す。

【図2】 図2は、本発明の方向付け可能な内視鏡の第一の実施形態を示す。

【図3】 図3は、本発明の方向付け可能な内視鏡の第二の実施形態を示す。

【図4】 図4は、本発明の方向付け可能な内視鏡の第三の実施形態を示す。

【図5】 図5は、本発明の方向付け可能な内視鏡の第四の実施形態を示す。

【図6】 図6は、ニュートラル位置または直線位置にある、内視鏡の本体のセクションのワイヤフレームモデルを示す。

【図7】 図7は、患者の結腸における湾曲を通過する、図6に示す内視鏡本体のワイヤフレームモデルを示す。

【図8】 図8は、患者の結腸の結腸鏡検査試験のために使用されている、本発明の内視鏡を示す。

【図9】 図9は、患者の結腸の結腸鏡検査試験のために使用されている、本発明の内視鏡を示す。

【図10】 図10は、患者の結腸の結腸鏡検査試験のために使用されている、本発明の内視鏡を示す。

【図11】 図11は、患者の結腸の結腸鏡検査試験のために使用されている、本発明の内視鏡を示す。

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

【図 1 3】 図 1 3 は、患者の結腸の結腸鏡検査試験のために使用されている、本発明の内視鏡を示す。

【図 1】

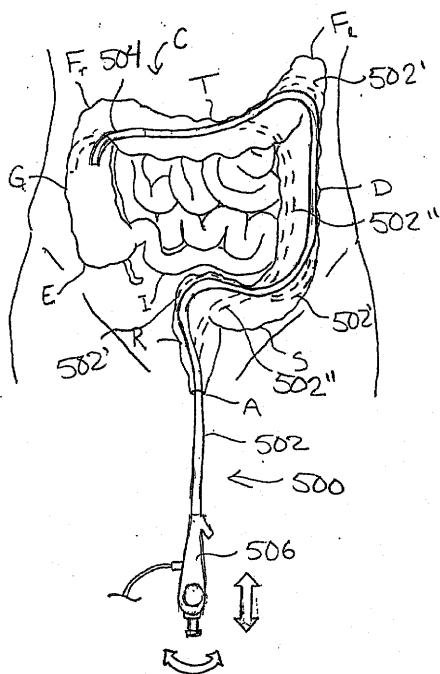
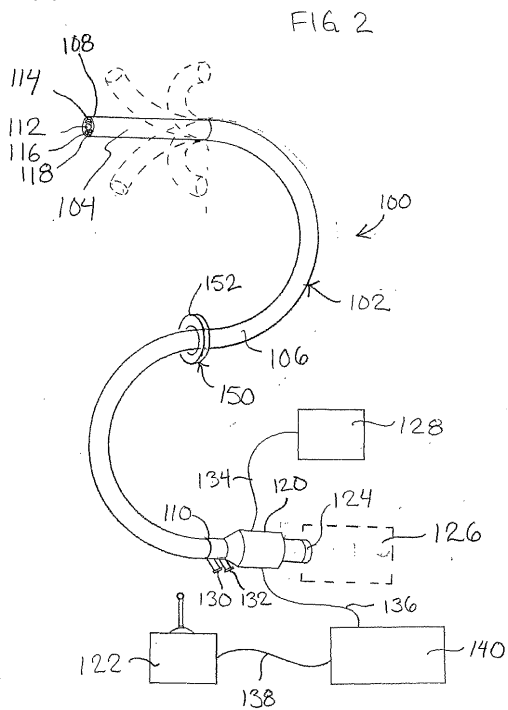
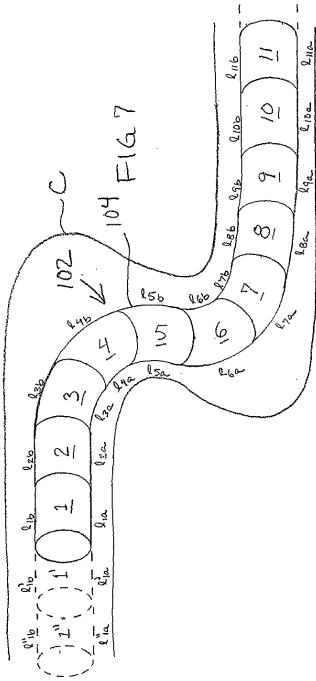


FIG. 1
先行技術

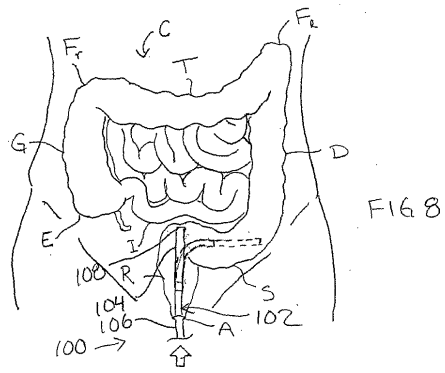
【図 2】



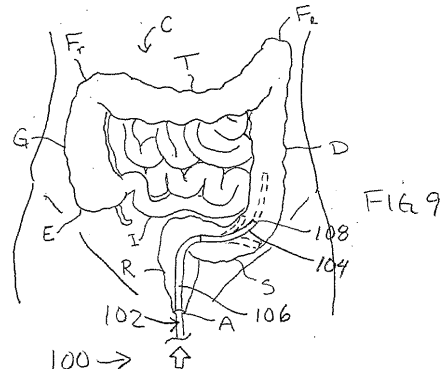
【図 7】



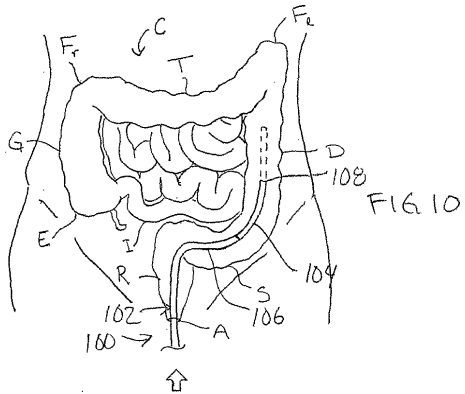
【図 8】



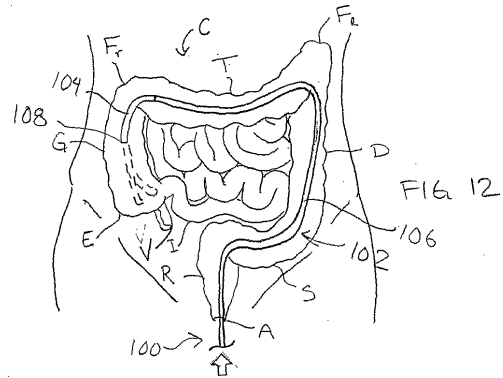
【図 9】



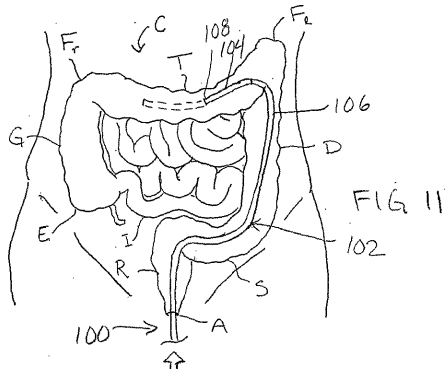
【図 10】



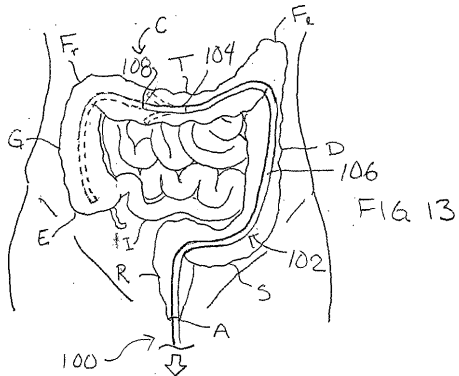
【図 12】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 ベルソン, アミール

アメリカ合衆国 カリフォルニア 95014, キュパーティノ, ロドリゲス アベニュー
20050, アパートメント シー

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平08-322786(JP, A)

特開平04-067829(JP, A)

特開昭63-292934(JP, A)

特開平03-097431(JP, A)

专利名称(译)	可定向内窥镜		
公开(公告)号	JP5023298B2	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	JP2001571983	申请日	2001-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	妮引导系统公司		
申请(专利权)人(译)	Niogaido系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	寸面医立法Surgical公司		
[标]发明人	ベルソンアミール		
发明人	ベルソン, アミール		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 A61B1/005 A61B1/008 A61B1/01 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B1/0016 A61B1/0053 A61B1/0058 A61B1/008 A61B1/31 A61B5/065 A61B2034/301 A61B2034/741 A61B2034/742		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/24.Z		
代理人(译)	池田 成人		
优先权	60/194140 2000-04-03 US 09/790204 2001-02-20 US		
其他公开文献	JP2003528677A JP2003528677A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种沿着路径推进器械的方法，包括：选择性地操纵器械的远端部分以沿着路径呈现选定的曲线；并在电子运动控制器的存储器中创建所选曲线的三维模型。还提供了一种沿着路径推进器械的方法，包括：尝试不止一次以沿着路径选择性地操纵器械的远端部分；从试图选择性地沿着路径转向仪器的远端部分的曲线中选择曲线；并将曲线记录到适于控制仪器的电子运动控制器的存储器中。还提供一种装置，包括：细长器械主体，其具有可选择性操纵的远端部分和可自动控制的近端部分，所述可选择性操纵的远端部分构造成选择性地沿所需路径呈现选定的曲线，并且所述自动控制的远端部分自动控制。可控制的近端部分被配置成当细长的器械主体沿着所选择的曲线前进时沿着细长的器械主体传播所选择的曲线；附接到细长器械主体的近端手柄；电子运动控制器，连接到近端手柄并具有电子存储器；在电子运动控制器的电子存储器中创建的所选曲线的三维模型；转向控制器连接手柄，用于选择性地转向可选择性转向的远端部分。

【图1】

