

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公表特許公報 ( A ) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 528677

(P2003 - 528677A)

(43)公表日 平成15年9月30日(2003.9.30)

| (51) Int. Cl <sup>7</sup> | 識別記号 | F I           | テ-マコード ( 参考 )   |
|---------------------------|------|---------------|-----------------|
| A 6 1 B 1/00              | 310  | A 6 1 B 1/00  | 310 H 2 H 0 4 0 |
| 1/04                      | 370  | 1/04          | 370 4 C 0 6 1   |
| G 0 2 B 23/24             |      | G 0 2 B 23/24 | B               |
|                           |      |               | Z               |

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 36数 )

(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)

(85)翻訳文提出日 平成14年10月2日(2002.10.2)

(86)国際出願番号 PCT/US01/10907

(87)国際公開番号 W001/074235

(87)国際公開日 平成13年10月11日(2001.10.11)

(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)

(71)出願人 ニオガイド 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 95008,  
 キャンベル, ディビジョン ストリート 5  
 48

(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

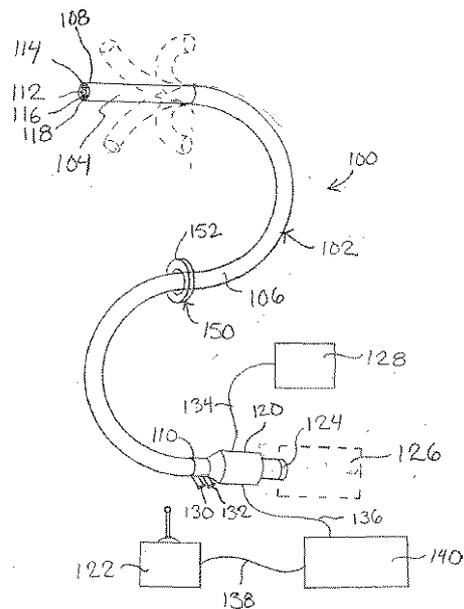
(74)代理人 弁理士 山本 秀策 ( 外 2名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 方向付け可能な内視鏡および改良された挿入方法

(57)【要約】

方向付け可能な内視鏡は、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 ( 1 0 2 ) を有する。内視鏡本体は、患者に挿入され、そして選択的に方向付け可能な遠位部は、この患者の身体内の所望の経路を選択するために使用される。この内視鏡本体が進行される場合に、電子式運動制御装置 ( 1 4 0 ) は、自動制御近位部を操作して、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。別の所望の経路が、選択的に方向付け可能な遠位部を用いて選択され、そして内視鏡本体が再度進行される。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し、そしてこの内視鏡本体が近位に引き込まれる場合に、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。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 選択された経路に沿って器具を進行させる方法であって、該方法は、以下：

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、該器具の遠位部を選択的に方向付ける工程；および

該器具を遠位に進行させ、同時に該遠位部の該第一の選択された湾曲を呈するように、該器具の近位部を制御する、工程、  
を包含する、方法。

【請求項2】 請求項1に記載の方法であって、さらに、以下：

前記器具をさらに遠位に進行させ、同時に該器具の前記近位部に沿って近位に、前記第一の選択された湾曲を伝播するように、該近位部を制御する工程、  
を包含する、方法。

【請求項3】 請求項1に記載の方法であって、さらに、以下：

前記器具を近位に引き、同時に該器具の前記近位部に沿って遠位に、前記第一の選択された湾曲が伝播するように、該近位部を制御する工程、  
を包含する、方法。

【請求項4】 請求項1に記載の方法であって、さらに、以下：

前記所望の経路に沿って第二の選択された湾曲を呈するように、前記器具の前記遠位部を選択的に方向付ける工程；ならびに

該器具を近位に進行させ、同時に該器具の前記近位部に沿って近位に、前記第一の選択された湾曲および該第二の選択された湾曲を伝播するように、該近位部を制御する工程、  
を包含する、方法。

【請求項5】 前記器具の前記近位部が、電子式運動制御装置によって自動的に制御される、請求項1に記載の方法。

【請求項6】 請求項5に記載の方法であって、さらに、以下：

軸方向運動変換器を用いて、前記器具の軸方向運動を測定する工程、  
を包含する、方法。

【請求項7】 前記器具が遠位に進行され、そして/または近位に引き込ま

れる場合に、前記第一の選択された湾曲が空間においてほぼ固定されたままとなるように、該器具の前記近位部が制御される、請求項1に記載の方法。

【請求項8】 前記器具が、患者の身体に挿入された内視鏡である、請求項1に記載の方法。

【請求項9】 前記器具が、患者の結腸に挿入された結腸鏡である、請求項1に記載の方法。

【請求項10】 選択された経路に沿って細長器具を進行させる方法であって、該細長器具が、複数の制御可能なセクションを有し、該セクションは、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含み、各セクションは、1単位の長さを表し、該方法は、以下：

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、該第一セクションを制御する工程；

該細長器具を、おおよそ1単位の長さの距離遠位に進行させ、同時に該第一の選択された湾曲を呈するように、該第二セクションを制御する工程；

該所望の経路に沿った第二の選択された湾曲を呈するように、該第一セクションを制御する工程；および

該細長器具をおおよそ1単位の長さの距離遠位にさらに進行させ、同時に該第二の選択された湾曲を呈するように該第二セクションを制御し、そして該第一の選択された湾曲を呈するように該第三セクションを制御する、工程、を包含する、方法。

【請求項11】 請求項10に記載の方法であって、さらに、以下：

前記所望の経路に沿った第三の選択された湾曲を呈するように、前記第一セクションを制御する工程；および

前記細長器具を、おおよそ1単位の長さの距離遠位にさらに進行させ、同時に該第三の選択された湾曲を呈するように前記第二セクションを制御し、そして前記第二の選択された湾曲を呈するように前記第三セクションを制御する、工程、を包含する、方法。

【請求項12】 請求項11に記載の方法であって、さらに、以下：

前記細長器具を、おおよそ1単位の長さの距離近位に引き、同時に前記第三の

選択された湾曲を呈するように、前記第一セクションを制御し、前記第二の選択された湾曲を呈するように、前記第二セクションを制御し、そして前記第一の選択された湾曲を呈するように、前記第三セクションを制御する、工程、を包含する、方法。

【請求項13】 前記器具の前記近位部が、電子式運動制御装置によって自動的に制御される、請求項10に記載の方法。

【請求項14】 前記細長器具が、患者の身体に挿入された内視鏡である、請求項10に記載の方法。

【請求項15】 前記細長器具が、患者の結腸に挿入された結腸鏡である、請求項10に記載の方法。

【請求項16】 装置であって、以下：

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する、細長器具本体を備え、該細長器具本体が遠位に進行される場合に、該選択的に方向付け可能な遠位部が、所望の経路に沿った選択された湾曲を選択的に呈するよう構成されており、そして該自動的に制御可能な近位部が、該細長器具本体の近位部に沿って近位に、該選択された湾曲を伝播するよう構成されている、装置。

【請求項17】 前記自動的に制御可能な近位部がさらに、前記細長器具本体が近位に引き込まれる場合に該細長器具本体の前記近位部に沿って遠位に、前記選択された湾曲を伝播するよう構成されている、請求項16に記載の装置。

【請求項18】 請求項16に記載の装置であって、さらに、以下：

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、を備える、装置。

【請求項19】 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18に記載の装置。

【請求項20】 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18に記載の装置。

【請求項21】 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18に記載の装置。

【請求項22】 請求項16に記載の装置であって、さらに、以下：

前記細長器具本体の近位部に沿って近位または遠位に、前記選択された湾曲を伝播するように、前記自動的に制御可能な近位部を制御するための、電子式運動制御装置、  
を備える、装置。

【請求項23】 請求項22に記載の装置であって、さらに、以下：

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、  
を備える、装置。

【請求項24】 請求項16に記載の装置であって、さらに、以下：

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、  
を備える、装置。

【請求項25】 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、該セクションは、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含み、各セクションは、1単位の長さを表す、細長器具本体；ならびに

電子式運動制御装置であって、該電子式運動制御装置は、該細長器具本体が初期位置にある場合に、選択された湾曲の第一部分、第二部分および第三部分を呈するように、該第一セクション、第二セクションおよび第三セクションの各々を制御するよう構成され、そして該細長器具が該初期位置からおおよそ1単位の長さの距離遠位に進む場合に、該選択された湾曲の該第一部分を呈するように該第二セクションを制御し、そして該選択された湾曲の該第二部分を呈するように該第三セクションを制御するよう構成される、電子式運動制御装置、  
を備える、装置。

【請求項26】 前記電子式運動制御装置が、前記細長器具が前記初期位置からおおよそ1単位の長さの距離近位に引き込まれる場合に、前記選択された湾曲の前記第二部分を呈するように前記第一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部分を呈するように前記第二セクションを制御するようにさらに構成されている、請求項25に記載の装置。

【請求項27】 前記細長器具本体が、選択的に方向付け可能な遠位部をさらに備える、請求項25に記載の装置。

【請求項28】 請求項25に記載の装置であって、さらに、以下：  
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、  
を備える、装置。

【請求項29】 請求項25に記載の装置であって、さらに、以下：  
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、  
を備える、装置。

【請求項30】 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29に記載の装置。

【請求項31】 請求項25に記載の装置であって、さらに、以下：  
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、  
を備える、装置。

【請求項32】 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25に記載の装置。

【請求項33】 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25に記載の装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****(発明の分野)**

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。結腸鏡のかなりの操作が、結腸を通して結腸鏡を進行され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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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つ以上のルアー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】

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。

#### 【0009】

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。

## 【0010】

(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500を示す。結腸鏡500は、近位ハンドル506と方向付け可能な遠位部504とを備える細長本体502を有する。結腸鏡500の本体502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504を利用して、結腸鏡500の本体502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500を結腸Cの曲がり目を通して進行させるために、結腸鏡500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504が通過した後に、結腸Cの壁は、結腸鏡500が進行されるにつれて、この結腸鏡の可撓性本体502の湾曲を維持する。結腸鏡500が挿入されるにつれて、この結腸鏡の本体502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500を進行させることを試みる場合に、本体502'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500を進行させることをさらに困難にする。他方で、結腸鏡500が引き込まれる場合には、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502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500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。

## 【0011】

図2は、本発明の方向付け可能な内視鏡100の第一の実施形態を示す。内視鏡100は、手動でかまた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。選択的に方向付け可能な遠位部104は、任意の方向に、完全な180°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112および1つ以上の照射ファイバー114が、本体102を通過して、近位端110から遠位端108へと延びる。あるいは、内視鏡100は、内視鏡本体102の遠位端108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100の本体102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つの器具チャンネル116、118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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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。

【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を組織し(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の旋回軸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。

#### 【0020】

内視鏡本体102の選択的に方向付け可能な遠位部104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122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102の選択的に方向付け可能な遠位部104が、任意の方向で完全に180°まで選択的に方向付けられ得るかまたは曲げられ得る。

#### 【0021】

しかし、自動制御された近位部106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140により自動制御され、この電子式運動制御装置140は、この内視鏡本体102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102の自動制御近位部106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。

#### 【0022】

図7において、この内視鏡本体102は、選択的に方向付け可能な遠位部104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106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102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150は、固定された参照位置に関してその内視鏡本体102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140へと送る。この電子式運動制御装置140の制御下で、この内視鏡本体102が1単位進行するたびに、自動制御近位部106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102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102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102の自動制御近位部106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102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。

### 【0023】

同様に、内視鏡本体102が近位に引き込まれた場合、その内視鏡本体102が1単位近位に移動されるごとに、自動制御近位部106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102の自動制御近位部106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102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。

### 【0024】

その内視鏡本体102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150が、位置での変化を検出し、そして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を通過して患者の結腸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を通過して進行される。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を通過し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、複数の湾曲を通過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 $F_L$ に達するまで、下行結腸Dを通過して進行される。ここで、多くの場合に、内視鏡本体102は、ほぼ $180^\circ$ 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を通過し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を通過して盲腸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、この点が

ら検査され得る。

#### 【0030】

図13は、結腸Cを通過し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過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、CT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13】

図13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】

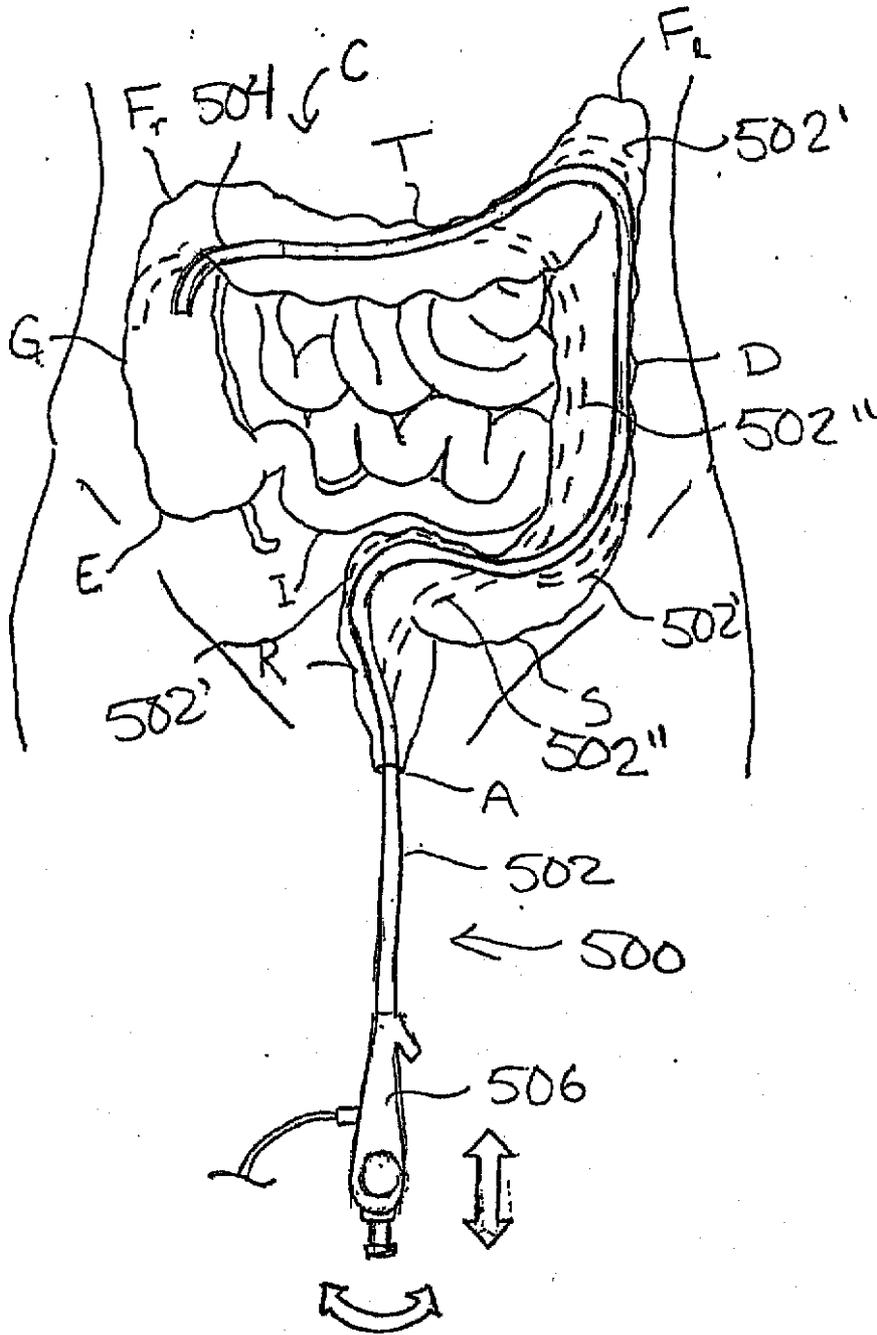
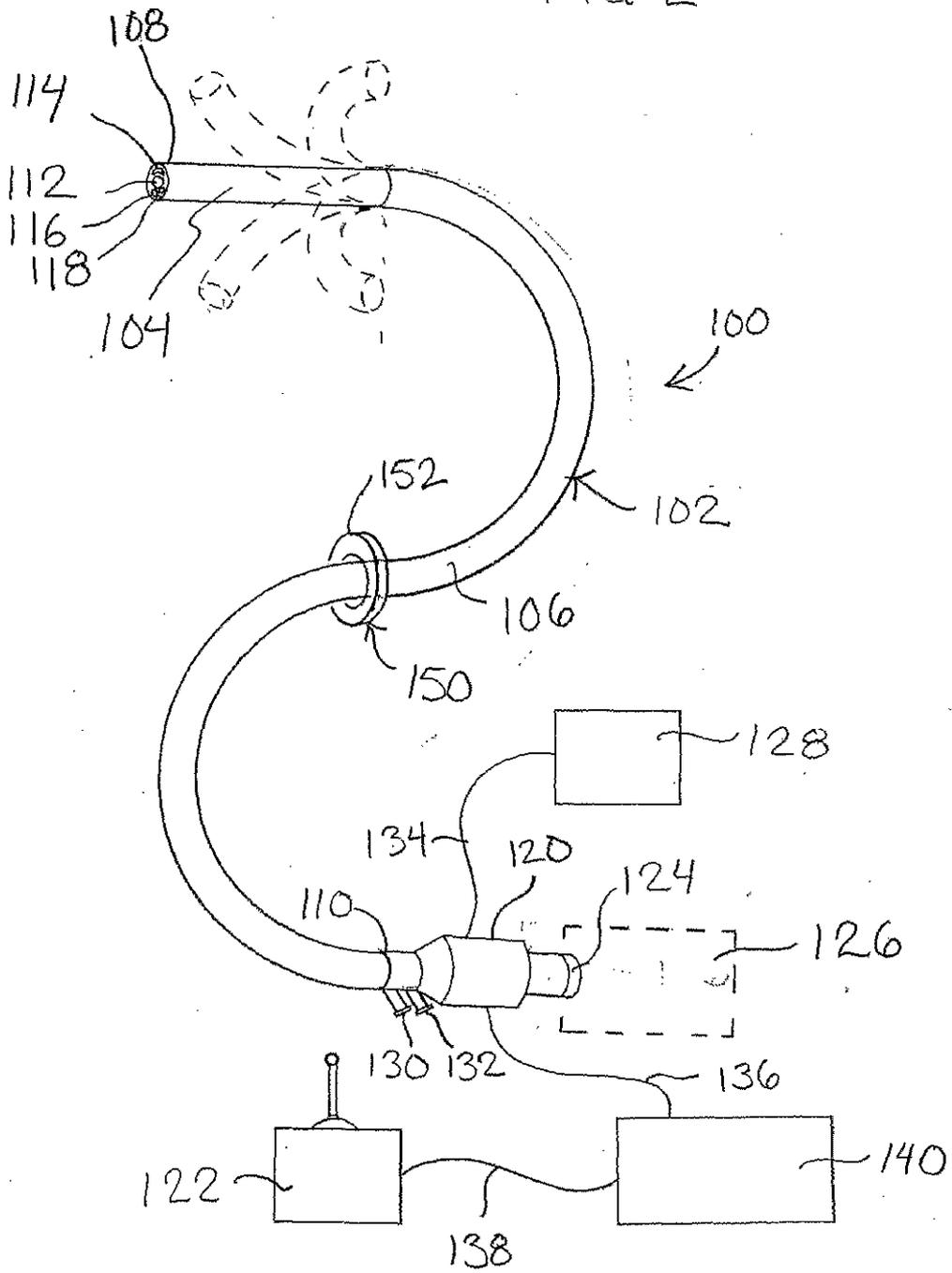


FIG 1

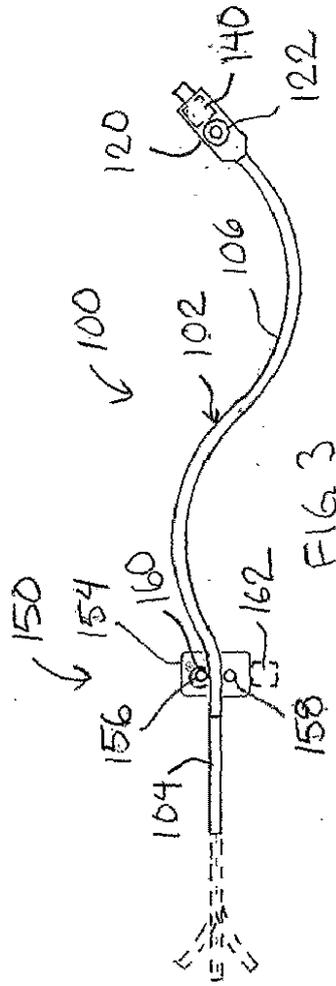
先行技術

【図2】

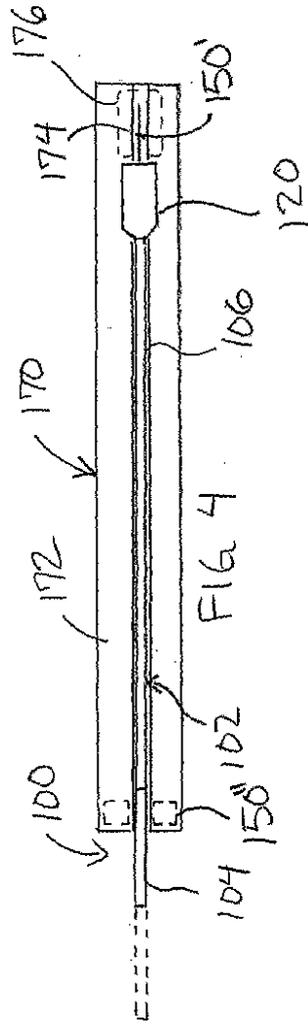
FIG 2



【図3】



【図4】



【図5】

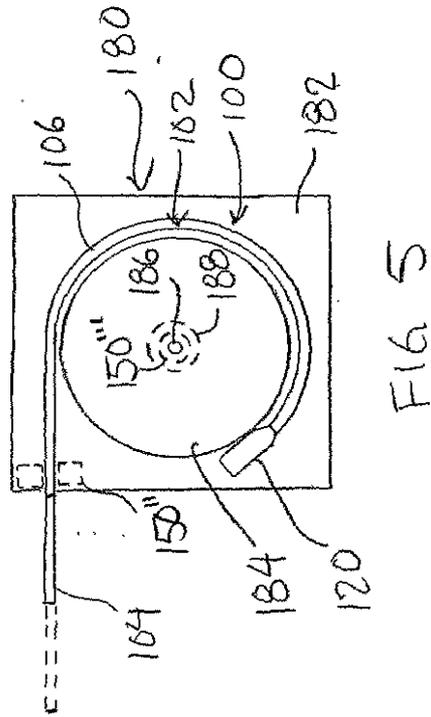
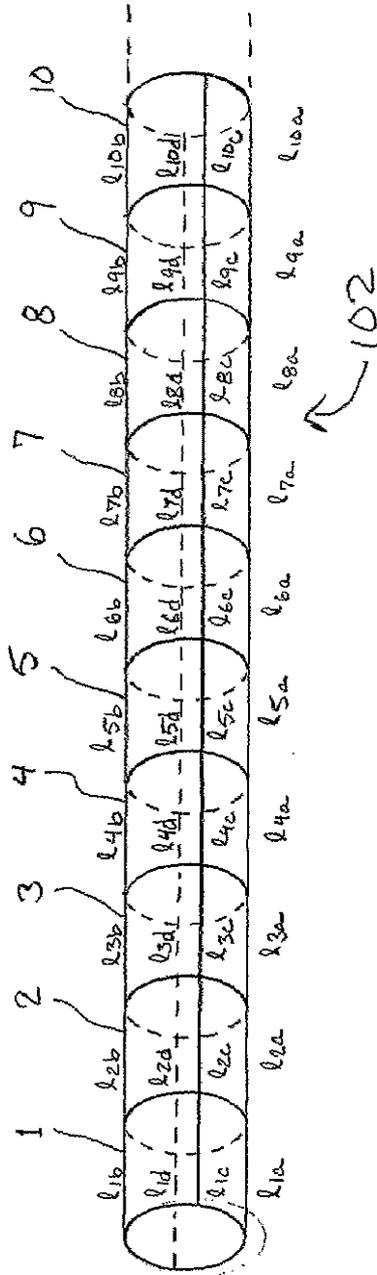


FIG 5

FIG. 6





【図8】

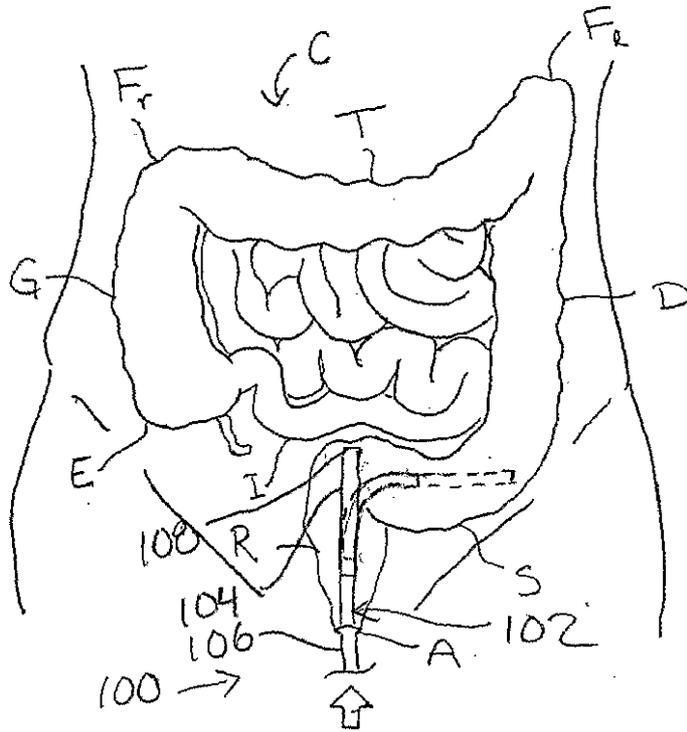


FIG 8

【図9】

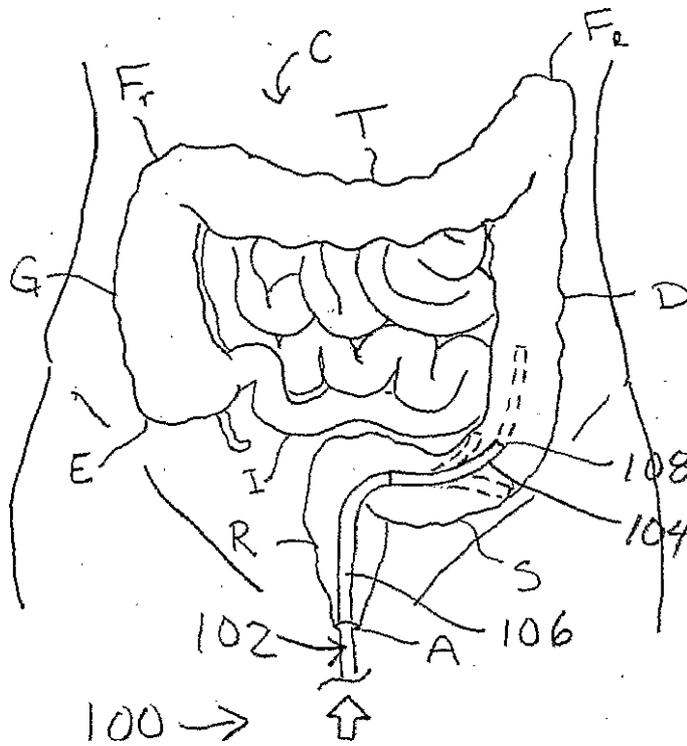
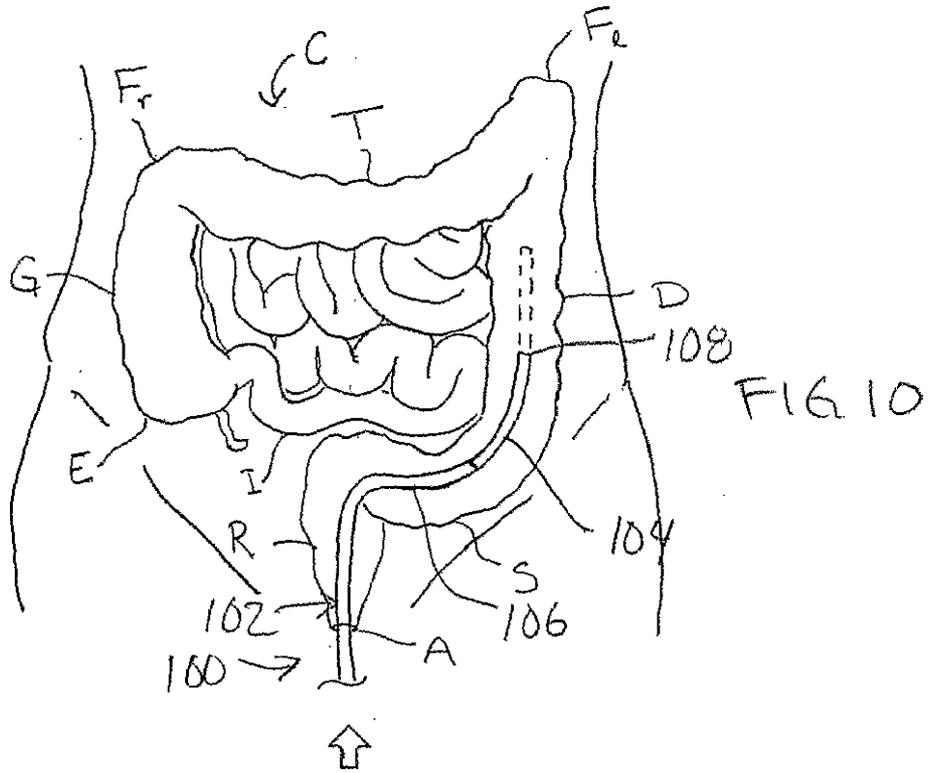
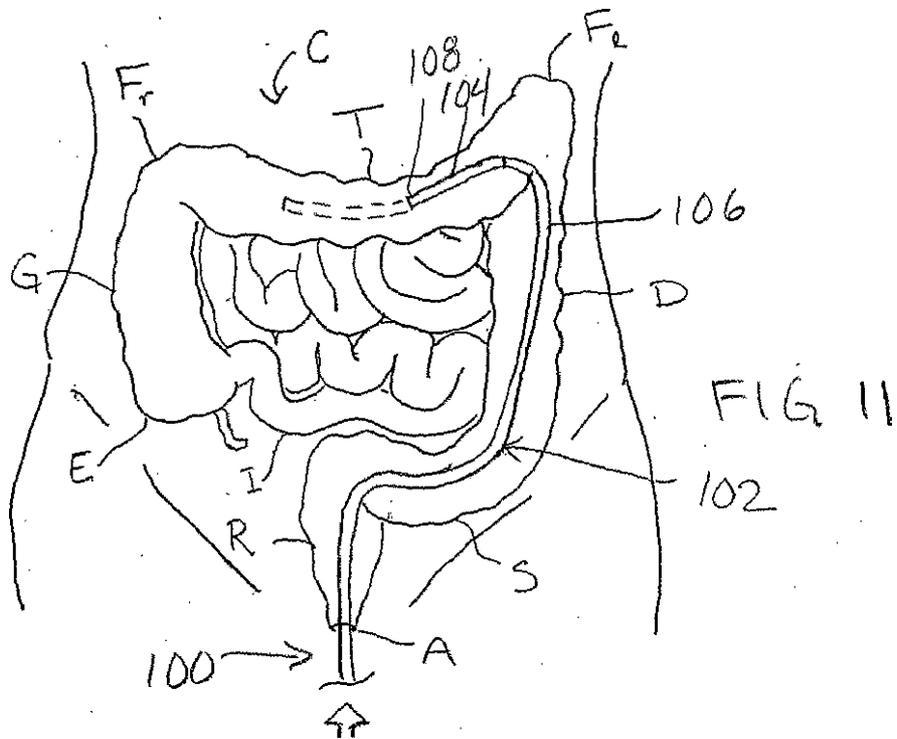


FIG 9

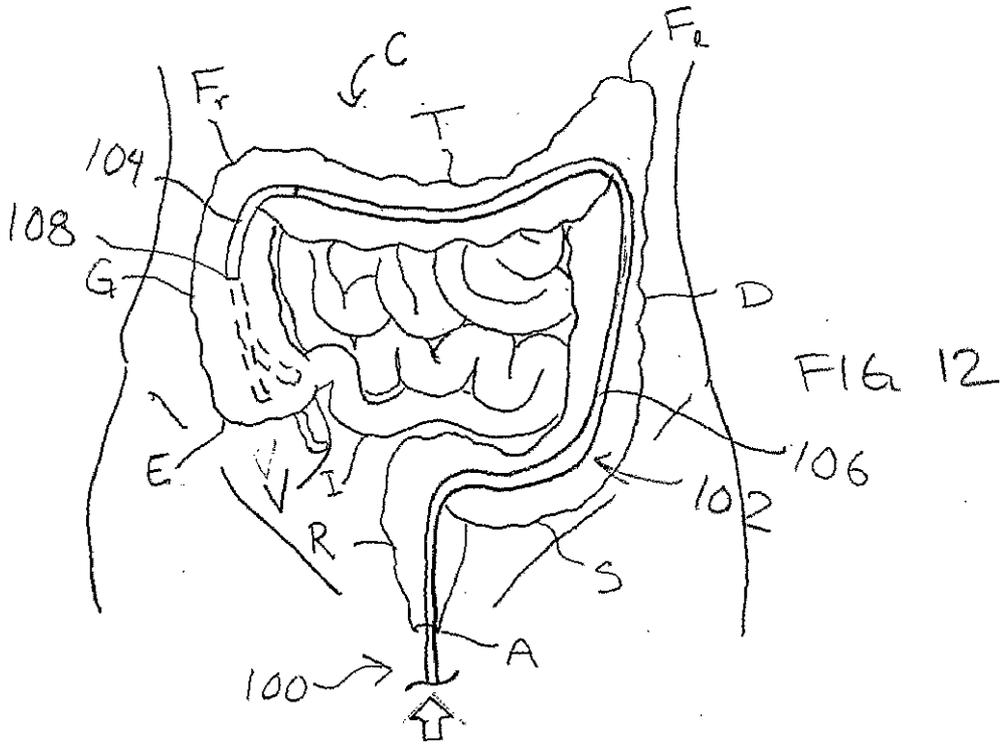
【図10】



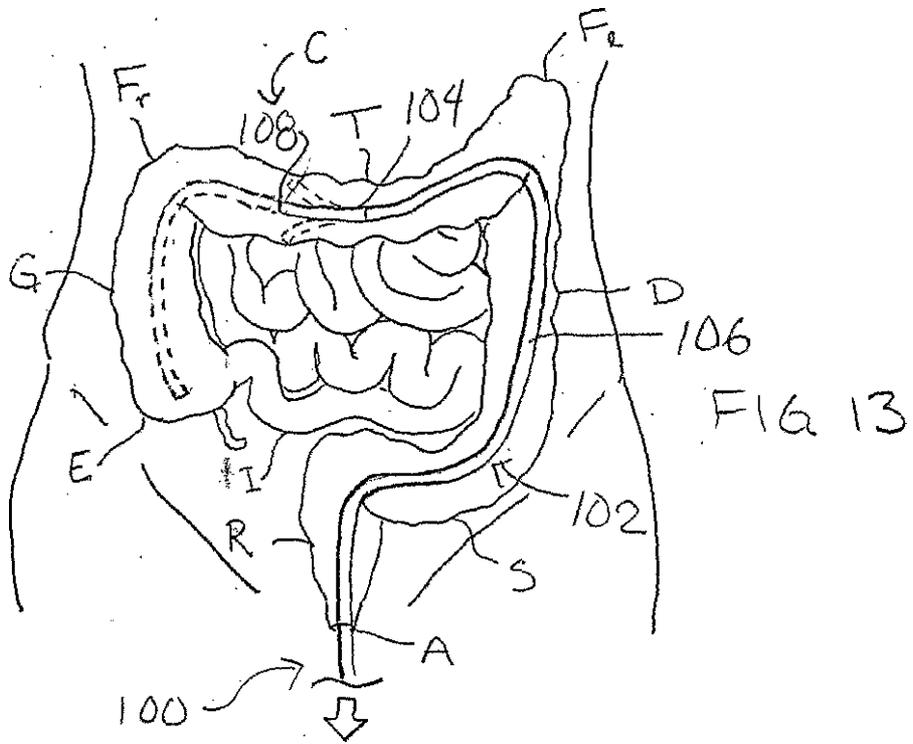
【図11】



【図12】



【図13】



## 【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT   |   | Int'l Application No.<br>PCT/US 01/10907                         |
|---|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER<br>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)<br>IPC 7 A61B   |   |  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched   |   |  |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)<br>EPO-Internal, WPI Data, PAJ   |   |  |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT  |   |  |
| Category *  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No.  |
| X<br>A  | US 4 930 494 A (UEDA YASUHIRO ET AL)<br>5 June 1990 (1990-06-05)<br>abstract<br><br>column 7, line 4 -column 11, line 14;<br>tables 1-8 | 1-7<br><br>8, 10, 14,<br>16,<br>18-20,<br>23-25,<br>28-32        |
| <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 :<br>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>*E* earlier document but published on or after the international filing date<br>*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)<br>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>*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<br>*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<br>*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.<br>*Z* document member of the same patent family |   |  |
| Date of the actual completion of the international search<br>17 August 2001   |   | Date of mailing of the international search report<br>28/08/2001 |
| Name and mailing address of the ISA<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 HV Rijswijk<br>Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl.<br>Fax: (+31-70) 340-3016  |   | Authorized officer<br>Wehs, J                                    |

1

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

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/US 01/10907

| C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |   |   |
|--|---|---|
| Category *   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No.                             |
| A  | <p>SLATKIN A B ET AL: "THE DEVELOPMENT OF A ROBOTIC ENDOSCOPE"<br/>PROCEEDINGS 1995 IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS: HUMAN ROBOT INTERACTION AND COOPERATIVE ROBOTS. PITTSBURGH, PA, AUG. 5 - 9, 1995, PROCEEDINGS OF THE IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYST,<br/>vol. 2, 5 August 1995 (1995-08-05), pages 162-171, XP000697561<br/>ISBN: 0-7803-3006-4<br/>page 162, left-hand column, line 16<br/>-right-hand column, line 26<br/>page 164, left-hand column, line 23 -page 169, left-hand column, line 19; tables 1-9</p> | 1-21,<br>25-33                                    |
| A  | <p>US 5 482 029 A (SEKIGUCHI TADASHI ET AL)<br/>9 January 1996 (1996-01-09)</p> <p>abstract<br/>column 1, line 56 -column 2, line 28<br/>column 6, line 26 -column 7, line 46<br/>column 15, line 55 -column 16, line 13;<br/>tables 1-6, 32-35</p>   | 1,8-10,<br>14-16,<br>18,20,<br>21,25,<br>29,32,33 |
| A  | <p>US 5 159 446 A (NAGAYAMA YOSHIKATSU ET AL) 27 October 1992 (1992-10-27)<br/>column 5, line 61 -column 9, line 47<br/>column 20, line 54 -column 22, line 32;<br/>tables 1-5, 13, 24, 25</p>  | 1,10,16,<br>25                                    |

I

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

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

|                              |
|------------------------------|
| International Application No |
| PCT/US 01/10907              |

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------|------------------|
| US 4930494 A                           | 05-06-1990       | JP 1247768 A            | 03-10-1989       |
|  |                  | JP 1262372 A            | 19-10-1989       |
|  |                  | JP 2619912 B            | 11-06-1997       |
|  |                  | JP 1262373 A            | 19-10-1989       |
|  |                  | JP 2672110 B            | 05-11-1997       |
|  |                  | JP 1271670 A            | 30-10-1989       |
|  |                  | JP 1304416 A            | 08-12-1989       |
|  |                  | JP 1315675 A            | 20-12-1989       |
|  |                  | JP 2730935 B            | 25-03-1998       |
| US 5482029 A                           | 09-01-1996       | JP 6292652 A            | 21-10-1994       |
|  |                  | JP 6070879 A            | 15-03-1994       |
| US 5159446 A                           | 27-10-1992       | NONE                    |                  |

## フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, 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, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | <无法获取翻译>   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2003528677A5</a>   | 公开(公告)日 | 2008-05-22 |
| 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)  | Niogaido系统公司   |         |            |
| [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  |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/065 A61B1/0053 A61B1/00112 A61B1/31 A61B1/01 A61B2019/2276 A61B2019/2273 A61B2019/2211 A61B1/008 A61B1/0058 A61B1/0051 A61B1/0016 A61B2034/301 A61B2034/741 A61B2034/742 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.310.H A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/24.Z  |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA43 2H040/GA02 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH47 4C061/LL03   |         |            |
| 优先权            | 09/790204 2001-02-20 US<br>60/194140 2000-04-03 US   |         |            |
| 其他公开文献         | JP2003528677A<br>JP5023298B2   |         |            |

摘要(译)

可定向内窥镜具有细长主体 ( 102 ) , 其具有可选择性定向的远侧部分和自动控制的近侧部分。内窥镜主体插入患者体内, 并且可选择性定向的远端部分用于选择患者体内的所需路径。当内窥镜主体前进时, 电子运动控制装置 ( 140 ) 操纵自动控制的近端部分以表现出可选择性弯曲的向远侧选择的曲率。用可选择性操纵的远侧部分选择了另一个期望的路径, 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播, 并且当内窥镜主体向近侧缩回时被选择。弯曲的曲率沿着内窥镜主体向远侧传播。