

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-246933

(P2010-246933A)

(43) 公開日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/00
A 61 B 19/00
G 02 B 23/24

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0
4 C 0 6 1

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2010-102407 (P2010-102407)
(22) 出願日 平成22年4月27日 (2010.4.27)
(62) 分割の表示 特願2006-509221 (P2006-509221)
 の分割
 原出願日 平成16年3月5日 (2004.3.5)
(31) 優先権主張番号 10/384,252
(32) 優先日 平成15年3月7日 (2003.3.7)
(33) 優先権主張国 米国(US)

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】挿入深さを決定するシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】患者の身体内での内視鏡の位置を正確に求め位置決定方法として、融通性及び適応性が広くリアルタイムの位置形状を提供する。

【解決手段】内視鏡の挿入深さを探知するシステムとして、内視鏡の挿入深さを決定するための一方法は、内視鏡の挿入深さを決定するように構成された、十分に機器装備された内視鏡を用いることである。十分に機器装備された内視鏡は、内視鏡全体の状態をポーリングし、内視鏡の、解剖学的境界、例えば肛門に対する位置を決定することができる。ポーリングによる情報は、内視鏡の長さに沿って配置されたセンサ又はトランスポンダにより得られる。

【選択図】図1A

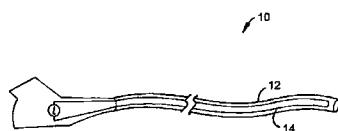


FIG. 1A

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

装置の位置を検知する外部のセンサを用いることなく解剖学的ランドマークを基準として内視鏡装置の挿入深さを決定するシステムであって、

前記内視鏡の少なくとも一部の長さに沿って配置され、前記解剖学的ランドマークを通過するに従い変数を変化させる環境因子を検知し、検知された前記環境因子に基づいて前記変数をそれぞれ出力する1つ以上のセンサと、

前記1つ以上のセンサによって出力された前記変数から、前記解剖学的ランドマークを越えた前記内視鏡装置の挿入深さを決定するように構成されたセンサシステムと、
を備えるシステム。

10

【請求項 2】

前記1つ以上のセンサは、前記解剖学的ランドマークを基準とする前記内視鏡装置の回転位置をもたらすために配置される請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記環境因子は、前記内視鏡装置を圧迫する組織による圧力を含む請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

前記環境因子は、前記内視鏡装置が挿入される身体の静電容量を含む請求項1に記載のシステム。

【請求項 5】

前記環境因子は、前記内視鏡装置が挿入される身体の電気抵抗を含む請求項1に記載のシステム。

20

【請求項 6】

前記1つ以上のセンサは、単一の回路で構成される請求項1に記載のシステム。

【請求項 7】

前記1つ以上のセンサは、フレックス回路内に配置された導電性の層を含み、

前記解剖学的ランドマークでの組織からの前記内視鏡装置に対する圧力が、前記解剖学的ランドマークに隣接した位置で前記導電性の層と前記フレックス回路との間で電気的な接触を引き起こす請求項1に記載のシステム。

30

【請求項 8】

前記1つ以上のセンサは、前記内視鏡装置に沿って間隔を空けて配置された多数のセンサを含み、

前記多数のセンサは、圧力スイッチ、感光性装置、湿度検知装置、pH値検知装置、温度検知装置、近接検知装置から成る群から選択される請求項1に記載のシステム。

【請求項 9】

前記1つ以上のセンサは、前記内視鏡装置に沿って別々な位置で終端となるように配置された多数のワイヤを含み、

前記環境因子は、前記ワイヤと前記内視鏡装置の周囲の組織との間での電気的な連通を含む請求項1に記載のシステム。

【請求項 10】

前記1つ以上のセンサは、ホール効果を利用したセンサを含み、

前記環境因子は、磁界を含む請求項1に記載のシステム。

40

【発明の詳細な説明】**【発明の分野】****【0001】**

[0001]本発明は、概して、内視鏡、及び内視鏡を用いた医療処置に関する。特に、本発明は、柔軟な内視鏡の挿入及び/又は引き出しを、例えば結腸鏡検査及び処置のために蛇行路に沿って追跡するための方法及び装置に関する。

【発明の背景】**【0002】**

50

[0002]内視鏡は、患者の身体内部を視覚化するための医療機器である。内視鏡は、結腸鏡検査、気管支鏡検査、胸腔鏡検査、腹腔鏡検査及びビデオ内視鏡検査を含む種々の診断法及びインターベンショナルな処置のために用いられることができる。

【0003】

[0003]結腸鏡検査法は、結腸の診断検査及び／又は結腸の外科的治療のために、柔軟な内視鏡又は結腸鏡を患者の結腸内に挿入する医療処置である。標準的な結腸鏡は、典型的に、長さが135cm～185cm、直径が12mm～19mmであり、光ファイバーメーリングバンドル、又は、器具の先端に配置された小型カメラ、照明ファイバ、1又は2つの器具チャネル（通気若しくは灌注のためにも用いられ得る）、空気及び水の通路、並びにバキュームチャネルを含む。結腸鏡は、通常、患者の肛門を通して挿入され、結腸内を前進させられ、結腸、回盲弁、及び、末端回腸の一部の直接視診を可能にする。結腸鏡の挿入は、結腸が、曲がりくねった回旋状の通路を成しているという事実により複雑である。結腸鏡を結腸内で前進させるためには結腸鏡のかなりの程度の操作がしばしば必要であり、これが、処置をより困難で時間がかかるものにし、また、合併症、例えば腸穿孔の可能性を高めている。結腸の湾曲部を通る適切な通路の選択を容易にするために、操縦可能な結腸鏡が考案されてきた。しかし、結腸鏡を結腸内により一層深く挿入するに従い、結腸鏡を、選択された通路に沿って前進させることがより困難になる。各ターンにて、結腸の壁は結腸鏡のカーブを維持しなければならない。結腸鏡は、結腸の粘膜表面を各ターンの外側に沿って擦る。結腸鏡の摩擦及び弛みが各ターンにて蓄積し、内視鏡の前進及び後退をより一層困難にする。さらに、結腸の壁に加えられる力は、摩擦の蓄積により増大する。結腸が極度に曲がりくねっている場合、結腸鏡を結腸の通路全体に前進させられなくなることがある。

10

20

30

40

【0004】

[0004]結腸鏡処置において生じる別の問題は、例えば、結腸鏡の長く細い管にループが形成されることである。このようなループは、内視鏡が障害物に遭遇し、又は狭い通路で行き詰るときに生じ得る。内視鏡は、前進せずに、患者の内部でループを形成する。内視鏡の挿入を続行しようとすると、過剰な力が加えられて、患者の身体内の繊細な組織を損傷することがある。外科医は、問題の発生に気づかず内視鏡の挿入を続行しようとすることがある。

【0005】

[0005]ユーザは、内視鏡の遠位端から伝達される画像を、視覚画像診断装置を通して観察できる。これらの画像、及び、内視鏡が通った経路を知ることにより、ユーザは通常、内視鏡の位置を決定することができる。しかし、患者の身体内での内視鏡の位置を極めて正確に決定することは困難である。これは、内視鏡の位置を、自動制御式内視鏡装置、例えば、米国特許第6,468,203号；2001年10月2日に出願された米国特許出願09/969,927号；2002年8月27日に出願された米国特許出願10/229,577号；2002年3月1日に出願された米国特許出願10/087,100号；及び、2002年5月2日に出願された米国特許出願10/139,289号に記載されている装置を用いて決定しようとすると、さらに困難になる。これらの特許及び特許出願の各々の全てを援用して本文の記載の一部とする。

40

【0006】

[0006]内視鏡の配置を判断するために用いられる別 の方法は、X線撮像である。用いられるさらに別の方法は、磁界を用いた位置検出であり、これは、患者及び操作者のX線被爆を回避する。このような方法は、典型的に、低周波磁界を介した磁気的位置測定を用いて、内視鏡管内に埋め込まれた小型センサの位置を決定する。連続的な時間におけるセンサの位置に基づいて、内視鏡管の形状の画像が形成される。

【0007】

[0007]別の方法は、外科医が装置を処置中の患者の身体内に適切に配置することを補助できる一連のマーキングを内視鏡上に配置することである。これらのマーキングは、装置の身体内での位置又は移動を示すための、バンド、ドット、文字、番号、色又は他のタイ

50

プの表示を含むことができる。視覚的に識別可能なマークが、しばしば、予め決められた規則的な間隔で配置される。このような表示システムは、装置に組み込まれ又は装置上にプリントされた、何らかの放射線不透過性の金属又は化合物を用いることにより、蛍光透視下で目視可能にされることができる。

【0008】

[0008]しかし、これらの方法の各々は、患者の身体内での内視鏡の位置が正確に求められる場合、融通性及び適応性に限界がある。また、このような従来の位置決定方法は、多くの場合、内視鏡が患者内部で前進又は後退されているときのリアルタイムの位置を考慮していない。

【発明の概要】

【0009】

[0009]患者の身体器官内に挿入される内視鏡又は結腸鏡の長さに関する情報が、身体器官、解剖学的ランドマーク、異常部などをマッピング（位置決め）することを補助するために、及び／又は、内視鏡の全長に沿った身体内での位置をリアルタイムに認識し続けるために用いられ得る。これは、操縦可能な遠位部、及び、例えばコントローラにより自動制御され得る自動制御式近位部を有する様々な内視鏡及び／又は結腸鏡と共に用いるときに特に有用である。このような装置の例は、以下の付与された特許及び同時係属出願、すなわち、米国特許第6,468,203号；2001年10月2日に出願された米国特許出願09/969,927号；2002年8月27日に出願された米国特許出願10/229,577号；2002年3月1日に出願された米国特許出願10/087,100号；及び、2002年5月2日に出願された米国特許出願10/139,289号に詳細に記載されている。これらの特許及び特許出願の各々を援用して本文の記載の一部とする。

【0010】

[0010]内視鏡の挿入深さ及び／又は位置を決定するための1つの方法は、十分に機器装備された内視鏡装置を用いることである。このような内視鏡装置には、内視鏡の挿入深さを、別個の又は外部の検知装置を必要とせずに決定し、また、決定したこの情報を、手術の実施に関わる操作者、外科医、ナース又は技術者に伝達するように構成された特徴物又は要素が組み込まれている。別の方法は、内視鏡から独立し、且つ内視鏡の外部にある検知装置を用いることである。この検知装置は、内視鏡に接続されても、又は接続されなくてもよい。このような検知装置は、内視鏡と相互作用し、内視鏡のどの部分が基準境界線を通過したかを決定する。この外部検知装置を、本文中にて、基準物又は基準装置とも互換的に称し得る。なぜなら、この装置は、内視鏡及び／又は患者の位置に対する基準点としても機能し得るからである。この基準装置は、内視鏡の外部に配置されることができ、且つ、患者の身体の内部又は外部のいずれにも配置され得る。従って、内視鏡と基準装置との相互作用は、直接接触的な相互作用又は非接触的相互作用であり得る。

【0011】

[0011]機器装備された内視鏡は、測定を、内視鏡全体（又は内視鏡の長さの少なくとも一部）のステータスをポーリング（監視）し、次いで、内視鏡の位置を、解剖学的境界又はランドマーク（例えば、結腸鏡の場合は肛門）に関連付けて決定することにより達成し得る。ポーリングによる情報は、装置の長さに沿って配置された多数のセンサにより得られる。検知される情報は、内視鏡の全長（又は内視鏡の長さの少なくとも一部）から得られるため、内視鏡を身体に挿入し又は身体から引出す方向は省かれ得る。なぜなら、内視鏡の即時のステータスがセンサにより提供され得るからである。

【0012】

[0012]挿入深さを決定するために機器装備されている内視鏡とは別に、他の内視鏡のバリエーションが、別個の外部装置と共に用いられ得る。これらの装置は、身体に取り付けられても、取り付けられなくてもよく、また、内視鏡の挿入深さを測定及び／又は記録するように構成されている。この装置を、外部検知装置、又は基準若しくは基準装置と称し得る。これらの用語は本文中で互換的に用いられる。なぜなら、外部検知装置が、内視鏡及び／又は患者の位置に対する基準点としても機能し得るからである。この基準装置は、

10

20

30

40

50

内視鏡の外部に配置されることができ、且つ、患者の身体の内部又は外部のいずれにも配置され得る。従って、内視鏡と基準装置との相互作用は、直接接触的な相互作用又は非接触的相互作用であり得る。さらに、基準装置は、センサのステータスをポーリングすることにより位置情報を検知し又は読み取るように構成され得る。センサは、内視鏡が、例えば肛門を通して身体内に挿入されるときに、内視鏡の本体に沿って配置され得る。基準装置は、患者の外部に配置されることができ、例えば患者が寝かされているベッド又は台の上に配置され、別のカートに取り付けられ、又は、患者の身体に着脱可能に取り付けられなどする。

【0013】

[0013] 处置中に何等かの大きな移動があつても患者が移動できないように横たえられるのであれば、基準装置は、室内の別の固定点に固定されることにより、固定された基準点として機能し得る。或いは、基準装置は、内視鏡を患者の身体に挿入する地点に対する固定位置にて、患者に直接取り付けられ得る。例えば、結腸鏡検査のためには、基準装置は患者の身体上の肛門付近に配置され得る。基準装置を配置する位置は、理想的には、肛門に対する移動が最小限の位置である。なぜなら、このような处置中に、患者が位置を変え、痙攣、屈曲などして内視鏡の測定を妨げることがあるからである。従って、基準装置は、身体上の幾つかの場所の1つに配置され得る。

10

【0014】

[0014] 1つの位置は、殿裂に沿った位置であり得る。殿裂は、殿筋の間に画成された、一般に肛門から下背に向かって延在する溝である。殿裂は、概して、脂肪層及び筋肉をほとんど又は全く有さず、また、肛門に対して、認められる程度の移動をしない。或いは、基準装置は、肛門付近の殿筋上に直接配置されてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1A】器具の長さにわたる電気回路を有する内視鏡の例を示す。

【図1B】図1Aの装置の、患者に挿入される前の例を示す。

【図1C】装置が装置の位置を、患者の肛門を通して前進されるときに検知する様子を示す。

【図1D】図1Aの内視鏡の一バリエーションの断面図である。

【図2A】挿入されている深さ又は位置を検知するための一連の個々のセンサ又はスイッチを有する内視鏡装置を示す。

30

【図2B】挿入されている深さ又は位置を検知するための一連の個々のセンサ又はスイッチを有する内視鏡装置を示す。

【図3A】多数のセンサが内視鏡の長さに沿って不連続の位置に配置され得る、内視鏡の別の例を示す。

【図3B】図3Aの装置の、個々のセンサワイヤが内視鏡の長さに沿ってセンサの各々に接続されている様子を示す。

【図4】センサワイヤの対が内視鏡の長さに沿って配置されることができ、不連続の位置にて終端となる別の例を示す。

【図5A】内視鏡の位置が、隣り合うセンサリング間の抵抗の測定により決定され得る、内視鏡の別の例を示す。

40

【図5B】内視鏡の位置が、隣り合うセンサリング間の抵抗の測定により決定され得る、内視鏡の別の例を示す。

【図5C】内視鏡の位置が、隣り合うセンサリング間の抵抗の測定により決定され得る、内視鏡の別の例を示す。

【図5D】内視鏡の位置が、隣り合うセンサリング間の抵抗の測定により決定され得る、内視鏡の別の例を示す。

【図6】内視鏡の挿入深さを決定及び記録するために用いられ得るアルゴリズムの例を示す。

【図7A】内視鏡の位置を決定するために外部装置を用い得る内視鏡の例を示す。

50

【図 7 B】内視鏡の位置を決定するために外部装置を用い得る内視鏡の例を示す。

【図 7 C】内視鏡の位置を決定するために外部装置を用いる内視鏡の、不均一な直径を有する別の例を示す。

【図 8】内視鏡の位置を決定するために用いられ得る外部装置の別の例を示す。

【図 9】内視鏡上に配置されたセンサを検知するために用いられ得る、外部装置の別の例を示す。

【図 10】内視鏡の挿入及び／又は引き出しを、少なくとも 2 つのセンサを用いて決定する一例を示す。

【図 11 A】内視鏡が前進されているか、又は後退されているかを決定するために用いられ得る、図 10 の 2 つのセンサからのセンサ読み取りを示すプロットの例を示す。 10

【図 11 B】内視鏡が前進されているか、又は後退されているかを決定するために用いられ得る、図 10 の 2 つのセンサからのセンサ読み取りを示すプロットの例を示す。

【図 12 A】内視鏡の移動方向が図 10 の 2 つのセンサを用いてどのように決定され得るかに関する少なくとも 1 つの状況を示す。

【図 12 B】内視鏡の移動方向が図 10 の 2 つのセンサを用いてどのように決定され得るかに関する少なくとも 1 つの状況を示す。

【図 12 C】内視鏡の移動方向が図 10 の 2 つのセンサを用いてどのように決定され得るかに関する少なくとも 1 つの状況を示す。

【図 12 D】内視鏡の移動方向が図 10 の 2 つのセンサを用いてどのように決定され得るかに関する少なくとも 1 つの状況を示す。 20

【図 13】内視鏡の移動方向を決定するために用いられ得るアルゴリズムの例を示す。

【図 14】内視鏡の位置を外部装置を用いて決定するための簡略化された例を示す。

【図 15】外部装置に用いられ得る内視鏡の位置決定の例を示す。

【図 16】単一の磁気装置及び複数のセンサを用いたバリエーションの回路図である。

【図 17 A】内視鏡装置の個々のセグメントを、セグメントがセンサを通過するときに検知するための一例を示す。

【図 17 B】内視鏡装置の個々のセグメントを、セグメントがセンサを通過するときに検知するための一例を示す。 30

【図 18】不連続の永久磁石又は電磁石が内視鏡に沿って配置された内視鏡装置の個々のセグメントを検知するための別の例を示す。

【図 19 A】内視鏡装置の個々のセグメントを検知するための、複数の永久磁石又は電磁石を用いる別の例を示す。 40

【図 19 B】内視鏡装置の個々のセグメントを検知するための、複数の永久磁石又は電磁石を用いる別の例を示す。

【図 20】不連続の永久磁石又は電磁石が内視鏡に沿って配置されている様子を、明瞭化のために内視鏡装置の椎骨状部のみにて示す。

【図 21 A】内視鏡に沿って磁石を配置した別の例の側面図である。

【図 21 B】内視鏡に沿って磁石を配置した別の例の断面図である。

【図 22 A】鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料、永久磁石若しくは電磁石を、内視鏡に沿って用いるための別の例を示す。

【図 22 B】鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料、永久磁石若しくは電磁石を、内視鏡に沿って用いるための別の例を示す。

【図 23】鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を細長い支持体又はツールに沿って配置し、次いで従来の内視鏡の作用管腔内に配置し得る別の例を示す。

【図 24 A】鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を内視鏡の個々の椎骨状部に取り付けるための例を示す。

【図 24 B】鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を内視鏡の個々の椎骨状部に取り付けるための例を示す。

【図 24 C】鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を内視鏡

の個々の椎骨状部に取り付けるための例を示す。

【図25A】別の検知機構の例、例えば、力の測定を用いた検知機構を示す。

【図25B】別の検知機構の例、例えば、力の測定を用いた検知機構を示す。

【図26A】別の検知機構の例、例えば、ホイール内又はホイール上に一体化された不連続の永久磁石又は電磁石を有する回転可能なホイールを用いた検知機構を示す。

【図26B】別の検知機構の例、例えば、ホイール内又はホイール上に一体化された不連続の永久磁石又は電磁石を有する回転可能なホイールを用いた検知機構を示す。

【図27】殿裂に沿って又は殿裂内に配置され得る基準装置の一例を示す。

【図28】柔軟で細長い部材を用いて、殿裂に沿って又は殿裂内に位置合わせもされ得る基準装置の別の例を示す。

【図29A】基準装置センサのための可能な構造の1つを示す。

【図29B】基準装置センサのための可能な構造の1つを示す。

【図30A】センサを患者に固定するための基準装置の配置の別の例を示す。

【図30B】センサを患者に固定するための基準装置の配置の別の例を示す。

【図31】使い捨て用の基板内でセンサが用いられる、基準装置の別の例を示す。

【図32A】肛門付近の一方の臀部上に配置され得る、基準装置の別の例を示す。

【図32B】肛門付近の一方の臀部上に配置され得る、基準装置の別の例を示す。

【図33A】肛門付近の一方の臀部上に配置され得る、基準装置の別の例を示す。

【図33B】肛門付近の一方の臀部上に配置され得る、基準装置の別の例を示す。

【図33C】肛門付近の一方の臀部上に配置され得る、基準装置の別の例を示す。

【図34】肛門付近の一方の臀部上に配置され得る、基準装置のさらに別の例を示す。

【図35】肛門付近の一方の臀部上にも配置され得る、多数のセンサを有する、基準装置のさらに別の例を示す。

【図36】ケースに覆われた基準装置の例を示す。

【図37】殿裂をわたり両臀部上に配置され得る基準装置の例を示す。

【図38A】使用中の内視鏡を取り囲むように用いられ得る基準装置の例を示す。

【図38B】使用中の内視鏡を取り囲むように用いられ得る基準装置の例を示す。

【図39】衣類の生地に、肛門を取り囲む領域にて組み込まれ得る基準装置の例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0016】

[0059]内視鏡又は結腸鏡の、患者の身体器官内に、又は任意の閉鎖空間内に一般的に挿入される長さの決定は、有用な情報であり、身体器官、解剖学的ランドマーク、異常部などのマッピングを補助するために、及び／又は、身体内での内視鏡の位置をリアルタイムに認識し続けるために用いられ得る。用語「内視鏡」と「結腸鏡」は、本文において互換的に用いられ得るが、同じタイプの装置を示すものとする。このような情報は、操縦可能な遠位部、及び、例えばコントローラにより自動制御され得る自動制御式近位部を有する様々な内視鏡及び／又は結腸鏡と共に用いるときに特に有用である。このような装置の例は、以下の付与された特許及び同時係属出願、すなわち、米国特許第6,468,203号；2001年10月2日に出願された米国特許出願09/969,927号；2002年8月27日に出願された米国特許出願10/229,577号；2002年3月1日に出願された米国特許出願10/087,100号；及び、2002年5月2日に出願された米国特許出願10/139,289号に詳細に記載されている。これらの特許及び特許出願の各々を援用して本文の記載の一部とする。

【0017】

[0060]少なくとも2つの異なる方法が、内視鏡が身体内に挿入されたときに内視鏡の挿入深さ及び／又は位置を決定するために用いられ得る。1つの方法は、十分に機器装備された内視鏡装置を用いることである。このような内視鏡装置には、内視鏡の挿入深さを決定し、決定したこの情報を、手術の実施に関わる操作者、外科医、ナース又は技術者に伝達するように構成された特徴物又は要素が組み込まれている。

【0018】

10

20

30

40

50

[0061]別の方法は、内視鏡から独立し、且つ内視鏡の外部にある検知装置を用いることである。このような検知装置は、内視鏡と相互作用し、内視鏡のどの部分が基準境界線を通過したかを決定する。この外部検知装置を、本文中にて、基準物又は基準装置とも互換的に称し得る。なぜなら、この装置は、内視鏡及び／又は患者の位置に対する基準点としても機能し得るからである。この基準装置は、内視鏡の外部に配置されることができ、且つ、患者の身体の内部又は外部のいずれにも配置され得る。従って、内視鏡と基準装置との相互作用は、直接接触的な相互作用又は非接触的相互作用であり得る。

機器装備された内視鏡

【0019】

[0062]内視鏡の挿入深さ及び／又は位置を決定するための1つの方法は、挿入深さを決定するように構成され得る内視鏡装置による方法である。すなわち、内視鏡装置が、身体器官内に挿入された内視鏡の一部を、別個の又は外部の検知装置を必要とせずに示すように構成され得る。このタイプの決定は、配置された内視鏡を、内視鏡の深さの測定が、内視鏡を身体器官に挿入し又は身体器官から引き出しているときの内視鏡の進行とは独立であるように反映することができ、内視鏡の挿入深さを、挿入履歴に関係なく即時に反映する。

【0020】

[0063]このような内視鏡装置は、このような決定を、部分的には、内視鏡全体（又は内視鏡の長さの少なくとも一部）のステータスをポーリング（監視）し、次いで、内視鏡の位置を、解剖学的境界又はランドマーク（例えば、結腸鏡の場合は肛門）に関連付けて決定することにより達成し得る。ポーリングによる情報は、装置の長さに沿って配置された多数のセンサにより得られることができ、これに関しては、以下にさらに詳細に記載する。検知される情報は、内視鏡の全長（又は内視鏡の長さの少なくとも一部）から得られるため、内視鏡を身体に挿入し又は身体から引出す方向は省かれ得る。なぜなら、内視鏡の即時のステータスがセンサにより提供され得るからである。診査又は診断処置中の、内視鏡の方向に関する情報又は位置の履歴は、内視鏡の挿入深さの履歴を見直すことにより随意に記録及び／又は保存され得る。

【0021】

[0064]バリエーションが図1Aに見られ、図1Aは内視鏡組立体10を示す。内視鏡12は、内視鏡12のシャフトの長さにわたって配線された少なくとも1つの回路14を有するように構成され得る。また、回路14は、シャフト長さの一部のみ、又はシャフト長さの大部分にわたって配線され得る。この配線の比率は、操作者、外科医又は技術者が望む、センサとして作用するシャフトの比率による。こうして、单一の回路14により、内視鏡12は、单一の連続センサとして機能するように構成され得る。以下により詳細に説明するように、実際に用いられるセンサのタイプに応じて、センサが受信する出力変数の変化が測定及び記録され得る。そして、出力変数の変化の程度が、身体内に挿入された内視鏡12の長さと関連付けられ得る。出力変数は、内視鏡12が遭遇する、変動する環境因子にも基づき得る。例えば、回路14により検知される、出力変数の変化をもたらし得る環境因子の一例は、周囲組織、例えば、内視鏡12が身体内に最初に挿入される部位である肛門から検知される圧力を含み得る。別の因子は、例えば内視鏡12が身体内に挿入されるときの組織からの導電率の変化を含み得る。

【0022】

[0065]或いは、内視鏡12は、内視鏡12の、身体内部に入っている長さではなく身体外部に残っている長さを検知し、それにより挿入深さを間接的に計算するよう関連付けるように構成され得る。また、内視鏡12は、身体外部に残っている内視鏡12の長さと、身体内に挿入された内視鏡12の長さとの両方を検知し、これらの長さを相関させ得る。或いは、内視鏡12は、穴すなわち肛門20の、装置の長さに沿った位置を検知し、次いで、身体外部に残っている長さ、又は、肛門20の位置に対する挿入長さを計算し得る。

【0023】

[0066]出力変数の変化をもたらす環境因子の変動の別の例が図1B及び図1Cに示され

10

20

30

40

50

ている。これらの図は、容量式検知を行う内視鏡装置として構成された内視鏡組立体 10 の例を示す。図 1 B に見られるように、患者 18 が、接地 22 に接続され得る台及び／又は接地パッド 16 の上に配置され得る。図 1 C は、内視鏡 12 が患者 18 の肛門 20 内に挿入されている様子を示す。内視鏡 12 を患者 18 に挿入する前又は挿入中に、一定の入力電流を内視鏡 12 に供給することができ、これに応じて電圧が測定され得る。こうして、概略図 24 に示されているように、内視鏡 12 はコンデンサ内のプレートとして機能することができ、患者 18 の身体下に置かれた接地パッド 16 は、内視鏡 12 に対向する第 2 のプレートとして機能し得る。内視鏡 12 と接地パッド 16 の間に生じる静電容量（キャパシタンス）が、電流 i の値、時間 t に基づいて、及び／又は、入力周波数と得られた周波数との、測定された位相シフト差に基づいて計算され得る。内視鏡 12 が肛門 20 に挿入され、又は肛門 20 から引き出されるとき、計算される静電容量は、患者 18 の組織の誘電率と空気の誘電率との差に従って変化するであろう。この静電容量の変化は、常にモニタリングされ、患者 18 の内部に挿入された内視鏡 12 の長さを示すために、内視鏡 12 の長さに対して位置付け(mapped)され得る。

10

【0024】

[0067]内視鏡検知における別のバリエーションは、静電容量ではなく電気抵抗を利用し得る。例えば、連続回路 14 が、導電性プリントカードで覆われた単一のプリント回路に構成され得る。図 1 D は、このように構成された内視鏡 12 の断面の一バリエーションを示す。図 1 D に見られるように、導電性のプリントカード層 25 がフレックスプリント回路 26 内に、内視鏡内部 28 を取り囲んで周方向に配置され得る。内視鏡 12 は、内視鏡及びその電子素子を覆う外側ジャケット又はシース 27 により随意に覆われ得る。使用において、内視鏡 12 が患者 18 内に、例えば肛門 20 を通して挿入されるとき、身体内への挿入地点における周囲組織からの圧力が、内視鏡 12 内でカード層 25 とフレックス回路 26 とを接触させ、それにより、挿入地点にて回路 14 を閉じる。内視鏡 12 が肛門 20 に挿入され、また肛門 20 から引き出されるとき、カード層 25 とフレックス回路 26 との接触点は、挿入時に圧力が加えられる場所に従って変化することになり、回路 14 の抵抗は、いつでも測定され、肛門 20 内に挿入された長さを示すために、内視鏡 12 の長さに対して位置付けされ得る。

20

【0025】

[0068]別のバリエーションが図 2 A 及び図 2 B に示されている。これらの図は、内視鏡の挿入深さ又は位置を検知するための一連の個々のセンサ又はスイッチを有する内視鏡装置を示す。内視鏡 30 が、連続回路を有する内視鏡として示されており、連続回路は、装置 30 の長さに沿って配置された、複数の開いた個々のスイッチ又は導電セクション 32 を有する。スイッチ $S_1 \sim S_N$ が、内視鏡 12 に沿って一定の間隔で配置され得る。スイッチ間の間隔は変化させることができ、これは、内視鏡の位置決定に関する所望の精度に対応し得る。スイッチを、より正確な読み取りをさせるために互いにより近接して配置することができ、反対に、スイッチを互いにより遠ざけて配置すると、より精度の低い決定が行われ得る。また、スイッチは、互いに対して均等な距離で配置され得る。また、スイッチは、様々な導電性の形態であってよく、例えば、膜スイッチ、感圧抵抗素子 (FSR) などであり得る。

30

【0026】

[0069]用いられ得るタイプのスイッチの別のバリエーションは、光検知トランステューサである。スイッチ $S_1 \sim S_N$ が、多種多様なタイプの感光スイッチ、例えば、光電子放出検知器、光導電セル、光起電力電池、フォトダイオード、フォトトランジスタなどの 1 つとして構成され得る。スイッチ $S_1 \sim S_N$ は、内視鏡 30 の長さに沿った予め決められた位置に配置され得る。内視鏡 30 が患者 18 に挿入されると、患者 18 の外部から患者 18 の内部への周囲光の変化が、患者 18 内に挿入されたスイッチの電圧を変化させ得る。この変化により、内視鏡 30 の、身体 18 内での挿入深さ、又は、まだ身体 18 の外部に位置する内視鏡 30 の長さを示し得る。先に記載したタイプの感光性スイッチは、光起電性スイッチ以外は、処置中にスイッチに電流が流れ得る。光起電性スイッチは、完全

40

50

に、身体 18 の外部の周囲光により電力供給され得る。

【0027】

[0070] 図 2B は、図 2A の装置の回路図 34 を示す。図示されているように、S₁ ~ S_N が、互いにに対して平行であるように配置され得る。内視鏡 12 を患者 18 内に挿入し又は患者 18 から引き出すと、例えば、導電性組織との相互作用、スイッチを閉じる肛門からの圧力、湿度又は pH の変化、温度変化、光強度の変化などにより、スイッチが作動し、すなわちスイッチが閉じ得る。特定のスイッチの閉鎖は、内視鏡 12 が肛門 20 内にどれくらい深く挿入されるかにより変化する。特定のスイッチが電気的に作動しているとき、対応する抵抗 (R₁ ~ R_N) の値が測定され、次いで、挿入長さを示すために内視鏡 12 に対して位置付けされ得る。

10

【0028】

[0071] 別のバリエーションが図 3A 及び図 3B に示されている。これらの図は、内視鏡 40 が、内視鏡 40 の長さに沿って配置された多数のセンサを不連続位置に有する様子を示す。このバリエーションにおいて、多数のセンサワイヤが内視鏡 12 の長さに沿って、図 3B に示されているように各ワイヤが内視鏡 12 の長さに沿った順次位置にて終端となるように配置され得る。3 本のワイヤのみが示されているが、これは説明のためのものに過ぎず、より少数又はより多数の任意の数のワイヤを、機器装備される内視鏡 12 の所望の長さに応じて用い得る。センサワイヤ 46' , 48' , 50' の遠位端の配置は、内視鏡 12 構造物の椎骨状部又は連結部の数に合致し得る。センサワイヤ 46' , 48' , 50' は、内視鏡 12 の長さにわたって内視鏡 12 内に簡単に配線されても、又は、装置の外側に沿って配置されてもよい。ワイヤの遠位端は、組織との連通を可能にするよう露出されることができ、或いは、ワイヤの遠位端は、各々、内視鏡 12 を多数のセグメントに分割している対応する導体 42 に接続され得る。随意に用いられるこれらの導体 42 は、組織との周方向の接触を可能にするリングの形状に形成され得る。こうして、各センサワイヤ 46' , 48' , 50' は、それぞれ、対応する導体 46 , 48 , 50 と電気的に連通する。この連通は、用いられるワイヤと、それに対応する導体の数に応じて同様である。個々のセンサを単一のバス上でネットワーク接続させることもでき、また、より複雑なネットワーク及びセンサの配置も、さらなる情報、例えば内視鏡 12 の回転位置の情報をもたらすために用い得る。センサワイヤ 46' , 48' , 50' の近位端は、各々、対応するプロセッサ 52 , 54 , 56 に接続されることができ、こうして、肛門 20 内に挿入された内視鏡 12 の長さが、個々のセンサワイヤ 46' , 48' , 50' の各々のステータスをポーリングすることにより決定され得る。

20

【0029】

[0072] 図 4 は、内視鏡組立体の別のバリエーション 60 を示す。組立体 60 において、ワイヤセンサの対応する対が、内視鏡 62 の本体に沿って配置され得る。ワイヤセンサの第 1 の対 64 が内視鏡 62 に沿って延在し、第 1 の遠位位置にて終端となり得る。ワイヤセンサの第 2 の対 66 も内視鏡 62 に沿って延在し、第 1 遠位位置よりも近位の第 2 の遠位位置にて終端となり得る。また、ワイヤセンサの第 3 の対 68 も内視鏡 62 に沿って延在し、第 2 遠位位置よりも近位の第 3 の遠位位置にて終端となり得る。その他のワイヤセンサの対も同様に配置され得る。任意の数のワイヤの対を用いることができ、第 1 の遠位位置、第 2 の遠位位置、第 3 の遠位位置などの各遠位位置間の距離は、所望の測定結果に応じて、均一でも、又は不規則でもよい。このバリエーション 60 は、患者にセンサを挿入し、又はセンサを引き出すときにワイヤセンサのいずれの対が作用を受けるかを測定することにより、上記のバリエーションと同様に機能し得る。

30

【0030】

[0073] さらに別の例が図 5A ~ 図 5D に示されている。この例は、内視鏡 72 を含み得る内視鏡組立体 70 を示し、内視鏡 72 は、内視鏡 72 の長さに沿って配置された少なくとも 1 以上の、好ましくは少なくとも 2 以上の導電センサ 74 を有する。センサ 74 は、リングの形状を有することができ、さらに、隣り合う各リング間の抵抗を測定するように構成され得る。図 5B は、内視鏡 72 の一部の詳細図であり、第 1 センサ 76 、及び隣接

40

50

する第2センサ78を示す。センサ76, 78は、各々、別々のセンサワイヤ76', 78'に、隣り合うセンサ、例えばセンサ76, 78間の電気抵抗、例えばR₁が、組織領域に接触したときに測定され得るように接続され得る。図5Cは、センサ76, 78が組織79に接触している様子を示す。内視鏡72が組織内に前進され、又は組織から引き出されるとき、隣り合うセンサ間の抵抗値が、患者18内での内視鏡72の位置を決定するために測定され得る。図5Dに見られるように、抵抗値は、装置が患者18の内部に前進されるときに、センサ1, 2, 3...と示されている隣り合う各センサ間に順次測定され得る。これは、抵抗が無限大である(R₁)センサ(センサが身体の外部で測定される場合)と、抵抗が無限大より非常に小さい(R₂)センサ(センサが身体内部で組織に囲まれて測定される場合)との間で測定された抵抗値を関連付けることによっても達成され得る。

10

【0031】

[0074]先に述べたように、圧力又は力、静電容量、及び抵抗の測定値以外の他の出力変数も、内視鏡の挿入深さを決定するために用いられ得る。例えば、湿度又はpHセンサも用いられ得る。湿度又はpH値は、身体内への挿入により劇的に変化するからである。温度又は熱流束の検知も、温度センサ、例えば、サーミスタ、サーモカップル(熱電対)などを、内視鏡本体に沿った様々な位置に配置することにより用いられ得る。温度検知は、空気と身体との温度差を利用し得る。別の代替例は、内視鏡の内部を、身体温度より高温又はより低温の範囲の温度に加熱又は冷却することを含み得る。こうして、内視鏡に入りする、得られた熱流束(内視鏡の内部温度に依存)をモニタリングして、内視鏡のどの部分が身体組織と接触しているかを決定し得る。別の代替例は光検知を含み得る。これは、光センサを内視鏡本体に沿った位置に配置することによる。こうして、内視鏡の挿入深さを位置付けるために、身体外部と身体内部との光強度の差が決定され得る。或いは、音波又は他の圧力波、超音波、誘導近接センサなども用いられ得る。

20

【0032】

[0075]内視鏡本体上に配置されるセンサを用いることにおいて、患者の内部への内視鏡の挿入深さを決定及び記録するために、図6に示されているようにアルゴリズムを用い得る。アルゴリズムのこのバリエーションは、内視鏡が患者に挿入され又は患者から引き出されるときにセンサの各々が連続的にトリガーされるという原理に基づいて動作する。最新の挿入深さ、すなわち、最新で有効なトリガーされたセンサを記録し追跡し続けるために、レジスタを用い得る。内視鏡及びアルゴリズムは、有効とみなされるセンサの読み取りが、挿入、引出し又は停止が示され得るように、同じセンサ又は隣接するセンサによりトリガーされた読み取りであるように構成され得る。他のセンサトリガーは、有効なセンサトリガーがレジスタを更新させ得る間、無視又は拒絶ができる。

30

【0033】

[0076]このようなアルゴリズムは、先に記載した装置のいずれにも、誤測定を排除し、挿入深さの正確な測定を維持するために実行され得る。ステップ80は、アルゴリズムの開始を、センサがトリガーされることを内視鏡が待っている(82)状態として示す。センサがトリガーされていないならば(84)、アルゴリズムは、「いいえ」を表示し、装置はトリガー信号を待機し続ける。センサがトリガーされた(84)ことが示されたとき、トリガー信号の比較が行われる、これは、検知された信号が、隣接するセンサからのものかどうか(85)を比較するためのものであり、トリガーされたセンサの情報を、センサレジスタ88内の記憶されたレジスタ情報と比較することにより行われる。もし、トリガー信号が隣のセンサからのものでなければ、信号は誤信号として拒絶され(87)、内視鏡は、センサがトリガーされることを待機する状態に戻る(82)。しかし、レジスタ88に記憶された値と比較したときに、トリガー信号が隣接するセンサからのものであれば、レジスタ88は新しいセンサ情報で更新され(86)、内視鏡は、別のセンサがトリガーされるのを待機し続ける(82)。

40

外部検知装置を用いる内視鏡

【0034】

50

[0077]挿入深さを測定するように機器装備された上記の内視鏡に加え、別の内視鏡が存在する。これらの内視鏡は、内視鏡の挿入深さを測定及び／又は記録するように構成された別個の装置と共に用いられ得る。この別個の装置を、外部検知装置、又は、基準若しくは基準装置と称し得る。これらの用語は本文中で互換的に用いられる。なぜなら、外部検知装置は、その機能の一部で、内視鏡及び／又は患者の位置に対する基準点としても機能し得るからである。この基準装置は、内視鏡の外部に配置されることができ、且つ、患者の身体の内部又は外部に配置され得る。従って、内視鏡と基準装置との相互作用は、直接的接触相互作用又は非接触的相互作用であり得る。さらに、基準装置は、位置情報を検知し又は読み取るように構成され得る。この検知又は読み取りは、内視鏡の本体に沿って配置され得るセンサ又はトランスポンダのステータスを、内視鏡が身体内に、例えば肛門を通って入っていくときにポーリングすることにより行われる。或いは、基準装置は、センサ又はトランスポンダを、限られた領域又は区域内でのみ検知するように構成され得る。基準装置は、患者の外部に配置されることができ、例えば、患者が置かれているベッド又は台上に配置され、別のカートに取り付けられ、又は、患者の身体の内部若しくは外部に着脱可能に取り付けられなどして配置され得る。

10

【0035】

[0078]図7A及び図7Bは、内視鏡組立体90を、外部の検知装置又は基準装置96と共に用いることにおけるバリエーションを示す。基準装置96は、患者18の外部に、体腔への開口に隣接して、例えば結腸鏡処置のためには肛門20に隣接して配置され得る。これに応じて、基準装置96は、開口部100の付近に配置されたセンサ又はリーダ98を有し得る。開口部100は、内視鏡92が肛門20に入るために通されるガイドとして用いられ得る。内視鏡92は、内視鏡92の本体に沿って配置された多数のタグ94、例えばセンサ、トランスポンダなどを有するように構成され得る。これらのタグ94は内視鏡92に沿って一定の間隔で配置され得る。タグ94間の間隔は変えられることができ、これは、内視鏡の位置の決定における所望の精度にも対応し得る。タグ94は、より正確な読み取りをもたらすためには、互いに近接して配置され得る。反対に、タグ94を、互いにより遠ざけて配置すると、より精度の低い決定がもたらされ得る。さらに、タグ94は、互いに対して均一の距離を有して配置されることができ、或いは、所望の結果に応じて不規則な間隔で配置され得る。また、タグ94は、所望の結果に応じて、内視鏡92の全長に沿って配置されても、又は、内視鏡92の一部のみに沿って配置されてもよい。図7Bに示されているように、内視鏡92が、開口部100を介して基準装置96を通過し、肛門20に入るとき、基準装置96内に配置されたリーダ98が、タグ94の各々を、タグ94が開口部100を通過するときに検知し得る。従って、内視鏡92の方向及び挿入深さが、内視鏡92のリアルタイムの位置情報のために記録され、且つ／又は維持され得る。

20

【0036】

[0079]多数の技術がタグ94に用いられ得る。例えば、バリエーションにおいて、RF（無線周波）識別タグ又はアンテナとして構成されたタグ94が用いられ得る。従って、リーダ98は、RF受信装置として構成され得る。各タグ94は、例えば位置情報（例えば、特定のタグ94の、内視鏡92の遠位端からの距離）によりコード化され得る。従って、リーダ98は、或る領域又はゾーンのみを読み取るように構成され得る。例えば、リーダ98は、開口部100を通過するRFタグのみ、又は、肛門20付近にあるタグのみを読み取り得る。或いは、RFタグは、例えば先に記載したような圧力スイッチのステータスを、挿入長さが決定するために基準装置96に伝達するように構成され得る。

30

【0037】

[0080]タグ94の別のバリエーションは、超音波検知のためのタグを構成するものであり得る。例えば、各タグ94は、内視鏡92に沿って配置された圧電トランスポンダ又はスピーカとして構成され得る。従って、リーダ98は、位置情報を、同調されたトランスポンダすなわちタグ94（各々がその位置情報を伝達する）から受信するための超音波受信器として構成され得る。或いは、光学センサをタグ94として用い得る。このバリ

40

50

エーションにおいては、各タグ94は、内視鏡92の外面上に配置された、コード化された受動的マークとして構成され得る。これらのマークは、慣用のバーコード、カスタムバーコード、カラーパターンなどの形態であり得、これらは各々、さらに、方向性移動、すなわち挿入又は引出しを示すように構成され得る。また、各タグ94は、コード化されたアクティブマーク、例えば、コード化されたパターンで点滅し得るLEDとして構成され得る。従って、リーダ98は、光学センサとして構成され得る。

【0038】

[0081]別の代替例は、タグ94及びリーダ98を、赤外線（IR）検知のために構成することであり得る。この場合、IRエミッタ（赤外線放出源）が、内視鏡92の長さに沿って配置されることができ、IRエミッタすなわちタグ94の各々が、内視鏡92に沿った各々の位置に従って特定の周波数で光を放出するように構成される。従って、リーダ98は、異なる周波数の光を受信し、検知された特定の周波数を内視鏡92の長さに対して位置づけるためのIRレシーバ（赤外線受信器）として構成され得る。さらに別の代替例は、基準装置96内の磁気リーダが装置の位置を読み取ることができるように磁気的に構成されたタグ94を有することであり得る。これについて、以下にさらに詳細に記載する。
10

【0039】

[0082]さらに別の代替例は、基準装置及び内視鏡組立体を、線状のケーブルトランスデューサ組立体として構成することであり得る。このバリエーションにおいては、リーダ98が、ケーブル、ワイヤ又は他の何らかの柔軟な部材を有するトランスデューサとして構成され得る。ケーブル、ワイヤなどの柔軟な部材はリーダ98から延在し、内視鏡92の遠位端に取り付けられる。基準装置96は患者の外部に維持され、且つ患者に対して固定位置に維持されるが、内視鏡92は、リーダ98からのケーブル又はワイヤを引きながら、患者の内部で前進され得る。ケーブル又はワイヤの近位端は、マルチターンポテンショメータ（多重巻線電位差計）と電気的に連通しているケーブル又はワイヤのスプールに取り付けられ得る。内視鏡92が後退（引き出し）されるときにケーブル又はワイヤを引き戻すために、スプールは、ケーブル又はワイヤをスプール上に引き戻せるように付勢され得る。こうして、ワイヤの長さの変化が、リーダ98すなわちポテンショメータの、延ばされた或る長さのケーブルへの出力に関連づけられ、従って、患者内に挿入された内視鏡92の長さへの出力に関連づけられ得る。
20

【0040】

[0083]さらに別の代替例は、例えばマルチターンポテンショメータ、エンコーダなどに連結されたローラを基準装置96上に取り付けることであり得る。これらのローラは、内視鏡92が前進されるときにローラが第1の方向に回転し、内視鏡92が後退されるときにローラが第1方向と反対の方向に回転するように、内視鏡92と直接接触して構成され得る。ローラの回転及び回転数が、内視鏡92の挿入深さの長さと関連付けられ得る。
30

【0041】

[0084]さらに別の代替例は、本文中に記載した内視鏡、又は内視鏡のいずれかを、患者の身体内の画像を形成することができる慣用の画像技術と共に用いることであり得る。例えば、画像技術のいずれか1つ、例えば、X線、蛍光透視法、コンピュータ断層撮影法（CT）、磁気共鳴画像法（MRI）、磁界位置測定システムなどを、挿入深さを決定するために、本文中に記載された内視鏡と共に用い得る。
40

【0042】

[0085]さらに別の代替例において、基準装置は、内視鏡からの位置情報を、基準装置96などの基準装置上に配置された1又は複数の圧力センサを用いて検知するために用いられ得る。圧力センサは、基準装置96上に、内視鏡が前進又は後退されるときに内視鏡92に押し付けられ得るように配置され得る。この圧力センサは、例えばスイッチとして構成されることができ、或いは、内視鏡92上の何らかの特徴物、例えば、パターン化された組織、凹部、デントなどを検知するように構成されることもでき、これらの特徴物は、圧力スイッチに内視鏡92の挿入深さを示すために、所定の長さ、又は長さ間隔で配置
50

されている。

【0043】

[0086]さらに別の代替例は、図7Cに見られるように、患者内に挿入された内視鏡本体の直径の変化を検知することである。内視鏡の挿入長さは、各々が固有の直径を有する複数のセクションを有し得る。例えば、最も遠位のセクション102は最も小さい直径を有することができ、近位の連続するセクション104, 106は、各々、漸増的に、より大きい直径を有し得る。或いは、連続するセクションが、交互に異なる直径寸法を有し得る。すなわち、第1のセクションが第1の直径を有し、第2のセクションが、より大きい第2の直径を有し、第3のセクションが、第1の直径と等しい直径、又は第2の直径よりも大きい直径を有するというような配列である。内視鏡の直径のこのような差異は、内視鏡の挿入深さを、基準装置108を用いて検知するために用いられることができ、基準装置108は、内視鏡との接触を維持し、且つ、図に矢印で示されているように内視鏡の直径の変化に応じて移動するよう構成され得る。直径を参照するこのような装置及び方法は、独立に、又は、本文中に記載した他の方法のいずれかと共に、内視鏡の位置が、他の検知方法を用いた結果と一致することを確認するための検査体として用いられ得る。

10

【0044】

[0087]図8は、内視鏡組立体の別の例である組立体110を示す。組立体110において、内視鏡112が、内視鏡112の本体に沿って配置された多数のセンサ又はタグ114を有し得る。内視鏡112が肛門20から前進又は後退されるため、患者の外部に、内視鏡112から或る距離を有して取り付けられ得る基準装置116が、先に記載したバリエーションのいずれかに組み込まれたレシーバ又はリーダ118を有し得る。例えば、レシーバ又はリーダ118は、RFレシーバ、超音波レシーバ、光学センサとして、又は、先に記載した他のバリエーションのいずれかとして機能し、肛門20付近のタグ114のみを読み取り、これらのタグ114の内視鏡112上での位置を把握し、それにより挿入長さを決定するように適合され得る。

20

【0045】

[0088]リーダ118が光学センサとして構成されるならば、リーダ118は、さらに、光源、例えばLED、レーザ、カーボンなどを、基準装置116内に用い得る。この光源は、リーダ118内のデジタルシグナルプロセッサ(DSP)に接続されたCCD又はCMOS画像システムと共に用いられ得る。光源は、内視鏡112に沿って所定の間隔で配置されたマーキングを照明するために用いられ得る。或いは、マーキングを完全に省き、CCD又はCMOSイメージングシステムを用いて、内視鏡の表面に沿って通常存在する不規則性を簡単に検知し得る。内視鏡が光源及びリーダ118を通過するとき、内視鏡の移動が検知され、これが、挿入深さを示すように関連付けられ得る。

30

【0046】

[0089]図9は、内視鏡組立体の別のバリエーションである組立体120を示す。組立体120にて、内視鏡122が、内視鏡122の長さに沿って配置された多数のセンサ124を有し得る。これらのセンサ124は、以下により詳細に説明するように、ホール効果タイプのセンサとして構成され得る。基準装置126は、内視鏡を通す内視鏡ガイド128を内部に画成しているリング磁石として構成されることができ、これにより、磁界がセンサ124に対して垂直に画成される。従って、センサ124は、センサの各々がガイド128を通過するときに磁石126と相互作用し得る。ホールセンサ124が基準装置126を通過するとき、センサ124は、或るセンサが基準装置126を通過することを示す電圧差を検知し得る。これらのタイプのセンサに關し、以下により詳細に記載する。

40

【0047】

[0090]内視鏡が患者から前進又は後退されているときの内視鏡の方向を決定するために、方向情報が、先に記載した例のいずれかを用いて得られる。別の例は、互いに対し予め決められた距離を有して配置された少なくとも2以上のセンサを用いることである。図10は、第1センサ132及び第2センサ134を有するセンサ検知組立体130を示すバリエーションの図である。第1センサ132と第2センサ134は、互いに対し予

50

め決められた距離 d を有して配置され得る。内視鏡 136 がセンサ組立体 130 を通過して前進又は後退されるとき、内視鏡 136 の移動方向 138 は、各センサ 132, 134 から受信される信号を検査及び比較することにより決定され得る。どちらのセンサが、立ち上がりエッジ又は入力信号を、他方のセンサによりも最初に受信したかを判断することにより、移動方向 138 が決定され得る。図 11A に示されているように、プロット 140 は、第 1 センサ 132 から受信された信号を概略的に示す。位置 $x = 1$ から位置 $x = 2$ にて、信号の上昇が測定され、従って、プロット 140 のピークが、プロット 142 における位置 $x = 1$ から位置 $x = 2$ の信号（図 11B に見られる、第 2 センサ 134 から受信される信号）が測定される前に検知される。従って、第 1 の移動方向、例えば挿入が、プロット 140 の信号とプロット 142 の信号を相対比較することにより示され得る。もし、内視鏡 136 が反対方向に移動されている（例えば引き出されている）ならば、第 2 センサ 134 が第 1 センサ 132 よりも先にピークを検知することになろう。

10

【0048】

[0091] 内視鏡の移動方向を決定するためのより詳細な説明を以下に示す。図 12A～図 12D は、第 1 センサ 150 及び第 2 センサ 152 を用いて内視鏡の移動方向を決定するための様々な場合を示す。第 1 センサ 150 と第 2 センサ 152 は、内視鏡がこれらのセンサの付近を通過するときに、好ましくは、互いに対し予め決められた距離を有している。この説明のために、右に向かう方向は、内視鏡装置の第 1 の移動方向、例えば身体への挿入を示し、左に向かう方向は、内視鏡装置の第 1 移動方向と反対の第 2 の移動方向、例えば身体からの引き出しを示すものとする。

20

【0049】

[0092] 図 12A は、プロット 154 により示されているように、第 1 センサ 150 が、第 2 センサ 152 により測定される電圧よりも低い電圧を測定する状況を示す。第 1 センサ 150 と第 2 センサ 152 が共に電圧の降下を測定するならば、これは、内視鏡の、右側への移動を示し、反対に、第 1 センサ 150 と第 2 センサ 152 が共に電圧の増大を測定するならば、内視鏡の、左側への移動を示し得る。図 12B は、別の状況、すなわち、プロット 156 により示されているように、第 1 センサ 150 が、第 2 センサ 152 により測定される電圧よりも高い電圧を測定する状況を示す。第 1 センサ 150 と第 2 センサ 152 が共に電圧の増大を測定するならば、これは、内視鏡が右側に移動したこと示し得る。しかし、第 1 センサ 150 及び第 2 センサ 152 が共に電圧の降下を測定したならば、これは、内視鏡が左側に移動したこと示し得る。

30

【0050】

[0093] 図 12C は、別の状況、すなわち、プロット 158 により示されているように、第 1 センサ 150 が、第 2 センサ 152 により測定される電圧と等しい電圧を測定する状態を示す。この場合、第 1 センサ 150 が、電圧の増大を、これもまた電圧の増大を測定する第 2 センサ 152 よりも先に測定したならば、これは、内視鏡が右側に移動したことを示し得る。反対に、第 2 センサ 152 が第 1 センサ 150 よりも先に電圧の増大を測定したならば、これは、内視鏡が左側に移動したことを示し得る。図 12D は、最後の状況をプロット 160 で示す。すなわち、これもまた、第 1 センサ 150 が、第 2 センサ 152 により測定される電圧と等しい電圧を測定する場合である。この場合、図 12C に示した状態と反対の状態が生じている。例えば、第 1 センサ 150 により測定される電圧が、第 2 センサ 152 により測定される電圧よりも先に降下するならば、これは、内視鏡が右側に移動することを示す。しかし、第 2 センサ 152 が、降下する電圧を、第 1 センサ 150 により測定される電圧降下よりも先に測定するならば、これは、内視鏡が左側に移動したことを示す。

40

【0051】

[0094] 図 13 は、内視鏡が身体から前進されているか、又は後退されているかを決定するための 1 つの方法として用いられ得るアルゴリズムの一バリエーションを示す。図 13 は、上記の様々な決定が、アルゴリズムの一バリエーションのためにどのように組み合わされ得るかを示す。図に見られるように、アルゴリズムは、ステップ 170 から開始する

50

。ステップ172において、最初のステップである、第1センサ150が第2センサ152よりも大きい電圧を測定するかどうかの決定が行われる。第1センサ150が第2センサ152よりも大きい電圧を測定するならば、第2の決定がステップ174にて行われることができ、ステップ174にて、センサ150, 152の両方により測定される電圧が増大しているか増大していないかに関して決定が行われ得る。両方の電圧が増大しているならば、ステップ178は、内視鏡が挿入されていることを示し得る。この時点で、内視鏡の位置及び内視鏡の部分的位置、すなわち、最後の測定以来内視鏡が移動した距離を決定することができ、アルゴリズムはステップ172に戻って次回の測定を待機し得る。

【0052】

[0095]しかし、ステップ172において、第1センサ150が第2センサ152よりも高い電圧を測定しなければ、ステップ176において別の決定が、すなわち、センサ150とセンサ152により測定された電圧が等しいかどうかの決定が行われ得る。これらの電圧が等しくなければ、アルゴリズムはステップ180に進み、ステップ180にて、さらに別の決定、すなわち、両方の電圧が増大しているかどうかの決定が行われ得る。両方の電圧が増大していなければ、先に記載したようにステップ178が行われる。両方の電圧が増大していれば、ステップ184は、内視鏡が引き出されていることを示し得る。この時点で、内視鏡の位置及び内視鏡の部分的位置、すなわち、最後の測定以来内視鏡が移動した距離を決定することができ、アルゴリズムはステップ172に戻って次回の測定を待機し得る。

10

【0053】

[0096]ステップ176において、第1センサ150により測定される電圧と第2センサ152により測定される電圧が等しければ、アルゴリズムは、ピーク電圧が検知されたかどうかを決定するためにステップ182にて待機し得る。ピーク電圧が検知されたならば、ステップ186が、挿入カウントを増分する。しかし、ピークが検知されなければ、ステップ188が、挿入カウントを減分する。挿入カウントが増分されるか又は減分されるかに関係なく、アルゴリズムはステップ170に戻って、次回の測定を待機し得る。

20

磁気的検知装置を用いる内視鏡

【0054】

[0097]内視鏡の挿入深さの測定に関する特定の一バリエーションは、磁気的検知、特に、ホール効果を利用した検知を用い得る。概して、ホール効果とは、センサ、例えば、磁界に対して垂直な電流を伝導する導体に、横方向の電圧差が現れることである。この電圧差が、検知要素を流れる磁束密度に直接比例している。永久磁石、電磁石、又は他の磁界源が、磁界をもたらすためにホール効果センサに組み込まれ得る。通過する物体、例えば、別の永久磁石、鉄材料、又は、磁界を変化させる他の材料が磁界を変えると、ホール電圧の変化がトランステューサにより測定され得る。

30

【0055】

[0098]図14は、ホール効果センサ組立体190の全体を概略的に示し、図14に、導体又はセンサ192が、磁石194, 196, 198（それぞれ、距離×1, ×2, ×3を有する）を通過するときに、これらの磁石から距離dを維持する様子が示されている。各磁石は、隣合う磁石の極性が互いに反対になるように、又は、隣合う磁石の極性が同一であるように配置され得る。センサ192が通過するとき、どの磁石の付近にセンサ192があるかを示すために電圧差が測定され得る。

40

【0056】

[0099]図15は、ホール効果センサを用いるため的一般的な適用例を示す一バリエーションを示す。図示されているように、センサ組立体200は、磁石202を有する一バリエーションを示し、第1センサ204及び第2センサ206が磁石202の付近に配置されている。磁石202は、永久磁石であっても電磁石であってもよい。第1センサ204, 第2センサ206は、電源（図示せず）に接続され、且つ、互いに対し予め決められた距離を有して配置されている。また、センサ204, 206は、両方共、磁石202から予め決められた距離に配置され得る。内視鏡208の概略図が、個々の連結部、又は椎

50

骨状部 210 を露出するように示されている。椎骨状部 210 は内視鏡の構造の一部を含み得る。これは、先に記載した、本文に援用する参考文献のいずれかに、より詳細に記載されている。概略的に示されているように、各椎骨状部 210 は、隣りの椎骨状部と、連結部 212 を介して連結されている。この連結が、内視鏡が蛇行路内を関節運動することを可能にし得る。内視鏡 208 は、内視鏡が患者の開口から挿入され又は引き出されるときに、センサ組立体 200 を、組立体 200 から所定距離を有して通過し得る。椎骨状部 210 の各々、又は選択された個数の椎骨状部 210 を、鉄材料から、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料からつくることができ、或いは、鉄材料を椎骨状部 210 に組み込み得る。従って、内視鏡 208 が、第 1 センサ 204、第 2 センサ 206 を通過するとき、鉄を含む椎骨状部 210 が、磁石 202 により発生された磁界を通過し、磁界を横切り、そして、対応する電圧測定をセンサ 204、206 に行わせる。内視鏡 208 の移動方向、すなわち挿入又は引き出し、及び内視鏡の挿入深さが、先に記載した方法のいずれかを用いることにより決定され得る。

10

【0057】

[0100] 別のバリエーションが図 16 に示されており、図 16 は、センサが内視鏡 226 自体の上に配置され得る、ホール効果を用いた検知の概略図 220 を示す。磁石 222 は、内視鏡 226 が患者に挿入され又は患者から引き出されるときに磁石 222 の付近を通過するように、例えば患者の肛門付近に配置され得る。内視鏡 226 は、内視鏡 226 の本体に沿って配置された多数の不連続のホールスイッチ 228 を有する。内視鏡 226 が磁石 222 を通過するとき、磁力線 224 が、付近を通過するスイッチ 228 を遮断し得る。ホールスイッチ 228 は、2 極スイッチ、単極スイッチ、ラッチスイッチ、アナログスイッチなどであってよく、内視鏡 226 の挿入長さを決定するために、全抵抗 R1-2 を決定するように用いられ得る。

20

【0058】

[0101] 図 17A 及び図 17B は、ホールセンサによる位置決定のための別のバリエーションを示す。図 17A は、内視鏡の個々の椎骨状部 232 の付近に配置されたセンサ組立体 230 を示す。椎骨状部 232 が 1 個だけ示されているのは、図説の明瞭化のためである。図に見られるように、椎骨状部 232 が磁石 234 の直ぐ近くにあるとき、磁束線 238 は中断され、センサ 236 を通過させられる。センサ 236 を通過する磁束線 238 が、センサ内を流れる電流を中断させることができ、これにより、内視鏡の通過を示し得る。図 17B は、図 17A の椎骨状部を示すが、図 17B では、内視鏡 230 が、わずかに前進又は後退されて、磁石 234 が、隣り合う椎骨状部 232 と椎骨状部 232' との間に配置された様子を示す。椎骨状部が磁石 234 のすぐ近くにないとき、磁束線 238' は、正常な、妨害されていない状態に戻ることができ、従ってセンサ 236 も磁束により妨害されない。センサ 236 内の電流の回復が、内視鏡 230 がセンサ組立体 230 に對して移動されたことを示す。

30

【0059】

[0102] 図 18 は、組立体の別のバリエーションである組立体 240 を示す。組立体 240 において、センサ測定におけるより明確な効果をもたらすために、不連続の磁石 248 が個々の椎骨状部 242 上に配置され得る。磁石 248 は、均一な磁界を内視鏡周囲に半径方向に形成するために内視鏡の長手方向軸に沿って配置され得る。不連続の磁石 248 は、永久磁石であっても、或いは電磁石であってもよい。いずれの場合においても、磁石は、所望の測定結果に応じて、椎骨状部の個数と同数、若しくはより少数、又は、内視鏡本体に沿った選択された様々な位置に配置され得る。図示されているように、不連続磁石 248 が取り付けられた椎骨状部 242 が磁石 244 の付近に運ばれるとき、これらの磁石間の相互作用が、ホールセンサ 246 がより明確な測定を行えるように、磁束の相互作用 250 を増大させる。内視鏡本体に沿って配置される個々の各磁石 248 の極性は、位置により変えられ得るが、内視鏡本体上の隣り合う磁石の極性は、好ましくは、互いに反対である。

40

【0060】

50

[0103]或いは、固有の磁気特性を有する多数の磁石を、内視鏡の長さに沿った予め決められた位置に配置し得る。各磁石248は、内視鏡に沿った各磁石の位置を示し得るので、特定の磁気特性を有する磁石が検知されると、内視鏡の挿入深さに関連付けられ得る。磁石248は、固有の磁気特性、例えば、磁界強度における測定可能な変化、交流磁界(電磁石が用いられているのであれば)逆極性などを有し得る。

【0061】

[0104]図19A及び図19Bは、組立体のさらに別のバリエーションである組立体260を示す。組立体260において、2つ以上の磁石を別の配置で用い得る。第1の磁石262が、第2の磁石264に対して、結合された磁束線268が各磁石に従って相互作用するように或る角度に配置され得る。従って、各磁石262, 264の極性は、図示されているように、互いに対しても反対であり得る。センサ266は、妨害されていない磁力線268がセンサ266を通過するように配置され得る。椎骨状部270がセンサ266の付近を通ると、図19Bの組立体260'に示されているように、妨害された磁束線268'は、椎骨状部270との相互作用により、もはやセンサ266を通過しないように変化され得る。或いは、センサ266を通る磁界線268の強度が、椎骨状部270が通過するときに変化され得る。

10

【0062】

[0105]図20は、不連続の磁石が内視鏡組立体の個々の椎骨状部の各々に配置され得る、さらに別のバリエーションを示す。図示されているように、センサ組立体280は、明瞭化のために、内視鏡の椎骨状部282のみが示されている。第1の配向を有する不連続の磁石284が1つおきの椎骨状部282に配置され、第2の配向を有する不連続の磁石286が磁石284の間の1つおきの椎骨状部282に配置され得る。従って、内視鏡が、例えば移動方向292に沿って移動されると、各椎骨状部282にて交互の方向を有する磁束線288をセンサ290が検知できる。測定された交互の磁束線は、第1の方向又は第2の方向への内視鏡の移動を示すものとして用いられ得る。磁石の各々は、椎骨状部の片側に外面に沿って配置され得る。しかし、磁石を周方向に配置してもよく、これを、以下にさらに詳細に説明する。

20

【0063】

[0106]図21A及び図21Bは、それぞれ、磁石の配置の別の代替例の側面図及び断面図を示す。図21Aは、内視鏡組立体300の側面図を示す。組立体300において、第1の配向を有する多数の磁石304が内視鏡302の周囲に周方向に配置され得る。第1の配向に対して反対の配向を有する多数の磁石306もまた、内視鏡302の周囲に周方向に、磁石304から長手方向に距離d隔てられて配置され得る。不連続の磁石を内視鏡302の周囲に周方向に配置することにより、センサ308を通過するときの内視鏡302の回転方向は、装置の挿入深さの決定において、より重要でなくなる。図21Bは、図21Aの装置の断面図であり、磁石304がどのように周囲に配置され得るかを示す一例である。このバリエーションは、磁石304の「N極」が内視鏡302の半径方向外側に向けられ、「S極」が半径方向内側に向けられている様子を示すが、この向きは、周方向に隣り合う磁石の組を同様に好ましく逆にするならば、逆にされ得る。この図において、7個の磁石が周方向の組の各々に示されているが、実際に、より少数又はより多数の、任意の数の磁石を用い得る。

30

40

【0064】

[0107]図22Aは、さらに別のバリエーションを示す。このバリエーションにおいて、内視鏡310は、内視鏡310の外面上の各椎骨状部312にて周方向に配置された、不連続の磁石312を有する。内視鏡310が肛門20を通って挿入されるとき、ホールセンサ314が肛門20付近に配置されることができ、これにより、センサ314が不連続の磁石312を、これらの磁石が肛門20を通って入るときに読み取り又は測定できる。図22Bは、さらに別のバリエーションを示す。このバリエーションにおいて、内視鏡組立体320は、個々の椎骨状部326が幾らかの強磁性材料328を有し得る内視鏡322を有し得る。強磁性材料328は、椎骨状部326上に又は椎骨状部326内に一体化

50

され又は取り付けられる。強磁性材料 328 は、椎骨状部 326 上に一体化されるために、又は椎骨状部 326 の一部の上にコーティング配置されるために、バンド、コーティング、又は他の非妨害的な形状の形態を有し得る。潤滑性の表面をもたらすために、シース又はスキン 324 が椎骨状部 326 上に配置され得る。椎骨状部 326 の間に、非磁性領域 330 が、椎骨状部 326 の間と強磁性材料 328 の間とを分離させるために維持され得る。また、強磁性材料 328 は、椎骨状部を有する内視鏡に適応され得るだけでなく、挿入深さの決定が要求される他の従来の内視鏡にも用いられ得る。内視鏡 322 が磁石 332 を通過するとき、センサ 334 が、強磁性材料 328 を有する領域が通過するときの磁束線 336 への干渉を検知し得る。さらに、内視鏡 322 は、センサ 334 から距離 h を有して通過され得る。距離 h は、正確な測定を可能にするために、センサ 334 から十分に近く、且つ、内視鏡 322 の移動を妨害しないように十分に遠い。

10

【0065】

[0108] 図 23 は、従来の内視鏡を、本文中に記載したホールセンサ基準装置のいずれかと共に用い得るさらに別のバリエーションを示す。図示されているように、細長い支持体又はツール 337 が、多数の磁石 338、若しくは鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を有し得る。これらの材料は、ツールに沿って所定間隔で配置されている。磁石 338 は、ツール 337 の長さに沿って、隣り合う磁石の極性が交互に変わり、又は極性が等しいように配置され得る。さらに、磁石 338 はツール 337 内に一体的につくられることができ、又は、ツール 337 の周囲に巻き付けられ得るワイヤフォーム又は部材としてつくられ得る。ツール 337 は、本文中に記載される基準装置と共に用いるための任意の従来の内視鏡の作用管腔 339 内に配置され得る。ツール 337 を含むことにより、従来の、又は、機器装備された内視鏡の挿入深さの決定が可能になり得る。従来の内視鏡を用いても、ツール 337 は診査処置中に作用管腔 339 内に確実に保持され得る。ツール 337 は、処置中に別のツールの挿入を可能にするために随意に取り外されることができ、そして後に管腔 339 内に再挿入されて内視鏡の挿入及び／又は引出しを続行し得る。

20

【0066】

[0109] 図 24A～図 24C は、永久磁石、鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を、個々の椎骨状部に取り付けるための別のバリエーションの斜視図を示す。図 24A は、椎骨状部 340 が、椎骨状部 340 の外面 344 に沿って周方向に画成された切れ込み又は溝 342 を有して製造され得る一バリエーションを示す。鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料、例えば永久磁石からつくられたリングが切れ込み 342 内に配置され得る。図 24B は別のバリエーションを示し、このバリエーションにおいては、永久磁石又は他のこのような材料からつくられた成形リング 348 を、別個に形成して椎骨状部 346 に取り付け得る。図 24C は、さらに別のバリエーションを示し、このバリエーションにおいて、鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料、例えば永久磁石からつくられたワイヤフォーム 354 を、椎骨状部 350 の切れ込み 352 内に配置し得る。或いは、鉄粉を環状に成形して切れ込み 352 内に配置してもよい。別の代替例は、椎骨状部全体を単純に鉄材料から製造することであり得る。或いは、単に、椎骨状部又は椎骨状部の一部を鉄材料コーティングにより覆ってもよい。

30

【0067】

[0110] ホールセンサを利用するための別の代替例が図 25A 及び図 25B に見られる。図 25A に見られるバリエーションは、磁石 364 がその上に取り付けられ得る固定されたプラットフォーム 360 を有し得る。圧力センサ又はマイクロフォースセンサ 362 が、磁石 364 とプラットフォーム 360 の間に配置され得る。内視鏡が磁石 364 の付近を通過されるため、磁石 364 が椎骨状部 366 に、椎骨状部 366 が付近を通過するときに引き付けられ得る。椎骨状部 366 は、引力及び／又は反発力を高めるために、先に記載したような、鉄材料、又は、磁界を変化させ若しくは磁界に作用し得る他の材料を随意に含み得る。磁石 364 が磁力により引かれ、又は反発されるとき、圧力センサ 362

40

50

が、これに対応する正又は負の力の値を、内視鏡の挿入深さと相互関連させるために記録し得る。図25Bは、磁石368が圧力ゲージ370（例えば、アメテック社(Ametek, Inc.)により製造されたシャティロン(Chatillon)（商標）ゲージ）に取り付けられ得る別の例を示す。内視鏡が磁石368を、磁石から或る距離 h を有して通過するとき、磁石368と椎骨状部366の間の引力及び／又は反発力が、通過に従ってゲージ370により測定され、内視鏡の挿入深さに同様に関連付けられ得る。

【0068】

[0111]さらに別のバリエーションが、図26A及び図26Bに組立体380にて示されている。静止している基準装置を通過する内視鏡の線状の動きを利用するのではなく、回転可能な基準装置382が、挿入長さを記録するために用いられ得る。基準装置のホイール382は、内視鏡386の移動を検知しながらピボット384を中心に回転するように構成され得る（内視鏡386は、明瞭化のために椎骨状部の概略図のみが示されている）。基準装置のホイール382は、ホイール382の周囲に組み込まれた多数の磁石398を有し得る。各磁石は、極性が交互に異なるように配置され、或いは、同一極性で配置され得る。また、磁石398の各々は、好ましくは、互いに対して、内視鏡386の本体に沿って配置された磁石388、磁石390又は永久磁石間の直線距離と等しい間隔を有して配置される。永久磁石の代わりに、鉄材料、又は、磁界を変化させ得る他の材料を用い得る。内視鏡386が移動されて基準装置382を通過するとき、内視鏡386の、基準装置382を通過する線状の移動に対応して、ホイール382が回転する。

10

【0069】

[0112]内視鏡386が通過するときに生じる基準装置382の回転は、様々な方法で検知することができる。1つの例は、回転式の光学エンコーダを含み、別の例は、基準装置ホイール382上の磁石398の移動を、磁石が固定位置に対して回転するときに、例えばホール効果センサ又は磁気抵抗センサにより測定されるように検知することを含む。基準装置ホイール382が内視鏡386の線状移動に従って回転するとき、基準装置ホイール382は内視鏡386に直接接触することができ、又は、薄い材料が、ホイール382を内視鏡386の本体から分離し得る。図26Bは、ハウジング392に回転可能に取り付けられ得る、基準装置ホイール382の組立体の一バリエーションを示す。ハウジング392は、支柱又は支持体394に連結され得る。支持体394はハウジング392から延在し、基準装置ホイール382を、患者、診察台、スタンド又は他の任意の台に固定するための支持部材をもたらし得る。支持体394は、また、任意のケーブル、ワイヤ、コネクタなどを、ハウジング392及び／又は基準装置ホイール382に導くために用いられ得る。関連するセンサ及び様々な補助電子素子、例えば、回転式エンコーダ、磁界センサなどもハウジング392内に配置され得る。支持体394は、基準装置ホイール382が内視鏡386の移動を、内視鏡が患者の内部に入り又は患者から出るときに追跡することを可能にするためのフレキシブルジョイント396を、随意にさらに含み得る。

20

30

外部の検知装置の例

【0070】

[0113]外部の検知装置、又は基準装置は、先に記載したように、内視鏡及び／又は患者の位置に対する基準位置として機能し得る。従って、基準装置は、内視鏡の外部に、且つ患者の身体の内部又は外部に配置され得る。処置中に何等かの大きな移動があっても患者が移動できないように横たえられるのであれば、基準装置は、例えば診察台、処置カートなどに固定されることにより、固定基準点として機能し得る。或いは、基準装置は、内視鏡を患者の身体に挿入する地点に対する固定位置にて、患者に直接取り付けられ得る。本文中に記載する基準装置のバリエーションは、先に記載した検知及び測定方法のいずれも利用し得る。

40

【0071】

[0114]例えば、結腸鏡検査のためには、基準装置を患者の身体上の肛門付近に配置し得る。基準装置を配置する位置は、理想的には、肛門に対する移動が最小限の位置である。なぜなら、このような処置中に、患者が位置を変え、痙攣、屈曲などして内視鏡の測定を

50

妨げことがあるからである。従って、基準装置は、身体上の幾つかの場所の1つに配置され得る。

【0072】

[0115]1つの位置は、殿裂に沿った位置であり得る。殿裂は、殿筋の間に画成された、一般に肛門から下背に向かって延在する溝である。殿裂は、概して、脂肪層及び筋肉をほとんど又は全く有さず、また、肛門に対して、認められる程度の移動をしない。或いは、基準装置は、肛門付近の殿筋上に直接配置されてもよい。

【0073】

[0116]基準装置を殿裂408に沿って配置するためのバリエーションを図27に示す。基準装置400は、肛門20の付近に配置され得る検知装置の遠位端に配置されたセンサ402を有し得る。基準装置自体が殿裂408内に配置されることができ、患者の適切な位置に、接着材406を用いて一時的に取り付けられ得る。基準装置は、ワイヤ又はケーブルを介して延在するコネクタ404を、プロセッサ(図示せず)との接続のために有し得る。

10

【0074】

[0117]別のバリエーションが図28に示されている。このバリエーションにおいて、基準装置410は、基板を含むベースを有し得る。基板は、患者の背中の腰部に取り付けられ得る接着側を有し得る。細長い柔軟な部材又はアーム412が基板から延在し、部材412の遠位端414が肛門20の付近にあるように、殿裂内に、又は殿裂に接触して配置され得る。遠位端414の内部に、内視鏡が肛門20を通されるときに内視鏡の移動を検知するためのセンサが内部に取り付けられ得る。柔軟な部材412は、装置の過度の移動を防止するために、例えば接着テープを用いて、殿裂に沿って固定され得る。

20

【0075】

[0118]図29A及び図29Bは、図28に示した基準装置410のバリエーションの詳細図である。図29Aは、患者18への基準装置410の可能な配置の別の図である。基板は肛門20付近に配置されることができ、部材412は殿裂に沿って延在し、センサ端414を、肛門20より近位の、肛門20の付近に配置する。図29Bは、基準装置410が配置され、センサ及び電子素子が配置され得る基板420を有する様子を示す。基板420は、先に記載したように、患者18に一時的に取り付けられるための接着性の裏材を有し得る。さらに、基準装置410、又は、本文中に記載した基準装置の他の例のいずれもが、患者に一回限り使用される使い捨てであるように随意に構成され得る。補助電子装置422を基板420上に随意に配置することができ、センサ426が、柔軟な部材又はアーム412の端部又はその付近にて遠位端414内に配置され得る。随意に用いられる磁石428が、部材412に沿って、センサ426より近位に配置され得る。コネクタ424が、プロセッサに接続されるために基準装置410からワイヤ又はケーブルを介して延在し得る。

30

【0076】

[0119]別のバリエーションが図30A及び図30Bに示されている。このバリエーションは、センサ436を有する基準装置基板430を示し、センサ436は、肛門20付近に配置されるために、細長い柔軟な組立体434の遠位端内に配置されている。コネクタ432が、プロセッサへの接続のために設けられ得る。ここで、細長い部材434は、殿裂又は殿裂内に、例えば接着ストリップ438を用いて固定され得る。図30Bは、殿裂に接して配置された細長い組立体434を上方から見下ろした断面図である。スポンジ、シリコーン製の楔状部、又は、他の何らかの楔状機構440が、基準装置を肛門20に対して確実に配置することを保証するために、細長い組立体434と接着ストリップ438との間に配置され得る。

40

【0077】

[0120]図31は使い捨ての基板を用い得る、基準装置の別のバリエーションを示す。基準装置組立体450は、患者に取り付けるための基板452を有し得る。保持ポケット454を、基板452内又は基板452上に画成することができ、保持ポケット454は、

50

再使用可能な電子センサ組立体 458 が内部に配置されることを可能にするように構成され得る。センサ組立体 458 は、組立体 458 から延在するワイヤ又はケーブル 462 を有することができ、さらに、センサ組立体 458 上に配置され又は埋め付けられたセンサ 460 を有し得る。センサ組立体 458 は、基板 452 内に画成された開口部 456 を通して滑り入れることにより、ポケット 454 内に配置され得る。また、センサ組立体 458 は、好ましくは、センサ 460 が肛門付近に配置されることを可能にするために、センサ 460 が基板 452 の遠位端に配置されるよう、ポケット 454 内に配置される。

【 0078 】

[0121] 基準装置を配置するための別のバリエーションは、肛門付近の殿筋上に直接配置することである。概して、センサ及び関連する回路を、パッチ又は他の小さい基台に組み込むことができ、これらが肛門付近の殿筋に取り付けられ得る。基準装置の全体が、接着性の裏材を有する包帯状のパッケージ上に随意に取り付けられ得る。図 32A 及び図 32B は、小さい基台として形成された、基準装置の一バリエーションである装置 470 を示し、装置 470 からコネクタ 472 が延在している。基準装置 470 は、患者 18 の肛門 20 の付近に、接着剤 474 を介して一時的に取り付けられ得る。内視鏡を基準装置 470 に対して配置し、方向付け、又はガイドするためのガイド、傾斜路又は他の類似の構造物 476 が、装置に随意に組み込まれ得る。

10

【 0079 】

[0122] 図 33A は、基準装置の別のバリエーションである基準装置 480 を示す。この例において、基準装置 480 は、センサ 482 がその上に配置されたパッチの形態であり得る。装置は、殿筋上に、センサ 482 が肛門 20 付近にあるように配置され得る。図 33B は、基準装置 480 が肛門 20 付近の殿筋上にどのように配置され得るかを詳細に示す。図示されているように、接着剤 484 が基準装置 480 上に、装置を殿筋上に一時的に取り付けるために配置され得る。図 33C は、基準装置 480 が肛門 20 から前進又は後退されるときにどのように内視鏡 486 と相互作用し得るかの例を示す。基準装置 480 は比較的小さい直径 D を有し得るため、患者への不快感が減らされ、また、肛門 20 の付近に配置されることが保証され得る。内視鏡 486 が基準装置 480 を通過するとき、基準装置 480 内のセンサが挿入深さを測定し得る。ゾーン 488 が、操作ゾーンを、すなわち、結腸鏡処置中に操作者又は外科医の手が動作する大体の領域を概略的に示す。基準装置 480 の直径が小さく、装置が肛門 20 に隣接して配置されるため、概して、処置中の操作者又は外科医の邪魔にならず、従って、基準装置 480 による正確な測定又は検知を維持しながら内視鏡 486 を妨害されずに操作することを可能にする。

20

30

【 0080 】

[0123] 図 34 は、基準装置のさらに別のバリエーションである装置 490 を示す。基準装置 490 は、端部にセンサ 494 が取り付けられた基板を有し得る。補助電子素子 492 を基準装置 490 上に随意に取り付けることができ、ワイヤ又はケーブル 496 が、センサ 494 から測定された信号を伝達するために用いられ得る。基準装置 490 は、図示されているように、単一の殿筋上に配置されるために、三角形の形状であり得る。これにより、基板の頂点が肛門 20 付近に配置されて、内視鏡 498 が肛門 20 内に前進又は肛門 20 から後退されるときにセンサ 494 が信号を検知又は測定することを可能にする。このバリエーションにおいて、基準装置は三角形の形状で示されているが、これは形状を限定するためのものではなく、基準装置の可能な形状の 1 つを例示するものに過ぎない。

40

【 0081 】

[0124] 別のバリエーションが図 35 に示されており、このバリエーションにおいて、基準装置 500 が多数のセンサを組み込み得る。基準装置 500 は、単一の殿筋上に配置されて、挿入領域 508 を画成し、ここに患者の肛門が配置され得る。これにより、センサ 502, 504, 506 の各々が、内視鏡が挿入領域 508 を通過するときに内視鏡を検知し又は読み取るように構成され得る。この構成においては 3 つのセンサが示されているが、基準装置 500 の構造及び所望の信号処理結果に応じて、より少数又はより多数のセ

50

ンサを用い得る。

【0082】

[0125]図36は、基準装置510が硬質のハウジングに包囲され得る、さらに別のバリエーションを示す。このように、基準装置510は補助電子素子512を内部に封入し、センサ514がハウジングの一端に向けられている。ハウジングはコネクタ516を組み込むことができ、このコネクタは、基準装置510から延在するワイヤ又はケーブルを介して取り付けられ得る。硬質のハウジングは、患者の殿筋上に、先に記載した方法と同様の方法で一時的に貼り付けられ得る。

【0083】

[0126]図37は、基準装置のさらに別のバリエーションを示し、このバリエーションにおいて、基準装置520は、殿裂を横切って延在して、基準装置に画成された開口部が患者の肛門の上に配置されるように構成され得る。図示されているように、接着性基板522が、例えば「バタフライ」形状に構成され得る。基板522は、殿裂を横切って殿筋の各々に付着する、少なくとも2つのウイング又はフラップ524を有することができ、センサ526及び補助電子素子528が、基板522の中央又はその付近に画成された開口部534付近に収容され得る。センサ526及び補助電子素子528は、基板522上でハウジング530内に埋め込まれ、又は収容され得る。コネクタ532が、プロセッサへの接続のために、ワイヤ又はケーブルを介して取り付けられ得る。

【0084】

[0127]基準装置は、また、内視鏡が身体内に入していくときに内視鏡を取り囲むように構成され得る。このような基準装置の構造は、RFなどの検知技術を用いる場合に有用であろう。RFの場合、基準装置は、先に記載したような、内視鏡に沿って取り付けられた構成要素又はセンサとのRF信号の交信を容易にするために、環状の形状であり得る。環状の基準装置の構造の一バリエーションが図38A及び図38Bに示されている。図示されているように、基準装置540は、遠位端に画成された、RF信号などの信号の受信器及び/又はガイドループとして機能するループ542を有し得る。基準装置540は、殿裂408に沿って位置合わせされ、所定位置に接着テープ544で固定され得る。コネクタ546が、基準装置540に、ワイヤ又はケーブルを介して基準装置540の第1端部にて取り付けられることができ、センサ548は、基準装置540の反対側の端部に配置され得る。センサ548は肛門20付近に配置されることができ、ループ542は肛門20の開口を取り囲む。ループ542は、内視鏡が通過され得る挿入領域550を画成し得る。ループ542は、薄い柔軟な材料、例えばマイラーからつくられることができ、肛門20周囲の組織上に配置するための接着性裏材を随意に有し得る。ループ542は、円形の形状で示されているが、様々な環状の形状を有することができ、円形の形状に限定されない。

【0085】

[0128]さらに別のバリエーションが図39に示されている。このバリエーションにおいて、支持衣類560、例えば一枚のパンツが、肛門20を取り囲む領域に開口部562を画成し得る。ループ564が生地に、ループが開口部562を取り囲むように組み込まれ得る。ループ564の中央の生地は、処置中に取り外し可能であっても、又は全く省かれてもよい。ループ564への接続が、コネクタ566を通して行われ得る。コネクタは、例えば衣類560のウェストバンド、前部又は側部から延在するワイヤ又はケーブルを介して接続されることができる。

【0086】

[0129]結腸鏡検査法以外に、他の用途が、低侵襲性外科手術(MIS)での使用を含み得る。低侵襲性手術は、典型的に、長く細いツールを小切開部を介して身体に、例えば、しばしばカニューレを通して挿入することに依存する。MISにて典型的に用いられる器具は、硬質の内視鏡、腹腔鏡、胸腔鏡、ニードルドライバ、クランプなどを含み得る。これらのツールの各々が身体の開口を通過しなくてはならないため、基準装置が、器具の挿入深さを追跡するために身体開口付近で用いられ得る。カニューレを用いる場合、カニュ

10

20

30

40

50

ーレ自身が、先に記載した方法の1つを用いて機器装備され得る。

【0087】

[0130]他のタイプの内視鏡処置のために、様々なタイプの柔軟な内視鏡、例えば、上部消化管内視鏡、十二指腸内視鏡、S状結腸鏡、気管支鏡、神経内視鏡、ENT(耳鼻咽喉)内視鏡などが用いられ得る。これらのタイプの内視鏡のいずれの挿入深さを維持するためにも、先に記載した装置及び方法のいずれもが、利用及び構成され得る。例えば、経口的に身体に挿入される柔軟な内視鏡のために、基準装置として構成されたマウスピースを用い得る。

【0088】

[0131]先に論じた装置及び方法の適用は、身体の領域に限定されず、任意の数のさらなる処置用途を含み得る。他の処置部位は、身体の他の領域又は範囲を含み得る。さらに、本発明は、他の環境、例えば、パイプシステム、ダクトなどの探査作業においても用いられ得る。本発明を実行するための、先に記載した組立体及び方法の変更、並びに、当業者に明らかな本発明の態様のバリエーションは、特許請求の範囲内にあるものとする。

10

【図1A】

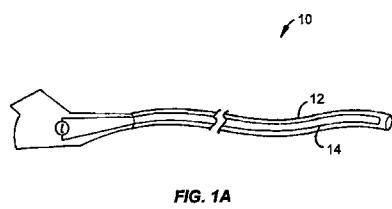


FIG. 1A

【図1B】

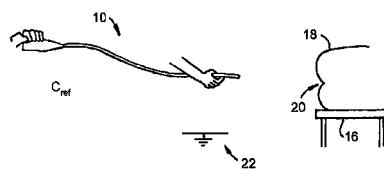


FIG. 1B

【図 1 C】

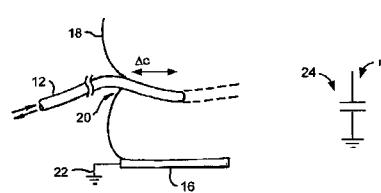


FIG. 1C

【図 1 D】

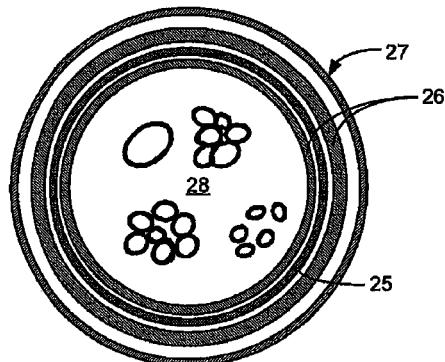
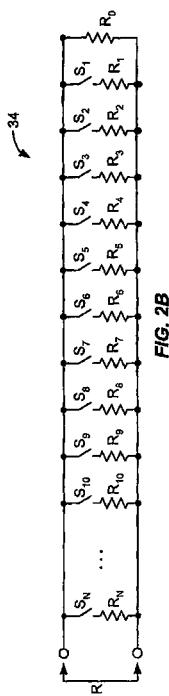


FIG. 1D

【図 2 B】



【図 3 A】

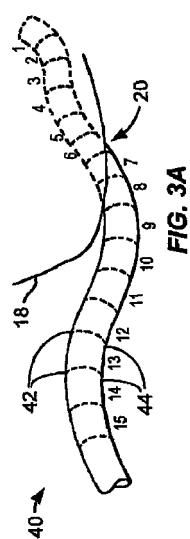
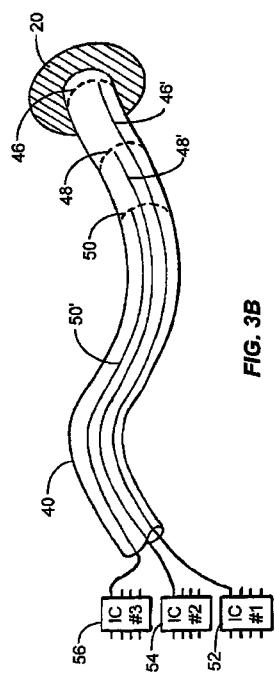
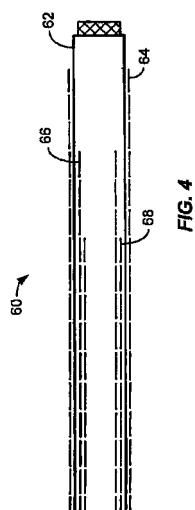


FIG. 3A

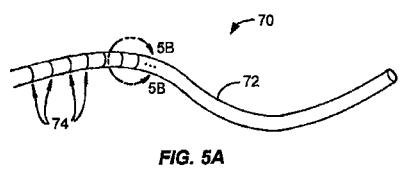
【図 3 B】



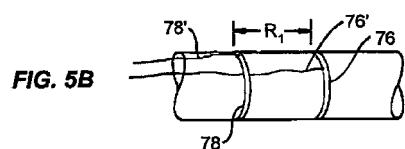
【図 4】



【図 5 A】

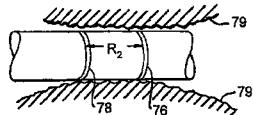


【図 5 B】



【図 5 C】

FIG. 5C



【図 5 D】

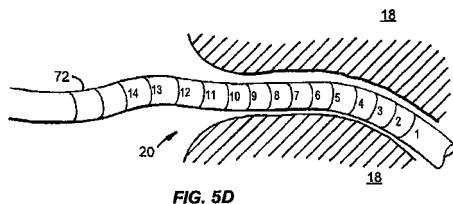
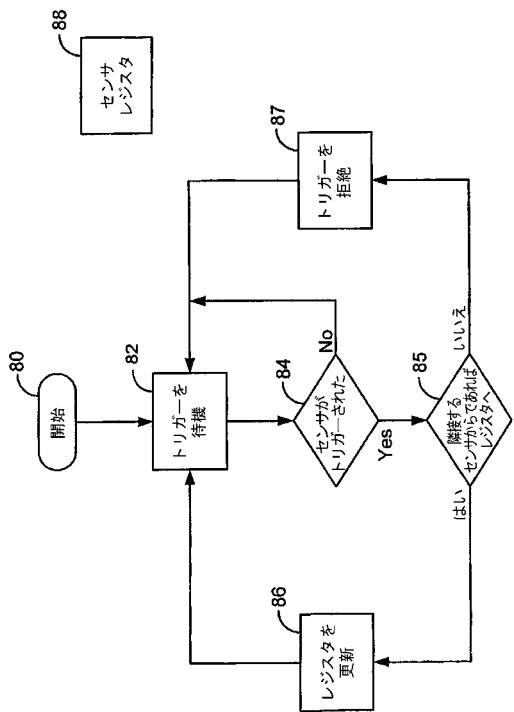


FIG. 5D

【図 6】



【図 7 A】

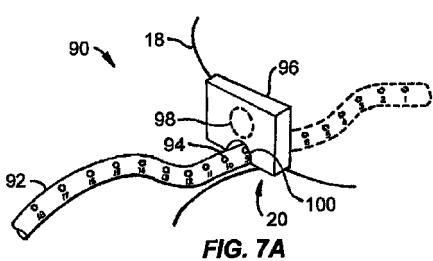
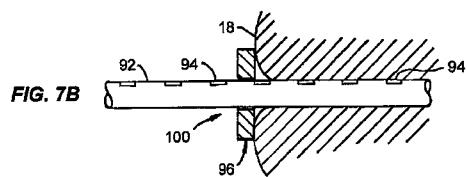
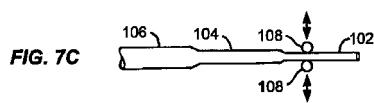


FIG. 7A

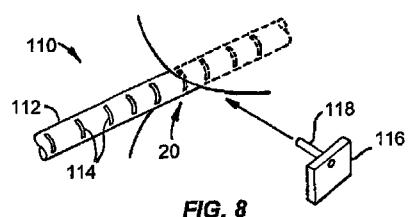
【図 7 B】



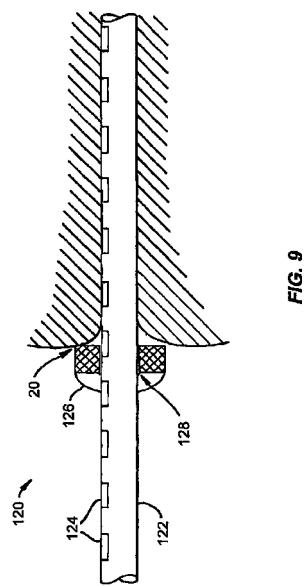
【図 7 C】



【図 8】



【図 9】



【図 10】

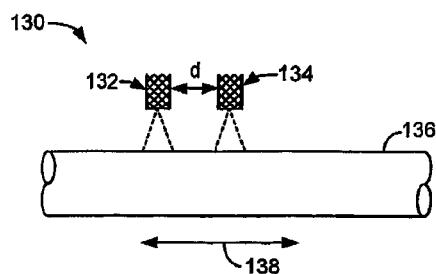


FIG. 10

【図 11A】

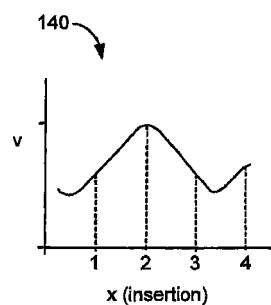


FIG. 11A

【図 11B】

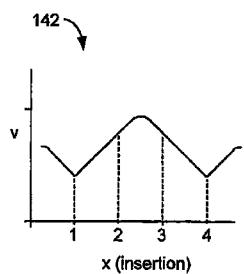
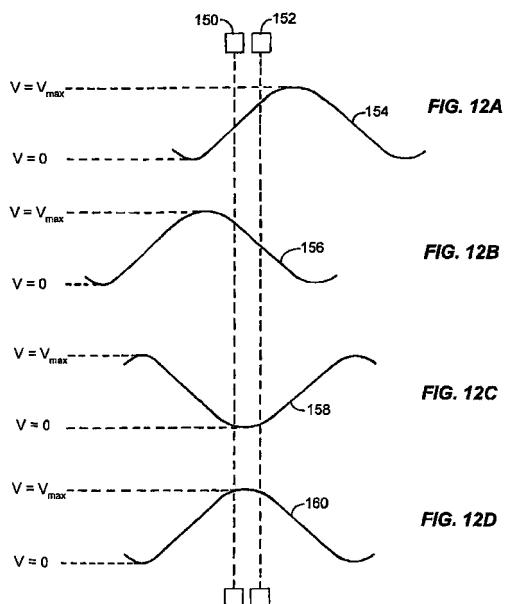
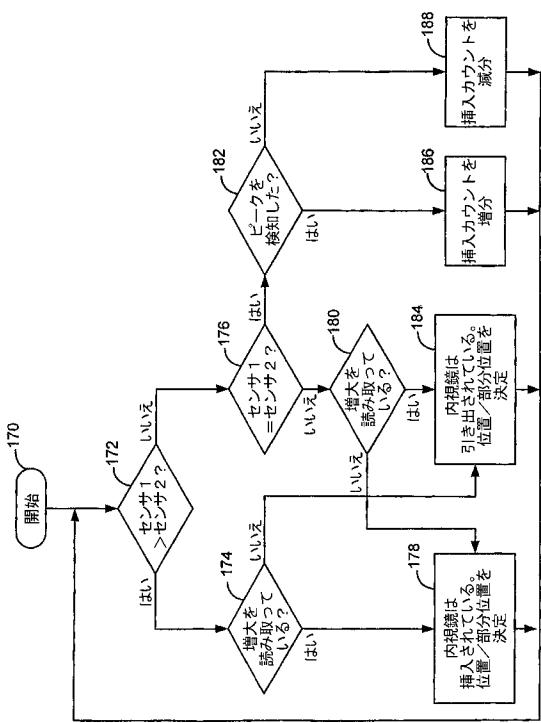


FIG. 11B

【図 12】



【図 13】



【図 14】

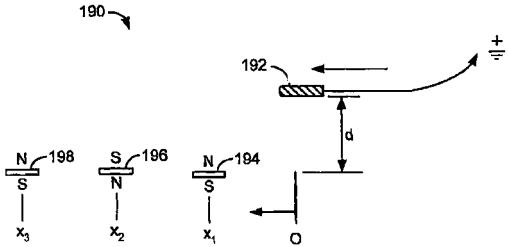


FIG. 14

【図 15】

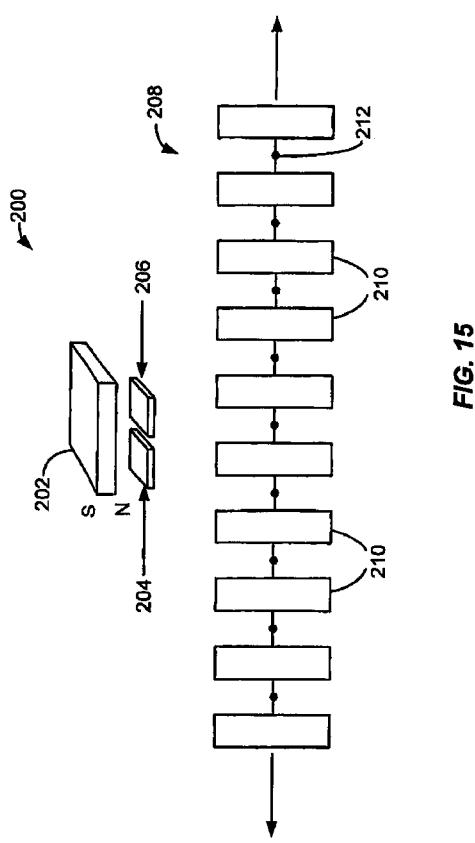


FIG. 15

【図 16】

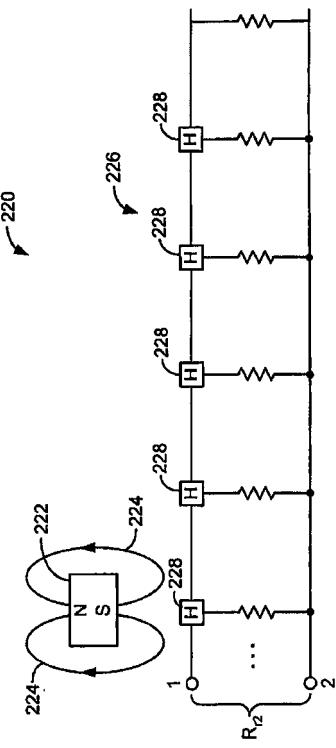


FIG. 16

【図 17A】

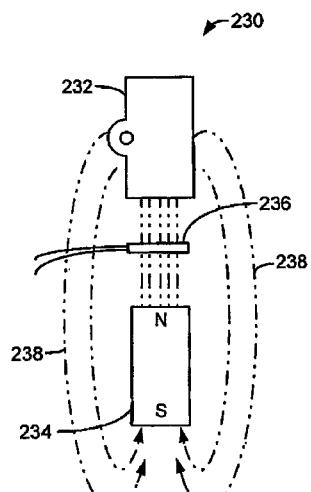


FIG. 17A

【図 17B】

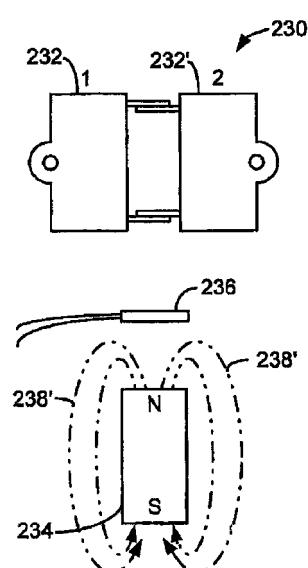


FIG. 17B

【図 18】

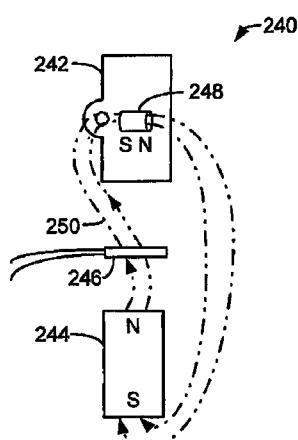


FIG. 18

【図 19A】

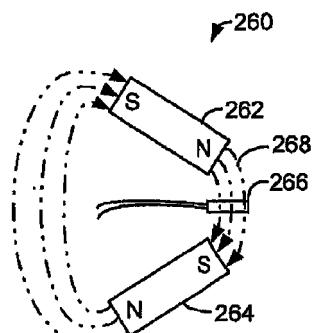


FIG. 19A

【図 19B】

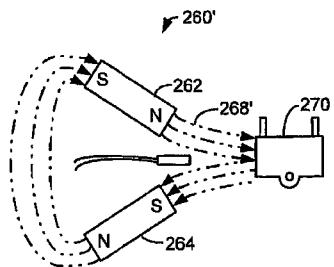


FIG. 19B

【図 20】

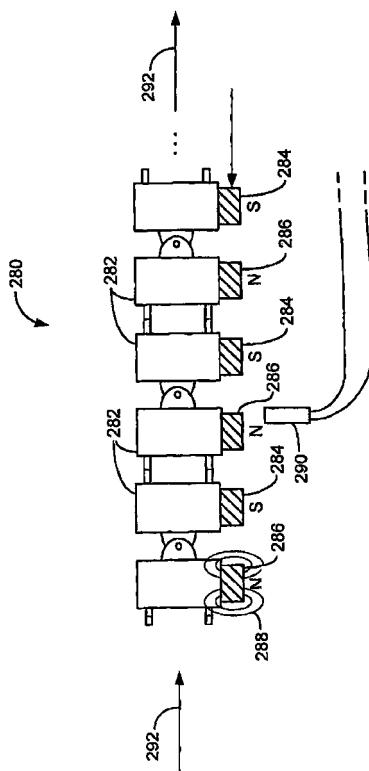


FIG. 20

【図 21A】

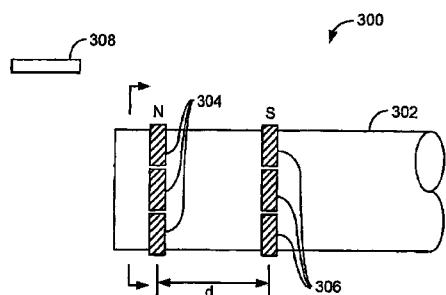


FIG. 21A

【図 21B】

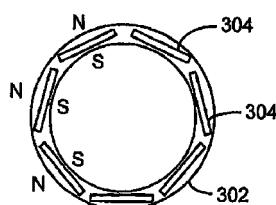


FIG. 21B

【図 2 2 A】

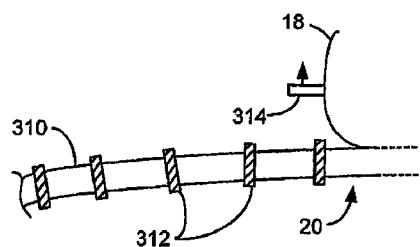


FIG. 22A

【図 2 2 B】

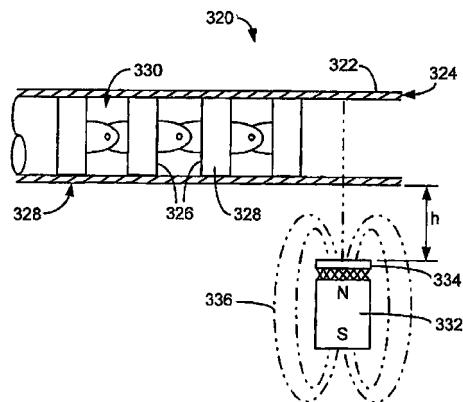


FIG. 22B

【図 2 3】

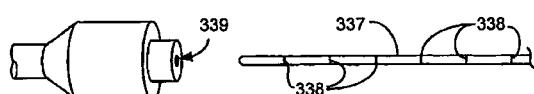


FIG. 23

【図 2 4 A】

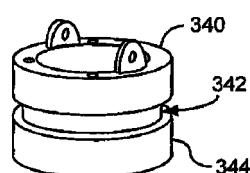
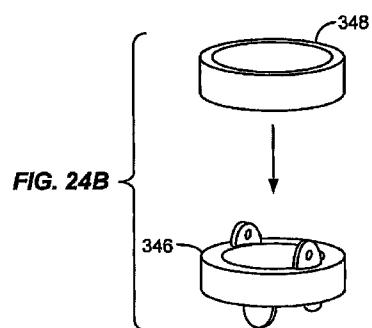
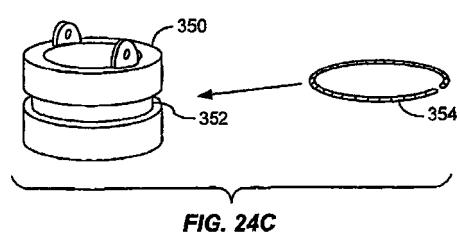


FIG. 24A

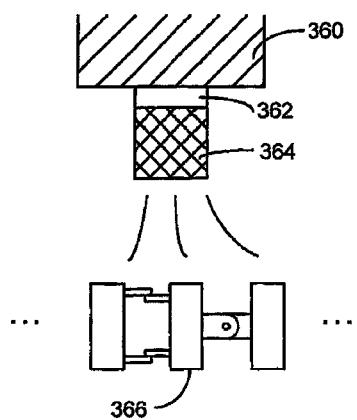
【図 2 4 B】



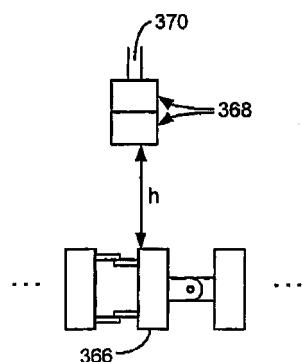
【図 2 4 C】



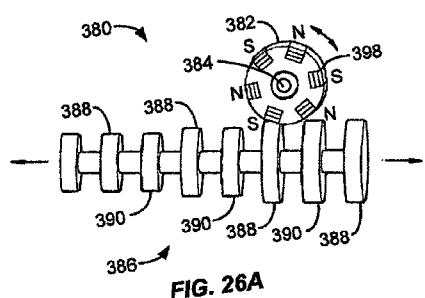
【図 2 5 A】



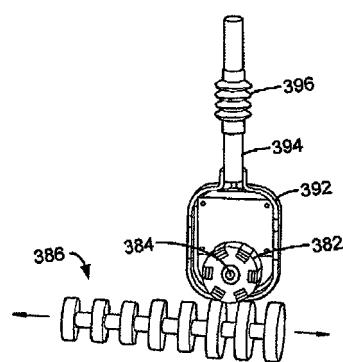
【図 2 5 B】



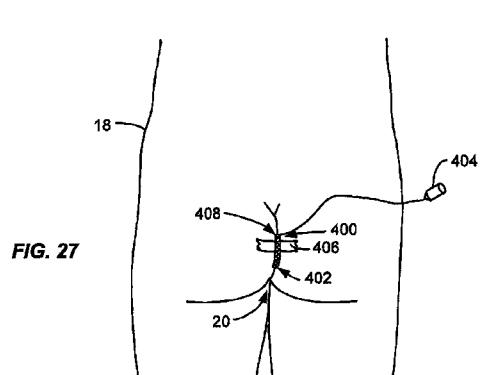
【図 26A】



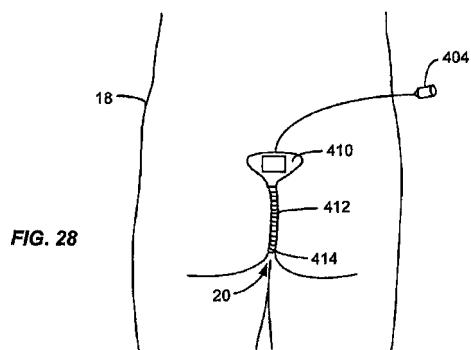
【図 26B】



【図 27】



【図 28】



【図 29A】

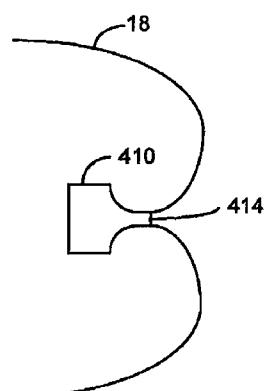


FIG. 29A

【図 29B】

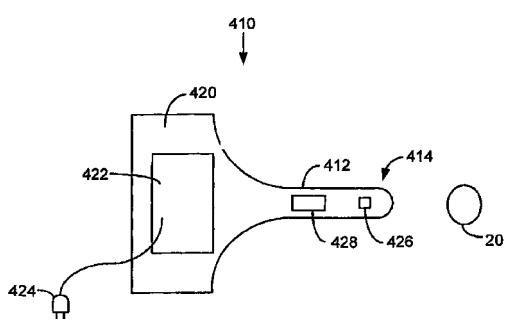


FIG. 29B

【図 30A】

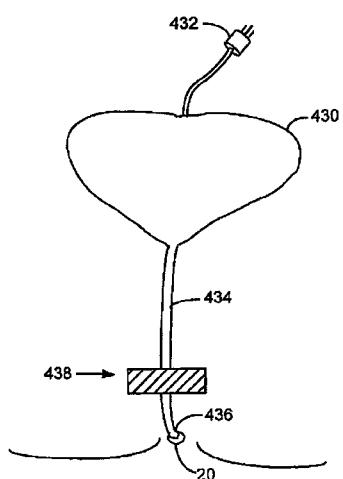


FIG. 30A

【図 30B】

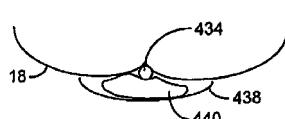
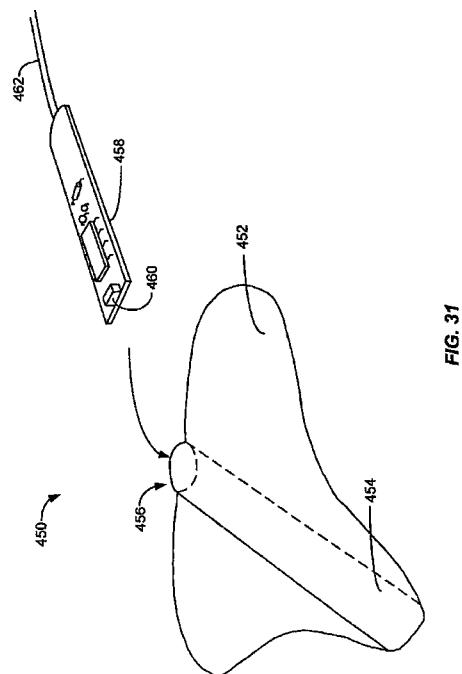
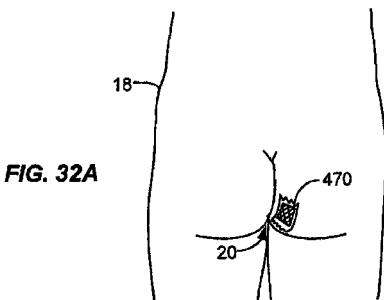


FIG. 30B

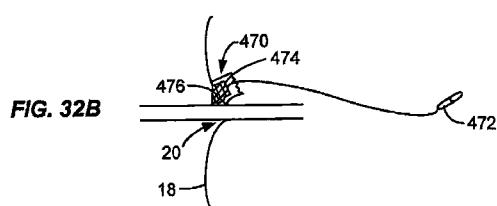
【図 3 1】



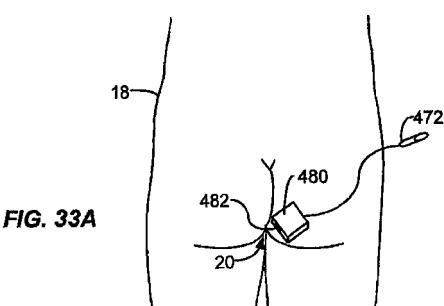
【図 3 2 A】



【図 3 2 B】



【図 3 3 A】



【図 3 3 B】

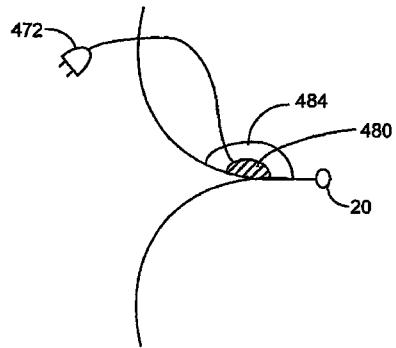


FIG. 33B

【図 3 3 C】

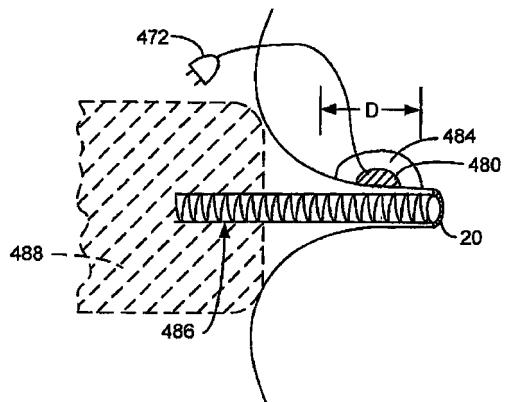


FIG. 33C

【図 3 4】

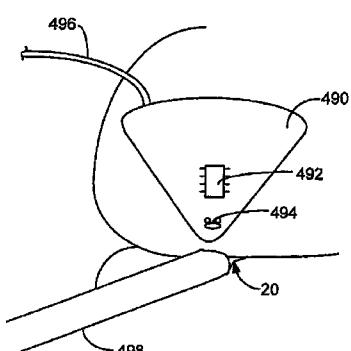


FIG. 34

【図 3 5】

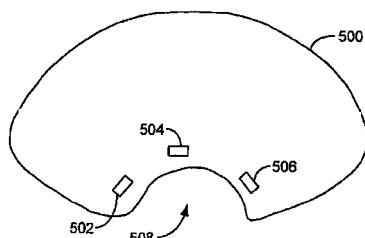


FIG. 35

【図 3 6】

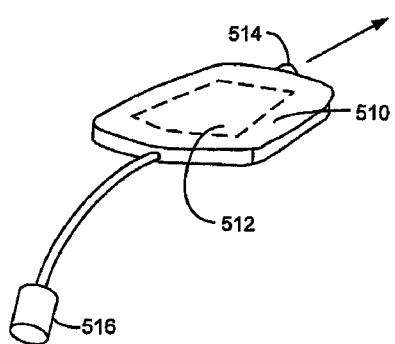


FIG. 36

【図 3 7】

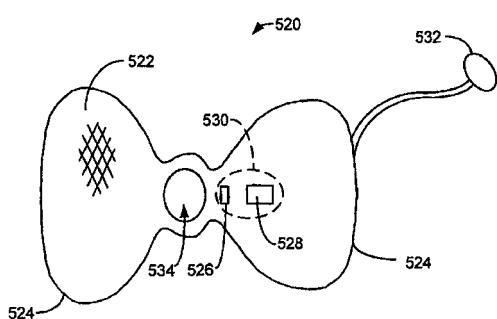


FIG. 37

【図 3 8 A】

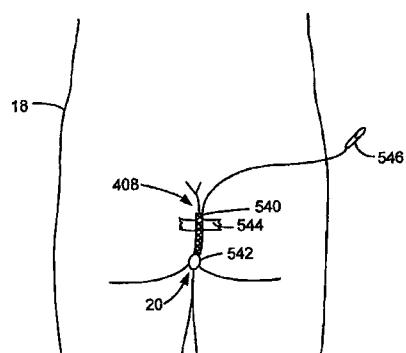


FIG. 38A

【図 3 8 B】

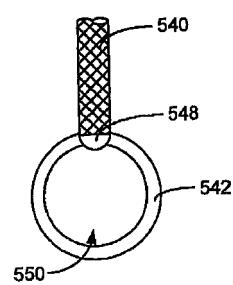


FIG. 38B

【図39】

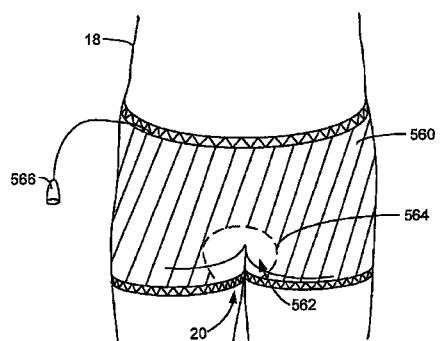


FIG. 39

【図 2A】

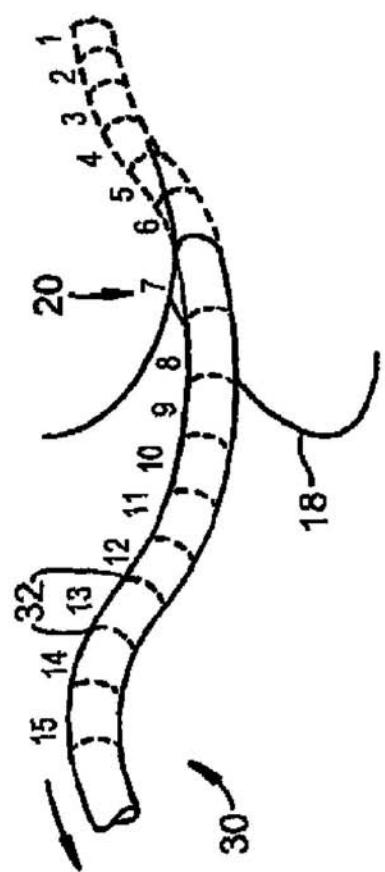


FIG. 2A

フロントページの続き

(72)発明者 ホワイティン , キャサリン
アメリカ合衆国 , カリフォルニア州 , ウッドサイド , ハシエンダス ドライヴ 31

(72)発明者 オーライン , ロバート , エム .
アメリカ合衆国 , カリフォルニア州 , レッドウッド シティー , ニミッツ アヴェニュー
330

(72)発明者 ベルソン , アミール
アメリカ合衆国 , カリフォルニア州 , クパーチノ , ロドリゲス アヴェニュー 20070
, アパートメント シー .

(72)発明者 ロス , アレックス
アメリカ合衆国 , カリフォルニア州 , レッドウッド シティー , リージェント ストリート
1354

(72)発明者 アーン , ローレンス , ダブリュー .
アメリカ合衆国 , カリフォルニア州 , レッドウッド シティー , フルトン ストリート 2
4

F ターム(参考) 2H040 BA23 DA03 DA11 DA15 DA51
4C061 AA05 DD03 FF24 GG11 GG22

专利名称(译)	一种用于确定插入深度的系统		
公开(公告)号	JP2010246933A	公开(公告)日	2010-11-04
申请号	JP2010102407	申请日	2010-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术公司		
申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司		
[标]发明人	ホワイティンキャサリン オーラインロバートエム ペルソンアミール ロスアレックス アーンローレンスダブリュー		
发明人	ホワイティン, キャサリン オーライン, ロバート, エム. ペルソン, アミール ロス, アレックス アーン, ローレンス, ダブリュー.		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00 G02B23/24 A61B1/31 A61B5/06 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/068 A61B1/31 A61B5/064 A61B5/1076 A61B6/12		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B19/00.502 G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.554 A61B1/01 A61B34/20		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA15 2H040/DA51 4C061/AA05 4C061/DD03 4C061 /FF24 4C061/GG11 4C061/GG22 4C161/AA05 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/GG11 4C161/GG22 4C161/HH55		
代理人(译)	池田 成人		
优先权	10/384252 2003-03-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有广泛的灵活性和适应性的实时位置形状，作为用于精确获得内窥镜在患者体内的位置的位置确定方法。作为用于检测内窥镜的插入深度的系统，一种用于确定内窥镜的插入深度的方法被配置为确定内窥镜的插入深度。使用配备有设备的内窥镜。配备齐全的内窥镜可以轮询整个内窥镜的状态，并确定内窥镜相对于解剖边界（例如肛门）的位置。来自轮询的信息是通过沿内窥镜长度方向放置的传感器或转发器获得的。[选型图]图1A



FIG. 1A