

(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.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	2 H 0 4 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	

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)	(71) 出願人	506365832
(22) 出願日	平成22年4月27日 (2010. 4. 27)		インテュイティブ サージカル, インコーポレイテッド
(62) 分割の表示	特願2006-509221 (P2006-509221) の分割		アメリカ合衆国 9 4 0 8 6 カリフォルニア州 サニーヴェイル キーファー・ロード 1 2 6 6 ビルディング1 0 1
原出願日	平成16年3月5日 (2004. 3. 5)	(74) 代理人	100094318
(31) 優先権主張番号	10/384, 252		弁理士 山田 行一
(32) 優先日	平成15年3月7日 (2003. 3. 7)	(74) 代理人	100123995
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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 1 A

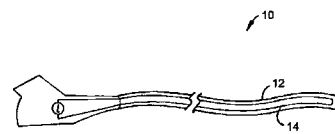


FIG. 1A

【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し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。

【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。

30

【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、光ファイバイメージングバンドル、又は、器具の先端に配置された小型カメラ、照明ファイバ、1又は2つの器具チャンネル(通気若しくは灌注のためにも用いられ得る)、空気及び水の通路、並びにバキュームチャンネルを含む。結腸鏡は、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

【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、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に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、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。

30

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

ブ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。

【 0 0 0 8 】

[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 】

10

【 0 0 0 9 】

[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, 4 6 8, 2 0 3 号；2 0 0 1 年 1 0 月 2 日に出願された米国特許出願 0 9 / 9 6 9, 9 2 7 号；2 0 0 2 年 8 月 2 7 日に出願された米国特許出願 1 0 / 2 2 9, 5 7 7 号；2 0 0 2 年 3 月 1 日に出願された米国特許出願 1 0 / 0 8 7, 1 0 0 号；及び、2 0 0 2 年 5 月 2 日に出願された米国特許出願 1 0 / 1 3 9, 2 8 9 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。

20

【 0 0 1 0 】

[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じてかを決定する。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。

30

【 0 0 1 1 】

[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。

40

【 0 0 1 2 】

[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、

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な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。

【 0 0 1 3 】

【0013】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、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

【 0 0 1 4 】

【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】

【 0 0 1 5 】

【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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

の個々の椎骨状部に取り付けるための例を示す。

【図 2 5 A】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 2 5 B】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 2 6 A】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 2 6 B】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 2 7】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 2 8】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。

10

【図 2 9 A】基準装置センサのための可能な構造の 1 つを示す。

【図 2 9 B】基準装置センサのための可能な構造の 1 つを示す。

【図 3 0 A】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 3 0 B】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 3 1】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 3 2 A】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 3 2 B】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 3 3 A】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 3 3 B】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 3 3 C】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。

20

【図 3 4】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 3 5】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 3 6】ケースに覆われた基準装置の例を示す。

【図 3 7】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 3 8 A】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 3 8 B】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 3 9】衣類の生地、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】

30

[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。

40

【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】

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じたかを決定する。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表示する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]一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なら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ならって配線され得る。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、単一の回路14により、内視鏡12は、単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の長さに関連付けられ得る。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 2 4 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

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

[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ボン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ボン層 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 内でカーボン層 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、カーボン層 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。

【 0 0 2 5 】

[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、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。

【 0 0 2 6 】

[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、光検知トランスデューサである。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、フォトリスタなどの 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され得る。光起電性スイッチは、完全

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 2 B は、図 2 A の装置の回路図 34 を示す。図示されているように、 $S_1 \sim S_N$ が、互い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氣的に作動しているとき、対応する抵抗 ($R_1 \sim R_N$) 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 3 A 及び図 3 B 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 3 B 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 の長さにはわたって内視鏡 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に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 と電氣的に連通する。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

30

【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。

40

【0030】

[0073]さらに別の例が図 5 A ~ 図 5 D に示されている。この例は、内視鏡 72 を含む内視鏡組立体 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 5 B 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

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 R_1 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て順次測定され得る。これは、抵抗が無限大である(R)センサ(センサが身体の外で測定される場合)と、抵抗が無限大より非常に小さい(R)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、内視鏡に出入りする、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、無視又は拒絶されることができる。

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、患者の身体の内外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、例えば肛門を通し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、患者の身体の内外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

20

30

【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一バリエーションを示す。基準装置96は、患者18の外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。

【0036】

[0079]多数の技術がタグ94に用いられ得る。例えば、一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、挿入長さが決定されるために基準装置96に伝達するように構成され得る。

40

【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デューサ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デューサすなわちタグ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

50

エーションにおいては、各タグ 9 4 は、内視鏡 9 2 の外面上に配置された、コード化された受動的マーカとして構成され得る。これらのマーカは、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 9 4 は、コード化されたアクティブマーカ、例えば、コード化されたパターンで点滅し得る L E D として構成され得る。従って、リーダ 9 8 は、光学センサとして構成され得る。

【 0 0 3 8 】

[0081]別の代替例は、タグ 9 4 及びリーダ 9 8 を、赤外線 (I R) 検知のために構成することであり得る。この場合、 I R エミッタ (赤外線放出源) が、内視鏡 9 2 の長さに沿って配置されることができ、 I R エミッタすなわちタグ 9 4 の各々が、内視鏡 9 2 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 9 8 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 9 2 の長さに対して位置づけるための I R 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 9 6 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磁氣的に構成されたタグ 9 4 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

【 0 0 3 9 】

[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 9 8 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 9 8 から延在し、内視鏡 9 2 の遠位端に取り付けられる。基準装置 9 6 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 9 2 は、リーダ 9 8 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オメータ (多重巻線電位差計) と電氣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 9 2 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さ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 9 8 すなわちポテンシオメータの、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 9 2 の長さへの出力に関連づけられ得る。

20

30

【 0 0 4 0 】

[0083]さらに別の代替例は、例えばマルチターンポテンシオメータ、エンコーダなどに連結されたローラを基準装置 9 6 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 9 2 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 9 2 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 9 2 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 9 2 の挿入深さの長さに関連付けられ得る。

【 0 0 4 1 】

[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 (C T)、磁気共鳴映像法 (M R I)、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

【 0 0 4 2 】

[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 9 6 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 9 6 上に、内視鏡が前進又は後退されるときに内視鏡 9 2 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 9 2 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 9 2 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に構成され得る。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、そして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関し、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、互いに対して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を示す一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、互いに対して予

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る。

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、互いに対して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を示し得る。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を示し得る。

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せられ得るかを示す。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 に戻って次の測定を待機し得る。

【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、次の測定を待機し得る。

磁氣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、磁氣的検知、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デューサにより測定され得る。

【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 x_1 , x_2 , x_3 を有する)を通過するとき、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。

【0056】

[0099]図 15 は、ホール効果センサを用いるための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、互いに対して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

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 のすぐ近くでないとき、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 に対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 2 4 8 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 2 4 8 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 1 9 A 及び図 1 9 B は、組立体のさらに別のバリエーションである組立体 2 6 0 を示す。組立体 2 6 0 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 2 6 2 が、第 2 の磁石 2 6 4 に対して、結合された磁束線 2 6 8 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 2 6 2 , 2 6 4 の極性は、図示されているように、互いに対して反対であり得る。センサ 2 6 6 は、妨害されていない磁力線 2 6 8 がセンサ 2 6 6 を通過するように配置され得る。椎骨状部 2 7 0 がセンサ 2 6 6 の付近を通ると、図 1 9 B の組立体 2 6 0 ' に示されているように、妨害された磁束線 2 6 8 ' は、椎骨状部 2 7 0 との相互作用により、もはやセンサ 2 6 6 を通過しないように変化され得る。或いは、センサ 2 6 6 を通る磁界線 2 6 8 の強度が、椎骨状部 2 7 0 が通過するときに変化され得る。

【0062】

[0105] 図 2 0 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 2 8 0 は、明瞭化のために、内視鏡の椎骨状部 2 8 2 のみが示されている。第 1 の配向を有する不連続の磁石 2 8 4 が 1 つおきの椎骨状部 2 8 2 に配置され、第 2 の配向を有する不連続の磁石 2 8 6 が磁石 2 8 4 の間の 1 つおきの椎骨状部 2 8 2 に配置され得る。従って、内視鏡が、例えば移動方向 2 9 2 に沿って移動されると、各椎骨状部 2 8 2 にて交互の方向を有する磁束線 2 8 8 をセンサ 2 9 0 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。

【0063】

[0106] 図 2 1 A 及び図 2 1 B 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 2 1 A は、内視鏡組立体 3 0 0 の側面図を示す。組立体 3 0 0 において、第 1 の配向を有する多数の磁石 3 0 4 が内視鏡 3 0 2 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 3 0 6 もまた、内視鏡 3 0 2 の周囲に周方向に、磁石 3 0 4 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 3 0 2 の周囲に周方向に配置することにより、センサ 3 0 8 を通過するときの内視鏡 3 0 2 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 2 1 B は、図 2 1 A の装置の断面図であり、磁石 3 0 4 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 3 0 4 の「N 極」が内視鏡 3 0 2 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れば、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。

【0064】

[0107] 図 2 2 A 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 3 1 0 は、内視鏡 3 1 0 の外面上の各椎骨状部 3 1 2 にて周方向に配置された、不連続の磁石 3 1 2 を有する。内視鏡 3 1 0 が肛門 2 0 を通って挿入されるとき、ホールセンサ 3 1 4 が肛門 2 0 付近に配置されることができ、これにより、センサ 3 1 4 が不連続の磁石 3 1 2 を、これらの磁石が肛門 2 0 を通って入るときに読み取り又は測定できる。図 2 2 B 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 3 2 0 は、個々の椎骨状部 3 2 6 が幾らかの強磁性材料 3 2 8 を有し得る内視鏡 3 2 2 を有し得る。強磁性材料 3 2 8 は、椎骨状部 3 2 6 上に又は椎骨状部 3 2 6 内に一体化

10

20

30

40

50

され又は取り付けられる。強磁性材料 3 2 8 は、椎骨状部 3 2 6 上に一体化されるために、又は椎骨状部 3 2 6 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すために、シース又はスキン 3 2 4 が椎骨状部 3 2 6 上に配置され得る。椎骨状部 3 2 6 の間に、非磁性領域 3 3 0 が、椎骨状部 3 2 6 の間と強磁性材料 3 2 8 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 3 2 8 は、椎骨状部を有する内視鏡に遡及的に適用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 3 2 2 が磁石 3 3 2 を通過するとき、センサ 3 3 4 が、強磁性材料 3 2 8 を有する領域が通過するときの磁束線 3 3 6 への干渉を検知し得る。さらに、内視鏡 3 2 2 は、センサ 3 3 4 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 3 3 4 から十分に近く、且つ、内視鏡 3 2 2 の移動を妨害しないように十分に遠い。

10

【0065】

[0108] 図 2 3 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 3 3 7 が、多数の磁石 3 3 8、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 3 3 8 は、ツール 3 3 7 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 3 3 8 はツール 3 3 7 内に一体的につくられることができ、又は、ツール 3 3 7 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 3 3 7 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 3 3 9 内に配置され得る。ツール 3 3 7 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 3 3 7 は診査処置中に作用管腔 3 3 9 内に確実に保持され得る。ツール 3 3 7 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 3 3 9 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 2 4 A ~ 図 2 4 C 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 2 4 A は、椎骨状部 3 4 0 が、椎骨状部 3 4 0 の外面 3 4 4 に沿って周方向に画成された切欠き又は溝 3 4 2 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欠き 3 4 2 内に配置され得る。図 2 4 B 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 3 4 8 を、別個に形成して椎骨状部 3 4 6 に取り付け得る。図 2 4 C 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 3 5 4 を、椎骨状部 3 5 0 の切欠き 3 5 2 内に配置し得る。或いは、鉄粉を環状に成形して切欠き 3 5 2 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

40

【0067】

[0110] ホールセンサを利用するための別の代替例が図 2 5 A 及び図 2 5 B に見られる。図 2 5 A に見られるバリエーションは、磁石 3 6 4 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 3 6 0 を有し得る。圧力センサ又はマイクロフォースセンサ 3 6 2 が、磁石 3 6 4 とプラットフォーム 3 6 0 の間に配置され得る。内視鏡が磁石 3 6 4 の付近を通過されるため、磁石 3 6 4 が椎骨状部 3 6 6 に、椎骨状部 3 6 6 が付近を通過するときに引き付けられ得る。椎骨状部 3 6 6 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 3 6 4 が磁力により引かれ、又は反発されるとき、圧力センサ 3 6 2

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 2 5 B は、磁石 3 6 8 が圧力ゲージ 3 7 0 (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 3 6 8 を、磁石から或る距離 h を有して通過するとき、磁石 3 6 8 と椎骨状部 3 6 6 の間の引力及び / 又は反発力が、通過に従ってゲージ 3 7 0 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。

【 0 0 6 8 】

[0111]さらに別のバリエーションが、図 2 6 A 及び図 2 6 B に組立体 3 8 0 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 3 8 2 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 3 8 2 は、内視鏡 3 8 6 の移動を検知しながらピボット 3 8 4 を中心に回転するように構成され得る(内視鏡 3 8 6 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 3 8 2 は、ホイール 3 8 2 の周囲に組み込まれた多数の磁石 3 9 8 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 3 9 8 の各々は、好ましくは、互いに対して、内視鏡 3 8 6 の本体に沿って配置された磁石 3 8 8 , 磁石 3 9 0 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 3 8 6 が移動されて基準装置 3 8 2 を通過するとき、内視鏡 3 8 6 の、基準装置 3 8 2 を通過する線状の移動に対応して、ホイール 3 8 2 が回転する。

【 0 0 6 9 】

[0112]内視鏡 3 8 6 が通過するときに生じる基準装置 3 8 2 の回転は、様々な方法で検知されることができる。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 3 8 2 上の磁石 3 9 8 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 3 8 2 が内視鏡 3 8 6 の線状移動に従って回転するとき、基準装置ホイール 3 8 2 は内視鏡 3 8 6 に直接接触することができ、又は、薄い材料が、ホイール 3 8 2 を内視鏡 3 8 6 の本体から分離し得る。図 2 6 B は、ハウジング 3 9 2 に回転可能に取り付けられ得る、基準装置ホイール 3 8 2 の組立体の一バリエーションを示す。ハウジング 3 9 2 は、支柱又は支持体 3 9 4 に連結され得る。支持体 3 9 4 はハウジング 3 9 2 から延在し、基準装置ホイール 3 8 2 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 3 9 4 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 3 9 2 及び / 又は基準装置ホイール 3 8 2 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 3 9 2 内に配置され得る。支持体 3 9 4 は、基準装置ホイール 3 8 2 が内視鏡 3 8 6 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 3 9 6 を、随意にさらに含み得る。

外部の検知装置の例

【 0 0 7 0 】

[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。

【 0 0 7 1 】

[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

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。

【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一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 4 5 8 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 4 5 8 は、組立体 4 5 8 から延在するワイヤ又はケーブル 4 6 2 を有することができ、さらに、センサ組立体 4 5 8 上に配置され又は埋め付けられたセンサ 4 6 0 を有し得る。センサ組立体 4 5 8 は、基板 4 5 2 内に画成された開口部 4 5 6 を通して滑り入れることにより、ポケット 4 5 4 内に配置され得る。また、センサ組立体 4 5 8 は、好ましくは、センサ 4 6 0 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 4 6 0 が基板 4 5 2 の遠位端に配置されるよう、ポケット 4 5 4 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 3 2 A 及び図 3 2 B 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 4 7 0 を示し、装置 4 7 0 からコネクタ 4 7 2 が延在している。基準装置 4 7 0 は、患者 1 8 の肛門 2 0 の付近に、接着剤 4 7 4 を介して一時的に取り付けられ得る。内視鏡を基準装置 4 7 0 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 4 7 6 が、装置に随意に組み込まれ得る。

【0079】

[0122] 図 3 3 A は、基準装置の別のバリエーションである基準装置 4 8 0 を示す。この例において、基準装置 4 8 0 は、センサ 4 8 2 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 4 8 2 が肛門 2 0 付近にあるように配置され得る。図 3 3 B は、基準装置 4 8 0 が肛門 2 0 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 4 8 4 が基準装置 4 8 0 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 3 3 C は、基準装置 4 8 0 が肛門 2 0 から前進又は後退されるときにどのように内視鏡 4 8 6 と相互作用し得るかの例を示す。基準装置 4 8 0 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 2 0 の付近に配置されることが保証され得る。内視鏡 4 8 6 が基準装置 4 8 0 を通過するとき、基準装置 4 8 0 内のセンサが挿入深さを測定し得る。ゾーン 4 8 8 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 4 8 0 の直径が小さく、装置が肛門 2 0 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 4 8 0 による正確な測定又は検知を維持しながら内視鏡 4 8 6 を妨害されずに操作することを可能にする。

【0080】

[0123] 図 3 4 は、基準装置のさらに別のバリエーションである装置 4 9 0 を示す。基準装置 4 9 0 は、端部にセンサ 4 9 4 が取り付けられた基板を有し得る。補助電子素子 4 9 2 を基準装置 4 9 0 上に随意に取り付けることができ、ワイヤ又はケーブル 4 9 6 が、センサ 4 9 4 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 4 9 0 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 2 0 付近に配置されて、内視鏡 4 9 8 が肛門 2 0 内に前進又は肛門 2 0 から後退されるときにセンサ 4 9 4 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 つを例示するためのものに過ぎない。

【0081】

[0124] 別のバリエーションが図 3 5 に示されており、このバリエーションにおいて、基準装置 5 0 0 が多数のセンサを組み込み得る。基準装置 5 0 0 は、単一の殿筋上に配置されて、挿入領域 5 0 8 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 5 0 2, 5 0 4, 5 0 6 の各々が、内視鏡が挿入領域 5 0 8 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 5 0 0 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

10

20

30

40

50

ンサを用い得る。

【 0 0 8 2 】

[0125]図 3 6 は、基準装置 5 1 0 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 5 1 0 は補助電子素子 5 1 2 を内部に封入し、センサ 5 1 4 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 5 1 6 を組み込むことができ、このコネクタは、基準装置 5 1 0 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。

【 0 0 8 3 】

[0126]図 3 7 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 5 2 0 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 5 2 2 が、例えば「バタフライ」形状に構成され得る。基板 5 2 2 は、殿裂を横切って殿筋の各々に付着する、少なくとも 2 つのウィング又はフラップ 5 2 4 を有することができ、センサ 5 2 6 及び補助電子素子 5 2 8 が、基板 5 2 2 の中央又はその付近に画成された開口部 5 3 4 付近に収容され得る。センサ 5 2 6 及び補助電子素子 5 2 8 は、基板 5 2 2 上でハウジング 5 3 0 内に埋め込まれ、又は収容され得る。コネクタ 5 3 2 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。

【 0 0 8 4 】

[0127]基準装置は、また、内視鏡が身体内に入っ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、R F などの検知技術を用いる場合に有用であろう。R F 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 R F 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 3 8 A 及び図 3 8 B に示されている。図示されているように、基準装置 5 4 0 は、遠位端に画成された、R F 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 5 4 2 を有し得る。基準装置 5 4 0 は、殿裂 4 0 8 に沿って位置合わせされ、所定位置に接着テープ 5 4 4 で固定され得る。コネクタ 5 4 6 が、基準装置 5 4 0 に、ワイヤ又はケーブルを介して基準装置 5 4 0 の第 1 端部にて取り付けられることができ、センサ 5 4 8 は、基準装置 5 4 0 の反対側の端部に配置され得る。センサ 5 4 8 は肛門 2 0 付近に配置されることができ、ループ 5 4 2 は肛門 2 0 の開口を取り囲む。ループ 5 4 2 は、内視鏡が通過され得る挿入領域 5 5 0 を画成し得る。ループ 5 4 2 は、薄い柔軟な材料、例えばマイラーからつくることができ、肛門 2 0 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 5 4 2 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。

【 0 0 8 5 】

[0128]さらに別のバリエーションが図 3 9 に示されている。このバリエーションにおいて、支持衣類 5 6 0、例えば一枚のパンツが、肛門 2 0 を取り囲む領域に開口部 5 6 2 を画成し得る。ループ 5 6 4 が生地、ループが開口部 5 6 2 を取り囲むように組み込まれ得る。ループ 5 6 4 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 5 6 4 への接続が、コネクタ 5 6 6 を通して行われ得る。コネクタは、例えば衣類 5 6 0 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。

【 0 0 8 6 】

[0129]結腸鏡検査法以外に、他の用途が、低侵襲性外科手術 (M I S) 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、しばしばカニユーレを通して挿入することに依存する。M I S 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。カニユーレを用いる場合、カニユー

10

20

30

40

50

ーレ自体が、先に記載した方法の 1 つを用いて機器装備され得る。

【 0 0 8 7 】

[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、E N T（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。

【 0 0 8 8 】

[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 1 A 】

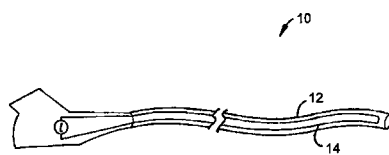


FIG. 1A

【 図 1 B 】

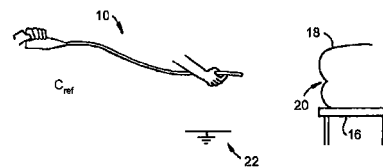


FIG. 1B

【図 1 C】

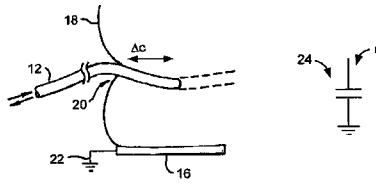


FIG. 1C

【図 1 D】

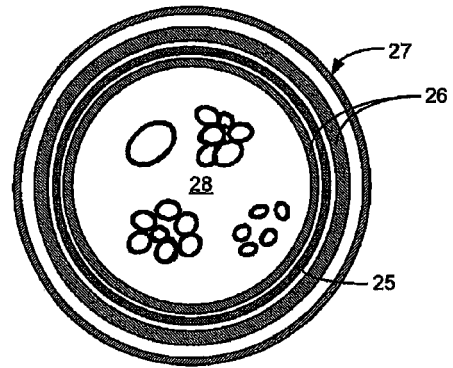


FIG. 1D

【図 2 B】

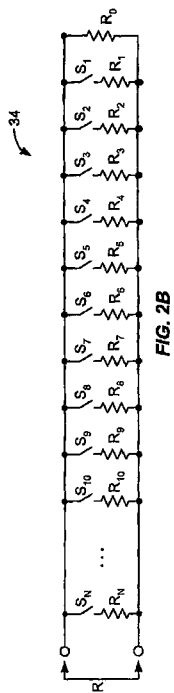


FIG. 2B

【図 3 A】

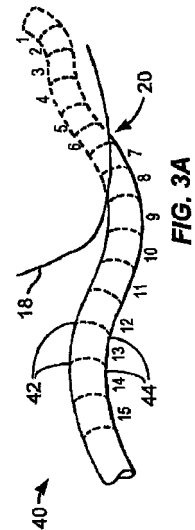
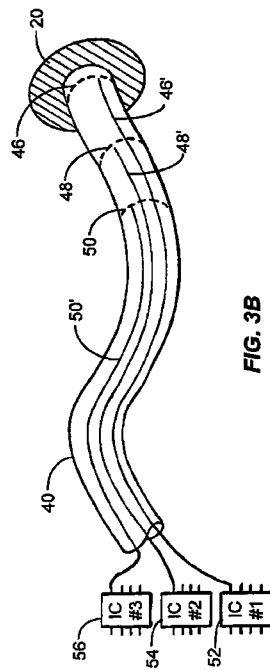
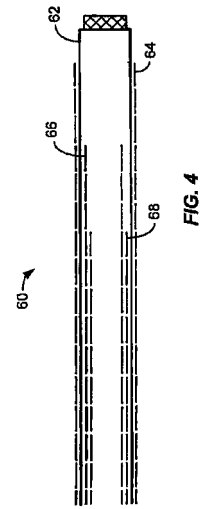


FIG. 3A

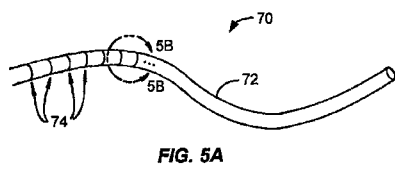
【 図 3 B 】



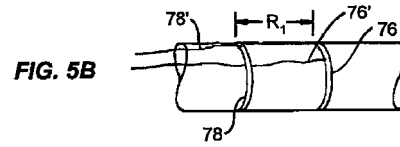
【 図 4 】



【 図 5 A 】

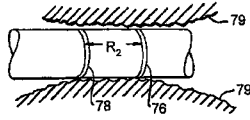


【 図 5 B 】



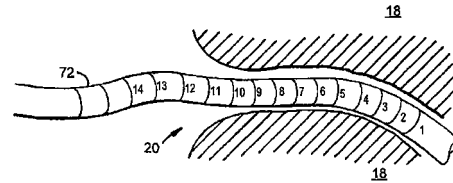
【図 5 C】

FIG. 5C

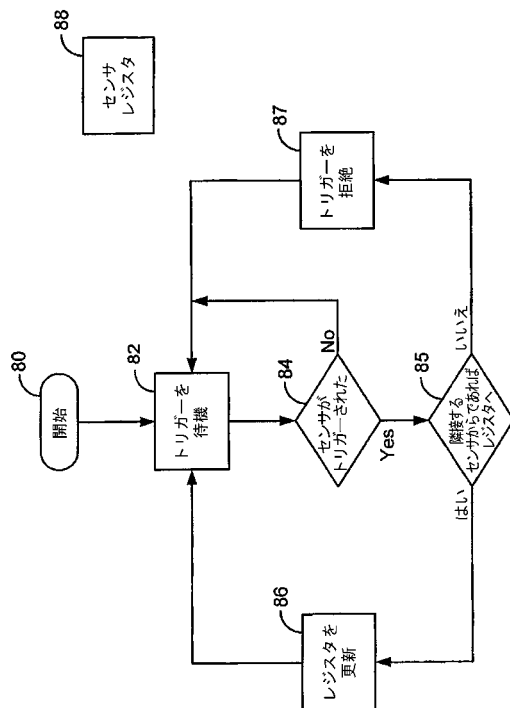


【図 5 D】

FIG. 5D

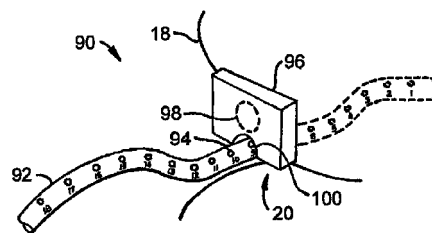


【図 6】

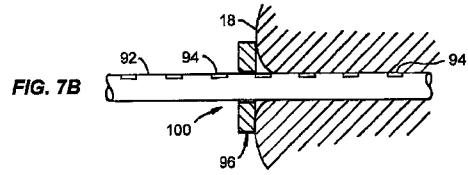


【図 7 A】

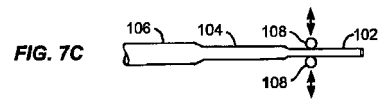
FIG. 7A



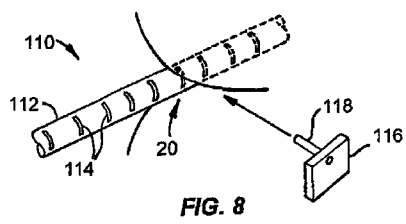
【 図 7 B 】



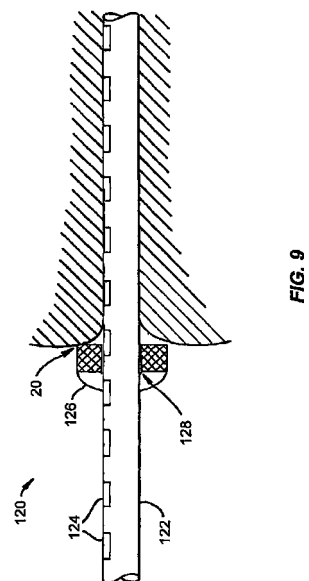
【 図 7 C 】



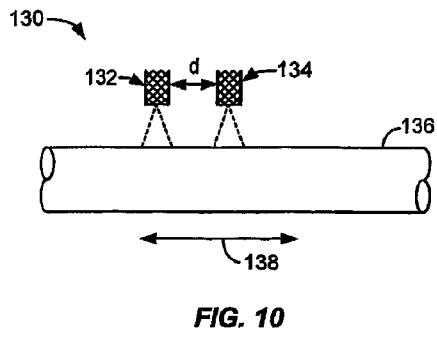
【 図 8 】



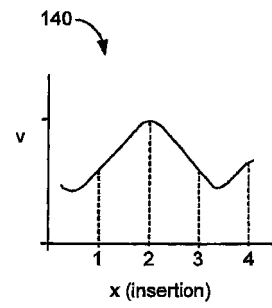
【 図 9 】



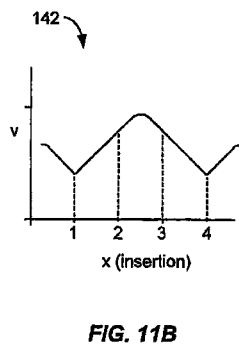
【 図 1 0 】



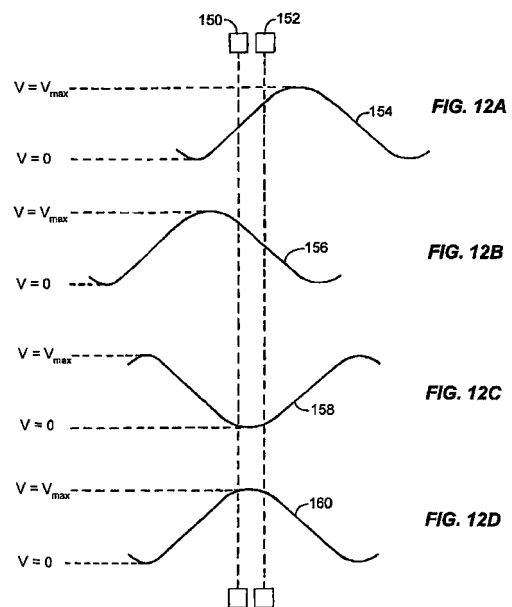
【 図 1 1 A 】



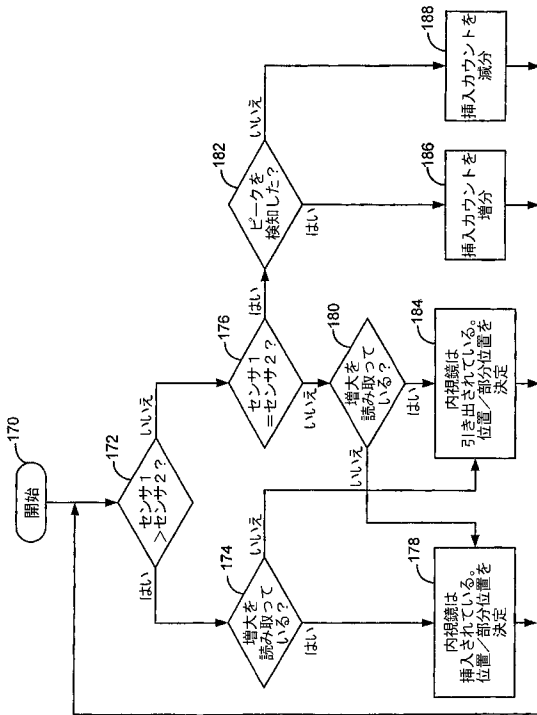
【 図 1 1 B 】



【 図 1 2 】



【図 13】



【図 14】

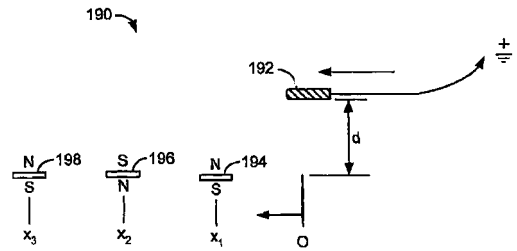


FIG. 14

【図 15】

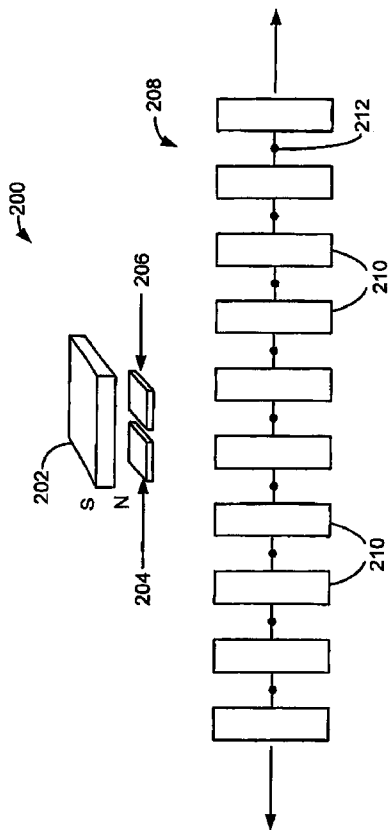


FIG. 15

【図 16】

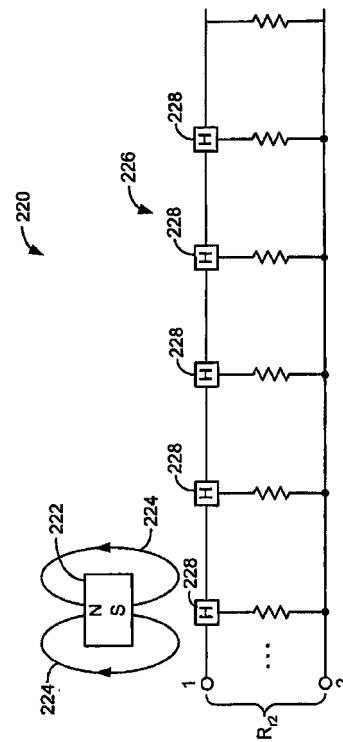


FIG. 16

【 図 1 7 A 】

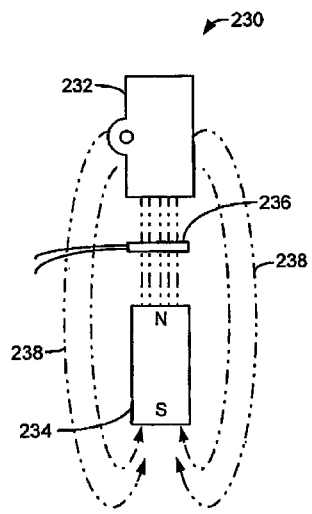


FIG. 17A

【 図 1 7 B 】

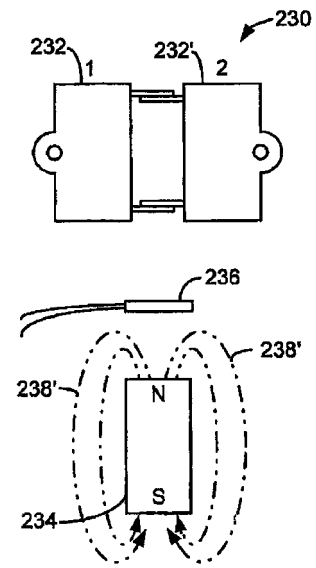


FIG. 17B

【 図 1 8 】

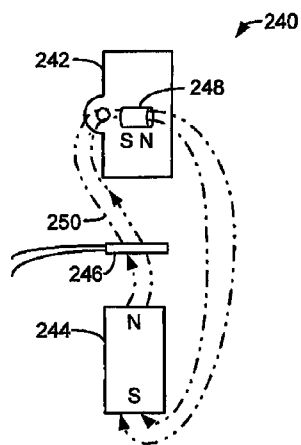


FIG. 18

【 図 1 9 A 】

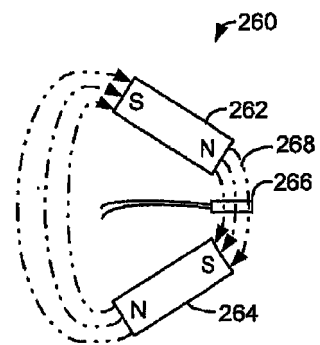


FIG. 19A

【 図 1 9 B 】

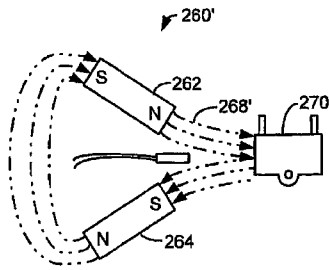


FIG. 19B

【 図 2 0 】

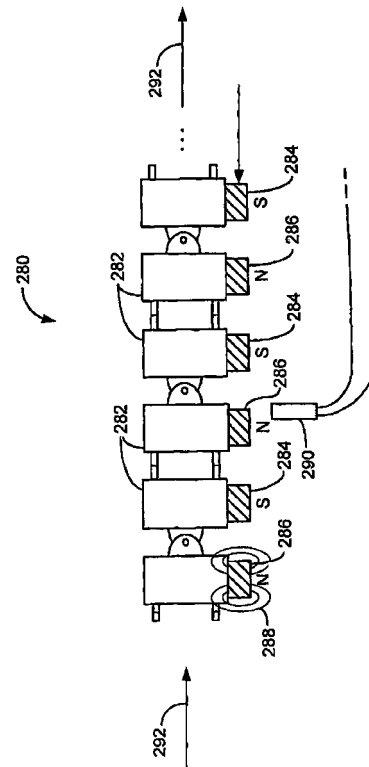


FIG. 20

【 図 2 1 A 】

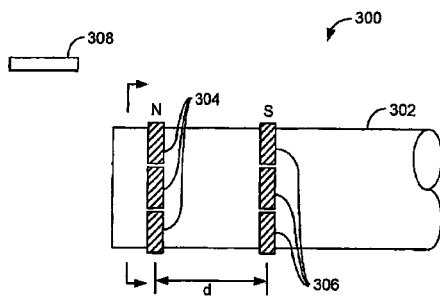


FIG. 21A

【 図 2 1 B 】

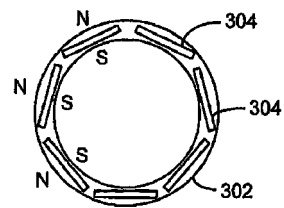


FIG. 21B

【 図 2 2 A 】

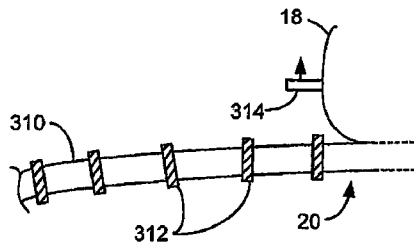


FIG. 22A

【 図 2 2 B 】

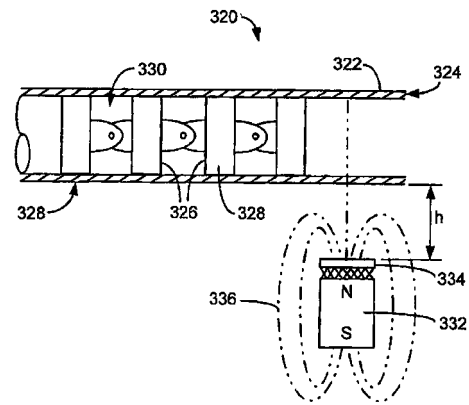


FIG. 22B

【 図 2 3 】

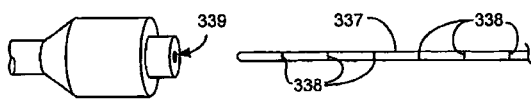


FIG. 23

【 図 2 4 A 】

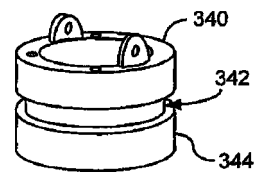
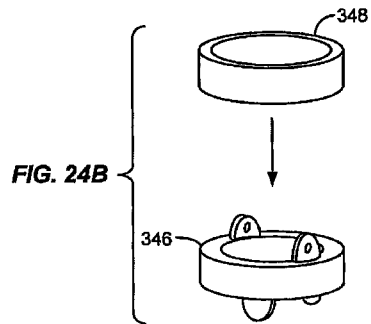
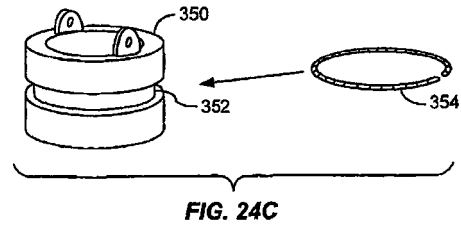


FIG. 24A

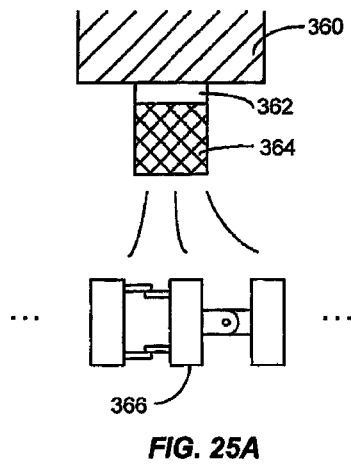
【 図 2 4 B 】



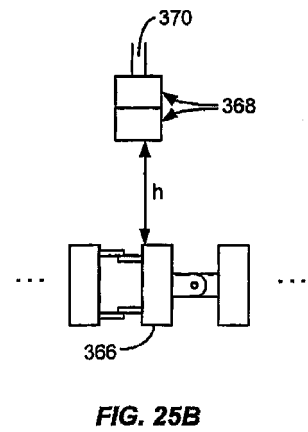
【 図 2 4 C 】



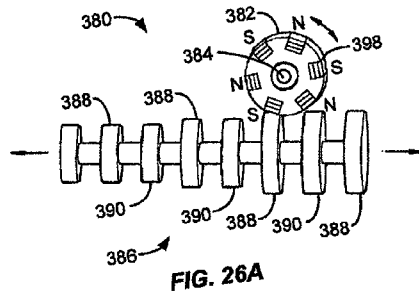
【 図 2 5 A 】



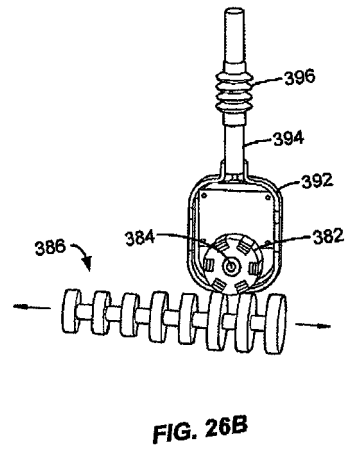
【 図 2 5 B 】



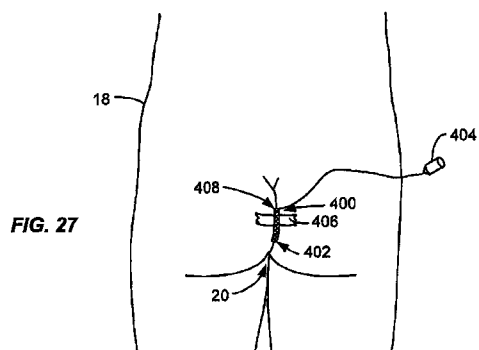
【 図 2 6 A 】



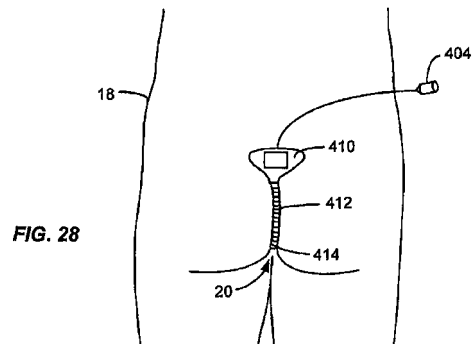
【 図 2 6 B 】



【 図 2 7 】



【 図 2 8 】



【図 29 A】

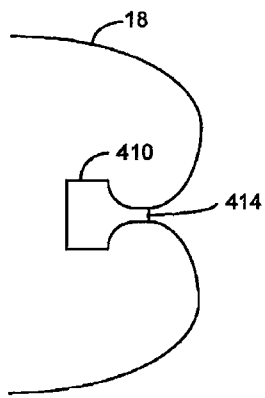


FIG. 29A

【図 29 B】

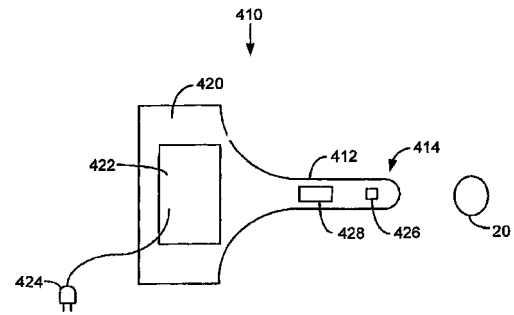


FIG. 29B

【図 30 A】

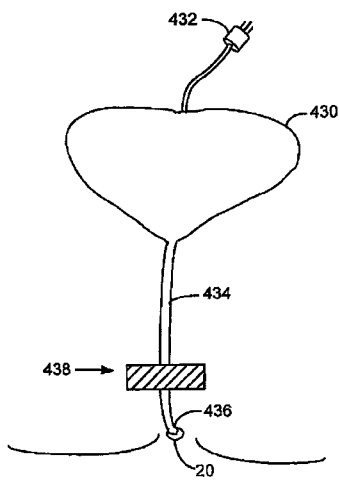


FIG. 30A

【図 30 B】

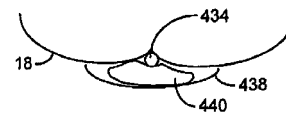
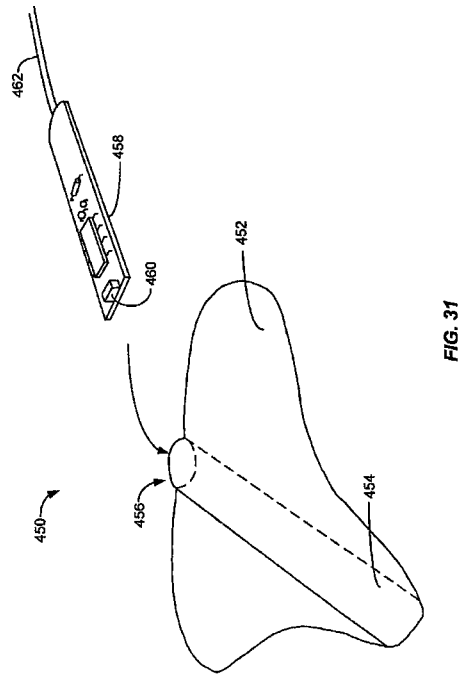
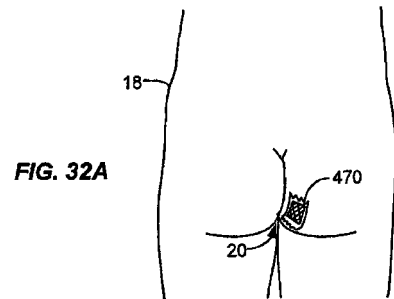


FIG. 30B

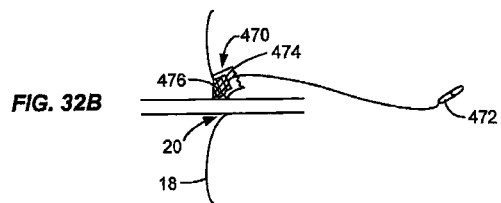
【図 3 1】



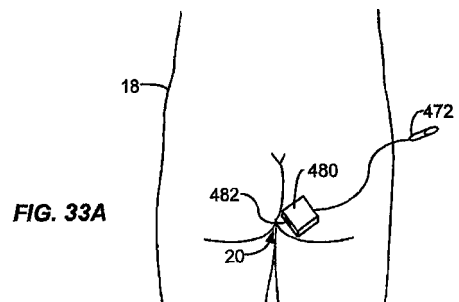
【図 3 2 A】



【図 3 2 B】



【図 3 3 A】



【図 3 3 B】

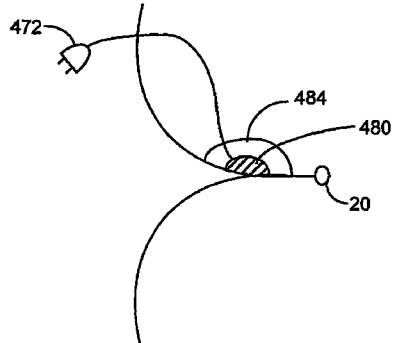


FIG. 33B

【図 3 3 C】

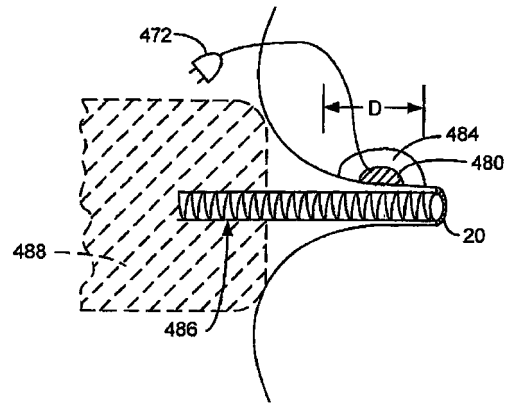


FIG. 33C

【図 3 4】

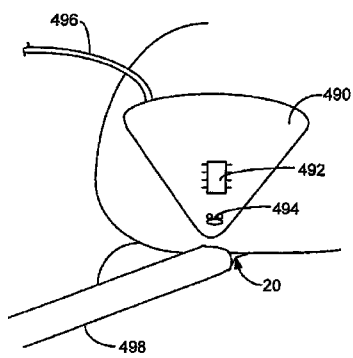


FIG. 34

【図 3 5】

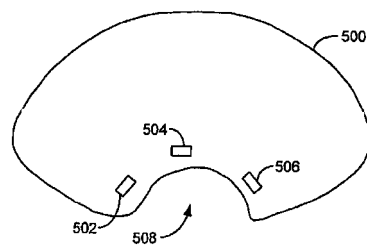


FIG. 35

【図 36】

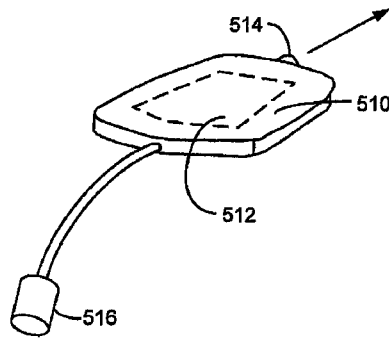


FIG. 36

【図 37】

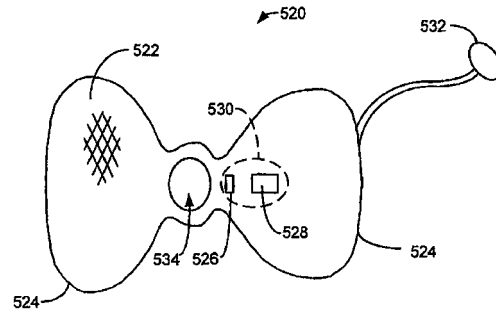


FIG. 37

【図 38 A】

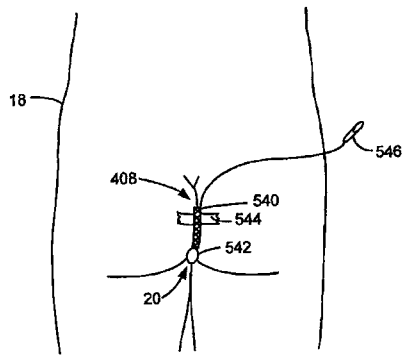


FIG. 38A

【図 38 B】

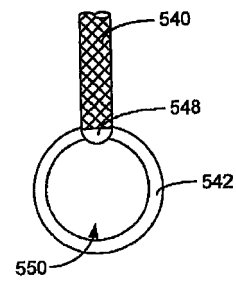


FIG. 38B

【図 39】

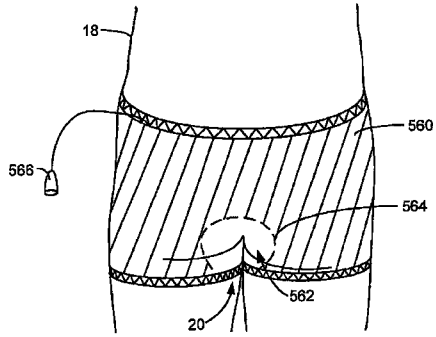
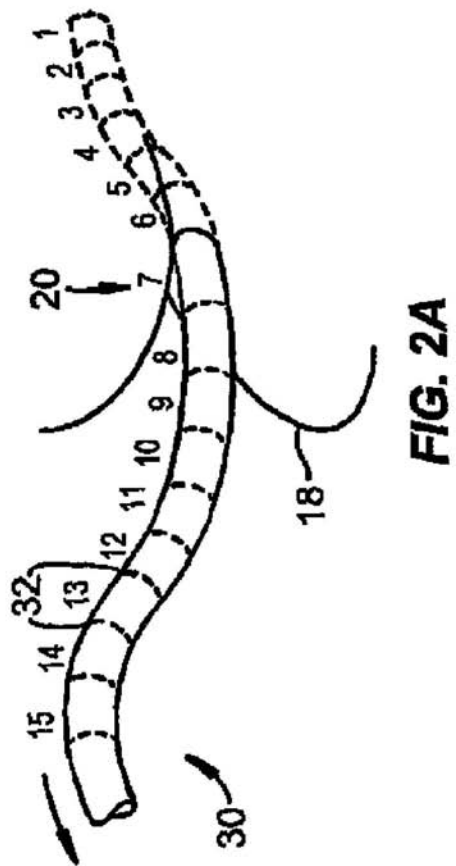


FIG. 39

【 図 2 A 】



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 3 1
- (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, ニミッツ アヴェニュー
3 3 0
- (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 2 0 0 7 0
, アpartment 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, リージェント ストリート
1 3 5 4
- (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, 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 ベルソンアミール 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. ベルソン, 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