

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5942163号

(P5942163)

(45) 発行日 平成28年6月29日 (2016. 6. 29)

(24) 登録日 平成28年6月3日 (2016. 6. 3)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
 A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 9 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-11645 (P2011-11645)	(73) 特許権者	507221195
(22) 出願日	平成23年1月24日 (2011. 1. 24)		ノビニエン ヘルスケア テクノロジー
(65) 公開番号	特開2011-147785 (P2011-147785A)		パートナーズ ゲセルシャフト ミット
(43) 公開日	平成23年8月4日 (2011. 8. 4)		ベシュレンクター ハフトゥング
審査請求日	平成26年1月7日 (2014. 1. 7)		novineon Healthcare
(31) 優先権主張番号	10000644. 4		Technology Partner
(32) 優先日	平成22年1月22日 (2010. 1. 22)		s GmbH
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		ドイツ国 テュービンゲン, ドルフアッカ
			ーシュトラーク 26, 72074
		(74) 代理人	100081776
			弁理士 大川 宏
		(72) 発明者	セバスチャン ショステク
			ドイツ連邦共和国 テュービンゲン 72
			074 モールシュトラーク 52/1

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

N - S 軸を有する体外磁石 (1 3) と、

画像記録ユニット (4 , 6) と、画像データ処理ユニット (1 0) と、重心方向に関するカプセル内視鏡の位置データを提供する位置センサ (1 6) と、データ伝送ユニット (1 2) と、ユニット (4 , 6 , 1 0 , 1 2) 及びセンサ (1 6) にエネルギーを供給するエネルギー源 (3) と、を有するカプセル型内視鏡と、

ロボットアーム (1 4) に装着され移動可能な前記体外磁石 (1 3) を有し、前記カプセル型内視鏡の位置を修正する駆動手段と、

を有し、

前記カプセル型内視鏡は、N - S 軸を有し、前記カプセル型内視鏡の重心及び前記カプセル型内視鏡のハウジングの長手方向軸 (2 3) からオフセットされ、且つ自身の前記 N - S 軸が前記長手方向軸 (2 3) に対して垂直な軸と直角になるように前記カプセル型内視鏡内部に配置される内部磁石 (5) を更に有し、

前記駆動手段は、

前記体外磁石 (1 3) の N - S 軸と前記内部磁石 (5) の N - S 軸とが水平方向に平行で、前記体外磁石 (1 3) の N - S 軸と直交し水平方向に平行な y 軸 2 1 を長手方向とする前記体外磁石 (1 3) の長手方向が前記内部磁石 (5) の N - S 軸と垂直で、且つそれぞれの極性が逆平行な配置を平衡状態とした場合、前記平衡状態となるように前記内部磁石 (5) に対して前記体外磁石 (1 3) を移動させ、

10

20

前記位置センサ(16)を使用して前記カプセル型内視鏡の重心方向の位置を検出し、
前記体外磁石(13)のN-S軸に沿って、及び/又は、前記体外磁石(13)のy軸21に沿って、1以上の方向に前記体外磁石(13)を移動させることで前記カプセル型内視鏡の位置を変更し、

前記体外磁石(13)と前記カプセル型内視鏡との間の相対的な位置によって誘導される水平方向に対する前記カプセル型内視鏡の長手方向軸(23)の傾斜を前記平衡状態に補正するために、前記体外磁石(13)のy軸21を回転支点として前記体外磁石(13)を傾斜させ、

前記カプセル型内視鏡の長手方向軸(23)を回転支点とした回転位置を前記平衡状態に補正するために、前記体外磁石のy軸21に沿って前記体外磁石を動かすことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項2】

前記駆動手段は、

水平方向に対して傾いているカプセル型内視鏡の長手方向軸(23)について前記体外磁石(13)と前記カプセル型内視鏡との相対位置の影響が最小になるように、少なくとも部分的にN-S軸に沿った前記体外磁石(13)の移動に加えて、y軸21を回転支点とした前記体外磁石の傾き動作も制御することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記駆動手段は、表示ユニット及び入力ユニットを使って手動入力により、前記体外磁石と前記カプセル型内視鏡との間の相対的な位置を維持するように調節できることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

20

【請求項4】

前記内部磁石(5)は、磁気分極(magnetic polarization)が前記画像記録ユニット(4, 6)の画像記録方向に配向されるように配置されることを特徴とする請求項1~3の何れか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記画像記録ユニット(4, 6)は、ハウジングの長手方向軸(23)が前記画像記録ユニット(4, 6)の光軸(11)に実質的に一致するように、シリンダー型ハウジング(1, 2)の一つの軸の端部が配設されることを特徴とする請求項1~4の何れか1項に記載の内視鏡装置。

30

【請求項6】

前記内部磁石(5)は、N-S軸が前記ハウジングの長手方向軸(23)に対し平行に配置されることを特徴とする請求項1~5の何れか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

前記エネルギー源(3)は、前記画像データ処理ユニット(10)と前記内部磁石(5)との間に配置されることを特徴とする請求項1~6の何れか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記エネルギー源(3)は、それぞれのフラットな平面が前記ハウジングの長手方向軸(23)に平行に配向される、少なくとも1つのボタン電池から構成されることを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

40

【請求項9】

前記エネルギー源(3)は、患者の体外からの電気エネルギーの誘導伝達に適したコイル装置から構成されることを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、請求項1及び9の記載による磁気駆動部を含むカプセル型内視鏡に関するものである。

50

【背景技術】

【0002】

磁気駆動カプセル型内視鏡は、錠剤やカプセルのように患者に飲み込まれた後、実質的に自然な蠕動運動によって腸管(intestinal tract)に移動する内視鏡である。また、カプセル磁石と体外磁石とを有する磁気駆動部は、カプセルの移動及び向き(orientation)に影響を及ぼすことができるように提供される。

【0003】

また、以下の本発明は、カプセル磁石として周知の極性を有する磁場を生成するように構成されたカプセル内に集積された装置に関するものである。そのために、ソレノイド及び永久磁石だけでなく、前記2つの可能性の1つまたは複数の組み合わせが望ましい。また、この装置は、結果的に磁場を形成するために磁場を重畳させる複数の永久磁石または複数のソレノイドから構成される。

10

【0004】

また、以下の本発明は、周知の極性を有する磁場を生成するようにカプセル型内視鏡によって検査される検査空間の外部に提供される装置である体外磁石に関するものである。このために、ソレノイド及び永久磁石だけでなく前述した可能性の1つまたは複数の組合が望ましい。また、この装置は、最終的な磁場を形成するために磁場を重畳させる複数の永久磁石または複数のソレノイドから構成される。

【0005】

また、以下の本発明は、カプセル型内視鏡によって検査される検査空間に関するものである。医療分野の場合、検査空間は、カプセル型内視鏡が導入される人間または動物の身体内の管腔臓器(hollow organs)、または管腔空間(hollow spaces)と理解することができる。技術分野の場合、検査空間は、カプセル型内視鏡が導入される技術的システム内の管腔空間と理解することができる。

20

【0006】

内視鏡カプセルとカプセル型内視鏡の用語は同義である。

【0007】

現在、商用化されている腸管検査のためのカプセル型内視鏡は、蠕動運動及び身体動作によってもっぱら受動的に身体内部へと移動する。従って、カプセル内に集積されたカメラは、臓器壁に対して無作為に撮影をする。このようなカプセル型内視鏡を能動的に制御できないことから、受動的なカプセル型内視鏡は単に食道及び小腸の検査のためにのみ臨床検査に使われ、これはカプセルボディがこれら臓器の内腔(lumen)を完全にオープンにするように構成されており、受動的通過中に集積されたカメラによって臓器壁が実質上、完全に検出されるからである。ところで、最近の内視鏡用カメラは、最大180°のパノラマ始点を可能とする、所謂魚眼技術を採用されている。

30

【0008】

しかし、胃及び大腸の検査は、臨床的に食道及び小腸の検査よりはるかに重要である。胃及び結腸の内視鏡検査は、癌の早期発見のための特に重要な役割を果たす。今日、このような検査は実質的に、内視鏡シャフトを有するフレキシブル内視鏡を肛門から患者の腸に挿入、または口から患者の胃に挿入して行われる。

40

【0009】

能動的に制御可能な内視鏡カプセルは、患者のために確かに患者により良い便利さで胃及び結腸の内視鏡検査を容易にすることができる。

【0010】

外部磁場による移動及び向きの確認による能動制御は、すでにDE 3 440 177に開示されている。この場合、内視鏡カプセル内に集積された永久磁石は、外部的に生成された磁場によってカプセルの移動及び向き制御を可能とする。これらの磁場は、コイルまたは第2体外永久磁石によって生成される。

【0011】

体外磁石として永久磁石を用いるのは、カプセル制御のために単純な体外構造物を用い

50

ることができる利点を有するからである。希土類磁石を用いることで、適切な力を有する磁場を生成することができる。大きい容積にわたり均一な磁場を生成するように構成される空芯コイルの集合体を含むコイルシステムと対照的に、体外磁石として永久磁石または比較的小型のソレノイドを用いる場合、体内磁石に対する体外磁石の位置及び向きが大変重要である。これは、適切なサイズ of 空芯コイルを用いる場合、コイル内部の容積がカプセル型内視鏡を駆動させるように利用することができるためである。一方、永久磁石または比較的小型のソレノイドを用いる場合、磁石外部の容積がカプセル型内視鏡を駆動させるように使用可能である。従って、このような体外磁石はコイルシステムに比べて、点状磁場源として開示される。従って、体外磁石として永久磁石または比較的小型のソレノイドを用いる場合、カプセル型内視鏡内部の磁石に対する体外磁石の向きは重要な役割をする。

10

【 0 0 1 2 】

カプセル内部の磁石として永久磁石を用いることは、単純なカプセル構造物を用いることができる利点を有する。ソレノイドとは違い、永久磁石は磁場を維持させるためのエネルギー供給を必要としない。

【 0 0 1 3 】

カプセルは内視鏡画像を提供するが、体外磁石の空間的な照合システム(reference system)内でその位置及び向きに関して与えられる手がかりはない。しかし、体外磁石による集積されたカプセル磁石を含む内視鏡カプセルの制御のために、内視鏡カプセルと体外磁石との間の相対的な位置に関する情報は、体外磁石を正確な方向に正確に移動できるようにする上で必要不可欠なものである。

20

【 0 0 1 4 】

そのために、このような問題点を解決するためのカプセル型内視鏡が、従来技術により知られている。

【 0 0 1 5 】

例えば、US 2008/0300458は、内蔵された永久磁石及び体外永久磁石を含むカプセル型内視鏡を開示している。シリンダー型カプセルのN-S軸(north-south axis)に関して、カプセル磁石はシリンダー型カプセルの中心軸に対し同軸に配置され、これと同様に、カプセル磁石のN-S軸に関して、体外磁石はカプセル磁石に対し(逆向き(reverse orientation)であっても)同軸配列される。体外磁石をカプセルの長手方向に移動させる場合、カプセルはこれに同調し、同時にそれによって(連動した)傾き動作がその長手方向軸に与えられる(この軸は回転支点周辺ではない)。前記傾き動作は、基本的に体外磁石の反対回転によって補正される。さらに、体外磁石を横に移動させる場合、同様にカプセルはこの移動に従う。しかし、カプセルの長手方向軸周辺で発生する(この軸を回転支点としては発生していない)カプセルの(連動した)回転運動は、このシステムによって補正されない。

30

【 0 0 1 6 】

US 2008/0300458に開示される具体的代案は、カプセルのN-S軸がカプセルの長手方向軸として正常な向きに配置されるように、カプセル内のカプセル型磁石を配置することが開示されている。この場合、体外磁石の横方向移動時のカプセルの回転運動は、基本的に体外磁石のN-S軸(N-S軸が回転支点ではない)について同じように傾きによって補正される。カプセルの長手方向に体外磁石を移動する場合、それ以上カプセルの(連動した)傾き動作を補正できない。その他、US 2008/0300458では、体外永久磁石と体内永久磁石との間の相対的な位置に関する情報を提供する問題に関しては言及されていない。

40

【 0 0 1 7 】

さらに、DE 10 2007 030 747 A1は、画像処理ユニット、データ伝送ユニット、エネルギー源及び永久磁石だけでなく画像記録ユニットも収容されるシリンダー型カプセルを含む磁気駆動カプセル型内視鏡を開示している。DE 10 2007 030 747 A1の概略図によれば、永久磁石のN-S軸はカプセルの長手方向に方向付

50

けられている。

【 0 0 1 8 】

また、US 2004/0050395 A1は、カプセルのN-S軸がカプセルの中心軸に対し同軸上に方向付けられるように、少なくとも1つの永久磁石が配置されるシリンダー型カプセルを有する磁気誘導カプセル型内視鏡を開示している。さらに、患者の管腔空間内でのカプセルの位置及び向きを検出するように、検出器が配置される。

【 0 0 1 9 】

位置センサを利用してカプセルの移動を3次元的に制御するように構成される磁気駆動部を有する複数のカプセル型内視鏡が従来技術にあり開示されていても、すべてのカプセルの解決策は、傾き動作と回転運動との間の制御性を妥協するように構成される。即ち、複数のカプセル型内視鏡は、磁気誘導されるカプセルの長手方向の移動時に引き起こされるカプセルの長手方向軸(長手方向軸が回転支点ではない)に対する傾き動作の制御を提供する。他の内視鏡は、磁気誘導されるカプセルの横方向移動時に誘導されるカプセルの長手方向軸を回転支点として(長手方向軸に対するものではない)カプセルの回転運動に影響を及ぼすための回転運動制御を有する。しかし、従来技術のカプセル型内視鏡では、完全な移動制御は不可能であった。さらに、従来技術では、動作の正確な補正のために要求される体外磁石に対するカプセル型内視鏡の正確な位置を決定するための十分な解決法を提供しない。

【 0 0 2 0 】

体外磁石の移動によって極性方向が固定された集積磁石を有する内視鏡カプセルの向きは、基本的に制限されており、これは単に2つの自由度のみがカプセル型内視鏡を方向付けするために駆動されるからである。カプセル型内視鏡が内視鏡カプセルの直交座標(デカルト座標)のX軸に平行に方向付けられている極性の集積磁石(前述した従来技術による磁石)を有すると仮定すると、内視鏡カプセルの方向付けはY軸及びZ軸を回転支点としてしか制御できない。この場合、X軸を回転支点とするカプセルの回転は、体外で生成された磁場の極性に対するカプセル内部の磁石の極性の方向付けの変更を必要としない。従って、X軸を回転支点とするカプセル型内視鏡の方向付けは、体外で生成される磁場を駆動させることで制御できない。従来技術では、体外磁石の移動によって内視鏡カプセルの直交座標の3つの軸に対する、極性方向が固定された集積磁石を有する内視鏡カプセルの向きを制御できるようにする技術的な解決策が提示されていない。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 2 1 】

このような従来技術の問題点を解決すべく、本発明は、より優秀な機能を示すように磁石及び内視鏡装置によって駆動されるカプセル型内視鏡を提供することを目的とする。本発明は、特に内視鏡カプセルの直交座標の3つの軸に対する集積磁石を有する内視鏡カプセルの方向付け制御を可能とすることでカプセル型内視鏡の位置決定能力を改善させること、且つその検査の正確度を増加させることを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 2 2 】

この目的は、請求項1の特徴を含むカプセル型内視鏡及び請求項9の特徴を含む内視鏡装置によって達成される。本発明のさらなる特徴は従属項に記載される。

【 0 0 2 3 】

本発明は、画像記録ユニット、画像データ処理ユニット、重力方向に関するカプセル型内視鏡の位置データを提供する位置センサ、データ伝送ユニット、ユニットとセンサにエネルギーを供給するエネルギー源、及び永久磁石のカプセル磁石を有する。本発明によれば、カプセル磁石はカプセル型内視鏡の中心軸に対し少なくともその周辺に配置される。本発明によれば、カプセル磁石の極性(N-S方向)は、画像記録ユニットの方向に配置される。具体的には、その周辺配置によって、カプセル磁石はカプセル型内視鏡の重心と幾何学的中心との両方に対し片寄って配置される。

【 0 0 2 4 】

カプセル型内視鏡の幾何学的中心のように、カプセル型内視鏡内の空間内の位置は、均一な密度を持つカプセル型内視鏡の外形と一致する固体物質から構成される物体の重心に対応するように認知される。

【 0 0 2 5 】

このように配置されて方向付けられるカプセル磁石に、例えば体外磁石によって磁気力が外部から作用する場合、カプセル型内視鏡は、一方ではその直交軸(cross axis)を回転支点として傾かされ、他方ではその垂直軸周辺を回転支点として回転させられる。このような動作は、カプセル磁石と体外磁石との間の磁気的な相互作用から直接的あるいは排他的に誘発される。さらに、カプセル型内視鏡の実際の重心及び幾何学的中心の両方を回転支点とする本発明によるカプセル磁石の配置によれば、カプセル型内視鏡の長手方向軸(画像記録ユニットの光軸に対する同軸)を回転支点としてカプセル型内視鏡の回転運動の制御を可能とする。全体的に直交座標の3つの軸に対するカプセル型内視鏡の方向付けを制御することで、航空機のような3次元移動が可能となる。

10

【 0 0 2 6 】

さらに、次の事が示される。カプセル型内視鏡は、管腔臓器内で自由に「浮く」か、あるいは管腔臓器壁に付近に位置することができる。前者の場合、カプセルはカプセルの長手方向軸周辺で回転し、後者の場合、カプセルは臓器壁との接触点からはずれる。

【 0 0 2 7 】

また、実際の環境下でカプセル型内視鏡は、集積されたカプセル磁石であるにもかかわらず体外磁石の直進運動を完全にできないように動作し、それはカプセル内視鏡と管腔空間壁または、管腔空間壁のシワや起伏のような障害物との間の摩擦力が、カプセル型内視鏡の直進運動を妨害する場合があるからである。

20

【 0 0 2 8 】

すべての場合において、カプセルに対する前記回転運動を補正する磁気力を要求するために、体内(永久)磁石はカプセルの重心から片寄って位置付けられるだけでなく、カプセルの幾何学的中心軸に対して補助的に位置づけられなければならない。

【 0 0 2 9 】

カプセル型内視鏡は、ある1つの軸の端部にシリンダー型ハウジングを有し、ハウジングの長手方向軸が画像記録ユニットの光軸と実質的に一直線になるように画像記録ユニットが配置される。このような形状とすることで、カプセルの飲み込みを改善し、かつ患者の腸内でカプセルの安全性を高めることができる。画像記録ユニットは検査される管腔空間領域で最適に方向付けされる。

30

【 0 0 3 0 】

さらに、エネルギー源が画像データ処理ユニットとカプセル内の永久磁石との間に配置される場合、効果的であると明らかになっている。本明細書において、それぞれの平らな側面がハウジングの長手方向軸に平行に方向付けされる少なくとも1つのボタン電池(button cell)のエネルギー源を構築することが望ましい。このようにすることで、カプセルは特に小さい直径となり、カプセルの重心はその幾何学的中心に近くなる。

【 0 0 3 1 】

別の方法としては、振動磁場を生成するために、対応する体外装置に関連した電磁気誘導によって、エネルギー源がエネルギーを生成するように構成されるコイルを有する装置からなることができる。このようなシステムは周知であるので、以下ではその詳細な記述を省略する。

40

【 0 0 3 2 】

ダクト(duct)のような管腔空間内でカプセルを移動させるために、おそらくコンピュータによって制御されるロボットアームに取り付けられる永久的に駆動する体外磁石を有する外部駆動手段が提供される。小さいサイズでありながら比較的強い磁場を生成する永久磁石は、特に医学的な使用に適している。

【 0 0 3 3 】

50

また、このようなタイプの磁石は、任意の形状、例えばシリンダー型、円錐型、楕円形、または正六面体型とすることができる。このような体外磁石は、N極とS極が互いの半径距離(radial distance、(軸方向(axial distance)ではなく))だけ離れているシリンダー形である。従って、体外磁石の中心軸に対して体外磁石を回転させることで、磁石のN極またはS極が回転角に応じて、より患者に(カプセル型内視鏡に)近づくように回転し、その結果、カプセル型内視鏡磁石のそれぞれの対極に大きい引力が作用する。この方法において、上記した発明によりカプセル磁石をなるべく配置する場合、カプセル型内視鏡の直交軸に対してカプセル型内視鏡の傾き動作が誘発される。このような体外磁石がカプセル型内視鏡を横方向に(長手方向)配置する場合、カプセル型内視鏡は体外磁石の移動によって、カプセルはその長手方向軸を回転支点として回転し、または臓器壁との接触点からはずれる。本発明によれば、回転運動は、カプセル型内視鏡の重心及び幾何学的中心の両方に対してカプセル磁石を配置することができる。

【0034】

画像データ及び重力に関するカプセル型内視鏡の位置データを受信するために、そして、手動で設定可能な望ましい位置からカプセル型内視鏡の位置ズレを補正するようにロボットアームを自動で制御するために、とりわけ優先的にコンピュータが使用される。これは、固有のコンピュータ制御(inherent computer control)が上述の構成を有する体外磁石の補正移動を行うことで誘発され、特にカプセル型内視鏡の直交軸を回転支点としてカプセル型内視鏡の傾き動作のために体外磁石の長手方向軸を回転支点として体外磁石を回転させること、そして、カプセル型内視鏡のハウジングの長手方向軸を回転支点とし、例えばカプセル型内視鏡の回転運動(または、外れる動作(ロールオフモーション))のために体外磁石の長手方向に体外磁石を直進運動させることで誘発される。したがって、体外磁石の横方向移動によってカプセル内視鏡磁石がそれぞれの方向に引っ張られる場合、後者は、体外磁石の直交軸(長手方向軸)を回転支点として傾き動作を同時に行うだろうが、体外磁石の長手軸方向について体外磁石を回転させることで、コンピュータは自動で補正を行うことができる。これは、(体内磁石の極性を横断するような長手方向について)コンピュータが前後の体外磁石を入れ替えることによって独立して等しく補償されることで、長手方向軸を回転支点とするカプセル型内視鏡の回転運動に適用可能である。

【0035】

即ち、カプセル型内視鏡の重要な構成要素は、位置センサとして補助的に(カプセルの幾何学的中心及び重心の外に)配置されるカプセル磁石であり、当該位置センサは上述に従ってエネルギー源の特定の向き/配置を含むカプセルの他の構成要素を統合している特定の解決策を示すものである。また、その手段は、位置及び向きがロボットにより制御できる体外永久磁石を有する。コンピュータはロボットを制御し、内視鏡カプセルに集積された位置センサ(例えば、3軸加速度センサ)及び操作者がカプセルを移動させるための制御指示を入力できるヒューマンマシンインタフェース(operator-machine interface)からのセンサ信号(フィードバック信号)を受信する。

【0036】

さらに、内視鏡装置は体外永久磁石の特定の制御方法を可能とする。

【0037】

内視鏡カプセル内の位置センサは、重力ベクトルに対するカプセルの向きに関する情報を提供する。前記情報はコンピュータによって処理され、上述の方式で体外磁石の補正移動に変換される。前記体外磁石の補正移動は、操作者が直接影響を与えることなく、位置センサが垂直線に関するカプセルの望ましい方向を出力するまで、必要に応じて、体外磁石が長手方向及び横方向に移動しながら同時に長手方向軸を回転支点として回転する方法で行われる。これらの補正移動は、操作者によって入力される制御指示を実現するための最適な範囲内で、内視鏡カプセルと体外永久磁石との間の相対的な位置を維持することができる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図 1 a】本発明の好適な実施形態によるカプセル型内視鏡の分解斜視図。

【図 1 b】また、他の方向から見た図 1 a のカプセル型内視鏡の分解斜視図。

【図 2】本発明によるカプセル型内視鏡の内部構造の拡大図。

【図 3】本発明の好適な実施形態による駆動手段及び制御を有する内視鏡手段の全体を示す図面。

【図 4 a】カプセル型内視鏡と体外磁石との相互の相対位置を示す図面。

【図 4 b】カプセル型内視鏡と体外磁石との相互の相対位置を示す図面。

【図 5 a】カプセル型内視鏡の長手方向軸に沿って移動しているカプセル型内視鏡のための駆動動作を示す図面。

【図 5 b】カプセル型内視鏡の長手方向軸に沿って移動しているカプセル型内視鏡のための駆動動作を示す図面。 10

【図 5 c】カプセル型内視鏡の長手方向軸について傾いているカプセル型内視鏡のための(補正)駆動動作を示す図面。

【図 6 a】カプセル型内視鏡の長手方向軸について回転しているカプセル型内視鏡の回転のための駆動動作を示す図面。

【図 6 b】カプセル型内視鏡の長手方向軸について回転しているカプセル型内視鏡の回転のための駆動動作を示す図面。

【図 6 c】カプセル型内視鏡の長手方向軸について回転しているカプセル型内視鏡の回転のための駆動動作を示す図面。

【発明を実施するための形態】

20

【0039】

以下、本発明を好適な実施形態について添付図面を参照しながら説明する。

【0040】

図 1 a 及び図 1 b は、本発明の好適な実施形態による内視鏡カプセル 26 の異なる構成要素を示している。

【0041】

カプセル型内視鏡(以下、単に「カプセル」と称する。)26 は、収容ハウジング部材 2 の一端側に半透明な材質からなるキャップ部材 1 が取付けられ、望ましくは 2 つの部材で構成される略シリンダー型のハウジングを有する。カプセルハウジングの収容部材 2 には、カプセル 26 の電子的構成要素及びエネルギー源が収容される。電子的構成要素及びエネルギー源は、画像記録ユニット、この場合は光学システム 4、を含み、光学システムとしては電気プリント基板 6 にハンダ付けされる光感知センサ(CMOSチップ)が用いられる。画像生成ユニットのためのプリント基板 6 は、光学システム 4 の光軸がカプセルハウジングの中心軸と同軸上に方向付けられ、且つ半透明キャップ 1 と相対するように方向付けられる。プリント基板 6 はカプセルの中心軸に垂直に配置される。

30

【0042】

画像生成ユニットのプリント基板 6 直すぐ後には、互いが並列に距離を置いて維持される 2 つのさらなるプリント基板 7, 8 がプリント基板 6 に対して直角に配置される。図 1 b に示される一方のプリント基板 7 が、データ処理ユニット 10 及びデータ伝送ユニット 12 を保持する。図 1 a に示される他方のプリント基板 8 には、重力ベクトルに対するカプセルの位置を決める位置センサ 16 が設置される。さらに、N-S 軸がカプセルハウジングの中心軸(光軸と同じ)11 と同軸に延長されるように方向付けられる永久磁石 5 が、電氣的に絶縁されるプリント基板 8 上に配置される。2 つのボタン電池 3 で構成されるエネルギー源は、それぞれの平面がプリント基板 7, 8 と平行になるように、2 つのプリント基板 7 及び 8 の間に配置される。2 つのボタン電池 3 は、カプセルハウジングの長手方向に間隔をあけて配置される。そして、情報を交換するために 2 つの電氣的プリント基板 7, 8 をデータバス 9 によって相互に連結する形態で、プリント基板が接続される。

40

【0043】

図 2 にさらに明確に図示されるように、画像生成ユニット(カメラ)4 の光軸は、同じように一列に配置されるカプセル 26 の X 軸(中心軸)11 と平行に配置される。従って、カ

50

メラ画像は上下左及び右の端部が見える(図2参照)。カメラ画像の上端部は、図3に示されるスクリーン18に表示される内視鏡画像の上端部に対応する。

【0044】

上述した通り、永久磁石5は、カプセル26の上端部でカプセルの光軸11に対して平行に配置される。カプセル26の上端部は、なるべく内視鏡画像の上端部に対応するカプセル26の側部を示す。このような永久磁石5の配置は、カプセル26全体の重心だけでなくカプセルハウジングの幾何学的中心または中心軸から離れるように永久磁石5を配置するためである。従って、永久磁石5の長手方向の配置は、上述した他の構成要素、特にカプセル26の長手方向に連続的に配置される2つのプリント基板7、8及びボタン電池3によって行われる。

10

【0045】

従来の内視鏡カプセルと違い、バッテリー3はカプセル26の中心X-Y平面に連続的に並んで配置される。このようにすることで、内視鏡カプセル26の重心は中心軸の付近に移動する。

【0046】

図3は、概略で表される患者15の胃腸管に導入される内視鏡カプセル26と、ロボットアーム14の先端に駆動且つ回転可能に取り付けられる体外永久磁石13を制御するロボットアーム14と、内視鏡スクリーン18と同様にPDA(ハンドヘルド)またはキーボード形態のヒューマンマシンインタフェース19が接続されるコンピュータ17と、を有する内視鏡手段の全体及び内視鏡システムの全体を示す。

20

【0047】

図3に示されるように、キーボード19は、データの送受信するために、ケーブルまたは遠隔制御可能にコンピュータ17に接続される。コンピュータ17は電気ケーブルによりロボットアーム14に接続される。また、カプセル26内のデータ伝送ユニット12によって転送される画像及び位置データを受け取るための図示されていない受信手段がコンピュータ17に接続される。

【0048】

図4a及び図4bは、あらかじめ決定された(望ましい)相対位置の体外永久磁石13及び、概略的に表されるカプセル26の拡大図である。体外永久磁石13は、永久磁石13の長手方向に延長されるY軸21、Y軸に対して直角なX軸20及び垂直に延長されるZ軸22を持つシリンダー形状を有する。半透明カバーキャップ1及び収容部材2を有するカプセル26と同時に、カプセル26に沿って延長されるX軸23、横方向に延長される(水平方向のY軸24及び垂直に延長されるZ軸25が図示されている。さらに、図4a及び図4bに示される、シリンダー型体外永久磁石13とカプセルハウジングとの間の相対位置は、でたらめに決めたのではなく、あらかじめ決定される(望ましい)位置である。従って、体外永久磁石13のY軸(中心軸)21は、カプセルのY軸(カプセルの中心軸に垂直である)24と同軸に配置される。結果、体外永久磁石13は、カプセル内視鏡26のカプセルハウジング1,2に対して直角に配置される。

30

【0049】

本実施形態では、体外磁石13のY軸21が、通常、水平方向であると仮定する。

40

【0050】

図4a及び図4bに示される相対的な位置で、内視鏡カプセルは磁力の平衡状態にある。即ち、カプセル26は、体外永久磁石13に対して正確に直角に配置され、且つX軸及びY軸両方に対して同時に水平に配置される。

【0051】

従って、図5a乃至図6cに詳細に図示されているように、内視鏡カプセル(26)を制御するための特定の制御方法が図4a及び図4bから導き出される。

【0052】

その結果、体外永久磁石13の極性(N-S軸)は、体外永久磁石13のX軸20(直交軸)と平行に配置されるように選択される。上述したように、カプセル内の(体内)永久磁石

50

5の極性は、カプセル26のX軸(長手方向軸)23と平行に配置されるように選択される。これより、図4a及び図4bに示されるように、シリンダー型体外永久磁石13に対するカプセル26の上述の配置が導き出される。

【0053】

特に図5a及び図5bの制御方法は、カプセルの長手方向におけるカプセル26の直進移動のために操作者によってヒューマンマシンインタフェース19で入力されると、カプセルのY軸24についてのカプセル26の傾き動作を補正するために使用される。人為的運動については、図5bに示されている。

【0054】

具体的には、図5aは、体外永久磁石13がカプセル真上に位置し、体外磁石13の極性が水平に配置される場合の、カプセル26及びそのX軸(長手方向軸)23の向きを示している。このとき、カプセル26は、カプセル内の永久磁石5の極性が体外永久磁石13の極性に逆平行(anti-parallel)に方向付けられる。

【0055】

図5bは、体外永久磁石13が図5aの望ましい状態からそのX軸20、即ちカプセル26の長手方向にカプセル26に対して移動する場合の、カプセル26のきに対する影響を示している。この場合、カプセル26はその直交軸、即ちそのY軸24に対して傾くまたは傾斜し、カプセル26のX軸23と水平線との間に角度が形成される。このような位置変化は、カプセル内の位置センサ16により記録される。これらのセンサのデータは、同時にコンピュータ17も入手可能である。

【0056】

図5cは、操作者によらず、コンピュータ17により自動で行われる本発明の制御方法による体外永久磁石13の最初の補正移動を示している。

【0057】

コンピュータ17は、ヒューマンマシンインタフェース19によりコンピュータ17に入力された操作者の制御信号を考慮し、カプセル内の位置センサ16のセンサ信号に基づいてロボット(図示されていない)を制御する。この場合、ロボットの制御により、体外永久磁石13はY軸21を回転支点として回転(転がされ)し(体外磁石13の長手方向軸に対して傾く)、体外永久磁石13のX軸20に沿う体外永久磁石13の直進運動(図5b参照)により誘発される内視鏡カプセル26の傾き動作が補正されるまで、内視鏡カプセル26がそのY軸24を回転支点として、即ちその長手方向軸23に対して傾くようにする。このような状態が図5cに図示されている。

【0058】

理論上、このような制御方法は、水平線に対するX軸23の傾いている位置に関するカプセル26のそれぞれの定位置に対して等しく作用する。従って、定位置として図4a及び図4bに図示される体外磁石13に対するカプセル26の位置は、可能なただ1つの定位置しかない。特に、カプセル26がそのY軸24を回転支点として逆平行に回転することで、Y軸21を回転支点とした体外磁石13の回転によって、異なる定位置が頻繁に得られる。

【0059】

前記制御方法をさらに開発した有利な実施形態では、コンピュータ17はもっとロボットを制御する。その制御とはカプセル26の人為的移動(カプセル26のY軸24を回転支点とする回転)を最小限にすることを目的として、カプセルの長手方向にカプセル26の直進運動のための操作者による制御信号の適切な入力により、体外永久磁石13がそのX軸20に沿う直進運動に加えて、そのY軸21を回転支点とする傾き動作(結合された動作)を行うようにロボットを制御することである。前記(基本的な)傾き動作は、カプセル内部に提供される位置センサ16のセンサ信号に基づいていないけれども、カプセル26の人為的移動を適切に最小にするように事前に行われ、一種のフィードフォワード制御を構成する。上述したように、カプセル26の人為的移動のさらなる補正は、カプセル内に提供される位置センサ16のセンサデータに基づいて行われる。

【 0 0 6 0 】

制御方法のさらに他の有利な実施形態では、コンピュータ 17 は、体外磁石 13 の X 軸 20 及び水平線の間に形成される角度と、カプセル内視鏡の X 軸 23 及び水平線の間に形成される角度との間の差に基づいて、カプセル 26 上に垂直に位置するポイントから体外磁石 13 の位置のおおよその相対的偏差を計算する。カプセル 26 の X 軸 23 の角度は、カプセル内部の位置センサ 16 のセンサデータからコンピュータ 17 に伝えられる。体外磁石 13 の X 軸 20 の角度は、センサからのフィードバック及びロボットからの位置データに基づいてコンピュータに伝えられる。体外磁石 13 がカプセル 26 上に垂直に配置される場合、体外磁石 13 の X 軸 20 及び水平線の間に形成される角度は、カプセル 26 の X 軸 23 及び水平線の間に形成される角度と等しい。体外磁石 13 がカプセル 26 の上に垂直に配置されない場合、偏差は体外磁石 13 の X 軸 20 及び水平線の間に形成される角度とカプセル内視鏡の X 軸 23 及び水平線の間に形成される角度との間に現れ、カプセル 26 上の垂直位置からの体外磁石 13 の方向及びおおよその偏差が決定される。一方、このような情報は、例えば内視鏡モニター上にグラフィックまたは数字で表示され、操作者が使用することができる。他方、このような情報は、適切な制御信号の場合、体外磁石 13 がカプセル 26 上に垂直に方向付けされるように、操作者を通じてコンピュータ 17 がロボットを制御することを目的に用いられる。

10

【 0 0 6 1 】

図 6 は、本発明による内視鏡カプセル 26 を制御する他の制御方法を示す。

【 0 0 6 2 】

上述したように、体外永久磁石 13 の極性は、体外永久磁石 13 の X 軸 20 に平行に延長されるように選択される。カプセル磁石 5 の極性は、カプセル 26 の X 軸 23 に平行に延長されるようにさらに選択される。図 6 の制御方法は、カプセル 26 の Y 軸 24 が水平に提供されるように、コンピュータ制御によって内視鏡カプセル 26 上に垂直に体外永久磁石 13 が位置するように、体外永久磁石 13 の Y 軸 21 に沿って体外永久磁石 13 を自動で方向付けされるようにする。

20

【 0 0 6 3 】

図 6 a は、体外永久磁石 13 がカプセル上に垂直に提供され、且つ体外永久磁石 13 の極性が水平である場合に、カプセル 26 の Y 軸 24 が同様に水平であるカプセル 26 向きを示す。カプセル 26 は、カプセル内部に提供される永久磁石 5 の極性が体外永久磁石 13 の極性に逆平行に方向付けられ、即ちカプセル 26 の Y 軸 24 が水平に方向付けられる。

30

【 0 0 6 4 】

図 6 b は、図 6 a に図示された状態から体外永久磁石 13 がカプセル 26 に対し Y 軸 21 に沿って移動した場合(即ち、カプセル 26 が横方向に移動した場合)の、カプセル 26 の向きに及ぼす影響を示す。この場合、カプセル 26 の Y 軸 24 と水平線との間に角度をなすように、カプセル 26 は X 軸 23 (カプセルハウジングの中心軸) を回転支点として回転する。このような位置の変化はカプセル内部に提供される位置センサ 16 により同様に記録され、適切なセンサデータはコンピュータ 17 が入手可能である。

【 0 0 6 5 】

従って、図 6 c には、本発明による制御方法に対応する体外永久磁石 13 の補正移動が示されている。コンピュータ 17 は位置センサ 16 からのセンサ信号に基づいて自動でロボットを制御するだけでなく、操作者によって入力される制御信号を考慮する。ロボットのこのような制御によれば、体外磁石 13 はその Y 軸 21 に沿って移動し、Y 軸 21 を沿う体外磁石 13 の移動で誘発される内視鏡カプセルの回転(回転動作)(図 6 b 参照)が補正されるまで、内視鏡カプセル 26 はその X 軸 23 を回転支点として回転する。

40

【 0 0 6 6 】

前述したように、本発明によるカプセル 26 内部のカプセル磁石 5 の特別な配置によって、体外磁石 13 の自動的なコンピュータ制御移動によって、誘発された傾き動作だけでなくカプセルの回転動作を補正することができる。カプセル内部に提供される位置センサ

50

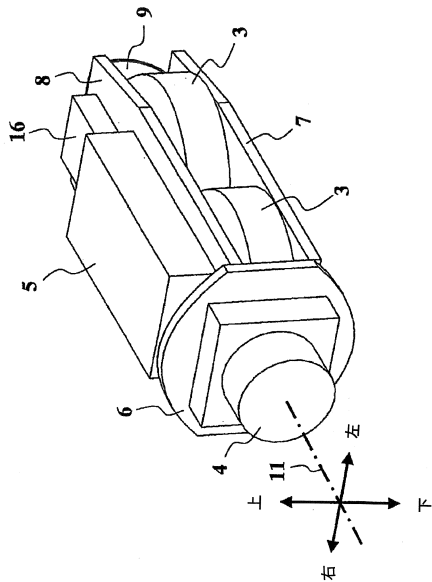
16は、カプセルから推論される位置情報から体外磁石13に対するカプセル26の位置を決めるように動作する。このようにして、直交座標の全3軸についてカプセル26の向きが制御される。体外磁石(おそらく永久磁石)13によって生成される磁場の制御により、空間のすべての軸で安定してカプセル型内視鏡26を案内すると言える。また、水平面上にカプセル26を配置することでさえ容易に行うように、体外磁石13はカプセル内部に提供される位置センサ16のセンサデータに基づいてカプセル26上に垂直に自動的に配置される。

【0067】

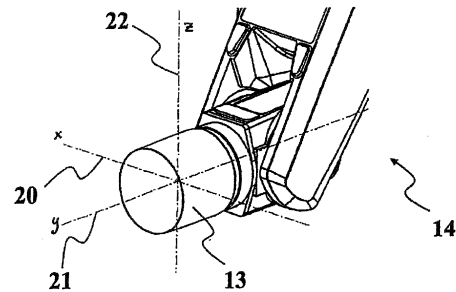
本発明の導出研究は、支援協約番号033970のEuropean Community's Sixth Framework Programme FP6 - 2005 - IST - 5からの資金提供を受けている。

10

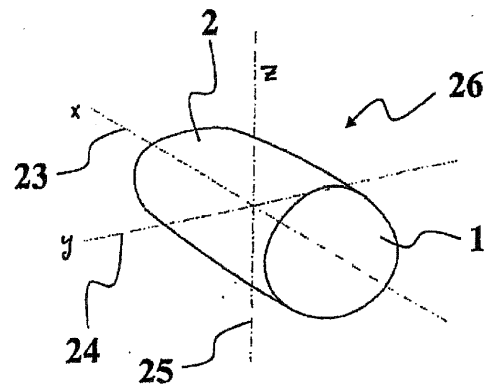
【図2】



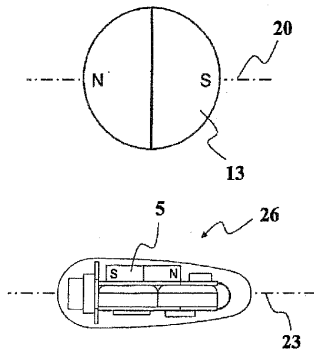
【図4a】



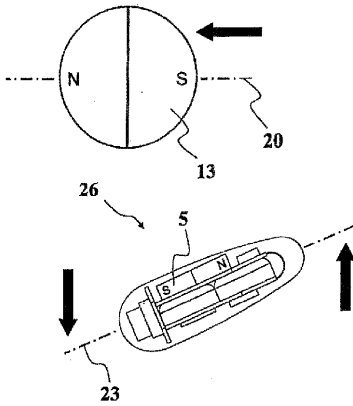
【図4b】



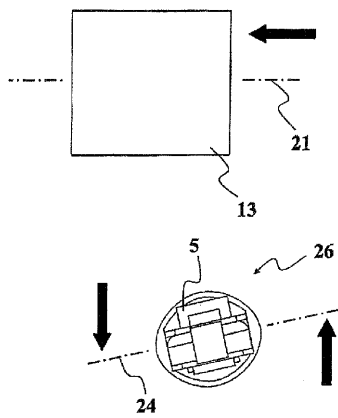
【図 5 a】



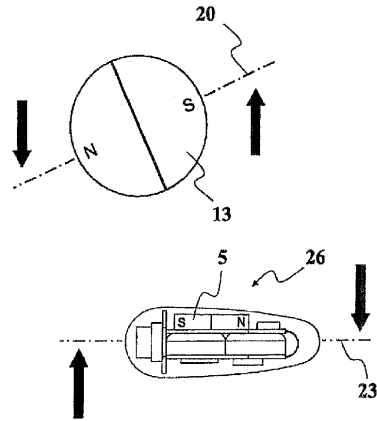
【図 5 b】



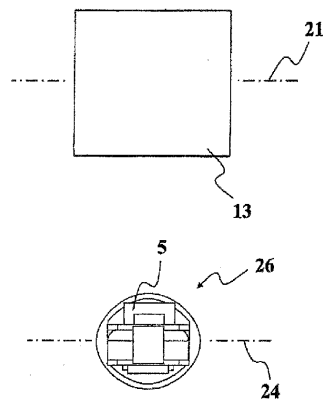
【図 6 b】



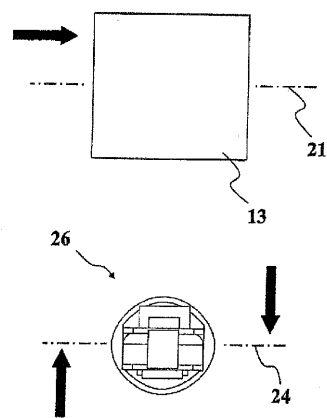
【図 5 c】



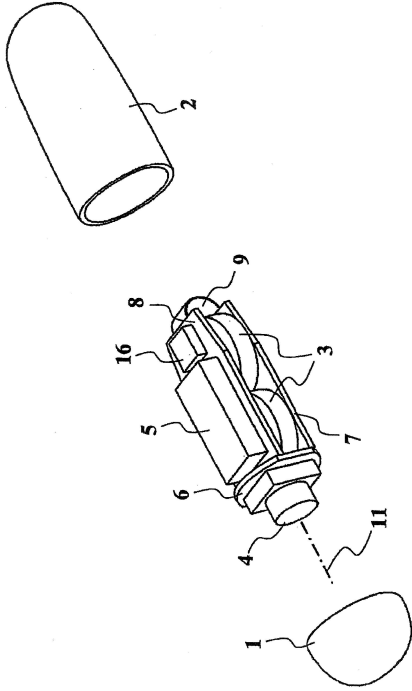
【図 6 a】



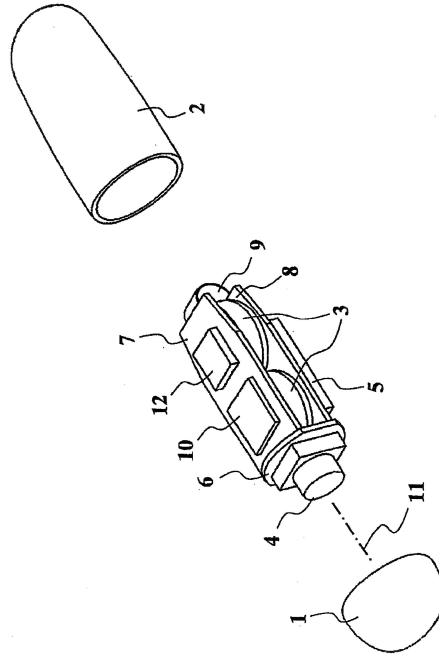
【図 6 c】



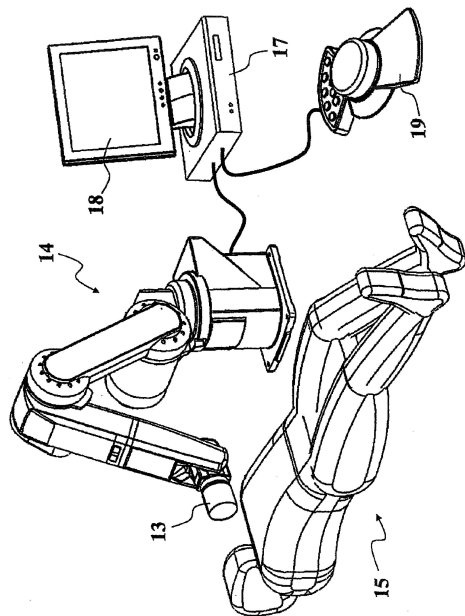
【図 1 a】



【図 1 b】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 ファビアン リーバー
ドイツ連邦共和国 シュツットガルト 70193 シュピッタシュトラッセ 2
- (72)発明者 フィリップ トレーブナー
ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 72070 シュヴェルツロッシャーシュトラッセ 43
- (72)発明者 マルク オリバー シュル
ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 72072 イム クレーアッカー 10

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2007-151729(JP,A)
特表2008-503310(JP,A)
国際公開第2007/083708(WO,A1)
米国特許出願公開第2010/0010305(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5942163B2	公开(公告)日	2016-06-29
申请号	JP2011011645	申请日	2011-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	NOVINEON HEALTHCARE TECH PARTNERS		
申请(专利权)人(译)	Nobinyen保健技术合作伙伴Geseru轴手套拜舒伦克压路机Hafutungu		
当前申请(专利权)人(译)	Nobinyen保健技术合作伙伴Geseru轴手套拜舒伦克压路机Hafutungu		
[标]发明人	セバスチャン ショステク ファビアン リーバー フィリップ トレーブナー マルク オリバー シュル		
发明人	セバスチャン ショステク ファビアン リーバー フィリップ トレーブナー マルク オリバー シュル		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00158 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/00.680 A61B1/00.718 A61B1/01 A61B1/04.362.J A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC07 4C061/CC06 4C061/FF41 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/PP12 4C061/RR06 4C061/RR24 4C061/RR26 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/FF41 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/PP12 4C161/RR06 4C161/RR24 4C161/RR26 4C161/UU06 4C161/UU08		
代理人(译)	大川 宏		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2010000644 2010-01-22 EP		
其他公开文献	JP2011147785A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过实现内窥镜胶囊的定向控制来提高胶囊型内窥镜的定位能力，所述内窥镜胶囊包括相对于内窥镜胶囊的三个笛卡尔坐标轴的集成磁体，并且提高检查精度。解决方案：本发明公开了一种磁体驱动的胶囊型内窥镜，包括图像记录单元4,6以及图像数据处理单元10，位置传感器，用于提供关于胶囊型内窥镜相对于方向的位置的数据。重力，数据发送单元12，用于向单元4,6,10,12和传感器供应能量的能量源3和永磁体5.永磁体5相对于重心偏移地布置并且胶囊型内窥镜的几何中心。 Ž

(21) 出願番号	特願2011-11645 (P2011-11645)	(73) 特許権者	507221195
(22) 出願日	平成23年1月24日 (2011.1.24)		ノビニエン ヘルスケア テクノロジー
(65) 公開番号	特開2011-147785 (P2011-147785A)		パートナーズ ゲセルシャフト ミット
(43) 公開日	平成23年8月4日 (2011.8.4)		ベシュレンクター ハフトゥング
審査請求日	平成26年1月7日 (2014.1.7)		novineon Healthcare
(31) 優先権主張番号	10000644.4		Technology Partners
(32) 優先日	平成22年1月22日 (2010.1.22)		s GmbH
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		ドイツ国 ケービンゲン, ドルファッカーシュトラッセ 26, 72074
		(74) 代理人	100081776
			弁理士 大川 宏
		(72) 発明者	セバスチャン ショステク
			ドイツ連邦共和国 ケービンゲン 72074 モールシュトラッセ 52/1
			最終頁に続く