

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5222367号
(P5222367)

(45) 発行日 平成25年6月26日(2013.6.26)

(24) 登録日 平成25年3月15日(2013.3.15)

(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 0 0 B

請求項の数 10 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-530398 (P2010-530398) (86) (22) 出願日 平成20年10月14日(2008.10.14) (65) 公表番号 特表2011-500239 (P2011-500239A) (43) 公表日 平成23年1月6日(2011.1.6) (86) 国際出願番号 PCT/EP2008/063778 (87) 国際公開番号 W02009/056441 (87) 国際公開日 平成21年5月7日(2009.5.7) 審査請求日 平成22年4月27日(2010.4.27) (31) 優先権主張番号 102007051861.9 (32) 優先日 平成19年10月30日(2007.10.30) (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)</p>	<p>(73) 特許権者 390039413 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト Siemens Aktiengesellschaft ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2 Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany (73) 特許権者 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 (74) 代理人 100061815 弁理士 矢野 敏雄</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡カプセル(25)と、該内視鏡カプセルをガイドするためのガイド磁石(2)とを有する内視鏡システム(1)であって、

当該内視鏡カプセル(25)は、少なくとも1つのカプセル固定軸を中心にする当該内視鏡カプセル(25)の回転位置を測定するための回転センサ(33, 34, 35)を有しており、

前記内視鏡システム(1)は、

- 機械的な運動モデルから前記内視鏡カプセル(25)の回転位置が計算され(S5)、
- 前記回転センサ(33, 34, 35)を用いて内視鏡カプセル(25)の回転位置が測定され、
- 前記回転センサは、カメラ(33, 34, 35)を有しており、

前記内視鏡カプセル(25)の回転位置を測定する際に、少なくとも2つの異なる時点で前記カメラ(33, 34, 35)によって撮影した画像が、当該画像の重ね合わせによって画像比較され、

- 前記測定した回転位置と、同じ時点で計算した回転位置とが比較(S6)され、
 - 当該の比較に基づいて前記の機械的な運動モデルが適合化される(S7)ように構成されている、
- ことを特徴とする、

内視鏡システム。

【請求項 2】

内視鏡カプセルを磁氣的にガイドするために、前記回転位置を計算した後に、

- 電磁石の形態のガイド磁石(2)におけるコイル電流を調整して、前記内視鏡カプセル(25)の計算した回転位置に基づき、前記内視鏡カプセルがガイドされるように構成された、

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記内視鏡カプセルの回転位置を計算した後に、

- 機械的に運動する永久磁石の形態のガイド磁石(2)の補正した位置を調整して、前記内視鏡カプセルの計算した回転位置に基づき、当該内視鏡カプセルがガイドされるように構成された、

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記比較(56)の後に、

- 当該比較に基づき、内視鏡カプセル(25)とその周囲との間の少なくとも1つの摩擦係数が補正(57)されるように構成された、

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記計算(55)の前に、

- 前記内視鏡カプセル(25)の回転角が調整されるように構成された、

請求項 1 から 4 までのいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡カプセル(25)は、あらかじめ定めた磁化方向を有するカプセル固定の永久磁石(27)を有しており、

前記内視鏡カプセル(25)の回転角の調整では、

- 相応の強さを有する磁場を加えることにより、前記の内視鏡カプセル(25)の回転角が調整される、

請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記の相応の強さを有する磁場を加えることによる内視鏡カプセル(25)の回転位置の調整が、あらかじめ定めた時間的な間隔で繰り返される、

請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

2つの画像間で回転位置を求める際のモジュロ(2)の多値性を除去するため、当該画像の撮影時点間の磁場の回転から回転方向を求める、

請求項 1 から 7 までのいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記カメラ(33, 34, 35)の光軸は、カプセル内視鏡(1)の長手方向軸(L)に沿っている、

請求項 1 から 8 までのいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記回転センサは、磁場センサを有しており、

当該磁場センサの磁場検出方向は、前記のカプセル内視鏡(1)の長手方向軸(L)に対して垂直である

請求項 1 から 9 までのいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁氣的にガイドされるカプセル内視鏡ないしは磁氣的にガイドされる内視鏡

10

20

30

40

50

カプセルならびにカプセル内視鏡ないしは内視鏡カプセルシステムを作動する方法に関する。

【 0 0 0 2 】

磁氣的に制御される内視鏡カプセルは、例えば、DE 101 42 253 C1に記載されている。磁氣的なガイドは、傾斜磁場に起因する複数の磁力によって得られ、ここでこれらの磁力は、上記のカプセルの永久磁石に作用する。上記の傾斜磁場は外部ガイド磁石によって形成される。この外部ガイド磁石は、有利には電磁石であり、これは、例えば、DE 103 40 925 B3またはWO 2006/092421 A1に記載されている。択一的には上記のガイド磁石に1つまたは複数の機械的に運動する永久磁石が含まれる。磁力を用いた上記の磁氣的なガイドとは択一的に、US 2003/0181788 A1に記載されているようにカプセルの外側に一種のねじを設けることができ、このカプセルはアルキメデスの螺旋の原理にしたがって腸の区間を10
通って移動することができる。ここでは、回転する外部磁場と、カプセルに固定に組み込まれた永久磁石との相互作用によって発生する磁氣的な回転トルクがカプセルに作用する。上記のカプセルの永久磁石の磁化方向は、有利にはカプセルの長手方向軸に対して垂直である。さらに、例えば、WO 2005/120345 A2に記載されているように上記のカプセルの位置および状態の一部を電磁氣的に測定することができる。ここでは、考えられ得る6つの座標のうちの5つだけが測定され、カプセルの長手軸の回りの回転角ないしは旋回角は測定することができない。

【 0 0 0 3 】

精確な磁氣的なガイドのためには、殊に上記のガイド磁石によって有効容積の内部において空間的に十分に一定でない磁場および/または傾斜磁場が形成される場合には、上記のカプセル内の永久磁石の重心座標および磁化方向、すなわち、このカプセルの長手軸回りの回転角がつねに精確にわからなければならない。カプセルの位置において既知の方向で十分に強い外部磁場が形成される場合、このカプセルは、その中の永久磁石により、上記の外部磁場と、この永久磁石の磁化方向とが再度一致するまで、長手方向軸の回りに回転する。しかしながらこの外部磁場の強さが十分でない場合、この外部磁場と、永久磁石の磁化方向との間の調整が、カプセルの自由な運動を妨げる摩擦力によって誤ったままになる。20

【 0 0 0 4 】

本発明の課題は、カプセル内視鏡ないしは内視鏡カプセルの精確なガイド、殊に磁氣的なガイドを可能にすることである。30

【 0 0 0 5 】

この課題は、請求項1に記載した方法および請求項12, 13または14に記載した装置によって解決される。

【 0 0 0 6 】

内視鏡カプセルがその長手方向軸Lのまわりのその回転位置を測定するための回転センサを有するカプセル内視鏡を、殊に磁氣的にガイドする上記の方法は、つぎのステップを有する。すなわち、

- 機械的な運動モデルから上記の内視鏡カプセルの回転位置を計算するステップと、
- 上記の回転センサを用いて内視鏡カプセルの回転位置を測定するステップと、40
- 上記の測定した回転位置と、実質的に同じ時点に対して計算した回転位置とを比較するステップと、
- この比較に基づいて上記の機械的な運動モデルを適合化するステップとを有するのである。

【 0 0 0 7 】

この方法により、上記の機械的なモデルないしはその実行によって、ふつう秒当たり2回または4回の比較的長い間隔でしか回転位置の測定が可能でない内視鏡カプセルを使用した場合であっても擬似連続的に内視鏡カプセルの回転位置を高い精度で得ることができる。これに対してカプセルの回転はより高速になることがあり、例えば、秒当たり8回または10回までになることがある。すなわち、ここでは、場合によってはカプセル内部の50

電子装置およびカプセル内部のエネルギー消費に対する電力要求を伴い、またコストをかけて測定値検出を加速する代わりに、比較的長い時間間隔でしか検出されない測定データを、上記の数値的な運動モデルに対する入力データないしは補正データとして使用する。ここでこの運動モデルは、比較的簡単に実現でき、カプセルの位置データを「リアルタイム」に供給することができる。

【 0 0 0 8 】

上記の方法は、一般的なカプセル位置を補正ないしは適合化するため、回転位置以外の別の座標の計算、測定および比較も含んでいる。上記の方法は、多次元のカプセル位置、例えば、6 Dカプセル位置を機械的な運動モデルから計算することも含むことができ、また（複数のカプセル内部および/またはカプセル外部のセンサを用いた）多次元のカプセル位置の測定も、測定した多次元カプセル位置と、実質的に同じ時点に対して計算したカプセル位置との比較も、この比較に基づいた上記の機械的な運動モデルにおける補正したカプセル位置、例えば6 Dカプセル位置の計算も含むことができる。

10

【 0 0 0 9 】

上記のカプセル運動は、有利には磁気的なガイドによって行われる。したがって対応する内視鏡システムは、内視鏡カプセルをガイドするため、ガイド磁石ないしは磁石システムを有しており、これによって内視鏡カプセルの位置に所定の磁場を形成する。上記のガイド磁石の制御は、ハードウェア、ファームウェア、ソフトウェアまたはこれの組み合わせで実現することができる。

【 0 0 1 0 】

対応する内視鏡システムが、内視鏡カプセルを磁気的にガイドするためのガイド磁石として電磁石を使用する場合、上記の補正した回転位置の計算のステップの後、ガイド電磁石のための補正したコイル電流を相応に調整する方法が有利である。

20

【 0 0 1 1 】

対応する内視鏡システムが、内視鏡カプセルを磁気的にガイドするためのガイド磁石として、機械的に運動する永久磁石（ないしは永久磁石システム）を使用する場合、補正した回転位置の計算のステップの後、上記の1つのまたは複数の永久磁石の相応に補正した位置を調整する方法が有利である。

【 0 0 1 2 】

計算した量および測定した量（測定したデータから導き出した量も含む）の比較から、有利には、少なくとも1つのモデルパラメタの量、例えば内視鏡カプセルの摩擦係数の量も補正ないしは適合化する。これにより、上記の機械モデルと実際との偏差をさらに低減することができる。しかしながら択一的または付加的に、機械的なカプセル運動モデルにおける別のパラメタも適合化することも可能である。

30

【 0 0 1 3 】

有利には上記の方法を初期化するため、内視鏡カプセルの回転角を実質的に既知の位置に合わせる。これは、カプセル固定の磁石素子、例えば永久磁石を有し、またふつうはカプセル固定の座標における固定の磁化方向を有する磁気的にガイドされる内視鏡カプセルにおいて、有利には、十分に強いカプセル外部の磁場をカプセルの位置に加えることによって、内視鏡カプセルの回転角が調整されるように行われる。これにより、上記の（カプセル外部の）磁場において上記の磁石素子の既知の方向ないしは調整がこの時点に得られるのである。この方法ステップを以下では「初期永久磁石調整」と称する。つぎに格段に小さい磁場で（またできれば付加的な傾斜磁場も伴って）カプセルを移動させる。この状況において上記のカプセルの磁石素子の磁化方向は、（カプセル外部の）磁場ベクトルに対してもはや精確に平行になっていないが、この磁場ベクトルの既知の時間経過は、少なくともカプセル運動の方向および速度を示し、殊に「欠如している座標」、すなわち、カプセルの軸、有利に長手方向軸の回りの回転の方向および速度を示すのである。

40

【 0 0 1 4 】

しかしながらこれらの測定はドリフトし得る。したがって、所定の回数の撮影ないしは測定の後、上記の初期永久磁石調整を繰り返すと有利である。

50

【 0 0 1 5 】

比較的わずかだけしか変更しなかった、または慣用の内視鏡カプセルを使用するためには、いずれにせよ含まれているカメラを回転センサとして使用すると有利であり、殊にその光軸が内視鏡カプセルの長手方向軸と実質的に一致する場合には有利である。

【 0 0 1 6 】

この場合に回転位置は、有利には、異なる少なくとも2つの時点に上記のカメラによって撮影した画像を画像比較することによって、殊に画像を重ね合わせることによって求められる。

【 0 0 1 7 】

しかしながら上記の回転センサは、殊に磁場検出方向が実質的にカプセル内視鏡の長手方向軸Lに対して垂直な磁場センサを有することも可能である。

【 0 0 1 8 】

殊に有利であるのは、回転センサの(比較的狭い意味での)測定値/画像を記録する時に、測定/撮影の時点も記憶しておくことである。連続する画像/測定値を重ね合わせないしは比較することにより、例えば、連続する2つの画像/粗測定値間の回転角を求めることができ、しかもこれは、これらの連続する2つの画像/測定値の時点における磁場の回転が既知であるという条件で行われる。回転方向は、この場合、画像/測定値 - 回転についての情報に組み込むことができ、また1回転に関係する多値性(モジュロ360°による)を除去することができる。

【 0 0 1 9 】

上記の内視鏡システムは、カプセル内視鏡、殊に磁氣的にガイドされるカプセル内視鏡をガイドするガイド手段、殊にガイド磁石を有しており、ここで上記の内視鏡システムは、上記の実施形態に記載されたいずれか1つの方法を実行することができる。

【 0 0 2 0 】

殊に有利には、上記の内視鏡カプセルは、内視鏡システムの測定値検出装置に接続されており、この測定検出装置は、検出時点を記録しながら、例えば、磁場センサの磁場測定値信号またはカメラの画像などの、内視鏡カプセルから得られる連続する測定信号を記録する。上記の測定値検出装置はまた、回転センサの連続する出力(画像/測定値信号)を重ね合わせるか、ないしは比較する。

【 0 0 2 1 】

有利には上記の外部ガイド磁石は、内視鏡システムの制御装置に結合されている。この制御装置は、例えば、ガイド磁石が電磁石の場合に、この電磁石の個々のコイルにおいて、時間の経過に伴って正しい電流が流れるようにする。機械的に運動する少なくとも1つの永久磁石からなる外部ガイド磁石の場合、上記の制御装置は、時間の経過と共にこのガイド磁石の少なくとも1つの永久磁石の正しい移動ないしは位置決めを行う。さらに上記の制御装置は、有利には(例示的に上で説明したように)実験的に求めた回転位置と、数値的に求めた回転位置とを比較する。この数値的に求められる回転位置は、例えば、数値モデルないしは数値的なシミュレーションから得ることができ、ここでこの数値モデルは、動作時の内視鏡カプセルをシミュレーションする。

【 0 0 2 2 】

上記の制御装置は、有利には、上記の数値モデルがこの制御装置で動作するように構成されている。

【 0 0 2 3 】

一般的には上記の内視鏡カプセルは、自律的な無線システムとして構成できるだけでなく、カテーテルまたはチューブの運動するヘッドないしは運動する先端部として構成することも可能である。適用分野は、最小侵襲性の診断の実施、すなわち、人間または動物の内部の視覚的な検査および/またはサンプリングの実施には限定されない。上記の内視鏡カプセルは、治療ツール、例えば、目標を定めた局所的な投薬またはパイプシステムにおける診断ツールとして使用可能である。

【 0 0 2 4 】

上記の内視鏡カプセルはさらに、例えば、周囲を照らすための照明装置、例えばLED、外部交流磁界によって再充電可能な蓄電池、サンプリング装置、または付加的なセンサおよび/または処理器具などを有することが可能である。

【0025】

以下の実施例において、図を用いて本発明を詳しく説明する。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】内視鏡制御のためのシステムを示す図である。

【図2】内視鏡カプセルの側方断面図である。

【図3】ガイド磁石2を駆動制御するための流れ図である。

10

【0027】

図1には、内視鏡カプセルを磁氣的にガイドするためのガイド磁石2を有する、内視鏡制御のためのシステム1の構造が示されている。ガイド磁石2は、動作のために出力増幅器3および冷却システム4に接続されている。冷却システム4およびガイド磁石2はさらに温度監視のため、温度監視システム5に接続されている。さらにガイド磁石2には、位置測定システムの送受信器8と、画像データ受信器9とが接続され、またオプションで患者台制御ユニット7および磁場測定ユニット6とが接続される。

【0028】

中央制御ユニットとしてガイド磁石制御ユニット10が使用される。ガイド磁石制御ユニット10は、デジタルおよび/またはアナログインタフェースを介して、出力増幅器3と、温度監視システム5と、オプションの磁場測定ユニット6と、オプションの患者台制御ユニット7と、位置測定制御ユニット15と、画像受信器9と、画像処理および表示ユニット18とに接続されている。さらにガイド磁石制御ユニット10は、少なくとも1つのデジタルデータインタフェースを介して、中央データ記憶ユニット20にも、グラフィックユーザインタフェース22にも結合されている。これらのデジタルインタフェースは、イーサネット接続、CANバス、RS-232, RS-422, RS-485またはこれらと類似のものとして構成することが可能である。入力ユニット24は、ガイド磁石制御ユニット10の一部あるか、またはこれに接続されている。

20

【0029】

制御ユニット10を用いて、内視鏡システム1は、例えばガイド磁石10を通る電流の通流を制御する。このガイド磁石は、複数の個別磁石、例えば、互いに依存せずに駆動制御可能な個別磁石からなる磁石システムとして構成することも可能である。これに加えて制御ユニット10では、内視鏡ないしは内視鏡カプセルの機械的な運動モデルが動作する。同時に内視鏡カプセルの位置を検出するための測定信号が、上記の位置測定システムの送受信器(トランシーバ8)によって受信され、位置測定制御ユニット15により、5Dカプセル位置に換算される。この5Dカプセル位置測定値は、例えば、91Hzのクロックレートで生成され、制御ユニット10に伝送される。同時に2Hzまたは4Hzのクロックレートで画像データ受信器9により、カプセルからの測定データが受信される。これらの測定データは、ビデオ画像および場合によってカプセル内部の別のセンサの値などである。このデータ伝送は、例えば、433MHzの搬送周波数を有する無線によって行われる。時間的に相前後して記録ないしは受信した内視鏡カプセルの画像から、画像処理および表示ユニット18かまたはガイド磁石制御ユニット10により、内視鏡カプセルの回転角が計算される。これには、例えば、記録時点間のカプセル位置における磁場運動についての情報を使用して行われる。さらに制御ユニット10は、内視鏡カプセルの回転位置(および場合によって別の座標)の少なくともほぼ同時の測定値および計算値の比較から、数値計算した値の補正値を導き出し、この補正値を変換して、ガイド磁石2を通る1つまたは複数の電流を相応に適合化する。ここでこの適合化は、例えば、出力増幅器3への制御信号を適合化することによって行われる。さらに制御ユニット10は、計算したカプセル位置と、測定したカプセル位置との比較からモデルパラメタの値、例えば摩擦係数の値を適合化して、カプセル運動をさらに実際的にシミュレーションする。

30

40

50

【0030】

図2には、カプセル内視鏡の内視鏡カプセル25が示されている。ケーシング26には永久磁石27が収容されており、その磁化方向は矢印によって示されている。永久磁石27により、カプセル25は、例えば、十分に強い外部磁場に向きを合わせることができる。さらに、433MHz信号を送受信するための高周波アンテナ28と、433MHz高周波送信器29とが収容されている。これらに隣接して収容されているのは、カプセル25に給電するための2つのバッテリー30である。永久磁石27とは反対側の、周囲を取り巻くケーシング区分には、電磁的な5Dカプセル位置測定用の中空かつ円筒形のLC-マーカコイル31が設けられている。さらに上記のケーシングには一方の端部に、画像圧縮機能を有するカメラ制御部32と、これに結合されたCMOSセンサ33とが含まれており、このCMOSセンサは、レンズ34および視野領域を照明するLEDを有している。これに加えてケーシング26は、CMOS画像センサ33の視野領域において透明に構成されており、この実施例では透明のボンネットまたはドームによって構成されている。カメラ33, 34, 35ないしはCMOSセンサ33の光軸は、実質的に内視鏡カプセル26の長手方向軸Lに相応している。カメラ33, 34, 35はここでは付加的に回転センサとして使用されている。

10

【0031】

永久磁石6の磁化方向は、別の実施形態では、長手方向軸Lに対して垂直ではないようにすることも可能である。

【0032】

上記のカプセルは有利には飲み込み可能であるかまたは経肛門的に挿入可能である。カプセルを飲み込み可能にしたい場合には、経肛門的に挿入されるカプセルよりも外径寸法が小さいことが有利であり、しかも最大約11mmの外径および最大約30mmの長さが有利である。

20

【0033】

図3は、図1のガイド磁石2を駆動制御するための流れ図を示している。これは(ステップS1を除いて)、殊に図1のガイド磁石制御ユニット10に、例えば、ソフトウェア、ファームウェアおよび/またはハードウェアの形で実現することができるか、または、例えば、固定ディスクまたはDVDなどのデータ担体に設けることができる。

【0034】

第1のステップでは、図1の入力装置24を介して目標力および目標回転トルクを入力する。つぎのステップS2において、ガイド磁石2を通して流そうとする目標コイル電流がこの入力値から計算される。この目標コイル電流の値は、つぎのステップS3において、検出した温度測定値と共に使用されて、例えば、過熱を回避するためにコイル電流の制限値が求められる。ここから得られかつ出力増幅器3に出力される実際コイル電流は、ステップS4において使用され、実際力および実際回転トルクが計算される。上記の実際力および実際回転トルクの計算は、制御ユニット10において、カプセルの数値的な運動モデルを用いて行われる。

30

【0035】

上記の実際力および実際回転トルクは、ステップS5において使用されて、6Dカプセル位置、すなわち、このカプセルの長手方向軸回りの回転位置を含めたカプセル位置が計算される。上記の6Dカプセル位置の計算は、5D測定および「初期永久磁石調整」からの初期化によって開始されて、このために内視鏡カプセル位置において磁場が形成される。ここでこの磁場は、上記のカプセルがこの磁場において少なくとも十分な精度で向きを調整するのに十分な強さを有する。制御ユニット10においてモデルベースで実行される全6次元のカプセル位置の計算により、回転位置も、短い間隔で連続して(「擬似連続的に」)出力することができる。このことは殊に有利である。それは、回転位置を求めるための、回転センサを用いた測定値伝送は、ふつうカプセルから秒当たり2~4回しか行われないが、カプセルは秒当たり8~10回まで回転するからである。すなわち、測定値の列は、カプセルの精確な制御に必要な列の速度に遅れをとっているのである。これに対し

40

50

て、例えば、図2のLCマーカコイル31によって外部から測定される値は、より迅速に、例えば、91Hzのクロックレートで読み出すことができる。

【0036】

ステップS6では、S5において計算機のサポートによってモデルベースで計算した6Dカプセル位置が、測定したカプセル位置と比較され、殊にほぼ同時に測定したLCマーカコイル31の5D位置値およびカプセル内の回転センサによって求めた回転位置測定値と比較される。この回転位置測定値は、例えば、時間をずらして撮影したカプセルカメラの画像の比較から得られる。この比較から、一方では、補正した6Dカプセル位置が求められ、これは、ステップS2において目標コイル電流を計算するための補正量として使用される。他方では、上記の偏差から、S5における6Dカプセル位置の計算のベースになるカプセル運動モデルに対する補正値が求められる。

10

【0037】

上記に加えて、上記の測定した回転位置値および計算した回転位置値との比較の間に、測定した(回転位置のない)5Dカプセル位置だけを用いて、上記の計算したカプセル位置を適合化ないしは補正することができる。これによってガイド精度がさらに向上する。

【0038】

図3による流れ図の処理、すなわち、6Dカプセル位置の計算および実際コイル電流の出力増幅器3への出力は、例えば、100Hzのクロックレートで行われる。このクロックレートはふつう回転センサのクロックレートよりも高く、さらに位置測定制御ユニットのクロックレートとも異なる。

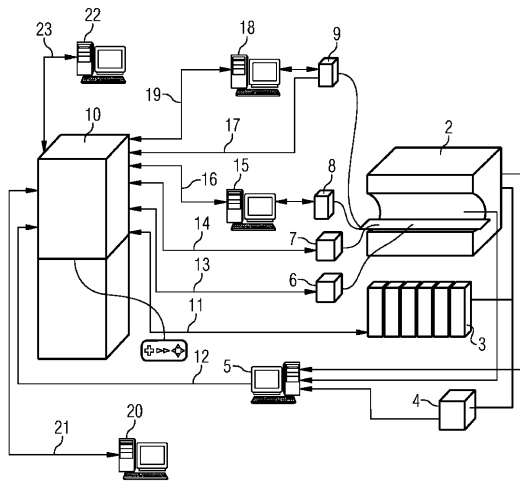
20

【0039】

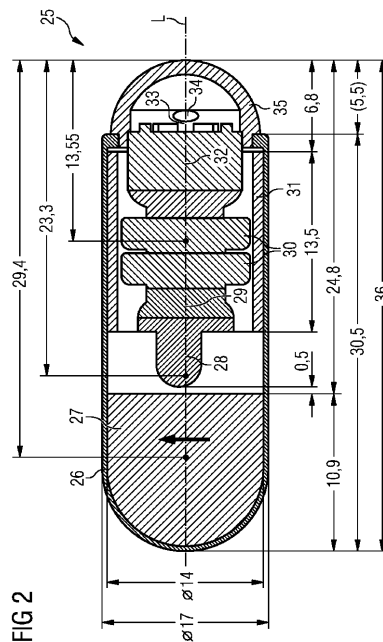
当然のことながら、本発明は上記の実施例に限定されるものではない。

【図1】

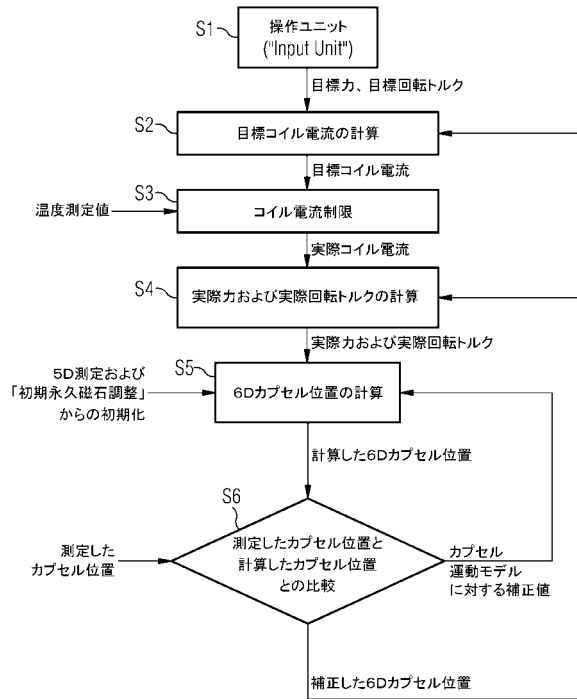
FIG 1



【図2】



【図3】



フロントページの続き

- (74)代理人 100099483
弁理士 久野 琢也
- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 ヨハannes ラインシュケ
ドイツ連邦共和国 ニュルンベルク ローリッツァー シュトラーセ 8
- (72)発明者 河野 宏尚
東京都町田市小山町1358-13-23
- (72)発明者 内山 昭夫
神奈川県横浜市港北区大曽根3-15-22 オーソネタウンハウス参番館303

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2005-087737(JP,A)
特開2005-013338(JP,A)
特開2006-026391(JP,A)
特開2005-245963(JP,A)
特開2003-299612(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26

