

(11) 特許出願公開番号

特開2013-244377

(P2013-244377A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(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 0 0 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-122489 (P2012-122489)
(22) 出願日 平成24年5月29日 (2012. 5. 29)

(出願人による申告)平成21年度、独立行政法人科学技術振興機構、戦略的創造研究推進事業(CREST)、知覚中心ヒューマンインターフェースの開発、手術ロボットの開発、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 304021417
国立大学法人東京工業大学
東京都目黒区大岡山2丁目12番1号

(74) 代理人 100113516

弁理士 磯山 弘信

(72) 発明者 只野 耕太郎
東京都目黒区大岡山2-12-1 国立大
学法人東京工業大学内

(72) 発明者 川嶋 健嗣

東京都目黒区大岡山2-12-1 国立大
学法人東京工業大学内

Fターム(参考) 2H040 DA21 DA43 DA51 GA11

4C161 AA00 BB00 CC06 DD01 DD02

GG13 LL02

5C054 CC07 CF01 CF08 CG00 CG01

CG08 EA01 FA07 HA12

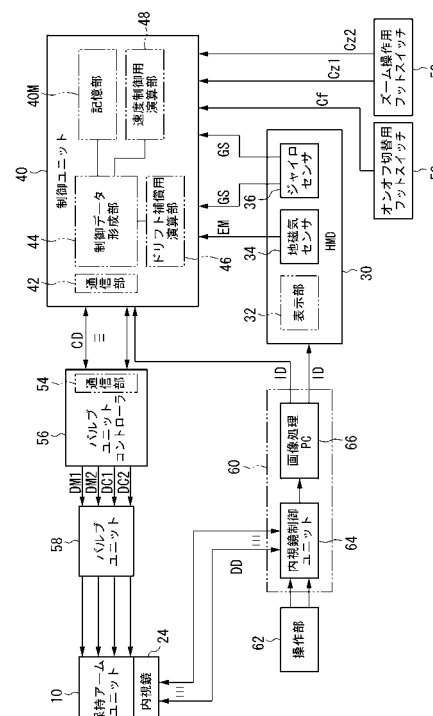
(54) 【発明の名称】 内視鏡操作システム

(57) 【要約】

【課題】 強力な磁石の影響も受けることなく、安全面の観点から体内の内視鏡の移動速度を内視鏡の挿入量に応じて制御できること。

【解決手段】 速度制御用演算部48が、内視鏡の撮像部における体内への挿入量に応じて撮像部の速度を変更可能とするように調節するために目標速度ベクトル V_{xy} に対し演算を行うことにより、内視鏡の撮像部における体内への進行方向の挿入量が増大するとき、内視鏡の撮像部の目標速度ベクトル V'_{xy} が大となり、一方、内視鏡の撮像部における挿入量が減少するとき、即ち、内視鏡の撮像部が体内から引き抜かれるとき、内視鏡の撮像部の目標速度ベクトル V'_{xy} が小となるもの。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

往復動および自転可能に支持され、その姿勢情報を送出可能な保持アームユニット部と、前記保持アームユニットに支持され、先端部に撮像部を有する内視鏡部と、前記内視鏡部の画像撮像部からの画像信号に基づくヘッドマウントディスプレイにより画像を表示する表示部と、操作者の姿勢状態を検出するセンサからなる姿勢検出部と、フットスイッチとから構成される内視鏡操作システムにおいて、

前記姿勢検出部からの姿勢の動き情報と、前記保持アームユニットの姿勢情報と、前記内視鏡部内の撮像部のカメラ情報とから、前記内視鏡部の先端部の移動方向および速度を制御することを特徴とする内視鏡操作システム。

10

【請求項 2】

前記操作者の姿勢状態を検出する姿勢検出部は、ジャイロセンサからなり、検出出力に基づく角速度ベクトルを補償するドリフト補償用演算部をさらに備え、前記操作者の頭部の姿勢変位に基づく角速度を送出し、前記保持アームユニットの姿勢情報は、保持アームの位置情報を送出し、前記内視鏡部内の撮像部のカメラ情報は、カメラのズーム倍率を送出することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 3】

前記保持アームユニット、および、前記内視鏡部の駆動は、複数の空気圧式アクチュエータにより駆動されることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 4】

前記ジャイロセンサからの角速度ベクトルに、前記保持アームユニットの姿勢を表す行列と変換行列とを乗算した値と、撮像部からのカメラのズーム倍率とから前記内視鏡部の移動速度を演算処理する制御部を設けたことを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡操作システム。

20

【請求項 5】

前記移動速度を演算処理する制御部は、前記内視鏡部の撮像部の移動速度が所定値を超えない値に設定されることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 6】

前記移動速度を演算処理する制御部は、フットスイッチからの指令信号があらわす変数に基づいて内視鏡部の撮像部における目標速度ベクトルを算出することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡操作システム。

30

【請求項 7】

前記制御部において、目標速度ベクトルが、内視鏡の先端の挿入量をあらわす係数に基づいて調整されることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 8】

前記制御部は、さらに、オンオフ切替用フットスイッチに接続されることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡操作システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡操作システムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

外科手術において、術後の回復が速く、手術の際の傷口が小さい等の利点から開腹手術に代えて内視鏡手術が広く行われている。このような内視鏡手術においては、遠隔操作が可能なマスタスレーブ型の内視鏡操作システムが提案されている。このような内視鏡操作システムは、例えば、特許文献 1 にも示されるように、内視鏡のズームレンズの拡大率が、ヘッドマウントディスプレイ（以下、HMD ともいう）内に設けられ手術者の頭の移動を検出する姿勢センサからの検出出力に基づいて制御されるものとされる。また、手術者の頭の移動は、磁界を発生する磁気ソースに対する姿勢センサの変位として取り出される

50

。これにより、例えば、手術者が患者に対し左を向けば、内視鏡の固体撮像素子を通じて得られた撮像データに基づく左の画像がHMD内の一对の液晶モニタに映され、手術者が患者に近づいた場合、ズームレンズにより拡大された視野が得られることとなる。従って、手術者は、内視鏡が挿入された体腔内を立体的に観察できることとなる。

【0003】

また、従来の内視鏡把持装置においては、5節リンク機構と、腹壁を貫通するトロッカーを腹壁部で保持するボールジョイント部と、リンク機構を駆動させる駆動部および操作部とにより内視鏡把持装置が構成されているものが提案されている。斯かる構成においては、内視鏡の一種である腹腔鏡は、ズーム式で、画面の遠近を素早く切り替えることができ、また、コントローラスイッチにより、ズーム式の腹腔鏡が手術者の欲する位置に迅速に移動可能とされる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平10-309258号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

磁気共鳴画像装置(MRI)が設置されている環境においては、磁気共鳴画像装置における強力な磁石の影響により、上述のような内視鏡操作システムにおける磁界を発生する磁気ソースを並設することは困難となる場合がある。また、上述の内視鏡把持装置において、腹腔鏡を迅速に移動させるとき、安全面の観点から体内における腹腔鏡の挿入量に応じて体内の腹腔鏡の移動速度を制御することが要望されるが、そのような装置は、未だ見当たらない。

20

【0006】

以上の問題点を考慮し、本発明は、内視鏡操作システムであって、強力な磁石の影響も受けることなく、安全面の観点から体内の内視鏡の移動速度を内視鏡の挿入量に応じて制御できる内視鏡操作システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上述の目的を達成するために、本発明に係る内視鏡操作システムは、往復動および自転可能に支持され、その姿勢情報を送出可能な保持アームユニット部と、保持アームユニットに支持され、先端部に撮像部を有する内視鏡部と、内視鏡部の画像撮像部からの画像信号に基づくヘッドマウントディスプレイにより画像を表示する表示部と、操作者の姿勢状態を検出するセンサからなる姿勢検出部と、フットスイッチとから構成される内視鏡操作システムにおいて、姿勢検出部からの姿勢の動き情報と、保持アームユニットの姿勢情報と、内視鏡部内の撮像部のカメラ情報とから、内視鏡部の先端部の移動方向および速度を制御することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明に係る内視鏡操作システムは、姿勢検出部からの姿勢の動き情報と、保持アームユニットの姿勢情報と、内視鏡部内の撮像部のカメラ情報とから、内視鏡部の先端部の移動方向および速度を制御するので安全面の観点から体内の内視鏡の移動速度を内視鏡の挿入量に応じて制御できる。また、例えば、保持アームユニットが、複数の空気圧式アクチュエータにより駆動される場合、磁場と干渉しにくいので強力な磁石の影響も受けることもないという効果を奏する。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明に係る内視鏡操作システムの一例の全体構成を示すブロック図である。

【図2】本発明に係る内視鏡操作システムの全体構成を手術者とともに概略的に示す図で

50

ある。

【図 3】本発明に係る内視鏡操作システムの一例に用いられる保持アームユニットを示す図である。

【図 4】本発明に係る内視鏡操作システムの一例におけるジャイロセンサの出力についてのドリフト補償による効果を示す特性図である。

【図 5】本発明に係る内視鏡操作システムの一例におけるドリフト補償用演算部が、例えば、マイクロコンピュータにより構成されるとき、そのマイクロコンピュータが実行するプログラムを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

10

図 2 は、本発明に係る内視鏡操作システムの一例の構成を、手術者とともに示す。

図 2 において、内視鏡操作システムは、内視鏡 24 と、内視鏡 24 を保持するとともに内視鏡 24 の姿勢を制御する保持アームユニット 10 と、手術者 OP の頭部に着脱可能に装着されるヘッドマウントディスプレイ 30（以下、HMD 30 ともいう）と、を主要要素として含んで構成されている。

【0011】

内視鏡 24 は、例えば、体内に挿入される先端部に撮像部を有する柔軟な挿入部と、光学系の制御を行う操作部 62 と（図 1 参照）、操作部に接続され光源等を操作部に接続する接続部とを含んで構成されている。

【0012】

20

撮像部は、対物レンズ等からなる光学部と、固体撮像素子と、撮像部により得られる画像を拡大または縮小すべく光学部のレンズを制御するアクチュエータを含むズーム機構部とを含んで構成される。その撮像部のズーム機構部は、後述する内視鏡制御ユニット 64 により制御される。挿入部の先端部における対物レンズに隣接してライトガイドが設けられている。ライトガイドは、上述の光源から導かれた光により体内を照らすものとされる。

なお、内視鏡としては、硬性内視鏡及び軟性内視鏡を採用することができる。

【0013】

HMD 30 は、図 2 に示されるように、手術者 OP の頭部に装着されている。HMD 30 は、手術者 OP の顔の正面に向き合って手術者 OP の両眼に対応した位置にそれぞれ左右一対の表示部 32（図 1 参照）を備えている。表示部 32 は、例えば、3D 形式のカラー画像を表示するものとされる。なお、表示部は、斯かる例に限られることなく、例えば、2D 形式の白黒画像を表示するものでもよい。

30

【0014】

HMD 30 全体が、手術者 OP の頭部の動きに従従することとなる。即ち、HMD 30 においては、図 2 において矢印で示されるように、手術者 OP 側から見た場合、首を中心軸線とした右向き（時計回り方向）の回転（右回旋）、首を中心軸線とした左向き（反時計回り方向）の回転（左回旋）、首に対し縦方向の回転（屈曲、伸展）、首に対し右方向への傾動（右側屈）、首に対し左方向への傾動（左側屈）の移動が可能とされる。

【0015】

40

また、HMD 30 は、上述した HMD 30 の回旋、側屈、屈曲、および、伸展を検出するジャイロセンサ（以下、ジャイロスコープともいう）36、および、地磁気センサ 34（図 1 参照）を備えている。ジャイロセンサ 36、および、地磁気センサ 34 からの検出出力は、後述する制御ユニット 40 に供給される。なお、地磁気センサ 34 に代えて、加速度センサでもよい。

【0016】

保持アームユニット 10 は、手術者から離隔した手術台に隣接した架台（不図示）に後述するバーンモータユニット 16 のブラケット（不図示）を介して支持されている。保持アームユニット 10 は、図 2 および図 3 に示されるように、内視鏡 24 を回転可能に支持するバーンモータ 20 を移動可能に支持するシャーシと、そのシャーシに固定され内視鏡

50

24およびベーンモータ20を患者に対し近接または離隔させる空気圧シリンダー18と、上述のシャーシに一端部が支持される平行リンク機構14を介して支持されるベーンモータユニット16と、ベーンモータユニット16の出力軸に連結されるタイミングベルトプーリ、および、タイミングベルトを介して回動されることにより、上述のシャーシ全体を回動させる回転軸部と、平行リンク機構14を駆動させる空気圧シリンダー12を主要素として含んで構成されている。

【0017】

平行リンク機構14は、一部を構成するリンク部材の一端が回転軸部に連結され他端部がシャーシに連結されている。これにより、例えば、平行リンク機構14に連結される空気圧シリンダー12のロッドが伸長状態のとき、図3においてシャーシが回転軸部の下端を中心として時計回り方向に回動され、一方、空気圧シリンダー12のロッドが縮小状態のとき、図3においてシャーシが回転軸部の下端の回転中心に対し反時計回り方向に回動される。即ち、後述するように、内視鏡24の撮像部がMHD30における手術者の首に対し頭部の縦方向の回転（屈曲、伸展）に対応した方向に回転中心点GPを中心として移動可能とされる。回転中心点GPは、後述する回転軸部の回転軸線Gと共通の直線上にあって患者の体壁近傍に位置する。回転軸線Gは、保持アームユニット10においてとられる図3における直交座標系のLx座標軸に対し平行となるように設定されている。Lx座標軸は、患者の体壁に直交する方向に設定され、座標軸Lzは、Lx座標軸に対し直角となるように設定されている。

【0018】

空気圧シリンダー18は、そのロッドが内視鏡24の中心軸線と略平行となるようにシャーシに支持されている。空気圧シリンダー18のロッドが伸長状態のとき、図3において内視鏡24の撮像部およびベーンモータ20が患者に対し離隔する方向にシャーシに対し移動せしめられ、一方、空気圧シリンダー18のロッドが縮小状態のとき、図3において内視鏡24の撮像部およびベーンモータ20が患者に対し近接する方向にシャーシに対し移動せしめられる。

【0019】

ベーンモータユニット16に並設される回転軸部におけるその中心軸線に沿った所定の間隔、離隔した位置には、平行リンク機構14を構成するリンク部材の一端がそれぞれ連結されている。その回転軸部は、回転軸線Gの回りにベーンモータユニット16に回動可能に支持されている。これにより、ベーンモータユニット16が作動状態とされる場合、内視鏡24の撮像部およびベーンモータ20が回転軸線Gの回りに回動可能とされる。即ち、後述するように、内視鏡24の撮像部がMHD30における手術者の頭部の首回りの回旋に対応した方向に移動可能とされる。

【0020】

また、内視鏡24における操作部近傍は、ベーンモータ20により回動可能に支持されている。これにより、内視鏡24の撮像部がベーンモータ20の回転中心軸線回りに所定の角度だけ自転（ロール）可能とされる。即ち、後述するように、内視鏡24の撮像部がMHD30における手術者の側屈に対応した方向に移動せしめられる。

【0021】

さらに、本発明に係る内視鏡操作システムの一例においては、図1に示されるように、保持アームユニット10の動作制御を行う制御ユニット40および内視鏡制御システム60を備えている。

【0022】

内視鏡制御システム60は、操作部62からの指令信号群に基づいて内視鏡24のズーム機構部、光源の動作制御を行う内視鏡制御ユニット64と、内視鏡制御ユニット64を通じて内視鏡24の固体撮像素子から得られた撮像データDDに基づいて所定の画像処理を行う画像処理PC66と、を含んで構成されている。

【0023】

画像処理PC66は、撮像データDDに基づいて所定の画像処理を行い画像データID

を形成しそれを制御ユニット４０およびＭＨＤ３０に供給する。これにより、画像処理ＰＣ６６からの画像データＩＤに基づく画像が、ＭＨＤ３０の表示部３２に３Ｄ形式で表示される。

【００２４】

制御ユニット４０には、ＭＨＤ３０におけるジャイロセンサ３６からの手術者の頭部の上述した各方向の角速度ベクトルをあらわす信号群ＧＳ、手術者の頭部の上述した各方向の各地磁気センサ３４からの傾き角度をあらわす信号群ＥＭ、オンオフ切替用フットスイッチ５０からの保持アームユニット１０の動作停止命令をあらわす指令信号Ｃｆ、および、ズーム操作用フットスイッチ５２からの内視鏡２４の挿入部の体内への挿入量を所定量、増大させる命令をあらわす指令信号Ｃｚ１または内視鏡２４の挿入部の挿入量を所定量、減少させる命令をあらわす指令信号Ｃｚ２が供給される。

10

【００２５】

制御ユニット４０は、ベーンモータユニット１６、ベーンモータ２０、空気圧シリンダー１２および空気圧シリンダー１８の空気圧制御についてのプログラムデータ、画像処理ＰＣ６６からの画像データＩＤ、後述するドリフト補償用演算部４６の演算結果をあらわすデータ、速度制御用演算部４８の演算結果をあらわすデータ、地磁気センサ３４からの傾き角度をあらわす信号群ＥＭ等を格納する記憶部４０Ｍを備えている。

【００２６】

制御ユニット４０は、バルブユニットコントローラ５６の通信部５４と制御データＣＤについての送受信を双方向方式で行う通信部４２を有している。バルブユニットコントローラ５６は、上述の保持アームユニット１０におけるベーンモータユニット１６、ベーンモータ２０、空気圧シリンダー１２および空気圧シリンダー１８を制御すべく、制御ユニット４０からの制御データＣＤに基づいて制御信号ＤＭ１、ＤＭ２、ＤＣ１、および、ＤＣ２をそれぞれ、形成し、それらをバルブユニット５８に供給する。これにより、バルブユニット５８は、制御信号ＤＭ１、ＤＭ２、ＤＣ１、および、ＤＣ２に基づいて各バルブを制御し、空気供給源からの作動空気を保持アームユニット１０におけるベーンモータユニット１６、ベーンモータ２０、空気圧シリンダー１２および空気圧シリンダー１８に供給する。

20

【００２７】

なお、上述の例においては、バルブユニットコントローラ５６が設けられているが、斯かる例に限られることなく、例えば、バルブユニットコントローラ５６を用いることなく、制御ユニット４０とバルブユニット５８とが直接的に配線され、保持アームユニット１０が制御ユニット４０により制御されてもよいことは勿論である。

30

【００２８】

制御ユニット４０は、内視鏡２４の挿入部における患者の体内への挿入量および速度制御を行うとともに、内視鏡２４の撮像部の姿勢制御を行うように、保持アームユニット１０に動作を行わせるものとされる。また、制御ユニット４０は、ＭＨＤ３０におけるジャイロセンサ３６からの手術者の頭部の上述した各方向の角速度ベクトルをあらわす信号群ＧＳについてドリフト補償を所定のタイミングで行う。

【００２９】

制御ユニット４０における速度制御用演算部４８は、ＭＨＤ３０におけるズーム操作用フットスイッチ５２からの内視鏡２４の挿入部の体内への挿入量を所定量、増大させる命令をあらわす指令信号Ｃｚ１または内視鏡２４の挿入部の挿入量を所定量、減少させる命令をあらわす指令信号Ｃｚ２と、ＭＨＤ３０におけるジャイロセンサ３６からの手術者の頭部の上述した各方向の角速度ベクトルをあらわす信号群ＧＳに基づいて内視鏡２４の撮像部の目標速度値 P_{ref} オーバードットを設定する。制御データ形成部４４は、目標速度値 P_{ref} オーバードットに基づいて内視鏡２４の撮像部がその目標速度値に追従するように、保持アームユニット１０の空気圧シリンダー１２、１８、および、ベーンモータ１６に動作を行わせるべく、制御データＣＤを形成しそれを通信部４２に供給する。

40

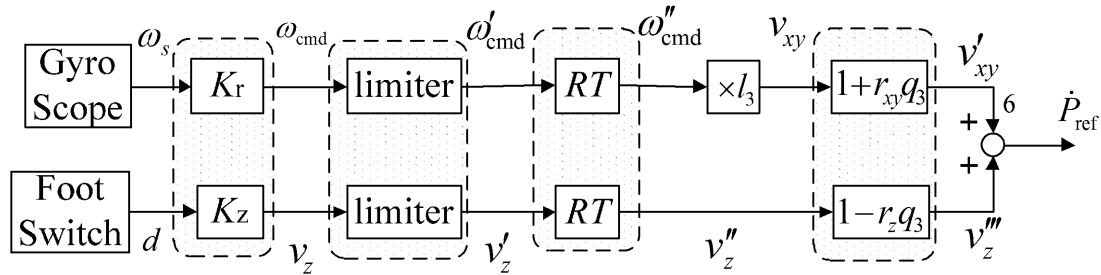
【００３０】

50

速度制御用演算部 48 は、数 1 に示される各演算ステップに従い後述する演算式により演算を行う。

【0031】

【数 1】



10

【0032】

速度制御用演算部 48 は、先ず、ジャイロスコプ 36 からの角速度ベクトルをあらわす信号群 GS に基づいて角速度指令ベクトル ω_{cmd} を次式により算出する。

【0033】

【数 2】

$$\omega_{cmd} = K_r \cdot \omega_s$$

20

【0034】

なお、 K_r は、後述する行列であらわされる速度ゲインをあらわし、 ω_s は、下記の角速度ベクトルをあらわす。 ω_s は、ジャイロスコプから得られた頭部の角速度ベクトルであり、この角速度ベクトルがドリフト補償（後述する）されたときはドリフト補償後の角速度ベクトルである。

【0035】

ここで、座標系は、頭部に固定された座標系を用いる。図 2 に示す手術者 OP の首の中心軸を y 軸とし、手術者 OP の左右方向を x 軸とし、手術者 OP の前後方向を z 軸とする。

30

【0036】

また、角速度に定数 K_r をかけることで動きの感度をユーザの好みに合わせて設定することができる。この定数 K_r は、各方向ごとに異なる値を設定することができる。なお、 K_r は、関数でもよい。

【0037】

【数 3】

$$\omega_s = (\omega_{sx}, \omega_{sy}, \omega_{sz})^t$$

40

【0038】

【数 4】

$$K_r = \begin{bmatrix} K_{rx} & 0 & 0 \\ 0 & K_{ry} & 0 \\ 0 & 0 & K_{rz} \end{bmatrix} \quad 10$$

【0039】

次に、速度制御用演算部48は、角速度指令ベクトル ω_{cmd} をリミッタにより所定の制限値 ω_{lim} に設定する。即ち、角速度指令ベクトル ω_{cmd} が制限値 ω_{lim} よりも超える場合、角速度指令ベクトル ω'_{cmd} を制限値 ω_{lim} に設定され、角速度指令ベクトル ω_{cmd} が制限値 ω_{lim} 以下の場合、角速度指令ベクトル ω'_{cmd} が、その角速度指令ベクトル ω_{cmd} に設定される。これは、保持アームユニット10の動作が過剰な速度で動作し、撮像部により内臓を傷めないようにするためである。なお、角速度指令ベクトル ω'_{cmd} の値のデータは、記憶部40Mに格納される。

20

【0040】

続いて、速度制御用演算部48は、次式に従い角速度指令ベクトル ω'_{cmd} を変換行列Tで保持アームのローカル座標(Lx, Ly, Lz)(図3参照)に変換し、さらに行列Rを乗算して、内視鏡24の先端部における直交座標系(Cx, Cy, Cz)(図3参照)の角速度指令ベクトル ω''_{cmd} を求める。直交座標系において座標軸Czは、内視鏡24の挿入部の中心軸線に沿って、即ち、内視鏡24の撮像部の進行方向または後退方向に沿ってとられている。

【0041】

【数 5】

$$\omega''_{cmd} = RT \cdot \omega'_{cmd} \quad 30$$

【0042】

【数 6】

$$R = E^{iq_1} E^{jq_2} E^{kq_4} \quad 40$$

【0043】

行列Rは、内視鏡24の姿勢を表し、保持アームユニット10の関節変位q(図3におけるq1、q2、q4参照)から順運動学演算によって逐次得られる。ここで、Eは回転行列を表す。

【0044】

これにより、MHD30における表示部の画面内の上下左右方向と手術者の頭部の上下左右が常に一致することとなる。即ち、MHD30における頭部に固定された座標系と内視鏡先端に固定された座標系が一致することとなる。従って、MHD30における表示部に表示される画像が、手術者の頭部の動きに追従することとなる。

【0045】

50

なお、上述の例においては、角速度指令ベクトル $\omega' \text{ cmd}$ を変換行列 T で保持アームのローカル座標 (Lx, Ly, Lz) に変換し、さらに行列 R を乗算して、内視鏡 24 の先端部における直交座標系 (Cx, Cy, Cz) の角速度指令ベクトル $\omega'' \text{ cmd}$ を求めているが、斯かる例に限られることはない。保持アームのローカル座標 (Lx, Ly, Lz) から、内視鏡 24 の先端部における直交座標系 (Cx, Cy, Cz) への変換を省略することもできる。例えば、MHD 30 における表示部に表示される画像を外部の CRT 画像として見る場合などで、この CRT 画像と CT 画像との重ね合わせができるようにするために、保持アームのローカル座標 (Lx, Ly, Lz) から、内視鏡 24 の先端部における直交座標系 (Cx, Cy, Cz) への変換を省略することもできる。

【0046】

10

続いて、速度制御用演算部 48 は、次式に従い角速度指令ベクトル $\omega'' \text{ cmd}$ を内視鏡 24 の先端（撮像部）の目標速度ベクトル V_{xy} に変換する。即ち、角速度指令ベクトルは、保持アームユニット 10 の回転中心 GP から内視鏡の先端までのベクトル l_3 と外積をとることで直交座標系 (Cx, Cy, Cz) における内視鏡の先端の目標速度の上下、左右方向の成分 V_{xy} に変換される。

【0047】

【数 7】

$$v_{xy} = \omega'' \text{ cmd} \times l_3$$

20

【0048】

続いて、速度制御用演算部 48 は、内視鏡の撮像部における体内への挿入量に応じて撮像部の速度を変更可能とするように調節するために目標速度ベクトル V_{xy} に対し演算を次式により行う。これにより、内視鏡の撮像部における体内への進行方向の挿入量が増大するとき、内視鏡の撮像部の目標速度ベクトル V'_{xy} が大となり、一方、内視鏡の撮像部における挿入量が減少するとき、即ち、内視鏡の撮像部が体内から引き抜かれるとき、内視鏡の撮像部の目標速度ベクトル V'_{xy} が小となる。

【0049】

30

【数 8】

$$v'_{xy} = (1 + r_{xy} q_3) v_{xy}$$

【0050】

内視鏡の先端の挿入量をあらわす q_3 （図 3 参照）に依存した係数 r_{xy} を上式のようにそれぞれの V_{xy} の値に乗算することで、画面の移動量の挿入度に対する依存度が調節される。これにより、頭の回転による視界の移動量を調節できる。例えば、頭を回転させたときの注視対象物の画面上での移動量を、ズーム位置によらずほぼ一定にすることなどができる。そのため操作の直感性が向上する。

40

【0051】

ここで、 r_{xy} は、定数であり、 V_{xy} の値の正負が反転しない範囲で設定される。但し、 q_3 は、中間位置から内視鏡を挿入する方向を正、引き抜く方向を負とする。図 3 における q_3 の可動範囲の中央を中間位置とし、中間位置を 0 にとっている。なお、 r_{xy} は、関数でもよい。

【0052】

また、速度制御用演算部 48 は、次式に従いズーム操作用フットスイッチ 52 からの指令信号 $Cz1$ および $Cz2$ があらわす変数 d に基づいて内視鏡 24 の撮像部における Cz 座標軸（図 3 参照）に沿った目標速度ベクトル V_z を算出する。なお、変数 d は、指令信

50

号 C z 1 のみがあったときは 1 であり、指令信号 C z 2 のみがあったときは -1 であり、指令信号 C z 1 および C z 2 の双方ともないときは 0 である。

【 0 0 5 3 】

【数 9】

$$v_z = (0, 0, K_z d)^t$$

【 0 0 5 4 】

但し、K z は、ユーザが設定したゲインをあらわす。d が 1 の場合、ズームインをあらわし、d が -1 の場合、ズームアウトをあらわす。d が 0 の場合、不変をあらわす。

10

【 0 0 5 5 】

次に、速度制御用演算部 48 は、目標速度指令ベクトル V z をリミッタにより所定の制限値 V z l i m に設定する。即ち、目標速度指令ベクトル V z が制限値 V z l i m よりも超える場合、目標速度指令ベクトル V ' z が制限値 V z l i m に設定され、目標速度指令ベクトル V z が制限値 V z l i m 以下の場合、目標速度指令ベクトル V ' z が、その目標速度指令ベクトル V z に設定される。これは、保持アームユニット 10 の動作が過剰な速度で動作しないようにするためである。保持アームユニット 10 の動作が過剰な速度とならないように抑制することにより、内視鏡がぶつかって内臓を傷めないよう安全性を図ることができる。

【 0 0 5 6 】

20

続いて、速度制御用演算部 48 は、得られた目標速度指令ベクトル V ' z を、次式に従い内視鏡 24 の先端（撮像部）の目標速度ベクトル V ' ' z に変換する。これにより、頭の前後の動きと内視鏡の前後の動きを一致させることができる。

【 0 0 5 7 】

【数 10】

$$v''_z = RT \cdot v'_z$$

【 0 0 5 8 】

但し、行列 R および変換行列 T は、上述の式と同様である。

30

【 0 0 5 9 】

速度制御用演算部 48 は、内視鏡の撮像部における体内への挿入量に応じて撮像部の速度を変更可能とするように調節するために目標速度ベクトル V ' ' z に対し演算を次式により行う。

【 0 0 6 0 】

【数 11】

$$v'''_z = (1 - r_z q_3) v''_z$$

40

【 0 0 6 1 】

上下左右の動作（保持アームユニット 10 の回転 q 1 、 q 2 の動き）（図 3 参照）については、ズームインした場合（深く挿入した場合）には拡大され、ズームアウトした場合は縮小される。前後の動き（保持アームの内視鏡挿入 q 3 の動き）は、その逆のふるまいとなる。これにより、ズームしたときの注視対象物の画面上での拡大量を、ズーム位置によらずほぼ一定にすることができる。また、深く挿入している時のズーム移動量が小さくなるので、内視鏡と臓器の予期せぬ接触を避けることができる。

なお、r z は、定数であっても、関数であってもよい。

【 0 0 6 2 】

そして、速度制御用演算部 48 は、次式に従い上下左右方向と前後方向の速度成分を加

50

算し、最終的な内視鏡の先端（撮像部）の目標速度値 P_{ref} オーバードットとする。

【0063】

【数12】

$$\dot{P}_{ref} = v'_{xy} + v'''_z$$

【0064】

なお、上述の例においては、手術者の頭部の回転速度のうちロール成分（首を傾げる動作）は、上述の角速度指令ベクトル ω'_{cmd} のロール成分を、直接、内視鏡のロール q_4 の目標速度として与えられているが、斯かる例に限られることない。また、この動作は無効にしてもよい。

【0065】

上述した説明では、前後方向の指令はフットスイッチによって行ったが、この方法に限定されるものではない。この他の方法としては、加速度センサ、オプティカルフロー、眉間付近の皮膚変位または筋電位計測などによる前後方向指令値の生成がある。

【0066】

オンオフ切替用フットスイッチ50を使用することにより発生する効果は、つぎのようなものがある。内視鏡を動作させたくないときにはスイッチをオフにしておけば、頭を自由に動かすことができる。また、例えば、スイッチをオンにして内視鏡を右に動かす際、自分の頭が右の可動限界に達した場合でも、スイッチをオフにして頭を左に戻してからスイッチをオンにすることで、さらに内視鏡を右に動かすことができる。また、スイッチをオンにしない限り内視鏡が頭の動きに連動することはないので、予期せぬ動作を避けることができる。

【0067】

さらに、制御ユニット40のドリフト補償用演算部46は、例えば、マイクロコンピュータにより構成されるが、斯かるマイクロコンピュータが実行するプログラムを図5に示されるフローチャートを参照して説明する。

【0068】

図5において、スタート後、ステップS1において、オフセット値を所定の値 ADV に設定し、ステップS2において、MHD30におけるジャイロセンサ36からの手術者の頭部の上述した各方向の角速度ベクトルをあらわす信号群 GS 、手術者の頭部の上述した各方向の各地磁気センサ34からの傾き角度をあらわす信号群 EM を取り込み、続くステップS3において信号群 EM に基づいて微分演算を行い、角速度を得てステップS4に進む。ステップS4において、得られた角速度の絶対値 $|Dw|$ が所定の閾値 $D\alpha$ 以下であるか否かを判断する。即ち、ドリフト補償用演算部46は、MHD30が静止状態であるか否かを判断する。

【0069】

ステップS4において、得られた角速度の絶対値 $|Dw|$ が所定の閾値 $D\alpha$ 以下でない場合、即ち、MHD30が静止状態でない場合、続くステップS5において、後述する積分値 GIV を零に設定し、ステップS6に進み、静止カウンタのカウント値 CN を零に設定し、続くステップS7において、静止カウンタのカウント値 CN が所定の計測時間に対応する閾値 T 以上であるか否かを判断する。

【0070】

ステップS7において静止カウンタのカウント値 CN が閾値 T 未満であると判断された場合、ステップS8に進み、ジャイロセンサ36からの信号群 GS に基づく角速度ベクトル ω_s からオフセット値としての所定の値 ADV を引き算し、ステップS9に進み、フィルタ処理プログラムを実行し、続くステップS10において角速度ベクトル ω_s を速度制御用演算部48に送出し、続くステップS11に進む。ステップS11において、終了フラグが設定されているか否かを判断し、終了フラグが設定されている場合、プログラムを

終了し、終了フラグが設定されていない場合、ステップ S 2 に戻る。そして、ステップ 2 において上述と同様に実行しそれ以降のステップも同様に実行する。

【0071】

また、ステップ S 4 において、得られた角速度の絶対値 $|Dw|$ が所定の閾値 $D\alpha$ 以下である場合、即ち、MHD 30 が静止状態である場合、ステップ S 12 に進み、信号群 GS に基づき角速度ベクトル ω_s を積分し積分値 GIV を算出し、続くステップ S 13 において静止カウンタのカウント値 CN をインクリメントし、ステップ S 7 に進み、それ以降の各ステップを上述と同様に実行する。

【0072】

さらに、ステップ S 7 において、静止カウンタのカウント値 CN が閾値 T 以上であると判断された場合、ステップ S 14 に進み、積分値 GIV をカウント値 CN で割ることにより平均値 ADV を算出した後、記憶し、続くステップ S 8 に進み、更新された値 ADV を引き算する。それ以降の各ステップを上述と同様に実行する。

10

【0073】

従って、制御ユニット 40 のドリフト補償用演算部 46 により、ジャイロセンサ 36 からの信号群 GS に起因したゼロ点ドリフトの問題が解消される。従って、MHD 30 の表示部 32 に表示される画像は、頭部が停止状態であっても動くということがなくなり、また、頭部の右回旋および左回旋により、画像の移動速度（角速度）が異なるといった事態が解消される。さらに、MHD 30 のより正確な位置情報を得ることができるので手術の安全性を高めることとなる。

20

【0074】

図 4 は、ドリフト補償用演算部 46 によってジャイロセンサ 36 からの信号群 GS に基づく角速度の出力値についてドリフト補償演算がなされた場合の効果をあらわす特性線を示す。図 4 において、縦軸に角速度をとり、横軸に時間をとって示されており、特性線 L1 が、ドリフト補償演算がなされた場合を示し、特性線 L2 が、ドリフト補償演算が行われていない場合を示す。

【0075】

図 4 の特性線 L1 において、特性線 L2 に比して 3.8 秒近傍において明らかなように、角速度が確実に零近傍に収斂している。

【0076】

なお、数 8 に示した演算方法に限定されるものではない。例えば、以下に示すいずれかの演算方法が採用できる。このほか、 $V \times y$ にかかる係数としては、 q_3 が 0 のとき 1 であり、かつ q_3 に対して単調増加するものを採用できる。

30

【0077】

【数 1 3】

$$v'_{xy} = (1 + r_{xy}q_3^n)v_{xy}$$

ただし、n は奇数

10

$$v'_{xy} = \exp(r_{xy}q_3)v_{xy}$$

20

$$v'_{xy} = \frac{1}{1 - r_{xy}q_3}v_{xy}$$

【0 0 7 8】

また、数 1 1 に示した演算方法に限定されるものではない。例えば、以下に示すいずれかの演算方法が採用できる。このほか、 V'_{xy} にかかる係数としては、 q_3 が 0 のとき 1 であり、かつ q_3 に対して単調増加するものを採用できる。

30

【0 0 7 9】

【数 1 4】

$$v'''_z = (1 - r_z q_3^n) v''_z$$

ただし、n は奇数

10

$$v'''_z = \exp(-r_z q_3) v''_z$$

20

$$v'''_z = \frac{1}{1 + r_z q_3} v''_z$$

【0080】

また、内視鏡部内の撮像部のカメラ情報から、内視鏡部の先端部の移動速度を制御することができる。ここで、内視鏡部内の撮像部のカメラ情報は、カメラのズーム倍率である。

30

【0081】

速度制御用演算部48は、カメラのズーム倍率に応じて撮像部の速度を変更可能とするように調節するために目標速度ベクトル V_{xy} に対し演算を行う。これにより、頭の回転による視界の移動量を調節できる。そのため操作の直感性が向上する。

【0082】

また、速度制御用演算部48は、カメラのズーム倍率に応じて撮像部の速度を変更可能とするように調節するために目標速度ベクトル $V'z$ に対し演算を行う。この演算により、内視鏡の前後移動による視界の移動量を調節できる。そのため操作の直感性が向上する。

40

【0083】

また、上述の例において、万一、内視鏡24の撮像部が体内の臓器に接触した場合、安全性の観点からHMD30で手術者に知らせるとともに、本システムを自動停止させるように構成されてもよい。

【0084】

また、上述した説明では、頭部に固定された座標系から保持アームのローカル座標に変換したが、この方法に限定されるわけではない。座標系の取り方は任意なので、例えば頭の前方向をy軸、上下方向をz軸に設定してもよい。また、座標変換を経ずにq4の計算と同様に、頭の角速度から直接q1、q2を算出してもよい。

【0085】

50

したがって、本発明の一例においては、以下のような効果を奏する。

１．空気圧シリンダーなどの空気圧アクチュエータの駆動によって、受動的な柔らかさを実現し、過度な駆動力を生じない。また、柔らかさは、圧力の調整によって容易に実現できる。

２．内視鏡の一部が万一臓器等に接触した場合、接触力を空気圧アクチュエータの差圧から推定有することも可能である。

３．腹壁の挿入点が機構的に不動点となるように設計されている。スライダクランク機構によって空気圧シリンダーの直動運動を回転に変換し、上下方向の動作を実現し、左右、回転は、空気圧揺動アクチュエータで実現している。前後方向の動作は空気圧シリンダーの直動を用いて、合計４自由度を実現できる。

10

【００８６】

なお、本発明は上述の発明を実施するための形態に限らず本発明の要旨を逸脱することなくその他種々の構成を採り得ることはもちろんである。

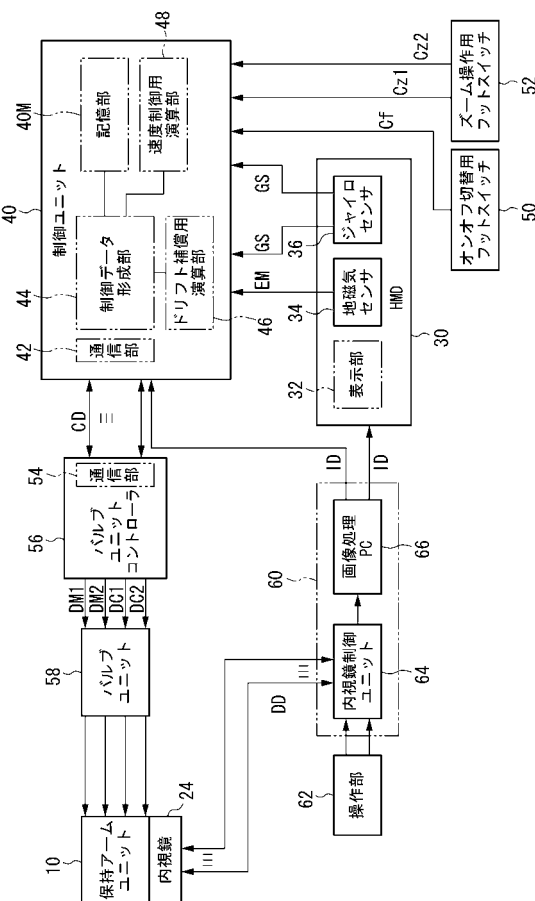
【符号の説明】

【００８７】

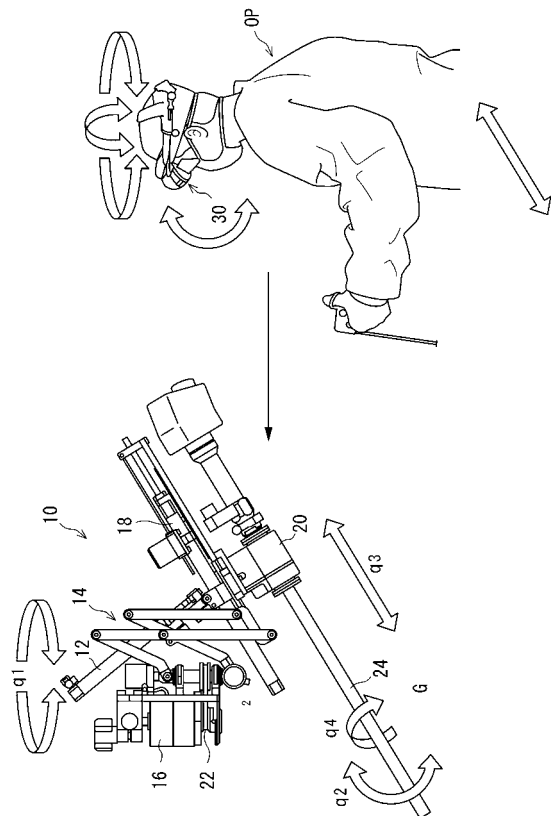
- １０ 保持アームユニット
- ２４ 内視鏡
- ３０ MHD
- ３４ 地磁気センサ
- ３６ ジャイロセンサ
- ４０ 制御ユニット
- ４６ ドリフト補償用演算部
- ４８ 速度制御用演算部
- ５２ ズーム操作用フットスイッチ
- ６０ 内視鏡制御システム

20

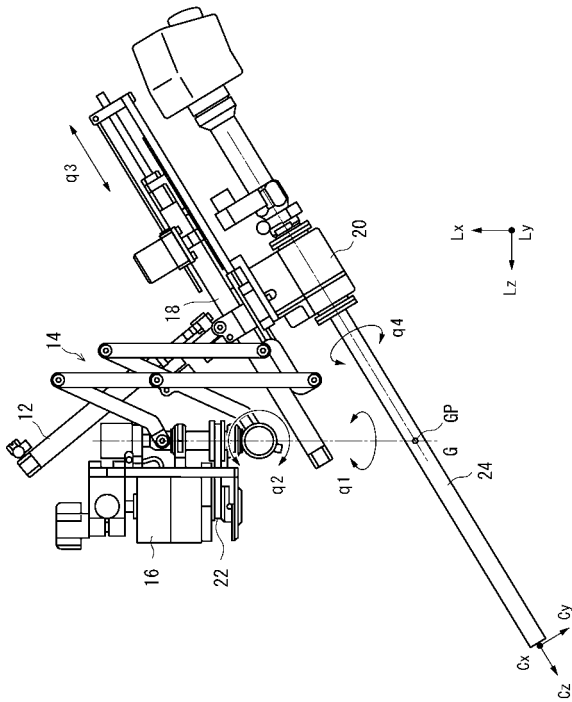
【図１】



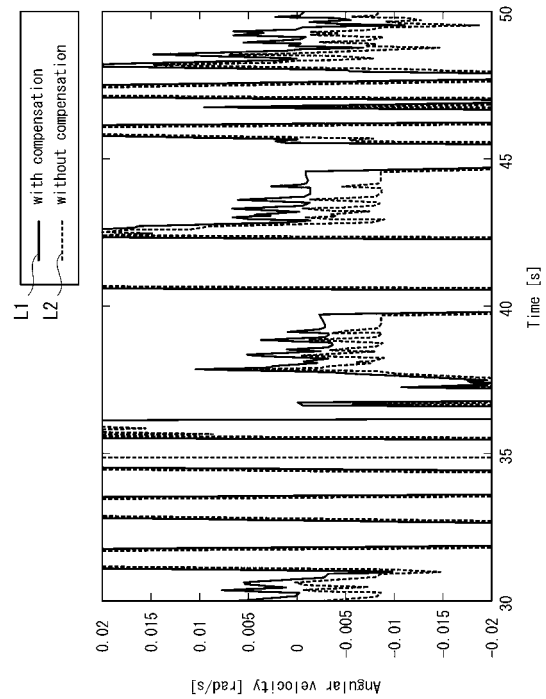
【図２】



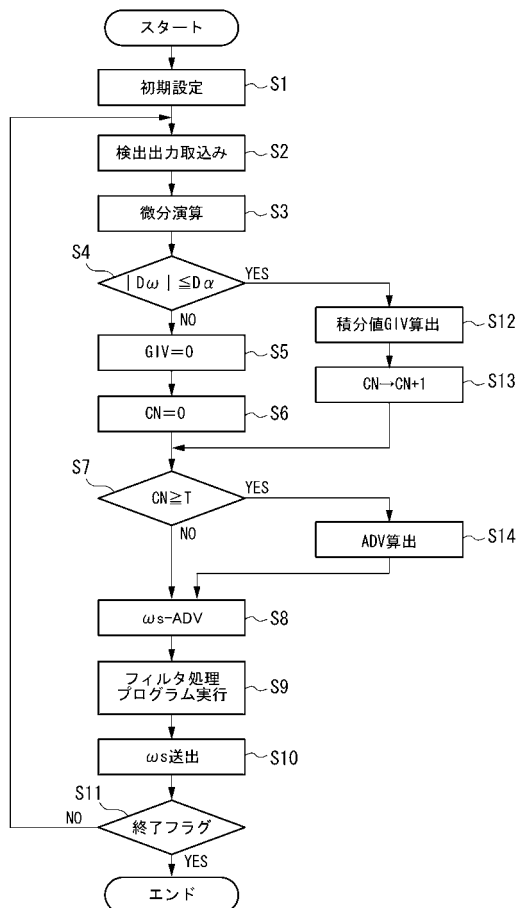
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	内窥镜操作系统		
公开(公告)号	JP2013244377A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012122489	申请日	2012-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京工业大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京工业大学		
[标]发明人	只野耕太郎 川嶋健嗣		
发明人	只野 耕太郎 川嶋 健嗣		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00048 A61B1/00149 A61B1/0016 A61B1/045 A61B1/05 A61B5/067 A61B34/30 A61B2017/00216 A61B2017/00973 A61B2034/301 A61B2090/502		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/04.372 G02B23/24.A H04N7/18.M A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/00.655 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA21 2H040/DA43 2H040/DA51 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD02 4C161/GG13 4C161/LL02 5C054/CC07 5C054/CF01 5C054/CF08 5C054/CG00 5C054/CG01 5C054/CG08 5C054/EA01 5C054/FA07 5C054/HA12		
代理人(译)	博信硯山		
其他公开文献	JP5766150B2 JP2013244377A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：从安全的角度出发，根据内窥镜的插入量控制内窥镜在体内的移动速度，而不受强磁体的影响。 解决方案：速度控制计算单元48计算目标速度矢量 V_{xy} ，以便调整成像单元的速度，以便可以根据插入内窥镜体内的量来改变成像单元的速度。这样，当内窥镜在行进方向上插入体内的量增加时，内窥镜成像单元的目标速度矢量 V_{xy} 变大，而内窥镜成像单元的目标速度矢量 V_{xy} 变大。当插入量减小时，即，当内窥镜的成像单元从身体拉出时，内窥镜的成像单元的目标速度矢量 V_{xy} 变小。 [选型图]图1

