

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5737796号
(P5737796)

(45) 発行日 平成27年6月17日(2015.6.17)

(24) 登録日 平成27年5月1日(2015.5.1)

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

請求項の数 5 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-504448 (P2015-504448)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成25年3月29日 (2013.3.29)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/059725</p> <p>(87) 国際公開番号 W02014/155725</p> <p>(87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014.10.2)</p> <p>審査請求日 平成27年1月22日 (2015.1.22)</p> <p>(出願人による申告) 平成24年度、文部科学省、イノベーションシステム整備事業、大学発新産業創出拠点プロジェクト (S T A R T)、「気体の超精密制御技術を基盤とした低侵襲手術支援ロボットシステムの開発」、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 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</p> <p>(74) 代理人 100064414 弁理士 磯野 道造</p> <p>(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</p> <p>(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</p> <p>審査官 小田倉 直人</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡操作システムおよび内視鏡操作プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

操作者の頭部および上体のうちの少なくとも一方の動きを検出するセンサ部と、
 前記センサ部によって検出された動きに応じて1つまたは複数のアクチュエータを駆動させる制御部と、

前記アクチュエータとこれに接続された1つ以上の変位機構によって往復動および自転可能に支持された保持アームユニットと、

前記保持アームユニットの任意の一部に、前記アクチュエータによって撮像角度を自在に変更できる関節部を介して設けられた撮像部と、

前記撮像部によって撮像された像を画面に表示する表示部と、を備え、

前記制御部は、

前記センサ部によって検出された動きから角速度および並進速度を算出する算出手段と、

前記関節部による前記撮像部の撮像角度を加味して前記角速度および前記並進速度を前記保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて前記変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値を求める変換手段と、

前記位置目標値に従って前記アクチュエータを駆動させる駆動制御手段と、を有することを特徴とする内視鏡操作システム。

【請求項2】

前記操作者の頭部の角速度および並進速度を検出するセンサ部の空間座標は、前記操作者の首の中心軸を y 軸、前記操作者の左右方向を x 軸、前記操作者の前後方向を z 軸とする空間座標であり、

前記撮像部の空間座標は、前記撮像部の左右方向を x 軸、上下方向を y 軸、光軸方向を z 軸とし、

前記操作者の頭部の位置および加速度の変動に対応する前記撮像部の位置変動が、前記保持アームユニットおよび前記関節部の屈曲の状態によらず同一となるように制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡操作システム。

【請求項 3】

前記制御を行うにあたって、前記撮像部の撮像角度を行列として表現し、これを前記操作者の頭部の変動から前記保持アームユニットおよび前記関節部の位置変動への座標変換において用いることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡操作システム。

【請求項 4】

前記変換手段が、下記式 (1) および (2) に基づいて前記角速度および前記並進速度を前記保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の内視鏡操作システム。

$$\mathbf{r}_{ref} = \mathbf{R}_h \mathbf{R}_c \mathbf{T} \cdot \begin{matrix} \mathbf{r}_{cmd} \\ \vdots \end{matrix} \quad \dots (1)$$

$$\mathbf{r}_{ref} = \mathbf{R}_h \mathbf{R}_c \mathbf{T} \cdot \begin{matrix} \mathbf{v}_{cmd} \\ \vdots \end{matrix} \quad \dots (2)$$

(なお、式 (1) および (2) において、

\mathbf{r}_{ref} は、前記保持アームユニットの目標角速度ベクトル、

\mathbf{r}_{ref} は、前記保持アームユニットの目標並進速度ベクトル、

\mathbf{R}_h は、前記保持アームユニットの姿勢を表す行列であって、前記変位機構による変位から下記式 (3) の順運動学演算によって得られるものであり、

\mathbf{R}_c は、前記撮像部の撮像角度を表す行列であって、下記式 (4) で表されるものであり、

\mathbf{T} は、前記センサ部について設定された座標系から前記保持アームユニットについて設定された座標系への変換行列、

\mathbf{r}_{cmd} は、下記式 (5) で表される前記保持アームユニットの角速度指令ベクトル \mathbf{r}_{cmd} を制限値によって制限したものの、

\mathbf{v}_{cmd} は、下記式 (6) で表される前記保持アームユニットの並進速度指令ベクトル \mathbf{v}_{cmd} を制限値によって制限したものである。) 30

$$\mathbf{R}_h = \mathbf{E}^{iq1} \mathbf{E}^{jq2} \mathbf{E}^{kq4} \quad \dots (3)$$

$$\mathbf{R}_c = \mathbf{E}^j \quad \dots (4)$$

$$\mathbf{r}_{cmd} = \mathbf{K}_r \cdot \mathbf{s} \quad \dots (5)$$

$$\mathbf{v}_{cmd} = (0, 0, K_z \cdot \mathbf{z})^t \quad \dots (6)$$

(なお、式 (3) ~ (6) において、

\mathbf{E} は、回転行列であり、

i 、 j 、 k は、それぞれ x 、 y 、 z 軸回りの回転を表し、

$q1$ 、 $q2$ 、 $q4$ は、それぞれ変位機構による変位、

j は、前記撮像部の撮像角度、

\mathbf{K}_r は、速度ゲインを表す係数行列、

\mathbf{s} は、前記センサ部によって検出された 3 次元角速度ベクトル、

K_z は、ユーザが設定したゲイン、

\mathbf{z} は、頭部前後方向の速度、

t は、転置行列であることを表す。) 40

【請求項 5】

請求項 1 に記載の内視鏡操作システムを操作するための内視鏡操作プログラムであって、

コンピュータを、

前記センサ部によって検出された動きから角速度および並進速度を算出する算出手段、 50

前記関節部による前記撮像部の撮像角度を加味して前記角速度および前記並進速度を前記保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて前記変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値を求める変換手段、

前記位置目標値に従って前記アクチュエータを駆動させる駆動制御手段、

として機能させることを特徴とする内視鏡操作プログラム。

【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および内視鏡操作プログラムに関する。

10

【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（操作者）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ている。また、操作者の頭部の動きは、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。これにより、例えば、操作者が患者に対し左を向けば、内視鏡の固体撮像素子を 20

20

【0003】

また、非特許文献1に開示されている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。か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操作者の欲する位置に迅速に移動可能とされる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平10-309258号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】医療用内視鏡把持装置「Naviot」、カタログ、日立ハイブリッドネットワーク（株）発行

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

図4に示すように、特許文献1および非特許文献1に記載されたいずれの装置も、内視鏡の撮像方向がこれを保持する保持アームユニット110と平行な方向（撮像角度 = 0°）である場合（所謂直視鏡の場合）は、操作者OPの頭部および上体のうちの少なくとも一方を前後に動かすと、内視鏡124もそれに倣って前後に動くため、内視鏡124によって撮像された像を画面に表示する表示部132にも、撮像対象に近づいた（ズームインした）像の撮像や撮像対象から遠ざかった（ズームアウトした）像の撮像が行われるため、内視鏡124の直感的な操作が可能であり、特に問題はない。

【0007】

しかしながら、図5に示すように、内視鏡124の撮像方向を、内視鏡124を保持す

50

る保持アームユニット110と異ならせた方向（撮像角度 0°）とした場合（所謂斜視鏡の場合）は、直視鏡のような直感的な操作ができないという問題があった。具体的には例えば、保持アームユニット110に設けられた関節部126により内視鏡124が鉛直方向下向きとなっている場合、ズームインした像やズームアウトした像を撮像しようとして前記と同様に操作者OPの頭部および上体のうちの少なくとも一方を前後に動かすと、下方向を撮像している内視鏡124が前後動することになる。従って、表示部132には、下方向を撮像した像が上下動（前後動）するだけであり、ズームインした像やズームアウトした像を得ることができない。

ちなみに、このように内視鏡124が下方向を撮像しているときにズームインした像やズームアウトした像を撮像しようとした場合、操作者OPは頭部および上体のうちの少なくとも一方を前後させるのではなく、頭部および上体のうちの少なくとも一方の傾きを変更させたり、屈伸運動を行ったりして、内視鏡124を上下動させたり、ズームイン/ズームアウトさせたりする必要がある。従って、斜視鏡の場合は前記したように直視鏡のような直感的な操作ができないという問題があった。

【0008】

本発明は前記問題に鑑みてなされたものであり、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能な内視鏡操作システムおよび内視鏡操作プログラムを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

〔1〕本発明に係る内視鏡操作システムは、操作者の頭部および上体のうちの少なくとも一方の動きを検出するセンサ部と、前記センサ部によって検出された動きに応じて1つまたは複数のアクチュエータを駆動させる制御部と、前記アクチュエータとこれに接続された1つ以上の変位機構によって往復動および自転可能に支持された保持アームユニットと、前記保持アームユニットの任意の一部に、前記アクチュエータによって撮像角度を自在に変更できる関節部を介して設けられた撮像部と、前記撮像部によって撮像された像を画面に表示する表示部と、を備え、前記制御部は、前記センサ部によって検出された動きから角速度および並進速度を算出する算出手段と、前記関節部による前記撮像部の撮像角度を加味して前記角速度および前記並進速度を前記保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて前記変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値を求める変換手段と、前記位置目標値に従って前記アクチュエータを駆動させる駆動制御手段と、を有することを特徴としている。

【0010】

本発明に係る内視鏡操作システムは、制御部が、関節部による撮像部の撮像角度を加味して操作者の動き、すなわち、頭部および上体のうちの少なくとも一方の角速度および並進速度を算出し、これらを保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値を求め、この位置目標値に従ってアクチュエータを駆動させるので、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能となる。

【0011】

〔2〕本発明に係る内視鏡操作システムは、前記操作者の頭部の角速度および並進速度を検出するセンサ部の空間座標は、前記操作者の首の中心軸をy軸、前記操作者の左右方向をx軸、前記操作者の前後方向をz軸とする空間座標であり、前記撮像部の空間座標は、前記撮像部の左右方向をx軸、上下方向をy軸、光軸方向をz軸とし、前記操作者の頭部の位置および加速度の変動に対応する前記撮像部の位置変動が、前記保持アームユニットおよび前記関節部の屈曲の状態によらず同一となるように制御を行うのが好ましい。

【0012】

本発明に係る内視鏡操作システムは、操作者の空間座標と撮像部の空間座標とが一致し、操作者の頭部の位置および加速度の変動に対応して撮像部の位置変動が一致するため、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能となる。

【 0 0 1 3 】

〔 3 〕また、本発明に係る内視鏡操作システムは、前記制御を行うにあたって、前記撮像部の撮像角度を行列として表現し、これを前記操作者の頭部の変動から前記保持アームユニットおよび前記関節部の位置変動への座標変換において用いるのが好ましい。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る内視鏡操作システムは、撮像部の撮像角度を行列として表現し、これを操作者の頭部の動作から保持アームユニットの動作への座標変換に用いているので、より確実に操作者の空間座標と撮像部の空間座標とが一致し、操作者の頭部の位置および加速度の変動に対応する撮像部の位置変動が一致ようになる。そのため、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能となる。

10

【 0 0 1 5 】

〔 4 〕本発明に係る内視鏡操作システムは、前記変換手段が、下記式 (1) および (2) に基づいて前記角速度および前記並進速度を前記保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換するのが好ましい。

【 0 0 1 6 】

$$r_{ref} = R_h R_c T \cdot \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \cdot \cdot \cdot (1)$$

$$r_{ref} = R_h R_c T \cdot \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \cdot \cdot \cdot (2)$$

なお、式 (1) および (2) において、

r_{ref} は、前記保持アームユニットの目標角速度ベクトル、

r_{ref} は、前記保持アームユニットの目標並進速度ベクトル、

20

R_h は、前記保持アームユニットの姿勢を表す行列であって、前記変位機構による変位から下記式 (3) の順運動学演算によって得られるものであり、

R_c は、前記撮像部の撮像角度 を表す行列であって、下記式 (4) で表されるものであり、

T は、前記センサ部について設定された座標系から前記保持アームユニットについて設定された座標系への変換行列、

$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ は、下記式 (5) で表される前記保持アームユニットの角速度指令ベクトル $\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ を制限値によって制限したもの、

$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ は、下記式 (6) で表される前記保持アームユニットの並進速度指令ベクトル $\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ を制限値によって制限したものである。

30

【 0 0 1 7 】

$$R_h = E^{iq1} E^{jq2} E^{kq4} \cdot \cdot \cdot (3)$$

$$R_c = E^j \cdot \cdot \cdot (4)$$

$$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} = K_r \cdot \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \cdot \cdot \cdot (5)$$

$$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} = (0, 0, K_z \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix})^t \cdot \cdot \cdot (6)$$

なお、式 (3) ~ (6) において、

E は、回転行列であり、

i 、 j 、 k は、それぞれ x 、 y 、 z 軸回りの回転を表し、

$q1$ 、 $q2$ 、 $q4$ は、それぞれ変位機構による変位、

$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ は、前記撮像部の撮像角度、

40

K_r は、速度ゲインを表す係数行列、

$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ は、前記センサ部によって検出された 3 次元角速度ベクトル、

K_z は、ユーザが設定したゲイン、

$\begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix} \begin{matrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{matrix}$ は、頭部前後方向の速度、

t は、転置行列であることを表す。

【 0 0 1 8 】

本発明に係る内視鏡操作システムは、変換手段が、頭部および上体のうちの少なくとも一方の動きから算出された角速度および並進速度を、関節部による撮像部の撮像角度を加味するため式 (4) で表される行列 R_c を導入して、式 (1) および (2) によって保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換してからアクチ

50

ューエータを駆動させるので、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作を確実に行うことができる。

【 0 0 1 9 】

〔 5 〕本発明に係る内視鏡操作プログラムは、前記〔 1 〕に記載の内視鏡操作システムを操作するための内視鏡操作プログラムであって、コンピュータを、前記センサ部によって検出された動きから角速度および並進速度を算出する算出手段、前記関節部による前記撮像部の撮像角度を加味して前記角速度および前記並進速度を前記保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて前記変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値を求める変換手段、前記位置目標値に従って前記アクチュエータを駆動させる駆動制御手段、として機能させることを

10

【 0 0 2 0 】

本発明に係る内視鏡操作プログラムは、コンピュータを前記した算出手段、変換手段、駆動制御手段として機能させることができるので、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能である。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本発明に係る内視鏡操作システムは、関節部による撮像部の撮像角度を加味して操作者の動きを保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値

20

を求め、その位置目標値に従ってアクチュエータを駆動させるので、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能である。

本発明に係る内視鏡操作プログラムは、コンピュータを、コンピュータを、関節部による撮像部の撮像角度を加味して操作者の動きを保持アームユニットの目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて変位機構の速度目標値に変換し、当該速度目標値から位置目標値を求め、その位置目標値に従ってアクチュエータを駆動させることができる。そのため、内視鏡の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作が可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 図 1 】本発明に係る内視鏡操作システムの一実施形態を操作者とともに示した全体構成図である。

30

【 図 2 】本発明に係る内視鏡操作システムの一実施形態の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】速度制御用演算部の有する算出手段および変換手段での処理の様子を説明するブロック図である。

【 図 4 】従来の内視鏡操作システムの態様の一例を示す概略説明図である。

【 図 5 】従来の内視鏡操作システムの態様の他の一例を示す概略説明図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 3 】

以下、適宜図面を参照して本発明に係る内視鏡操作システムおよび内視鏡操作プログラムを実施するための形態（実施形態）について詳細に説明する。

40

【 0 0 2 4 】

[内視鏡操作システム]

図 1 は、本実施形態に係る内視鏡操作システム 1 の一例の構成を、操作者（手術者）OP とともに示している。

図 1 において、内視鏡操作システム 1 は、センサ部 3 と、センサ部 3 と接続された制御部 40 と、制御部 40 と接続された保持アームユニット 10 と、保持アームユニット 10 によって保持される内視鏡 24 と、内視鏡 24 によって撮像された像を画面に表示する表示部 32 と、を備えている。

なお、内視鏡 24 は、保持アームユニット 10 の任意の一部に、アクチュエータによ

50

て撮像角度を自在に変更できる関節部 2 6 を介して設けられた撮像部 2 5 を備えている。内視鏡 2 4 はこの関節部 2 6 により、内視鏡 2 4 を斜視鏡および直視鏡として機能できるようになっている。

また、制御部 4 0 は、算出手段 4 5 と、変換手段 4 6 と、駆動制御手段 4 7 と、を有している。

表示部 3 2 は、操作者 O P 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 3 0 (以下、HMD 3 0 ともいう) 内に設けられている。

【 0 0 2 5 】

図 1 に示す本実施形態に係る内視鏡操作システム 1 は、日常動作と同様に頭部や上体 (上半身) を前後方向に並進移動させることによって、撮像する像のズームインおよびズームアウトなどの視野の並進操作を直感的に行うようにするものである。多くの場合、頭部を前後移動させる際には上体ごと傾けることから、頭部の並進運動を直接検出するだけではなく、操作者 O P の例えば頭部に取り付けられたジャイロセンサ 3 6 (ジャイロスコープなどとも呼ばれている。) や、胸部に取り付けられた上体ジャイロセンサ 3 7、地磁気センサ 3 4 (図 2 参照) などのセンサ部 3 を取り付けることによって上体の傾斜角速度を検出し、この検出力値を用いて視野の並進操作を実現している。

【 0 0 2 6 】

具体的には、内視鏡操作システム 1 では、操作者 O P の頭部の角速度および並進速度を検出するセンサ部 3 の空間座標は、操作者 O P の首の中心軸を y 軸、操作者 O P の左右方向を x 軸、操作者 O P の前後方向を z 軸とする空間座標としている。そして、撮像部 2 5 の空間座標は、撮像部 2 5 の左右方向を x 軸、上下方向を y 軸、光軸方向を z 軸とし、操作者 O P の頭部の位置および加速度の変動に対応する撮像部 2 5 の位置変動が、保持アームユニット 1 0 および関節部 2 6 の屈曲の状態によらず同一となるように制御を行う。なお、かかる制御を行うため、撮像部 2 5 の撮像角度を行列として表現し、これを操作者 O P の頭部の動作から保持アームユニット 1 0 および関節部 2 6 の動作への座標変換において用いるのが好ましい。このような構成を採用する内視鏡操作システム 1 とすれば、操作者 O P の空間座標と撮像部 2 5 の空間座標とが一致し、操作者 O P の頭部の位置および加速度の変動に対応して撮像部 2 5 の位置変動が一致するため、内視鏡 2 4 の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作を行うことができる。

【 0 0 2 7 】

例えば図 1 に示すように、ジャイロセンサ 3 6、上体ジャイロセンサ 3 7 や地磁気センサ 3 4 などのセンサ部 3 を操作者 O P の頭部や胸部に取り付け、これによって上体の傾斜角速度を検出する。そして、この検出した上体傾斜角速度から頭部の前後方向の並進速度を計算し、ズーム操作などの指令値として用いる。例えば、上体を前方に傾斜させた場合には視野をズームインさせ、上体を後方に傾斜させた場合には視野をズームアウトさせる。

【 0 0 2 8 】

なお、より簡易かつ直感的な内視鏡 2 4 の視野のズーム操作を行うため、人間が頭部を前後左右に自然に並進運動させる際には、首から上の動きだけではなく、上体から傾斜させる回転運動、つまり、腰付近を中心とする回転運動の速度 (上体傾斜角速度) をセンサ部 3 (上体ジャイロセンサ 3 7) によって検出するのが好ましい。この場合、上体傾斜角速度から頭部の前後方向における並進速度を算出することができ、ズーム操作などの指令値として用いることができる。さらに、後述するように、これとジャイロセンサ 3 6、上体ジャイロセンサ 3 7 や地磁気センサ 3 4 などのセンサ部 3 の出力を組み合わせることによって、少なくとも頭部の 5 自由度の運動を検出することができる。

【 0 0 2 9 】

前記したように、内視鏡 2 4 は、保持アームユニット 1 0 の任意の一部に、アクチュエータによって撮像角度を自在に変更できる関節部を介して設けられた撮像部 2 5 を備えている。

また、内視鏡 2 4 は、撮像部 2 5 の光学系の制御を行う操作部 6 2 と (図 2 参照)、操作部 6 2 に接続され光源等を操作部 6 2 に接続する接続部 (不図示) とを含んで構成され

10

20

30

40

50

ている。

【0030】

撮像部25は、対物レンズ等からなる光学部(不図示)と、固体撮像素子(不図示)と、撮像部25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(不図示)を含むズーム機構部(不図示)とを含んで構成される。その撮像部25のズーム機構部は、後述する内視鏡制御ユニット64(図2参照)により制御される。撮像部25の対物レンズに隣接してライトガイド(不図示)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24としては、硬性内視鏡および軟性内視鏡を採用することができる。

【0031】

HMD30は、図1に示されるように、操作者OPの頭部に装着されている。HMD30は、操作者OPの顔の正面に向き合って操作者OPの両眼に対応した位置にそれぞれ左右一对の表示部32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32は、か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。

【0032】

HMD30全体が、操作者OPの頭部の動きに追従することとなる。即ち、HMD30においては、図1において矢印で示されるように、操作者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。

【0033】

また、HMD30は、上述したHMD30の回旋、側屈、屈曲、および、伸展を検出するジャイロセンサ36や地磁気センサ34(図2参照)などのセンサ部3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、後述する制御部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。

【0034】

保持アームユニット10は、操作者OPから離隔した手術台に隣接した架台(不図示)に後述するベ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1に示されるように、内視鏡24を回動可能に支持するベーンモータ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24およびベーンモータ20を患者に対し近接または離間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を主な要素として含んで構成されている。

なお、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18、空気圧シリンダー12などはアクチュエータの一例であり、平行リンク機構14、タイミングベルトプーリおよびタイミングベルト、回転軸部などは、変位機構の一例である。

【0035】

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1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る。一方、空気圧シリンダー12のロッドが縮小状態のとき、図1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25がHMD30における操作者OP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

10

20

30

40

50

おいてとられる図 1 における直交座標系の L x 座標軸に対し平行となるように設定されている。L x 座標軸は、患者の体壁に直交する方向に設定され、座標軸 L z は、L x 座標軸に対し直角となるように設定されている。

【 0 0 3 6 】

空気圧シリンダー 1 8 は、そのロッドが内視鏡 2 4 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 1 8 のロッドが伸長すると、図 1 において内視鏡 2 4 の撮像部 2 5 およびペーンモータ 2 0 が、これらを取り付けているシャーシごと、患者に対して離間する方向に移動する。一方、空気圧シリンダー 1 8 のロッドが縮退すると、図 1 において内視鏡 2 4 の撮像部 2 5 およびペーンモータ 2 0 が、これらを取り付けているシャーシごと、患者に対して近接する方向に移動させる。

10

【 0 0 3 7 】

ペーンモータユニット 1 6 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をもって離間させた位置には、平行リンク機構 1 4 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 の回りにペーンモータユニット 1 6 に回動可能に支持されている。これにより、ペーンモータユニット 1 6 が作動状態とされる場合、撮像部 2 5 およびペーンモータ 2 0 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、撮像部 2 5 が H M D 3 0 における操作者 O P 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。

【 0 0 3 8 】

また、内視鏡 2 4 における操作部近傍は、ペーンモータ 2 0 により回動可能に支持されている。これにより、内視鏡 2 4 の撮像部 2 5 がペーンモータ 2 0 の回転軸線 G 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 2 4 の撮像部 2 5 が H M D 3 0 における操作者 O P の側屈に対応した方向に移動せしめられる。

20

【 0 0 3 9 】

さらに、本実施形態に係る内視鏡操作システム 1 の一例においては、図 1、2 に示すように、保持アームユニット 1 0 の動作制御を行う制御部 4 0 および内視鏡制御システム 6 0 を備えている。

【 0 0 4 0 】

図 2 に示すように、内視鏡制御システム 6 0 は、操作部 6 2 からの指令信号群に基づいて内視鏡 2 4 のズーム機構部（不図示）と、光源の動作制御を行う内視鏡制御ユニット 6 4 と、内視鏡制御ユニット 6 4 を通じて内視鏡 2 4 の固体撮像素子から得られた撮像データ D D に基づいて所定の画像処理を行う画像処理 P C 6 6 と、を含んで構成されている。なお、ズーム機構部は撮像部 2 5 で撮像される像のズームイン、ズームアウトを行うことのできる一般的な手段により具現できる。

30

【 0 0 4 1 】

画像処理 P C 6 6 は、撮像データ D D に基づいて所定の画像処理を行い、画像データ I D を形成し、それを制御部 4 0 および H M D 3 0 に供給する。これにより、画像処理 P C 6 6 からの画像データ I D に基づく画像が、H M D 3 0 の表示部 3 2 に 3 D 形式で表示される。

【 0 0 4 2 】

そして、図 2 に示すように、制御部 4 0 には、H M D 3 0 におけるジャイロセンサ 3 6 からの操作者 O P の頭部の上述した各方向の角速度ベクトルを表す信号群 G S、操作者 O P の頭部の上述した各方向の各地磁気センサ 3 4 からの傾き角度を表す信号群 E M、オンオフ切替用フットスイッチ 5 0 からの保持アームユニット 1 0 の動作停止命令を表す指令信号 C f、および、上体ジャイロセンサ 3 7 からの内視鏡 2 4 のズーム量を所定量、増大させる命令を表す指令信号 C z 1 または内視鏡 2 4 のズーム量を所定量、減少させる命令を表す指令信号 C z 2 が送信される。

40

【 0 0 4 3 】

制御部 4 0 は、ペーンモータユニット 1 6、ペーンモータ 2 0、空気圧シリンダー 1 2 および空気圧シリンダー 1 8 の空気圧制御についてのプログラムデータ、画像処理 P C 6

50

6からの画像データID、速度制御用演算部48の演算結果を表すデータ、地磁気センサ34からの傾き角度を表す信号群EM等を格納する記憶部40Mを備えている。

【0044】

制御部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におけるペーンモータユニット16、ペーンモータ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、制御部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に送信する。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におけるペーンモータユニット16、ペーンモータ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。

10

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、かかる例に限られるものではない。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、制御部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が制御部40により制御されてもよい。

【0045】

制御部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25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。

20

【0046】

図1に示すように、制御部40における速度制御用演算部48は、算出手段45と、変換手段46と、駆動制御手段47と、を有している。

ここで、算出手段45は、センサ部3によって検出された動きから角速度および並進速度を算出する。

変換手段46は、関節部26による撮像部25の撮像角度 θ を加味して角速度および並進速度を保持アームユニット10の目標角速度ベクトル \mathbf{v}_{ref} および目標並進速度ベクトル \mathbf{p}_{ref} に変換し、さらにこれらを用いて変位機構の速度目標値 P_{ref} に変換し、位置目標値 Q_{ref} を求める。なお、速度目標値 P_{ref} は、目標角速度ベクトル \mathbf{v}_{ref} および目標並進速度ベクトル \mathbf{p}_{ref} から保持アームユニット10のヤコビ行列を用いるなどして求めることができ、位置目標値 Q_{ref} は、速度目標値 P_{ref} を積分演算した後、逆運動学演算することにより求めることができる。なお、速度目標値 P_{ref} を求める際の積分演算および逆運動学演算は、ロボット工学における一般的な演算手法で行うことができる。

30

駆動制御手段47は、位置目標値 Q_{ref} に従ってアクチュエータを駆動させ、保持アームユニット10の制御を行う。

これらの各手段による目標角速度ベクトル \mathbf{v}_{ref} および目標並進速度ベクトル \mathbf{p}_{ref} への変換、さらには、これらを用いた速度目標値 P_{ref} への変換と、位置目標値 Q_{ref} の算出等は、次のようにして行われる。

【0047】

つまり、速度制御用演算部48は、これが備える前記各手段により、HMD30における上体ジャイロセンサ37からの内視鏡24の挿入部の体内への挿入量を所定量、増大させる命令を表す指令信号Cz1または内視鏡24の挿入部の挿入量を所定量、減少させる命令を表す指令信号Cz2と、HMD30におけるジャイロセンサ36からの操作者OPの頭部の上述した各方向の角速度ベクトルを表す信号群GSに基づいて内視鏡24の撮像部25の速度目標値 P_{ref} を設定し、さらに位置目標値 Q_{ref} を設定する。制御データ形成部44は、位置目標値 Q_{ref} に基づいて内視鏡24の撮像部25がその位置目標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、ペーンモータ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に送信する。

40

【0048】

50

具体的には、速度制御用演算部 48 は、図 3 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。

先ず、速度制御用演算部 48 の有する算出手段 45 が、ジャイロセンサ 36 からの角速度を表す信号群 G S に基づいて角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{cmd} を式 (7) により算出する。

$$\mathbf{c}_{cmd} = K_r \cdot \mathbf{s} \quad \dots (7)$$

【0049】

ここで、 K_r は、後述する行列で表される速度ゲインを表し、 \mathbf{s} は、ジャイロセンサ 36 から得られた頭部の角速度ベクトルであり、式 (8) で表される。ここで、座標系は、頭部について設定された座標系を用いる。図 1 に示す操作者 OP の首の中心軸を y 軸とし、操作者 OP の左右方向を x 軸とし、操作者 OP の前後方向を z 軸とする。

$$\mathbf{s} = (s_x, s_y, s_z)^t \quad \dots (8)$$

なお、式 (8) において、 s_x 、 s_y 、 s_z はそれぞれ操作者 OP の頭部について設定された座標系の x 軸、y 軸、z 軸における座標を表す。また、 t は転置行列であることを表している。

【0050】

また、角速度に式 (9) で表される定数 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、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。

【0051】

【数 1】

$$K_r = \begin{bmatrix} K_{rx} & 0 & 0 \\ 0 & K_{ry} & 0 \\ 0 & 0 & K_{rz} \end{bmatrix} \quad \dots (9)$$

【0052】

また、算出手段 45 は、式 (7) で算出した角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{cmd} をリミッタにより所定の制限値 l_{lim} により制限し、角速度指令ベクトル \mathbf{c}'_{cmd} に設定する。即ち、式 (7) で算出した角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{cmd} が制限値 l_{lim} を超える場合、角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{cmd} は制限値 l_{lim} により角速度指令ベクトル \mathbf{c}'_{cmd} に設定される。他方、式 (7) で算出した角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{cmd} が制限値 l_{lim} 以下の場合、その角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{cmd} が角速度指令ベクトル \mathbf{c}'_{cmd} として設定される。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 25 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 \mathbf{c}'_{cmd} の値のデータは、記憶部 40 M に格納される。後記する式 (10) では、制限値 l_{lim} により制限された角速度指令ベクトル \mathbf{c}'_{cmd} を用いる。

【0053】

続いて、速度制御用演算部 48 の有する変換手段 46 は、式 (10) に従い、角速度指令ベクトル \mathbf{c}'_{cmd} を変換行列 T で保持アームのローカル座標 (Lx, Ly, Lz) (図 1 参照) に変換するとともに、行列 R_h 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 1 参照) の角速度指令ベクトル \mathbf{c}_{ref} を求める (式 (10))。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 G に沿って、即ち、内視鏡 24 の撮像部 25 の進行方向または後退方向に沿ってとられている。なお、変換行列 T は、センサ部 3 について設定された座標系から保持アームユニット 10 について設定された座標系への変換行列であり、常に一定である。なお、変換行列 T は式 (11) で表される。式 (11) における E は、回転行列を表し、k、j は、それぞれ z 軸回りの回転、y 軸回りの回転を表す。従って、例えば、 $E^{k-1/2}$ は、z 軸回りに -90° 回転させる行列を意味する。

$$\mathbf{c}_{ref} = R_h R_c T \cdot \mathbf{c}'_{cmd} \quad \dots (10)$$

$$T = E^{k-1/2} E^{j-1/2} \quad \dots (11)$$

【0054】

10

20

30

40

50

式(10)における行列 R_h は、保持アームユニット10の姿勢を表す行列であって、変位機構による変位 q から下記式(12)の順運動学演算によって得られる。なお、式(12)における E は、回転行列を表し、 i, j, k は、それぞれ x, y, z 軸回りの回転を表し、 q_1, q_2, q_4 は、それぞれ変位機構による変位を表す(図1参照)。

$$R_h = E^{iq_1} E^{jq_2} E^{kq_4} \dots \quad (12)$$

【0055】

ここで、本実施形態に係る内視鏡操作システム1においては、内視鏡24の撮像角度がどのような角度であっても直感的な操作を可能とすべく、式(10)に行列 R_c を導入している。

【0056】

R_c は、撮像部25の撮像方向を表す行列である。 R_c は、例えば直視鏡の場合は単位行列となり、撮像角度が例えば下向きの場合はその角度を j として式(13)で表される。例えば、 30° 斜視鏡の場合は $j = 6$ などとして表すことができる。ここで、式(13)における j は前記と同義である。

$$R_c = E^j \dots \quad (13)$$

【0057】

本実施形態では、式(10)において行列 R_c を導入したことにより、HMD30における表示部32の画面内の上下左右方向と操作者OPの頭部の上下左右が、撮像部25の撮像角度がどのような角度になっても、常に一致することとなる。即ち、HMD30における頭部に設定された座標系と、撮像部25の撮像方向に設定された座標系とが、常に一致することとなる。従って、撮像部25の撮像角度がどのような角度であっても、HMD30の表示部32に表示される画像が、操作者OPの頭部の動きに追従することとなり、常に直感的な操作が可能となる。

【0058】

なお、上述の例においては、角速度指令ベクトル \dot{c}_{cmd} を変換行列 T で保持アームユニット10のローカル座標 (L_x, L_y, L_z) に変換し、さらに行列 R_h と行列 R_c を乗算して、内視鏡24の先端部における直交座標系 (C_x, C_y, C_z) の角速度指令ベクトル \dot{r}_{ref} を求めていたが、かかる例に限られるものではない。保持アームユニット10のローカル座標 (L_x, L_y, L_z) から、内視鏡24の先端部における直交座標系 (C_x, C_y, C_z) への変換を省略することもできる。例えば、HMD30における表示部32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、保持アームユニット10のローカル座標 (L_x, L_y, L_z) から、内視鏡24の先端部における直交座標系 (C_x, C_y, C_z) への変換を省略することもできる。

【0059】

続いて、変換手段46は、式(14)に従い、角速度指令ベクトル \dot{r}_{ref} を内視鏡24の先端(撮像部25)の目標並進速度ベクトル \dot{x}_y に変換する。即ち、角速度指令ベクトル \dot{r}_{ref} は、保持アームユニット10の回転中心GPから内視鏡24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 (C_x, C_y, C_z) における内視鏡24の先端の目標速度に関する上下、左右方向の成分を有する角速度指令ベクトル \dot{x}_y に変換される。

$$\dot{x}_y = \dot{r}_{ref} \times l_3 \dots \quad (14)$$

【0060】

さらに続けて変換手段46は、内視鏡24の撮像部25における体内への挿入量に応じて撮像部25の速度を変更可能とするように調節するために目標並進速度ベクトル \dot{x}_y に対し演算を式(15)により行う。これにより、内視鏡24の撮像部25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24の撮像部25の目標並進速度ベクトル \dot{x}_y が大となる。一方、内視鏡24の撮像部25における挿入量が減少するとき、即ち、内視鏡24の撮像部25が体内から引き抜かれるとき、内視鏡24の撮像部25の目標並進速度ベクトル \dot{x}_y が小となる。

$$\dot{x}_y = (1 + r_{xy} q_3) \dot{x}_y \dots \quad (15)$$

10

20

30

40

50

【0061】

内視鏡24の先端の挿入量を表す q_3 (図1参照)に依存した係数 r_{xy} を式(15)のようにそれぞれの 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。

【0062】

ここで、 r_{xy} は定数であり、 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24を挿入する方向を正、引き抜く方向を負とする。図1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。

10

【0063】

他方、速度制御用演算部48の有する算出手段45は、式(16)に従い、上体ジャイロセンサ37から得られる頭部の前後方向の速度 z に基づいて内視鏡24の撮像部25における Cz 座標軸(図1参照)に沿った並進速度(並進速度ベクトル cmd)を算出する。

なお、式(16)において、 K_z は、操作者OPなどのユーザが設定したゲインを表し、 t は前記と同義である。

$$cmd = (0, 0, K_z \cdot z)^t \quad \dots (16)$$

【0064】

さらに、算出手段45では、式(16)で算出した目標速度指令ベクトル cmd をリミッタにより所定の制限値 lim により制限し、目標速度指令ベクトル $'cmd$ に設定する。即ち、式(16)で算出した目標速度指令ベクトル cmd が制限値 lim を超える場合、目標速度指令ベクトル cmd は制限値 lim により目標速度指令ベクトル $'cmd$ に設定される。他方、式(16)で算出した目標速度指令ベクトル cmd が制限値 lim 以下の場合、その目標速度指令ベクトル cmd が目標速度指令ベクトル $'cmd$ として設定される。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24が内臓にぶつかってこれを傷めないよう安全性を高めることができる。後記する式(17)では、制限値 lim により制限された目標速度指令ベクトル $'cmd$ を用いる。

20

30

【0065】

続いて、変換手段46は、得られた目標速度指令ベクトル $'cmd$ を式(17)に従い、内視鏡24の撮像部25の目標並進速度ベクトル ref に変換する。これにより、頭の前後の動きと内視鏡24の前後の動きを一致させることができる。但し、行列 R_h 、行列 R_c および変換行列 T は、前記したものと同義である。

$$ref = R_h R_c T \cdot 'cmd \quad \dots (17)$$

【0066】

式(17)も行列 R_c を導入している。そのため、HMD30における表示部32の画面内の上下左右方向と操作者OPの頭部の上下左右が、撮像部25の撮像角度がどのような角度になっても、常に一致することとなる。即ち、HMD30における頭部に設定された座標系と、撮像部25の撮像方向に設定された座標系とが、常に一致することとなる。従って、撮像部25の撮像角度がどのような角度であっても、HMD30の表示部32に表示される画像が、操作者OPの頭部の動きに追従することとなり、常に直感的な操作が可能となる。

40

【0067】

そして、さらに変換手段46は、内視鏡24の撮像部25における体内への挿入量に応じて撮像部25の速度を変更可能とするように調節するために、式(17)で求めた目標並進速度ベクトル ref を用いて、式(18)により、目標並進速度ベクトル $'z$ を算出する。なお、式(18)において、 r_z は、定数であっても、関数であってもよい。また、 q_3 は、前記したものと同義である。

50

$$\dot{z} = (1 - r_z q_3) \dot{r}_{ref} \dots (18)$$

【0068】

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1参照)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(保持アームユニット10の内視鏡24を挿入するときの 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24と臓器の予期せぬ接触を避けることができる。

【0069】

次いで、変換手段46は、式(15)で求められた目標並進速度ベクトル \dot{x}_y と、式(18)で求められた目標並進速度ベクトル \dot{z} とを用い、式(19)に従って上下左右方向と前後方向の速度成分を加算し、最終的な内視鏡の先端(撮像部)の速度目標値 P_{ref} を求める。

$$P_{ref} = \dot{x}_y + \dot{z} \dots (19)$$

【0070】

変換手段46は、さらにこれに続けて、前記したようにこの速度目標値 P_{ref} を一般的な手法により積分演算し、逆運動学演算することで位置目標値 Q_{ref} を求める。

【0071】

そして、駆動制御手段47は、このようにして求めた位置目標値 Q_{ref} に従って前記アクチュエータを駆動させる。

【0072】

なお、前記した例においては、操作者OPの頭部の回転速度のうち、ロール成分(首を傾げる動作)は、前記した角速度指令ベクトル \dot{c}_{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、かかる例に限られるものではない。また、この動作は無効にしてもよい。

【0073】

また、前記した説明では、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。

【0074】

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としては、次のようなものがある。内視鏡24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24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24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24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。

【0075】

以上に説明した本発明に係る内視鏡操作システム1は、関節部26による撮像部25の撮像角度 θ を加味して操作者OPの動きを保持アームユニット10の目標角速度ベクトル \dot{r}_{ref} および目標並進速度ベクトル \dot{r}_{ref} に変換し、さらにこれらを用いて変位機構の速度目標値 P_{ref} に変換した後、この速度目標値 P_{ref} から位置目標値 Q_{ref} を求め、その位置目標値 Q_{ref} に従ってアクチュエータを駆動させる。このとき前記したように、操作者OPの空間座標と撮像部25の空間座標とが一致し、操作者OPの頭部の位置および加速度の変動に対応して撮像部25の位置変動が一致するため、内視鏡24の撮像部25の撮像角度 θ がどのような角度であっても直感的な操作が可能である。

【0076】

[内視鏡操作プログラム]

本実施形態に係る内視鏡操作プログラムは、前記した本実施形態に係る内視鏡操作シス

10

20

30

40

50

テム 1 を操作するためのプログラムである。かかるプログラムは、内視鏡操作システム 1 を操作するため、コンピュータを算出手段、変換手段、駆動制御手段として機能させる。

このプログラムにおける算出手段、変換手段および駆動制御手段は、内視鏡操作システム 1 で説明した算出手段 4 5、変換手段 4 6 および駆動制御手段 4 7 に対応するものである。従って、ここでの詳細な説明は省略する。

【 0 0 7 7 】

本発明に係る内視鏡操作プログラムは、C D - R O M、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体（不図示）に記録し、記録媒体駆動装置（不図示）によって、当該記録媒体から内視鏡操作プログラムを読み出して図示しない記憶手段にインストールして実行するようにしてもよい。

10

【 0 0 7 8 】

また、内視鏡操作システム 1 として機能するコンピュータ（クライアント）が通信ネットワークなどの通信手段を備えている場合、本発明に係る内視鏡操作プログラムが通信ネットワークを介して接続された他のコンピュータ（サーバ）に記憶され、当該コンピュータから通信ネットワークを介して内視鏡操作プログラムをダウンロードして実行させたり、サーバに記憶された本発明に係る内視鏡操作プログラムを実行させたりして、関節部 2 6 によって変更された撮像部 2 5 の撮像角度を加味して角速度および並進速度を保持アームユニット 1 0 の目標角速度ベクトルおよび目標並進速度ベクトルに変換し、さらにこれらを用いて変位機構の速度目標値に変換し、この速度目標値から位置目標値を求めてアクチュエータを駆動させるようにしてもよい。なお、この場合、数値解析した結果をサーバ

20

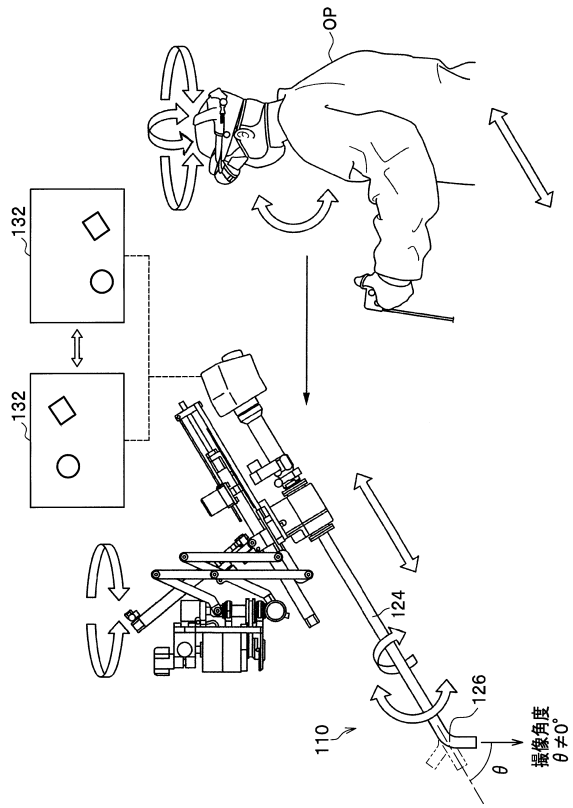
【符号の説明】

【 0 0 7 9 】

- 1 内視鏡操作システム
- 3 センサ部
- 1 0 保持アームユニット
- 2 5 撮像部
- 2 6 関節部
- 4 0 制御部
- 4 5 算出手段
- 4 6 変換手段
- 4 7 駆動制御手段

30

【図5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平8 - 117238 (JP, A)
特開平8 - 196541 (JP, A)
特開平9 - 66056 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜操作系统和内窥镜操作程序		
公开(公告)号	JP5737796B2	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	JP2015504448	申请日	2013-03-29
[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		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京工业大学		
[标]发明人	川嶋健嗣 只野耕太郎		
发明人	川嶋 健嗣 只野 耕太郎		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00045 A61B1/00055 A61B1/00149 A61B1/0016 A61B1/0051 A61B1/04 A61B34/30 A61B2017/00207 A61B2034/301		
FI分类号	A61B1/00.300.B		
其他公开文献	JPWO2014155725A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种内窥镜操作系统，包括：传感器部分，用于检测操作者的头部和上身中的至少一个的运动；控制部分，用于驱动一个或多个致动器，对应于传感器部分检测到的运动；保持臂单元，其被支撑为可由致动器和连接到致动器的一个或多个移位机构往复运动和旋转；图像捕获部分通过能够通过致动器自由地改变图像捕获角度的接合部分设置在保持臂单元的任意部分；显示部分，用于在屏幕上显示由图像捕获部分捕获的图像。

【图 1】

