

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4744595号
(P4744595)

(45) 発行日 平成23年8月10日 (2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日 (2011.5.20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 O

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 O E

A 6 1 B 17/34 (2006.01)

A 6 1 B 17/34

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-501584 (P2008-501584)
 (86) (22) 出願日 平成18年2月27日 (2006.2.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/303643
 (87) 国際公開番号 W02007/097034
 (87) 国際公開日 平成19年8月30日 (2007.8.30)
 審査請求日 平成20年12月15日 (2008.12.15)

(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43番2号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫
 (74) 代理人 100129403
 弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡外科手術器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の体壁を貫通して体腔内に手術器具を誘導する中空のガイド部材に撮像装置を設けた内視鏡外科手術器具において、前記ガイド部材が体壁を通る部分を支点として体壁に対して傾いた場合に、前記ガイド部材の傾き変化量を検出する検出装置と、傾き変化量から前記ガイド部材の傾斜に伴って移動する前記撮像装置の移動量を演算して前記ガイド部材を傾ける前後で前記撮像装置からの観察像が維持されるように補正する補正装置とを有することを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡外科手術器具において、

前記ガイド部材を傾斜させる前後で前記撮像装置の位置と光軸方向が略一致するように前記撮像装置の移動量を演算する演算部と、前記演算部の演算結果に応じて前記撮像装置を移動させる駆動装置とを有することを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の内視鏡外科手術器具において、

前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に回動自在に取り付けられ、他端部が前記撮像装置に回動自在に取り付けられて、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有することを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の内視鏡外科手術器具において、

10

20

前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に回動自在に取り付けられ、他端部が前記撮像装置に固定され、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有し、

前記補正装置は、前記撮像装置で撮像される画像の表示範囲を前記撮像装置の位置が変化する前後で略一致するように変化させる画像処理部を有することを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の内視鏡外科手術器具において、

前記ガイド部材を傾斜させる前後で前記撮像装置の光軸方向が略一致するように前記撮像装置の移動量を演算する演算部と、前記演算部の演算結果に応じて前記撮像装置を移動させ、かつ前記撮像装置の視野角を変化させる駆動装置とを有することを特徴とする内視鏡外科手術器具。

10

【請求項 6】

請求項 5 に記載の内視鏡外科手術器具において、

前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に固定され、他端部が前記撮像装置に回動自在に取り付けられて、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有し、前記補正装置は、前記ガイド部材の傾斜に伴って撮像装置が移動する前後で前記撮像装置の光軸が略一致するように前記連結部材を駆動させ、かつ前記撮像装置の視野角を変更させることで前記撮像装置の移動の前後で観察像が維持されるように構成したことを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【請求項 7】

20

請求項 5 に記載の内視鏡外科手術器具において、

前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に固定され、他端部に前記撮像装置が固定され、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有し、前記補正装置は、前記ガイド部材の傾斜に伴って撮像装置が移動する前後で前記撮像装置の光軸が略一致するように前記連結部材を駆動させ、かつ前記撮像装置の視野角と、前記撮像装置で取得した画像の表示範囲を変更することで前記撮像装置の移動の前後で観察像が維持されるように構成したことを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【請求項 8】

請求項 2 から請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡外科手術器具において、

検出装置は、加速度センサであることを特徴とする内視鏡外科手術器具。

30

【請求項 9】

請求項 2 から請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡外科手術器具において、

検出装置は、前記撮像装置の視野内の任意の点の移動量により算出するように構成したことを特徴とする内視鏡外科手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の体腔内で治療を行う際に使用する内視鏡外科手術器具に関する。

【背景技術】

【0002】

40

従来、内視鏡下で外科手術を行う際には、体腔内を観察する硬性の内視鏡を挿入する専用のポートを体壁に設けていた。内視鏡下の外科手術においては、一つの決められたポートから硬性内視鏡を挿入するので、体腔内での視野変更はポートを支点にして硬性の内視鏡を傾けることで行われており、観察可能な視野が限られていた。ここで、多方向から観察するためには、視点の数だけ内視鏡を体腔に挿入する必要があるので、患者への侵襲が拡大する。また、術中の内視鏡操作はスコピストによって行われており、術者の意思がスコピストに伝わり難いという問題があった。また、術中に内視鏡によって提供される観察像は術者本位の画像であるので、助手はオリエンテーションが取り難かった。

【0003】

このような課題を解決する従来技術としては、処置具を挿通可能なガイドシャフトに

50

撮像装置を固定し、撮像装置をガイドシャフトからオフセットさせた器具がある（例えば、特許文献１参照）。トラカールを介してガイドシャフトを体腔内に挿入すると、内視鏡専用のポートが不要になる。撮像装置をガイドシャフトからオフセットさせているので、ガイドシャフトの軸線方向とは異なった角度から観察が可能になる。さらに、ガイドシャフトを傾けることで撮像装置の観察視野を変更できる。また、この種の器具は、手術で使用する全ての処置ポートで使用可能であるので、処置ポート以外の侵襲を増やすことなく複数の視点が得られる。また、助手専用の視野が得られるので、ハンドアイコーディネーションが得られる。

【特許文献１】米国特許第 6 6 4 8 8 1 6 号明細書

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

このように、従来の器具では、撮像装置の視野は常に処置具の先端に向けられているが、実際の手術では、縫合などのように狭い範囲で細かい作業を行う場合には、作業中に処置をするため、ガイドシャフトに挿通させた鉗子を傾斜させるとガイドシャフトに固定された撮像装置も同様に傾斜する。撮像装置が傾斜すると観察像が動いてしまうので、作業し難くなることがあった。また、処置具の先端部を処置部分に残したままで、観察視野外に存在する別の対象部位、例えば視野外の臓器の牽引状態などを確認できなかった。また、特許文献１に開示されている器具は、処置具の挿入方向の軸線と撮像装置の撮像視野の方向を示す軸線とのなす角度が予め決められており、作業中に変更できない。このため、作業状況によっては、作業部位が死角になることがあり、最適な視野を提供し続けることは困難であった。

20

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、治療の間に最適な視野が得られるようにすることを主な目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

請求項１に係る発明は、生体の体壁を貫通して体腔内に手術器具を誘導する中空のガイド部材に撮像装置を設けた内視鏡外科手術器具において、前記ガイド部材が体壁を通る部分を支点として体壁に対して傾いた場合に、前記ガイド部材の傾き変化量を検出する検出装置と、傾き変化量から前記ガイド部材の傾斜に伴って移動する前記撮像装置の移動量を演算して前記ガイド部材を傾ける前後で前記撮像装置からの観察像が維持されるように補正する補正装置とを有することを特徴とする内視鏡外科手術器具とした。

30

この内視鏡外科手術器具は、ガイド部材に対して撮像装置が相対的に移動自在に構成されており、補正装置の制御によってガイド部材を傾斜させた後でも、傾斜前の観察像が得られるようにする。

【 0 0 0 7 】

請求項２に係る発明は、請求項１に記載の内視鏡外科手術器具において、前記ガイド部材を傾斜させる前後で前記撮像装置の位置と光軸方向が略一致するように前記撮像装置の移動量を演算する演算部と、前記演算部の演算結果に応じて前記撮像装置を移動させる駆動装置とを有することを特徴とする。

40

この内視鏡外科手術器具は、例えば、演算部で撮像装置の位置や旋回量を移動量として演算し、駆動装置で撮像装置を移動させる。

【 0 0 0 8 】

請求項３に係る発明は、請求項２に記載の内視鏡外科手術器具において、前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に回転自在に取り付けられ、他端部が前記撮像装置に回転自在に取り付けられて、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有することを特徴とする。

この内視鏡外科手術器具は、ガイド部材に対して連結部材を回転させると共に、連結部材の長さを変化させて撮像装置の位置を調整する。さらに、撮像装置を連結部材に対して

50

回動させることで、撮像装置の視野方向を調整する。

【 0 0 0 9 】

請求項 4 に係る発明は、請求項 2 に記載の内視鏡外科手術器具において、前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に回動自在に取り付けられ、他端部が前記撮像装置に固定され、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有し、前記補正装置は、前記撮像装置で撮像される画像の表示範囲を前記撮像装置の位置が変化する前後で略一致するように変化させる画像処理部を有することを特徴とする。

この内視鏡外科手術器具は、ガイド部材に対して連結部材を回動させると共に、連結部材の長さを変化させて撮像装置の位置を調整する。さらに、撮像装置から取り込んだ画像を画像処理して表示範囲を変更し、表示装置に表示する観察像をガイド部材の傾斜の前後で維持させる。

10

【 0 0 1 0 】

請求項 5 に係る発明は、請求項 1 に記載の内視鏡外科手術器具において、前記ガイド部材を傾斜させる前後で前記撮像装置の光軸方向が略一致するように前記撮像装置の移動量を演算する演算部と、前記演算部の演算結果に応じて前記撮像装置を移動させ、かつ前記撮像装置の視野角を変化させる駆動装置とを有することを特徴とする。

この内視鏡外科手術器具は、演算部で撮像装置の位置を演算して、駆動装置で撮像装置を移動させる。さらに、駆動装置を駆動させて、撮像装置の視野を変化させ、ガイド部材の傾斜の前後で維持させる。

【 0 0 1 1 】

20

請求項 6 に係る発明は、請求項 5 に記載の内視鏡外科手術器具において、前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に固定され、他端部が前記撮像装置に回動自在に取り付けられて、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有し、前記補正装置は、前記ガイド部材の傾斜に伴って撮像装置が移動する前後で前記撮像装置の光軸が略一致するように前記連結部材を駆動させ、かつ前記撮像装置の視野角を変更させることで前記撮像装置の移動の前後で観察像が維持されるように構成したことを特徴とする。

この内視鏡外科手術器具は、連結部材の長さを変化させて撮像装置の位置を調整する。さらに、撮像装置を連結部材に対して回動させると共に視野角を変更して撮像装置の視野方向を調整する。

【 0 0 1 2 】

30

請求項 7 に係る発明は、請求項 5 に記載の内視鏡外科手術器具において、前記駆動装置は、一端部が前記ガイド部材に固定され、他端部に前記撮像装置が固定され、一端部から他端部に至るまでの長さを伸縮可能な連結部材を有し、前記補正装置は、前記ガイド部材の傾斜に伴って撮像装置が移動する前後で前記撮像装置の光軸が略一致するように前記連結部材を駆動させ、かつ前記撮像装置の視野角と、前記撮像装置で取得した画像の表示範囲を変更することで前記撮像装置の移動の前後で観察像が維持されるように構成したことを特徴とする。

この内視鏡外科手術器具は、連結部材の長さを変化させて撮像装置の位置を調整する。撮像装置の視野角を変更して撮像装置の視野方向を調整する。さらに、撮像装置から取り込んだ画像を画像処理して表示範囲を変更し、表示装置に表示する観察像をガイド部材の傾斜の前後で維持させる。

40

【 0 0 1 3 】

請求項 8 に係る発明は、請求項 2 から請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡外科手術器具において、検出装置は、加速度センサであることを特徴とする。

この内視鏡外科手術器具は、加速度センサの出力が傾き変化量によって異なることに着目したもので、加速度センサの出力の変化量に応じて撮像装置の位置を制御する。

【 0 0 1 4 】

請求項 9 に係る発明は、請求項 2 から請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡外科手術器具において、検出装置は、前記撮像装置の視野内の任意の点の移動量により算出するように構成したことを特徴とする。

50

この内視鏡外科手術器具は、ガイド部材を傾斜させると、撮像装置で撮像してる画像中の所定箇所が移動するので、その移動量を演算することでガイド部材の傾き変化量を算出する。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、撮像装置で取得して術者に提供される観察像が補正装置の処理によってガイド部材を傾斜させる前後で維持されるので、作業中の観察像のブレを防止できる。さらに、作業部位が死角になり難くなる。これらのことから、体腔内での作業が容易になる。

【図面の簡単な説明】

10

【0016】

【図1】第一の実施形態に係る内視鏡外科手術器具の概略構成を示す図である。

【図2】ガイド部材を傾斜させる前後で撮像装置の位置を略一致させるときの撮像装置の移動量を演算する過程を説明するための図である。

【図3】図2を局所的な座標系で表示した図である。

【図4】撮像装置の視野内の点がガイド部材の傾斜によって移動する様子を説明する図である。

【図5】ガイド部材を傾斜させたときに、撮像装置の光軸方向が略一致するように撮像装置を旋回させる旋回量を演算する過程を説明するための図である。

【図6】第二の実施形態に係る内視鏡外科手術器具の概略構成を示す図である。

20

【図7】ガイド部材を傾斜させた後で、観察像が略一致させた状態を示す図である。

【図8】第三の実施形態に係る内視鏡外科手術器具の概略構成を示す図である。

【図9】ガイド部材を傾斜させる前後で撮像装置の移動量を演算する過程を説明するための図である。

【図10】ガイド部材を傾斜させたときに、撮像装置の光軸方向が略一致するように撮像装置の視野角及びピントを調整する過程を説明するための図である。

【図11】硬性鏡を併用した場合の観察像の表示例である。

【図12】検出装置として加速度センサを用いた構成を示す図である。

【符号の説明】

【0017】

30

- 1 内視鏡外科手術器具
- 3 プロセッサ（補正装置、検出装置）
- 3 a 信号処理装置（演算部）
- 3 e 画像処理部
- 4 表示装置
- 10 中空シャフト（ガイド部材）
- 11 連結部材（駆動装置）
- 14, 14 a, 14 b 撮像装置
- 40 光学ズーム機構（駆動装置）
- 50 加速度センサ（検出装置）

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。なお、各実施の形態で同一の構成要素には同じ符号を付してある。また、重複する説明は省略する。

【0019】

（第一の実施形態）

図1は、本発明の全体図を示す。内視鏡外科手術器具1は、内視鏡外科手術用トラカール2と、補正装置であるプロセッサ3と、表示装置4と、手術器具である処置具5とを含んで構成される。なお、プロセッサ3は、後述するように内視鏡外科手術用トラカール2の傾斜角度を検出する検出装置としても機能する。

50

【 0 0 2 0 】

内視鏡外科手術用トラカール 2 は、体壁 W 1 を貫通する中空シャフト 1 0 を有するガイド部材である。中空シャフト 1 0 の基端部 1 0 a は、拡径されている。この基端部 1 0 a は、体外で使用される部分であり、術者からみて近位端となる。体内に挿入される中空シャフト 1 0 の先端部（遠位端）1 0 b には、連結部材 1 1 が連結ピン 1 2 で取り付けられている。連結部材 1 1 は、不図示のモータによって連結ピン 1 2 回りに回転自在である。連結部材 1 1 は、連結ピン 1 2 側の本体部 1 1 a と、本体部 1 1 a に摺動自在に挿入されたスライダ 1 1 b とを有する入れ子式構造になっている。連結部材 1 1 は、本体部 1 1 a に対するスライダ 1 1 b の突出量を制御することで、連結部材 1 1 の長さ（伸縮量）を変化できる駆動装置である。連結部材 1 1 の伸縮量の制御には、例えば、不図示のモータを使用できる。本体部 1 1 a から突出するスライダ 1 1 b の先端部には、連結ピン 1 3 によって観察デバイスである撮像装置 1 4 が回転自在に取り付けられている。

10

【 0 0 2 1 】

撮像装置 1 4 は、例えば、C C D (Charge Coupled Devices) や、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの画像撮影素子を有し、出力信号が有線又は無線によってプロセッサ 3 に入力される。撮像装置 1 4 には、さらに照明装置として発光ダイオード又はライドガイドケーブルを設けても良い。撮像装置 1 4 は、モータ（図示せず）により連結ピン 1 3 回りに回転自在である。なお、連結ピン 1 2 回りに連結部材 1 1 を回転させる構成に代えて、中空シャフト 1 0 に対して連結部材 1 1 が湾曲する構成でも良い。

20

【 0 0 2 2 】

プロセッサ 3 は、撮像装置 1 4 からの信号を処理する演算部である信号処理装置 3 a と、連結部材 1 1 の突出量、連結ピン 1 2 を軸とした連結部材 1 1 の回転量、及び連結ピン 1 3 を軸にした撮像装置 1 4 の回転量を演算する制御回路 3 b と、連結部材 1 1 を回転させるモータなどを実際に駆動させる駆動装置である駆動回路 3 c とを有する。信号処理装置 3 a は、中空シャフト 1 0 が体壁 W 1 を通る部分の略中心を支点 O として傾いた場合に、中空シャフト 1 0 の傾き量を観察視野内の任意の点 B の移動量から算出する傾き検出部 3 d を有している。制御回路 3 b は、傾き検出部 3 d で算出された傾き量を用いて、中空シャフト 1 0 を傾ける前後で撮像装置 1 4 が略同一位置になる連結部材 1 1 の回転量と伸縮量を演算する。さらに、制御回路 3 b は、任意の点を略同一方向から撮像する撮像装置 1 4 の回転量を演算した後、駆動回路 3 c に信号を送る。駆動回路 3 c は、連結部材 1 1 を回転及び伸縮させると共に、撮像装置 1 4 を回転させる。

30

【 0 0 2 3 】

処置具 5 は、術者が操作する操作部 2 1 から、硬質の挿入部 2 2 が延びており、内視鏡外科手術用トラカール 2 に交換自在に挿入される。挿入部 2 2 の先端部には、処置部 2 3 が設けられている。この実施形態における処置具 5 は、処置部 2 3 が一对の把持部材 2 4 を開閉自在に備える把持鉗子である。処置具 5 は、把持鉗子に限定されず、他の処置具でも良い。操作部 2 1 は、一对の把持部材 2 4 を開閉させるハンドル 2 5 , 2 6 を有する。さらに、連結部材 1 1 を回転伸縮させるモータと、撮像装置 1 4 を回転させるモータと、撮像装置 1 4 の視野角変更とを操作する操作デバイス 2 7 が設けられており、撮像装置 1 4 の視野を自在に操作できる。操作デバイス 2 7 としては、ボタンや、スイッチなどがあげられる。

40

【 0 0 2 4 】

この実施形態の作用について説明する。

術者は、内視鏡外科手術用トラカール 2 を体腔 W 2 内に挿入するときに、操作デバイス 2 7 を操作して、中空シャフト 1 0 と連結部材 1 1 と撮像装置 1 4 とを同軸上に配置する。このとき、制御回路 3 b は、操作デバイス 2 7 からの信号を受けて、中空シャフト 1 0 、連結部材 1 1 、及び撮像装置 1 4 が同軸上に並び回転角度を演算し、駆動回路 3 c でモータを駆動させる。内視鏡外科手術用トラカール 2 が略一直線状になることで、処置ポートの径を従来よりも大幅に太くすることなく、体内に挿入することが可能になる。

50

【 0 0 2 5 】

体腔W 2内の画像は、内視鏡外科手術用トラカール2の撮像装置14が取得する。このため、硬性鏡挿入用のポートが不要になる。複数の処置具を使用するときには、複数の処置ポートが使用されるので、これら処置ポートのそれぞれに内視鏡外科手術用トラカール2を挿入すると、多視点からの観察が可能になる。さらに、内視鏡外科手術用トラカール2を助手用ポートに挿入すると、助手専用の視点を得ら、助手のハンドアイコーディネーションが取り易くなる。なお、1つの内視鏡外科手術用トラカール2に複数の撮像装置14を設けると、より広範囲な観察と多視点からの観察とが可能となる。

【 0 0 2 6 】

中空シャフト10が体壁W1を支点Oとして傾いた場合は、傾き検出部3dは、観察視野中の任意の点Bの移動量から中空シャフト10の傾き量を算出する。以下に、傾き量の算出手順を説明する。図2及び図3は、傾き量の算出手法を模式的に示した説明図である。図2において、中空シャフト10を傾ける前の撮像装置14の位置をA1とし、このときの光軸上のピント位置をCとする。中空シャフト10を角度 α (= $\angle A1OA2$)だけ傾け、連結部材11の旋回伸縮や撮像装置14の旋回は実施しないと、撮像装置14の位置は、支点Oを中心とする円弧上を移動する。このときの撮像装置14の位置をA2とし、光軸上のピント位置をDとする。図3には、ベクトルOA1をX軸にとり、Oを原点としX軸に垂直する軸をY軸にした局所座標系が採用されている。

10

【 0 0 2 7 】

支点Oと撮像装置14の位置A1を結ぶ線分と、位置A1と撮像装置14の光軸上のピント位置Cを結ぶ線分とがなす角度 β は既知量であり、撮像装置14を傾ける前後で変化しない。つまり、 $\beta = \angle O A 1 C = \angle O A 2 D$ になる。

20

ここで、観察視野(撮像範囲)内の任意の点Bにおいて、撮像装置14を傾ける前の光軸からの視野角を $\theta 1$ (= $\angle B A 1 C$)とする。任意の点Bにおいて撮像装置14を傾けた後(図3における点B')の光軸からの視野角を $\theta 2$ (= $\angle B' A 2 D$)とする。

【 0 0 2 8 】

任意の点Bの座標を($X B$, $Y B$)とすると、点BのY座標である $Y B$ は、以下の2通りの式のそれぞれから算出できる。

【 0 0 2 9 】

【数1】

30

$$Y B = X B \times \tan (S + \alpha) + L \times \sin \alpha - L \times \tan (S + \alpha) \times \cos \alpha$$

【 0 0 3 0 】

【数2】

$$Y B = X B \times \tan T - L \times T$$

40

ただし、 $T = \pi - \beta - \theta 1$ 、 $S = \pi - \beta - \theta 2$ 。

【 0 0 3 1 】

ここで、点Bの座標($X B$, $Y B$)は、撮像装置14のピント位置Cを検出すれば、ピント位置Cの座標とピント位置Cからの距離及び方向によって画像処理等によって算出できるので、既知の値として取り扱える。さらに、任意の点Bの撮像装置14を傾ける前の光軸からの視野角 $\theta 1$ も既知となる。したがって、視野角 $\theta 2$ が与えられれば、これら2式から中空シャフト10の傾き変化量 α が得られる。

【 0 0 3 2 】

つまり、中空シャフト10を傾けると、図4に矢印で示すように、表示装置4の表示画面4a上で点Bに相当する像が移動するので、画面表示された任意の点Bの移動量及び移

50

動方向により、光軸からの視野角の増加量を検出し、制御回路 3 b が $\theta 2$ を算出する。そして上記関係式を用いて α について解き、傾き量を求める。よって、傾き変化量 α は、任意の点 B の移動量及び移動方向から求めることができる。

【 0 0 3 3 】

傾き検出部 3 d が傾き変化量 α を算出したら、制御回路 3 b は、傾き変化量 α に基づいて撮像装置 1 4 の位置が中空シャフト 1 0 を傾ける前後で略同一になるように連結部材 1 1 の旋回量と伸縮量とを演算する。さらに、制御回路 3 b は、点 B を略同一方向から撮像するような撮像装置 1 4 の旋回量を演算し、演算結果を駆動回路 3 c に送る。駆動回路 3 c は、演算結果に応じて連結部材 1 1 を旋回伸縮させ、撮像装置 1 4 を旋回させる。

【 0 0 3 4 】

図 5 には、連結部材 1 1 の旋回量及び伸縮量と、撮像装置 1 4 の旋回量の算出手法が模式的に示されている。図 5 は、図 3 と同一の局所座標系を採用している。中空シャフト 1 0 を傾ける前の連結部材 1 1 の連結ピン 1 2 (旋回部) の位置を C 1 、傾けた後の位置を C 2 とする。なお、支点 O から位置 C 1 までの距離は既知量で N である。支点 O と位置 C 1 (又は位置 C 2) とを結ぶ線分と、位置 C 1 (又は位置 C 2) と撮像装置 1 4 の位置 A 1 (又は位置 A 2) とを結ぶ線分のなす角 $\beta 1$ は、 $\beta 1 = \angle O C 1 A 1 = \angle O C 2 A 2$ で既知量である。連結部材 1 1 に対する視野方向 φ ($\varphi = \angle C 1 A 1 C = \angle C 2 A 2 D$) は、体腔 W 2 に挿入した後で、中空シャフト 1 0 を傾斜させる前にプロセッサ 3 で制御された値であって既知量である。同様に、支点 O と撮像装置 1 4 を傾ける前の位置 A 1 とを結ぶ線分と、中空シャフト 1 0 の軸線とのなす角 γ ($\gamma = \angle A 1 O C 1$) は、中空シャフト 1 0 を傾斜させる前の既知量である。さらに、内視鏡外科手術用トラカール 2 を傾ける前の連結部材 1 1 の長さ M 1 (線分 C 1 A 1 の長さ) は、中空シャフト 1 0 を傾斜させる前の既知量である。

【 0 0 3 5 】

中空シャフト 1 0 を傾ける前後で視野が一致するように連結部材 1 1 を移動させると、連結部材 1 1 の長さや旋回角度が変化する。このときの連結部材 1 1 の長さを M 2 とする。同様に、中空シャフト 1 0 と連結部材 1 1 とのなす角 (旋回角度) を $\beta 2$ とする。この場合に、M 2、 $\beta 2$ は、以下のように表せる。

【 0 0 3 6 】

【数 3】

$$M 2 = \sqrt{(N \times \cos(\alpha + \gamma) - L)^2 + (N \times \sin(\alpha + \gamma))^2}$$

【 0 0 3 7 】

【数 4】

$$\beta 2 = \arctan \left[1 / \left(\tan(\alpha + \gamma) \right) \right] + \arctan \left(\left| (L - N \times \cos(\alpha + \gamma)) / (N \times \sin(\alpha + \gamma)) \right| \right)$$

【 0 0 3 8 】

連結部材 1 1 の旋回量は、 $\beta 1 - \beta 2$ で算出される。連結部材 1 1 の伸縮量は、M 2 - M 1 で算出される。撮像装置 1 4 の旋回量は、 $\alpha - \beta 1 + \beta 2$ で算出される。これらの値は、中空シャフト 1 0 の傾き変化量 α を変化量とする関係式から得られ、中空シャフト 1 0 の傾き変化量 α が分かれば、任意の点を略同一方向から略同一位置に撮像し、表示装置 4 に表示させるように撮像装置 1 4 の位置を制御できる。

よって、中空シャフト 1 0 が体壁 W 1 を支点 O として傾いた場合にも、撮像装置 1 4 は殆ど影響を受けず、観察像を維持した状態観 (観察像が略一致した状態) を保てる。また、処置具 5 の操作デバイス 2 7 によって、独立して視野変更が可能であるので、使用者は処置具 5 から手を放すこと無く視野変更操作ができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

本実施形態では、撮像装置 1 4 をトラカール（中空シャフト 1 0）に回転自在に設け、体腔 W 2 内に挿入するときには撮像装置 1 4 を中空シャフト 1 0 の挿入軸に略平行に配置するようにしたので、処置ポートの径を大幅に太くすることなく体腔 W 2 内に挿入できる。さらに従来必須とされていた内視鏡用ポートが不要になるので患者への侵襲が縮小され、早期回復が実現される。中空シャフト 1 0 に撮像装置 1 4 を設けることで、処置ポート以外の侵襲を増やさずに体腔 W 2 内に複数の視点を取得することができる。死角が減って対象部位の形状把握が容易になる。安全な処置が実現されるので、手術時間を短縮できる。助手専用の視点を設けることが可能になるので、助手のハンドアイコーディネーションが取り易くなる。そのため、術者と助手の連携が容易になり手術時間を短縮できる。

10

【 0 0 4 0 】

さらに、この内視鏡外科手術器具 1 を使用すると、処置ポートを通して観察が可能な範囲に制限が無くなる。内視鏡外科手術器具 1 に操作デバイス 2 7 を設けたので、撮像装置 1 4 の視点と視野の変更を内視鏡外科手術用トラカール 2 の使用者が処置具 5 の操作から手を放さずに自由に観察視野を変更できる。よって、従来のようなスコピストとの連携が不要となり、かつ、処置に最も適した視野を得られる。手術時間を短縮できると共に、安全な処置を実現できる。操作デバイス 2 7 を操作することで、処置具の動きとは独立して視野変更が可能であるので、例えば処置具 5 の先端部を動かすことができない状態においても、処置部分以外の範囲を観察可能になり、より安全な処置を行えるようになる。

また、内視鏡外科手術用トラカール 2 が体壁 W 1 を支点として傾いた場合においても、観察像がずれることは無い。縫合などの小さい範囲における細かい処置をする場合に、操作性が向上して安全な処置、及び手術時間の短縮化を実現できる。

20

【 0 0 4 1 】

（第二の実施形態）

図 6 及び図 7 は、本実施形態の装置構成を示す。

図 6 に示すように、内視鏡外科手術器具 1 は、駆動装置を構成する連結部材 1 1 に固定された撮像装置 1 4 a を有する。撮像装置 1 4 a は、視野角を変更可能な光学系と、C C D (Charge Coupled Devices) や、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの画像撮影素子を有し、その出力信号は有線又は無線によってプロセッサ 3 に入力される。撮像装置 1 4 a の視野角（画角） $\psi 1$ は、撮像範囲 2 9 に相当する視野角（画角） $\psi 2$ に対して十分に広い。プロセッサ 3 は、画像処理部 3 e を有し、観察装置 1 4 a で取得した画像の表示範囲を画像処理（デジタルズーム機能）によって任意に変更可能に構成されている。なお、表示範囲の変更は、操作デバイス 2 7（図 1 参照）によって行うことができる。

30

【 0 0 4 2 】

この実施形態の作用について説明する。

最初に、撮像装置 1 4 a を広角の視野角 $\psi 1$ で使用したときの最大の撮像範囲 2 9 を表示装置 4 に表示させる。図 7 に示すように、内視鏡外科手術用トラカール 2 が支点 O を中心にして傾き変化量 α だけ傾いた場合に、撮像範囲 2 9 内の任意の対象表示部 A を表示させたいときには、術者は、表示装置 4 に表示される領域を観察しながら操作デバイス 2 7（図 6 参照）を用いて観察視野の視野方向変更とズーム変更を行う。これによって、撮像装置 1 4 a で取得され、表示装置 4 に表示される画像の表示範囲は、画角 $\psi 2 1$ に相当する画像に変化する。つまり、撮像装置 1 4 a の視野角を変化させた場合と同様の結果になり、表示装置 4 には、対象表示部 A の画像が表示される。

40

【 0 0 4 3 】

よって、中空シャフト 1 0 が体壁 W 1 を支点 O として傾いた場合にも、撮像装置 1 4 a は殆ど影響を受けず、観察像を維持した状態観（観察像が略一致した状態）を保てる。また、処置具 5 の操作デバイス 2 7 によって、独立して視野変更が可能であるので、使用者は処置具 5 から手を放すこと無く視野変更操作ができる。

【 0 0 4 4 】

50

本実施形態では、撮像装置 14 a の表示範囲を調整することで、内視鏡外科手術用トラカール 2 を傾斜させる前後で殆ど変化しない表示画面が得られるようにしたので、機械的な補正手段が不要になる。したがって、装置構成を簡略化できる。その他の効果は、第一の実施形態と同様である。

【0045】

ここで、この実施形態では、内視鏡外科手術用トラカール 2 が連結部材 11 の軸線と中空シャフト 10 の軸線とで定義される平面内で 2 次元的な移動をした場合には、撮像装置 14 a の光軸が一致する。これに対して、内視鏡外科手術用トラカール 2 を 3 次元的に移動させる場合には、連結部材 11 に湾曲・収縮機能を設けると共に、撮像装置 14 a を回動させる機構を設けてプロセッサ 3 の処理によって撮像装置 14 a の位置を調整すれば撮像装置 14 a の光軸を一致させることができる。

10

【0046】

なお、この実施形態に係る内視鏡外科手術用トラカール 2 では、術者が手動で撮像装置 14 a の表示範囲を調整するように構成されているが、プロセッサ 3 の処理によって自動的に撮像装置 14 a の表示範囲を一致するようにしても良い。この場合には、制御回路 3 b が連結部材 11 の突出量、連結部材 11 の回転量、撮像装置 14 a の回転量等を演算し、駆動信号を生成してモータなどを駆動させ、第 1 の実施形態と同様にして撮像装置 14 a の位置を移動させる。

また、手動による撮像装置 14 a の表示範囲の調整と、自動処理による撮像装置 14 a の撮像位置の調整とを切り替え可能に構成しても良い。切り替え用のスイッチやボタンを術者が操作し易い場所に設けると、処置の効率をさらに向上させることができる。

20

【0047】

(第三の実施形態)

図 8 ~ 図 10 は、本実施形態の内視鏡システムの構成を示す。

図 8 に全体構成を示すように、内視鏡外科手術器具 1 は、内視鏡外科手術用トラカール 32 と、プロセッサ 3 と、表示装置 4 と、処置具 5 とを有する。

【0048】

内視鏡外科手術用トラカール 32 は、中空シャフト 10 を有する。中空シャフト 10 の基端部 10 a は、拡張されている。基端部 10 a は、体外で使用される部分であり、術者からみて近位端となる。体内に挿入される先端部（遠位端）には、駆動装置を構成する連結部材 11 が取り付けられている。連結部材 11 は、基端部 33 が中空シャフト 10 に固定された本体部 11 a と、本体部 11 a に摺動自在に挿入されたスライダ 11 b とからなる入れ子式構造を有する。連結部材 11 は、本体部 11 a からのスライダ 11 b の突出量を制御することで、連結部材 11 の長さ（伸縮量）を変化できる。連結部材 11 の伸縮量の制御には、例えば、不図示のモータを使用できる。本体部 11 a から突出するスライダ 11 b の先端部には、連結ピン 13 によって撮像装置 14 b が取り付けられている。撮像装置 14 b は、モーター（図示せず）により連結ピン 13 回りに回動自在で、内部の光学系で視野角を変更する光学ズーム機能 40（駆動装置）を有する。

30

【0049】

プロセッサ 3 は、撮像装置 14 からの信号を処理する演算部である信号処理装置 3 a と、駆動量等を演算する制御回路 3 b と、モータなどを実際に駆動させる駆動装置である駆動回路 3 c とを有する。信号処理装置 3 a は、中空シャフト 10 が体壁 W1 を通る部分の略中心を支点 O として傾いた場合に、中空シャフト 10 の傾き量を観察視野内の任意の点 B の移動量から算出する傾き検出部 3 d を有している。制御回路 3 b は、傾き検出部 3 d で算出された傾き量を用いて、中空シャフト 10 を傾ける前後で撮像装置 14 b が略同一の光軸上に配置されるように連結部材 11 の伸縮量を演算する。さらに、制御回路 3 b は、観察像が維持される視野角を演算する。駆動回路 3 c は、制御回路 3 b からの情報を受け取って連結部材 11 を伸縮させ、撮像装置 14 b を旋回させると共に光学ズーム機構 40 を駆動させて視野角を変更する。

40

【0050】

50

この実施形態の作用について説明する。

術者は、操作デバイス 27 を操作して、中空シャフト 10 と連結部材 11 と撮像装置 14b とを同軸上に配置してから内視鏡外科手術用トラカール 2 を体腔 W2 内に挿入する。挿入後には、プロセッサ 3 の制御によって撮像装置 14b が所定位置に配置される。

【0051】

中空シャフト 10 が体壁 W1 を支点 O として傾いた場合は、第一の実施形態と同様の手法で傾き検出部 3d が中空シャフト 10 の傾き変化量 α を任意の点 B の移動量から算出する。

次に、制御回路 3b は、傾き変化量 α から撮像装置 14b を傾ける前の光軸の位置に略一致するように連結部材 11 の伸縮量を演算する。さらに、任意の点 B を同一方向から撮像するように撮像装置 14b の旋回量を演算する。これらの演算結果は、駆動回路 3c に送られる。駆動回路 3c は、中空シャフト 10 の伸縮と撮像装置 14b の旋回を駆動させる。また、制御回路 3b は、観察像が維持されるように視野角を演算し、信号処置装置 3a によって視野角が変更される。

【0052】

図 9 は、連結部材 11 の伸縮量と撮像装置 14b の旋回量の算出手法を示した説明図である。図 9 では、図 5 と同一の座標系が採用されている。中空シャフト 10 を傾ける前の連結部材 11 の基端部 33 の位置を C1、傾けた後の基端部 33 の位置を C3 とする。

支点 O と連結部材 11 の基端部 33 の位置 C1 (又は位置 C3) を結ぶ線分と、位置 C1 (又は位置 C3) と撮像装置 14b の位置 A1 (又は位置 A2) とを結ぶ線分のなす角 $\beta 1$ ($\beta 1 = \angle O C 1 A 1 = \angle O C 2 A 2$) は既知量である。同様に、連結部材 11 に対する視野方向 φ ($\varphi = \angle C 1 A 1 C = \angle C 2 A 2 D$) は、既知量である。

【0053】

さらに、中空シャフト 10 を傾ける前後では、連結部材 11 の長さ M1 (= 線分 C1A1 = 線分 C3A2) は、変化しないので既知量である。

ここで、中空シャフト 10 を傾けた後で、連結部材 11 を伸縮させ、撮像装置 14b の光軸の位置を一致させるためには、線分 C3A2 に相当する連結部材 11 の長さを、中空シャフト 10 を傾ける前の光軸 n1 まで伸ばせば良い。このときの連結部材 11 の長さを M3 (= C3A3) とすると、交点 A3 の座標 (XA3, YA3) のうち、Y 座標は以下の 2 通りの式でそれぞれ算出することができる。

【0054】

【数 5】

$$YA3 = XA3 \times \tan(\pi - \beta) - L \times \tan(\pi - \beta)$$

【0055】

【数 6】

$$YA3 = XA3 \times \tan(\pi - \phi - \beta) + L \times \sin \alpha + \tan(\beta - \phi - \alpha) \times L \times \cos \alpha$$

【0056】

連結部材 11 の伸縮量は、M3 - M1 で表せる。撮像装置 14b の旋回量は、 α で表せる。これらの値は、中空シャフト 10 の傾き変化量 α を変化量とする関係式となり、中空シャフト 10 の傾き変化量 α が得られれば、撮像装置 14b を傾ける前の光軸上に撮像装置 14b を移動させ、同一方向から任意の点を撮像することが可能になる。

【0057】

10

20

30

40

50

次に、図 10 に視野角変更量の算出手法を模式的に示す。撮像装置 14 b を傾ける前の視野角を $\psi 1$ とし、撮像装置 14 b を傾ける前のピント距離を $P 1$ とする。中空シャフト 10 を傾斜させた後に連結部材 11 を伸縮させ、中空シャフト 10 を傾斜させる前の撮像装置 14 b を光軸上に一致するように傾斜後の撮像装置 14 を旋回させた位置を $A 3$ とし、位置 $A 3$ において観察像が同じになるように調整したときの視野角を $\psi 3$ とする。視野角 $\psi 3$ で観察像が維持されるピント距離を $P 3$ とすると、 $A 3$ の位置は既に算出されているので、 $\phi 3$ 、 $P 3$ は以下のように表される。

【0058】

【数7】

$$\phi 3 = 2 \times \arctan [P 1 \times \tan (\phi 1 / 2) / P 3]$$

10

【0059】

【数8】

$$P 3 = P 1 - |A 1 A 3|$$

20

【0060】

そして、視野角変更量は、 $\psi 3 - \psi 1$ から演算される。このように演算される視野角変更量に応じて撮像装置 14 b の位置を制御すると、体壁 $W 1$ に挿入された部分を支点 O として中空シャフト 10 を傾けた場合にも、撮像装置 14 b は影響を受けず、観察像を維持した状態（観察像が略一致した状態）を保つことができる。また、処置具 5 の操作デバイス 27 により独立して視野変更が可能であるので、使用者は処置具 5 から手を放すことなく視野変更操作が可能である。このように、撮像装置 14 b の視点と視野は、本装置の使用者によって操作されるのでスコピストが不要となる。

【0061】

30

本実施形態では、第一の実施形態の効果の他に連結部材を旋回させる手段が不要であるため、体腔内での本発明の構成が単純になる。

【0062】

ここで、図 6 に示すようにプロセッサ 3 に画像処理部 3 e を持たせてデジタルズーム可能に構成しても良い。この場合には、画像表示範囲を変更するように画像処理部 3 e でデジタルズームを行うことで、中空シャフト 10 を傾斜させる前後で観察像を維持（略一致）させる。前述した効果と同様の効果が得られる。

【0063】

なお、本発明は、前記した各実施形態に限定されずに広く応用できる。

例えば、図 11 に示すように、表示装置 4 に表示される硬性鏡による全体画像 4 b に、撮像装置 14 で撮影した画像 4 c をスーパーインポーズしても良い。撮像装置 14 を従来の硬性鏡に対して補助的に使用することで、異なる視野や倍率で観察像が得られるので、医療行為が簡単になる。

40

傾き量を検出する検出装置として、センサを使用しても良い。センサとしては、例えば、図 12 に示すように中空シャフト 10 に取り付けした加速度センサ 50 があげられる。この場合、図 1 に示すプロセッサ 3 の傾き検出部 3 d は、中空シャフト 10 の傾きに対応して変化する加速度センサ 50 の出力の重力方向の変化量を検出し、中空シャフト 10 の傾きを検出する。

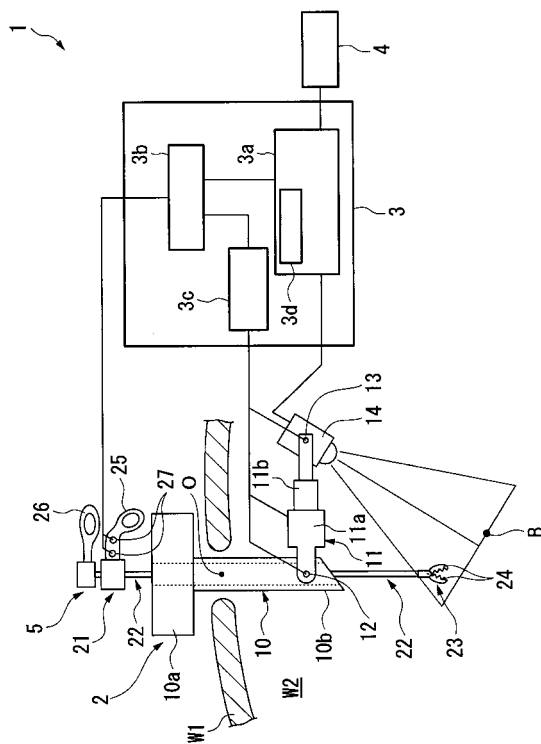
【産業上の利用可能性】

【0064】

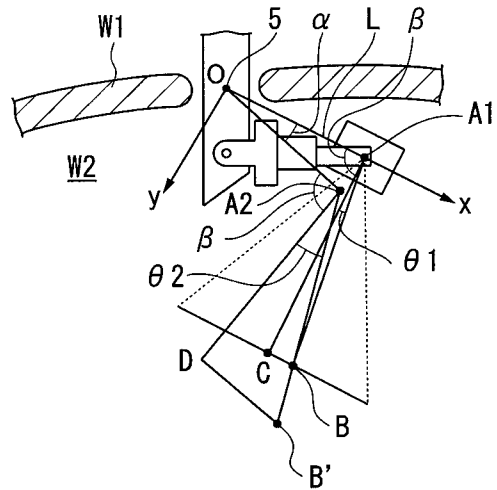
50

この発明に係る内視鏡外科手術器具は、患者の体腔に挿入して医療行為を実施する際に用いることが可能である。

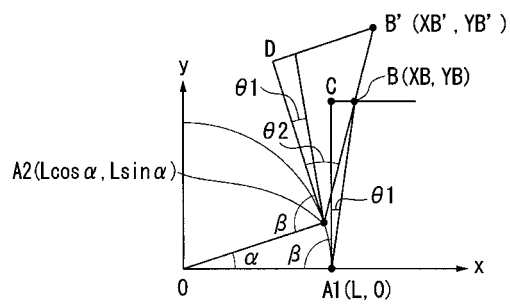
【図 1】



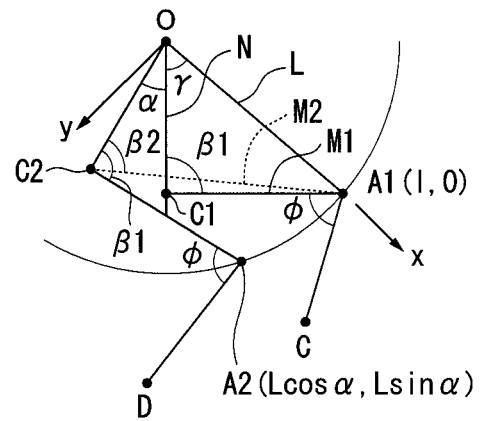
【図 2】



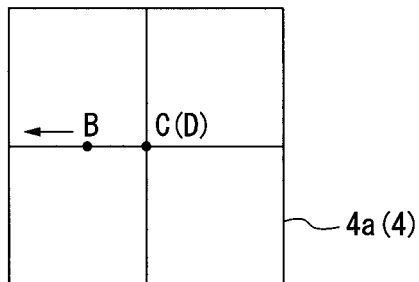
【図 3】



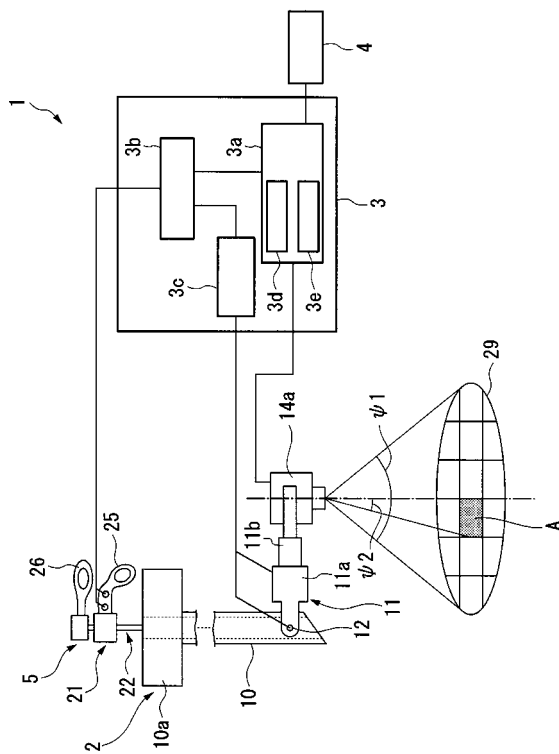
【図 5】



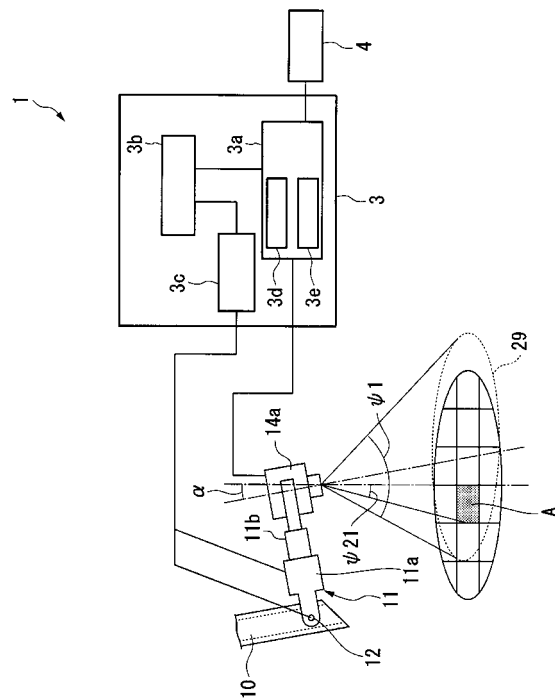
【図 4】



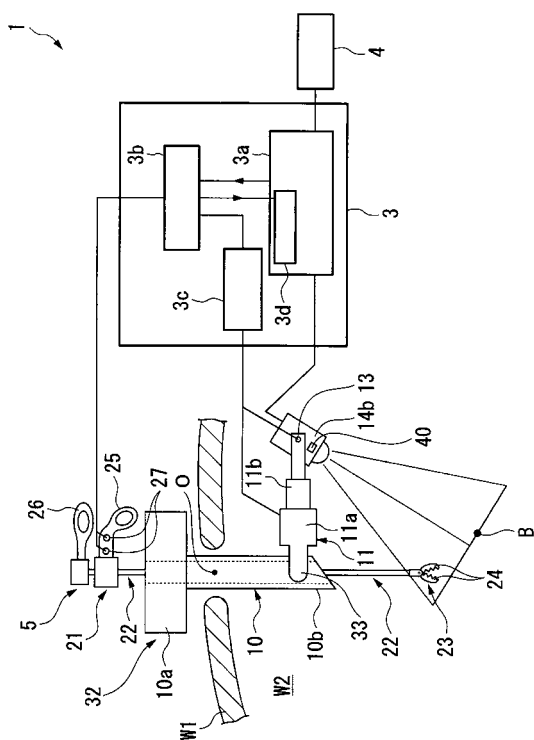
【図 6】



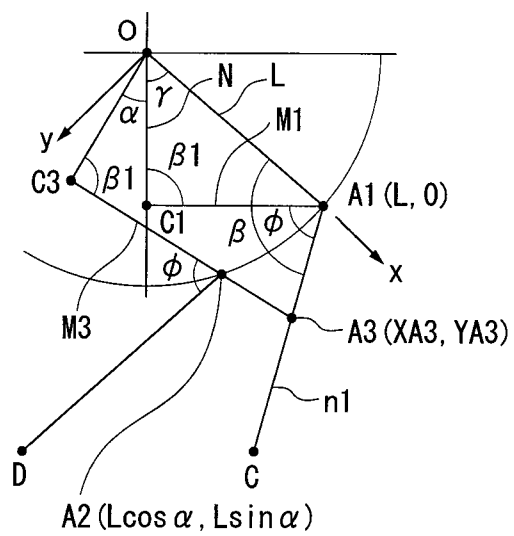
【図 7】



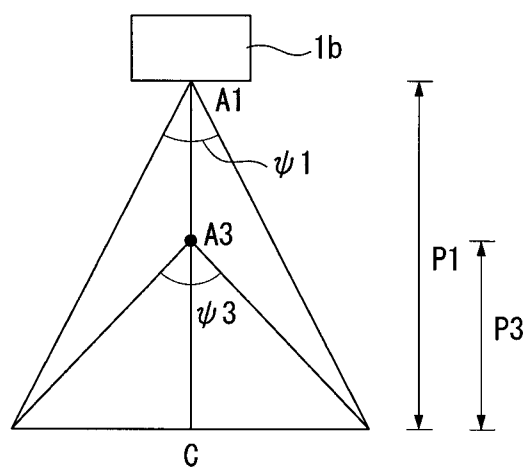
【圖 8】



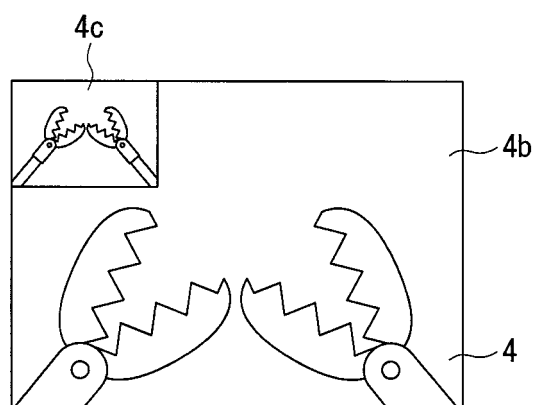
【 図 9 】



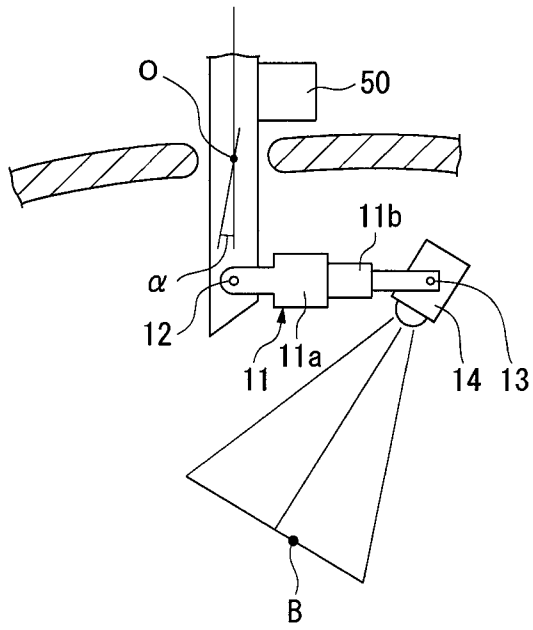
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 箕澤 領
日本国神奈川県津久井郡城山町若葉台 6 - 6 - 1 6
- (72)発明者 出島 工
日本国東京都三鷹市下連雀 5 - 3 - 1 - 6 1 6
- (72)発明者 宮本 学
日本国東京都八王子市石川町 2 9 7 4 - 2 4 - 4 1 8
- (72)発明者 松野 清孝
日本国神奈川県相模原市田名 7 1 9 9 - 1 6

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 米国特許第 6 6 4 8 8 1 6 (U S , B 2)
特開平 5 - 3 3 7 1 1 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- A61B 1/00 - 1/32
A61B 17/34

专利名称(译)	内视镜外科手术器具		
公开(公告)号	JP4744595B2	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2008501584	申请日	2006-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	箕澤領 出島工 宮本学 松野清孝		
发明人	箕澤 領 出島 工 宮本 学 松野 清孝		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B17/34		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/00154 A61B1/00183 A61B1/00188 A61B1/3132 A61B17/3423 A61B90/30 A61B90/36 A61B90/361 A61B90/37 A61B2017/3445 A61B2090/067		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.320.E A61B17/34		
代理人(译)	塔奈澄夫		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JPWO2007097034A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜手术工具，其中图像拾取装置设置在穿透生物体的体壁并将手术工具引导到体腔中的中空引导部件上，包括：检测倾斜变化量的检测装置使用穿过体壁的部分作为支撑点，当引导部件相对于体壁倾斜时引导部件的尺寸;校正装置，根据倾斜变化量计算与引导部件的倾斜一起移动的图像拾取装置的移动量，并且在引导部件之前对来自图像拾取装置的观察图像进行校正。在倾斜后保持倾斜。