

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5975504号
(P5975504)

(45) 発行日 平成28年8月23日 (2016. 8. 23)

(24) 登録日 平成28年7月29日 (2016. 7. 29)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/34 (2006. 01)

A 6 1 B 17/34

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 O E

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 O Z

A 6 1 B 1/04 3 7 O

請求項の数 17 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-513927 (P2016-513927)
 (86) (22) 出願日 平成27年7月23日 (2015. 7. 23)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/071030
 (87) 国際公開番号 W02016/013636
 (87) 国際公開日 平成28年1月28日 (2016. 1. 28)
 審査請求日 平成28年3月11日 (2016. 3. 11)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-150351 (P2014-150351)
 (32) 優先日 平成26年7月24日 (2014. 7. 24)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 511307144
 アドバンストヘルスケア株式会社
 東京都板橋区板橋 1 丁目 6 番 5 号
 (73) 特許権者 304021831
 国立大学法人 千葉大学
 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1 番 3 3 号
 (74) 代理人 100154405
 弁理士 前島 大吾
 (74) 代理人 100079005
 弁理士 宇高 克己
 (72) 発明者 高野 賢裕
 日本国東京都板橋区板橋一丁目6番5号ア
 ドバンストヘルスケア株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 トロカール、ポート、手術支援システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ部の上部に連続して設けられるヘッド部とを有し、該パイプ部を介して腹壁に設けられるトロカールであって、
 前記パイプ部周壁端面に埋設されるカメラを備えることを特徴とするトロカール。

【請求項 2】

前記パイプ部端面に設けられる光源を更に備えることを特徴とする請求項 1 記載のトロカール。

【請求項 3】

前記パイプ部端面周方向において瘤部を有し、
 前記カメラは、該瘤部に設けられる
 ことを特徴とする請求項 1 または 2 記載のトロカール。

【請求項 5】

前記カメラは、ズーム機能を有することを特徴とする請求項 1 ~ 3 いずれか記載のトロカール。

【請求項 6】

前記ヘッド部に設けられる位置マーカを更に備えることを特徴とする請求項 1 記載のトロカール。

【請求項 7】

請求項 6 記載のトロカールと、

カメラと位置マーカとを有する腹腔鏡と、
該腹腔鏡の位置マーカおよび該トロカールの位置マーカの位置を検出する位置検出センサと、

該位置マーカの位置に基づき前記カメラの位置を推定し、該カメラの位置に基づき前記カメラから得られた画像を合成し、３次元画像を作成する画像処理装置と
を備えることを特徴とする手術支援システム。

【請求項 ８】

複数の請求項 ６ 記載のトロカールと、
前記位置マーカの位置を検出する位置センサと、
該位置マーカの位置に基づき前記カメラの位置を推定し、該カメラの位置に基づき前記カメラから得られた画像を合成し、３次元画像を作成する画像処理装置と、
を備えることを特徴とする手術支援システム。

10

【請求項 ９】

手術台の上方に設けられ、前記 ３ 次元画像を患者の腹部に投影する ３ 次元プロジェクタをさらに備えることを特徴とする請求項 ７ または ８ 記載の手術支援システム。

【請求項 １ ０】

前記パイプ部先端に設けられたヒンジ機構と、
前記ヒンジ機構を介してパイプ部端面開口を開閉可能に設けられ、先端が尖った穿刺キヤップと
を有する穿刺機構
を更に備えることを特徴とする請求項 １ 記載のトロカール。

20

【請求項 １ １】

前記パイプ部の軸方向に回転可能に固定され、かつ、一端部がトロカール外に延長されるシャフトと、
該シャフトの他端部に連設されるクリーニング部材と、
該シャフトの一端部に連設され、該クリーニング部材が前記パイプ部端面形状に対応する位置に配置される通常位置と、該クリーニング部材が前記カメラに対応する位置に配置されるクリーニング位置とに、該クリーニング部材を切り替える切替部材と
を有し、
該切替部材の回転により、該クリーニング部材がカメラレンズに接触してクリーニングする
クリーニング機構
を更に備えることを特徴とする請求項 １ 記載のトロカール。

30

【請求項 １ ２】

請求項 １ 記載のトロカールのパイプ長より長いシャフトと、
該シャフトの一端部に設けられる保持部と、
該パイプ内径より小さく、前記カメラレンズに接触可能に該シャフトの一端部に設けられるクリーニング部材と
を備えることを特徴とするカメラレンズクリーニング器具。

40

【請求項 １ ３】

医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ部の上部に連続して設けられるヘッド部とを有し、該パイプ部を介して腹壁に設けられるトロカールであって、
前記パイプ部周壁端面に埋設される赤外撮像デバイスと、
前記パイプ部周壁端面に埋設され、近赤外励起光を照射する近赤外励起光源と
を備えることを特徴とするトロカール。

【請求項 １ ４】

請求項 １ ３ 記載のトロカールを含み、ＩＣＧ蛍光画像を取得するＩＣＧ蛍光画像取得手段と、
前記ＩＣＧ蛍光画像に対応する可視光画像を取得する可視光画像取得手段と
を備えることを特徴とする手術支援システム。

50

【請求項 15】

医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ部の上部に連続して設けられるヘッド部とを有し、該パイプ部を介して胸壁に設けられるポートであって、
前記パイプ部周壁端面に埋設されるカメラを備えることを特徴とするポート。

【請求項 16】

前記パイプ部端面と反対側のパイプ部端部側に設けられる光源を更に備え、
前記パイプ部は光透過性を有する材料により構成されている
ことを特徴とする請求項 1 記載のトロカール。

【請求項 18】

医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ部の上部に連続して設けられる
ヘッド部とを有し、該パイプ部を介して腹壁に設けられるトロカールであって、
前記パイプ部周壁端面に埋設される赤外撮像デバイスと、
前記ヘッド部に近い側のパイプ部端部側に設けられ、近赤外励起光を照射する近赤外励
起光源とを備え、
前記パイプ部は光透過性を有する材料により構成されている
ことを特徴とするトロカール。 10

【請求項 19】

前記カメラは複数であることを特徴とする請求項 1 記載のトロカール。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

本発明は、腹腔鏡下手術に用いるトロカールおよび関連技術に関する。ただし、胸腔鏡
下手術に用いる場合はポートという。

【背景技術】**【0002】**

近年、患者のQOL (quality of life) 維持・向上のために腹腔鏡下手術などの低侵襲外
科手術が求められている。腹腔鏡下手術は腹腔内に炭酸ガスを注入して腹壁を膨らませ、
手技のための空間と視野を確保する。そして腹壁に小さい孔を設け、トロカールと呼ばれ
る器具を挿入する。そこから腹腔鏡(CCDカメラ)や外科器具である鉗子を患者の体内に挿
入し、腹腔鏡によってモニタに表示される映像を観察しながら手術を行うのが一般的であ
る(例えば特許文献1)。 30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献1】特開2013-179998号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ところで、この手術は腹腔鏡から得られる映像のみを頼りに行われるため視野が狭く、
術者に負担がかかる。視野を拡大すべく別のカメラを挿入するように新たに腹壁に孔をあ
けると、低侵襲性を損なう。 40

【0005】

本発明は上記課題を解決するものであり、腹腔鏡下手術において、低侵襲性を損なうこ
となく、視野の狭さを解消することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記課題を解決する本発明は、医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ
部の上部に連続して設けられるヘッド部とを有し、該パイプ部を介して腹壁に設けられる
トロカールであって、前記パイプ部端面に設けられるカメラを備える(トロカールカメラ
)。

50

【 0 0 0 7 】

本発明において好ましくは、前記パイプ部端面に設けられる光源を更に備える。

【 0 0 0 8 】

本発明において好ましくは、前記パイプ部端面周方向において瘤部を有し、前記カメラは、該瘤部に設けられる。

【 0 0 0 9 】

本発明において好ましくは、前記パイプ部端面は、円筒を斜めに切断した形状に形成され、前記カメラは、該斜面後端に設けられる。

【 0 0 1 0 】

本発明において好ましくは、前記カメラは、ズーム機能を有する。

10

【 0 0 1 1 】

本発明において好ましくは、前記医療器具は鉗子である。

【 0 0 1 2 】

本発明において好ましくは、前記ヘッド部に設けられる位置マーカを更に備える。

【 0 0 1 3 】

本発明の手術支援システムは、上記のトロカールと、カメラと位置マーカとを有する腹腔鏡と、該腹腔鏡の位置マーカおよび該トロカールの位置マーカの位置を検出する位置検出センサと、該位置マーカの位置に基づき前記カメラの位置を推定し、該カメラの位置に基づき前記カメラから得られた画像を合成し、3次元画像を作成する画像処理装置とを備える。

20

【 0 0 1 4 】

本発明の手術支援システムは、複数の上記のトロカールと、前記位置マーカの位置を検出する位置センサと、該位置マーカの位置に基づき前記カメラの位置を推定し、該カメラの位置に基づき前記カメラから得られた画像を合成し、3次元画像を作成する画像処理装置と、を備える。

【 0 0 1 5 】

本発明の手術支援システムにおいて、好ましくは、手術台の上方に設けられ、前記3次元画像を患者の腹部に投影する3次元プロジェクタをさらに備える。

【 0 0 1 6 】

本発明において好ましくは、穿刺機構を更に備える。穿刺機構は、前記パイプ部先端に設けられたヒンジ機構と、前記ヒンジ機構を介してパイプ部端面開口を開閉可能に設けられ、先端が尖った穿刺キャップとを有する

30

本発明において好ましくは、前記穿刺キャップの外縁が前記パイプ部端面に当接されることで、パイプ部端面開口は閉じられ、該穿刺キャップの外縁は、該パイプ部端面の外円に含まれる。

【 0 0 1 7 】

本発明において好ましくは、クリーニング機構を更に備える。クリーニング機構は、前記パイプ部の軸方向に回転可能に固定され、かつ、一端部がトロカール外に延長されるシャフトと、該シャフトの他端部に連設されるクリーニング部材と、該シャフトの一端部に連設され、該クリーニング部材が前記パイプ部端面形状に対応する位置に配置される通常位置と、該クリーニング部材が前記カメラに対応する位置に配置されるクリーニング位置とに、該クリーニング部材を切り替える切替部材とを有する。該切替部材の回転により、該クリーニング部材がカメラレンズに接触してクリーニングする。

40

【 0 0 1 8 】

本発明は、上記トロカールカメラのレンズをクリーニングするカメラレンズクリーニング器具である。カメラレンズクリーニング器具は、トロカールのパイプ長より長いシャフトと、該シャフトの一端部に設けられる保持部と、該パイプ内径より小さく、前記カメラレンズに接触可能に該シャフトの一端部に設けられるクリーニング部材とを備える。

【 0 0 1 9 】

上記課題を解決する本発明は、医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ

50

部の上部に連続して設けられるヘッド部とを有し、該パイプ部を介して腹壁に設けられるトロカールであって、前記パイプ部端面に設けられる赤外撮像デバイスと、前記パイプ部端面に設けられ、近赤外励起光を照射する近赤外励起光源とを備える。

【 0 0 2 0 】

本発明の手術支援システムは、上記のトロカールを含み、ICG蛍光画像を取得するICG蛍光画像取得手段と、前記ICG蛍光画像に対応する可視光画像を取得する可視光画像取得手段とを備える。

【 0 0 2 1 】

上記課題を解決する本発明は、医療器具を体内に挿入するためのパイプ部と、該パイプ部の上部に連続して設けられるヘッド部とを有し、該パイプ部を介して胸壁に設けられるポートであって、前記パイプ部端面に設けられるカメラを備える。

10

【発明の効果】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、鉗子用トロカールを用いることで、新たに腹壁に孔をあけることなく、低侵襲性を損なうことがない。一方、腹腔鏡から得られる映像に加え、トロカールカメラから得られる映像を用いることにより、視野の狭さを解消できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】トロカールカメラの斜視図

20

【図 2】トロカールカメラの変形例

【図 3】手術支援システム（第 1 実施例）

【図 4】3 次元形状計測の基本原理

【図 5】カメラ位置推定の困難性

【図 6】カメラ間距離と奥行き推定精度の関係

【図 7】手術支援システム（実施例 2）

【図 8】手術支援システム（実施例 3）

【図 9】穿刺機構（第 1 実施例）（従来技術適用）

【図 10】穿刺キャップを有するトロカール（第 2 実施例）

【図 11】穿刺キャップ変形例

30

【図 12】穿刺キャップ動作説明図

【図 13】穿刺機構（第 3 実施例）

【図 14】クリーニング機構（第 1 実施例）

【図 15】クリーニング機構（第 2 実施例）

【図 16】トロカールカメラ（ICG 蛍光観察）

【図 17】手術支援システム（ICG 蛍光観察）

【図 18】画像合成処理の概念図

【図 19】散乱性に係る概念図

【図 20】3 次元観察の概念図（ICG 蛍光観察）

【図 21】トロカールカメラの変形例（変形例 1）

40

【図 22】トロカールカメラの変形例（変形例 2）

【図 23】トロカールカメラの変形例（変形例 2）

【図 24】トロカールカメラの変形例（変形例 4）

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

カメラ付トロカール（トロカールカメラ）

～構成～

カメラ付トロカール（トロカールカメラ）の構成について説明する。図 1 は、トロカールカメラの斜視図である。図 1（a）と図 1（b）とは、視点が異なる。

【 0 0 2 5 】

50

トロカール１は、パイプ部１１とヘッド部１２から構成される。パイプ部１１は、その大部分が腹壁の孔に挿入される。ヘッド部１２はパイプ部１１の上部に連続して設けられる。ヘッド部１２は中空であり、その上部から鉗子が挿入可能になっている。また、詳細は省略するが、ヘッド部１２は鉗子の挿抜時に空気の漏れを防止する密封機構と腹腔内に空気を送り込む送気機構とを備える。

【００２６】

パイプ部１１の端面１３にレンズが位置するように、パイプ部１１先端壁面にカメラ１７が埋設されている。カメラ１７にはケーブル１８が接続されており、ケーブル１８はトロカール１内を挿通して、外部の画像処理装置６（後述）と接続している。

【００２７】

カメラの付加構成としてズーム機能を有している。ズーム機能は光学ズームでもデジタルズームでもよい。

【００２８】

パイプ部１１の端面１３には、さらに、光源１４が設けられている。光源１４は例えばチップＬＥＤである。光源１４にはケーブル１５（図示省略）が接続されており、ケーブル１５はケーブル１８に並設され、外部電源と接続している。

【００２９】

～効果～

【００３０】

従来の一般的な腹腔鏡下手術では、腹腔鏡から得られる映像のみを頼りに行われるため視野が狭かった。視野を拡大すべく別のカメラを挿入するように新たに腹壁に孔をあけると、低侵襲性を損なう。

【００３１】

本実施形態では、鉗子用トロカールを用いるため、新たに腹壁に孔をあける必要はなく、低侵襲性を維持できる。

【００３２】

また、本実施形態では、トロカールカメラ１を用いることにより、腹腔内に複数のカメラ１７を挿入することができる。これにより、視野を広げることができる。さらに、カメラ１７は、鉗子４の先端部を確実に撮影するため、切断箇所など重要な画像を確実に得ることができる。

【００３３】

すなわち、低侵襲性を損なうことなく、視野の狭さを解消することができる。

【００３４】

～変形例～

図２は、トロカールカメラの変形例である。従来型のパイプ部は略真円であるのに対し、本実施形態は瘤部１６を有する。

【００３５】

カメラ１７はパイプ部１１先端壁面に埋設されており、小型カメラを想定している。しかしながら、カメラの小型化には限界がある。一方で、パイプ壁の厚さを厚くすることも限界がある。すなわち、カメラ埋設に十分なスペースを確保できない可能性もある。

【００３６】

本実施形態では、瘤部１６によりカメラ埋設に十分なスペースを確保できる。一方、瘤部１６がトロカール挿入の障害にならないことを実験により確認している。

【００３７】

さらに、光源１４を瘤部１６に設けても良い。

【００３８】

手術支援システム

（第１実施例）

～手術支援システム構成～

３次元画像を用いる手術支援システム１０１について説明する。図３は、手術支援シス

10

20

30

40

50

テム 101 の概略構成である。

【0039】

手術支援システム 101 は、カメラ 17a とマーカ 19 を有する鉗子用トロカール 1a と、カメラ 17b とマーカ 19b を有する鉗子用トロカール 1b と、腹腔鏡用トロカール 3 と、鉗子 4a, 4b と、マーカ 19d を有する腹腔鏡 5 と、カメラ 17a, 17b から得られた画像と腹腔鏡 5 から得られた画像を入力し、これらの画像を合成処理し 3 次元画像を作成する画像処理装置 6 と、画像処理装置 6 により作成された 3 次元画像を出力する 3 次元モニター 7 と、光学センサ 9 とを備えている。

【0040】

鉗子 4a, 4b は、手術器具の一種であり、血管や臓器等を、掴んだり、抑えたり、引っ張ったり、切断したりするのに用いられる。一般的に鉗形状をしており、持手部の回転により、支点を介して先端部が作動する。持手部を閉状態にし、鉗子用トロカール 1a, 1b に挿通させる。なお、腹腔鏡下手術において、複数（例えば 3 ~ 5）の鉗子を用いることが一般的であるが、本システムにおいて、鉗子および鉗子用トロカールは少なくとも 1 以上あればよい。

10

【0041】

腹腔鏡 5 は、内視鏡器具の一種であり、カメラと光源を有している。腹腔鏡 5 は腹腔鏡用トロカール 3 を挿通して体内に挿入される。マーカ 19d は、腹腔鏡 5 の体内に挿入されない位置に設けられている。

【0042】

20

光学センサ 9 は、マーカ 19a, 19b, 19d の 3 次元位置を計測し、計測結果を画像処理装置 6 に出力する。なお、本実施形態において、光学センサ 9 はマーカの白と黒を可視光線として認識するものであるが、赤外線を発信し、マーカで反射した赤外線を受信してもよい。光学センサに限定されず、3 次元位置を計測できれば磁気センサでもよい。

【0043】

～ 3 次元形状計測 ～

図 4 は、3 次元形状計測の基本原理解について説明する概念図である。2 次元形状計測と 3 次元形状計測との一番の違いは、奥行き の 推定 である。

【0044】

2 つのカメラと対象ポイントとが形成する三角形において、2 つのカメラ間の距離 L と、カメラ間基線と一のカメラ視線がなす角度 α と、カメラ間基線と他のカメラ視線がなす角度 β に基づいて、奥行き D を推定できる。なお、カメラ数を増やすことにより、より多くの三角形が形成されるため、推定精度が向上する。

30

【0045】

本実施形態のトロカール 1 にはマーカ 19 が固定されている。一方、カメラ 17 はパイプ端面に設置されている。すなわち、マーカ 19 とカメラ 17 の位置関係は不変である。これにより、画像処理装置 6 はマーカ 19a, 19b の 3 次元位置に基づいてカメラ 17a, 17b の 3 次元位置を推定できる。同様に、マーカ 19d の 3 次元位置に基づいて腹腔鏡 5 のカメラの 3 次元位置を推定できる。すなわち、カメラ間距離を推定できる。

【0046】

40

さらに、対象ポイントごとに、角度 α , β を測定し、上記基本原理解に基づき、対象ポイントの奥行き位置を推定できる。対象ポイントを移動し、奥行き位置推定を繰り返すことにより、腹腔内の 3 次元形状を計測できる。

【0047】

～ システム全体の効果 ～

手術支援システム 101 を用いた腹腔鏡下手術は、一般的な腹腔鏡下手術を基礎とするものであり、手術方式の大きな変更がないため、術者はこれまでの手術に関する知識と経験をそのまま生かすことができる。

【0048】

また、手術支援システム 101 は、改良したトロカールを用いた簡素な構成であり、既

50

存の手術支援システムを簡単な改良で再利用することができる。

【 0 0 4 9 】

ところで、従来の一般的な腹腔鏡下手術では、腹腔鏡から得られる映像のみを頼りに行われるため視野が狭かった。特に、奥行きに係る画像情報が得られなかった。精度の良い 3 次元形状計測をすべく別のカメラを挿入するように新たに腹壁に孔をあけると、低侵襲性を損なう。

【 0 0 5 0 】

本実施形態では、カメラ 1 7 a , 1 7 b を有するトロカール 1 a , 1 b を用いることにより、腹腔内に複数のカメラを挿入することができる。このとき、鉗子用トロカールを用いるため、新たに腹壁に孔をあける必要はない。これにより、低侵襲性を維持しながら、3 次元形状を計測できる。

10

【 0 0 5 1 】

更に、画像処理装置 6 が 3 次元画像を作成し、3 次元モニタ 7 に 3 次元画像を出力する。術者は 3 次元モニタ 7 を見ることで、奥行き情報を含む広い視野を得ることができる。これにより、術者の負担を軽減できる。

【 0 0 5 2 】

～ 精度向上に係る効果 ～

(1) 3 次元形状計測の基本原理について説明したように、奥行きを推定するには、カメラ 1 7 a , 1 7 b の 3 次元位置を推定する必要がある。しかしながら、カメラ 1 7 a , 1 7 b は腹腔内にあるため直接、位置を計測できない。さらに、鉗子 4 a , 4 b の動きに伴って、トロカール 1 a , 1 b の角度が変わり、その結果、カメラ 1 7 a , 1 7 b が微動する。そのため、3 次元位置の推定は困難であるという課題がある。図 5 はカメラ位置推定の困難性に係る課題を説明する概念図である。

20

【 0 0 5 3 】

そこで、トロカール 1 a , 1 b の微動に連動してカメラ 1 7 a , 1 7 b が微動することに着目し、トロカール 1 a , 1 b のヘッド部 1 2 にマーカ 1 9 a , 1 9 b を設けた。すなわち、マーカ 1 9 a , 1 9 b とカメラ 1 7 a , 1 7 b の位置関係は不変である。一方、マーカ 1 9 a , 1 9 b の 3 次元位置は光学センサ 9 により精度よく検出できる。したがって、マーカ 1 9 a , 1 9 b の 3 次元位置に基づきカメラ 1 7 a , 1 7 b の 3 次元位置を精度よく推定できる。

30

【 0 0 5 4 】

なお、腹腔鏡 5 のカメラの動きは、トロカール 3 の微動と連動しないため、マーカ 1 9 d は腹腔鏡 5 に設けられている。これにより、腹腔鏡 5 のカメラの 3 次元位置を精度よく推定できる。

【 0 0 5 5 】

カメラの 3 次元位置を精度よく推定し、カメラ間距離を精度よく推定できる結果、奥行きを精度よく推定でき、腹腔内の 3 次元形状計測を精度よくおこなうことができる。

【 0 0 5 6 】

(2) 3 次元形状計測の基本原理について説明したように、カメラ数を増やすことにより、奥行き推定の精度が向上する。一般に、腹腔鏡下手術において、複数(例えば 2 ~ 5 程度)の鉗子が用いられる。その結果、腹腔鏡 5 以外にも、複数のカメラ 1 7 が腹腔内に挿入される。これにより、奥行きを精度よく推定でき、腹腔内の 3 次元形状計測を精度よくおこなうことができる。

40

【 0 0 5 7 】

(3) ところで、立体内視鏡を用いても、腹腔内の 3 次元形状計測は可能である。しかしながら、立体内視鏡は、カメラ間の距離が非常に狭く、三角形が極端に細長くなり、その結果、奥行き推定の精度が良くない。

【 0 0 5 8 】

図 6 は、カメラ間距離と奥行き推定精度の関係を示す概念図である。図 6 (a) は、カメラ間距離が非常に狭いケース、図 6 (b) は、カメラ間距離が広いケースを示している

50

。

【 0 0 5 9 】

図 6 (a) において、カメラ間距離を非常に狭い L 1 とし、実際の奥行きを D とする。カメラ視線に誤差があった場合の推定奥行きは D 1 となる。図 6 (b) において、カメラ間距離を充分広い L 2 とし、実際の奥行きを D (図 6 (a) と同じ) とする。カメラ視線に誤差 (図 6 (a) と同レベル) があった場合の推定奥行きは D 2 となる。

【 0 0 6 0 】

推定奥行き D 1 は大きな誤差を有するのに対し、推定奥行き D 2 の誤差は小さい。

【 0 0 6 1 】

一般に、腹腔鏡下手術において、複数 (例えば 2 ~ 5 程度) の鉗子用のトロカール 1 が腹壁にほぼ均等に配置される。言い換えると、トロカール 1 が密集して配置される可能性はほぼない。これにより、充分広いカメラ間距離を確保でき、奥行きを精度よく推定でき、腹腔内の 3 次元形状計測を精度よくおこなうことができる。

【 0 0 6 2 】

(第 2 実施例)

図 7 は手術支援システム 1 0 2 の概略構成図である。手術支援システム 1 0 2 は、カメラ 1 7 a , 1 7 b , 1 7 c とマーカ 1 9 a , 1 9 b , 1 9 c を有する鉗子用トロカール 1 a , 1 b , 1 c と、鉗子 4 a , 4 b , 4 c と、マーカ 1 9 a , 1 9 b , 1 9 c の 3 次元位置に基づきカメラ 1 7 a , 1 7 b , 1 7 c の 3 次元位置を推定し、カメラから得られた画像を合成し、3次元画像を作成する画像処理装置 6 と、画像処理装置 6 により作成された 3 次元画像を出力する 3 次元モニタ 7 とを備えている。

【 0 0 6 3 】

すなわち、実施例 1 の手術支援システム 1 0 1 における腹腔鏡用トロカール 3 と腹腔鏡 5 とマーカ 1 9 d とがなく、格納式カメラ 1 7 c を有する鉗子用トロカール 1 c と、鉗子 4 c とマーカ 1 9 c とが追加されている。

【 0 0 6 4 】

なお、腹腔鏡下手術において、複数の鉗子を用いることが一般的であるが、本システムにおいて、鉗子および鉗子用トロカールは少なくとも 2 以上あればよい。

【 0 0 6 5 】

実施例 1 の様に腹腔鏡 5 を用いる場合、術者が腹腔鏡 5 の向きを操作し切断箇所などを探す必要があるのに対し、カメラ 1 7 は、鉗子 4 a の先端部を確実に撮影するため、切断箇所など重要な画像を確実に得ることができる。したがって、カメラ 1 7 の性能が高いこと前提に、腹腔鏡 5 より高品質な画像を確実に得ることができる。

【 0 0 6 6 】

一方、腹腔鏡用トロカール 3 と腹腔鏡 5 が不要となることで、これらのための孔を腹壁にあける必要はなく、低侵襲性が向上する。

【 0 0 6 7 】

なお、本実施例では腹腔鏡を用いていないが、便宜上、腹腔鏡下手術と呼ぶ。

【 0 0 6 8 】

(第 3 実施例)

実施例 3 は実施例 1 ・ 2 の変形例である。実施例 1 ・ 2 では、術者はモニタ 7 を見ながら鉗子 4 や腹腔鏡 5 を操作し手術を行うが、術者の視線と実際の術野とに方向の不一致が生じ、術者に違和感を与え、負担になる。特に、開腹手術の経験豊富な術者は、腹腔鏡下手術に慣れないこともある。

【 0 0 6 9 】

図 8 は手術支援システム 1 0 3 の概略構成図である。実施例 1 ・ 2 と共通する構成は適宜省略している。手術支援システム 1 0 3 は、3 次元モニタ 7 に替えて、3 次元プロジェクタ 8 を備えている。3 次元プロジェクタ 8 は、手術台の上方に設けられ、画像処理装置 6 により作成された 3 次元画像を患者の腹部に直接投影する。

【 0 0 7 0 】

これにより、術者の視線と術野の方向は一致し、開腹手術と同様な現実感を表現できる。すなわち、術者の負担を軽減できる。

【0071】

穿刺機構

本実施形態のトロカールカメラには、種々の穿刺機構が適用可能である。

【0072】

(第1実施例)

本実施形態のトロカールカメラは、従来の穿刺機構に適用可能である。

【0073】

従来技術では、トロカールを腹壁に挿入する際には、内筒を用いる。図9(a)はトロカール1と内筒111である。図9(b)はトロカール1と内筒111が一体化した図である。

10

【0074】

内筒111は、基本構成として、シャフト部112と基部113とを有する。シャフト径は、トロカールのパイプ内径と同程度またはやや小さく、シャフト長は、トロカールのパイプ長よりやや長い。シャフト部先端114は槍の様に尖っている。内筒基部113は、トロカールヘッド部12と平面視にて同程度のサイズである。

【0075】

内筒シャフト部112をトロカールパイプ部11に挿入し、内筒基部113をトロカールヘッド部12に係合させると、内筒111とトロカール1が一体化する。このとき、シャフト部先端114が突出している。

20

【0076】

トロカール1を内筒111と一体として、腹壁に穿刺する。トロカールを所定の位置に固定したのち、内筒111を抜去する。そして、トロカール1を介して鉗子を挿入する。

【0077】

(第2実施例)

次に、穿刺キャップについて説明する。図10は、穿刺キャップを有するトロカールの斜視図である。図10(a)と図10(b)とは、視点が異なる。

【0078】

穿刺機構は、ヒンジ機構31と穿刺キャップ32を有する。

30

【0079】

ヒンジ機構31は、パイプ部11先端に、設けられている。ヒンジ機構31の配置がパイプ部11端面開口と干渉しないようにすることにより、鉗子挿入の障害とならないようにする。

【0080】

穿刺キャップ32は略円錐状であり、中実でもよいし、剛性が確保できれば、中空でもよい。略円錐状であるため、先端が尖っている。穿刺キャップ32は、ヒンジ機構31を介してパイプ部11端面開口を開閉可能に設けられている。

【0081】

すなわち、穿刺キャップ32の外縁(略円錐底面の外周線)がパイプ部11端面に当接されることで、パイプ部11端面開口は閉じられる。この当接状態が解除されることで、パイプ部11端面開口は開かれる。

40

【0082】

好ましくは、平面視にて、穿刺キャップ32の外縁がパイプ部11端面の外円に含まれる。更に好ましくは、穿刺キャップ32の外縁がパイプ部11端面の外円に一致する。これにより、トロカール抜去の際に、腹壁に引っかかることがない。

【0083】

円錐高hは円錐底面直径Dの0.5~2.0倍であることが好ましい。円錐高hが高すぎると(2.0倍超)、トロカール挿入後に、腹腔内で穿刺キャップ32が障害となるおそれがある。円錐高hが低すぎると(0.5倍未満)、穿刺が難しくなるおそれがある。

50

当該範囲にすることにより、確実に穿刺できるとともに、腹腔内で穿刺キャップが障害となることを防止できる。

【0084】

図11はキャップ形状の変形例の側面図及び斜視図である。穿刺キャップ32を略円錐状と説明したが、幾何学的な円錐(図11b)だけでなく、円錐斜線が凸状に膨らんだ弾丸形状(図11a)でもよいし、円錐斜線が凹状にへこんだホーン形状(図11c)でもよい。また、略円錐状とは、円に近似した多角錐をも含む。

【0085】

穿刺キャップの動作について説明する。図12は、動作説明図である。

【0086】

穿刺キャップ32は閉状態にある。穿刺キャップ32先端(尖部)を腹壁の孔となる箇所

10

所に当接する。そして、力を加えて、腹壁に穿刺する(S1)。

【0087】

更に力を加えて、トロカールを所定の位置まで挿入する。トロカールは腹壁の弾力(収縮圧)により固定される(S2)。

【0088】

パイプ部11に鉗子4を挿入する。このとき、鉗子先端が穿刺キャップ32の裏側に接触することで、穿刺キャップ32が開状態になる(S3)。

【0089】

カメラ17により手術対象(例えば臓器)を撮影する。これにより、リアルタイム画像がモニターに表示される。または、プロジェクタ8により腹部に投影される。術者は、リアルタイム画像を確認しながら、鉗子4を操作し、手術を行う(S4)。

20

【0090】

術後、鉗子4を抜去する。さらに、トロカールを徐々に抜去する。このとき、腹壁の弾力は、孔を閉じるように作用する。すなわち、穿刺キャップ32斜面に力が作用する。この作用により、穿刺キャップ32は徐々に閉じ状態になる(S5)。なお、このとき、穿刺キャップ32とパイプ部11端面との間に腹壁が挟まれないことを、動物実験により確認している。

【0091】

腹壁が穿刺キャップ32斜面を滑るように、トロカールは抜去される。トロカールが完全に抜去されると、腹壁の孔は、腹壁の弾力により自然と閉じる(S6)。

30

【0092】

本実施例では、内筒を用いる従来技術にくらべて、手術手順数および手術器具数が軽減されている。その結果、術者の負担を軽減できる。

【0093】

(第3実施例)

図13は、穿刺機構の別の例である。従来型のパイプ部先端面はフラット(軸方向に垂直)であるのに対し、本実施例では、パイプ部端面13は、円筒を斜めに切断した形状に形成される。これにより、パイプ部端面13は斜面状となり、先端と後端が形成される。カメラ17は、斜面後端に設けられる。

40

【0094】

パイプ部端面13の先端(斜面先端)33は穿刺機構として機能する。これにより内筒(上述)に代替できる。一方、カメラ17が斜面後端に設けられることにより、穿刺および挿入の際に、カメラが障害となることがない。また、カメラに有機物(例えば血や肉や体液)が付着するおそれを軽減できる。

【0095】

クリーニング機構

一般的な、腹腔鏡下手術の最中に、腹腔鏡のレンズが曇ったり、有機物(油膜や組織片、更に具体的には血や肉や体液)が付着したりし、視野を確保できなくなることがある。したがって、その都度、腹腔鏡をトロカールから抜去してレンズを拭いた後、再びトロカ

50

ールに挿入する。その結果、レンズクリーニングの度に手術の進行が一時的に中断してしまう。レンズクリーニングに係る動作は一回の手術で10回以上繰り返される。これらの動作は、本来の手術手順には必要ない一方、術者の負担になっている。

【0096】

したがって、新技術において新たなクリーニング機構を検討する必要がある。本実施形態のトロカールカメラには、種々のクリーニング機構が適用可能である。

【0097】

(第1実施例)

図14は、クリーニング機構の一例である。クリーニング機構は、シャフト41と、クリーニング部材42と、切替部材43(図示省略)を有する。

10

【0098】

シャフト41は、パイプ部11の軸方向に回動可能に固定され(パイプ壁に埋設され)、かつ、一端部がトロカール外に延長されている。シャフト41の一端部には、切替部材43が連設されている。

【0099】

シャフト41の他端部には、クリーニング部材42が連設されている。クリーニング部材42のカメラに接触する側の面には、樹脂や布等が貼られている。これらは、適度な柔軟性を有し、かつ、摺動に対抗できるように適度な剛性を有する。

【0100】

切替部材43は、クリーニング部材42を通常位置とクリーニング位置とに、該クリーニング部材を切り替える。通常位置では、クリーニング部材42はパイプ部端面形状に対応する位置に配置される(図示参照)。クリーニング位置では、クリーニング部材42がカメラ17に対応する位置に配置される。

20

【0101】

切替部材43の回動により、シャフト41を介して、クリーニング部材42がカメラレンズに接触してクリーニングする。クリーニング後は、クリーニング位置から通常位置にクリーニング部材42を戻す。回動動作を数回繰り返しても良い。このとき、トロカール1に鉗子4が挿入された状態を維持できる。

【0102】

第1実施例の効果について説明する。

30

【0103】

従来の一般的な腹腔鏡のレンズクリーニング動作では、腹腔鏡の抜去および挿入が必要であり、手術が中断する。これに対し、本実施例では、切替部材43による回動のみで、カメラの曇りや有機物を除去し、レンズを確実にクリーニングすることができる。したがって、本実施例は、従来の一般的な腹腔鏡のレンズクリーニング動作に比べ、術者の負担を軽減することができる。

【0104】

また、従来の一般的な腹腔鏡のレンズクリーニング動作では、レンズクリーニングの前後において、映像ズレが発生するおそれがある。これに対し、本実施例では、腹壁の収縮圧によりトロカール1は固定されており、カメラ17は同じ位置にある。これにより、レンズクリーニング前後の映像ズレを防止し、術者の負担を軽減することができる。更に、映像ズレを軽減することで、画像処理装置6の演算処理負担を軽減できる。

40

【0105】

本実施例は、簡素な構成であり、製作が容易であり、故障の可能性がほぼ無く、耐久性、安全性が高い。

【0106】

(第2実施例)

図15は、クリーニング器具の一例である。トロカールカメラ1と組み合わせることによりクリーニング機構を構成する。クリーニング器具は、シャフト46と、クリーニング部材47と、保持部48とを有する。

50

【 0 1 0 7 】

シャフト 4 6 は、パイプ軸長より長い。シャフト 4 6 の一端にはクリーニング部材 4 7 が連設されている。シャフト 4 6 の他端には保持部 4 8 が連設されている。

【 0 1 0 8 】

クリーニング部材 4 7 はパイプ内径より小さく、パイプ 1 1 内を挿通可能である。クリーニング部材 4 7 のカメラに接触する側の面には、樹脂や布等が貼られている。これらは、適度な柔軟性を有し、かつ、摺動に対抗できるように適度な剛性を有する。

【 0 1 0 9 】

保持部 4 8 を操作するとことで、シャフト 4 6 およびクリーニング部材 4 7 はパイプ 1 1 内に挿入され、クリーニング部材 4 7 がカメラ 1 7 に対応する位置に配置される。保持部 4 8 を微動することにより、シャフト 4 1 を介して、クリーニング部材 4 7 がカメラレンズに接触してクリーニングする。このとき、トロカール 1 に鉗子 4 が挿入された状態を維持できる。クリーニング後は、クリーニング器具を抜去する。

10

【 0 1 1 0 】

第 2 実施例は第 2 実施例の変形例であり、同様な効果が得られる。

【 0 1 1 1 】

ICG 蛍光観察

～ 概要 ～

腫瘍が最初に転移をおこすリンパ節をセンチネルリンパ節 (SN) と呼ぶ。近年、センチネルリンパ節に転移が存在しなければ、領域リンパ節には転移はないと仮定する SN 理論が注目されている。また、癌の早期発見に係る技術も進歩しており、腫瘍の切除範囲は縮小する傾向にある。これらの背景により、腹腔鏡下手術などの低侵襲外科手術の適用が検討されている。

20

【 0 1 1 2 】

一方、ICG 蛍光観察に係る技術も注目されている。ICG (インドシニアングリーン) は低毒性の水溶性化合物であり、血漿蛋白と結合して蛍光するという性質を有する。また、ICG の励起波長および蛍光波長は体内における主な吸物質である水やヘモグロビンの吸光領域と重ならない。すなわち、近赤外波であり、体内組織を透過する。従って、組織内部の血管走行位同定や、病変部位の同定が可能である。

【 0 1 1 3 】

通常、腹腔鏡下手術を行う術者は術前に切除範囲を確認する。一方で、手術中も切除範囲を確認したいという要望が多かった。また、重大な医療事故につながる血管の誤切断を防ぐためにも、切除対象まわりの血管を確認したいという要望があった。

30

【 0 1 1 4 】

これに対し、本実施形態は、胸腔鏡下手術において、可視光観察と ICG 蛍光観察との同時観察を簡便に行う。

【 0 1 1 5 】

～ システム基本構成 ～

図 1 6 は、ICG 蛍光観察用のトロカールカメラの斜視図である。図 1 6 (a) と図 1 6 (b) とは、視点が異なる。

40

【 0 1 1 6 】

トロカール 1 は、パイプ部 1 1 とヘッド部 1 2 から構成される。パイプ部 1 1 の端面 1 3 には、近赤外励起光源 5 4 が設けられている。近赤外励起光源 5 4 は、例えばチップ LED であり、波長 8 0 0 n m の励起光を照射する。さらに、パイプ部 1 1 の端面 1 3 にレンズが位置するように、パイプ部 1 1 先端壁面に赤外撮像デバイス 5 7 が埋設されている。赤外撮像デバイス 5 7 は、例えば波長 8 4 0 n m の ICG 蛍光を検出する。なお、励起波長、蛍光波長は、適宜、最適なものを選択する。その他の構成は、図 1 と共通である。

【 0 1 1 7 】

図 1 7 は、手術支援システム 1 0 4 の概略構成である。手術支援システム 1 0 4 は、赤外撮像機構 5 7 a , 5 4 a とマーカ 1 9 a を有する鉗子用トロカール 1 a と、赤外撮像機

50

構 5 7 b , 5 4 b とマーカ 1 9 b を有する鉗子用トロカール 1 b と、腹腔鏡用トロカール 3 と、鉗子 4 a , 4 b と、マーカ 1 9 d を有する腹腔鏡 5 と、赤外撮像デバイス 5 7 a , 5 7 b から得られた画像と腹腔鏡 5 から得られた画像を入力し、これらを画像処理する画像処理装置 6 と、画像処理装置 6 により作成された画像を出力するモニター 7 と、光学センサー 9 とを備えている。その他の構成は、図 3 と共通である。

【 0 1 1 8 】

なお、腹腔鏡下手術において、複数（例えば 3 ～ 5 ）の鉗子を用いることが一般的である。本システムにおいて、少なくとも 1 以上の ICG 蛍光観察用のトロカールカメラを用いればよく、その他は一般的なトロカール（赤外撮像機構なし）を用いてもよい。

【 0 1 1 9 】

また、腹腔鏡 5 に代えて、カメラ 1 7 付トロカールを用いても良い（図 7 参照）。

【 0 1 2 0 】

～ 基本動作 ～

腹腔鏡 5 により可視光観察を行い、可視光画像を取得する。

【 0 1 2 1 】

ICG 蛍光観察に先立ち、予め観察対象に蛍光色素 ICG を注入する。そして、チップ LED 5 4 により近赤外励起光を照射する。照射された励起光は生体表面を透過して観察対象に照射され、観察対象に注入された蛍光色素を励起し、蛍光を発生させる。赤外撮像デバイス 5 7 により ICG 蛍光を検出する。このように、ICG 蛍光画像を取得する。

【 0 1 2 2 】

ICG 蛍光画像と可視光画像を合成処理し（詳細後述）、重畳表示する。図 1 8 は、画像合成処理の概念図である。

【 0 1 2 3 】

～ 効果 ～

手術支援システム 1 0 4 を用いることにより、胸腔鏡下手術において、可視光観察と ICG 蛍光観察との同時観察を簡便に行うことができる。

【 0 1 2 4 】

これにより、術者は、術中に切除範囲や切除対象周りの血管を確認できる。その結果、術者の負担を軽減し、手術の安全性を高めることができる。

【 0 1 2 5 】

手術支援システム 1 0 1 を用いた腹腔鏡下手術は、一般的な腹腔鏡下手術を基礎とするものであり、手術方式の大きな変更がないため、術者はこれまでの手術に関する知識と経験をそのまま生かすことができる。

【 0 1 2 6 】

また、手術支援システム 1 0 4 は、トロカールカメラ 1 を用いた簡素な構成であり、既存の手術支援システムを簡単な改良で再利用することができる。

【 0 1 2 7 】

トロカールカメラ 1 は、一般的なトロカールを改良したものであり、構成が簡単であり、故障のおそれが少なく、製作コストも低い。言い換えると、本システムは実用性が高い。

【 0 1 2 8 】

また、手術支援システム 1 0 4 では、鉗子挿入のためのトロカールを利用しているため、新たに腹壁に孔をあける必要はない。これにより、低侵襲性を維持できる。

【 0 1 2 9 】

なお、上記に手術支援システムの基本構成と基本動作について説明したが、更に、下記の構成を有していてもよい。

【 0 1 3 0 】

～ 画像合成 ～

一般に、2 つの画像を合成する場合、各画像上に共通の基準点を設定し、基準点に基づいて、画像を合成する。しかし、可視光画像は組織表面の画像であるのに対し、ICG 蛍光

10

20

30

40

50

画像は、組織内部の画像であり、画像上に共通の基準点を設定することが難しい。とくに、本実施形態では、別々の撮像手段 5 , 5 7 により取得するため、位置合わせが難しい。

【 0 1 3 1 】

本実施形態においては、トロカール 1 a はマーカ 1 9 a を有し、腹腔鏡 5 はマーカ 1 9 d を有する。光学センサ 9 は、マーカ 1 9 a , 1 9 d の 3 次元位置を計測する。

【 0 1 3 2 】

マーカ 1 9 a と赤外撮像デバイス 5 7 a の位置関係は不変である。したがって、マーカ 1 9 a 位置に基づき赤外撮像デバイス 5 7 a の 3 次元位置を精度よく推定できる。マーカ 1 9 d は腹腔鏡 5 に設けられており、マーカ 1 9 d 位置に基づき腹腔鏡 5 のカメラの 3 次元位置を精度よく推定できる。

10

【 0 1 3 3 】

これにより、画像処理装置 6 は、ICG 蛍光画像および可視光画像の位置を推定する。すなわち、マーカ 1 9 a , 1 9 d 間の位置関係に基づいて、ICG 蛍光画像と可視光画像とを合成処理する。

【 0 1 3 4 】

さらに、後述する ICG 蛍光 3 次元観察により、ICG 蛍光画像に係る深さ方向の情報および正確な平面方向の情報を推定することで、より精度よく ICG 蛍光画像と可視光画像とを合成処理できる。

【 0 1 3 5 】

～ ICG 蛍光 3 次元観察 ～

20

ICG 蛍光画像は、組織内部の画像であり、深さ方向の情報は得られない。一方、ICG 蛍光画像により切除範囲を確認する場合や、周囲の血管を確認する場合、深さ方向の情報は非常に有用である。

【 0 1 3 6 】

また、ICG 蛍光は組織を透過して組織表面に表れる。従って、観察対象が深くなるほど大きく見える。その結果、ICG 蛍光画像には散乱性に係る課題がある。図 1 9 に散乱性に係る概念図を示す。すなわち、深く細い観察対象（左図）と、浅く太い観察対象（右図）が、同様に観察される可能性がある。言い換えると、深さ方向の情報が得られない場合、正確な幅方向（平面方向）の情報が得られない。

【 0 1 3 7 】

30

従って、既存の ICG 蛍光画像は、位置情報の精度に欠けるという課題があった。

【 0 1 3 8 】

本実施形態において、手術支援システム 1 0 4 は、2 つの赤外撮像機構 5 7 a , 5 7 b , 5 4 a , 5 4 b と対応するマーカ 1 9 a , 1 9 b を有する。光学センサ 9 は、マーカ 1 9 a , 1 9 b の 3 次元位置を計測する。これにより、マーカ 1 9 a , 1 9 b 位置に基づき赤外撮像デバイス 5 7 a , 5 7 b の 3 次元位置を精度よく推定できる。画像処理装置 6 は、赤外撮像デバイス 5 7 a による ICG 蛍光画像および赤外撮像デバイス 5 7 b による ICG 蛍光画像の位置を推定する。

【 0 1 3 9 】

図 2 0 に、3 次元観察の概念図を示す。すなわち、マーカ 1 9 a , 1 9 b 間の位置関係に基づいて、深さ方向および平面方向の情報を推定する。さらに、2 つの ICG 蛍光画像を合成処理し、モニタ 7 に 3 次元画像を出力する。なお、正確な平面方向の情報を ICG 蛍光画像（2 次元）として、深さ方向の情報を数値として、モニタ 7 に出力してもよい。

40

【 0 1 4 0 】

これにより、ICG 蛍光画像に係る深さ方向の情報および正確な平面方向の情報が得られる。

【 0 1 4 1 】

また、上記では、2 つの赤外撮像機構を例にして説明したが、一般的な腹腔鏡下手術において、複数（例えば 3 ～ 5 程度）の鉗子が用いられるため、3 つ以上の赤外撮像機構を用いてもよい。たとえば、3 つの赤外撮像機構により、3 つの仮想三角形（詳細後述）が形

50

成され、推定精度が向上する。

【0142】

ところで、一般的な腹腔鏡下手術において、複数の鉗子用のトロカール1が腹壁にほぼ均等に配置される。言い換えると、トロカール1が密集して配置される可能性はほぼない。これにより、充分広い観測点間距離を確保でき、推定精度が向上する。

【0143】

～可視光3次元観察～

上記に、ICG蛍光の3次元観察について説明したが、当然、可視光についても3次元観察が可能である。

【0144】

図17に示す、手術支援システム101の概略構成図においては、見やすさの観点から、2つの鉗子用トロカール1a, 1bしか記載していない。一方で、一般的な腹腔鏡下手術において、複数(例えば3～5程度)の鉗子が用いられる。ここでは、図示されていない鉗子用トロカール1eを用いる。

【0145】

トロカール1eは、パイプ部11と、ヘッド部12と、カメラ17eと、マーカ19eを有する。即ち、赤外撮像デバイスを可視光カメラに置き換えたものである(図1参照)。

【0146】

トロカール1eにより可視光画像が得られる。一方、腹腔鏡5により可視光画像が得られる。また、マーカ19d, 19eの位置関係より、カメラ間の位置関係を推定できる。図4に示す、3次元観察の基本原則に基づき、対象ポイントの奥行き位置を推定できる。対象ポイントを移動し、奥行き位置推定を繰り返すことにより、腹腔内の3次元形状を計測できる。

【0147】

これにより、画像処理装置6は、3次元情報を推定し、2つの可視光蛍光画像を合成処理し、モニタ7に3次元画像を出力する。なお、正確な平面方向の情報を可視光画像(2次元)として、深さ方向の情報を数値として、モニタ7に出力してもよい。

【0148】

さらに、上記ICG蛍光画像は3次元情報が得られており、可視光画像も3次元情報が得られる。画像処理装置6は、3次元情報に基づいてICG蛍光画像と可視光画像とを精度よく合成処理する。

【0149】

ポート

以上、腹腔鏡下手術を前提に説明したが、本発明は、胸腔鏡下手術に適用しても良い。ただし、腹腔鏡下手術においてトロカールと呼ばれる手術器具は、胸腔鏡下手術においてポートと呼ばれる。すなわち、トロカールとポートはほぼ同じものである。

【0150】

トロカールカメラ変形例1

トロカールカメラ(カメラ付トロカール)は種々の変形が可能である。図1や図2に示すトロカールカメラでは、端面13に光源14が設けられている。ところで、腹腔鏡5を併用し、腹腔鏡5の光源により十分な光量を確保できる場合は、トロカールカメラの光源は不要になる。

【0151】

図21は、本変形例の斜視図である。パイプ部11の端面13にレンズが位置するように、パイプ部11先端壁面にカメラ17が埋設されている。一方で、光源はない。

【0152】

トロカールカメラ変形例2

図1や図2に示すトロカールカメラでは、端面13に光源14が設けられているのに対し、本変形例では光源14は端面13と反対側のパイプ部端部側(ヘッド部12に近い側

10

20

30

40

50

）に設けられる。

【 0 1 5 3 】

図 2 2 は、本変形例の長手方向の部分断面図である。図 2 3 は、本変形例の短手方向の部分断面図である。

【 0 1 5 4 】

一般的なトロカールでは、パイプ部 1 1 とヘッド部 1 2 との間に拡径による段差部が設けられている。段差部表面であって、パイプ部 1 1 端面相当位置に、複数の光源を周方向に配置する。

【 0 1 5 5 】

光源 1 4 が、段差部表面に配置不可な場合は、パイプ部端部側（ヘッド部 1 2 に近い側）に埋設されていてもよい。

10

【 0 1 5 6 】

パイプ部 1 1 は光透過性を有する材料により構成されている。透明であることが好ましいが、半透明であってもよい。また、空気より屈折率が大きいが、一方で、一般的なトロカールと同様に適度な剛性や耐熱性、人体への影響がないことなどの特性も必要である。具体的にはポリカーボネートなどが適用可能である。

【 0 1 5 7 】

光源 1 4 から所定角度で光が照射されると、パイプ部 1 1 内で全反射されながら伝達され、端面 1 3 より出射される。このとき、全反射により、光がパイプ部側面から漏れることがなく、ほぼ損失なく伝達される。

20

【 0 1 5 8 】

図 1 に示すトロカールカメラと本変形例との相違点による効果について説明する。

【 0 1 5 9 】

本変形例では、光源 1 4 の配線ケーブル 1 5（図示省略）が短くなるため、構成が簡素化される。また断線のおそれも低減する。

【 0 1 6 0 】

端面 1 3 に光源 1 4 を設ける場合、カメラ 1 7 との位置関係が重要になる。これに対し、変形例ではこのような検討は不要である。その結果、多数の光源 1 4 を設置することができ、光量を確保できる。

【 0 1 6 1 】

30

変形例 2 を更に変形することもできる。変形例 2 のトロカールはカメラ 1 7 を有することを前提とするが、カメラ 1 7 を無くし、補助光源として利用することもできる。

【 0 1 6 2 】

トロカールカメラ変形例 3

変形例 3 は、図 1 6 に示す ICG 蛍光観察用トロカールカメラの変形例である。図 1 6 に示すトロカールカメラでは、端面 1 3 に近赤外励起光源 5 4 が設けられているのに対し、本変形例では近赤外励起光源 5 4 は端面 1 3 と反対側のパイプ部端部側（ヘッド部 1 2 に近い側）に設けられる。

【 0 1 6 3 】

近赤外励起光源 5 4 の配置については、変形例 2（図 2 2 および図 2 3 参照）に類似するため、図示を省略する。変形例 3 においても、ICG 蛍光観察に適用できるとともに、変形例 2 と同様な効果が得られる。

40

【 0 1 6 4 】

トロカールカメラ変形例 4

図 1 や図 2 においては、カメラ 1 7 は一つであるのに対し、変形例 4 においては、カメラ 1 7 は複数設けられている。

【 0 1 6 5 】

図 2 4 は、本変形例の斜視図である。端面 1 3 において周方向に相対向するように、2 つのカメラ 1 7 が埋設されている。

【 0 1 6 6 】

50

ところで、図 6 に示す概念図を用いて、複数のトロカールカメラを用いることによる効果（奥行き推定精度向上）について説明した。一方で、おおまかな精度で良い場合は、変形例 4 に係るトロカールカメラ単体でも、奥行きを推定し、腔内の 3 次元形状計測をおこなうことができる。

【 0 1 6 7 】

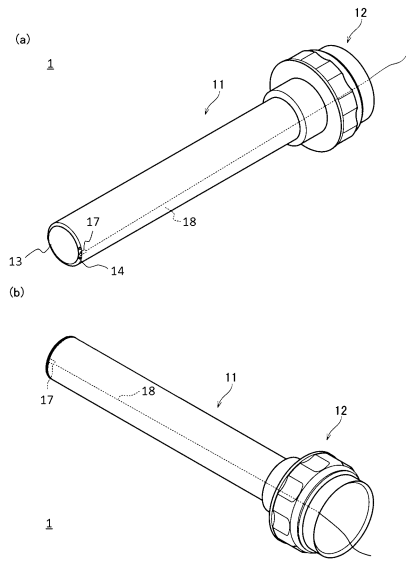
もちろん、複数のトロカールカメラを併用することで、精度は向上する。

【符号の説明】

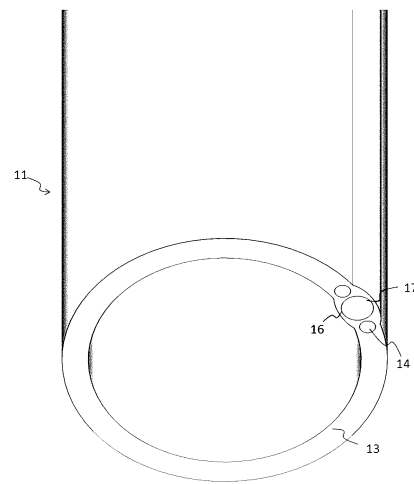
【 0 1 6 8 】

1	トロカール（トロカールカメラ）	
3	腹腔鏡用トロカール	10
4	鉗子	
5	腹腔鏡	
6	画像処理装置	
7	モニタ	
8	プロジェクタ	
9	光学センサ	
1 1	パイプ部	
1 2	ヘッド部	
1 3	パイプ端面	
1 4	光源	20
1 5	ケーブル	
1 6	瘤部	
1 7	カメラ	
1 8	ケーブル	
1 9	マーカ	
3 1	ヒンジ機構	
3 2	穿刺キャップ	
3 3	斜面先端	
4 1	シャフト	
4 2	クリーニング部材	30
4 3	切替部材	
4 6	シャフト	
4 7	クリーニング部材	
4 8	保持部	
5 4	近赤外励起光源	
5 7	赤外撮像デバイス	
1 0 1 ~ 1 0 4	手術支援システム	
1 1 1	内筒	
1 1 2	シャフト部	
1 1 3	基部	40
1 1 4	シャフト部先端	

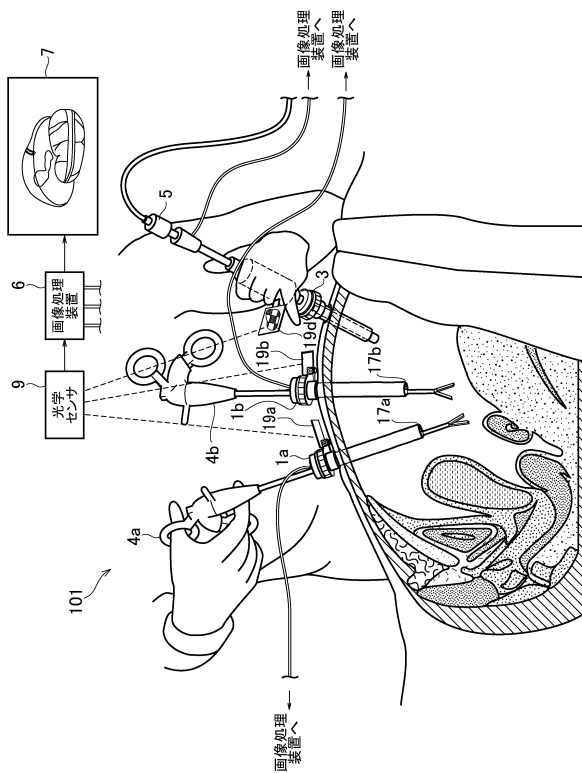
【図 1】



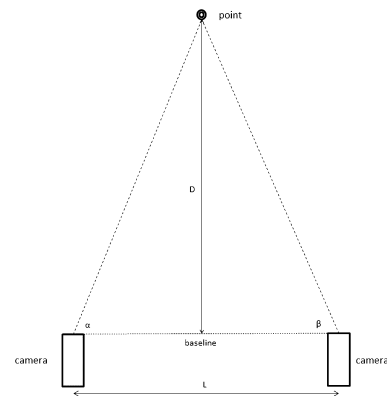
【図 2】



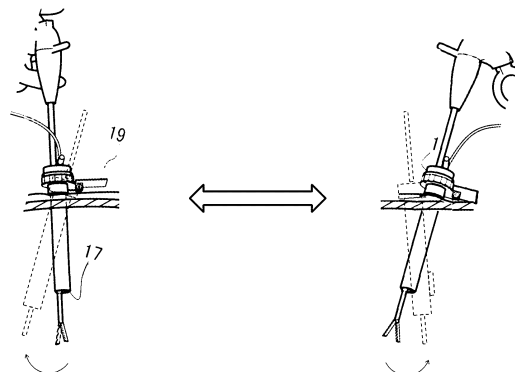
【図 3】



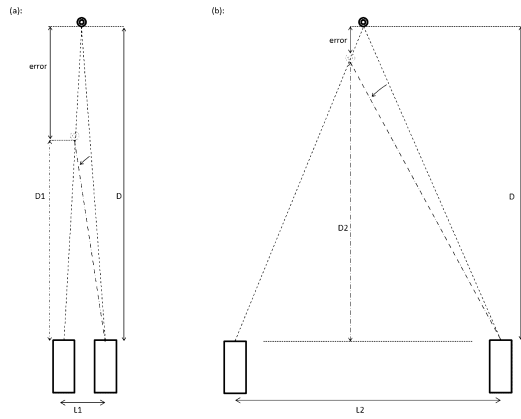
【図 4】



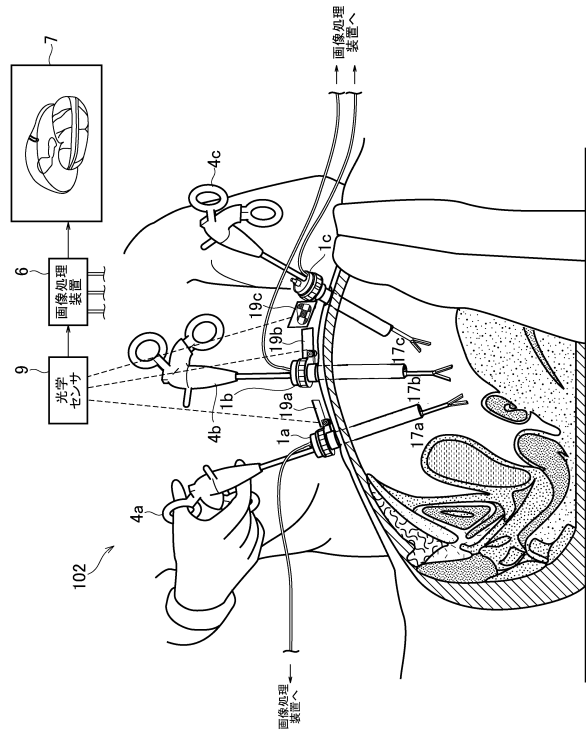
【図 5】



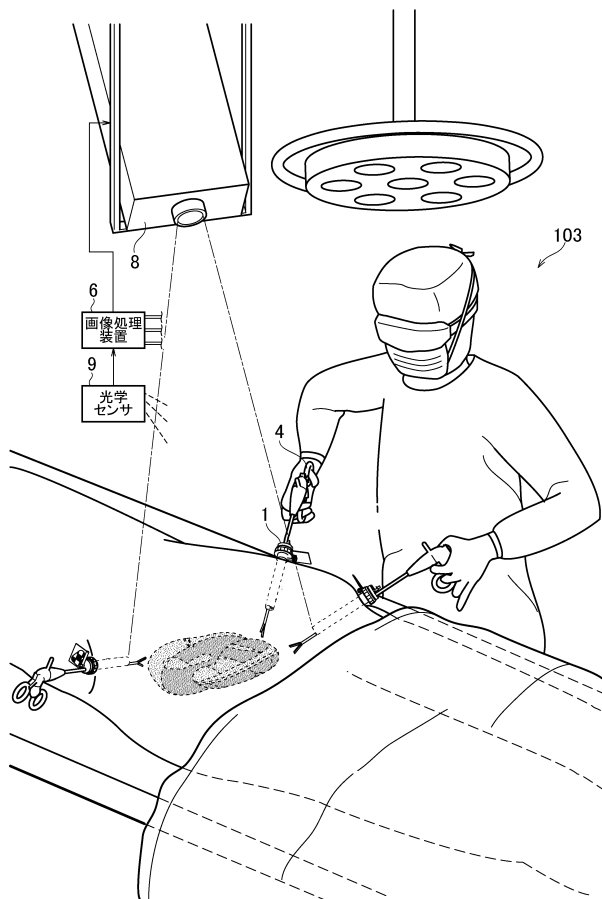
【図 6】



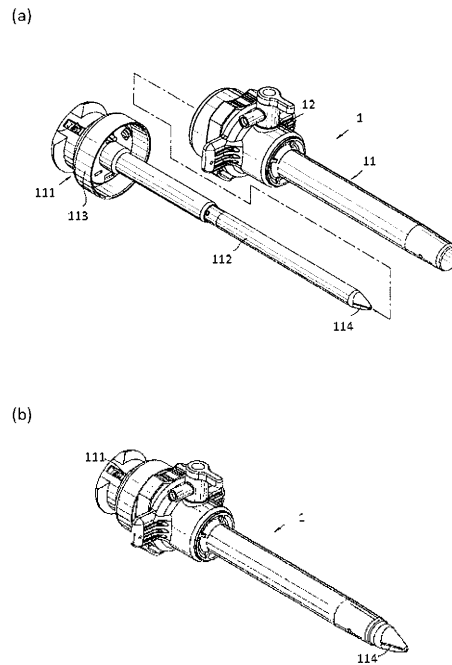
【図 7】



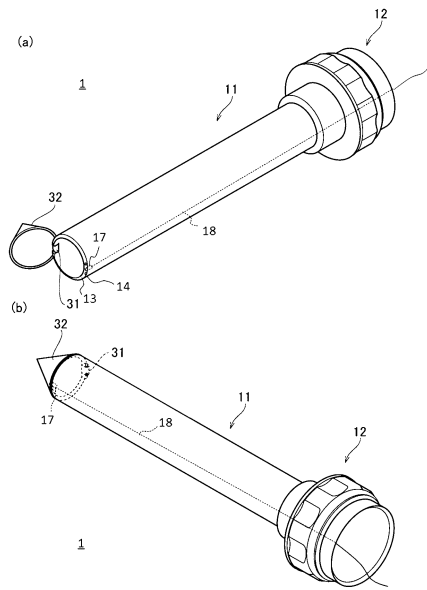
【図 8】



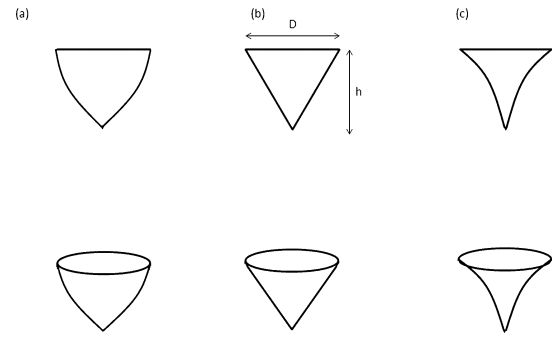
【図 9】



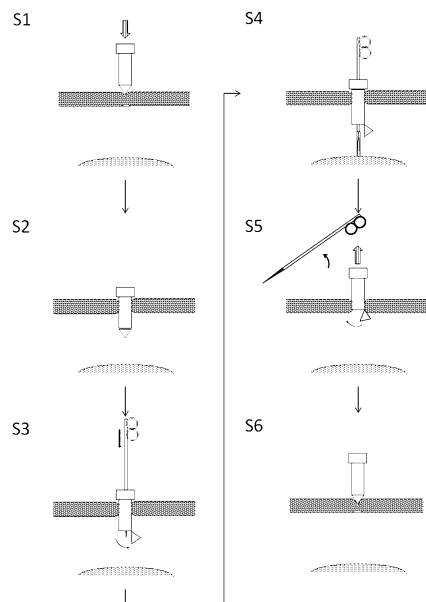
【図 10】



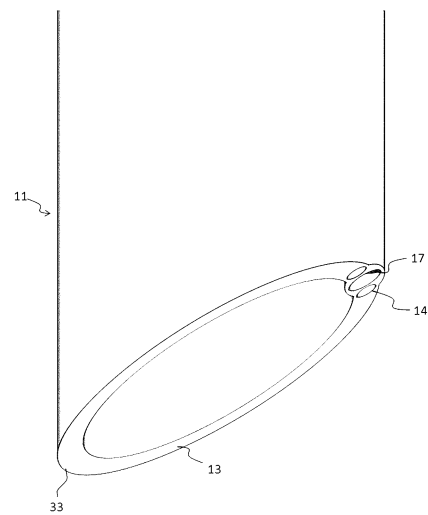
【図 11】



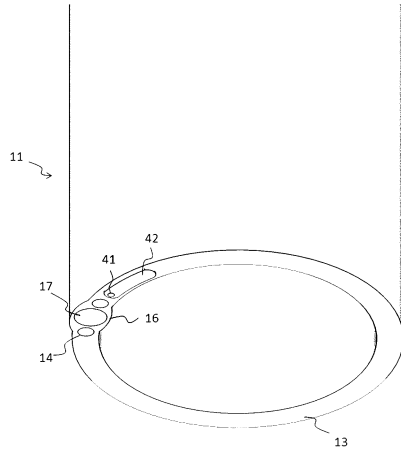
【図 12】



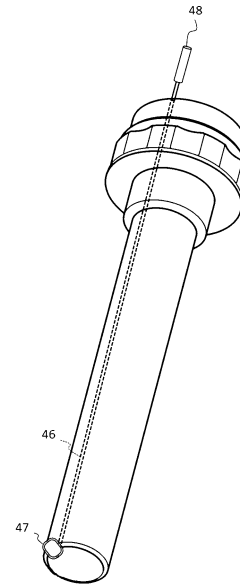
【図 13】



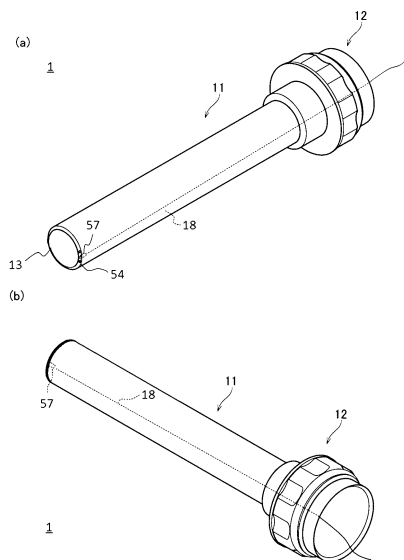
【図 14】



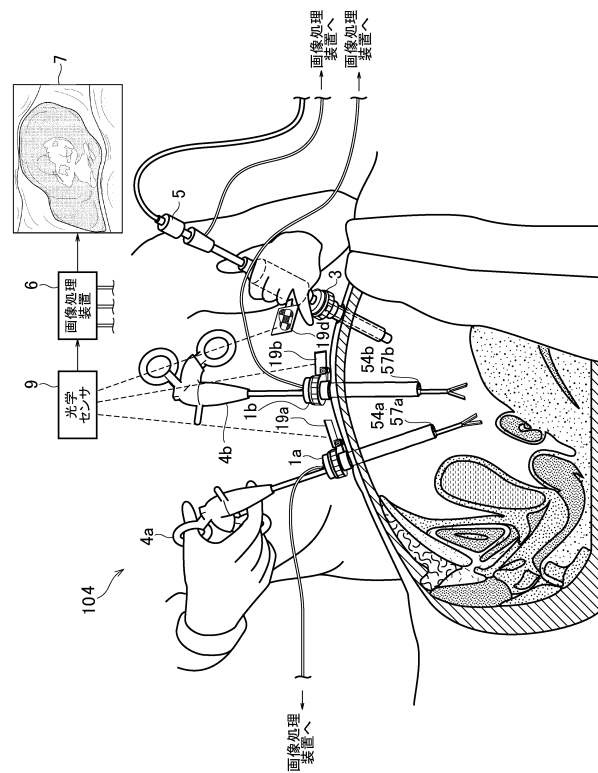
【図 15】



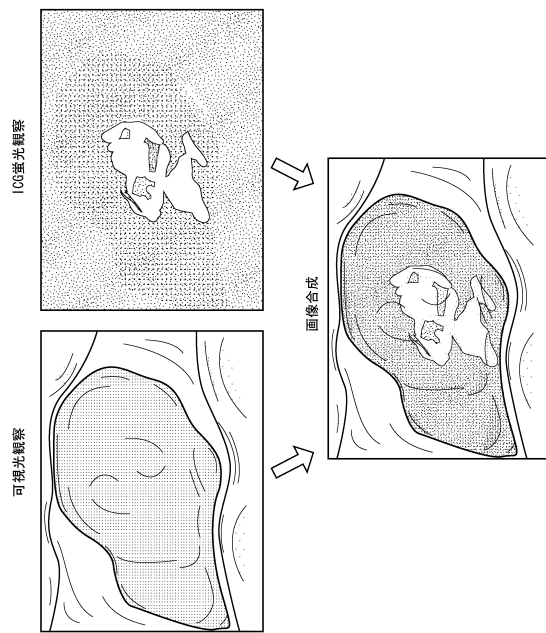
【図 16】



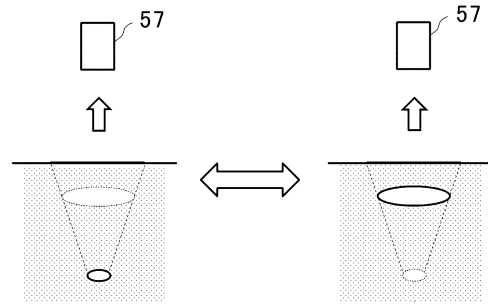
【図 17】



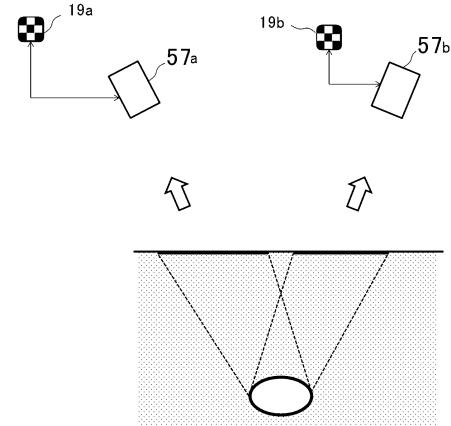
【図 18】



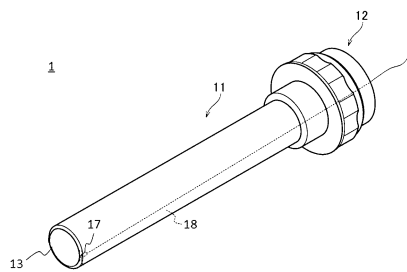
【図 19】



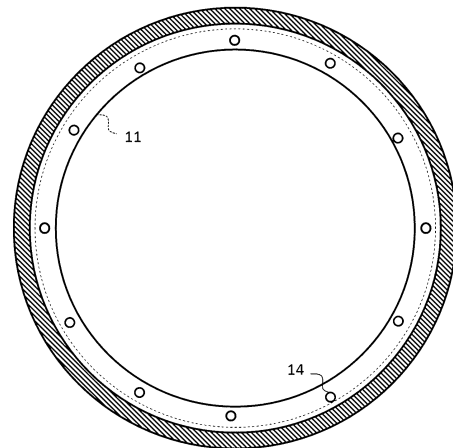
【図 20】



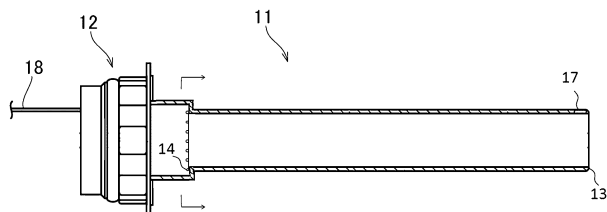
【図 21】



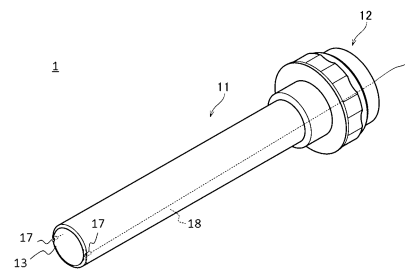
【図 23】



【図 22】



【図 24】



フロントページの続き

(72)発明者 中口 俊哉

日本国千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学大学院工学研究科内

審査官 中村 一雄

(56)参考文献 特開2008-6227(JP,A)

特開2000-245689(JP,A)

米国特許出願公開第2014/0194732(US,A1)

特開平5-68666(JP,A)

特開2003-199703(JP,A)

特開2010-4938(JP,A)

特開平10-151104(JP,A)

特表2008-534237(JP,A)

特開2013-138717(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/34

A61B 1/00

A61B 1/04

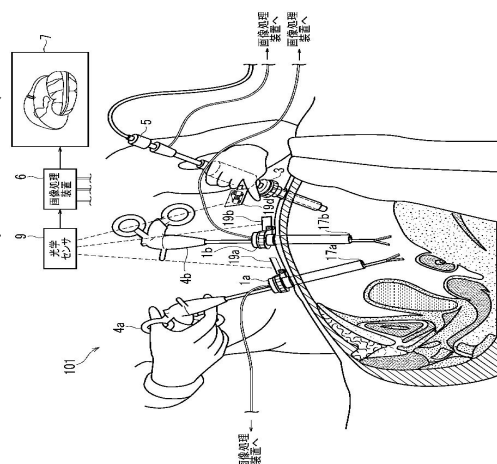
专利名称(译)	套管，端口，手术支持系统		
公开(公告)号	JP5975504B2	公开(公告)日	2016-08-23
申请号	JP2016513927	申请日	2015-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	先进的医疗保健		
申请(专利权)人(译)	先进医疗有限公司 国立大学法人千叶		
当前申请(专利权)人(译)	先进医疗有限公司 国立大学法人千叶		
[标]发明人	高野賢裕 中口俊哉		
发明人	高野 賢裕 中口 俊哉		
IPC分类号	A61B17/34 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B17/02 A61B17/34		
FI分类号	A61B17/34 A61B1/00.320.E A61B1/00.320.Z A61B1/04.370		
代理人(译)	前岛醍醐		
审查员(译)	中村和夫		
优先权	2014150351 2014-07-24 JP		
其他公开文献	JPWO2016013636A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在腹腔镜手术中，缩小视野而不影响微创。套管针（1）具有用于将医疗器械插入体内的管部分（11）和连续地设置在管部分（11）的上部的头部（12），以及管部分到了腹壁。设置有照相机（17）和设置在管部分端面（13）上的光源（14）。摄像机（17）和光源（14）通过电缆连接到外部。由于使用了套管针套管针，因此不需要在腹壁上新开孔，并且可以保持微创性。通过使用套管针摄像机（1），可以在腹腔中插入多个摄像机（17）。这使得拓宽视野成为可能。此外，由于照相机（17）可靠地拍摄钳子（4）的远端部分，因此可以可靠地获得诸如切割部分的重要图像。

【图3】

【图4】



【图5】

