

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-132980

(P2014-132980A)

(43) 公開日 平成26年7月24日(2014.7.24)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/34 (2006.01) A 6 1 B 17/34 4 C 1 6 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01) A 6 1 B 19/00 5 0 2

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-2338 (P2013-2338)
 (22) 出願日 平成25年1月10日 (2013.1.10)

特許法第30条第2項適用申請有り 第12回日本VR
 医学会学術大会 抄録集 2012

(71) 出願人 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
 (71) 出願人 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33号
 (74) 代理人 100079005
 弁理士 宇高 克己
 (74) 代理人 100154405
 弁理士 前島 大吾
 (72) 発明者 中口 俊哉
 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
 Fターム(参考) 4C160 FF45 MM43

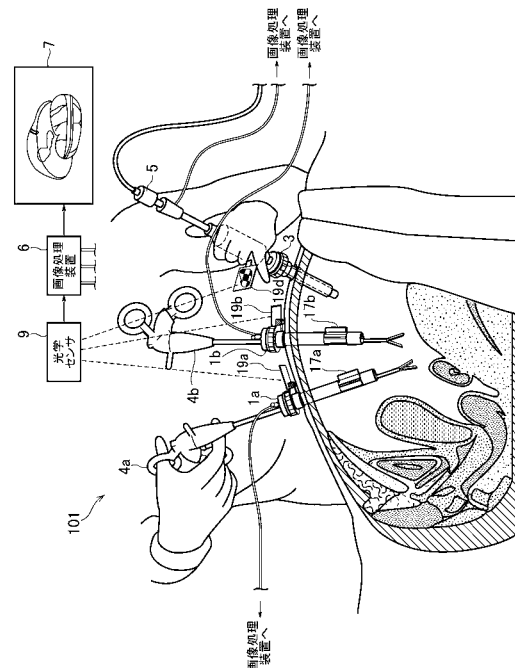
(54) 【発明の名称】 トロカールおよび手術支援システム

(57) 【要約】

【課題】精度の良い腹腔内の3次元形状計測をおこなう手術支援システムおよび手術支援システムに用いられるトロカール提供する。

【解決手段】手術支援システム101は、格納式カメラ17a、17bとマーカ19a、19bを有する鉗子用トロカール1a、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、格納式カメラ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。マーカ19とカメラ17の位置関係は不変である。光学センサ9によりマーカ19位置を検出し、画像処理装置6は、カメラ間距離を推定し、奥行きを推定する。

【選択図】 図1



【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、
前記パイプ部の体内に挿入される位置に設けられる開口部と、
前記開口部を通して、パイプ部内に格納される格納位置とパイプ部外に撮影可能に展開される展開位置とに切替可能に配置されるカメラと、
前記ヘッド部に設けられる位置マーカと、
を有することを特徴とするトロカール。

【請求項 2】

前記位置マーカは光学マーカであ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】

カメラと位置マーカとを有する腹腔鏡と、
格納位置と展開位置とに切替可能な格納式カメラと位置マーカとを有する鉗子用トロカールと、
前記腹腔鏡の位置マーカおよび前記鉗子用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、
前記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 4】

格納位置と展開位置とに切替可能な格納式カメラと位置マーカとを有する、複数の鉗子用トロカールと、
前記鉗子用トロカールの位置マーカの位置を検出する位置センサと、
前記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 5】

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 3 および 4 記載の手術支援システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、トロカールおよびトロカールをもちいた手術支援システムに関し、特に、3次元形状計測に関する。

【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。

【0003】

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。腹腔内での鉗子位置の把握は術者の経験に依るところが大きい。特に、モニタに表示される映像からは、奥行きに係る画像情報が得られないため、術者が経験と勘を頼りに奥行きを推定せざるを得ない。未熟な術者が、鉗子を挿入し過ぎて、臓器等との誤接触が発生するおそれもある。

【0004】

10

20

30

40

50

このような課題に対し、鉗子に設けられた位置センサに基づいて、鉗子の過度進入を注意喚起する近接覚手術ナビゲーションシステムが提案されている（非特許文献1）。これにより、奥行きに係る画像情報が得られなくとも、鉗子の過度進入による誤接触を防止できる。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】本多有芽，佐藤生馬，中村亮一，腹腔鏡下手術における近接覚手術ナビゲーションシステムの有効性の評価，第20回日本コンピュータ外科学会大会，横浜，11月22-24日，2011，日本コンピュータ外科学会誌 13(3):280-1， 2011

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記ナビゲーションシステムは、術者の負担を軽減するものであるが、3次元形状計測に関するものではない。

【0007】

腹腔鏡下手術における視野を革新的に改善するためには、腹腔内の奥行きを推定し、3次元形状を計測し、再現(モニタ表示など)する必要がある。

【0008】

ところで、立体内視鏡が製品化されており、立体内視鏡を用いることにより、腹腔内の3次元形状計測は可能である。立体内視鏡は2つのカメラを有し、2つのカメラと対象ポイントとが形成する三角形に基づいて、奥行きを推定する。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、その結果、奥行き推定の精度が良くない。

20

【0009】

本発明は上記課題を解決するものであり、精度の良い腹腔内の3次元形状計測をおこなう手術支援システムおよび手術支援システムに用いられるトロカール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】

【0010】

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、前記パイプ部の体内に挿入される位置に設けられる開口部と、前記開口部を通して、パイプ部内に格納される格納位置とパイプ部外に撮影可能に展開される展開位置とに切替可能に配置されるカメラと、前記ヘッド部に設けられる位置マーカと、を有する。

30

【0011】

更に好ましくは、前記位置マーカは光学マーカである。

【0012】

3次元形状計測の基本原理として、カメラ間距離の推定精度が向上すれば、奥行き推定精度も向上する。本発明のトロカールには、格納式カメラと位置マーカとが設けられており、トロカールが変動しても両者の位置関係は不変である。したがって、位置マーカを精度よく検出すれば、格納式カメラの位置を精度よく推定でき、その結果、奥行きも精度よく推定できる。

40

【0013】

上記課題を解決する本発明に係る手術支援システムは、カメラと位置マーカとを有する腹腔鏡と、格納位置と展開位置とに切替可能な格納式カメラと位置マーカとを有する鉗子用トロカールと、前記腹腔鏡の位置マーカおよび前記鉗子用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、前記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。

50

【 0 0 1 4 】

一般に、腹腔鏡下手術において、複数の鉗子が用いられる。その結果、腹腔鏡以外にも、複数のカメラ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。

【 0 0 1 5 】

一般に、腹腔鏡下手術において、複数の鉗子用のトロカール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 1 6 】

上記課題を解決する本発明に係る手術支援システムは、格納位置と展開位置とに切替可能な格納式カメラと位置マーカとを有する、複数の鉗子用トロカールと、前記鉗子用トロカールの位置マーカの位置を検出する位置センサと、前記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 7 】

これにより、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。更に、腹腔鏡が不要となるため、低侵襲性が向上する。

【 0 0 1 8 】

更に好ましくは、前記手術支援システムは、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 9 】

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。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、精度良く腹腔内の3次元形状計測をおこなうことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 手術支援システム < 実施例 1 >

【 図 2 】 格納式カメラとマーカとを有するトロカール

【 図 3 】 トロカール変形例

【 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 >

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

< 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 1 は、手術支援システム 101 の概略構成である。

【 0 0 2 3 】

手術支援システム 101 は、格納式カメラ 17 a , 17 b とマーカ 19 a , 19 b を有する鉗子用トロカール 1 a , 1 b (詳細後述) と、腹腔鏡用トロカール 3 と、鉗子 4 a , 4 b と、マーカ 19 d を有する腹腔鏡 5 と、格納式カメラ 17 a , 17 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 7 と、光学センサ 9 とを備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

鉗子 4 a , 4 b 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 1 a , 1 b に挿通させる。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 1 以上あればよい。

【 0 0 2 5 】

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 1 9 d 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。

10

【 0 0 2 6 】

光学センサ 9 は、マーカ 1 9 a , 1 9 b , 1 9 d 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。

【 0 0 2 7 】

～トロカール構成～

格納式カメラを有するトロカールの構成について説明する。図 2 は、格納式カメラを有するトロカールの斜視図である。図 2 (a) と図 2 (b) とは、視点が異なる。

20

【 0 0 2 8 】

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 は、その大部分が腹壁の孔に挿入される。ヘッド部 1 2 はパイプ部 1 1 の上部に連続して設けられる。ヘッド部 1 2 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 1 2 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。

【 0 0 2 9 】

パイプ部 1 1 の確実に体内に挿入される位置に開口部 1 3 が設けられている。パイプ部の軸方向であって、かつ、開口部 1 3 一端部に沿って、シャフト 1 4 が配置される。パイプ部 1 1 内壁には複数の軸受 1 5 が固定されており、軸受 1 5 はシャフト 1 4 を回転可能に固定している。シャフト 1 4 端部はトロカール外に延長している。シャフト 1 4 端部には、切替つまみ 1 6 が設けられている。切替つまみ 1 6 は、格納位置と展開位置に切替可能であり、各位置で固定される。

30

【 0 0 3 0 】

シャフト 1 4 には開口部 1 3 に対応する位置に、カメラ 1 7 が一体として剛接合されている。カメラ 1 7 にはケーブル 1 8 が接続されており、ケーブル 1 8 はトロカール 1 内を挿通して、外部の画像処理装置 6 と接続している。

【 0 0 3 1 】

パイプ部 1 1 を腹壁の孔に挿入する際は、切替つまみ 1 6 を格納位置に固定にし、シャフト 1 4 を介してカメラ 1 7 を格納位置とする。これにより、カメラ 1 7 が障害となることなく、パイプ部 1 1 を腹壁の孔に挿入できる。パイプ部 1 1 挿入後、切替つまみ 1 6 を展開位置に固定にし、シャフト 1 4 を介してカメラ 1 7 を展開位置とする。この状態で撮影をおこない、手術後パイプ部 1 1 を抜き取る際は、切替つまみ 1 6 を再び格納位置に固定にし、シャフト 1 4 を介してカメラ 1 7 を格納位置とする。これにより、カメラ 1 7 が障害となることなく、パイプ部 1 1 を腹壁より抜き取ることができる。

40

【 0 0 3 2 】

なお、ケーブル 1 8 をシャフト 1 4 に沿って配置するか、シャフト 1 4 を中空にし、シャフト 1 4 内にケーブル 1 8 を配置すれば、鉗子挿入時にケーブル 1 8 を切断する危険性が無くなるため、更に好ましい。

【 0 0 3 3 】

50

マーカ 19 は、ヘッド部 12 に設けられる。本実施形態においては、一例として白と黒からなるチェッカーフラッグ模様を示しているが、光学センサ 9 がマーカとして認識できれば、これに限定されない。

【0034】

～トロカール変形例～

格納式カメラ 17 とマーカ 19 を有していれば、上記構成に限定されない。図 3 は、変形例にかかるトロカール 2 の斜視図である。図 3 (a) は、カメラ 17 を展開位置に展開した状態図であり、図 3 (b) は、カメラ 17 を格納位置に格納した状態図である。図 2 と共通の構成には同じ符号を付している。トロカール 2 はパイプ部 11 とヘッド部 12 を有する。パイプ部 11 の体内に挿入される位置に開口部 13 が設けられる。パイプ部軸方向の開口部一端部に回動可能なヒンジ機構 21 が設けられており、ヒンジ機構 21 を介してカメラ 17 はパイプ部材 11 に連結される。ヒンジ機構 21 にはねじりバネ 22 が設けられており、通常、ねじりバネ 22 の弾性力はカメラ 17 を展開するように作用する。一方、カメラ 17 にはトロカール外まで延長している引張ケーブル 23 が連結されており、引張ケーブル 23 を引くと、ねじりバネ 22 の弾性力に対抗して、カメラ 17 が開口部 13 に格納される。カメラ 17 にはケーブル 18 が接続されている。

10

【0035】

パイプ部 11 を腹壁の孔に挿入する際は、引張ケーブル 23 を引きカメラ 17 を格納位置とし、パイプ部 11 挿入後、引張ケーブル 23 の引張を解除し、カメラ 17 を展開位置とする。この状態で撮影をおこない、手術後パイプ部 11 を抜き取る際は、引張ケーブル 23 を引きカメラ 17 を再び格納位置とする。

20

【0036】

なお、鉗子 4 の挿入または引き抜く際の引張ケーブル 23 を切断する危険性を低減するように、ケーブル 23 はガイドにより保護されている。

【0037】

マーカ 19 は、ヘッド部 12 に設けられる。なお、図示裏面のチェッカーフラッグ模様を便宜のため点線で表示している。

【0038】

～3次元形状計測～

図 4 は、3次元形状計測の基本原理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 D の推定である。

30

【0039】

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 θ_1 と、カメラ間基線と他のカメラ視線がなす角度 θ_2 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。

【0040】

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 は展開位置に固定されている。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 19 a, 19 b の3次元位置に基づいてカメラ 17 a, 17 b の3次元位置を推定できる。同様に、マーカ 19 d 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。

40

【0041】

さらに、対象ポイントごとに、角度 θ_1 , θ_2 を測定し、上記基本原理に基づき、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。

【0042】

～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

50

験をそのまま生かすことができる。

【0043】

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。

【0044】

ところで、従来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。

【0045】

本実施形態では、格納式カメラ17a, 17bを有するトロカール1a, 1b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。

【0046】

更に、画像処理装置6が3次元画像を作成し、3次元モニター7に3次元画像を出力する。術者は3次元モニター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。

【0047】

～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17a, 17b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17a, 17b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4a, 4bの動きに伴って、トロカール1a, 1bの角度が変わり、その結果、カメラ17a, 17b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。

【0048】

そこで、発明者は、トロカール1a, 1bの微動に連動してカメラ17a, 17bが微動することに着目し、トロカール1a, 1bのヘッド部12にマーカ19a, 19bを設けた。すなわち、マーカ19a, 19bと展開位置のカメラ17a, 17bの位置関係は不変である。一方、マーカ19a, 19b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19a, 19bの3次元位置に基づきカメラ17a, 17bの3次元位置を精度よく推定できる。

【0049】

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19d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。

【0050】

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。

【0051】

(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17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。

【0052】

(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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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 5 5 】

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 5 6 】

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 5 7 】

< 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、格納式カメラ 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 次元モニター 7 とを備えている。

【 0 0 5 8 】

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 5 9 】

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 0 】

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、格納式カメラ 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、格納式カメラ 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 1 】

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 2 】

ただし、腹腔鏡 5 の光源に代替する光源をトロカール 1 (またはカメラ 1 7) に設ける必要がある。

【 0 0 6 3 】

< 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、術者はモニター 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 4 】

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

10

20

30

40

50

宜省略している。手術支援システム 103 は、3次元モニター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。

【0065】

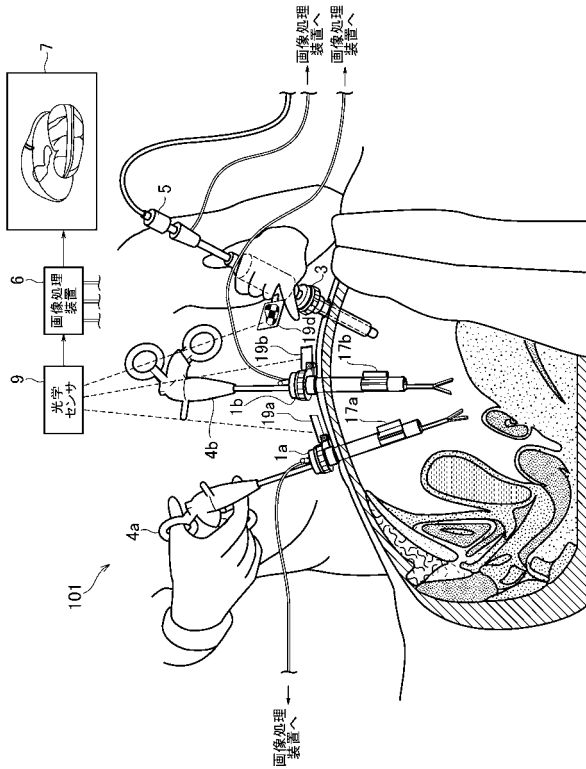
これにより、術者の視線と術野の方向は一致し、開腹手術と同様な現実感を表現できる。すなわち、術者の負担を軽減できる。

【符号の説明】

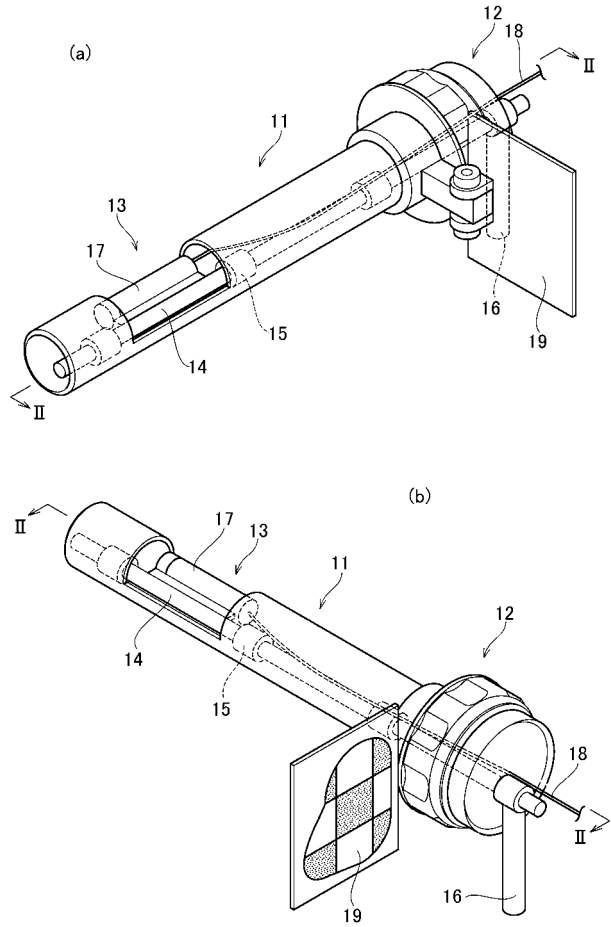
【0066】

- | | | |
|----|-------------|----|
| 1 | トロカール | |
| 2 | トロカール(変形例) | 10 |
| 3 | トロカール(腹腔鏡用) | |
| 4 | 鉗子 | |
| 5 | 腹腔鏡 | |
| 6 | 画像処理装置 | |
| 7 | 3次元モニター | |
| 8 | 3次元プロジェクタ | |
| 9 | 光学センサ | |
| 11 | パイプ部 | |
| 12 | ヘッド部 | |
| 13 | 開口部 | 20 |
| 14 | シャフト | |
| 15 | 軸受 | |
| 16 | 切替つまみ | |
| 17 | カメラ | |
| 18 | ケーブル | |
| 19 | マーカ | |
| 21 | ヒンジ機構 | |
| 22 | ねじりバネ | |
| 23 | 引張ケーブル | |

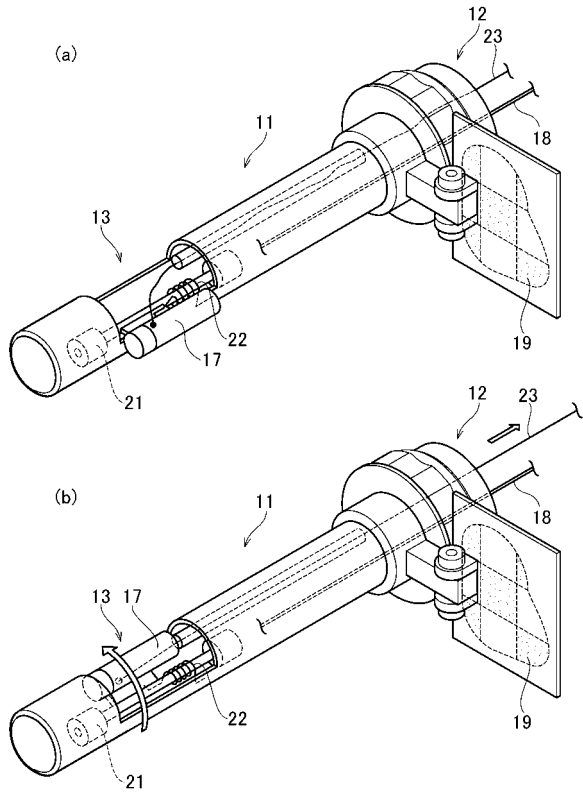
【 図 1 】



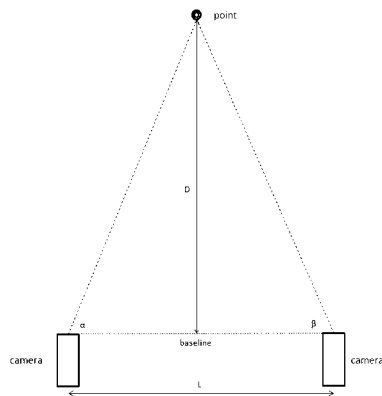
【 図 2 】



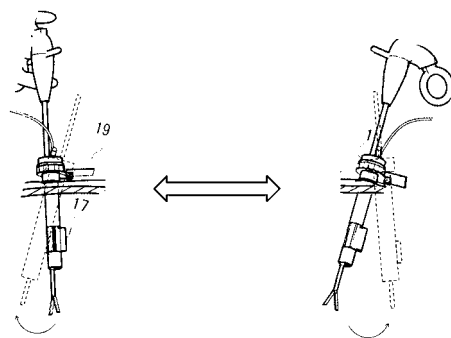
【 図 3 】



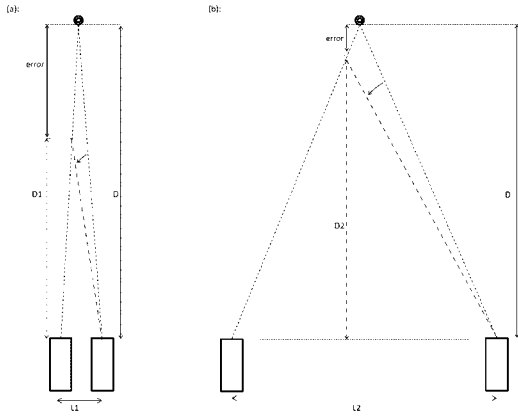
【 図 4 】



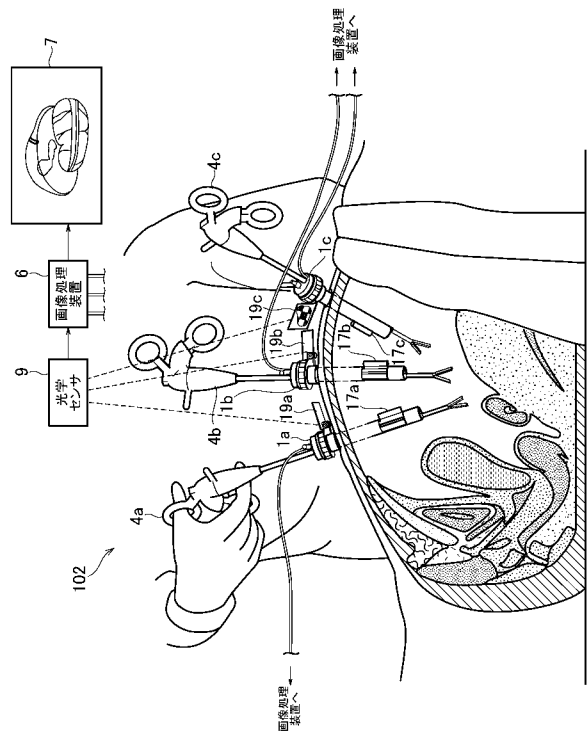
【 図 5 】



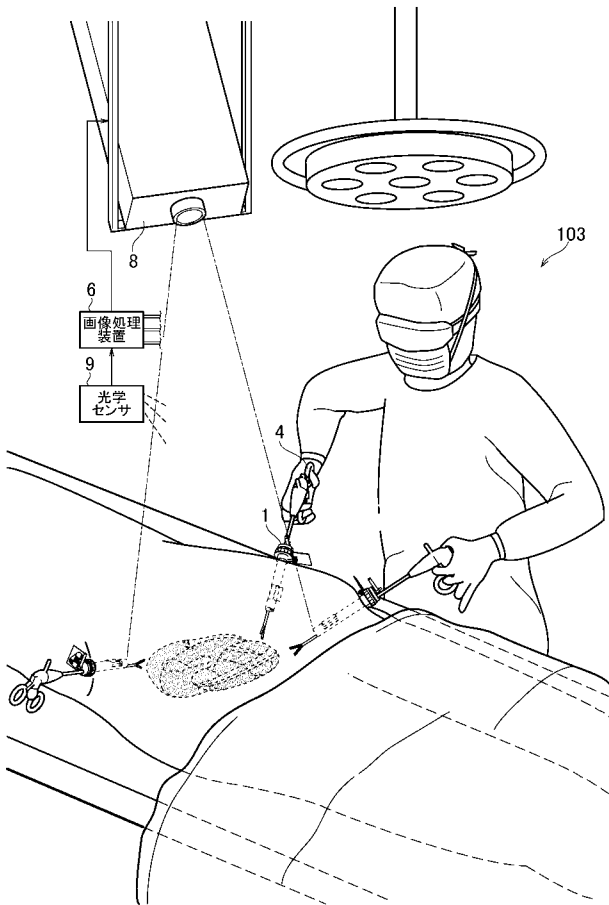
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2014132980A5	公开(公告)日	2016-03-10
申请号	JP2013002338	申请日	2013-01-10
[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		
[标]发明人	中口俊哉		
发明人	中口 俊哉		
IPC分类号	A61B17/34 A61B90/00		
CPC分类号	A61B5/064 A61B17/3421 A61B90/361 A61B2017/00738 A61B2034/2055 A61B2034/2065 A61B2090/371 A61B2090/3937 A61B2090/3983		
FI分类号	A61B17/34 A61B19/00.502		
F-TERM分类号	4C160/FF45 4C160/MM43		
代理人(译)	前岛 醍醐		
其他公开文献	JP2014132980A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于精确测量腹腔的三维形状的外科手术支持系统和用于该外科手术支持系统的套管针。手术支持系统101包括具有可伸缩照相机17a和17b以及标记物19a和19b的钳子套管针1a和1b，腹腔镜套管针3，钳子4a和4b以及具有标记物19d的腹腔镜。参照图5，图像处理装置6用于输入从可伸缩照相机17a，17b获得的图像和从腹腔镜5获得的图像并且将这些图像合成以生成三维图像，图像处理装置6 光学传感器9设置有三维监视器7，该三维监视器7输出由其生成的三维图像。标记器19和照相机17之间的位置关系不变。光学传感器9检测标记物19的位置，并且图像处理装置6估计照相机之间的距离和深度。[选型图]图1