

(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2020-69395

(P2020-69395A)

(43) 公開日 令和2年5月7日(2020.5.7)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)  
A61B 1/313 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00  
A 6 1 B 1/00  
A 6 1 B 1/00  
A 6 1 B 1/313

7 1 4

C

T

テーマコード(参考)

4 C 1 6 1

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2019-194613 (P2019-194613)  
 (22) 出願日 令和1年10月25日 (2019.10.25)  
 (31) 優先権主張番号 62/753,874  
 (32) 優先日 平成30年10月31日 (2018.10.31)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国(US)

(71) 出願人 000005049  
 シャープ株式会社  
 大阪府堺市堺区匠町1番地  
 (74) 代理人 110000338  
 特許業務法人HARAKENZO WORKS  
 P A T E N T & T R A D E M A  
 R K  
 (72) 発明者 佐藤 忠彦  
 大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式  
 会社内  
 (72) 発明者 青木 仁志  
 大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式  
 会社内

最終頁に続く

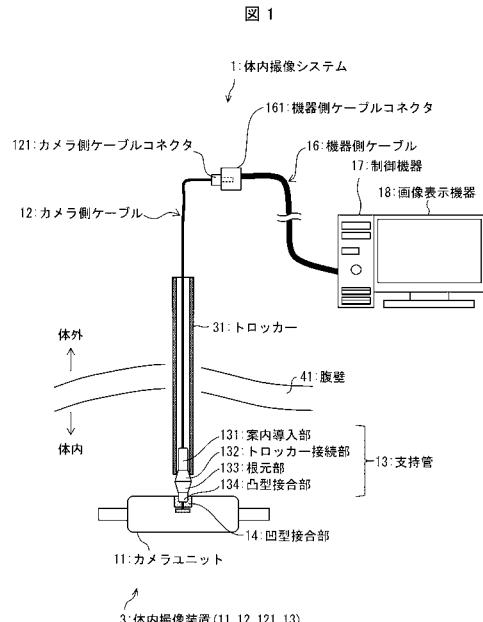
(54) 【発明の名称】体内撮像装置及び体内撮像システム

## (57) 【要約】

【課題】術者の作業性の向上により内視鏡手術時間の短縮を可能とし、患者の負担の低減が可能となる体内撮像装置を実現する。

【解決手段】体内撮像装置(3)は、撮像部(カメラユニット11)が、支持管(13)に対して回転可能であるとともに、所定の回転位置に向けて付勢される構成を備える。

## 【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体内に導入可能な撮像部と、  
少なくとも一方の端部が体内に導入可能であり、前記撮像部との凸型接合部を有する支持管と、  
前記撮像部に接続され、前記支持管を通るケーブルと、を備え、  
前記支持管の凸型接合部に、前記撮像部が接合されている際に、  
前記撮像部が、前記支持管に対して回転可能であるとともに、所定の回転位置に向けて付勢されることを特徴とする、体内撮像装置。

**【請求項 2】**

前記撮像部は、前記支持管の凸型接合部が挿入されるねじりコイルばねを有し、  
前記ねじりコイルばねが、前記支持管に対して前記撮像部を所定の回転位置に向けて付勢させることを特徴とする、請求項 1 に記載の体内撮像装置。

**【請求項 3】**

前記ねじりコイルばねは、前記撮像部の本体に固定された側と反対側の端部に爪部を有し、

前記支持管は、前記凸型接合部に溝部を有し、  
前記支持管の凸型接合部に、前記撮像部が接合されている際に、前記爪部と前記溝部とが係合することを特徴とする、請求項 2 に記載の体内撮像装置。

**【請求項 4】**

前記溝部は、前記支持管の凸型接合部の円周に複数設けられていることを特徴とする、請求項 3 に記載の体内撮像装置。

**【請求項 5】**

前記溝部は、前記支持管の前記撮像部と接合する側の端部に対して、テーパー状に開いていることを特徴とする、請求項 3 に記載の体内撮像装置。

**【請求項 6】**

前記支持管は、一方の端部が体内に導入される管状器具との接続部を、前記撮像部と接合する側の端部とは反対側に有することを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の体内撮像装置。

**【請求項 7】**

前記支持管の接続部は、弾性体から構成されていることを特徴とする、請求項 6 に記載の体内撮像装置。

**【請求項 8】**

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の体内撮像装置と、  
前記体内撮像装置の制御機器と、前記体内撮像装置が撮影した画像を表示する画像表示機器とを備えることを特徴とする、体内撮像システム。

**【請求項 9】**

請求項 6 に記載の体内撮像装置と、  
前記体内撮像装置の制御機器と、前記体内撮像装置が撮影した画像を表示する画像表示機器とを備えることを特徴とする、体内撮像システム。

**【請求項 10】**

請求項 7 に記載の体内撮像装置と、  
前記体内撮像装置の制御機器と、前記体内撮像装置が撮影した画像を表示する画像表示機器とを備えることを特徴とする、体内撮像システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は体内撮像装置及び体内撮像システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

10

20

30

40

50

内視鏡手術は、患者を開腹することなく、検査や治療処置を行う低侵襲性の手術である。内視鏡手術では、鉗子等の処置具と内視鏡とが別々に、患者の腹部等における体壁（例えば腹壁）に穿刺した管状器具（トロッカー）を通して体腔内に導入される。

#### 【0003】

術者は、体腔内に挿入された処置具の先端部分の画像を内視鏡の観察視野内に捕らえ、処置具による患部の処置状態を観察しながらその処置作業を行う。術者は臓器の切開や縫合等の処置を行う際には、内視鏡を臓器に近づけて画像を拡大して観察を行うが、そうすると視野が非常に狭くなってしまう。従って、作業領域外の状態（例えば、作業領域外の処置具の動き、出血状態、ガーゼ等の残留物の残留状態）を広く把握できるような装置の実現が要望されている。

10

#### 【0004】

特許文献1に開示される体内撮像装置は、このような要望に応える装置である。体腔内に導入可能なカメラユニットは、体腔内においてトロッカーと接続される。また、カメラユニットとトロッカーとの接続はケーブルを通した支持管を介して行われる。これにより、特許文献1の体内撮像装置は、体腔内での接続作業の実行、確実な固定と、ケーブルによる通信の確保を可能とし、トロッカーの固定により、適切な位置から作業領域を含めた範囲の撮影を可能としている。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0005】

【特許文献1】国際公開公報WO2016203864A1

20

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

患者の負担を低減するため、術者が、処置作業をより効率よく実行できるように、特許文献1の体内撮像装置においても更なる改良が求められる。例えば、処置作業中に処置具がカメラユニットに接触すると、撮影画面が術者の望む角度と変わってしまい、術者はそれを戻す操作を行わなければならず、煩雑であるという課題があげられる。

#### 【0007】

本発明の一態様は、上記課題を解決して、術者の作業性の向上により内視鏡手術時間の短縮を可能とし、患者の負担の低減が可能な体内撮像装置を実現することを目的とする。

30

#### 【0008】

また、本発明の一態様は、上記課題を解決して、術者の作業性の向上により内視鏡手術時間の短縮を可能とし、患者の負担の低減が可能となる体内撮像システムを実現することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

(1) 本発明の一実施形態は、体内に導入可能な撮像部（カメラユニット）と、少なくとも一方の端部が体内に導入可能であり、前記撮像部との凸型接合部を有する支持管と、前記撮像部に接続され、前記支持管を通るケーブル（カメラ側ケーブル）と、を備え、前記支持管の凸型接合部に、前記撮像部が接合されている際に、前記撮像部が、前記支持管に対して回転可能であるとともに、所定の回転位置に向けて付勢されることを特徴とする、体内撮像装置である。

40

(2) 本発明のある実施形態は、上記(1)の構成に加え、前記撮像部が、前記支持管の凸型接合部が挿入されるねじりコイルばねを有し、前記ねじりコイルばねが、前記支持管に対して前記撮像部を所定の回転位置に向けて付勢させることを特徴とする、体内撮像装置である。

(3) 本発明のある実施形態は、上記(2)の構成に加え、前記ねじりコイルばねが、前記撮像部の本体に固定された側と反対側の端部に爪部を有し、前記支持管が、前記凸型接合部に溝部を有し、前記支持管の凸型接合部に、前記撮像部が接合されている際に、前記

50

爪部と前記溝部とが係合することを特徴とする、体内撮像装置である。

(4) 本発明のある実施形態は、上記(3)の構成に加え、前記溝部が、前記支持管の凸型接合部の円周に複数設けられていることを特徴とする、体内撮像装置である。

(5) 本発明のある実施形態は、上記(3)または(4)の構成に加え、前記溝部が、前記支持管の前記撮像部と接合する側の端部に対して、テーパー状に開いていることを特徴とする、体内撮像装置である。

(6) 本発明のある実施形態は、上記(1)から(5)の構成に加え、前記支持管が、一方の端部が体内に導入される管状器具(トロッカー)との接続部(トロッカー接続部)を、前記撮像部と接合する側の端部とは反対側に有することを特徴とする、体内撮像装置である。

(7) 本発明のある実施形態は、上記(6)の構成に加え、前記支持管の接続部が、弾性体から構成されていることを特徴とする、体内撮像装置である。

(8) 本発明のある実施形態は、上記(1)から(5)のいずれかの体内撮像装置と、前記体内撮像装置の制御機器と、前記体内撮像装置が撮影した画像を表示する画像表示機器とを備えることを特徴とする、体内撮像システムである。

である。

(9) 本発明のある実施形態は、上記(6)の体内撮像装置と、前記体内撮像装置の制御機器と、前記体内撮像装置が撮影した画像を表示する画像表示機器とを備えることを特徴とする、体内撮像システムである。

(10) 本発明のある実施形態は、上記(7)の体内撮像装置と、前記体内撮像装置の制御機器と、前記体内撮像装置が撮影した画像を表示する画像表示機器とを備えることを特徴とする、体内撮像システムである。

#### 【発明の効果】

#### 【0010】

本発明の一態様によれば、術者の作業性の向上により内視鏡手術時間の短縮を可能とし、患者の負担の低減が可能となる体内撮像装置が実現できる。

#### 【0011】

また、本発明の一態様によれば、術者の作業性の向上により内視鏡手術時間の短縮を可能とし、患者の負担の低減が可能となる体内撮像システムが実現できる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0012】

【図1】本発明の実施形態1に係る体内撮像システム、体内撮像装置の構成を示す模式図である。

【図2】(a)、(b)は、本発明の実施形態1に関するカメラユニットを模式的に示す、縦断面図、上面図である。

【図3】(a)～(f)は、本発明の実施形態1に係る体内撮像装置の患者への設置方法を、順を追って示す模式図である。

【図4】本発明の実施形態1に係る体内撮像システムの使用状況を示す模式図である。

【図5】(a)は、本発明の実施形態1に関する支持管とカメラユニットとの接合部分を示す模式図である。(b)は、その凹型接合部付近の拡大図、(c)は凹型接合部のねじりコイルばねを示す図、(d)はその凸型接合部付近の拡大図である。

【図6】(a)、(b)は、本発明の実施形態1に関する凸型接合部の、ねじりコイルばねが係合した状態の模式図とその横断面図である。

【図7】(a)、(b)は、本発明の実施形態2に関する凹型接合部の構成を示す模式図、横断面図である。(c)、(d)は、それに凸型接合部が接合した状態を示す縦断面図、横断面図である。

【図8】(b)、(a)は、本発明の実施形態3に関する凸型接合部の、ねじりコイルばねが係合した状態の模式図と、その横断面図である。

【図9】(b)、(a)は、本発明の実施形態3に関する凸型接合部の、ねじりコイルばねが係合した状態の模式図と、その横断面図である。

【図10】(a)～(c)は、本発明の実施形態4に関する凸型接合部が、ねじりコイルばねに係合する状況を順を追って示す模式図である。

【図11】(b)、(a)は、本発明の実施形態5に関する凸型接合部の、ねじりコイルばねが係合した状態の模式図と、その横断面図である。

【図12】(a)は、本発明の実施形態6に関する凸型接合部を示す模式図である。(b)、(c)は、それにねじりコイルばねが係合した状態の模式図とその横断面図である。

【図13】本発明の実施形態7に関する支持管とカメラユニットとを示す模式図である。

【図14】(a)は、比較例の体内撮像装置における支持管とカメラユニットとを示す縦断面図である。(b)は、それらの接合部付近の模式図、(c)はカメラユニットの上面図である。

10

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0013】

本発明の実施形態について、以下に説明する。なお、各図面に記載した構成の形状、並びに、長さ、大きさ及び幅などの寸法は、実際の形状や寸法を必ずしも正確に反映させたものではなく、図面の明瞭化及び簡略化のために適宜変更している。

##### 【0014】

###### 〔実施形態1〕

本発明の実施形態1が、図1から図6に基づいて詳細に説明される。

20

##### 【0015】

###### (体内撮像システムの構成)

実施形態1に係る体内撮像システム1の構成が図1に示される。体内撮像システム1は、実施形態1に係る体内撮像装置3、機器側ケーブル16、機器側ケーブルコネクタ161、制御機器17と、画像表示機器18とを備える。体内撮像装置3は、カメラユニット11(撮像部)、カメラ側ケーブル12(ケーブル)、カメラ側ケーブルコネクタ121と、支持管13とを備える。

##### 【0016】

カメラユニット11は、カメラ側ケーブル12及び機器側ケーブル16を介して、制御機器17に電気的に接続される。カメラ側ケーブル12と機器側ケーブル16とは、それぞれに設けられたカメラ側ケーブルコネクタ121と機器側ケーブルコネクタ161により、接続可能である。これにより、制御機器17は、撮影のために必要な制御をカメラユニット11に対して行い、カメラユニット11で撮像された映像を受信する。制御機器17は、カメラユニット11から受信した映像を画像表示機器18に表示させる。なお、制御機器17と画像表示機器18とは、別筐体に納められている必要はなく、一体に構成されてもよい。

30

##### 【0017】

体内撮像システム1では、カメラユニット11と制御機器17との間の信号の伝送と電力の供給に、カメラ側ケーブル12を用いた有線方式を採用している。これにより、信号の伝送が高速化でき、また、信号の送受信が安定化される。また、有線方式の採用により、無線方式に比べて低電力で通信を行えてカメラユニット11の発熱が小さい。更に、カメラユニット11は、電源を外部から供給することで小型化され、カメラユニット11を体内に導入する際の穿刺孔(ポート)を小さくできる。従って、体内撮像装置3を、低侵襲にでき、患者への負担が少なくすることができる。

40

##### 【0018】

支持管13は、上下方向への貫通孔を有した管状の部材である。貫通孔にはカメラ側ケーブル12が通り、支持管13はカメラ側ケーブル12に沿って移動が可能である。支持管13には、上から順に、案内導入部131、トロッカー接続部132(一方の端部が体内に導入される管状器具との接続部)、根元部133、凸型接合部134を有している。ここで、上下の方向は、支持管13の説明のための便宜的なものである。

##### 【0019】

案内導入部131は、トロッカー31(一方の端部が体内に導入される管状器具)の管

50

内に挿入され得る。トロッカー接続部 132 は、案内導入部 131 の下端から、下方に向けて直径が広がるテーパー状の円錐台状の部分である。トロッカー 31 の体内側の端部に、トロッカー接続部 132 が接触して、トロッカー 31 と支持管 13 とが固定され得る。根元部 133 は、トロッカー接続部 132 の下端から、下方に向けて直径が狭まるテーパー状の円錐台状の部分である。支持管 13 の下端の凸型接合部 134 は、カメラユニット 11 の凹型接合部 14 と接合する部分である。

【0020】

図 1 は、体内撮像装置 3 が患者に設置された状態を示す模式図である。図 1 には、体内撮像システム 1 に加えて、患者の腹壁 41 と、腹壁 41 に穿刺されたトロッカー 31 (管状器具) とが合わせて示される。トロッカー 31 を用いて患者の体内にカメラユニット 11 を固定する方法 (体内撮像装置 3 を患者に設置する方法) については、後述される。なお、実施形態 1 では、体壁が腹壁 41 であるものとして説明されるが、体壁は腹壁 41 に限定されない。

10

【0021】

(カメラユニットの構成)

図 2 は、体内撮像装置 3 の主要部であるカメラユニット 11 の構成を示す模式図である。図 2 の (a) は側方断面図であり、図 2 の (b) は上面図である。カメラユニット 11 は、カメラ筐体 111 を備える。カメラ筐体 111 の内部に、撮像素子 115、レンズ 116、照明素子 117、制御回路 118 と、回路基板 119 とが設けられている。回路基板 119 は、撮像素子 115、照明素子 117、制御回路 118 にそれぞれ電気的に接続され、それぞれとの間で、電力や信号等の受け渡しを行う。

20

【0022】

撮像素子 115 は、レンズ 116 を通して、カメラユニット 11 外部を撮影する。撮像素子 115 は、小型で低消費電力のものが好ましく、CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどが好適に利用される。照明素子 117 は、撮影視野を照らすことで、カメラユニット 11 が撮影する映像を明瞭にする。照明素子 117 は、小型のものが好ましく、例えば LED (Light Emitting Diode) などが好適に利用できる。なお、照明素子 117 はカメラ筐体 111 内に単数備えられていてもよいが、図 2 に示すように、複数備えられていてもよい。制御回路 118 は、制御機器 17 からの指示に基づいて、撮像素子 115 の動作指示や撮影条件の制御、照明素子 117 の動作の制御等を行う。

30

【0023】

カメラ筐体 111 の上面には、凹型接合部 14 が設けられている。凹型接合部 14 は、円形開口の孔構造をもち、支持管 13 の凸型接合部 134 が脱着可能である。カメラユニット 11 と支持管 13 との接合の状況については、詳細に後述される。

【0024】

カメラ筐体 111 の対向する両側面それぞれには握持部 112 が設けられている。術者は、鉗子を用いて握持部 112 を把持することで、体内に導入されたカメラユニット 11 の向きを変えたり、移動させたりすることができる。

40

【0025】

カメラ側ケーブル 12 は、電気的には回路基板 119 に接続されており、凹型接合部 14 の内部を通るようにしてカメラユニット 11 の外部に導出されている。回路基板 119 及びカメラ側ケーブル 12 の接続箇所は樹脂などで封止されている。さらに、凹型接合部 14 内部の、カメラ側ケーブル 12 が引き出される部分 (凹型接合部 14 の底部) において、カメラ側ケーブル 12 が凹型接合部 14 の底部に接着固定されている。その接着固定の例として、接着剤や O リング (オーリング) による封止固定がされており、この部分からカメラユニット 11 内への浸水や異物混入等が起きない構成となっている。カメラ側ケーブル 12 は、トロッカー 31 を通して体腔内に導入されるため、柔軟な材料で形成されている。また、カメラ側ケーブル 12 は、テンションによりカメラユニット 11 をトロッカー 31 に対して固定するための十分な強度を有している。

50

## 【0026】

(体内撮像装置の基本的な使用方法)

次に、体内撮像装置3を患者に設置する方法を説明する。図3の(a)～(f)は、体内撮像装置3を患者に設置する方法を順を追って示す模式図である。

## 【0027】

図3の(a)に示すように、まず、術者は、鉗子33a～33cや内視鏡34を体腔内に挿入するための穿刺孔(ポート)を開け、ポートにトロッカ-32a～32cを挿入する。さらに、カメラユニット11を体腔内に設置するために、腹壁41における、患部を含む箇所を見渡すことのできる位置(体内を俯瞰的に観察し得る位置)にポートを開け、トロッカ-31を挿入する。具体的には、針形状のオブチュレータをトロッカ-31内に通した状態でオブチュレータをポート位置に穿刺することでトロッカ-31が腹壁41に挿入される。

10

## 【0028】

トロッカ-31は、低侵襲性を実現するために、直径が短いものが好ましい。具体的には、トロッカ-31は、直径が3mm以下であることが好ましい。なお、トロッカ-32a～32c及びトロッカ-31の少なくとも一つが挿入された後、術者は、トロッカ-を通してガスを体内に送り、前もって体腔内を膨張させ、器具を挿入する空間を確保しておく。

20

## 【0029】

次に、図3の(b)に示すように、術者は、トロッカ-32cを通して内視鏡34を体腔内に挿入し、内視鏡34を用いて体内を観察する。術者は、体内を観察しながら、鉗子33aで把持したカメラユニット11、カメラ側ケーブル12、及びカメラ側ケーブル12に通された支持管13を、トロッカ-32bを通して体腔内に挿入する。

## 【0030】

次に、図3の(c)に示すように、術者は、鉗子33aを操作してカメラユニット11をトロッカ-31の近傍に移動させるとともに、トロッカ-31を通して鉗子33bを体腔内に挿入する。

## 【0031】

次に、図3の(d)に示すように、術者は、鉗子33bにてカメラ側ケーブル12を挟んだ状態で鉗子33bをトロッカ-31から引き抜くことで、カメラ側ケーブル12を体外に導出する。このとき、カメラユニット11(その握持部112)は鉗子33aによって把持された状態となっている。このように、カメラ側ケーブルコネクタ121は、トロッカ-31を通って体内から体外へ引き出される。そのため、カメラ側ケーブルコネクタ121の外径は、少なくとも、トロッカ-31の内径より小さく構成されている。換言すれば、カメラ側ケーブルコネクタ121の外径を小さくすれば、トロッカ-31の内径を小さくすることができ、さらに支持管13の径を小さくすることができる。これにより、体内撮像システム1は、低侵襲性が向上するといった効果を奏する。なお、カメラユニット11側から体腔内に挿入されている例を図示しているが、カメラ側ケーブルコネクタ121側を先に体腔内に挿入し、それを鉗子で掴んでからカメラユニット11を体内に挿入する手順でも構わない。

30

## 【0032】

次に、図3の(e)に示すように、術者は、体外に導出したカメラ側ケーブル12を、鉗子や手などで引き上げることで、支持管13の上端をトロッカ-31の開口に近接させる。

40

## 【0033】

次に、図3の(f)に示すように、術者は、カメラ側ケーブル12及びカメラユニット11をさらに引き上げることで、支持管13上端の案内導入部131とトロッカ-接続部132の上部をトロッカ-31の体内側の端部に挿入する。支持管13のトロッカ-接続部132の外形は円錐台状であり、支持管13の上端がトロッカ-31の管内に入り込むようにして、トロッカ-接続部132のテーパー部分がトロッカ-31の体内側の端部に

50

接触する。こうして、支持管13とトロッカー31とが接続される。また、術者は、カメラユニット11の凹型接合部14に支持管13の凸型接合部134を嵌め込む。こうして、支持管13の上方(トロッカー接続部132)とトロッカー31の体内側の端部とを接続するとともに、支持管13の下端(凸型接合部134)とカメラユニット11の凹型接合部14とを接合する。そして、カメラユニット11を引き上げているカメラ側ケーブル12のテンションを維持するように、カメラ側ケーブル12を固定する。

## 【0034】

こうして、カメラユニット11が、トロッカー31に対して固定され、図1に示された状態となる。

## 【0035】

カメラユニット11を体内に設置した後の、処置時の体内撮像システム1の使用状況は次の通りである。

## 【0036】

図4は、体内撮像システム1の使用状況を示す模式図である。カメラ側ケーブルコネクタ121が機器側ケーブルコネクタ161に嵌め込まれて、カメラ側ケーブル12と機器側ケーブル16とが接続される。これにより、カメラユニット11で撮影された臓器42内の全体映像は制御機器17によって画像表示機器18に表示される。また、内視鏡34によって撮影される処置部の局所映像は、内視鏡制御機器67によって内視鏡画像表示機器68に表示される。

## 【0037】

従って術者は、臓器の切開や縫合等の処置を行う際に、内視鏡34を臓器に近づけて画像を拡大して観察を行うことができる。更に、術者は、体内撮像システム1によって、処置作業領域外の状態(例えば、作業領域外の処置具の動き、出血状態、ガーゼ等の残留物の残留状態)も含めて、全体の状況を把握できる。よって、内視鏡34のみを観察に使用していたときと比べて、手術が効率的に行えるようになる。

## 【0038】

使用後のカメラユニット11の回収については以下のとおりである。

## 【0039】

まず、術者は、体内のカメラユニット11の握持部112を鉗子33aにて把持した状態で、カメラ側ケーブル12のテンションを解除する。そして術者は、支持管13の根元部133を別の鉗子33cで挟み、テーパーに沿って鉗子を滑らせることで支持管13とカメラユニット11とを分離する。次いで、術者は、支持管13をトロッカー31から引き離し、その後、トロッカー32bから、カメラユニット11、カメラ側ケーブル12、及び支持管13を体外に導出する。このように、カメラ側ケーブル12およびカメラ側ケーブルコネクタ121は、カメラユニット11の回収時に一旦体内に戻すこととなる。そのため、機器側ケーブルコネクタ161、及び、機器側ケーブル16のうち、カメラ側ケーブル12と接触する所定長さの部分は清潔を維持する必要がある。

## 【0040】

なお、図3の例では、トロッカー31から挿入した鉗子33bにてカメラ側ケーブル12の先端部を体外へ引き出す構成としていたが、カメラ側ケーブル12を引き上げるためにカメラ側ケーブルコネクタ121と接続可能にした専用の治具を用いてもよい。例えば、カメラ側ケーブルコネクタ121の先端部に磁石あるいは磁性体を取り付けておき、先端部に保持磁石を有する引き出し具(図示せず)をトロッカー31に挿入して、磁力の引き合いを用いて引き出す構成としてもよい。

## 【0041】

(支持管とカメラユニットとが接合する部分の構成)

次に、実施形態1に係る体内撮像システム1及び体内撮像装置3の特徴的な構成である、支持管13とカメラユニット11とが接合する部分について、図5及び図6に基づいて、詳細に説明される。

## 【0042】

10

20

30

40

50

図5(a)は、カメラユニット11に対し、支持管13が接合前に接近した状態を示す模式図である。図において、支持管13の案内導入部131は、トロッカ-31の内部に挿入され、トロッカ-31の端部とトロッカ-接続部132とが接触している。

#### 【0043】

図5(b)は、カメラユニット11の凹型接合部14を拡大して示す図である。凹型接合部14には、ねじりコイルばね141がカメラユニット11に固定されて設けられている。ねじりコイルばね141は、コイル内に支持管13の凸型接合部134が挿入できるように設置されている。また、ねじりコイルばね141のカメラユニット11に固定されていない側の端部付近に、コイルの内側に向けて突出した爪部142が設けられている。図5(c)は、ねじりコイルばね141のみを示した図である。

10

#### 【0044】

図5(d)は、支持管13の凸型接合部134を拡大して示す図である。凸型接合部134は、上下方向(支持管13の貫通孔の延伸方向)に延伸する溝部135を備えている。

。

#### 【0045】

図6(a)は、カメラユニット11の凹型接合部14に、支持管13のトロッカ-接続部132が挿入されて、カメラユニット11と支持管13とが互いに固定された際の、ねじりコイルばね141と、凸型接合部134の状態を示す図である。また、図6(b)は、図6(a)の、爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図である。なお、断面図において、支持管13内部のカメラ側ケーブル12が通っている状況などの内部構造の表示は省略され、以下も同様である。体内撮像装置3では、ねじりコイルばね141の爪部142が、トロッカ-接続部132の溝部135に入り込み、爪部142と溝部135とが係合するように構成されている。

20

#### 【0046】

##### (効果)

特許文献1には、カメラユニットの凹型接合部と、支持管の凸型接合部との接合方法として、凹型接合部に設けた係止爪に、凸型接合部に円周方向に設けられた輪状溝を係合させて固定することが開示されている。図14に、このような固定方法を用いる、比較例としての体内撮像装置を示す。本比較例の体内撮像装置は、実施形態1とは、支持管13rの構成及び、カメラユニット11rの凹型接合部14rの構成が異なる他は、実施形態1に係る体内撮像装置3と同様である。

30

#### 【0047】

図14(a)は、カメラユニット11rに対し、支持管13rが接合前に接近した状態を模式的に示す断面図である。図14(b)は、支持管13rの凸型接合部134rの付近を拡大して示す図である。実施形態1の凸型接合部134とは異なり、支持管13rにおいては、トロッカ-接続部132rの円錐台形状が細長いものとなっており、その細長い先端部分が、トロッカ-内に挿入される案内導入部の役割を兼ねている。また、支持管13rは、根元部を有しておらず、トロッカ-接続部132rの下部に直接凸型接合部134が設けられている。更に、凸型接合部134rには、輪状溝137が円周方向に設けられている。

40

#### 【0048】

図14(c)はカメラユニット11rの上面図であり、凸型接合部134rの輪状溝137が係合する係止爪144の例が示されている。実施形態1の凹型接合部14とは異なり、凹型接合部14rは、このような係止爪144を備えている。係止爪144は、弾性を有する部材からなり、凸型接合部134rが押し込まれることで、係止爪144が輪状溝137に係合するように構成されている。また、力が加えて凹型接合部14rから凸型接合部134rを引き離すことにより、係止爪144の輪状溝137への係合を外すことが可能であり、カメラユニット11rは支持管13rに対して脱着可能である。

#### 【0049】

このような比較例においては、術者の処置作業中に鉗子その他の処置具がカメラユニッ

50

ト 11r に接触すると、カメラユニット 11r の向きが回転してしまうことがあった。カメラユニット 11r の向きが回転してしまうと、撮影画面が回転してしまうこととなり、撮影画面が術者の望む角度と変わってしまう。すると、撮影画面を見て処置具の操作を行う術者にとって、非常に処置具の操作がやりづらい状況となる。術者は処置具を使って体内でカメラユニット 11r 回転方向を戻すなどの操作を行わなければならず、煩雑であるという課題があった。

#### 【0050】

一方、カメラユニット 11r が回転できないように、係止爪 144 が係合する凸型接合部 134r の溝を輪状とはせず、係止爪 144 が掛るだけの窪みとすることも考えられる。しかしこの場合、処置作業中に鉗子その他の処置具がカメラユニット 11r に接触しても、カメラユニット 11r が動けない。よって、係止爪 144 の溝への係合が外れる原因となり、そうなると術者が再係合のための操作を行わなければならず、煩雑であるという課題があった。

10

#### 【0051】

実施形態 1 に係る体内撮像システム 1 または体内撮像装置 3 においては、カメラユニット 11 の凹型接合部 14 に設けられたねじりコイルばね 141 の爪部 142 に、支持管 13 の凸型接合部 134 に設けられた上下方向（支持管 13 の貫通孔の延伸方向）に延伸する溝部 135 が係合する。よって、術者の処置作業中に鉗子その他の処置具がカメラユニット 11r に接触したとしても、カメラユニット 11 は、支持管 13 に対してねじりコイルばね 141 の弾力の範囲で回転可能である。従って、溝部 135 への爪部 142 の係合が外れることは稀である。しかも、接触が解除されると、ねじりコイルばね 141 により与えられる付勢力により、カメラユニット 11 は元の回転位置（所定の回転位置）に復帰する。従って、カメラユニット 11 の回転により、処置を行う部位の確認が行いにくくなる問題が解消される。

20

#### 【0052】

このように、ねじりコイルばね 141 は、時計回り、反時計回りいずれの回転方向であっても、爪部 142 が定常位置から外れた方向に回転したときに、爪部 142 を定常位置（所定の回転位置）に引き戻す付勢力（弾性力）を与える。つまり、ねじりコイルばね 141 は、カメラユニット 11 が、支持管 13 に対して所定の定常位置から外れた方向に回転したときに、カメラユニット 11 を定常位置に引き戻す付勢力（弾性力）を与える。

30

#### 【0053】

従って、体内撮像システム 1 及び体内撮像装置 3 においては、カメラユニット 11 が、術者の処置作業中の鉗子その他の処置具の操作の障害になることが少ない。また、カメラユニット 11 の回転位置を調整し直す、カメラユニット 11 の係合外れを再係合し直すなどの作業を術者が強いられることも抑制される。よって、術者が、患者への処置作業を極めて効率的に実行できるようになる。その結果、内視鏡手術による患者への負担を低減することが可能となる。

#### 【0054】

##### 〔実施形態 2〕

以下、実施形態 2 に係る体内撮像システム及び体内撮像装置を説明する。なお、説明の便宜上、上記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を繰り返さない。

40

#### 【0055】

実施形態 2 に係る体内撮像システム及び体内撮像装置は、カメラユニットの凹型接合部の構成が異なる他は、実施形態 1 に係る体内撮像システム 1 及び体内撮像装置 3 と同様である。

#### 【0056】

図 7 は、実施形態 2 に係る体内撮像システム及び体内撮像装置における凹型接合部 14a を示す図である。図 7 (a) は、凹型接合部 14a に配置されるねじりコイルばね 141 を示す図であり、実施形態 1 における図 5 (c) に対応する図である。図 7 (b) は、

50

図7(a)において爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図である。実施形態1の凹型接合部14と異なり、凹型接合部14aにおいては、爪部142を除いて、ねじりコイルばね141がカバー143で覆われており、ねじりコイルばね141の大部分が、直接外部に露出することが無い。

【0057】

図7(c)は、凹型接合部14aに支持管13の凸型接合部134が挿入されてカメラユニットと支持管13とが互いに固定された際の、ねじりコイルばね141等と、凸型接合部134の状態を示す図である。図7(c)は、爪部142とねじりコイルばね141のコイル中心を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図であり、図7(a)においてX-Xで示される位置に相当する。また、図7(d)は、図7(c)の、爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面Y-Yでの断面図である。実施形態2に係る体内撮像システム及び体内撮像装置においても、ねじりコイルばね141の爪部142が、トロッカ接続部132の溝部135に入り込み、爪部142と溝部135とが係合するように構成されている点は、実施形態1と同様である。

10

【0058】

爪部142が、カメラユニットに対して回転方向に可動であるように、カバー143は構成される。そのためカバー143が硬質な素材で構成されて、カメラユニットに対して回転し得るように設置されていてもよい。また、カバー143が例えばゴムのような、弾性のある膜で構成されていてもよい。あるいは、カバー143は、爪部142が可動できる余裕のある軟性の膜で構成されていてもよい。

20

【0059】

実施形態2によても、実施形態1に記載された効果と同様の効果を得ることができる。更に、爪部142を除いてねじりコイルばね141が直接露出することが無いため、実施形態2に係る体内撮像装置の洗浄が容易である。

【0060】

〔実施形態3〕

実施形態3に係る体内撮像システム及び体内撮像装置は、支持管の凸型接合部の構成が異なる他は、実施形態1に係る体内撮像システム1及び体内撮像装置3と同様である。

【0061】

図8(b)は、実施形態3に係る体内撮像システム及び体内撮像装置における凸型接合部134aを示す図である。図には、ねじりコイルばね141の爪部142が係合した状態が示されている。図8(a)は、図8(b)の爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図である。

30

【0062】

更に、図9は、上記実施形態3に係る体内撮像システム及び体内撮像装置に対して、実施形態2における凹型接合部14aを適用したものである。図9(b)は、ねじりコイルばね141の爪部142が係合した状態での凸型接合部134aを示す図である。図9(a)は、図9(b)の爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図である。

【0063】

図8及び図9に示されるように、実施形態1の凸型接合部134と異なり、凸型接合部134aにおいては、凸型接合部134aの円周に、上下方向(支持管13の貫通孔の延伸方向)に延伸する溝部135が複数設けられている。そのため、いずれかの溝部135に爪部142を係合させることができ、カメラユニットと支持管との接合が実施形態1の場合と比較して容易になる。更に実施形態3によても、上記実施形態に記載された効果と同様の効果を得ることができる。

40

【0064】

〔実施形態4〕

実施形態4に係る体内撮像システム及び体内撮像装置は、支持管の凸型接合部の構成が異なる他は、実施形態1に係る体内撮像システム1及び体内撮像装置3と同様である。

【0065】

50

図10は、実施形態4に係る体内撮像システム及び体内撮像装置における凸型接合部134bを示す図である。図には、ねじりコイルばね141も併せて示されており、(a)から(c)にかけて、凸型接合部134bがねじりコイルばね141(あるいは凹型接合部14)に接近して接合する動作が示されている。凸型接合部134bには溝部131bが複数設けられ、各々の溝部135bは、凸型接合部134bの下端部に、凸型接合部134bの下端に向けて溝幅が徐々に拡がるテーパー領域136を有している。

【0066】

図10(a)において、凸型接合部134bがねじりコイルばね141に接近する(A)と、図10(b)においてテーパー領域136が爪部142に掛る。そして、溝部135bのセンターと爪部142とが多少ずれていたとしても、更に凸型接合部134bがコイルばね141の内部に押し込まれると、爪部142は溝部135bのセンターに嵌め込まれる(B)。その際、ねじりコイルばね141がカメラユニット11に対して固定されているため、カメラユニット11自体が若干凸型接合部134b(支持管)に対して回転して(C)調整される。そして図10(c)において、爪部142は溝部135bに係合しつつ、凸型接合部134bが、凹型接合部14の奥まで押し込まれて(D)、凸型接合部134bと凹型接合部14との接合が完成する。

10

【0067】

実施形態4によれば、凸型接合部134bの下端部に、溝部135bのテーパー領域136が形成されているため、凸型接合部134bと凹型接合部14との接合が、容易になる。更に実施形態4によっても、上記実施形態に記載されたものと同様の効果を得ることができる。

20

【0068】

〔実施形態5〕

実施形態5に係る体内撮像システム及び体内撮像装置は、支持管の凸型接合部の構成が異なる他は、実施形態3に係る体内撮像システム及び体内撮像装置と同様である。

【0069】

図11(b)は、実施形態5に係る体内撮像システム及び体内撮像装置における凸型接合部134cを示す図である。図には、ねじりコイルばね141の爪部142が係合した状態が示されている。図11(a)は、図11(b)の爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図である。実施形態3の凸型接合部134aと異なり、凸型接合部134aにおいては、溝部135cの断面が、凸型接合部134aの半径方向外向きに向かって顕著に広がる台形形状となっている。そのため、溝部135cに爪部142を係合させることができ容易にでき、カメラユニットと支持管との接合が実施形態3の場合と比較して更に容易になる。また、実施形態5によっても、実施形態3と同様の効果を得ることができる。

30

【0070】

〔実施形態6〕

実施形態6に係る体内撮像システム及び体内撮像装置は、支持管の凸型接合部の構成が異なる他は、実施形態3に係る体内撮像システム及び体内撮像装置と同様である。

40

【0071】

図12(a)は、実施形態5に係る体内撮像システム及び体内撮像装置における凸型接合部134dを示す図である。図12(b)には更に、ねじりコイルばね141の爪部142が係合した状態が示されている。図12(c)は、図12(b)の爪部142を通る位置での上下方向に垂直な面での断面図である。実施形態3の凸型接合部134aと異なり、凸型接合部134dにおいては、複数設けられた溝部135dが、凸型接合部134dの下部において、その円周全体を覆っており、溝部135dが連続するように形成されている。また、溝部135dの各断面は円弧状である。そのため、溝部135dに爪部142を係合させることができ容易にでき、カメラユニットと支持管との接合が実施形態3の場合と比較して更に容易になる。また、実施形態6によっても、実施形態3と同様の効果を得ることができる。

50

## 【0072】

## 〔実施形態7〕

実施形態7に係る体内撮像システム及び体内撮像装置は、支持管のトロッカー接続部の構成が異なる他は、実施形態1に係る体内撮像システム1及び体内撮像装置3と同様である。

## 【0073】

図13は、実施形態7に係る体内撮像システム及び体内撮像装置における支持管13eとカメラユニット11を示す模式図である。実施形態1のトロッカー接続部132と異なり、支持管13eのトロッカー接続部132eは、その表面が弹性を有する素材（弹性体）からなる。そのため、カメラ側ケーブル12のテンションでトロッカー31とトロッカーリー接続部132eとが接触固定する際、より確実に固定がされる。従って、支持管13eとトロッカー31との間で回転が生じることが原因の、トロッカー31に対するカメラユニット11の回転が、より確実に防止できる。また、実施形態7によつても、実施形態1に記載の効果と同様の効果を得ることができる。

10

## 【0074】

更に、実施形態7に関するトロッカーリー接続部132eを、上記各実施形態において適用することも、各実施形態においてより好ましい構成として実施し得る。

## 【0075】

## 〔付記事項〕

各実施形態において、凸型接合部と凹型接合部の接合部分において、凸型接合部の側に凹部（溝部）が、凹型接合部（ねじりコイルばね）の側に爪部が設けられ、互いに回転方向に係止されるように係合する構成として説明された。しかし、凸型接合部の側に爪部、凹型接合部の側に溝部が設けられる構成としてもよい。

20

## 【0076】

各実施形態において、カメラユニットが、支持管に対して所定の定常位置から外れた方向に回転したときに、カメラユニットを定常位置に引き戻す付勢力（弹性力）を与える部品として、ねじりコイルばねを使用した例について説明された。しかしながら、本発明の適用は、上記所要の付勢力を与える部品であれば、ねじりコイルばねに限られるもので無い。例えば、ねじりコイルばね以外のばね、ゴムなどの弹性体からなる部品で適宜構成してもよい。

30

## 【0077】

各実施形態において、体内撮像装置が患者に設置された際に、カメラユニットが、患者の体壁に穿刺される管状器具（トロッカー）に対して、支持管を介して固定される構成として説明された。しかしながら、支持管自体が、患者の体壁に穿刺される管状器具としての機能を有していてもよい。つまり、患者の体壁に穿刺される管状器具が、各実施形態における凸型接合部を下端に有するものであつてもよい。

## 【0078】

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせて得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。さらに、各実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を組み合わせることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

40

## 【符号の説明】

## 【0079】

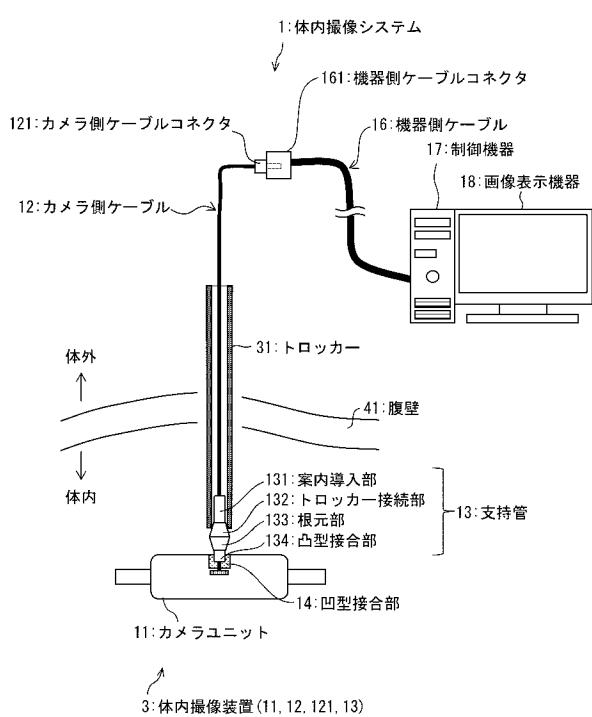
- 1 体内撮像システム
- 3 体内撮像装置
- 111、111r カメラユニット
- 111 カメラ筐体
- 112 握持部
- 115 摄像素子

50

1 1 6	レンズ	
1 1 7	照明素子	
1 1 8	制御回路	
1 1 9	回路基板	
1 4 、 1 4 a 、 1 4 r	凹型接合部	
1 4 1	ねじりコイルばね	
1 4 2	爪部	
1 4 3	カバー	
1 4 4	係止爪	
1 2	カメラ側ケーブル	10
1 2 1	カメラ側ケーブルコネクタ	
1 3 、 1 3 e 、 1 3 r	支持管	
1 3 1	案内導入部	
1 3 2 、 1 3 2 e	トロッカ－接続部	
1 3 3	根元部	
1 3 4 、 1 3 4 a 、 1 3 4 b 、 1 3 4 c 、 1 3 4 d 、 1 3 4 r	凸型接合部	
1 3 5 、 1 3 5 b 、 1 3 5 c 、 1 3 5 d	溝部	
1 3 6	テ－パー領域	
1 3 7	輪状溝	
1 6	機器側ケーブル	20
1 6 1	機器側ケーブルコネクタ	
1 7	制御機器	
1 8	画像表示機器	
3 1 、 3 2 a 、 3 2 b 、 3 2 c	トロッカ－	
3 3 a 、 3 3 b 、 3 3 c	鉗子	
3 4	内視鏡	
4 1	腹壁	
4 2	臓器	
6 7	内視鏡制御機器	
6 8	内視鏡画像表示機器	30

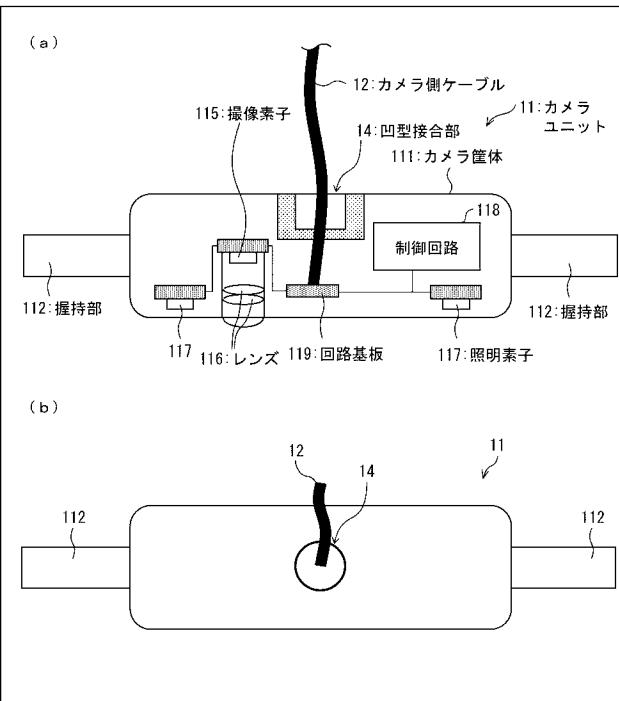
【図1】

図1



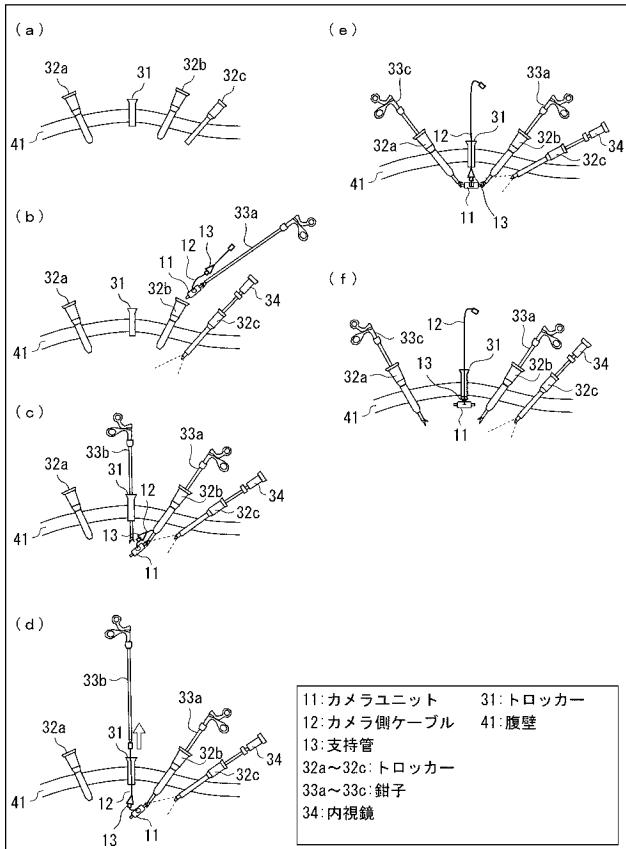
【図2】

図2



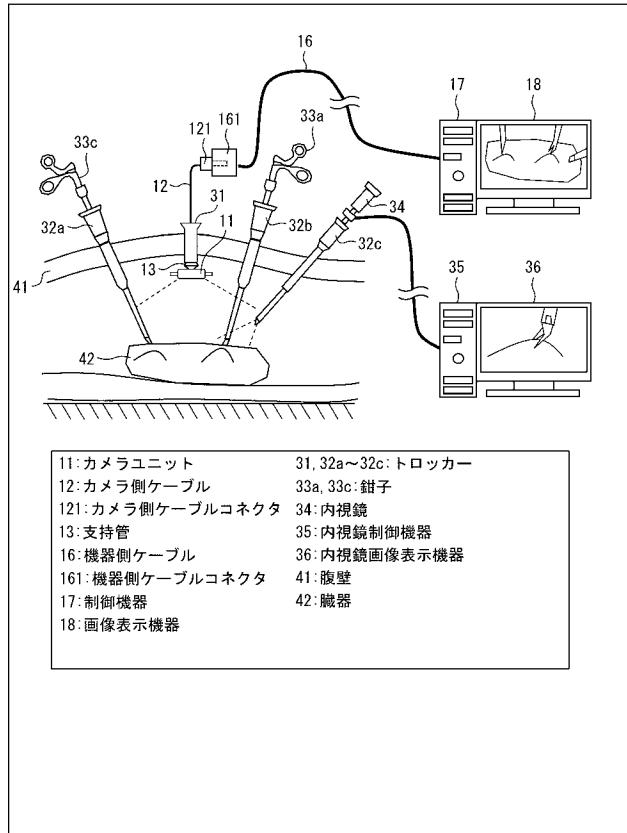
【図3】

図3



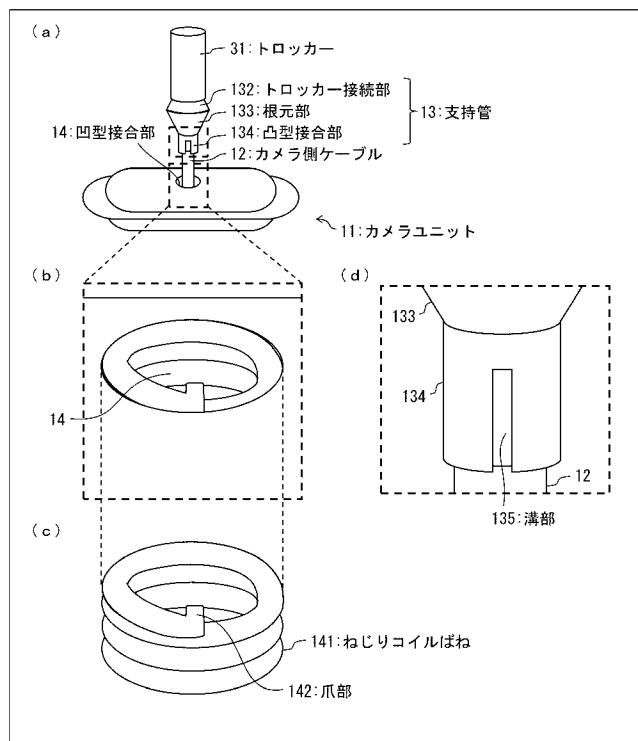
【図4】

図4



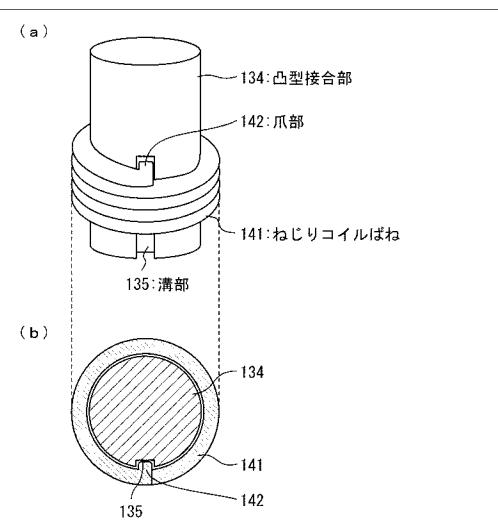
【図5】

図5



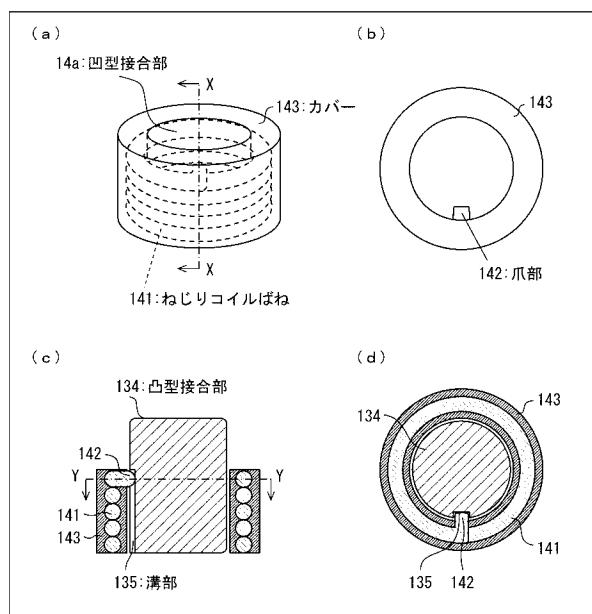
【図6】

図6



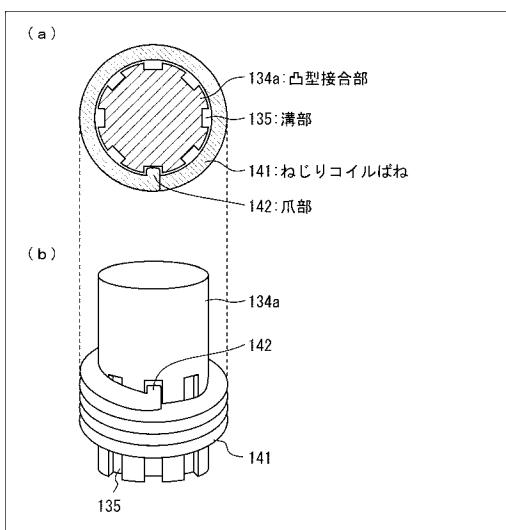
【図7】

図7



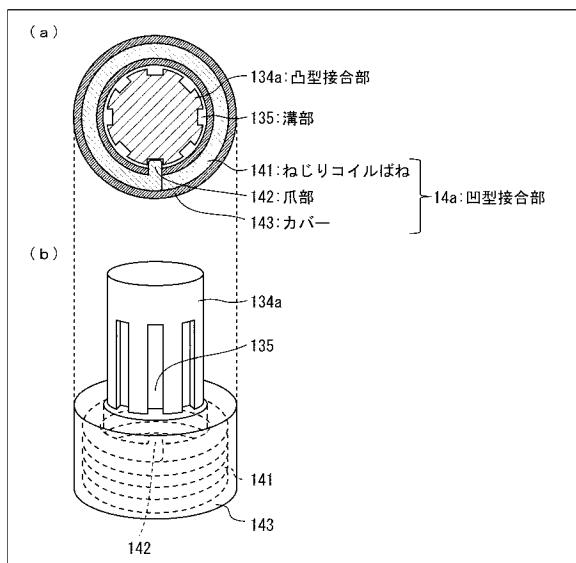
【図8】

図8



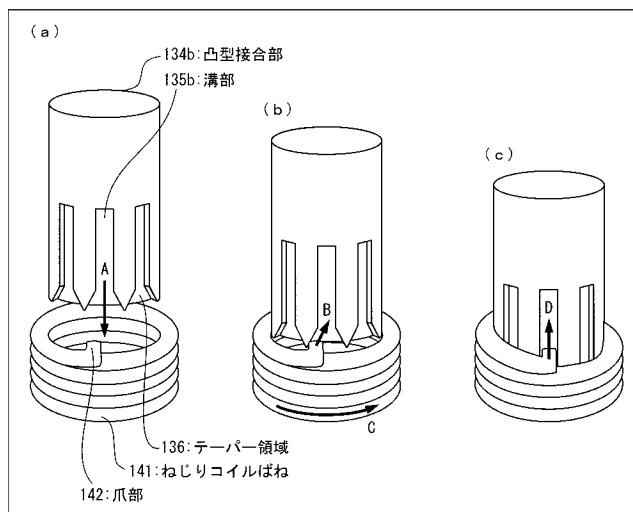
【図 9】

図 9



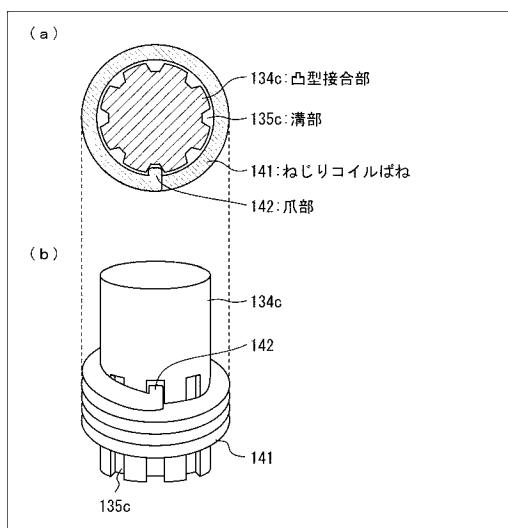
【図 10】

図 10



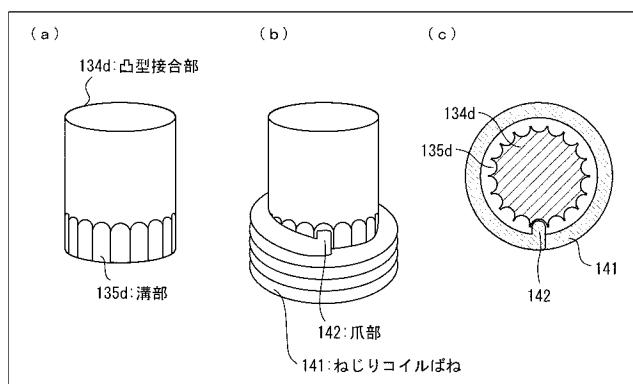
【図 11】

図 11



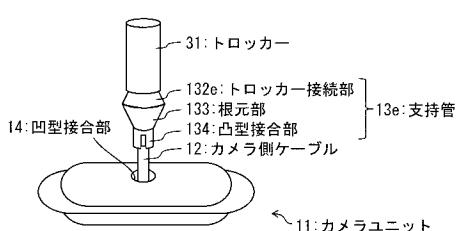
【図 12】

図 12



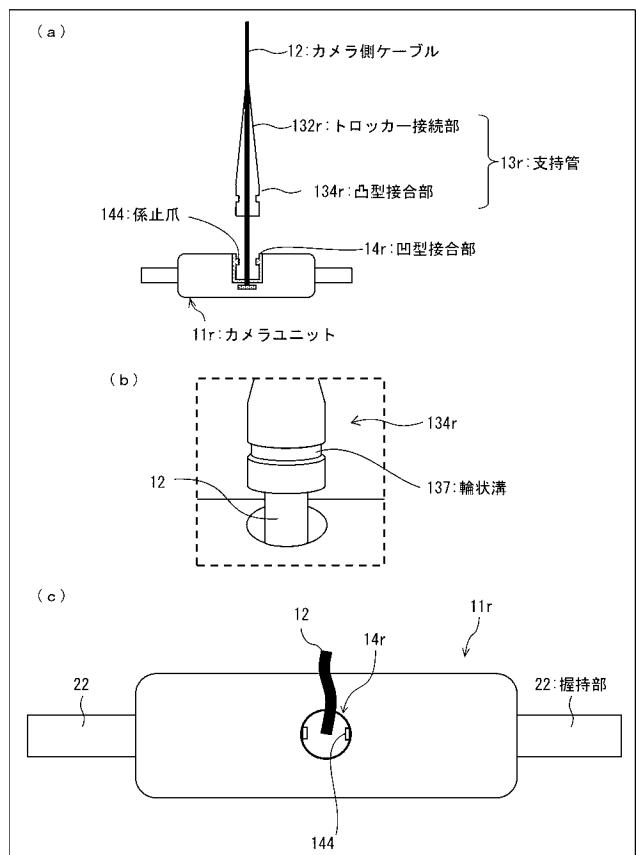
【図 13】

図 13



【図14】

図14



---

フロントページの続き

(72)発明者 前川 真澄  
大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内  
Fターム(参考) 4C161 AA24 GG27 LL02

专利名称(译)	体内成像装置和体内成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020069395A</a>	公开(公告)日	2020-05-07
申请号	JP2019194613	申请日	2019-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	夏普株式会社		
申请(专利权)人(译)	夏普公司		
[标]发明人	佐藤忠彦 青木仁志 前川真澄		
发明人	佐藤忠彦 青木仁志 前川真澄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/313		
FI分类号	A61B1/00.714 A61B1/00.C A61B1/00.T A61B1/313		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/GG27 4C161/LL02		
优先权	62/753874 2018-10-31 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：实现一种能够通过提高操作者的可操作性并减轻患者负担来缩短内窥镜手术时间的体内成像装置。体内成像装置(3)具有成像单元(相机单元11)相对于支撑管(13)可旋转并且朝着预定旋转位置偏置的构造。[选择图]图1

