

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 6 月 4 日(04.06.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/080148 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 19/00* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/081225
- (22) 国際出願日: 2014 年 11 月 26 日(26.11.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-244151 2013 年 11 月 26 日(26.11.2013) JP
- (71) 出願人: シャープ株式会社(SHARP KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒5458522 大阪府大阪市阿倍野区長池町 2 2 番 2 2 号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 井上 次久(INOUE, Tsuguhisa). 後藤 利久(GOTOH, Toshihisa). 高松 希匠(TAKAMATSU, Kishoh). 浦川 圭(URAKAWA, Kei). 青木 仁志(AOKI, Hitoshi).
- (74) 代理人: 特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK (HARAKENZO WORLD PATENT & TRADE-

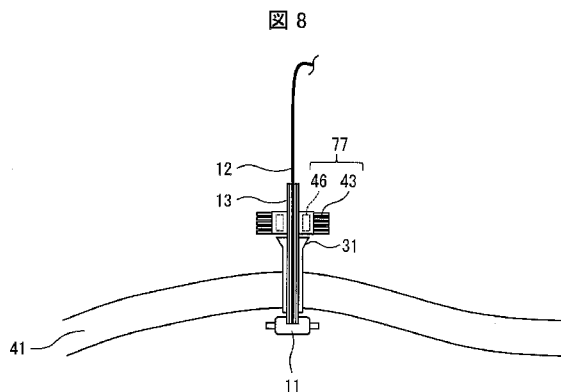
MARK); 〒5300041 大阪府大阪市北区天神橋 2 丁目北 2 番 6 号 大和南森町ビル Osaka (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: IN-VIVO MONITORING CAMERA SYSTEM, AND SUPPORT TUBE FOR IN-VIVO MONITORING CAMERA SYSTEM

(54) 発明の名称: 体内監視カメラシステム、体内監視カメラシステムの支持管



- 11: カメラユニット
12: カメラ側ケーブル
13: カメラ支持管
31: カニューレ
41: 腹壁
43: ヒートシンク
46: 放熱ファン
77: 冷却システム

FIG. 8.
11 Camera unit
12 Camera-side cable
13 Camera support tube
31 Cannula
41 Abdominal wall
43 Heat sink
46 Radiator fan
77 Cooling system

(57) Abstract: This in-vivo monitoring camera system is provided with: a camera support tube (13) one end of which is introduced into the body; a camera unit (11) joined to the camera support tube within the body; a joining portion which joins the camera unit and the camera support tube; a camera-side cable (12) connected to the camera unit, the camera-side cable leading out from the body through the camera support tube; a control system connected to the camera-side cable to the outside of the body, the control system including at least a display device; and a cooling system (77) for cooling the camera support tube to which the heat of the camera unit is transmitted.

(57) 要約: 本体内監視カメラシステムは、一方の端部が体内に導入されるカメラ支持管 (13) と、カメラ支持管と体内にて接合されるカメラユニット (11) と、カメラユニットとカメラ支持管とを接合する接合部と、カメラユニットに接続され、カメラ支持管を通して体外へ引き出されるカメラ側ケーブル (12) と、体外にあり、カメラ側ケーブルに接続され、少なくとも表示装置を含む制御システムと、カメラユニットの熱が伝わるカメラ支持管を冷却する冷却システム (77) とを備える。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

体内監視カメラシステム、体内監視カメラシステムの支持管

技術分野

[0001] 本発明は、体内に導入可能な体内監視カメラを備えた体内監視カメラシステム、及び体内監視カメラシステムの支持管に関する。

背景技術

[0002] 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体腔内に導入され、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内視鏡によって観察しながらその処置作業を行う。内視鏡手術では、患者の腹部等における体壁（例えば腹壁）に穿刺した筒を通して処置具及び内視鏡を体腔内に導入する。なお、この筒は、いわゆるトロッカーと称される管状部材である。

[0003] 術者は、内視鏡を臓器に近づけて画像を拡大して、臓器の切開または縫合を行うが、このとき、術者の視野が非常に狭くなってしまう。このため、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体内監視カメラが要望されている。

[0004] このような要望に対して、特許文献１では、針形状を持つコネクタ電極を腹壁に直接差し込み、体内でこのコネクタ電極とカメラ本体（体内監視カメラ）とを接合する装置が開示されている。

[0005] また、特許文献２では、カメラユニット（体内監視カメラ）とこれに接合する通信ケーブルとをトロッカーから挿入し、腹壁孔から挿入した針に通信ケーブルの端部を引っ掛けた状態で針および通信ケーブルを腹壁孔から体外に引き出して通信ケーブルを固定する装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：日本国特許4 4 7 2 7 2 7 公報（2010年6月2日発行）

特許文献2：日本国特許4 5 9 9 4 7 4 公報（2010年12月15日発行）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 上記体内監視カメラは、内視鏡手術において内視鏡での観察視野外の状況を把握することを目的としている。このため、手術の邪魔にならないよう小型であることが要求される。

[0008] 上記体内監視カメラを小型化した場合に、問題となるのが体内監視カメラから発生した熱の排出である。体内監視カメラは腹壁に固定されることが想定されている。このため、体内監視カメラの温度は、体内監視カメラ内部で発生した熱により腹壁の低温やけどを起こさない温度である必要がある。

[0009] しかしながら、腹壁に接触する可能性のある体内監視カメラの表面の温度を低温に維持するために、熱伝導率の低い材料で体内監視カメラの表面を形成すると、体内監視カメラ内部で発生した熱を効率的に排出することが困難となる。そのため、体内監視カメラ内部の撮像素子、照明に使用する発光素子等から発生する熱により、体内監視カメラ内部が高温となり所望性能が得られなくなり、または故障の恐れがあるという問題がある。

[0010] 本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、体内監視カメラ内部で発生した熱を効率的に排出することが出来る体内監視カメラシステム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

[0011] 上記の課題を解決するために、本発明の一態様に係る体内監視カメラシステムは、一方の端部が体内に導入される支持管と、上記支持管と前記体内にて接合される撮像部と、上記撮像部と上記支持管とを接合する接合部と、上記撮像部に接続され、上記支持管を通して体外へ引き出されるケーブルと、体外にあり、上記ケーブルに接続され、少なくとも表示装置を含む制御シス

テムと、上記撮像部の熱が伝わる上記支持管を冷却する冷却システムとを備えることを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明の一態様によれば、撮像部の熱が伝わる支持管を冷却することで撮像部の温度を下げることができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]実施形態1に係る体内監視カメラシステムの構成を示す模式図である。

[図2] (a) は実施形態1に係るカメラユニットの模式的断面図であり、(b) その上面図である。

[図3] (a) は、図1のカメラ支持管の斜視図であり、(b) は、図1のカメラ支持管および支持管接合部の断面図であり、(c) は、図1のカメラ支持管および支持管接合部の接合状態を示す断面図である。(d) は、カメラ支持管および支持管接合部の変形例を示す断面図である。

[図4] (a) は、カニューレの構造を示す断面図であり、(b) は、図3のカメラ支持管を図3のカニューレに挿入した状態を示す断面図であり、(c) は、カニューレに挿入されたカメラ支持管と図2のカメラユニットとの接合状態を示す断面図である。

[図5] (a) ～ (g) は、実施形態1におけるカメラユニットの体内設置方法を示す模式図である。

[図6]実施形態1に係るカメラユニットの使用方法を示す模式図である。

[図7]実施形態2に係るカメラユニット及びカメラ支持管の模式的断面図である。

[図8]実施形態3に係るカメラユニット及びカメラ支持管の模式的断面図である。

[図9]実施形態4に係るカメラユニット及びカメラ支持管の模式的断面図である。

[図10]実施形態5に係るカメラユニット及びカメラ支持管の模式的断面図である。

[図11]実施形態１に係る体内監視カメラシステムの別構成を示す模式図である。

[図12]カメラ支持管と支持管接合部の別構成例を示す断面図である。

[図13]ケーブル留め具の構成例を示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0014] 本発明の一実施形態について、図１～図１３に基づいて説明すれば、以下のとおりである。なお、説明の便宜上、各実施形態に示した部材と同一の機能を有する部材については、同一の符号を付し、適宜その説明を省略する。また、各図面に記載した構成の形状、並びに、長さ、大きさおよび幅などの寸法は、実際の形状や寸法を反映させたものではなく、図面の明瞭化と簡略化のために適宜変更している。

[0015] 〔実施形態１〕

（体内監視カメラシステム１の構成）

図１は、実施形態１の体内監視カメラシステム１の構成を示す模式図である。図１に示すように、体内監視カメラシステム１は、カメラユニット１１（撮像部）と、一端がカメラユニット１１に接続されたカメラ側ケーブル１２と、カメラ支持管１３（支持管）と、カメラユニット制御機器１７およびディスプレイ１８（表示装置）を含む制御システムと、一端がカメラユニット制御機器１７に接続された機器側ケーブル１６とを備える。なお、カメラ側ケーブル１２の他端に設けられたカメラ側ケーブルコネクタ１２ａと機器側ケーブル１６の他端に設けられた機器側ケーブルコネクタ１６ａとを嵌合することでカメラユニット１１と制御システム３とが電氣的に接続される。なお、以下では、カメラ側ケーブルコネクタ１２ａをコネクタ１２ａと、機器側ケーブルコネクタ１６ａをコネクタ１６ａと略記することがある。

[0016] カメラ支持管１３は、腹壁に穿刺されたカニューレ３１（菅状デバイス、保持管）の内部を通じて、その一方の端部が体内に導入される。カメラユニット１１は、体内撮影を行うものであり、トロッカーと呼ばれる管状部材を通して体内に導入される。そして、カメラ支持管１３の内部にカメラ側ケー

ブル 1 2 を通した状態で、カメラ支持管 1 3 の一方の端部（体内側）と体内のカメラユニット 1 1 とが支持管接合部 1 4 （接合部）にて接合される。

[0017] 図 1 では、オス型（凸型）のカメラ側ケーブルコネクタ 1 2 a のピン部分を、メス型（凹型）の機器側ケーブルコネクタ 1 6 a に挿入することで、コネクタ 1 2 a ・ 1 6 a が嵌合されているが、オス型とメス型は逆であってもよく、メス型のカメラ側ケーブルコネクタとオス型の機器側ケーブルコネクタとを嵌合するような構成でもかまわない。なお、メス型（凹型）のカメラ側ケーブルコネクタは、オス型のようにピン部分が外部に露出していないため、誤って体内に触れた場合でも端子部に汚れが付着しにくい。よって、カメラ側ケーブルにはメス型（凹型）のコネクタを用いることが望ましい。

[0018] なお、詳細については後述するが、カメラユニット 1 1 とカメラ支持管 1 3 とを接続するときに、カメラ側ケーブル 1 2 （コネクタ 1 2 a 含む）はカメラ支持管 1 3 を通って体内から体外に引き出される。そのため、カメラ側ケーブルコネクタ 1 2 a の外径は、カメラ支持管 1 3 の外径より小さくなる。すなわち、カメラ側ケーブルコネクタ 1 2 a の外径を小さくすれば、カメラ支持管 1 3 の外径を小さくすることができる。これにより、低侵襲性が向上するといった特段の効果がある。つまり、カメラ側ケーブルコネクタ 1 2 a の外径はなるべく小さくすることが望ましい。例えば、図 1 に示すように、カメラ側ケーブルコネクタ 1 2 a の外径は、機器側ケーブルコネクタ 1 6 a の外径以下とすることが望ましく、カメラ側ケーブル 1 2 の外径（ケーブル径）は、機器側ケーブル 1 6 の外径（ケーブル径）よりも小さくすることが望ましい。

[0019] なお、カメラ支持管に、その一端から他端に至るスリットを設けることもできる。この場合は、カメラ支持管の側面から上記スリットを介してカメラ支持管内部にカメラ側ケーブル 1 2 を通す。これにより、カメラ側ケーブル（コネクタ含む）をカメラ支持管に通し易くなり、また、スリットによってカメラ支持管内の通気性が高まる等、カメラ支持管の冷却効果も奏する。冷却効果の点では、カメラ支持管の体外側となる部分（特に、カメラ支持管を

カニューレに通す場合はカニューレの先端から出ている部分）に通気口を設けることもできる。

[0020] また、スリットを設けることで、カメラ支持管 13 の内部に、カメラ側ケーブルコネクタ 12 a を通す必要がなくなるため、カメラ側ケーブルコネクタ 12 a の外形寸法よりも、カメラ支持管 13 の内径を小さくすることができる。よって、カメラ支持管 13 の肉厚を同じとすれば、カメラ支持管 13 の外径を更に小さくすることができる。これにより、低侵襲性が更に一層向上するといった特段の効果がある。

[0021] 図 1 では、図面の見易さのために、カメラ側ケーブルコネクタ 12 a の外径を実際の外径よりも大きく、また、カメラ側ケーブル 12 の外径（ケーブル径）を実際の外径よりも小さく記載している。実際は上述したように、カメラ側ケーブルコネクタ 12 a の外径は、カメラ支持管 13 の外径よりも小さい。さらに、簡略化のためにカメラ側ケーブルコネクタ 12 a のピンを 1 本で図示しているが、通常は、ケーブルに使用する電線の本数に応じた本数のピンで構成される。これらは、他の図面においても同様である。

[0022] なお、後述するように、カメラ側ケーブル 12（コネクタ 12 a 含む）は、カメラユニット 11 の回収時に一旦体内に戻すことになるため、機器側ケーブル 16 のうち、カメラ側ケーブル 12 と接触する機器側ケーブルコネクタ 16 a およびこれから所定長さの部分は清潔を維持する必要がある。

[0023] 以上の接続によって、カメラユニット 11 が撮影した映像はカメラユニット制御機器 17 に送信され、カメラユニット制御機器 17 からの制御信号がカメラユニット 11 に送信される。

[0024] 以上述べたシステム構成を取ることによって、カメラユニット 11 からカメラユニット制御機器 17 への伝送に有線方式を採用しているため、伝送速度が高速化でき、信号を安定して送受信できるため高解像度の画像を得ることができる。また、無線方式に比べ低電力で通信でき、電源を外部から供給することによりカメラユニット 11 の小型化を図ることができる。したがって、小型化により、カメラユニット 11 を体内に導入するときの傷を小さく

できるので、低侵襲性が向上するといった特段の効果がある。

[0025] カメラユニット制御機器 17 は、カメラユニット 11 から送信された映像をディスプレイ 18 に表示させ、また、制御信号をカメラユニット 11 に送信する。なお、カメラユニット制御機器 17 とディスプレイ 18 とは、一体でも別体でも構わない。

[0026] (撮像装置の構成)

図 2 (a) は実施の形態 1 のカメラユニット 11 の模式的断面図であり、図 2 (b) はその上面図である。図 2 (a) (b) に示すように、カメラユニット 11 では、カメラ筐体 21 (撮像筐体) 内に、回路基板 19 と、回路基板 19 に接続する、固体撮像素子 25、制御回路 28、および照明装置 27 と、レンズ 26 とが設けられている。カメラ筐体 21 の上面には、凹形状の支持管接合部 14 が設けられている。支持管接合部 14 は、円形開口の穴構造であり、その内壁に係止爪 23 (凸部) が設けられている。また、カメラ筐体 21 の対向する両側面それぞれから握持部 22 が突出している。握持部 22 は、鉗子を用いて、カメラユニット 11 を体内に導入する際に把持されたり、カメラユニット 11 およびカメラ支持管 13 の接合時に、カメラユニット 11 の上面 (支持管接合部 14 が設けられた面) がカメラ支持管 13 の端部に向かい合うように把持されたりする。

[0027] カメラ側ケーブル 12 は、回路基板 19 に接続され、支持管接合部 14 の内部を通るようにカメラユニット 11 の外部に導出されている。回路基板 19 およびカメラ側ケーブル 12 の接続部は樹脂などで封止されている。カメラ側ケーブル 12 は、トロッカー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。さらに、支持管接合部 14 内部の、カメラ側ケーブル 12 が引き出される部分 (凹形状の支持管接合部 14 の底部) において、カメラ側ケーブル 12 が支持管接合部 14 に接着固定されている。該接着固定の一例としては、接着剤またはＯリング (オーリング) による封止固定が挙げられる。該接着固定された部分からカメラユニット 11 内への浸水および異物混入等が防止されている。

[0028] また後述するように、カメラ側ケーブル 12 は、カメラユニット 11 に接続された状態でトロッカー等の管状部材を通して体腔内に導入されたり、カメラ支持管 13 を通って体外へ引き出されたりするため、柔軟性を有するフレキシブルな材料で形成されている。

[0029] 固体撮像素子 25（撮像素子）としては、例えば、CCD（Charge Coupled Device：電荷結合素子）やCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor：相補型金属酸化膜半導体）イメージセンサ等が用いられる。固体撮像素子 25 およびレンズ 26 が、撮像ユニット 24 を構成している。

[0030] 照明装置 27 は、体内を照らすことで、カメラユニット 11 が撮影する映像を明瞭にするものである。照明装置 27 は、小型のものが好ましく、例えばLED（Light Emitting Diode：発光ダイオード）等が好適に利用できる。なお、図 2 に示すように、照明装置 27 はカメラユニット 11 に複数設置されていてもよい。

[0031] また、カメラユニット 11 のカメラ筐体 21 は、レンズ 26 や照明装置 27 が配置された部分は透明の材料で構成されるが、それ以外の領域は、体内で目立ちやすい寒色系の青色や青緑色、緑色の材料で構成することが望ましい。また、カメラ側ケーブル 12 の表面の被膜を青色や青緑色、緑色の材料で構成することが、より一層望ましい。更に、ケーブルコネクタにも同様に着色した材料で構成することが望ましい。このように、赤色や黄色である体内色に対して、補色の関係にある寒色系の青色や青緑色、緑色にすることによって、後述する体内での設置作業や回収作業時に視認し易くできる。例えば、誤って体内に落とし、カメラユニット 11 が臓器の陰に隠れたときでも、カメラ側ケーブル 12 はカメラユニット 11 と比較して長いため、視認できる場所に見えていることが多く、直ぐに見つけやすい。よって、カメラ側ケーブル 12 を青色や青緑色、緑色にすることは、カメラユニット 11 の設置作業の時間短縮を図ることができ、安全性も高まるといった、特段の効果がある。このように、カメラユニット 11 やカメラ側ケーブル 12 の着色には、波長が 420 nm～570 nm（特に好ましくは、450～530 nm

）の可視光に対応する色（体内で見やすい色）を用いることができる。

[0032] また、上記のように、青色や緑色材料で着色する以外にも視認しやすい蓄光材料や反射材料を用いても良い。このようにすることによって、視認しにくい臓器の陰や、照明光がとどきにくい視野の端にあるときに、直ちに見つけることができるので、特に効果的である。

[0033] （カメラ支持管 1 3 の構造）

図 3 に、カメラ支持管 1 3 および支持管接合部 1 4 の概略構造を示す。図 3（a）は、カメラ支持管 1 3 の斜視図である。カメラ支持管 1 3 は、カメラ側ケーブル 1 2 を内部に通して体外へ引き出した状態で、体内でカメラユニット 1 1 と接合されることで、カメラユニット 1 1 を支持する支持管である。カメラ支持管 1 3 は、腹壁等の体壁 4 1 を通じて、その一方の端部が体内に導入される。体内に導入された端部は、支持管接合部 1 4 にてカメラユニット 1 1 と接合される。

[0034] 図 3（a）に示すように、カメラ支持管 1 3 は円筒状の管であり、体内に導入される側の端部に、係止穴 1 2 3（凹部）を有している。カメラユニット 1 1（図 1）との接合強度の観点から、カメラ支持管 1 3 は硬質な材料で形成される。カメラ支持管 1 3 の材質は、カメラユニット 1 1 を安定して支持することができる接合強度を得ることができるとともに、カメラユニット 1 1 を所望の位置並びに向きで固定することができる剛性を有していれば、特に限定されるものではないが、例えば、ステンレス鋼、セラミックス（ファイン・セラミックス）、強化プラスチック等が挙げられる。

[0035] カメラ支持管 1 3 は、円筒形状であるため物理的衝撃に強く、同じく円筒形状の管である一般的なカニューレとの組み合わせも容易である。なお、カメラ支持管 1 3 は、先端を尖らせたり、注射針のように斜めに輪切りした形状にしたりして、穿刺器具として兼用させてもかまわない。

[0036] 図 3（b）は、カメラ支持管 1 3 および支持管接合部 1 4 の断面図であり、図 3（c）は、カメラ支持管 1 3 を支持管接合部 1 4 に挿入した状態を示す断面図である。図 3（b）・（c）に示すように、カメラ支持管 1 3 は、

係止穴 1 2 3 よりも先の部分がテーパ形状（先細り形状）となっているため、カメラ支持管 1 3 の先端（体内側）は支持管接合部 1 4 の係止爪 2 3 に引っ掛からず、この先端が支持管接合部 1 4 の奥に至るまでカメラ支持管 1 3 を押し込むと係止穴 1 2 3 が係止爪 2 3 に嵌るようになっている。なお、カメラ支持管 1 3 は、上記の構造に限定されない。カメラ支持管 1 3 の両端部が同じ太さであってもよい。

[0037] このように、カメラ支持管 1 3 の挿入を容易にするためにその先端部をテーパ形状（先細り形状）とする場合には、カメラ支持管 1 3 の肉厚を薄くすることで先細り形状とすることもできる。このとき、カメラ支持管 1 3 の内径を一定にして、外径のみを変える（先端に向けて外形を小さくする）ようにすれば、カメラ支持管内部に器具を挿入する際、器具が途中（狭くなった箇所）で引っ掛かって抜けなくなるようなことがなくなるため、より望ましい。

[0038] なお、図 3（d）に示すように、カメラ支持管 1 3 に係止爪 5 2 3 を設け、支持管接合部 1 4 に係止穴 4 2 3 を設けることもできる。

[0039] また、カメラ支持管 1 3 の端部に、図 1 2（a）・（b）に示すような外側面を一回りする溝状凹部 1 3 2 を設け、対する支持管接合部 1 4 には内側面を一回りする畝状凸部 2 3 2 を設けてもよい。また、カメラ支持管 1 3 の端部に外側面を一回りする畝状凸部を設け、対する支持管接合部 1 4 に内側面を一回りする溝状凹部を設けてもよい。こうすれば、カメラ支持管 1 3 を挿入する際に係止孔と係止爪との位置を一致させる操作を行う必要がなく、両者の接合が容易になり、嵌合強度も増すため、より望ましい。

[0040] （カメラ支持管 1 3 のカニューレ 3 1 への挿入とカメラユニット 1 1 への接合）

図 4（a）は、カニューレ 3 1 の断面図であり、図 4 の（b）は、図 3 の（a）～（d）に示すカメラ支持管 1 3 を、図 4 の（a）に示すカニューレ 3 1 に挿入した状態を示す断面図であり、図 4 の（c）は、カニューレ 3 1 に挿入されたカメラ支持管 1 3 と図 2 に示すカメラユニット 1 1 との接合状

態を示す断面図である。

[0041] 図4(a)に示すように、カニューレ31は管状デバイスであり、一方の端部(体外側)が他方の端部(体内側)よりも太く、カニューレ31を体壁41に挿入したときに、一方の端部(体外側)がストッパとして機能するようになっている。これにより、カメラ支持管13が体内に抜けることがなく、カニューレ31を体壁41に固定することができる。

[0042] また、この一方の端部(体外側)の内部に、復元性を有するバルブ37を有する構造である。バルブ37は、その中央部に、太い方の端部(体外側)から細い方の端部(体内側)の向きに外力が加わると押し広げられる弁構造を有している。

[0043] なお、カニューレ31は、低侵襲性を実現するために、直径が小さいものが好ましい。具体的には、カニューレ31は、直径が3mm以下であることが好ましい。

[0044] カメラユニット11を体内にてカメラ支持管13に接合する場合には、まず、図4(b)に示すように、カメラ支持管13の内部にカメラ側ケーブル12を通した状態で、カメラ支持管13の細い方の端部を、カニューレ31の太い方(体外側)の端部に押し当て、カメラ支持管13の細い方の端部が、カニューレ31から露出するまで、カメラ支持管13をカニューレ31内に挿し込む。このとき、バルブ37はカメラ支持管13によって押し広げられ、その復元性による付勢力によってカメラ支持管13を強く締め付けることとなり、結果としてカメラ支持管13はカニューレ31に固定される。なお、カメラ支持管13の太い方の端部(体外側)もカニューレ31から露出させておく。

[0045] 次いで、図4(c)に示すように、カメラ側ケーブル12をガイドとして用いて、カメラ支持管13の細い方の端部(体内側)を凹形状の支持管接合部14に挿入することで、係止爪23が係止穴123に嵌り、カメラユニット11とカメラ支持管13とが高い機械的強度で接合される。なお、係止爪23および係止穴123については、互いに嵌め合う形状であれば何でもよ

く、係止爪 2 3 の代わりにリング等を用いることもできる。

[0046] なお、カメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 とを嵌合させる強度は、カメラ側ケーブル 1 2 とカメラユニット 1 1 とを接着固定している接着固定部の接着強度より小さく設定しておくことが望ましい。これは、カメラ支持管 1 3 をカメラユニット 1 1 の支持管接合部 1 4 に挿入する際に、ケーブルを持ち、引っ張って支え、ケーブルをガイドにしながら挿入する必要があるため、もしカメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 との嵌合強度（接合強度）が、上記接着固定部の接着強度より大きいと、接着固定部が破損したり、カメラユニットが体外方向に引っ張られることで患者の体壁を損傷したりするおそれが生じるためである。

[0047] 具体的には、カメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 とを嵌合させる強度は、接着固定部の接着強度より小さい 30 N（ニュートン）以下にすることが望ましい。更に、最適な範囲としては、3 N から 6 N の範囲に設定することが望ましい。この範囲に設定すれば、嵌め込む際にむやみに大きな力を加えることなく嵌合でき、また、カメラ支持管 1 3 が嵌った感触が手元に伝わるので、むやみに力を加え続けることなく、安全に設置できるといった特段の効果がある。

[0048] なお、カメラ支持管 1 3 は、先端を尖らせたり、注射針のように斜めに輪切りした形状にしたりして、穿刺器具として兼用させてもかまわないことを前述したが、このように係止爪などで嵌合させずに支持管接合部 1 4 に差し込むだけの形状にし、図 1 3 のようにカメラ支持管 1 3 の体外側端部 4 9 に設けたケーブル留め具 4 3（ケーブルホルダ）でカメラ側ケーブル 1 2 をカメラ支持管 1 3 に固定することによって、間接的にカメラ支持管 1 3 とカメラユニット 1 1 とを固定する構成にしてもよい。なお、ケーブル留め具 4 3 はカメラ支持管 1 3 と同体であっても別体であっても構わない。

[0049] ここで、カメラ支持管 1 3 がカメラユニット 1 1 に設けられた支持管接合部 1 4 から外れないためには、カメラ側ケーブル 1 2 をカメラ支持管 1 3 に保持するケーブル留め具 4 3 のケーブル保持強度は、カメラ支持管 1 3 とカ

メラユニット 1 1 との接合強度より大きいことが必要である。具体的には、例えば、差し込んだカメラ支持管 1 3 の接合強度 3 N ～ 6 N とした場合、これより大きな強度、少なくとも 5 N 以上は必要である。また、ケーブル自体の強度以上にする必要はないため、最適な範囲としては、5 N ～ 5 0 N であることが望ましい。

[0050] また、上記の保持強度であれば、カメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 とが十分に接触するので、カメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 の側面を熱伝導性の良い材料で形成した際に、カメラユニット 1 1 からの放熱性を高めることができる。

[0051] 図 1 2 に、上述した接合性や放熱性を高めた構成の一例を示す。図 1 2 (a) は、カメラ支持管 1 3 および支持管接合部 1 4 の断面図であり、図 1 2 (b) は、カメラ支持管 1 3 を支持管接合部 1 4 に挿入した状態を示す断面図である。また、図 1 2 の (c) は、カメラ支持管 1 3 と図 2 に示すカメラユニット 1 1 との接合状態を示す断面図である。

[0052] 図 1 2 (a) ・ (b) に示すように、カメラ支持管 1 3 の体内側の端部には、外側面を一回りする溝状凹部 1 3 2 を設けており、対する凹形状の支持管接合部 1 4 には内側面を一回りする畝状凸部 2 3 2 を設けている。

[0053] さらに、凹形状の支持管接合部 1 4 は、その底部に、例えば、熱伝導性に優れた金属材料からなる伝熱性凸部 1 4 d を有し、伝熱性凸部 1 4 d の内部にカメラ側ケーブル 1 2 が接着固定されている。この場合、支持管接合部 1 4 の伝熱性凸部 1 4 d からカメラ側ケーブル 1 2 が引き出される。該接着固定の一例としては、圧着、接着剤またはＯリング（オーリング）による封止固定が挙げられる。これにより、該接着固定された部分からカメラユニット 1 1 内への浸水および異物混入等が防止されている。

[0054] より具体的には、伝熱性凸部 1 4 d は、支持管接合部 1 4 の開口部に近づくにつれて先細りする円錐台形状であり、その軸方向に形成された孔にカメラ側ケーブル 1 2 が通され、その孔内においてカメラ側ケーブル 1 2 と伝熱性凸部 1 4 d とが接着固定される。支持管接合部 1 4 に接合されるカメラ支

持管 1 3 の端部（体内側）については、その内部（端部空間 1 6 6）が、伝熱性凸部 1 4 d の円錐台形状に応じた逆テーパ形状（先端に近づくにつれて内径が大きくなる形状）となっている。これによって、カメラ側ケーブル 1 2 をガイドとして用いて、カメラ支持管 1 3 を接合する際に、カメラ支持管 1 3 の逆テーパ形状の端部空間 1 6 6 が支持管接合部 1 4 の伝熱性凸部 1 4 d へと誘導されるので、カメラ支持管 1 3 の挿入が容易となる。

[0055] また、カメラ支持管 1 3 を支持管接合部 1 4 に嵌め込んだときに、カメラ支持管 1 3 の端部の外周面は支持管接合部 1 4 の内側壁に接触し、カメラ支持管 1 3 の端部の内周面は支持管接合部 1 4 の伝熱性凸部 1 4 d と接触することになるので、両者の接合性が高まるとともに、カメラユニット 1 1 からカメラ支持管 1 3 に伝わった熱の放熱性が更に向上するといった特段の効果が生じる。

[0056] カメラ支持 1 3 の端部空間 1 6 6 を逆テーパ形状とする場合には、カメラ支持管 1 3 の外径を一定、もしくは、若干先細り形状とし、カメラ支持管 1 3 の肉厚を先端に向けて薄くすることで、カメラ支持管 1 3 の外径が太くならないようにすることが望ましい。このようにすれば、カメラ支持管 1 3 をカニューレ等の管状デバイス内部に挿入する際、カメラ支持管 1 3 が管状デバイスの内壁に引っ掛かって抜けなくなるような事態を回避することができ

（実施形態 1 における体内監視カメラシステム 1 の使用方法と効果）

図 5（a）～（g）は、実施の形態 1 におけるカメラユニット 1 1 の体内設置方法を示す模式図であり、図 6 は、実施形態 1 における体内監視カメラシステム 1 の使用状況を示す模式図である。

[0057] 図 5（a）に示すように、まず、術者は、鉗子や内視鏡を体腔内に挿入するための孔（ポート）を腹壁 4 1 に開け、ポートにトロッカー 3 2 a～3 2 c を挿入する。さらに、カメラユニット 1 1 を体腔内に設置するために、腹壁 4 1 における、患部を含む臓器全体を見渡すことのできる位置にポートを開け、カニューレ 3 1 を挿入する。具体的には、針形状のオブチュレータを

カニューレ 3 1 内に通した状態でオブチュレータをポートに穿刺することでカニューレ 3 1 が腹壁 4 1 に挿入される。また、カニューレ 3 1 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、カニューレ 3 1 は、直径が 3 mm 以下であることが好ましい。なお、トロッカー 3 2 a ～ 3 2 c およびカニューレ 3 1 の少なくとも一つが挿入された後、術者は、トロッカー 3 2 a ～ 3 2 c 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。

[0058] 次に、図 5 (b) に示すように、術者は、トロッカー 3 2 c を通して内視鏡 3 4 を体腔内に挿入し、内視鏡 3 4 を用いて体内を観察しながら、鉗子 3 3 a で把持したカメラユニット 1 1 を、トロッカー 3 2 b を通して体腔内に挿入する。

[0059] 次に、図 5 (c) に示すように、術者は、鉗子 3 3 a を操作してカメラユニット 1 1 をカニューレ 3 1 の近傍に移動させるとともに、カニューレ 3 1 を通して鉗子 3 3 b を体腔内に挿入する。

[0060] 次に、図 5 (d) に示すように、術者は、鉗子 3 3 b にてカメラ側ケーブル 1 2 を挟んだ状態で鉗子 3 3 b をカニューレ 3 1 から引き抜くことで、カメラ側ケーブル 1 2 を体外に導出する。このとき、カメラユニット 1 1 (その握持部 2 2) は鉗子 3 3 a によって把持された状態となっている。

[0061] 次に、図 5 (e) に示すように、術者は、トロッカー 3 2 a を通して鉗子 3 3 c を体腔内に挿入し、カメラユニット 1 1 の支持管接合部 1 4 とカニューレ 3 1 の開口とが平行でかつ近接するように、カメラユニット 1 1 の両側面の握持部 2 2 を、2 つの鉗子 3 3 a ・ 3 3 c で把持しつつ、体外に導出したカメラ側ケーブル 1 2 をカメラ支持管 1 3 の内部に通し、かつカメラ支持管 1 3 をカニューレ 3 1 に挿入する。

[0062] 次に、図 5 (f) に示すように、術者は、カニューレ 3 1 から露出したカメラ支持管 1 3 の端部を、カメラ側ケーブル 1 2 をガイドとして用いて、カメラユニット 1 1 の支持管接合部 1 4 (図 1) に挿入し、カメラ支持管 1 3 とカメラユニット 1 1 とを接合する。

- [0063] なお、カメラ支持管 13 をカメラユニット 11 の支持管接合部 14 に挿入する際には、カメラ側ケーブル 12 のカメラユニット 11 との接着固定部の接着強度（例えば、30 N 以上）よりも、カメラ支持管 13 と支持管接合部 14 とを嵌合させるために必要な力（例えば、3 N ～ 6 N）を十分小さくしてあるので、ケーブルをガイドにしながら引っ張ることで、カメラ支持管 13 を安全に挿入し、嵌合させることができる。
- [0064] 次いで、図 5（g）に示すように、術者は、体腔内をできるだけ広く撮影できるように、カメラ支持管 13 を引き上げ、カメラユニット 11 を、カニューレ 31 の体内側の端部と接触させる。カメラ支持管 13 はカニューレ 31 のバルブ 37（図 4 参照）によって強く締め付けられているため、カメラ支持管 13 およびカメラユニット 11 は、この状態を維持する。
- [0065] カメラユニット 11 を体内に設置した後は、図 6 に示すように、コネクタ 12 a ・ 16 a を用いて、カメラ側ケーブル 12 と機器側ケーブル 16 とを接合する。これにより、処置部の局所映像は、内視鏡制御機器 117 によってディスプレイ 118 に表示され、カメラユニット 11 で撮影された臓器 42 の全体映像はカメラユニット制御機器 17 によってディスプレイ 18 に表示される。
- [0066] なお、図 11 に示すように、カメラ側ケーブル 12 と機器側ケーブル 16 との間に、中間ケーブル 15 を設けることが望ましい。このようにすることによって、極細のカメラ側ケーブル 12 と太い機器側ケーブル 16 のケーブル径やケーブルコネクタの太さを段階的に変換することができ、伝送速度の比較的遅い細径ケーブルの使用を必要最低限にして構成できるので、伝送速度を高速化でき、高解像度画像を得ることができる。この場合、カメラ側ケーブルコネクタ 15 a と中間ケーブル 15 の第 1 中間ケーブルコネクタ 15 a とを嵌合することによって、カメラ側ケーブル 12 と中間ケーブル 15 とが接続される。また、機器側ケーブルコネクタ 16 a と中間ケーブル 15 の第 2 中間ケーブルコネクタ 15 b とを嵌合することによって、機器側ケーブル 16 と中間ケーブル 15 とが接続される。この例においてケーブル径やケ

ーブルコネクタの太さを段階的に変換する場合、「カメラ側ケーブル１２の外径＜中間ケーブル１５の外径＜機器側ケーブル１６の外径」、および、「カメラ側ケーブルコネクタ１２ａの外径≦第１中間ケーブルコネクタ１５ａの外径＜第２中間ケーブルコネクタ１５ｂの外径≦機器側ケーブルコネクタ１６ａの外径」とすることが望ましい。

[0067] また、中間ケーブル１５を使うことで、手術時の清潔野と不潔野の分離を効果的に行うことができるといった特段の効果がある。つまり、体内に入れるカメラ側ケーブル１２は、前述した伝送速度の面や設置時の取扱いを容易にするため、必要最低限の長さに設定しておき、そこから清潔野を超えて不潔野に入るまでは、予め滅菌処理済みの中間ケーブル１５を用いる。このようにすることによって、カメラ側ケーブル１２のカメラ側ケーブルコネクタ１２ａと第１中間ケーブルコネクタ１５ａとの嵌合は、清潔野の中で行うことができ、清潔を維持できる。一方、第２中間ケーブルコネクタ１５ｂは、不潔野にある機器側ケーブル１６の機器側ケーブルコネクタ１６ａと嵌合され、不潔となり、嵌合後は不潔な器具として扱う。したがって、清潔な器具側とは完全に分離することができる。

[0068] なお、体内監視カメラシステムにおいて「清潔野」に含まれる部分は、滅菌処理が行われて清潔性が維持されている。一方、「不潔野」に含まれる部分は、滅菌処理が行われていない、または、滅菌処理が行われた後に不潔野に入った部分である。

[0069] なお、カメラ側ケーブル１２と、中間ケーブル１５もしくは機器側ケーブル１６とをコネクタ１２ａ・１５ａあるいはコネクタ１２ａ・１６ａによって接続（嵌合）するときの接続強度（嵌合強度）は、カメラ側ケーブル１２とカメラユニット１１とを接着固定する接着固定部の接着強度より小さく設定しておくことが望ましい。

[0070] これは、通常の使用時では想定していない大きな力がケーブルに加わった際に、先にコネクタ１２ａ・１５ａあるいはコネクタ１２ａ・１６ａによる接続（嵌合）部分が外れることにより、カメラ側ケーブル１２の接着固定部

が破損したり、カメラユニット 11 が体外方向に引っ張られることで患者の体壁を損傷したりするおそれを無くし、安全性を高めるためである。また、術者や助手等がケーブルを引っ掛けて転倒したり、カメラユニット制御機器 17 が引っ張られて台から落下したりする事故を防止することもできる。

[0071] 例えば、具体的には、コネクタ 12 a・15 aあるいはコネクタ 12 a・16 aによってケーブル同士を接続（嵌合）する強度は、接着固定部の接着強度より小さい 30 N（ニュートン）以下にすることが望ましい。更に、最適な範囲としては、4 Nから10 Nの範囲に設定することが望ましい。この範囲に設定すれば、接続する際にむやみに大きな力を加えることなく接続でき、また、外す際にも、むやみに大きな力を加える必要がない。

[0072] また、不潔野にある機器側ケーブルコネクタ 16 aと第2中間ケーブルコネクタ 15 bとの嵌合強度や、機器側ケーブル 16におけるカメラユニット制御機器 17側にあるケーブルコネクタ（不図示）による機器側ケーブル 16とカメラユニット制御機器 17との嵌合強度を、カメラ側ケーブルコネクタ 12 aと第1中間ケーブルコネクタ 15 aとの嵌合強度より大きく設定（例えば、50 N～100 N）しておけば、ケーブルに想定外の力が加わった際に、清潔野におけるカメラ側ケーブル 12と中間ケーブル 15との接続（カメラ側ケーブルコネクタ 12 aと第1中間ケーブルコネクタ 15 aとの嵌合）が必ず先に外れるように設定できる。

[0073] もし、これが逆で、例えば不潔野における中間ケーブル 15と機器側ケーブル 16との接続（機器側ケーブルコネクタ 16 aと第2中間ケーブルコネクタ 15 bとの嵌合）が先に外れてしまうと、反動で中間ケーブルの不潔野にある部分、および第2中間ケーブルコネクタが清潔野に入ってしまう危険が生じる。よって、清潔野における接続が先に外れることは、手術時の安全確保のために特段の効果がある。

[0074] なお、もし、清潔野における接続が外れて中間ケーブルの清潔野にある部分、換言すれば、中間ケーブル 15において、カメラ側ケーブルコネクタ 12 aと第1中間ケーブルコネクタ 15 aとの嵌合部分から所定の長さの部分

(清潔部分)、および第1中間ケーブルコネクタ15aが不潔野に触れた場合は、清潔な中間ケーブル15（第1中間ケーブルコネクタ15aを含む）と交換すればよいので安全である。また、コネクタが独立した単独の部品で構成されている場合であって、当該コネクタが中間ケーブル15の清潔野にある側とともに不潔野に触れた場合は、中間ケーブル15と当該コネクタとを清潔なものと交換すればよい。

[0075] また、カメラ側ケーブル12は、カメラ側ケーブル12と上記清潔部分とを足した長さ（1m程度）に比べて十分短くしておくことが望ましい。具体的には、カメラ側ケーブル12は、カメラ側ケーブル12と上記清潔部分とを足した長さの半分以下、すなわち最長でも50cmであることが望ましい。これにより、カメラ側ケーブル12が不潔野に入ることを防ぐことができる。また、カメラ側ケーブル12は、カメラ支持管13の長さとはカメラ支持管13を通すカニューレ31（管状デバイス）の長さとの和よりも小さいことが望ましい。

[0076] また、上述した例では、カメラ側ケーブル12と機器側ケーブル16とを中間ケーブル15で接続する場合を説明したが、カメラ側ケーブル12と機器側ケーブル16とが直接接続される場合においても、カメラ側ケーブル12は、カメラ側ケーブル12と清潔部分とを足した長さ（1m程度）に比べて十分短くしておくことが望ましい。この場合、清潔部分は、機器側ケーブル16において、カメラ側ケーブルコネクタ12aと機器側ケーブルコネクタ16aとの箆合部分から所定の長さの部分となる。

[0077] 以上より、術者は、ディスプレイ118で作業領域（局所領域）を拡大観察しながら鉗子33aおよび鉗子33cによって処置を行いつつ、ディスプレイ118で作業領域外の状態（作業領域外の鉗子などの動きや、出血箇所、ガーゼなどの残留物等）も把握することができる。

[0078] そして、カメラユニット11とカメラ支持管13とが高い機械的強度で接合され、従来よりもカメラユニット11の支持力が高い。また、カメラ側ケーブル12がカメラ支持管13の内部を通して体外に導出されるので、カメ

ラユニット 11 とカメラ支持管 13 とが接合された後は、カメラ側ケーブル 12 に負荷がかかったり、カメラ側ケーブル 12 が体内で露出したり、腹壁 41 に接触したりすることがない。これにより、カメラ側ケーブル 12 および回路基板 19（図 2）の電氣的接続の確実性（接続部分の防水性、防汚性）が高まる。以上から、信頼性の高い体内監視カメラシステム 1 が実現できる。

[0079] また、術者は、状況に応じてカメラ支持管 13 を操作し、カメラユニット 11 の向き（視野方向）を変えることができる。具体的には、腹壁 41 の弾力を利用して、カメラ支持管 13 を傾けることでカメラユニット 11 の向きを変えることができる。このとき、術者がカメラ支持管 13 から手を離すと、腹壁 41 の弾力で元の向きに戻るため、術者の作業効率を向上させることができる。また、カニューレ 31 およびこれに挿入したカメラ支持管 13 はともに円筒状の管であるため、カメラ支持管 13 を容易に円周方向に回転させることができる。これにより、術者は、腹壁 41 に負担をかけずにカメラユニット 11 の向きを変えることができる。また、カメラ支持管 13 は、カニューレ 31 によって、その長手方向（管の延伸方向）に移動可能に保持されているため、術者は、カメラ支持管 13 を体内側に押し込んだり、体外側に引き上げたりすることで、腹壁 41 に負担をかけずに撮像ズームを変えることも可能となる。以上から、使い勝手の良い体内監視カメラシステム 1 が実現できる。

[0080] 実施の形態 1 ではカニューレ 31 とカメラ支持管 13 とをカニューレ 31 内のバルブ 37 によって固定しているが、バルブ 37 を有していない一般的なカニューレを用いる場合には、カニューレ 31 とカメラ支持管 13 とをテープにて固定することもできる。

（カメラユニット 11 とカメラ支持管 13 との分離）

次に、カメラユニット 11 とカメラ支持管 13 とを分離させる方法について説明する。まず、術者は、体内のカメラユニット 11 の握持部 22 を鉗子 33a および鉗子 33c にて把持した状態でカメラ支持管 13 を体外方向に

引っ張り、カメラ支持管 1 3 をカメラユニット 1 1 の支持管接合部 1 4 から引き抜く。次いで、術者は、カメラ支持管 1 3 をカニューレ 3 1 から引き抜いてカメラ支持管 1 3 とカメラ側ケーブル 1 2 とを分離させた後、トロッカー 3 2 a またはトロッカー 3 2 b から、カメラユニット 1 1 およびカメラ側ケーブル 1 2 を体外に導出する。あるいは、切除した臓器を引き出すために開口した孔から引き出してもかまわない。

[0081] なお、カメラユニット 1 1 とカメラ支持管 1 3 を分離させる時にも同様に、カメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 との嵌合強度は、カメラ側ケーブル 1 2 とカメラユニット 1 1 とを接着固定している接着固定部の接着強度より小さく設定しておくことが望ましい。もしカメラ支持管 1 3 と支持管接合部 1 4 との嵌合強度（接合強度）が、上記接着固定部の接着強度より大きいと、カメラ支持管 1 3 をカメラユニット 1 1 から外す際に、大きな力を加えなければならないため、接着固定部が破損したり、カメラユニットが体外方向に引っ張られることで患者の体壁を損傷したりするおそれが生じるためである。

[0082] 例えば、上記嵌合強度を、3 N から 6 N の範囲に設定しておけば、むやみに大きな力を加えることなくカメラ支持管 1 3 を外すことができ、また、カメラ支持管 1 3 が外れた感触が手元に伝わるので、むやみに力を加え続けることがなく、安全に分離できるといった特段の効果がある。

[0083] なお、カメラ側ケーブルコネクタ 1 2 a は、回収時に体内を経由するが、前述したように、清潔が維持されているため問題はない。

[0084] （カメラユニット 1 1 内部の放熱手段）

次に、腹壁 4 1 に固定されるカメラユニット 1 1 （体内監視カメラ）の放熱について説明する。図 2 で前述したカメラユニット 1 1 に設けられた各部品で発生した熱は、下記の様に伝導する。

[0085] まず、固体撮像素子 2 5 で発生した熱は、固体撮像素子 2 5 の端子を介して回路基板 1 9 に伝えられる。そして、回路基板 1 9 に伝えられた熱は、回路基板 1 9 に接した支持管接合部 1 4 に伝えられる。あるいは、回路基板 1

９に伝えられた熱は、回路基板１９から離れた支持管接合部１４に伝えられる。照明装置２７で発生した熱も同様に、回路基板１９を介して支持管接合部１４に伝えられる。

[0086] 図４（ｃ）に示す様に、支持管接合部１４と回路基板１９とは、面に対向するように配置されている。このため、カメラユニット１１で発生した熱は、回路基板１９を介して支持管接合部１４に伝導する。そして、上記熱は、カメラ支持管１３を通じてカメラユニット１１から排出される。回路基板１９と支持管接合部１４とは、熱伝導率の高い接着剤、グリス等により熱的に接続されることが好ましい。この場合、熱伝導率の高い接着剤、グリス等が、固体撮像素子２５および照明装置２７で発生する熱を回路基板１９を介して支持管接合部１４に伝えるための導熱体として機能する。

[0087] 図７は、実施形態２に係るカメラユニット１１及びカメラ支持管１３の模式的断面図である。熱源である照明装置２７、固体撮像素子２５、及び、制御回路２８は、熱伝導率の高い導熱体４９により、支持管接合部１４を介してカメラ支持管１３に熱的に接続することが好ましい。これにより、照明装置２７、固体撮像素子２５、及び、制御回路２８から発生した熱を、回路基板１９を経由することなく、直接、支持管接合部１４へ伝える事ができる。この結果、カメラユニット１１で発生した熱をさらに効率よく排熱する事ができる。導熱体４９としては、放熱性シリコンゴムが使用可能であるが、それに限定されるものではない。

[0088] 発熱部である照明装置２７、固体撮像素子２５、及び、制御回路２８と、カメラ支持管１３との間の熱抵抗は、熱源の発熱量にもよるが、 $20^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 以下が好ましい。

[0089] カメラユニット１１の外表面が腹壁４１に接触する可能性がある場合は、当該外表面は 41°C 以下にする必要がある。カメラユニット１１から発生した熱を体外に放出するためには、室温を 25°C 、温度差は 16°C 、カメラユニット１１の発熱量を 0.75W とすると、カメラユニット１１の発熱部から支持管接合部１４までの熱抵抗は、 $20^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 以下であることが望ましい

ことになる。

[0090] カメラ筐体 2 1 は、腹壁 4 1 に接触可能である。このため、カメラユニット 1 1 内の熱がカメラ筐体 2 1 を通って腹壁 4 1 に伝わりにくくする必要がある。従って、カメラ筐体 2 1 の熱伝導率は（筐体熱伝導率）、カメラ支持管 1 3 の熱伝導率（支持管熱伝導率）よりも低いことが望ましい。

[0091] カメラ支持管 1 3 の熱伝導率がカメラ筐体 2 1 の熱伝導率よりも高いと、カメラ筐体 2 1 よりも先にカメラ支持管 1 3 に熱が伝わってカメラ支持管 1 3 から放熱が行われるため、カメラ筐体 2 1 の熱上昇を抑える事が出来る。

[0092] （カメラユニット 1 1 の材料）

カメラ筐体 2 1 は、ポリカーボネイトなどの樹脂により構成することが適している。当該樹脂の熱伝導率は、 $0.2 \text{ W} / (\text{m} \cdot \text{K})$ 前後である。但し、カメラ筐体 2 1 の材料は前記のものに限定されるものではない。

[0093] カメラユニット 1 1 で発生した熱を、カメラ支持管 1 3 を通じて効率的に排出するためには、カメラ支持管 1 3 及び支持管接合部 1 4 の材料は熱伝導率の高い材料が好ましい。上記材料として、例えば、 Ag 、 Cu 、 Al 、 Si 、 US 、真鍮、セラミック系素材等が使用可能である。但し、カメラ支持管 1 3 及び支持管接合部 1 4 の材料は前記のものに限定されるものではない。

[0094] カメラ支持管 1 3 及び支持管接合部 1 4 の熱伝導率は、上記の様に、カメラ筐体 2 1 の熱伝導率よりも高い必要がある。上記熱伝導率は、少なくともカメラ筐体 2 1 を構成する樹脂の熱伝導率 $0.2 \text{ W} / (\text{m} \cdot \text{K})$ の 5 倍である $1.0 \text{ W} / (\text{m} \cdot \text{K})$ 以上の熱伝導率（高熱伝導率）が望ましい。

[0095] 〔実施形態 2〕

また、カメラ支持管 1 3 及び支持管接合部 1 4 は、それぞれ複数の材料で構成してもかまわない。実施の形態 1 では、カメラ支持管の側面に係止孔（凹部）を設け、支持管接合部の側面に係止爪（凸部）を設けているが、支持管凹部と接合部凸部の少なくとも一方を樹脂などの弾性を持った材料、他方を金属等の硬質材料で構成してもよい。例えば、上記の係止爪 2 3 や係止爪 5 2 3 は、樹脂などの弾性を持った材料で構成してもよい。

[0096] このように構成することによって、接合時に、接合部の係止爪 2 3（弾性材）を配置したやや狭くなった箇所を、弾性材が変形しながら通過し、通過した後に弾性力で元の形状に戻って、しっかりと嵌合するので、接合強度が向上する。この例に限ることなく、支持管と接合部の凹凸部の少なくとも一方に弾性材を形成することでもよい。

また、このようにすることによって、嵌め込んだ感触が手元に伝わるので、操作している術者は嵌合した手ごたえを感じ、嵌合できたことが認識できるので、むやみに力を加え続けることがないといった利点もある。

[0097] したがって、支持管とその接合部の側面は熱伝導性の良い材料で形成してカメラユニットからの放熱性を高め、接合部の凸部分のみに弾性材を用いて接合強度を高め、かつ嵌合の手ごたえを感じる機能を追加するといったように、性質の異なる複数の材料を用いて構成すれば、接合性や放熱性といった要求される複数の性能を両立させることができる。

[0098] なお、上記の例の構成例にかかわらず、これらの材料の組み合わせは逆であってもかまわない。すなわち、係止爪が金属などの硬質材料で構成され、係止孔を含む部分が樹脂などの弾性を持った材料で構成されていてもよい。

[0099] 以上種々の例について説明したが、このような支持管と接合部の構成材料については、他の実施形態においても、同様に複数の組み合わせで用いることができることは言うまでもない。

[0100] 〔実施形態 3〕

図 8 は、実施形態 3 に係るカメラユニット 1 1 及びカメラ支持管 1 3 の模式的断面図である。カメラ支持管 1 3 のカニューレ 3 1 から体外側に露出した箇所に、ヒートシンク 4 3（体内監視カメラ熱排出部、放熱量増加部）が設けられている。ヒートシンク 4 3 は、カメラユニット 1 1 から発生してカメラ支持管 1 3 を伝熱してきた熱を放散する。

[0101] ヒートシンク 4 3 は、カメラ支持管 1 3 と一体に成型してもよいが、カメラユニット 1 1 へカメラ支持管 1 3 を結合した後にカメラ支持管 1 3 に取り付けてもよい。ヒートシンク 4 3 も、カメラ支持管 1 3 と同様に、カメ

ラ筐体 2 1 よりも熱伝導率の高い材料により構成することが好ましい。

[0102] ヒートシンク 4 3 をカメラ支持管 1 3 に取り付ける事により、カメラ支持管 1 3 からの熱を排出する表面積が増加する。このため、カメラ支持管 1 3 からの熱の空気中への排出量が多くなる。この結果、カメラユニット 1 1 の放熱の効率が向上する。

[0103] カメラ支持管 1 3 からの熱の空気中への排出量をさらに増加させるには、ヒートシンク 4 3 に接する空気の移動量を増大させるための放熱ファン 4 6 を設けることが好ましい。当該放熱ファン 4 6 により、ヒートシンク 4 3 へ送風し、もしくは、ヒートシンク 4 3 付近の空気を排出する。このように、図 8 においては、カメラ支持管 1 3 から伝わった熱を外気に放出するヒートシンク 4 3（放熱部）と、ヒートシンク 4 3 に送風する放熱ファン 4 6（放熱量促進部）とを含むように冷却システム 7 7 が構成される。

[0104] 〔実施形態 4〕

図 9 は、実施形態 4 に係るカメラユニット 1 1 及びカメラ支持管 1 3 の模式的断面図である。カメラ支持管 1 3 のカニューレ 3 1 から体外側に露出した箇所に、広い面積で接するように低温材料取り付け板 4 4 が取り付けられている。そして、低温材料取り付け板 4 4 に低温材料 4 0（体内監視カメラ熱排出部、伝導熱吸収部）が設けられる。低温材料 4 0 は、カメラユニット 1 1 から発生してカメラ支持管 1 3 に伝導された熱を、低温材料取り付け板 4 4 を介して吸収する。このように、図 9 においては、低温材料取り付け板（冷却材取り付け板）4 4 と、カメラ支持管 1 3 から低温材料取り付け板 4 4 を介して伝わった熱を吸収する低温材料 4 0（冷却材、吸熱部）とを含むように冷却システム 7 7 が構成される。

[0105] 低温材料 4 0 は、凍らせた保冷材、ドライアイスを入れたケースが使用可能である。但し、熱を吸収するものであれば前記のものに限定されるものではない。

[0106] 〔実施形態 5〕

図 1 0 は、実施形態 5 に係るカメラユニット 1 1 及びカメラ支持管 1 3 の

模式的断面図である。カメラ支持管 1 3 のカニューレ 3 1 から体外側に露出した箇所に、広い面積で接するように低温材料取り付け板 4 4 が取り付けられている。そして、ヒートシンク 4 3 と低温材料取り付け板 4 4 との間にペルチェ素子 4 5 が配置されている。ペルチェ素子 4 5 は、カメラユニット 1 1 からカメラ支持管 1 3 を通ってきた熱をヒートシンク 4 3 に移動させる。ヒートシンク 4 3 には、放熱ファン 4 6 が設けられている。放熱ファン 4 6 は、ヒートシンク 4 3 に移動した熱を空気中に排出する。

[0107] カメラユニット 1 1 で発生した熱は、カメラ支持管 1 3 を通じて低温材料取り付け板 4 4 に伝えられる。ペルチェ素子 4 5 は、低温材料取り付け板 4 4 側で吸熱を行い、ヒートシンク 4 3 側で発熱が起こる様に、ペルチェ素子用ケーブル 4 7 ・ 4 8 により電圧が与えられている。このように、カメラ支持管 1 3 から伝えられた熱は、ペルチェ素子 4 5 により、低温材料取り付け板 4 4 からヒートシンク 4 3 に移動する。ヒートシンク 4 3 に移動した熱は、ヒートシンク 4 3 に取り付けられた放熱ファン 4 6 により空気中に排出される。このため、効率良く放熱が行える。このように、図 1 0 では、低温材料取り付け板 4 4 と、カメラ支持管 1 3 から低温材料取り付け板 4 4 に伝わった熱をヒートシンクに効率的に移動させるペルチェ素子 4 5（放熱量促進部）と、ペルチェ素子 4 5 からの熱を外気に放出するヒートシンク 4 3（放熱部）と、ヒートシンク 4 3 に送風する放熱ファン（放熱促進部）とを含むように冷却システム 7 7 が構成される。

[0108] 上記実施形態はヒートシンク 4 3 に放熱ファン 4 6 を取り付けただけを示しているが、本発明はこれに限定されない。放熱ファン 4 6 を取り付けずに、ヒートシンク 4 3 を自然対流により冷却する事も可能である。なお、冷却システムは、カメラ支持管の体外部分に室温の風または室温未満の冷風を送るような構成であってもよいし、電力を用いた冷却装置とカメラ支持管とを伝熱体で繋ぐような構成であっても構わない。

[0109] [まとめ]

本発明の態様 1 に係る体内監視カメラシステム 1 は、一方の端部が体内に

導入される支持管（カメラ支持管１３）と、上記支持管と前記体内にて接合される体内監視カメラ（カメラユニット１１）と、上記体内監視カメラと上記支持管とを接合する接合部（支持管接合部１４）と、上記体内監視カメラに接続され、上記支持管を通して体外へ引き出されるケーブル（カメラ側ケーブル１２）と、体外にあり、上記ケーブルに接続され、少なくとも表示装置（ディスプレイ１８）を含む制御システム（カメラユニット制御機器１７）と、を備える体内監視カメラシステムであって、上記体内監視カメラから発生する熱を、上記支持管を介して前記体外へ排出する体内監視カメラ熱排出部（低温材料４０、ヒートシンク４３、放熱ファン４６）を備えている。

[0110] 上記の構成によれば、体内監視カメラ熱排出部により、上記体内監視カメラから発生する熱を、上記支持管を介して前記体外へ排出する。上記支持管は一方の端部が体内に導入される。このため、上記支持管の他方の端部を通して、体内監視カメラ内部で発生した熱を効率的に排出することが出来る体内監視カメラシステムを提供することができるという効果を奏する。

[0111] 本発明の態様２に係る体内監視カメラシステム１は、上記態様１において、上記体内監視カメラ熱排出部が、上記体内監視カメラから発生して上記支持管に伝導された熱を吸収する伝導熱吸収部（低温材料４０）を含んでもよい。

[0112] 上記の構成によれば、上記体内監視カメラから発生して上記支持管に伝導された熱を吸収するので、体内監視カメラ内部で発生した熱を効率的に排出することが出来る。

[0113] 本発明の態様３に係る体内監視カメラシステム１は、上記態様２において、上記伝導熱吸収部が、上記伝導された熱を吸収する低温材料４０を含んでもよい。

[0114] 上記の構成によれば、低温材料により、上記体内監視カメラから発生して上記支持管に伝導された熱を吸収するので、体内監視カメラ内部で発生した熱を効率的に排出することが出来る。

[0115] 本発明の態様４に係る体内監視カメラシステム１は、上記態様１において

、上記体内監視カメラ熱排出部が、上記支持管から空気中への放熱量を増加させる放熱量増加部（ヒートシンク４３、ペルチェ素子４５、放熱ファン４６）を含んでもよい。

[0116] 上記の構成によれば、上記体内監視カメラから発生して上記支持管に伝導された熱の空気中への放熱量が増加するので、体内監視カメラからの熱を効率的に排出することが出来る。

[0117] 本発明の態様５に係る体内監視カメラシステム１は、上記態様４において、上記放熱量増加部が、上記支持管からの熱を放散するヒートシンク４３を含んでもよい。

[0118] 上記の構成によれば、ヒートシンクにより、上記体内監視カメラから発生して上記支持管に伝導された熱が放散されるので、体内監視カメラからの熱を効率的に排出することが出来る。

[0119] 本発明の態様６に係る体内監視カメラシステムは、上記態様５において、上記放熱量増加部が、上記ヒートシンクに接する空気の移動量を増大させるための放熱ファン４６をさらに含んでもよい。

[0120] 上記の構成によれば、放熱ファンにより、上記ヒートシンクに接する空気の移動量が増大するので、体内監視カメラから上記支持管を介して上記ヒートシンクに伝達された熱を効率的に排出することが出来る。

[0121] 本発明の態様７に係る体内監視カメラシステムは、上記態様５において、上記放熱量増加部が、上記ヒートシンクと上記支持管との間に配置され、上記支持管からの熱を上記ヒートシンクに移動させるペルチェ素子４５をさらに含んでもよい。

[0122] 上記の構成によれば、ペルチェ素子により、上記支持管からの熱が上記ヒートシンクに移動するので、体内監視カメラから上記支持管に伝達された熱を効率的に排出することが出来る。

[0123] 本発明の態様８に係る体内監視カメラシステムは、上記態様７において、上記放熱量増加部が、上記ヒートシンクに移動した熱を空気中に排出するための放熱ファンをさらに含んでもよい。

- [0124] 上記の構成によれば、放熱ファンにより、上記ヒートシンクに移動した熱が空气中に排出されるので、体内監視カメラから上記支持管、上記ペルチェ素子を介して上記ヒートシンクに移動した熱を効率的に排出することが出来る。
- [0125] 本発明の態様 9 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 において、上記体内監視カメラが、体壁に接触可能な撮像筐体を有し、上記支持管を構成する材料の支持管熱伝導率は、上記撮像筐体の材料の筐体熱伝導率よりも高いことが好ましい。
- [0126] 上記の構成によれば、上記支持管を構成する材料の支持管熱伝導率は、上記撮像筐体の材料の筐体熱伝導率よりも高いので、上記体内監視カメラから発生した熱が、一方の端部が体内に導入される上記支持管に伝達されやすくなり、上記支持管の他方の端部を介して、上記熱を効率的に排出することが出来る。
- [0127] 本発明の態様 10 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 9 において、上記支持管熱伝導率が、上記筐体熱伝導率の 5 倍以上であることが好ましい。
- [0128] 上記の構成によれば、上記支持管熱伝導率は、上記筐体熱伝導率の 5 倍以上なので、上記体内監視カメラから発生した熱が、一方の端部が体内に導入される上記支持管により一層伝達されやすくなり、上記支持管の他方の端部を介して、上記熱をより一層効率的に排出することが出来る。
- [0129] 本発明の態様 11 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 において、上記体内監視カメラが、体内を照らす照明装置と、上記照明装置によって照らされた体内を撮像する撮像素子と、上記照明装置と上記撮像素子と上記接合部とを熱的に接続する導熱体とを含んでもよい。
- [0130] 上記の構成によれば、導熱体により、上記照明装置と上記撮像素子と上記接合部とが熱的に接続される。このため、上記照明装置と上記撮像素子とから発生した熱が、一方の端部が体内に導入される上記支持管に容易に伝達される。この結果、上記支持管の他方の端部を介して、上記照明装置と上記撮

像素子とから発生した熱を効率的に排出することが出来る。

[0131] 本発明の態様 1 2 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 1 において、上記照明装置と上記接合部との間、及び、上記撮像素子と上記接合部との間の熱抵抗が $20^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 以下であることが好ましい。

[0132] 上記の構成によれば、上記照明装置と上記接合部との間、及び、上記撮像素子と上記接合部との間の熱抵抗は $20^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 以下であるので、上記照明装置と上記撮像素子と上記接合部とがより一層熱的に接続される。このため、上記照明装置と上記撮像素子とから発生した熱が、一方の端部が体内に導入される上記支持管により一層容易に伝達される。この結果、上記支持管の他方の端部を介して、上記照明装置と上記撮像素子とから発生した熱をより一層効率的に排出することが出来る。

[0133] 本発明の態様 1 3 に係る体内監視カメラシステムは、一方の端部が体内に導入される支持管と、上記支持管と前記体内にて接合される撮像部と、上記撮像部と上記支持管とを接合する接合部と、上記撮像部に接続され、上記支持管を通して体外へ引き出されるケーブルと、体外にあり、上記ケーブルに接続され、少なくとも表示装置を含む制御システムと、上記撮像部の熱が伝わる上記支持管を冷却する冷却システムとを備えることを特徴とする。

[0134] 本発明の態様 1 4 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 3 において、上記冷却システムは、上記支持管から伝わった熱を吸収する吸熱部を含む構成である。

[0135] 本発明の態様 1 5 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 3 において、上記冷却システムは、上記支持管から伝わった熱を外気に放出する放熱部を含む構成である。

[0136] 本発明の態様 1 6 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 5 において、上記冷却システムは、放熱部による外気への熱の放出を促進させる放熱促進部を備える構成である。

[0137] 本発明の態様 1 7 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 1 3 ~ 1 6 のいずれか 1 つにおいて、上記支持管に用いられる材料の熱伝導率は、上記

撮像部の筐体に用いられる材料の熱伝導率よりも高い構成である。

[0138] 本発明の態様 18 に係る体内監視カメラシステムは、一方の端部が体内に導入される支持管と、上記支持管と前記体内にて接合される撮像部と、上記撮像部と上記支持管とを接合する接合部と、上記撮像部に接続され、上記支持管を通して体外へ引き出されるケーブルと、体外にあり、上記ケーブルに接続され、少なくとも表示装置を含む制御システムと、上記撮像部内の発熱部材（例えば、照明装置、撮像素子、制御回路）で生じた熱を上記接合部に伝える導熱体とを備えることを特徴とする。

[0139] 本発明の態様 19 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 13～18 のいずれか 1 つにおいて、上記支持管もしくは上記接合部のいずれか一方は、弾性材と、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材との組み合わせで構成される。

本発明の態様 20 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 19 において、上記支持管は、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材で構成され、上記接合部は、弾性材と、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材との組み合わせで構成される。

[0140] 本発明の態様 21 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 13～20 のいずれか 1 つにおいて、凹形状である上記接合部は、その底部に伝熱性を有する伝熱性凸部を有し、上記撮像部および上記支持管の接合時に、上記支持管の内周面と上記伝熱性凸部とが接触する構成である。

[0141] 本発明の態様 22 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 20 において、上記伝熱性凸部は、上記接合部の開口に近づくにつれて先細りする形状である構成である。

[0142] 本発明の態様 23 に係る体内監視カメラシステムは、上記態様 13～22 のいずれか 1 つにおいて、上記ケーブルを保持して上記支持管に固定するケーブルホルダを備え、上記ケーブルホルダのケーブル保持強度は、上記支持管と上記接合部の接合強度よりも大きい構成である。

- [0143] 本発明の態様２４に係る体内監視カメラシステムは、上記態様２３において、上記接合強度は、３Ｎから６Ｎの範囲である構成である。
- [0144] 本発明の態様２５に係る体内監視カメラシステムは、上記態様１３～２４のいずれか１つにおいて、上記ケーブルを保持して上記支持管に固定するケーブルホルダを備え、上記ケーブルホルダのケーブル保持強度は、５Ｎから５０Ｎの範囲である構成である。
- [0145] 本発明の態様２６に係る体内監視カメラシステムの支持管は、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材が、上記支持管および接合部それぞれに用いられている上記態様１３～２５のいずれか１つの体内監視カメラシステムの支持管であって、撮像部との接合時に、上記支持管の高熱伝導率材が、上記接合部の高熱伝導率材に接触することを特徴とする。
- [0146] 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。

産業上の利用可能性

- [0147] 本発明は、体内に導入可能な体内監視カメラを備えた体内監視カメラシステムに利用することができる。また、本発明の体内監視カメラシステムは、内視鏡手術等に好適である。

符号の説明

- [0148] １ 体内監視カメラシステム
- １１ カメラユニット（体内監視カメラ）
- １２ カメラ側ケーブル（ケーブル）
- １３ カメラ支持管（支持管）
- １４ 支持管接合部（接合部）
- １７ カメラユニット制御機器（制御システム）

- 1 8 ディスプレイ（表示装置）
- 2 1 カメラ筐体（撮像筐体）
- 2 7 照明装置
- 2 5 固体撮像素子（撮像素子）
- 4 0 低温材料（吸熱部、体内監視カメラ熱排出部、伝導熱吸収部）
- 4 3 ヒートシンク（放熱部、体内監視カメラ熱排出部、放熱量増加部）
- 4 5 ペルチェ素子（放熱促進部、体内監視カメラ熱排出部、放熱量増加部）
- 4 6 放熱ファン（放熱促進部、体内監視カメラ熱排出部、放熱量増加部）
- 4 9 導熱体
- 7 7 冷却システム

請求の範囲

- [請求項1] 一方の端部が体内に導入される支持管と、
上記支持管と前記体内にて接合される撮像部と、
上記撮像部と上記支持管とを接合する接合部と、
上記撮像部に接続され、上記支持管を通して体外へ引き出されるケーブルと、
体外にあり、上記ケーブルに接続され、少なくとも表示装置を含む制御システムと、
上記撮像部の熱が伝わる上記支持管を冷却する冷却システムとを備えることを特徴とする体内監視カメラシステム。
- [請求項2] 上記冷却システムは、上記支持管から伝わった熱を吸収する吸熱部を含むことを特徴とする請求項1に記載の体内監視カメラシステム。
- [請求項3] 上記冷却システムは、上記支持管から伝わった熱を外気に放出する放熱部を含むことを特徴とする請求項1に記載の体内監視カメラシステム。
- [請求項4] 上記冷却システムは、上記放熱部による外部への熱の放出を促進させる放熱促進部を備えることを特徴とする請求項3に記載の体内監視カメラシステム。
- [請求項5] 上記支持管に用いられる材料の熱伝導率は、上記撮像部の筐体に用いられる材料の熱伝導率よりも高いことを特徴とする請求項1から4のいずれか1項に記載の体内監視カメラシステム。
- [請求項6] 一方の端部が体内に導入される支持管と、
上記支持管と前記体内にて接合される撮像部と、
上記撮像部と上記支持管とを接合する接合部と、
上記撮像部に接続され、上記支持管を通して体外へ引き出されるケーブルと、
体外にあり、上記ケーブルに接続され、少なくとも表示装置を含む制御システムと、

上記撮像部内の発熱部材で生じた熱を上記接合部に伝える導熱体とを備えることを特徴とする体内監視カメラシステム。

[請求項7] 上記支持管または上記接合部は、弾性材と、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材との組み合わせで構成されることを特徴とする請求項1から6のいずれか1項に記載の体内監視カメラシステム。

[請求項8] 上記支持管は、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材で構成され、上記接合部は、弾性材と、上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材との組み合わせで構成されることを特徴とする請求項7に記載の体内監視カメラシステム。

[請求項9] 凹形状である上記接合部は、その底部に伝熱性を有する伝熱性凸部を有し、上記撮像部および上記支持管の接合時に、上記支持管の内周面と上記伝熱性凸部とが接触することを特徴とする請求項1から8のいずれか1項に記載の体内監視カメラシステム。

[請求項10] 上記伝熱性凸部は、上記接合部の開口に近づくにつれて先細りする形状であることを特徴とする請求項9に記載の体内監視カメラシステム。

[請求項11] 上記ケーブルを保持して上記支持管に固定するケーブルホルダを備え、上記ケーブルホルダのケーブル保持強度は、上記支持管と上記接合部の接合強度より大きいことを特徴とする請求項1から10のいずれか1項に記載の体内監視カメラシステム。

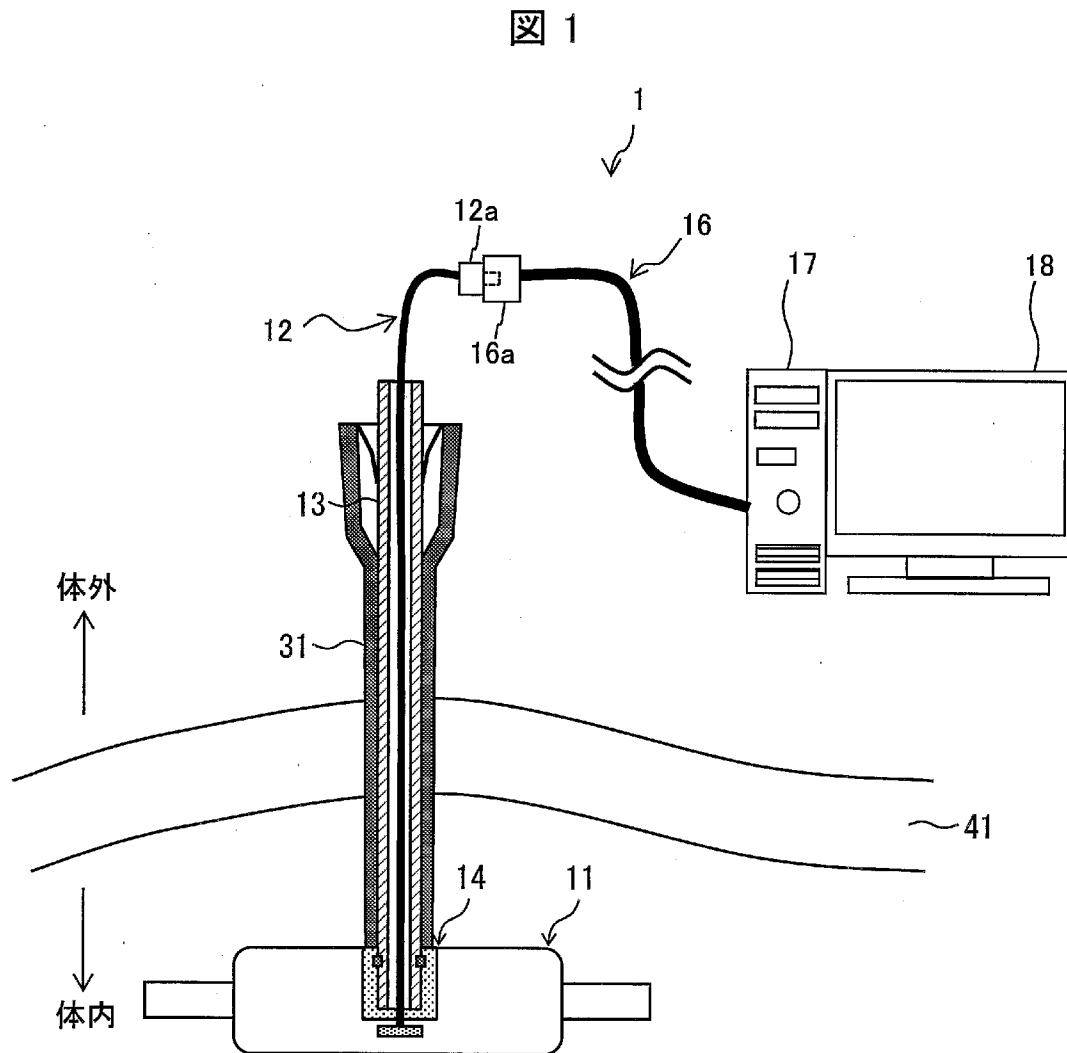
[請求項12] 上記接合強度は、3 Nから6 Nの範囲であることを特徴とする請求項11に記載の体内監視カメラシステム。

[請求項13] 上記ケーブルを保持して上記支持管に固定するケーブルホルダを備え、上記ケーブルホルダのケーブル保持強度は、5 Nから50 Nの範囲であることを特徴とする請求項1から12のいずれか1項に記載の体内監視カメラシステム。

[請求項14] 上記撮像部の筐体に用いられる材料よりも高い熱伝導率を持つ高熱伝導率材が、上記支持管および接合部それぞれに用いられている請求項1～13のいずれか1項に記載の体内監視カメラシステムの支持管であって、

 上記撮像部との接合時に、上記支持管の高熱伝導率材が、上記接合部の高熱伝導率材に接触することを特徴とする体内監視カメラシステムの支持管。

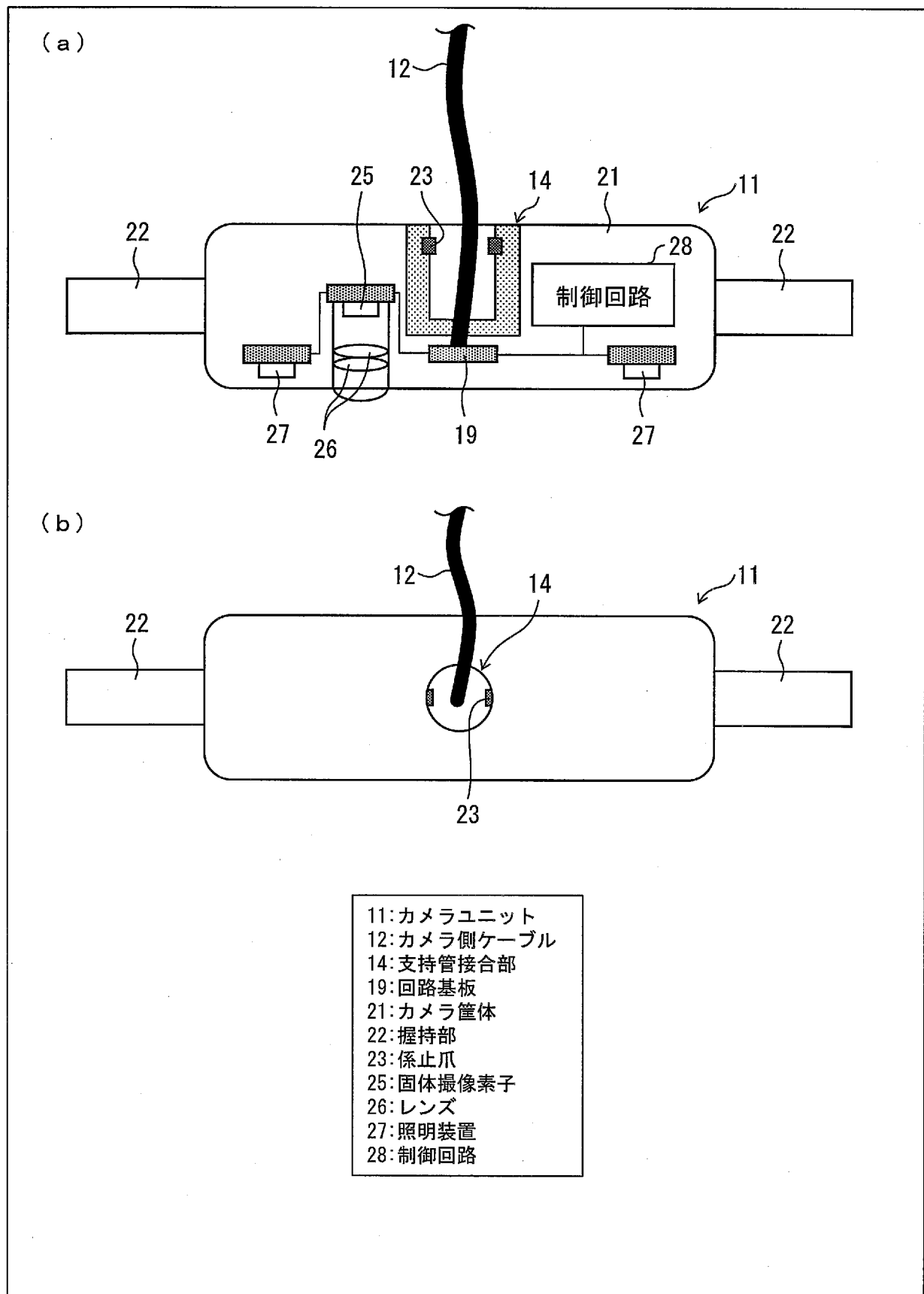
[図1]



- 1: 体内監視カメラシステム
- 11: カメラユニット
- 12: カメラ側ケーブル
- 12a: カメラ側ケーブルコネクタ
- 13: カメラ支持管
- 14: 支持管接合部
- 16: 機器側ケーブル
- 16a: 機器側ケーブルコネクタ
- 17: カメラユニット制御機器
- 18: ディスプレイ
- 31: カニューレ
- 41: 腹壁

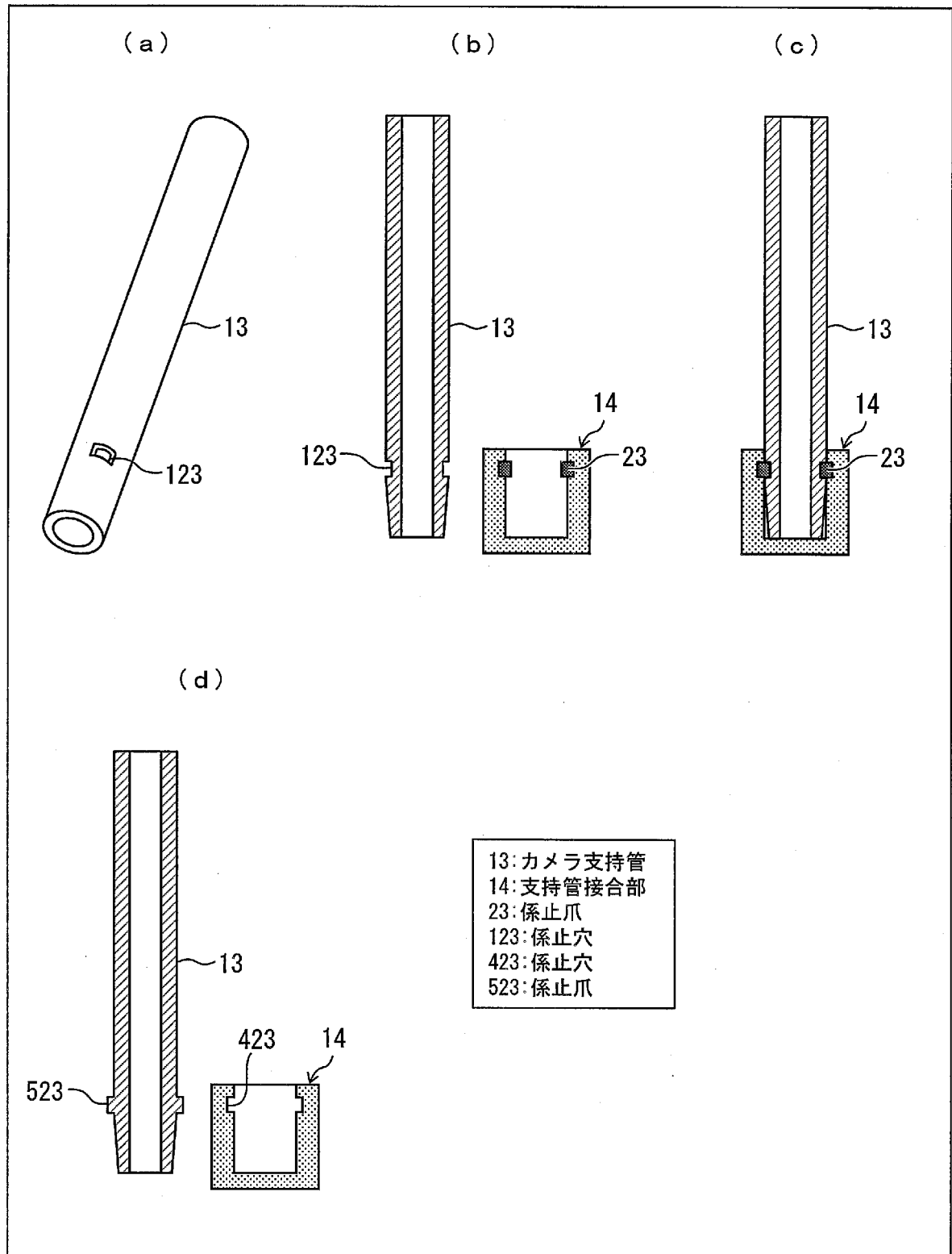
[図2]

図 2



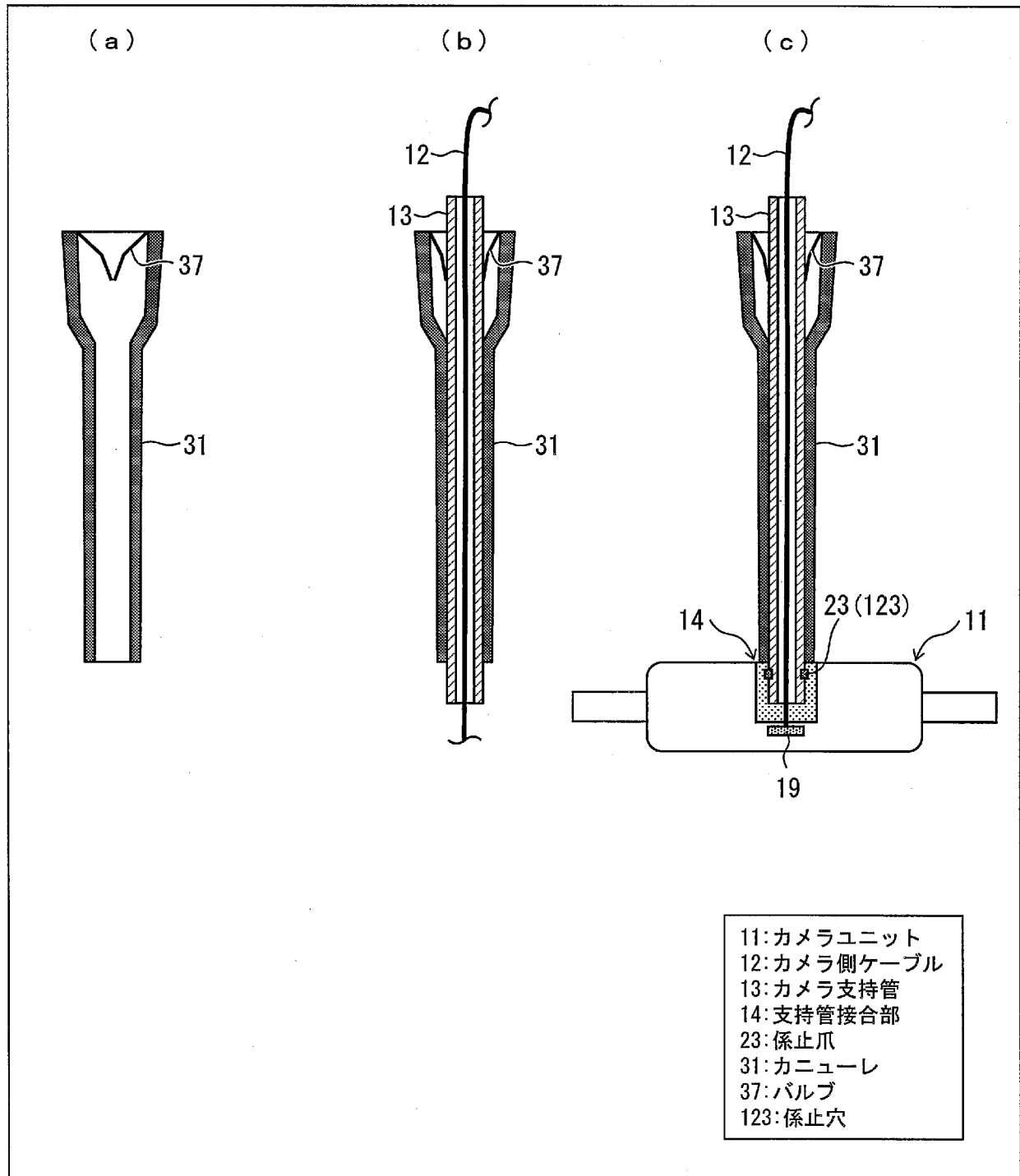
[図3]

図 3



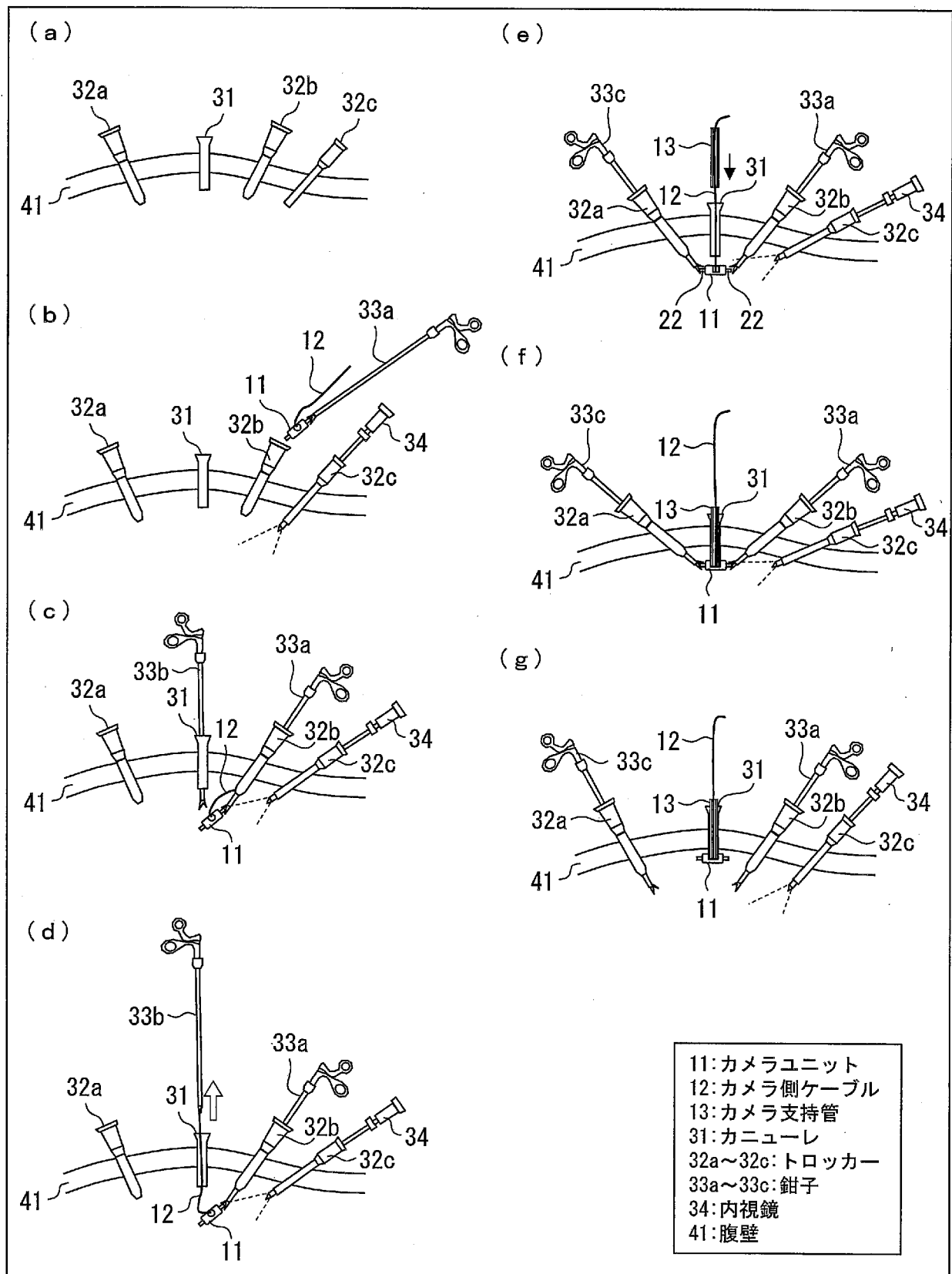
[図4]

図 4



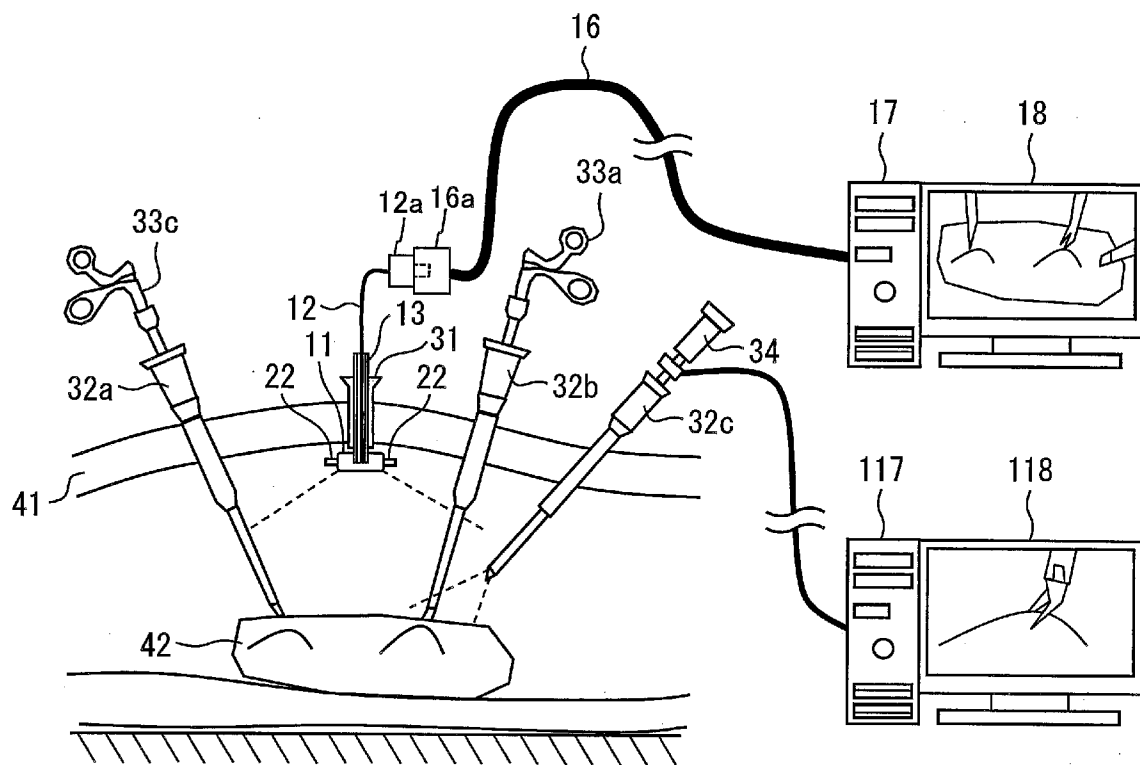
[図5]

図 5



[図6]

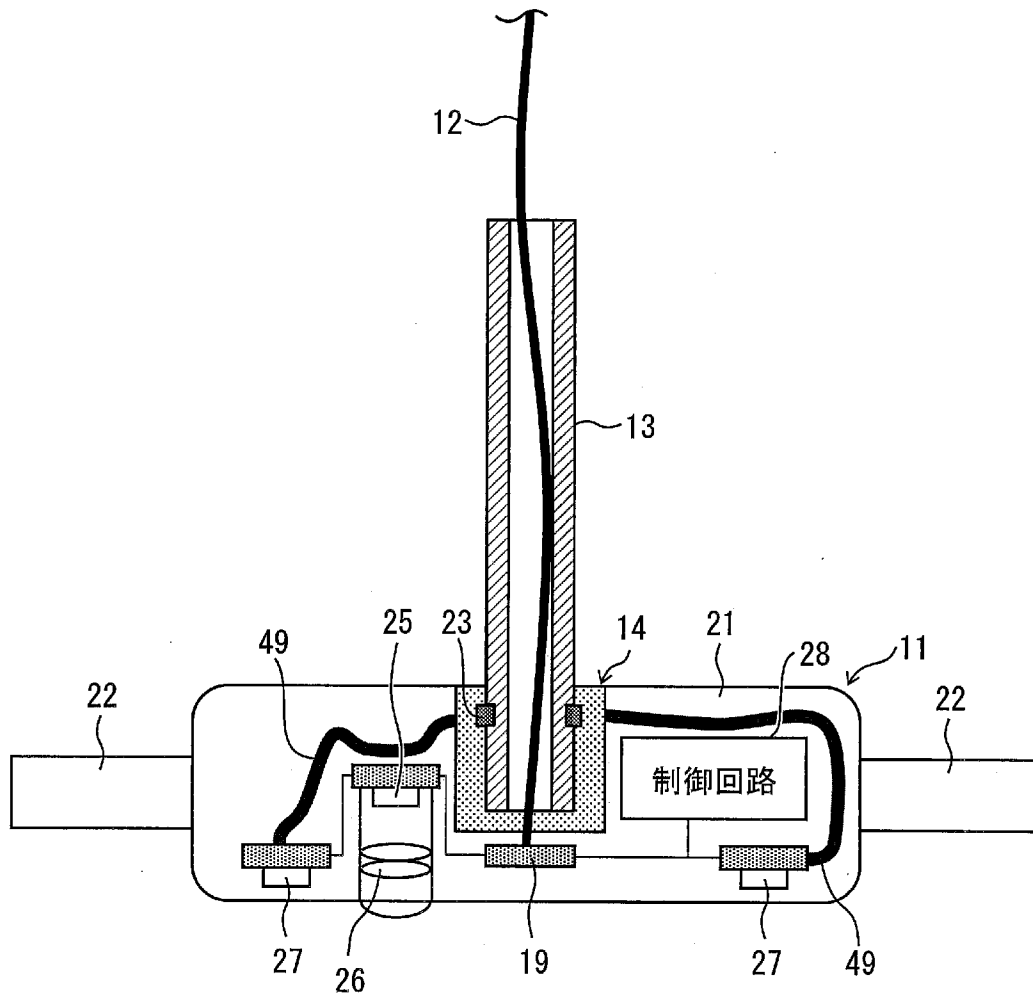
図 6



- 11: カメラユニット
- 12: カメラ側ケーブル
- 13: カメラ支持管
- 15: ケーブルコネクタ
- 16: 機器側ケーブル
- 17: カメラユニット制御機器
- 18: ディスプレイ
- 31: カニューレ
- 32a~32c: トロッカー
- 33a~33c: 鉗子
- 34: 内視鏡
- 41: 腹壁
- 42: 臓器
- 117: カメラユニット制御機器
- 118: ディスプレイ

[図7]

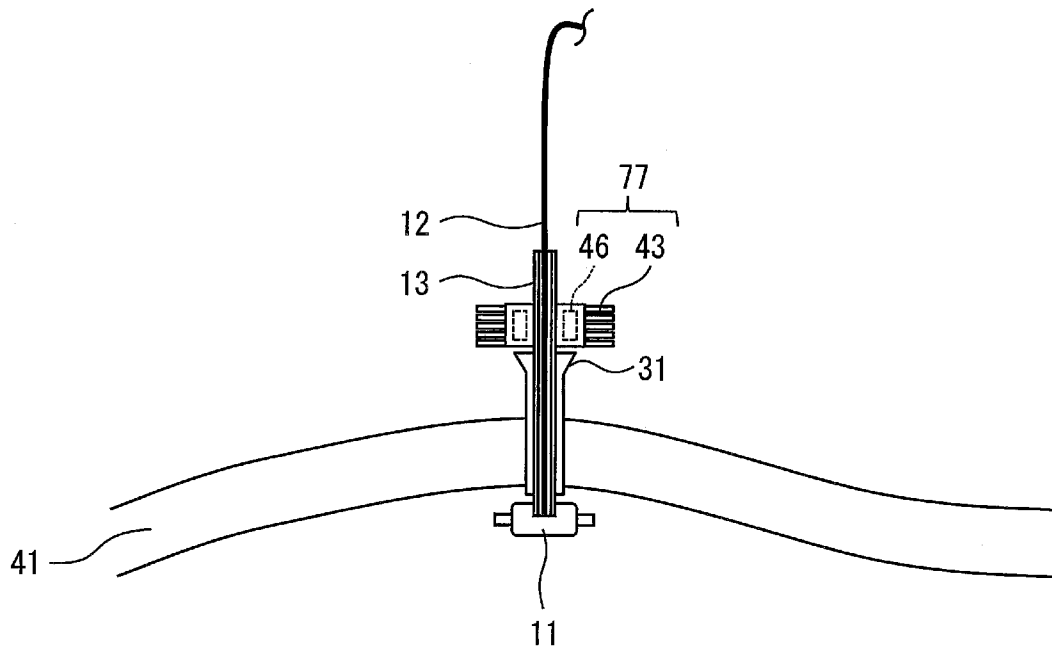
図 7



- 11: カメラユニット
- 12: カメラ側ケーブル
- 13: カメラ支持管
- 14: 支持管接合部
- 19: 回路基板
- 21: カメラ筐体
- 22: 握持部
- 25: 固体撮像素子
- 26: レンズ
- 27: 照明装置
- 28: 制御回路
- 49: 導熱体

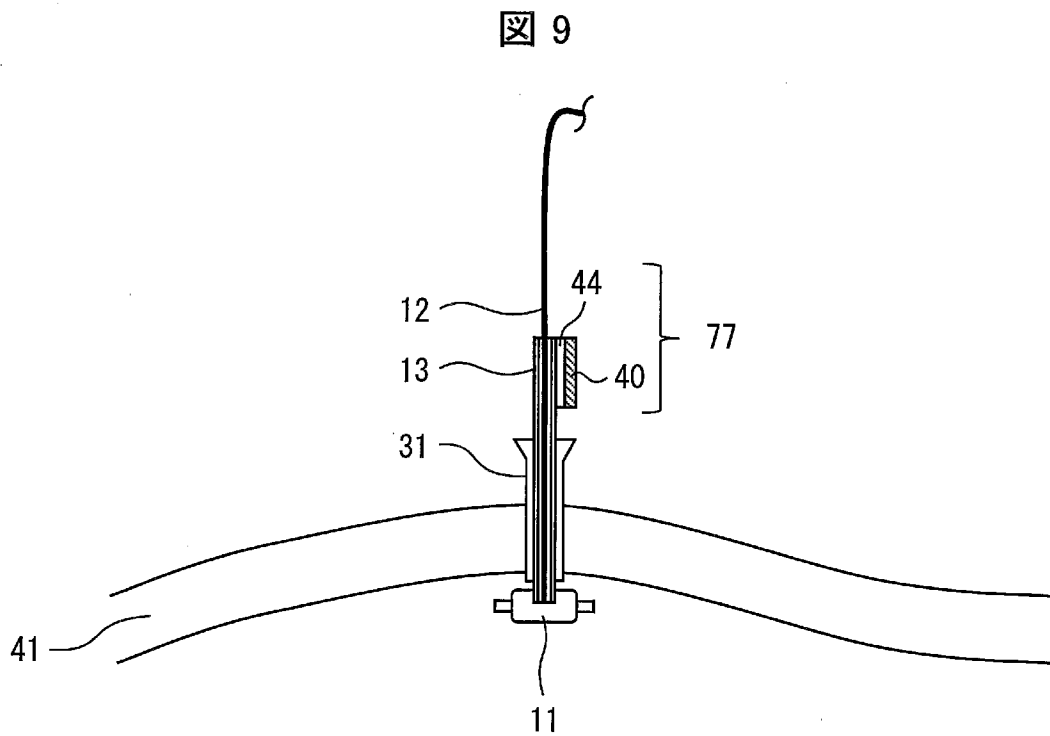
[図8]

図 8



- 11:カメラユニット
- 12:カメラ側ケーブル
- 13:カメラ支持管
- 31:カニューレ
- 41:腹壁
- 43:ヒートシンク
- 46:放熱ファン
- 77:冷却システム

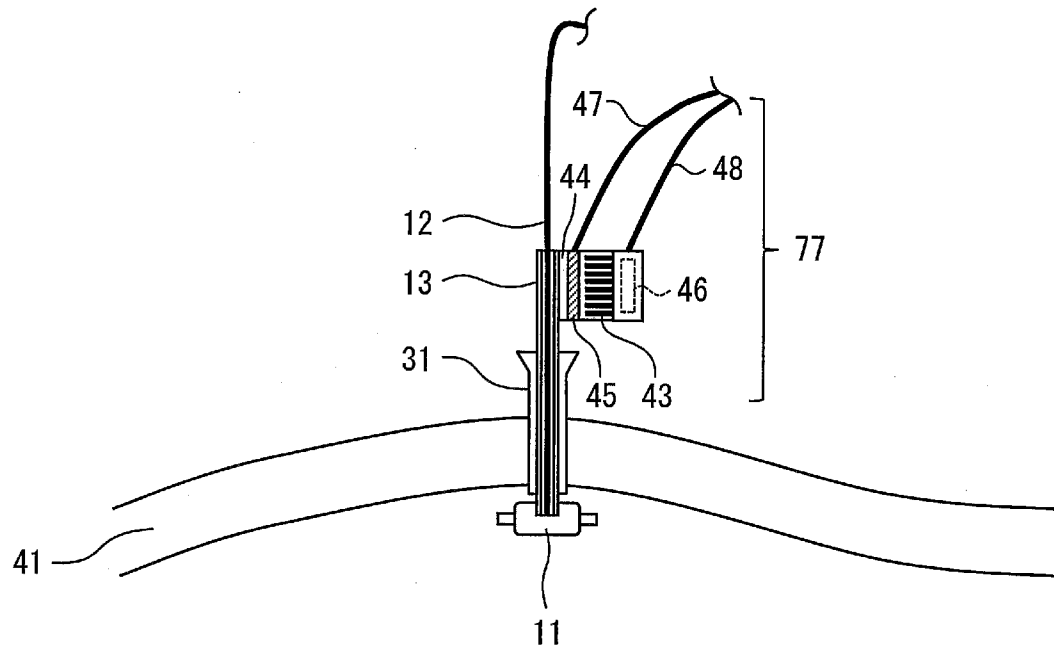
[図9]



- 11: カメラユニット
- 12: カメラ側ケーブル
- 13: カメラ支持管
- 31: カニユーレ
- 40: 低温材料（冷却材）
- 41: 腹壁
- 44: 低温材料取付け板
- 77: 冷却システム

[図10]

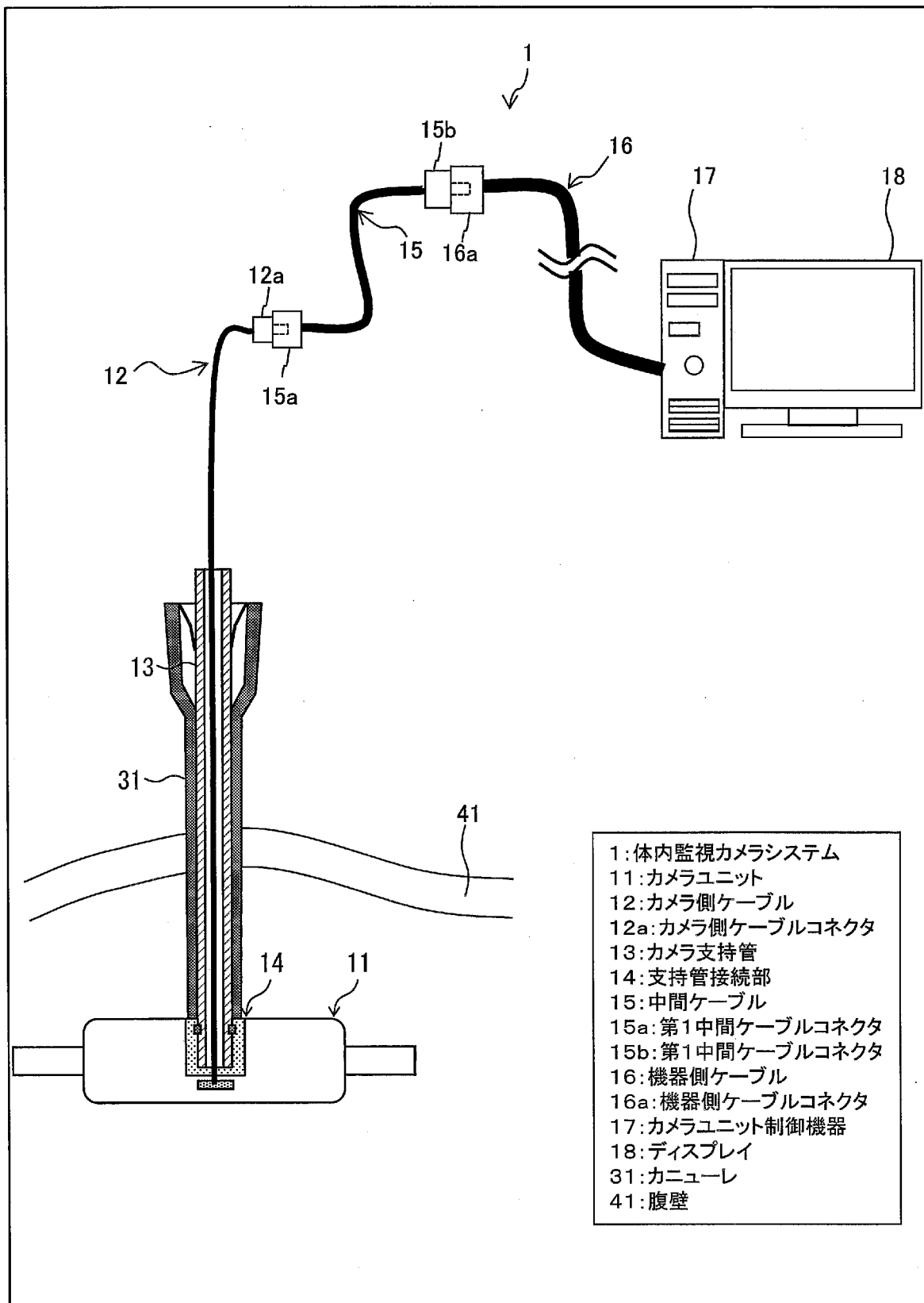
図 10



- 11: カメラユニット
- 12: カメラ側ケーブル
- 13: カメラ支持管
- 31: カニユーレ
- 41: 腹壁
- 43: ヒートシンク
- 44: 低温材料取付け板
- 45: ペルチェ素子
- 46: 放熱ファン
- 47, 48: ペルチェ素子用ケーブル
- 77: 冷却システム

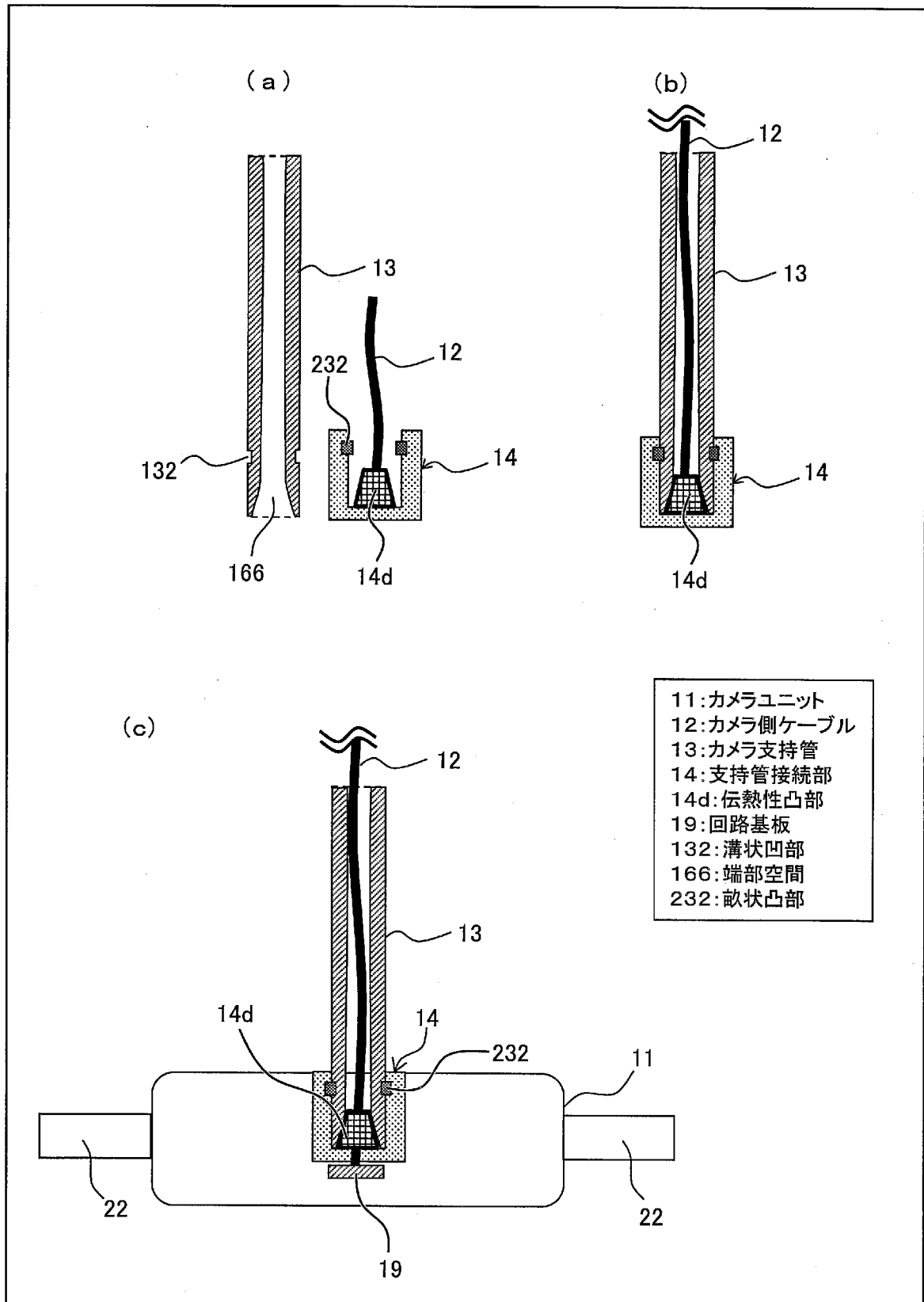
[図11]

図 11



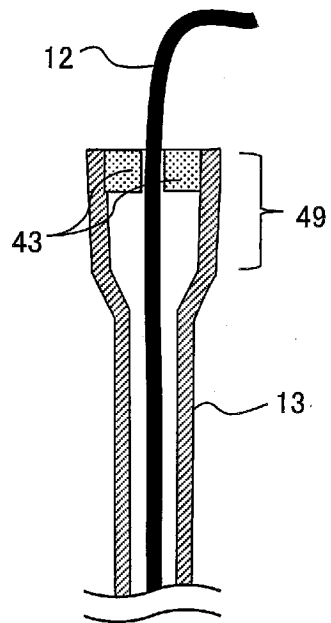
[図12]

図12



[図13]

図13



- 12: カメラ側ケーブル
- 13: カメラ支持管
- 43: ケーブル留め具
- 49: 体外側端部

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/081225

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, A61B19/00, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-34605 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 February 1993 (12.02.1993), paragraphs [0033] to [0039]; fig. 3 (Family: none)	1-14
A	JP 2008-80117 A (Sony Corp.), 10 April 2008 (10.04.2008), paragraph [0085]; fig. 12 (Family: none)	1-14
A	JP 2013-538102 A (Eon Surgical Ltd.), 10 October 2013 (10.10.2013), paragraph [0070]; fig. 7A & US 2014/0005474 A1 & EP 2615980 A2 & WO 2011/089565 A1	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 February 2015 (18.02.15)

Date of mailing of the international search report
03 March 2015 (03.03.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/081225

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-72368 A (Olympus Medical Systems Corp.), 09 April 2009 (09.04.2009), entire text; all drawings & US 2010/0113872 A1 & EP 2189100 A1 & WO 2009/037880 A1	1-14
A	JP 2005-319086 A (Fujinon Corp.), 17 November 2005 (17.11.2005), fig. 2 & US 2006/0074307 A1 & CN 1695546 A	1-14
A	JP 2009-82700 A (University of Yamanashi, Olympus Medical Systems Corp.), 23 April 2009 (23.04.2009), paragraphs [0005] to [0007], [0073], [0074]; fig. 6 & US 2010/0160813 A1 & EP 2189101 A1 & WO 2009/034745 A1	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B19/00, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 5-34605 A（オリンパス光学工業株式会社）1993.02.12, 段落 0033-0039, 第3図（ファミリーなし）	1-14
A	JP 2008-80117 A（ソニー株式会社）2008.04.10, 段落 0085, 第12図（ファミリーなし）	1-14
A	JP 2013-538102 A（イーオーエヌ サージカル エルティイーディ.） 2013.10.10, 段落 0070, 第7A図 & US 2014/0005474 A1 & EP 2615980 A2 & WO 2011/089565 A1	1-14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 8 . 0 2 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 3 . 0 3 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

島田 保

2 Q

4 0 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-72368 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.04.09, 全文、全図 & US 2010/0113872 A1 & EP 2189100 A1 & WO 2009/037880 A1	1-14
A	JP 2005-319086 A (フジノン株式会社) 2005.11.17, 第2図 & US 2006/0074307 A1 & CN 1695546 A	1-14
A	JP 2009-82700 A (国立大学法人山梨大学、オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.04.23, 段落 0005-0007, 0073, 0074, 第6図 & US 2010/0160813 A1 & EP 2189101 A1 & WO 2009/034745 A1	1-14