

(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 11 月 5 日(05.11.2015)



(10) 国際公開番号

WO 2015/166648 A1

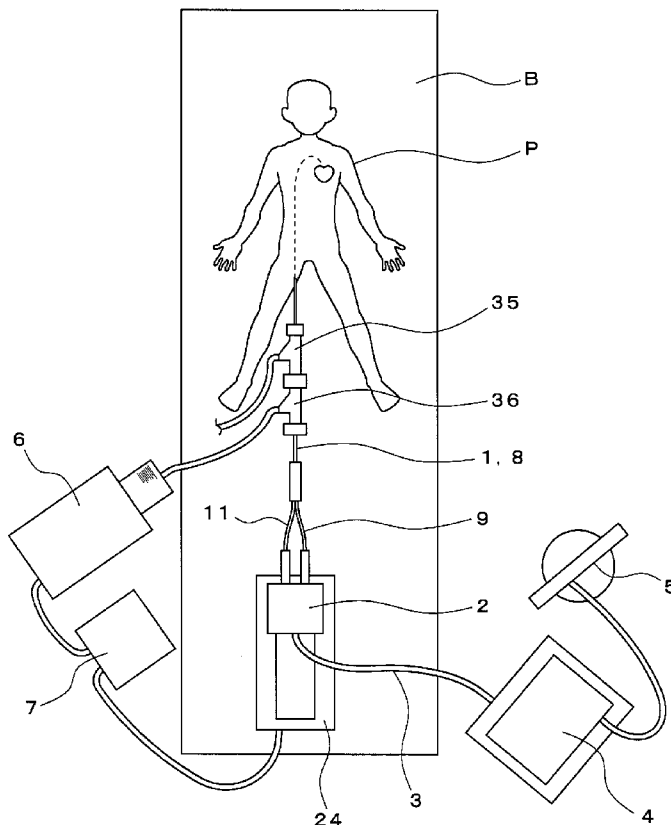
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/002180
- (22) 国際出願日: 2015 年 4 月 22 日(22.04.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-095061 2014 年 5 月 2 日(02.05.2014) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人大阪大学(OSAKA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒5650871 大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 Osaka (JP). 大正医科器械株式会社(TAISHO BIOMED INSTRUMENTS CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5510002 大阪府大阪市大正区三軒家東 1-13-17 Osaka (JP). 株式会社住田光学ガラス(SUMITA OPTICAL GLASS, INC.) [JP/JP]; 〒3308565 埼玉県さいたま市浦和区針ヶ谷 4 丁目 7 番 2 5 号 Saitama (JP).

- (72) 発明者: 岡山 慶太(OKAYAMA, Keita); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 南都 伸介(NANTO, Shinsuke); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 坂田 泰史(SAKATA, Yasushi); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 藤井 進(FUJII, Susumu); 〒5510002 大阪府大阪市大正区三軒家東 1-13-17 大正医科器械株式会社内 Osaka (JP). 岩田 稔(IWATA, Minoru); 〒5510002 大阪府大阪市大正区三軒家東 1-13-17 大正医科器械株式会社内 Osaka (JP). 庄田 宗義(SHODA, Muneyoshi); 〒5510002 大阪府大阪市大正区三軒家東 1-13-17 大正医科器械株式会社内 Osaka (JP). 井上 政広(INOUE, Masahiro); 〒5510002 大阪府大阪市大正区三軒家東 1-13-17 大正医科器械株式会社内 Osaka (JP). 星 裕也(HOSHI, Hiroya); 〒3308565 埼玉県さいたま市浦和区針ヶ谷 4 丁目 7 番 2 5 号株式会社住田光学ガラス内 Saitama (JP).

[続葉有]

(54) Title: ANGIOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 血管内視鏡システム



(57) Abstract: Provided is an angioscope system whereby the character, length, degree of stenosis, and other properties of a lesion inside a blood vessel can be observed or measured through use of a clear image. The present invention is provided with: an angioscopic catheter (1) having a built-in image transmission fiber (11) provided with an illumination fiber (9) for emitting light to an observation site in a blood vessel from the distal-end part thereof and an objective lens for obtaining an intravascular image of the observation site at the distal-end part; a repeater (2) provided with an imaging element part, the proximal-end part of the image transmission fiber being connected to the repeater (2), and the repeater (2) being provided so as to be able to move in the direction of withdrawal of the angioscopic catheter (1); and an imaging/light source controller (4) connected to the repeater (2) via a cable (3); and a compound glass fiber is used as the image transmission fiber (11).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2015/166648 A1



(74) 代理人：清水 千春 (SHIMIZU, Chiharu); 〒1040061 東京都中央区銀座8丁目16番10号 中銀本社ビル3階 Tokyo (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, 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), ユーロアジア (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).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

鮮明な画像によって血管内部における病変部の性状、長さ、狭窄度等を観察あるいは計測することが可能になる血管内視鏡システムを提供する。本発明によれば、先端部から血管内の観察部位に光を照射する照明用ファイバー (9) および先端部に観察部位の血管内画像を得るための対物レンズを備える画像伝送用ファイバー (11) が組み込まれた血管内視鏡カテーテル (1) と、撮像素子部が設けられて画像伝送用ファイバーの基端部が接続されるとともに血管内視鏡カテーテル (1) を引き抜く方向に移動自在に設けられた中継器 (2) と、中継器 (2) とケーブル (3) を介して接続された撮像・光源コントローラー (4) とを備え、かつ上記画像伝送用ファイバー (11) として、多成分ガラスファイバーを用いた。

明 細 書

発明の名称：血管内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、冠動脈等の血管内部における病変部の性状、長さ、狭窄度等を観察あるいは計測するための血管内視鏡システムに関するものである。

背景技術

[0002] 図9および図10Aと図10Bは、従来の血流維持型の血管内視鏡システムを示すものである。

この血管内視鏡システムは、先端部から血管内の観察部位に光を照射する照明用ファイバー30および先端部に上記観察部位の血管内画像を得るための対物レンズを備える画像伝送用ファイバー31が組み込まれた血管内視鏡カテーテル32と、これら照明用ファイバー30および画像伝送用ファイバー31の基端部が接続された撮像・光源コントローラー33と、この撮像・光源コントローラー33に接続されて血管内撮影画像を表示するモニタ34とを備えたものである。

[0003] 上記構成を備えた血管内視鏡システムは、先ず患者Pの大腿部から心臓を取り巻く冠動脈の観察部位まで導入したガイドワイヤーに沿ってガイドカテーテルを挿入し、次いで当該ガイドカテーテル内にY字コネクタ35を介して外筒を挿入した後に、当該外筒内にY字コネクタ36を介して上記血管内視鏡カテーテル32を上記観察部位まで挿入することによって使用に供されるものである。

[0004] 上記血管内視鏡システムによって、冠動脈の観察部位の観測を行うには、予め血管内視鏡カテーテル32を、その先端部が外筒の先端開口から僅かに後退した位置に配置して外筒に固定し、これらの先端部を、血管内の病変部を通過した位置に配置して、Y字コネクタ36に接続されたシリンジ37から血液除去液を供給して外筒先端側の血管内の血液を除去しつつ、外筒および血管内視鏡カテーテル32を上記病変部に向けて血管から引き抜く方向に

徐々に移動させる。

[0005] そして、これと併行して、撮像・光源コントローラー３３から照明用ファイバー３０を介して血管内に光を照射するとともに、これによって対物レンズが取得した画像を、画像伝送用ファイバー３１から撮像・光源コントローラー３３に送り、この撮像・光源コントローラー３３に配置された撮像素子部でデジタルデータに変換してモニタ３４に表示させることにより、上記病変部の前後の血管内における状態を観察する。

[0006] ところで、このような従来の血管内視鏡システムにおいては、血管内視鏡カテーテル３２の全長Ｌが、患者Ｐ内への挿入部長１６００～１８００ｍｍに手術ベッドＢの近傍に配置された撮像・光源コントローラー３３までの長さ寸法を加えた約３５００ｍｍと長く、かつ挿入部の外径が０．７５ｍｍ程度と細いものである。このため、一般に画像伝送用ファイバー３１としては、光通信ケーブルで使用される透過率に優れた石英ガラスイメージガイド（以下、ＩＧと略す。）が採用されている。

[0007] しかしながら、上記石英ガラスＩＧは、クラッドを構成する石英ガラス内に、コアとなる多数本の画素ファイバーを埋め込んだものであって、隣接した画素ファイバーが上記クラッドを共有する構造であるために、隣接した画素ファイバーの表面波が両画素ファイバー間で混じってしまう現象（クロストーク）が生じてしまう。

[0008] この結果、上記クロストークの量が増すと、画像が滲んで色調が単調になったり、あるいは光のモード変化によって着色が生じたりする等、モニタ３４に表示される画像に問題が生じるという問題点があった。

[0009] 一方、消化器領域等に使用される全長が比較的短い内視鏡においては、画像伝送用ファイバーとして多成分ガラスＩＧが用いられている。この多成分ガラスＩＧは、クラッドによって被覆されることによって独立した多数本のコアファイバーを、俵積みにして束ねたものであり、石英ガラスＩＧよりも立体的な画像が得られることが知られている。

[0010] ところが、上記多成分ガラスＩＧは、石英ガラスＩＧよりも透過率が劣る

ために、これによって全長が3500mmもの画像伝送用ファイバー31を製造すると、光伝送の過程で青色成分が外部に拡散して黄色味が強い画像となる特性を有しており、このため例えば易破綻性プラークの判断が黄色味によって評価されていることもあって採用することができなかった。

[0011] 加えて、多成分ガラスIGを用いて全長の長い画像伝送用ファイバーを製造しようとする、光伝送不良の確立が高くなって製造歩留りが低下するために、製造コストの高騰化を招来するという問題点もあった。

先行技術文献

特許文献

[0012] 特許文献1：特開平6-150114号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0013] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、従来よりも鮮明な画像によって血管内部における病変部の性状、長さ、狭窄度等を観察あるいは計測することが可能になる血管内視鏡システムを提供することを課題とするものである。

課題を解決するための手段

[0014] 上記課題を解決するため、請求項1に記載の本発明に係る血管内視鏡システムは、先端部から血管内の観察部位に光を照射する照明用ファイバーおよび先端部に上記観察部位の血管内画像を得るための対物レンズを備える画像伝送用ファイバーが組み込まれた血管内視鏡カテーテルと、少なくとも撮像素子部が設けられて上記画像伝送用ファイバーの基端部が接続されるとともに上記血管内視鏡カテーテルを引き抜く方向に移動自在に設けられた中継器と、この中継器とケーブルを介して接続された撮像・光源コントローラーと、この撮像・光源コントローラーに接続されて血管内撮影画像を表示するモニタとを備えてなり、かつ上記画像伝送用ファイバーは、多成分ガラスファイバーからなることを特徴とするものである。

- [0015] 請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の発明において、上記画像伝送用ファイバーは、2000mm以下の長さ寸法であることを特徴とするものであり、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 または 2 に記載の発明において、上記照明用ファイバーの光源が、上記中継器に設けられていることを特徴とするものである。
- [0016] 請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の発明において、上記血管内視鏡カテーテルは外筒内に Y 字コネクタを介して挿入され、上記 Y 字コネクタには上記外筒と上記血管内視鏡カテーテルとの間から上記観察部位に血液除去液を注入する血液除去液注入装置が接続されているとともに、上記血管内視鏡カテーテルを引き抜く方向に上記中継器を定速で移動させる定速移動装置と、この定速移動装置による上記中継器の移動量と上記血液除去液の注入量とを制御する制御装置を備えていることを特徴とするものである。
- [0017] 請求項 5 に記載の発明は、請求項 4 に記載の発明において、上記撮像・光源コントローラーは、上記血管内画像を記録するデジタルレコーダーと、上記中継器の移動速度と移動時間とから上記観察部位の長さを算出する演算手段とを備えていることを特徴とするものである。
- [0018] 請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の発明において、上記対物レンズと上記画像伝送用ファイバーとの間に、上記対物レンズからの光を上記画像伝送用ファイバーに入射させる 2 以上の球面または非球面の凸レンズが配置されていることを特徴とするものである。
- [0019] 請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の発明において、上記血管内視鏡カテーテルの先端部外周に、圧力センサーが設置されていることを特徴とするものである。
- [0020] 請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の発明において、上記制御装置は、上記圧力センサーが検知した圧力の大きさに対応して上記血液除去液注入装置による上記血液除去液の注入量を制御することを特徴とするものである。

発明の効果

- [0021] 本発明者等による検証によれば、多成分ガラスファイバーを用いた場合にも、その全長が2500mm以下であれば、光伝送の過程で青色成分が外部に拡散して黄色味が強い画像となる現象が実用上問題となるほどに生じることが無く、さらに2000mm以下であれば、上記現象がほとんど顕在化しないことが判明している。
- [0022] そして、請求項1～8のいずれかに記載の発明によれば、血管内視鏡カテーテルと撮像・光源コントローラーとの間に、少なくとも撮像素子部が設けられた中継器を上記血管内視鏡カテーテルを引き抜く方向に移動自在に設け、この中継器に上記画像伝送用ファイバーの基端部を接続するとともに、中継器と撮像・光源コントローラーとをケーブルで接続しているために、中継器を例えば手術ベッド上に配置することにより、上記画像伝送用ファイバーの長さ寸法を、容易に上述した2500mm以下、好ましくは請求項2に記載の発明のように2000mm以下に設定することができる。この結果、上記画像伝送用ファイバーとして、多成分ガラスファイバーを用いることにより、従来よりも鮮明な画像を得ることが可能になる。
- [0023] ちなみに、本発明においては、画像伝送用ファイバーの長さ寸法を小さくすることを主眼としているために、中継器は少なくとも画像伝送用ファイバーを接続するための撮像素子部が設けられていればよいが、請求項3に記載の発明のように、照明用ファイバーの光源を設け、上記画像伝送用ファイバーと照明用ファイバーの両者の中継器に接続するようにしてもよい。
- [0024] また、図9に示した従来の血管内視鏡システムを用いた検査においては、病変部の前後の長い観察部位の画像を得るために、術者がガイドカテーテル内の外筒を血管内視鏡カテーテルを引く作業（プルバック操作）と併行して、補助者が手動でシリンジから血液除去液を注入する操作（フラッシュ操作）を行い、継続的に画像が得られるようにモニタを注視しながら2名で連携して調整および上記操作を行っていた。
- [0025] このため、術者と補助者は、連携トレーニング等によって上記操作に習熟

しておく必要があり、その手技の煩雑さにより術式普及の障害となっていた。しかも、上記プルバック操作およびフラッシュ操作は、いずれも手動で行われているために、一定の速度を保持することが難しく、よって患部病変の大きさを計測評価することができないために、定量性に欠けるという問題点があった。

[0026] これに対して、請求項４に記載の発明によれば、定速移動装置によって血管内視鏡カテーテルを一定の速度で引き抜くとともに、制御装置によって上記定速移動装置による中継器の移動量に対応させて血液除去液注入装置による血液除去液の注入量を制御することができ、さらに請求項５に記載の発明によれば、上記中継器の移動速度と移動時間とから上記観察部位の長さを算出することができるために、習熟を要することなく安定して定量的な計測評価を行うことが可能になる。

[0027] また、請求項６に記載の発明によれば、一般的なロッドレンズと画像伝送用ファイバーとを突き合わせた伝送形態と比較して、より解像度の高い画像を得ることができる。

[0028] 加えて、請求項７に記載の発明によれば、上記血管内視鏡カテーテルに代えて別途血管内の圧力を計測するための圧力センサーを導入することなく、血管内視鏡カテーテルの先端部外周に設けた圧力センサーによって上記観測部位における圧力を検知することができる。このため、請求項８に記載の発明によれば、上記制御装置によって上記圧力センサーが検知した圧力の大きさに対応して血液除去液の注入量を制御することも可能になる。

図面の簡単な説明

[0029] [図１]図１は、本発明に係る血管内視鏡システムの一実施形態を示す概略構成図である。

[図２]図２は、図１の中継器および撮像・光源コントローラーを示す平面図である。

[図３]図３は、図２の中継器を示す側面図である。

[図４]図４は、図１の血管内視鏡カテーテルを示す縦断面図である。

[図5]図5は、図4の平面図である。

[図6]図6は、図4のX-X線視断面図である。

[図7]図7は、定速移動装置の他の実施形態を示す平面図である。

[図8]図8は、血管内視鏡カテーテルの他の実施形態を示す要部の縦断面図である。

[図9]図9は、従来の血管内視鏡システムを示す概略構成図である。

[図10A]図10Aは、図9の血管内視鏡カテーテルを示す平面図である。

[図10B]図10Bは、血管内視鏡カテーテルと撮像・光源コントローラーとの接続形態を示す平面図である。

発明を実施するための形態

[0030] 図1～図6は、本発明に係る血管内視鏡システムの一実施形態を示すものである。なお、図9に示したものと同一構成部分については、同一符号を付してその説明を省略する。

図1に示すように、この血管内視鏡システムは、血管内視鏡カテーテル1と、手術ベッドB上に配置されて血管内視鏡カテーテル1の基端部が接続された中継器2と、手術ベッドBの近傍に配置されるとともに中継器2とケーブル3を介して接続された撮像・光源コントローラー4と、この撮像・光源コントローラー4に接続されて血管内撮影画像を表示するモニタ5と、血液除去液を注入するための血液除去液注入装置6と、この血液除去液注入装置6による血液除去液の注入量を制御する制御装置7とから概略構成されたものである。

[0031] 上記血管内視鏡カテーテル1は、全長が1800mm～2000mm、挿入部分長が1600～1800mm、外径が0.70～1.00mmのもので、図4～図6に示すように、挿入部分となるステンレス製の外装パイプ8内に、先端部から血管内の観察部位に光を照射する照明用ファイバー9、先端部に観察部位の血管内画像を得るための対物レンズ10を備えた画像伝送用ファイバー11および微細圧力センサー12が組み込まれたものである。

[0032] この画像伝送用ファイバー11は、最大径が0.3～0.5mmである1

万画素以上の多成分ガラスファイバーからなるもので、外装パイプ８の内部に設けられた小径のステンレス製の対物パイプ１３内に挿入されている。そして、この対物パイプ１３の先端部に、上記対物レンズ１０が配置されている。

[0033] この対物レンズ１０は、本実施形態においてはホウ珪酸ガラスからなるもので、後端側には、絞り部１０ａを介して球面の凸レンズ１０ｂが形成されている。他方、この凸レンズ１０ｂと対向する画像伝送用ファイバー１１の先端部には、上記凸レンズ１０ｂと対向する球面の凸レンズ１１ｂが固定されている。

[0034] そして、外装パイプ８内における対物パイプ１３の両側に、それぞれ複数本の照明用ファイバー９が配置されるとともに、対物パイプ１３と対向する外装パイプ８の先端部外周が帯状に切り欠かれ、この切欠き部分に、圧力センサーホルダ１４に取り付けられた上記微細圧力センサー１２が配置されている。なお、図中符号１５は、上記切欠き部分を覆うシリコン防水コーティングを示すものである。

[0035] 他方、この血管内視鏡カテーテル１の基端部側においては、外装パイプ８から引き出された照明用ファイバー９、画像伝送用ファイバー１１および微細圧力センサー１２の信号ケーブル（図示を略す。）が、上記中継器２に導入されている。

[0036] この中継器２は、図２および図３に示すように、本体２ａの上部開口が蓋体２ｂによって塞がれた方形の箱状のもので、縦横高さの寸法が手術ベッドＢ上に載置可能な５０～２００ｍｍに形成されている。そして、この中継器２の側面に、並列的に配置されたライトガイドプラグ１８ａ、ＬＧプラグ固定部１８ｂおよびイメージガイドプラグ１９ａ、ＩＧプラグ固定部１９ｂを介して、各々照明用ファイバー９および画像伝送用ファイバー１１が内部に導入されている。

[0037] この中継器２の本体２ａ内には、照明用ファイバー９の基端部に臨む位置に、光源となる一対のＬＥＤ２０が配置されている。また、これらＬＥＤ２

0に対して仕切り板21を隔てた反対側には、画像伝送用ファイバー11によって伝送された画像を取り込んでデジタル変換するためのレンズユニット22および撮像素子を組み込んだカメラヘッド（撮像素子部）23が配置されている。

[0038] そして、この中継器2は、リニアステッピングモータによって当該中継器2を一定の速度で血管内視鏡カテーテル1を引き抜く方向に移動させる定速移動装置24上に載置されている。

[0039] また、LED20およびカメラヘッド23の電源ケーブルおよび通信ケーブルは、ケーブル3に束ねられて手術ベッドBの近傍に配置されている撮像・光源コントローラー4に接続されている。ちなみに、この撮像・光源コントローラー4は、カメラヘッド23から伝送されてくる血管内画像を記録するデジタルレコーダーと、中継器2の移動速度と移動時間とから上記観察部位の長さを算出する演算手段が備えられている。

[0040] 他方、外筒内に血管内視鏡カテーテル1を接続するとともに血管内に血液除去液を供給するためのY字コネクタ36には、従来のシリンジに代えて上記血液除去液注入装置6が接続されている。そして、この血液除去液注入装置6には、中継器2の移動量に対応して血液除去液注入装置6による血液除去液の注入量を制御する上記制御装置7が設けられている。

[0041] さらに、この制御装置7には、血管内視鏡カテーテル1の先端部に設けられた微細圧力センサー12が検知した圧力の大きさに対応して、血液除去液注入装置6による血液除去液の注入量を制御するシーケンスが組み込まれている。

[0042] なお、上記実施形態においては、中継器2を、リニアステッピングモータを駆動源とする定速移動装置24上に載置することにより、一定の速度で血管内視鏡カテーテル1を引き抜く方向に移動自在に設けた場合についてのみ説明したが、これに限定されるものではなく、例えば図7に示すように、中継器3からのケーブル3を間に挟む一對のローラ25a、25bを備え、一方のローラ25bをモータによって一定回転で駆動させる定速移動装置25

等を用いることもできる。

[0043] また、血管内視鏡カテーテル１の対物パイプ１３の先端部における対物レンズ１０と画像伝送用ファイバー１１との間の光の伝送形態についても、図４に示した２つの凸レンズ１０ｂ、１１ｂを対向する構成に限るものではない。例えば、図８に示すように、対物レンズ１０の後端側に絞り部１０ａを介して球面の凸レンズ１０ｂを形成し、この凸レンズ１０ｂに隣接して両面凹レンズ２６を配置するとともに、さらにこの両面凹レンズ２６と画像伝送用ファイバー１１側の凸レンズ１１ｂとの間に、凹凸レンズ２７を互いの凹または凸を対向させて配置するようにしてもよい。

[0044] 以上説明したように、上記構成からなる血管内視鏡システムによれば、血管内視鏡カテーテル１と撮像・光源コントローラー４との間に、手術ベッドＢ上に配置可能な小型の中継器２を設け、この中継器２に設けたＬＥＤ（光源）２０および撮像素子を備えたカメラヘッド２３に、それぞれ照明用ファイバー９および画像伝送用ファイバー１１の基端部を接続するとともに、中継器２と撮像・光源コントローラー４とをケーブル３で接続しているために、画像伝送用ファイバー１１として必要な長さ寸法を１８００ｍｍ～２０００ｍｍにすることができる。この結果、上記画像伝送用ファイバー１１として、鮮明な画像が得られる多成分ガラスファイバーを用いることができる。

[0045] また、上記中継器２を定速移動装置２４上に移動自在に設け、この定速移動装置２４によって血管内視鏡カテーテル１を引き抜く方向に一定速度で移動するようにするとともに、制御装置７によって中継器２の移動量に対応させて血液除去液注入装置６による血液除去液の注入量を制御することができるために、習熟を要することなく安定して定量的な計測評価を行うことが可能になる。

[0046] 加えて、撮像・光源コントローラー４は、中継器２の移動速度と移動時間とから観察部位の長さを算出する演算手段を有しているために、例えば観察部位の通過時間が２秒であって、中継器２の移動速度が２０ｍｍ／秒であった場合に、上記観察部位の長さ寸法が４０ｍｍであったことを容易に把握す

ることができる。

[0047] このため、この撮像・光源コントローラ４のデジタルレコーダーが記録したカメラヘッド２３から伝送されてくる血管内画像と対比することにより、確実に病変部の長さ寸法を計測することが可能になる。

[0048] また、血管内視鏡カテーテル１の先端部に、微細圧力センサー１２を設けているために、別途血管内の圧力を計測するための圧力センサーを導入することなく、上記観測部位における圧力を検知することができ、さらには上記圧力センサーが検知した圧力の大きさに対応して制御装置７により血液除去液の注入量を制御することも可能になる。

[0049] なお、上記実施形態は、上記血管内視鏡カテーテル１を患者Ｐの大腿部から心臓を取り巻く冠動脈の観察部位まで挿入するものに適用した場合について説明しているために、血管内視鏡カテーテル１の長さ寸法として、挿入部分長が１６００～１８００ｍｍであって、全長が１８００ｍｍ～２０００ｍｍの場合を例示したが、本発明はこれに限定されるものではなく、患者Ｐの性別、年齢や上記血管内視鏡カテーテル１の挿入部位の相違によっては、例えば２５００ｍｍ程度に形成したり、あるいは１８００ｍｍ以下に形成したりする場合も含むものである。

産業上の利用可能性

[0050] 鮮明な画像によって血管内部における病変部の性状、長さ、狭窄度等を観察あるいは計測することが可能になる血管内視鏡システムを提供することができる。

符号の説明

- [0051]
- １ 血管内視鏡カテーテル
 - ２ 中継器
 - ３ ケーブル
 - ４ 撮像・光源コントローラ
 - ５ モニタ
 - ６ 血液除去液注入装置

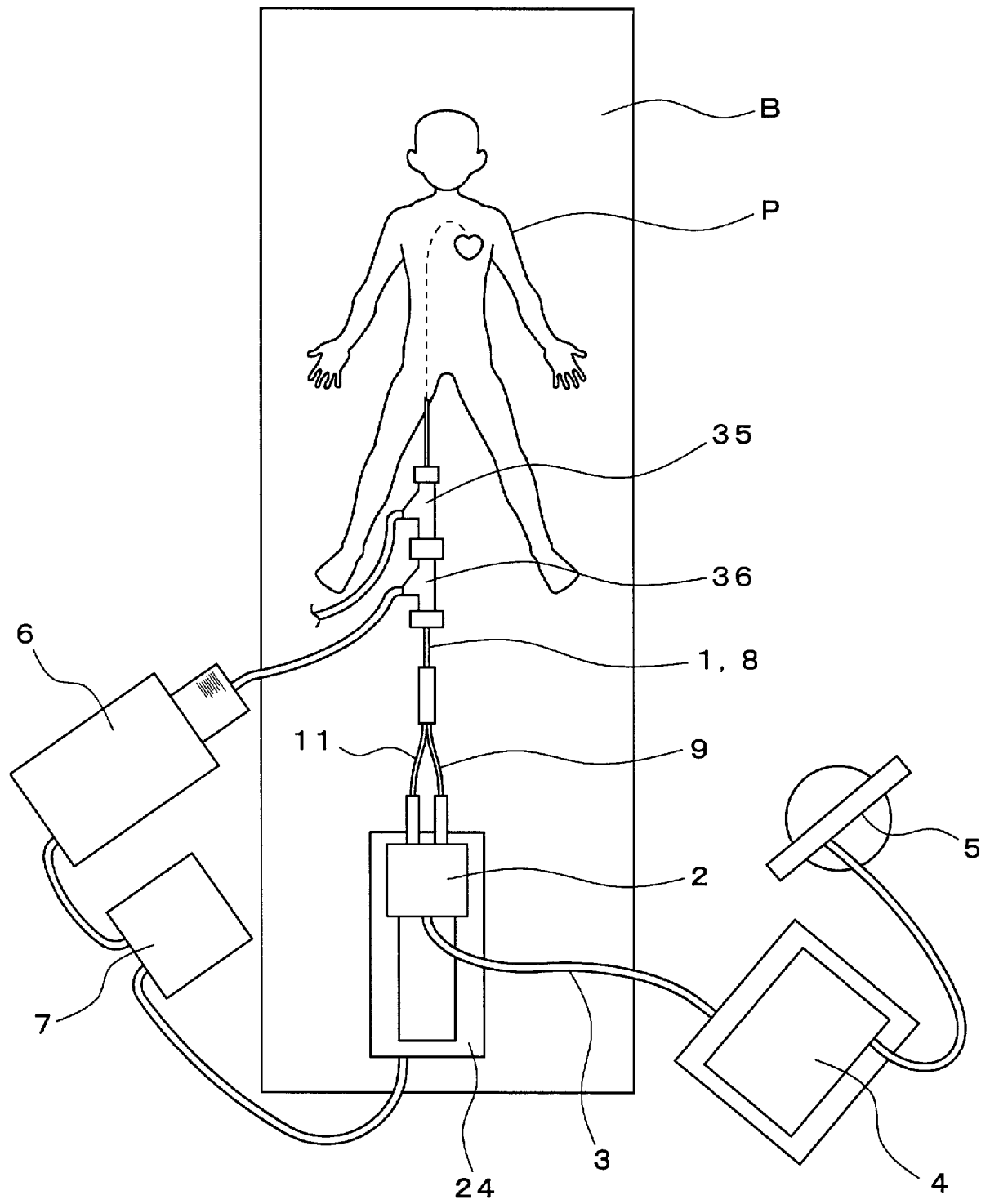
- 7 制御装置
- 9 照明用ファイバー
- 10 対物レンズ
- 11 画像伝送用ファイバー
- 10b、11b 凸レンズ
- 12 微細圧力センサー（圧力センサー）
- 20 LED（光源）
- 23 カメラヘッド（撮像素子部）
- 24、25 定速移動装置24
- 36 Y字コネクタ

請求の範囲

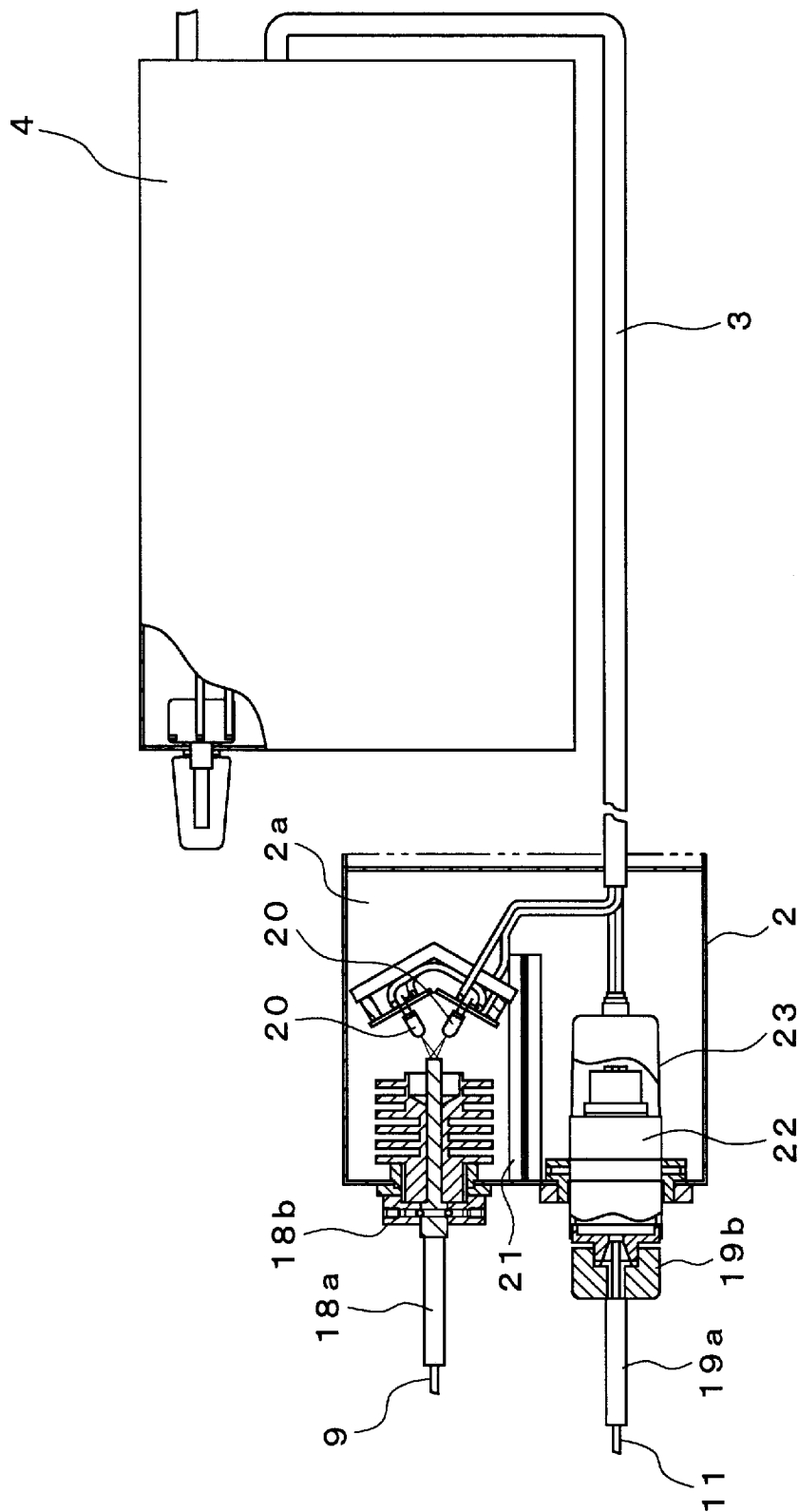
- [請求項1] 先端部から血管内の観察部位に光を照射する照明用ファイバーおよび先端部に上記観察部位の血管内画像を得るための対物レンズを備える画像伝送用ファイバーが組み込まれた血管内視鏡カテーテルと、少なくとも撮像素子部が設けられて上記画像伝送用ファイバーの基端部が接続されるとともに上記血管内視鏡カテーテルを引き抜く方向に移動自在に設けられた中継器と、この中継器とケーブルを介して接続された撮像・光源コントローラーと、この撮像・光源コントローラーに接続されて血管内撮影画像を表示するモニタとを備えてなり、
- かつ上記画像伝送用ファイバーは、多成分ガラスファイバーからなることを特徴とする血管内視鏡システム。
- [請求項2] 上記画像伝送用ファイバーは、2000mm以下の長さ寸法であることを特徴とする請求項1に記載の血管内視鏡システム。
- [請求項3] 上記照明用ファイバーの光源は、上記中継器に設けられていることを特徴とする請求項1または2に記載の血管内視鏡システム。
- [請求項4] 上記血管内視鏡カテーテルは外筒内にY字コネクタまたはT字コネクタを介して挿入され、上記Y字コネクタまたはT字コネクタには、上記外筒と上記血管内視鏡カテーテルとの間から上記観察部位に血液除去液を注入する血液除去液注入装置が接続されているとともに、
- 上記血管内視鏡カテーテルを引き抜く方向に上記中継器を定速で移動させる定速移動装置と、この定速移動装置による上記中継器の移動量と上記血液除去液の注入量とを制御する制御装置を備えていることを特徴とする請求項1ないし3のいずれかに記載の血管内視鏡システム。
- [請求項5] 上記撮像・光源コントローラーは、上記血管内画像を記録するデジタルレコーダーと、上記中継器の移動速度と移動時間とから上記観察部位の長さを算出する演算手段とを備えていることを特徴とする請求項4に記載の血管内視鏡システム。

- [請求項6] 上記対物レンズと上記画像伝送用ファイバーとの間に、上記対物レンズからの光を上記画像伝送用ファイバーに入射させる２以上の球面または非球面の凸レンズが配置されていることを特徴とする請求項１ないし５のいずれかに記載の血管内視鏡システム。
- [請求項7] 上記血管内視鏡カテーテルの先端部外周に、圧力センサーが設置されていることを特徴とする請求項１ないし６のいずれかに記載の血管内視鏡システム。
- [請求項8] 上記制御装置は、上記圧力センサーが検知した圧力の大きさに対応して上記血液除去液注入装置による上記血液除去液の注入量を制御することを特徴とする請求項７に記載の血管内視鏡システム。

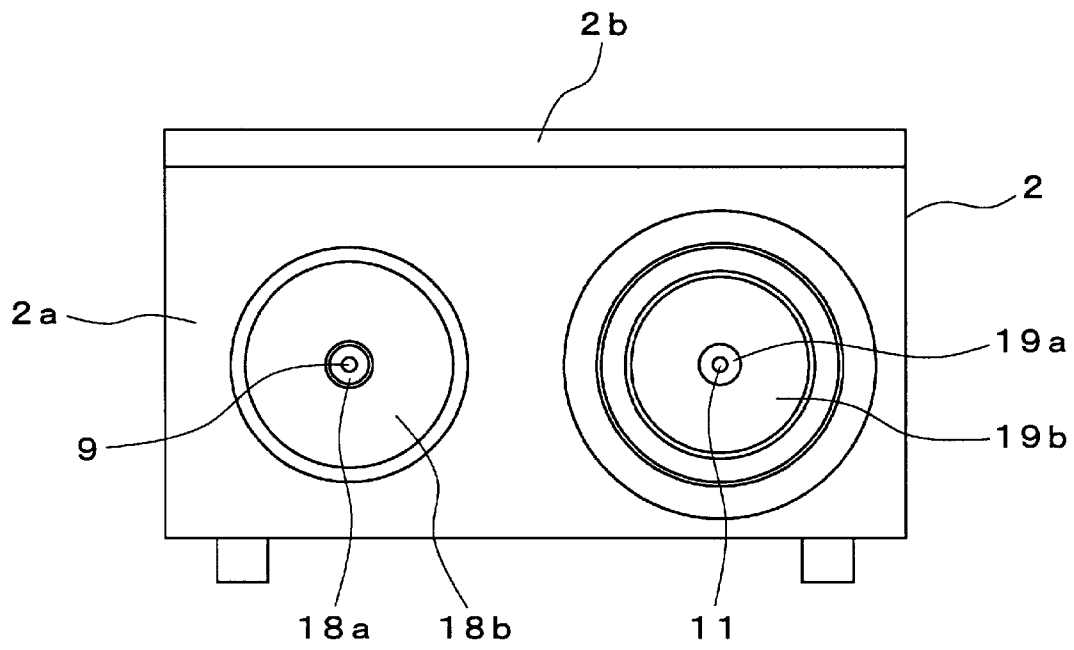
[図1]



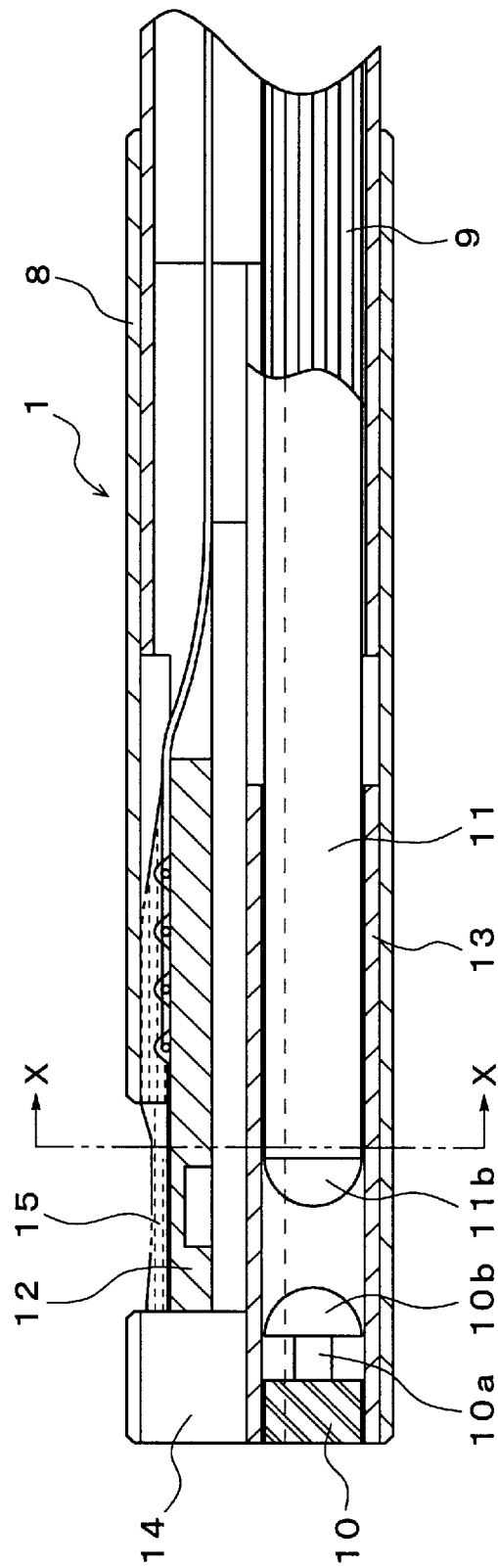
[図2]



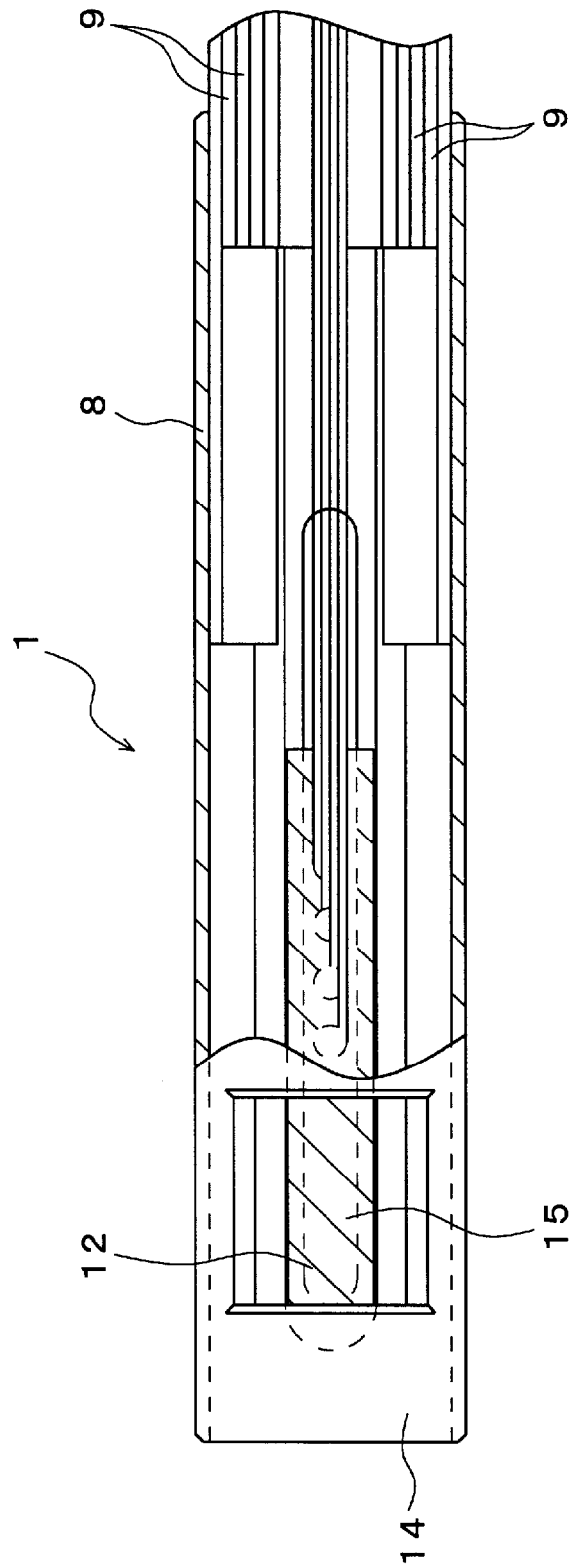
[図3]



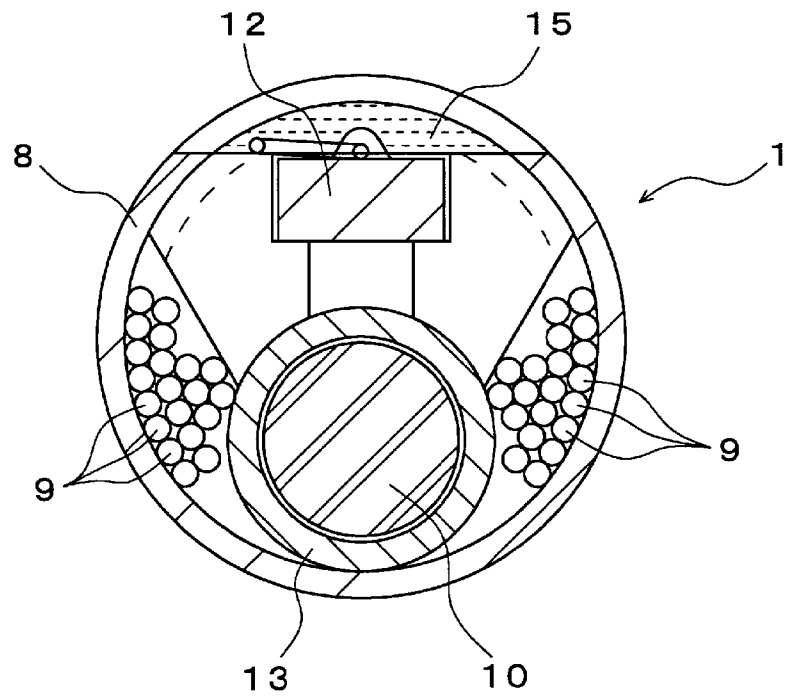
[図4]



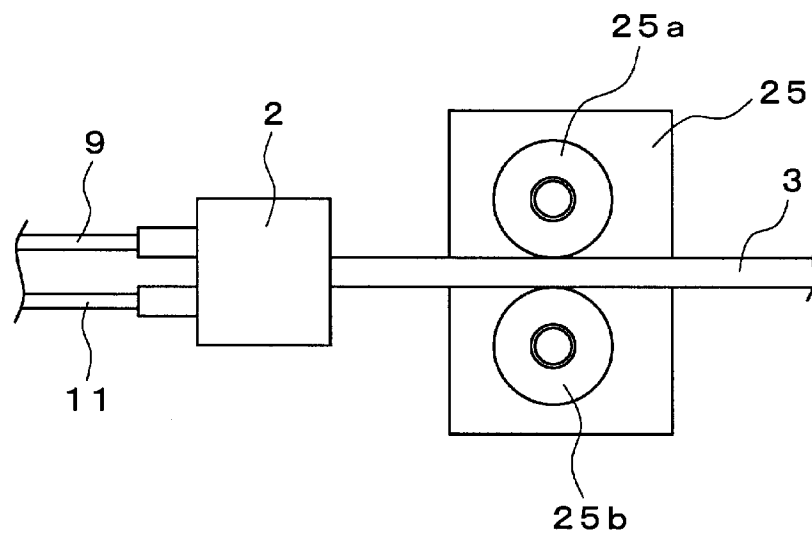
[図5]



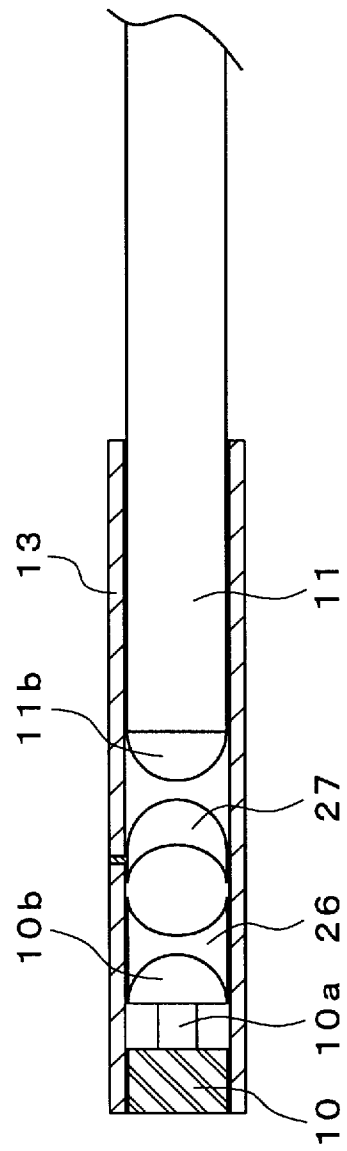
[図6]



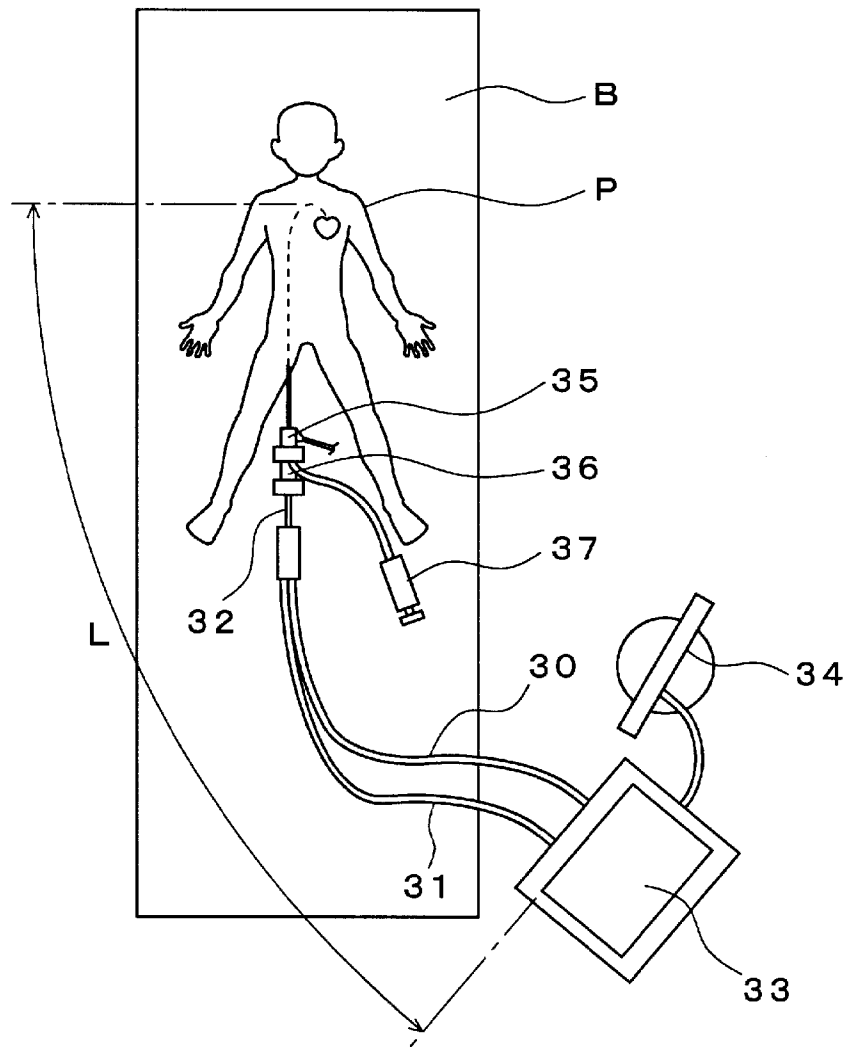
[図7]



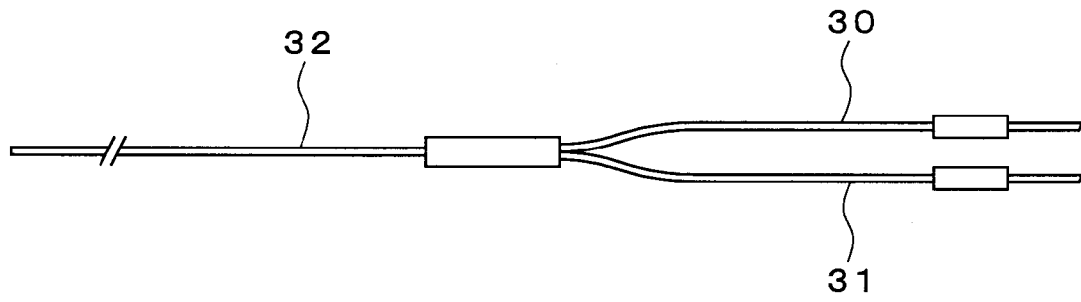
[図8]



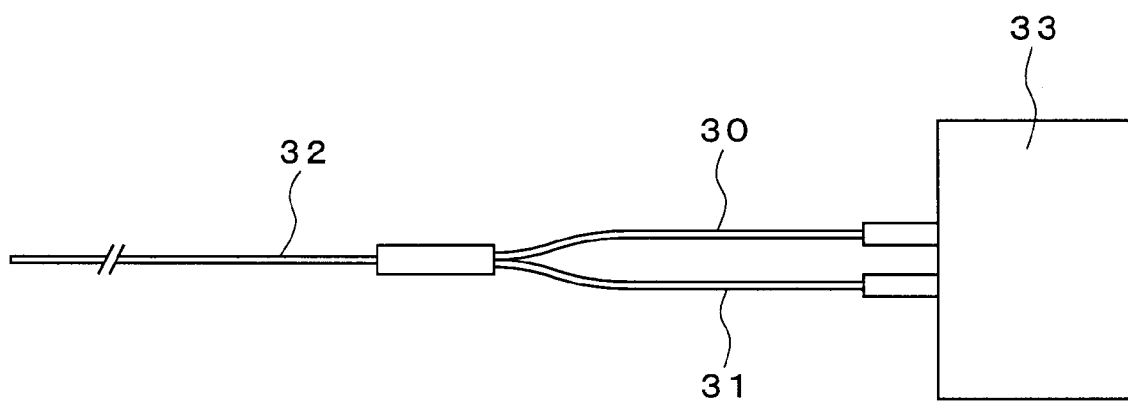
[図9]



[図10A]



[図10B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/002180

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(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)

A61B1/04, A61B1/00, A61B1/06

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 6-202007 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 July 1994 (22.07.1994), paragraph [0029] & US 5394499 A	1-3, 6 4, 5, 7, 8
A	JP 4-24017 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 January 1992 (28.01.1992), page 5, upper left column, line 9 to page 5, lower left column, line 20 (Family: none)	1-8
A	JP 2000-175917 A (Terumo Corp.), 27 June 2000 (27.06.2000), paragraph [0015] (Family: none)	1-8

☐ 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
22 July 2015 (22.07.15)

Date of mailing of the international search report
04 August 2015 (04.08.15)

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

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(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. A61B1/04, A61B1/00, A61B1/06

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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）

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
X A	JP 6-202007 A（オリンパス光学工業株式会社）1994.07.22, 【0029】 & US 5394499 A	1-3, 6 4, 5, 7, 8
A	JP 4-24017 A（オリンパス光学工業株式会社）1992.01.28, 第5頁左上欄9行目～第5頁左下欄20行目（ファミリーなし）	1 - 8
A	JP 2000-175917 A（テルモ株式会社）2000.06.27, 【0015】 （ファミリーなし）	1 - 8

☐ 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

22.07.2015

国際調査報告の発送日

04.08.2015

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100-8915

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）

伊藤 昭治

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4077