

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6354837号
(P6354837)

(45) 発行日 平成30年7月11日 (2018. 7. 11)

(24) 登録日 平成30年6月22日 (2018. 6. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/00 7 1 3

A 6 1 B 1/313 (2006. 01)

A 6 1 B 1/313

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

A 6 1 B 1/01 5 1 1

請求項の数 19 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2016-510240 (P2016-510240)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月13日 (2015. 3. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/057555
 (87) 国際公開番号 W02015/146652
 (87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)
 審査請求日 平成29年6月20日 (2017. 6. 20)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-68461 (P2014-68461)
 (32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-68491 (P2014-68491)
 (32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 真島 雅尚
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 夏野 靖幸
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 国本 晃
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 腹腔内視鏡装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像光学系及び照明光学系を外装チューブで被覆した可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端に接続される操作部とを備え、腹膜透析用カテーテルに前記挿入部を挿通させて腹腔を観察するための腹腔内視鏡装置であって、

腹腔内で使用される際に腹膜透析用カテーテルから延出可能な前記挿入部の先端延出部は、累積の中心角が180度を超え360度以下の湾曲部を有した形状に形成されている腹腔内視鏡装置。

【請求項 2】

前記先端延出部の湾曲部は、先端から最初の第1湾曲部と、次の第2湾曲部とからなり

10

、前記先端延出部は、前記第1湾曲部と前記第2湾曲部との間に中心軸が直線状の直線部を有し、

前記第1湾曲部の中心角が30度以上150度以下であり、前記第2湾曲部の中心角が90度以上180度以下である請求項1に記載の腹腔内視鏡装置。

【請求項 3】

前記挿入部は、当該挿入部の前記先端延出部の近位端に連続した部分を、前記先端延出部の先端部が横切るようにループ状に形成された請求項1又は請求項2に記載の腹腔内視鏡装置。

【請求項 4】

20

撮像光学系及び照明光学系を外装チューブで被覆した可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端に接続される操作部とを備え、腹膜透析用カテーテルに前記挿入部を挿通させて腹腔を観察するための腹腔内視鏡装置であって、

腹腔内において腹膜透析用カテーテルから延出可能な前記挿入部の先端延出部は、湾曲部を有した形状に形成され、

前記先端延出部の湾曲部は、先端から最初の第1湾曲部と、次の第2湾曲部とからなり、

前記第1湾曲部の中心角が30度以上150度以下であり、前記第2湾曲部の中心角が90度以上180度以下であり、

前記第1湾曲部の中心軸曲線が存在する面と、前記第2湾曲部の中心軸曲線が存在する面とが交わる腹腔内視鏡装置。

10

【請求項5】

前記挿入部は、外部よりX線又は超音波により検出可能なマーカーが中心軸に沿って設けられている請求項1から請求項4のうちいずれかに記載の腹腔内視鏡装置。

【請求項6】

撮像光学系及び照明光学系を外装チューブで被覆した可撓性の挿入部と、

前記挿入部の基端に接続される操作部と、

前記挿入部が挿入され前記挿入部を案内するガイドカテーテルと、を備え、

前記ガイドカテーテルは、留置カテーテルに挿通可能であり、当該留置カテーテルの終端開口から延出した際には先端延出部の曲がりにより、当該留置カテーテルの終端部による案内方向とは異なる方向に前記挿入部を案内する機能を有する内視鏡システム。

20

【請求項7】

前記ガイドカテーテルの前記先端延出部の曲がり、は、当該先端延出部の予め成形された曲げ形状又は使用時に操作される当該先端延出部を屈曲させる屈曲機構による請求項6に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記挿入部の先端部は、予め成形された曲げ形状又は使用時に操作される当該先端部を屈曲させる屈曲機構を有する請求項6又は請求項7に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

送液手段と、

30

留置カテーテルの近位端に接続する第1コネクタ部、前記送液手段の出力端に接続する第2コネクタ部、前記ガイドカテーテルを挿入する挿入口、及び前記第1コネクタ部に連通し合流部を介して一方で前記第2コネクタ部に他方で前記挿入口に連通する路を有し、前記挿入口から前記路に進入する前記ガイドカテーテルが前記合流部及び前記第1コネクタ部を通過して前記第1コネクタ部に接続した前記留置カテーテルに進入可能に構成され、前記第2コネクタ部に接続した前記送液手段から送液された液体が前記合流部及び前記第1コネクタ部を通過して前記第1コネクタ部に接続した前記留置カテーテルに流入可能に構成されたジョイントと、をさらに備える請求項6から請求項8のうちいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項10】

40

前記ジョイントは、前記挿入口と前記合流部との間に前記液体の前記挿入口からの流出を防止する逆流防止弁を有する請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記ガイドカテーテルは、外面に親水性コーティングが施されている請求項9又は請求項10に記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記ガイドカテーテルは、側孔を有する請求項9又は請求項10に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記ガイドカテーテルは、内面に親水性コーティングが施されている請求項12に記載

50

の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記ガイドカテーテルは、外面に親水性コーティングが施されている請求項 1 2 又は請求項 1 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記ジョイントは、前記挿入口から挿入された前記ガイドカテーテルを、当該ジョイントに対して固定する固定機構を有する請求項 9 から請求項 1 4 のうちいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記ガイドカテーテルには、前記曲がりの方向を示すマーカーが設けられている請求項 6 から請求項 1 5 のうちいずれかに記載の内視鏡システム。 10

【請求項 1 7】

前記ガイドカテーテルには、挿入量を示すマーカーが設けられている請求項 6 から請求項 1 6 のうちいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 8】

前記挿入部には、挿入量を示すマーカーが設けられている請求項 6 から請求項 1 7 のうちいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 9】

前記外装チューブは、外面に親水性コーティングが施されている請求項 6 から請求項 1 8 のうちいずれかに記載の内視鏡システム。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、腹腔内視鏡装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

腹膜透析の利用で発生する可能性のある腹膜炎や被嚢性腹膜硬化症（E P S）の発症を早期に発見するには、内視鏡によって定期的に腹腔内の状態を観察することが効果的である。

しかし、一般的な内視鏡を腹腔内に導入するには腹部を切開する必要があるため、患者にとって苦痛と負担を与える。 30

そこで、腹膜透析に使用している腹膜透析用カテーテルを利用して内視鏡を腹腔内に導入する方法が患者にとって苦痛の少ない有効な方法である。

一般に、腹膜透析用カテーテルに内視鏡を挿通する場合、腹膜透析用カテーテルの腹腔内開口部はダグラス窩付近に留置されるため、腹膜炎やE P Sを確認するために内視鏡を大腸や小腸を観察する位置まで案内していくことは困難である。

【0 0 0 3】

特許文献 1 には、複数の光ファイバーが一体化されて構成され、複数のコアを持つイメージファイバーである画像伝送媒体を備えたファイバースコープであって、前記画像伝送媒体が、先端端面が画像伝送媒体の側方を向くように屈曲した屈曲部を有し、この屈曲部は、画像伝送媒体を塑性変形させることにより内部歪が生じないように形成され、その曲率半径が画像伝送媒体の半径以上とされていることを特徴とするファイバースコープが記載されている。 40

【0 0 0 4】

特許文献 2 に記載の発明にあっては、側面に外側と内側を連通させるスリットが設けられた腹膜透析用カテーテルを使用し、腹膜透析用カテーテル内に内視鏡を挿通し、スリットから内視鏡先端を出し、腹腔内を観察する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】特開平 1 1 - 1 1 9 0 3 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 8 - 1 8 0 0 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

(A) 特許文献 1 に記載の発明にあっては、視野方向を任意に設定することを目的にファイバースコープに屈曲部を設けたものであり、従来の屈曲部を有した従来技術にあっては、腹膜炎や E P S を確認するために、内視鏡を腹膜透析用カテーテルに挿通させた後、内視鏡の先端部を大網や小腸に対峙する位置まで案内し、大網や小腸を視野に十分に収める角度に配置することは困難である。

10

本発明は以上の従来技術における問題に鑑みてなされたものであって、腹膜透析用カテーテルに挿通させ、腹腔内で腹膜透析用カテーテルから延出させ、先端部を大網や小腸に対峙する位置まで案内し、大網や小腸を視野に十分に収める角度に配置することができる腹腔内視鏡装置を提供することを課題とする。

【 0 0 0 7 】

(B) 特許文献 2 に記載されるような、カテーテルの側面に外側と内側を連通させるスリットを設け、スリットを介して腹腔内へ内視鏡を挿入させる方式は、スリットから透析液が漏れ出ることによって透析液交換の不良が発生するおそれがあり、内視鏡をスリットに挿通させる操作が難しく、スリットに挟まれて内視鏡が詰まってしまい、内視鏡の抜去ができなくなるおそれがある。

20

一方、腹膜透析用カテーテルのような終端が体腔内の奥まった部分に留置されている留置カテーテルに対し、その終端開口から内視鏡を延出させる場合には、体腔内の奥まった部分しか観察することができないという問題がある。

留置カテーテルに挿入した内視鏡の押し引き、回転操作だけでは、内視鏡の先端部を留置カテーテルの終端開口から離れた所望の観察位置に案内することは困難であり、また、体腔内の生体組織を傷つけるおそれ、留置カテーテルの留置位置をずらしてしまうおそれがある。

本発明は以上の従来技術における問題に鑑みてなされたものであって、留置カテーテルを挿通して内視鏡の先端部を所望の観察位置に案内することができる内視鏡システムを提供することを課題とする。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記 (A) の課題を解決するための請求項 1 記載の発明は、撮像光学系及び照明光学系を外装チューブで被覆した可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端に接続される操作部とを備え、腹膜透析用カテーテルに前記挿入部を挿通させて腹腔を観察するための腹腔内視鏡装置であって、

腹腔内で使用される際に腹膜透析用カテーテルから延出可能な前記挿入部の先端延出部は、累積の中心角が 1 8 0 度を超え 3 6 0 度以下の湾曲部を有した形状に形成されている腹腔内視鏡装置である。

【 0 0 0 9 】

40

請求項 2 記載の発明は、前記先端延出部の湾曲部は、先端から最初の第 1 湾曲部と、次の第 2 湾曲部とからなり、

前記先端延出部は、前記第 1 湾曲部と前記第 2 湾曲部との間に中心軸が直線状の直線部を有し、

前記第 1 湾曲部の中心角が 3 0 度以上 1 5 0 度以下であり、前記第 2 湾曲部の中心角が 9 0 度以上 1 8 0 度以下である請求項 1 に記載の腹腔内視鏡装置である。

【 0 0 1 0 】

請求項 3 記載の発明は、前記挿入部は、当該挿入部の前記先端延出部の近位端に連続した部分を、前記先端延出部の先端部が横切るようにループ状に形成された請求項 1 又は請求項 2 に記載の腹腔内視鏡装置である。

50

【 0 0 1 1 】

請求項 4 記載の発明は、撮像光学系及び照明光学系を外装チューブで被覆した可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端に接続される操作部とを備え、腹膜透析用カテーテルに前記挿入部を挿通させて腹腔を観察するための腹腔内視鏡装置であって、

腹腔内において腹膜透析用カテーテルから延出可能な前記挿入部の先端延出部は、湾曲部を有した形状に形成され、

前記先端延出部の湾曲部は、先端から最初の第 1 湾曲部と、次の第 2 湾曲部とからなり、

前記第 1 湾曲部の中心角が 30 度以上 150 度以下であり、前記第 2 湾曲部の中心角が 90 度以上 180 度以下であり、

前記第 1 湾曲部の中心軸曲線が存在する面と、前記第 2 湾曲部の中心軸曲線が存在する面とが交わる腹腔内視鏡装置である。

【 0 0 1 2 】

請求項 5 記載の発明は、前記挿入部は、外部より X 線又は超音波により検出可能なマーカが中心軸に沿って設けられている請求項 1 から請求項 4 のうちいずれかに記載の腹腔内視鏡装置である。

【 0 0 1 3 】

上記 (B) の課題を解決するための請求項 6 記載の発明は、撮像光学系及び照明光学系を外装チューブで被覆した可撓性の挿入部と、

前記挿入部の基端に接続される操作部と、

前記挿入部が挿入され前記挿入部を案内するガイドカテーテルと、を備え、

前記ガイドカテーテルは、留置カテーテルに挿通可能であり、当該留置カテーテルの終端開口から延出した際には先端延出部の曲がりにより、当該留置カテーテルの終端部による案内方向とは異なる方向に前記挿入部を案内する機能を有する内視鏡システムである。

【 0 0 1 4 】

請求項 7 記載の発明は、前記ガイドカテーテルの前記先端延出部の曲がり、当該先端延出部の予め成形された曲げ形状又は使用時に操作される当該先端延出部を屈曲させる屈曲機構による請求項 6 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 5 】

請求項 8 記載の発明は、前記挿入部の先端部は、予め成形された曲げ形状又は使用時に操作される当該先端部を屈曲させる屈曲機構を有する請求項 6 又は請求項 7 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 6 】

請求項 9 記載の発明は、送液手段と、

留置カテーテルの近位端に接続する第 1 コネクタ部、前記送液手段の出力端に接続する第 2 コネクタ部、前記ガイドカテーテルを挿入する挿入口、及び前記第 1 コネクタ部に連通し合流部を介して一方で前記第 2 コネクタ部に他方で前記挿入口に連通する路を有し、前記挿入口から前記路に進入する前記ガイドカテーテルが前記合流部及び前記第 1 コネクタ部を通過して前記第 1 コネクタ部に接続した前記留置カテーテルに進入可能に構成され、前記第 2 コネクタ部に接続した前記送液手段から送液された液体が前記合流部及び前記第 1 コネクタ部を通過して前記第 1 コネクタ部に接続した前記留置カテーテルに流入可能に構成されたジョイントと、をさらに備える請求項 6 から請求項 8 のうちいずれかに記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 7 】

請求項 10 記載の発明は、前記ジョイントは、前記挿入口と前記合流部との間に前記液体の前記挿入口からの流出を防止する逆流防止弁を有する請求項 9 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 8 】

請求項 11 記載の発明は、前記ガイドカテーテルは、外面に親水性コーティングが施されている請求項 9 又は請求項 10 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 1 9 】

請求項 1 2 記載の発明は、前記ガイドカテーテルは、側孔を有する請求項 9 又は請求項 1 0 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 0 】

請求項 1 3 記載の発明は、前記ガイドカテーテルは、内面に親水性コーティングが施されている請求項 1 2 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 1 】

請求項 1 4 記載の発明は、前記ガイドカテーテルは、外面に親水性コーティングが施されている請求項 1 2 又は請求項 1 3 に記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 2 】

請求項 1 5 記載の発明は、前記ジョイントは、前記挿入口から挿入された前記ガイドカテーテルを、当該ジョイントに対して固定する固定機構を有する請求項 9 から請求項 1 4 のうちいずれかーに記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 3 】

請求項 1 6 記載の発明は、前記ガイドカテーテルには、前記曲がりの方向を示すマーカーが設けられている請求項 6 から請求項 1 5 のうちいずれかーに記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 4 】

請求項 1 7 記載の発明は、前記ガイドカテーテルには、挿入量を示すマーカーが設けられている請求項 6 から請求項 1 6 のうちいずれかーに記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 5 】

請求項 1 8 記載の発明は、前記挿入部には、挿入量を示すマーカーが設けられている請求項 6 から請求項 1 7 のうちいずれかーに記載の内視鏡システムである。

【 0 0 2 6 】

請求項 1 9 記載の発明は、前記外装チューブは、外面に親水性コーティングが施されている請求項 6 から請求項 1 8 のうちいずれかーに記載の内視鏡システムである。

【発明の効果】

【 0 0 2 7 】

請求項 1 から請求項 5 のうちいずれかーに係る発明によれば、腹膜透析用カテーテルに挿通させ、腹腔内で腹膜透析用カテーテルから延出させ、先端部を大網や小腸に対峙する位置まで案内し、大網や小腸を視野に十分に収める角度に配置することができる。

【 0 0 2 8 】

請求項 6 から請求項 1 9 のうちいずれかーに係る発明によれば、内視鏡挿入部をガイドカテーテルに挿入し、ガイドカテーテルを留置カテーテルに挿入し、ガイドカテーテルにより留置カテーテルとは異なる方向に内視鏡挿入部を案内するので、留置カテーテルを挿通して内視鏡の先端部を所望の観察位置に案内することができる。

また、体腔内の生体組織を傷つけるおそれ、留置カテーテルの留置位置をずらしてしまうおそれが軽減される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 9 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概要を示す模式図であり、各部が分離された状態を示す。

【図 2】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概要を示す模式図であり、各部が接続された状態を示す。

【図 3】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概要を示す模式図であり、変換コネクタを含めた各部が接続された状態を示す。

【図 4 A】ある一種のチューブコネクタの図である。

【図 4 B】ある一種のチューブコネクタの図である。

【図 4 C】ある一種のチューブコネクタの図である。

【図 4 D】ある一種のチューブコネクタの図である。

10

20

30

40

50

【図 5】輸液具に設けられたコネクタ部とこれに接続されるシリンジを示す図である。

【図 6】スナップフィット式のコネクタ部品の切断斜視図である。

【図 7 A】内視鏡の一形態を示す全体構成図である。

【図 7 B】図 7 A に示した内視鏡の挿入部先端面図である。

【図 8】図 7 A , 図 7 B に示した内視鏡の使用風景を示す模式図である。

【図 9 A】内視鏡の一形態を示す全体構成図である。

【図 9 B】図 9 A に示した内視鏡の挿入部先端面図である。

【図 10 A】内視鏡操作部の一形態を示す外観図である。

【図 10 B】内視鏡操作部の一形態を示す構成図である。

【図 10 C】内視鏡挿入部の一形態を示す縦断面図である。

10

【図 11】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の形態を示す模式図である。

【図 12】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の使用風景を示す模式図である。

【図 13 A】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の挿入部の形態を示す模式図である。

【図 13 B】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の挿入部の形態を示す模式図である。

【図 14 A】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の挿通手順を示す模式図である。

【図 14 B】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の図 14 A に続く挿通手順を示す模式図である。

【図 15 A】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の図 14 B に続く挿通手順を示す模式図である。

20

【図 15 B】本発明の一実施形態に係る腹腔内視鏡装置の図 15 A に続く挿通手順を示す模式図である。

【図 16】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概要を示す模式図である。

【図 17 A】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルの屈曲機構の一例を示す模式図である。

【図 17 B】図 17 A に示したガイドカテーテルの屈曲部の詳細を示す模式図である。

【図 17 C】図 17 A に示したガイドカテーテルの屈曲部の詳細を示す模式図である。

【図 18】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概要を示す模式図である。

【図 19】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの概要を示す模式図である。

30

【図 20 A】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの一つの使用方法の概要を示す模式図である。

【図 20 B】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの一つの使用方法の概要を示す模式図である。

【図 20 C】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの一つの使用方法の概要を示す模式図である。

【図 21 A】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡視野を変えるための操作を説明するための模式図である。

【図 21 B】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡視野を変えるための操作を説明するための模式図である。

40

【図 21 C】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡視野を変えるための操作を説明するための模式図である。

【図 21 D】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡視野を変えるための操作を説明するための模式図である。

【図 21 E】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムにおける内視鏡視野を変えるための操作を説明するための模式図である。

【図 22 A】ガイドカテーテルを使用しなかった場合の不具合を説明するための模式図である。

【図 22 B】ガイドカテーテルを使用しなかった場合の不具合を説明するための模式図である。

50

【図 2 2 C】ガイドカテーテルを使用しなかった場合の不具合を説明するための模式図である。

【図 2 3 A】ガイドカテーテルの曲げ成形部が硬すぎる場合の不具合を説明するための模式図である。

【図 2 3 B】ガイドカテーテルの曲げ成形部が硬すぎる場合の不具合を説明するための模式図である。

【図 2 4 A】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの一つの使用方法の概要を示す模式図であり、ガイドカテーテルを屈曲操作する場合を示す。

【図 2 4 B】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの一つの使用方法の概要を示す模式図であり、ガイドカテーテルを屈曲操作する場合を示す。

【図 2 5 A】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルに側孔が設けられた形態を示す模式図である。

【図 2 5 B】図 2 5 A に示したガイドカテーテルの側部の詳細を示す模式図である。

【図 2 6 A】本発明の一実施形態に係り、送液手段とジョイントとを一体化した形態を示す模式図である。

【図 2 6 B】本発明の一実施形態に係り、送液手段とジョイントとを一体化した形態を示す模式図である。

【図 2 6 C】本発明の一実施形態に係り、送液手段とジョイントとを一体化した形態を示す模式図である。

【図 2 7 A】本発明の一実施形態に係り、腹膜透析用カテーテル及びガイドカテーテルのそれぞれに直接的に送液する構造を含んだ形態を示す模式図である。

【図 2 7 B】本発明の一実施形態に係り、腹膜透析用カテーテル及びガイドカテーテルのそれぞれに直接的に送液する構造を含んだ形態を示す模式図である。

【図 2 8 A】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルのみに直接的に送液する構造を含んだ形態を示す模式図である。

【図 2 8 B】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルのみに直接的に送液する構造を含んだ形態を示す模式図である。

【図 2 8 C】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルのみに直接的に送液する構造を含んだ形態を示す模式図である。

【図 2 9】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルのみに直接的に送液する構造と、延長カテーテルを含んだ形態を示す模式図である。

【図 3 0 A】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルと、内視鏡の挿入部に設けられるマーカーの形態を示す模式図である。

【図 3 0 B】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルと、内視鏡の挿入部に設けられるマーカーの形態を示す模式図である。

【図 3 0 C】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルと、内視鏡の挿入部に設けられるマーカーの形態を示す模式図である。

【図 3 0 D】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルと、内視鏡の挿入部に設けられるマーカーの形態を示す模式図である。

【図 3 0 E】本発明の一実施形態に係り、ガイドカテーテルと、内視鏡の挿入部に設けられるマーカーの形態を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

以下に本発明の一実施形態につき図面を参照して説明する。以下は本発明の一実施形態であって本発明を限定するものではない。

【0031】

実施形態 A

ここから上記 (A) の課題に対応する発明の実施形態を記載する。参照図は図 1 ~ 図 15 B である。

【0032】

10

20

30

40

50

〔システム構成の概要〕

まずは内視鏡システムの全体的な概略を説明する。

図１から図３に示すように本実施形態の内視鏡システム１は、内視鏡１０と、送液手段２０と、ジョイント３０とを備えて構成されている。ジョイント３０と各部を分離した状態を図１に、ジョイント３０に各部を接続し内視鏡を挿入した状態を図２に、さらに変換コネクタ４０を接続した場合を図３に示す。

内視鏡１０は、挿入部１１と、操作部１２とから構成されている。挿入部１１は、撮像光学系及び照明光学系を保護チューブで被覆して構成される。

撮像光学系としては、挿入部１１の先端部に配置される結像レンズのほか、結像レンズで結像した像を伝送するイメージファイバー又は撮像する撮像素子が適用される。

照明光学系は、挿入部１１の先端部に配置される固体発光素子又は、操作部１２に備えられた光源の光を挿入部１１の先端に導くライトガイドファイバーが適用される。

【００３３】

保護チューブは、撮像光学系及び照明光学系を内部に収め、挿入部１１の外装を構成する。保護チューブは、適度な柔軟性と、表面の良好な滑り性を有した材料が適用される。

【００３４】

操作部１２は、挿入部１１の基端に接続される。特に、挿入部１１と操作部１２とが着脱自在に接続される構成を実施することが好ましい。この場合、挿入部１１を操作部１２から取り外して、内視鏡１０のうち挿入部１１をのみに洗浄、滅菌処理を施すことができるほか、挿入部１１をディスプレイ（使い捨て仕様）として、品質や衛生を保つことができる。

すなわち、感染症の発生を防ぐため、カテーテル及び体腔内へ挿入される内視鏡は滅菌して提供されるが、滅菌する部品を挿入部１１に限定することができる。滅菌方法には、EOG滅菌・オートクレーブ・γ線滅菌などある。

また、挿入部１１を繰り返し滅菌することによってその保護チューブの外周面に塗布した滑り性コートの特性が劣化してしまう問題がある。そこで、内視鏡１０を挿入部１１と操作部１２とで分離できるようコネクタ部を設けて、挿入部１１は使用毎に使い捨てる仕様にする、常に滑り性の良い挿入部１１を提供することができ、留置カテーテル１００への挿入を容易にする。また、使い捨てであると、再利用される一般的な内視鏡と比べて、洗浄、滅菌不足による感染症発生のリスクもない。

【００３５】

操作部１２は、術者に把持されて、挿入部１１の進退動や軸回りの回転などの操作に供される手持ち可能な構成であるほか、挿入部１１を介して照明及び撮像するための光学的又は電氣的構成が収められる基端ユニットである。

また、保護チューブに連結したワイヤーなどによって挿入部１１を屈曲操作する屈曲操作機構を設けることができる。この場合に、ダイヤル、レバーなどの操作部材は、上述した挿入部１１の基端のコネクタ部か、この操作部１２に設置される。

【００３６】

また、挿入部１１としては曲げ形成されたものを適用することに利点がある。無負荷状態で初期的に曲げ形状を有するものである。曲げの形状としては、挿入部１１の先端近傍において３０度から１５０度の範囲に曲がった形状である。操作部１２を操作して挿入部１１を軸回りに回転させることで、留置カテーテル１００の屈曲部１０１やスパイラル部１０２などの曲成部において、留置カテーテル１００の奥方向に挿入部１１の先端を向けさせることができ、これにより留置カテーテル１００の遠位端１０４へ挿入部１１を送り込み易くなる。また、操作部１２を操作して挿入部１１を軸回りに回転させることで、視野方向が変化し、より広い範囲を観察することができる。その際、具体的な挿入部１１の曲げ形状は、留置カテーテル１００の遠位端１０４と観察したい対象との位置関係や、挿入部１１の撮像光学系がもつ視野角に応じて、最適な形状にすることが望ましい。例えば、視野角が全角６０度の撮像光学系である場合、曲げ形状を３０度に設定すると、挿入部１１を軸回りに回転させた時、その軸方向前方は常に視野に入るので、挿入部１１を挿入

10

20

30

40

50

させる留置カテーテル奥方向の視界を確保しつつ操作を行うことができる。

【 0 0 3 7 】

また、挿入部 1 1 としては、先端ほど曲げ剛性が低く構成されたものを適用することに利点がある。この場合、留置カテーテル 1 0 0 の曲率の高い曲成部においても挿入部 1 1 を進入させやすいとともに、比較的基端側の曲げ剛性が高い部分によって挿入するための軸方向力を伝達しやすいから、挿入部 1 1 を挿入しやすくなる。

【 0 0 3 8 】

また、挿入部 1 1 としては、所定の位置に X 線又は超音波により検出可能な部材を有することに利点がある。挿入部 1 1 の留置カテーテル 1 0 0 への挿入時に挿入部 1 1 の挿入深度を確認して挿入部 1 1 の先端を位置精度よく所望の位置に導くことができるからである。

10

【 0 0 3 9 】

送液手段 2 0 としては、医用に提供されている輸液バッグ、シリンジ、輸液ポンプ、シリンジポンプなどが適用される。例えば、輸液バッグを輸液チューブ 2 1 を介してジョイント 3 0 に接続する。輸液バッグを適用する場合には、輸液ポンプを使用することで動力送液することができる。輸液ポンプとしては、ローラー方式、フィンガー方式、ボルメトリック方式などが利用される。また、輸液バッグに代えシリンジを輸液チューブ 2 1 を介して又は直接にジョイント 3 0 に接続する。シリンジを適用する場合には、シリンジポンプを適用することで動力送液することができる。

【 0 0 4 0 】

20

ジョイント 3 0 は、第 1 コネクタ部 3 1、第 2 コネクタ部 3 2、挿入口 3 3、連通路 3 4 を有する。

第 1 コネクタ部 3 1 は、留置カテーテル 1 0 0 の近位端 1 0 3 に接続する。第 2 コネクタ部 3 2 は、送液手段 2 0 の出力端 2 2 に接続する。挿入口 3 3 は、挿入部 1 1 を挿入するためのものである。

連通路 3 4 は、第 1 コネクタ部 3 1 に連通し合流部 3 4 a を介して一方で第 2 コネクタ部 3 2 に連通し、他方で挿入口 3 3 に連通するもので、合流部 3 4 a で三叉に分かれた構造の流路部材である。第 1 コネクタ部 3 1 から挿入口 3 3 までの連通路は、直線状に形成することが好ましい。挿入部 1 1 を挿入しやすくするためである。

また、ジョイント 3 0 は、挿入口 3 3 と合流部 3 4 a との間に液体の挿入口 3 3 からの流出を防止する逆流防止弁 3 5 を有する。

30

【 0 0 4 1 】

ジョイント 3 0 は、以上のように構成され、図 2 又は図 3 に示すように挿入口 3 3 から連通路 3 4 に進入する挿入部 1 1 が合流部 3 4 a 及び第 1 コネクタ部 3 1 を通って第 1 コネクタ部 3 1 に接続した留置カテーテル 1 0 0 に進入可能であり、第 2 コネクタ部 3 2 に接続した送液手段 2 0 から送液された液体が合流部 3 4 a 及び第 1 コネクタ部 3 1 を通って第 1 コネクタ部 3 1 に接続した留置カテーテル 1 0 0 に流入可能である。

したがって、留置カテーテル 1 0 0 に接続されたジョイント 3 0 内及び留置カテーテル 1 0 0 内において、挿入部 1 1 の周囲に送液手段 2 0 からの液体を体内方向へ流すことができる。この流体によって挿入部 1 1 と留置カテーテル 1 0 0 の内壁との摩擦が軽減される。すなわち、留置カテーテル 1 0 0 と挿入部 1 1 との間に生理食塩水等の液体を送ることで、留置カテーテル 1 0 0 の内表面と挿入部 1 1 の外表面との接触抵抗が減少し、滑り性が高い条件下で挿入部 1 1 を留置カテーテル 1 0 0 内に挿入することができる。また、この流体によって挿入部 1 1 を体内方向に押し流す力が作用するので、挿入部 1 1 の留置カテーテル 1 0 0 への挿入が容易になる。

40

【 0 0 4 2 】

送液手段 2 0 から送液する液体としては、生体適合性を有した液体を適用する。例えば、留置カテーテル 1 0 0 が腹膜透析用であれば、腹膜透析液を適用すれば問題ない。尿道カテーテルに使われるような潤滑剤であっても良い。その他、生理食塩水等を適用できる。生体適合性を有することを前提として、挿入部 1 1 と留置カテーテル 1 0 0 の内壁との

50

滑り性を良好にする性質の高い液体を選択することが好ましい。

【0043】

第1コネクタ部31は、留置カテーテル100の近位端103に接続するものである。近位端103における留置カテーテル100のサイズ、形状、付設されるコネクタ部品等が様々であることに対応するための方法として以下の2つがある。

一つは、第1コネクタ部31の構造が異なったジョイント30を多種用意して、留置カテーテル100が近位端103に接続可能な第1コネクタ部31を有するジョイント30を選択することである。しかし、この方法によれば、資源の利用効率性が優れない。

そこで、他の方法としては、図3に示すように変換コネクタ40を使用することである。変換コネクタ40は、一端40aに第1コネクタ部31に接続される第3コネクタ部41を有し、他端40bに第1コネクタ部31が接続可能な相手構造とは異なる種類の相手構造に接続可能な第4コネクタ部42を有する。第4コネクタ部42の構造が異なった変換コネクタ40を多種用意することで対応可能である。

【0044】

〔コネクタの形態〕

留置カテーテル100の近位端103、第1コネクタ部31、第2コネクタ部32、第3コネクタ部41、第4コネクタ部42、送液手段20の出力端22に適用し得るコネクタの例につき説明する。

図4Aに示す腹膜透析用コネクタ、図4Bに示すルアー式コネクタ、図4Cに示すスクリューロック式コネクタを挙げることができる。それぞれチューブ401とチューブ402との接続に適用されるものである。図4Dに示すスパイク式コネクタは、輸液バッグ403と一体のチューブ404と、チューブ405との接続に適用される。

図4Aに示す腹膜透析用コネクタは、コネクタ部本体（オス型）406、ロックナット407、コネクタ部（メス型）408とから構成される。図4Bに示すルアー式コネクタは、コネクタ部（メス型）409、コネクタ部（オス型）410とから構成される。図4Cに示すスクリューロック式コネクタは、コネクタ部（メス型）411、コネクタ部（オス型）412とから構成される。図4Dに示すスパイク式コネクタは、コネクタ部（メス型）413、コネクタ部（オス型）414とから構成される。

【0045】

例えば、図4Aに示すチューブ401が留置カテーテル100であるとき、第1コネクタ部31としてコネクタ部（メス型）408を採用していれば、留置カテーテル100とジョイント30は接続可能である。しかしこの場合、第1コネクタ部31は、コネクタ部（メス型）409、コネクタ部（メス型）411には接続できない。そこで、変換コネクタ40を用いる。変換コネクタ40の第3コネクタ部41をコネクタ部本体（オス型）406の接続端部形状に形成し、第4コネクタ部42をコネクタ部（オス型）410の接続端部形状に形成しておけば、この変換コネクタ40を介することで第1コネクタ部31はコネクタ部（メス型）409に接続できる。同様に、変換コネクタ40の第3コネクタ部41をコネクタ部本体（オス型）406の接続端部形状に形成し、第4コネクタ部42をコネクタ部（オス型）412の接続端部形状に形成しておけば、この変換コネクタ40を介することで第1コネクタ部31はコネクタ部（メス型）411に接続できる。

このような変換コネクタは、送液手段20と第2コネクタ部32との間に適用することも可能である。なお、図5にシリンジ501と接続するコネクタ部502の例を示す。コネクタ部502を第2コネクタ部32に採用することで、シリンジ501を輸液チューブを介さずに接続することができる。

【0046】

また、図6に示すようにスナップフィット式のコネクタを提案する。図6に示すコネクタ部品の一端にチューブ601が接続される。チューブ601が留置カテーテル100や輸液チューブ21とされる。他端部602は、スナップフィット式でジョイント30に接続される。他端部602をスナップフィット式で受け入れる相手方の構造を第1コネクタ部31や第2コネクタ部32に構成する。

【 0 0 4 7 】

〔 内視鏡の形態 〕

内視鏡 1 0 のいくつかの形態につき説明する。

【 0 0 4 8 】

(形態 1)

図 7 A , 図 7 B に示すものは、撮像光学系として撮像素子 7 0 1 を、照明光学系として固体発光素子 7 0 2 を適用した内視鏡の形態である。

図 7 A , 図 7 B に示す内視鏡 1 0 A は、挿入部 1 1 A と、操作部 1 2 A とから構成されている。挿入部 1 1 A は、撮像光学系及び照明光学系を保護チューブ 7 0 3 で被覆して構成される。撮像光学系としては、挿入部 1 1 A の先端部に配置される結像レンズ 7 0 4 のほか、結像レンズ 7 0 4 で結像した像を撮像する撮像素子 7 0 1 と電気ケーブル 7 0 5 が適用される。撮像素子 7 0 1 としては、C C D (Charge Coupled Device) 又は C M O S イメージセンサなどの光電変換する電子デバイスが適用される。電気ケーブル 7 0 5 は、撮像素子 7 0 1 及び固体発光素子 7 0 2 への駆動電力の供給、撮像素子 7 0 1 が撮像した映像信号の伝送を行うためのものである。固体発光素子 7 0 2 は、ここでは L E D (Light Emitting Diode) とする。

10

【 0 0 4 9 】

保護チューブ 7 0 3 は、撮像光学系及び照明光学系を内部に収め、挿入部 1 1 A の外装を構成する。保護チューブ 7 0 3 は、適度な柔軟性と、表面の良好な滑り性を有した材料が適用される。

20

【 0 0 5 0 】

操作部 1 2 A は、挿入部 1 1 A の基端に接続される。特に、挿入部 1 1 A の基端にはコネクタ部 7 2 2 が構成されており、操作部 1 2 A と着脱自在に接続される。操作部 1 2 A は、術者に把持されて、挿入部 1 1 A の進退動や軸回りの回転などの操作に供される手持ち可能な構成であるほか、挿入部 1 1 A を介して照明及び撮像するための光学的又は電氣的構成が収められる基端ユニットである。

また、保護チューブ 7 0 3 に連結したワイヤー 7 0 6 によって挿入部 1 1 A を屈曲操作する屈曲操作機構を設けることが可能である。その場合、コネクタ部 7 2 2 にその操作部材として操作ダイヤル 7 0 7 が設置される。

また、保護チューブ 7 0 3 には、所定の位置に X 線又は超音波により検出可能な部材 (検出マーカー) 7 0 8 が埋め込まれている。

30

【 0 0 5 1 】

操作部 1 2 A に構成される映像プロセッサ 7 0 9 は撮像素子 7 0 1 の撮像した映像を電気ケーブル 7 0 5 を介して受信し、必要な画像処理を施し映像出力端子 7 1 0 に出力する。映像出力端子 7 0 1 に接続された映像表示モニター 7 1 1 に撮像した映像が表示される。また、映像出力端子 7 1 0 から出力される映像は記録装置 7 1 2 に記録可能である。

光源ドライバー 7 1 3 は、電気ケーブル 7 0 5 を介して固体発光素子 7 0 2 に駆動電流を印加し固体発光素子 7 0 2 を駆動し発光させる。操作部 1 2 A に、光量調整ツマミ 7 1 4 などの操作部材が設けられており、固体発光素子 7 0 2 の光量の調整が可能である。操作部 1 2 A における映像プロセッサ 7 0 9 及び光源ドライバー 7 1 3 を含めた電気駆動部の電源は、操作部 1 2 A に設けられた装填部 7 1 5 に装填されるバッテリー 7 1 6 又は電源ケーブル 7 1 7 を介して接続される交流電源とされ、その電源スイッチ 7 1 8 が操作部 1 2 A に設けられている。バッテリー 7 1 6 の残量はインジケータ 7 2 1 により表示される。

40

また、コネクタ部 7 2 2 にはチャンネル口 7 1 9 が設けられている。チャンネル口 7 1 9 は、チャンネル 7 2 0 に連通している。

【 0 0 5 2 】

図 8 は、使用風景を示している。例えばテーブル 8 0 1 に映像表示モニター 7 1 1 や記録装置 7 1 2 を設置し、送液手段 2 0 としのシリンジ 8 0 2 又は輸液ポンプ 8 0 3 を必要により載置する。シリンジ 8 0 2 又は輸液ポンプ 8 0 3 を輸液チューブ 2 1 を介してジョ

50

イント 30 に接続する。さらに留置カテーテル 100 とジョイント 30 とを接続する。その後、輸液を開始し留置カテーテル 100 まで液体を送液する。輸液開始と同時又は遅れて、ジョイント 30 の挿入口 33 から内視鏡 10A の挿入部 11A を挿入する。X 線又は超音波検出装置 804 によって部材 708 を検出することで、挿入部 11A の位置や姿勢をモニタリングしながら、必要により操作ダイヤル 707 によって挿入部 11A を屈曲操作しつつ、挿入部 11A を深部へと挿入する。挿入部 11A の先端が留置カテーテル 100 内にある時は、必要により挿入部 11A の屈曲操作も行いつつ、留置カテーテル 100 内を観察することができる。また、挿入部 11A の先端部が留置カテーテル 100 の遠位端 104 から出たら、必要により挿入部 11A の屈曲操作も行いつつ、留置カテーテル 100 が留置された体腔内を観察することができる。また必要により鉗子 805 をチャンネル口 719 から挿入して使用する。

10

【0053】

(形態 2)

図 9A, 図 9B に示すものは、撮像光学系としてイメージファイバー 901 を、照明光学系としてライトガイドファイバー 902 を適用した内視鏡の形態である。

図 9A, 図 9B に示す内視鏡 10B は、挿入部 11B と、操作部 12B とから構成されている。図 7A, 図 7B と同様の部分は同符号を付して説明を省略する。

撮像光学系としては、挿入部 11B の先端部に配置されたレンズ枠 903 によって保持された結像レンズ (図 11A, 図 11B、符号 904 参照) のほか、この結像レンズで結像した像を伝送するイメージファイバー 901 が適用される。

20

照明光学系としては、ライトガイドファイバー 902 が適用される。

【0054】

操作部 12B は、挿入部 11B の基端に接続される。イメージファイバー 901 は、操作部 12B に配置されたリレー光学系 905 に光結合する。リレー光学系 905 はイメージファイバー 901 と接眼レンズ 906 との間をリレーし、イメージファイバー 901 が伝送する像が接眼部 907 で肉眼観察可能である。

操作部 12B には、照明光の光源 908 が設置されており、光源 908 の光が結合レンズ 909 を介してライトガイドファイバー 902 に入射し、ライトガイドファイバー 902 によって挿入部 11B の先端面まで導かれて観察対象に照射される。

【0055】

30

さらに、イメージファイバー 901 が伝送する像を映像表示モニター 711 に出力するために、信号変換アダプター 910 が接眼部 907 に接続されて用いられる。信号変換アダプター 910 には、結像レンズ 911、撮像素子 912、映像プロセッサ 913、映像出力端子 914 が構成され、接眼レンズ 906 から出射した像を映像信号として映像出力端子 914 に出力する。

【0056】

以上のように撮像光学系には数千本の光ファイバーが束状に形成されたイメージファイバー 901 が用いられており、イメージファイバー 901 の先端部にはイメージファイバー 901 に密着固定された GRIN レンズが備わっており、結像レンズの役割を果たす。

照明光学系には、照明用の光源から観察対象まで光を伝播させる為の数百本の光ファイバーが束状に形成されたライトガイドファイバー 902 が備わっている。

40

撮像光学系と照明光学系との外側には、柔軟な保護チューブ 703 が備わっており、生体と光学部品との接触を保護する。

【0057】

イメージファイバーおよびライトガイドファイバーを構成する光ファイバーの材質は、用途に合った透過性や色味を備えた、多成分ガラス、石英ガラス、プラスチック (ポリメチルメタクリレート、ポリスチレン、スチレンアクリロニトリル、ポリウレタン等) のどれを選択しても構わない。また、使用する光ファイバーの直径・NA・本数等は組立てが可能な範囲で任意に選択して構わない。

なお、上記形態 1 のように撮像光学系にはイメージファイバーの代わりに電子内視鏡等

50

に用いられている光電素子を用いても構わない。この場合、イメージファイバーよりも高画質な画像を得ることができる。

【 0 0 5 8 】

(形態 3)

上記形態 1 の撮像光学系と、上記形態 2 の照明光学系とを組み合わせる形態を挙げることができる。

(形態 4)

上記形態 2 の撮像光学系と、上記形態 1 の照明光学系とを組み合わせる形態を挙げることができる。

(形態 5)

図 7 A 等にした映像表示モニター及び / 又は記録装置の機能を操作部に搭載してもよい。例えば、図 1 0 A に示すように、操作部 1 2 C に薄型画像表示デバイス 1 0 0 1 が搭載される。また、図 1 0 B に示すように、記録メディア 1 0 0 2 の書込装置 1 0 0 3 を操作部 1 2 C に搭載する。なお、図 1 0 B に示す挿入部 1 1 C にコネクタ部 1 0 0 4 とイメージファイバー 1 0 0 5 とが構成され、操作部 1 2 C に結像レンズ 1 0 0 6 と撮像素子 1 0 0 7 と映像プロセッサ 1 0 0 8 とが構成される例を図示する。

(形態 6)

図 1 0 C に示すように、照明光学系は、挿入部 1 1 B の先端面に位置するライトガイドファイバー 9 0 2 の先端面に塗布された蛍光体 1 0 0 9 に、光源 1 0 1 0 からライトガイドファイバー 9 0 2 を介して導光された励起光を照射し、蛍光体 1 0 0 9 を励起させることで、その励起による光を照明光として蛍光体 1 0 0 9 から観察対象へ照射する光学系であっても良い。すなわち、蛍光体 1 0 0 9 を照明光光源とするものである。

蛍光体 1 0 0 9 をライトガイドファイバー 9 0 2 の先端面に塗布することで、照明光光源となる発光面を観察対象の近くに配置することができるため、強い光量で照明光を照射することができ、且つ、一般的な L E D と比較してサイズも抑えることができる。

【 0 0 5 9 】

(挿入部の形態)

次に、挿入部 1 1 の形態を開示する。なお、以下の形態の挿入部 1 1 (図 1 1 ~ 図 1 5 B) には、上述した屈曲操作機構を採用しない。腹膜透析用カテーテル k 0 2 としては、腹腔 k 0 3 内に留置される先端部がストレートのものが適用される。

【 0 0 6 0 】

(形態 1)

まず、挿入部の形態 1 につき図 1 1 及び図 1 2 を参照して説明する。

図 1 1 に示すように、本形態は挿入部 1 1 が湾曲部を有した形状に形成されたものである。外部より X 線又は超音波により検出可能なマーカー k 0 1 (上記「部材 7 0 8 」に相当) が中心軸に沿って設けられている。本形態では、マーカー k 0 1 は挿入部 1 1 の湾曲の内側を通る側部に設けられている。

このような挿入部 1 1 と、挿入部 1 1 の基端に接続される操作部 1 2 とを備え、図 1 2 に示すように、腹膜透析用カテーテル k 0 2 に挿入部 1 1 を挿通させて腹腔 k 0 3 を観察するための腹腔内視鏡装置 1 0 として実施する。

【 0 0 6 1 】

図 1 2 に示すように、腹腔 k 0 3 内において腹膜透析用カテーテル k 0 2 から延出可能な挿入部 1 1 の先端延出部 k 0 4 は、累積の中心角が 1 8 0 度を超え 3 6 0 度以下の湾曲部を有した形状に形成されている。

すなわち、先端延出部 k 0 4 は、挿入部 1 1 の中心軸に沿った先端方向が湾曲により 1 8 0 度反転する状態を超え、一巻 (3 6 0 度) までを限度に湾曲して形成されている。

先端延出部 k 0 4 の湾曲部の曲率半径は、一定であってもよいし、変化してもよい。変化する場合、曲率半径が無限大となる部分 (= 直線部) が途中で存在していてもよい。

本形態の場合、図 1 1 に示すように、先端延出部 k 0 4 の湾曲部は、先端から最初の第 1 湾曲部 k 0 6 と、次の第 2 湾曲部 k 0 8 とからなる。さらに先端延出部 k 0 4 は、第 1

10

20

30

40

50

湾曲部 k 0 6 と第 2 湾曲部 k 0 8 との間に中心軸が直線状の直線部 k 0 7 と、第 1 湾曲部 k 0 6 の先端側に中心軸が直線状の直線部 k 0 5 とを有する。

第 1 湾曲部 k 0 6 の中心角は 3 0 度以上 1 5 0 度以下の範囲で、第 2 湾曲部 k 0 8 の中心角は 9 0 度以上 1 8 0 度以下の範囲で定めることが好ましい。

【 0 0 6 2 】

また、図 1 1 に示すように挿入部 1 1 は、挿入部 1 1 の先端延出部 k 0 4 の近位端 k 0 9 に連続した直線状部分 k 1 0 を、先端延出部 k 0 4 の先端部（直線部 k 0 5 ）が横切るようにループ状に形成されている。

第 1 湾曲部 k 0 6 より先端に直線部を設けるかは任意であり、第 1 湾曲部 k 0 6 より先端に直線部を設けず、第 1 湾曲部 k 0 6 を最先端部としてもよい。その場合、上記ループ状の構造を実施するには、直線状部分 k 1 0 を第 1 湾曲部 k 0 6 が横切るようにループ状に形成すればよい。

【 0 0 6 3 】

（形態 2）

次に、挿入部の形態 2 につき図 1 3 A , 図 1 3 B を参照して説明する。

腹腔 0 3 内において腹膜透析用カテーテル k 0 2 から延出可能な挿入部 1 1 の先端延出部 k 0 4 は、図 1 3 A , 図 1 3 B に示すように先端から直線部 k 1 1、第 1 湾曲部 k 1 2、直線部 k 1 3、第 2 湾曲部 k 1 4 が連続した構造で構成されている。

第 1 湾曲部 k 1 2 の中心角は 3 0 度以上 1 5 0 度以下の範囲で、第 2 湾曲部 k 1 4 の中心角は 9 0 度以上 1 8 0 度以下の範囲で定めることが好ましい。

上記形態 1 と異なり、第 1 湾曲部 k 1 2 の中心軸曲線 k 1 5 が存在する面（図 1 3 B ）と、第 2 湾曲部 k 1 4 の中心軸曲線 k 1 6 が存在する面（図 1 3 A ）とが交わる構造を有する。本実施形態では、その交わる角度は略 9 0 度であるが、任意に設定される。

【 0 0 6 4 】

（挿入手順）

以上の形態 1 , 2 の挿入部 1 1 を腹膜透析用カテーテル k 0 2 に挿通させて腹腔 k 0 3 を観察する手順につき補足説明する。

適宜に、上述のジョイント 3 0 及び送液手段 2 0 を適用して腹膜透析用カテーテル k 0 2 内、腹腔 k 0 3 内への送液を行うが、図 1 2、図 1 4 A、図 1 4 B、図 1 5 A 及び図 1 5 B において図示を省略する。

まず、図 1 4 A , 図 1 4 B に示すように、挿入部 1 1 を先端から腹膜透析用カテーテル k 0 2 に挿入する。図 1 4 A、図 1 4 B、図 1 5 A 及び図 1 5 B にマーカー k 0 1 が現れる側を矢印で示した。マーカー k 0 1 を直接に視て、カテーテル k 0 2 の湾曲に合うように挿入部 1 1 の軸回りの角度を調整しながら挿入部 1 1 を腹膜透析用カテーテル k 0 2 に挿入していく（図 1 4 A → 図 1 4 B ）。

挿入部 1 1 は、無負荷状態では湾曲しているが、腰が弱く、カテーテル k 0 2 内では伸ばされて進んでいく。

【 0 0 6 5 】

図 1 4 B に示すように、先端延出部 k 0 4 の第 1 湾曲部（ k 0 6 , k 1 2 ）は、カテーテル k 0 2 の先端開口から延出してくると、曲がって進むので、マーカー k 0 1 を検出した X 線撮影画像又は超音波撮影画像によって先端延出部 k 0 4 の曲がりの状態を確認し、腹腔 k 0 3 の上部へ送り出しやすい方向に曲がって出るように、挿入部 1 1 の軸回りの角度を調整し、さらに挿入部 1 1 を挿入していく（図 1 4 B → 図 1 5 A → 図 1 5 B ）。

【 0 0 6 6 】

適宜、マーカー k 0 1 を検出した X 線撮影画像又は超音波撮影画像によって確認して、第 2 湾曲部（ k 0 8 , k 1 4 ）の全部がカテーテル k 0 2 から出た時に、先端延出部 k 0 4 の先端が所望の観察対象部位に臨むように、挿入部 1 1 の軸回りの角度を調整し、さらに挿入部 1 1 を挿入していく（図 1 5 B → 図 1 2 ）。例えば、図 1 2 に示すように、内視鏡視野 k 1 7 に小腸上位部などを収めるように配置する。勿論、以上の挿入過程において

も有効な腹腔内画像が得られる。

その後、挿入部 11 をその軸回りに回転させたり、挿入部 11 をその軸方向に押し引きすしたりする操作によって、内視鏡視野 k 17 を変化させてより広範囲の観察を行う。

観察終了後、挿入部 11 をカテーテル k 02 から引き抜き、ジョイント 30 等の内視鏡観察のために腹膜透析用カテーテル k 02 に接続した物品を外し、通常の腹膜透析終了後のカテーテルの接続状態にして、内視鏡検査を終了とする。

【0067】

以上のように本実施形態の腹腔内視鏡装置によれば、腹膜透析用カテーテルに挿通させ、腹腔内で腹膜透析用カテーテルから延出させ、先端部を大網や小腸に対峙する位置まで案内し、大網や小腸を視野に十分に収める角度に配置することができる。

10

【0068】

実施形態 B

ここから上記 (B) の課題に対応する発明の実施形態を記載する。参照図は図 1 ~ 図 10 C、図 16 ~ 図 30 E である。

【0069】

〔システム構成の概要〕

まずは内視鏡システムの全体的な概略を説明する。

図 1 から図 3 に示すように本実施形態の内視鏡システム 1 は、内視鏡 10 と、送液手段 20 と、ジョイント 30 とを備えて構成されている。ジョイント 30 と各部を分離した状態を図 1 に、ジョイント 30 に各部を接続し内視鏡を挿入した状態を図 2 に、さらに変換コネクタ 40 を接続した場合を図 3 に示す。

20

内視鏡 10 は、挿入部 11 と、操作部 12 とから構成されている。挿入部 11 は、撮像光学系及び照明光学系を保護チューブで被覆して構成される。

撮像光学系としては、挿入部 11 の先端部に配置される結像レンズのほか、結像レンズで結像した像を伝送するイメージファイバー又は撮像する撮像素子が適用される。

照明光学系は、挿入部 11 の先端部に配置される固体発光素子又は、操作部 12 に備えられた光源の光を挿入部 11 の先端に導くライトガイドファイバーが適用される。

【0070】

保護チューブは、撮像光学系及び照明光学系を内部に収め、挿入部 11 の外装を構成する。保護チューブは、適度な柔軟性と、表面の良好な滑り性を有した材料が適用される。

30

また、保護チューブ (外装チューブ) の材料の外面に親水性コーティングを施すことで、滑り性を付与することができる。

【0071】

操作部 12 は、挿入部 11 の基端に接続される。特に、挿入部 11 と操作部 12 とが着脱自在に接続される構成を実施することが好ましい。この場合、挿入部 11 を操作部 12 から取り外して、内視鏡 10 のうち挿入部 11 をのみに洗浄、滅菌処理を施すことができるほか、挿入部 11 をディスポーザブル (使い捨て仕様) として、品質や衛生を保つことができる。

すなわち、感染症の発生を防ぐため、カテーテル及び体腔内へ挿入される内視鏡は滅菌して提供されるが、滅菌する部品を挿入部 11 に限定することができる。滅菌方法には、EOG滅菌・オートクレーブ・γ線滅菌などある。

40

また、挿入部 11 を繰り返し滅菌することによってその保護チューブの外周面に塗布した滑り性コートの特性が劣化してしまう問題がある。そこで、内視鏡 10 を挿入部 11 と操作部 12 とで分離できるようコネクタ部を設けて、挿入部 11 は使用毎に使い捨てる仕様にする、常に滑り性の良い挿入部 11 を提供することができ、留置カテーテル 100 への挿入を容易にする。また、使い捨てであると、再利用される一般的な内視鏡と比べて、洗浄、滅菌不足による感染症発生のリスクもない。

【0072】

操作部 12 は、術者に把持されて、挿入部 11 の進退動や軸回りの回転動などの操作に供される手持ち可能な構成であるほか、挿入部 11 を介して照明及び撮像するための光学

50

的又は電氣的構成が収められる基端ユニットである。

また、保護チューブに連結したワイヤーなどによって挿入部 1 1 を屈曲操作する屈曲機構を設けることができる。この場合に、ダイヤル、レバーなどの操作部材は、上述した挿入部 1 1 の基端のコネクタ部 3 1、この操作部 1 2 に設置される。

【 0 0 7 3 】

また、挿入部 1 1 としては曲げ形成されたものを適用することに利点がある。無負荷状態で初期的に曲げ形状を有するものである。曲げの形状としては、挿入部 1 1 の先端近傍において 3 0 度から 1 8 0 度の範囲に曲がった形状である。操作部 1 2 を操作して挿入部 1 1 を軸回りに回転させることで、留置カテーテル 1 0 0 の屈曲部 1 0 1 やスパイラル部 1 0 2 などの曲成部において、留置カテーテル 1 0 0 の奥方向に挿入部 1 1 の先端を向け
10
させることができ、これにより留置カテーテル 1 0 0 の遠位端 1 0 4 へ挿入部 1 1 を送り込み易くなる。また、操作部 1 2 を操作して挿入部 1 1 を軸回りに回転させることで、視野方向が変化し、より広い範囲を観察することができる。その際、具体的な挿入部 1 1 の曲げ形状は、留置カテーテル 1 0 0 の遠位端 1 0 4 と観察したい対象との位置関係や、挿入部 1 1 の撮像光学系がもつ視野角に応じて、最適な形状にすることが望ましい。例えば、視野角が全角 6 0 度の撮像光学系である場合、曲げ形状を 3 0 度に設定すると、挿入部 1 1 を軸回りに回転させた時、その軸方向前方は常に視野に入るので、挿入部 1 1 を挿入させる留置カテーテル奥方向の視界を確保しつつ操作を行うことができる。

【 0 0 7 4 】

また、挿入部 1 1 としては、先端ほど曲げ剛性が低く構成されたものを適用することに利点がある。この場合、留置カテーテル 1 0 0 の曲率の高い曲成部においても挿入部 1 1 を進入させやすいとともに、比較的基端側の曲げ剛性が高い部分によって挿入するための軸方向力を伝達しやすいから、挿入部 1 1 を挿入しやすくなる。
20

【 0 0 7 5 】

また、挿入部 1 1 としては、所定の位置に X 線又は超音波により検出可能な部材を有することに利点がある。挿入部 1 1 の留置カテーテル 1 0 0 への挿入時に挿入部 1 1 の挿入深度を確認して挿入部 1 1 の先端を位置精度よく所望の位置に導くことができるからである。

【 0 0 7 6 】

送液手段 2 0 としては、医用に提供されている輸液バッグ、シリンジ、輸液ポンプ、シリンジポンプなどが適用される。例えば、輸液バッグを輸液チューブ 2 1 を介してジョイント 3 0 に接続する。輸液バッグを適用する場合には、輸液ポンプを使用することで動力送液することができる。輸液ポンプとしては、ローラー方式、フィンガー方式、ボルメトリック方式などが利用される。また、輸液バッグに代えシリンジを輸液チューブ 2 1 を介して又は直接にジョイント 3 0 に接続する。シリンジを適用する場合には、シリンジポンプを適用することで動力送液することができる。
30

【 0 0 7 7 】

ジョイント 3 0 は、第 1 コネクタ部 3 1、第 2 コネクタ部 3 2、挿入口 3 3、連通路 3 4 を有する。

第 1 コネクタ部 3 1 は、留置カテーテル 1 0 0 の近位端 1 0 3 に接続する。第 2 コネクタ部 3 2 は、送液手段 2 0 の出力端 2 2 に接続する。挿入口 3 3 は、挿入部 1 1 を挿入するためのものである。
40

連通路 3 4 は、第 1 コネクタ部 3 1 に連通し合流部 3 4 a を介して一方で第 2 コネクタ部 3 2 に連通し、他方で挿入口 3 3 に連通するもので、合流部 3 4 a で三叉に分かれた構造の流路部材である。第 1 コネクタ部 3 1 から挿入口 3 3 までの連通路は、直線状に形成することが好ましい。挿入部 1 1 を挿入しやすくするためである。

また、ジョイント 3 0 は、挿入口 3 3 と合流部 3 4 a との間に液体の挿入口 3 3 からの流出を防止する逆流防止弁 3 5 を有する。

【 0 0 7 8 】

ジョイント 3 0 は、以上のように構成され、図 2 又は図 3 に示すように挿入口 3 3 から
50

連通路 3 4 に進入する挿入部 1 1 が合流部 3 4 a 及び第 1 コネクタ部 3 1 を通って第 1 コネクタ部 3 1 に接続した留置カテーテル 1 0 0 に進入可能であり、第 2 コネクタ部 3 2 に接続した送液手段 2 0 から送液された液体が合流部 3 4 a 及び第 1 コネクタ部 3 1 を通って第 1 コネクタ部 3 1 に接続した留置カテーテル 1 0 0 に流入可能である。

したがって、留置カテーテル 1 0 0 に接続されたジョイント 3 0 内及び留置カテーテル 1 0 0 内において、挿入部 1 1 の周囲に送液手段 2 0 からの液体を体内方向へ流すことができる。この流体によって挿入部 1 1 と留置カテーテル 1 0 0 の内壁との摩擦が軽減される。すなわち、留置カテーテル 1 0 0 と挿入部 1 1 との間に生理食塩水等の液体を送ることで、留置カテーテル 1 0 0 の内表面と挿入部 1 1 の外表面との接触抵抗が減少し、滑り性が高い条件下で挿入部 1 1 を留置カテーテル 1 0 0 内に挿入することができる。また、この流体によって挿入部 1 1 を体内方向に押し流す力が作用するので、挿入部 1 1 の留置カテーテル 1 0 0 への挿入が容易になる。

10

【 0 0 7 9 】

送液手段 2 0 から送液する液体としては、生体適合性を有した液体を適用する。例えば、留置カテーテル 1 0 0 が腹膜透析用であれば、腹膜透析液を適用すれば問題ない。尿道カテーテルに使われるような潤滑剤であっても良い。その他、生理食塩水等を適用できる。生体適合性を有することを前提として、挿入部 1 1 と留置カテーテル 1 0 0 の内壁との滑り性を良好にする性質の高い液体を選択することが好ましい。

【 0 0 8 0 】

第 1 コネクタ部 3 1 は、留置カテーテル 1 0 0 の近位端 1 0 3 に接続するものである。近位端 1 0 3 における留置カテーテル 1 0 0 のサイズ、形状、付設されるコネクタ部品等が様々であることに対応するための方法として以下の 2 つがある。

20

一つは、第 1 コネクタ部 3 1 の構造が異なったジョイント 3 0 を多種用意して、留置カテーテル 1 0 0 が近位端 1 0 3 に接続可能な第 1 コネクタ部 3 1 を有するジョイント 3 0 を選択することである。しかし、この方法によれば、資源の利用効率性が優れない。

そこで、他の方法としては、図 3 に示すように変換コネクタ 4 0 を使用することである。変換コネクタ 4 0 は、一端 4 0 a に第 1 コネクタ部 3 1 に接続される第 3 コネクタ部 4 1 を有し、他端 4 0 b に第 1 コネクタ部 3 1 が接続可能な相手構造とは異なる種類の相手構造に接続可能な第 4 コネクタ部 4 2 を有する。第 4 コネクタ部 4 2 の構造が異なった変換コネクタ 4 0 を多種用意することで対応可能である。

30

【 0 0 8 1 】

〔コネクタの形態〕

留置カテーテル 1 0 0 の近位端 1 0 3、第 1 コネクタ部 3 1、第 2 コネクタ部 3 2、第 3 コネクタ部 4 1、第 4 コネクタ部 4 2、送液手段 2 0 の出力端 2 2 に適用し得るコネクタの例につき説明する。

図 4 A に示す腹膜透析用コネクタ、図 4 B に示すルアー式コネクタ、図 4 C に示すスクリュロック式コネクタを挙げることができる。それぞれチューブ 4 0 1 とチューブ 4 0 2 との接続に適用されるものである。図 4 D に示すスパイク式コネクタは、輸液バッグ 4 0 3 と一体のチューブ 4 0 4 と、チューブ 4 0 5 との接続に適用される。

図 4 A に示す腹膜透析用コネクタは、コネクタ部本体（オス型）4 0 6、ロックナット 4 0 7、コネクタ部（メス型）4 0 8 とから構成される。図 4 B に示すルアー式コネクタは、コネクタ部（メス型）4 0 9、コネクタ部（オス型）4 1 0 とから構成される。図 4 C に示すスクリュロック式コネクタは、コネクタ部（メス型）4 1 1、コネクタ部（オス型）4 1 2 とから構成される。図 4 D に示すスパイク式コネクタは、コネクタ部（メス型）4 1 3、コネクタ部（オス型）4 1 4 とから構成される。

40

【 0 0 8 2 】

例えば、図 4 A に示すチューブ 4 0 1 が留置カテーテル 1 0 0 であるとき、第 1 コネクタ部 3 1 としてコネクタ部（メス型）4 0 8 を採用していれば、留置カテーテル 1 0 0 とジョイント 3 0 は接続可能である。しかしこの場合、第 1 コネクタ部 3 1 は、コネクタ部（メス型）4 0 9、コネクタ部（メス型）4 1 1 には接続できない。そこで、変換コネク

50

タ 4 0 を用いる。変換コネクタ 4 0 の第 3 コネクタ部 4 1 をコネクタ部本体 (オス型) 4 0 6 の接続端部形状に形成し、第 4 コネクタ部 4 2 をコネクタ部 (オス型) 4 1 0 の接続端部形状に形成しておけば、この変換コネクタ 4 0 を介することで第 1 コネクタ部 3 1 はコネクタ部 (メス型) 4 0 9 に接続できる。同様に、変換コネクタ 4 0 の第 3 コネクタ部 4 1 をコネクタ部本体 (オス型) 4 0 6 の接続端部形状に形成し、第 4 コネクタ部 4 2 をコネクタ部 (オス型) 4 1 2 の接続端部形状に形成しておけば、この変換コネクタ 4 0 を介することで第 1 コネクタ部 3 1 はコネクタ部 (メス型) 4 1 1 に接続できる。

このような変換コネクタは、送液手段 2 0 と第 2 コネクタ部 3 2 との間に適用することも可能である。なお、図 5 にシリンジ 5 0 1 と接続するコネクタ部 5 0 2 の例を示す。コネクタ部 5 0 2 を第 2 コネクタ部 3 2 に採用することで、シリンジ 5 0 1 を輸液チューブを介さずに接続することができる。

10

【 0 0 8 3 】

また、図 6 に示すようにスナップフィット式のコネクタを提案する。図 6 に示すコネクタ部品の一端にチューブ 6 0 1 が接続される。チューブ 6 0 1 が留置カテーテル 1 0 0 や輸液チューブ 2 1 とされる。他端部 6 0 2 は、スナップフィット式でジョイント 3 0 に接続される。他端部 6 0 2 をスナップフィット式で受け入れる相手方の構造を第 1 コネクタ部 3 1 や第 2 コネクタ部 3 2 に構成する。

【 0 0 8 4 】

〔 内視鏡の形態 〕

内視鏡 1 0 のいくつかの形態につき説明する。

20

【 0 0 8 5 】

(形態 1)

図 7 A , 図 7 B に示すものは、撮像光学系として撮像素子 7 0 1 を、照明光学系として固体発光素子 7 0 2 を適用した内視鏡の形態である。

図 7 A , 図 7 B に示す内視鏡 1 0 A は、挿入部 1 1 A と、操作部 1 2 A とから構成されている。挿入部 1 1 A は、撮像光学系及び照明光学系を保護チューブ 7 0 3 で被覆して構成される。撮像光学系としては、挿入部 1 1 A の先端部に配置される結像レンズ 7 0 4 のほか、結像レンズ 7 0 4 で結像した像を撮像する撮像素子 7 0 1 と電気ケーブル 7 0 5 が適用される。撮像素子 7 0 1 としては、C C D (Charge Coupled Device) 又は C M O S イメージセンサなどの光電変換する電子デバイスが適用される。電気ケーブル 7 0 5 は、撮像素子 7 0 1 及び固体発光素子 7 0 2 への駆動電力の供給、撮像素子 7 0 1 が撮像した映像信号の伝送を行うためのものである。固体発光素子 7 0 2 は、ここでは L E D (Light Emitting Diode) とする。

30

【 0 0 8 6 】

保護チューブ 7 0 3 は、撮像光学系及び照明光学系を内部に収め、挿入部 1 1 A の外装を構成する。保護チューブ 7 0 3 は、適度な柔軟性と、表面の良好な滑り性を有した材料が適用される。

【 0 0 8 7 】

操作部 1 2 A は、挿入部 1 1 A の基端に接続される。特に、挿入部 1 1 A の基端にはコネクタ部 7 2 2 が構成されており、操作部 1 2 A と着脱自在に接続される。操作部 1 2 A は、術者に把持されて、挿入部 1 1 A の進退動や軸回りの回転動などの操作に供される手持ち可能な構成であるほか、挿入部 1 1 A を介して照明及び撮像するための光学的又は電氣的構成が収められる基端ユニットである。

40

また、保護チューブ 7 0 3 に連結したワイヤー 7 0 6 によって挿入部 1 1 A を屈曲操作する屈曲機構が設けられている。コネクタ部 7 2 2 にその操作部材として操作ダイヤル 7 0 7 が設置されている。

また、保護チューブ 7 0 3 には、所定の位置に X 線又は超音波により検出可能な部材 (検出マーカー) 7 0 8 が埋め込まれている。

【 0 0 8 8 】

操作部 1 2 A に構成される映像プロセッサ 7 0 9 は撮像素子 7 0 1 の撮像した映像を

50

電気ケーブル 705 を介して受信し、必要な画像処理を施し映像出力端子 710 に出力する。映像出力端子 701 に接続された映像表示モニター 711 に撮像した映像が表示される。また、映像出力端子 710 から出力される映像は記録装置 712 に記録可能である。

光源ドライバー 713 は、電気ケーブル 705 を介して固体発光素子 702 に駆動電流を印加し固体発光素子 702 を駆動し発光させる。操作部 12A に、光量調整ツマミ 714 などの操作部材が設けられており、固体発光素子 702 の光量の調整が可能である。操作部 12A における映像プロセッサ 709 及び光源ドライバー 713 を含めた電気駆動部の電源は、操作部 12A に設けられた装填部 715 に装填されるバッテリー 716 又は電源ケーブル 717 を介して接続される交流電源とされ、その電源スイッチ 718 が操作部 12A に設けられている。バッテリー 716 の残量はインジケータ 721 により表示される。

10

また、コネクタ部 722 にはチャンネル口 719 が設けられている。チャンネル口 719 は、チャンネル 720 に連通している。

【0089】

図 8 は、使用風景を示している。例えばテーブル 801 に映像表示モニター 711 や記録装置 712 を設置し、送液手段 20 としのシリンジ 802 又は輸液ポンプ 803 を必要により載置する。シリンジ 802 又は輸液ポンプ 803 を輸液チューブ 21 を介してジョイント 30 に接続する。さらに留置カテーテル 100 とジョイント 30 とを接続する。その後、輸液を開始し留置カテーテル 100 まで液体を送液する。輸液開始と同時に又は遅れて、ジョイント 30 の挿入口 33 から内視鏡 10A の挿入部 11A を挿入する。X 線又は超音波検出装置 804 によって部材 708 を検出することで、挿入部 11A の位置や姿勢をモニタリングしながら、必要により操作ダイヤル 707 によって挿入部 11A を屈曲操作しつつ、挿入部 11A を深部へと挿入する。挿入部 11A の先端が留置カテーテル 100 内にある時は、必要により挿入部 11A の屈曲操作も行いつつ、留置カテーテル 100 内を観察することができる。また、挿入部 11A の先端部が留置カテーテル 100 の遠端 104 から出たら、必要により挿入部 11A の屈曲操作も行いつつ、留置カテーテル 100 が留置された体腔内を観察することができる。また必要により鉗子 805 をチャンネル口 719 から挿入して使用する。

20

【0090】

(形態 2)

30

図 9A、図 9B に示すものは、撮像光学系としてイメージファイバー 901 を、照明光学系としてライトガイドファイバー 902 を適用した内視鏡の形態である。

図 9A、図 9B に示す内視鏡 10B は、挿入部 11B と、操作部 12B とから構成されている。図 7A、図 7B と同様の部分は同符号を付して説明を省略する。

撮像光学系としては、挿入部 11B の先端部に配置されたレンズ枠 903 によって保持された結像レンズ (図 11A、図 11B、符号 904 参照) のほか、この結像レンズで結像した像を伝送するイメージファイバー 901 が適用される。

照明光学系としては、ライトガイドファイバー 902 が適用される。

【0091】

操作部 12B は、挿入部 11B の基端に接続される。イメージファイバー 901 は、操作部 12B に配置されたリレー光学系 905 に光結合する。リレー光学系 905 はイメージファイバー 901 と接眼レンズ 906 との間をリレーし、イメージファイバー 901 が伝送する像が接眼部 907 で肉眼観察可能である。

40

操作部 12B には、照明光の光源 908 が設置されており、光源 908 の光が結合レンズ 909 を介してライトガイドファイバー 902 に入射し、ライトガイドファイバー 902 によって挿入部 11B の先端面まで導かれて観察対象に照射される。

【0092】

さらに、イメージファイバー 901 が伝送する像を映像表示モニター 711 に出力するために、信号変換アダプター 910 が接眼部 907 に接続されて用いられる。信号変換アダプター 910 には、結像レンズ 911、撮像素子 912、映像プロセッサ 913、映

50

像出力端子 914 が構成され、接眼レンズ 906 から出射した像を映像信号として映像出力端子 914 に出力する。

【0093】

以上のように撮像光学系には数千本の光ファイバーが束状に形成されたイメージファイバー 901 が用いられており、イメージファイバー 901 の先端部にはイメージファイバー 901 に密着固定された GRIN レンズが備わっており、結像レンズの役割を果たす。

照明光学系には、照明用の光源から観察対象まで光を伝播させる為の数百本の光ファイバーが束状に形成されたライトガイドファイバー 902 が備わっている。

撮像光学系と照明光学系との外側には、柔軟な保護チューブ 703 が備わっており、生体と光学部品との接触を保護する。

10

【0094】

イメージファイバーおよびライトガイドファイバーを構成する光ファイバーの材質は、用途に合った透過性や色味を備えた、多成分ガラス、石英ガラス、プラスチック（ポリメチルメタクリレート、ポリスチレン、スチレンアクリロニトリル、ポリウレタン等）のどれを選択しても構わない。また、使用する光ファイバーの直径・NA・本数等は組立てが可能な範囲で任意に選択して構わない。

なお、上記形態 1 のように撮像光学系にはイメージファイバーの代わりに電子内視鏡等に用いられている光電素子を用いても構わない。この場合、イメージファイバーよりも高画質な画像を得ることができる。

【0095】

20

（形態 3）

上記形態 1 の撮像光学系と、上記形態 2 の照明光学系とを組み合わせる形態を挙げることができる。

（形態 4）

上記形態 2 の撮像光学系と、上記形態 1 の照明光学系とを組み合わせる形態を挙げることができる。

（形態 5）

図 7A 等に示した映像表示モニター及び / 又は記録装置の機能を操作部に搭載してもよい。例えば、図 10A に示すように、操作部 12C に薄型画像表示デバイス 1001 が搭載される。また、図 10B に示すように、記録メディア 1002 の書込装置 1003 を操作部 12C に搭載する。なお、図 10B に示す挿入部 11C にコネクタ部 1004 とイメージファイバー 1005 とが構成され、操作部 12C に結像レンズ 1006 と撮像素子 1007 と映像プロセッサ 1008 とが構成される例を図示する。

30

（形態 6）

図 10C に示すように、照明光学系は、挿入部 11B の先端面に位置するライトガイドファイバー 902 の先端面に塗布された蛍光体 1009 に、光源 1010 からライトガイドファイバー 902 を介して導光された励起光を照射し、蛍光体 1009 を励起させることで、その励起による光を照明光として蛍光体 1009 から観察対象へ照射する光学系であっても良い。すなわち、蛍光体 1009 を照明光光源とするものである。

蛍光体 1009 をライトガイドファイバー 902 の先端面に塗布することで、照明光光源となる発光面を観察対象の近くに配置することができるため、強い光量で照明光を照射することができ、且つ、一般的な LED と比較してサイズも抑えることができる。

40

【0096】

〔ガイドカテーテルを適用した実施形態〕

次に、ガイドカテーテル k01 を適用した実施形態につき説明する。なお、留置カテーテルとしては、腹腔 k03 内に留置される先端部がストレートの腹膜透析用カテーテル k02 が適用される。

【0097】

（形態 1）

まず、形態 1 の内視鏡システムにつき説明する。

50

図16に示すように、本内視鏡システムには、ガイドカテーテルk01が備わる。ガイドカテーテルk01は、挿入部11が挿入され挿入部11を案内する。また、ガイドカテーテルk01は、カテーテルk02に挿通されて、カテーテルk02の終端開口k04から延出した先端延出部k05の曲がりにより、カテーテルk02の終端部k06による案内方向k07とは異なる方向k08に挿入部11を案内する機能を有する。

【0098】

この案内機能を獲得するために、ガイドカテーテルk01は、その先端延出部k05の曲がり、先端延出部k05の予め成形された曲げ形状又は使用時に操作される先端延出部k05を屈曲させる屈曲機構によって形成される。なお、挿入部11の先端部も、予め成形された曲げ形状又は上述したワイヤー706、操作ダイヤル707等による使用時に操作される屈曲機構が採用される。

前者の曲げ形状の成形は、ガイドカテーテルk01を構成する樹脂材料の熱可塑性を利用して成形することで行うことができる。挿入部11についても同様である。

後者の屈曲機構の例を図17A、図17B、図17Cに示す。例えば図A、図17B、図17Cに示すように、ガイドカテーテルk01に連結したワイヤーk09によってガイドカテーテルk01を屈曲操作する屈曲機構が設けられている。ガイドカテーテルk01の基端近傍にその操作部材として操作ダイヤルk10が設けられる。ワイヤーk09が操作ダイヤルk10に連結され、操作ダイヤルk10によってワイヤーk09を操作する。ガイドカテーテルk01の屈曲部内側に、周方向の溝k11を付けておけば曲がりやすくすることができる。

【0099】

(形態2)

次に、形態2として、送液手段20と、ジョイント30とを適用した内視鏡システムにつき説明する。

図18に示すように、上述した送液手段20と、ジョイント30とが適用される。ガイドカテーテルk01は、ジョイント30の挿入口33から挿入される。ここでも、ジョイント30は、挿入口33と合流部34aとの間に液体の挿入口33からの流出を防止する逆流防止弁35を有する。

また、ジョイント30は、挿入口33から挿入されたガイドカテーテルk01を、ジョイント30に対して固定する固定機構を有する。この固定機構は、逆流防止弁35をヘモステシスバルブなどのガイドカテーテルk01の外周面に摩擦係合し、封止するものを適用することで構成できる。

【0100】

ガイドカテーテルk01は、外面に親水性コーティングが施されていて、送液手段20からジョイント30内及びカテーテルk02内に送液された液体に濡れ、ガイドカテーテルk01の外面がジョイント30の内面及びカテーテルk02の内面に対し滑りやすくされている。これによりガイドカテーテルk01の挿入を容易にする。

【0101】

(形態3)

次に、形態3として、上記形態2に延長カテーテルk12を加えた内視鏡システムにつき説明する。

延長カテーテルk12は、ジョイント30とカテーテルk02との距離は離すためのチューブ体である。

図19に示すように延長カテーテルk12が、カテーテルk02とジョイント30との間に接続される。すなわち、延長カテーテルk12の一端のコネクタk13がカテーテルk02の近位端103に接続され、他端のコネクタk14がジョイント30の第1コネクタ部31に接続される。

これにより、カテーテルk02が施術された患者の身体から、ジョイント30を離して、送液手段29の接続作業や、ガイドカテーテルk01等の挿入作業を行うことができる。また、長さの異なる多種のカテーテルk02に対応して、長さの異なる多種の延長カテ

10

20

30

40

50

ーテル k 1 2 を用いることにより、カテーテル k 0 2 と延長カテーテル k 1 2 の長さの合計を一定にすることができ、先端延出部 k 0 5 の一定の延出量を得るためのガイドカテーテル k 0 1 の挿入必要量を一定にすることができる。

【 0 1 0 2 】

(使用方法)

次に、上記形態 3 のシステムを例として使用方法の形態につき説明する。

【 0 1 0 3 】

(使用方法 1)

使用方法 1 につき説明する。

まず、カテーテル k 0 2 に、ガイドカテーテル k 0 1 を挿入し、先端延出部 k 0 5 をカ
テーテル k 0 2 の終端開口 k 0 4 から延出させる。この挿入時には、送液手段 2 0 からの
送液を実施する。ガイドカテーテル k 0 1 の先端延出部 k 0 5 は、カテーテル k 0 2 への
挿入中は、伸びた状態で、カテーテル k 0 2 から出ると、先端が曲がった形状に戻る柔軟
性を持つ。

次に、内視鏡の挿入部 1 1 をガイドカテーテル k 0 1 に挿入する。この挿入時にも、送
液手段 2 0 からの送液を実施する。

挿入部 1 1 の先端は、ガイドカテーテル k 0 1 の先端開口から所定の方向 k 0 8 に案内
される。所定の方向 k 0 8 に案内される状態でさらに挿入部 1 1 を送り込むことで、挿入
部 1 1 の先端を観察部位がある腹腔 k 0 3 内の上方へ持つて行くことができる。挿入部 1
1 の先端を所望の観察部位に配置、配向して観察する。

【 0 1 0 4 】

(使用方法 2)

図 2 0 A , 図 2 0 B , 図 2 0 C を参照して使用方法 2 につき説明する。

予めガイドカテーテル k 0 1 内に挿入部 1 1 を挿入しておく (図 2 0 A) 。これは、ガ
イドカテーテル k 0 1 及び挿入部 1 1 の製品出荷時や、内視鏡検査前に行っておく。

まず、カテーテル k 0 2 に、ガイドカテーテル k 0 1 を挿入し、先端延出部 k 0 5 をカ
テーテル k 0 2 の終端開口 k 0 4 から延出させる (図 2 0 B) 。この挿入時には、送液手
段 2 0 からの送液を実施する。ガイドカテーテル k 0 1 の先端延出部 k 0 5 は、カテー
テル k 0 2 への挿入中は、伸びた状態で、カテーテル k 0 2 から出ると、先端が曲がった形
状に戻る柔軟性を持つ。

次に、内視鏡の挿入部 1 1 をガイドカテーテル k 0 1 の先端開口から送り出す (図 2 0
C) 。この挿入時にも、送液手段 2 0 からの送液を実施する。

挿入部 1 1 の先端は、ガイドカテーテル k 0 1 の先端開口から所定の方向 k 0 8 に案内
される。所定の方向 k 0 8 に案内される状態でさらに挿入部 1 1 を送り込むことで、挿入
部 1 1 の先端を観察部位がある腹腔 k 0 3 内の上方へ持つて行くことができる。挿入部 1
1 の先端を所望の観察部位に配置、配向して観察する。

【 0 1 0 5 】

以上の使用方法 1 , 2 のいずれによっても、内視鏡視野を変えるための以下に説明する
操作性を有する。図 2 1 A , 図 2 1 B , 図 2 1 C , 図 2 1 D , 図 2 1 E を参照する。

まず、挿入部 1 1 を図 2 1 A 中の矢印 k 1 5 で示すように押し引き操作することで、図
2 1 B に示すように挿入部 1 1 の先端は、腹腔 k 0 3 内で上下に移動でき、内視鏡視野を
変えることができる。

また、挿入部 1 1 を図 2 1 A 中の矢印 k 1 6 で示すように軸回りに回転させることで、
図 2 1 C に示すように屈曲した挿入部 1 1 の先端部を回動させることができ、内視鏡視野
を変えることができる。

また、ガイドカテーテル k 0 1 を図 2 1 A 中の矢印 k 1 7 で示すように軸回りに回転さ
せることで、図 2 1 D に示すようにカテーテル k 0 2 の終端部 k 0 6 の軸回りに挿入部 1
1 のガイドカテーテル k 0 1 から延出した部分を回動させることができ、内視鏡視野を
変えることができる。

さらに、ガイドカテーテル k 0 1 を図 2 1 A 中の矢印 k 1 8 で示すように押し引き操作

10

20

30

40

50

することで、図 2 1 E に示すように先端延出部 k 0 5 の曲がった部分のカテーテル k 0 2 からの延出量を調整することで、挿入部 1 1 のガイドカテーテル k 0 1 から延出した部分の立ち上がりの角度を変えることも可能で、内視鏡視野を変えることができる。また、上述した先端延出部 k 0 5 を屈曲させる屈曲機構によっても、同様に内視鏡視野を変えることができる。

【 0 1 0 6 】

以上のように、挿入部 1 1 の先端を観察箇所へ容易に持って行くことができる。腹膜透析用カテーテル k 0 2 の終端開口 k 0 4 から挿入部 1 1 を直接延出させる場合には、ダグラス窩付近の腹腔内壁に挿入部 1 1 があたり、向きを変える操作が必要となるが、ガイドカテーテル k 0 1 の先端が身体の上側を向いていることで、挿入部 1 1 を円滑に腹腔 k 0 3 内の上部に送ることができ、観察位置へ容易に挿入部 1 1 の先端をもっていくことができる。

10

ガイドカテーテル k 0 1 の先端が身体の上側を向いているので、挿入部 1 1 の先端は上向きに腹腔 k 0 3 内を動き、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の終端開口 k 0 4 から直接挿入部 1 1 を延出させる場合に比べて、挿入部 1 1 の接触によって臓器や腹腔内壁を傷つけたり、ダメージを与えたりすることが少ない。

腹膜透析用カテーテル k 0 2 よりガイドカテーテル k 0 1 の方が、内視鏡挿入に特化した材料の選択やコーティングの選択が容易である。そのため、ガイドカテーテル k 0 1 内で挿入部 1 1 を滑りやすくすることができ、挿入部 1 1 の操作性（首振り、前後進の 2 軸の動かしやすさ）を良好にできる。更に、ガイドカテーテル k 0 1 の動作による操作性が加わることで、挿入部 1 1 の先端の可動範囲が広がり、操作性、観察性が格段に向上する。

20

【 0 1 0 7 】

ところで、図 2 2 A , 図 2 2 B , 図 2 2 C に示すように、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の終端開口 k 0 4 から挿入部 1 1 を直接延出させる場合、挿入部 1 1 の先端が下向きに腹腔内壁（ダグラス窩付近）を押し（図 2 2 B ）、カテーテル k 0 2 全体が曲がりながら位置ずれすることがある。

その時にカテーテル k 0 2 の先端の留置位置がダグラス窩付近からずれてしまうという問題がある。挿入部 1 1 を抜いても腹膜透析用カテーテル k 0 2 の位置ズレが残り（図 2 2 C ）、その後の腹膜透析の透析液交換に不具合を起こす。

30

しかし、上述した使用方法に従ってガイドカテーテル k 0 1 を用いることで、挿入部 1 1 の先端が下向きに腹腔内壁を押しすることが無いため、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の位置ズレが発生しにくくなる。

【 0 1 0 8 】

また、図 2 3 A に示すように予め曲げ成形された先端延出部 k 0 5 を有したガイドカテーテル k 0 1 を腹膜透析用カテーテル k 0 2 に挿入する場合に、ガイドカテーテル k 0 1 の曲げ成形部の硬さによっては、図 2 3 B に示すように腹膜透析用カテーテル k 0 2 が位置ズレを起こしてしまう場合がある。

そのため、先端延出部 k 0 5 を十分に曲がりやすく構成する必要がある。そのために、先端延出部 k 0 5 の曲げ成形部を、ガイドカテーテル k 0 1 の他の部分（直線状の部分）より柔らかくする。

40

また、先端延出部 k 0 5 を屈曲させる屈曲機構を設け、図 2 4 A に示すように挿入時は先端延出部 k 0 5 を真っ直ぐにした状態で挿入することで、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の位置ズレを起こりにくくすることができる。ガイドカテーテル k 0 1 の挿入後に、図 2 4 B に示すように先端延出部 k 0 5 を屈曲させ、上述した使用方法に従って挿入部 1 1 を送り込む。

【 0 1 0 9 】

（形態 4）

次に、形態 4 として、送液構造の形態につき説明する。

上記の形態 2、形態 3 にあつては、送液手段 2 0 からジョイント 3 0 を介して腹膜透析

50

用カテーテルk 0 2内に液体を送り、ガイドカテーテルk 0 1と、腹膜透析用カテーテルk 0 2との間の潤滑性を向上させた。この潤滑性をさらに向上するため、ガイドカテーテルk 0 1の外面に親水性コーティングを設けることが有効である。また、延長カテーテルk 1 2の内面にも親水性コーティングを設けることが有効である。

【0 1 1 0】

さらに付加的形態として、図2 5 A , 図2 5 Bに示すように、液体を流通させる側孔k 1 9を有するガイドカテーテルk 0 1を適用して実施することができる。

側孔k 1 9は、ガイドカテーテルk 0 1に側壁に穿設されたものである。側孔k 1 9を設ける部位は、先端延出部k 0 5より基端側である必要があるとともに、先端延出部k 0 5を腹膜透析用カテーテルk 0 2の終端開口k 0 4から延出させたときに、ジョイント3 0内に位置する部位とすることが好ましい。

送液手段2 0からジョイント3 0内に送液された液体は、この側孔k 1 9を通してガイドカテーテルk 0 1内に侵入することができる。

これにより、ガイドカテーテルk 0 1と、挿入部1 1との間の潤滑性が向上する。この潤滑性をさらに向上するため、ガイドカテーテルk 0 1の内面に親水性コーティングを設けることが有効である。また、挿入部1 1の外面にも親水性コーティングを設けることが有効である。

【0 1 1 1】

(その他の形態)

次に、他の形態として、送液手段2 0とジョイント3 0とを一体化した形態につき説明する。

図2 6 Aに示すように、送液手段2 0としてのシリンジk 2 0とジョイント3 0とを一体化したユニットk 2 1を構成した形態を実施することができる。

また図2 6 Bに示すようにシリンジk 2 0のシリンダーとジョイント3 0の管部分とを一体に保持する部材k 2 2を採用してもよい。

また、図2 6 Cに示すようにシリンジk 2 0をユニットk 2 1に着脱自在に装着するものとしてもよい。

なお、一体化させる送液手段2 0は、シリンジに限られない。

以上のように、送液手段2 0とジョイント3 0とを一体化することで、操作性を向上することができる。例えば、握りやすさを向上することができ、また、送液手段2 0を持つ者と、ジョイント3 0を持つ者とを共通化し操作者を削減できる。

【0 1 1 2】

次に、上記の側孔k 1 9に代わる他の形態として図2 7 A , 図2 7 Bに示す送液構造につき説明する。

図2 7 Aに示すようにジョイント3 0と同様の三叉状のジョイントk 2 3をガイドカテーテルk 0 1の基端に接続して、送液手段2 0からの分岐路k 2 4をジョイントk 2 3に接続するとともに、ジョイントk 2 3に挿入部1 1を挿入するための挿入口k 2 5を構成する。

図2 7 Bに示すように分岐路k 2 4は、輸液チューブ2 1から分岐させた構造としてもよいし、図2 7 Bに示すようにジョイント3 0から分岐させた構造としてもよい。

また、図2 7 Bに示すように、ガイドカテーテルk 0 1の基端部にジョイントk 2 3を一体化した構造としてもよい。すなわち、ガイドカテーテルk 0 1の基端が二俣とされた構造k 2 3 aである。

【0 1 1 3】

次に、上記の側孔k 1 9を活かしたまま、ジョイント3 0を排し、ジョイントk 2 3を採用した他の形態として図2 8 A , 図2 8 B , 図2 8 Cに示す送液構造につき説明する。

図2 8 Aに示すように送液手段2 0からジョイントk 2 3を通してガイドカテーテルk 0 1内に送液する。図2 8 Bに示すようにガイドカテーテルk 0 1には側孔k 1 9が設けられているので、図2 8 Cに示す送液構造において腹膜透析用カテーテルk 0 2内にも送液することができ、挿入部1 1及びガイドカテーテルk 0 1の挿入を円滑にすることがで

きる。

この場合、図 2 9 に示すように、延長カテーテル k 1 2 を接続して、延長カテーテル k 1 2 のコネクタ k 1 4 に逆流防止機構を付加しておくといよい。腹膜透析用カテーテル k 0 2 の近位端 1 0 3 に逆流防止機構が無い場合や、逆流防止機構を設けることができない場合に、便宜がよい。

【 0 1 1 4 】

次に、ガイドカテーテル k 0 1 に設けられるマーカの形態につき説明する。

図 3 0 A に示すようにガイドカテーテル k 0 1 に挿入量を示す目盛り状のマーカ k 2 6 が設けられる。

また、図 3 0 B に示すようにガイドカテーテル k 0 1 に先端延出部 k 0 5 の曲がりの方向を示すマーカ k 2 7 が設けられている。マーカ k 2 7 は、ガイドカテーテル k 0 1 の軸方向に延在するように設けられたものであり、例えば、先端延出部 k 0 5 の曲がりの内側を通る円周上の位置に設けられる。

ガイドカテーテル k 0 1 に挿入量を示すマーカとしては、例えば図 3 0 C に示すように軸方向の基準位置を示すマーカ k 2 8 でもよい。目盛り状のマーカ k 2 6 と、基準位置を示すマーカ k 2 8 を合わせたマーカ k 2 9 (図 3 0 D) を実施してもよい。

一方、先端延出部 k 0 5 の曲がり方向を所定方向にすべく、図 3 0 E に示すようにマーカ k 2 7 に合わせるべきマーカ k 3 0 を、ジョイント 3 0 の挿入口 3 3 に設ける。図 2 9 に示した構成ではジョイント 3 0 を用いないので、延長カテーテル k 1 2 のコネクタ k 1 4 を挿入口として、これにマーカ k 3 0 を設ける。

また、軸方向の基準位置を示すマーカ k 2 8 は、先端延出部 k 0 5 の延出量を所定量にすべく、ジョイント 3 0 の挿入口 3 3 の端面に合わせるべきマーカである。同様に図 2 9 に示した構成ではジョイント 3 0 を用いないので、マーカ k 2 8 は、延長カテーテル k 1 2 のコネクタ k 1 4 を挿入口として、その端面に合わせるべきマーカである。さらに延長カテーテル k 1 2 を用いない場合は、マーカ k 2 8 を腹膜透析用カテーテル k 0 2 の近位端 1 0 3 に合わせる使い方がとり得る。

以上のマーカにより、ガイドカテーテル k 0 1 の挿入量、従って、先端延出部 k 0 5 の延出量を把握してこれを制御することができ、また、先端延出部 k 0 5 が腹膜透析用カテーテル k 0 2 の終端開口 k 0 4 から曲がり出る方向を把握しこれを制御することができる。

以上のマーカを含め延長カテーテル k 1 2 及びガイドカテーテル k 0 1 は、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の品種に合わせて構成される。しかし、目盛り状のマーカは、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の品種によらず、汎用性がある。

【 0 1 1 5 】

また、以上のガイドカテーテル k 0 1 に設けたマーカと同様のマーカを、挿入部 1 1 にも設けて実施する。その場合、図 3 0 A ~ 図 3 0 E において、ガイドカテーテル k 0 1 を挿入部 1 1 に、ジョイント 3 0 の挿入口 3 3 を、ガイドカテーテル k 0 1 の挿入口 k 3 1 (場合により挿入口 k 2 5) に置き換える。

これにより、挿入部 1 1 の挿入時にガイドカテーテル k 0 1 の先端から挿入部 1 1 の先端がどれだけ延出したかを確認することができ、挿入部 1 1 の屈曲した先端部の向けるべき方向を確認することができる。なお、挿入部 1 1 に設けられる場合の軸方向の基準位置を示すマーカ k 2 8 は、挿入部 1 1 の長さでガイドカテーテル k 0 1 との長さとの関係で決まるから、腹膜透析用カテーテル k 0 2 の長さは影響しない。

【 0 1 1 6 】

ガイドカテーテル k 0 1 の軸回りの方向確認は、作業者が手元側でマーカ k 2 7 を見て確認する方法と、内視鏡画像で確認する方法とがある。前者の方法を実施するには、少なくともマーカ k 2 7 を外部から視認可能に設ける。後者の方法を実施するには、少なくともマーカ k 2 7 を内部から内視鏡によって撮像可能に設ける。それには、ガイドカテーテル k 0 1 を構成するチューブの外表面又は / 及び内面にマーカを設けるか、外表面又は / 及び内面にマーカが透過するように透明素材のチューブにマーカ素材を組み合わ

せる。

また、マーカー素材は、X線又は超音波により検出可能な素材により構成する。これにより、上記マーカーをX線撮影画像又は超音波撮影画像によって外部から認識でき、作業性を向上できる。

【0117】

ガイドカテーテルk01の曲げ成形部に、挿入部11の曲げ成形部を、互いの曲げ方向が逆向きになるように挿入することで、ガイドカテーテルk01の曲げ成形部を伸ばすことができ、腹膜透析用カテーテルk02への挿入性を上げることができる。このような挿入は、上記マーカーを頼りに行うことができる。

【産業上の利用可能性】

10

【0118】

本発明は、有用な内視鏡を構成することに利用することができる。

【符号の説明】

【0119】

1 内視鏡システム

10 内視鏡

11 挿入部

12 操作部

20 送液手段

21 輸液チューブ

20

22 出力端

30 ジョイント

31 第1コネクタ部

32 第2コネクタ部

33 挿入口

34 連通路

34a 合流部

35 逆流防止弁

40 変換コネクタ

41 第3コネクタ部

30

42 第4コネクタ部

100 留置カテーテル

101 屈曲部

102 スパイラル部

103 近位端

104 遠位端

(次の符号は図11～図15Bに限る。)

k01 マーカー

k02 腹膜透析用カテーテル

k03 腹腔

40

k04 先端延出部

k05 直線部

k06 第1湾曲部

k07 直線部

k08 第2湾曲部

k11 直線部

k12 第1湾曲部

k13 直線部

k14 第2湾曲部

(次の符号は図16～図30Eに限る。)

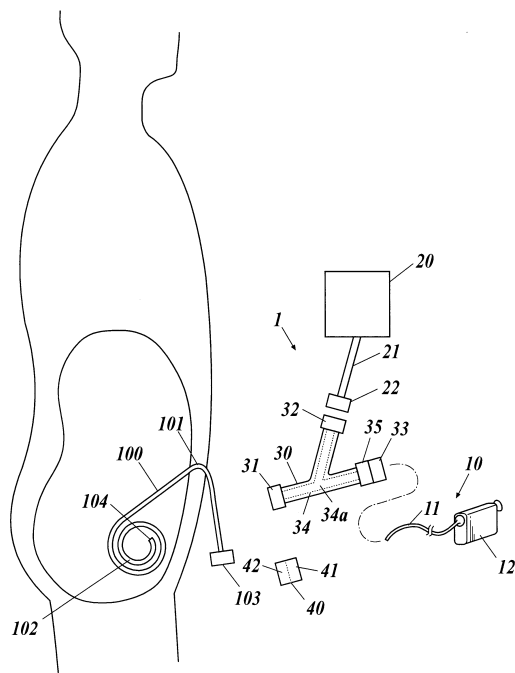
50

k 0 1 ガイドカテーテル

k 0 2 腹膜透析用カテーテル

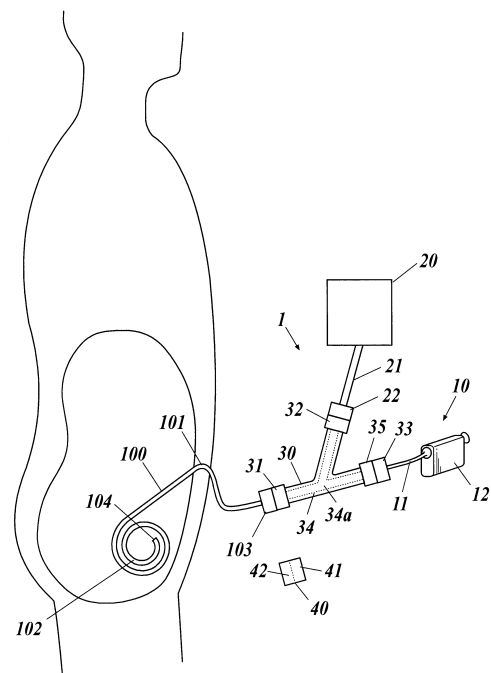
【図 1】

FIG.1

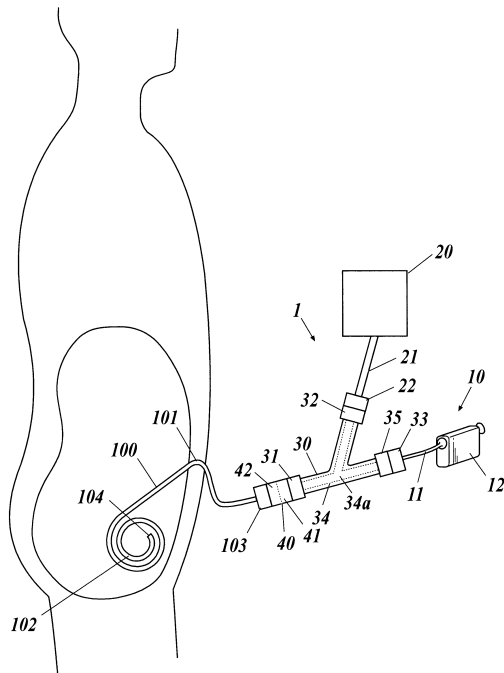


【図 2】

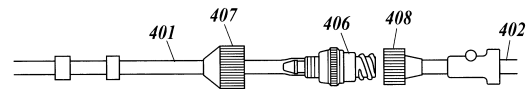
FIG.2



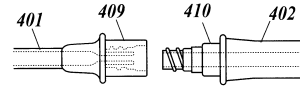
【図3】

FIG.3

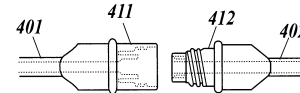
【図4A】

FIG.4A

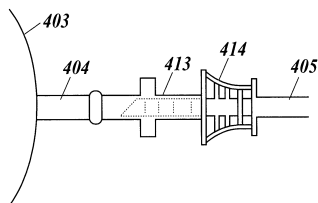
【図4B】

FIG.4B

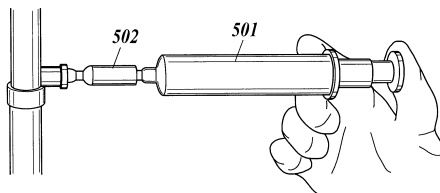
【図4C】

FIG.4C

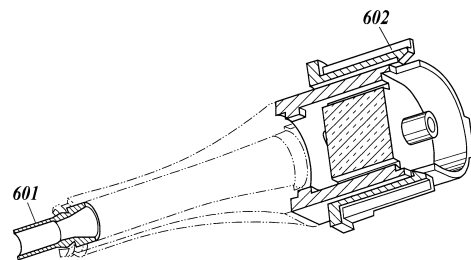
【図4D】

FIG.4D

【図5】

FIG.5

【図6】

FIG.6

【 図 7 A 】

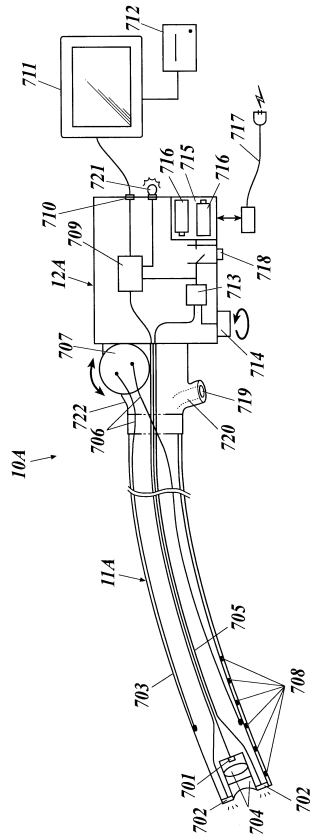


FIG. 7A

【 図 7 B 】

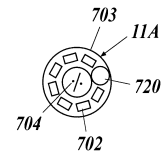


FIG. 7B

【 図 8 】

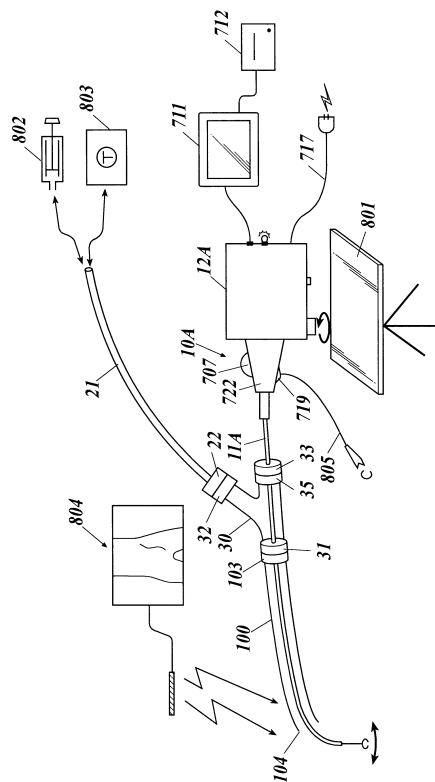


FIG. 8

【 図 9 A 】

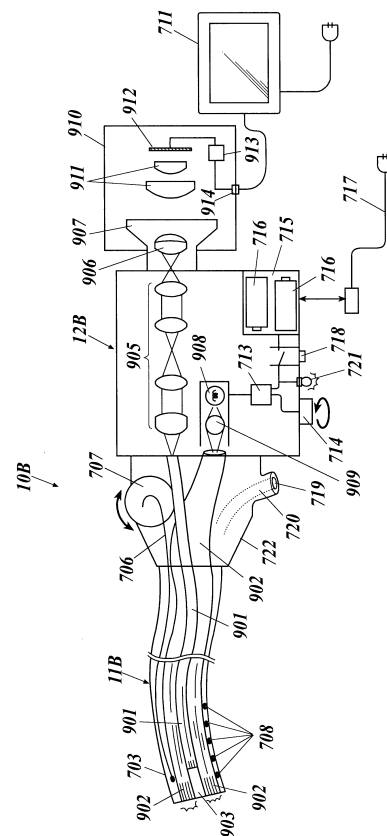
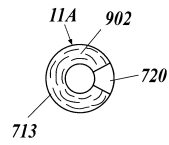
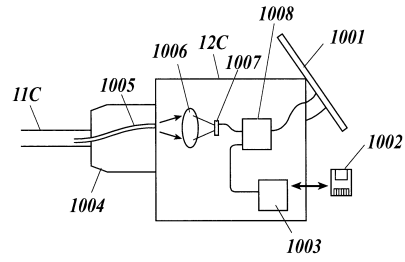


FIG. 9A

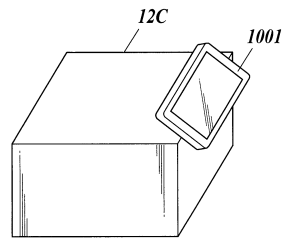
【図9B】

FIG.9B

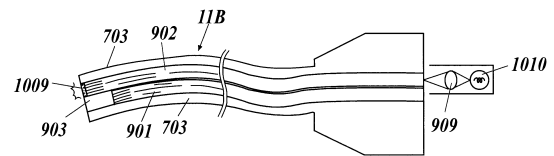
【図10B】

FIG.10B

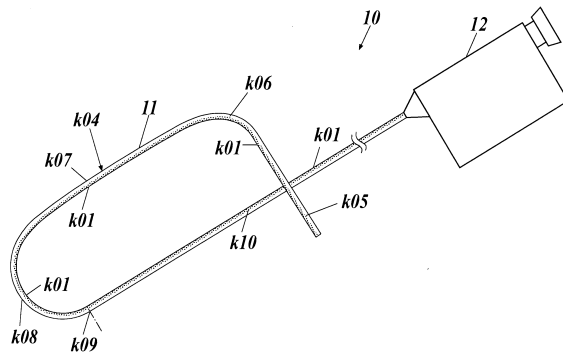
【図10A】

FIG.10A

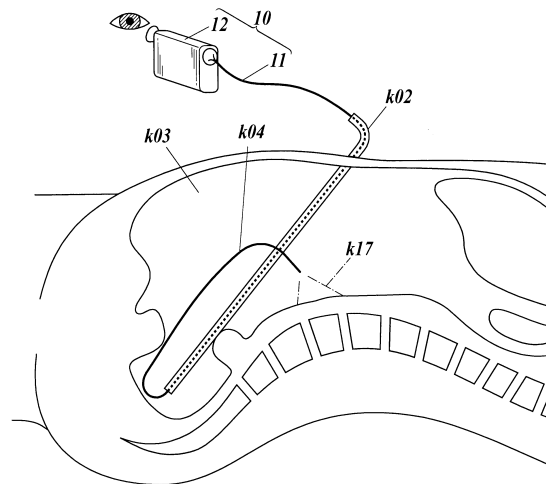
【図10C】

FIG.10C

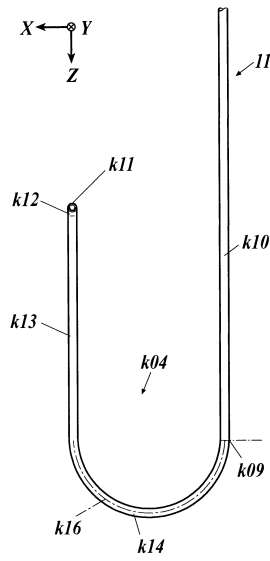
【図11】

FIG.11

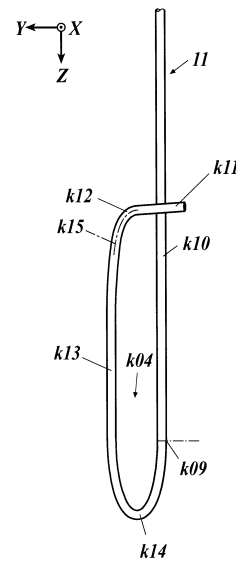
【図12】

FIG.12

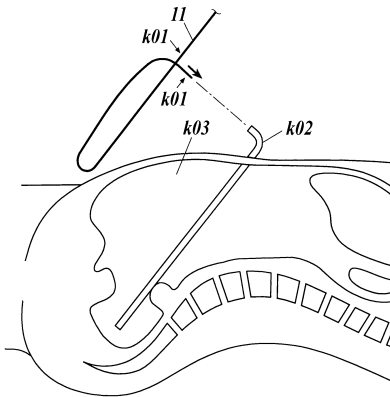
【図13A】

FIG.13A

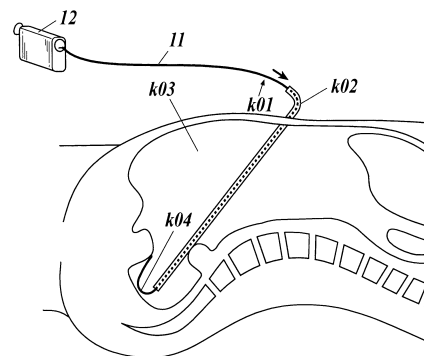
【図13B】

FIG.13B

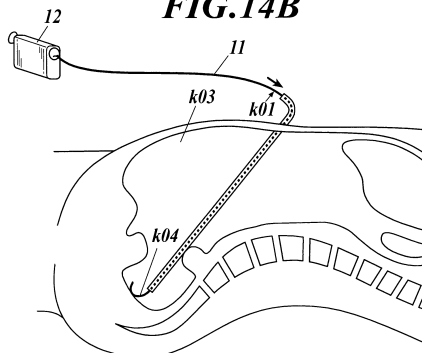
【図14A】

FIG.14A

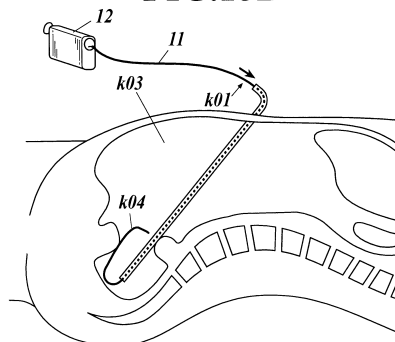
【図15A】

FIG.15A

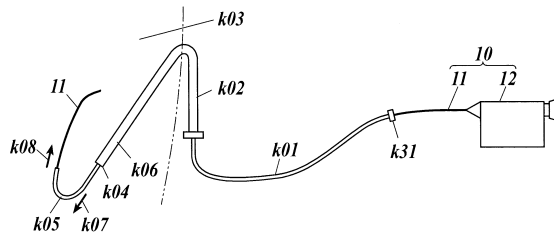
【図14B】

FIG.14B

【図15B】

FIG.15B

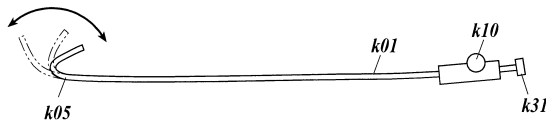
【図16】

FIG.16

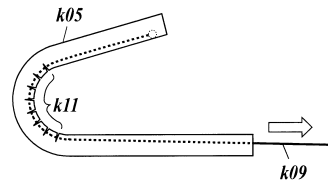
【図17B】

FIG.17B

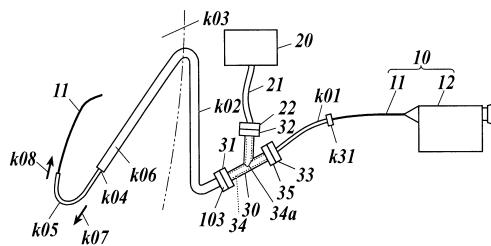
【図17A】

FIG.17A

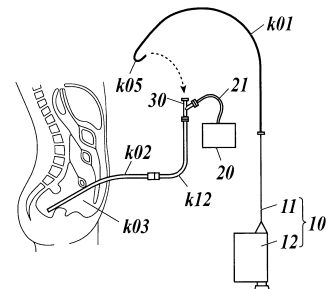
【図17C】

FIG.17C

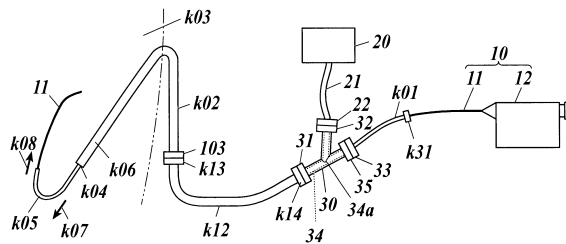
【図18】

FIG.18

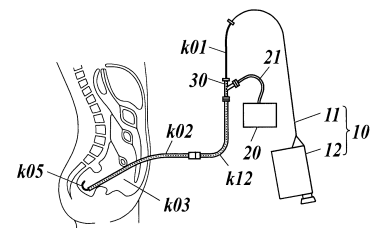
【図20A】

FIG.20A

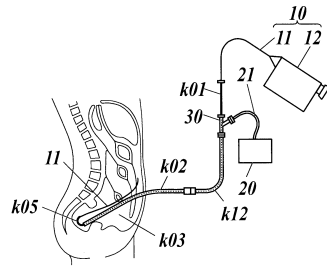
【図19】

FIG.19

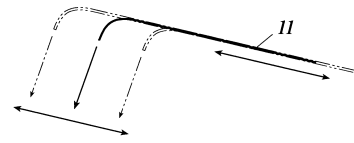
【図20B】

FIG.20B

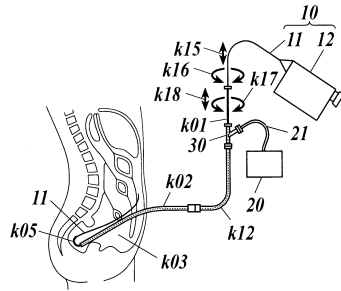
【図20C】

FIG.20C

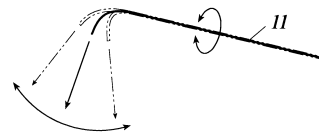
【図21B】

FIG.21B

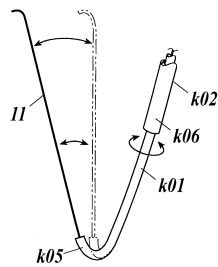
【図21A】

FIG.21A

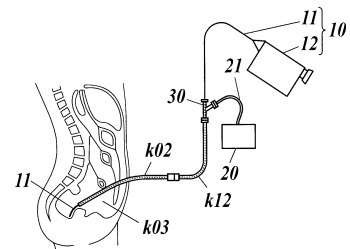
【図21C】

FIG.21C

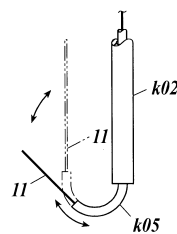
【図21D】

FIG.21D

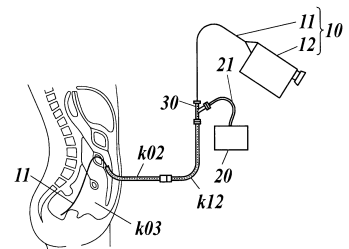
【図22A】

FIG.22A

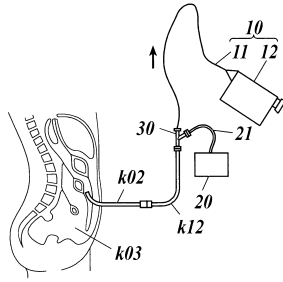
【図21E】

FIG.21E

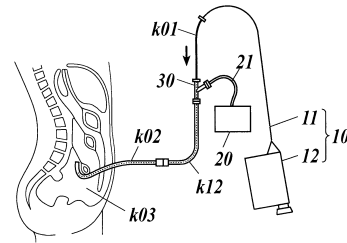
【図22B】

FIG.22B

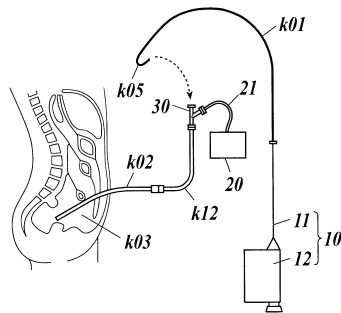
【図 2 2 C】

FIG.22C

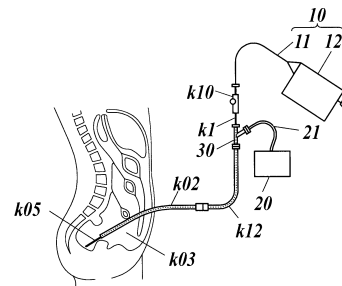
【図 2 3 B】

FIG.23B

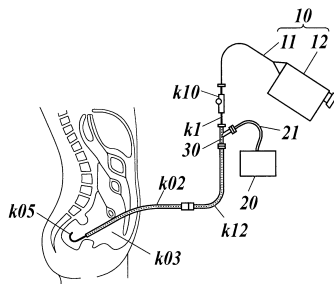
【図 2 3 A】

FIG.23A

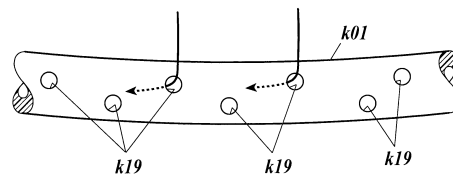
【図 2 4 A】

FIG.24A

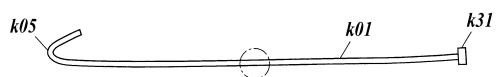
【図 2 4 B】

FIG.24B

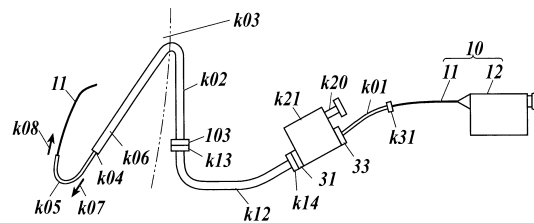
【図 2 5 B】

FIG.25B

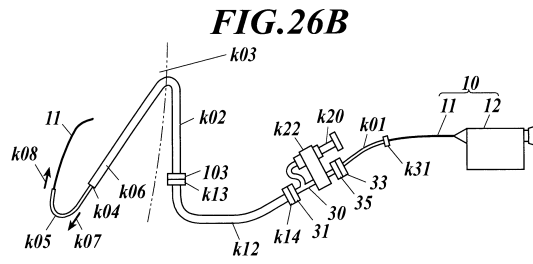
【図 2 5 A】

FIG.25A

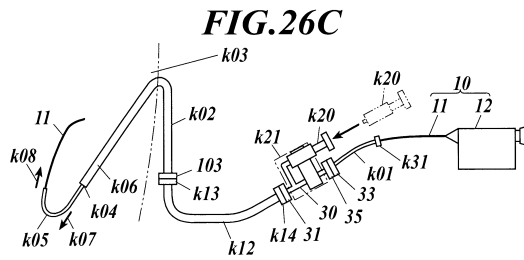
【図 2 6 A】

FIG.26A

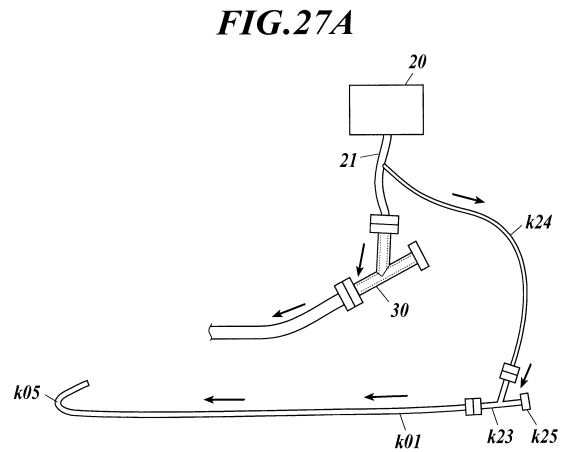
【図26B】



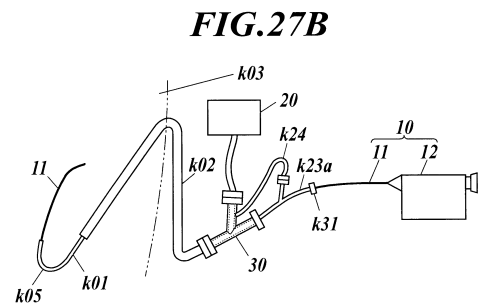
【図26C】



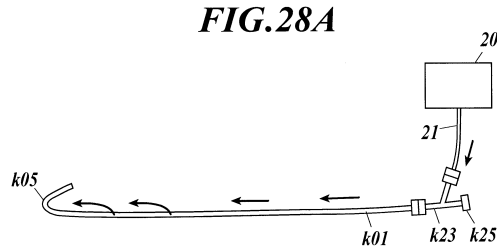
【図27A】



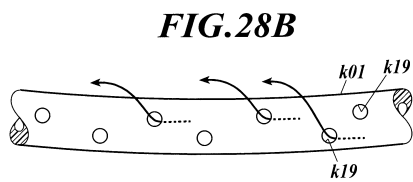
【図27B】



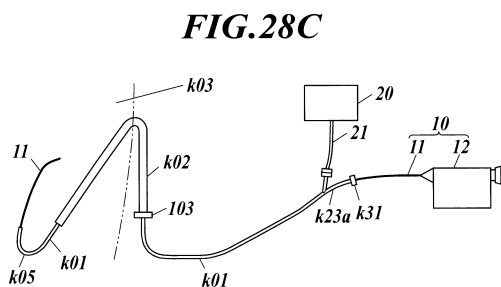
【図28A】



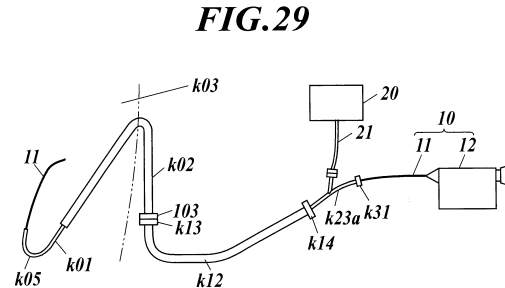
【図28B】



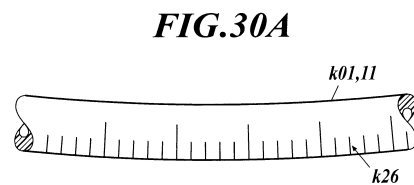
【図28C】



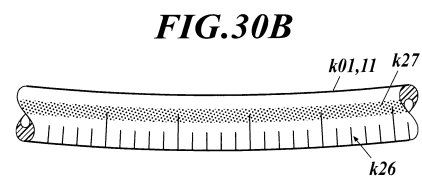
【図29】



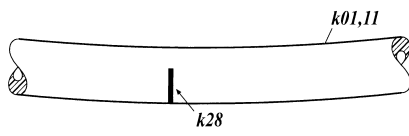
【図30A】



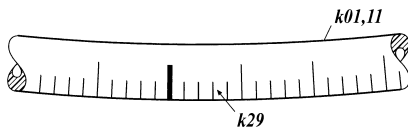
【図30B】



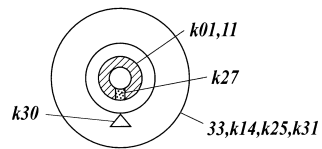
【図 30 C】

FIG.30C

【図 30 D】

FIG.30D

【図 30 E】

FIG.30E

フロントページの続き

- (72)発明者 藤原 勝巳
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
- (72)発明者 城野 純一
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

審査官 増渕 俊仁

- (56)参考文献 実開平2 - 20501 (JP, U)
特開2009 - 45499 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	腹部内窥镜装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6354837B2	公开(公告)日	2018-07-11
申请号	JP2016510240	申请日	2015-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	真島雅尚 夏野靖幸 国本晃 藤原勝巳 城野純一		
发明人	真島 雅尚 夏野 靖幸 国本 晃 藤原 勝巳 城野 純一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/313 A61B1/01		
CPC分类号	A61B1/313 A61B1/00071 A61B1/0008 A61B1/00154 A61B1/015 A61B1/05 A61B1/0676 A61B2090 /3925 A61B2090/3966 A61M1/285 G02B23/243 G02B23/2461 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.713 A61B1/313 A61B1/01.511		
优先权	2014068461 2014-03-28 JP 2014068491 2014-03-28 JP		
其他公开文献	JPWO2015146652A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置10具有：摄像光学系统和照明光学系统被保护管覆盖的插入部11，以及与该插入部的基端连接的操作部12。当在腹腔k03中使用
时，可以从腹膜透析导管k02延伸的插入部分的远端延伸部分k04的累积
中心角具有超过180度和360度或更小的弯曲部分。 ，可以引导插入部分
的远端或插入引导导管，插入部分插入留置导管中，引导导管从导管的
端部开口延伸的延伸前端部的弯曲，以引导插入部在从通过留置导管的
端部的引导方向不同的方向。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6354837号 (P6354837)
(45) 発行日 平成30年7月11日 (2018. 7. 11)	(24) 登録日 平成30年6月22日 (2018. 6. 22)	
(51) Int. Cl. F 1		
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 7 1 3	
A 6 1 B 1/313 (2006. 01)	A 6 1 B 1/313	
A 6 1 B 1/01 (2006. 01)	A 6 1 B 1/01 5 1 1	
請求項の数 19 (全 38 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-510240 (P2016-510240)	(73) 特許権者 000001270	
(86) (22) 出願日 平成27年3月13日 (2015. 3. 13)	コニカミノルタ株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/057555	東京都千代田区丸の内二丁目7番2号	
(87) 国際公開番号 W02015/146652	110001254	
(87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)	特許業務法人光陽国際特許事務所	
審査請求日 平成29年6月20日 (2017. 6. 20)	真島 雅尚	
(31) 優先権主張番号 特願2014-68461 (P2014-68461)	東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ	
(32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)	ニカミノルタ株式会社内	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
(31) 優先権主張番号 特願2014-68491 (P2014-68491)	(72) 発明者 夏野 靖幸	
(32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)	東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	ニカミノルタ株式会社内	
	(72) 発明者 国本 晃	
	東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ	
	ニカミノルタ株式会社内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 腹腔内視鏡装置及び内視鏡システム		