

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-68817

(P2014-68817A)

(43) 公開日 平成26年4月21日(2014.4.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2012-217292 (P2012-217292)
 (22) 出願日 平成24年9月28日 (2012.9.28)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 官本 学
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 山川 真一
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 AA01 BA14 CA04 CA11 DA12
 DA14 DA15 DA19 DA21 DA52
 DA57 GA02 GA11
 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF35
 GG22 JJ01 LL02

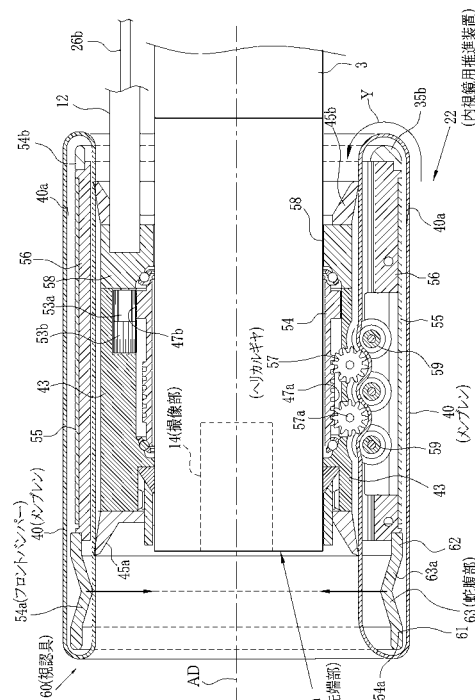
(54) 【発明の名称】 内視鏡用状態視認装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】内視鏡の先端部とともに検体内へ挿入され、検体に押し付けられた場合、容易に視認することが可能な内視鏡用状態視認装置を提供する。

【解決手段】内視鏡の先端部3 aは、撮像部1 4が内蔵される。先端部3 aには、内視鏡用推進装置2 2が着脱自在に取り付けられる。内視鏡用推進装置2 2は、循環移動をすることにより推進力を生じさせるメンブレン4 0を備える。メンブレン4 0は、アウターユニットに支持される。アウターユニットは、先端側にフロントバンパー5 4 aを備える。フロントバンパー5 4 aは、メンブレン4 0とともに視認具6 0を構成する。フロントバンパー5 4 aは、蛇腹部6 3を有する。内視鏡用推進装置2 2が検体に押し付けられたとき、蛇腹部6 3がメンブレン4 0とともに軸方向と直交する径方向に弾性変形して撮像部1 4の観察範囲内に入り込む。

【選択図】 図 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察手段を有する内視鏡の先端部に装着され、前記先端部とともに検体内に挿入される内視鏡用状態視認装置であって、

円筒状に形成され、軸方向が前記先端部の挿入方向と平行に配され、前記検体に押し付けられたとき、前記軸方向と直交する径方向に弾性変形して前記観察手段の観察範囲内に入り込む視認具を備えたことを特徴とする内視鏡用状態視認装置。

【請求項 2】

前記先端部に推進力を与え、前記検体内への挿入を補助する内視鏡挿入補助装置であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用状態視認装置。

10

【請求項 3】

前記先端部に装着される装着部と、
前記装着部の外側に配置される支持筒と、

前記支持筒の内周面と外周面とを覆った状態で前記支持筒の軸方向に沿って循環移動する弾性変形可能な循環体とを備える内視鏡用推進装置を有することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡用状態視認装置。

【請求項 4】

前記視認具は、前記循環体と、前記支持筒の先端側に位置し、少なくとも基端側から先端側に向かって直径が小さくなるテーパ部を有し、前記支持筒とともに前記循環体に覆われる弾性部材とを備えることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡用状態視認装置。

20

【請求項 5】

前記視認具は、前記装着部の先端側に位置し、少なくとも基端側から先端側に向かって直径が小さくなるテーパ部を有する弾性部材であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡用状態視認装置。

【請求項 6】

視認具は、前記テーパ部を含む蛇腹部を有することを特徴とする請求項 4 または 5 記載の内視鏡用状態視認装置。

【請求項 7】

前記視認具は、前記支持筒を含む内部構造体に対して軸方向に長く形成された袋状の前記循環体であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡用状態視認装置。

30

【請求項 8】

前記内視鏡用推進装置の内部機構に連結されて前記内視鏡用推進装置を駆動する回転可能なワイヤと、

前記ワイヤに連結され、前記ワイヤを回転させるモータとを備えることを特徴とする請求項 3 ないし 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡用状態視認装置。

【請求項 9】

前記先端部に装着され、基端側から先端側に向かって直径が小さくなるテーパ部を有する内視鏡用フードであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用状態視認装置。

【請求項 10】

先端から、前記軸方向に沿って延びるスリットが形成されていることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡用状態視認装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡の先端部とともに、検体内へ挿入される内視鏡用状態視認装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

医療分野や工業分野では、検体内の観察に内視鏡が広く用いられている。この内視鏡は、操作部と、検体内に挿入される挿入部とから構成されている。挿入部の先端部には、C

50

C D等の撮像素子が収納されており、この撮像素子により撮像された画像がモニタに表示される。

【0003】

内視鏡の先端部に装着される装置として、例えば、内視鏡の挿入を補助するための内視鏡挿入補助装置が知られている。特許文献1には、内視鏡の挿入部の先端部に装着される筒状の支持体と、この支持体に循環移動可能に取り付けられた循環体とを備えた内視鏡挿入補助装置（特許文献1では内視鏡用推進装置と称されている）が記載されている。前記循環体は、その外面を検体例えば人体の消化管の内壁に接触させた状態で循環移動するから、内視鏡の先端部に推進力を与える。これにより、例えば大腸のように大きく曲がった消化管であっても、内視鏡の挿入を容易に行うことが可能となる。

10

【0004】

また、特許文献2には、内視鏡の挿入部に回転可能に外嵌し、螺旋形状部が形成された回転筒体と称される内視鏡挿入補助装置と、回転筒体に軸回りに回転駆動力を与える駆動部とを備え、回転筒体を回転させることにより内視鏡の挿入部に推進力を与える回転自走式内視鏡システムが記載されている。この回転自走式内視鏡システムでは、回転筒体のトルク情報を検出するトルク検出部と、トルク検出部により検出したトルク情報に基づいて、予め設定された回転筒体のトルクを制御するためのリミット値と比較を行い、この比較結果に基づいて駆動部を制御する制御部とを備え、制御部は回転筒体のトルク情報がリミット値を超えた場合には、回転筒体の回転を停止、又は回転筒体のトルクを低下させるように駆動部を制御する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-253892号公報

【特許文献2】特開2008-93029号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記特許文献1及び2記載の内視鏡挿入補助装置では、内視鏡の観察を妨げないように観察範囲の外側に配置されるため、検体に内視鏡挿入補助装置が長時間押し付けられて内視鏡の挿入がスムーズにいかないとき、術者はこのような状態を視認することはできない。

30

【0007】

また、上記特許文献2記載の内視鏡挿入補助装置では、回転筒体が検体に押し付けられてトルクが増加したときにトルク情報がリミット値を超える可能性はあるが、回転筒体の挿入量に応じて摩擦が増大してトルクが増加したときもトルク情報がリミット値を超えることがあるので、上記の制御から内視鏡挿入補助装置が長時間押し付けられた状態を把握することもできない。内視鏡挿入補助装置が長時間押し付けられて検体に圧力を与え続けることは好ましくないため、内視鏡の挿入を停止または引き戻すなどの操作を行わなければならない。

40

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、内視鏡の先端部とともに検体内へ挿入され、検体に押し付けられた場合、容易に視認することが可能な内視鏡用状態視認装置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】

【0009】

上記目的を達成するために本発明の内視鏡用状態視認装置では、観察手段を有する内視鏡の先端部に装着され、先端部とともに検体内に挿入される内視鏡用状態視認装置であって、円筒状に形成され、軸方向が先端部の挿入方向と平行に配され、検体に押し付けられたとき、軸方向と直交する径方向に弾性変形して観察手段の観察範囲内に入り込む視認具

50

を備えたことを特徴とする。

【0010】

なお、先端部に推進力を与え、検体内への挿入を補助する内視鏡挿入補助装置であることが好ましい。また、先端部に装着される装着部と、装着部の外側に配置される支持筒と、支持筒の内周面と外周面とを覆った状態で支持筒の軸方向に沿って循環移動する弾性変形可能な循環体とを備える内視鏡用推進装置を有することが好ましい。

【0011】

視認具は、循環体と、支持筒の先端側に位置し、少なくとも基端側から先端側に向かって直径が小さくなるテーパ部を有し、支持筒とともに循環体に覆われる弾性部材とを備えることが好ましい。また、視認具は、装着部の先端側に位置し、少なくとも基端側から先端側に向かって直径が小さくなるテーパ部を有する弾性部材であることが好ましい。また、視認具は、テーパ部を含む蛇腹部を有することが好ましい。

10

【0012】

視認具は、支持筒を含む内部構造体に対して軸方向に長く形成された袋状の循環体であることが好ましい。内視鏡用推進装置の内部機構に連結されて内視鏡用推進装置を駆動する回転可能なワイヤと、ワイヤに連結され、ワイヤを回転させるモータとを備えることが好ましい。

【0013】

先端部に装着され、基端側から先端側に向かって直径が小さくなるテーパ部を有する内視鏡用フードであることが好ましい。先端から、軸方向に沿って延びるスリットが形成されていることが好ましい。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、先端部の外周を覆う円筒状に形成され、軸方向が先端部の挿入方向と平行に配された視認具が検体に押し付けられたとき、軸方向と直交する径方向に弾性変形して観察手段の観察範囲内に入り込むので、内視鏡の先端部に装着され、先端部とともに検体内に挿入され、検体に押し付けられた場合、容易に視認することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡用状態視認装置を装着した内視鏡を示す模式図である。

30

【図2】内視鏡の先端部及び内視鏡用状態視認装置を示す斜視図である。

【図3】内視鏡用推進装置を制御するコントローラの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】内視鏡用推進装置を示す斜視図である。

【図5】内視鏡用推進装置を示す分解斜視図である。

【図6】ピニオンと駆動筒とヘリカルギヤと軸受リングとを示す斜視図である。

【図7】内視鏡用推進装置の断面図である。

【図8】内視鏡の先端部に内視鏡用推進装置を装着した断面図である。

【図9】視認具が検体に押し付けられていないとき(A)、視認具が検体内に押し付けられているとき(B)の観察範囲の変化を示す説明図である。

40

【図10】大腸の観察を行うとき、内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を直腸に挿入したとき(A)及びS状結腸に進入したとき(B)の状態を示す説明図である。

【図11】S状結腸内を内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置が前進するとき(A)及び内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を引き戻してS状結腸を直線化するとき(B)の状態を示す説明図である。

【図12】ループが形成されたS状結腸内に内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置が進入したとき(A)及び内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を前進させるとともに、ループに合わせて湾曲部を湾曲させたとき(B)の状態を示す説明図である。

【図13】湾曲させた湾曲部をもとに戻すとともに内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を引き戻してS状結腸のループを無くし、S状結腸を直線化するとき(A)、直線化した

50

S状結腸内を内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置が前進するとき（B）の状態を示す説明図である。

【図14】内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を前進させて脾湾曲に到達したとき（A）及び脾湾曲が屈曲する方向に合わせて湾曲部を湾曲させたとき（B）の状態を示す説明図である。

【図15】横行結腸内を内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置が前進するとき（A）及び内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を引き戻して横行結腸を直線化するとき（B）の状態を示す説明図である。

【図16】内視鏡の先端部及び内視鏡用推進装置を前進させて肝湾曲に到達し、肝湾曲が屈曲する方向に合わせて湾曲部3bを湾曲させたとき（A）及び盲腸に到達したとき（B）の状態を示す説明図である。

【図17】第2実施形態の内視鏡用状態視認装置を示す断面図である。

【図18】第3実施形態の内視鏡用状態視認装置を示す断面図である。

【図19】第3実施形態の内視鏡用状態視認装置が検体に押し付けられたときの断面図である。

【図20】第4実施形態の内視鏡用状態視認装置が装着された内視鏡の先端部を示す斜視図である。

【図21】第4実施形態の内視鏡用状態視認装置が検体に押し付けられていないとき（A）、及び検体に押し付けられたときを示す断面図である。

【図22】ESD処置に内視鏡用状態視認装置を用いたときの説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1及び図2に示すように、医療用の内視鏡2は、体腔内例えば大腸等の消化管内に挿入される挿入部3と、内視鏡2の把持及び挿入部3の操作に用いられる操作部4と、内視鏡2をプロセッサ装置5、光源装置6及び送気・送水装置8に接続するためのユニバーサルコード9とから構成されている。送気・送水装置8は、光源装置6に内蔵され、エアの送気を行う周知の送気装置（ポンプなど）8aと、光源装置6の外部に設けられ、洗浄水を貯留する洗浄水タンク8bとから構成されている。

【0017】

挿入部3は、後述する撮像部が組み込まれた硬質な先端部3aと、先端部3aの後側に連設された上下及び左右方向に湾曲自在な湾曲部3bと、湾曲部3bと操作部4との間に位置する可撓部3cとからなる。

【0018】

挿入部3の先端部3aには、観察窓10、照明窓11a、11b、鉗子の先端が突出する鉗子出口12が設けられている。また、先端部3aには、観察窓10に向けて空気や洗浄水を噴射する噴射ノズル13が設けられている。照明窓11a、11bは、観察窓10の両側に配されている。照明窓11a、11bは、光源装置からの照明光を、消化管の観察部位に向けて照射する。

【0019】

先端部3aには、撮像部14（図8参照）が内蔵されている。撮像部14は、観察窓10を含む撮像光学系と、この撮像光学系の背後に配置した固体撮像素子、例えばCMOS型あるいはCCD型のイメージセンサとを備える。観察部位からの照明光の反射光は、観察窓10を含む撮像光学系を通して、イメージセンサに入射する。鉗子出口12は、操作部4に設けられた鉗子入口15に連通している。この鉗子入口15には、鉗子、注射針、高周波メス等の各種処置具が挿入される。

【0020】

操作部4は、湾曲部3bを上下及び左右方向に湾曲させるアングルノブ16と、送気・送水や吸引等の各種操作の際に用いられる操作ボタン17とが設けられている。操作部4には、ユニバーサルコード9が接続されている。このユニバーサルコード9には、送気・送水チューブ18と、信号用ケーブル19と、ライトガイド20とが収納されている。送

10

20

30

40

50

気・送水チューブ 18 は、一端が送気・送水装置 8 に接続され、他端が噴射ノズル 13 に接続されており、送気・送水装置 8 から供給された空気や洗浄水を噴射ノズル 13 に送る。

【0021】

信号用ケーブル 19 は、一端がプロセッサ装置 5 に接続され、他端が CCD イメージセンサに接続され、制御信号や撮像信号の伝達に用いられる。ライトガイド 20 は、一端が照明窓 11a, 11b に接続され、他端が光源装置 6 に接続されており、光源装置 6 からの照明光を照明窓 11a, 11b に伝達する。プロセッサ装置 5 は、信号用ケーブル 19 を介して入力される画像信号に適宜の信号処理を行い、得られた画像は表示モニタ 21 に表示される。

10

【0022】

挿入部 3 の先端部 3a には、消化管内で挿入部 3 を前進または後進させる内視鏡用推進装置（内視鏡用状態視認装置）22 が着脱可能に取り付けられている。この内視鏡用推進装置 22 は、コントローラ 23 によって作動が制御される。

【0023】

プロセッサ装置 5 にはコントローラ 23 が電氣的に接続される。内視鏡用推進装置 22 の後端から並列二連となった柔軟な保護シース 24 が引き出されている。保護シース 24 はサージカルテープ 25 などにより内視鏡の挿入部に適宜に固定され、内視鏡用推進装置 22 を装着した内視鏡を体腔内に挿入しあるいは操作する際に保護シース 24 が体腔内で不用意な挙動をすることはない。

20

【0024】

保護シース 24 内には、内視鏡用推進装置 22 の内部機構に先端部が機械的に連結されたマスターワイヤ 26a 及びスレーブワイヤ 26b（図 4 参照）がそれぞれ挿通されている。各ワイヤ 26a, 26b は可撓性を有しながらも捩じり剛性が高く、一端側から入力されたトルクをほとんど減衰させることなく他端側に伝達する。各ワイヤ 26a, 26b の後端は二股のプラグ 27 を介してコントローラ 23 のコネクタ 28 に連結される。コントローラ 23 にはマスターモータ 29a 及びスレーブモータ 29b（図 3 参照）が組み込まれ、プラグ 27 をコネクタ 28 に連結したときに、マスターワイヤ 26a はマスターモータ 29a により、スレーブワイヤ 26b はスレーブモータ 29b により個別に駆動できる状態になる。

30

【0025】

図 3 に示すように、コントローラ 23 には、モータ制御部 30 と、CPU 31 とが設けられている。マスターモータ 29a の回転速度は、モータ制御部 30 から供給される電流により、例えば 2000 rpm となるように制御される。モータ制御部 30 は、フットスイッチ 32 の操作により、マスターモータ 29a 及びスレーブモータ 29b のオン/オフ状態、及び正方向/逆方向の回転を切り換える。

【0026】

大腸用の内視鏡の場合、特に S 状結腸や横行結腸における挿入操作や引き出し操作を楽にする目的で、内視鏡用推進装置 22 が効果的に用いられる。内視鏡用推進装置 22 は、消化管の内壁に接触して、内視鏡 2 の挿入部 3 に前進力又は後退力を生じさせる循環体を備えている。この実施形態では、例えば略円筒形状を有し、外表面がトロイド状の循環体となる弾性変形可能かつ強靱なシート材からなるメンブレン 40 が、循環体として用いられており、軸線 AD に沿って循環移動をする。

40

【0027】

図 4 ~ 図 6 に示すように、メンブレン 40 は、円筒形状の OUTER ユニット 41 に支持されるように、その内周面と外周面とを覆っており、その軸方向に循環移動する。なお、図 4 及び図 5 では、構造を分かりやすくするためにメンブレン 40 を筒状のシート材に展開して表している。メンブレン 40 は、その最終的な組み込み形態では、筒状シート材の先端と後端とを外側に折り返してから、先端と後端とを熱溶着等により接合する。これより、メンブレン 40 は、ドーナツを穴に沿って伸ばした袋状に形成される。なお、金型を

50

使用して成形加工でメンブレン40を作成してもよい。なお、図4～図7は、図中左方が先端部3aが位置する先端側、図中右方が内視鏡の操作部4に近い基端側になるように表されている。

【0028】

メンブレン40には、柔軟性及び伸縮性を有する弾性変形可能な材料、例えばポリ塩化ビニル、ポリアミド樹脂、フッ素樹脂、ウレタンやポリウレタンなどの生体適合プラスチックが用いられている。

【0029】

メンブレン40及びアウターユニット41の内部には、インナーユニット42が配されている。インナーユニット42は、内周側に円筒状の中空部を有し、外周面側が三角筒形状に成形されたキャリア筒43と、キャリア筒43の後端側にビス止め、圧入、カシメ等で係止される略三角筒状のキャップ44と、キャリア筒43の先端側、キャップ44の後端側にそれぞれ固定されるフロントワイパー45a、リアワイパー45bと、キャリア筒43の前端側内周に形成されたネジに螺合して回転により軸方向に移動するクランパ46と、クランパ46の軸方向への移動に応じて内・外径が拡大/縮小する合成樹脂製のリング(装着部)47と、キャリア筒43の内周に回転自在に支持された円筒状の駆動筒48(図6参照)とを有している。

【0030】

図6に示すように、駆動筒48はその両端がベアリングボール49を円環状に並べて保持した軸受リング50a、50bを介してキャリア筒43の内周側に回転自在に支持され、キャリア筒43の後端に固定されたキャップ44により抜け止めされる。駆動筒48の外周面にはウォームギヤ51aと平歯ギヤ51bとが設けられている。ウォームギヤ51aには、キャリア筒43に回転自在に保持された一对の駆動ホイール52、52がキャリア筒43の開口を通して噛み合わされる。この一对の駆動ホイール52、52は、駆動筒48の回転中心軸に関して120度の回転対称となる3個所にそれぞれ組み付けられ、駆動筒48が回転するとこれらの駆動ホイール52、52はそれぞれの軸52aを中心に一斉に同方向に回転する。

【0031】

保護シース24の先端は、キャップ44の後端側から形成された凹部内に接着または熱溶着などによって固着される。そして保護シース24の先端から突出した各ワイヤ26a、26bの先端部は、キャップ44に形成された貫通孔を通過してキャップ44の前方に突出し、その各々にマスターピニオン53a及びスレーブピニオン53bが固着される。図示のように、各ピニオン53a、53bの各々の先端から回転中心となる軸が突出し、これらの軸がキャリア筒43に設けられた穴に挿通されることによって各ピニオン53a、53bの各々が回転自在に支持される。各ピニオン53a、53bのうち、駆動筒48の平歯ギヤ51bにはマスターワイヤ26aに固着されたマスターピニオン53aが噛み合う。他方のスレーブワイヤ26bに連結されたスレーブピニオン53bは、マスターピニオン53aに噛み合い、平歯ギヤ51bには噛み合わされない。したがって、駆動筒48はマスターワイヤ26aに連結されたマスターピニオン53aの回転によって駆動されるが、各ワイヤ26a、26bは、コントローラ23から個別に供給される回転力で駆動され、スレーブピニオン53bは、マスターピニオン53aとは逆向きに回転される。このため、マスターピニオン53aにはスレーブワイヤ26bからの回転力も加算され、駆動筒48を高いトルクで回転させることができる。

【0032】

フロントワイパー45a及びリアワイパー45bのそれぞれは、先端側に庇状に広がったスリーブ部を有し、これらのスリーブ部の先端はメンブレン40が循環移動するとき内周側の面に摺接する。そして、メンブレン40の内周側の面に付着した異物や消化管内壁がメンブレン40の移動とともに内視鏡用推進装置22の中に引き込まれることを防ぐ。

【0033】

クランパ 4 6 の前端には、規則的な凹凸係合部が周方向に整列して設けられ、専用の治具を先端側から挿入してクランパ 4 6 に係合させることができる。治具の回転操作でクランパ 4 6 をねじ込み方向に回転させてゆくと、クランパ 4 6 が後端側に移動し、後端の斜面 4 6 a (図 7 参照) の押圧を受けて C リング 4 7 が縮径するように変形する。したがって、キャリア筒 4 3 の円筒状の中空部に内視鏡の先端部 3 a を挿入した後、クランパ 4 6 のねじ込み操作を行ってゆくと C リング 4 7 の内周面が先端部 3 a の外周面に強く押し付けられ、キャリア筒 4 3 を先端部 3 a に固定することができる。

【 0 0 3 4 】

アウターユニット 4 1 は、先端側から順に、フロントバンパー 5 4 a と、シールドカバー 5 5 と、円筒状の支持筒 5 6 と、リアバンパー 5 4 b とを有する。このアウターユニット 4 1 は、以下の手順にしたがってインナーユニット 4 2 及びメンブレン 4 0 と一体的に連結した状態に組み立てられる。

10

【 0 0 3 5 】

図 4 及び図 5 に示すように、各種部品を組み込んだインナーユニット 4 2 の外表面が覆われるように、筒状に展開したメンブレン 4 0 の中にインナーユニット 4 2 を入れた後、支持筒 5 6 の中空部内に、メンブレン 4 0 を被せた状態のインナーユニット 4 2 を挿入する。支持筒 5 6 には、その中心軸に関して 1 2 0 度の回転対称となる 3 個所に軸方向に長い略矩形の開口 5 6 a が形成されている。この開口 5 6 a にはローラアセンブリ 5 7 が組み付けられる。

【 0 0 3 6 】

ローラアセンブリ 5 7 は、一对の細長いフレーム 5 8 の間に 3 本のローラ 5 9 を整列保持させたものである。フレーム 5 8 は弾性力に富む金属薄板製で、各々の両端を開口 5 6 a の前・後端に形成された係合部に嵌め込んでこれらを支持筒 5 6 に固定すると、フレーム 5 8 の長手方向中央部が開口 5 6 a を通して支持筒 5 6 の中空部内に入り込むように湾曲する。こうしてフレーム 5 8 が湾曲することによって、フレーム 5 8 で保持された 3 本のローラ 5 9 はメンブレン 4 0 を駆動ホイール 5 2 に向かって押し付ける。この結果、図 9 に示すように、メンブレン 4 0 が一对の駆動ホイール 5 2 と 3 本のローラ 5 9 との間に強く挟持される。

20

【 0 0 3 7 】

こうして 3 個所の開口 5 6 a を覆うように、支持筒 5 6 にローラアセンブリ 5 7 が組み付けられると、各ローラ 5 9 が支持筒 5 6 の内側に突出するためインナーユニット 4 2 に対して支持筒 5 6 は軸方向に移動できなくなり、これらはメンブレン 4 0 を挟んだ状態で一体的に組み合わせられる。そして、支持筒 5 6 の先端にフロントバンパー 5 4 a、後端にリアバンパー 5 4 b が固定される。さらに、ローラアセンブリ 5 7 を含めて支持筒 5 6 の外表面を緊密に覆うようにシールドカバー 5 5 が被せられる。

30

【 0 0 3 8 】

インナーユニット 4 2 とアウターユニット 4 1 との間に筒状のシート材に展開されたメンブレン 4 0 を挟み、これらを一体的に組み合わせた後に、メンブレン 4 0 の先端と後端とを外側に折り返してから先端と後端とを接合する。このとき、それぞれの接合面に傾斜をつけておけば、接合部 4 0 a に極端な厚みムラが生じることがない。図 7 は組み立て後の内視鏡用推進装置 2 2 の断面を模式的に示している。このように袋状に接合することによって、メンブレン 4 0 はアウターユニット 4 1 を全体的に包み込むような内部空間を備える。この内部空間にはエア、生理食塩水、コロイド状の合成樹脂材料、オイルや 그리스 などの潤滑材等、適宜のものを封入することも可能である。

40

【 0 0 3 9 】

メンブレン 4 0 は、筒状のシート材の両端部が接着され、図 7 に示すように袋状にして用いられる。このとき、メンブレン 4 0 はそれぞれ駆動ホイール 5 2 とローラ 5 9 との間に挟持される。そして駆動ホイール 5 2 の回転がメンブレン 4 0 に伝達され、メンブレン 4 0 を軸方向に移動させることができる。

【 0 0 4 0 】

50

フロントバンパー 54 a は、メンブレン 40 とともに視認具 60 を構成する。この視認具 60 は、後述するように、内視鏡用推進装置 22 が検体に押し付けられたとき、弾性変形して撮像部 14 の観察範囲内に入り込む。

【0041】

このフロントバンパー 54 a は、外径及び内径が等しい先端部 61 及び基端部 62 と、先端部及び基端部の中間に位置する蛇腹部 63 とを有し、例えばシリコンゴム、フッ素ゴム、ポリウレタンなどからなる弾性部材である。蛇腹部 63 は、少なくとも基端側から先端側に向かって基端部よりも直径が小さくなるテーパ部 63 a を含む。本実施形態では、内視鏡用推進装置 22 が先端部 3 a に装着されたとき、視認具 60 は、その軸方向が先端部 3 a の挿入方向と平行に配され、且つ蛇腹部 63 の中心軸と、撮像部 14 の中心軸とが一致するように配設されている。

10

【0042】

視認具 60 としてのフロントバンパー 54 a 及びメンブレン 40 は、内視鏡用推進装置 22 が先端部 3 a とともに検体内に挿入され、先端部 3 a とともに検体に押し付けられたとき、蛇腹部 63 がメンブレン 40 とともに軸方向と直交する径方向に弾性変形して撮像部 14 の観察範囲内に入り込む。

【0043】

図 9 (A) に示すように、視認具 60 が検体に押し付けられていないとき、視認具 60 は撮像部 14 の観察範囲 65 の外側に位置している。視認具 60 が検体に押し付けられたとき、蛇腹部 63 は、径方向に弾性変形して内径が縮小する。上述したように、蛇腹部 63 は、撮像部 14 と同軸上に配設されているので、図 9 (B) に示すように、検体に押し付けられているとき、視認具 60 は観察範囲 65 内の全周に亘って均等な幅で入り込む。

20

【0044】

次に内視鏡用推進装置 22 の作用について説明する。内視鏡用推進装置 22 は、先端部 3 a よりも視認具 60 が先端側に位置した状態で先端部 3 a に固定される。この固定に際しては専用の治具が用いられ、クランパ 46 が時計方向に回転される。クランパ 46 はキャリア筒 43 の先端側内周に形成された右ネジに螺合しているから、時計方向への回転により奥側（後端側）へと移動して斜面 47 a で C リング 47 を押圧する。C リング 47 の前面には外周側ほど後端側に傾斜した斜面が形成され、この斜面がクランパ 46 の斜面 47 a によって押圧されることにより、C リング 47 は直径が狭まるように弾性変形する。こうして C リング 47 が変形すると、キャリア筒 43 の中空部に挿入されている内視鏡の先端部 3 a が C リング 47 で締め付けられ、内視鏡用推進装置 22 は先端部 3 a の外周面に緊密に固定される。

30

【0045】

内視鏡用推進装置 22 の後端から引き出された保護シース 24 を内視鏡の湾曲部から軟性部の表面に沿わせるように引き延ばす。保護シース 24 の表面には適切な間隔でテープ止め位置を表す表示が設けられている。この表示に合わせてサージカルテープ 25 などを利用して保護シース 24 を内視鏡の湾曲部や軟性部に固定する。そして、シース後端のプラグ 27 をコネクタ 28 に挿入してコントローラ 23 に接続し、コントローラ 23 の電源をオンする。

40

【0046】

上記の検査準備が完了した後、内視鏡の先端部 3 a を患者の消化管例えば大腸内に挿入する。そして、コントローラ 23 に接続されたフットスイッチ 32 を操作すると、CPU 31 はモータ制御部 30 を制御して設定されたモータ回転速度に応じた電流を、各モータ 29 a, 19 b に供給する。この電流供給により各モータ 29 a, 19 b が駆動されて、各ワイヤ 26 a, 26 b が回転される。この各ワイヤ 26 a, 26 b の回転に伴う各ピニオン 53 a, 53 b の回転により、マスターピニオン 53 a に噛み合っている平歯ギヤ 51 b を介して駆動筒 48 が回転される。スレーブピニオン 53 b はマスターピニオン 53 a とは逆方向に回転され、その回転はマスターピニオン 53 a にそのまま伝達されるようにしている。したがって、コントローラ 23 内の一対のモータ 29 a, 29 b の双方を利用

50

して駆動筒 4 8 を回転させることができる。

【 0 0 4 7 】

駆動筒 4 8 の回転とともにウォームギヤ 5 1 a が回転すると、駆動ホイール 5 2 がそれぞれの軸 5 2 a を中心に一斉に同じ方向に回転する。駆動ホイール 5 2 の歯面と、ローラアセンブリ 5 7 の各ローラ 5 9 との間にはメンブレン 4 0 が強く挟持される。これにより、駆動ホイール 5 2 の回転とともにローラ 5 9 が従動して両者で挟持されたメンブレン 4 0 は駆動筒 4 8 の軸方向に移動する。

【 0 0 4 8 】

内視鏡 2 の先端部 3 a が内視鏡用推進装置 2 2 とともに大腸に挿入され、メンブレン 4 0 の外周側の面が腸壁に接触した状態になっていると、メンブレン 4 0 が上記循環移動を行っている間は、内視鏡の先端部 3 a を前進させる方向への推進力が得られ、あるいは大腸壁を手前側にたぐり寄せる作用力を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

光源装置 6 からの光は、ライトガイド 2 0、照明窓 1 1 a、1 1 b を通って、大腸内に照射される。先端部 3 a に内蔵された撮像部 1 4 は、大腸内を撮影して撮像信号を出力する。この撮像信号は、内視鏡 2 内部に組み込まれた信号用ケーブル 1 9 を介してプロセッサ装置 5 に入力され、表示モニタ 2 1 に表示される。術者は、表示モニタ 2 1 を通じて大腸内を観察する。

【 0 0 5 0 】

図 1 0 ~ 図 1 6 を用いて大腸の観察を行うときの内視鏡用推進装置 2 2 の操作を説明する。大腸 7 0 内の観察を行うときには、まず、術者は内視鏡用推進装置 2 2 を装着した先端部 3 a を患者の肛門から直腸 7 1 へ挿入する（図 1 0 (A) に示す状態）。直腸 7 1 への挿入後、術者は、フットスイッチ 3 2 を操作して内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a を前進させる方向にメンブレン 4 0 を循環移動させる。直腸 7 1 から内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a を前進させると、S 状結腸 7 2 に進入する（図 1 0 (B) に示す状態）。

【 0 0 5 1 】

S 状結腸 7 2 は、内蔵に固定されておらず、弛みを有する。そこで、内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a が S 状結腸に進入したとき、術者は、例えば 1 0 c m ~ 2 0 c m 前進させる方向にメンブレン 4 0 を循環移動させた後（図 1 1 (A) に示す状態）、内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a を前進させた挿入量と同じ分、挿入部 3 を体内から引っ張り出す（図 1 1 (B) に示す状態）。これにより、弛みを有する S 状結腸 7 2 を直腸 7 1 側にたぐり寄せることができる。そして、このように内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a の前進と、挿入部 3 を引っ張り出す操作を繰り返すと、S 状結腸 7 2 が直線的になってくる。S 状結腸 7 2 が直線的になってくると、S 状結腸 7 2 の前方には下行結腸 7 3 の末端が表れる。このとき、術者は、表示モニタ 2 1 を見て、観察範囲に表れる下行結腸 7 3 の末端を確認しながら、内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a を前進させて S 状結腸 7 2 を通過させる。

【 0 0 5 2 】

なお、S 状結腸 7 2 は弛みが多い場合、図 1 2 に示すように一部分がループ 7 2 a になっている場合がある。このような S 状結腸 7 2 に内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a が進入した場合、図 1 2 (A) に示すように、まずは S 状結腸 7 2 の屈曲に沿って内視鏡用推進装置 2 2 及び先端部 3 a を前進させていく、そして、表示モニタ 2 1 を見ながら、アングルノブ 1 6 を操作して S 状結腸 7 2 が屈曲する方向に合わせて湾曲部 3 b を湾曲させる（図 1 2 (B) に示す状態）。

【 0 0 5 3 】

S 状結腸 7 2 の屈曲に沿って湾曲部 3 b が十分に曲がりきった後、術者は、例えば 2 0 c m ~ 2 5 c m 挿入部 3 を引っ張り出すとともに、湾曲部 3 b を徐々にもとに戻していく（図 1 3 (A) に示す状態）。これにより、S 状結腸 7 2 のループ 7 2 a が徐々に無くなって直線的になる。術者は、表示モニタ 2 1 を見て S 状結腸が直線的になったことを確認

10

20

30

40

50

する。S状結腸が直線的になったときは、上記と同様に内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させることができる(図13(B)に示す状態)。

【0054】

内視鏡用推進装置22及び先端部3aがS状結腸72を通過して下行結腸73に進入すると、先端部3aの前方には脾湾曲74が表れる(図14(A)に示す状態)。表示モニタ21を見て、観察範囲に表れる脾湾曲74を確認しながら、内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させて下行結腸73を通過させる。

【0055】

内視鏡用推進装置22及び先端部3aが下行結腸73を通過して脾湾曲74に到達したとき、術者は、表示モニタ21を見ながら、アングルノブ16を操作して湾曲部3bを湾曲させて脾湾曲の前方に位置する横行結腸75の方向を探し、且つ内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させる。そして、脾湾曲74が屈曲する方向に合わせて湾曲部3bを湾曲させるとともに、内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させると、脾湾曲74を通過させることができる(図14(B)に示す状態)。

10

【0056】

内視鏡用推進装置22及び先端部3aが脾湾曲74を通過して横行結腸75に進入すると、術者はアングルノブ16を操作して湾曲部3bをもとに戻す。横行結腸75は、S状結腸72と同様に内蔵に固定されておらず弛みを有する。よって、内視鏡用推進装置22及び先端部3aが横行結腸75に進入したとき、術者はS状結腸72のときと同様に、内視鏡用推進装置22及び先端部3aの前進(図15(A)に示す状態)と、挿入部3を引っ張り出す操作(図15(B)に示す状態)を繰り返して横行結腸75を直線的にする。横行結腸75が直線的になってくると、先端部3aの前方には肝湾曲76が表れる。

20

【0057】

内視鏡用推進装置22及び先端部3aが横行結腸75を通過して肝湾曲76に到達したとき、術者は、脾湾曲74のときと同様に、表示モニタ21を見ながら、アングルノブ16を操作して肝湾曲76の前方に位置する上行結腸77の方向を探し、且つ内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させる。そして、肝湾曲76が屈曲する方向に合わせて湾曲部3bを湾曲させるとともに、内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させると、肝湾曲76を通過させることができる(図16(A)に示す状態)。

30

【0058】

内視鏡用推進装置22及び先端部3aが肝湾曲76を通過して上行結腸77に進入すると、術者はアングルノブ16を操作して湾曲部3bをもとに戻す。そして上行結腸77に進入すると、上行結腸77の前方には盲腸78が表れ、内視鏡用推進装置22及び先端部3aを前進させて盲腸78まで到達させることができる(図16(B)に示す状態)。

【0059】

上述したように、大腸70の観察を行うとき、特にS状結腸72及び横行結腸75は内蔵に固定されていないことから、内視鏡用推進装置22が引っ掛かりやすいため、内視鏡用推進装置22が大腸70に押し付けられることがある。このとき、内視鏡用推進装置22は、視認具60を備えているため、大腸70に押し付けられたメンブレン40及びフロントバンパー54aが弾性変形して撮像部14の観察範囲に入り込む。術者は表示モニタ21を見て観察範囲に視認具60が入り込んでいることを視認して、内視鏡用推進装置22が大腸70に押し付けられていることを容易に把握することができる。内視鏡用推進装置22が大腸に押し付けられていることを把握したとき、術者は、内視鏡用推進装置22を停止、または所定量後退させた後、再度前進させる。あるいは、内視鏡用推進装置22を停止させるとともに、挿入部3を所定量引っ張って戻してもよい

40

【0060】

なお、観察中に患部を発見した場合には、この患部の処置に適した処置具を、内視鏡の鉗子入口15に挿入して鉗子出口12から突出させ、患部を処置する。

【0061】

内視鏡用推進装置22を先端部3aから取り外すときには、治具を利用してクランパ4

50

6を反時計方向に回転させる。これによりクランパ46は回転しながら手前に移動し、Cリング47への押圧を解除する。この結果、自身の弾性によってCリング47が拡径して内周面が先端部3aの外周面から離れるから、内視鏡用推進装置22は内視鏡から簡単に取り外すことができるようになる。

【0062】

上記第1実施形態では、内視鏡用状態視認装置として、フロントバンパー54a及びメンブレン40からなる視認具を備えた内視鏡用推進装置22を例に上げているが、本発明はこれに限るものではなく、以下で説明する第2実施形態の内視鏡用推進装置では、装着部の前方に設けた弾性部材を視認具として設けている。なお、上記第1実施形態と同じ部品を用いた場合は、同符号を付して説明を省略する。

10

【0063】

図17に示すように、第2実施形態の内視鏡用推進装置(内視鏡用状態視認装置)100は、メンブレン101、メンブレン101を支持するアウターユニット102、メンブレン101及びアウターユニット102の内部に配される、インナーユニット103とを備えている。アウターユニット102は、上記第1実施形態のフロントバンパー54aに代えてフロントバンパー104を有する。フロントバンパー104は、円筒形状に形成され、支持筒56の先端に固定される。メンブレン101は、上記第1実施形態のメンブレン40と同様に、アウターユニット102の内周面と外周面とを覆う袋状に形成されており、その軸方向に循環移動する。

【0064】

20

インナーユニット103は、上記第1実施形態のフロントワイパー45aに代えて、キャリア筒43の先端側に固定される視認具105を備えている。視認具105は、Cリング47(装着部)の前方に位置し、外径及び内径が等しい先端部106及び基端部107と、先端部106及び基端部107の中間に位置する蛇腹部108とを有し、例えばシリコンゴム、フッ素ゴム、ポリウレタンなどからなる弾性部材である。この視認具105は、その先端面がメンブレン101よりも先端側に配設されている。蛇腹部108は、少なくとも基端側から先端側に向かって基端部よりも直径が小さくなるテーパ部108aを含む。本実施形態では、内視鏡用推進装置100が先端部3aに装着されたとき、視認具105は、その軸方向が先端部3aの挿入方向と平行に配され、且つ蛇腹部108の中心軸と、撮像部14の中心軸とが一致するように配設されている。

30

【0065】

内視鏡用推進装置100は、先端部3aよりも視認具105が先端側に位置した状態で先端部3aに固定される。視認具105が検体に押し付けられたとき、蛇腹部108が径方向に弾性変形して内径が縮小し、上記第1実施形態の視認具と同様に、撮像部14の観察範囲内に入り込む。これにより、上記第1実施形態と同様に、術者は、表示モニタ21を見て観察範囲に視認具105が入り込んでいることを容易に視認することができる。

【0066】

上記第1及び第2実施形態では、内視鏡用状態視認装置として、検体に押し付けられたとき、径方向に弾性変形する弾性部材を含む視認具を備えた内視鏡用推進装置22,100を例に上げているが、本発明はこれに限るものではなく、以下で説明する第2実施形態の内視鏡用推進装置では、上記第1及び第2実施形態のような弾性部材を設けずに、メンブレンが視認具を構成する。

40

【0067】

図18に示すように、第3実施形態の内視鏡用推進装置110は、視認具としてのメンブレン111、メンブレン111を支持するアウターユニット112、メンブレン111及びアウターユニット112の内部に配される、インナーユニット113とを備えている。アウターユニット112は、上記第2実施形態のアウターユニット102と同様の部品からなり、インナーユニット113は、上記第1実施形態のインナーユニット42と同様の部品からなる。

【0068】

50

メンブレン 111 は、上記第 1 及び第 2 実施形態のメンブレン 40, 101 と同様に、アウターユニット 112 の内周面と外周面とを覆う袋状に形成されており、その軸方向に循環移動する。このメンブレン 111 は、本実施形態では、内部構造体であるアウターユニット 112 に対して軸方向に長く形成される。内視鏡用推進装置 110 は、先端部 3a よりもメンブレン 111 が先端側に位置した状態で先端部 3a に固定される。

【0069】

図 18 に示すように、検体に押し付けられていないとき、メンブレン 111 は、アウターユニット 112 よりも軸方向に長く形成されている分だけ、アウターユニット 112 の基端側に弛み 111a を持ち、アウターユニット 112 に対して所定の内部空間を置いてメンブレン 111 が基端側に位置しており、アウターユニット 112 の先端側では、メンブレン 111 がアウターユニット 112 の先端を緊密に覆っている。これにより、メンブレン 111 が検体に押し付けられていないときは、メンブレン 111 は撮像部 14 の観察範囲の外側に位置している。

10

【0070】

図 19 に示すように、検体 115 に押し付けられているときは、メンブレン 111 は、先端側が検体 115 との摩擦により停滞するため、基端側に形成されていた弛み 111a が先端側に移動して、先端側の内周面に弛み 111b が形成されるため、撮像部 14 の観察範囲内に弛み 111b が入り込む。これにより、上記第 1 及び第 2 実施形態と同様に、術者は、表示モニタ 21 を見て観察範囲に視認具としてのメンブレン 111 が入り込んでいることを視認することができる。

20

【0071】

上記第 1 ~ 第 3 実施形態では、内視鏡の先端部 3a に装着する内視鏡用状態視認装置として、先端部 3a に推進力を与える内視鏡用推進装置を例に示しているが、本発明はこれに限るものではなく、以下で説明する第 4 実施形態では、内視鏡の先端部に装着する内視鏡用フードを内視鏡用状態視認装置とする。

【0072】

図 20 に示すように、内視鏡用フード 120 は、内視鏡 3 の先端部 3a に装着して使用される。この内視鏡用フード 120 は、先端から順にテーパ部 121、円筒部 122 を有している。円筒部 122 は、先端部 3a の外周面に外嵌して先端部 3a に固定される。

【0073】

テーパ部 121 は、その厚みが均一で、円筒部 122 に接する基端側から先端側に向かって内径及び外径が徐々に小さくなるテーパ状に形成されている。テーパ部 121 には、先端から、軸方向に沿って延びるスリット 123 が形成されている。スリット 123 は、テーパ部 121 の周方向に対して均等な角度間隔で配されている。このスリット 123 が形成されていることで、テーパ部 121 は、軸方向と直交する径方向に弾性変形しやすくなっている。内視鏡用フード 120 は、先端部 3a よりもテーパ部 121 が先端側に位置した状態で先端部 3a に固定される。

30

【0074】

なお、テーパ部 121 は、その厚みを基端側から先端側に向かって徐々に薄くなるように形成することで、曲げ剛性を小さくし、径方向内側により弾性変形しやすくしてもよい。また、テーパ部 121 の厚みを先端側から基端側に向かって徐々に薄くなるように形成することで、基端部分での曲げを大きくし、先端部分の径方向内側への変位量を大きくしてもよい。また、テーパ部 121 の厚みの分布は、上記のものに限定するものではなく、設計上適宜変更することができる。

40

【0075】

図 21 (A) に示すように、内視鏡用フード 120 が検体に押し付けられていないとき、テーパ部 121 は撮像部の観察範囲の外側に位置している。図 21 (B) に示すように、内視鏡用フード 120 が検体 124 に押し付けられたとき、スリット 123 の幅が狭まり、テーパ部 121 は径方向に弾性変形して内径が縮小するため、撮像部 14 の観察範囲内にテーパ部 121 が入り込む。これにより、上記第 1 ~ 第 3 実施形態と同様に、

50

術者は、表示モニタ 2 1 を見て観察範囲にテーパ部 1 2 1 が入り込んでいることを視認することができる。

【0076】

なお、上記各実施形態では、内視鏡の挿入部を検体内に挿入しているとき、内視鏡用状態視認装置によって押し付け状態を視認する例を示しているが、本発明はこれに限るものではなく、以下に示す変形例のように、患部の処置を行うとき、押し付け状態を視認することに使用してもよい。

【0077】

この変形例では、内視鏡 2 の挿入部 3 を体内に挿入して観察を行い、体内の管壁に病変粘膜が発見され、この病変粘膜を切除する処置（本実施形態では E S D 処置）が施される

10

【0078】

上述の E S D 処置が施される

とき、内視鏡 2 の先端部 3 a には、内視鏡用フード 1 2 0 が装着されている。図 2 2 (A) に示すように、術者は、先ず切除すべき病変部位が存在している病変粘膜 1 2 5 を囲むようにマーキングする。観察中に病変粘膜 1 2 5 が発見された状態で、内視鏡 2 の鉗子チャンネルに高周波ナイフ 1 2 6 を挿入して鉗子出口 1 2 から突出させ、表示モニタ 2 1 を観察しながら、高周波ナイフ 1 2 6 の先端に設けられた電極部材 1 2 6 a を粘膜表面に当接させ、この電極部材 1 2 6 a に高周波電流を印加すると、電極部材 1 2 6 a が接触している部位が焼灼されて、粘膜にマーキング 1 2 7 が施される。次に、鉗子チャンネルから一度高周波ナイフ 1 2 6 を引き出し、これに代えて注射針

20

【0079】

以上のような E S D 処置を施すとき、図 2 2 (D) に示すように、病変粘膜を剥離するために、内視鏡 2 の挿入部 3 を押し込んで、先端部 3 a を病変粘膜 1 2 5 とその下層の筋膜 1 2 8 との間に押し付けることがある。このとき、病変粘膜 1 2 5 を切除した創傷部から出血することがあるため、先端部 3 a 及び内視鏡用フード 1 2 0 を適度な圧力でゆっくり押し付けなければならない。上述したように内視鏡用フード 1 2 0 が検体に押し付けられると、テーパ部 1 2 1 が径方向に弾性変形して内径が縮小する。術者は、表示モニタ 2 1 を見て観察範囲にテーパ部 1 2 1 が入り込んでいることを視認することができる。そして、術者は先端部 3 a 及び内視鏡用フード 1 2 0 の押し付け状態を把握することが可能であり、観察範囲に内視鏡用フード 1 2 0 が入りこんできたときには、挿入部 3 を押し込む力を緩める。これにより、適度な力で先端部 3 a 及び内視鏡用フード 1 2 0 を病変粘膜 1 2 5 とその下層の筋膜 1 2 8 との間に押し付けて病変粘膜 1 2 5 を剥離することが

30

40

【0080】

また、上記実施形態は、本発明を医療診断用の内視鏡に適用したものであるが、本発明は医療診断用途に限られず、工業用等のその他の内視鏡やプローブ等に適用することも可能である。

【符号の説明】

【0081】

2 内視鏡

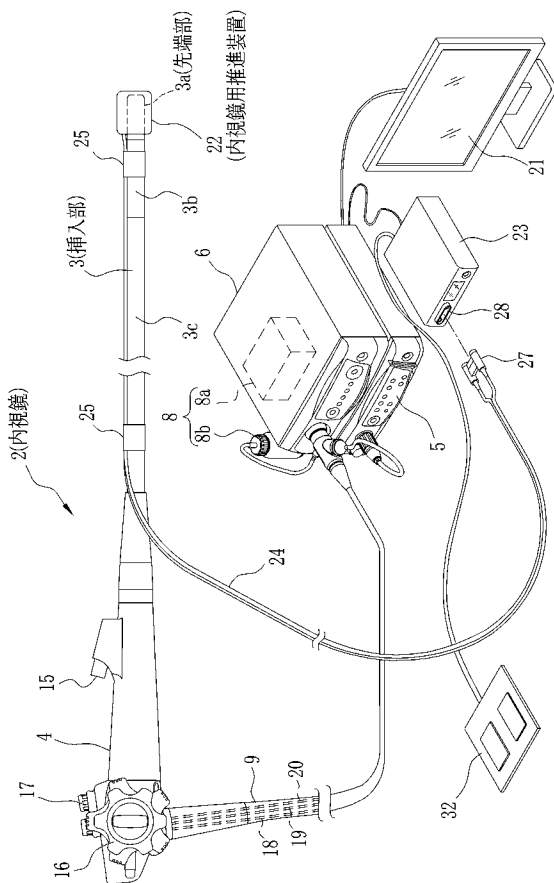
2 2 , 1 0 0 , 1 1 0 内視鏡用推進装置（内視鏡用状態視認装置）

4 0 , 1 0 1 , 1 1 1 メンブレン

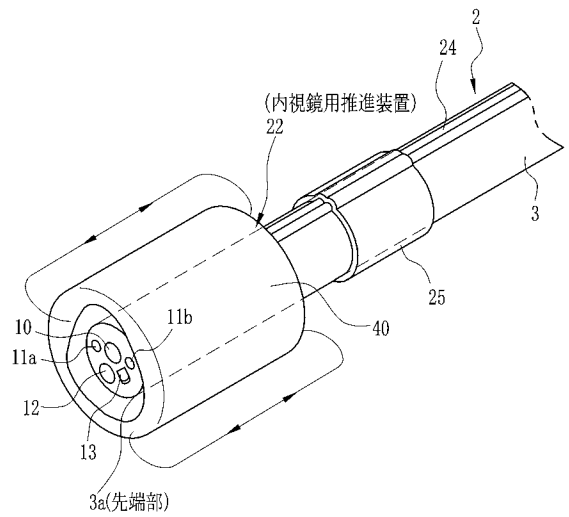
50

- 60, 105 視認具
- 63, 108 蛇腹部
- 120 内視鏡用フード(内視鏡用状態視認装置)
- 121 テーパー部

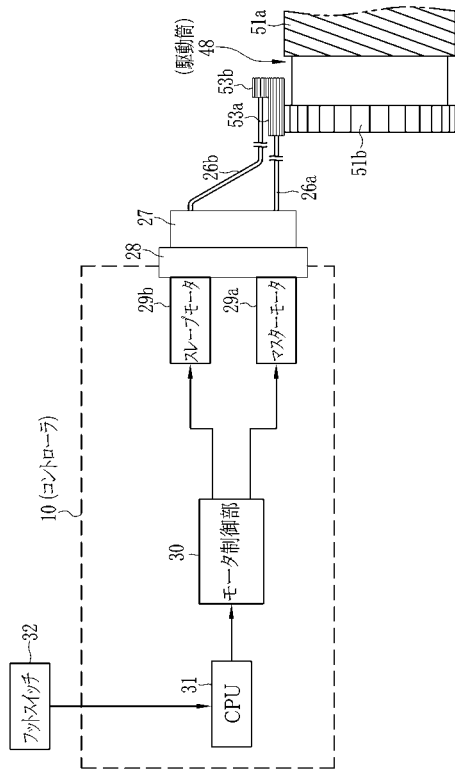
【 図 1 】



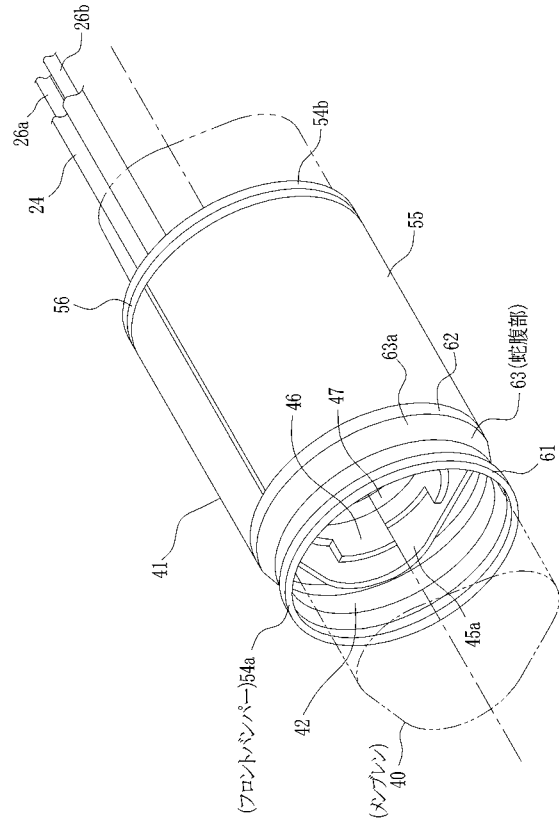
【 図 2 】



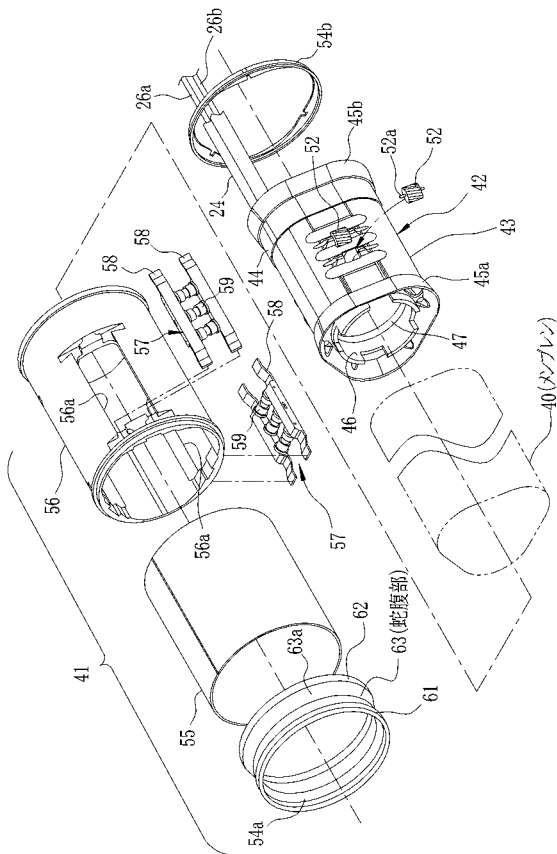
【 図 3 】



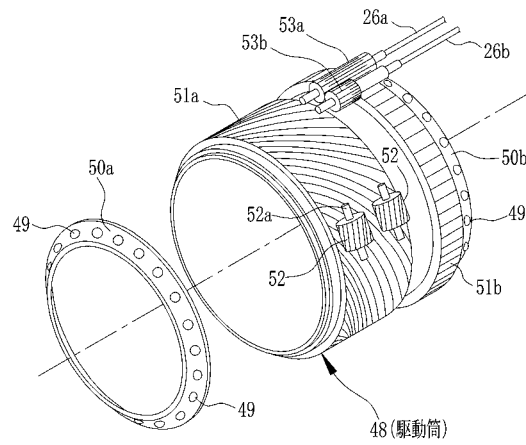
【 図 4 】



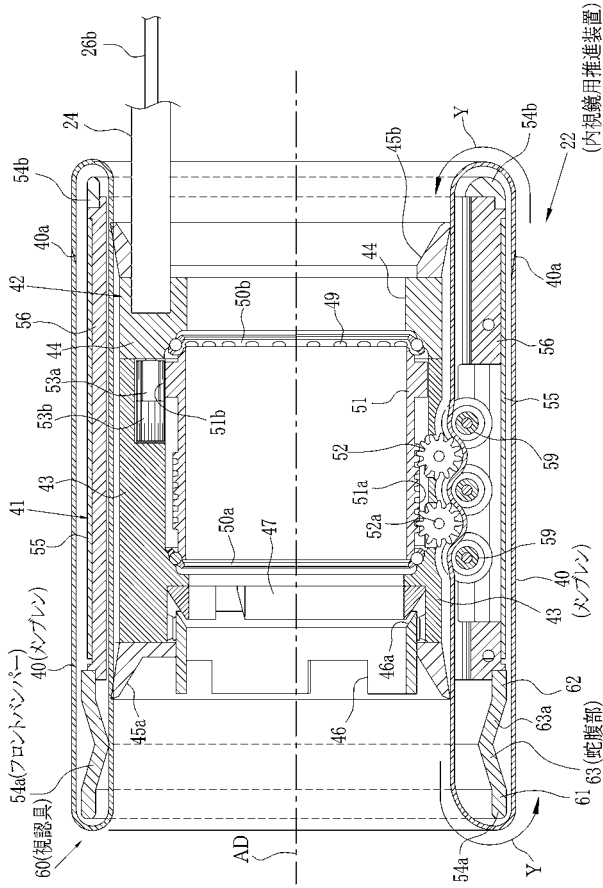
【 図 5 】



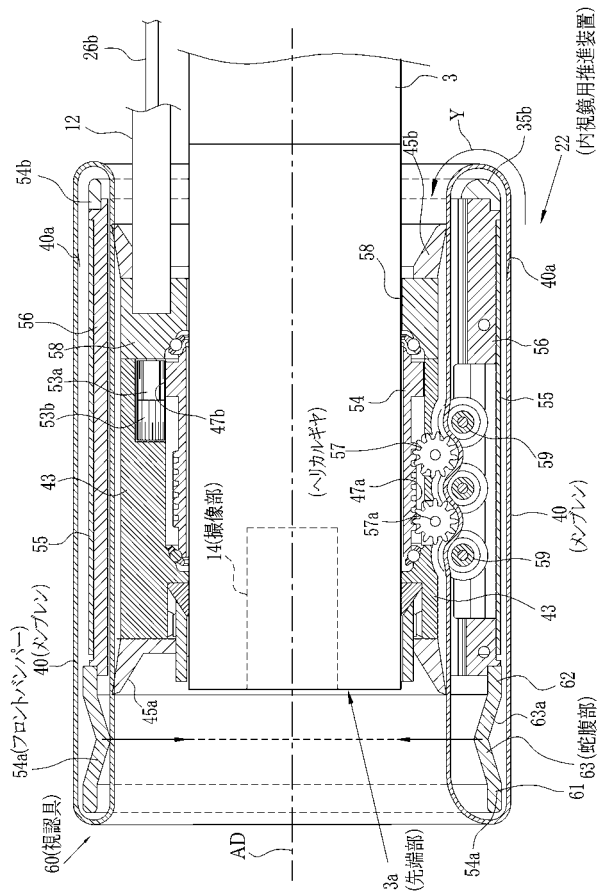
【 図 6 】



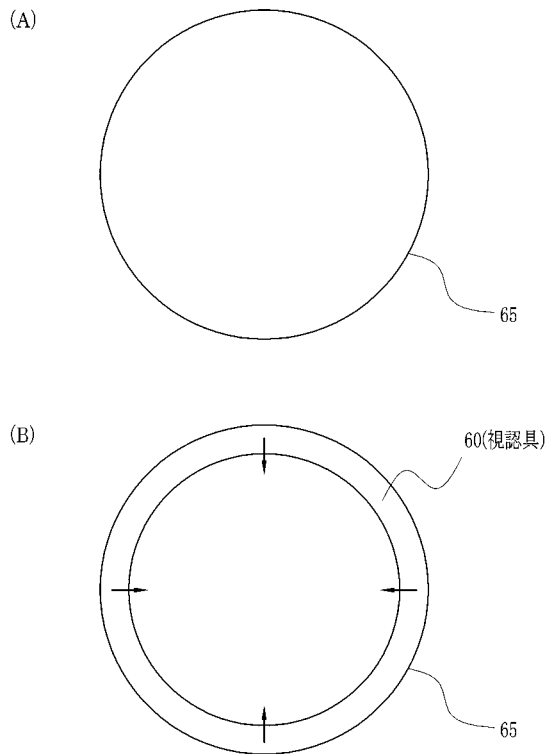
【 図 7 】



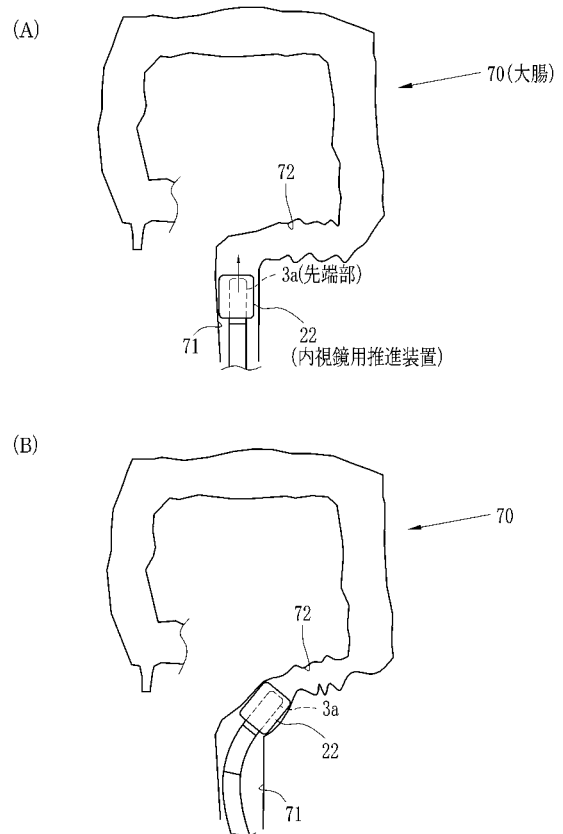
【 図 8 】



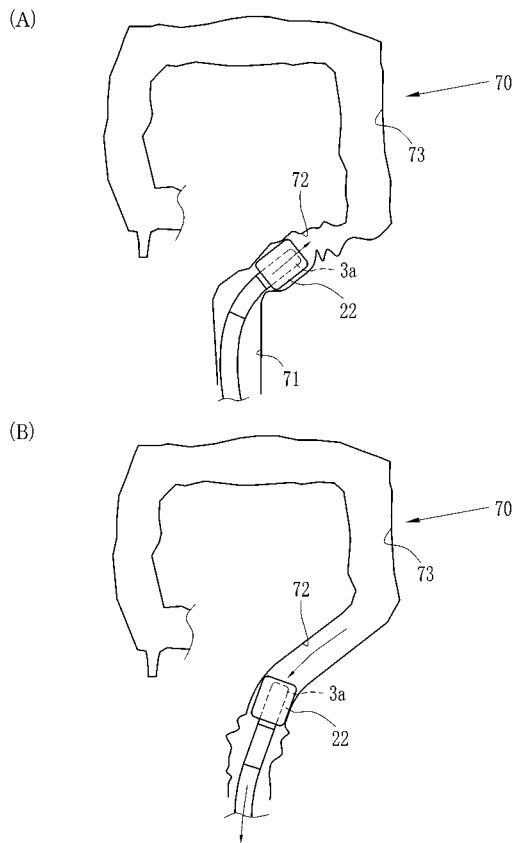
【 図 9 】



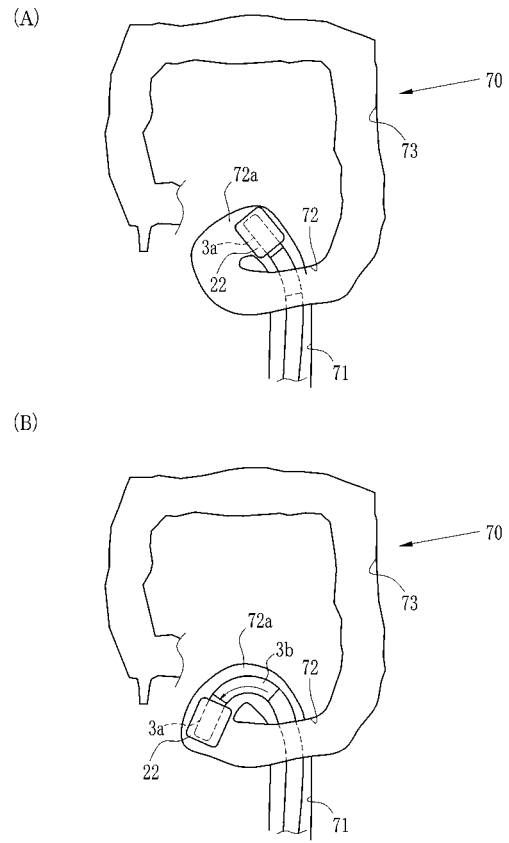
【 図 10 】



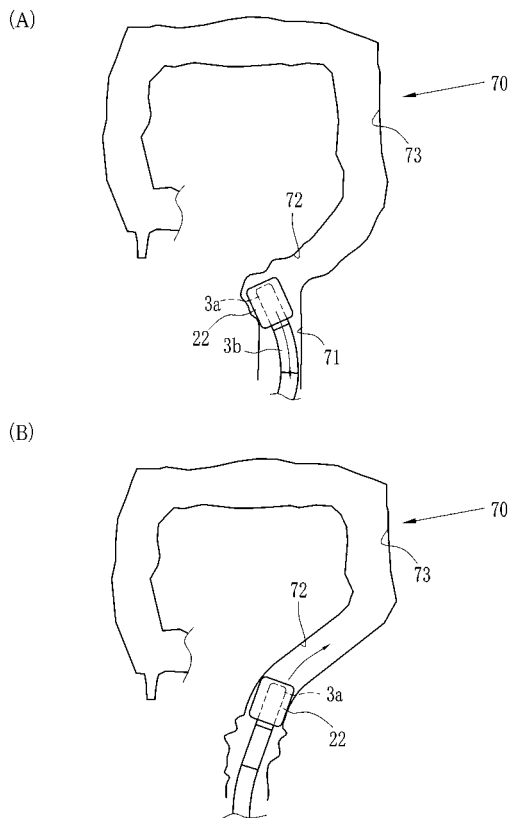
【 図 1 1 】



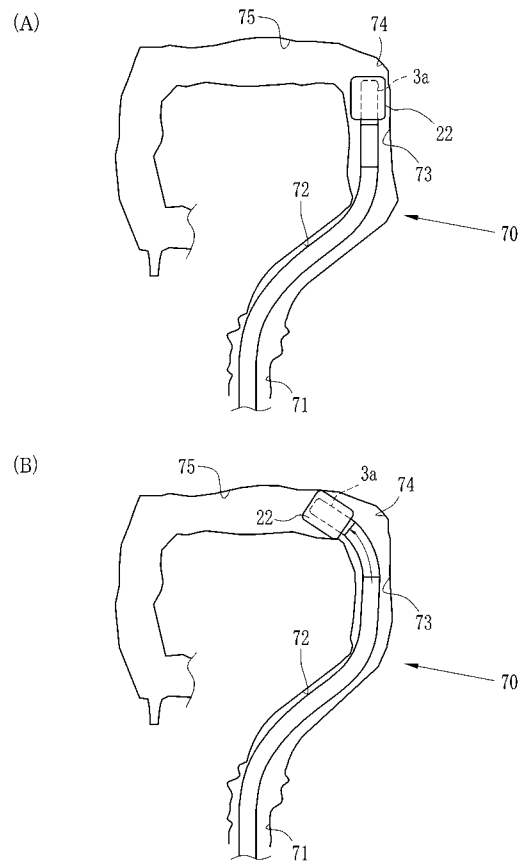
【 図 1 2 】



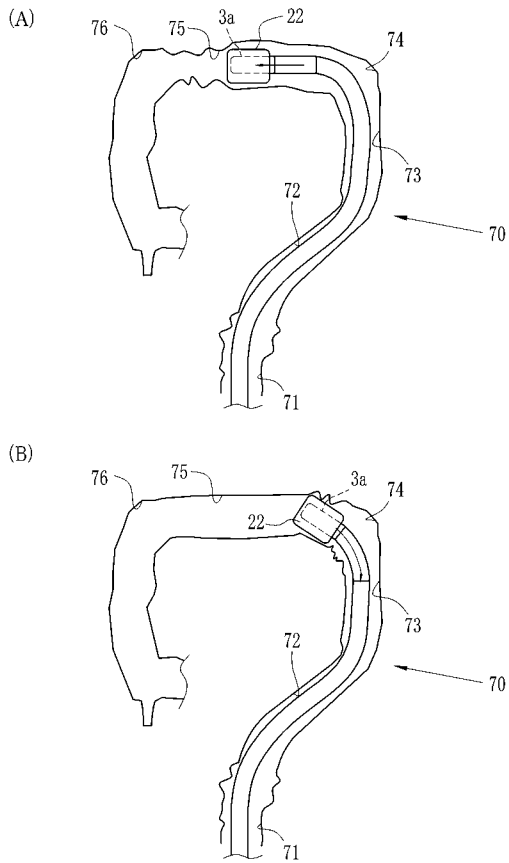
【 図 1 3 】



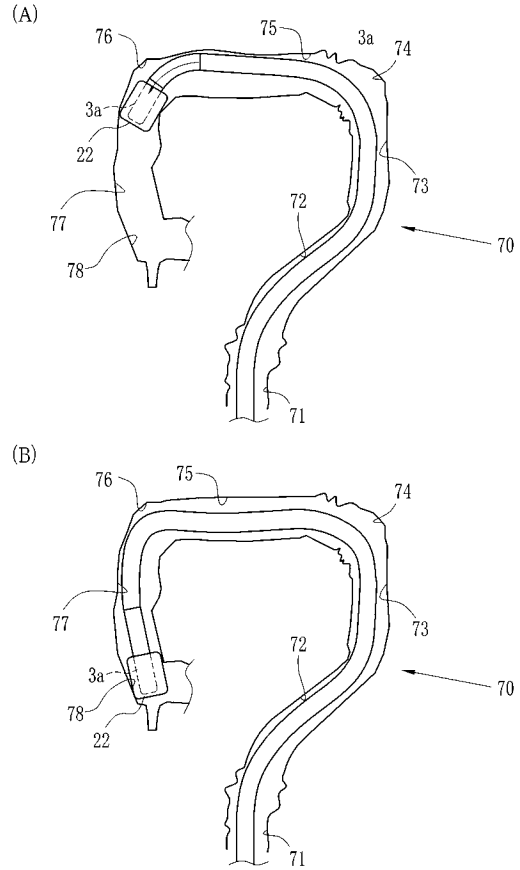
【 図 1 4 】



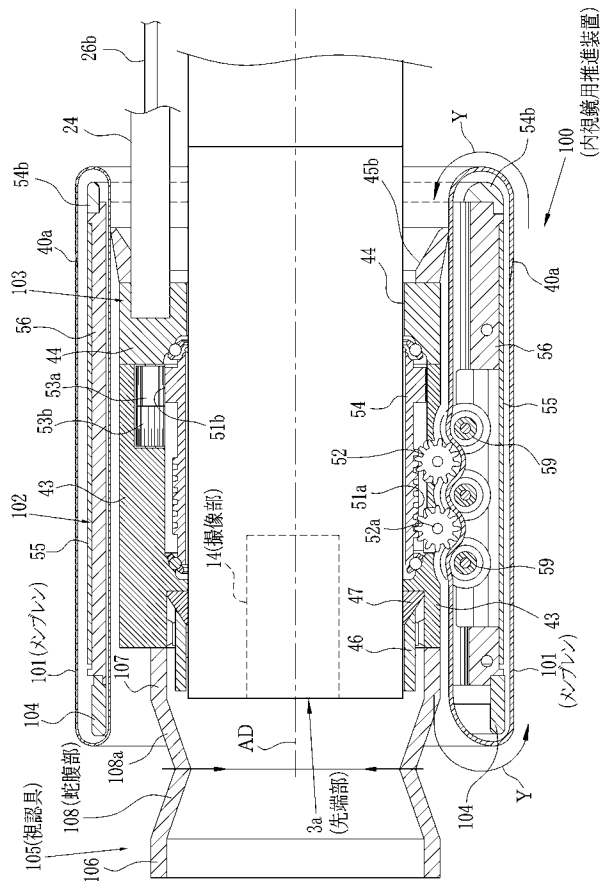
【 図 1 5 】



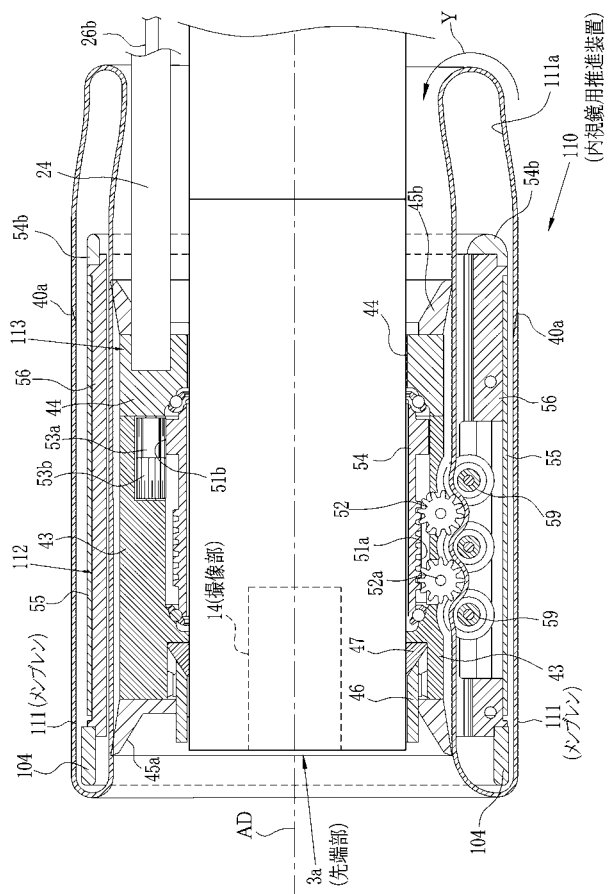
【 図 1 6 】



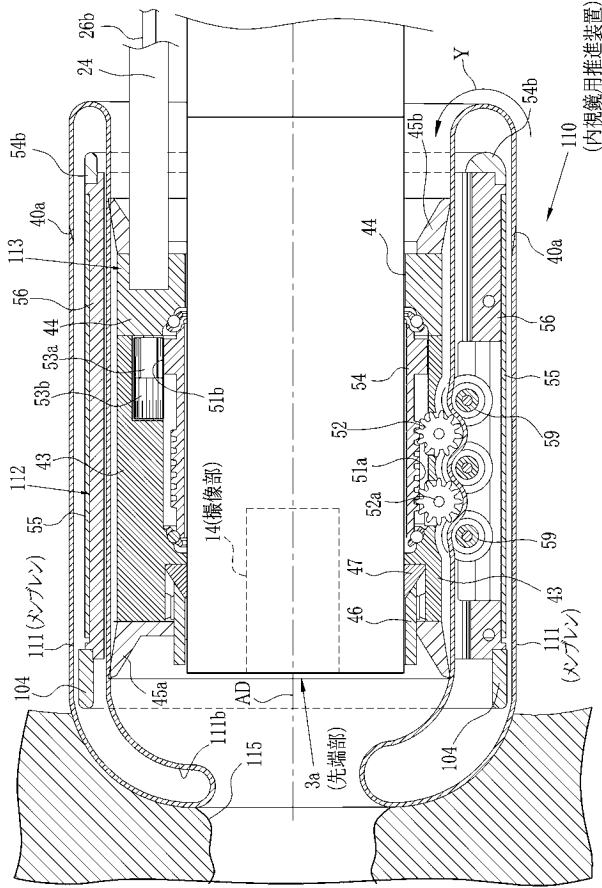
【 図 1 7 】



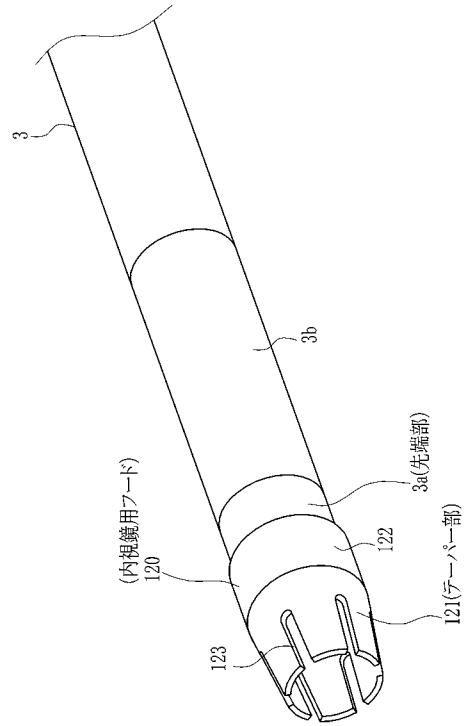
【 図 1 8 】



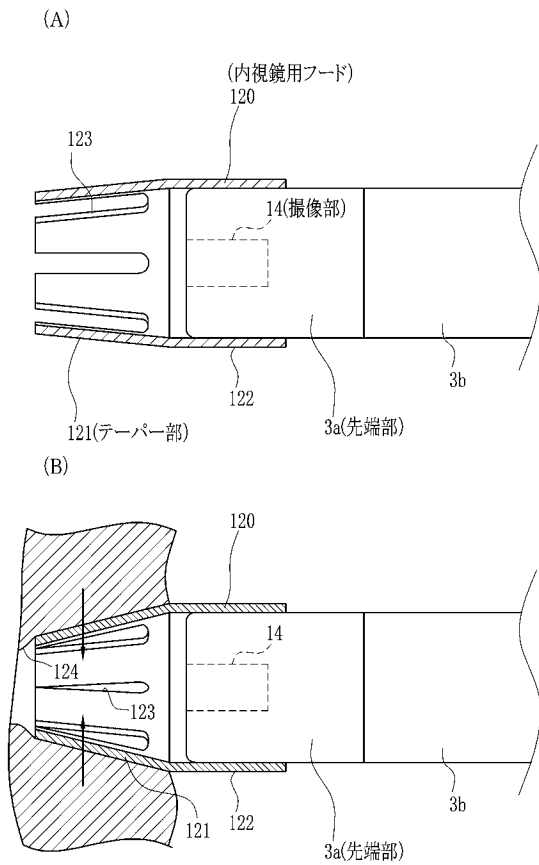
【図19】



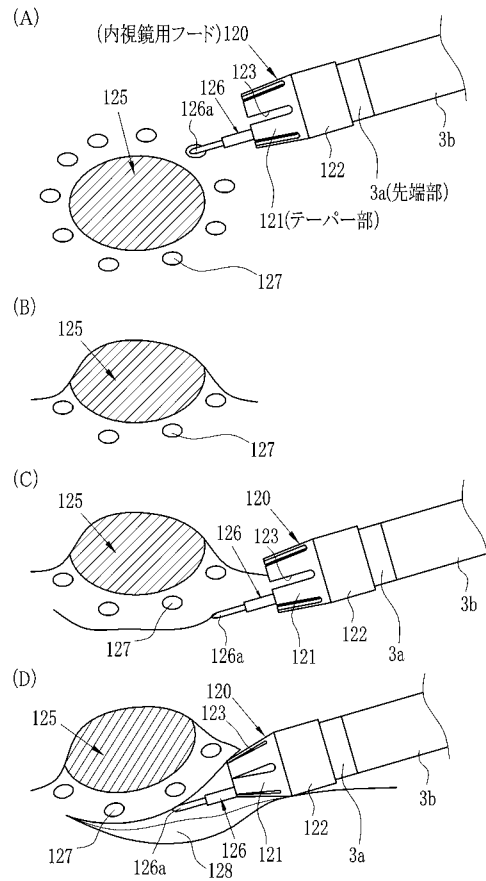
【図20】



【図21】



【図22】



专利名称(译)	内窥镜状态视觉装置		
公开(公告)号	JP2014068817A	公开(公告)日	2014-04-21
申请号	JP2012217292	申请日	2012-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫本学 山川真一		
发明人	宫本学 山川真一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0008 A61B1/00135 A61B1/00137 A61B1/0014 A61B1/0016 A61B1/0057		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.320.B A61B1/04.372 G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.613 A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/AA01 2H040/BA14 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA52 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/GG22 4C161/JJ01 4C161/LL02		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜状态识别装置，当将其与内窥镜的远端部分一起插入样品中并压在样品上时，可以容易地在视觉上识别。成像单元内置在内窥镜的远端部分中。内窥镜推进装置22可拆装地安装在前端部3a上。内窥镜推进装置22包括通过循环运动产生推进力的膜40。膜40由外部单元支撑。外部单元在顶端侧包括前保险杠54a。前保险杠54a与膜40一起构成外观检查工具60。前保险杠54a具有波纹管部分63。当将内窥镜推进装置22压向样品时，波纹管部63与膜40一起在与轴向正交的径向上弹性变形，并且进入成像单元14的观察范围。[选择图]图8

