

(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2011-167350

(P2011-167350A)

(43) 公開日 平成23年9月1日(2011.9.1)

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

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2010-33889 (P2010-33889)  
 (22) 出願日 平成22年2月18日 (2010.2.18)

(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100091351  
 弁理士 河野 哲  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠  
 (74) 代理人 100109830  
 弁理士 福原 淑弘  
 (74) 代理人 100075672  
 弁理士 峰 隆司  
 (74) 代理人 100095441  
 弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

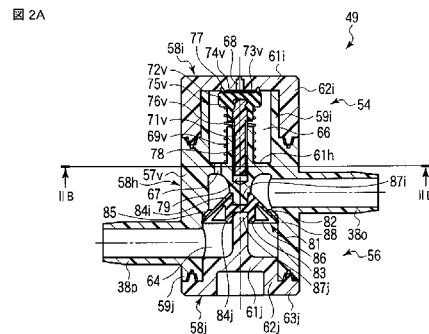
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム用機能ユニット

(57) 【要約】

【課題】 吸引開口への組織の過剰な吸着及び吸引開口からの被吸引物の漏出を防止する内視鏡システム用機能ユニットを提供する。

【解決手段】 内視鏡システム用機能ユニットは、吸引開口側に配置される吸引路の上流側部分の下流端部に接続される上流接続部 38o と、吸引装置側に配置される吸引路の下流側部分の上流端部に接続される下流接続部 38p と、上流接続部 38o と下流接続部 38p とを連通し吸引路の一部をなす吸引連通部 64 と、吸引連通部 64 に介設され、吸引連通部 64 内の圧力が所定の開放圧力以下となった場合に開放されて吸引連通部 64 内と外部とを連通するリリーフ弁 54 と、を具備し、開放圧力は、吸引開口への組織の過剰な吸着を生じる陰圧よりも大きく、吸引路において吸引開口とリリーフ弁 54 との間に残存した被吸引物の自重により発生する陰圧よりも小さい、ことを特徴とする。

【選択図】 図 2 A



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡挿入部の先端部の吸引開口から吸引路を介して吸引装置により吸引を行う内視鏡システムのための機能ユニットであって、

前記吸引開口側に配置される前記吸引路の上流側部分の下流端部に接続される上流接続部と、

前記吸引装置側に配置される前記吸引路の下流側部分の上流端部に接続される下流接続部と、

前記上流接続部と前記下流接続部とを連通し前記吸引路の一部をなす吸引連通部と、

前記吸引連通部に介設され、前記吸引連通部内の圧力が所定の開放圧力以下となった場合に開放されて前記吸引連通部内と外部とを連通するリリース弁と、

を具備し、

前記開放圧力は、前記吸引開口への組織の過剰な吸着を生じる陰圧よりも大きく、前記吸引路において前記吸引開口と前記リリース弁との間に残存した被吸引物の自重により発生する陰圧よりも小さい、

ことを特徴とする内視鏡システム用機能ユニット。

## 【請求項 2】

前記吸引連通部に介設され、前記リリース弁よりも下流側に配置され、前記上流接続部から前記下流接続部へと向かう流れを許容すると共に前記下流接続部から前記上流接続部へと向かう流れを規制する逆止弁をさらに具備する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム用機能ユニット。

## 【請求項 3】

前記リリース弁は、前記吸引連通部に連通している作動連通部を規定している収容部と、前記収容部に形成されている閉塞受部と、前記閉塞受部を貫通し、前記作動連通部と前記外部とを連通しているリーク部と、前記作動連通部に配置され、前記閉塞受部に当接され前記作動連通部に対して前記リーク部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞受部から離間され前記作動連通部に対して前記リーク部を開放する開放位置とに配置可能な閉塞部と、前記閉塞部を前記閉塞位置と前記開放位置との間で移動可能に支持している支持機構と、前記閉塞部を前記閉塞位置へと付勢する付勢力を前記閉塞部に付与し、前記作動連通部の圧力が前記開放圧力以下となった場合には前記閉塞部が前記付勢力に抗して前記開放位置に移動される付勢部と、を有し、

前記閉塞受部は、前記作動連通部側に配置され前記リーク部が開口している略平面状の閉塞受面を備え、前記閉塞部は、前記閉塞受面と対面している略平面状の閉塞面を備え、前記閉塞受部あるいは前記閉塞部は、前記閉塞受面あるいは前記閉塞面に形成され、前記閉塞部の移動方向にみて前記リーク部の周囲に全周にわたって配置され、前記閉塞部が前記閉塞位置にある場合に前記閉塞面あるいは前記閉塞受面に当接されて前記作動連通部に対して前記リーク部を閉塞する突出部を備える、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム用機能ユニット。

## 【請求項 4】

前記リリース弁は、前記吸引連通部に連通している作動連通部を規定している収容部と、前記収容部に形成されている閉塞受部と、前記閉塞受部を貫通し、前記作動連通部と前記外部とを連通しているリーク部と、前記作動連通部に配置され、前記閉塞受部に当接され前記作動連通部に対して前記リーク部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞受部から離間され前記作動連通部に対して前記リーク部を開放する開放位置とに配置可能な閉塞部と、前記閉塞部を前記閉塞位置と前記開放位置との間で移動可能に支持している支持機構と、前記閉塞部を前記閉塞位置へと付勢する付勢力を前記閉塞部に付与し、前記作動連通部の圧力が前記開放圧力以下となった場合には前記閉塞部が前記付勢力に抗して前記開放位置に移動される付勢部と、を有し、

前記支持機構は、前記閉塞部に接続され前記閉塞部の移動方向に延びているピストン状の摺動部と、前記移動方向に摺動可能に前記摺動部が挿入されているシリンダ状の摺動受

10

20

30

40

50

部と、前記摺動部又は前記摺動受部に形成され、前記摺動部と前記摺動受部とによって規定される体積可変空間と前記作動連通部とを連通する給排部と、を備える、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム用機能ユニット。

【請求項 5】

前記逆止弁は、前記吸引連通部を規定する収容部と、前記吸引連通部を開閉可能な弁部材と、を有し、

前記収容部は、支持部と、前記収容部の内面部に形成されている弁座と、を備え、前記弁部材は、前記支持部によって支持されている支持受部と、前記弁座に当接されて前記吸引連通部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞位置から前記下流接続部側に回動され前記弁座から離間されて前記吸引連通部を開通する開通位置とに配置可能である弁部と、を備え、

前記収容部は、前記収容部の内面部に形成され、前記弁座よりも前記上流接続部側に配置され、前記弁部に当接されて前記弁部が前記閉塞位置を越えて前記上流接続部側に回動されるのを規制する規制部をさらに備える、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム用機能ユニット。

【請求項 6】

前記逆止弁は、前記吸引連通部を規定する収容部と、前記吸引連通部を開閉可能な弁部材と、を有し、

前記収容部は、支持部と、前記収容部の内面部に形成されている弁座と、を備え、前記弁部材は、前記支持部によって支持されている支持受部と、前記弁座に当接されて前記吸引連通部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞位置から前記下流接続部側に回動され前記弁座から離間されて前記吸引連通部を開通する開通位置とに配置可能である弁部と、を備え、

前記弁部材は、前記支持受部と前記弁部とを互いに連結し、前記弁部が前記閉塞位置を越えて前記上流接続部側に回動されるのを規制する連結部をさらに備える、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム用機能ユニット。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の機能ユニットと、前記内視鏡と、前記吸引装置と、を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムの吸引路に介設される機能ユニットに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には内視鏡の吸引制御装置が開示されている。即ち、内視鏡では、体内に挿入される細長い挿入部の基端部に、操作者に保持、操作される操作部が連結されている。挿入部及び操作部には吸引チャンネルが延設されている。吸引チャンネルの先端部は挿入部の先端部の吸引開口に連通されている。吸引チャンネルの基端部は操作部の吸引口金に連通されており、吸引口金は吸引装置へと接続される。操作部において、吸引チャンネルに吸引制御装置が介設されている。吸引制御装置には吸引ボタンが配設されている。吸引制御装置において、吸引ボタンが押下された場合には、吸引チャンネルが開通され、吸引開口から吸引チャンネルを介して吸引装置により吸引が行われる。吸引ボタンの押下が解除された場合には、吸引チャンネルが閉塞され、吸引チャンネルの下流側部分が大気と連通され、吸引が停止される。ここで、吸引作動中、生体組織によって吸引開口が覆われた場合等には、吸引チャンネル内が過度に陰圧となって、吸引開口に組織が引き込まれる可能性がある。このような吸引作動中における組織の引き込みを防止するため、吸引制御装置にはリリース弁が配設されている。リリース弁は、吸引チャンネル内が所定の陰圧以下となると開放されて、吸引チャンネルを大気に解放し、吸引チャンネル内が過度に陰圧となるのを防止する。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 2 3 1 7 4 5 号 公 報

【 発 明 の 概 要 】

【 発 明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

【 0 0 0 4 】

内視鏡システムにおいて、吸引作動の終了後、吸引チャンネルに陰圧が残存するような場合には、吸引開口に組織が過剰に吸着される可能性がある。また、吸引作動の終了後、吸引路内に被吸引物が残存している場合には、吸引路において被吸引物が自重により逆流して、吸引開口から被吸引物が漏出する可能性がある。

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、吸引開口への組織の過剰な吸着及び吸引開口からの被吸引物の漏出を防止する内視鏡システム用機能ユニットを提供することである。

【 課 題 を 解 決 す る た め の 手 段 】

【 0 0 0 6 】

本発明の第 1 実施態様では、内視鏡システム用機能ユニットは、内視鏡挿入部の先端部の吸引開口から吸引路を介して吸引装置により吸引を行う内視鏡システムのための機能ユニットであって、前記吸引開口側に配置される前記吸引路の上流側部分の下流端部に接続される上流接続部と、前記吸引装置側に配置される前記吸引路の下流側部分の上流端部に接続される下流接続部と、前記上流接続部と前記下流接続部とを連通し前記吸引路の一部をなす吸引連通部と、前記吸引連通部に介設され、前記吸引連通部内の圧力が所定の開放圧力以下となった場合に開放されて前記吸引連通部内と外部とを連通するリリース弁と、を具備し、前記開放圧力は、前記吸引開口への組織の過剰な吸着を生じる陰圧よりも大きく、前記吸引路において前記吸引開口と前記リリース弁との間に残存した被吸引物の自重により発生する陰圧よりも小さい、ことを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

本発明の第 2 実施態様では、内視鏡システム用機能ユニットは、前記吸引連通部に介設され、前記リリース弁よりも下流側に配置され、前記上流接続部から前記下流接続部へと向かう流れを許容すると共に前記下流接続部から前記上流接続部へと向かう流れを規制する逆止弁をさらに具備する、ことを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の第 3 実施態様では、内視鏡システム用機能ユニットは、前記リリース弁は、前記吸引連通部に連通している作動連通部を規定している収容部と、前記収容部に形成されている閉塞受部と、前記閉塞受部を貫通し、前記作動連通部と前記外部とを連通しているリーク部と、前記作動連通部に配置され、前記閉塞受部に当接され前記作動連通部に対して前記リーク部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞受部から離間され前記作動連通部に対して前記リーク部を開放する開放位置とに配置可能な閉塞部と、前記閉塞部を前記閉塞位置と前記開放位置との間で移動可能に支持している支持機構と、前記閉塞部を前記閉塞位置へと付勢する付勢力を前記閉塞部に付与し、前記作動連通部の圧力が前記開放圧力以下となった場合には前記閉塞部が前記付勢力に抗して前記開放位置に移動される付勢部と、を有し、前記閉塞受部は、前記作動連通部側に配置され前記リーク部が開口している略平面状の閉塞受面を備え、前記閉塞部は、前記閉塞受面と対面している略平面状の閉塞面を備え、前記閉塞受部あるいは前記閉塞部は、前記閉塞受面あるいは前記閉塞面に形成され、前記閉塞部の移動方向にみて前記リーク部の周囲に全周にわたって配置され、前記閉塞部が前記閉塞位置にある場合に前記閉塞面あるいは前記閉塞受面に当接されて前記作動連通部に対して前記リーク部を閉塞する突出部を備える、ことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明の第 4 実施態様では、内視鏡システム用機能ユニットは、前記リリース弁は、前記吸引連通部に連通している作動連通部を規定している収容部と、前記収容部に形成されている閉塞受部と、前記閉塞受部を貫通し、前記作動連通部と前記外部とを連通している

10

20

30

40

50

リーク部と、前記作動連通部に配置され、前記閉塞受部に当接され前記作動連通部に対して前記リーク部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞受部から離間され前記作動連通部に対して前記リーク部を開放する開放位置とに配置可能な閉塞部と、前記閉塞部を前記閉塞位置と前記開放位置との間で移動可能に支持している支持機構と、前記閉塞部を前記閉塞位置へと付勢する付勢力を前記閉塞部に付与し、前記作動連通部の圧力が前記開放圧力以下となった場合には前記閉塞部が前記付勢力に抗して前記開放位置に移動される付勢部と、を有し、前記支持機構は、前記閉塞部に接続され前記閉塞部の移動方向に延びているピストン状の摺動部と、前記移動方向に摺動可能に前記摺動部が挿入されているシリンダ状の摺動受部と、前記摺動部又は前記摺動受部に形成され、前記摺動部と前記摺動受部とによって規定される体積可変空間と前記作動連通部とを連通する給排部と、を備える、ことを特徴とする。

10

**【0010】**

本発明の第5実施態様では、内視鏡システム用機能ユニットは、前記逆止弁は、前記吸引連通部を規定する収容部と、前記吸引連通部を開閉可能な弁部材と、を有し、前記収容部は、支持部と、前記収容部の内面に形成されている弁座と、を備え、前記弁部材は、前記支持部によって支持されている支持受部と、前記弁座に当接されて前記吸引連通部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞位置から前記下流接続部側に回動され前記弁座から離間されて前記吸引連通部を開通する開通位置とに配置可能である弁部と、を備え、前記収容部は、前記収容部の内面に形成され、前記弁座よりも前記上流接続部側に配置され、前記弁部に当接されて前記弁部が前記閉塞位置を越えて前記上流接続部側に回動されるのを規制する規制部をさらに備える、ことを特徴とする。

20

**【0011】**

本発明の第6実施態様では、内視鏡システム用機能ユニットは、前記逆止弁は、前記吸引連通部を規定する収容部と、前記吸引連通部を開閉可能な弁部材と、を有し、前記収容部は、支持部と、前記収容部の内面に形成されている弁座と、を備え、前記弁部材は、前記支持部によって支持されている支持受部と、前記弁座に当接されて前記吸引連通部を閉塞する閉塞位置と前記閉塞位置から前記下流接続部側に回動され前記弁座から離間されて前記吸引連通部を開通する開通位置とに配置可能である弁部と、を備え、前記弁部材は、前記支持受部と前記弁部とを互いに連結し、前記弁部が前記閉塞位置を越えて前記上流接続部側に回動されるのを規制する連結部をさらに備える、ことを特徴とする。

30

**【発明の効果】****【0012】**

本発明の第1実施態様の内視鏡システム用機能ユニットでは、内視鏡システムの吸引路の一部をなす吸引連通部について、吸引連通部内の圧力が吸引開口への組織の過剰な吸着を生じる陰圧に達する前にリリーフ弁が開放されるようになっている。このため、吸引作動の終了後、吸引チャンネルに陰圧が残存するような場合であっても、吸引開口への組織の過剰な吸着が防止される。また、吸引路において吸引開口とリリーフ弁との間に残存した被吸引物の自重により、吸引連通部内に発生する陰圧によっては、リリーフ弁は開放されないようになっている。このため、吸引作動の終了後、吸引路内に被吸引物が残存している場合であっても、吸引路において被吸引物が逆流して、吸引開口から被吸引物が漏出することが防止される。

40

**【0013】**

本発明の第2実施態様の内視鏡システム用機能ユニットでは、リリーフ弁が開放されて吸引路内の圧力が低下する際に、吸引路において被吸引物の逆流が生じる場合であっても、機能ユニットよりも下流側の吸引路内の被吸引物について、逆止弁によって逆流が防止される。ここで、機能ユニットよりも下流側の吸引路内については、前患者の被吸引物が残存している可能性があるが、かかる被吸引物について逆止弁により逆流が防止されるため、患者間の交差感染が確実に防止される。

**【0014】**

本発明の第3実施態様の内視鏡システム用機能ユニットでは、閉塞受面あるいは閉塞面

50

と突出部との線接触によって、リーク部が閉塞されるようになっており、リーク部を確実に閉塞することが可能となっている。このため、リリーフ弁の閉塞時に、意図しないリークが生じ、吸引路において被吸引物が逆流して、吸引開口から被吸引物が漏出することが確実に防止される。

【0015】

本発明の第4実施態様の内視鏡システム用機能ユニットについて、ピストン状の摺動部とシリンダ状の摺動受部とによって規定される体積可変空間が密閉されている場合には、体積可変空間内の媒体の圧縮膨張作用により、リリーフ弁の作動が不安定となる。このため、リリーフ弁が意図した開放圧力よりも低い圧力でも閉塞されたままであったり、意図した開放圧力よりも高い圧力でも開放されたりするおそれがある。これに対して、本実施態様の内視鏡システム用機能ユニットでは、給排部によって体積可変空間が作動連通部に連通されているため、リリーフ弁の作動が安定する。このため、リリーフ弁は意図した開放圧力よりも低い圧力では確実に開放され、意図した開放圧力よりも高い圧力では確実に閉塞されたままである。従って、吸引開口への組織の過剰な吸着の防止、及び、吸引開口からの被吸引物の漏出の防止という効果が確実に発揮される。

10

【0016】

本発明の第5実施態様の内視鏡システム用機能ユニットでは、弁座とは別の規制部によって、弁部が閉塞位置を越えて上流側に回動するのが規制される。このため、逆止弁において、弁部が閉塞位置を越えて上流側に回動して、リークが生じることが確実に防止される。従って、機能ユニットよりも下流側の吸引路内の被吸引物について、逆止弁によって確実に逆流が防止される。

20

【0017】

本発明の第6実施態様の内視鏡システム用機能ユニットでは、支持受部と弁部とを連結部によって連結することにより、弁部が閉塞位置を越えて上流側に回動するのが規制されている。このため、逆止弁において、弁部が閉塞位置を越えて上流側に回動して、リークが生じることが確実に防止される。従って、機能ユニットよりも下流側の吸引路内の被吸引物について、逆止弁によって確実に逆流が防止される。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態の内視鏡システムを示す模式図。

30

【図2A】本発明の一実施形態の機能ユニットを閉塞状態で示す縦断面図。

【図2B】本発明の一実施形態の機能ユニットを図2AのIIB-IIB線に沿って示す横断面図。

【図3】本発明の一実施形態の機能ユニットを開放状態で示す縦断面図。

【図4A】本発明の一実施形態の逆止弁の弁部材を正面側から示す斜視図。

【図4B】本発明の一実施形態の逆止弁の弁部材を背面側から示す斜視図。

【図5A】本発明の一実施形態のコネクタユニットを非接続状態で示す縦断面図。

【図5B】本発明の一実施形態のコネクタユニットを図5AのVB-VB線に沿って示す別の縦断面図。

【図5C】本発明の一実施形態のコネクタユニットを図5AのVC-VC線に沿って示す横断面図。

40

【図6】本発明の一実施形態のコネクタユニットを接続状態で示す縦断面図。

【図7】本発明の第1参考形態の内視鏡を接続状態で示す斜視図。

【図8】本発明の第1参考形態の内視鏡を分離状態で示す斜視図。

【図9】本発明の第1参考形態の変形例の内視鏡を接続状態で示す斜視図。

【図10】本発明の第1参考形態の変形例の内視鏡を分離状態で示す斜視図。

【図11】本発明の第2参考形態の送水バルブを開放状態で示す横断面図。

【図12】本発明の第2参考形態の送水バルブを閉塞状態で示す横断面図。

【図13】本発明の第3参考形態の挿入ユニット及びノブ部材を接続状態で示す側面図。

【図14】本発明の第3参考形態の挿入ユニット及びノブ部材を分離状態で示す側面図。

50

**【発明を実施するための形態】****【0019】**

本発明の各実施形態を図面を参照して説明する。

**【0020】**

図1乃至図6を参照し、本発明の一実施形態を説明する。

**【0021】**

図1を参照し、分離型電動湾曲内視鏡11を用いる内視鏡システムについて説明する。

**【0022】**

内視鏡システムでは、内視鏡11の挿入部14を体内に挿入し、挿入部14の湾曲部17を湾曲作動して、挿入部14の先端部を対象部位へと誘導する。即ち、内視鏡11は挿入ユニット12とモータユニット13とにより形成されている。挿入ユニット12は体腔内に挿入される細長い挿入部14を有する。挿入部14では、硬性の先端硬性部16、湾曲作動される湾曲部17、長尺で可撓性の可撓管部18が先端側から基端側へと連設されている。挿入部14の基端部には挿入部本体19が連設されている。挿入ユニット12の挿入部本体19はモータユニット13に分離可能に接続されている。モータユニット13には湾曲部17を湾曲作動させるためのモータが内蔵されている。モータユニット13は、内視鏡保持装置21の多関節アーム22によって、所望の位置に移動、固定可能に支持されている。ここで、内視鏡システムの使用時、モータユニット13は患者の上方に位置され、モータユニット13から挿入ユニット12が下方に吊り下げられる。また、モータユニット13からユニバーサルコード23が延出されており、ユニバーサルコード23の延出端部の光コネクタ24及び電気コネクタ26は、夫々、光源装置27及びビデオプロセッサ28に接続されている。ビデオプロセッサ28はシステムコントローラ29に接続されている。システムコントローラ29には操作コード31を介して操作リモコン32が接続されている。操作リモコン32は挿入部本体19に取外可能に装着されている。操作リモコン32には湾曲部17の湾曲作動を操作するためのトラックボール33が配設されている。トラックボール33を回転操作することにより、システムコントローラ29によって、モータユニット13のモータが駆動されて、挿入ユニット12の湾曲部17が湾曲作動される。

**【0023】**

また、内視鏡システムでは、体内の対象部位に対して照明及び観察を行う。即ち、内視鏡11内では、光コネクタ24と先端硬性部16の照明光学系との間にライトガイドが延設されている。光源装置27で生成された照明光は、ライトガイドによって導光されて、照明光学系から観察対象へと照射される。また、内視鏡11内では、電気コネクタ26と先端硬性部16の撮像ユニットとの間に撮像ケーブルが延設されている。撮像ケーブルを介して、撮像ユニットはビデオプロセッサ28によって駆動されて観察画像を撮像して画像信号を生成し、ビデオプロセッサ28は画像信号を処理してモニター35に観察画像を表示させる。なお、照明光学系の先端照明光学レンズ、撮像ユニットの先端対物光学レンズは先端硬性部16の先端面で露出されている。

**【0024】**

また、内視鏡システムでは、挿入部14の先端面において、先端照明光学レンズ及び先端対物光学レンズに付着した付着物を送気送水により除去すると共に、挿入部14の先端部から対象部位へと前方送水を行う。即ち、挿入ユニット12には、長手軸方向の略全長にわたって、送気チャンネル34a、送水チャンネル34b、前方送水チャンネル34cが延設されている。送水チャンネル34bは挿入部14の先端部において送気チャンネル34aに合流している。送気チャンネル34aの先端部は、先端硬性部16の先端面に配設されている送気送水ノズル36に連通されている。また、前方送水チャンネル34cは先端硬性部16において前方送水口37cを形成している。各チャンネル34a, 34b, 34cの基端部は、夫々、挿入部本体19に配設されている送気口金38a、送水口金38b、前方送水口金38cに連通されている。各口金38a, 38b, 38cは、夫々、送気チューブ39a、送水チューブ39b、前方送水チューブ39cを介して、流体制

10

20

30

40

50

御装置 4 1 の流体カセット 4 2 の送気バルブ 4 3 a、送水バルブ 4 3 b、前方送水バルブ 4 3 c に接続されている。送気バルブ 4 3 a は流体制御装置 4 1 の送気送水ポンプに接続されており、送水バルブ 4 3 b 及び前方送水バルブ 4 3 c は、生理食塩水等を貯留している送水タンク 4 5 を介して、流体制御装置 4 1 の送気送水ポンプに接続されている。このように、各チャンネル 3 4 a, 3 4 b, 3 4 c、各チューブ 3 9 a, 3 9 b, 3 9 c、各バルブ 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c によって、送気路、送水路、前方送水路が形成されている。各バルブ 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c は、夫々、流体制御装置 4 1 の送気アクチュエータ 4 4 a、送水アクチュエータ 4 4 b、前方送水アクチュエータ 4 4 c によって作動される。流体制御装置 4 1 はシステムコントローラ 2 9 に接続されており、システムコントローラ 2 9 には操作リモコン 3 2 が接続されている。操作リモコン 3 2 には送気送水ボタン 4 6 e が配設されている。送気送水ボタン 4 6 e を押下操作することにより、システムコントローラ 2 9 によって流体制御装置 4 1 が駆動されて、各アクチュエータ 4 4 a, 4 4 b, 4 4 c によって各バルブ 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c が開作動される。この結果、送気送水ポンプにより、送水路及び送気路を介して、送気送水ノズル 3 6 から先端照明光学レンズ及び先端対物光学レンズへと送気送水が行われる。また、前方送水路を介して、前方送水口 3 7 c から対象部位へと前方送水が行われる。送気送水ボタン 4 6 e の押下量に応じて、各バルブ 4 3 a, 4 3 b, 4 3 c の開放量が調節され、送気送水量及び前方送水量が調節される。

10

**【 0 0 2 5 】**

また、内視鏡システムでは、挿入ユニット 1 2 の吸引チャンネル 3 4 f を介して体内に処置具を挿入し、処置具によって対象部位の処置を行う。即ち、挿入ユニット 1 2 には、長手軸方向の略全長にわたって、吸引チャンネル 3 4 f が延設されている。吸引チャンネル 3 4 f の先端部は先端硬性部 1 6 で吸引開口 3 7 f を形成しており、吸引チャンネル 3 4 f の基端部は挿入部本体 1 9 の鉗子栓口金 3 8 d に連通されている。鉗子栓口金 3 8 d には鉗子栓 4 7 が取外可能に装着されている。鉗子栓 4 7 の根本部に係脱部 4 8 が形成されており、係脱部 4 8 は鉗子栓口金 3 8 d に解除可能に係止されている。鉗子栓 4 7 の末端部には鉗子挿入口金 3 8 g が形成されており、鉗子挿入口金 3 8 g は吸引チャンネル 3 4 f へと連通されている。処置具は、鉗子挿入口金 3 8 g に挿入され、吸引チャンネル 3 4 f に挿通されて、吸引開口 3 7 f から突出される。なお、鉗子挿入口金 3 8 g にはシール部が配設されている。シール部を介して処置具が挿抜可能であり、処置具の抜去時には、シール部によって鉗子挿入口金 3 8 g の内部が外部に対してシールされる。

20

30

**【 0 0 2 6 】**

そして、内視鏡システムでは、体内の体液、対象部位への処置により分離された組織、送気送水又は前方送水により供給された生理食塩水等の吸引、回収を行う。即ち、上述したように、挿入ユニット 1 2 には、吸引開口 3 7 f、吸引チャンネル 3 4 f、鉗子栓口金 3 8 d が配設されており、鉗子栓口金 3 8 d には鉗子栓 4 7 が取外可能に装着されている。鉗子栓 4 7 において鉗子挿入口金 3 8 g から吸引口金 3 8 f が分岐されている。吸引口金 3 8 f には接続チューブ 3 9 d の一端部が接続されている。接続チューブ 3 9 d の他端部は機能ユニット 4 9 に接続されている。機能ユニット 4 9 はコネクタユニット 5 1 に分離可能に接続されている。コネクタユニット 5 1 はモータユニット 1 3 に取外可能に装着されている。コネクタユニット 5 1 には吸引チューブ 3 9 f の一端部が接続されている。吸引チューブ 3 9 f の他端部は流体制御装置 4 1 の吸引バルブ 4 3 f に接続されている。吸引バルブ 4 3 f は吸引瓶 5 2 を介して吸引ポンプ 5 3 に接続されている。このように、吸引チャンネル 3 4 f、鉗子栓 4 7、接続チューブ 3 9 d、機能ユニット 4 9、コネクタユニット 5 1、吸引チューブ 3 9 f、吸引バルブ 4 3 f によって、吸引路が形成されている。吸引バルブ 4 3 f は、流体制御装置 4 1 の吸引アクチュエータ 4 4 f によって作動される。上述したように、流体制御装置 4 1 はシステムコントローラ 2 9 に接続されており、システムコントローラ 2 9 には操作リモコン 3 2 が接続されている。操作リモコン 3 2 には吸引ボタン 4 6 f が配設されている。吸引ボタン 4 6 f を押下操作することにより、システムコントローラ 2 9 によって流体制御装置 4 1 が駆動されて、吸引アクチュエータ

40

50

4 4 f によって吸引バルブ 4 3 f が開作動される。この結果、吸引開口 3 7 f から、吸引路を介して、吸引ポンプ 5 3 によって、体内の体液、分離組織、生理食塩水等が吸引され、吸引瓶 5 2 に回収される。吸引ボタン 4 6 f の押下量に応じて、吸引バルブ 4 3 f の開放量が調節され、吸引量が調節される。

【 0 0 2 7 】

ここで、内視鏡システムでは、患者間の交差感染を確実に防止する必要がある。挿入ユニット 1 2 については、患者毎に交換し、洗浄、消毒、滅菌を行う。本実施形態のように、吸引チャンネル 3 4 f を吸引と処置具の挿通とに共用する場合には、吸引路から処置具の挿入のための経路を分岐する必要がある。本実施形態では、挿入ユニット 1 2 ではなく、鉗子栓 4 7 において、吸引路から処置具の挿入のための経路を鉗子挿入口金 3 8 g として分岐しており、挿入ユニット 1 2 では吸引チャンネル 3 4 f は分岐を有さない単一の経路となっている。このため、挿入ユニット 1 2 を洗浄する際に、吸引チャンネル 3 4 f の洗浄性が向上される。

10

【 0 0 2 8 】

また、患者からの被吸引物を移送する吸引路について、患者に近い上流側部分をなす鉗子栓 4 7、接続チューブ 3 9 d 及び機能ユニット 4 9 については、患者毎に交換して使い捨てにするシングルユース部となっている。また、患者から遠い下流側部分をなすコネクタユニット 5 1、吸引チューブ 3 9 f 及び吸引バルブ 4 3 f については、複数回使用して使い捨てにするワンディユース部となっている。

20

【 0 0 2 9 】

なお、シングルユース部及びワンディユース部については、使い捨てであるため、コストを最小限とするように、機能を確保するのに必要な最小限度の部品点数で構成されている。特に、シングルユース部については、部品点数が十分に削減されている。また、鉗子栓 4 7 を挿入部本体 1 9 に装着し、機能ユニット 4 9 が接続されるコネクタユニット 5 1 をモータユニット 1 3 に装着するようにしているため、鉗子栓 4 7 と機能ユニット 4 9 とを接近して配置することができる。このため、鉗子栓 4 7 と機能ユニット 4 9 とを接続する接続チューブ 3 9 d の全長を短くすることができ、接続チューブ 3 9 d の原価が低減されている。

【 0 0 3 0 】

図 2 乃至図 4 B を参照して、機能ユニット 4 9 について詳細に説明する。

30

【 0 0 3 1 】

機能ユニット 4 9 は吸引路の一部をなしており、機能ユニット 4 9 において、上流側部分ではリリーフ弁 5 4 が形成されており、下流側部分では逆止弁 5 6 が形成されている。

【 0 0 3 2 】

図 2 A を参照し、機能ユニット 4 9 は収容部としてのバルブハウジング 5 7 v を有する。バルブハウジング 5 7 v は、軸方向中間部をなす中間部材 5 8 h と、上端部をなす上壁部材 5 8 i と、下端部をなす下壁部材 5 8 j と、によって形成されている。即ち、中間部材 5 8 h は略円筒状をなしている。中間部材 5 8 h の上端部には外径が減少されている上端嵌合受部 5 9 i が形成されており、上端嵌合受部 5 9 i の下端部には段差面が形成されている。中間部材 5 8 h の下端部には下端嵌合受部 5 9 j が形成されている。一方、上壁部材 5 8 i は、上端壁にリーク孔 6 8 が形成されている円筒状をなしている。換言すれば、上壁部材 5 8 i は、上壁部材 5 8 i の上端壁をなす上壁 6 1 i と、円筒部をなす上端嵌合部 6 2 i と、によって形成されている。上壁部材 5 8 i の上端嵌合部 6 2 i は中間部材 5 8 h の上端嵌合受部 5 9 i に外嵌されている。上端嵌合部 6 2 i の下端面は中間部材 5 8 h の段差面に超音波溶着により固定されており、上壁部材 5 8 i と中間部材 5 8 h との間の液密が確保されている。他方、下壁部材 5 8 j は、上端部が閉塞され下端部が外向きのフランジ状をなす円筒状をなしている。換言すれば、下壁部材 5 8 j は、下壁部材 5 8 j の上端壁をなす下壁 6 1 j と、円筒状をなす下端嵌合部 6 2 j と、フランジ状をなす下端フランジ部 6 3 j と、によって形成されている。下壁部材 5 8 j の下端嵌合部 6 2 j は中間部材 5 8 h の下端嵌合受部 5 9 j に内嵌されている。下壁部材 5 8 j の下端フランジ

40

50

部 6 3 j の上端面は、下端嵌合受部 5 9 j の下端面に超音波溶着により固定されており、下壁部材 5 8 j と中間部材 5 8 h との間の液密が確保されている。

【 0 0 3 3 】

機能ユニット 4 9 は吸引路の一部をなしている。即ち、中間部材 5 8 h には隔壁 6 1 h が形成されており、隔壁 6 1 h はバルブハウジング 5 7 v の内腔を軸方向について略等分に分割している。隔壁 6 1 h と下壁 6 1 j との間において、バルブハウジング 5 7 v の内腔によって、吸引連通部 6 4 が形成されている。また、中間部材 5 8 h の軸方向中間部には、上流接続部としての上流口金 3 8 o が突設されている。上流口金 3 8 o は、隔壁 6 1 h の下方近傍において、吸引連通部 6 4 の上端部に連通されている。上流口金 3 8 o には接続チューブ 3 9 d の端部が接続されている。一方、中間部材 5 8 h の下端部には、機能

10

【 0 0 3 4 】

図 2 A 乃至図 3 を参照し、機能ユニット 4 9 の上流側部分のリリーフ弁 5 4 について説明する。

【 0 0 3 5 】

リリーフ弁 5 4 は、吸引路が所定の陰圧以下となった場合に開放されて、吸引路を大気解放して陰圧を逃がし、吸引路内の圧力を増大させる。即ち、隔壁 6 1 h と上壁 6 1 i との間において、バルブハウジング 5 7 v の内腔によって、作動連通部 6 6 が形成されている。隔壁 6 1 h には連通孔 6 7 が貫通形成されており、連通孔 6 7 によって吸引連通部 6 4 と作動連通部 6 6 とが互いに連通されている。なお、連通孔 6 7 は、中心軸に対して、上流口金 3 8 o に対向して配置されている。一方、閉塞受部としての上壁 6 1 i には、中心軸に沿って、リーク部としてのリーク孔 6 8 が貫通形成されている。他方、隔壁 6 1 h の上面には、作動連通部 6 6 内へと、中心軸に沿って、摺動受部としてのシリンダ状のバルブ軸受部 6 9 v が突設されている。バルブ軸受部 6 9 v には、摺動部としてのピストン状のバルブ軸部 7 1 v が内挿されている。バルブ軸部 7 1 v はバルブ軸受部 6 9 v に対して中心軸方向に摺動可能である。バルブ軸受部 6 9 v から突出されているバルブ軸部 7 1 v の上端部には、閉塞部としての短円柱状のバルブパッキン 7 2 v が共軸に連結されている。バルブパッキン 7 2 v はバルブ軸部 7 1 v 及びバルブ軸受部 6 9 v によって中心軸方向に移動可能に支持されており、バルブ軸部 7 1 v 及びバルブ軸受部 6 9 v によって支持機構が形成されている。バルブパッキン 7 2 v の上側部分の外径は下側部分の外径よりも大きく、バルブパッキン 7 2 v には段差状のバルブばね受部 7 5 v が形成されている。隔壁 6 1 h とバルブパッキン 7 2 v のバルブばね受部 7 5 v との間には、付勢部としてのバルブばね 7 6 v が圧縮配設されている。バルブばね 7 6 v はバルブパッキン 7 2 v を中心軸方向上向きに付勢している。通常、バルブばね 7 6 v による中心軸方向上向きの付勢により、バルブパッキン 7 2 v は上壁 6 1 i に当接されており、上壁 6 1 i のリーク孔 6 8 はバルブパッキン 7 2 v によって閉塞され、作動連通部 6 6 は外部に対してシールされる。当該バルブパッキン 7 2 v の位置を閉塞位置と称する。一方、作動連通部 6 6 が所定の陰

20

30

40

【 0 0 3 6 】

リリーフ弁 5 4 の開放圧力については、以下のように設定されている。

【 0 0 3 7 】

50

即ち、吸引作動中、粘膜等の生体組織によって吸引開口 37 f が覆われた場合等には、吸引路内が過度に陰圧となって、吸引開口 37 f に生体組織が過剰に吸着されるおそれがある。吸引作動後、吸引路内に陰圧が残存する場合についても同様である。本実施形態では、リリース弁 54 の開放圧力を、吸引開口 37 f への生体組織の過剰な吸着を生じる陰圧よりも大きく設定している。このため、吸引路の圧力が吸引開口 37 f への生体組織の過剰な吸着を生じる陰圧に達する前にリリース弁 54 が開放され、吸引路が大気解放されて陰圧が逃がされ、吸引路内の圧力が増大される。従って、吸引開口 37 f への生体組織の過剰な吸着が防止される。例えば、吸引連通部 64 の陰圧が  $-27 \text{ kPa}$  未満となった場合には、吸引開口 37 f への組織の過剰な吸着が生じる可能性がある。このため、リリース弁 54 の開放圧力は、 $-27 \text{ kPa}$  以上である必要があり、 $-25 \text{ kPa}$  以上であることが好ましく、 $-23 \text{ kPa}$  以上であることが特に好ましい。

10

**【0038】**

一方、内視鏡 11 の使用中、挿入ユニット 12 は患者の上方に位置されたモータユニット 13 から吊り下げられている。このため、吸引終了後、吸引路内に被吸引物が残存する場合には、被吸引物はその自重により逆流して、吸引開口 37 f から漏出されるおそれがある。特に、検査終了後、患者の体内から挿入ユニット 12 を引き抜いた後に、吸引開口 37 f から被吸引物が漏出される場合には、検査室の床等に被吸引物が滴下されることになり、不衛生である。本実施形態では、リリース弁 54 の開放圧力を、吸引開口 37 f とリリース弁 54 との間に残存した被吸引物の自重により、吸引連通部 64 において発生する陰圧よりも小さく設定している。このため、被吸引物の自重による陰圧によっては、リリース弁 54 が開放されないようになっている。従って、被吸引物はその自重により逆流して、吸引開口 37 f から漏出されることが防止されている。被吸引物の自重により発生する陰圧については、吸引開口 37 f とリリース弁 54 との間の全体に生理食塩水等を満たすことで実験的に測定することができ、例えば、 $-17 \text{ kPa}$  乃至  $-19 \text{ kPa}$  である。このため、リリース弁 54 の開放圧力は  $-19 \text{ kPa}$  以下である必要があり、 $-17 \text{ kPa}$  以下であることが好ましく、 $-20 \text{ kPa}$  以下であることが特に好ましい。

20

**【0039】**

以上より、本実施形態のリリース弁 54 の開放圧力については、 $-19 \text{ kPa}$  乃至  $-27 \text{ kPa}$  である必要があり、 $-17 \text{ kPa}$  乃至  $-25 \text{ kPa}$  であることが好ましく、 $-20 \text{ kPa}$  乃至  $-23 \text{ kPa}$  であることが特に好ましい。

30

**【0040】**

なお、吸引ポンプ 53 の吸引圧は  $-27 \text{ kPa}$  乃至  $-85 \text{ kPa}$  程度に設定されており、リリース弁 54 の開放圧力が上記範囲に設定されている場合には、通常の吸引作動時であっても、リリース弁 54 が開放されることが想定される。リリース弁 54 のリーク孔 68 の内径が大きく、リーク孔 68 からの吸気量が大きい場合には、吸引量が減少し、吸引作動に支障をきたすおそれがある。本実施形態では、リーク孔 68 の内径を十分に小さく設定し、リリース弁 54 が開放されている場合であっても、必要な吸引量が確保できるようにしている。例えば、リーク孔 68 の内径を  $0.1 \text{ mm}$  に設定することで、リリース弁 54 の開放時に閉塞時の 93% の吸引量を確保することが可能である。

**【0041】**

本実施形態では、リリース弁 54 において、バルブパッキン 72 v によってリーク孔 68 を確実に閉塞するために、突出部 77 を用いている。即ち、リリース弁 54 において、上壁 61 i の下面は、中心軸方向に直交する平面状をなし、閉塞受面としてのバルブシール受面 74 v を形成している。一方、バルブパッキン 72 v の上面は、中心軸方向に直交する平面状をなし、閉塞面としてのバルブシール面 73 v を形成している。バルブシール面 73 v には突出部 77 が中心軸方向上向きに突設されている。突出部 77 は、中心軸方向にみて、リーク孔 68 の周囲の全周にわたって円周状に延設されている。バルブパッキン 72 v が閉塞位置に配置される場合には、バルブパッキン 72 v のバルブシール面 73 v の突出部 77 が上壁 61 i のバルブシール受面 74 v に当接される。即ち、バルブパッキン 72 v と上壁 61 i とは線接触されることになる。ここで、バルブパッキン 72 v の

40

50

バルブシール面 7 3 v が上壁 6 1 i のバルブシール受面 7 4 v に直接当接される場合、即ち、バルブパッキン 7 2 v と上壁 6 1 i とが面接触される場合には、バルブパッキン 7 2 v と上壁 6 1 i との間にクリアランスが生じやすく、リリーフ弁 5 4 の閉塞時に意図しないリークが生じるおそれがある。これに対して、本実施形態では、バルブパッキン 7 2 v と上壁 6 1 i とが線接触されるため、バルブパッキン 7 2 v と上壁 6 1 i との間にクリアランスが生じにくく、リリーフ弁 5 4 の閉塞時に意図しないリークが生じることが防止される。このため、被吸引物がその自重により逆流して、吸引開口 3 7 f から漏出されることが確実に防止される。

#### 【 0 0 4 2 】

また、リリーフ弁 5 4 では、リリーフ弁 5 4 の作動を安定化するために、バルブパッキン 7 2 v の支持機構において、給排部としての給排路 7 8 を用いている。即ち、ピストン状のバルブ軸部 7 1 v とシリンダ状のバルブ軸受部 6 9 v とによって、体積可変空間 7 9 が規定されている。図 2 B を参照し、中心軸方向に直交する横断面について、バルブ軸受部 6 9 v の内腔は円形状をなしている。これに対して、バルブ軸部 7 1 v は、円形状から中心軸対称に外周部の両側を D カット状に切欠いた形状を有する。このため、バルブ軸受部 6 9 v の内周面とバルブ軸部 7 1 v の外周面との間にクリアランスが形成されており、当該クリアランスによって給排路 7 8 が形成されている。給排路 7 8 によって体積可変空間 7 9 が作動連通部 6 6 に連通されている。ここで、支持機構において、給排路 7 8 が形成されておらず、体積可変空間 7 9 が密閉されている場合には、体積可変空間 7 9 の気体の圧縮膨張作用により、リリーフ弁 5 4 の作動が不安定となる。この結果、リリーフ弁 5 4 が意図した開放圧力よりも低い圧力でも閉塞されたままであったり、意図した開放圧力よりも高い圧力でも開放されたりするおそれがある。本実施形態では、給排路 7 8 によって体積可変空間 7 9 が作動連通部 6 6 に連通されているため、リリーフ弁 5 4 の作動が安定する。この結果、リリーフ弁 5 4 は意図した開放圧力よりも低い圧力では確実に開放され、開放圧力よりも高い圧力では確実に閉塞されたままである。従って、吸引開口 3 7 f への組織の過剰な吸着の防止、及び、吸引開口 3 7 f からの被吸引物の漏出の防止という効果が確実に確保される。

#### 【 0 0 4 3 】

図 2 A、図 4 A 及び図 4 B を参照し、機能ユニット 4 9 の下流側部分の逆止弁 5 6 について説明する。

#### 【 0 0 4 4 】

逆止弁 5 6 は吸引路において被吸引物の逆流を防止する。即ち、逆止弁 5 6 は傘形状の弁部材 8 1 を有する。弁部材 8 1 は、薄肉の切頭円錐壁状の弁部 8 2 と、弁部材 8 1 の中心軸に沿って延設されている支持受部としての柱受部 8 3 と、から形成されている。柱受部 8 3 は隔壁を備える円筒状をなし、柱受部 8 3 では、上記傘形状の先端側に上端嵌合孔 8 4 i が形成されており、基端側に下端嵌合孔 8 4 j が形成されている。弁部 8 2 と柱受部 8 3 とは連結部としてのリブ 8 6 によって連結されている。リブ 8 6 は径方向に延設されており、4 つのリブ 8 6 が周方向に等間隔に配置されている。一方、バルブハウジング 5 7 v において、隔壁 6 1 h の下面から、中心軸方向下向きに、支持部としての上柱部 8 7 i が延出されている。また、下壁 6 1 j の上面から、中心軸方向上向きに、支持部としての下柱部 8 7 j が延出されている。弁部材 8 1 の柱受部 8 3 の上端嵌合孔 8 4 i 及び下端嵌合孔 8 4 j に、夫々、バルブハウジング 5 7 v の上柱部 8 7 i 及び下柱部 8 7 j が嵌入されており、弁部材 8 1 がバルブハウジング 5 7 v に固定されている。弁部材 8 1 の傘形状の先端側が上流側に、基端側が下流側に配置されている。弁部材 8 1 の弁部 8 2 は、弁部 8 2 自身の弾性力により、下流側から上流側へと径方向外向きに付勢されている。当該付勢により、弁部 8 2 の周縁部はバルブハウジング 5 7 v の内周面に当接されており、当該内周面によって弁座 8 8 が形成されている。上流側から下流側への流れに対しては、弁部 8 2 の周縁部は上流側から下流側へと径方向内向きに回動し、弁部 8 2 全体としては傘が閉じるように変形して、弁部 8 2 の周縁部が弁座 8 8 から離間され、吸引連通部 6 4 が開通されて、上流側から下流側への流れが許容される。このような弁部 8 2 の位置を開

10

20

30

40

50

放位置と称する。一方、下流側から上流側への流れに対しては、弁部 8 2 の周縁部は、下流側から上流側へと径方向外向きに付勢されて、弁座 8 8 に隙間なく当接され、弁部 8 2 によって吸引連通部 6 4 が閉塞され、下流側から上流側への流れが規制される。このような弁部 8 2 の位置を閉塞位置と称する。なお、バルブハウジング 5 7 v の内周面では、弁座 8 8 の上流側近傍において、下流側から上流側へと内径が減少されており、規制部としての縮径部 8 5 が形成されている。

#### 【 0 0 4 5 】

吸引作動中又は吸引作動後に、リリース弁 5 4 が開放され、吸引路が大気解放された場合には、吸引路内の被吸引物が逆流する可能性がある。ここで、吸引路について、逆止弁 5 6 よりも上流側部分では、機能ユニット 4 9、接続チューブ 3 9 d 及び鉗子栓 4 7 は患者毎に交換されて使い捨てにされ、吸引チャンネル 3 4 f をなす挿入ユニット 1 2 は患者毎に交換されて洗浄、消毒、滅菌される。このため、吸引路において、逆止弁 5 6 よりも上流側部分には前患者の被吸引物が混入している可能性はなく、被吸引物が逆流して現患者の体内に漏出されても、交差感染のおそれはない。一方、吸引路について、逆止弁 5 6 よりも下流側部分では、コネクタユニット 5 1、吸引チューブ 3 9 f 及び吸引バルブ 4 3 f は複数回使用して使い捨てにされる。このため、吸引路において、逆止弁 5 6 よりも下流側部分では、前患者の被吸引物が混入している可能性があり、被吸引物の逆流により、前患者の被吸引物が現患者の体内に漏出して、患者間の交差感染を招来するおそれがある。これに対して、本実施形態では、逆止弁 5 6 によって当該下流側部分の被吸引物の逆流が防止されるため、前患者の被吸引物が吸引開口 3 7 f から現患者の体内に漏出されることはなく、患者間の交差感染が防止される。

10

20

#### 【 0 0 4 6 】

特に、弁部 8 2 については、吸引作動を妨げないように、十分に薄肉に形成する必要がある。このため、下流側から上流側へと過度の圧力が付与されると、弁部 8 2 の周縁部が閉塞位置から弁座 8 8 を越えてさらに上流側へと回動し、弁部 8 2 全体としては傘形状が裏返るように変形され、リークが生じるおそれがある。本実施形態では、弁部材 8 1 において、柱受部 8 3 と弁部 8 2 とがリブ 8 6 によって互いに連結されており、リブ 8 6 によって弁部 8 2 の周縁部が閉塞位置からさらに上流側へと回動されることが規制されている。また、弁座 8 8 の上流側近傍において縮径部 8 5 が形成されており、縮径部 8 5 に弁部 8 2 が当接されることで、弁部 8 2 の周縁部が閉塞位置からさらに上流側へと回動されることが規制されている。このように、リブ 8 6 及び縮径部 8 5 によって、弁部 8 2 の周縁部が閉塞位置からさらに上流側へと回動することが防止されており、逆止弁 5 6 においてリークが発生することが回避されている。このため、逆止弁 5 6 による逆流防止効果が確実に確保され、患者間の交差感染が確実に防止される。

30

40

#### 【 0 0 4 7 】

以上述べた機能ユニット 4 9 については、中間部材 5 8 h、上壁部材 5 8 i、下壁部材 5 8 j、バルブ軸部 7 1 v、バルブパッキン 7 2 v、バルブばね 7 6 v、弁部材 8 1 によって形成されており、吸引路、リリース弁 5 4 及び逆止弁 5 6 としての機能を確保するのに必要な最小限度の部品点数で構成されている。特に、中間部材 5 8 h と上壁部材 5 8 i とについては、上端嵌合受部 5 9 i と上端嵌合部 6 2 i とを嵌合し、超音波溶着により両部材を固定して、両部材間の液密を確保している。このため、両部材間の液密を確保するためのシール要素が必要なく、部品点数が削減されている。中間部材 5 8 h と下壁部材 5 8 j とについても同様である。

#### 【 0 0 4 8 】

図 5 A 乃至図 6 を参照して、コネクタユニット 5 1 について詳細に説明する。

#### 【 0 0 4 9 】

コネクタユニット 5 1 に機能ユニット 4 9 が接続された場合には、コネクタユニット 5 1 を介して機能ユニット 4 9 と吸引チューブ 3 9 f とが互いに接続され、コネクタユニット 5 1 から機能ユニット 4 9 が分離された場合には、コネクタユニット 5 1 においてコネクタユニット 5 1 の上流開口からの被吸引物の漏出が防止される。

50

## 【 0 0 5 0 】

コネクタユニット 5 1 のコネクタハウジング 5 7 w は略円筒状の本体部材 5 8 k を有する。本体部材 5 8 k では、先端部から基端部へと、中内径部 8 9 r、小内径部 8 9 s、内径の増大されるテーパ部 8 9 t、大内径部 8 9 u が形成されている。

## 【 0 0 5 1 】

本体部材 5 8 k の先端部には端壁部材 5 8 l が配設されている。端壁部材 5 8 l は、先端部が外向きのフランジ状をなす円筒状をなし、円筒状の先端嵌合部 6 2 l と、フランジ状の先端フランジ部 6 3 l と、から形成されている。一方、本体部材 5 8 k の中内径部 8 9 r の先端側部分によって先端嵌合受部 5 9 l が形成されている。端壁部材 5 8 l の先端嵌合部 6 2 l は本体部材 5 8 k の先端嵌合受部 5 9 l に嵌入されており、端壁部材 5 8 l の先端フランジ部 6 3 l の内端面は本体部材 5 8 k の先端面に超音波溶着により固定されている。端壁部材 5 8 l の先端嵌合部 6 2 l と、本体部材 5 8 k の小内径部 8 9 s とは、機能ユニット 4 9 の下流口金 3 8 p の外径に略等しい内径を有し、コネクタユニット 5 1 に機能ユニット 4 9 が接続される場合に機能ユニット 4 9 の下流口金 3 8 p が内挿される挿抜受部 6 5 をなしている。また、本体部材 5 8 k の中内径部 8 9 r には、端壁部材 5 8 l の先端嵌合部 6 2 l の内端面と、本体部材 5 8 k の中内径部 8 9 r と小内径部 8 9 s との間の段差面との間に、リング状のシール部材 9 1 が内挿されている。コネクタユニット 5 1 の挿抜受部 6 5 に機能ユニット 4 9 の下流口金 3 8 p が内挿される場合には、シール部材 9 1 に下流口金 3 8 p が嵌入され、シール部材 9 1 によってコネクタハウジング 5 7 w の内部が外部に対して液密に保持される。

## 【 0 0 5 2 】

本体部材 5 8 k の側壁部には口金部材 5 8 n が配設されている。即ち、口金部材 5 8 n は、略直角に屈曲されている管状をなし、末端側の側方口金 3 8 q と、根本側の側方嵌合部 6 2 q と、から形成されている。一方、本体部材 5 8 k の側壁部には、円筒状の側方嵌合受部 5 9 q が径方向外向きに突設されている。側方嵌合受部 5 9 q の末端部には、コネクタユニット 5 1 の軸方向基端側に、切欠部 9 2 が形成されている。口金部材 5 8 n の側方嵌合部 6 2 q は本体部材 5 8 k の側方嵌合受部 5 9 q に内嵌されており、側方嵌合部 6 2 q の内端面は本体部材 5 8 k の外周面部に超音波溶着により固定されている。口金部材 5 8 n の側方口金 3 8 q は側方嵌合受部 5 9 q の切欠部 9 2 に収容されており、側方口金 3 8 q はコネクタユニット 5 1 の軸方向基端向きに延びている。また、本体部材 5 8 k の周壁部には、口金部材 5 8 n の側方嵌合部 6 2 q と共軸に、側孔 9 3 が径方向に貫通形成されている。側孔 9 3 の外端部は側方嵌合部 6 2 q の内腔と連通されている。側孔 9 3 の内端部は、大内径部 8 9 u の軸方向先端部において開口し、大内径部 8 9 u の内腔と連通している。

## 【 0 0 5 3 】

本体部材 5 8 k の基端部には端部部材 5 8 m が配設されている。端部部材 5 8 m は、基端嵌合部 6 2 m と、コネクタ軸受部 6 9 w と、連結壁 6 1 m と、から形成されている。基端嵌合部 6 2 m は大径円筒状をなしている。コネクタ軸受部 6 9 w は、基端部が閉塞され基端嵌合部 6 2 m よりも小径な小径円筒状をなし、基端嵌合部 6 2 m 内に基端嵌合部 6 2 m と略共軸に配置されている。連結壁 6 1 m は、基端嵌合部 6 2 m の先端部とコネクタ軸受部 6 9 w の軸方向中間部分とを連結し、両部材の間を完全に閉塞している。一方、本体部材 5 8 k の大内径部 8 9 u では、基端側部分に、内径の増大されている基端嵌合受部 5 9 m が形成されており、基端嵌合受部 5 9 m の内端部に段差面が形成されている。端部部材 5 8 m の基端嵌合部 6 2 m は本体部材 5 8 k の基端嵌合受部 5 9 m に内嵌されており、基端嵌合部 6 2 m の内端面が本体部材 5 8 k の段差面に超音波溶着により固定されている。なお、基端嵌合受部 5 9 m には、一对のスリット 9 4 が中心軸対称に軸方向へと延設されており、基端嵌合部 6 2 m には、一对の凸部 9 6 が、径方向外向きに突設され、中心軸対称に軸方向へと延設されている。基端嵌合受部 5 9 m のスリット 9 4 に基端嵌合部 6 2 m の凸部 9 6 が挿入されており、基端嵌合受部 5 9 m と基端嵌合部 6 2 m とが周方向に位置決めされている。本体部材 5 8 k の基端部については、端部部材 5 8 m によって液密に

閉塞されている。

【0054】

端部部材58mのコネクタ軸受部69wにはコネクタ軸部71wが軸方向に摺動可能に挿入されている。コネクタ軸部71wはコネクタ軸受部69wの先端部から突出されている。コネクタ軸部71wの突出端部には、円環状のコネクタパッキン72wが共軸に外挿されている。コネクタパッキン72wには、軸方向先端側から基端側へと径方向外向きに傾斜するテーパ形状のコネクタシール面73wが形成されている。一方、本体部材58kにおいて、小内径部89sと大内径部89uとの間に、軸方向先端側から基端側へと径方向外向きに傾斜するテーパ形状のコネクタシール受面74wが形成されている。本体部材58kのコネクタシール受面74wにコネクタパッキン72wのコネクタシール面73wが当接されている場合には、コネクタ軸部71w及びコネクタパッキン72wによってテーパ部89tが閉塞され、コネクタユニット51の上流開口が下流側部分に対して液密に保持される。このようなコネクタ軸部71wの軸方向先端の位置を閉塞位置と称する。コネクタ軸部71wの突出端部には、コネクタパッキン72wの軸方向基端側に、外径の増大されているコネクタばね受部75wが形成されている。コネクタ軸部71wのコネクタばね受部75wと本体部材58kの連結壁61mの間にはコネクタばね76wが圧縮配設されており、コネクタばね76wによってコネクタ軸部71wが閉塞位置へと付勢されている。

10

【0055】

コネクタ軸部71wの突出端には流路部97が形成されている。流路部97の外径は本体部材58kの小内径部89sの内径に略等しく、コネクタ軸部71wが閉塞位置にある場合には、流路部97は小内径部89s内に配置される。流路部97では、端面から軸方向にコネクタパッキン72wの軸方向先端側まで円柱状の軸方向流路97xが形成されている。さらに、流路部97では、軸方向流路97xに直交して、径方向に円柱状の径方向流路97yが形成されている。コネクタユニット51に機能ユニット49が接続され、コネクタユニット51の挿抜受部65に機能ユニット49の下流口金38pが挿入される場合には、コネクタ軸部71wは、下流口金38pによって押圧されて、コネクタばね76wの付勢力に抗して、軸方向基端の開通位置まで移動される。コネクタ軸部71wが開通位置にある場合には、コネクタ軸部71wの突出端面に下流口金38pの突出端面が当接され、コネクタ軸部71wの軸方向流路97xの開口部は下流口金38pの開口部に直接連通される。また、径方向流路97yの一方の開口部は、本体部材58kのテーパ部89t及び大内径部89uの軸方向先端部に配置され、周方向について本体部材58kの側孔93に対面して配置される。ここで、軸方向に直交する断面について、コネクタ軸受部69wの内腔及びコネクタ軸部71wが矩形状となっており、コネクタ軸受部69wに対するコネクタ軸部71wの周方向への回転が規制されている。このため、径方向流路97yの開口部は周方向について側孔93に正確に対面して配置される。なお、機能ユニット49の下流口金38p、コネクタ軸部71wの軸方向流路97x及び径方向流路97y、本体部材58kの側孔93、口金部材58nの側方嵌合部62q及び側方口金38qについては、互いに略等しい内径を有する。

20

30

【0056】

内視鏡システムの使用時には、コネクタユニット51の側方口金38qに吸引チューブ39fの先端部を接続し、モータユニット13にコネクタユニット51を装着する。また、鉗子栓47の吸引口金38fと機能ユニット49の上流口金38oとを接続チューブ39dによって接続し、鉗子栓47を挿入ユニット12の鉗子栓口金38dに装着する。さらに、図5Aから図6に示されるように、コネクタユニット51に機能ユニット49を接続する。この際、コネクタユニット51の挿抜受部65に機能ユニット49の下流口金38pが挿入され、コネクタユニット51のコネクタ軸部71wが下流口金38pによって閉塞位置から開通位置へと移動される。この結果、下流口金38pから、コネクタ軸部71wの軸方向流路97x及び径方向流路97y、本体部材58kのテーパ部89t及び大内径部89uの内腔、側孔93、並びに、口金部材58nの側方嵌合部62q及び側方口

40

50

金 3 8 q によって、吸引路が形成される。ここで、コネクタ軸部 7 1 w の径方向流路 9 7 y の一方の開口部が周方向について本体部材 5 8 k の側孔 9 3 に対してずれて配置される場合には、コネクタユニット 5 1 において吸引路の断面積及び断面形状が急激に変化されることになり、特に大きな吸引物について、円滑な吸引が妨げられるおそれがある。これに対して、本実施形態では、コネクタ軸受部 6 9 w に対するコネクタ軸部 7 1 w の周方向への回転が規制されているため、コネクタ軸部 7 1 w の径方向流路 9 7 y の一方の開口部が周方向について本体部材 5 8 k の側孔 9 3 に正確に対面して配置されるようになっている。このため、吸引路の断面積及び断面形状が急激に変化されることがなく、大きな吸引物であっても、円滑な吸引を行うことが可能となっている。

#### 【 0 0 5 7 】

検査終了後について、鉗子栓 4 7、接続チューブ 3 9 d 及び機能ユニット 4 9 からなるシングルユース部については、一回の使用後に使い捨てにされるため、各患者の検査終了後に取り外される。これに対して、コネクタユニット 5 1、吸引チューブ 3 9 f 及び吸引バルブ 4 3 f からなるワンディユース部については、複数回の使用後に使い捨てにされるため、所定の患者の検査終了後については、取り外されず、そのまま継続して使用される場合がある。このような場合には、図 6 から図 5 A に示されるように、コネクタユニット 5 1 から機能ユニット 4 9 を取り外す。この際、コネクタユニット 5 1 の挿抜受部 6 5 から機能ユニット 4 9 の下流口金 3 8 p が抜去される。コネクタ軸部 7 1 w はコネクタばね 7 6 w の付勢によって軸方向先端向きに閉塞位置から閉塞位置まで移動される。コネクタ軸部 7 1 w のコネクタパッキン 7 2 w のバルブシール面 7 3 v は本体部材 5 8 k のテーパ部 8 9 t のバルブシール受面 7 4 v に当接され、コネクタ軸部 7 1 w とコネクタパッキン 7 2 w とによってテーパ部 8 9 t が閉塞され、コネクタユニット 5 1 の上流開口が下流側部分に対して液密に保持される。このため、コネクタユニット 5 1 及び吸引チューブ 3 9 f に被吸引物が残存している場合であっても、コネクタユニット 5 1 の上流開口から被吸引物が漏出してしまふことがなく、衛生的である。

#### 【 0 0 5 8 】

図 7 及び図 8 を参照し、本発明の第 1 参考形態を説明する。

#### 【 0 0 5 9 】

本参考形態の内視鏡システムでは、モータユニット 1 3 に対して挿入ユニット 1 2 をモータユニット 1 3 及び挿入ユニット 1 2 の長手軸方向に直交する接続分離方向に移動させることにより、モータユニット 1 3 に対して挿入ユニット 1 2 が接続、分離されるようになっている。そして、モータユニット 1 3 に対する挿入ユニット 1 2 の接続、分離に連動して、モータユニット 1 3 に装着された連通部材 1 1 3 の送気接離口 1 1 4 a、送水接離口 1 1 4 b、前方送水接離口 1 1 4 c に挿入ユニット 1 2 の送気口金 3 8 a、送水口金 3 8 b、前方送水口金 3 8 c が挿抜されるようになっている。

#### 【 0 0 6 0 】

即ち、モータユニット 1 3 では、モータユニット 1 3 の長手軸方向に、上側から下側へと、円柱状の回転軸部 1 0 1 及び直方体状の接離受部 1 0 2 が共軸に連結されている。回転軸部 1 0 1 は、多関節アーム 2 2 の先端部のベアリング 1 2 0 に内挿され、ベアリング 1 2 0 によって回転軸部 1 0 1 の中心軸を中心として回転可能に支承されている。接離受部 1 0 2 の各面は、モータユニット 1 3 の長手軸方向、当該長手軸方向に直交する接続分離方向、当該長手軸方向及び接続分離方向に直交する幅方向に夫々直交して配置されている。接離受部 1 0 2 では接続分離方向に接離受孔 1 0 3 が延設されている。接離受孔 1 0 3 は、接続向きの端面である接離受面 1 0 4 において開口し、接離開口 1 0 6 を形成している。接離受孔 1 0 3 は接続分離方向に延設されている挿通孔 1 0 7 を介して下方に開放されている。接離受孔 1 0 3 の幅よりも挿通孔 1 0 7 の幅は小さくしており、接離受孔 1 0 3 の下端部では幅方向内向きに突出し接続分離方向に延びている懸垂受部 1 0 8 が形成されている。接離受孔 1 0 3 内では、幅方向両内端面に、夫々、湾曲部 1 7 を上下方向、左右方向に湾曲駆動させるための上下方向、左右方向用駆動カップリングが配設されている。接離受部 1 0 2 の分離向きの端面には、光コネクタ受部 1 1 1、電気コネクタ受

10

20

30

40

50

部 1 1 2 が配設されている。モータユニット 1 3 内で、光コネクタ受部 1 1 1、電気コネクタ受部 1 1 2 からライトガイドケーブル、撮像ケーブルが延出されており、ライトガイドケーブル、撮像ケーブルは、回転軸部 1 0 1 の上端部から延出されているユニバーサルコード 2 3 へと導入されている。

【 0 0 6 1 】

また、接離受面 1 0 4 において、接離開口 1 0 6 の上方に、ゴム製の連通部材 1 1 3 が取外可能に装着されている。連通部材 1 1 3 には、送気流路、送水流路、前方送水流路が形成されている。各流路の上流端部は送気接離口 1 1 4 a、送水接離口 1 1 4 b、前方送水接離口 1 1 4 c を形成しており、各接離口 1 1 4 a, 1 1 4 b, 1 1 4 c は、連通部材 1 1 3 の接続向き端面において接続向きに開口し、幅方向に並設されている。各流路の下流端部は、連通部材 1 1 3 の上向き端面において上向きに開口し、幅方向に並設されており、各下流端部には、送気チューブ 3 9 a、送水チューブ 3 9 b、前方送水チューブ 3 9 c が接続されている。なお、接離受面 1 0 4 において、接離開口 1 0 6 の周縁部には、パッキン 1 1 6 が覆設されている。

10

【 0 0 6 2 】

なお、回転軸部 1 0 1 には、接続向き側に、回転軸部 1 0 1 の中心軸に直交する平面によって切り欠いた形状をなす切欠部 1 1 7 が形成されている。切欠部 1 1 7 とベアリング 1 2 0 との間にチューブ収容空間 1 1 8 が形成されており、チューブ収容空間 1 1 8 に各チューブ 3 9 a, 3 9 b, 3 9 c が収容されている。また、ベアリング 1 2 0 では、ベアリング 1 2 0 の一部分によって蓋部 1 1 9 が形成されており、その他の部分によってベアリング本体 1 2 1 が形成されている。蓋部 1 1 9 の枢着端部がベアリング本体 1 2 1 の枢着端部に枢着されており、蓋部 1 1 9 はベアリング本体 1 2 1 に対して径方向に開閉可能であり、当該開閉によって蓋部 1 1 9 の係止端部がベアリング本体 1 2 1 の係止端部に係脱可能である。蓋部 1 1 9 をベアリング本体 1 2 1 に対して開くことにより、チューブ収容空間 1 1 8 と外部とが接続可能である。

20

【 0 0 6 3 】

一方、挿入ユニット 1 2 では、挿入部 1 4 の基端部に挿入部本体 1 9 が連設されている。挿入部本体 1 9 には接離部 1 2 2 が配設されている。接離部 1 2 2 の各面は、挿入ユニット 1 2 の長手軸方向、当該長手軸方向に直交する接続分離方向、当該長手軸方向及び接続分離方向に直交する幅方向に夫々直交して配置されている。接離部 1 2 2 の幅は挿入部 1 4 の幅よりも大きくなっており、接離部 1 2 2 の幅方向両端面の下端部には接続分離方向に延びている懸垂部 1 3 0 が形成されている。接離部 1 2 2 の幅方向両端面には、夫々、湾曲部 1 7 を上下方向、左右方向に湾曲駆動させるための上下方向、左右方向用従動カップリング 1 0 9 が配設されている。接離部 1 2 2 の接続向き端面には、光コネクタ部 1 2 4、電気コネクタ部 1 2 6 が配設されている。挿入ユニット 1 2 内で、光コネクタ部 1 2 4、電気コネクタ部 1 2 6 からライトガイドケーブル、撮像ケーブルが延出されており、ライトガイドケーブル、撮像ケーブルは挿入部 1 4 へと導入されている。

30

【 0 0 6 4 】

また、挿入部本体 1 9 では、分離向き側に流路接離部 1 2 5 が配設されている。流路接離部 1 2 5 は接離部 1 2 2 から上向きに突出しており、当該突出部の接続向き端面では、送気口金 3 8 a、送水口金 3 8 b、前方送水口金 3 8 c が接続向きに突設され、幅方向に並設されている。挿入ユニット 1 2 内で、各口金 3 8 a, 3 8 b, 3 8 c は、夫々、送気チャンネル 3 4 a、送水チャンネル 3 4 b、前方送水チャンネル 3 4 c に連通されている。なお、接離部 1 2 2 の幅方向両端面には、夫々、従動カップリング 1 0 9 よりも分離向き側に、幅方向に突出し長手軸方向に延びているフランジ部 1 2 3 が形成されている。

40

【 0 0 6 5 】

次に、モータユニット 1 3 に対する挿入ユニット 1 2 の接続分離作動について説明する。

【 0 0 6 6 】

モータユニット 1 3 に挿入ユニット 1 2 を接続する際には、予め、モータユニット 1 3

50

に連通部材 1 1 3 及び各チューブ 3 9 a , 3 9 b , 3 9 c を装着しておく。即ち、モータユニット 1 3 の回転軸部 1 0 1 を多関節アーム 2 2 のベアリング 1 2 0 に対して回転させ、周方向に対して回転軸部 1 0 1 の切欠部 1 1 7 をベアリング 1 2 0 の蓋部 1 1 9 の位置に位置合わせし、ベアリング本体 1 2 1 に対して蓋部 1 1 9 を開いて、チューブ収容空間 1 1 8 を外部に接続させる。続いて、モータユニット 1 3 の接離受部 1 0 2 に連通部材 1 1 3 を装着し、連通部材 1 1 3 から延出されている各チューブ 3 9 a , 3 9 b , 3 9 c をチューブ収容空間 1 1 8 に収容した後、ベアリング本体 1 2 1 に対して蓋部 1 1 9 を閉じて、各チューブ 3 9 a , 3 9 b , 3 9 c をチューブ収容空間 1 1 8 内に保持する。

【 0 0 6 7 】

モータユニット 1 3 に挿入ユニット 1 2 を接続する場合には、モータユニット 1 3 に対して挿入部本体 1 9 を長手軸方向に直交する接続分離方向の接続向きに移動させ、接離受部 1 0 2 の接離受孔 1 0 3 に挿入部本体 1 9 の接離部 1 2 2 を挿入する。この際、接離受部 1 0 2 の駆動カップリング、光コネクタ受部 1 1 1、電気コネクタ受部 1 1 2 に、夫々、接離部 1 2 2 の従動カップリング 1 0 9、光コネクタ部 1 2 4、電気コネクタ部 1 2 6 が接続される。同時に、接離受部 1 0 2 に装着された連通部材 1 1 3 の送気接離口 1 1 4 a、送水接離口 1 1 4 b、前方送水接離口 1 1 4 c に、夫々、挿入部本体 1 9 の流路接離部 1 2 5 の送気口金 3 8 a、送水口金 3 8 b、前方送水口金 3 8 c が挿入され、接続される。各接離口 1 1 4 a , 1 1 4 b , 1 1 4 c と各口金 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c との接続状態については、外部から容易に観察可能である。また、接離受面 1 0 4 のパッキン 1 1 6 に接離部 1 2 2 のフランジ部 1 2 3 が当接されて、接離受孔 1 0 3 内が液密に保持され、送水接離口 1 1 4 b と送水口金 3 8 b、及び、前方送水口金 3 8 c と前方送水口金 3 8 c との接続部から漏れた液体が接離受孔 1 0 3 内へと浸入することが防止される。さらに、接離受部 1 0 2 の挿通孔 1 0 7 に挿入ユニット 1 2 の挿入部 1 4 が挿入され、接離受部 1 0 2 の懸垂受部 1 0 8 によって接離部 1 2 2 の懸垂部 1 3 0 が支持されて、接離受部 1 0 2 から挿入部 1 4 が下方へと延出される。

【 0 0 6 8 】

モータユニット 1 3 から挿入ユニット 1 2 を分離する場合には、接離受部 1 0 2 に対して挿入部本体 1 9 を接続分離方向の分離向きに移動させ、接離受孔 1 0 3 から接離部 1 2 2 を抜去する。この際、駆動カップリング、光コネクタ受部 1 1 1、電気コネクタ受部 1 1 2 から、夫々、従動カップリング 1 0 9、光コネクタ部 1 2 4、電気コネクタ部 1 2 6 が分離される。同時に、連通部材 1 1 3 の各接離口 1 1 4 a , 1 1 4 b , 1 1 4 c から各口金 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c が抜去される。また、接離受部 1 0 2 の挿通孔 1 0 7 から挿入部 1 4 が抜去される。

【 0 0 6 9 】

モータユニット 1 3 から挿入ユニット 1 2 を分離した後、必要に応じて、モータユニット 1 3 から連通部材 1 1 3 及び各チューブ 3 9 a , 3 9 b , 3 9 c を取り外す。即ち、回転軸部 1 0 1 の切欠部 1 1 7 をベアリング 1 2 0 の蓋部 1 1 9 の位置に位置合わせして、ベアリング本体 1 2 1 に対して蓋部 1 1 9 を開き、接離受部 1 0 2 から連通部材 1 1 3 を取り外すと共に、チューブ収容空間 1 1 8 から各チューブ 3 9 a , 3 9 b , 3 9 c を抜去する。

【 0 0 7 0 】

本参考形態の内視鏡システムは次の効果を奏する。

【 0 0 7 1 】

本参考形態の内視鏡システムでは、送気、送水、前方送水路について、モータユニット 1 3 に対する挿入ユニット 1 2 の接続、分離に連動して、モータユニット 1 3 に装着された連通部材 1 1 3 の各接離口 1 1 4 a , 1 1 4 b , 1 1 4 c に挿入ユニット 1 2 の各口金 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c が挿抜されるようになっている。また、各接離口 1 1 4 a , 1 1 4 b , 1 1 4 c と各口金 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c との接続状態について外部から容易に観察できるようになっている。このため、各接離口 1 1 4 a , 1 1 4 b , 1 1 4 c と各口金 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c とを容易に接続することが可能となっており、また、各接離口 1

10

20

30

40

50

1 4 a , 1 1 4 b , 1 1 4 c と各口金 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c とを接続し忘れることが確実に防止されている。

【 0 0 7 2 】

図 9 及び図 1 0 を参照し、本発明の第 1 参考形態の変形例を説明する。

【 0 0 7 3 】

本変形例の内視鏡システムでは、モータユニット 1 3 について、接離受面 1 0 4 において、接離開口 1 0 6 の幅方向一方側に連通部材 1 1 3 が取外可能に装着されている。送気接離口 1 1 4 a、送水接離口 1 1 4 b、前方送水接離口 1 1 4 c は、連通部材 1 1 3 の接続向き端面において接続向きに開口し、長手軸方向に並設されている。送気、送水、前方送水流路の下流端部は、連通部材 1 1 3 の上向き端面において上向きに開口し、接続分離方向に並設されている。挿入ユニット 1 2 について、挿入部本体 1 9 では、接離部 1 2 2 に対して流路接離部 1 2 5 が幅方向一方向きに突出されており、送気口金 3 8 a、送水口金 3 8 b、前方送水口金 3 8 c は、当該突出部の接続向き端面に接続向きに突設され、長手軸方向に並設されている。

10

【 0 0 7 4 】

本変形例の内視鏡システムでは、接離受面 1 0 4 において、接離開口 1 0 6 の上方ではなく、側方に連通部材 1 1 3 が配置されるようになっている。このため、モータユニット 1 3 と挿入ユニット 1 2 との分離時に、連通部材 1 1 3 の送水接離口 1 1 4 b、前方送水接離口 1 1 4 c から液体が漏れて下方に垂れた場合であっても、接離受孔 1 0 3 内に液体が浸入することが防止されている。

20

【 0 0 7 5 】

図 1 1 及び図 1 2 を参照し、本発明の第 2 参考形態を説明する。

【 0 0 7 6 】

本参考形態の流体カセット 4 2 では、送水バルブ 4 3 b としてロータリーバルブを用いている。

【 0 0 7 7 】

即ち、流体カセット 4 2 では、送水ポンプに接続される上流側の上流管路 1 2 8 a、送水チューブ 3 9 b へと接続される下流側の下流管路 1 2 8 b、軸方向に直交する横断面が円形の弁空間 1 2 9 が形成されている。上流管路 1 2 8 a、下流管路 1 2 8 b は、夫々、弁空間 1 2 9 に開口し、上流開口 1 3 1 a、下流開口 1 3 1 b を形成している。上流開口 1 3 1 a と下流開口 1 3 1 b とは、弁空間 1 2 9 の軸方向について同位置に、周方向について 4 5 ° だけ異なる位置に配置されている。また、弁空間 1 2 9 の内周面によって弁座面 1 3 2 が形成されている。弁空間 1 2 9 内にはロータ組体 1 3 3 が配設されている。弁空間 1 2 9 の軸方向に直交する横断面について、ロータ組体 1 3 3 では、ロータ 1 3 4 に弾性を有するゴム製のシール部材 1 3 6 が外挿されており、ロータ組体 1 3 3 は、略長方形をなし、弁空間 1 2 9 と共軸に配置され、弁空間 1 2 9 の直径方向に延び、駆動モータによってロータ組体 1 3 3 の中心軸を中心として回転可能である。また、ロータ組体 1 3 3 のシール部材 1 3 6 は、弁座面 1 3 2 に押圧されて圧縮変形され、弁座面 1 3 2 に液密に摩擦係合されている。そして、ロータ組体 1 3 3 は開通位置と閉塞位置とに配置可能である。開通位置では、ロータ組体 1 3 3 の長手軸方向は上流開口 1 3 1 a と下流開口 1 3 1 b とを結ぶ弦方向と平行となり、ロータ組体 1 3 3 の両端部は周方向について上流開口 1 3 1 a 及び下流開口 1 3 1 b とは異なる位置に配置される。このため、上流開口 1 3 1 a 及び下流開口 1 3 1 b はロータ組体 1 3 3 の端部のシール部材 1 3 6 によっては閉塞されず、弁空間 1 2 9 を介して上流開口 1 3 1 a と下流開口 1 3 1 b とが互いに連通される。従って、上流開口 1 3 1 a から弁空間 1 2 9 を介して下流開口 1 3 1 b へと送液用液体が移送される。閉塞位置では、ロータ組体 1 3 3 の長手軸方向は上流開口 1 3 1 a の開口方向と一致し、ロータ組体 1 3 3 の一端部は周方向について上流開口 1 3 1 a と同位置に配置される。このため、上流開口 1 3 1 a はロータ組体 1 3 3 の一端部のシール部材 1 3 6 によって完全に閉塞され、上流開口 1 3 1 a と下流開口 1 3 1 b とが互いに分離される。従って、上流開口 1 3 1 a から弁空間 1 2 9 へと送液用流体が浸入することはなく、上

30

40

50

流開口 131 a から弁空間 129 を介して下流開口 131 b へと送液用液体が移送されることはない。ここで、ロータ組体 133 は、開通位置と閉塞位置との間で 45° だけ回転されることになる。

【0078】

本参考形態の内視鏡システムは次の効果を奏する。

【0079】

本参考形態の内視鏡システムでは、ロータ組体 133 においてロータ 134 に弾性を有するシール部材 136 が外挿されており、当該ロータ組体 133 のシール部材 136 によって上流開口 131 a を閉塞するようにしている。このため、上流開口 131 a を確実に閉塞し、上流開口 131 a と下流開口 131 b とを確実に分離することが可能となっている。

10

【0080】

図 13 及び図 14 を参照し、本発明の第 3 参考形態を説明する。

【0081】

手動湾曲内視鏡では、体内に挿入される細長い挿入部の基端部に、操作者に保持、操作される操作部が連結されている。操作部の湾曲操作ノブを手動により回転操作することにより、挿入部の先端部の湾曲部を湾曲作動させる。ここで、湾曲操作ノブを回転操作する際の感触を利用して、内視鏡のメンテナンスを行うことが可能である。

【0082】

分離型電動湾曲内視鏡 11 では、従動カップリング 109 を回転駆動するには一定の大きさの回転駆動力が必要であり、モータユニット 13 に挿入ユニット 12 を接続した際に、モータユニット 13 の駆動カップリングによって電動により従動カップリング 109 を回転駆動するのは容易であるが、モータユニット 13 から挿入ユニット 12 を分離した際に、手動によって従動カップリング 109 を直接回転駆動することは困難である。このため、内視鏡 11 のメンテナンスを行うためには、従動カップリング 109 を駆動カップリングによって電動により回転駆動する際に、操作者が知覚していた感触を検知機構によって検知することが必要となり、内視鏡 11 の構成の複雑化、原価の上昇を招待することになる。

20

【0083】

本参考形態の内視鏡システムでは、モータユニット 13 から挿入ユニット 12 を分離した際に、挿入ユニット 12 の従動カップリング 109 を手動により回転駆動可能とするために、挿入ユニット 12 に着脱可能なノブ部材 137 を用いている。即ち、ノブ部材 137 は略円板状をなしている。ノブ部材 137 の裏面中心部には、従動カップリング 109 に対応する凹状をなす連結部 138 が形成されている。ノブ部材 137 の周縁部には、周方向に交互に凹状と凸状をなす把持部 139 が形成されている。挿入ユニット 12 の従動カップリング 109 にノブ部材 137 の連結部 138 を嵌合させ、ノブ部材 137 の把持部 139 を把持してノブ部材 137 を回転操作することにより、従動カップリング 109 を手動により回転駆動することが可能である。ノブ部材 137 を回転操作する際の感触を利用して、内視鏡 11 のメンテナンスを行うことが可能である。

30

【0084】

本参考形態の内視鏡システムは次の効果を奏する。

40

【0085】

本参考形態の内視鏡システムでは、従動カップリング 109 にノブ部材 137 を連結してノブ部材 137 を回転操作することで、手動により従動カップリング 109 を回転駆動して湾曲部を湾曲作動させることができる。このため、ノブ部材 137 を回転操作する際の感触を利用することで、内視鏡 11 のメンテナンスを行うことが可能であり、構成の複雑化、原価の上昇を将来することもない。

【符号の説明】

【0086】

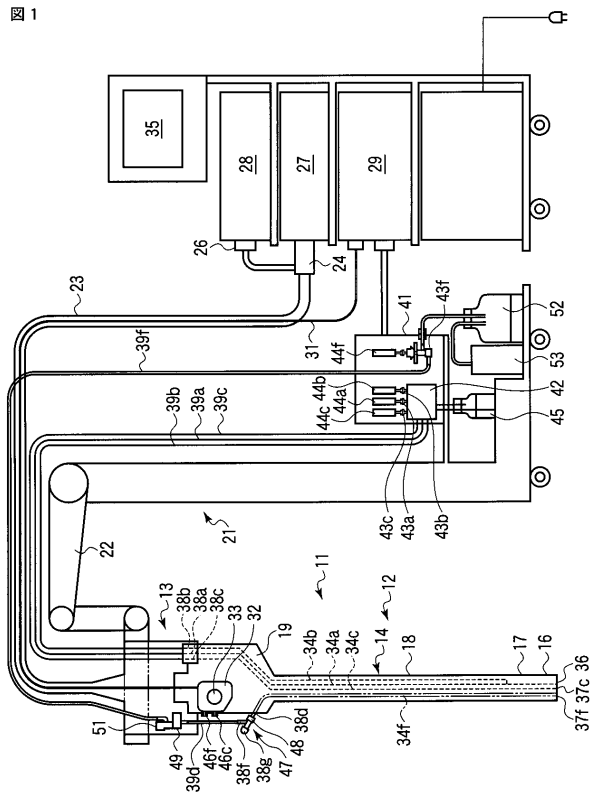
11 ... 内視鏡、 14 ... 挿入部、 34 f ... 吸引チャンネル、 37 f ... 吸引開口、 38 o ...

50

上流接続部（上流口金）、38p...下流接続部（下流口金）、49...機能ユニット、53...吸引装置（吸引ポンプ）、54...リリース弁、56...逆止弁、57v...收容部（バルブハウジング）、61i...閉塞受部（上壁）、64...吸引連通部、66...作動連通部、68...リーク部（リーク孔）、69v, 71v...支持機構、69v...摺動受部（バルブ軸受部）、71v...摺動部（バルブ軸部）、72v...閉塞部（バルブパッキン）、73v...閉塞面（バルブシール面）、74v...閉塞受面（バルブシール受面）、76v...付勢部（バルブばね）、77...突出部、78...給排部、79...体積可変空間、81...弁部材、82...弁部、83...支持受部（柱受部）、85...規制部（縮径部）、86...連結部（リップ）、87i, 87j...支持部、87i...上柱部、87j...下柱部、88...弁座。

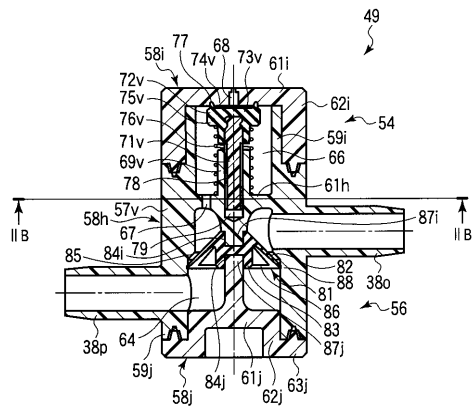
【 図 1 】

図 1



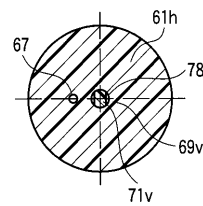
【 図 2 A 】

図 2A



【 図 2 B 】

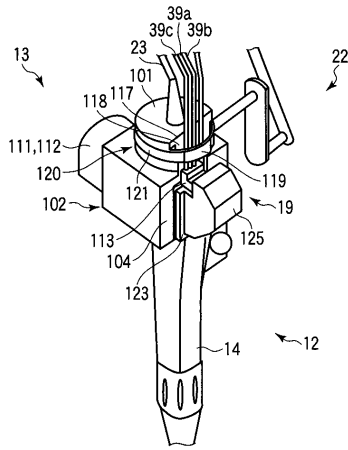
図 2B





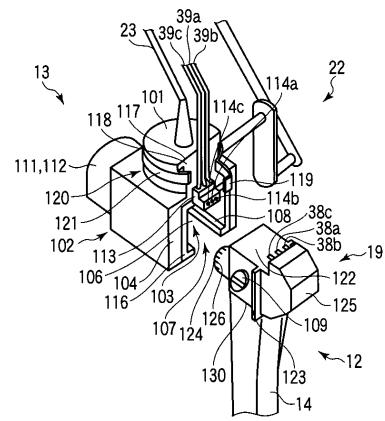
【 図 7 】

図 7



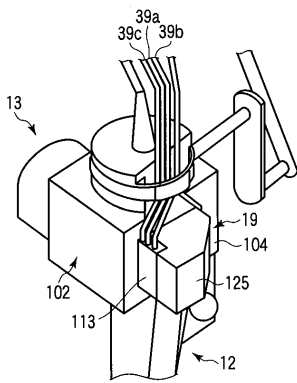
【 図 8 】

図 8



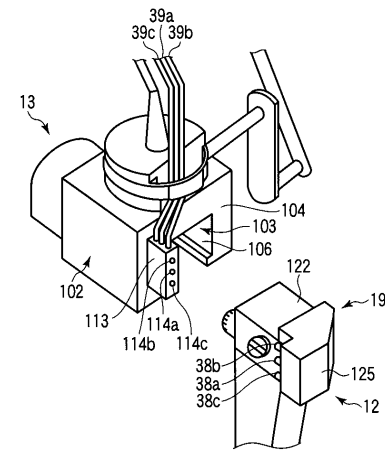
【 図 9 】

図 9



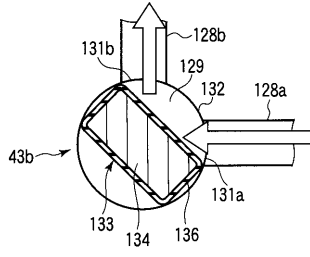
【 図 10 】

図 10



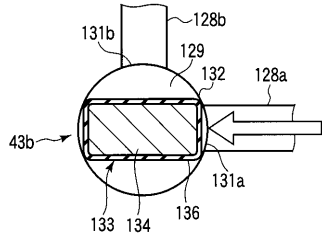
【 図 1 1 】

図 11



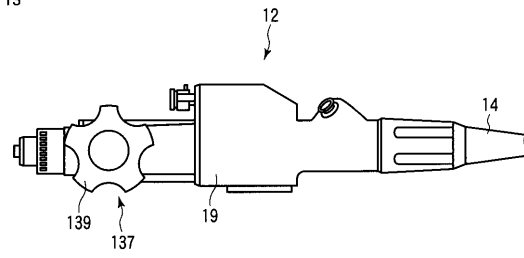
【 図 1 2 】

図 12



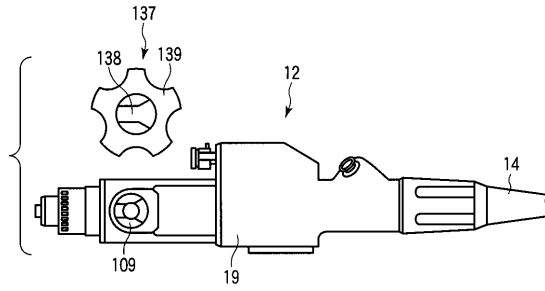
【 図 1 3 】

図 13



【 図 1 4 】

図 14



## フロントページの続き

- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 濱 崎 昌典

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA57

4C061 HH05 JJ06 JJ11

4C161 HH05 JJ06 JJ11

专利名称(译)	内窥镜系统功能单元		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011167350A</a>	公开(公告)日	2011-09-01
申请号	JP2010033889	申请日	2010-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	濱崎昌典		
发明人	濱▲崎▼ 昌典		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.332.B G02B23/24.A A61B1/015.512		
F-TERM分类号	2H040/DA57 4C061/HH05 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/HH05 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜系统提供功能单元，以防止组织过度抽吸到抽吸开口以及吸入物体从抽吸开口泄漏。解决方案：内窥镜系统的功能单元包括：上游连接部分38o，连接到设置在吸入口侧的吸入通道的上游侧的下游端；下游连接部分38p连接到设置在抽吸装置侧的抽吸通道的下游侧的上游端；抽吸连通部分64使上游连接部分38o与下游连接部分38p连通，以形成抽吸通道的一部分；当抽吸连通部64内的压力具有规定的开启压力或更低时，设置在抽吸连通部64中的安全阀54打开，以使抽吸连通部64的内部与外部连通。打开压力大于负压，导致组织过度吸入吸入口，但小于吸入物体本身保留在吸入通道中的吸入口和安全阀54之间的重量所引起的负压。

