

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5267999号
(P5267999)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013.8.21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013.5.17)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2009-245717 (P2009-245717)	(73) 特許権者	504160781
(22) 出願日	平成21年10月26日 (2009.10.26)		国立大学法人金沢大学
(65) 公開番号	特開2011-87859 (P2011-87859A)		石川県金沢市角間町ヌ7番地
(43) 公開日	平成23年5月6日 (2011.5.6)	(74) 代理人	100080791
審査請求日	平成24年10月22日 (2012.10.22)		弁理士 高島 一
(出願人による申告) 平成21年度文部科学省知的クラスター創成事業 (第11期) 「ほくりく健康創造クラスター」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願		(74) 代理人	100125070
早期審査対象出願			弁理士 土井 京子
		(74) 代理人	100136629
			弁理士 鎌田 光宣
		(74) 代理人	100121212
			弁理士 田村 弥栄子
		(74) 代理人	100122688
			弁理士 山本 健二
		(74) 代理人	100117743
			弁理士 村田 美由紀
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 血管内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

下記の内視鏡と、

該内視鏡に含まれる内視鏡本体の流体送出用チャネルの先端から透明流体を射出すべく、
 流体送出用チャネルに該透明流体を送るための流体送出装置と、

該流体送出装置の駆動を制御するための制御装置とを、

少なくとも有して構成される血管内視鏡システムであって、

該内視鏡は、

内視鏡本体と、該本体の先端の外周縁部からさらに前方へと延びるように設けられたフ
ードとを有し、

内視鏡本体は、該本体の先端から流体を射出するための流体送出用チャネルと、該本体
の先端から外界を観察するための撮像用チャネルとを少なくとも有し、かつ、該本体の先
端から所定長さの区間を少なくとも一つの側方へ屈曲させ得る屈曲機構を有しており、

フードの基本形状は、円筒形であり、内視鏡本体の先端面において流体射出用チャネル
の射出口と撮像用チャネルの端部とを囲い得る内径を少なくとも有し、かつ、その先端が
、前記円筒形を斜めに切断して得られる切り口の形状を基本形状として有する開口となっ
ており、

前記流体送出装置は、制御装置に制御されて、流体送出用チャネルへの流体の送出と停止を行ない得るように構成され、

前記制御装置は、前記内視鏡を挿入すべき生体の心臓の動作を示す信号を入力信号とし

て受け入れ、該入力信号に基いて、該内視鏡の先端において血流が停止する時期に、前記内視鏡の流体送出用チャンネルの先端から所定量の透明流体が射出されるよう、流体送出装置を制御するように構成されている、
前記血管内視鏡システム。

【請求項 2】

内視鏡に含まれる内視鏡本体の撮像用チャンネルが、流体送出用チャンネルから透明流体が射出されるタイミングと同期して、対象物の撮像を開始し、所定の時間だけ撮像を行うように構成されているか、または、

内視鏡に含まれる内視鏡本体の撮像用チャンネルは常に対象物の撮像を行っているが、流体送出用チャンネルから透明流体が射出されるタイミングと同期して、制御装置が、該撮像の記録を開始し、所定の時間だけ撮像の記録を行うように構成されている、
請求項 1 記載の血管内視鏡システム。

10

【請求項 3】

内視鏡のフードの先端の開口が、該フードの基本形状の円筒形の中心軸に対して、30度～60度の角度をなす平面にて、該円筒形を切断して得られる楕円形の切り口の形状を有するものである、請求項 1 または 2 記載の血管内視鏡システム。

【請求項 4】

内視鏡のフードの外径が、内視鏡本体と実質的に同じ外径である、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載の血管内視鏡システム。

【請求項 5】

内視鏡のフードの基本形状である円筒形となっている部分の外径が、4 mm ～ 6 mm であって、

20

該フードの先端の開口の外周縁部のうち、最も後端側にある点から、内視鏡本体の先端面までの距離が、0.5 mm ～ 1.5 mm である、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の血管内視鏡システム。

【請求項 6】

内視鏡のフードの先端の開口の外周縁部のうち、最も先端側にある点を A とし、最も後端側にある点を B として、

A と B とを結ぶ線分が、当該内視鏡の中心軸に平行に近づいていく方向へと、または、その逆の方向へと、内視鏡本体の先端部分が屈曲するように、屈曲機構による屈曲方向と、フードの開口の傾きの方向とが、関係付けられている、請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の血管内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡とそれを用いた内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

生体内に挿入される種々の内視鏡のなかでも、血管内に挿入される内視鏡には、観察対象部（血管内壁面など）を見ることができるようすべく、先端部分にバルーンと呼ばれる血流遮断用の装置が設けられる場合がある（例えば、特許文献 1、2 など）。

40

バルーンは、通常、生理食塩水を血管内に注入するためのチャンネルと共に用いられる。

図 9 に模式的に示すように、血管 100 内の観察部位の近傍でバルーン 210 を同図のように膨張させて血液 400 を遮断し、内視鏡 200 内のチャンネルを通じて生理食塩水 300 を血管内に送り込むことによって、血管内の観察部位付近が生理食塩水で充填され、内視鏡 200 内の撮像用チャンネルを通じて目視的な観察が可能になる。

【0003】

一方、近年、生活習慣の変化や、高齢化などによって、心疾患患者が増加しており、それに伴って、血管内にカテーテル等の医療器具を挿入して行う治療（血管内手術）の要求も増加している。血管内手術は、血管内腔を目視し、病変の詳細な形状や色調を肉眼で観

50

察しながら行うことができ、かつ、低侵襲であるという利点がある。

【 0 0 0 4 】

しかしながら、本願発明者等がバルーンによる血流遮断を伴う血管内手術を詳細に検討したところ、次の問題が存在することがわかった。

該問題とは、まず、バルーンによる血流遮断を伴う血管内手術は、血管壁を目視可能とするために血液を生理食塩水にて置換しているが、その際に血流の上流側に設置したバルーンを拡張させ観察部への血液流入を防ぐ必要があるために、長時間の観察ができないという問題である。また、大動脈などの大血管では、バルーンを適用すると心臓（左心室）からの血流を遮断し全身への血液循環を停止させることになり、バルーンの適用が困難であり、よって、目視を伴う治療も困難であるという問題もある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 1 2 9 5 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 2 8 9 2 3 1 号公報

【特許文献 3】特願平 1 0 - 5 1 4 6 0 3 号（特表 2 0 0 1 - 5 0 0 4 1 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 6 】

本発明の課題は、上記問題を解決し、血管内のような懸濁した流体のなかでも、新規な構成によって内壁面を視覚的に観察することを可能とする内視鏡を提供し、かつ、その内視鏡を有効に利用するためのシステムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明は、次の特徴を有するものである。

（ 1 ）内視鏡本体と、該本体の先端の外周縁部からさらに前方へと延びるように設けられたフードとを有し、

内視鏡本体は、該本体の先端から流体を射出するための流体送出用チャンネルと、該本体の先端から外界を観察するための撮像用チャンネルとを少なくとも有し、かつ、該本体の先端から所定長さの区間を少なくとも一つの側方へ屈曲させ得る屈曲機構を有しており、

30

フードの基本形状は、円筒形であり、内視鏡本体の先端面において流体射出用チャンネルの射出口と撮像用チャンネルの端部とを囲い得る内径を少なくとも有し、かつ、その先端が、前記円筒形を斜めに切断して得られる切り口の形状を基本形状として有する開口となっている、

内視鏡。

（ 2 ）フードの先端の開口が、フードの基本形状の円筒形の中心軸に対して、30度～60度の角度をなす平面にて、該円筒形を切断して得られる楕円形の切り口の形状を有するものである、上記（ 1 ）記載の内視鏡。

（ 3 ）フードの外径が、内視鏡本体と実質的に同じ外径である、上記（ 1 ）または（ 2 ）記載の内視鏡。

40

（ 4 ）フードの基本形状である円筒形となっている部分の外径が、4mm～6mmであって、フードの先端の開口の外周縁部のうち、最も後端側にある点から、内視鏡本体の先端面までの距離が、0.5mm～1.5mmである、上記（ 1 ）～（ 3 ）のいずれかに記載の内視鏡。

（ 5 ）フードの先端の開口の外周縁部のうち、最も先端側にある点を A とし、最も後端側にある点を B として、

A と B とを結ぶ線分が、当該内視鏡の中心軸に平行に近づいていく方向へと、または、その逆の方向へと、内視鏡本体の先端部分が屈曲するように、屈曲機構による屈曲方向と、フードの開口の傾きの方向とが、関係付けられている、上記（ 1 ）～（ 4 ）のいずれかに記載の内視鏡。

50

(6) 上記 (1) ~ (5) のいずれかに記載の内視鏡と、

該内視鏡に含まれる内視鏡本体の流体送出用チャンネルの先端から透明流体を射出すべく、流体送出用チャンネルに該透明流体を送るための流体送出装置と、

該流体送出装置の駆動を制御するための制御装置とを、
少なくとも有して構成される血管内視鏡システムであって、

前記流体送出装置は、制御装置に制御されて、流体送出用チャンネルへの流体の送出と停止を行ない得るように構成され、

前記制御装置は、前記内視鏡を挿入すべき患者の心臓の動作を示す信号を入力信号として受け入れ、該入力信号に基いて、該内視鏡の先端において血流が停止する時期に、前記内視鏡の流体送出用チャンネルの先端から所定量の透明流体が射出されるよう、流体送出装置を制御するように構成されている、
前記血管内視鏡システム。

10

(7) 内視鏡に含まれる内視鏡本体の撮像用チャンネルが、流体送出用チャンネルから透明流体が射出されるタイミングと同期して、対象物の撮像を開始し、所定の時間だけ撮像を行うように構成されているか、または、

内視鏡に含まれる内視鏡本体の撮像用チャンネルは常に対象物の撮像を行っているが、流体送出用チャンネルから透明流体が射出されるタイミングと同期して、制御装置が、該撮像の記録を開始し、所定の時間だけ撮像の記録を行うように構成されている、
上記 (6) 記載の血管内視鏡システム。

【発明の効果】

20

【 0 0 0 8 】

本発明による内視鏡は、先端に独自のフードを備えているので、図 1 (b) に示すように、内視鏡本体 1 の先端部を屈曲させてフードの開口を観察対象部に当て、流体射出用チャンネル 1 1 から透明流体 (例えば、生理食塩水) 3 0 を噴射すれば、少ない噴射量であっても、観察対象部の周囲を効果的に透明化でき、よって、観察対象部の様子を視覚的に観察できる。

【 0 0 0 9 】

また、本発明による内視鏡を血管内視鏡として適用する場合、本発明では、心臓の動作に起因して血流が変動する点 (特に、心拡張期に起因して血流がほぼ静止する瞬間が存在する点) に着目し、その血流がほぼ静止する瞬間に所定量の透明流体を射出することによって、少ない量の透明流体の射出で、観察対象部の周囲を効果的に透明化することを提案している。

30

本発明による血管内視鏡システムは、前記した〔血流がほぼ静止する瞬間に同期した透明流体の射出〕を達成し得よう制御系が構成されており、心臓の動作信号を入力とし、血流がほぼ静止する瞬間の適切なタイミングに、適量の透明流体をフード内に射出し、観察対象部の周囲を効果的に透明化して、撮像を可能にしている。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の好ましい制御構成では、前記した透明流体の射出に同期して、即ち、フード内が透明化するタイミングにて、撮像または撮像の記録を行なうことが可能になっている。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】図 1 は、本発明の内視鏡の構成を示した図である。図 1 (a) は、当該内視鏡の先端部の外観を示した斜視図であり、図 1 (b) は、当該内視鏡の中心軸線に沿って切断した先端部の断面図である。内視鏡本体内の撮像用チャンネルや屈曲機構などの各チャンネルや機構の詳細な構造は、図示を省略している。

【図 2】図 2 は、本発明の内視鏡の先端部の断面図であって、特に、フードの先端の傾きや各部の形状や寸法を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、本発明の内視鏡の先端部の断面図であって、特に、フードの先端の態様を例示する図である。

50

【図４】図４は、本発明の内視鏡における、内視鏡本体内のチャンネルの配置と、フードの傾きとの関係の一例を示した図である。図４（ａ）は、当該内視鏡の先端側からフードの内部を見た図であり、図４（ｂ）は、当該内視鏡の先端部を部分的に拡大した側面図である。図４（ａ）と図４（ｂ）とは、互いに、正面図と側面図の関係にある。

【図５】図５は、本発明の血管内視鏡システムの構成の一例を示した図である。図５（ａ）は、当該システムを構成する各装置の接続関係を示したブロック図であり、図５（ｂ）は、当該システムの操作方法を例示するための、入力信号と各部の動作のタイムチャートである。

【図６】図６は、本発明の内視鏡および血管内視鏡システムの作用効果を確認した実験設備の構成を説明する概略図である。

【図７】図７は、図６の実験設備において、配管内に観察すべき目標物として配置した標的模様の寸法仕様を示した図である。

【図８】図８は、本発明の内視鏡および血管内視鏡システムの作用効果を確認した実験において撮像した標的を示した写真である。

【図９】図９は、従来の、バルーン付き内視鏡の使用状態を模式的に示した図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

本発明による内視鏡は、図１（ａ）に示すように、内視鏡本体１と、その先端からさらに前方へと延びるように設けられたフード２とを有して構成される。

内視鏡本体１は、図１（ａ）および図１（ｂ）に示すように、その内部に、流体送出用チャンネル１１と撮像用チャンネル１２とが少なくとも設けられる。流体送出用チャンネル１１は、操作部である手元側（図示せず）から透明流体を送って先端面から射出し得るよう構成され、撮像用チャンネル１２は、観察対象部の画像を手元に送るよう構成されている。本発明でいう「撮像用チャンネル」とは、先端側の前方の映像を取り込んで手元側へ送る装置を意味する。また、内視鏡本体１は、図１（ｂ）に示すように、その先端部分を少なくとも一つの側方へ屈曲させ得る屈曲機構を有している。

フード２は、図１（ａ）に示すように、基本形状が円筒形であり、内視鏡本体１の先端からさらに前方へと延びている。該フードの内径（基本形状である円筒形の部分の内径）は、内視鏡本体の先端面において、少なくとも、流体射出用チャンネル１１の射出口と、撮像用チャンネル１２の対物口とを囲い得る寸法である。よって、流体射出用チャンネル１１は、フード内に流体を送り出し、撮像用チャンネル１２は、フード内から外界を撮影することになる。そして、該フードは、その先端が、前記基本形状である円筒形の部分を斜めに切断して得られる切り口の形状を基本形状として有する開口となっている。

【００１３】

上記の構成によって、当該内視鏡は、図１（ｂ）に示すように、内視鏡本体１の先端部を所定のフード先端の斜めの開口に応じた角度だけ屈曲させて、該観察対象部をフードで包囲することができ、その状態で、流体射出用チャンネル１１から透明流体（生理食塩水）３０をフード内に噴射し充填すれば、少ない噴射量であっても、観察対象部の周囲の不透明な流体（血液など）４０を効果的に排除でき、撮像が可能になる。

【００１４】

当該内視鏡は、医療用のみならず、不透明な流体中の対象物を外部から視覚的に観察する全ての用途に使用可能である。とりわけ、当該内視鏡は、生体内の種々の部位の観察に好適であり、血管内、特にバルーンの使用が好ましくないような、上行大動脈、大動脈弓、下行大動脈などの、大血管内での使用に有用である。

【００１５】

内視鏡本体の先端部から手元側の操作部までの各部の基本的な内部構造、先端の各種情報を手元側に伝える機構、手元側での操作を先端側に伝える機構などは、従来公知の内視鏡を参照してよい（例えば、特許文献３など）。

本発明の目的は、対象部の目視的な観察の改善であるから、内視鏡本体には、流体射出用チャンネルと撮像用チャンネルとが少なくとも設けられる。内視鏡本体には、撮像用の照明

10

20

30

40

50

用チャンネルが加えられることが好ましい。

また、単なる対象部の画像を取得することだけでなく、対象部に対してその場で種々の処置（対象部の切断や一部の取得などの機械的な処置、対象部への加熱、電流・電圧の印加、レーザー光の照射、投薬、蛍光観察、断層像の取得などの処置）を行う場合には、それらの用途に応じて、鉗子チャンネル、特殊光照射用ファイバ、光干渉断層計（OCT; Optical Coherence Tomography）プローブ用チャンネルなど、種々の光ファイバやチャンネルが加えられてもよい。

【0016】

内視鏡本体の胴体の外径は、特に限定はされないが、配管内の観察などの産業用途では、最大径は15mm程度であり、医療用途では、最大径は10mm程度である。とりわけ血管内の観察用途では、内視鏡本体の胴体の最大径は6mm程度であり、5mmがより好ましい最大径である。

10

一方、内視鏡本体の胴体の最小径は、用途に関わらず、内視鏡の製造技術が可能とする限りの寸法であればよく、屈曲機構、撮像チャンネル、流体送出用チャンネルを有するものとしては、最小径は2mm程度である。

血管内の観察用途では、フードの機械的な強度や、内視鏡本体とフードとの接続部の構造、流体送出用チャンネルの流体抵抗などを鑑みれば、内視鏡本体の胴体の好ましい最小径は3mm程度であり、4mm程度が実用的でより好ましい最小径である。

【0017】

流体送出用チャンネルの内径は、内視鏡本体の胴体の外径や、他のチャンネルの存在に応じて適宜決定すればよい。例えば、血管内の観察用途では、内視鏡本体の胴体の外径は、上記のとおり、4mm～6mmであり、その場合の流体送出用チャンネルの好ましい内径は、1mm～2mm程度である。

20

流体送出用チャンネルの先端の射出口は、単純な開口であってもよいし、意図した角度の広がりをもって透明流体を噴射し得るように設計されたノズルやオリフィスとなっていてよい。

【0018】

流体送出用チャンネルから射出すべき透明流体は、観察対象すべき状況や環境、障害物との組合せに応じて、気体や液体であってもよい。

例えば、懸濁した下水配管内への適用では、透明流体としては水が挙げられ、血管内への適用では、透明流体としては、生理食塩水、あるいは患者本人の血漿または血清をあらかじめ所定量採取しておき、これを用いるのが好ましい態様として挙げられる。

30

透明流体の射出流量は、内視鏡の外径、フードの内径、排除すべき不透明な流体の粘性などに応じ、速やかに観察が可能となる量を適宜決定すればよい。

当該内視鏡を血管内に適用するに際し、内径3mm～5mm程度のフード内に透明流体として生理食塩水を射出する場合、血流が停止するタイミングに同期するのであれば、該生理食塩水の流量は、2[mL/秒]～5[mL/秒]程度が好ましく、射出時間は、0.1[秒]～0.2[秒]程度が好ましい。

【0019】

撮像用チャンネルは、先端部で得た画像を光ファイバー束を通じて手元部までイメージを伝送するイメージガイドや、先端部にCCDカメラを配置し信号線などを通じて手元部まで画像データを伝送する構成、あるいは画像データを無線伝送し、体外に設置した受信機で受像する構成であってもよい。

40

【0020】

先端部での撮像をより好ましく行なうために、当該内視鏡には、照明用チャンネルを設けることが好ましい。照明用チャンネルは、光ファイバを通じて手元部から先端部まで光を伝送するライトガイドの態様や、先端部にLEDなどの発光素子を配置し電線などを通じて手元部で発光を操作する態様などが挙げられるが、光源の種類は限定されない。

【0021】

図1(b)に示すように、内視鏡本体には、フードの開口を観察対象部に押し当てるよ

50

うに先端部を直線状態から少なくとも一つの側方へ曲げる屈曲機構が設けられる。

該屈曲機構は、直線状態から内視鏡本体を一つの側方へ曲げ、もとの直線状態へと戻すことが可能な機構が好ましい。また、用途に応じては、前記一つの側方からもとの直線状態へと戻り、さらに反対側へも同様に屈伸動作を行う双方向への屈伸動作が可能な機構が好ましい。前記のような反対側への屈曲によって、血管の屈曲に対応してフードで観察対象部を覆うことができる。

【0022】

該屈曲機構は、例えば、内視鏡本体の胴体表層内に長手方向に沿って手元部から先端部までワイヤーを配置した機構（該ワイヤーを手元部で引っ張ることによって先端部の所定の部位で内視鏡本体を曲げるように構成したもの）や、形状記憶合金の屈曲動作・復帰動作とヒーターとを適宜組み合わせた機構（必要に応じて復帰バネも用いられる）、超小型のエアシリンダーを圧縮空気で駆動する機構、いわゆる「人工筋肉」と称される高分子アクチュエータを用いた機構、などが挙げられる。上記した双方向への屈伸動作は、例えば、内視鏡本体の胴体外周の互いに180度反対側の位置に、それぞれワイヤーを配置することによって、達成可能である。これらの屈曲機構は、カテーテルや内視鏡における種々の公知技術を参照してよい。

【0023】

フードは、基本形状が円筒形であって、図1に示すように、その円筒形の胴体の先端が斜めに切断され、その切断された切り口がフード先端の開口となっている。

フードの形状は、基本形状が円筒形であればよく、外径、内径が中心軸方向に一定である文字通りの円筒形のみならず、本願発明の目的が達成される範囲内において、局部的に外径、内径が変化した部分が加えられていてもよい。よって、フード先端の開口の形状も、基本形状は、円筒形を斜めに切断したときの単純な楕円形であるが、フードの形状に加えられる変形に応じた断面形状となってもよい。

フードの内径（図2（a）に示す寸法d）は、内視鏡本体の先端面において、少なくとも、流体射出用チャネルの射出口と、撮像用チャネルの端部とを囲い得るものであればよく、それによって本発明の目的が達成されるが、図4（a）に示すように、他の全てのチャネルの端部を囲う内径であることが好ましい態様である。

一方、フードの外径（図2（a）に示す寸法D）は、一般的な用途では特に限定はされないが、生体内に使用するための内視鏡では、フードの外径と内視鏡本体の外径との差異がより小さいことが好ましく、同じ外径であることが最も好ましい。ただし、当該内視鏡の実設計、製作では、フードと内視鏡本体との接合部分には、その接合構造に起因して生じる微小な段差が存在する場合がある。また、内視鏡本体の表面には内部構造に起因する外径の変動が存在する場合があり、それによって、フードの外径と内視鏡本体の外径とが厳密に一致しない場合もある。

【0024】

フードの先端の開口は、図1、図2に示すように、円筒形を斜めに切断して得られる切り口の形状を基本形状とし、これにさらに、先端部の丸みや、血管内壁面により好ましく密着できるように、該血管内壁面の凹状の湾曲に沿った凸状の湾曲、観察範囲を広くするために開口部をフレアー状に広げた形状（朝顔の花のように広がる形状）など、種々の変形を加えてもよい。

図3（c）は、フードの開口部をフレアー状に広げた場合の一例を示す断面図である。フードにこのような変形を加える場合には、例えば、血管等に穿刺する際には縮んでいて、血管内に入ると広がるといような伸縮性をフード材質に与えることが好ましい。

フードの開口の基本形状は、円筒形を斜めに切断した形状であればよいが、その斜めの角度、即ち図2に示した円筒形の中心軸Yと開口面21とがなす角度 θ は、 $0 < \theta < 90$ であればよく、30度 θ 60度が好ましい範囲である。この角度 θ は、必ずしも最も好ましい角度が1点存在するというわけではなく、角度によってそれぞれの利点がある。例えば、図2（a）は、 $\theta = 30$ 度の場合を示しており、内視鏡本体を30度屈曲させただけで、フードが側方の観察対象部を広く覆うという利点がある。一方、図2（b）は、

$\theta = 60$ 度の場合を示しており、フードが側方の観察対象部を覆うには、内視鏡本体を 60 度まで屈曲させる必要があるが、観察対象部をより直視に近い状態で観察できるという利点がある。

これらは観察環境に応じて、適した角度を選択すればよい。

尚、本発明には含まないが、円筒形の中心軸 Y と開口面 21 とがなす角度 θ を 90 度とする態様（即ち、円筒形を軸に直角に切断して得られる切り口の態様）とすれば、内視鏡本体を屈曲させることなく、当該内視鏡の進行方向前方に正対する壁面の観察対象部を覆うことができる。

【0025】

図2(a)に示すように、フードの先端の開口の外周縁部のうち、最も後端側にある点 B から、内視鏡本体の先端面までの距離（内視鏡本体の中心軸に沿った方向の寸法）L1 は、フードと内視鏡本体との接合に影響しない範囲で、撮像用レンズのピント距離に応じて決めることが望ましい。

該寸法 L1 の実際の値は、撮像用レンズのピント距離によって異なるが、例えば、最も好ましいピント距離が撮像用レンズ先端から 3 mm であるような場合には、該寸法 L1 は、 $0.5\text{ mm} \sim 1.5\text{ mm}$ が好ましい寸法である。

【0026】

フードが観察対象部を穿刺したり傷つけたりすることを防止するために、フードの先端には、図3に示すように、適当な丸みを設けておくことが好ましい。図3(a)は、単純に丸みをつけた態様であり、図3(b)は、先端に肉盛りをして丸みをつけた態様である。

【0027】

フードの材料は、金属、セラミックなどの無機材料、プラスチックやシリコンゴムなどの有機高分子材料など、目的に応じた機械的強度、耐薬品性、耐環境性、耐食性、生体適合性、柔軟性、伸縮性などを有するものであればよい。

チタンなどの金属は、機械的強度に優れており、例えば、フードの外径 D が、 $4\text{ mm} \sim 6\text{ mm}$ であるような場合には、厚さを $0.3\text{ mm} \sim 0.5\text{ mm}$ とすることができる。

また、シリコンゴムなどの有機高分子材料は、柔らかく、観察対象部を傷つけることが少ないが、フードの外径 D が、 $4\text{ mm} \sim 6\text{ mm}$ であるような場合には、厚さを $0.5\text{ mm} \sim 0.8\text{ mm}$ 程度とすることが好ましい。

【0028】

内視鏡本体の屈曲機構による屈曲方向と、フードの開口との関係は次のとおりである。

図1(a)に示すように、フードの先端の開口の外周縁部（フードの肉を含めた縁部）のうち、最も先端側にある点を A とし、最も後端側にある点を B として、線分 A - B が、当該内視鏡の中心軸に平行に近づいていく方向へ（即ち、図1(a)に示す屈曲方向へ）内視鏡本体が屈曲するように、また、その逆の方向へ内視鏡本体が屈曲するように、屈曲方向とフードの開口の傾きとを関係付ける。

当該内視鏡の実際の組立では、内視鏡本体の屈曲機構の屈曲方向に、フードの開口の向きを合わせて、内視鏡本体にフードを接合すればよい。

【0029】

内視鏡本体内の各チャンネルの配置と、フードの傾きとの関係は、内視鏡本体を屈曲させ、フードで観察対象部を囲った状態において、次の作用を考慮して適宜決定することが好ましい。

(i) 流体送出用チャンネルから透明流体を噴射したときに、より効果的に不透明な流体（血液など）を排除できるような位置に流体送出用チャンネルを設けること。

(ii) 観察対象部をよりこのましく撮像し得るなど、撮像により有利な位置に、撮像用チャンネルを設けること。

(iii) 照明用チャンネルを設ける場合には、観察対象部によりこのましく光を照射し得るなど、照明により有利な位置に、該照明用チャンネルを設けること。

(iv) その他として、例えば、鉗子用チャンネルを設ける場合には、使用する鉗子の形状

10

20

30

40

50

に応じて鉗子操作が十分可能なスペースが確保できる位置に設けること。

図4(a)は、当該内視鏡の一実施例において、先端側からフードの内部(内視鏡本体の先端面1e)の様子を見た図である。図4(a)の例では、屈曲の外側(図の上側)に流体送出用チャンネル11が設けられている。これは、血流の上流側(図の上側)からフード内に侵入してくる血液をより効果的に排除する作用を得ることを意図したものである。

また、図4(a)の例では、屈曲の外側に照明用チャンネル13が設けられ、屈曲の内側(図の下側)に撮像用チャンネル12が設けられている。これは、撮像用レンズのピント距離が比較的近距离(3mm程度)の場合に可視化対象の血管壁までの距離が該レンズの最も好ましいピント位置と一致するという作用を得ることを意図したものである。

また、図4(a)の例では、残る位置(屈曲の内側)に鉗子チャンネル14が設けられている。これは、操作スペースが極めて狭小な穿刺針の使用を意図したものである。

図4(a)に示す点15、16は、それぞれ、屈曲機構で用いる2本のワイヤーの位置である。これらワイヤーは、内視鏡本体の端面1eには現れないが、各チャンネルの配置を決定する際には、ワイヤーの位置も考慮すべきである。また、各チャンネルの配置を自由に決定し得るよう、ワイヤーが重要な位置を占有しないような屈曲機構を採用してもよい。

【0030】

次に、本発明による内視鏡を用いた血管内視鏡システムの構成について説明する。

当該システムは、図5(a)に構成の一例を模式的に示すように、本発明による内視鏡Cと、流体送出装置32と、制御装置30とを少なくともも有して構成される。流体送出装置32は、該内視鏡Cに含まれる内視鏡本体1の流体送出用チャンネルに透明流体を送るためのポンプ装置であって、制御装置30からの命令(出力信号等)に応じて、流体送出用チャンネルへの流体の送出と停止を行ない得るように構成されている。

制御装置30は、前記内視鏡を挿入すべき患者の心臓の動作を示す信号を入力信号として受け入れるように構成されている。図5(a)の例では、内視鏡Cが患者の血管100内に挿入されており、心電図装置(ECG)33Aの出力信号が制御装置30に入力される構成となっている。心電図装置33Aは、本発明のシステムに含まれるセンサー機器とみなしてもよいし、患者の心臓の動作を示す信号を発する外部信号源とみなしてもよい。

【0031】

制御装置30は、シーケンス回路を主体として構成してもよいが、患者の心臓の動作を示す信号をモニターし、解析し、該信号と適切に同期させながら透明流体を射出させるという複雑な信号制御を行う点からは、コンピュータを中心に構成し、操作者が画面上でまたは外付けの制御パネルで各タイミングのパラメータを微調整し得るように構成する態様が好ましい。

ポンプや電磁弁などの外部機器と制御装置との接続に必要なインターフェイスや、画像表示装置、プリンターなどは適宜設ければよい。

【0032】

当該システムの重要な特徴は、制御装置30が、患者の心臓の動作を示す信号(図5(a)の例では、心電図装置33Aの出力信号)を入力信号として受け入れ、該入力信号に基づいて演算を行ない、内視鏡Cの先端において血流が停止する適切な時期に、流体送出用チャンネル11の先端からフード2の内部に所定量の透明流体が射出されるように、流体送出装置32を制御するよう構成されている点にある。

これによって、本発明の内視鏡の操作者が、観察対象部まで内視鏡を送り込み、屈曲機構を操作してフードで観察対象部を囲えば、血流が停止する適切な時期に生理食塩水をフード内に適量噴射させることができ、観察対象部を見ることができる。

【0033】

流体送出装置32は、制御装置30の命令によって透明流体を送る動作を開始する単純なポンプやシリンダーであってもよい。血流が静止するタイミングに合わせて、急峻な立ち上がりで透明流体の射出を行うためには、圧力容器に透明流体を収容し、圧縮空気で該容器内を常に加圧しておき、該容器の射出口に設けた電磁弁を開閉することによって透明流体の射出と停止を行う態様が好ましい。

【 0 0 3 4 】

また、図 5 (a) の例では、好ましい態様として、撮影装置 3 1 が設けられており、内視鏡本体 1 の撮像チャンネルから送られてきた映像を電気信号 (デジタル画像データや、アナログのビデオ信号など) に変換し、制御装置 3 0 に送るよう構成されている。

このような撮影装置は、撮像チャンネルに応じて、または、使用目的に応じて、カメラ (写真機) やビデオカメラなどを適宜設ければよい。撮像チャンネルの先端に CCD カメラなどの撮影装置が含まれている場合には、その信号出力を制御装置 3 0 に直接入力してもよい。

【 0 0 3 5 】

図 5 (b) は、電磁弁を制御して透明流体の定量吐出を行う場合における、患者の心臓の動作を示す心電図装置からの信号 (ECG 出力) と、該信号に基づいた電磁弁の動作のタイミング、映像を取り込むための適切なタイミングの関係を示したタイムチャートである。

図 5 (b) に示すように、ECG 出力の波形のうち心収縮期を示すピーク部分から、適切なしきい値を設定することで初期時刻 T_0 を作り出し、該初期時刻から血管内に血流の静止が生じるまでの遅延時間を実験的に得ておき、血流の静止の瞬間に内視鏡の先端から透明流体が射出されるように、該初期時刻から適切な遅延時間 t_1 だけ遅れた時刻 T_1

から電磁弁の動作を開始する。このとき、電磁弁の動作開始から透明流体の射出までの遅延時間を考慮することが好ましい。 t_2 は、血流の静止が終わることに基づいた、または、透明流体投与による患者の血液希釈を考慮した、電磁弁の開放期間である。

さらに、電磁弁の動作開始時刻 T_1 からフード内が透明になるまでの遅延時間 t_3 を実験的に得ておき、該遅延時間 t_3 が経過した時点で映像の取り込みを開始する。 t_4 は、フード内の透明性が失われる時間に基づいた撮影期間である。

【 0 0 3 6 】

撮像用チャンネルの動作は、図 5 (b) に示すように、流体送出用チャンネルからの透明流体の射出タイミングと同期して (適当な遅延時間 t_3 の後に)、対象物の撮像を開始し、所定の時間 t_4 だけ撮像を行うように構成してもよい。

また、撮像用チャンネルが常に対象物の撮像を行って映像信号を出し続けている場合には、透明流体の射出タイミングと同期して、制御装置が該撮像の記録を開始し、所定の時間だけ撮像の記録を行うものであってもよい。

【 実施例 】

【 0 0 3 7 】

実施例 1

人体の循環器系における心臓の脈動とそれに伴う血流の変動とを模擬的に再現する循環装置を構成し、該装置を用いて本発明による内視鏡とシステムの有用性を確認した。

図 6 は、該循環装置の構成を示すブロック図である。同図に示すように、該循環装置は、動脈圧負荷用の密閉チャンバ 4 1 と、抵抗 4 2 と、静脈系リザーバ 4 3 と、心臓の収縮拡張動作を模した圧縮空気型拍動流ポンプ 4 4 とが、順に、血管を模した配管パイプ P 1 によって環状に連結されて、脈拍を生じさせながら、矢印の方向に液体を循環させる循環器が再現されている。

動脈圧負荷用の密閉チャンバ 4 1 の作用は、心収縮期に心室 (拍動流ポンプ) から駆出された血液を一時的に貯め込む大動脈のコンプライアンス (弾力性) を模擬したものである。

静脈系リザーバ 4 3 の作用は、心拡張期に心室へ血液を一挙に送り込むために血液を貯め込んでおく心房の役目を模擬したものである。

抵抗 4 2 の作用は、血管の抵抗 (総末梢循環抵抗) を模擬したものである。

管内を循環する流体は、水道水に市販の白濁性入浴剤 (主成分：炭酸水素ナトリウム) を 10 [g / L] の割合で混ぜ合わせた白濁液とした。

【 0 0 3 8 】

上記循環装置の動作特性は、以下のとおりである。

周波数：1〔Hz〕
振幅：5〔V p-p〕
duty比：30〔%〕
密閉チャンバの平均内圧：13.3〔kPa〕
脈圧：8.0〔kPa〕
平均流量：6〔L/min〕

【0039】

また、心臓であるポンプ44の直後には、流量計33Bを接続し管内の流体の流れの変動を表す信号を記録するとともに、心電図の代わりとしてポンプ44の駆動信号が、本発明によるシステムの制御装置30に入力される構成とした。

10

また、管内の観察部位45には、観察対象の標的として、図7に示した同心円状のマークを配置した。同図のとおり、該マークは、全て同一の太さ1mmで描き、外径10mmの円と、外径6mmの円と、外径2mmの円とからなる同心円と、十字模様とを組み合わせた模様を4つ連ねた模様である。

この該マークを撮影して、白濁液をどの程度排除し、どの程度鮮明に見えるのかを比較するものとした。

【0040】

上記循環装置に対して適用した本発明の内視鏡システムは、図5(a)に示したものと同様であって、本実施例では、内視鏡が配管パイプに挿入され、その先端部が観察部位45に到達している。

20

フードの内径は5mmであり、円筒形の中心軸と開口面とがなす角度 θ は50度とした。角度 θ を50度としたことによって、内視鏡先端の屈曲角度を50度としたときに、フードの開口面は、観察部位の管内壁面と平行になる。

流体送出装置の構成は、圧力容器に透明な水を収容し、該容器内を常に0.2MPaに加圧しておき、該容器の射出口に設けた電磁弁を200msecの間だけ開くことによって水を射出し停止する構成とした。

また、流量計33Bによる管内の流体の流れの変動に基づいて、各遅延時間を適切に設定し、観察部位で水流が停止する瞬間に射出が行われるようにした。

【0041】

〔性能確認実験〕

30

先端にフードを持った本発明の内視鏡によって、配管パイプ内の観察部位内の標的マークを観察したところ、先端屈曲角度を30度とした状態（この状態では、フードの開口面は、管内壁面から20度だけ開いている）での透明水の射出では、図8(a)に示すように、薄くマークが確認できた。

また、先端屈曲角度を50度とした状態（この状態では、上記のとおり、フードの開口面は、管内壁面と平行になり、観察対象部をほぼ隙間無く囲んでいる）での透明水の射出では、図8(b)に示すように、鮮明にマークが確認できた。

一方、比較のために、先端のフードを除去した従来の内視鏡の先端状態で、上記と同様の実験を行い標的マークを観察したところ、先端屈曲角度を30度とした状態での透明水の射出では、図8(c)に示すように、白濁水を排除することができず、ほとんどマークは確認できなかった。また、先端屈曲角度を50度とした状態での透明水の射出では、図8(d)に示すように、図8(a)よりも薄く不鮮明ではあるが、わずかにマークが確認できた。

40

以上の実験から、フードの装着により、血液のような懸濁液中での観察対象部の可視化性能が格段に向上することがわかった。

【産業上の利用可能性】

【0042】

本発明の内視鏡およびシステムによって、血管内のような懸濁した不透明流体のなかでも、定量の透明流体によって、観察対象部の周囲の不透明流体を効果的に除去し、視覚的に観察することが可能になった。

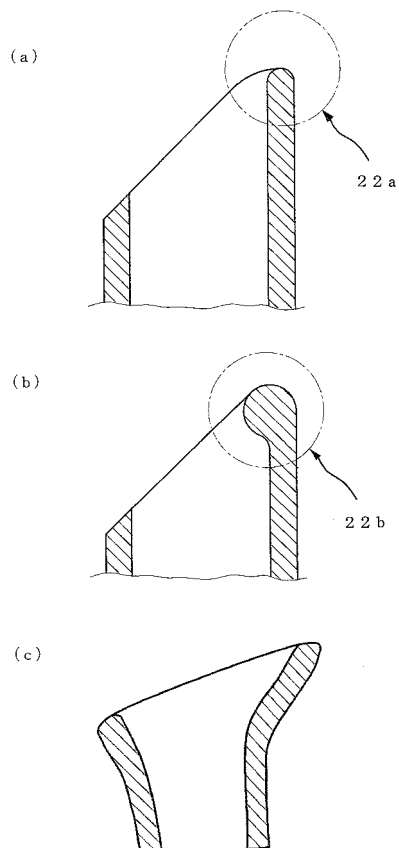
50

【符号の説明】

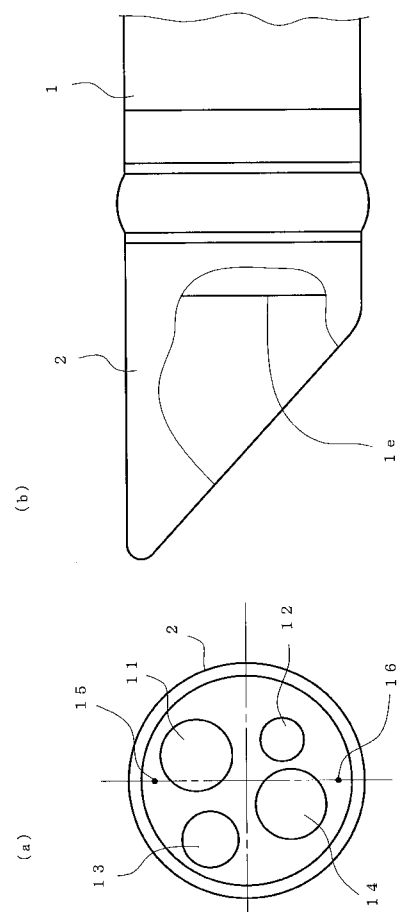
【 0 0 4 3 】

- 1 内視鏡本体
- 2 フード
- 1 1 流体送出用チャンネル
- 1 2 撮像用チャンネル

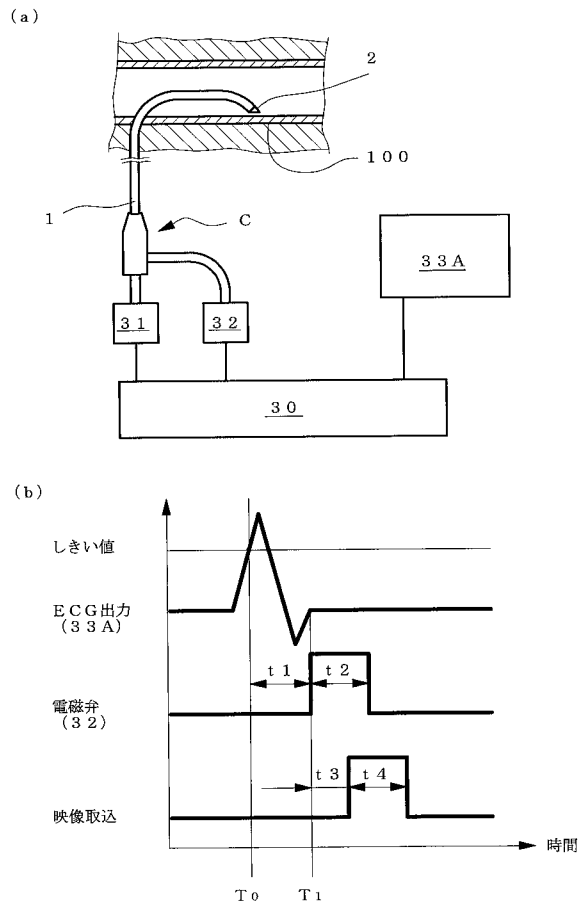
【図 3】



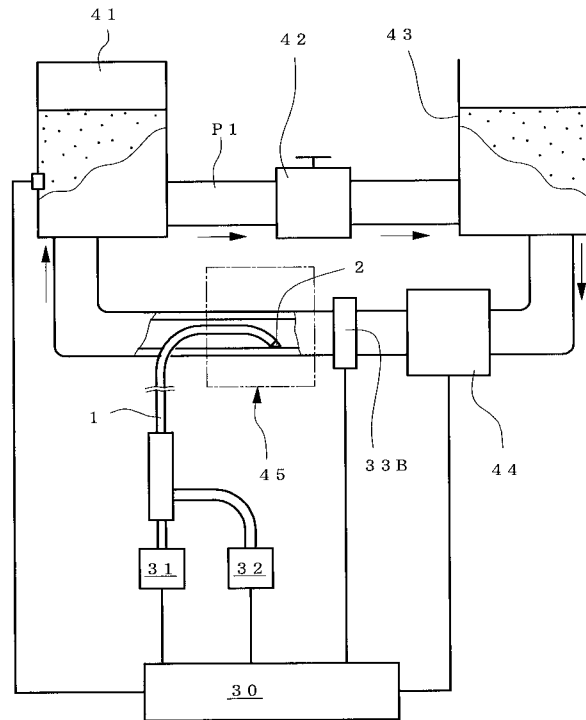
【図 4】



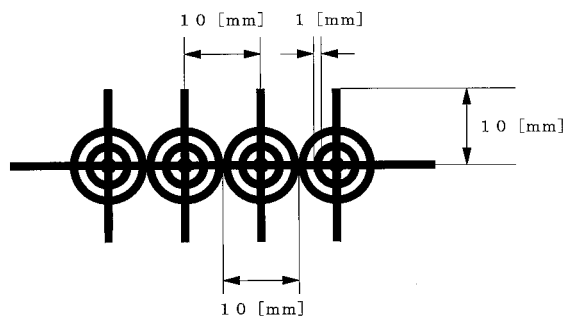
【図 5】



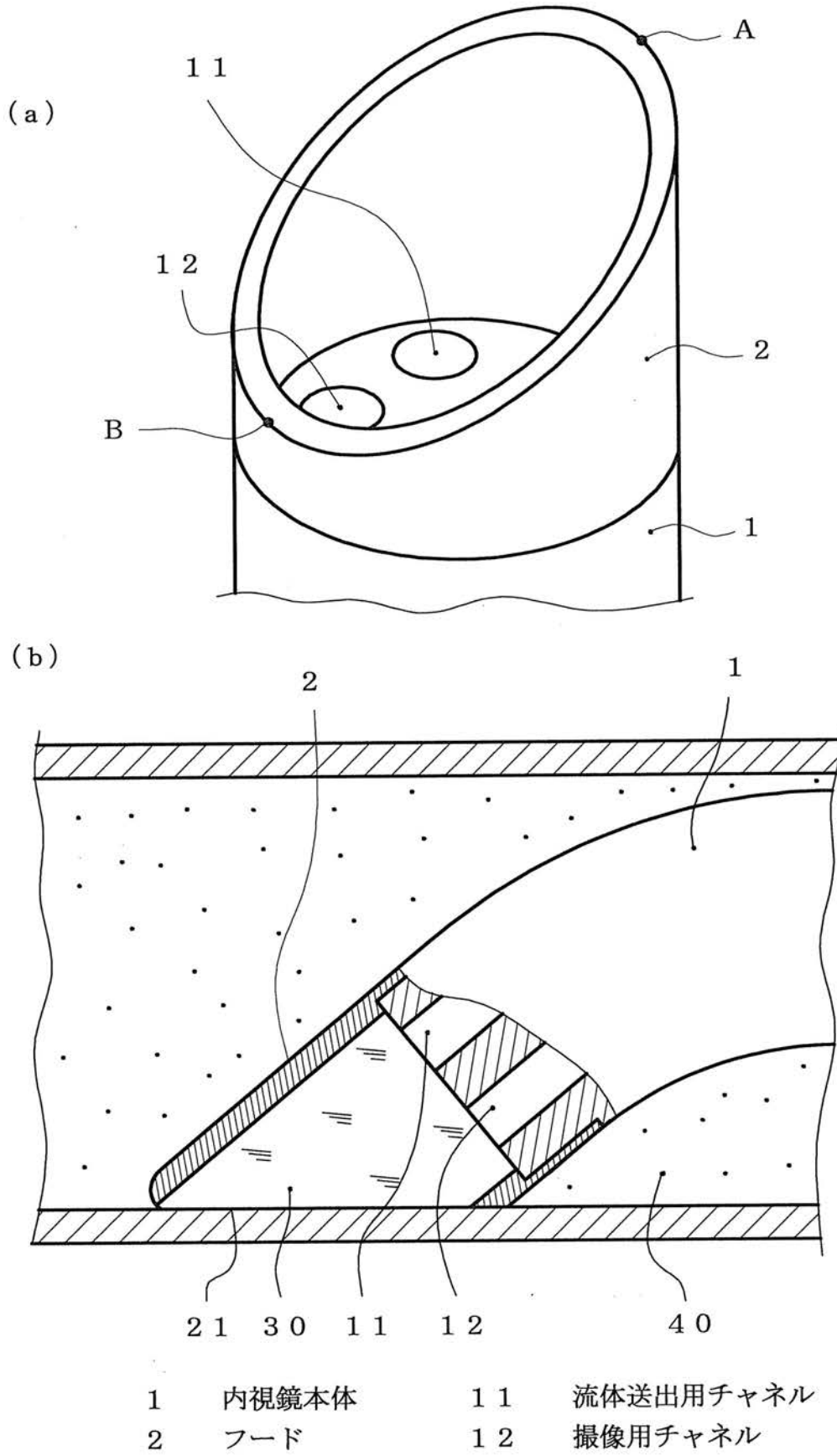
【図 6】



【図 7】

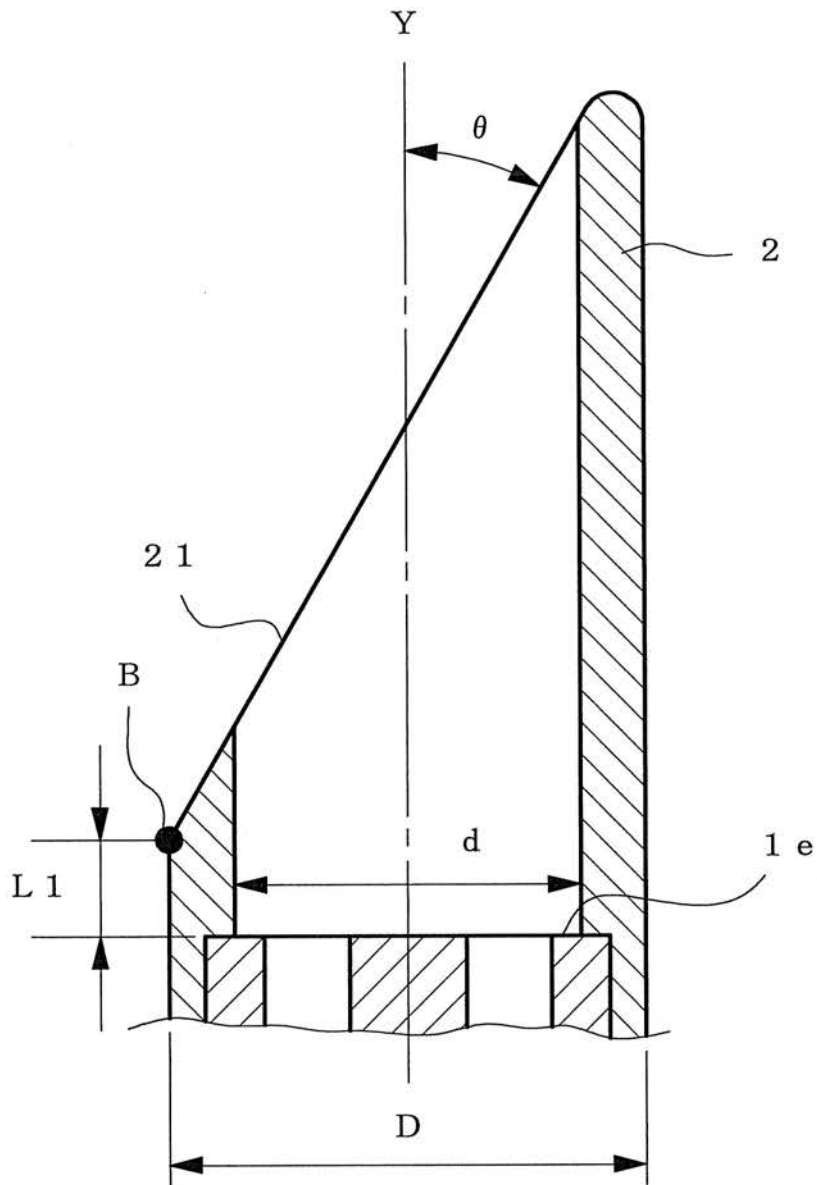


【 図 1 】

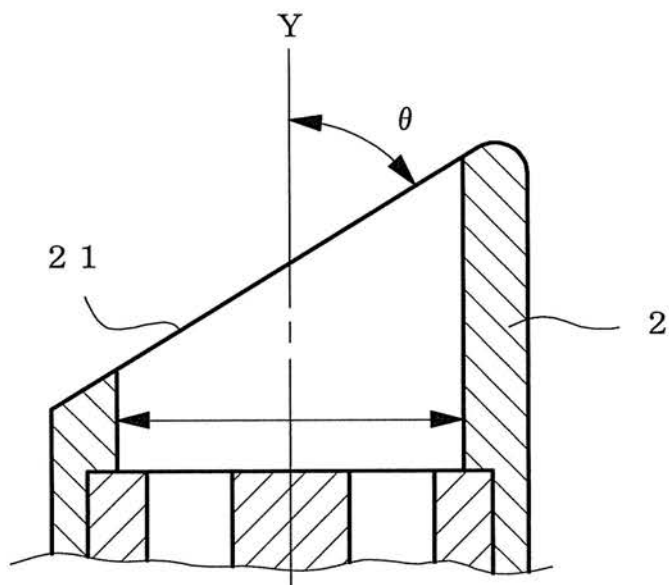


【図 2】

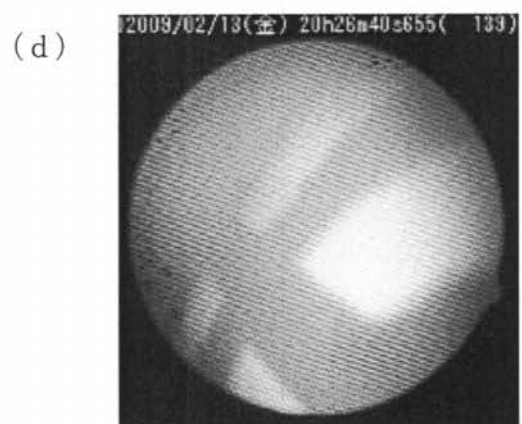
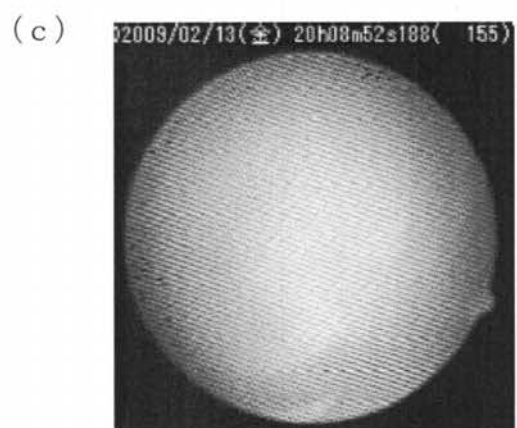
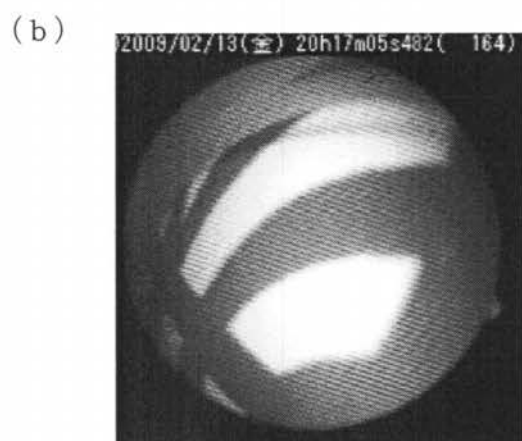
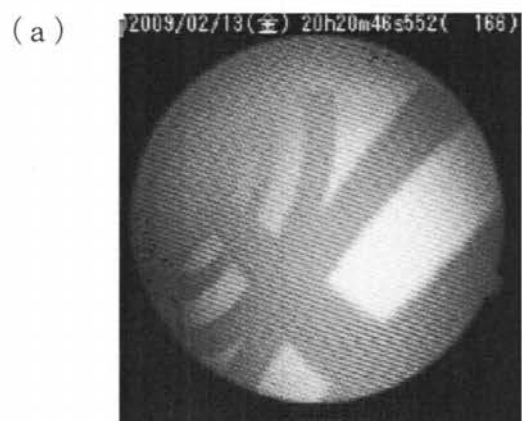
(a)



(b)



【図 8】



[illegible]

フロントページの続き

- (72)発明者 山越 憲一
石川県金沢市涌波 3 - 5 - 5 7 赤坂タウンヒル 2 0 1
(72)発明者 田中 志信
石川県金沢市辰巳町口 1 1 5 - 4

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 0 4 7 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 9 8 2 4 4 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 8 8 9 4 1 (J P , A)
特表 2 0 0 9 - 5 3 1 0 8 1 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 8 / 1 3 4 4 5 7 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 0 8 / 0 2 8 1 4 9 (W O , A 1)
実開昭 5 6 - 7 5 9 1 1 (J P , U)
特開 2 0 0 4 - 2 3 0 0 5 3 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 7 2 8 9 (J P , A)
実開昭 5 9 - 9 4 3 1 5 (J P , U)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	血管内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5267999B2	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	JP2009245717	申请日	2009-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人金沢大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人金沢大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人金沢大学		
[标]发明人	山越 憲一 田中 志信		
发明人	山越 憲一 田中 志信		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.B A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/015.511 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/04.372 A61B1/045.631 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF37 4C061/GG11 4C061/HH04 4C061/HH08 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/PP12 4C061/RR26 4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF37 4C161/GG11 4C161/HH04 4C161/HH08 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/PP12 4C161/RR26		
代理人(译)	高岛 肇 山本 健二		
其他公开文献	JP2011087859A JP2011087859A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜，即使在悬浮的液体中也能够目视观察内壁表面，以及用于有效使用内窥镜的系统。解决方案：罩2以从内窥镜主体1的末端的外周部分向前延伸的方式设置。内窥镜主体1至少具有流体输送通道11和图像拾取通道12。有弯曲机制。罩2呈圆筒形，具有用于环绕流体发射通道11和图像拾取通道12的内径，并且其尖端具有开口，该开口具有对角切割圆柱形状的截面形状作为基本形状。形状。该系统使用内窥镜与心脏脉搏同步，在血流停止时将固定量的透明液体注入罩内，有效地排出血液。

