

(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2007-14357**(P2007-14357A)**(43) 公開日 **平成19年1月25日(2007.1.25)**

(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 D 4 C 0 6 1

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2002-255700 (P2002-255700)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成14年8月30日 (2002.8.30)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	秋本 俊也
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	大西 順一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	小林 英一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		最終頁に続く	

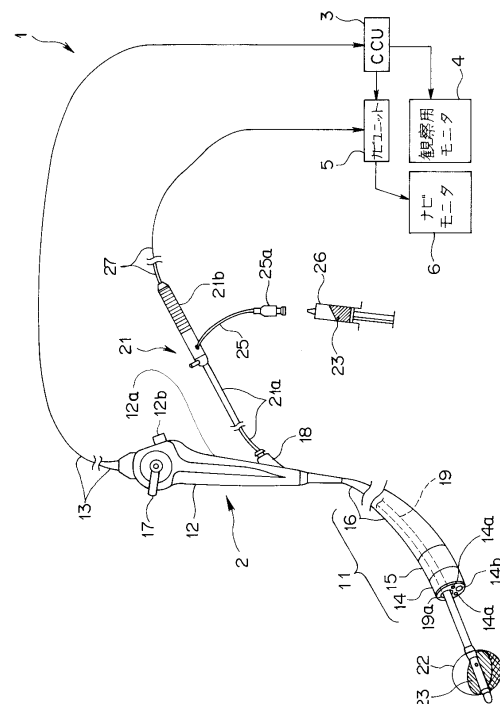
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】挿入部先端部において容易に重力方向を検出可能な内視鏡を実現する。

【解決手段】内視鏡装置1は、内視鏡操作部12の処置具挿入口18からプローブ21を挿入し、処置具挿通用チャンネル19のチャンネル開口19aから前記プローブ21の先端側を突出させて、この先端側に設けたバルーン22を内視鏡2の観察視野範囲に配置するように構成される。前記バルーン22は、透明部材もしくは半透明部材で形成され、青色又は緑色に着色されて気管支内等の体内臓器と区別可能な流体23が封止される。このバルーン22内の流体23は、挿入部先端部14の傾きに応じてバルーン22内を移動し、その液面23aを重力方向に応じて変化させる。即ち、液面23aは、この鉛直下向きが重力方向を表しており、重力方向を視覚的に指示することが可能である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡本体の傾きに応じて、重力方向を視覚的に指示する重力方向指示手段と、前記重力方向指示手段を前記内視鏡本体の観察視野範囲に配置する配置手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば各種設備の管路やタンク、航空機の機体や翼の内部、体腔等に挿入して観察や処置を行なうための内視鏡に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

近年、内視鏡は、広く用いられている。内視鏡は、体腔内に細長な挿入部を挿入することで、体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて処置具挿入用チャンネル内に挿入した処置具を用いて、各種治療処置ができる。

また、内視鏡は、各種産業用途にも広く利用されている。例えば、内視鏡は、各種設備の管路やタンク、航空機の機体や翼の内部、ボイラー・ガスタービンエンジン・化学プラント等の配管・自動車エンジンのボディ等の内部の傷や腐蝕等の検査等に用いられる。

【0003】

また、近年、医療用の内視鏡は、例えばCT (Computed Tomography) 装置等により被検体の断層像を撮像して得た3次元画像を用いて患部の診断が行われるようになってきた。

20

そのような3次元画像の1つに、肺の気管支の3次元像がある。気管支の3次元像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を3次元的に把握するのに利用される。そして、異常部を生検によって確認するために、気管支内視鏡を挿入して先端部の生検具で組織のサンプル (sample) を採取することが行われる。

【0004】

一般に、内視鏡は、管路に挿入する挿入部の先端部に、管路内の観察像を得るための撮像素子或いはイメージガイドファイバといった観察手段等を内蔵している。また、内視鏡は、上記先端部の向きを自在に湾曲させるため湾曲部等を上記挿入部に有している。このような内視鏡は、上記湾曲部を湾曲させながら上記挿入部を複雑な形状の管路に挿入する際、上記先端部が様々な方角を向きながら管路内を進む。

30

このため、例えば、気管支のように、多段階の分岐を有する体内の管路では、異常部の所在が分岐の末端に近いとき、内視鏡の先端を短時間で正しく目的部位に到達させることが難しい。

【0005】

この問題を解消するため、例えば特開2000-135215号公報等では、被検体の3次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の3次元像を作成し、前記3次元像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視鏡像を前記画像データに基づいて作成し、前記仮想的な内視鏡像を表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする装置が提案されている。

40

【0006】

しかしながら、上記特開2000-135215号公報の装置による目的部位へのナビゲーションでは、気管支内視鏡が撮像したライブの内視鏡像を表示すると共に、気管支の分岐での仮想的な内視鏡像を表示し挿入先を案内しているのではあるが、上述したように気管支は多段階の分岐を有するばかりでなく、分岐での各画像は複数の分岐先経路を持つ類似の画像となる。

【0007】

例えば、このような気管支内視鏡100は、図32(a), (b)に示すように気管支101の枝分かれした末梢部101Aに対して、分岐毎に挿入部先端部100Aが湾曲部1

50

00Bにより湾曲動作されて関心部位まで到達するようになっている。

【0008】

このとき、上記気管支内視鏡は、例えば、得られた内視鏡像が、図33(b)に示すように特徴のある分岐構造となっている場合は、関心部位がある気管支の分岐方向を容易に区別できる。

【0009】

しかしながら、上記気管支内視鏡は、例えば、得られた内視鏡像が、図33(a)に示すような場合、左右の分岐に特徴がないため、重力方向が判断できないと、画像だけから関心部位がある分岐方向を区別することは困難となる。

一方、これに対して、例えば特開平11-281897号等では、重力方向を検出するのにジャイロ等の重力検出手段を設けて構成したものが提案されている。 10

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記特開平11-281897号公報に記載されているような挿入部先端部にジャイロ等の重力検出手段を配置することは、内視鏡の外径に制約のあるこのような気管支内視鏡では、困難である。

このため、上記従来の気管支内視鏡は、上記挿入部先端部の重力方向を正確に検出することができず、関心部位がある気管支の分岐方向を特定することが困難である。

【0011】

本発明は、上述した問題点に鑑みてなされたものであり、挿入部先端部において容易に重力方向を検出可能な内視鏡を提供することを目的とする。 20

【0012】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡は、内視鏡本体の傾きに応じて、重力方向を視覚的に指示する重力方向指示手段と、前記重力方向指示手段を前記内視鏡本体の観察視野範囲に配置する配置手段と、を具備したことを特徴としている。

この構成により、挿入部先端部において容易に重力方向を検出可能な内視鏡を実現する。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。 30

(第1の実施の形態)

図1ないし図6は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態を備えた内視鏡装置を示す全体構成図、図2は図1の内視鏡挿入部の先端部及びこの先端部から突出するプローブ先端側を示す拡大図、図3は図1の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例、図4はナビユニットにおける画像処理のフローチャート、図5は先端側にバルーンを設けた処置具を示す説明図、図6は図5の処置具を用いた際のモニタ表示例であり、図6(a)はバルーンが膨らむ前の観察像を示すモニタ表示例、図6(b)は図6(a)の状態からバルーンが膨らんだときの観察像を示すモニタ表示例である。

尚、本実施の形態では、内視鏡本体として気管支内視鏡に本発明を適用した場合を説明する。 40

【0014】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態を備えた内視鏡装置1は、気管支に挿入可能な内視鏡本体として気管支内視鏡(以下、単に内視鏡)2と、この内視鏡2の図示しない撮像手段で撮像して得た内視鏡像を信号処理するカメラコントロールユニット(以下、CCU)3と、このCCU3で信号処理された内視鏡観察像(以下、観察像と記す)を表示する観察用モニタ4と、予め図示しないCT装置で得た3次元CT画像により生成した仮想の内視鏡像(以下、VBS画像と記す)を構築するナビゲーションユニット(以下、ナビユニット)5と、このナビユニット5で生成されたVBS画像を表示するナビゲーションモニタ(以下、ナビモニタ)6とから主に構成されている。

尚、前記CT装置は、例えばX線CT(Computed Tomography)装置等であり、被検体 50

の断層像を撮像することにより被検体内の３次元画像データを得、この３次元画像データを用いて患部の診断を行うものである。

【００１５】

前記内視鏡２は、細長で可撓性を有する挿入部１１と、この挿入部１１の基端側に連設され、把持部を兼ねる操作部１２とを有して構成される。前記内視鏡２は、前記操作部１２の後方からユニバーサルコード１３が延出して設けられており、このユニバーサルコード１３の端部に設けたコネクタが前記ＣＣＵ３に接続されている。

【００１６】

前記内視鏡挿入部１１（内視鏡２の挿入部１１のこと）は、先端に設けられた先端部１４と、この先端部１４の基端側に設けられた湾曲自在の湾曲部１５と、この湾曲部１５の基端側に設けられた長尺で可撓性を有する可撓管部１６とが連設されて構成されている。10
前記内視鏡操作部１２（内視鏡２の操作部１２のこと）は、術者が握って把持する部位である把持部１２ａを基端側に有している。前記内視鏡操作部１２は、前記把持部１２ａの上部側に前記ＣＣＵ３を遠隔操作するためのビデオスイッチ１２ｂが配置されている。また、前記内視鏡操作部１２は、湾曲操作ノブ１７が設けられ、前記把持部１２ａを把持して前記湾曲操作ノブ１７を回動操作することにより前記湾曲部１５を湾曲操作することができる。

【００１７】

また、前記内視鏡操作部１２は、把持部１２ａの前端付近に生検鉗子等の処置具を挿入する処置具挿入口１８が設けられている。この処置具挿入口１８は、その内部において処置具挿通用チャンネル１９と連通している。前記処置具挿入口１８は、鉗子等の図示しない処置具を挿入することにより、内部の処置具挿通チャンネル１９を介して前記先端部１４に形成されているチャンネル開口１９ａから前記処置具の先端側を突出させて生検などを行うことができる。20

【００１８】

また、前記内視鏡２は、照明光を伝達する図示しないライトガイドが前記挿入部１１、前記操作部１２、前記ユニバーサルコード１３に挿通配設されている。このライトガイドは、基端側が前記操作部１２を経て前記ユニバーサルコード１３のコネクタ部に至り、図示しない光源からの照明光を伝達するようになっている。前記ライトガイドから伝達された照明光は、前記挿入部先端部１４に固定された照明窓１４ａの先端面から患部などの被写体を照明するようになっている。30

【００１９】

照明された被写体は、前記照明窓１４ａに隣接して設けた観察窓１５ａから被写体像が内視鏡２へ取り込まれる。この取り込まれた被写体像は、図示しない撮像装置により撮像されて光電変換され、撮像信号に変換されるようになっている。そして、この撮像信号は、図示しない信号ケーブルを伝達し、前記ユニバーサルコード１３を介して前記ＣＣＵ３へ出力される。

【００２０】

前記ＣＣＵ３は、前記内視鏡２の前記撮像装置からの撮像信号を信号処理して、標準的な映像信号を生成し、この映像信号を前記観察用モニタ４に出力して、このモニタ４の表示面に観察像を表示させるようになっている。40

一方、前記ナビユニット５は、上述したようにＶＢＳ画像を構築し、生成した映像信号をナビモニタ６に出力し、このナビモニタ６の表示面に前記内視鏡挿入部１１の先端部１４の位置にリンクしてＶＢＳ画像を表示させるようになっている。そして、前記内視鏡２は、前記ナビユニット５により前記ナビモニタ６に表示されるＶＢＳ画像で導かれながら例えば、気管支内の関心部位に挿入部先端部１４が到達されるようになっている。

【００２１】

しかしながら、従来の気管支内視鏡は、挿入部１１を極力細くする必要があるが、前記挿入部先端部１４にジャイロ等の重力検出手段を配置すると、その外径が著しく大きくなるため、この実現は困難であった。従って、従来の内視鏡は、前記挿入部先端部１４の重力50

方向を正確に検出することができず、関心部位がある気管支の分岐方向を特定するのが困難である。

本実施の形態では、内視鏡装置 1 は、前記内視鏡 2 の傾きに応じて、重力方向を視覚的に指示する重力方向指示手段を設け、この重力方向指示手段を前記内視鏡 2 の観察視野範囲に配置する配置手段を有して構成される。

【0022】

即ち、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、前記内視鏡操作部 12 の処置具挿入口 18 から配置手段としてのプローブ 21 を挿入し、前記処置具挿通用チャンネル 19 のチャンネル開口 19a から前記プローブ 21 の先端側を突出させて、この先端側に設けた重力方向指示手段としてのバルーン 22 を前記内視鏡 2 の観察視野範囲に配置するように構成している 10

。前記プローブ 21 は、前記内視鏡 2 の前記処置具挿通用チャンネル 19 に挿通されるプローブ部 21a と、このプローブ部 21a の後端部に設けられるプローブ操作部 21b とから構成される。

【0023】

前記プローブ部 21a は、先端側に透明部材もしくは半透明部材で形成されるバルーン 22 を設けて構成され、このバルーン 22 内に開口 24a を形成して流体 23 を供給排出するための流体管路 24 が挿通配設されている（図 2 参照）。また、前記プローブ操作部 21b は、この内部で前記流体管路 24 に接続される注入ケーブル 25 が延出している。前記注入ケーブル 25 は、この端部に逆止弁付き注入口金 25a が設けられている。そして 20、前記プローブ 21 は、前記逆止弁付き注入口金 25a にシリンジ 26 を接続することで、このシリンジ 26 内の流体 23 を供給排出することができるようになっている。

【0024】

気管・気管支内には、青や緑色の構造物は存在することは少ないため、前記流体 23 は、青色又は緑色に着色されており、気管支内等の体内臓器と視覚的に区別可能となっているだけでなく、画像データを処理して青や緑の占める範囲を算出するのに有利なようになっている。

また、前記プローブ 21 は、例えば、プローブ先端部に図示しない超音波探触子を内蔵して超音波断層像を得られる超音波プローブであり、前記ナビユニット 5 にプローブケーブル 27 を介して接続されている。 30

【0025】

また、前記ナビユニット 5 は、後述するように前記内視鏡 2 の前記撮像装置で得た観察像により内視鏡挿入部 11 の先端部 14 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して VBS 画像の回転方向を気管支鏡の実画像と一致させる処理を行うようになっている。尚、この処理は、自動的に行われるように構成されても良いし、また、この処理を行うための指示スイッチを設けて手動で行うようにしても良い。また、前記ナビユニット 5 は、前記プローブ 21 が超音波プローブであるなら、この超音波プローブで得た超音波断層像に関しても重力方向をもとに気管支鏡の実画像と回転方向を一致させる処理も行うようになっている。 40

【0026】

このように構成される内視鏡装置 1 は、気管支疾患等の内視鏡観察・処置（生検や治療）に用いられる。

まず、術者は、患者の体腔内に経口的或いは経鼻的に内視鏡 2 の挿入部 11 を挿入し、術者が判る所定位置、例えば気管の上端（喉頭部）まで挿入部先端部 14 を進める。このとき、術者は、観察用モニタ 4 に表示される内視鏡 2 で得た観察像を見ながら、内視鏡挿入部 11 の挿入を行っている。

【0027】

そして、術者は、挿入部先端部 14 を所定位置まで進めると、ここから、ナビユニット 5 を起動し、ナビモニタ 6 に表示される VBS 画像を参照しながら、関心部位に至る経路に従い、挿入部先端部 14 の挿入を行う。 50

ここで、気管支は多段階の分岐を有するばかりでなく、分岐で得られる観察画像は複数の分岐先経路を持つ類似の画像となる。

【0028】

このため、得られた観察像は、特徴のある分岐構造となっている場合、関心部位がある気管支の分岐方向を容易に区別できるが、得られた観察像が左右の分岐に特徴がない画像だけから関心部位がある分岐方向を区別することは困難となる。逆に重力方向が判れば、VBS画像と照らし合わせて分岐方向を判断することが可能となる。

【0029】

そこで、本実施の形態では、バルーン22を設けたプローブ21を用いて、挿入部先端部14の重力方向が判るように構成している。

10

術者は、内視鏡操作部12の処置具挿入口18からプローブ21を挿入し、この処置具挿通用チャンネル19のチャンネル開口19aから前記プローブ21の先端側を突出させる。尚、このとき、プローブ21は、まだ膨らんでいない状態である。

【0030】

そして、術者は、注入ケーブル25の逆止弁付き注入口金25aにシリンジ26を接続し、青色又は緑色に着色された流体(液体)23をプローブ部21aのバルーン22内に所定量注入すると共に、気体も注入してバルーン22を膨らませる。尚、バルーン22は、この内部に流体(液体)23及び気体を注入する代わりに異なる着色をした比重の異なる2流体(液体)23を用いて注入するようにしても良い。また、用いられる流体23は、本実施の形態では、液体を想定しているが、本発明はこれに限定されず、流体23として粉末状物質でも良い。

20

【0031】

すると、図2に示すようにバルーン22は、青色又は緑色に着色された流体23が封止される。このバルーン22内の流体23は、挿入部先端部14の傾きに応じてバルーン22内を移動し、その液面23aを重力方向に応じて変化させる。即ち、液面23aは、この鉛直下向きが重力方向を表している。

【0032】

このことにより、バルーン22は、重力方向を視覚的に指示することが可能である。例えば、観察像が図3に示すように得られた場合、流体(液体)23の液面23aが右斜めに傾いているので、重力方向は略右下方向であると判る。

30

【0033】

また、本実施の形態では、この観察像により内視鏡挿入部11の先端部14の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対してVBS画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。ナビユニット5は、例えば、図4に示すフローチャートに従って画像処理を行う。

【0034】

ナビユニット5は、CCU3から得られた観察像上で流体23の青又は緑の色を検出する(ステップS1)。そして、ナビユニット5は、検出した青又は緑の色が占める部分の位置や形状(パターン)を同定し、液面23aの面積を測定する(ステップS2)。このとき、ナビユニット5は、用いた内視鏡2の画角や歪等の光学特性を加味し、得られた位置関係を補正する(ステップS3)。

40

【0035】

次に、ナビユニット5は、得られた位置関係を3次元的に解析する(ステップS4)。そして、ナビユニット5は、得られた解析結果に基づき、重力方向を決定する(ステップS5)。次に、ナビユニット5は、決定した重力方向に基づき、VBS画像と観察像との回転方向を一致させる(ステップS6)。

【0036】

すると、ナビモニタ6は、観察像と一致した回転方向でVBS画像が表示される。術者、このナビモニタ6に表示されるVBS画像を参照しながら、気管支の枝分かれした末梢部に対して、分岐毎に挿入部先端部14を湾曲部15により湾曲動作させて関心部位まで到達させる。そして、術者は、関心部位で、内視鏡観察・処置(生検や治療)等を行う。

50

【 0 0 3 7 】

これにより、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、挿入部先端部 1 4 において容易に重力方向を検出可能であり、複雑な管路に挿入部 1 1 を挿入する際にも、観察像における重力方向を術者が見失わないようになっている。

【 0 0 3 8 】

この結果、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、観察像における重力方向を検出することができ、操作性が向上する。

例えば、内視鏡装置 1 は、挿入部 1 1 を大腸に挿入する際に、挿入部 1 1 を挿入し易いように操作部 1 2 の向きをひねったりしても、観察像における重力方向を知ることができる。このため、内視鏡装置 1 は、ガン等の病変部を発見したときにどの方向にガンがあるかを知ることができ、どの臓器に対してガンが浸潤している可能性があるかを推察する際等の操作性が向上する。

10

【 0 0 3 9 】

また、内視鏡装置 1 は、例えば複数の熱交換器用パイプ等のパイプを有する機器や設備の検査においてパイプ内にクラックを発見したとき、観察像における重力方向を知ることができる。このため、内視鏡装置 1 は、パイプ内のクラックの方角を知ることができ、クラックの個所から吹き出す蒸気を受けて腐食等を起こしている可能性がある他のパイプを推察する際等の操作性が向上する。

【 0 0 4 0 】

尚、バルーン 2 2 は、プローブ 2 1 に設ける代わりに、例えば、図 5 に示すように鉗子等の処置具 2 8 の先端側に設けて構成しても良い。この場合、観察像は、図 6 に示すように得られる。

20

図 6 (a) は、処置具 2 8 の先端側に設けたバルーン 2 2 を膨らませる前の状態を示し、図 6 (b) は、図 6 (a) の状態から処置具 2 8 の先端側に設けたバルーン 2 2 を膨らませた状態を示す観察像である。

【 0 0 4 1 】

このように本変形例の内視鏡装置 1 は、処置具 2 8 の先端側にバルーン 2 2 を設けることで、重力方向の検出と生検や治療等の処置が可能となる。

つまり、本変形例の内視鏡装置 1 は、重力方向を検出した後、プローブを抜差することなく、速やかに生検や治療等の処置に移行できるというメリットを有する。

30

【 0 0 4 2 】

尚、本実施の形態は、挿入部先端部 1 4 に内視鏡像を撮像する電子内視鏡を用いて構成しているが、本発明はこれに限定されず、挿入部先端部 1 4 から取り込んだ内視鏡像を導光手段により接眼部まで伝達して接眼部で観察する光学式内視鏡に本発明を適用しても構わない。

【 0 0 4 3 】

(第 2 の実施の形態)

図 7 ないし図 1 2 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 7 は本発明の第 2 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられるプローブを示す先端側構成図、図 8 は図 7 の B - B 断面図、図 9 は導電性流体の液面と 3 つの電極との関係を示した模式図であり、図 9 (a) は重力方向が右下方向であるときの電性液体の液面と 3 つの電極との関係を示した模式図、図 9 (b) は重力方向が右方向であるときの導電性液体の液面と 3 つの電極との関係を示した模式図、図 1 0 はプローブの変形例を示す先端側構成図、図 1 1 は図 1 0 のプローブを内視鏡に挿入する際の説明図、図 1 2 は図 1 1 の A 部の拡大図である。

40

【 0 0 4 4 】

本第 2 の実施の形態は、バルーン 2 2 内に封止する流体 2 3 として導電性流体を用いて構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【 0 0 4 5 】

即ち、図 7 に示すように本第 2 の実施の形態の内視鏡装置は、先端側に設けたバルーン 2

50

2 内に封止する流体 2 3 として導電性流体 3 1 を用いるプローブ 2 1 B を有して構成される。このプローブ 2 1 B は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に挿通配設されている流体管路 2 4 が前記プローブ操作部 2 1 b 内部で注入ケーブル 2 5 に接続され、シリンジ 2 6 から導電性流体 3 1 をバルーン 2 2 内に供給排出することができるようになっている。

【 0 0 4 6 】

また、前記プローブ 2 1 B は、図 8 に示すように前記バルーン 2 2 内部で前記導電性流体 3 1 に接するように少なくとも 3 つの電極 3 2 が配設されている。前記電極 3 2 は、導電部 3 2 a と絶縁部 3 2 b とが交互に配置されて構成されており、これら導電部 3 2 a に電流を供給する電線 3 3 が電線挿通路 3 4 を挿通してプローブ操作部 2 1 b まで延出している。

10

【 0 0 4 7 】

そして、これら電極 3 2 は、前記プローブ 2 1 B が前記ナビユニット 5 にプローブケーブル 2 7 を介して接続されることで、前記ナビユニット 5 から電流を供給されるようになっている。

本実施の形態では、これら電極 3 2 の電流変化により、導電性流体 3 1 の位置変化を算出し、重力方向を決定するように構成されている。

【 0 0 4 8 】

例えば、図 9 (a) に示すように導電性流体 3 1 の液面 3 1 a が右斜めに傾いているとき、3 つの電極 3 2 は、それぞれ図中 A , B , C の点より下側で導通している。これら導通範囲によりそれぞれの電極 3 2 に流れる電流変化が生じ、この電流変化に基づき、ナビユニット 5 は、導電性流体 3 1 の位置変化を算出し、重力方向が右下方向であることを決定する。また、例えば、図 9 (b) に示すように導電性流体 3 1 の液面 3 1 a が 3 つの電極 3 2 の全てに掛かって導通しているとき、ナビユニット 5 は、重力方向が右方向であることを決定する。

20

これにより、本第 2 の実施の形態の内視鏡装置 1 は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得られる。

【 0 0 4 9 】

また、プローブは、この先端側にバルーン 2 2 を設けること無く、図 1 0 に示すように内部に導電性流体 3 1 を封止して構成しても良い。

30

即ち、図 1 0 に示すようにプローブ 2 1 C は、この先端側にバルーン 2 2 の代わりに導電性流体 3 1 を封止する流体封止部 3 5 を設け、この流体封止部 3 5 内部に上記第 2 の実施の形態で説明したのと同様に少なくとも 3 つの電極 3 2 を設けて構成される。尚、前記流体封止部 3 5 は、電極 3 2 から延出する電線 3 3 が挿通する電線挿通路 3 4 に前記導電性流体 3 1 が漏れることが無いように水密に形成されている。

【 0 0 5 0 】

これにより、前記プローブ 2 1 C は、内視鏡 2 の観察視野範囲に配置する必要が無く、内視鏡挿入部 1 1 の先端部 1 4 に挿入した状態で、上記第 2 の実施の形態で説明したのと同様に 3 つの電極 3 2 のそれぞれに流れる電流変化に基づき、導電性流体 3 1 の位置変化を算出して重力方向を決定することが可能である。

40

【 0 0 5 1 】

尚、前記プローブ 2 1 C は、内視鏡 2 との回転方向の補正を行う必要がある。この場合、図 1 1 に示すようにプローブ 2 1 C は、内視鏡 2 の処置具挿入口 1 8 から処置具挿通チャンネル 1 9 に挿入される。

【 0 0 5 2 】

このとき、前記プローブ 2 1 C は、図 1 2 に示すように内視鏡 2 との回転方向の補正のために、プローブ部 2 1 a の基端側に設けた突起部 3 6 が内視鏡 2 の処置具挿入口 1 8 に形成した切り欠き 1 8 a に係合するようになっている。このことにより、前記プローブ 2 1 C は、内視鏡 2 との回転方向の補正を行うことが可能である。

このように構成される本変形例は、上記第 2 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え

50

、バルーン 22 を設ける必要が無いので細径化でき、例えば、気管支の最深部まで到達可能である。

【 0 0 5 3 】

(第 3 の実施の形態)

図 13 ないし図 18 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 13 は本発明の第 3 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられる内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、図 14 は図 13 の状態での内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例、図 15 はロッド部材を挿入部先端部側に引いて流体封止部を挿入部先端部に接触させた際の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、図 16 は図 15 の状態での内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例、図 17 は変形例の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、図 18 は図 17 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例である。

10

【 0 0 5 4 】

上記第 1, 第 2 の実施の形態は、プローブを用いて重力方向を検出するように構成しているが、本第 3 の実施の形態は、内視鏡挿入部 11 の先端部 14 に流体封止部を設けて重力方向を検出するように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【 0 0 5 5 】

即ち、図 13 に示すように本第 3 の実施の形態の内視鏡 2B は、挿入部先端部 14 に重力方向を検出するための流体封止部 41 を設けて構成される。

この流体封止部 41 は、透明部材もしくは半透明部材で、前記挿入部先端部 14 の外径とほぼ同じ外径で中空状に形成され、この外装部材内部に上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様な流体 (液体) 23 及び気体又は比重の異なる 2 流体 (液体) 23 を封止して構成される。尚、前記流体封止部 41 は、この中空状部分が観察窓領域となる。

20

【 0 0 5 6 】

また、前記流体封止部 41 は、挿入部 11 を挿通するロッド部材 42 を押し引きすることで挿入部 11 の長手軸方向に進退自在に構成されている。尚、このロッド部材 42 は、操作部 12 内に設けた図示しない進退操作機構により押し引きされるようになっている。

【 0 0 5 7 】

内視鏡 2B は、重力方向を検出する際、ロッド部材 42 を挿入部先端部 14 側と逆方向に押し出すことで、流体封止部 41 が観察視野範囲に入るようになっている。そして、内視鏡 2B は、図 14 に示すような観察像を得られる。尚、図 14 に示すように観察像は、流体封止部 41 の内部に封止されている流体 (液体) 23 の液面 23a が左斜めに傾いているので、重力方向は略左下方向であると判る。

30

【 0 0 5 8 】

そして、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様にナビユニット 5 は、この観察像により内視鏡挿入部 11 の先端部 14 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して VBS 画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

【 0 0 5 9 】

一方、内視鏡 2B は、重力方向の検出するとき以外の観察時において、ロッド部材 42 を挿入部先端部 14 側に引くことで、流体封止部 41 が挿入部先端部 14 に引き寄せられ、流体封止部 41 の観察窓領域越しに視界が得られるようになっている。

40

【 0 0 6 0 】

そして、内視鏡 2B は、図 16 に示すように観察画像周辺にのみ写るようになっている。この結果、本第 3 の実施の形態の内視鏡 2B は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、プローブを用いないので操作性が向上する。

【 0 0 6 1 】

また、内視鏡は、この挿入部先端部 14 に流体封止部 41 を設けること無く、図 17 に示すようにキャップ 43B に流体封止部 41 を設けて構成しても良い。

即ち、図 17 に示すように内視鏡 2 は、透明部材もしくは半透明部材で、前記挿入部先端部 14 の外径とほぼ同じ外径に形成されたキャップ 43B が取り付けられるようになって

50

いる。

【 0 0 6 2 】

即ち、図 1 7 に示すようにキャップ 4 3 B は、この先端側に上記第 3 の実施の形態で説明したのと同様な流体封止部 4 1 を設け、後端側に前記内視鏡挿入部 1 1 の先端側を嵌合する取り付け部 4 4 を設けて構成される。

【 0 0 6 3 】

このように構成される内視鏡 2 は、例えば図 1 8 に示すような観察像を得られる。尚、図 1 8 に示すように観察像は、流体封止部 4 1 内部に封止されている流体 2 3 が真下に傾いているので、重力方向が図中下方向であると判り、図 1 7 では液面 2 3 a が右斜めに傾いているので、略右下方向であることが判る。

10

【 0 0 6 4 】

そして、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様にナビユニット 5 は、この観察像により内視鏡挿入部 1 1 の先端部 1 4 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して V B S 画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

【 0 0 6 5 】

この結果、本変形例の内視鏡 2 は、上記第 3 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、流体封止部 4 1 のロッド部材 4 2 が不要となるので、更に細径化が可能である。

【 0 0 6 6 】

(第 4 の実施の形態)

図 1 9 ないし図 2 8 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 1 9 は内視鏡の挿入部先端部がバルーンを下から見上げている際の説明図、図 2 0 は図 1 9 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例、図 2 1 は本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡装置に用いられる内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、図 2 2 は図 2 1 のバルーンが膨らむ前の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、図 2 3 は図 2 1 のプローブの変形例を示す説明図、図 2 4 はバルーンが膨らんだ際の様子を示す説明図、図 2 5 は図 2 1 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例、図 2 6 は画像上に示される球状部材の位置及び占める範囲(大きさ)を示すグラフ、図 2 7 は内視鏡挿入部の先端部からバルーンを突出させた状態を示すモデル図、図 2 8 は図 2 7 のモデルにおける説明図、図 2 9 は図 2 8 の $z = f$ 平面に投影した観察像を示すグラフである。

20

【 0 0 6 7 】

上記第 1 の実施の形態は、体腔内管路が屈曲していたりする場合、例えば、図 1 9 に示すように挿入部先端部 1 4 が前記バルーン 2 2 を下から見上げるようになる。

30

この場合、図 2 0 に示すように観察像は、前記バルーン 2 2 内部に封止されている前記流体 2 3 の液面 2 3 a が見えず、重力方向を決定することが困難となる。

【 0 0 6 8 】

そこで、本第 4 の実施の形態は、流体 2 3 の他に、異なる比重の少なくとも 2 つの球状部材をバルーン 2 2 内部に封止して重力方向を検出するように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【 0 0 6 9 】

即ち、図 2 1 に示すように本第 4 の実施の形態の内視鏡 2 D は、プローブ 2 1 に設けるバルーン 2 2 内に流体 2 3 の他に、異なる比重の少なくとも 2 つの球状部材 4 5 A , 4 5 B を封止して構成される。

40

これら 2 つの球状部材 4 5 A , 4 5 B は、例えば、球状部材 4 5 A が緑色に着色され、球状部材 4 5 B が青色に着色されている。そして、これら球状部材 4 5 A , 4 5 B の比重は、例えば、球状部材 4 5 A (緑) < 流体 2 3 < 球状部材 4 5 B (青) となっている。

【 0 0 7 0 】

尚、バルーン 2 2 は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に、シリンジ 2 6 から流体 2 3 を供給排出されるようになっている。また、このバルーン 2 2 は、流体 2 3 を供給される(膨らむ)前の収縮状態において、図 2 2 に示すようにバルーンシ部材の収縮力に

50

より２つの球状部材４５Ａ，４５Ｂがプローブ２１Ｃの先端側に軸上に配列して収納されるようになっている。

【００７１】

尚、バルーン２２は、例えば、図２３に示すように２つの球状部材４５Ａ，４５Ｂがプローブ２１Ｃの先端側内部に収納されるように設けられても良い。

そして、バルーン２２は、流体２３を供給されると、図２４に示すように膨らむ。

【００７２】

すると、上述したような比重の関係であれば、球状部材４５Ａ（緑）は、流体２３よりも軽いのでこの流体２３上に浮かび、一方、球状部材４５Ｂ（青）は、流体２３よりも重いのでこの流体２３の底上に沈む。このことにより、重力方向は、球状部材４５Ａ（緑）の中心位置と球状部材４５Ｂ（青）の中心位置を通る直線の球状部材４５Ｂ（青）方向側であることが判る。例えば、図２４中、重力方向は、下方向である。

10

【００７３】

このように構成される内視鏡２Ｄは、例えば、挿入部先端部１４が前記バルーン２２を下から見上げるようにした際、図２５に示すような観察像を得られる。

そして、上記第１の実施の形態で説明したのと同様にナビユニット５は、この観察像により内視鏡挿入部１１の先端部１４の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対してＶＢＳ画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

【００７４】

ここで、上述したような比重の関係であれば、図２５に示すように球状部材４５Ａ（緑）は、流体２３上に浮かんでいるので遠くに位置して小さく見え、一方、球状部材４５Ｂ（青）は、流体２３の底に沈んでいるので近くに位置して大きく見える。

20

【００７５】

このため、図２６に示すように球状部材４５Ａ（緑）と球状部材４５Ｂ（青）とは、画像上で占める範囲（大きさ）及び位置を認識して、これら球状部材４５Ａ（緑）と球状部材４５Ｂ（青）との３次元的な位置関係を導出することが必要となる。

【００７６】

次に、この３次元的な位置関係の導出を説明する。

まず、内視鏡挿入部１１の先端部１４から、バルーン２２を突出させた状態を簡略化のため例えば、図２７に示すようなモデルに置き換えて考える。

30

【００７７】

ここで、

原点Ｏ：内視鏡２Ｄの視点中心

Ｒ２：球状部材４５Ａ，４５Ｂの半径

Ｒ１：バルーン２２の半径（但し、Ｒ１＞Ｒ２）

ｆ：焦点距離

Ｄ１：内視鏡挿入部１１の先端部１４～バルーン２２との中心距離である。

【００７８】

球状部材４５Ａ，４５Ｂは、重力を受けてバルーン２２内部を動くため、その中心は、Ｒ１－Ｒ２を半径とした球上を動くことになる。

40

しかしながら、Ｒ１＞Ｒ２により、その半径は、Ｒ１と近似できる。

【００７９】

即ち、球状部材４５Ａ，４５Ｂの中心は、

$$x^2 + y^2 + (z - D1)^2 = R1^2 \quad \cdots \Delta 1 \nabla$$

で表される。

ここで、球状部材４５Ａの中心ＯＡ（Ｘ，Ｙ，Ｚ）を考えると、

$\Delta 1 \nabla$ より

【式２】

$$Z = D_1 + \sqrt{R_1^2 - X^2 - Y^2} \quad \text{--- (2)}$$

である。(但し、 $Z > D_1$)

観察像は、物体を焦点距離 f へ投影したものであるから、図 29 に示すように ▲ 2 ▼ 式を $z = f$ 平面に投影した場合を考える。

投影後の座標を (x', y', z') とすると、

$$x' : X = z' : Z \quad \text{--- (3) ▼}$$

$$y' : Y = z' : Z \quad \text{--- (4) ▼}$$

であるから、

▲ 2 ▼, ▲ 3 ▼, ▲ 4 ▼ 式より、

【式 5】

$$x' = \frac{f X}{D_1 + \sqrt{R_1^2 - X^2 - Y^2}} \quad \text{--- (5)}$$

【式 6】

$$y' = \frac{f Y}{D_1 + \sqrt{R_1^2 - X^2 - Y^2}} \quad \text{--- (6)}$$

となる。

【0080】

即ち、図 29 に示すように観察像から、 $z = f$ 平面における x, y 座標 (x', y') を測定することで、▲ 5 ▼, ▲ 6 ▼ 式より球状部材 45 A の x, y 座標 (X, Y) を、▲ 2 ▼ 式より z 座標を求めることができる(観察像から中心座標さえ読み取れば、3次元座標が決まる)。

【0081】

以上より、先の 3次元座標系において、球状部材 45 A の座標が決定される。

一方、球状部材 45 B は、点 $(0, 0, D_1)$ が対象中心であるため、その座標は、 $(-X, -Y, 2D_1 - Z)$ となる。

【0082】

以上より、重力方向 AB (ベクトル) は、

$$\text{ベクトル } AB = (0 - X, 0 - Y, D_1 - Z)$$

$$= (-X, -Y, D_1 - Z)$$

で表される。

尚、観察像上で、球状部材 45 A, 45 B の大きさを測定するのは、どちらが視点に近いかを判断するのが目的である(大きさを測定して距離を算出するのではない)。

【0083】

また、球状部材 45 A, 45 B がある程度の大きさ(画像上にある範囲を占める)の場合、観察像の中心から離れるほど歪みが大きくなる。このため、球状部材 45 A, 45 B の中心座標 (x', y') を読み取る際、補正が必要になるが、3次元座標の基本的算出方法は上記と同様である。

これにより、本第 4 の実施の形態の内視鏡 2 D は、球状部材 45 A (緑) と球状部材 45 B (青) との 3 次元的な位置関係を導出することが可能となる。尚、バルーン 22 内の球状部材 45 をある程度の大きさとして観察像から球状部材 45 の中心が $z = D_1$ 平面の上

10

20

30

40

50

下どちらにあるかが判別できれば、バルーン 22 内の球状部材 45 を 1 つにしても同様の効果を得る。

【0084】

この結果、本第 4 の実施の形態の内視鏡 2D は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、体腔内管路が屈曲していたりする場合、挿入部先端部 14 がバルーン 22 を下から見上げるようなときでも、重力方向が容易に判るという効果を得る。

【0085】

(第 5 の実施の形態)

図 30 及び図 31 は本発明の第 5 の実施の形態に係り、図 30 は本発明の第 5 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられる重力センサを示す説明図、図 31 は図 30 の重力センサを含む回路ブロック図である。

10

本第 5 の実施の形態は、内視鏡挿入部又はプローブもしくは処置具の先端側に設けられる重力センサを用いて構成される。それ以外の構成は、上記第 1 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0086】

即ち、図 30 に示すように本第 5 の実施の形態の内視鏡は、重力方向指示手段として重力センサ 51 を内視鏡挿入部又はプローブもしくは処置具の先端側に設けて構成される。この重力センサ 51 は、球体容器 51A 内に微小電極 52 を複数配置して形成され、これら微小電極 52 上を重力方向に応じて移動する濡れ性の小さい導電性流体 31 の液滴 31B が球体容器 51A 内に封止されて構成される。尚、微小電極 52 は、延出する信号線 52b がナビユニット 5 に電氣的に接続され、このナビユニット 5 により、制御されるようになっている。

20

【0087】

ナビユニット 5 は、図 31 に示すように重力センサ 51 を全球状でスキャンして、隣り合う微小電極 52 間の抵抗値を測定することで、抵抗値が低い部分に液滴 31B が有ることを検出し、この検出位置に基づき、重力方向を算出するようになっている。

【0088】

尚、重力センサ 51 は、球体容器 51A 内を導電性流体 31 で満たし、この導電性流体 31 中を移動する気泡により、重力方向を検出するように構成しても良い。この場合、ナビユニット 5 は、重力センサ 51 を全球状でスキャンして、隣り合う微小電極 52 間の抵抗値を測定することで、抵抗値が高い部分に気泡が有ることを検出し、この検出位置に基づき、重力方向を算出するようになっている。

30

【0089】

これにより、本第 5 の実施の形態の内視鏡は、上記第 1 ~ 第 4 の実施の形態と比べ、挿入部先端部 14 の更なる細径化が可能である。

尚、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0090】

[付記]

(付記項 1) 内視鏡本体の傾きに応じて、重力方向を視覚的に指示する重力方向指示手段と、

40

前記重力方向指示手段を前記内視鏡本体の観察視野範囲に配置する配置手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡。

【0091】

(付記項 2) 前記配置手段により前記重力方向指示手段が前記内視鏡本体の観察視野範囲に配置されたとき、前記内視鏡本体の観察視野範囲を撮像して得た観察像から重力方向を検出する画像処理手段を有することを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡。

【0092】

(付記項 3) 前記重力方向指示手段は、透明部材又は半透明部材で形成して流体及び気体、又は異なる比重の少なくとも 2 種類の流体を封止可能なバルーンであり、

50

前記配置手段は、前記バルーンを前記内視鏡本体の挿入部先端側に配置可能なプローブ又は処置具であることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡。

【 0 0 9 3 】

(付記項 4) 前記重力方向指示手段は、流体及び気体を封止可能な流体封止部であり、前記配置手段は、前記流体封止部を前記内視鏡本体の挿入部先端側に配置可能なプローブ又は処置具であることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡。

【 0 0 9 4 】

(付記項 5) 前記重力方向指示手段は、透明部材又は半透明部材で形成して流体及び気体、又は異なる比重の少なくとも 2 種類の流体を封止可能な流体封止部であり、前記配置手段は、前記流体封止部を前記内視鏡本体の挿入部先端側に設けたことを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡。

10

【 0 0 9 5 】

(付記項 6) 前記画像処理手段は、検出した重力方向に基づき、前記観察像と予め生成したナビゲーション画像との回転方向を一致させる処理を行うことを特徴とする付記項 2 に記載の内視鏡。

【 0 0 9 6 】

(付記項 7) 前記バルーンに封止される流体は、導電性流体であり、前記プローブ又は処置具は、前記バルーン内部に向いて形成され、前記導電性流体に接する少なくとも 3 つの電極を有することを特徴とする付記項 3 に記載の内視鏡。

【 0 0 9 7 】

20

(付記項 8) 前記バルーンは、前記流体の他に球状部材を封止可能であることを特徴とする付記項 3 に記載の内視鏡。

(付記項 9) 前記流体封止部に封止される流体は、導電性流体であり、前記プローブ又は処置具は、先端側内部に前記流体封止部を設け、この流体封止部内部に前記導電性流体に接する少なくとも 3 つの電極を有することを特徴とする付記項 4 に記載の内視鏡。

【 0 0 9 8 】

(付記項 1 0) 前記配置手段は、前記流体封止部を前記内視鏡本体の挿入部先端側で長手方向に進退可能であることを特徴とする付記項 5 に記載の内視鏡。

(付記項 1 1) 前記流体封止部は、前記内視鏡本体の挿入部先端側に取り付け可能なキャップに設け、前記配置手段は、前記キャップを前記内視鏡本体の挿入部先端側に設けたことを特徴とする付記項 5 に記載の内視鏡。

30

【 0 0 9 9 】

(付記項 1 2) 前記内視鏡本体は、前記プローブ又は処置具が挿通される処置具挿入口に切り欠きを形成し、前記プローブ又は処置具は、前記内視鏡本体の前記切り欠きに係合する突起部を設けて、前記内視鏡本体との回転方向の補正が可能であることを特徴とする付記項 9 に記載の内視鏡。

【 0 1 0 0 】

40

(付記項 1 3) 前記流体封止部は、内装面に前記電極を設けた球体容器で形成され、この球体容器内部に前記導電性流体の液滴が移動可能に封止されることを特徴とする付記項 9 に記載の内視鏡。

【 0 1 0 1 】

(付記項 1 4) 前記流体封止部は、内装面に前記電極を設けた球体容器で形成され、この球体容器内部に前記導電性流体の気泡が移動可能に封止されることを特徴とする付記項 9 に記載の内視鏡。

【 0 1 0 2 】

(付記項 1 5) 前記キャップは、中空状に形成されてこの外装部材の内部に前記流体を封止して前記流体封止部を形成したことを特徴とする付記項 1 1 に記載の内視鏡。

50

(付記項 16) 前記キャップは、先端側に前記流体封止部を設けたことを特徴とする付記項 11 に記載の内視鏡。

【0103】

(付記項 17) 内視鏡本体の傾きに応じて、重力方向を視覚的に指示する重力方向指示手段と、

前記重力方向指示手段を前記内視鏡本体の観察視野範囲に配置する配置手段と、

前記配置手段により前記重力方向指示手段が前記内視鏡本体の観察視野範囲に配置されたとき、前記内視鏡本体の観察視野範囲を撮像して得た観察像から重力方向を検出する画像処理手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

10

【0104】

(付記項 18) 前記画像処理手段は、検出した重力方向に基づき、前記観察像と予め生成したナビゲーション画像との回転方向を一致させる処理を行うことを特徴とする付記項 17 に記載の内視鏡装置。

【0105】

(付記項 19) 前記重力方向指示手段は、透明部材又は半透明部材で形成して流体及び気体、又は異なる比重の少なくとも 2 種類の流体を封止可能なバルーンであり、

前記配置手段は、前記バルーンを前記内視鏡本体の挿入部先端側に配置可能なプローブ又は処置具であり、

前記画像処理手段は、前記観察像から検出される前記流体の位置及び面積に基づき、前記重力方向を算出することを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡装置。

20

【0106】

(付記項 20) 前記重力方向指示手段は、流体及び気体を封止可能な流体封止部であり、

前記配置手段は、前記流体封止部を前記内視鏡本体の挿入部先端側に配置可能なプローブ又は処置具であり、

前記画像処理手段は、前記観察像から検出される前記流体の位置及び面積に基づき、前記重力方向を算出することを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡装置。

【0107】

(付記項 21) 前記重力方向指示手段は、透明部材又は半透明部材で形成して流体及び気体、又は異なる比重の少なくとも 2 種類の流体を封止可能な流体封止部であり、

前記配置手段は、前記流体封止部を前記内視鏡本体の挿入部先端側に設け、

前記画像処理手段は、前記観察像から検出される前記流体の位置及び面積に基づき、前記重力方向を算出することを特徴とする付記項 18 に記載の内視鏡装置。

30

【0108】

(付記項 22) 前記バルーンに封止される流体は、導電性流体であり、

前記プローブ又は処置具は、前記バルーン内部に向いて形成され、前記導電性流体に接する少なくとも 3 つの電極を有し、

前記画像処理手段は、前記 3 つの電極から検出される前記流体の位置に基づき、前記重力方向を算出することを特徴とする付記項 19 に記載の内視鏡装置。

40

【0109】

(付記項 23) 前記バルーンは、前記流体の他に球状部材を封止可能であり、

前記画像処理手段は、前記球状部材の位置及び面積に基づき、前記重力方向を算出することを特徴とする付記項 19 に記載の内視鏡装置。

【0110】

(付記項 24) 前記流体封止部に封止される流体は、導電性流体であり、

前記プローブ又は処置具は、先端側内部に前記流体封止部を設け、この流体封止部内部に前記導電性流体に接する少なくとも 3 つの電極を有し、

前記画像処理手段は、前記 3 つの電極から検出される前記流体の位置に基づき、前記重力方向を算出することを特徴とする付記項 20 に記載の内視鏡装置。

50

【 0 1 1 1 】

(付記項 2 5) 前記流体封止部は、前記内視鏡本体の挿入部先端側に取り付け可能なキャップに設け、
前記配置手段は、前記キャップを前記内視鏡本体の挿入部先端側に設けたことを特徴とする付記項 2 1 に記載の内視鏡装置。

【 0 1 1 2 】

(付記項 2 6) 前記流体封止部は、内装面に前記電極を設けた球体容器で形成され、この球体容器内部に前記導電性流体の液滴が移動可能に封止されることを特徴とする付記項 2 4 に記載の内視鏡装置。

【 0 1 1 3 】

(付記項 2 7) 前記流体封止部は、内装面に前記電極を設けた球体容器で形成され、この球体容器内部に前記導電性流体の気泡が移動可能に封止されることを特徴とする付記項 2 6 に記載の内視鏡装置。

【 0 1 1 4 】

(付記項 2 8) 前記キャップは、中空状に形成されてこの外装部材の内部に前記流体を封止して前記流体封止部を形成したことを特徴とする付記項 2 5 に記載の内視鏡。

(付記項 2 9) 前記キャップは、先端側に前記流体封止部を設けたことを特徴とする付記項 2 5 に記載の内視鏡装置。

【 0 1 1 5 】

(付記項 3 0) 内視鏡本体の傾きに応じて移動する導電性流体が封止され、複数の電極を形成した閉空間の収納部と、
前記内視鏡本体の傾きに応じて前記導電性流体が前記収納部内で移動したとき、前記複数の電極に電氣的に接続して前記内視鏡本体の傾きを検出する傾き検出手段と、
を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【 0 1 1 6 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、挿入部先端部において容易に重力方向を検出可能な内視鏡を実現できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態を備えた内視鏡装置を示す全体構成図

【 図 2 】 図 1 の内視鏡挿入部の先端部及びこの先端部から突出するプローブ先端側を示す拡大図

【 図 3 】 図 1 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例

【 図 4 】 ナビユニットにおける画像処理のフローチャート

【 図 5 】 先端側にバルーンを設けた処置具を示す説明図

【 図 6 】 図 5 の処置具を用いた際のモニタ表示例

【 図 7 】 本発明の第 2 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられるプローブを示す先端側構成図

【 図 8 】 図 7 の B - B 断面図

【 図 9 】 導電性流体の液面と 3 つの電極との関係を示した模式図

【 図 1 0 】 プローブの変形例を示す先端側構成図

【 図 1 1 】 図 1 0 のプローブを内視鏡に挿入する際の説明図

【 図 1 2 】 図 1 1 の A 部の拡大図

【 図 1 3 】 本発明の第 3 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられる内視鏡挿入部の先端側を示す説明図

【 図 1 4 】 図 1 3 の状態での内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例

【 図 1 5 】 ロッド部材を挿入部先端部側に引いて流体封止部を挿入部先端部に接触させた際の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図

【 図 1 6 】 図 1 5 の状態での内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例

【 図 1 7 】 変形例の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図

10

20

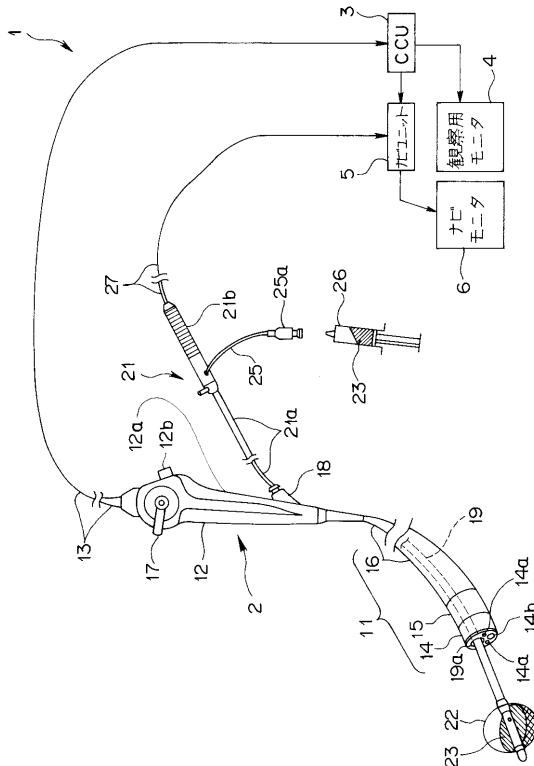
30

40

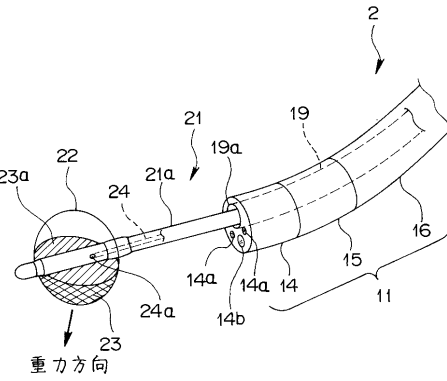
50

- 【図 18】図 13 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例
- 【図 19】内視鏡の挿入部先端部がバルーンを下から見上げている際の説明図
- 【図 20】図 19 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例
- 【図 21】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡装置に用いられる内視鏡挿入部の先端側を示す説明図
- 【図 22】図 21 のバルーンが膨らむ前の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図
- 【図 23】図 21 のプローブの変形例を示す説明図
- 【図 24】バルーンが膨らんだ際の様子を示す説明図
- 【図 25】図 21 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例
- 【図 26】画像上に示される球状部材の位置及び占める範囲（大きさ）を示すグラフ 10
- 【図 27】内視鏡挿入部の先端部からバルーンを突出させた状態を示すモデル図
- 【図 28】図 27 のモデルにおける説明図
- 【図 29】図 28 の $z = f$ 平面に投影した観察像を示すグラフ
- 【図 30】本発明の第 5 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられる重力センサを示す説明図
- 【図 31】図 30 の重力センサを含む回路ブロック図
- 【図 32】従来の気管支内視鏡が気管支内に挿入される際の様子を示す概略図
- 【図 33】従来の気管支内視鏡で得られた内視鏡像を示す概略図
- 【符号の説明】
- 1 ... 内視鏡装置 20
- 2 ... 内視鏡（内視鏡本体）
- 3 ... C C U
- 4 ... 観察用モニタ
- 5 ... ナビユニット
- 6 ... ナビモニタ
- 11 ... 挿入部
- 12 ... 操作部
- 14 ... 先端部
- 15 ... 湾曲部
- 18 ... 処置具挿入口 30
- 19 ... 処置具挿通用チャンネル
- 21 ... プローブ（配置手段）
- 22 ... バルーン（重力方向指示手段）
- 23 ... 流体
- 23a ... 液面
- 26 ... シリンジ

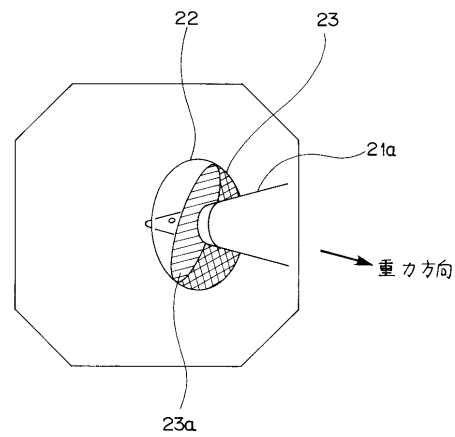
【図 1】



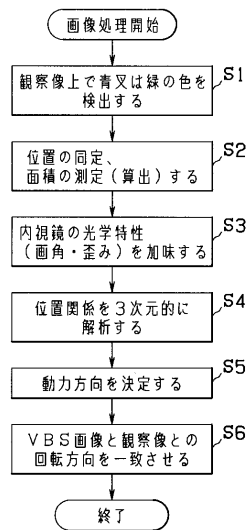
【図 2】



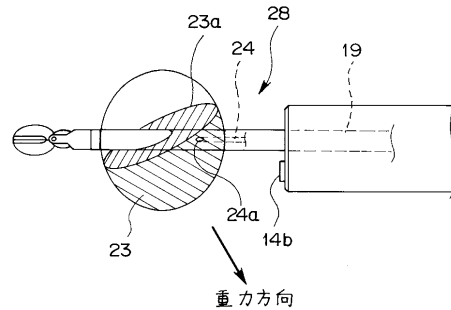
【図 3】



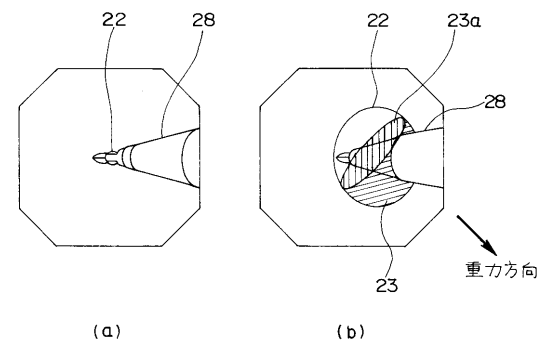
【図 4】



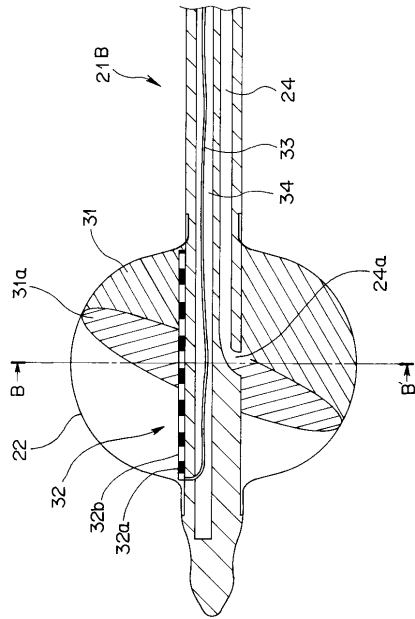
【図 5】



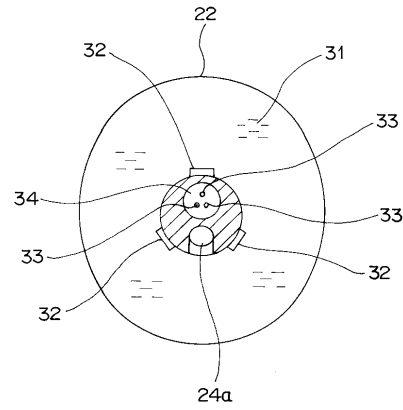
【図 6】



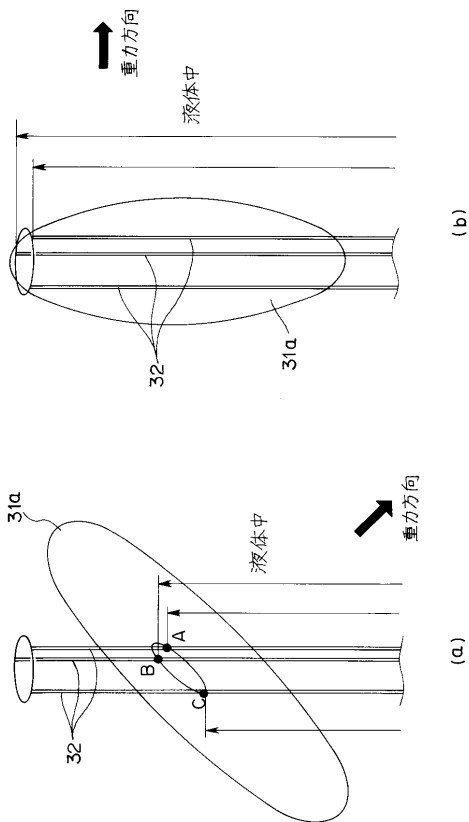
【図 7】



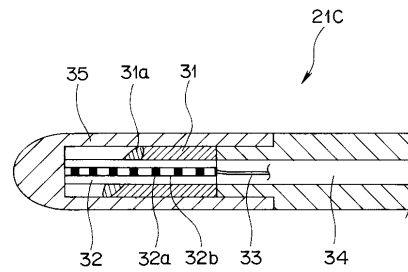
【図 8】



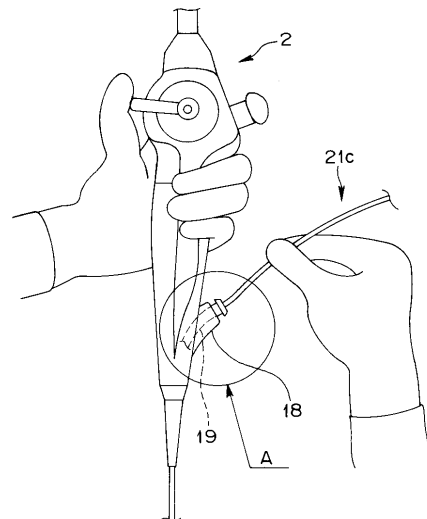
【図 9】



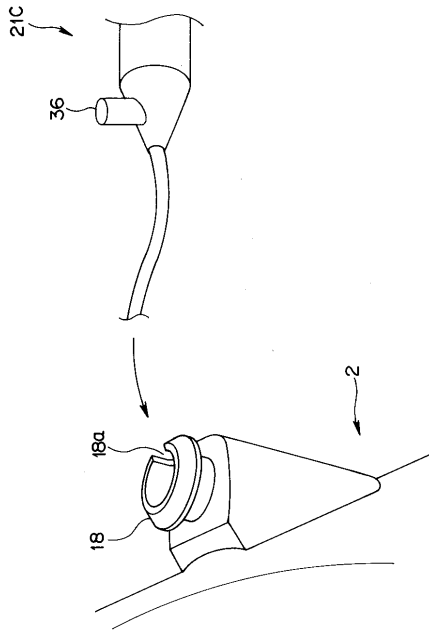
【図 10】



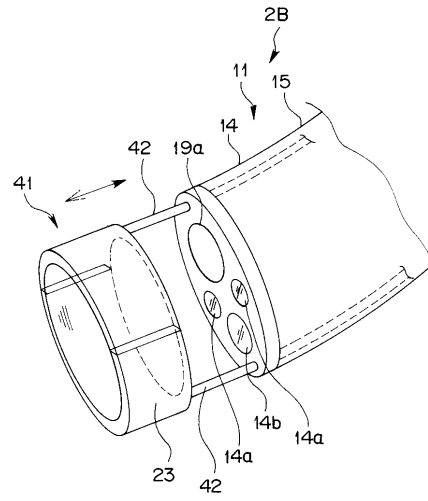
【図 11】



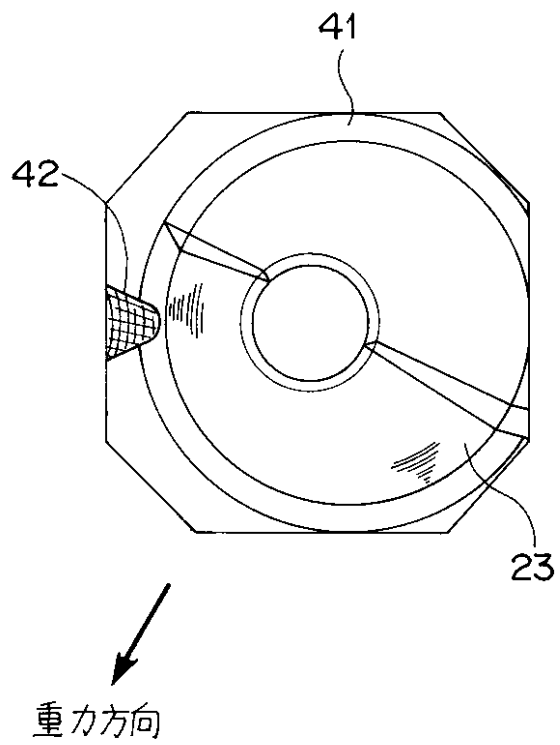
【図 1 2】



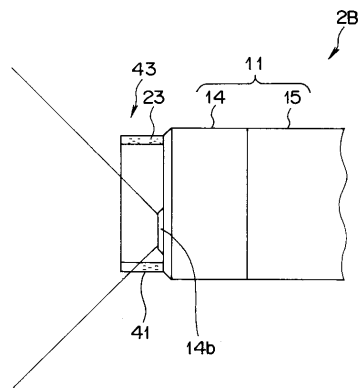
【図 1 3】



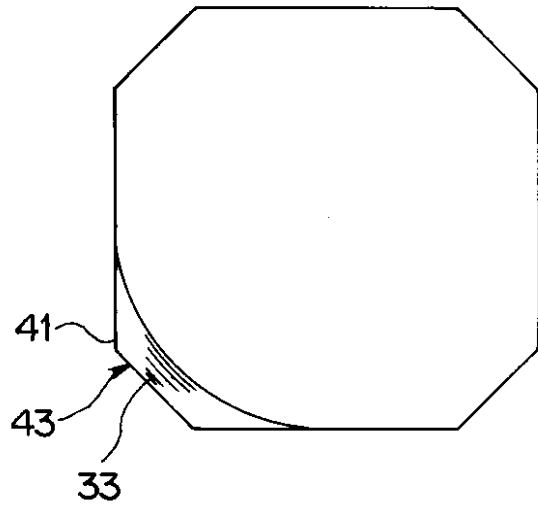
【図 1 4】



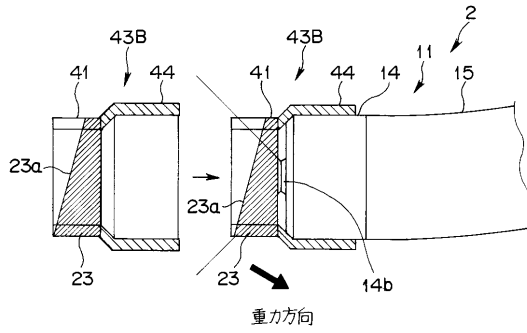
【図 1 5】



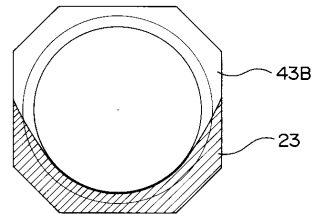
【図 16】



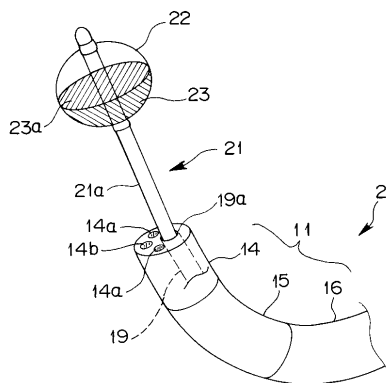
【図 17】



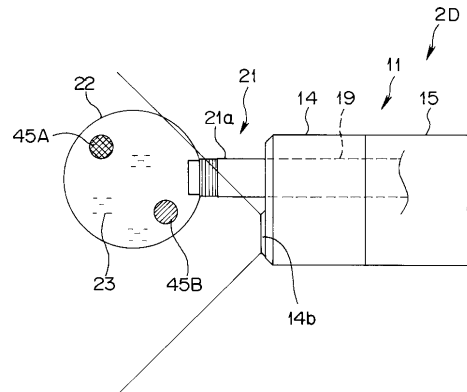
【図 18】



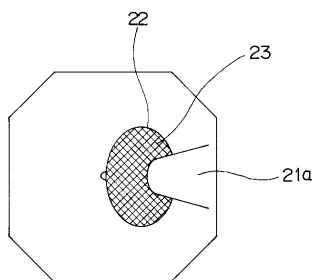
【図 19】



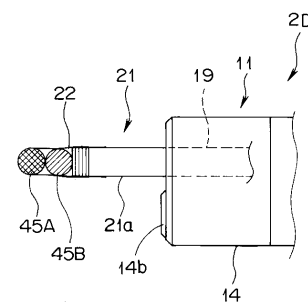
【図 21】



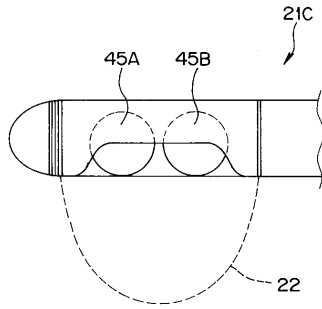
【図 20】



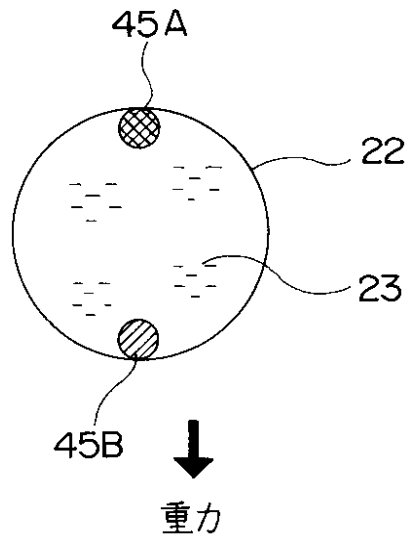
【図 22】



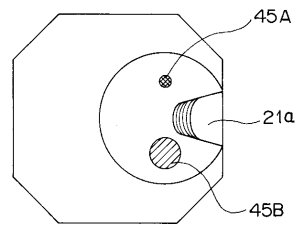
【図 2 3】



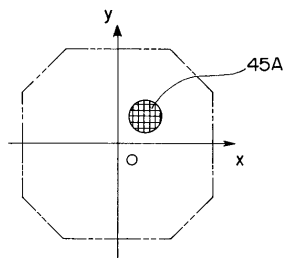
【図 2 4】



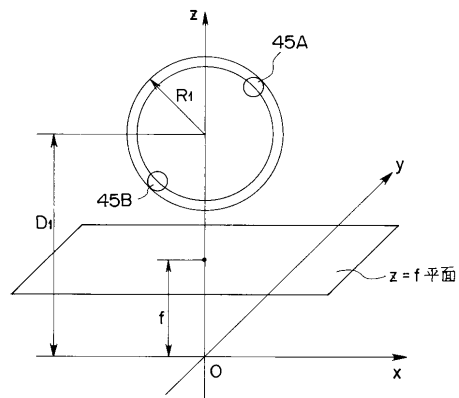
【図 2 5】



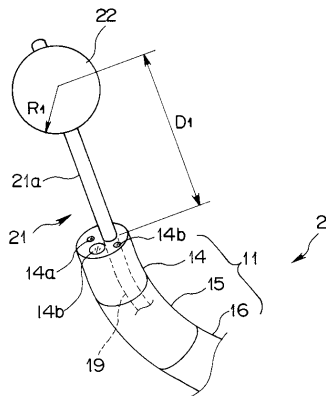
【図 2 6】



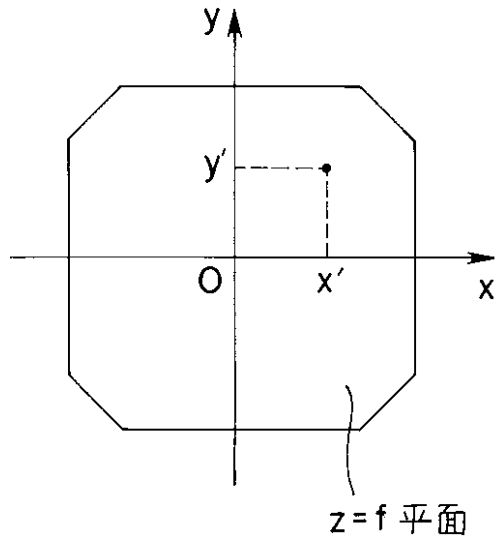
【図 2 8】



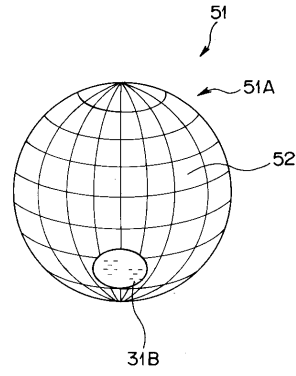
【図 2 7】



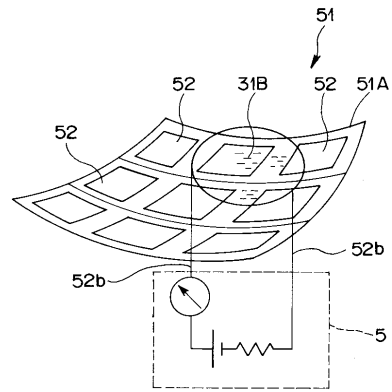
【図 29】



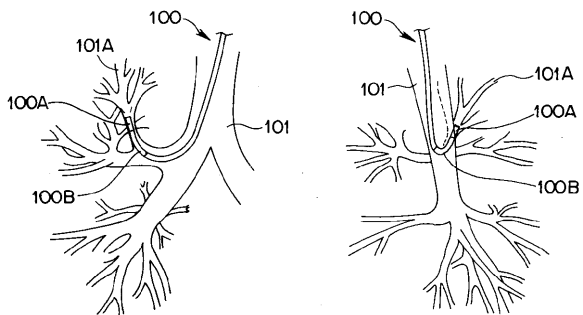
【図 30】



【図 31】



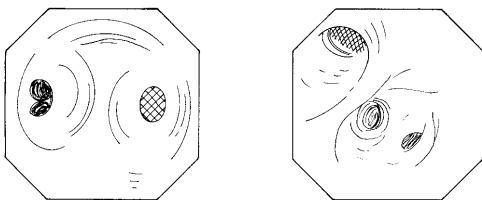
【図 32】



(a)

(b)

【図 33】



(a)

(b)

【手続補正書】

【提出日】平成14年11月7日(2002.11.7)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0064

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0064】

そして、上記第1の実施の形態で説明したのと同様にナビユニット5は、この観察像により内視鏡挿入部11の先端部14の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対してVBS画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

フロントページの続き

- (72)発明者 梶 国英
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 斉藤 明人
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 柴崎 隆男
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 峯 泰治
東京都渋谷区初台 1 丁目 5 3 番地 6 号 オリンパスシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C061 GG11 HH51

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2007014357A	公开(公告)日	2007-01-25
申请号	JP2002255700	申请日	2002-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋本俊也 大西順一 小林英一 梶国英 斉藤明人 柴崎隆男 峯泰治		
发明人	秋本 俊也 大西 順一 小林 英一 梶 国英 斉藤 明人 柴崎 隆男 峯 泰治		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.550		
F-TERM分类号	4C061/GG11 4C061/HH51 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/JJ10		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4025606B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现能够容易地检测插入部的前端的重力方向的内窥镜。

内窥镜装置（1）从内窥镜操作部（12）的处置器械插入口（18）插入探针（21），并从处置器械插入通道（19）的通道开口（19a）突出探针（21）的前端侧。然后，将设置在顶端侧的球囊22配置在内窥镜2的观察视野范围内。球囊22由透明构件或半透明构件形成，并且被染成蓝色或绿色以密封与内部器官例如支气管内部不同的流体23。球囊22中的流体23根据插入部分的尖端14的倾斜度在球囊22内移动，并根据重力方向改变其液面23a。即，在液面23a中，上下方向表示重力方向，并且可以直观地表示重力方向。[选型图]图1

