

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5000503号  
(P5000503)

(45) 発行日 平成24年8月15日(2012.8.15)

(24) 登録日 平成24年5月25日(2012.5.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 M 25/01 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

A 6 1 M 25/00 3 0 9 B

A 6 1 B 1/00 3 3 4 B

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-521281 (P2007-521281)  
 (86) (22) 出願日 平成18年6月12日(2006.6.12)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/311771  
 (87) 国際公開番号 W02006/134881  
 (87) 国際公開日 平成18年12月21日(2006.12.21)  
 審査請求日 平成19年10月3日(2007.10.3)  
 (31) 優先権主張番号 特願2005-174058 (P2005-174058)  
 (32) 優先日 平成17年6月14日(2005.6.14)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

前置審査

(73) 特許権者 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43番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 石黒 努  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 安田 明央

(56) 参考文献 特開平04-319365(JP, A)  
 特開平01-198563(JP, A)  
 米国特許第05060632(US, A)  
 )

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される可撓性部材を備える長尺なチューブ体と、  
 前記チューブ体の先端部分に設けられ、前記チューブ体を軸方向に対して少なくとも上  
 下方向、又は左右方向のどちらか一方に湾曲可能な第1の湾曲部と、  
 前記第1の湾曲部の基端側に連設され、前記チューブ体を軸方向に対して少なくとも上  
 下方向、又は左右方向のどちらか一方に湾曲可能な第2の湾曲部と、  
 前記第1の湾曲部及び第2の湾曲部をそれぞれ独立して湾曲させる指示信号を出力する  
 湾曲操作手段と、  
 前記第1の湾曲部の湾曲状態及び第2の湾曲部の湾曲状態をそれぞれ制御する湾曲制御  
 手段と、

を具備する内視鏡処置具において、

前記第1湾曲部は、前記チューブ体の円周方向に等間隔で配置される第1人工筋肉と、  
 該第1人工筋肉のそれぞれの外表面に設けられた第1ひずみセンサとを備え、

前記第2湾曲部は、前記チューブ体の円周方向に等間隔で配置される第2人工筋肉と、  
 該第2人工筋肉のそれぞれの外表面に設けられた第2ひずみセンサとを備え、

前記湾曲制御手段は、前記湾曲操作手段から出力される指示信号と、前記湾曲部が湾曲  
 状態のとき前記第1ひずみセンサにおいて検出される歪み量に基づいて、前記チューブ体  
 の所定の進行量毎に前記第1の湾曲部の湾曲率を算出して記憶し、前記湾曲操作手段に前  
 記第2の湾曲部を湾曲させる指示操作が入力された場合に、前記第2ひずみセンサからの

10

20

出力に基づき前記第2の湾曲部の湾曲率を算出して、前記第2の湾曲部の湾曲率が記憶された前記第1の湾曲部の湾曲率をトレースする制御信号を前記第2人工筋肉に出力することを特徴とする内視鏡処置具。

【請求項2】

前記第1人工筋肉と前記第2人工筋肉、および、前記第1ひずみセンサと前記第2ひずみセンサとは、いずれも、90度間隔、120度間隔、或いは180度間隔のうち、いずれかの角度で等間隔に配置されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡処置具。

【請求項3】

前記第1の湾曲部に設けられる前記第1人工筋肉と前記第1ひずみセンサ、および、前記第2の湾曲部に設けられる前記第2人工筋肉と前記第2ひずみセンサとは、いずれも断面内において、同位相で配置されることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡処置具。

10

【請求項4】

前記第1の湾曲部に設けられる前記第1人工筋肉と前記第1ひずみセンサ、および、前記第2の湾曲部に設けられる前記第2人工筋肉と前記第2ひずみセンサとは、いずれも断面内において、異なる位相で配置されることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡処置具。

【請求項5】

前記第1ひずみセンサの長さは前記第1人工筋肉の長さより、および、前記第2ひずみセンサの長さは前記第2人工筋肉の長さより、いずれも短いことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡処置具。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内の管腔に内視鏡を介して挿入される管腔の走行形状に適合させた挿入操作が可能な内視鏡処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から体腔内に内視鏡を挿入して体腔内の観察を行うこと、或いは、該内視鏡に設けられている処置具挿通管路を介して各種処置具を挿入して各種処置が行われている。

【0003】

30

例えば、十二指腸の乳頭から胆管や膵管に造影剤を注入して、胆管や膵管の複雑な走行形状を確認しながら処置を行う場合、十二指腸に挿入された内視鏡挿入部の先端部側面から処置具を突出させる。このとき、術者は、内視鏡挿入部に設けられた観察窓から乳頭部を見上げる方向にして処置具の挿入操作を行う必要がある。

【0004】

このため、内視鏡挿入部の先端部には、処置具の導出方向を変化させる、即ち、処置具が乳頭部方向に向けて導出させるための起上台が設けられている。術者は、起上台の起上角度を調整することにより処置具を乳頭から胆管、または膵管に挿入する。

【0005】

特開平6-63004号公報には胆管や膵管の走行形状に沿って挿入操作するために、処置具の先端に湾曲部を設けた医療用チューブが示されている。この医療用チューブは、先端側の湾曲部を形成する柔軟な第1多孔チューブと、第1多孔チューブの後端に接合された硬度の高い第2多孔チューブと、第1多孔チューブの軸方向に沿って対向して配置された2つの形状記憶合金線材とで構成されている。この構成によれば、形状記憶合金線材を加熱して長さを収縮させる、或いは、冷却して伸張させることによって、第1多孔チューブを2方向に湾曲させるようになっている。

40

【0006】

つまり、前記医療用チューブでは、形状記憶合金線材の収縮と伸張の特性を用いて第1多孔チューブを2方向に湾曲させて、該医療用チューブを胆管や膵管の形状に沿わせながら挿入するようになっている。

50

## 【 0 0 0 7 】

しかしながら、特開平 6 - 6 3 0 0 4 号公報に提案されている医療チューブは、形状記憶合金線材を加熱してある形状に変形させた後に、冷却して速やかに元の形状に戻す必要がある。そのため、医療チューブでは、形状記憶合金線材を冷却する機構が必要となり、該医療チューブの外径を太くする要因になっている。

## 【 0 0 0 8 】

つまり、胆管や膵管の複雑な走行形状に沿って挿入させる処置具においては、外径を細径にすることが望まれている。

## 【 0 0 0 9 】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、外径が細径で複雑な走行形状の管腔内への挿入操作を容易に行える内視鏡処置具を提供することを目的としている。

## 【 発明の開示 】

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 0 】

本発明の内視鏡処置具は、体腔内に挿入される可撓性部材を備える長尺なチューブ体と、前記チューブ体の先端部分に設けられ、前記チューブ体を軸方向に対して少なくとも上下方向、又は左右方向のどちらか一方に湾曲可能な第 1 の湾曲部と、前記第 1 の湾曲部の基端側に連設され、前記チューブ体を軸方向に対して少なくとも上下方向、又は左右方向のどちらか一方に湾曲可能な第 2 の湾曲部と、前記第 1 の湾曲部及び第 2 の湾曲部をそれぞれ独立して湾曲させる指示信号を出力する湾曲操作手段と、前記第 1 の湾曲部の湾曲状態及び第 2 の湾曲部の湾曲状態をそれぞれ制御する湾曲制御手段と、を具備する内視鏡処置具において、前記第 1 湾曲部は、前記チューブ体の円周方向に等間隔で配置される第 1 人工筋肉と、該第 1 人工筋肉のそれぞれの外表面に設けられた第 1 ひずみセンサとを備え、前記第 2 湾曲部は、前記チューブ体の円周方向に等間隔で配置される第 2 人工筋肉と、該第 2 人工筋肉のそれぞれの外表面に設けられた第 2 ひずみセンサとを備え、前記湾曲制御手段は、前記湾曲操作手段から出力される指示信号と、前記湾曲部が湾曲状態のとき前記第 1 ひずみセンサにおいて検出される歪み量に基づいて、前記チューブ体の所定の進行量毎に前記第 1 の湾曲部の湾曲率を算出して記憶し、前記湾曲操作手段に前記第 2 の湾曲部を湾曲させる指示操作が入力された場合に、前記第 2 ひずみセンサからの出力に基づき前記第 2 の湾曲部の湾曲率を算出して、前記第 2 の湾曲部の湾曲率が記憶された前記第 1 の湾曲部の湾曲率をトレースする制御信号を前記第 2 人工筋肉に出力する。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 内視鏡処置具と内視鏡とで構成される内視鏡用処置具装置の構成を説明する図

【 図 2 】 内視鏡処置具の先端部の構成を示す一部断面図。

【 図 3 】 図 2 の A - A 線断面図

【 図 4 】 図 2 の B - B 線断面図

【 図 5 】 図 2 の内視鏡処置具を矢印 C 方向から見たときの先端面の構成を示す正面図

【 図 6 】 内視鏡用処置具装置を挿入操作する際の制御動作例を説明するフローチャート

【 図 7 】 第 1 湾曲部と第 2 湾曲部とで 4 5 度の位相を持たせて歪みセンサを備えた人工筋肉を配置した構成における、第 1 湾曲部の歪みセンサを備えた人工筋肉の配置位置を説明する断面図

【 図 8 】 第 1 湾曲部と第 2 湾曲部とで 4 5 度の位相を持たせて歪みセンサを備えた人工筋肉を配置した構成における、第 2 湾曲部の歪みセンサを備えた人工筋肉の配置位置を説明する断面図

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

図 1 を用いて本発明の実施形態の内視鏡用処置具装置 1 0 を説明する。内視鏡用処置具装置 1 0 は内視鏡処置具 1 1 を備え、その内視鏡処置具 1 1 は、内視鏡 1 を介して、体腔

10

20

30

40

50

内の目的部位に挿入されるものである。

【 0 0 1 3 】

内視鏡 1 は、体腔内に挿入される挿入部 2、挿入部の基端側に設けられた操作部 3、操作部 3 から延出されたユニバーサルコード 4 を備えて構成されている。ユニバーサルコード 4 の端部には外部機器 5 が接続されるようになっている。挿入部 2 は、先端側から順に先端部 2 a、例えば上下左右に湾曲する湾曲部 2 b、及び可撓性部材にて形成された長尺な可撓管部 2 c を備える。操作部 3 は、術者が把持する把持部を兼ね、湾曲部 2 b を湾曲操作するための湾曲ノブ 3 a、先端部 2 a から送水、送気、吸引を行うための送水送気ボタン 3 b 及び吸引ボタン 3 c が設けられている。そして、操作部 3 の挿入部 2 側には処置具挿入部 6 が設けられている。

10

【 0 0 1 4 】

挿入部 2 の先端部 2 a には、図示は省略するが、撮像素子である C C D 及び光学レンズ等を備えた撮像光学系、照明光を照射する照明光学系、撮像光学系等の光学レンズの表面を洗浄するためのノズル、前方送水孔、処置具突出孔、及び処置具起上台等が設けられている。なお、図 1 に示した内視鏡 1 は側視型であり、先端部 2 a の側面に前述した撮像光学系と照明光学系とが設けられ、処置具突出孔も先端部 2 a の側面に形成されている。そして、処置具起上台は、先端部 2 a の処置具突出孔から外部に突出された処置具の導出方向を、図中の側方から上方向に変化させるように構成されている。

【 0 0 1 5 】

挿入部 2 の可撓管部 2 c 内には、図示は省略するが、前述した撮像光学系の C C D の駆動のための信号と撮像信号を伝送する信号ケーブル、照明光学系に照明光を導光するライトガイドケーブル、湾曲部 2 b と湾曲ノブ 3 a とに連結された湾曲ワイヤ、送水、送気、及び吸引のための各種チューブ等が挿通されると共に、処置具挿入口 6 a と先端部 2 a に設けられた処置具突出孔 2 e とを連通する処置具挿通管路 2 d が設けられている。

20

【 0 0 1 6 】

ユニバーサルコード 4 内には、前述した信号ケーブル、ライトガイドケーブル、各種チューブ、送水送気ボタン及び吸引ボタンから延出される信号線等が挿通されている。ユニバーサルコード 4 の端部には、外部機器 5 に着脱自在なコネクタ 4 a が設けられている。

【 0 0 1 7 】

コネクタ 4 a が接続される外部機器 5 は、光源装置 5 a、ビデオプロセッサ 5 b である。光源装置 5 a は、照明光学系に供給する照明光を生成する。ビデオプロセッサ 5 b は、前記 C C D の駆動信号の供給と、C C D からの撮像信号を基に映像信号の生成と記録を行う。ビデオプロセッサ 5 b は、外部機器 5 であるモニタ 5 c に接続され、該ビデオプロセッサ 5 b で生成した映像信号によりモニタ 5 c の画面上に内視鏡画像等が表示される。なお、光源装置 5 a には、送水送気ポンプ及び吸引ポンプが内蔵、または附帯されている。

30

【 0 0 1 8 】

ユニバーサルコード 4 のユニバーサルコネクタ 4 a と、それぞれの機器 5 a、5 b とが接続されることで、前記信号線及びチューブが所定の機能状態に接続されるようになっている。

【 0 0 1 9 】

術者は、内視鏡 1 の挿入部 2 を体腔内に挿入する際、モニタ 5 c に表示されている内視鏡画像を観察しながら行う。挿入部 2 の先端部 2 a が体腔内の目的部位近傍まで挿入された後、処置具挿入口 6 a から処置具挿通管路 2 d を経て先端部 2 a の処置具突出口 2 e から内視鏡処置具 1 1 が突出される。

40

【 0 0 2 0 】

ここで、本発明の内視鏡処置具 1 1 について説明する。

内視鏡処置具 1 1 は、チューブ体 1 2、圧力センサ 1 3、第 1 の湾曲部 1 4、第 2 の湾曲部 1 5、口金 1 6、圧力センサ信号ケーブル 1 7、及びコントロールユニット 1 8 を備えて構成されている。チューブ体 1 2 は貫通孔 1 2 a を有する長尺で中空なチューブである。貫通孔 1 2 は、ガイドワイヤ(不図示)、或いはカテーテル等の処置具が挿通される挿

50

通路、又はX線造影剤等の流体を供給するための流路となる。圧力センサ13は圧力測定手段であって、チューブ体12の先端部分、具体的には先端面に例えば4つ設けられている。第1の湾曲部14は、チューブ体12の先端部分に軸方向に所定長さで設けられている。第2の湾曲部15は、第1の湾曲部14の後端側に、軸方向に所定長さで設けられている。口金16は、チューブ体12の基端に設けられている。信号ケーブル17は、圧力センサ13、第1の湾曲部14、第2の湾曲部15から延出された信号線(不図示)を一纏めにして形成されている。信号ケーブル17の端部はコントロールユニット18に接続される。

#### 【0021】

コントロールユニット18は制御手段であって、ジョイスティック装置19と、フットスイッチ20とが接続される。ジョイスティック装置19は、第1の湾曲部14の湾曲操作と、第2の湾曲部15の湾曲操作とを独立して行うための湾曲操作手段である。フットスイッチ20は、内視鏡処置具11のチューブ体12を進退させる進退装置21を動作させる進退手段である。

進退装置21は、内視鏡装置1の操作部3の処置具挿入部6に設けられる。進退装置21は、チューブ体12を挟持する一対のローラ21a, 21bを備える。ローラ21a, 21bのいずれか一方は、図示しない電動モータにて正転、逆転される。チューブ体12を一対のローラ21a, 21bで挟持している状態において、電動モータが回転されることによって、該チューブ体12は進退移動される。進退装置21は、処置具挿入部6に設けられた接点部6bに電氣的に接触する電極部21cを備える。接点部6bからは信号ケーブル18aが延出している。信号ケーブル18aは、電動モータに電力を供給する電力線と、回転動作を指示する制御信号を伝送する信号線とを備える。信号ケーブル18aは、操作部3、ユニバーサルコネクタ4内を挿通してユニバーサルコネクタ4aまで延出され、該ユニバーサルコネクタ4aを介して、コントロールユニット18に接続される。フットスイッチ20は、スイッチ20a、20bを備える。第1スイッチ20aは前進動作を指示し、第2スイッチ20bは後退動作を指示する。術者によって、スイッチ20a、20bが操作されることにより、その操作に伴ってコントロールユニット18に所定の動作を指示する信号が出力される。この後、コントロールユニット18から進退装置21の電動モータに例えばローラ21aを回転させる制御信号が出力されて、チューブ体12が進退される。

#### 【0022】

内視鏡処置具11のチューブ体12は、内視鏡装置1の操作部3の処置具挿入部6に設けられた進退装置21を介して処置具挿通管路2d内に挿入される。また、チューブ体12は、フットスイッチ20の操作に伴って進退移動される。先端部2aの処置具突出口2eから突出された内視鏡処置具11を構成するチューブ体12の先端部に設けられている第1の湾曲部14と第2の湾曲部15は、ジョイスティック装置19のジョイスティック19a、19bの操作に伴って湾曲動作する。ジョイスティック装置19から出力される湾曲動作を指示する信号はコントロールユニット18を介して対応する湾曲部14、15に出力される。

#### 【0023】

図2乃至図6を参照して、内視鏡処置具11の圧力センサ13と、第1の湾曲部14及び第2の湾曲部15について説明する。

チューブ体12の実部12bの先端面には、図2、図5に示すように例えば4つの圧力センサ13a, 13b, 13c, 13dが約90度間隔で配置されている。圧力センサ13a、13b、13c、13dは、チューブ体12の管腔内への挿入時に、チューブ体12の先端が管腔壁に当接した際、その当接圧力を検出するためのものである。つまり、圧力センサ13a、13b、13c、13dは、チューブ体12の先端面が管腔壁等に当接した際、その圧力を検出する形状と面積とを有して構成されている。

#### 【0024】

チューブ体12には長さ寸法Lで構成された第1の湾曲部14と、第1の湾曲部14に

10

20

30

40

50

連設して長さ寸法を該第１の湾曲部１４と同じ寸法Ｌで構成した第２の湾曲部１５とが設けられている。それぞれの湾曲部１４、１５にはそれぞれ、図３、図４に示すように４つの湾曲機構部が約９０度間隔で設けられている。湾曲機構部は高分子アクチュエータである、いわゆる人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄ、１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄであり、第１湾曲部１４は人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄを備え、第２湾曲部１５は人工筋肉１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄを備える。高分子アクチュエータは、電圧の印加によって高分子電界質内の陽イオンが陰極側に移動することで、表裏の膨潤により湾曲変形するように形成されている。人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄ、１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄは、所定の幅寸法ｈで長さＬで形成されている。なお、圧力センサ１３ａ、１３ｂ、１３ｃ、１３ｄと、人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄと、人工筋肉１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄとは正面から見て同位置、言い換えれば断面方向において同位相で配置されている。

10

**【００２５】**

第１の湾曲部１４、第２の湾曲部１５を構成する人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄ、１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄの外表面には長さ寸法がＬより短く構成されたそれぞれ歪みセンサ２１ａ、２１ｂ、２１ｃ、２１ｄ、２２ａ、２２ｂ、２２ｃ、２２ｄが設けられている。歪みセンサは湾曲形状測定手段であって、湾曲部１４、１５が湾曲状態のとき、その湾曲状態を測定する。

**【００２６】**

第１の湾曲部１４を例えば、図中の上方向に湾曲変形させる場合、人工筋肉１４ａと、この人工筋肉１４ａに対向する人工筋肉１４ｃとを互いに同じ方向に湾曲させるように、それぞれの人工筋肉１４ａ、１４ｃに電圧を印加する。つまりそして、第１の湾曲部１４のそれぞれの人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄに印加する電圧を適宜制御することによって、該第１の湾曲部１４を上下左右方向に湾曲させることができる。なお、第２の湾曲部１５も同様に、人工筋肉１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄに印加する電圧を適宜制御することにより、上下左右方向に湾曲させることができる。

20

**【００２７】**

歪みセンサ２１ａ、２１ｂ、２１ｃ、２１ｄは、第１の湾曲部１４に設けられている人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄの湾曲動作の際に生じる歪みを検出する。一方、歪みセンサ２２ａ、２２ｂ、２２ｃ、２２ｄは、第２の湾曲部１５に設けられている人工筋肉１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄの湾曲動作の際に生じる歪みを検出する。これら歪みセンサ２１ａ～２１ｄ、２２ａ～２２ｄが検出した歪みから、それぞれの湾曲部１４、１５の湾曲率をコントロールユニット１８の演算部１８\_eにて算出し、その算出結果を基に記録部１８\_dに記録する。

30

**【００２８】**

チューブ体１２の口金１６側からは信号ケーブル１７が延出している。この信号ケーブル１７の基端はコントロールユニット１８に接続されている。信号ケーブル１７内には電線１７ａ、１７ｂと、信号線１３e、１７c、１７dとが包含されている。電線１７ａは、第１の湾曲部１４を構成する人工筋肉１４ａ、１４ｂ、１４ｃ、１４ｄのそれぞれに接続される。電線１７ｂは、第２の湾曲部１５を構成する人工筋肉１５ａ、１５ｂ、１５ｃ、１５ｄのそれぞれに接続される。これら電線１７ａ、１７ｂは、湾曲部１４、１５を湾曲動作させるための湾曲動作電圧を供給する。

40

これに対して、信号線１３eはそれぞれの圧力センサ１３a、１３b、１３c、１３dに接続される。信号線１３eは、圧力センサ１３a、１３b、１３c、１３dで検出した圧力検出信号を伝送する。信号線１７cは、歪みセンサ２１a、２１b、２１c、２１dのそれぞれに接続されて、湾曲状態に対応した検出値を伝送する。信号線１７dは、歪みセンサ２２a、２２b、２２c、２２dにそれぞれに接続され、湾曲状態に対応した検出値を伝送する。

**【００２９】**

コントロールユニット１８と、ジョイスティック装置１９、及びフットスイッチ２０と

50

は、内視鏡用処置具装置 10 の操作部である。ジョイスティック装置 19 は、第 1 の湾曲部 14 を湾曲操作する指示信号を出力する第 1 ジョイスティック 19 a と、第 2 の湾曲部 15 を湾曲操作する指示信号を出力するジョイスティック 19 b とを有している。それぞれのジョイスティック 19 a、19 b は、傾倒操作した方向と、その操作量である傾倒角度との違いによりコントロールユニット 18 にて、第 1 の湾曲部 14、又は、第 2 の湾曲部 15 の湾曲方向と湾曲率とを制御する湾曲動作電圧を生成する。そして、生成した湾曲動作電圧を、電線 17 a、17 b を介して、第 1 の湾曲部 14 の人工筋肉 14 a、14 b、14 c、14 d、又は第 2 の湾曲部 15 の人工筋肉 15 a、15 b、15 c、15 d に印加して湾曲部 14、15 を湾曲動作させる。

#### 【0030】

フットスイッチ 20 は、進退装置 21 を正転動作させる指示信号と、逆転動作させる指示信号を出力する。第 1 スイッチ 20 a をオン操作すると、コントロールユニット 18 は信号ケーブル 18 a を介して、進退装置 21 の電動モータに該電動モータを正転駆動させる制御信号を出力する。そして、第 1 スイッチ 20 a がオフ状態にされると電動モータは駆動を停止する。一方、フットスイッチ 20 の第 2 スイッチ 20 b をオン操作すると、コントロールユニット 18 は信号ケーブル 18 a を介して、進退装置 21 の電動モータに該電動モータを逆転駆動させる制御信号を出力する。そして、第 2 スイッチ 20 b がオフ状態にされると電動モータは駆動を停止する。

#### 【0031】

コントロールユニット 18 は、進退制御手段である進退制御部 18 b と、湾曲制御手段である湾曲制御部 18 c とを備える。進退制御部 18 b は、上述したようにフットスイッチ 20 からの指示信号に基づく制御信号を生成する一方、前記圧力センサ 13 a、13 b、13 c、13 d から出力される測定結果に基づく制御信号を生成して進退装置 21 を動作させてチューブ体 12 を進退させる。一方、湾曲制御部 18 c は、ジョイスティック装置 19 のジョイスティック 19 a、19 b から出力される指示信号に基づく湾曲動作電圧を生成する一方、前記歪みゲージ 21 a ~ 21 d、22 a ~ 22 d から出力される湾曲状態に対応する検出値に応じた湾曲動作電圧を生成して対応する湾曲部 14、15 を所定の方向に湾曲動作させる。

#### 【0032】

コントロールユニット 18 の進退制御部 18 b と、湾曲制御部 18 c による制御例を、図 6 を参照して説明する。

#### 【0033】

まず、内視鏡用処置具 11 のチューブ体 12 を、内視鏡装置 1 の処置具挿入部 6 に装着された進退装置 21 を介して、操作部 3 の処置具挿入口 6 a から挿入部 2 の処置具挿通管路 2 d に挿入する。そして、チューブ体 12 の先端を挿入部 2 の先端部 2 a から突出させる。その後、先端部 2 a に設けられている処置具起上台(不図示)を起上操作して、チューブ体 12 を乳頭を介して例えば、胆管内へ挿入する。チューブ体 12 の先端が胆管内に挿入されたことを画面上で確認したなら、術者は、フットスイッチ 20 の第 1 スイッチ 20 a をオン操作する。すると、コントロールユニット 18 から進退装置 21 に制御信号が出力されて、電動モータが回転駆動されて、チューブ体 12 が胆管の深部に向かって進行する。

#### 【0034】

進退装置 21 の駆動に伴って、チューブ体 12 の進行が開始されると、コントロールユニット 18 による制御が開始される。すなわち、ステップ S1 に示すようにコントロールユニット 18 は、チューブ体 12 の先端面に設けられている圧力センサ 13 a、13 b、13 c、13 d によって検出されている圧力値を取得してステップ S2 に移行する。ステップ S2 において、コントロールユニット 18 は、演算部 18 e で各センサ 13 a、13 b、13 c、13 d から取得した圧力値がしきい値よりも小さいか、即ち各圧力センサの圧力値 しきい値であるか否かを判定するとともに、各圧力センサ 13 a、13 b、13 c、13 d の圧力値が略同じであるか否かを判定する。

なお、ここでのしきい値は、管腔壁に損傷を与えることのない大きさの値である。このため、たとえ圧力値がしきい値に到達した場合でも、管腔壁に当接したチューブ体 1 2 の進行によって胆管壁等が損傷を受けることはない。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 2 において、チューブ体 1 2 が胆管の直線部分をスムーズに進行している場合、各圧力センサ 1 3 a、1 3 b、1 3 c、1 3 d は、略同じ圧力値であって、かつ、その圧力値はしきい値よりも小さな値となる。これに対して、チューブ体 1 2 が胆管の湾曲している部分を進行している場合には、チューブ体 1 2 の先端面の少なくとも一部は湾曲している胆管壁に当接する。すると、圧力センサ 1 3 a、1 3 b、1 3 c、1 3 d のうち、胆管壁に当接している、例えば、圧力センサ 1 3 a の検出圧力値が他の圧力センサ 1 3 b、1 3 c、1 3 d の検出圧力値よりも高い値となる。このことで、コントロールユニット 1 8 は、先端面の圧力センサ 1 3 a を備える側が管腔壁に当接したと判定する。

このように、コントロールユニット 1 8 は、各圧力センサ 1 3 a、1 3 b、1 3 c、1 3 d にて検出された圧力値をそれぞれ比較することによって、チューブ体 1 2 の先端面が胆管壁等に当接している状態であるか否かを判定する。

【 0 0 3 6 】

前記ステップ S 2 において、各圧力センサ 1 3 a、1 3 b、1 3 c、1 3 d が検出した圧力値が、しきい値よりも小さく、かつ同じ圧力値であった場合、コントロールユニット 1 8 は、チューブ体 1 2 の先端面が胆管壁に当接してないと判定して、ステップ S 4 に移行する。ステップ S 4 において、コントロールユニット 1 8 は、進退制御部 1 8 b から進退装置 2 1 に正転駆動させる制御信号を出力するとともに、第 1 の湾曲部 1 4 に設けられている歪みセンサ 2 1 a、2 1 b、2 1 c、2 1 d の検出値を取得して、演算部 1 8 e で湾曲率  $R_n$  を算出する。即ち、正転駆動させる制御信号が出力されることによって、チューブ体 1 2 は、 $1_n$  ずつ進行する。また、コントロールユニット 1 8 は、チューブ体 1 2 の距離  $1_n$  の進行毎に、第 1 の湾曲部 1 4 に設けられている各歪みセンサ 2 1 a、2 1 b、2 1 c、2 1 d の検出値を取得して歪み量から第 1 の湾曲部 1 4 の湾曲率  $R_n$  を算出する。

【 0 0 3 7 】

そして、コントロールユニット 1 8 は、ステップ S 5 に示すように、チューブ体 1 2 の進行量である  $1_n$  を加算して、第 1 の湾曲部 1 4 の軸方向の全長  $L$  と同じか、あるいはそれ以下であるか判定する。このステップ S 5 にて、加算した  $1_n$  が第 1 の湾曲部 1 4 の全長  $L$  以下であると判定されたとき、ステップ S 1 に移行する。

【 0 0 3 8 】

一方、前記ステップ S 2 でコントロールユニット 1 8 によって圧力センサ 1 3 a、1 3 b、1 3 c、1 3 d のうちいずれかが、しきい値と等しい圧力、あるいはしきい値を超える圧力を検出している場合、該コントロールユニット 1 8 はステップ S 3 に移行する。ステップ S 3 においてコントロールユニット 1 8 は、しきい値と等しい圧力、あるいはしきい値を超える圧力を検出した例えば圧力センサ 1 3 a の位置を画面上表示させる、又は、圧力センサ 1 3 a の位置とは反対方向に湾曲させる湾曲方向を画面上に表示させる、ジョイスティック装置 1 9 のジョイスティック 1 9 a の操作を促す、又は圧力センサ 1 3 a の位置とは反対方向に第 1 の湾曲部 1 4 を湾曲させるために人工筋肉 1 4 a、1 4 c に湾曲動作電圧を印加する。このときの第 1 の湾曲部 1 4 の湾曲は、図 2 に示すチューブ体 1 2 の直径  $d$  の  $1/2$  とする。

【 0 0 3 9 】

前記ステップ S 3 にて、しきい値を超える圧力を検出した例えば圧力センサ 1 3 a の設置位置とは反対方向に第 1 の湾曲部 1 4 を湾曲動作させた後、再度ステップ S 1 に戻る。

【 0 0 4 0 】

一方、前記ステップ S 5 において、コントロールユニット 1 8 が、チューブ体 1 2 の  $1_n$  ずつの進行の加算値が、第 1 の湾曲部 1 4 の全長  $L$  の全長と等しい、あるいは超えたと判定されると、ステップ S 6 に移行する。ステップ S 6 においてコントロールユニット



18は、第1の湾曲部14の1n毎進行したときの湾曲率Rnのデータを記録部18dから抽出した後、チューブ体12の進行挿入を継続する。そして、ジョイスティック装置19のジョイスティック19bの湾曲操作は、コントロールユニット18で抽出した前記第1の湾曲部14の1n毎の湾曲率Rnのデータを基に行う。このように、コントロールユニット18によって記録部18dに記録されたデータを基に、第2の湾曲部15を湾曲制御する。すると、第1の湾曲部14が進行された経路を第2の湾曲部15がトレースことになるため、第2の湾曲部15の湾曲動作が効率的で、かつ、円滑に行うことができる。

#### 【0041】

以上説明したように、本発明の実施形態の内視鏡処置具11は、管腔内に挿入されるチューブ体12の先端面に複数の圧力センサ13a、13b、13c、13dを設け、かつ、チューブ体12の軸方向に連設する人工筋肉14a、14b、14c、14dを備えた第1の湾曲部14と、人工筋肉15a、15b、15c、15dを備えた第2の湾曲部15に、それぞれの湾曲部14、15の湾曲率を検出する歪みセンサ21a～21d、22a～22dを設けている。このため、複雑に屈曲した管腔内へ挿入操作を行う際、チューブ体12の進行によって管腔壁を損傷させることなく、速やか、かつ円滑に挿入操作を行うことができる。

#### 【0042】

なお、図2乃至図4で示したように、第1の湾曲部14に設けられた人工筋肉14a、14b、14c、14d、及びこれらの外表面に設けた歪みセンサ21a、21b、21c、21dと、第2の湾曲部15に設けられた人工筋肉15a、15b、15c、15d、及びこれらの外表面に設けた歪みセンサ22a、22b、22c、22dとは、断面方向内においてともに同位相の位置に配置されている。このように配置にしたことによって、例えば図中の上方向に湾曲操作を行う場合、それぞれの湾曲部14、15の人工筋肉14a、14c、人工筋肉15a、15cを同時に収縮させる操作を行う。すると、上方向への湾曲操作をより素早く行うことが可能になる。尚、他の方向についても同位相の人工筋肉を同時に操作することで同様の作用、及び効果を得られる。

#### 【0043】

一方、図7に示すように第1の湾曲部14に設けられた人工筋肉14a、14b、14c、14d、及びこれらの外表面に設けた歪みセンサ21a、21b、21c、21dと、図8に示すように第2の湾曲部15に設けられた人工筋肉15a、15b、15c、15d、及びこれらの外表面に設けた歪みセンサ22a、22b、22c、22dとを、断面内において例えば45度ずらして、つまり、位相を変えて配置するようにしてもよい。このような配置にする場合、例えば、図7の右斜め上方向への湾曲操作を行う場合、第1の湾曲部14の人工筋肉14a、14dを同時に収縮させるとともに、第2の湾曲部15の人工筋肉15dを収縮させる。このように、3つの人工筋肉を制御することによって、斜め方向の湾曲操作を実現することが可能になる。

#### 【0044】

前記図3、図4に示した人工筋肉の配置において、同じ斜め方向の湾曲操作を行う場合、第1の湾曲部14の人工筋肉14a、14dと、第2の湾曲部15の人工筋肉15a、15dの合計4つの人工筋肉を制御することになる。このため、図7、図8の構成の方がコントロールユニット18内に設けられる制御回路への負荷を低く抑えられることになる。

#### 【0045】

また、前述した本発明の実施形態において、第1湾曲部14及び第2の湾曲部15にそれぞれ4つの人工筋肉14a、14b、14c、14d、15a、15b、15c、15dを90度間隔で設ける構成例を説明した。しかし、人工筋肉を設ける間隔は90度に限定されるものではなく、つまり、4つに限定されるものではない。例えば、3つの人工筋肉を120度間隔で設ける、或いは2つの人工筋肉を180度間隔で設けるようにしても良い。即ち、チューブ体12の先端部分を上下方向、或いは左右方向に湾曲可能となるよ

10

20

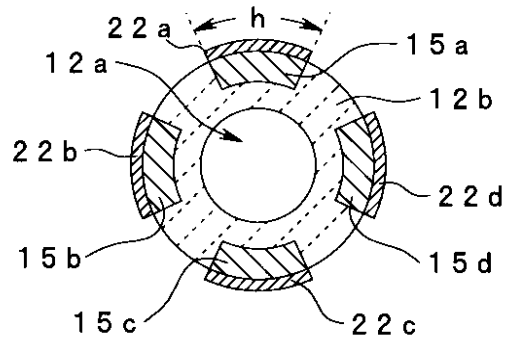
30

40

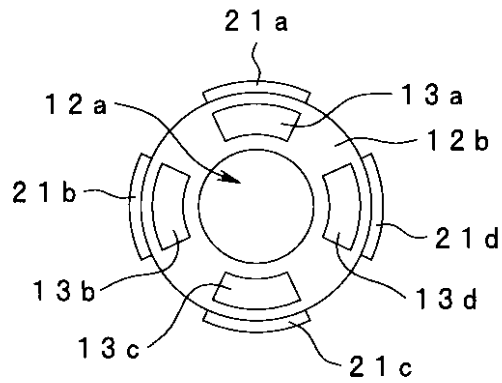
50



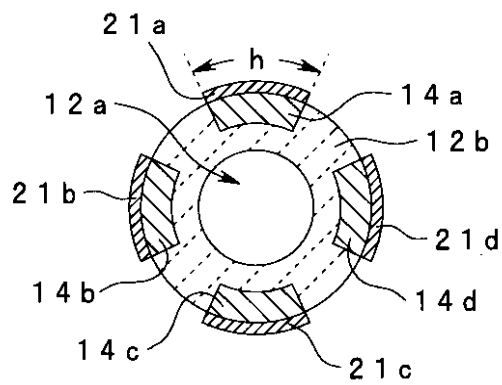
【図 4】



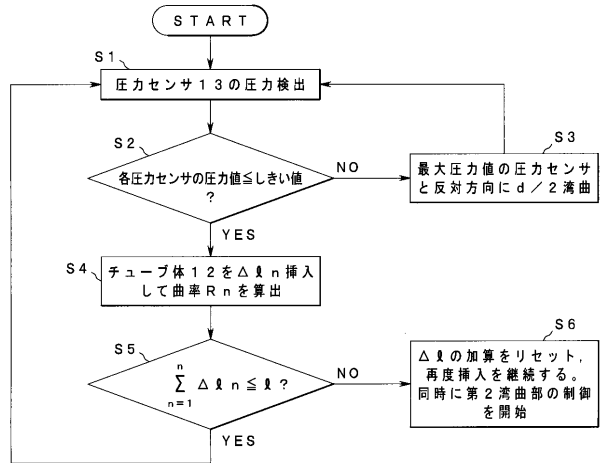
【図 5】



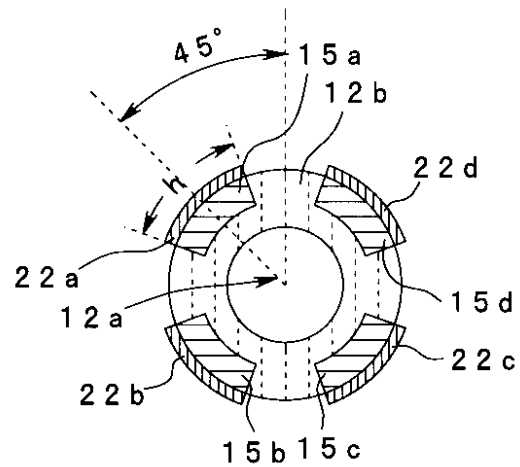
【図 7】



【図 6】



【図 8】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00-1/32

A61M 25/01

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5000503B2</a>	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	JP2007521281	申请日	2006-06-12
[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		
当前申请(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	石黒 努		
发明人	石黒 努		
IPC分类号	A61B1/00 A61M25/01		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B5/065 A61B5/6885		
FI分类号	A61B1/00.334.D A61M25/00.309.B A61B1/00.334.B		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2005174058 2005-06-14 JP		
其他公开文献	JPWO2006134881A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

内窥镜处理工具包括：长管体，包括插入体腔中的柔性构件；以及第一弯曲部分，设置在管体的远端部分并沿轴向弯曲管体并且，第二弯曲部分连续地设置在第一弯曲部分的基端侧以使管体沿轴向弯曲，并且第一弯曲部分和第二弯曲部分彼此独立地设置。和弯曲操作单元。

