

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6689819号
(P6689819)

(45) 発行日 令和2年4月28日 (2020.4.28)

(24) 登録日 令和2年4月10日 (2020.4.10)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/005 (2006.01)

A 6 1 B 1/005 5 1 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 5 2

G O 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/005 5 1 3

G O 2 B 23/24 A

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 13 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2017-507286 (P2017-507286)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月26日 (2015.3.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/059409
 (87) 国際公開番号 WO2016/151846
 (87) 国際公開日 平成28年9月29日 (2016.9.29)
 審査請求日 平成29年9月25日 (2017.9.25)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100189913
 弁理士 鵜飼 健
 (74) 代理人 100199565
 弁理士 飯野 茂

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、可撓管挿入装置、内視鏡の作動方法、及び可撓管挿入装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に先端側から挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、前記挿入部の剛性を変更可能な第1の剛性可変部と、

前記挿入部に、前記挿入部が1つの弧状に変形した領域が形成され、前記第1の剛性可変部が前記1つの弧状に変形した領域における前記先端側に位置しているときに、前記挿入部における前記第1の剛性可変部が設けられている部位の剛性を高めることで、前記1つの弧状に変形した領域における前記先端側の領域の剛性が前記1つの弧状に変形した領域における基端側の領域の剛性よりも高くなるように前記第1の剛性可変部を制御するコントローラーと、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記挿入部における前記第1の剛性可変部よりも前記基端側の位置に設けられた第2の剛性可変部をさらに備え、

前記コントローラーは、前記第1の剛性可変部が前記1つの弧状に変形した領域における前記先端側に位置し、前記第2の剛性可変部が前記1つの弧状に変形した領域における前記基端側に位置しているときに、前記1つの弧状に変形した領域における前記先端側の領域の剛性が前記1つの弧状に変形した領域における前記基端側の領域の剛性よりも高くなるように前記第1の剛性可変部と前記第2の剛性可変部とを制御する、請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記挿入部の形状を検出する形状取得装置をさらに具備し、

前記コントローラーは、前記形状取得装置が取得した前記挿入部の形状に基づいて前記制御を行う、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記形状取得装置は、前記挿入部の形状をリアルタイムで検出して取得し、

前記コントローラーは、前記形状取得装置が取得した前記挿入部の形状に基づいてリアルタイムで前記制御を行う、請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

被検体に挿入される管状の挿入部と、

前記挿入部の長手軸方向の複数の位置で、前記挿入部の曲げ剛性を変更可能な剛性可変部と、

前記剛性可変部による前記挿入部の曲げ剛性の変更を制御する剛性可変制御部と、

前記挿入部の長手軸方向に沿った方向を取得する形状取得装置と、

取得した前記挿入部の長手軸方向に沿った方向に基づいて、前記挿入部の長手方向に沿った方向が変化している領域である第一可変領域を算出する第一可変領域算出部と、

前記第一可変領域内で剛性を変化させる領域を算出する第一可変領域内剛性可変域算出部と、を具備し、

前記剛性可変制御部は、前記挿入部の挿入時において、前記第一可変領域内剛性可変域算出部で算出された剛性を変化させる領域の曲げ剛性を変更し、前記第一可変領域内に複数の異なる剛性領域を発生させるように曲げ剛性を制御する、可撓管挿入装置。

【請求項 6】

前記挿入部の長手軸方向に沿った方向を取得する形状取得装置と、

取得した前記挿入部の長手軸方向に沿った方向に基づいて前記挿入部が略直線状である直線領域を算出する直線領域算出部をさらに具備し、

前記剛性可変制御部は、前記直線領域の曲げ剛性が前記第一可変領域内の最小剛性値よりも大きくなるように、前記直線領域の曲げ剛性を変更するように制御される、請求項 5 に記載の可撓管挿入装置。

【請求項 7】

前記挿入部の長手軸方向に沿った方向を取得する形状取得装置と、

取得した前記挿入部の長手軸方向に沿った方向に基づいて前記第一可変領域を算出する第一可変領域算出部と、

前記第一可変領域内に含まれる 1 以上の湾曲変化点を算出する変化点算出部と、

前記湾曲変化点に基づいて、前記第一可変領域内で少なくとも第二可変領域及び第三可変領域を算出する第一可変領域内剛性可変域算出部と、をさらに具備し、

前記剛性可変制御部は、前記第三可変領域の曲げ剛性値よりも前記第二可変領域の曲げ剛性が大きくなるように、前記第二可変領域及び第三可変領域の曲げ剛性を変更するように制御する、請求項 5 に記載の可撓管挿入装置。

【請求項 8】

前記第二可変領域は、前記第三可変領域よりも前記挿入部の先端側に位置している、請求項 7 に記載の可撓管挿入装置。

【請求項 9】

前記第二可変領域と前記第三可変領域との少なくとも一方は、前記第一可変領域内において曲率半径が略同一とみなせる領域を含む範囲に設定されている、請求項 7 に記載の可撓管挿入装置。

【請求項 10】

被検体に先端側から挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、前記挿入部の剛性を変更可能な第 1 の剛性可変部と、

前記挿入部に、前記挿入部が所定の曲率以上に湾曲している 1 つの領域が形成され、前記第 1 の剛性可変部が前記所定の曲率以上に湾曲している 1 つの領域における前記先端側

10

20

30

40

50

に位置しているときに、前記挿入部における前記第 1 の剛性可変部が設けられている部位の剛性を高めることで、前記所定の曲率以上に湾曲している 1 つの領域における前記先端側の領域の剛性が前記所定の曲率以上に湾曲している 1 つの領域における基端側の領域の剛性よりも高くなるように前記第 1 の剛性可変部を制御するコントローラーと、
を備える内視鏡システム。

【請求項 1 1】

被検体に先端側から挿入される挿入部と、
前記挿入部に設けられ、前記挿入部の剛性を変更する第 1 の剛性可変部と、
前記第 1 の剛性可変部を制御するためのコントローラーと、を備える内視鏡の作動方法であって、

10

前記挿入部に、前記挿入部が 1 つの弧状に変形した領域が形成され、前記第 1 の剛性可変部が前記 1 つの弧状に変形した領域における前記先端側に位置しているときに、前記コントローラーが、前記挿入部における前記第 1 の剛性可変部が設けられている部位の剛性を高めることで、前記 1 つの弧状に変形した領域における前記先端側の領域の剛性が前記 1 つの弧状に変形した領域における基端側の領域の剛性よりも高くなるように前記第 1 の剛性可変部を制御することを含む、内視鏡の作動方法。

【請求項 1 2】

前記内視鏡は、前記挿入部における前記第 1 の剛性可変部よりも前記基端側の位置に設けられた第 2 の剛性可変部をさらに備え、

前記コントローラーは、前記第 1 の剛性可変部が前記 1 つの弧状に変形した領域における前記先端側に位置し、前記第 2 の剛性可変部が前記 1 つの弧状に変形した領域における前記基端側に位置しているときに、前記 1 つの弧状に変形した領域における前記先端側の領域の剛性が前記 1 つの弧状に変形した領域における前記基端側の領域の剛性よりも高くなるように前記第 1 の剛性可変部と前記第 2 の剛性可変部とを制御する、請求項 1 1 に記載の内視鏡の作動方法。

20

【請求項 1 3】

被検体に挿入される管状の挿入部と、

前記挿入部の長手軸方向の複数の位置で、前記挿入部の曲げ剛性を変更可能な剛性可変部と、前記挿入部の長手軸方向に沿った方向を取得する形状取得装置と、取得した前記挿入部の長手軸方向に沿った方向に基づいて、前記挿入部の長手軸方向に沿った方向が変化している領域である第一可変領域を算出する第一可変領域算出部と、前記第一可変領域内で剛性を変化させる領域を算出する第一可変領域内剛性可変域算出部と、剛性可変制御部とを具備する可撓管挿入装置の作動方法であって、

30

前記剛性可変制御部が、前記挿入部の挿入時において、前記第一可変領域内剛性可変域算出部で算出された剛性を変化させる領域の曲げ剛性を変更し、前記第一可変領域内に複数の異なる剛性領域を発生させるように曲げ剛性を制御することを含む、可撓管挿入装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、可撓管挿入装置、内視鏡の作動方法、及び可撓管挿入装置の作動方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

大腸は、肛門側から直腸・結腸・盲腸に大別され、さらに、結腸は、直腸側から S 状結腸・下行結腸・横行結腸・上行結腸に区分される。一般に、S 状結腸や横行結腸は腹部内で固定されておらず、容易に動く。このような腸管内に可撓管挿入装置（例えば内視鏡装置）の柔軟で細長い挿入部（可撓管部）が挿入されると、挿入部は腸壁に沿って曲がり、腸管内を進行する。しかしながら、挿入部が手元側からさらに押し込まれると、柔軟な挿入部が腸内で力の加わる方向とは異なる方向に撓み、挿入部の先端が進行しにくくなると

50

いう問題があった。これに対して、挿入部自体の曲げ剛性を高くする、もしくはオーバーチューブ（スライディングチューブ）などの挿入部とは異なる部材を挿入部に装着して挿入部の曲げ剛性を高くすることで挿入したい方向に対して力を伝えやすくする技術が知られている。

【0003】

しかしながら、挿入部全体の曲げ剛性を一様に変えてしまうと、腸管内での挿入部の湾曲状態に合わせた剛性変更を得ることはできない。それ故、挿入部が例えばS状結腸で行き詰まってS状結腸を過剰に伸ばしてしまうなどして患者に苦痛を与えうる。このような挿入部は深部への挿入には不都合である。

【0004】

そこで、特許文献1には、細長い軟性管を長手方向に複数の範囲に分け、その各範囲における軟性度合いが異なる内視鏡の軟性管が開示されている。また、特許文献2には、局所的に曲率半径が小さい部分である湾曲容易部を可撓管に間欠的に配置し、また、湾曲容易部間には湾曲容易部よりも曲率半径の大きい部分を配置したことにより、挿入時に可撓管が管腔の内壁に押し付けられる力を抑制する内視鏡用可撓管が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特公昭61-37931号公報

【特許文献2】特許第3927764号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1、2に記載の可撓管部では、可撓管部の曲げ剛性が部分的に異なる部分が存在している。しかしながら、これら文献における可撓管部は、可撓管部の曲げ剛性を被検体の湾曲状態に応じて適切な箇所で適切なときに変えるものではない。例えば、大腸内視鏡を含む可撓管挿入装置では、可撓管部の曲げ剛性が部分的に異なる部分が存在していることによりその一部で挿入性が向上したとしても、容易に動きうる結腸などのその時時に応じたさまざまな湾曲状態には対応することができない。このため、このような可撓管部であっても、患者への苦痛なく大腸の深部にスムーズに挿入するのは困難でありうる。

【0007】

そこで、本発明は、挿入部の挿入状態（湾曲状態）に応じてその曲げ剛性（硬度）を変化させることができる内視鏡システム、可撓管挿入装置、内視鏡の作動方法、及び可撓管挿入装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一実施形態は、被検体に先端側から挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、前記挿入部の剛性を変更可能な第1の剛性可変部と、前記挿入部に、前記挿入部が1つの弧状に変形した領域が形成され、前記第1の剛性可変部が前記1つの弧状に変形した領域における前記先端側に位置しているときに、前記挿入部における前記第1の剛性可変部が設けられている部位の剛性を高めることで、前記1つの弧状に変形した領域における前記先端側の領域の剛性が前記1つの弧状に変形した領域における基端側の領域の剛性よりも高くなるように前記第1の剛性可変部を制御するコントローラと、を備える内視鏡システムである。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、挿入部の挿入状態（湾曲状態）に応じてその曲げ剛性（硬度）を変更させることができる内視鏡システム、可撓管挿入装置、内視鏡の作動方法、及び可撓管挿入装置の作動方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】図 1 は、内視鏡装置の構成を概略的に示す図である。

【図 2】図 2 は、可撓管部を概略的に示す拡大図である。

【図 3】図 3 は、剛性可変部の構成の一例を概略的に示す図である。

【図 4】図 4 は、剛性可変部の電圧 - 曲げ剛性特性を示す図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態における剛性可変制御を説明するためのブロック図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態において腸管に挿入された挿入部（可撓管部）の第一可変領域及び第二可変領域の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、S 状結腸の曲がりの頂部における可撓管部による腸壁の伸展を概略的に示す図である。

10

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態における剛性可変制御を説明するためのブロック図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態において腸管に挿入された挿入部（可撓管部）の第一可変領域、第二可変領域及び直線領域の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、第 3 の実施形態における剛性可変制御を説明するためのブロック図である。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態において第一可変領域内で算出される湾曲変化点、第五可変領域及び第六可変領域の一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態における挿入部（可撓管部）の湾曲状態の一例を概略的に示す図である。

20

【図 13】図 13 は、挿入部の座標と曲率半径との関係の一例を示すグラフである。

【図 14】図 14 は、挿入部の座標と曲率半径の一階微分との関係の一例を示すグラフである。

【図 15】図 15 は、第 3 の実施形態の変形例 1 における挿入部（可撓管部）の湾曲状態の一例を概略的に示す図である。

【図 16】図 16 は、挿入部の座標と曲率半径との関係の他の例を示すグラフである。

【図 17】図 17 は、第 3 の実施形態の変形例 1 における挿入部（可撓管部）の湾曲状態の他の例を概略的に示す図である。

【図 18】図 18 は、挿入部の座標と曲率半径の一階微分との関係の他の例を示すグラフである。

30

【図 19】図 19 は、第 3 の実施形態の変形例 2 において第一可変領域内に設定された複数の剛性可変領域の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

[第 1 の実施形態]

本発明の第 1 の実施形態について、図 1 乃至図 7 を参照して説明する。

図 1 は、可撓管挿入装置である内視鏡装置 1 の構成を概略的に示す図である。内視鏡装置 1 は、内視鏡 10 と、光源装置 20 と、制御装置 30 と、表示装置 40 と、形状取得装置 50（図 1 には示されない、図 2 参照）とを有している。

40

【 0 0 1 2 】

内視鏡 10 は、被検体に挿入される管状の挿入部 11 と、挿入部 11 の基端側に設けられた操作部 14 とを有している。内視鏡 10 は、例えば大腸内視鏡である。挿入部 11 は、先端部 12 と、先端部 12 の基端側に設けられた可撓管部 13 とを有している。先端部 12 には、不図示の照明光学系（照明窓）、観察光学系（観察窓）、撮像素子、先端部を湾曲させる湾曲部等が内蔵されている。可撓管部 13 は、湾曲自在な細長い蛇管であり、可撓性を有している。操作部 14 には、内視鏡 10 の湾曲操作や撮影操作を含む各種操作のために用いられるアングルノブ 15、スイッチ 16 等が設けられている。操作部 14 は、図 1 に示されるように、内視鏡 10 においてユーザに把持される部分である。先端部 12 の先端側は、ユーザがアングルノブ 15 を操作することにより任意の方向に湾曲する。

50

【0013】

図2は、可撓管部13を概略的に示す拡大図である。可撓管部13は、便宜上、その長手軸方向にとった連続する複数のセグメント（可撓管部13を長手方向に均等に区切る仮想的な単位）からなっているとす。図2には、可撓管部13のセグメント13₁、13₂、13₃、・・・、13_nが示されている。これらセグメントの各々には、剛性可変部60が設けられている。剛性可変部60は、可撓管部13の曲げ剛性（硬度）をセグメント単位で変更可能な硬度可変アクチュエータである。また、可撓管部13には、各セグメントにおける可撓管部13の長手軸に沿った方向をリアルタイムで算出し、長手軸に沿った方向の変化を検出するための形状取得装置50の少なくとも一部が設けられている。剛性可変部60及び形状取得装置50の詳細は後述する。

10

【0014】

再び図1を参照して、内視鏡10は、操作部14の基端側から延びたユニバーサルコード17を介して光源装置20に接続されている。ユニバーサルコード17は、上述の照明光学系に接続されたライトガイド（光ファイバ）、上述の撮像素子に接続された電気ケーブル等を含む。光源装置20は、前記ライトガイドを介して、先端部12の照明窓から照射する光を供給する。

【0015】

制御装置30は、CPUなどを含む機器によって構成されている。制御装置30は、画像処理部32を含む表示制御部31と、第一可変領域算出部33と、第一可変領域内剛性可変域算出部34（以下、領域内可変域算出部34と称する）と、剛性可変制御部35とを有している。表示制御部31は、ケーブル71を介してユニバーサルコード17内の前記電気ケーブルに、したがって内視鏡10（先端部12の撮像素子）に接続されている。表示制御部31はまた、ケーブル72を介して表示装置40に接続されている。第一可変領域算出部33は、形状取得装置50に接続されており、また、剛性可変制御部35は、剛性可変部60に接続されている（図5参照）。

20

【0016】

図3は、剛性可変部60の構成の一例を概略的に示す図である。剛性可変部60は、金属線により構成されたコイルパイプ61と、コイルパイプ61内に封入された導電性高分子人工筋肉（Electroactive Polymer Artificial Muscle：EPAM）62と、コイルパイプ61の両端に設けられた電極63とを有している。剛性可変部60は、剛性可変制御部35に接続されており、したがって、コイルパイプ61内のEPAM62には、剛性可変制御部35から電極63により電圧が印加できるようになっている。EPAM62は電圧を印加することにより伸縮し、その硬度が変化するアクチュエータである。剛性可変部60は、コイルパイプ61の中心軸が可撓管部13の中心軸に一致するか平行となるようにして可撓管部13に内蔵されている。

30

【0017】

剛性可変部60の電極63（EPAM62）には、ケーブル71及びユニバーサルコード17内の電気ケーブルを介して剛性可変制御部35から電圧が印加される。電圧が印加されると、EPAM62はコイルパイプ61の中心軸を中心としてその径を拡張しようとする。しかしながら、EPAM62はコイルパイプ61でその周囲を囲まれているため、径の拡張が規制されている。このため、剛性可変部60は、図4に示されるように、印加される電圧値が高くなるほど、曲げ剛性（硬度）が高くなる。すなわち、剛性可変制御部35が剛性可変部60への印加電圧を変更することにより剛性可変部60の硬度が変化し、剛性可変部60が内蔵された可撓管部13の曲げ剛性も変化する。

40

【0018】

なお、剛性可変部60の上述の構成は一例である。剛性可変部60はEPAM62を用いたものに限定されず、剛性可変制御部35からの制御信号に応答して曲げ剛性が増えるものであれば、他の構成であってもよい。

【0019】

形状取得装置50は、少なくとも可撓管部13に剛性可変部60が配置されている範囲

50

において、各範囲における可撓管部 13 の長手軸に沿った方向をリアルタイムで算出し、長手軸に沿った方向の変化を検出するための湾曲センサである。形状取得装置 50 は、電磁波を利用したセンシング（電磁センサ）、超音波を利用したセンシング（超音波センサ）、光の損失を利用したセンシング（光ファイバセンサ）、歪みを利用したセンシング（歪みセンサ）、あるいは X 線吸収材料を利用したセンシングのいずれか 1 つ又はこれらの組合せによって構成されることができる。以下、一例として、磁気センサである形状取得装置 50 について説明する。

【0020】

形状取得装置 50 は、例えば、図 2 に示されるように、可撓管部 13 内に取り付けられた細長いプローブ 51 を有している。プローブ 51 には、磁界を発生させるための複数のソースコイル 52 が設けられている。これらソースコイル 52 は、例えば、可撓管部 13 の各セグメント 13_1 、 13_2 、 13_3 、 $\dots$ 、 13_n に 1 つずつ、可撓管部 13 の長手軸方向に沿って間隔を空けて配置されている。また、形状取得装置 50 は、ソースコイル 52 が発生した磁界を検出するための不図示のアンテナを有している。アンテナは、内視鏡 10 が挿入される被検体の周囲に配置される。

10

【0021】

プローブ 51 は制御装置 30 に接続されており、制御装置 30 の不図示の交流信号出力部からケーブル 71 及びユニバーサルコード 17 内の電気ケーブルを介してソースコイル 52 に交流信号が印加される。アンテナは、ソースコイル 52 により発生した磁界を検出して、検出信号を形状取得装置 50 の不図示の形状算出部に出力する。形状算出部は、受信した検出信号に基づいて可撓管部 13 の湾曲形状を算出する。

20

【0022】

次に、内視鏡装置 1 の動作（大腸内視鏡検査）について説明する。

内視鏡 10 の挿入部 11 は、ユーザによって被検体である腸管内に（肛門から直腸、結腸に）挿入される。挿入部 11 は、腸管の形状に追従して湾曲しながら腸管内を進行する。制御装置 30 は、ユーザの操作部 14 への入力操作に基づいて挿入部 11 の先端部 12 の撮像素子の動作を制御し、撮像素子から出力される撮像信号を取得する。表示制御部 31 は、画像処理部 32 によって、取得した撮像信号に基づいて大腸の内部の画像を作成する。そして、表示制御部 31 は、作成された画像を表示装置 40 に表示させる。

30

【0023】

図 5 は、第 1 の実施形態における剛性可変制御を説明するためのブロック図である。形状取得装置 50 は、内視鏡装置 1 の使用（挿入部 11 の被検体内への挿入）中、常に ON にされ、挿入時の可撓管部 13 の湾曲形状に関する情報をリアルタイムで取得する。言い換えれば、形状取得装置 50 は、各セグメントにおける可撓管部 13 の長手軸方向に沿った方向を常に算出し、長手軸方向に沿った方向の変化を検出している。

【0024】

例えば、形状取得装置 50 が上述の磁気センサの場合には、制御装置 30 が各ソースコイル 52 に交流信号を順次印加する。各ソースコイル 52 はその周囲に磁界を発生し、すなわちソースコイル 52 から、ソースコイル 52 の位置に関する情報が出力される。アンテナは、ソースコイル 52 の出力に基づいて各ソースコイル 52 の位置情報を検出して、形状算出部が検出信号を受信する。形状算出部は、挿入中、常に検出信号を受信し、腸管 100 内における可撓管部 13 の湾曲形状を算出する。算出された湾曲形状は、表示制御部 31 を介して表示装置 40 に表示されてもよい。

40

【0025】

なお、挿入開始時には、可撓管部 13 は所定の曲げ剛性値（硬さ）を有しており、その硬さは剛性可変部 60 の最小曲げ剛性値でも最大曲げ剛性値でもないものとする。つまり、可撓管部 13 は、剛性可変制御部 35 からの制御信号に基づいて剛性可変部 60 の曲げ剛性を変更することにより、挿入開始時の状態から硬くすることも軟らかくすることも可能である。

【0026】

50

形状取得装置 50 により算出された可撓管部 13 の湾曲形状は、制御装置 30 の第一可変領域算出部 33 に出力される。そして、第一可変領域算出部 33 は、形状取得装置 50 から取得した可撓管部 13 の湾曲形状に基づいて、可撓管部 13 の長手軸方向に沿った方向が変化している領域（第一可変領域）A1 を算出する（図 6 参照）。

【0027】

第一可変領域 A1 は、可撓管部 13 の長手軸方向に沿った方向が腸管の湾曲形状に沿って曲がっている、例えば所定の曲率以上湾曲している領域であり、可撓管部 13 の挿入（進行）を容易にするためにその曲げ剛性（硬度）を変更すべき領域である。可撓管部 13 の曲げ剛性は各剛性可変部 60 によりセグメント単位で変更可能なため、第一可変領域 A1 はセグメント単位で設定される。図 6 に示される例では、第一可変領域 A1 には可撓管部 13 の 10 個のセグメント 13₅ ~ 13₁₄ が含まれている。

10

【0028】

第一可変領域算出部 33 が第一可変領域 A1 を算出した後、領域内可変域算出部 34 が、第一可変領域 A1 内でさらに曲げ剛性を変更すべき領域（第二可変領域）A2 を算出する（図 6 参照）。第二可変領域 A2 は、第一可変領域 A1 の中で異なる曲げ剛性に設定すべき（さらに曲げ剛性を変更すべき）領域である。第二可変領域 A2 もまた、セグメント単位で設定される。

【0029】

第二可変領域 A2 は、例えば、第一可変領域 A1 に含まれるセグメントのうち最基端のセグメントから数え始めて所定の曲率以上のセグメントを始点とし、第一可変領域 A1 に含まれるセグメントのうち最先端のセグメントを終点とする領域である。図 6 に示される例では、第二可変領域 A2 には、第一可変領域 A1 に含まれるセグメント 13₅ ~ 13₁₄ のうち最基端のセグメント 13₅ から数え始めて特に曲率の大きいセグメント（所定の曲率以上のセグメント）13₉ から最先端のセグメント 13₁₄ までの 6 個のセグメント 13₉ ~ 13₁₄ が含まれている。

20

【0030】

なお、第一可変領域 A1 内における第二可変領域 A2 の算出の仕方はこれに限定されるものではなく、第一可変領域 A1 内に異なる複数の剛性領域が存在するように（第一可変領域 A1 と完全一致しないように）第二可変領域 A2 を設定すればよい。

【0031】

第一可変領域 A1 及び第二可変領域 A2 が算出された後、剛性可変制御部 35 が、第一可変領域 A1 の曲げ剛性をセグメント単位で制御するための制御信号を剛性可変部 60 に伝達する。本実施形態では、第二可変領域 A2 の曲げ剛性は、第二可変領域 A2 に含まれない第一可変領域 A1（以下、第三可変領域 A3 と称する）の曲げ剛性とは異なるように制御される。このように、剛性可変制御部 35 は、第一可変領域 A1 内に複数の異なる剛性領域を発生させるように、挿入部 11（可撓管部 13）の曲げ剛性を制御する。

30

【0032】

例えば、剛性可変制御部 35 は、第二可変領域 A2 の曲げ剛性値を大きくするために、第二可変領域 A2 に含まれるセグメント 13₉ ~ 13₁₄ の各剛性可変部 60 に印加される交流信号を大きくする制御信号を剛性可変部 60 に伝達する。また、例えば、剛性可変制御部 35 は、第三可変領域 A3 に含まれるセグメント 13₅ ~ 13₈ の各剛性可変部 60 に印加される交流信号が、第二可変領域 A2 に含まれるセグメント 13₉ ~ 13₁₄ の各剛性可変部 60 に印加される交流信号よりも小さくする制御信号を剛性可変部 60 に伝達する。また、第三可変領域 A3 に含まれるセグメント 13₅ ~ 13₈ の曲げ剛性値は、第一可変領域 A1 に含まれないセグメント 13₁ ~ 13₄、13₁₅ ~ 13_n の曲げ剛性値よりも小さくすることが好ましい。

40

【0033】

剛性可変部 60 は、剛性可変制御部 35 からの制御信号に基づいて、第一可変領域 A1 に含まれる各セグメント 13₅ ~ 13₁₄ の曲げ剛性を変更する。本実施形態では、第二可変領域 A2 に含まれるセグメント 13₉ ~ 13₁₄ の曲げ剛性値が可撓管部 13 におい

50

て大きく設定され、第三可変領域 A 3 に含まれるセグメント 1 3₅ ~ 1 3₈ の曲げ剛性値は最小に設定される。これにより、第三可変領域 A 3 は腸管内の曲率の大きく伸展しやすい箇所において曲がりやすくなる。第二可変領域 A 2 は硬く設定されているため、挿入部 1 1 を手元側から押し込んだときに第二可変領域 A 2 が不必要に撓んだり進行方向（先端側）への力が十分に伝わらなかったりすることが防止される。

【 0 0 3 4 】

図 5 に示される剛性可変制御は、内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の挿入中、リアルタイムで行われる。すなわち、形状取得装置 5 0 から取得される可撓管部 1 3 の湾曲形状に基づいて、図 5 に示される剛性可変制御が繰り返される。

【 0 0 3 5 】

例えば、挿入部 1 1 が大腸内を進行しているとき、その進行に伴って第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2（第三可変領域 A 3）が随時算出されて、これら領域に含まれる各セグメントの曲げ剛性を変更するための制御信号が剛性可変制御部 3 5 から剛性可変部 6 0 に随時伝達される。可撓管部 1 3 のうち、図 6 に示される腸管 1 0 0 の曲がりの頂部 1 0 1 付近に位置しているセグメントは可撓管部 1 3 の進行に伴い刻一刻と変わっていくが、第一可変領域算出部 3 3 により常に第一可変領域 A 1 が算出（更新）される。このため、曲がりの頂部 1 0 1 付近に位置しているセグメントは常に第一可変領域 A 1 であり、また、第二可変領域 A 2 でもあり、その曲げ剛性値が大きく設定される。第二可変領域 A 2 の直後（基端側）に続く第三可変領域 A 3 も、常にその曲げ剛性値が小さく設定される。

【 0 0 3 6 】

また、曲がりの頂部 1 0 1 が動いてその形状が変化しても、その形状変化に追従して第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2（第三可変領域 A 3）が算出（更新）される。このため、第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2 に含まれるセグメントの数は常に一定ではなく、腸管 1 0 0 内の湾曲形状に合わせて常に最適な第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2 が算出され、各領域の適切な曲げ剛性制御がなされる。

【 0 0 3 7 】

例えば、S 状結腸において、図 7 に示されるように、挿入部 1 1 の挿入方向は S 状結腸の湾曲部分に突き当たる方向である。ユーザは、挿入部 1 1 を大腸の奥へと進めるために手元側を動かしながら押し込む。しかしながら、可撓管部 1 3 全体の曲げ剛性が高いと可撓管部 1 3 がうまく曲がらず、可撓管部 1 3 が S 状結腸の曲がりの頂部（S トップ 1 0 2）を図 7 に破線で示される状態から実線で示される状態へと、矢印 B で示されるように伸展させてしまう。これでは患者に苦痛を与えてしまう。可撓管部 1 3 が S トップ 1 0 2 付近をうまく進行したとしても、進行方向において S トップ 1 0 2 の先にある湾曲部分（S D ジャンクション、S D - J 1 0 3）付近において同じことが起こりうる。

【 0 0 3 8 】

本実施形態では、S トップ 1 0 2 の伸展による患者の苦痛を低減させるために、剛性可変制御部 3 5 は、S トップ 1 0 2 付近の可撓管部 1 3 の曲げ剛性を制御する。つまり、挿入中には常に第一可変領域算出部 3 3 及び領域内可変域算出部 3 4 がそれぞれ可撓管部 1 3 の第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2（第三可変領域 A 3）を算出して、剛性可変制御部 3 5 がこれら領域 A 2、A 3 の曲げ剛性のリアルタイム制御を行う。これにより、挿入部 1 1 を押し進める際に S トップ 1 0 2 付近（S トップ 1 0 2 の手前側）に位置されているセグメントの曲げ剛性値は常に小さくなり、S トップ 1 0 2 の湾曲形状に沿って曲がりやすくなる。したがって、S トップ 1 0 2 に加わる力が小さくなる、あるいは、S トップ 1 0 2 を過度に押す力が加わりにくくなり、S トップ 1 0 2 の伸展を抑えることができる。

【 0 0 3 9 】

本実施形態によれば、大腸のような曲がりくねった器官に挿入されたときの挿入部 1 1（可撓管部 1 3）の湾曲形状に合わせて剛性可変部 6 0 の曲げ剛性を変更することで、挿入部 1 1 の挿入性が向上する。また、湾曲した第一可変領域 A 1 内に、例えば、曲げ剛性値を最も小さくしたい領域（例えば第三可変領域 A 3）と曲げ剛性値をそれより大きくし

10

20

30

40

50

たい領域（例えば第二可変領域 A 2）とのような複数の異なる曲げ剛性領域を設定することで、可撓管部 1 3 の不必要な撓み（例えば図 7 に囲み破線で示される箇所 C）を防ぎ進行方向への力の伝達に適した挿入部 1 1（可撓管部 1 3）を提供することができる。これにより、挿入部 1 1 の挿入性が向上した可撓管挿入装置が提供される。

【0040】

また、内視鏡装置 1 は形状取得装置 5 0 を有している。このため、制御装置 3 0 が形状取得装置 5 0 から挿入部 1 1（可撓管部 1 3）の湾曲形状の情報を常に取り得てリアルタイムで剛性可変制御をすることが可能になる。したがって、腹部内で容易に動きうる S 状結腸や横行結腸などの複雑に変化する腸管形状を形状取得装置 5 0 で追いかけて、その動きに合わせて可撓管部 1 3 の曲げ剛性を適宜変更することができ、挿入性がより向上する。また、患者にとって安全で、かつ挿入性が良好な可撓管挿入装置を提供することができる。

【0041】

以下、本発明の第 2 及び第 3 の実施形態について説明する。以下では、第 1 の実施形態と同様の構成及び動作についてはその説明を省略し、第 1 の実施形態と異なる点について説明する。なお、第 2 の実施形態と第 3 の実施形態とが組み合わされてもよい。

【0042】

[第 2 の実施形態]

本発明の第 2 の実施形態について、図 8 並びに図 9 を参照して説明する。

第 2 の実施形態では、制御装置 3 0 は、画像処理部 3 2 を含む表示制御部 3 1、第一可変領域算出部 3 3、領域内可変域算出部 3 4 及び剛性可変制御部 3 5 に加えて、直線領域算出部 3 6 を有している。直線領域算出部 3 6 は、形状取得装置 5 0 に接続されている。本実施形態では、形状取得装置 5 0 により取得された可撓管部 1 3 の湾曲形状は、制御装置 3 0 の第一可変領域算出部 3 3 と直線領域算出部 3 6 とに出力される。

【0043】

図 8 は、第 2 の実施形態における剛性可変制御を説明するためのブロック図である。第一可変領域算出部 3 3 は、挿入中、常に（リアルタイムで）形状取得装置 5 0 から腸管 1 0 0 内における可撓管部 1 3 の湾曲形状に関する情報を取得する。直線領域算出部 3 6 も同様に、常に形状取得装置 5 0 から可撓管部 1 3 の湾曲形状に関する情報を取得する。

【0044】

第一可変領域算出部 3 3 及び領域内可変域算出部 3 4 は、第 1 の実施形態と同様にして、それぞれ第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2 を算出する。本実施形態では、第一可変領域算出部 3 3 による第一可変領域 A 1 の算出及び領域内可変域算出部 3 4 による第二可変領域 A 2 の算出と並行して、直線領域算出部 3 6 が、形状取得装置 5 0 から取得した可撓管部 1 3 の湾曲形状に基づいて、可撓管部 1 3 が略直線状となっている第四可変領域（直線領域）A 4₁、A 4₂ を算出する（図 9 参照）。ここで、略直線状とは、例えば、所定の曲率未満の領域、あるいはほぼ直線とみなせる領域である。直線領域 A 4₁、A 4₂ も、第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2 と同様にセグメント単位で設定される。図 9 に示される例では、直線領域 A 4₁ にはセグメント 1 3₁ ~ 1 3₄ が含まれ、直線領域 A 4₂ にはセグメント 1 3₁₅ ~ 1 3_n が含まれている。

【0045】

第一可変領域 A 1、第二可変領域 A 2 及び直線領域 A 4₁、A 4₂ が算出された後、剛性可変制御部 3 5 が、第二可変領域 A 2、第三可変領域 A 3 及び直線領域 A 4₁、A 4₂ の曲げ剛性をそれぞれセグメント単位で制御するための制御信号を剛性可変部 6 0 に伝達する。このとき、直線領域 A 4₁、A 4₂ の曲げ剛性値は、第一可変領域 A 1 内において最小曲げ剛性値を有する第三可変領域 A 3 よりも大きく設定される。つまり、第一可変領域 A 1 内の最小曲げ剛性値を K、直線領域 A 4₁ の曲げ剛性値を K 1、直線領域 A 4₂ の曲げ剛性値を K 2 とすると、 $K < K 1$ 、 $K < K 2$ である。直線領域 A 4₁ の曲げ剛性値 K 1 と直線領域 A 4₂ の曲げ剛性値 K 2 とは、同じであってもよいし、異なってもよいが、これら曲げ剛性値 K 1、K 2 は第一可変領域 A 1 内の最小曲げ剛性値よりも大きく設

定される。

【0046】

剛性可変部60は、剛性可変制御部35からの制御信号に基づいて、第二可変領域A2に含まれるセグメント13₉～13₁₄の曲げ剛性、第三可変領域A3に含まれるセグメント13₅～13₈の曲げ剛性に加えて直線領域A4₁、A4₂に含まれるセグメント13₁～13₄、13₁₅～13_nの曲げ剛性をそれぞれ変更する。これにより、直線領域A4₁、A4₂に含まれるセグメント13₁～13₄、13₁₅～13_nは硬くされる。

【0047】

挿入時、挿入部11（可撓管部13）は、腸管100に沿って曲がっている箇所以外で略直線状であるほうが挿入方向（先端方向）への力（挿入力量）を伝えやすいことがわかつていて、したがって、本実施形態では、直線領域算出部36が略直線状であると算出した可撓管部13のセグメントの曲げ剛性値を第一可変領域A1の曲げ剛性値（最小曲げ剛性値）よりも高くするように、剛性可変制御部35が対応する剛性可変部60をリアルタイムで制御する。つまり、第1の実施形態では第一可変領域A1（第二可変領域A2及び第三可変領域A3）に含まれるセグメントの曲げ剛性のみを第一可変領域A1に含まれない領域に対して変更しているが、第2の実施形態では第一可変領域A1（第二可変領域A2及び第三可変領域A3）に含まれるセグメントの曲げ剛性の変更に加えて第一可変領域A1に含まれない直線領域A4₁、A4₂に含まれるセグメントの曲げ剛性も変更する。これにより、ストップ102に関する挿入性を高めるだけでなく、挿入部11を押し込んだ際にその先端方向により力を伝えやすくすることができる。また、湾曲していない箇所における挿入部11の不必要な撓み（図7に示される囲み破線C参照）が抑制されることができ

【0048】

本実施形態によれば、形状取得装置50により取得された挿入部11（可撓管部13）の湾曲形状に基づいて直線領域算出部36が可撓管部13の略直線状の部分を算出することにより、剛性可変制御部35が挿入部11の軸方向に沿った方向が変化している領域（第一可変領域A1）の曲げ剛性の変更のみならず略直線状の部分の曲げ剛性の変更も制御する。略直線状の部分を硬くすることにより、挿入時における力の伝達が効率的に行われることができ、挿入性を向上させることができる。

【0049】

[第3の実施形態]

本発明の第3の実施形態について、図10並びに図11を参照して説明する。

第3の実施形態では、制御装置30は、画像処理部32を含む表示制御部31、第一可変領域算出部33、領域内可変域算出部34及び剛性可変制御部35に加えて、第一可変領域A1内で湾曲状態が変化している点（例えば、湾曲の頂点、変曲点等）を算出するための変化点算出部37を有している。

【0050】

図10は、第3の実施形態における剛性可変制御を説明するためのブロック図である。第一可変領域算出部33は、挿入中、常に（リアルタイムで）形状取得装置50から腸管100内における可撓管部13の湾曲形状に関する情報を取得する。第一可変領域算出部33は、取得した可撓管部13の湾曲形状に基づいて第一可変領域A1を算出する。

【0051】

本実施形態では、第一可変領域算出部33が第一可変領域A1を算出した後、変化点算出部37が、第一可変領域A1内において可撓管部13の湾曲形状が変化している特徴点（湾曲変化点）P1を算出する。例えば、図11に示される例では、第一可変領域A1における可撓管部13の湾曲形状を平面的に表して2次関数などの関数でフィッティングし、湾曲変化点（例えば頂点）P1の位置を求めている。なお、第一可変領域A1に含まれる湾曲変化点の数は1つに限定されるものではなく、複数の湾曲変化点が含まれうる。湾曲変化点は、頂点、変曲点等、湾曲形状の変化として算出することができる点であればよい。

【 0 0 5 2 】

変化点算出部 3 7 が第一可変領域 A 1 内における湾曲変化点 P 1 を算出した後、領域内可変域算出部 3 4 が、第一可変領域 A 1 及び湾曲変化点 P 1 の情報に基づいて、第一可変領域 A 1 内で第五可変領域 A 5 と第六可変領域 A 6 とを算出する。第五可変領域 A 5 及び第六可変領域 A 6 もまた、セグメント単位で設定される。図 1 1 に示される例では、第五可変領域 A 5 は、第一可変領域 A 1 のうち湾曲変化点 P 1 を含むセグメントを始点とし、第一可変領域 A 1 に含まれるセグメントのうち最先端のセグメントを終点とする領域である。第六可変領域 A 6 は、第一可変領域 A 1 に含まれるセグメントのうち最基端のセグメントを始点とし、第一可変領域 A 1 のうち湾曲変化点 P 1 を含むセグメントと隣り合う基端側のセグメントを終点とする領域である。このように、領域内可変域算出部 3 4 は、第二可変領域 A 2 (及び第三可変領域 A 3) に代えて、第五可変領域 A 5 と第六可変領域 A 6 とを算出する。

10

【 0 0 5 3 】

領域内可変域算出部 3 4 が第五可変領域 A 5 及び第六可変領域 A 6 を算出した後、剛性可変制御部 3 5 が、第五可変領域 A 5 及び第六可変領域 A 6 の曲げ剛性をそれぞれセグメント単位で制御するための制御信号を剛性可変部 6 0 に伝達する。本実施形態では、先端側の第五可変領域 A 5 の曲げ剛性値は、基端側の第六可変領域 A 6 の曲げ剛性値よりも大きく設定される。つまり、第五可変領域 A 5 の曲げ剛性値を K 5 、第六可変領域 A 6 の曲げ剛性値を K 6 とすると、 $K 5 > K 6$ である。

【 0 0 5 4 】

剛性可変部 6 0 は、剛性可変制御部 3 5 からの制御信号に基づいて、第五可変領域 A 5 に含まれるセグメントの曲げ剛性及び第六可変領域 A 6 に含まれるセグメントの曲げ剛性をそれぞれ変更する。これにより、第一可変領域 A 1 内において第五可変領域 A 5 は第六可変領域 A 6 よりも硬くなる。

20

【 0 0 5 5 】

第五可変領域 A 5 は、第一可変領域 A 1 内において曲率半径が略同一とみなせる範囲に設定してもよい。この場合、第五可変領域 A 5 は、例えば、第一可変領域 A 1 に含まれるセグメントのうち最先端のセグメントから、最先端のセグメントの曲率半径と略同一の曲率半径を有するセグメントまでの領域であり、第六可変領域 A 6 は、第一可変領域 A 1 において第五可変領域 A 5 よりも基端側のセグメントを含む領域である。すなわち、第一可変領域 A 1 において先端側から始めて曲率半径が変化する点が湾曲変化点 P 1 である。

30

【 0 0 5 6 】

同様に、第六可変領域 A 6 も、第一可変領域 A 1 内において曲率半径が略同一とみなせる範囲に設定してもよい。この場合、第六可変領域 A 6 は、例えば、第一可変領域 A 1 に含まれるセグメントのうち最基端のセグメントから、最基端のセグメントの曲率半径と略同一の曲率半径を有するセグメントまでの領域であり、第五可変領域 A 5 は、第一可変領域 A 1 において第六可変領域 A 6 よりも先端側のセグメントを含む領域である。すなわち、第一可変領域 A 1 において基端側から始めて曲率半径が変化する点が湾曲変化点 P 1 である。このように、第五可変領域 A 5 と第六可変領域 A 6 との少なくとも一方は、第一可変領域 A 1 内において曲率半径が略同一とみなせるセグメントを含む範囲に設定されることができる。

40

【 0 0 5 7 】

図 1 2 に示される可撓管部 1 3 (挿入部 1 1) において、可撓管部 1 3 の曲率半径を r 、可撓管部 1 3 の中心軸に沿って基端側から先端側に向かう座標を s とする。可撓管部 1 3 が曲げられたとき、可撓管部 1 3 の基端側は略直線状でありその曲率半径が ∞ に近く、湾曲変化点に向かって曲率半径が小さくなっている。また、湾曲変化点を通過すると曲率半径が再び大きくなっていき、可撓管部 1 3 の先端側に近づくにつれて再び略直線状となる。図 1 3 は、このような可撓管部 1 3 の座標 s と曲率半径 r との関係の一例を示すグラフである。このように、曲率半径 r は可撓管部 1 3 が直線状のところでは ∞ に近く、湾曲変化点に向かって小さくなる。そして、曲率半径 r は湾曲変化点で最小になり、再び大き

50

くなって ∞ に近づいていく。したがって、図14に示されるように、第一可変領域A1において、第六可変領域は微分 $dr/ds > 0$ であり、第五可変領域A5において微分 $dr/ds = 0$ であるとして湾曲変化点P1を算出してもよい。

【0058】

種々の検討により、手元側（基端側）の可撓管部13が軟らかいと押し込んだ際に可撓管部13を曲げる力が小さくなること、基端側よりも先端側の剛性が高いほうが先端側に力がより伝わりやすいことがわかっている。このため、本実施形態では、変化点算出部37が、湾曲変化点P1を算出することにより、領域内可変域算出部34が第一可変領域A1を湾曲変化点P1から先端側のセグメントを含む第五可変領域A5と湾曲変化点P1よりも基端側のセグメントを含む第六可変領域A6とに分ける。そして、剛性可変制御部35が、先端側の曲げ剛性値よりも基端側の曲げ剛性値を低くするように、各領域の剛性可変部60を制御する。

10

【0059】

本実施形態によれば、少なくとも、第一可変領域A1内において湾曲変化点P1を境界とする2つの剛性可変領域を算出し、2つの剛性可変領域のうち先端側の剛性可変領域の曲げ剛性を高く設定することにより、手元側からの押し込み力量を先端側により伝わりやすくすることができる。また、これにより、挿入時の腸壁への押し込み力量も低減することができる。患者にとっても安全で、かつ挿入性が良好な可撓管挿入装置を提供することができる。

【0060】

20

[第3の実施形態：変形例1]

第3の実施形態では第五可変領域A5と第六可変領域A6との境界に湾曲変化点P1をそのまま用いたが、第五可変領域A5と第六可変領域A6との境界P2は湾曲変化点P1そのものに限定されない。境界P2は、変化点算出部37によって以下のようにして算出されてもよい。

【0061】

（算出方法1）

まず、湾曲変化点P1を求める。図15に示される可撓管部13の曲率半径を r 、可撓管部13の中心軸に沿って基端側から先端側に向かう座標を s としたとき、曲率半径が最小になる座標 s の位置が湾曲変化点P1の座標 $s(s_{p1})$ となる。図16は、このような可撓管部13の座標 s と曲率半径 r との関係の一例を示すグラフである。次に、可撓管部13の基端側の略直線部分、すなわち曲率半径 r が略無限大になる座標 $s(s_Y)$ を求める。湾曲変化点P1の座標 s_{p1} と略直線部分の座標 s_Y から、境界P2の座標 $s(s_2)$ の位置は、 $s_2 = (s_{p1} - s_Y) / 2$ とする。

30

【0062】

（算出方法2）

図17に示されるように、各セグメントにおける可撓管部13の長手軸方向 S_2 （2次元又は3次元ベクトル）と、基端側の略直線状部分の挿入方向 Y_2 （2次元又は3次元ベクトル）とを算出する。次に、長手軸方向 S_2 に対する挿入方向 Y_2 の角度 θ を算出する。算出した角度 θ が 45° 未満になったところを境界P2（2次元又は3次元座標）とする。あるいは、湾曲変化点P1を求める。可撓管部13の曲率半径を r 、可撓管部13の中心軸に沿って基端側から先端側に向かう座標を s としたとき、図18に示されるように、微分 $dr/ds = 1$ である座標 s の位置を境界P2とする。

40

【0063】

算出方法1又は2を用いて算出される第五可変領域A5と第六可変領域A6との境界P2は、湾曲変化点P1よりも基端側にあることができる（図15並びに図17参照）。したがって、第一可変領域A1内において比較的硬度が高い領域である第五可変領域A5の範囲が大きくなる。第五可変領域A5が既にSトップに当接し、第六可変領域A6が曲げられていれば、比較的大きな範囲の第五可変領域A5の曲げ剛性値を大きくすることにより、進行方向への効率的な力の伝達がなされることができる。

50

【 0 0 6 4 】

このように、湾曲変化点 P 1 に限らないさまざまな境界 P 2 に基づいて第一可変領域 A 1 を少なくとも第五可変領域 A 5 と第六可変領域 A 6 とに分け、第一可変領域 A 1 内に複数の異なる曲げ剛性を設定することができる。

【 0 0 6 5 】

[第 3 の実施形態：変形例 2]

第 3 の実施形態では第一可変領域 A 1 内に 2 つの剛性可変領域（第五可変領域 A 5 及び第六可変領域 A 6 ）を設定したが、設定する剛性可変領域の数はこれに限定されない。第 3 の実施形態において湾曲変化点 P 1 を、及び第 3 の実施形態の変形例 1 において境界 P 2 を求めた考え方をを用いて、第一可変領域 A 1 内に 3 つ以上の剛性可変領域を設定してもよい。以下、変化点算出部 3 7 によって第一可変領域 A 1 内に 4 つの剛性可変領域を設定する例について図 1 9 を参照して説明する。

10

【 0 0 6 6 】

（ 4 つの剛性可変領域の算出方法 ）

まず、上述のようにして湾曲変化点 P 1 を算出する。次に、変形例 1 で説明した算出方法 1 又は 2 を用いて境界 P 2 を算出する。境界 P 2 は湾曲変化点 P 1 よりも基端側にあるとする。さらに、湾曲変化点 P 1 から第一可変領域 A 1 の先端までの範囲で、変形例 1 で説明した算出方法 1 又は 2 を再び用いて境界 P 3 を算出する。以上により、第一可変領域 A 1 内に湾曲変化点 P 1 及び境界 P 2、P 3 が算出される。

【 0 0 6 7 】

20

第一可変領域 A 1 の最先端のセグメントから境界 P 3 を含むセグメントまでの領域を第二可変領域 A 1 2 とする。境界 P 3 を含むセグメントと隣り合う基端側のセグメントから湾曲変化点 P 1 を含むセグメントまでの領域を第三可変領域 A 1 3 とする。湾曲変化点 P 1 を含むセグメントと隣り合う基端側のセグメントから境界 P 2 を含むセグメントまでの領域を第四可変領域 A 1 4 とする。境界 P 2 を含むセグメントと隣り合う基端側のセグメントから第一可変領域 A 1 の最基端のセグメントまでの領域を第五可変領域 A 1 5 とする。また、第一可変領域 A 1 よりも先端側にある領域を第六可変領域 A 1 6 とし、第一可変領域 A 1 よりも基端側にある領域を第七可変領域 A 1 7 とする。

【 0 0 6 8 】

第二～第七可変領域 A 1 2 ～ A 1 7 の曲げ剛性値をそれぞれ K 1 2 ～ K 1 7 とすると、例えば、 $K 1 2 > K 1 3 < K 1 4 > K 1 5$ であり、また、 $K 1 3 < K 1 6$ であり、さらに、 $K 1 5 < K 1 7$ であるように、剛性可変制御部 3 5 が各領域の剛性可変部 6 0 の曲げ剛性をリアルタイムで制御する。境界 P 2 よりも先端側では、第二可変領域 A 1 2 からその直後の第三可変領域 A 1 3 に向かって、すなわち曲率が大きくなるにつれて硬度が低くなるように、剛性可変制御部 3 5 によって各領域の剛性可変部 6 0 の曲げ剛性が制御される。また、境界 P 3 から境界 P 2 にかけては、先端側の第三可変領域 A 1 3 から基端側の第四可変領域 A 1 4 へと硬度が高くなるように曲げ剛性が制御される。さらに、湾曲変化点 P 1 よりも基端側では、第四可変領域 A 1 4 から第五可変領域 A 1 5 にかけていったん硬度が低くなるが、第五可変領域 A 1 5 から第七可変領域 A 1 7 にかけて再び硬度が高くなるように曲げ剛性が制御される。

30

40

【 0 0 6 9 】

なお、各領域の曲げ剛性の設定の仕方はこれに限定されるものではないが、基本的な考え方として、大きく曲がっている領域（セグメント）の曲げ剛性値は小さくする（例えば、第三可変領域 A 1 3 の曲げ剛性値 K 1 3 を第一可変領域 A 1 内において最小にする）。また、2 つの曲がっている領域が隣り合っていればこれら領域のうち進行方向（先端側）の領域の曲げ剛性値をより大きくする（例えば、第二可変領域 A 1 2 の曲げ剛性値 K 1 2 と第三可変領域 A 1 3 の曲げ剛性値 K 1 3 との関係、あるいは第四可変領域 A 1 4 の曲げ剛性値 K 1 4 と第五可変領域 A 1 5 の曲げ剛性値 K 1 5 との関係）。

【 0 0 7 0 】

S トップを通過した可撓管部 1 3（例えば第三可変領域 A 1 3）は腸管内で横方向に押

50

し付けられる。本変形例では、横方向に押し付けられる可撓管部 1 3 の部分を軟らかくすることで、腸管内を押し付ける力を低減させることができる。さらに、第三可変領域 A 1 3 よりも先端側の第二可変領域 A 1 2 の曲げ剛性を高く設定することで、先端に向かう力量を高め、進行方向への力を伝達しやすくすることができる。これにより、患者にとっても安全で、かつ挿入性が良好な可撓管挿入装置を提供することができる。

【 0 0 7 1 】

また、本変形例では、第一可変領域 A 1 に 3 つ以上（本変形例では 4 つ）の剛性可変領域を設定して、剛性可変制御部 3 5 が各領域に含まれる剛性可変部 6 0 の曲げ剛性を変更するように剛性可変部 6 0 を制御することにより、第一可変領域 A 1 内でその時々のさまざまな湾曲形状により適切に対応した剛性可変制御を行うことができる。

10

【 0 0 7 2 】

以上、本発明の各実施形態並びに変形例を説明してきたが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内でさまざまな改良及び変更が可能である。例えば、可撓管挿入装置は内視鏡装置 1 に限定されず、本発明の範囲には、可撓性の挿入部を有する挿入装置が広く包含される。

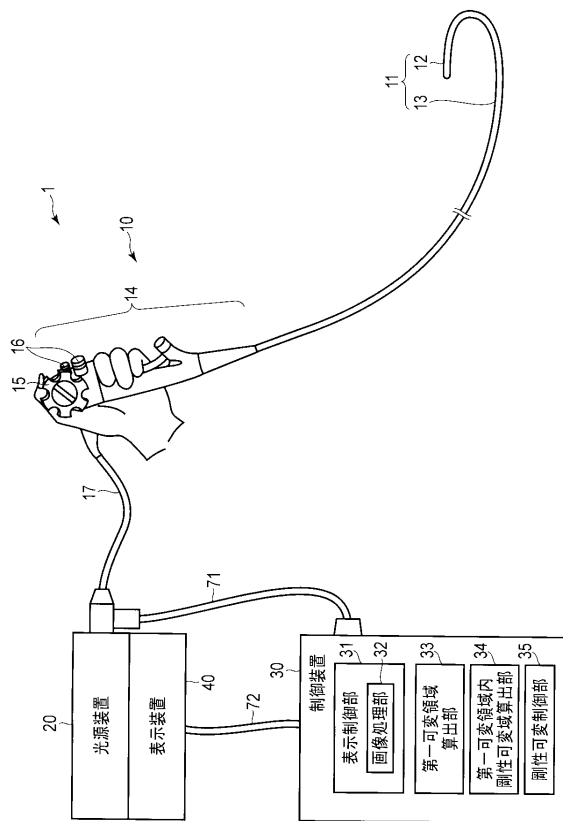
【 符号の説明 】

【 0 0 7 3 】

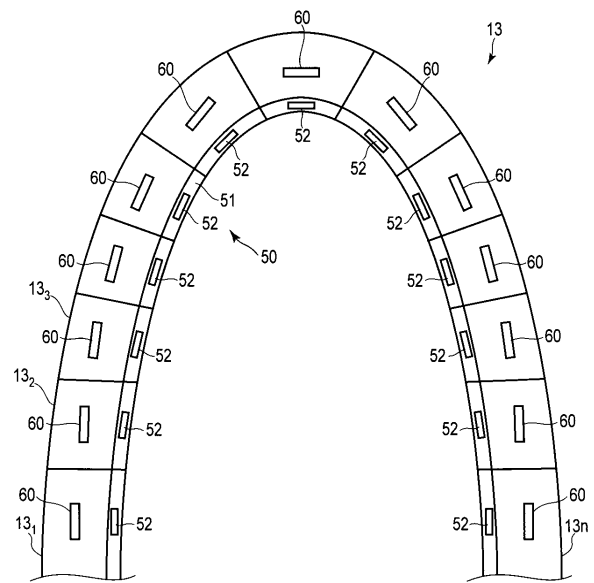
1 ... 内視鏡装置、1 0 ... 内視鏡、1 1 ... 挿入部、1 2 ... 先端部、1 3 ... 可撓管部、1 3₁ ~ 1 3_n ... セグメント、1 4 ... 操作部、1 5 ... アングルノブ、1 6 ... スイッチ、1 7 ... ユニバーサルコード、2 0 ... 光源装置、3 0 ... 制御装置、3 1 ... 表示制御部、3 2 ... 画像処理部、3 3 ... 第一可変領域算出部、3 4 ... 第一可変領域内剛性可変域算出部（領域内可変域算出部）、3 5 ... 剛性可変制御部、3 6 ... 直線領域算出部、3 7 ... 変化点算出部、4 0 ... 表示装置、5 0 ... 形状取得装置、5 1 ... プローブ、5 2 ... ソースコイル、6 0 ... 剛性可変部、6 1 ... コイルパイプ、6 2 ... 導電性高分子人工筋肉（EPAM）、6 3 ... 電極、7 1 , 7 2 ... ケーブル、1 0 0 ... 腸管、1 0 1 ... 曲がりの頂部、1 0 2 ... S トップ、1 0 3 ... S D - J。

20

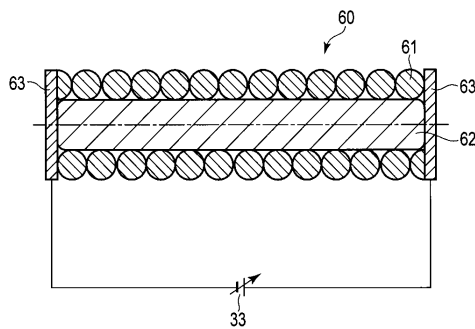
【図 1】



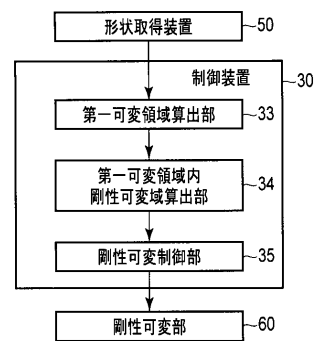
【図 2】



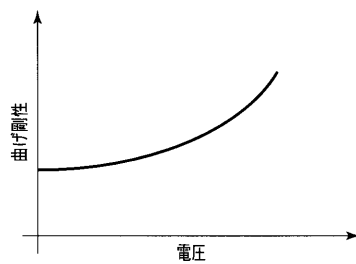
【図 3】



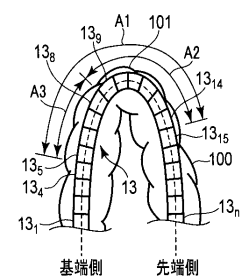
【図 5】



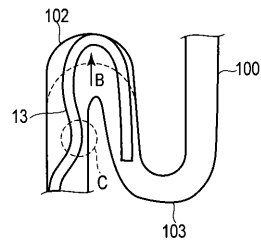
【図 4】



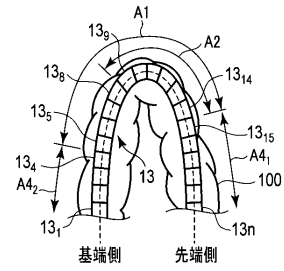
【図 6】



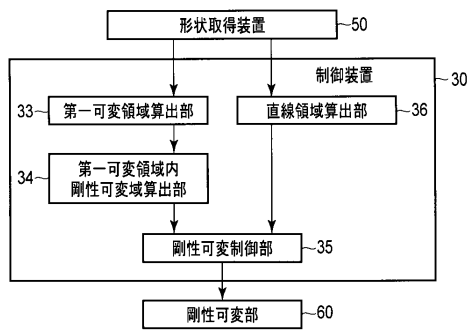
【図 7】



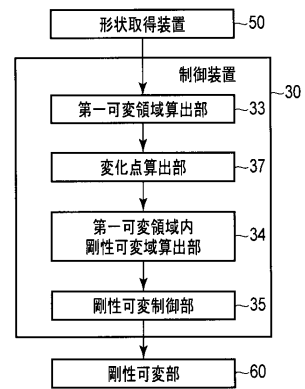
【図 9】



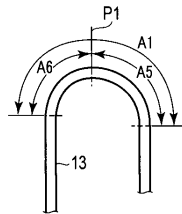
【図 8】



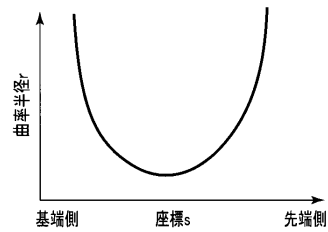
【図 10】



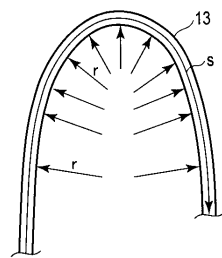
【図 11】



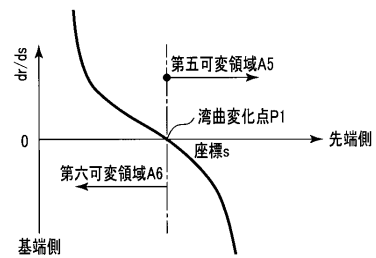
【図 13】



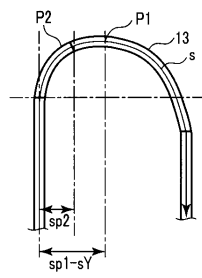
【図 12】



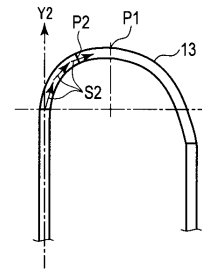
【図 14】



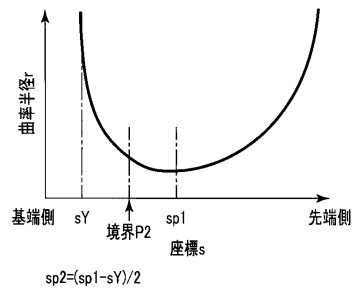
【図 15】



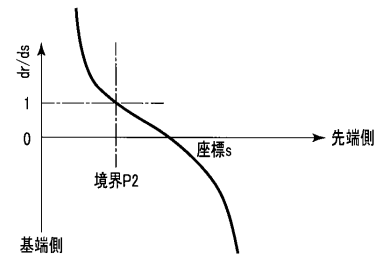
【図 17】



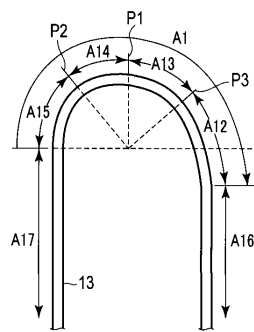
【図 16】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

- (72)発明者 高橋 毅
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 池田 裕一
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

審査官 磯野 光司

- (56)参考文献 特開 2 0 1 5 - 0 0 2 8 4 8 (J P , A)
特開平 1 0 - 2 9 5 6 2 9 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 4 5 1 8 0 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 8 5 7 4 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 6 5 7 9 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|-----------------------|
| A 6 1 B | 1 / 0 0 - 1 / 3 2 |
| G 0 2 B | 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6 |

专利名称(译)	内窥镜系统，挠性管插入装置，内窥镜的操作方法以及挠性管插入装置的操作方法		
公开(公告)号	JP6689819B2	公开(公告)日	2020-04-28
申请号	JP2017507286	申请日	2015-03-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高橋 毅 池田 裕一		
发明人	高橋 毅 池田 裕一		
IPC分类号	A61B1/005 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00078 A61B1/0051 A61B1/0052 A61B1/0056 A61B1/0057 A61B1/31 A61B1/00117 A61B1/0669 A61B5/065		
FI分类号	A61B1/005.512 A61B1/00.552 A61B1/005.513 G02B23/24.A G02B23/24.B		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯・鵜飼 飯野滋		
其他公开文献	JPWO2016151846A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

挠性管插入装置包括：管状插入部，该管状插入部被插入被检体内；可变刚度部，该可变刚度部相对于在插入部的长轴方向上定义的多个部分，使插入部的弯曲刚度发生变化。，逐段地，可变刚度控制部，该可变刚度控制部通过可变刚度部控制插入部的弯曲刚度的变化。在插入部分的插入过程中，可变刚度控制部分以这样的方式控制弯曲刚度，使得在第一可变区域中产生多个不同的刚度区域。 弯曲刚度要改变的第一可变区域是沿着插入部的纵轴方向的方向已经改变的区域。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号
			特許第6689819号 (P6689819)
(45) 発行日	令和2年4月28日 (2020. 4. 28)	(24) 登録日	令和2年4月10日 (2020. 4. 10)
(51) Int. Cl.		F 1	
A 6 1 B 1/005 (2006.01)		A 6 1 B 1/005 5 1 2	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)		A 6 1 B 1/00 5 5 2	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)		A 6 1 B 1/005 5 1 3	
		G 0 2 B 23/24 A	
		G 0 2 B 23/24 B	
		請求項の数 13 (全 19 頁)	
(21) 出願番号	特願2017-507286 (P2017-507286)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地
(86) (22) 出願日	平成27年3月26日 (2015. 3. 26)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/059409	(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
(87) 国際公開番号	W02016/151846	(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
(87) 国際公開日	平成28年9月29日 (2016. 9. 29)	(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
審査請求日	平成29年9月25日 (2017. 9. 25)	(74) 代理人	100189913 弁理士 鵜飼 健
		(74) 代理人	100195665 弁理士 飯野 茂
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、可撓管挿入装置、内視鏡の作動方法、及び可撓管挿入装置の作動方法