

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6234332号
(P6234332)

(45) 発行日 平成29年11月22日(2017.11.22)

(24) 登録日 平成29年11月2日(2017.11.2)

(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)	G O 2 B 23/24 A

請求項の数 20 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2014-130481 (P2014-130481)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成26年6月25日(2014.6.25)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2016-7434 (P2016-7434A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成28年1月18日(2016.1.18)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成29年2月13日(2017.2.13)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	池田 裕一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	増渕 俊仁
		(56) 参考文献	特開平6-181882 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置、作動方法、及び作動プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

軸方向に沿って連設された複数のセグメントを有し、管路に挿入される挿入部と、
前記セグメントの状態を示す状態量を前記セグメント毎に算出する状態量算出部と、
前記セグメント毎に設けられ、当該セグメント毎の曲げ剛性をそれぞれ可変とする複数の
の剛性可変部と、

前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記複数のセグメントのうち、前記曲げ剛性
を変化させるセグメントの範囲又は前記曲げ剛性を設定する起点となるセグメントを特定
する起点特定部と、

前記複数の剛性可変部をそれぞれ動作させ、前記複数のセグメントの曲げ剛性をそれぞれ
れ変化させる動作制御部とを備え、

前記動作制御部は、

前記起点となるセグメントに基づいて前記複数のセグメントのうち前記曲げ剛性を変化
させるセグメントの範囲又は前記複数のセグメントの前記曲げ剛性を設定し、当該設定し
た前記セグメントの範囲又は前記曲げ剛性に基づいて前記複数のセグメントのうち2つ以
上の連設されたセグメントの曲げ剛性を低下させる

ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記動作制御部は、

前記起点となるセグメント又は前記起点となるセグメントから所定数のセグメント分だ

10

20

け離れたセグメントを含む前記セグメントの範囲を設定し、前記範囲のセグメントの曲げ剛性を低下させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記動作制御部は、

前記起点となるセグメント又は前記起点となるセグメントから所定数のセグメント分だけ離れたセグメントの曲げ剛性を最も低くする

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記 2 つ以上のセグメントは、

前記複数のセグメントのうち前記起点となるセグメントから前記挿入部の基端側に向けて連設された所定数のセグメントである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記動作制御部は、

前記起点となるセグメントに隣り合うセグメントの曲げ剛性を最も低くする

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記動作制御部は、

前記複数のセグメントのうち一のセグメントの前記状態量が大きいほど、前記一のセグメント又は前記一のセグメントから所定数のセグメント分だけ離れたセグメントの曲げ剛性を低下させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記動作制御部は、

前記複数のセグメントのうち一のセグメントの前記状態量に基づく指標値が所定の閾値よりも大きい場合、前記一のセグメント又は前記一のセグメントから所定数のセグメント分だけ離れたセグメントの曲げ剛性を低下させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記動作制御部は、

前記 2 つ以上のセグメントの曲げ剛性をそれぞれ低下させる際、前記 2 つ以上のセグメントのうち一のセグメントに隣り合う先端側のセグメントの前記状態量に基づいて当該一のセグメントの曲げ剛性を低下させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記 2 つ以上のセグメントの曲げ剛性をそれぞれ変化させるための各指標値を算出する指標値算出部を備え、

前記指標値算出部は、

前記各指標値を算出する際、前記一のセグメントに隣り合う先端側のセグメントの前記状態量に当該一のセグメントの前記状態量を加えて、当該一のセグメントの曲げ剛性を変化させるための前記指標値を算出し、

前記動作制御部は、

前記各指標値に基づいて、前記 2 つ以上のセグメントの曲げ剛性をそれぞれ変化させることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記起点特定部は、

前記複数のセグメントのうち前記状態量が最も大きいセグメントを前記起点となるセグメントとして特定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記動作制御部は、
前記セグメント毎の前記状態量のうちいずれかの状態量が所定の閾値以上となった場合に、前記剛性可変部を動作させる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 2】

前記軸方向に沿って前記挿入部にそれぞれ設けられ、位置情報をそれぞれ出力する複数の位置検出部を備え、
前記状態量算出部は、
前記複数の位置検出部からそれぞれ出力された複数の前記位置情報に基づいて、前記セグメント毎の曲げ角度を前記セグメント毎の前記状態量として算出する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 1 3】

前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記複数のセグメントの摩擦による抵抗力量をそれぞれ算出する抵抗力量算出部と、
前記複数のセグメントのうち最も基端側の前記セグメントから順に、前記抵抗力量を積算する抵抗力量積算部とを備え、
前記起点特定部は、
前記抵抗力量積算部にて積算された積算値が所定の閾値以上となった場合に、前記抵抗力量積算部にて最後に積算された抵抗力量を有するセグメントを前記起点となるセグメントとして特定する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 1 4】

前記軸方向に沿って前記挿入部にそれぞれ設けられ、前記挿入部への外部からの圧力を検出して当該圧力を示す圧力情報をそれぞれ出力する複数の圧力検出部を備え、
前記状態量算出部は、
前記複数の圧力検出部からそれぞれ出力された複数の前記圧力情報に基づいて、前記セグメント毎の外部からの圧力を前記セグメント毎の前記状態量として算出する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 5】

前記軸方向に沿って前記挿入部にそれぞれ設けられ、前記挿入部への外部からの負荷による曲げ歪みを検出して当該曲げ歪みを示す歪み情報をそれぞれ出力する複数の歪み検出部を備え、
前記状態量算出部は、
前記複数の歪み検出部からそれぞれ出力された複数の前記歪み情報に基づいて、外部からの負荷による前記セグメント毎の曲げ歪みを前記セグメント毎の前記状態量として算出する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 1 6】

前記曲げ剛性を变化させる対象は、
前記複数のセグメントの全てである
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 1 7】

前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記挿入部が先端方向への推進力を失ったスタック状態になるか否かを予測するスタック状態予測部を備え、
前記動作制御部は、
前記スタック状態予測部にて前記挿入部が前記スタック状態になると予測された場合に、前記剛性可変部を動作させる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 8】

50

前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記複数のセグメントの摩擦による抵抗力量をそれぞれ算出する抵抗力量算出部と、

前記複数のセグメントの全ての前記抵抗力量の総和を求める総和算出部とを備え、

前記スタック状態予測部は、

前記総和が所定の閾値以上となった場合に、前記挿入部が前記スタック状態になると予測する

ことを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡装置。

【請求項 19】

軸方向に沿って連設された複数のセグメントを有し管路に挿入される挿入部と、前記セグメント毎に設けられ当該セグメント毎の曲げ剛性をそれぞれ可変とする複数の剛性可変部とを備えた内視鏡装置の作動方法であって、

状態量算出部が、前記セグメントの状態を示す状態量を前記セグメント毎に算出する状態量算出ステップと、

起点特定部が、前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記複数のセグメントのうち、前記曲げ剛性を变化させるセグメントの範囲又は前記曲げ剛性を設定する起点となるセグメントを特定する起点特定ステップと、

動作制御部が、前記起点となるセグメントに基づいて前記複数のセグメントのうち前記曲げ剛性を变化させるセグメントの範囲又は前記複数のセグメントの前記曲げ剛性を設定し、当該設定した前記セグメントの範囲又は前記曲げ剛性に基づいて前記複数のセグメントのうち2つ以上の連設されたセグメントの曲げ剛性を低下させる動作制御ステップとを含む

ことを特徴とする作動方法。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の作動方法を内視鏡装置に実行させる

ことを特徴とする作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置、当該内視鏡装置の作動方法及び作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、柔軟で細長い挿入部を人等の生体内（大腸等の管路）に挿入し、当該挿入部の先端に設けられた撮像素子を用いて当該生体内を観察する内視鏡装置において、挿入部に圧力センサ及び硬度可変機構を設けた技術が知られている（例えば、特許文献1参照）。

特許文献1に記載の内視鏡装置では、挿入部の軸方向に沿う節（以下、セグメントと記載）毎に、複数の圧力センサ、及び複数の硬度可変機構がそれぞれ設けられている。そして、当該内視鏡装置は、生体内への挿入部の挿入時に、あるセグメントの圧力センサが体腔壁から押圧を受けた場合に、当該セグメントの硬度可変機構を動作させ、当該セグメントの硬度を低くする（当該セグメントを柔らかくする）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3752328号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1に記載の内視鏡装置では、以下の問題が生じる虞がある。

図18A～図18Cは、従来の内視鏡装置100における課題を説明するための図である。具体的に、図18A～図18Cは、大腸に挿入された内視鏡装置100における挿入部200に対して当該挿入部200の操作者が先端方向に挿入力量を加えた場合での当該

10

20

30

40

50

挿入部 200 の状態を順に図示したものである。

図 18A に示すように、挿入部 200 が大腸に挿入され、当該挿入部 200 のあるセグメント 211 (図 18A 中、大きく曲がったセグメント 210) が大腸における屈曲部の体腔壁 WA に当接している場合を想定する。

【0005】

この場合には、セグメント 211 の圧力センサが体腔壁 WA から押圧を受けるため、内視鏡装置 100 は、当該セグメント 211 の硬度可変機構を動作させ、当該セグメント 211 の硬度を低くする。この結果、当該セグメント 211 は、図 18B に示すように、操作者から挿入部 200 に加えられる挿入力量に応じて、さらに曲げ量を増大させる。

ここで、セグメント 211 以外の他のセグメント 210 の圧力センサは、体腔壁 WA から押圧を受けていない。すなわち、他のセグメント 210 の硬度に変化はない。このため、操作者は、挿入部 200 に挿入力量を加えると、図 18C に示すように、セグメント 211 の曲げ量は増大するものの、他のセグメント 210 の曲げ量は増大せず、鋭角形状となったセグメント 211 にて体腔壁 WA を突き上げてしまう。すなわち、挿入部 200 に挿入力量を加えても、セグメント 211 以外の他のセグメント 210 の形状に変化はなく、当該挿入力量は大腸を伸展させる (体腔壁 WA を突き上げる) 力に変換されるのみで、先端方向に推進する力がほとんど発生せず、大腸の屈曲部を通過させることができない、という問題がある。また、体腔壁 WA を突き上げることによって被験者に苦痛を与えてしまう、という問題がある。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、管路への挿入を容易とし操作性を向上することができる内視鏡装置、当該内視鏡装置の作動方法及び作動プログラム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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡装置は、軸方向に沿って連設された複数のセグメントを有し、管路に挿入される挿入部と、前記セグメントの状態を示す状態量を前記セグメント毎に算出する状態量算出部と、前記セグメント毎に設けられ、当該セグメント毎の曲げ剛性をそれぞれ可変とする複数の剛性可変部と、前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記複数のセグメントのうち、前記曲げ剛性を变化させるセグメントの範囲又は前記曲げ剛性を設定する起点となるセグメントを特定する起点特定部と、前記複数の剛性可変部をそれぞれ動作させ、前記複数のセグメントの曲げ剛性をそれぞれ变化させる動作制御部とを備え、前記動作制御部は、前記起点となるセグメントに基づいて前記複数のセグメントのうち前記曲げ剛性を变化させるセグメントの範囲又は前記複数のセグメントの前記曲げ剛性を設定し、当該設定した前記セグメントの範囲又は前記曲げ剛性に基づいて前記複数のセグメントのうち 2 つ以上の連設されたセグメントの曲げ剛性を低下させることを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る作動方法は、軸方向に沿って連設された複数のセグメントを有し管路に挿入される挿入部と、前記セグメント毎に設けられ当該セグメント毎の曲げ剛性をそれぞれ可変とする複数の剛性可変部とを備えた内視鏡装置の作動方法であって、状態量算出部が、前記セグメントの状態を示す状態量を前記セグメント毎に算出する状態量算出ステップと、起点特定部が、前記セグメント毎の前記状態量に基づいて、前記複数のセグメントのうち、前記曲げ剛性を变化させるセグメントの範囲又は前記曲げ剛性を設定する起点となるセグメントを特定する起点特定ステップと、動作制御部が、前記起点となるセグメントに基づいて前記複数のセグメントのうち前記曲げ剛性を变化させるセグメントの範囲又は前記複数のセグメントの前記曲げ剛性を設定し、当該設定した前記セグメントの範囲又は前記曲げ剛性に基づいて前記複数のセグメントのうち 2 つ以上の連設されたセグメントの曲げ剛性を低下させる動作制御ステップとを含むことを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る作動プログラムは、上述した作動方法を内視鏡装置に実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明に係る内視鏡装置は、上述した構成を備えるため、例えば、複数のセグメントのうち一のセグメントが押圧を受けた場合には、当該一のセグメントを、複数のセグメントのうち、曲げ剛性を変化させるセグメントの範囲又は曲げ剛性を設定する起点となるセグメントとして特定する。そして、内視鏡装置は、起点となるセグメントに基づいて上述したセグメントの範囲又は曲げ剛性を設定し、当該設定したセグメントの範囲又は曲げ剛性に基づいて複数のセグメントのうち2つ以上の連設されたセグメントの曲げ剛性を低下させる。

10

このため、管路への挿入部の挿入時に、あるセグメントが管路の屈曲部に当接した場合には、2つ以上の連設されたセグメントの曲げ剛性が低下し、当該2つ以上の連設されたセグメントの曲げ量が増大するため、挿入部全体が鈍角形状となる。すなわち、挿入部は、管壁に対して鈍角形状で接触することになり、管壁から受ける圧力も小さくなる。したがって、挿入部に挿入力量を加えれば、当該挿入力量は管壁を突き上げる力に変換されずに、挿入部先端を推進する力として有効に利用されることになり、管路の屈曲部を容易に通過させることができる。

以上のことから、本発明に係る内視鏡装置によれば、管路への挿入を容易とし操作性を向上することができる、という効果を奏する。

20

【0011】

本発明に係る作動方法は、上述した内視鏡装置が行う作動方法であるため、上述した内視鏡装置と同様の効果を奏する。

本発明に係る作動プログラムは、上述した内視鏡装置にて実行される作動プログラムであるため、上述した内視鏡装置と同様の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図2】図2は、図1に示した可撓管部の内部構成を模式的に示す図である。

【図3A】図3Aは、図2に示した硬度可変素子の構成を模式的に示す図である。

30

【図3B】図3Bは、図2に示した硬度可変素子の特性を示す図である。

【図4】図4は、図1に示した制御装置の構成を示すブロック図である。

【図5】図5は、図1に示した内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

【図6】図6は、図5に示したステップS102での曲げ角度の算出方法を説明するための図である。

【図7A】図7Aは、状態量が最も大きいセグメントに対して基端側のセグメントの曲げ剛性（硬度）を低くした場合の効果を説明するための図である。

【図7B】図7Bは、状態量が最も大きいセグメントに対して基端側のセグメントの曲げ剛性（硬度）を低くした場合の効果を説明するための図である。

【図7C】図7Cは、状態量が最も大きいセグメントに対して基端側のセグメントの曲げ剛性（硬度）を低くした場合の効果を説明するための図である。

40

【図8A】図8Aは、本発明の実施の形態1の効果を説明するための図である。

【図8B】図8Bは、本発明の実施の形態1の効果を説明するための図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡装置における制御装置の構成を示すブロック図である。

【図10】図10は、図9に示した内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

【図11A】図11Aは、図10に示したステップS108、S109を説明するための図である。

【図11B】図11Bは、図10に示したステップS108、S109を説明するための図である。

50

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡装置における制御装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 3】図 1 3 は、図 1 2 に示した内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の実施の形態 4 に係る内視鏡装置における制御装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 5】図 1 5 は、図 1 4 に示した内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 1 ~ 4 の変形例を示す図である。

【図 1 7 A】図 1 7 A は、本発明の実施の形態 1 ~ 4 の変形例を示す図である。

【図 1 7 B】図 1 7 B は、本発明の実施の形態 1 ~ 4 の変形例を示す図である。

【図 1 8 A】図 1 8 A は、従来の内視鏡装置における課題を説明するための図である。

【図 1 8 B】図 1 8 B は、従来の内視鏡装置における課題を説明するための図である。

【図 1 8 C】図 1 8 C は、従来の内視鏡装置における課題を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0014】

（実施の形態 1）

〔内視鏡装置の概略構成〕

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡装置 1 の概略構成を示す図である。

内視鏡装置 1 は、医療分野において用いられ、人等の生体内（例えば、大腸等の管路）を観察する装置である。この内視鏡装置 1 は、図 1 に示すように、内視鏡 2 と、光源装置 3 と、表示装置 4 と、アンテナ 5 と、制御装置 6 とを備える。

【0015】

内視鏡 2 は、生体内を検査して当該検査結果を出力する。この内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 7 と、操作部 8 とを備える。

挿入部 7 は、柔軟で細長形状を有し、生体内に挿入される。この挿入部 7 は、先端構成部 7 1 と、可撓管部 7 2 とを備える。

先端構成部 7 1 は、挿入部 7 の先端に位置する部分である。この先端構成部 7 1 には、生体内を照明するための照明窓（図示略）、生体内を観察するための観察窓（図示略）、処置具である鉗子等が挿通される開口部（図示略）等が設けられている。

照明窓には、内視鏡 2 内（操作部 8 及び挿入部 7 内）に引き回されたライトガイド（図示略）の一端が接続される。すなわち、ライトガイドの一端から出射された光は、照明窓を介して、生体内に照射される。

【0016】

また、先端構成部 7 1 内には、制御装置 6 による制御の下、観察窓を介して生体内を撮像する撮像部 7 3（図 4 参照）が配設されている。

撮像部 7 3 は、生体内に照射された光（被写体像）を、観察窓を介して集光する観察光学系（図示略）と、当該観察光学系が集光（結像）した被写体像を受光して電気信号に変換する C C D (Charge Coupled Device) 又は C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子（図示略）と、当該撮像素子からの電気信号（アナログ信号）に対して信号処理（A / D 変換等）を行って撮像信号を出力する信号処理部（図示略）等を用いて構成される。

【0017】

可撓管部 7 2 は、先端構成部 7 1 の基端側（先端とは逆側の、操作部 8 に近い側）に連設される。この可撓管部 7 2 は、挿入部 7 の中心軸 A x 1（図 2 参照）に沿って並ぶ複数のセグメント 7 2 1（図 2 参照）により構成され、制御装置 6 による制御の下、複数のセグメント 7 2 1 毎に独立して曲げ剛性を変更可能とする。そして、可撓管部 7 2 は、制御装置 6 による制御の下、複数のセグメント 7 2 1 毎に独立して曲げ剛性を変更することで

10

20

30

40

50

、生体内において体腔壁に当接した際に、当該体腔壁の形状に応じて湾曲可能とする。

なお、可撓管部 7 2 の詳細な構成については、後述する。

【 0 0 1 8 】

操作部 8 は、可撓管部 7 2 の基端に接続し、操作者が内視鏡 2 を把持しながら当該内視鏡 2 を操作する部分である。そして、この操作部 8 には、撮影指示等をするための各種スイッチが設けられている。

【 0 0 1 9 】

光源装置 3 は、図 1 に示すように、内視鏡 2 に対し、ユニバーサルコード 9 を介して接続している。

ここで、ユニバーサルコード 9 には、上述のライトガイドや、内視鏡 2 及び制御装置 6 間で信号（撮像信号や制御信号等）を伝送する信号ケーブルが内蔵されている。

すなわち、光源装置 3 は、ユニバーサルコード 9 に内蔵された上述のライトガイドの他端が接続され、当該ライトガイドの他端に生体内を照明するための光を供給する。

【 0 0 2 0 】

表示装置 4 は、第 1 信号ケーブル 1 0 を介して制御装置 6 に接続し、制御装置 6 による制御の下、画像を表示する。

アンテナ 5 は、内視鏡 2 が挿入される生体の周囲に配置され、可撓管部 7 2 に内蔵された後述するソースコイル 7 2 2（図 2 参照）により発生した磁界を検出する。そして、アンテナ 5 は、第 2 信号ケーブル 1 1 を介して制御装置 6 に接続し、当該検出した検出信号を制御装置 6 に出力する。

制御装置 6 は、第 3 信号ケーブル 1 2 を介してユニバーサルコード 9 に内蔵された信号ケーブルに接続する。また、制御装置 6 は、第 1 信号ケーブル 1 0 を介して表示装置 4 に接続する。そして、制御装置 6 は、C P U (Central Processing Unit) 等を含んで構成され、メモリ（図示略）に記録されたプログラム（作動プログラムも含む）にしたがって、内視鏡 2 及び表示装置 4 の動作を統括的に制御する。

なお、制御装置 6 の詳細な構成については、後述する。

【 0 0 2 1 】

〔可撓管部の構成〕

図 2 は、可撓管部 7 2 の内部構成を模式的に示す図である。

なお、図 2 では、可撓管部 7 2 内部に引き回されるライトガイド及び信号ケーブルの図示を省略している。

可撓管部 7 2 は、図 2 に示すように、中心軸 A x 1 に沿って並ぶ複数のセグメント 7 2 1 により構成され、セグメント 7 2 1 毎に、ソースコイル 7 2 2 及び硬度可変素子 7 2 3 がそれぞれ内蔵されている。なお、ソースコイル 7 2 2 及び硬度可変素子 7 2 3 は全てのセグメント 7 2 1 に内蔵されていてもよいし、一部のセグメント 7 2 1 のみに内蔵されてもよい。

【 0 0 2 2 】

ソースコイル 7 2 2 は、フェライトやパーマロイ等の磁性体に銅線を巻回した構成を有し、可撓管部 7 2 の形状を推定するために用いられる。そして、ソースコイル 7 2 2 は、可撓管部 7 2 内部に引き回された信号ケーブル（図示略）を介して制御装置 6 から交流信号が印加されることで、当該ソースコイル 7 2 2 の周囲に磁界を発生する（当該ソースコイル 7 2 2 の位置に関する位置情報を出力する）。

すなわち、ソースコイル 7 2 2 は、本発明に係る位置検出部に相当する。

【 0 0 2 3 】

図 3 A は、硬度可変素子 7 2 3 の構成を模式的に示す図である。図 3 B は、硬度可変素子 7 2 3 の特性を示す図である。

硬度可変素子 7 2 3 は、図 3 A に示すように、両端に電極 7 2 3 1 がそれぞれ設けられたコイルパイプ 7 2 3 2 と、コイルパイプ 7 2 3 2 内に封入された導電性高分子人工筋肉 7 2 3 3（以下、E P A M (Electroactive Polymer Artificial Muscle) 7 2 3 3 と記載）とを備える。この硬度可変素子 7 2 3 は、コイルパイプ 7 2 3 2 の中心軸 A x 2（図 3

10

20

30

40

50

A) が挿入部 7 の中心軸 A x 1 に一致又は平行となるように可撓管部 7 2 に内蔵されている。

そして、硬度可変素子 7 2 3 は、可撓管部 7 2 内部に引き回された信号ケーブル (図示略) を介して制御装置 6 から電極 7 2 3 1 (E P A M 7 2 3 3) に電圧が印加される。ここで、E P A M 7 2 3 3 は、電圧が印加されることで、コイルパイプ 7 2 3 2 の中心軸 A x 2 を中心に径を拡張しようとするが、コイルパイプ 7 2 3 2 により当該径の拡張が規制されている。このため、硬度可変素子 7 2 3 は、図 3 B に示すように、印加される電圧値が高くなるほど、硬度 (曲げ剛性) が高まることとなる。すなわち、硬度可変素子 7 2 3 の硬度を変化させることで、当該硬度可変素子 7 2 3 が内蔵されたセグメント 7 2 1 の曲げ剛性も変化することとなる。

10

以上説明した硬度可変素子 7 2 3 は、本発明に係る剛性可変部に相当する。

【 0 0 2 4 】

〔 制御装置の構成 〕

図 4 は、制御装置 6 の構成を示すブロック図である。

制御装置 6 は、図 4 に示すように、表示制御部 6 1 と、交流信号出力部 6 2 と、状態量算出部 6 3 と、起点特定部 6 4 と、指標値算出部 6 5 と、動作制御部 6 6 とを備える。

表示制御部 6 1 は、第 3 信号ケーブル 1 2 等を介して、撮像部 7 3 の動作を制御し、撮像部 7 3 から出力される撮像信号を取得する。また、表示制御部 6 1 は、当該取得した撮像信号に対して所定の処理を施す。そして、表示制御部 6 1 は、第 1 信号ケーブル 1 0 を介して表示装置 4 の動作を制御し、撮像部 7 3 にて撮像された画像を表示装置 4 に表示させる。また、表示制御部 6 1 は、状態量算出部 6 3 にて推定された可撓管部 7 2 の形状に対応する画像を表示装置 4 に表示させる。

20

【 0 0 2 5 】

交流信号出力部 6 2 は、第 3 信号ケーブル 1 2 等を介して、各ソースコイル 7 2 2 に交流信号を順次、印加する。

状態量算出部 6 3 は、アンテナ 5 からの検出信号に基づいて、可撓管部 7 2 (挿入部 7) の形状 (3 次元形状) を推定する。そして、状態量算出部 6 3 は、当該推定した可撓管部 7 2 の形状に基づいて、当該可撓管部 7 2 を構成する、対象となるセグメント 7 2 1 の各曲げ角度 (セグメント 7 2 1 毎の状態をそれぞれ示す各状態量) を算出する。なお、状態量として、基準となる状態からの変化量を示す状態変化量を用いてもよい。

30

【 0 0 2 6 】

起点特定部 6 4 は、状態量算出部 6 3 にて算出された各セグメント 7 2 1 の曲げ角度に基づいて、複数のセグメント 7 2 1 のうち曲げ剛性を変化させるセグメントの範囲又は曲げ剛性を設定する起点となるセグメント 7 2 1 (以下、起点セグメント 7 2 1 と記載) を特定する。

指標値算出部 6 5 は、動作制御部 6 6 にて設定された所定数の対象セグメント 7 2 1 の各曲げ角度 に基づいて、所定数の対象セグメント 7 2 1 の曲げ剛性をそれぞれ変化させるための各指標値を算出する。

動作制御部 6 6 は、曲げ剛性を変化させる対象となるセグメント 7 2 1 (対象セグメント 7 2 1) として、全てのセグメント 7 2 1 のうち、起点セグメント 7 2 1 から可撓管部 7 2 の基端側に向けて連設された所定数 (2 以上) のセグメント 7 2 1 を設定する。なお、対象セグメント 7 2 1 として、起点セグメント 7 2 1 から可撓管部 7 2 の基端側に向けて連設された所定数のセグメント 7 2 1 そのものではなく、起点セグメント 7 2 1 から基端側に向けて連設されたセグメント 7 2 1 のうち、起点セグメント 7 2 1 に隣り合うセグメント 7 2 1、又は起点セグメント 7 2 1 から所定数のセグメント 7 2 1 だけ離れた一のセグメント 7 2 1 を基準として、当該基準としたセグメント 7 2 1 から基端側に向けて連設された所定数のセグメント 7 2 1 を設定してもよい。

40

また、動作制御部 6 6 は、各硬度可変素子 7 2 3 に初期電圧値 (図 3 B、指標値が「 0 」に相当) の電圧を印加し、可撓管部 7 2 を当該初期電圧値に応じた曲げ剛性に設定する。さらに、動作制御部 6 6 は、指標値算出部 6 5 にて算出された各指標値に基づいて、第

50

3 信号ケーブル 1 2 等を介して所定数の対象セグメント 7 2 1 にそれぞれ内蔵された各硬度可変素子 7 2 3 に印加する電圧値を変化させ、当該所定数の対象セグメント 7 2 1 の曲げ剛性をそれぞれ変化させる。

【0027】

〔内視鏡装置の動作〕

次に、上述した内視鏡装置 1 の動作（内視鏡装置 1 の作動方法）について説明する。

図 5 は、内視鏡装置 1 の動作を示すフローチャートである。

以下では、制御装置 6（交流信号出力部 6 2）から各ソースコイル 7 2 2 に交流信号が順次、印加されているとともに、当該ソースコイル 7 2 2 により発生した磁界がアンテナ 5 で検出され、アンテナ 5 から検出信号が制御装置 6 に出力されているものとする。また、制御装置 6（動作制御部 6 6）から各硬度可変素子 7 2 3 に初期電圧値の電圧がそれぞれ印加され、可撓管部 7 2 は、当該初期電圧値に応じた曲げ剛性に設定されているものとする。

10

状態量算出部 6 3 は、アンテナ 5 からの検出信号を入力し、当該検出信号の振幅や位相量に基づいて、対象となるソースコイル 7 2 2 の現状の位置（3 次元位置）をそれぞれ算出する。そして、状態量算出部 6 3 は、当該算出した各ソースコイル 7 2 2 の位置の間を補間し、可撓管部 7 2 の現状の形状（3 次元形状）を推定する（ステップ S 1 0 1）。

【0028】

続いて、状態量算出部 6 3 は、ステップ S 1 0 1 で推定した可撓管部 7 2 の形状に基づいて、以下に示すように、可撓管部 7 2 を構成する、対象となるセグメント 7 2 1 の現状の曲げ角度 をそれぞれ算出する（ステップ S 1 0 2：状態量算出ステップ）。

20

図 6 は、曲げ角度 の算出方法を説明するための図である。具体的に、図 6 は、ステップ S 1 0 1 で推定された可撓管部 7 2 の形状の一例を示している。

なお、図 6 では、推定された可撓管部 7 2 の全ての形状のうち、先端側の 5 つのセグメント 7 2 1 のみ（可撓管部 7 2 の全てのセグメント 7 2 1 の数は、6 つ以上）を図示している。以下では、5 つのセグメント 7 2 1 を、先端側から順に、第 1 ～第 5 セグメント A ～ E と記載する。また、第 1 ～第 5 セグメント A ～ E の各曲げ角度 をそれぞれ曲げ角度 $\theta_A \sim \theta_E$ と記載する。

【0029】

状態量算出部 6 3 は、第 1 セグメント A の曲げ角度 θ_A を算出する際、ステップ S 1 0 1 で推定した可撓管部 7 2 の全ての形状のうち、第 1 セグメント A に相当する線形要素に着目する。そして、状態量算出部 6 3 は、当該着目した線形要素のうち、基端側の端点（基端側の第 2 セグメント B との境界位置（図 6 では、一点鎖線で図示））を通る接線と、先端側の端点（先端構成部 7 1 との境界位置（図 6 では、実線で図示））を通る接線とのなす角度を曲げ角度 θ_A として算出する。また、状態量算出部 6 3 は、上述した第 1 セグメント A の曲げ角度 θ_A の算出方法と同様の方法で、他のセグメント 7 2 1 の曲げ角度 についても算出する。

30

なお、図 6 の例では、曲げ角度 $\theta_A \sim \theta_E$ は、それぞれ「4°」、「3°」、「3°」、「2°」、及び「0°」として算出されているものとする。

【0030】

40

続いて、起点特定部 6 4 は、ステップ S 1 0 2 で算出された、対象となるセグメント 7 2 1 の曲げ角度 を参照し、曲げ角度 が予め設定された第 1 閾値以上となるセグメント 7 2 1 があるか否かを判断する（ステップ S 1 0 3）。

曲げ角度 が第 1 閾値以上となるセグメント 7 2 1 がないと判断された場合（ステップ S 1 0 3：No）には、内視鏡装置 1 は、ステップ S 1 0 1 に戻る。そして、内視鏡装置 1 は、再度、可撓管部 7 2 の形状を推定する。

一方、曲げ角度 が第 1 閾値以上となるセグメント 7 2 1 があると判断した場合（ステップ S 1 0 3：Yes）には、起点特定部 6 4 は、ステップ S 1 0 2 で算出された、対象となるセグメント 7 2 1 のうち、最も大きい曲げ角度 を有するセグメント 7 2 1（図 6 の例では、曲げ角度 が最も大きい第 1 セグメント A）を起点セグメント 7 2 1 として特

50

定する（ステップS104：起点特定ステップ）。最も大きい曲げ角度を有するセグメント721又はその近傍のセグメントにおいて、スタック状態（先端方向への推進力を失った状態）が予測される。

【0031】

続いて、動作制御部66は、起点セグメント721から基端側に向けて連設された所定数（本実施の形態1では、5つ）の対象セグメント721（図6の例では、第1～第5セグメントA～E）を設定する（ステップS105）。

続いて、指標値算出部65は、所定数の対象セグメント721の各曲げ角度に基づいて、以下に示すように、所定数の対象セグメント721の曲げ剛性をそれぞれ変化させるための各指標値を算出する（ステップS106）。

具体的に、指標値算出部65は、各指標値を算出する際、所定数の対象セグメント721のうちの対象セグメント721に隣り合う先端側の対象セグメント721の曲げ角度に当該一の対象セグメント721の曲げ角度を加えて、当該一の対象セグメント721の曲げ剛性を変化させるための指標値を算出する。

【0032】

ここで、指標値は、各対象セグメント721に内蔵された硬度可変素子723に印加する電圧の電圧値に対応し、図3Bに示すように、「0」の場合に最も高い電圧値（初期電圧値）である。すなわち、指標値が「0」に相当する初期電圧値の電圧を硬度可変素子723に印加した場合には、当該硬度可変素子723（セグメント721）の曲げ剛性が最も高くなる（セグメント721の硬度が最も高くなる）。そして、指標値が大きくなるにしたがって、硬度可変素子723に印加する電圧の電圧値が小さいものとなる。すなわち、指標値が大きくなるにしたがって、硬度可変素子723に印加する電圧は小さくなり、硬度可変素子723（セグメント721）の曲げ剛性が低くなる（セグメント721の硬度が低くなる）。なお、図3Bでは、指標値が「10」以上の場合には、硬度可変素子723に印加する電圧の電圧値を「0」としている。

図6の例では、指標値算出部65は、以下の表1に示すように各指標値を算出する。

【0033】

【表1】

対象セグメント	第1 セグメントA	第2 セグメントB	第3 セグメントC	第4 セグメントD	第5 セグメントE
1:曲げ角度 θ (deg.)	4	3	3	2	0
2:隣り合う先端側の 対象セグメントの曲げ角度 θ (deg.)	0	4	3	3	2
指標値 (1+2)	4	7	6	5	2

【0034】

すなわち、指標値算出部65は、例えば、第1セグメントAの曲げ剛性を変化させるための指標値を算出する際には、表1に示すように、第1セグメントAの曲げ角度 θ_A （4）に当該第1セグメントAに隣り合う先端側の対象セグメント721の曲げ角度（先端側が先端構成部71であるため曲げ角度 $\theta = 0$ ）を加えて、指標値を「4」として算出する。同様の方法で、指標値算出部65は、第2セグメントB～第5セグメントEの曲げ剛性を変化させるための各指標値をそれぞれ「7」、「6」、「5」、及び「2」として算出する。

【0035】

続いて、動作制御部66は、第3信号ケーブル12等を介して、所定数の対象セグメント721（図6の例では、第1～第5セグメントA～E）にそれぞれ内蔵された各硬度可変素子723に対して、ステップS106で算出された各指標値に対応する各電圧値の電

圧をそれぞれ印加し、当該所定数の対象セグメント721の曲げ剛性をそれぞれ変化させる（ステップS107：動作制御ステップ）。この後、内視鏡装置1は、ステップS101に戻る。そして、内視鏡装置1は、再度、可撓管部72の現状の形状を推定する。

図6の例では、第1～第5セグメントA～Eにそれぞれ内蔵された各硬度可変素子723に対して、指標値「4」、「7」、「6」、「5」、及び「2」に対応する電圧値の電圧が印加される。このため、起点セグメントである第1セグメントAに隣り合う基端側の第2セグメントBの曲げ剛性（硬度）が最も低くなる。すなわち、上記の例（図6及び表1）では、曲げ角度（状態量）が最も大きいセグメント721に隣り合う基端側のセグメント721の曲げ剛性（硬度）が最も低くなる。なお、上記の例では、曲げ角度が最も大きいセグメント721に隣り合う基端側のセグメント721の曲げ剛性が最も低くなったが、各セグメント721の曲げ角度の値によっては（例えば、表1で第2セグメントBの曲げ角度が「3」ではなく「5」の場合）、曲げ角度が最も大きいセグメント721（当該場合では第2セグメントB）の曲げ剛性が最も低くなる。すなわち、本実施の形態1では、曲げ角度が最も大きいセグメント721、又は曲げ角度が最も大きいセグメント721に隣り合う基端側のセグメント721の曲げ剛性を最も低くする構成としている。

【0036】

以下、状態量が最も大きいセグメント721に対して基端側のセグメント721の曲げ剛性を低くした場合の効果について説明する。

図7A～図7Cは、上記の効果の説明するための図である。具体的に、図7A及び図7Bは、大腸に挿入された挿入部7に対して操作者が先端方向に挿入力量を加えた場合であって、状態量が最も大きいセグメント721の曲げ剛性（硬度）のみを低くした場合での当該挿入部7の状態を順に図示したものである。図7Cは、図7Aに示す状態から、大腸に挿入された挿入部7に対して操作者が先端方向に挿入力量を加えた場合であって、状態量が最も大きいセグメント721に隣り合う基端側のセグメント721の曲げ剛性（硬度）のみを低くした場合での当該挿入部7の状態を図示したものである。

ここで、図7A～図7Cに記載された「DR」は、操作者が生体内に挿入した挿入部7に対して基端側から先端側に向けて挿入力量を加えた場合に、挿入部7が体腔壁WAから負荷されている抗力を意味するものである。

【0037】

図7Aに示すように、挿入部7が大腸に挿入され、当該挿入部7の第3セグメントC（図7A中、大きく曲がったセグメント721）が大腸における屈曲部の体腔壁WAに当接している場合を想定する。

この場合には、第3セグメントCは、状態量（曲げ角度）が最も大きいセグメント721となる。そして、当該第3セグメントCの曲げ剛性のみを低くした場合には、挿入部7は、操作者から挿入部7に加えられる挿入力量（抗力DR）に応じて、第3セグメントCの曲げ量が増大し、その結果、図7Bに示すように、先端部が長さd1だけ先端方向（鉛直方向）に進められる。

【0038】

一方、第3セグメントCに隣り合う基端側の第4セグメントDの曲げ剛性のみを低くした場合には、第4セグメントDに負荷される曲げモーメントは、抗力DRに距離Ld（第3セグメントCの中心位置と第4セグメントDの中心位置との水平方向の距離）を乗じた大きさになり、図7Bに示した第3セグメントCの曲げモーメントより大きなモーメントである。このため、挿入部7は、図7Cに示すように、操作者から挿入部7に加えられる挿入力量（抗力DR）に応じて、先端部が長さd1より大きい長さd2だけ先端方向に進められる。

すなわち、状態量が最も大きいセグメント721に隣り合う基端側のセグメント721の曲げ剛性を低くすることで、状態量が最も大きいセグメント721の曲げ剛性を低くする場合と比較して、挿入部7の先端をより深く先端方向に進めることができる、という効果がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

なお、本実施の形態 1 の構成では、複数のセグメント 7 2 1 の各々の状態量が大きいほど、当該セグメントに隣り合う基端側のセグメント 7 2 1 の曲げ剛性が低くなる傾向となるが、例えば状態量をそのまま指標値として用いることにより、複数のセグメント 7 2 1 の各々の状態量が大きいほど、当該セグメント 7 2 1 の曲げ剛性が低くなるような構成としてもよい。また、複数のセグメント 7 2 1 の各々の状態量が大きいほど、当該セグメント 7 2 1 から所定の数のセグメント 7 2 1 分離れたセグメント 7 2 1 の曲げ剛性が低くなるような構成としてもよい。また、状態量に基づく指標値（状態量そのものを指標値として用いる場合も含む）を所定の閾値と比較し、閾値よりも大きい場合にはセグメント 7 2 1 又は当該セグメント 7 2 1 に隣り合うセグメント 7 2 1 又は当該セグメント 7 2 1 から所定数のセグメント 7 2 1 分だけ離れたセグメント 7 2 1 の曲げ剛性を低くする（所定のより低い曲げ剛性に設定する）構成としてもよい。

10

【 0 0 4 0 】

以上説明した実施の形態 1 によれば、以下の効果がある。

図 8 A 及び図 8 B は、本発明の実施の形態 1 の効果を説明するための図である。具体的に、図 8 A 及び図 8 B は、大腸に挿入された挿入部 7 に対して操作者が先端方向に挿入力量を加えた場合での当該挿入部 7 の状態を順に図示したものである。

図 8 A に示すように、挿入部 7 が大腸に挿入され、当該挿入部 7 の第 3 セグメント C（図 8 A 中、大きく曲がったセグメント 7 2 1）が大腸における屈曲部の体腔壁 W A に当接している場合を想定する。

20

この場合には、内視鏡装置 1 は、起点セグメントである第 3 セグメント C と、当該第 3 セグメント C から基端側に連設された第 4 ～第 7 セグメント D ～ G の曲げ剛性を低下させる。この結果、操作者は、挿入部 7 に挿入力量を加えると、図 8 B に示すように、第 3 ～第 7 セグメント C ～ G の曲げ量が増大し、挿入部 7 全体が鈍角形状となる。すなわち、挿入部 7 は、体腔壁 W A に対して鈍角形状で接触することになり、体腔壁 W A から受ける圧力も小さくなる。したがって、挿入部 7 に挿入力量を加えれば、当該挿入力量は大腸を伸展させる（体腔壁 W A を突き上げる）力に変換されずに、挿入部 7 先端を推進する力として有効に利用されることになり、大腸の屈曲部を容易に通過させることができる。

以上のことから、本実施の形態 1 に係る内視鏡装置 1 によれば、管路への挿入を容易とし操作性を向上することができる、という効果を奏する。

30

【 0 0 4 1 】

特に、本実施の形態 1 に係る内視鏡装置 1 は、対象セグメントである第 3 ～第 7 セグメント C ～ G の曲げ剛性を変化させる際、当該対象セグメントのうちの対象セグメント 7 2 1 に隣り合う先端側の対象セグメント 7 2 1 の曲げ角度 に当該一の対象セグメント 7 2 1 の曲げ角度 を加えた指標値に応じて、当該指標値が大きいほど、当該一の対象セグメント 7 2 1 の曲げ剛性を低くする。

このため、大腸の屈曲部から抗力を受けている第 3 セグメント C より基端側の第 4 セグメント D から曲がり易くなり、さらに、第 3 ～第 7 セグメント C ～ G で曲げ剛性が連続的となり、大腸の屈曲部への負荷による被検者の苦痛を効果的に低減することができる。

【 0 0 4 2 】

40

また、本実施の形態 1 に係る内視鏡装置 1 は、上述した場合（図 8 A）に、対象となる全てのセグメント 7 2 1 の曲げ剛性を変化させずに、大腸の屈曲部周囲に位置する一部の第 3 ～第 7 セグメント C ～ G の曲げ剛性を変化させる。

このため、全てのセグメント 7 2 1 に対して指標値を算出する必要がなく、制御装置 6 の処理負荷を軽減することができる。

【 0 0 4 3 】

また、本実施の形態 1 に係る内視鏡装置 1 は、対象となるセグメント 7 2 1 のうち曲げ角度 が最も大きい第 3 セグメント C を起点セグメントとして特定する。

このため、スタック状態（先端方向への推進力を失った状態）が予測されるセグメント 7 2 1 を的確に特定することができ、このセグメント 7 2 1 を起点として、曲げ剛性を

50

化させる対象として適切なセグメント 7 2 1 である第 3 ~ 第 7 セグメント C ~ G を特定すると共に、曲げ剛性を最も大きく変化させる第 4 セグメント D を特定できる。これにより、対象のセグメント 7 2 1 の曲げ剛性を適切に変化させて、大腸の屈曲部を容易に通過させることができる。

【 0 0 4 4 】

また、本実施の形態 1 に係る内視鏡装置 1 は、複数のソースコイル 7 2 2 及びアンテナ 5 を用い、アンテナ 5 からの検出信号に基づいて、対象となるセグメント 7 2 1 の各曲げ角度 を算出する。そして、内視鏡装置 1 は、曲げ角度 が予め設定された第 1 閾値以上となるセグメント 7 2 1 がある場合に、対象となるセグメント 7 2 1 の曲げ剛性の変化を開始する。

10

このため、スタック状態が予測される起点セグメント 7 2 1 は大腸の体腔壁からの抗力に応じて曲げ角度 が大きくなると考えられることから、対象となるセグメント 7 2 1 の各曲げ角度 を算出することで、スタック状態を良好に予測し、当該スタック状態に陥ることを回避することができる。

なお、曲げ角度を算出する対象となるセグメント 7 2 1 は、可撓管部 7 2 を構成する全てのセグメントとしてもよいし、一部の範囲のセグメントとしてもよい。

【 0 0 4 5 】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 1 と同様の構成及びステップには同一符号を付し、その詳細な説明は省略又は簡略化する。

20

本実施の形態 2 に係る内視鏡装置は、上述した実施の形態 1 で説明した内視鏡装置 1 に対して、起点セグメントを特定する方法が異なる。そして、本実施の形態 2 に係る内視鏡装置は、上述した実施の形態 1 で説明した内視鏡装置 1 に対して、制御装置 6 の一部の機能を変更している。

以下、本実施の形態 2 に係る内視鏡装置における制御装置の構成について説明する。

【 0 0 4 6 】

〔 制御装置の構成 〕

図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡装置 1 A における制御装置 6 A の構成を示すブロック図である。

30

制御装置 6 A は、図 9 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した制御装置 6 (図 4) に対して、抵抗力量算出部 6 7 及び抵抗力量積算部 6 8 が追加されているとともに、起点特定部 6 4 の代わりに当該起点特定部 6 4 の一部の機能を変更した起点特定部 6 4 A が追加されている。

【 0 0 4 7 】

抵抗力量算出部 6 7 は、状態量算出部 6 3 にて算出された各セグメント 7 2 1 の曲げ角度 に基づいて、可撓管部 7 2 を構成する全てのセグメント 7 2 1 の摩擦による抵抗力量をそれぞれ算出する。

抵抗力量積算部 6 8 は、全てのセグメント 7 2 1 のうち最も基端側のセグメント 7 2 1 から順に、抵抗力量算出部 6 7 にて算出された抵抗力量を積算する。

40

起点特定部 6 4 A は、抵抗力量積算部 6 8 にてセグメント 7 2 1 の抵抗力量が 1 つ積算される毎に、当該積算された積算値を予め設定された第 2 閾値と比較する。そして、起点特定部 6 4 A は、当該積算値が第 2 閾値以上となった場合に、抵抗力量積算部 6 8 にて最後に積算された抵抗力量を有するセグメント 7 2 1 を起点セグメント 7 2 1 として特定する。

【 0 0 4 8 】

〔 内視鏡装置の動作 〕

次に、本実施の形態 2 に係る内視鏡装置 1 A の動作 (内視鏡装置 1 A の作動方法) について説明する。

図 10 は、内視鏡装置 1 A の動作を示すフローチャートである。

50

本実施の形態 2 に係る内視鏡装置 1 A の動作は、図 1 0 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した内視鏡装置 1 の動作（図 5）に対して、ステップ S 1 0 8 ~ S 1 1 1 を追加するとともに、ステップ S 1 0 4 の代わりにステップ S 1 0 4 A を追加した点が異なるのみである。このため、以下では、ステップ S 1 0 8 ~ S 1 1 1 , S 1 0 4 A のみを説明する。

【 0 0 4 9 】

図 1 1 A 及び図 1 1 B は、ステップ S 1 0 8 , S 1 0 9 を説明するための図である。具体的に、図 1 0 は、図 6 に対応した図である。

なお、図 1 1 A 及び図 1 1 B では、可撓管部 7 2 の全てのセグメント 7 2 1 の数は、26 個である。以下では、26 個のセグメント 7 2 1 を、先端側から順に、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z と記載する。また、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z の各曲げ角度 $\theta_A \sim \theta_Z$ をそれぞれ曲げ角度 $\theta_A \sim \theta_Z$ と記載する。

10

ここで、図 1 1 A に記載された「DR」は、図 7 A ~ 図 7 C と同様に、操作者が生体内に挿入した挿入部 7 に対して基端側から先端側に向けて挿入力量 F_{in} を（図 1 1 B）加えた場合に、各セグメント 7 2 1 が体腔壁から負荷されている抗力を意味するものである。以下では、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z に負荷されている抗力 DR をそれぞれ抗力 $DR_A \sim DR_Z$ と記載する。

また、図 1 1 A 及び図 1 1 B に記載された「FR」は、上述の場合での各セグメント 7 2 1 の体腔壁との摩擦による抵抗力量を意味するものである。以下では、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z の各抵抗力量をそれぞれ抵抗力量 $FR_A \sim FR_Z$ と記載する。

20

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 0 8 は、ステップ S 1 0 2 の後に実行される。

具体的に、抵抗力量算出部 6 7 は、ステップ S 1 0 8 において、以下に示すように、可撓管部 7 2 を構成する全てのセグメント 7 2 1 の現状の各抵抗力量を算出する。

まず、抵抗力量算出部 6 7 は、全てのセグメント 7 2 1 に負荷されている現状の各抗力 DR を以下の式（1）により算出する。

$$DR = k \cdot \theta \cdot \dots (1)$$

なお、式（1）において、k は、対応するセグメント 7 2 1 の曲げ弾性係数（N/deg.）であり、当該セグメント 7 2 1 の現状の曲げ剛性（当該セグメント 7 2 1 に印加されている現状の電圧値に対応（図 3 B））から求められるものである。

30

図 1 1 A 及び図 1 1 B の例では、抵抗力量算出部 6 7 は、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z の現状の各曲げ角度 $(\theta_A \sim \theta_Z)$ 及び現状の各曲げ弾性係数 $k (k_A \sim k_Z)$ を用いて、式（1）により、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z にそれぞれ負荷されている現状の各抗力 DR $(DR_A \sim DR_Z)$ を算出する。

【 0 0 5 1 】

そして、抵抗力量算出部 6 7 は、算出した全てのセグメント 7 2 1 にそれぞれ負荷されている現状の各抗力 DR、及び可撓管部 7 2 表面の動摩擦係数 μ （全てのセグメント 7 2 1 で同一）を用いて、全てのセグメント 7 2 1 の現状の各抵抗力量 FR を以下の式（2）によりそれぞれ算出する。

$$\begin{aligned} FR &= \mu \cdot DR \\ &= \mu \cdot k \cdot \theta \cdot \dots (2) \end{aligned}$$

40

図 1 1 A 及び図 1 1 B の例では、抵抗力量算出部 6 7 は、式（2）の右辺に第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z の現状の各抗力 DR $(DR_A \sim DR_Z)$ を代入して、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z の現状の各抵抗力量 FR $(FR_A \sim FR_Z)$ を算出する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 0 9 は、ステップ S 1 0 8 の後に実行される。

具体的に、抵抗力量積算部 6 8 は、ステップ S 1 0 9 において、全てのセグメント 7 2 1 のうち最も基端側のセグメント 7 2 1（図 1 1 A 及び図 1 1 B の例では、第 2 6 セグメント Z）から順に、ステップ S 1 0 8 で算出された抵抗力量 FR を積算する。

【 0 0 5 3 】

50

ステップS 1 1 0 は、ステップS 1 0 9 の後に実行される。

具体的に、起点特定部 6 4 A は、ステップS 1 1 0 において、ステップS 1 0 9 でセグメント 7 2 1 の抵抗力量 FR が 1 つ積算される毎に、当該積算された積算値 FR_{it} (図 1 1 B) を予め設定された第 2 閾値と比較する。そして、起点特定部 6 4 A は、当該積算値が第 2 閾値以上となったか否かを判断する。

なお、図 1 1 B では、第 2 6 セグメント Z ~ 第 3 セグメント C まで抵抗力量 FR を積算した場合に、当該積算値 FR_{it} ($FR_z + FR_y + FR_x + \dots + FR_c$) が第 2 閾値以上となった場合を示している。

【0054】

ステップS 1 1 1 は、ステップS 1 1 0 で積算値が第 2 閾値未満であると判断された場合 (ステップS 1 1 0 : No (図 1 1 B の例では、第 2 6 セグメント Z ~ 第 3 セグメント C まで抵抗力量 FR を積算していない場合)) に実行される。

具体的に、起点特定部 6 4 A は、ステップS 1 1 1 において、全てのセグメント 7 2 1 (図 1 1 A 及び図 1 1 B の例では、第 1 ~ 第 2 6 セグメント A ~ Z) の抵抗力量 FR を積算したか否かを判断する。

全てのセグメント 7 2 1 の抵抗力量 FR を積算していないと判断された場合 (ステップS 1 1 1 : No) には、内視鏡装置 1 A は、ステップS 1 0 9 に戻る。そして、内視鏡装置 1 A は、直前に抵抗力量 FR を積算したセグメント 7 2 1 に隣り合う先端側のセグメント 7 2 1 の抵抗力量 FR をさらに積算する。

一方、全てのセグメント 7 2 1 の抵抗力量 FR を積算したと判断された場合 (ステップS 1 1 1 : Yes)、すなわち、全てのセグメント 7 2 1 の抵抗力量 FR を積算しても当該積算値が第 2 閾値未満となる場合には、内視鏡装置 1 A は、ステップS 1 0 1 に戻る。そして、内視鏡装置 1 A は、再度、可撓管部 7 2 の形状を推定する。

【0055】

ステップS 1 0 4 A (起点特定ステップ) は、ステップS 1 1 0 で積算値が第 2 閾値以上であると判断された場合 (ステップS 1 1 0 : Yes (図 1 1 B の例では、第 2 6 セグメント Z ~ 第 3 セグメント C まで抵抗力量 FR を積算した場合)) に実行される。

具体的に、起点特定部 6 4 A は、ステップS 1 0 9 で最後に積算された抵抗力量 FR を有するセグメント 7 2 1 (図 1 1 B の例では、第 3 セグメント C) を起点セグメント 7 2 1 として特定する。この後、内視鏡装置 1 A は、ステップS 1 0 5 に移行する。そして、内視鏡装置 1 A は、上述した実施の形態 1 と同様に、所定数の対象セグメント 7 2 1 (図 1 1 B の例では、第 3 ~ 第 7 セグメント C ~ G) を特定する。

【0056】

以上説明した実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果の他、以下の効果がある。

本実施の形態 2 に係る内視鏡装置 1 A は、全てのセグメント 7 2 1 のうち最も基端側のセグメント 7 2 1 から順に、抵抗力量 FR を積算する。そして、内視鏡装置 A は、積算値が第 2 閾値以上となった場合に、最後に積算した抵抗力量 FR を有するセグメント 7 2 1 を起点セグメントとして特定する。

このため、スタック状態は抵抗力量 FR の積算値が所定の閾値を超えた場合に発生すると考えられることから、抵抗力量 FR の積算値と第 2 閾値との比較結果に基づいてスタック状態が予測されるセグメント 7 2 1 を適切に特定し、特定結果に基づいて曲げ剛性を変化させるセグメント 7 2 1 の範囲を更に特定し、当該範囲の複数のセグメント 7 2 1 の曲げ剛性を変化させることによってスタック状態に陥ることを良好に回避することができる。

【0057】

(実施の形態 3)

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 1, 2 と同様の構成及びステップには同一符号を付し、その詳細な説明は省略又は簡略化する。

本実施の形態 3 に係る内視鏡装置は、上述した実施の形態 1, 2 で説明した内視鏡装置 1, 1 A に対して、各セグメント 7 2 1 の曲げ剛性を变化させるトリガとなる条件が異なる。そして、本実施の形態 3 に係る内視鏡装置は、上述した実施の形態 1, 2 で説明した内視鏡装置 1, 1 A に対して、制御装置 6, 6 A の一部の機能を変更している。

以下、本実施の形態 3 に係る内視鏡装置における制御装置の構成について説明する。

【0058】

〔制御装置の構成〕

図 1 2 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡装置 1 B における制御装置 6 B の構成を示すブロック図である。

制御装置 6 B は、図 1 2 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した制御装置 6 (図 4) に対して、上述した実施の形態 2 で説明した抵抗力量算出部 6 7 と、総和算出部 6 9 と、スタック状態予測部 7 0 とが追加されている。

【0059】

総和算出部 6 9 は、抵抗力量算出部 6 7 にて算出された全てのセグメント 7 2 1 の抵抗力量 F_R の総和を求める。

スタック状態予測部 7 0 は、総和算出部 6 9 にて求められた総和と予め設定された第 3 閾値とを比較し、挿入部 7 が先端方向への推進力を失ったスタック状態になるか否かを予測する。

そして、本実施の形態 3 では、内視鏡装置 1 B は、スタック状態になると予測した場合に、各セグメント 7 2 1 の曲げ剛性を变化させる。

【0060】

〔内視鏡装置の動作〕

次に、本実施の形態 3 に係る内視鏡装置 1 B の動作 (内視鏡装置 1 B の作動方法) について説明する。

図 1 3 は、内視鏡装置 1 B の動作を示すフローチャートである。

本実施の形態 3 に係る内視鏡装置 1 B の動作は、図 1 3 に示すように、上述した実施の形態 1 で説明した内視鏡装置 1 の動作 (図 5) に対して、上述した実施の形態 2 で説明したステップ S 1 0 8 を追加するとともに、ステップ S 1 1 2, S 1 1 3 を追加した点異なるのみである。このため、以下では、ステップ S 1 1 2, S 1 1 3 のみを説明する。

【0061】

ステップ S 1 1 2 は、ステップ S 1 0 8 の後に実行される。

具体的に、総和算出部 6 9 は、ステップ S 1 1 2 において、ステップ S 1 0 8 で算出された全てのセグメント 7 2 1 の抵抗力量 F_R の総和 (図 1 1 A 及び図 1 1 B の例では、 $F_{R_A} + F_{R_B} + F_{R_C} + \dots + F_{R_Z}$) を求める。

【0062】

ステップ S 1 1 3 は、ステップ S 1 1 2 の後に実行される。

具体的に、スタック状態予測部 7 0 は、ステップ S 1 1 3 において、ステップ S 1 1 2 で求められた総和と予め設定された第 3 閾値とを比較し、当該総和が第 3 閾値以上であるか否かを判断する。

総和が第 3 閾値未満であると判断した場合 (ステップ S 1 1 3 : No) には、スタック状態予測部 7 0 は、挿入部 7 が当面スタック状態にならないと予測する。そして、内視鏡装置 1 B は、ステップ S 1 0 1 に戻り、再度、可撓管部 7 2 の形状を推定する。

一方、総和が第 3 閾値以上であると判断した場合 (ステップ S 1 1 3 : Yes) には、スタック状態予測部 7 0 は、挿入部 7 がスタック状態になると予測する。そして、内視鏡装置 1 B は、ステップ S 1 0 4 に移行し、ステップ S 1 0 4 ~ S 1 0 7 を順次、実行することで、所定数の対象セグメント 7 2 1 の曲げ剛性を变化させる。

【0063】

以上説明した実施の形態 3 のようにスタック状態になると予測した場合に各セグメント 7 2 1 の曲げ剛性を变化させるように構成した場合であっても、上述した実施の形態 1, 2 と同様の効果を奏する。

【 0 0 6 4 】

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態 3 と同様の構成及びステップには同一符号を付し、その詳細な説明は省略又は簡略化する。

本実施の形態 4 に係る内視鏡装置は、上述した実施の形態 3 で説明した内視鏡装置 1 B に対して、曲げ剛性を変化させる対象セグメントを全てのセグメント 7 2 1 としている点
が異なる。そして、本実施の形態 4 に係る内視鏡装置は、上述した実施の形態 3 で説明し
た内視鏡装置 1 B に対して、制御装置 6 B の一部の機能を変更している。

以下、本実施の形態 4 に係る内視鏡装置における制御装置の構成について説明する。

10

【 0 0 6 5 】

〔 制御装置の構成 〕

図 1 4 は、本発明の実施の形態 4 に係る内視鏡装置 1 C における制御装置 6 C の構成を
示すブロック図である。

制御装置 6 C は、図 1 4 に示すように、上述した実施の形態 3 で説明した制御装置 6 B
(図 1 2) に対して、動作制御部 6 6 の代わりに当該動作制御部 6 6 の一部の機能を変更
した動作制御部 6 6 C が追加されている。

動作制御部 6 6 C は、上述した実施の形態 3 で説明した動作制御部 6 6 に対して、曲げ
剛性を変化させる対象セグメント 7 2 1 を全てのセグメント 7 2 1 に設定する点
が異なる。

20

【 0 0 6 6 】

〔 内視鏡装置の動作 〕

次に、本実施の形態 4 に係る内視鏡装置 1 C の動作 (内視鏡装置 1 C の作動方法) につ
いて説明する。

図 1 5 は、内視鏡装置 1 C の動作を示すフローチャートである。

本実施の形態 4 に係る内視鏡装置 1 C の動作は、図 1 5 に示すように、上述した実施の
形態 3 で説明した内視鏡装置 1 B の動作 (図 1 3) に対して、ステップ S 1 0 5 , S 1 0
6 の代わりにステップ S 1 0 5 C , S 1 0 6 C を追加した点
が異なるのみである。このため、以下では、ステップ S 1 0 5 C , S 1 0 6 C のみを説明する。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 0 5 C は、ステップ S 1 0 4 の後に実行される。

具体的に、動作制御部 6 6 C は、ステップ S 1 0 5 C において、曲げ剛性を変化させる
対象セグメント 7 2 1 を全てのセグメント 7 2 1 (図 1 1 A 及び図 1 1 B の例では、第 1
~ 第 2 6 セグメント A ~ Z) に設定する。

続いて、指標値算出部 6 5 は、ステップ S 1 0 6 C において、上述した実施の形態 3 で
説明したステップ S 1 0 6 と同様の方法で、ステップ S 1 0 4 で特定された起点セグメン
ト 7 2 1 又は当該起点セグメント 7 2 1 に隣り合う基端側のセグメント 7 2 1 の曲げ剛性
が最も低くなる指標値を算出する。或いは、起点セグメント 7 2 1 から所定数のセグメン
ト 7 2 1 分だけ離れたセグメント 7 2 1 の曲げ剛性が最も低くなる指標値を算出する。また、
指標値算出部 6 5 は、他のセグメント 7 2 1 の曲げ剛性をそれぞれ変化させるための
指標値については、当該曲げ剛性を最も低くするセグメント 7 2 1 から離れるに従って、
曲げ剛性が高くなるように当該指標値を算出する。この後、内視鏡装置 1 C は、ステップ
S 1 0 7 に移行する。そして、内視鏡装置 1 C は、全てのセグメント 7 2 1 を対象とし、
曲げ剛性をそれぞれ変化させる。

40

【 0 0 6 8 】

以上説明した実施の形態 4 のように曲げ剛性を変化させる対象セグメントを全てのセグ
メント 7 2 1 とした場合であっても、上述した実施の形態 3 と同様の効果を奏する。

【 0 0 6 9 】

(その他の実施の形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形

50

態 1 ~ 4 によってのみ限定されるべきものではない。

図 1 6 は、本実施の形態 1 ~ 4 の変形例を示す図である。

上述した実施の形態 1 ~ 4 では、本発明に係る剛性可変部として、硬度可変素子 7 2 3 を採用していたが、これに限られず、図 1 6 に示す形状記憶合金アクチュエータ 7 2 3 D (以下、SMA (Shape Memory Alloy) アクチュエータ 7 2 3 D と記載) を採用しても構わない。

SMA アクチュエータ 7 2 3 D は、図 1 6 に示すように、両端にフランジ 7 2 3 4 がそれぞれ設けられたコイル 7 2 3 5 と、コイル 7 2 3 5 の周囲に配置された 2 つの SMA コイル 7 2 3 6 とを備える。この SMA アクチュエータ 7 2 3 D は、コイル 7 2 3 5 の中心軸 $A \times 3$ (図 1 6) が挿入部 7 の中心軸 $A \times 1$ に一致又は平行となるように可撓管部 7 2 に内蔵される。

【0070】

2 つの SMA コイル 7 2 3 6 は、同一の構造を有し、コイル 7 2 3 5 を挟んで、対向配置されている。これら SMA コイル 7 2 3 6 は、略中央部分が一方のフランジ 7 2 3 4 にそれぞれ係止され、両端が他方のフランジ 7 2 3 4 にそれぞれ固定されている。

そして、SMA アクチュエータ 7 2 3 D は、可撓管部 7 2 内部に引き回された信号ケーブル (図示略) を介して制御装置 6 (動作制御部 6 6) により 2 つの SMA コイル 7 2 3 6 が通電加熱される。ここで、2 つの SMA コイル 7 2 3 6 は、通電加熱されることで、収縮しようとするが、互いに対向配置されているため、当該収縮が規制される。このため、SMA アクチュエータ 7 2 3 D は、通電される電流値が高くなるほど、硬度 (曲げ剛性) が高まることとなる。すなわち、SMA アクチュエータ 7 2 3 D の硬度を変化させることで、当該 SMA アクチュエータ 7 2 3 D が内蔵されたセグメント 7 2 1 の曲げ剛性も変化することとなる。

【0071】

図 1 7 A 及び図 1 7 B は、本実施の形態 1 ~ 4 の変形例を示す図である。

上述した実施の形態 1 ~ 4 では、複数のソースコイル 7 2 2 及びアンテナ 5 を用い、アンテナ 5 からの検出信号に基づいて、全てのセグメント 7 2 1 の各曲げ角度 をセグメント 7 2 1 毎の状態量として算出していたが、これに限られない。

例えば、可撓管部 7 2 を構成する全てのセグメント 7 2 1 毎に、当該可撓管部 7 2 への外部からの圧力を検出して当該圧力を示す圧力情報をそれぞれ出力する静電容量型圧力センサ等の複数の圧力検出部 7 2 2 E (図 1 7 A, 図 1 7 B (図 1 7 A に示した可撓管部 7 2 の横断面図)) を設ける。例えば、当該圧力検出部 7 2 2 E を、図 1 7 A 及び図 1 7 B に示すように、セグメント 7 2 1 毎に、当該セグメント 7 2 1 の周囲に 4 つ設ける。そして、状態量算出部 6 3 は、複数の圧力検出部 7 2 2 E からそれぞれ出力された複数の圧力情報に基づいて、全てのセグメント毎の外部からの圧力 (抗力 $D R$ に相当) を上記各状態量として算出する。なお、圧力検出部 7 2 2 E から出力された圧力情報をそのまま上記状態量として用いてもよく、この場合圧力検出部 7 2 2 E が状態量算出部 6 3 として機能する。

【0072】

また、例えば、可撓管部 7 2 を構成する全てのセグメント 7 2 1 毎に、当該可撓管部 7 2 への外部からの負荷による曲げ歪みを検出して当該曲げ歪みを示す歪み情報をそれぞれ出力する歪みゲージ等の複数の歪み検出部 7 2 2 F (図 1 7 A, 図 1 7 B) を設ける。例えば、当該歪み検出部 7 2 2 F を、図 1 7 A 及び図 1 7 B に示すように、セグメント 7 2 1 毎に、当該セグメント 7 2 1 の周囲に 4 つ設ける。そして、状態量算出部 6 3 は、複数の歪み検出部 7 2 2 F からそれぞれ出力された複数の歪み情報に基づいて、外部からの負荷によるセグメント 7 2 1 毎の各曲げ歪み (抗力 $D R = \text{曲げ歪み} \times \text{可撓管部 7 2 のヤング率 } E$) を上記各状態量として算出する。なお、歪み検出部 7 2 2 F から出力された歪み情報をそのまま上記状態量として用いてもよく、この場合歪み検出部 7 2 2 F が状態量算出部 6 3 として機能する。

【0073】

10

20

30

40

50

なお、上述した実施の形態 1 ~ 4 で説明したソースコイル 7 2 2、上述した図 1 7 A 及び図 1 7 B に示した圧力検出部 7 2 2 E 及び歪み検出部 7 2 2 F は、セグメント 7 2 1 毎に共通の態様（位置・数・構成等）で設ける必要はなく、その態様はセグメント 7 2 1 間で異なってもよい。

【 0 0 7 4 】

上述した実施の形態 1 ~ 4 において、内視鏡装置 1 , 1 A ~ 1 C は、医療分野に限られず、工業分野において用いられ、機械構造物等の観察対象物の内部を観察する内視鏡装置としても構わない。

【 0 0 7 5 】

上述した実施の形態 1 ~ 4 では、指標値算出部 6 5 は、一のセグメント 7 2 1 に隣り合う先端側のセグメント 7 2 1 の状態量（曲げ角度）に当該一のセグメント 7 2 1 の状態量を加えて、当該一のセグメント 7 2 1 に応じた指標値を算出していたが、これに限られない。

10

例えば、一のセグメント 7 2 1 の状態量に当該一のセグメント 7 2 1 から先端側に連設される所定数（2 つ以上）のセグメント 7 2 1 の各状態量の全てを加えて、当該一のセグメント 7 2 1 に応じた指標値を算出するように構成しても構わない。

【 0 0 7 6 】

また、処理フローは、上述した実施の形態 1 ~ 4 で説明したフローチャートにおける処理の順序に限られず、矛盾のない範囲で変更しても構わない。

さらに、本明細書においてフローチャートを用いて説明した処理のアルゴリズムは、プログラムとして記述することが可能である。このようなプログラムは、コンピュータ内部の記録部に記録してもよいし、コンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録してもよい。プログラムの記録部又は記録媒体への記録は、コンピュータ又は記録媒体を製品として出荷する際に行ってもよいし、通信ネットワークを介したダウンロードにより行ってもよい。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 7 7 】

- 1 , 1 A ~ 1 C 内視鏡装置
- 2 内視鏡
- 3 光源装置
- 4 表示装置
- 5 アンテナ
- 6 , 6 A ~ 6 C 制御装置
- 7 挿入部
- 8 操作部
- 9 ユニバーサルコード
- 1 0 第 1 信号ケーブル
- 1 1 第 2 信号ケーブル
- 1 2 第 3 信号ケーブル
- 6 1 表示制御部
- 6 2 交流信号出力部
- 6 3 状態量算出部
- 6 4 , 6 4 A 起点特定部
- 6 5 指標値算出部
- 6 6 動作制御部
- 6 7 抵抗力量算出部
- 6 8 抵抗力量積算部
- 6 9 総和算出部
- 7 0 スタック状態予測部
- 7 1 先端構成部

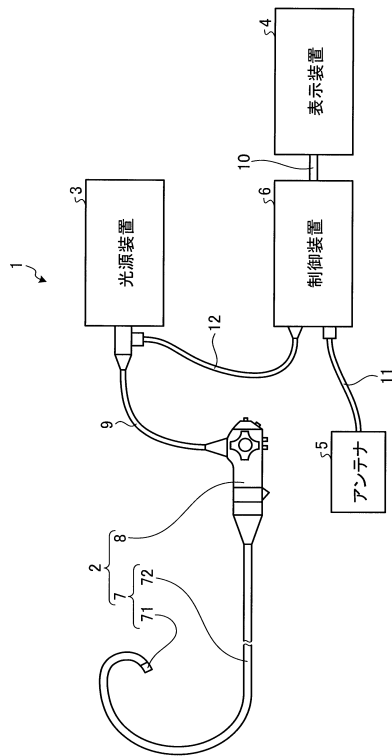
30

40

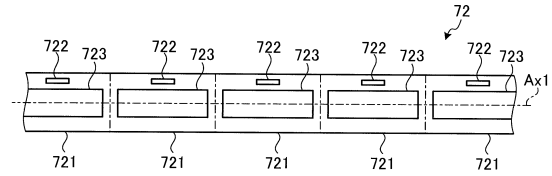
50

7 2	可撓管部	
7 3	撮像部	
1 0 0	内視鏡装置	
2 0 0	挿入部	
2 1 0 , 2 1 1	セグメント	
7 2 1	セグメント	
7 2 2	ソースコイル	
7 2 2 E	圧力検出部	
7 2 2 F	歪み検出部	
7 2 3	硬度可変素子	10
7 2 3 D	S M A アクチュエータ	
7 2 3 1	電極	
7 2 3 2	コイルパイプ	
7 2 3 3	E P A M	
7 2 3 4	フランジ	
7 2 3 5	コイル	
7 2 3 6	S M A コイル	
A ~ Z	第 1 ~ 第 2 6 セグメント	
A x 1 ~ A x 3	中心軸	
D R , D R _A ~ D R _Z	抗力	20
d 1 , d 2	長さ	
F R , F R _A ~ F R _Z	抵抗力量	
F _{i n}	挿入力量	
F R _{i t}	積算値	
L d	距離	
W A	体腔壁	
, A ~ Z	曲げ角度	

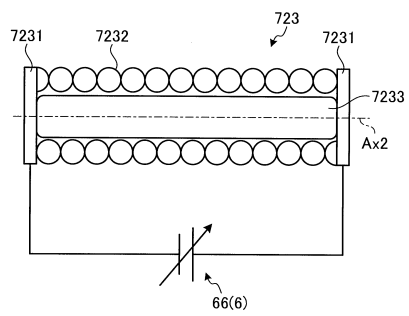
【図 1】



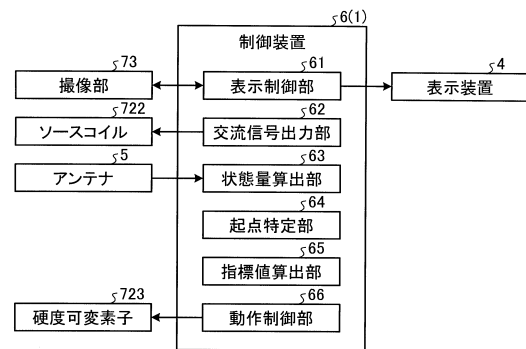
【図 2】



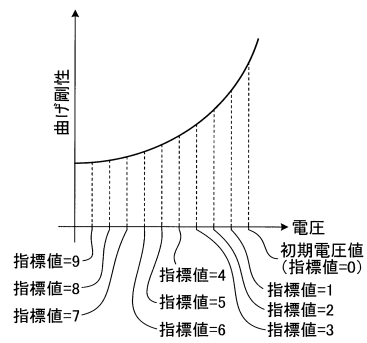
【図 3 A】



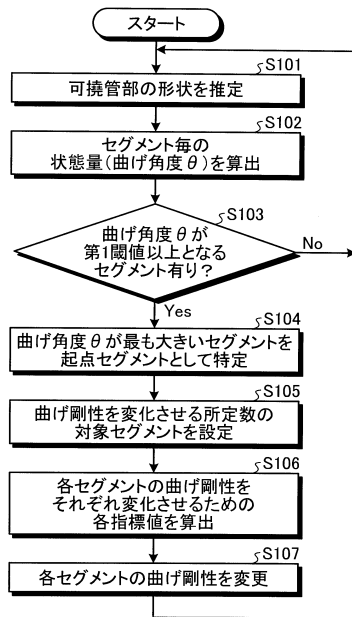
【図 4】



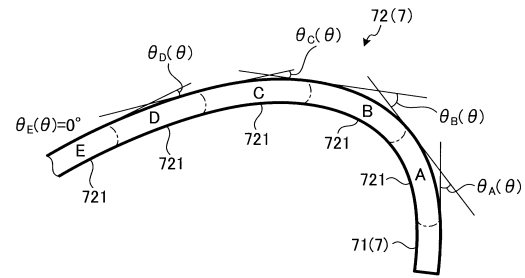
【図 3 B】



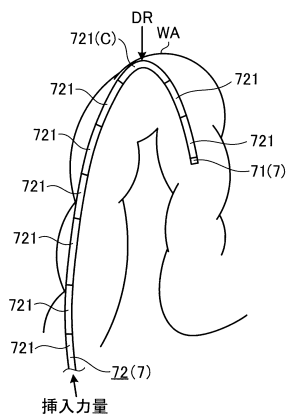
【図 5】



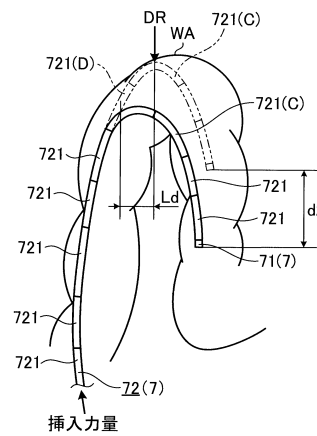
【図 6】



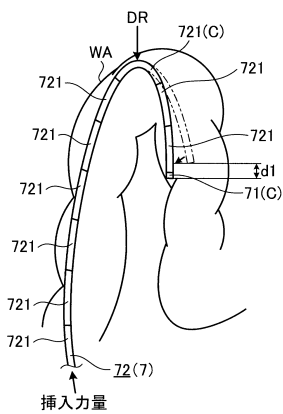
【図 7 A】



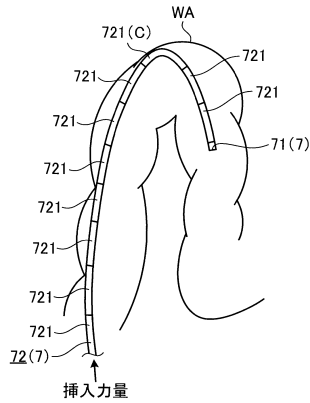
【図 7 C】



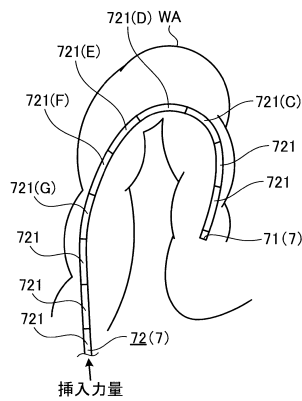
【図 7 B】



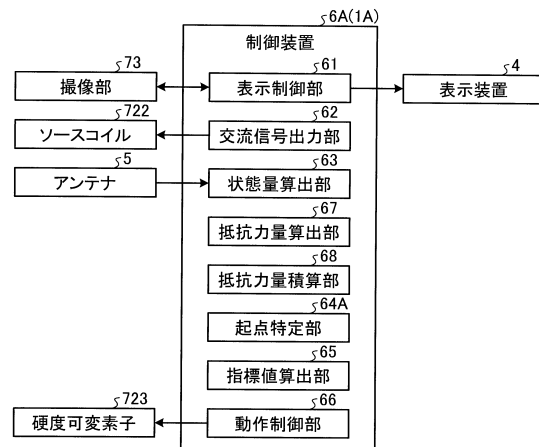
【図 8 A】



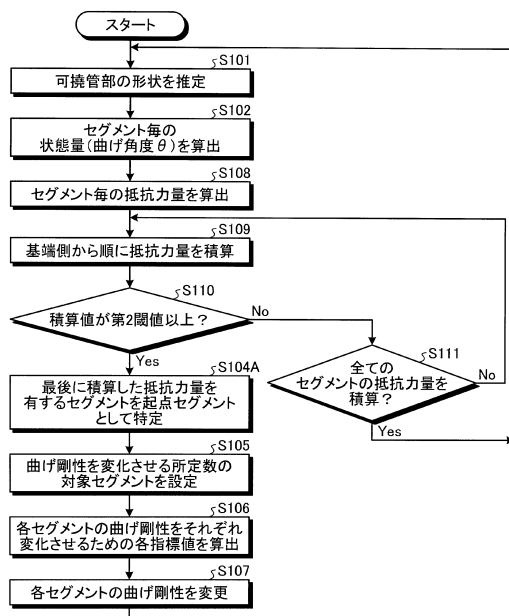
【図 8 B】



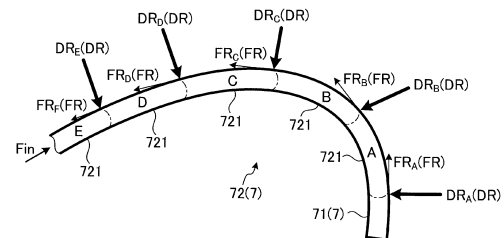
【図 9】



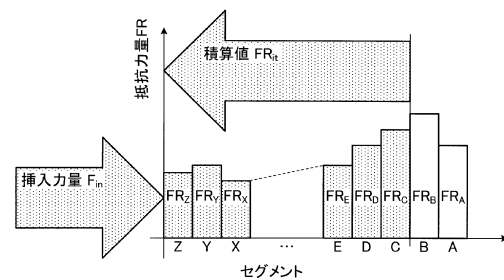
【図 10】



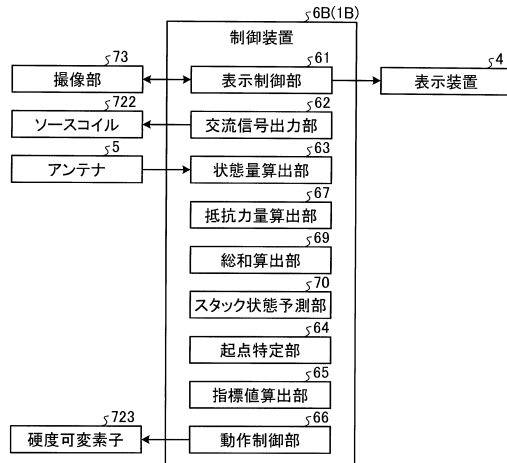
【図 11 A】



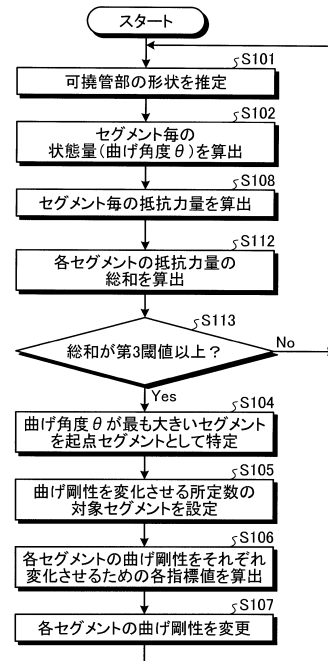
【図 11 B】



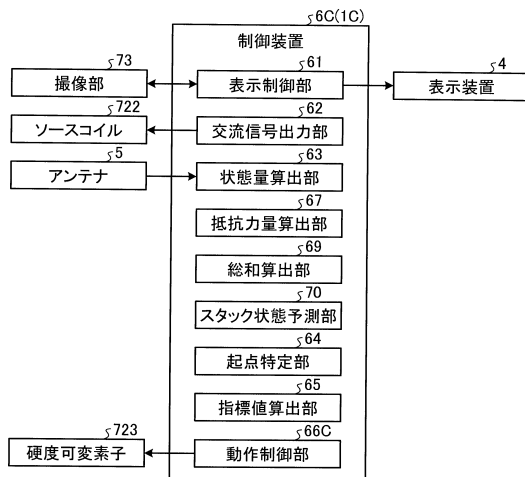
【図 12】



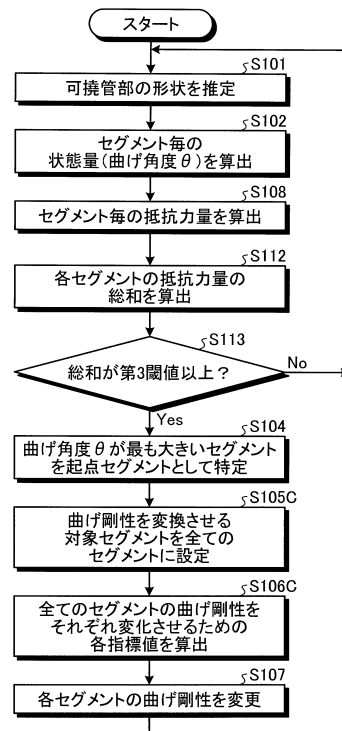
【図 13】



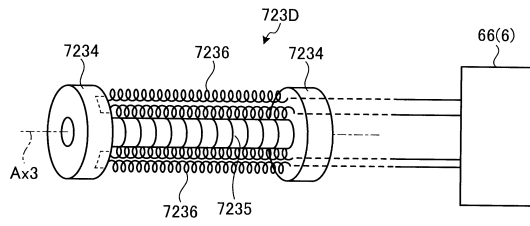
【図 14】



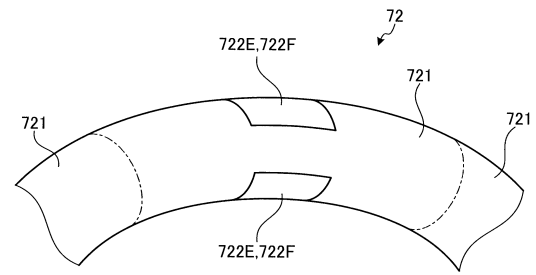
【図 15】



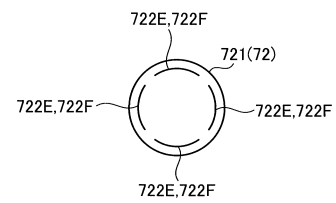
【図 16】



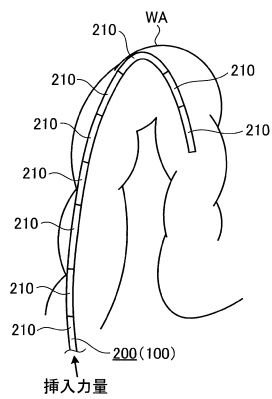
【図 17 A】



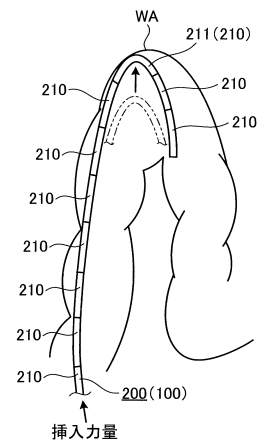
【図 17 B】



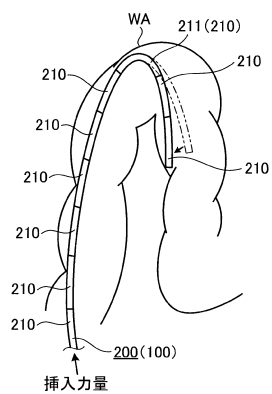
【図 18 A】



【図 18 C】



【図 18 B】



フロントページの続き

(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)	内窥镜装置，操作方法和操作程序		
公开(公告)号	JP6234332B2	公开(公告)日	2017-11-22
申请号	JP2014130481	申请日	2014-06-25
[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	池田裕一		
发明人	池田 裕一		
IPC分类号	A61B1/005 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0055 A61B1/00 A61B1/00006 A61B1/00055 A61B1/0051 A61B1/0053 A61B1/008 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/005.512 A61B1/00.552 G02B23/24.A A61B1/00.310.C A61B1/00.320.Z A61B1/00.554 A61B1/01		
F-TERM分类号	2H040/DA15 2H040/DA21 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF29 4C161/GG22 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2016007434A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6234332号 (P6234332)
要解决的问题：提供一种能够便于插入管道并提高可操作性的内窥镜设备。内窥镜装置1包括具有多个区段并插入导管的插入部分，用于计算每个区段的区段的状态量的状态量计算部分63，每个区段的弯曲刚度使它们可变的多个硬度可变元件723，基于每个区段的状态量改变弯曲刚度的区段它包括一个起始点指定单元64，用于指定作为起点用于设定范围或水泥的抗弯刚度的段，多个刚性变化元件723的被操作时，分别，和用于改变所述多个片段中的各弯曲刚性的操作控制单元66。操作控制单元66设定的范围内的弯曲刚性或片段，以改变基于所述段为起点的抗弯刚度，基于设置2段的范围或弯曲刚度的多个段之间的多个段降低一个或多个连续段的抗弯刚度。	(45) 発行日 平成29年11月22日 (2017. 11. 22)	(24) 登録日 平成29年11月2日 (2017. 11. 2)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/005 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/005 5 1 2 A 6 1 B 1/00 5 5 2 G 0 2 B 23/24 A	請求項の数 20 (全 27 頁)
(21) 出願番号 特願2014-130481 (P2014-130481)	(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	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明	
(22) 出願日 平成26年6月25日 (2014. 6. 25)	(72) 発明者 池田 裕一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパス株式会社内	審査官 増岡 俊仁	
(65) 公開番号 特開2016-7434 (P2016-7434A)	(56) 参考文献 特開平 6 - 1 8 1 8 8 2 (J P , A)		最終頁に続く
(68) 公開日 平成28年1月18日 (2016. 1. 18)			
(43) 公開日 平成29年2月13日 (2017. 2. 13)			
審査請求日			
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置、作動方法、及び作動プログラム			