

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 12 月 29 日(29.12.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/208075 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/068559
- (22) 国際出願日: 2015 年 6 月 26 日(26.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 高橋 毅(TAKAHASHI, Takeshi); 〒1510072 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 Tokyo (JP). 池田 裕一(IKEDA, Yuichi); 〒1510072 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外(KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝 3 丁目 2 3 番 1 号 セレスティン芝三井ビルディング 1 1 階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

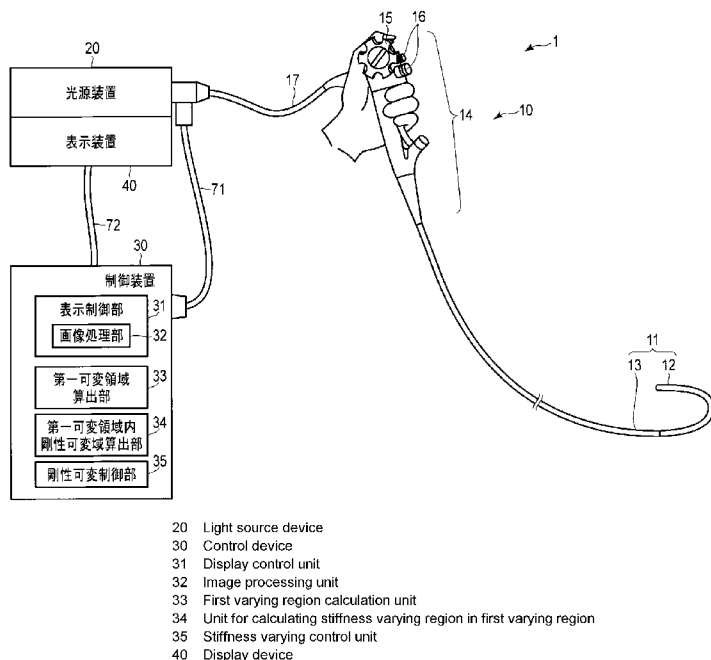
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: METHOD FOR CONTROLLING FLEXIBLE TUBE INSERTING DEVICE

(54) 発明の名称: 可撓管挿入装置の制御方法



(57) Abstract: Disclosed is a method for controlling a flexible tube inserting device that is provided with: a tubular inserting unit to be inserted into a subject; a stiffness varying unit that varies, by segment unit, the bending stiffnesses of a plurality of inserting unit segments in the longitudinal axis direction of the inserting unit; and a stiffness varying control unit that controls the varying of the bending stiffness of the inserting unit, said varying being to be performed by the stiffness varying unit. The control method includes: a setting step for setting, as a first varying region where the bending stiffness is to be varied, an inserting unit region where the direction in the longitudinal axis direction is varied at the time when the inserting unit is inserted; and a control step for controlling the bending stiffness by segment unit on the basis of the inserting state of the inserting unit so that a plurality of regions having a plurality of different stiffnesses are generated in the first varying region.

(57) 要約: 被検体に挿入される管状の挿入部と、挿入部の長手軸方向にとった複数のセグメントを対象とし、挿入部の曲げ剛性をセグメント単位で変更する剛性可

変部と、剛性可変部による挿入部の曲げ剛性の変更を制御する剛性可変制御部とを具備する可撓管挿入装置の制御方法である。この制御方法は、挿入部の挿入時において、挿入部の長手軸方向に沿った方向が変化している領域を曲げ剛性を変更する第一可変領域として設定する設定ステップと、挿入部の挿入状態に基づいて、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セグメント単位で制御する制御ステップとを含む。

明 細 書

発明の名称：可撓管挿入装置の制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、被検体内に挿入される挿入部を備えた可撓管挿入装置の制御方法に関する。

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す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々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可撓管挿入装置の制御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、被検体に挿入される管状の挿入部と、前記挿入部の長手軸方向にとった複数のセグメントを対象とし、前記挿入部の曲げ剛性を前記セグメント単位で変更する剛性可変部と、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を具備する可撓管挿入装置の制御方法である。この制御方法は、前記挿入部の挿入時において、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を曲げ剛性を変更する第一可変領域として設定する設定ステップと、前記挿入部の挿入状態に基

づいて、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前記セグメント単位で制御する制御ステップとを含む。

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）を変化させることができる可撓管挿入装置の制御方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [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の実施形態における剛性可変制御のフローを示す図である。

[図7]図7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8]図8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。

[図9]図9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10]図10は、第2の実施形態における剛性可変制御のフローを示す図である。

[図11]図11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12]図12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13]図13は、第3の実施形態における剛性可変制御のフローを示す図で

ある。

[図14]図 1 4 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15]図 1 5 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。

[図16]図 1 6 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17]図 1 7 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18]図 1 8 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19]図 1 9 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20]図 2 0 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21]図 2 1 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。

[図22]図 2 2 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

[0011] [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 8 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 1 0 と、光源装置 2 0 と、制御装置 3 0 と、表示装置 4 0 と、形状取得装置 5 0（図 1 には示されない、図 2 参照）とを有している。

[0012] 内視鏡 1 0 は、被検体に挿入される管状の挿入部 1 1 と、挿入部 1 1 の基端側に設けられた操作部 1 4 とを有している。内視鏡 1 0 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。

[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る。図 2 には、可撓管部 13 のセグメント 13_1 、 13_2 、 13_3 、 $\dots$ 、 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。

[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 3

4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)。

[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。

[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。

[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変更されるものであれば、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。

[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。

[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。

[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。図 6 は、第 1 の実施形態における剛性可変制御のフローを示す図である。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、ステップ S11 において、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する。このように、ステップ S11 は、形状取得装置 50 により挿入部 11 の挿入状態として少なくとも挿入部 11 の長手軸方向に沿った方向を検出する検出ステップである。

[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。

[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] 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、ステップS12において、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7参照）。

[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7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。このように、ステップS12は、挿入部11の長手軸方向に沿った方向が変化している領域を曲げ剛性を変更する第一可変領域A1として設定する設定ステップ（第一可変領域算出ステップ）である。

[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、ステップS13において、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7参照）。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7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。このように、ステップS13は、第一可変領域A

1 内で曲げ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ステップである。

[0030] なお、第一可変領域 A 1 における第二可変領域 A 2 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 A 1 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 A 1 と完全一致しないように）第二可変領域 A 2 を設定すればよい。

[0031] 第一可変領域 A 1 及び第二可変領域 A 2 が算出された後、剛性可変制御部 3 5 が、ステップ S 1 4 において、第一可変領域 A 1 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 6 0 に伝達する。本実施形態では、第二可変領域 A 2 の曲げ剛性は、第二可変領域 A 2 に含まれない第一可変領域 A 1（以下、第三可変領域 A 3 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 3 5 は、第一可変領域 A 1 内に複数の異なる剛性領域を発生させるように、挿入部 1 1（可撓管部 1 3）の曲げ剛性を制御する。つまり、ステップ S 1 4 は、検出ステップで検出した挿入部 1 1 の挿入状態（長手軸方向に沿った方向）に基づいて第一可変領域 A 1 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セグメント単位で制御する制御ステップである。

[0032] 例えば、剛性可変制御部 3 5 は、第二可変領域 A 2 の曲げ剛性値を大きくするために、第二可変領域 A 2 に含まれるセグメント 1 3₉～1 3₁₄の各剛性可変部 6 0 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 6 0 に伝達する。また、例えば、剛性可変制御部 3 5 は、第三可変領域 A 3 に含まれるセグメント 1 3₅～1 3₈の各剛性可変部 6 0 に印加される交流信号が、第二可変領域 A 2 に含まれるセグメント 1 3₉～1 3₁₄の各剛性可変部 6 0 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 6 0 に伝達する。また、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、第一可変領域 A 1 に含まれないセグメント 1 3₁～1 3₄、1 3₁₅～1 3_nの曲げ剛性値よりも小さくなるのが好ましい。

[0033] 剛性可変部 6 0 は、ステップ S 1 5 において、剛性可変制御部 3 5 からの

制御信号に基づいて、第一可変領域 A 1 に含まれる各セグメント 1 3₅ ~ 1 3₁₄ の曲げ剛性を変更する。本実施形態では、第二可変領域 A 2 に含まれるセグメント 1 3₉ ~ 1 3₁₄ の曲げ剛性値が可撓管部 1 3 において大きく設定され、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。

[0034] 図 6 に示される剛性可変制御のフローは、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 6 に示される剛性可変制御のフローが繰り返される。

[0035] 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 7 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。

[0036] 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。

[0037] 例えば、S 状結腸において、図 8 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 8 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。

[0038] 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。

[0039] 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 8 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の制御方法が提供される。

[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得し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 で追いかけてながら、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の制御方法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 9 乃至図 1 1 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 9 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 1 0 は、第 2 の実施形態における剛性可変制御のフローを示す図である。形状取得装置 5 0 は、ステップ S 2 1 において、挿入時の可撓管

部 1 3 の湾曲形状に関する情報をリアルタイムで取得する。そして、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、ステップ S 2 2 及び S 2 4 において、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、ステップ S 2 3 において、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 1 1 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 1 1 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。このように、ステップ S 2 3 は、検出ステップで検出した挿入部 1 1 の挿入状態（長手軸方向に沿った方向）に基づいて挿入部 1 1 が略直線状である直線領域を算出する直線領域算出ステップである。

[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、ステップ S 2 5 において、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6 0は、ステップS 2 6において、剛性可変制御部3 5からの制御信号に基づいて、第二可変領域A 2に含まれるセグメント1 3₉～1 3₁₄の曲げ剛性、第三可変領域A 3に含まれるセグメント1 3₅～1 3₈の曲げ剛性に加えて直線領域A 4₁、A 4₂に含まれるセグメント1 3₁～1 3₄、1 3₁₅～1 3_nの曲げ剛性をそれぞれ変更する。これにより、直線領域A 4₁、A 4₂に含まれるセグメント1 3₁～1 3₄、1 3₁₅～1 3_nは硬くされる。

[0047] 挿入時、挿入部1 1（可撓管部1 3）は、腸管1 0 0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っている。したがって、本実施形態では、直線領域算出部3 6が略直線状であると算出した可撓管部1 3のセグメントの曲げ剛性値を第一可変領域A 1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3 5が対応する剛性可変部6 0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A 1（第二可変領域A 2及び第三可変領域A 3）に含まれるセグメントの曲げ剛性のみを第一可変領域A 1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A 1（第二可変領域A 2及び第三可変領域A 3）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A 1に含まれない直線領域A 4₁、A 4₂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、Sトップ1 0 2に関する挿入性を高めるだけでなく、挿入部1 1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1 1の不必要な撓み（図9に示される囲み破線C参照）が抑制されることができる。

[0048] 本実施形態によれば、形状取得装置5 0により取得された挿入部1 1（可撓管部1 3）の湾曲形状に基づいて直線領域算出部3 6が可撓管部1 3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3 5が挿入部1 1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 A 1）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 1 2 乃至図 1 7 を参照して説明する。

第 3 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、第一可変領域 A 1 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 3 7 を有している。

[0050] 図 1 2 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 1 3 は、第 3 の実施形態における剛性可変制御のフローを示す図である。形状取得装置 5 0 は、ステップ S 3 1 において、挿入時の可撓管部 1 3 の湾曲形状に関する情報をリアルタイムで取得する。そして、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。第一可変領域算出部 3 3 は、ステップ S 3 2 において、取得した可撓管部 1 3 の湾曲形状に基づいて第一可変領域 A 1 を算出する。

[0051] 本実施形態では、第一可変領域算出部 3 3 が第一可変領域 A 1 を算出した後、変化点算出部 3 7 が、ステップ S 3 3 において、第一可変領域 A 1 内において可撓管部 1 3 の湾曲形状が変化している特徴点（湾曲変化点）P 1 を算出する。つまり、ステップ S 3 3 は、第一可変領域 A 1 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ステップである。例えば、図 1 4 に示される例では、第一可変領域 A 1 における可撓管部 1 3 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）P 1 の位置を求めている。なお、第一可変領域 A 1 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。

[0052] 変化点算出部37が第一可変領域A1内における湾曲変化点P1を算出した後、領域内可変域算出部34が、ステップS34において、第一可変領域A1及び湾曲変化点P1の情報に基づいて第一可変領域A1内で第五可変領域A5と第六可変領域A6とを算出する。第五可変領域A5及び第六可変領域A6もまた、セグメント単位で設定される。図14に示される例では、第五可変領域A5は、第一可変領域A1のうち湾曲変化点P1を含む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。第六可変領域A6は、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を始点とし、第一可変領域A1のうち湾曲変化点P1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34は、第二可変領域A2（及び第三可変領域A3）に代えて、第五可変領域A5と第六可変領域A6とを算出する。

[0053] 領域内可変域算出部34が第五可変領域A5及び第六可変領域A6を算出した後、剛性可変制御部35が、ステップS35において、第五可変領域A5及び第六可変領域A6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60に伝達する。本実施形態では、先端側の第五可変領域A5の曲げ剛性値は、基端側の第六可変領域A6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A5の曲げ剛性値をK5、第六可変領域A6の曲げ剛性値をK6とすると、 $K5 > K6$ である。

[0054] 剛性可変部60は、ステップS36において、剛性可変制御部35からの制御信号に基づいて、第五可変領域A5に含まれるセグメントの曲げ剛性及び第六可変領域A6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A1内において第五可変領域A5は第六可変領域A6よりも硬くなる。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 図 15 に示される可撓管部 13（挿入部 11）において、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 とする。可撓管部 13 が曲げられたとき、可撓管部 13 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 13 の先端側に近づくにつれて再び略直線状となる。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。このように、曲率半径 r は可撓管部 13 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、再び大きくなって ∞ に近づいていく。したがって、図

17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 $dr/ds \leq 0$ 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高くするように、各領域の剛性可変部60を制御する。

[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、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の制御方法を提供することができる。

[0060] [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18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19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。

[0062] (算出方法2)

図20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21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。

[0063] 算出方法1又は2を用いて算出される第五可変領域 A_5 と第六可変領域 A_6 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18並びに図20参照)。したがって、第一可変領域 A_1 内において比較的硬度が高い領域である第五可変領域 A_5 の範囲が大きくなる。第五可変領域 A_5 が既にSトップに当接し、第六可変領域 A_6 が曲げられていれば、比較的大きな範囲の第五可変領域 A_5 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。

[0064] このように、湾曲変化点 $P1$ に限らないさまざまな境界 $P2$ 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。

[0065] [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 $P1$ を、及び第

3の実施形態の変形例1において境界P2を求めた考え方を用いて、第一可変領域A1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37によって第一可変領域A1内に4つの剛性可変領域を設定する例について図22を参照して説明する。

[0066] (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P1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P2を算出する。境界P2は湾曲変化点P1よりも基端側にあるとする。さらに、湾曲変化点P1から第一可変領域A1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P3を算出する。以上により、第一可変領域A1内に湾曲変化点P1及び境界P2、P3が算出される。

[0067] 第一可変領域A1の最先端のセグメントから境界P3を含むセグメントまでの領域を第二可変領域A12とする。境界P3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P1を含むセグメントまでの領域を第三可変領域A13とする。湾曲変化点P1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P2を含むセグメントまでの領域を第四可変領域A14とする。境界P2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A1の最基端のセグメントまでの領域を第五可変領域A15とする。また、第一可変領域A1よりも先端側にある領域を第六可変領域A16とし、第一可変領域A1よりも基端側にある領域を第七可変領域A17とする。

[0068] 第二～第七可変領域A12～A17の曲げ剛性値をそれぞれK12～K17とすると、例えば、 $K12 > K13 < K14 > K15$ であり、また、 $K13 < K16$ であり、さらに、 $K15 < K17$ であるように、剛性可変制御部35が各領域の剛性可変部60の曲げ剛性をリアルタイムで制御する。境界P2よりも先端側では、第二可変領域A12からその直後の第三可変領域A13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35によって各領域の剛性可変部60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。

[0069] 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）。

[0070] 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の制御方法を提供することができる。

[0071] 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。

[0072] 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、各実施形態の制御方法が適用される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の制御方法が広く包含される。

符号の説明

[0073] 1…内視鏡装置、10…内視鏡、11…挿入部、12…先端部、13…可撓管部、 $13_1 \sim 13_n$ …セグメント、14…操作部、15…アングルノブ、16…スイッチ、17…ユニバーサルコード、20…光源装置、30…制御装置、31…表示制御部、32…画像処理部、33…第一可変領域算出部、34…第一可変領域内剛性可変域算出部（領域内可変域算出部）、35…剛性可変制御部、36…直線領域算出部、37…変化点算出部、40…表示装置、50…形状取得装置、51…プローブ、52…ソースコイル、60…剛性可変部、61…コイルパイプ、62…導電性高分子人工筋肉（EPAM）、63…電極、71, 72…ケーブル、100…腸管、101…曲がりの頂部、102…Sトップ、103…SD-J。

請求の範囲

- [請求項1] 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にとった複数のセグメントを対象とし、前記挿入部の曲げ剛性を前記セグメント単位で変更する剛性可変部と、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、を具備する可撓管挿入装置の制御方法であって、
- 前記挿入部の挿入時において、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を曲げ剛性を変更する第一可変領域として設定する設定ステップと、
- 前記挿入部の挿入状態に基づいて、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前記セグメント単位で制御する制御ステップと、
- を含むことを特徴とする制御方法。
- [請求項2] 前記挿入部の挿入状態として少なくとも前記挿入部の長手軸方向に沿った方向を検出する検出ステップをさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の制御方法。
- [請求項3] 前記検出ステップは、前記挿入部の長手軸方向に沿った方向をリアルタイムで検出し、
- 前記制御ステップは、前記検出ステップで検出した前記挿入部の長手軸方向に沿った方向に基づいてリアルタイムで前記第一可変領域内の曲げ剛性を制御することを特徴とする請求項2に記載の制御方法。
- [請求項4] 前記設定ステップは、
- 前記検出ステップで検出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ステップと、
- 、
- 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ステップと、を含み、
- 前記制御ステップは、前記第一可変領域内剛性可変域算出ステップ

で算出された剛性を変化させる領域の曲げ剛性を前記セグメント単位で変更するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の制御方法。

[請求項5] 前記検出ステップで検出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ステップをさらに含み、

前記制御ステップは、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セグメント単位で変更するように制御することを特徴とする請求項 4 に記載の制御方法。

[請求項6] 前記検出ステップで検出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ステップと、

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ステップと、

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ステップと、をさらに含み、

前記制御ステップは、前記第二可変領域の曲げ剛性値よりも前記第三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前記セグメント単位で変更するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の制御方法。

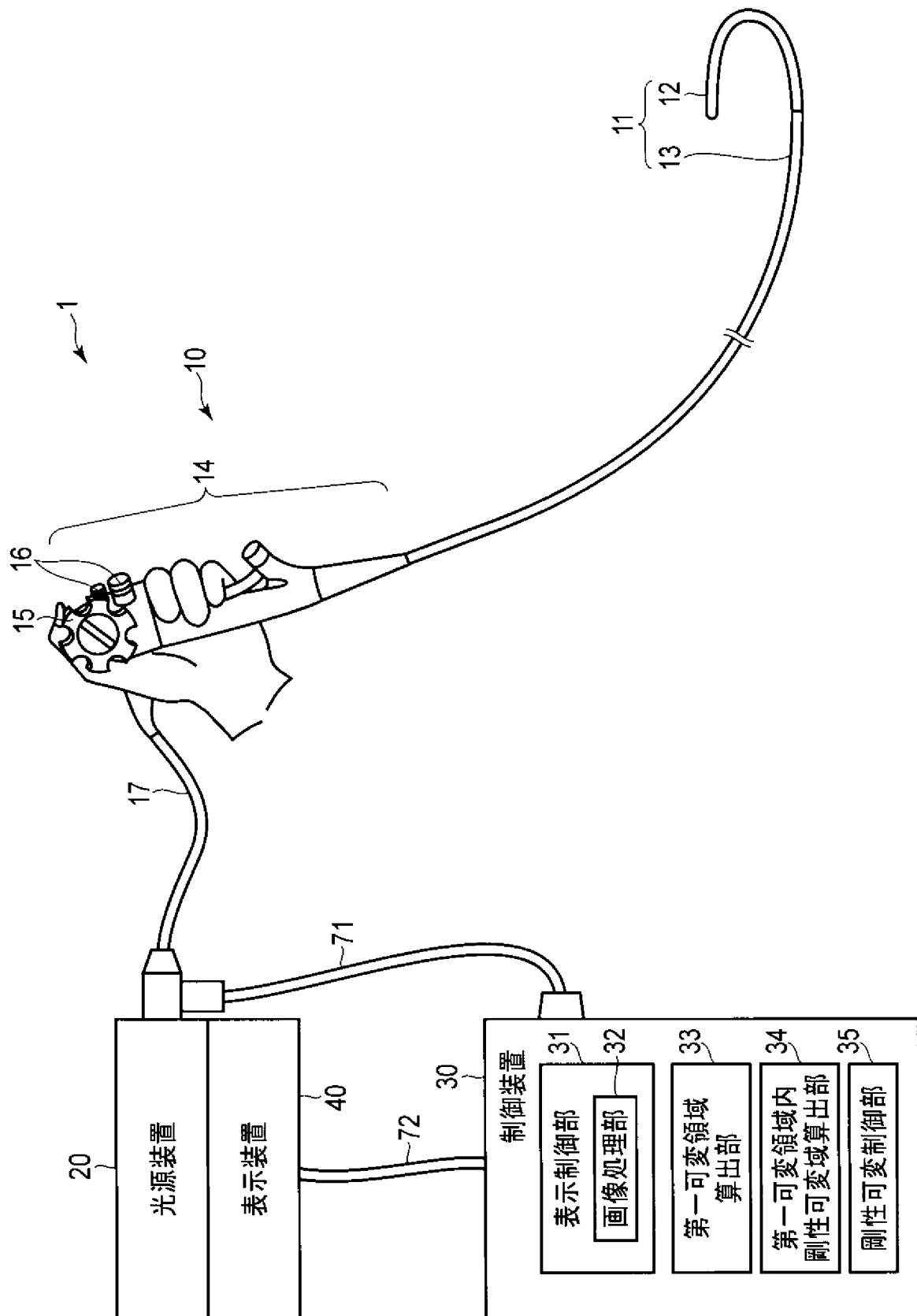
[請求項7] 前記第二可変領域は、前記第三可変領域よりも前記挿入部の先端側に位置していることを特徴とする請求項 6 に記載の制御方法。

[請求項8] 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セグメントを含む範囲に設定されることを特徴とする請求項 6 に記載の制御方法。

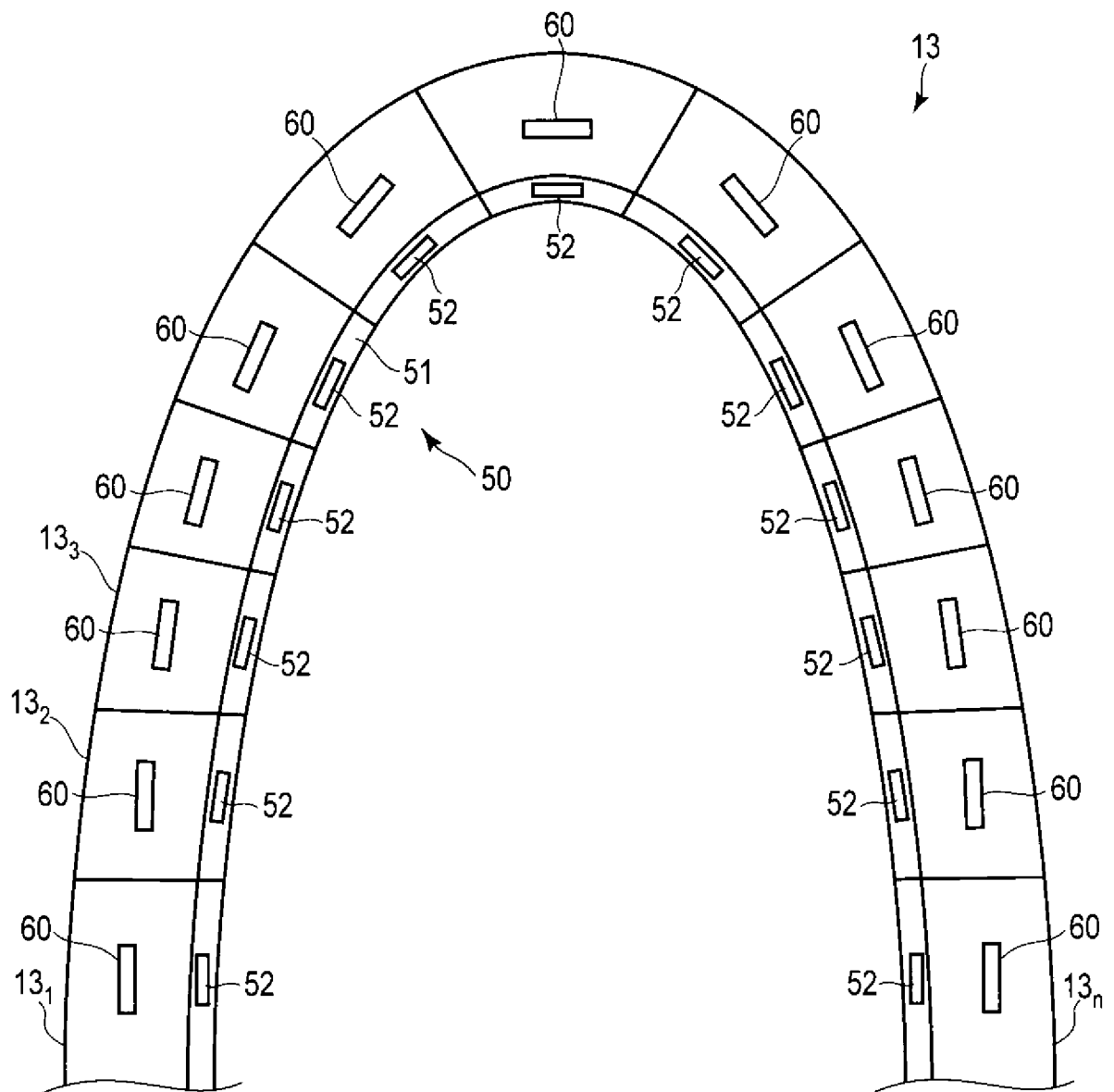
[請求項9] 前記検出ステップは、電磁波、超音波、光の損失、歪み及び X 線吸

収材料のいずれか 1 つ又はこれらの組合せを利用した湾曲センサに基づく検出を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の制御方法。

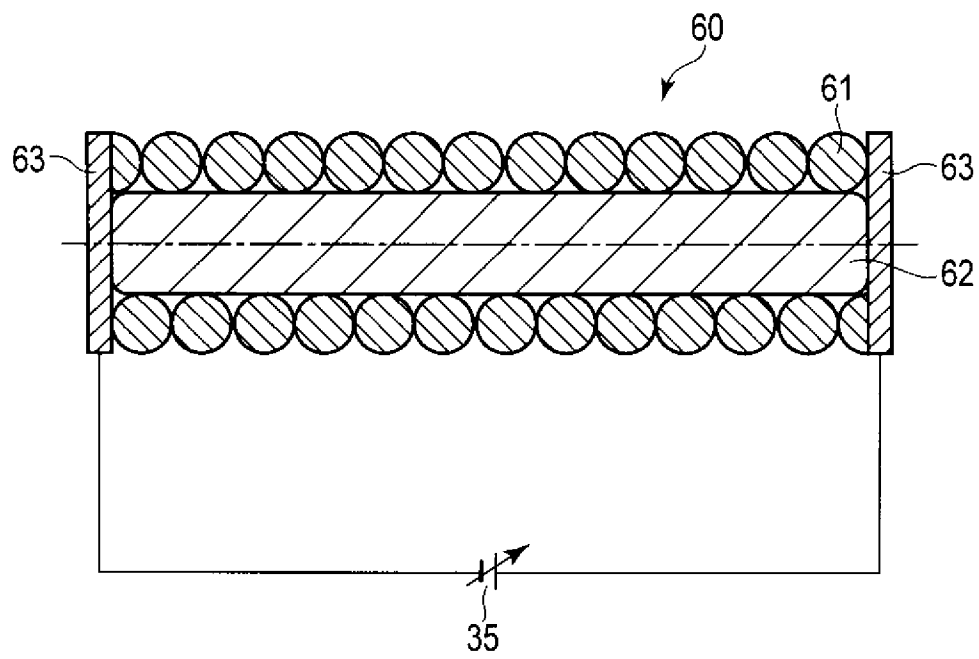
[図1]



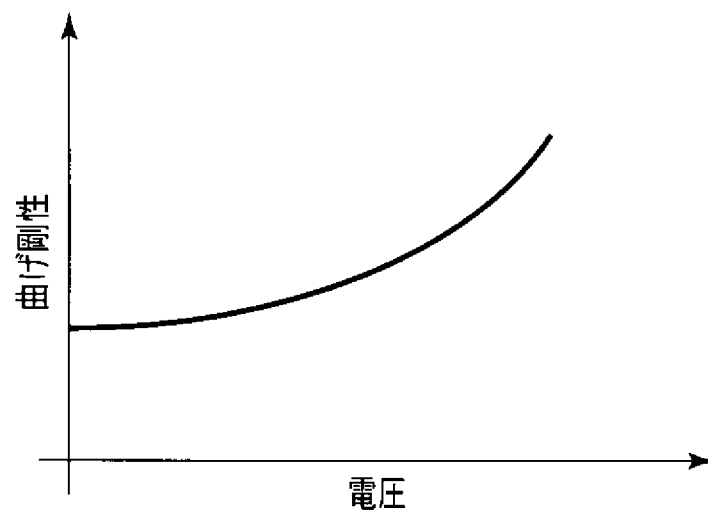
[図2]



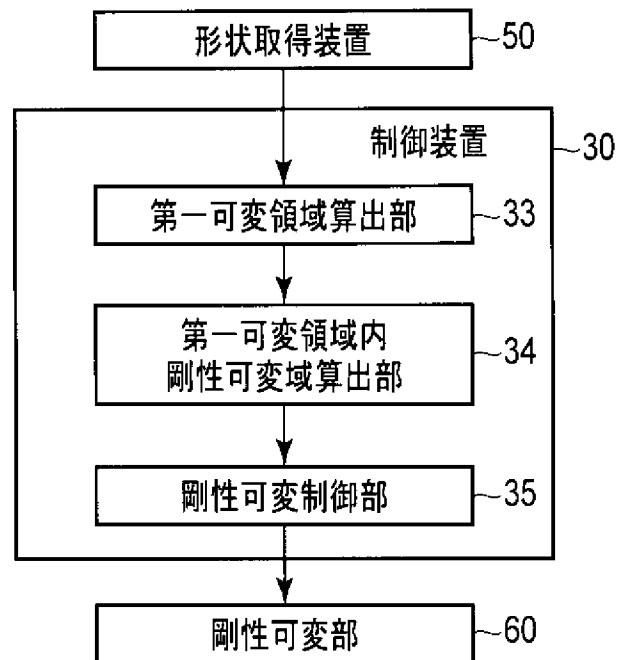
[図3]



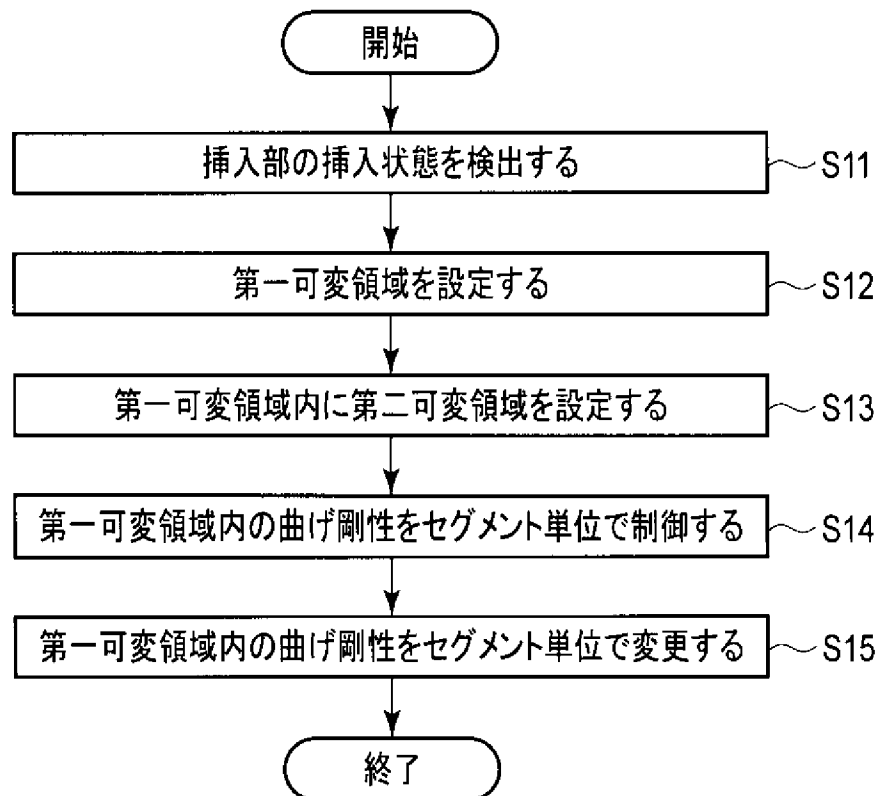
[図4]



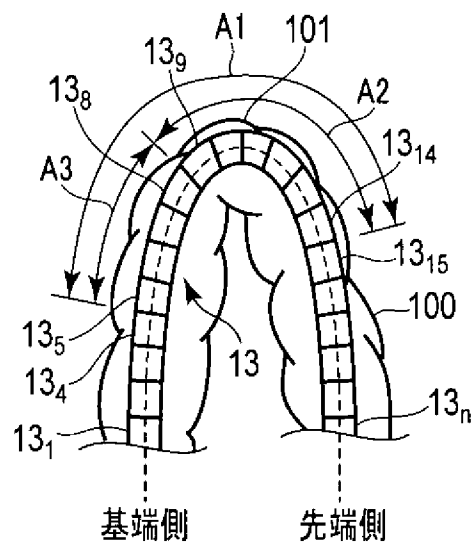
[図5]



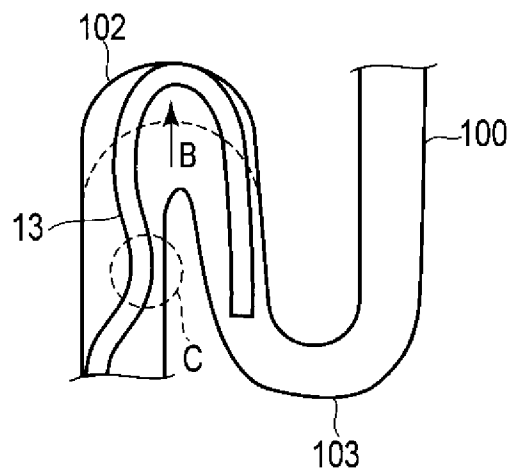
[図6]



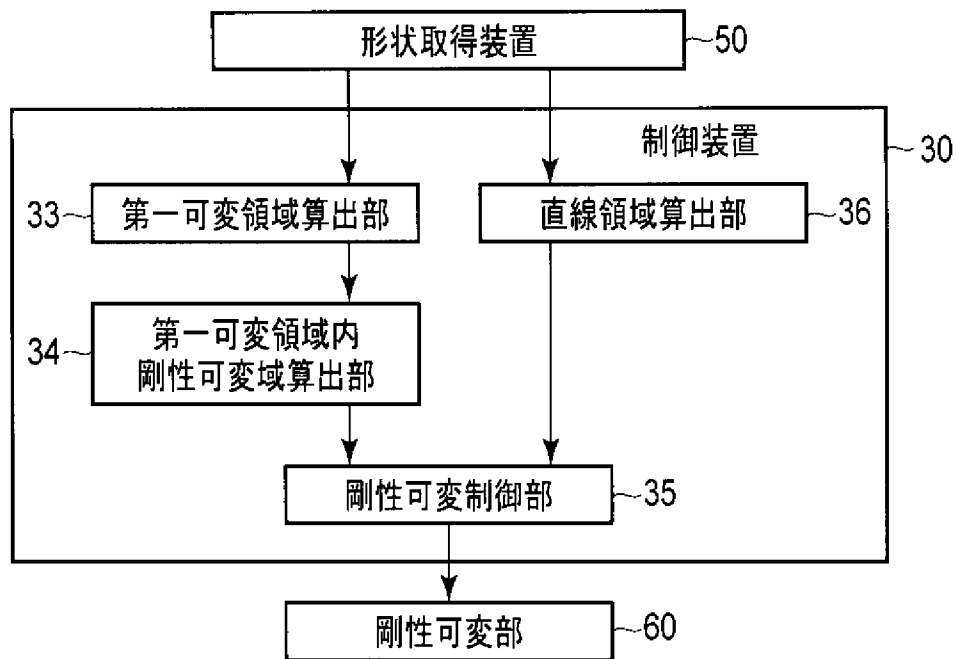
[図7]



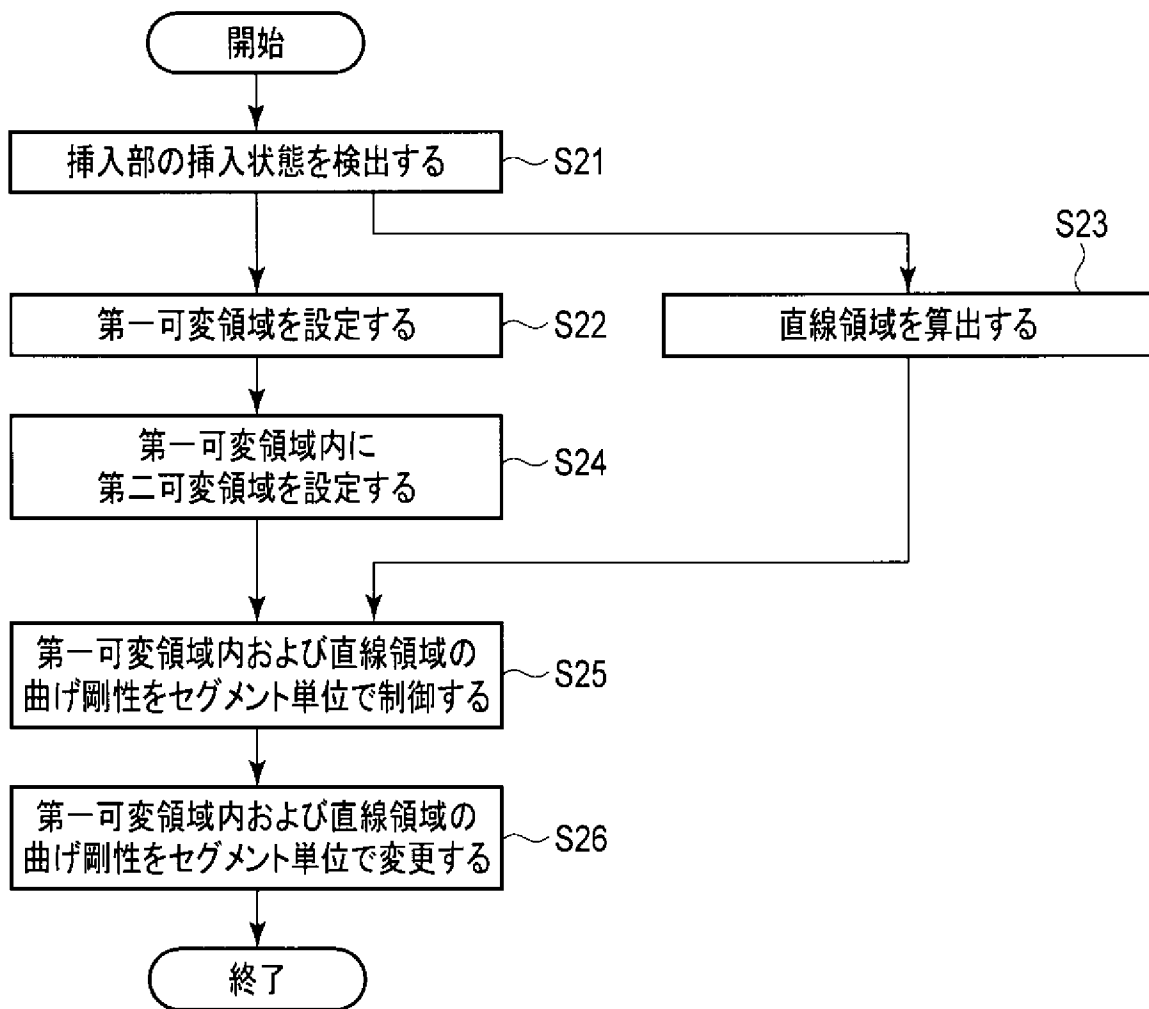
[図8]



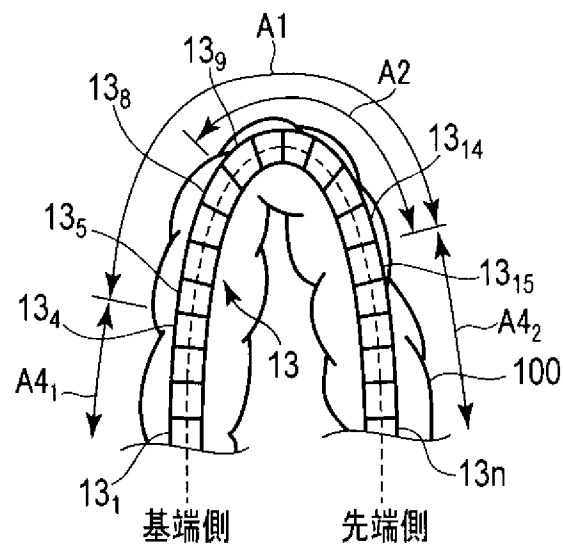
[図9]



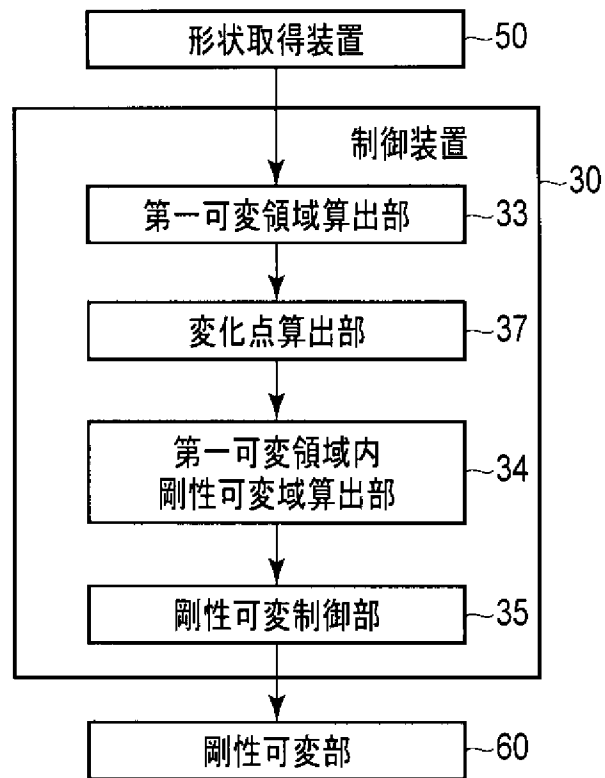
[図10]



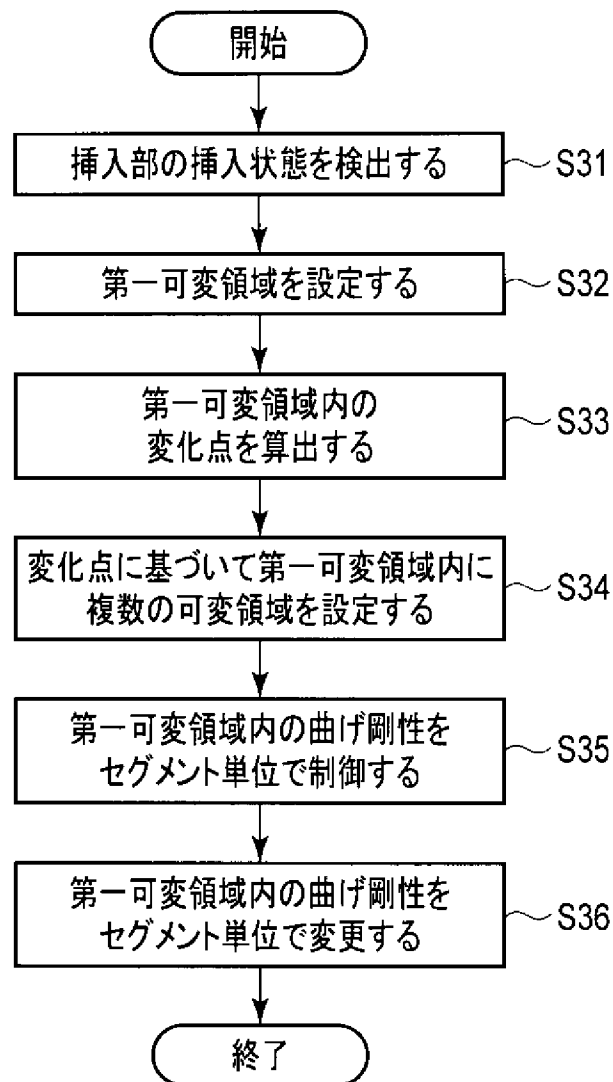
[図11]



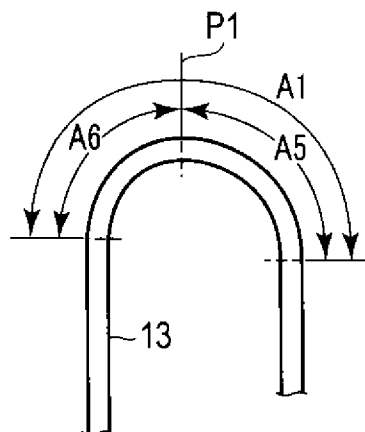
[図12]



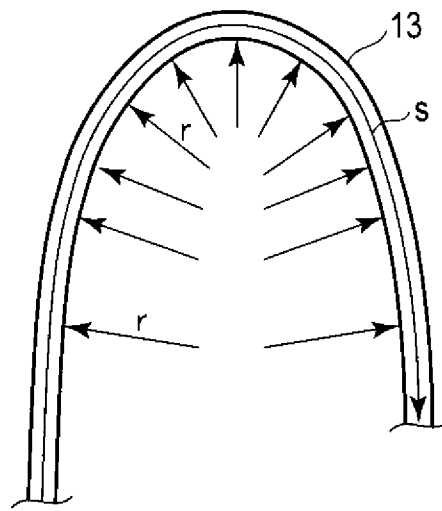
[図13]



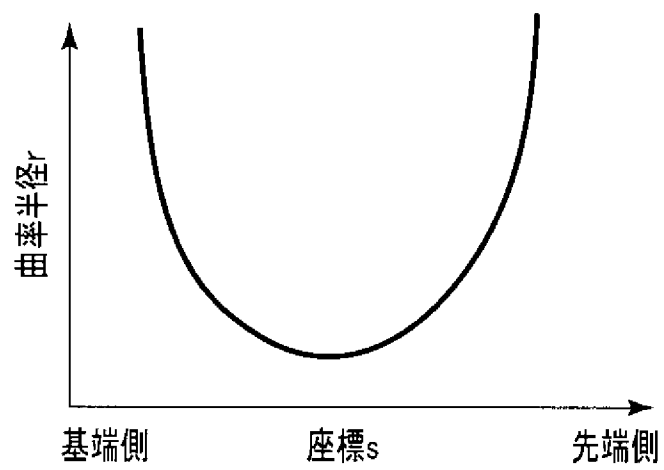
[図14]



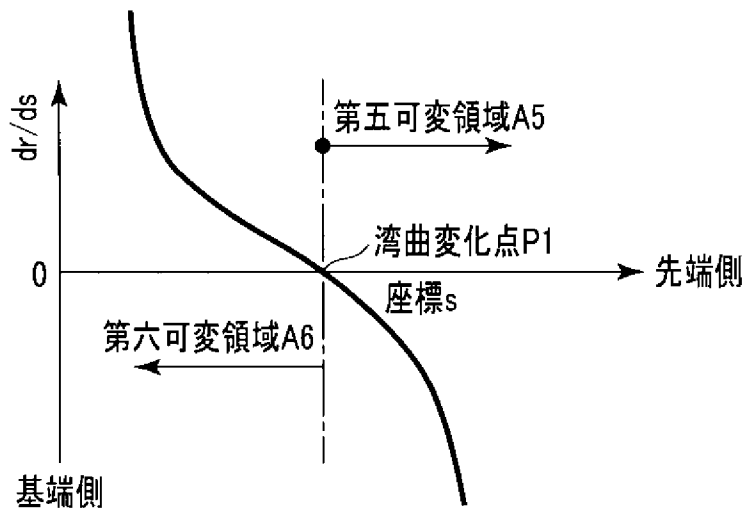
[図15]



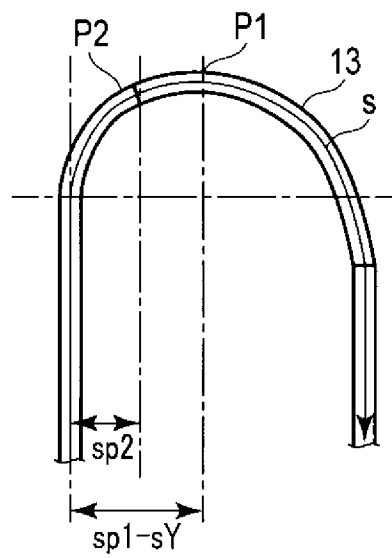
[図16]



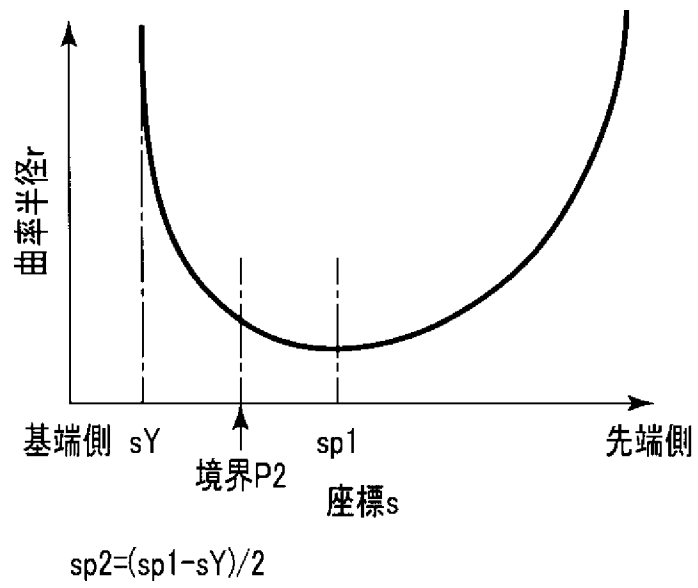
[図17]



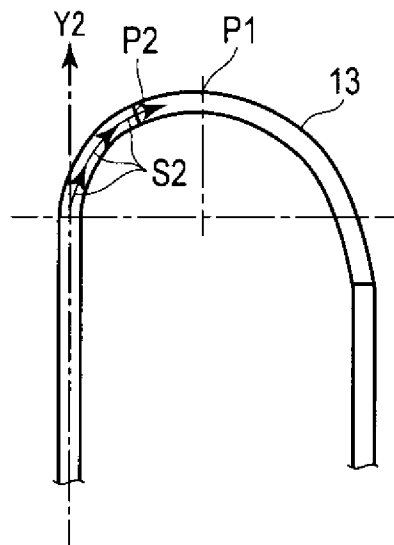
[図18]



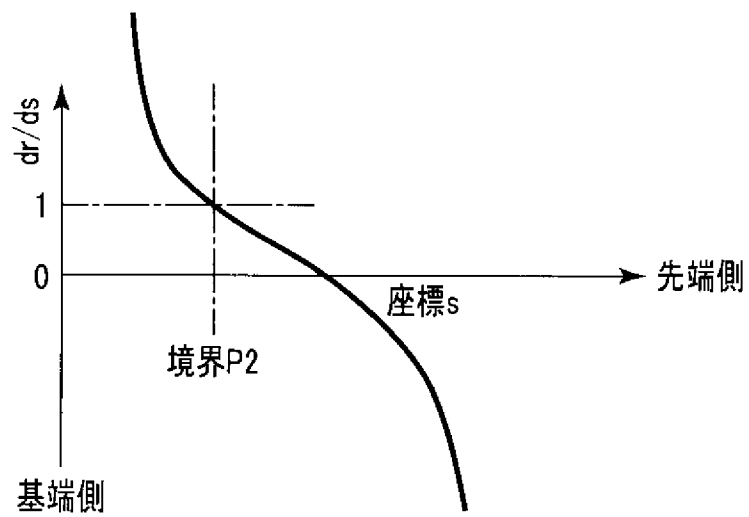
[図19]



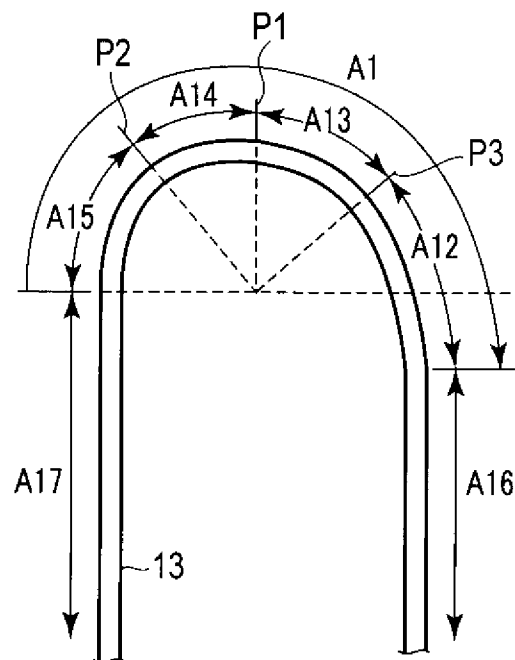
[図20]



[図21]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068559

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 6-181882 A (Toshiba Corp.), 05 July 1994 (05.07.1994), paragraphs [0019] to [0029], [0032] (Family: none)	1-4, 6-8 9 5
Y	JP 2011-245180 A (Fujifilm Corp.), 08 December 2011 (08.12.2011), claim 5; paragraph [0025] (Family: none)	9
A	JP 10-295629 A (Koji IKUTA), 10 November 1998 (10.11.1998), paragraphs [0007], [0014] to [0015] (Family: none)	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07 September 2015 (07.09.15)

Date of mailing of the international search report
15 September 2015 (15.09.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 6-181882 A（株式会社東芝）1994.07.05, 段落0019-0029、0032（ファミリーなし）	1-4, 6-8 9 5
Y	JP 2011-245180 A（富士フイルム株式会社）2011.12.08, 請求項5、段落0025（ファミリーなし）	9
A	JP 10-295629 A（生田 幸士）1998.11.10, 段落0007、0014-0015（ファミリーなし）	1-9

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

07.09.2015

国際調査報告の発送日

15.09.2015

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/J P）
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

野田 洋平

2Q

3210

電話番号 03-3581-1101 内線 3292