

(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
2018年7月26日(26.07.2018)



(10) 国際公開番号

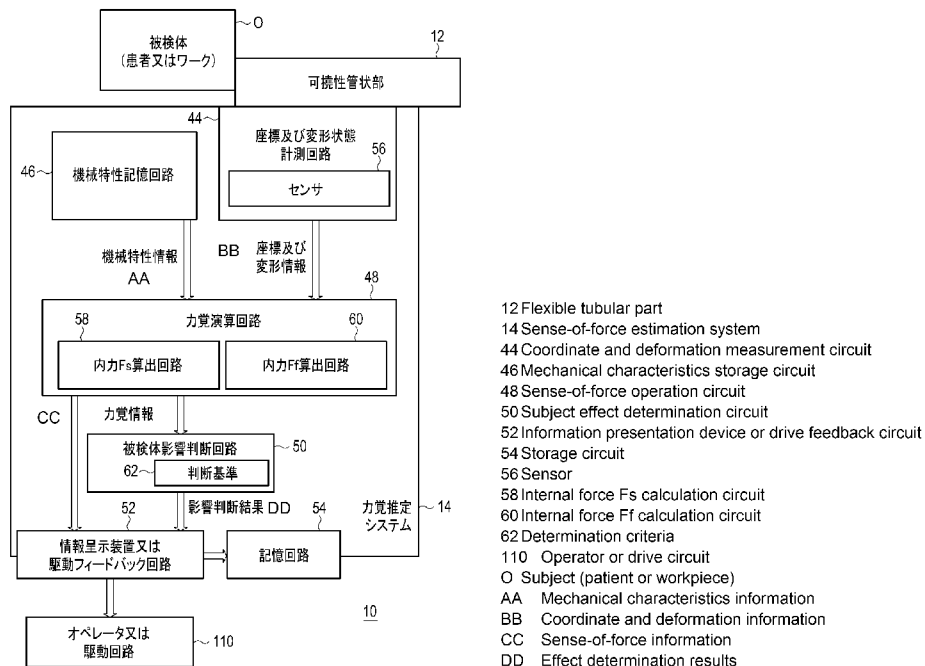
WO 2018/135018 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/005 (2006.01) A61B 1/31 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/020991
- (22) 国際出願日: 2017年6月6日(06.06.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
PCT/JP2017/001431 2017年1月17日(17.01.2017) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 羽根 潤 (HANE, Jun); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 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 東京都港区芝三丁目23番1号 セレスティン芝三井ビルディング11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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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,

(54) Title: SENSE-OF-FORCE ESTIMATION SYSTEM AND SENSE-OF-FORCE-INFORMATION CALCULATION METHOD

(54) 発明の名称: 力覚推定システム及び力覚情報算出方法

[図1]



(57) Abstract: A sense-of-force estimation system (10) that comprises: a flexible tubular part (12); and a sense-of-force estimation system (14) that, on the basis of the deformation and mechanical characteristics at a plurality of longitudinal-direction locations on the flexible tubular part (12), uses an operation to calculate sense-of-force information on the force that is acting at one or more locations on the flexible tubular part (12).

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))

(57) 要約: 力覚推定システム (10) は、可撓性を有する可撓性管状部 (12) と、可撓性管状部 (12) の長手方向の複数の位置における、変形状態と機械特性に基づいて、可撓性管状部 (12) の1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を演算により算出する、力覚推定システム (14) と、を備える。

明 細 書

発明の名称： 力覚推定システム及び力覚情報算出方法

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡挿入部、カテーテル、（医療用）マニピュレータ、などの可撓性を有する可撓性管状部を、被検体の管空内に挿入する作業や、被検体表面や管空内表面等に対して観察、診断、治療（又は修理）などの作業を行う、力覚推定システムに関する。また、本発明は、上記のような可撓性管状部の１つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を算出する力覚情報算出方法に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡挿入部が被検体の体腔内に挿入された際や医療用マニピュレータの先端が被検体の体表面や臓器に接した際に、被検体から受ける力量を測定する測定部が、内視鏡挿入部や医療用マニピュレータの先端部に配設されている例がある。このような測定部は、例えば歪ゲージ（感圧センサ）である。

[0003] このような感圧センサを用いて力を検出する例は、例えば特許文献１（日本国特表２００９－５２２０１６号公報）に開示されている。また、管状挿入部の可撓部に複数の湾曲センサを分布して配置し、複数の湾曲センサの検出情報の組み合わせ演算により、少なくとも上記管状挿入部に加わる外力に関する外力情報を含む操作支援情報を抽出する例が、例えば、特許文献２（日本国特開２０１３－０９４３３７号公報）に開示されている。

[0004] 力の検出結果は、可撓性管状部が被検体の管空内や表面等に接触して湾曲したりする際において、操作の支援を示す操作支援情報として、操作に役立たれている。この操作とは、挿入操作、捻り操作及び湾曲操作を含む。この操作支援情報は、特に被検体が人体等の生体である場合、可撓性管状部の操作時における生体への安全性を確保する観点から、非常に重要となっている。

発明の概要

- [0005] オペレータが可撓性管状部の安全且つ容易な操作を行なうためには、オペレータは、可撓性管状部に掛かる力に関する力覚情報（力の掛かる位置、力の向き、及び力の大きさ）を正確且つ高精度に把握する必要がある。
- [0006] このために、感圧センサや湾曲センサは、可撓性管状部全体に分布するように配設されることが好適である。しかし、可撓性管状部の細径化や、可撓性管状部における限られた配線空間の観点などから、多数のセンサがこのように配設されることは容易ではない。また、力覚情報に加え、力覚推定システムの操作に関わる様々な操作支援情報を同時に検出するセンシングシステムを構築することはさらに難しい。
- [0007] また、形状のみから力を算出する試みもある。これは、負荷（加わる力）の無い状態での形状情報や特定の負荷が掛かった状態での形状情報を蓄積し、その上で形状から負荷状況を判断するものである。しかしながら、様々な負荷に対応した精度の良い負荷の算出をするには、多くの情報蓄積が必要であり、また、可撓性管状部の種類ごとに同様の蓄積された情報が必要となる。
- [0008] その結果、可撓性管状部に加わる力覚情報を精度良く且つ容易に取得することは困難である。力覚情報無しでは、オペレータの経験と技量に負うところが多く、習熟度の低いオペレータは、習熟度の高いオペレータに比較して、操作時における生体への安全性が低くなってしまう。
- [0009] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、可撓性管状部に掛かる力を直接測定しなくても、可撓性管状部に掛かる力に関する力覚情報を容易に取得できる力覚推定システム及び力覚情報算出方法を提供することを目的とする。
- [0010] 本発明の一態様によれば、可撓性を有する可撓性管状部の長手方向の複数の位置における、変形状態と機械特性に基づいて、前記可撓性管状部の1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を演算により算出する、力覚情報算出部を具備する力覚推定システムが提供される。
- [0011] また、本発明の別の態様によれば、可撓性を有する可撓性管状部の、1つ

以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を算出する、力覚情報算出方法であって、前記可撓性管状部の長手方向の複数の位置における、座標と形状を計測、又は、推定する第1のステップと、前記複数の位置において、前記第1のステップで求めた形状と、予め記憶された曲げ剛性とから、前記複数の位置における曲げモーメントを求める第2のステップと、前記第1のステップで求めた前記複数の位置の座標と、前記第2のステップで求めた前記複数の位置における曲げモーメントとから、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を算出する第3のステップと、を有する、力覚情報算出方法が提供される。

[0012] 本発明によれば、可撓性管状部に掛かる力を直接測定しなくても、可撓性管状部に掛かる力に関する力覚情報を容易に取得できる力覚推定システム及び力覚情報算出方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]図1は、本発明の第1実施形態に係る力覚推定システムの全体構成例を示すブロック図である。

[図2]図2は、第1実施形態に係る力覚推定システムのより具体的な全体構成例を示すブロック図である。

[図3]図3は、第1実施形態に係る力覚推定システムの一例としての内視鏡システムの構成例を示す図である。

[図4]図4は、内視鏡挿入部の挿抜に関わる主な操作方向を示す図である。

[図5A]図5Aは、位置センサを内視鏡挿入部に組み込んだ内視鏡の例を示す図である。

[図5B]図5Bは、位置センサと形状センサを内視鏡挿入部に組み込んだ内視鏡の例を示す図である。

[図6]図6は、内視鏡挿入部の位置を検出するための磁気式位置センサの構成を示す図である。

[図7]図7は、位置センサの別の構成例として、被検体の管空の開口部に配置される挿入部センサを説明するための図である。

[図8]図8は、挿入体の湾曲形状を検出する形状センサの構成例を示す図である。

[図9A]図9Aは、真っ直ぐな状態の光ファイバ内を導光する検出用光を示す図である。

[図9B]図9Bは、被検出部が形成された側に湾曲した光ファイバ内を導光する検出用光を示す図である。

[図9C]図9Cは、被検出部が形成された側とは反対側に湾曲した光ファイバ内を導光する検出用光を示す図である。

[図10]図10は、座標や形状の補間を説明するための図である。

[図11A]図11Aは、セグメント分けを説明するための図であって、分ける前を示している。

[図11B]図11Bは、セグメント分けを説明するための図であって、3つに分割した場合のセグメント分け結果を示している。

[図11C]図11Cは、セグメント分けを説明するための図であって、9つに分割した場合のセグメント分け結果を示している。

[図12]図12は、内視鏡挿入部をセグメント分けした様子を示す図である。

[図13]図13は、セグメントSG_iの湾曲形状を示す図である。

[図14]図14は、内視鏡挿入部に加わる押圧力Fと、セグメントSG_i中心から押圧力Fの掛かった位置までのベクトルd_iとを示す図である。

[図15]図15は、力の掛かる位置の単純化を説明するための図である。

[図16A]図16Aは、湾曲と力の向きを無視して力の位置と大きさのみ表示した、想定される荷重分布を示す図である。

[図16B]図16Bは、湾曲と力の向きを無視して力の位置と大きさのみ表示した、単純化した力の配置を示す図である。

[図17A]図17Aは、力検出に用いる範囲の例として全範囲（全セグメント）を示す図である。

[図17B]図17Bは、力検出に用いる範囲の例として先端から所定の範囲（セグメント）を示す図である。

[図17C]図17Cは、力検出に用いる範囲の例として中間の所定の範囲（セグメント）を示す図である。

[図18A]図18Aは、力とセグメント数との関係の一例を示す図である。

[図18B]図18Bは、力とセグメント数との関係の別の例を示す図である。

[図19A]図19Aは、被検体へのダメージの程度を判断する場合の被検体影響判断部の構成例を示す図である。

[図19B]図19Bは、被検体機能への影響の程度を判断する場合の被検体影響判断部の構成例を示す図である。

[図19C]図19Cは、被検体の変形及び移動の程度を判断する場合の被検体影響判断部の構成例を示す図である。

[図20A]図20Aは、内視鏡挿入部を肛門からS状結腸まで挿入した様子を表している図である。

[図20B]図20Bは、内視鏡挿入部を肛門からS状結腸まで挿入した様子の異なる例を表している図である。

[図21]図21は、一般的な内力に基づいて外力を求める力覚情報算出方法を説明するためのフローチャートを示す図である。

[図22]図22は、内力の1つである曲げモーメントに基づいて外力を求める力覚情報算出方法を説明するためのフローチャートを示す図である。

[図23]図23は、図21の力覚情報算出方法の変形例を説明するためのフローチャートを示す図である。

[図24]図24は、図22の力覚情報算出方法の変形例を説明するためのフローチャートを示す図である。

[図25]図25は、本発明の第2実施形態に係る力覚推定システムの全体構成例を示すブロック図である。

[図26]図26は、第2実施形態に係る力覚推定システムのより具体的な全体構成例を示すブロック図である。

[図27]図27は、重力の影響を除いた力覚情報を求める場合の図25又は図26の力覚推定システムの構成例からの変更部分を示す図である。

[図28]図28は、重力センサを操作部に組み込んだ内視鏡の例を示す図である。

[図29]図29は、重力方向を決めるセンサとして磁気式位置センサを用いる場合のアンテナ方向を説明するための図である。

[図30A]図30Aは、重力方向を決めるセンサとして位置センサを用いる場合の位置センサの配置を説明するための図である。

[図30B]図30Bは、重力方向を決めるセンサとして位置センサと形状センサを用いる場合の位置センサの配置を説明するための図である。

[図31]図31は、被検体に挿入された内視鏡挿入部が受ける力を説明するための図である。

[図32]図32は、被検体に挿入された内視鏡挿入部が受ける力を説明するための、図32の部分拡大図である。

[図33]図33は、内視鏡挿入部のある点に作用する j 番目の力 F_j と、セグメント SG_j 中心から j 番目の作用点までのベクトル d_{ij} とを示す図である。

[図34]図34は、各セグメントに掛かる力を説明するための図である。

[図35]図35は、セグメントが被検体内部に接触している接触面に垂直な方向の合力と反力分布とを示す図である。

[図36]図36は、内視鏡挿入部がほとんど高低差無しに被検体内部に挿入されている場合に内視鏡挿入部が受ける力を説明するための図である。

[図37]図37は、第2実施形態に係る力覚推定システムの変形例の全体構成例を示すブロック図である。

実施形態

[0014] 以下、図面を参照して、本発明の実施形態について詳細に説明する。

ここでは、医療用内視鏡に適用した場合を例にとり、実施形態に係る力覚推定システムを説明する。ただし、本発明に係る力覚推定システムは、可撓性管状部を操作して挿入や処置などの操作を行う機器であれば、汎用的に適用出来ることは言うまでも無い。例えば、医療用内視鏡（上部消化管内視鏡、大腸内視鏡、超音波内視鏡、膀胱鏡、腎盂鏡、等）以外にも、カテーテル

や医療用マニピュレータ、工業用内視鏡など、細径の可撓性管状部を備える機器にも適用できる。

[0015] <第1実施形態>

図1に示すように、本発明の第1実施形態に係る力覚推定システム10である内視鏡システムは、可撓性を有し、被検体Oの管空内に挿入される可撓性管状部12である、内視鏡挿入部を備えている。すなわち、本実施形態は、被検体Oの管空、例えば被検体Oである患者の体腔に、可撓性管状部12を挿入し、診断や治療などの作業を行うことを主に想定している。力覚推定システム10は、可撓性管状部12の挿入や作業のための操作の際に、可撓性管状部12が体腔から受ける力、言い換えれば、可撓性管状部12が体腔側に与える力を検出し、可撓性管状部12の1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を演算により算出する力覚推定システム14を備えている。力覚推定システム10は、この算出した力覚情報を用いて、力覚情報や患者への影響判断結果を、オペレータ（医師らの作業員）へ呈示したり、可撓性管状部12の駆動系へフィードバック情報を提供したりすることができる。

[0016] ここで、力覚情報とは、力の位置、向き及び大きさを含む。力覚推定システム14は、可撓性管状部12の長手方向の複数の位置における変形状態と機械特性に基づいて、可撓性管状部12に加わる内力を推定し、この推定した内力に基づいて、力覚情報を算出する。つまり、力覚推定システム10は、可撓性管状部12に加わる一般的な内力に基づいて可撓性管状部12に掛かる力を検出するシステムである。

[0017] 構造物のある断面に作用する内力（internal force）（力、又は、モーメント）のことを、断面力（sectional force）という。断面力には、軸力（axial force）、せん断力（shearing force）、曲げモーメント（bending moment）、捻りモーメント（twisting moment）がある。

[0018] 図2は、より具体的に、可撓性管状部12に加わる曲げモーメントに基づいて、可撓性管状部12に掛かる力を検出するとした、力覚推定システム10Aを示している。この場合、力覚推定システム14Aは、可撓性管状部1

2の長手方向の複数の位置における形状と曲げ剛性に基づいて、可撓性管状部12に加わる第1の曲げモーメントを推定し、この推定した第1の曲げモーメントに基づいて、力覚情報を算出する。

[0019] 以下、各部分について、より詳細に説明していく。

[0020] [被検体Oと管空]

被検体Oは、診断又は治療をされる患者又は患者の臓器を想定する。なお、患者又は臓器の代わりに、モデルとするシミュレーション用の患者モデル又は臓器モデルでも良い。なお、前述したように、医療に特化するものではなく、内部に管空又は空洞部を有する機器、ワーク等でも良いことは勿論である。

[0021] 作業を行う対象は、患者の体腔内の臓器に限定されるものではなく、被検体Oからの外力によって可撓性管状部の変形（湾曲や部分的な向きの変化）が生じる状況であれば、患者の体表面や、切開等によって開かれた体内、人体モデルや臓器モデルの表面／内部であってもよく、また、検査や修理用のマニピュレータ等による、機器や構造体等の被検体Oの表面や内部であっても良い。

[0022] 本実施形態に係る力覚推定システム10、10Aの対象である被検体Oの管空は、消化器や気管支や泌尿器等である。また、管空以外にも、手術等で開腹した臓器なども対象とする。ここでは、大腸を例に挙げる。大腸は、人によって形状や長さや配置が異なり、時間の経過や機器の挿入等によって形状が特に変化し得る臓器である。

[0023] [内視鏡システム]

本実施形態に係る力覚推定システム10、10Aは、可撓性管状部12である内視鏡挿入部を含めた内視鏡システムに適用される。

[0024] 図3に示すように、内視鏡システム10'は、観察対象物を内視鏡挿入部先端に設けた撮像部にて撮像する内視鏡16と、撮像結果を画像処理する画像処理装置18（ビデオプロセッサ）と、画像処理装置18と接続し、撮像され、画像処理された観察画像を表示する表示部であるモニタ20と、を有

している。ここで、観察対象物とは、被検体〇（例えば体腔（管腔））内における患部や病変部等である。

[0025] また内視鏡システム１０’は、内視鏡１６に向けて照明光を出射する光源装置２２と、照明光とは異なる、後述する形状センサの検出用の光を出射し、この光を検出する光出射検出装置２４と、内視鏡システム１０’を制御する制御装置２６と、を有している。

[0026] 内視鏡１６には、可撓性管状部１２である細長い内視鏡挿入部１２’と、内視鏡挿入部１２’の基端部と連結した操作部２８と、が配設される。内視鏡１６は、管状の内視鏡挿入部１２’を体腔内に挿入する管状部挿入装置である。

[0027] 内視鏡挿入部１２’は、内視鏡挿入部１２’の先端部側から基端部側に向かって、先端硬質部３０と、湾曲する湾曲部３２と、可撓管部３４と、を有している。先端硬質部３０の基端部は湾曲部３２の先端部と連結し、湾曲部３２の基端部は可撓管部３４の基端部と連結している。

[0028] 先端硬質部３０は、内視鏡挿入部１２’の先端部及び内視鏡１６の先端部であり、硬く、ここに撮像部が配置される。

[0029] 湾曲部３２は、操作部２８に設けられた湾曲操作部３６のオペレータの操作に応じて、所望の方向に湾曲する。湾曲部３２を湾曲させ、先端硬質部３０の位置と向きを変え、観察対象物を撮像部の観察視野内に捉えて、照明光を観察対象物に照明する。湾曲部３２は、図示しない節輪が内視鏡挿入部１２’の長手方向に沿って連結され、構成される。

[0030] 可撓管部３４は、所望な可撓性を有しており、外力によって曲がる。可撓管部３４は、操作部２８の本体部３８から延出されている管状部材である。可撓性が有ることによって、湾曲部３２を湾曲操作したり、ねじったりしながら、被検体〇である患者の消化器や気管支や泌尿器等の管空へ挿入していくことが可能となる。

[0031] ここで、内視鏡挿入部１２’の挿抜に関わる主な操作方向は、図４に双方向矢印Ａ１で示すような、管空内に挿入された内視鏡挿入部１２’の挿抜方

向と、双方向矢印A 2で示すような、操作部2 8の回動を伴う捻り（回転）方向と、がある。また、内視鏡挿入部1 2'の湾曲に関わる主な操作方向は、双方向矢印A 3で示すような、湾曲操作部3 6の操作による湾曲部3 2の上下方向と、双方向矢印A 4で示すような、湾曲操作部3 6の操作による湾曲部3 2の左右方向と、がある。

[0032] 操作部2 8は、可撓管部3 4が延出している本体部3 8と、本体部3 8の基端部と連結し、内視鏡1 6を操作するオペレータによって把持される把持部4 0と、把持部4 0と接続しているユニバーサルコード4 2と、を有している。上記湾曲操作部3 6は、把持部4 0に配置されている。

[0033] [力覚推定システム1 4、1 4 A]

図1に示すように、力覚推定システム1 4は、座標及び変形状態計測回路4 4と、機械特性記憶回路4 6と、力覚演算回路4 8と、被検体影響判断回路5 0と、情報呈示装置又は駆動フィードバック回路5 2と、記憶回路5 4と、を備えている。

[0034] また、図2に示すように、力覚推定システム1 4 Aは、座標及び形状計測回路4 4 Aと、曲げ剛性記憶回路4 6 Aと、力覚演算回路4 8 Aと、被検体影響判断回路5 0と、情報呈示装置又は駆動フィードバック回路5 2と、記憶回路5 4と、を備えている。

[0035] なお、座標及び変形状態計測回路4 4と座標及び形状計測回路4 4 Aとは、センサ5 6を有している。また、力覚演算回路4 8は、第1の内力 F_s を算出する内力 F_s 算出回路5 8と第2の内力 F_f を算出する内力 F_f 算出回路6 0とを有しており、力覚演算回路4 8 Aは、第1の曲げモーメント M_b を算出する曲げモーメント M_b 算出回路5 8 Aと第2の曲げモーメント M_f を算出する曲げモーメント M_f 算出回路6 0 Aとを有している。被検体影響判断回路5 0は、判断基準記憶回路6 2を有している。

[0036] [センサ5 6]

座標及び変形状態計測回路4 4又は座標及び形状計測回路4 4 Aが有するセンサ5 6は、図3に示すように、可撓性管状部1 2である内視鏡挿入部1

2' の長手方向の複数の位置における位置（座標）及び変形状態（伸縮、湾曲、ねじれ、形状など）を検出するためのものである。なお、検出された位置及び変形状態は、モニタ 20 に表示されても良い。

[0037] 位置情報や変形状態の情報は、センサ 56 から直接得られる情報、又は、センサ 56 から得られた情報を加工して得られる情報である。後者の場合、センサ 56 から得られた情報を加工するための既存の加工回路などは、別途必要になる可能性が有るが、詳細な説明及び図示は省略する。また、この加工回路などは、座標及び変形状態計測回路 44 と座標及び形状計測回路 44 A に組み込まれることもできる。

[0038] このようなセンサ 56 としては、位置センサ 64（図 5 A 参照）と形状センサ 66（図 5 B 参照）の少なくとも一方を利用することができる。なお、座標及び変形状態計測回路 44 におけるセンサ 56 としては、捻りモーメントを検出する捻りセンサや伸縮力を検出するセンサ等も利用可能である。

[0039] 複数の位置センサ 64 を内視鏡挿入部 12' に分布するように配置すれば、検出される複数の位置を補間することで、湾曲形状も検出が可能である。

[0040] また、形状センサ 66 としては、複数の湾曲センサを内視鏡挿入部 12' に配置することで、全体形状が検出可能である。これに、内視鏡挿入部 12' の特定箇所での位置及び向きが判別できれば、内視鏡挿入部 12' の各部の位置も検出可能である。

[0041] これらの位置センサ 64 や形状センサ 66 は、内視鏡挿入部 12' だけでなく、隣接する部分、例えば、操作部 28 に組み込まれていても良い。操作部 28 は、内視鏡挿入部 12' に隣り合う部分でもある。このとき、これらのセンサは、内視鏡挿入部 12' の少なくとも一部を含む部分、例えば、内視鏡挿入部 12' と操作部 28、の位置や形状を検出することが可能とする。

[0042] また、これらのセンサは、内視鏡挿入部 12' やその周辺部に組み込まれていて、随時位置や形状を求めても良いし、着脱可能となっていて、位置や形状を求めたい時のみ装着しても良い。着脱の一例として、これらセンサを

備えるプローブが内視鏡挿入部 1 2' の内部に配置される鉗子チャンネルに挿抜されることが挙げられる。

[0043] さらに、位置センサ 6 4 と形状センサ 6 6 とを適宜組み合わせ配置することも可能であり、それにより内視鏡挿入部 1 2' の位置と形状を算出できる。

[0044] 図 5 A は、内視鏡挿入部 1 2' に分布するよう配置された、複数の位置センサ 6 4 を内視鏡挿入部 1 2' に組み込んだ内視鏡 1 6 の例を示している。

[0045] また、図 5 B は、内視鏡挿入部 1 2' に分布するよう配置された複数の位置センサ 6 4 と、内視鏡挿入部 1 2' の長手方向に沿って配置された形状センサ 6 6 とを、内視鏡挿入部 1 2' に組み込んだ内視鏡 1 6 の例を示している。

[0046] この位置センサ 6 4 と形状センサ 6 6 によって、内視鏡挿入部 1 2' の形状及び配置が検出できる。また、形状センサ 6 6 によって、内視鏡挿入部 1 2' の部分ごとの曲率を求めることができる。

[0047] [位置センサ 6 4]

位置センサ 6 4 によって、被検体 O や被検体 O が置かれた場所（室内など）に対する内視鏡挿入部 1 2' の（相対）位置を検出することができる。位置センサ 6 4 には、磁気式、超音波方式、光学式、加速度センサを用いた方式、などが知られている。

[0048] 例えば、磁気式の位置センサ 6 4 は、図 6 に示すように、磁気コイル 6 8 によって構成され、このような磁気コイル 6 8 を用いた位置センサ 6 4 を内視鏡挿入部 1 2' に設け、受発信機の一方を室内に配置する。図 6 の例では、磁気アンテナ 7 0 を室内に設置する。これにより、室内での内視鏡挿入部 1 2' の位置が検出できる。なお、磁気アンテナ 7 0 を被検体 O に取り付ければ、被検体 O に対する内視鏡挿入部 1 2' の相対位置が検出可能である。

[0049] また、磁気式の位置センサ 6 4 では、向きも検出可能である。そこで、内視鏡挿入部 1 2' の長手方向に関して同じ位置で周方向に異なる位置に、複数の磁気コイル 6 8 を配置することにより、単に位置だけでなく、内視鏡挿

入部 1 2' の配置及び姿勢も検出可能となる。

[0050] また、被検体 O に対する内視鏡挿入部 1 2' の相対位置を検出するための位置センサ 6 4 の例としては、図 7 に示すような挿入部センサ 7 2 も挙げられる。すなわち、内視鏡挿入部 1 2' の挿入量と回転量を検出する挿入部センサ 7 2 を被検体 O である患者の管腔の入口 7 4 に配置し、形状センサ 6 6 と組み合わせることで、内視鏡挿入部 1 2' の各部の位置も検出が可能となる。

[0051] なお、形状センサ 6 6 の後端が固定位置、例えば、室内にある診察台や、画像処理装置 1 8 などが搭載されたラック 7 6（図 3 参照）に固定されていれば、挿入部センサ 7 2 を用いずとも挿入量の検出は可能である。

[0052] [形状センサ 6 6]

形状センサ 6 6 としては、光ファイバを用いて特定箇所の曲率（湾曲量）から曲げを検出する曲げセンサであるファイバセンサが、好適である。このファイバセンサは、（１）細径で内視鏡 1 6 に組み込み易い、（２）他の構成の影響を受け難い、という特徴を有している。他の構成とは、例えば、湾曲部 3 2 のために内視鏡挿入部 1 2' の内部に配置される操作ワイヤといった内蔵物を含む。

[0053] 図 8 に示すように、ファイバセンサ 7 8 は、内視鏡挿入部 1 2' の長手方向に沿って光ファイバ 8 0 を設け、この光ファイバ 8 0 の特定箇所に被検出部 8 2 を配置し、検出した曲率から内視鏡挿入部 1 2' の湾曲形状を検出する。

[0054] 具体的には、ファイバセンサ 7 8 は、例えば、LED により構成され、内視鏡 1 6 で使用される照明光とは異なる少なくとも 1 つの波長の検出用光を出射する光源 8 4 を有している。なお、複数の被検出部 8 2 を用いた場合には、異なる複数の波長の検出用光を出射する構成であることが好ましい。光源 8 4 から出射された検出用光は、投光レンズ 8 6 と、アイソレータ 8 8 と、反射ミラー 9 0 と、第 1 集光レンズ 9 2 とを介して、光ファイバ 8 0 の基端側から、光ファイバ 8 0 に入射される。

- [0055] 光ファイバ80によって導光された検出用光は、光ファイバ80の先端側に設けられた反射部94で反射され、検出用光として、再度、光ファイバ80内を進行して、光ファイバ80から出射される。
- [0056] 光ファイバ80から出射された検出用光は、第1集光レンズ92を透過した後、反射ミラー90で屈曲されて分岐され、第2集光レンズ96を介して光検出部98に受光される。光検出部98は、光電変換素子等で構成され、湾曲により変化する検出用光の光強度に基づく形状信号を出力する。形状演算部100は、光検出部98からの形状信号に基づき、実際に内視鏡挿入部12'の湾曲形状の曲率を演算出力する。
- [0057] 被検出部82は、光ファイバ80の特定箇所の外周面に取り付けられて、導光される検出用光を吸収して光強度を減少させる、即ち、光伝達量を減少させている。従って、被検出部82に照射される光量が多いほど、光伝達量が小さくなる。つまり、光ファイバ80が、図9Aに示す真っ直ぐな状態から、図9B又は図9Cに示す何れかの湾曲状態に変化すると、同期するように検出用光の光伝達量にも増減の変化が発生する。この検出用光の光伝達量の変化は、光検出部98が受光する光強度の変化となり、形状演算部100は、被検出部82の湾曲方向と、この光量の変化に基づく検出信号から光ファイバ80の曲率を算出することができる。
- [0058] このファイバセンサ78は、1つの被検出部82によって、その周囲の湾曲量を検出することが可能である。複数の被検出部82を光ファイバ80の軸回り方向に複数配置することで、湾曲方向も検出可能となる。さらに、光ファイバ80の長手方向に複数配置することによって、湾曲形状も検出が可能となる。
- [0059] この方式は、検出部が安価に構成できるので、量産製品に向けたセンサとなっている。この他にも、FBG方式と言われる光ファイバにグレーティングを形成した方式がある。この方式は、検出部が複雑で高価になりがちだが、1本の光ファイバに検出点を複数設けたり、高精度に曲げを検出したりすることができる。

[0060] こうしたファイバセンサ 7 8 を 1 つ乃至は複数用いて形状センサ 6 6 とすることで、内視鏡挿入部 1 2' の所望の範囲の湾曲形状を検出する湾曲センサとすることができる。

[0061] なお、形状センサ 6 6 は、ファイバセンサ 7 8 に限定されるものではなく、機能、サイズ、等を満足するものであれば、どのようなセンサであっても良い。例えば、1 つ以上のカメラ画像から、可撓性管状部 1 2 の形状を算出しても良い。

[0062] なお、以上説明したようなセンサ 5 6 を除いた力覚推定システム 1 4、1 4 A の構成部分の全部又は一部は、ハードウェア回路として構成されて 1 つの筐体内に收容され、図 3 に示すように、その筐体 1 0 2 が内視鏡システム 1 0' の制御装置 2 6 などが搭載されたラック 7 6 に搭載されることができ。また、それら構成部分の全部又は一部を構成するハードウェア回路を、内視鏡システム 1 0' の制御装置 2 6 に組み込んでも良い。さらには、所望の結果を得られるのであれば、センサ 5 6 を除いた力覚推定システム 1 4、1 4 A の構成部分の一部は、内視鏡挿入部 1 2' 内及び／又は操作部 2 8 内に配置しても良い。

[0063] 以下、センサ 5 6 を除いた力覚推定システム 1 4、1 4 A の構成部分について、更に詳しく説明する。

[0064] [座標及び変形状態計測回路 4 4、座標及び形状計測回路 4 4 A]

座標及び変形状態計測回路 4 4 は、センサ 5 6、例えば位置センサ 6 4 と形状センサ 6 6 の少なくとも一方、の検出結果から、内視鏡挿入部 1 2' の各部の座標及び変形情報を求める。また、座標及び形状計測回路 4 4 A は、センサ 5 6 の検出結果から、内視鏡挿入部 1 2' の各部の座標及び形状を求める。なお、センサ 5 6 から直接得られる情報が座標及び変形情報又は形状になっていない場合には、センサ 5 6 から得られた情報を加工する処理も、これら座標及び変形状態計測回路 4 4、又は、座標及び形状計測回路 4 4 A で行う。

[0065] 座標は、慣性座標系の座標であることが望ましいが、診断又は治療中の人

体など、動きが遅い場合には、こうした動きのある対象物を基準とした座標系でも構わない。

[0066] 形状は、望ましくは曲率で表す。曲率は内視鏡挿入部 1 2' の特定の箇所での湾曲度合いを表すが、曲率の代わりに特定の範囲の湾曲量、即ち、湾曲角度で表しても良い。

[0067] 座標及び曲率は、最終的には、後述する処理を行って力覚情報（力の位置、向き及び大きさ）を得ることができれば、曲率を湾曲量で置き換えるというように、他の量的表現に置き換えても良い。

[0068] 座標と形状は、搭載しているセンサ 5 6 の出力から全てを直接求められなくても、内視鏡挿入部 1 2' の各部の位置や形状を補間することで、必要な情報を適宜算出するものとする。例えば、図 10 において、複数の丸が位置センサ 6 4 で検出された座標を表しており、これらを曲線などで結ぶことが補間の一例である。同様に、形状が分かっている、少なくとも一点の座標が分かれば、そこを起点にどの位置での座標及び形状も計算により求めることができる。このように、センサ 5 6 から得られた情報を用いて適宜補間等することによって、内視鏡挿入部 1 2' のどの位置での座標や形状を求めることができる。

[0069] また、センサ 5 6 として、複数の位置センサ 6 4 を内視鏡挿入部 1 2' に配置すれば、検出される複数の位置を補間することで、湾曲形状も検出が可能である。

[0070] また、センサ 5 6 として、複数の形状センサ 6 6（複数の湾曲センサ）を内視鏡挿入部 1 2' に配置することで、全体形状が検出可能である。これに、内視鏡挿入部 1 2' の特定箇所での位置及び向きが分かれば、内視鏡挿入部 1 2' の各部の位置も検出可能である。

[0071] さらに、位置センサ 6 4 と形状センサ 6 6 とを適宜組み合わせて配置することも可能であり、これにより、内視鏡挿入部 1 2' の各部の位置と形状を精度良く算出できる。

[0072] また、後述する力覚演算の処理を行うために、内視鏡挿入部 1 2' を（仮

想的に) セグメント分けすることが望ましい。この処理は、力覚演算のために必須とは言えないが、力覚演算の処理を行ったり、力覚演算についての理解を深めたりするために便利なため、導入する。

[0073] 図 1 1 A は、真っ直ぐな状態の内視鏡挿入部 1 2' の例を表しており、センサ検出箇所 S 1 ~ S 3 は、センサ 5 6 により、位置 (座標) 及び曲率の少なくとも一方を直接検出可能な場所の例を表している。

[0074] この内視鏡挿入部 1 2' を、図 1 1 B に示すように、センサ 5 6 の検出箇所 S 1 ~ S 3 に応じて、セグメント (1) ~ セグメント (3) の 3 つのセグメントにセグメント分けすると、セグメント (1) ~ セグメント (3) のそれぞれの位置及び曲率を求めることができる。しかし、センサ 5 6 による検出箇所の数が少ないと、セグメントごとの接続部で湾曲形状を示す曲率の差が大きくなって、滑らかな形とならなくなる可能性がある。こうなると、位置や形状の検出精度があまり高くなる可能性がある。

[0075] そこで、この内視鏡挿入部 1 2' を、図 1 1 C に示すように、より細かいセグメント分けをするものとする。セグメント (1) ~ セグメント (9) のそれぞれの位置及び曲率は、センサ 5 6 の検出箇所 S 1 ~ S 3 での値を補間することで求めることができる。こうすることによって、セグメントごとの接続部で湾曲形状を示す曲率の差が小さくなり、滑らかな形で内視鏡挿入部 1 2' の位置及び形状を再現でき、位置及び形状の検出精度を高めることができる。

[0076] また、細かく分割したセグメントを利用して、後述する力の作用箇所を指定しても良い。

[0077] 座標及び変形状態計測回路 4 4、座標及び形状計測回路 4 4 A では、セグメント分けした個々のセグメントに対応した、座標と曲率を算出するものとする。

[0078] セグメントの長さ等を決定する分割の仕方は、力覚情報の算出に必要な算出精度に応じたものにすると共に、リアルタイムで処理する際には、所定の時間で必要な処理が完了するよう、処理可能な演算量に応じたものとする。

さらに、セグメント分けは、必ずしも内視鏡挿入部 1 2' の全長に渡って行う必要は無く、必要な範囲のみ行えば良い。また、必要最小限の処理を行うことを目的として、曲率の大きい部分は細かく分割し、曲率の小さい部分は粗く分割するということを、リアルタイムに行っても良い。

[0079] なお、「セグメント分けが必須ではない」と記載したのは、仮想的に分けてなくても（即ち、こうした概念を導入しなくても）、以下の各構成部分の説明、座標及び曲率の算出、等は可能なためである。

[0080] 以下では、セグメント分けしてあることを前提に、説明を行う。

[0081] [機械特性記憶回路 4 6、曲げ剛性記憶回路 4 6 A]

機械特性記憶回路 4 6 は、セグメント分けした各セグメントの機械特性を記憶する半導体メモリである。ここで、機械特性とは、内視鏡挿入部 1 2' の各セグメントの機械的な特性を示す指標である。例えば、各セグメントのヤング率又は質量、一定の捻り量を生じさせるのに必要な捻りモーメントの大きさ、一定の伸縮をするのに必要な圧縮力又は引っ張り力の大きさ、等が挙げられる。

[0082] また、曲げ剛性記憶回路 4 6 A は、セグメント分けした各セグメントの曲げ剛性を記憶する半導体メモリである。曲げ剛性は、内視鏡挿入部 1 2' の各セグメントの曲げ難さを示す指標であり、内視鏡挿入部 1 2' の各セグメントの機械特性の 1 つである。

[0083] こうした機械特性又は曲げ剛性は、最終的には、後述する処理を行って力覚情報を得ることができれば、他の量的表現に置き換えても良い。

[0084] また、力覚の検出精度によるが、各セグメントの機械特性又は曲げ剛性を厳密に記憶しておく必要は必ずしも無く、1 つの値で代表したり、セグメント数より少ない数の値を記憶したりしておいても良い。また、セグメントごとではなく、内視鏡挿入部 1 2' の先端又は基端からの距離に応じた値の配列や関数であっても構わない。

[0085] なお、このような機械特性記憶回路 4 6 又は曲げ剛性記憶回路 4 6 A を独立した構成として設ける代わりに、詳細を後述する力覚演算回路 4 8 又は 4

8 Aの中に設けたメモリに、特に、処理内容の定数として、記憶しても良い。

[0086] この各セグメントの機械特性又は曲げ剛性は、内視鏡挿入部12'の個体ごとに値を設定できることが望ましい。また、機械特性又は曲げ剛性の値を変更可能にしておくことで、内視鏡挿入部12'の経時変化に対応した最新の値を、力覚演算回路48、48Aで使えるようになる。

[0087] [力覚演算回路48、48A]

力覚演算回路48は、座標及び変形状態計測回路44にて計測され算出され出力される、各セグメントの座標及び変形情報と、機械特性記憶回路46から出力される各セグメントの機械特性情報とに基づいて、内視鏡挿入部12'の長手方向の1つ以上の位置に掛かる力についての力覚情報（力の情報）を算出する。

[0088] また、力覚演算回路48Aは、座標及び形状計測回路44Aにて計測され算出され出力される、各セグメントの座標及び形状と、曲げ剛性記憶回路46Aから出力される各セグメントの曲げ剛性情報とに基づいて、内視鏡挿入部12'の長手方向の1つ以上の位置に掛かる力についての力覚情報を算出する。

[0089] 力覚情報とは、力の掛かる位置、力の向き、力の大きさ、の内の少なくとも1つ以上の情報である。力覚情報の、位置、向き及び大きさの内、既知のものがあれば、力覚情報から除外して構わない。また、不要な情報、例えば、オペレータらへの呈示情報としない情報、も除外して構わない。

[0090] 力覚情報の算出は、力学的な原理に基づいて行うものとする。

[0091] 力覚情報の算出の例として、以下の条件に基づく例を示す。

力覚演算回路48： 各セグメントにおいて、「変形状態から推定される第1の内力 F_s 」と「外部から印加される力から推定される第2の内力 F_f 」とが、ほぼ等しい（検出原理1A）。

力覚演算回路48A： 各セグメントにおいて、「形状から推定される第1の曲げモーメント M_b 」と「外部から印加される力から推定される第2

の曲げモーメント M_f 」とが、ほぼ等しい（検出原理 1 B）。

[0092] これらは、静的な釣り合いに基づくもので、内視鏡挿入部 1 2' や被検体 O の動きが緩やかであることを前提とする。内視鏡 1 6 や医療用マニピュレータなどによる挿入、診断又は治療では、概ね緩やかな動きであることから、精度の高い結果が想定される。

[0093] 力覚情報の算出には、こうした静的な力の釣り合い以外の力学的な原理を用いても良いし、静的な力の釣り合いと他の力学的な原理の組合せとを用いても良い。また、以下に示す静的な力の釣り合いの式 6 を変形して得られる、物理的な表現の仕方を変えた式を用いても良い。

[0094] 力覚演算回路 4 8 は、前述したように、内力 F_s 算出回路 5 8 と内力 F_f 算出回路 6 0 とを有している。静的な釣り合いに基づく力覚情報の算出では、セグメントごとに、上記変形状態から推定される第 1 の内力 F_s を内力 F_s 算出回路 5 8 で算出し、上記外部から印加される力から推定される第 2 の内力 F_f を内力 F_f 算出回路 6 0 で算出する。これによって、第 1 の内力 F_s と第 2 の内力 F_f とがほぼ等しいという条件式が、2 次元の場合、セグメントの数 N_s だけできる。（条件式の数、3 次元の場合、例えば、 $3 N_s$ だけできる。）

同様に、力覚演算回路 4 8 A は、前述したように、曲げモーメント M_b 算出回路 5 8 A と曲げモーメント M_f 算出回路 6 0 A とを有している。静的な釣り合いに基づく力覚情報の算出では、セグメントごとに、上記形状から推定される第 1 の曲げモーメント M_b を曲げモーメント M_b 算出回路 5 8 A で算出し、上記外部から印加される力から推定される第 2 の曲げモーメント M_f を曲げモーメント M_f 算出回路 6 0 A で算出する。これによって、第 1 の曲げモーメント M_b と第 2 の曲げモーメント M_f とがほぼ等しいという条件式が、2 次元の場合、セグメントの数 N_s だけできる。（条件式の数、3 次元の場合、例えば、 $3 N_s$ だけできる。）

[0095] 一方、算出する力覚情報では、力の数 N_f と求める情報内容 N_o の数の積、つまり $N_f \times N_o$ 個だけ変数がある。

[0096] 以下が成立するとき、変数の値は一意的に求めることができる。

条件式の数 (N_s または $3 N_s$) = 変数の数 ($N_f \times N_c$)。

[0097] また、以下が成立するときは、変数の値は一意的に求めることができず、適切と思われる変数の解の組合せを求める。通常、特定の評価式を最小、又は、最大とする最適化手法によって解の組合せを求める。

条件式の数 (N_s または $3 N_s$) > 変数の数 ($N_f \times N_c$)。

[0098] なお、3次元の場合、変数の数に影響を与える、求める情報内容 N_c の数は、力の大きさ1と向き2、または、力の成分3、と言うように、特に制約が無ければ $N_c = 3$ とすることができる。

[0099] 図12は、内視鏡16の内視鏡挿入部12'をセグメント分けした様子を示している。同図において、セグメントは、内視鏡挿入部12'の先端側のセグメント SG_1 から手元側のセグメント SG_N まで N 個あるものとする。これらの内、セグメント SG_s からセグメント SG_e までの N_s 個のセグメントが、算出対象とする。

[0100] 以下、内力 F_s 算出回路58及び曲げモーメント M_b 算出回路58Aと、内力 F_f 算出回路60及び曲げモーメント M_f 算出回路60Aと、最適化手法と、について詳述する。

[0101] [内力 F_s 算出回路58]

内力 F_s 算出回路58では、内視鏡挿入部12'の各セグメントにおける、機械特性と変形状態から、第1の内力 F_s を求める(推定する)。内力としては、前述したように、軸力、せん断力、曲げモーメント、及び捻りモーメントがあり、これらの1つ以上について値を求める。

[0102] 例えば、内視鏡挿入部12'の長手方向の、引っ張り力又は圧縮力である軸力、曲げモーメント、又は捻りモーメントに応じた変形を1つ以上求める。変形量を求めるためには、それぞれ、伸縮量、湾曲量、及び／又は捻り量を求めるセンサが有れば良い。複数の位置センサ64が有れば、伸縮量及び湾曲量を求めることが可能であるし、複数の歪みセンサを適宜組み合わせる用いれば、伸縮量、湾曲量、及び捻り量を求めることが可能であることが一

般的に知られている。

[0103] 所定量の変形を生じさせるに必要な内力の大きさを機械特性としてシステムが持っていれば、伸縮量、湾曲量、及び／又は捻り量と機械特性の情報とから、軸力、曲げモーメント、及び／又は捻りモーメントを求めることができる。

[0104] この内力 F_s 算出回路 58 について、曲げモーメントを例に、曲げモーメント M_b 算出回路 58A として以下で詳細に説明する。

[0105] [曲げモーメント M_b 算出回路 58A]

曲げモーメント M_b 算出回路 58A では、内視鏡挿入部 12' の各セグメントにおける、曲げ剛性と湾曲形状から、第 1 の曲げモーメント M_b を求める（推定する）。

[0106] 具体的な算出について、単純化のために 2 次元の場合について説明する。

2 次元で単純化出来る例としては、被検体 O、または、被検体 O の周辺に配置された部材に水平面に概ね平行な部分があり、その部分に平行に内視鏡挿入部 12' が動く場合や、更には、内視鏡挿入部 12' が自重を支えて姿勢を保つことが可能で、力が水平方向から掛かる、または、水平方向からの力の大きさに比して重力の大きさが無視できる場合などが挙げられる。

[0107] 各セグメントは、曲げモーメントが加わらない場合、真っ直ぐとする。ただし、内視鏡挿入部 12' の湾曲部 32 の部分は、湾曲操作によって湾曲可能であり、外力による曲げモーメントが無い場合の形状が真っ直ぐでは無いことがある。従って、この湾曲部 32 の部分については、外力が加わっていない状態を基準とし、この状態からの変化によって第 1 の曲げモーメント M_b を求める。なお、単純化のためには、この湾曲部 32 は、演算対象のセグメントから除外しても良い。

[0108] i 番目のセグメントであるセグメント SG_i の湾曲形状を図 13 に示す。セグメント SG_i の形状を円弧に近似している。

[0109] ここで、以下のように定義を行う。なお、以下で「 i 」はセグメント SG_i に対応する添え字である。

形状から推定される曲げモーメント： $M b_i$ 、

ヤング率： E_i 、

断面 2 次モーメント： I_i 、

セグメント $S G_i$ の方向ベクトル： e_i 、

ここで、方向ベクトル e_i は、セグメント $S G_{i+1}$ とセグメント $S G_i$ の接続部での方向ベクトルであり、セグメント $S G_{i-1}$ 側に向く。

紙面に垂直な方向ベクトル： V_i 、

曲率： $\chi_i (= 1 / \rho_i)$ 、

ここで、 ρ_i は、曲率半径である。

曲げ剛性： $G_i (= E_i \cdot I_i)$ 。

[0110] このとき、任意のセグメント $S G_i$ について、材料力学から以下が成り立つ。

$$M b_i = E_i / \rho_i \cdot I_i \quad (\text{式 1})$$

$$\alpha_i = L_i / \rho_i \quad (\text{式 2})$$

ここで、 α_i は、角度 [rad] である。

[0111] 上記式 2 より、

$$\begin{aligned} M b_i &= (\alpha_i / L_i) \cdot (E_i \cdot I_i) \\ &= \chi_i \cdot G_i \end{aligned} \quad (\text{式 3})$$

ここで、「 $E_i \cdot I_i = G_i$ 」が曲げ剛性と呼ばれる。

[0112] 上記式 3 から、湾曲形状から推定される、セグメント $S G_i$ での第 1 の曲げモーメント $M b$ が求められる。

[0113] 厳密には、曲げ剛性 G_i は曲率 χ_i の大きさに伴って変化するが、大きくは変化しないことが多い。そのため、曲げ剛性 G_i を定数とみなして扱っても良いし、厳密さを求めるのであれば、曲率 χ_i の変数とみなしても良い。

[0114] 2 次元では、内視鏡挿入部 1 2' の先端に近いセグメント $S G_{i-1}$ 側が左回りに曲がるとき、曲げモーメント $M b_i > 0$ 及び角度 $\alpha_i > 0$ とする。

[0115] なお、3 次元の場合、湾曲方向は、以下の何れかとすることができる。

(1) 紙面に垂直な方向周りに湾曲させる方向、

(2) 方向ベクトル e_i 及び V_i の両方に垂直な方向。

このとき、曲げモーメント $M b_i$ は、スカラーと上記方向の組合せ、又は、ベクトルとして表現する。

[0116] [内力 $F f$ 算出回路 60]

内力 $F f$ 算出回路 60 では、内視鏡挿入部 12' の各セグメントにおける第 1 の内力 $F s$ を発生させる、内視鏡挿入部 12' に掛かる力である第 2 の内力 $F f$ を求める（推定する）。第 1 の内力 $F s$ は、内力 $F s$ 算出回路 58 が算出したものを用いる。

[0117] 内力 $F s$ 算出回路 58 によって求めた第 1 の内力 $F s$ には、例えば、軸力、曲げモーメント、又は捻りモーメント、もしくは、これらの組み合わせがある。内力 $F f$ 算出回路 60 は、このような内力 $F s$ 算出回路 58 が求めた全ての内力を生じさせる力である第 2 の内力 $F f$ を、1 つ以上のセグメントを用いて求める。

[0118] この内力 $F f$ 算出回路 60 について、曲げモーメントを例に、曲げモーメント $M f$ 算出回路 60 A として以下で詳細に説明する。

[0119] [曲げモーメント $M f$ 算出回路 60 A]

曲げモーメント $M f$ 算出回路 60 A では、内視鏡挿入部 12' の各セグメントに生じる、外部から印加される力による第 2 の曲げモーメント $M f$ を求める（推定する）。

[0120] 具体的な算出について、単純化のために内視鏡挿入部 12' に 1 つの力が働く場合から説明する。

[0121] 図 14 において、外力によってセグメント $S G_i$ に印加される第 2 の曲げモーメント $M f_i$ は、力学的に以下のようになる。

[0122] <<2 次元 (XY 座標) の場合>>

押圧力 F (ベクトル) の掛かる位置が、セグメント $S G_i$ の位置より先端側にある場合には、第 2 の曲げモーメント $M f_i$ は、以下の通りである。なお、第 2 の曲げモーメント $M f_i$ は、スカラーであり、左回りの曲げモーメントのとき値 + とする。

$$M f_i = (d_i \times F) \text{ の } z \text{ 成分} \quad (\text{式 } 4 \text{ a})$$

[0123] ここで、

「 $\times$ 」： 外積、

d_i ： セグメント $S G_i$ の中心から押圧力 F の掛かった位置までのベクトル、
である。

[0124] なお、第2の曲げモーメント $M f_i$ は、

$$M f_i = |d_i \times F| \text{ (絶対値)、}$$

としても良い。

[0125] また、押圧力 F の掛かる位置が、セグメント $S G_i$ の位置より手元側にある場合には、第2の曲げモーメント $M f_i$ は、以下の通りである。

$$M f_i = 0 \quad (\text{スカラー}) \quad (\text{式 } 4 \text{ b})$$

[0126] <<3次元の場合>>

押圧力 F (ベクトル) の掛かる位置が、セグメント $S G_i$ の位置より先端側にある場合には、第2の曲げモーメント $M f_i$ は、以下の通りである。なお、第2の曲げモーメント $M f_i$ は、ベクトルである。

$$M f_i = d_i \times F \quad (\text{式 } 4 \text{ c})$$

[0127] また、押圧力 F の掛かる位置が、セグメント $S G_i$ の位置より手元側にある場合には、第2の曲げモーメント $M f_i$ は、以下の通りである。

$$M f_i = 0 \quad (0 \text{ ベクトル}) \quad (\text{式 } 4 \text{ d})$$

なお、0ベクトルとは、大きさ0のベクトルのことである。

[0128] 次に、内視鏡挿入部 1 2' に複数の力が働く場合について説明する。

[0129] この場合には、力の掛かる位置がセグメント $S G_i$ の位置より先端側にある押圧力 F_j について、複数の力の合力を計算すれば良い。

[0130] 力が分布荷重の場合、後述するように、特定の複数点に集中しているものとみなせば良い。

[0131] <<2次元(XY座標)の場合>>

この場合、第2の曲げモーメント $M f_i$ は、以下の通りである。

$M f_i = [\sum (d_{ij} \times F_j)]$ の z 成分、

ただし、セグメント $S G_i$ の位置より先端側にある力のみ計算する。

(式 5 a)

[0132] ここで、

F_j : 外力 (ベクトル)、

「 $\times$ 」 : 外積、

である。

[0133] なお、第 2 の曲げモーメント $M f_i$ は、

$M f_i = |\sum (d_{ij} \times F_j)|$ (絶対値)、

としても良い。

[0134] <<3次元の場合>>

この場合、第 2 の曲げモーメント $M f_i$ は、以下の通りである。

$M f_i = \sum (d_{ij} \times F_j)$ 、

ただし、セグメント $S G_i$ の位置より先端側にある力のみ計算する。

(式 5 b)

[0135] [最適化手法の適用]

力覚演算回路 48A では、力覚情報である、位置、向き、及び大きさの内、少なくとも必要なものを、以下の式 6 に基づいて算出する。

$M f_i \div M b_i$ (式 6)

[0136] 条件式の数 (N_s) が変数の数 ($N_f \times N_c$) よりも大きいとき、特定の評価式を最小、又は、最大とする最適化手法によって解の組合せを求める。

[0137] これを、2次元 (XY座標内) で 1 つの力が加わる例について説明する。

力が掛かる位置として長手方向の位置を、力の向きとして中心軸に対する向き (軸周りの向き、即ち、軸に対する角度) を用いる。また、最適化手法を適用するための評価式の例を以下の式 7 に示す。

評価式 $\sum (M f_i - M b_i)^2$ 、

ただし、 $i = s \sim e$

(式 7)

[0138] 力覚演算回路 48A は、上記式 7 を最小にする変数の解を最適化手法によ

って求める。

[0139] なお、評価式は、各セグメントの重み付けを行った式にするなど、適宜、好適な式を用いても良い。

[0140] 多変数を扱う最適化手法には、差分進化法 (Differential Evolution) 及び粒子群最適化 (Particle Swarm Optimization) に代表される集団的降下法、遺伝的アルゴリズム (genetic Algorithm)、等、近年、様々な手法が提唱されている。本実施形態に適用する最適化手法は、多変数を含む力を扱う数式の処理が可能で、精度及び収束速度がリアルタイム処理に十分であれば、どのようなものであっても構わない。そのため、適宜、評価式である上記式 7 に合った適切な手法を選択すれば良い。

[0141] また、評価式が単純化でき、多項式の形で表せる場合には、最小自乗法を採用しても良い。

[0142] [変数の数の最小化]

変数の数は、なるべく少ないことが望ましい。これは、変数の解を求められるようにするためや、変数を求めるための演算の処理量及び処理時間を少なくするためである。

[0143] パラメータの数を減らすため、力が掛かる位置として長手方向の位置を、力の向きとして中心軸に対する向き（軸周りの向き、軸に対する角度）を用いる。

[0144] 更に適宜、パラメータを減らしても良い。例えば、2次元とみなせる場合には、軸周りの向きは不要となる。また、摩擦力が極めて小さい場合には、軸に対する角度は垂直とみなして良い。

[0145] [力覚情報の単純化]

力の掛かる位置を限定的及び離散的にするために、力が掛かるものとする固定の位置を 1 乃至は複数用意するようにして、演算処理の計算量を低減しても良い。

[0146] 力の掛かる位置を限定的及び離散的にした、単純化したモデルの例としては、以下のような例が挙げられる。

- ・荷重分布を有限の点に掛かる力とみなす。
- ・力の掛かる方向を２次元に限定する。
- ・力は可撓性管状部 1 2 に垂直に掛かるものとする。（即ち、摩擦力が 0 である。）
- ・周方向に（中心軸周りに）複数の力が働く場合には、これらの合力 1 つだけが掛かるものとする。

[0147] 例えば、図 1 5 のように、湾曲部分の頂点と、この頂点から所定の距離の 2 箇所との、3 箇所を力の掛かる位置とする。

２次元の場合、力のパラメータは、それぞれ、向きと大きさとなり、合計数 6 となる。

３次元の場合、あるいは、印加される力の数がより多い場合には、パラメータ数が増えるが、パラメータが明確になり、上記式 4 a ～上記式 4 d の計算が可能となれば良い。

[0148] 前述したように、セグメントごとの湾曲量をセンサ 5 6 から求め、曲げモーメント M_b 算出回路 5 8 A により上記式 3 から湾曲形状に基づく上記第 1 の曲げモーメント M_b を求める。また、力覚情報と上記式 4 に基づいて、曲げモーメント M_f 算出回路 6 0 A は、外部から印加される力から推定される上記第 2 の曲げモーメント M_f を求める。このとき、力の変数を求めるのに必要なセグメント数は、変数の数と等しいか、大きくないとならない。通常、セグメント数を十分より大きく取り、最適化手法を用いて変数の値を決定する。

[0149] 複数の力が掛かる場合の連立方程式と変数の数は、以下のようになる。

$$\text{連立方程式： } M_{b_i} = \sum M_{f_{ji}} \quad (\text{式 8})$$

$$i = s \sim e、$$

$$\text{方程式の数： } N_s \quad (2 \text{ 次元の場合})、$$

$$3 N_s \quad (3 \text{ 次元の場合})。$$

ここで、 $M_{f_{ji}}$ は、 j 番目の掛かる力によって、セグメント $S G_i$ に印加される曲げモーメントである。

[0150] また、求めたい変数は、以下の通りである。

力の掛かる位置 j での変数： 位置、大きさ、及び向き

ただし、 $j = 1 \sim N_f$ 、位置は、手元又は先端からの長手方向の位置である。

向き： 長手方向周りの向き、

力の掛かる位置 j での変数の数： 2 （2次元の場合（向きが無し））

、

$3 N_f$ （3次元の場合）。

[0151] この連立方程式を、2次元（X Y座標内）で複数の力が加わる例に適用する場合、1つの力が働く場合同様に、力が掛かる位置として長手方向の位置を、力の向きとして中心軸に対する向き（軸周りの向き、即ち、軸に対する角度）を用いて、最適化手法を適用するための評価式の例を以下の式9に示す。

評価式 $\sum (\sum M f_{ji} - M b_i)^2$ 、

ただし、 $i = s \sim e$ 、 $j = 1 \sim N_f$ （式9）

評価式を最小にするよう最適化手法を用いて、この式の求めたい変数を求める。

[0152] 想定される力が荷重分布である場合、求めたい変数の数が極めて大きくなり、解が求まらない可能性がある。このとき、荷重分布を離散的な力の分布に置き換えて処理しても良い。

[0153] 図16A及び図16Bは、想定される荷重分布と単純化した力の配置を、湾曲と力の向きを無視して力の位置と大きさのみ表示したものである。

[0154] 実際に、図16Bに示すような、離散的な力の分布に置き換える方法を適用する際には、力の数の上限を設けることで、変数の数を絞れば良い。また、力の掛かる位置、向きなどを適宜絞ることで、特定の種類の変数の数を増やす、例えば、位置の数を増やす、ことができる。

[0155] また、図16Bに示す結果が得られたら、その結果を基に、逆に、図16Aに示す荷重分布を推定して、推定された荷重分布を力覚情報としても良い

。

[0156] [演算に用いるセグメント]

演算に用いるセグメントの範囲は、最適化手法によって解を求める際に、演算の処理量を減らしたり、セグメント当たりの評価式の値を小さくしたり、即ち、解の精度を高めたりするのに有効である。

[0157] 力覚情報の算出に用いる内視鏡挿入部 1 2' の範囲であるセグメントを切り替える例を、図 1 7 A、図 1 7 B 及び図 1 7 C を用いて示す。なお、これらの図は、内視鏡挿入部 1 2' の湾曲を無視して、範囲のみ表示したものである。

[0158] 図 1 7 A は、力覚情報の算出に用いる範囲 H として全てのセグメントを用いて、力覚情報の算出を行う例である。この場合、全てのセグメントで上記式 6 や式 8 が成り立っていることで、力覚情報の検出精度を高めることができる。例えば、力の大きさと算出に用いるセグメントの関係が、図 1 8 A に示す関係にある場合がこの例となる。

[0159] また、求める変数の数が多い場合には、より多くのセグメントを用いる必要があり、これをつきつめると、全てのセグメントを用いることとなる。

[0160] 図 1 7 B は、力覚情報の算出に用いる範囲 H として先端から所定の範囲のセグメントを用いて、力覚情報の算出を行う例である。これは、少なくとも先端側のセグメントで上記式 6 が成り立っていて、変数の値を求めるのに必要なセグメントの数がそれほど必要ないとき（図 1 8 A の場合など）である。

。

[0161] また、先端に掛かる力だけを求めたいが、中間部にも力が働いて、この影響を除きたい場合、中間部に働く力の位置の前までのセグメントで変数の値を求める場合もこうした例となる。このときは、セグメントの数を増やすとセグメント当たりの評価式である上記式 7 の値が図 1 8 B のようになる。このときは、セグメント当たりの評価式の値が大きく変化する前までを、力覚情報の算出に用いる範囲 H とするべきである。なお、このように、セグメント当たりの評価式の値に基づいて力覚情報の算出に用いる範囲 H を決めるの

ではなく、セグメント当たりの評価式の値の代わりに、算出される力覚情報、特に力の大きさ、に基づいて力覚情報を算出したりすることでも、力覚情報の精度をより向上できる。

[0162] 図 1 7 C は、力覚情報の算出に用いる範囲 H として中間の所定の範囲のセグメントを用いて、力覚情報の算出を行う例である。これは、少なくとも、この中間の範囲のセグメントで上記式 6 が成り立っていて、変数の値を求めるのに必要なセグメントの数がそれほど必要ないとき（図 1 8 A の場合など）である。

[0163] また、先端の部分より少し手元側に掛かる力だけを求めたいが、それより手前側の中間部にも力が働いて、この影響を除きたい場合、中間部に働く力の位置の前までのセグメントで変数の値を求める場合もこうした例となる。

[0164] 特に、先端側にある湾曲部 3 2 に力が掛かっていない状態での形状が分からない場合には、その部分を除外することで、上記式 6 の処理を行うことが望ましい。このようなときは、セグメントの数を増やすとセグメント当たりの評価式である上記式 7 の値が図 1 8 B のようになる。このときは、セグメント当たりの評価式の値が大きく変化する前までを、力覚情報の算出に用いる範囲 H とするべきである。なお、このように、セグメント当たりの評価式の値に基づいて力覚情報の算出に用いる範囲 H を決めるのではなく、セグメント当たりの評価式の値の代わりに、算出される力覚情報、特に力の大きさ、に基づいて力覚情報を算出したりすることでも、力覚情報の精度をより向上できる。

[0165] 以上のことから、図 1 7 B 及び図 1 7 C の説明を基に、内視鏡挿入部 1 2' の複数の箇所にも力が掛かる場合に、内視鏡挿入部 1 2' の先端に近くに掛かる力から順次検出を行うことで、一度に求めるべき変数の数を少なくすることができる。これは、一括で全ての掛かる力についての変数を求めるより、計算処理の効率が向上し、少ないセグメントの数で掛かる力を求めていくことができる。

[0166] 具体例として、掛かる力の位置が位置 P 1 ～位置 P 3 とある場合について

説明する。

[0167] 位置 P 1 ～位置 P 3 に関する変数を同時に一括して求めると、位置 1 つ当たりの変数の 3 倍の変数を求める必要がある。一方、位置 P 1、位置 P 2、位置 P 3、の順に求めると、一回当たりに求める変数の数は、位置 1 つ当たりの変数と等しくなる。また、3 つ同時は困難でも 2 つなら処理が可能なら、（位置 P 1 と位置 P 2）、位置 P 3、の順として、位置 P 1 と位置 P 2 を同時に処理しても良いし、位置 P 1、（位置 P 2 と位置 P 3）、の順として、位置 P 2 と位置 P 3 を同時に処理しても良い。

[0168] 即ち、式 8、式 9 において、同時に求める変数を減らすために、曲げモーメントを計算するセグメント S G_i の範囲を限定して、順次変数の値を求め、求まった変数は、以後定数とみなして、残りの変数を求めていくものとする。ことで、最適化処理の負担軽減が可能となる。

[0169] このとき、セグメント S G_i の範囲は、例えば、先端側から 1 つ目の力が掛かるまで、2 つ目の力が掛かるまで、という様に、最適化を行うために、順次ずらしていくものとする。

[0170] [被検体影響判断回路 50]

被検体影響判断回路 50 は、判断基準記憶回路 62 に記憶している判断基準に基づいて、力覚演算回路 48 又は 48A によって算出された力覚情報が被検体 O に与える影響を判断する。ここで、判断基準記憶回路 62 には、段階的な複数の判断基準を記憶していて、複数段階の影響が判断されても良いし、一つの判断基準を記憶していて、影響が有るか無いかのような 2 値的な判断が行われるものでも構わない。

[0171] また、力覚情報が被検体 O に与える影響についても複数種類が考えられ、少なくとも 1 種類の判断基準が判断基準記憶回路 62 に記憶されていて、被検体影響判断回路 50 は、その判断基準に基づいて力覚情報が被検体 O に与える影響を判断すれば良い。

[0172] 例えば、被検体影響判断回路 50 は、図 19A に示すように、判断基準記憶回路 62 と被検体への影響判断回路 104 とを有することができる。ここ

で、判断基準記憶回路 62 には、力覚情報が被検体 O に与える影響として、被検体 O に与える痛み、破損又は穿孔などの、被検体 O に与えるダメージの程度を判断基準として記憶している。被検体への影響判断回路 104 は、この判断基準に基づいて、被検体 O に与えるダメージの程度を判断し、その結果を影響判断結果として出力する。

[0173] あるいは、被検体影響判断回路 50 は、図 19B に示すように、判断基準記憶回路 62 と被検体機能への影響判断回路 106 とを有することができる。ここで、判断基準記憶回路 62 には、力覚情報が被検体 O に与える影響として、被検体 O の少なくとも一部が有する機能に与える影響の程度を判断基準として記憶している。被検体機能への影響判断回路 106 は、この判断基準に基づいて、被検体 O の少なくとも一部が有する機能に与える影響の程度を判断し、その結果を影響判断結果として出力する。

[0174] また、被検体影響判断回路 50 は、図 19C に示すように、判断基準記憶回路 62 と被検体（部分）の変形及び移動判断回路 108 とを有することができる。ここで、判断基準記憶回路 62 には、力覚情報が被検体 O に与える影響として、力が加わった被検体 O の部分及び／又はその周囲における、変形の程度及び移動の程度を判断基準として記憶している。被検体（部分）の変形及び移動判断回路 108 は、この判断基準に基づいて、力が加わった被検体 O の部分及び／又はその周囲における、変形及び移動の程度を判断し、その結果を影響判断結果として出力する。

[0175] なお、被検体影響判断回路 50 は、これら被検体への影響判断回路 104、判断基準記憶回路 62 と被検体機能への影響判断回路 106、及び被検体（部分）の変形及び移動判断回路 108 の内の複数を有しても良い。さらには、これら以外の力覚情報が被検体 O に与える影響の判断回路を更に有していても良いし、これらに代えて別の力覚情報が被検体 O に与える影響の判断回路を有することも可能である。

[0176] [情報呈示装置又は駆動フィードバック回路 52]

情報呈示装置又は駆動フィードバック回路 52 は、力覚演算回路 48 又は

48Aから得られた力覚情報と、被検体影響判断回路50から得られた影響判断結果との、少なくとも一方の情報、もしくは、これらを基に、適宜、伝達内容に向くように加工された情報を、オペレータ又は駆動回路110に提供する。情報呈示装置又は駆動フィードバック回路52の内の情報呈示装置は、オペレータ又は駆動回路110の内のオペレータへ情報を提供する。情報呈示装置又は駆動フィードバック回路52の内の駆動フィードバック回路は、オペレータ又は駆動回路110の内の駆動回路へ情報を提供する。

[0177] すなわち、情報呈示装置は、力覚演算回路48又は48Aから得られた力覚情報と、被検体影響判断回路50から得られた影響判断結果との、少なくとも一方の情報、もしくは、これらを基に、適宜、オペレータへの呈示に向く呈示情報に加工し、この呈示情報をオペレータへ提供する。具体的には、情報呈示装置には、モニタ画面、音声デバイス、内視鏡16の操作部28に設けた振動デバイス又は電気刺激デバイス、などが考えられる。また、この情報呈示装置による情報呈示方法としては、モニタ画面を例にとると、文字、記号、図形、画像などが考えられる。これらの情報呈示の構成及び方法は、同時に複数を用いても良いし、力覚情報や影響判断結果の程度に応じて、切り替えて使用するようにしても良い。

[0178] また、駆動フィードバック回路は、内視鏡挿入部12'の駆動系の一部が駆動回路として電動化又は自動化されていることが前提の構成である。例えば、挿入用マニピュレータによって内視鏡挿入部12'の挿抜が行われる場合が想定される。駆動フィードバック回路は、力覚演算回路48又は48Aから得られた力覚情報と、被検体影響判断回路50から得られた影響判断結果との、少なくとも一方の情報、もしくは、これらを基に、適宜、駆動回路へのフィードバックに向く駆動情報に加工し、この駆動情報を駆動回路に提供する。

[0179] [記憶回路54]

記憶回路54は、情報呈示装置又は駆動フィードバック回路52によりオペレータ又は駆動回路110にフィードバックされた呈示情報又は駆動情報

の少なくとも1つを記憶する。また、記憶回路54は、座標及び変形状態計測回路44で計測された座標及び変形情報、又は座標及び形状計測回路44Aで計測された座標及び形状を記憶することも可能となっている。このように、座標及び変形情報又は形状と共に上記呈示情報又は駆動情報を記憶することで、力の発生箇所、力の発生時のその部分の形状、などが、後程、確認可能となる。

[0180] [大腸内視鏡]

被検体Oと挿入対象が人間と体腔である場合の内、特に大腸は、形状が複雑で個人差があり、位置も定まらず固定されない部分がある体腔である。体腔の中でも特に大腸のS状結腸や横行結腸などの位置が変化し易い。そのため、大腸へ内視鏡16などを挿入する際の難易度は高い。例えば、内視鏡挿入部12'の側面で腸を伸ばしてしまったり、内視鏡挿入部12'の先端が腸に食い込んでしまったりして、腸に大きな負荷を掛けたり、挿入が途中で停滞してしまったりすることがある。

[0181] その際に、オペレータ又は挿入用マニピュレータが、内視鏡挿入部12'を挿抜するときに内視鏡挿入部12'に加える力は、腸内での負荷の目安となる。また、挿入の力量と体内で内視鏡挿入部12'に掛かる力の関係を定量化することは、挿入操作時の状況を把握する上で、重要な参考情報となる。

[0182] 例えば、図20Aは、大腸112を対象とする大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'を、肛門114からS状結腸まで挿入した様子を表している。

[0183] 大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'に掛かる力には、大腸112の内部で掛かる力F、肛門114の付近から掛かる力、オペレータ又は挿入用マニピュレータから受ける挿抜の力F1、等がある。ここでは、大腸112の内部とは、肛門114の付近を含まないものとする。

[0184] 力の釣り合いからは、これら大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'に掛かる力の合力は、ほぼ0となると推定される。

[0185] 大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'に掛かる力の内、主要なものは、オペレ

ータ又は挿入用マニピュレータから受ける挿抜の力 F_1 と大腸112の内部で掛かる力 F （の合力）である。これらが釣り合う、即ち、合力が0となる、とすることで、オペレータ又は挿入用マニピュレータから受ける挿抜の力 F_1 を求めることができる。

[0186] この手法によって、オペレータ又は挿入用マニピュレータが大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'の挿抜のために掛ける力である、挿抜の力 F_1 の大きさを求めることができる。

[0187] なお、肛門114の付近で受ける力も内部で掛かる力 F と同様に推定によって求められれば、大腸112の内部で掛かる力 F と肛門114の付近から受ける力の合力が、オペレータ又は挿入用マニピュレータが大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'の挿抜のために掛ける挿抜の力 F_1 と釣り合うものとすれば良い。また、肛門114の付近から受ける力が推定によって求められていない場合には、締め付けによる摩擦が主であるため、この力は無視すれば良い。

[0188] このようにして、大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'の座標と変形情報又は形状情報とのみから、挿抜の力 F_1 を求めることができる。

[0189] たとえ概算であっても、大まかな挿抜の力 F_1 を求めることができることで、オペレータ又は挿入用マニピュレータの操作を簡便かつ定量的に把握することができるようになり、過度な力を加えることの防止などにつなげることができる。

[0190] なお、可撓性管状部12は、大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'に限らず、他の内視鏡の内視鏡挿入部12'、医療用のマニピュレータ、カテーテル、などであっても良い。

[0191] また、図20Bは、大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'をS状結腸まで挿入した様子の異なる例を表している。この例では、内視鏡挿入部12'の挿入の際に、肛門114の付近に対して斜めに内視鏡挿入部12'を挿入している。

[0192] この肛門114に内視鏡挿入部12'を斜めに挿入した例では、肛門11

4の付近で内視鏡挿入部12'に掛かる力としては、内視鏡挿入部12'を締め付ける力と、斜めに入ってきた内視鏡挿入部12'を曲げようとする力とが、働く。このような肛門114の付近で内視鏡挿入部12'に掛かる力の合力が、肛門で掛かる力 F_A として、側面から働く力となる。

[0193] この場合にも、大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'に掛かる力はほぼ釣り合う、即ち、合力がほぼ0となる。特に、これらの掛かる力の肛門114の付近での挿入方向（図中、矢印D1で示す）成分を考えると、これらの成分の和としては、ほぼ0となる。肛門114の付近での摩擦を無視すれば、肛門114の付近での挿入方向成分について考えることで、肛門114の付近で掛かる力を計算から除外することが可能となる。即ち、肛門114を除いた、112腸の内部で掛かる力 F と挿抜の力 F_I のみを計算すれば良いことになる。

[0194] このようにして内視鏡挿入部12'の挿抜の力 F_I の力量の、肛門114の付近での挿入方向成分を求めることが可能である。

[0195] 概算として、この肛門114の付近での挿入方向成分を挿抜の力 F_I の力量とみなしても良い。また、挿抜の方向と肛門114の付近での挿入方向のなす角度が分かれば、その角度の余弦で割ることで、挿抜の力 F_I の力量の概算値が求められる。

[0196] このようにして、内視鏡挿入部12'の挿抜の力 F_I を求めたり、その力 F_I の力量に基づく判断したり、などが可能となる。

[0197] [ソフトウェア構成]

なお、以上説明したようなセンサ56を除いた力覚推定システム14、14Aの構成部分の全部又は一部はハードウェア回路として構成されていなくても良い。即ち、筐体102内に設けられた図示しないコンピュータプロセッサとメモリとを収容し、そのコンピュータプロセッサを上記構成部分の全部又は一部として機能させるためのソフトウェアプログラムをメモリ内に準備しておき、そのプログラムをプロセッサが実行することで、それら構成部分の少なくとも一つの機能をプロセッサが実施するように構成しても構わない。

い。あるいは、制御装置 26 が備える図示しないメモリに上記のようなソフトウェアプログラムを記憶させておいて、制御装置 26 が備える図示しないプロセッサがそのプログラムを実行することで、上記構成部分の少なくとも一つの機能を制御装置 26 のプロセッサが実施するように構成しても良い。さらには、所望の結果を得られるのであれば、内視鏡システム 10' とは離れた場所に設けられ、有線又は無線通信により制御装置 26 がアクセス可能なサーバ装置のプロセッサとメモリを利用するものであっても構わない。

[0198] 例えば、センサ 56 を除いた座標及び変形状態計測回路 44 と力覚演算回路 48 とをソフトウェア構成とした場合、図示しないメモリに図 21 のような動作を行わせるためのソフトウェアプログラムを記憶しておき、図示しないプロセッサがこのプログラムを実行することで、プロセッサを、上記センサ 56 を除いた座標及び変形状態計測回路 44 と上記力覚演算回路 48 として機能させることができる。

[0199] 即ち、プロセッサは、センサ 56 の検出結果から、内視鏡挿入部 12' の特定範囲の変形を検出する（ステップ S10）。その後、プロセッサは、この検出した変形と機械特性記憶回路 46 に記憶された機械特性情報とに基づいて、内視鏡挿入部 12' が変形することによって生じる内力を検出する（ステップ S12）。そして、プロセッサは、この検出した内力に基づいて、その内力を生じさせる外力つまり力覚情報を検出する（ステップ S14）。プロセッサは、オペレータなどから所定の終了指示が与えられるまで（ステップ S16）、このステップ S10 乃至ステップ S14 の処理を繰り返す。

[0200] これにより、プロセッサは、内視鏡挿入部 12' の変形のみを検出することで、その変形を生じさせる外力を、直接力を測定せずに、効率良く検出できる。

[0201] また、センサ 56 を除いた座標及び形状計測回路 44A と力覚演算回路 48A とをソフトウェア構成とした場合、図示しないメモリに図 22 のような動作を行わせるためのソフトウェアプログラムを記憶しておき、図示しないプロセッサがこのプログラムを実行することで、プロセッサを、上記センサ

56を除いた座標及び形状計測回路44Aと力覚演算回路48Aとして機能させることができる。

[0202] 即ち、プロセッサは、センサ56の検出結果から、内視鏡挿入部12'の特定範囲の湾曲状態（形状）及び座標を検出する（ステップS10A）。その後、プロセッサは、この検出した湾曲状態の情報と曲げ剛性記憶回路46Aに記憶された曲げ剛性の情報とに基づいて、内視鏡挿入部12'の湾曲によって生じる曲げモーメントを検出する（ステップS12A）。そして、プロセッサは、この検出した曲げモーメントに基づいて、その曲げモーメントを生じさせる外力つまり力覚情報を検出する（ステップS14A）。プロセッサは、オペレータなどから所定の終了指示が与えられるまで（ステップS16A）、このステップS10A乃至ステップS14Aの処理を繰り返す。

[0203] これにより、プロセッサは、内視鏡挿入部12'の湾曲状態と座標のみを検出することで、その湾曲を生じさせる外力を、直接力を測定せずに、効率良く検出できる。

[0204] また、センサ56を除いた座標及び変形状態計測回路44と、力覚演算回路48と、被検体影響判断回路50とをソフトウェア構成とした場合、図示しないメモリに図23のような動作を行わせるためのソフトウェアプログラムを記憶しておき、図示しないプロセッサがこのプログラムを実行することで、プロセッサを、上記センサ56を除いた座標及び変形状態計測回路44、上記力覚演算回路48、及び上記被検体影響判断回路50として機能させることができる。

[0205] 即ち、プロセッサは、図21を参照して説明した上記ステップS10乃至ステップS14の処理によって、内力を生じさせる外力つまり力覚情報を検出した後、この外力によって生じ得る被検体Oへの影響を判断する（ステップS18）。そして、プロセッサは、オペレータなどから所定の終了指示が与えられるまで（ステップS16）、このステップS10、S12、S14及びS18の処理を繰り返す。

[0206] これにより、プロセッサは、内視鏡挿入部12'の変形のみを検出するこ

とで、その変形を生じさせる外力を、直接力を測定せずに、効率良く検出し、さらに、この検出した外力に基づいて、効率良く、定量的に被検体Oへの影響を判断できる。

[0207] また、センサ56を除いた座標及び形状計測回路44Aと、力覚演算回路48Aと、被検体影響判断回路50とをソフトウェア構成とした場合、図示しないメモリに図24のような動作を行わせるためのソフトウェアプログラムを記憶しておき、図示しないプロセッサがこのプログラムを実行することで、プロセッサを、上記センサ56を除いた座標及び形状計測回路44A、力覚演算回路48A、及び上記被検体影響判断回路50として機能させることができる。

[0208] 即ち、プロセッサは、図22を参照して説明した上記ステップS10A乃至ステップS14Aの処理によって、曲げモーメントを生じさせる外力つまり力覚情報を検出した後、この外力によって生じ得る被検体Oへの影響を判断する（ステップS18A）。そして、プロセッサは、オペレータなどから所定の終了指示が与えられるまで（ステップS16A）、このステップS10A、S12A、S14A及びS18Aの処理を繰り返す。

[0209] これにより、プロセッサは、内視鏡挿入部12'の湾曲状態と座標のみを検出することで、その湾曲を生じさせる外力を、直接力を測定せずに、効率良く検出し、さらに、この検出した外力に基づいて、効率良く、定量的に被検体Oへの影響を判断できる。

[0210] 以上のように、本発明の第1実施形態に係る力覚推定システム10は、可撓性を有する可撓性管状部12の長手方向の複数の位置における、（無負荷の状態からの）変形状態（例えば、形状）と機械特性に基づいて、前記可撓性管状部12の1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報（力の位置、向き、及び／又は大きさ）を演算により算出する、力覚情報算出部としての力覚推定システム14を備える。

従って、力を直接測定しなくても、変形状態だけで力覚情報が容易に算出できる。よって、力センサが不要であるので、省スペース化が図れ、可撓性

を有する可撓性管状部 1 2 の細径化が可能となる。

[0211] ここで、前記力覚推定システム 1 4 は、前記変形状態と前記機械特性から推定される、前記可撓性管状部 1 2 の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第 1 の内力（即ち、力、又は、モーメント）と、前記可撓性管状部 1 2 の前記 1 つ以上の位置に掛かる前記力（即ち、外力）によって、前記可撓性管状部 1 2 の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第 2 の内力と、が（ほぼ）釣り合うことに基づいて、前記可撓性管状部 1 2 の前記 1 つ以上の位置に掛かる前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する。

従って、静的な力の釣り合いから力覚情報を推定できる。

即ち、静的解析から力覚情報を算出できるので、セグメントごとの運動方程式を解く必要が無いため、高速化が可能で、リアルタイム処理が容易である。よって、より多くの位置での力覚情報が求められる。

また、力を直接測定しなくても、形状（変形状態）だけで力覚情報が容易に算出できる。よって、力センサが不要で、省スペースとなり、可撓性管状部 1 2 の細径化が可能となる。

[0212] この場合、前記変形状態とは湾曲状態であり、前記機械特性とは曲げ剛性であり、前記力覚推定システム 1 4 は、前記変形状態と前記機械特性から推定される、前記可撓性管状部 1 2 の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第 1 の曲げモーメントと、前記可撓性管状部 1 2 の前記 1 つ以上の位置に掛かる前記力によって、前記可撓性管状部 1 2 の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第 2 の曲げモーメントと、が（ほぼ）釣り合うことに基づいて、前記可撓性管状部 1 2 の前記 1 つ以上の位置に掛かる前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する。

このように、変形状態の中でも、特に、感度の良い、湾曲に関わる力の釣り合いから力覚情報を推定することで、高精度な検出ができる。

[0213] また、前記力覚推定システム 1 4 は、前記可撓性管状部 1 2 の前記長手方向の複数の位置における、座標と（曲率、湾曲量、湾曲角などの）形状（情

報)を計測、又は、推定する座標及び形状計測部としての座標及び形状計測回路44Aと、前記複数の位置における、曲げ剛性を記憶した、機械特性記憶部としての曲げ剛性記憶回路46Aと、前記複数の位置における、前記座標と前記形状と前記曲げ剛性とを用いて、前記可撓性管状部12の前記1つ以上の位置に掛かる前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する力覚演算部としての力覚演算回路48Aと、を有するようにしても良い。

システム内に配置した座標及び形状計測回路44Aの情報と複数の位置における曲げ剛性の情報から、力覚演算回路48Aでは、複数の位置における内力を計算(推定)することが可能である。さらに、こうした、複数の位置における内力を生じさせる力覚情報を計算(推定)することが可能である。

このように、システム内の構成要素によって、力の釣り合いに必要な計算をする、つまり、こうした外力を計算する力覚演算回路48Aを有することで、複数の位置での、座標と力が加わっていない状態からの形状変化と曲げ剛性から、1つ以上の位置での力覚情報が求められる。

また、静的釣り合いから力覚情報を算出するので、セグメントごとの運動方程式を解く必要が無い。よって、高速化が可能で、リアルタイム処理が容易となり、より多くの位置での力覚情報が求められる。

また、力を直接測定しなくても、座標と形状だけで力覚情報が容易に算出できる、よって、力センサが不要で省スペース化が図れ、可撓性管状部12の細径化が可能となる。

[0214] この場合、前記座標及び形状計測回路44Aは、前記可撓性管状部12又は前記可撓性管状部12に隣接する部分に内蔵された、又は、前記可撓性管状部12又は前記可撓性管状部12に隣接する部分に対して脱着可能な、前記可撓性管状部12の少なくとも一部を含む部分の座標と形状を計測可能な位置センサ64及び形状センサ66の少なくとも一方を有し、前記位置センサ64及び前記形状センサ66の前記少なくとも一方の出力に基づいて、前記複数の位置における前記座標と前記形状を計測可能である。

従って、画像情報などの外部情報に拠らないため、オペレータ、被検体O

、及びセンサの配置関係に関係なく、力覚情報を常に算出できる。

[0215] ここで、前記座標及び形状計測回路44Aは、前記位置センサ64及び前記形状センサ66の前記少なくとも一方の出力の値の加工に加えて、（補間処理等による）推定を行うことで、前記複数の位置における前記座標と前記形状を計測する。

すなわち、補間処理等による推定によって、より細かいセグメントの設定を行うことができ、力の掛かる位置、方向、及び大きさ、といった力覚情報を精度良く検出することが可能となる。よって、少ない位置センサ64、又は、形状センサ66の数でも、より実際に近い位置及び形状を算出できる。

[0216] また、前記力覚演算回路48Aは、前記複数の位置における前記形状の情報から、それぞれの位置における曲率を算出し、前記曲率と前記曲げ剛性から算出される、前記複数の位置における第1の曲げモーメント M_b を算出する第1の曲げモーメント算出部としての曲げモーメント M_b 算出回路58Aと、前記可撓性管状部12の前記1つ以上の位置に掛かる前記力から算出される、前記複数の位置における第2の曲げモーメント M_f を算出する第2の曲げモーメント算出部としての曲げモーメント M_f 算出回路60Aと、を有し、前記複数の位置における前記第2の曲げモーメント M_f と前記第1の曲げモーメント M_b とがほぼ一致することに基づき、前記可撓性管状部12の前記1つ以上の位置に掛かる前記力覚情報を算出するようにしても良い。

静的釣り合いの具体的な数式、及びその数式に用いるパラメータをこのようにすることで、数値計算の実施の仕方が明確となり、数値計算の実施が可能となる。

そして、このように単純な数式により力覚情報を求められるので、計算が容易で高速処理が可能である。よって、力覚情報のリアルタイム演算や、多くの位置での力覚情報の演算が可能となる。

[0217] この場合、前記力覚演算回路48Aが算出する前記力覚情報の変数の数に対し、前記複数の位置での前記第1の曲げモーメントと前記第2の曲げモーメントのつり合いから導かれる式の数が大きく、前記力覚演算回路48Aは

、（誤差などの）評価式を最小とするための最適化手法を用いて、前記力覚情報を算出する。

すなわち、求めたい変数（パラメータ）の数より連立方程式の数の方が多い場合、評価式を最小とするための最適化手法を用いることで、変数である力覚情報を決定することができる。

特に、評価式を誤差とすることで、誤差を最小にする力覚情報を得ることができる。

評価式が単純な多項式の場合には、特に最小自乗法で解くことが可能である。

このような最適化手法は、算出速度及び精度共に、高い。

[0218] ここで、前記可撓性管状部 1 2 の前記 1 つ以上の位置は複数であり、前記力覚演算回路 4 8 A は、前記可撓性管状部 1 2 の前記複数の位置の内、前記可撓性管状部 1 2 の先端側にある位置から順に前記力覚情報を算出する。

このように、1 つ以上の位置での力覚情報を算出するに当たり、出来るだけ 1 つの位置ずつ力覚情報を演算することで、演算量を少なくし、高速化することが可能である。

[0219] あるいは、前記評価式、又は、前記算出される前記力覚情報（力の大きさ等）に基づいて、前記第 2 の曲げモーメント M_f と前記第 1 の曲げモーメント M_b に用いる前記複数の位置を限定するようにしても良い。

即ち、力覚情報を得るのに、座標、形状、及び曲げ剛性などの情報を必ずしも複数の位置で使って演算する必要は無い。

また、想定外の位置で力が働いている場合と、その位置での情報を使って演算すると、評価式の値が大きくなり、実際に加わっている力覚情報と異なる情報が得られることがある。

そのため、評価式の値、又は、算出される力覚情報、特に力の大きさ、に基づいて力覚情報を算出することで、力覚情報の精度をより向上できる。

[0220] また、前記力覚演算回路 4 8 A は、前記可撓性管状部 1 2 に実際に加わる力を、単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行うことが望

ましい。

即ち、多くの位置で力が加わっている場合、又は、力が荷重分布のように加わっている場合、力覚情報を正確に求めようとする、求める力覚情報（変数）の数が膨大となる。更には、求める力覚情報の数が静的釣り合いの式の数より大きくなると、力覚情報を求めることができなくなる。

求める力覚情報の数が多くなればなるほど、多くの静的釣り合いの式が必要となり、処理に時間が掛かる。そこで、求める力覚情報を単純化し、変数の数を少なくすることで、演算可能になり、処理時間が少なくて済むようになる。

可撓性管状部 1 2 に実際に加わる力を単純化したモデルに当てはめて演算することで、単純化が可能である。何かの単純化を行えば、その他の項目をより詳細に求めることも可能になる。

[0221] この場合、前記力覚演算回路 4 8 A は、前記可撓性管状部 1 2 に加わる力が荷重分布状の力の場合において、前記荷重分布状の力を前記可撓性管状部 1 2 の有限の点に掛かる力に単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行うことができる。

特に、体腔では、内視鏡等の内視鏡挿入部 1 2' との接触が、点というよりは、面で生じる。接触部分を全て計算に入れようとする、掛かる力の位置が無数になってしまう。接触範囲内で、1 セグメントに 1 点、もしくは、それ以下となるよう、力の掛かる位置の数を減らすことで、求める変数の数を減らすことができ、処理時間を減らしたり、処理を可能としたり、他項目を詳細に求めることが可能となったりする。

[0222] あるいは、前記可撓性管状部 1 2 に加わる力が複数有り、前記力覚演算回路 4 8 A は、前記可撓性管状部 1 2 と前記実際に加わる力の作用する位置と向きが 1 つの平面上にあるよう単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行うようにしても良い。

このように、1 つの平面内に、力の向きを限定することで、求める変数の数を減らすことができ、処理時間を減らしたり、処理を可能としたり、他項

目を詳細に求めることが可能となったりする。

特に、上記１つの平面内を、重力にほぼ垂直な面内とすることで、重力の影響を除外することが可能となる。

[0223] また、前記力覚演算回路４８Ａは、前記可撓性管状部１２に加わる力の向きが前記可撓性管状部１２に対してほぼ垂直となるよう単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行うようにしても良い。

可撓性管状部１２に加わる力の向きが可撓性管状部１２に対してほぼ垂直となるということは、摩擦力がほとんど発生しないことを意味する。特に、体腔に内視鏡等の内視鏡挿入部１２'を挿入する際には、体腔と内視鏡との抵抗を下げるために、潤滑剤を十分に用いる。これにより、内視鏡挿入部１２'の側面に働く摩擦力は小さい場合が多く、その結果、内視鏡挿入部１２'に加わる力の向きはほぼ垂直となる場合が多い。このように、力の掛かる向きの変数を減らすことで、求める変数の数を減らすことができ、処理時間を減らしたり、処理を可能としたり、他項目を詳細に求めることが可能となったりする。

[0224] あるいは、前記力覚演算回路４８Ａは、前記単純化したモデルに当てはめて算出した前記力覚情報に基づいて、前記可撓性管状部１２に実際に加わる力を推定する。

最終的な答えを荷重分布のように示す場合、単純化された答えから分布状態の答えに変えることで、実際状態に近い力の加わり方を求めることが可能である。

なお、分布状態にする際には、狙いの精度などによって、釣り合いの式が成り立つこと、及び評価式の値が変化しないことを、必ずしも考慮せずに、概算で分布状態を求めても良い。逆に、釣り合いの式を成り立たせたり、評価式の値が変化しないようにしたりして、より厳密に分布状態を求めても良い。

[0225] この場合、前記力覚演算回路４８Ａは、荷重分布的に前記可撓性管状部１２に加わる力を、前記可撓性管状部１２上の有限の点に掛かる力に単純化し

たモデルに当てはめて前記力覚情報を算出し、前記有限の点に掛かると推定して算出された前記力覚情報から、荷重分布であることを前提に前記可撓性管状部 1 2 に実際に加わる力を推定する。

即ち、最終的な答えを荷重分布のように示す場合、単純化された答えから分布状態の答えに変えることで、実際状態に近い力の加わり方を求めることが可能である。

なお、分布状態にする際には、狙いの精度などによって、釣り合いの式が成り立つこと、及び評価式の値が変化しないことを、必ずしも考慮せずに、概算で分布状態を求めても良い。逆に、釣り合いの式を成り立たせたり、評価式の値が変化しないようにしたりして、より厳密に分布状態を求めても良い。

[0226] また、前記可撓性管状部 1 2 は、被検体 O の内部に挿入され、前記力覚演算回路 4 8 A によって算出された前記力覚情報が、前記被検体 O に与える影響を判断する、被検体影響判断部としての被検体影響判断回路 5 0 を更に有することができる。

このように、単に力覚情報を求めるだけでなく、被検体 O への影響を判断することで、オペレータの操作及びシステムの動作に関する安定度、問題の有無又は程度、などの情報を生成することができ、その生成した情報に基づいて具体的な対応を考えることが可能となる。

[0227] この場合、前記被検体影響判断回路 5 0 は、前記被検体 O に与える痛み、破損、及び穿孔の少なくとも一つを含むダメージの程度を判断する。

これにより、被検体 O へのダメージの程度がわかるので、操作の中断又は操作解除（操作を戻すこと）すべきか、操作を継続してもよいか、などの判断が可能となる。

[0228] あるいは、前記被検体影響判断回路 5 0 は、前記被検体 O の少なくとも一部が有する機能に与える影響の程度を判断するようにしても良い。

これにより、被検体 O の機能への影響の程度がわかるので、操作の中断又は操作解除（操作を戻すこと）すべきか、操作を継続してもよいか、などの

判断が可能となる。また、被検体〇への所定の処置を行うべきかの判断ができるようになる。

- [0229] あるいは、前記被検体影響判断回路 50 は、前記可撓性管状部 12 から力が加わった前記被検体〇の部分及び／又はその周囲の変形及び移動の程度を判断するようにしても良い。

これにより、被検体〇の部分及び／又はその周囲の変形及び移動の程度がわかるので、操作の中断又は操作解除（操作を戻すこと）すべきか、操作を継続しても良いか、などの判断が可能となる。

- [0230] また、前記力覚推定システム 14 は、前記力覚演算回路 48 A によって算出された前記力覚情報を基に、前記可撓性管状部 12 のオペレータに呈示情報をフィードバックする情報呈示部としての情報呈示装置を更に有することができる。

このように、オペレータへ、力覚情報を提供することで、オペレータによる安全な操作の継続、問題のある操作の中断、問題のある状態からの復帰、などが可能となる。

- [0231] あるいは、前記力覚推定システム 14 は、前記被検体影響判断回路 50 によって判断された前記被検体〇に与える影響を基に、前記可撓性管状部 12 のオペレータに呈示情報をフィードバックする情報呈示部としての情報呈示装置を更に有しても良い。

このように、オペレータへ、被検体〇に与える影響の程度を示す情報の少なくとも一方を提供することで、オペレータによる安全な操作の継続、問題のある操作の中断、問題のある状態からの復帰、などが可能となる。

- [0232] また、前記力覚推定システム 14 は、前記力覚演算回路 48 A によって算出された前記力覚情報を、前記可撓性管状部 12 を動力により挿入駆動する駆動部としての駆動回路の駆動情報としてフィードバックする、情報フィードバック部としての駆動フィードバック回路を更に有するようにしても良い。

このように、駆動回路へ、力覚情報を提供することで、駆動回路による安

全な駆動（操作）の継続、問題のある駆動（操作）の中断、問題のある状態からの復帰、などが可能となる。

- [0233] あるいは、前記力覚推定システム 14 は、前記被検体影響判断回路 50 によって判断された前記被検体 O に与える影響を、前記可撓性管状部 12 を動力により挿入駆動する駆動部としての駆動回路の駆動情報としてフィードバックする、情報フィードバック部としての駆動フィードバック回路を更に有するものとしても良い。

このように、駆動回路へ、被検体 O に与える影響の程度を示す情報の少なくとも一方を提供することで、駆動回路による安全な駆動（操作）の継続、問題のある駆動（操作）の中断、問題のある状態からの復帰、などが可能となる。

- [0234] なお、前記力覚推定システム 14 は、前記算出された力覚情報を記憶する、記憶部としての記憶回路 54 を更に有するようにしても良い。

このように、算出された力覚情報を記憶することで、オペレータによる操作状況が、適宜、確認可能となる。即ち、力覚情報を位置及び形状と共に記憶することで、力の発生箇所及びその部分の形状が確認可能となる。また、問題が無かったかの確認、操作の向上のための検討、次回操作時の方針検討、などが可能となる。

- [0235] その代わりに、前記力覚推定システム 14 は、前記オペレータにフィードバックされた前記呈示情報を記憶する、記憶部としての記憶回路 54 を更に有しても良い。

このように、力覚情報に基づいて生成された呈示情報を記憶することで、オペレータによる操作状況が、適宜、確認可能となる。即ち、位置及び形状と共に記憶することで、力の発生箇所及びその部分の形状が確認可能となる。また、問題が無かったかの確認、操作の向上のための検討、次回操作時の方針検討、などが可能となる。

- [0236] あるいは、前記力覚推定システム 14 は、前記駆動部にフィードバックされた前記駆動情報を記憶する、記憶部としての記憶回路 54 を更に有するも

のとしても良い。

このように、力覚情報に基づいて生成された駆動情報を記憶することで、オペレータによる操作状況が、適宜、確認可能となる。即ち、位置及び形状と共に記憶することで、力の発生箇所及びその部分の形状が確認可能となる。また、問題が無かったかの確認、操作の向上のための検討、次回操作時の方針検討、などが可能となる。

[0237] また、前記可撓性管状部 12 は、被検体 O の内部に挿入される、内視鏡の内視鏡挿入部 12'、又は、細径マニピュレータであり、前記力覚推定システム 14 は、前記被検体 O の前記内部で前記被検体 O から受ける力を検出可能である。

内視鏡の内視鏡挿入部 12'、又は、細径マニピュレータに適用することで、被検体 O である患者の管腔への挿入、被検体 O の患部の治療、などの際に、患者への負担を抑え、安全な操作が可能となる。

特に、患者の体内での操作には、細径の内視鏡及びマニピュレータが求められており、本実施形態により、安全な操作を可能としつつ、細径の内視鏡又はマニピュレータの実現が可能となる。

[0238] また、前記可撓性管状部 12 は、大腸内視鏡の内視鏡挿入部 12' であり、前記力覚推定システム 14 は、大腸 112 の内部で前記内視鏡挿入部 12' に掛かると推定された力の合力は、前記内視鏡挿入部 12' の挿抜のための力とほぼ釣り合うものとして、前記内視鏡挿入部 12' の挿抜のための前記力を更に推定する。

従って、大腸内視鏡の内視鏡挿入部 12' の座標及び形状情報のみから、挿抜のための力を求めることができる。

たとえ概算であっても、大まかな挿抜のための力を求めることができることで、オペレータ又は挿入用マニピュレータの操作を簡便かつ定量的に把握することができるようになり、過度な力を加えることの防止などにつなげることができる。

[0239] あるいは、前記可撓性管状部 12 は、大腸内視鏡の内視鏡挿入部 12' で

あり、前記力覚推定システム 1 4 は、大腸 1 1 2 の内部で前記内視鏡挿入部 1 2' に掛かると推定された力の合力と、前記内視鏡挿入部 1 2' の挿抜のための力の、肛門 1 1 4 の付近での前記内視鏡挿入部 1 2' の挿入方向成分がほぼ釣り合うものとして、前記内視鏡挿入部 1 2' の挿抜のための前記力に関わる情報を更に推定する。

従って、大腸内視鏡の内視鏡挿入部 1 2' の座標及び形状情報のみから、挿抜のための力に関わる情報を求めることができる。

たとえ概算であっても、大まかな挿抜のための力に関わる情報を求めることができることで、オペレータ又は挿入用マニピュレータの操作を簡便かつ定量的に把握することができるようになり、過度な力を加えることの防止などにつなげることができる。

[0240] また、以上のように、本実施形態に係る力覚情報算出方法は、可撓性を有する可撓性管状部 1 2 の、1 つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報（力の位置、向き、及び／又は大きさ）を算出する、力覚情報算出方法であって、前記可撓性管状部 1 2 の長手方向の複数の位置における、座標と（曲率、湾曲量、湾曲角などの）形状（情報）を計測、又は、推定する第 1 のステップ、例えば上記ステップ S 1 0 A と、前記複数の位置において、前記第 1 のステップで求めた形状と、予め記憶された曲げ剛性とから、前記複数の位置における曲げモーメントを求める第 2 のステップ、例えば上記ステップ S 1 2 A と、前記第 1 のステップで求めた前記複数の位置の座標と、前記第 2 のステップで求めた前記複数の位置における曲げモーメントとから、前記可撓性管状部 1 2 の前記 1 つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報（力の位置、向き、及び／又は大きさ）を算出する第 3 のステップ、例えば上記ステップ S 1 4 A と、を有する。

このようにすることで、湾曲状態と座標のみを検出することで、湾曲を生じさせる外力を、直接力を測定せずに、効率よく検出できる。

[0241] なお、可撓性管状部 1 2 が被検体 O の内部に挿入される場合、前記第 3 のステップで求めた前記力覚情報によって生じ得る前記被検体 O への影響を判

断する第4のステップ、例えば上記ステップS18Aをさらに有するようにしても良い。

このように、湾曲状態と座標のみを検出することで、湾曲を生じさせる外力を、直接力を測定せずに検出し、さらに、この検出した外力に基づいて、効率良く、定量的に被検体Oへの影響を判断できるようになる。

[0242] <第2実施形態>

次に、本発明の第2実施形態について説明する。以下では、第1実施形態と同様の構成部材には同様の参照符号を付してその説明は省略し、第1実施形態と異なる部分のみを説明する。

[0243] 可撓性管状部12とそれに働く力が2次元で単純化できない場合に、力覚検出を行うには、3次元での処理が必要となる。例えば、可撓性管状部12が立体的な構造を取っていたり、可撓性管状部12が被検体Oから、2次元では収まらない、様々な方向からの力を受けていたりする場合などである。

[0244] さらに、可撓性管状部12が自重を支えて形状や姿勢を保つことができない場合や、被検体Oから受ける力の大きさに比べて重力の大きさを無視できない場合には、重力の影響も含めて可撓性管状部12が受ける力覚情報を求める必要がある。

[0245] 本実施形態は、こうした重力の影響を他の力の影響から分けて、力覚情報を求める場合について示す。

[0246] なお、重力の影響を他の力の影響から分けなくとも、本発明の主旨に則れば、重力影響下でも力覚情報を求めることは可能であるが、より正確な情報や重力以外の情報を求めるなどするために、重力の影響を分けて処理を行う。

[0247] 本発明の第2実施形態に係る力覚推定システム10は、上記第1実施形態の構成に対し、以下の点が異なっている。すなわち、図25に示すように、座標及び変形状態計測回路44が重力方向を計測する機能を備え、機械特性記憶回路46は、機械特性情報として可撓性管状部12の各セグメントの質量情報も記憶している。そして、力覚演算回路48において、第2の内力で

ある内力 F_f の算出を行う際に、機械特性記憶回路 46 から少なくとも得られる質量情報と、座標及び変形状態計測回路 44 から得られる重力方向の情報とを用いる。

[0248] 同様に、可撓性管状部 12 に加わる曲げモーメントに基づいて力覚情報を算出するとした力覚推定システム 10A は、上記第 1 実施形態の構成に対し、以下の点が異なっている。すなわち、図 26 に示すように、機械特性記憶回路 46 として、前記第 1 実施形態における曲げ剛性記憶回路 46A の代わりに曲げ剛性及び質量記憶回路 46B を備える。そして、力覚演算回路 48A において、第 2 の曲げモーメントである曲げモーメント M_f の算出を行う際に、この曲げ剛性及び質量記憶回路 46B から得られる質量情報と、座標及び形状計測回路 44A から得られる重力方向の情報とを用いる。なお、座標及び変形状態計測回路 44 は、センサとして、位置センサ 64 や形状センサ 66 などのセンサ 56 に加えて、重力センサ 56A を備えても良い。

[0249] このように、力覚演算回路 48 又は 48A は、質量情報と重力方向から、可撓性管状部 12 に分布する重力の影響を正確に求め、可撓性管状部 12 が被検体 O から受ける力覚情報を正確に求めることが可能となる。また、力覚演算回路 48 又は 48A は、図 27 に示すように、可撓性管状部 12 が被検体 O から受ける、重力の影響を除いた力覚情報を求めるようにしても良い。得られる力覚情報は、これら以外にも、重力の影響を含めた力覚情報、重力情報、重力の影響を除いた力覚情報の 3 つを同時に出力するなど、出力の組み合わせを変えても良い。

[0250] また、各セグメントでの重力（重力分布）を求めるための各セグメントの質量の情報は、機械特性記憶回路 46 又はそれに相当する曲げ剛性及び質量記憶回路 46B に記憶するようにしているが、この質量の情報を、機械特性記憶回路 46 又は曲げ剛性及び質量記憶回路 46B とは別の記憶回路に記憶しても良い。勿論、この別の記憶回路には、この質量の情報以外の機械特性情報も一緒に記憶しても良い。

[0251] 力覚演算回路 48 又は 48A は、機械特性記憶回路 46 又は曲げ剛性及び

質量記憶回路 4 6 B から少なくとも得られる質量情報と、座標及び変形状態計測回路 4 4 又は座標及び形状計測回路 4 4 A から得られる重力方向の情報とを用いて、可撓性管状部 1 2 の各セグメントの重力情報（重力分布）を得る。力覚演算回路 4 8 又は 4 8 A では、内力 F_f 又は曲げモーメント M_f の算出を行う際に、この重力方向の情報を用いる。

[0252] 以下、詳細に、重力方向の情報の計測と、それを用いた力覚情報の算出を説明する。

[0253] [重力方向の情報の検出]

座標及び変形状態計測回路 4 4 又は座標及び形状計測回路 4 4 A は、重力方向の情報を、幾つかの方法で取得することができる。

[0254] [重力センサ 5 6 B]

1 つは、図 2 6 に示すように、重力センサ 5 6 A を用いる取得方法である。近年では、重力センサはスマートフォンやタブレット端末等にも搭載されるくらい小型化され普及しており、内視鏡 1 6 のような細径湾曲部材に搭載することは容易である。

[0255] なお、重力センサ 5 6 A の内視鏡 1 6 への搭載場所は、座標及び変形状態計測回路 4 4 又は座標及び形状計測回路 4 4 A によって、座標や形状を検出可能な範囲内にあれば良い。可撓性管状部 1 2 の先端や中間部でも良いし、座標や形状を検出可能であれば、必ずしも可撓性管状部 1 2 自体でなくても、可撓性管状部 1 2 に隣接した周辺部分でも良い。この可撓性管状部 1 2 に隣接した周辺部分としては、例えば、内視鏡 1 6 であれば、図 2 8 に示すように、可撓性管状部 1 2 である内視鏡挿入部 1 2' に連結する操作部 2 8 を含む。

[0256] また、この重力センサ 5 6 A についても、第 1 実施形態で説明したセンサ 5 6（位置センサ 6 4 と形状センサ 6 6）と同様に、可撓性管状部 1 2（内視鏡挿入部 1 2'）やその周辺部に組み込まれていても良いし、着脱可能となっていて、重力の方向を求めたい時のみ装着できるようにしても良い。

[0257] [重力方向を決めるセンサ配置・設定]

重力方向の情報を取得するもう1つの方法は、第1実施形態で説明した、予め組み込まれた又は着脱自在なセンサ56（位置センサ64と形状センサ66）を利用するものである。但しこれには、センサ56が、重力方向が分かるように配置又は設定されていることが必要である。

[0258] 例えば、磁気式の位置センサ64を用いる場合、図29に示すように、磁気アンテナ70を、重力方向に対して所定の向きにして配置し、その設定を位置情報に反映させるようにする。そして、図30Aに示すように、可撓性管状部12（内視鏡挿入部12'）に分布するよう配置された、複数の位置センサ64を内視鏡挿入部12'に組み込んだ内視鏡16について、内視鏡挿入部12'に連結する操作部28に更に位置センサ64を設ける。この場合、図30Bに示すように、更に、内視鏡挿入部12'の長手方向に沿って形状センサ66を配置しても良い。このような構成とすることにより、図29において、例えば、Z軸マイナス方向が重力方向とすることができる。

[0259] さらに、図3に示したような、内視鏡挿入部12'に形状センサ66のみを設けても良い。この場合には、操作部28から先の形状が検出可能であれば、例えば、操作部28を固定する、向きを一定の向きにする等のように配置すれば、その配置を基に重力方向を検出可能となる。

[0260] このように、位置センサ64及び形状センサ66の少なくとも一方の配置又は設定に基づいて、複数の位置における重力方向を計測することができる。

[0261] [力覚演算回路48、48A]

力覚演算回路48又は48Aは、以下のようにして重力の影響を算出する。

[0262] 図31は、可撓性管状部12である大腸内視鏡の内視鏡挿入部12'を被検体O（患者）に挿入した状態を示している。重力は、同図中に細線矢印で示す方向に働くものとする。すなわち、重力方向に書かれた細線矢印は、各セグメントに掛かる重力を示す。

[0263] また、同図中に太線矢印は、管空である大腸内で内視鏡挿入部12'に働

く、重力以外の力を示す。これは、大腸から内視鏡挿入部 1 2' が受ける力である。特に無理な挿入をしていない状態でも、内視鏡挿入部 1 2' が自重を支えられない場合、内視鏡挿入部 1 2' に掛かる重力を支える力を大腸から受ける。

[0264] これら細線矢印及び太線矢印の向きは力の方向を表し、また、それらの長さは力の大きさを表している。

[0265] 重力を支える力の分布は以下のように求める。

まず、下に凸な部分では、図 3 1 の部分拡大図である図 3 2 に一点鎖線で示す枠で囲んだ、周囲の下がってくる部分の自重が掛かるものとする（よって、図 3 2 中にハッチングして示す部分が最も掛かる力が大きい）。また、下に凸な部分の形状が、ぶら下がっている場合よりも扁平な場合、扁平な状態を生じるのに必要な力を算出しても良い。同様に、上に凸な部分の形状が、鋭角な場合、ぶら下がっていることにより、鋭角な状態を生じるのに必要な力を算出しても良い。このように、内視鏡挿入部 1 2' が垂れ下がらないように保持する力を推定することができる。

[0266] これらのような推定方法を組み合わせたり、人体やコロンモデルでの自重分布の測定結果から推定したりしても良い。

[0267] また、マニピュレータのような複数の関節を持つ可撓性管状部 1 2 でも、同様の推定を行うことで、自重を支える力の分布が推定できる。

[0268] このように、可撓性管状部 1 2 の自重の分布と自重を支える力（反力）の分布を推定することで、以下のことが可能となる。

- ・可撓性管状部 1 2 に掛かる力を、より正確に求めることができる。
- ・可撓性管状部 1 2 に掛かる力の内、重力を支える力（反力）以外の力を求めることができる。（実際に掛かると推定される力と、重力に対する反力との差分として求める。）
- ・可撓性管状部 1 2 の自重を支える力の分布を推定できる。

これらにより、挿入によって可撓性管状部 1 2 の自重により臓器に掛かる負担が推定できる。

[0269] また、図 3 1 中の破線矢印は、医師等のオペレータが可撓性管状部 1 2 である内視鏡挿入部 1 2' を挿入する力を示している。ここで、この破線矢印の向きは力の方向を表し、長さは力の大きさを表している。

[0270] この挿入する力を含めた、内視鏡挿入部 1 2' 全体に掛かる力が釣り合うことから、挿入力量や方向を求めることが可能となる。

[0271] なお、図 3 1 中、肛門付近では、体内から内視鏡挿入部 1 2' が受ける力や重力と釣り合う力の他に、医師等のオペレータが押す力への反力が一部加わり、横向きの力となっている。

[0272] [3 次元の場合の計算例]

第 1 実施形態で説明した、3 次元の場合について表現した上記式 4 c 及び上記式 5 b を、図 3 3 を用いてより詳しく説明する。

図 3 3 は、可撓性管状部 1 2 である内視鏡挿入部 1 2' に複数の力が働く際の、j 番目の力について説明した図である。

[0273] 内視鏡挿入部 1 2' のある点に作用する j 番目の押圧力を F_j 、i 番目のセグメントであるセグメント SG_i から j 番目の力の作用点までの方向ベクトルを d_{ij} 、複数の外力によってセグメント SG_i に作用すると推定される、外力による第 2 の曲げモーメントを Mf_i とする。

[0274] この時、ベクトル d_{ij} と押圧力 F_j と第 2 の曲げモーメント Mf_i には、上記式 5 b より、以下の関係が成り立つ。

$$Mf_i = \sum (d_{ij} \times F_j)$$

ただし、押圧力 F_j が内視鏡挿入部 1 2' のセグメント SG_i よりも手前側にあるときには、 $F_j = 0$ として計算するものとする。

[0275] ベクトル d_{ij} と押圧力 F_j の成分を以下の式 1 0 及び式 1 1 のように定義すると、上式は次の式 1 2 のようになる。

$$\text{定義: } F_j = (F_{x_j}, f_{y_j}, f_{z_j}) \quad (\text{式 1 0})$$

$$d_{ij} = (d_{x_{ij}}, d_{y_{ij}}, d_{z_{ij}}) \quad (\text{式 1 1})$$

$$Mf_i = \sum (d_{y_{ij}} \cdot f_{z_j} - d_{z_{ij}} \cdot f_{y_j}, d_{z_{ij}} \cdot f_{x_j} - d_{x_{ij}} \cdot f_{z_j}, d_{x_{ij}} \cdot f_{y_j} - d_{y_{ij}} \cdot f_{x_j})$$

(式 1 2)

[0276] この外力からセグメント SG_i に働くと推定される第 2 の曲げモーメント M_{f_i} と、セグメント SG_i の湾曲形状から推定される第 1 の曲げモーメント M_{b_i} が概ね等しいことから、上記式 6 の関係が成り立つ。複数の外力が働く場合には、上記式 8 のような関係が成り立つ。

[0277] また、求める外力のパラメータの数よりも、曲げモーメントの計算の対象とするセグメントの数の方が多い場合には、前述の通り、例えば、上記式 7 や上記式 9 の例のように、最適化手法を用いて外力情報を求める。

[0278] その際に、第 1 実施形態で説明した「条件式の数 (N_s または $3N_s$) = 変数の数 ($N_f \times N_c$)」の式、あるいは、「条件式の数 (N_s または $3N_s$) > 変数の数 ($N_f \times N_c$)」の式において、3次元の場合、変数の数に影響を与える、求める情報内容 N_c の数は、力の大きさ 1 と向き 2、または、力の成分 3、と言うように、特に制約が無ければ $N_c = 3$ とすることができる。

[0279] [重力の影響の計算例]

図 3 1 及び図 3 2 に示した例において、内視鏡挿入部 1 2' の動きが極めて遅く、静力学的な分析が可能な時には、各セグメントに掛かる重力の影響を、次のように考えることができる。

[0280] 1 例として、被検体 O の内部に内視鏡挿入部 1 2' があり、全てのセグメントが被検体 O 内部と接触している場合、各セグメントは接触している被検体 O 内部から垂直抗力を受けていると考えられる。その際、各セグメントに掛かる重力と垂直抗力の 2 つの力の合力は、図 3 4 に示すように接触面に垂直な方向の力となる。セグメント SG_i の質量を m_{s_i} 、重力加速度を g 、セグメント SG_i の水平面となす角を θ_i とすると、重力と垂直抗力の合力は、

$$m_{s_i} \cdot g \cdot \sin \theta_i$$

となる。

[0281] 各セグメントの接触面に垂直な方向の力を全て足し合わせると、横方向の力の成分は打ち消し合う、または、挿入／抜去の力量とつり合うと考えられる。これに対して、鉛直方向の力の成分は、被検体 O 内部の高いところに引

っ掛かる、または、低いところに納まるようになり、図35に示すように、これらの高いところ、または、低いところに集中して重力成分が分布することになる。

[0282] 仮に、図35において、エリア1内のセグメントに掛かる接触面に垂直な方向の力の合力 F_1 が、図中ハッチングして示す反力分布1の範囲に掛かり、同様に、エリア2内のセグメントに掛かる接触面に垂直な方向の力の合力 F_2 が反力分布2の範囲に掛かるとする。こうすることで、厳密な計算はできないかもしれないが、力覚演算回路48又は48Aは、可撓性管状部12に対する重力の影響を概算で求めることができる。

[0283] また、特に高低差がほとんど無い場合には、図36に示すように、ほぼ均等に重力が働くことになる。

[0284] 他の例として、被検体Oの内部に内視鏡挿入部12'があり、最も高い位置と最も低い位置付近で内視鏡挿入部12'が被検体O内部と接触している場合を考える。この場合を、図35に適用すると、エリア1内のセグメントに重力の合力 F_1 が反力分布1の範囲に掛かり、同様に、エリア2内のセグメントに掛かる重力の力の合力 F_2 が反力分布2の範囲に掛かるとすることで、力覚演算回路48又は48Aは、内視鏡挿入部12'に対する重力の影響を概算で求めることができる。

[0285] また、最も低い位置付近のみで内視鏡挿入部12'が被検体O内部と接触している場合には、図35の例で、エリア1内とエリア2内のセグメントに掛かる重力の力の合力が反力分布2の範囲に掛かるとすることで、力覚演算回路48又は48Aは、内視鏡挿入部12'に対する重力の影響を概算で求めることができる。

[0286] このように、可撓性管状部12（内視鏡挿入部12'）に対する重力と重力を支えるための被検体O等からの反力の影響を求めることで、力覚演算回路48又は48Aは、可撓性管状部12に掛かる力の情報を正確に求めたり、可撓性管状部12に重力以外に加わる力の情報を求めたりすることが可能となる。これらの情報の内、どの情報を可撓性管状部12の操作者らに提供

するかは、適宜、組合せも含めて決めることができる。

[0287] [変形例]

図 3 7 は、本第 2 実施形態に係る可撓性過剰システムの変形例の構成を示す図である。本変形例は、被検体影響判断回路 5 0 からの影響判断結果に基づいて操作情報を生成する操作情報生成回路 1 2 0 を備えている。

[0288] 第 1 実施形態において説明したように、被検体影響判断回路 5 0 は、以下の判断が可能である。

- ・前記被検体 O に与えるダメージの程度。
- ・前記被検体 O の少なくとも一部が有する機能に与える影響。
- ・被検体 O の部分及び／又はその周囲の変形及び移動の程度。

[0289] 操作情報生成回路 1 2 0 は、このような力覚情報に基づいた被検体 O への影響情報に基づいて、被検体 O に与える影響、または、与える可能性があると判断した影響を回避するために、可撓性管状部 1 2 の操作情報、例えば、内視鏡挿入部 1 2' の操作方法や操作手順、回避すべきことや注意事項といった情報を生成する。これらの情報を生成するに当たっては、データベース等を用いることによって挿入状況や力の負荷状況ごとの操作情報が生成できるように適宜しておくものとする。

[0290] 操作情報の、より具体的な例としては、以下のようなことが挙げられる。

- ・可撓性管状部 1 2 の挿入を止める／引く。
- ・可撓性管状部 1 2 を押す操作だけでは被検体 O 内部に可撓性管状部 1 2 が入らないので、捻ってから押すなど、他の操作方法を試みる。
- ・可撓性管状部 1 2 の自重の影響が増さないよう、特定方向への被検体 O の体位変換を行わない。

[0291] このような操作情報を操作支援情報として生成することで、定量的な力覚情報に基づいて想定される影響の内、避けるべき状況を具体的な方法で回避することが可能となる。

[0292] なお、この変形例のような操作情報生成回路 1 2 0 は、第 1 実施形態にも同様に適用できることは勿論である。

[0293] 以上のように、本発明の第2実施形態に係る力覚推定システム10は、第1実施形態と同様の作用効果を奏することができる。

[0294] さらに、本第2実施形態に係る力覚推定システム10においては、力覚情報算出部としての力覚推定システム14は、可撓性管状部12の長手方向の複数の位置における重力（長手方向の重力分布）の影響を考慮して、可撓性管状部12の前記1つ以上の位置に掛かる力に関する前記力覚情報を演算により算出する。

従って、重力の影響を考慮することで、力覚情報を正確に求めることができる。

[0295] なおこの場合、力覚推定システム14は、可撓性管状部12の前記1つ以上の位置に掛かる、重力以外の（重力の影響を除いた）前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する。

従って、重力の影響を除いて正確な力覚情報を求めることができる。

[0296] また、座標及び形状計測部としての座標及び変形状態計測回路44又は座標及び形状計測回路44Aは、さらに前記座標に対する重力方向を特定可能な設定がなされ、または、機能を有し、機械特性記憶部としての機械特性記憶回路46又は曲げ剛性及び質量記憶回路46Bは、さらに前記複数の位置における質量を記憶する機能を有し、力覚演算部としての力覚演算回路48又は48Aは、前記複数の位置における、前記座標と前記形状と前記曲げ剛性と、前記重力方向と質量から求まる重力とを用いて、可撓性管状部12の前記1つ以上の位置に掛かる、前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する。

従って、質量情報と重力方向から、可撓性管状部12に分布する重力の影響を正確に求め、可撓性管状部12が被検体Oから受ける力覚情報を正確に求めることが可能となる。

[0297] この場合、座標及び形状計測回路44Aは、可撓性管状部12に又は座標及び形状計測回路44Aによって可撓性管状部12の少なくとも一部を含む部分の座標と形状を計測可能な部分である可撓性管状部12に隣接する部分

、例えば操作部 28 に内蔵された、又は、可撓性管状部 12 又は可撓性管状部 12 に隣接する前記部分に対して脱着可能な、重力センサ 56 A を更に有し、重力センサ 56 A の出力と座標及び形状計測回路 44 A で計測される前記複数の位置における前記座標と前記形状に基づいて、前記複数の位置における重力方向を計測可能である。

従って、重力センサを用いることで、容易に重力方向を検出することができる。

[0298] あるいは、座標及び形状計測回路 44 A は、可撓性管状部 12 に内蔵された、又は、可撓性管状部 12 に対して脱着可能な、位置センサ 64 及び形状センサ 66 の少なくとも一方を有し、位置センサ 64 及び形状センサ 66 の少なくとも一方の配置又は設定に基づいて、前記複数の位置における重力方向を計測可能である。

従って、位置センサ 64 及び形状センサ 66 の少なくとも一方を用いて、重力方向を検出することができる。

[0299] なお、被検体影響判断部としての被検体影響判断回路 50 が被検体 O に与える影響、または、与える可能性があると判断した影響を回避するための可撓性管状部 12 の操作情報（操作方法・操作手順・回避／注意事項）を生成する操作情報生成部としての操作情報生成回路 120 を更に有することができる。

従って、定量的な力覚情報に基づいて想定される影響の内、避けるべき状況を具体的な方法で回避することが可能となる。

[0300] なお、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、上記実施形態には種々の発明が含まれており、開示される複数の構成要件から選択された組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、課題が解決でき、効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

請求の範囲

- [請求項1] 可撓性を有する可撓性管状部の長手方向の複数の位置における、変形状態と機械特性に基づいて、前記可撓性管状部の1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を演算により算出する力覚情報算出部、を具備する、力覚推定システム。
- [請求項2] 前記力覚情報算出部は、前記可撓性管状部の長手方向の複数の位置における重力の影響を考慮して、前記可撓性管状部の1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を演算により算出する、請求項1に記載の力覚推定システム。
- [請求項3] 前記力覚情報算出部は、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる、重力以外の前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する、請求項2に記載の力覚推定システム。
- [請求項4] 前記力覚情報算出部は、前記変形状態と前記機械特性から推定される、前記可撓性管状部の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第1の内力と、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力によって、前記可撓性管状部の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第2の内力と、が釣り合うことに基づいて、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する、請求項1に記載の力覚推定システム。
- [請求項5] 前記力覚情報算出部は、前記変形状態と前記機械特性から推定される、前記可撓性管状部の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じる第1の曲げモーメントと、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力によって、前記可撓性管状部の前記長手方向の複数の位置及びその周辺に生じ

る第2の曲げモーメントと、
がほぼ釣り合うことに基づいて、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する、
請求項4に記載の力覚推定システム。

[請求項6]

前記力覚情報算出部は、

前記可撓性管状部の前記長手方向の複数の位置における前記変形状態として、前記複数の位置における座標と形状を計測、又は、推定する、座標及び形状計測部と、

前記複数の位置における、曲げ剛性を記憶した、機械特性記憶部と、

前記複数の位置における、前記座標と前記形状と前記曲げ剛性を用いて、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する力覚演算部と、
を有する、請求項1に記載の力覚推定システム。

[請求項7]

前記座標及び形状計測部は、

前記可撓性管状部又は前記可撓性管状部に隣接する部分に内蔵された、又は、前記可撓性管状部又は前記可撓性管状部に隣接する部分に対して脱着可能な、前記可撓性管状部の少なくとも一部を含む部分の座標と形状を計測可能な位置センサ及び形状センサの少なくとも一方を有し、

前記位置センサ及び前記形状センサの前記少なくとも一方の出力に基づいて、前記複数の位置における前記座標と前記形状を計測可能である、

請求項6に記載の力覚推定システム。

[請求項8]

前記座標及び形状計測部は、前記位置センサ及び前記形状センサの前記少なくとも一方の出力の値の加工に加えて、推定を行うことで、前記複数の位置における前記座標と前記形状を計測する、請求項7に記載の力覚推定システム。

- [請求項9] 前記座標及び形状計測部は、さらに前記座標に対する重力方向を特定可能な設定がなされ、または、機能を有し、
- 前記機械特性記憶部は、さらに前記複数の位置における質量を記憶する機能を有し、
- 前記力覚演算部は、前記複数の位置における、前記座標と前記形状と前記曲げ剛性と、前記重力方向と質量から求まる重力とを用いて、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる、前記力に関する前記力覚情報を演算により算出する、
- 請求項6に記載の力覚推定システム。
- [請求項10] 前記座標及び形状計測部は、
- 前記可撓性管状部に又は前記座標及び形状計測部によって前記可撓性管状部の少なくとも一部を含む部分の座標と形状を計測可能な部分である前記可撓性管状部に隣接する前記部分に内蔵された、又は、前記可撓性管状部又は前記可撓性管状部に隣接する部分に対して脱着可能な、重力センサを更に有し、
- 前記重力センサの出力と前記座標及び形状計測部で計測される前記複数の位置における前記座標と前記形状に基づいて、前記複数の位置における重力方向を計測可能である、
- 請求項9に記載の力覚推定システム。
- [請求項11] 前記座標及び形状計測部は、
- 前記可撓性管状部に内蔵された、又は、前記可撓性管状部に対して脱着可能な、位置センサ及び形状センサの少なくとも一方を有し、
- 前記位置センサ及び形状センサの少なくとも一方の配置・設定に基づいて、前記複数の位置における重力方向を計測可能である、
- 請求項9に記載の力覚推定システム。
- [請求項12] 前記力覚演算部は、
- 前記複数の位置における前記形状の情報から、それぞれの位置における曲率を算出し、

前記曲率と前記曲げ剛性から算出される、前記複数の位置における第1の曲げモーメントを算出する第1の曲げモーメント算出部と、

前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力から算出される、前記複数の位置における第2の曲げモーメントを算出する第2の曲げモーメント算出部と、

を有し、

前記複数の位置における前記第2の曲げモーメントと前記第1の曲げモーメントとがほぼ一致することに基づき、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる前記力覚情報を算出する、

請求項6に記載の力覚推定システム。

[請求項13] 前記力覚演算部が算出する前記力覚情報の変数の数に対し、前記複数の位置での前記第1の曲げモーメントと前記第2の曲げモーメントのつり合いから導かれる式の数が大きく、

前記力覚演算部は、評価式を最小とするための最適化手法を用いて、前記力覚情報を算出する、

請求項12に記載の力覚推定システム。

[請求項14] 前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置は複数であり、

前記力覚演算部は、前記可撓性管状部の前記複数の位置の内、前記可撓性管状部の先端側にある位置から順に前記力覚情報を算出する、

請求項13に記載の力覚推定システム。

[請求項15] 前記力覚演算部は、前記可撓性管状部に実際に加わる力を、単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行う、請求項6に記載の力覚推定システム。

[請求項16] 前記力覚演算部は、前記可撓性管状部に加わる力が荷重分布状の力の場合において、前記荷重分布状の力を前記可撓性管状部の有限の点に掛かる力に単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行う、請求項15に記載の力覚推定システム。

[請求項17] 前記可撓性管状部に加わる力が複数有り、

前記力覚演算部は、前記可撓性管状部と前記実際に加わる力の作用する位置と向きが1つの平面上にあるよう単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行う、

請求項15に記載の力覚推定システム。

[請求項18] 前記力覚演算部は、前記可撓性管状部に加わる力の向きが前記可撓性管状部に対してほぼ垂直となるよう単純化したモデルに当てはめて、前記力覚情報の算出を行う、請求項15に記載の力覚推定システム。

[請求項19] 前記可撓性管状部は、被検体の内部に挿入され、
前記力覚演算部によって算出された前記力覚情報が、前記被検体を与える影響を判断する、被検体影響判断部を更に有する、請求項6に記載の力覚推定システム。

[請求項20] 前記被検体影響判断部は、前記被検体を与える痛み、破損、及び穿孔の少なくとも一つを含むダメージの程度を判断する、請求項19に記載の力覚推定システム。

[請求項21] 前記被検体影響判断部は、前記被検体の少なくとも一部が有する機能に与える影響の程度を判断する、請求項19に記載の力覚推定システム。

[請求項22] 前記被検体影響判断部は、前記可撓性管状部から力が加わった前記被検体の部分及び／又はその周囲の変形及び移動の程度を判断する、請求項19に記載の力覚推定システム。

[請求項23] 前記力覚情報算出部は、前記力覚演算部によって算出された前記力覚情報を基に、前記可撓性管状部のオペレータに呈示情報をフィードバックする情報呈示部を更に有する、請求項6に記載の力覚推定システム。

[請求項24] 前記力覚情報算出部は、前記力覚演算部によって算出された前記力覚情報を、前記可撓性管状部を動力により挿入駆動する駆動部の駆動情報としてフィードバックする、情報フィードバック部を更に有する

、

請求項 6 に記載の力覚推定システム。

[請求項25] 前記力覚情報算出部は、前記被検体影響判断部によって判断された前記被検体に与える影響を、前記可撓性管状部を動力により挿入駆動する駆動部の駆動情報としてフィードバックする、情報フィードバック部を更に有する、

請求項 19 に記載の力覚推定システム。

[請求項26] 前記力覚情報算出部は、前記算出された力覚情報を記憶する、記憶部を更に有する、請求項 1 に記載の力覚推定システム。

[請求項27] 前記被検体影響判断部が前記被検体に与える影響、または、与える可能性があると判断した影響を回避するための前記可撓性管状部の操作情報を生成する操作情報生成部を更に有する、

請求項 19 に記載の力覚推定システム。

[請求項28] 前記可撓性管状部は、被検体の内部に挿入される、内視鏡の挿入部、又は、細径マニピュレータであり、

前記力覚情報算出部は、前記被検体の前記内部で前記被検体から受ける力を検出可能である、

請求項 1 に記載の力覚推定システム。

[請求項29] 前記可撓性管状部は、大腸内視鏡の挿入部であり、

前記力覚情報算出部は、大腸の内部で前記挿入部に掛かると推定された力の合力は、前記挿入部の挿抜のための力とほぼ釣り合うものとして、前記挿入部の挿抜のための前記力を更に推定する、

請求項 1 に記載の力覚推定システム。

[請求項30] 前記可撓性管状部は、大腸内視鏡の挿入部であり、

前記力覚情報算出部は、大腸の内部で前記挿入部に掛かると推定された力の合力と、前記挿入部の挿抜のための力の、肛門付近での前記挿入部の挿入方向成分がほぼ釣り合うものとして、前記挿入部の挿抜のための前記力に関わる情報を更に推定する、

請求項 1 に記載の力覚推定システム。

[請求項31]

可撓性を有する可撓性管状部の、1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を算出する、力覚情報算出方法であって、

前記可撓性管状部の長手方向の複数の位置における、座標と形状を計測、又は、推定する第1のステップと、

前記複数の位置において、前記第1のステップで求めた形状と、予め記憶された曲げ剛性とから、前記複数の位置における曲げモーメントを求める第2のステップと、

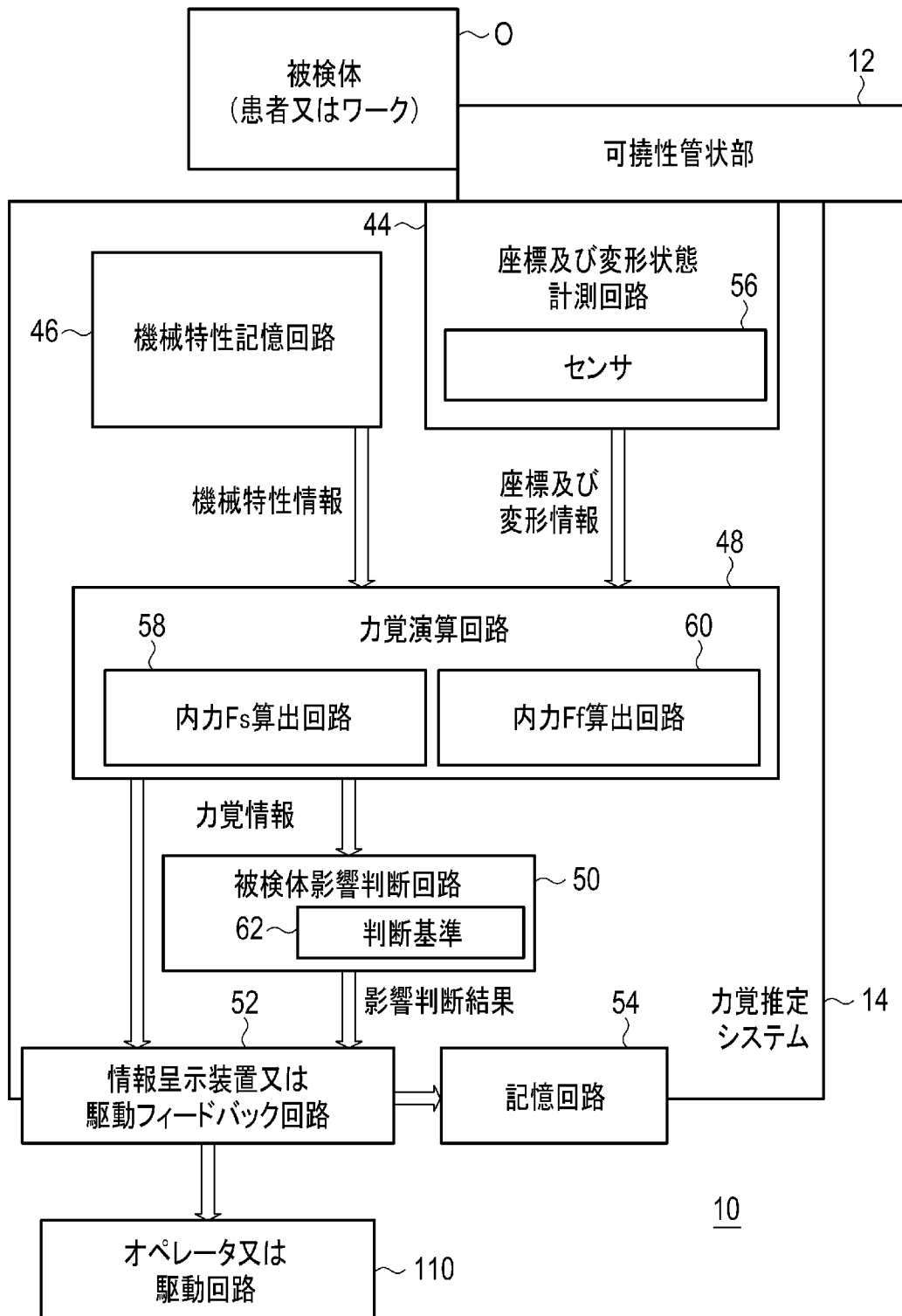
前記第1のステップで求めた前記複数の位置の座標と、前記第2のステップで求めた前記複数の位置における曲げモーメントとから、前記可撓性管状部の前記1つ以上の位置に掛かる力に関する力覚情報を算出する第3のステップと、

を有する、力覚情報算出方法。

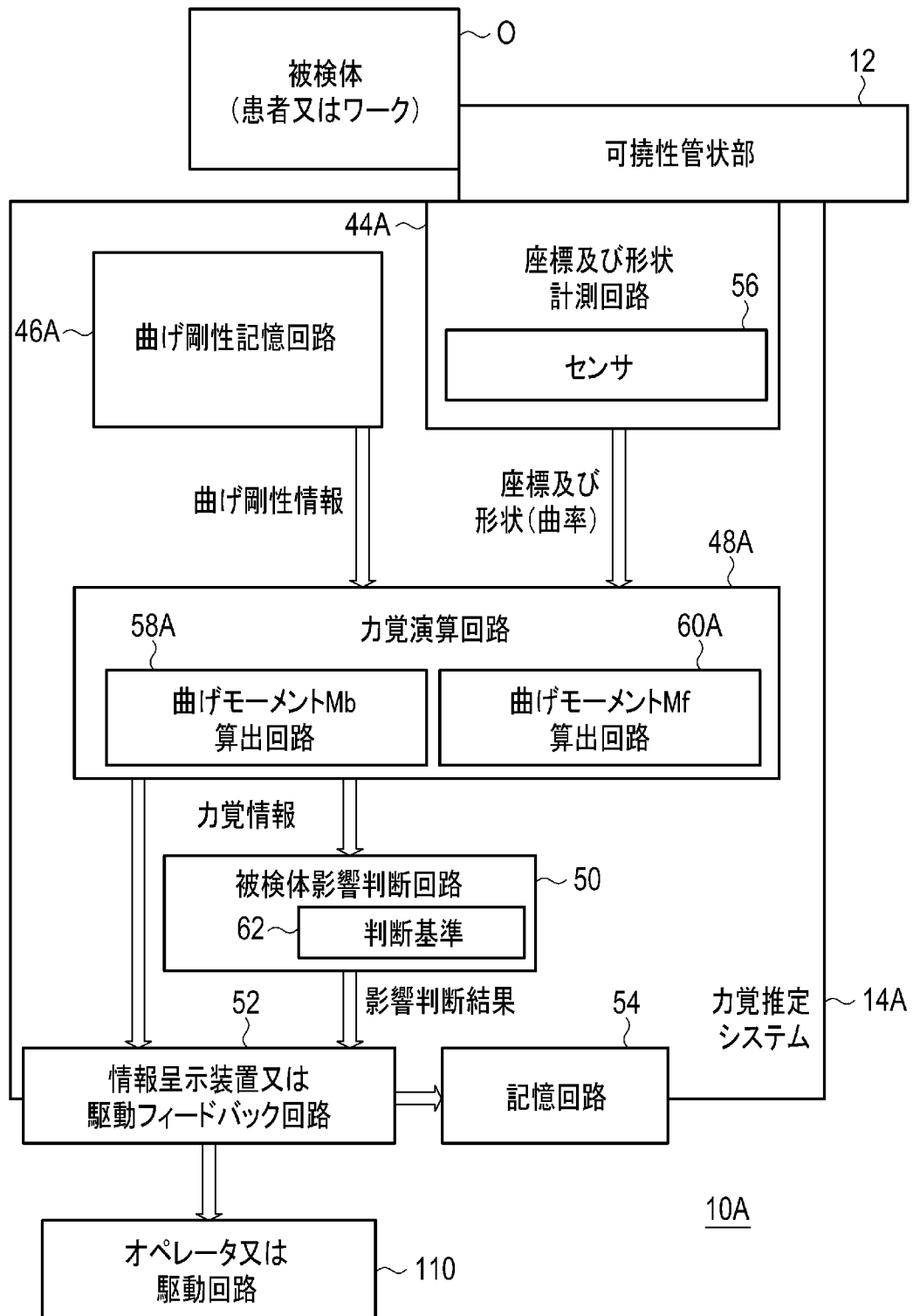
[請求項32]

前記可撓性管状部が被検体の内部に挿入される場合、前記第3のステップで求めた前記力覚情報によって生じ得る前記被検体への影響を判断する第4のステップをさらに有する、請求項31に記載の力覚情報算出方法。

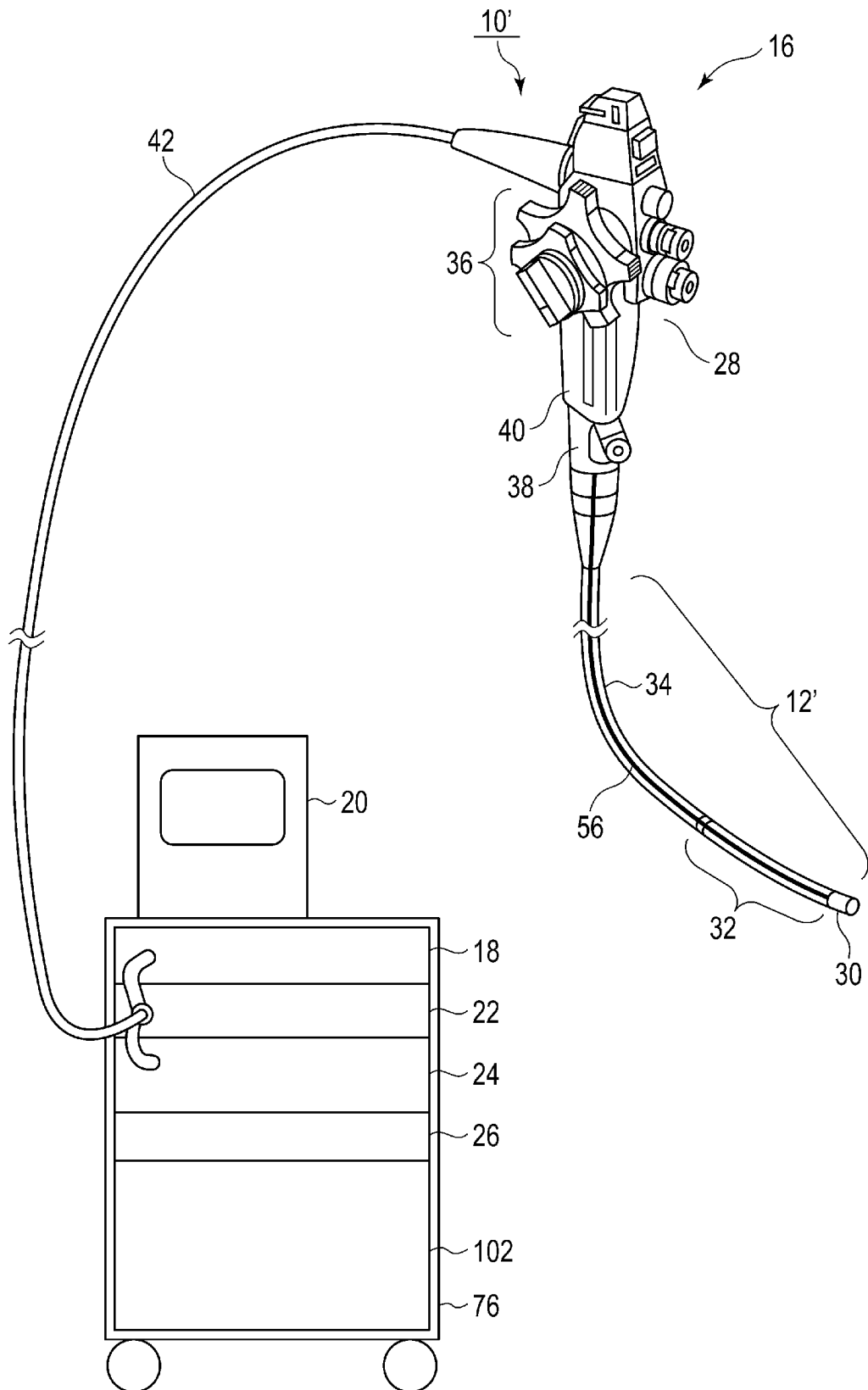
[図1]



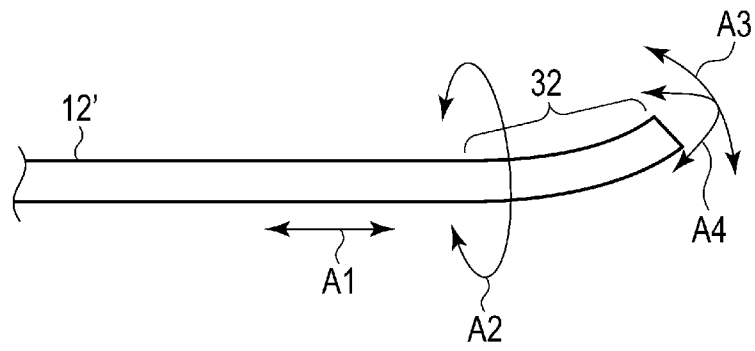
[図2]



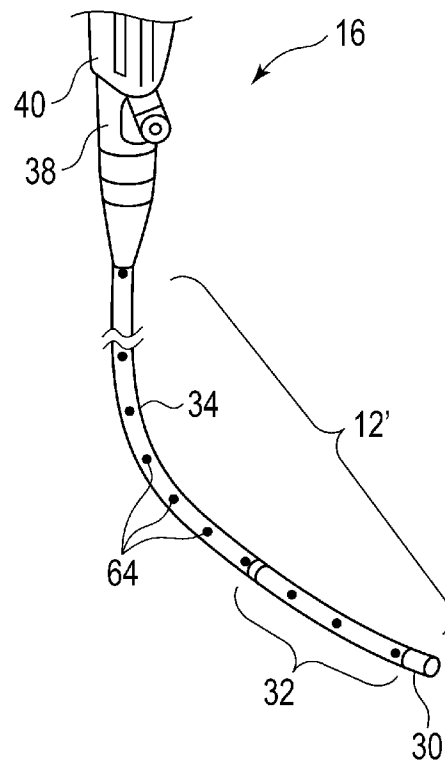
[図3]



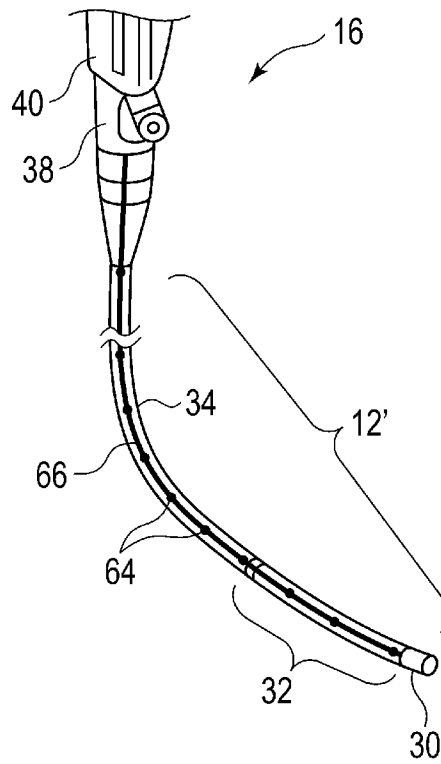
[図4]



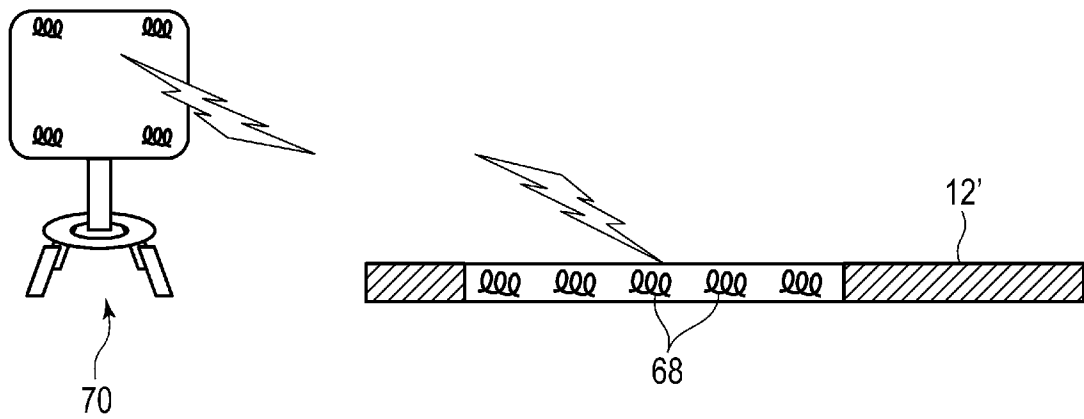
[図5A]



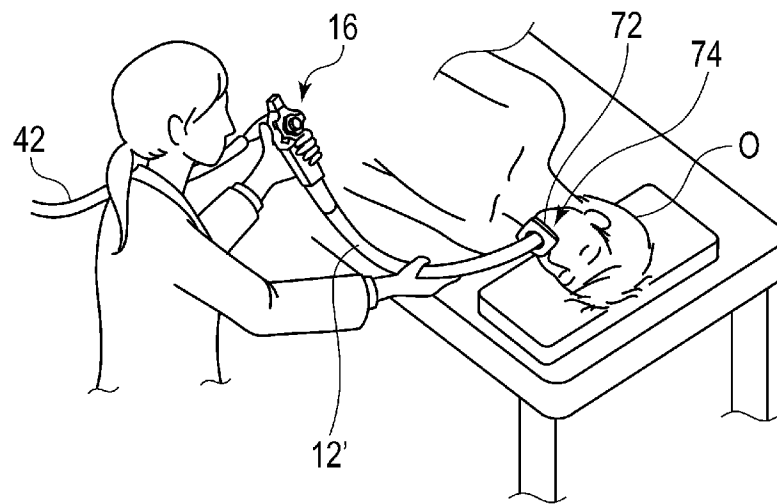
[図5B]



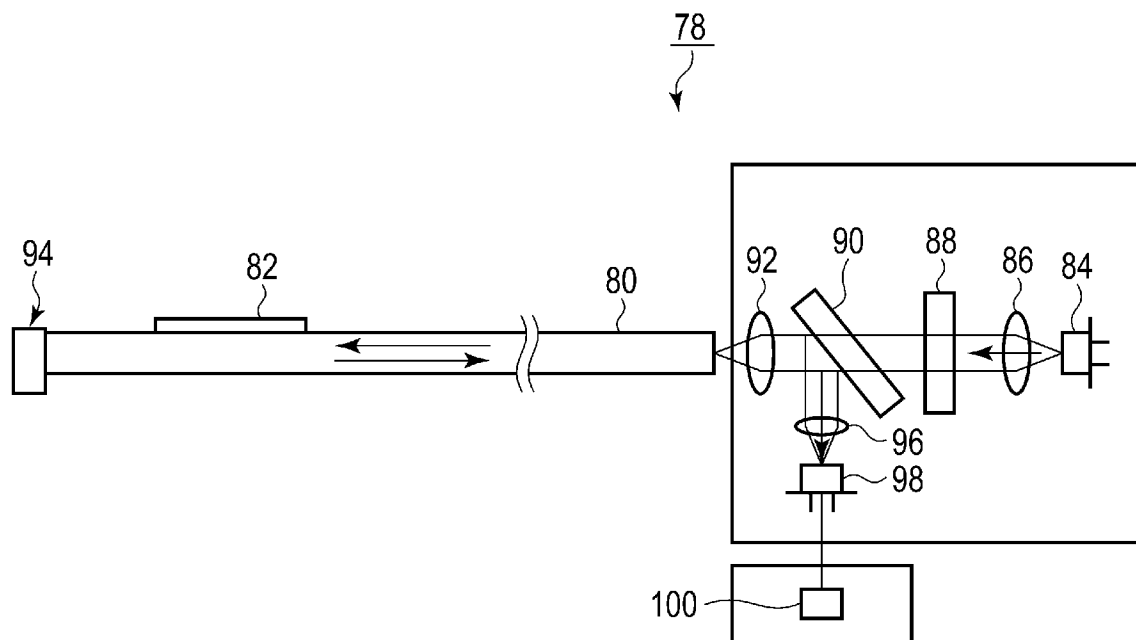
[図6]



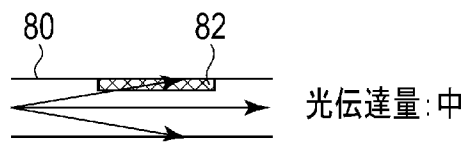
[図7]



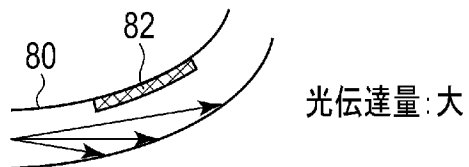
[図8]



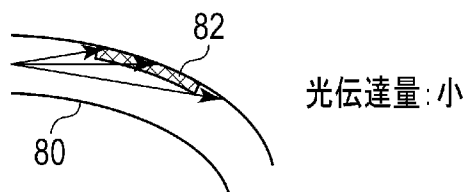
[図9A]



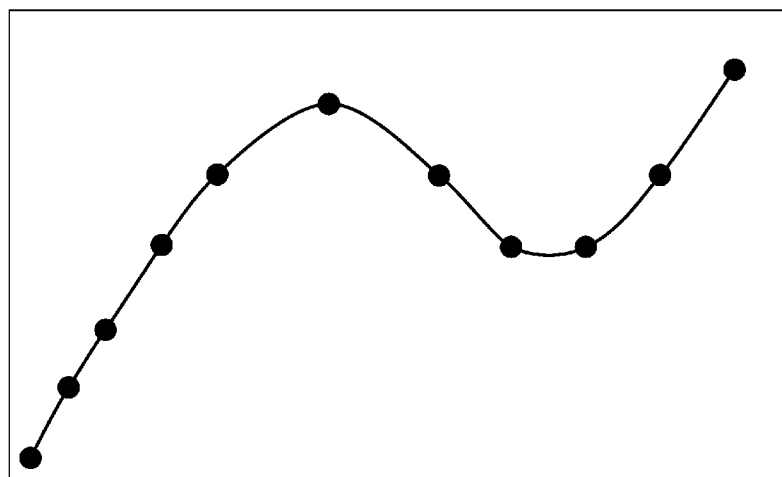
[図9B]



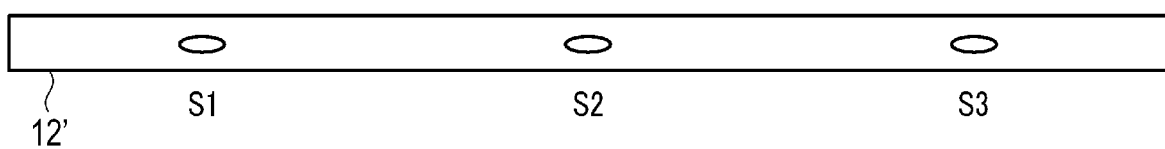
[図9C]



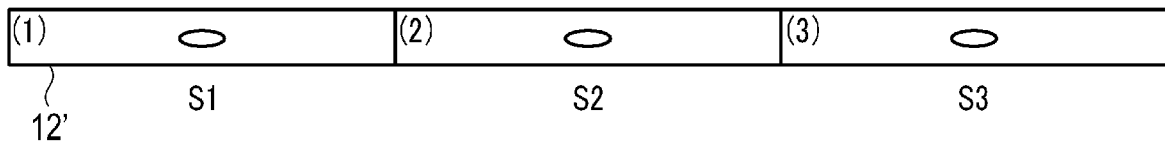
[図10]



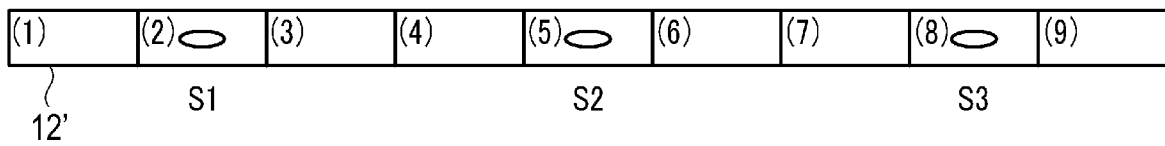
[図11A]



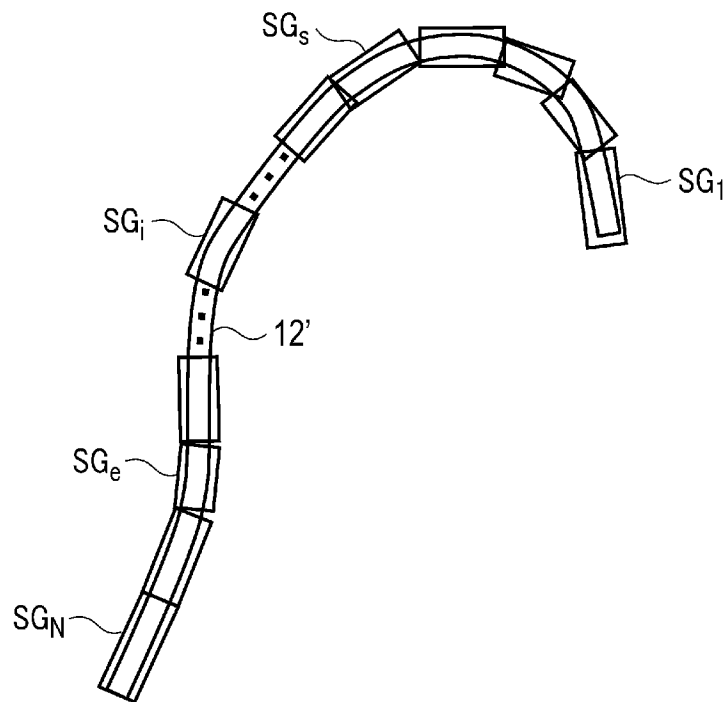
[図11B]



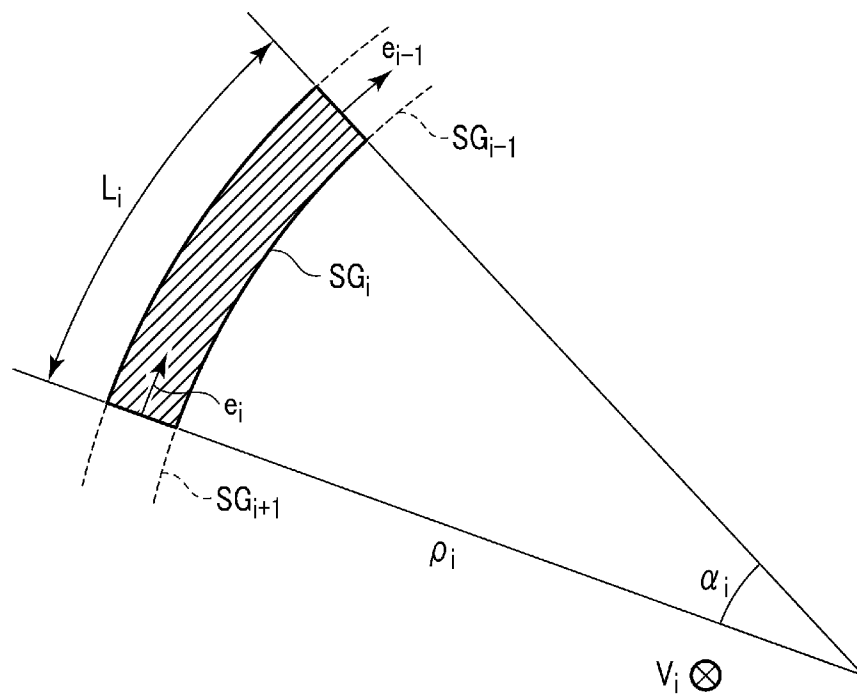
[図11C]



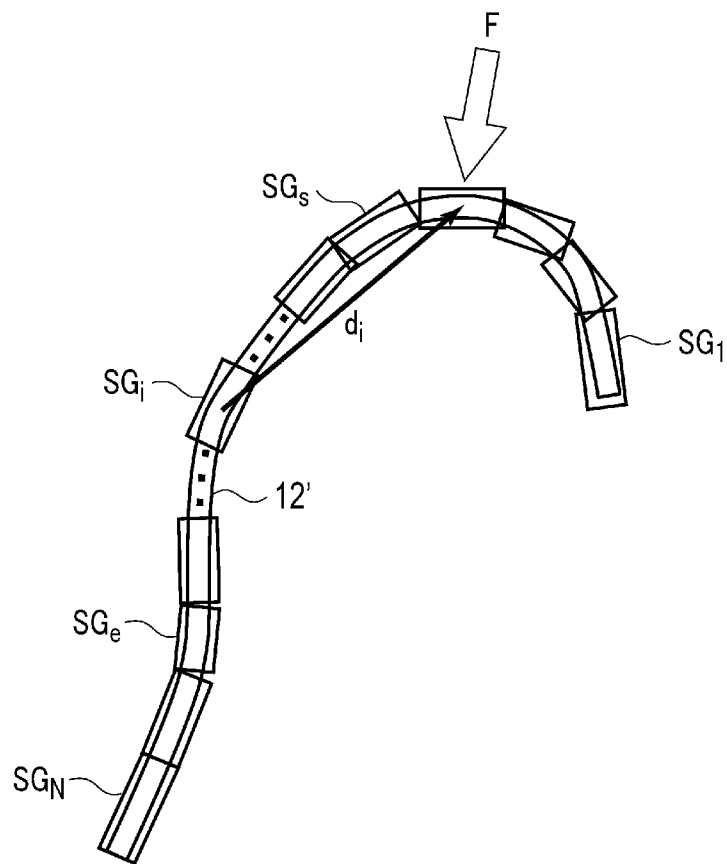
[図12]



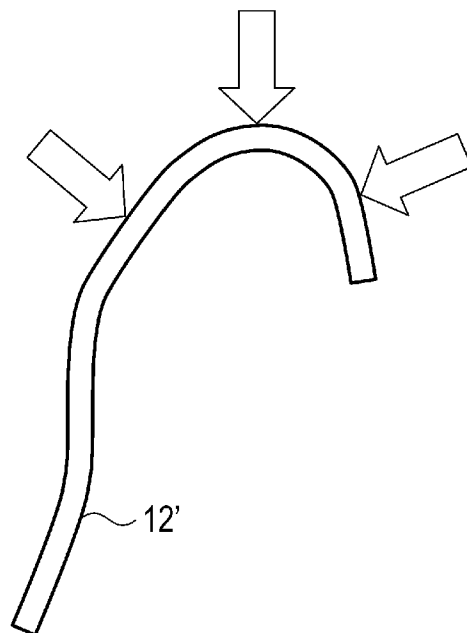
[図13]



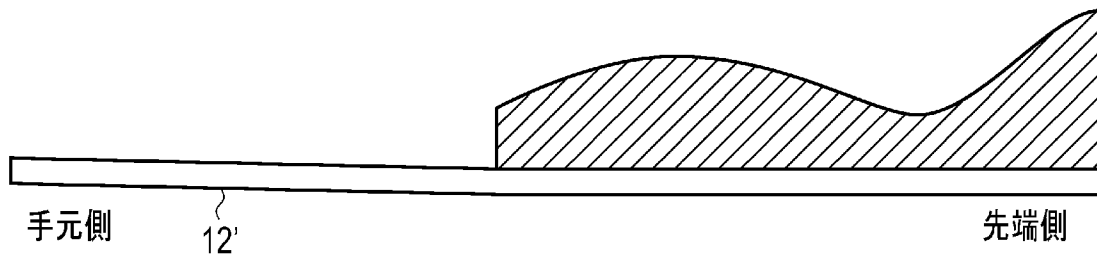
[図14]



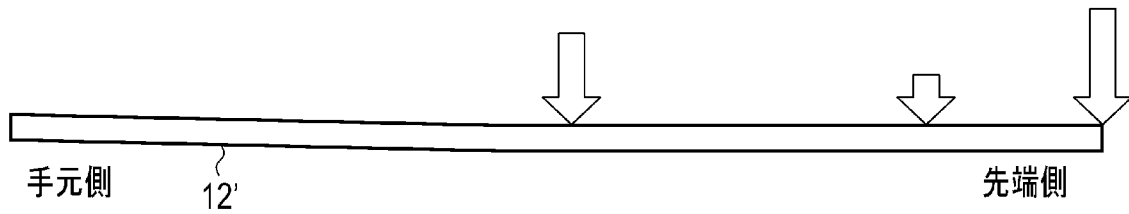
[図15]



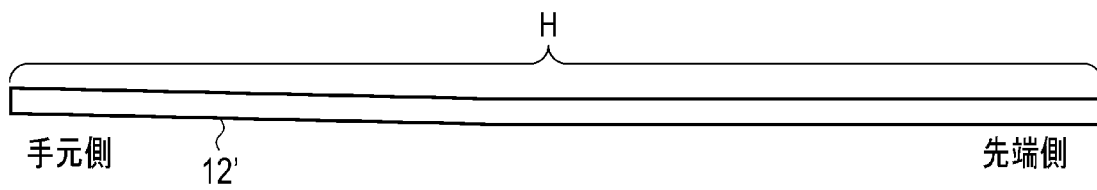
[図16A]



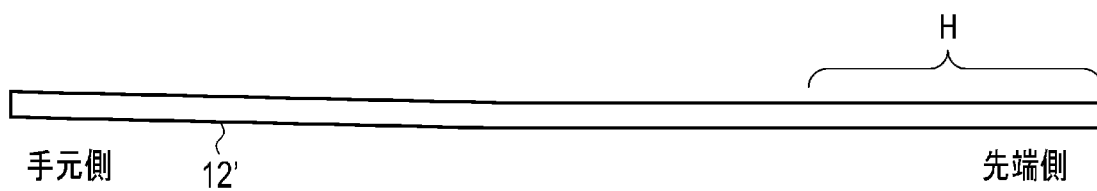
[図16B]



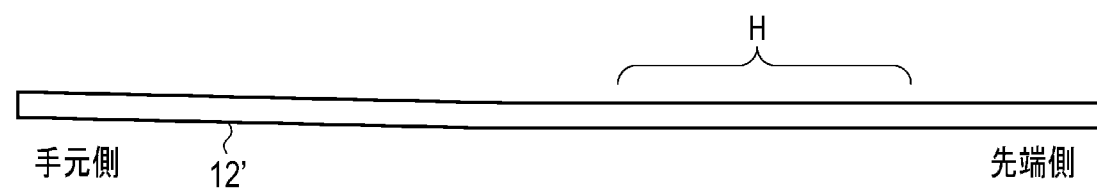
[図17A]



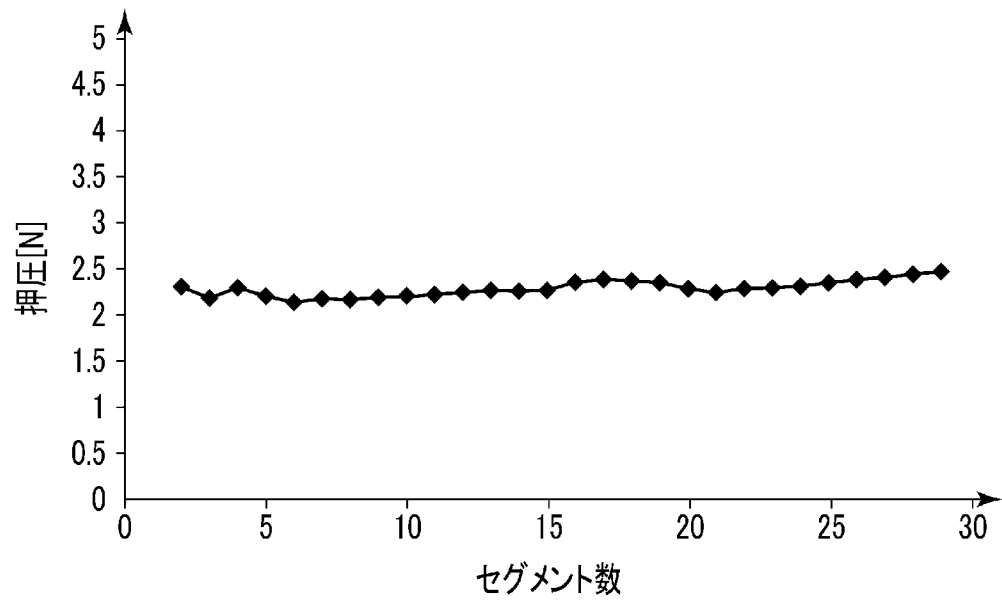
[図17B]



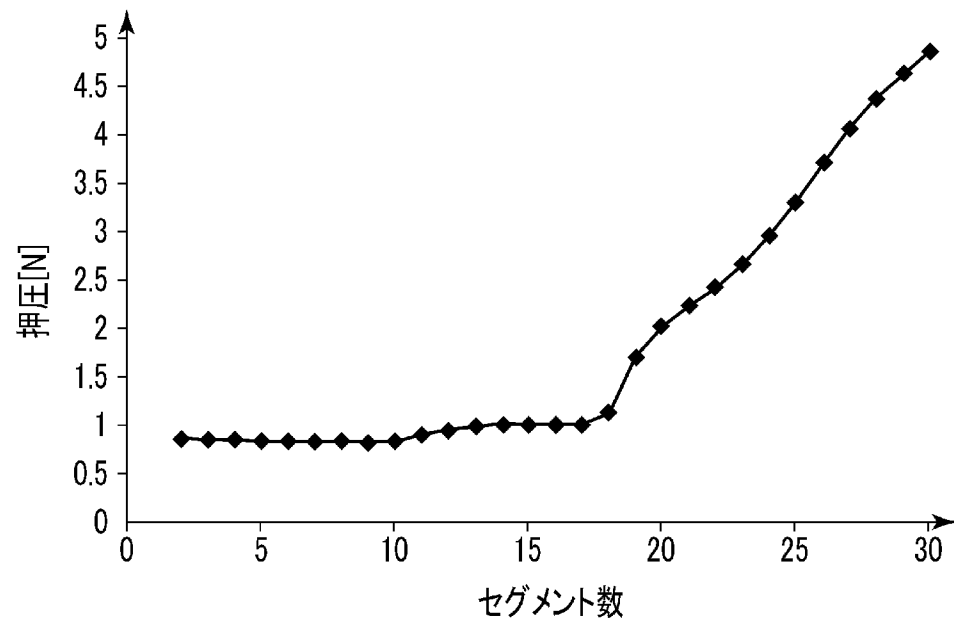
[図17C]



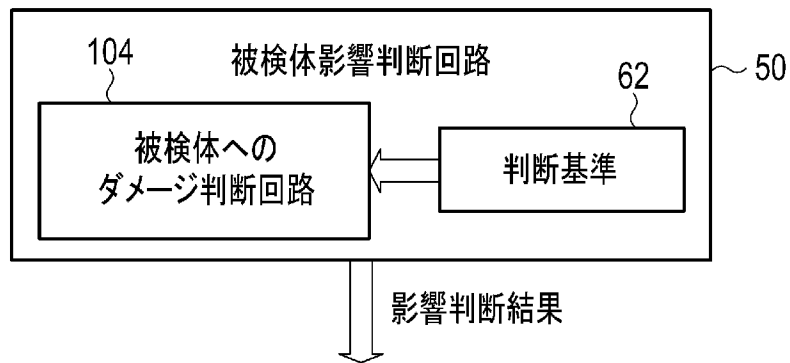
[図18A]



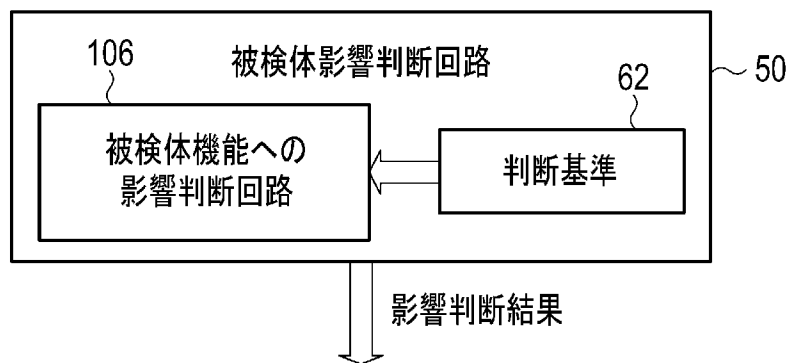
[図18B]



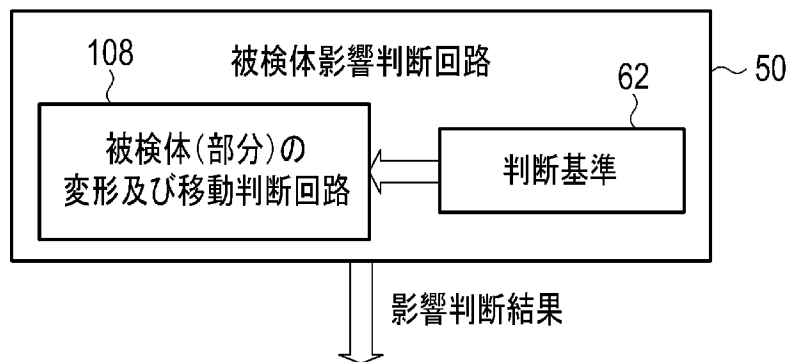
[図19A]



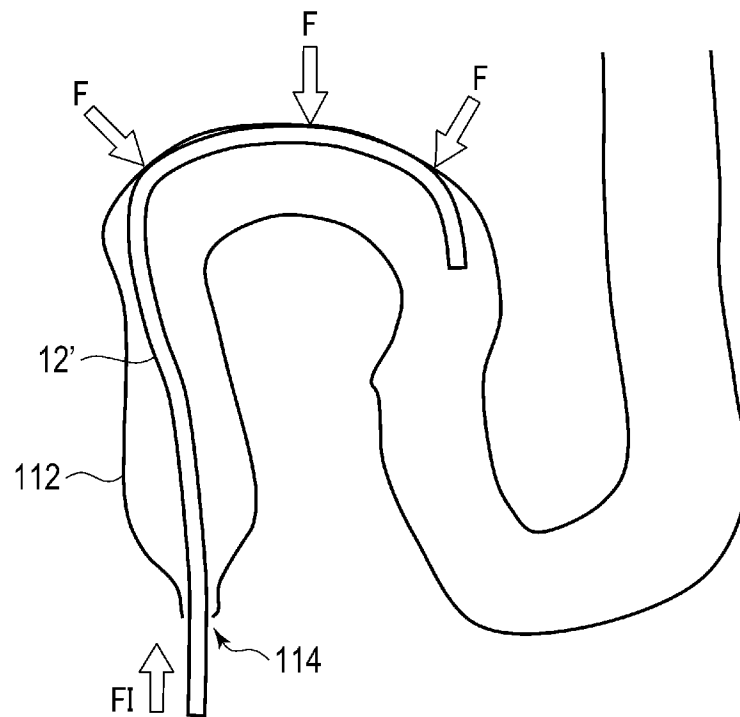
[図19B]



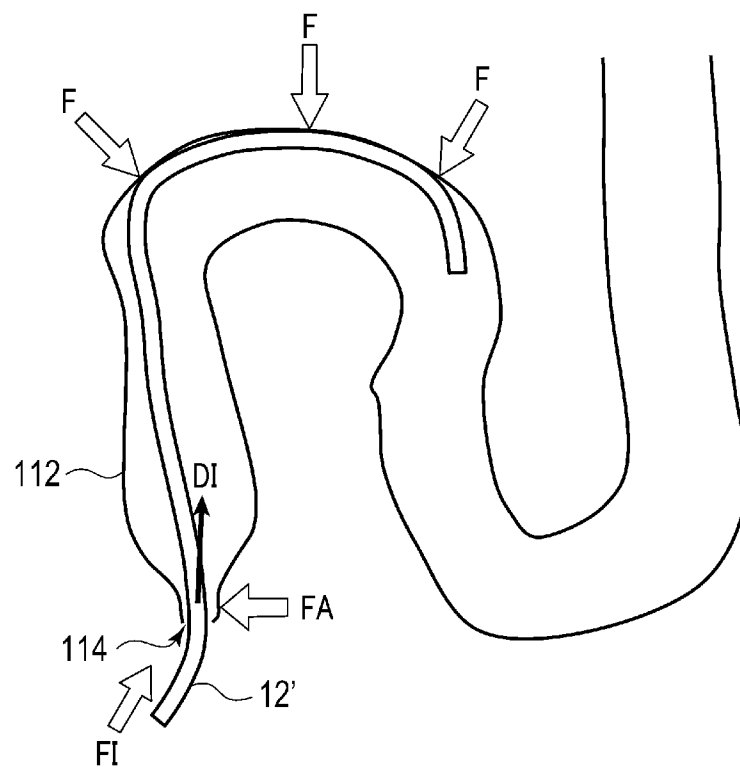
[図19C]



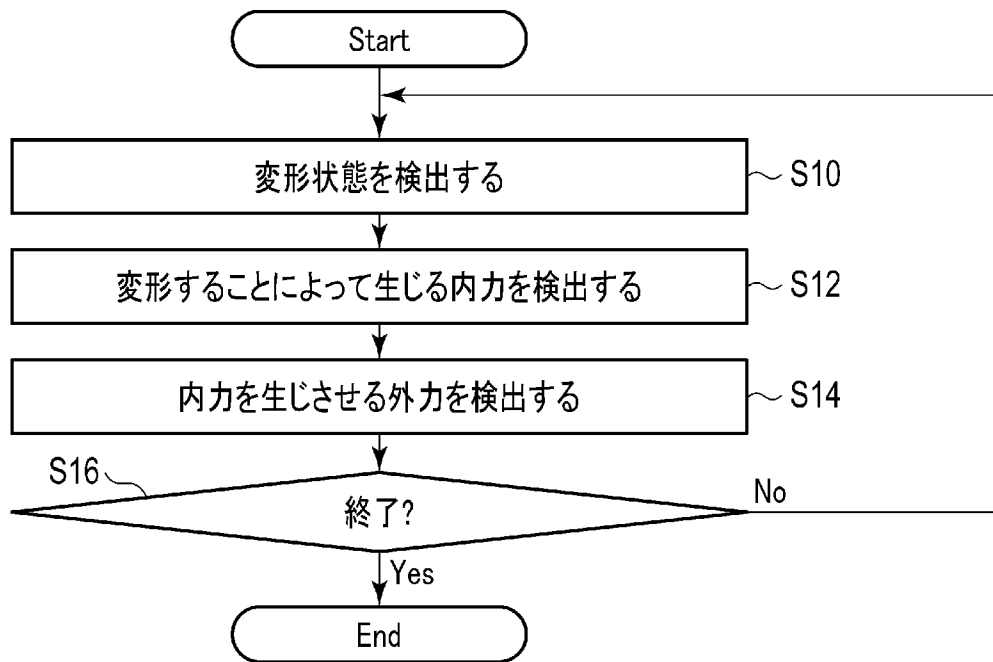
[図20A]



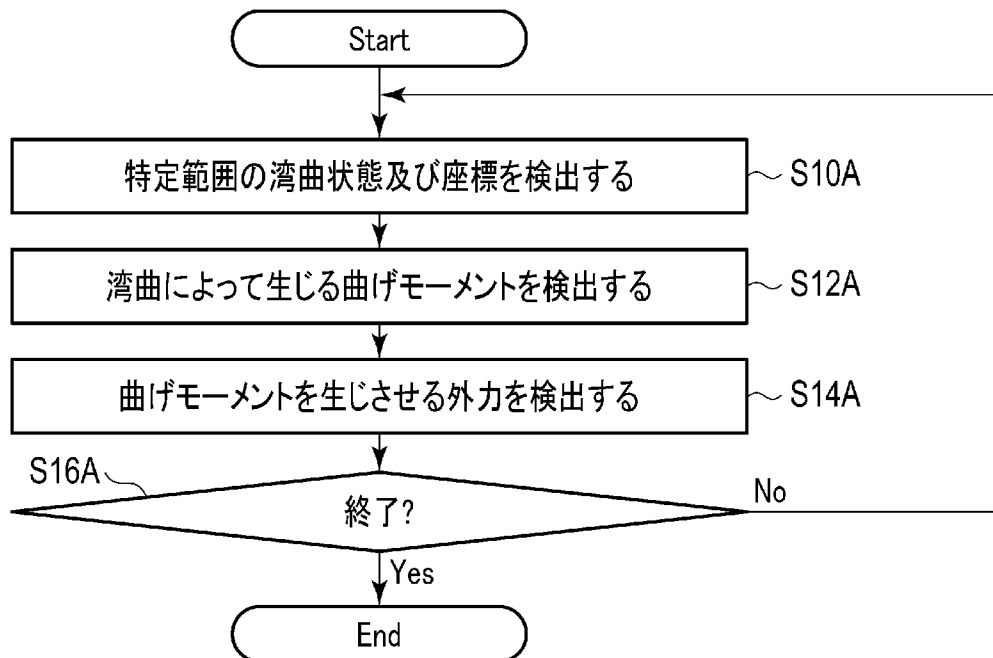
[図20B]



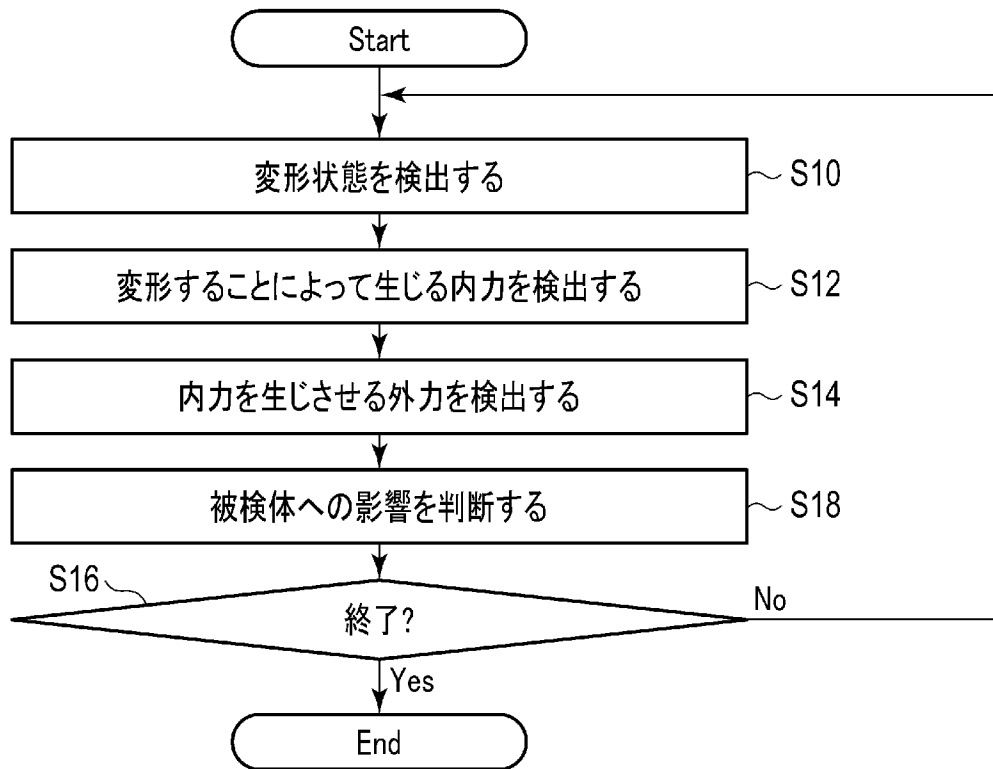
[図21]



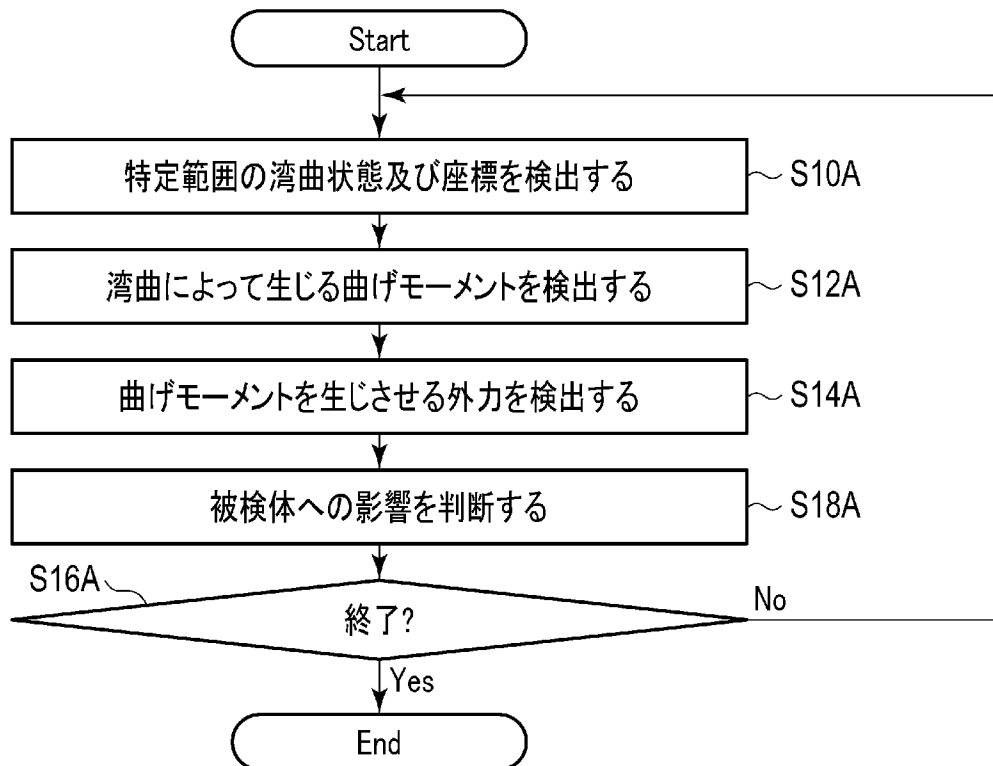
[図22]



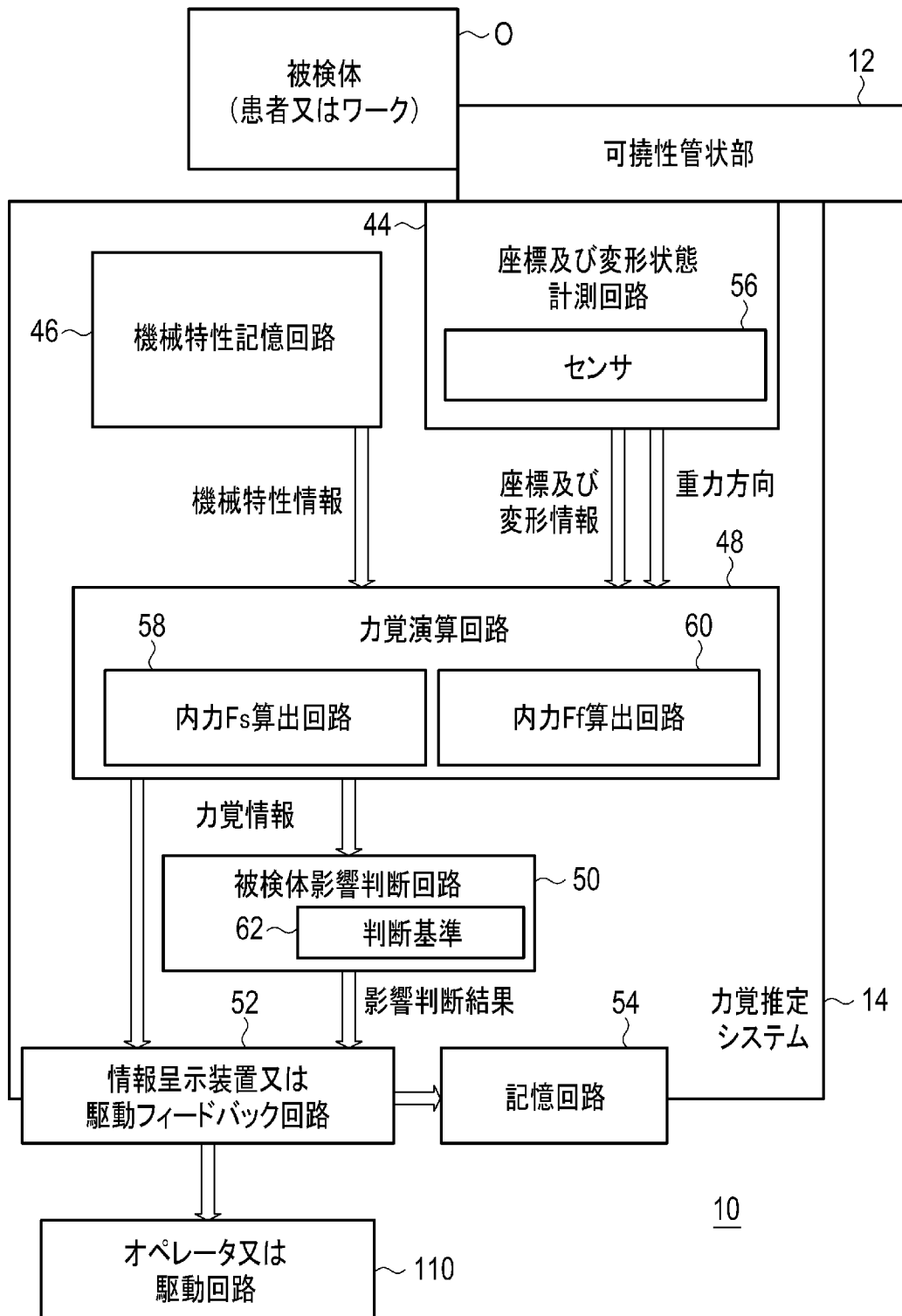
[図23]



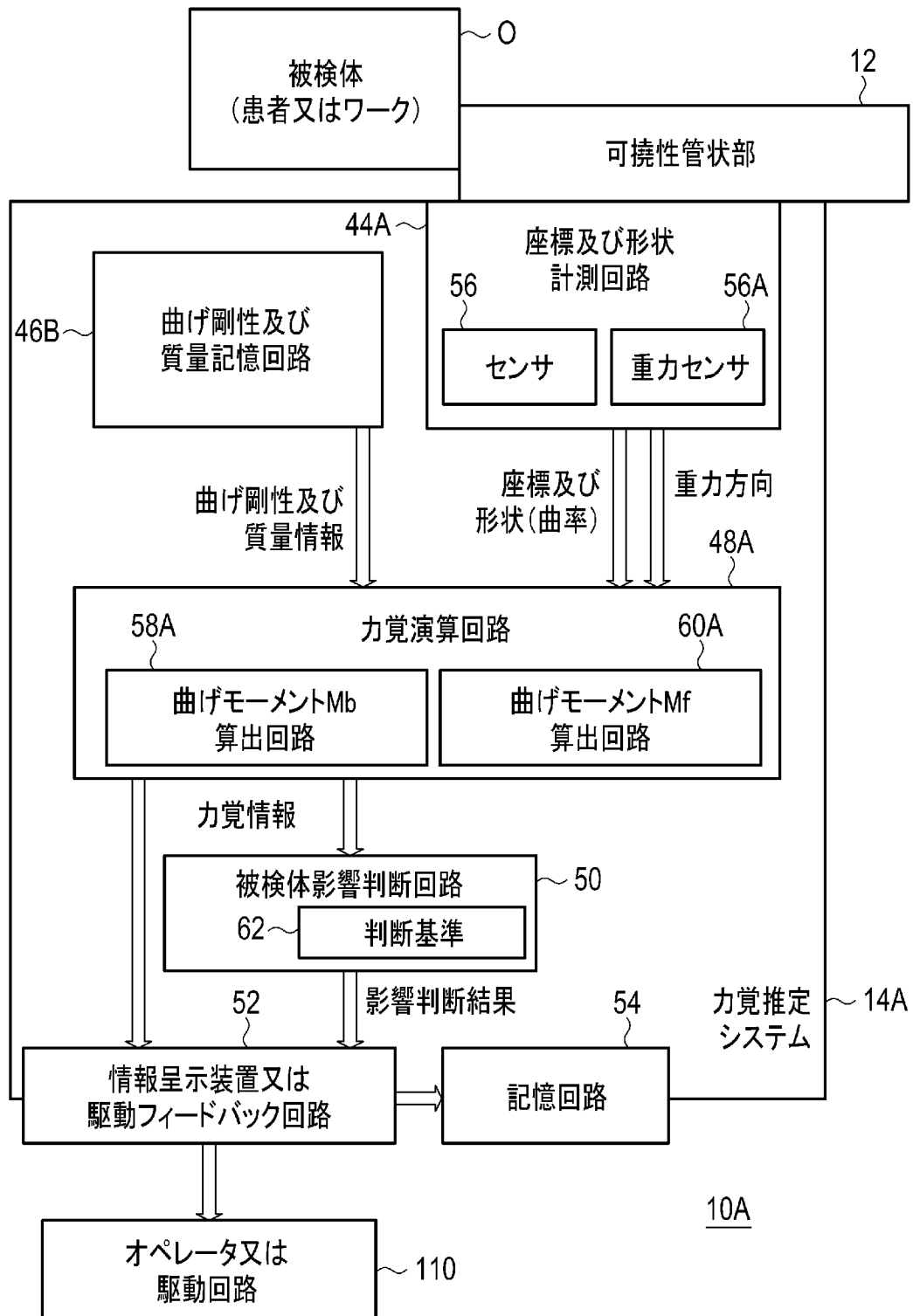
[図24]



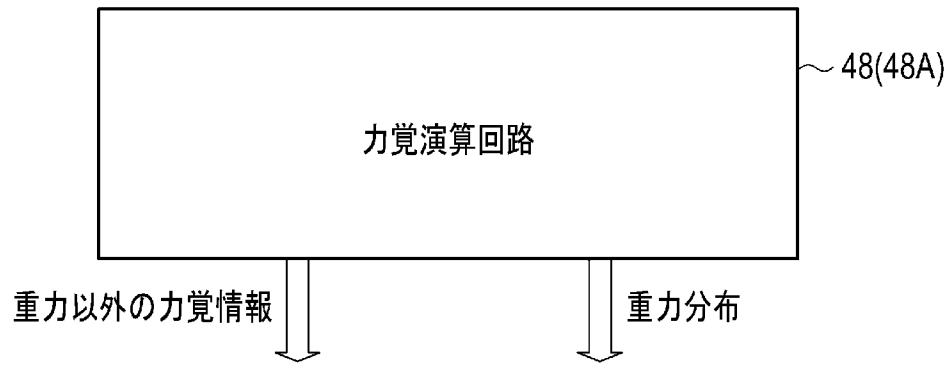
[図25]



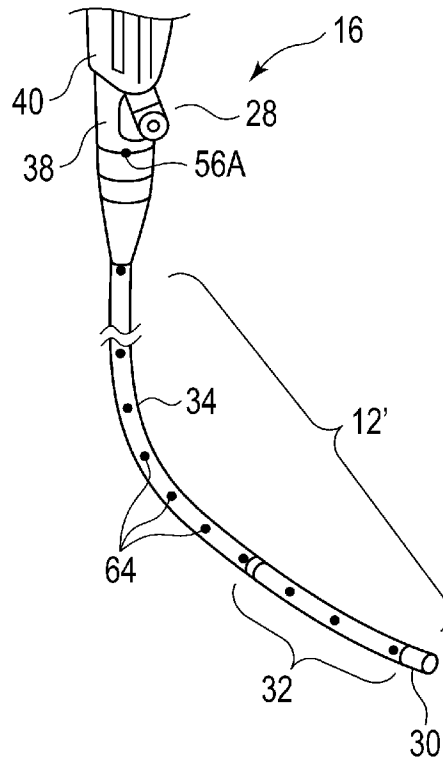
[図26]



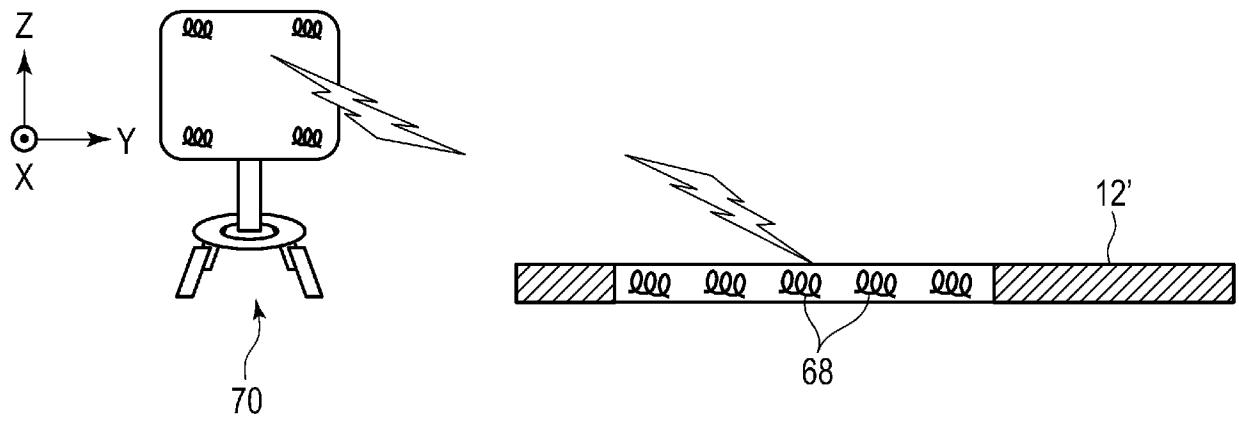
[図27]



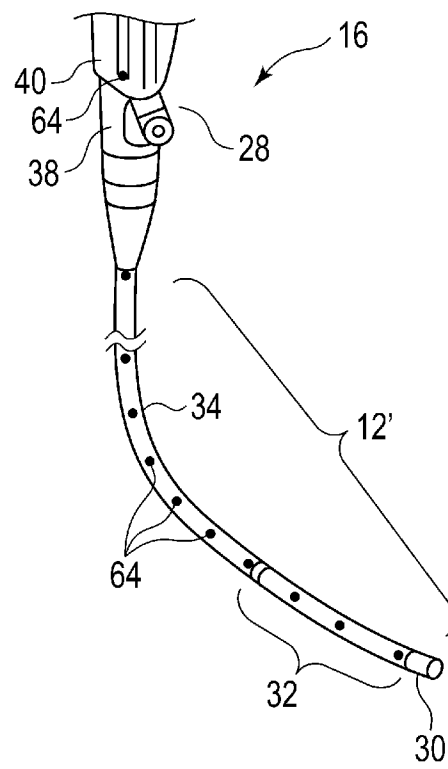
[図28]



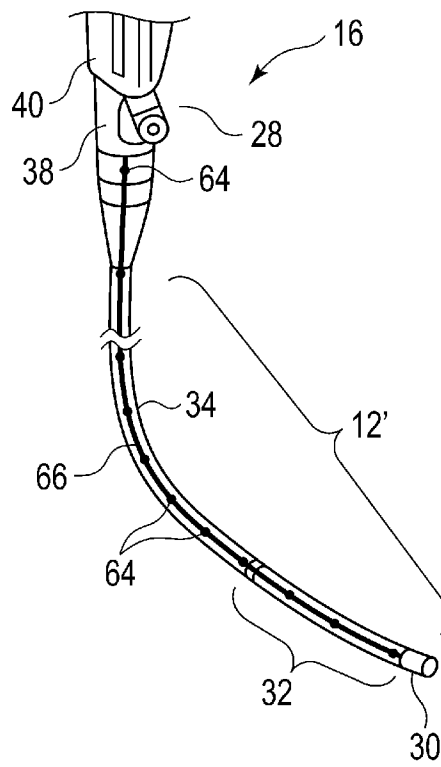
[図29]



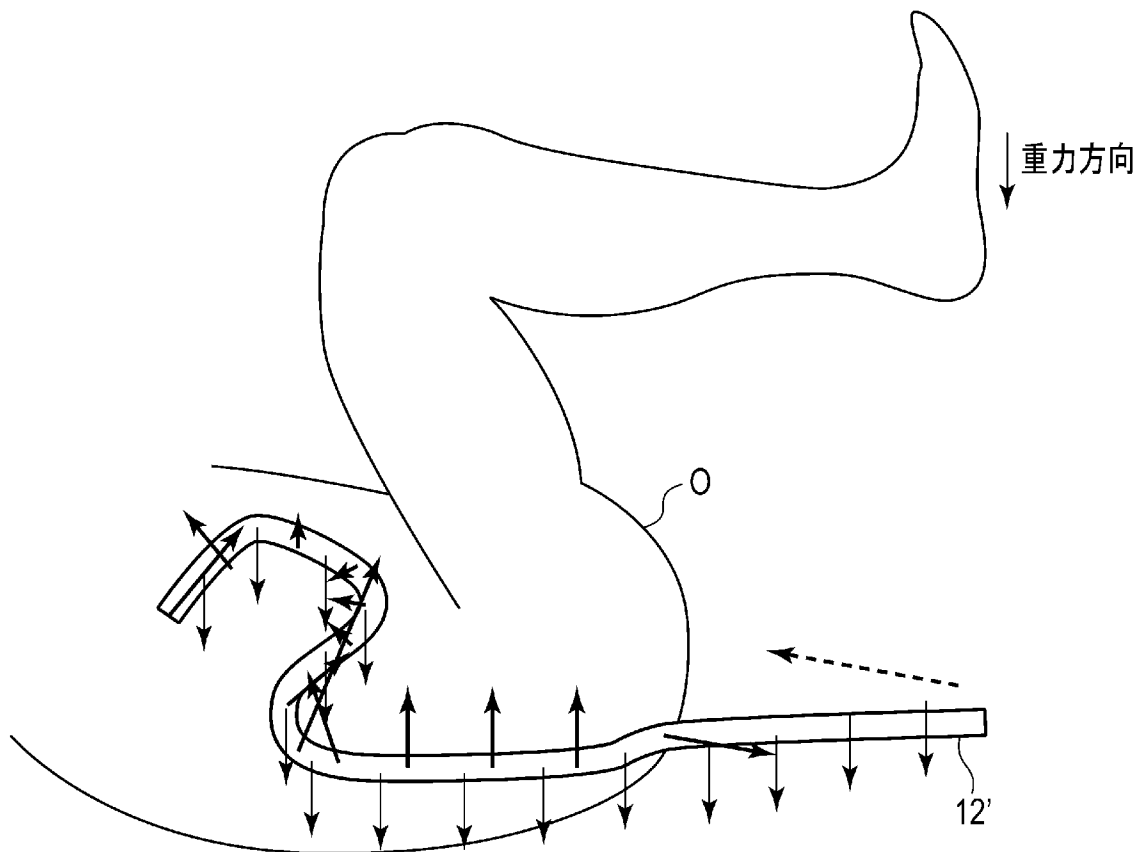
[図30A]



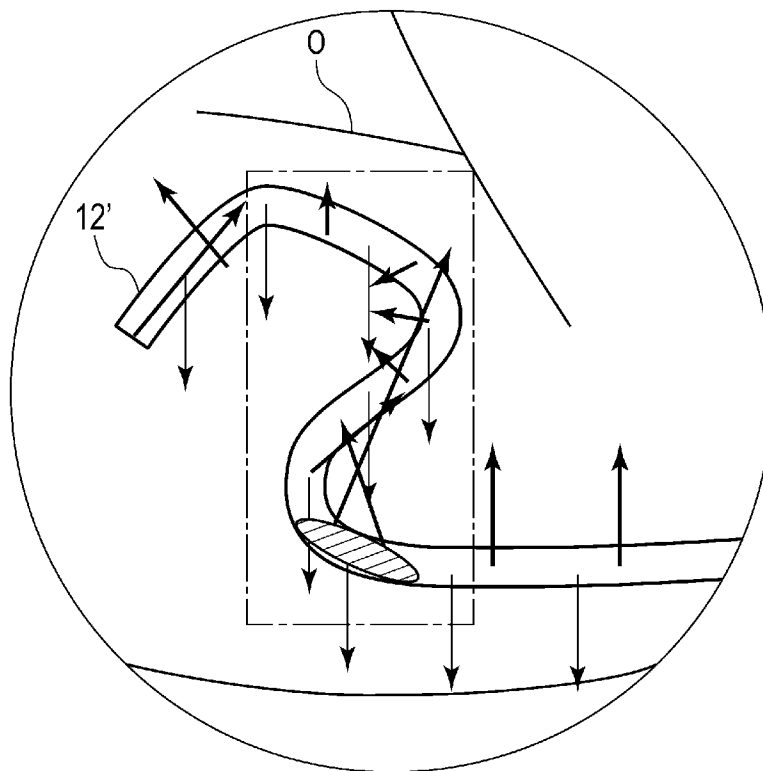
[図30B]



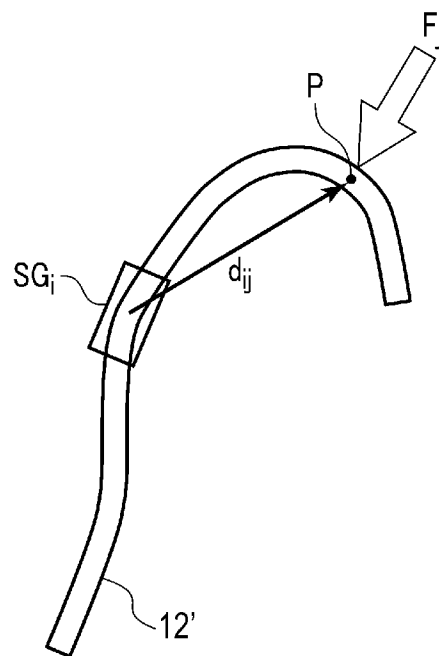
[図31]



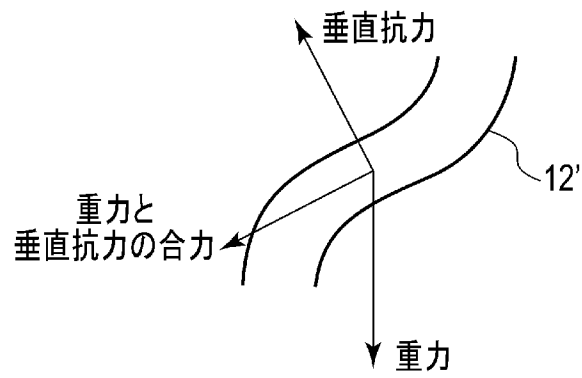
[図32]



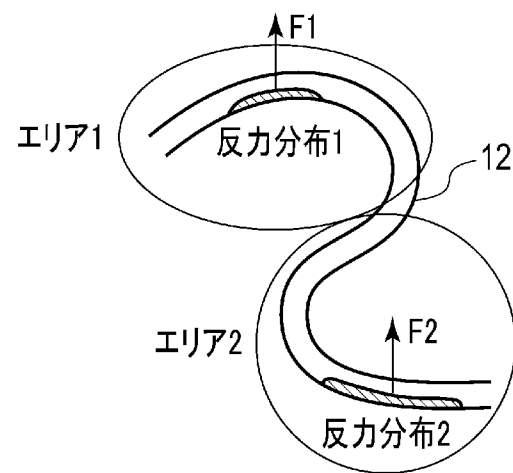
[図33]



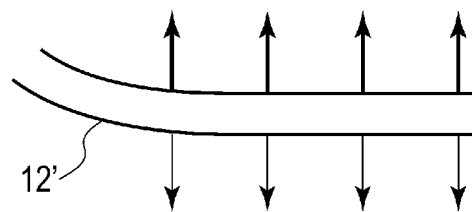
[図34]



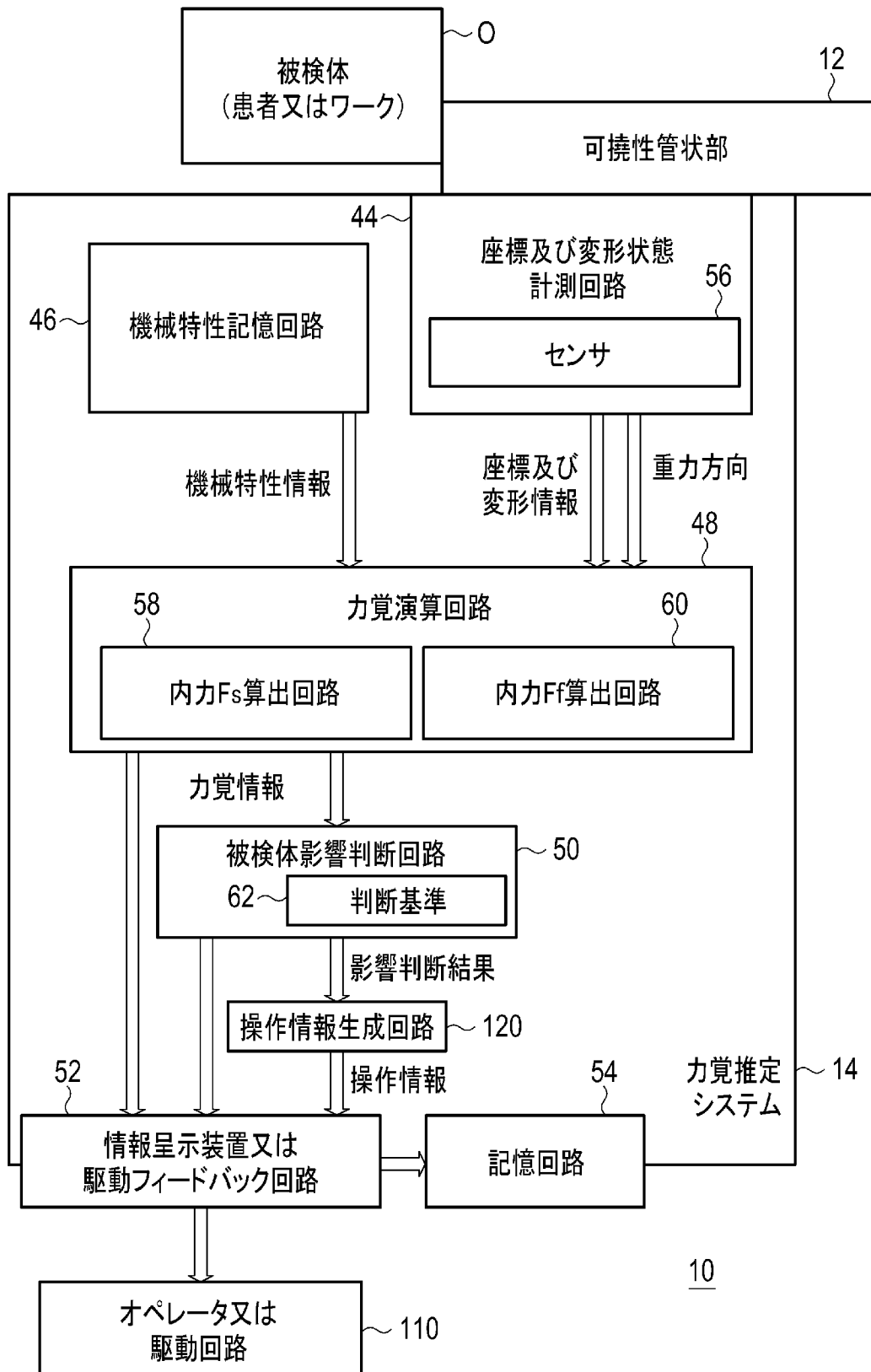
[図35]



[図36]



[図37]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/020991

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/005(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/31(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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

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	WO 2016/189724 A1 (Olympus Corp.), 01 December 2016 (01.12.2016), paragraphs [0011] to [0043] (Family: none)	1, 26, 28 6-8, 15, 17-23, 27 2-5, 9-14, 16, 24-25, 29-32
Y	JP 2015-16366 A (Olympus Corp.), 29 January 2015 (29.01.2015), paragraph [0053] (Family: none)	6-8, 15, 17-23, 27

☒ 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 August 2017 (07.08.17)

Date of mailing of the international search report
15 August 2017 (15.08.17)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/020991

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2014-161374 A (Olympus Corp.), 08 September 2014 (08.09.2014), paragraphs [0083] to [0092] & US 2015/0359419 A1 paragraphs [0215] to [0229] & WO 2014/129436 A1 & EP 2959820 A1 & CN 105025773 A	19-23, 27
A	JP 2016-7434 A (Olympus Corp.), 18 January 2016 (18.01.2016), entire text & WO 2015/198761 A1	1-32
A	JP 3-198828 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 August 1991 (30.08.1991), entire text (Family: none)	1-32
A	JP 2014-95885 A (Panasonic Corp.), 22 May 2014 (22.05.2014), entire text & US 2014/0100484 A1	1-32
A	JP 2012-115521 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 June 2012 (21.06.2012), entire text & US 2013/0261392 A1 & WO 2012/074016 A1 & EP 2647327 A1 & CN 103228193 A	1-32
A	JP 2017-623 A (Kyoto University), 05 January 2017 (05.01.2017), entire text (Family: none)	1-32
A	JP 2010-35768 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 February 2010 (18.02.2010), entire text & US 2010/0030023 A1 & EP 2151184 A1 & CN 101642364 A	1-32

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/005(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/31(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（IPC））

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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）

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	WO 2016/189724 A1（オリンパス株式会社）2016.12.01, 段落 [0011] - [0043]（ファミリーなし）	1, 26, 28 6-8, 15, 17-23, 27 2-5, 9-14, 16, 24-25, 29-32
Y	JP 2015-16366 A（オリンパス株式会社）2015.01.29, 段落 [0053]（ファミリーなし）	6-8, 15, 17-23, 27

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

07.08.2017

国際調査報告の発送日

15.08.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/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）

荒井 隆一

2Q

3213

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
Y	JP 2014-161374 A (オリンパス株式会社) 2014. 09. 08, 段落 [0083] - [0092] & US 2015/0359419 A1、段落 [0215] - [0229] & WO 2014/129436 A1 & EP 2959820 A1 & CN 105025773 A	19-23, 27
A	JP 2016-7434 A (オリンパス株式会社) 2016. 01. 18, 全文 & WO 2015/198761 A1	1-32
A	JP 3-198828 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991. 08. 30, 全文 (ファミリーなし)	1-32
A	JP 2014-95885 A (パナソニック株式会社) 2014. 05. 22, 全文 & US 2014/0100484 A1	1-32
A	JP 2012-115521 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012. 06. 21, 全文 & US 2013/0261392 A1 & WO 2012/074016 A1 & EP 2647327 A1 & CN 103228193 A	1-32
A	JP 2017-623 A (国立大学法人京都大学) 2017. 01. 05, 全文 (ファミリーなし)	1-32
A	JP 2010-35768 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010. 02. 18, 全文 & US 2010/0030023 A1 & EP 2151184 A1 & CN 101642364 A	1-32