

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6157063号
(P6157063)

(45) 発行日 平成29年7月5日(2017.7.5)

(24) 登録日 平成29年6月16日(2017.6.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

G O 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24 A

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-124504 (P2012-124504)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成24年5月31日 (2012.5.31)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-248119 (P2013-248119A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成25年12月12日 (2013.12.12)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成27年5月20日 (2015.5.20)		弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	加藤 貴久
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ ノン株式会社内
		審査官	田中 洋行
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 医療器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

変形部と、
前記変形部を変形させるためのワイヤと、
前記ワイヤへ駆動力を伝えるための駆動部と、を有する医療器具であって、
前記変形部に加わる負荷を検出する負荷検出部を有し、
前記負荷検出部が検出する負荷が閾値を超えた場合、前記駆動部は、前記駆動力の前記
ワイヤへの伝達を切断することにより、前記変形部が、前記駆動部が供給する前記駆動力
とは独立に、外力に従って変形可能な自然状態とすること
を特徴とする医療器具。

10

【請求項2】

前記負荷検出部が検出する負荷が、閾値を超えた場合、前記駆動部は、前記ワイヤに伝
える駆動力を0にすることを特徴とする請求項1に記載の医療器具。

【請求項3】

前記負荷検出部は、前記変形部と前記駆動部との間に設けられ、
前記負荷検出部は、前記ワイヤにかかる張力を、前記負荷として検出すること
を特徴とする請求項1または2に記載の医療器具。

【請求項4】

前記ワイヤと、前記駆動部と、をそれぞれ複数有し、
前記負荷検出部は、前記複数のワイヤに伝える駆動力を同時に低減させること

20

を特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の医療器具。

【請求項 5】

前記負荷検出部は、前記駆動部を駆動する電流を測定することにより、前記負荷を検出することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の医療器具。

【請求項 6】

前記負荷検出部は、前記変形部の先端に配置され、前記変形部に加わる圧力を前記負荷として検出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療器具。

【請求項 7】

撮像部と照明部とを前記変形部の先端にさらに有することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の医療器具。

10

【請求項 8】

前記変形部は柱状部材を含んで構成され、前記ワイヤは、前記変形部の長手方向と交差する断面の中心よりも外側に挿通して配置されていることを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の医療器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡・カテーテル等の湾曲可能で誘導可能な医療器具に関する。

【背景技術】

【0002】

20

体腔等の体内構造を通過して目的箇所へアクセスする内視鏡または電気生理学的カテーテル等の医療デバイスは、患者体内に挿入される挿入部を有している。一部の医療デバイスでは、更に挿入部に湾曲可能な湾曲部を有しており体内構造をたどることができる。湾曲機能を用いて体内の様々な部位へデバイスを誘導することにより検査・治療の成功率を向上することができる。

【0003】

これらのデバイスは、湾曲可能な構造体に操作ワイヤが取り付けられており、操作ワイヤを駆動部で牽引することにより湾曲動作を行うものが知られている。

【0004】

また、体腔内で湾曲動作を行う場合、体腔あるいは、周辺組織への接触とそれによる弊害を考慮する必要がある、従来からの硬性内視鏡であっても体腔への接触検知可能な内視鏡、あるいは湾曲可能な内視鏡での接触による退避、内視鏡同様のシースを使った処置具においての外力負荷が加わった場合の処理の考案がなされている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2010-175962 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

湾曲可能な医療デバイスを使用する上で、挿入部に過剰な負荷がかかった場合、例えば、小径の内視鏡では、構造上薄い部材が使用されているため、過負荷により医療器具の損傷が発生する可能性もある。

【0007】

本発明は、挿入部に過剰な負荷がかかった場合であっても、ワイヤ切断などの医療器具の損傷を抑制できる医療器具を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

よって、本発明は、
変形部と、

50

前記変形部を変形させるためのワイヤと、
前記ワイヤへ駆動力を伝えるための駆動部と、を有する医療器具であって、
前記変形部に加わる負荷を検出する負荷検出部を有し、
前記負荷検出部が検出する負荷が、閾値を超えた場合、前記駆動部は、前記駆動力の前記ワイヤへの伝達を切断することにより、前記変形部が、前記駆動部が供給する前記駆動力とは独立に、外力に従って変形可能な自然状態とすることを特徴とする医療器具を提供する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、変形部に過剰な負荷がかかった場合でも、駆動部がワイヤと駆動力との接続を切断することで、ワイヤ切断などの医療器具の損傷を抑制できる医療器具を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】(a) 本発明の一実施形態に係る医療器具の側面図である。(b) (c) 本発明の一実施形態に係る医療基部の湾曲動作を説明する図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る医療器具の構成を示すブロック図である。

【図3】(a) 本発明の一実施形態に係る医療器具の挿入部の湾曲により環境に当接した状況を説明する側面図である。(b) 本発明の一実施形態に係る医療器具の挿入部が環境の移動により当接した状況を説明する側面図である。

【図4】本発明の一実施形態に係る医療器具の動作を説明するフローチャートである。

【図5】本発明の一実施形態に係る医療器具の挿入部の弾性を近似した概念図である。

【図6】本発明に係る医療器具の別の実施形態を示す側面図である。

【図7】本発明の医療器具の第三の実施形態を説明するブロック図である。

【図8】本発明の医療器具の第四の実施形態を説明するブロック図である。

【図9】本発明の一実施形態に係る医療器具の先端部の断面模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

図1に示すように、医療器具は、変形部である湾曲部3と、この変形部を変形させるためのワイヤ4A・4B（以下制御ワイヤとも呼ぶ）と、このワイヤに駆動力を伝えるための駆動伝達部2A・2Bと、変形部等の負荷を検出する負荷検出部7を有する。各部は、駆動を制御する駆動制御部によって制御されている。

【0012】

この変形部を有する挿入部1を用いて、人間が直視できない体内や、構造物内を観察するための内視鏡や、カテーテル等の医療器具とすることができる。

【0013】

負荷検出部が検出した負荷が閾値を超えた場合、駆動伝達部は、ワイヤと駆動力との接続を切断する。ワイヤと駆動力との接続を切断するとは、ワイヤへの力の伝達を停止することを意味し、ワイヤは駆動力を受けていない状態になる。

【0014】

ワイヤと駆動力を切断することは、ワイヤへ伝達される駆動力の停止であっても、ワイヤに駆動力を伝える駆動伝達部を物理的に切断してもよい。

【0015】

駆動伝達部は、ワイヤへの駆動力を切断することができるので、駆動力切断部とよぶこともできる。

【0016】

負荷制御部は外部からの力を測定する測定部を有していることが好ましい。測定部としては、圧力を測定する測定部、電流を測定する測定部、張力を測定する測定部等が挙げられる。

【0017】

ワイヤと駆動力との接続を切断することで、ワイヤへ過剰な負荷がかかることを抑制できるので、ワイヤが切断されるリスクを低減することができる。

【0018】

また、ワイヤへ過剰な負荷がかかる場合には、挿入部にも負荷がかかっている場合が多い。そのため、ワイヤへ過剰な負荷をかけることを抑制することは、挿入部の破損を低減することにつながる。

【0019】

[第一の実施形態]

以下に、本発明に係る医療器具に関して、好適な実施形態に基づいて説明する。

【0020】

本実施形態に係る医療器具は図1・図2に示す構成を有している。図1は本実施形態に係る医療器具の挿入部・駆動部を示す側面図である。

【0021】

図2は本実施形態に係る医療器具の構成を示すブロック図である。医療器具は、体腔等の狭い空間に挿入可能な挿入部1を有している。

【0022】

挿入部1は図1点A（または点A1・A2）に示した先端部を有する。そして挿入部は図示の通り長細い円柱形状を有する。なおこれ以後、点A側を先端側、これとは反対側を基端側と呼ぶ。

【0023】

挿入部1は先端部に撮像部や照明部等を搭載して内視鏡としたり、電極を配置して電気生理学的カテーテルとしたりすることができる。

【0024】

先端に撮像光学系を有する内視鏡とする場合には、先端に被写体の光情報を取り込む部分を有する。光情報を取り込む撮像系は、対物レンズ、光ファイバー、観察用の光透過窓等である。

【0025】

内視鏡の撮像光学系によって導かれた光は、医療器具本体内部または本体外部の撮像素子によって撮像される。先端に半導体イメージセンサのような撮像素子を設けて、観察部で撮像する構成でもよい。

【0026】

内視鏡の照明部は、医療器具本体内部または本体外部の光源から光ファイバー等によって同行された光を照明光としてもよく、先端にLED等を有して照明としてもよい。

【0027】

制御ワイヤ4A・4Bは図1（a）点A1・A2で固定され、もう一端を駆動プーリ6A・6Bに接続される。制御ワイヤ4A・4Bは張力等の駆動力を伝達可能な湾曲自在な線材である。

【0028】

制御ワイヤとしては、張力を伝達する線材の他に、電流によって長尺方向の長さを変えられることができる電気デバイスでもよい。

【0029】

そして、挿入部1の内部を破線に示すように通過している。制御ワイヤ4A・4Bの破線部分では、ワイヤの長手方向に移動可能なように挿入部1に図示しない案内孔が形成されている。

【0030】

そして制御ワイヤ4A・4Bが通過する位置は、挿入部1の中心からずれて配置されている。挿入部の中心からずれて配置されているとは、挿入部1の断面の中心よりも外側に配置されていることである。ワイヤは挿入部の表面上に配置されてもよい。

【0031】

駆動プーリ6A・6Bはクラッチ部8A・8Bに接続される。特に駆動プーリ6A・6

10

20

30

40

50

B・クラッチ部8A・8Bは後述するように駆動力を伝達・切断可能な駆動伝達部2A・2Bを構成している。クラッチ部8A・8Bはさらに駆動源9A・9Bに接続される。このようにして、駆動源9A・9Bからの駆動力は、駆動伝達部2A・2Bを介して制御ワイヤ4A・4Bに伝達される。

【0032】

駆動力としては、ワイヤを牽引する牽引力やワイヤ自体を変形させる電流等が挙げられる。以下ワイヤへの駆動力は、牽引力と呼ぶこともある。

【0033】

挿入部1は、変形させる部分である湾曲部3と非湾曲部5を有している。湾曲部3は制御ワイヤ4A・4Bによって湾曲する部分である。一方、非湾曲部5は制御ワイヤ4A・4Bが牽引されても湾曲しない部分である。

10

【0034】

図示の通り、先端側に湾曲部3が、基端側に非湾曲部5がそれぞれ配置されている。非湾曲部5は、ほとんど変形しない剛体部位でもよく、湾曲自在（湾曲方向の剛性は湾曲部3より大きい）な可とう部位としてもよい。

【0035】

駆動制御部は信号が閾値以上となった場合、駆動伝達部をワイヤへの駆動力を切断するように動作させる。閾値は、制御ワイヤの切断強度や周辺組織への圧力印加の限界値を鑑みて設定することができる。

【0036】

20

駆動力が切断されると、挿入部は制御ワイヤ牽引前の自然状態、つまり湾曲部が湾曲容易な状態となる。そのため医療器具の破損を低減可能となる。

【0037】

複数の制御ワイヤと複数の制御ワイヤを独立に牽引する駆動機構とが複数設けられた場合には、それぞれに駆動力伝達部が設けられる。

【0038】

そして駆動制御部は全ての駆動伝達部に指令を送ることができる。したがって複数制御ワイヤに同時に駆動力が印加された状態から瞬時に全制御ワイヤに駆動力が印加されない自然状態とすることができる。

【0039】

30

複数の制御ワイヤに同時に駆動力を印加する動作は、挿入部内での制御ワイヤの弛みを抑制し、挿入部の姿勢維持を行うことができるため、より操作性の高い医療器具となる。

【0040】

次に図1（b）（c）を用いて本実施形態に係る医療器具の湾曲動作を説明する。

【0041】

図1（b）のように矢印F方向に駆動プーリ6Aが制御ワイヤ4Aを牽引する。制御ワイヤ4Aは図1（a）のように先端部点A1に固定されている。

【0042】

制御ワイヤ4Aの通過位置は挿入部1の中心からずれている。したがって、制御ワイヤ4が牽引されることによる張力は、湾曲部3を矢印Eの方向に湾曲させるトルクとなる。この湾曲トルクにより湾曲部3が図示のように湾曲する。

40

【0043】

駆動プーリ6Aの巻き取り量を操作すれば、それに伴って湾曲トルクの大小を操作することができる。このようにして、湾曲部3の湾曲動作を制御することが可能となる。同様な操作を制御ワイヤ4Bに対して駆動源9Bを用いて行うことができる。

【0044】

図1（c）に示した通り、矢印Hの方向に牽引することにより、矢印Gの方向に湾曲部3を湾曲することができる。以上のように、挿入部1は制御ワイヤ・駆動伝達部・駆動源をそれぞれ2系列有している。これらのそれぞれを独立に駆動させることにより、湾曲部3に湾曲動作を行わせることができる。

50

【0045】

また、挿入部1の先端部には先端部の周辺組織などへの接触を検知する触覚センサ7が付加されている。これは挿入部1にかかる負荷を検出する負荷検出部22の一例である。負荷検出部22は、後述するように別の手段でも実現することができる。

【0046】

次に、図2を用いて本実施形態に係る医療器具の全体の構成を説明する。

【0047】

挿入部1にかかる負荷を検知する負荷検出部22は、負荷情報101を制御部であるコントローラ10へ送出する。コントローラ10は、医療システム全体を制御している。

【0048】

通常動作時にはコントローラ10は先端部の目標位置への駆動制御信号103を算出し、駆動回路12へ指示する。その指示に基づいて駆動回路12は駆動信号104・105を駆動源9A・9Bにそれぞれ送出する。

【0049】

その指示に基づいて駆動源9A・9Bは、それぞれ独立に動作する。駆動源9A・9Bは駆動伝達部2A・2Bに牽引力108・109を伝達する。駆動伝達部2A・2Bは接続・切断の2つの状態を有している。

【0050】

通常動作である接続状態では、牽引力110・111のように制御ワイヤ4A・4Bをそれぞれ牽引する。このようにして図1で説明したように制御ワイヤ4A・4Bは湾曲部3を湾曲させる。

【0051】

コントローラ10は負荷検出部22の出力をモニタし、挿入部先端の力学的負荷が許容される閾値102以内か否かを判定する。

【0052】

閾値102を超えない場合は、駆動伝達部2A・2Bを接続状態とする伝達部制御信号106・107を送付する。一方、閾値102を超えた場合は、駆動伝達部2A・2Bを切断状態とする伝達部制御信号106・107を送出する。

【0053】

その指令に基づいて駆動伝達部2A・2Bは切断状態となる。そして、制御ワイヤ4A・4Bへの駆動力の伝達を切断する。そのため制御ワイヤ4A・4Bは牽引される前の状態となる。このようにして湾曲部は外部からの力で湾曲容易な自然状態となる。

【0054】

挿入部は、着脱可能であってもよい。図2における破線で囲われた挿入部1の部分が別体に設けられる。その場合は、挿入部が有するワイヤを接続することで本体と接続することができる。

【0055】

次に図3、図4を用いて負荷検出部22からの出力が閾値102を超えた場合の動作を詳細に説明する。

【0056】

図3(a)に、挿入部の目標位置への誘導が正確に行えず挿入部が周辺組織等の環境11に当接した場合の状態を示す。先端部は点A'の位置にあるべきところ、環境11への当接のため矢印Iの方向に押され点Aの位置にある。駆動制御部31は点A'の位置になるよう駆動源9A・9Bを制御する。

【0057】

そのため先端部には通常より大きな負荷がかかる。そのため制御ワイヤ4Aにも大きな張力がかかる。このような状況は負荷検知部22により観測することができる。

【0058】

図3(a)の例では、負荷検知部22は先端部に取り付けられた触覚センサ7である。触覚センサ7が環境11から受けた力を検知してコントローラ10に送信する。

10

20

30

40

50

【0059】

このときの振る舞いを図4のフローチャートを用いて説明する。

【0060】

コントローラ10に接続された入力装置（図示せず）から目標位置が入力される（ステップ41）。すると駆動制御部31は目標位置へ移動させる指令を駆動部21へ送信し、駆動部21が挿入部1を駆動する（ステップ42）。

【0061】

負荷検知部22の負荷情報101がコントローラ10へ出力されると、コントローラ内部の過負荷判定手段（図示せず）で演算され閾値102と比較される（ステップ43）。

【0062】

初め環境11への当接がなければ、負荷検知手段22の負荷情報101は閾値102以下であるので、コントローラ10は挿入部位置検知手段（図示せず）の情報と比較し目標位置に達したかどうか判断する（ステップ44）。

【0063】

ここで、挿入部位置検知手段は、駆動部21内に構成されたエンコーダの駆動量から湾曲部の形状と先端部位置を算出するものである。エンコーダは駆動プーリ6A・6Bや駆動源9A・9Bに取り付けることができる。

【0064】

これらの駆動量から制御ワイヤ4A・4Bの駆動量が算出可能である。そして、制御ワイヤ4A・4Bの駆動量から湾曲部3の形状が算出される。

【0065】

目標位置に達した場合、現在位置を取得し（ステップ45）、現在位置を目標位置として設定する（ステップ47）。このようにして、次の目標位置入力がユーザから行われるまで位置を維持することができる。

【0066】

一方、環境11への先端部の当接が生じ、ステップ43で閾値102を超えたと判断された時点で、コントローラ10は駆動伝達部2A・2Bへ切断状態となるよう指示する（ステップ47）。

【0067】

コントローラ10は駆動伝達部2A・2Bを切断状態へ遷移させたことを出力装置（図示しない）へ表示する（ステップ48）。このようにして、図3（a）に示す状況となっても、医療器具は制御ワイヤ4A・4Bへのいずれの牽引力も切断し、挿入部を湾曲容易な自然状態へ瞬時に遷移させることができる。

【0068】

したがって、制御ワイヤ4A・4Bの過負荷による切断を回避できる。自然状態において制御ワイヤ4A・4Bは先端部が点Aの位置となるように、非常に小さい負荷で移動することとなる。

【0069】

その後、ユーザは必要なら抜去の操作を行うことができる。そのとき、自然状態のまま行うことができる。また、負荷情報101が閾値102以下となったことを確認して、再び駆動伝達部2A・2Bを接続状態として、変形部を操作しながら抜去することもできる。

【0070】

次に、図3（b）を用いて位置を固定中に何らかの状態変化で環境11が移動することで、挿入先端部に過負荷が加わった場合の動作について説明する。

【0071】

図3（b）の挿入部は目標位置維持の状態で図4ステップ41～47を繰り返している。環境11は矢印Jの方向に移動している。点A'の位置を維持するように駆動源9A・9Bは制御されている。そのため、制御ワイヤ4Bは環境11の矢印Jの移動によって追加の負荷を受ける。同時に環境11も先端部から押され追加の力を受けることになる。

10

20

30

40

50

【0072】

このような追加の負荷は図3(a)の場合と同様に負荷検知部22である接触センサ7で検知することができる。閾値102を超えると図4ステップ43、47、48を行って制御ワイヤ4A・4Bのいずれの牽引力も切断することができる。

【0073】

そして、挿入部を湾曲容易な自然状態へ瞬時に遷移させることができる。したがって、制御ワイヤ4A・4Bの過負荷による切断を回避できる。自然状態において制御ワイヤ4A・4Bは先端部が点Aの位置となるように、非常に小さい負荷で移動することとなる。

【0074】

そのため、環境11の位置が変動している場合においても、必要な方向への回避動作を行うことができる。その後、ユーザは必要なら抜去の操作を行うことができる。そのとき、自然状態のまま行うことができる。

10

【0075】

また、負荷情報101が閾値102以下となったことを確認して、再び駆動伝達部2A・2Bを接続状態として変形部を操作しながら抜去することもできる。

【0076】

次に、図5・図6を用いて複数の制御ワイヤ4A・4Bを独立に動作させる駆動部21の効果について説明する。

【0077】

図5は、図1の湾曲部3と制御ワイヤをバネ要素で近似した近似モデルを表している。湾曲部3の弾性は、湾曲方向Kへの湾曲バネ要素202と長手方向Lへの軸方向バネ要素201で近似される。湾曲部3のこれらの要素は端部を固定される。一方制御ワイヤ4A・4Bは先端部の点A1・A2でそれぞれ固定される。点A1・A2と湾曲部3の中心からの距離はモーメントアーム203A・203Bとなる。そしてワイヤの伸長方向への制御ワイヤバネ要素204A・204Bでそれぞれ近似される。

20

【0078】

制御ワイヤ4A・4Bは点A1・A2と反対側の端点を矢印M・Nのように牽引される。すると、モーメントアーム203A・203Bにより牽引力が湾曲方向K（またはその逆方向）へのトルクとなり湾曲部3を湾曲することができる。

【0079】

ここで、制御ワイヤを牽引した場合の湾曲部3の湾曲曲率 κ と制御ワイヤ移動量について考える。制御ワイヤ4A・4Bの移動量をそれぞれ $\Delta L1$ ・ $\Delta L2$ とする。

30

【0080】

以下制御ワイヤ4Aのみを牽引した場合とする。 $\Delta L1$ は、矢印Kへの湾曲変位による移動量 $\Delta Lb1$ ・矢印Lへの軸方向変位による移動量 $\Delta La1$ ・制御ワイヤ自身の伸縮による移動量 $\Delta Lt1$ の和であらわされる。

$$\Delta L1 = \Delta Lb1 + \Delta La1 + \Delta Lt1 \quad (\text{式1})$$

$\Delta Lb1$ は、湾曲部の長さを Lb ・モーメントアーム203Aの距離を $d1$ とすると、湾曲曲率 κ の関係から、以下のようになる。

$$\Delta Lb1 = Lb \cdot \kappa \cdot d1 \quad (\text{式2})$$

40

ここで、反対側の制御ワイヤ204Bの湾曲変位による移動量 $\Delta Lb2$ は、同じ湾曲曲率 κ の状態では、モーメントアーム203Bが正反対($= -d1$)であるので以下のようになる。

$$\Delta Lb2 = Lb \cdot \kappa \cdot (-d1) \quad (\text{式3})$$

湾曲部3や制御ワイヤ4A・4Bの長手方向のバネ要素201・204A・204Bをそれぞれ無視すれば、上記のように湾曲曲率 κ に対して2つの制御ワイヤ4A・4Bの移動量は向きが反対で大きさが等しい。

【0081】

このような状況においては、例えば2つの制御ワイヤ4A・4Bを1つのプーリに巻き掛け、プーリを回転させることで湾曲動作を行う方式で湾曲動作を行うことができる。

50

【0082】

実際には、湾曲部3・制御ワイヤ4A・4Bはバネ要素201・204A・204Bを有している。つまり制御ワイヤ4A・4Bの湾曲に伴う移動量に ΔL_{a1} 、 ΔL_{t1} のような移動量のオフセットを伴っている。そのため、1つのプーリで2つの制御ワイヤを駆動させる方式では、先端位置の精度が低下したり、制御ワイヤに弛みが生じてしまったりする。

【0083】

本実施形態に係る医療器具では、制御ワイヤ4A・4Bはそれぞれ独立に駆動部21で牽引される。そのため、湾曲曲率 κ の湾曲動作を行う際に、 ΔL_{a1} 、 ΔL_{t1} のような移動量のオフセットを考慮した駆動を行うことが可能となる。

10

【0084】

そのため、先端位置の制御の精度が高く、かつ制御ワイヤの弛みを生じにくい駆動を行うことができるため好ましい。

【0085】

以下、更に式1右辺の3項全てを考慮した場合の湾曲曲率 κ と制御ワイヤ移動量 ΔL_1 についての関係を説明する。

【0086】

軸方向Lの湾曲部のひずみ、制御ワイヤ4Aの伸長方向のひずみをそれぞれ $\varepsilon_a \cdot \varepsilon_t$ とすれば、 $\Delta L_{a1} \cdot \Delta L_{t1}$ はそれぞれ以下の通りとなる。

$$\Delta L_{a1} = L_b \cdot \varepsilon_a \quad (\text{式4})$$

20

$$\Delta L_{t1} = L_b \cdot \varepsilon_t \quad (\text{式5})$$

湾曲バネ要素の湾曲曲率 κ に対するバネ定数・軸方向バネ要素・制御ワイヤバネ要素のバネ定数をそれぞれ $K_b \cdot K_a \cdot K_t$ とすれば、制御ワイヤ4Aにかかる張力 T_1 の関係は以下の通りとなる。

$$K_b \cdot \kappa = d_1 \cdot T_1 \quad (\text{式6})$$

$$K_a \cdot \varepsilon_a = T_1 \quad (\text{式7})$$

$$K_t \cdot \varepsilon_t = T_1 \quad (\text{式8})$$

以上の関係から式1は、以下のように張力 T で表すことができる。但し、制御ワイヤ4Aの長さを L_t とする。

$$\Delta L_1 = (L_b \cdot d_1^2 / K_b + L_b / K_a + L_t / K_t) \cdot T_1 \quad (\text{式9})$$

30

【0087】

したがって、式6・式9を用いることで制御ワイヤの移動量と湾曲曲率 κ を知ることができる。そして、式7も考慮することで軸方向Lの変位も考慮して先端位置を制御することが可能となる。同様の関係は制御ワイヤ4Bについても導くことができる。

【0088】

そのため、制御ワイヤ4A・4Bをそれぞれ独立に駆動することにより、ワイヤの弛みを抑制でき、かつ位置精度が高い。また、張力 T_1 を制御しても式6・式7で示す通り同様の操作を行うことが可能となる。

【0089】

更に、式6・式7・式9の関係により、制御ワイヤ4A・4Bの移動量か張力を測定できれば、 $L_b \cdot \kappa \cdot \varepsilon_a$ により先端位置を推定することができる。

40

【0090】

上記のようなバネ要素201・204A・204Bの影響は、挿入部の最外径が小さい場合に特に考慮する必要がある。さらに、挿入部内部に処置具・内視鏡等のツールを挿入するチャンネルを設ける場合にも顕著となる。

【0091】

これは、最外径が小さいほどモーメントアーム203A・203Bの長さも小さいため、最外径が小さいほど制御ワイヤの張力に対する湾曲トルクの大きさは小さい。そのため、バネ要素201・204A・204Bの方向への力が大きい傾向があるからである。

【0092】

50

更に、チャンネルを設けたことにより挿入部が薄肉の場合、通過できる制御ワイヤ4 A・4 Bの断面積は小さい。そのため、制御ワイヤのパネ要素2 0 4 A・2 0 4 Bによる伸縮の効果が大きい。

【0 0 9 3】

挿入部は最外径が小さいほど挿入しやすく、ツールチャンネルが大きいほど処置や診断ツールの利用範囲が広い医療器具とすることができる。本実施形態に係る医療デバイスではこのような細径・薄肉の円筒状の挿入部を高精度に駆動することができる。そして、制御ワイヤの切断を回避することができる。

【0 0 9 4】

次に図6を用いて、複数の制御ワイヤ4 A・4 Bを独立に動作させる駆動部2 1の別の効果について説明する。図4は図1と同様に制御ワイヤ4 A・4 B～駆動源9 A・9 Bが独立した2系列になっている。

10

【0 0 9 5】

そして挿入部は湾曲部3 A・3 Bの2つの湾曲部を有している。制御ワイヤ4 Aは点Pにおいて固定され湾曲部3 Bを湾曲することができる。一方、制御ワイヤ4 Bは点Oで固定され、湾曲部3 A・3 Bを両方湾曲させることができる。

【0 0 9 6】

したがって、制御ワイヤ4 A・4 Bそれぞれの張力を調節することによって、湾曲部3 A・3 Bを所望の湾曲量で湾曲することができる。図示のように湾曲部3 A・3 Bが互いに逆方向を向くように湾曲することもできる。

20

【0 0 9 7】

そして、図示の状態から湾曲部3 Aの湾曲量を固定したまま、湾曲部3 Bの湾曲量を変更する場合、制御ワイヤ4 Aを調整するとともに制御ワイヤ4 Bの長さも調整する必要がある。このように挿入部の長手方向に湾曲部を複数配置すると、制御ワイヤによる湾曲トルクと制御ワイヤの経路（長さ）が湾曲部間でカップリングする。

【0 0 9 8】

そのため複数の制御ワイヤ4 A・4 Bをそれぞれ独立に駆動することにより、湾曲部間でのトルクと経路をデカップリングすることができる。そして、複数の湾曲部3 A・3 Bを独立に湾曲量制御することができる。

【0 0 9 9】

30

湾曲部が複数になれば、複雑で狭い体腔に対して侵襲性を低くして挿入部を誘導することが可能となる。またそのための医師の手技も容易になる。

【0 1 0 0】

[第二の実施形態]

図9には、図2のブロック図の負荷検知部2 2の実施例として触覚センサ7を示している。図5は図1挿入部1先端部の長手方向垂直の断面図である。挿入部1は本体として円筒状の構造体であるシース6 5を有している。

【0 1 0 1】

触覚センサ7はこのシース6 5表面に先端の周方向へ5 1, 5 2, 5 3, 5 4の4つの領域を持つ導電性の樹脂材料からなる。4つの領域は各々に加わる負荷により抵抗値が変化する。そして、各領域の検出値・すなわち抵抗の変化量を測定する。

40

【0 1 0 2】

コントローラ1 0の内部演算手段（図示せず）で演算することにより、加わる負荷の方向、値を算出することが出来る。触覚センサ7の出力は挿入部1の内部を通る導電部材5 5、5 6, 5 7, 5 8によりコントローラ1 0へ伝達される。

【0 1 0 3】

ここで5 9はイメージ観測用の光ファイバー束、6 0は照明用の光ファイバーである。6 1、6 2, 6 3, 6 4は制御ワイヤが挿通される案内孔である。この案内孔は、この挿入部の断面の中心よりも外側に配置されている。

【0 1 0 4】

50

先端部に触覚センサ 7 を設置することにより、前述した環境 1 1 との関係による過負荷が生じた箇所の力を直接観測することができる。検知された負荷情報 1 0 1 は精度が高く外乱に対しても影響が少ない。

【0105】

そのため、挿入部 1 が過負荷状態となった場合、確実に駆動伝達部 2 A ・ 2 B に切断状態への遷移を行わせることが可能となる。

【0106】

また、挿入部の先端部に設置することにより環境 1 1 に対して最も当接する可能性の高い部分の負荷を観測することができる。

【0107】

10

〔第三の実施形態〕

図 7 を用いて、本発明の実施例 2 を説明する。第二の実施形態と同様の機能を有する部位には同じ記号を付し説明を省略する。図 7 は図 1 の医療器具の制御ワイヤ 4 A ・ 制御ワイヤ 4 B ～駆動源 9 A ・ 9 B の各系列の構成を模式的に示すブロック図である。

【0108】

本実施形態と第二の実施形態とは、負荷検知部 2 2 が触覚センサ 7 ではなく駆動電流検出手段 8 2 であることが異なる。

【0109】

以下、制御ワイヤ 4 A ・ 4 B を制御ワイヤ 4 、駆動プーリ 6 A ・ 6 B を駆動プーリ 6 として説明する。2 つの駆動系列はいずれも以下に示す同様の構成を有する。

20

【0110】

各部は、制御部であるコントローラにより制御されている。

【0111】

駆動源 9 A ・ 9 B として本実施形態ではモータ 8 1 ・ 減速歯車列 8 0 を有している。そして、減速歯車列 8 0 は、動力を電磁クラッチ 8 3 へ伝達している。電磁クラッチ 8 3 は巻掛け連結部 8 4 とつながれている。

【0112】

電磁クラッチ 8 3 ・ 巻掛け連結部 8 4 は、図 1 のクラッチ部 6 A ・ 6 B に相当している。巻掛け連結部 8 4 は駆動プーリ 6 へ動力を伝えることができる。

【0113】

30

このようにして、モータ 8 1 は駆動回路 1 2 からの駆動信号により制御ワイヤ 4 を牽引することができる。また、電磁クラッチ 8 3 はコントローラ 1 0 からの指令により動力を接続・切断することができる。

【0114】

一方、駆動電流検出手段 8 2 はモータ 8 1 の駆動電流を検知することができる。

【0115】

さて、制御ワイヤ 4 の負荷が増加すると、駆動電流は増加する。そのため駆動電流検出手段 8 2 により駆動電流を検出することで制御ワイヤ 4 にかかる負荷を検知することができる。

【0116】

40

駆動電流の検知信号はコントローラ 1 0 へ送信される。そして、内部演算手段（図示せず）で演算することにより、加わる負荷の大きさを算出することができる。ただし、必ずしも負荷の算出を行わなくてもよい、このように駆動部 2 1 に設けた駆動電流検出手段 8 2 を用いても負荷検知部 2 2 を実現することができる。

【0117】

駆動電流検出手段 8 2 を用いることにより、挿入部 1 に特別な構成を設けずに挿入部 1 にかかる負荷を検出することができる。そのため、挿入部 1 を小型とし、内部に大きな処置具用のチャンネルを設けることが可能となる。

【0118】

また電流の検出センサは小型とできるため駆動源を小型化することができる。特に、複

50

数の系列の駆動源を必要とする場合重要となる。更に、負荷の検出による医療デバイスの動作に与える影響を最小限とすることができる。

【0119】

[第四の実施形態]

図8を用いて、第四の実施形態を説明する。第二、第三の実施形態と同様の機能を有する部位には同じ記号を付し説明を省略する。本実施形態では、負荷検知部22が駆動電流検出手段82の代わりにテンションメータ85とした以外は、第三の実施形態と同様である。

【0120】

テンションメータ85は、駆動プーリ6と制御ワイヤ4の間に図示のように挿入されている。3つのローラに掛けられることにより、制御ワイヤ4の張力をテンションメータ85破線内の矢印方向の力として検出することができる。

10

【0121】

検出した張力（負荷）はコントローラ10へ送付され、コントローラ10は負荷を閾値と比較することができる。

【0122】

テンションメータ85を用いることにより、挿入部1に特別な構成を設けずに挿入部1にかかる負荷を検出することができる。そのため、挿入部1を小型とし、内部に大きな処置具用のチャンネルを設けることが可能となる。

【0123】

20

また、制御ワイヤ4の張力を直接測定するため、モータ81から制御ワイヤ4までの別の構成要素（つまり減速歯車列80・クラッチ83・巻掛け連結部84・駆動プーリ6）による誤差の影響を受けずに、挿入部1の負荷を検出することが可能となる。また、図5の201・204A・204Bのバネ要素による伸縮の影響が顕著な場合も、これらの影響を受けずに挿入部1の負荷を推定することができる。

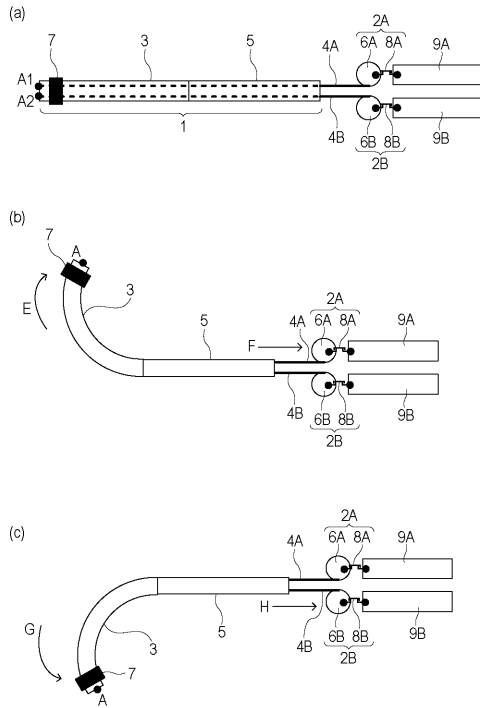
【符号の説明】

【0124】

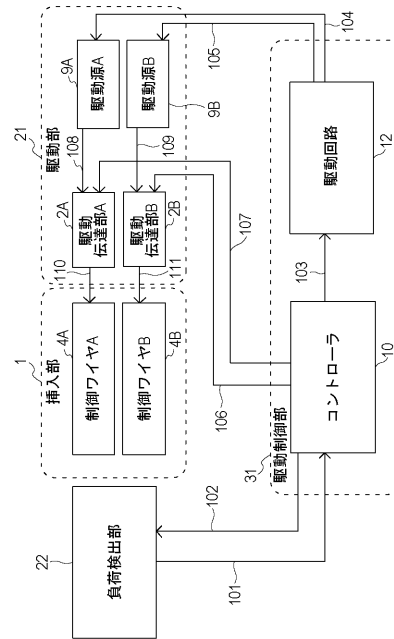
- 1 挿入部
- 2、2A、2B 駆動伝達部
- 3、3A、3B 湾曲部
- 4、4A、4B 制御ワイヤ
- 7 触覚センサ
- 10 コントローラ
- 11 環境

30

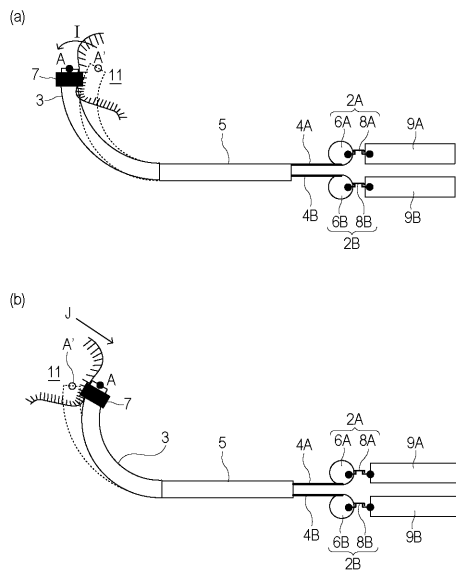
【図 1】



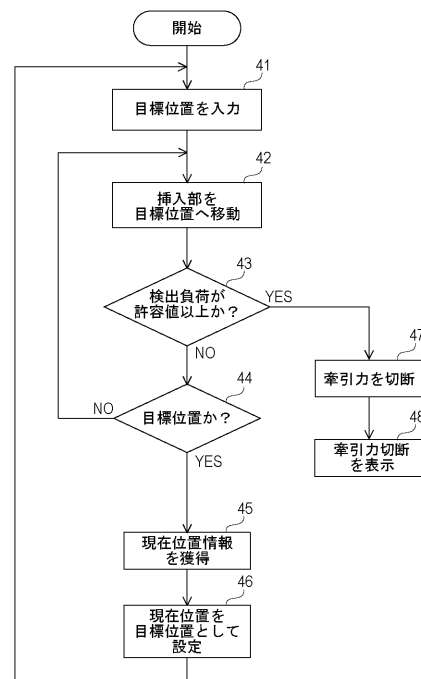
【図 2】



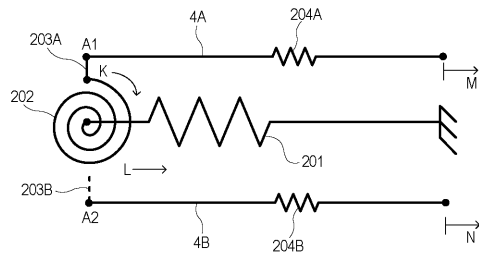
【図 3】



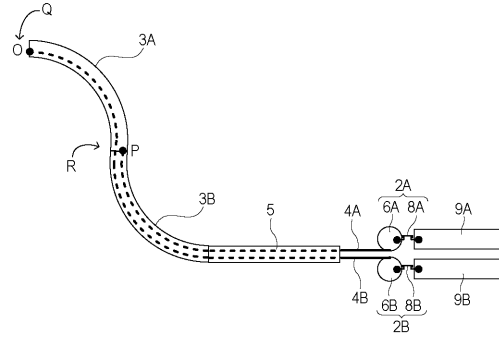
【図 4】



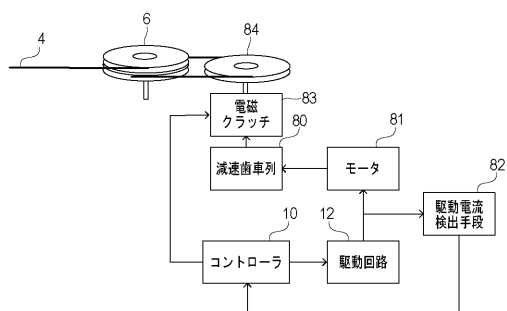
【図 5】



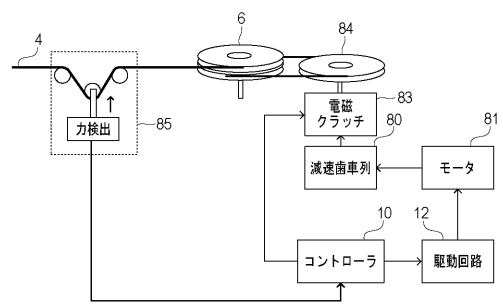
【図 6】



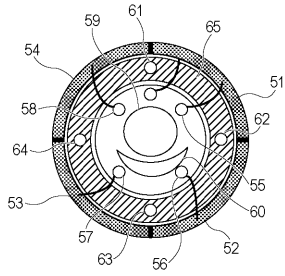
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭61-087530 (JP, A)
特開昭56-036935 (JP, A)
特開2002-325723 (JP, A)
特開2010-175962 (JP, A)
特開平07-124104 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP6157063B2	公开(公告)日	2017-07-05
申请号	JP2012124504	申请日	2012-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
当前申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	加藤貴久		
发明人	加藤 貴久		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0057 A61B1/00006 A61B1/0016 A61B1/0052 A61B1/05 A61B1/0676 A61B1/07 A61B5/04 A61B5/6852 A61M25/0147		
FI分类号	A61B1/00.310.H G02B23/24.A A61B1/00.554 A61B1/005.523		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA19 2H040/DA43 4C161/DD02 4C161/DD03 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/JJ11		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
审查员(译)	田中 洋行		
其他公开文献	JP2013248119A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当使用可弯曲医疗器械时，本发明降低了医疗器械的主体受损的风险。本发明提供一种医疗器械，其包括：可变形部分;导线，其被配置为使可变形部分变形;驱动单元，被配置为将驱动力传递到线材，其中：医疗器械包括负载检测单元，被配置为检测施加到可变形部分的负载;当负载检测单元检测到的负载超过阈值时，驱动单元断开导线与驱动力之间的连接。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6157063号 (P6157063)
(45) 発行日 平成29年7月5日 (2017. 7. 5)	(24) 登録日 平成29年6月16日 (2017. 6. 16)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 1/00 G 0 2 B 23/24	3 1 0 H A
請求項の数 8 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特許2012-124504 (P2012-124504)	(73) 特許権者 000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号	
(22) 出願日 平成24年5月31日 (2012. 5. 31)	(74) 代理人 100126240 弁理士 阿部 琢磨	
(65) 公開番号 特許2013-248119 (P2013-248119A)	(74) 代理人 100124442 弁理士 黒岩 創吾	
(43) 公開日 平成25年12月12日 (2013. 12. 12)	(72) 発明者 加藤 貴久 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ ノン株式会社内	
審査請求日 平成27年5月20日 (2015. 5. 20)	審査官 田中 洋行	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 医療器具		