

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5373632号

(P5373632)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 O H

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 O Z

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-547471 (P2009-547471)  
 (86) (22) 出願日 平成20年1月29日(2008.1.29)  
 (65) 公表番号 特表2010-516412 (P2010-516412A)  
 (43) 公表日 平成22年5月20日(2010.5.20)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2008/052365  
 (87) 国際公開番号 W02008/094949  
 (87) 国際公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)  
 審査請求日 平成23年1月5日(2011.1.5)  
 (31) 優先権主張番号 60/898,200  
 (32) 優先日 平成19年1月29日(2007.1.29)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 510253996  
 インテュイティブ サージカル オペレー  
 ションズ, インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940  
 86-5304, サニーヴェール, カイフ  
 アー ロード 1266  
 (74) 代理人 100078282  
 弁理士 山本 秀策  
 (74) 代理人 230113332  
 弁理士 山本 健策  
 (74) 代理人 100113413  
 弁理士 森下 夏樹  
 (74) 代理人 100181674  
 弁理士 飯田 貴敏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 侵襲を最小限にする外科システム及び該システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1つの関節運動セグメント(28)を含む器具(10)と、  
 各関節運動セグメントの形状を変化させる制御信号を提供するユーザ入力デバイス(42)と、

閉ループ制御システムであって、コントローラ(30)と、該コントローラに結合されたアクチュエータ(304)と、該コントローラに結合され、各関節運動セグメントに関連付けられた形状センサ(302)とを含む閉ループ制御システムと

を含み、

該形状センサは、各関節運動セグメントの形状に対応する形状信号を提供し、

該コントローラは、該ユーザ入力デバイスからの該制御信号と、該形状センサからの該形状信号とにตอบสนองして、各関節運動セグメントの運動を指示し、該形状センサは、光ファイバを含み、該光ファイバは、各関節運動セグメントのまわりで螺旋巻きする、侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 2】

前記光ファイバは、高空間解像度の光ファイバ曲がりセンサの直線状アレイを含む、請求項1に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 3】

前記光ファイバは、ブラッグ格子を含み、

前記形状センサは、該光ファイバの螺旋の方向と反対の方向の逆撚りを含む、請求項1

10

20

に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 4】

前記光ファイバは、前記器具の中心から外れて配置される、請求項 1 に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 5】

前記ユーザ入力デバイスは、双方向ディスプレイを含み、該双方向ディスプレイは、前記器具の少なくとも一部分の形状を表現する出力を表示し、該器具の所望の形状についてのユーザ入力を受信するように構成されている、請求項 1 に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 6】

前記器具は、第 1 のセグメントと第 2 のセグメントとを含み、

前記コントローラは、該器具が前進または後退するときに、該第 1 のセグメントの形状が該第 2 のセグメントの形状に適合することを決定する、請求項 1 に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 7】

ユーザインターフェースは、前記器具の形状を変化させるユーザからのコマンドを受信するインターフェースを含み、

前記コントローラは、前記形状センサによって提供された前記形状信号に基づいて、該器具が所望の形状に運動したかどうか、または、該器具がどの程度所望の形状に運動したかを決定する、請求項 1 に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 8】

前記コントローラによって指示された前記器具の運動は、該器具に意図された形状を達成することを失敗させる可能性のある前記少なくとも 1 つの関節運動セグメントのアクチュエータの失敗を補償する、請求項 1 に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 9】

第 2 のセンサ

をさらに含み、

該第 2 のセンサと比較した前記形状センサの位置は、該第 2 のセンサに対する該器具の位置を決定するために、または、該第 2 のセンサを越えて該器具が挿入された深度を決定するために用いられる、請求項 1 に記載の侵襲を最小限にする外科システム。

【請求項 10】

侵襲を最小限にする外科システムの作動方法であって、

該侵襲を最小限にする外科システムは、

少なくとも 1 つの関節運動セグメントを含む外科用器具と、

ユーザ入力デバイスと、

閉ループ制御セグメントであって、コントローラと、該コントローラに結合されたアクチュエータと、該コントローラに結合され、各関節運動セグメントに関連付けられた形状センサとを含む閉ループ制御セグメントと

を備え、

該方法は、

該ユーザ入力デバイスが、該外科用器具の各関節運動セグメントの形状を所望の形状に変化させるユーザコマンドに基づく制御信号を生成することと、

該形状センサが、該外科用器具の少なくとも 1 つの関節運動セグメントの形状に対応する形状信号を生成することであって、該形状センサは、光ファイバを含み、該光ファイバは、各関節運動セグメントのまわりで螺旋巻きする、ことと、

該コントローラが、各関節運動セグメントの運動を指示することであって、該指示することは、該制御信号および該形状信号に基づく、ことと

を含む、侵襲を最小限にする外科システムの作動方法。

【請求項 11】

前記光ファイバにおける個々の曲がり感知要素の曲率を統合することによって前記形状

10

20

30

40

50

信号を生成すること

をさらに含み、

前記形状センサは、該光ファイバの螺旋の方向と反対の方向の逆撚りを含む、請求項 10 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本願は、米国仮特許出願第 60 / 898 , 200 号 (2007 年 1 月 27 日出願) に基づく優先権の利益を主張する。この仮出願の内容全体は、本明細書に参照により援用される。

10

【0002】

(参照による援用)

本願に記載の特許、特許公報、および特許出願はすべて、各個々の公開または特許出願が、具体的かつ個々に参照することによって組み込まれるように示されていると同程度に、参照することによって、全体として本明細書に援用される

(本発明の技術分野)

本発明は、概して、関節運動器具または蛇状ロボットに関する。より具体的には、本発明は、関節運動器具または蛇状ロボットの形状を感知することに関する。

20

【背景技術】

【0003】

内視鏡、結腸鏡および他の制御可能器具は、幅広い医療および産業用途において見られる。そのような器具の移動または使用の複雑性が増すにつれ、より正確に制御可能器具を制御し、身体内に配置し、その形状を識別する必要がある。いくつかの異なる種類の形状感知デバイスが利用可能である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

形状感知デバイスは利用可能であるが、形状感知デバイスを制御可能器具内に統合する際の課題が残る。制御可能器具の動作、または形状情報から恩恵を受け得る手技を制御するための形状情報の協調的使用が可能なシステムには、課題が残る。本明細書に記載される本発明のシステムおよび制御可能器具の実施形態は、これらおよび他の課題を解決する。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一側面は、操縦可能遠位部分と、複数の関節運動セグメントとを備える、細長い本体を有する器具を提供する。器具は、形状センサを組み込み、器具の少なくとも一部の形状を示すように改良可能である。一実施形態では、形状センサは、光学形状センサである。他の実施形態では、形状センサは、例えば、抵抗変化可撓性バンド、屈折センサ、電位差計、または磁気センサであり得る。

40

【0006】

本発明の別の側面は、器具の移動を誘導するために使用される制御信号と、器具の全部または一部の形状に対する形状指示信号との間の制御ループをつなぐシステムを提供する。システムは、例えば、ユーザ入力デバイスと、コントローラと、関節運動セグメントを有する器具と、形状センサとを備えることが可能である。コントローラは、ユーザ入力デバイスからの制御信号と、形状センサからの形状信号とにตอบสนองして、器具の移動を誘導するように構成される。

【0007】

本発明のさらに別の側面は、細長い本体を有する器具を制御する方法を提供する。方法は、制御信号をコントローラに入力し、器具の形状を変更するステップと、形状センサに

50

よって、器具の一部の形状を感知するステップと、形状センサからコントローラに、器具の一部の形状に対応する形状信号を出力するステップと、制御信号および形状信号にตอบสนองして、器具の移動を誘導するステップと、を含む。

【 0 0 0 8 】

本発明の一側面は、器具の形状を感知するためのシステムを提供する。システムは、細長い本体を有する器具と、細長い本体の一部に沿って螺旋パターンで延在する形状センサと、形状センサの端部の軸配向を維持するための形状センサの各端部上のインジケータとを備える。螺旋パターンは、細長い本体の一端から他端までの整数回の完全螺旋巻きを備えることが可能である。一実施形態では、形状センサは、光学形状センサである。形状センサの軸配向は、形状センサ上の物理的または視覚マーカ、形状センサを細長い本体にクリップで止めること、または形状センサを細長い本体内に統合することを含むが、それらに限定されない、種々の方法で維持することが可能である。

10

【 0 0 0 9 】

本発明の新規特徴は、添付の請求項における事項によって規定される。本発明の特徴および利点のさらなる理解は、例証的实施形態を規定し、本発明の原理が利用される以下の発明を実施するための形態を参照することによって得られるであろう。

( 項目 1 )

細長い本体を有する器具を制御するためのシステムであって、  
該細長い本体の少なくとも一部に沿って互いに連結される複数の関節運動セグメントと  
、  
該複数の関節運動セグメントのうちの少なくとも1つの形状を変更する制御信号を提供するように構成されるユーザ入力デバイスと、  
該複数の関節運動セグメントのうちの少なくとも1つの形状に対応する形状信号を提供するように構成される、該細長い本体と接触するセンサと、  
該ユーザ入力デバイスおよび該センサと通信するコントローラであって、該制御信号および該形状信号にตอบสนองして、該複数の関節運動セグメントのうちの少なくとも1つの移動を誘導する、コントローラと  
を備える、システム。

20

( 項目 2 )

上記コントローラと通信し、上記複数の関節運動セグメントのうちの少なくとも1つを移動させるように構成されるアクチュエータをさらに備える、項目1に記載のシステム。

30

( 項目 3 )

上記アクチュエータは、上記器具の内側に位置付けられる、項目2に記載のシステム。

( 項目 4 )

上記アクチュエータは、上記器具の外側に位置付けられる、項目2に記載のシステム。

( 項目 5 )

上記センサは、上記細長い本体の全長の形状を示すのに十分な長さである、項目1に記載のシステム。

( 項目 6 )

上記センサは、患者内に挿入される上記細長い本体の一部の形状を示すのに十分な長さである、項目1に記載のシステム。

40

( 項目 7 )

上記センサは、光学形状センサを備える、項目1に記載のシステム。

( 項目 8 )

上記センサは、複数の磁気センサを備える、項目1に記載のシステム。

( 項目 9 )

上記センサは、複数の屈曲センサを備える、項目1に記載のシステム。

( 項目 1 0 )

上記センサは、複数の伸縮センサを備える、項目1に記載のシステム。

( 項目 1 1 )

50

上記センサは、複数の電位差計を備える、項目 1 に記載のシステム。

(項目 1 2)

上記細長い本体の一部の形状を表す出力を表示するように構成されるビデオディスプレイをさらに備える、項目 1 に記載のシステム。

(項目 1 3)

細長い本体を有する器具を制御する方法であって、  
制御信号をコントローラに入力し、該細長い本体の形状を変更するステップと、  
形状センサによって、該細長い本体の少なくとも一部の形状を感知するステップと、  
該形状センサから該コントローラに、該細長い本体の該一部の形状に対応する形状信号  
を出力するステップと、  
該制御信号および該形状信号に応答して、該細長い本体の移動を誘導するステップと  
を包含する、方法。

10

(項目 1 4)

上記誘導するステップは、アクチュエータの動作を誘導し、上記細長い本体を移動させるステップをさらに包含する、項目 1 3 に記載の方法。

(項目 1 5)

上記感知するステップは、上記細長い本体の全長の形状を感知するステップを包含する、項目 1 3 に記載の方法。

(項目 1 6)

上記感知するステップは、患者内に挿入される上記細長い本体の一部の形状を感知するステップを包含する、項目 1 3 に記載の方法。

20

(項目 1 7)

上記出力するステップは、上記細長い本体の一部の形状を表す出力を表示するビデオディスプレイに上記形状信号を出力するステップをさらに包含する、項目 1 3 に記載の方法。

(項目 1 8)

患者内に外科的開口部を生成するステップをさらに包含する、項目 1 3 に記載の方法。

(項目 1 9)

上記外科的開口部は、自然身体孔を含む、項目 1 8 に記載の方法。

(項目 2 0)

外科的開口部を生成するステップの前に、上記自然身体孔を通して、上記細長い本体の少なくとも一部を挿入するステップをさらに包含する、項目 1 8 に記載の方法。

30

(項目 2 1)

上記細長い本体を上記外科的開口部内に挿入するステップをさらに包含する、項目 1 8 に記載の方法。

(項目 2 2)

上記外科的開口部を越えて、上記細長い本体の少なくとも一部の形状を感知するステップをさらに包含する、項目 2 1 に記載の方法。

(項目 2 3)

上記形状信号をビデオディスプレイに出力し、上記外科的開口部を越えて、上記細長い本体の一部の形状を表す出力を表示するステップをさらに包含する、項目 2 2 に記載の方法。

40

(項目 2 4)

器具の形状を感知するためのシステムであって、  
可撓性の細長い本体と、  
近位端および遠位端を有する形状センサであって、該可撓性の細長い本体の一部に沿って螺旋パターンで延在し、略整数回の略完全螺旋巻きを備える、形状センサと、  
該形状センサの該近位端上および該遠位端上の少なくとも 1 つのインジケータであって、該可撓性の細長い本体に対し、該形状センサの該近位端から該形状センサの該遠位端に該形状センサの軸配向を維持するように整列される、少なくとも 1 つのインジケータと

50

を備える、システム。

(項目 2 5)

上記形状センサは、光学形状センサである、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 2 6)

上記少なくとも 1 つのインジケータは、視覚マーカである、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 2 7)

上記少なくとも 1 つのインジケータは、上記可撓性の細長い本体に対し、上記形状センサ近位端と、上記形状センサ遠位端とを保持するように構成される複数のクリップである、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 2 8)

上記少なくとも 1 つのインジケータは、物理的インジケータである、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 2 9)

上記物理的インジケータは、タブである、項目 2 8 に記載のシステム。

(項目 3 0)

上記物理的インジケータは、溝である、項目 2 8 に記載のシステム。

(項目 3 1)

上記可撓性の細長い本体に対し、上記形状センサ近位端と、上記形状センサ遠位端とを、保持するように構成される複数のクリップをさらに備える、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 3 2)

上記形状センサは、上記細長い本体内に統合される、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 3 3)

上記細長い本体は、複数の関節運動セグメントを備え、上記少なくとも 1 つのインジケータは、各関節運動セグメントの遠位部分に対し、各関節運動セグメントの近位部分における上記形状センサの上記軸配向を維持する、項目 2 4 に記載のシステム。

(項目 3 4)

上記螺旋パターンは、上記複数の関節運動セグメントのそれぞれに対し、略整数回の略完全螺旋巻きを備える、項目 3 3 に記載のシステム。

(項目 3 5)

上記略整数回の略完全螺旋巻きは、上記複数の関節運動セグメントのそれぞれに対する略 1 回の完全螺旋巻きを備える、項目 3 4 に記載のシステム。

**【図面の簡単な説明】**

**【0010】**

**【図 1】** 図 1 は、本発明の一実施形態による、操縦可能内視鏡を示す。

**【図 2】** 図 2 A ~ 2 C は、本発明の実施形態による、脊椎型リンクの実施形態を示す。

**【図 3】** 図 3 は、本発明の実施形態による、制御可能器具の移動を誘導するために使用される制御信号と、制御可能器具の全部または一部の形状に対する形状指示信号との間の制御ループをつなぐシステムを示す。

**【図 4】** 図 4 は、本発明の実施形態による、その長さに沿って光学形状感知ファイバを有する関節運動セグメントを示す。

**【図 5】** 図 5 は、本発明の実施形態による、抵抗変化屈曲センサを利用して、関節運動セグメントの形状を感知する関節運動セグメントを示す。

**【図 6】** 図 6 は、本発明の実施形態による、曲がりセンサを利用して、関節運動セグメントの形状を感知する関節運動セグメントを示す。

**【図 7】** 図 7 は、本発明の実施形態による、細長い本体を有する器具を制御するためにとられるステップを表す工程図を示す。

**【発明を実施するための形態】**

**【0011】**

図1は、本発明の実施形態による、器具10を示す。器具10は、操縦可能遠位部分14と、自動的に制御される近位部分16と、可撓性かつ受動的に操作される近位部分18とを備える細長い本体12を有する。また、自動的に制御される近位部分16も、可撓性かつ受動的に操作されてもよいが、自動的に制御される近位部分16を提供することが好ましい。細長い本体12は、操縦可能遠位部分14と、自動的に制御される部分16のみを有することも可能である。後述され、図3に図式的に示されるように、器具10および付随制御システムまたはコントローラは、形状センサを組み込み、少なくとも部分的に、器具10上またはそれに付随する1つ以上の形状センサによって提供される形状指示信号に基づいて、器具を制御するように改良されてもよい。光ファイバ撮像束20および照明ファイバ22は、細長い本体12から操縦可能遠位部分14に延在してもよく、またはビデオカメラ24（例えば、CCDまたはCMOSカメラ）は、操縦可能遠位部分14の遠位端に位置付けられてもよい。ユーザは、ビデオケーブル（例えば、ワイヤまたは光ファイバ（図示せず））を介して、またはビデオ信号の無線伝送を通して、ビデオカメラ24から供給されるライブあるいは遅延ビデオを観察する。典型的には、器具10はまた、1つ以上のアクセス管腔と、作業チャンネルと、光チャンネルと、空気および水チャンネルと、真空チャンネルと、医療的および産業的内視鏡検査の両方に有用な多数の他の周知の補助部を含むであろう。これらのチャンネルおよび他の設備は、概して、作業チャンネル26として示される。特にこれらの設備は、自然孔経腔的（または、経胃的）内視鏡下手術（NOTES）におけるように、手術標的部位に近接する自然孔を通して器具を通過させることによって、手術部位へのツールのアクセスを提供するために、複数のツールチャンネルを含んでもよい。経腔的またはNOTES手技における制御可能器具の使用、および制御可能器具を使用するための方法の種々の詳細は、本発明の譲受人に譲渡された2006年9月14日出願の米国特許出願第11/522,305号、「Methods and Apparatus for Performing Transluminal and Other Procedures」にさらに記載されている。「Methods and Apparatus for Performing Transluminal and Other Procedures」に記載されるシステム、器具、およびデバイスは、本明細書に記載のように改良され、形状感知能力および/または本明細書に記載されるシステム、器具、ならびに方法の制御を提供してもよい。

#### 【0012】

好ましくは、自動的に制御される近位部分16は、コンピュータおよび/または電子コントローラ30を介して制御される、複数の関節運動セグメント28を備える。そのような自動的に制御される内視鏡は、2002年8月27日出願の本発明の譲受人に譲渡された米国特許出願第10/229,577号（現在は、米国特許第6,858,005号）「Tendon-Driven Endoscope and Methods of Insertion」、および同様に本発明の譲受人に譲渡された2007年5月18日出願の米国特許出願第11/750,988号「Methods and Apparatus for Displaying Three-Dimensional Orientation of a Steerable Distal Tip of an Endoscope」にさらに詳細に記載されている。好ましくは、テンドンの遠位端は、各関節運動セグメント28または操縦可能遠位部分14に機械的に接続され、テンドンの近位端は、アクチュエータに機械的に接続され、関節運動セグメント28または操縦可能遠位部分14を移動させる。テンドンを駆動するアクチュエータは、テンドンに力を印加可能な種々の異なる種類の機構、例えば、電子機械モータ、空気圧および油圧シリンダ、空気圧および油圧モータ、ソレノイド、形状記憶合金ワイヤ、電子回転アクチュエータ、あるいは当技術分野において周知の他のデバイスまたは方法を含んでもよい。形状記憶合金ワイヤが使用される場合、アクチュエータ内でテンドンのそれぞれの近位端に取設されるいくつかのワイヤ束の中に構成することが可能である。テンドンを駆動するアクチュエータは、器具10内に位置付けられてもよく、または代替として、アクチュエータは、器具10の外側に位置付けられてもよい。

## 【0013】

セグメントの関節運動は、エネルギー、例えば、電流、電圧、熱等を束のそれぞれに印加し、ワイヤ束における直線的運動を作動させ、それによって、テンドンの移動を作動させることによって、達成されてもよい。コントローラ内のアクチュエータの直線的並進は、所望の程度のセグメント移動および関節運動に依存して、比較的短距離を移動し、有効な関節運動を達成してもよい。一実施形態では、ラックアンドピニオン式ギアに取設されるノブを使用して、操縦可能遠位部分14に取設されるテンドンを作動させることが可能である。軸方向運動変換器32（また、深度基準デバイスまたは深度基準とも呼ばれる）は、細長い本体12が前進および後退すると、その軸方向運動、すなわち、深度変化を測定するために提供されてもよい。器具10の細長い本体12が軸方向運動変換器32を通過して摺動すると、基準固定点に対する細長い本体12の軸方向位置を示す。軸方向運動変換器32は、2006年9月14日出願の米国特許出願第11/522,305号「Methods and Apparatus for Performing Transluminant and Other Procedures」にさらに完全に記載されている。加えて、以下にさらに完全に記載されるように、単独で、または光学形状センサと組み合わせて、光学センサを使用して、器具の軸方向位置を判断してもよい。いずれの場合も、形状情報と組み合わせた深度情報を使用して、細長い本体の挿入または引き抜きに伴って、その3次元画像を構築することが可能である。加えて、そのようなシステムからの情報を使用して、基準点（すなわち、基準（datum））からセンサが辿る経路の形状を提供してもよい。加えて、制御システムへの入力として、そのようなシステムからの情報を提供して、（i）ユーザの制御下、ある位置へ器具を駆動する、（ii）ユーザに推奨される操縦コマンドを提供し、所望の位置または配向に器具を操作する、（iii）器具を自動的に制御し、ユーザからの入力、所定の経路（手術計画）、あるいは撮像システムまたはディスプレイからの入力に適合させてもよい。

10

20

## 【0014】

図1に記載される実施形態では、ハンドル34は、照明ファイバ22に接続される、またはそれと連結する照明ケーブル38によって、照明源36に接続される。ハンドル34は、コントローラケーブル40を経由して、電子コントローラ30に接続される。ユーザ入力デバイス42（例えば、ジョイスティック）は、第2のケーブル44を経由して電子コントローラ30に接続されるか、または直接ハンドル34に接続される。コントローラ30は、セグメント化された自動的に制御される近位部分16の移動を制御する。

30

## 【0015】

一実施形態では、器具10の関節運動セグメント28は、図2A-2Cに示されるように、複数のリンク200から構築することができる。図2Aは、単一リンク200の端面図を示す。各リンク200は、前述のように、集散的に内部管腔を形成可能な中心開口または作業チャネル202を画定することができる。図2Bに示されるように、リンク200は、2対のヒンジ204および206を有してもよい。第1の対のヒンジ204は、リンク200の第1の面から垂直に突出可能であって、第1の対からの外周まわり90度に位置する第2の対のヒンジ206は、第1の面の反対の脊椎の第2の面上のリンク200の面から垂直に突出する。図2Cに示される実施形態では、各関節運動セグメント28は、4つのリンク200を備えることができるが、1つだけのリンクを含む、任意の数のリンクを使用してもよい。使用されるリンク200の最終数は、主として、関節運動セグメント28または器具10が使用される目的によって定義される。各リンク200は、本実施形態では、隣接するリンクに対し、1自由度で移動可能である。複数のリンクは、セグメント28に2自由度を提供する。関節運動セグメントのさらなる詳細は、本発明の譲受人に譲渡された2007年10月11日出願の米国特許出願第11/871,104号「System for Managing Bowden Cables in Articulating Instruments」において見ることができる。

40

## 【0016】

図3は、器具の移動を誘導するために使用される制御信号と、制御可能器具の全部また

50



は一部の形状のための形状指示信号との間の制御ループをつなぐ例示的システム 300 および方法を示す。システム 300 は、器具 10 等の器具を利用して実装されるため、システム 300 の以下の説明は、図 1 の器具 10 の参照を含む。細長い本体 12 の形状を判断するために、器具 10 は、細長い本体 12 と接触する形状センサ 302 をさらに含むことができる。例えば、形状センサは、細長い本体の長さに沿って延在する光学感知ファイバまたはファイバ束であることができる。本発明の実施形態は、光ファイバの形状を測定し、それらの測定値を使用して、光ファイバが付随する器具の曲率および/または相対位置を判断するという概念を構築する。いくつかの実施形態では、形状感知は、高空間分解能光ファイバ屈折センサの直線状アレイを生成することによって達成される。一般に、各要素が十分に小さいと仮定し、各個々の要素における構造の曲率を知ることによって、全体形状が、統合プロセスを通して再構築される。器具 10 上または内の付加的種類の形状センサおよびその配向は、以下で詳述される。

10

#### 【0017】

形状センサ 302 に加え、図 3 のシステム 300 はまた、ユーザ入力デバイス 42、コントローラ 30、アクチュエータ 304、および関節運動セグメント 28 を含む。前述のように、ユーザ入力デバイス 42 は、コントローラ 30 と通信し、制御信号を提供し、関節運動セグメント 28 の少なくとも 1 つの形状を変更するように構成される。コントローラ 30 は、アクチュエータ 304 と通信して、関節運動セグメント 28 の移動を誘導し、したがって、細長い本体 12 の形状を制御する。特に、ユーザは、ユーザ入力デバイス 42 (すなわち、ジョイスティックまたはコンピュータ等) に制御信号を入力し、次いで、制御信号をコントローラ 30 に伝送する。ユーザは、器具 10 を制御するか、またはいくつかの例示的方法で所望の運動を示してもよい。一実施形態では、ユーザは、ユーザ入力デバイス 42 によって、操縦可能遠位部分 14 を操縦し、器具 10 が進む必要がある方向を識別する。次いで、器具 10 は前進させられ、操縦可能遠位部分 14 に追従するセグメントは、その前のセグメントの形状をとる。この前脚追従形状判断は、一般に、器具 10 が遠位に前進するときに、隣接する遠位セグメントの形状をとる近接して隣接するセグメントによって機能する。セグメントの別のセグメントの形状への適合度合についての判断、および 1 つ以上のセグメントの形状の判断は、少なくとも部分的に、形状センサによって判断される。前脚追従形状判断は、遠位に前進するか、または近位に後退するかにかかわらず、同じく機能する。代替として、別の実施形態では、ユーザは、操縦可能遠位部分に関係なく、かつ細長い本体 12 の前進または後退さえ伴わずに、細長い本体の任意の所望の形状を入力することができる (すなわち、視覚ディスプレイまたはグラフィカルユーザインターフェースと相互作用するコンピュータ等に)。言い換えると、コントローラは、ユーザからの入力の有無にかかわらず、細長い本体 12 を任意の所望の形状に操作することができる。細長い本体 12 が所望の形状に移動したか、またはどの程度移動したかについての判断は、少なくとも部分的に、細長い本体 12 およびコントローラ 30 と通信する形状センサによって生成される形状指示信号に依存する。

20

30

#### 【0018】

ユーザ入力デバイス 42 からの制御信号に応答して、器具 10 の形状が変化すると、形状センサ 302 は、関節運動セグメント 28 の少なくとも 1 つの形状に対応する形状信号を提供する。例えば、形状センサ 302 が、細長い本体 12 の全長に沿って延設する場合、形状信号は、細長い本体 12 の全長の形状に対応することができる。しかしながら、器具 10 が患者内に挿入される用途では、形状センサ 302 は、細長い本体 12 の全長に沿って延設する必要はなく、むしろ、患者内に挿入される細長い本体 12 の一部 (すなわち、ユーザから見えない細長い本体 12 の一部) の形状を示す長さのみで十分であることを理解されたい。

40

#### 【0019】

形状センサ 302 は、関節運動セグメント 28 の少なくとも 1 つの形状に対応する形状信号を提供するように構成される。ユーザ入力デバイス 42 および形状センサ 302 の両方と通信するコントローラ 30 は、ユーザ入力デバイス 42 からの制御信号と、形状セン

50

サ 3 0 2 からの形状信号とにตอบสนองして、関節運動セグメント 2 8 の少なくとも 1 つの移動を誘導することができる。前述のように、関節運動器具または蛇状ロボットは、ユーザによって意図される形状を必ずしも達成しないことがあることを理解されたい。例えば、アクチュエータが失敗するか、あるいは関節運動セグメント 2 8 の移動に関与するテンドンが、結合、伸張、滑脱、または破損し、関節運動セグメント 2 8 がユーザによって意図される形状を達成できないようにし得る。したがって、コントローラ 3 0 は、器具 1 0 が、ユーザによって意図される形状を自動的に達成可能なように、形状センサ 3 0 2 からの形状信号にตอบสนองして、器具 1 0 の移動を誘導し、器具 1 0 内の任意のエラーを補償することができる。

#### 【 0 0 2 0 】

一実施形態では、ユーザは、ユーザ入力デバイス 4 2 によって、器具 1 0 を案内または操縦する一方、形状センサ 3 0 2 によって感知される細長い本体 1 2 の実際の形状を監視してもよい。例えば、システム 3 0 0 は、形状センサ 3 0 2 からの形状信号を受信して、細長い本体 1 2 の一部の形状を表す出力を表示するように構成されるビデオディスプレイ（図 3 に図示せず）をさらに含むことができる。したがって、ユーザは、ビデオディスプレイ上に表示させながら、細長い本体 1 2 の形状を監視することによって、器具 1 0 の形状の移動または変更を案内、操縦、または誘導することができる。コントローラ 3 0 は、ユーザ入力デバイス 4 2 からの制御信号および形状センサ 3 0 2 からの形状信号にตอบสนองして、細長い本体 1 2 の移動を誘導するため、システム 3 0 0 は、細長い本体 1 2 の実際の形状に応じて、器具 1 0 を制御するための閉ループフィードバック制御システムを提供する。

#### 【 0 0 2 1 】

システム 3 0 0 のさらに別の実施形態では、ユーザは、グラフィカルユーザインターフェースディスプレイ等の双方向ディスプレイ上に所望の形状を入力することができ、コントローラ 3 0 は、器具 1 0 を誘導し、所望の形状を自動的に達成することができる。これは、前述と同様の方法で達成され、細長い本体 1 2 の形状が、ユーザからの所望の形状と一致するまで、コントローラ 3 0 が、形状センサ 3 0 2 からの形状信号にตอบสนองして、細長い本体 1 2 の移動を誘導する。

#### 【 0 0 2 2 】

システム 3 0 0 は、種々の手術手技において実装可能である。例えば、外科的開口部が、患者内に生成され、器具 1 0 が挿入され、前述のように、システムを使用して制御可能である。また、外科的開口部は、自然身体孔、あるいは最初に、身体内に自然または生成開口部を通して、細長い本体の少なくとも一部を通過させた後に生成される開口部であることができる。NOTES 手技では、例えば、細長い本体 1 2 は、鼻または口を通して、次いで、食道を通して、患者の胃内に挿入可能である。本実施例では、細長い本体 1 2 が胃内に入ると、細長い本体 1 2 を腹腔または腹腔内に進入させるための外科的開口部を胃壁に切開することができる。したがって、システム 3 0 0 は、患者内に入ると、外科的開口部を越える、自然身体孔部を越える、または両方を越える細長い本体 1 2 の全部または一部を含む、細長い本体 1 2 の形状を正確に感知、測定、判断、および/または制御することができる。

#### 【 0 0 2 3 】

当技術分野において周知のように、光学感知ファイバは、“Sensing Shape”, SPIE's O E Magazine, pp. 18-21 September 2005 に記載のように、多芯ファイバの芯に光ファイバブラッグ格子 (FBG) の高密度直線状アレイを備えることができる。ファイバの形状、およびそれにより、それと整列される器具の形状を測定する複数の方法が存在する。一方法は、ファイバ束を掃引波長レーザで照射し、ファイバ束からの反射光を測定することを含む。ファイバ束内の曲がりによって、FBG の反射特性を変更し、それによって、FBG は、局所ひずみゲージとして作用する。多くの FBG アレイを正確に読み出し、ファイバ束の形状を判断する際に、課題が生じる。

## 【0024】

F B Gアレイを読み出す技術の1つは、ファイバ束の特定領域に沿って、被覆加工を剥離するエネルギー漏出技術である。剥離される被覆加工に関連する曲がりによって、曲がりの大きさに応じて、ファイバを通して伝達される光の量を増減させる。この技術の制限の1つは、測定が所望される各方向に対し、1つのファイバが必要であることである。

## 【0025】

別の技術は、2005年3月3日発行の米国特許第6,888,623号「Fiber Optic Sensor for Precision 3-D Position Measurement」に記載のような多芯ファイバのクロスカップリングである。クロスカップリングは、ファイバの形状の関数であって、各芯内のエネルギーを分析することによって、ファイバの形状を判断することができる。

10

## 【0026】

波長分割多重方式(WDM)では、ブラッグ格子は、異なる公称中心波長を有する多芯ファイバに沿って、種々の位置に書き込まれる。各格子は、システム内に照射される光の波長が格子の中心波長に近くなるように選択することによって、個別に対応され得る。格子近傍のファイバ内のひずみ(すなわち、曲がり)は、格子の中心波長を若干偏移させ、この中心波長は、反射スペクトルの偏移によって測定可能である。この技術の制限は、対応可能な格子の数が、入力光源を走査可能な波長の全範囲と、多芯ケーブルのひずみによる波長内に予想される偏移量によって制御されるような、公称中心波長の最小差異とによって制限されることである。2008年1月8日発行の米国特許第7,317,849号「Optical Fiber Sensor and Method」は、この技術についてさらに説明している。

20

## 【0027】

光パルス試験法(Optical time domain reflectometry: OTDR)は、WDM技術の制限に対する1つの解決策として使用可能である。この解決策は、同一公称中心波長で多くの格子を書き込み、反射の時間遅延を使用して、格子の空間的位置を分離することによって、多くの同時測定を可能にする。光ファイバケーブル内の反射位置は、ファイバ内への発射点から、発射の近接点へ戻る反射の受光までの光の飛行時間を測定することによって判断される。原則として、この技術を使用して、同一中心波長格子を分離することができるが、しかしながら実際は、この技術によって利用可能な位置分解能は、粗悪である場合が多い。

30

## 【0028】

別のより好ましい技術では、OTDRは、多芯ファイバを使用し、すべての格子は、略同一公称波長で書き込まれ、格子の位置は、格子の反射と、ファイバの近位端における高反射体との間に共鳴空洞を形成することによって、周波数領域内で判断される。この技術は、形状センサを生成する1つの多芯ファイバのみを必要とし、多くの格子を同一公称中心波長で書き込み、長いファイバを可能にする。Luna Innovations(www.lunainnovations.com)は、この技術に基づいて構築される形状センサを生成している組織である。

40

## 【0029】

本明細書で使用されるように、光学形状センサは、任意の周知の光学形状センサを含む。例示的光学センサの構造、動作、および使用の詳細は、2002年4月23日発行の米国特許第6,376,830号「System and Method for Measuring the Transfer Function of a Guided Wave Device」、2002年7月30日発行の米国特許第6,426,496号「High Precision Wavelength Monitor for Tunable Laser Systems」、2005年2月15日発行の米国特許第6,856,400号「Apparatus and Method for the Complete Characterization of Optical Device Including Loss, Birefringence and

50

Dispersion Effects」、2006年9月26日発行の米国特許第7,113,659号「Efficient Distributed Sensor Fiber」、および2006年8月29日発行の米国特許第7,099,015号「Fiber Optic Sensing Device for Measuring a Physical Parameter」において見られ得るが、それらに限定されない。

#### 【0030】

形状センサ302が、光学形状センサを備える場合、一方法が、細長い本体の形状に対応するように生成される形状信号の正確性を向上させるように、近位端から遠位端への形状センサの軸配向は、器具10に対し整列されなければならない。前述のように、作業チャネル26は、器具10の中心に沿って延設する。一実施形態では、作業チャネルは、中心を外れた位置へ移動し、形状センサは、作業チャネルによって以前使用された空間を占めるように位置付けられる。代替として、形状センサ302は、器具10内で中心を外れて配置されてもよい。しかしながら、器具10が曲がると、形状センサは、圧縮または伸張し、破損を受ける可能性があるため、すべての中心形状センサ位置は、形状センサ302の軸配向を維持する際に困難を生じる場合がある。

#### 【0031】

形状センサが、損傷を最小限にし、細長い本体の全部または一部の形状を表す正確な信号を提供するように位置付けられることを確実にするために採用され得るいくつかの技術が存在する。図4を参照すると、光学形状センサ402は、可撓性の細長い本体の一部に沿って、螺旋パターンに延在し、単一関節運動セグメント28に沿って、単一完全螺旋巻きを備える。他の実施形態では、特定の光学形状センサの特別な技術要件によって必要とされるように、器具に対する形状センサの近位端から遠位端の形状センサの軸配向が維持される限り、光学形状センサ402は、整数回の完全螺旋巻きに対し、螺旋パターンで延在可能である。光学形状センサは、図4に示されるように、単一関節運動セグメント28のみに沿って、螺旋パターンで延在可能である、または細長い本体の全長を含む、細長い本体の複数の関節運動セグメントに沿って、螺旋パターンで延在可能である。一実施形態では、形状センサが、複数の関節運動セグメントに沿って螺設する場合、形状センサは、各関節運動セグメントに対し、整数回の完全螺旋巻きで螺設する。これによって、各関節運動セグメント28に沿って、したがって、集合的に、細長い本体に沿って、軸配向を維持する。

#### 【0032】

可撓性の細長い本体の一部に沿って、光学形状センサ402を螺設することによって、必然的に発生する撓りを光学形状センサに付与し、それは、可撓性の細長い本体に沿って延設するので、形状センサの軸配向を妨害する。したがって、逆撓りを光学形状センサ内に誘発させ、細長い本体に沿った螺旋路によって生じる自然な撓りを除去し、細長い本体に対し、近位端から遠位端の形状センサの軸配向を維持しなければならない。

#### 【0033】

図4にさらに示されるように、光学形状センサ402は、形状センサの少なくとも近位および遠位端上に、少なくとも1つのインジケータ404を含むことができる。インジケータ404を関節運動セグメント28全体に整列させ、関節運動セグメント28に対し、形状センサの近位端の軸配向を維持し、形状センサを遠位に維持することができる。図4の実施形態では、インジケータ404は、形状センサから延在するタブ等の物理的インジケータである。これらのタブは、クリップ406内に嵌入し、このクリップは、関節運動セグメント28の各端部の定位置に光学形状センサ402を保持し、形状センサの遠位端に対し、形状センサの近位端の軸配向を維持することができる。しかしながら、この構成では、前述のように、形状センサが、関節運動セグメントに沿って螺設される場合、近位端から遠位端の形状センサの軸配向は、依然として、形状センサ内に逆撓りを誘発すること等によって、関節運動セグメントに対し整列されなければならない。別の実施形態では、物理的インジケータは、関節運動セグメントの端部と嵌合するように設計される溝であ

10

20

30

40

50

ることができる。さらに別の実施形態では、インジケータ404は、例えば、形状センサの長さ上の着色または点線等、形状センサ自体上の視覚マーカであることができる。細長い本体またはそのセグメントに対し、センサの相対位置を説明する目的のために、細長い本体上に示されることを理解されたい。いくつかの実施形態では、形状センサは、細長い本体に、あるいは関節運動セグメントの1つ以上の上、中、または周囲に冠着または結合されるスリーブとして、細長い本体内に統合される。

#### 【0034】

前述の形状センサ302は、光学形状センサに制限されない。図5を参照すると、代替として、抵抗変化可撓性バンドを細長い本体12内に実装することができる。当技術分野において周知のように、抵抗変化可撓性バンドは、伸縮時に抵抗を変える。抵抗変化可撓性バンドの一実施例は、Images SI Inc. (<http://www.imagesco.com/sensors/stretch-sensor.html>)から市販のStretch Sensors<sup>TM</sup>である。図5に示されるように、可撓性バンドセンサ502は、細長い本体12の関節運動セグメント28の長さに沿って延在可能である。対の可撓性バンドセンサ502は、関節運動セグメント28の各曲がり面(x面およびy面)に対する第1および第2の対のヒンジ204ならびに206に沿って、延設可能である。本実施形態では、可撓性バンドセンサは、関節運動の際、抵抗増大および抵抗減少を経験するであろう。可撓性バンドセンサ502間の抵抗差分を判断または測定し、各関節運動セグメント28の形状を判断するために使用することができる。したがって、可撓性バンドセンサ502は、前述のように、細長い本体12の少なくとも一部の形状に対応する形状信号をコントローラ30に提供することができる。

#### 【0035】

代替実施形態では、形状センサ302は、Flex Point ([www.flexpoint.com](http://www.flexpoint.com)) またはSpectra Symbol ([www.spectrasymbol.com](http://www.spectrasymbol.com)) 製の複数の屈曲センサを備えることができる。図6に示されるように、屈曲センサ602および604(屈曲センサ604は、ヒンジ204に沿って提供されるが、図6では隠れている)は、それぞれ、各リンク200のヒンジ206および204に取設され、関節運動の角度を示す信号をコントローラ30に提供することができる。屈曲センサ602および604は、平面で、一面に曲がるが、本質的に、直交面には曲げ可能ではない。したがって、本実施形態では、屈曲センサ602および604は、各対のリンク200の曲がり面が、各ヒンジを横断する屈曲センサの曲がり面と略平行となるように整列される。前述のように、屈曲センサ602および604は、細長い本体12の少なくとも一部の形状に対応する形状信号をコントローラ30に提供することができる。

#### 【0036】

さらに別の実施形態では、細長い本体の全部または一部の形状を判断するためのさらに別の技術として、電位差計(POT)を使用して、結合角度を測定することができる。前述の実施形態と同様に、POT獲得アセンブリを関節運動セグメント28の各ヒンジに提供することができる。本実施形態では、POTは、炭素膜に擦れ合うワイパーを有し、それによって、POTから出力される抵抗を変更する。ワイパーは、溝付きピースに取設され、この溝付きピースは、関節運動セグメント28の隣接するリンク200間のヒンジ204および206上に固定されている。記載されるように、リンク200の関節運動は、溝付きピースを転回し、ワイパーを炭素膜に擦れ合わせ、POTの抵抗出力を変更する。この抵抗は、前述のように、細長い本体12の少なくとも一部の形状に対応する形状信号として、コントローラ30に提供可能である。POTセンサの代替は、当業者によって理解されるように、光学エンコーダの使用である。

#### 【0037】

形状感知のための別の代替デバイスおよび技術は、磁気センサ、または代替として、送信機によって生成される磁場の変動を検出するセンサの使用を含む。Ascension Technology Corporation (<http://www.ascension-tech.com/>) は、本明細書に記載の目的に好適なセンサを開発してい

る。また、2005年10月4日出願の米国特許出願第11/242,048号「DC Magnetic-Based Position and Orientation Monitoring System for Tracking Medical Instruments」は、この技術を開示している。磁気センサは、本発明の実施形態による、細長い本体12に沿って、間隔を置いて、配置することができる。磁気センサの空間的配向およびそれによって検出される移動を使用して、細長い本体の全部または一部の形状を示し、判断し、または測定し得る。前述と同様に、磁気センサは、細長い本体12の少なくとも一部の形状に対応する形状信号をコントローラ30に提供することができる。

#### 【0038】

10

図7は、本発明の実施形態に従って、例示的細長い本体を有する器具を制御する方法を表す工程図を示す。当業者には明白である詳細および特徴は、工程図700から省かれている。例えば、当技術分野において周知のように、あるステップは、1つ以上のサブステップから成ってもよく、あるいは特殊機器または材料を伴ってもよい。

#### 【0039】

工程図700における方法ステップは、器具10等の器具を利用して実装されるため、工程図700の以下の説明は、図1の器具10および図3のシステム300の参照を含む。工程図700のステップ702では、制御信号が、細長い本体を有する器具の形状を変更するために、コントローラに出力される。前述のように、ユーザは、制御信号をユーザ入力デバイス42に入力し、例えば、コントローラ30に制御信号を伝送することができる。一実施形態では、コントローラ30は、アクチュエータ304と通信し、細長い本体12の移動を誘導する。

20

#### 【0040】

工程図700のステップ704では、細長い本体の少なくとも一部の形状は、形状センサによって感知される。前述のように、形状センサ302は、関節運動セグメント28のうちの少なくとも1つの形状に対応する形状信号を提供する。一実施形態では、形状センサ302は、細長い本体12の全長に沿って延設し、細長い本体12の全長の形状に対応する形状信号を提供する。しかしながら、別の実施形態では、器具10は患者内に挿入され、従って、形状センサ302が、細長い本体12の全長に沿って延設する必要はなく、むしろ、患者内に挿入される細長い本体12の一部の形状を示す長さで十分である。

30

#### 【0041】

工程図700のステップ706では、細長い本体の一部の形状に対応する形状信号は、形状センサからコントローラに出力される。一実施形態では、出力ステップは、形状信号をビデオディスプレイに出力し、細長い本体の一部の形状を表す出力を表示するステップをさらに含むことができる。前述のように、システム300は、形状センサ302から形状信号を受信し、細長い本体12の一部の形状を表す出力を表示するように構成されるビデオディスプレイを含むことができる。したがって、ユーザは、ビデオディスプレイ上に表示させながら、細長い本体12の形状を監視することによって、器具10の形状の移動または変更を案内、操縦、または誘導することができる。

#### 【0042】

40

工程図700のステップ708では、細長い本体の移動は、制御信号および形状信号に応答して、誘導される。前述のように、ユーザ入力デバイス42および形状センサ302の両方と通信するコントローラ30は、ユーザ入力デバイス42からの制御信号と、形状センサ302からの形状信号とに応答して、関節運動セグメント28の少なくとも1つの移動を誘導し、器具10を制御するための閉ループフィードバック制御システムを提供することができる。

#### 【0043】

他の実施形態では、方法は、患者内に外科的開口部を生成するステップをさらに含むことができる。外科的開口部を患者内に生成し、器具10を挿入して、上述のシステムを使用して制御することができる。また、外科的開口部は、自然身体孔、あるいは最初に、身

50

体内に自然または生成開口部を通して、細長い本体の少なくとも一部を通過させた後に生成される開口部であることができる。加えて、方法は、外科的開口部を越えて、細長い本体の少なくとも一部の形状を感知して、形状信号をビデオディスプレイに出力し、外科的開口部を越えて、細長い本体の一部の形状を表す出力を表示するステップをさらに含むことができる。

#### 【0044】

細長い本体の形状を感知するステップに加え、光学センサを使用して、特定の所定の点からの細長い本体の挿入深度を判断することができる。また、この情報を使用して、前述のように、細長い本体の3次元形状を構築することができる。2つ以上の形状センサを使用して、器具の挿入深度を判断してもよい。一对の形状センサを検討する。各センサは、  
x、y、z座標系内のx、y、z位置に提供可能である。1つのセンサが、固定位置に配置され、基準位置として使用される。一実施形態では、第1のセンサのx、y、z先端位置が、基準点として使用される。基準点は、身体内の自然または外科的に生成された開口部上または近傍に配置されてもよい。基準センサ点は、自然開口部または外科的に生成された開口部を通して体内に進入後、体内に生成される外科的に生成された開口部に隣接して位置付けられてもよい。基準点は、外科的開口部が、ほかの場所で生成または利用される場合でも、自然開口部またはその近傍に位置付けられてもよい。例えば、開口部が、胃または消化管内の別の点に生成される場合、基準点は、口またはその近傍であってもよい。加えて、2006年9月14日出願の同時係属中の特許出願第11/522,305号「Methods and Apparatus Useful in Performing Transluminal and Other Procedures」に記載のように、基準点開口部が生成され、形状センサおよび可撓性器具が位置付けられ、NOTESの支援の下に使用されてもよい。第2のセンサは、器具に取設される。器具は、第1のセンサの先端近傍を通過する。第2の器具のx、y、z位置は、既知である。次に、1つが、先端のx、y、z位置に一致するか、または最も近く対応するまで、器具に沿って、x、y、z位置を比較する。次いで、器具上のx、y、z位置を使用して、基準点に対する器具の位置、および器具が基準点を越えて挿入された深度を判断する。加えて、第2の器具の形状もまた、第2の形状センサからの情報に基づいて既知である。また、基準点に対し通過された身体の経路、器官、または一部は、第2の形状センサの挿入深度および形状を使用して判断してもよい。また、器具が引き抜きまたは操作される際に、類似技術を使用してもよい。

#### 【0045】

代替実施形態では、本明細書に記載される技術を使用して、形状センサではない別の位置センサに対し、形状センサの相対位置を測定してもよい。例えば、肛門が手術台上の既知の位置に配置され、形状センサの基部が、手術台に対し既知の位置に配置される場合、挿入深度は、領域内の単一の形状センサを使用して、完全に判断され得、第2のセンサは、肛門および形状センサの基部の既知の相対位置によって形成される「定規」となる。

#### 【0046】

同様に、この構成から速度、加速度、およびより高次の導関数を判断することも可能であろう。複数のセンサを使用して、冗長度、一貫性/エラー照合、ならびに種々の確率的推定技術(拡張カルマンフィルタ、アンセンテッド変換フィルタ、ウィーナフィルタ、H<sub>∞</sub>無限最適推定等)を通して、低エラーおよび低信号ノイズを提供することができる。

#### 【0047】

本明細書に記載される種々の実施形態に関連する付加的詳細に関しては、材料および製造技術は、当業者の水準内で採用され得る。一般的または論理的に採用される付加的作用の観点から、本明細書の方法に基づく側面に対しても、同様のことが当てはまり得る。細長い本体を備える形状センサおよび付随制御システム光学形状センサの完全な統合ならびに適切な動作を確実にするために、必要とされる付加的システム要件が存在し、例えば、光源が光学センサに確実に集光または提供されるように、光源および最適構成要素を必要とする。また、これらおよび他の従来の構成要素は、使用される特定の形状センサまたは

複数のセンサの技術要件による必要に応じて、システム 300 の一部として含まれる。

【0048】

また、記載される本発明の変形例の任意のオプション特徴は、独立して、または本明細書に記載される特徴の任意の 1 つ以上と組み合わせ、説明および請求され得ることが企図される。同様に、単数項目の参照は、複数の同一項目が存在する可能性を含む。より具体的には、本明細書および添付の請求項で使用されるように、単数形「a」、「and」、「said」、および「the」は、文脈によって別途明示的に記載がない限り、複数形も含む。さらに、請求項は、任意のオプション要素を除外して作成され得ることに留意されたい。したがって、この記述は、請求項要素の列挙と関連する「単に」、「唯一」等のそのような除外用語、または「否定的」制限の使用の根拠としての役割を果たすことが意図される。本明細書に別途定義されない限り、本明細書で使用されるあらゆる技術および特定用語は、本発明が属する当業者によって一般的に理解されるものと同一意味を有する。本発明の範囲は、本主題明細書によって制限されず、むしろ、採用される請求項用語の明白な意味によってのみ制限される。

10

【0049】

以下の請求項は、本発明の範囲を定義し、これらの請求項およびその同等物の範囲内の方法および構造は、それによって網羅されるものと意図される。

【図 1】

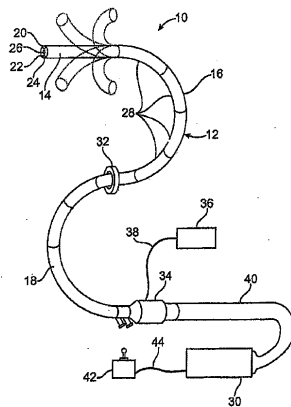
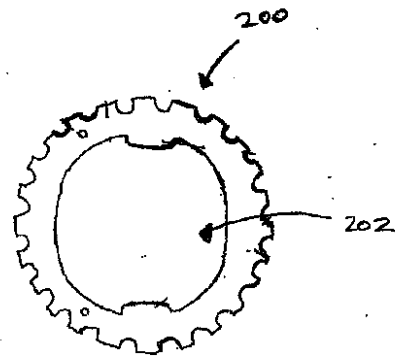


FIG. 1

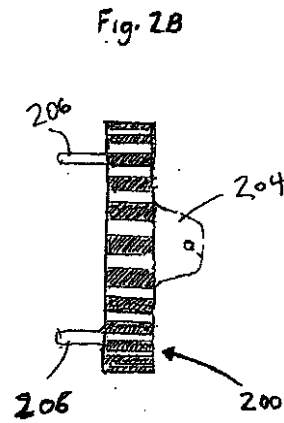
【図 2 A】

Fig. 2A

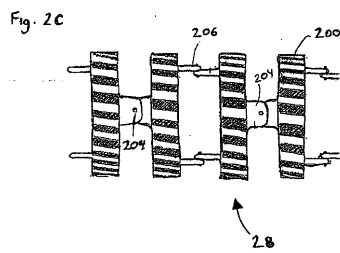




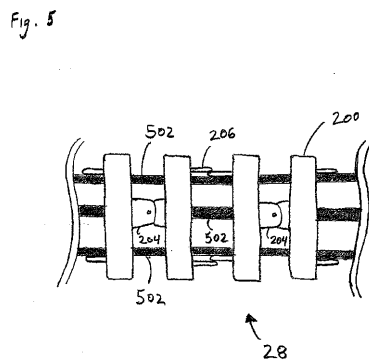
【図 2 B】



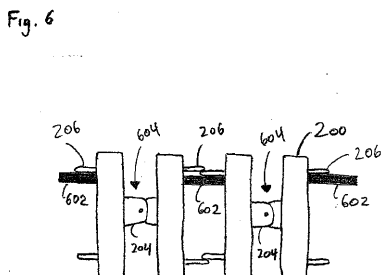
【図 2 C】



【図 5】

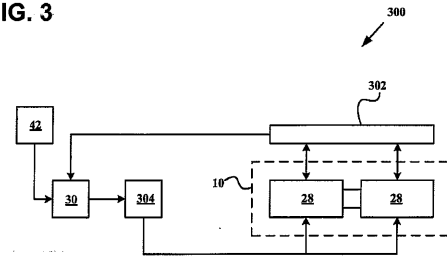


【図 6】



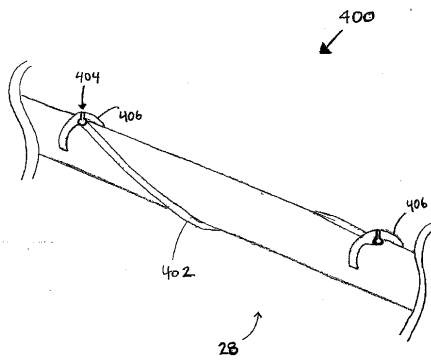
【図 3】

FIG. 3



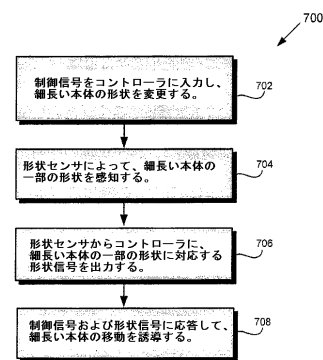
【図 4】

Fig. 4



【図 7】

FIG. 7



## フロントページの続き

- (74)代理人 100181641  
弁理士 石川 大輔
- (72)発明者 ラビー, キース ピー.  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94117, サンフランシスコ, ブエナ ビスタ アベニ  
ュー 655, ダブリュー ナンバー602
- (72)発明者 オリーン, ロバート エム.  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94061, レッドウッド シティ, ニミッツ アベニ  
ュー 330
- (72)発明者 ピストーア, クリストフ エム.  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94040, マウンテン ビュー, ハンス アベニュー  
564
- (72)発明者 スウィンハート, チャールズ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95131, サン ノゼ, ビンチ パーク ウェイ 12  
82
- (72)発明者 ウッドリー, ブルース アール.  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94306, パロ アルト, サン カルロス コート 7  
46
- (72)発明者 ベルソン, アミール  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94024, ロス アルトス, ファーレン リーフ レー  
ン 1916

審査官 増淵 俊仁

## (56)参考文献 国際公開第2006/134881(WO, A1)

特開2004-251779(JP, A)  
特開2001-133584(JP, A)  
特開2003-225195(JP, A)  
特開2007-130174(JP, A)  
特開2001-169998(JP, A)  
特開2001-289617(JP, A)  
実開平02-045702(JP, U)  
特開平04-263831(JP, A)  
特表2003-528677(JP, A)  
特開2005-189994(JP, A)  
特開2005-254024(JP, A)  
特開2005-305047(JP, A)  
特開2006-252008(JP, A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26