

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6717805号
(P6717805)

(45) 発行日 令和2年7月8日 (2020. 7. 8)

(24) 登録日 令和2年6月15日 (2020. 6. 15)

(51) Int. Cl.
G O 1 D 5 / 3 5 3 (2006. 01)

F I
G O 1 D 5 / 3 5 3 C

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2017-511346 (P2017-511346)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年8月27日 (2015. 8. 27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2017-534837 (P2017-534837A)		ヴェ
(43) 公表日	平成29年11月24日 (2017. 11. 24)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/056490		N. V.
(87) 国際公開番号	W02016/038492		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成28年3月17日 (2016. 3. 17)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成30年8月22日 (2018. 8. 22)		2
(31) 優先権主張番号	62/047, 363	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成26年9月8日 (2014. 9. 8)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(74) 代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学形状検知による表面接触の検出

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

表面と機器のインタラクションを検出するシステムであって、
表面に沿って進むように構成される形状検知可能な機器と、
前記機器からの形状検知フィードバックを監視し、前記表面との接触がなされたかどうかを識別するとともに前記接触の位置を決定するために、前記形状検知フィードバックのモードを決定する、インタラクション評価モジュールと、
を有し、
前記形状検知可能な機器は、前記形状検知フィードバックとして光学形状検知信号を提供する光学形状検知システムを有し、
前記形状検知フィードバックのモードは、前記光学形状検知信号における不連続性情報又は周波数応答情報の 1 又は複数によって識別される振動を含む、
システム。

【請求項 2】

表面と機器のインタラクションを検出するシステムであって、
表面に沿って進むように構成される形状検知可能な機器と、
前記機器からの形状検知フィードバックを監視し、前記表面との接触がなされたかどうかを識別するとともに前記接触の位置を決定するために、前記形状検知フィードバックのモードを決定する、インタラクション評価モジュールと、
を有し、

前記形状検知可能な機器は、前記形状検知フィードバックとして光学形状検知信号を提供する光学形状検知システムを有し、

前記形状検知フィードバックのモードは、前記光学形状検知信号から決定され及び前記機器と前記表面の間の接触を示すために予測される形状構成を含む、
システム。

【請求項 3】

前記形状検知フィードバックのモードは、温度、軸方向ひずみ及び曲率の 1 又は複数を
含む、請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記形状検知フィードバックのモードは、前記機器からの光学形状検知信号において識
別される圧縮を含む、請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記形状検知フィードバックのモードは、前記機器と前記表面との間の接触を示す前記
光学形状検知信号から決定される動きプロファイルを含む、請求項 1 又は 2 に記載のシ
ステム。

【請求項 6】

表面と機器のインタラクションを検出するシステムであって、

表面に沿って進むように構成される形状検知可能な機器と、

前記機器からの形状検知フィードバックを監視し、前記表面との接触がなされたかどう
かを識別するとともに前記接触の位置を決定するために、前記形状検知フィードバックの
モードを決定する、インタラクション評価モジュールと、
を有し、

前記形状検知フィードバックの 2 又はそれ以上のパラメータを使用して前記機器と前記
表面との間のインタラクションを決定するように構成される複合メトリックを更に有する
システム。

【請求項 7】

前記複合メトリックの 2 又はそれ以上のパラメータは、前記機器の振動情報、前記機器
の軸方向ひずみ、前記機器の曲率、温度又は前記機器の動きパターンの少なくとも 1 つを
含む、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

表面と機器のインタラクションを検出するシステムであって、

表面に沿って進むように構成される形状検知可能な機器と、

前記機器からの形状検知フィードバックを監視し、前記表面との接触がなされたかどう
かを識別するとともに前記接触の位置を決定するために、前記形状検知フィードバックの
モードを決定する、インタラクション評価モジュールと、
を有し、

表面接触が生じたかどうかを決定し又は表面接触が前記機器と前記表面の間で生じた位
置を識別するために、前記機器の光学形状検知によって決定される位置及び向きと比較さ
れる前記表面の表現を更に有する、システム。

【請求項 9】

前記表面との接触がなされたかどうかを識別する前記形状検知フィードバックのモード
に従って前記機器を調整するアクチュエーションモジュールを更に有する、請求項 1 乃至
8 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 10】

表面と機器のインタラクションを検出するシステムであって、

表面に沿って進むように構成される可撓性機器と、

機器に組み込まれており、光学形状検知信号を形状検知フィードバックとして提供する
よう構成される光学形状検知システムと、

プロセッサと、

10

20

30

40

50

前記プロセッサに結合されるメモリと、

前記メモリに記憶されており、前記機器からの形状検知フィードバックを監視し、前記表面との接触がなされたかどうかを識別するとともに前記接触の位置を決定するために、前記形状検知フィードバックのモードを決定するように構成されるインタラクション評価モジュールと、

前記形状検知フィードバックのモードに従って前記機器を調整するアクチュエーションモジュールと、

を有し、

前記形状検知フィードバックのモードは、前記光学形状検知信号における不連続性情報又は周波数応答情報の少なくとも一方によって識別される振動を含む、
システム。

10

【請求項 1 1】

前記形状検知フィードバックのモードは、前記光学形状検知信号において識別される圧縮を含む、請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 2】

表面と機器のインタラクションを検出する方法であって、

表面に沿って進むように構成される可撓性の形状検知可能な機器から、形状検知フィードバックを受信するステップと、

前記機器からの前記形状検知フィードバックを監視し、前記表面との接触がなされたかどうかを識別するとともに前記接触の位置を決定するために、前記形状検知フィードバックのモードを決定するインタラクション評価モジュールを使用して、前記形状検知フィードバックを評価するステップと、

20

を含み、

前記形状検知可能な機器は、前記形状検知フィードバックとして光学形状検知信号を提供する光学形状検知システムを有し、

前記形状検知フィードバックのモードは、前記光学形状検知信号における不連続性情報又は周波数応答情報の少なくとも一方によって識別される振動を含む、
方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0 0 0 1】

本開示は、医療器具に関し、特に、表面とのインタラクションを検出する際に用いられる形状検知光ファイバに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

光学形状検知 (OSS) は、外科的なインターベンションの最中、デバイスローカライゼーション及びナビゲーションのために多芯光ファイバに沿って光を使用する。関係する 1 つの原理は、特徴的なレイリー後方散乱又は制御されたグレーティングパターンを使用する光ファイバの分散されたひずみ測定を使用する。光ファイバに沿った形状は、開始又は $z = 0$ として知られるセンサに沿った特定のポイントから始まり、ファイバの先端へと延びる。臨床使用のために、形状検知ファイバは、例えばカテーテル、ガイドワイヤ、内視鏡、ロボットツール、などの医療デバイスに組み込まれる。これは、一般に、デバイスの壁の中のルーメンにファイバを配置することによって行われる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

複数の形状パラメータが、形状検知データの再構成から提供される。これらのパラメータは、 x 、 y 、 z 位置、軸方向ひずみ、ねじれ、その他を含む。最終的に、これらのパラメータの全ては、形状検知ファイバ内の多重コア (例えば 4 つのコア) からの位相の測定から導き出される。形状検知測定は、入力光源を使用してスイープされる照明周波数 (例

50

えば20nm)のレンジからのデータを使用する。これは、測定を実施するために、ある有限の量の時間(例えば1-10ms)を必要とする。その時間の最中、コアにおける位相の変化は、不正確な測定値及び対応する不正確な形状再構成につながりうる。ナビゲーション中、一般に、これらの不正確な形状が検出され、除去される。ねじれは、中心コアによって正規化される3つの外側コアの平均であるので、それは、コアのすべての位相の集まりを提供する。

【0004】

血管内プロシージャにおいて、ナビゲーション中、介入デバイスのこすれ(scraping)のため塞栓粒子(embolic particles)を生み出すリスクがある。ナビゲーション中に移動されるこれらの塞栓粒子は、例えば血管系の他の領域での凝血塊のような不利な状況につながることがある。凝血塊は、例えば脳卒中のような不利な事象につながることがある。オペレータが、ナビゲーション中に、デバイスの先端が血管壁とどの程度接触しているかを知することは困難である。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本原理により、表面と機器のインタラクションを検出するシステムは、表面に沿って進むように構成される形状検知可能な機器を有する。インタラクション評価モジュールは、機器からの形状検知フィードバックを監視して、表面との接触がなされたかどうかを識別する形状検知フィードバックのモードを決定するように構成される。

【0006】

表面と機器のインタラクションを検出するシステムは、表面に沿って進むように構成される可撓性機器を有する。光学形状検知システムは、機器に組み込まれており、形状検知フィードバックとして光学形状検知信号を提供するように構成される。プロセッサ及びプロセッサに結合されるメモリが含まれる。インタラクション評価モジュールは、メモリに記憶されており、機器からの形状検知フィードバックを監視して、表面との接触がなされたかどうかを識別する形状検知フィードバックのモードを決定するように構成される。アクチュエーションモジュールは、形状検知フィードバックのモードに従って機器を調整するように構成される。

【0007】

表面と機器のインタラクションを検出する方法は、表面に沿って進むように構成される可撓性の形状検知可能な機器から、形状検知フィードバックを受信するステップと、機器からの形状検知フィードバックを監視して、表面との接触がなされたかどうかを識別する形状検知フィードバックのモードを決定するよう構成されるインタラクション評価モジュールを使用して、形状検知フィードバックを評価するステップと、を含む。

【0008】

本開示のこれら及び他の目的、特徴及び利点は、添付の図面に関連した理解されることができその例示の実施形態の以下の詳細な説明から明らかになる。

【0009】

本開示は、添付の図面を参照して好適な実施形態を詳しく示す。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】一実施形態による、機器による血管の壁との接触がなされたかどうかを検出するインタラクション評価モジュールを用いる形状検知システムを示すブロック/フロー図。

【図2】血管壁に対する機器のインタラクションの2つの例を示す図。

【図3】正常ねじれプロファイル、及び振動外乱による誤ったねじれプロファイルを示す2つのねじれプロファイルプロットを示す図。

【図4】振動外乱によって損なわれる信号の遠位先端領域を表すねじれプロファイルプロットを示す図。

【図5】本原理による、3つのデータセットに関するフレーム番号に対してプロットされる先端振動メトリック(tip vibration metric、tvm)を示し、データセット1が、フ

10

20

30

40

50

ファントム内部で先端こすれがないことを示し、データセット2が、ファントム内部で壁のこすれがあることを示し、データセット3が、皮膚に対する先端のこすれを示す図。

【図6】例示の実施形態による、機器による壁又は表面との接触がなされたかどうかを検出する方法を示すブロック図/フロー図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本原理により、介入デバイスの一部が例えば血管壁、皮膚の表面、心臓、骨、非生物学的表面などの表面と接触するときを識別するシステム及び方法が、開示される。このような技法は、好適には、光学形状検知信号を用いることができるが、複数のアプローチが用いられることができる。ある実施形態において、非限定的に光学形状検知を含む技法の組み合わせが、表面接触又は壁こすれの意味のある表現を提供するために用いられることができる。壁こすれの情報は、複数のやり方で光学形状検知信号から抽出されることができる。これらは、例えば、ねじれ信号における不連続性により振動の存在を識別し、ねじれ信号の周波数成分により振動の存在を識別し、軸方向ひずみ信号からデバイスの先端における圧縮を検出し、特に遠位セクションの高い曲率のようなデバイスの形状から壁接触を予測し、接触を示す信号を分離するためにデバイスの動きプロファイルを使用すること、を含むことができる。

【0012】

ターゲット血管への医療デバイスのナビゲーションは、互いに及び血管壁とインタラクトするプレカブされたカテーテル及びガイドワイヤを使用して達成されることができる。血管壁とのこのインタラクションは、ナビゲーション中に移動させられる塞栓粒子の生成につながりうる。このような粒子は、血管系の他の領域に凝血塊を生じさせることがあり、これは、例えば脳卒中のような不利な事象につながる。従来の状況において、デバイスは、身体の外側から操作され、先端接触によって引き起こされる任意の高周波振動は、オペレータによって検知される前に減弱されるので、デバイスの先端がナビゲーション中に血管壁とどの程度接触しているかをオペレータが知ることは困難である。更に、オペレータがデバイスからの触覚フィードバックをもはや有しないロボットプロシージャにおいて、デバイスの先端と血管壁との間のインタラクションを知ることは特に重要である。

【0013】

光学形状検知測定の際中に生じる振動は、形状検知パラメータ内で得られる。例えば、ねじれパラメータは、振動がある場合には、不連続性及びスパイクを示す傾向がある。これらの振動は、センサの長さに沿って空間的に位置特定されることができる。同様に、振動は、ファイバにおいて測定される終端反射の拡がりとして現れうる。曲率のような別の形状パラメータは、曲率の半径がデバイスの遠位部分において非常に小さくなる場合に、壁との接触を示すことができる。本原理により、これら及び他の特徴の徴候について形状検知データを詳しく調べることによって、ナビゲーション中に生じた壁こすれの量を定量化することが可能である。手動動作の場合、この値は、オペレータにリポートされることができる。

【0014】

ロボット動作の場合、この情報は、デバイスの遠位部分についての代替の位置又は形状を促すための制御ループの一部でありえる。例えば、形状検知可能な機器に関する情報を用いるアクチュエーションモジュールは、例えば機器が血管壁と接触しているときを判定するために、あるいは、このような接触を低減し又は防ぐために、あるいは、接触が生じているときを予測し、その影響(力)を低減するために、あるいは、全膝置換又は他のプロシージャのような整形外科アプリケーションについての特徴をペイントするために骨又は皮膚の表面のような表面との十分な接触が生じているかどうかを判定する(例えば、組織をこする際、本原理は、骨が皮膚又は筋肉に対して接触していたかを判定することができる。) ため等に、用いられることができる。

【0015】

本発明は、医療器具に関して記述されるが、本発明の教示は、非常に広いものであり、

10

20

30

40

50

任意のファイバ光学機器に適用できることが理解されるべきである。ある実施形態において、本原理は、複雑な生物学的又は機械的システムを追跡し又は解析する際に用いられる。特に、本原理は、生物学的システムの内部追跡プロシージャ、例えば肺、消化管、排出器官、血管などの身体のすべての領域のプロシージャに適用できる。図面に示される素子は、ハードウェア及びソフトウェアのさまざまな組み合わせにおいて実現されることができ、単一の素子又は複数の素子において組み合わせられることができる機能を提供する。

【 0 0 1 6 】

図面に示されるさまざまな素子の機能は、専用のハードウェア及び適当なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用により提供されることができる。プロセッサによって提供される場合、機能は、単一の専用プロセッサによって、単一の共用プロセッサによって、又は複数の個別のプロセッサ（それらの幾つかは共用されることができる）によって、提供されることができる。更に、「プロセッサ」又は「コントローラ」という語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアのみをさすものとして解釈されるべきでなく、非限定的な例としてデジタル信号プロセッサ（「DSP」）ハードウェア、ソフトウェアを記憶するためのリードオンリメモリ（「ROM」）、ランダムアクセスメモリ（「RAM」）、不揮発性記憶装置、その他を暗示的に含むことができる。

【 0 0 1 7 】

更に、本発明の原理、見地及び実施形態をここで述べているすべての記述は、その構造的及び機能的な等価なものを含むことが意図される。更に、このような等価なものは、現在知られている等価なもの及び将来開発される等価なもの（すなわち構造に関係なく、同じ機能を実施する開発される任意の素子）の両方を含むことが意図される。こうして、例えば、ここに示されるブロック図は、本発明の原理を具体化する例示のシステム構成要素及び／又は回路の概念図を表現することが当業者によって理解される。同様に、任意のフローチャート、フロー図、その他は、コンピュータ可読の記憶媒体において実質的に表現されることができ、従って、コンピュータ又はプロセッサが明示的に示されているか否かに関係なく、コンピュータ又はプロセッサによって実行されることができさまざまなプロセスを表現することが理解される。

【 0 0 1 8 】

更に、本発明の実施形態は、コンピュータ又は任意の命令実行システムにより又はそれと関連して使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能な又はコンピュータ可読の記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムの形をとることができる。この記述のために、コンピュータ使用可能な又はコンピュータ可読の記憶媒体は、命令実行システム、機器又は装置により又はそれに関連して使用されるプログラムを含むとともに、記憶し、通信し、伝播し、又は運搬することができる任意の装置でありうる。媒体は、電子、磁気、光学、電磁、赤外線、又は半導体システム（又は機器又は装置）でありえ、又は伝播媒体でありうる。コンピュータ可読媒体の例は、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、取り外し可能なコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリメモリ（ROM）、剛体磁気ディスク及び光ディスクを含む。光ディスクの今日の例は、リードオンリメモリ（CD-ROM）のようなコンパクトディスク、読み取／書き込み（CD-R/W）のようなコンパクトディスク、ブルーレイ、及びDVDを含む。

【 0 0 1 9 】

同様の数字が同じ又は同様の要素を表す図面を参照し、最初に図1を参照して、形状検知可能な機器を使用して表面接触を検出するシステム100が、一実施形態により例示として示される。システム100は、ワークステーション又はコンソール112を有することができる、プロシージャは、かかるワークステーション又はコンソール112から監督され及び／又は管理される。ワークステーション112は、好適には、プログラム及びアプリケーションを記憶するための1又は複数のプロセッサ114及びメモリ116を有する。メモリ116は、形状検知デバイス又はシステム104からの光学フィードバック信号

10

20

30

40

50

を解釈するように構成される光学検知モジュール 115 を記憶することができる。光学検知モジュール 115 は、医療デバイス又は機器（形状検知可能な機器）102 及び / 又はその周囲領域に関連付けられる変形、撓み及び他の変化を再構成するために、光学信号フィードバック（及び任意の他のフィードバック（例えば電磁（EM）追跡））を使用するように構成される。医療機器 102 は、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、ロボット、電極、フィルタデバイス、バルーンデバイス、ポインタ又は他の医療コンポーネント、などを含むことができる。

【0020】

機器 102 上の形状検知システム 104 は、セットされた 1 又は複数のパターンで機器 102 に結合されている 1 又は複数の光ファイバ 126 を有することができる。光ファイバ 126 は、ケーブル 127 によりワークステーション 112 に接続される。ケーブル 127 は、必要に応じて、ファイバ光学素子、電気接続、他の機器、その他を含むことができる。ケーブル 127 は、1 又は複数の光源 106 を有し又はそれと動作することができる光学インタロゲーションユニット 108 とインタフェースする。インタロゲーションユニット 108 は、形状検知システム 104 に光学信号を送信し、形状検知システム 104 から光学信号を受信する。

10

【0021】

ファイバ光学素子を有する形状検知システム 104 は、ファイバ光学ブラッググレーティングセンサに基づくものでありうる。ファイバ光学ブラッググレーティング（FBG）は、光の特定の波長を反射し、他のすべてを透過する光ファイバの短いセグメントである。これは、ファイバコアに屈折率の周期的な変化を加えることによって達成され、それは波長特有の誘電体ミラーを生成する。従って、ファイバブラッググレーティングは、特定の波長を阻止するためのインラインの光学フィルタとして、又は波長特有の反射体として、使用されることができる。

20

【0022】

通常の光ファイバの固有の後方散乱が、光学形状検知（OSS）のために利用されることができる。1つのそのようなアプローチは、標準のシングルモード通信ファイバにおけるレイリー散乱（又は他の散乱）を使用する。レイリー散乱は、ファイバコアにおける屈折率のランダムな揺らぎの結果として生じる。これらのランダムな揺らぎは、グレーティング長に沿って振幅及び位相の不規則変動を有するブラッググレーティングとしてモデル化されることができる。マルチコアファイバの単一の長さの範囲内に延在する 3 又はそれより多くのコアにおいてこの効果を使用することによって、関心のある表面の 3D 形状及び動態が追跡されることができる。

30

【0023】

ファイバブラッググレーティング（FBG）は更に、OSS のために用いられることができ、この場合、屈折率が変化する各々インタフェースにおけるフレネル反射を使用する。ある波長ついて、さまざまな期間の反射光は同位相であり、反射の場合は強め合う干渉が存在し、従って、透過の場合は弱め合う干渉が存在する。ブラッグ波長は、ひずみ及び温度に対し感受性がある。これは、ブラッググレーティングがファイバ光学センサにおいて検知素子として使用されることができることを意味する。FBG センサにおいて、測定される量又は特性（例えばひずみ）は、ブラッグ波長にシフトをもたらす。

40

【0024】

OSS の 1 つの利点は、さまざまなセンサ素子がファイバの長さにわたり分散されることができることである。構造に埋め込まれるファイバの長さに沿って各種センサ（ゲージ）をもつ 3 又はより多くのコアを組み込むことは、このような構造の 3 次元形状が、高い正確さを伴って正確に決定されることを可能にする。ファイバの長さに沿ってさまざまな位置に、複数の FBG センサが位置することができる（例えば 3 又はより多くのファイバ検知コア）。各々の FBG のひずみ測定から、当該位置における構造の曲率が推定されることができる。複数の測定された位置から、全体の 3 次元形状が算定される。

【0025】

50

一実施形態において、光学検知モジュール 115 は、インタラクション評価モジュール 148 を有する。OSS デバイス 104 のフィードバックを使用して機器 102 によりなされた壁インタラクション/接触の量を評価するために、OSS デバイス 104 から収集されたデータが解釈される。壁インタラクション評価モジュール 148 は、機器 102 が配置されるボリューム 131 内において機器 102 及び血管壁又は器官壁によってもたらされるインタラクションの持続時間、力、深刻さ又は大きさ等を測定するために、1 又は複数の異なるパラメータに注目することができる。表面インタラクション評価モジュール 148 は、形状検知デバイス 104 からのフィードバックを受信し、検知デバイス 104 がボリューム 131 内のどこにあったかに関して位置及び向きデータを記録するように構成される。空間又はボリューム 131 内の形状検知デバイス 104 からの位置（及び向き）データ又は他のデータは、ディスプレイ装置 118 に表示されることができる。ワークステーション 112 は、被検体（患者）160 又はボリューム 131 の内部画像 134 をビューするためのディスプレイ 118 を有し、イメージング装置 110 によって収集される画像上における形状検知デバイス 104 の位置のオーバーレイ又は他の表現として画像 134 を有することができる。イメージング装置 110 は、任意のイメージングシステムを有することができる。ディスプレイ 118 は、ワークステーション 112 並びにそのコンポーネント及び機能、又はシステム 100 内の任意の他の素子とユーザがインタラクトすることを可能にすることができる。これは、インタフェース 120 によって更に容易にされ、インタフェース 120 は、ワークステーション 112 からユーザフィードバック及びワークステーション 112 とのインタラクションを可能にするために、キーボード、マウス、ジョイスティック、触覚デバイス又は任意の他の周辺機器又は制御機器を有することができる。

10

20

【0026】

壁インタラクション評価モジュール 148 は、プロシージャ中に表面インタラクション（例えば壁こすれ）がいつ、どこで、どの程度なされたかを決定するために、臨床的に有用なデータを評価する。特に有用な実施形態において、介入機器 102 の一部が表面と接触（例えば血管壁、皮膚、骨、器官又は血管壁のこすれ）したときを識別するために用いられる技法は、OSS システム 104 の光学形状検知信号から抽出されることができる。技法は、ねじれ信号における不連続性により振動の存在を識別すること、ねじれ信号の周波数成分により振動の存在を識別すること、及び/又はアキシャルひずみ信号から機器 102 の先端における圧縮を検出すること、を含むことができる。他の技法は、デバイスの形状から壁接触を予測することを含む。これは、物理的な制約及び条件に依存して機器 102 又は他の形状の遠位セクションの高い曲率を決定することを含むことができる。他の実施形態において、機器 102 の動きプロファイルは、壁インタラクションがいつ生じたかを理解するために用いられることができる。

30

【0027】

壁インタラクション評価モジュール 148 は、OSS デバイス又はシステム 104 の OSS 信号を使用して、機器 102 の部分がボリューム 131 の壁又は表面といつ係合したかを理解するために、特定のデータに注目するモデル、アルゴリズム、式、その他を含む。壁インタラクション評価モジュール 148 が、係合が生じたと決定すると、係合の深刻さ及び持続時間がデータを使用して評価されることができる。データは、許容できる閾値に対し比較されることができ、プロシージャ中、ユーザにガイダンスを提供するために用いられることができる。例えば、あまりに多くの壁インタラクションが測定される場合、閉塞又は他の問題があるかもしれず、プロシージャが終了されることができ、又は機器 102 が引き出されることができる。他の実施形態において、インタラクション評価モジュール 148 からユーザに提供されるガイダンスに従って、好適には、他の動作が行われることができる。

40

【0028】

一実施形態において、コンピュータ支援又はロボット支援が用いられる場合、インタラクション評価モジュール 148 によって用いられる情報は、機器 102 の一部（例えば遠

50

位端部)について代替の位置又は形状を促すために、制御ループの一部として使用されることができる。例えば、アクチュエーションモジュール140が、機器102の動き又は形状を制御するために用いられることができる。アクチュエーションモジュール140は、例えば機器102が表面又は血管壁と接触しているとき決定するために、及びこのような接触を低減し又は防ぐ(例えば機器102の形状を変える)ために、形状検知可能な機器102によって提供される情報を用いる。アクチュエーションモジュール140は、ユーザに、表面接触が生じた又は閾値(例えば力の閾値)を越える表面接触が生じたというフィードバック(例えば振動、光、可聴アラーム、その他)を提供することができる。別の実施形態において、アクチュエーションモジュール140は、(インタラクション評価モジュール148による)いつ接触がなされるかの予測により、機器の位置又は使用を変更するために用いられることができる。予測は、モデル136内の従前のデータを使用して行われることができる。アクチュエーションモジュール140は、方向を変更する、スピードを低減する等により、その影響(力)を低減することを試みる。アクチュエーションモジュール140は、例えば全膝置換又は他のプロシージャのような整形外科アプリケーションのための特徴をペイントするために、骨又は皮膚の表面のような表面との十分な又は重要な接触が生じているかどうかを判定するセンサとして用いられることができる。

【0029】

アクチュエーションモジュール140は、規定された変位、速度及び/又は加速度で機器を前進させ又は引き戻すように構成されるハードウェアシステムを有することができる。アクチュエーションモジュール140は、例えばアクチュエータ、サーボ、気体力学機構などのロボット制御機構を有することができる。

【0030】

図2を参照して、血管202における形状検知可能な機器102の例200及び201が、血管202の内部表面と先端とのインタラクションを実際に表すために示されている。例200において、機器102は、矢印「A」の方向に血管202に沿って引き戻される。先端204は、ブラーク206に対してこすれる。塞栓粒子が血流に移動されることを防ぐために、本原理が、表面接触が生じているかどうかを決定するために用いられる。例201において、機器102は、矢印「B」の方向に血管202内を前進される。先端204は、血管壁202との接触によって後方に曲げられる。これは、更にブラークとのインタラクションを引き起こし、血流への粒子の潜在的な脱落をもたらす。例200及び201において、デバイス102の形状及び構成は、表面インタラクションを決定するために用いられることができる。表面インタラクションは、ねじれ信号の不連続性により、又は、ねじれ信号の周波数成分、曲率検出、動きプロファイルにより、振動の存在を識別することによって、及び/又は軸方向ひずみ信号から機器102の先端204における圧縮を検出することによって、決定されることができる。例えば機器の形状(例えば遠位セクションにおける高い曲率、その他)からの壁接触予測のような他の技法が更に用いられることができる。

【0031】

図3を参照して、ねじれプロファイルは、OSSシステム104(及びゆえに機器102)におけるねじれの量を提供する。図3は、ノードの数に対してプロットされるラジアンでねじれを示し、ノードの数は、遠位に向かって(プロファイルの右に向かって)増大する。機器102の先端が壁又は表面と接触し、それに沿ってこすれるとき、機器102の先端に及ぼされる振動がありうる。この振動は、一般に、OSS形状センサの遠位部分に分離され、その領域に不正確な測定を生じさせる。プロット302は、正常なねじれプロファイルの例を示し、プロット304は、測定中、振動によって損なわれた誤ったねじれプロファイルを示す。ねじれプロファイルを有する形状は、不正確である(アウトライア)と考えられることができ、通常、従来のシステムにおける表示(アウトライア除去)から除去される。多くの場合、センサ(例えば10-100のノード又は0.8-8mm)の非常に遠位の部分は、それが振動による改悪に影響されやすいので、このタイプのアウトライア検出から省かれ、特にそれが形状のほとんどの部分に寄与しないので、臨床的

10

20

30

40

50

に有用なデータの過剰な拒否につながりうる。本原理によれば、形状測定はこの非常に遠位の部分について収集されるデータが、介入機器（１０２）の先端に生じる振動を検出し、測定するために用いられることができる。

【００３２】

先端振動は、機器と血管壁又は表面との間の機械的インタラクションによってもたらされうる。ロボットプロシージャにおいて、オペレータは、多くの場合、機器１０２からの触覚フィードバックを有しない。この場合、機器１０２の先端と血管壁との間のインタラクションを知ることが有用である。これは、ロボットコントローラ（例えばアクチュエーションモジュール１４０）において感じられる「振動」として、オペレータにフィードバックされることができる。ロボット制御ループは、位置決めにおける先端振動の量及び機器の遠位形状を考慮することができる。

10

【００３３】

図４を参照して、ねじれプロファイル又は曲線３０８は、ノード番号に対してプロットされるねじれをラジアンで示し、ノード番号は、遠位に向かって増大する。曲線３０８は、先端がナビゲーション中に壁接触による先端振動を経験する場合に、測定中に遠位先端領域における振動によって損なわれる形状を示す。センサの遠位ノードには観測可能な不連続性３１０があることに留意されたい。

【００３４】

先端が振動を経験していることを検出するために、多くのアルゴリズムが用いられることができる。例えば、ねじれの遠位部分の差の閾値が、以下に示すように、用いられることができる。

20

$tvm = \max(i - i_{-10})$ for $i = \text{end} - 10 \dots \text{end}$ (1)

【００３５】

先端振動メトリック（ tvm ）は、式（１）を使用して計算され、式（１）において、 i はラジアンで示されるねじれであり、 i は、ファイバに沿ったノードであり、 end は、ファイバにおけるノード番号である（図４の例における１８５８）。アルゴリズムは、ファイバの最後の１０ノードをテストし、潜在的な振動を識別するためにねじれの最大ジャンプを使用する。ねじれは、OSSシステムの中心ファイバコアによって正規化される外側のファイバコアの平均位相差から導き出され、従って、ねじれメトリックについて記述される任意のアルゴリズムは更に、１又は複数のコアからの位相差に適用されることができる。

30

【００３６】

図５を参照して、式（１）のアルゴリズムが、３つのデータセットに適用されたものである。データセットは、以下を含む：

データセット１：先端と血管壁の間に接触のない状態で、脈管ファントム（シミュレーションとして使用されるハードプラスチック）におけるカテーテルによるナビゲーション。カテーテルの先端は、ナビゲーション中、ファントム血管内で自由浮遊する。

データセット２：先端と血管壁の間に接触がある状態で、脈管ファントム（例えばハードプラスチック）におけるカテーテルによるナビゲーション。カテーテルの先端は、ナビゲーション中にファントム壁と接触する。

40

データセット３：皮膚表面（手のひら）に沿ってカテーテルの先端を手動で引いたもの。

【００３７】

先端振動メトリック（ tvm ）が、３つのデータセットについて計算され、プロット４０２、４０４及び４０６においてそれぞれプロットされた。形状の近位部分にねじれエラーを有する形状は、先端領域の振動にのみフォーカスするために、この解析から除外された。ファントム内部に先端をすれのないデータセット（データセット１）において、プロット４０２の tvm は、ナビゲーション中は非常に低い。ファントム内部の壁をすれをもつデータセット（データセット２）において、プロット４０４の先端振動において、明らかに、より多くの大きいジャンプがある。このシミュレーションにおけるファントムの内

50

部は、非常に滑らかなハードプラスチックであった。プロット406において、デバイスの先端は、皮膚表面を横切って引かれ、大きな増加が tvm にある。例えば、特定の時間間隔（2秒）の間に tvm 閾値を越えた形状のパーセンテージが、デバイスの先端において経験される振動の量に関するフィードバックのためにオペレータにリポートされることができる。他の基準及び閾値が用いられることもできる。

【0038】

図4を再び参照して、ねじれ周波数成分が、機器102とルーメンの壁の間の表面接触を検出する別のやり方として用いられることができる。機器102の先端/遠位セクションにおける振動及び壁こすれを検出する方法は、機器102の長さに沿った減弱を使用することによる。デバイスの先端が、血管壁と接触するとき、不連続性310によって示される高周波振動が、先端において観察される。この振動は、長手方向の波として、デバイスの長さに沿って伝播することができ、その一方、それが更に進行するにつれて、振動は減弱される。振動の振幅及び周波数並びに減弱のレートは、変化し、血管壁との接触の振幅、壁に沿ったこすれの持続時間、その重さのようなデバイスの特性、構造、機械的特性及び材料特性、その他の関数として表現されることができる。減弱（又は他の特性）の量は、それが一旦特徴付けられると、壁と機器とのインタラクションの量、持続時間及び性質を定量化するために用いられることができる。この例において、図4のねじれプロットは、壁こすれの間の遠位先端におけるより高い周波数成分を表し、この周波数低減は、デバイスの長さに沿った振動の減弱を表す。

【0039】

振動を拾う別の関連する方法は、機器102の先端近くのねじれ信号の周波数を評価することによる。遠位セクションの周波数は、近位部分より大きい。周波数は、長さに沿って（先端から近位領域に向かって）減少することが期待され、このスキームを使用して、壁こすれによる振動が、デバイスの終端及びトルクに関する問題のような他の理由によるねじれの変化から、区別されることができる。識別される信号は、表面と機器とのインタラクションの量、持続時間及び性質を定量化するために用いられることができる。

【0040】

本原理によれば、他の測定が行われ、機器と表面又は壁とのインタラクションの出現、大きさ及び持続時間を評価するために用いられることができる。一実施形態において、軸方向の張力が、測定され、用いられることができる。壁こすれを決定するためのこのような方法において、軸方向張力信号が、形状再構成中に取得される。機器102の先端が壁に触れる場合、インタラクションは、先端における小さい圧縮を生じさせることができる。この接触は、光学検知信号から決定されることができる。先端が或る角度で壁に触れる場合、軸方向における（ファイバ/機器の方向に沿った）力の成分が、軸方向張力信号において観察され、これは、壁こすれを決定するために使用されることができる。別の実施形態において、温度が、暖かい又は冷たい表面との接触を識別するために使用されることができる。温度は、ファイバの中心コアによる光学形状検知パラメータから抽出されることができる。温度インジケータが、デバイスが皮膚表面と接触するために身体の外側で使用されるアプリケーションに関して特に適切である。

【0041】

別の実施形態において、機器102の特定の曲率が、表面接触を識別するために使用されることができる。先端の壁とのこすれは、センサ（104）の遠位部分に小さい曲率を生じさせることができ、例えば、図2に示されるように、デバイスが血管壁と接触していることを示すことができる。これは、主に、手動の非作動のデバイスの場合に関連し、機器102の曲率の小さい半径は、解剖学的構造等と外部の機械的インタラクションの結果でありうる。

【0042】

更に別の実施形態において、動きプロファイルは、壁/機器インタラクションを識別するために用いられることができる。壁こすれは、OSS信号の変位、速度及び加速度パターン（動きプロファイル）を観察することによって検出されることができる。機器102

の先端のこすれは、機器 102 の遠位部分の突然の加速 / 減速を生じやすい。この方法は、壁こすれによる加速 / 減速を、通常操作による加速 / 減速と区別するために使用されるアルゴリズムを用いることができる。これは、先端（又は血管壁と接触する部分）における加速 / 減速パターンを、血管壁と接触しないファイバの他の部分に対して比較することによって行われることができる。特徴付けデータは、インタラクション評価モジュール 148（図 1）用の比較のために記憶されることができる。動きプロファイルが測定される場合、それは、インタラクションが生じたかどうか及びインタラクションのタイプを決定するために、特徴付けデータと比較されることができる。

【0043】

記述は、機器 102 の先端にフォーカスされていることが理解されるべきである。しかしながら、記述される方法 / 技法の全ては、機器 102 のもっと近位の部分にも適用できる。壁こすれとして身体内に生じる振動を識別することのみに関心があってもよく、その場合、デバイスのどの程度が身体内にあるかを知ることが重要である。

【0044】

図 1 を再び参照して、インタラクション評価モジュール 148 は、形状検知システム 104 から受信される測定された結果を解釈し組み合わせるために用いられるモデル及び / 又は複合メトリックモジュール 136 を有することができる。一実施形態において、複合メトリックが用いられることができ、それは、振動及び曲率検出測定の組み合わせを含む。これらの測定は、より正確なインタラクション決定及び特徴付けを達成するために、各々からの寄与を重み付けすることを含むさまざまなやり方で組み合わせられることができる。例えば、壁 / 機器インタラクションを特徴付けるために用いられる各々の方法は、スコアを与えられることができ、スコアは、重要性に基づいて重み付けされることができ、それにより、全体のスコアが導き出される。全体のスコアは、インタラクションを識別するために閾値と比較するために用いられることができる。全体のスコアあるいは 1 又は複数の個別のスコアに基づいて、インタラクション評価モジュール 148 は、壁こすれ又はインタラクションのタイプ及び深刻さとしての推薦を行うために用いられることができる。一実施形態において、推薦は、壁こすれ又はインタラクションをどのように最小限にし又は低減するかについて、行われることができる。例えば、軸方向ストレスが遠位先端において検知される場合、インタラクション評価モジュール 148 はこのタイプのインタラクションを低減するために、機器 102 をまっすぐにするように推薦を生成することができる。これらの動作は、アクチュエーションモジュール 140 によって実施されることができる。

【0045】

推薦は、インデックス付きデータ記憶システム又はリレーショナルデータベース 138 に基づいて行われることができる。全体のスコア又は個別のスコアが計算される場合、スコアが、推薦される動作を決定するためにデータベース 138 において参照されることができる。推薦される動作は、予め記憶されたテキストを含むことができ、かかるテキストは、ディスプレイ 118 に表示されることができ、データは、特定の動作（例えば「時計回りに 30 度をねじる」、その他）を出力するためにモデル又は式を使用して処理されることができる。スコア及び推薦は、プロシージャのタイプ、光学形状検知及び / 又は他のイメージング情報（例えば、X 線、CT、MRI、内視鏡検査、その他）を使用して得られる身体内のデバイスの知られている位置、に基づくことができる。

【0046】

複数の形状検知デバイスが一緒に使用される場合、複数の機器（102）の互いに対する知られた位置が、血管壁と接触する見込みの高いより遠位にある拡張した機器を識別するために、インタラクション評価モジュール 148 によって用いられることができる。先端が、表面上をこするにつれて、血管壁のスチフネスの変化が、異なる「振動シグネチャ」を生じさせる。例えば、先端が硬い組織から軟組織に移るとき、機械特性が、先端の振動の変化によって推定されることができる。この場合、硬い組織は、狭窄に起因すること

10

20

30

40

50

があり、先端こすれは、より軟らかい、健康な組織領域上をこする場合よりも高い周波数振動を生じさせる。こうして、狭窄領域のロケーションが、識別され、リアルタイムにオペレータに示されることができる。このような振動パターンは、機器 102 に特有であり（ガイドワイヤ及びカテーテルで異なる）、この違いが、領域の特性/テクスチャ/組織タイプを識別するために使用されることもできる。

【0047】

更に、このような狭窄領域は、術前又は術中イメージングから識別される知られている狭窄領域と突き合わせされることができる。これは、形状検知機器とナビゲーション目的で使用されるモデルとの間で位置合わせを改善するために使用されることができる。画像及びナビゲーションモデルに対する先端こすれデータの検出もまた、他の利点を提供するために用いられることができる。例えば、（OSSファイバからの）検出された壁こすれの位置が、記憶された画像又はライブ画像における血管壁と位置合わせするために用いられることができる。別の例において、画像は、壁接触を示すOSSデータを検証するために用いられることができる。

10

【0048】

他の実施形態において、本原理は、OSSシステム104の遠位部分を先端センサに変えるために用いられることができる。例えば、遠位部分の振動シグネチャの変化は、完全な配置の前に又は配置の後に、血管内のステントの位置を識別するために用いられることができる。この実施形態において、ステントグラフト材料からの振動シグネチャは、いずれの側でも血管壁に対する異なるシグネチャを提供する。同様に、ステントグラフト内の開窓のロケーションは、振動シグネチャの急な変化により検出可能である。

20

【0049】

イメージングシステム110からのイメージング情報（例えばX線画像又はビデオ画像）は、デバイス先端が血管の壁に触れるときを識別するために用いられることができる。イメージング情報は、OSS情報（例えばねじれ、ねじれの周波数、減弱化、軸方向ひずみ、その他）と共にマップされることができ、パターン又はイベント（血管/デバイス/個人ごと）が、組み合わされたデータ（画像及びOSS）を使用して記録されることができる。組み合わされたデータは、データベースを構築するために用いられることができる。データベースを構築することによって又はこの情報を演繹的に使用することによって、先端壁こすれが生じるときのパターンが、プロシージャの所与の部分について得られることができる。これらのパターンは、壁こすれが生じる場合にプロシージャの見込みのある部分を決定するための予測ツールを提供するために用いられ、データベース138に記憶されることができる。データベース138は、より大きい注意が払われるべきである場合にプロシージャ中にポイントに対応する警告メッセージを提供することができる。組み合わされたデータ（画像及びOSS）は、先端と壁のこすれの発生を決定するためのサーチ基準としても適用されることができる。

30

【0050】

他の実施形態において、壁こすれを決定するための別の方法は、減弱された振動を使用することによる。そのような場合、特定の入力振動が、ナビゲーションの間、機器102に与えられることができる。これは、知られているパターン、振幅又は周波数でありうる。この振動は、（いくらかの減弱を伴って）機器102の遠位先端に伝達され、このパターンの任意の変化（例えば減弱を示す）は、デバイスの先端が血管壁と接触することを意味する。入力振動は、例えばカテーテルのような細長いデバイス进行操作するロボットアクチュエータの固有振動でありうる。非ロボットの例において、振動は、通常の操作及びナビゲーションの最中に臨床医によって与えられることができる。これらのどちらのケースにおいても、振動の周波数及びねじれ信号の差が、特に、血管壁とデバイスの接触の位置及び時間を予測するために用いられることができる。

40

【0051】

本原理は、身体内のナビゲーション（例えば内視鏡、気管支鏡、カテーテル、ガイドワイヤ、その他）又は機械システムによるナビゲーションのために、医療デバイス又は他の

50

機器への光学形状検知技術の組み込みを含むさまざまなアプリケーションに適用される。これは、ロボット使用のケース及び非ロボット使用のケースを含む。更に、本原理は、例えば機器が壁又は表面と接触しているときを識別する非医学的アプリケーションにおいても有用である。本原理は、例えばレイリー（改良されたもの及び通常のもの）及び形状検知ファイバのファイバブラッグインプリメンテーションのような、任意の散乱又は反射現象を用いるOSSシステムに適用される。

【0052】

図6を参照して、血管壁と機器のインタラクションを検出する方法が図示され、記述される。ブロック502において、形状検知フィードバックは、表面に沿って進むように構成される可撓性の形状検知可能な機器から受信される。血管は、任意の内腔、器官、表面、壁、皮膚、骨、筋肉又は機械コンポーネント又はボリュームを含むことができる。ブロック504において、形状検知フィードバックは、インタラクション評価モジュールを使用して評価され、インタラクション評価モジュールは、機器からの形状検知フィードバックを監視して、血管の表面又は壁との接触がなされたかどうかを識別する形状検知フィードバックのモードを決定する。評価は、説明的に記述される1又は複数の異なるパラメータを含むことができる。

【0053】

形状検知フィードバックを評価することは、ブロック506において、光学形状検知信号の不連続性情報によって識別される振動を評価すること、又は、ブロック508において、光学形状検知信号の周波数応答情報（例えば、減弱応答変化、その他）によって識別される振動を評価すること、を含むことができる。形状検知フィードバックを評価することは、ブロック512において、機器の遠位端部分の光学形状検知信号において圧縮（例えば軸方向ひずみ）を識別すること、又は、ブロック514において、記憶された情報（例えばモデル、メトリック、予測データ、その他）に基づいて機器と表面との間の接触を予測すること、又は、ブロック516において、機器と表面の間の接触がなされたかどうかを決定するために、動きプロファイル又は画像を決定し、及び/又はそれを記憶データと比較すること、を含むことができる。座標系の間の位置合わせを提供し又は表面との接触を検証するために、OSSデータは、画像と比較されることができ、又は画像は、OSSデータと比較されることができ。ブロック518において、形状検知フィードバックを評価することは、機器の遠位端部分の光学形状検知信号の温度差（例えば軸方向ひずみ）を識別することを含むことができる。ブロック520において、形状検知フィードバックを評価することは、光学形状検知機器において知られている曲率を識別することを含むことができる。

【0054】

ブロック522において、表面の表現（例えば、画像（記憶された画像又はライブ画像）、モデル、その他）が、機器の光学形状検知によって決定される位置及び向きと比較されるように構成されることができ。比較は、表面接触が生じたかどうかを決定し又は表面接触が機器と表面との間で生じた位置を識別するために、行われることができる。画像及びOSSデータは、接触が生じたかどうかを決定するために位置合わせされることができ、又は、接触は、接触位置を境界又は血管壁と位置合わせすることによって検証されることができ。別の実施形態において、OSS接触は、血管壁又は境界を位置合わせするための基準として用いられることができる。ブロック522は、必要に応じて、表面に対する機器の位置合わせ、ナビゲーション、データ収集、その他のために独立して実施されることができ。

【0055】

ブロック524において、複合メトリックは、任意に計算されることができ、例えばブロック506 - 522のパラメータの2又はそれ以上である、形状検知フィードバックの2又はそれ以上のパラメータを使用して、機器と表面との間のインタラクションを決定するように構成される。ブロック506 - 522に含まれるパラメータに代わって又はそれに加えて、他のパラメータが更に用いられることができる。例えば、複合メトリックの2

又はそれ以上のパラメータは、機器の振動情報、機器の軸方向ひずみ、機器の曲率、温度、機器の動きパターンなどの組み合わせを含むことができる。

【 0 0 5 6 】

ブロック 5 2 6 において、結果が、レポートされる。機器と壁との間のインタラクションのタイプ及び大きさが、ユーザに示されることができる。これは、このような接触を如何にして回避し又は低減するかに関して方向、動作、又は他の情報を含むことができ、又は単純にリアルタイムフィードバックを提供するための情報を含むことができ、それにより、ユーザは、壁こすれ等を低減するために本タスク又は動作を中断することができる。

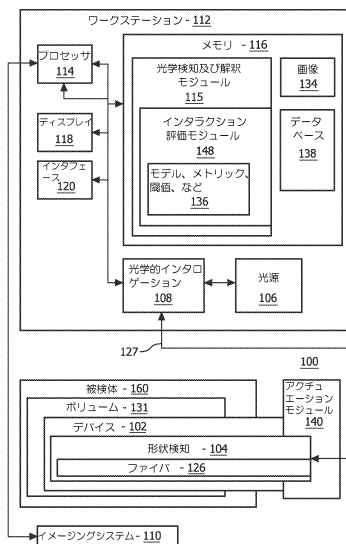
【 0 0 5 7 】

添付の特許請求の範囲を解釈する際に、a)「含む、有する (comprising)」という語は、所与の請求項に列挙される者以外の構成要素又は工程の存在を除外しない； b) 構成要素に先行する「a」又は「an」の語は、このような構成要素の複数の存在を除外しない； c) 請求項における任意の参照符号は、それらの範囲を制限しない； d) いくつかの「手段」は、同じアイテム、又はハードウェア又はソフトウェアによって実現される構造又は機能によって表現されることができる； 及び e) 特に示されない限り、工程の特定のシーケンスが必要とされることを意図しない。

【 0 0 5 8 】

光学形状検知による表面接触の検出のための好適な実施形態（例示であって制限しないことが意図される）を記述しているが、変更及び変形が、上述の教示を考慮して当業者によってなされることができることに留意されたい。従って、添付の請求項によって概略を示されるようなここに開示される実施形態の範囲内にある開示の特定の実施形態において、変更が行われることができることが理解されることができる。こうして特許法によって要求される詳細及び特殊性を記述したが、請求項に示され特許証によって保護されることが望まれるものが、添付の請求項に示されている。

【 図 1 】



【 図 2 】

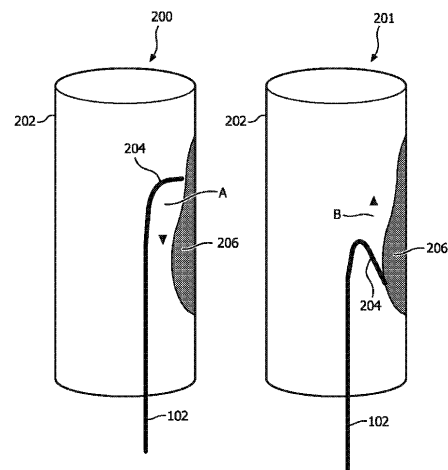
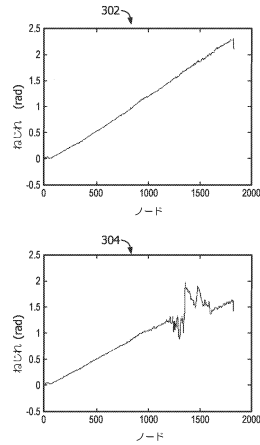
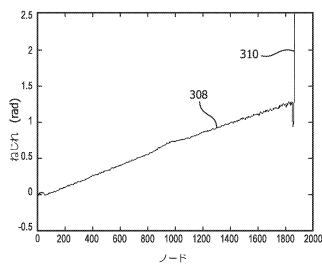


FIG. 2

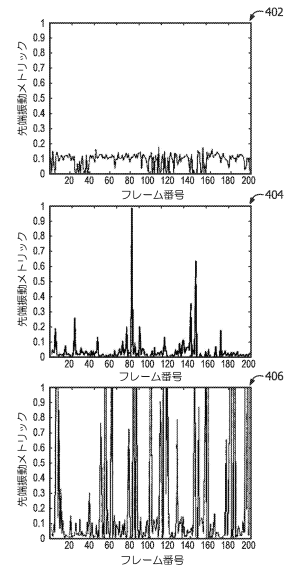
【図 3】



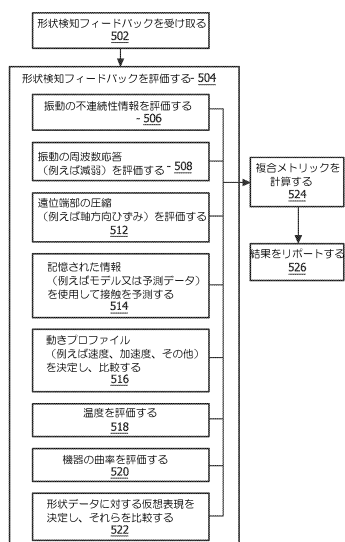
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 フレクスマン モリー ララ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ヌーナン ダフィット パウル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ラマチャンドラン パラト
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 吉田 久

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0137952(US, A1)
米国特許出願公開第2014/0081264(US, A1)
特表2008-531170(JP, A)
米国特許出願公開第2011/0237933(US, A1)
特開2005-214824(JP, A)
特表2013-518656(JP, A)
特表2003-515104(JP, A)
国際公開第2013/144912(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 D 5 / 2 6 - 5 / 3 8
G 0 1 B 1 1 / 1 6