

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6567532号  
(P6567532)

(45) 発行日 令和1年8月28日 (2019.8.28)

(24) 登録日 令和1年8月9日 (2019.8.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 34/20 (2016.01)

F 1

A 6 1 B 34/20

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2016-542094 (P2016-542094)	(73) 特許権者	510253996
(86) (22) 出願日	平成26年9月11日 (2014.9.11)		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
(65) 公表番号	特表2016-533849 (P2016-533849A)		アメリカ合衆国 94086 カリフォル ニア州 サニーヴェイル キーファー・ロ ード 1020
(43) 公表日	平成28年11月4日 (2016.11.4)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2014/055137	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開番号	W02015/038740		弁理士 伊東 忠重
(87) 国際公開日	平成27年3月19日 (2015.3.19)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成29年9月8日 (2017.9.8)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	61/876,992	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成25年9月12日 (2013.9.12)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 局所的に移動可能な標的についての形状センサシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

姿勢を決定し且つ姿勢変化を追跡する形状センサシステムの作動方法であって、当該作動方法は：

前記形状センサシステムの制御システムが、第1の形状センサの第1の細長く形成された光ファイバ部分から第1の形状データを受信するステップであって、第1の細長く形成された光ファイバ部分は、基準固定治具と患者の解剖学的構造に結合された第1の解剖学的固定治具との間に延びる、受信するステップと；

前記制御システムが、第1の形状データから前記基準固定治具に対する第1の解剖学的固定治具の姿勢を決定するステップと；

前記制御システムが、第1の解剖学的固定治具についての姿勢変化を追跡するステップと；

前記制御システムが、前記基準固定治具と医療器具に結合された器具固定治具との間に延びる第2の形状センサから第2の形状データを受信するステップと；

前記制御システムが、第2の形状データから前記基準固定治具に対する前記器具固定治具の第1の姿勢を決定するステップと；

前記制御システムが、前記器具固定治具についての第1の姿勢変化を追跡するステップと；

前記制御システムが、第1の解剖学的固定治具と前記器具固定治具との間に延びる第1の形状センサの第2の細長く形成された光ファイバ部分から第3の形状データを受信する

10

20

ステップと；

前記制御システムが、第3の形状データ及び第1の形状データから前記基準固定治具に対する前記器具固定治具の第2の姿勢を決定するステップと；

前記制御システムが、前記器具固定治具についての第2の姿勢変化を追跡するステップと；

前記制御システムが、前記器具固定治具の第1の姿勢及び第2の姿勢に基づいて、器具固定治具の姿勢冗長性を評価するステップと；を含む、

作動方法。

【請求項2】

前記制御システムが、前記基準固定治具と前記患者の解剖学的構造に結合された第1の解剖学的固定治具との間に延びる第3の形状センサから第4の形状データを受信するステップと；

前記制御システムが、第4の形状データから前記基準固定治具に対する第1の解剖学的固定治具の姿勢を決定するステップと；

前記制御システムが、第1の解剖学的固定治具についての姿勢変化を追跡するステップと；をさらに含む、

請求項1に記載の作動方法。

【請求項3】

前記医療器具は、点の位置をデジタル化するように適合されたプローブである、請求項1に記載の作動方法。

【請求項4】

第1の形状データから前記基準固定治具に対する第1の解剖学的固定治具の姿勢を決定するステップは、前記制御システムが、第1の形状データから複数の個別の形状推定値についての積分変換を行うステップを含む、

請求項1に記載の作動方法。

【請求項5】

第3の形状データを受信するステップは、前記制御システムが、第1の解剖学的固定治具と前記患者の解剖学的構造に結合された第2の解剖学的固定治具との間に延びる第3の細長く形成された光ファイバ部分から第4の形状データを受信するステップを含み、第2の細長く形成された光ファイバ部分は第3の細長く形成された光ファイバ部分を含む、

請求項1に記載の作動方法。

【請求項6】

第4の形状データを受信するステップは、前記制御システムが、第1の細長く形成された光ファイバ部分を介して第4の形状データを受信するステップ、又は前記制御システムが、第3の細長く形成された光ファイバ部分に直接的に接続された問合せ器から第4の形状データを受信するステップを含む、

請求項5に記載の作動方法。

【請求項7】

第1の形状センサは、外科用ドレープに結合される、請求項1に記載の作動方法。

【請求項8】

前記制御システムが、第1の細長く形成された光ファイバ部分についての、器具の状態、器具の識別、使用回数、又は加えられた力のひずみ情報を含む器具データ信号を受信するステップをさらに含む、

請求項1に記載の作動方法。

【請求項9】

第1の細長く形成された光ファイバ部分は、結合機構により第1の解剖学的固定治具に取り外し可能に結合される、

請求項1に記載の作動方法。

【請求項10】

第1の形状センサは、前記基準固定治具と第1の解剖学的固定治具との間に延びる第3

10

20

30

40

50

の細長く形成された光ファイバ部分を含み、第 1 及び第 3 の細長く形成された光ファイバ部分は、支持材料に結合されており、且つ該支持材料によって離間した構成で横方向距離だけ離間され、前記支持材料は、第 1 の細長く形成された光ファイバ部分と第 3 の細長く形成された光ファイバ部分との間の前記横方向距離を維持する、

請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 1 1】

医療器具をさらに含み、該医療器具は、デジタル化用プローブ、骨を研磨するためのツール、組織切断用ツール、アブレーション器具、組織近接器具、生検器具、インピーダンス測定用器具、組織撮像用器具、又は治療器具を含む、請求項 1 に記載の作動方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本開示は、形状センサシステムを使用して解剖学的標的及び／又は介入器具を追跡するためのシステム及び方法を対象としており、具体的には、冗長な形状センサを使用して形状センサシステムの精度を向上させるシステム及び方法を対象としている。

【背景技術】

【0002】

低侵襲性医療技術は、介入手術の間に損傷を受ける組織の量を低減することを目的としており、それによって患者の回復時間、不快感、及び有害な副作用を低減する。患者の解剖学的構造内での解剖学的標的、埋込み装置、及び／又は（外科用の、診断用の、治療用の、又は生検用の器具を含む）介入器具の位置を追跡するために、低侵襲性センサシステムを使用することができる。既存のシステムでは、電磁（EM）ナビゲーションを使用して、患者の解剖学的構造内での介入器具、埋込み装置、又は標的の動きを追跡することができる。EMナビゲーションシステムは、多くの手術に有用であるが、それらシステムは、手術部位において他の器具から磁気干渉を受けることがある。例えば、X線透視撮像システムのCアーム又は金属器具によって、EMナビゲーションシステムとの磁気干渉が発生し、介入器具の追跡に許容できないエラーを引き起こすことがある。他の既存のシステムでは、光ファイバの形状センサシステムを使用して、患者の解剖学的構造内での介入器具の動きを追跡することができる。光ファイバ形状のセンサシステムは、単一の光ファイバに沿った様々な点におけるひずみを監視して、光ファイバの形状を決定する。単一の光ファイバの形状から、この光ファイバに沿った様々な点の姿勢（位置及び向き）を導出することができる。単一の光ファイバに沿った様々な点について導出された姿勢に関連するエラーは、エラーの累積によって光ファイバ問合せ器からの距離に応じて増大し得る。

20

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

改良されたナビゲーションシステム及び方法が、手術環境で介入器具、埋込み装置、及び解剖学的標的を追跡するために必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0004】

40

本発明の実施形態は、詳細な説明に続く特許請求の範囲によって要約される。

一実施形態では、この方法は、第 1 の形状センサの第 1 の細長く形成された光ファイバ部分から第 1 の形状データを受信するステップを含む。第 1 の細長く形成された光ファイバ部分は、基準固定治具と患者の解剖学的構造に結合された第 1 の解剖学的固定治具との間に延びる。この方法は、第 1 の形状データから第 1 の解剖学的固定治具の姿勢を決定するステップと、第 1 の解剖学的固定治具についての姿勢変化を追跡するステップとをさらに含む。

【0005】

別の実施形態では、システムは、骨固定装置と、形状センサの基準固定治具と、形状センサの基準固定治具と骨固定装置との間に結合された光ファイバ形状センサ装置とを有す

50

る。光ファイバ形状センサは、骨固定装置の姿勢を決定するための第１の形状データを提供するように構成される。

別の実施形態では、システムは、骨固定装置と、形状センサの基準固定治具と、形状センサの基準固定治具と骨固定装置との間に結合された形状センサ装置とを有する。形状センサは、骨固定装置の姿勢を決定するための第１の形状データを提供するように構成される。形状センサ装置は、細長く形成されたりボン材料に結合された複数の光ファイバを含んでおり、複数の光ファイバを予め規定された空間的關係に維持する。

【 0 0 0 6 】

別の実施形態では、システムは、骨固定装置と、形状センサの基準固定治具と、基端部で形状センサの基準固定治具に結合され且つ先端部で骨固定装置に着脱可能に結合された光ファイバ形状センサ装置とを有する。光ファイバ形状センサは、骨固定装置の姿勢を決定するための第１の形状データを提供するように構成される。システムは、骨固定装置の先端部を光ファイバ形状センサ装置に着脱可能に結合する結合器をさらに有する。

別の実施形態では、この方法は、第１の形状センサの第１の細長く形成された光ファイバ部分から第１の形状データを受信するステップを含む。第１の細長く形成された光ファイバ部分は、基準固定治具と医療器具に結合された器具固定治具との間に延びる。この方法は、第１の形状データから器具固定治具の姿勢を決定するステップと、器具固定治具についての姿勢変更を追跡するステップも含む。

本発明の追加の態様、特徴、及び利点は、以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【図 １】本開示の実施形態に従ったセンサシステムである。

【図 ２】図 １のセンサシステムのマルチコア光ファイバ部品である。

【図 ３】図 ２のマルチコア光ファイバ部品の断面図である。

【図 ４】本開示の別の実施形態に従った複数の光ファイバセンサを含むセンサシステムである。

【図 ５】図 ４のセンサシステムを使用する方法を示す図である。

【図 ６】本開示の別の実施形態に従って順次連結された光ファイバセンサを含むセンサシステムである。

【図 ７】本開示の別の実施形態に従った複数の光ファイバセンサを含むセンサシステムである。

【図 ８】本開示の別の実施形態に従った閉ループセンサシステムである。

【図 ９】本開示の別の実施形態に従った滅菌ドレープに組み込まれたセンサシステムである。

【図 １ ０】本開示の別の実施形態に従った複数の冗長な光ファイバセンサを含むセンサシステムである。

【図 １ １】本開示の別の実施形態に従ったりボン構成の複数の冗長な光ファイバセンサを示す図である。

【図 １ ２】本開示の別の実施形態に従ったりボン構成の複数の冗長な光ファイバセンサを示す図である。

【図 １ ３】本開示の別の実施形態に従った骨固定用ハードウェアに組み込まれた光ファイバセンサを示す図である。

【図 １ ４】本開示の別の実施形態に従った骨固定用ハードウェアの結合部材で終端する光ファイバセンサを示す図である。

【図 １ ５】本開示の別の実施形態に従った骨固定用ハードウェアへの結合器においてひずみ緩和部を含む光ファイバセンサを示す図である。

【図 １ ６】本開示の実施形態に従ったロボット介入システムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 8 】

本開示の態様は、添付の図面と併せて確認するときに、以下の詳細な説明から最も良く理解される。この業界での一般的な慣例に従って、様々な特徴を一定の縮尺で描いていないことを強調しておく。実際には、議論を明確にするために、様々な特徴の寸法を適宜拡大又は縮小することがある。また、本開示は、様々な実施例において参照符号及び/又は記号を繰り返して使用し得る。この繰返しは、簡略化と明瞭化を目的として行われており、説明される様々な実施形態及び/又は構成の間の関係をそれ自体で規定するものではない。

#### 【0009】

本発明の態様の以下の詳細な説明において、開示された実施形態の完全な理解を提供するために、多数の特定の詳細について説明する。しかしながら、本開示の実施形態は、これら特定の詳細がなくても実施できることは当業者には明らかであろう。他の例では、周知の方法、手順、構成要素、及び回路は、本発明の実施形態の態様を不必要に曖昧にしないように詳細に説明していない。また、説明の不要な重複を避けるために、例示的な実施形態について説明した1つ又は複数の構成要素又は動作は、他の例示的な実施形態について必要に応じて使用又は省略され得る。

#### 【0010】

以下の実施形態は、3次元空間内の状態の観点から、様々な装置及び装置の部分について説明する。本明細書で使用される場合に、用語「位置」は、3次元空間（例えば、デカルト座標 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$ に沿った並進3自由度）における対象物又は対象物の一部の位置を指す。本明細書で使用される場合に、用語「向き」は、対象物又は対象物の一部の回転配置（例えば、ロール、ピッチ、及びヨーの回転3自由度）を指す。本明細書で使用される場合に、用語「姿勢」は、並進自由度の少なくとも1つの自由度における対象物又は対象物の一部の位置、及び回転自由度の少なくとも1つの自由度における対象物又は対象物の一部の向き（合計6つの自由度まで）を指す。本明細書で使用される場合に、用語「形状」は、細長く形成された対象物に沿って測定された姿勢、位置、又は向きのセットを指す。説明の便宜上、本明細書で説明するシステム及び方法は、一般に、整形外科手術の観点から説明している。しかしながら、同じシステム及び方法は、患者の解剖学的構造の他の領域で行われる手術に適用することができる。

#### 【0011】

低侵襲性の外科手術で使用される従来の光学的ナビゲーション手順は、典型的には、解剖学的基準固定治具やツール案内基準固定治具への直接的な視線（見通し線）を含む大規模なカメラヘッドを必要としている。従来のナビゲーション手法に関連したいくつかの不利な点が存在している。例えば、従来の光学式追跡システムは、カメラと基準固定治具の追跡マーカとの間に連続的な視線を必要とする。視線の中断は、ワークフローの問題や安全性の問題につながる可能性がある。例えば、関節鏡手術では、器具及び関節鏡が散乱した小さな手術野では、光学的な視線追跡を行うことができないことがある。従来の光学式追跡システムは、1つ又は複数の骨ねじによって患者に固定しなければならない基準固定治具を用いる。これらの基準固定治具は、嵩張り且つ外科的アクセスを制限し得る。本開示の方法及びシステムは、従来の光学式追跡方法及びシステムの代替又は補助方法及びシステムとして使用することができる。一般的に、本開示の方法及びシステムは、形状センサシステムを使用して、介入処置の間に解剖学的標的及び器具の追跡及び特定を含む。

#### 【0012】

図1を参照すると、例えば、外科用、診断用、治療用、生検用、医療用監視又は医学的評価に使用するセンサシステムが、概して参照符号10によって示されている。センサシステム10は、一般的に、問合せシステム12と；基準固定治具14と；センサ装置16、18、20、30と；介入器具22と；デジタル化用プローブ23と；制御システム24と；標的固定治具26と；センサ処理及び制御システム27と；を含む。様々な実施形態では、センサシステムのこれらの構成要素の1つ又は複数を省略してもよく、同じ種類の複数の構成要素を含んでもよい。以下で詳細に説明するように、センサシステム10は、システムの形状検出及び姿勢決定機能の精度を向上させる冗長なセンサ部品を含むこと

10

20

30

40

50

ができる。冗長なセンサ部品は、例えば、きつい屈曲部、高い張力部、又は著しいねじれを含む領域においてセンサの不正確さの原因及び場所を特定し、それらの不正確さを修正することもできる。

#### 【 0 0 1 3 】

問合せシステム 1 2 は、光を生成するとともに戻ってくる光を検出して、センサ装置 1 6 , 1 8 , 2 0 , 3 0 の現在の形状を決定する。問合せシステム 1 2 は、戻ってきたデータを処理して臨床医に表示することもできる。次に、この情報を使用して、センサ装置が接続された標的又は器具の姿勢、速度、及び加速度等の関連する他の変数を決定することができる。センサ装置 1 6 , 1 8 は、基端部 1 6 a , 1 8 a でそれぞれ問合せシステム 1 2 に結合される。これらの基端部は、並置され、或いは既知の又は測定可能な距離及び向きだけ分離してもよい。既知の変換を使用する共通のベースフレームを使用することができる。センサ装置 1 6 , 1 8 は、それぞれ、先端部 1 6 b , 1 8 b も含む。センサ装置 2 0 は、基端部 2 0 a で問合せシステム 1 2 に結合され且つ先端部 2 0 b で介入器具 2 2 に結合される。センサ装置 2 0 は、介入器具内に又はこれに沿って完全に延びるように示されているが、様々な代替実施形態では、このセンサ装置は、介入器具内に又はこれに沿って部分的にのみ延びてもよい。介入器具 2 2 は、例えば、電力及び通信信号を受信するために制御システム 2 4 に結合される。センサ装置 3 0 は、基端部 3 0 a で問合せシステム 1 2 に結合され且つ先端部 3 0 b でデジタル化用プローブ 2 3 に結合される。センサ装置 3 0 は、プローブ 2 3 内に又はこれに沿って完全に延びるように示されているが、様々な代替実施形態では、このセンサ装置は、プローブ内に又はこれに沿って部分的にのみ延びてもよい。デジタル化用プローブ 2 3 は、例えば、電力及び通信信号を受信するために作動制御システム 2 4 に結合される。デジタル化用プローブ 2 3 を使用して、ナビゲーションランドマークを特定し且つ記録することができる。

#### 【 0 0 1 4 】

センサ装置 1 6 , 1 8 , 2 0 , 3 0 のそれぞれは、基端部と先端部との間のその長さに沿った中間部で基準固定治具 1 4 に結合される。センサ装置 1 6 , 1 8 , 2 0 , 3 0 の結合部の姿勢は、基準固定治具 1 4 によって固定された状態で保持される。また、センサ装置 1 6 , 1 8 , 2 0 , 3 0 の結合部の姿勢は、基準固定治具 1 4 によって互いに対して既知の運動学的関係で維持される。例えば、センサと固定治具との間の関係は、センサ装置が、基準固定治具に対して任意の自由度で移動しないように固定してもよい。あるいはまた、センサと固定治具との間の関係は、センサが既知の範囲内で基準固定治具に対して移動可能となるように可動してもよい。例えば、基準固定治具は、既知の回転角度を有する回転式継手を有してもよいが、互いに対する及び基準固定治具に対するセンサの相対的な位置は、依然として既知である。例えば、基準固定治具 1 4 は、硬質金属、ポリマー、又はセラミック材料で形成してもよく、且つセンサ装置の一部を受容するとともにそのセンサ装置を固定治具に対して及び他の結合されたセンサ装置に対して固定された関係に維持するための溝、チューブ、クランプ、及び/又は他の機械的コネクタを含んでもよい。一例では、基準固定治具は、いくつかの機械加工された締め込み(tight-fitting)される平行溝を含むアルミニウム板で形成してもよく、その平行溝に、センサ装置を接着又は他の方法で取り付けることができる。こうして、結合されたセンサ装置同士の間の位置及び向きのオフセットは、センサ装置を基準固定治具 1 4 に結合する位置で既知となる。様々な代替実施形態では、基準固定治具 1 4 は、患者に隣接して配置され、そして患者と一緒に撮像され、その画像内に参照基準を提供する。

#### 【 0 0 1 5 】

使用時には、標的固定治具 2 6 は、患者の解剖学的組織の解剖学的構造に固定される。標的固定治具 2 6 は、1 つ又は複数のセンサ装置 1 6 , 1 8 の一部を標的固定治具に固定するとともに、センサ装置の固定部分を予め規定された形状又は姿勢に保持するためのコネクタ 2 8 を含む。センサ装置を、標的固定治具内に接着し、機械的に保持し、又は他の方法で取り付けてもよい。一実施例では、標的固定治具は、複数の締め込み溝を含む小さなアルミニウム板であってもよく、その溝内で、センサ装置の一部が固定された運動学的

10

20

30

40

50

関係に維持される。骨固定装置を含む標的固定治具についての追加の構成は、これ以降の実施形態で説明する。

【0016】

センサ装置16, 18, 20, 30は、それぞれ、1つ又は複数の光学コアを含む単一の光ファイバを含むことができる。あるいはまた、各センサ装置は、複数の光ファイバを含んでもよく、各光ファイバは、1つ又は複数の光学コアを含む。図2及び図3に示されるように、単一の光ファイバ50は、クラッド66内に複数の光学コア52, 54, 56, 58, 60, 62, 64を有することができる。一実施形態では、マルチコア光ファイバは、約200  $\mu\text{m}$ の直径を有する。他の実施形態では、この寸法は、これより大きくても小さくてもよい。代替実施形態では、センサ装置は、7つのコアより多い又は少ないコアを有してもよい。

10

【0017】

シングルコア光ファイバ又はマルチコア光ファイバ内の各コアは、各コアの光が他のコアで搬送される光と有意に相互作用しないような、十分な距離を有しておりコアを分離するクラッドを含むシングルモードであってもよい。各コアは、1つ又は複数の次元でのひずみ測定値を提供するために、ファイバブラッグ回折格子(FBG)を含むことができる。光ファイバの形状及び相対位置を3次元で監視するための様々なシステム及び方法は、2005年7月13日に出願された、"Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto"を開示する米国特許出願第11/180,389号、2004年7月16日に提出された、"Fiber-optic shape and relative position sensing"を開示する米国仮特許出願第60/588,336号、及び1998年6月17日に提出された、"Optical Fibre Bend Sensor"を開示する米国特許第6,389,187号に記載されており、これらの文献は、その全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。他の代替形態では、レイリー散乱、ラマン散乱、ブリルアン散乱、及び蛍光散乱等の他のひずみ感知技術を用いるセンサが適している。

20

【0018】

いくつかの実施形態では、FBGのアレイが、各コア内に設けられる。各FBGは、屈折率の空間周期性を生成するように、コアの屈折率の一連の変調を含む。各屈折率変化からの部分的な反射が狭帯域の波長についてコヒーレントとして追加され、したがって、多くの広帯域の波長を通過させながらこの狭帯域の波長のみを反射するように間隔を選択することができる。FBGの製造中に、この変調によって、既知の距離だけ離間され、それにより既知の波長の帯域の反射を引き起す。しかしながら、ひずみがファイバコアに誘起された場合に、変調の間隔は、コア内のひずみの量に応じて変化する。あるいはまた、光ファイバの屈曲に伴って変化する後方散乱又は他の光学的現象を使用して、各コア内のひずみを決定することができる。

30

【0019】

こうして、ひずみを測定するために、光がファイバのコアに送られ、戻ってくる光の特性が測定される。この実施形態では、問合せ器12が光を生成し、各コアについて戻ってくる光を受け取る。代替実施形態では、複数の問合せ器を使用してもよい。FBGは、ファイバ上のひずみとその温度との関数である反射波長を生成する。このFBG技術は、英国のブラックネルにあるSmart Fibres Ltd.等の様々な供給先から市販されている。ロボット手術についてFBG技術の位置センサの使用は、2006年7月20日に提出された、"Robotic Surgery System Including Position Sensors Using Fiber Bragg Gratings"を開示する米国特許第7,930,065号に記載されており、この文献は、その全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。

40

【0020】

マルチコア光ファイバに力を加えた場合に、光ファイバの曲げによって、コアにひずみが誘起され、このひずみは、各コアにおける波長シフトを監視することによって測定される。光ファイバの軸線から外れて配置された2つ以上のコアを有することにより、光ファイバの曲げによって、各コアに異なるひずみが誘起される。これらのひずみは、光ファイ

50

バの局所的な曲げの程度の関数である。そのため、例えばF B Gを含むコアの領域が、ファイバが曲げられる点に位置する場合に、これらの点での曲げ量を決定するために使用することができる。F B G領域の既知の間隔と組み合わせられるこれらのデータを使用して、光ファイバの形状を再構築することができる。センサ装置の形状から、センサ装置の先端部16b, 18b, 20b, 30bや他の軸線方向の部分の位置及び向きを決定することができる。

#### 【0021】

図1を再び参照すると、センサ処理及び制御システム27は、問合せシステム12から受信した情報を処理するための少なくとも1つのプロセッサ(図示せず)、典型的には複数のプロセッサを含む。このシステム27は、本明細書で説明する方法の一部又は全部を実装するようにプログラムされた命令を含む。システム27は、図1の簡略図で単一のブロックとして示されているが、このシステムは、多数のデータ処理回路を含んでおり、必要に応じて処理の一部を異なる位置で実行することができる。多種多様の集中型又は分散型データ処理アーキテクチャを用いてもよい。同様に、プログラムされた命令は、多数の別個のプログラムやサブルーチンとして実装してもよく、又はそれら命令は、本明細書で説明するロボットシステムの多数の他の態様に組み込んでもよい。

#### 【0022】

図4は、本開示の実施形態に従ったセンサシステム10の構成500を示している。この実施形態では、3つのセンサ装置が、共通の基準固定治具に取り付けられ、且つ異なるツール又は解剖学的位置まで延びている。説明するように、センサ装置の測定された形状を使用して、各センサ装置の先端部の位置及び向きを決定する。次に、各センサ装置の先端部同士の間での相対的位置を決定し且つ追跡することができる。説明の便宜上、本明細書で説明するシステム及び方法は、一般に、患者の脚部での整形外科手術の観点から説明している。しかしながら、同じシステム及び方法は、患者の解剖学的構造の他の領域で行われる手術に適用することができる。この構成では、センサ装置16, 18, 20のそれぞれの基端部16a, 18a, 20aは、問合せシステム12に接続される。センサ装置16, 18, 20は、基準固定治具14によって固定された又は既知の運動学的姿勢に保持される。基準固定治具におけるセンサ装置16, 18, 20同士の間での位置及び向きのオフセットを測定することができる。センサ装置16の先端部16bは、患者の大腿骨40上の位置で標的固定治具32aに固定される。センサ装置18の先端部18bは、患者の脛骨42上の位置で標的固定治具32bに固定される。センサ装置20の先端部20bは、標的固定治具32cによって器具22のハンドピースに結合される。器具22は、例えば、バリ取り器、ドリル、のこぎり、シェーバー、又は他の骨研磨器具等の骨調整ツールとすることができる。他の様々な実施形態では、器具22は、例えば、組織切断用器具;(例えば、レーザ、無線周波数(RF)、マイクロ波、プラズマ、又は超音波エネルギーを使用する)組織アブレーション器具;組織近接器具、組織生検又はサンプリング器具、組織インピーダンス測定用器具、組織撮像用器具、又は治療器具であってもよい。標的固定治具32a, 32b, 32cは、センサ装置16, 18, 20それぞれの先端部をこれら標的固定治具に対して固定した運動学的な姿勢に保持する。

#### 【0023】

図5は、運動中の解剖学的標的と器具標的の相対的な位置を追跡するために、構成500のシステム10を使用する方法550を示している。552では、構成500のシステム10が提供される。554では、基準固定治具14におけるセンサ装置16の既知の又は固定された姿勢が取得される。556では、センサ装置16は、基準固定治具14と標的固定治具32aとの間のセンサ装置の形状を決定するために問合せを受ける。具体的には、F B Gのひずみ測定値を使用して、ファイバの長さに沿った特定の位置における光ファイバの屈曲部を規定するような局所的な曲がり測定値を決定する。一連の局所的な曲げ測定値は、光ファイバに沿った形状を決定するために統合(integrate)される。558では、標的固定治具32aにおける(ベースフレーム14に対する)センサ装置16の姿勢が、センサ装置16の決定された形状を使用して取得される。例えば、基準固定治具14

によって固定姿勢に保持されたセンサ装置を用いて、センサ装置の複合形状を基準固定治具における固定姿勢に累積的に適用して、標的固定治具 3 2 a におけるセンサ装置の姿勢を決定することができる。より詳細には、形状検知は、センサ装置の個別のセグメントにおける形状の推定を示す。全ての個別の形状の推定による変換は、姿勢のエンドポイントを取得するために統合される。

【数 1】

$${}^{base}T_{tip} = {}^{base}T_1 \cdot \prod_{i=1}^N {}^iT_{i+1} \cdot {}^NT_{tip}$$

10

ここで、 ${}^{base}T_{tip}$  (ベース T チップ) は、形状センサのベース (例えば、基準固定治具 1 4 に固定された座標フレーム) と先端チップとの間の均質な変換である。 ${}^iT_{i+1}$  は、長さセグメント  $i$  においてセンサによって推定された局所的な形状変換である。変換行列 ( ${}^iT_{i+1}$ ) の計算に関する更なる情報は、2008 年 6 月 30 日に出願された、"Fiber Optic Shape Sensor" を開示する米国特許第 7,720,322 号に確認され、この文献は、その全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。較正プロセスが、問合せシステム 1 2 において基準固定治具 1 4 とセンサ装置 1 6 の基端部 1 6 a との間の既知のオフセットを補正するようにさらに行ってもよい。

【0024】

こうして、標的固定治具におけるセンサ装置 1 6 の姿勢を、基準固定治具 1 4 の基準フレーム内で決定することができる。同様の技術を使用して、標的固定治具 3 2 b におけるセンサ装置 1 8 の姿勢及び標的固定治具 3 2 c におけるセンサ装置 2 0 の姿勢を、基準固定治具 1 4 に関して決定する。

20

560 では、標的固定治具 3 2 a, 3 2 b, 3 2 c の相対位置は、標的固定治具を基準固定治具に対して移動させる際に追跡することができる。例えば、患者を治療するための手術中に、脚部を、可動キャリア 4 4 に取り付けることができる。キャリア 4 4 が様々な離散的な位置又は非離散的な位置の間で移動されると、大腿骨 4 0 及び脛骨 4 2 が移動する。骨が移動すると、取り付けられた標的固定治具及びセンサ装置も移動し、標的固定治具の位置は、センサ装置 1 6, 1 8 によって追跡される。患者の脚部を治療するために器具 2 2 を移動すると、標的固定治具 3 2 c が、移動され且つセンサ装置 2 0 によって追跡される。こうして、大腿骨及び脛骨上での標的固定治具に対する機器の相対的な位置を追跡することができる。

30

【0025】

図 6 は、本開示の一実施形態に従ったセンサシステム 6 0 0 を示している。この実施形態では、順次連結された形状センサ装置は、独立して移動可能な複数の形状センサ装置によって引き起こされる手術領域への混乱を低減することができる。センサシステム 6 0 0 の構成では、センサ装置 6 0 2 は、セグメント 6 0 4, 6 0 6, 6 0 8 を含む。セグメント 6 0 4 は、基準固定治具 1 4 と患者の大腿骨に固定された標的固定治具 3 2 a との間に延びる少なくとも 1 つの光ファイバを含む。セグメント 6 0 6 は、標的固定治具 3 2 a と患者の脛骨に固定された標的固定治具 3 2 b との間に延びる少なくとも 1 つの別個の光ファイバを含む。セグメント 6 0 8 は、標的固定治具 3 2 b と外科用器具 2 2 のハンドピースに固定された標的固定治具 3 2 c との間に延びる少なくとも 1 つの別個の光ファイバを含む。セグメント 6 0 4 における光ファイバの先端エンドポイントは、セグメント 6 0 6 における光ファイバの基端エンドポイントと並置することができる。あるいはまた、セグメント 6 0 4 における光ファイバの先端エンドポイントは、既知の距離及び向きだけセグメント 6 0 6 における光ファイバの基端エンドポイントから分離することができる。例えば、エンドポイント同士の間で固定された既知の機械的幾何学的形状が存在してもよく、すなわちエンドポイントの位置は、互いに対して又は基準フレームに対して追跡又は測定することができる。エンドポイント同士の間で既知の関係をj用いて、エンドポイント同士の間の変換を結び付けることができる。

40

50

## 【 0 0 2 6 】

一実施形態では、小型の問合せ器を、標的固定治具 3 2 a 及び 3 2 b に結合してもよい。メインの問合せ器 1 2 は、形状センサ 6 0 4 に問い合わせ、標的固定治具 3 2 a の姿勢を決定することができる。標的固定治具 3 2 a における小型の問合せ器は、形状センサ 6 0 6 に問い合わせ、標的固定治具 3 2 a に関してセンサ 6 0 6 の形状及び標的固定治具 3 2 b の姿勢を決定することができる。セグメント 6 0 6 の形状及び標的固定治具 3 2 b の姿勢に関するデータは、セグメント 6 0 4 を介して、例えば専用の通信光ファイバ又はマルチコアファイバの選択されたコア上で電気信号又は無線として制御システム 2 7 に伝達される。セグメント 6 0 4 及び 6 0 6 に関する形状情報を組み合わせて、基準固定治具 1 4 に対する標的固定治具 3 2 b についての姿勢を決定することができる。標的固定治具 3 2 b における小型の問合せ器は、形状センサ 6 0 8 に問い合わせ、標的固定治具 3 2 b に関してセンサ 6 0 8 の形状及び標的固定治具 3 2 c の姿勢を決定することができる。セグメント 6 0 8 の形状及び標的固定治具 3 2 c の姿勢に関するデータは、セグメント 6 0 4 , 6 0 6 を介して例えば専用の通信光ファイバ又はマルチコアファイバの選択されたコア上で電気信号又は無線として制御システム 2 7 に伝達される。セグメント 6 0 4 , 6 0 6 , 6 0 8 に関する形状情報を組み合わせて、基準固定治具 1 4 に対する標的固定治具 3 2 c についての姿勢を決定することができる。固定治具 3 2 c の姿勢は、固定治具 3 2 c と、固定治具 3 2 b と、固定治具 3 2 a と、基準固定治具 1 4 との間の変換を計算することによって決定される。例えば、固定治具 3 2 b の基準フレームにおけるセンサ 6 0 8 の形状及び固定治具 3 2 c の姿勢を決定した後に、固定治具 3 2 c の姿勢を、(センサ 6 0 6 の形状に基づいて)固定治具 3 2 a の基準フレームに変換する。次に、固定治具 3 2 a の基準フレームにおける固定治具 3 2 c の姿勢を、(センサ 6 0 4 の形状に基づいて)基準固定治具 1 4 の基準フレームに変換する。

## 【 0 0 2 7 】

あるいはまた、標的固定治具 3 2 a , 3 2 b における小型の問合せ器のそれぞれは、形状データを制御システム 2 7 に無線で送信するような無線通信装置を装備することができる。さらに別の代替形態では、小型の問合せ器を省略してもよく、形状センサ装置のセグメント 6 0 2 は、接続部を介して問い合わせを許可する光カプラによって結合することができる。患者の脚部が外科手術中に移動されると、センサシステム 6 0 0 は、標的固定治具 3 2 a , 3 2 b , 3 2 c の相対的な位置を追跡する。(実質的にその全長に沿って回折格子を有する)より長い個々の形状センサが基準固定治具と個々の標的固定治具との間に延びる実施形態と比較して、システム内で全体的に F B G がより少ないので、センサシステム 6 0 0 の構成は、減衰損失を低減することができる。

## 【 0 0 2 8 】

様々な代替実施形態では、光ファイバのあらゆるセグメントは、形状に関連しないデータも搬送することができる。例えば、光ファイバは、装置のステータス(例えば、電源オン、電源オフ、アイドル状態)についての情報;器具又は標的の識別情報;(例えば、器具、センサ装置、及び/又は標的固定治具についての)使用回数を送信する信号を搬送することができる。形状に関連しないデータは、例えば、マルチコア光ファイバの専用のコアを介して送信してもよく、又は共通のコアを介して送信するために形状に関するデータと多重化してもよい。光ファイバは、外力を受けている光ファイバのセグメントからのひずみ情報を送信することもできる。例えば、器具ハンドピース上の屈曲要素からのひずみ情報は、光ファイバを介して送信され、屈曲要素に加えられた線形力又はトルクを推定するために使用することができる。ユーザによって器具に加えられた又は器具により患者組織に加えられた力やトルクを測定するための光学ひずみ感知の使用に関する更なる情報は、2006年9月29日に出願された、"Force and Torque Sensing For Surgical Instruments"を開示する米国特許出願第11/537,241号、及び2007年9月29日に出願された、"Force Sensing for Surgical Instruments"を開示する米国特許第8,375,808号に確認され、これらの文献は、その全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。

様々な代替実施形態では、センサ装置及び標的固定治具は、単回の使用後に使い捨ててもよい。更なる代替実施形態では、センサ装置の光ファイバは、バリ取り器、ドリル、のこぎり、又は他の電動器具やネットワーク機器等の器具等の既存の電力又は通信ケーブルに組み込んでよい。

#### 【0029】

図7は、本開示の実施形態に従ったセンサシステム650を示している。センサシステム650の構成では、連結されたセンサ装置652は、互い違いのセグメント654, 656, 658を含む。セグメント654は、基準固定治具14と、標的固定治具32aと、標的固定治具32bと、標的固定治具32cとの間に延びる少なくとも1つの光ファイバを含む。格子は、標的固定治具32bと32cとの間のセグメント654の一部に沿ってのみ延びることができる。セグメント654が問合せ器12によって問い合わせされた場合に、固定治具32bと32cとの間のセグメント654の一部に関する形状情報のみが返される。F B Gのこの限定された使用は、格子がセグメント654全長に沿って延びる場合に予想されるものと比較して減衰損失を低減することができる。非格子化光ファイバは比較的低い信号損失を受ける。セグメント656は、基準固定治具14と、標的固定治具32aと、標的固定治具32bとの間に延びる少なくとも1つの光ファイバを含む。格子は、標的固定治具32aと32bとの間のセグメント656の一部に沿ってのみ延びることができる。セグメント656が問合せ器12によって問い合わせされた場合に、固定治具32aと32bとの間のセグメント656の一部に関する形状情報のみが返される。セグメント658は、基準固定治具14と標的固定治具32aとの間に延びる少なくとも1つの光ファイバを含む。格子は、基準固定治具14と標的固定治具32aとの間のセグメント656の長さに沿って延びることができる。セグメント658が問合せ器12によって問い合わせされた場合に、基準固定治具14と標的固定治具32aとの間のセグメント658の一部に関する形状情報のみが返される。セグメント658及び656からの形状情報は、標的固定治具32cの姿勢を決定するために、セグメント654からの形状情報と組み合わせられる。セグメント658及び656からの形状情報は、標的固定治具32bの姿勢を決定するために組み合わせられる。セグメント658からの形状情報は、標的固定治具32aについての姿勢情報を提供する。患者の脚部が外科手術中に移動されると、センサシステム650は、標的固定治具32a, 32b, 32cの相対的な位置を追跡する。

#### 【0030】

図8は、本開示の実施形態に従ったセンサシステム700を示している。この閉路の実施形態では、冗長なセンサ装置は、連結された形状センサ装置702と共に使用され、測定エラーを低減する。センサシステム700の構成では、センサ装置702は、セグメント704, 706, 708を含む。セグメント704, 706, 708の形状及び標的固定治具32a, 32b, 32cの姿勢は、システム600及び650について上述したように決定してもよい。この実施形態では、センサ装置710は、基準固定治具14と標的固定治具32aとの間に延びる。センサ装置712は、基準固定治具14と標的固定治具32cとの間に延びる。前述したような技術を使用して、センサ装置710は、標的固定治具32aの姿勢及びセンサの形状を決定するために問い合わせを受ける。冗長なセンサ装置710によって決定された標的固定治具32aの決定された姿勢は、平均化され、又は他の方法でセンサセグメント704によって決定された標的固定治具32aの姿勢と組み合わせることができる。こうして、冗長なセンサ装置710を使用して、標的固定治具32aの決定された姿勢の精度を向上させることができる。センサ装置712は、標的固定治具32cの姿勢及びセンサの形状を決定するために問い合わせを受ける。冗長なセンサ装置712によって決定された標的固定治具32aの決定された姿勢は、平均化され、又は他の方法でセンサセグメント704, 706, 708の累積により決定された標的固定治具32cの姿勢と組み合わせることができる。こうして、冗長なセンサ装置712を使用して、標的固定治具32cの決定された姿勢の精度を向上させる、又は光ファイバのエラーや破損を検出することができる。冗長なセンサ装置は、閉路によって基準固定治具

14に戻る変換を測定する必要があるため、システムの操作性のチェックも提供することができる。

#### 【0031】

上述したセンサシステムのいずれかは、手術領域内に延びる独立したセンサ装置に関連したあらゆる干渉を低減するために、滅菌ドレープに組み込んでよい。図9は、外科用の滅菌ドレープ720に組み込まれたセンサシステム600を示している。この本実施形態では、センサセグメント604、606は、センサセグメントの長さに沿って外科用ドレープ720に係留、埋め込み、又は他の方法取り付けられており、それによってセンサセグメントは、ドレープと共に移動する。器具に延びる部分608は、外科用ドレープ720に部分的に取り付けてもよく、又はドレープとは独立して移動可能であってもよい。ドレープ720は、標的固定治具32a、32bの領域において、接着材料を用いて脚部に接着してもよい。あるいはまた、ドレープ720は、標的固定治具32a、32bに直接的に接続することにより所定の位置に保持してもよい。

#### 【0032】

図10は、本開示の実施形態に従ったセンサシステム750を示している。この実施形態では、3つの冗長なセンサ装置752、754、756が、共通の基準固定治具14に取り付けられており、且つ異なるツール又は解剖学的位置に延びる。各センサ装置は、複数の（この実施形態では、3つの）光ファイバ形状センサを含む。光ファイバ形状センサは、単一コア又はマルチコアであってもよい。センサ装置752は、基準固定治具14と標的固定治具32aとの間に延びる。センサ装置752の形状センサのそれぞれは、標的固定治具32aについての推定された姿勢及びセンサの形状を決定するために問い合わせを受ける。標的固定治具32aについての決定された形状及び/又は推定された姿勢は、平均化され、又は他の方法でセンサ装置752の精密な推定値及び標的固定治具32aについての形状及び姿勢を決定するために組み合わせることができる。センサ装置754は、基準固定治具14と標的固定治具32bとの間に延びており、同様の方法を使用して、標的固定治具32bの精密な姿勢を決定する。センサ装置756は、基準固定治具14と標的固定治具32cとの間に延びており、同様な方法を使用して、標的固定治具32cの精密な姿勢を決定する。この実施形態のセンサ装置を含む光ファイバ形状センサは、光ファイバ同士の間での既知の空間的関係を有した状態でリボン構成として組み立てることができる。一般的に、リボン構成のセンサ装置同士の間での分離がより大きくなると、改善されたロール測定がもたらされ、こうして、改善された姿勢測定値をもたらす。

#### 【0033】

図11は、シングルコア又はマルチコアファイバである3つの光ファイバ762、764、766を含むリボン構成760の一実施形態を示している。光ファイバ762、764、766は、ポリマー、金属、天然繊維、又は追加の光ファイバを含む他の可撓性材料で形成されるリボン支持材料768に固定される。この実施形態では、リボン材料は、細長く形成され、略平坦であってもよい。光ファイバ762、764、766は、光ファイバ同士の間で一定の線形的な間隔S1を維持した状態でリボン材料768に固定される。様々な実施形態では、この間隔は、隣接する光ファイバの異なるペア同士の間で変化し得るが、そのリボンは、隣接する光ファイバ同士の間での選択された間隔を維持する。光ファイバ762、764、766は、リボンに埋め込んでよく、又は接着剤、機械的結合器、又は他の公知の接続システムによってリボン材料768に固定してもよい。

図12は、チューブ形状に配置されたリボン材料778に固定された3つの光ファイバ772、774、776を含むリボン構成770の別の実施形態を示している。この実施形態では、光ファイバは、光ファイバ同士の間で一定の半径方向間隔S2を維持した状態でリボン材料の内面に固定される。代替実施形態では、光ファイバは、光ファイバ同士の間で一定の間隔を有した状態でリボン材料の外面に固定してもよい。

#### 【0034】

図13は、骨固定用ハードウェア782に組み込まれた光ファイバセンサ装置780を示している。センサ装置780は、前述したセンサ装置のいずれかと実質的に同様であっ

てもよい。この実施形態では、骨固定用ハードウェアは、骨ねじであるが、様々な代替実施形態では、骨固定用ハードウェアは、骨クランプ、骨プレート、骨ネイル、ピン、ステーブル、又は骨に結合するための他の機械的コネクタであってもよい。骨固定用ハードウェア 782 は、前述した実施形態のいずれかの標的固定治具として使用することができる。この実施形態では、センサ装置 780 は、骨固定用ハードウェアに恒久的に結合されており、それによって骨固定用ハードウェアを取り外した場合に、センサ装置のみを患者の解剖学的構造から取り外すことができる。

#### 【0035】

図 14 は、結合機構 792 に取り付けられた光ファイバセンサ装置 790 を示している。骨固定用ハードウェア 794 は、結合機構 792 に着脱可能に接続された結合機構 796 と嵌合する。互いに接続されると、結合機構 792、796 は、センサ装置 790 の先端部 791 を骨固定用ハードウェア 794 に対して固定した姿勢に維持する。結合機構 792、796 は、クリップ、クランプ、ツイストロック、ねじ接続、磁気接続、又はスナップ式嵌め込み接続を含む任意の公知の結合システムを用いて互いに接続することができる。結合機構 792、796 は、骨固定用ハードウェアをセンサ装置 790 から切り離すように着脱可能にすることができる。この実施形態の結合機構を用いて、標的固定治具及びセンサ装置を迅速に接続及び切断することができる。

図 15 は、ひずみ緩和装置 804 を含む骨固定用ハードウェア 802 に結合された光ファイバセンサ装置 800 を示している。ひずみ緩和装置 804 によって、骨固定用ハードウェア 802 に対する接続部でのセンサ装置 800 のきつい光ファイバの曲げ又は他の高いひずみ構成を防止する。ひずみ緩和装置 804 は、穿孔、コイル、ループ、又は他の公知の可撓性の相互接続装置を含む又は含まないような可撓性プラスチック又はゴムジャケットであってもよい。

#### 【0036】

説明したセンサシステム構成のいずれかを使用して、コンピュータ支援システムを含む医療介入処置を支援することができる。コンピュータ支援システムは、ロボット介入システム等の遠隔操作介入システムを含んでもよい。図 16 の図を参照すると、例えば、外科用、診断用、治療用、又は生検用処置において使用される遠隔操作介入システムが、参照符号 400 によって概して示されている。図 16 に示されるように、遠隔操作介入システム 400 は、一般的に、患者 P が配置される手術台 O に又はこの近くに取り付けられたロボットアセンブリ 402 を含む。介入器具システム 404 が、ロボットアセンブリ 402 に作動可能に結合される。オペレータ入力システム 406 によって、外科医 S が手術部位を視認して、介入器具システム 404 の動作を制御するのを可能にする。

#### 【0037】

オペレータ入力装置 406 は、通常、手術台 O と同じ部屋に位置するような外科医コンソールに配置することができる。もっとも、外科医 S は、患者 P とは別の部屋に又は全く別の建物に位置し得ることを理解すべきである。オペレータ入力システム 406 は、一般的に、介入器具システム 404 を制御するための 1 つ又は複数の制御装置（複数可）を含む。制御装置（複数可）は、ハンドグリップ、ジョイスティック、トラックボール、データグローブ、トリガガン、手動制御装置、音声認識装置、タッチスクリーン、身体の動き又は存在センサ等の多数の様々な入力装置を含むことができる。いくつかの実施形態では、制御装置（複数可）は、ロボットアセンブリの介入器具と同じ自由度で提供され、テレプレゼンスを外科医に提供する、又は制御装置（複数可）が器具と一体化しているような知覚を提供し、外科医は器具を直接的に制御しているような強い感覚を有することになる。他の実施形態では、制御装置（複数可）は、関連する介入器具よりも多い又は少ない自由度を有しており、依然としてテレプレゼンスを外科医に提供することができる。いくつかの実施形態では、制御装置（複数可）は、6 つの自由度で動く手動入力装置であり、これの制御装置は、（例えば、顎部を把持して閉じる、電位を電極に印加する、薬物療法を送達する等をするために）器具を作動させるための作動ハンドルも含み得る。

#### 【0038】

ロボットアセンブリ 402 は、介入器具システム 404 をサポートしており、且つ 1 つ又は複数の非サーボ制御リンク（例えば、所定の位置に手動で位置付けられ且つロックされる 1 つ又は複数のリンク、一般的にセットアップ構造と呼ばれる）及びロボットマニピュレータの運動学的構造を含むことができる。ロボットアセンブリ 402 は、介入器具 404 の入力装置を駆動させる複数のアクチュエータ（例えば、モータ）を含む。これらのモータは、制御システム（例えば、制御システム 412）からのコマンドに応答して、能動的に動く。モータは、介入器具 404 に結合された場合に、自然に又は手術によって形成された解剖学的オリフィスに介入器具を前進させる及び／又は介入器具の先端部を複数の自由度で動かすことができる駆動システムを含み、3 つの自由度の直線運動（例えば、X, Y, Z 座標軸に沿った直線運動）及び 3 つの自由度の回転運動（例えば、X, Y, Z 座標軸回りの回転）を含むことができる。また、モータを使用して、生検装置等の顎部で組織を把持するための、器具の関節接合可能なエンドエフェクタを作動させることができる。

10

#### 【0039】

ロボット介入システム 400 は、ロボットアセンブリの器具に関する情報を受信するための 1 つ又は複数のサブシステムを有するセンサシステム 408 も含む。センサシステム 408 は、例えば、上述した構成のいずれかの形状センサ装置 10 を含むことができる。センササブシステムは、器具の先端部から画像を取り込むための電磁（EM）位置センサシステム及び／又は可視化システムも含むことができる。

ロボット介入システム 400 は、センサシステム 408 のサブシステムによって生成された手術部位及び介入器具 404 の画像を表示するための表示システム 410 も含む。ディスプレイ 410 及びオペレータ入力システム 406 は、オペレータが、実質的に真のものが作業空間に存在しているかのように視認して、介入器具システム 404 及びオペレータ入力システム 406 を制御することができるように向き合せされる。真のものの存在は、表示された組織画像が、オペレータに、このオペレータが画像位置に物理的に存在しており且つ画像の視点から組織を直接的に視認しているかのように表示されることを意味する。

20

#### 【0040】

代替的に又は追加的に、表示システム 410 は、コンピュータ断層撮影（CT）、磁気共鳴画像診断（MRI）、X 線透視法、サーモグラフィ、超音波、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）、赤外線画像、インピーダンスイメージング、レーザーイメージング、ナノチューブ X 線イメージング等の撮像技術を使用して手術前に記録され及び／又はモデル化された手術部位の画像を提示することができる。提示された手術前画像は、2 次元、3 次元、又は 4 次元（例えば、時間ベース又は速度ベースの情報を含む）画像及びモデルを含むことができる。

30

いくつかの実施形態では、表示システム 410 は、介入器具の実際の位置が手術前又は同時の画像と共に記録され（例えば、動的に参照され）、外科用器具のチップの位置における内部手術部位のバーチャル画像を外科医に提供するような仮想の可視化画像を表示することができる。

#### 【0041】

40

他の実施形態では、表示システム 410 は、介入器具の実際の位置が、（手術前に記録された画像を含む）以前の画像又は同時画像と共に記録され、手術部位における介入器具のバーチャル画像を外科医に提示するような仮想の可視化画像を表示することができる。介入器具を制御する外科医を支援するために、介入器具 404 の一部の画像をバーチャル画像に重畳してもよい。

ロボット介入システム 400 は、制御システム 412 も含む。制御システム 412 は、介入器具システム 404 と、オペレータ入力システム 406 と、センサシステム 408 と、表示システム 410 との間で制御を行うための、少なくとも 1 つのプロセッサ（図示せず）、典型的には複数のプロセッサを含む。制御システム 412 は、算術加算器又は論理加算器、及び 1 つ又は複数のメモリ装置等の論理ユニットを含む一般的なコンピュータ構

50

成要素を含むことができる。制御システム 4 1 2 は、プログラムされた命令（例えば、命令を格納するコンピュータ可読媒体）も含み、本明細書で説明される方法の一部又は全てを実施する。

#### 【0042】

制御システム 4 1 2 が、図 1 6 の簡略化した概略図に単一のブロックとして示されているが、このシステムは、多数のデータ処理回路を含んでもよく、処理の一部は、必要に応じて、ロボットアセンブリ 4 0 2 で又はこれに隣接して実行され、一部は、オペレータ入力システム 4 0 6 等で実行される。制御システム 2 4、センサ処理及び制御システム 2 7 は、制御システムの構成要素であってもよい。多種多様な集中型又は分散型データ処理アーキテクチャのいずれかを用いてもよい。同様に、プログラムされた命令は、多数の別々のプログラム又はサブルーチンとして実装してもよく、又はそれら命令は、本明細書で説明するロボットシステムの多数の他の態様に組み込んでもよい。一実施形態では、制御システム 1 1 2 は、ブルートゥース（登録商標）、I r D A、ホーム R F、I E E E 8 0 2 . 1 1、D E C T、及び無線テレメトリ等の無線通信プロトコルをサポートする。

#### 【0043】

いくつかの実施形態では、制御システム 4 1 2 は、1 つ又は複数のサーボ制御装置を含んでおり、介入器具システム 4 0 4 からオペレータ入力システム 1 0 6 の対応する 1 つ又は複数のサーボモータに力及びトルクフィードバックを提供することができる。サーボ制御装置（複数可）は、ロボットアセンブリ 4 0 2 に命令する信号を送信して、患者の身体の開口部を介してこの身体内の内部手術部位内に延びる介入器具 4 0 4 を移動させることもできる。任意の適切な従来の又は特殊なサーボ制御装置を使用してもよい。サーボ制御装置は、ロボットアセンブリ 4 0 2 から分離される、又はロボットアセンブリ 4 0 2 と一体化することができる。いくつかの実施形態では、サーボ制御装置及びロボットアセンブリは、患者の身体に隣接して位置付けされたロボットアームカートの一部として設けられる。

#### 【0044】

制御システム 4 1 2 は、仮想可視化システムをさらに含み、介入器具 4 0 4 にナビゲーション支援を提供することができる。仮想可視化システムを使用する仮想ナビゲーションは、解剖学的通路の 3 次元構造に関連して取得されたデータセットに対する参照に基づくものである。具体的には、仮想可視化システムは、コンピュータ断層撮影（CT）、磁気共鳴画像診断（MRI）、X 線透視法、サーモグラフィ、超音波、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）、赤外線画像、インピーダンスイメージング、レーザーイメージング、ナノチューブ X 線イメージング、デジタル化プローブ取得等の撮像技術を使用して記録され及び/又はモデル化された手術部位の画像を処理する。ソフトウェアを使用して、記録した画像を、部分的な又は全体的な解剖学的臓器又は解剖学的領域の 2 次元又は 3 次元モデルに変換する。モデルは、通路及びそれら接続部の様々な位置や形状を示す。モデルを生成するために使用した画像を、臨床診断中に手術前又は手術中に記録してもよい。代替実施形態では、仮想可視化システムは、標準的なモデル（すなわち、特定の患者ではない）、又は標準モデル及び患者の固有データのハイブリッドを使用してもよい。

#### 【0045】

仮想ナビゲーション手順の間に、センサシステム 4 0 8 を使用して、患者の解剖学的構造に対する器具のおおよその位置を計算することができる。この位置を使用して、患者の解剖学的構造のマクロレベル追跡画像及び患者の解剖学的構造の内部バーチャル画像の両方を生成することができる。仮想可視化システム等からの手術前に記録された手術画像と一緒に介入実装形態を記録し且つ表示するために光ファイバセンサを使用する様々なシステムが、知られている。このようなシステムは、例えば、2 0 1 1 年 5 月 1 3 日に出願された、“Medical System Providing Dynamic Registration of a Model of an Anatomical Structure for Image-Guided Surgery”を開示する米国特許出願第 1 3 / 1 0 7 , 5 6 2 号に記載されており、この文献は、その全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。

## 【 0 0 4 6 】

ロボット介入システム 4 0 0 は、照明システム、操作制御システム、洗浄システム、及び／又は吸引システム等のオプションのオペレーション及びサポートシステム（図示せず）をさらに含んでもよい。代替実施形態では、ロボットシステムは、複数のロボットアセンブリ及び／又は複数のオペレータ入力システムを含んでもよい。マニピュレータアセンブリの正確な数は、他の要因の中でもとりわけ、外科手術及び手術室内の空間的制約に依存する。複数のオペレータ入力システムを並置してもよく、又はそれらを別々の位置に配置してもよい。複数のオペレータ入力システムによって、複数のオペレータが１つ又は複数のマニピュレータアセンブリを種々の組合せで制御することを可能にする。

## 【 0 0 4 7 】

本発明の実施形態の１つ又は複数の要素は、制御システム 4 1 2 等のコンピュータシステムのプロセッサ上で実行されるソフトウェアとして実装してもよい。ソフトウェアで実装された場合に、本発明の実施形態の要素は、基本的に、必要なタスクを実行するためのコードセグメントである。伝送媒体又は通信リンクを通じた搬送波で具現化されるコンピュータデータ信号を介してダウンロードしてもよいプログラム又はコードセグメントを、プロセッサ可読記憶媒体又は記憶装置に格納することができる。プロセッサ可読記憶装置は、光媒体、半導体媒体、及び磁気媒体を含む、情報を格納することができる任意の媒体を含むことができる。プロセッサ可読記憶装置の例は、電子回路；半導体装置、半導体記憶装置、読取り専用メモリ（ROM）、フラッシュメモリ、消去可能なプログラマブル読取り専用メモリ（EPROM）；フロッピーディスク、CD-ROM、光ディスク、ハードディスク、又は他の記憶装置等を含む。コードセグメントは、インターネット、イントラネット等のコンピュータネットワークを介してダウンロードしてもよい。

## 【 0 0 4 8 】

提示されるプロセス及び表示は、特定のコンピュータ又は他の装置に本質的に関連しなくてもよいことに注意されたい。様々なこれらのシステムに必要な構成は、特許請求の範囲において要素として表される。また、本発明の実施形態は、特定のプログラミング言語を参照して記載されるわけではない。本明細書に説明されているように、様々なプログラミング言語が、本発明の教示を実践するために使用することができることを理解されるであろう。

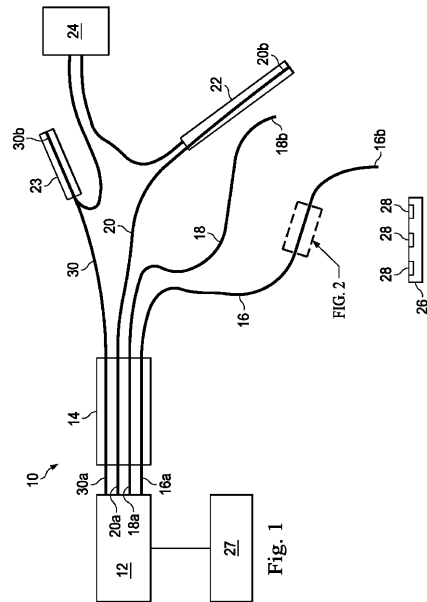
本発明の特定の例示的な実施形態について説明し且つ添付の図面に示してきたが、このような実施形態は、単なる例示であり、広範な本発明に対する制限ではなく、本発明の実施形態は、様々な他の修正が当業者に想起されるので、図示され及び説明された特定の構成及び配置に限定されるものではないことを理解すべきである。

10

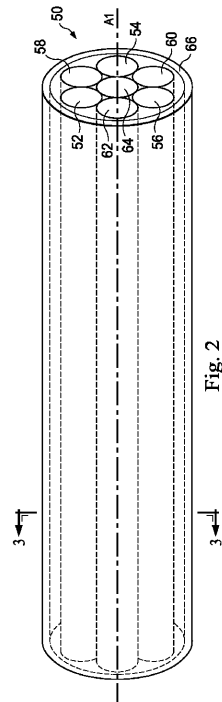
20

30

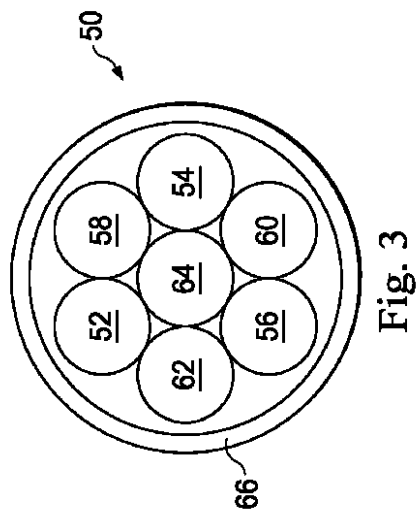
【図 1】



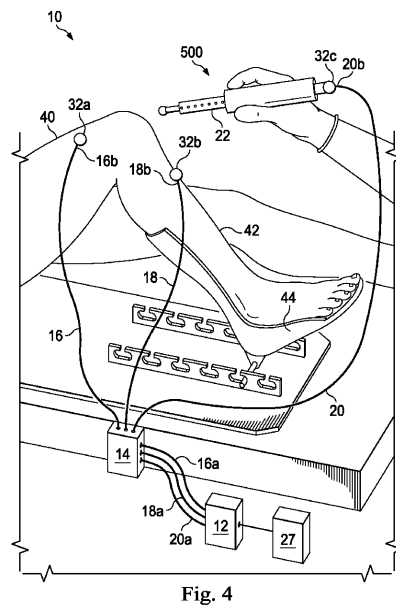
【図 2】



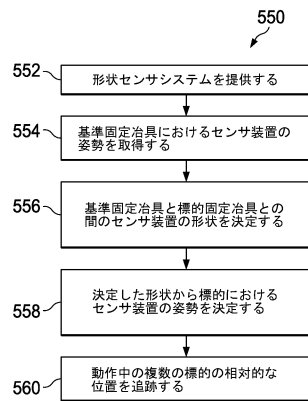
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

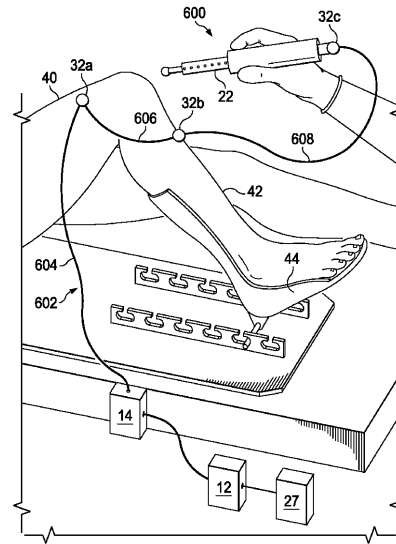


Fig. 6

【図 7】

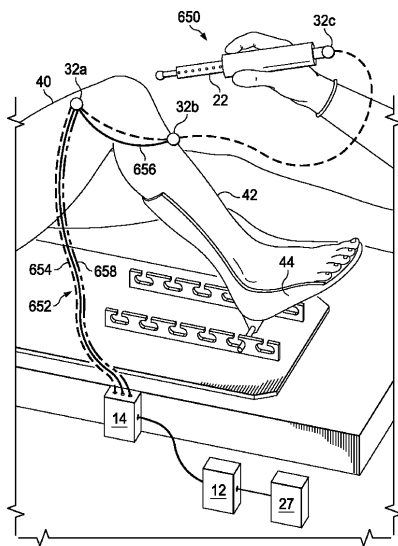


Fig. 7

【図 8】

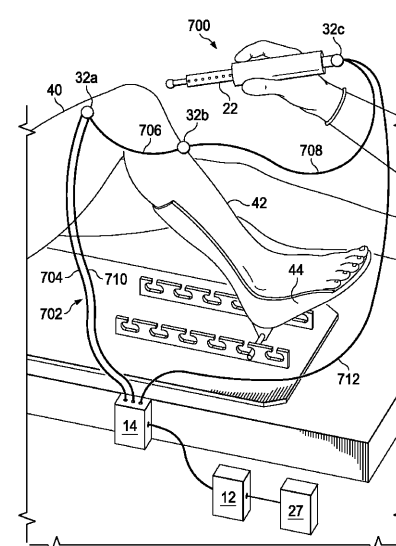
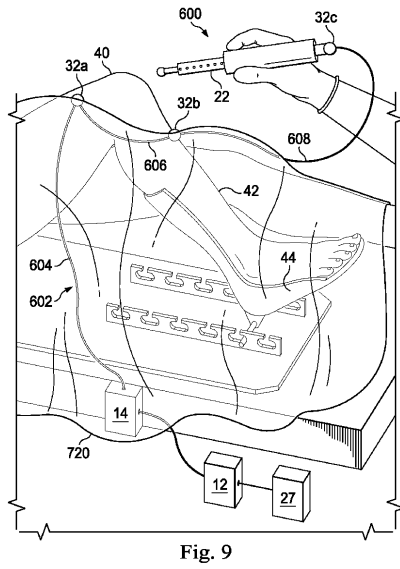
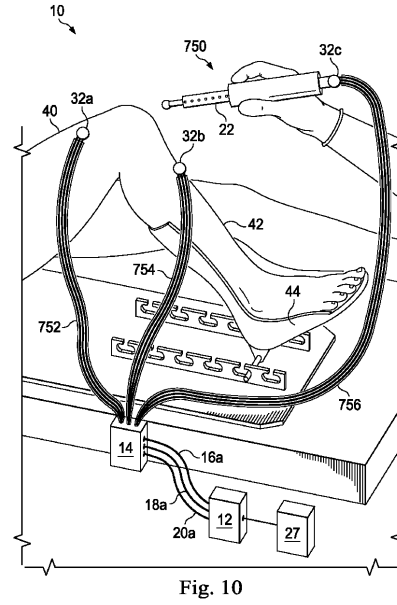


Fig. 8

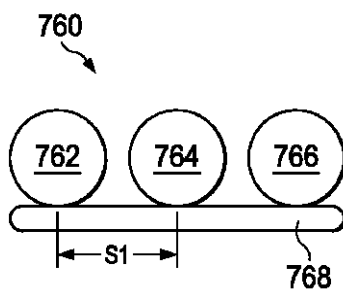
【図 9】



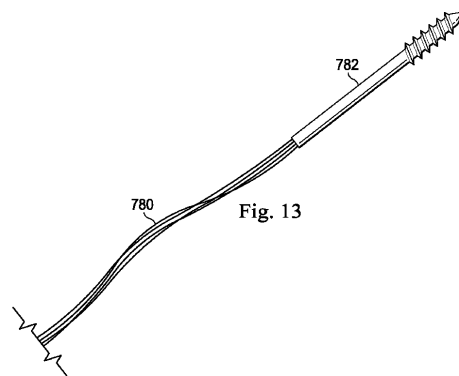
【図 10】



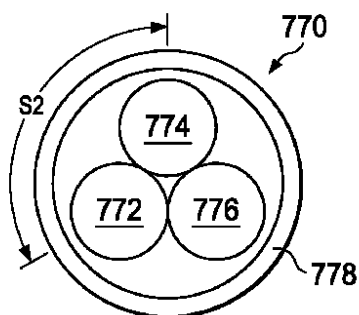
【図 11】



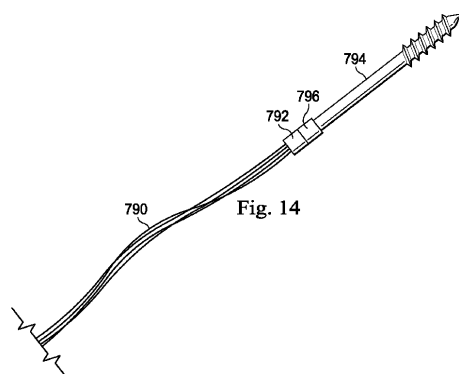
【図 13】



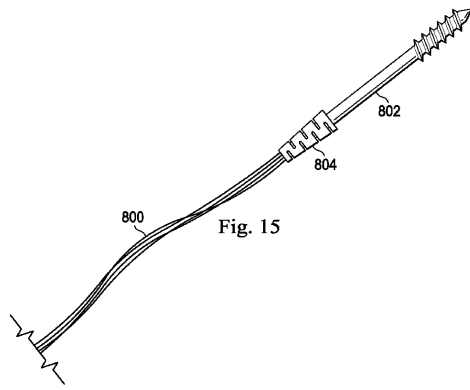
【図 12】



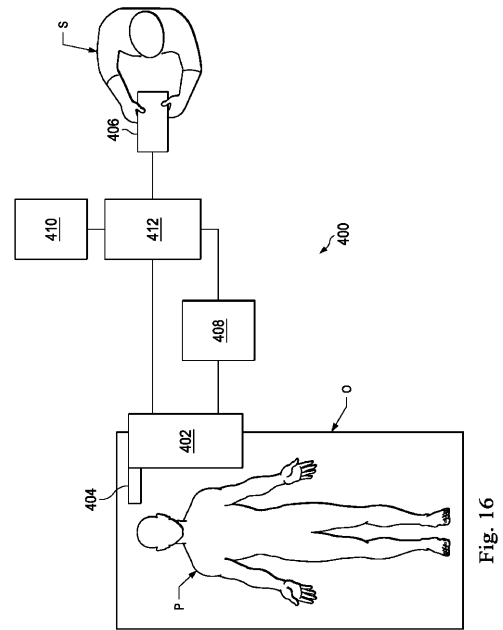
【図 14】



【図 15】



【図 16】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ディマイオ, サイモン, ピー  
アメリカ合衆国 94086 カリフォルニア州, サニーヴェイル, ポンデローザ・アヴェニュー  
976, #エー
- (72)発明者 ラーキン, デイヴィッド, キュー  
アメリカ合衆国 94025 カリフォルニア州, メンロパーク, ウッドランド・アヴェニュー  
913
- (72)発明者 デュインダム, ヴィンセント  
アメリカ合衆国 94040 カリフォルニア州, マウンテンビュー, カリフォルニア・ストリー  
ト 2005, #5

審査官 槻木澤 昌司

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0314925(US, A1)  
特表2013-519432(JP, A)  
国際公開第2013/057703(WO, A1)  
国際公開第2013/061212(WO, A1)  
国際公開第2012/168855(WO, A1)  
特表2015-504324(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 34/20