

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6706576号
(P6706576)

(45) 発行日 令和2年6月10日(2020.6.10)

(24) 登録日 令和2年5月20日(2020.5.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-538080 (P2016-538080)
 (86) (22) 出願日 平成26年11月27日 (2014.11.27)
 (65) 公表番号 特表2017-500935 (P2017-500935A)
 (43) 公表日 平成29年1月12日 (2017.1.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/066378
 (87) 国際公開番号 WO2015/092581
 (87) 国際公開日 平成27年6月25日 (2015.6.25)
 審査請求日 平成29年9月7日 (2017.9.7)
 (31) 優先権主張番号 61/916,821
 (32) 優先日 平成25年12月17日 (2013.12.17)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

前置審査

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 最小侵襲性のインターベンションのための形状センシングされるロボット超音波

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1つのファイバを各々が有する複数の形状センシング可能な医療装置と、

1 又は複数の形状センシング可能な可動フィーチャを有するロボットであって、前記 1
 又は複数の形状センシング可能な可動フィーチャが、前記複数の形状センシング可能な医
 療装置に結合され、前記複数の形状センシング可能な医療装置を作動させる、ロボットと

、
 前記少なくとも1つの光学ファイバ及び前記ロボットの形状センシング可能な可動
 フィーチャから光学信号を受け取り、光学信号を解釈して、前記複数の形状センシング可
 能な医療装置の各々及び前記ロボットについて形状センシングデータを提供するように構
 成される光学センシングモジュールと、

前記形状センシングデータを使用して前記複数の形状センシング可能な医療装置及び前
 記ロボットを互いにレジストレーションし、知られている経路で前記複数の形状センシ
 ング可能な医療装置の各々を移動させることによって前記複数の形状センシング可能な医
 療装置を互いにレジストレーションするように構成されるレジストレーションモジュールと

を有する形状センシングシステム。

【請求項 2】

前記レジストレーションモジュールは、前記複数の形状センシング可能な医療装置のう
 ちの1つを、前記複数の形状センシング可能な医療装置の他のものの視野内における既知

10

20

の位置に位置付けることによって、前記複数の形状センシング可能な医療装置をレジストレーションするように構成される、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 3】

前記レジストレーションモジュールが、前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々を固定具に配置し、知られている態様で前記固定具を移動させることによって、前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションするように構成される、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 4】

前記レジストレーションモジュールは、前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々からの画像を比較することによって、前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションするように構成される、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

10

【請求項 5】

前記複数の形状センシング可能な医療装置は、医療措置の周りにフィットされる少なくとも 1 つのファイバを有する形状センシングスリーブによって該医療装置に固定される少なくとも 1 つのファイバ、医療装置のチャンネル内に配置される少なくとも 1 つのファイバ、医療装置のヘッド部に結合される少なくとも 1 つのファイバ、及び収縮チューブによって医療装置に固定される少なくとも 1 つのファイバのうち、少なくとも 1 つのファイバを有する、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 6】

20

前記設定可能な装置が、前記形状センシングデータをフィードバックとして使用する閉ループロボットを有する、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 7】

前記レジストレーションモジュールが、予め規定された間隔でレジストレーションを更新するように構成される、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 8】

前記複数の形状センシング可能な医療装置が、内視鏡、超音波プローブ及び医療装置を有し、ロボットが、プロシージャを実施するために前記超音波プローブからのレジストレーションされた入力に基づいて前記内視鏡の画像ビューのロケーションに前記医療装置をナビゲートするように構成される、請求項 1 に記載の形状センシングシステム。

30

【請求項 9】

プロセッサと、

前記プロセッサに結合されるメモリ装置であって、

少なくとも 1 つの光学ファイバから光学信号を受け取り、光学信号を解釈して、複数の形状センシング可能な医療装置の各々及び前記複数の形状センシング可能な医療装置に結合された 1 又は複数の形状センシング可能な可動フィーチャを有するロボットについての形状センシングデータを提供する光学センシングモジュールと、

前記形状センシングデータを使用して前記複数の形状センシング可能な医療装置及び前記ロボットを互いにレジストレーションし、知られている経路で前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々を移動させることによって前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションするレジストレーションモジュールと、
を記憶するように構成されたメモリ装置と、
を有するワークステーション。

40

【請求項 10】

前記レジストレーションモジュールが、前記複数の形状センシング可能な医療装置のうちの少なくとも 1 つを、前記複数の形状センシング可能な医療装置の他のものの視野における既知の位置に位置付けることによって、前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションする、請求項 9 に記載のワークステーション。

【請求項 11】

前記レジストレーションモジュールは、前記複数の形状センシング可能な医療装置の各

50

々を固定具に配置し、知られている態様で前記固定具を移動させることによって、前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションする、請求項 9 に記載のワークステーション。

【請求項 1 2】

前記レジストレーションモジュールは、前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々からの画像を比較することによって、前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションする、請求項 9 に記載のワークステーション。

【請求項 1 3】

前記ワークステーションが更に、前記複数の形状センシング可能な医療装置を有し、前記複数の形状センシング可能な医療装置は、医療装置の周りにフィットされる少なくとも 1 つのファイバを有する形状センシングスリーブによって該医療装置に固定される少なくとも 1 つのファイバ、医療装置のチャンネル内に配置される少なくとも 1 つのファイバ、医療装置のヘッド部に結合される少なくとも 1 つのファイバ、及び収縮チューブによって医療装置に固定される少なくとも 1 つのファイバのうち、少なくとも 1 つのファイバを有する、請求項 9 に記載のワークステーション。

【請求項 1 4】

形状センシングシステムの作動方法であって、前記形状センシングシステムは、
複数の形状センシング可能な医療装置と、
前記複数の形状センシング可能な医療装置に結合された 1 又は複数の形状センシング可能な可動フィーチャを有するロボットと、
光学センシングモジュールと、
レジストレーションモジュールと
を有し、前記方法は、
前記光学センシングモジュールが、前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々及び前記ロボットについての形状センシングデータを計算するステップと、
前記レジストレーションモジュールが、前記形状センシングデータを使用して前記複数の形状センシング可能な医療装置及び前記ロボットを互いにレジストレーションし、知られている経路で前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々を移動させることによって前記複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションするステップと、
を有する方法。

【請求項 1 5】

前記レジストレーションするステップは、前記複数の形状センシング可能な医療装置のうち少なくとも 1 つを、前記複数の形状センシング可能な医療装置の他のものの視野内の既知の位置に位置付けることを含む、請求項 1 4 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療器具に関し、特に最小侵襲性のインターベンションのための形状センサされる超音波装置に関する。

【背景技術】

【0002】

腎部分切除術及び前立腺切除術のような特定の最小侵襲性のプロシージャにおいて、超音波が、健康組織と腫瘍組織との間のマージンを識別するために使用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

超音波プローブは、かなり大きく、健康組織と腫瘍組織との間の判別のために、解剖学的領域を先に走査するためにロボットアームに一般に搭載される。その後、プローブは、関心領域から離れるほうに移動される。外科医は、超音波プローブを通じて識別される関

10

20

30

40

50

心のある解剖学的ロケーションを記憶し、内視鏡ビューにおいてそのスポットを頭の中で位置付ける。これは、外科医が内視鏡ビューにおいて外科ツールをナビゲートし、腫瘍の除去をガイドすることを可能にする。しかしながら、情報のこの頭の中での集積化は、長期の訓練を必要とし、エラーを起こしやすい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本原理によれば、形状センシングシステムは、少なくとも1つのファイバを各々が有する複数の形状センシング可能な医療装置を有する。光学センシングモジュールは、少なくとも1つの光学ファイバから光学信号を受け取り、光学信号を解釈して、複数の形状センシング可能な医療装置の各々について形状センシングデータを提供するように構成される。レジストレーションモジュールは、形状センシングデータを使用して複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションするように構成される。

10

【0005】

ワークステーションは、プロセッサ及びプロセッサに結合されるメモリ装置を含む。メモリは、少なくとも1つの光学ファイバから光学信号を受け取り、光学信号を解釈して、複数の形状センシング可能な医療装置の形状センシングデータを提供するように構成される光学センシングモジュールと、形状センシングデータを使用して複数の形状センシング可能な医療装置を互いにレジストレーションするように構成されるレジストレーションモジュールと、を記憶するために構成される。

20

【0006】

方法は、複数の形状センシング可能な医療装置を被検体に提供することを含む。形状センシングデータは、複数の形状センシング可能な医療装置の各々について計算される。複数の形状センシング可能な医療装置は、形状センシングデータを使用して互いにレジストレーションされる。

【0007】

本開示のこれら及び他の目的、特徴及び利点は、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り、実施形態は、添付の図面に関連して理解されることができる。

【0008】

この開示は、以下の図面を参照して好適な実施形態を以下に詳しく説明する。

【図面の簡単な説明】

30

【0009】

【図1】1つの例示の実施形態により構成される形状センシングシステムを示すブロック/フロー図。

【図2】1つの例示の実施形態による内視鏡ビュー及び超音波ビューを含む表示を示す図。

【図3】1つの例示の実施形態による光学形状センシングスリーブに取り付けられる超音波プローブを示す図。

【図4】1つの例示の実施形態による、収縮チューブを使用して固定される少なくとも1つのファイバを有する超音波プローブを示す図。

【図5】1つの例示の実施形態による、ヘッド部に結合される1又は複数のファイバを有する超音波プローブを示す図。

40

【図6】1つの例示の実施形態による形状センシングプロシージャの方法を示すブロック/フロー図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本原理により、最小侵襲性のインターベンションのための形状センシングロボット超音波のシステム及び方法が提供される。超音波プローブ及び内視鏡のような1又は複数の医療装置が、光学形状センシングと統合される。形状センシングは、少なくとも1つのファイバを、例えばスリーブ、収縮チューブ、プローブ内のチャンネル、パッチアタッチメント等を使用して1又は複数の医療装置に固定することによって、1又は複数の医療装置と統合さ

50

ることができる。形状センシングデータに基づいて、レジストレーションが、1又は複数の医療装置の間で実施される。レジストレーションは、例えばランドマークを利用して、固定具を利用して、画像を利用して、行われることができる。ある実施形態において、1又は複数の医療装置は、設定可能な装置又はロボットガイダンスのためのロボットの1又は複数の可動フィーチャに結合される。1又は複数の可動フィーチャもまた、センシング形状と統合されることができ、それにより、それらの相対位置がわかる。

【0011】

プロシージャ（例えば腎部分切除、前立腺切除、その他）の最中、形状センシング可能な超音波プローブ及び内視鏡が用いられることができる。超音波プローブは、健康組織と腫瘍組織との間の判別を行うため前もって調べるために使用されることができる。腫瘍組織が識別されると、内視鏡は、そのロケーションにナビゲートされることができる。超音波プローブ及び内視鏡の形状センシングに基づくレジストレーションは、それらの相対ロケーションが知られることを可能にし、これは、腫瘍ロケーションへのロードマップを外科医に提供する。更に、形状センシングに基づくレジストレーションは、内視鏡ビューと少なくとも部分的に重ね合せられる又は並置される超音波画像の表示を可能にする。これは、関心領域の正確なターゲティング、オペレータが視覚化表現を理解する容易さ、及び潜在的に改善される技術的成功及び臨床結果を有する短縮されたプロシージャ時間をもたらす。

【0012】

更に、本発明が、医療器具に関して記述されることが理解されるべきであるが、本発明の教示は、より広いものであり、任意のファイバ光学器具に適用可能である。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、すなわち肺、消化管、排出器官、血管等の身体のすべての領域におけるプロシージャに適用できる。図に示される素子は、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複数の機能を提供することができる。

【0013】

図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を通じて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、又は一部が共用されることが可能な複数の個別のプロセッサによって、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とは解釈されるべきでなく、非限定的に、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」）、不揮発性記憶装置等を暗黙的に含むことができる。

【0014】

更に、本発明の原理、見地、実施形態及び実施形態の特定の例を列挙するすべてのステートメントは、それらの構造的な等価物及び機能的な等価物の両方を含むことが意図される。更に、このような等価物は、現在知られている等価物及び将来開発される等価物（すなわち、構造に関わらず、同じ機能を実施する開発された素子）の両方を含むことが意図される。従って、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コンポーネント及び/又は回路の概念図を表すことが当業者により理解される。同様に、任意のフローチャート、フロー図等は、コンピュータ又はプロセッサが明示的に図示されているか否かに関わらず、コンピュータ可読記憶媒体において実質的に表現され、従って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るとさまざまなプロセスを表すことが理解される。

【0015】

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って又はそ

10

20

30

40

50

れに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製品の形をとりうる。この記述の目的で、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、装置又は機器によって又はそれに関連して使用されるプログラムを含み、記憶し、通信する、伝搬し又は運びいかなる装置であってもよい。媒体は、電子、磁気、光学、電磁、赤外線又は半導体のシステム（又は機器又は装置）又は伝搬媒体でありうる。コンピュータ可読媒体の例は、半導体又は固体メモリ、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、及び光学ディスクを含む。光学ディスクの現在の例は、リードオンリメモリ（CD-ROM）のようなコンパクトディスクや、リード/ライト（CD-R/W）、ブルーレイ及びDVDのようなコンパクトなディスクを含む。

10

【0016】

同様の数字が同じ又は同様の素子を表す図面を参照し、及び最初に図1を参照して、形状センサロボット超音波のシステム100が、一実施形態に従って例示的に示されている。システム100は、ワークステーション又はコンソール102を有することができ、かかるワークステーションから、プロシージャが指揮され及び/又は管理される。ワークステーション102は、好適には、1又は複数のプロセッサ104及びプログラム、アプリケーション及び他のデータを記憶するメモリ110を有する。システム100の機能及びコンポーネントは、1又は複数のワークステーション又はシステムに統合されることができることが理解されるべきである。

20

【0017】

ワークステーション102は、被検体の内部画像をビューするためのディスプレイ106を有することができる。ディスプレイ106は、ユーザが、ワークステーション102並びにそのコンポーネント及び機能とインタラクトすることを可能にしうる。これは、ワークステーション102とのユーザ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、ジョイスティック又は任意の他の周辺機器又は制御機器を含むことができるユーザインタフェース108によって一層容易にされる。

【0018】

形状センシングシステムは、装置118に搭載される又はそれと統合される光学センシングユニット/モジュール130及び形状センシング装置120を有する。光学センシングモジュール130は、形状センシング装置又は光学形状センシング（OSS）用のシステム120からの光学フィードバック信号を解釈するように構成される。光学センシングモジュール130は、光学信号フィードバック（及び例えば電磁（EM）追跡のような任意の他のフィードバック）を使用して、1又は複数の医療装置又は器具118及び/又はその周囲領域と関連する変形、撓み及び他の変化を再構成するように構成される。これは、装置118の形状、方向、その他を解釈するために使用されるひずみ又は他のパラメータの決定を可能にする。装置118は、例えばプローブ、イメージング装置、内視鏡、カテーテル、ガイドワイヤ、ロボット、電極、フィルタ装置、バルーン装置又は他の医療装置又はコンポーネント等の1又は複数の介入装置を有することができる。

30

【0019】

形状センシングシステムは、選択された信号を提供し光学応答を受け取る光学インタロゲータ112を有する。光源114は、インタロゲータ112の一部として又は形状センシング装置120に光信号を提供する別個のユニットとして、提供されることができる。形状センシング装置120は、1又は複数の設定されたパターンで装置118に結合される1又は複数の光学ファイバ122を有する。光学ファイバ122は、装置118の形状の検出及び補正/較正のためにそれらのジオメトリを利用するように構成される。光学センシングモジュール130は、器具又は装置118の追跡を可能にするために、光学センシングモジュール115（例えば形状決定プログラム）と共に動作する。光学ファイバ122は、配線124を通じてワークステーション102に接続する。配線124は、必要に応じて、ファイバ光学素子、電氣的接続、他の計装、その他を有することができる。

40

50

【0020】

ファイバ光学素子を有する形状センシングシステム120は、ファイバ光学のブラッググレーティングセンサを利用するものでありうる。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の波長を透過する光学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バリエーションを加えることによって達成され、これは、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が、特定の波長を阻止する組み込み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。

【0021】

ファイバブラッググレーティングの動作の背後の基本原理は、屈折率が変化するインタフェースの各々におけるフレネル反射である。ある波長について、さまざまな周期の反射光は同期し、それにより、反射の場合は強め合う干渉が存在し、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センシティブである。これは、ブラッググレーティングがファイバ光学センサのセンシング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、測定される対象(例えばひずみ)は、ブラッグ波長のシフトを生じさせる。

【0022】

この技法の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って分布されることができることである。埋め込まれるファイバの長さに沿って3又は複数のコアをさまざまなセンサ(計器)と一体にすることは、このような構造の3次元の形が、1mmより高い正確さを伴って精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たさまざまな位置に、多数のFBGセンサが位置されることができる(例えば、3又は複数のファイバセンシングコア)。各々のFBGのひずみ測定から、構造の当該位置における曲率が推定されることができる。測定された複数の位置から、全体の3次元形状が決定される。

【0023】

ファイバ素子のブラッググレーティングに代わるものとして、従来の光学ファイバの固有の後方散乱が利用されることもできる。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いてレイリー散乱を使用することである。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た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長さの範囲内に延びる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。向上されたレイリー散乱が更に用いられることができる。向上されたレイリー散乱は、レイリー散乱と同様であるが、固有の後方散乱に代わって、ファイバ内の不純物のレベルが増加され、その結果として、より高い信号を与える。

【0024】

1又は複数の装置118は、好適には、イメージング装置及び外科装置を有する複数の装置118を有する。好適な実施形態において、イメージング装置は、1又は複数のイメージングシステム126の部分でありうる超音波プローブ及び内視鏡を有する。他の装置118又はイメージング装置が更に、例えば2つの内視鏡、2つの超音波プローブ、超音波プローブを有する形状物(ある瞬間に又はある時間にわたって形状物でコーティングされるボリューム)又はビデオ画像とのさまざまな組み合わせにおいて用いられることができる。装置118は、イメージングボリューム132を生成するために、プロシージャの間、イメージングデータを収集することによって被検体116のターゲットを発見し又は観察するために用いられることができる。ターゲットは、例えば病変、外傷部位、機能している器官、その他を含みうる被検体116上又は被検体116内の任意の関心領域を含みうる。各々のイメージング装置からの画像132が、同じ時間に又は異なる時間に取得されることができる。1つの例において、超音波プローブは、2次元プローブ、3次元ブ

10

20

30

40

50

ローブ（例えばPhilipsのS8-3t MicroTEEプローブ）、又は4次元プローブ（すなわち3次元プラス時間）でありうる。プローブの選択は、臨床アプリケーションに基づくことができる。

【0025】

好適には、複数の装置118がOSS可能であるように、複数の装置118の各々が形状センシング120と統合される。形状センシング120は、（1）装置118の本体にOSSスリーブをフィットさせる、（2）装置118内部のチャンネル内にOSSファイバ122を配置する、（3）例えばテープ/パッチアタッチメント等を使用して装置118のヘッド部にOSSファイバ122を結合する、又は（4）装置118の長さの一部又は全体にわたって収縮チューブ内にOSSファイバ122をおく、ことによって、装置118に統合されることができる。形状センシングシステム120を装置118と統合する他の手段が、OSS可能な装置を提供するために、本発明の文脈において用いられることもできる。

【0026】

レジストレーションモジュール134が、形状センシングデータを使用して複数の装置118を互いにレジストレーションするために用いられることができる。好適な実施形態において、複数の装置118は、OSS可能な超音波プローブ、OSS可能な内視鏡及びOSS可能な外科装置を有し、レジストレーションモジュール134は、超音波情報、内視鏡情報及び外科情報を互いにレジストレーションするように構成されることができる。これは、改善されたワークフローを可能にするユーザ（例えば外科医）のためのロードマップを生成する。レジストレーションは、ランドマークを利用する、固定具を利用する、又は画像を利用するものでありうる。レジストレーションの他の方法が更に本原理の文脈において用いられることができる。特に有用な実施形態において、OSS可能な医療装置に対するOSS可能なイメージング装置のレジストレーションが、連続的に（例えば、リアルタイムに、設定された時間間隔で、その他で）更新され、それによって、プロシージャが実施されているとき、動的に更新されたロードマップを外科医に提供する。

【0027】

一実施形態において、レジストレーションモジュール134は、ランドマークに基づくレジストレーションを実施する。ランドマーク（例えば、基準マーカ、被検体116の解剖学的基準ポイント、その他）の知られている位置が、基準位置として用いられる。第1のOSS可能な装置118は、3次元イメージングのために、他のOSS可能な装置の視野内における3又はそれより多くの基準位置に移動される（2次元の場合は2又はそれより多くの基準位置が可能でありうる）。例えば、OSS可能な超音波プローブが、内視鏡視野内の3つの基準位置に移動されることができ、又は、OSS可能な内視鏡が、超音波視野内の3つの基準位置に移動されることができる。特に有用な実施形態において、OSS可能な装置118の各々は、他のOSS可能な装置の視野内の3又はそれより多くの基準位置に移動され、これは、最適化のために組み込まれた冗長性を提供する。

【0028】

別の実施形態において、レジストレーションモジュール134は、固定具に基づくレジストレーションを実施する。各々のOSS可能な装置118が、或る固定具内に配置される。固定具は、知られている態様で移動される。一実施形態において、それぞれの装置118は、各装置118ごとに異なる時間（例えば1つずつ順に）に同じ固定具に配置される。別の実施形態において、それぞれの装置118は、（同じ時間に又は個々の異なる時間に）それぞれ異なる固定具内に配置される。例えば、各固定具の移動は、知られている経路を有する又は知られている速度又は加速を有することによって、知られる。経路間の関係に基づいて、複数の装置118のロケーションは、互いに知られる。

【0029】

更に別の実施形態において、レジストレーションモジュール134は、画像に基づくレジストレーションを実施する。イメージング装置（例えばX線）が、OSS可能な装置118の像を取得することができ、OSSは、X線の中の装置118の位置に整合されるこ

とができる。同様に、超音波プローブは、X線に整合されることができ、内視鏡は、画像に基づくレジストレーションのために、装置の相対的な姿勢及び方向を決定するために、X線に整合されることができる。

【0030】

このイメージング情報は、装置118の知覚された位置及び方向を補正するために用いられることができる。

【0031】

1つの特に有用な実施形態において、ワークステーション102は、ロボット128を任意に有することができる。ロボット128は、可動フィーチャを有する設定可能な装置又はロボットを含みうる。(複数の)可動フィーチャは、リンク機構、付属物、ジョイントなどをもつアームを有することができる。ロボット128のアームは、1又は複数の装置118に結合されることができ、これは、ロボット128が、制御された態様で装置118を作動させることを可能にする。理論上、ロボット128の相対的な姿勢及び方向は、(複数の)可動フィーチャの運動学的な移動から解読可能でありうる。しかしながら、これは、先端部における機械的許容差及び制御のため非常に困難である(例えば近位領域の2mmの並進は、遠位位置で全く同じように現れる必要はない)。印加される電圧又は近位部の力の制御に基づいて、ロボット装置の遠位先端がどこにあるかを正確に知ることは可能でないことがある。

【0032】

好適には、装置118及び/又はロボット128のアームが、形状センシング装置120と統合され、それにより、各アームの相対位置が、ロボットの位置及び移動に基づいて知られる。OSSを用いることは、すべての装置の動きが、OSSの座標系である単一の座標系に記録されることを可能にする。その結果、複数の装置118(例えば、超音波プローブ、内視鏡、外科装置、その他)の各々の動的な動きが、記録されることができる。ロボット128は、OSSからのフィードバックを使用した開ループロボット及び閉ループロボットでありうる。

【0033】

プロシージャ(手作業又はロボットによる)の間、形状センシング装置120からの形状センシングデータが、レジストレーションのためにOSS可能な装置118(例えば超音波プローブ及び内視鏡)について収集される。外科医は、OSS可能な装置118の動きを追跡するので、除去すべき腫瘍の正確なロケーションがわかる。ディスプレイ106及び/又はユーザインタフェース108は、内視鏡ビューからの関心のあるロケーションの超音波画像を表示するために用いられることができる。これは、例えばランドマーク、関心領域などにおいて、内視鏡ビューの上に少なくとも超音波画像の一部をオーバーレイすることを含むことができる。術中補正及び動き補償(例えば心拍、呼吸、その他に基づく)が、画像内でそれらを考慮するために実施されることができる(例えば、呼吸による変形は、形状センシングを使用して測定されることができる)。

【0034】

一実施形態において、OSS可能なイメージング装置は、被検体116内をあちらこちらに移動されることができ、OSSによりその位置を追跡することによって、より大きい視野が、互いに縫合されることができ、これは、ターゲット領域のより良好な視覚化を可能にする。別の実施形態において、オペレータは、オペレータが進行するに従って、リアルタイムの視覚化のために、第1のイメージング装置(例えば超音波イメージング)において識別されたランドマーク、関心のある他のポイント、又は情報の有用な部分を、第2のイメージング装置(例えば内視鏡ビュー)にドロップすることができる。例えば、超音波画像では、オペレータは、良性組織及び悪性組織の間の境界を観察することができる。少数のランドマーク又はラインが、選択されることができ、これらのポイント/ラインが、内視鏡ビューに(例えばオーバーレイされて又は並べられて)表示されることができる。別の例において、ロボット128は、選択されたラインに基づいてプロシージャ(例えば、はさみ又は焼灼器)を実施するために用いられることができる。プロシージャの直後に

10

20

30

40

50

、OSS可能な超音波プローブ118は、プロシージャが成功した（例えばターゲット腫瘍は除去された）ことを確認するために使用されることができる。形状センシングシステム120を用いることによって、外科医は、すばやく容易にターゲットロケーションにナビゲートし、必要な場合はプロシージャを繰り返すことができる。

【0035】

ある実施形態において、術前情報が、イメージング装置118の視覚化表現（例えば内視鏡の視覚化表現）とレジストレーションされることができる。術前イメージングは、任意のプロシージャに先立って、別の設備、ロケーション、その他において実施されることができる。OSSは、仮想内視鏡ビューを生成するために用いられることができ、こうして、外科医が、プロシージャをより安全に且つより速く実施することを可能にする。仮想画像は、例えばコンピュータトモグラフィ（CTスキャン）、コーンビームCT、磁気共鳴イメージング（MRI）、超音波イメージングなどの以前に取得されたデータに基づいて、（例えば内視鏡からの）実際の画像がどのように見えうるかの描写でありうる。

【0036】

図2を参照して、ディスプレイ200は、1つの例示の実施形態により、プロシージャ（例えば腎部分切除）の間の内視鏡ビュー202及び超音波ビュー204を示す。超音波ビュー204は、健康組織と腫瘍組織の間の区別を行うために、解剖学的領域を前もって走査する。腫瘍208は、超音波ビュー204において識別される。内視鏡装置及び超音波装置は、装置の間のレジストレーションを可能にするためにOSS可能である。これは、外科装置206が、内視鏡ビュー202の腫瘍208のロケーションに手動で又はロボット制御でガイドされることを可能にする。OSS可能な装置をレジストレーションすることによって、ターゲット領域までの外科医のためのロードマップが、ワークフローを改善するために生成されることができる。ある実施形態において、内視鏡ビュー202は、超音波ビュー204（例えば腫瘍208）の少なくとも部分的なオーバーレイを含むことができる。

【0037】

図3を参照して、1つの実施形態によるOSS可能な超音波プローブ300が示される。超音波プローブ302は、プローブ302の長さにわたってOSSスリーブ304に取り付けることによって、光学形状センシングと統合される。スリーブ304は、形状センシングのために、プローブ302に沿ってファイバを固定する。スリーブ304は、ファイバがプローブ302に固定されるように、ファイバ及びプローブ302の長さの周りにフィットするように構成される任意の構造を有することができることが理解されるべきである。

【0038】

図4を参照して、OSS可能な超音波プローブ400は、1つの例示の実施形態に従って表示される。超音波プローブ402は、光学形状センシングを使用する収縮チューブ404と統合される。ファイバは、少なくともプローブ402の長さの一部に沿って、小さいチューブ内に配置されることができる。チューブ内に位置付けられると、収縮チューブ404は、形状センシングのためにチューブをプローブ402に固定するように適用される。収縮チューブ404がファイバ及びプローブ402の周りにしっかりフィットするように、熱が収縮チューブ404に与えられることができる。

【0039】

図5を参照すると、1つの例示の実施形態によるOSS可能な超音波プローブ500が示される。超音波プローブ502は、テープ/パッチアタッチメント504を使用してプローブ502のヘッド部にファイバを結合することによって、光学形状センシングと統合される。一実施形態において、テープ/パッチアタッチメント504が、ファイバをプローブ502のヘッド部に固定するために用いられる（点又は数ミリメートルでありうる）。ファイバの残りの部分はプローブ502に固定されないままであり、これは、ファイバが、経路の長さ変化を許容することを可能にする。別の実施形態において、テープ/パッチアタッチメント504は、プローブ502のヘッド部及びプローブ502の長さの近位

セクションに固定される。この実施形態において、バッファループが、経路の長さ変化を補償するために提供されることができ、テープ、接着剤などの、プローブ502のヘッド部にファイバを結合するための他のアプローチが、用いられることができる。

【0040】

図6を参照して、1つの例示の実施形態による形状センサロボット超音波のための方法を示すブロック/フロー図が、図示されている。ブロック602において、複数の形状センシング可能な医療装置が、被検体の周りに提供される。好適には、複数の医療装置は、形状センシング可能な超音波プローブ、内視鏡及び介入医療装置を有する。形状センシングは、例えばOSSスリーブ、収縮チューブ等を使用することによって、医療装置のチャンネル内に1又は複数のファイバを配置することによって、医療装置のヘッド部に1又は複数のファイバを(テープ又はパッチアタッチメントで)結合すること等によって、複数の医療装置に1又は複数のファイバを固定することにより医療装置に統合されることができ、形状センシングを統合する他の方法が用いられることもできる。一実施形態において、複数の医療装置は、1又は複数の可動フィーチャ(例えば、リンク機構、付属物、ジョイント)を有する設定可能な装置、例えばロボットに結合されることができ、1又は複数の可動フィーチャは、形状センシングと統合されることができ。

【0041】

ブロック604において、複数の形状センシング可能な医療装置の各々からの形状センシングデータが計算される。ブロック606において、複数の医療装置は、複数の医療装置の各々からの形状センシングデータに基づいて互いにレジストレーションされ、それにより、複数の医療装置の各々の相対位置が知られる。ブロック608において、レジストレーションは、ランドマークを利用するレジストレーション、固定具を利用するレジストレーション、及び画像を利用するレジストレーションの少なくとも1つを含むことができる。ランドマークを利用するレジストレーションは、他の医療装置の視野内の3又はそれより多くの知られている位置に医療装置を位置付けることを含む。固定具を利用するレジストレーションは、複数の医療装置の各々を固定具に配置することを含む。同じ固定具が、それぞれ異なる時間に用いられることができ、又はそれぞれ異なる固定具が用いられてもよい。固定具は、知られている状態で、すなわち、知られている経路で又は知られている速度又は加速で移動される。医療装置の相対ロケーションは、経路間の関係に基づいてわかる。画像を利用するレジストレーションは、医療装置の相対位置及び方向を決定するために、複数の医療装置からのイメージングデータを比較することを含む。

【0042】

ブロック610において、プロシージャは、ターゲット上で実施される。ブロック612において、プロシージャを実施することは、レジストレーションに基づいて第2の医療装置のロケーションに第1の医療装置をナビゲートすることを含む。ロケーションは、ターゲットのロケーションでありうる。ブロック614において、複数の医療装置の画像が、複数の医療装置の知られている相対ロケーションに基づいて視覚化されることができ、視覚化は、第2の医療装置の画像に、第1の医療装置からの画像を少なくとも部分的にオーバーレイする又は並置することを含むことができる。視覚化は更に、より大きい視野を提供するために医療装置の複数の視野を互いに縫合することを含むことができる。視覚化は、視覚化において、被検体からの動き(例えば呼吸によるもの)を補償することを含むことができる。ブロック616において、レジストレーションは、プロシージャの最中に動的に更新されることができ、ブロック618において、プロシージャが完了した後、医療装置は、プロシージャが成功裏に実施されたことを確認するために前記ロケーションにナビゲートされることができ。

【0043】

添付の請求項を解釈する際に、

a)「含む、有する」という語は、与えられた請求項に列挙されるもの以外の別の素子又は工程の存在を除外しない；

b)素子に先行する「a」又は「an」という語は、このような素子の複数の存在を除外し

10

20

30

40

50

ない；

c) 請求項における参照符号は、それらの範囲を制限しない；

d) いくつかの「手段」は、同じアイテムによって表現されることができ、又はハードウェア又はソフトウェア実現される構造又は機能でありうる；

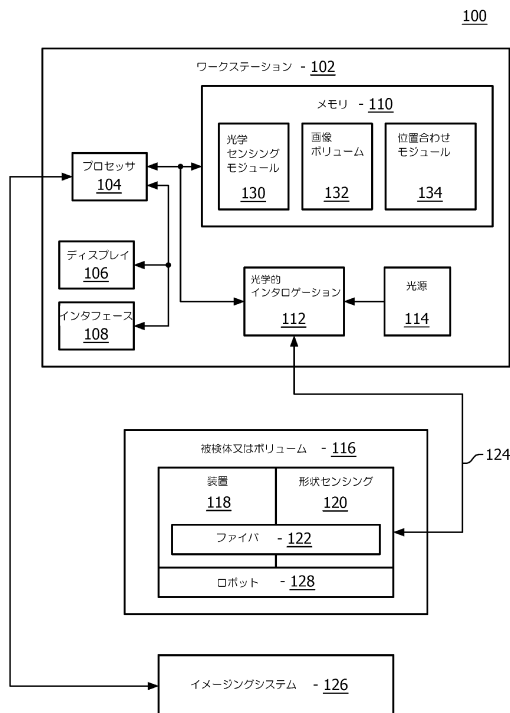
e) 特に示されない限り、工程の特定のシーケンスは必要とされることを意図しない。

【 0 0 4 4 】

最小侵襲性のインターベンションのための形状センスロボット超音波のための好適な実施形態を記述したが（説明的であって制限することを意図しない）、変更及び変形が、上述の教示を考慮して当業者によって実施されることができ、それらは、添付の請求項によって概要を記述されるここに開示される実施形態の範囲内にあることが理解されることができる。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、特許証によって主張され保護される必要のあるものは、添付の請求項に示される。

10

【 図 1 】



【 図 2 】

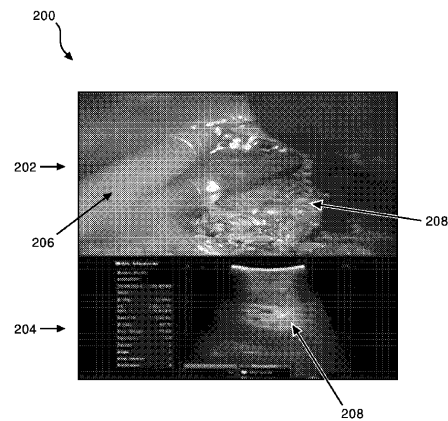


FIG. 2

【 図 3 】

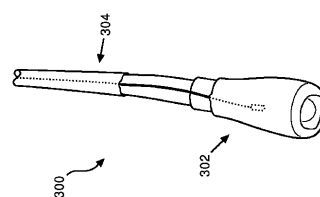


FIG. 3

【図 4】

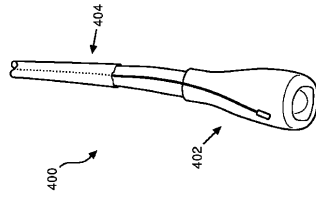


FIG. 4

【図 5】

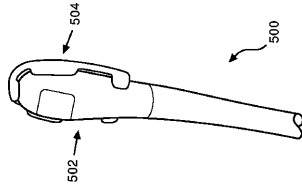
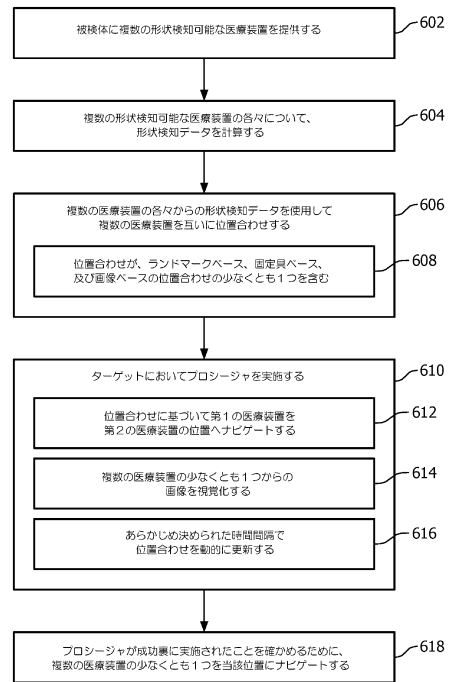


FIG. 5

【図 6】

600



フロントページの続き

(72)発明者 ラマチャンドラン バラット
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 カーヤ ネリマン ニコレッタ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 森口 正治

(56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0119727(US, A1)
特開平06-030896(JP, A)
国際公開第2013/056006(WO, A1)
特開2007-144150(JP, A)
特開2008-220802(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	形状敏感的机器人超声，可进行最少侵入性干预		
公开(公告)号	JP6706576B2	公开(公告)日	2020-06-10
申请号	JP2016538080	申请日	2014-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ラマチャンドランバラット カーヤネリマンニコレッタ		
发明人	ラマチャンドラン バラット カーヤ ネリマン ニコレッタ		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4254 A61B34/20 A61B34/30 A61B2034/2061 A61B2034/301 A61B1/00013 A61B1/00147 A61B2034/2063 A61B2090/364 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	61/916821 2013-12-17 US		
其他公开文献	JP2017500935A5 JP2017500935A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

形状感测系统包括多个启用了形状感测的医疗设备(118),每个医疗设备具有至少一根光纤(122)。该系统优选地是用于形状感测的机器人超声的系统,其包括内窥镜,超声探头,医疗设备和机器人。光学感测模块(130)被配置为从至少一条光纤接收光信号并解释该光信号以为多个启用了形状感测的医疗设备中的每一个提供形状感测数据。注册模块(134)被配置为使用形状感测数据将多个启用形状感测的医疗设备一起注册。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6706576号 (P6706576)
(45) 発行日 令和2年6月10日(2020.6.10)	(24) 登録日 令和2年5月20日(2020.5.20)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 2	
請求項の数 15 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-538080 (P2016-538080)	(73) 特許権者 590000248	
(86) (22) 出願日 平成26年11月27日(2014.11.27)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ	
(65) 公表番号 特表2017-500835 (P2017-500835A)	ヴェ	
(43) 公表日 平成29年1月12日(2017.1.12)	KONINKLIJKE PHILIPS	
(86) 国際出願番号 PCT/182014/066378	N. V.	
(87) 国際公開番号 W02015/092581	オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン	
(87) 国際公開日 平成27年6月25日(2015.6.25)	ドーフエン ハイテック キャンパス 5	
審査請求日 平成29年9月7日(2017.9.7)	2	
(31) 優先権主張番号 61/916,821	(74) 代理人 100122769	
(32) 優先日 平成25年12月17日(2013.12.17)	弁理士 苗田 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	
前置審査		
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 最小侵襲性のインターベンションのための形状センサされるロボット超音波		