

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号
特表2017-500935
(P2017-500935A)

(43) 公表日 平成29年1月12日(2017.1.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-538080 (P2016-538080)	(71) 出願人	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 ヴェ
(85) 翻訳文提出日	平成28年6月9日 (2016.6.9)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/066378		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開番号	W02015/092581		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(87) 国際公開日	平成27年6月25日 (2015.6.25)	(74) 代理人	100087789
(31) 優先権主張番号	61/916,821		弁理士 津軽 進
(32) 優先日	平成25年12月17日 (2013.12.17)	(74) 代理人	100122769
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 笛田 秀仙

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スされるロボット超音波

(57) 【要約】

形状センシングシステムは、少なくとも1つのファイバ122を各々が有する複数の形状センシング可能な医療装置118を有する。光学センシングモジュール130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の形状センシングデータを提供するように構成される。位置合わせモジュール134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位置合わせするように構成される。

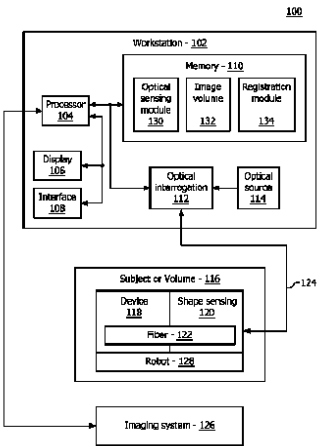


FIG. 1

【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、
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、前記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を互いに位置合わせするように構成される位置合わせモジュールと、
を有する形状センシングシステム。

【請求項 2】

前記位置合わせモジュールは、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位置合わせ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】

前記位置合わせモジュールが、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位置合わせ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】

前記位置合わせモジュールは、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位置合わせ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 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】

前記複数の形状センシング可能な医療装置に結合される 1 又は複数の可動フィーチャを有する設定可能な装置を更に有する、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 6 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 8】

前記 1 又は複数の可動フィーチャが、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、請求項 6 に記載の形状センシングシステム。

【請求項 9】

前記位置合わせモジュールが、予め規定された間隔で位置合わせ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 10】

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位置合わせ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。

【請求項 11】

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、

10

20

30

40

50

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を互いに位置合わせする位置合わせモジュールと、
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。

【請求項12】

前記位置合わせモジュールが、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位置合わせする、請求項11に記載のワークステーション。

10

【請求項13】

前記位置合わせモジュールは、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位置合わせする、請求項11に記載のワークステーション。

【請求項14】

前記位置合わせモジュールは、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位置合わせする、請求項11に記載のワークステーション。

20

【請求項15】

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11に記載のワークステーション。

【請求項16】

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ステップと、
前記複数の形状センシング可能な医療装置の各々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を互いに位置合わせするステップと、
を有する方法。

30

【請求項17】

前記位置合わせするステップは、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16に記載の方法。

【請求項18】

前記位置合わせするステップが、前記複数の形状センシング可能な医療装置を固定具に配置し、知られている態様で前記固定具を移動することを含む、請求項16に記載の方法。

40

【請求項19】

前記位置合わせするステップが、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を含む、請求項16に記載の方法。

【請求項20】

前記複数の形状センシング可能な医療装置が、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医療装置に固定される該少なくとも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

50

、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１６に記載の方法。

【請求項２１】

前記提供するステップは、前記複数の形状センシング可能な医療装置に結合される１又は複数の可動フィーチャを有する設定可能な装置を提供することを含む、請求項１６に記載の方法。

【請求項２２】

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である、請求項２１に記載の方法。

10

【請求項２３】

前記１又は複数の可動フィーチャが、１又は複数の形状センシング可能な可動フィーチャである、請求項２１に記載の方法。

【請求項２４】

前記位置合わせするステップは、予め規定された間隔で位置合わせを更新することを含む、請求項１６に記載の方法。

【請求項２５】

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、前記方法が更に、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位置合わせ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ロボットを使用して前記医療装置をナビゲートするステップを含む、請求項１６に記載の方法。

20

【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ス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。

30

【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。

40

【課題を解決するための手段】

【０００４】

本原理によれば、形状センスシステムは、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、複数の形状センス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。位置合わせモジュールは、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位置合わせするように構成される。

【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

50

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位置合わせするように構成される位置合わせモジュールと、を記憶するために構成される。

【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位置合わせされる。

10

【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】

【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。

20

【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。

【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】

30

【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れることができる。形状センシングデータに基づいて、位置合わせが、1又は複数の医療装置の間で実施される。位置合わせは、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。

40

【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位置合わせは、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位置合わせは、内視鏡ビューと少なくとも部分的

50

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。

【 0 0 1 2 】

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。

10

【 0 0 1 3 】

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。

20

【 0 0 1 4 】

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さまざまなプロセスを表すことが理解される。

30

【 0 0 1 5 】

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、伝搬し又は運ぶ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。

40

【 0 0 1 6 】

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

50

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。

【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する。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。

10

【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。

20

【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。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。

30

【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。

40

【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、これを意味する。FBG センサにおいて、測定される対象 (例えばひずみ) は、ブラ

50

ッグ波長のシフトを生じさせる。

【 0 0 2 2 】

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、1 mm 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 F B G 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 F B G 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。

10

【 0 0 2 3 】

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 3 D 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。

20

【 0 0 2 4 】

1 又は複数の装置 1 1 8 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 1 1 8 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 1 2 6 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 1 1 8 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 1 1 8 は、イメージングボリューム 1 3 2 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 1 1 6 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 1 1 6 上又は被検体 1 1 6 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 1 3 2 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 次元プローブ（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。

30

【 0 0 2 5 】

好適には、複数の装置 1 1 8 が O S S 可能であるように、複数の装置 1 1 8 の各々が形状センシング 1 2 0 と統合される。形状センシング 1 2 0 は、（ 1 ）装置 1 1 8 の本体に O S S スリーブをフィットさせる、（ 2 ）装置 1 1 8 内部のチャンネル内に O S S ファイバ 1 2 2 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 1 1 8 のヘッド部に O S S ファイバ 1 2 2 を結合する、又は（ 4 ）装置 1 1 8 の長さの一部又は全体にわたって収縮チューブ内に O S S ファイバ 1 2 2 をおく、ことによって、装置 1 1 8 に統合されることができる。形状センシングシステム 1 2 0 を装置 1 1 8 と統合する他の手段が、O S S 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。

40

【 0 0 2 6 】

位置合わせモジュール 1 3 4 が、形状センシングデータを使用して複数の装置 1 1 8 を

50

互いに位置合わせ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、位置合わせモジュール 134 は、超音波情報、内視鏡情報及び外科情報を互いに位置合わせ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。位置合わせは、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。位置合わせ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位置合わせが、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。 10

【0027】

一実施形態において、位置合わせモジュール 134 は、ランドマークに基づく位置合わせを実施する。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。 20

【0028】

別の実施形態において、位置合わせモジュール 134 は、固定具に基づく位置合わせを実施する。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。 30

【0029】

更に別の実施形態において、位置合わせモジュール 134 は、画像に基づく位置合わせを実施する。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、画像に基づく位置合わせのために、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。 40

【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釈可能でありうる。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 50

の 2 mm 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。

10

【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、位置合わせのために 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)。

20

【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 内をあらゆる方向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、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。

30

【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) と位置合わせ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グラフィックス (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。

40

【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

50

(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、装置の間の位置合わせ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可能な装置を位置合わせすることによって、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】

10

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】

20

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】

30

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る。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】

40

図6を参照して、1つの例示の実施形態による形状センシング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る。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る。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る。

50

【 0 0 4 1 】

ブロック 6 0 4 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 6 0 6 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位置合わせされ、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 6 0 8 において、位置合わせは、ランドマークを利用する位置合わせ、固定具を利用する位置合わせ、及び画像を利用する位置合わせの少なくとも 1 つを含むことができる。ランドマークを利用する位置合わせは、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。固定具を利用する位置合わせは、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、知られている態様で、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。画像を利用する位置合わせは、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。

10

【 0 0 4 2 】

ブロック 6 1 0 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 6 1 2 において、プロシージャを実施することは、位置合わせに基づいて第 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 6 1 4 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る。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 6 1 6 において、位置合わせは、プロシージャの最中に動的に更新されることができる。ブロック 6 1 8 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る。

20

【 0 0 4 3 】

30

添付の請求項を解釈する際に、

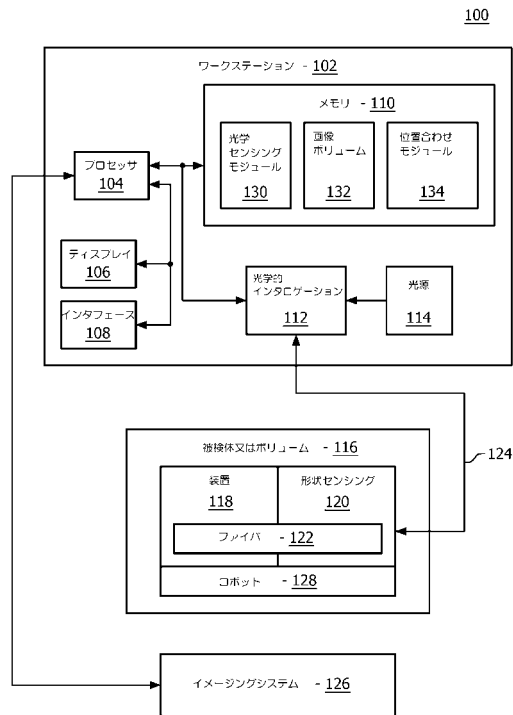
- a) 「含む、有する」という語は、与えられた請求項に列挙されるもの以外の別の素子又は工程の存在を除外しない；
- b) 素子に先行する「a」又は「an」という語は、このような素子の複数の存在を除外しない；
- c) 請求項における参照符号は、それらの範囲を制限しない；
- d) いくつかの「手段」は、同じアイテムによって表現されることができ、又はハードウェア又はソフトウェア実現される構造又は機能でありうる；
- e) 特に示されない限り、工程の特定のシーケンスは必要とされることを意図しない。

【 0 0 4 4 】

40

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、ことに注意されたい。従って、変更が、開示の特定の実施形態において行われることができ、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。

【図 1】



【図 2】

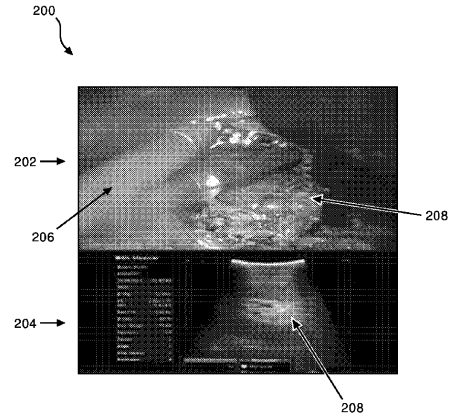


FIG. 2

【図 3】

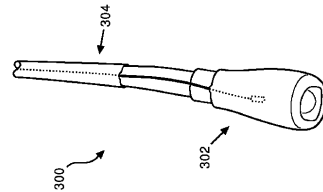


FIG. 3

【図 4】

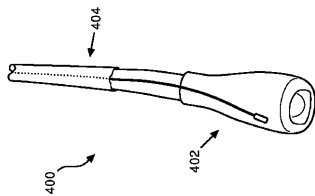


FIG. 4

【図 5】

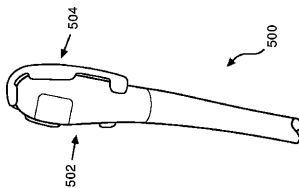
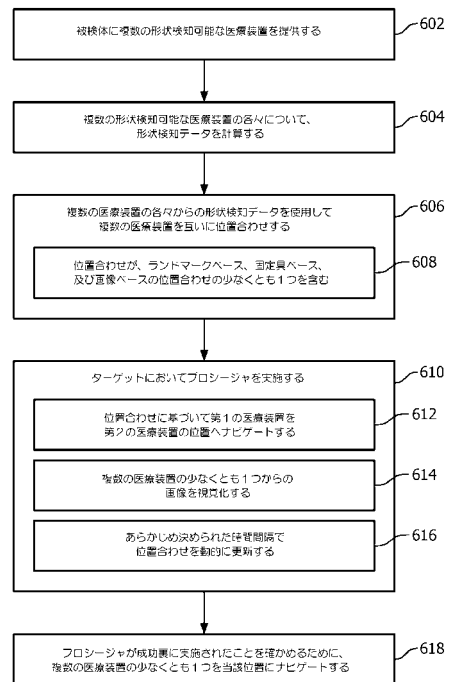


FIG. 5

【図 6】

600



【 国 際 調 査 報 告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2014/066378

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/00

ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2012/143885 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PARTHASARATHY VIJAY [US]; JAIN AM) 26 October 2012 (2012-10-26)	1-4,9, 11-14
Y	page 8 - page 9; figures 13, 14	5-8,10, 15
Y	----- US 2011/224684 A1 (LARKIN DAVID Q [US] ET AL) 15 September 2011 (2011-09-15) paragraphs [0034], [0036], [0043] - [0049], [0079] - [0104]; figures	5-8,15
Y	----- US 2002/183592 A1 (SUZUKI NAOKI [JP] ET AL) 5 December 2002 (2002-12-05) paragraphs [0168] - [0170], [0218] - [0220]; figures 10, 11, 33 ----- -/-	5,15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

X See patent family annex.

* Special categories of oiled documents :

A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

E earlier application or patent but published on or after the international filing date

L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is
 cited to establish the publication date of another citation or other
 special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

^T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 March 2015

Date of mailing of the international search report

26/03/2015

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer _____

Küster, Gunilla

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2014/066378

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Naoshi Koizumi ET AL: "Development of Three-Dimensional Endoscopic Ultrasound System with Optical Tracking" In: "LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE", 1 January 2002 (2002-01-01), Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, XP055177241, ISSN: 0302-9743 ISBN: 978-3-54-045234-8 vol. 2488, pages 60-65, DOI: 10.1007/3-540-45786-0_8, page 61 -----	5,15
Y	CAITLIN SCHNEIDER ET AL: "Intra-operative Pick-Up Ultrasound for Robot Assisted Surgery with Vessel Extraction and Registration: A Feasibility Study", 22 June 2011 (2011-06-22), INFORMATION PROCESSING IN COMPUTER-ASSISTED INTERVENTIONS, SPRINGER BERLIN HEIDELBERG, BERLIN, HEIDELBERG, PAGE(S) 122 - 132, XP047022927, ISBN: 978-3-642-21503-2 sections "Introduction", "Materials and Methods" and "Discussion" -----	10
A	JP 2004 049558 A (TOSHIBA CORP) 19 February 2004 (2004-02-19) paragraphs [0044] - [0047]; figure 6 -----	1,11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2014/066378**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 16-25
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/066378

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
WO 2012143885	A2	26-10-2012	CN	103607959 A		26-02-2014
			EP	2699166 A2		26-02-2014
			US	2014187919 A1		03-07-2014
			WO	2012143885 A2		26-10-2012

US 2011224684	A1	15-09-2011	CN	101325920 A		17-12-2008
			US	2007156019 A1		05-07-2007
			US	2011224684 A1		15-09-2011
			US	2011224685 A1		15-09-2011
			US	2011224686 A1		15-09-2011
			US	2011224687 A1		15-09-2011
			US	2011224688 A1		15-09-2011
			US	2011224689 A1		15-09-2011
			US	2011224825 A1		15-09-2011

US 2002183592	A1	05-12-2002	NONE			

JP 2004049558	A	19-02-2004	NONE			

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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

Fターム(参考) 4C161 DD03 FF46 HH55 JJ09 WW04 WW10 WW13 WW16

4C601 BB03 EE09 EE10 EE11 FE01 GA19 GA20 GA21 GA25 JC21

KK24 KK25 LL33

专利名称(译)	形状感知机器人超声波进行微创干预		
公开(公告)号	JP2017500935A	公开(公告)日	2017-01-12
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		
[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 A61B1/00		
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 A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW16 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL33		
优先权	61/916821 2013-12-17 US		
其他公开文献	JP6706576B2 JP2017500935A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

形状感测系统包括多个具有形状感测能力的医疗设备118，每个医疗设备具有至少一根光纤122。光学感测模块130被配置为从至少一根光纤接收光信号，解释该光信号，并为多个具有形状感测能力的医疗设备中的每一个提供形状感测数据。对准模块134被配置为使用形状感测数据将多个形状感测医疗设备彼此对准。

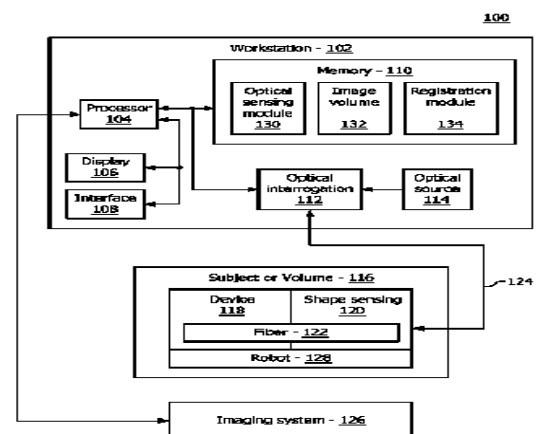


FIG. 1