

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6938369号
(P6938369)

(45) 発行日 令和3年9月22日(2021.9.22)

(24) 登録日 令和3年9月3日(2021.9.3)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 5 5 4
 A 6 1 B 1/00 6 2 0

請求項の数 17 (全 53 頁)

(21) 出願番号	特願2017-502952 (P2017-502952)	(73) 特許権者	510253996
(86) (22) 出願日	平成27年3月28日 (2015. 3. 28)		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2017-510409 (P2017-510409A)		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29年4月13日 (2017. 4. 13)	(74) 代理人	100107766
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/023214		弁理士 伊東 忠重
(87) 国際公開番号	W02015/149044	(74) 代理人	100070150
(87) 国際公開日	平成27年10月1日 (2015. 10. 1)		弁理士 伊東 忠彦
審査請求日	平成30年3月20日 (2018. 3. 20)	(74) 代理人	100135079
審判番号	不服2021-823 (P2021-823/J1)		弁理士 宮崎 修
審判請求日	令和3年1月20日 (2021. 1. 20)		
(31) 優先権主張番号	61/971, 749		
(32) 優先日	平成26年3月28日 (2014. 3. 28)		
(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】 定量的な3次元イメージングに基づく触覚フィードバックを用いる手術システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療処置中に触覚フィードバックを与えるシステムであって、当該システムは、
手術用器具と、

撮像センサアレイを有する定量的な3次元内視鏡(Q3D)であって、前記撮像センサアレイは、同一面上の重なり合う視野を有する少なくとも3つの撮像センサを含み、各撮像センサは、他の撮像センサの画素アレイとは別個の画素アレイを含み、前記Q3D内視鏡は、前記重なり合う視野内で前記手術用器具と接触するように置かれた組織構造の異なる位置での変形距離を示す、シーンのQ3D情報を前記少なくとも3つの撮像センサを使用して捕捉するように動作可能であり、前記手術用器具は、前記重なり合う視野内に置かれた前記組織構造の異なる組織表面位置に接触し且つ該異なる組織表面位置に力を与えて前記組織構造を変形させるように組織構造表面に亘って移動可能である、Q3D内視鏡と、

10

前記捕捉したQ3D情報に基づいて、手術シーン内の組織構造の表面位置と前記手術用器具とを特定及び位置合わせし、且つ前記位置合わせされた組織構造の表面位置の前記異なる接触位置で前記手術用器具を一定の力で組織表面に対して付勢する際の、前記手術用器具の周りの前記組織構造の変形の測定値のマップを提供するQ3Dモデルを生成するように構成された少なくとも1つのプロセッサと、

前記位置合わせされた組織構造の表面位置の前記接触位置での前記組織構造の変形の測定値の前記マップを示す触覚フィードバックを生成するように構成された触覚ユーザイン

20

ターフェイス装置と、を有する、
システム。

【請求項 2】

前記触覚ユーザインターフェイス装置は、形状ディスプレイを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記触覚ユーザインターフェイス装置は、軸線方向に整列したピンのアレイを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記触覚ユーザインターフェイス装置は、手又は指グリップに当接する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記触覚ユーザインターフェイス装置は、手術用器具の操作制御装置を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記プロセッサが臨床的に安全な範囲外にある組織構造の変形の測定値を示す情報を提供することに応答して、警報を生成するように構成された警報源をさらに含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記警報源は、可聴警報源を含み、前記警報は、可聴警報を含む、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記警報源は、視覚的表示を含み、前記警報は、視覚的警報を含む、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記組織構造の変形中に前記組織構造に与られた力を測定するために、前記手術用器具に関連付けられた力センサと、

該力センサによって測定された力の視覚的表示を提供するように構成された視覚ディスプレイと、をさらに含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記触覚ユーザインターフェイス装置は、形状ディスプレイを有しており、
該形状ディスプレイは、

前記組織構造の少なくとも一部をモデル化する 3 次元輪郭を提供し、

組織構造の位置での組織構造の変形の測定値を示す情報に応答して、組織構造の表面上の位置での前記組織構造の変形の指標を提供する、ように構成される、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

医療処置中に組織上に及ぼされる力を決定するシステムであって、当該システムは、

撮像センサアレイを有する定量的な 3 次元内視鏡 (Q3D) であって、前記撮像センサアレイは、同一面上の重なり合う視野を有する少なくとも 3 つの撮像センサを含み、各撮像センサは、他の撮像センサの画素アレイとは別個の画素アレイを含み、前記 Q3D 内視鏡は、前記重なり合う視野内で手術用器具と接触するように置かれた組織構造の異なる位置での変形距離を示す、シーンの Q3D 情報を前記少なくとも 3 つの撮像センサを使用して捕捉するように動作可能であり、前記手術用器具は、前記重なり合う視野内に置かれた前記組織構造の異なる組織表面位置に接触し且つ該異なる組織表面位置に力を与えて前記組織構造を変形させるように組織構造表面に亘って移動可能である、Q3D 内視鏡と、

前記捕捉した Q3D 情報に基づいて、手術シーン内の組織構造の表面位置と前記手術用器具とを特定及び位置合わせし、且つ前記位置合わせされた組織構造の表面位置の前記異なる位置で前記手術用器具を一定の力で組織表面に対して付勢する際の、前記手術用器具の周りの前記組織構造表面の変形の前記位置合わせされた異なる位置での変形距離を示す

10

20

30

40

50

情報を含むQ3Dモデルを生成するとともに、前記組織構造の変形が測定され、位置合わせされた少なくとも1つの位置における組織変形の測定値に少なくとも部分的に基づいて、前記組織構造の変形が測定され、位置合わせされた少なくとも1つの位置において前記手術用器具によって前記組織構造に及ぼされる力を決定するように構成された少なくとも1つのプロセッサと、を有する、

システム。

【請求項12】

前記プロセッサは、前記決定された力を示す出力を生成する、請求項11に記載のシステム。

【請求項13】

前記出力によって、ディスプレイ又は触覚フィードバック・インターフェイス装置が駆動される、請求項12に記載のシステム。

【請求項14】

医療処置中に仮想的な組織触診を提供するシステムであって、当該システムは、手術用器具と、

撮像センサアレイを有する定量的な3次元内視鏡(Q3D)であって、前記撮像センサアレイは、同一面上の重なり合う視野を有する少なくとも3つの撮像センサを含み、各撮像センサは、他の撮像センサの画素アレイとは別個の画素アレイを含み、前記Q3D内視鏡は、前記重なり合う視野内で前記手術用器具と接触するように置かれた組織構造の異なる位置での変形距離を示す、シーンのQ3D情報を前記少なくとも3つの撮像センサを使用して捕捉するように動作可能であり、前記手術用器具は、前記重なり合う視野内に置かれた前記組織構造の異なる組織表面位置に接触し且つ該異なる組織表面位置に力を与えて前記組織構造を変形させるように組織構造表面に亘って移動可能である、Q3D内視鏡と、

前記捕捉したQ3D情報に基づいて、手術シーン内の組織構造の表面位置と前記手術用器具とを特定及び位置合わせし、且つ前記組織構造の表面の前記位置合わせされた異なる位置で前記手術用器具を一定の力で組織表面に対して付勢する際の、前記手術用器具の周りの前記組織構造の変形の測定値を示す情報を含むQ3Dモデルを生成するとともに、前記位置合わせされた位置での組織剛性を決定し、該決定された組織剛性に少なくとも部分的に基づいて仮想的な触診出力を提供するように構成された少なくとも1つのプロセッサと、を有する、

システム。

【請求項15】

前記仮想的な触診出力によって、ディスプレイ又は触覚フィードバック・インターフェイス装置が駆動される、請求項14に記載のシステム。

【請求項16】

前記視野内の一連の位置に前記手術用器具を自動的に駆動するように構成されたプロセッサをさらに含む、請求項15に記載のシステム。

【請求項17】

安全な範囲を超える又は安全な閾値に対して増減する前記仮想的な触診出力に応答して警告を提供するように構成された手段を含む、請求項15に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本願は、2014年3月28日に出願された、“QUANTITATIVE THREE-DIMENSIONAL IMAGING OF SURGICAL SCENES”という標題の米国仮特許出願61/971,749号、及び2014年12月23日に出願された、“SURGICAL SYSTEM WITH HAPTIC FEEDBACK BASED UPON QUANTITATIVE THREE-DIMENSIONAL IMAGING”という標題の米国仮特許出願62/096,522号について優先権の利益を主張するものであり、これら文献

10

20

30

40

50

は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本発明は、概して、関連する画像センサを有する手術用内視鏡システムに関し、より具体的には、手術画像に表示される物理的構造の3次元座標を決定することに関する。

【背景技術】

【0003】

定量的な3次元(Q3D; Quantitative three-dimensional)ビジョンは、標的点の実際の物理的な3D座標(x, y, z)に関する数値情報を実世界のシーンに提供する。定量的な3Dビジョンを用いると、使用者は、実世界シーンの3次元知覚を得ることができるだけでなく、そのシーン内の対象物の物理的な寸法及びそのシーン内の対象物同士の間の物理的距離に関する数値情報も取得することができる。過去には、シーンに関する3D情報を決定するために飛行時間(time-of-flight)に関する情報又は位相情報を使用するいくつかのQ3Dシステムが提案されてきた。他Q3Dシステムは、構造化光(structured light)を使用して、シーンに関する3次元情報を決定している。

【0004】

飛行時間情報の使用は、“CMOS-compatible three-dimensional image sensor IC”という標題の特許文献1に開示されており、この文献は、CMOS製造技術を用いて共通のIC上に製作された2次元アレイの画素光感知検出器を含む3次元撮像システムを開示する。各検出器は、システムが放射したパルスが、対象点から反射し、その対象点に焦点が合わされた画素検出器によって検出される、時間飛行(TOF; time-of flight)に直接的に比例する数のクロックパルスを累積する関連する高速カウンタを有する。TOFデータは、特定の画素から、放射された光パルスを反射する対象物上の点までの距離の直接的なデジタル測定値を提供する。第2の実施形態では、カウンタ及び高速クロック回路が除去され、代わりに、各画素検出器には、電荷蓄積器及び電子シャッタが設けられる。シャッタは、光パルスが放射されたときに開かれ、各画素検出器が、関連する画素検出器に当たる戻り光子エネルギーの関数として電荷を蓄積するよう、然る後に閉じられる。蓄積された電荷量は、往復TOFの直接的な測定値を与える。

【0005】

時間遅延情報の使用は、“Apparatus and method for endoscopic 3D data collection”という標題の特許文献2に開示されており、この文献は、変調測定ビーム、及びこの測定ビームを観察される領域に導くための光伝達機構を開示し、ここで、光伝達機構は、少なくとも位相感知画像センサ上で観察される領域からの信号ビームを画像化する光画像化機構に加えて、照明レンズも含む。ミリメートル(mm)の範囲の深さの差に相当し得る時間遅延は、画像の生成を可能にする位相情報をもたらし、その位相情報は、深さ及び距離情報を示す。

【0006】

視覚画像内の対象物の物理的な座標を決定するための構造化光の使用は、“Endoscope”という標題の特許文献3、及び非特許文献1に開示されている。三角測量法が、表面のトポグラフィーを測定するために使用される。異なる範囲の色スペクトルを有し得る投影光線の形態の構造化光が、表面に入射され、その表面から反射される。反射された光線は、カメラによって観察され、このカメラは、反射された色スペクトル情報を使用して、その表面の3D座標を決定するように較正される。より具体的には、構造化光の使用は、典型的には、光パターンを3D表面に照射し、物理的な対象物の輪郭による光の変形パターンに基づいて、物理的な距離を決定することを含む。

【0007】

複数の画素アレイを含み、この画素アレイを使用してアレイ内の画素についてシーンの深さ情報を計算することができるイメージャ(imager)アレイカメラが構築される。高解像度(HR)画像が、複数の低解像度(LR)の画像から生成される。基準視点が選択され、その基準視点から見たHR画像が生成される。視差処理技術は、基準画像の画素に対して非基準画像の画素の対応関係を決定するために、エイリアシング(aliasing)の効果を利用す

10

20

30

40

50

る。統合及び超解像が、複数の左右(LR)画像からHR画像を生成するために利用される。例えば、“Capturing and Processing Images using Monolithic Camera Array with Heterogeneous Imager”という標題の特許文献4、“Systems and Methods for Determining Depth from multiple Views of a Scene that Include Aliasing using Hypothesized Fusion”という標題の特許文献5、及び非特許文献2を参照されたい。

【0008】

図1は、いくつかの実施形態による既知のイメージャ・センサ180の詳細を示す説明図である。イメージャ・センサ180は、センサ184の配列を含む。この配列の各センサは、各次元に少なくとも2つの画素を有する2次元配列の画素を含む。各センサは、レンズスタック186を含む。各レンズスタック186は、対応する焦点面188を有する。各レンズスタック186は、その対応する焦点面188に配置された画素の対応する配列上の画像を解像する個別の光チャネルを形成する。画素は、光センサとして機能し、及びその複数の画素を含む各焦点面188は、画像センサとして機能する。その焦点面188を含む各センサは、他のセンサ及び焦点面によって占有されるセンサ配列の領域とは異なるセンサ配列の領域を占める。

【0009】

図2は、センサ S_{11} ~ S_{33} としてラベル付けされたセンサを含む、図1のセンサ184の既知の配列の簡略化された平面図を示す説明図である。イメージャ・センサ配列184は、複数のセンサ S_{11} ~ S_{33} を含むように半導体チップ上に製作される。センサ S_{11} ~ S_{33} のそれぞれは、複数の画素(例えば、0.32Mピクセル)を含み、独立した読出し制御及び画素デジタル化を含む周辺回路(図示せず)に結合される。いくつかの実施形態では、センサ S_{11} ~ S_{33} は、図2に示されるように、グリッド形式で配列される。他の実施形態では、センサは、非グリッド形式で配列される。例えば、センサは、円形パターン、ジグザグパターン、散乱パターン、又はサブ画素オフセットを含む不規則パターンで配列してもよい。

【0010】

図1, 図2のセンサ184の個々の画素は、マイクロレンズ画素スタックを含む。図3は、図1, 図2のセンサの既知のマイクロレンズ画素スタックの説明図である。画素スタック800は、酸化層804上に位置付けされるマイクロレンズ802を含む。典型的には、酸化層804の下に、カラーフィルタ806が存在し、カラーフィルタ806は窒化物層808の上方に配置され、窒化物層808は第2の酸化層810の上に配置され、第2の酸化層810は、個々の画素の活性領域814(典型的にはフォトダイオード)を含むシリコン層812の上に着座する。マイクロレンズ802の主な役割は、その表面に入射する光を集め、その光を小さな活性領域814上に集束させることである。画素開孔816は、マイクロレンズの広がりによって決定される。

【0011】

上述した既知のイメージャ・センサ配列アーキテクチャに関する追加情報は、(2010年11月22日に出願された)特許文献4、及び(2012年9月19日に出願された)特許文献5に提供される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】米国特許第6,323,942号

【特許文献2】米国特許第8,262,559号

【特許文献3】米国特許出願公開第2012/0190923号明細書

【特許文献4】米国特許第8,514,491号

【特許文献5】米国特許出願公開第2013/0070060号明細書

【非特許文献】

【0013】

10

20

30

40

50

【非特許文献 1】C. Schmalzらの“An endoscopic 3D scanner based on structured light”、Medical Image Analysis, 16 (2012) 1063-1072

【非特許文献 2】K. Venkataramanらの“PiCam: An ultra-Thin high Performance Monolithic Camera Array”

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0014】

一態様では、医療処置中に触覚フィードバックを与えるシステムが提供される。定量的な3次元(Q3D)内視鏡が、その視野内のシーンを撮像するために配置される。視野内に配置された手術用器具は、その視野内の組織構造を変形させるように動作可能である。触覚ユーザインターフェイス装置が、組織構造の変形の測定値を示す情報にตอบสนองして、組織構造の変形の指標を提供するように構成される。1つ又は複数のプロセッサが、組織構造変形の測定値を示す情報を含むQ3Dモデルを生成するとともに、組織構造の変形の測定値を示す情報を触覚ユーザインターフェイス装置に提供するように構成される。

10

【0015】

別の態様では、医療処置中に触覚フィードバックを与えるシステムが提供される。定量的な3次元(Q3D)内視鏡が、その視野内のシーンを撮像するために配置される。視野内に配置された手術用器具は、その視野内の組織構造を変形させるように動作可能である。1つ又は複数のプロセッサが、組織構造の変形の測定値を示す情報を含むQ3Dモデルを生成するように構成される。測定された組織の変形及び組織剛性の知見に基づいて、1つ又は複数のプロセッサは、器具によって組織に及ぼされる力を計算又は推定する。1つ又は複数のプロセッサは、及ぼされた力を示す情報を触覚ユーザインターフェイス装置に提供する。

20

【0016】

別の態様では、医療処置中に触覚フィードバックを与えるシステムが提供される。定量的な3次元(Q3D)内視鏡が、その視野内のシーンを撮像するために配置される。視野内に配置された器具は、その視野内の組織構造を触診するように動作可能である。1つ又は複数のプロセッサが、触診中の組織構造の変形の測定値を示す情報を含むQ3Dモデルを生成するように構成される。測定された組織変形に及び加えられた力の知見に基づいて、1つ又は複数のプロセッサは、組織剛性の測定値を計算又は推定する。1つ又は複数のプロセッサは、触診された組織剛性を示す情報を触診ユーザインターフェイス装置に提供する。

30

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】既知のイメージャ・センサの詳細を示す説明図である。

【図2】複数のセンサを含む既知のイメージャ・センサアレイの簡略化された平面図を示す説明図である。

【図3】既知のマイクロレンズ画素スタックの説明図である。

【図4】いくつかの実施形態によるビューアを介した手術シーンの視野ビューを示す説明図である。

40

【図5】いくつかの実施形態による1つ又は複数の機械式アームを使用して最小侵襲性外科的処置を行う遠隔操作手術システムの例示的なブロック図である。

【図6】いくつかの実施形態による図5のシステムの患者側システムの例示的な斜視図である。

【図7A】いくつかの実施形態による第1の画像取込みシステムの説明図である。

【図7B】いくつかの実施形態による第2の画像取込みシステムの説明図である。

【図8】いくつかの実施形態による図7Aの第1の画像取込みシステムに関連する制御ブロックを示すとともに、動作中のシステムを示す例示的なブロック図である。

【図9】いくつかの実施形態による物理的な標的の定量的な3次元位置を決定するためのプロセスを表す例示的なフロー図である。

50

【図10】いくつかの実施形態による標的を体系的に選択するために、図9のモジュールに略対応するプロセスの特定の詳細を示す例示的なフロー図である。

【図11】いくつかの実施形態による、複数のセンサを含み、及び例示的な3つの対象物を含む例示的な3次元の物理的世界のシーンを含む視野を有するように配置された例示的なセンサ・イメージャアレイの説明図である。

【図12】いくつかの実施形態による図11の複数の物理的な対象物を複数のセンサ上に投影することを表す説明図である。

【図13】いくつかの実施形態による実世界のシーン内からの関心領域の選択を示す説明図である。

【図14】いくつかの実施形態による複数のセンサにおける投影画像の相対的な幾何学的オフセットに関する詳細を示す説明図である。

10

【図15】いくつかの実施形態による関心領域（ROI）内の指定された基準センサの投影画像と整列させるために、右にシフトされた関心領域（ROI）内のいくつかの例示的なセンサの投影画像を示す説明図である。

【図16】いくつかの実施形態による選択された標的点の複数のセンサ上への投影を示す説明図である。

【図17】いくつかの実施形態による物理的空間内の位置に配置された図16の複数のセンサ及び選択された標的点Tを含むイメージャアレイの一部を示す説明図である。

【図18】いくつかの実施形態による現在選択された標的点Tの図16の複数の画像センサ上への投影を示す例示的な正面図である。

20

【図19】いくつかの実施形態による、図17を参照して上述したように複数のセンサに対する現在選択された標的の配置を示すとともに、各センサ内の候補画素のy方向画素オフセットを示す説明図である。

【図20】いくつかの実施形態による外科的処置中にQ3D情報を使用する第1のプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図21】いくつかの実施形態による図20のプロセスに従って表示画面上に表示されたメニュー選択を示す説明図である。

【図22A】いくつかの実施形態による図20のプロセスに従ってユーザ入力を受信する特定の詳細を表す説明図である。

【図22B】いくつかの実施形態による図20のプロセスに従ってユーザ入力を受信する特定の詳細を表す説明図である。

30

【図23】いくつかの実施形態による外科的処置中にQ3D情報を使用する第2のプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図24】いくつかの実施形態による図23のプロセスに従って表示画面上に表示されたメニュー選択を示す説明図である。

【図25】いくつかの実施形態によるQ3D情報を使用して触覚フィードバックを決定するプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図26】いくつかの実施形態による手術用器具及びQ3D内視鏡の端部が接触する組織構造を示す説明図である。

【図27A】いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する有形のユーザインターフェイス（TUI）の第1の実施形態を表す説明図である。

40

【図27B】いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する有形のユーザインターフェイス（TUI）の第1の実施形態を表す説明図である。

【図27C】いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する有形のユーザインターフェイス（TUI）の第1の実施形態を表す説明図である。

【図28A】手術用器具によって加えられた力によってその形状が変形した組織構造を表す説明図である。

50

【図 2 8 B】手術用器具によって加えられた力によってその形状が変形した組織構造を表す説明図である。

【図 2 8 C】手術用器具によって加えられた力によってその形状が変形した組織構造を表す説明図である。

【図 2 9 A】いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する代替実施形態の有形ユーザインターフェイス (TUI) を表す説明図である。

【図 2 9 B】いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する代替実施形態の有形ユーザインターフェイス (TUI) を表す説明図である。

10

【図 2 9 C】いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する代替実施形態の有形ユーザインターフェイス (TUI) を表す説明図である。

【図 3 0】いくつかの実施形態による外科医の指に取り付けられた代替実施形態の TUI を示す説明図である。

【図 3 1】いくつかの実施形態による組織表面の変形の関数として触覚フィードバックを決定するように構成された例示的な計算ブロック図である。

【図 3 2】いくつかの実施形態による図 3 1 の計算ブロックを用いて実行されるプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図 3 3】いくつかの実施形態による図 2 7 A ~ 図 2 7 C の TUI と共に使用するための第 1 の触覚フィードバックプロセスの例示的なフロー図である。

20

【図 3 4】いくつかの実施形態による図 2 9 A ~ 図 2 9 C の代替実施形態の TUI と共に使用するための第 2 の触覚フィードバックプロセスの例示的なフロー図である。

【図 3 5】いくつかの実施形態による選択された組織表面の位置に与えられた力を制御する第 3 のプロセスの例示的なフロー図である。

【図 3 6 A】いくつかの実施形態による、器具によって加えられた力にตอบสนองして生成される組織表面の変形を示す、組織構造の表面の一連の断面図を示す説明図である。

【図 3 6 B】いくつかの実施形態による、器具によって加えられた力にตอบสนองして生成される組織表面の変形を示す、組織構造の表面の一連の断面図を示す説明図である。

【図 3 6 C】いくつかの実施形態による、器具によって加えられた力にตอบสนองして生成される組織表面の変形を示す、組織構造の表面の一連の断面図を示す説明図である。

30

【図 3 6 D】いくつかの実施形態による、器具によって加えられた力にตอบสนองして生成される組織表面の変形を示す、組織構造の表面の一連の断面図を示す説明図である。

【図 3 6 E】いくつかの実施形態による、器具によって加えられた力にตอบสนองして生成される組織表面の変形を示す、組織構造の表面の一連の断面図を示す説明図である。

【図 3 7 A】いくつかの実施形態による、図 3 6 A ~ 図 3 6 E の一連の断面図に示される例示的な組織構造の変形に対応する、TUI ピンの上面インターフェイスの例示的な「瞬間的な」変形を示すように構成された図 2 7 A ~ 図 2 7 C の TUI の一連の断面図を示す説明図である。

【図 3 7 B】いくつかの実施形態による、図 3 6 A ~ 図 3 6 E の一連の断面図に示される例示的な組織構造の変形に対応する、TUI ピンの上面インターフェイスの例示的な「瞬間的な」変形を示すように構成された図 2 7 A ~ 図 2 7 C の TUI の一連の断面図を示す説明図である。

40

【図 3 7 C】いくつかの実施形態による、図 3 6 A ~ 図 3 6 E の一連の断面図に示される例示的な組織構造の変形に対応する、TUI ピンの上面インターフェイスの例示的な「瞬間的な」変形を示すように構成された図 2 7 A ~ 図 2 7 C の TUI の一連の断面図を示す説明図である。

【図 3 7 D】いくつかの実施形態による、図 3 6 A ~ 図 3 6 E の一連の断面図に示される例示的な組織構造の変形に対応する、TUI ピンの上面インターフェイスの例示的な「瞬間的な」変形を示すように構成された図 2 7 A ~ 図 2 7 C の TUI の一連の断面図を示す

50

説明図である。

【図37E】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eの一連の断面図に示される例示的な組織構造の変形に対応する、TUIピンの上面インターフェイスの例示的な「瞬間的な」変形を示すように構成された図27A～図27CのTUIの一連の断面図を示す説明図である。

【図38A】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eの一連の断面図に示される例示的な標的の組織変形に対応する、TUIフィードバック面の例示的な「複合」変形を示す図27A～図27CのTUIの一連の断面図を示す説明図である。

【図38B】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eの一連の断面図に示される例示的な標的の組織変形に対応する、TUIフィードバック面の例示的な「複合」変形を示す図27A～図27CのTUIの一連の断面図を示す説明図である。

10

【図38C】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eの一連の断面図に示される例示的な標的の組織変形に対応する、TUIフィードバック面の例示的な「複合」変形を示す図27A～図27CのTUIの一連の断面図を示す説明図である。

【図38D】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eの一連の断面図に示される例示的な標的の組織変形に対応する、TUIフィードバック面の例示的な「複合」変形を示す図27A～図27CのTUIの一連の断面図を示す説明図である。

【図38E】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eの一連の断面図に示される例示的な標的の組織変形に対応する、TUIフィードバック面の例示的な「複合」変形を示す図27A～図27CのTUIの一連の断面図を示す説明図である。

20

【図39A】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eに示される標的の組織表面の例示的な変形に回答した、図29A～図29Cの代替実施形態のTUI内の1つ又は複数のピンの一連の変位を示す説明図である。

【図39B】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eに示される標的の組織表面の例示的な変形に回答した、図29A～図29Cの代替実施形態のTUI内の1つ又は複数のピンの一連の変位を示す説明図である。

【図39C】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eに示される標的の組織表面の例示的な変形に回答した、図29A～図29Cの代替実施形態のTUI内の1つ又は複数のピンの一連の変位を示す説明図である。

【図39D】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eに示される標的の組織表面の例示的な変形に回答した、図29A～図29Cの代替実施形態のTUI内の1つ又は複数のピンの一連の変位を示す説明図である。

30

【図39E】いくつかの実施形態による、図36A～図36Eに示される標的の組織表面の例示的な変形に回答した、図29A～図29Cの代替実施形態のTUI内の1つ又は複数のピンの一連の変位を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本開示の態様は、添付図面と併せて確認するとき、以下の詳細な説明から最も良く理解される。この業界の一般的な慣例に従って、様々な特徴について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、様々な特徴の寸法は、議論を明確にするために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、簡略化及び明確化を目的として行われており、議論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。

40

【0019】

当業者が、定量的な3次元(Q3D)情報を取り込むとともに、このQ3D情報に基づいて触覚フィードバックを生成する手術用内視鏡検査システムを形成し使用するのが可能にするために、以下の詳細な説明が提示される。実施形態に対する様々な修正は、当業者に容易に明らかとなり、及び本明細書に規定された一般的な原理は、本発明の主題の精神及び範囲から逸脱することなく、他の実施形態及び用途に適用することができる。また、

50

以下の詳細な説明では、多くの詳細が、説明目的のために記載されている。しかしながら、当業者は、本発明の主題が、これらの特定の詳細を用いることなく実施し得ることを理解するだろう。他の例では、周知の機械部品、プロセス、及びデータ構造は、不必要な詳細によって本開示を不明瞭にしないためにブロック図の形式で示される。同一の参照符号は、異なる図面における同じアイテムの異なるビューを表すために使用され得る。以下で参照される図面のフロー図は、プロセスを表すために使用される。コンピュータシステムは、これらのプロセスの一部を実行するように設定することができる。コンピュータによって実施されるプロセスを表すフロー図内のモジュールは、これらのモジュールを参照して説明した動作を実行するための、コンピュータ・プログラムコードに従ったコンピュータシステムの構成を表す。こうして、本発明の主題は、示される実施形態に限定されるものではなく、本明細書に開示された原理及び特徴と一致する最も広い範囲が与えられるべきである。

10

【0020】

概要

いくつかの実施形態によれば、センサアレイを含むイメージャ(imager)は、内視鏡に関連付けられる。画像センサアレイは、複数のセンサを含み、各センサは、画素のアレイを含む。内視鏡の一部は、ヒトの体腔内に挿入され、画像センサアレイの視野内の標的対象物は、光源を用いて照明される。標的対象物の物理的な位置及び/又は寸法は、アレイの個々のセンサ上に投影された標的対象物の画像に基づいて決定される。

20

【0021】

図4は、いくつかの実施形態によるビューア312を介した手術シーンの視点ビューを示す説明図である。2つの表示要素401R, 401Lを有するビューシステムは、良好な3Dビュー視点を提供することができる。手術シーン内の物理的構造の物理的寸法及び/又は位置情報を表す数値が、手術シーン画像上にオーバーレイ表示される。例えば、数値距離の値(d_Instr_Trgt)が、器具400と標的410との間のシーン内に表示される。

【0022】

遠隔操作医療システム

遠隔操作は、所定の距離で機械を操作することを指す。最小侵襲性遠隔操作医療システムでは、外科医は、患者の体内の手術部位を見るためのカメラを含む内視鏡を使用することができる。外科的処置中に深さの知覚を可能にする立体視画像が、取り込まれる。いくつかの実施形態によれば、内視鏡に取り付けられ且つイメージャ・センサアレイを含むカメラシステムは、定量的な3次元情報に加えて、3次元画像を生成するために使用される色及び照明データを提供する。

30

【0023】

図5は、いくつかの実施形態による1つ又は複数の機械式アーム158を用いて最小侵襲性外科的処置を行うための遠隔操作手術システム100の例示的なブロック図である。システム100の態様は、遠隔操作式ロボット及び自律的に動作する機構を含む。これらの機械式アームは、大抵の場合、器具を支持する。例えば、機械式手術用アーム(例えば、中央の機械式手術用アーム158C)を使用して、Q3D画像センサアレイに関連する内視鏡等の、立体視又は3次元手術画像取込みシステム101Cを含む内視鏡を支持することができる。機械式手術用アーム158Cは、滅菌アダプタ、クランプ、クリップ、ネジ、スロット/溝、又は他の締結機構を含み、画像取込みシステム101Cを含む内視鏡を機械式アームに機械的に固定することができる。逆に、画像取込み装置を含む内視鏡101Cは、確実に相互嵌合するように、機械式手術用アーム158Cの輪郭及び/又は構造に相補的な物理的な輪郭及び/又は構造を含むことができる。

40

【0024】

ユーザ又はオペレータO(一般的に外科医)は、マスター制御コンソール150において制御入力装置160を操作することによって、最小侵襲性外科的処置を患者Pに行う。オペレータは、図4を参照して上述したビューア312を含む立体視表示装置164を介して患者の体内の手術部位の画像のビデオフレームを視認することができる。コンソール

50

150のコンピュータ151は、制御線159を介して遠隔操作によって制御される内視鏡手術用器具101A~101Cの動作を指示し、患者側システム152（患者側カートとも呼ばれる）を用いて器具の移動を生じさせる。

【0025】

患者側システム152は、1つ又は複数の機械式アーム158を含む。典型的には、患者側システム152は、対応する位置付けセットアップアーム156で支持される少なくとも3つの機械式手術用アーム158A~158C（一般に、機械式手術用アーム158と呼ばれる）を含む。中央の機械式手術用アーム158Cは、カメラの視野内の画像のQ3D情報の取込みに適した内視鏡カメラ101Cを支持することができる。中央部の左右側の機械式手術用アーム158A及び158Bは、それぞれ、器具101A及び101Bを支持することができ、これら器具は、組織を操作することができる。

10

【0026】

図6は、いくつかの実施形態による患者側システム152の例示的な斜視図である。患者側システム152は、ベース172により支持されるカートコラム170を有する。1つ又は複数の機械的な挿入手術用アーム/リンク158は、それぞれ、患者側システム152の位置付け部分の一部である1つ又は複数のセットアップアーム156に取り付けられる。ベース172の上の略中央位置に位置されると、カートコラム170は、釣合いサブシステム及び制動サブシステムの構成要素を汚染物質から保護する保護カバー180を含む。

【0027】

20

モニタ用アーム154を除くと、各機械式手術用アーム158は、器具101A~101Cを制御するために使用される。また、本発明の一実施形態では、各機械式手術用アーム158は、セットアップアーム156に結合され、次に、キャリッジ・ハウジング190に結合される。図6に示されるように、1つ又は複数の機械式手術用アーム158は、それぞれのセットアップアーム156によって支持される。

【0028】

機械式手術用アーム158A~158Dは、それぞれ、追跡システム及び器具の追跡により初期取得を支援するために生の未補正の運動情報を生成する1つ又は複数の変位トランスデューサ、向きセンサ、及び/又は位置センサ185を含むことができる。本発明のいくつかの実施形態では、器具は、変位トランスデューサ、位置センサ、及び/又は向きセンサ186も含むことができる。また、1つ又は複数の器具は、器具の取得及び追跡を支援するためのマーカー189を含むことができる。

30

【0029】

遠隔操作医療システムに関する更なる情報が、（2011年9月30日に出願された）米国特許出願公開第2012/0020547号明細書に提供される。

【0030】

内視鏡イメージャ・システム

図7Aは、いくつかの実施形態による第1の画像取込みシステム101Cを含む第1の内視鏡の説明図である。画像取込みシステム101Cは、細長い部分202を含む内視鏡を含み、この細長い部分202は、第1の端部分204、第2の端部分206、及び第1の端部分204のチップ部分208を含む。第1の端部分204は、ヒトの体腔内に挿入されるようにサイズ決めされる。複数の画像センサ（図示せず）を含むセンサアレイ210が、第1の端部分204のチップ部分208に結合される。いくつかの実施形態によれば、センサアレイ210の各センサは、画素のアレイを含む。細長い部分202は、イメージャ・センサアレイ210によって対象物を撮像できるように、体腔内の標的対象物の十分近くにチップ部分208を位置付けするのに十分な長さを有する。いくつかの実施形態によれば、第2の端部分206は、機械式アーム（図示せず）と確実に相互嵌合するように、概ね上述したような物理的な輪郭及び/又は構造（図示せず）を含む。細長い部分202は、イメージャ・センサアレイ210と情報を電子的に通信するための1つ又は複数の電子信号経路212も含む。光源214は、撮像される対象物を照明するように配置

40

50

される。いくつかの実施形態によれば、光源 214 は、非構造化光(unstructured light)、例えば、白色光、色フィルタ処理された光、又はいくつかの選択された波長の光とすることができる。いくつかの実施形態によれば、光源 214 は、チップ 208 に位置され、他の実施形態では、必要に応じて、内視鏡 101C とは別に位置される。

【0031】

図 7B は、いくつかの実施形態による第 2 の画像取込みシステムの 101C2 を含む第 2 の内視鏡の説明図である。第 1 の画像取込みシステム 101C を含む第 1 の内視鏡と本質的に同じである第 2 の画像取込みシステム 101C2 の態様は、同一の参照符号により示され、同じ説明をしない。ロッド状レンズ等の光パイプ入力への入力部が、第 1 の端部分 204 のチップ部分 208 に配置される。光パイプ本体は、光パイプ入力として受け取った画像を、チップ部分 208 から物理的に変位しているイメージャ・センサレイ 210 に送信するように、その細長い部分 202 内に延びる。いくつかの実施形態では、イメージャ・センサレイ 210 は、このイメージャ・センサレイ 210 が、体腔内の対象物の観察中に体腔の外側に位置するように、チップ部分 208 から十分遠くで変位する。

【0032】

図 8 は、いくつかの実施形態による、図 7A の第 1 の画像取込みシステム 101C を含む第 1 の内視鏡 101C に関連する制御ブロックを示すととともに、動作中のシステムを示す例示的なブロック図である。イメージャ・センサレイ 210 によって取り込まれた画像は、データバス 212 を介してビデオプロセッサ 104 に送られ、このプロセッサ 104 は、バス 105 を介して制御装置 106 と通信する。ビデオプロセッサ 104 は、カメラ制御ユニット (CCU) 及びビデオ信号検出器 (VSD) 基板を含むことができる。CCU は、撮像センサ 210 の明度、色調、ホワイトバランス等の各種設定をプログラム又は制御する。VSD は、撮像センサから受信したビデオ信号を処理する。あるいはまた、CCU 及び VSD は、1 つの機能ブロックに統合される。

【0033】

いくつかの実施形態によれば、1 つ又は複数のプロセッサを含むプロセッサシステムは、プロセッサの機能を実行するように構成される。いくつかの実施形態では、プロセッサシステムは、本明細書に記載のプロセッサ機能を実行するために一緒に動作するように構成された複数のプロセッサを含む。こうして、1 つ又は複数の機能を実行するように構成された少なくとも 1 つのプロセッサへの本明細書中での参照は、単独のプロセッサによって又は一緒に動作する複数のプロセッサによって機能を実行できるプロセッサシステムを含む。

【0034】

一実施態様では、プロセッサ及び記憶装置 (図示せず) を含む制御装置 106 は、細長い部分 202 のチップ 208 に隣接するシーン内の点の物理的な、定量的な 3 次元座標を計算し、並びにビデオプロセッサ 104 及び 3D ディスプレイドライバ 109 の両方を駆動させ、3D ディスプレイ 110 に表示される 3D シーンを構成する。いくつかの実施形態によれば、手術シーンに関する Q3D 情報は、例えば、シーン内の対象物の表面形状 (輪郭) の寸法又は手術シーン内の対象物からの距離の、数値的な印として生成される。以下でより詳細に説明するように、数値的な Q3D 深さ情報は、距離情報又は表面輪郭情報を手術シーンの立体画像に注釈付けするために使用することができる。

【0035】

データバス 107 及び 108 は、ビデオプロセッサ 104、制御装置 106、及びディスプレイドライバ 109 の間で情報及び制御信号を交換する。いくつかの実施形態では、これらの要素は、内視鏡の本体内の画像センサレイ 210 と一体化することができる。あるいはまた、それら要素は、内視鏡の内部及び/又は外部に分散させることができる。内視鏡は、標的 120 を含む手術シーンへの可視化したアクセスを提供するために、カニューレ 140 を介して位置付けされ、生体組織 130 を貫通することが示されている。あるいはまた、内視鏡及び 1 つ又は複数の器具は、単一の開口部 (単一の切開部又は自然オリフィス) を通過して、手術部位に到達することもできる。標的 120 は、解剖学的

10

20

30

40

50

標的、別の手術用器具、又は患者の体内の外科的シーンの他の態様であってもよい。

【0036】

入力システム112は、3D視覚表現を受信し、その視覚表現をプロセッサ106に提供する。入力システム112は、3Dモデルを生成するシステム(図示せず)からCRT又はMRI等の3Dモデルを受信する電子通信バス(図示せず)に結合された記憶装置を含むことができる。例えば、プロセッサ106を使用して、Q3Dモデルと3D視覚表現との間の意図した整列を計算することができる。より具体的には、限定するものではないが、入力システム112は、システム152と、MRI、CT又は超音波撮像システム等の撮像システム(図示せず)との間にイーサネット(登録商標)通信接続を確立するように構成されたプロセッサを含むことができる。他の撮像システムを使用してもよい。10
ルータース(登録商標)、無線LAN、光等の他のタイプの通信接続を使用してもよい。あるいはまた、システム152及び撮像システムは、1つのより大きなシステムに統合してもよい。整列プロセスの結果は、プロセッサ106に関連付けられた記憶装置に保存することができ、外部装置又はシステムへの更なる操作のために提供される又は図25に示されるように表示される。

【0037】

シーンの画像に追加されたQ3D情報の例

再び図4を参照すると、図4は、いくつかの実施形態による図5のマスター制御コンソール150のビューア312の視点ビューを示す説明図である。いくつかの実施形態によれば、3次元の視点を提供するために、ビューア312は、それぞれ眼についての立体画像を含む。図に示されるように、手術部位の左画像400L及び右画像400Rは、左ビューファインダ401L及び右ビューファインダ401Rにそれぞれ器具400及び標的410を含む。ビューファインダ内の画像400L及び400Rは、それぞれ、左側の表示装置402L及び右側の表示装置402Rによって提供することができる。表示装置402L、402Rは、必要に応じて、対をなす陰極線管(CRT)モニタ、液晶ディスプレイ(LCD)、又は他のタイプの画像表示装置(例えば、プラズマ、デジタル光投影等)であってもよい。本発明の好ましい実施形態では、画像は、カラーCRT又はカラーLCD等の対をなすカラー表示装置402L、402Rによってカラーで提供される。既存の装置との下位互換性をサポートするために、立体表示装置402L、402Rは、Q3Dシステムと共に使用することができる。あるいはまた、Q3D撮像システムは、3Dモニタ
30、3Dテレビ、又は3D効果の眼鏡の使用を必要としないディスプレイ等の自動立体視ディスプレイに接続することができる。

【0038】

2つの表示要素401R、401Lを有するビューシステムは、良好な3Dビューの視点を提供することができる。Q3D撮像システムは、手術シーンの物理的構造の物理的寸法情報を用いてこのビュー視点を補足する。Q3D内視鏡システムと共に使用される立体視ビューア312は、手術シーンの立体画像上にオーバーレイされたQ3D情報を表示することができる。例えば、図4に示されるように、器具400と標的410との間の数値的なQ3D距離値“d_Instr_Trgt”を、立体視ビューア312内に表示することができる。
40

【0039】

手術シーンの3D視点上に物理的な位置及び寸法情報をオーバーレイするために使用することができるビデオ立体視ビューシステムの説明が、(2011年9月30日出願された)米国特許出願公開第2012/0020547号明細書の段落[0043]~[0053]及び対応する図面に提供されており、この文献は、参照により本明細書に明示的に組み込まれる。

【0040】

定量的な3次元物理情報の処理

図9は、いくつかの実施形態による物理的な標的の定量的な3次元位置を決定するためのプロセスを表す例示的なフロー図である。プロセスは、図8の実施形態の撮像システム
50

101Cを含む内視鏡を参照して説明される。モジュール401は、撮像センサ S_{ij} からビデオデータを取得するように制御装置106を設定する。画像センサアレイ210が視野全体を「撮像」するが、画像センサアレイ210の異なるセンサ及び異なるセンサ内の異なる画素は、視野内の異なる対象物点からの画像投影によって照明されることが理解されるだろう。例えば、ビデオデータは、色及び光強度データを含むことができる。各センサの各画素は、その上に投影された画像の色及び強度を示す1つ又は複数の信号を提供することができる。モジュール402は、物理的世界のビューにおいて選択された関心領域から標的を体系的に選択するように制御装置を設定する。モジュール403は、初期(x_0, y_0, z_0)設定を用いて標的の3D座標(x, y, z)の計算を開始するように制御装置を設定する。次に、アルゴリズムは、標的の投影画像を受け取る全てのセンサ S_{ij} からの画像ダイバーシティ(diversity)データを用いて、座標の整合性をチェックする。座標計算は、許容可能な精度に達するまで、決定モジュール404で精緻化(refine)される。決定モジュール404は、現在計算された物理的な位置が十分に正確であるかどうかを決定するように制御装置を設定する。現在計算された位置が十分に正確ではないという決定に回答して、制御がモジュール403に戻り、可能な異なる物理的な位置を試行する。現在計算された位置が十分に正確であるという決定に回答して、モジュール405は、関心領域の全体がスキャンされたかどうかを決定するように制御装置を設定する。関心領域の全体がスキャンされていないという決定に回答して、制御は、モジュール402に戻り、別の標的が選択される。関心領域の全体がスキャンされたという決定に回答して、制御は、関心領域の撮像ボリュームの3次元モデルを組み立てるように制御装置を設定するモジュール406に移る。標的構造の物理的な位置を示す3次元情報に基づいた標的の3D画像の組立て(assembly)は、当業者に公知であり、ここで説明する必要はない。モジュール407は、更なる検討及び操作のために複数の標的について決定された物理的な位置情報を使用して開発した3Dモデルを保存するように制御装置を設定する。例えば、3Dモデルは、患者の臓器の特定の寸法のインプラントのサイズ決め等の、外科用途の後の時点で使用することができる。さらに別の例では、新しい手術用器具101がロボットシステム152に設置されたときに、以前の手術シーンに対して新たな器具を参照するために、3Dモデルを呼び戻し、その呼び戻した3Dモデルをディスプレイ110に表示する必要があり得る。モジュール407は、3D視覚表現とQ3Dモデルとの間の整列の結果も保存することができる。モジュール408は、定量的な3Dビューを表示するために、複数の標的について決定された物理的な位置情報を使用するように制御装置を設定する。Q3Dビューの一例は、図4に示される距離値“d_Instr_Trgt”である。

【0041】

なお、立体視ディスプレイが、ビューの幻覚(illusion)を3次元で形成することに留意されたい。しかしながら、実際の3Dディスプレイは、ホログラフィック画像又は湾曲面に投影された画像等の3D画像を提示する。典型的に、3Dディスプレイは、ビュー視点を変更するようにビューを移動させることができる。

【0042】

図10は、いくつかの実施形態による図9のモジュール402に概ね対応するプロセスの特定の詳細を示す例示的なフロー図である。モジュール402.1は、センサアレイ210内の全てのセンサから物理的世界のシーンの画像を取り込むように制御装置を設定する。モジュール402.2は、取り込んだシーンの中から関心領域を指定するように制御装置を設定する。モジュール402.3は、同じ標的の投影によって照明される異なるセンサの画素位置を特定するために、関心領域内のシーン画像同士の間で最も一致(ベスト・マッチ)するシーン画像を検索するように制御装置を設定する。後述するように、最良のマッチングは、限定することなく、シフトされた画像と基準画像との間の2次元の相互相関関数を最大化するまでセンサ S_{ij} から個々の画像をシフトすることによって、達成することができる。基準画像は、例えば、センサ S_{11} から受信したシーン画像であってもよい。モジュール402.4は、同一の標的からの投影により照明された候補画素を特定するように制御装置を設定する。モジュール402.5は、選択された標的について2

10

20

30

40

50

つ以上の画素座標 (N_x, N_y) を計算して、候補画素が同一の標的からの投影により照明されているかどうかを決定するように制御装置を設定する。決定モジュール 402.6 は、計算された 2D 画素座標値が、候補画素が同一の標的からの投影によって照明されていることを示すかどうかを決定する。複数のセンサ $S_{i,j}$ を用いて同じシーンをビューする（眺める）ことによって生じる画像ダイバーシチ (diversity) は、様々な個々の画像 $S_{i,j}$ 中の特定の標的に関連する座標 (N_x, N_y) を正確に特定する際に役割を果たす。例えば、いくつかの実施形態によれば、3つのみのセンサ $S_{1,1}$ 、 $S_{1,2}$ 、及び $S_{1,3}$ が使用される簡略化されたシナリオを想定する。2D 画素座標の 3 重項 (triplet) $[(N_{x_{1,1}}, N_{y_{1,1}}), (N_{x_{1,2}}, N_{y_{1,2}}), (N_{x_{1,3}}, N_{y_{1,3}})]$ が、 $[S_{1,1}, S_{1,2}, S_{1,3}]$ 上で同じ標的の投影に対応しない場合に、次に、(y 方向の投影シフトの推定値である) 量

【数 1】

$$\hat{Y}_{12}$$

及び

【数 2】

$$\hat{Y}_{13}$$

は、異なる値が得られる。後に提示される方程式によれば、画素座標 $(N_{x_{1,1}}, N_{y_{1,1}})$ 、 $(N_{x_{1,2}}, N_{y_{1,2}})$ 、 $(N_{x_{1,3}}, N_{y_{1,3}})$ が同じ標的の投影からもたらされる場合に、

【数 3】

$$\hat{Y}_{12}$$

及び

【数 4】

$$\hat{Y}_{13}$$

を等しくしなければならない。

【数 5】

$$\hat{y}_{12} = \frac{N_{y_{11}}}{N_{y_{11}} - N_{y_{12}}} \quad (402.5 - 1)$$

$$\hat{y}_{13} = 2 \cdot \frac{N_{y_{11}}}{N_{y_{11}} - N_{y_{13}}} \quad (402.5 - 2)$$

【0043】

【数 6】

$$\hat{Y}_{12}$$

及び

【数 7】

$$\hat{Y}_{13}$$

が略等しくない場合に、次に制御は、モジュール 402.4 に戻り、センサ面 $S_{i,j}$ 上への標的投影についての最良の候補を絞り込む。前述したように、上記は、アルゴリズムの単に簡略化した実装形態である。一般に、図 10 のモジュール 402.6 に示されるように、

10

20

30

40

【数 8】

$$\hat{Y}_{ij}$$

と

【数 9】

$$\hat{Y}_{i,j+1}$$

との間の差のノルム(norm)は、モジュール 4 0 2 がその繰り返しを完了するために、許容範囲 未満にすべきである。同様の制限は、x 軸の

【数 1 0】

$$\hat{x}_{i,j}$$

及び

【数 1 1】

$$\hat{x}_{i,j+1}$$

の対応する推定値について満たす必要がある。候補画素が同一の標的からの投影によって照明されていることを、計算された 2 D 画素座標値 (N_x, N_y) が示しているという決定に 応答して、次に、制御は、モジュール 4 0 3 に移る。

【0 0 4 4】

各画素が、世界シーン(world scene)からカラー及び強度情報を直接的に取り込むことが理解されるだろう。また、上記のプロセスによれば、各画素は、画素上に投影される、世界ビューの物理的な対象物の座標 (x, y, z) と関連する。こうして、色情報、照度情報、及び物理的な位置情報、つまり色及び照明が投影された対象物の位置は、非一時的なコンピュータ可読記憶装置内の画素に関連付けることができる。以下の表 1 は、この関連付けを示す。

【表 1】

表 1

画素識別子	色値	強度値	位置 (x, y, z)
-------	----	-----	--------------

【0 0 4 5】

Q 3 D 情報の決定の例

投影マッチングの例

図 1 1 は、いくつかの実施形態によるセンサアレイ S_{1 1} ~ S_{3 3} を含む例示的なセンサアレイ 2 1 0 の説明図であり、センサアレイは、3 つの例示的な対象物を含む例示的な 3 次元の物理的世界のシーンを含む視野を有するように配置される。アレイ内の各センサ S_{i j} は、各次元に少なくとも 2 つの画素を有する 2 次元配列の画素を含む。各センサは、個別の光チャネルを形成するレンズスタックを含み、このレンズスタックは、レンズスタックの焦点面に配置された画素の対応する配列上の画像を解像する。各画素は、光センサとして機能し、その複数の画素を含む各焦点面は、画像センサとして機能する。その焦点面での各センサ S_{1 1} ~ S_{3 3} は、他のセンサ及び焦点面によって占有されるセンサアレイの領域とは異なるセンサアレイの領域を占める。適切な既知の画像センサアレイは、(2 0 1 0 年 1 1 月 2 2 日に 出願された) 特許文献 4 及び (2 0 1 2 年 9 月 1 9 日に 出願された) 特許文献 5 に開示されており、これらの文献は、上述している。

【0 0 4 6】

いくつかの実施形態によれば、センサは、x 及び y 方向の画素の総数 N_x 及び N_y、及び視野角 θ_x 及び θ_y によって特徴付けられる。いくつかの実施形態では、x 及び y 軸のセンサ特性が同一であると予想される。しかしながら、代替実施形態では、センサは、x

10

20

30

40

50

及びy軸で非対称の特性を有する。同様に、いくつかの実施形態では、全てのセンサが同じ縦画素数及び同じ視野角を有することになる。センサは、よく制御された態様で、センサアレイ210全体に分散される。例えば、センサは、示される2次元格子上で距離離間してもよい。センサの配置ピッチは、このような格子全体に対称又は非対称であってもよい。

【0047】

図11に示される実施形態では、センサは、センサ $S_{11} \sim S_{13}$ が一番上の行を占め、センサ $S_{21} \sim S_{23}$ が中央の行を占め、及びセンサ $S_{31} \sim S_{33}$ が下の行を占める矩形グリッドに配置される。各センサは、N行の画素及びN列の画素を含む。光源によって生成される破線で示される光線は、三角形の第1の対象物、球形状の第2の対象物、及び矩形の第3の対象物の各々からイメージアレイの各センサに反射される。説明目的のために、一番上の行のセンサ S_{11} 、 S_{12} 、 S_{13} の光線のみが示される。光源は、例えば、非構造化された白色光又は周辺光であってもよい。あるいはまた、例えば、光源は、可視又は赤外スペクトル等の選択された波長の光を提供してもよく、又は光が選択された波長(色)又は波長の範囲(例えば、色の範囲)を提供するためにフィルタ処理又は分割してもよい。光線が対象物の各々からセンサ $S_{21} \sim S_{33}$ に同様に反射されることが理解されるだろう。しかしながら、説明を簡略化するために、他のこれら光線は示していない。

10

【0048】

モジュール401及び402.1によれば、センサアレイ210のセンサは、世界ビューから画像を別々に取り込む。図12は、いくつかの実施形態による図11の3つの対象物のセンサ S_{ij} (S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} のみが示されている)上の投影を表す説明図である。当業者は、反射光が視野内にある対象物の投影画像をセンサに入射させることを理解するだろう。より具体的には、イメージアレイの複数の異なる画像センサに入射する、視野内の物体から反射された光線は、3次元から2次元への対象物の複数の視点の投影を生成する、すなわち、反射された光線を受け取る各センサに異なる投影を生成する。特に、対象物の投影の相対位置は、 S_{11} から S_{12} に、 S_{13} に進むときに左から右へシフトされる。入射光線によって照明された画像センサの画素は、入射光にตอบสนองして電気信号を生成する。従って、各画像センサについて、電気信号のパターンは、画像センサ内の画像投影の形状及び位置を示す反射光にตอบสนองして、その画素によって生成される。

20

30

【0049】

モジュール402.2によれば、関心領域が、世界シーンから選択される。図13は、シーン内からの関心領域の選択を示す説明図である。この例では、三角形の第1の対象物、球形状の第2の対象物、及び矩形の第3の対象物は全て、選択された関心領域内にある。このステップは、オペレータからの入力を受け付けることによって達成することができる。或いは所定の方法でソフトウェアにより、又はオペレータの入力及び自動ソフトウェア制御の選択の組合せにより構成されたコンピュータを用いて自動的に実行することができる。例えば、いくつかの実施形態では、世界シーンは、ヒトの解剖学的構造の内腔を示すことができ、対象物は、体内器官、又は手術用器具、又はそれらの一部であってもよい。外科医は、内腔内からリアルタイム視覚イメージを受け取ることができ、ヒトの解剖学的構造の組織領域及び体腔内に投影される手術用器具の一部を見ることができる。外科医は、視野内のそれら対象物を指定することができ、その対象物の位置情報がテレステレーション(telestration)・ビデオマーカー等の周知の技術によって決定される。あるいはまた、又はこのようなオペレータの要求に加えて、エッジ検出アルゴリズム等の自動化されたプロセスを使用して、関心領域(ROI)を指定することができる。

40

【0050】

モジュール402.3によれば、最良の一致(ベスト・マッチ)は、同一の標的の投影によって照明される異なるセンサの画素位置を特定するように、対象領域内のシーン画像同士の間で決定される。図14は、いくつかの実施形態によるセンサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} の投影画像の相対的な幾何学的なオフセットに関する追加の詳細を示す説明図で

50

ある。いくつかの実施形態によれば、センサ S_{13} からの画像が、基準画像とみなされ、そして選択された ROI 内の対象物の投影は、センサ S_{13} のそれら位置に対してセンサ S_{12} の画素量 2_3 だけ右側にオフセットされる。同様に、選択された ROI 内の対象物の投影は、センサ S_{13} のそれら位置に対してセンサ S_{11} の画素量 1_3 だけ右側にオフセットされる。これは、各センサ S_{12} 、 S_{11} の FOV ビュー軸線が、センサ S_{13} の FOV ビュー軸線の右側にオフセットされるので（このようなビュー軸線はセンサの面に対して垂直である）、ROI からの投影画像は、センサ S_{11} に対してセンサ S_{13} 及び S_{11} の左側にオフセットされることが理解されるだろう。

【0051】

図 15 は、いくつかの実施形態による、ROI 内のセンサ S_{13} の投影画像と整列させるために、右側にシフトされた ROI 内のセンサ S_{11} 及び S_{12} の投影画像を示す説明図である。現在の例では、センサ S_{13} は、基準センサとして機能するように指定される。他のセンサが整列及び幾何学的寸法を決定する際に使用するために選択できることが理解されるだろう。選択された ROI 内の対象物の投影は、指定されたセンサ、例えばセンサ S_{13} で識別され、他のセンサ、例えばセンサ S_{11} 及び S_{12} の投影は、それら他のセンサが指定されたセンサの投影と整列されるまで、シフトされる。こうして、選択された ROI 内の対象物の対応する投影が、指定されたセンサでの投影の位置に対するそれら他のセンサのオフセットと共に、他のセンサ内で識別することができる。

【0052】

特に、例えば、3つの例示的な対象物の投影が、センサ S_{12} の画素量 2_3 だけ右側にシフトされ、3つの例示的な対象物の投影が、センサ S_{13} の画素量 1_3 だけ右側にシフトされる。この例示的な例では、同じ原理がセンサ同士の間で x 方向の投影オフセットを適用するが、説明を簡略化するために、投影は、y 方向にのみオフセットされ、x 方向にオフセットされないものと想定する。また、この例では、線形オフセットを示しているが、当業者は、例えば、異なるセンサにおいて相対的なオフセットを有する投影を整列させるために、回転等の他の変換を適用することができる。

【0053】

例えばいくつかの実施形態では、2次元（2D）相互相関法や主成分分析（PCA）を使用して、 S_{13} の ROI 内の投影を S_{12} の ROI 内の投影と整列させ、 S_{13} の ROI 内の投影を S_{11} の ROI 内の投影と整列させることができる。一般的には、基準として指定されたセンサからの画像に対してセンサ S_{ij} からの画像を最も良く一致させる又は整列させることが意図される。より具体的には、 S_{12} の ROI 内の投影画像は、最も高い相関係数が得られるまで、 S_{13} の ROI 内の投影画像に対してシフトされ、且つこの投影画像と相互相関される。同様に、 S_{11} の ROI 内の投影画像は、最も高い相関係数が達成されるまで、 S_{13} の ROI 内の投影画像に対してシフトされ、且つこの投影画像と相互相関される。こうして、ROI の投影の整列は、 S_{13} の ROI の投影と S_{12} の ROI の投影との間のオフセットを決定することにより、及び S_{13} の ROI の投影と S_{11} の ROI の投影との間のオフセットを決定することにより、センサ S_{11} 及び S_{12} における ROI の投影の位置を特定するために使用される。

【0054】

候補画素の選択及び絞込みの例

モジュール 402.4 によれば、候補画素は、ベストマッチ処理によれば、同じ標的からの投影によって照明される異なるセンサ内で特定される。一旦 ROI 内の対象物の投影がセンサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} のそれぞれで特定されると、ROI 内の個々の標的の物理的な投影（ x, y, z ）は、イメージアレイに対して決定することができる。いくつかの実施形態によれば、ROI 内の標的の各多重度について、標的からの投影によって照明される複数のセンサのそれぞれの 1 つ又は複数の画素が、特定される。このような各標的点について、物理的な標的点の位置（ x, y, z ）が、標的からの投影により照明されると判断される、異なるセンサに配置された画素の間の幾何学的関係に少なくとも部分的に基づいて決定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

一連の標的点は、ROIを体系的に横断する（例えば、特定の刻み幅で右から左に、及び刻み幅で上から下に）ことにより、自動的に選択することができ、物理的な標的点の位置（x, y, z）は、選択された各標的点について決定できることが理解されるだろう。S₁₁及びS₁₂がS₁₃に最も良く一致しているので、その横断は、シフトされた関心領域の内部で行われる。標的を選択することは、標的の投影によって照明されるセンサS₁₁、S₁₂、及びS₁₃のそれぞれの画素を特定することを含む。こうして、S₁₁、S₁₂、及びS₁₃のそれぞれの候補画素は、選択された標的点の投影によって照明される画素であると特定される。

【 0 0 5 6 】

10

換言すれば、標的Tを選択するために、画素は、標的Tの投影によって照明されるセンサS₁₁、S₁₂、及びS₁₃のそれぞれで選択される。標的Tの物理的な位置（x, y, z）は、その選択の時点では未知であることが理解されるだろう。また、上述した整列プロセスの不正確さは、各センサの画素が、選択された標的Tの投影によって照明されるという決定に不正確性を生じさせる可能性があることが理解されるだろう。こうして、図17、図18、及び図19を参照して説明されるように、更なる決定が、現在選択された標的Tの投影によって照明されるS₁₁、S₁₂、及びS₁₃のそれぞれの画素について、精度の決定について行われる。

【 0 0 5 7 】

20

上記の例を続けて、三角形の第1の標的が、現在選択された標的点であると想定する。図16は、いくつかの実施形態による選択された三角形の標的点のセンサS₁₁、S₁₂、及びS₁₃上への投影を示す説明図である。これらの投影から、標的Tの2D画素座標[(Nx₁₁, Ny₁₁), (Nx₁₂, Ny₁₂), (Nx₁₃, Ny₁₃)]が、決定される。簡略化のために、図16は、y軸の画素座標のみを示す。これらの2D画素座標を用いて、表現(402.5-1)及び(402.5-2)が適用され、及び

【 数 1 2 】

$$\hat{Y}_{12}$$

及び

【 数 1 3 】

30

$$\hat{Y}_{13}$$

が、モジュール402.5の一部として計算される。モジュール402.6の一部として、ノルム

【 数 1 4 】

$$\hat{Y}_{12} - \hat{Y}_{13}$$

が、計算され、許容範囲と比較される。同様に、x軸の画素座標及び位置推定値が、計算され、許容範囲に対して比較される。モジュール402.6の条件が満たされる場合に、次に、プロセスは、モジュール403に進み、そうでなければ、モジュール402.4に戻り、標的候補をさらに絞り込む。

40

【 0 0 5 8 】

図17を参照すると、センサS₁₁、S₁₂、及びS₁₃と、物理的空間内の位置（x, y, z）に配置され選択された三角形の第1の対象物の標的Tとを含むイメージアレイの一部が示される。イメージアレイ内のセンサは、それらセンサ同士の間には既知の間隔*i_j*を有する。S₁₁とS₁₂との間の物理的な位置間隔は、*1₂*であり、S₁₂とS₁₃との間の物理的な位置間隔は、*2₃*である。いくつかの実施形態では、全てのセンサS_{*i_j*}同士の間隔が、同一であり、構造上の仕様*1*に等しい。センサS_{*i_j*}は、既知の視野角*1*も有する。

【 0 0 5 9 】

50

いくつかの実施形態では、上述したように、各センサは、行及び列から構成される矩形パターンとして配置された画素を含む2D撮像素子として構成される。あるいはまた、画素は、例えば、円形パターン、ジグザグパターン、散乱パターン、サブ画素オフセットを含む不規則パターンで配置することができる。これらの素子の角度及び画素特性は、同一であってもよく、あるいはまた、センサ毎に異なってもよい。しかしながら、これらの特性は、既知であると想定される。説明を簡略化するために、センサは、同一である想定されるが、異なってもよい。

【0060】

簡略化するために、全てのセンサ S_{ij} が、 $N \times N$ 個の画素を有すると想定する。センサ S_{11} からの距離 z において、センサの N 個の画素幅は、 FOV_1 で示される S_{11} の y 次元視野の外に拡張する。同様に、センサ S_{12} からの距離 z において、センサ S_{12} の y 次元視野は、 FOV_2 で示される。また、センサ S_{13} からの距離 z において、センサ S_{13} の y 次元視野は、長さ FOV_3 で示される。長さ FOV_1 、 FOV_2 、及び FOV_3 は、互いに重なり合っており、センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} が、いくつかの(未知の)距離 z に物理的に位置する標的 T の3通りのサンプリング・ダイバーシチを達成することを意味する。当然ながら、センサが同一に形成される場合に、この例で想定しているように、長さ FOV_1 、 FOV_2 、及び FOV_3 は、同様に同じになる。3つの長さ FOV_1 、 FOV_2 、及び FOV_3 全てが、同じ大きさを有しており、説明の目的のために、それら3つの長さが互いに隣接して積み重ねられるように描かれているが、それら3つの長さは、イメージアレイから同じ(未知の)距離 z にあるという点で同一面上にあることが理解されるだろう。

【0061】

図18を参照すると、現在選択された標的 T の画像センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} 上への投影の例示的な正面図が示される。簡略化するために、センサは、サイズ $N \times N$ の画素から構成される幾何学的に矩形の画素アレイを含むものと想定する。また、標的 T の x 座標の投影が全て等しいと想定される。換言すれば、標的 T の S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} 上への投影について、 $n_{x1} = n_{x2} = n_{x3}$ であると想定する。説明を簡略化するために、また、幾何学的な視野角は、垂直方向に $\theta_x = \theta_y$ の場合に、水平方向に同じであると想定される。当業者は、上記の想定の内いずれかが変化する場合に、標的 T の x 、 y 、及び z の物理的座標を計算するために、以下に提示されるプロセスをどの様に変更するかを知っているだろう。

【0062】

標的 T の画像は、画像センサ S_{11} の面内の幾何学的な座標 (n_{x1}, n_{y1}) においてセンサ S_{11} 内の物理的な点に投影される。より具体的には、標的 T のセンサ S_{11} 上への投影が、原点から取られる y 軸に沿って n_{y1} 画素に位置し、且つ x 軸に沿って n_{x1} 画素に位置される。標的 T の画像は、画像センサ S_{12} の面内の幾何学的な座標 (n_{x2}, n_{y2}) においてセンサ S_{12} 内の物理的な点に投影される。標的 T の画像は、画像センサ S_{13} の面内の幾何学的な座標 (n_{x3}, n_{y3}) においてセンサ S_{13} 内の物理的な点に投影される。各センサ内の画素位置 (n_{x1}, n_{y1}) は、センサのために設けられた原点 $(0, 0)$ の基準座標に対して決定されることが理解されるだろう。図17又は図19に示されるように、座標 (x, y, z) のグローバルシステム(global system)が、規定され、標的を参照するために使用される。例えば、このような座標系の原点は、センサ S_{11} の幾何学的中心に、制限なしに、配置することができる。

【0063】

図16及び図18の両方を参照すると、標的の投影の y 画素距離は、各センサで異なることが理解される。現在選択された標的 T の投影は、 S_{11} の原点の左側の n_{y1} 画素に配置される。その選択された標的 T の投影は、 S_{12} の原点の左側の n_{y2} 画素に配置される。その選択された標的 T の投影は、 S_{13} の原点の左側の n_{y3} 画素に配置される。説明を簡略化するために、上述したように、標的の投影が、3つの全てのセンサの原点から同じ x 画素間隔に当たると想定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

図 1 9 を参照すると、図 1 7 を参照して上述したように、センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} に対する現在選択された標的 T の配置が示され、及び各センサの候補画素についての y 方向の画素オフセットも示される。図 1 9 の図面は、選択された標的 T の物理的な座標 (x, y, z) を決定するための物理的構造及び解析フレームワークを提示することを理解されるだろう。イメージアレイ面から (未知の) 距離 z において、各センサの y 方向視野は、 FOV_i としてマークされた長さに亘って延びる。この長さ、 FOV_i は、いくつかの実施形態では N 個の画素であるセンサの最大画素幅に相当する。センサが x 方向及び y 方向で対称な視野を有するという動作想定をすると、長さも、x 軸に沿って垂直方向に FOV_i となるだろう。

10

【 0 0 6 5 】

候補画素選択は、選択した標的の物理的な位置の決定の際に不正確性を生じさせる可能性がある不確実性のレベルを有する相関処理に少なくとも部分的に基づいて、行われることを思い出されたい。こうして、いくつかの実施形態によれば、標的投影の候補選択の精度の更なる確認は、以下のように行われる。

【 0 0 6 6 】

標的の物理的な位置 (x, y) を決定し、且つ標的投影の候補選択の精度を確認する例モジュール 4 0 2 . 5 によれば、2 つ以上の 2 次元座標値 (N_x, N_y) は、選択された標的について、候補画素が同一の標的からの投影によって実際に照明されているかどうかを決定するために計算される。上で議論した想定及び 3 D 座標系の原点をセンサ S_{11} の中心に配置することに基づいて、図 1 9 の例のイメージアレイ及び現在選択された標的 T は、次の関係を有する。

20

【 数 1 5 】

$$z = \frac{N \cdot \delta}{2 \cdot (n_{y1} - n_{y2}) \cdot \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (1)$$

$$y = \frac{2n_{y1} - N}{2(n_{y1} - n_{y2})} \cdot \delta \quad (2)$$

$$x = \left(\frac{2n_{x1}}{N} - 1\right) \cdot z \cdot \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (3)$$

30

ここで、N は、撮像センサの画素寸法であり、

n_{x1} は、x 方向の S_{11} 面の原点からの画素数で表された標的 T の位置であり、

n_{y1} は、y 方向の S_{11} 面の原点からの画素数で表された標的 T の位置であり、

n_{y2} は、y 方向の S_{12} 面の原点からの画素数で表された標的 T の位置であり、

n_{y2} は、y 方向の S_{12} 面の原点からの画素数で表された標的 T の位置であり、

は、視野角である。

【 0 0 6 7 】

また、センサ S_{11} 及び S_{13} を使用して同じ計算を実行する場合に、 S_{11} と S_{13} との間の分離が 2 であるとすると、以下の式が得られる。

40

【数 16】

$$z = \frac{2 \cdot N \cdot \delta}{2 \cdot (n_{y1} - n_{y3}) \cdot \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (4)$$

$$y = \frac{2n_{y1} - N}{2(n_{y1} - n_{y3})} \cdot 2\delta \quad (5)$$

$$x = \left(\frac{2n_{x3}}{N} - 1\right) \cdot z \cdot \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) + 2\delta \quad (6)$$

10

ここで、 n_{x3} は、 x 方向の S_{13} 面の原点からの画素数で表された標的点の位置であり、

n_{y3} は、 y 方向の S_{13} 面の原点からの画素数で表された標的点の位置である。

【0068】

こうして、選択された標的 T の物理的な x 座標を決定することは、式 (3) 又は (6) に基づいて、決定することができる。選択された標的 T の物理的な y 座標を決定することは、式 (2) 又は (5) に基づいて、決定することができる。選択された標的 T の物理的な z 座標を決定することは、式 (1) 又は (4) に基づいて決定することができる。

【0069】

20

より一般的には、モジュール 402.6 によれば、決定は、候補画素が同一の標的からの投影によって照明されていることを、計算された 2D 座標値が示すかどうかについて行われる。標的 T の物理的な座標 (x, y, z) のより信頼性の高い決定は、各座標について 2 つの式を使用することによって得ることができることが理解されるだろう。例えば、標的 T の y 座標は、式 (2) 及び (5) の両方を使用して決定することができる。2 つの式を用いて計算され、得られた y 座標値がいくつかの許容範囲値 y よりも多い値だけ異なる場合に、次にマッチング処理が異なるセンサの投影同士の間のおffsetを十分な精度で解決出来なかったという決定が行われ、結果として、候補画素が同じ標的 T から投影を受けない点で、候補画素は対応していない。 y 計算を一致させるのに失敗した場合に、各センサが選択された標的 T に対応するセンサ内の候補画素の改善された選択を行うための試行に、別の反復のマッチング処理を行ってもよい。異なるセンサ上への異なる視点の投影が、例えば、視差効果によって異なる可能性があるので、計算された y 値が等しくならぬ可能性があることが理解されるだろう。従って、許容範囲値は、意図する用途に応じて規定される。手術用イメージング用途では、0.1 ~ 0.3 mm の y は、一般的に許容可能な Q3D 精度を提供する。当業者は、本発明の精神から逸脱することなく、異なる許容範囲レベルを規定することができる。

30

【0070】

x 軸及び y 軸の周りの想定されたセンサの対称性を考慮すると、当業者は、(2) 及び (5) と同様の式を用いるが、 n_{yi} の代わりに n_{xi} を用いて、標的 T の x 座標に対して同様な決定を行うことができることを理解するだろう。式 (3) 及び (6) は、それらの式が、 z 座標の知見を必要とするため、モジュール 402.5 及び 402.6 の一部を使用することはできない。しかしながら、モジュール 402.5 及び 402.6 の本質は、センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} の面上の正確な標的投影を決定することである。この目的のために、 x 及び y 軸を調整した式 (2) 及び (5) は、十分である。座標 (x, y, z) の完全なセットは、以下に記載されるように、モジュール 403 及び 404 の一部として計算される。

40

【0071】

標的の物理的な z 位置を決定する例

図 19 に示されるように、モジュール 403 及び 404 によれば、 z 座標の初期推定値、 z_0 は、計算処理を開始するために使用される。この初期値は、医療用途に応じて、自

50

動的に規定される。医療用途によって、可視化されることを意図した世界ビューが規定される。初期値 z_0 は、内視鏡に最も近い視野のエッジ部で開始する。図 8 を参照すると、手術用内視鏡検査を含む Q 3 D 用途について、 z_0 は、例えば、Q 3 D 内視鏡 2 0 2 の先端部 2 0 8 から 1 ~ 5 mm 外れる可能性がある。このような初期推定値は、一般的に、任意の組織又は手術用器具を Q 3 D 内視鏡に近接して置く可能性が低いので、この用途には十分である。次に、値 z_0 が、式 (3) 及び (6) に結合される。標的の x 座標が一意的なものであること考慮すると、 z_0 が、真値であり且つ標的の z 座標が正しい場合に、次に、式 (3) 及び (6) は、許容範囲 x の許容レベル内で、同じ値、又は略等しいをもたらすであろう。

$$|x_{(3)} - x_{(6)}| < x \quad (7)$$

10

【 0 0 7 2 】

式 (3) 及び (6) が許容範囲 x 外にある場合に、反復が継続し、 z の新たな推定値 z_1 が試行される。いくつかの実施形態によれば、新しい推定値は、自動的に規定される。例えば、 $z_1 = z_0 + \Delta z$ であり、ここで、 Δz は、反復ステップのサイズである。一般的には、 k^{th} において、反復は $z_k = z_{k-1} + \Delta z$ である。(7) の条件が満たされた場合に、反復プロセスは停止する。より小さい Δz は、正確な標的座標を決定する際の精度を増大させるが、それはまた、このプロセスを完了するために多くの計算時間を必要とし、従って待ち時間が増加する。待ち時間の増加は、手術用器具の動きと操作する外科医によるその器具可視化との間に遅延を生じさせる可能性がある。換言すれば、外科医は、コマンドの後に遅れるようなシステムを知覚し得る。深さ 2 0 ~ 3 0 センチメートル (cm) の手術用ビュー空間について、0 . 1 ~ 0 . 3 mm の Δz は、十分である。当然ながら、当業者は、反復プロセスを完了するために必要な計算に対して Δz の大きさのバランスをとることを知っているだろう。

20

【 0 0 7 3 】

上記の説明は、プレゼンテーションの理由のために簡略化されており、従って、3 つのみのセンサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} を含む。一般に、より多くのセンサを使用して、Q 3 D 座標計算の精度を向上させることだけでなく、反復の全体の数を減らすこともできる。例えば、3 つ以上のセンサ、好適には 3×3 センサのレイが使用される場合に、次に、最急勾配 (steepest gradient) 等の方法を使用して、モジュール 4 0 2 . 5 及び 4 0 3 によって行われる推定誤差の方向にトレンドを与えることができる。次に、反復ステップのサイズ及び方向は、3 D エラー傾斜面の局所的な極値に向かう進行に一致させて調整することができる。

30

【 0 0 7 4 】

Q 3 D 情報を用いて内視鏡手術の案内

図 2 0 は、いくつかの実施形態による外科的処置中に Q 3 D 情報を使用する第 1 のプロセス 2 0 0 0 を示す例示的なフロー図である。コンピュータ・プログラムコードが、プロセス 2 0 0 0 を実行するようにコンピュータ 1 5 1 を設定する。モジュール 2 0 0 2 は、ビューア 3 1 2 を見たときに、外科医の視野内の少なくとも 2 つの対象物を選択するユーザ入力を受信するようにコンピュータを設定する。モジュール 2 0 0 4 は、ユーザ選択の受信にตอบสนองして、コンピュータコンソール上にメニューを表示するようにコンピュータを設定する。決定モジュール 2 0 0 6 は、メニューへのユーザ入力、距離を表示させるために受信されたかどうかを決定するようにコンピュータを設定する。ユーザ入力、距離を表示させるために受信されたという決定にตอบสนองして、モジュール 2 0 0 8 は、外科医の視野のビデオ画像内に数値距離を表示するようにコンピュータを設定する。決定モジュール 2 0 1 0 は、距離表示を選択するユーザ入力を受信するために所定の時間間隔に亘って待機し、及び「タイムアウト」期間内にユーザ入力を受信しなかったことにตอบสนองして、決定モジュール 2 0 0 6 の動作を終了するようにコンピュータを設定する。

40

【 0 0 7 5 】

決定モジュール 2 0 1 2 は、メニューへのユーザ入力、近接制限警報を入力するために受信されたかどうかを決定するようにコンピュータを設定する。ユーザ入力、近接閾値

50

を入力するために受信されたという決定に回答して、モジュール2014は、Q3D情報を使用して、外科医の視野内の2つ以上の対象物同士の間近接性を監視するようにコンピュータを設定する。決定モジュール2016は、近接閾値を超えたかどうかを判定する。近接閾値を超えたという判定に回答して、モジュール2018は、警報を起動させるようにコンピュータを設定する。警報は、音、点滅光のような視覚的キュー、衝突を回避するための器具のロック、又は他の触覚フィードバックを含むことができる。近接閾値を超えていないという判定に回答して、制御は、監視モジュール2014に再び移る。決定モジュール2020は、近接閾値を入力するユーザ入力を受信するために所定の時間間隔に亘って待機し、「タイムアウト」期間内にユーザ入力を受信しないことに回答して、決定モジュール2012の動作を終了するようにコンピュータを設定する。

10

【0076】

図21は、いくつかの実施形態による、図20のプロセスに従って表示画面2102に表示されるメニュー選択を示す説明図である。表示画面2102は、コンピュータ151に関連するビューモニタを含む。あるいはまた、表示画面2102は、ビューア312の表示要素401R, 401Lの領域を含むことができる。ユーザ入力に回答して、モジュール2004は、第1のメニュー項目「距離表示」2106及び第2のメニュー項目「近接警報設定」2108を含むメニュー2104を表示させる。「距離表示」メニュー項目2106を選択するユーザ入力に回答して、モジュール2008は、2つ以上の対象物同士の間近接距離を表示させる。図4を再び参照すると、モジュール2008を使用して表示された器具400と標的との間のQ3D距離“d_Instl_Trgt”の表示が示される。「近接警報設定」メニュー項目2108を選択するユーザ入力に回答して、「距離入力」UI入力2110は、ユーザが近接距離閾値、例えば1cmを入力できるフィールドを含んで表示される。代替実施形態(図示せず)では、デフォルトの近接閾値が、全ての器具について予め設定してもよく、ユーザは、例えば、図21のメニューを使用して、近接閾値を変更することができる。代替実施形態では、ユーザは、閾値を入力するのではなく、デフォルトの閾値を選ぶことを選択することができる。いくつかの実施形態では、ユーザは、距離を表示させ、近接警報を設定することの両方を選択することができる。

20

【0077】

図22A, 図22Bは、いくつかの実施形態による、図20のプロセスに従ってユーザ入力を受信する特定の詳細を表す説明図である。図22Aは、テレステーション等のビデオマーカーツールを使用して、又は図4の制御入力装置160を操作する外科医コンソールを使用して形成することができる、生体組織等の標的410L, 410Rの第1の強調表示領域2202L, 2202Rの例を示す。図22Bは、ビデオマーカーツールを使用して形成することができる、器具チップ400L, 400Rの第2の強調表示領域の2206L, 2206Rの例を示す。いくつかの実施形態による動作では、ユーザは、第1の強調表示領域2202L, 2202Rを形成する。次に、ユーザは、ビデオマーカーツールを使用して、器具チップ400L, 400Rの第2の強調表示領域2206L, 2206Rを形成する。項目が強調表示される順序は、重要でないことが理解されるだろう。次に、ユーザは、選択を入力するためにセクタ(図示せず)を作動させる(例えば、ENTERキーを押す)。モジュール2002は、受信したユーザ入力を、標的画像410L, 410R及び器具画像400L, 400Rの選択として解釈する。

30

40

【0078】

図23は、いくつかの実施形態による外科的処置中にQ3D情報を使用する第2のプロセス2300を表す例示的なフロー図である。コンピュータ・プログラムコードは、プロセス2300を実行するようにコンピュータ151を設定する。モジュール2302は、ビューア312を見たときに、外科医の視野内の対象物を選択するユーザ入力を受信するようにコンピュータを設定する。例えば、図22Aを再び参照すると、ユーザ入力は、ビデオマーカーツールを使用して、器具チップ400L, 400Rの第2の強調表示領域2206L, 2206Rを形成するために受信されるように示される。ユーザ入力(図示せず)は、器具チップ400L, 400Rの画像選択を入力するために、セクタ(図示せ

50

ず)を作動させる(例えば、ENTERキーを押す)ために受信される。

【0079】

図23に再び戻ると、ユーザ選択の受信に応答して、モジュール2304は、メニューをコンピュータコンソール上に表示するようにコンピュータを設定する。決定モジュール2306は、メニューへのユーザ入力、選択された対象物の画像を回転させるために受信されたかどうかを判定するようにコンピュータを設定する。ユーザ入力、画像を回転させるために受信されたという判定に、モジュール2308は、対象物の異なる3次元視点を示す画像を回転表示させるようにコンピュータを設定する。決定モジュール2310は、画像を回転させるユーザ入力を受信するために所定の時間間隔に亘って待機し、及び「タイムアウト」期間内にユーザ入力を受信しないことに、決定モジュール2306の動作を終了するようにコンピュータを設定する。

10

【0080】

図24は、いくつかの実施形態による、図23のプロセスに従って表示画面2402に表示されるメニュー選択を示す説明図である。表示画面2402は、コンピュータ151に関連したビューモニタを含む。あるいはまた、表示画面2402は、ビューア312の表示要素401R、401Lの領域を含むことができる。受信したユーザ入力に、モジュール2304は、第3のメニュー項目「左回転」2406及び第4のメニュー項目「右回転」2408を含むメニュー2404を表示させる。第3又は第4のメニュー項目2406、2408どちらか一方を選択するユーザ入力に、モジュール2308は、図9のモジュール407に従って形成され且つ保存された3Dモデルの回転を生じさせる。センサ・イメージアレイ210は、限られた全体視野を有しているため、回転量は、数度、例えば30度未満に制限され得ることが理解されるだろう。

20

【0081】

Q3D内視鏡システムによって提供される触覚フィードバック

触覚学は、一般的に、触覚フィードバックを説明しており、このフィードバックには、運動感覚(力)及び皮膚(触覚)フィードバック、並びに振動及び動きが含まれ得る。手動の最小侵襲性手術(MIS)では、外科医は、長いシャフトを介して器具と患者との相互作用を感じ取るが、このシャフトは、触覚的手掛り及びマスク力の手掛りを排除してしまう。遠隔操作手術システムでは、外科医がもはや器具を直接的に操作しないので、本来の触覚フィードバックが殆ど排除される。遠隔操作される最小侵襲性手術システムにおける触覚技術の目的は、外科医が遠隔機構を操作しているかのように感じるのではなく、外科医の手が患者に接触しているような「透明性(transparency)」を提供することである。この着想を説明する別の方法は、触覚テレプレゼンス(haptic telepresence)である。典型的には、これは、触覚情報を取得するために患者側装置に人工触覚センサを、及び感知情報を外科医に伝達するために外科医側に触覚ディスプレイを必要とする。運動感覚フィードバックシステム又は力フィードバックシステムは、典型的には、手術用器具によって患者に加えられる力を測定又は推定し、力フィードバック装置を介して手に分解力(resolved force)を提供する。触覚フィードバックを使用して、組織表面に亘る局所的な組織変形及び圧力分布等の情報を提供することができる。触覚フィードバックは、例えば、外科医が指先を使用して、組織の健康状態を示すコンプライアンス、粘性、及び表面の触感等の組織の局所的な機械的特性を検出する触診をシミュレートするために使用することができる。Okamura A. M.の、“Haptic Feedback in Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery”, Current Opinion in Urology, 2009, Vol. 19(1), pp.102-107参照。

30

40

【0082】

既知の剛性を有する組織構造の変形は、その組織構造に与えられる力の関数として決定することができる。逆に、既知の剛性を有する組織構造に与えられる力は、組織構造の変形の関数として決定することができる。人体組織構造の形状は、外科医によって誘導された動きに、軟組織の変形は、線形弾性の観点で近似することができ、組織変形を生じさせる接触力は、結果として生じる組織変形に基づいて近似することがで

50

きる。一般に、組織構造は、同様のサイズの有限要素のセットに区切ってもよい。組織ボリュームを四面体要素に区切ることは、形状が不規則な解剖学的モデルには好ましいアプローチとなり得る。こうして、標的組織構造の構成は、その組織ボリュームを多角形（例えば、四面体）要素のセットに区切ることによってモデル化することができる。

【0083】

一般に、組織の変形は、以下の式に従った力に関連する。

$$[K]u = f \quad (8)$$

ここで、 $[K]$ は、剛性行列であり、且つ対称で、正で、有限で、疎である。 u は、変位場であり、及び f は、外力である。この行列のサイズは $3N \times 3N$ であり、 N はメッシュ頂点の数である。少なくとも幾らかのレベルの組織の等方性が想定される場合に、行列 K は $N \times N$ 行列として表すことができる。

【0084】

より具体的には、対象物の変形に基づいて変形可能な対象物の表面に加えられる外力は、以下の式に基づいて決定され、変形可能な対象物の変位 u^* を得るために必要とされる力が、以下の式に従って計算される。

【数17】

$$\left[\begin{array}{c|c} K & \bar{K} \\ \hline \bar{K}^T & 0 \end{array} \right] \begin{bmatrix} u \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f \\ u^* \end{bmatrix} \quad (9)$$

ここで、 $[K]$ は i 番目の位置が1であり、他の位置が0であるベクトル e_i で構成される行列である。この系は、解変数に対して指定した値を課すために使用されるラグランジュ乗数法から得られる。変分式及びラグランジュ乗数は、以下の式を最小化するために使用することができる。

【数18】

$$\frac{1}{2}u^T Ku - u^T f.$$

この系を解いた後に得られた $[]$ の値 λ_i は、変位 $u_i = u_i^*$ を課すために自由度 u_i で加える必要がある力の逆数(opposite)に等しい。Cotin, Sらの“Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation”, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics (Impact Factor: 1.9), 01/1999; 5:62-73. DOI 10.1109/2945.764872を参照されたい、また、この文献は、この参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。組織剛性の値は、既知であるか、又は容易に決定することができる。例えば、McKnight A. L.らの、“MR elastography of breast cancer: preliminary results”, Am. J. Roentgenology, 2002; 178:1411-1417、Uffmann K.らの、“In vivo elasticity measurements of extremity skeletal muscle with MR elastography”, NMR in Biomedicine, 2004; 17:181-190、及びTay B. K.らの、“In vivo mechanical behavior of intra-abdominal organs”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006; 53:2129-2138は、種々の組織構造について組織剛性の報告を提供しており、これらの文献は、この参照により本明細書の明示的に組み込まれる。それらのデータ及び他のデータは、行列 $[K]$ を決定するために使用することができ、式(8)に従った力の計算に適している。

【0085】

図25は、いくつかの実施形態によるQ3D情報を使用して触覚フィードバックを決定するプロセス2500を表す例示的なフロー図である。プロセス2500は、1つ又は複数のシステム152及びQ3D内視鏡システム101Cを使用することができる。図5又は図6のシステム152は、図8のQ3D内視鏡システム101Cと共に、式(8)又は(9)に従って器具によって組織上に及ぼされる力ベクトル f を計算する。剛性行列 $[K]$

〕は、既知の値の組織剛性を含むことができる。一度計算されると、器具によって組織上に及ぼされた力を表示又は使用して、触覚インターフェイス装置を駆動することができる。

【 0 0 8 6 】

図 2 5 を参照すると、モジュール 2 5 0 2 は、手術シーンの Q 3 D 情報を取り込み、その情報を使用して、その手術シーンの Q 3 D モデルを生成する。例示的なシーンは、組織構造及び手術用器具を含む。モジュール 2 5 0 4 は、シーン内の手術器具を特定し且つ位置合せ(register)する。モジュール 2 5 0 6 は、器具が幾らかの力でシーン内の組織構造の表面に対して付勢する際に、Q 3 D 情報を使用して器具についての組織の変位 u を決定する。モジュール 2 5 0 8 は、シーン内の組織構造の組織タイプについて適切な組織剛性行列情報 [K] を取得する。モジュール 2 5 1 0 は、決定された組織変位情報 u 及び組織剛性行列情報を使用して、力 f を決定する。モジュール 2 5 1 2 は、外科医の視野内の視覚表示を決定された力の手術シーン内にオーバーレイする。モジュール 2 5 1 4 は、触覚インターフェイスを作動して、決定された変位 u 及び決定された力 f を示す触覚フィードバックを外科医に提供する。

10

【 0 0 8 7 】

図 2 6 は、いくつかの実施形態による、手術用器具 2 6 0 4 のエンドエフェクタ部分と、組織構造 2 6 0 2 と器具 2 6 0 4 との間の接触についての Q 3 D 画像情報を視野 (FOV) に取り込むように配置された画像センサレイ 2 1 0 を有する内視鏡 2 6 0 6 とによって接触される組織構造 2 6 0 2 を示す説明図である。内視鏡は、手術中に外科医が見ることができる立体視覚画像を取り込むためにも使用されることが理解されるだろう。遠隔操作の外科的処置中に、外科医は、図 5 に示される制御入力装置 1 6 0 を操作して、器具のエンドエフェクタ部分を標的組織構造の表面と接触させるように操縦する間に、立体視ディスプレイ装置 1 6 4 を介して手術シーンを見る。外科医は、組織表面上の位置に力を与えてその組織表面上での組織表面輪郭の変形を生じさせるように、器具の動きを制御する。

20

【 0 0 8 8 】

Q 3 D 情報は、フィードバックが、器具 2 6 0 4 によって組織表面 2 6 0 8 に加えられた変形及び / 又は力の指標となるように、外科医に提供される触覚フィードバックのレベルを定量化するために使用される。より具体的には、Q 3 D 情報を使用して決定された組織表面 2 6 0 8 の変位 2 6 1 0 の大きさは、触覚フィードバックを生成するために使用される。組織構造又は少なくとも関心対象のサブ領域が実質的に均一の剛性を有すると想定すると、より大きな変位変形は、手術用器具がより大きな力を加えることを示す。式 (8) に従って、既知の剛性行列 K について、図 8 の Q 3 D 内視鏡システム 1 0 1 C によって測定された変位 u を用いて、図 2 6 の器具 2 6 0 4 によって組織に加えられた力ベクトル f を計算又は近似することができる。同様に、力ベクトル f から、組織によって提示された抵抗を計算又は近似することができる。このような情報は、組織触診用途に有用であり得る。従って、いくつかの実施形態によれば、より大きな変形及び / 又はより大きな力、又は組織柔軟性を示す触覚フィードバックを外科医に提供することができる。逆に、より小さい変位の变形は、手術器具がより小さい力を加えること、又は組織が増大した剛性を示すことの指標とすることができ、いくつかの実施形態によれば、より小さい変形及び / 又はより小さい力、又はより高い組織剛性を示す触覚フィードバックを外科医に提供することができる。

30

40

【 0 0 8 9 】

組織構造 2 6 0 2 は、均一な剛性を有さなくてもよい。組織構造の剛性とは異なる剛性を有する腫瘍又は血管等の、組織構造内に埋め込まれた局所化されたサブ表面構造は、組織構造の局所的な剛性を変える可能性がある。局所化されたサブ表面構造を本明細書では「異常 (部) 」と呼ぶ。異常の存在は、異常部を覆う組織表面の位置に器具によって加えられる力にตอบสนองして、組織構造の局所的な変位変形に影響を及ぼし得る。換言すれば、力の量にตอบสนองする、サブ表面の異常部を覆う組織表面の位置の変位変形は、同じ力の量に

50

答する、サブ表面の異常部を覆わない異なる組織表面の位置における変位変形とは異なるであろう。こうして、組織構造の剛性のそのような変化の結果として、実質的に同じ力を組織構造の異なる位置に加えることは、それらの異なる位置で異なる変形を生じさせることができる。異なる変形は、サブ表面の異常部の存在を示すことができる。

【0090】

組織剛性行列 K の変動性を解決するために、外科医は、異常がないことが既知である隣接組織構造に対して器具を軽く叩く（タップする：tap）必要があり得る。処置前のイメージングを使用することにより異常部の位置を特定することが慣習的に行われているため、これは実現可能な目標である。そのような画像は、外科医を異常部のない隣接領域に向けることができる。器具 2604 が異常部を含む領域に対してタップされたときに、Q3D 内視鏡システム 101C は、予想よりも小さい量の変位 u に関する定量的情報を提供する。結果として、組織剛性の相対的なマップを得ることができる。あるいはまた、図 26 の器具 2604 が力センサ（図示せず）に備え付けられている場合に、組織剛性マップは、式（8）に基づいて計算又は近似することができる。力センサは、力ベクトル f を提供し、Q3D 内視鏡システム 101C は、変位 u を提供する。 f 及び u が、関心領域内の十分に多くの点で測定される場合に、剛性行列 K の要素を計算又は近似することができる。例えば、組織の等方性及び対称性を想定すると、行列 K は、 $N * (N + 1) / 2$ までの別個の要素を有する。従って、変位 u 及び力ベクトル f は、行列 K を完全に特徴付けるために、 $N * (N + 1) / 2$ までの位置で測定すべきである。いくつかの実施形態によれば、異なる組織表面の位置での異なる組織構造の変位を示す触覚フィードバックが外科医に提供される。

【0091】

触覚ユーザインターフェイス

本明細書で使用される場合に、「触覚ユーザインターフェイス」という用語は、触覚情報をユーザに提供するユーザインターフェイスを指す。触覚インターフェイスには多くの異なる種類がある。例えば、本明細書で説明するように、有形のユーザインターフェイスとも呼ばれる形状ディスプレイは、対象物の形状又は輪郭を示す触覚情報を提供する触覚インターフェイスとして機能することができる。触覚ユーザインターフェイスは、例えば、ピンの選択的な伸長及び収縮による又は可変強度の振動による機械的刺激による触覚情報を提供することができる。触覚ユーザインターフェイスは、例えば、可変強度の電気刺激による触覚情報を提供することができる。

【0092】

図 27A ~ 図 27C は、いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する有形のユーザインターフェイス（TUI）2702 の形態の触覚ユーザインターフェイスの第 1 の実施形態を表す説明図である。TUI 2702 は、ハウジングから外向きに選択的に変位することができる複数のピン 2706 を収容するハウジング構造 2704 を含む。図 27A は、図 4 のビューア 312 を介して見ることができる手術シーン内に見える組織構造の 3次元モデル 2708 を形成するために、外向きに変位された多数のピンを用いる TUI の第 1 の実施形態を示す。図 27A に示されるピンの構成は、組織構造の変形を示すフィードバックがない場合の初期 TUI 状態に対応する。その初期状態の TUI 2702 の第 1 の実施形態によって生成される組織構造の 3次元モデル 2708 は、その形状を変形させる表面力が存在しない場合の静止した組織構造を表す。図 27B は、第 1 (x, y) 位置にあるピン 2706 - 1 がピンの初期状態位置に対して第 1 の量だけ内向きに（図示されるように下向きに）変位された状態の第 1 の実施形態の TUI を示す。図 27C は、第 2 のピン 2706 - 2 が第 2 のピンの初期状態位置 TUI に対して第 1 の量とは異なる第 2 の量だけ内向きに変位した状態の第 1 の実施形態の TUI を示す。

【0093】

図 28A ~ 図 28C は、手術用器具 2804 により加えられる力によって変形したその形状を有する組織構造 2802 を表す説明図である。図 28A は、器具 2804 が組織構

10

20

30

40

50

造に接触しないように配置された、静止状態のその本来の組織構造 2802 を示す。図 28B は、第 1 の変位量だけ組織構造の変形 2806 - 1 を生じさせるのに十分な力で、第 1 の組織構造の位置で組織構造に接触する器具 2804 を示す。図 28C は、第 2 の変位量だけ組織構造の変形 2806 - 2 を生じさせるのに十分な力で、第 2 の組織構造の位置で組織構造に接触する器具を示す。再び図 27A ~ 図 27C を参照すると、TUI 2702 の第 1 の実施形態は、デカルト (x, y) 平面に配置された軸線方向に整列したピン 2706 のアレイを含む。各ピンは、アレイ内の位置 (x, y) に関連付けられる。ピンは、静止位置と可変の上昇した変位との間で軸線方向に移動可能である。全てのピン 2706 が静止している、すなわち軸線方向の変位がない場合に、それらの頭部 (頂部) は、ハウジング 2704 内で平坦な (x, y) 平面を規定する。各ピン 2706 は、各ピンが、軸線方向に上昇、下降、又は制御可能な可変変位量だけ独立して上昇及び下降させることができる。いくつかの実施形態によれば、初期状態では、多数のピンが、組織構造 2708 の 3 次元モデルを形成するように配置される。初期状態の 3 次元モデルに対するピン変位の変化は、モデル化された組織構造の形状に対応する変化を示す触覚フィードバックを与える。第 1 の実施形態の TUI を使用して生成された 3 次元モデルは、外科医が医療処置中に実際の組織構造を触診する態様と同様に、外科医がモデルと相互作用することができるように幾何学的にサイズ決めされる。TUI 組織モデル 2708 の形状は、外科医の遠隔操作制御下にある器具 2804 との接触によって生じる、図 28A ~ 図 28C の組織構造 2802 の表面の変形にตอบสนองして変更され、これにより外科的処置の過程でビューア 312 を介して見える組織構造の変形を示す触覚フィードバックを外科医に与える。Folmer S.らの、“inFORM: Dynamic Physical Affordances and Constraints through Shape and Object”, Actuation, UIST '13, October 8-11, St. Andrews, UKは、触覚フィードバックを与える形状ディスプレイを使用する 2.5D 形状ディスプレイを開示しており、そのような TUI 装置は、本明細書で説明するように機能するように変更され得る。例えば、上述したように計算又は近似された剛性行列 K に従って Q3D 内視鏡システム 101C によって TUI 2702 を駆動することができる。結果として、外科医には、組織剛性に関する相対情報が少なくともも提供され、間接的な又は仮想的な組織触診を行うことが可能になる。

【0094】

別の例として、外科医は、組織構造上の様々な位置に実質的に一定の力を提供するように手術用器具を操縦する。一定の力の適用は、例えば、センサ及び可視ゲージを使用することによって、又は閾値レベルの力が感知されるまで力を加えるよう遠隔操作マニピュレータを設定すること等によって、調整することができる。あるいはまた、その適用は、外科医の感覚を使用して行うことができる。Q3D 内視鏡は、実質的に一定の力の適用にตอบสนองして、力適用の位置及び組織変形の測定値を様々な組織位置で取り込む。式 (8) の関係は、実質的に一定の力の適用にตอบสนองして、異なる位置での異なる組織剛性を決定するために使用され、次にそれらの位置及び剛性は、触覚 TUI にマッピングされる。触覚インターフェイスは、外科医への仮想的な触診出力を生成するように、異なる位置での異なる組織剛性を示すフィードバックを外科医に与える。次に、外科医は、外科医の実際の組織に対する動作と同様に、TUI 上の経路に沿って指又は手を辿り、その経路に沿って変化する剛性を感知し、シミュレートされた組織構造を触診することができる。

【0095】

いくつかの実施形態によれば、組織剛性行列 K、つまり剛性マップを、個々の TUI ピン 2706 の (x, y) 位置にマッピングすることができる。換言すれば、所与のピン 2706 の物理的位置 (x, y) が、組織構造 2802 の表面上の位置にマッピングされる。この例の目的のために、図 27 の第 1 (x, y) 位置の TUI ピン 2706 - 1 が、図 28B の第 1 の組織構造の位置 2806 - 1 にマッピングされ、及び図 27C の第 2 (x, y) 位置の TUI ピン 2706 - 2 が、図 28C の第 2 の組織構造の位置 2806 - 2 にマッピングされることを想定する。

【0096】

10

20

30

40

50

T U I 2 7 0 2 が $W \times L$ 個のピンを有すると想定すると、組織表面の組織構造 2 8 0 2 の Q 3 D モデルは、 $W \times L$ グリッド上にメッシュ化することができる。次に、メッシュの各ノードは、T U I ピンに対応するだろう。Q 3 D モデルが関心対象の組織表面の実際の幅 ($W_{組織}$) 及び長さ ($L_{組織}$) を与えると仮定すると、T U I 位置カウント N_W 及び N_L を含むピンの対応する (x, y) 座標は、 $(N_W / W * W_{組織}, N_L / L * L_{組織})$ として計算することができる。逆に、既知の Q 3 D モデル点の座標 (x, y) について、対応する T U I ピンの T U I 位置カウントは、 $N_x = x * W / W_{組織}$ 、及び $N_y = y * L / L_{組織}$ として計算することができる。マッピングは、非一時的なコンピュータ可読記憶装置 (図示せず) に保存される。T U I 2 7 0 2 の多数のピン 2 7 0 6 は、組織構造 2 8 0 2 の組織表面の輪郭又は少なくとも組織構造の関心領域の 3 次元モデル 2 7 0 8 を生成するように、外向きに (図示されるように上方に) 持ち上げられる。

10

【 0 0 9 7 】

手術用器具は、マッピングされた組織表面の位置と位置合せされる。換言すれば、組織構造 2 8 0 2 の組織表面のマッピングされた位置に対する器具 2 8 0 4 の運動学的位置が、外科的処置全体を通じて位置合せされ且つ更新される。位置合せは、例えば、図 9 及び図 1 0 で説明したのと同様の識別アルゴリズムを使用して、Q 3 D 内視鏡の F O V 内の標的器具を特定することによって達成され得る。こうして、器具 2 8 0 4 の位置合せ及び組織位置と T U I 位置との間のマッピングによって、器具 2 8 0 4 と組織構造 2 8 0 4 の表面位置との間の各接触を、1 つ又は複数の T U I ピン位置にマッピングすることができる。さらに、画像センサレイ 2 1 0 は、器具と組織表面との間の各接触について Q 3 D 情報を取り込み、この取り込んだ情報を使用して、接触による組織表面の変形の変位を決定することができる。次に、この Q 3 D 情報を使用して、器具による接触に応答して、接触した組織表面の位置にマッピングされる、1 つ又は複数のピン 2 7 0 6 の外向き変位の変化量を決定する。

20

【 0 0 9 8 】

例えば、図 2 7 A は、図 2 8 A に示されるように、外科医が器具を組織構造に隣接して移動させたが、器具を使用して組織構造に実際に接触させていない、静止状態の第 1 の実施形態の T U I 2 7 0 2 の姿勢の一例を示す。図 2 7 B 及び図 2 8 B は、外科医が操作する器具が図 2 8 B に示される第 1 の組織位置 2 8 0 6 - 1 の変形を生じさせる際の触覚フィードバックによって、その初期状態の位置に対して内向きに移動する第 1 (x, y) 位置の T U I ピン 2 7 0 6 - 1 を生じさせることを示す。第 1 (x, y) 位置でのピン 2 7 0 6 - 1 の内向きの変位量は、Q 3 D 内視鏡システム 1 0 1 C を用いて測定される場合に図 2 8 B の第 1 の組織位置 2 8 0 6 - 1 が器具によって変位される第 1 の変位量に基づいて決定される。同様に、図 2 7 C 及び図 2 8 C は、外科医が操作する器具 2 8 0 4 が図 2 7 C に示される第 2 の組織位置 2 8 0 6 - 2 の変形を生じさせる際の触覚フィードバックによって、その初期状態の位置に対して内向きに移動する第 2 (x, y) 位置の T U I ピン 2 7 0 6 - 2 を生じさせることを示す。第 2 (x, y) 位置におけるピン 2 7 0 6 - 2 の外向き変位の変化は、図 2 8 C の第 2 の組織位置 2 8 0 6 - 2 が器具によって変位される第 2 の変位量に基づいて決定される。

30

【 0 0 9 9 】

あるいはまた、Q 3 D 情報として感知された組織変形は、器具チップの姿勢を特定する運動学的情報 (例えば、器具を保持する運動アームの姿勢を特定する運動学的情報) を用いて位置合せすることができる。次に、組合わされた組織変形情報及び器具チップ位置及び向き情報を T U I にマッピングして、外科医がシミュレートされた組織構造を触診するのを可能にする触覚インターフェイスを形成する。

40

【 0 1 0 0 】

図 2 9 A ~ 図 2 9 C は、いくつかの実施形態による触覚フィードバックを与えるのに適した形状ディスプレイとして機能する有形のユーザインターフェイス (TUI) 2 9 0 2 の形態の触覚ユーザインターフェイスの代替実施形態を表す説明図である。T U I の代替実施形態 2 9 0 2 は、組織表面の変位に反応して、可変量だけ外向きに (図示されるように

50

上向きに)変位することができる軸線方向に整列した複数のピン2906を収容するハウジング2904構造を含む。図29Aは、ピン2906を持ち上げずに静止している代替のTUI2902を示す。図29Bは、第1の量だけピン2906を上げた代替のTUI2902を示す。図29Cは、ピン2906を第1の量よりも多い第2の量だけ持ち上げた代替のTUI2902を示す。一般に、図29A~図29Cの代替実施形態のTUI2902のピン構成は、図27A~図27CのTUI2702のピン構成に類似している。しかしながら、代替実施形態のTUI2906は、より小さく、外科医の指先に取り付けるために幾何学的にサイズ決めされる。このような代替のTUI2906の例が知られている。Killebrew J. H.らの、“A Dense Array Stimulator to Generate Arbitrary Spatio-Temporal Tactile Stimuli”, *Journal of Neuroscience Methods*, 2007, Vol. 161(1), pp.62-74は、皮膚に対して「頻繁に(on the fly)」任意の時空間的触覚刺激を発生させる400個のプローブ刺激装置を開示する。各プローブは、その軸線方向変位を制御する個々のモータを含む。Moy G.らの、“A Compliant Tactile Display for Teletaction”, *Proceedings of ICRA in Robotics and Automation*, 2000, IEEE, Vol.4,は、シリコンゴムから成形された一体型空気圧式触覚ディスプレイを開示する。Howe, Robert D.らの、“Remote Palpation Technology”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, May/June,1995は、ボリュームに対して高出力によって及び重量及び力についての重量比で高出力によって、形状金属合金ワイヤをアクチュエータとして使用する触覚形状ディスプレイを開示する。

10

【0101】

20

図27A~図27CのTUI2702と同様に、図29A~図29Cの代替実施形態のTUI2902のピン2906の頭部によって表されるTUI表面の形状は、例えば、外科医の遠隔操作制御下にある器具との接触によって生じる組織構造表面の変形に応じて変化する。しかしながら、図27A~図27CのTUI2702とは異なり、図29A~図29Cの代替実施形態のTUI2902の代替実施形態のTUI2902のピン位置は、組織表面の位置にマッピングされない。むしろ、代替実施形態のTUI2902のピン2906の外向きの変位によって生成された触覚フィードバックは、立体表示装置164を介して同時に見ることができ、及び外科医の制御下の手術用器具によって現在接触している組織表面の位置にマッピングされる。例えば、TUI2702の中心点は、器具チップに対応するようにマッピングされるので、器具チップが動くにつれて、変化する触覚が、TUI2906の中心に生じる。外科医は、この変化を知覚するために、TUI2702に指を置く。このような代替のTUI2902によって与えられる触覚フィードバックの量は、Q3D内視鏡システム101Cによって提供される計算又は近似された組織変位、又は、式(8)を用いて計算又は推定されるような力ベクトル f に相關する。

30

【0102】

代替の例では、1つの例では、ピンは、最初に、所定の距離だけ軸線方向外向きに変位され、ピンは、この距離にとどまるように駆動される。デフォルトの剛性が設定されているので、指が、ピンの上部に押し付けられると、ピンが僅かに下に移動するが、ピンがデフォルトレベルに戻るように駆動される。こうして、ピンは、「容易につぶされる(squishy)」ように感じ取られる。器具が組織を横断し、1つ又は複数の剛性の変化に遭遇すると、剛性の変化がTUIに伝達され、剛性の増大した組織は、TUIにおいて、「容易につぶされる」感覚が少なくなり(ピンは指に向けて軸線方向に変位する)、剛性が低下した組織は、より「容易につぶされる」ように感じ取られる(ピンは指から軸線方向に離れる方向に変位する)。このようにして、器具チップは、触感がTULに伝達される遠隔触診器具として機能する。同様に、代替実施形態では、ピンは、最初に、TUI表面と面一となるように軸線方向に変位してセットされ(例えば、図29A参照)、剛性が低下した組織は、TUIにおいて、より剛性が高いように感じ取られる(ピンは指に向けて軸線方向に変位する)。

40

【0103】

図30は、いくつかの実施形態による外科医の指3002に取り付けられた代替実施形

50

態の T U I 2 9 0 2 を示す説明図である。取り付けられると、代替実施形態の T U I 2 9 0 2 は、組織表面の組織変位にตอบสนองしてピン 2 9 0 6 を外向きに変位させるときに、ピン 2 9 0 6 が外科医の指先 3 0 0 2 を押すように向き合わせされる。いくつかの実施形態によれば、異なるピンの変位量は、組織表面の現在接触している部分の異なる組織変位、又は器具によって組織表面の現在接触している部分に加えられた異なる力の量の指標となる。

【 0 1 0 4 】

図 2 8 A ~ 図 2 8 C 及び図 2 9 A ~ 図 2 9 C の両方をここで参照すると、図 2 9 A は、図 2 8 A に示されるように、外科医が組織構造 2 8 0 2 に隣接して器具 2 8 0 4 を移動させたが、器具を使用して組織構造に実際に接触させていない、静止している代替実施形態 T U I 2 9 0 2 の例示的な姿勢を示す。図 2 9 B は、図 2 8 B の第 1 の組織位置 2 8 0 6 - 1 が器具 2 8 0 4 によって変位される第 1 の刺激レベルをピンに接触するユーザに提供するように、複数のピン 2 9 0 6 が第 1 の組織変位量に基づいて決定された変位量だけ持ち上げられる、代替実施形態の T U I 2 9 0 2 のピン 2 9 0 6 を使用して生成された界面表面形状を示す。図 2 9 C は、図 2 8 C の第 2 の組織位置 2 8 0 6 - 2 が器具 2 8 0 4 によって変位される第 2 の刺激レベルをピンに接触するユーザに提供するように、複数のピン 2 9 0 6 が第 2 の組織変位量に基づいて決定された変位量だけ持ち上げられる、代替実施形態の T U I 2 9 0 2 のピン 2 9 0 6 を使用して生成された界面表面形状を示す。第 1 及び第 2 の組織位置 2 8 0 6 - 1 , 2 8 0 6 - 2 での組織変位量が異なり、従って、第 1 及び第 2 の組織変位にตอบสนองする T U I ピン変位量も異なることが確認できる。

【 0 1 0 5 】

当業者は、ピンの使用を他の形態の触覚刺激と置き換えることを知っているであろう。例えば、手又は指グリップに当接する機械的に作動されるピンを使用して外科医の指 3 0 0 2 を刺激する代わりに、例えば、閾値以下の電気触覚刺激を与えてもよい。そのようなシステムは、Q 3 D 内視鏡システム 1 0 1 C によって提供されるような、人間の知覚レベルより僅かに高く、組織変位 u 又は組織力 f の大きさによって変調された安全なレベルの電流を使用する。このような他の形態の触覚刺激が知られている。例えば、Kaczmarek らの、“Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation Waveforms”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.39, No.7, July 1992 は、適切な電気触覚刺激のための技術及び波形を提示しており、この文献は、この参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。代替実施形態では、操作する外科医に、図 5 の制御入力装置 1 6 0 に振動を与えるか又は操作抵抗を提供する触覚フィードバックを与えることができる。振動又は操作抵抗の量は、図 8 の Q 3 D 内視鏡システム 1 0 1 C によって提供されるように、組織変位 u 又は組織力 f の大きさに応じて変調されるだろう。好適な実施態様が、(2 0 0 0 年 4 月 6 日に出願された) 米国特許第 6, 5 9 4, 5 5 2 号及び (2 0 0 9 年 3 月 3 0 日に出版された) 米国特許第 8, 5 6 1, 4 7 3 号に記載されているように知られており、これらの文献は、触覚フィードバックを含む制御入力装置の使用を示しており、この参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【 0 1 0 6 】

Q 3 D 情報の触覚フィードバックへの変換

図 3 1 は、いくつかの実施形態による組織表面の変形の関数として触覚フィードバックを決定するように構成された例示的な計算ブロック 3 1 0 2 である。いくつかの実施形態によれば、触覚フィードバックは、可変ピンの軸線方向変位によって提供される。あるいはまた、例えば、触覚フィードバックを与えるために電気刺激又は振動刺激を使用してもよい。図 5 のコンピュータ 1 5 1 は、計算ブロックを実装するように構成することができる。画像センサレイ 2 1 0 を使用して収集された Q 3 D 情報は、個々の組織表面の位置について、特定の時間の垂直方向の変形距離 X_{t_i} の測定値の指標を有する情報を含む。計算ブロックは、入力として変形距離 X_{t_i} を示す情報を受け取り、ブロック 3 1 0 2 は、変形距離 X_{t_i} の関数として 1 つ又は複数のピン変位量 $X_{U I i}$ を出力として生成する。画像センサレイを使用する Q 3 D 内視鏡について、本明細書で説明しているが、本発明の

精神から逸脱することなく、他のタイプのQ 3 D内視鏡を使用してもよい。例えば、飛行時間センサを使用するQ 3 D内視鏡が、同等の性能で使用することができる。(2009年4月9日に出版された)米国特許第8,262,559 B2号は、そのような代替的なQ 3 D内視鏡の少なくとも1つの例を記載しており、この文献は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0107】

図32は、いくつかの実施形態による図31の計算ブロックを使用して実行されるプロセス3200を表す例示的なフロー図である。モジュール3202において、Q 3 D内視鏡システムは、例えば、器具2604によって変形された、図26の組織表面2608の変位 u の3D座標を計算する。3次元座標計算は、図8～図19に記載される要素及びモジュールに従って実施される。モジュール3204において、組織変位 u の3D座標は、ピン位置カウント及びピン変位にマッピングされる。例えば、組織表面の点 (x, y) が測定された変位 $u_{x, y}$ を有すると想定すると、説明したように計算された位置カウント N_x 及び N_y のピンは、その高さを $D_{x, y}$ だけ変位させるように駆動される。 D と u との関係は、組織変位の推定範囲に及びTUI構造の詳細に基づいて比例し得る。例えば、組織が20mmまでの範囲でたわむと推定される場合に、 D と u との関係は1:1となり得る。次に、TUIピンは、組織変位1mm毎に1mmだけ高さが変化するだろう。外科的処置が、剛性が增大した構造で行われる場合に、より小さい組織変位範囲が、使用される。このような場合に、5mmまでの範囲が最適となり得る。外科医に十分な触覚フィードバック分解能を提供するために、ピン変位 D は、 $4 * u$ として計算することができる。換言すれば、0.25mm毎の組織変位について、TUIピンの変化は、1mmだけの高さである。当業者であれば、TUI触覚フィードバックシステムの使用を他の形態の触覚フィードバック・インターフェイスとどの様に置き換えるかについて知っている。例えば、閾値以下の電気刺激が触覚フィードバックの形態として使用される場合に、次に、刺激電流の大きさは、上述した比例関係に従って変調される。あるいはまた、制御入力装置160の振動が触覚フィードバックとして使用される場合に、振動の加速度又は振動強度は、上述した比例関係に従って変調してもよい。一般に、フロー図のモジュール3204は、図5又は図6のシステム152によって使用される触覚インターフェイスに提供されたフィードバックの大きさに変位 $u_{x, y}$ をマッピングする。モジュール3206において、プロセスは、図26の器具2604によって接触した関心対象の組織表面の全ての点を網羅するように反復される。モジュール3208において、触覚インターフェイスが、計算されたマップに従ってフィードバックを与えるように駆動される。オプションのモジュール3210は、システム152に関連するいずれかのディスプレイに組織変位情報を視覚的フォーマットで提供することもできる。

【0108】

力フィードバック・インターフェイス

再び図26を参照すると、いくつかの実施形態による、視覚的印2602が、器具によって標的組織構造に加えられた力の量を示す視覚的フィードバックをユーザに提供するために、手術シーンの手術用器具の上に重ねられたことが確認される。Reiley C. E.らの“Effects of visual feedback on robot-assisted surgical task performance”, The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, January 2008は、遠隔操作手術中に手術用の結び目を結ぶ間に、触覚フィードバックを与えるための視覚的マーカーの使用を教示する。視覚的印は、手術シーンの器具の画像上に重ねられた色分けされたマーカーを含む。マーカーの着色は、力センサによって感知される力の量によって変化する。マーカーは、加えられた理想的な力の量に回答して黄色に着色される。マーカーは、加えられた理想的な力の量より少ない力に回答して緑色に着色される。マーカーは、加えられた理想的な力の量より大きい力に回答して赤色に着色される。操作において、ユーザは、理想的な力の量を達成するために、必要に応じて器具を再位置付けするためのガイドとして、マーカーの色を使用することができる。緑のマーカーの表示に回答して、ユーザは、力の量を増大させるように器具を再位置付けすることができる。赤いマ-

10

20

30

40

50

カーの表示にตอบสนองして、ユーザは、力の量を低下させるようにマーカーを再位置付けることができる。そのような力フィードバック・インターフェイスは、上述したように、図 8 の Q 3 D 内視鏡システム 1 0 1 C によって提供される変位情報进行处理することによって力の量を計算又は近似するシステム 1 5 2 内に組み込むことができる。あるいはまた、他のタイプの力フィードバック・インターフェイスを使用してもよい。例えば、器具によって加えられる力の量は、棒グラフの形態で、又は図 2 2 A 及び図 2 2 B のビューア 3 1 2 の側部にデジタル表示として表示することができる。

【 0 1 0 9 】

Q 3 D 情報を使用して触覚フィードバックを与えるための全体プロセス

図 3 3 は、いくつかの実施形態による、図 2 7 A ~ 図 2 7 C の T U I 2 7 0 2 と共に使用するための第 1 の触覚フィードバックプロセスの例示的なフロー図である。モジュール 3 3 0 2 は、組織表面の位置を T U I 位置にマッピングし、そのマッピングを非一時的なコンピュータ可読記憶装置に保存する。モジュール 3 3 0 4 は、手術用器具を組織位置と位置合せする。位置合せは、例えば、図 9 及び図 1 0 で説明したのと同様の識別アルゴリズムを使用して、Q 3 D 内視鏡の F O V 内の標的器具を特定することによって達成される。モジュール 3 3 0 6 は、組織表面の位置を選択するユーザ入力を受け取り、器具を移動させ、選択された組織表面の位置と整列させる。モジュール 3 3 0 8 は、選択された力を与えるユーザ入力を受け取り、器具を移動させて選択された組織位置に接触させ、選択された力を与える。モジュール 3 3 1 0 は、与られた力にตอบสนองして、選択された組織表面の変形距離を示す Q 3 D 情報を受信する。モジュール 3 3 1 2 は、選択された組織表面の位置にマッピングされた 1 つ又は複数のピンの変位量を、選択された組織位置での指示された組織変形の距離の関数として決定する。モジュール 3 3 1 4 は、選択された組織位置にマッピングされた 1 つ又は複数のピンを決定された量だけ変位させる。判定モジュール 3 3 1 6 は、異なる組織表面の位置の選択を変更する新たなユーザ入力を受信されたかどうかを判定する。そのようなユーザ入力を受信されない場合に、次に、モジュール 3 3 1 8 は、所定の量だけ待機し、その後、制御は、判定モジュール 3 3 1 6 に再び戻る。新しい組織表面位置を選択するユーザ入力を受信することによって、制御は、モジュール 3 3 0 6 に移る。当業者であれば、T U I 触覚フィードバックシステムの使用を他の形態の触覚フィードバック・インターフェイスとどの様に置き換えるかを知っている。例えば、閾値以下の電気刺激が触覚フィードバックの形態として使用される場合に、次に、刺激電流の大きさは、上述したステップに従って変調される。あるいはまた、制御入力装置 1 6 0 の振動が触覚フィードバックとして使用される場合に、振動の加速度又は振動強度は、上述したステップに従って変調してもよい。さらに、視覚インターフェイスが触覚フィードバックを与えるために使用される場合に、フィードバックを与える視覚要素（例えば、視覚的印、棒グラフ、デジタル表示等）は、上述したステップに従って修正される。

【 0 1 1 0 】

図 3 4 は、いくつかの実施形態による、図 2 9 A ~ 図 2 9 C の代替実施形態の T U I 2 9 0 2 と共に使用するための第 2 の触覚フィードバックプロセスの例示的なフロー図である。第 1 及び第 2 の触覚プロセスは類似していることが理解されるだろう。モジュール 3 4 0 6 は、組織表面の位置を選択するユーザ入力を受け取り、器具を移動させ、選択された組織表面の位置で整列させる。モジュール 3 4 0 8 は、選択された力を与えるユーザ入力を受け取り、器具を移動させて選択された組織位置に接触させ、選択された力を与える。モジュール 3 4 1 0 は、与られた力にตอบสนองして、選択された組織表面の変形距離を示す Q 3 D 情報を受信する。モジュール 3 4 1 2 は、1 つ又は複数のピンの変位量を、選択された組織位置での指示された組織変形の距離の関数として決定する。モジュール 3 4 1 4 は、選択された組織位置にマッピングされた 1 つ又は複数のピンを決定された量だけ変位させる。判定モジュール 3 4 1 6 は、異なる組織表面の位置の選択を変更する新たなユーザ入力を受信されたかどうかを判定する。このようなユーザ入力を受信されない場合に、次に、モジュール 3 4 1 8 は、所定の量だけ待機し、その後、制御は、判定モジュール 3 4 1 6 に再び戻る。新しい組織表面の位置を選択するユーザ入力を受信することによって

10

20

30

40

50

て、制御は、モジュール 3 4 0 6 に移る。

【 0 1 1 1 】

図 3 5 は、いくつかの実施形態による、選択された組織表面の位置に与られた力を制御する第 3 のプロセス 3 5 0 0 の例示的なフロー図である。図 2 6 を参照して説明したように、組織表面位置に与えられた力を変化させるかどうかの指標を提供するために、視覚的手掛り（キュー）2 6 0 2 を手術シーンに設けることができる。第 3 のプロセスは、第 1 又は第 2 のプロセスと並行して実行してもよい。モジュール 3 5 0 2 は、器具のチップ部分に関連付けられたセンサを用いて感知された力の指標を受け取り、感知された力の大きさの視覚的印を手術表示画面内に生成する。判定モジュール 3 5 0 4 は、器具によって与えられる力の量を変更するユーザ入力を受信されたかどうかを判定する。力の量を変更するユーザ入力を受信されたという判定に回答して、モジュール 3 5 0 6 は、ユーザ入力に従って与える力を変更する。力の量を変更するユーザ入力を受信されないという判定に回答して、制御は、モジュール 3 5 0 2 に戻る。

10

【 0 1 1 2 】

仮想的な組織触診のための Q 3 D ベースの触覚フィードバック

図 3 6 A ~ 図 3 6 E は、いくつかの実施形態による、器具 3 6 0 4 によって加えられる力に回答して生成される組織表面 3 6 0 8 の変形を示す、組織構造 3 6 0 2 の表面の一連の断面図を示す説明図である。より具体的には、これらの図面は、仮想的な組織触診のための Q 3 D ベースの触覚フィードバックの実施態様を示す。例示的な一連の断面では、器具 3 6 0 4 は、組織構造 3 6 0 2 の表面 3 6 0 8 に接触して、垂直方向下向き成分を有する力をこの表面 3 6 0 8 に加える。これらの図面は、力に回答して複数の離散した位置での組織表面 3 6 0 8 のたわみを示す。Q 3 D 内視鏡 2 0 2 は、異なる複数の組織表面の位置のそれぞれでの組織変形を表す画像情報を取り込むために配置されるように示される。異常部 3 6 1 2 が、組織表面 3 6 0 8 の下の組織構造 3 6 0 2 内に埋め込まれて示されている。組織構造 3 6 0 2 は、特徴的な剛性 K_t を有する。異常部 3 6 1 2 の組織構造は、特徴的な異なる剛性 K_a を有する。異常部 3 6 1 2 の組織構造が標的組織構造の表面下にあるので、その異常部は、Q 3 D 内視鏡 2 0 2 を使用して取り込まれた画像では見えない。先に説明したように、剛性行列 K_t 及び K_a は、先験的に既知である。そのような場合に、システム 1 5 2 は、図 3 6 A の器具 3 6 0 4 が異常部を含む領域の上を移動するとき、行列 K_a に対して行列 K_t を置き換えるように構成される。上記のように、ユーザ又はシステムのいずれかは、組織表面に対する異常部の位置を示す手術前画像に基づいて、 K_t から K_a への移行ゾーンを特定することができる。あるいはまた、異常を伴う領域 3 6 1 2 と異常のない領域との間の剛性の相対的な差を決定又は近似するための機構は、上述したように、システム 1 5 2 に組み込んでもよい。そのような場合の全てにおいて、システム 1 5 2 は、器具によって及ぼされる力又は組織によって提示される剛性についての直接的、間接的、又は相対的な量の触覚フィードバックをオペレータに提供する。

20

30

【 0 1 1 3 】

図 3 7 A ~ 図 3 7 E は、いくつかの実施形態による、図 3 6 A ~ 図 3 6 E の一連の断面図に示される例示的な組織構造の変形に対応する、T U I ピンの上面インターフェイスの「瞬間的な」変形の例を示すように構成された図 2 7 A ~ 図 2 7 C の T U I 2 7 0 2 の一連の断面図を示す説明図である。図 3 7 A を参照すると、T U I 2 7 0 2 は、いくつかの実施形態による、組織構造表面 3 6 0 8 に対応し且つこの表面 3 6 0 8 に形成された鏡像関係の変形を示す輪郭を有する表面構造 3 7 0 6 を含む。より具体的には、T U I 2 7 0 2 は、器具 3 6 0 4 によって及ぼされた力の量に回答して触覚フィードバック面 3 7 0 6 の物理的形状を、組織構造 3 6 0 2 によって提示される剛性に又は Q 3 D 内視鏡によって測定される組織たわみ量に変えるように協働する複数のピン 2 7 0 6 を有する形状変化式触覚フィードバック面構造 3 7 0 6 を含む。いくつかの実施形態によれば、T U I 形状変化面 3 7 0 6 は、T U I 表面を集合的に規定する複数の垂直ピン 2 7 0 6 を含む。個々のピン 2 7 0 6 は、T U I 表面構造の形状を変えるために選択的に上下される。T U I 表面を構成するピンの頂部の垂直方向（軸線方向）位置は、T U I 表面の輪郭が組織構造の輪

40

50

郭に連続的に一致するように、組織構造の表面輪郭の変化にตอบสนองして変化する。図37A～図37EのTUI表面変形は、既存の対応する組織構造の変形と実質的に同時に存在するという概念を暗示するために「瞬間的な」と呼ばれる(すなわち、ユーザが知覚可能な遅延を経験しない)。所与のTUI変形は、対応する位置での組織構造の変形の発生にตอบสนองして生じ、その対応する位置での組織構造の形状のその本来の形状への復帰にตอบสนองして消失する。あるいはまた、TUI変形は、器具によって及ぼされた力の量に、又は仮想的な触診中に組織によって提示される剛性の量にตอบสนองし得る。TUIのそのような代替実施形態は、図37A～図37Eで説明したのと同じ原理を使用して実装される。

【0114】

図36Aは、器具3604による接触前の標的組織構造3602の第1の断面図を示す。図37Aは、器具3604が標的組織表面3608に接触する前のTUI表面3706の輪郭の対応する第1の断面図を示す。以下の説明を簡略化するために、例示的な組織構造3602の外周輪郭は、比較的平坦であるように示されている。しかしながら、組織構造3602は、自然に湾曲した輪郭を有してもよく、くぼみや凹凸等の自然発生する不規則性を有することがあることが理解されるだろう。

【0115】

図36Bは、組織3602の第2の断面図を示しており、この図36Bでは、器具3604は、組織構造3602の第1の領域3606-1を変形させる力を加えるように、サブ表面の異常部3612の構造の左側で組織表面3608に押し付けられる。第1の表面領域3606-1での器具3604と組織表面との間の接触点での変形の深さは、その接触点での表面上に及ぼされる少なくとも力 F_{t1} と、その接触点での標的組織表面の剛性との関数である。例示的な第2の断面図において、第1の領域内のたわみの最低点は、組織表面3608に隣接した、乱されていない領域からの垂直距離 X_{ti} にある。垂直距離 X_{ti} は、図8のQ3D内視鏡システム101Cによって測定される。次に、システム152は、上述したように、対応する器具の力 F_{t1} を計算するか、又は対応する局所的な組織剛性 K_{t1} を推定することができる。図37Bは、TUI表面3706の輪郭の対応する第2の断面図を示しており、この図37Bでは、TUI表面3706の第1の領域3706-1のピンは、器具3604が組織構造3602の第1の領域3606-1を量 X_{t1} だけ変形させることにตอบสนองして、第1の量 X_{U1} だけ後退する。あるいはまた、同じ技法、要素、又はステップを適用して、 F_{t1} 又は K_{t1} にตอบสนองしてTUI表面を修正することができる。標的組織表面3606-1の第1の領域に対応するTUI表面3706-1の第1の領域に形成される変形は、標的組織表面の第1の領域の変形の形状に対応する形状を有する。標的表面の第1の領域の形状は、その本来の輪郭に戻っている。TUI表面の第1の領域での変形の深さ X_{UI1} は、標的組織表面の第1の領域内の標的組織表面に加えられた力にตอบสนองした、標的組織表面の少なくとも変形の深さ X_{t1} の関数である。あるいはまた、TUI表面の第1の領域における変形の深さ X_{UI1} は、少なくとも F_{t1} 又は K_{t1} の関数であってもよい。

【0116】

図36Cは、組織構造3602の第3の断面図を示しており、この図36Cでは、器具3604は、標的組織表面を変形させる力を加えるように、サブ表面の異常構造3612の上で組織表面の第2の領域3602に押し付けられる。この例では、器具3604と組織構造3602との間の接触点での変形の深さは、接触点での標的表面に及ぼされた少なくとも力と、接触点での標的組織表面及び接触点の下のサブ表面の異常構造の両方の剛性との関数である。この例では、異常部3612が、標的組織構造3602よりも大きな剛性を有すると想定する。この例では、サブ表面の異常構造は、器具によって加えられる力にตอบสนองして、その剛性が標的組織表面のたわみの深さに影響を与えるように標的組織表面に十分近接していると想定する。例示的な第3の断面図では、標的組織表面の第2の領域3606-2内のたわみの最低点は、標的組織表面に隣接した、乱されていない領域からの垂直距離 X_{t2} にある。図37Cは、TUI表面3706の輪郭の対応する第3の断面図を示しており、この図37Cでは、TUI表面3706の第2の領域3706-2内の

10

20

30

40

50

ピンは、器具が標的組織表面の第2の領域3606-2を量 X_{t2} だけ変形することに対応して、第1の量 X_{U12} だけ後退する。標的組織表面3606-1の第1の領域は、その第1の領域からの器具の力を除去することに対応して、その本来の形状に戻っていることが確認される。また、第1の組織領域がその本来の形状に戻ることに応答して、TUI表面3706-1の第1の領域は、静止した状態でその予荷重状態に戻る。組織表面の第2の領域3606-2に対応するTUI表面の第2の領域3706-2に形成される変形は、組織表面の第2の領域の変形の形状に対応する形状を有する。TUI表面の第2の領域での変形の深さ X_{U12} は、標的組織表面の第2の領域内の標的組織表面に加えられた力に対応した、標的組織表面の少なくとも変形の深さ X_{t2} の関数である。あるいはまた、上記の原理、技術、要素及びステップによれば、TUI表面の第2の領域での変形の深さ X_{U12} は、少なくとも対応する力又は剛性値、 F_{t2} 又は K_{t2} の関数であってもよい。

10

【0117】

図示の例では、サブ表面の異常部3612の存在により、組織構造3602の第2の領域3606-2における剛性は、サブ表面の異常部によって、標的組織構造3602の第1の領域3606-1の剛性よりも高い。換言すれば、より堅いサブ表面の異常部は、標的組織構造の第2の領域3606-2に対して硬化させる効果を有する。その結果、第1の領域3606-1における標的組織表面の変形の深さ X_{t1} は、第2の領域における標的組織表面2606-2の変形の深さ X_{t2} よりも大きい。さらに、(第1の領域3606-1における標的組織表面の変形の深さ X_{t1} の関数である、)TUIフィードバック面の第1の領域3706-1での対応する変形の深さ X_{U11} は、(第2の領域3606-2における組織表面の変形の深さ X_{t2} の関数である、)TUIフィードバック面の第2の領域3706-2での変形 X_{U12} よりも大きい。しかしながら、変形の深さの代わりに、TUIが局所的な組織剛性 K_{t2} に従ってその形状を変化させる場合に、次に、変形の量 X_{U12} は、異常部の存在によって生じる増大した組織剛性を反映するように、 X_{U11} よりも大きい。同様に、器具の力がTUI2702上にマッピングされる場合に、変形量 X_{U12} は、 F_{t1} から F_{t2} への力の変化に応じて、 X_{U11} よりも大きくても小さくてもよい。

20

【0118】

図36Dは、組織構造3602の第4の断面図を示しており、この図36Dでは、器具3604が、組織表面3608の第3の領域3606-3に押し付けられている。第4の断面図の例では、第3の領域3606-3内のたわみの最低点は、標的組織表面3608に隣接した、乱されていない領域からの垂直距離 X_{t3} にある。図37Dは、器具が組織構造の第3の領域3606-3を量 X_{t3} だけ変形させることに応答して生成されたTUIフィードバック面3706の輪郭の対応する第4の断面図を示す。組織表面3608の第3の領域3606-3に対応するTUIフィードバック面3706の第3の領域3706-3に形成される変形は、組織表面の第3の領域3606-3の変形の形状に対応する形状を有する。さらに、標的組織表面の第2の領域3606-2は、その第2の領域から器具の力を除去することに対応して、その本来の形状に戻っている。また、第2の標的組織領域がその本来の形状に戻ることに応答して、TUIフィードバック面3706の第2の領域3706-2は、静止状態でその予荷重状態に戻る。標的組織構造の剛性は、標的組織表面の第1の領域及び第3の領域の両方において実質的に同じであるので、変形の深さ X_{t1} は、変形の深さ X_{t3} と実質的に同じである。さらに、変形の深さ X_{U11} が変形の深さ X_{t1} の関数であり、且つ変形の深さ X_{U13} が変形の深さ X_{t3} の関数であるので、変形の深さ X_{U11} は、変形の深さ X_{U13} と実質的に同じである。

30

40

【0119】

図36Eは、標的組織構造3602の第4の断面図を示しており、この図36Eでは、器具3604が、組織表面3608の第4の領域3606-4に押し付けられる。第4の断面図の例では、第4の領域3606-4内のたわみの最低点は、標的組織表面3608に隣接した、乱されていない領域からの垂直距離 X_{t4} にある。図37Eは、器具が標的

50

組織表面 3608 の第 4 の領域 3606 - 4 を量 X_{t4} だけ変形させることに応答して生成された TUI フィードバック面 3706 の輪郭の対応する第 4 の断面図を示す。標的組織表面の第 3 の領域 3606 - 3 は、その第 3 の領域から器具の力を除去することに応答して、その本来の形状に戻っている。また、第 3 の標的組織領域 3606 - 3 がその本来の形状に戻ることに応答して、TUI フィードバック面の第 3 の領域 3706 - 3 は、静止した状態でその予荷重状態に戻る。組織表面 3608 の第 4 の領域 3606 - 4 に対応する TUI 表面の第 4 の領域 3706 - 4 に形成される変形は、組織構造 3602 の第 4 の領域 3606 - 4 の変形の形状に対応する形状を有する。TUI フィードバック面 3706 の第 4 の領域 3706 - 4 での変形の深さ X_{UI4} は、標的組織表面の第 4 の領域内の標的組織表面に加えられる力に応答した、標的組織表面の少なくとも変形の深さ X_{t4} の関数である。標的組織表面の例示的な断面図において、標的組織の変形 X_{t1} 、 X_{t3} 、及び X_{t4} は、実質的に同じであり、例示的な TUI の表面変形 X_{UI1} 、 X_{UI3} 、及び X_{UI4} は、実質的に同じである。

10

【0120】

器具 3604 が、組織表面 3608 上の一連の離散した位置で変形を生じさせるように示されているが、ユーザは、変形が標的組織表面を横切って移動させるように、器具を滑らかな動きで組織表面を横切って横方向に移動させることができる。その場合に、図 36A ~ 図 36E に示される離散した位置は、その変形に直面した離散的な位置を表す。あるいはまた、ユーザは、器具をある位置から次の位置へ離散的に飛び越えて移動させてもよい。あるいはまた、システム 152 は、直接的又は間接的なユーザ制御の下で器具を様々な位置に自動的に移動させてもよい。間接的なユーザ制御は、ユーザの開始に応答してプログラムされたコマンドによる制御によって器具を移動させることを指す。同様に、システム 152 は、アルゴリズムが規定され、プログラムされたコマンドに従って器具の動きを完全に自動化するように実施することができる。標的組織表面を横切って器具を移動させる過程で、一連の離散的な動き又は滑らかな動きのいずれかで、ユーザは、TUI フィードバック面 3706 に触れて輪郭を感じ取り、器具の力の異なる標的組織の位置への適用に応答して、形状変化の物理的な感知及び標的組織表面の剛性を得ることができる。標的組織変形の量が、少なくとも部分的に、器具の力が加えられる点の標的組織剛性の関数であるので、TUI 表面の領域の変形量は、標的組織表面の対応する領域の剛性の指標を提供する。具体的には、例えば、ユーザは、一方の手で第 2 の TUI 位置での変形 X_{t2} と、他方の手で第 1、第 3、及び第 4 の TUI 位置での変形 X_{UI1} 、 X_{UI3} 、及び X_{UI4} との間の差を感知することができ、その差は、第 2 の標的組織位置での標的組織の剛性が、第 1、第 3、及び第 4 の標的組織位置での標的組織の剛性と異なることをユーザに示す。図 36A ~ 図 36E に示されるように、この剛性の差は、目に見えないサブ表面の異常部の存在を示すことができる。従って、この仮想的な組織触診システム及び方法は、組織の変形、器具によって加えられる力、又は局所的な組織剛性に関する触覚フィードバックを与える。

20

30

【0121】

図 38A ~ 図 38E は、いくつかの実施形態による、図 36A ~ 図 36E の一連の断面図に示される例示的な標的組織変形に対応する、TUI フィードバック面 3806 の例示的な「複合」変形を示す図 27A ~ 図 27C の TUI の一連の断面図を示す説明図である。図 38A ~ 図 38E における TUI フィードバック面の変形は、それら変形が蓄積される概念を暗示させるために「複合体」と呼ばれる。各 TUI 表面の変形は、一連の離散した標的組織変形の端部において又は変形が発生する端部において、蓄積された TUI 表面の変形が、個々の TUI 表面の変形の全てを含む複合 TUI 表面の変形を提供する。例えば、図 36B ~ 図 36E の一連の標的組織表面の変形に従って、ユーザは、TUI フィードバック面 3806 の輪郭に触れて、器具の力が異なる標的組織の位置に適用されることに応答して、異なる離散した位置での標的組織表面 3608 の形状変化の差の物理的な感覚を得ることができる。TUI 表面の異なる位置での変形の形状又は深さの差は、対応する標的組織位置での標的組織表面の剛性の差、又はそれぞれの組織位置での器具によって加え

40

50

られる力の差を示し得る。例えば、第1のTUI表面位置3806-1、第3のTUI表面位置3806-3、及び第4のTUI表面位置3806-4は、それぞれ、静止レベルのTUI表面に対して量 X_{UI1} 、 X_{UI3} 、及び X_{UI4} だけ凹んでおり、第2のTUI表面位置3806-2は、静止レベルのTUIの静止面に対して異なる量 X_{t2} だけ凹んでいることを確認することができる。器具が全ての組織変形に対して実質的に同じ力を加えると想定すると、図示の例では、量 X_{UI1} 、 X_{UI3} 、及び X_{UI4} が実質的に同じであるため、これらの量と X_{UI2} との間の差は、第2の領域3606-2における標的組織表面の剛性の差に起因するものであり、その差は、隠れたサブ表面の異常部3612を示すことができる。

【0122】

図39A～図39Eは、いくつかの実施形態による、図36A～図36Eに示される標的組織表面の例示的な変形に応答して、図29A～図29Cの代替実施形態のTUI2902内の1つ又は複数のピン2906の一連の変位を示す説明図である。TUI2902は、ピン2906のアレイを含む触覚インターフェイスを提供し、そのピンの1つ又は複数は、組織表面の剛性の指標を提供するために軸線方向に選択的に延ばすことができる。図示される例では、ピンの伸長の長さは、剛性に比例する。つまり、より長いピンの伸長は、より大きな剛性に対応する。あるいはまた、上述したように、軸線方向の駆動力を増大させて、より大きな剛性に対応するように示すことができる。上述したように、組織表面の異なる領域は、異なる剛性を有してもよく、異なる領域の異なる剛性は、隠れたサブ表面の異常部の存在を示すことができる。図39Aに示されている例示的な初期ピン変位は、静止状態を表す、又は図36Aに表される器具が接触する前に例示的な標的組織表面に対応する量 X_{p0} だけ変位した静止初期ピンを表す。図39Bは、図36Bに表される組織表面上の第1の位置3606-1での量 X_{t1} だけ変形される例に、量 X_{p1} だけ変位した第1のピンを表す。図39Cは、図36Cに表される組織表面上の第2の位置3606-2での量 X_{t2} だけ変形される例に、量 X_{p2} だけ変位した第2のピンを表す。図39Dは、図36Dに表される組織表面上の第3の位置3606-3での量 X_{t3} だけ変形される例に、量 X_{p3} だけ変位した第3のピンを表す。図39Eは、図36Eに表される標的組織表面上の第4の位置3606-4での量 X_{t4} だけ変形される例に、量 X_{p4} だけ変位した第4のピンを表す。

【0123】

第1、第3、及び第4のピン変位 X_{p1} 、 X_{p3} 、及び X_{p4} は、標的組織表面の剛性が第1、第3、及び第4の組織表面の位置で同じであるので、実質的に同一である。第2のピン変位 X_{p2} は、組織表面の剛性が第2の組織位置3606-2でより大きいので、他の3つよりも大きい。こうして、ピンの変位は、ユーザが図36A～図36Eにより表される標的組織表面上の一連の接触位置を通る器具を制御可能に動かす際に、器具のある位置から次の位置への離散的な移動によって又は器具のより連続的な動きによって移動させるかどうかにかかわらず、標的組織構造の剛性の変化を示す。さらに、器具がある位置から別の位置に移動する際のピンの変位の変化は、2つの位置の間の標的組織構造の剛性の変化を示す。あるいはまた、器具の力 f /組織剛性 K がTUI上にマッピングされる場合に、変位 X_{p1-4} は、 f 及び K に依存する値を有し、上述のステップに従って計算される。従って、この仮想的な組織触診システム及び方法は、組織の変形、器具によって加えられる力、又は局所的な組織剛性に関する触覚フィードバックを与える。

【0124】

当業者であれば、上述したTUI触覚フィードバックシステムの使用を、他の型式の触覚フィードバック・インターフェイスとどのように置き換えるかを知っている。例えば、閾値以下の電気触覚刺激が触覚フィードバックの形態として使用される場合に、次に、刺激電流の大きさは、上述のステップに従って変調される。変位 X_{UIi} 又は X_{pi} を変調する代わりに、刺激電流の振幅を、それに応じて変化させる。あるいはまた、制御入力装置160の振動が触覚フィードバックとして使用される場合に、振動の加速度又は振動強度は、組織変位 X_t 、力 F_t 、又は剛性 K_t の関数として変調してもよい。さらに、視覚イ

10

20

30

40

50

ンターフェイスが触覚フィードバックを与えるために使用される場合に、フィードバックを与える視覚要素（例えば、視覚的印、棒グラフ、デジタル表示等）は、上述したステップに従って修正される。

【 0 1 2 5 】

操作において、ユーザは、器具が離散的又は連続的な動きのいずれかで標的組織表面を横切って移動する際に手術シーンを視覚的に観察し、手術及び組織タイプに依存して、例えば、組織構造の剛性の指標を提供する後退力をトリガするのに十分大きい組織損傷を生じさせるほど大きくない、数mm分の1から数mm又は数cmまでの範囲の臨床的に安全な量だけ標的組織構造を変形させるのに十分である小さな垂直力で器具を（標的組織表面に対して）下方に押し付ける。例えば、5～40gの範囲の力が、心臓手術中に使用され得る。肺への介入中に、より小さな力範囲、1～30gを使用することができる。骨等のより硬い構造で行われる手術は、場合によっては100gを超えるより高いレベルの力を使用することがある。器具が標的組織表面を横切って移動する際に、触覚インターフェイスは、標的組織構造の変形、剛性、又は器具によって加えられる力のリアルタイム表示（ユーザが遅延を知覚しない）を提供する。こうして、ユーザは、器具がその力を標的に与える標的組織表面上の現在の位置を視覚的に追跡し、リアルタイムで、所与の標的組織表面の位置に力を与える器具を同時に追跡する。

10

【 0 1 2 6 】

図35を参照して上述したように、いくつかの実施形態によれば、Q3D内視鏡システム101Cは、組織変位を測定し、次に、標的組織表面に与えられる力の量を計算又は近似する。動作中に、仮想的な触診処置等の剛性決定の間に、標的組織表面に加えられる力は、上述した安全な範囲内に維持される。より具体的には、いくつかの実施形態によれば、実質的に同じ力が図36B～図36Eに表される標的組織表面上の例示的な離散的な位置のそれぞれに加えられる場合に、次に、触覚フィードバック・インターフェイス情報によって表される組織のたわみは、局所的な組織の硬さに逆比例する。いくつかの実施形態では、ユーザは、器具によって標的組織構造に及ぼされる力を調整するように、器具と標的組織構造との間の接触を制御する。こうして、力センサを使用して、全ての剛性の決定を通じて標的組織構造上に実質的に一定の正規化された力を達成することができる。あるいはまた、力は、システム152によって自動的に又は半自動的に制御され得る。システム152は、Q3D変位測定から決定される器具の力のレベルに従って、外科医又は手術スタッフに警報も提供し得る。例えば、図35において、適切な視覚指標を提供することに加えて、器具によって及ぼされた力が特定の安全閾値を超える場合に、システム152は可聴警報を鳴らすか、視覚的又は触覚的な警告を提供することもできる。

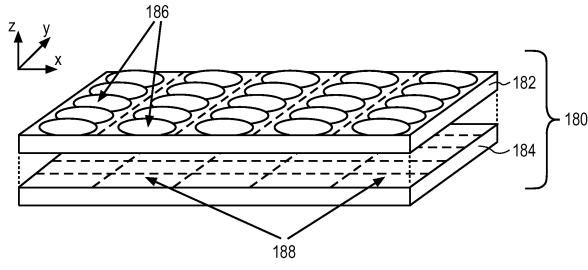
20

30

【 0 1 2 7 】

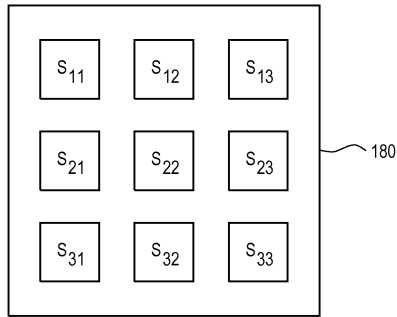
前述した実施形態の詳細な説明及び図面は、本発明の原理の単なる例示である。添付の特許請求の範囲に規定される本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、当業者によって様々な変更が本実施形態になされ得る。

【 図 1 】



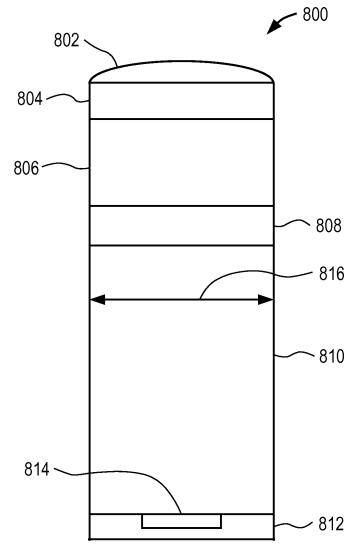
(従来技術)

【 図 2 】



(従来技術)

【 図 3 】



(従来技術)

【 図 4 】

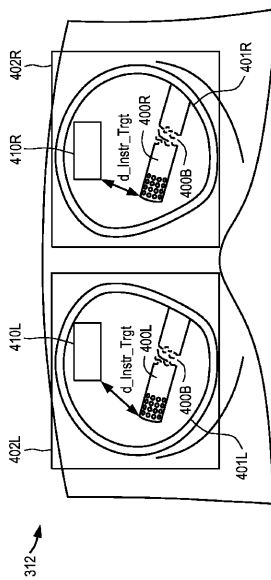


FIG. 4

【 図 5 】

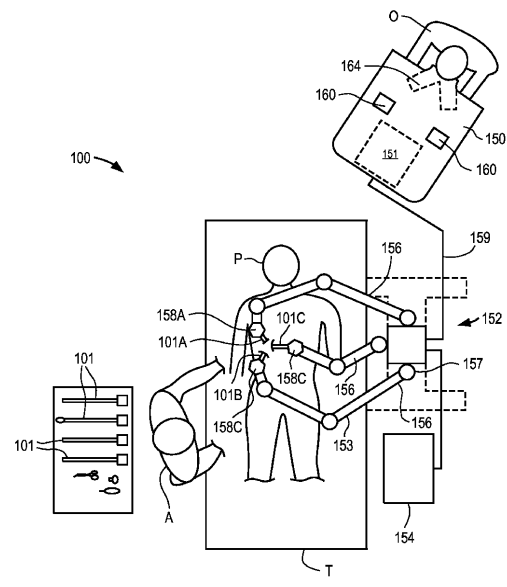


FIG. 5

【図6】

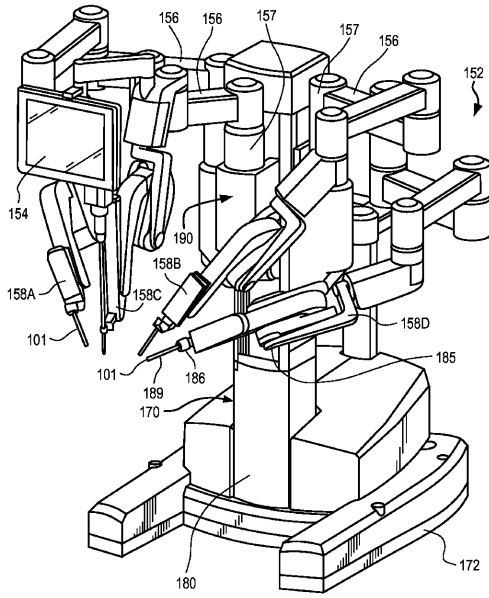


FIG. 6

【図7A】

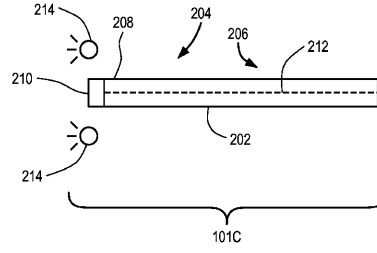


FIG. 7A

【図7B】

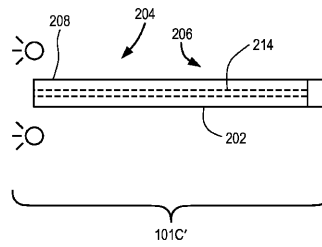


FIG. 7B

【図8】

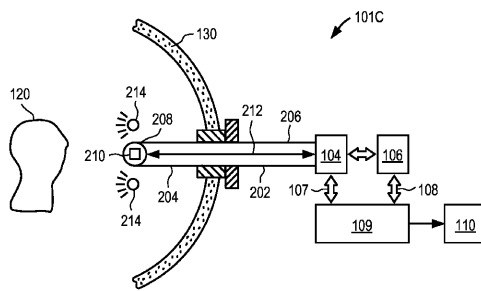
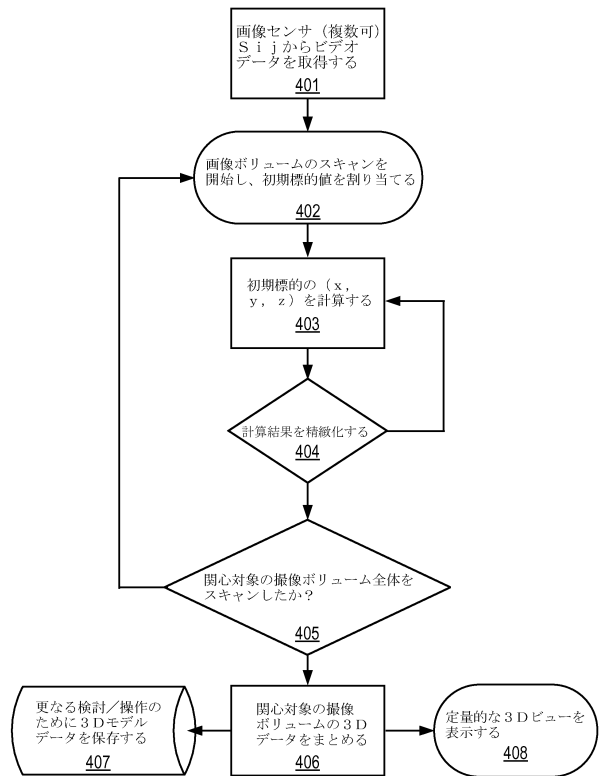
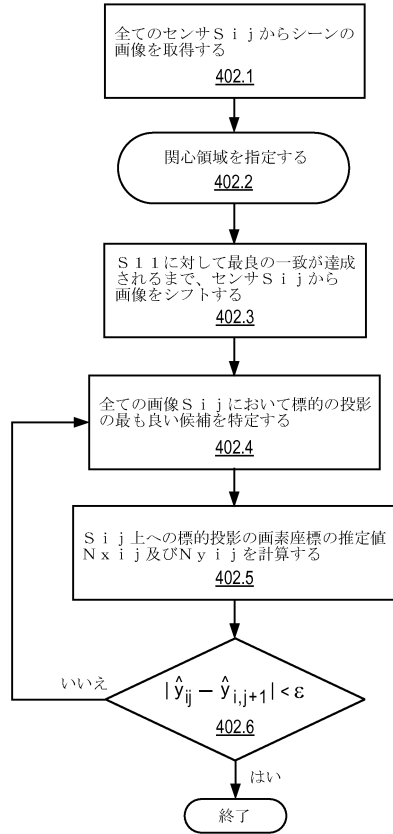


FIG. 8

【図9】



【図10】



【図11】

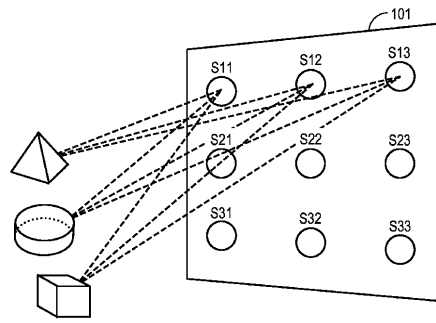


FIG. 11

【図12】

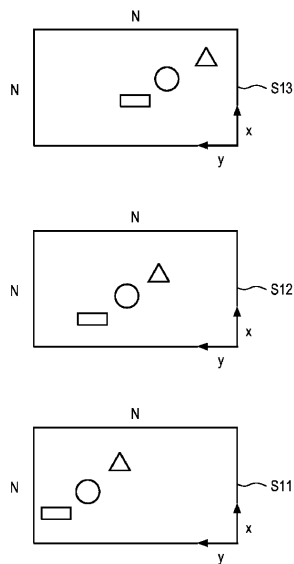


FIG. 12

【図13】

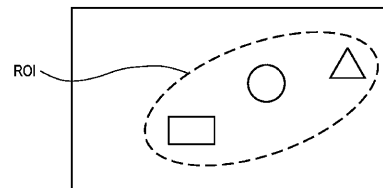
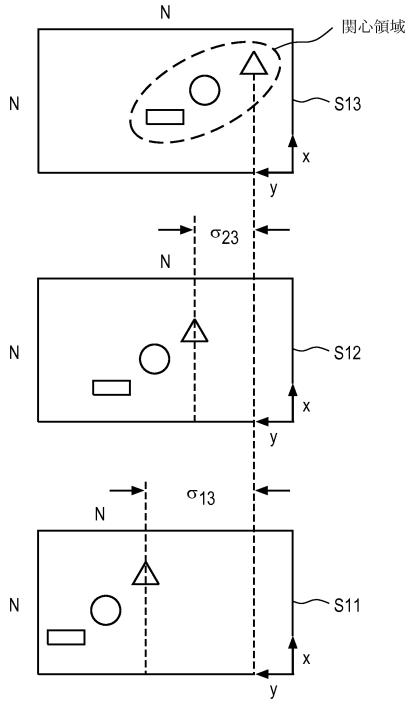
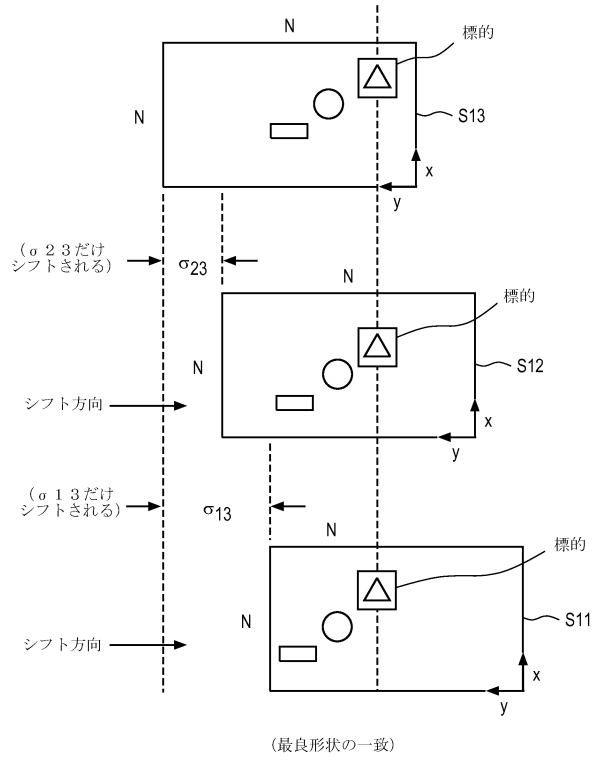


FIG. 13

【図14】



【図15】



【図16】

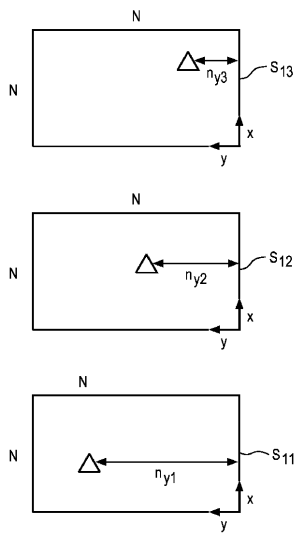


FIG. 16

【図17】

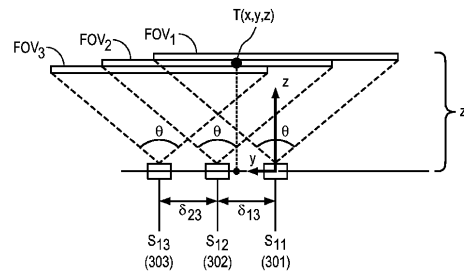
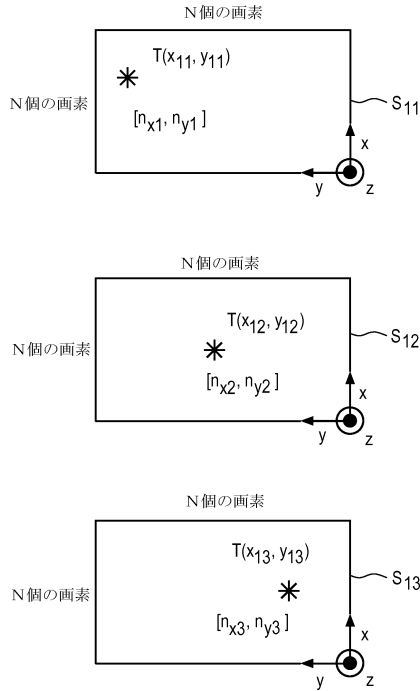


FIG. 17

【図18】



【図19】

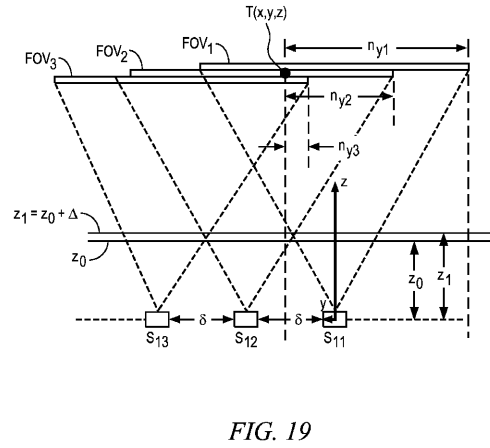
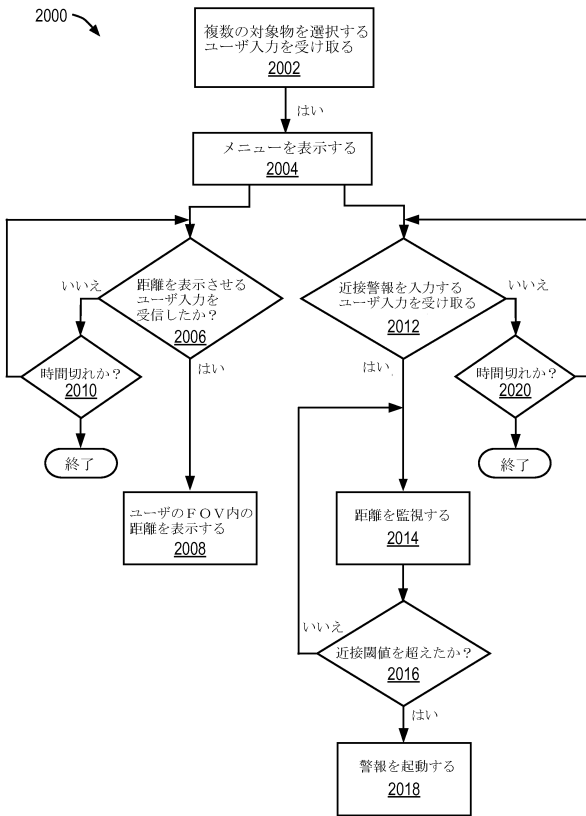
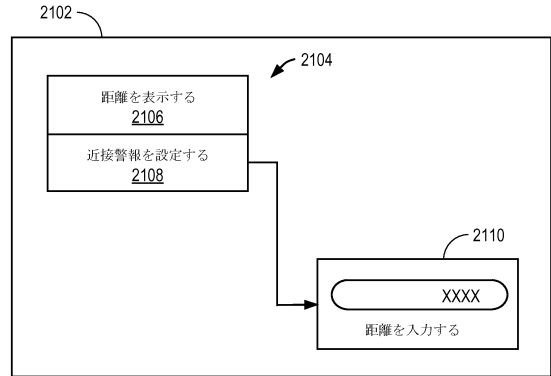


FIG. 19

【図20】



【図21】



【図 22A】

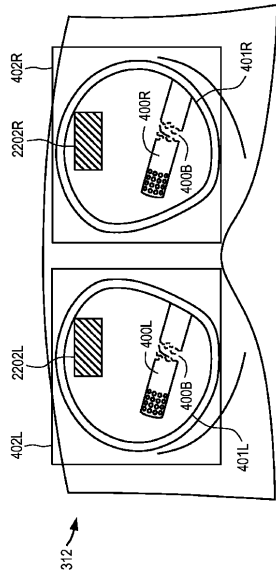


FIG. 22A

【図 22B】

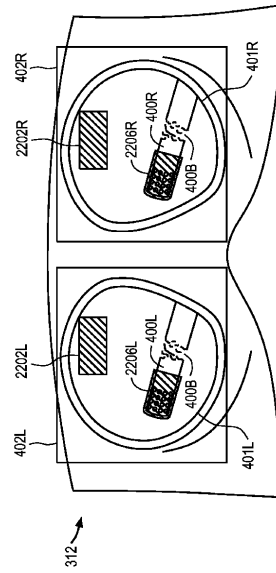
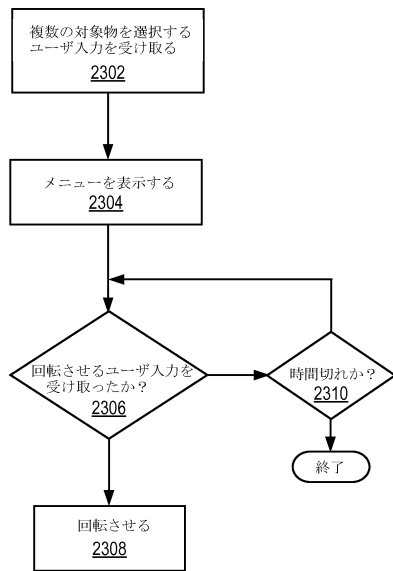
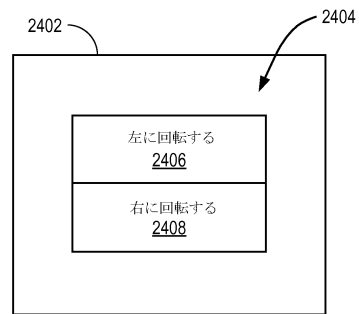


FIG. 22B

【図 23】



【図 24】



【 図 2 7 C 】

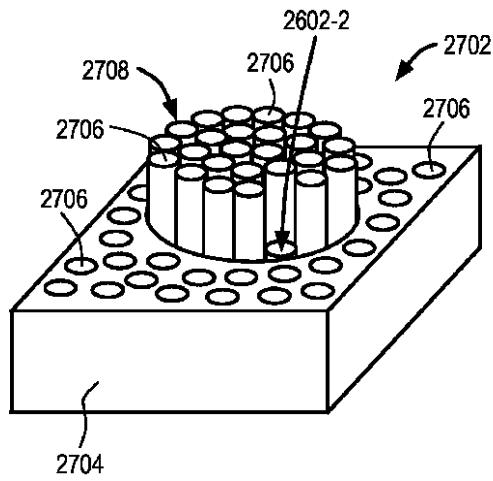
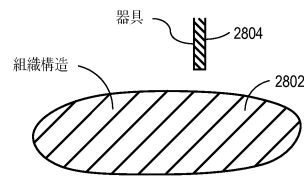


FIG. 27C

【 図 2 8 A 】



【 図 2 8 B 】

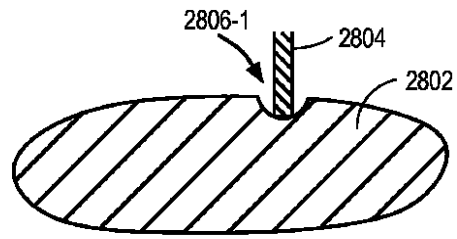


FIG. 28B

【 図 2 8 C 】

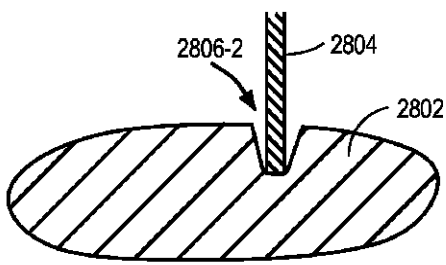


FIG. 28C

【 図 2 9 A 】

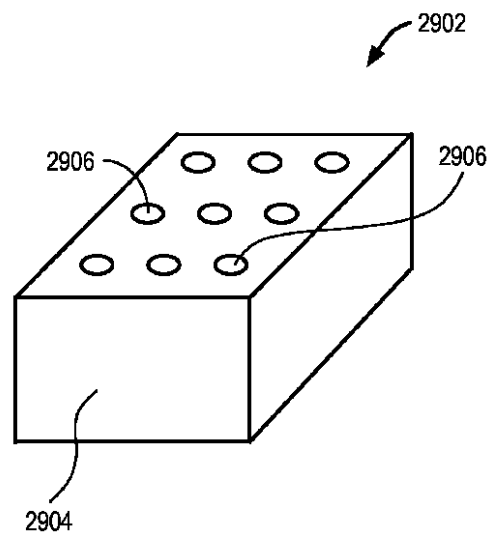


FIG. 29A

【 図 29 B 】

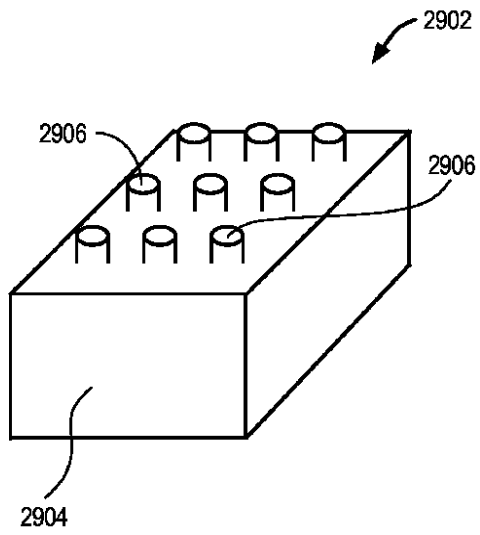


FIG. 29B

【 図 29 C 】

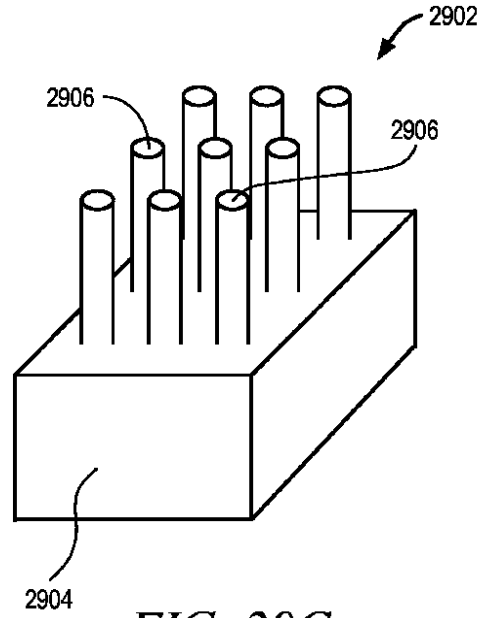


FIG. 29C

【 図 30 】

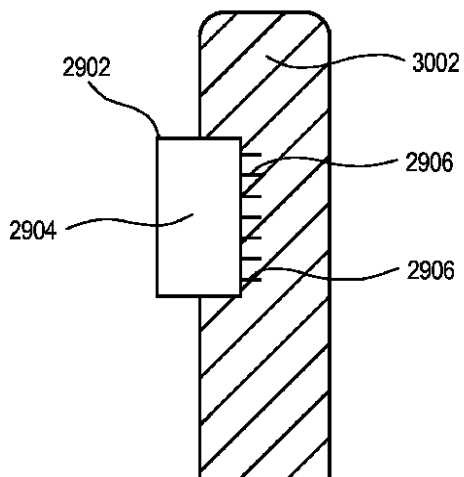


FIG. 30

【 図 31 】

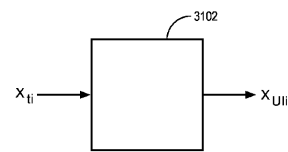
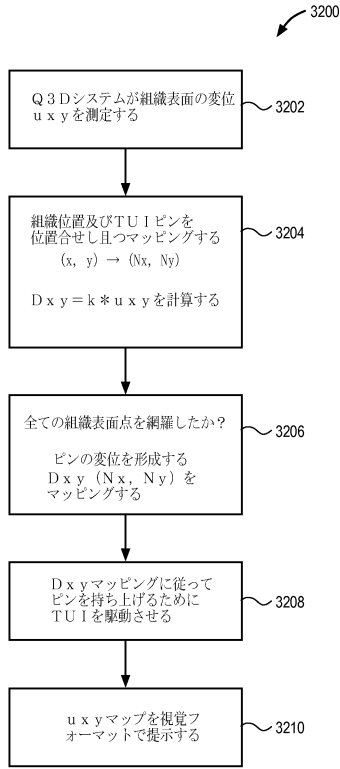
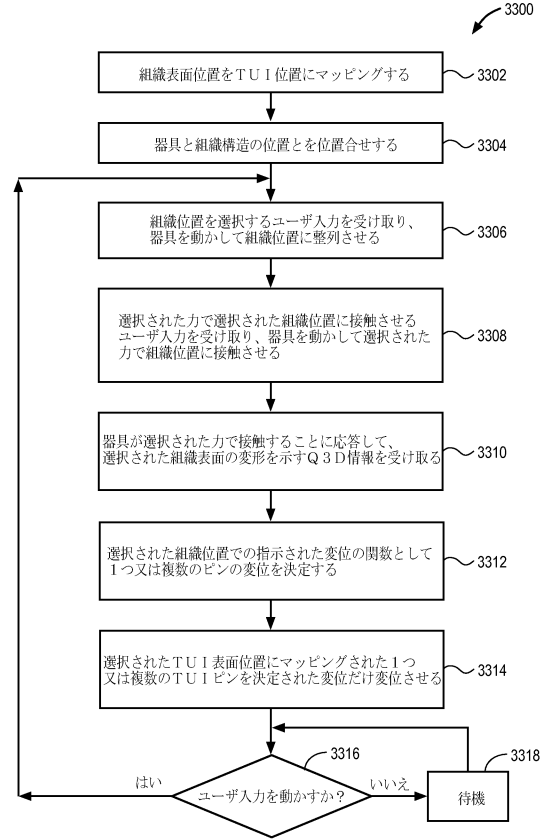


FIG. 31

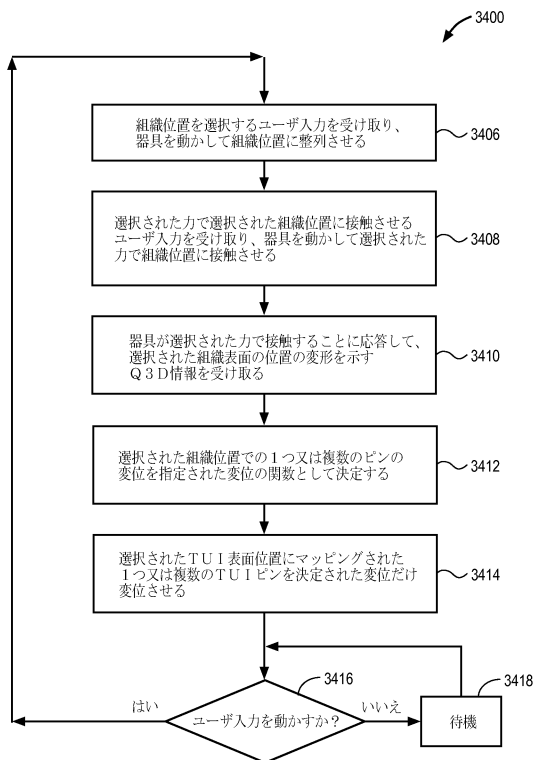
【図32】



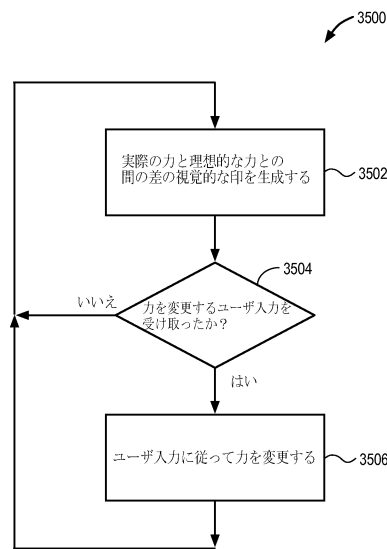
【図33】



【図34】



【図35】



【図36A】

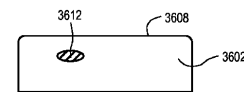
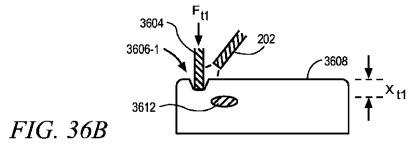
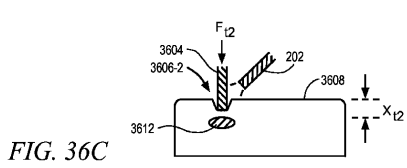


FIG. 36A

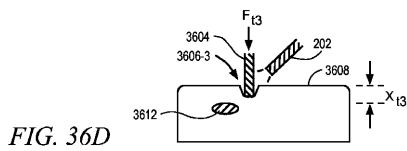
【 図 3 6 B 】



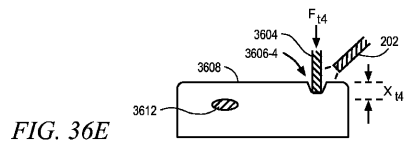
【 図 3 6 C 】



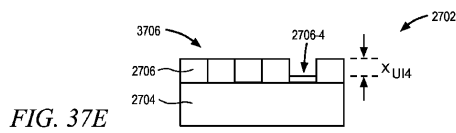
【 図 3 6 D 】



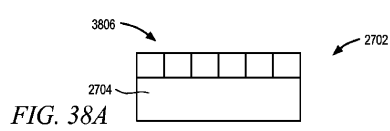
【 図 3 6 E 】



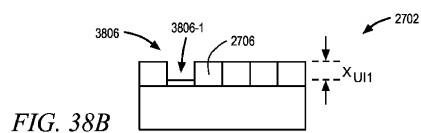
【 図 3 7 E 】



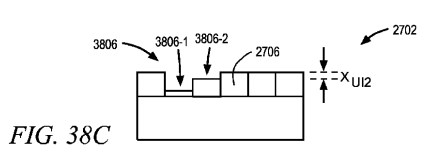
【 図 3 8 A 】



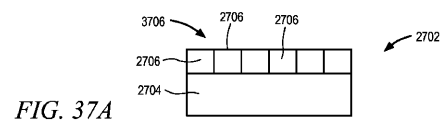
【 図 3 8 B 】



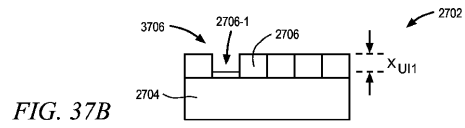
【 図 3 8 C 】



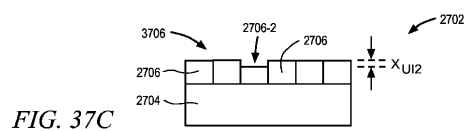
【 図 3 7 A 】



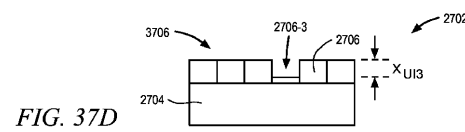
【 図 3 7 B 】



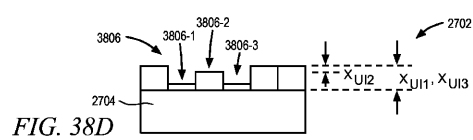
【 図 3 7 C 】



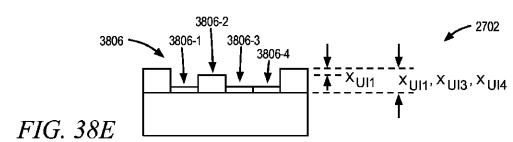
【 図 3 7 D 】



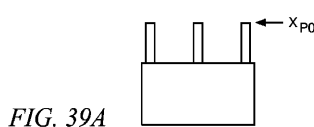
【 図 3 8 D 】



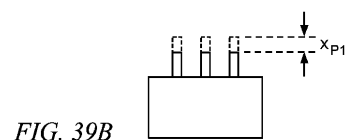
【 図 3 8 E 】



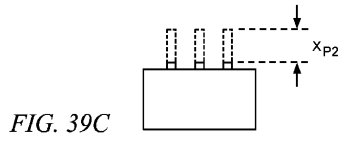
【 図 3 9 A 】



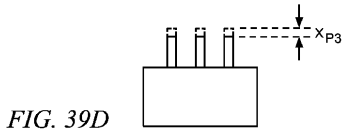
【 図 3 9 B 】



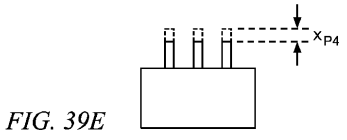
【 39C】



【 39D】



【 39E】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 62/096,522

(32)優先日 平成26年12月23日(2014.12.23)

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(72)発明者 パネスク, ドリン

アメリカ合衆国 9 5 1 3 6 カリフォルニア州, サンノゼ, カントリー・フォージ・レーン 5
2 7 5

(72)発明者 ジョーンズ, ダニエル エイチ

アメリカ合衆国 2 2 3 0 5 ヴァージニア州, アレクサンドリア, サウス・オーヴァールック・
ドライブ 7 1 6

(72)発明者 アレンビー, クリストファー

アメリカ合衆国 9 4 0 8 7 カリフォルニア州, サニーヴェイル, タンジェリン・ウェイ 1 1
5 3

合議体

審判長 三崎 仁

審判官 伊藤 幸仙

審判官 蔵田 真彦

(56)参考文献 米国特許出願公開第2011/44521(US, A1)

米国特許出願公開第2012/265062(US, A1)

特開平4-325147(JP, A)

特開2011-200515(JP, A)

特開2005-87468(JP, A)

特開2006-305332(JP, A)

特開2014-118(JP, A)

米国特許第10555788(US, B2)

欧州特許第3125809(EP, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32