

(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2017-513662
(P2017-513662A)

(43) 公表日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300G	4C161
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	5B057
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2017-502950 (P2017-502950)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月28日 (2015. 3. 28)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年11月25日 (2016. 11. 25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/023212
 (87) 国際公開番号 W02015/149042
 (87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)
 (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 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 62/096, 515
 (32) 優先日 平成26年12月23日 (2014. 12. 23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 510253996
 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
 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
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 Q 3 D 画像の 3 D 画像とのアライメント

(57) 【要約】

3次元(3D)構造の定量的3次元(Q3D)モデルを、解剖学的構造の内部の表面下標的物体の3D可視化表現と整列するための方法が提供され、方法は、3D可視化表現内に表される3D構造の外部表面内の基準ポイントを特定するステップ、Q3Dモデル内の同じ基準ポイントを特定するステップ、3D可視化表現内の特定された基準ポイントをQ3Dモデル内の特定された基準ポイントと整列させるステップ、及び外部表面のビュー及び内部の表面下標的構造のビューを含む3D構造の可視画像表現を生成するステップ、を含む。

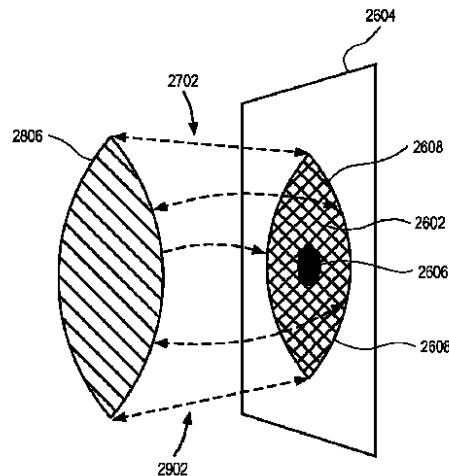


FIG. 29

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

手術シーンの画像を生成するためにシステムであって、
手術視野内のシーンを撮像するように配置される定量的 3 次元 (Q 3 D) 内視鏡と、
少なくとも 1 つのプロセッサであって、

前記 Q 3 D 内視鏡によって撮像された組織構造の Q 3 D モデルを決定するように、
前記組織構造の 3 D 可視化表現を入力するように、

前記組織構造の前記 3 D 可視化表現の前記組織構造の外側表面を、前記組織構造の前記 Q 3 D モデルと整列させるために幾何学的変換を決定するように、

前記幾何学的変換に少なくとも部分的に基づいて、組み合わせられた前記組織構造の前記 Q 3 D モデル及び前記組織構造の前記 3 D 可視化表現を表す可視化出力を生成するように、

構成される、少なくとも 1 つのプロセッサと、を有する、
システム。

10

【請求項 2】

前記 3 D 可視化表現は、MRI、CT、PET、超音波又は蛍光画像のうちの 1 つであり得る、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記 3 D 可視化表現内に表される前記組織構造の外側表面上の複数の基準ポイントを特定し、

20

前記 Q 3 D モデル内に表される前記組織構造の実質的に同じ複数の基準ポイントを特定し、

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、さらに、

前記 3 D 可視化表現内の特定された前記基準ポイントを、前記組織構造の前記 Q 3 D モデル表現内の特定された前記基準ポイントと整列させるために、前記組織構造の前記 3 D 可視化表現に幾何学的変換を適用するように、

構成される、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

30

表面下標的組織構造が、前記可視化出力内にゴースト画像として見える、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、さらに、

整列された前記 3 D 可視化表現内に前記表面下標的構造のビューを特定するように、
構成され、

前記組み合わせられた前記組織構造の前記 Q 3 D モデル及び前記組織構造の前記 3 D 可視化表現を表す可視化出力を生成することは、前記表面下標的構造の特定された前記ビューを含む出力を生成することを含む、

請求項 1 に記載のシステム。

40

【請求項 6】

前記ビューは、前記 3 D 可視化表現のスライスを含む、

請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記 Q 3 D モデル表示情報は、前記画像において可視である詳細に関する (x , y , z) 座標の表示を含む、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記 Q 3 D モデル表示情報は、前記 Q 3 D 内視鏡からの前記組織構造の外側表面上のポイント間の距離を示す情報の表示を含む、

50

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

手術シーンの画像を生成する方法であって、
組織構造を含む構造手術シーンの Q 3 D モデルを作るステップ、
前記組織構造の 3 D 可視化表現を入力するステップ、
前記組織構造の前記 3 D 可視化表現の外側表面構造を、前記組織構造の前記 Q 3 D モデルと整列させるために幾何学的変換を使用するステップ、及び
前記幾何学的変換に少なくとも部分的に基づいて、前記組織構造の可視化出力表現を生成するステップ、を含む、
方法。

10

【請求項 10】

組み合わされた前記 Q 3 D モデル及び前記 3 D 可視化表現を生成するステップは、少なくとも部分的に、
前記 3 D 可視化表現内に表される前記構造の前記表面内の複数の基準ポイントを特定するステップ、
前記 Q 3 D モデル内の実質的に同じ複数の基準ポイントを特定するステップ、
前記組織構造の前記 3 D 可視化表現内の特定された前記基準ポイントを、前記組織構造の前記 Q 3 D モデル表現内の特定された前記基準ポイントと整列させるために、前記組織構造の前記 3 D 可視化表現に幾何学的変換を適用するステップ、に基づく、
請求項 9 に記載の方法。

20

【請求項 11】

前記 3 D 可視化表現は、MRI、CT、PET、超音波又は蛍光画像のうちの 1 つであり得る、
請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

表面下標的組織構造が、前記可視化出力内にゴースト画像として見える、
請求項 9 に記載の方法。

【請求項 13】

整列された前記 3 D 可視化表現内に前記表面下標的構造のビューを特定するステップ、
をさらに含み、
組み合わされた前記組織構造の前記 Q 3 D モデル及び前記組織構造の前記 3 D 可視化表現を表す可視化出力を生成するステップは、前記表面下標的構造の特定された前記ビューを含む出力を生成するステップを含む、
請求項 9 に記載の方法。

30

【請求項 14】

前記ビューは、前記 3 D 可視化表現のスライスを含む、
請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記 Q 3 D モデル表示情報は、前記画像において可視である詳細に関する (x, y, z) 座標の表示を含む、
請求項 13 に記載の方法。

40

【請求項 16】

前記 Q 3 D モデル表示情報は、前記 Q 3 D 内視鏡からの前記組織構造の外側表面上のポイント間の距離を示す情報の表示を含む、
請求項 9 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

(関連出願)

本特許出願は、"QUANTITATIVE THREE-DIMENSIONAL IMAGING OF SURGICAL SCENES"と題する、2014年3月28日に出願された米国仮特許出願第61/971,749号、及び"ALIGNMENT OF Q3D MODELS WITH 3D IMAGES"と題する、2014年12月23日に出願された米国仮特許出願第62/096,515号の優先権を主張し、これらはその全体が参照により本明細書に援用される。

【0002】

本発明は、概して関連付けられる画像センサを有する手術用内視鏡検査システムに関連し、より具体的には、手術用画像に表示された物理的な構造の3次元座標を決定することに関する。

【背景技術】

【0003】

定量的3次元(Quantitative three-dimensional)(Q3D)視覚(vision)は、実世界のシーン(scene)における標的ポイントの実際の物理的な(x、y、z)3D座標に関する数値情報を提供する。定量的3次元視覚により、人は、実世界のシーンの3次元知覚を得ることができただけでなく、シーンにおける物体の物理的な寸法及びシーンにおける物体間の物理的な距離に関する数値情報を得ることができる。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)情報又は位相情報を使用する幾つかのQ3Dシステムが提案されている。他のQ3Dシステムは、シーンに関する3D情報を決定するために、構造化光(structured light)を使用していた。

【0004】

飛行時間情報の使用は、"CMOS-compatible three-dimensional image sensor IC"と題する特許文献1に開示され、これは、CMOS製造技術を使用して共通IC上に作られたピクセル光検知検出器の2次元アレイを含む3次元イメージングシステムを開示している。各検出器は、物体ポイントから反射するように且つそのポイントに焦点を合わせられたピクセル検出器によって検出されるように、システム放射パルスについての飛行時間(TOF)に正比例するクロックパルスの数を蓄積する、関連付けられる高速カウンタを有する。TOFデータは、特定のピクセルから放射光パルスを反射する物体上のポイントへの距離の直接のデジタル的尺度を提供する。第2の実施形態では、カウンタ及び高速クロック回路は排除され、代わりに、各ピクセル検出器は、電荷蓄積器及び電子シャッタを備える。シャッタは、光パルスが放射されるときに開き、その後、各ピクセル検出器が関連付けられるピクセル検出器の上に当たる戻り光子エネルギーに応じて電荷を蓄積するように、閉じる。蓄積される電荷の量は、往復TOFの直接的な尺度を提供する。

【0005】

時間遅延情報の使用は、"Apparatus and method for endoscopic 3D data collection"と題する特許文献2に開示され、これは、変調測定ビーム及び測定ビームを観察されることになる領域へ導くための光伝送機構を開示し、光伝送機構は、観察されることになる領域から少なくとも位相感応性画像センサへの信号ビームをイメージングするための光イメージング機構に加えて、照明レンズを含む。ミリメートル範囲での深さにおける差に対応し得る、時間遅延は、深さ及び距離情報を描く画像の生成を可能にする位相情報をもたらす。

【0006】

視覚画像における物体の物理的な座標を決定するための構造化光の使用が、"Endoscope"と題する、特許文献3、及びC. Schmalz他による非特許文献1に開示されている。三角測量法が、表面の地形を測定するために使用される。異なるカラースペクトルの範囲を有し得る、投影光線の形態の構造化光は、表面に入射し且つ表見から反射される。反射された光線は、表面の3D座標を決定するために反射カラースペクトル情報を使用するように構成されるカメラによって観察される。より具体的には、構造化光の使用は、典型的には、3D表面に光パターンを照らすこと、及び物理的な物体の輪郭に起因す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伴う。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

イメージアレイカメラが作られており、それは、アレイにおけるピクセルに関するシーン深さ情報を計算するために使用されることができ複数のピクセルアレイを含む。高解像度（HR）画像が、多数の低解像度（LR）画像から生成される。基準視点が選択され、HR画像が、その視点によって見られるように生成される。視差処理技術が、基準画像ピクセルに対する非基準画像に関するピクセル対応を決定するために、エイリアシングの効果を用いる。融合及び超解像が、多数のLR画像からHR画像を作るために用いられる。例えば、"Capturing and Processing Images using Monolithic Camera Array with Heterogeneous Imager"と題する、特許文献4、"Systems and Methods for Determining Depth from multiple Views of a Scene that Include Aliasing using Hypothesized Fusion"と題する特許文献5、及びK. Venkataraman他の非特許文献2を参照されたい。

10

【 0 0 0 8 】

図1は、幾つかの実施形態による、既知のイメージセンサ180の詳細を示す例示的な図面である。画像センサ180は、センサ184の配置を含む。配置内の各センサは、各次元に少なくとも2つのピクセルを有するピクセルの二次元配置を含む。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、対応する焦平面188を有する。各レンズスタック186は、対応する焦平面188に配置されるピクセルの対応する配置の上に画像を解像する別個の光学通路を作る。ピクセルは、光センサとして機能し、多数のピクセルを持つ各焦平面188は、画像センサとして機能する。焦平面188を持つ各センサは、他のセンサ及び焦平面によって占められるセンサ配置の領域と異なるセンサ配置の領域を占める。

20

【 0 0 0 9 】

図2は、センサ S_{11} 乃至 S_{33} としてラベルされたセンサを含む図1のセンサの184の既知の配置の単純化された平面図を示す例示的な図面である。イメージセンサ配置184は、複数のセンサ S_{11} 乃至 S_{33} を含むよう半導体チップ上に製造される。 S_{11} 乃至 S_{33} のそれぞれは、複数のピクセル（例えば、0.32メガピクセル）を含み、独立した読み出し制御及びピクセルデジタル化を含む周辺回路（図示せず）に結合される。幾つかの実施形態では、センサ S_{11} 乃至 S_{33} は、図2に示されるようなグリッド形式に配置される。他の実施形態では、センサは、非グリッド形式に配置される。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、又はサブピクセルオフセットを含む不規則パターンに配置されてよい。

30

【 0 0 1 0 】

図1-2のセンサ184の各個別のピクセルは、マイクロレンズピクセルスタックを含む。図3は、図1-2のセンサの既知のマイクロレンズピクセルスタックの例示的な図面である。ピクセルスタック800は、マイクロレンズ802を含み、このマイクロレンズは、酸化層804の上に位置する。典型的には、酸化層804の下に、カラーフィルタ806があつてよく、このカラーフィルタは、窒化物層808の上に配置され、この窒化物層は、第2の酸化層810の上に配置され、この第2の酸化層は、個々のピクセルの活性領域814（典型的にはフォトダイオード）を含むシリコン層812の上に位置する。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ること及びその光を小さい活性領域814の上に集束させることである。ピクセル口径816は、マイクロレンズの広がりによって決定される。

40

【 0 0 1 1 】

上述の既知のイメージセンサ配置アーキテクチャに関する追加的な情報は、特許文献4（2010年11月22日出願）及び特許文献5（2012年9月19日出願）に提供されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 2 】

50

【特許文献 1】US 6, 323, 942

【特許文献 2】US 8, 262, 559

【特許文献 3】US 2012/0190923

【特許文献 4】US 8, 514, 491

【特許文献 5】US 2013/0070060

【非特許文献】

【0013】

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

【非特許文献 2】"PiCam: An ultra-Thin high Performance Monolithic Camera Array" 10

【発明の概要】

【0014】

1つの態様では、システム及び方法が、3次元(3D)構造の表面のQ3Dモデルと同じ3D構造の3D可視化表現(3D visual representation)と整列(位置合わせ)する(alignment)ことを提供し、この表現は、表面下(sub-surface)の詳細を含む。システムは、少なくとも、Q3D内視鏡、Q3Dモデルを生成するとともにアライメントを実行する、少なくとも1つのプロセッサ、又は処理サブシステム、3D可視化表現を受信するための入力部並びにQ3Dモデル及び3D可視化表現のアライメントの結果を格納する、表示する、又はさらに処理若しくは走査する出力部、を有する、

20

【0015】

幾つかの態様では、3D可視化表現は、3D解剖学的構造の3DMRI又はCT画像を含み得る。3D構造の表面輪郭を示す多数の基準ポイント(fiducial points)は、3D可視化表現の中で確認される。加えて、3D構造の同じ表面輪郭を示す多数の基準ポイントは、Q3Dモデルの中で確認される。1又は複数の幾何学的変換が、3D可視化表現の確認された基準ポイントをQ3Dモデルの確認された基準ポイントと位置合わせするために、3D構造の可視化表現に適用される。Q3D内視鏡の視野内であり且つ内部の表面下の標的構造のビュー(view)も含む3D構造の表面のビューを含む3D構造の可視化画像表現が、作られる。

30

【図面の簡単な説明】

【0016】

本開示の態様は、添付の図面と併せて読むとき、以下の詳細な説明から最も良く理解される。この業界での標準的な慣例に従って、様々な特徴は一定の縮尺で描かれていないことを強調しておく。実際、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される場合がある。また、本開示は、様々な例において参照数字及び/又は文字を繰り返して使用する場合がある。この繰り返しは、簡略化と明瞭化を目的として行われており、論じら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。

【図 1】既知のイメージセンサの詳細を示す例示的な図面である。

【図 2】図 1 のイメージセンサの既知のセンサアレイの簡略化された平面図を示す例示的な図面である。 40

【図 3】図 2 のセンサアレイのセンサ内のピクセルの既知のマイクロレンズピクセルスタックの例示的な図面である。

【図 4】幾つかの実施形態による、ビューアを通じた手術シーンの斜視図を示す、例示的な図面である。

【図 5】幾つかの実施形態による、1又は複数の機械的アームを用いて低侵襲外科処置を行うための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】幾つかの実施形態による、図 5 のシステムのうちの患者側システムの例示的な斜視図である。

【図 7 A】幾つかの実施形態による、第 1 の画像キャプチャシステムを含む第 1 の内視鏡 50

の例示的な図面である。

【図 7 B】幾つかの実施形態による、第 2 の画像キャプチャシステムを含む第 2 の内視鏡の例示的な図面である。

【図 8】幾つかの実施形態による、図 7 A の第 1 の画像キャプチャシステムを含む第 1 の内視鏡と関連付けられ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】幾つかの実施形態による、物理的標的の定量的三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。

【図 10】幾つかの実施形態による、標的を系統的に (systematically) 選択するために図 9 のモジュールに概して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】幾つかの実施形態による、多数のセンサを含むとともに、3 つの例示的な物体を含む例示的な三次元の物理的なワールドシーンを包含する視野を有するよう配置される、例示的なセンサイメージアレイの例示的な図面である。

【図 12】幾つかの実施形態による、多数のセンサ上への図 11 の多数の物理的物体の投影を表す例示的な図面である。

【図 13】幾つかの実施形態による、リアルワールドシーン内からの関心領域の選択を示す例示的な図面である。

【図 14】幾つかの実施形態による、多数のセンサ内の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例示的な図面である。

【図 15】幾つかの実施形態による、関心の領域 (ROI) 内の割り当てられた基準センサ内の投影画像と位置合わせするよう右にシフトさせられた ROI 内の特定の例示のセンサ内の投影画像を示す例示的な図面である。

【図 16】幾つかの実施形態による、多数のセンサ上への選択された標的ポイントの投影を示す例示的な図面である。

【図 17】幾つかの実施形態による、図 16 の多数のセンサを含むイメージアレイの一部及び物理的な空間内の位置に配置される選択された標的ポイント T を示す、例示的な図面である。

【図 18】幾つかの実施形態による、図 16 の多数の画像センサ上への現在選択されている標的ポイント T の投影の例示的な正面図である。

【図 19】幾つかの実施形態による、図 17 を参照して上述したような多数のセンサに対する現在選択されている標的の配置を示すとともに、センサのそれぞれにおける候補ピクセルについての y 方向ピクセルオフセットも示す、例示的な図面である。

【図 20】幾つかの実施形態による、外科処置中に Q 3 D 情報を使用するための第 1 のプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図 21】幾つかの実施形態による、図 20 のプロセスに従ってディスプレイスクリーンに表示されるメニュー選択を示す例示的な図面である。

【図 22 A】幾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ことの特定の詳細を表す例示的な図面である。

【図 22 B】幾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ことの特定の詳細を表す例示的な図面である。

【図 23】幾つかの実施形態による、外科処置中に Q 3 D 情報を使用するための第 2 のプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図 24】幾つかの実施形態による、図 23 のプロセスに従ってディスプレイスクリーンに表示されるメニュー選択を示す例示的な図面である。

【図 25】幾つかの実施形態による、3 D ディスプレイ上の 3 D 眺望 (3D perspective) における Q 3 D モデルを表示するプロセッサの詳細を示す例示的な図面である。

【図 26】例示の解剖学的構造の 3 D ボリュームトリック画像表現 (3D volumetric image representation) の例を表す例示的な図面である。

【図 27 A】解剖学的構造の表面構造及び解剖学的構造の表面下構造を示す 3 D M R I /

10

20

30

40

50

C T表現の断面を示す例示的な図面である。

【図 2 7 B】C T又はM R I技法を使用して作られた解剖学的物体の3 Dビュー及び物体を通る関連づけられる2 D画像スライスを表す例示的な図面である。

【図 2 8】幾つかの実施形態による、図 2 6の解剖学的構造の表面部分に対応する画像情報を取り込むように位置決めされたQ 3 D内視鏡を示す例示的な図面である。

【図 2 9】幾つかの実施形態による、図 2 8の例示のQ 3 Dモデルと図 2 6の解剖学的構造の例示の3 D M R I / C T断面を位置合わせすることのプロセスを表す例示的な図面である。

【図 3 0】幾つかの実施形態による、3 D M R I / C T表現とQ 3 Dモデルを位置合わせするためのプロセスの詳細を示す例示的なフロー図である。

10

【図 3 1】幾つかの実施形態による、Q 3 D - M R I / C T組み合わせモデルに基づいて可視化表示を生成するためのプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図 3 2】幾つかの実施形態による、Q 3 D - M R I / C T組み合わせモデルを表す例示的な図面である。

【図 3 3 A】幾つかの実施形態による、内視鏡の視野内にある解剖学的構造の3つの異なる表面領域に基づく3つの異なるQ 3 D - M R I / C T組み合わせモデルを表す例示的な図面である。

【図 3 3 B】幾つかの実施形態による、内視鏡の視野内にある解剖学的構造の3つの異なる表面領域に基づく3つの異なるQ 3 D - M R I / C T組み合わせモデルを表す例示的な図面である。

20

【図 3 3 C】幾つかの実施形態による、内視鏡の視野内にある解剖学的構造の3つの異なる表面領域に基づく3つの異なるQ 3 D - M R I / C T組み合わせモデルを表す例示的な図面である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 7】

以下の記載は、任意の当業者が、画像センサの視野内の物理的構造の三次元座標を決定するために、各画像センサが他の画像センサのピクセルアレイから分離されているピクセルアレイを含む、多数の画像センサを有する手術用内視鏡検査システムを作ること及び使用することを可能にするために、提示される。実施形態に対する様々な修正は当業者にすぐに明らかになるであろうとともに、本明細書で定められる包括的な原理は、発明的な主題の精神及び範囲から逸脱せずに、他の実施形態及び応用に適用され得る。さらに、以下の記載では、様々な詳細が、説明の目的のために述べられる。しかし、当業者は、発明的な主題がこれらの特定の詳細を使用せずに実施され得ることを認識するであろう。他の場合には、不必要な詳細で開示を曖昧にしないために、よく知られた機械構成部品、プロセス及びデータ構造は、ブロック図の形態で示される。同一の参照番号が、異なる図面の同じアイテムの異なる図を表すために、用いられ得る。以下に参照される図面のフロー図は、プロセスを表すために用いられる。コンピュータシステムが、これらのプロセスの幾つかを遂行するよう構成され得る。コンピュータ実装プロセスを表すフロー図の中のモジュールは、これらのモジュールを参照して記載される行為を実行する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。したがって、発明的な主題は、図示された実施形態に限定されることが意図されるものではなく、本明細書で開示される原理及び構成と一致する最も広い範囲が与えられるべきである。

30

40

【0 0 1 8】

概要

【0 0 1 9】

幾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が内視鏡と関連付けられる。この画像センサアレイは多数のセンサを含み、各センサはピクセルのアレイを含む。内視鏡の部分が人間の体腔内に挿入され、画像センサアレイの視野内の標的物体が光源を使用して照明される。標的物体の物理的位置及び/又は寸法が、アレイの個々のセンサ上に投影された標的物体の画像に基づいて決定される。

50

【 0 0 2 0 】

図 4 は、幾つかの実施形態による、ビューア 3 1 2 を通じた手術シーンの斜視図を示す例示的な図面である。2 つのビューイング要素 (viewing elements) 4 0 1 R、4 0 1 L を有するビューイングシステム (viewing system) が良好な 3 D ビューイング視点 (viewing perspective) を提供することができる。手術シーンにおける物理的構造についての物理的寸法及び / 又は位置情報を表す数値が手術シーン画像の上にオーバーレイされて示されている。例えば、数値的距離値 “ d _ I n s t r _ T r g t ” が、器具 4 0 0 と標的 4 1 0 との間のシーン内に表示されて示されている。

【 0 0 2 1 】

遠隔操作医療システム

10

【 0 0 2 2 】

遠隔操作は、ある距離を置いた機械の操作を指す。低侵襲遠隔操作医療システムでは、外科医は、患者の体の中の手術部位を見るために、カメラを含む内視鏡を用い得る。立体視画像が取り込まれ、これは外科処置中に深さの知覚を可能にする。内視鏡に取り付けられ且つイメージセンサアレイを含むカメラシステムが、幾つかの実施形態にしたがって、定量的三次元情報に加えて、三次元画像を生成するために使用されることができるとともにカラー及び照明データを提供する。

【 0 0 2 3 】

図 5 は、幾つかの実施形態による、1 又は複数の機械的アーム 1 5 8 を使用して低侵襲外科処置を行うための遠隔操作手術システム 1 0 0 の例示的なブロック図である。システム 1 0 0 の態様は、遠隔ロボット式且つ自律的な動作機能を含む。これらの機械的アームは、しばしば、器具を支持する。例えば、機械的手術アーム (例えば、中央の機械的手術アーム 1 5 8 C) が、内視鏡に関連付けられる Q 3 D 画像センサアレイのような、立体又は三次元手術画像キャプチャ装置 1 0 1 C を備える内視鏡を支持するために使用され得る。機械的手術アーム 1 5 8 C は、画像キャプチャ装置 1 0 1 C を含む内視鏡を機械的アームに機械的に固定するために、無菌アダプタ、又は、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得る。逆に、画像キャプチャ装置 1 0 1 C を備える内視鏡は、機械的手術アーム 1 5 8 C の物理的輪郭及び / 又は構造と確実に相互嵌合 (interfit) するよう、機械的手術アーム 1 5 8 C の物理的輪郭及び / 又は構造と相補的な物理的輪郭及び / 又は構造を含み得る。

20

30

【 0 0 2 4 】

ユーザ又はオペレータ O (一般的に外科医) が、マスタ制御コンソール 1 5 0 で制御入力装置を操作することによって、患者 P に低侵襲外科処置を行う。オペレータは、立体ディスプレイ装置 1 6 4 を通じて患者の体の内側の手術部位の画像のビデオフレームを見ることができ、この立体ディスプレイ装置は、図 4 を参照して上述したビューア 3 1 2 を含む。コンソール 1 5 0 のコンピュータ 1 5 1 が、制御線 1 5 9 を介して遠隔操作式に制御される内視鏡手術器具 1 0 1 A - 1 0 1 C の動きを命令し、(患者側カートとも称される) 患者側システム 1 5 2 を用いて器具の動きをもたらす。

【 0 0 2 5 】

患者側システム 1 5 2 は、1 又は複数の機械的アーム 1 5 8 を含む。典型的には、患者側システム 1 5 2 は、対応する位置決めセットアップアーム 1 5 6 によって支持される (一般的に機械的手術アーム 1 5 8 と称される) 少なくとも 3 つの機械的手術アーム 1 5 8 A - 1 5 8 C を含む。中央の機械的手術アーム 1 5 8 C は、カメラの視野内の画像についての Q 3 D 情報の取り込みに適した内視鏡検査カメラ 1 0 1 C を支持し得る。中央の左右にある機械的手術アーム 1 5 8 A 及び 1 5 8 B は、組織を操作する器具 1 0 1 A 及び 1 0 1 B をそれぞれ支持し得る。

40

【 0 0 2 6 】

図 6 は、幾つかの実施形態による、患者側システム 1 5 2 の例示的な斜視図である。患者側システム 1 5 2 は、ベース 1 7 2 によって支持されるカートコラム 1 7 0 を有する。1 又は複数の機械的挿入手術アーム / リンク 1 5 8 が、患者側システム 1 5 2 の位置決め

50

部分の一部である 1 又は複数のセットアップアーム 156 にそれぞれ取り付けられる。ベース 172 上のほぼ中央位置に置かれる、カートコラム 170 は、釣合サブシステム及び制動サブシステムの構成部品を汚染から守る保護カバー 180 を含む。

【0027】

モニタアーム 154 を除き、各機械的手術アーム 158 は、器具 101A - 101C を制御するために使用される。さらに、各機械的手術アーム 158 は、セットアップアーム 156 に結合され、このセットアップアームは、本発明の 1 つの実施形態において、キャリッジハウジング 190 に結合される。1 又は複数の機械的手術アーム 158 は、それぞれ、図 6 に示されるように、それらのそれぞれのセットアップアーム 156 によって支持される。

10

【0028】

機械的手術アーム 158A - 158D は、追跡システムによる初期的取得及び器具の追跡を支援するために、生の (raw) 補正されていない運動学的情報を生成するよう、1 又は複数の変位トランスデューサ (displacement transducers)、向きセンサ、及び / 又は位置センサ 185 をそれぞれ含み得る。器具も、本発明の幾つかの実施形態では、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 を含み得る。さらに、1 又は複数の器具は、取得及び器具の追跡を支援するためにマーカ 189 を含み得る。

【0029】

遠隔操作医療システムに関する追加の情報は、米国特許出願公開第 2012 / 0020547 号 (2011 年 9 月 30 日出願) において提供されている。

20

【0030】

内視鏡イメージシステム

【0031】

図 7A は、幾つかの実施形態による、第 1 の画像キャプチャシステム 101C を備える第 1 の内視鏡の例示的な図面である。画像キャプチャシステム 101C は、細長い部分 202 を含む内視鏡を含み、この細長い部分は、第 1 の端部分 204 と、第 2 の端部分 206 と、第 1 の端部分 204 の先端部分 208 とを含む。第 1 の端部分 204 は、人間の体腔内に挿入されるように寸法決めされる。多数の画像センサ (図示せず) を含むセンサアレイ 210 が、第 1 の端部分 204 の先端部分 208 で結合される。幾つかの実施形態によれば、センサアレイ 210 の各センサは、ピクセルのアレイを含む。細長い部分 202 は、物体がイメージセンサアレイ 210 によって撮像されることができるよう、先端部分 208 を体腔内の標的物体の十分に近くに配置するのに十分な長さを有する。幾つかの実施形態によれば、第 2 の端部分 206 は、機械的アーム (図示せず) と確実に相互嵌合するよう、概して上述されたような物理的輪郭及び / 又は構造 (図示せず) を含み得る。細長い部分 202 はまた、イメージセンサアレイ 210 と情報を電子的に通信するよう、1 又は複数の電子信号経路 212 を含む。光源 214 が、撮像されるべき物体を照らすために、配置される。幾つかの実施形態によれば、光源 214 は、例えば、非構造化光 (unstructured light)、白色光、カラーフィルタされた光 (color filtered light)、又は何らかの選択された波長の光であることができる。幾つかの実施形態によれば、光源 214 は、先端 208 に配置され、他の実施形態では、それはオプションで内視鏡 101C と別個に配置される。

30

40

【0032】

図 7B は、幾つかの実施形態による、第 2 の画像キャプチャシステム 101C2 を備える第 2 の内視鏡の例示的な図面である。第 1 の画像キャプチャシステム 101C を備える第 1 の内視鏡のものと本質的に同じである第 2 の画像キャプチャシステム 101C2 の態様は、同一の参照番号によって示され、再び記載されない。ロッドレンズのような、ライトパイプ入力への入力が、第 1 の端部分 204 の先端部分 208 に配置される。ライトパイプボディは、ライトパイプ入力として受け取られる画像を先端部分 208 から物理的に移動させられたイメージセンサアレイ 210 に伝えるように、細長い部分 202 内に延びる。幾つかの実施形態では、イメージセンサアレイ 210 は、体腔内の物体の観察中

50

にイメージセンサアレイ 210 が体腔の外側に配置されるよう、先端部分 208 から十分に遠くに移動させられる。

【0033】

図 8 は、幾つかの実施形態による、図 7 A の第 1 の画像キャプチャシステム 101 C を備える第 1 の内視鏡 101 C と関連付けられ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。イメージセンサアレイ 210 によって取り込まれる画像は、データバス 212 を通じてビデオプロセッサ 104 に送られ、このビデオプロセッサは、バス 105 を介してコントローラ 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) ボードを含み得る。CCU は、明るさ、色スキーム、ホワイトバランス等のような、イメージングセンサ 210 の様々な設定をプログラムする又は制御する。VSD は、イメージングセンサから受信されるビデオ信号を処理する。代替的には、CCU 及び VSD は、1 つの機能ブロック内に統合される。

10

【0034】

幾つかの実施形態によれば、1 又は 1 より多いプロセッサを含むプロセッサシステムが、プロセッサ機能を実行するように構成される。幾つかの実施形態では、プロセッサシステムは、本明細書に記載されるプロセッサ機能を実行するために協働するように構成される多数のプロセッサを含む。したがって、1 又は複数の機能を実行するように構成される少なくとも 1 つのプロセッサへの言及は、機能が 1 つのプロセッサだけによって或いは協働する多数のプロセッサによって実行され得るプロセッサシステムを含む。

20

【0035】

1 つの実装において、プロセッサ及びストレージデバイス (図示せず) を含むコントローラ 106 は、細長い部分 202 の先端 208 に隣接するシーンにおけるポイントの物理的な定量的 3D 座標を計算し、3D シーンを構成するよう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、この 3D シーンはその後 3D ディスプレイ 110 上に表示され得る。幾つかの実施形態によれば、例えば、シーン内の物体の表面輪郭の寸法の数値的な印 (numerical indicia) 又は手術シーン内の物体からの距離のような、手術シーンに関する Q3D 情報が生成される。以下により完全に説明されるように、数値的な Q3D 深さ情報は、距離情報又は表面輪郭情報で手術シーンの立体視画像に注釈を付けるために使用されることができ。

30

【0036】

データバス 107 及び 108 は、ビデオプロセッサ 104、コントローラ 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。幾つかの実施形態では、これらの要素は、内視鏡のボディの内側で画像センサアレイ 210 と統合されることができ。代替的に、それらは、内視鏡の内部に及び / 又は外部に分散されることができ。内視鏡は、標的 120 を含む手術シーンへの視覚化されたアクセスを提供するために、カニューレ 140 を介して身体組織 130 を貫通するように配置されて示されている。代替的には、内視鏡及び 1 又は複数の器具は、手術部位に達するように、単一の開口 - 単一の切開部又は自然開口部 - を通過してもよい。標的 120 は、解剖学的標的、他の手術器具、又は患者の体の内側の手術シーンの任意の他の特徴であることができる。

40

【0037】

入力システム 112 は、3D 視覚表現を受信し、それをプロセッサ 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 のような 3D モデルを受信する電子通信バス (図示せず) に結合されるストレージデバイスを含み得る。プロセッサ 106 は、例えば、Q3D モデルと 3D 視覚表現との間に意図されるアライメント (alignment) を計算するために使用されることができ。より具体的には、限定ではなく、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のような、イメージングシステム (図示せず) との間に、イーサネット (登録商標) 通信接続を構築するように構成される、プロセッサを含み得る。他のイメージングシステムが用いられてよい。Bluetooth (登録商標)、WiFi、光

50

学等のような、他の種類の通信接続が使用され得る。代替的には、システム 152 及びイメージングシステムは、1つのより大きいシステムに統合され得る。アライメントプロセスの結果は、外部デバイス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、プロセッサ 106 と関連付けられるストレージデバイスにセーブされ得る。

【0038】

シーンの画像に加えられる Q3D 情報の例

【0039】

図 4 を再び参照すると、図 4 は、幾つかの実施形態による、図 5 のマスタ制御コンソール 150 のビューア 312 の斜視図を示す例示的な図面である。幾つかの実施形態によれば、三次元眺望 (three-dimensional perspective) を提供するために、ビューア 312 は、各目のための立体画像を含む。図示されるように、手術部位の左画像 400L 及び右画像 400R は、左視認要素 401L 及び右視認要素 401R それぞれの中に、任意の器具 400 及び標的 410 を含む。ファインダ (viewfinders) の画像 400L 及び 400R は、左ディスプレイ装置 402L 及び右ディスプレイ装置 402R それぞれによって提供され得る。ディスプレイ装置 402L, 402R は、オプションで、陰極線管 (CRT) モニタ、液晶ディスプレイ (LCDs)、又は他の種類の画像ディスプレイ装置 (例えば、プラズマ、デジタル光投影等) のペアであり得る。ってよい。本発明の好適な実施形態では、画像は、カラー CRTs 又はカラー LCDs のような、一对のカラーディスプレイ装置 402L、402R によって、カラーで提供される。既存のデバイスとの後方互換性をサポートするために、立体視ディスプレイ装置 402L 及び 402R は、Q3D システムと共に用いられ得る。代替的に、Q3D イメージングシステムは、3D モニタ、3DTV、又は 3D 効果眼鏡の使用を必要としないディスプレイのような自動立体視ディスプレイに接続されることができ

10

20

【0040】

2つのビューイング要素 401R、401L を有するビューイングシステムが、良好な 3D ビューイング視点を提供することができる。Q3D イメージングシステムは、このビューイング視点に手術シーン中の物理的構造についての物理的寸法情報を補足する。Q3D 内視鏡システムと共に用いられる立体ビューア 312 は、手術シーンの立体画像の上にオーバーレイされる 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 Q3D 距離値 “d__Inst r__Tr g t” が、立体ビューア 312 内に表示されることができ

30

【0041】

物理的位置及び寸法情報を手術シーンの 3D 眺望の上にオーバーレイするために使用されることができ

【0042】

定量的三次元物理的情報を処理すること

【0043】

図 9 は、幾つかの実施形態による、物理的標的の定量的三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 の実施形態の画像キャプチャシステム 101C を備える内視鏡を参照して記載される。モジュール 401 は、イメージングセンサ S_{ij} からビデオデータを取得するようにコントローラ 106 を設定する。画像センサアレイ 210 は視野全体を「撮像」するが、画像センサアレイ 210 内の異なるセンサ及び異なるセンサ内の異なるピクセルが視野内の異なる物体ポイントからの画像投影によって照らされることが理解されるであろう。ビデオデータは、例えば、色及び光強度データを含み得る。各センサの各ピクセルは、その上に投影される画像の色及び強度を示す 1 又は複数の信号を提供し得る。モジュール 402 は、物理的ワールドビュー (physical world view) 内で選択される関心領域から標的を系統的に選択するようにコントロ

40

50

ーラを設定する。モジュール403は、初期(x_0, y_0, z_0)セットを用いて標的3D座標(x, y, z)の計算を開始するようコントローラを設定する。次に、アルゴリズムが、標的の投影画像を受信する全てのセンサ S_{ij} からの画像多様性データを用いることによって、整合性(consistency)について座標をチェックする。座標計算は、許容できる精度に達するまで、決定モジュール404で正確化される(refined)。決定モジュール404はまた、現在計算されている物理的位置が十分に正確であるかどうかを決定するようコントローラを設定する。現在計算されている位置が十分に正確でないという決定に応答して、制御は、異なる可能な物理的位置を試すためにモジュール403に戻る。現在計算されている位置が十分に正確であるという決定に応答して、モジュール405は、関心領域全体がスキャンされたかどうかを決定するようにコントローラを設定する。関心領域全体がスキャンされていないという決定に応答して、制御はモジュール402に戻り、異なる標的が選択される。関心領域全体がスキャンされたという決定に応答して、制御はモジュール406に進み、このモジュール406は、関心のあるイメージングボリュームの三次元モデルを組み立てるようコントローラを設定する。標的の構造の物理的位置を示す三次元情報に基づく標的の3D画像の組立ては、当業者に知られており、ここでは記載される必要はない。モジュール407は、更なる検討及び操作のために多数の標的について決定される物理的位置情報を用いて開発される3Dモデルを格納するようにコントローラを設定する。例えば、3Dモデルは、患者の器官の特定の寸法に対してインプラントをある大きさに形成することのような外科用途のために、後に用いられ得る。更に異なる例では、新しい手術器具101がロボットシステム152に装着されるとき、新しい器具を以前の手術シーンと関係付けるために、3Dモデルを呼び戻し、それをディスプレイ110上に表示することが必要になることがある。モジュール407はまた、3D視覚表現とQ3Dモデルとの間のアライメントの結果を格納し得る。モジュール408は、定量的3Dビューを表示するために多数の標的について決定された物理的位置情報を用いるようにコントローラを設定する。Q3Dビューの実施例は、図4に示す距離値“ $d_Inst r_Tr g t$ ”である。

【0044】

立体視ディスプレイは三次元における見ることの錯覚を生むことが留意される。しかし、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の上に投影される画像のような、3D画像を提示する。典型的には、3Dディスプレイは、ビューイング視点を交換するよう、ビューが動くことを可能にする。

【0045】

図10は、幾つかの実施形態による、図9のモジュール402に概して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の中の全てのセンサから物理的なワールドシーンの画像を取り込むようにコントローラを設定する。モジュール402.2は、取り込まれたシーンの中から関心領域を特定するようにコントローラを設定する。モジュール402.3は、同じ標的の投影によって照らされる異なるセンサのピクセル位置を特定するために、関心領域内のシーン画像の間にあるようなベストマッチ(best match)を探すようにコントローラを設定する。後に説明されるように、最良のマッチング(best matching)は、限定ではなく、シフトされる画像と基準画像との間の二次元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させることによって達成され得る。基準画像は、例えば、センサ S_{11} から受け取られるシーン画像であり得る。モジュール402.4は、同じ標的からの投影によって照らされる候補ピクセルを特定するようにコントローラを設定する。モジュール402.5は、候補ピクセルが同じ標的からの投影によって照らされているかどうかを決定するために、選択される標的についての2以上のピクセル座標(N_x, N_y)を計算するように、コントローラを設定する。決定モジュール402.6は、候補ピクセルが同じ標的からの投影によって照らされていることを計算される2Dピクセル座標値が示しているかどうかを決定する。多数のセンサ S_{ij} で同じシーンを見ることによってもたらされる画像多様性は、様々な個々の画像 S_{ij} 内の特定の標的と関連付けられる(N_x, N_y)を正

10

20

30

40

50

しく特定する役割を果たす。例えば、幾つかの実施形態によれば、3つのセンサ、 S_{11} 、 S_{12} 、 S_{13} のみが用いられる単純化されたシナリオを仮定すると、2Dピクセル座標の三つ組 $[(N_{x11}, N_{y11})、(N_{x12}, N_{y12})、(N_{x13}, N_{y13})]$ が、 $[S_{11}, S_{12}$ 及び $S_{13}]$ 上への同じ標的の投影に対応しない場合、(y方向における投影シフトの推定である)量

【0046】
【数1】

$$\hat{y}_{12}$$

及び

10

【0047】
【数2】

$$\hat{y}_{13}$$

は、異なる値を生む。後に提示される方程式によれば、

【0048】
【数3】

$$\hat{y}_{12}$$

及び

20

【0049】
【数4】

$$\hat{y}_{13}$$

は、ピクセル座標 $(N_{x11}, N_{y11})、(N_{x12}, N_{y12})、(N_{x13}, N_{y13})$ が同じ標的の投影から来る場合、同じでなければならない。

【0050】
【数5】

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

30

【0051】
【数6】

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

【0052】
【数7】

$$\hat{y}_{12}$$

40

及び

【0053】
【数8】

$$\hat{y}_{13}$$

が略等しくない場合、制御はモジュール402.4に戻り、センサ平面 S_{ij} 上への標的の投影のための最良の候補を正確化する。既述のように、上記はアルゴリズムの簡略化された実装に過ぎない。一般的には、図10のモジュール402.6に示すように、

【0054】

50

【数 9】

$$\hat{y}_{ij}$$

と

【0055】

【数10】

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

との間の差のノルム (norm) は、モジュール 402 がその反復を完了するために、許容可能な許容差 (tolerance) 未満でなければならない。同様の制約が、x 軸、

10

【0056】

【数11】

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

及び

【0057】

【数12】

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

についての対応する推定について満たされなければならない。候補ピクセルが同じ標的からの投影によって照らされていることを計算される 2D ピクセル座標値 (N_x, N_y) が示すという決定に回答して、制御はモジュール 403 に進む。

20

【0058】

各ピクセルはワールドシーンから色及び強度情報を直接取り込むことが理解されるであろう。さらに、上記プロセスにしたがって、各ピクセルは、ピクセル上に投影されるワールドビュー内の物理的物体の (x, y, z) 座標と関連付けられる。したがって、色情報、照明強度情報、及び物理的位置情報、即ち、色及び照明を投影された物理的物体の位置が、非一時的コンピュータ可読ストレージデバイス内でピクセルと関連付けられることができる。以下の表 1 は、この関連を例示する。

【0059】

表 1

【0060】

【表 1】

30

表 1

ピクセル識別子	カラー値	強度値	位置 (x, y, z)
---------	------	-----	--------------

【0061】

Q3D 情報を決定することの例

40

【0062】

投影マッチングの例

【0063】

図 11 は、幾つかの実施形態による、3つの例示的な物体を含む例示的な三次元物理的ワールドシーンを包含する視野を有するように配置されるセンサ S₁₁ - S₃₃ のアレイを含む例示のセンサアレイ 210 の例示的な図面である。アレイの各センサ S_{ij} は、各次元に少なくとも 2つのピクセルを有するピクセルの二次元配置を含む。各センサは、レンズスタックの焦平面に配置されるピクセルの対応する配置上に画像を解像する別個の光学通路を作るレンズスタックを含む。各ピクセルは、光センサとして機能し、その多数のピクセルを備える各焦平面は、画像センサとして機能する。その焦平面を備える各センサ

50

$S_{11} - S_{33}$ は、他のセンサ及び焦平面によって占められるセンサアレイの領域と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、上述の米国特許第 8,514,491号(2010年11月22日出願)及び米国特許出願公開第2013/0070060号(2012年9月19日出願)に開示されている。

【0064】

幾つかの実施形態によれば、センサは、 N_x 及び N_y 、 x 方向及び y 方向におけるそれらのピクセル総数によって、並びに視野角度 θ_x 及び θ_y によって特徴付けられる。幾つかの実施形態では、 x 軸及び y 軸についてのセンサ特性は、同じであることが予期される。しかし、代替的な実施形態では、センサは、非対称的な x 軸及び y 軸特性を有する。同様に、幾つかの実施形態では、全てのセンサは、同じピクセル総数及び同じ視野角度を有する。センサは、良好に制御された方法でアレイ 210 に亘って分散される。例えば、センサは、図示された二次元格子上で 距離だけ離れ得る。センサ配置ピッチ は、そのような格子に亘って対称的又は非対称的であり得る。

10

【0065】

図 11 に示される実施形態では、センサは、センサ $S_{11} - S_{13}$ が最上列を占め、センサ $S_{21} - S_{23}$ が中央列を占め、センサ $S_{31} - S_{33}$ が底列を占める、長方形格子に配置される。各センサは、 N 行のピクセル及び N 列のピクセルを含む。光源によって生成される、破線によって示される、光線が、三角形の第 1 の物体、球形の第 2 の物体、及び長方形の第 3 の物体から、イメージアレイの各センサに反射させられる。例示目的で、最上列のセンサ S_{11} , S_{12} , S_{13} への光線のみが示されている。光源は、例えば、非構造化白色光又は周囲光であり得る。代替的に、光源は、可視又は赤外スペクトルのような、選択された波長で光を提供し得る、或いは、光は、例えば、選択された波長(例えば、色)又は波長の範囲(例えば、色の範囲)を提供するようフィルタをかけられる或いは分割され得る。光線は物体の各々からセンサ $S_{21} - S_{33}$ に同様に反射させられることが理解されるであろう。しかし、説明を単純化するために、これらの他の光線は示されていない。

20

【0066】

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、ワールドビューから画像を別個に取り込む。図 12 は、幾つかの実施形態による、センサ S_{ij} (S_{11} , S_{12} , S_{13} のみが示されている) 上への図 11 の 3 つの物体の投影を表す例示的な図面である。当業者は、そのセンサに入射する反射光線が、その視野内にある物体の画像を投影することを理解するであろう。より具体的には、イメージアレイの多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した光線は、三次元から二次元への物体の多数の透視投影、即ち、反射光線を受ける各センサ内の異なる投影を生成する。特に、物体の投影の相対的な位置は、 S_{11} から S_{13} に進行するとき、左から右にシフトさせられる。入射光線によって照らされる画像センサピクセルは、入射光に応答して電気信号を生成する。従って、各画像センサに関して、電気信号のパターンが、画像センサ内の画像投影の形状及び場所を示す反射光線に応答して、ピクセルによって生成される。

30

【0067】

モジュール 402.2 にしたがって、関心領域がワールドシーンから選択される。図 13 は、シーン内からの関心領域 (ROI) の選択を示す例示的な図面である。この例において、三角形の第 1 の物体、球形の第 2 の物体、及び長方形の第 3 の物体は、全て、選択される関心領域内にある。このステップは、オペレータからの入力を受け入れることによって達成されることができ、又は、指定の方法でソフトウェアによって、若しくはオペレータ入力及び自動ソフトウェア制御選択の組み合わせによって設定されるコンピュータを用いて自動的に行われることができる。例えば、幾つかの実施形態では、ワールドシーンは、人間の解剖学的構造の内腔を示し得るとともに、物体は内部の身体器官又は手術器具又はそれらの部分であり得る。外科医は、内腔内からリアルタイムの視覚的な映像 (imagery) を受け取ることができるとともに、人間の解剖学的構造の組織領域及び体腔内に突出する手術器具の部分を見ることができ、外科医は、それについての位置情報が、例

40

50

えば、テレステレーション (telestration) ビデオマーカのような、よく知られた技法を通じて決定されることになる、視野内のこれらの物体を特定し得る。そのようなオペレータ要求に替えて或いはそれに加えて、エッジ検出アルゴリズムのような自動化されたプロセスが、関心領域 (ROI) を特定するために使用されることができる。

【0068】

モジュール402.3によれば、ベストマッチが、同じ標的物体の投影によって照らされる異なるセンサ内のピクセル位置を特定するために、関心領域内のシーン画像の間で決定される。図14は、幾つかの実施形態による、センサ S_{11} 、 S_{12} 、 S_{13} 内の投影画像の相対的な幾何学的オフセットに関する追加的な詳細を示す例示的な図面である。幾つかの実施形態によれば、センサ S_{13} からの画像は基準画像であると見なされ、選択されるROI内の物体の投影は、センサ S_{13} 内のそれらの位置に対してセンサ S_{12} 内の量 $_{23}$ ピクセルだけ右にオフセットされている。同様に、選択されるROI内の物体の投影は、センサ S_{13} 内のそれらの位置に対してセンサ S_{11} 内の量 $_{13}$ ピクセルだけ右にオフセットされている。センサ S_{12} 、 S_{11} のFOVビューイング軸はそれぞれセンサ S_{13} のFOVビューイング軸の右にオフセットされるので(このようなビューイング軸は、センサの平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} 内で左にオフセットされることが理解されるであろう。

10

【0069】

図15は、幾つかの実施形態による、ROI内のセンサ S_{13} 内の投影画像と整列するように右にシフトさせられたROI内のセンサ S_{11} 及び S_{12} 内の投影画像を示す例示的な図面である。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設計されている。他のセンサが、アライメント及び幾何学的寸法を決定用に選択され得ることが理解されるであろう。選択されるROI内の物体の投影は、指定されるセンサ、例えば、センサ S_{13} で特定され、他のセンサ内の、例えば、センサ S_{11} 及び S_{12} 内の投影は、それらが指定されるセンサ内の投影と整列するまで、シフトさせられる。このように、選択されるROI内の物体の対応する投影は、指定されるセンサ内の投影の位置に対するそれらのオフセットと共に、他のセンサ内で特定されることができる。

20

【0070】

具体的には、例えば、3つの例示の物体の投影は、センサ S_{12} 内で量 $_{23}$ ピクセルだけ右にシフトさせられ、3つの例示の物体の投影は、センサ S_{13} 内で量 $_{13}$ ピクセルだけ右にシフトさせられる。この例示的な例では、説明を単純にするために、投影はy方向のみにオフセットされ、x方向にはオフセットされないことが仮定されているが、同じ原理がセンサ間にあるようなx方向投影オフセットに当て嵌まる。さらに、この例はリニアオフセット (linear offsets) を示しているが、当業者は、例えば、異なるセンサにおける相対的なオフセットを有する投影と整列するよう、回転のような他の変換を適用することができる。

30

【0071】

幾つかの実施形態によれば、例えば、二次元 (2D) 相互相関技法又は主成分分析 (PCA) が、 S_{13} 内のROI内の投影を S_{12} 内のROI内の投影と整列させ且つ S_{13} 内のROI内の投影を S_{11} 内のROI内の投影と整列させることができる。一般的に、意図は、基準として指定されるセンサからの画像に対する、センサ S_{ij} からの画像を最良に整合させる又は整列させることである。より具体的には、 S_{12} 内のROI内の投影画像は、最高の相関係数が達成されるまで、シフトさせられるとともに S_{13} 内の投影画像と相互相関を取られる (cross-correlated)。同様に、 S_{11} 内のROI内の投影画像は、最高の相関係数が達成されるまで、シフトさせられるとともに S_{13} 内のROI内の投影画像と相互相関を取られる。したがって、ROIの投影のアライメントは、 S_{13} 内のROIの投影と S_{12} 内のROIの投影との間のオフセットを決定することによって並びに S_{13} 内のROIの投影と S_{11} 内のROIの投影との間のオフセットを決定することによって、センサ S_{11} 及び S_{12} 内のROIの投影の位置を特定するために、用いられる。

40

50

【 0 0 7 2 】

候補ピクセル選択及び正確化の例

【 0 0 7 3 】

モジュール 4 0 2 . 4 によれば、候補ピクセルが異なるセンサ内で特定され、これらは、ベストマッチプロセスに従って、同じ標的からの投影によって照らされる。いったん R O I 内の物体の投影がセンサ S_{11} , S_{12} , 及び S_{13} のそれぞれで特定されると、R O I 内の個々の標的ポイントの物理的 (x , y , z) 投影がイメージアレイに対して決定されることができる。幾つかの実施形態によれば、R O I 内の多数の標的ポイントのそれぞれについて、標的ポイントからの投影によって照らされる多数のセンサのそれぞれの中の 1 又は複数のピクセルが特定される。それぞれのそのような標的ポイントについて、物理的 (x , y , z) 標的ポイント位置が、標的ポイントからの投影によって照らされていると決定される異なるセンサ内に配置されるピクセル中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

【 0 0 7 4 】

一連の標的ポイントが、(例えば、特定のステップサイズで右から左に並びにあるステップサイズで上から下に) R O I を系統的に横断することによって自動的に選択されることができ、物理的 (x , y , z) 標的ポイント位置が、各選択された標的ポイントについて決定されることができ、ことが理解されるであろう。 S_{11} 及び S_{12} は S_{13} とベストマッチさせられるので、横断はシフトされる関心領域の内側で行われる。標的を選択することは、標的の投影によって照らされるセンサ S_{11} , S_{12} , 及び S_{13} のそれぞれのピクセルを特定することを含む。したがって、 S_{11} , S_{12} , 及び S_{13} のそれぞれの候補ピクセルは、選択される標的ポイントの投影によって照らされるものであるとして特定される。

20

【 0 0 7 5 】

言い換えると、標的ポイント T を選択するために、ピクセルが、標的ポイント T の投影によって照らされるセンサ S_{11} , S_{12} , 及び S_{13} のそれぞれの中で選択される。標的 T の (x , y , z) 物理的位置は、その選択の瞬間に未知であることが理解されるであろう。さらに、上述のアライメントプロセスの不正確さは、各センサのどのピクセルが選択される標的 T の投影によって照らされるかの決定における不正確さをもたらす得ることが理解されるであろう。したがって、図 1 7、1 8、及び 1 9 を参照して説明されるように、更なる決定が、現在選択されている標的 T の投影によって照らされる S_{11} , S_{12} , 及び S_{13} のそれぞれのピクセルについての決定の精度について、行われる。

30

【 0 0 7 6 】

上の例とともに続けると、三角形の第 1 の物体が現在選択されている標的ポイントであると仮定する。図 1 6 は、幾つかの実施形態による、センサ S_{11} , S_{12} , 及び S_{13} の上への選択される三角形の標的ポイントの投影を示す例示的な図面である。これらの投影から、標的 T についての 2 D ピクセル座標、[(N_{x11} , N_{y11}) , (N_{x12} , N_{y12}) , (N_{x13} , N_{y13})] が決定される。単純化のために、図 1 6 は、 y 軸ピクセル座標のみを示している。これらの 2 D ピクセル座標を用いて、式 (4 0 2 . 5 - 1) 及び (4 0 2 . 5 - 2) が適用され、

40

【 0 0 7 7 】

【 数 1 3 】

$$\hat{y}_{12}$$

及び

【 0 0 7 8 】

【数 1 4】

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

がモジュール 4 0 2 . 5 の一部として計算される。モジュール 4 0 2 . 6 の一部として、ノルム

【 0 0 7 9】

【数 1 5】

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

10

が計算され、許容可能な許容差 と比較される。同様に、x 軸ピクセル座標及び位置推定が計算され、許容可能な許容差に対して比較される。モジュール 4 0 2 . 6 の条件が満たされる場合、プロセスはモジュール 4 0 3 に進む。さうでなければ、モジュール 4 0 2 . 4 に戻り、標的候補を更に正確化する。

【 0 0 8 0】

図 1 7 を参照すると、センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} を含むイメージアレイの一部と、物理的空間内の位置 (x, y, z) に配置された選択される三角形の第 1 の物体標的ポイント T とが示されている。イメージアレイ内のセンサは、それらの間に既知の間隔、 d_{ij} を有する。 S_{11} と S_{12} との間物理的位置間隔は d_{12} であり、 S_{12} と S_{13} との間物理的位置間隔は d_{23} である。幾つかの実施形態では、全てのセンサ S_{ij} の間隔は、同一であり、 d_{ij} 、構造的仕様と等しい。センサ S_{ij} はまた、既知の視野角度 θ_{ij} を有する。

20

【 0 0 8 1】

上述のように、幾つかの実施形態では、各センサは、長方形パターンの行列に配置されるピクセルを備える 2 D イメージング要素として構成される。代替的には、ピクセルは、例えば、円形パターン、ジグザグパターン、分散パターン、又はサブピクセルオフセットを含む不規則パターンに配置されることができる。これらの要素の角度及びピクセル特性は同一であり得る、又は、代替的に、センサ毎に異なり得る。しかし、これらの特性は、既知であることが仮定される。説明を単純化するために、センサは同一であると仮定されるが、それらは異なってもよい。

30

【 0 0 8 2】

簡単化のために、全てのセンサ S_{ij} が $N \times N$ ピクセルを有すると仮定しよう。センサ S_{11} からの距離 z において、センサの N ピクセル幅は、 FOV_1 によって示される S_{11} の y 次元視野に拡大する。同様に、センサ S_{12} から距離 z において、センサ S_{12} の y 次元視野は FOV_2 によって示される。また、センサ S_{13} から距離 z において、 S_{13} の y 次元視野は FOV_3 によって示される。長さ FOV_1 、 FOV_2 、及び FOV_3 は、互いに重なり合い、センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} が、ある (未知の) 距離 z に物理的に位置する標的 T の三つのサンプリング多様性 (three-way sampling diversity) を達成することを示す。もちろん、この実施例において仮定されるように、センサが同一に作られる場合、長さ FOV_1 、 FOV_2 、及び FOV_3 も同一である。3 つの長さ FOV_1 、 FOV_2 、及び FOV_3 は全て、同じ大きさを有し、それらがイメージアレイから同じ (未知の) z 距離にある点において同一平面上にあるが、例示の目的のために、それらは、それらが互いに隣接して重ねられるように描かれていることが理解されるであろう。

40

【 0 0 8 3】

図 1 8 を参照すると、画像センサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} 上への現在選択されている標的ポイント T の投影の例示的な正面図が示されている。簡単化のために、センサは $N \times N$ ピクセルサイズの幾何学的に長方形のピクセルアレイを含むことが仮定される。標的 T 投影の x 座標は全て等しいことも仮定される。言い換えると、 S_{11} 、 S_{12} 、及び S

50

1_3 上への標的 T の投影について、 $n_{x1} = n_{x2} = n_{x3}$ であることが仮定される。説明を簡単化するために、幾何学的な視野角度は、垂直的に $x = y$ であるように、水平的に同じである。当業者は、上記仮定のうちの何れかが変わる場合に標的 T の x , y , 及び z 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ように修正するかを知るであろう。

【0084】

標的 T の画像は、画像センサ S_{11} の平面内の幾何学的座標 (n_{x1}, n_{y1}) でセンサ S_{11} 内の物理的ポイントに投影される。より具体的には、センサ S_{11} 上への標的ポイント T の投影は、原点から取られる、 y 軸に沿った n_{y1} ピクセルに、及び x 軸に沿った n_{x1} ピクセルに位置する。標的 T の画像は、画像センサ S_{12} の平面内の幾何学的座標 (n_{x2}, n_{y2}) でセンサ S_{12} 内の物理的ポイントに投影される。標的 T の画像は、画像センサ S_{13} の平面内の幾何学的座標 (n_{x3}, n_{y3}) でセンサ S_{13} 内の物理的ポイントに投影される。各センサ内のピクセル位置 (n_{xi}, n_{yi}) がセンサのために提供される原点 $(0, 0)$ 基準座標に対して決定されることが理解されるであろう。図 17 又は図 19 に示されるように、グローバル座標系 (global system of coordinates) (x, y, z) が、標的を参照するために定められ且つ用いられる。例えば、そのような座標系の原点は、限定ではなく、センサ S_{11} の幾何学的中心に配置され得る。

10

【0085】

図 16 及び図 18 の両方を参照すると、標的の投影の y ピクセル距離が各センサで異なることを見ることができる。現在選択されている標的 T の投影は、 S_{11} において原点の左へ n_{y1} ピクセルに配置されている。選択される標的 T の投影は、 S_{12} において原点の左へ n_{y2} ピクセルに配置されている。選択される標的 T の投影は、 S_{13} において原点の左へ n_{y3} ピクセルに配置されている。上述のように、説明を単純化するために、標的の投影は全ての 3 つのセンサにおいて原点から同じ x ピクセル距離に当たることが仮定される。

20

【0086】

図 19 を参照すると、図 17 を参照して上述したようなセンサ S_{11} , S_{12} 及び S_{13} に対する現在選択されている標的 T の配置が示され、センサのそれぞれにおける候補ピクセルについての y 方向オフセットも示している。図 19 の図面は、選択される標的ポイント T の (x, y, z) 物理的座標を決定するための解析フレームワーク及び物理的構造を表している。イメージアレイ平面からの (未知の) 距離 z において、各センサについての y 方向視野は、 FOV_i として記される長さ l に亘って延びる。この長さ、 FOV_i は、幾つかの実施形態では、 N ピクセルである、センサの最大ピクセル幅に対応する。センサが x 方向及び y 方向に対称である視野を有するという作業仮説 (working assumption) を考えれば、長さはまた x 軸に沿った垂直な FOV_i である。

30

【0087】

候補ピクセル選択が、選択される標的の物理的位置の決定における不正確をもたらし得る不確実性のレベルを有し得る相関プロセス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。この結果として、標的投影候補選択の正確性の更なる確認が、幾つかの実施形態に従って、以下のように行われる。

40

【0088】

標的の物理的 (x, y) 位置を決定すること及び標的投影候補選択の正確性をチェックすることの例

【0089】

モジュール 402.5 にしたがって、2 以上の二次元 (N_x, N_y) 座標値が、候補ピクセルが同じ標的からの投影によって実際に照らされるかどうかを決定するために、選択される標的について計算される。上で論じられた推定及び 3D 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、イメージアレイ及び図 19 中の例において現在選択されている標的 T は、以下の関係を有する：

50

【 0 0 9 0 】

【 数 1 6 】

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

【 0 0 9 1 】

【 数 1 7 】

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

10

【 0 0 9 2 】

【 数 1 8 】

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

ここで、

20

N は、イメージングセンサのピクセル寸法であり、

n_{x1} は、x 方向における S_{11} 平面の原点からのピクセルの数で表わされる標的ポイント T の位置であり、

n_{y1} は、y 方向における S_{11} 平面の原点からのピクセルの数で表わされる標的ポイント T の位置であり、

n_{y2} は、x 方向における S_{12} 平面の原点からのピクセルの数で表わされる標的ポイント T の位置であり、

n_{x2} は、x 方向における S_{12} 平面の原点からのピクセルの数で表わされる標的ポイント T の位置であり、

n_{y2} は、y 方向における S_{12} 平面の原点からのピクセルの数において表現される標的ポイント T の位置であり、

30

θ は、視野の角度である。

【 0 0 9 3 】

さらに、センサ S_{11} 及び S_{13} を使用して同じ計算を行い且つ S_{11} と S_{13} との間
の分離が 2 であると仮定する場合、以下が得られる：

【 0 0 9 4 】

【 数 1 9 】

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

40

【 0 0 9 5 】

【 数 2 0 】

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

【 0 0 9 6 】

50

【数 2 1】

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

ここで、

n_{x3} は、 x 方向における S_{13} 平面の原点からのピクセルの数で表わされる標的ポイント T の位置であり、

n_{y3} は、 y 方向における S_{13} 平面の原点からのピクセルの数で表わされる標的ポイント T の位置である。

【0097】

したがって、選択される標的 T の物理的 x 座標の決定は、式 (3) 又は (6) に基づいて決定されることができる。選択される標的 T の物理的 y 座標の決定は、式 (2) 又は (5) に基づいて決定されることができる。選択される標的 T の物理的 z 座標の決定は、方程式 (1) 又は (4) に基づいて決定されることができる。

【0098】

より一般的には、モジュール 402.6 にしたがって、候補ピクセルが同じ標的からの投影によって照らされていることを計算される 2D 座標値が示すかどうかについての決定が行われる。標的 T の物理的 (x, y, z) 座標のより確実な決定が、各座標についての 2つの式 (formulations) の使用を通じて、得られることができる。例えば、標的 T についての y 座標は、両方の式 (2) 及び (5) を使用して決定されることができる。2つの式を用いて計算される結果として得られる y 座標値が、ある許容可能な許容差値 (tolerance value)、 y より大きく異なる場合、マッチングプロセスが異なるセンサにおける投影間のオフセットを十分な精度で解明し損ね、結果として、候補ピクセルが同じ標的 T からの投影を受けないという点で候補ピクセルが対応しないという、決定が行なわれ得る。マッチングさせるための y 計算の失敗の場合、マッチングプロセスの他の繰返しが、それぞれが選択される標的 T に対応するセンサ内の候補ピクセルの改良された選択を行うために、実行され得る。異なるセンサ上への異なる透視投影は、例えば、視差効果に起因して異なり得るので、計算される y 値が等しくなる可能性は低いことが理解されるであろう。従って、許容可能な許容差値は、意図される用途に従って定められる。手術用イメージング用途のためには、0.1 - 0.3 mm の が、典型的には、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しに、異なる許容可能な許容差レベルを定めてよい。

【0099】

x 軸及び y 軸の周りの仮定されるセンサ対称性を考えれば、当業者は、同種の決定が、(2) 及び (5) における式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 座標について、行われ得ることを理解するであろう。式 (3) 及び (6) は、それらが z 座標の知識を必要とするので、402.5 及び 402.6 の部分で使用されることができない。しかし、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} の平面上の正しい標的投影を決定することである。この目的のために、 x 軸及び y 軸について調節された式 (2) 及び (5) が十分である。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 の計算される部分である。

【0100】

標的の物理的 z 位置を決定する例

【0101】

図 19 に示されるように、モジュール 403 及び 404 にしたがって、 z 座標についての初期推定、 z_0 が、計算プロセスを開始するために使用される。この初期値は、医療用途に従って自動的に定められる。医療用途は、視覚化されることになる意図されるワールドビューを定める。初期値 z_0 は、内視鏡に最も近い視野の縁 (edge) で開始する。図 8

10

20

30

40

50

を参照すると、手術用内視鏡を伴うQ3D用途のために、 z_0 は、例えば、Q3D内視鏡202の遠位端208から1-5mm離れ得る。このような初期推定は、組織又は手術器具をQ3D内視鏡に極めて近接して存在させる可能性は低いので、一般的には、この用途のために十分である。次に、値 z_0 は、式(3)及び(6)に差し込まれる。標的のx座標がユニーク(unique)であることを考えると、 z_0 が標的の本当の且つ正しいz座標である場合、式(3)及び(6)は、同一の値又は許容可能なレベルの許容差、 ϵ_x 内で、略等しい値、をもたらす。

【0102】

【数22】

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

10

【0103】

(3)及び(6)が許容可能な許容差 ϵ_x の外側にある場合、繰返しが続き、zについての新しい推定、 z_1 が試される。幾つかの実施形態によれば、新しい推定は自動的に定められる。例えば、 $z_1 = z_0 + \Delta z$ であり、ここで Δz は、繰返しステップのサイズである。一般的には、 k^{th} 繰返しにおいて、 $z_k = z_{k-1} + \Delta z$ である。繰返しプロセスは、条件(7)が満たされるときに停止する。より小さい Δz は、正しい標的座標を決定することにおける精度の増大をもたらすが、それはまた、プロセスを完了するためのより多くの計算時間、故に、増大する待ち時間を必要とする。増大する待ち時間は、手術器具動作と執刀医によるその視覚化との間の遅延をもたらすかもしれない。言い換えると、外科医は、システムを命令より遅れているように知覚する。20-30cmの深さの手術ビューイング空間のためには、0.1-0.3mmの Δz が十分であり得る。もちろん、当業者は、繰返しプロセスを完了するのに必要とされる計算に対して Δz のサイズをバランスさせることを知っているであろう。

20

【0104】

上記説明は、提示の理由のために単純化されており、従って、それは3つのセンサ S_{11} 、 S_{12} 、及び S_{13} のみを含んでいた。一般的には、より多くのセンサが、Q3D座標計算の精度を増大させるために使用されることができ、繰返しの総数を減少させるためにも使用されることができ。例えば、3つよりも多いセンサ、好ましくは、3x3センサレイが使用される場合、最急勾配(steepest gradient)のような方法が、モジュール402.5及び403によって作られる推定誤差の方向を示すために用いられ得る。繰返しステップサイズ及び方向は、その後、3D誤差勾配表面の局所的な極限に向かう進行にマッチするように、調節され得る。

30

【0105】

Q3D情報を用いる内視鏡検査手術の誘導

【0106】

図20は、幾つかの実施形態による、外科処置中にQ3D情報を用いるための第1のプロセス2000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2000を実行するようコンピュータ151を設定する。モジュール2002は、ユーザ312を覗くときに外科医の視野内の少なくとも2つの物体を選択するためにユーザ入力を受信ようにコンピュータを設定する。モジュール2004は、ユーザ選択の受信に回答してコンピュータコンソール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2006は、メニューへのユーザ入力距離を表示するために受信されている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するために受信されているという決定に回答して、モジュール2008は、外科医の視野内のビデオ画像の中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2010は、距離表示を選択するためにユーザ入力の受信のための指定の時間間隔の間待つ

40

50

ように、及び「タイムアウト」間隔内にユーザ入力を受信しないことに応答して決定モジュール2006の動作を終了させるように、コンピュータを設定する。

【0107】

決定モジュール2012は、メニューへのユーザ入力が入接警報限界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。ユーザ入力が入接閾値を入力するために入力されているという決定に応答して、モジュール2014は、外科医の視野内の2以上の物体の間の近接をモニタするようためにQ3D情報を使用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決定する。近接閾値を超えたという決定に応答して、モジュール2018は、警報を作動させるようにコンピュータを設定する。警報は、音、点滅する光のようなビジュアルキュー（visual queue）、衝突を避けるための器具動作のロック、又は他の触覚フィードバックを含み得る。近接閾値を超えていないという決定に応答して、制御はモニタリングモジュール2014に戻る。決定モジュール2020は、近接閾値を入力するためにユーザ入力の受信のための指定の時間間隔の間待つように、及び「タイムアウト」間隔内にユーザ入力を受信しないことに応答して決定モジュール2012の動作を終了させるように、コンピュータを設定する。

10

【0108】

図21は、幾つかの実施形態による、図20のプロセスに従ったディスプレイスクリーン2102上に表示されるメニュー選択を示す例示的な図面である。ディスプレイスクリーン2102は、コンピュータ151と関連付けられるビューイングモニタを含む。代替的には、ディスプレイスクリーン2102は、ビューア312のビューイング要素401R, 401Lの領域を含み得る。ユーザ入力に応答して、モジュール2004は、第1のメニューアイテム「距離を表示する」2106及び第2のメニューアイテム「近接警報を設定する」2108を含む、メニュー2104の表示をもたらす。「距離を教示する」メニューアイテム2106を選択するユーザ入力に応答して、モジュール2008は、2以上の物体の間のQ3D距離の表示をもたらす。図4を再び参照すると、モジュール2008を用いて表示された器具400と標的との間にQ3D距離「d__Instr__Trgt」の表示が示されている。「近接警報を設定する」メニューアイテム2108を選択するユーザ入力に応答して、ユーザが入接距離閾値の値、例えば、1センチメートルを入力することができるフィールドを含む「距離を入力する」UI入力2110が表示される。代替実施形態（図示せず）では、デフォルト近接閾値が全ての器具について前もって設定され得るとともに、ユーザは、例えば、図21のメニューを用いて近接閾値を変更し得る。代替実施形態では、ユーザは、閾値の値を入力するよりもむしろデフォルト設定閾値の値を選ぶことを選択することができる。幾つかの実施形態では、ユーザは、距離を表示すること及び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

30

【0109】

図22A - 22Bは、幾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ことの特定の詳細を表す例示的な図面である。図22Aは、テレステーションのようなビデオマーカツールを用いて、又は図4の制御入力デバイス160を操作する外科医コンソールを用いて作られることができる、体組織のような、標的410L, 410Rの例示の第1の強調領域2202L, 2202Rを示している。図22Bは、ビデオマーカツールを用いて作られることができる、器具先端400L, 400Rの例示の第2の強調領域2206L, 2206Rを示している。手術中、幾つかの実施形態によれば、ユーザは、第1の強調領域2202L, 2202Rを作る。次に、ユーザは、ビデオマーカツールを用いて、器具先端400L, 400Rの第2の強調領域を作る。アイテムが強調される順番は重要でないことが理解されるであろう。ユーザは次に、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、受信されるユーザ入力を、標的画像410L, 410R及び器具画像400L, 400Rの選択として解釈する。

40

【0110】

50

図 2 3 は、幾つかの実施形態による、外科処置中に Q 3 D 情報を用いるための第 2 のプロセス 2 3 0 0 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 2 3 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 3 0 2 は、ビューア 3 1 2 を覗くときに外科医の視野内の物体を選択するために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 2 2 A を再び参照すると、ユーザ入力は、ビデオマーカツールを用いて器具先端 4 0 0 L , 4 0 0 R の第 2 の強調領域 2 2 0 6 L , 2 2 0 6 R を作るために受信されるように、示されている。ユーザ入力（図示せず）は、器具先端 4 0 0 L , 4 0 0 R の画像の選択を入力するためにセレクタ（図示せず）を作動させる（例えば、ENTER キーを押す）ように、受信される。

【 0 1 1 1 】

図 2 3 にもう一度戻ると、ユーザ選択の受信に回答して、モジュール 2 3 0 4 は、コンピュータコンソール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 3 0 6 は、メニューへのユーザ入力が、選択される物体の画像を回転させるために、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。画像を回転させるユーザ入力が受信されたという決定に回答して、モジュール 2 3 0 8 は、物体の異なる三次元眺望を示すために画像を回転させるように、コンピュータを設定する。決定モジュール 2 3 1 0 は、画像を回転させるためにユーザ入力の受信のための指定の時間間隔を待つように、及び「タイムアウト」間隔内にユーザ入力がないことに回答して決定モジュール 2 3 0 6 の動作を終了させるように、コンピュータを設定する。

【 0 1 1 2 】

図 2 4 は、幾つかの実施形態による、図 2 3 のプロセスに従ってディスプレイスクリーン 2 4 0 2 に表示されるメニュー選択を示す例示的な図面である。ディスプレイスクリーン 2 4 0 2 は、コンピュータ 1 5 1 と関連付けられるビューイングモニタを含む。代替的には、ディスプレイスクリーン 2 4 0 2 は、ビューア 3 1 2 のビューイング要素 4 0 1 R , 4 0 1 L の領域を含み得る。受信されるユーザ入力に回答して、モジュール 2 3 0 4 は、第 3 のメニューアイテム「左に回転させる」2 4 0 6 及び第 4 のメニューアイテム「右に回転させる」2 4 0 8 を含む、メニュー 2 4 0 4 の表示をもたらす。第 3 の又は第 4 のメニューアイテム 2 4 0 6 , 2 4 0 8 のうちの一方又は他方を選択するユーザ入力に回答して、モジュール 2 3 0 8 は、図 9 のモジュール 4 0 7 に従って作られ且つ格納された 3 D モデルの回転を引き起こすことを使用する。センサイメージャアレイ 2 1 0 は、制限された全体的な視野を有するので、回転の量は、数度、例えば、3 0 度未満に制限され得ることが理解されるであろう。

【 0 1 1 3 】

3 D 画像表現との Q 3 D モデルアライメント

【 0 1 1 4 】

図 2 5 は、幾つかの実施形態による、Q 3 D モデルの 3 D レンダリングを作るためのプロセスの詳細を示す例示的な図面である。いったん変換 Q 3 D モデルが計算されると、システムの 3 D ディスプレイ上に表示されることができる。幾つかの 3 D ビデオアルゴリズム及びハードウェア実装が、この目的のために使用されることができる。コンピュータモジュール 2 5 0 2 は、6 2 - 6 5 mm の平均の人間の瞳孔間距離（IPD）を与えられて、Q 3 D モデルを、右目ビュー 2 5 0 4 R 及び左目ビュー 2 5 0 4 L に分離するように、ビデオプロセッサ 1 0 4、コントローラ 1 0 6、及びディスプレイドライバ 1 0 9 を有する図 8 のシステムを設定する。このステップを達成するために、立体検査鏡及び人間の IPD の既知の詳細が適用される。幾つかの実施形態によれば、モジュール 2 5 0 6 は、見る人に 3 D シーンの効果を与えるために、左目へのビデオフレーム 2 5 0 8 L を提供することと右目へのビデオフレーム 2 5 0 8 R を提供することとの間を既知のフレームレートで交互に切り替えるように、3 D ディスプレイドライバ 1 0 9 の 3 D ビデオコントローラ 1 - 6 を設定する。図 2 5 に記載されるアプローチは、図 4 - 6 に記載されるような遠隔操作手術システムにあるもののような、3 D ビューイングゴーグルを用いる。しかし、他の 3 D ビデオディスプレイ機構が使用されることができる。Lipton に発行された米国特許

10

20

30

40

50

第4, 562, 463号及びNagele他に発行された米国特許第6, 008, 839号が、追加の実装の詳細を提供し、これらの特許は、それらの全体が参照によって本明細書に援用される。

【0115】

図26は、例示の解剖学的構造2602の3次元(3D)ポリメトリック(volumetric)画像表現2601の例を表す例示的な斜視図である。画像は、解剖学的構造2602の3D容積全体にわたる構造を表す画像情報を含む。例えば、限定ではなく、外部3D画像は、MRI、CT、PET、又は超音波画像であることができる。3D画像表現は、解剖学的構造2602の3D表現を提供する。以下の議論を単純にするために、以下では、MRI/CT画像を参照する。しかし、記載される技法は、例えば、PET又は超音波のような、他の3D画像タイプに適用可能である。3D画像表現2601は、2次元(2D)断面スライス2604(1つのみ示されている)で見られることができる。より具体的には、3D画像の断面スライス部分が、異なる角度断面で及び構造の表面からの異なる距離で、解剖学的構造の断面表現を示すように、コンピュータディスプレイスクリーンへの表示のために選択されることができる。例示的な例示の解剖学的構造2602は、その表面(図示された表面輪郭2608)における表面構造を含むとともに、例えば、外科処置における関心のある表的構造であり得る表面下構造2606を含む。

10

【0116】

図27Aは、解剖学的構造2702の表面構造2704及び解剖学的構造の表面下構造2706を示す3DMRI/CT表現の2D断面図を示す例示的な図面である。より具体的には、解剖学的構造2702は、表面下構造である患者の背骨、及び患者の背骨2708上に位置特定された他の表面下構造である腫瘍塊(tumor mass)2706を含む。図27に示されるように、3D表現内に表される構造のサイズ及び3D表現内に表される物体間の距離のような、寸法情報が容易に決定されることができる。3DMRI/CT表現は、コンピュータ可読ストレージデバイスに格納される。

20

【0117】

典型的には、例えば実際には、放射線科医のような医学専門家が、3DMRI/CT表現から多数の2D画像スライスを見ることによって候補標的構造を手動で識別する。時には、例えば、識別された標的は、他のイメージングモダリティにより確認される。例えば、超音波イメージングが、MRI又はCT画像と併せて確認するモダリティ(confirmatory modality)としてしばしば使用される。これらの3D可視化イメージング技法は、解剖学的構造の内部の標的構造の位置及び解剖学的構造の表面構造に対するその関係に関する寸法の/定量的情報を提供する。例えば、図27Aは、この例では解剖学的構造の内部の標的構造である、腫瘍塊の深さを示すだけでなく、腫瘍のすぐ上の解剖学的構造の表面の輪郭も示す。以下により完全に説明されるように、外科処置の間、3DMRI/CT表現によって提供されるこのような表面輪郭情報は、解剖学的構造の可視表面輪郭と、解剖学的の内部にあり、したがって、見えない標的構造との間のより正確なピンポイントアライメントのために、Q3D情報と関係付けられることができる。

30

【0118】

図27Bは、解剖学的構造の3Dビュー及び、例えば、CT又はMRI技法を使用して作られた物体を通る関連付けられる2S画像スライスを表す例示的な図面である。解剖学的構造の物体は、例えば腫瘍であり得る、内側表面下物体を含む。解剖学的構造の物体は、外部表面輪郭を有する。2D画像スライスの1又は複数は、内側表面下物体の画像スライスを含む。2D画像スライスは、2Dスライス及び物体の外部表面輪郭のビューの両方に見える構造のような、基準を使用して物体のQ3D画像と整列されることができる。表面下の物体は、例えば、診察又は手術の間に位置、距離及び寸法情報を外科医に伝えるように、物理的な物体の画像に重なるゴースト画像(ghost image)で可視にされることができる。

40

【0119】

図28は、幾つかの実施形態による、図26の解剖学的構造2602の外部表面部分2

50

804に対応する画像情報を取り込むように位置決めされるQ3D内視鏡101Cを示す例示的な図面である。表面部分2804に関連付けられる取り込まれたQ3D情報は、Q3D内視鏡の視野(FOVe)内の解剖学的構造2602の一部の3D表面輪郭を表す。取り込まれたQ3D表面輪郭情報2804を表すQ3Dモデルが、コンピュータ可読ストレージデバイス2808に格納される。

【0120】

図29は、幾つかの実施形態による、図28の例示のQ3Dモデル2806と図26の解剖学的構造2602の例示の3DMRI/CTボリュームメトリック画像表現2601を整列することのプロセスを概念的に表す例示的な図面である。解剖学的構造2602についての表面輪郭情報を含む、Q3Dモデル2806は、3DMRI/CT表現2601の対応する表面輪郭情報部分と整列される。例えば、表面輪郭2608のような、断面2604の要素は、Q3Dモデル2806からの対応する要素と整列される。幾つかの実施形態によれば、Q3Dモデルは、内視鏡101Cからの解剖学的構造の外部表面上のポイントの距離の観点から、解剖学的構造2602の表面輪郭を表す。他方で、解剖学的構造2602の外側表面は、解剖学的構造の2Dスライスの外側エッジ部分2608の観点から、3DMRI/CTにおいて表される。代替的には、2608のような、3D表面データは、3DMRI/CTボリュームメトリックモデル2602からそれを抽出することによって得られることができる。入力手段112が、断面2604のような、2D画像のセットとして構造2602の下しか表現を提供する場合、プロセッサ106は、幾つかの構成要素画像を1つの画像に融合させるように且つ3Dボリュームメトリック表現2601を作るように、これらの画像を合成するようにプログラムされ得る。他の実施形態では、入力手段112は、外部イメージングシステム(MRI、CT、PET、超音波等)から3Dボリュームメトリック表現2601を受信する。MRI/CT表現とのQ3Dモデルのアライメントは、2つの画像表現の中に表される外部基準ポイント(図示せず)の共通グループを決定し、次に共通の外部基準ポイントにしたがって2つの画像表現を整列させることを含む。Q3D-MRI/CT組み合わせ表現が、MRI/CT画像表現とのQ3Dモデルのアライメントに基づいて作られることができる。

10

20

【0121】

図30は、幾つかの実施形態による、Q3Dモデルを3DMRI/CTモデルと整列させるためのプロセス3000の詳細を示す例示的なフロー図である。モジュール3002は、Q3Dモデルにおける基準ポイントを選択するように、図8の106のような、プロセッサを設定する。モジュール3004は、3DMRI/CT画像における同じ基準ポイントを選択するようにプロセッサを設定する。モジュール3006は、その選択された基準ポイントが、Q3Dモデルについて選択されたそれらと整列するまで、3DMRI/CT画像表現の向きの幾何学的変換(geometric transformation)を適用する。異なる幾何学的変換が、決定モジュール3008が選択された基準ポイントのベストマッチが達成されたことを決定するまで、モジュール3006を使用して決定される。モジュール3010は、Q3Dモデルと3DMRI/CT画像表現とのベストアライメントを示す出力として提供する。

30

【0122】

例えば、図27Aを再び参照すると、内視鏡が、内部標的構造を囲む椎骨の可視表面輪郭Q3Dモデルを作るために使用されるQ3D情報を取り込むように位置決めされるように、解剖学的構造の表面に隣接して位置決めされ得る。それらの同じ椎骨の表面輪郭は、図27Aに示されるMRI/CT表現の2Dスライスに表される。基準ポイントは、2つの画像セット、すなわち、Q3Dモデル及び3DMRI/CT表現の中に見える共通の椎骨の輪郭として選択され得る。例えば、幾何学的変換は、3DMRI/CTに表される椎骨輪郭が、そのポイントにおいて2つの画像セットが整列されると決定される、Q3Dモデルに表される椎骨輪郭とのベストマッチアライメントを達成するまで、3DMRI/CT画像の回転及び並進移動を含み得る。例えば、ベストマッチ(best match)を決定することは、最大の相互相関係数(cross-correlation factor)が達成されるまで、3D

40

50

M R I / C T 画像の 2 D 輪郭を Q 3 D モデルの輪郭と相互相関を取ることを含み得る。代替的には、幾つかの実施形態によれば、ベストマッチが、Q 3 D モデル及び 3 D M R I / C T 表現に表される、選択された椎骨上のポイントのペア間のユークリッド距離の合計が、最小化される又は許容閾値より下に減少するまで、3 D M R I / C T 画像の変換を繰り返すことによって、決定されることが出来る。

【 0 1 2 3 】

図 3 1 は、幾つかの実施形態による、Q 3 D - M R I / C T 組合せモデルに基づいて可視化表示を生成するためのプロセス 3 1 0 0 を表す例示的なフロー図である。モジュール 3 1 0 2 は、3 D M R I / C T 表現の整列された表面と整列する 3 D M R I / C T 表現内の標的構造のビューを特定するように、コンピュータシステム、又は図 8 の 1 0 6 の様なプロセッサを設定する。プロセス 3 1 0 0 は、Q 3 D 内視鏡の眺望から Q 3 D モデルの 3 D M R I / C T 表現とのアライメントをもたらすことが理解されるであろう。したがって、幾つかの実施形態にしたがって、モジュール 3 1 0 2 は、この同じ Q 3 D 内視鏡眺望とも整列する表面下構造のビューを特定することが理解されるであろう。モジュール 3 1 0 4 は、Q 3 D モデルの可視化ビューを 3 D M R I / C T 表現内の標的構造の特定されたビューと組み合わせるように、コンピュータシステムを設定する。モジュール 3 1 0 6 は、組み合わせられたビューを示す可視化ビューを表示するように、図 2 5 のディスプレイシステムを設定する。代替的には、モジュール 3 1 0 4 の出力は、図 9 のモジュール 4 0 7 によって格納され得るとともに、更なる操作のために、外部装置又はシステム 1 5 2 の他のプロセッサに提供され得る。例えば、組み合わせられた Q 3 D - M R I / C T モデルは、所望の臨床成果を達成するために、図 6 の手術器具 1 0 1 の制御を誘導するために使用され得る。組み合わせられたビューは、Q 3 D 内視鏡の F O V e 内の解剖学的構造の表面輪郭及び表面下標的構造の両方を描くことが理解されるであろう。さらに、表面下表的構造と外部可視表面輪郭との間のアライメントは、組み合わせられたビューにおいて正確に描かれる。

10

20

【 0 1 2 4 】

図 3 2 は、幾つかの実施形態による、Q 3 D - M R I / C T 組み合わせモデル 3 2 0 0 を表す例示的な図面である。Q 3 D - M R I / C T 組み合わせモデルは、Q 3 D 内視鏡 1 0 1 C の眺望から現在見ることが出来る解剖学的構造 2 6 0 2 の表面部分 2 8 0 4 を示す Q 3 D モデル 2 8 0 6 からの Q 3 D 情報 3 2 0 2 を含むとともに、Q 3 D 内視鏡 1 0 1 C によって現在見ることができない内部の表面下の標的構造 2 6 0 6 についての画像情報 3 2 0 4 も含む。はっきりと、表面輪郭部分 3 2 0 2 と Q 3 D - M E I / C T 組合せモデル 3 2 0 0 内の表面下構造画像情報 3 2 0 4 との関係は、表面部分 2 6 0 8 部分と内部の表面下の標的構造 2 6 0 6 とのアライメントの正確な表現を提供する。アライメントのこの表現を例証するために、表面輪郭部分 3 2 0 2 と内視鏡 1 0 1 C とその視野 (F O V e) との間の位置関係が図 3 2 に示されている。外部 3 D 画像 (例えば、M R I 、 C T 、 P E T 、 超音波) 2 6 0 1 を Q 3 D モデル 2 8 0 6 と組み合わせることによって、Q 3 D - M R I / C T 組合せモデル 3 2 0 0 が構成される。図 2 9 及び 3 2 を参照すると、Q 3 D - M R I / C T 組合せモデル 3 2 0 0 では、内部の表面下構造 2 6 0 6 を表す画像情報 3 2 0 4 は、処置中にリアルタイムで、Q 3 D 内視鏡 1 0 1 C によって見える可視解剖学的詳細 2 8 0 4 に対応する画像情報 3 2 0 2 と整列させられる。したがって、組み合わせられた表現は、Q 3 D モデルの表面輪郭情報の図 3 0 のプロセスにしたがって選択された、選択された表面下構造表現とのマーキング (merging) を含む。より具体的には、組み合わせられた Q 3 D - M R I / C T モデル 3 2 0 0 は、内視鏡 1 0 1 C のビューポイントから見える詳細に関する (x , y , z) 座標の収集を含む。

30

40

【 0 1 2 5 】

図 3 3 A - 3 3 C は、幾つかの実施形態による、内視鏡 1 0 1 C の視野内にある解剖学的構造の 3 つの異なる表面領域に基づく 3 つの異なる Q 3 D - M R I / C T 組合せモデル 3 2 0 0 A 、 3 2 0 0 B 、 及び 3 2 0 0 C を表す例示的な図面である。内視鏡 1 0 1 C の位置は、その視野 F O V e を変えるために変えられることが出来ることが理解されるであ

50

ろう。幾つかの実施形態によれば、ユーザは、現在の視野内で標的構造の位置を観察することができ、その観察された位置に基づいて、ユーザは、標的の位置をF O V e内の所望の位置に変えるために、内視鏡の位置を変更することができる。例えば、ユーザが、標的を図33Bに示されるようにF O V e内で中心に置かれることを望むことを仮定する。この場合、図33Aにおける標的位置3204Aを観察しているユーザは、図33Bの標的位置3204Bに達するように内視鏡101Cを下方に動かすことができる。代替的には、図33Cの標的位置3204Cを観察しているユーザは、図33Bの標的位置3204Bに達するように内視鏡101Cを上方に動かすことができる。いったん内視鏡101Cの所望の向きが達成されると、外科医は、表面下標的3204に関連する臨床的ゴールにしたがって、他の器具101を動かすようにシステム152に指示することができる。例えば、表面下標的3204が腫瘍である場合、適用可能な器具は、腫瘍が直接見えないという事実にもかかわらず、外科医が腫瘍に到達すること及びそれを手術することを可能にするように最適に位置合わせされ且つ操作される。

10

20

30

40

50

【0126】

幾つかの実施形態によれば、ユーザは、図25に詳細に記載されたように、3Dビューア110を使用して組み合わされたQ3D-MRI/CTモデルを可視化することができる。言い換えると、組み合わされたQ3D-MRI/CTモデルの可視3Dビューが表示され、その中では、Q3D内視鏡の眺望からの表面輪郭が見えたとともに3DMRI/CT画像内に表される表面下標的構造も見える。ユーザはしたがって、Q3D内視鏡のビュー眺望内になる可視表面輪郭と標的表面化構造との間の物理的関係をはっきりと認めることができることが理解されるであろう。上で論じられたように、ユーザにこの関係を描くことは、例えば、標的構造にアクセスするために切開部を作る最も良い位置を、外科医のようなユーザに伝えることよってのように、外科処置を実行するユーザを支援することができる。関係を描くことはまた、例えば、標的構造をより良く観察する又は標的構造にアクセスするのに必要な内視鏡又は他の手術器具の位置の調整をユーザに伝えることもできる。

【0127】

他の態様では、表面構造に関する、表面下構造に関する、又は表面構造と表面下構造両方に関する連続Q3D情報が、表面構造、表面下構造、又は表面構造と表面下構造両方を含む前に取得されたポリメトリックモデル（例えば、ポリメトリックMRI/CT画像レンダリング）を連続的に更新するために使用されることができる。したがって、（例えば、組織位置移動、組織退縮等に起因して）手術環境が変化するとき、連続的に更新されるモデルが、上述のプロセスを連続的に提供することによって、組み合わされた手術前画像情報及び直近の現在のQ3D画像から利用可能である。結果として、外科医は、手術前画像で特定された関心のある組織により精密に誘導するために、連続的に更新されるモデルへのアクセスを有する。

【0128】

さらに他の態様では、上述のように現在の3D情報で手術前ポリメトリック画像モデルを連続的に更新する能力は、外科医が複雑な組織通路に沿ってより正確に誘導することを可能にする。このような通路は、1又は複数の開いた体の管腔を経由し得る、或いは、1又は複数の組織平面に沿って定められ得る。通路は、手術前画像から3Dレンダリングにおいて最初に特定され、次に、手術中、特定された通路は、上述のようにQ3D情報を使用することによって連続的に更新される。

【0129】

3DMRI/CTモデルとのQ3Dモデルのアライメントのための上述の技法はまた、表面輪郭及び表面下構造の組合せを描く蛍光画像とのQ3Dモデルのアライメントに概して当てはまる。例えば、蛍光イメージングは、Intuitive Surgical, Inc.によって商業化されているda Vinci Si（登録商標）又はXi（登録商標）surgical systemsとともに供給されるFireFly（登録商標）製品ラインの一部で使用される。蛍光色素が解剖学的構造に導入され得る。例えば、インドシアニングリーン（ICG）は、心臓の、循環器系の

、肝臓の、及び目の疾患において（例えば、光度測定肝臓機能診断法及び蛍光眼底観察法のための）視標物質として医療で使用される蛍光色素である。ICGの蛍光スペクトルは、750nmから950nmの間である。ICG色素は患者の血流の中に注入され、それはアルブミン蛋白質と結合する。腫瘍のような、特定の表面下標的は、増加した血液供給を有する。したがって、このような表面下標的は、色素が体によって除去されるまで、ICGの増加した一時的な供給を有する。励起レーザー光（例えば、803nm）が、図6又は7の内視鏡101Cと結び付けられ得るとともに、色素を励起するために使用され得る。色素はその後、その励起スペクトル（例えば、830nm）内で蛍光信号を放射する。蛍光信号は、Q3D内視鏡101Cによって受信され、図8の、CCU104及びプロセッサ/コントローラ106、両方によって処理される。ICG供給表面下標的のQ3Dモデルが、プロセッサ106によって作られることができ、図25に記載されるように、3Dディスプレイ上に、強調された色（例えば、緑）で表示されることができる。この例では、ICG注入は、幾つかの目的に役立つ。それは、腎臓の血液供給を可視化するのに役立つ、したがって、手術中の失血を減少させる。それは外科医が癌の組織と健康な組織との間の差をはっきりと見ることを可能にする。したがって、外科医は、癌の組織を残し、より健康な組織を助ける。腫瘍が除去されるとともに腎臓が修復された後、ICGは、外科医が腎臓への回復された血流を見ることを可能にする。蛍光モードで取得された表面下Q3Dモデルは、白色光で手術シーンを照らすときに取得される表面Q3Dモデルと組み合わせることができる。これを達成するために、蛍光画像の解剖学的構造の画像の、特定の表面輪郭、又は他の基準ポイントが典型的には非蛍光画像でも見ることが理解されるであろう。例えば、特に色素が濃縮されていない解剖学的構造の部分は、両方の画像において可視であり得る。上述の技法と同様に、解剖学的構造のQ3Dモデルは、それによって、表面下構造と、Q3D内視鏡のFOV内に含まれ且つ対応するQ3Dモデル内に取り込まれる可視表面輪郭との間の関係の視標を提供するように、蛍光画像と整列されることができる。表面下標的3204は、蛍光ビューでのみ可視である。図30及び31に提示されたプロセスは、非蛍光Q3Dモデルを表面下標的の蛍光Q3Dモデルと整列させるために使用されることができる。より具体的には、蛍光ビューにおいて可視である表面輪郭基準は、Q3Dモデルの対応する表面輪郭と整列させられる。蛍光モデルは、図30のフロー図を参照して記載されるように、マッチする表面輪郭のアライメントが概して達成されるまで、幾何学的に変換される、例えば、回転及び並進移動される。ICG以外の色素が、他の解剖学的標的を可視化するために使用されることができる。da Vinci Si若しくはda Vinci Xi Surgical Systems、又はFireFly蛍光イメージングシステム以外のイメージングシステムが、同様の結果を出すために同様に用いられることができる。

【0130】

本発明に従った実施形態の前述の記述及び図面は、本発明の原理の例示であるに過ぎない。例えば、特定のアライメント技法が上述されたが、当業者は、同等の結果を出すために異なるアライメントアルゴリズムを使用することができる。当業者はまた、同等の結果を出すために、飛行時間イメージングセンサに基づくもののような、他のタイプのQ3D内視鏡をどのように使用するかを知っているであろう。従って、当業者は添付の請求項において定められる本発明の精神及び範囲から逸脱せずに実施形態に対する様々な修正を行い得ることが理解されるであろう。

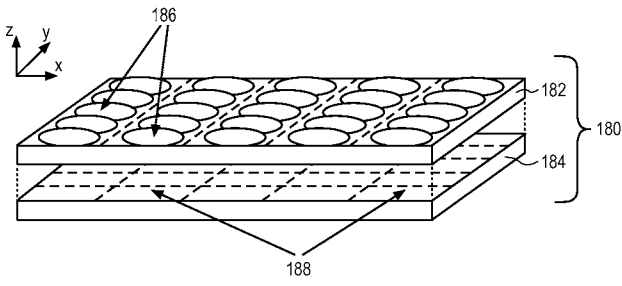
10

20

30

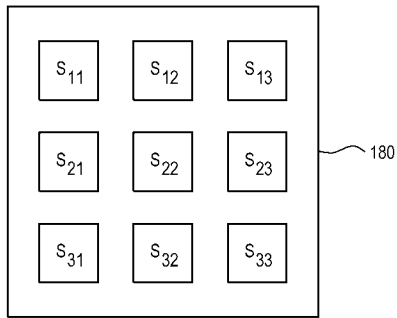
40

【 図 1 】



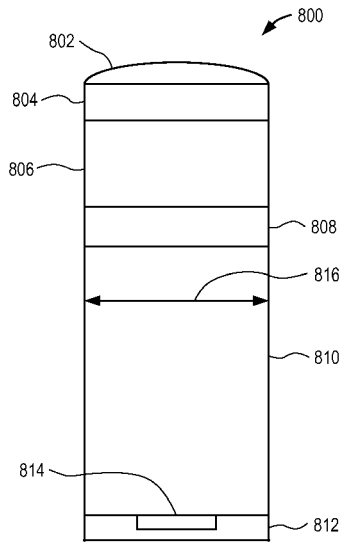
(従来技術)

【 図 2 】



(従来技術)

【 図 3 】



(従来技術)

【 図 4 】

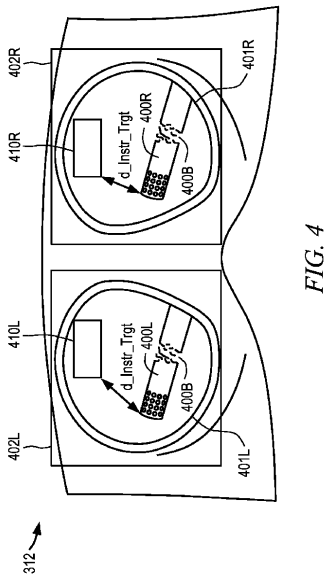


FIG. 4

【 図 5 】

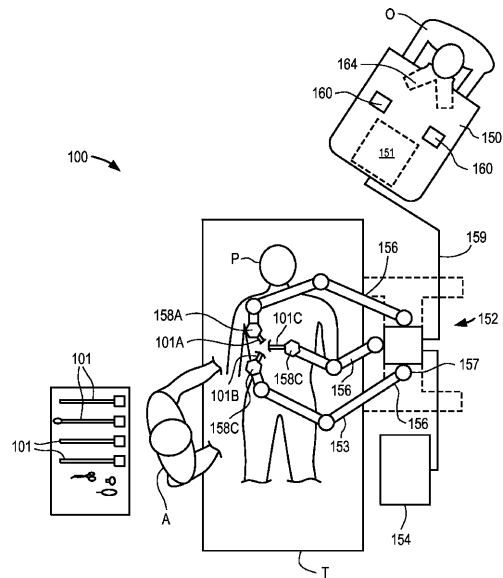


FIG. 5

【 図 6 】

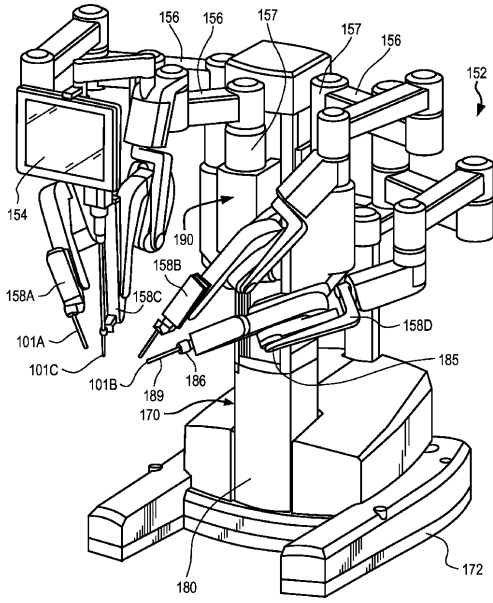


FIG. 6

【 図 7 A 】

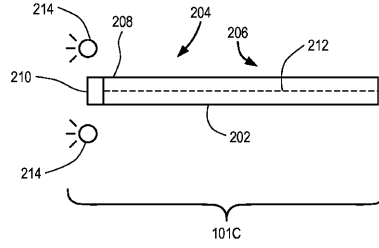


FIG. 7A

【 図 7 B 】

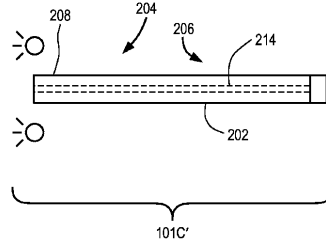


FIG. 7B

【 図 8 】

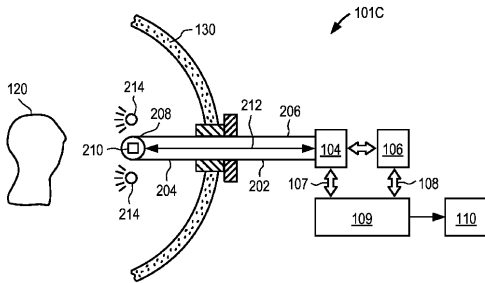
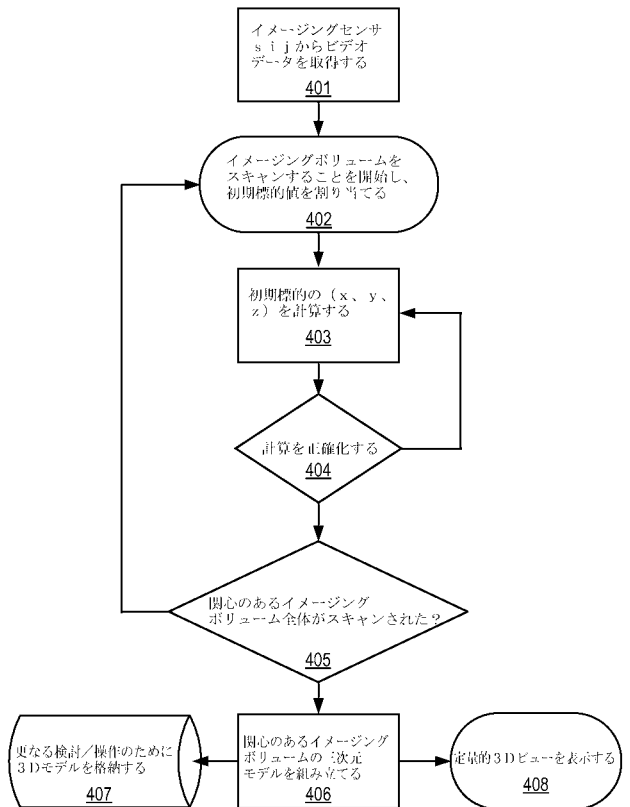
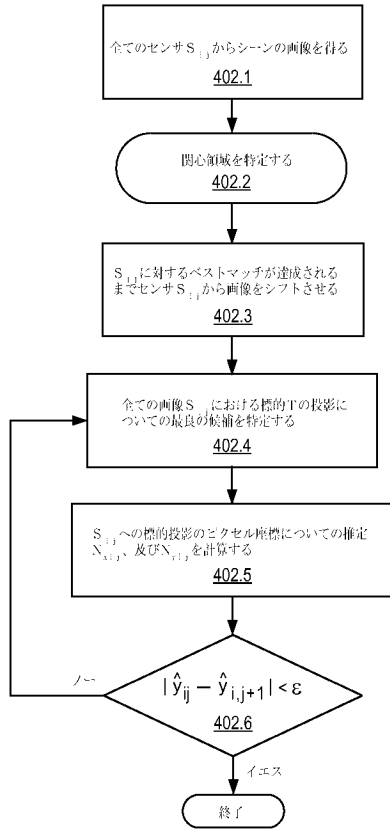


FIG. 8

【 図 9 】



【図 10】



【図 11】

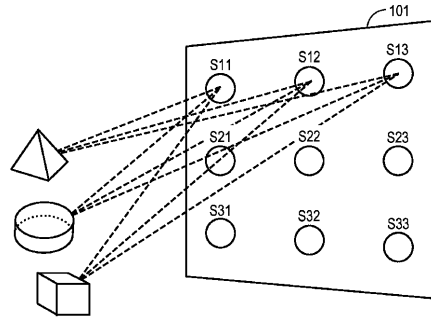


FIG. 11

【図 12】

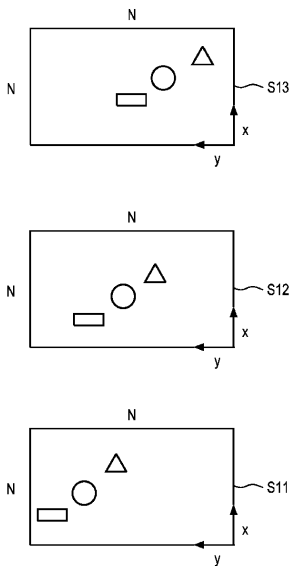


FIG. 12

【図 13】

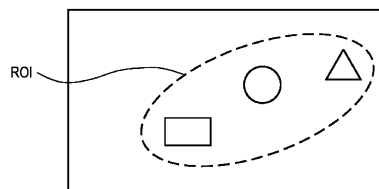
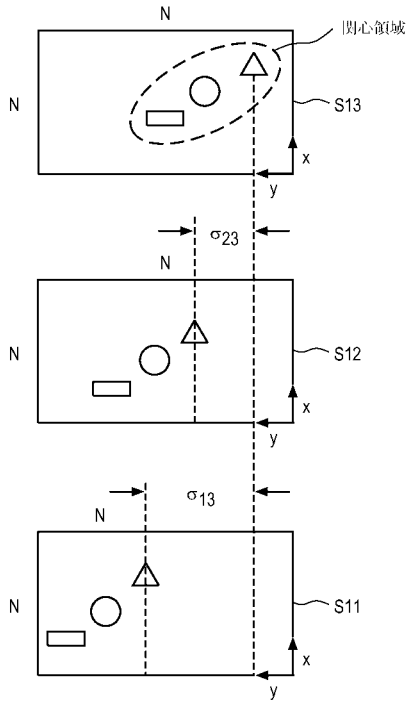
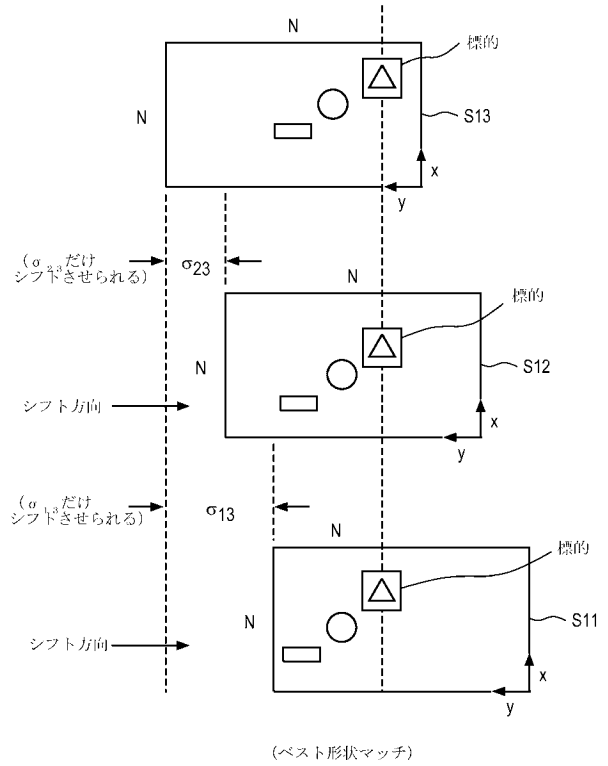


FIG. 13

【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】

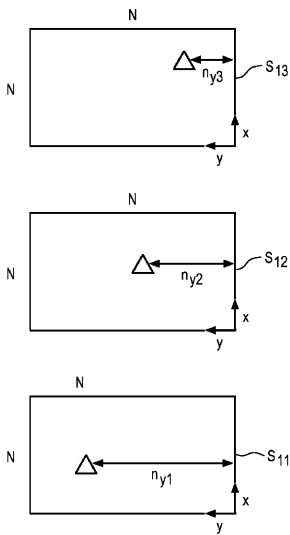


FIG. 16

【 図 1 7 】

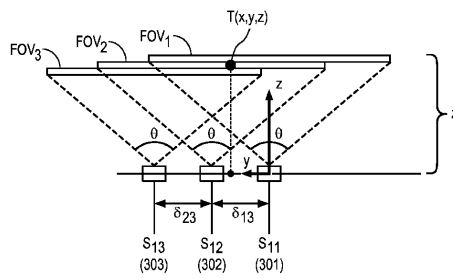
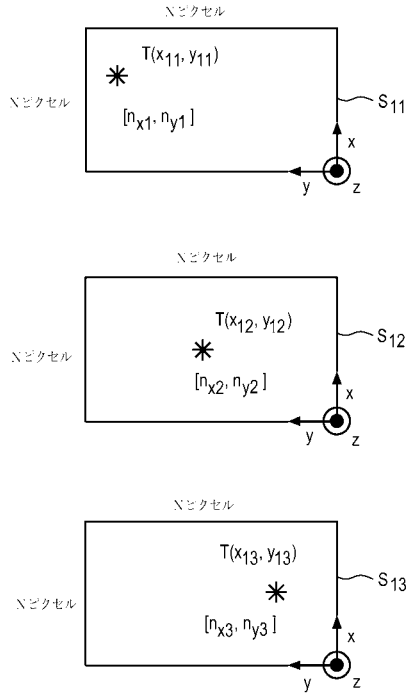


FIG. 17

【 図 1 8 】



【 図 1 9 】

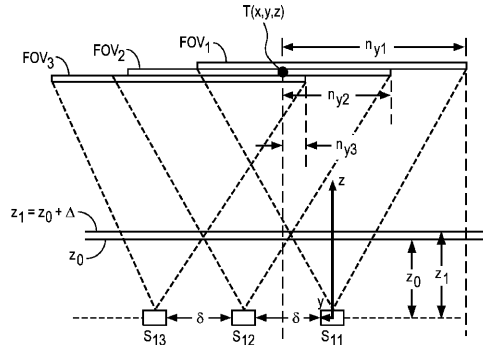
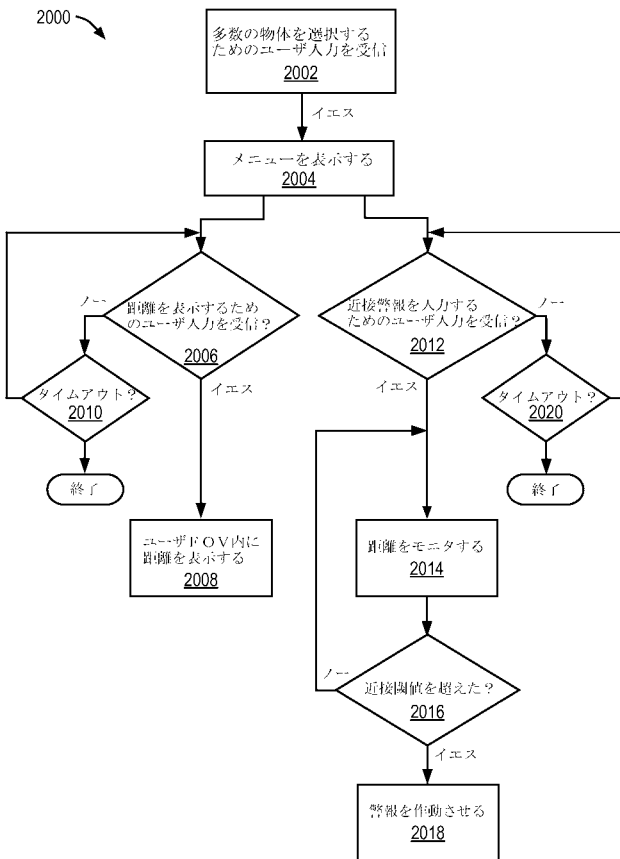
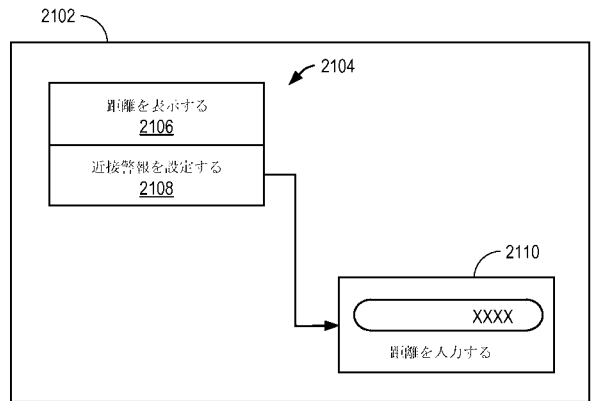


FIG. 19

【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 A 】

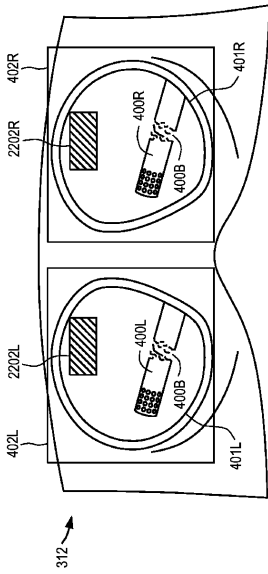


FIG. 22A

【 図 2 2 B 】

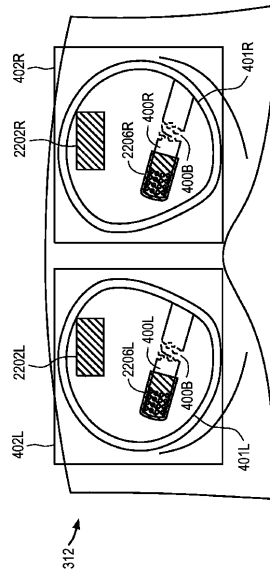
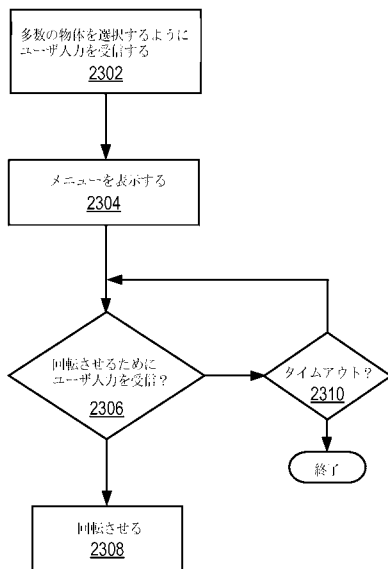
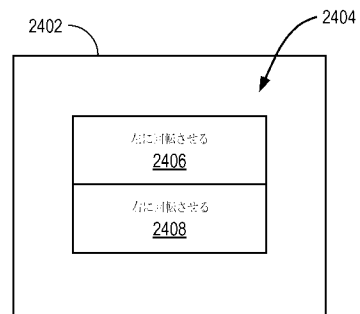


FIG. 22B

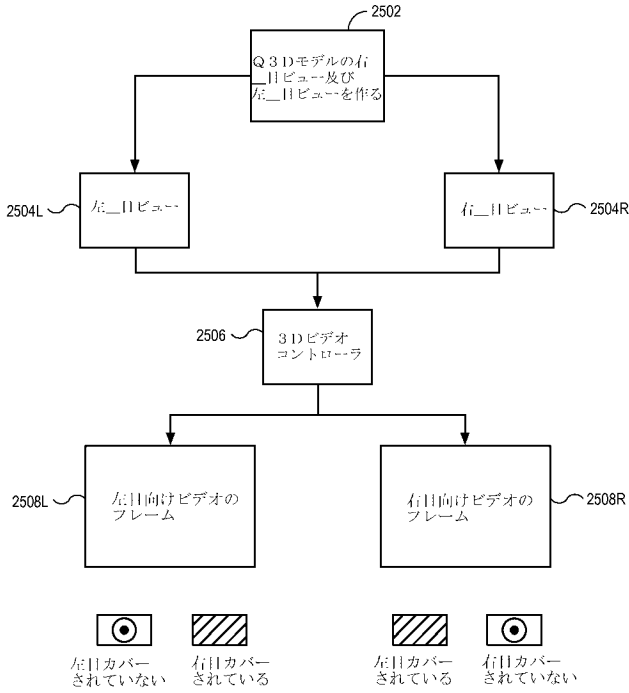
【 図 2 3 】



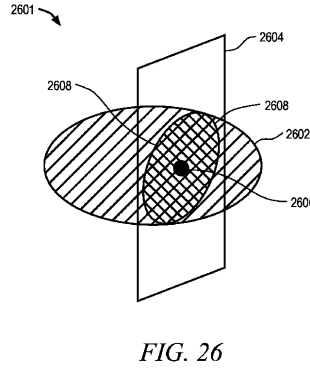
【 図 2 4 】



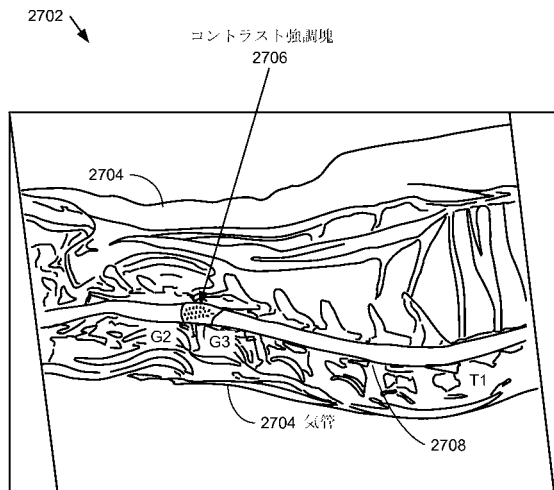
【 図 2 5 】



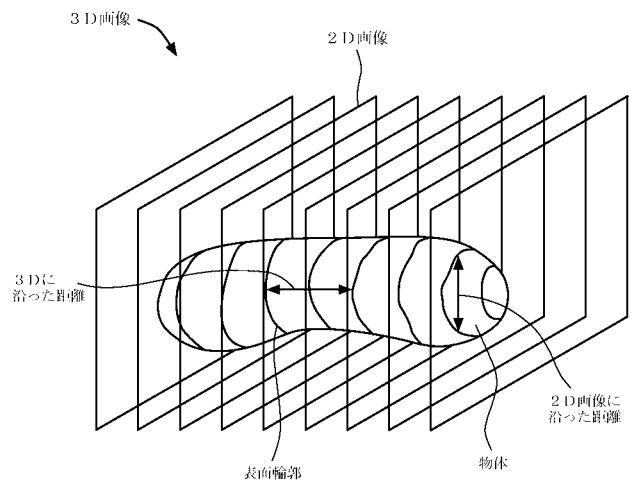
【 図 2 6 】



【 図 2 7 A 】



【 図 2 7 B 】



【 図 2 8 】

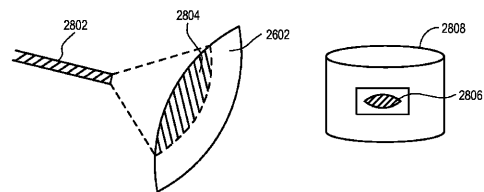


FIG. 28

【図29】

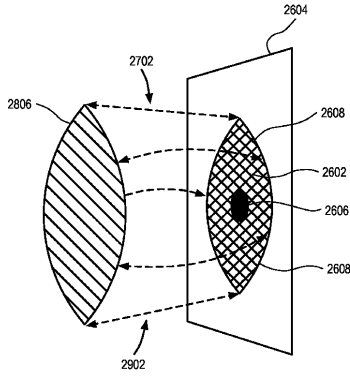
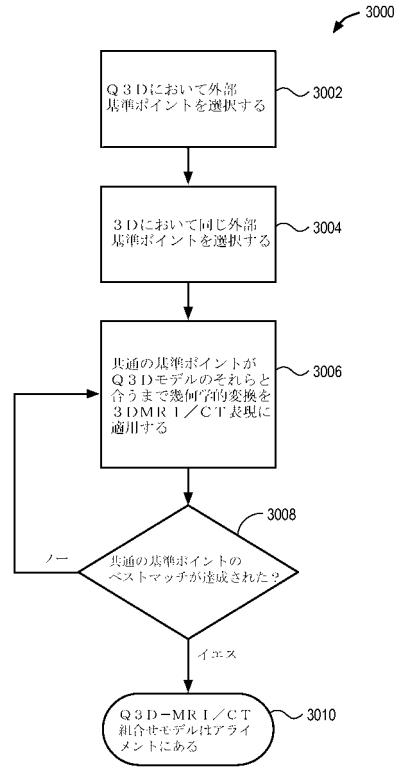
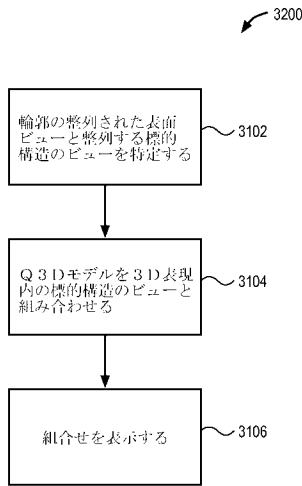


FIG. 29

【図30】



【図31】



【図32】

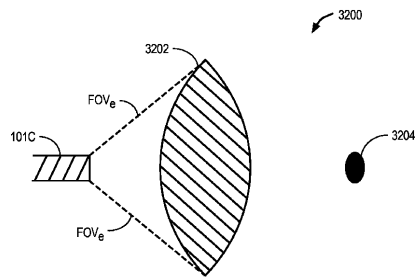


FIG. 32

【図33A】

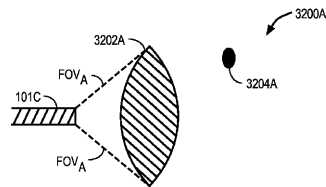


FIG. 33A

【 図 3 3 B 】

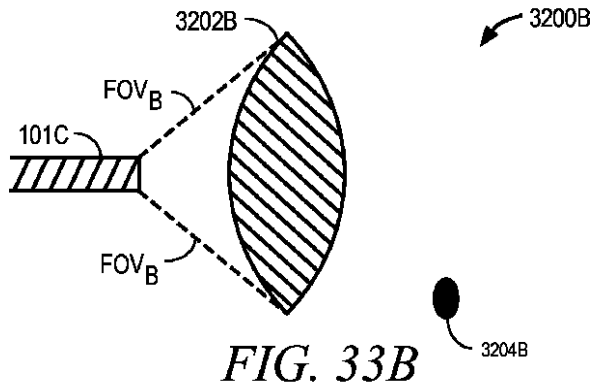


FIG. 33B

【 図 3 3 C 】

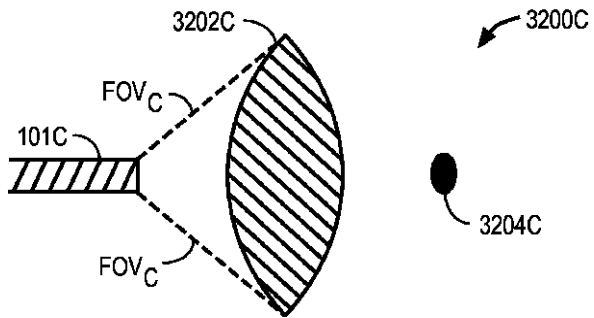




FIG. 33C

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2015/023212
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 1/04(2006.01)i, A61B 5/055(2006.01)i, A61B 6/03(2006.01)i		
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 1/04; A61B 1/00; G02B 23/24; A61B 5/055; G06K 9/32; A61B 3/14; A61B 6/03		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: endoscope, three-dimensional, model, align		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2007-0171369 A1 (MARTIN GRUNDIG) 26 July 2007 See abstract, paragraphs [0079]-[0102], claim 1 and figures 7,14.	1-16
A	WO 2012-059253 A1 (SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT) 10 May 2012 See abstract, paragraph [0001], claim 1 and figure 1.	1-16
A	US 2012-0155731 A1 (ROBERT WEERSINK et al.) 21 June 2012 See abstract, paragraphs [0037]-[0048], claims 1-9 and figures 1-6B.	1-16
A	US 2008-0058593 A1 (JIA GU et al.) 06 March 2008 See abstract, paragraphs [0029],[0030], claims 1,2 and figure 1.	1-16
A	US 2010-0312096 A1 (MICHAEL GUTTMAN et al.) 09 December 2010 See abstract, paragraphs [0069]-[0084] and figures 1-6.	1-16
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited 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 30 June 2015 (30.06.2015)		Date of mailing of the international search report 30 June 2015 (30.06.2015)
Name and mailing address of the ISA/KR  International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer KIM, Tae Hoon  Telephone No. +82-42-481-8407

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/023212

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007-0171369 A1	26/07/2007	DE 102006002001 A1 DE 102006002001 B4 US 7600873 B2	19/07/2007 23/07/2009 13/10/2009
WO 2012-059253 A1	10/05/2012	EP 2619621 A1 JP 2014-502174 A US 2014-0085421 A1	31/07/2013 30/01/2014 27/03/2014
US 2012-0155731 A1	21/06/2012	CA 2761844 A1 EP 2429400 A1 EP 2429400 A4 EP 2429400 B1 WO 2010-130056 A1	18/11/2010 21/03/2012 24/10/2012 01/01/2014 18/11/2010
US 2008-0058593 A1	06/03/2008	AT 472141 T EP 2054852 A1 EP 2054852 B1 JP 2010-512173 A JP 5113841 B2 WO 2008-024419 A1	15/07/2010 06/05/2009 23/06/2010 22/04/2010 09/01/2013 28/02/2008
US 2010-0312096 A1	09/12/2010	CN 102625669 A CN 102625670 A EP 2440129 A2 EP 2440130 A2 EP 2440131 A2 EP 2442717 A2 EP 2442718 A2 JP 2012-529352 A JP 2012-529977 A US 2010-0312094 A1 US 2010-0312095 A1 US 2010-0317961 A1 US 2010-0317962 A1 US 8369930 B2 US 8396532 B2 WO 2010-144402 A2 WO 2010-144402 A3 WO 2010-144405 A2 WO 2010-144405 A3 WO 2010-144419 A2 WO 2010-144419 A3 WO 2010-148083 A2 WO 2010-148083 A3 WO 2010-148088 A2 WO 2010-148088 A3	01/08/2012 01/08/2012 18/04/2012 18/04/2012 18/04/2012 25/04/2012 25/04/2012 22/11/2012 29/11/2012 09/12/2010 09/12/2010 16/12/2010 16/12/2010 05/02/2013 12/03/2013 16/12/2010 03/03/2011 16/12/2010 03/03/2011 03/03/2011 16/12/2010 03/03/2011 23/12/2010 31/03/2011 23/12/2010 31/03/2011

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 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

Fターム(参考) 4C161 BB06 CC06 FF11 HH51 HH56 JJ09 NN05 PP01 PP11 RR06
RR17 RR22 VV01 XX01
5B057 AA09 BA05 BA07 CA13 CA16 CB13 CB16 CD02 CD03 DA07
DB02 DC32

专利名称(译)	Q3D图像与3D图像的对齐		
公开(公告)号	JP2017513662A	公开(公告)日	2017-06-01
申请号	JP2017502950	申请日	2015-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司运营, 公司		
[标]发明人	パネスクドリン ジョーンズダニエルエイチ		
发明人	パネスク, ドリン ジョーンズ, ダニエル エイチ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	A61B90/37 A61B1/00048 A61B1/0005 A61B1/04 A61B1/043 A61B5/055 A61B5/7425 A61B6/03 A61B6/032 A61B6/037 A61B6/466 A61B8/466 A61B34/32 A61B34/35 A61B2034/105 A61B2034/2065 A61B2034/301 A61B2090/363 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/373 A61B2090/374 A61B2090/3762 A61B2090/378 A61B2090/502 G06T7/33 G06T19/20 G06T2207/10064 G06T2207/10068 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10104 G06T2207/10132 G06T2219/2004 H04N13/232		
FI分类号	A61B1/00.300.G A61B1/04.370 G06T1/00.290.B		
F-TERM分类号	4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/FF11 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ09 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/PP11 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/VV01 4C161/XX01 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/BA07 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD02 5B057/CD03 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DC32		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/971749 2014-03-28 US 62/096515 2014-12-23 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于将三维(3D)结构的定量三维(Q3D)模型与解剖结构内的地下目标对象的3D可视化表示对齐的方法,该方法包括:识别所表示的3D结构外表面内的参考点,识别Q3D模型内的相同参考点,识别3D可视化表示内的参考点以及Q3D模型内的已识别参考点。对齐并生成3D结构的可见图像表示,包括外表面的视图和内部地下目标结构的视图。

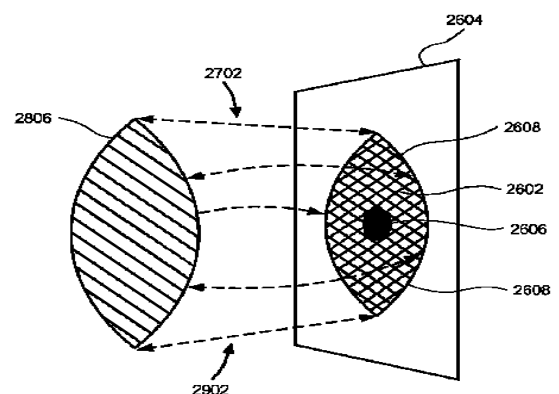


FIG. 29