

(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2017-515617

(P2017-515617A)

(43) 公表日 平成29年6月15日(2017.6.15)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04	3 7 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 E

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 54 頁)

(21) 出願番号 特願2017-502949 (P2017-502949)
 (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10日 (2016. 11. 10)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/023211
 (87) 国際公開番号 W02015/149041
 (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, 509
 (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

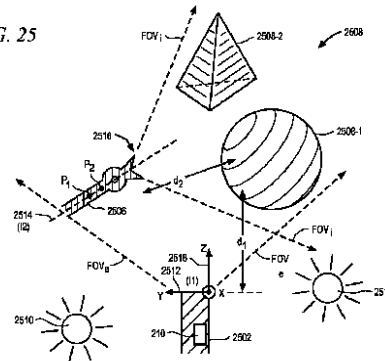
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 視野内の器具の定量的三次元視覚化

(57) 【要約】

視野を撮像するよう配置されるQ3D内視鏡と、シーンのQ3Dモデルを生成し且つ標的器具及び構造を特定するプロセッサとを含む、システムが提供される。プロセッサは、器具の仮想視野からシーンを表示し、標的の周りの飛行禁止ゾーンを決定し、器具のための予測経路を決定し、或いは器具の3Dトラッキングをもたらすように、構成される。

FIG. 25



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

標的器具の視点から解剖学的構造の三次元画像を視覚化するシステムであって、
定量的三次元（Q3D）内視鏡の視野内のシーンを撮像するよう配置されるQ3D内視鏡と、

少なくとも1つのプロセッサとを含み、

該プロセッサは、

前記Q3D内視鏡によって撮像される前記シーンのQ3Dモデルを決定し、

前記シーン内の少なくとも1つの標的器具を特定し、

前記シーン内の少なくとも1つの組織構造を特定し、

前記内視鏡の視野から前記少なくとも1つの標的器具の仮想の視野への幾何学的変換を決定し、且つ

少なくとも部分的に前記幾何学的変換に基づき、前記少なくとも1つの標的器具の前記仮想の視野から提示されるような前記Q3Dモデル内の前記少なくとも1つの組織構造の三次元（3D）ビューを生成するように、

構成される、

システム。

10

【請求項 2】

当該システムは、前記3Dビューを表示する3Dディスプレイを含む、請求項1に記載のシステム。

20

【請求項 3】

当該システムは、少なくとも部分的に、前記3Dビューに基づき、定量的測定値を表示する、ビューアを含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

当該システムは、使用者が器具のセットから前記少なくとも1つの器具を選択するのを可能にする制御入力デバイスを含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 5】

前記内視鏡の前記視野から前記少なくとも1つの標的器具の前記仮想の視野への幾何学的変換を決定することは、

前記Q3D内視鏡の幾何学的向きを決定すること、

前記少なくとも1つの器具の幾何学的向きを決定すること、

前記Q3D内視鏡を前記少なくとも1つの器具と仮想的に重なり合う位置に移動させるよう、並びに前記Q3D内視鏡を前記少なくとも1つの器具の前記決定される向きと整列させるよう、1つ又はそれよりも多くの幾何学的変換を決定すること、並びに

前記Q3D内視鏡を移動させ且つ整列させるために決定される前記1つ又はそれよりも多くの幾何学的変換の逆変換である1つ又はそれよりも多くの幾何学的変換に従って前記シーンの前記Q3Dモデルを変換することを含む、

請求項1に記載のシステム。

30

【請求項 6】

手術器具を操作するシステムであって、

その視野内のシーンを撮像するよう配置される定量的三次元（Q3D）内視鏡と、

少なくとも1つのプロセッサとを含み、

該プロセッサは、

前記Q3D内視鏡によって撮像される前記シーンのQ3Dモデルを創り、

前記シーン内の第1の標的を特定し、

前記シーン内の第2の標的を特定し、且つ

前記第1の標的又は前記第2の標的のうちの少なくとも1つと関連付けられるQ3D飛行禁止ゾーンを決定するように、

構成される、

システム。

40

50

【請求項 7】

前記プロセッサは、
少なくとも部分的に前記 Q 3 D モデルに基づき、前記 Q 3 D 飛行禁止ゾーンが侵害されたか否かを決定し、且つ
前記 Q 3 D 飛行禁止ゾーンが侵害されたという決定にตอบสนองして出力信号を提供するように、
構成される、
請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記 Q 3 D 飛行禁止ゾーンが侵害されたか否かの前記決定は、少なくとも部分的に、
10
閾距離よりも少ない前記第 1 の標的と前記第 2 の標的との間の最も近い距離に基づく、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記プロセッサは、少なくとも部分的に、前記出力信号にตอบสนองして、警報をもたらす、
請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記警報は、視覚警報、ビデオ警報、音声警報、触覚警報、グラフィック警報、又は文字警報のうちの一つであり得る、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記第 1 の標的は、手術器具を含み、
20
前記飛行禁止ゾーンは、前記第 1 の標的と関係づけられ、
前記プロセッサは、前記第 1 の標的と前記第 2 の標的との間の距離が、前記第 2 の標的が前記飛行禁止ゾーン内にあるよう、十分に小さいか否かを決定するように、構成される、
請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記第 1 の標的は、解剖学的構造を含み、
前記第 2 の標的は、手術器具を含み、
前記飛行禁止ゾーンは、前記第 1 の標的と関連付けられ、
前記プロセッサは、前記第 1 の標的と前記第 2 の標的との間の距離が、前記第 2 の標的
30
が前記飛行禁止ゾーン内にあるよう、十分に小さいか否かを決定するように、構成される、
請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 13】

手術器具を操作するシステムであって、
その視野内のシーンを撮像するよう配置される定量的三次元 (Q 3 D) 内視鏡と、
少なくとも一つのプロセッサとを含み、
該プロセッサは、
前記 Q 3 D 内視鏡によって撮像されるシーンの Q 3 D モデルを決定し、
前記撮像されるシーン内の少なくとも一つの器具を特定し、且つ
40
少なくとも部分的に、前記特定される器具が従う従前の経路からの外挿及び前記特定される器具の仮想の延長のうちの一つに基づき、前記特定される器具の予測経路を決定するように、
構成される、
システム。

【請求項 14】

当該システムは、使用者が器具のセットから前記少なくとも一つの器具を選択するのを可能にする入力を含む、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記プロセッサは、一つ又はそれよりも多くの異なる時点の各々で前記 Q 3 D モデル内
50

の前記特定される器具の1つ又はそれよりも多くの3D姿勢から前記従前の経路を決定するように、更に構成される、請求項13に記載のシステム。

【請求項16】

前記プロセッサは、

多数のときの各々で前記Q3D内視鏡によって撮像されるシーンのQ3Dモデルを決定し、

前記多数のときの各々で前記撮像されるシーン内の前記少なくとも1つの器具の位置を決定し、且つ

前記多数のときの各々で前記撮像されるシーン内の前記少なくとも1つの器具の前記決定される位置に基づき前記従前の経路を決定するように、

更に構成される、

請求項13に記載のシステム。

【請求項17】

前記特定される器具の仮想の延長に基づき前記特定される器具の予測経路を決定することは、

前記Q3Dモデル内の前記特定される器具の3D姿勢を決定することを更に含む、

請求項13に記載のシステム。

【請求項18】

前記プロセッサは、使用者が前記1つ又はそれよりも多くの時点を選択するのを可能にする入力を含む、請求項13に記載のシステム。

【請求項19】

前記プロセッサは、

前記撮像されるシーン内の解剖学的構造を特定し、且つ

前記予測経路が前記解剖学的構造と交差する前記Q3Dモデル内の場所を決定するように、

更に構成される、

請求項13に記載のシステム。

【請求項20】

前記プロセッサは、使用者が前記器具と前記構造との間の所望の接触場所を選択するのを可能にする入力を含む、請求項13に記載のシステム。

【請求項21】

前記プロセッサは、

少なくとも部分的に前記予測経路に基づき前記特定される器具の3D仮想延長画像を生成するように、

更に構成される、

請求項13に記載のシステム。

【請求項22】

当該システムは、前記予測経路、前記解剖学的構造との交差、前記所望の接触場所、及び前記特定される器具の前記3D表現のうちの1つ又はそれよりも多くを表示する、3Dディスプレイを含む、請求項13に記載のシステム。

【請求項23】

手術シーン内の手術器具を特定するシステムであって、

その視野内のシーンを撮像するよう配置されるQ3D内視鏡と、

少なくとも1つのプロセッサとを含み、

該プロセッサは、

前記Q3D内視鏡によって撮像される前記シーンのQ3Dモデルを決定し、

前記シーン内の少なくとも1つの標的器具を特定し、且つ

前記シーンの仮想3D表現内の前記特定される標的器具の場所を示す前記シーンの前記仮想3D表現内の視覚的マークを生成するように、

構成される、

10

20

30

40

50

システム。

【請求項 2 4】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、
標的器具構造形状情報を前記 Q 3 D モデルから抽出される形状情報と照合することによ
って前記 Q 3 D モデル内の標的器具を特定するように、
構成される、
請求項 2 3 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、
前記標的器具が前記 Q 3 D 内視鏡の視野内で動くときに、前記シーンの前記仮想 3 D 表
現内の前記特定される標的器具の場所をトラッキングする、前記シーンの前記仮想 3 D 表
現内の前記視覚的マークを生成するように、
構成される、
請求項 2 3 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

当該システムは、前記器具、前記シーンの前記 3 D 表現、又は前記視覚的マークを表示
する、3 D ディスプレイを含む、請求項 2 3 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の参照)

この出願は、2014年3月28日に提出された「QUANTITATIVE THREE-DIMENSIONAL
IMAGING OF SURGICAL SCENES」という名称の米国仮特許出願第 61 / 971 , 749
号及び2014年12月23日に提出された「QUANTITATIVE THREE-DIMENSIONAL VISUA
LIZATION OF INSTRUMENT IN A FIELD OF VIEW」という名称の米国仮特許出願第 6
2 / 096 , 509号の優先権の利益を主張し、それらの全文を参照としてここに援用す
る。

【0002】

本発明は、一般的には、関連付けられる画像センサを有する外科内視鏡検査システムに
関し、より具体的には、手術画像中に表示される物理的構造の三次元座標を決定すること
に関する。

【背景技術】

【0003】

定量的三次元(Q3D)ビジョン(quantitative three-dimensional vision)は、現
実世界シーンにおける標的地点の実際の物理的(x、y、z)3D座標についての数値情
報をもたらす。定量的3Dビジョンを用いるならば、現実世界シーンの三次元知覚を得る
ことができるのみならず、そのシーンにおける物体の物理的次元及びそのシーンにおける
物体間の物理的距離についての数値情報も得ることができる。過去には、飛行時間(time-
of-flight)関連情報又は位相情報を用いてシーンについての3D情報を決定する幾つかの
Q3Dシステムが提案されている。

【0004】

飛行時間情報の使用が「CMOS-compatible three-dimensional image sensor IC」
という名称の米国特許第 6 , 323 , 942号に開示されており、それは、CMOS製造
技法を用いて共通IC上に製造されるピクセル(画素)光感知検出器の二次元アレイ(配
列)を含む、三次元撮像システムを開示している。各検出器は、物体地点から反射してそ
の地点に集束されるピクセル検出器によって検出されるよう、システム放射パルスについ
ての飛行時間(TOF)と正比例するクロックパルス数を蓄積する、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
の地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の実施態様において、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時に開き、然る後、各ピクセル検出器が電荷を関連付けられるピクセル検出器の上に向かっていく戻り光子エネルギーに応じて蓄積するように、閉じる。蓄積する電荷の量は、往復TOFの直接的な測定値をもたらす。

【0005】

時間遅延情報の使用が「Apparatus and method for endoscopic 3D data collection」という名称の米国特許第8,262,559号に開示されており、それは、変調測定ビームと、観察されるべき領域に測定ビームを伝える光透過機構とを開示し、光透過機構は、観察されるべき領域からの信号ビームを少なくとも位相感応画像センサに撮像する光撮像機構に加えて、照明レンズを含む。ミリメートル範囲における深さの差に対応することがある時間遅延は、深さ及び距離情報を描写する画像の生成を可能にする位相情報をもたらす。

10

【0006】

仮想画像中の物体の物理的座標を決定する構造光の使用が「Endoscope」という名称の米国特許出願公開第2012/0190923号及びC. Schmalz et al.の「An endoscopic 3D scanner based on structured light」、Medical Image Analysis, 16 (2012) 1063-1072に開示されている。表面のトポグラフィを測定するために三角測量法が用いられる。異なる色スペクトルの範囲を有してよい投影光線の形態の構造光が表面に入射し、表面から反射させられる。反射させられる光線はカメラによって観察され、カメラは、反射させられる色スペクトル情報を用いてその表面の3D座標を決定するよう、校正される。より具体的には、構造光の使用は、典型的には、3D表面の上で光パターンを光らせること、及び物理的物体の輪郭に起因する光の変形パターンに基づき物理的距離を決定することを包含する。

20

【0007】

複数のピクセルアレイを含むイメージャアレイカメラ(imager array camera)が作られており、アレイ内の画素についてのシーン深さ情報を計算するために複数のピクセルアレイを用い得る。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画像がその地点によって見られるものとして生成される。視差処理技法がエイリアジング(aliasing)の効果を利用して基準画像ピクセルに対する非基準画像についての画像対応を決定する。融合及び超解像を利用して多数のLR画像からHR画像を生成する。例えば、「Capturing and Processing Images using Monolithic camera Array with Heterogeneous Imager」という名称の米国特許第8,514,491号、「Systems and Methods for Determining Depth from multiple Views of a Scene that Include Aliasing using Hypothesized Fusion」という名称の米国特許出願公開第2013/0070060号、及びK. Venkataraman et al.のPiCam: An ultra-Thin high Performance Monolithic Camera Arrayを参照のこと。

30

【0008】

図1は、幾つかの実施態様に従った既知のイメージャセンサ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の構成(arrangement)を含む。構成内の各センサは、各次元に少なくとも2つのピクセルを有する二次元構成のピクセルを含む。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、対応する集束平面188を有する。各レンズスタック186は、その対応する集束平面188内に配置される対応するピクセルの構成の上に画像を解像する別個の光学通路を創る。ピクセルは、光センサとして作用し、その多数のピクセルを備える各集束平面188は、画像センサとして作用する。その集束平面188を備える各センサは、他のセンサ及び集束平面によって占められるセンサ構成の領域と異なるセンサアレイの構成を占める。

40

【0009】

図2は、センサ S_{11} 乃至 S_{33} として印されるセンサを含む図1の既知のセンサの構成184の単純化された平面図を示す例示的な図面である。イメージャセンサ構成184

50

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} の各々は、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）に連結される。幾つかの実施態様において、 S_{11} 乃至 S_{33} は、図2に例示するような格子形態（グリッド形態）において配置される。他の実施態様において、センサは、非格子形態（非グリッド形態）において配置される。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、又はサブピクセル偏心（オフセット）を含む不規則パターンに配置されてよい。

【0010】

図1-2のセンサ184の各個々のピクセルは、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、マイクロレンズ802は、酸化層804の上に位置付けられる。典型的には、酸化層804の下には、カラーフィルタ806があってよく、カラーフィルタ806は、窒化物層808の上に配置され、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、シリコン層812の上に位置し、シリコン層812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。マイクロレンズ802の主要な役割は、その表面に入射する光を集めて、その光を小さな活性領域814の上に集束させることである。ピクセル孔816は、マイクロレンズの広がりによって決定される。

10

【0011】

上述の既知のイメージセンサ構成アーキテクチャに関する追加的な情報は、（2010年11月22日に出願された）米国特許第8,514,491B2号、及び（2012年9月19日に出願された）米国特許出願公開第2013/0070060A1号に提供されている。

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0012】

1つの特徴において、システムは、内視鏡のQ3Dセンサによって撮像されるシーンのQ3Dモデルを決定する。Q3Dモデル内の標的器具のために3D座標が決定される。内視鏡姿勢を特定される標的器具の姿勢と整列させるために、内視鏡姿勢の幾何学的変換が決定される。この幾何学的変換に基づき、解剖学的構造のQ3Dモデルは、標的器具の姿勢に従った仮想ビューを観察者にもたらずように、変換せられる。

30

【0013】

他の特徴において、Q3Dシステムは、Q3Dモデル内の少なくとも1つの標的に隣接して「飛行禁止ゾーン」（“no fly zone”）を決定する。少なくとも部分的に第1の標的と第2の標的との間の最も近い距離が閾距離未満であるか否かに基づき「飛行禁止ゾーン」が侵害されているかについての決定が行われる。第1の標的と第2の標的との間の最も近い距離が閾距離未満であるという決定に応答して、出力信号が提供される。標的は、器具、構造、又は解剖学的器官であってよい。

【0014】

他の特徴において、Q3Dシステムは、撮像されるシーン内の器具を特定する。特定される器具の予測経路は、特定される器具が従う従前の経路からの外挿(extrapolation)に少なくとも部分的に基づき、或いは特定される器具の延長に少なくとも部分的に基づき、決定される。

40

【0015】

他の特徴において、Q3Dシステムは、シーン内の標的器具を特定する。シーンの視覚的3D表現内の特定される標的器具のQ3D場所を示すシーンの視覚的3D表現内で、マークが生成される。

【0016】

本開示の特徴は、添付の図面と共に読まれるときに、以下の詳細な記述から最良に理解される。業界における標準的な慣行に従って様々な構成を原寸通りに描写していないこと

50

を協調する。実際には、様々な構成の寸法は議論の明瞭性のために任意に増大させられ或いは減少させられる。加えて、本開示は様々な実施例において参照番号及び/又は参照文字を反復することがある。この反復は単純性及び明瞭性の目的のためであり、それ自体は議論する様々な実施態様及び/又は構成(configurations)の間の関係を決定しない。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【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センサの既知の構成の簡略化された平面図を示す例示的な図面である。

【図3】図2のセンサ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】幾つかの実施態様に従った、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】幾つかの実施態様に従った、1つ又はそれよりも多くの機械的アームを用いて最小侵襲的な外科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】幾つかの実施態様に従った、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7A】幾つかの実施態様に従った、第1の画像キャプチャシステムを含む第1の内視鏡の例示的な図面である。

【図7B】幾つかの実施態様に従った、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】幾つかの実施態様に従った、図7A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し且つ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】幾つかの実施態様に従った、物理的標的の定量的三次元場所を決定するプロセスを表す、例示的なフロー図である。

【図10】幾つかの実施態様に従った、標的を組織的に選択するよう図9のモジュール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。

【図11】多数のセンサを含み、且つ、幾つかの実施態様に従った3つの例示的な物体を含む例示的な三次元物理的世界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】幾つかの実施態様に従った、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】幾つかの実施態様に従った、現実世界シーン内からの関心の領域の選択を示す、例示的な図面である。

【図14】幾つかの実施態様に従った、多数のセンサ内の投影画像の相対的な幾何学的偏心に関する詳細を示す例示的な図面である。

【図15】幾つかの実施態様に従った、関心の領域(ROI)内の割り当てられる基準センサ内の投影画像と整列するよう右にシフトさせられたROI内の特定の例示的なセンサ内の投影画像を示す、例示的な図面である。

【図16】幾つかの実施態様に従った、多数のセンサ上への選択される標的地点の投影を示す、例示的な図面である。

【図17】幾つかの実施態様に従った、図16の多数のセンサを含むイメージアレイの部分及び物理的空間内の場所に配置される選択的な標的地点Tを示す、例示的な図面である。

【図18】幾つかの実施態様に従った、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地点Tの投影の例示的な正面図である。

【図19】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し、且つ、幾つかの実施態様に従ったセンサの各々のセンサにおける候補ピクセルについてのy方向ピクセル偏心も示す、例示的な図面である。

10

20

30

40

50

【図 2 0】幾つかの実施態様に従った、外科処置中に Q 3 D 情報を用いる第 1 のプロセスを表す、例示的なフロー図である。

【図 2 1】幾つかの実施態様に従った、図 2 0 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 2 2 A】幾つかの実施態様に従った、図 2 0 のプロセスに従って使用者入力を受け取る特定の詳細を表す、例示的な図面である。

【図 2 2 B】幾つかの実施態様に従った、図 2 0 のプロセスに従って使用者入力を受け取る特定の詳細を表す、例示的な図面である。

【図 2 3】幾つかの実施態様に従った、外科処置中に Q 3 D 情報を用いる第 2 のプロセスを表す、例示的なフロー図である。

【図 2 4】幾つかの実施態様に従った、図 2 3 のプロセスに従った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 2 5】幾つかの実施態様に従った、1 つ又はそれよりも多くの解剖学的構造及び手術器具の部分を含む視野を有する、並びに画像センサアレイと関連付けられる、Q 3 D 内視鏡の斜視図を示す、例示的な図面である。

【図 2 6】幾つかの実施態様に従った、Q 3 D シーンを、内視鏡視認眺望から、内視鏡視認眺望内の標的器具の眺望からの Q 3 D シーンに変換するプロセスを提示する、例示的なフロー図である。

【図 2 7 A】幾つかの実施態様に従った、仮想の向き変換を提示する、例示的な図面である。

【図 2 7 B】幾つかの実施態様に従った、仮想場所変換を提示する、例示的な図面である。

【図 2 7 C】幾つかの実施態様に従った、結果として得られる仮想の整列を提示する、例示的な図面である。

【図 2 8 A】幾つかの実施態様に従った、内視鏡先端の眺望からの手術シーンの例示的な Q 3 D 図である。

【図 2 8 B】幾つかの実施態様に従った、標的解剖学的構造の眺望からの手術シーンの例示的な Q 3 D 図である。

【図 2 9】幾つかの実施態様に従った、3 D 眺望内の Q 3 D モデルを 3 D ディスプレイに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 3 0 A】幾つかの実施態様に従った、図 5 - 6 を参照して記載したように配置される、Q 3 D 内視鏡の例示的な斜視図である。

【図 3 0 B】幾つかの実施態様に従った、器具のうちの 1 つの器具の周りのそれぞれの飛行禁止ゾーンを表示する、内視鏡視野 (F O V) 内の器具の斜視図である。

【図 3 1】幾つかの実施態様に従った、飛行禁止ゾーンを定める並びに飛行禁止ゾーンが侵害されたか否かを決定するプロセスを提示する、例示的なフロー図である。

【図 3 2】幾つかの実施態様に従った、内視鏡視野 (F O V) を有する Q 3 D 内視鏡、観察される軌跡上の多数の異なる位置で観察された手術器具の部分、及び F O V 内の手術シーン内に配置される解剖学的構造を示す、例示的な図面である。

【図 3 3】幾つかの実施態様に従った、Q 3 D シーン内の観察経路上の標的器具をトラッキングする、並びに予測経路及び予測接触場所を決定するプロセスを提示する、例示的なフロー図である。

【図 3 4】幾つかの実施態様に従った、第 3 の位置にある標的器具が示され、予測接触場所が解剖学的構造上の視覚的マーカで印される、例示的な 3 D 視覚的表現を示す、図面である。

【図 3 5】幾つかの実施態様に従った、所望の接触場所に加えて、多数の異なる観察経路内の例示的な手術シーン及び対応する予測経路及び接触場所を提示する、例示的な図面である。

【図 3 6】幾つかの実施態様に従った、ステーブラとステーブル線及びナイフ通路の延長を提示する予測経路とを含む手術シーンの 3 D ビューを示す、例示的な図面である。

10

20

30

40

50

【図37】内視鏡視野(FOV_e)を有するQ3D内視鏡、多数の異なる位置で示される手術器具の部分、及びFOV_e内の手術シーン内に配置される解剖学的構造を示す、例示的な図面である。

【図38A】幾つかの実施態様に従った、第1の時点での位置からの標的器具の位置(図38A)から、第2の時点での位置(図38B)への、そして、第3の時点(図38C)での位置への、標的器具の位置の変化を提示する、例示的な図面である。

【図38B】幾つかの実施態様に従った、第1の時点での位置からの標的器具の位置(図38A)から、第2の時点での位置(図38B)への、そして、第3の時点(図38C)での位置への、標的器具の位置の変化を提示する、例示的な図面である。

【図38C】幾つかの実施態様に従った、第1の時点での位置からの標的器具の位置(図38A)から、第2の時点での位置(図38B)への、そして、第3の時点(図38C)での位置への、標的器具の位置の変化を提示する例示的な図面である。

【図39】幾つかの実施態様に従った、Q3D内の標的器具をトラッキングするプロセスを提示する、例示的なフロー図である。

【図40】幾つかの実施態様に従った、第2の位置にある標的器具が視覚マーカと関連付けられて示される、シーンの例示的な3D視覚的表現を示す例示的な図面である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下の記述は、あらゆる当業者が、多数の画像センサを有する外科内視鏡検査システムであって、各画像センサは、画像センサの視野(field of view)内の物理的構造の三次元座標を決定するために、他の画像センサのピクセルアレイから切り離されたピクセルアレイを含む、外科内視鏡検査システムを創り且つ使用するのを可能にするために、提示される。実施態様に対する様々な修正が、当業者に直ちに明らかであり、ここにおいて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、他の実施態様及び用途に適用されてよい。その上、後続の記述では、説明の目的のために、様々な詳細が示される。しかしながら、当業者は発明的な主題がこれらの詳細を使用せずに実施されてよいことを認識するであろう。他の場合には、不要な詳細で開示を曖昧にしないために、周知の機械構成部品、プロセス、及びデータ構造は、ブロック図の形態において示される。異なる図面において同じ品目の異なる図を表すために、同一の参照番号が用いられることがある。以下に参照される図面におけるフロー図は、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は、これらのプロセスのうちの一部を遂行するよう構成されてよい。コンピュータ実施プロセスを表すフロー図中のモジュールは、これらのモジュールを参照して記載される行為を遂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設定(configuration)を表す。よって、発明的な主題は、図示の実施態様に限定されることは意図されず、ここにおいて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。

【0019】

簡潔な概要

【0020】

幾つかの実施態様によれば、センサアレイ(配列)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用いて照らされる。標的物体の物理的場所及び/又は次元が、アレイのうちの個々のセンサ上に投影される標的物体の画像に基づき決定される。

【0021】

図4は、幾つかの実施態様に従ったビューア312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つの視認要素401R, 401L(viewing elements)を有する視認システム(viewing system)が良好な3D視認眺望(viewing perspective)をもたらし得る。手術シーンにおける物理的構造についての物理的次元及び/又は場所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、距離数値「d_{In}

10

20

30

40

50

str_Trgt」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 2 】

遠隔操作医療システム

【 0 0 2 3 】

遠隔操作は、ある距離を置いた機械の操作を指す。最小侵襲的な遠隔操作医療システムにおいて、外科医は、カメラを含む内視鏡を用いて、患者の体内の手術部位を見る。立体視画像がキャプチャされ（取り込まれ）、そ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は、定量的三次元情報に加えて、幾つかの実施態様に従った三次元画像を生成するために用い得る色及び照明データを提供する。

10

【 0 0 2 4 】

図 5 は、幾つかの実施態様に従った 1 つ又はそれよりも多くの機械的アーム 1 5 8 を用いて最小侵襲的な外科処置を行う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 の特徴は、遠隔ロボット式の自律的な動作構成 (operating features) 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、中央機械的手術アーム 1 5 8 C）を用いて、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デバイス 1 0 1 C を備える内視鏡を支持してよい。機械的手術アーム 1 5 8 C は、画像キャプチャデバイス 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よう、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、他の締結機構を含んでよい。逆に、画像キャプチャデバイス 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適合するよう、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 / 又は構造を含んでよい。

20

【 0 0 2 5 】

使用者又は操作者 O（一般的に外科医）が、マスタ制御コンソール 1 5 0 で制御入力デバイスを操作することによって、患者 P に対して最小侵襲的な外科処置を行う。操作者は、立体ディスプレイデバイス 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、立体ディスプレイデバイス 1 6 4 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 を介して遠隔操作される内視鏡検査手術器具 1 0 1 A - 1 0 1 C の動きを命令して、（患者側カートとも呼ぶ）患者側システム 1 5 2 を用いて器具の動きをもたらす。

30

【 0 0 2 6 】

患者側システム 1 5 2 は、1 つ又はそれよりも多くの遠隔操作される機械的アーム 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 と呼ぶ）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 情報のキャプチャ（取込み）に適した内視鏡検査カメラ 1 0 1 C を支持してよい。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、それぞれ、組織を操作する器具 1 0 1 A 及び 1 0 1 B を支持してよい。

40

【 0 0 2 7 】

図 6 は、幾つかの実施態様に従った患者側システム 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 を含む。1 つ又はそれよりも多くの遠隔操作される機械的マニピュレータ手術アーム / リンク 1 5 8 が、患者側システム 1 5 2 の位置決め部分の一部である 1 つ又はそれよりも多くのセットアップアーム 1 5 6 にそれぞれ取り付けられる。ベース 1 7 2 上のほぼ中央場所に位置付けられて、カートコラム 1 7 0 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 1 8 0 を含む。

【 0 0 2 8 】

モニターアーム 1 5 4 を除き、各機械的手術アーム 1 5 8 は、器具 1 0 1 A - 1 0 1 C を制御するために用いられる。その上、各機械的手術アーム 1 5 8 は、セットアップアーム

50

156に連結され、次いで、セットアップアーム156は、本発明の1つの実施態様において、キャリッジハウジング190に連結される。1つ又はそれよりも多くの機械的手術アーム158は、それぞれ、図6に例示するように、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。

【0029】

機械的手術アーム158A - 158Dは、生の補正されていない運動学情報(kinematics information)を生成して、器具の精密な遠隔操作制御並びに追跡(トラッキング)システムによる初期的取得及び追跡を支援するよう、1つ又はそれよりも多くの変位変換器(displacement transducers)、向きセンサ、及び/又は位置センサ185をそれぞれ含んでよい。本発明の幾つかの実施態様では、器具も、変位変換器、位置センサ、及び/又は向きセンサ186を含んでよい。その上、1つ又はそれよりも多くの情報は、器具の取得及び追跡を支援するよう、マーカ189を含んでよい。

10

【0030】

遠隔操作される医療システムについての追加的な情報は、(1994年5月5日出願された)米国特許第5,631,973号、(1995年4月20日出願された)米国特許第5,696,837号、(2005年12月12日出願された)米国特許第7,155,315B2号、及び(2011年9月30日出願された)米国特許出願公開第2012/0020547号A1において提供されている。

【0031】

内視鏡検査イメージシステム

20

【0032】

図7Aは、幾つかの実施態様に従った第1の画像キャプチャデバイス101Cを備える第1の内視鏡の例示的な図面である。画像キャプチャデバイス101Cは、細長い部分202を含む内視鏡を含み、細長い部分202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な寸法とされる。多数の画像センサ(図示せず)を含むセンサアレイ210(imager sensor array)が、第1の端部分204の先端部分208で連結される。幾つかの実施態様によれば、センサアレイ210内の各センサは、ピクセルのアレイを含む。細長い部分202は、イメージセンサアレイ210によって物体を撮像し得るよう、先端部分208を体腔内の標的物体に十分に近く位置付けるのに十分な長さを有する。幾つかの実施態様によれば、第2の端部分206は、機械的アーム(図示せず)と確実に相互適合するよう、概ね上述のような物理的輪郭及び/又は構造(図示せず)を含んでよい。細長い部分202は、情報をイメージセンサアレイ210と電子的に通信するよう、1つ又はそれよりも多くの電子信号経路212も含む。撮像されるべき物体を照らすために、光源214が配置される。幾つかの実施態様によれば、光源214は、例えば、非構造光(unstructured light)、白色光、色濾過光(color filtered light)、又は何らかの選択的な波長にある光であり得る。幾つかの実施態様によれば、光源214は、先端208に配置され、他の実施態様において、それは任意的に内視鏡101Cと別個に配置される。

30

【0033】

40

図7Bは、幾つかの実施態様に従った第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を備える題意沈お内視鏡の特徴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の特徴は、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は、第1の端部分204の先端部分208に配置される。ライトパイプ本体は、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、細長い部分202内に延在する。幾つかの実施態様において、イメージセンサアレイ210は、体腔内の物体の観察中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。

50

【 0 0 3 4 】

図 8 は、幾つかの実施態様に従った、図 7 A の第 1 の画像キャプチャシステム 1 0 1 C を備える第 1 の内視鏡 1 0 1 C と関連付けられる制御ブロックを示す、並びに動作中の第 1 の画像キャプチャシステムを示す、例示的なブロック図である。イメージセンサレイ 2 1 0 によってキャプチャされる（取り込まれる）画像は、データバス 2 1 2 を通じてビデオプロセッサ 1 0 4 に送られ、ビデオプロセッサ 1 0 4 は、バス 1 0 5 を介してコントローラ 1 0 6 と通信する。ビデオプロセッサ 1 0 4 は、カメラ制御ユニット（CCU）と、ビデオ信号検出器（VSD）ボードとを含んでよい。CCU は、明るさ、色スキーム、白色バランス等のような、撮像センサ 2 1 0 の様々な設定をプログラムし或いは制御する。VSD は、撮像センサから受け取られるビデオ信号を処理する。代替的に、CCU 及び VSD は、1 つの機能ブロック内に統合される。

10

【 0 0 3 5 】

幾つかの実施態様によれば、1 つの又は 1 つよりも多くのプロセッサを含むプロセッサシステムが、プロセッサ機能を遂行するように構成される。幾つかの実施態様において、プロセッサシステムは、ここに記載するプロセッサ機能を遂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。よって、1 つ又はそれよりも多くの機能を遂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、それらの機能を 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遂行してよい、プロセッサを含む。

20

【 0 0 3 6 】

1 つの実施において、プロセッサ及び記憶装置（図示せず）を含むコントローラ 1 0 6 は、細長い部分 2 0 2 の先端 2 0 8 に隣接するシーン中の地点の物理的な定量的 3 D 座標を計算し、ビデオプロセッサ 1 0 4 及び 3 D ディスプレイドライバ 1 0 9 の両方を駆動させて 3 D シーンを構成し、次に、立体視ディスプレイ又は容量測定（例えば、ホログラフィック）3 D であり得るディスプレイ 1 1 0 上に 3 D シーンを表示し得る。幾つかの実施態様によれば、例えば、シーン内の物体の表面輪郭の寸法の数的な印(numerical indicia) 又は手術シーン内の物体からの距離のような、手術シーンについての Q 3 D 情報が生成される。以下により詳細に説明するように、数的な Q 3 D 深さ情報を用いて、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得る。

30

【 0 0 3 7 】

データバス 1 0 7 及び 1 0 8 は、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 の間で、情報及び制御信号を交換する。幾つかの実施態様では、これらの要素を内視鏡の本体の内側で画像センサレイ 2 1 0 と統合し得る。代替的に、それらを内視鏡の内部に及び/又は外部に分散させ得る。内視鏡は、標的 1 2 0 を含む手術シーンへの視覚化されたアクセスをもたらすために、カニューレ 1 4 0 を介して身体組織 1 3 0 を貫通するよう位置付けられて、示されている。代替的に、内視鏡及び 1 つ又はそれよりも多くの器具は、単一の開口 - 単一の切開部又は自然開口部 - を通じて進んで、手術部位に達してもよい。標的 1 2 0 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あらゆる他の特徴であり得る。

40

【 0 0 3 8 】

入力システム 1 1 2 は、3 D 視覚表現を受信し、それをプロセッサ 1 0 6 に提供する。入力システム 1 1 2 は、3 D 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 3 D モデルを受信する電子通信バス（図示せず）に連結される記憶デバイスを含んでよい。例えば、プロセッサ 1 0 6 を用いて、Q 3 D モデルと 3 D 視覚表現との間に意図される整列（アライメント）を計算し得る。より具体的には、非限定的に、入力システム 1 1 2 は、システム 1 5 2 と、MRI、CT、又は超音波撮像システムのような、撮像システム（図示せず）との間に、イーサネット（登録商標）通信接続を構築するように構成される、プロセッサを含んでよい。他の撮像システムが用いられてよい。Bluetooth（登録商標）、Wi-Fi、光学等のような、他の種類の通信接続が用いられてよ

50

い。代替的に、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させられてよい。整列プロセスの結果は、プロセッサ 106 と関連付けられる記憶デバイス内に保存されてよく、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てよく、或いは図 25 に示すように表示されてよい。

【0039】

シーンの画像に加えられる Q3D 情報の実施例

【0040】

図 4 を再び参照すると、図 4 は、幾つかの実施態様に従った図 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。幾つかの実施態様によれば、三次元眺望 (three-dimensional perspective) をもたらすために、ビューア 312 は、各眼のために立体画像を含む。図示するように、手術部位の左画像 400L 及び右画像 400R は、それぞれ、左視認要素 401L 及び右視認要素 401R 内に、あらゆる器具 400 及び標的 410 を含む。視認要素内の画像 400L 及び 400R は、それぞれ、左ディスプレイデバイス 402L 及び右ディスプレイデバイス 402R によって提供されてよい。ディスプレイデバイス 402L, 402R は、任意的に、一对の陰極線管 (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デバイス (例えば、プラズマ、デジタル光投影等) であってよい。本発明の好適実施態様において、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デバイス 402L, 402R によって、着色されて提供される。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デバイス 402L 及び 402R が Q3D システムと共に用いられてよい。代替的に、Q3D 撮像システムを、3D モニタ、3DTV、又は 3D 効果眼鏡の使用を要求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し得る。

【0041】

2つの視認要素 401R, 401L を有する視認システムが、良好な 3D 視認眺望を提供し得る。Q3D 撮像システムは、この視認眺望に手術シーン中の物理的構造についての物理的次元情報を補足する。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 情報を表示し得る。例えば、図 4 に示すように、器具 400 と標的 410 との間の Q3D 距離数値「d__Inst r__T r g t」を立体ビューア 312 内に表示し得る。

【0042】

物理的場所及び次元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用い得るビデオ立体視認システムの説明は、ここに参照として明示的に援用する、(2011年9月30日に出願された)米国特許出願公開第 2012/0020547号、段落 0043 - 0053 及び対応する図面に提供されている。

【0043】

定量的三次元物理的情報の処理

【0044】

図 9 は、幾つかの実施態様に従った物理的標的の定量的三次元場所を決定するプロセスを表すフロー図である。プロセスは、図 8 の実施態様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、撮像センサ S_{ij} からビデオデータを取得するようコントローラ 106 を構成する。画像センサアレイ 210 は視野全体を「撮像」するが、異なるセンサ及び画像センサアレイ 210 内の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地点からの画像投影によって照らされてよい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んでよい。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つ又はそれよりも多くの信号を提供してよい。モジュール 402 は、物理的世界ビュー (physical world view) 内の選択的な関心の領域から標的を組織的に選択するようコントローラを構成する。モジュール 403 は、初期 (x0, y0, z0) 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構成する。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、一貫性 (consistency) について座標を確認する。座標計算は、受け入れ可能な精度に達するまで、ステップ 404 で精緻化される。決定モジュール 404 は、目下計算されている物理的場所が十分に正確であるか否かを決定するようコントローラを構成する。目下計算されている場所が十分に正確でないという決定に回答して、制御はモジュール 403 に戻り、異なる可能な物理的場所を試す。目下計算されている場所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、関心の領域全体がスキャン (走査) されたか否かを決定するようコントローラを構成する。関心の領域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、異なる標的が選択される。関心の領域全体がスキャンされたという決定に回答して、制御はモジュール 406 に進み、モジュール 406 は、関心の撮像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構成する。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、ここにおいて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コントローラを構成する。例えば、3D モデルは、移植片 (インプラント) を患者の器官の特定の寸法の大きさに作るような外科用途のために、後に用いられ得る。更に異なる実施例では、新しい手術器具 101 がロボットシステム 152 に装着されるときに、3D モデルを呼び戻して、新しい器具を従前の手術シーンと関係付けるために、それをディスプレイ 110 上に表示することが必要なことがある。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を格納してもよい。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る物理的位置情報を用いるようコントローラを構成する。Q3D ビューの実施例は、図 4 に示す距離値「d_Instr_Trgt」である。

【0045】

立体視ディスプレイは三次元において視認の錯覚を生むことを記す。しかしながら、実際の 3D ディスプレイは、湾曲面の上に投影される画像又はホログラフィック画像のような、3D 画像を提示する。典型的には、3D ディスプレイは、視認眺望を変えるよう、ビューが動くことを可能にする。

【0046】

図 10 は、幾つかの実施態様に従った図 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 中の全てのセンサから物理的世界シーンの画像をキャプチャするようコントローラを構成する。モジュール 402 . 2 は、キャプチャしたシーン内から関心の領域を特定するようコントローラを構成する。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内のピクセル場所を特定するために、関心の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) を探すようコントローラを構成する。後に説明するように、最良のマッチング (best matching) は、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が最大になるまで個々の画像をセンサ S_{ij} からシフトさせることによって達成されてよいが、これに限定されない。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ってよい。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コントローラを構成する。モジュール 402 . 5 は、選択される標的についての 2 つ又はそれよりも多くのピクセル座標 (N_x, N_y) を計算して、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か否かを決定するよう、コントローラを構成する。決定モジュール 402 . 6 は、計算される 2D ピクセル座標値が、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示すか否かを決定する。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) を正しく特定する役割を演じる。例えば、幾つかの実施態様において、3 つのセンサ、 S_{11}, S_{12}, S_{13} のみが用いられる簡略化されたシナリオを想定すると、2D ピクセル座標 [(N_{x11}, N_{y11})、(N_{x12}, N_{y12})、(N_{x13}, N_{y13})] の

三つ揃いが、 $[S_{11}, S_{12}, S_{13}]$ 上への同じ標的の投影に対応しないならば、(y 方向における投影シフトの推定である) 量

【数 1】

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

及び

【数 2】

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

は、異なる値を生む。後に提示する方程式によれば、

10

【数 3】

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

及び

【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ならば、同じでなければならない。

【数 5】

20

$$\hat{y}_{12} = \frac{N_{y11}}{N_{y11} - N_{y12}} \quad (402.5 - 1)$$

$$\hat{y}_{13} = 2 \cdot \frac{N_{y11}}{N_{y11} - N_{y13}} \quad (402.5 - 2)$$

【0047】

【数 6】

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

30

及び

【数 7】

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

が略等しくないならば、制御はモジュール 402.4 に戻り、センサ平面 S_{ij} 上への標的投影のための最良の候補を精緻化する。既述のように、上記はアルゴリズムの簡略化された実施であるに過ぎない。一般的には、図 10 のモジュール 402.6 に示すように、

【数 8】

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

40

と

【数 9】

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

との間の差の平均(norm)は、モジュール 402 がその反復を完了するために、受け入れ可能な許容差(tolerance) 未満でなければならない。類似の制約が、x 軸についての対応する推定、

【数 1 0】

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

及び

【数 1 1】

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

10

について満足させられなければならない。計算される 2 D ピクセル座標値 (N_x , N_y) が、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示すという決定に 応答して、制御はモジュール 4 0 3 に進む。

【 0 0 4 8】

各ピクセルは世界シーンから色及び強度情報を直接的にキャプチャすることが理解されるであろう。その上、上記プロセスによれば、各ピクセルは、ピクセル上に投影される世界ビュー内の物理的物体の (x , y , z) 座標と関連付けられる。よって、色情報、照明強度情報、及び物理的場所情報、即ち、色及び照明を投影した物理的物体の場所を、持続性コンピュータ可読記憶装置内のピクセルと関連付け得る。以下の表 1 は、この関連を例示する。

20

【 0 0 4 9】

表 1

【表 1】

表 1

ピクセル識別子	色値	強度値	場所 (x, y, z)
---------	----	-----	--------------

【 0 0 5 0】

Q 3 D 情報決定の実施例

30

【 0 0 5 1】

投影マッチングの実施例

【 0 0 5 2】

幾つかの実施態様によれば、図 1 1 は、3つの例示的な物体を含む例示的な三次元物理的世界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 S_{1 1} - S_{3 3} のアレイを含む例示的なセンサアレイ 2 1 0 の例示的な図面である。上述のように、アレイ中の各センサ S_{i j} 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列を含む。各センサは、レンズスタック (レンズ積重ね) を含み、レンズスタックは、レンズスタックの集束平面内に配置されるピクセルの対応する配列上に画像を解像する別個の光学通路を創る。各ピクセルは、光センサとして作用し、その多数のピクセルを備える各集束平面は、画像センサとして作用する。その集束平面を備える各センサ S_{1 1} - S_{3 3} は、他のセンサ及び集束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、上述した (2 0 1 0 年 1 1 月 2 2 日に 出願された) 米国特許第 8 , 5 1 4 , 4 9 1 号及び (2 0 1 2 年 9 月 1 9 日に 出願された) 米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 0 7 0 0 6 0 号に開示されている。

40

【 0 0 5 3】

幾つかの実施態様によれば、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。幾つかの実施態様において、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

50

れる。しかしながら、代替的な実施態様において、センサは、非対称的な x 軸及び y 軸特性を有する。同様に、幾つかの実施態様において、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、上手く制御された方法においてアレイ210に亘って分散させられる。例えば、センサは、図示の二次元格子上で距離だけ離れてよい。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ってよい。

【0054】

図11に示す実施態様において、センサは、センサ $S_{11} - S_{13}$ が頂列を占め、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、長方形格子において配置される。各センサは、 N 行のピクセル及び N 列のピクセル(図示せず)を含む。光源によって生成される光線が、破線によって示されるように、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。例示的な目的のために、頂行中のセンサ 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、非構造的白色光又は周囲光であってよい。代替的に、光源は、可視スペクトル又は赤外スペクトルのような、選択的な波長で光を提供してよく、或いは、光は、例えば、選択的な波長(例えば、色)又は波長の範囲(例えば、色の範囲)をもたらすよう濾過され或いは分割されてよい。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。しかしながら、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。更に、幾つかの実施において、センサに入射する光は、例えば、エネルギー源によって励起される蛍光中に、物体で生じること、並びに、反射させられる光の記述は、この状況を包含することが、理解されなければならない。

10

20

【0055】

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、世界ビューから別個に画像をキャプチャする。図12は、幾つかの実施態様に従ったセンサ S_{ij} (S_{11} , S_{12} , S_{13} のみを示している)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させられる光線が、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させられる光線は、三次元から二次元への物体の多数の透視投影、即ち、反射光線を受け取る各センサ内の異なる投影を生成する。具体的には、物体の投影の相対的な場所は、 S_{11} から S_{13} に進行するときに、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、各画像センサのために、その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、あるパターンの電気信号がそのピクセルによって生成される。

30

【0056】

モジュール402.2によれば、関心の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の領域(ROI)の選択を示す例示的な図面である。この実施例において、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、選択される関心の領域内にある。このステップは、操作者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、或いは、それは指定の方法においてソフトウェアによって或いは操作者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、幾つかの実施態様において、世界シーンは人間の解剖学的構造の内腔を示してよく、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ってよい。外科医は内腔内から実時間の視覚的な像(imagery)を受け取ってよく、人間の解剖学的構造及び体腔内に突出する手術器具の部分の組織領域を見ることがある。外科医は、そのための場所情報が、例えば、テレストラーション(telestration)ビデオマーカのような、既知の技法を通じて決定されるべき、視野内の物体を特定してよい(例えば、(2005年12月30日に出願された)米国特許第7,907,166B2号を参照)。そのような操作者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処理を用いて関心の領域を特定し得る。

40

50

【 0 0 5 7 】

モジュール 4 0 2 . 3 によれば、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場所を特定するために、ベストマッチが関心の領域内のシーン画像の間に決定される。図 1 4 は、幾つかの実施態様に従ったセンサ S_{11} 、 S_{12} 、 S_{13} 内の投影画像の相対的な幾何学的偏心（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。幾つかの実施態様によれば、センサ S_{13} からの画像は、基準画像であると考えられ、選択される ROI 内の物体の投影は、センサ S_{13} 内のそれらの場所に対してセンサ S_{12} 内の量 2_3 ピクセルだけ右に偏心させられている。同様に、選択される ROI 内の物体の投影は、センサ S_{13} 内のそれらの場所に対して量 1_3 ピクセルだけ右に偏心させられている。センサ S_{11} 、 S_{12} 、 S_{13} の FOV 視認軸は、それぞれ、センサ S_{13} の FOV 視認軸の右に偏心させられるので（そのような視認軸は、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} 内で左に偏心させられる）。

10

【 0 0 5 8 】

図 1 5 は、幾つかの実施態様に従って ROI 内のセンサ S_{13} 内の投影画像と整列するよう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。現在の実施例において、センサ S_{13} は、基準センサとして作用するように設計されている。整列（アライメント）及び幾何学的寸法を決定することにおける使用のために他のセンサを選択し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} 内に特定され、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。このようにして、選択される ROI 内の物体の対応する投影を、指定されるセンサ内の投影の場所に対するそれらの偏心と共に、他のセンサ内で特定し得る。

20

【 0 0 5 9 】

具体的には、例えば、3 つの実施例の物体の投影は、センサ S_{12} 内で量 2_3 ピクセルだけ右にシフトさせられ、3 つの実施例の物体の投影は、センサ S_{13} 内で量 1_3 ピクセルだけ右にシフトさせられる。この例示的な実施例では、説明を単純化するために、投影は y 方向のみにおいて偏心させられ、x 方向において偏心させられていないと仮定されているが、同じ原理がセンサ間にあるような x 方向投影偏心にも当て嵌まる。その上、この実施例は線形偏心を示すが、当業者は、例えば、異なるセンサ内に相対的な偏心を有する投影と整列させるよう、回転のような他の転換を適用し得る。

30

【 0 0 6 0 】

幾つかの実施態様によれば、例えば、二次元（2D）相互相関技法又は主成分分析（PCA）を用いて、 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得る。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（マッチ）させ或いは整列させることである。より具体的には、最高の相関係数が達成されるまで、 S_{12} 内の ROI 内の投影画像はシフトさせられ、 S_{13} 内の投影画像と相互相関させられる。同様に、最高の相関係数が達成されるまで、 S_{11} 内の ROI 内の投影画像はシフトさせられ、 S_{13} 内の ROI 内の投影画像と相互相関させられる。よって、 S_{13} 内の ROI の投影と S_{12} 内の ROI の投影との間の偏心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 の投影との間の偏心を決定することによって、センサ S_{11} 及び S_{12} 内の ROI の投影の場所を特定するために、ROI の投影の整列が用いられる。

40

【 0 0 6 1 】

候補ピクセル選択及び精緻化の実施例

【 0 0 6 2 】

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、それらは、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。ROI 内の

50

物体の投影がセンサ S_{11} , S_{12} , S_{13} の各々の内でひとたび特定されると、ROI 内の個々の標的地点の物理的 (x , y , z) 投影をイメージアレイに対して決定し得る。幾つかの実施態様によれば、ROI 内の多数の標的地点の各々について、標的地点からの投影によって照らされる多数のセンサの各々の内の1つ又はそれよりも多くのピクセルが特定される。各々のそのような標的地点について、少なくとも部分的に、標的地点からの投影によって照らされるように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基づき、物理的 (x , y , z) 標的地点場所が決定される。

【0063】

ROI を組織的に横断することによって (例えば、特定の段階サイズで右から左に並びにある特定の段階サイズで上から下に) 一連の標的地点を自動的に選択し得ること並びに各々の選択される地点について物理的 (x , y , z) 標的位置場所を決定し得ることが理解されるであろう。 S_{11} 及び S_{12} は S_{13} と最良に整合 (マッチ) させられるので、横断はシフトされる関心の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} , S_{13} の各々の内でピクセルを特定することを含む。よって、 S_{11} , S_{12} , S_{13} の各々の内の候補ピクセルは、選択される標的地点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。

10

【0064】

換言すれば、標的地点 T を選択するために、ピクセルが、標的地点 T の投影によって照らされるセンサ S_{11} , S_{12} , S_{13} の各々の内に選択される。標的 T の (x , y , z) 物理的場所は、その選択の瞬間に知られていないことが理解されるであろう。その上、上述の整列プロセスの不正確性は、各センサ内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性を招き得ることが理解されるであろう。よって、図 17、18 及び 19 を参照して説明するように、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} , S_{13} の各々の内のピクセルについての決定の精度について、更なる決定が行われる。

20

【0065】

上の実施例を続けて、三角形の第 1 の物体が現在選択されている標的地点であると仮定する。図 16 は、幾つかの実施態様に従ったセンサ S_{11} , S_{12} , S_{13} の上への選択される三角形の標的地点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 2D ピクセル座標、 [(Nx_{11} , Ny_{11}) , (Nx_{12} , Ny_{12}) , (Nx_{13} , Ny_{13})] が決定される。単純化のために、図 16 は、 y 軸ピクセル座標のみを示している。これらの 2D ピクセル座標を用いて、式 (402 . 5 - 1) 及び (402 . 5 - 2) が適用され、

30

【数 1 2】

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

及び

【数 1 3】

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

40

がモジュール 402 . 5 の部分として計算される。402 . 6 の部分、平均 (norm)

【数 1 4】

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

が計算され、受け入れ可能な許容差 と比較される。同様に、 x 軸ピクセル座標及び場所推定が計算され、受け入れ可能な許容差に対して比較される。モジュール 402 . 6 の条件が満足させられるならば、プロセスはモジュール 403 に進む。さもなければ、それはモジュール 402 . 4 に戻り、標的候補を更に精緻化する。

【0066】

図 17 を参照すると、センサ S_{11} , S_{12} , S_{13} と、物理的空間内の場所 (x , y

50

(z) に配置される選択される三角形の第 1 の物体標的地点 T とを含む、イメージアレイの部分が示されている。イメージアレイ内のセンサは、それらの間に既知の間隔、 s_{ij} を有する。 S_{11} と S_{12} との間物理的位置間隔は s_{12} であり、 S_{12} と S_{13} との間物理的位置間隔は s_{23} である。他の実施態様において、全てのセンサ S_{ij} の間隔は、同一であり、 s_{ij} 、構造的仕様 (constructional specification) と等しい。センサ S_{ij} は、既知の視野角度 θ_{ij} も有する。

【0067】

上で説明したように、幾つかの実施態様において、各センサは、長方形パターンの行列において配置されるピクセルを備える 2D 撮像要素として構成される。代替的に、ピクセルを、例えば、円形パターン、ジグザグパターン、分散パターンにおいて、或いはサブピクセル偏心 (sub-pixel offsets) を含む不規則パターンにおいて配置し得る。これらの要素の角度及びピクセル特性は同一であってよく、或いは、代替的に、センサ毎に異なってよい。しかしながら、これらの特性は知られていることが仮定されている。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ているが、それらは異なってよい。

10

【0068】

単純性のために、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} から距離 z で、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 次元視野に拡張する。同様に、センサ S_{12} から距離 z で、センサ S_{12} の y 次元視野は FOV_2 によって示されている。また、センサ S_{13} から距離 z で、 S_{13} の y 次元視野は FOV_3 によって示されている。長さ FOV_1 , FOV_2 , FOV_3 は、互いに重なり合い、センサ S_{11} , S_{12} , S_{13} が、幾らかの (未知の) 距離 z に物理的に位置する標的 T の三方向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想定されるように、センサが同一に作られるならば、長さ FOV_1 , FOV_2 , FOV_3 も、同一である。3つの長さ FOV_1 , FOV_2 , 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 (不明の) 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、それらはそれらが恰も互いに隣接して重なり合うように描かれていることが理解されるであろう。

20

【0069】

図 18 を参照すると、画像センサ S_{11} , S_{12} , S_{13} 上への現在選択されている標的地点 T の投影の例示的な正面図が示されている。単純性のために、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想定される。標的 T の投影の x 座標は全て等しいことも想定される。換言すれば、 S_{11} , S_{12} , S_{13} 上への標的 T の投影のために、 $n_{x1} = n_{x2} = n_{x3}$ であることが想定される。説明を単純化するために、幾何学的な視野角度 θ_{ij} は、垂直的に $\theta_{x1} = \theta_{y1}$ であるので、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 , z 物理的座標を計算するために以下に提示するプロセスをどのように修正するかを知るであろう。

30

【0070】

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} 内の物理的地点に投影される。より具体的には、センサ S_{11} 上への標的 T の投影は、原点から取られると、 y 軸に沿って n_{y1} ピクセルに配置され、 x 軸に沿って n_{x1} ピクセルに配置される。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} 内の物理的地点に投影される。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} 内の物理的地点に投影される。各センサ内のピクセル場所 (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 に示すように、座標 (x, y, z) の世界系 (global system) は、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、センサ S_{11} の幾何学的中心に配置されてよいが、それに限定されない。

40

【0071】

図 16 及び図 18 の両方を参照すると、標的の投影の y ピクセル距離は各センサにおい

50

て異なることを見ることが出来る。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 n_{y1} ピクセル左に配置されている。選択される標的 T の投影は、 S_{12} において原点の n_{y2} ピクセル左に配置されている。選択される標的 T の投影は、 S_{13} において原点の n_{y3} ピクセル左に配置されている。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 ピクセル距離に向けられていると想定される。

【0072】

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} 、 S_{13} に対する現在選択されている標的 T の配置が示されており、センサの各々における候補ピクセルについての y 方向偏心も示している。図 19 の図面は、選択される標的 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 (不明の) 距離 z で、各センサのための y 方向視野は、 FOV_i として記される長さ亘って延びる。この長さ、 FOV_i は、幾つかの実施態様において、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 方向において対称的である視野を有するという動作推定 (working assumption) を考慮すれば、その長さも x 軸に沿って垂直に FOV_i である。

10

【0073】

候補ピクセル選択が、少なくとも部分的に、選択される標的の物理的場所の決定における不正確性を招き得る不確実性のレベルを有し得る相関プロセスに基づいて行われることを思い起こして頂きたい。よって、幾つかの実施態様に従った標的投影候補選択の正確性の更なる確認が、以下のように行われる。

20

【0074】

標的の物理的 (x, y) 場所を決定すること及び標的投影候補選択の正確性を確認することの実施例

【0075】

モジュール 402.5 によれば、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否かを決定するために、2 つ又はそれよりも多くの二次元 (N_x , N_y) 座標値が、選択される標的のために計算される。上で議論した推定及び 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き、イメージアレイ及び図 19 中の実施例において現在選択されている標的 T は、以下の関係を有し、

30

【数 15】

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

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

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

40

ここで、

N は、撮像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において表わされる標的地点 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において表わされる標的地点 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において表現される標的地点 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地点 T の位置であり、

50

は、視野の角度である。

【 0 0 7 6 】

その上、センサ S_{11} 及び S_{13} を用いて同じ算数を行うならば、並びに、 S_{11} と S_{13} との間の分離が 2 であると仮定すると、以下が得られ、

【 数 1 6 】

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

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

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

10

ここで、

n_{x3} は、 x 方向における S_{13} 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地点 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において表現される標的地点 T の位置である。

20

【 0 0 7 7 】

よって、選択される標的 T の物理的 x 座標の決定を式 (3) 又は (6) に基づき決定し得る。選択される標的 T の物理的 y 座標の決定を式 (2) 又は (5) に基づき決定し得る。選択される標的 T の物理的 z 座標の決定を方程式 (1) 又は (4) に基づき決定し得る。

【 0 0 7 8 】

より一般的には、モジュール 402.6 によれば、計算される 2D 座標値が、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示すか否かについて、決定が行われる。各座標についての 2 つの公式 (formulation) を通じて、標的 T の物理的 (x, y, z) 座標のより確実な決定を得ることができる。例えば、標的 T についての y 座標を両方の公式 (2) 及び (5) を用いて決定し得る。2 つの公式を用いて計算される結果として得られる y 座標値が、ある程度の受け入れ可能な許容差値 (tolerance value)、 y よりも多い値だけ異なるならば、整合 (マッチング) プロセスが異なるセンサ内の投影の間の偏心を十分な精度で解消し損ず、その結果、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意味において、候補ピクセルが対応しないという、決定を行い得る。 y 計算が整合し損なう事態においては、各々が選択される標的 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試みにおいて、整合プロセスの他の繰返しが行われてよい。計算される y 値が等しい可能性は低いことが理解されるであろう。何故ならば、異なるセンサ上への異なる透視投影は、例えば、視差効果の故に異なり得るからである。従って、受け入れ可能な許容差値は、意図される用途に従って指定される。手術撮像用途のために、0.1 ~ 0.3 mm の間の δ が、典型的には、受け入れ可能な Q3D 精度をもたらす。当業者は、この発明の精神から逸脱せずに、異なる受け入れ可能な許容差レベルを定めてよい。

30

40

【 0 0 7 9 】

x 軸及び y 軸の周りの推定されるセンサ対称性を考慮すれば、当業者は、(2) 及び (5) における公式と類似の公式を用いるが、 n_{yi} の代わりに n_{xi} を用いて、標的 T の x 座標について同種の決定を行い得ることを理解するであろう。公式 (3) 及び (6) を 402.5 及び 402.6 の部分において用い得ない。何故ならば、それらは z 座標の知識を必要とするからである。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}, 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

50

の目的のためには、 x 軸及び y 軸のために調節された公式 (2) 及び (5) で十分である。完全なセットの座標 (x, y, z) は、以下に記載するように、モジュール 403 及び 404 の計算される部分である。

【0080】

標的の物理的 z 場所を決定する実施例

【0081】

図 19 に例示するように、モジュール 403 及び 404 によれば、計算プロセスを開始するために、 z 座標、 z_0 についての初期的な推定が用いられる。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、視覚化されるべき意図される世界ビューを定める。初期値 z_0 は、内視鏡に最も近い視野のエッジ (縁) で開始する。図 8 を参照すると、手術内視鏡を包含する 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 ~ 5 mm 外れ得る。そのような初期的な推定は、一般的には、この用途のために十分である。何故ならば、Q3D 内視鏡にそのように近接近して存する組織又は手術器具を有する可能性は低いからである。次に、値 z_0 を公式 (3) 及び (6) に差し込む。標的の x 座標が特異であることを考慮するならば、 z_0 が真実であり、標的の z 座標が正しいならば、公式 (3) 及び (6) は同一の値又は受け入れ可能なレベルの許容差内の略等しい値、 x を生む。

10

【数 17】

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

20

【0082】

(3) 及び (6) が受け入れ可能な許容差 ϵ_x の外側にあるならば、繰返しが続き、 z についての新しい推定、 z_1 を試す。幾つかの実施態様によれば、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、繰返しステップの大きさである。一般的には、 k^{th} 反復 $z_k = z_{k-1} + \Delta z$ である。繰返しプロセスは、条件 (7) を満足するとき停止する。より小さな 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、プロセスを完了するのにより多くの計算時間、故に、待ち時間 (latency) の増大を必要とする。待ち時間の増大は、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招くことがある。換言すれば、外科医はシステムが命令の裏で遅れている (即ち、実時間で動作していない) ものとして知覚する。20 ~ 30 cm の不可算の手術視認空間のために、0.1 ~ 0.3 mm の Δz が十分なことがある。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 の大きさを均衡させることを知っている。

30

【0083】

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} , S_{13} のみを含んだ。一般的には、より多くのセンサを用いて、Q3D 座標計算の精度を増大させ得るが、繰返しの総数も減少させ得る。例えば、3 つよりも多くのセンサ、好ましくは、 3×3 センサアレイが用いられるならば、最急勾配 (steepest gradient) のような方法を用いて、モジュール 402.5 及び 403 によって行われる推定誤差の方向を変え得る。3D 誤差勾配表面の局所的な極限に向かう進行に整合 (マッチ) するよう、繰返しステップの大きさ及び方向を調節し得る。

40

【0084】

Q3D 情報を用いた内視鏡検査手術の誘導

【0085】

図 20 は、幾つかの実施態様に従った外科処置中に Q3D 情報を用いる第 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 を遂行するようコンピュータ 151 を構成する。モジュール 2002 は、使用者入力を受信して、ビューア 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よう、コンピュータを構成する。モジュール 2004 は、使用者選択の受信に応

50

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コンピュータを構成する。決定モジュール2006は、距離を表示するために、メニューへの使用者入力を受信されたか否かを決定するよう、コンピュータを構成する。使用者入力を受信して距離を表示した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中に数値距離を表示するようコンピュータを構成する。決定モジュール2010は、距離表示を選択するために使用者入力の受信についての指定の時間間隔を待ち、「タイムアウト」間隔内に使用者入力を受信しないことに回答して、決定モジュール2006の動作を終了させるよう、コンピュータを構成する。

【0086】

決定モジュール2012は、近接警報限界を入力するためにメニューへの使用者入力を受信されたか否かを決定するよう、コンピュータを構成する。近接閾値(proximity threshold)を入力するために使用者入力が入力されたという決定に回答して、モジュール2014は、Q3D情報を用いて、外科医の視野内の2つ又はそれよりも多くの物体の間の近接性をモニタリング(監視)するよう、コンピュータを構成する。決定モジュール2016は、近接閾値を超えたか否かを決定する。近接閾値を超えたという決定に回答して、モジュール2018は、警報をアクティブ化させるようコンピュータを構成する。警報は、音、点滅する光のような視覚的キュー、衝突を避ける器具動作の係止(ロック)、又は他の触覚フィードバックを含んでよい。近接閾値を超えなかったという決定に回答して、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使用者入力の受信についての指定の時間間隔を待ち、「タイムアウト」間隔内に使用者入力

【0087】

図21は、幾つかの実施態様に従った図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と関連付けられる視認モニタを含む。代替的に、ディスプレイスクリーン2102は、ビューア312の視認要素401R, 401Lの領域を含んでよい。使用者入力に回答して、モジュール2004は、第1のメニュー項目「距離を表示する」2106及び第2のメニュー項目「近接警報を設定する」2108を含む、メニューを表示させる。「距離を教示する」というメニュー項目2106を選択する使用者入力に回答して、モジュール2008は、2つ又はそれよりも多くの物体の間の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と標的との間のQ3D距離「d__Inst r__Tr g t」の表示が示されている。「近接警報を設定する」というメニュー項目2108を選択する使用者入力に回答して、「距離を入力する」というUI入力2110が表示され、それは使用者が近接距離閾値(proximity distance threshold value)、例えば、1センチメートルを入力し得るフィールドを含む。代替的な実施態様(図示せず)において、初期設定近接閾値が全ての器具のために前もって設定されてよく、使用者は、例えば、図21のメニューを用いて近接閾値を変更してよい。代替的な実施態様において、使用者は、閾値(threshold value)を入力するよりもむしろ初期設定閾値(default threshold value)を選択することを選び得る。幾つかの実施態様において、使用者は、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し得る。

【0088】

図22A - 22Bは、幾つかの実施態様に従った使用者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、テレステレーションのようなビデオマーカツールを用いて或いは図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創り得る、体組織のような、標的410L, 410Rの例示的な第1の強調領域2202L, 2202R(highlighting areas)を示している。図22Bは、ビデオマーカツールを用いて創り得る、器具先端400L, 400Rの例示的な第2の強調領域2206L, 2206Rを示している。手術中、幾つかの実施態様によれば、使用者は、第1の強調領域

2202L, 2202Rを創る。次に、使用者は、ビデオマーカツールを用いて、器具先端400L, 400Rの第2の強調領域を創る。品目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。次に、使用者は、セクタ(図示せず)を作動させて(例えば、入力キーを押して)、選択を入力する。モジュール2002は、受信する使用者入力を、標的画像410L, 410R及び器具画像400L, 400Rの選択として解釈する。

【0089】

図23は、幾つかの実施態様に従った外科処置中にQ3D情報を用いる第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を遂行するようコンピュータ151を構成する。モジュール2302は、使用者入力を受け取って、ビューア312を覗くときに外科医の視野内の物体を選択するよう、コンピュータを構成する。例えば、図22Aを再び参照すると、使用者入力は、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2206L, 2206Rを創るようために受信されるよう、示されている。使用者入力(図示せず)は、セクタ(図示せず)を作動させて(例えば、入力キーを押して)、器具先端400L, 400Rの画像の選択を入力するために、受信される。

10

【0090】

図23にもう一度戻ると、使用者選択の受信に応答して、モジュール2304は、コンピュータコンソールにメニューを表示するようコンピュータを構成する。決定モジュール2306は、選択される物体の画像を回転させるために、メニューへの使用者入力が受信されたか否かを決定するよう、コンピュータを構成する。画像を回転させる使用者入力が受信されたという決定に応答して、モジュール2308は、画像を回転させて物体の異なる三次元眺望を示すよう、コンピュータを構成する。決定モジュール2310は、画像を回転させる使用者入力の受信のための指定の時間間隔を待って、「タイムアウト」間隔内に使用者入力がないことに応答して決定モジュール2306の動作を終了させるよう、コンピュータを構成する。

20

【0091】

図24は、幾つかの実施態様に従った図23のプロセスに従ったディスプレイスクリーン2402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2402は、コンピュータ151と関連付けられる視認モニタを含む。代替的に、ディスプレイスクリーン2402は、ビューア312の視認要素401R, 401Lの領域を含んでよい。受信される使用者入力に応答して、モジュール2304は、第3のメニュー項目「左に回転させる」2406及び第4のメニュー項目「右に回転させる」2408を含む、メニュー2404の表示をもたらす。第3の又は第4のメニュー項目2406, 2408のうち的一方又は他方を選択する使用者入力に応答して、モジュール2308は、図9のモジュール407に従って創られ且つ格納される3Dモデルの領域をもたらす。回転の量は数度、例えば、30度未満に限定されてよいことが理解されるであろう。何故ならば、センサイメージアレイ210は、限定的な全体的な視野を有するからである。

30

【0092】

器具先端からの仮想のQ3D眺望

【0093】

図25は、画像センサアレイ210と関連付けられ且つ内視鏡視野(FOV)を有するQ3D内視鏡2502を示す、例示的な図面である。図25は、幾つかの実施態様に従った視野内の手術シーン2508内に配置される1つ又はそれよりも多くの解剖学的構造2508-1, 2508-2及び手術器具2506の部分の斜視図も示している。光源2510が、手術シーン2508を照らす。図7A-7B及び図8-10を参照して説明したように、画像センサアレイ210が、内視鏡2502の先端2512から広がるFOV。内の解剖学的構造2508-1, 2508-2及び手術器具2506の画像投影をキャプチャするように、位置付けられる。結果的に、手術シーン2508のQ3Dモデルが計算される。図8を参照して上で説明したように、内視鏡2502は、カニューレを介して体壁組織を貫通し、或いは自然開口部を通じて体に進入し、次に、内視鏡2502は、手

40

50

術シーン 2508 への視覚的アクセスをもたらすために、並びに手術シーン 2508 の画像をキャプチャするために、患者の体腔内に延入し、手術シーンは、例示的な標的として、患者の体腔内の解剖学的構造 2508 - 1, 2508 - 2 及び手術器具 2506 を含む。

【0094】

図 25 は、幾つかの実施態様に従って図 5 - 6 を参照して記載される Q3D 内視鏡 2502 の視野 (FOV) を例示している。図 5 - 6 に示すように、器具 101A - B 及び Q3D 内視鏡 101C は、外科介入 (外科インターベンション) 中に異なるカニューレを通じて配置されてよい。外科介入は、遠隔操作医療システムの使用を含んでよく、或いは、外科介入は、手動の最小侵襲的介入であってよく、或いは、外科介入は、観血手術介入であってよく、或いは、それらの組み合わせであってよい。内視鏡視野 (FOV) は、外科処置中に、図 4 を参照して上述したように、ビューア 312 を通じて外科医に見えることが理解されるであろう。図 6 は、ロボット技術を用いる遠隔操作外科介入に関して、患者側カートの機械的手術アーム 158A - 158D にある内視鏡 101C 及び器具 101A - B の配置を例示している。

10

【0095】

例示の目的のために、DA VINCI Si (登録商標) Surgical System 用の EODWRIST (登録商標) MEGA Needle Driver Instrument のような、持針器 (needle driver) の形態のエンドエフェクタを有する、標的手術器具 2506 が、示されている。しかしながら、外科介入中に、例えば、鉗、グラスパ、メス、焼灼電極、ステープラ、又はクリップアプライアのような、代替的なエンドエフェクタを用いて、異なる手術機能を実施し得る。例示の目的のために、患者の体腔内の例示的な手術シーン 2508 は、第 1 の解剖学的組織構造を表す球形状を有する第 1 の解剖学的標的 2508 - 1 と、第 2 の解剖学的組織構造を表すピラミッド形状を有する第 2 の解剖学的標的 2508 - 2 とを含む。

20

【0096】

幾つかの実施態様によれば、手術シーン 2508 の仮想の Q3D 眺望が、内視鏡 2502 と関連付けられるセンサレイの内視鏡 FOV 内に配置される、標的手術器具 2506 の長手軸に沿う視認眺望から生成される。内視鏡 2502 を標的手術器具 2506 の軸 2514 と整列させるために、内視鏡 2502 の向き及び位置の変換について、決定が行われる。これらの向き及び位置変換は、内視鏡 2502 の FOV 内の Q3D ビューから手術器具 2506 の軸 2514 に沿う器具視野 (FOV_i) 内の Q3D ビューへのシーン 2508 の Q3D レンダリングの変換のための基礎として用いられる。FOV_i からの手術シーン 2508 のビューは、図 4 の 3D ビューア 312 を用いて視覚化されてよい。よって、Q3D 情報は、恰も、画像キャプチャデバイスが、手術器具 2506 の先端に位置し、且つ視野が専用の内視鏡器具と整列させられる方法と同様の方法において手術器具 2506 の長手軸と整列させられる FOV_i を有する (例えば、長手軸からの 0° 偏心、長手軸からの 30° 偏心等)、静止画像又は動画を創るために、用いられる。代替的に、FOV_i は、手術器具 2506 の他の場所に、例えば、ジョー間の支点到りいはそれに隣接して、位置してよい。この特徴を記載する更に他の方法は、内視鏡画像が手術器具 2506 の眺望 (perspective) から生成されるよう、互いに一致する内視鏡 2502 及び手術器具 2506 を考えることである。

30

40

【0097】

図 26 は、幾つかの実施態様に従って、Q3D シーンを、内視鏡視認眺望から内視鏡視認眺望内の標的器具の眺望からの Q3D シーンに変換する、プロセス 2600 を表す例示的なフロー図である。幾つかの実施態様に従った特定の幾何学的変換を行うために、Q3D 内視鏡先端 2512 は、図 25 に例示するように、3D 座標系 x, y, z の原点に位置すると想定される。モジュール 2602 は、シーン 2508 の Q3D モデル 2650 を創るよう、図 8 からのコンピュータ 151 (又はコントローラ 106; コンピュータ 151 への言及は以下の記述においてコントローラ 106 にも当て嵌まる) を構成する。図 9 - 19 を参照して上で説明したように、コンピュータ 151 は、内視鏡 FOV 内で決定さ

50

れる地点の (x, y, z) 座標を決定するように構成される。そうするときに、システムは、シーン 2508 の Q3D モデル 2650 を創る。Q3D モデル 2650 は、持続性コンピュータ可読記憶デバイス 2652 内に格納される。図 25 に示すように、器具 2506 の遠位部分が、内視鏡 2502 と関連付けられるセンサ 210 の FOV_e 内にキャプチャされる。

【0098】

モジュール 2604 は、内視鏡 2502 の先端 2512 とシーン 2508 との間の距離 d_1 を決定するように、図 8 からのコンピュータ 151 を構成する。距離 d_1 は、先端 2512 からシーン 2508 の最も近い地点までの長さを表す。図 25 において提供される実施例において、 d_1 は、Q3D 内視鏡先端 2512 から標的 2508 - 1 の最も近い地点までの距離である。同様に、モジュール 2604 は、標的手術器具 2506 の先端 2516 と手術シーン 2508 との間の距離 d_2 を決定するように、コンピュータ 151 を構成する。距離 d_2 は、先端 2516 からシーン 2508 の最も近い地点までの距離を表す。図 25 において提供される実施例において、距離 d_2 は、器具先端 2516 から標的 2508 - 1 上の最も近い地点までの距離である。システムは、Q3D モデルの詳細に基づき、距離 d_1 及び d_2 を決定し得る。図 9 及び 20 を参照して記載したアルゴリズムを用いて、距離 d_1 及び d_2 を計算し得る。図 9 に関して記載するアルゴリズムは、FOV_e 内の全ての地点の座標を決定する。図 20 に関して記載するアルゴリズムを用いて、2512 と 2508 - 1 との間のような、或いは、2516 と 2508 - 1 との間のような、如何なる 2 つの物体の間の距離をも決定し得る。以下により詳細に説明するように、これらの距離パラメータは、3D 眺望のレンダリングが記載されるときに用いられる。

10

20

【0099】

次に、Q3D 内視鏡 2502 が器具 2506 の 3D 姿勢を撮るよう、Q3D 内視鏡 2502 を仮想的に「移動」させる (move) ために、シーン 2508 の Q3D モデル内の情報に基づき、一連の幾何学的変換が行われる。ここにおいて用いるとき、「姿勢」(“pose”) という用語は、少なくとも 1 つの並進自由度内の物体の部分又は物体の位置を指し、少なくとも 1 つの回転自由度 (デカルト空間内の最大で全部で 6 つの自由度 (サージ (surge)、ヒープ (heave)、スウェイ (sway)、ロール (roll)、ヨー (yaw)、ピッチ (pitch))) 内のその物体の部分又はその物体の向きを指す。この記述はデカルト用語によるが、実際には他の座標系 (極座標、円柱座標、球座標等) が用いられてよい。

30

【0100】

モジュール 2606 は、Q3D モデル 2650 から器具 2506 の可視部分に位置する少なくとも 2 つの地点の (x, y, z) 座標を決定するように、コンピュータ 151 又はコントローラ 106 を構成する。好ましくは、精度の増大のために、より多くの地点を決定し得る。例えば、これらの地点が図 25 に示す P1 及び P2 であると仮定する。上で議論したように、内視鏡 2502 は、その先端が原点にある状態で、3D 座標系の z 軸 2518 上に位置すると想定される。結果的に、内視鏡 2502 の軸 2518 を、以下の方程式によって定められる 3D 線として記述し得る。

【数 18】

$$x=0; y=0 \quad (8)$$

40

【0101】

モジュール 2608 は、地点 $P_1(x_1, y_1, z_1)$ 及び $P_2(x_2, y_2, z_2)$ に関して、以下の方程式によって定められる 3D 線を含む、器具 2506 の軸 2514 を決定するように、コンピュータシステム 151 を構成し、

【数 19】

$$\frac{x-x_1}{x_2-x_1} = \frac{y-y_1}{y_2-y_1} = \frac{z-z_1}{z_2-z_1} \quad (9)$$

ここで、方程式 (9) は、器具 2506 の軸 2514 上のいずれかの地点 (x, y, z)

50

)を定める。

【 0 1 0 2 】

モジュール 2 6 1 0 は、内視鏡 2 5 0 2 を器具 2 5 0 6 の姿勢に仮想的に「移動」させる変換を計算するように、コンピュータシステム 1 5 1 を構成する。この「移動」は、内視鏡 2 5 0 2 の z 軸 2 5 1 8 を標的器具 2 5 0 6 の軸 2 5 1 4 と仮想的に整列させる、一連の仮想の回転及び仮想の並進を含む。

【 0 1 0 3 】

図 2 7 A - 2 7 C は、幾つかの実施態様に従った、仮想の向き変換 (図 2 7 A)、仮想の場所変換 (図 2 7 B)、及び結果として得られる仮想の整列 (図 2 7 C) を表す、例示的な図面である。そのような変換は、当業者に知られており、それらの実施の詳細は、そのような変換の順序、数、又は大きさを含めて、異なり得る。また、当業者は、デカルト以外の異なる 3 D 座標系を用い得ることを理解する。例えば、結果を変更せずに、極座標系、円柱座標系、又は球座標系を利用し得る。

10

【 0 1 0 4 】

図 2 7 A を参照すると、例えば、セグメント l_1 は、内視鏡 2 5 0 2 の姿勢を表しており、セグメント l_2 は、標的器具 2 5 0 6 の姿勢を表している。より具体的には、セグメント l_1 は、内視鏡軸 2 5 1 8 の位置及び向きを表しており、セグメント l_2 は、標的器具軸 2 5 1 4 の位置及び向きを表している。モジュール 2 6 1 0 は、回転角度 α によって定められる回転行列 M_x を利用することによって x 軸の周りでセグメント l_1 を仮想的に回転させるように、コンピュータ 1 5 1 を構成する。モジュール 2 6 1 0 は、回転角度 β によって定められる回転行列 M_y を利用することによって y 軸の周りでセグメント l_1 を仮想的に回転させるように、コンピュータ 1 5 1 を構成する。最後に、必要であれば、モジュール 2 6 1 0 は、回転角度 γ によって定められる回転行列 M_z を利用することによって z 軸の周りでセグメント l_1 を仮想的に回転させるように、コンピュータ 1 5 1 を構成する。回転行列の使用は、当業者に周知であり、ここにおいて詳細に記載される必要はない。

20

【 0 1 0 5 】

図 2 7 B に例示するように、幾つかの実施態様に従った、これらの仮想的な回転の目的及び結果は、変換させられるセグメント l'_1 が、今やセグメント l_2 、器具 2 5 0 6 の軸 2 5 1 4 と平行であるような目的及び結果である。結果として得られる全体的な回転行列 M は、以下のように等しいか、

30

【 数 2 0 】

$$M = M_x \cdot M_y \cdot M_z \quad (10)$$

或いは、以下のような三角方程式にある。

【 数 2 1 】

$$M = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \gamma \sin \alpha + \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha & \sin \gamma \sin \alpha - \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ -\cos \alpha \sin \beta & \cos \gamma \cos \alpha - \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha & \sin \gamma \cos \alpha + \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ \sin \beta & -\sin \gamma \cos \beta & \cos \gamma \cos \beta \end{bmatrix}$$

40

(11)

【 0 1 0 6 】

モジュール 2 6 1 0 は、セグメント l'_1 をセグメント l_1 と平行なセグメント l_2 と重なり合う位置関係に移動させるよう、仮想の位置並進 T_v を決定するように、コンピュータ 1 5 1 を更に構成する。幾何学的な位置並進は、図 2 7 B に示すベクトル

【数 2 2】

$$\vec{v}$$

によって定められる。ベクトル

【数 2 3】

$$\vec{v}$$

は、セグメント l_1 の先端及び l_2 の先端によって定められ、それは l_1 から l_2 に向けられる。

【0107】

図 27C に示すように、結果として得られる平行なセグメント l_1 は、それが l_2 と重なり合う位置に仮想的に移動させられる。幾何学的な並進は、当業者に周知であり、ここにおいて詳細に記載される必要はない。

10

【0108】

幾つかの実施態様によれば、器具 2506 の先端 2516 の視認眺望からのシーン 2508 の Q3D モデルの仮想的なビューは、Q3D モデルを、逆の順序において上述の操作 T_v, M_z, M_y, M_x に従って変換することによって、生成される。モジュール 2612 は、ベクトル

【数 2 4】

$$-\vec{v}$$

20

の場所並進を適用することによって、Q3D モデルを先ず変換するように、コンピュータ 151 を構成する。モジュール 2612 は、それぞれの角度 α, β, γ の一連の向き回転 M_z, M_y, M_x をそれぞれ行うように、コンピュータ 151 を構成する。

【0109】

モジュール 2614 は、変換された Q3D モデルを用いて標的器具 2506 の仮想眺望 (virtual perspective) からの手術シーンを表示するように、コンピュータ 151 を構成する。距離 d_2 に基づき、仮想眺望は、既知の透視図アルゴリズム (perspective drawing algorithm) を用いて創られる。図 28A - 28B は、幾つかの実施態様に従った、内視鏡先端 2512 の眺望からの手術シーン 2508 の例示的な Q3D ビュー (図 28A)、及び標的手術器具 2516 の眺望からの例示的な Q3D ビュー (図 28B) である。図 28A - 28B の手術シーンは、外科処置中に、図 4 を参照して上述したように、ビューア 312 を通じて外科医に見えるようにさせられ得ることが理解されるであろう。その上、幾つかの実施態様によれば、外科医は仮想眺望を選択的に変更し得る。図 28A の内視鏡眺望から、標的器具 2506 は、第 1 の (球形) 解剖学的構造 2508 - 1 及び第 2 の (三角形) 解剖学的構造 2508 - 2 と共に見える。図 28B の標的器具眺望から、第 1 の (球形) 解剖学的構造 2508 - 1 及び第 2 の (三角形) 解剖学的構造 2508 - 2 が見えるが、図 28A の眺望と異なる眺望からである。図 26 からアルゴリズムを用いて図 28B に例示する眺望を生成し得る。

30

【0110】

図 29 は、幾つかの実施態様に従って Q3D モデルの 3D レンダリングを生成するプロセスの詳細を示す例示的な図面である。変換された Q3D モデルがひとたび計算されると、それをシステムの 3D ディスプレイ 110 上に表示し得る。この目的のために多数の 3D ビデオアルゴリズム及びハードウェア実装を用い得る。コンピュータモジュール 2902 は、ビデオプロセッサ 104、コントローラ 106、及び 62 ~ 65 mm の平均的な人間の瞳孔間距離 (IPD) を考慮して Q3D モデルを右眼ビュー 2904 R と左眼ビュー 2004 L とに分離するディスプレイドライバ 109 とを含む、図 8 のシステムを構成する。このステップを達成するために、立体視及び人間の IPD の既知の詳細が適用される。幾つかの実施態様によれば、モジュール 2906 は、3D シーンの影響をビューアにもたらし得るための既知のフレームレートで、左眼 2908 L にビデオフレームを提供すること

40

50

及び右眼 2908R にビデオフレームを提供することの間で交互に切り換えるように、3D ディスプレイドライバ 109 の 3D ビデオコントローラ 106 を構成する。図 29 に記載するアプローチは、図 4 - 6 を参照して記載したような、遠隔操作手術システムに存在するような、3D 視認ゴーグルを利用する。しかしながら、他の 3D ビデオディスプレイを用い得る。それらの全文をここに参照として援用する Lipton に発効した (1981 年 5 月 15 日に出願された) 米国特許第 4,562,463 号及び Nagele et al. に発効した (1995 年 11 月 27 日に出願された) 米国特許第 6,008,839 号は、追加的な実施の詳細を提供する。

【0111】

飛行禁止ゾーン (NFZ)

【0112】

図 30A - 30B は、内視鏡視野 (FOV) を有する画像センサレイ 210 と関連付けられる内視鏡 2502 の斜視図を示す例示的な図面である。同様に示されているのは、幾つかの実施態様に従った、飛行禁止ゾーン 3022 (no fly zone) と関連付けられる第 1 の手術器具 3024 の部分第 2 の手術器具 3026、及び FOV 内の手術シーン 3008 内に配置される解剖学的構造 3007 である。光源 2510 が、手術シーン 3008 を照らす。図 7A - 7B 及び図 8 - 10 を参照して説明するように、画像センサレイ 210 が、内視鏡 2502 の先端部分を照らす FOV 内の解剖学的構造 3007 及び手術器具 2506 の画像投影をキャプチャするように、位置付けられる。画像センサレイ 210 は内視鏡先端 2512 に隣接して配置されているが、代替的に、例えば、図 7B を参照して説明したように、画像センサレイを先端 2512 から変位させ得ることが理解されるであろう。図 8 を参照して上で説明したように、内視鏡 2502 は、例示的な標的として、患者の体腔の内側の解剖学的構造 3007 並びに第 1 及び第 2 の手術器具 3024, 3026 を含む、手術シーン 3008 への視覚的なアクセスをもたらすために、体壁組織を貫通するように或いは自然開口部に進入して患者の体腔内に延入するように、位置付けられる。内視鏡及びその操作の幾つかの実施態様の追加的な説明は、上で提供されており、反復されない。

【0113】

図 30A - 30B は、幾つかの実施態様に従って図 5 - 6 を参照して記載したように配置される Q3D 内視鏡 2502 の視野 (FOV) を例示している。図 5 - 6 に示すように、器具 101A - 101B 及び Q3D 内視鏡 101C は、外科介入中に異なるカニューレを通じて配置されてよい。内視鏡視野 (FOV) は、外科処置中に、図 4 を参照して上述したように、ビューア 312 を通じて外科医に見える。NFZ 領域は、例えば、距離 d_{NFZ} を示す数字注釈 (numerical annotations) を通じてのように、器具 3204 の周りの「泡」(“bubble”)又は投影表面 (projected surface) としてのように、様々な方法においてシーン内に現れてよい。外科介入は、遠隔操作医療システムの使用を含むことがあり、或いは、外科介入は、観血手術介入を含むことがあり、或いは、それらの組み合わせを含むことがある。図 6 は、遠隔操作医療システム外科介入に関して、患者側カートの機械的手術アーム 158A - 158D での内視鏡 101C 及び器具 101A - 101B の配置を例示している。提示の明確性のために、画像センサレイを含む Q3D 内視鏡を議論する。しかしながら、本発明の範囲は、飛行時間撮像センサに基づく Q3D 内視鏡のような、他の種類の Q3D 内視鏡を含む。米国特許第 8,262,559 号 (「第 559 特許」) は、そのような Q3D 内視鏡を記載し、それを参照としてここに援用する。第 559 号特許明細書の第 8 欄第 45 行 ~ 第 10 欄第 27 行及び対応する図面を、この参照として、ここに援用する。

【0114】

破線 3022 によって提示されるような例示的な飛行禁止ゾーン (NFZ) は、第 1 の器具 (器具 A) 3024 の周りに定められる。ここにおいて用いるとき、「飛行禁止ゾーン」(“no fly zone”) という用語は、構造の周りの空間の領域を指すために用いられる。幾つかの実施態様において、NFZ は、NFZ が定められる物体によって専ら専有さ

10

20

30

40

50

れることが意図される領域である。患者の安全又は処置の効能を確保するために、器具 3026 (器具 B) のような他の器具又は隣接組織が、NFZ 領域の境界内に位置するようになることは、望ましくない。例えば、器具 3024 が Monopolar Curved Scissors (MCS) であるならば、NFZ 領域は、エネルギーが器具 3024 から器具 3026 に或いは治療施術 (therapy delivery) のために標的化されていない隣接する組織構造に不注意に給送され得ないように、定められる。時折、MCS の周りの水分の量に依存して、エネルギーが標的組織に給送されるときに、小さなアーク (電弧) 又はスパーク (火花) が出ることがある。従って、NFZ 境界 3022 は、MCS 器具 3024 の周りに 1 ~ 2 mm 又はそれよりも大きな隙間を定めるように、選択されてよい。故に、エネルギー給送中に出ることがある如何なるアーク又はスパークも、器具 3026 に或いは他の隣接する組織に不注意に達しない。NFZ 境界は、(例えば、使用中の器具 3024 の種類に基づき) システムによって自動的に、或いは処置についての並びに器具についての操作者の知識に従って操作者によって、選択されてよい。器具は、(例えば、コンピュータ支援を受けて) 間接的に或いは手動で作動させられてよい。NFZ が定められる物体が場所を変更するのに応じて、NFZ は場所を変更する。

10

【0115】

図 30A - 30B 中の例示的な NFZ 3022 は、第 1 の器具 3024 からの距離 d_{NFZ} 内の空間として定められる。図 30A 中のシーンにおいて、第 1 の器具 (器具 A) 3024 と第 2 の器具 (器具 B) 3026 との間の距離は、 d_{NFZ} よりも大きい $d_{1A/B}$ であり、この条件は第 2 の器具 3026 が第 1 の器具 3024 の飛行禁止ゾーンの外側にあることを示す。しかしながら、図 30B 中のシーンにおいて、第 1 の器具 (器具 A) 3024 と第 2 の器具 (器具 B) 3026 との間の距離は、 d_{NFZ} よりも小さい $d_{2A/B}$ であり、この条件は第 2 の器具 3026 が第 1 の器具 3024 の飛行禁止ゾーン内にあることを示す。

20

【0116】

図 31 は、幾つかの実施態様に従って、飛行禁止ゾーンを定め且つ飛行禁止ゾーンが違反されたか否かを決定するプロセス 3100 を提示する、例示的なフロー図である。図 30A - 30B の手術シーン 3008 を参照してプロセス 3100 を記載する。

【0117】

モジュール 3102 は、NFZ が創られるべき Q3D シーン内の標的を特定し且つ器具及び / 又は解剖学的構造を含むことがある 1 つ又はそれよりも多くの標的の周りの距離 (d_{NFZ}) に基づきそれぞれの NFZ 領域を定めるように、コンピュータ 151 を構成する。換言すれば、標的から d_{NFZ} の距離内の領域として NFZ を定め得る。別の言い方をすれば、標的表面から距離 d_{NFZ} で標的を取り囲む仮想の泡によって NFZ を定め得る。例えば、図 30A - 30B 中の破線 3022 は、器具 A 3024 の周りの NFZ を示している。幾つかの実施態様において、使用者は NFZ を有すべき手術シーン内の物体を手動で示し得るし、使用者は d_{NFZ} 情報を手動で入力し得る。例えば、図 22A - 22B を参照すると、使用者は、テレステレーション (telestration) のようなビデオマーキングツールを用いて、NFZ を有すべき構造を特定してよい。代替的に、システムは、器具 3024 の又は構造 3007 の特性に基づき NFZ を定め得るし、或いは、システムがそのような情報を受信するならば、処置にとって一般的な或いは特異的な NFZ 設定を用い得る。図 30A - 30B 中の実施例は、器具についての NFZ の創成を示しているが、代替的に、解剖学的構造 3007 について NFZ を創り得ることが理解されるであろう。また、図 30A - 30B 中の実施例は、単一の NFZ の創成を示しているが、多数の NFZ - 例えば、異なる器具について異なる NFZ、或いは、ある器具について 1 つの NFZ 及びある解剖学的構造について他の NFZ を創り得る。

30

40

【0118】

モジュール 3104 は、第 1 及び第 2 の器具 3024, 3026 における多数の対応する位置の変化の各々のために、異なる Q3D モデル、Q3D - 1, Q3D - 2, Q3D - 3 を創るように、コンピュータ 151 を構成する。Q3D モデルは、持続性記憶デバイス

50

3150内に格納される。

【0119】

モジュール3106は、標的器具、例えば、標的器具の周りに定められる(d_{NFZ})距離に基づきNFZ領域を定める第1の器具2524、及び、多数の異なるQ3Dモデルの各々における各々の他の器具、例えば、器具3026を特定するように、コンピュータシステム151を構成する。幾つかの実施態様では、器具形状情報をQ3Dモデル距離情報と照合して、標的器具を特定する。例えば、標的器具の形状は、持続性記憶デバイス内に格納される。器具の格納される形状は、そのコンピュータ支援設計(CAD)モデルから知られてよい。代替的に、器具を前もってスキャンしてよく、結果として得られるスキャンを結合して3D形状モデルを形成するために、結果として得られるスキャンを縫合してよい。ベストマッチアルゴリズム(best match algorithm)を利用して、標的器具の格納された形状と最良に調和するQ3Dモデルの区画を検出し得る。前述したように、ベストマッチアルゴリズムは、2D又は3D相関関数を用いて、格納された器具形状を、Q3Dモデルをトラバースすることによって抽出されるベストマッチ候補と比較する。

10

【0120】

モジュール3108は、Q3Dモデルの各々について、 d_{NFZ} を定めた器具(例えば、器具A)と他の器具(例えば、器具B)との間の距離($d_{A/B}$)が d_{NFZ} 距離未満であるか否かを決定するように、コンピュータシステム151を構成する。換言すれば、 d_{NFZ} が器具Aについて定められると仮定すると、 $d_{NFZ} \geq d_{A/B}$ であるか否かについての決定が行われる。

20

【0121】

代替的に、例えば、NFZ(図示せず)が解剖学的構造3007に適用されるならば、モジュール3108は、器具A及び器具Bの一方又は両方によるNFZの違反があったか否かを決定する。例えば、解剖学的構造3007が、 d_{NFZ} を定める繊細な血管であると仮定する。その場合、それぞれのNFZ境界は、いずれかの器具が接近し過ぎて血管を穿孔するのを防止するために用いられる。更なる代替として、例えば、解剖学的構造3007がより低い臨床的臨界(例えば、脂肪、骨等)にあるならば、全部でない一部の器具の種類(例えば、鋭利な器具、エネルギー給送器具等)は、NFZに進入するのが防止されることがある。よって、第1の種類器具及び第2の種類他の器具について、器具の種類は、操作者指定、機械ビジョン、又は器具データの直接検知のような、1つ又はそれよりも多くの様々な方法において、手術システムに対して特定され、第1の種類器具(例えば、鈍らな解剖器具)は、NFZに進入することが許可され、第2の種類器具(例えば、焼灼剪断器具)は、NFZに進入することが許可されない。NFZ境界が侵害されているか否かの決定は、異なる器具及び/又は解剖学的構造のために特定される d_{NFZ} 距離及びそれらの間の実際の距離 $d_{A/B}$ の直接的な比較によって行われてよい。

30

【0122】

図30A-30Bの例示的なシーンを再び参照すると、図30Aの例示的なシーンのために創られたQ3Dモデルについての決定は、第1の器具3024のために定められた例示的なNFZ3022の侵害がなかったことを示す。しかしながら、図30Bの例示的なシーンについての決定は、NFZ3022が第2の器具3026によって破られたことを示す。

40

【0123】

モジュール3110は、NFZが侵害されたという決定に回答して警報をもたらすように、コンピュータ151を構成する。警報は、音、(点滅する光のような)視覚的キュー、又は(例えば、触覚壁を用いることによって)衝突を回避する器具動作の係止若しくは遮断若しくは剛性増大を含んでよい。

【0124】

投影走路(Projected Runway)

【0125】

図32は、内視鏡視野(FOV_e)を有する画像センサアレイ210と関連付けられる

50

内視鏡 2502 を示す例示的な図面である。内視鏡視野 (FOV) は、外科処置中、図 4 を参照して上述したように、ビューア 312 を通じて外科医に見える。同様に示されているのは、幾つかの実施態様に従った、観察された軌跡上の多数の異なる位置で観察された手術基部の部分及び FOV。内の手術シーン 2508 内に配置される解剖学的構造 3207 である。以下により十分に説明するように、軌跡を確認するために、同じ器具が多数の器具位置 3206 - p1, 3206 - p2, 3206 - p3 の間で動くときの同じ器具 3206 が観察され、投影軌跡走路がその動きから外挿される (extrapolated)。

【0126】

光源 210 が、手術シーン 2508 を照らす。図 7A - 7B 及び図 8 - 10 を参照して説明したように、画像センサレイ 210 は、内視鏡 2502 の先端部分 2512 と関連付けられる画像センサレイ 210 を照らす FOV。内の解剖学的構造 3207 及び手術器具 3206 の画像投影をキャプチャするように、位置付けられる。画像センサレイ 210 は内視鏡先端 2512 に隣接して配置されて示されているが、例えば、図 7B を参照して説明するように、代替的に、画像センサレイ 210 を先端 2512 から変位させ得る。図 8 を参照して上で説明したように、内視鏡 2502 は、例示的な標的として、患者の体腔の内側の解剖学的構造 3207 及び手術器具 3206 を含む、手術シーン 2508 への視覚的アクセスをもたらすために、体壁組織又は自然開口部を貫通して患者の体腔内に延入するように、位置付けられる。内視鏡及びその操作の幾つかの実施態様の追加的な説明は、上で提供されており、繰り返されない。

10

【0127】

図 32 は、幾つかの実施態様に従って図 5 - 6 を参照して記載したように配置される、Q3D 内視鏡 2601 の視野 FOVe を例示している。図 5 - 6 に示すように、器具 101A - 101B 及び Q3D 内視鏡 101C は、外科介入中に異なるカニューレを通じて配置されてよい。外科介入は、遠隔操作医療システムの使用を含んでよく、或いは、外科介入は、手動の最小侵襲的介入であってよく、或いは、外科介入は、観血手術介入であってよく、或いは、それらの組み合わせであってよい。図 6 は、遠隔操作医療システム外科介入に関して、患者側カートの機械的手術アーム 158A - 158D での内視鏡 101C 及び器具 101A - 101B の配置を例示している。

20

【0128】

例示的な目的のために、DA VINCI (登録商標) Si Surgical System 用の Mega Needle Driver ENDOWRIST Instrument のような、持針器 (needle driver) の形態のエンドエフェクタを有する、標的手術器具 3206 が示されている。ステープラ、血管シーラ、鋏、グラスパ、メス、焼灼電極、又はクリップアプライアのような、代替的なエンドエフェクタを用いて、外科介入中に異なる手術器具機能を実施し得る。例示的なシーン 3208 において、同じ標的器具 3206 は、経路とも呼ぶ観察される軌跡に沿って、位置 3206 - p1 から位置 3206 - p2 に、そして、位置 3206 - p3 に、位置を変える。位置 3206 - p1, 3206 - p2, 及び 3206 - p3 の間の破線 3216 は、器具が解剖学的構造 3207 にますます近づくよう動くときに、器具が従う経路を表している。例えば、医療介入の間、外科医は、標的器具が、標的器具位置を、例えば、位置 3206 - p1 から位置 3206 - p2 に、そして、位置 3206 - p3 に変える、観察経路 3216 に従うようにさせてよい。実際には、幾人かの外科医は、外科器具を、器具を用いて接触させられるべき解剖学的構造と精密に整列させるのに困難を有する。例えば、外科医は、直線ステープラを、デバイスを用いて互いにステープル留めされるべき腸のような組織構造と整列させる必要がある場合がある。例えば、ステープラを発射するのに先立つステープラと腸組織との適切な整列は、重要である。外科医が、器具が用いられるべき領域内に器具をひとたび挿入すると、外科医は、時折、器具がどのように整列させられるかを想像するのに困難を有することがある。例えば、外科医は、切除された腸内にステープラエンドエフェクタを差し込んで吻合を行うときに、ステープラエンドエフェクタの位置及び向きを想像するのに困難を有することがある。幾つかの実施態様によれば、器具経路の予想される経路を示す極めて視覚的な仮想投影が、外科医の視野内に提供される。外科医

30

40

50

は、器具が解剖学的構造に対してどのように整列させられるか並びに器具を所望の位置及び向きにするために器具をどのように最良に操作するかを前もって知覚するために、予想される経路を用い得る。例えば、外科医は、吻合のためのステーブル線を創るためにステープラが適切な整列にあるか否かを前もって知覚し得る。

【0129】

破線3218によって示す「走路」(“runway”)とも呼ぶ予想経路は、観察経路3216の端から延びる。予想される経路は、器具3206が解剖学的物体と最初に接触することが予測される解剖学的物体の表面上の予測される(「X」で印される)接触場所3220まで延びてよい。予測経路3218及び予測される接触場所3220は、観察経路3216に基づき決定される。より具体的には、操作者が器具を解剖学的物体3207のより近くに移動させるときに、画像センサレイ210は、一連の多数の位置の各々、例えば、3206-p1、3206-p2、及び3206-p3で、標的器具3206のQ3Dモデルを観察するために、即ち、生成するために、用いられる。一連の時点で決定される一連の位置に基づき、観察経路3216が決定され、観察経路に基づき、予測経路が決定される。例えば、予測経路は、観察経路の線形外挿(linear extrapolation)であってよい。代替的に、予測経路は、標的器具の特定の部分の軌跡を推定する曲線であってよい。例えば、標的器具がMonopolar Curved Scissors又はHARMONIC ACE(登録商標)Curved Shears器具であるならば、曲線は、湾曲ブレードの軌跡を予測することがある。予測される接触場所3220は、予測経路3218に基づき決定される。例えば、予測経路3218と標的解剖学的構造3207を表すQ3Dモデルの表面との間の幾何学的交差は、予測される接触場所3220を定める。

10

20

【0130】

図33は、幾つかの実施態様に従ってQ3Dシーン内の観察経路上の標的器具をトラッキングし且つ予測経路及び予測接触場所を決定するプロセス2600を提示する例示的なフロー図である。手術シーン3208を参照してプロセス2600を記載する。

【0131】

モジュール3302は、標的器具3206の多数の対応する位置の変化の各々のために異なるQ3Dモデルを創るように、コンピュータ151を構成する。対応するモデル及び位置の数は、2つ又はそれよりも多くであってよい。例えば、3206-p1から3206-p2への、そして、3206-p3への観察された軌跡に沿って示すように、対応する異なるQ3DモデルQ3D-1、Q3D-2、Q3D-3が創られる。Q3Dモデルは、持続性記憶デバイス3350内に格納される。代替的に、予測経路が、標的器具の特定の構成の単なる延長であるときには、単一のQ3Dモデルが創られ、持続性記憶デバイス内に保存される。

30

【0132】

モジュール3304は、多数の異なるQ3Dモデルの各々において標的器具を特定するように、コンピュータシステム151を構成する。幾つかの実施態様では、標的器具形状情報をQ3Dモデル距離情報と照合して、標的器具を特定する。例えば、標的器具の形状は、持続性記憶デバイス内に格納される。格納される器具の形状は、そのコンピュータ支援設計(CAD)モデルから知られることがある。代替的に、器具は前もってスキャンし、結果として得られるスキャンを縫合して、3D形状モデルを形成してよい。ベストマッチアルゴリズムを利用して、標的器具の格納された形状と最良に調和するQ3Dモデルの区画を検出し得る。前述のように、ベストマッチアルゴリズムは2D又は3D相関関数を用いて、格納された器具形状を、Q3Dモデルをトラバースすることによって抽出されるベストマッチ候補と比較する。

40

【0133】

モジュール3306は、標的器具の予測経路を決定するように、コンピュータ151を構成する。

【0134】

モジュール3308は、解剖学的構造3206上の予測される接触場所3220の視覚

50

的表示を示すシーンの3D視覚表現を生成するように、コンピュータ151を構成する。予測経路は、標的器具の現在の経路又は現在の位置の仮想の幾何学的延長として作用する。外科医は、例えば、標的器具を実際に解剖学的構造と物理的に接触させる前に、幾つかの異なる標的器具経路及び/又は配置向きで実験してよい。幾つかの実施態様によれば、外科医が標的器具の位置を変更することは、異なる位置又は向きに対応するシーンの異なるQ3Dモデルを創るモジュール3302をもたらす。次に、モジュール3306及び3308は、異なるQ3Dシーン又は一連のQ3Dシーンのために標的器具の異なる予測経路又は延長を確認し且つ表示する。外科医は、視覚的に表示される経路情報を用いて、所望の場所で解剖学的構造との交差をもたらす可能性が最も高い標的器具の経路又は位置付けを決定し得る。故に、外科医は、所望の臨床目標を達成するために、標的器具の経路及び/又は向きを最適化し得る。

10

【0135】

より具体的には、幾つかの実施態様において、予測経路は、標的器具の観察経路の外挿に基づき決定される。観察経路は、多数のQ3Dシーンの進路に亘って観察されてよい。図32を参照すると、例えば、モジュール3306は、標的器具3206の観察経路3216に基づき標的器具の予測経路3218を決定するように、コンピュータ151を構成する。幾つかの実施態様によれば、観察経路は、例えば、1つのQ3Dモデルから次のQ3Dモデルに、例えば、Q3D-1からQ3D-2に、そして、Q3D-2からQ3D-3に、位置3206-p1から位置3206-p2への、そして、位置3206-p3への、器具の場所の標的器具の位置の変化に基づき決定される。例えば、標的器具上に位置する少なくとも1つの位置又は領域が決定される。例えば、持針器器具の場合、この地点は、貴軍お先端を提示してよい。この地点又は領域の場所は、モデルQ3D-1、Q3D-2、及びQ3D-3において順次決定される。最良適合曲線に基づき軌跡が構成される。例えば、最小二乗誤差アルゴリズムを利用して、標的器具の一連の場所を通じて進む最良適合線形軌跡(best fit linear trajectory)を生成し得る。次に、この軌跡を外挿して器具の予測経路3218を決定する。よって、予測経路は、観察経路3216に基づき決定される。具体的には、予測経路3218は、観察経路3216からの外挿によって決定される。

20

【0136】

代替的に、幾つかの実施態様において、予測経路は、静止的な標的器具の関心の構成の幾何学的延長を決定するモジュール3307に基づき決定される。よって、多数のQ3Dシーンの進路に亘る標的器具の位置の変化を観察して標的器具の予測経路を決定するよりもむしろ、予測経路は、その観察される向きに基づくシーン内への標的輪郭の外挿と共に、静止的な標的器具の向きのQ3D観察に基づき決定される。図36では、例えば、標的器具は、ステープラであり、予測経路は、ステープル線の延長又はステープルナイフ通路の延長を提示する。Q3D延長の3D表現又はこれらの構成の推定「走路」を観察することによって、外科医は、ステープル及び/又はナイフ切断が最終的にどこに配されるかについてのより一層正確で定量的な理解を得ることがある。例えば、3D表現は、外科医が、腸と整列させて吻合を行うことのような様々な外科処置を行うときに、解剖学的本体に対してステープラ器具を適切に整列させ且つ前進させるのを助けることがある。加えて、これらのQ3D器具走路の定量的な特徴は、必要であれば、外科医が予測経路の構成(例えば、推定ナイフ切断線と隣接組織との間の隙間)を測定するのを可能にする。更に、予測経路3218が解剖学的物体3207と交差すると仮定すると、交差場所3220についての決定を行い得る。上述のように、場所3220は、予測経路3218を提示する曲線と標的解剖学的構造3207を提示するQ3Dモデルの表面との間の幾何学的交差として計算されてよい。図22A-22Bを参照して上で説明したように、例えば、Q3D接触場所3220モデルの視覚的画像表現は、シーン2508の視覚的な3Dビデオ表現中に示される標的と関連付けられる、表示される視覚的マーカを含み得る。

30

40

【0137】

図34を参照すると、幾つかの実施態様に従った、標的器具3206が図32に示す第

50

3の位置3206-p3にあると仮定される、並びに、予測接触場所が画像中に解剖学的構造3207上の視覚的マーカ「CL」で印される、シーン3208の例示的な3D視覚的表現が示されている。外科処置中、図4を参照して上述したように、内視鏡視野はビューア312を通じて外科医に見えることが理解されるであろう。マーカ「CL」は、図32の予測経路3218に基づき提供される。よって、以前の器具の観察された多数のQ3D位置に基づき、解剖学的構造3207との器具3206の予測接触場所3220の視覚的表現を生成し得るし、操作者は、所望の接触場所で解剖学的構造との接触を行うために、器具3206をより容易に誘導し得る。

【0138】

ここでは接触場所3220を詳細に議論しないが、予測経路3218に由来する他の特性は同様に重要である。既に上述のように、推定されるステーブラのステーブル線（即ち、手術ステーブルが適用される線）及び/又は切断線（即ち、ステーブラナイフをステーブル線の間で打ち込むこと(driving)に起因する組織分離）を表示することは、重要なことがある。Monopolar Curved Scissors又はHARMONIC ACE（登録商標）Curved Shearsのために、予測経路3218から隣接組織への距離を表示することは重要である。これらの器具又は他の器具は、治療目的のために組織にエネルギーを送る。意図されない組織損傷を最小にするためには、操作者が、治療施術の標的でない組織が予測経路からどれくらい遠く離れているかを理解するのを助けるのが、重要である。

【0139】

図35は、幾つかの実施態様に従った、操作者が多数の異なる観察経路3516-1乃至3516-3を試みた、並びに、プロセス3300が、所望の接触場所「Y」に加えて、対応する予測経路3518-1乃至3518-3及び接触場所CL1乃至CL3を生成した、例示的な手術シーン2508を提示する例示的な図面である。手術シーン2508は、解剖学的構造3507及び内視鏡2502の部分を含む。外科処置中、図4を参照して上述したように、内視鏡視野がビューア312を通じて外科医に見えることが理解されるであろう。説明を簡素化するために、他の図面を参照して説明した数多くの詳細は図35から省略されている。

【0140】

外科医のようなシステム操作者は、器具3506が所望の接触場所「Y」で解剖学的構造3507と接触するのを保証するために、試行錯誤技法を用いて、標的器具3506を従わせる最適な経路を決定してよい。そうするとき、操作者は、多数の異なる観察経路に沿って順々に器具を移動させてよい。図33のプロセス3300は、各観察経路のために解剖学的構造の仮想画像上に予測接触場所マーカを生成する。操作者は、接触場所マーカ情報を用いて、どの経路を用いて所望の接触場所「Y」との接触を行うかを決定し得る。

【0141】

より具体的には、例えば、実線矢印3516-1、破線矢印3518-1、及び接触場所マーカCL1は、それぞれ、器具の第1の観察経路、器具の第1の予測経路、及び標的器具3506の第1の予測接触場所を提示している。同様に、実線矢印3516-2、破線矢印3518-2、及び接触場所マーカCL2は、それぞれ、器具3506の第2の観察経路、器具3506の第2の予測経路、及び器具3506の第2の予測接触場所を提示している。同様に、実線矢印3516-3、破線矢印3518-3、及び接触場所マーカCL3は、それぞれ、器具3506の第3の観察経路、器具3506の第3の予測経路、及び器具3506の第3の予測接触場所を提示している。操作者が試した観察経路3516-1、3516-2、及び3516-3のいずれも、所望の場所「Y」において解剖学的構造3507と接触する器具3506をもたらさないことが注目される。従って、幾つかの実施態様において、操作者は更に他の予測経路（図示せず）を試し得る。

【0142】

この試行錯誤技法は、関心の特性、例えば、器具の形状又は器具の位置を、幾何学的に（視覚的に）拡張して、例えば、図35に例示するように3Dにおいて表示される、予測経路3518-1、3518-2、3518-3を決定してよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 3 】

例えば、レーザバースト (laser burst) のようなエネルギーを異なる場所で並びに組織からの異なる距離で組織に適用し得るよう、ツールを組織構造に対する異なる位置に位置付けるために異なる経路を用い得ることが理解されるであろう。

【 0 1 4 4 】

図 3 6 は、Q 3 D 走路とも呼ぶ予測経路画像 3 6 1 8 が、器具の現在の場所及び向きに基づく器具構成の視覚的な幾何学的な仮定の延長を提示する、実施例を例示している。例示的な標的器具は、ステープラ器具 3 6 2 0 であり、それは、解剖学的組織上で閉じてステープルを発射する前の位置及び向きにおいて示されている。外科医は、ステープラが配置中にどこに着座するかを理解するために、時間を費やしてステープラをあちこち動かすことがある。破線画像は、例示的なステープラのステープル線構成の延長を例示しており、それらは 6 つのステープル線を含む。仮想延長画像 3 6 1 8 は、その現在の位置及び向きを考慮すると、その形状が多少の距離だけ拡張されるならば、例示的なステープル 3 6 2 0 が占める、物理的空間を示す画像を含む。Q 3 D 内視鏡を用いて、ステープラ及び標的組織の 3 D 次元及び向きを含むモデルを生成すると仮定すると、ステープラの実際の現在の場所を越えて標的組織 (例えば、図 3 6 中の結腸構造) に向かって延びるステープル線の予測経路を決定し得る。外科処置中、図 4 を参照して上述したように、内視鏡視野はビューア 3 1 2 を通じて外科医に見えることが理解されるであろう。従って、外科医は、ステープラが標的組織に触れる前でさえも、幾つかのステープル配置向きを擬態 (シミュレート) し得る。このようにして、外科医は、ステープル留め及び切除のために標的組織で締め付けられる (クランプされる) ときに、標的組織上のどの場所にステープラカートリッジ及びアンビルが着座するのかをより精密に理解し得る。故に、外科医は、所望の治療目標を達成するために、ステープル線の向き及びステープルナイフ軌跡の向きを最適化し得る。

【 0 1 4 5 】

Q 3 D 空間内の器具トラッキング (器具追跡)

【 0 1 4 6 】

図 3 7 は、内視鏡視野 (F O V_e) を有する画像センサレイ 2 1 0 と関連付けられる内視鏡 2 5 0 2 を示す例示的な図面である。図 3 7 は、幾つかの実施態様に従った、F O V_e 内の手術シーン 3 7 0 8 内に配置される解剖学的構造 3 7 0 7、及び多数の異なる位置 3 7 0 6 - p 1, 3 7 0 6 - p 2, 3 7 0 6 - p 3 で示される同じ手術器具の部分も示している。外科処置中、図 4 を参照して上述したように、内視鏡視野はビューア 3 1 2 を通じて外科医に見えることが理解されるであろう。光源 2 5 1 0 が、手術シーン 3 7 0 8 を照らす。図 7 A - 7 B 及び図 8 - 1 0 を参照して説明したように、画像センサレイ 2 1 0 は、内視鏡 2 5 0 2 先端部分 2 5 1 2 と関連付けられるセンサレイ 2 1 0 を照らす F O V_e 内の解剖学的構造 3 7 0 7 及び手術器具 3 7 0 6 の画像投影をキャプチャするように位置付けられる。画像センサレイ 2 1 0 は内視鏡先端 2 5 1 2 に隣接して配置されて示されているが、代替的に、例えば、図 7 B を参照して説明したように、画像センサレイを先端 2 5 1 2 から変位させ得ることが理解されるであろう。図 8 を参照して上で説明したように、内視鏡 2 5 0 2 は、例示的な標的として、患者の体腔の内側の解剖学的構造 3 7 0 7 及び手術器具 3 7 0 6 を含む、手術シーン 3 7 0 8 への視覚的アクセスをもたらすために、(例えば、カニユーレを介して) 体壁組織を貫通するように或いは自然開口部に進入して患者の体腔内に延びるように、位置付けられる。

【 0 1 4 7 】

図 3 7 は、幾つかの実施態様に従った図 5 - 6 を参照して記載されるように配置される Q 3 D 内視鏡 2 5 0 2 の視野 (F O V_e) を例示している。図 5 - 6 に示すように、器具 1 0 1 A - B 及び Q 3 D 内視鏡 1 0 1 C は、外科介入中に異なるカニユーレを通じて配置されてよい。上述のように、代替的に、内視鏡及び 1 つ又はそれよりも多くの器具は、単一の開口 - 単一の切開部又は自然開口部 - を通じて進み、手術部位に達してもよい。よって、カニユーレの使用は必須でない。外科介入は、遠隔操作医療システムの使用を含んで

10

20

30

40

50

よく、或いは、外科介入は、手動の最小侵襲的な介入であってよく、或いは、外科介入は、観血手術介入であってよく、或いは、それらの組み合わせであってよい。図6は、遠隔操作医療システム外科介入に関して、患者側カートの機械的手術アーム158A-158Dでの内視鏡101C及び器具101A-Bの配置を例示している。

【0148】

例示的な目的のために、DA VINCI Si (登録商標) Surgical System用のMega Needle Driverのような、持針器の形態のエンドエフェクタを有する標的器具3706が示されている。しかしながら、鉗、グラスパ、メス、焼灼電極、又はクリップアプライアのような、代替的なエンドエフェクタを用いて、外科介入中に異なる手術器具機能を実施し得る。例示的なシーン3708では、同じ標的器具3706が、破線矢印によって示すように、その位置3706-p1からその位置3706-p2に、次に、その位置3706-p3に、位置を変更する。例えば、医療介入中、外科医は、標的器具を、例えば、位置3706-p1から位置3706-p2に、そして、次に、位置3706-p3に移動させてよい。

10

【0149】

図38A-38Cは、幾つかの実施態様に従った、第1の時点での位置3706-p1(図38A)から第2の時点での位置3706-p2(図38B)への、そして、次に、第3の時点での位置3706-p3(図38C)への、標的器具の位置の変化を提示する、例示的な図面である。図4を参照すると、幾つかの実施態様によれば、外科医は、ビューア312を含む立体ディスプレイデバイス164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る。第1の時点に、外科医は図38Aに示すシーンを見る。第2の時点に、外科医は図38Bに示すシーンを見る。第3の時点に、外科医は図38Cに示すシーンを見る。外科処置クールにおいて時々、器具3706は、例えば、血液によって良く見えなくなることがあり、外科医は、一瞬、標的器具3706を解剖学的物体3707の周囲組織構造から区別するのに困難を有することがある。

20

【0150】

図39は、幾つかの実施態様に従ったQ3Dシステムを用いることによって標的器具をトラッキングするプロセス2700を提示する例示的なフロー図である。手術シーン3708を参照してプロセス3900を記載する。

【0151】

モジュール3902は、3706-p1から3706-p2への、そして、3706-p3への、標的器具3706の多数の対応する位置の変化の各々について、異なるQ3Dモデルを創るように、コンピュータ151を構成する。代替的に、器具3706の変化する位置に関する増分情報で第1のQ3Dモデルを更新してよい。Q3Dモデル又はそれぞれの増分的な更新は、持続性記憶デバイス中に格納される。

30

【0152】

モジュール3904は、多数の異なるQ3Dモデルの各々において標的器具を特定するように、コンピュータシステム151を構成する。幾つかの実施態様では、標的器具形状情報をQ3Dモデル距離情報と照合して、標的器具を特定する。例えば、標的器具の形状は、持続性記憶デバイス3950中に格納される。器具の格納される形状は、そのコンピュータ支援設計(CAD)モデルから知られることがある。代替的に、器具を前もってスキャンし、結果として得られるスキャンを吻合して3D形状モデルを形成してよい。ベストマッチアルゴリズムを利用して、標的器具の格納される形状と最良に調和するQ3Dモデルの区画を検出し得る。前述したように、ベストマッチアルゴリズムは、2D又は3D相関関数を用いて、格納される器具形状を、Q3Dモデルをトラバースすることによって抽出されるベストマッチ候補と比較する。

40

【0153】

モジュール3906は、各々が標的器具3706の視覚的表示を含むQ3Dモデルの各々のQ3Dモデルの視覚的表現を生成するように、コンピュータシステム151を構成する。図22A-22Bを参照して上で説明したように、例えば、Q3Dモデルの視覚的画

50

像表現は、シーン 3708 の視覚的 3D ビデオ表現において示される標的と関連付けられる視覚的マーカを含み得る。

【0154】

図 40 を参照すると、幾つかの実施態様に従った、第 2 の位置 3706 - p2 にある標的器具 3706 が視覚的マーカ「M2」と関連付けられて示されている、シーン 3708 の例示的な視覚的表現が示されている。外科処置中、図 4 を参照して上述したように、内視鏡視野 (FOVe) はビューア 312 を通じて外科医に見えることが理解されるであろう。標的器具 3706 の視覚的画像は、例えば、血液のような、体液 4002 によって、ビューから部分的に良く見えなくされる。それにも拘わらず、Q3D - 2 モデルに基づき提供されるマーカ「M2」は、位置 3706 - p2 での標的器具 3706 の場所を示す。よって、異なるときに標的器具場所を示すために、多数の Q3D 視覚的表現を生成することができ、それは、器具が、例えば、体液によってビューから良く見えなくなるとしても、操作者がシーン 3708 内の標的器具をトラッキングするのを可能にする。

10

【0155】

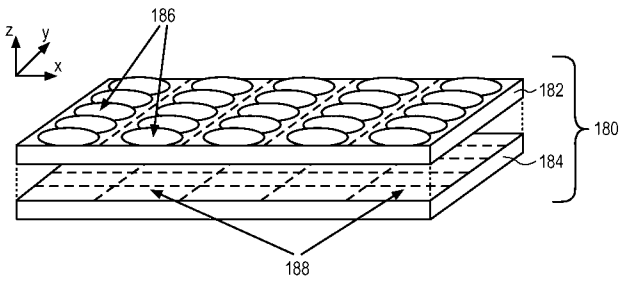
代替的に、既知のパターンにおいて隆起させられる或いは凹まされる輪郭付き構成の形態の視覚的マーカを利用し得る。例えば、器具は Q3D 内視鏡が認識し得るパターンでエンボス加工されてよい。パターンは、器具がエンボス加工される器具の向きの表示をもたらすよう、エンボス加工されてよい。輪郭パターンを示す情報をキャプチャすることによって、Q3D モデルが、例えば、血液のような流体によって視覚的に良く見えなくされるとしても、器具の位置及び向きを示す、Q3D モデルを生成し得る。

20

【0156】

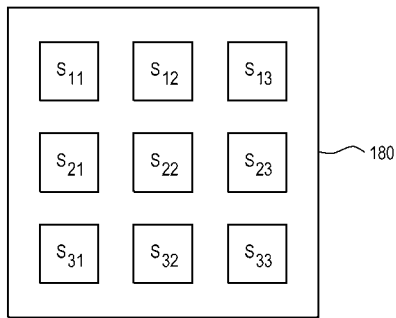
本発明に従った実施態様の前述の記述及び図面は、本発明の原理の例示であるに過ぎない。従って、当業者は付属の請求項において定められる本発明の精神及び範囲から逸脱せずに実施態様に対する様々な修正を行い得ることが理解されるであろう。具体的には、上述のシステム及び方法を、画像センサアレイを含む Q3D 内視鏡を含む実施において提示した。しかしながら、本発明の範囲は、飛行時間撮像センサに基づく内視鏡のような、他の種類の Q3D 内視鏡を含む。当業者は Q3D 内視鏡 2502 を他の内視鏡とどのように置換するか知るであろう。

【 図 1 】



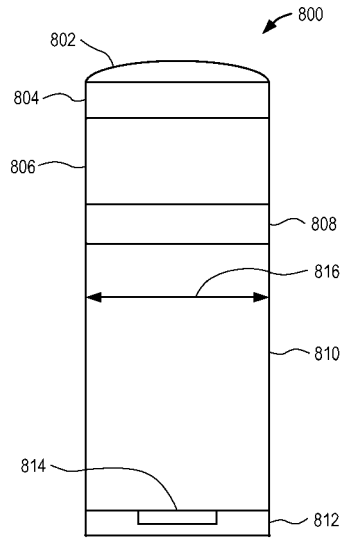
(従来技術)

【 図 2 】



(従来技術)

【 図 3 】



(従来技術)

【 図 4 】

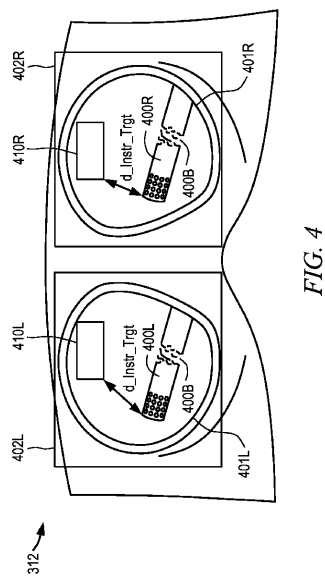


FIG. 4

【 図 5 】

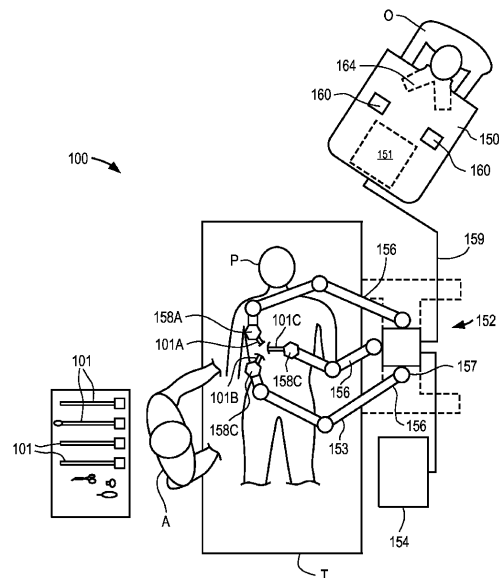


FIG. 5

【 図 6 】

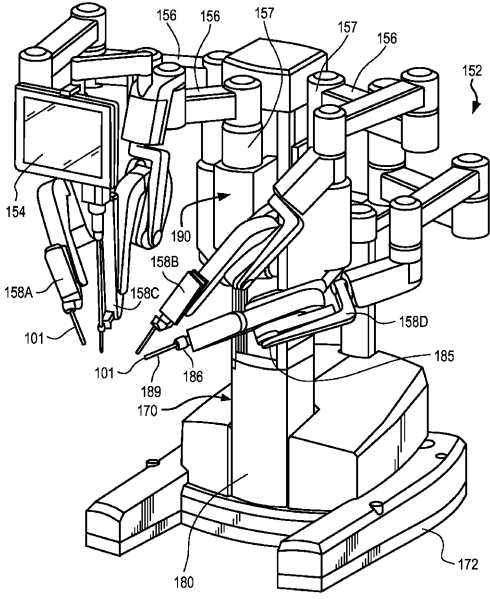


FIG. 6

【 図 7 A 】

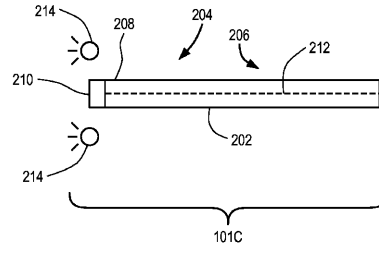


FIG. 7A

【 図 7 B 】

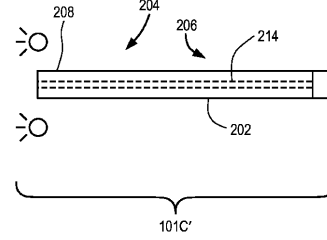


FIG. 7B

【 図 8 】

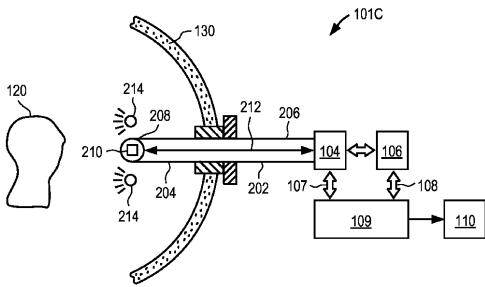
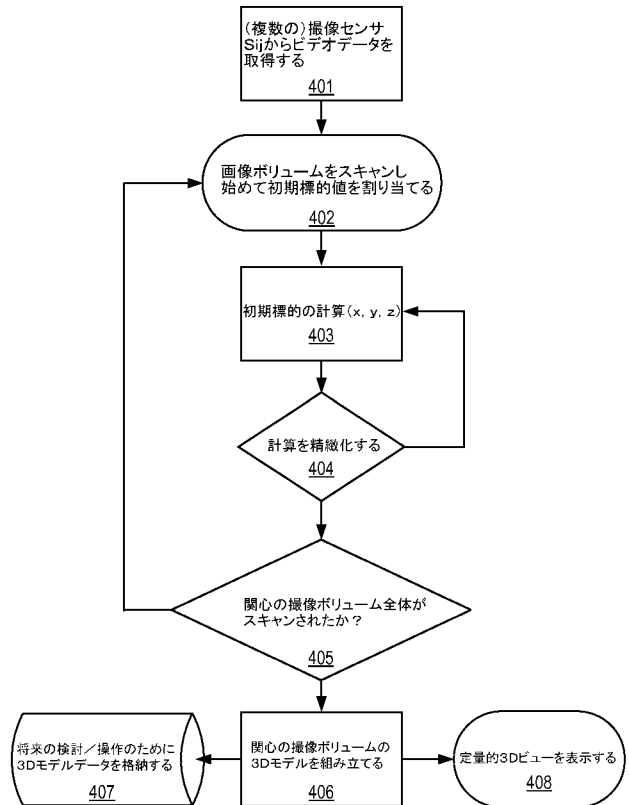
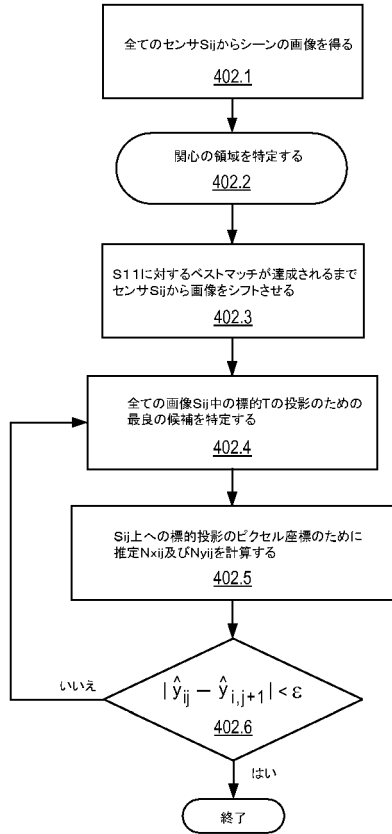


FIG. 8

【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】

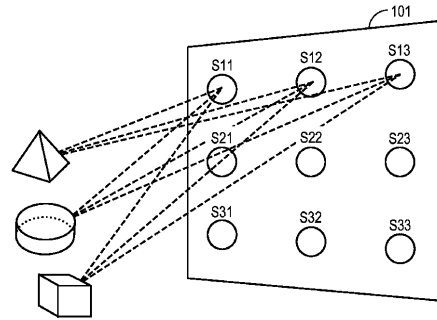


FIG. 11

【 図 1 2 】

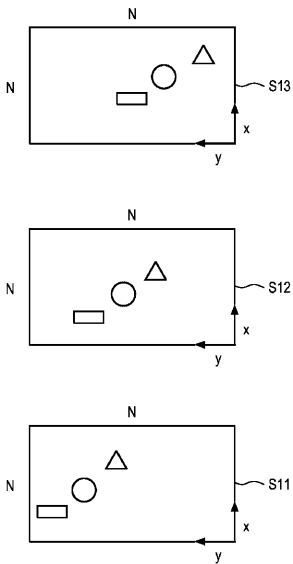


FIG. 12

【 図 1 3 】

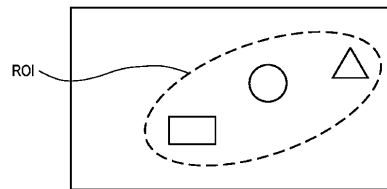
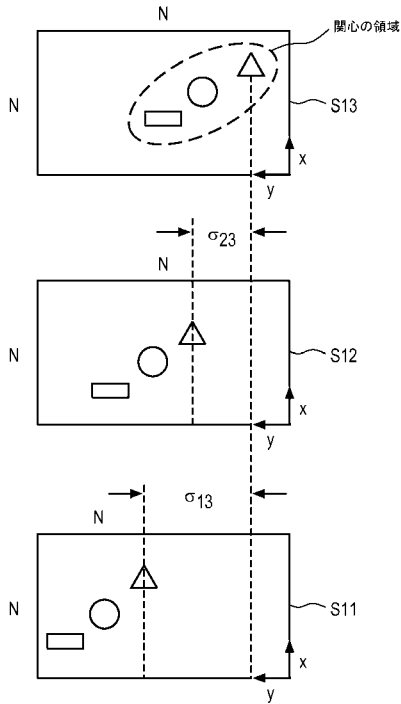
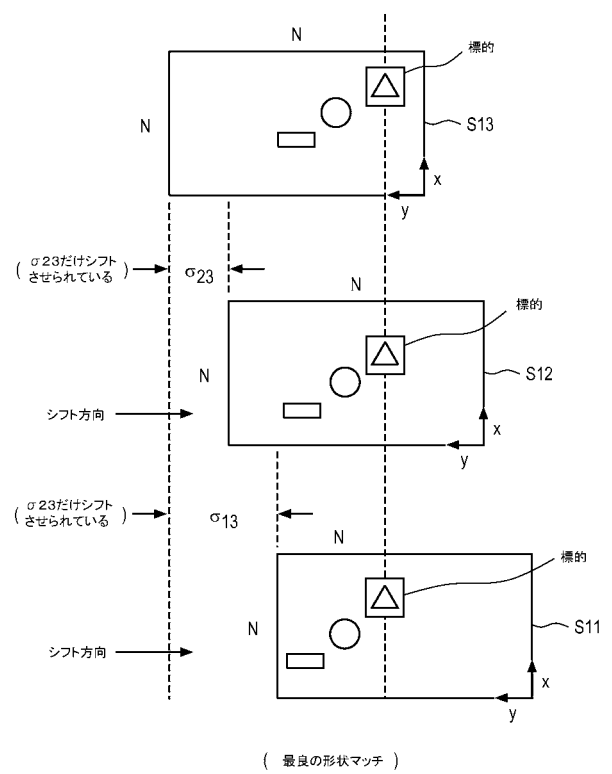


FIG. 13

【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】

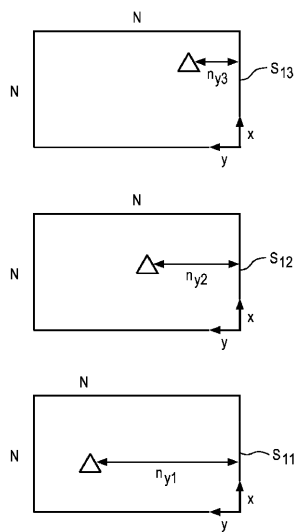


FIG. 16

【 図 1 7 】

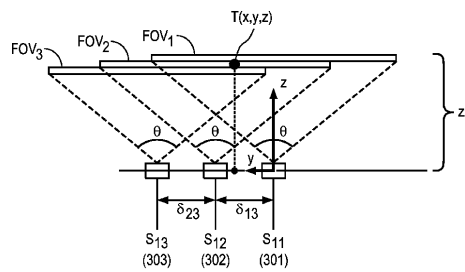
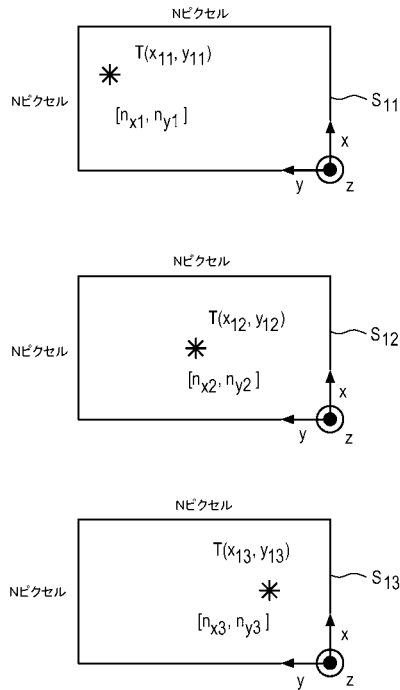


FIG. 17

【 図 1 8 】



【 図 1 9 】

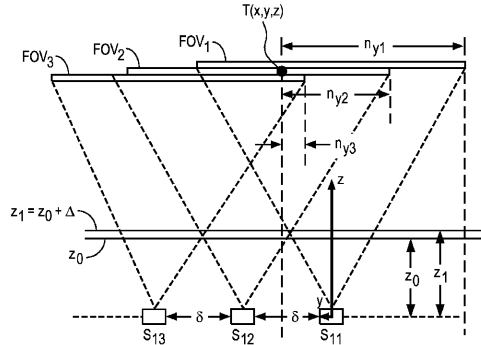
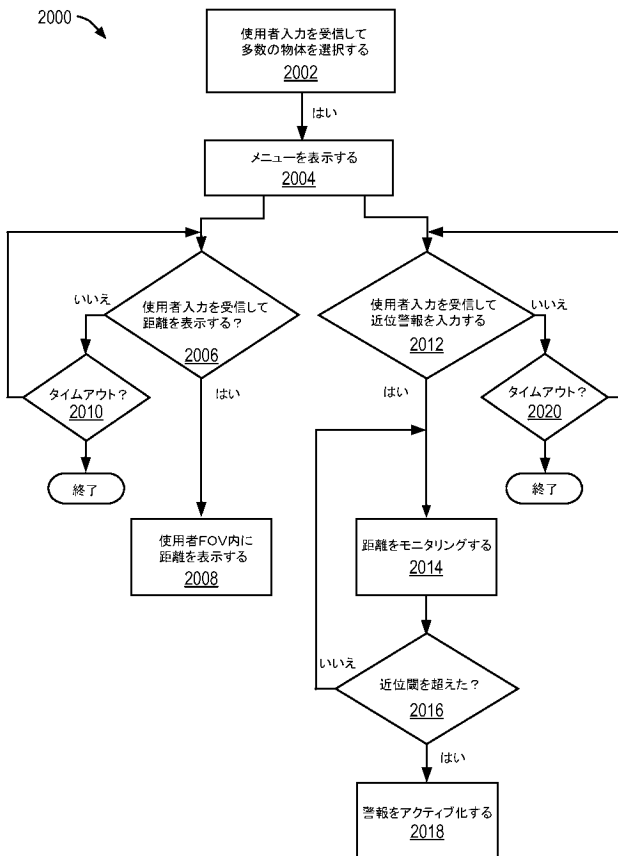
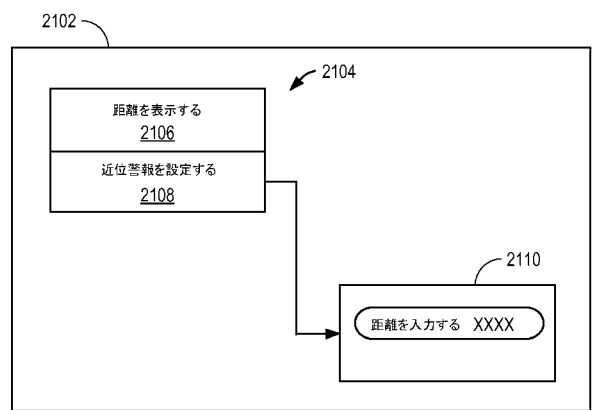


FIG. 19

【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 A 】

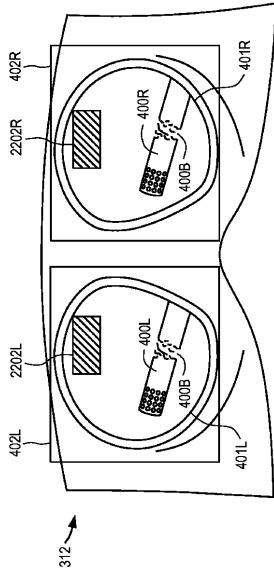


FIG. 22A

【 図 2 2 B 】

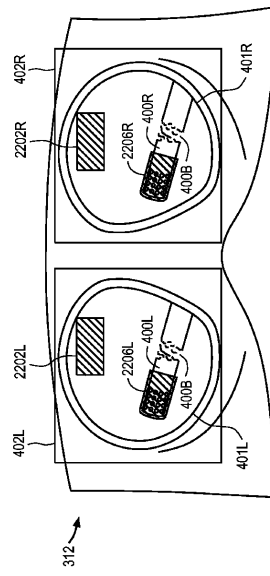
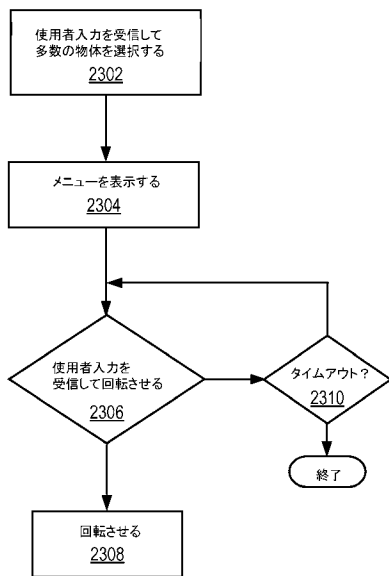
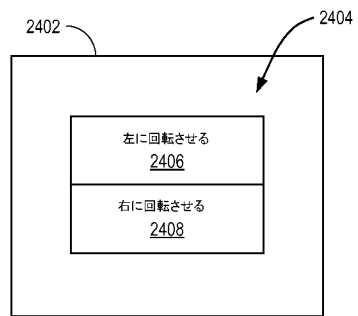


FIG. 22B

【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】

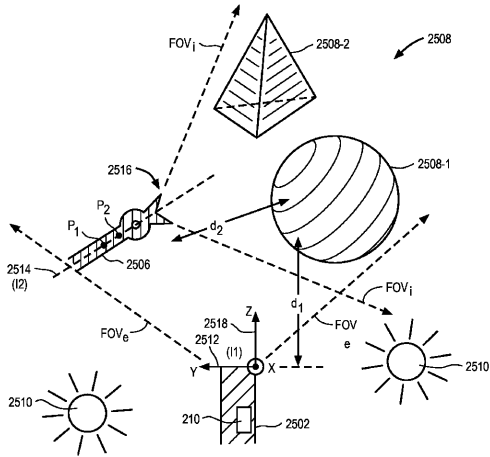
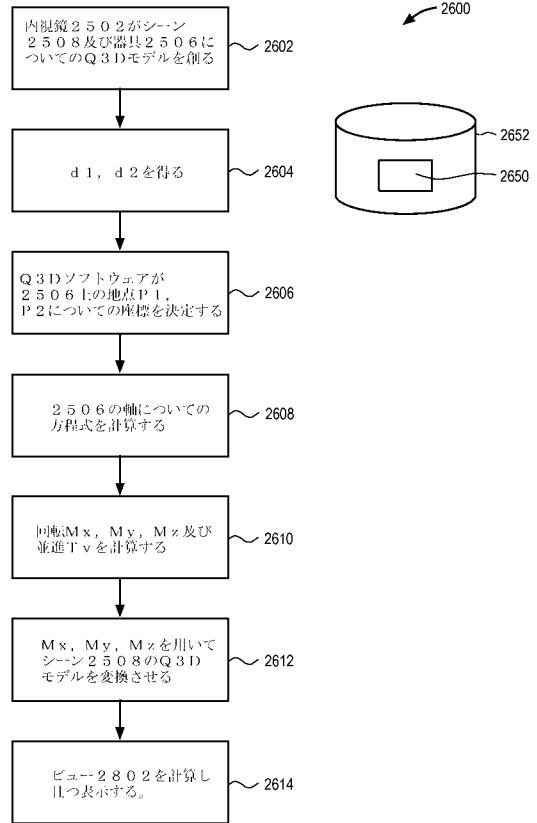


FIG. 25

【 図 2 6 】



【 図 2 7 A 】

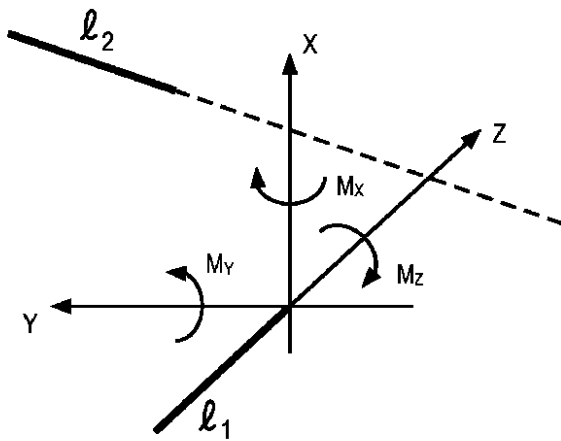


FIG. 27A

【 図 2 7 B 】

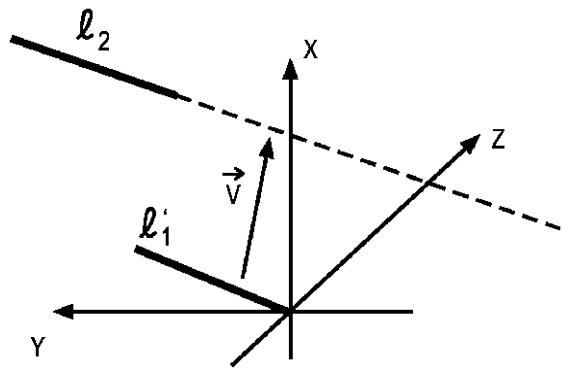


FIG. 27B

【 図 27C 】

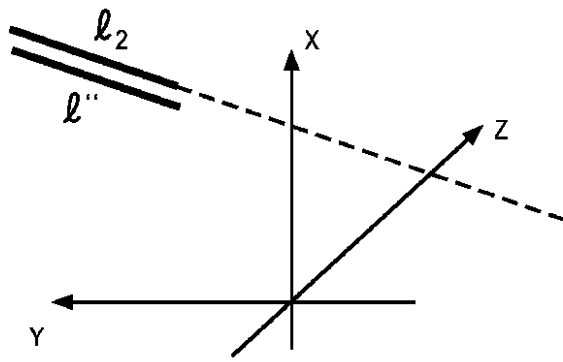


FIG. 27C

【 図 28B 】

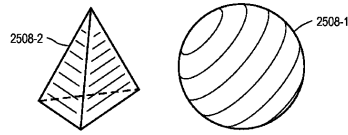


FIG. 28B

【 図 28A 】

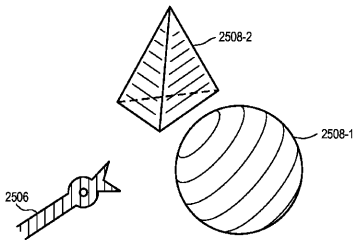
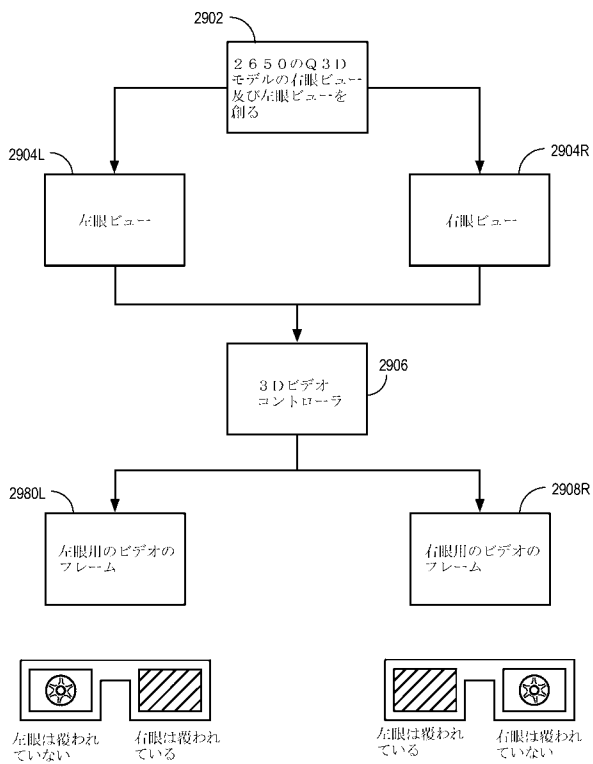
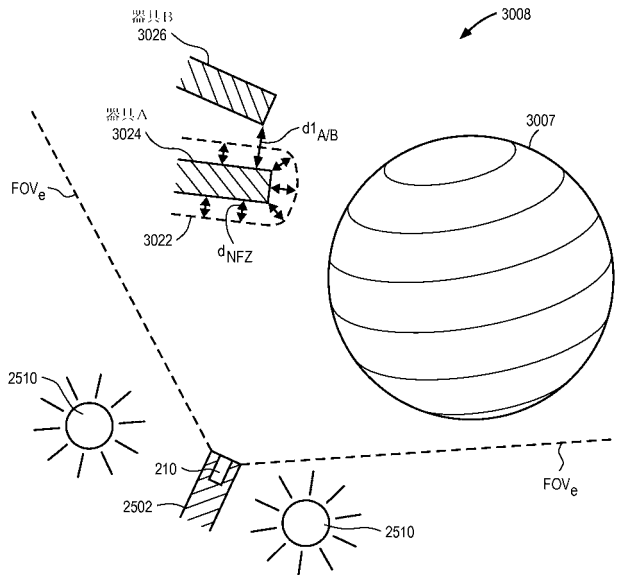


FIG. 28A

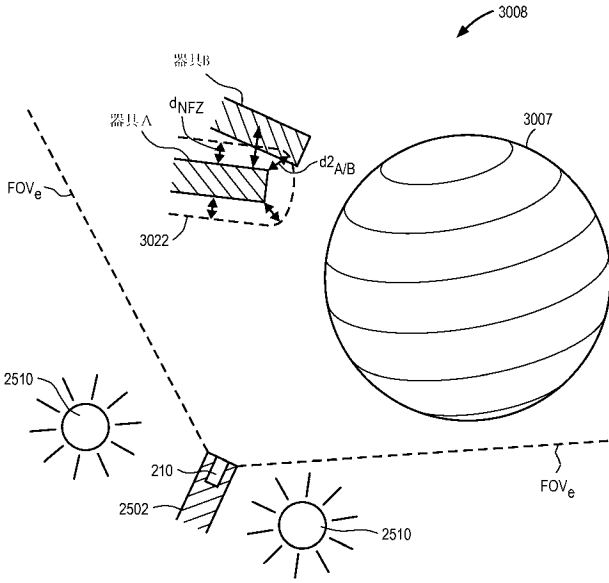
【 図 29 】



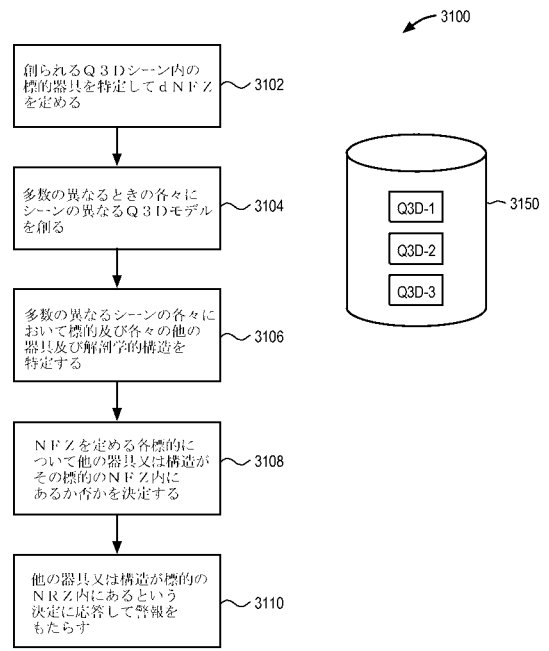
【 図 30A 】



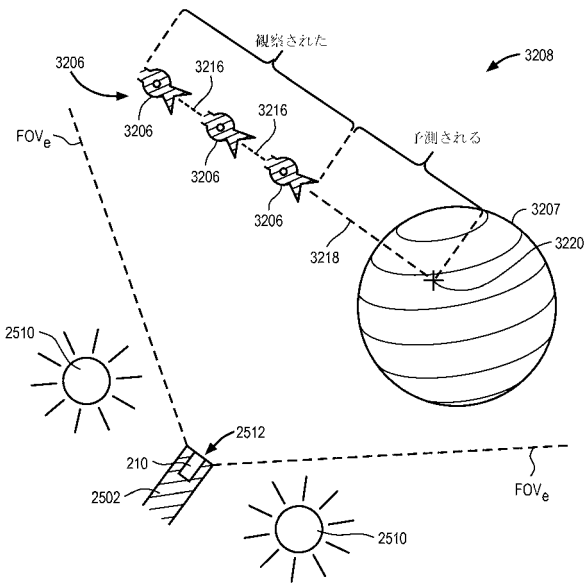
【図30B】



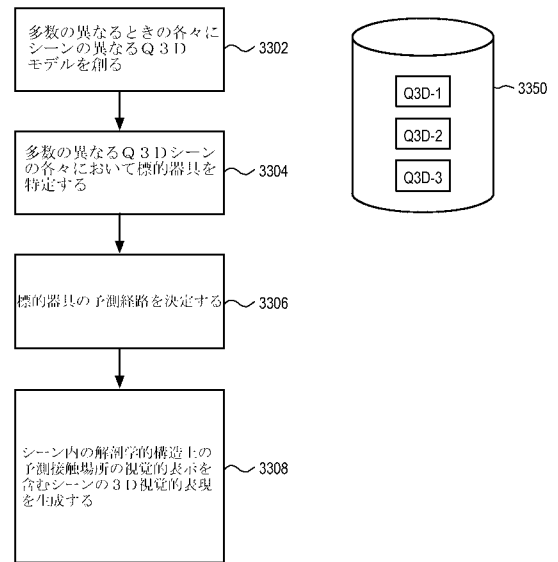
【図31】



【図32】



【図33】



【 図 3 4 】

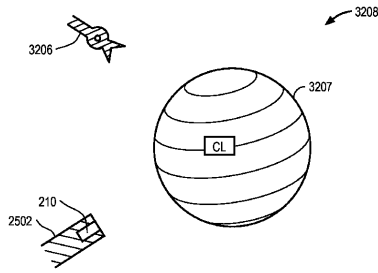


FIG. 34

【 図 3 6 】

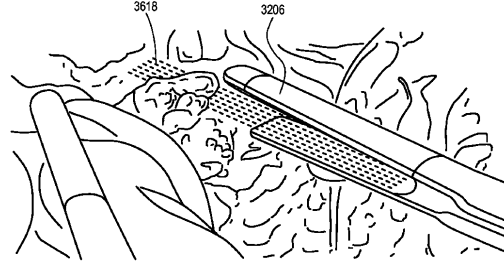


FIG. 36

【 図 3 5 】

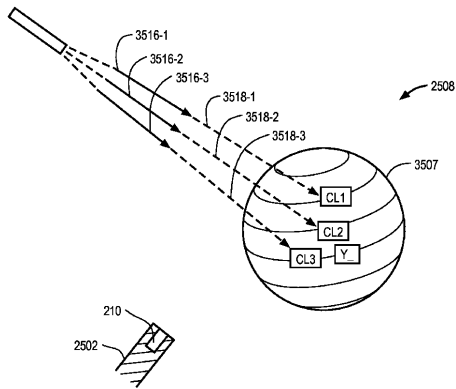


FIG. 35

【 図 3 7 】

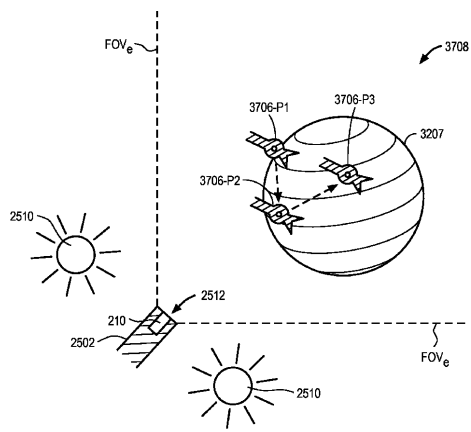


FIG. 37

【 図 3 8 B 】

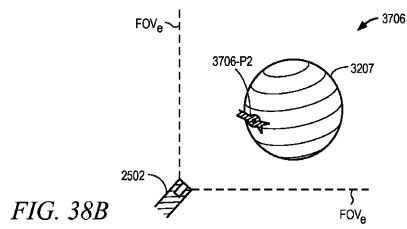


FIG. 38B

【 図 3 8 C 】

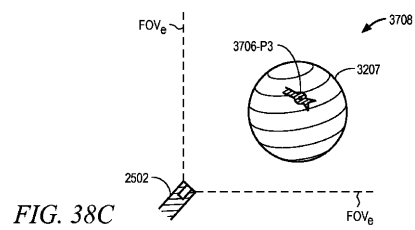


FIG. 38C

【 図 3 8 A 】

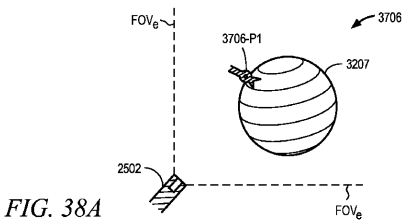
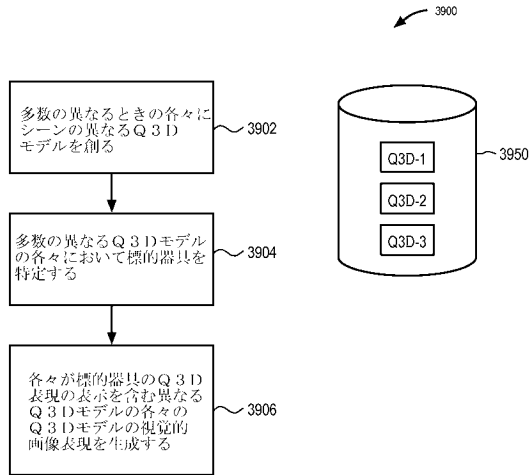


FIG. 38A

【 図 3 9 】



【 図 4 0 】

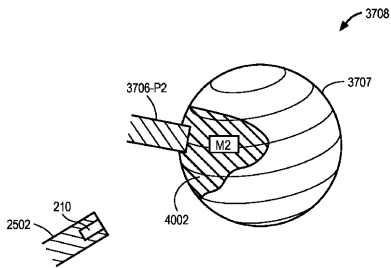




FIG. 40

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2015/023211
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 19/00(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 19/00; A61B 1/00; G06F 19/00; A61B 10/00; A61B 6/00; A61B 1/01; A61B 1/04		
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) eCOMPASS(KIPO internal) & Keywords: three diemnsional, view, endoscopy, identify, instrument, anatomical, structure, move, predict, path, extrapolation, target, location, determine, visual marker, orientation, response		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2008-0009674 A1 (YARON, A.) 10 January 2008 See paragraphs [0027]-[0058]; claims 1-8; figures 1-7.	6-10
A		1-5, 11-26
Y	EP 2548495 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 23 January 2013 See paragraphs [0032]-[0090]; claims 1-12; figures 1-18C.	6-10
A	US 2012-0101370 A1 (RAZZAQUE, S. et al.) 26 April 2012 See paragraphs [0033]-[0159]; figures 1-22.	1-26
A	US 2005-0182295 A1 (SOPER, T. D.) 18 August 2005 See the whole document.	1-26
A	US 2009-0088634 A1 (ZHAO, W. et al.) 02 April 2009 See the whole document.	1-26
<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 01 July 2015 (01.07.2015)
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 Han, Inho Telephone No. +82-42-481-3362 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/023211

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008-0009674 A1	10/01/2008	EP 1826726 A1 US 7935048 B2	29/08/2007 03/05/2011
EP 2548495 A1	23/01/2013	CN 102811655 A CN 102811655 B JP 05421828 B2 JP 2011-193885 A US 2012-0327186 A1 WO 2011-114731 A1	05/12/2012 04/03/2015 19/02/2014 06/10/2011 27/12/2012 22/09/2011
US 2012-0101370 A1	26/04/2012	US 2010-0268067 A1 US 2014-0142425 A1 US 8585598 B2 US 8690776 B2 WO 2010-096419 A2 WO 2010-096419 A3	21/10/2010 22/05/2014 19/11/2013 08/04/2014 26/08/2010 09/12/2010
US 2005-0182295 A1	18/08/2005	EP 1691666 A2 EP 1691666 B1 US 2006-0149134 A1 US 2013-0158346 A1 US 7901348 B2 US 8382662 B2 WO 2005-058137 A2 WO 2005-058137 A3	23/08/2006 30/05/2012 06/07/2006 20/06/2013 08/03/2011 26/02/2013 30/06/2005 11/05/2006
US 2009-0088634 A1	02/04/2009	US 2009-0088773 A1 US 2009-0088897 A1 US 2012-0020547 A1 US 2015-0005622 A1 US 8073528 B2 US 8108072 B2 US 8147503 B2 US 8792963 B2 WO 2009-045827 A2	02/04/2009 02/04/2009 26/01/2012 01/01/2015 06/12/2011 31/01/2012 03/04/2012 29/07/2014 09/04/2009

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

(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

Fターム(参考) 4C161 BB06 CC06 HH52 HH56 NN05 WW13

