

(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2017-518147
(P2017-518147A)

(43) 公表日 平成29年7月6日(2017.7.6)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	2H040
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	A61B 1/00 300B	5C054
H04N 7/18 (2006.01)	A61B 1/00 A	5C061
H04N 13/02 (2006.01)	A61B 1/00 300E	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-502948 (P2017-502948)
 (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2日 (2016. 11. 2)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/023210
 (87) 国際公開番号 WO2015/149040
 (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)

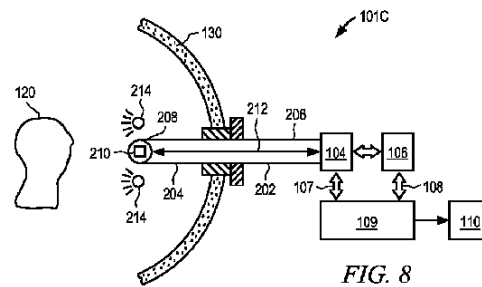
(71) 出願人 510253996
 インテュイティブ サージカル オペレー
 ションズ, インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 94086 カリフォル
 ニア州 サニーヴェイル キーファー・ロ
 ード 1020
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術シーンの定量的三次元撮像

(57) 【要約】

内視鏡と、内視鏡に隣接する視野を撮像するよう配置される画像センサアレイと、視野を照らすよう配置される光源とを含み、各センサは、他のセンサのピクセルアレイと分離されるピクセルアレイを含む、デバイスが提供される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡と、
該内視鏡に隣接する視野を撮像するよう配置される画像センサアレイと、
前記視野を照らすよう配置される光源とを含み、
各センサは、他のセンサのピクセルアレイと分離されるピクセルアレイを含む、
デバイス。

【請求項 2】

前記光源は、非構造光のみを生成する、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記光源は、白色光を生成する、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記内視鏡は、第 1 の端部分と、該第 1 の端部分と反対の第 2 の端部分とを有する、細長い部分を含み、

前記画像センサアレイは、前記第 1 の端部分に隣接して配置される、
請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記内視鏡は、第 1 の端部分と、該第 1 の端部分と反対の第 2 の端部分とを有する細長い部分を含み、

前記画像センサアレイは、前記第 1 の端部分に隣接して配置され、

前記光源は、白色光を生成する、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記内視鏡は、第 1 の端部分と、該第 1 の端部分と反対の第 2 の端部分とを有する、細長い部分を含み、

前記画像センサアレイは、前記第 1 の端部分に隣接して配置され、

当該デバイスは、

前記第 1 の端部分に隣接する視野から前記第 1 の端部分から変位させられる前記画像センサアレイに画像を送るよう配置される、ライトパイプを更に含む、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記内視鏡は、第 1 の端部分を有する細長い部分を含み、

前記画像センサアレイは、前記第 1 の端部分に隣接して配置され、

前記細長い部分の前記第 1 の端部分の反対側の前記内視鏡の端は、機械的手術アームとの機械的連結のために構成される、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記内視鏡は、第 1 の端部分と、該第 1 の端部分と反対の第 2 の端部分とを有する、細長い部分を含み、

前記画像センサアレイは、前記第 1 の端部分から変位させられて配置され、

前記第 2 の端部分は、機械的手術アームとの機械的連結に適し、

前記第 1 の端部分に隣接する視野から前記第 1 の端部分から変位させられる前記画像センサアレイに画像を送るよう配置されるライトパイプを更に含む、

請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記画像センサアレイを用いて取り込まれる画像情報に基づき標的物体の三次元場所を決定するように構成される、コントローラを更に含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記標的物体の前記三次元場所は、少なくとも部分的に、特定されるピクセルと前記画像センサアレイの物理的特性との間のピクセル距離関係に基づき、決定される、請求項 9

10

20

30

40

50

に記載のデバイス。

【請求項 1 1】

前記コントローラは、同じ標的物体からの投影によって照らされる前記画像センサアレイの多数の画像センサの各々においてピクセルを特定するように構成される、請求項 9 に記載のデバイス。

【請求項 1 2】

前記ピクセルを特定することは、前記画像センサアレイの多数のアレイの各々において同じ標的物体の画像投影を整合させることを含む、請求項 1 1 に記載のデバイス。

【請求項 1 3】

前記コントローラは、

前記同じ標的物体からの投影によって照らされる多数の画像センサの各々におけるピクセルを特定するように構成され、

ピクセルを特定することは、多数の画像センサの各々における前記同じ標的物体を整合させるために相関プロセスを用いることを含み、

前記三次元場所を決定することは、少なくとも部分的に、少なくとも 3 つの特定されるピクセルの相対的な位置に基づき、少なくとも 1 つの次元における前記標的物体の推定場所を決定することを含み、

受け入れ可能な許容差よりも多く異なる前記決定される推定場所に応答して、画像投影の整合を精緻化するよう前記相関プロセスを繰り返す、

請求項 9 に記載のデバイス。

【請求項 1 4】

前記コントローラは、前記同じ標的物体からの投影によって照らされる多数の画像センサの各々の画像センサにおけるピクセルを特定するように構成され、

ピクセルを特定することは、相関プロセスを用いて、多数の画像センサの各々の画像センサにおける前記同じ標的物体の画像投影を整合させることを含み、

前記三次元場所を決定することは、少なくとも 3 つの特定されるピクセルの相対的な位置に基づき、前記センサの平面と概ね平行な少なくとも 1 つの物理的次元における前記標的物体の推定場所を決定することを含み、

受け入れ可能な許容差内に整合する前記決定される推定場所に応答して、少なくとも部分的に、前記少なくとも 1 つの物理的次元における前記標的物体の前記決定される物理的場所に基づき、前記センサの前記平面に対して概ね垂直な少なくとも 1 つの物理的次元において前記標的物体の推定される物理的場所を決定する、

請求項 9 に記載のデバイス。

【請求項 1 5】

内視鏡の先端に隣接する画像センサアレイを提供すること、及び

光源で標的物体を照らすことを含み、

前記アレイ内の各センサは、他のセンサのピクセルアレイから分離されるピクセルアレイを含む、

方法。

【請求項 1 6】

前記光源は、非構造光のみを生成する、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記光源は、白色光を生成する、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記標的物体の三次元場所を決定する、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記標的物体の前記三次元場所を決定することは、少なくとも部分的に前記特定されるピクセルと前記特定されるピクセルの視野との間の距離関係に基づき決定することを含み、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 2 0】

10

20

30

40

50

内視鏡の先端に隣接する入力を有するライトパイプを提供すること、
光源で標的を照らすこと、及び
前記ライトパイプを用いて前記ライトパイプの前記入力の視野内の画像を画像センサアレイを送ることを含み、
前記アレイ内の各センサは、他のセンサのピクセルアレイから分離されるピクセルアレイを含む、
方法。

【請求項 2 1】

前記光源は、非構造光のみを生成する、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

前記光源は、白色光を生成する、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記標的物体の三次元場所を決定する、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 4】

前記標的物体の前記三次元場所を決定することは、少なくとも部分的に前記特定されるピクセルと前記特定されるピクセルの視野との間の距離関係に基づき決定することを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 5】

内視鏡手術シーンから定量的三次元視覚情報を提供する方法であって、
前記シーンに近接して内視鏡を挿入すること、
非構造的な可視光で前記シーンを照らすこと、及び
定量的三次元撮像センサから定量的三次元撮像データを受け取り且つ処理することを含む、
方法。

【請求項 2 6】

近接閾情報を受け取ること、
前記シーンから少なくとも 2 つの関心の物体を特定する入力を受け取ること、及び
前記近接閾より下の前記少なくとも 2 つの物体の間の距離に応答して警報を提供することを更に含む、
請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記シーンから標的領域を特定する入力を受け取ること、
前記定量的三次元撮像データの少なくとも部分を用いて前記標的物体の三次元モデルを生成すること、及び
該三次元モデルのビューを図式的に操作する使用者入力を受け取ることを含む、
請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記受け取る使用者入力は、前記三次元モデルの前記ビューの向きを変える、請求項 2 7 に記載の方法。

【請求項 2 9】

定量的三次元撮像センサを備える少なくとも 1 つの内視鏡と、
非構造的な可視的な照明光をもたらす照明源と、
定量的三次元画像情報を生成するために前記定量的三次元撮像センサから受け取る画像データを処理するよう構成されるプロセッサと、
定量的三次元画像情報を表示する視認システムとを含む、
手術システム。

【請求項 3 0】

前記ディスプレイは、1 つ又はそれよりも多くの自動立体視三次元ディスプレイで構成される、請求項 2 9 に記載の手術システム。

【請求項 3 1】

10

20

30

40

50

近接閾を特定する手段と、
手術シーン内から少なくとも2つの関心の領域を特定する手段と、
前記特定される近接閾より下の前記少なくとも2つの特定される物体の間の距離に
10 応答して警報を提供する手段とを更に含む、
請求項29に記載の手術システム。

【請求項32】

手術シーン内の標的物体を特定する手段と、
前記標的物体の三次元モデルを創るコンピュータ実行可能な命令を含む持続性コンピ
10 ュータ可読記憶装置と、
前記三次元モデルの前記ビューを図式的に操作する手段とを更に含む、
請求項29に記載の手術システム。

【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
10 出願された「QUANTITATIVE THREE-DIMENSIONAL IMAGING OF SURGICAL SCENES」という名称の米国仮特許出願第61/971,749号の優先権の利益を主張し、そ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
20 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
30 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

【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ときに開き、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
40
50

る光撮像機構に加えて、照明レンズを含む。mm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。

【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。

10

【0007】

複数のピクセルアレイを含むイメージアレイカメラ(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。「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。

20

【0008】

図1は、幾つかの実施態様に従った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、レンズスタック182(レンズ積重ね)の光学アレイと、センサ184のアレイとを含む。アレイ内の各センサは、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を含み、レンズスタックは、レンズスタックの集束平面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182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アレイの領域と異なるセンサアレイの領域を占める。

30

【0009】

図2は、センサ S_{11} 乃至 S_{33} を含む図1の既知のイメージセンサアレイ180の単純化された平面図を示す例示的な図面である。イメージセンサアレイ180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、イメージは、円形パターン、ジグザグパターン、又は散乱パターン、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。

40

【0010】

各センサピクセルは、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

50

800は、マイクロレンズ802を含み、マイクロレンズ802は、酸化物層804の上に位置し、酸化物層804は、典型的には、酸化物層804の下にあり、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の酸化物層810の上に配置され、第2の酸化物層810は、シリコン層812の上に位置し、シリコン層812は、センサ(典型的にはフォトダイオード)の活性領域814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、マイクロレンズは光を集めて、それを活性領域814の上に集束させる。

【0011】

上述の既知のイメージセンサアレイアーキテクチャに関する追加的な情報は、2013年8月20日に発効した米国特許第8,514,491号、及び2013年3月21日に公表された米国特許出願公開第2013/0070060号に提供されている。

【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、デバイスは、内視鏡を含む。画像センサアレイが、内視鏡に隣接する視野を撮像するよう配置される。センサアレイの各センサは、他のセンサのピクセルアレイと分離されるピクセルアレイを含む。光源が視野を照らすよう配置される。

【0013】

他の特徴において、Q3D撮像の方法が提供され、当該方法では、画像センサアレイが内視鏡の先端に隣接して設けられる。内視鏡の先端は、標的物体に隣接して位置付けられる。標的物体は光源で照らされる。

【0014】

他の特徴において、Q3D撮像の方法が提供され、当該方法では、ライトパイプ入力が内視鏡の先端に近接して提供される。内視鏡の先端は、標的物体に隣接して位置付けられる。溶滴物体は光源で照らされる。光は、入力の視野内の画像をライトパイプに送り、画像センサアレイに送るために用いられ、アレイ内の各センサは、他のセンサのピクセルアレイから分離されるピクセルアレイを含む。

【0015】

他の特徴において、Q3D撮像情報は、画像センサによって撮像される手術器具と画像センサによって撮像される標的物体との間の近接性を外科医に警告するために、手術中に用いられる。

【0016】

他の特徴において、標的物体の視覚的3DモデルがQ3D撮像情報を用いて創られ、3Dモデルは外科処置中に操作される。

【0017】

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】

【0018】

【図1】既知のセンサアレイの詳細を示す例示的な図面である。

【図2】多数のセンサを含む既知のイメージ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。

【図3】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

10

20

30

40

50

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 7 A】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の例示的な図面である。

【図 7 B】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 7 A の第 1 の画像キャプチャシステム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。

【図 20】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 のプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図 21】幾つかの実施態様に従った図 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】幾つかの実施態様に従った図 20 のプロセスに従って使用者入力を受け取ることの特定の詳細を表す例示的な図面である。

【図 22 B】幾つかの実施態様に従った図 20 のプロセスに従って使用者入力を受け取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 のプロセスを表す例示的なフロー図である。

【図 24】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に表示されるメニュー選択を示す例示的な図面である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

10

20

30

40

50

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。

10

【 0 0 2 0 】

簡潔な概要

20

【 0 0 2 1 】

幾つかの実施態様によれば、イメージセンサアレイ（配列）を含む画像センサアレイ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の物体の投影画像に基づき決定される。

【 0 0 2 2 】

図 4 は、幾つかの実施態様に従ったビューア 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つの撮像要素 2 0 6 R, 2 0 6 L を有する視認システム(viewing system)が良好な 3 D 視認全体像(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_Instr_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。

30

【 0 0 2 3 】

遠隔操作医療システム

【 0 0 2 4 】

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、内視鏡に取り付けられるカメラを用いて、患者の体内の手術部位を見る。手術中に高解像度ビュー(view)をもたらすために、三次元画像が生成される。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。

40

【 0 0 2 5 】

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 を機械的ア

50

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101Cは、機械的手術アーム158Cと確実に相互適合するよう、機械的手術アーム158C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。

【0026】

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150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、立体ディスプレイデバイス164は、図4を参照して上述したビューア312を含む。コンソール150のコンピュータ151が、制御線159を介して遠隔操作式に制御される内視鏡検査手術器具101A-101C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152を用いて器具の動きをもたらす。

10

【0027】

患者側システム152は、1つ又はそれよりも多くの機械的アーム158を含む。典型的には、患者側システム152は、対応する位置決めセットアップアーム156によって支持される(一般的に機械的手術アーム158と呼ぶ)少なくとも3つの機械的手術アーム158A-158Cを含む。中央機械的手術アーム158Cは、カメラの視野内の画像についてのQ3D情報のキャプチャ(取込み)に適した内視鏡検査カメラ101Cを支持してよい。中央の左右にある機械的手術アーム158A及び158Bは、それぞれ、組織を操作する器具101A及び101Bを支持してよい。

20

【0028】

図6は、幾つかの実施態様に従った患者側システム152の例示的な斜視図である。患者側システム152は、ベース172によって支持されるカートコラム170を含む。1つ又はそれよりも多くの機械的手術アーム158が、患者側システム152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156にそれぞれ取り付けられる。ベース172上のほぼ中央場所に位置付けられて、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。

【0029】

モニターアーム154を除き、各機械的手術アーム158は、器具101A-101Cを制御するために用いられる。その上、各機械的手術アーム158は、セットアップアーム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。

30

【0030】

機械的手術アーム158A-158Dは、生の補正されていない運動学データ(kinematics data)、運動学基準(kinematics datum)、及び/又は運動学情報(kinematics information)を生成して、器具の取得及び追跡(トラッキング)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。

40

【0031】

遠隔操作医療システムについての追加的な情報は、2012年1月26日に公表された米国特許出願公開第2012/0020547号において提供されている。

【0032】

内視鏡検査イメージシステム

【0033】

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

50

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）を含むイメージセンサアレイ 210 (imager sensor array) が、第 1 の端部分 204 の先端部分 208 に取り付けられる。細長い部分 202 は、イメージセンサ 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。

10

【0034】

図 7 B 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 101 C' の例示的な図面である。第 1 の画像キャプチャシステム 101 C 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 101 C' 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、イメージセンサは、体腔内の物体の観察中にセンサアレイ 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。

20

【0035】

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 101 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 101 C 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 によってキャプチャされる（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、ビデオプロセッサ 104 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) と、ビデオ信号検出器 (VSD) 板とを含んでよい。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 210 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。

30

【0036】

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。

40

【0037】

代替的に、CCU 及び VSD を 1 つの機能ブロック内に統合し得る。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 106 は、細長い部分の先端 208 に隣接するシーン中の地点の物理的な定量的 3D 座標を計算し、ビデオプロセッサ 104 及び 3D ディスプレイドライバ 109 の両方を駆動させて 3D シーンを構成し、次に、3D シーンを 3D ディスプレイ 110 上に表示し得る。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。幾つかの実施態様では、これらの要素を内視鏡 202 の本体の内側で画像センサアレイ 210 と統合し得る。代替的に、それらを内視鏡の

50

内部に及び/又は外部に分散させ得る。内視鏡 202 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もたらすために、カニユーレ 140 を介して身体組織 130 を貫通するよう位置付けられて、示されている。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り得る。

【0038】

シーンの画像に加えられる Q3D 情報の実施例

【0039】

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、三次元全体像 (three-dimensional perspective) をもたらすために、ビューア 312 は、左ビューファインダ 401L 及び右ビューファインダ 401R 内のあらゆる器具 400 及び標的 410 をそれぞれ含む、手術部位の左画像 400L 及び右画像 400R を含む、各眼のための立体画像を含む。ビューファインダ内の画像 400L 及び 400R は、それぞれ、左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。

10

20

【0040】

2つの撮像要素 206R, 206L を有する視認システムが、良好な 3D 視認全体像を提供し得る。Q3D 撮像システムは、この視認全体像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__Tr g t」を立体ビューア 312 内に表示し得る。

30

【0041】

物理的場所及び次元情報を手術シーンの 3D 全体像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米国特許出願公開第 2012/0020547 号に提供されており、段落 [0043] - [0053] 及び対応する図面がここに参照として明示的に援用される。

【0042】

定量的三次元物理的情報の処理

【0043】

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 Q3D システム 101C を参照して記載される。モジュール 401 は、撮像シーン 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。画像センサレイ 210 は視野全体を「撮像」するが、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、標的を見る全てのシーン S_{ij} からの画像多様性データを用いること

40

50

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に流れ、関心の撮像モジュール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、当業者に既知であり、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、それをモニタ110上に表示することが必要なことがある。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。

10

20

30

40

【0044】

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、

【数 3】

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

及び

【数 4】

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

10

は、ピクセル座標 $(N \times_{11}, Ny_{11})$ 、 $(N \times_{12}, Ny_{12})$ 、 $(N \times_{13}, Ny_{13})$ 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】

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

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

20

【0045】

【数 6】

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

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、

30

【数 8】

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

と

【数 9】

$$\hat{Y}_{ij+1}$$

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、

40

【数 10】

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

及び

【数 1 1】

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

について満足させられなければならない。計算される 2D 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 10 応答して、制御はモジュール 403 に進む。

【0046】

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 10 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。

【0047】

表 1

【表 1】

表1

20

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

【0048】

Q3D 情報決定の実施例

【0049】

投影マッチングの実施例

【0050】

30

図 11 は、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に配置される多数のセンサ $S_{11} - S_{33}$ を含む 例示的なセンサイメージアレイ 210 の例示的な図面である。アレイ中の各センサは、 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 $S_{11} - S_{33}$ 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、上述の米国特許第 8, 514, 491 号及び米国特許出 願公開第 2013/0070060 号に開示されている。 40

【0051】

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 P 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。 50

【 0 0 5 2 】

図 1 1 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 行のピクセルと、 N 列のピクセルとを含む。光源によって生成される、破線によって示す光線が、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、赤外のような、選択的な波長で光を提供してよく、或いは、例えば、選択的な色又は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。

10

【 0 0 5 3 】

モジュール 4 0 1 及び 4 0 2 . 1 によれば、アレイのセンサは、世界ビューから別個に画像をキャプチャし、そして、モジュール 4 0 2 . 1 によれば。図 1 2 は、幾つかの実施態様に従ったセンサ S_{ij} (S_{11} 、 S_{12} のみを示している) 上への図 1 1 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視野内の物体から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、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。

20

【 0 0 5 4 】

モジュール 4 0 2 . 2 によれば、関心の領域が世界シーンから選択される。図 1 3 は、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。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、彼女の視野内に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有してよい。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) のような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。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 (ROI) を特定し得る。

30

40

【 0 0 5 5 】

モジュール 4 0 2 . 3 によれば、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、ベストマッチが関心の領域内のシーン画像の間にあるように決定される。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) についての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} からの画像が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。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。

50

【 0 0 5 6 】

図 1 5 は、幾つかの実施態様に従って R O I 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 R O I 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 R O I 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 R O I 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。

10

【 0 0 5 7 】

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推定されているが、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。

20

【 0 0 5 8 】

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 R O I 内の投影を S_{12} 内の R O I 内の投影と整列させ且つ S_{13} 内の R O I 内の投影を S_{11} 内の R O I 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 R O I 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 R O I 内の投影画像はシフトさせられ、 S_{13} 内の R O I 内の投影画像と相互相関させられる。よって、 S_{13} 内の R O I の投影と S_{12} 内の R O I 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 R O I の投影と S_{11} 内の R O I 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 R O I の投影の場所を特定するために、R O I の投影の整列が用いられる。

30

【 0 0 5 9 】

候補ピクセル選択及び精緻化の実施例

【 0 0 6 0 】

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。R O I 内の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、R O I 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、R O I 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。

40

【 0 0 6 1 】

R O I 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

50

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。

【0062】

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。

10

【0063】

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推定する。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、

20

【数12】

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

及び

【数13】

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

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14】

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

30

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。

【0064】

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, 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見られる。イメージアレイ内のセンサは、それらの間に既知の間隔、 i_j を有する。 S_{11} と S_{12} との間物理的位置間隔は 1_2 であり、 S_{12} と S_{13} との間物理的位置間隔は 2_3 である。他の実施態様において、全てのセンサ S_{ij} の間のこれらの間隔は、同一であり、 i_j 構造仕様 (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。

40

【0065】

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、或いは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推定される。説明を単純

50

化するために、センサは同一であると推定されるが、それらは異なってよい。

【0066】

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推定しよう。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。

10

【0067】

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 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は、垂直的に $x = y$ であるので、水平的に同じである。当業者は、上記推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。

20

【0068】

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。

30

【0069】

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て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 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。

40

【0070】

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に亘って延びる。この長さ、 FOV_i は、幾つかの実施態様にお

50

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。

【0071】

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。

【0072】

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

10

【0073】

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、

【数15】

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

20

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

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

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、

30

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、

θ は、視野の角度である。

【0074】

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、

40

【数 16】

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

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

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

10

ここで、

n_{x3} は、 x 方向における 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。

【0075】

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。

20

【0076】

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

【0077】

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。

40

【0078】

50

標的の物理的 z 場所を決定する実施例

【 0 0 7 9 】

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 1 7 】

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

【 0 0 8 0 】

(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彼の命令の裏で遅れている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。

20

【 0 0 8 1 】

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 S11, S12, S13 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 x 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。

30

【 0 0 8 2 】

Q3D 情報を用いた内視鏡検査手術の誘導

【 0 0 8 3 】

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

40

50

るために使用者入力を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応答して、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。

【0084】

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応答して、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応答して、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、又は衝突を避ける器具動作の係止(ロッキング)を含んでよい。近接閾値を超えなかった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使用者入力を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があった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、コンピュータを構成する。

10

【0085】

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の撮像要素206R, 206Lの領域を含んでよい。使用者入力に応答して、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応答して、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__Trgt」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応答して、「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、「xxxxミリメートル」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。

20

30

【0086】

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2202L, 2202R(highlighting)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。

40

【0087】

50

図 2 3 は、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 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 を遂行するようコンピュータ 1 5 1 を構成する。モジュール 2 3 0 2 は、使用者入力を受け取って、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よう、コンピュータを構成する。例えば、図 2 2 A 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 4 0 0 L , 4 0 0 R の第 2 の強調 2 2 0 6 L , 2 2 0 6 R 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 4 0 0 L , 4 0 0 R の画像の選択を入力するために、受信される。

【 0 0 8 8 】

図 2 3 をもう一度戻ると、使用者選択の受信に 응답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コンピュータを構成する。決定モジュール 2 3 0 6 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 응답して、モジュール 2 3 0 8 は、画像を回転させて物体の異なる三次元全体像を示すよう、コンピュータを構成する。決定モジュール 2 3 1 0 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 응답して決定モジュール 2 3 0 6 の動作を終了させるよう、コンピュータを構成する。

【 0 0 8 9 】

図 2 4 は、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 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 と関連付けられる視認モニタを含む。代替的に、ディスプレイスクリーン 2 4 0 2 は、ビューア 3 1 2 の撮像要素 2 0 6 R , 2 0 6 L の領域を含んでよい。受信される使用者入力に 응답して、モジュール 2 3 0 4 は、第 3 のメニュー項目「左に回転させる」 2 4 0 6 及び第 4 のメニュー項目「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 のメニュー項目 2 4 0 6 , 2 4 0 8 のうちの一方又は他方を選択する使用者入力に 응답して、モジュール 2 3 0 8 は、図 9 のモジュール 4 0 7 に従って創られ且つ格納される 3 D モデルの領域をもたらす。回転の量は数度、例えば、3 0 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、センサイメージャレイ 2 1 0 は、限定的な全体的視野を有するからである。

【 0 0 9 0 】

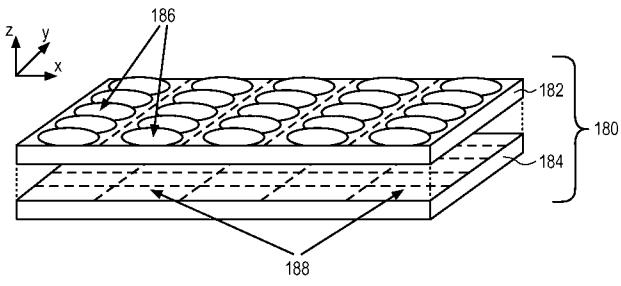
本発明に従った実施態様の前述の記述及び図面は、本発明の原理の例示であるに過ぎない。従って、当業者は付属の請求項において定められる本発明の精神及び範囲から逸脱せずに実施態様に対する様々な修正を行い得ることが理解されるであろう。

10

20

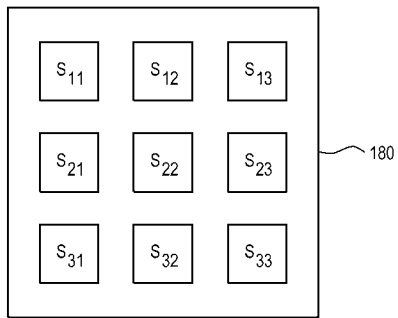
30

【 図 1 】



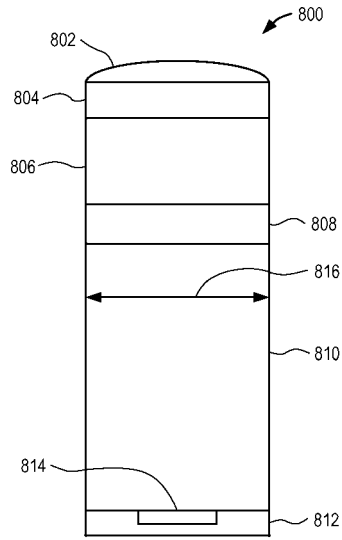
(従来技術)

【 図 2 】



(従来技術)

【 図 3 】



(従来技術)

【 図 4 】

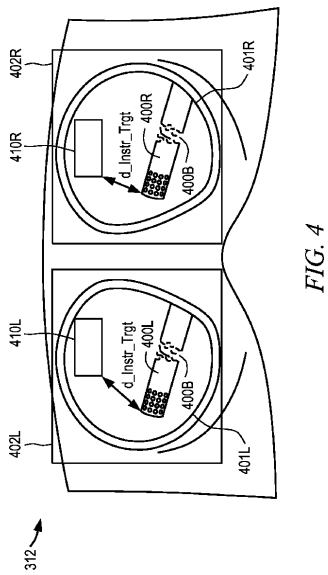


FIG. 4

【 図 5 】

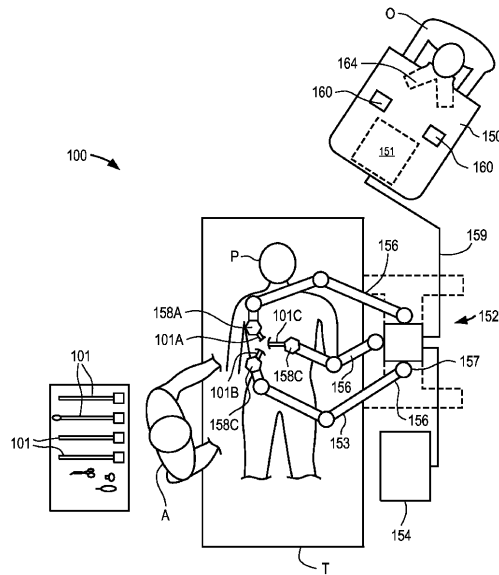


FIG. 5

【 図 6 】

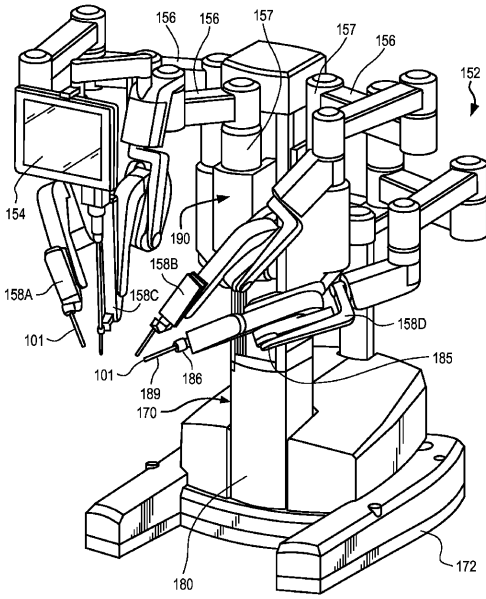


FIG. 6

【 図 7 A 】

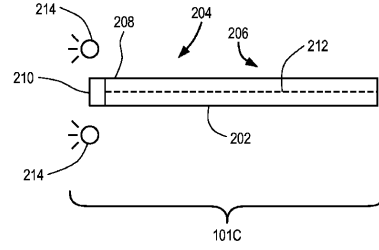


FIG. 7A

【 図 7 B 】

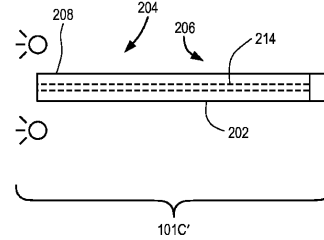


FIG. 7B

【 図 8 】

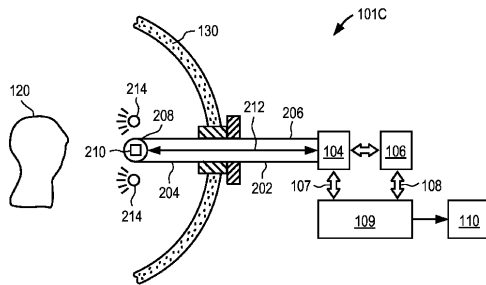
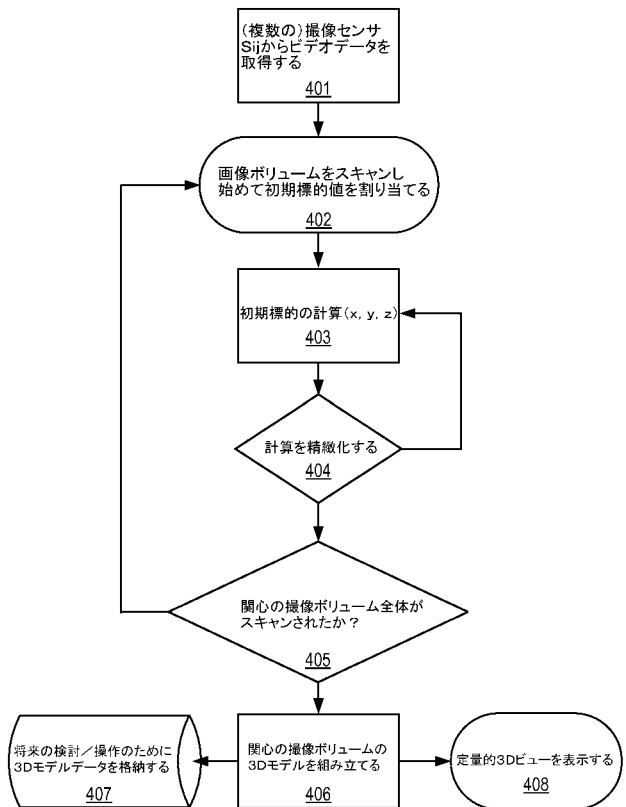
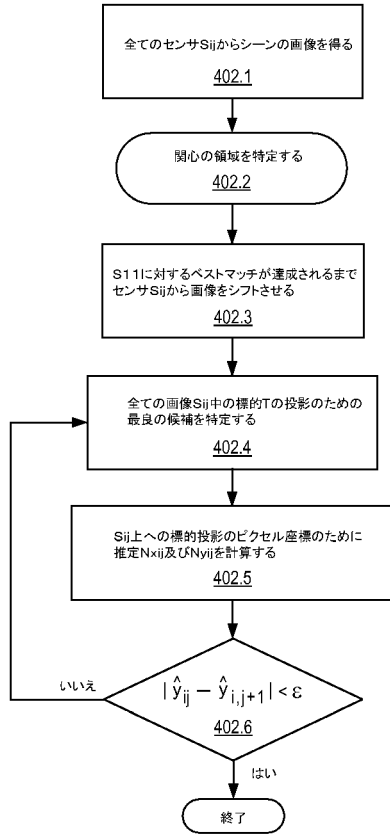


FIG. 8

【 図 9 】



【図 10】



【図 11】

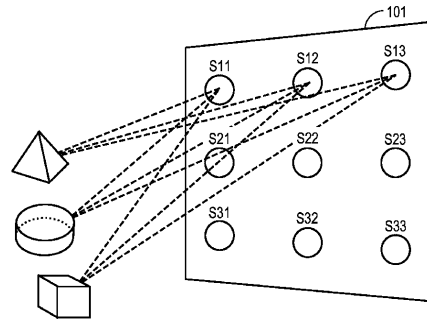


FIG. 11

【図 12】

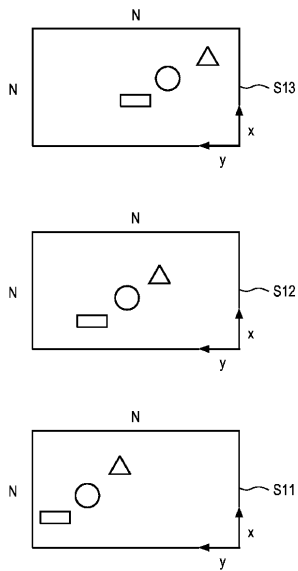


FIG. 12

【図 13】

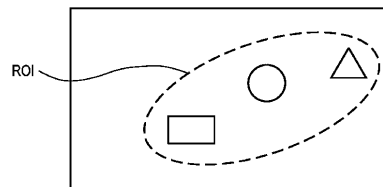
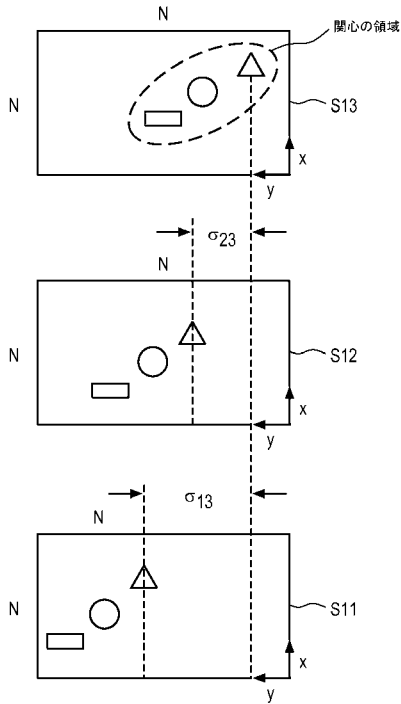
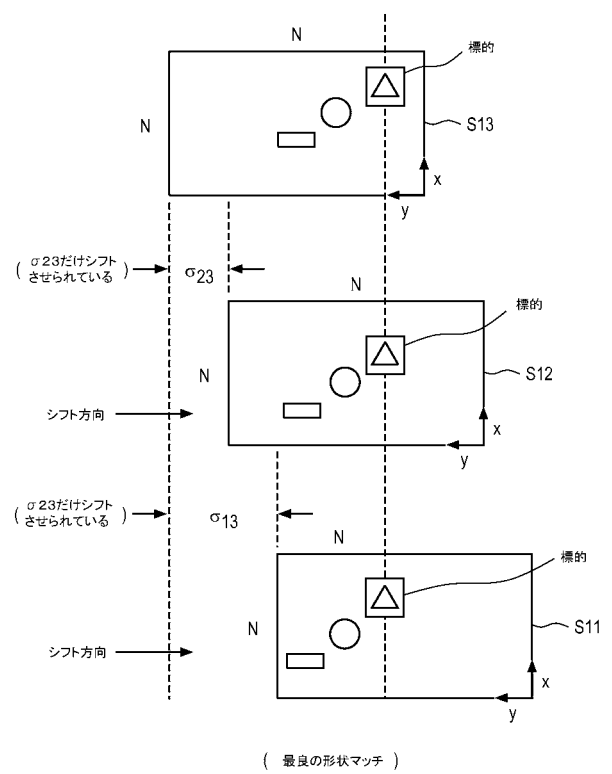


FIG. 13

【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】

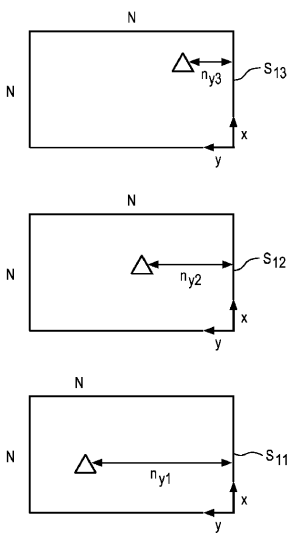


FIG. 16

【 図 1 7 】

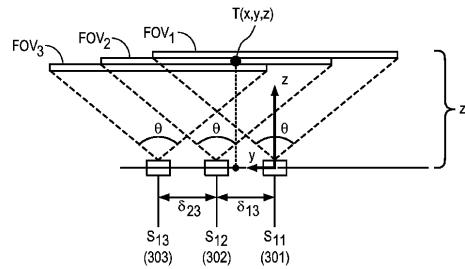
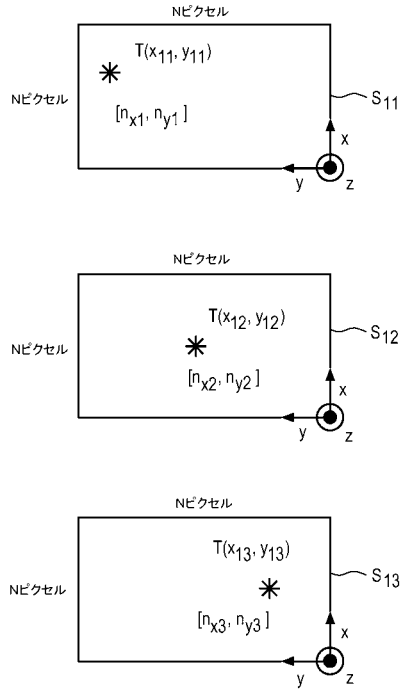


FIG. 17

【 図 1 8 】



【 図 1 9 】

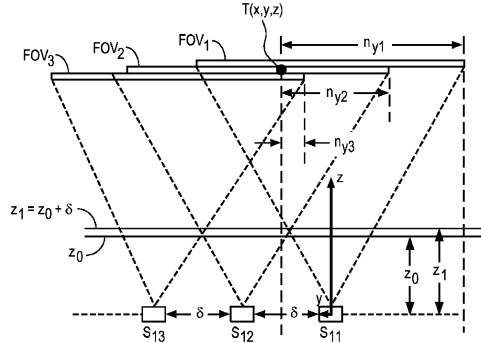
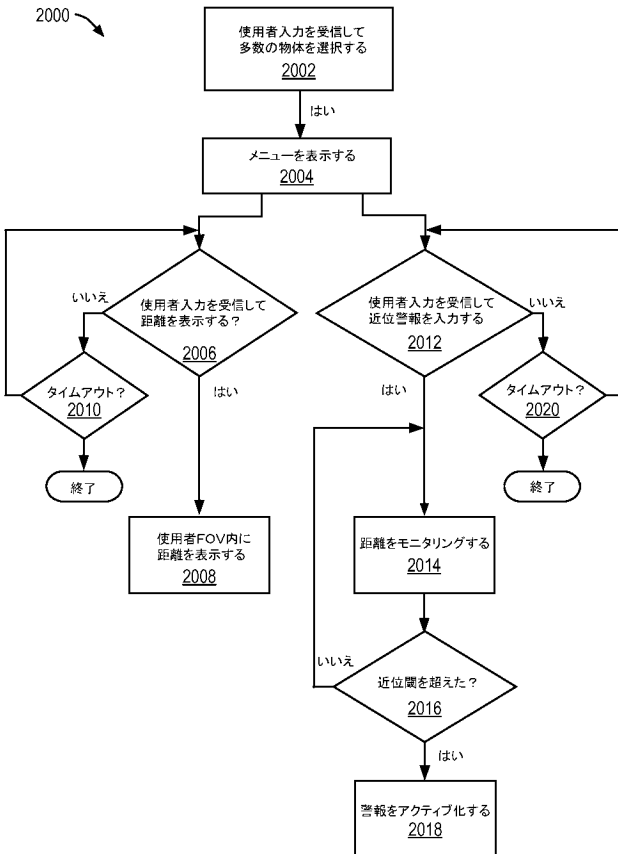
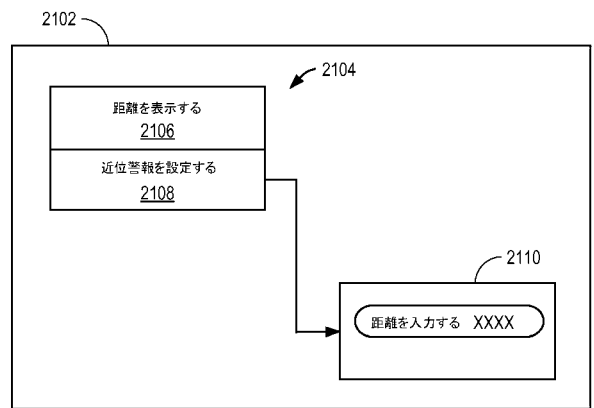


FIG. 19

【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【図 2 2 A】

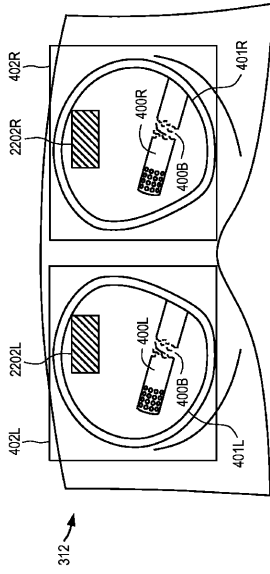


FIG. 22A

【図 2 2 B】

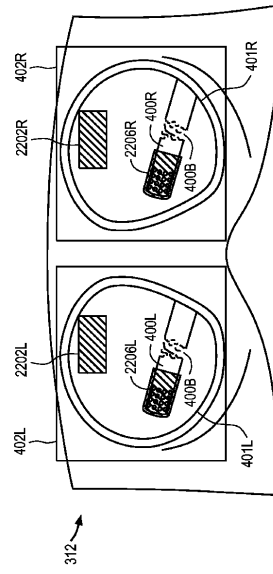
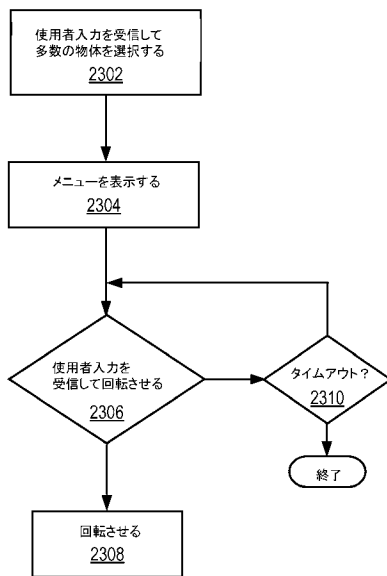
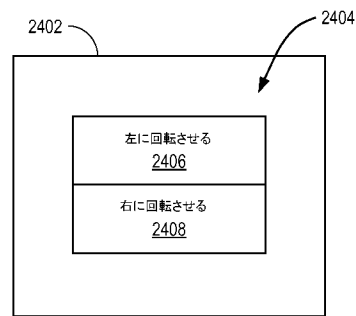


FIG. 22B

【図 2 3】



【図 2 4】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2015/023210
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 19/00(2006.01)i, H04N 13/00(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; G06F 19/00; A61B 1/002; A61B 1/04; A61B 1/06; A61B 5/103; H04N 13/00		
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, image sensor, light source, pixel array, light pipe, controller, field of vies, quantitative three-dimensional image		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A A A A A	WO 2012-155152 A1 (OLIVE MEDICAL CORPORATION et al.) 15 November 2012 See abstract; page 14, line 9 - page 48, line 32; claim 1; figures 1a-34. US 8231522 B2 (ENDO, A. et al.) 31 July 2012 See abstract; column 1, line 5 - column 8, line 41; claims 1-13; figures 1-6B. US 2009-0088634 A1 (ZHAO, W. et al.) 02 April 2009 See abstract; paragraphs [0032]-[0219]; claims 1-25; figures 1A-17. US 8262559 B2 (KRATTIGER, B.) 11 September 2012 See abstract; column 1, line 14 - column 12, line 31; claims 1-14; figures 1-5. WO 2013-038403 A2 (VISIONSENSE LTD. and SHECHTERMAN, M.) 21 March 2013 See abstract; page 6, line 2 - page 25, line 14; figure 1.	1-8, 15-17, 20-22 9-14, 18, 19, 23, 24, 29-32 1-24, 29-32 1-24, 29-32 1-24, 29-32 1-24, 29-32
<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 29 June 2015 (29.06.2015)		Date of mailing of the international search report 29 June 2015 (29.06.2015)
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 Han, Inho Telephone No. +82-42-481-3362

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/US2015/023210

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

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

1. Claims Nos.: 25-28
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 25-28 pertain to a method for treatment of the human body and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv), to search.
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

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

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/023210

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2012-155152 A1	15/11/2012	AU 2012-253253 A1	09/01/2014
		AU 2012-253253 A2	30/01/2014
		AU 2012-253254 A1	09/01/2014
		AU 2012-253261 A1	16/01/2014
		AU 2012-253263 A1	16/01/2014
		CA 2835848 A1	15/11/2012
		CA 2835870 A1	15/11/2012
		CA 2835879 A1	15/11/2012
		CA 2835881 A1	15/11/2012
		CN 103636000 A	12/03/2014
		CN 103648363 A	19/03/2014
		CN 103648378 A	19/03/2014
		CN 103650476 A	19/03/2014
		EP 2706904 A1	19/03/2014
		EP 2706911 A1	19/03/2014
		EP 2708021 A1	19/03/2014
		EP 2708022 A1	19/03/2014
		JP 2014-514782 A	19/06/2014
		JP 2014-514891 A	19/06/2014
		JP 2014-515955 A	07/07/2014
		JP 2014-519703 A	14/08/2014
		KR 10-2014-0026523 A	05/03/2014
		KR 10-2014-0026524 A	05/03/2014
		KR 10-2014-0027357 A	06/03/2014
		KR 10-2014-0041509 A	04/04/2014
		US 2012-0307030 A1	06/12/2012
		US 2013-0126707 A1	23/05/2013
		US 2013-0126708 A1	23/05/2013
		US 2013-0126709 A1	23/05/2013
		US 8952312 B2	10/02/2015
		WO 2012-155142 A1	15/11/2012
		WO 2012-155143 A1	15/11/2012
		WO 2012-155150 A1	15/11/2012
US 8231522 B2	31/07/2012	JP 2010-068992 A	02/04/2010
		JP 5435916 B2	05/03/2014
		US 2010-0069713 A1	18/03/2010
US 2009-0088634 A1	02/04/2009	US 2009-0088773 A1	02/04/2009
		US 2009-0088897 A1	02/04/2009
		US 2012-0020547 A1	26/01/2012
		US 2015-0005622 A1	01/01/2015
		US 8073528 B2	06/12/2011
		US 8108072 B2	31/01/2012
		US 8147503 B2	03/04/2012
		US 8792963 B2	29/07/2014
		WO 2009-045827 A2	09/04/2009
US 8262559 B2	11/09/2012	EP 2108306 A1	14/10/2009

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/023210

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2013-038403 A2	21/03/2013	EP 2108306 B1	15/10/2014
		US 2009-0259098 A1	15/10/2009
		EP 2755544 A2	23/07/2014
		US 2014-0364693 A1	11/12/2014
		WO 2013-038403 A3	25/07/2013

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード(参考)
H 0 4 N 13/04 (2006.01)	G 0 2 B	23/24		B
	H 0 4 N	7/18		M
	H 0 4 N	13/02	3 2 0	
	H 0 4 N	13/04	4 0 0	
	H 0 4 N	13/02	5 3 0	
	H 0 4 N	13/02	7 5 0	

(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 バネスク, 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・
 ドライヴ 7 1 6

F ターム(参考) 2H040 BA15 CA03 CA04 CA11 CA22 CA28 DA02 DA11 DA12 DA21
 GA01 GA02 GA11
 4C161 BB06 CC06 CC07 DD01 GG13 HH53 JJ17 LL02 LL03 NN01
 NN05 PP01 QQ02 SS21 VV03 WW02 WW14
 5C054 CA04 CC02 EA01 FC12 FD02 FE19 HA12
 5C061 AA01 AB04 AB06 AB14 AB18

专利名称(译)	手术场景的定量3D成像		
公开(公告)号	JP2017518147A	公开(公告)日	2017-07-06
申请号	JP2017502948	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	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18 H04N13/02 H04N13/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/051 A61B34/37 H04N13/207 H04N13/25 H04N13/254 H04N13/275 H04N13/302 A61B1/04 A61B1/06 A61B34/30 G06T7/0014 G06T7/74 G06T19/20 G06T2200/04 G06T2200/24 G06T2207/10068 G06T2219/2016 H04N2213/001		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.B A61B1/00.A A61B1/00.300.E G02B23/24.B H04N7/18. M H04N13/02.320 H04N13/04.400 H04N13/02.530 H04N13/02.750		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA28 2H040/DA02 2H040 /DA11 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/GA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD01 4C161/GG13 4C161/HH53 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161 /NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/VV03 4C161/WW02 4C161/WW14 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EA01 5C054/FC12 5C054/FD02 5C054/FE19 5C054/HA12 5C061 /AA01 5C061/AB04 5C061/AB06 5C061/AB14 5C061/AB18		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/971749 2014-03-28 US		
其他公开文献	JP2017518147A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜, 布置成对与内窥镜相邻的视场成像的图像传感器阵列以及布置成照亮视场的光源, 每个传感器与另一个传感器的像素阵列分开。提供了一种包括像素阵列的设备。

