

(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2013-519417

(P2013-519417A)

(43) 公表日 平成25年5月30日(2013.5.30)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-552494 (P2012-552494)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成23年1月14日 (2011.1.14)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成24年8月8日 (2012.8.8)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/IB2011/050171</p> <p>(87) 国際公開番号 WO2011/098927</p> <p>(87) 国際公開日 平成23年8月18日 (2011.8.18)</p> <p>(31) 優先権主張番号 61/303,702</p> <p>(32) 優先日 平成22年2月12日 (2010.2.12)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 590000248                  コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ                  オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5</p> <p>(74) 代理人 100087789                  弁理士 津軽 進</p> <p>(74) 代理人 100122769                  弁理士 笛田 秀仙</p> <p>(72) 発明者 ポボヴィック アレクサンドラ                  アメリカ合衆国 ニューヨーク州 105 10-8001 ブリアクリフ マノアーピーオー ボックス 3001 345 スカボロー ロード</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザ改良された3D表面再構成

(57) 【要約】

3次元対象41の表面を再構成する方法は、レーザ11によって3次元対象41の表面上にレーザスポットパターン12、14を投射するステップと、内視鏡21が3次元対象41に対し平行移動され及び/又は回転されるに従って、一連の内視鏡画像24を生成するステップと、を含む。各々の内視鏡画像24は、レーザ11によって3次元対象41の表面上に投射されるレーザスポットパターン12、14内のレーザスポットアレイ13、15の異なるビュー23を示す。レーザスポットアレイ13、15は、レーザスポットパターン又はそのサブセット12、14と同一でありうる。方法は更に、内視鏡画像24に示されるレーザスポットアレイ13、15のそれぞれ異なるビュー23の対応付けに基づいて、3次元対象41の表面を再構成することを含む。

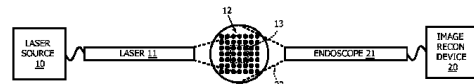


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

3次元対象の表面上にレーザスポットパターンを投射するレーザと、  
内視鏡が前記3次元対象に対し平行移動され又は回転されるに従って、一連の内視鏡画像を生成する内視鏡であって、各内視鏡画像が、前記レーザによって前記3次元対象の前記表面上に投射される前記レーザスポットパターン内のレーザスポットアレイのそれぞれ異なるビューを示す、内視鏡と、

前記内視鏡と通信するとともに、前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューの対応付けに基づいて、前記3次元対象の前記表面を再構成する画像再構成装置と、

を有するシステム。

**【請求項 2】**

前記レーザスポットパターン及び前記レーザスポットアレイが同一である、請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記レーザスポットアレイが、前記レーザスポットパターンのサブセットである、請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記3次元対象の前記表面の前記再構成は、  
前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成し、

前記基本マトリックス及び前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューの関数として、3次元対象ポイントを再構成する、  
ことを含む、請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記3次元対象の前記表面の前記再構成は、  
前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成し、

前記内視鏡画像に示される前記3次元対象の表面フィーチャを検出し、  
前記基本マトリックス及び前記内視鏡画像において検出された前記3次元対象の前記表面フィーチャの関数として、3次元対象ポイントを再構成する、  
ことを含む、請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 6】**

前記3次元対象の前記表面の前記再構成は、前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成することを含む、請求項 1 に記載のシステム。

**【請求項 7】**

前記3次元対象の前記表面の前記再構成は更に、前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基礎マトリックスを生成することを含み、前記基礎マトリックスは、前記基本マトリックス及び前記内視鏡のカメラ校正に関連するカメラ校正マトリックスの関数である、請求項 6 に記載のシステム。

**【請求項 8】**

前記3次元対象の前記表面の前記再構成は更に、前記基礎マトリックスの関数として並進ベクトル及び回転マトリックスを生成することを含む、請求項 7 に記載のシステム。

**【請求項 9】**

前記3次元対象の前記表面の前記再構成は更に、前記並進ベクトル及び前記回転マトリックスの関数として前記レーザスポットアレイの各ビューについて投射マトリックスを生成することを含み、各投射マトリックスは、前記レーザスポットアレイの関連するビューの線形変換である、請求項 8 に記載のシステム。

**【請求項 10】**

10

20

30

40

50

前記 3 次元対象の前記表面の前記再構成は更に、各投射マトリックス及び前記レーザスポットアレイの前記関連するビューの関数として、3 次元対象ポイントを再構成することを含む、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 1】

前記 3 次元対象の前記表面の前記再構成は更に、

前記レーザスポットアレイの各ビューについて、前記内視鏡画像に示される前記 3 次元対象の表面フィーチャを検出し、

各投射マトリックス及び前記内視鏡画像において検出された前記 3 次元対象の各表面フィーチャの関数として、3 次元対象ポイントを再構成することを含む、請求項 9 に記載のシステム。

10

【請求項 1 2】

前記内視鏡は、術中に、前記内視鏡画像の少なくとも 2 つに基づいて校正される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

内視鏡が 3 次元対象に対し平行移動され又は回転されるに従って、一連の内視鏡画像を生成する内視鏡であって、各内視鏡画像が、前記 3 次元対象の表面上に投射されるレーザスポットパターン内のレーザスポットアレイのそれぞれ異なるビューを示す、内視鏡と、

前記内視鏡と通信するとともに、前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューの対応付けに基づいて、前記 3 次元対象の表面を再構成する画像再構成装置と、

20

を有するシステム。

【請求項 1 4】

前記 3 次元対象の前記表面の前記再構成は、

前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成し、

前記基本マトリックス及び前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューの関数として、3 次元対象ポイントを再構成することを含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記 3 次元対象の前記表面の前記再構成は、

前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成し、

前記内視鏡画像に示される前記 3 次元対象の表面フィーチャを検出し、

前記基本マトリックス及び前記内視鏡画像において検出された前記 3 次元対象の前記表面フィーチャの関数として、3 次元対象ポイントを再構成することを含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

30

【請求項 1 6】

3 次元対象の表面を再構成する方法であって、

前記 3 次元対象の表面上にレーザスポットパターンを投射するステップと、

内視鏡が前記 3 次元対象に対し平行移動され又は回転されるに従って、一連の内視鏡画像を生成するステップであって、各内視鏡画像が、前記 3 次元対象の前記表面上に投射される前記レーザスポットパターン内のレーザスポットアレイのそれぞれ異なるビューを示す、ステップと、

40

前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューの対応付けに基づいて、前記 3 次元対象の前記表面を再構成するステップと、を含む方法。

【請求項 1 7】

前記レーザスポットアレイが、前記レーザスポットパターンのサブセットである、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

50

前記内視鏡は、術中に、前記内視鏡画像の少なくとも2つに基づいて較正される、請求項16に記載の方法。

【請求項19】

前記3次元対象の前記表面を再構成する前記ステップは、  
前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成し、  
前記基本マトリックス及び前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューの関数として、3次元対象ポイントを再構成する、  
ことを含む、請求項16に記載の方法。

【請求項20】

前記3次元対象の前記表面を再構成する前記ステップは、  
前記内視鏡画像に示される前記レーザスポットアレイの前記それぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックスを生成し、  
前記内視鏡画像に示される前記3次元対象の表面フィーチャを検出し、  
前記基本マトリックス及び前記内視鏡画像において検出された前記3次元対象の前記表面フィーチャの関数として、3次元対象ポイントを再構成する、  
ことを含む、請求項16に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、最小侵襲性の内視鏡外科手術の間に、対象の3次元（「3D」）表面を再構成することに関する。本発明は、特に、内視鏡の術中のカメラ較正のために及び対象の表面の3D再構成のための、対象の表面上のレーザスポットパターンの再生可能且つ精確なフィーチャの生成、検出及び利用に関する。

【背景技術】

【0002】

最小侵襲性の内視鏡外科手術は、剛性又は可撓性の内視鏡が、自然開口部又は皮膚の小さい切開部（すなわちポート）を通じて患者身体に導入される外科的なプロシージャである。内視鏡を伴う付加の外科ツールが、同様のポートを通じて患者の身体に導入され、内視鏡は、外科ツールの外科医に、外科的な部位に関する視覚的フィードバックを提供するために使用される。最小侵襲性の内視鏡外科手術の例は、内視鏡心臓外科手術（例えば内視鏡下心臓バイパス又は僧帽弁置換術）、腹部の腹腔鏡検査、関節鏡検査及び肺の気管支鏡検査を含むが、これらに限定されるものではない。

【0003】

内視鏡検査におけるレーザ計測は、内視鏡検査画像において対象のサイズを測定する可能性を提供する種類の方法である。かかるレーザ計測は、通常、工業用内視鏡法に行われるが、医学においても使用される。レーザ計測において、コリメートされたレーザビームは、内視鏡カメラの光軸と平行に位置付けられる。レーザビームは、考察中の対象上に又は対象の近傍に、レーザドットを投射する。レーザのビームコリメーションの場合、対象上の又はその近傍のドットサイズは、対象までの距離に関係なく同じままである。従って、ドットサイズは、画像のサイズ較正材料の役割を果たす。

【0004】

当分野において知られている1つの方法は、レーザ計測用の較正されたレーザドットを生成するために、レーザ生成装置を内視鏡の遠位端に配置することである。基本的に、このレーザ計測方法は、1つのコリメートされたレーザドットを対象（例えば組織）に投射し、レーザドットの直径から対象のスケールを導出する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

これに対して、当分野において知られている別の方法は、4つのレーザドットを対象（

10

20

30

40

50

例えば組織)上に投射して画像内の対象のスケールを得るために、内視鏡カメラの光軸と平行にセットされる4つのレーザビームを有する内視鏡を利用する。この方法のために、半径方向歪みの補償が、歪みパラメータを得るためにチェスボード様の校正グリッドを使用して実施される。その後、レーザドットの3D位置は、レンズジオメトリを使用して、ポイント間の幾何学的な関係から計算されることができる。最後に、校正ルーラが、内視鏡画像上に表示される。

#### 【0006】

最小侵襲性の内視鏡外科手術に関して上述したように、内視鏡は、手術部位の唯一の視覚的フィードバックを提供している。しかしながら、内視鏡画像は、通常、2次元(「2D」)であり、これは、ビュー内の対象の深さ情報並びに相対位置及びサイズを得る際の困難さを呈する。一連の2D画像から3D表面を再構成するための知られているアルゴリズムは、2又はそれ以上のフレーム内のポイント間の対応付けを見つけることに依存する。このようなアルゴリズムに基づく3D再構成の品質は、一致したフィーチャの精確さに大きく依存する。特に、無作為標本コンセンサス(「RANSAC」)最適化を使用して、2D+tシリーズから3D表面を再構成するために、8又はそれ以上のフィーチャー一致が、見つけられる必要がある。しかしながら、外科手術において、内視鏡ビュー内の対象(例えば、心臓内視鏡検査における心臓組織又は関節鏡検査における骨表面)は、非常に多くの場合、平滑であり、フィーチャがなく、よって、特徴検出及び突き合せを困難な作業にする。

#### 【0007】

上述したレーザ計測方法は、単一のコリメートレーザドット又はスコープの光軸と平行に位置付けられる複数のレーザビームを使用することによって、スケール問題(すなわち対象サイズ)を解決する。しかしながら、これらの方法は、3D再構成の品質問題に対処しない。これらの方法の別の不利益は、それらが、レーザビームが内視鏡の光軸と平行であることを必要とすることである。従って、レーザ光源及び内視鏡ファイバが、内視鏡自体に組み込まれなければならない、このことは、内視鏡の直径を増大させ、ゆえに、外科的アプローチの侵襲性を増加させる。

#### 【0008】

本発明は、対象の表面の精確な再構成及び術中のカメラ校正を容易にするために、3D対象(例えば関心のある器官又は組織)の表面上にレーザスポットパターン(例えば円形ドットのマトリックス)を投射するレーザを利用し、これは、2D内視鏡ビューから対象の表面の深さ情報並びに相対位置及びサイズを得る際の困難さを解決する。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

本発明の1つの形態は、レーザ、内視鏡及び画像再構成装置を用いるシステムである。動作中、レーザは、3D対象(例えば関心のある器官又は組織)の表面上に、レーザスポットパターン(例えば円形ドットのマトリックス)を投射する。内視鏡が、3D対象に対し平行移動され及び/又は回転されるに従って、内視鏡は、一連の内視鏡画像を生成し、各々の内視鏡画像は、レーザによって3D対象の表面上に投射されるレーザスポットパターン内のレーザスポットアレイのそれぞれ異なるビューを示す。画像再構成装置は、内視鏡画像に示されるレーザスポットアレイのそれぞれ異なるビューの対応付けから、3D対象の表面を再構成する。

#### 【0010】

本発明の目的のために、「レーザスポットパターン」という語は、概して、内視鏡アプリケーションのための任意の幾何学的な形、任意の色及び任意の実際寸法をもつ2又はそれ以上のレーザスポットの任意の空間配列として、ここで規定される。「レーザスポットアレイ」という語は、関連するレーザスポットパターンのレーザスポット又はその任意のサブセットの空間配列を有するものとして、ここで広義に規定される。レーザスポットパターン及びレーザスポットアレイの中で、各スポットの幾何学的な形、色及び寸法は、レーザスポットの一部又は全部について同一であってもよく、又は異なってもよい。更に、

レーザースポットアレイは、術前又は術中に、レーザースポットパターン内に規定されることができる。

【0011】

更に、「内視鏡」という語は、概して、身体を内側からイメージングする能力を有する任意の装置として、ここに規定される。本発明の目的を達成するための内視鏡の例は、可撓性又は剛性の任意のタイプのスコープ（例えば、内視鏡、関節鏡、気管支鏡、コレドコスコープ、結腸鏡、膀胱鏡、十二指腸内視鏡、胃鏡、子宮鏡、腹腔鏡、喉頭鏡、神経内視鏡、耳鏡、プッシュ式腸鏡、鼻咽頭内視鏡、S状結腸鏡、副鼻腔内視鏡、胸部内視鏡、その他）、及び画像システムを備えるスコープ（例えばイメージング装置を有する入れ子式カニューレ）と同様の任意の装置を含むが、これらに限定されるものではない。イメージングは、局所的であり、表面画像は、ファイバ光学部品、レンズ、又は小型化された（例えばCCDベースの）イメージングシステムによって光学的に得られることができる。

10

【0012】

本発明の上述の形態及び他の形態並びに本発明のさまざまな特徴及び利点が、添付の図面に関連して理解される本発明のさまざまな実施形態の以下の詳細な説明から、一層明らかになるであろう。詳細な説明及び図面は、本発明を単に説明するものであって制限するものではなく、本発明の範囲は、添付の請求項及びその等価なものによって規定される。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明による、3D画像再構成システムの例示の実施形態を示す図。

20

【図2】本発明による、レーザースポットアレイの一連の異なるビューの例を示す図。

【図3】本発明による、図2に示されるレーザースポットアレイの一連の異なるビューの別の例を示す図。

【図4】本発明による、内視鏡外科方法の例示の実施形態を示すフローチャート。

【図5】図1に示されるシステムによる、図4に示される方法の例示の内視鏡アプリケーションを示す図。

【図6】本発明による、3D表面再構成方法の例示の実施形態を表すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本発明による3D表面再構成アルゴリズムの実現は、レーザーが、レーザースポットパターンを3D対象に投射し、内視鏡が、レーザースポットパターン内のレーザースポットアレイの一連の2D内視鏡画像を生成することによって、達成される。レーザースポットパターンは、内視鏡画像間のレーザースポットアレイの対応付けを容易にするために、3D対象に投射される再生可能且つ精確なフィーチャとしての役割を果たす。

30

【0015】

例えば、図1に示されるように、レーザー光源10によって供給されるレーザー11は、円形ドットの7x7マトリックス配列を有するレーザースポットパターン12を投射する。レーザースポットパターン12内には、円形ドットの3x3マトリックス配列を有するレーザースポットアレイ13がある。最小侵襲性の内視鏡外科手術の間、内視鏡21は、レーザースポットパターン12の全部又一部にフォーカスされ、それによって、内視鏡21の視野22は、レーザースポットアレイ13を取り囲む。

40

【0016】

より具体的には、図2は、内視鏡21が3D対象の方向に平行移動するに従って、内視鏡21によって生成される内視鏡ビュー23a-23cのシーケンスを示す。このように、レーザースポットパターン12は、それぞれ異なる内視鏡ビュー23a-23cにおいて拡大し、レーザースポットアレイ13は、各々の内視鏡ビュー23a-23cにおいて識別可能である。内視鏡ビュー23a-23cを通じたレーザースポットパターンの拡大は、以下に更に説明されるように、3D表面再構成アルゴリズムを実現するためのレーザースポットアレイ13の動きの役割を果たす。

【0017】

50

図3は、内視鏡21が、3D対象の方向へ更に平行移動するに従って、内視鏡21によって生成される内視鏡ビュー23d-23fの付加のシーケンスを示す。再び、レーザースポットパターン12は、内視鏡ビュー23d-23fを通じて拡大し、レーザースポットアレイ13は、各々の内視鏡ビュー23d-23fにおいて識別可能であり、内視鏡ビュー23d-23fを通じたレーザースポットパターンの拡大は、以下に更に説明されるように、3D表面再構成アルゴリズムを実現するためのレーザースポットアレイ13の動きの役割を果たす。

【0018】

図2及び図3は、内視鏡画像間のレーザースポットアレイの対応付けを容易にするために、3D対象に投射される再生可能且つ精確なフィーチャとしてのレーザースポットパターンの本発明の原理を明確に説明するために提供される。実際、好適には、レーザースポットパターンは、9又はそれ以上のレーザースポットを含み、内視鏡画像の数は、2又はそれ以上であり、内視鏡カメラとレーザースポットパターンとの間の距離は、内視鏡画像のすべてを通じてレーザースポットパターン全体の識別を容易にし、レーザースポットパターン自体が、レーザースポットアレイとして機能する。それにもかかわらず、図2及び図3は、レーザースポットパターンの全部又は一部にせよ、レーザースポットアレイが内視鏡画像のすべてにおいて識別可能でなければならないことを強調する。

10

【0019】

図1に戻って参照すると、画像再構成装置20は、対象の表面の3D画像を再構成するために、レーザースポットアレイの生成された画像を処理する。本発明の目的のために、画像再構成装置は、概して、3D再構成アルゴリズム(例えばプログラムされたコンピュータ)に従って内視鏡画像を処理することにより対象の表面の3D再構成を生成するように構成される任意の装置として、ここで広義に規定される。本明細書で用いられる「生成」という語は、コンピュータ処理及びメモリ記憶/取り出しの目的で、特に画像データセット及びビデオフレームのような情報(例えば、データ、テキスト、画像、ボイス及びビデオ)を生成し、計算し、出力し、供給し、取得し、発生し、形成し、開発し、展開し、変形し、変換し、変更し、又は他のやり方で利用可能にするための、当分野において現在又は今後知られる任意の技法を含むものとして広義に規定される。

20

【0020】

図4は、本発明の内視鏡外科方法を表すフローチャート30を示す。フローチャート30は、術前ステージS32及びS33並びに術中ステージS34-S37を含む。本明細書で用いられる「術前」という語は、内視鏡アプリケーションの前に行われる又はその前の期間又は準備に関連する任意のアクティビティを述べるために広義に規定される。本明細書で用いられる「術中」という語は、内視鏡アプリケーション(例えば内視鏡を走査する)の間に行われ、実施され、又は遭遇される任意のアクティビティとして記述するために広義に規定される。内視鏡アプリケーションの例は、関節鏡検査、気管支鏡検査、大腸内視鏡検査、腹腔鏡検査、脳内視鏡検査及び内視鏡下心臓外科手術を含むが、これらに限定されるものではない。内視鏡下心臓外科手術の例は、内視鏡下冠状動脈バイパス、内視鏡僧帽弁及び大動脈弁修復及び置換を含むが、これらに限定されるものではない。

30

【0021】

術前ステージS31は、レーザースポットパターンを3D対象に投射するためのレーザーを選択することを含む。実際、Lasiris SNFレーザーが、内視鏡アプリケーションのために使用されることができ、その場合、レーザーは、約600nmの波長及び100mWより小さい電力をもつ。更に、レーザーは、好適には、円形ドットの緑又は青の7x7マトリックスのレーザースポットパターンを投射し、その場合、円形ドットの8又はそれ以上が、レーザースポットアレイとしての役割を果たす。更に、円形ドットは、0.5mmの直径を有するとともに、円形ドットの間隔を有することができる。90度又はそれ以下の扇角度(FA)を特定するために、対象サイズ(L)及び動作距離(D)が、下式[1]によって理解されるべきである：

40

$$FA = 2 * \arcsin(L / (2 * D))$$

[1]

50

## 【0022】

図5は、対象サイズLを有する膝40の組織41から距離Dのところにあるレーザ11を含む関節鏡アプリケーションの例を示す。

## 【0023】

図4を再び参照して、術前ステージS32は、内視鏡の知られているカメラ校正を含む。一実施形態において、レーザは、レーザスポットパターンを対照的な平面（例えば白色の平面）に投射し、ここで、レーザスポットパターンは、一様なマトリックス（例えば、円形ドットの7×7マトリックス）を有し、又は異なる数の2次元のレーザスポットをもつマトリックス（例えば、円形ドットの6×7マトリックス）を有する。校正パラメータ及び半径方向歪みは、平面に対し内視鏡を2又はそれ以上の異なる向きに配した状態で平面上のレーザスポットパターンの画像を取得し、画像内のレーザポイントを検出することによって、算出される。

10

## 【0024】

術中ステージS33は、3D対象の表面上にレーザスポットパターンを生成することを含む。例えば、図5に示すように、レーザ11は、膝40の外科手術器具ポート43内に挿入され、それによって、組織41上に円形ドットの5×5マトリックスのレーザスポットパターン14を投射する。

## 【0025】

術中ステージS34の実行は、ステージS32が術前フェーズの間に実行されなかったかどうか、又は内視鏡の再校正が必要とされるかどうか、に依存する。実行される場合、術中ステージS34は、内視鏡が、レーザスポットパターンに対し内視鏡を2又はそれ以上の異なる向きに配した状態で、3D対象上に投射されるレーザスポットパターンの画像を取得することを含む。例えば、図5に示されるように、内視鏡21は、膝40の視覚ポート42に挿入され、それによって、レーザスポットパターン14（例えば画像24）の画像を生成する。内視鏡24は、さまざまな異なる視野角及び方向から同じレーザスポットアレイの画像を生成するために、任意の方向及び回転位置にポート42（すなわちピボット点）の周りを移動されることができる。その後、画像内のレーザスポットアレイとしてレーザスポットパターン14を検出し、又は画像内のレーザスポットアレイ15を検出することにより、カメラパラメータの算出が可能になる。

20

## 【0026】

レーザスポットの検出は、色閾値処理のような、当分野において知られている任意のアルゴリズムを用いて実施されることができる。検出の結果は、各画像の座標系におけるスポットの位置 $x = [x, y]^T$ である。

30

## 【0027】

術中ステージS35は、内視鏡が、3D対象及びポート42に対し平行移動され及び/又は回転されるに従って、3D対象上に、レーザスポットパターンの2又はそれ以上の一連の画像を生成することを含む。例えば、図5に示すように、内視鏡21は、膝40のポート42に挿入され、それにより、内視鏡21が矢印で示されるように組織41の方向に平行移動されるに従って、レーザスポットパターン14の画像（例えば画像24）を生成する。

40

## 【0028】

術中ステージS36は、ステージS35の間に取得される内視鏡画像及び術前ステージS32又は術中ステージS34の間に得られる内視鏡の校正に基づいて、対象の表面を3D再構成する。実際、3D再構成アルゴリズムは、対象の3D再構成を達成するために、ステージS36の間に実現されることができる。一実施形態において、図6は、ステージS36の間に実現されることができる3D表面再構成を表すフローチャート50を示す。

## 【0029】

図6を参照して、フローチャート50のステージS51は、内視鏡画像を通じてレーザスポットアレイのそれぞれ異なるビューを関連付けるための基本マトリックス(F)を生成することを含む。一実施形態において、2つの異なるビュー(x)及び(x')の同じ

50

レーザスポットに関して、基本マトリックス ( F ) は、3 × 3 マトリックスであり、以下の知られている式 [ 2 ] によって規定される :

$$x^T * F * x' = 0 \quad [2]$$

2 つの異なるビューにおける N レーザスポットについて、N 個の式の組が規定される :

$$\begin{aligned} x_1^T * F * x_1' &= 0 \\ \cdot &\cdot \cdot \\ x_N^T * F * x_N' &= 0 \end{aligned} \quad [3]$$

$$x_N^T * F * x_N' = 0$$

【 0 0 3 0 】

式 [ 3 ] からの未知数 ( F ) は、レーザスポットアレイが 8 つのレーザスポット ( N = 8 ) を有する場合は 8 ポイントアルゴリズムを使用して計算されることができ、又はレーザスポットアレイが 9 又はそれ以上のレーザスポットを含む場合は反復法 (例えば R A N S A C ) を使用して計算されることができる。

【 0 0 3 1 】

ステージ S 5 2 は、基礎マトリックス ( E ) を生成し、又は複数の内視鏡画像の間でレーザスポットアレイの異なるビューを関連付けることを含む。一実施形態において、基礎マトリックス ( E ) は、以下の知られている式 [ 4 ] から計算される :

$$E = K^T * F * K = 0 \quad [4]$$

【 0 0 3 2 】

較正マトリックス ( K ) は、内視鏡の術前又は術中の較正を表す 3 × 3 マトリックスである。

【 0 0 3 3 】

ステージ S 5 3 は、基礎マトリックス ( E ) の関数として、並進ベクトル ( T ) 及び回転マトリックス ( R ) (内視鏡が回転される場合) を生成することを含む。一実施形態において、並進ベクトル ( T ) 及び回転マトリックス ( R ) は、以下の知られている式 [ 5 ] から導出される :

$$E = U * \quad * V^T = 0 \quad [5]$$

【 0 0 3 4 】

ステージ S 5 4 は、レーザスポットアレイの各ビューごとに投影マトリックスを生成することを含む。レーザスポットアレイの 2 つのビューに関する一実施形態において、スポット ( x ) と関連付けられるビューの投影マトリックス P<sub>1</sub> 及びスポット ( x' ) に関連付けられるビューの投影マトリックス P<sub>2</sub> が、以下の知られている式 [ 6 ] 及び [ 7 ] から計算される :

$$P_1 = K * [I|0] \quad [6]$$

$$P_2 = K^T * [R|T] * K \quad [7]$$

【 0 0 3 5 】

ステージ S 5 5 は、内視鏡画像内の対象のレーザスポットアレイすなわち顕著なフィーチャ (例えばエッジ) から、3D 対象ポイントを再構成することを含む。一実施形態において、2 つのビューについてピンホールカメラモデルを使用する場合、3D 対象ポイント X は、以下の知られている式 [ 8 ] 及び [ 9 ] から計算される :

$$x = P_1 * X \quad [8]$$

$$x' = P_2 * X \quad [9]$$

【 0 0 3 6 】

計算された 3D 対象ポイント X は、三角測量及び式 [ 8 ] 及び [ 9 ] を使用して再構成されることができる。

【 0 0 3 7 】

ポイント x 及び x' に関して、2 つの組が、ステージ S 5 5 のために使用されることができる。

【 0 0 3 8 】

第 1 の実施形態において、レーザスポット x 及び x' は、フィーチャとして使用されることができる。これらのフィーチャは、それらが非常に精確であり且つ信頼できるもので

10

20

30

40

50

あるので、強いフィーチャである。この実施形態は、関連するレーザスポットアレイと同程度の数のポイントを有する非常にまばらな3Dモデルを与える。

【0039】

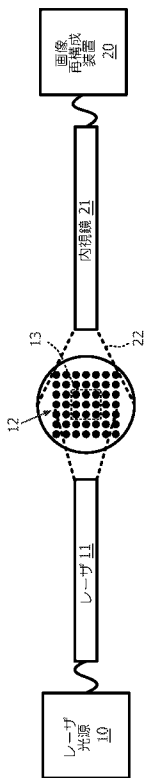
第2の実施形態において、当分野において知られているフィーチャ検出方法（例えばSIFT方法）を使用して検出される弱い対象表面フィーチャ（例えばエッジ）が、ポイントx及びx'から計算される射影マトリックス $P_1$ 及び $P_2$ と共に使用されることができ。この方法は、ポイントx及びx'のより低い精度を有するが、射影マトリックス $P_1$ 及び $P_2$ の高精度を維持する高密度の表面をもたらす。

【0040】

本発明のさまざまな実施形態が図示され記述されているが、当業者であれば、ここに記述される本発明の実施形態が説明的なものであり、さまざまな変形及び変更がなされることができ、等価なものが、本発明の真の範囲から逸脱することなく、それらの構成要素と置き換えられることができることが理解されるであろう。更に、多くの変形が、本発明の教示を、その中心的な範囲を逸脱することなく適応させるように行われることができる。従って、本発明は、本発明を実施するために企図される最良のモードとして開示される特定の実施形態に限定されず、本発明は、添付の請求項の範囲に入るすべての実施形態を含むことが意図される。

10

【図1】



【図2】

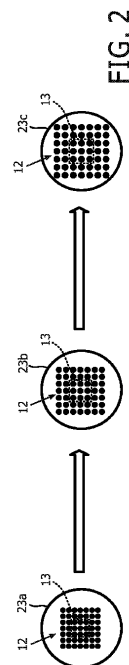


FIG. 2

【 図 3 】

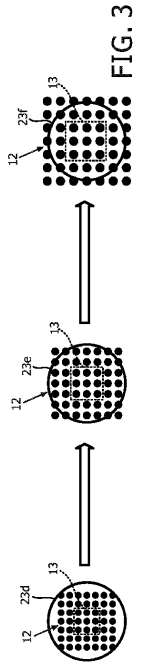
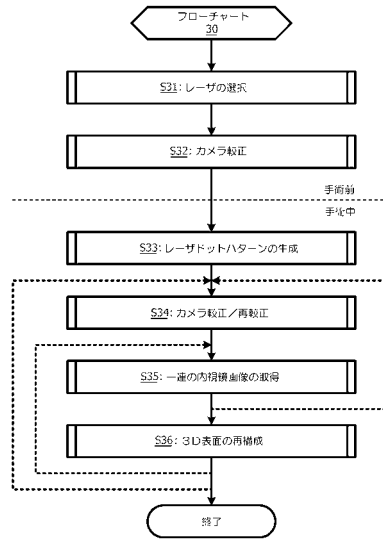


FIG. 3

【 図 4 】



【 図 5 】

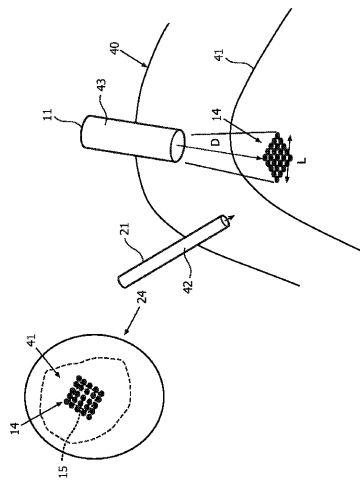
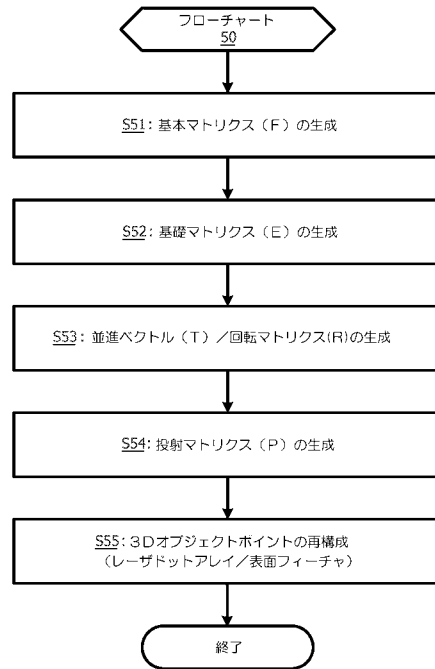


FIG. 5

【 図 6 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2011/050171
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
INV. A61B1/04	A61B1/06	A61B5/107
ADD.		G01B11/25
		G06T7/00
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B G01B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 503 195 B1 (KELLER KURTIS P [US] ET AL) 7 January 2003 (2003-01-07) column 5; claim 1; figure 6	1-15
Y	US 2003/123707 A1 (PARK SEUJEUNG P [US]) 3 July 2003 (2003-07-03) abstract	1,2,13
Y	WO 2007/080563 A2 (DENSYS LTD [IL]; ERNST MAURICE MOSHE [IL]; NETA URI [IL]; COHEN CARMi) 19 July 2007 (2007-07-19) pages 13-14	1,2,13
A	EP 1 582 140 A1 (TOKENDO [FR]) 5 October 2005 (2005-10-05) paragraphs [0053] - [0055]	1-15
	----- -/-- -----	
<input checked="" 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 document 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. "B" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
4 May 2011		13/05/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Chopinaud, Marjorie

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2011/050171
---

(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5 211988 A (OLYMPUS OPTICAL CO) 24 August 1993 (1993-08-24) the whole document -----	1-15
A	WO 2009/063087 A2 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; PFEIFFER JOACHIM [DE]; THIEL FRANK [D] 22 May 2009 (2009-05-22) pages 19-22 -----	1-15
A	US 2003/112449 A1 (TU PETER HENRY [US] ET AL) 19 June 2003 (2003-06-19) the whole document -----	1-15

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/IB2011/050171**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.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2.  Claims Nos.: 16-20  
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:  
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

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

**Remark on Protest**

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

International Application No. PCT/IB2011/050171

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

Continuation of Box II.2

Claims Nos.: 16-20

Claims 16-20 disclose a method of treatment by surgery practised on the human body contrary to Rule 39.1(iv) PCT. Claims 16-20 pertain to a method for reconstructing a surface of a three-dimensional object, comprising the step of translating and rotating an endoscope obviously forming part of a surgical procedure. The Authority is therefore not required to carry out international search preliminary examination.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure. If the application proceeds into the regional phase before the EPO, the applicant is reminded that a search may be carried out during examination before the EPO (see EPO Guideline C-VI, 8.2), should the problems which led to the Article 17(2) declaration be overcome.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/050171

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6503195	B1	07-01-2003	NONE
-----			
US 2003123707	A1	03-07-2003	NONE
-----			
WO 2007080563	A2	19-07-2007	EP 1997046 A2 03-12-2008 JP 2009524448 T 02-07-2009
-----			
EP 1582140	A1	05-10-2005	DE 602005004947 T2 26-02-2009 FR 2868550 A1 07-10-2005 US 2005240077 A1 27-10-2005
-----			
JP 5211988	A	24-08-1993	JP 3126065 B2 22-01-2001
-----			
WO 2009063087	A2	22-05-2009	DE 102007054906 A1 28-05-2009 EP 2212645 A2 04-08-2010 JP 2011504586 T 10-02-2011 US 2010209002 A1 19-08-2010
-----			
US 2003112449	A1	19-06-2003	NONE
-----			

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C161 AA21 AA24 AA25 HH51 HH53 SS21 WW04 WW06 WW12

专利名称(译)	激光改进的3D表面重建		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013519417A5</a>	公开(公告)日	2015-05-21
申请号	JP2012552494	申请日	2011-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ポポヴィックアレクサンドラ		
发明人	ポポヴィック アレクサンドラ		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G01B11/2513 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/2676 A61B1/3132 A61B1/317 A61B5/1076 A61B5/1077 A61B5/4528 G06T7/521 G06T2207/10068 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/AA21 4C161/AA24 4C161/AA25 4C161/HH51 4C161/HH53 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW12		
优先权	61/303702 2010-02-12 US		
其他公开文献	JP2013519417A JP6144914B2		

#### 摘要(译)

用于重建三维物体(41)的表面的方法包括通过激光器(11)将激光光斑图案(12,14)投影到三维物体(41)的表面上,并产生一代作为内窥镜(21)的一系列内窥镜图像(24)相对于三维物体(41)平移和/或旋转。每个内窥镜图像(24)示出了激光光斑图案(12,14)内的激光光斑阵列(13,15)的不同视图(23),其通过激光投射到三维物体(41)的表面上(11)。激光光斑阵列(13,15)可以与激光光斑图案(12,14)相同或是其子集。该方法还包括从内窥镜图像(24)中所示的激光光斑阵列(13,15)的不同视图(23)的对应关系重建三维物体(41)的表面。