

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6144914号
(P6144914)

(45) 発行日 平成29年6月7日(2017.6.7)

(24) 登録日 平成29年5月19日(2017.5.19)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 15 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-552494 (P2012-552494)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年1月14日 (2011.1.14)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2013-519417 (P2013-519417A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年5月30日 (2013.5.30)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/050171		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02011/098927	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成23年8月18日 (2011.8.18)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成25年12月18日 (2013.12.18)		
審査番号	不服2016-1326 (P2016-1326/J1)		
審査請求日	平成28年1月29日 (2016.1.29)		
(31) 優先権主張番号	61/303,702		
(32) 優先日	平成22年2月12日 (2010.2.12)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

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) 【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に含まれる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複数の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であって、前記対応付けが、前記レーザスポットパターンに対し前記内視鏡の異なる向きにおいて生成された各内視鏡画像内のレーザスポットアレイを検出することにより算出したカメラ較正パラメータを用いることを含む、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礎行列を生成し、
 前記基礎行列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礎行列を生成し、
 前記内視鏡画像に示される前記 3 次元対象に投射された前記レーザスポットアレイを表面特徴として検出し、

前記基礎行列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特徴の関数として、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礎行列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本行列を生成することを含み、前記基本行列は、前記基礎行列及び前記内視鏡のカメラ較正に関連するカメラ較正行列の関数である、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、前記基本行列の関数として並進ベクトル及び回転行列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行列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行列を生成することを含み、各投射行列は、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を与える、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記 3 次元対象の前記表面の前記再構成は更に、各投射行列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 11】

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 次元対象に投射された前記レーザスポットアレイを表面特徴として検出し、
 各投射行列及び前記内視鏡画像において検出された前記 3 次元対象の各表面特徴の関数として、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 12】

前記内視鏡は、前記内視鏡画像の少なくとも 2 つに基づいてカメラ較正される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

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

10

20

30

40

50

スポットパターンに含まれる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複数の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であって、前記対応付けが、前記レーザスポットパターンに対し前記内視鏡の異なる向きにおいて生成された各内視鏡画像内のレーザスポットアレイを検出することにより算出したカメラ校正パラメータを用いることを含む、画像再構成装置と、を有するシステム。

【請求項14】

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礎行列を生成し、
前記基礎行列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13に記載のシステム。

10

【請求項15】

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礎行列を生成し、
前記内視鏡画像に示される前記3次元対象に投射された前記レーザスポットアレイを表面特徴として検出し、

20

前記基礎行列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特徴の関数として、3次元対象ポイントを再構成する、
ことを含む、請求項13に記載のシステム。

【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校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。

30

【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。

40

【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、工業用内視鏡法に関して行われるが、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、画像のサイズ校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、レーザ計測用の校正されたレーザドットを

50

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（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較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、較正ルーラが、内視鏡画像上に表示される。

10

【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。

20

【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なければならず、このことは、内視鏡の直径を増大させ、ゆえに、外科的プロシージャの侵襲性を増加させる。

30

【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較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】

40

【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】

50

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

【0011】

10

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。

【0012】

20

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。

【図2】本発明による、レーザ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。

30

【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、レーザが、レーザスポットパターンを3D対象に投射し、内視鏡が、レーザスポットパターン内のレーザ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。レーザスポットパターンは、内視鏡画像間のレーザ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。

40

【0015】

例えば、図1に示されるように、レーザ光源10によって供給されるレーザ11は、円形ドットの7×7マトリックス配列を有するレーザスポットパターン12を投射する。レーザスポットパターン12内には、円形ドットの3×3マトリックス配列を有するレーザスポットアレイ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、レーザスポットアレイ13を取り囲む。

【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

50

鏡 2 1 によって生成される内視鏡ビュー 2 3 a - 2 3 c のシーケンスを示す。このように、レーザスポットパターン 1 2 は、それぞれ異なる内視鏡ビュー 2 3 a - 2 3 c において拡大し、レーザスポットアレイ 1 3 は、各々の内視鏡ビュー 2 3 a - 2 3 c において識別可能である。内視鏡ビュー 2 3 a - 2 3 c を通じたレーザ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、3 D 表面再構成アルゴリズムを実現するためのレーザスポットアレイ 1 3 の動きの役割を果たす。

【 0 0 1 7 】

図 3 は、内視鏡 2 1 が、3 D 対象の方向へ更に平行移動するに従って、内視鏡 2 1 によって生成される内視鏡ビュー 2 3 d - 2 3 f の付加のシーケンスを示す。再び、レーザスポットパターン 1 2 は、内視鏡ビュー 2 3 d - 2 3 f を通じて拡大し、レーザスポットアレイ 1 3 は、各々の内視鏡ビュー 2 3 d - 2 3 f において識別可能であり、内視鏡ビュー 2 3 d - 2 3 f を通じたレーザ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、3 D 表面再構成アルゴリズムを実現するためのレーザスポットアレイ 1 3 の動きの役割を果たす。

【 0 0 1 8 】

図 2 及び図 3 は、内視鏡画像間のレーザスポットアレイの対応付けを容易にするために、3 D 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、レーザスポットパターンは、9 又はそれ以上のレーザスポットを含み、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スポットパターン全体の識別を容易にし、レーザスポットパターン自体が、レーザ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、レーザスポットパターンの全部又は一部にせよ、レーザ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。

【 0 0 1 9 】

図 1 に戻って参照すると、画像再構成装置 2 0 は、対象の表面の 3 D 画像を再構成するために、レーザ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、3 D 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 3 D 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。

【 0 0 2 0 】

図 4 は、本発明の内視鏡外科方法を表すフローチャート 3 0 を示す。フローチャート 3 0 は、術前ステージ S 3 2 及び S 3 3 並びに術中ステージ S 3 4 - S 3 7 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。

【 0 0 2 1 】

術前ステージ S 3 1 は、レーザスポットパターンを 3 D 対象に投射するためのレーザを選択することを含む。実際、Lasiris SNFレーザが、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、レーザは、約 6 0 0 n m の波長及び 1 0 0 m W より小さ

10

20

30

40

50

い電力をもつ。更に、レーザは、好適には、円形ドットの緑又は青の7×7マトリックスのレーザ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、円形ドットの間には4mm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：

$$FA = 2 \cdot \arcsin(L / (2 \cdot D)) \quad [1]$$

【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較正を含む。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。較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。

【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、又は内視鏡の再較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。

【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。

【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。

【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較正に基づいて、対象の表面を3

10

20

30

40

50

D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、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ー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礎行列(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')の同じレーザースポットに関して、基礎行列(F)は、3×3行列であり、以下の知られている式[2]によって規定される：

$$x^T * F * x' = 0 \quad [2] \quad 10$$

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

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

【0030】

式[3]からの未知数(F)は、レーザースポットアレイが8つのレーザースポット(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、又はレーザースポットアレイが9又はそれ以上のレーザースポットを含む場合は反復法(例えばRANSAC)を使用して計算されることができ。

【0031】

ステージS52は、基本行列(E)を生成し、又は複数の内視鏡画像の間でレーザー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、基本行列(E)は、以下の知られている式[4]から計算される：

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

【0032】

較正行列(K)は、内視鏡の術前又は術中の較正を表す3×3行列である。

【0033】

ステージS53は、基本行列(E)の関数として、並進ベクトル(T)及び回転行列(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)及び回転行列(R)は、以下の知られている式[5]から導出される：

$$E = U * \quad * V^T \quad [5] \quad 30$$

【0034】

ステージS54は、レーザースポットアレイの各ビューごとに投射行列を生成することを含む。レーザースポットアレイの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射行列P₁及びスポット(x')に関連付けられるビューの投射行列P₂が、以下の知られている式[6]及び[7]から計算される：

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

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

【0035】

ステージS55は、内視鏡画像内の対象のレーザー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：

$$x = P_1 * X \quad [8] \quad 40$$

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

【0036】

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。

【0037】

ポイントx及びx'に関して、2つの組が、ステージS55のために使用されることが

50

できる。

【0038】

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含む非常にまばらな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'から計算される投射行列 P_1 及び P_2 と共に使用されることができる。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、投射行列 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。

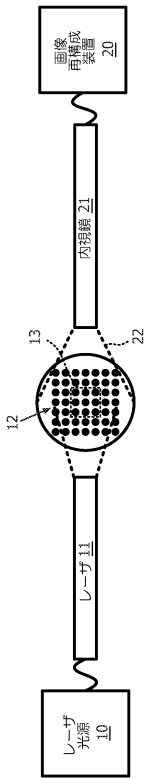
10

【0040】

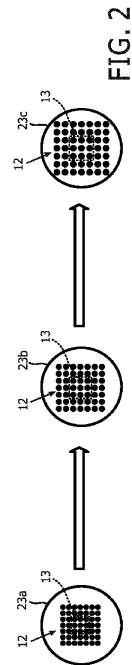
本発明のさまざまな実施形態が図示され記述されているが、当業者であれば、ここに記述される本発明の実施形態が説明的なものであり、さまざまな変形及び変更がなされることができ、等価なものが、本発明の真の範囲から逸脱することなく、それらの構成要素と置き換えられることができることが理解されるであろう。更に、多くの変形が、本発明の教示を、その中心的な範囲を逸脱することなく適応させるように行われることができる。従って、本発明は、本発明を実施するために企図される最良のモードとして開示される特定の実施形態に限定されず、本発明は、添付の請求項の範囲に入るすべての実施形態を含むことが意図される。

20

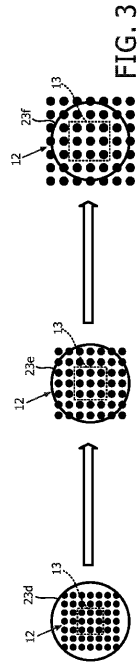
【図1】



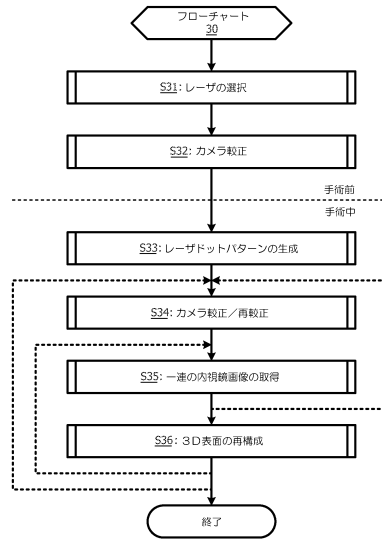
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

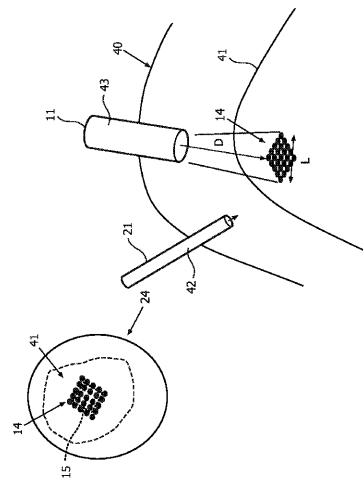
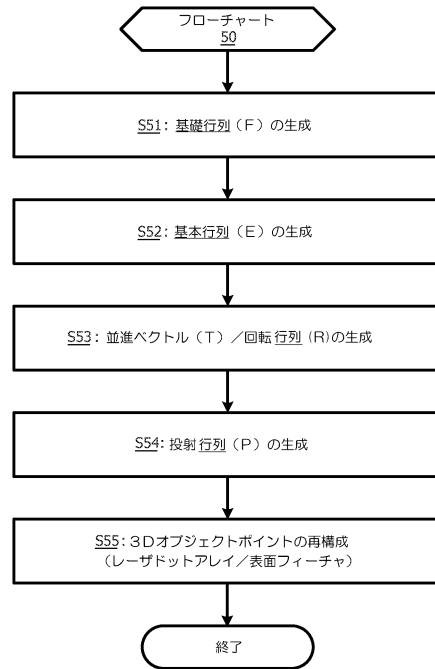


FIG. 5

【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 ポポヴィック アレクサンドラ
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 プリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 345 スカボロー ロード

合議体

審判長 三崎 仁

審判官 高 見 重雄

審判官 信田 昌男

(56)参考文献 特開平7-260446(JP,A)
特開2005-3367(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B1/00-1/32

G02B23/24-23/26

G01B11/25

专利名称(译)	激光改进的三维表面重建		
公开(公告)号	JP6144914B2	公开(公告)日	2017-06-07
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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[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		
优先权	61/303702 2010-02-12 US		
其他公开文献	JP2013519417A JP2013519417A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

重建三维物体41的表面的方法包括利用激光器11将激光光斑图案12,14投射到三维物体41的表面上,使内窥镜21平行于三维物体41移动的步骤。并且在旋转和/或旋转时产生一系列内窥镜图像24。每个内窥镜图像24示出了通过激光器11投射到三维物体41的表面的激光光斑图案12,14中的激光光斑阵列13,15的不同视图23。激光光斑阵列13,15可以与激光光斑图案或其子集12,14相同。该方法还包括基于内窥镜图像24中示出的激光光斑阵列13,15的不同视图23的对应关系来重建三维对象41的表面。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6144914号 (P6144914)
(45) 発行日 平成29年6月7日(2017.6.7)	(24) 登録日 平成29年5月19日(2017.5.19)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01)	F I A61B 1/00 300D	
請求項の数 15 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-552494 (P2012-552494)	(73) 特許権者 590000248 コニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven	
(86) (22) 出願日 平成23年1月14日(2011.1.14)		
(65) 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)		
(88) 国際出願番号 PCT/IB2011/050171		
(87) 国際公開番号 W02011/098927		
(87) 国際公開日 平成23年8月18日(2011.8.18)		
審査請求日 平成25年12月18日(2013.12.18)		
審判番号 不服2016-1326 (P2016-1326/J1)		
審判請求日 平成28年1月29日(2016.1.29)		
(31) 優先権主張番号 61/303,702	(74) 代理人 100122769 弁理士 苗田 秀仙	
(32) 優先日 平成22年2月12日(2010.2.12)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
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		