

(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2015-506188

(P2015-506188A)

(43) 公表日 平成27年3月2日 (2015. 3. 2)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl.                  | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B 1/00 (2006. 01)</b> | A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z | 4 C 0 9 3   |
| <b>A 6 1 B 1/04 (2006. 01)</b> | A 6 1 B 1/04 3 7 0   | 4 C 1 6 1   |
| <b>A 6 1 B 6/03 (2006. 01)</b> | A 6 1 B 6/03 3 7 7   |             |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

|               |                              |          |                                                              |
|---------------|------------------------------|----------|--------------------------------------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2014-548289 (P2014-548289) | (71) 出願人 | 590000248                                                    |
| (86) (22) 出願日 | 平成24年12月17日 (2012. 12. 17)   |          | コーニンクレッカ フィリップス エヌ<br>ヴェ                                     |
| (85) 翻訳文提出日   | 平成26年8月12日 (2014. 8. 12)     |          | オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン<br>ドーフエン ハイテック キャンパス 5                |
| (86) 国際出願番号   | PCT/IB2012/057393            | (74) 代理人 | 100107766                                                    |
| (87) 国際公開番号   | W02013/093761                |          | 弁理士 伊東 忠重                                                    |
| (87) 国際公開日    | 平成25年6月27日 (2013. 6. 27)     | (74) 代理人 | 100070150                                                    |
| (31) 優先権主張番号  | 61/578, 427                  |          | 弁理士 伊東 忠彦                                                    |
| (32) 優先日      | 平成23年12月21日 (2011. 12. 21)   | (74) 代理人 | 100091214                                                    |
| (33) 優先権主張国   | 米国 (US)                      |          | 弁理士 大貫 進介                                                    |
|               |                              | (72) 発明者 | ポボヴィッチ, アレクサンドラ                                              |
|               |                              |          | オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アイン<br>ドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビ<br>ルディング 4 4 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 容積測定モダリティからの構造の未校正内視鏡のビデオへのオーバーレイ及び動き補償

## (57) 【要約】

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイする方法、システム及びコンピュータプログラムが提供される。当該方法は、3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある前記構造との間の複数のポイント対の対応を決定するステップと、推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記3D画像から前記2D画像への変換のための射影行列を導出するステップと、前記導出した射影行列を用いて、前記3D画像からの構造の2D投影を前記2D内視鏡画像上にレンダリングするステップと、ホモグラフィ行列を決定するステップと、前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワープ処理するステップと、を有する。

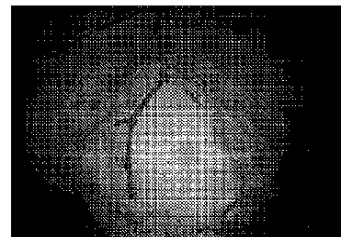


FIG. 3

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイする方法であって、  
3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある該構造との間の複数のポイント対の対応を決定するステップと、

推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記3D画像から前記2D画像への変換のための射影行列を導出するステップと、

前記導出した射影行列を用いて、前記3D画像からの構造の2D投影を前記2D内視鏡画像上にレンダリングするステップと、

ホモグラフィ行列を決定するステップと、

前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するステップと、

を有する方法。

**【請求項 2】**

前記構造は動脈ツリーであり、前記複数のポイント対は前記動脈ツリーの分岐である、請求項1に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記構造は静脈ツリーであり、前記複数のポイント対は前記静脈ツリーの分岐である、請求項1に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記構造は気管支ツリーであり、前記複数のポイント対は前記気管支ツリーの分岐である、請求項1に記載の方法。

**【請求項 5】**

複数のポイント対の対応は、前記2D内視鏡画像内のツリー構造内の分岐パターンを前記3D画像からの前記ツリー構造内の対応する分岐パターンと照合することにより決定される、請求項1に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記ホモグラフィ行列は、前記決定されたポイント対を用いて導出される、請求項1に記載の方法。

**【請求項 7】**

ホモグラフィ行列は、前記2D内視鏡画像の1より多い異なるサブセクションの各々について導出される、請求項1に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記内視鏡画像の第1のフレームから前記内視鏡画像の第2のフレームにポイントを変換するための対応行列を決定するステップと、

前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するステップと、

を更に有する請求項1に記載の方法。

**【請求項 9】**

複数の対応行列が用いられる、請求項8に記載の方法。

**【請求項 10】**

体積モダリティから未校正内視鏡ビデオにレンダリングされる構造オーバーレイの動き補償の方法であって、

内視鏡画像のフレームから前記内視鏡画像のいかなる後続フレームにポイントを変換する対応行列を決定するステップと、

前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされたオーバーレイ構造をワーブ処理するステップと、

を有する方法。

**【請求項 11】**

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイするシステムであって、

10

20

30

40

50

プロセッサと、  
前記プロセッサに動作可能に関連付けられるメモリと、  
前記プロセッサに動作可能に関連付けられるディスプレイと、  
前記メモリに符号化されたオーバレイプログラム命令であって、前記プロセッサにより  
実行され、

3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある該構造との間の複数のポイント  
対の対応を決定し、

推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記3D画像から前記2  
D画像への変換のための射影行列を導出し、

前記導出した射影行列を用いて、前記3D画像からの前記構造の2D投影を前記2D  
内視鏡画像上にレンダリングし、

ホモグラフィ行列を決定し、

前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理する

、  
オーバレイプログラム命令と、  
を有するシステム。

【請求項12】

前記オーバレイプログラム命令は、前記2D内視鏡画像の1より多い異なるサブセクシ  
ョンの各々について、ホモグラフィ行列を導出する、請求項11に記載のシステム。

【請求項13】

前記オーバレイプログラム命令は、前記プロセッサにより実行されると、さらに、  
前記内視鏡画像の第1のフレームから前記内視鏡画像の第2のフレームにポイントを変  
換するための対応行列を決定し、

前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされた構  
造の投影をワーブ処理する、

請求項11に記載のシステム。

【請求項14】

複数の対応行列が用いられる、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバレイするコンピュータプログ  
ラムであって、前記コンピュータプログラムは、

3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある前記構造との間の複数のポイント  
対の対応を決定するコンピュータ実行可能命令と、

推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記3D画像から前記2D  
画像への変換のための射影行列を導出するコンピュータ実行可能命令と、

前記導出した射影行列を用いて、前記3D画像からの前記構造の2D投影を前記2D内  
視鏡画像上にレンダリングするコンピュータ実行可能命令と、

ホモグラフィ行列を決定するコンピュータ実行可能命令と、

前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するコ  
ンピュータ実行可能命令と、

を含むコンピュータ実行可能プログラム命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項16】

ホモグラフィ行列は、前記2D内視鏡画像の1より多い異なるサブセクションの各々に  
ついて導出される、請求項15に記載のコンピュータプログラム。

【請求項17】

前記コンピュータ実行可能プログラム命令は、

前記内視鏡画像の第1のフレームから前記内視鏡画像の第2のフレームにポイントを変  
換するための対応行列を決定するコンピュータ実行可能命令と、

前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされた構  
造の投影をワーブ処理するコンピュータ実行可能命令と、

10

20

30

40

50

を更に有する、請求項 15 に記載のコンピュータプログラム。

【請求項 18】

複数の対応行列が用いられる、請求項 17 に記載のコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[ 関連出願の参照 ]

本願は、仮出願番号第 61 / 382980 号、「Robotic Control of an Endoscope from Blood Vessel Tree Images」、2010 年 9 月 15 日出願、及び共に継続中の非仮国際出願 PCT / IB2011 / 053998、2011 年 9 月 13 日出願に関連する。これらの出願は、参照により本願明細書に組み込まれる。

10

【0002】

本発明は、医用画像化の分野に関し、より詳細には、容積測定画像化モダリティからの 3 次元構造を未校正内視鏡のビデオにオーバーレイし及び内視鏡のビデオの体積構造の動きを補償する方法、システム及びコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0003】

最小限の非侵襲性冠動脈バイパス形成手術では、次の 2 つの画像化モダリティが通常用いられる。(1) 冠動脈の形状に関する情報を抽出するための(コンピュータ断層撮影若しくは CT、又は 3D X 線血管造影のような)術前 3D 画像化、及び(2)リアルタイム内視鏡画像化、である。冠動脈は、それらを異なる組織が覆うため、通常、内視鏡ビデオでは完全に見えない。また、内視鏡ビデオは、通常、2 次元で記録される。体積 3D 画像は、冠動脈の完全な視覚化を 3 次元で提供する。しかしながら、手術は、実際には、最小限の非侵襲性冠動脈バイパス形成手術を成功裏に実行するために、内視鏡ビデオで冠動脈の位置を正確に視覚化しなければならない。動脈が内視鏡ビデオで見えない場合に動脈の位置を決定するために、動脈は、内視鏡ビデオにオーバーレイされ得る。

20

【0004】

しかしながら、CT スキャンからのような術前 3D 画像データを内視鏡ビデオにオーバーレイする既存の方法は、内視鏡の校正、追加位置特定システムによる追跡、又はそれら両者を必要とする。内視鏡の校正は、正しく行われない場合に誤りやすい複雑な処置であり、したがって臨床環境ではあまり実用的ではない。内視鏡の光学的特性は、利用と共に変化し得るので、1 回の校正は長期間に渡って使用できない。さらに、光学マーカのような位置特定システムは、手術中に常に利用可能ではなく、処置のために有意なコスト及び時間を追加してしまう。

30

【0005】

さらに、心臓及び他の手術において計画される 3 次元画像化は、通常、(ゲート式 CT のように)時系列で実行されない。したがって、構造の 3D 形状は、心拍及び呼吸のような生理的過程による動きを考慮しない。例えば、心臓手術では、動脈ツリー形状は、心臓周期の 1 段階のみについて分かる。

【発明の概要】

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイする方法、システム及びコンピュータプログラムが提供される。当該方法は、3D 術前画像にある構造と 2D 内視鏡ビデオ画像にある前記構造との間の複数のポイント対の対応を決定するステップと、推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記 3D 画像から前記 2D 画像への変換のための射影行列を導出するステップと、前記導出した射影行列を用いて、前記 3D 画像からの構造の 2D 投影を前記 2D 内視鏡画像上にレンダリングするステップと、ホモグラフィ行列を決定するステップと、前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するステップと、を有する。

50

## 【 0 0 0 7 】

一実施形態によると、前記構造は動脈ツリーであり、前記複数のポイント対は前記動脈ツリーの分岐である。

## 【 0 0 0 8 】

一実施形態によると、前記構造は静脈ツリーであり、前記複数のポイント対は前記静脈ツリーの分岐である。

## 【 0 0 0 9 】

一実施形態によると、前記構造は気管支ツリーであり、前記複数のポイント対は前記気管支ツリーの分岐である。

## 【 0 0 1 0 】

一実施形態によると、複数のポイント対の対応は、前記 2 D 内視鏡画像内のツリー構造内の分岐パターンを前記 3 D 画像からの前記ツリー構造内の対応する分岐パターンと照合することにより決定される。

## 【 0 0 1 1 】

一実施形態によると、ホモグラフィ行列は、前記の決定されたポイント対を用いて導出される。

## 【 0 0 1 2 】

一実施形態によると、ホモグラフィ行列は、前記 2 D 内視鏡画像の 1 より多い異なるサブセクションの各々について導出される。

## 【 0 0 1 3 】

一実施形態によると、動き補償は、前記オーバレイ構造に提供される。対応行列は、前記内視鏡画像のあるフレームから前記内視鏡画像のいかなる後続フレームにポイントを変換することにより、導出される。次に、レンダリングされた構造の投影は、前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いてワーブ処理される。

## 【 0 0 1 4 】

一実施形態によると、時系列に渡り算出された複数の対応行列は、前記オーバレイ構造をワーブ処理するために用いられる。

## 【 0 0 1 5 】

本発明の別の態様によると、オーバレイされた構造の動きを補償するための方法が提供される。体積モダリティから未校正内視鏡ビデオにレンダリングされる構造オーバレイの動き補償の方法は、内視鏡画像のフレームから前記内視鏡画像のいかなる後続フレームにポイントを変換する対応行列を決定するステップと、前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされたオーバレイ構造をワーブ処理するステップと、を有する。

## 【 0 0 1 6 】

本発明の別の態様によると、体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバレイするシステムが提供される。当該システムは、プロセッサと、前記プロセッサに動作可能に関連付けられるメモリと、前記プロセッサに動作可能に関連付けられるディスプレイと、前記メモリに符号化されたオーバレイプログラム命令であって、前記プロセッサにより実行され、3 D 術前画像にある構造と 2 D 内視鏡ビデオ画像にある該構造との間の複数のポイント対の対応を決定し、推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記 3 D 画像から前記 2 D 画像への変換のための射影行列を導出し、前記導出した射影行列を用いて、前記 3 D 画像からの前記構造の 2 D 投影を前記 2 D 内視鏡画像上にレンダリングし、ホモグラフィ行列を決定し、前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理する、オーバレイプログラム命令と、を有する。

## 【 0 0 1 7 】

一実施形態によると、前記オーバレイプログラム命令は、前記 2 D 内視鏡画像の 1 より多い異なるサブセクションの各々について、ホモグラフィ行列を導出する。

## 【 0 0 1 8 】

一実施形態によると、前記オーバレイプログラム命令は、前記プロセッサにより実行さ

10

20

30

40

50

れると、前記オーバーレイされた構造の動き補償も提供する。動き補償を提供するために、前記オーバーレイプログラム命令は、前記内視鏡画像の第1のフレームからのポイントの前記内視鏡画像の第2のフレームに変換するための対応行列を決定し、前記オーバーレイされた構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理する。

#### 【0019】

本発明の別の態様によると、体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイするコンピュータプログラムが提供される。当該コンピュータプログラムは、体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイするコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムは、3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある前記構造との間の複数のポイント対の対応を決定するコンピュータ実行可能命令と、推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記3D画像から前記2D画像への変換のための射影行列を導出するコンピュータ実行可能命令と、前記導出した射影行列を用いて、前記3D画像からの前記構造の2D投影を前記2D内視鏡画像上にレンダリングするコンピュータ実行可能命令と、ホモグラフィ行列を決定するコンピュータ実行可能命令と、前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するコンピュータ実行可能命令と、を含むコンピュータ実行可能プログラム命令を有する。

10

#### 【0020】

一実施形態によると、前記コンピュータ実行可能プログラム命令は、前記内視鏡画像の第1のフレームから前記内視鏡画像の第2のフレームにポイントを変換するための対応行列を決定するコンピュータ実行可能命令と、前記構造の動きを追跡するために、前記対応行列を用いて、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するコンピュータ実行可能命令と、を更に有する。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0021】

本発明の特徴及び利点は、好適な実施形態の以下の詳細な説明を添付の図面と関連して読むことにより一層明確に理解される。図面は以下のものを含む。

【図1】本発明の一実施形態による未校正内視鏡ビデオに体積モダリティからの構造をオーバーレイするシステムのブロック図である。

30

【図2】本発明の一実施形態による未校正内視鏡ビデオに体積モダリティからの構造をオーバーレイする方法のフロー図である。

【図3】可視動脈構造を示す心臓治療中の内視鏡画像である。

【図4】本発明の一実施形態による3D画像及び2D画像の対応点を照合する方法のフロー図である。

【図5】本発明の一実施形態による、ホモグラフィ行列でワーブする前に動脈ツリー構造をオーバーレイされた心臓治療中の内視鏡画像である。

【図6】本発明の一実施形態による、2D内視鏡画像上のオーバーレイの動き補償の方法のフロー図である。

【図7】本発明の一実施形態による、追跡する特徴の選択を示す、心臓治療中の内視鏡画像である。

40

【図8】選択された特徴の動きを示す、図5の後続フレームにおける内視鏡画像である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0022】

本発明は、体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイする方法、システム、及びコンピュータプログラムを提供する。本発明の一実施形態によると、複数のポイント対の対応は、3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある構造との間で決定される。3D画像から3D画像へ変換するための射影行列は、推定カメラパラメータ及び対応するポイント対を用いて得られる。内視鏡は校正されない。特に、これは、焦点距離及び光学画像の中心のようなカメラパラメータが分からないことを意味する。した

50

がって、推定カメラパラメータは、正確なパラメータを知らずに推定される。構造の２Ｄ投影は、得られた射影行列を用いて、３Ｄ画像から２Ｄ内視鏡画像へとレンダリングされる。ホモグラフィ行列は、内視鏡画像及び構造の２Ｄ投影について決定され、レンダリングされた構造投影は、ホモグラフィ行列を用いてワーブ処理される。

#### 【００２３】

図１は、本発明の一実施形態による未校正内視鏡ビデオに体積モダリティからの構造をオーバーレイするシステムのブロック図である。システムは、内視鏡１００及び処理システム２００を有する。内視鏡１００は、最小限の非侵襲性外科手術中に画像を提供するのに適するいかなる内視鏡であっても良い。さらに、内視鏡１００は、一緒に又は連続して用いられる１より多い内視鏡を有しても良い。

10

#### 【００２４】

処理システム２００は、汎用コンピュータのような、医用画像を処理し及び表示するのに適するいかなるシステムであっても良い。処理システム２００は、システムバス２２０等を通じてメモリ２３０に動作可能に結合されるプロセッサ２１０を有する。理解されるべきことに、他の適切なアーキテクチャも、本発明の範囲内で可能である。プロセッサ２１０は、１又は複数のマイクロプロセッサのようないかなる適切なプロセッサであっても良い。メモリ２３０は、ＲＡＭ、ＲＯＭ、内部ハードドライブ、ディスクドライブ、ＵＳＢフラッシュドライブ、又はプログラムコードを格納するのに適するいかなる他のメモリ装置も含むがこれらに限定されないいかなる適切なメモリであっても良い。メモリ２３０は、内視鏡ビデオ画像をリアルタイムに処理し表示するために、プロセッサ２１０により

20

#### 【００２５】

内視鏡１００からのビデオ画像は、外科手術中に外科医による閲覧のためにディスプレイ２４０に提示される。

#### 【００２６】

30

動脈ツリーのような解剖学的構造の構造データ３０１は、データ記憶装置３００から読み出される。構造データ３０１は、抽出された構造の形状表現の形式であっても良い。実際には、画像を生成し動脈ツリーのような構造の表現を抽出するために、フィリップスにより販売されるBrilliance iCTスキャナが用いられても良い。

#### 【００２７】

プロセッサ２１０により実行されるプログラム命令２３４は、３Ｄ術前画像にある構造と２Ｄ内視鏡ビデオ画像にある構造との間の複数のポイント対の対応を決定し、推定カメラパラメータ及び対応するポイント対を用いて３Ｄ画像から２Ｄ画像への変換のための射影行列を導出し、導出した射影行列を用いて、３Ｄ画像からの構造の２Ｄ投影を２Ｄ内視鏡画像上にレンダリングし、ホモグラフィ行列を決定し、ホモグラフィ行列を用いてレンダリングされた構造投影をワーブ処理する。

40

#### 【００２８】

図２は、本発明の一実施形態による未校正内視鏡ビデオに体積モダリティからの構造をオーバーレイする方法のフロー図である。オーバーレイプログラム命令２３４は、３Ｄ術前画像にある構造と２Ｄ内視鏡ビデオ画像にある構造との間で複数のポイント対の対応を決定する（ステップ３１０）。以下の記載は、冠動脈構造にある対応するポイント対の検出を説明する。しかしながら、構造は、いかなる動脈ツリー、静脈ツリー、気管支ツリー、又は分岐のような区別可能な構造のパターンを有するいかなる他の解剖学的構造であっても良い。

#### 【００２９】

50

図 3 に示すように、実際には、動脈構造の幾つかの部分は内視鏡ビデオ画像で見えるが、一方、動脈構造の他の部分は脂肪組織層により隠される。図 4 に示すように、オーバーレイプログラム命令 2 3 4 は、冠動脈の可視部分 3 7 2 の閾検出のような知られている画像処理動作により可視冠動脈の自動検出を実施しても良い。代替で、外科医は、ビデオディスプレイ 2 4 0 と相互作用するマウスのような入力装置を用いて、動脈構造を手動で入力しても良い。

【 0 0 3 0 】

血管ツリー抽出部 2 3 6 は、従来知られており、冠動脈構造の可視部分 3 7 2 の形状表現 (サブグラフ) 3 9 2 を抽出するために、オーバーレイプログラム命令 2 3 4 により動作される (ステップ 3 1 2)。形状表現は、動脈構造の各分岐を表すノードと、ノード間の分岐接続とを有する。

10

【 0 0 3 1 】

オーバーレイプログラム命令 2 3 4 は、術前スキャン中に 3 D 画像化システムにより完全な冠動脈構造 3 7 0 から抽出された完全な冠動脈ツリーの形状表現 (メイングラフ) 3 9 1 も受信する (ステップ 3 1 1)。3 D スキャンからの完全な冠動脈ツリーの表現のように、内視鏡画像内の冠動脈構造の可視部分は、同じ患者に由来するので、抽出した 3 D ツリー表現のサブグラフである。

【 0 0 3 2 】

オーバーレイプログラム命令 2 3 4 は、最大共通サブグラフ法、McGregor 共通サブグラフ法、等のようないかなる適切なグラフ照合方法を用いて、サブグラフ 3 9 2 をメイングラフ 3 9 1 と照合する (ステップ 3 1 3)。例えば、サブグラフ 3 9 2 のノードは、メイングラフ 3 9 1 からのノードの部分集合と照合される。次に、見えない周囲の動脈ツリーは、3 D 画像化から分かる。

20

【 0 0 3 3 】

オーバーレイプログラム命令 2 3 4 は、推定したカメラパラメータ及び対応するポイント対を用いて、3 D 構造から 2 D 画像への変換のための射影行列を導出する (ステップ 3 2 0)。3 D 画像からの動脈の形状を 2 D 内視鏡画像に投影するための射影行列を解くために、一致したノード (又は分岐) の 3 D 座標と 2 D 座標は、内視鏡の焦点距離及び光学中心の推定値と一緒に式に入力される。3 × 4 射影行列 P の計算は、リセクショニングとして従来知られている。N 個の 3 D 構造点  $X_i = [X_i, Y_i, Z_i]^T$  と N 個の 2 D 画像点  $x_i = [x_i, y_i, z_i]^T$  の対にされた対応について、射影行列  $P = [P_1^T P_2^T P_3^T]^T$  を計算するために次式を用いることができる。

30

【 0 0 3 4 】

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} 0^T & -X_i^T & y_i X_i^T \\ X_i^T & 0^T & -x_i X_i^T \\ -y_i X_i^T & x_i X_i^T & 0^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix} = 0 \quad (\text{式 1})$$

40

N 個の点对応から、各対応について式を積み重ねることにより、2 × 12 行列 A を得る。射影行列 P は、式  $A p = 0$  の集合を解くことにより計算される。ここで、p は行列 P のエントリを含むベクトルである。式の数値解法は、直接一次変換を用いてできる。射影行列は、内視鏡位置及び方位を定める、3 つの平行移動次元及び 3 つの回転角を有する。

【 0 0 3 5 】

関心のある全ての特徴が見えることを保証するために、推定焦点距離は、使用されるいかなる内視鏡のいかなる可能な焦点距離よりも大きくなければならない。

【 0 0 3 6 】

射影行列が得られた後、オーバーレイプログラム命令 2 3 4 は、得られた射影行列を用いて、2 D 内視鏡画像上に 3 D 画像からの構造の 2 D 投影をレンダリングする (ステップ 3

50

30)。3D構造の各ボクセルの座標は、射影行列で乗算され、積が2D内視鏡画像上にオーバーレイされる。内視鏡の焦点距離及び光学中心の推定値により、投影された構造は特別に正確ではない。投影された特徴は、推定焦点距離のために正しい尺度ではなく、推定光学中心のために正確に位置を特定されない。

【0037】

次に、オーバーレイプログラム命令234は、2Dから2Dへの照合を実行する（ステップ340）。これは、ホモグラフィ行列を決定し、該ホモグラフィ行列を用いて、レンダリングされた構造投影をワーブ処理することにより、達成できる。ホモグラフィ行列を決定するために、オーバーレイプログラム命令234は、照合したポイント対を再び用いる。今回、2D投影上の照合したポイント又はノード及び内視鏡画像からの照合したポイント又はノードの座標は、3×3ホモグラフィ行列を繰り返し求めるために用いられる。

10

【0038】

次に、2D投影の各ピクセルは、投影された構造を内視鏡画像の尺度及び位置にワーブ処理するために、ホモグラフィ行列で乗算される。一実施形態によると、アルファチャネルは、基礎的構造を閉鎖することなくオーバーレイを可能にするために、追加され得る。

【0039】

一実施形態によると、ホモグラフィ行列は、内視鏡画像の1より多いサブセクションの各々について求められ、各サブセクションの各々内のオーバーレイされた構造の部分は、対応するホモグラフィ行列を用いて別個にワーブ処理される。これは、心臓周期、呼吸、外科手術中の肺の収縮、等に起因する動きのように、内視鏡画像内の特徴の位置決めが3D画像内の位置決めと異なるとき、より正確なオーバーレイを提供する。

20

【0040】

前述のオーバーレイ処理は、構造のオーバーレイが所望される度に繰り返すことができる。代替で、正確なカメラ行列は、計算した射影行列と計算したホモグラフィ行列を乗算することにより、計算できる。正確なカメラ行列が算出されると、オーバーレイは、射影行列及びホモグラフィ行列をその都度再計算することなく、正確に実行できる。

【0041】

心臓周期、呼吸、等による構造の動き、及び内視鏡の動きは、追跡され、構造のように補償されても良い。この補償は、射影行列及びホモグラフィ行列が決定され、構造が内視鏡画像にオーバーレイされると、実行できる。

30

【0042】

図6本発明の一実施形態による、2D内視鏡画像上のオーバーレイの動き補償の方法のフロー図である。図7に示すように、オーバーレイプログラム命令234は、追跡すべき内視鏡画像上の特徴1-13の選択を受信する（ステップ610）。これらの特徴は、マウスのような入力装置により手動で選択できる。これらの特徴は、追跡すべき特徴をディスプレイに示すために外科医が用いることができる。代替で、オーバーレイプログラム命令は、例えばSURF記述子のような追跡を容易にする数学的特性を有する特徴を選択する選択アルゴリズムを含むか又は呼び出しても良い。選択された特徴は、オーバーレイされる構造（例えば、動脈構造の分岐）上にある特徴、動いている構造上にある特徴（例えば、心臓の上にある脂肪の端）、又はそれらの組合せであっても良い。

40

【0043】

次に、選択された特1-13は、図8に示すように、内視鏡ビデオの連続フレーム内で追跡される（ステップ620）。選択された特徴は、ピラミッド型実施を有するLucas-Kanade追跡アルゴリズムのような従来知られている技術を用いて追跡されても良い。追跡ステップの結果は、先行フレーム内の特徴セット、現行フレーム内のこれらの特徴の対応する位置である。

【0044】

任意で、オーバーレイプログラム命令234は、誤って追跡された特徴を識別し拒否するためにフィルタを有し又は読み出しても良い（ステップ630）。いかなる特徴も正しく追跡されていない場合、誤って追跡された特徴を拒否することが望ましいが、必須ではな

50

い。追跡の失敗は、特徴が、その第2のフレーム内の新しい位置で、正しく検出されないことを意味する。追跡の失敗は、例えば、特徴の最新位置を決定するためにLucas-Kanadeアルゴリズムのような反復的方法が用いられる場合、収束の欠如により検出されても良い。正しく追跡されていないと決定された特徴の位置は、現行フレームではn無視され、残りの特徴位置のみが、オーバーレイの位置及び形状を決定するために用いられる。

【0045】

連続フレーム内で追跡された特徴の対応する位置を用いて、オーバーレイプログラム命令234は、特徴を第1のフレームにある該特徴の位置からの第2のフレームにある該特徴の位置に変換できる $3 \times 3$ 対応行列を計算する(ステップ640)。対応するポイント位置を用いた変換行列の計算のための数学的方法は、従来よく知られている。3つの点につ

10

【0046】

代替で、内視鏡画像の異なるサブエリアについて複数の対応行列が計算されても良い。複数の対応行列の使用は、より精細な予測及びより正確なオーバーレイをもたらし得る。しかしながら、複数の対応行列の使用には計算的コストがかかる。

【0047】

1又は複数の対応行列が計算されると、それらは、体積オーバーレイを区分的に変形するために用いることができる(ステップ650)。変形されたオーバーレイは、動きに起因する現行フレーム内の新しい位置を補償するために、オーバーレイされる構造の位置を適合さ

20

【0048】

本発明は、全体的にハードウェア実装、又はハードウェア及びソフトウェア要素の両者を含む実施形態の形式をとることができる。例示的な実施形態では、本発明は、ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含むがこれらに限定されないソフトウェアで実装されても良い。

【0049】

さらに、本発明は、コンピュータ又は任意の命令実行システム又は装置により又はそれと関連して使用するためのプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムの形式を取り得る。本開示の目的のために、コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、機器又は装置により若しくはそれらと関連して使用するためのプログラムを有し又は格納することが可能な任意の機器であっても良い。

30

【0050】

上述の方法は、コンピュータのような機械により実行されると方法のステップを実行する機械実行可能プログラム命令を有する機械可読媒体を有するプログラムにより実現されても良い。このプログラムは、コンパクトディスク、フロッピー(登録商標)ディスク、USBメモリ装置、等を含むがこれらに限定されない、いかなる種々の知られている機械可読媒体に格納されても良い。

40

【0051】

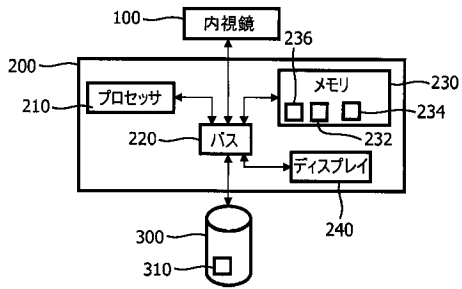
媒体は、電子、磁気、光、電磁気、赤外線、又は半導体システム(又は装置若しくは素子)であっても良い。コンピュータ可読記憶媒体の例は、半導体若しくは固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能コンピュータディスク、RAM(random access memory)、ROM(read-only memory)、固定磁気ディスク、光ディスクを含む。光ディスクの現在の例は、コンパクトディスク、CD-ROM(compact disk-read only memory)、CD-R/W(compact disk-read/write)、DVDを含む。

【0052】

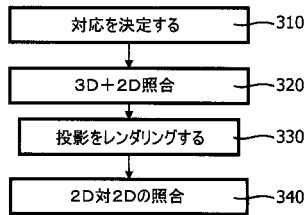
上述の説明及び添付の図面は、本発明の説明を目的とし、限定を意味しない。本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲の全範囲の等価な変形及び構成を包含する。

50

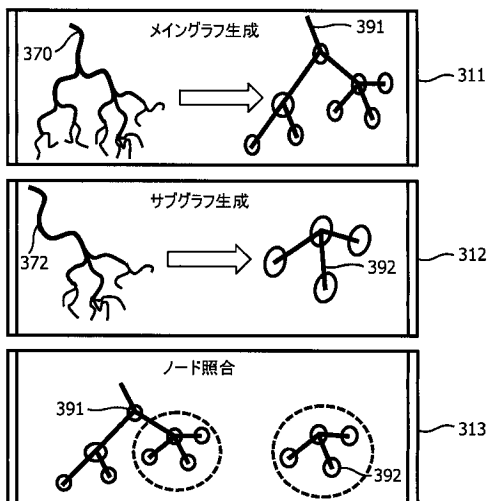
【図 1】



【図 2】



【図 4】



【図 3】

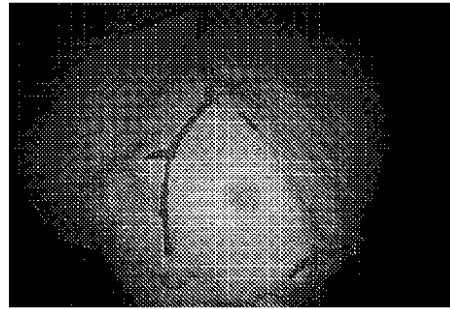


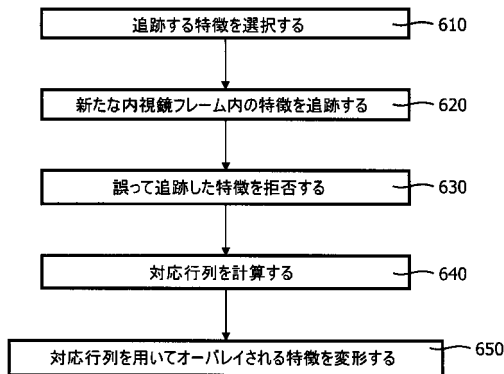
FIG. 3

【図 5】



FIG. 5

【図 6】



【図 7】

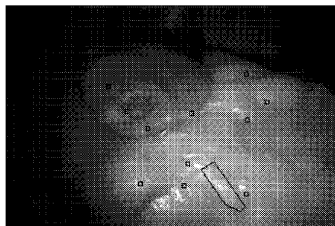


FIG. 7

【図 8】

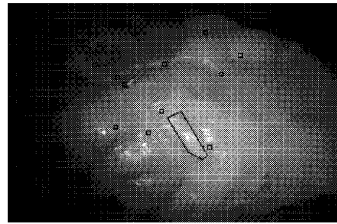


FIG. 8

## 【手続補正書】

【提出日】平成26年8月21日(2014.8.21)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイする方法であって、  
 3D術前画像にある構造と2D内視鏡ビデオ画像にある該構造との間の複数のポイント対の対応を決定するステップと、  
 推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記3D画像から前記2D画像への変換のための射影行列を導出するステップと、  
 前記導出した射影行列を用いて、前記3D画像からの構造の2D投影を前記2D内視鏡画像上にレンダリングするステップと、  
 ホモグラフィ行列を決定するステップと、  
 前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワープ処理するステップと、  
 を有する方法。

【請求項 2】

前記構造は動脈ツリーであり、前記複数のポイント対は前記動脈ツリーの分岐である、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記構造は静脈ツリーであり、前記複数のポイント対は前記静脈ツリーの分岐である、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記構造は気管支ツリーであり、前記複数のポイント対は前記気管支ツリーの分岐である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

複数のポイント対の対応は、前記 2 D 内視鏡画像内のツリー構造内の分岐パターンを前記 3 D 画像からの前記ツリー構造内の対応する分岐パターンと照合することにより決定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記ホモグラフィ行列は、前記決定されたポイント対を用いて導出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

ホモグラフィ行列は、前記 2 D 内視鏡画像の 1 より多い異なるサブセクションの各々について導出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイするシステムであって、プロセッサと、  
前記プロセッサに動作可能に関連付けられるメモリと、  
前記プロセッサに動作可能に関連付けられるディスプレイと、  
前記メモリに符号化されたオーバーレイプログラム命令であって、前記プロセッサにより実行され、

3 D 術前画像にある構造と 2 D 内視鏡ビデオ画像にある該構造との間の複数のポイント対の対応を決定し、

推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記 3 D 画像から前記 2 D 画像への変換のための射影行列を導出し、

前記導出した射影行列を用いて、前記 3 D 画像からの前記構造の 2 D 投影を前記 2 D 内視鏡画像上にレンダリングし、

ホモグラフィ行列を決定し、

前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理する

、

オーバーレイプログラム命令と、

を有するシステム。

【請求項 9】

前記オーバーレイプログラム命令は、前記 2 D 内視鏡画像の 1 より多い異なるサブセクションの各々について、ホモグラフィ行列を導出する、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

体積モダリティからの構造を未校正内視鏡ビデオにオーバーレイするコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムは、

3 D 術前画像にある構造と 2 D 内視鏡ビデオ画像にある前記構造との間の複数のポイント対の対応を決定するコンピュータ実行可能命令と、

推定カメラパラメータ及び前記対応するポイント対を用いて前記 3 D 画像から前記 2 D 画像への変換のための射影行列を導出するコンピュータ実行可能命令と、

前記導出した射影行列を用いて、前記 3 D 画像からの前記構造の 2 D 投影を前記 2 D 内視鏡画像上にレンダリングするコンピュータ実行可能命令と、

ホモグラフィ行列を決定するコンピュータ実行可能命令と、

前記ホモグラフィ行列を用い、前記レンダリングされた構造の投影をワーブ処理するコンピュータ実行可能命令と、

を含むコンピュータ実行可能プログラム命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項 11】

ホモグラフィ行列は、前記 2 D 内視鏡画像の 1 より多い異なるサブセクションの各々に

ついて導出される、請求項 10 に記載のコンピュータプログラム。

【請求項 12】

前記推定焦点距離は、前記内視鏡のいかなる可能な焦点距離よりも大きい、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記導出した射影行列及び前記決定したホモグラフィ行列を乗算することにより、正確なカメラ行列を計算するステップ、

を更に有する請求項 1 に記載の方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

さらに、心臓及び他の手術において計画される 3 次元画像化は、通常、（ゲート式 CT のように）時系列で実行されない。したがって、構造の 3 D 形状は、心拍及び呼吸のような生理的過程による動きを考慮しない。例えば、心臓手術では、動脈ツリー形状は、心臓周期の 1 段階のみについて分かる。

Xianwang Wang 他、「Endoscopic Video Texture Mapping on Pre-Built 3 - D Anatomical Objects Without Camera Tracking」、IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING、IEEE SERVICE CENTER、PISATAWAY、J、US、vol.29、no.6、1 June 2010 は、2 D 腹腔鏡テクスチャ画像を予め構築した 3 D 表面モデルに登録する方法に関する。この文献では、初期の 2 D - 3 D のユーザにより支援される登録は、最初のビデオフレームに対して実行される。次に、後続フレームは、2 D - 2 D 登録で及び後続フレームの大部分自動テクスチャリングで、最初のフレームに登録される。また、2 D - 3 D マッピングは、ユーザの定めた対応により最小二乗法を用いて実行される。この文献（文献 1）は、射影行列を導出するために推定カメラパラメータを用いない。

U S 2009/324062 A1(Lim Hwa Sup 他)、31 December 2009 は、カラー画像が深さ画像に登録される画像処理システム及び方法に関する。カラー画像及び深さ画像の両者は、共に 3 D 画像である（本段落の冒頭を参照）。さらに、この文献は、射影行列を導出するために推定カメラパラメータを用いることを開示も示唆もしていない。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/057393

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/313 G06T7/00 G06T11/60 A61B1/00  
ADD.

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 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 practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                                                                                                                                                      | Relevant to claim No.     |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------|
| X         | XIANWANG WANG ET AL: "Endoscopic Video Texture Mapping on Pre-Built 3-D Anatomical Objects Without Camera Tracking",<br>IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US,<br>vol. 29, no. 6, 1 June 2010 (2010-06-01),<br>pages 1213-1223, XP011294913,<br>ISSN: 0278-0062 | 1,6,7,<br>11,12,<br>15,16 |
| Y         | the whole document<br>-----                                                                                                                                                                                                                                                                             | 2-4                       |
| X         | US 2009/324062 A1 (LIM HWA SUP [KR] ET AL)<br>31 December 2009 (2009-12-31)<br>the whole document<br>-----<br>-/--                                                                                                                                                                                      | 1,5,11,<br>15             |

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

2 April 2013

Date of mailing of the international search report

14/06/2013

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

Schindler, Martin

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/057393

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |                                                                                                                                                                  |                       |
|------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Category*                                            | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                               | Relevant to claim No. |
| Y,P                                                  | WO 2012/156873 A1 (KONINKL PHILIPS<br>ELECTRONICS NV [NL]; POPOVIC ALEKSANDRA<br>[US]; JAIN AME)<br>22 November 2012 (2012-11-22)<br>page 7, lines 1-25<br>----- | 2-4                   |
| Y                                                    | US 2011/282151 A1 (TROVATO KAREN IRENE<br>[US] ET AL) 17 November 2011 (2011-11-17)<br>paragraph [0003]<br>-----                                                 | 2-4                   |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/IB2012/057393**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.:  
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:

see additional sheet

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.:  
1-7, 11, 12, 15, 16

**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/ IB2012/ 057393

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

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-7, 11, 12, 15, 16

How to visualize an anatomic structure in a 2D endoscopic image from a 3D volumetric model

---

2. claims: 8-10, 13, 14, 17, 18

How to track motion of an anatomic structure from a sequence of 2D endoscopic images

---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/057393

| Patent document<br>cited in search report | Publication<br>date | Patent family<br>member(s)                                                                 | Publication<br>date                                                |
|-------------------------------------------|---------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|
| US 2009324062 A1                          | 31-12-2009          | KR 20100000671 A<br>US 2009324062 A1                                                       | 06-01-2010<br>31-12-2009                                           |
| WO 2012156873 A1                          | 22-11-2012          | NONE                                                                                       |                                                                    |
| US 2011282151 A1                          | 17-11-2011          | CN 102186404 A<br>EP 2348954 A1<br>JP 2012505695 A<br>US 2011282151 A1<br>WO 2010046802 A1 | 14-09-2011<br>03-08-2011<br>08-03-2012<br>17-11-2011<br>29-04-2010 |

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 エルハワリー, ヘイザム

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA21 DA02 EE30 FF11 FF18 FF36 FF37  
4C161 AA22 CC06 HH55 JJ09 JJ17 NN05 SS21 WW02

|                |                                                                                                                                                                                            |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 从体积模态中对未校准的内窥镜视频进行叠加和运动补偿                                                                                                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2015506188A</a>                                                                                                                                                              | 公开(公告)日 | 2015-03-02 |
| 申请号            | JP2014548289                                                                                                                                                                               | 申请日     | 2012-12-17 |
| [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NV哥德堡                                                                                                                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | ポボヴィッチアレクサンドラ<br>エルハワリーヘイザム                                                                                                                                                                |         |            |
| 发明人            | ポボヴィッチ,アレクサンドラ<br>エルハワリー,ヘイザム                                                                                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/04 A61B6/03                                                                                                                                                                 |         |            |
| CPC分类号         | G06T11/60 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/3137 A61B34/30 A61B2090/364 G06T7/344 G06T11/006 G06T2200/32 G06T2207/10068 G06T2207/10081 G06T2207/20072 G06T2207/30048 G06T2207/30101 G06T2210/41 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.Z A61B1/04.370 A61B6/03.377                                                                                                                                                   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/DA02 4C093/EE30 4C093/FF11 4C093/FF18 4C093/FF36 4C093/FF37 4C161/AA22 4C161/CC06 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW02 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤忠彦                                                                                                                                                                                       |         |            |
| 优先权            | 61/578427 2011-12-21 US                                                                                                                                                                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                  |         |            |

#### 摘要(译)

提供了一种方法，系统和程序产品，用于将体积模态的结构覆盖到未校准的内窥镜的视频上。该方法包括：确定3D术前图像上的结构与2D内窥镜视频图像上的结构之间的多个点对的对应关系（310）；使用假定的相机参数和对应的点对，导出用于从3D图像到2D图像的平移（320）的投影矩阵；使用导出的投影矩阵将结构的2D投影（330）从3D图像渲染到2D内窥镜图像上；确定单应矩阵；并且使用单应矩阵来扭曲渲染的结构投影（340）。

