

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5865361号  
(P5865361)

(45) 発行日 平成28年2月17日 (2016. 2. 17)

(24) 登録日 平成28年1月8日 (2016. 1. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 1/00 Z D M

請求項の数 19 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2013-515996 (P2013-515996)  
 (86) (22) 出願日 平成23年5月26日 (2011. 5. 26)  
 (65) 公表番号 特表2013-529493 (P2013-529493A)  
 (43) 公表日 平成25年7月22日 (2013. 7. 22)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/052307  
 (87) 国際公開番号 WO2011/161564  
 (87) 国際公開日 平成23年12月29日 (2011. 12. 29)  
 審査請求日 平成26年4月24日 (2014. 4. 24)  
 (31) 優先権主張番号 61/357, 122  
 (32) 優先日 平成22年6月22日 (2010. 6. 22)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーエー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リアルタイム内視鏡校正に関するシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

センサ追跡デバイスであって、

ワイヤ上に構成され、内視鏡のワーキングチャンネルに適合するよう構成される電磁気追跡用のセンサであって、前記センサの位置及び方向が追跡される、センサと、

前記センサが前記内視鏡から延在されるとき識別可能である、前記センサの遠位端部に形成される少なくとも1つの画像識別可能な特徴であって、前記内視鏡により収集される前記少なくとも1つの画像識別可能な特徴の画像並びに前記センサの位置及び方向が、前記内視鏡の姿勢の決定を可能にする、少なくとも1つの画像識別可能な特徴とを有する、センサ追跡デバイス。

【請求項 2】

前記センサが、自由度が2以上のセンサを含む、請求項1に記載のセンサ追跡デバイス。

【請求項 3】

前記内視鏡が、前記内視鏡の遠位端部から画像を収集するよう構成される撮像デバイスを含む、請求項1に記載のセンサ追跡デバイス。

【請求項 4】

前記少なくとも1つの画像識別可能な特徴が、参照寸法を含む、請求項1に記載のセンサ追跡デバイス。

【請求項 5】

10

20

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、参照角度を含む、請求項 1 に記載のセンサ追跡デバイス。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、前記センサの方向を示す 1 つ又は複数の形状を含む、請求項 1 に記載のセンサ追跡デバイス。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、前記センサ上に一体的に形成される形状を含む、請求項 1 に記載のセンサ追跡デバイス。

【請求項 8】

内視鏡を追跡するシステムであって、

10

ワーキングチャネル、空間追跡システム及び遠位に配置された撮像デバイスを持つ内視鏡と、

ワイヤ上に構成され、前記ワーキングチャネルに適合するよう構成される電磁気追跡用のセンサであって、前記センサの位置及び方向が追跡され、前記空間追跡システムが、前記センサに対する前記空間追跡システムの位置を決定することができる、センサと、

前記センサが前記内視鏡から延在されるとき識別可能である、前記センサの遠位端部に形成される少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴と、

前記撮像デバイスにより収集される画像内の前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴の位置及び前記センサに対する前記空間追跡システムの位置並びに前記センサの位置及び方向を使用することにより、前記内視鏡の姿勢を計算するよう構成される変換モジュールとを有する、内視鏡追跡システム。

20

【請求項 9】

前記センサが、自由度が 2 以上のセンサを含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、参照寸法を含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、参照角度を含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 12】

30

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、前記センサの方向及び位置を示す 1 つ又は複数の形状を含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、前記センサ上に一体的に形成される形状を含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記変換モジュールが、前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴を特定し、前記撮像デバイスに対する前記センサの位置及び方向を計算するよう構成される画像プロセッサを含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 15】

40

内視鏡を追跡するシステムの作動方法において、前記システムが、前記内視鏡の遠位に配置された撮像デバイスと、電磁気追跡用のセンサであって、前記センサの位置及び方向が追跡され、前記内視鏡から延在されるとき識別可能な前記センサの遠位端部に形成される少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴を持つ、センサと、変換モジュールとを有し、前記方法は、

前記変換モジュールにより、前記センサが前記撮像デバイスに対して固定される参照姿勢において、前記撮像デバイスと前記センサとの間の第 1 の変換を決定するステップであって、前記撮像デバイスと前記センサとの間の第 1 の変換を決定するステップであって、前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴の画像が、前記撮像デバイスにより収集され、前記画像並びに前記センサの位置及び方向に基づいて、前記第 1 の変換が決定される、ス

50

テップと、

前記変換モジュールにより、前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が撮像されるまで前記内視鏡のワーキングチャネルを通り進められた前記センサに形成された前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴の画像を処理して前記参照姿勢と前記センサの現在の姿勢との間の第 2 の変換を決定し、前記第 1 及び第 2 の変換を用いて、前記内視鏡の現在の姿勢を計算することにより、前記内視鏡を追跡するステップとを有する、方法。

【請求項 16】

前記較正するステップが、較正ファントム画像を使用するステップを含む、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、参照寸法及び参照角度の少なくとも 1 つを含む、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 18】

前記少なくとも 1 つの画像識別可能な特徴が、前記センサの方向及び位置を示す 1 つ又は複数の形状を含む、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 19】

前記内視鏡を追跡するステップは、前記内視鏡が患者内部にある場合に実行される、請求項 15 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡システムに関し、より詳細には、医療手順の間の内視鏡較正のためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

肺癌は、世界における癌死の一番の原因である。中央胸部リンパ節の気管支鏡検査の生検は、肺癌ステージングに関する重要なステップである。気管支鏡法の前に、医師は、疑惑のリンパ節部位を特定するために患者の 3 次元 (3D) コンピュータ断層撮影 (CT) 胸部スキャンを視覚的に評価することを必要とする。気管支鏡法の間、医師は、各所望のリンパ節部位へと気管支鏡を誘導する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

残念なことに、医師は、3DCT 画像データと気管支鏡法の間提供される生のビデオストリームとの間のリンクを持たない。医師は基本的に、リアルタイムな視覚フィードバックなしに生検を実行する。これは、この手順に対して困難さを加える。

【0004】

仮想気管支鏡法 (VB) の発展は、CT ベースのコンピュータグラフィックス技術を例えば、肺癌ステージングといった手順に導入することに対する関心を引き起こした。VB において、気道の内部 (腔内) レンダリングは、気道中央軸に続く経路に沿って生成され、生のビデオ気管支鏡法のオンラインシミュレーションをもたらす。VB において、器官の内部表示は、放射線学的画像からコンピュータ生成される。これは、器官の現実の気管支鏡法 (RB) 表示が手順の間与えられる状態に類似する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本原理によれば、VB は、経気管支針吸引 (TBNA) 及び他の手順を実行する医師を支援するため、コンピュータベースの画像誘導を用いることが可能にされる。RB 及び VB を位置合わせすることにより、医師は、CT データセットにおいて気管支鏡を位置決めすることができる。RB 及び VB を位置合わせする 1 つの手法は、電磁気 (EM) 追跡を用いることである。自由度 6 の EM センサが、カメラに近い気管支鏡の遠位端部に取り付

10

20

30

40

50

けられることができる。カメラ座標系及びセンサの局所座標系の間の固定された変換は、1回の較正手順により決定されることができる。RB/VBフュージョンは、CTに対してEMを位置合わせした後に行われることができる。

【0006】

本原理によれば、内視鏡較正が提供される。ある実施形態では、気管支鏡較正が、電磁気追跡を用いる気管支鏡法における画像誘導に関して必要とされる。他の手順（例えば、超音波較正等）及びスコープ（例えば、結腸鏡等）も想定される。気管支鏡のカメラ及び追跡センサの間の変換は、術前CT画像に対して気管支鏡検査画像を位置合わせするために決定される必要がある。しかしながら、気管支鏡の外側に追跡センサを取り付けることは問題がある。なぜなら、それが殺菌手順を難しくする場合があるからである。他方、追跡センサは、気管支鏡のワーキングチャンネルを永久に占有することができない。なぜなら、標準的な気管支鏡は、手術デバイスを通過させるのに通常使用される1つのワーキングチャンネルだけを持つからである。ある実施形態によれば、追跡センサは、画像識別可能な特徴を用いてマークされる。これは、気管支鏡のカメラ及びセンサの間の変換が、リアルタイムに決定されることを可能にする。

10

【0007】

センサ追跡デバイス、システム及び方法は、ワイヤ又はケーブル上に構成され、内視鏡のワーキングチャンネルに適合するように構成されるセンサを含む。画像識別可能な特徴は、センサが内視鏡から延在されるとき識別可能なセンサの遠位端部に形成される。画像識別可能な特徴の画像は、内視鏡により収集され、内視鏡の姿勢の決定を可能にする。

20

【0008】

内視鏡を追跡するシステムは、ワーキングチャンネル、空間追跡システム及び遠位に配置される撮像デバイスを持つ内視鏡を含む。センサは、ワイヤ上に構成され、ワーキングチャンネルに適合するように構成される。少なくとも1つの画像識別可能な特徴は、センサが内視鏡から延在されるとき識別可能なセンサの遠位端部に形成される。変換モジュールは、撮像デバイスにより収集される少なくとも1つの画像識別可能な特徴の画像の位置及び空間追跡システムの位置を使用することにより、内視鏡の姿勢を計算するように構成される。

【0009】

内視鏡を追跡する方法は、内視鏡の遠位に配置された撮像デバイスと、センサが内視鏡から延在されるとき識別可能なセンサの遠位端部に形成される少なくとも1つの画像識別可能な特徴を持つセンサとの間の変換を較正するステップを含む。少なくとも1つの画像識別可能な特徴が撮像されるまで、内視鏡のワーキングチャンネルを通りセンサを通過させ、及び少なくとも1つの画像識別可能な特徴の画像及び変換を用いて、内視鏡の現在の姿勢を計算することにより、内視鏡は追跡される。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本原理による使用に適したワーキングチャンネルを持つ内視鏡の透視図である。

【図2】ある実施形態による内視鏡を追跡するシステムを示すブロック/フロー図である。

。

【図3A】追跡システムを用いて内視鏡を位置合わせするのに使用される画像識別可能な特徴の説明的な例を示す図である。

40

【図3B】追跡システムを用いて内視鏡を位置合わせするのに使用される画像識別可能な特徴の説明的な例を示す図である。

【図3C】追跡システムを用いて内視鏡を位置合わせするのに使用される画像識別可能な特徴の説明的な例を示す図である。

【図4】本原理による内視鏡を位置合わせするシステム/方法を示すブロック/フロー図である。

【図5】医療手順の間、識別可能な画像特徴を持つセンサを示す画像である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

50

本開示におけるこれら及び他の目的、特徴及び利点は、添付の図面と共に参照される、その説明的な実施形態の以下の詳細な説明から明らかになる。

【 0 0 1 2 】

本開示は、以下の図面を参照して好ましい実施形態の以下の説明を詳細に提供する。

【 0 0 1 3 】

本開示は、内視鏡カメラ及び追跡センサの間の座標の変換を用いて、術前画像（例えば、ＣＴ画像）に対して内視鏡画像を位置合わせすることにより、内視鏡を校正する装置、システム及び方法を説明する。追跡センサは、画像識別可能な特徴を用いてマークされる。気管支鏡の実施形態において、自由度 6（6 D O F）の電磁気（ＥＭ）センサが、1 回の初期校正手順において、このＥＭセンサの特徴が、気管支鏡検査画像において特定されることができ、気管支鏡のワーキングチャンネルを通り進められる。気管支鏡が追跡されなければならないとき、ＥＭセンサの特徴が気管支鏡検査画像において特定されることができ、ＥＭセンサが気管支鏡のワーキングチャンネルを通り通過される。その後、気管支鏡検査画像は、1 回の校正手順における参照姿勢に対するＥＭセンサのリアルタイム姿勢を決定するため、処理される。この「オンサイト」校正は、追加的なハードウェアなしに、又は内視鏡において追加的なワーキングチャンネルを提供することなしに行われることができる。内視鏡が患者内部にある場合であっても、校正は、手術手順の間、リアルタイムに実行されることができる。

【 0 0 1 4 】

本発明は、内視鏡手順及び内視鏡デバイスに関して説明される。しかしながら、本発明の教示は、非常に広く、カテーテル誘導、針誘導又は他の誘導器具といった医療手順等に関する患者内に配置されることができる任意の要素に対して適用可能である点を留意されたい。本書において説明される実施形態は、例えば、ＣＴスキャン、ソノグラフ、Ｘ線等といった術前撮像技術を用いて、最初に配置される。他の技術が使用されることもできる。

【 0 0 1 5 】

本発明は、医療器具に関して説明される。しかしながら、本発明の教示は、非常に広く、複雑な生物学的又は機械的なシステムを追跡又は解析するのに使用される任意の器具に対して適用可能である点を留意されたい。特に、本原理は、生体系の内部追跡手順、例えば肺、消化管、排泄器官、血管等のといった体のすべての領域における手順等に対して適用可能である。図面に示される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組合せにおいて実現されることができ、単一の要素又は複数の要素において組み合わせられることができる機能を提供することができる。

【 0 0 1 6 】

図面に示されるさまざまな要素の機能は、専用のハードウェアの使用を介してというだけでなく、適切なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用を介して与えられることができる。プロセッサにより提供されるとき、この機能は、単一の専用のプロセッサにより、単一の共有プロセッサにより、又は複数の個別のプロセッサにより与えられることができる。個別のプロセッサの幾つかは、共有されることができる。更に、「プロセッサ」、「モジュール」又は「コントローラ」という用語の明確な使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアを排他的に参照するものとして解釈されるべきではなく、デジタル信号プロセッサ（「ＤＳＰ」）ハードウェア、ソフトウェアを格納する読出し専用メモリ（「ＲＯＭ」）、ランダムアクセスメモリ（「ＲＡＭ」）及び不揮発性ストレージを暗に含むが、これらに限定されるものではない。

【 0 0 1 7 】

更に、特定の実施例だけでなく、本発明の原理、側面及び実施形態を述べる本願明細書におけるすべての記載は、その構造的及び機能的均等の範囲の両方を含むものとして意図される。更に、斯かる均等物が、現在既知の均等物だけでなく将来開発される均等物の両方を含む（即ち、構造に関係なく、同じ機能を実行すべく開発される任意の要素を含む）。従って、例えば、本願明細書に与えられるブロック図は、本発明の原理を実現する説明

10

20

30

40

50

的なシステム要素及び／又は回路の概念表示を表すという点を当業者は理解されたい。同様に、任意のフローチャート、流れ図等は、コンピュータ可読記憶媒体において実質的に表されるさまざまな処理を示し、従って、コンピュータ又はプロセッサが明示的に示されるかどうかに関係なく、斯かるコンピュータ又はプロセッサにより実行される点を理解されたい。

#### 【 0 0 1 8 】

更に、本発明の実施形態は、コンピュータ又は任意の命令実行システムによる使用又はこれに関連した使用のためのプログラムコードを提供する、計算機が使用可能な又はコンピュータ可読の記憶媒体から、アクセス可能なコンピュータプログラムの形をとることができる。この説明のため、計算機が使用可能な又はコンピュータ可読の記憶媒体は、命令実行システム、装置又はデバイスによる使用又はこれに関連した使用のためのプログラムを、包含、格納、通信、伝搬又は輸送することができる任意の装置とすることができる。媒体は、電気、磁気、光学、電磁気、赤外線若しくは半導体システム（又は、装置若しくはデバイス）、又は伝搬媒体とすることができる。コンピュータ可読媒体の例は、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読出し専用メモリ（ROM）、リジッド磁気ディスク及び光学ディスクを含む。光学ディスクの現在の例は、読出し専用コンパクトディスク（CD-ROM）、読出し／書込みコンパクトディスク（CD-R/W）及びDVDを含む。図面に示される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組合せにおいて実現されることができ、単一の要素又は複数の要素において組み合わせられることができる機能を提供することができる。

#### 【 0 0 1 9 】

以下図面を参照する。図面においては、同様な符号が同じ又は類似する要素を表す。最初に図1を参照すると、内視鏡100の遠位端部102の透視図が、1つの例示的な実施形態に基づき図式的に示される。この実施形態における内視鏡100は、カメラ108の開口部に近い遠位端部102に取り付けられるEMセンサ106を含む。照明109が、撮像に関して内部領域を照射するために提供される。追跡システム112にセンサ106を接続するために、長いワイヤ又はケーブル110が使用される。追跡システムは、内視鏡100の内側又は外側に配置されることができる。

#### 【 0 0 2 0 】

スコープ100の外側にワイヤ110を保つことは、理想的でない。なぜなら、これは、殺菌手順を難しくし、手順の間、スコープ100の医師の感触を変化させる場合があるからである。しかしながら、標準的な内視鏡は、例えば鉗子、カテーテル又はブラシといった手術デバイスを挿入するための1つのワーキングチャンネル116だけを持つ。追跡ワイヤ110は、ワーキングチャンネル116を永久に占有することができない。従って、追跡が必要とされるとき毎回、追跡センサ118は、手順の間、ワーキングチャンネル116を通り挿入される。追跡センサ118は、同じ追跡システム112又は異なる追跡システムを使用することができる。センサ118が挿入されるとき毎回、カメラ108と追跡センサ118との間の変換を変更なく保つことは困難又はほとんど不可能である。従って、オンサイト校正システム及び方法が提供される。追跡センサ118は、ロケータ特徴120を含む。この特徴は、形状、しるし、3D特徴等を含むことができる。スコープ100が患者内部にある場合であっても、ロケータ特徴120は、カメラ108をリアルタイムに校正するために使用される。

#### 【 0 0 2 1 】

カメラ108の固有のパラメータ（例えば、画像センター、焦点距離等）及び画像特徴120のジオメトリが知られる場合、画像特徴120とカメラ108との間の（例えば自由度6の）変換は、単一の画像を用いて決定されることができる。例えば、画像特徴120が不等辺三角形の3つの頂点を含み、頂点間の物理的な距離が分かると仮定すると、カメラ108と三角形（120）との間の変換は、三角形の1つの画像から一意に決定されることができる。これは、他の特徴タイプに対して一般化されることができる。なぜなら

、任意の画像特徴 1 2 0 が、ポイントのグループにより表されることができるからである。

【 0 0 2 2 】

図 2 を参照すると、本原理による内視鏡を追跡するシステム 2 0 0 が、1 つの説明的な実施形態に基づき示される。システム 2 0 0 は好ましくは、ハードウェア及びソフトウェア要素を含む。システム 2 0 0 は、空間追跡システム 2 0 6 及び画像識別可能な特徴 2 2 0 (特徴 1 2 0 と同等) を持つ 2 以上の(multiple)自由度 (D O F) のセンサ 2 1 8 を含む。追跡システム 2 0 6 及びセンサ 2 1 8 は好ましくは、カメラ 1 0 8 を含む内視鏡 1 0 0 上に提供される。追跡システム 2 0 6 及びセンサ 2 1 8 は、3 次元空間においてデバイスの位置をモニタすることができる E M 追跡システム 2 3 2 の一部とすることができる。

10

【 0 0 2 3 】

ワークステーション (W S) 又は他の処理デバイス 2 2 2 は、リアルタイムな医療手順画像を取得し、ディスプレイデバイス 2 3 0 上に表示するためにソフトウェアを実行するよう構成されるハードウェアを含む。ワークステーション 2 2 2 は、センサ 2 1 8 の位置及び方向を空間的に追跡する。ワークステーション 2 2 2 は、(現実又は仮想) 術前画像又はモデルに対して画像における特徴 2 2 0 の位置及び方向を変換するのに必要とされる要素を提供する変換モジュールとして機能する。センサ 2 1 8 は、好ましくは 6 D O F のセンサを含む。しかしながら、より小さい又は大きい自由度が採用されることもできる。ワークステーション 2 2 2 は、メモリ 2 2 5 に画像処理ソフトウェア 2 2 4 を含む。これは、センサ 2 1 8 上の特徴 2 2 0 を含む内部画像を処理する。ソフトウェア 2 2 4 は、スコープのカメラ 1 0 8 に対するセンサの姿勢を計算する。

20

【 0 0 2 4 】

スコープ 1 0 0 は、ワーキングチャネル 1 1 6 を含む。センサ 2 1 8 が、スコープ 1 0 0 から遠位に延在され、特徴 2 2 0 がカメラ 1 0 8 において見えるまで、センサ 2 1 8 は、ワーキングチャネル 1 1 6 を通りフィードされる。スコープが、追跡システム 2 0 6 を含むので、その位置は、センサ 2 1 8 に対して決定されることができる。可視特徴 2 2 0 が、位置における差分の計算を可能とし、システム 2 0 6 及びセンサ 2 1 8 の間の相対的な方向を与える。この計算は、システム 2 0 6 / カメラ 1 0 8 とセンサ 2 1 8 との間の変換を提供することができる。この変換は、医療手順にわたり使用されることができる。

【 0 0 2 5 】

30

処理デバイス 2 2 2 は、コンピュータシステムの一部に接続されることができるか、又はコンピュータシステムの一部とすることができる。このデバイスは、本原理に基づき説明される機能を提供するため、メモリ 2 2 5 及びオペレーティングシステム 2 3 4 を含む。プログラム 2 2 4 は、リアルタイム内視鏡位置と術前画像 (C T 画像) とを結合する。その結果、術前画像が、手順の間、ディスプレイ 2 3 0 上でリアルタイムにレンダリングされる。

【 0 0 2 6 】

処理デバイス又はコントローラ 2 2 2 は、プログラム 2 2 4 を実現し、プログラムオプション及びアプリケーションを提供するプロセッサ 2 3 8 を含む。入出力 (I / O) デバイス又はインタフェース 2 2 8 は、画像を比較及び表示するため、コントローラ 2 2 2 、内視鏡 1 0 0 及びセンサ 2 1 8 とのリアルタイムな相互作用を提供する。インタフェース 2 2 8 は、キーボード、マウス、タッチスクリーンシステム等を含むことができる。

40

【 0 0 2 7 】

図 3 A ~ 3 C を参照すると、画像可視センサ特徴 2 2 0 が、図式的に示される。図 3 A に示される実施形態において、特徴 2 2 0 は、複数の間隔を置かれた円 3 0 2 を含むことができる。円 3 0 2 は、反復するパターンに構成されるか、例えば三角形等の形状を形成するよう構成されることができる。円 3 0 2 は、特定の直径又は他の既知の寸法 (例えば、円の間の距離等) を含むことができ、又は角度を提供することができる。距離及び / 又は角度は、画像内で位置又は方向を視覚的に決定するために使用されることができる。既知の寸法は、参照として画像内で比較されることができる。

50

## 【 0 0 2 8 】

図 3 B に示される別の実施形態では、矢印 3 0 4 が、特徴 2 2 0 に関して使用されることができる。矢印は、既知の長さのラインセグメントを持つことができ、矢印は、スコープ ( 1 0 0 ) の姿勢を計算することを支援するため、カメラ 1 0 8 に対する方向を指すことができる。

## 【 0 0 2 9 】

図 3 C に示される更に別の実施形態において、突起 3 0 6、ディボット 3 0 8 又は他の 3 D 特徴が、センサ 2 1 8 上に又はセンサ内に形成されることができる。これは、カメラ画像に対してセンサを配置するために用いられる 3 次元特徴を提供する。他の形状、サイズ、しるし及びデザインが使用されることもできる。

10

## 【 0 0 3 0 】

図 4 を参照すると、E M センサと気管支鏡のカメラとの間の変換が、以下のように決定されることができる。ブロック 4 0 2 において、1 回の校正手順が、例えば、気管支鏡法といった医療手順の前に、オフラインで行われることができる。ブロック 4 0 4 において、E M センサの特徴が画像において特定されることができるまで、自由度が 2 以上の E M センサが、スコープのワーキングチャネルを通り通過される。ブロック 4 0 6 において、センサは、気管支鏡のカメラに対して固定される。これは、「参照姿勢」と呼ばれる。ブロック 4 0 8 において、気管支鏡の画像が保存される。

## 【 0 0 3 1 】

図 5 を参照すると、内視鏡画像 4 5 0 は、その上に画像識別可能な特徴 2 2 0 を持つセンサ 2 1 8 として図式的に示される。画像は、内視鏡カメラの視点からのものである。

20

## 【 0 0 3 2 】

図 4 を再度参照して、ブロック 4 1 0 において、カメラ及び E M センサの間の変換が決定される。ブロック 4 1 1 において、これは、校正ファントムを用いることを含むことができる。ここで、特徴のファントム画像が、参照ポイントから移動され、画像に示される実際の特徴上にオーバーレイされる。差分は、校正ファントムの移動に関して計算される。

## 【 0 0 3 3 】

ブロック 4 1 2 において、医療手順の間、スコープが追跡される。ブロック 4 1 3 において、E M センサの特徴がカメラ画像において特定されることができるまで、E M センサは、気管支鏡のワーキングチャネルを通り通過される。ブロック 4 1 4 において、画像は、1 回の校正手順 ( オフラインの校正 ) における参照姿勢に対する E M センサのリアルタイム姿勢を決定するために処理される。E M センサとカメラとの間のリアルタイム変換が、

30

$$T_{EMsensor RealtimePose}^{Camera} = T_{EMsensor ReferencePose}^{Camera} \cdot T_{EMsensor RealtimePose}^{EMsensor ReferencePose} \quad (1)$$

として計算されることができる。ここで、

$$T_B^A$$

は、B から A への変換である。従って、

40

$$T_{EMsensor ReferencePose}^{Camera}$$

は、ブロック 4 0 2 の校正結果であり、

$$T_{EMsensor RealtimePose}^{EMsensor ReferencePose}$$

は、E M センサの姿勢 1 と姿勢 2 の間の相対的な変換である。ブロック 4 1 5 において、内視鏡画像は、術前画像 ( 例えば、C T 画像 ) に対して位置合わせされることができる。

## 【 0 0 3 4 】

スコープは、ブロック 4 1 5 における E M 追跡の誘導の下に配置される。ブロック 4 1

50

6において、EMセンサは、気管支鏡のワーキングチャンネルから引き抜かれることができる。医療手順は、その後続き、ブロック418において、手術デバイスは、生検サンプルを行う又は他のアクションを実行するためにワーキングチャンネルへと挿入されることができる。

【0035】

添付の特許請求の範囲を解釈するにあたり、以下の点を理解されたい。

【0036】

a)「有する」という語は、所与の請求項に記載される要素又は行為以外の他の要素又は行為の存在を除外するものではない。

【0037】

b)ある要素に先行する「a」又は「an」という語は、斯かる要素が複数存在することを除外するものではない。

【0038】

c)請求項における任意の参照符号は、それらの範囲を制限するものではない。

【0039】

d)複数の「手段」が、同じアイテム、又はハードウェア、又はソフトウェア実現による構造体、又は機能により表されることができる。

【0040】

e)特に指定がない限り、行為の特定のシーケンスが必要とされること意図するものではない。

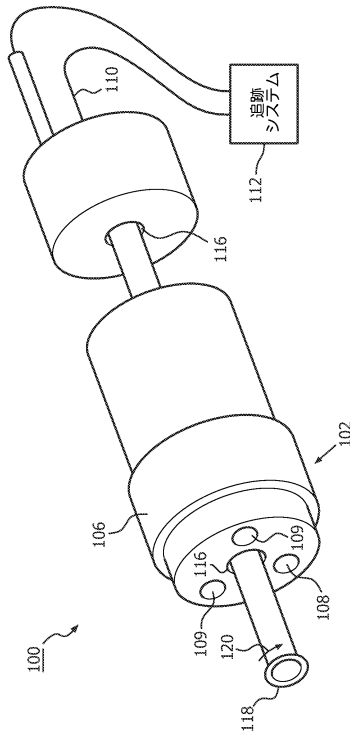
【0041】

リアルタイム内視鏡較正（これは、説明的で非限定的なものとして意図される）のためのシステム及び方法に関する好ましい実施形態が上述されたが、修正及び変更が、上記の教示を考慮して当業者によりなされることができる点に留意されたい。従って、添付の特許請求の範囲により概説され本書に開示される実施形態の範囲に含まれるものとして、本開示の特定の実施形態において変更がなされることができる点を理解されたい。こうして、本開示の内容が特許法により必要とされる範囲で詳細に記載されてきたが、特許証により保護されることを望む保護の請求は、添付の特許請求の範囲に記載される。

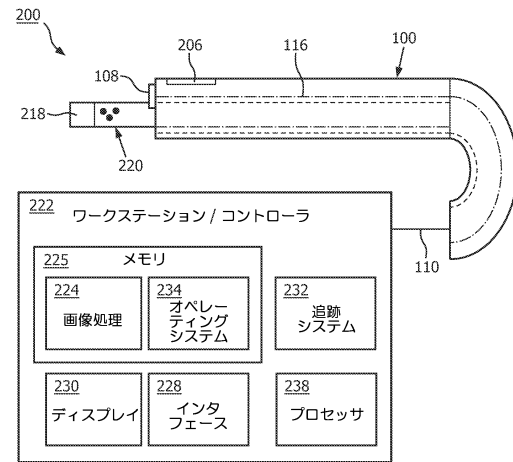
10

20

【図 1】



【図 2】



【図 3 A】

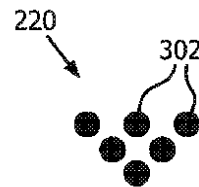


FIG. 3A

【図 3 B】

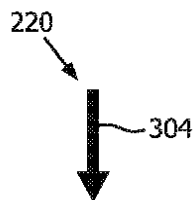


FIG. 3B

【図 3 C】

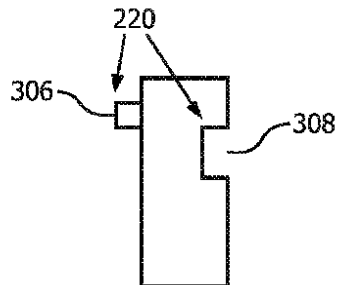
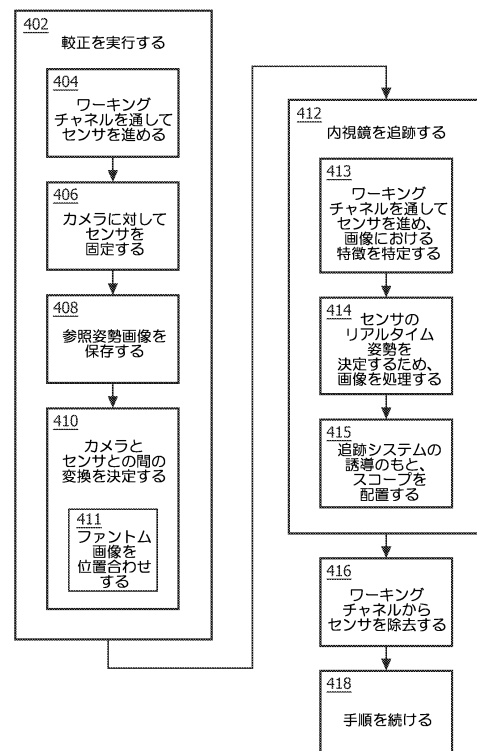


FIG. 3C

【図 4】



【 図 5 】

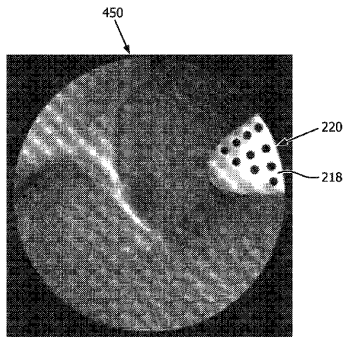


FIG. 5

---

フロントページの続き

(74)代理人 100163809

弁理士 五十嵐 貴裕

(72)発明者 ジュ シェン

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

(72)発明者 スタントン ダグラス エイ

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

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2009-279249(JP,A)

国際公開第2011/102012(WO,A1)

特開2009-279250(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

|                |                                                                                                                                                              |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于实时内窥镜校准的系统和方法                                                                                                                                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5865361B2</a>                                                                                                                                  | 公开(公告)日 | 2016-02-17 |
| 申请号            | JP2013515996                                                                                                                                                 | 申请日     | 2011-05-26 |
| [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         | ジュシェン<br>スタントンダグラスエイ                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | ジュ シェン<br>スタントン ダグラス エイ                                                                                                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00                                                                                                                                                     |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/018 A61B1/00057 A61B1/05 A61B1/2676 A61B5/065 A61B5/6847 A61B34/20 A61B90/361<br>A61B2017/0034 A61B2017/00725 A61B2034/2051 A61B2034/2065 A61B2090/364 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.Z A61B1/00.ZDM                                                                                                                                  |         |            |
| 优先权            | 61/357122 2010-06-22 US                                                                                                                                      |         |            |
| 其他公开文献         | JP2013529493A                                                                                                                                                |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                    |         |            |

# 摘要(译)

传感器跟踪装置，系统和方法包括传感器（118），其配置在线（110）上并适于装配在内窥镜（100）的工作通道（116）中。图像可识别特征（120）形成在传感器的远端部分上，当传感器从内窥镜伸出时，该图像可识别特征（120）是可识别的。内窥镜收集图像可识别特征的图像，并允许确定内窥镜的姿势。

|               |                               |           |                                                 |
|---------------|-------------------------------|-----------|-------------------------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2013-515996 (P2013-515996)  | (73) 特許権者 | 590000248                                       |
| (86) (22) 出願日 | 平成23年5月26日 (2011. 5. 26)      |           |                                                 |
| (65) 公表番号     | 特表2013-529493 (P2013-529493A) |           | コーニンクレッカ フィリップス エヌ<br>ヴェ                        |
| (43) 公表日      | 平成25年7月22日 (2013. 7. 22)      |           | KONINKLIJKE PHILIPS<br>N. V.                    |
| (86) 国際出願番号   | PCT/IB2011/052307             |           | オランダ国 5656 アーエー アイ<br>ドフエン ハイテック キャンパス 5        |
| (87) 国際公開番号   | WO2011/161564                 |           | High Tech Campus 5,<br>NL-5656 AE Eindhove<br>n |
| (87) 国際公開日    | 平成23年12月29日 (2011. 12. 29)    |           |                                                 |
| 審査請求日         | 平成26年4月24日 (2014. 4. 24)      |           |                                                 |
| (31) 優先権主張番号  | 61/357, 122                   | (74) 代理人  | 100087789                                       |
| (32) 優先日      | 平成22年6月22日 (2010. 6. 22)      |           | 弁理士 津野 達                                        |
| (33) 優先権主張国   | 米国 (US)                       | (74) 代理人  | 100122769                                       |
|               |                               |           | 弁理士 笛田 秀仙                                       |

最終頁に続く