

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-93438

(P2008-93438A)

(43) 公開日 平成20年4月24日(2008.4.24)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 0 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-261450 (P2007-261450)                  (22) 出願日 平成19年10月5日 (2007.10.5)                  (31) 優先権主張番号 11/546,799                  (32) 優先日 平成18年10月12日 (2006.10.12)                  (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 390041542                  ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ                  GENERAL ELECTRIC CO                  MPANY                  アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ                  クタデイ、リバーロード、1番                  (74) 代理人 100093908                  弁理士 松本 研一                  (74) 代理人 100105588                  弁理士 小倉 博                  (74) 代理人 100129779                  弁理士 黒川 俊久                  (74) 代理人 100137545                  弁理士 荒川 聡志</p>
---	---

最終頁に続く

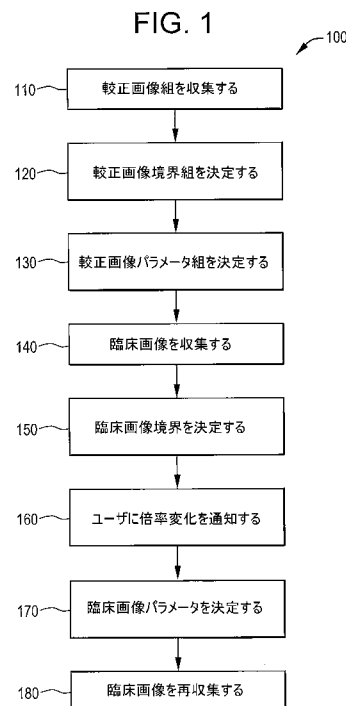
(54) 【発明の名称】 内視鏡を較正するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡を較正するためのシステム及び方法を提供する。

【解決手段】本発明のある種の実施形態は内視鏡を較正するための方法(100)を提供する。方法(100)は、較正画像組を収集する工程と、較正画像組に関する較正画像境界組を決定する工程と、臨床画像を収集する工程と、臨床画像に関する臨床画像境界を決定する工程と、を含む。較正画像組は、少なくとも1つの較正画像を含む。較正画像境界組は、較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含む。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡を較正するための方法(100)であって、  
少なくとも1つの較正画像を含む較正画像組を収集する工程と、  
前記較正画像組に関する較正画像境界組を決定する工程であって、該較正画像境界組は較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含む決定工程と、  
臨床画像を収集する工程と、  
前記臨床画像に関する臨床画像境界を決定する工程と、  
を含む方法(100)。

## 【請求項 2】

前記較正画像組は較正画像を含みかつ前記較正画像境界組は較正境界を含む、請求項1に記載の方法(100)。

## 【請求項 3】

前記臨床画像境界と前記較正画像境界の比較に少なくともその一部に基づいて内視鏡倍率の変化をユーザに自動的に通知する工程をさらに含む請求項2に記載の方法(100)。

## 【請求項 4】

前記較正画像組は複数の較正画像を含む、請求項1に記載の方法(100)。

## 【請求項 5】

前記較正画像組内の各較正画像に関する較正画像パラメータを含む較正画像パラメータ組を決定する工程をさらに含む請求項4に記載の方法(100)。

## 【請求項 6】

前記較正画像境界組及び前記較正画像パラメータ組に少なくともその一部に基づいて較正画像パラメータ関数を決定する工程をさらに含む請求項5に記載の方法(100)。

## 【請求項 7】

前記臨床画像境界及び前記較正画像パラメータ関数に少なくともその一部に基づいて臨床画像パラメータを決定する工程をさらに含む請求項6に記載の方法(100)。

## 【請求項 8】

前記臨床画像パラメータに少なくともその一部に基づいて臨床画像を再収集する工程をさらに含む請求項7に記載の方法(100)。

## 【請求項 9】

前記較正画像及び前記臨床画像が内視鏡映像である、請求項1に記載の方法(100)。

## 【請求項 10】

前記較正画像境界及び前記臨床画像境界が内視鏡倍率を表している、請求項1に記載の方法(100)。

## 【請求項 11】

内視鏡を較正するためのシステムであって、  
少なくとも1つの較正画像を含む較正画像組を収集するように適応させており、かつ臨床画像を収集するように適応させている内視鏡と、  
前記較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含む較正画像組に関する較正画像境界組を決定するように適応させており、かつ前記臨床画像に関する臨床画像境界を決定するように適応させているプロセッサと、  
を含むシステム。

## 【請求項 12】

前記プロセッサは、前記臨床画像境界と前記較正画像境界組の比較に少なくともその一部に基づいて内視鏡倍率の変化をユーザに自動的に通知するように適応させている、請求項11に記載のシステム。

## 【請求項 13】

前記較正画像組は複数の較正画像を含む、請求項11に記載のシステム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 14】

前記プロセッサは、前記較正画像組内の各較正画像に関する較正画像パラメータを含む較正画像パラメータ組を決定するように適応させている、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 15】

前記プロセッサは、前記臨床画像境界及び前記較正画像パラメータ関数に少なくともその一部に基づいて臨床画像パラメータを決定するように適応させている、請求項 14 に記載のシステム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は全般的には内視鏡に関する。より具体的には、本発明は内視鏡を較正するためのシステム及び方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

コンピュータ支援式のシステム及び方法によって今日、外科処置中に磁気共鳴 (MR) データ及びコンピュータ断層 (CT) データからの 3 次元 (3D) 解剖学画像に対する解析及び検討を含むリアルタイムのナビゲーションが提供されている。さらに、内視鏡テクノロジーが急速に発展し、身体の小さい腔内で使用可能な軽量の内視鏡を提供することができる。しかし、内視鏡は見えている表面だけしか表示することができず、かつまた不透明な組織の内部に関する像を提供することが不可能であることによる制限を受ける。内視鏡像とコンピュータ作成の 3D 画像の両者を組み合わせると、以前は利用可能でなかったポリメトリック再構成した患者画像を外科領域の内視鏡像上に重ね合わせる機能を提供できる可能性が得られる。この技法によれば、外科医が見えている表面の向こう側を観察すること、並びにプランニング及びナビゲーションの目的で「オンザフライの (on-the-fly)」3D 及び 2 次元 (2D) 情報を提供することが可能となる。しかし内視鏡の機能に関わる多くのパラメータのために、デバイスの設定における多数のわずかな誤差が、重ね合わせた内視鏡像の位置と患者の解剖構造との間の最終的な不一致に対して比較的大きくかつ累積的な影響を及ぼすことがある。この理由のために、内視鏡に対する精密な較正、並びに較正した内視鏡の確度テストを行い外科的品質を保証することが必要となる。

【特許文献 1】米国特許第 6591130 号

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

したがって、内視鏡、内視鏡システム及び / または増強型内視鏡システムを較正するシステム及び方法に対する要求が存在する。

## 【0004】

上述した画像ガイド式または増強型内視鏡は、内視鏡像に対するコンピュータ作成による仮想現実描出を実世界の像と合成して「増強型リアリティ」の生成を可能とする技法である。この技法では典型的には、電磁気式 (EM) 及び / または光学式ナビゲーションシステムなどのよく知られた方法によって内視鏡を空間的にトラッキングすることが必要となる。例えば、内視鏡較正フィクスチャが空間的にトラッキングを受けることがあり、あるいはフィクスチャ上の較正マーカーをトラッキングシステムを基準としたある既知の箇所に配置させることがある。

## 【0005】

増強型内視鏡の利点の 1 つは、内視鏡に関連する立体的深度知覚及び向きの相対的喪失に対処することによってリアルタイム内視鏡映像内では明確でなかったような重要構造の描出が支援されることである。ナビゲーションシステムに対する内視鏡位置及び視線方向を較正し、かつ内視鏡の光学レンズパラメータを較正すること (カメラ較正) によって、内視鏡の視野域のコンピュータレンダリング式 3D 仮想描出の相互位置調整を内視鏡映像

10

20

30

40

50

を用いて実行することが可能となる。深度知覚は増強されることがあり、したがって内視鏡に対して直接は見えていない健康組織や疾病組織が表示されることがある。

【0006】

しかし、焦点距離、主点 (principal point)、半径方向及び接線方向の歪み、画素スケール調整、視野域などの内視鏡の光学レンズパラメータは、内視鏡の倍率によって異なることがある。内視鏡の倍率は典型的には、内視鏡カメラ上のズーム制御子を回転させることによって調整される。ズーム量すなわち倍率の決定のために光学符号器を含むのが一般的である外科用顕微鏡と異なり、内視鏡倍率を検出するためのシステム及び方法は存在していない。

【0007】

したがってさらに、内視鏡倍率を検出し、これに応じて内視鏡、内視鏡システム及び/または増強型内視鏡システムを較正するためのシステム及び方法に対する要求が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明のある種の実施形態は内視鏡を較正するための方法を提供する。本方法は、較正画像組を収集する工程と、該較正画像組に関する較正画像境界組を決定する工程と、臨床画像を収集する工程と、該臨床画像に関する臨床画像境界を決定する工程と、を含む。臨床画像は、例えば診断や手術の目的で解剖学映像を収集するために内視鏡を使用することがある。較正画像組は、少なくとも1つの較正画像を含む。較正画像境界組は、較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含む。

【0009】

本発明のある種の実施形態は内視鏡を較正するためのシステムを提供する。本システムは、内視鏡及びプロセッサを含む。内視鏡は較正画像組を収集するように適応させている。較正画像組は、少なくとも1つの較正画像を含む。内視鏡はさらに、臨床画像を収集するように適応させている。プロセッサは較正画像組に関する較正画像境界組を決定するように適応させている。較正画像境界組は、較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含む。プロセッサはさらに、臨床画像に関する臨床画像境界を決定するように適応させている。

【0010】

本発明のある種の実施形態はコンピュータ読み取り可能媒体を提供する。本コンピュータ読み取り可能媒体は、コンピュータ上で実行させるための命令組を含む。この命令組は、較正ルーチン及び臨床ルーチンを含む。較正ルーチンは較正画像組を収集するように構成されている。較正画像組は、少なくとも1つの較正画像を含む。較正ルーチンはさらに、較正画像組に関する較正画像境界組を決定するように構成されている。較正画像境界組は、較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含む。臨床ルーチンは臨床画像を収集するように構成されている。臨床ルーチンはさらに、臨床画像に関する臨床画像境界を決定するように構成されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

上述した要約、並びに本発明のある種の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。本発明の例証を目的として、図面ではある特定の実施形態を示している。しかし本発明は、添付の図面に示した配置や手段に限定するものではないことを理解すべきである。

【0012】

図1は、本発明の一実施形態による内視鏡を較正するための方法100の流れ図を表している。方法100は、以下でより詳細に記載するような各工程を含む。工程110では、較正画像組が収集される。工程120では、較正画像境界組が決定される。工程130では、較正画像パラメータ組が決定されることがある。工程140では、臨床画像が収集される。工程150では、臨床画像境界が決定される。工程160では、臨床画像境界と

10

20

30

40

50

較正画像境界組の比較に少なくともその一部に基づいてユーザが倍率の変化に関して自動的に通知を受けることがある。工程 170 では、臨床画像境界、較正画像境界組及び較正画像パラメータ組に少なくともその一部に基づいて臨床画像パラメータが決定されることがある。工程 180 では、臨床画像パラメータに少なくともその一部に基づいて臨床画像が再収集されることがある。

【0013】

工程 110 では、較正画像組が収集される。較正画像組は少なくとも 1 つの較正画像を含むことがある。本発明のある種の実施形態では、その較正画像組が 1 つの較正画像を含むことがある。本発明のある種の実施形態では、その較正画像組は複数の較正画像を含むことがある。その較正画像は例えば、内視鏡、内視鏡システム及び/または増強型内視鏡システムを用いて収集された内視鏡映像とすることがある。

10

【0014】

内視鏡映像は典型的には、黒色空間により取り囲まれた円形画像として表示される（円形の内視鏡像が、矩形の電荷結合素子（CCD）上に投影されるため）。内視鏡映像は拡大されているため、この円形画像は矩形の CCD のより多くの領域を占めており、このため、表示される周囲の黒色空間はより小さくなる。図 2 は、本発明の一実施形態による内視鏡倍率が比較的小さい内視鏡映像の一例を表している。図 3 は、本発明の一実施形態による内視鏡倍率が比較的大きい内視鏡映像の一例を表している。

【0015】

工程 120 では、較正画像境界組が決定されることがある。較正画像境界組は、較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界を含むことがある。本発明のある種の実施形態では、例えば画像処理技法を用いて較正画像境界が決定されることがある。例えば図 2 の内視鏡映像などの較正画像がしきい値処理及びフィルタ処理を受け、較正画像の辺縁が検出されることがある。較正画像の辺縁が円及び/または別の適当な形状などの較正画像境界に対して当てはめられることがある。円形の較正画像境界は、例えば図 2 に示すような半径  $R_1$  によって表されることがある。別の形状の較正画像境界は別の適当な計測基準によって表されることがある。

20

【0016】

工程 130 では、較正画像パラメータ組が決定されることがある。較正画像パラメータ組は、較正画像組内の各較正画像に関する較正画像パラメータを含むことがある。較正画像パラメータは、例えば焦点距離、主点、半径方向及び接線方向のレンズ歪みパラメータ、画素スケール調整、視野域及び/または別の撮像パラメータなどの撮像パラメータを含むことがある。

30

【0017】

工程 140 では、臨床画像が収集される。臨床画像は例えば、内視鏡、内視鏡システム及び/または増強型内視鏡システムを用いて収集された内視鏡映像とすることがある。

【0018】

工程 150 では、臨床画像境界が決定されることがある。本発明のある種の実施形態では、例えば画像処理技法を用いて臨床画像境界が決定されることがある。例えば図 3 の内視鏡映像などの臨床画像がしきい値処理及びフィルタ処理を受け、臨床画像の辺縁が検出されることがある。臨床画像の辺縁が円及び/または別の適当な形状などの臨床画像境界に対して当てはめられることがある。円形の臨床画像境界は例えば図 3 に示すような半径  $R_2$  によって表されることがある。別の形状の臨床画像境界は別の適当な計測基準によって表されることがある。

40

【0019】

工程 160 では、臨床画像境界と較正画像境界組の比較に少なくともその一部に基づいて内視鏡倍率の変化に関してユーザが自動的に通知を受けることがある。例えば図 2 及び 3 に示したように、較正画像境界の半径  $R_1$  が臨床画像境界の半径  $R_2$  と比較されることがある。 $R_1 < R_2$  であれば、内視鏡の倍率は変化している。さらに  $R_1 < R_2$  であれば、臨床画像の倍率は較正画像に対して上昇している。逆に  $R_1 > R_2$  であれば、臨床画像

50

の倍率は較正画像に対して低下している。

【0020】

本発明のある種の実施形態では、較正画像の倍率が既知であれば、内視鏡倍率及び/または内視鏡倍率の変化を決定することができる。例えば  $R_1 = 200$  画素、 $R_2 = 400$  画素、かつ較正画像の倍率が  $2X$  であれば、臨床画像の倍率は  $4X$  となる。さらに、内視鏡倍率及び/または内視鏡倍率の変化を表示させることがある。

【0021】

本発明のある種の実施形態では、例えば上述したように円形画像が矩形の CCD を超えた場合に、ユーザが自動的に通知を受けることがある。しかし大部分のユーザは、できる限り視野域と同程度の大きさとなるように比較的低い倍率を好むのが一般的である。

10

【0022】

工程 170 では、臨床画像境界、較正画像境界組及び較正画像パラメータ組に少なくともその一部に基づいて臨床画像パラメータが決定されることがある。工程 130 で上述したような較正画像パラメータの場合と同様に、臨床画像パラメータは、例えば焦点距離、主点、半径方向及び接線方向のレンズ歪みパラメータ、画素スケール調整、視野域及び/または別の撮像パラメータなどの撮像パラメータを含むことがある。

【0023】

本発明のある種の実施形態では、較正画像境界組及び較正画像パラメータ組は較正画像パラメータ表として表されることがある。較正画像パラメータ表の一例を以下の表 1 に示す。

20

【0024】

較正画像パラメータ表内の各横列は較正画像組内の 1 つの較正画像を表している。例えば表 1 は、その各々が異なる倍率で収集されている 3 つの較正画像を含む。

【0025】

この表の各縦列は較正画像組内の各較正画像に関する較正画像境界または較正画像パラメータを表している。例えば表 1 は、較正画像組内の各較正画像に関する半径 (画素) を含む。表 1 はさらに、較正画像組内の各較正画像に関する例えば、焦点距離 ( $f$ )、半径方向の歪み ( $k_1$ )、 $z$  方向の平行移動 ( $T_z$ )、並びに視野域 (FOV) を含む。

【0026】

【表 1】

30

半径(画素)	f (mm)	k1 (1/mm <sup>2</sup> )	Tz (mm)	Tz/f	FOV (度)
422	9.537	6.53E-03	583.8	61.2	91.0
500	9.471	6.35E-03	583	61.6	101.1
576	9.383	5.93E-03	591.4	63.0	109.4

(表 1 : 較正画像パラメータ表の例)

動作時には、較正画像パラメータ表は、臨床画像パラメータを決定するために使用されることがある。例えば、表 1 の較正画像パラメータ表を 420 画素の半径に適用すると、9.537 ミリメートルの推定焦点距離を得ることができる。この例では、較正画像パラメータ表内の最近隣のデータ点 (422 画素) に基づいてその焦点距離を推定した。別の例では、表 1 の較正画像パラメータ表を 461 画素の半径に適用することによって、9.504 ミリメートルの推定焦点距離を得ることができる。この例では、較正画像パラメータ表内の 2 つの最近隣のデータ点 (422 画素及び 500 画素) に基づいて推定焦点距離が補間されている。

40

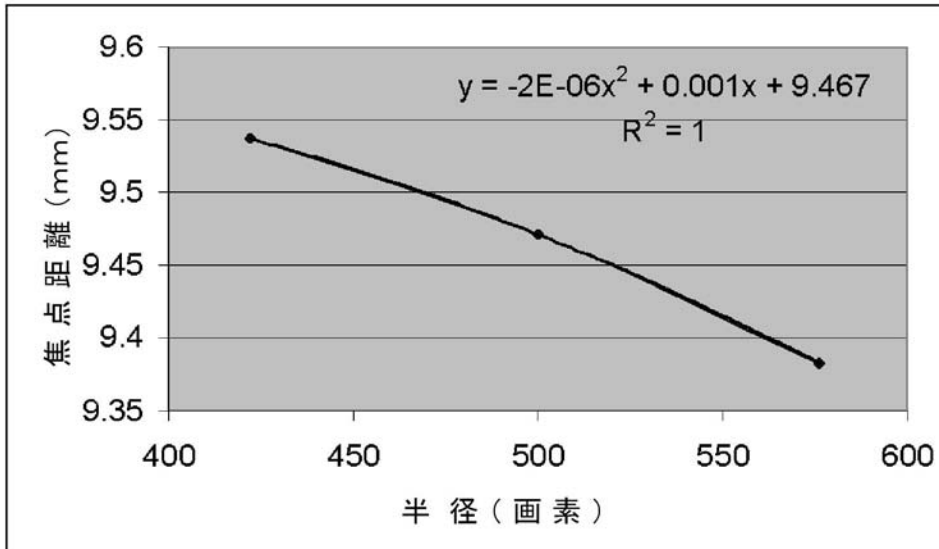
【0027】

本発明のある種の実施形態では、較正画像境界組及び較正画像パラメータ組が較正画像パラメータ関数として表されることがある。較正画像パラメータ関数の一例を以下の表 2 に提供している。

【0028】

50

【表 2】



(表 2 : 較正画像パラメータ関数の例)

動作時には較正画像パラメータ関数が、臨床画像パラメータを決定するために使用されることがある。例えば、表 2 の較正画像関数を 470 画素の半径に適用することによって、9.495 ミリメートルの推定焦点距離を得ることができる。別の例では、表 2 の較正画像パラメータ関数を 560 画素の半径に適用することによって、9.400 ミリメートルの推定焦点距離を得ることができる。

## 【0029】

表 2 の較正画像パラメータ関数を決定するために表 1 の較正画像パラメータ表に対して 2 次多項式を当てはめているが、較正画像パラメータ関数を決定するためには較正画像境界組及び較正画像パラメータ組に対して適当な別の関数が当てはめられることがある。

## 【0030】

本発明のある種の実施形態では、例えば外科医、看護師、技師及び/または別のユーザなどのユーザによって手作業で臨床画像パラメータが決定されることがある。本発明のある種の実施形態では、例えば内視鏡、内視鏡システム及び/または別の撮像システムによって自動で臨床画像パラメータが決定されることがある。

## 【0031】

工程 180 では、臨床画像パラメータに少なくともその一部に基づいて臨床画像が再収集されることがある。例えば 470 画素の内視鏡倍率では、その臨床画像は、9.495 ミリメートルの焦点距離で自動で再収集されることがある。

## 【0032】

本発明のある種の実施形態では、例えば外科医、看護師、技師及び/または別のユーザなどのユーザによって手作業で臨床画像が再収集されることがある。本発明のある種の実施形態では、例えば内視鏡、内視鏡システム及び/または別の撮像システムによって自動で臨床画像が再収集されることがある。

## 【0033】

方法 100 の工程 110 ~ 180 のうちの 1 つまたは幾つかは、単独で実現されることや、例えばハードウェア、ファームウェア及び/またはソフトウェア内の命令組の形で組み合わせて実現されることがある。ある種の実施形態は、汎用コンピュータその他の処理デバイス上で実行させるためにメモリ、ハードディスク、DVD または CD などのコンピュータ読み取り可能な媒体上に常駐させた命令組として提供されることがある。

## 【0034】

本発明のある種の実施形態では、これらの工程のうちの 1 つまたは幾つかが省略されること、及び/またはその工程が記載した順序と別の順序で実施されることがある。例えば

10

20

30

40

50

本発明のある種の実施形態では、幾つかの工程が実施されないことがある。さらに別の例では、ある工程が上で記載したのと異なる時間的順序（同時を含む）で実施されることがある。

【0035】

図4は、本発明の一実施形態による内視鏡倍率を検出するための方法400の流れ図を表している。方法400の各工程は、上で詳細に記載した図1の方法100の各工程と同様である。

【0036】

図5は、本発明の一実施形態による内視鏡を較正するための方法500の流れ図を表している。方法500の各工程は、上で詳細に記載した図1の方法100の各工程と同様である。

10

【0037】

図6は、本発明の一実施形態による内視鏡を較正するためのシステム600を表している。システム600は、画像収集構成要素610及び画像処理構成要素620を含む。システム600について図1の方法100の工程110～180に関連して記載しているが、別の実現形態も可能であることを理解すべきである。

【0038】

内視鏡などの画像収集構成要素610は、図1の方法100の工程110、140及び180において上述したように、較正画像組を収集すること、臨床画像を収集すること、及び/または臨床画像を再収集を行うように適応させている。

20

【0039】

内視鏡システムまたは増強型内視鏡システム内の中央処理ユニット(CPU)などの画像処理構成要素620を、図1の方法100の工程120、130、150、160及び170において上述したように、較正画像境界組を決定すること、較正画像パラメータ組を決定すること、臨床画像境界を決定すること、内視鏡倍率の変化をユーザに自動的に通知すること、及び/または臨床画像パラメータを決定すること、を行うように適応させている。

【0040】

上で検討したように、システム600の構成要素、素子及び/または機能は、単独で実現されることや、例えばハードウェア、ファームウェア及び/またはソフトウェア内の命令組における様々な形態の組み合わせで実現されることがある。ある種の実施形態は、汎用コンピュータその他の処理デバイス上で実行させるためにメモリ、ハードディスク、DVDまたはCDなどのコンピュータ読み取り可能な媒体上に常駐させた命令組として提供されることがある。

30

【0041】

本発明のある種の実施形態は、内視鏡の較正がもはや有効でないことをユーザに警報するために内視鏡倍率の変化を検出するためのシステム及び方法を提供する。

【0042】

本発明のある種の実施形態は、内視鏡の光学レンズパラメータ及び/または別の関連するパラメータを調整するために内視鏡倍率の変化を検出するためのシステム及び方法を提供する。

40

【0043】

本発明のある種の実施形態は、増強型内視鏡システムの較正のためのシステム及び方法を提供する。例えば、電磁気式(EM)トラッキングシステムや光学式トラッキングシステムなどのトラッキングシステムが、内視鏡などの増強型内視鏡システムの画像収集構成要素をトラッキングすることがある。別の例では、トラッキングシステムは較正器及び/または較正画像の位置をトラッキングすることがある。ただし、本発明のある種の実施形態について増強型内視鏡システム及び/またはトラッキングシステムに関連して記載しているが、別の実現形態も可能であることを理解すべきである。すなわち、増強型内視鏡には典型的にトラッキングが必要であるが、本発明のある種の実施形態はこれに限定される

50

ものではない。

【0044】

本明細書で使用する場合に「内視鏡」とは、内視鏡、内視鏡システム、増強型内視鏡システム、及び/または内視鏡システム及び/または増強型内視鏡システムの画像収集構成要素を意味することがある。

【0045】

幾つかの実施形態について図面を参照しながら上で説明している。これらの図面は、本発明のシステム及び方法並びにプログラムを実現した特定の実施形態に関するある種の詳細を図示したものである。しかし図面による本発明の説明は、これらの図面に示した機能に伴う制約を本発明に課したものと解釈すべきではない。本発明は、その動作を実現するための方法、システム、及び任意の機械読み取り可能媒体上のプログラム成果物を企図している。上で指摘したように、本発明の実施形態は、既存のコンピュータプロセッサを用いて実現されること、あるいはこの目的や別の目的のために実配線式のシステムによって組み込まれた特殊目的のコンピュータプロセッサによって実現されることがある。

10

【0046】

上で指摘したように、本発明の趣旨域内にある実施形態は、マシン実行可能命令またはデータ構造をその上に保存して保持または有する機械読み取り可能媒体を備えたプログラム成果物を含む。こうした機械読み取り可能媒体は、汎用または特殊目的のコンピュータ、あるいはプロセッサを備えた別の装置によってアクセスを受けることが可能な任意の媒体とすることができる。一例として、こうした機械読み取り可能媒体は、RAM、ROM、PROM、EPROM、EEPROM、フラッシュ、CD-ROMその他の光ディスク記憶装置、磁気ディスク記憶装置その他の磁気記憶デバイス、あるいはマシン実行可能命令またはデータ構造の形態をした所望のプログラムコードを保持または保存するために使用可能でありかつ汎用または特殊目的のコンピュータ、あるいはプロセッサを備えた別の装置によってアクセスを受けることが可能な別の任意の媒体を含むことがある。ネットワークや別の通信接続（実配線、ワイヤレス、あるいは実配線やワイヤレスを組み合わせたもの）を介して装置に対して情報が転送または提供されると、該装置はその接続が機械読み取り可能媒体であると正しく確認する。したがって、こうした接続はいずれも機械読み取り可能媒体と呼ぶことが適当である。上記のものの組み合わせもこの機械読み取り可能媒体の範疇に包含される。マシン実行可能命令には、例えば汎用のコンピュータ、特殊目的のコンピュータ、あるいは特殊目的の処理装置に対してある種の機能または機能群を実行させる命令及びデータが含まれる。

20

30

【0047】

本発明の実施形態について、一実施形態では例えばネットワーク環境内の装置により実行されるプログラムモジュールの形態をしたプログラムコードなどのマシン実行可能命令を含んだプログラム成果物によって実現し得る方法工程の一般的コンテキストで記載している。一般に、プログラムモジュールは、特定のタスクを実行する、あるいは特定の抽象的データ種別を実現しているルーチン、プログラム、オブジェクト、コンポーネント、データ構造、その他を含む。マシン実行可能命令、関連データ構造、及びプログラムモジュールは、本明細書に開示した方法の工程を実行するプログラムコードの一例を示している。こうした実行可能命令または関連データ構造の特定のシーケンスはこうした工程に記載した機能を実現するための対応する動作の一例を示している。

40

【0048】

本発明の実施形態は、プロセッサを有する1つまたは複数の遠隔コンピュータに対する論理接続を用いてネットワーク環境内で実施されることがある。論理接続は、本明細書に一例として提示した限定を意味しないローカルエリアネットワーク（LAN）及びワイドエリアネットワーク（WAN）を含むことがある。こうしたネットワーク環境は、全オフィス域または全企業域コンピュータネットワーク、イントラネット及びインターネットにおいて一般的であり、多種多様な異なる通信プロトコルを用いることができる。こうしたネットワークコンピューティング環境は典型的には、パーソナルコンピュータ、ハンドヘ

50

ルド型デバイス、マルチプロセッサシステム、マイクロプロセッサベースまたはプログラム可能式の民生用電子機器、ネットワークPC、ミニコンピュータ、メインフレームコンピュータ、その他を含め多くのタイプのコンピュータシステム構成を包含することになることは当業者であれば理解されよう。本発明の実施形態はさらに、分散式コンピューティング環境内で実施させ、通信ネットワークを介して（実配線リンク、ワイヤレスリンク、あるいは実配線やワイヤレスリンクを組み合わせたものによって）リンクさせたローカル及びリモートの処理デバイスによってタスクが実行されることもある。分散式コンピューティング環境では、プログラムモジュールはローカルとリモートの両方のメモリ記憶デバイス内に配置されることがある。

【0049】

本発明のシステムの全体または一部を実現するための例示的なシステムは、処理ユニット、システムメモリ、並びにシステムメモリを含む様々なシステム構成要素を処理ユニットに結合させるシステムバスを含んだコンピュータの形態をした汎用のコンピューティングデバイスを含むことがあり得る。このシステムメモリは、読み出し専用メモリ（ROM）やランダムアクセスメモリ（RAM）を含むことがある。このコンピュータはさらに、磁気ハードディスクに対する読み出しや書き込みのための磁気ハードディスクドライブ、取外し可能磁気ディスクに対する読み出しや書き込みのための磁気ディスクドライブ、並びにCD-ROMや別の光学媒体などの取外し可能光ディスクに対する読み出しや書き込みのための光ディスクドライブを含むことがある。これらのドライブ並びにその関連する機械読み取り可能媒体は、マシン実行可能命令、データ構造、プログラムモジュール及び別のコンピュータ向けデータに対する不揮発型の記憶装置を提供する。

【0050】

本発明の実施形態に関する上に掲げた記述は、例示及び説明を目的として提示したものである。これは網羅的とすることや本発明を開示した厳密な形態に限定するように意図しておらず、修正形態及び変形形態が上述の教示に照らして可能であり、また本発明の実施によりこれらの形態を得ることができる。これらの実施形態は、様々な実施形態により並びに企図される具体的な使用法に適合するような様々な修正を伴って当業者が本発明を利用できるように本発明の原理並びにその実際の応用を説明するために選出し記載したものである。

【0051】

本明細書に開示した実施形態を任意の医用ナビゲーションシステムの形成に適用し得ることは当業者であれば理解されよう。特許請求した主題の実施形態のある種の特徴について本明細書に記載して例証してきたが、これにより当業者には多くの修正形態、代替形態、変形形態及び等価形態が得られよう。さらに、幾つかの機能ブロック並びにこれらの間の関係について詳細に記載してきたが、その動作のうち幾つかが別の機能を使用せずに実施されることがあること、あるいは追加的機能や機能間に関係を特許請求した主題に従って確立し得ることは当業者であれば理解されよう。したがって添付の特許請求の範囲は、特許請求した主題の実施形態の真の精神の域内にあるこうした修正形態や変形形態のすべてを包含するように意図していることを理解すべきである。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の一実施形態による内視鏡を較正するための方法の流れ図である。

【図2】本発明の一実施形態による倍率が比較的小さい内視鏡映像の一例を表した図であ

10

20

30

40

50

る。

【図3】本発明の一実施形態による倍率が比較的大きい内視鏡映像の一例を表した図である。

【図4】本発明の一実施形態による内視鏡倍率を検出する方法の流れ図である。

【図5】本発明の一実施形態による内視鏡を較正するための方法の流れ図である。

【図6】本発明の一実施形態による内視鏡を較正するためのシステムを表した図である。

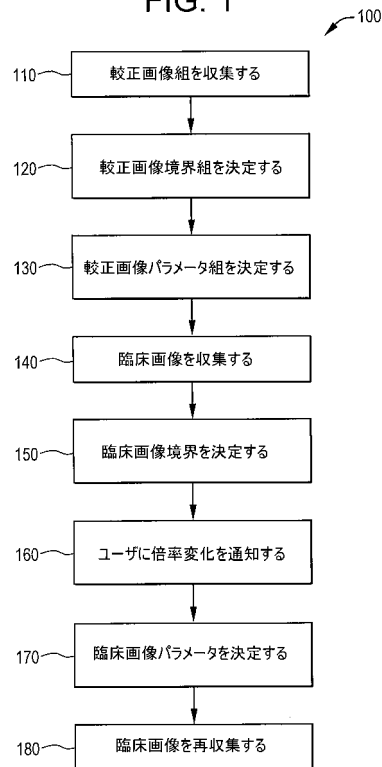
【符号の説明】

【0053】

- 図1 内視鏡較正の方法
- 200 低倍率の内視鏡映像
- 300 高倍率の内視鏡映像
- 図4 内視鏡倍率の検出方法
- 図5 内視鏡較正の方法
- 600 内視鏡較正システム
- 610 画像収集構成要素
- 620 画像処理構成要素

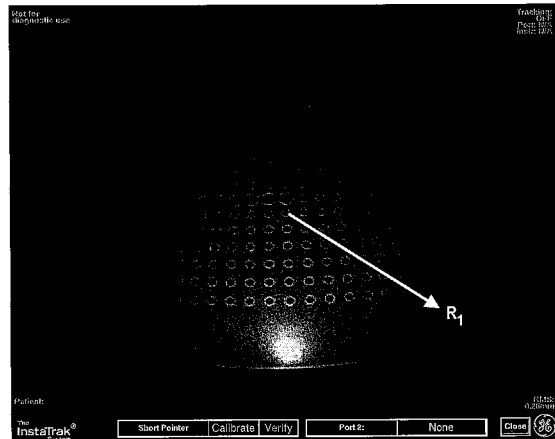
【図1】

FIG. 1



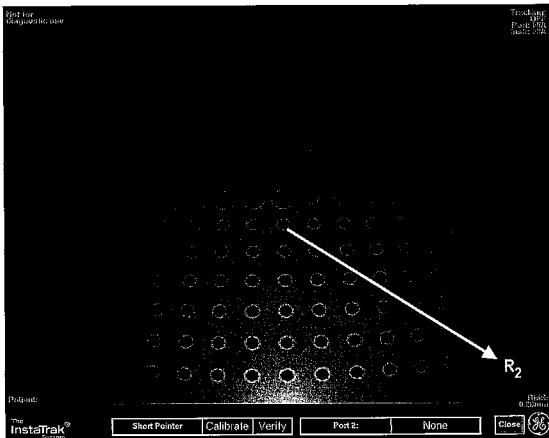
【図2】

FIG. 2



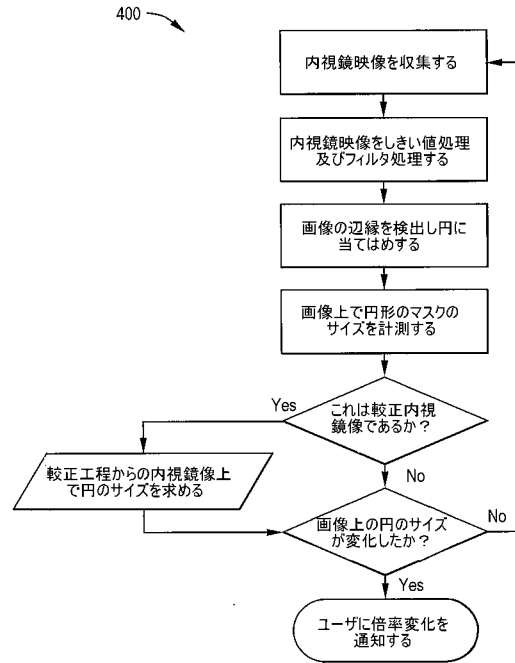
【 図 3 】

FIG. 3



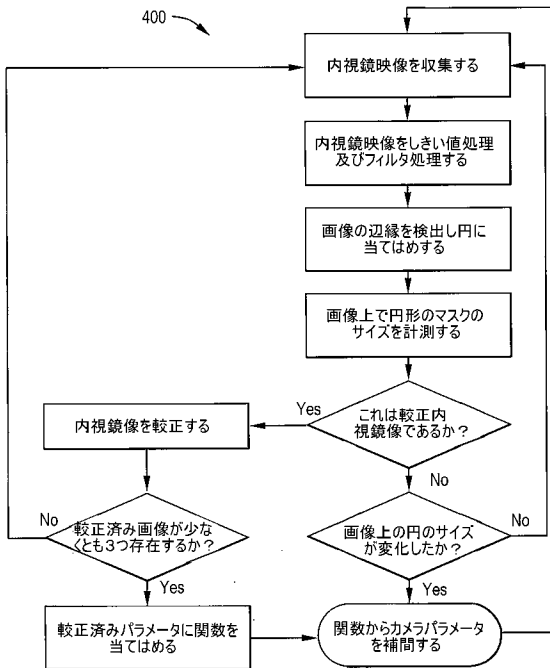
【 図 4 】

FIG. 4



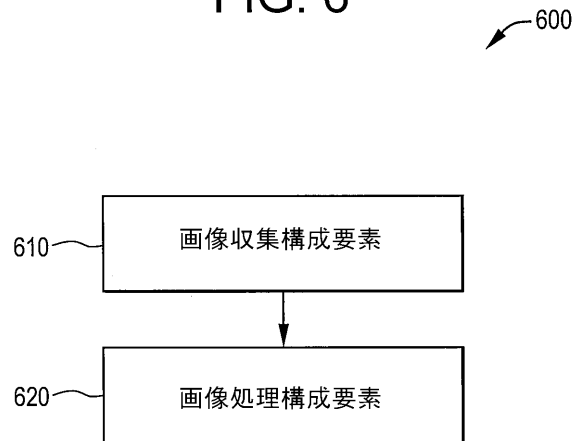
【 図 5 】

FIG. 5



【 図 6 】

FIG. 6



---

フロントページの続き

(72)発明者 ダニエル・イー・グロスマン

アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、ケンブリッジ、ディケイトウール・ストリート、17番  
Fターム(参考) 4C061 CC06 WW03 WW04

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008093438A5</a>	公开(公告)日	2012-09-13
申请号	JP2007261450	申请日	2007-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ダニエルイーグロスマン		
发明人	ダニエル・イー・グロスマン		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B2560/0223 A61B2560/0233 G06T7/80 G06T2207/10068 G06T2207/30004 G06T2207/30208 H04N1/6033 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/WW03 4C061/WW04 4C161/CC06 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161/WW03 4C161/WW04		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/546799 2006-10-12 US		
其他公开文献	JP5393968B2 JP2008093438A		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供用于对内窥镜执行校准的系统和方法。解决方案：提供方法100用于对内窥镜执行校准。方法100包括收集校准图像集的过程，确定与校准图像集相关的校准图像边界集的过程，收集临床图像的过程，以及确定与临床图像相关的临床图像边界的过程。校准图像集包括至少一个校准图像。校准图像边界集包括与校准图像集中的相应校准图像相关的校准图像边界。Ž