

(51) Int.CI <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 B 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A 4 C 0 6 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 Z 5 B 0 4 7
	400		400 B 5 B 0 5 7

審査請求 未請求 予備審査請求(全 47数)

(21)出願番号	特願2001 - 572014(P2001 - 572014)
(86)(22)出願日	平成13年3月30日(2001.3.30)
(85)翻訳文提出日	平成14年9月30日(2002.9.30)
(86)国際出願番号	PCT/US01/10513
(87)国際公開番号	W001/074267
(87)国際公開日	平成13年10月11日(2001.10.11)
(31)優先権主張番号	60/193,209
(32)優先日	平成12年3月30日(2000.3.30)
(33)優先権主張国	米国(US)

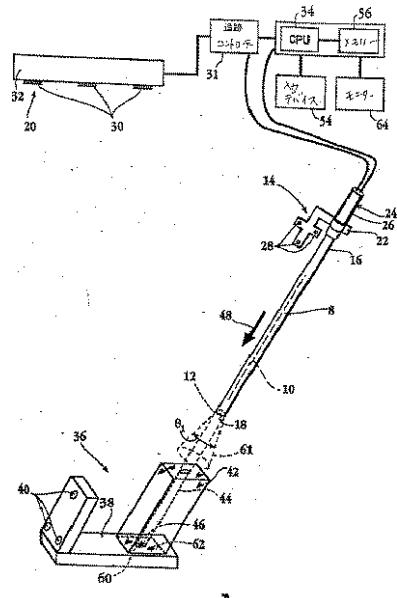
(71)出願人	シビヨン, インコーポレイテッド アメリカ合衆国 カリフォルニア 94303, パロ アルト, スイート 101, イー. ベイショア ロード 2295
(71)出願人	ザ ボード オブ トラスティーズ オブ ザ リーランド スタンフォード ジュ ニア ユニバーシティ アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9430 5、スタンフォード (番地なし)
(74)代理人	弁理士 山本 秀策 (外2名)

最終頁に続く

## (54)【発明の名称】 内視鏡を較正するための装置および方法

## (57)【要約】

内視鏡のレンズ位置および視野を較正する際に使用するための装置が開示される。この装置は、内視鏡のシャフトの固定位置に取り付けられている複数の追跡要素、内視鏡によって見られる物体またはパターンを提供するホルダーを備える(この内視鏡がホルダー内に配置され、該位置決め要素が、既知の位置でホルダーに取り付けられる場合)。この装置のプロセッサは、ホルダーガイドに内視鏡シャフトが受け入れられた状態で、追跡要素および位置決め要素の位置を決定し、そしてこの決定された位置から、追跡要素に対する内視鏡レンズの座標、およびレンズの視野を計算する。この装置を使用する較正方法がまた、開示される。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 細長いシャフトおよび遠位端レンズを有する内視鏡のレンズ位置および視野を較正する際に使用するための装置であって、以下：

複数の追跡要素であって、該追跡要素が、該内視鏡のシャフト上の固定位置に取り付けられている、複数の追跡要素；

ガイドを有するホルダーであって、該ホルダーにおいて、該ホルダー内の標的範囲に含まれる3次元の物体またはパターンを見るために、該内視鏡が、該ホルダー内の該内視鏡シャフトを整列させ、そして該内視鏡レンズを、配置するよう受け入れられ得る、ガイドを有する、ホルダー；

位置決め要素であって、該位置決め要素は、該ガイドおよび該3次元物体またはパターンに対して、既知の位置で該ホルダー上に取り付けられる、位置決め要素；

該追跡要素および該位置決め要素を感知するための、感知デバイス；

ディスプレイデバイス；および

プロセッサであって、該プロセッサは、以下の操作：

(i) 該ホルダーガイドに受け入れられた該内視鏡シャフトを用いて、該追跡要素および該位置決め要素の位置を決定すること；

(ii) 該追跡要素および該位置決め要素の該決定された位置を使用して、共通の参照フレームに該内視鏡および該ホルダーを配置すること；

(iii) 該ディスプレイデバイス上に、該ホルダーガイド内に収容された該内視鏡シャフトを有する該内視鏡によって見られる場合の該3次元ホルダー物体またはパターンのビデオ画像を投影すること；

(iv) 既知のレンズ位置および視野から見られる場合該3次元物体を表す、該3次元物体またはパターンのモデル画像を該ディスプレイデバイスに投影すること；そして

(v) 該2つの画像の相対的なサイズ、位置および配向に関する情報を使用して、該追跡要素に対する該内視鏡レンズの座標および該レンズの視野を計算すること、

を実行するために、該感知デバイスおよび該ディスプレイデバイスに操作可能に

接続された、プロセッサ、  
を備える、装置。

【請求項2】 請求項1に記載の装置であって、前記2つの画像の相対サイズ、位置および配向に関する情報を使用することが、一方または両方の画像を、平行移動、回転、および／または拡大することによって、前記内視鏡の画像およびモデル画像を手動で整合すること、そしてこのような調節の方向および程度から、前記追跡要素に対する該内視鏡レンズの座標および前記レンズの視野を決定することを含む、装置。

【請求項3】 前記2つの画像の相対的サイズ、位置、および配向に関する情報が、レンズ歪み効果を修正するために使用される、請求項1に記載の装置。

【請求項4】 前記ホルダーが、既知で選択された内視鏡位置で、ボア内の前記内視鏡の軸方向の位置に保持するためのトップを備え、前記内視鏡の視野が前記内視鏡シャフトと軸方向に整列している、請求項2に記載の装置。

【請求項5】 細長いシャフトおよび遠位端レンズを有する内視鏡のレンズ位置および視野を較正する方法であって、以下：

(a) ガイドを有するホルダーに、該内視鏡を配置する工程であって、該ホルダーの中において、該内視鏡は、該ホルダー内の標的領域に含まれる3次元物体を見るために、該ホルダー内の該内視鏡シャフトを整列させ、そして該内視鏡レンズを配置するように受け入れられ得、ここで、該内視鏡が、該内視鏡のシャフト上の固定位置に取り付けられた複数の追跡要素を有し、そして該ホルダーが、該ガイドおよび3次元物体に対する既知の位置で該ホルダーに取り付けられた位置決め要素を有する、工程；

(b) 該内視鏡シャフトを該ホルダー内に受け入れた状態で、感知デバイスを使用して、追跡要素および位置決め要素を感知する工程；

(c) 該感知デバイスおよびディスプレイデバイスに操作可能に接続されたプロセッサによって：(i) 該内視鏡シャフトを該ホルダー内に受け入れた状態で、該感知デバイスによって提供された入力から、該追跡要素および該位置決め要素の位置を決定する工程；(ii) 該追跡要素および該位置決め要素の該決定された位置を使用して、共通の参照フレームに該内視鏡および該ホルダーを配置す

る工程；(i i i)ディスプレイデバイス上に、該ホルダーガイド内に受け入れられた該内視鏡シャフトを有する該内視鏡によって見られる場合の該3次元ホルダー物体のビデオを投影する工程；(i v)既知のレンズ位置および視野から見られる場合の該3次元物体を表す、該3次元物体のモデル画像を該ディスプレイデバイスに投影する工程；ならびに(v)該2つの画像の相対的なサイズ、位置および配向に関する情報を使用して、該追跡要素に対する該内視鏡レンズの座標、および該レンズの視野を計算する工程、

を包含する、方法。

【請求項6】 請求項5に記載の方法であって、前記ディスプレイデバイスが、第一のスクリーン領域および第二のスクリーン領域に別個に、前記第一および第二の画像を表示するための、分割スクリーンまたは2つのスクリーンを備え、そして前記計算工程が、以下：

(i)該画像の一方を、他方の画像の配向に近い回転位置に回転する工程；  
(i i)該画像の一方を、他方の画像のサイズに近いサイズにサイジングする工程；

(i i i)該2つの画像を重ねる工程；および  
(i v)該2つの画像が重なるまで画像の配向およびサイズの最終的な調節を行う工程、

による、使用者による該2つの画像の整列に基づく、方法。

【請求項7】 細長いシャフトおよび遠位端レンズを有する内視鏡のレンズ位置および視野を較正する際に使用するための装置であって、以下：

複数の追跡要素であって、該追跡要素が、該内視鏡のシャフト上の固定位置に取り付けられている、複数の追跡要素；

パターン支持体であって、該ホルダーの標的領域に含まれる特徴パターンを有する、パターン支持体；

位置決め要素であって、該位置決め要素は、該パターンに対して、既知の位置で該パターン支持体上に取り付けられる、位置決め要素；

該追跡要素および該位置決め要素を感知するための、感知デバイス；およびプロセッサであって、該プロセッサは、以下の操作：

(i) 3次元の該パターンの特徴を見るために選択された位置に配置された該内視鏡を用いて、該追跡要素および該位置決め要素の位置を決定すること；

(ii) 該追跡要素および該位置決め要素の該決定された位置を使用して、共通の参照フレームに該内視鏡および該ホルダーを配置すること；

(iii) 該選択された位置にある該内視鏡によって見られた場合の、該パターンの特徴の画像座標を決定すること；

(iv) カメラ較正アルゴリズムを使用して、該パターン特徴の画像座標および該共通の参照フレーム内の該パターン特徴の既知の位置から、該追跡要素および該レンズの視野に対する該内視鏡レンズの座標を計算すること、を実行するために、該感知デバイスおよび該ディスプレイデバイスに操作可能に接続された、プロセッサ、を備える、装置。

【請求項8】 請求項7に記載の装置であって、前記ホルダーが、クレイドルを備え、該クレイドル内に、前記内視鏡が配置され得、該クレイドルが、該内視鏡を、前記標的パターンに対して軸方向に整列された位置に保持する、装置。

【請求項9】 請求項7に記載の装置であって、前記ホルダーが、実質的に平坦な特徴パターンを備え、該パターンが、該内視鏡シャフトとに対して少なくとも約30°の角度で見られ、そして該シャフトが該ホルダー内に保持されている、装置。

【請求項10】 請求項7に記載の装置であって、前記ホルダーが、湾曲した表面を有し、該表面上に、前記パターンが配置され、その結果、該パターンが、前記内視鏡が該パターンを見ることができる任意の選択された位置で、パターンの深さ情報を提供する、装置。

【請求項11】 請求項9または10に記載の装置であって、前記パターンが、区別可能な特徴を有する2つのクラスのドットから形成されるドットのアレイを含む、装置。

【請求項12】 細長いシャフトおよび遠位端レンズを有する内視鏡のレンズ位置および視野を較正する方法であって、以下：

(a) 3次元のパターン支持体の特徴パターンの特徴を見るために、該支持体

に対して選択された位置に該内視鏡を配置する工程であって、ここで、該内視鏡が、該内視鏡のシャフト上の固定位置に取り付けられた複数の追跡要素を有し、そしてホルダーが、該支持体の該特徴パターンに対する既知の位置において該ホルダー上に取り付けられた位置決め要素を有する、工程；

(b) 感知デバイスを使用して、該選択された位置に配置される該内視鏡を用いて、追跡要素および位置決め要素の位置を感知する工程；

(c) 該感知デバイスおよびディスプレイデバイスに操作可能に接続されたプロセッサによって：(i) 3次元の該パターンの特徴を見るために、選択された位置に配置された該内視鏡を用いて、該追跡要素および該位置決め要素の位置を決定する工程；(ii) 該追跡要素および該位置決め要素の該決定された位置を使用して、共通の参照フレームに該内視鏡および該ホルダーを配置する工程；(iii) 該選択された位置の該内視鏡によって見られる場合、該パターンの特徴の画像座標を決定する工程；(iv) レンズ投影アルゴリズムを使用して、該パターン特徴の画像座標および該共通の参照フレーム内の該パターン特徴の既知の位置から、該追跡要素に対する該内視鏡レンズの座標および該レンズの視野を計算する工程、

を包含する、方法。

【請求項13】 前記配置工程が、前記パターン支持体に対して選択された位置で前記内視鏡を使用者が保持する工程、および前記感知デバイスが、前記追跡要素および位置決め要素を感知するように、そしてプロセッサが、該内視鏡によって見られる画像を記録するように、同時に信号を伝えるコントロールを作動させる工程を包含する、請求項12に記載の方法。

【請求項14】 前記配置工程が、前記支持体のクレイドルに前記内視鏡を配置し、それにより前記特徴パターンに対して選択されたシャフト配向で該内視鏡を配置する工程を包含する、請求項12に記載の方法。

【請求項15】 請求項12に記載の方法であって、前記内視鏡画像の中心領域におけるレンズ歪み効果を最小にするために、該内視鏡画像の決定された視野を調節する工程をさらに包含する、方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## (発明の分野)

本発明は、内視鏡上の追跡要素に対して、内視鏡のレンズ位置および視野を較正するための装置および方法に関する。

## 【0002】

## (参考文献)

## 【0003】

## 【表1】

Asari, K.V., et al., "Technique of distortion correction in endoscopic images using a polynomial expansion," *Med. Biol. Comput.* 37:8-12, (1999).

R. Khadem, C. Yeh, M. Sadeghi-Tehrani, M.R. Bax, J.A. Johnson, J.N. Welch, E.P. Wilkinson, R. Shahidi, "Comparative Tracking Error Analysis of Five Different Optical Tracking Systems". *Computer Aided Surgery*, Vol. 5, pp 98-107, 2000.

E. Krotkov, K. Henriksen, and R. Kories, "Stereo ranging with verging cameras," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 12, pp. 1200-1205, 1990.

R. Shahidi, "Applications of virtual reality in stereotactic procedures: volumetric image navigation via a surgical microscope," Ph.D. Dissertation, Rutgers University, Rutgers, NJ, 1995.

R.Y. Tsai, "An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision," in *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1986, pp. 364-374.

M. Viergever (ed.), "Special Issue on Image-Guidance of Therapy," *IEEE Trans on Medical Image*, Vol. 17, pp. 669-685 (1998).

D.J. Vining, "Virtual Endoscopy: Is It Reality?" *Radiology*, Vol. 200, pp. 30-31 (1996).

Weng, J., et al., "Camera Calibration with Distortion Models and Accuracy Evaluation," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 14(10):965-980, (1992).

## (発明の背景)

コンピュータ補助方法は、現在、手術手順の間のリアルタイムナビゲーション

を提供し、これは、磁気共鳴（M R）およびコンピュータ連動断層撮影法（C T）データからの3次元（3 D）診断画像の分析および検査を含む（V i e r g a v e r）。内視鏡技術はまた、急速に発達し、小さな体腔において使用されることが可能な軽量の内視鏡を提供した。しかし、内視鏡は、可視な表面のみを表示することが可能であり、そしてまた、不透明な組織の内部の光景を提供することの不可能性によって制限されている。内視鏡画像およびコンピュータ生成3 D画像の両方の組み合わせは、容量測定的に再構築された患者の画像を手術領域の内視鏡での光景と重ねる、以前には利用可能ではなかった能力を提供する可能性を有する。この技術は、外科医師が、可視表面を超えて見ることを可能にし、そして計画およびナビゲーション目的のための、「オンザフライ（o n - t h e - f l y）」3 D情報および2次元（2 D）情報を提供し得る（S h a h i d i、V i n i n g）。しかし、内視鏡の機能に関する多くのパラメーターに起因して、これらのデバイスの設定における複数の小さなエラーは、重ねられた内視鏡画像の位置と患者の解剖的構造との間の最終的な相違に対する比較的大きくかつ蓄積的な影響を有し得る。この理由のために、内視鏡の正確な較正および較正された内視鏡の正確な試験が、手術の質を保証するために必要とされる。本発明は、この目的に関する。

#### 【0004】

##### （発明の要旨）

本発明は、1つの局面において、細長いシャフトおよび遠位端レンズを有する内視鏡のレンズ位置および視野を較正する際に使用するための装置を包含する。この装置は、内視鏡のシャフト上の固定位置に取り付けられた複数の追跡要素、ホルダー内の内視鏡を整列し、そしてホルダー内の標的領域に含まれる3次元物体を見るために内視鏡レンズを配置するように内視鏡が収容され得るガイドを有するホルダー、ガイドおよび3次元物体またはパターンに対して既知の位置でホルダー上に取り付けられた位置決め要素、ならびに追跡要素および位置決め要素を感知するための感知デバイスを備える。これらの要素は、空間内の既知の物体の位置および内視鏡の位置で既知の3次元物体を見る際に使用される。

#### 【0005】

この装置内のプロセッサは、以下の操作を行うために、感知デバイスおよびディスプレイデバイスに作動可能に連結される：（i）追跡要素および位置決め要素の位置を、ホルダーガイド内に収容される内視鏡シャフトを用いて決定する工程、（ii）この追跡要素および位置決め要素の決定された位置を使用して、内視鏡およびホルダーを共通の参照フレーム内に配置する工程、（iii）このディスプレイデバイスに、このホルダーガイド内に収容された内視鏡シャフトを有する内視鏡により見えるような三次元ホルダー物体のビデオ画像を投影する工程、（iv）三次元物体のモデル画像をこのディスプレイデバイスに投影し、この三次元物体を既知のレンズ位置および視野から見えるように表示する工程、ならびに（v）2つの画像の相対的なサイズ、位置および配向についての情報を使用して、追跡要素に対する内視鏡レンズの座標、およびこのレンズの視野を算出する工程。

#### 【0006】

好ましい実施形態において、2つの画像の相対的なサイズ、位置および配向についての情報を使用する工程は、一方または両方の画像を、平行移動、回転及び／または縮尺することによって、内視鏡およびモデル画像を手動で一致させ、そしてこのような調節の方向および程度から追跡要素に対する内視鏡レンズの座標およびレンズの視野を決定する工程を包含する。この情報は、レンズのゆがみを補正するためにさらに使用され得る。

#### 【0007】

このホルダーは、このホルダー内またはホルダー上に内視鏡を収容して、このホルダーに対して既知の軸方向位置にこの内視鏡を配置するための構造体（例えば、ボア）を備え、そして好ましくは、既知の選択された内視鏡位置におけるホルダー構造体内の内視鏡の軸方向位置を阻止するためのストップを備える。

#### 【0008】

この装置は、本発明の別の局面によると、内視鏡のレンズ位置および視野を較正する際に使用される。この方法は、以下の工程を包含する：（a）上記のタイプのホルダー内に内視鏡を配置する工程、ならびに（b）感知デバイスを用いて、内視鏡追跡要素およびホルダー位置決め要素の位置を検出する工程であって、

ここで内視鏡シャフトはこのホルダー内に収容される、工程。

#### 【0009】

感知デバイスおよびディスプレイデバイスに作動可能に連結されたプロセッサは、(i) 内視鏡シャフトがホルダーガイド内に収容された状態で、この感知デバイスにより提供される入力から、追跡要素および位置決め要素の位置を決定し、(ii) この追跡要素および位置決め要素の決定された位置を使用して、共通の参照フレーム内に内視鏡及びホルダーを配置し、(iii) ホルダーガイド内に収容された内視鏡シャフトを用いて、内視鏡により見られるような三次元ホルダー物体のビデオ画像をディスプレイデバイスに投影し、そして(iv) 三次元物体のモデル画像をディスプレイデバイスに投影して、既知のレンズ位置および視野から見られるような三次元物体を表示し、そして(v) 2つの画像の相対的なサイズ、位置および配向についての情報を使用して、追跡要素に対する内視鏡レンズの座標およびレンズの視野を算出するように機能する。

#### 【0010】

好ましくは、この2つの画像は、使用者によって整列され、そして整列調整から、プロセッサは、追跡要素に対する内視鏡レンズの座標およびレンズの視野を算出する。このディスプレイデバイスは、第1および第2のスクリーン領域にビデオ画像およびモデル画像を別々に表示するための分割スクリーンまたは2つのスクリーンを備え得、そしてこの整列工程は、以下の工程を包含し得る：(i) 画像の一方を、他方の画像のおおよその配向の回転位置まで回転させる工程、(ii) 画像の一方を他方の画像のおおよそのサイズにサイズ決めする工程、(iii) この2つの画像を重ね合わせる工程、ならびに(iv) この2つの画像が重なるまで、画像の配向およびサイズの最終調整を実施する工程。

#### 【0011】

別の局面において、較正装置は、内視鏡レンズの位置、視野、および必要に応じてビューベクトル(view vector)および/またはレンズの歪みの自動較正のために設計される。この装置は、内視鏡のシャフト上の固定位置で取り付けられた複数の追跡要素、ホルダーの標的領域内に含まれる特徴パターンを有するパターン支持体、このパターンに関して既知の位置においてこのパターン

支持体に取り付けられた位置決め要素、ならびにこの追跡要素および位置決め要素を検出するための感知デバイス、を備える。

#### 【0012】

この装置内のプロセッサは、(i)三次元のパターンの特徴を観察するために選択された位置に配置された内視鏡を用いて、追跡要素および位置決め要素の位置を決定し、(ii)この追跡要素および位置決め要素の決定された位置を使用して、内視鏡およびホルダーを、共通の参照フレーム内に配置し、(iii)この選択された位置において内視鏡により見られるような、このパターンの特徴の画像座標を決定し、そして(iv)レンズ投影アルゴリズムを使用して、パターン特徴の画像座標およびこの共通参照フレームにおけるパターン特徴の既知の位置から、この追跡要素に対する内視鏡レンズの座標およびレンズの視野を算出するように機能する。プロセッサは、レンズの歪みの影響を補正するようにさらに操作可能であり得、その結果、ディスプレイデバイスに表示される内視鏡の画像は、正確な透視画像である。

#### 【0013】

この装置は、ユーザーコントロールを備え得、このコントロールは、作動された場合、感知デバイスが、追跡要素および位置決め要素を検出し、そしてプロセッサが内視鏡で見える画像を記録するように同時に信号を送る。このコントロールにより、使用者は、内視鏡をホルダーに対して選択された観察位置に配置し、そしてこの内視鏡が物理的にホルダー内に保持されていてもいなくても、内視鏡の視野、ならびに内視鏡およびホルダーの位置の同時スナップショットを撮り得る。

#### 【0014】

ホルダーパターンが平面である場合、この内視鏡ビューベクトルは、パターン平面に対して垂直から少なくとも約30°であり、プロセッサにビュー深さの情報を提供しなければならない。あるいは、このホルダーは、湾曲した平面（例えば、半球状シェル）を含み得、この平面上にパターンが配置され、その結果、このパターンは、内視鏡がパターンを観察し得る任意の選択された位置においてパターン深さの情報を提供する。代表的なパターンは、比較的小さいスポットおよ

び比較的大きなスポットのアレイからなり、このアレイは、アレイの各領域が、この中の小さなスポットおよび大きなスポットのパターンによって独自に同定され得るように配置される。

#### 【0015】

関連の局面において、本発明は、上記の装置を使用する内視鏡レンズの位置、視野、ならびに必要に応じて、ビューベクトルおよび／またはレンズの歪みの自動較正のための方法を包含する。この方法は、以下の工程を包含する：(a) パターン支持体に関して選択された位置に内視鏡を配置する工程、ならびに (b) この選択された位置に配置された内視鏡と共に、感知デバイスを用いて、内視鏡追跡要素およびホルダー位置決め要素の位置を検出する工程。感知デバイスおよびディスプレイデバイスに作動可能に連結されたプロセッサは、この方法において、(i) 三次元のこのパターンの観察特徴について選択された位置に配置された内視鏡で、追跡要素および位置決め要素の位置を決定し、(ii) この追跡要素および位置決め要素の決定された位置を使用して、共通参照フレームに内視鏡およびホルダーを配置し、(iii) この選択された位置において内視鏡により見られる、このパターンの特徴の画像座標を決定し、そして(iv) カメラ較正アルゴリズムを使用して、このパターン特徴の画像座標および共通参照フレームのパターン特徴の既知の位置から、この追跡要素に対する内視鏡レンズの座標およびレンズの視野を算出するように作動する。

#### 【0016】

本発明のこれらおよび他の目的および特徴は、以下の本発明の詳細な説明を添付の図面と共に読む場合、より十分に明らかとなる。

#### 【0017】

##### (発明の詳細な説明)

本発明の装置および方法は、2つの一般的な実施形態を参照して記載される。第1の実施形態は、例えば、使用者による画像整合を用いて、実際の内視鏡画像をモデル画像と整列する。内視鏡が選択された配向および位置においてホルダー内に保持される場合、この内視鏡から見て、この内視鏡画像は、内視鏡ホルダーにより提供される三次元物体の画像である。モデル画像は、これが既知の視野を

有する内視鏡により見られ、そして物体からの所定の距離に配置される場合の三次元物体の表示画像である。2つの画像を整列するために使用者により行われる調整、およびホルダー物体に対する内視鏡の既知の位置から、プロセッサは、内視鏡上の追跡要素に対する内視鏡のレンズ座標および回転座標、ならびに内視鏡の視野および必要に応じてレンズの歪みを較正する。この一般的な実施形態は、第1の較正装置および方法と本明細書中で称される。

#### 【0018】

第2の一般的な実施形態において、ホルダーは、内視鏡がホルダーに関して選択された位置に配置される場合、例えば、深さ特徴を有する三次元で観察され得る特徴パターンを提供する。次いで、このパターンの内視鏡画像は、所定の内視鏡位置および配向から見られるような、モデルパターンとカメラ較正アルゴリズムによって整合されて、内視鏡上の追跡要素に対して内視鏡レンズの位置および配向、ならびに内視鏡の視野およびレンズの歪みを較正する。この実施形態はまた、本明細書中で、第2の較正装置および方法と称される。

#### 【0019】

##### (A. 第1の較正装置および方法)

図1Aおよび1Bは、本発明に従って構築される内視鏡較正装置を例示する。例示的な内視鏡8は、中心軸10を規定する細長シャフト16、および遠位レンズ12（このビューベクトル、すなわちビューの方向は軸10と整列される）を有する。

#### 【0020】

較正手順は、部分的に、内視鏡に取り付けられた位置決め追跡センブリ14と内視鏡のシャフト16および先端部18との間の幾何学的関係を確立する工程を包含する。手術において内視鏡8を使用する間、追跡システム20は、追跡センブリのみの位置および配向を追跡する。従って、（1）表示される3D容量斜視画像の位置、配向および視野（FOV）角を正確に選択し、そして（2）内視鏡から得られる実際の画像と操作前の2Dスキャンから得られる3D容量透視画像とを正確に合わせるために、追跡センブリ14と内視鏡のシャフトおよび先端部との間の相対位置は、内視鏡の使用前に決定されなければならない。

### 【0021】

図1Aおよび1Bは、内視鏡8に取り付けられた追跡アセンブリ14を示す。このアセンブリは、クリップ22のような取り外し可能デバイスを使用することによって取り付けられ得る。図1Aおよび1Bに示されるように、このアセンブリは、好ましくは、内視鏡8の近位端24、例えば、この内視鏡のハンドル26に取り付けられる。このアセンブリは、アセンブリ上の固定された直線位置に位置する少なくとも3つの直線状追跡要素28（例えば、発光ダイオード（LED））を提供する。この追跡要素は、図1Aおよび1Bに示されるように、平面に非同一直線上に配置される。この配置は、例にすぎない。デバイスの三次元座標、ならびに接続された内視鏡の迎え角 $\theta$ およびねじれ角 $\phi$ を決定するためには、6の自由度を有するデバイスの運動に関する情報を提供し得る他のタイプの追跡アセンブリが適切である（以下に記載されるように）。

### 【0022】

例示される実施形態において、追跡要素28（例えば、LED）は、内視鏡8から見えるところに感知デバイス32に取り付けられた複数の赤外線検出器30により検出されるパルス化した赤外線シグナルの連続ストリームを放射する。内視鏡および感知デバイスの両方は、追跡コントローラ31と連絡しており、このコントローラ31は、LEDによるパルス放出のタイミングおよび同期化を制御し、検出器30により受信される赤外線シグナルの記録および処理を制御する。追跡コントローラは、CPU34と連絡しており、このCPU34は、追跡コントローラから受信したデジタルシグナルを処理する。追跡デバイス14、感知デバイス32および追跡コントローラ31は、光学追跡システム（OTS）の一部を形成する。このOTSは、ソフトウェアにより制御され得、このソフトウェアは、メモリー56に常駐し、そして追跡コントローラからの入りシグナルを処理するためのCPUにより実行されて、内視鏡の位置および配向を示すデータおよび画像を生成する。このOTSは、連続的なリアルタイムベースで、位置データおよび配向データを生成し得、その結果、本明細書中で記載されるように、較正の間、または内視鏡8が手術の間に移動される場合、その位置および配向は、感知デバイス32によって連続的に追跡され、そしてメモリー56に記録される。

このOTSは、「フラッシュポイント3-D光学ローカライザー」（これは、Guided Technologies of Boulder, Coloradoから市販され、米国特許第5,617,857号および同第5,622,170号に記載されるシステムと類似している）として知られるタイプであり得る。しかし、上記のように、本発明は、いずれの特定のOTSにも限定されず；他の位置追跡システム（例えば、音響位置検出システム、磁気追跡システム、または無線送信機）もまた使用され得る。

#### 【0023】

図1Aおよび1Bにおいて、ベースプレート38を備えるホルダー36もまた示される。このホルダーは、位置決め要素40を備え、この要素40は、ガイド42に関して既知の位置に取り付けられたLEDの形態であり得る。示される実施形態において、このガイドは、図1Aに示されるように、内視鏡をスライド可能に収容するためのこのガイドを通るチャネル44を有する。内視鏡8がガイド42内に保持される場合、図1Bに示されるように、内視鏡上の選択された基準点は、ガイド42内の既知の位置に配置される。例えば、位置決め要素40に関してガイドの低い方の末端部46の位置が予め決定され、そして内視鏡8がこのガイドに挿入される場合、この先端部18の位置が、既知の基準点になる。この位置は、例えば、選択した位置で内視鏡の軸移動を阻止するトップをこのホルダー内に設けることによって、または内視鏡上にリングまたは他のトップ部材を配置して、ホルダーガイド内の内視鏡の軸方向の移動を同様に阻止することによって、確立され得る。

#### 【0024】

従って、機器上の先端部または他の基準点が位置決め要素40に関して固定されるように、この機器がガイド内にぴったりとフィットすることが、較正手順および補正手順に重要である。好ましくは、この機器の先端部は、ガイド内で中心に配置される。従って、チャネルは、特定の機器または機器のタイプを収容するために、専用の直径を有し得る。あるいは、チャネルホルダーは、手動で（例えば、ネジ、チャックまたは等価なデバイスを用いて）または自動で（例えば、モーター-ギアアセンブリを用いて）調節され得る可変直径を有し得る。

### 【0025】

例示される実施形態のうちの1つにおいて、このチャネルは、較正を必要とする多くの異なるタイプの医療機器を収容するのに十分大きな固定された直径を有し得る。この場合では、小さい方の直径の機器は、内視鏡シャフトにわたってシースなどを用いることにより、大きい方の直径のチャネルホルダーを使用して較正され得る。このようなシースは、ホルダーチャネルの直径よりわずかに小さい外径、および内視鏡シャフトの直径よりわずかに大きい内径を有する。

### 【0026】

較正の前に、内視鏡 - シースアセンブリは、矢印48の方向でガイド42に挿入され、そして角度<sub>2</sub>でガイド内でぴったりと保持され、この角度<sub>2</sub>は、位置決め要素40に関して予め規定されている。迎え角<sub>2</sub>は、図1Cに示され、この角度で、内視鏡8は座標系内に矢印50により表される。

### 【0027】

較正手順は、任意の従来の入力デバイス54（例えば、フットペダル、ボイスコマンド、マウス、スタイルス、またはキーボード）によって実行され得るユーザーコマンドにより開始される。

### 【0028】

較正の間、この内視鏡は、ガイド42内に入れられたままであり、この時間の間に、LED28および40は、内視鏡上の位置決め要素40および追跡デバイス14の両方から見て、感知デバイス32の上に取り付けられた検出器30により追跡される。次いで、これらのシグナルは、追跡コントローラに中継され、この追跡コントローラは、図1および2に示されるように、感知デバイス32と連絡しており、ここで、追跡デバイス14および位置決め要素14の相対的な位置および配向が決定される。より詳細には、追跡コントローラまたはCPUは、それぞれ、追跡要素28および位置決め要素40の相対的な位置および配向を決定し、そしてこれらの相対的な位置から、内視鏡8上の基準点に対する追跡要素28の位置を決定する。例えば、この追跡システムまたはCPUは、先端部18の位置に対する追跡デバイス14の位置および配向、ならびに内視鏡のシャフト16の配向を決定する。これらの関係は、手術中に後の使用のために、メモリー56

に保存される。追跡デバイスおよび内視鏡に関する幾何学的データは、コンピューターメモリー56に保存され、そして引き続く手術手順の間全体にわたって不变である。同じ追跡デバイス14が取り出され、そして別の医療機器に配置される場合、別の較正手順が実行される。

#### 【0029】

上記のように医療機器を較正することは、引き続く手術手順の間のこの機器のより正確な追跡を可能にするだけでなく、内視鏡レンズ12のFOV角<sub>1</sub>を確立するプロセスを改良して、手術手順の間の内視鏡画像と手術前または手術中のスキャンデータから構築された3D斜視容積画像との正確な融合も可能にする。これら2つのタイプの画像を融合する際、画像が一緒に登録され得るように、内視鏡生成画像およびコンピューター生成画像の両方によって、同じFOV角を使用することが重要である。

#### 【0030】

このために、ホルダー36は、内視鏡が、ホルダー38内に配置される場合、三次元較正パターン、または内視鏡レンズ12により観察するための、ホルダー内のステージ62上で支持された物体60（ここでは、正角錐）を含む。すなわち、この物体またはパターンは、チャネルの基部に形成されるキャビティ内に配置され、好ましくは、この物体またはパターンがチャネル44に挿入され、そしてこのパターン（このパターンの位置および配向は、位置決め要素40に対して正確に知られている）を目的とする場合に、挿入された内視鏡の中心軸10と整列されるように、中心に配置される。1つの好ましい実施形態において、この物体は、三次元形状の物体（例えば、正角錐）である。別の場合、この物体は、持ち上がった物体の格子である。いずれの場合においても、物体の内視鏡画像は、三次元の深さ特徴を有する。

#### 【0031】

図2Aは、ホルダー内の選択した位置に配置された場合の物体が内視鏡により見られる場合に、ステージ62上で支持される正角錐60の上面図である。レンズにより見られるような画像（「ビデオ画像」または「内視鏡画像」と呼ばれる）は、図2Bの60aに示される。本発明を実施する際、図3A～3Eを参照す

ると、このビデオ画像は、2スクリーンディスプレイデバイスの一方のスクリーンAに表示され、この2スクリーンディスプレイデバイスは、分割領域AおよびBを有する一分割スクリーンまたは2つの別のディスプレイスクリーンAおよびBのいずれかである。同じ物体のモデル画像65aは、第2スクリーンまたはスクリーン部分Bに表示され、そして物体に対して既知のレンズ位置および既知のビューベクトル（代表的には、内視鏡シャフトと整列される）において、既知の視野を有するレンズにより見えるものと同じ物体のスクリーン画像である。以下に例示および記載される方法において、使用者は、両方の画像の一方を操作して、この画像を整列する。これらの操作は、以下の工程を包含する：(i)一方または両方の画像を平行移動する工程、すなわち、この画像を横方向(x)または上下方向(y)に移動する工程；(ii)固定された軸のまわりで画像の一方または両方を回転させる工程；および(iii)例えば、x方向およびy方向のいずれかまたは両方で、この画像を拡大または縮小するために、一方または両方の画像の縮尺を変える工程。次いで、両方の画像を整列させるためにこの両方の画像に対して行われる調整の程度は、モデル画像とビデオ画像との間の位置、回転および視野の変換についての適切な変換を決定し、従って、図4および5を参照して記載されるように、追跡要素に対するレンズ位置および内視鏡回転位置、ならびに内視鏡レンズの視野を決定するために使用される。

### 【0032】

図3A～3Eは、ビデオ画像60aとモデル画像65aとの整列のためにユーザによって用いられる、画像調節の型を示す。最初に、ビデオ画像（例えば、図3Aに示される）が、x, y調節によって、図3Bに示されるように、スクリーンの中央に向けて移動される。次いで、この画像は拡大されて、このスクリーンの大部分を満たす（図3Cにおいて拡大画像60a'によって示される）。図3DのスクリーンBは、スクリーンの中央部で、所定の回転位置にあるモデル画像65aを示す。ユーザは、図3Cにおける画像60a'の位置と類似の位置にこの画像を回転させ、次いでこの画像をおおよそ画像60aの大きさに拡大して、図3Eに示す回転された拡大画像65a'を与える。これら2つの画像（これらはここで、x, y位置、回転位置、および縮尺がおおよそ一致している）は、図

に示されるように重ねられて、ユーザが最終的な位置および縮尺の調節を行い、これら2つの画像を整列させることを可能にする。

#### 【0033】

ここで記載した画像一致操作を、図4に流れ図の形態で示す。最初に、82にあるように、スクリーン(図3Aおよび3B)においてx, y調節を制御することによって、ビデオ画像が中心合わせされ、次いで84にあるように、そして図3Cに示されるように、ビデオの視野を最大にするように倍率変更される。次いで、86にあるように、これら2つの画像の一方(この場合には、モデル画像)が他方に一致するよう回転され、88にあるように、これら2つの画像におおよそ同じ大きさを与えるよう倍率変更され、そして90にあるように、これら2つの画像をスクリーンの中央に配置するよう並進される。これら2つの画像(これらはここで、スクリーン上での位置、大きさおよび配向がおおよそ同じである)は、92にあるように、ここで重ねられて、これら2つの画像が正確に整列するまで、さらなる微調節を可能にする。

#### 【0034】

図5は、本発明の装置を用いる、較正方法を実施する際の工程を示す。好ましくは、較正(FOV角度の決定を含む)は、内視鏡がホルダ36内に保持されている間に、他の任意のこののような手術前器具調節手順と同時に実施される。

#### 【0035】

図5の66に示されるように、パターンおよび内視鏡が適切に位置した後に、内視鏡上での追跡要素の位置およびホルダ上での配置要素の位置は、68にあるように、感知デバイスによって記録され、そしてCPU(またはプロセッサ)に格納される。同時に、内視鏡は、パターンの画像を捕獲し、この画像が、図1Aに概略的に示す適切なビデオケーブルを通してCPUに送信される。このビデオ画像が処理され、そして上記のように、そして図5の72に示されるように、ディスプレイスクリーン62に、コンピュータによって作製された、同じ物体またはパターンのモデルと並べて、表示される。上記のように、このモデル画像は、光学特性(例えば、焦点距離、FOV角度、およびパターンまたは物体までの距離)が変化し得るカメラ画像をシミュレートする。コンピュータにより作成され

た透視モデルについてのデータが、コンピュータメモリ56から検索される。適切なディスプレイデバイスの例は、図1Aに示すような、CRTモニタ64である。

#### 【0036】

これら2つの画像は、74にあるように、上に記載しそして図3および4に関して説明される方法に従って、調節される。これらの調節から、78にあるような、計算されたx, y座標およびFOV角度を有する内視鏡によって見える画像を再構築するための、画像再構成システムによる使用のための、レンズのx, y位置、視野、および必要に応じてレンズの歪みが、76にあるように、計算される。

#### 【0037】

感知デバイスによって記録される、追跡要素および配置要素の位置は、80にあるように、内視鏡レンズのz位置（内視鏡の軸に沿った位置）を決定するため使用される。ビデオ画像をモデル画像と整列させるために必要とされる回転の量から、追跡要素に対する内視鏡の回転位置もまた、決定される。視線ベクトルもまた、内視鏡のシャフトと整列していない場合には、追跡要素に対して決定され得る。

#### 【0038】

上記組み合わせた較正を用いて、このシステムはここで、内視鏡追跡要素に対する内視鏡レンズの座標、回転位置および視線ベクトル、ならびに内視鏡レンズの視野を知っている。従って、空間中の任意の所定の位置に配置された内視鏡、および追跡要素の座標の知見を用いて、このシステムは、視覚的画像（例えば、内視鏡によって見られた場合の表面下画像）を、既知の較正されたレンズの座標、回転位置、視線ベクトル、および内視鏡の視野に基づいて、再構築し得る。

#### 【0039】

画像の一致は、手動で実施され得るか、または以下の「第二の装置および方法」に関して記載されるように、自動化手順を包含し得る。上で議論したように、画像の手動での一致は、シミュレートされたカメラのFOV角度を変化させて、ビデオがモデル画像と同じ大きさを現すようにすることを包含する。自動一致は

、 C P U によって、画像内に見られる格子の数の計算または計数、ならびに格子の数およびパターンと内視鏡との間の距離に基づく F O V の決定を包含する。一致の後に、 3 D 透視画像の F O V 角度が決定され、そしてメモリ 5 6 に格納され、そして引き続いて表示される全ての適切な 3 D 透視画像に適用される。

#### 【 0 0 4 0 】

本発明の別の局面において、 C P U はさらに、表示される内視鏡画像が真の透視画像であるように、 2 つの画像の大きさおよび配向を一致させるユーザによって、内視鏡レンズの歪み効果について補正するために操作可能である。例えば、全ての実際のレンズから生成される画像は、このレンズの湾曲した表面に起因して、球状に歪むことが公知である。

#### 【 0 0 4 1 】

例えば、内視鏡レンズ 1 2 によって得られた画像 6 0 は、魚眼歪みまたは糸巻き型歪みのような様式で、歪んで見え得る。本発明によって、この歪み効果を補償するために、 3 D 透視画像が、内視鏡 8 によって得られた歪んだ画像 6 0 に一致するように改変されてモーフィングされ得る。

#### 【 0 0 4 2 】

記載される実施形態において、 3 D 透視画像は、内視鏡によって生成されたビデオ画像に一致するように、調節される。しかし、代替の実施形態において、内視鏡によって生成された画像 6 0 自体が、当業者に公知の画像処理手段によって、調節され得る。内視鏡によって得られた画像は、球形の歪み（例えば、ガウス座標系（平面画像）において見られるように見える）を最小化または排除するように、調節され得、その後、 3 D 透視画像と一致され得る。

#### 【 0 0 4 3 】

レンズの歪みの補正は、画像 6 0 内の格子点の各々の座標を決定および記録すること、ならびに更新された歪みモデルに対する費用関数を反復して最小化することによって、実施され得る。費用関数は、記録された座標と、作業中の歪みモデルに対して予測された座標との間の誤差の、根平均自乗（ R M S ）値であり得る。歪みモデルは、半径方向歪み、非点収差歪み、角の歪みなどを含み得る。

#### 【 0 0 4 4 】

本明細書中に記載される較正手順の間になされる補償は、メモリ56内に残り、そして引き続いて表示される全ての適切な3D透視画像または内視鏡画像に適用される。

#### 【0045】

先に記載したように、本発明の種々の局面は、CPU34によって実行される命令のプログラム（例えば、ソフトウェア）によって実行され得る。1つのこのような局面は、ユーザ入力データ、ならびに追跡要素28および位置要素40のそれぞれの相対位置および配向を決定するデータを処理すること、ならびにこれらの相対位置から、内視鏡上の参照点（すなわち、チップ18）に対する追跡要素28の位置を決定することを含む。ソフトウェアに依存しないものであり得る、本発明の別の局面は、FOV角度<sub>1</sub>の決定、ならびに歪みとオフセットとの補償手順に関連して、画像を作成し、そして表現するための、データの処理である。

#### 【0046】

このような作業のためのソフトウェアは、CPUによる実効のために、メモリ56からフェッチされ得る。メモリ56は、CPUと通信しており、そしてランダムアクセスメモリ（RAM）および／またはリードオンリーメモリ（ROM）を含み得る。このソフトウェアは、メモリに運ばれ得るか、あるいは実施のためのCPUに直接、CPU34と通信する適切なディスクドライブ、モ뎀などを介して、送信され得る。より広義には、ソフトウェアは、CPUによって読み取り可能な任意の媒体によって運ばれ得る。このような媒体としては、例えば、ディスクまたはテープのような種々の磁気媒体、コンパクトディスクのような種々の光媒体、ならびにソフトウェアに送信するようコードされた搬送波を含む、ネットワークまたはインターネットを介して送信される信号を含む、電磁スペクトルにわたる種々の通信経路が挙げられ得る。

#### 【0047】

ソフトウェアの実行の代替として、本発明の上記局面は、別個のコンポーネント、用途特定集積回路（ASIC）、デジタル信号処理回路などを使用する、機能的に等価なハードウェアを用いて実行され得る。このようなハードウェアは、

CPUと物理的に統合され得るか、またはコンピュータの利用可能なカードスロットに挿入され得るコンピュータカードに埋め込まれ得る、別個の要素であり得る。

#### 【0048】

従って、本発明の上記局面は、ソフトウェア、ハードウェア、またはこれらの組み合わせを使用して、実行され得る。説明および図面は、当業者に、システムを実行して必要な処理を実施するために必要な機能的情報を提供する。

#### 【0049】

##### (B. 第二の較正装置および方法)

図6は、本発明の別の一般的な実施形態に従って構成された、内視鏡82のレンズの位置、配向、視野、および必要に応じてレンズの歪みを較正するための、内視鏡較正装置を示す。上記のように、内視鏡82は、遠位端のレンズ86で終結する細長シャフト84を備え、このレンズは、内視鏡シャフトの軸に沿って見るために設置され得るか、または角度の付いた視線ベクトル（例えば、このシャフト軸に対して30°の角度である）を有し得る。本発明のこの実施形態の重要な特徴によれば、そして以下に見られるように、この内視鏡は、視線ベクトルがこのシャフト軸と整列している場合には、ホルダに物理的に接続されることなく較正され得る。

#### 【0050】

内視鏡のハンドル88は、このスコープを好都合にガイドするために使用され、そしてこの内視鏡が装置上に配置されるかまたはこの装置に対して選択された位置でユーザによって保持される場合にユーザが起動させて較正操作を開始する、制御ボタン（図示せず）を備える。このボタンは、示されるように、制御要素を装置に接続する。最後に、この内視鏡は、上記のように、手術環境の座標系における内視鏡の位置を追跡するための、4つの追跡要素（例えば、要素95）を有する追跡センブリ90を備える。上記のように、少なくとも3つの非線形追跡要素が必要とされる。

#### 【0051】

装置80は、ここに記載した内視鏡追跡センブリに加えて、ホルダ94およ

び特徴パターン98を備え、このホルダ94は、クレイドル96（シャフトをホルダに対して既知の配向に保持するために、このクレイドルの中に内視鏡のシャフトが配置され得る）を提供し、そしてこの特徴パターン98は、第一の実施形態において使用した三次元物体と類似の、この方法において使用される較正パターンである。平坦かまたは湾曲した種々の表面パターンが、図7および8に関して以下に説明される。この点において、好ましくは、このパターンの任意の領域がその領域のパターンによって独特に同定されることを可能にし、そして（i i）このパターンが、パターン深さ情報を提供するように、内視鏡レンズによって観察される、特徴（例えば、点または異なる大きさのパターン）のアレイをこのパターンが有することのみが、注目される。以下に見られるように、このことは、平坦なパターン（図7Aおよび7B）をある角度において観察すること、または湾曲した表面（例えば、半球シェル）上に形成されたパターン（図8Aおよび8B）を観察することによって、達成され得る。

### 【0052】

ホルダー94はまた、上記もされているように、外科環境の座標系においてホルダーの位置を追跡するため、4つの位置決め要素（例えば、要素102）を有する追跡アセンブリ100を設けられる。このホルダーおよび内視鏡の位置は、本発明の第1の実施形態について記載されたように、内視鏡較正操作の間、2つの追跡アセンブリからのシグナルを受容するために、または2つの追跡アセンブリにシグナルを放射するために適切な固定位置に固定されている、検知デバイス104によって、追跡される。この検知デバイスは、追跡コントローラー106に作動可能に接続され、このコントローラーが次にCPU108およびメモリー110を有するプロセッサー107に作動可能に接続され、ディスプレイデバイスまたはモニター114に接続され、そして入力デバイス112から選択されたユーザー入力を受け取る。本発明の較正方法を実行するにおいて、プロセッサーの操作上の特徴は、下記の操作方法から明白である。

### 【0053】

図7Aは、本発明における使用に適切な、そして上記の型のホルダーにおいて平坦表面上に支持されている平面特徴パターン120を示す。詳細には、このパ

ターンは、内視鏡シャフトがホルダークレイドル中に配置される場合、内視鏡の視野ベクトルの軸から好ましくは少なくとも約30°の角度で平坦表面上に保持される。従って、例えば、視野ベクトルが内視鏡ハンドルと整列されている場合、ハンドルの軸は、このパターンの表面に対して垂直な線と少なくとも約30°の角度をなす。このパターンは、比較的小さいドットまたはスポット122、および比較的大きいドット124のアレイから構成され、2つのクラスのドットが、異なるサイズ（示すように）、異なる色、または異なる形状によって特徴付けられ得ることが認識される。

#### 【0054】

図7Bは、例えば、内視鏡がホルダー内に揺籃され、そして視野ベクトルがこの内視鏡シャフトと整列される場合、内視鏡レンズを通してみられるように、それぞれ大きいドットおよび小さいドット124a、122aの同じパターン120aを示す。理解され得るとおり、この小さいドットおよび大きいドットのパターンによって、みられている各々の特定の領域およびみられている各々のパターンスポットが、この平坦パターンにおける特定のドットで同定されることができるようになる。さらに、隣接するドットの間の間隔が、みられるように、パターン-深度およびレンズ歪曲の両方の情報を提供する。

#### 【0055】

図8Aは、ホルダー中の半球状シェル132の内部上に形成された特徴パターン130を示す。このパターンは、大きいドットおよび小さいドット（例えば、ドット134、136）から構成され、このパターンの各領域において2つの異なってサイズ決めされたドットの特有の整列を有する。図8Bの130aに示される内視鏡レンズを通じて見えるものと同じパターンが示される。理解され得るように、異なるサイズ決めされたドット（例えば、大きいドット136aおよびさらに小さいスポット）の整列に基づいて、および画像において、このパターンにおける各ドットとこの画像におけるドットスポットとの間の対応は、容易に決定され得、従って、この画像におけるドットの間およびドットの中での距離の関係は、内視鏡レンズを通してみられる場合、そしてまたレンズ歪曲によって影響される場合、容易に定量され得る。

### 【0056】

図9は、この装置においてユーザーおよびプロセッサによって実行される、本発明の方法における工程のフローチャートである。最初に、ユーザーは、ホルダー中の特徴のパターンの内視鏡視のために、150のように、このホルダーに関して選択された位置に内視鏡を配置する。上記のように、この視野ベクトルが、内視鏡シャフトと整列される場合、このホルダーのクレイドル中に内視鏡シャフトを配置する必要はなく、深度情報を提供する位置でこのホルダーパターンを見るために内視鏡を配置する必要しかない。このホルダーが平坦パターンを提供する場合、この内視鏡は、パターン平面に対して垂直な線に対して少なくとも30°の角度で配置されるべきである；湾曲した表面上に形成されたパターンについて、種々の視角度が選択され得る。内視鏡内に同時に生じない視野ベクトルを有する内視鏡について、この内視鏡シャフトは、既知の内視鏡シャフト方向を提供するように、このホルダークレイドルに配置されなければならない。

### 【0057】

次に、ユーザーは、152のように、装置にシグナルを伝達して、内視鏡トラッカー（追跡装置）要素およびホルダー位置決め要素の位置を記録し、そして同時に、154のように、記録された位置で内視鏡画像を記録する。図7Aおよび8Bに示されるような生成されたビデオ画像は、156のように、このプロセッサによって自動的に強化され、次いでこのプロセッサは、158のように、画像内の各ドットのサイズ（特徴検出）およびx、y座標を記録する。このシグナル伝達はまた、内視鏡およびホルダーが、いくつかの所定の期間で固定された較正位置で保持される場合に生じるように設計され得る。

### 【0058】

ビデオ画像は、160に示されるプロセッサカメラ較正アルゴリズムによって処理され、以下：(i) 内視鏡レンズのx、y、z座標、および内視鏡追跡要素に関する内視鏡視野ベクトルの方向、ならびに(iii) 内視鏡レンズにおける視野、および必要に応じてレンズ歪曲、を決定する。用いられるアルゴリズムはいわゆるカメラ較正アルゴリズム（例えば、T saiによって報告されたアルゴリズム）である（T sai）。このアルゴリズムへの入力パラメーターは、内視鏡

ビデオ画像における、1セットの既知のポイントの世界座標( $x, y, z$ )およびその対応する $u, v$ 座標である。この特徴は、カメラ画像において同定され、そして参照パターンに対してマッピングされる；この方法で、この特徴の実世界座標が見出され得る。ポイントの収集が世界座標において $x, y$ 、および $z$ を横切って分布され、そして可能な限り大きいカメラ画像を満たす場合、最良の結果が得られる。

#### 【0059】

例えば、図7Aおよび7Bの平坦ドットパターンを有する装置において、このドットの世界座標は、この較正ユニットに剛性に接続された追跡ツールに対して規定される。次いで、普遍的なトラッカー（追跡装置）を装備された内視鏡は、このパターンの中心から選択された距離、例えば、15mmでそのレンズを有するホルダー中に配置される。 $z$ 方向においてこのポイントの十分な分布を達成するため、望遠鏡レンズ視野方向は、パターン平面に垂直から $30^\circ$ の角度に制約されている。

#### 【0060】

図9に示すように、このアルゴリズムは、最初に、160のように、カメラ座標系における多数のカメラパラメーターを算出する。この装置の追跡特徴からの位置情報を用いて、レンズ座標および視野方向が次いで、162のように、追跡システムの座標系に配置される。さらなる特徴として、パターンに対する垂直方向と視野ベクトルとの角度が算出され、そして $30^\circ$ 未満の場合、（平坦パターンに関して）ユーザーは、第二記録の選択を有し、さらに正確かつ信頼性のある較正を達成し得る。このシステムからの較正情報は、次いで、画像ガイド内視鏡手順における使用のための画像システムに供給され、これによって内視鏡の位置およびFOVからの3次元画像の再構成が可能になる。

#### 【0061】

このアルゴリズムによって決定されるパラメーターのうち1つは、立体ラジアル（cubic radial）レンズ歪曲モデルの係数である、レンズ弯曲パラメーター<sub>1</sub>である。3次元（3D）透視レンダリングエンジンへのこの非曲線モデルの取り込みは、能力の低下を生じ；このレンズ歪曲補正が省かれる場合

、バーチャル（仮想）内視鏡の有効FOVに関して選択がなされるべきである。このFOVが、物理的な内視鏡のFOVに適合するように設定される場合、この結果は、仮想画像の中央部分がビデオ画像の中央部分よりも小さいことである。この効果は、所望されない。なぜなら、これは、外科医にとって目的の主な領域であるからである。ここで、「一定半径線形補正（constant-radius linear compensation）」と名付けられた別の方法は、各画像における目的の領域の半径が等しくなるように、バーチャル（仮想）FOVの倍率を変更することである。

#### 【0062】

図10は、線形補正方法における工程を示すフローチャートである。第一工程として、ユーザーは、170のように、画像の中心に最も近いP1ポイントを見出す。次いで172のように、内視鏡画像にとって主な目的の画像領域を示す画像野内の円、およびこの円の端に最も近い第二のP2ポイントを選択する。例えば、P1からの距離が画像の総半径の約半分である、ポイントP2を位置決めし得る。174のように、物理的なP1ポイントおよびP2ポイントの2つのポイントの正確な座標を用いて、較正アルゴリズムを用いて、このカメラの物理的位置を算出し、これから176のように、カメラと2つの選択された物理的ポイントとの間の角度を算出する。次いで、内視鏡の視野は、178のように、完全画像半径 / R × 2（算出した角度）の比として算出される。

#### 【0063】

例えば、最初に算出されたFOVが60°と仮定すると、全画像の半径は10インチであり、縮小された画像の半径は5インチであり、そしてP1ポイントとP2ポイントとの間のFOVは12°である。従って、較正されたまたは補正されたFOVは、 $10 / 5 \times 24^\circ$ 、すなわち48°である。実際の60°のFOVではなく、48°のFOVを有する内視鏡によって示されるように、画像を再構築することによって、この再構築された実際の画像は、この画像の中央領域に密接に一致し得る。

#### 【0064】

本発明の種々の目的および特徴を満たす方法は、前述から理解され得る。両方

の実施形態において、内視鏡は、容易に較正され、その結果以下：(i)追跡要素によって決定される場合、その位置は空間であり、このレンズの3次元座標、視野角度および内視鏡のねじれ、ならびにレンズのFOVと正確に相関され得る。このことは、記載されたタイプの3次元画像再構築システムを用いて、医師が、再構築した表面の表面下画像を見ることを可能にする。なぜならこれらは、体の外側または体のオリフィスの内側のいずれかで、所望の視野位置に配置され方向付けされた内視鏡を用いて、内視鏡によってみられるからである。別の内視鏡およびバーチャル画像を、重ね合わせてまたは横に並べてみることができる。このことによって、ユーザーは、内視鏡のレンズが曇っているか邪魔されている場合、バーチャルな表面画像を用いて、内視鏡画像を増強するか、または内視鏡画像と置き換えること、ならびに表面下視野を用いて実際の内視鏡視野を「見通す（see beyond）」することが可能になる。例えば、透視図がX線映像を通して内視鏡によってみられるように。さらに、両方の実施形態によって、レンズ歪曲補正に関して、特に視野の中心領域で、内視鏡映像およびバーチャル映像により正確にフィットすることが可能になる。

#### 【0065】

さらに、第二の実施形態は、較正プロセスを促進およびスピードアップするという、いくつかの特有の利点を提供する。この方法は、迅速であり、そして、6つ全てのレンズの座標、視野ベクトル、FOV、およびレンズ歪曲効果を決定するために、例えば、画像適合について、ユーザーの入力をほとんど、または全く必要としない。

#### 【0066】

使用されるカメラ較正アルゴリズムは、内視鏡レンズの3つの(x, y, z)座標の全て、および内視鏡の3つの回転座標の全てを見出し得るので、内視鏡は、ホルダー、例えば、ホルダーの回転座標の2つを拘束するホルダー腔またはクレイドル（内視鏡視野ベクトルがシャフト軸と整列される場合）中に配置されなくてよいし、またはz位置を拘束するホルダー中のスポットに突き当てて配置されなくてもよい。従って、ユーザーは、単に片手で内視鏡を、もう一方の手でホルダーを保持でき、較正プロセスを開始するためには、この2つの所望の視野

関係に持つてくればよい。

### 【0067】

レンズ歪曲効果に関する補正は、特に画像の中心領域において、全視野および減少した視野で、アルゴリズムからのFOV調節を用いることによって容易に達成される。

### 【0068】

本発明を、種々の実施形態に関して記載してきたが、前述の記載に照らせば、多くのさらなる代替、改変、およびバリエーションが可能であることが当業者に明白である。本明細書において記載した本発明は、添付の特許請求の精神および範囲内におさまる場合、このような代替、改変およびバリエーションの全てを包含することが意図される。

### 【図面の簡単な説明】

#### 【図1A】

図1Aは、本発明の第1の一般的な実施形態に従って構築された内視鏡較正装置を例示し、使用中における、この装置のホルダー内における内視鏡の配置の前(1A)および後(1B)の内視鏡を示す。

#### 【図1B】

図1Bは、本発明の第1の一般的な実施形態に従って構築された内視鏡較正装置を例示し、使用中における、この装置のホルダー内における内視鏡の配置の前(1A)および後(1B)の内視鏡を示す。

#### 【図1C】

図1Cは、迎え角 $\angle_2$ を示し、この角度で、内視鏡8は、座標系内に矢印50により表される。

#### 【図2】

図2Aおよび2Bは、ホルダー内に配置された場合、装置ホルダーにより提供され、そして内視鏡により見られるような固体物体を例示する。

#### 【図3】

図3A～3Eは、本発明の方法に従う、モデル画像とビデオ画像の整合の間の様々な例示的な画像を例示する。

**【図4】**

図4は、図3A～3Eの画像整合工程のフローチャートである。

**【図5】**

図5は、第1の実施形態における、この装置により実施される較正操作のフローチャートである。

**【図6】**

図6は、本発明の別の一般的な実施形態に従って構築される内視鏡較正装置を例示し、内視鏡シャフトのシャット(shat)がこの装置のホルダーに挟まれている。

**【図7】**

図7Aおよび7Bは、この装置ホルダーにより提供される平面ドットパターン(7A)および約30°より大きな角度でパターンを見るためにホルダー内に配置される場合の、内視鏡により見える平面ドットパターン(7B)を例示する。

**【図8】**

図8Aおよび8Bは、別の実施形態における、装置ホルダーにより提供される半球状ドットパターン(8A)、およびホルダー内に配置される場合の内視鏡により見える半球状ドットパターン(8B)を例示する。

**【図9】**

図9は、第2の実施形態における、この装置により実施される較正操作のフローチャートである。

**【図10】**

図10は、レンズ歪みの補正が所望されない場合の、FOVを調整するための較正操作におけるさらなる工程のフローチャートである。

【図1A】

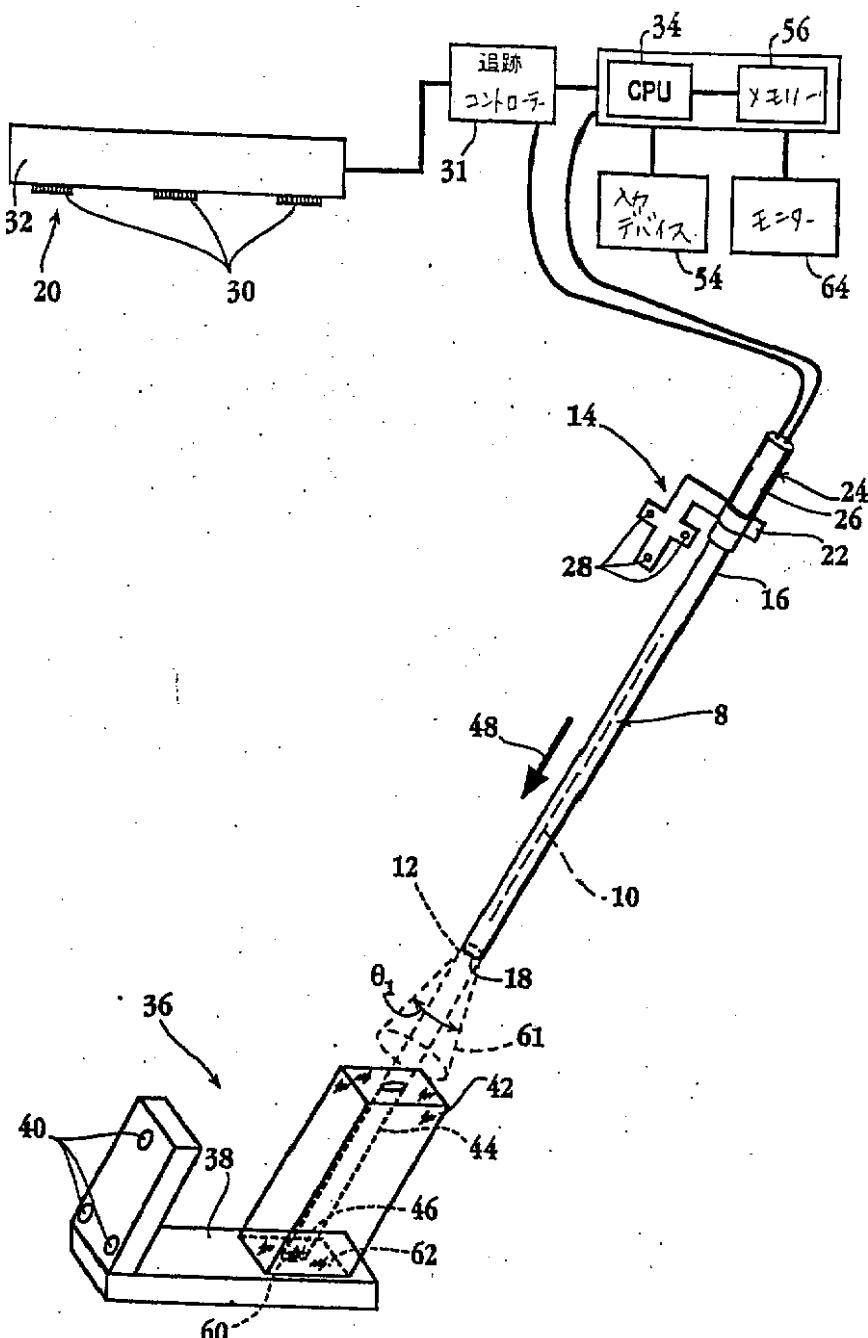


Fig. 1A

【図1B】

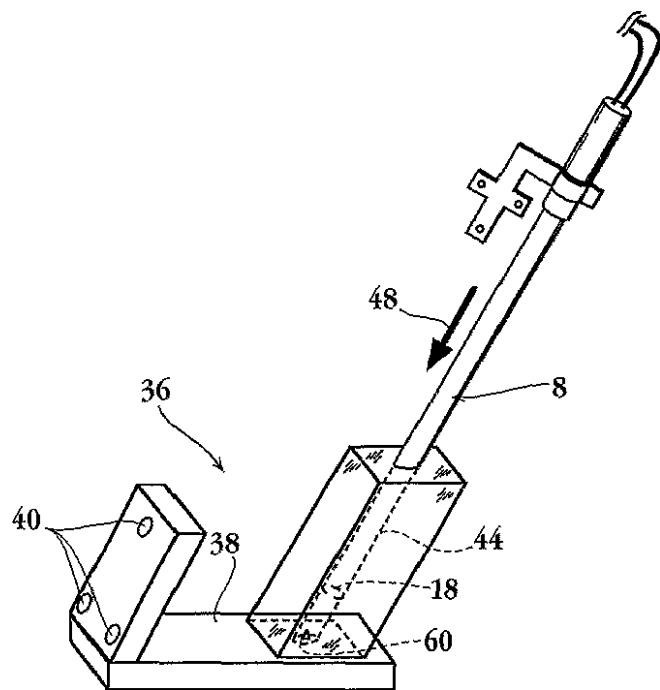


Fig. 1B

【図1C】

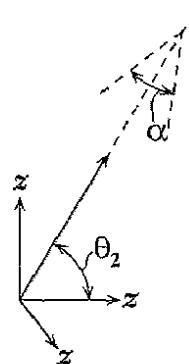


Fig. 1C

【図2A】

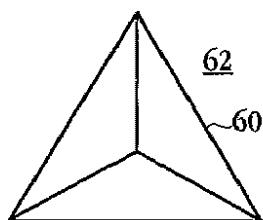
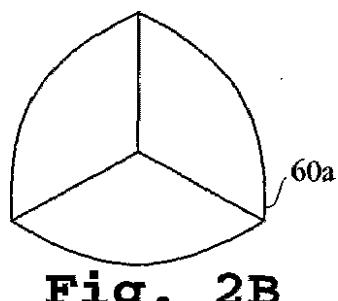
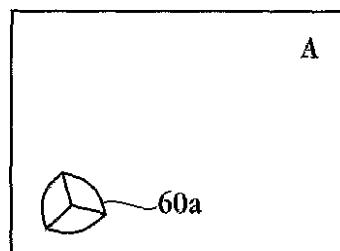


Fig. 2A

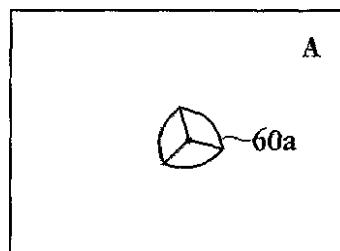
【図2B】

**Fig. 2B**

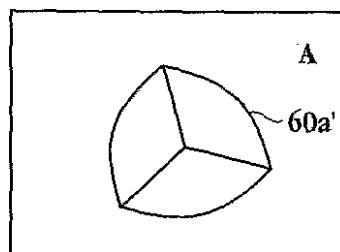
【図3A】

**Fig. 3A**

【図3B】

**Fig. 3B**

【図3C】

**Fig. 3C**

【図3D】

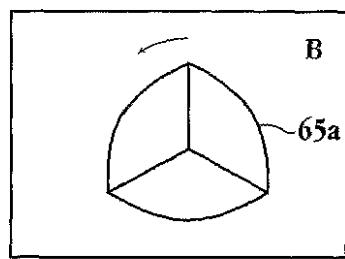


Fig. 3D

【図3E】

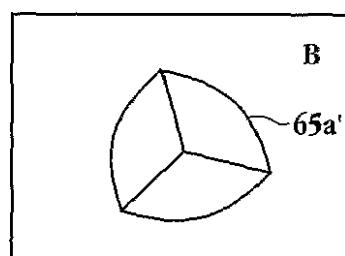


Fig. 3E

【図4】

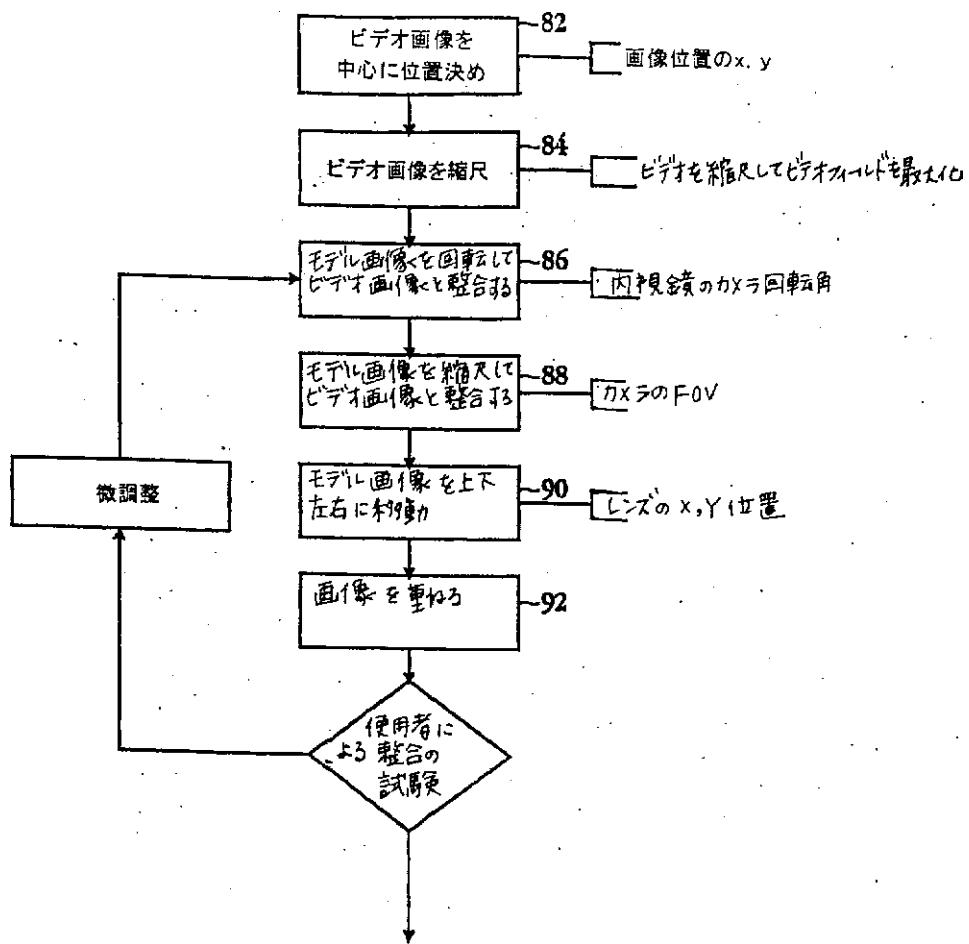


Fig. 4

【図5】

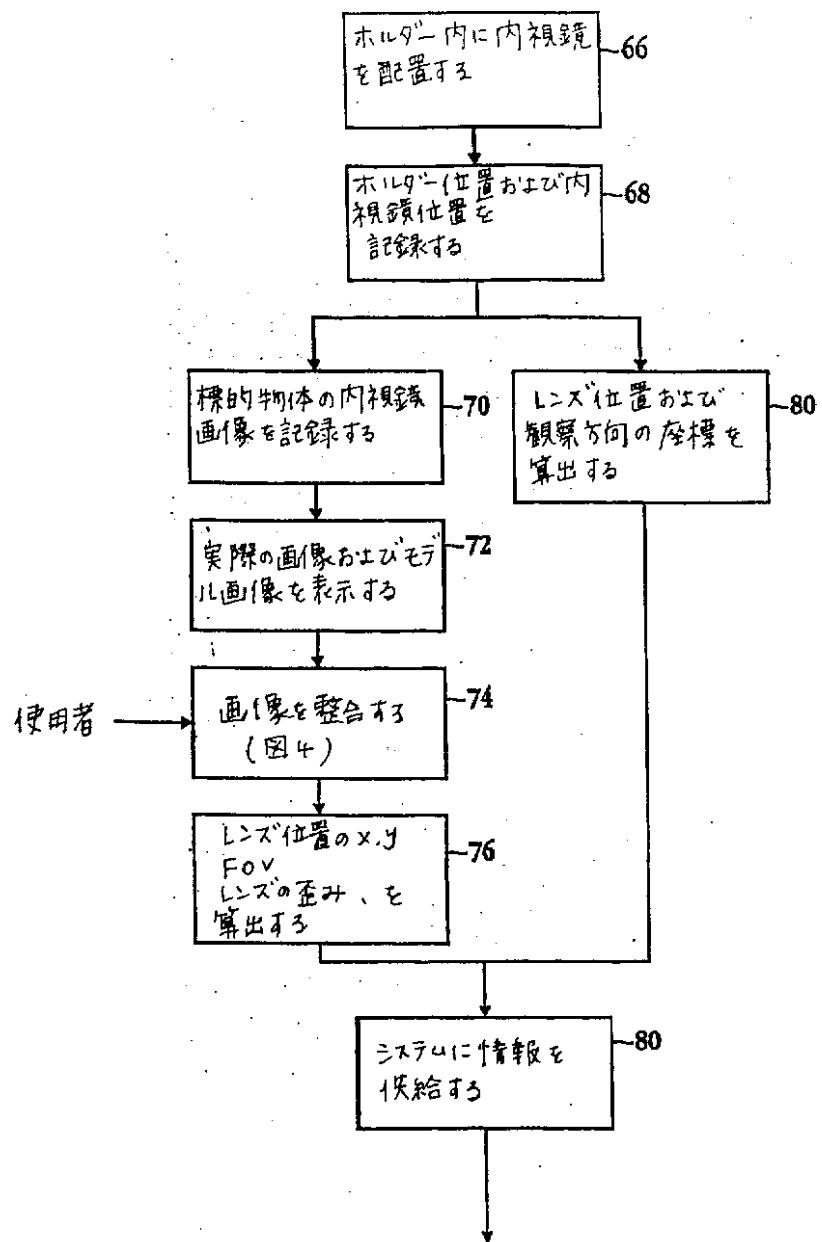


Fig. 5

【図6】

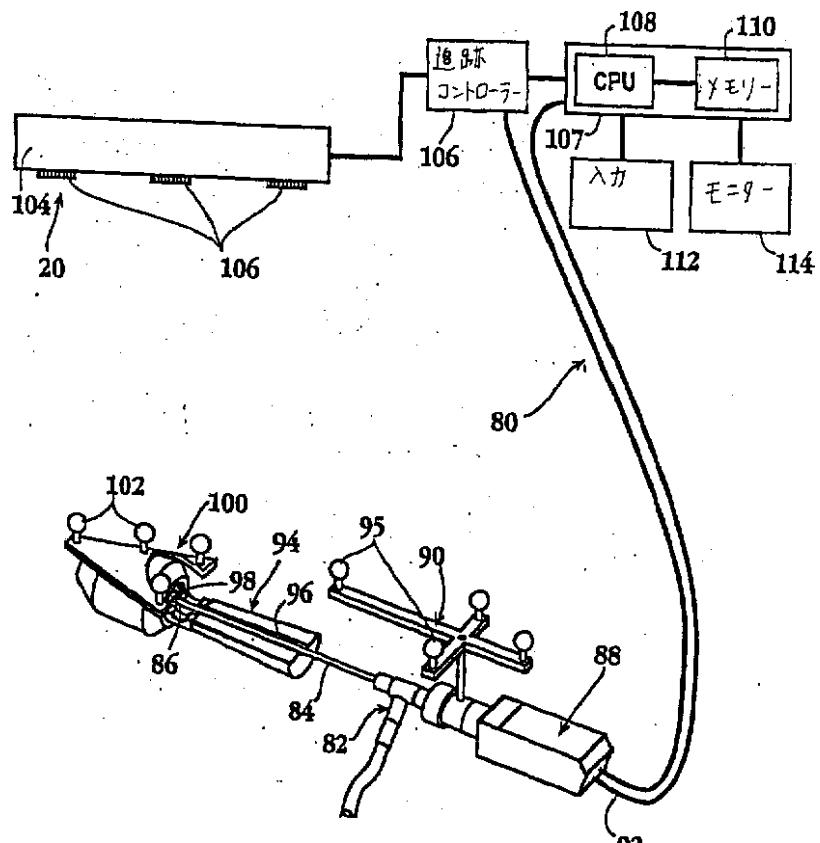


Fig. 6

【図7A】

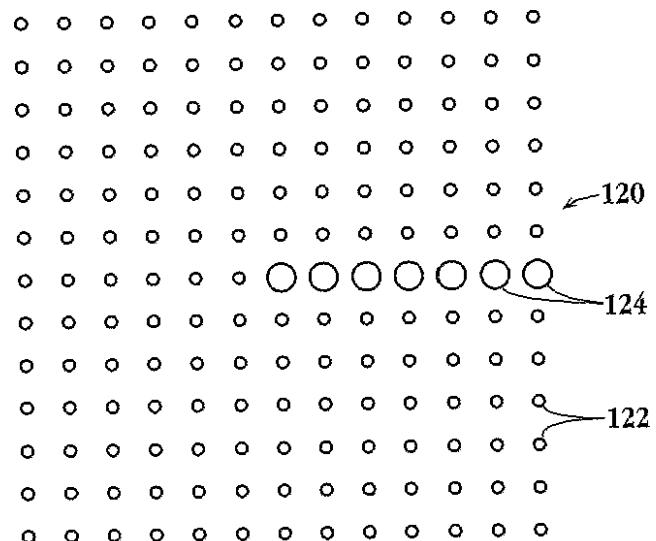


Fig. 7A

【図7B】

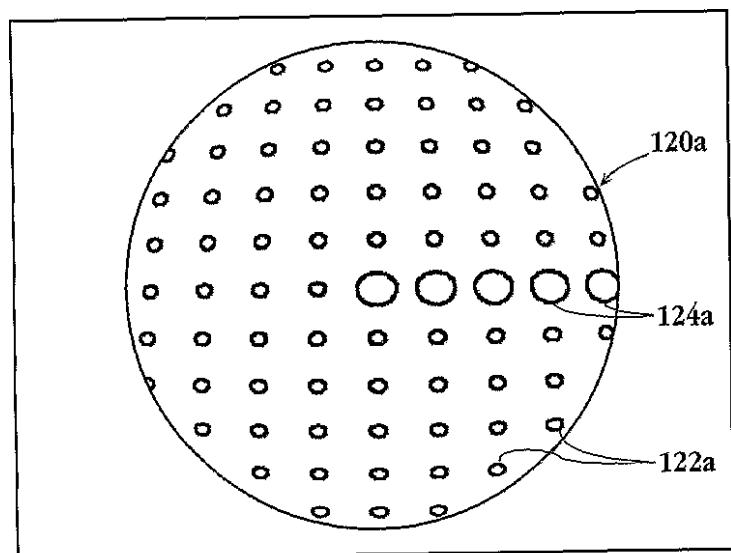


Fig. 7B

【図8A】

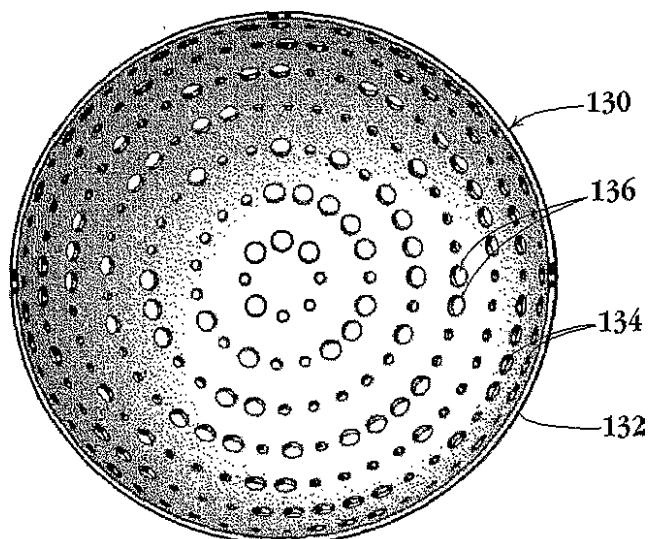


Fig. 8A

【図8B】

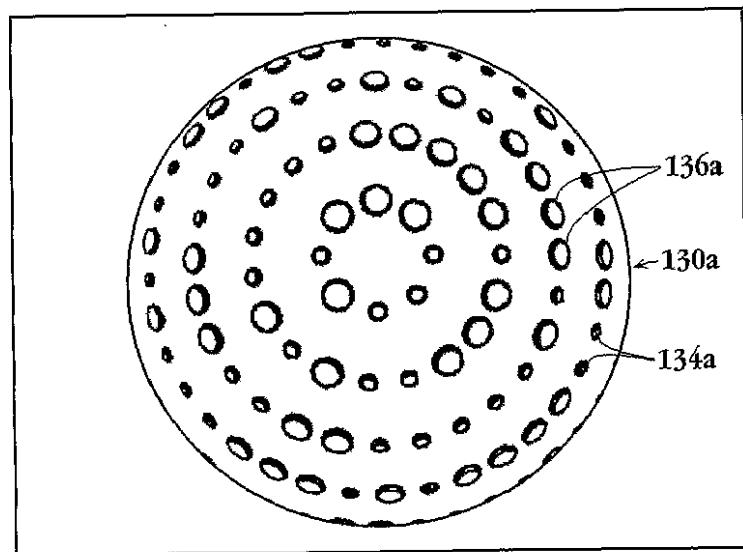


Fig. 8B

【図9】

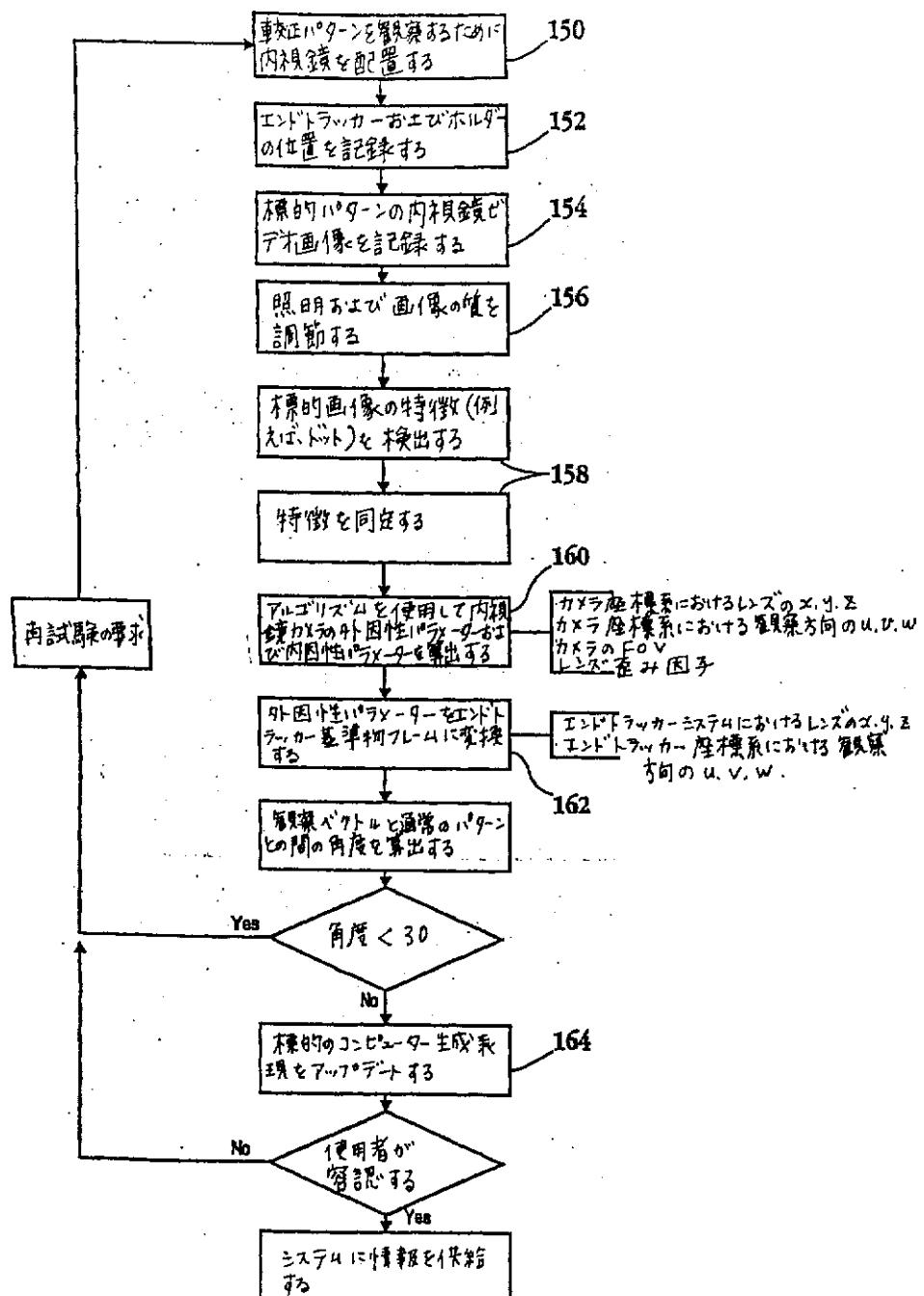


Fig. 9

【図10】

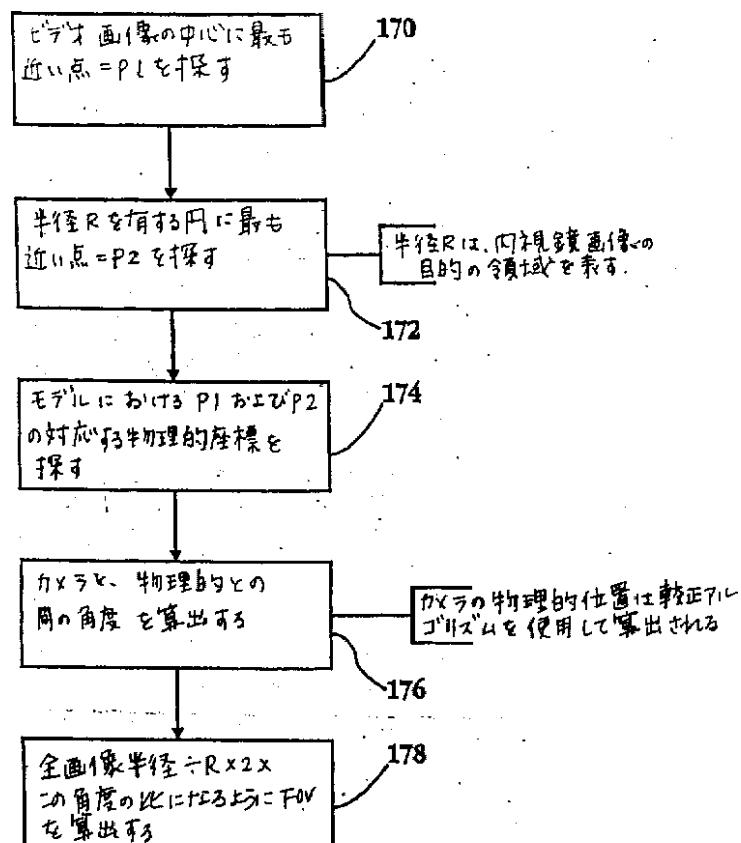


Fig. 10

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT			
			International Application No PCT/US 01/10513
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER			
IPC 7 A61B19/00 A61B1/00 A61B5/06 G06T5/00			
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)			
IPC 7 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 practical, search terms used)			
EPO-Internal			
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category <sup>a</sup>	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	
A	US 5 921 992 A (COSMAN ERIC R ET AL) 13 July 1999 (1999-07-13) column 2, line 61 -column 3, line 44; figure 1 ---	1,2,5-8	
A	WO 99 01078 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ;PHILIPS SVENSKA AB (SE)) 14 January 1999 (1999-01-14) abstract; figures 1,2 page 1, line 24 -page 2, line 27 page 6, line 21-34 ---	1,2,5-8	
A	US 5 517 990 A (KALFAS IAIN H ET AL) 21 May 1996 (1996-05-21) abstract; figure 1 ---	1,2,5-8 -/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.	
* Special categories of cited documents:			
*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*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	
*E* earlier document but published on or after the international filing date		*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	
*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)		*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.	
*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*&* document member of the same patent family	
*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed			
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the International search report	
12 July 2001		20/07/2001	
Name and mailing address of the ISA		Authorized officer	
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, TX. 31 651 epo n, Fax: (+31-70) 340-3016		Jonsson, P.O.	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
WO/US 01/10513

C(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 617 857 A (FAUL IVAN ET AL) 8 April 1997 (1997-04-08) cited in the application abstract; figure 1 column 9, line 38 -column 10, line 5	1,2,5-8
A	ASARI K V ET AL: "TECHNIQUE OF DISTORTION CORRECTION IN ENDOSCOPIC IMAGES USING A POLYNOMIAL EXPANSION" MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, PETER PEREGRINUS LTD. STEVENAGE, GB, vol. 37, no. 1, 1999, pages 8-12, XP000791933 ISSN: 0140-0118 cited in the application abstract	3-5,9

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.  
PCT/US 01/10513

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5921992 A	13-07-1999	NONE	
WO 9901078 A	14-01-1999	EP 0929267 A JP 2001500775 T US 6112113 A	21-07-1999 23-01-2001 29-08-2000
US 5517990 A	21-05-1996	US 5309913 A EP 0676178 A JP 8052115 A US 5776064 A US 5732703 A DE 69318944 D DE 69318944 T EP 0600610 A JP 7148180 A	10-05-1994 11-10-1995 27-02-1996 07-07-1998 31-03-1998 09-07-1998 01-10-1998 08-06-1994 13-06-1995
US 5617857 A	08-04-1997	NONE	

## フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 カデム, ラズール

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94303,  
パロ アルト, ウエスト ベイショア  
2456, アパートメント ナンバー 6

F ターム(参考) 2H040 BA00 EA00

4C061 GG11

5B047 AA07 AA17 AB02 BC14 BC20

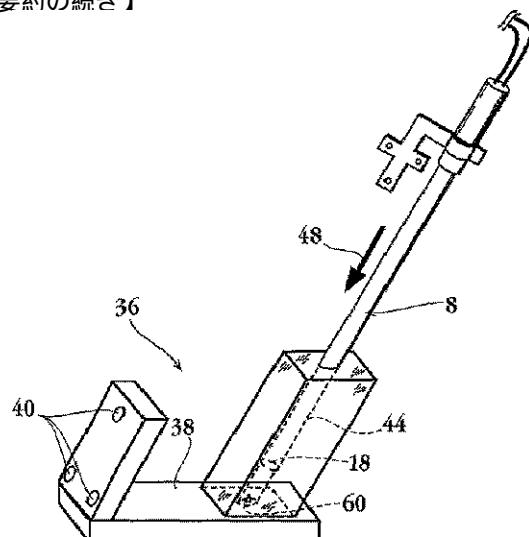
BC23 CB23 DC09

5B057 AA07 BA02 BA17 CD02 CD03

CD05 DA07 DA20 DB02 DC03

DC08

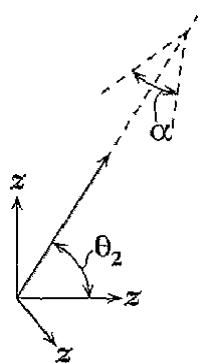
## 【要約の続き】



**B**

(47)

特表 2 0 0 3 - 5 2 8 6 8 8



**C**

专利名称(译)	用于校准内窥镜的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003528688A</a>	公开(公告)日	2003-09-30
申请号	JP2001572014	申请日	2001-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	谢伊比约恩公司 斯坦福大学		
申请(专利权)人(译)	Shibiyon公司 在利兰·斯坦福初级大学董事会		
[标]发明人	カデムラズール		
发明人	カデム, ラズール		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B5/06 A61B17/00 A61B19/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B5/06 A61B1/00009 A61B1/00057 A61B1/00188 A61B5/064 A61B34/20 A61B90/36 A61B90/361 A61B90/50 A61B2017/00725 A61B2034/2055 A61B2090/365		
FI分类号	A61B1/00.300.B G02B23/24.A G06T1/00.290.Z G06T1/00.400.B		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/EA00 4C061/GG11 5B047/AA07 5B047/AA17 5B047/AB02 5B047/BC14 5B047 /BC20 5B047/BC23 5B047/CB23 5B047/DC09 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA17 5B057/CD02 5B057/CD03 5B057/CD05 5B057/DA07 5B057/DA20 5B057/DB02 5B057/DC03 5B057/DC08		
优先权	60/193209 2000-03-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

公开了一种用于校准内窥镜的透镜位置和视野的设备。该设备包括多个安装在内窥镜轴上固定位置的跟踪元件，一个提供内窥镜所见物体或图案的支架(其中，内窥镜放置在支架中，如果定位元件在已知位置连接到支架上)。装置的处理器确定内窥镜轴被容纳在保持器引导件中的跟踪元件和定位元件的位置，并从确定的位置确定内窥镜透镜相对于跟踪元件的坐标，以及计算镜头的视场。还公开了使用该装置的校准方法。

