

(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2007-275257**(P2007-275257A)**

(43) 公開日 平成19年10月25日 (2007. 10. 25)

(51) Int. Cl.	F I	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	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 請求項の数 14 O L 外国語出願 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2006-104578 (P2006-104578)	(71) 出願人	505414986
(22) 出願日	平成18年4月5日 (2006. 4. 5)		カール・ストーツ・デベロップメント・コーポレーション
			アメリカ合衆国・カリフォルニア・931
			17・ゴレタ・クリモナ・ドライブ・17
			5 B
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100089037
			弁理士 渡邊 隆
		(74) 代理人	100108453
			弁理士 村山 靖彦
		(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉
		最終頁に続く	

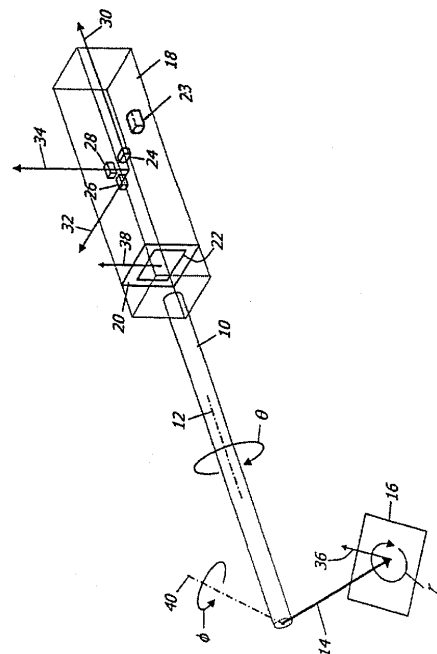
(54) 【発明の名称】 重力方向の表示を伴う内視鏡画像形成方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡から見た画像の（接眼レンズに対する）正確な垂直配向を与えるインジケータを供すること。

【解決手段】内視鏡画像の垂直配向のインジケータを提示する方法が開示される。電子回転ピックアップ手段が内視鏡のハウジングに固定される。電子回転ピックアップ手段は、内視鏡の回転を示す信号を生成する。マイクロプロセッサは、垂直画像配向と実画像配向との間の差異を計算するためにこれらの信号を使用する。この計算は、内視鏡ロール、内視鏡ピッチ、及び、内視鏡視野方向を考慮するファクターを含む。垂直インジケータは内視鏡画像と同時にビデオディスプレイ装置に表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡からの画像の正確な垂直配向を示す方法であって、
画像垂直方向を計算する段階であって、前記計算する段階は内視鏡ピッチ、ロール、及び視る方向によって生じる画像配向の影響を考慮することを含む、前記計算する段階と、
前記垂直方向のインジケータを示す段階であって、前記示す段階は表示デバイスに前記画像に加えて前記インジケータを表示することを含む、インジケータを示す前記段階と、
を備える方法。

【請求項 2】

前記インジケータは前記内視鏡画像の端縁周りの少なくとも 1 つのマーカである、
請求項 1 に記載の方法。 10

【請求項 3】

前記インジケータは前記内視鏡画像に隣接するポインターである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

内視鏡の視野ベクトルの傾きを示す方法であって、
視野ベクトルの傾斜を計算する段階であって、前記計算する段階は内視鏡ピッチ、ロール、及び視る方向によって生じる画像配向の影響を考慮することを含む、前記計算する段階と、

前記視野ベクトルの傾斜のインジケータを提示する段階であって、前記提示する段階は表示デバイスに前記画像に加えて前記インジケータを表示することを含む、前記提示する段階と、を備える方法。 20

【請求項 5】

前記インジケータは前記内視鏡画像の端縁周りの少なくとも 1 つのマーカである、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記インジケータは前記内視鏡画像に隣接するポインターである、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 7】

少なくとも 1 つの回転ピックアップ手段を具備する内視鏡の姿勢を示す方法であって、
前記回転ピックアップ手段で前記姿勢を監視する段階と、
前記姿勢をインジケータで提示する段階であって、前記提示する段階は表示デバイスに内視鏡画像に加えて前記インジケータを表示することを含む、前記提示する段階と、を備える方法。 30

【請求項 8】

前記インジケータは前記内視鏡画像の端縁周りの少なくとも 1 つのマーカである、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記インジケータはポインターである、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 10】

画像の正確な垂直配向を示すシステムであって、
画像を取得するためのスコープと、
前記スコープの回転を監視し、かつそのための信号を生成する回転センサと、
前記信号を受信し、かつ受信した信号に基づいて画像垂直方向を計算する前記回転センサに連結されたプロセッサと、
取得した画像を表示するために前記スコープに連結された表示デバイスであって、前記表示デバイスは前記画像に加えて計算された画像垂直方向のインジケータを表示する、前記表示デバイスと、を備えるシステム。 40

【請求項 11】

前記回転センサは 3 つの実質的に直交する軸線回りで前記スコープの回転を監視する 3 50

つのピックアップデバイスを備える、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記回転ピックアップデバイスは加速度計である、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記回転センサは少なくとも 1 つのジャイロ스코ープである、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記スコープは視野ベクトル、長手方向軸線、及び、前記視野ベクトルがその回りを回転する、前記長手方向軸線から角度偏倚した視野ベクトルの回転軸線を含む、請求項 10 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、内視鏡画像形成、特に、内視鏡画像配向、及びこの配向の重力方向と接眼レンズの基準フレームに対する関係に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は体内空洞に挿入されてこれらの空洞を検査する、細長い管状構造体である。内視鏡は、自身の遠位端に対物レンズを具備する望遠鏡を含む。望遠鏡は、通常、画像転送システムを含む。堅固な内視鏡では、それは一連の離隔配置された複数のレンズである。柔軟な内視鏡では、それは密着組み立てされた一束の非常に小さな光学ファイバーである。幾つかの内視鏡は、遠位端部分に CCD 又は CMOS 画像センサのようなカメラ手段を含み、かつ画像を電子的に転送する。

【0003】

多くの内視鏡は真っ直ぐ前のみを見る。他の内視鏡は、偏倚軸線視(off-axis viewing)を可能にする遠位端部分の固定又は可動反射器を特徴とする。幾つかの、最も普通のフレキシブル・タイプの内視鏡は、遠位端の、作動される曲げ部分を特徴とする。本発明は、軸線方向、非軸線方向、及び可変視野方向のあらゆるタイプの内視鏡に適用可能である。

【0004】

画像転送システムの近位端では、幾つかの内視鏡は、直に人間が視るための虚像を作る接眼レンズを含む。しばしば、CCD 又は CMOS チップのようなカメラ装置は内視鏡に接続される。それは画像を受信し、かつビデオディスプレイ用信号を生成する。幾つかの内視鏡は、内視鏡に直に組み込まれたカメラ装置を有する。

【0005】

外科医は、接眼レンズによって内視鏡を直に見ることができ、かつしばしばそうすることができるが、外科医には取り付けられたビデオカメラを使用し、かつビデオスクリーンの画像を観察することがより日常的となってきた。外科処置又は診断処置では、外科医は内視鏡を手動操作する。外科医は内視鏡を長手方向に直角な軸線の回りにピッチさせ、かつ長手方向軸線の回りにロールさせる。これらの手動操作を取り付けられたカメラを具備する内視鏡に生じさせるとき、カメラは、内視鏡から目に入るものを、ディスプレイ上の画像の垂直軸線(upright axis)として表示されたそれ自体の垂直軸線と忠実に関連づける。これは、目に入った画像の回転に帰着するのがしばしばである。

【0006】

これはまさに問題である。画像が回転するとき、外科医は内視鏡空洞の内部で実際に上下するものの軌跡を見失う。この方向感覚を失うことは内視鏡の最大の敵の 1 つであり、かつ、処置中に、組織の異なる部分であるものと信じ込まされる、視神経の切除のような重大な間違いに通じてきた。外科処置が内視鏡よりはむしろ開腹処置であるとき、外科医は組織を直に見ることができ、従って、方向感覚を見失う問題はない。しかしながら、内視鏡処置の間、外科医の視点は内視鏡の視点とは異なり、従って、外科医は彼自身の心に描いた組織の画像をディスプレイの内視鏡画像に連続して相互的に関連させるように試み

10

20

30

40

50

なければならない。このような試みを行うとき、外科医が内視鏡カバー窓の液滴の流れ方向を観察するか、あるいは空洞の内部の方向の感覚を得るために血液が溜まっているのを探すことは日常的になってきているため、内視鏡空洞の内部でどちらが上か下かを知る必要性は極めて強い。類似して見え得る組織的特徴を区別するために重要なことは別として、上方向を知るとは周囲の組織に対する内視鏡の位置を理解する支援もする。理想的には、外科医は、彼自身の眼が実際に空洞内部にあるかのように内視鏡空洞を関連づけることができることであろう。

【0007】

この問題に対して試みられた解決策は、ボンネットへの従来技術特許文献に提案されている。この文献はその全体が本願明細書に参考文献として援用される（例えば、特許文献1参照）。この発明の目的は、電気的な検出及び位置決めデバイスを使用せずに内視鏡画像の配向を維持することであった。カメラに固定された振り子は内視鏡に回転自在に取り付けられる。振り子は内視鏡の長手方向軸線の回りで重力に対する配向を維持する。内視鏡が回転するとき、振り子はカメラを内視鏡に対して反対方向に回転させる。これは適切な配向に画像を維持するように意図したものである。

10

【特許文献1】米国特許第5,307,804号明細書

【0008】

回転配向補正を装備した内視鏡もKoninckxによる別の従来技術特許文献にも示唆される。この文献はその全体が本願明細書に参考文献として援用される（例えば、特許文献2参照）。重力に反応する電子回転ピックアップ手段は内視鏡の長手方向軸線の回りでカメラの回転を検出する。画像回転器は回転ピックアップ手段からの回転信号によってカメラ画像を回転させる。

20

【特許文献2】米国特許第5,899,851号明細書

【0009】

回転配向補正を装備した別の内視鏡及びカメラシステムは、Mattsson-Boze等によるまた別の従来技術特許文献に開示される。この文献はその全体が本願明細書に参考文献として援用される（例えば、特許文献3参照）。電子検出及び位置決めデバイスは内視鏡に回転可能に取り付けられたカメラの回転を検出及び補正する。カメラに固定された加速度計は重力に反応する電子回転ピックアップ手段として働く。モーターは加速度計からの信号によってカメラを回転させる。この加速度計及びモーターシステムはボンネットによって説明された振り子と機能的に等価である。振り子は重力に依存して回転するが、加速度計は重力を測定し、かつモーターはこれに応じて組立体を回転させる。それ故、システムは電気機械式振り子と見なし得る。Mattsson-Bozeは、画像配向を補正するために電子操作による画像回転にも気づいたが、幾つかの理由でこの実行を積極的に思いとどまった。

30

【特許文献3】米国特許第6,097,423号明細書

【0010】

Green等によるまた別の従来技術特許文献は、Mattsson-Bozeに開示されたのと同じ装置を開示し、かつ画像回転のための2つの別の方法を示唆する（例えば、特許文献4参照）。第1の方法では、回転するカメラの代わりに、光学画像回転器が使用される。第2の方法では、電子操作が画像配向を補正するために使用される。また、1つ以上のジャイロスコープが別の電子回転ピックアップ手段として示唆される。

40

【特許文献4】米国特許第6,471,637号明細書

【0011】

Chatenever等による更に別の従来技術特許文献は、Mattsson-Boze及びGreenに開示されたのと同じ装置を開示し、かつ電子回転ピックアップのための2つの別の方法を示唆する（例えば、特許文献5参照）。第1の方法では、画像解析は回転信号を計算するために使用される。第2の方法では、機械視覚システムは回転信号を計算するために使用される。

【特許文献5】米国特許出願第2002/0161280号明細書

50

【0012】

Scharra等による更にまた別の従来技術特許文献は、画像配向問題に対する一般的な解決策を教示する。この文献はその全体が本願明細書に参考文献として援用される（例えば、特許文献6及び7参照）。上記の開示と異なり、これらの開示は、内視鏡のピッチ及びロールと、内視鏡の軸線から偏倚された視界を成す何れかの線と、にも拘わらず、全てのスコープタイプ及び形状構成に対する重力にレベル合せされた内視鏡画像を与え得る。

【特許文献6】米国特許出願第2005/0228230号明細書

【特許文献7】米国特許出願第2005/0154260号明細書

【0013】

上記解決策の全ては自動的再配向及び内視鏡画像のレベルリング(leveling)のみを教示する。市場調査書、及び異なる専門分野の外科医との討論、から、内視鏡画像の再配向なしの垂直なインジケータでさえ非常に有用であるであろうことが明白になっている。外科医は処置中に内視鏡カメラを手動で再配向することに慣れてくるようになり、かつ彼等は自動的に補正された画像は必ずしも必要ではないか又は欲しさえない。鉛直なインジケータを単に設けることは、外科医が彼等自身でカメラを調整する実務を維持することを可能にし、かつ同時に真に垂直な画像を得るためにどのくらいカメラを回転しなければならないかに関する視覚的キーを与える。あるいは、外科医は現在のカメラ配向を維持するように選び得るが、インジケータで、少なくともインジケータでどちらが上かを見ることができる。これは、回転し得ない遠位端カメラを具備する最近の先端チップ(chip-in-tip)内視鏡に特に関連する。

【0014】

また、Scharra等による米国特許出願第2005/0228230号及び米国特許出願第2005/0154260号を除いて、上記解決策の全ては長手方向軸線回りのロールのみを補償し、かつ軸線視内視鏡のためのみに回転補正された画像を与える。これらは、水平近くに保持された、僅かに斜め視野内視鏡のための補正配向の近似を与えるが、Scharra等だけは、直進、斜め、側方、後方及び可変視野の内視鏡を補正する解決策を教示する。内視鏡の現在の実務は、内視鏡の内視鏡軸線回りのロールが水平なレベルのように外科医が近位カメラヘッドを回転させることによって画像を鉛直に保持しようとするものである。これは、使用される内視鏡のタイプが、真っ直ぐ、斜め、あるいはフレキシブルで使用されるかに拘わらず行われる。広まっている誤解はこの実務は画像を水平に保持するということである。実際、堅固な直線状視野内視鏡の場合に水平化画像を与える。何れか他のスコープタイプに対しては、この実務は水平化された画像を与えず、従って、誤りである。何故なら、水平化された画像と信じ込まれているものは実際にはないからである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

従って、本発明の目的は、内視鏡から見た画像の（接眼レンズに対する）正確な垂直配向を与えるインジケータを提示することである。本発明の更なる目的は、何れかの軸線、斜め、側方、あるいは後方視野内視鏡、並びに可変方向視野を有する内視鏡に適用可能である。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の特徴によれば、電子回転ピックアップ手段は内視鏡のハウジングに固定される。電子回転ピックアップ手段は内視鏡の回転を示す信号を生成する。マイクロプロセッサはこれらの信号を使用して内視鏡視界配向のための回転インジケータを計算する。この計算は、内視鏡ロール、内視鏡ピッチ、及び内視鏡視界方向を説明するためのファクターを含む。このインジケータはビデオディスプレイ装置に表示される。この配置構成により、インジケータは、あたかも垂直な位置に立っているか又は座っている外科医によって見

10

20

30

40

50

たかのように、どの方向が上であり、及び現在の画像配向がどれくらいの量だけ鉛直からずれているか、あるいはディスプレイ上で画像を”垂直”にするためには使用者はカメラをどれくらいの量だけ回転させなければならないかを示す。

【0017】

本発明は、内視鏡からの画像の（接眼レンズに対する）適切な垂直配向を示す方法であって、垂直方向を計算する段階を備え、前記計算する段階は、内視鏡ピッチ、内視鏡ロール、及び内視鏡視野方向によって引き起こされた画像配向の効果を勘案する段階、及び適切な前記垂直方向のインジケータを提示する段階を備える方法を含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

10

図1は内視鏡を概略的に示す。内視鏡は、慣用的に設けられる要素を備えるシャフト10を含む。シャフトは長手方向軸線12を有する。

【0019】

内視鏡に視界ベクトル14及び視野16を与えるために、対物光学系がシャフトの遠位端部に設けられる。対物光学系は、レンズ、プリズム、反射器等のような構成要素を備える。対物光学系は視野方向を可変にするために調節可能であるか又は調節可能に取り付け得る。

【0020】

ハウジング18は、シャフト10の近位端部に設けられる。画像検出デバイス又はカメラ20がハウジング18に取り付けられる。画像検出デバイスは対物光学系からの画像22を受信するように形状構成される。ハウジング18は、計算を行うための電子マイクロプロセッサ23を内包する。

20

【0021】

電子回転ピックアップ手段、好ましい実施形態では、重力に応答する3つの加速度計24、26、28はハウジング18に取り付けられる。各加速度計は特定の測定軸線に沿って重力の成分を測定する。加速度計は、各信号を重力測定器に変換し得る処理装置にパルス幅変調された信号を送信する。加速度計からの重力測定での変動は内視鏡の回転に関連付けられる。

【0022】

本発明の方法を適切に説明するために、適切な数学的構成を定義する必要がある。

30

【0023】

ハウジング18は、ハウジングが自身の垂直位置にある場合に水平な長手方向軸線30、及び、ハウジングが自身の垂直位置にある場合に垂直な軸線34を有する。これらの軸線30、32、34は直交する。各加速度計軸線はハウジング18の軸線と整合される。第1加速度計24は、長手方向軸線30に沿った重力の成分を測定する。第2の加速度計26は、長手方向に直角な軸線32に沿った重力の成分を測定する。第3の加速度計28は、垂直な軸線34に沿った重力の成分を測定する。長手方向加速度計24からの力はZである。長手方向に直角な方向の加速度計26からの力はXである。垂直な加速度計28からの力はYである。

【0024】

40

内視鏡は視界ベクトル14を有する。カメラの垂直な投影36は光学系及び視界ベクトル14によってカメラ20のデフォルトの垂直な軸線38の投影である。

【0025】

視界ベクトルの回動軸線40は、内視鏡の遠位端部に定義され、最初はハウジングの垂直な軸線34と整合される。回動軸線40は内視鏡の実際の用具には存在し得ないが、数学的構成の一部として定義される。回動軸線40は、長手方向軸線12回り自身を回転させることにより再整合し得る。変数シータは長手方向軸線12回りで回転されるような垂直な軸線34に対する回動軸線40の角度を説明するために使用される。変数ファイは回動軸線40回りで回転されるような長手方向軸線12に対する視界ベクトル14の角度を説明するために使用される。変数ゼータは視界ベクトル14回りで回転されるような回動

50

軸線 40 に対するカメラの垂直投影 36 の角度を説明するために使用される。上記のパラメータ化が Z Y Z オイラー角を使用することに留意すべきである。

【0026】

単純な斜め、側方、あるいは後方内視鏡に対しては、上述のパラメータ化変数シート、ファイ、及びゼータは各内視鏡に対して一定に固定される。視野内視鏡の変数方向は変数の 1 つ以上が視野方向の変更を反映する操作間に変化することを要する。

【0027】

使用中に、内視鏡は図 2 に示すような姿勢で位置づけられる。この姿勢はピッチ及びロールとしてパラメータ化される。変数アルファは水平 42 に対する長手方向軸線 12 のピッチ角度を説明するためにも使用される。変数ベータは自身の長手方向軸線 12 回りの内視鏡のロール角度を説明するために使用される。ピッチ及びロールの両方は使用の間に調節し得る。マイクロプロセッサは、公式による加速度計出力からピッチ及びロールを計算する。

【0028】

【数 1】

$$\alpha = \arctan \frac{Z}{Y / \cos \beta}$$

$$\beta = \arctan \frac{X}{Y}$$

【0029】

図 3 に示すように、カメラの垂直投影 36 は補正角度だけ重力垂直部分 43 から偏倚している。変数ガンマは視界ベクトル 14 の回りの補正角度を説明するために使用される。

【0030】

図 3 に示すように、カメラの垂直投影 36 は補正角度だけ重力垂直部分 43 から偏倚している。変数ガンマは視界ベクトル 14 の回りの補正角度を説明するために使用される。マイクロプロセッサは公式によってガンマを計算する。

【0031】

【数 2】

$$\gamma = -\zeta - \arctan \frac{-\sin \alpha \sin \phi + \cos \alpha \cos \phi \sin(\beta + \theta)}{\cos \alpha \cos(\beta + \theta)}$$

【0032】

図 4 に示すように、ビデオディスプレイ 44 は、使用者に垂直方向インジケータ 46 に加えて内視鏡画像 45 を与えるために使用される。インジケータ 46 はこの実施形態では方向矢印であるが、点線又は線のような何れのタイプのグラフィック・オブジェクトとし得る。随意的垂直ストライプ 48 はディスプレイ 44 の物理的頂部を示し、カメラを回転させるための基準点を与える。使用者が、内視鏡画像の上方向がディスプレイ 44 の上方向と整合されるように内視鏡画像 45 を配置したい場合には、使用者はインジケータ 46 がストライプ 48 に沿って並ぶまでカメラ（あるいは、システムが画像回転の或る手段を有する場合には画像自体）を回転することができる。ビデオディスプレイ 44 は内視鏡からの画像を表示するための何れかの適切なデバイスとし得る。

【0033】

画像配向インジケータ 46 に加えて、図 5 A に示すように、使用者に内視鏡の配向の感覚を与えるために更なるインジケータ 50 の組を使用し得る。この場合、画像 44 の外周に沿って摺動する、これらのインジケータ 50 は内視鏡が使用者から離れたことを指摘す

10

20

30

40

50

るか、あるいは使用者に向かっているかを示す。あるいは、3次元矢印インジケータ52を使用し得る(図5B)。

【0034】

別の実施形態では、1つ以上のジャイロ스코プを電子回転ピックアップ手段として使用し得る。ジャイロ스코プ出力は内視鏡の姿勢を決定するために使用される。ジャイロ스코プは自身の回転軸線に対する角変位に比例する力を表す信号を作り出す。ジャイロ스코プを使用して姿勢を決定する方法に説明されるが、これらの方法の詳細は本発明の理解に必要ではない。

【0035】

本発明の層なる実施形態では、機械視覚システムが内視鏡の姿勢を計算するために使用される。こうしたシステムでは、内視鏡は、該内視鏡から離れた或るロケーションに位置する受信器によって受信される或るエネルギー形態を放つ少なくとも1つの信号発信要素を自身上又は内部に具備する。こうした信号発信要素は、三脚等に、あるいは壁内に取り付けられ、操作室の天井内にある。信号発信要素から受信したエネルギーを分析することによって、受信器は内視鏡の姿勢を計算する。信号発信要素は、発光ダイオード、磁石等のようなそれら自体でエネルギーを生成し得るか、あるいは、内視鏡から離れた或るロケーションに位置する或る送信源から放たれたエネルギーを反射するための反射器を備え得る。こうした信号発信要素は、三脚等に、あるいは壁内に取り付けられ、操作室の天井内にある。送信源はこうしてエネルギーを送信する。これは信号発信要素から反射されて受信器によって受信される。エネルギーは、例えば、赤外線エネルギー、可視スペクトル光、磁気エネルギー等を備え得る。

【0036】

本発明の理解を伝えることができるように本発明を最も好ましい実施形態について説明してきた。しかしながら、本願明細書では特に説明していない重力基準内視鏡画像を与える方法のための多くの別の配置構成があるが、本発明はこれらにも適用可能である。例えば、内視鏡を説明する別の数学的フレームワークは垂直な配向を計算するための別の公式に通じる。また、垂直方向を表示する多くの方法が存在する。さらに、実施例は外科手術で使用する内視鏡について与えられたものであるが、本発明は様々な機械構造体内で使用するためにボアスコープ等についても等しく適用可能である。従って、本願明細書で使用する“内視鏡(endoscope)”との用語は(医療手術のために使用される)内視鏡、あるいはボアスコープ、ファイバースコープ等のような何れかの類似したデバイスを言及する。

【0037】

本発明は図面に示され、かつ本願明細書に記載した実施形態によって限定されるものではない。これらの実施形態は例示的なものであって限定のためのものではないが、添付の特許請求の範囲に従うものである。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明で有用な内視鏡の概略図である。

【図2】内視鏡の姿勢を示す図である。

【図3】内視鏡画像が重力による垂直方向から偏倚した角度量を示す図である。

【図4】垂直方向のインジケータを有する表示された内視鏡画像を示す図である。

【図5A】内視鏡の姿勢に関する情報を与える更なるインジケータを含む表示された内視鏡画像を示す図である。

【図5B】内視鏡の姿勢に関する情報を与える更なるインジケータを含む表示された内視鏡画像を示す図である。

【符号の説明】

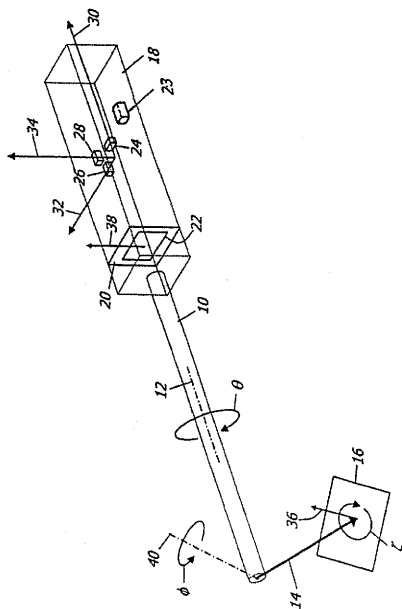
【0039】

- 10 シャフト
- 12 長手方向軸線
- 14 視界ベクトル

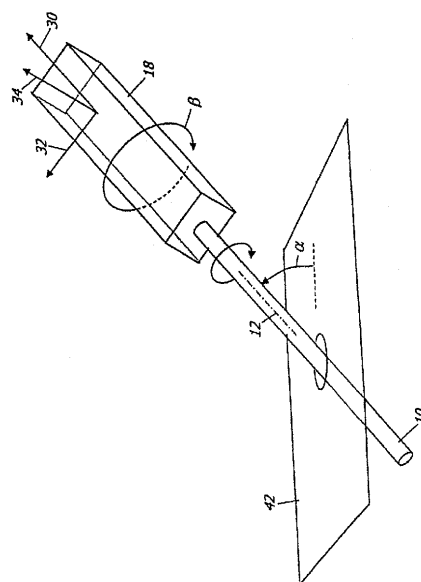
- 1 6 視野
1 8 ハウジング
2 0 カメラ
2 2 画像
2 3 電子マイクロプロセッサ—
2 4、2 6、2 8 加速度計
3 0、3 2、3 4 軸線
3 4 垂直軸線
3 6 垂直投影
3 8 軸線
4 0 回動軸線
4 2 水平
4 3 重力垂直部分
4 4 画像
4 5 内視鏡画像
4 6 インジケータ
4 8 ストライプ
5 0 インジケータ
5 2 3次元矢印インジケータ

10

【 図 1 】



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者 ハンズ・デイビッド・ホーグ
アメリカ合衆国・カリフォルニア・９１００６・アルカディア・ラ・ポート・ストリート・１９・
スイート・＃１０２

(72)発明者 エリック・エル・ヘイル
アメリカ合衆国・カリフォルニア・９１００１・アルタデナ・イースト・カラヴェラス・ストリー
ト・２５７

(72)発明者 ネイタン・ジョン・スカラ
アメリカ合衆国・カリフォルニア・９１１０７・パサデナ・サウス・クレイグ・３３・＃３

Fターム(参考) 2H040 BA23 GA02 GA11
4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF41 HH51 JJ11 JJ17 NN05 WW13

【外国語明細書】

TITLE OF INVENTION

Endoscopic Imaging with Indication of Gravity Direction

FIELD OF THE INVENTION

The present invention relates to endoscopic imaging, and in particular, to endoscopic image orientation and its relationship to the direction of gravity and the viewer's reference frame.

BACKGROUND OF THE INVENTION

An endoscope is an elongated tubular structure which is inserted into body cavities to examine them. The endoscope includes a telescope with an objective lens at its distal end. The telescope usually includes an image-forwarding system. In rigid endoscopes, it is a series of spaced-apart lenses. In flexible endoscopes it is a bundle of tiny optical fibers assembled coherently to forward the image. Some endoscopes include a camera means, such as a CCD or CMOS image sensor, in the distal portion and forward the image electronically. This invention is applicable to all types of image forwarding systems.

Many endoscopes view only directly forward. Others feature fixed or movable reflectors in the distal portion to allow off-axis viewing. Some, most commonly flexible types, feature actuated bending portions at the distal end. This invention is applicable to all types of axial, non-axial, and variable direction of view endoscopes.

At the proximal end of the image-forwarding system, some endoscopes include an ocular lens which creates a virtual image for direct human visualization. Often a camera means, such as a CCD or CMOS chip, is connected to the endoscope. It receives the image and produces a signal for a video display. Some endoscopes have a camera means built directly into the endoscope.

While surgeons can, and often do, look directly into the endoscope through an ocular lens, it has become more common for them to use an attached video camera and observe an image on a video screen. In a surgical or diagnostic procedure, the surgeon manipulates the endoscope. He may cause it to pitch about a lateral axis or roll about a longitudinal axis. As these manipulations occur to an endoscope with an attached camera, the camera faithfully relates what it sees, with its own upright axis displayed as the upright axis of the image on the display. This often results in rotation of the viewed image.

That is the very problem. As the image rotates, the surgeon loses track of what is actually up and down inside the endoscopic cavity. This disorientation is one of endoscopy's greatest enemies and has lead to severe mistakes such as the snipping of optical nerves which, during a procedure, were believed to be a different part of the anatomy. When surgical procedures where open rather than endoscopic, the surgeon could see the anatomy directly and therefore did not have a disorientation problem. However, during an endoscopic procedure the surgeon's viewpoint is different from the viewpoint of the endoscope, and the surgeon must continuously try to correlate his own mental picture of the anatomy with the

endoscopic picture on the display. In doing this, the need to know what is up and down inside the endoscopic cavity is so strong that it has become common for surgeons to observe the flow direction of fluid droplets on the endoscope cover window or search for pooling blood in order to get a sense of direction inside the cavity. Aside from being important for distinguishing anatomical features which may look similar, knowing the up-direction also helps in understanding the endoscope's position relative to the surrounding anatomy. Ideally, the surgeon would be able to relate to the endoscopic cavity as if his own eyes were actually inside the cavity.

An attempted solution to this problem is proposed in USPN 5,307,804 to Bonnet (1994), which is incorporated herein by reference in its entirety. An object of this invention was to maintain the orientation of an endoscopic image without the use of electronic sensing and positioning devices. A pendulum fixed to a camera is rotatably attached to an endoscope. The pendulum maintains an orientation with respect to gravity around the endoscope longitudinal axis. As the endoscope rotates, the pendulum causes the camera to rotate in the opposite direction relative to the endoscope. This is intended to maintain the image in a proper orientation.

An endoscope with rotational orientation correction is also suggested in USPN 5,899,851 to Koninckx (1999), which is incorporated herein by reference in its entirety. An electronic rotation pick-up means responsive to gravity senses rotation of a camera around the endoscope longitudinal axis. An image rotator rotates the camera image according to the rotation signal from the rotation pick-up means.

Another endoscope and camera system with rotational orientation correction

is disclosed in USPN 6,097,423 to Mattsson-Boze, et al. (2000), which is incorporated herein by reference in its entirety. Electronic sensing and positioning devices combine to sense and correct the rotation of a camera rotatably attached to an endoscope. An accelerometer fixed to the camera serves as an electronic rotation pick-up means responsive to gravity. A motor rotates the camera according to signals from the accelerometer. This accelerometer and motor system is functionally equivalent to the pendulum described by Bonnet. While the pendulum relies on the force of gravity to rotate, the accelerometer sensitively measures gravity and the motor rotates the assembly accordingly. The system can therefore be thought of as an electro mechanical pendulum. Mattsson-Boze also recognizes rotation of the image by electronic manipulation to correct the image orientation, but actively discourages this practice for several reasons.

USPN 6,471,637 to Green, et al. (2002), which is incorporated herein by reference in its entirety, discloses the same apparatus as disclosed in Mattsson-Boze, and suggests two alternative methods for image rotation. In the first method, an optical image rotator is used instead of a rotating camera. In the second method, electronic manipulation is used to correct the image orientation. Also, one or more gyroscopes are suggested as alternative electronic rotation pick-up means.

U.S. Patent Application No. 2002/0161280 by Chatenever, et al., which is incorporated herein by reference in its entirety, discloses the same apparatus as disclosed in Mattsson-Boze and in Green, and suggests two alternative methods for electronic rotation pick-up. In the first method, image analysis is used to compute a rotational signal. In the second method, a machine vision system is used to compute

a rotation signal.

U.S. Patent Application Nos. 2005/0228230 and 2005/0154260 by Schara et al., which are incorporated herein by reference in their entirety, teach general solutions to the image orientation problem. Unlike the above disclosures, these disclosures can provide a gravity-leveled endoscopic image for all scope types and configurations, regardless of endoscope pitch and roll and any line of sight offset from the axis of the endoscope.

All of the above solutions teach only automatic reorienting and leveling of the endoscopic image. From market surveys and discussions with surgeons in different disciplines it has become apparent that even just an indicator of vertical without reorientation of the endoscopic image would be very useful. Surgeons have become accustomed to reorienting the endoscopic camera manually during a procedure and do not necessarily require or even want the image automatically corrected for them. Simply providing an indicator of vertical would allow the surgeons to keep the practice of adjusting the camera themselves and at the same time give a visual key of how much the camera must be rotated in order to achieve a truly upright image. Alternately, the surgeon could elect to maintain a current camera orientation but would with an indicator at least be able to see which direction was up. This is especially relevant with the latest chip-in-tip endoscopes which have a distal camera that cannot be rotated.

Also, except for U.S. Patent Application Nos. 2005/0228230 and 2005/0154260 by Schara et al., all of the above solutions compensate only for roll

about the longitudinal axis, and provide a rotationally corrected image only for axial viewing endoscopes. They provide an approximation of the correct orientation for slightly oblique viewing endoscopes held near horizontal, but only Schara et al, teach a solution that is correct for straight, oblique, side, retro, and variable direction of view endoscopes. The current practice in endoscopy is for the surgeon to try to keep the image vertical by rotating the proximal camera head such that its roll about the endoscope axis stays level with the horizon. This is done regardless of the type of scope being used, whether straight, oblique, or flexible. The widespread misunderstanding here is that this practice keeps the image leveled. It in fact only provides a leveled image in the case of a rigid straight viewing endoscope. For any other scope type, this practice does not provide a leveled image and is misleading because what is believed to be a leveled image actually is not.

Thus, it is an object of this invention to provide an indicator of the correct upright orientation (with respect to the viewer) of a viewed image from an endoscope. It is an additional object of this invention to be applicable to any axial, oblique, side, or retro viewing endoscope, as well as any endoscope with a variable direction of view.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

According to a feature of this invention, an electronic rotation pick-up means is fixed to the housing of an endoscope. The electronic rotation pick-up means produces signals indicating rotations of the endoscope. A microprocessor uses these signals to calculate a rotational indicator for the endoscopic view orientation. The

calculation includes factors to account for endoscope roll, endoscope pitch, and endoscope viewing direction. The indicator is displayed on a video display device. With this arrangement the indicator shows which direction is up and how much the current image orientation is off from vertical or how much the user must rotate the camera in order to make the image "upright" on the display, as though viewed by a surgeon standing or sitting in an upright position.

The invention includes a method for indicating the proper upright orientation (with respect to the viewer) of an image from an endoscope comprising calculating the upright direction, wherein said calculating comprises accounting for the effects on image orientation caused by endoscope pitch, endoscope roll, and endoscope direction of view; and presenting an indication of said proper upright orientation.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Fig. 1 is a schematic view of an endoscope useful with this invention;

Fig. 2 illustrates endoscope attitude; and

Fig. 3 shows the angular amount by which the endoscopic image is off the gravity upright direction.

Fig. 4 shows a displayed endoscopic image with an indicator of the upright

direction;

Figs 5A and 5B illustrate a displayed endoscopic image including additional indicators providing information about the endoscope attitude.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Fig. 1 schematically shows an endoscope. The endoscope includes a shaft 10 that contains elements that are conventionally provided. The shaft has a longitudinal axis 12.

An objective optical system is provided at the distal end of the shaft to give the endoscope a view vector 14 and a field of view 16. The objective optical system comprises components such as lenses, prisms, reflectors, etc. The objective optical system may be adjustable or mounted adjustably to provide a variable direction of view.

A housing 18 is provided at the proximal end of the shaft 10. An image sensing device or camera 20 is mounted in the housing 18. It is configured to receive images 22 from the objective optical system. The housing 18 encases an electronic microprocessor 23 for performing calculations.

Electronic rotation pick-up means, in the preferred embodiment three accelerometers 24, 26, 28 responsive to gravity, are mounted to the housing 18. Each accelerometer measures a component of gravity along a particular

measurement axis. The accelerometers provide pulse-width-modulated signals to the processor which can convert each signal into a gravitational force measurement. Changes in the gravitational force measurements from the accelerometers are related to rotations of the endoscope.

In order to adequately describe the method of the current invention, an appropriate mathematical framework needs to be defined.

The housing 18 has a longitudinal axis 30 and a lateral axis 32 which are horizontal when the housing is in its upright position, and an upright axis 34 which is vertical when the housing is in its upright position. These axes 30, 32, 34 are orthogonal. Each accelerometer axis is aligned with an axis of the housing 18. The first accelerometer 24 measures a component of gravity along the longitudinal axis 30. The second accelerometer 26 measures a component of gravity along the lateral axis 32. The third accelerometer 28 measures a component of gravity along the upright axis 34. The force from the longitudinal accelerometer 24 is Z. The force from the lateral accelerometer 26 is X. The force from the upright accelerometer 28 is Y.

The endoscope has a view vector 14. The camera upright projection 36 is the projection of the default upright axis 38 of the camera 20 through the optics and along the view vector 14.

A view vector pivot axis 40 is defined at the distal end of the endoscope, initially aligned with the housing upright axis 34. The pivot axis 40 may or may not exist in the actual implementation of the endoscope, but is defined as part of the

mathematical framework. The pivot axis 40 may be realigned by rotating it about the longitudinal axis 12. The variable theta is used to describe the angle of the pivot axis 40 relative to the upright axis 34 as rotated about the longitudinal axis 12. The variable phi is used to describe the angle of the view vector 14 relative to the longitudinal axis 12 as rotated about the pivot axis 40. The variable zeta is used to describe the angle of the camera upright projection 36 relative to the pivot axis 40 as rotated about the view vector 14. It should be noted that the above parameterization uses ZYZ Euler angles, which are commonly used to describe three dimensional rotations.

For simple oblique, side, or retro viewing endoscopes, the above parameterization variables theta, phi, and zeta will be fixed constants defined for each endoscope. Variable direction of view endoscopes require that one or more of the variables change during operation to reflect the changing direction of view.

During use, the endoscope will be positioned with an attitude as shown in Fig 2. The attitude is parameterized as pitch and roll. The variable alpha is used to describe the pitch angle of the longitudinal axis 12 relative to horizontal 42. The variable beta is used to describe the roll angle of the endoscope about its longitudinal axis 12. Both pitch and roll may be adjusted during use.

The microprocessor calculates pitch and roll from the accelerometer outputs according to the formulas:

$$\beta = \arctan \frac{X}{Y}$$

$$\alpha = \arctan \frac{Z}{Y / \cos \beta}$$

As shown in Fig 3, the camera upright projection 36 is offset from gravity upright 43 by a correction angle. The variable gamma is used to describe the correction angle as a rotation about the view vector 14. The microprocessor calculates gamma according to the formula:

$$\gamma = -\zeta - \arctan \frac{-\sin \alpha \sin \phi + \cos \alpha \cos \phi \sin(\beta + \theta)}{\cos \alpha \cos(\beta + \theta)}$$

A video display 44 is used to provide the endoscopic image 45 along with an upright direction indicator 46 to the user, as shown in Fig. 4. The indicator 46 is in this embodiment a direction arrow, but it could be any type of graphic object such as a dot or a line. An optional vertical stripe 48 indicates the physical top of the display 44 and provides a reference point for rotating the camera. If the user wants to arrange the endoscopic image 45 such that its up-direction is aligned with the up-direction of the display 44, he can rotate the camera (or image itself if the system has some other means of image rotation) until the indicator 46 lines up with the stripe 48. The video display 44 may be any device suitable for displaying images from the endoscope.

Along with the image orientation indicator 46, an additional set of indicators 50 could be used to give the user a sense of the endoscope's orientation, as shown in Fig 5A. In this case these indicators 50, which slide along the perimeter of the image 44, indicate whether the endoscope is pointing away from the user or towards the user. Alternately, a 3D arrow indicator 52 can be used (Fig. 5B).

In an alternative embodiment, one or more gyroscopes can be used as the electronic rotation pick-up means. The gyroscope output is used to determine the attitude of the endoscope. A gyroscope creates a signal representative of a force proportional to the angular displacement relative to its axis of rotation. Methods of determining attitude using gyroscopes are described in Chatenever, but the details of these methods are not necessary for an understanding of this invention.

In a further embodiment of the present invention, a machine vision system is used to compute the attitude of the endoscope. In such a system, the endoscope has thereon or therein at least one signal emitting element which emits some form of energy which is received by a receiver located at some location remote from the endoscope, such as in the ceiling of the operating room, mounted on a tripod or the like, or in a wall. By analyzing the energy received from the signal emitting elements, the receiver calculates the attitude of the endoscope. The signal emitting elements may themselves generate the energy, such as in the case of light emitting diodes, magnets, or the like, or may comprise reflectors for reflecting energy emitted from some transmitting source located at some location remote from the endoscope, such as in the ceiling of the operating room, mounted on a tripod or the like, or in a wall. The transmitting source thus transmits energy, which is reflected off the signal emitting elements, and is received by the receiver. The energy may comprise, for example, infrared energy, light in the visual spectrum, magnetic energy, or the like.

The present invention has been described above in terms of a presently preferred embodiment so that an understanding of the present invention can be

conveyed. However, there are many alternative arrangements for a method for providing gravity referenced endoscopic imaging not specifically described herein but with which the present invention is applicable. For example, an alternative mathematical framework describing the endoscope will lead to an alternative formula for the upright orientation calculation. Also, there are many different ways to indicate the upright direction. In addition, while the examples were given with respect to endoscopes for use in surgical procedures, the present invention is equally applicable with respect to borescopes or the like for use within various mechanical structures. Therefore, the term "endoscope" as used herein, refers to an endoscope (used for medical procedures) or any similar device such as a borescope, a fiberscope, etc.

This invention is not to be limited by the embodiments shown in the drawings and described in the description, which are given by way of example and not of limitation, but only in accordance with the scope of the appended claims.

We claim:

1. A method for indicating the proper upright orientation of an image from an endoscope, comprising:

calculating an image upright direction, wherein said calculating comprises accounting for the effects on image orientation caused by endoscope pitch, roll, and viewing direction; and

presenting an indicator of said upright direction, wherein said presenting comprises displaying said indicator along with said image on a display device.

2. The method of claim 1, wherein said indicator comprises at least one marker around the edge of said endoscopic image.

3. The method of claim 1, wherein said indicator comprises a pointer adjacent to said endoscopic image.

4. A method for indicating the inclination of a view vector of an endoscope comprising:

calculating a view vector inclination, wherein said calculating comprises accounting for the effects on image orientation caused by endoscope pitch, roll, and viewing direction; and

presenting an indicator of said view vector inclination, wherein said presenting comprises displaying said indicator along with said image on a display device.

5. The method of claim 4, wherein said indicator comprises at least one marker around the edge of said endoscopic image.
6. The method of claim 4, wherein said indicator comprises a pointer adjacent to said endoscopic image.
7. A method for indicating the attitude of an endoscope having at least one rotation pickup means comprising:
 - monitoring said attitude with said rotation pick-up means; and
 - presenting an indicator of said attitude, wherein said presenting comprises displaying said indicator along with an endoscopic image on a display device.
8. The method of claim 7, wherein said indicator comprises at least one marker around the edge of said endoscopic image.
9. The method of claim 7, wherein said indicator comprises a pointer.
10. A system for indicating the proper upright orientation of images, comprising:
 - a scope for acquiring images;
 - a rotation sensor for monitoring rotation of said scope and generating signals therefor;

a processor connected to said rotation sensor that receives the signals and calculates an image upright direction based thereon; and

a display device connected to said scope for displaying the acquired images, wherein the display device displays an indicator of the calculated image upright direction along with the images.

11. The system of claim 10, wherein the rotation sensor comprises three rotation pick-up devices for monitoring rotation of said scope about three substantially orthogonal axes.

12. The system of claim 11, wherein said rotation pick-up devices comprise accelerometers.

13. The system of claim 10, wherein said rotation sensor comprises at least one gyroscope.

14. The system of claim 10, wherein said scope includes a view vector, a longitudinal axis, and a view vector pivot axis angularly offset from the longitudinal axis about which the view vector pivots, wherein the calculated upright direction is further based thereon.

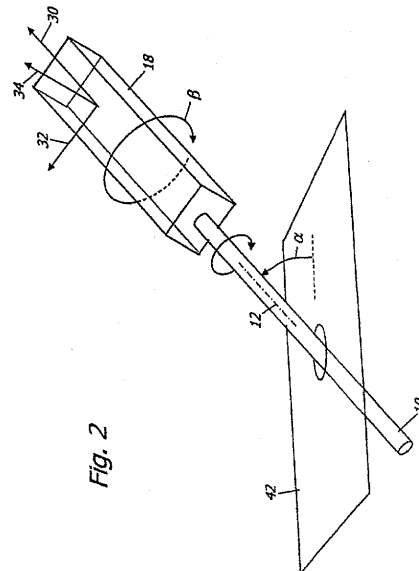
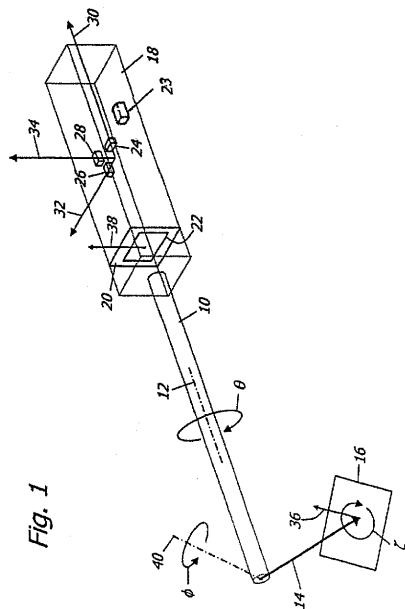
1 Abstract

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

A method is disclosed in for presenting an indicator of the upright orientation of an endoscopic image. An electronic rotation pick-up means is fixed to the housing of an endoscope. The electronic rotation pick-up means produces signals indicating rotations of the endoscope. A microprocessor uses these signals to calculate the difference between the upright image orientation and the actual image orientation. The calculation includes factors to account for endoscope roll, endoscope pitch, and endoscope viewing direction. The upright indicator is displayed on a video display device along with the endoscopic image.

2 Representative Drawing

Fig. 1



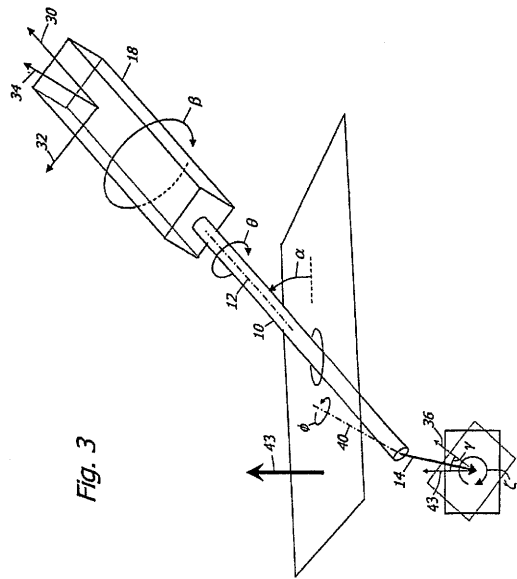


Fig. 4

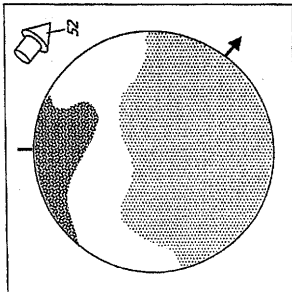
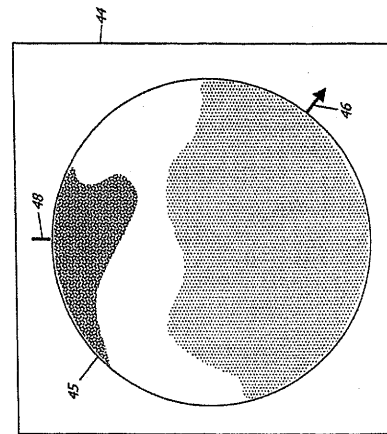
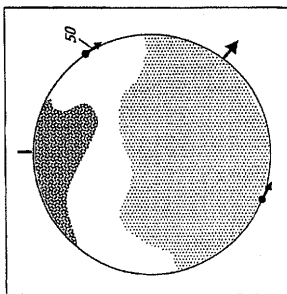


Fig. 5A



专利名称(译)	内窥镜图像形成方法伴随着重力方向的显示		
公开(公告)号	JP2007275257A	公开(公告)日	2007-10-25
申请号	JP2006104578	申请日	2006-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔斯巴德东通发展公司		
申请(专利权)人(译)	卡尔Sutotsu开发公司		
[标]发明人	ハンズデイビッドホーグ エリックエルヘイル ネイタンジョンスカラ		
发明人	ハンズ・デイビッド・ホーグ エリック・エル・ヘイル ネイタン・ジョン・スカラ		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW13 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/WW13		
代理人(译)	渡边 隆 村山 彦		
其他公开文献	JP4607043B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一个指示器，该指示器提供从内窥镜观察的图像的精确垂直方向（相对于目镜）。公开了一种呈现内窥镜图像的垂直取向的指示符的方法。电子旋转拾取装置固定到内窥镜的壳体上。电子旋转拾取装置产生指示内窥镜旋转的信号。微处理器使用这些信号来计算垂直图像方向和实际图像方向之间的差异。该计算包括考虑内窥镜滚动，内窥镜俯仰和内窥镜观察方向的因素。垂直指示器与内窥镜图像同时显示在视频显示设备上。点域1

