

(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2010-17552

(P2010-17552A)

(43) 公開日 平成22年1月28日 (2010.1.28)

(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	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	

審査請求 有 請求項の数 23 O L 外国語出願 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2009-161999 (P2009-161999)	(71) 出願人	505414986
(22) 出願日	平成21年7月8日 (2009.7.8)		カール・ストーツ・デベロップメント・コーポレーション
(31) 優先権主張番号	12/169,290		アメリカ合衆国・カリフォルニア・931
(32) 優先日	平成20年7月8日 (2008.7.8)		17・ゴレタ・クリモナ・ドライブ・175
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100108453
			弁理士 村山 靖彦
		(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	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

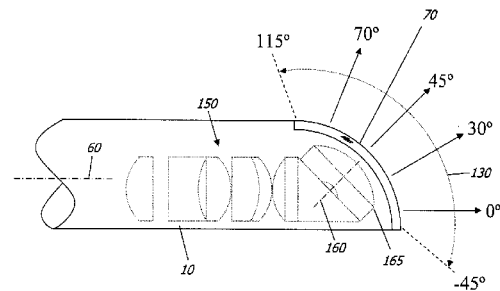
(54) 【発明の名称】 ソリッドステート型の観察方向可変型内視鏡

(57) 【要約】

【課題】実現可能な構成を提供しかつ可動部品数を低減した観察方向可変型内視鏡を提供すること。

【解決手段】内視鏡であって、内視鏡の長手方向軸から角度オフセットされた光学軸を備え、光学軸が長手方向軸に対して0度より大きい角度で存在する広角レンズを有する。広角レンズシステムは、少なくとも長手方向軸と長手方向軸に対して90度より大きい角度との間にわたって内視鏡撮像領域を連続的に収集する。内視鏡は、広角レンズシステムによって伝送された内視鏡画像の少なくとも一部を受けて内視鏡撮像領域に対応する出力信号を生成する撮像面範囲を備える撮像素子と、出力信号を受けて画像信号を生成する画像形成回路と、をさらに備える。

【選択図】図2A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡であって、

当該内視鏡の長手方向軸から角度オフセットされた光学軸を備え、前記光学軸が前記長手方向軸に対して 0 度より大きい角度で存在する広角レンズシステムであって、当該広角レンズシステムが少なくとも前記長手方向軸と前記長手方向軸に対して 90 度より大きい角度との間にわたって内視鏡撮像領域を連続的に収集する広角レンズシステムと、

前記広角レンズシステムによって伝送された内視鏡画像の少なくとも一部を受けて前記内視鏡撮像領域に対応する出力信号を生成する撮像面範囲を備える撮像素子と、

前記出力信号を受けて画像信号を生成する画像形成回路と、
を備えることを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 2】

前記画像信号を受けて前記内視鏡撮像領域よりも小さい関心領域に対応する関心領域信号を生成する画像選択回路をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記関心領域は、標準内視鏡観察角度に対応することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記標準内視鏡観察角度は、0、30、45 及び 70 度からなる群から選択されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

20

【請求項 5】

ユーザ入力部から前記関心領域の選択を受けて前記関心領域を識別する領域制御信号を生成する画像制御回路をさらに備え、

前記画像選択回路は、前記領域制御信号を受けて前記領域制御信号に対応する前記関心領域信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

ユーザ入力部は、プリセットされた前記標準内視鏡観察角度の少なくとも 1 つをユーザが選択することを可能とし、前記画像制御回路にその選択に対応する領域制御信号を生成させることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

ユーザ入力部は、連続的な調節をユーザが選択することを可能とし、前記関心領域を増加的に変更する調節信号を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡。

30

【請求項 8】

前記調節信号は、少なくとも 1 つのプリセットされた前記標準内視鏡観察角度において上方または下方へ前記観察角度を増加的に変更することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記調節信号は、少なくとも一方の長手方向において前記関心領域の範囲を増加的に増大させることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記調節信号は、2 つの長手方向で前記関心領域の範囲を増加的に増大させることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡。

40

【請求項 11】

前記ユーザ入力部は、ユーザが前記関心領域信号によって形成される画像を回転させることを可能とすることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記画像選択回路は、前記関心領域信号によって形成される画像を回転させることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記画像選択回路は、前記関心領域信号によって形成される画像を前記観察角度の軸回

50

りで回転させることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡。

【請求項 14】

前記画像信号に基づいて映像信号を生成し、前記映像信号をディスプレイに出力する映像処理回路をさらに備えることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 15】

前記映像処理回路は、前記画像信号に基づく全画像映像信号を生成し、前記全画像映像信号を前記ディスプレイに出力することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡。

【請求項 16】

前記映像処理回路は、前記関心領域信号に基づく関心領域映像信号を生成し、前記関心領域映像信号を前記ディスプレイに出力することを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡。

10

【請求項 17】

前記映像処理回路は、前記関心領域映像信号を表示する第 1 フレームと、前記全画像映像信号を表示する第 2 フレームと、を構成する複合映像信号を生成することを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡。

【請求項 18】

前記第 2 フレームは、前記全画像映像信号に対応する局所的な前記関心領域を示す証印を含むことを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡。

【請求項 19】

前記撮像面範囲は、長方形であり、前記内視鏡撮像領域の長手方向の寸法に一致する長手方向の寸法を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

20

【請求項 20】

前記広角レンズシステム及び前記撮像素子の間の伝送経路に存在する画像再分布伝送システムをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 21】

前記画像再分布伝送システムは、前記内視撮像領域の分布を変更して前記撮像面範囲に対応させる少なくとも 1 つのレンズを備えることを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡。

【請求項 22】

少なくとも 1 つの前記レンズは、長手方向において前記内視鏡撮像領域のほぼ全体を再分布させて前記撮像面範囲に対応させることを特徴とする請求項 21 に記載の内視鏡。

30

【請求項 23】

前記画像再分布伝送システムは、 $f - \theta$ レンズシステムを備えることを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察方向可変型内視鏡、特に、固体撮像素子を組み込んだ観察方向可変型内視鏡に関する。

【背景技術】

40

【0002】

観察方向可変型内視鏡は、ユーザが内視鏡自体の位置を変更することなく内視鏡の観察方向を変更することを可能とする。このような内視鏡は、ユーザが、内視鏡の先端部の側方または後方にある構造を見たいが、身体構造上の制約または術野にある他の手術器具によって課された制約のために内視鏡のシャフトを容易に移動できない場合に有用である。

【0003】

方向可変型内視鏡は、外科医の工程のアプローチにおいてより高い適応性を外科医に与えるので、望ましい。観察の可動性を増大させることにより、例えば一般的な診断スクリーニングが膀胱の内面の病巣または腫瘍の検査を必要とする膀胱鏡検査におけるように、診断の品質が改善される。側方及び後方を見ることができるとは、膀胱の首部近傍の入

50

口領域を含む膀胱面全体を視覚的にカバーできるので、このタイプの診断を行う場合に重要である。耳、鼻、喉及び脳外科的手術では、処置が繊細かつ入口が小さいので、観察を可変とすることが望まれている。そのため、患者に傷を付けることなく十分に内視鏡を操縦することができない。しかしながら、捉えることができなかった場合に新たな腫瘍の核となりうる腫瘍片の追跡を維持する必要がある場合に、腫瘍の切除中または切除後において、側方及び後方を見ることができるとは、重要である。他の手術分野である腹腔鏡検査法は、強いられる操縦の制約が小さいが、それでも外科医が手術中により良好な観察を得ることを可能とし、かつ診断性能を向上させるので、観察方向可変型とすることによって著しい利点を得る。また、観察の汎用性をより大きくすることで、観察方向可変型内視鏡は、他のツールとの衝突を最小化し、外科医が内視鏡を「側方にずらした(off to the side)」ままとしながら所望の観察を得ることを可能としながら、標準的でない位置から通常の観察角度を得ることを内視鏡が可能とするので、手術の計画を単純化する。

10

【 0 0 0 4 】

方向可変型内視鏡の基本的な特徴は、外科医が「観察なしで動くこと(blind movement)」を概ね除去できることである。観察なしで動くこととは、器具がどこを向いているか認識できない状態で患者の内部で器具を移動させる処理のことである。このため、固定角度型の側方観察を行う内視鏡を内視鏡の前方がどこであるか認識できない状態で器具の長さ方向で前進させる必要がある、または、手術器具が内視鏡の術野の限界で操縦される必要がある。

20

【 0 0 0 5 】

また、多くの既知の観察方向可変型内視鏡は、欠点を有する。まず、これら内視鏡は、内視鏡の先端部において移動可能な撮像センサまたは光学素子を用いて観察方向を変更する。これら可動部品のため、観察方向可変型内視鏡を製造することは、複雑かつコストがかかり、このような内視鏡は、従来の固定角度型内視鏡よりも頑丈でない。また、これらは、しばしば照明及び画像品質を低下させる。

【 0 0 0 6 】

適応性のない(rigid)先端部を有する内視鏡及び適応性のある(flexible)先端部を有する内視鏡双方では、ユーザが方向を見失いやすい。内視鏡の視野方向が変化すると、ユーザは、2つの困難性に直面する。第1には、内視鏡がどこを「見て」いるかの追跡を維持することである。適応性のない固定角度型内視鏡を用いる場合、ユーザにとって内視鏡の観察方向を内視鏡のシャフトから推定することは、比較的容易である。これは、観察方向が内視鏡の長手方向軸に対して一様に変化される場合には、当てはまらない、すなわち、ユーザは、観察される組織内で空間的な方向の経路を直ちに失う。第2の困難性は、内視鏡画像においてどこが「上」であるかの追跡を維持することである。観察変更機構に応じて、画像は、周囲に対して回転し、ユーザは、しばしば方向を見失う。この方向を見失うことは、特に先端側の撮像素子を有しかつ画像方向を変更するための機構を有さない観察方向可変型内視鏡において、しばしば修正不能となる。

30

【 0 0 0 7 】

方向可変型内視鏡の困難性があるため、一定の観察角度を有する適応性のない内視鏡を用いることは、外科医にとって一般的である。外科医は、特定の内視鏡が30または45度の観察角度をもたらすことを知っていることに依存するところが大きい。この複数の固定角度型内視鏡を使用する存在は、部分的には、特定の内視鏡について組織がどのように見えるかを知っていることに外科医が頼ることを外科医が知っているという事実に起因する。図1A、図1B、図1C及び図1Dは、4つの商業的に入手可能な内視鏡10、20、30、40の先端部を、最も一般的に使用される観察方向(観察ベクトル)50であって0、30、45及び70度の内視鏡の長手方向軸60からの角度オフセットに対応する観察方向(観察ベクトル)50と共に示している。異なる外科手術では、主として、これら角度の大部分からなる複数の内視鏡において、複数の内視鏡のうちの1つを具体的に重要視することが必要とされており、重要視された1つの内視鏡は、30度の内視鏡が良好な前方観察及びある程度の側方観察の双方をもたらすので、しばしば30度の内視鏡であ

40

50

る。しかしながら、耳 - 鼻 - 喉、膀胱、整形外科、脳及び腹部の処置のような大部分の処置において、側方及び部分的な後方観察は、有益でありかつ不可欠である。残念ながら、手術中に内視鏡を変更することが煩わしく（光及びカメラ双方のケーブルを接続解除して再接続しなければならない）、時間がかかり、かつ時には危険なため、外科医は、しばしば１または２つの内視鏡のみを使おうとする。また、角度をずらした(off-angle)内視鏡を挿入することは、内視鏡が挿入される方向を内視鏡が「見て」いないため、危険である。これは、脳外科的手術で問題となり、外科医は、傷付きやすい組織に手探りで押し込むことをおそれるため、しばしば４５または７０度の内視鏡を使用しない。

【０００８】

ソリッドステート型の観察方向可変型内視鏡に対して複数の可動部品を低減または削除をもたらしたいいくつかの構成が提案されている。特許文献１、２は、半球形の観察領域をもたらす、すなわちレンズが x 及び y 方向の双方において可変である観察をもたらす魚眼レンズを用いることを開示している。特許文献３は、反射屈折システムを有する内視鏡を使用することを開示している。特許文献４は、内視鏡であって内視鏡の先端部分回りで環状帯を形成する電荷結合素子(CCD)または先端部に近接するシャフトの外側壁部のほぼ全体を覆うCCDを有する内視鏡を開示している。特許文献５は、内視鏡の基端部において撮像センサであって光学軸に対して垂直な方向で移動可能であり、撮像領域の選択部分を観察することを可能とする撮像センサを開示している。しかしながら、これらの解決法が、いずれも標準的な７０度の観察領域のシステムと比較して低い解像度をもたらし、非常に複雑であり、かつ製造を実現可能でなく、後退観察、すなわち先端方向において内視鏡の軸に対して９０度より大きい角度で観察することをもたらさず、または非常に複雑な運動を組み合わせているので、これらの解決法は、不十分であると考えられている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００９】

【特許文献１】米国特許第５１８５６６７号明細書

【特許文献２】米国特許第５３１３３０６号明細書

【特許文献３】米国特許第６４４９１０３号明細書

【特許文献４】米国特許第５８００３４１号明細書

【特許文献５】米国特許第５９５４６３４号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

したがって、実現可能な構成を提供しかつ可動部品の数を低減した観察方向可変型内視鏡が望まれている。さらに、前方及び後方観察ももたらす内視鏡を提供することが望まれている。さらに、外科医が信頼性のある標準内視鏡観察角度を使用することを可能としかつ同時に観察領域を網羅する全体の観察領域を形成する内視鏡システムを提供することが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

したがって、本発明の目的は、内視鏡の長手方向から角度オフセットされた光学軸を備え、光学軸が長手方向軸に対して０度より大きい角度で存在する広角レンズシステムを有する内視鏡を提供することである。広角レンズシステムは、少なくとも長手方向軸と長手方向軸に対して９０度より大きい角度との間にわたって内視鏡撮像領域を連続的に収集する。内視鏡は、広角レンズシステムによって伝送された内視鏡画像の少なくとも一部を受けて内視鏡撮像領域に対応する出力信号を生成する撮像面範囲を備える撮像素子と、出力信号を受けて画像信号を生成する画像形成回路と、をさらに備える。撮像面範囲は、長方形であり、内視鏡撮像領域の長手方向の寸法に一致する長手方向の寸法を備えることが好ましい。

【００１２】

本発明の他の目的は、画像信号を受けて内視鏡撮像領域よりも小さい関心領域に対応する関心領域信号を生成する画像選択回路を有する内視鏡システムを提供することである。関心領域は、0、30、45及び70度からなる標準内視鏡観察角度に対応する。内視鏡システムは、ユーザ入力部から関心領域の選択を受けて関心領域を識別する領域制御信号を生成する画像制御回路をさらに備える。画像選択回路は、領域制御信号を受けて領域制御信号に対応する関心領域信号を生成する。画像選択回路は、標準内視鏡観察角度間で切り替えられるとユーザが方向を見失うことを軽減するために、関心領域信号によって形成される画像を観察角度の軸回りで回転させる。

【0013】

ユーザ入力部は、プリセットされた標準内視鏡観察角度の少なくとも1つをユーザが選択することを可能とし、画像制御回路にその選択に対応する領域制御信号を生成させる。ユーザ入力部は、さらに、連続的な調節をユーザが選択することを可能とし、関心領域を増加的に変更する調節信号を生成する。

【0014】

内視鏡システムは、画像信号及び/または関心領域の映像信号に基づいた映像信号を生成し、全画像映像信号または関心領域映像信号それぞれをディスプレイに出力する映像処理回路をさらに備える。また、映像処理回路は、関心領域映像信号を表示する第1フレームと、全画像映像信号を表示する第2フレームと、を構成する複合映像信号を生成する。

【0015】

本発明のさらに他の目的は、撮像面範囲にわたって情報密度を均一にするために、内視鏡の観察領域から収集された画像光の入射角を撮像面範囲に再分布する伝送システムを備える内視鏡を提供することである。これは、長手方向における内視鏡撮像領域のほぼ全体に再分布させて撮像面範囲に対応させるレンズシステムによってもたらされる。好ましくは、このレンズシステムは、 $f - \theta$ レンズシステムである。本発明の他の目的並びにその特有の特徴及び有利点は、以下の図面及び添付の説明を考慮するとより明らかになるだろう。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1A】標準的な固定角度型内視鏡システムを示す図である。

【図1B】標準的な固定角度型内視鏡システムを示す図である。

【図1C】標準的な固定角度型内視鏡システムを示す図である。

【図1D】標準的な固定角度型内視鏡システムを示す図である。

【図2A】本発明の内視鏡の先端部を示す長手方向軸に沿う断面図である。

【図2B】本発明の内視鏡の撮像センサを内視鏡の観察領域に対して示す図である。

【図2C】本発明の内視鏡システムのための回路であって画像処理をもたらす回路を示す図である。

【図3A】画像修正しない状態における広角レンズからの撮像センサにおける情報分布を示す図である。

【図3B】画像修正した状態における広角レンズからの撮像センサにおける情報分布を示す図である。

【図4A】本発明の内視鏡システムによって生成された表示を示す図である。

【図4B】本発明の内視鏡システムによって生成された他の表示を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下の詳細な説明は、本発明を示しているが、一例としてであって本発明の限定するためではない。この説明は、当業者が本発明を実施しかつ使用することを可能とし、本発明を実施するのに最良な形態であると現在考えられるものを含みながら、本発明のいくつかの実施形態、改良例、変形例、代替例及び使用例を説明する。

【0018】

図2A及び図2Bは、本発明の好ましい実施形態を示している。図2Aは、長手方向軸

10

20

30

40

50

60を有する内視鏡の先端部10と、観察窓部70と、光学中心160を有する広角レンズシステム165と、伝送システム150と、を示す。光学中心160は、内視鏡10の長手方向軸60から角度がオフセットされており、長手方向軸に対して-45から+115度の160度からなる観察領域130をカバーする。この構成から、広角レンズシステム165は、長手方向軸と長手方向軸に対して90度より大きい角度とにわたって内視鏡観察領域130を連続的に収集する。その結果、内視鏡によって収集された連続した撮像領域は、前方及び後方の双方の画像を形成する。この範囲にわたる観察可変型内視鏡を提供することは、内視鏡が内視鏡の前方に及び標準的な内視鏡観察領域の後方に存在する物体をユーザが観察することを可能とするため、有益である。これにより、ユーザが体腔内で安全に装置を操作しかつ取り扱う能力を改善する。さらに、長手方向軸に対して角度オフセットされた光学中心を有する広角レンズを組み込むことにより、内視鏡は、固定角度型内視鏡における観察能力及び機能をより正確に模倣することができる。以下で詳細に説明するように、広角レンズは、全体の観察領域を増大できる点で有利であるが、1つの不足点は、観察領域全体にわたって不均一な情報分布が形成される点、すなわち、光学軸から離れた角度において得られた画像の解像度が減少するという点である。その結果、光学中心を角度オフセットした状態にある広角レンズは、標準的な固定角度型内視鏡に対応する角度においてより高い解像度の画像を内視鏡がもたらすことを可能とする。外科医が観察可変型内視鏡を採用しかつ使用する意欲を伸ばす。

10

【0019】

広角レンズシステム165によって収集された撮像領域は、以下で詳細に説明する伝送システム150に伝送される。伝送システム150は、広角な観察領域を順に撮像面範囲170を構成する撮像センサに伝送する。撮像面範囲170は、光学画像を収集して画像を出力信号に変換する複数のピクセルによって形成されている。撮像面範囲170は、好ましくは横方向の寸法よりも大きい長手方向の寸法を有する長方形をなすことが好ましいが、正方形、円または楕円のようなさまざまな他の形状であってもよい。また、撮像面範囲170は、HDの縦横比である16:9を有することが好ましい。広角レンズシステムが不均一な情報分布を形成することがあるため、修正しない状態で、HD撮像センサは、ぎっしり詰まった情報領域を取り込んでモニタ上に表示することを可能とする。図2Bに示されるように、撮像面範囲170は、領域130を部分的に取り込む。撮像面範囲170の長手方向の寸法は、領域130の長手方向の寸法の全体にほぼ対応していることが好ましい。これにより、内視鏡システムは、ユーザに内視鏡の観察領域にわたる関心領域の画像または範囲を提供することが可能になる。しかしながら、撮像面範囲170は、領域130の横方向の寸法の一部のみを取り込む。領域170の横方向の寸法は、画像の側方の歪みが最小かつ人間の目で感知されないように選択されている。さらに、センサの横方向の寸法を制限することによって、内視鏡の断面範囲は、より有効に活用される。例えば、広角レンズの横方向の寸法は、低減され、その結果として内視鏡の全体的なサイズを低減する。同様に、観察領域のセンサによって取り込まれない領域は、光ファイバ照明システムを延ばすことに使用される。

20

30

【0020】

また、図2Bは、領域190にわたってユーザによって選択されかつ以下で詳細に説明する0、30、45及び70度における具体的な関心領域(ROI)を示す。関心領域は、センサによって取り込まれる観察領域全体の部分集団である撮像面範囲170に形成された撮像領域である。ROIの領域の中心は、ユーザによって選択された長手方向の観察角度に対応する。ROIの全体領域は、同一角度の固定角度型内視鏡によって主として形成される観察領域に対応する。あるいは、ROIの全体領域は、全体領域にわたって歪みのバラツキが最小化するように選択されている。これは、センサピクセルの所定の組に基づいた関心領域信号を形成する画像選択回路を設けることによって達成される。あるいは、これは、ピクセルの画像信号のバラツキ度合いを測定する画像選択回路であってピクセルが観察角度を取り囲み、かつ歪みの許容差に基づいたROIの領域を選択する画像選択回路を設けることによって達成される。さらに、ROIの全体領域は、30及び45度の

40

50

ように隣り合う標準的な観察角度と少なくとも部分的にオーバーラップする観察角度によって領域が取り囲まれるように選択される。隣り合う観察角度とオーバーラップするような大きさのROIは、観察角度を変更した場合にユーザが方向付けを維持することを補助する。

【0021】

図2Cに示すように、撮像センサ175は、内視鏡撮像領域に対応する出力信号212を生成する。画像形成回路200は、出力信号を受け、この信号を画像信号214に変換する。画像信号214は、画像選択回路202で受信され、画像選択回路は、この信号を用いて関心領域信号216を生成する。上述のように、画像選択回路202は、所定領域内の特定の観察角度を取り囲むセンサピクセル170に対応する画像信号214の所定部分を選択することによって、ROI信号216を形成する。また、図2Cは、ユーザ入力部206を備える内視鏡システムを示しており、ユーザは、ユーザ入力部から関心領域の観察角度を選択できる。ユーザが関心領域の観察角度を選択すると、入力部206は、画像制御回路204によって受信される関心領域の領域選択218を伝送する。画像制御回路204は、ROIを識別する領域制御信号220を順に生成する。領域制御信号220は、画像選択回路202によって受信され、画像選択回路は、領域制御信号220にしたがって関心領域信号216を生成する。

10

【0022】

好ましくは、入力部206は、ユーザがあらかじめ設定された標準内視鏡観察角度を選択しかつ画像制御回路にこの選択にしたがって領域制御信号を生成するように指示することを可能とする。入力部206は、ユーザが内視鏡の長手方向軸に対して0、30、45及び70度に対応する観察角度を選択することを可能とすることが好ましい。

20

【0023】

また、入力部206は、少しずつ動かす(nudge)または連続的に調節する能力をユーザに設けることが好ましい。このような実施形態において、入力部206は、ROIを増加的に変更する選択218を形成し、ユーザは、観察角度における観察領域のちょっと外側にある内腔の部分を見ることができる。一形態において、入力部は、ROI信号を形成するように選択されたピクセルをシフトしながら、現在の観察角度より大きくまたは小さく長手方向において観察角度を増加的に調節する選択218をもたらす。あるいは、入力部は、一方の長手方向に位置するピクセルを追加してROI信号に組み込むことによって一方の長手方向においてROIの面積を増加的に拡大する選択218をもたらす。他の代替法は、入力部について、ROIの当初の範囲を超えて長手方向で位置するピクセルを組み込み、かつこれらピクセルをROI信号に組み込むことによって両方の長手方向においてROIの面積を増加的に拡大する選択218をもたらすことである。ユーザに少しずつ動かす能力を与えることは、ユーザがROIにおいて現在示されているものを若干越えて見ることが可能とする。固定角度型内視鏡を使用している現在の外科医は、必要な観察を達成するように内視鏡を操縦できないため、しばしば制限された視野の状態を観察領域の縁部で手術している。固定角度型内視鏡において方向付けを若干変更することまたは1つの内視鏡を異なる観察角度を有する別の内視鏡と交換することは、煩わしくかつ危険である。少しずつ動かす機能を組み込むことにより、ユーザは、標準的な観察角度から開始して観察角度を若干シフトして初期のROIの外側にあるものを視認することができる。また、あらかじめ設定された観察角度が必要な観察領域を形成しない場合には、別のあらかじめ設定された観察角度に変更することを外科医に要求し、内視鏡自体を再び方向付けする。少しずつ動かすことにより、外科医は、観察角度を連続的に変更することと、方向を見失うことを防止することを補助することと、が可能となる。

30

40

【0024】

主として、ユーザが標準内視鏡観察角度間で切り替えると、第2の観察角度において体腔内にある同じ物体の配置が第1の観察角度と異なるため、ユーザは、方向を見失うこととなる。この問題を解決するため、入力部206は、ユーザがROI内で形成された画像を回転することを可能とすることが好ましい。この実施形態において、入力部206は、

50

画像制御回路 204 に選択 218 をもたらし、観察角度軸回りで関心領域信号 216 によって生成された画像を回転するように画像選択回路 202 に指示する領域制御信号 220 を生成する。この実施形態では、ユーザは、方向を見失うことに関連する問題を克服するために、内視鏡の画像の方向付けを電氣的に修正することができる。

【0025】

内視鏡システムは、関心領域信号 216 及び / または画像信号 214 を映像信号 222 に変換する映像処理回路 208 をさらに備え、映像信号 222 は、標準的なディスプレイ 210 によって受信される。映像処理回路 208 が画像信号 214 を受信すると、処理回路は、すべての画像の映像信号 (全画像映像信号) を生成する。映像処理回路 208 が R O I 信号 214 を受信すると、処理回路は、関心領域の映像信号 (関心領域映像信号) を生成する。

10

【0026】

図 4 A は、映像信号 222 によってディスプレイ 210 に生成された画像の実施形態を示す図である。ディスプレイ 210 は、選択された観察角度、この場合 45 度についての関心領域画像 180 を表示する第 1 フレームと、全画像映像信号 270 を表示する第 2 フレームと、を含む映像画像 280 を提供する。全画像映像信号 270 も観察領域全体に対する関心領域画像 180 の位置を示す証印を含むことが好ましい。映像画像 280 は、大部分の手術の状況において外科医にとってできるだけ大きな全体の観察領域を有することが実用的であるため、有益である。しかしながら、後述するように、非常に大きな観察領域は、著しい歪みを受け、手術の視覚化にとって使用するのに常には最適でない。大型領域 270 が R O I と関連する局所観察 180 と対になると、外科医が選択された R O I 180 が全体的な手術の全景のどこに位置するか理解することを助けるので、便利である。図 4 B は、全体画像 270 を表示すると共に同時にフルスケールの局所画像 180 を全体画像の上に表示する大型モニタ 290 を使用した別の表示スキームを示す。

20

【0027】

一般的な広角システムにおいて、情報密度は、取り込まれた領域にわたって変化する、すなわち、図 2 A に示す 0 及び 70 度の観察角度のような光学中心 160 から離間した観察角度に対して、情報密度は、光学中心よりも大幅に低くなる。このような広角の観察領域が C C D や C M O S 撮像素子のような固体撮像素子に投影されると、これら観察角度における領域の解像度は、著しく低くなる。図 3 A に示すように、撮像面範囲 170 にわたる情報密度は、一般的に中心に向けて大きくなり、長手方向で撮像素子をほぼ横断して減少する。本発明が情報密度におけるこの差異を調節することなく実施されるが、内視鏡 10 は、撮像領域を再分布させて撮像面範囲 170 にわたって情報密度を均一にする伝送システム 150 を設けることが好ましい。図 3 B に示すように、情報密度を均一にして撮像素子の解像度を改良するため、伝送システム 150 は、 $f - \theta$ 光学システムを備えることが好ましい。 $f - \theta$ 光学システムは、 $f - \theta$ に比例する距離で画像の入射光を広角レンズ 165 に対して均一分ける、ここで、 f は、レンズシステムの焦点距離であり、 θ は、光学軸 160 に対する画像光の入射角である。 $f - \theta$ 光学システムは、光学軸に対する撮像領域の均一な再分布をもたらし、より均一な情報密度は、撮像範囲に形成される。

30

【0028】

そして、光学システムが広角レンズシステムに起因する情報密度のバラツキを修正しない場合、画像信号または関心領域信号に存在する歪みまたは不均一な情報密度を修正する回路を設けることは必要である。しかしながら、 $f - \theta$ 光学システムを用いることによって、修正回路を組み込むことの必要性及びこのような操作に関連する複雑さは、回避される。

40

【0029】

本発明は、機械的な観察可変型システムの汎用性を比較的単純なソリッドステート構造と融合させる。本発明の有利点は、複雑な機械的システムを用いる必要性を低減または消滅させた観察可変型システムを提供することである。また、本発明は、固体撮像素子を組み込んだ一般的な広角内視鏡システムにある多くの欠点を克服した。本発明は、可動部品

50

のない単一の器具であって素晴らしい画像能力を維持しつつ外科医にすべての標準的かつ馴染みのある観察方向及び人間工学をもたらす器具を提供する。

【 0 0 3 0 】

本発明は、本発明の理解を与えるように現在好ましい実施形態に関して説明されている。しかしながら、ソリッドステート型の観察方向可変型内視鏡についての別の構成がある。したがって、本発明の範囲は、上述の実施形態に限定されず、むしろ本発明は、観察方向可変型内視鏡全般に広く適用されることを理解すべきである。そのため、すべての改良、変更、または特許請求の範囲内の同等の素子及び実施は、本発明の範囲内にあるとみなされるべきである。

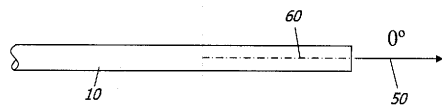
【 符号の説明 】

10

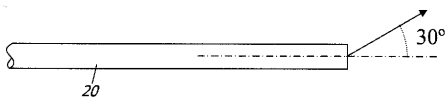
【 0 0 3 1 】

1 0 内視鏡、先端部、6 0 長手方向軸、1 3 0 内視鏡観察領域、観察領域、領域、1 5 0 伝送システム、1 6 0 光学軸、光学中心、1 6 5 広角レンズ、広角レンズシステム、1 7 0 撮像面範囲、センサピクセル、領域、1 7 5 撮像センサ（撮像素子）、1 8 0 関心領域画像、局所画像、局所観察、2 0 0 画像形成回路、2 0 2 画像選択回路、2 0 4 画像制御回路、2 0 6 ユーザ入力部、入力部、2 0 8 映像処理回路、2 1 0 ディスプレイ、2 1 2 出力信号、2 1 4 画像信号、信号、2 1 6 関心領域信号、ROI信号、2 1 8 領域選択、選択、2 2 0 領域制御信号、2 2 2 映像信号、2 7 0 映像信号、全体画像、大型領域

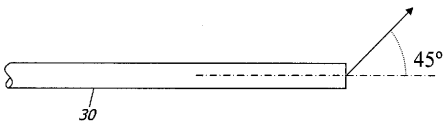
【 図 1 A 】



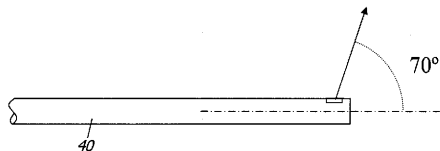
【 図 1 B 】



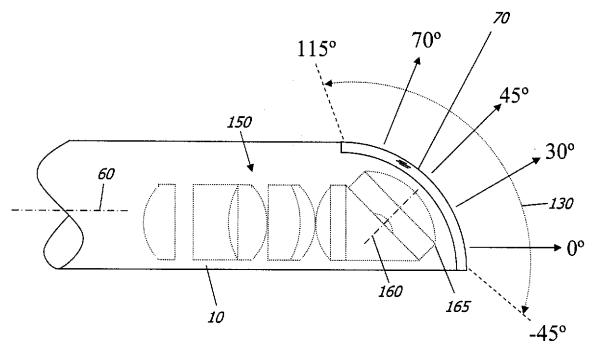
【 図 1 C 】



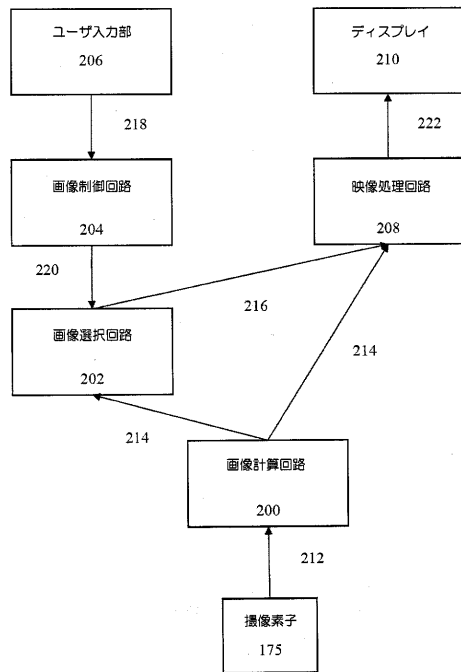
【 図 1 D 】



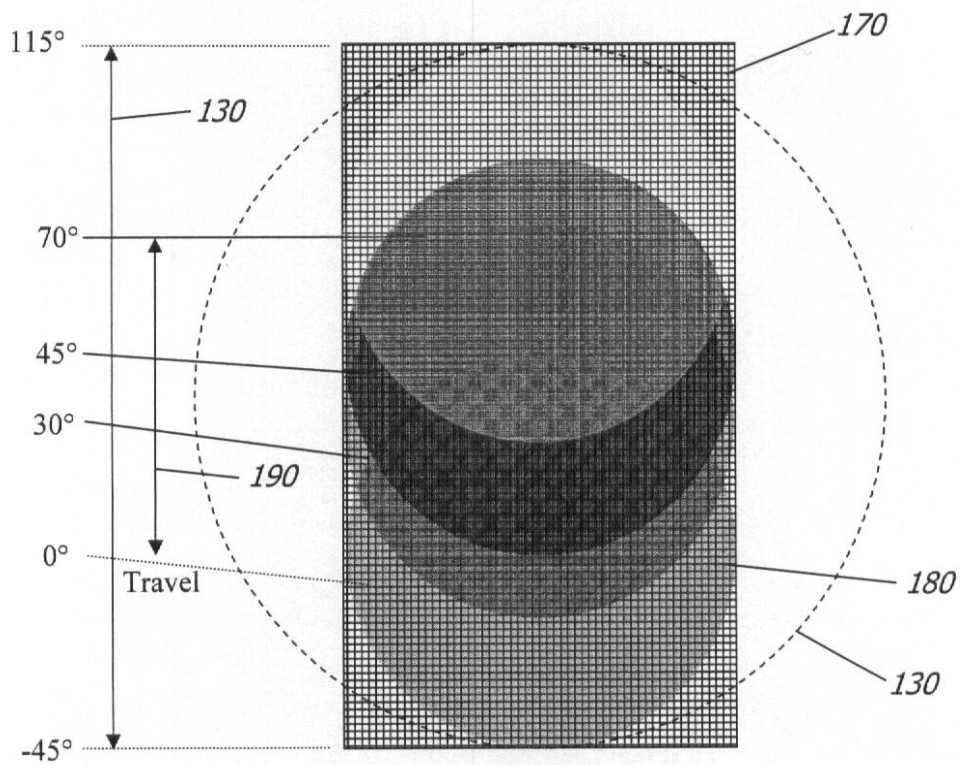
【 図 2 A 】



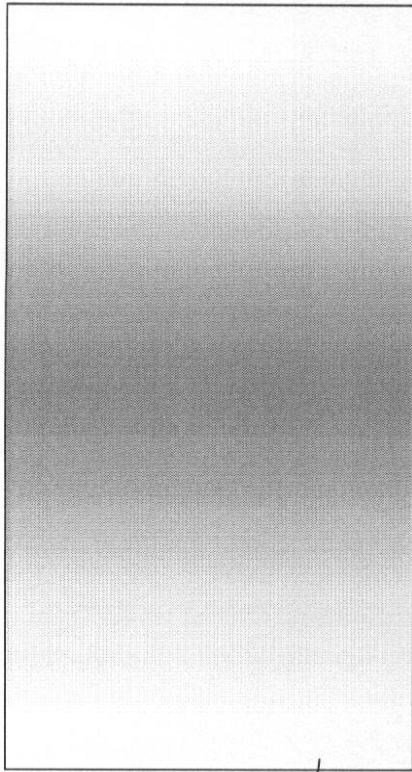
【図 2 C】



【図 2 B】

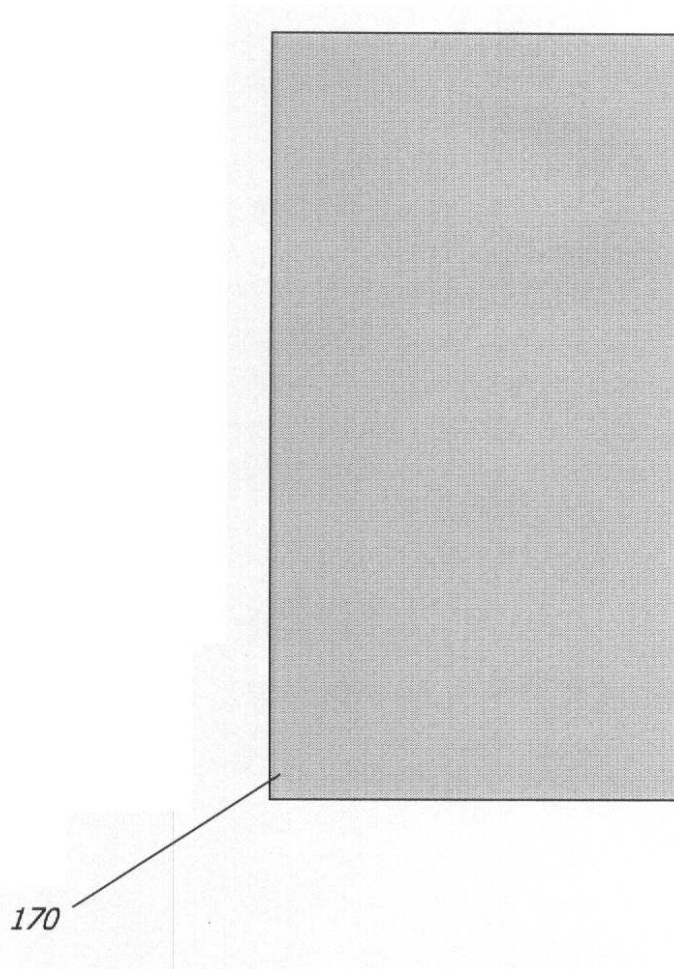


【図 3 A】

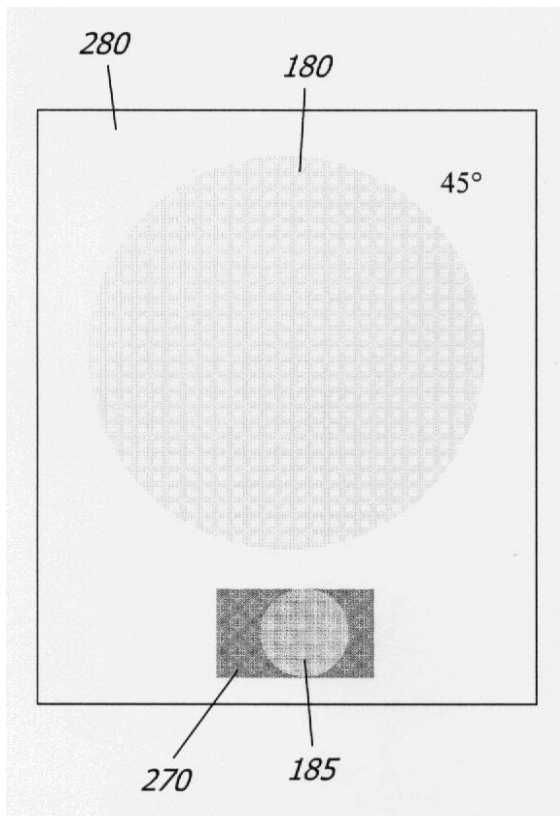


170

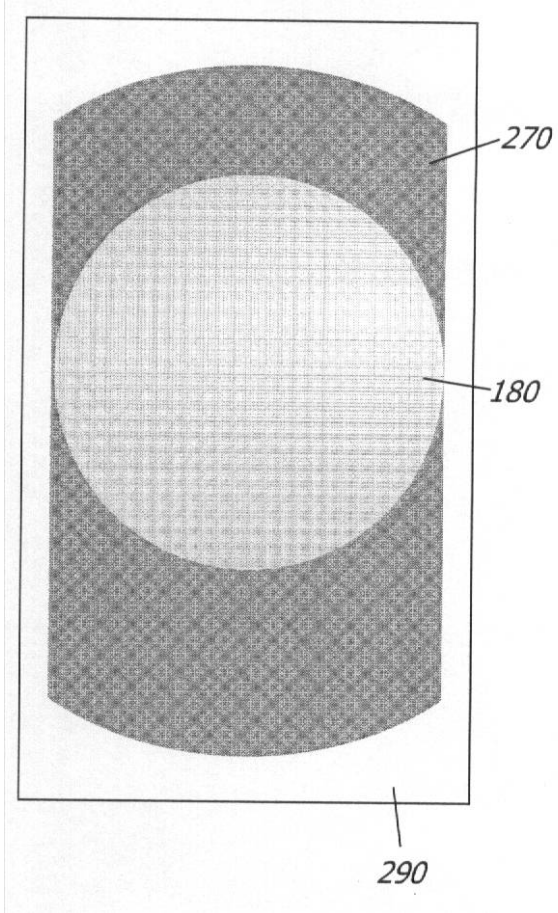
【図 3 B】



【図 4 A】



【図 4 B】



フロントページの続き

(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 ハンス・デイヴィッド・ホーグ

アメリカ合衆国・カリフォルニア・９１００６ - ２６７２・アルカディア・ラ・ポルテ・ストリート・１９・スイート・＃１０２

F ターム(参考) 4C061 BB07 CC06 FF40 LL02 NN01 NN05 PP01 PP12 SS21 WW02
WW06 WW10

【 外国語明細書 】

SOLID STATE VARIABLE DIRECTION OF VIEW ENDOSCOPE

FIELD OF THE INVENTION

[0001] The present invention relates to variable direction of view endoscopes, in particular, variable direction of view endoscopes incorporating solid state imagers.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0001] Variable direction of view endoscopes allow the user to change the endoscopic viewing direction without having to change the position of the endoscope itself. Such endoscopes are useful when the user wants to see structures which are beside or behind the tip of the endoscope but can not easily move the endoscope shaft because of anatomical constraints or constraints imposed by other surgical instruments in the operative field.

[0002] Variable direction endoscopy is desirable because it affords surgeons greater flexibility in their procedural approach. Increased viewing mobility improves the quality of diagnoses, as in cystoscopy for example, where a typical diagnostic screening involves inspecting the interior surface of the bladder for lesions or tumors. The ability to look laterally and retrograde is important when doing this type of diagnosis because it makes it possible to visually cover the entire bladder surface, including the entrance region near the bladder neck. In ear-nose-throat and neurosurgical procedures, variable viewing is desired because the procedures are delicate, and the entrance ports are small. It is therefore not possible to manipulate the endoscope significantly without injuring the patient. The ability to look sideways and

backwards is important however during and after tumor resection when it is necessary to keep track of tumor fragments, which if not caught can nucleate new tumors. Laparoscopy, another surgical discipline, imposes fewer maneuvering constraints but still benefits markedly from variable direction viewing because it allows surgeons to get better observation angles during a procedure and increases diagnostic capabilities. Also, because of the greater viewing versatility, variable direction of view endoscopes can minimize conflicts with other tools and can simplify surgical planning by their ability to achieve standard viewing angles from nonstandard positions, allowing the surgeon to keep the endoscope "off to the side" but still get the desired view.

[0003] A fundamental feature of variable direction endoscopy is that it generally makes it possible for surgeons to eliminate "blind movements." A blind movement is the process of moving an instrument inside a patient without being able to see where the instrument is heading. This can occur when it is necessary to advance a fixed-angle side viewing endoscope in its length direction without being able to see what is ahead of the scope, or when a surgical tool has to be manipulated at the boundary of the endoscopic field of view.

[0004] Many known variable direction of view endoscopes also have drawbacks. First, these scopes use a movable image sensor or optical element at the tip of the scope to vary the viewing direction. Because of these moving parts, fabricating variable direction of view scopes is complicated and costly, and such scopes are less robust than traditional fixed-angle scopes. Also, they often deliver inferior illumination and image quality.

[0005] These scopes, both rigid and flexible tip endoscopes, also subject the user to disorientation. As the endoscopic line of sight is changed, the user faces two difficulties. The first is keeping track of where the endoscope is "looking." With a rigid fixed-angle endoscope it is relatively easy

for the user to extrapolate the endoscopic viewing direction from the position of the endoscope shaft. This is not the case when the viewing direction is regularly changed relative to the longitudinal axis of the endoscope; the user quickly loses track of spatial orientation within the anatomy being observed. The second difficulty is keeping track of what is "up" in the endoscopic image. Depending on the view-changing mechanism, the image will rotate relative to the surroundings, and the user frequently loses orientation. This disorientation is often not correctable, especially in variable direction of view scopes which have distal imagers and no facility for changing image orientation.

[0006] Given the difficulties of variable direction endoscopes, it is common for surgeons to utilize rigid endoscopes with fixed viewing angles. Surgeons rely heavily on knowing that a certain endoscope provides a 30 or 45 degree viewing angle. This preference for using multiple fixed angle endoscopes is due in part to the fact that a surgeon knows that for a particular endoscope they can dependably know what the anatomy should look like. Figs 1A, 1B, 1C and 1D show the distal ends of four commercially available endoscopes 10, 20, 30, 40 with the most commonly used viewing directions (view vectors) 50 corresponding to angular offsets from the longitudinal endoscope axis 60 of 0, 30, 45, and 70 degrees. Different surgical procedures typically require endoscopes of most of these angles with specific emphasis on one of them, often the 30 degree endoscope because it provides both a good forward view and a certain amount of lateral viewing. However, in most procedures, such as ear-nose-throat, bladder, orthopedic, brain, and abdominal procedures, lateral and partial retroviewing is beneficial and can be vital. Unfortunately surgeons often try to make due with only one or two scopes because changing the endoscope mid procedure is cumbersome (both light and camera cables have to be disconnected and reconnected), time consuming, and sometimes dangerous. Also, inserting off-angle endoscopes can be dangerous because they are not "looking" in the

direction they are being inserted. This is a problem in neurosurgery, where surgeons often will not use 45- or 70-degree endoscopes because they are afraid of blindly thrusting the endoscope into delicate tissue.

[0007] Several designs have been proposed that provide solid state variable direction of view endoscopes to reduce or eliminate the number of moving parts. U.S. Patent Nos. 5,185,667 and 5,313,306 disclose using a fish-eye lens that provide a hemispherical field of view, i.e. the lens provides a wide angle image that provides variable viewing in both the x and y directions. U.S. Patent No. 6,449,103 discloses the use of an endoscope with a catadioptric system. U.S. Patent No. 5,800,341 discloses an endoscope with charged coupled devices (CCDs) forming a circumferential band about the distal portion of the endoscope or CCDs covering substantially all of the outer side wall of the shaft adjacent to the distal end. U.S. Patent No. 5,954,634 discloses the use of an image sensor at the proximal end of the endoscope that can move in a direction perpendicularly to the optical axis to enable selected portions of the image field to be viewed. However, these solutions can be considered deficient because they either provide poor resolution compared to a standard 70 degree field of view system, are overly complex and not feasible to manufacture, do not provide retrograde viewing, i.e. viewing at an angle greater than 90 degrees relative to the axis of the endoscope in the distal direction, or still incorporate overly complex motion.

[0008] What is desired, therefore, is variable direction of view endoscope that can provide a feasible design and reduce the number of moving parts. It is further desired to provide an endoscope that can also provide forward and retrograde viewing. It is still further desired to provide an endoscopic system that enables a surgeon to utilize reliable standard endoscopic viewing angles and at the same time provide an overall field of view that encompasses the viewing range.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0009] Accordingly, it is an object of the present invention to provide an endoscope with a wide angle lens system that comprises an optical axis that is angularly offset from a longitudinal axis of the endoscope such that the optical axis resides at an angle greater than zero degrees to the longitudinal axis. The wide angle lens system simultaneously gathers an endoscopic image field at least spanning the longitudinal axis and an angle greater than ninety degrees to the longitudinal axis. The endoscope further comprises an imager comprising an imaging surface area that receives at least a portion of endoscopic image transmitted by the wide angle lens system and produces output signals corresponding to the endoscopic image field and image forming circuitry that receives the output signal and produces an image signal. It is preferable that the imaging surface area is rectangular with the longitudinal dimension of the imaging surface area corresponding to the longitudinal dimension of the endoscopic image field.

[0010] It is another object of the invention to provide an endoscopic system with image selecting circuitry that receives the image signal and produces a region of interest signal that corresponds to a region of interest field that is less than the endoscopic image field. The region of interest field can correspond to standard endoscopic viewing angles of zero, thirty, forty-five, and seventy degrees. The endoscopic system can further comprise image control circuitry that receives a region of interest field selection from a user input and produces a field control signal identifying the region of interest field. The image selecting circuitry receives the field control signal and produces the region of interest signal in accordance with the field control signal. The image selecting circuitry can rotate the image formed by the region of interest signal about the axis of the viewing angle in order to alleviate disorientation by the user when switching between standard endoscopic viewing angles.

[00011] The user input can enable a user to select at least one preset standard endoscopic viewing angle and instructs the image control circuitry to generate a field control signal in accordance with that selection. The user input can further enable a user to select a progressive adjustment and produces an adjustment signal that incrementally alters the region of interest.

[00012] The endoscopic system can still further comprise video processing circuitry that generates video signals on the basis of the image signal and/or region of interest video signal and output a all image video signal or region of interest video signal respectively to a display. The video processing circuitry can also provide a combined video signal comprising a first frame displaying the region of interest video signal and a second frame displaying the all image video signal.

[00013] It is yet another object of the present invention for the endoscope to comprise a transmission system that redistributed the angle of incidence of the image rays gathered from the endoscopic field of view on to the image surface area in order to even out the information density accross the surface area. This can be provided by a lens system that redistributes substantially the entire endoscopic image field in the longitudinal direction to correspond to the imaging surface area. Preferably this lens system is an f-theta lens system. Other objects of the invention and its particular features and advantages will become more apparent from consideration of the following drawings and accompanying description.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[00014] FIG. 1A-D is a depiction of standard fixed angle endoscopic systems.

[00015] FIG. 2A is cross-section of the distal end of the endoscope of the present invention along the longitudinal axis.

[00016] FIG. 2B is a depiction of the image sensor of the endoscope of the present invention relative to the endoscopic field of view.

[00017] FIG. 2C is a schematic of the circuitry for the endoscopic system of the present invention that provides for image processing.

[00018] FIG. 3A is a depiction of information distribution upon an image sensor from a wide angle lens without image correction.

[00019] FIG. 3B is a depiction of information distribution upon an image sensor from a wide angle lens with image correction.

[00020] FIG. 4A is a depiction of a display generated by the endoscopic system of the present invention.

[00021] FIG. 4B is a depiction of another display generated by the endoscopic system of the present invention.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[00022] The following detailed description illustrates the invention by way of example, not by way of limitation of the principles of the invention. This description will enable one skilled in the art to make and use the invention, and describes several embodiments, adaptations, variations, alternatives and uses of the invention, including what is presently believed to be the best mode of carrying out the invention.

[00023] Fig. 2A and 2B depict a preferred embodiment of the present invention. Fig. 2A, depicts a distal tip 10 of an endoscope with a longitudinal

axis 60, a viewing window 70, a wide angle lens system 165 with optical center 160 and a transmission system 150. The optical center 160 is angularly offset from the longitudinal axis 60 of the endoscope 10 and covers a viewing range 130 of 160 degrees from -45 to +115 degrees relative to the longitudinal axis. From this configuration, the wide angle lens system 165 simultaneously gathers an endoscopic image field 130 that spans the longitudinal axis and an angle greater than ninety degrees to the longitudinal axis. As a result, the simultaneous image field gathered by the endoscope provides both forward and retrograde imaging. Providing a variable view endoscope that spans this range is beneficial because it enables a user to view objects that reside in front of the endoscope and behind the standard fields of view for endoscopes. This improves the ability of a user to safely operate and handle the device in the body cavity. Further by incorporating a wide angle lens with an optical center that is angularly offset relative to the longitudinal axis, the endoscope will be able to more accurately mimic the viewing capabilities and function of a fixed angle endoscope. As discussed in more detail below, while wide angle lenses are beneficial in that they can increase the overall field of view, one deficiency is that they tend to provide an uneven information distribution over the overall field of view, i.e. the resolution of images obtained at angles further away from the optical axis will be diminished. As a result, a wide angle lens with an optical center that is angularly offset will enable the endoscope to produce higher resolution images at angles that correspond to standard fixed angle endoscopes. This will improve the willingness of surgeons to adopt and use variable view endoscopes.

[00024] The image field gathered by wide angle lens system 165 is conveyed to transmission system 150, which will be discussed in more detail below. Transmission system 150 in turn conveys the wide angle field of view to an image sensor that comprises image surface area 170. Image surface area 170 is formed by a plurality of pixels that gather light images and convert

the images to output signals. Image surface area 170 is preferably rectangularly shaped with a longitudinal dimension that is greater than its lateral dimension, but can also be a variety of different shapes, such as square, circular or oval. Also, it is preferable that the image surface area 170 has an HD aspect ratio of 16:9. Since a wide-angle lens system can provide uneven information distribution, without correction an HD image sensor enables the crowded information regions to be captured and displayed on a monitor. As shown in Fig. 2b, image surface area 170 partially captures field 130. It is preferable that the longitudinal dimension of image surface area 170 substantially correspond to the entire longitudinal dimension of field 130. This enables the endoscopic system to provide the user with an image or a range of regions of interest that span the field of view of the endoscope. However, image surface area 170 only captures a portion of the lateral dimension of field 130. The lateral dimension of area 170 can be chosen such that the distortion of an image laterally is minimal and not detected by the human eye. Further, by limiting the lateral dimension of the sensor, the cross-sectional area of the endoscope can be more efficiently used. For instance, the lateral dimension of the wide angle lens can be reduced and consequently reduce the overall size of the endoscope. Also, the area of the field of view not captured by the sensor can be used carry a fiber optic illumination system.

[00025] Fig. 2b also depicts specific regions of interest (ROIs) at 0, 30, 45 and 70 degrees which can selected by a user over a range 190 and is discussed in more detail below. A region of interest is an image area formed on image surface area 170 that is a subset of the overall field of view captured by the sensor. The center of the area of the ROI corresponds to a selected longitudinal viewing angle chosen by a user. The overall area of the ROI can correspond to the field of view typically provided by a fixed angled endoscope for that same angle. Alternative, the overall area of the ROI can be chosen to provide a minimal distortion variation across the overall area. This can be achieved by providing image selecting circuitry that forms a region of interest

signal based on a predetermined set of sensor pixels. Alternatively, this can be achieved by providing an image selecting circuitry that measures the degree of variance of an image signal for pixels that encompass the viewing angle and selects an area of the ROI based on a distortion tolerance. Still further, the overall area of the ROI can be chosen such that the field encompassed by a viewing angle at least partially overlaps with an adjacent standard viewing angle, such as 30 and 45 degrees. ROIs that are sized to overlap with adjacent viewing angles will assist a user in maintaining orientation in the event that a viewing angle is changed.

[00026] As shown in Fig. 2C, image sensor 175 produces output signals 212 that correspond to the endoscopic image field. Image forming circuitry 200 receives the output signals and converts the signals in to image signals 214. Image signals 214 can be received by image selecting circuitry 202, which utilizes this signal to produce a region of interest signal 216. As discussed above, image selecting circuitry 202 forms ROI signal 216 by selecting the portions of the image signal 214 that correspond to the pixels of sensor 170 that surround a particular viewing angle within a given area. Fig. 2C also shows that the endoscopic system also comprises a user input 206, from which a user can select a region of interest viewing angle. When a user selects a region of interest viewing angle, input 206 transmits a region of interest field selection 218 that is received by image control circuitry 204. Image control circuitry 204 in turn produces a field control signal 220 identifying the ROI. The field control signal 220 is received by the image selecting circuitry 202, which generates a region of interest signal 216 in accordance with the field control signal 220.

[00027] Preferably input 206 enables a user to select preset standard endoscopic viewing angles and instructs the image control circuitry to generate a field control signal in accordance with that selection. It is preferable that the input 206 enables the user to select viewing angles

corresponding to 0, 30, 45 and 70 degrees relative to the longitudinal axis of the endoscope.

[00028] It is also preferable that input 206 also provides a user with a nudge, or progressive adjustment, capabilities. In such an embodiment, input 206 can provide a selection 218 that incrementally alters the ROI such that the user can see a portion of a cavity just outside the field of view for the viewing angle. In one aspect, the input can provide a selection 218 that incrementally adjusts the viewing angle in the longitudinal direction above or below the current viewing angle, shifting the pixels selected to form the ROI signal. Alternatively, the input can provide a selection 218 that incrementally expands the area of the ROI in one longitudinal direction by incorporating additional pixels that reside in that direction in to the ROI signal. Another alternative is to for the input to provide a selection 218 incrementally expands the area of the ROI in both longitudinal directions by incorporating pixels that longitudinally reside above the original area of the ROI and incorporating these pixels into the ROI signal. Giving a user the ability to nudge enables the user to look slightly beyond what is currently shown in the ROI. Today surgeons using a fixed angle endoscope sometimes operate on the edge of the view field with limited vision because the endoscope cannot be manipulated to achieve the necessary view. Slightly changing the orientation of a fixed angle endoscope or swapping one endoscope for another with a different viewing angle can be cumbersome and dangerous. By incorporating a nudge feature, the user is able to start from a standard endoscopic viewing angle and slightly shift the viewing angle to see what is outside the initial ROI. Also, if a preset view angle does not provide the necessary field of view, changing to another preset viewing angle will require the surgeon to reorient themselves. The nudge enables the surgeon to make a progressive change to the viewing angle and helps avoid disorientation.

[00029] Typically when a user switches between standard endoscopic viewing angles the user can become disoriented because the placement of common objects within a body cavity at the second viewing angle will differ than the first viewing angle. To address this problem, it is preferable that input 206 enables a user to rotate an image formed within a ROI. In such an embodiment, input 206 can provide a selection 218 to image control circuitry 204 to generate a field control signal 220 that instructs image selecting circuitry 202 to rotate the image produced by the region of interest signal 216 about the viewing angle axis. This embodiment enables a user to electronically correct the orientation of an endoscopic image in order to overcome any problems associated with disorientation.

[00030] The endoscopic system further includes video processing circuitry 208 that converts the region of interest signal 216 and/or image signal 214 into a video signal 222, which is received by a standard display 210. When the video processing circuitry 208 receives image signal 214, the processing circuitry generates an all image video signal. When the video processing circuitry 208 receives ROI signal 214, the processing circuitry generates a region of interest video signal.

[00031] Fig. 4A shows an embodiment of the image generated by video signal 222 on display 210. Display 210 provides a video image 280 that includes a first frame depicting the region of interest image 180 for a selected viewing angle, in this case 45 degrees, and a second frame that displays the all image video signal 270. It is preferable that the all image video signal 270 also include indicia 185 that show the location of the region of interest image 180 relative to overall field of view. Video image 280 is beneficial because in most surgical situations it is useful for the surgeon to have the largest view of the entire field possible. However, as discussed below, very large fields of view can be subject to significant distortion and are not always optimal to use for surgical visualization. When a large field 270 is coupled with a local view

180 associated with a ROI, it becomes useful because it helps the surgeon see where the selected ROI 180 is located in the global surgical landscape. Fig. 4B shows an alternative display scheme using a large monitor 290 which displays a global image 270 and simultaneously a full scale local image 180 on top of the global image.

[00032] In typical wide angle systems, the information density will vary across the captured field, i.e. for viewing angles that are further away from optical center 160, such as the 0 and 70 degree viewing angles depicted in Fig. 2A, the information density can be substantially less than optical center. When such a wide angle field of view is projected on to a solid state imager, such as a CCD or CMOS imager, the resolution of the field at these viewing angles can be noticeably poor. As shown in fig. 3A, the information density across image surface area 170 is typically greater towards the center of the imager and can decrease substantially across the imager in the longitudinal directions. While the present invention can be implemented without adjusting for this difference in information density, it is preferable that endoscope 10 provide a transmission system 150 that redistributes the image field to even out the information density across image surface area 170. To even out the information density and improve the resolution of the imager as shown in Fig. 3B, it is preferable that transmission system 150 comprise an f-theta optical system. An f-theta optical system uniformly separates the image rays incident to wide angle lens 165 by a distance proportional to f-theta, where f is the focal distance of the lens system and theta is the angle of incidence of the image rays relative to optical axis 160. The f-theta optical system provides a uniform redistribution of the image field relative to the optical axis such that a more uniform information density can be provided on the imaging area.

[00033] If the optical system does not correct the variation in information density attributable to the wide angle lens system, then it may be necessary to provide circuitry that can correct any distortion or uneven

information density that can be present in the image signal or the region of interest signal. However, by utilizing an f-theta optical system, the need to incorporate corrective circuitry and the complexities associated with such manipulation can be avoided.

[00034] The present invention merges the versatility of mechanical variable view systems with the relative simplicity of solid state designs. The advantage of the present invention is that it provides a variable view system that reduces or eliminates the need to use complex mechanical systems. The present invention also overcomes a number of disadvantages provided by typical wide angle endoscopic systems that incorporate solid state imagers. The present invention can provide a single instrument with no moving parts which provides the surgeon with all the standard and familiar viewing directions and ergonomics while maintaining excellent imaging performance.

[00035] 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 alternative arrangements for a solid state variable direction of view endoscope. The scope of the present invention should therefore not be limited by the embodiments discussed, but rather it should be understood that the present invention is widely applicable to variable viewing direction instruments in general. All modifications, variations, or equivalent elements and implementations that are within the scope of the claims should therefore be considered within the scope of this invention.

1. An endoscope, comprising:
 - a wide angle lens system that comprises an optical axis that is angularly offset from a longitudinal axis of the endoscope such that the optical axis resides at an angle greater than zero degrees to the longitudinal axis, wherein the wide angle lens system simultaneously gathers an endoscopic image field at least spanning the longitudinal axis and an angle greater than ninety degrees to the longitudinal axis;
 - an imager comprising an imaging surface area that receives at least a portion of endoscopic image transmitted by the wide angle lens system and produces output signals corresponding to the endoscopic image field; and
 - image forming circuitry that receives the output signal and produces an image signal.
2. The endoscope of claim 1, further comprising image selecting circuitry that receives the image signal and produces a region of interest signal that corresponds to a region of interest field that is less than the endoscopic image field.
3. The endoscope of claim 2, wherein the region of interest field corresponds to a standard endoscopic viewing angle.
4. The endoscope of claim 3, wherein the standard endoscopic viewing angle is selected from a group consisting of zero, thirty, forty-five, and seventy degrees.
5. The endoscope of claim 2, further comprising image control circuitry that receives a region of interest field selection from a user input and produces a field control signal identifying the region of interest field; wherein

the image selecting circuitry receives the field control signal and produces the region of interest signal in accordance with the field control signal.

6. The endoscope of claim 5, wherein the user input enables a user to select at least one preset standard endoscopic viewing angle and instructs the image control circuitry to generate a field control signal in accordance with that selection.

7. The endoscope of claim 6, wherein the user input enables a user to select a progressive adjustment and produces an adjustment signal that incrementally alters the region of interest.

8. The endoscope of claim 7, wherein the adjustment signal incrementally alters the viewing angle above or below the at least one preset standard endoscopic viewing angle.

9. The endoscope of claim 7, wherein the adjustment signal incrementally increases the area of the region of interest in at least one longitudinal direction.

10. The endoscope of claim 9, wherein the adjustment signal incrementally increases the area of the region of interest in two longitudinal directions.

11. The endoscope of claim 5, wherein the user input enables a user to rotate the image formed by the region of interest signal.

12. The endoscope of claim 5, wherein the image selecting circuitry rotates the image formed by the region of interest signal.

13. The endoscope of claim 12, wherein the image selecting circuitry rotates the image formed by the region of interest signal about the axis of the viewing angle.

14. The endoscope of claim 2, further comprising video processing circuitry that generates video signals on the basis of the image signal and outputs the video signal to a display.

15. The endoscope of claim 14, wherein the video processing circuitry generates an all image video signal based on the image signal and outputs the all image video signal to the display.

16. The endoscope of claim 15, wherein the video processing circuitry generates a region of interest video signal based on the region of interest signal and outputs the region of interest video signal to the display.

17. The endoscope of claim 16, wherein the video processing circuitry generates a combined video signal comprising a first frame displaying the region of interest video signal and a second frame displaying the all image video signal.

18. The endoscope of claim 17, wherein the second frame includes indicia denoting the local region of interest corresponding the all image video signal.

19. The endoscope of claim 1, wherein the image surface area is rectangular and comprises a longitudinal dimension that is aligned with the longitudinal dimension of the endoscopic image field.

20. The endoscope of claim 1, further comprising an image redistribution transmission system residing in the transmission path between the wide angle lens system and the imager.

21. The endoscope of claim 20, wherein the image redistribution transmission system comprises at least one lens that alters the distribution of the endoscopic image field to correspond to the imaging surface area.

22. The endoscope of claim 21, wherein the at least one lens redistributes substantially the entire endoscopic image field in the longitudinal direction to correspond to the imaging surface area.

23. The endoscope of claim 20, wherein the image redistribution transmission system comprises an f-theta lens system.

1 Abstract

An endoscope with a wide angle lens that comprises an optical axis that is angularly offset from a longitudinal axis of the endoscope such that the optical axis resides at an angle greater than zero degrees to the longitudinal axis. The wide angle lens system simultaneously gathers an endoscopic image field at least spanning the longitudinal axis and an angle greater than ninety degrees to the longitudinal axis. The endoscope further includes an imager comprising an imaging surface area that receives at least a portion of endoscopic image transmitted by the wide angle lens system and produces output signals corresponding to the endoscopic image field and image forming circuitry that receives the output signal and produces an image signal.

2 Representative Drawing

Fig. 2A

Prior Art

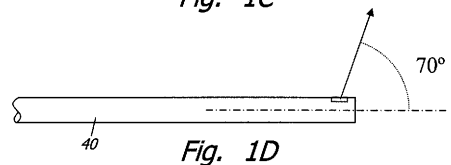
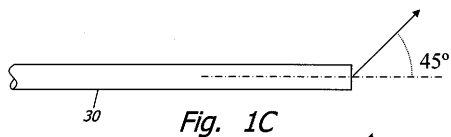
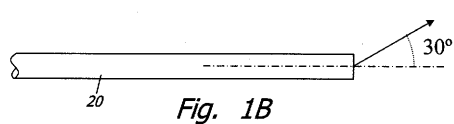
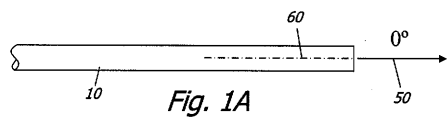


Fig. 2A

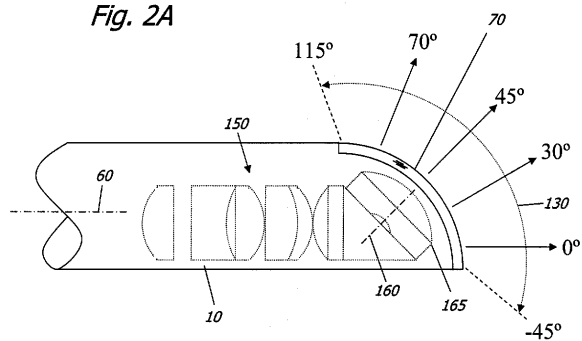


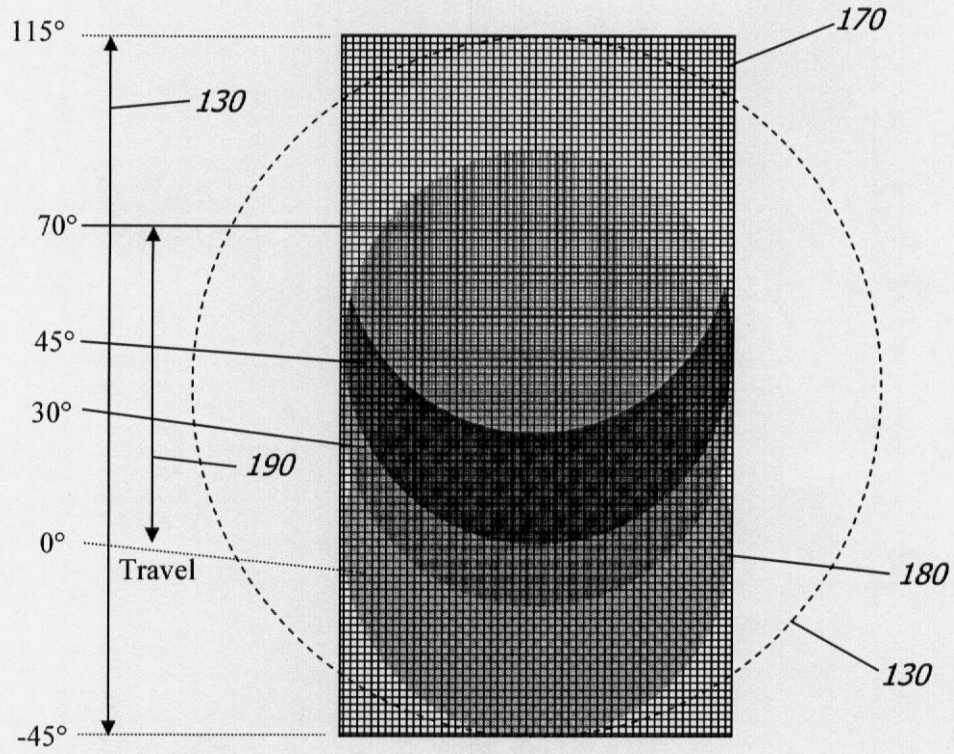
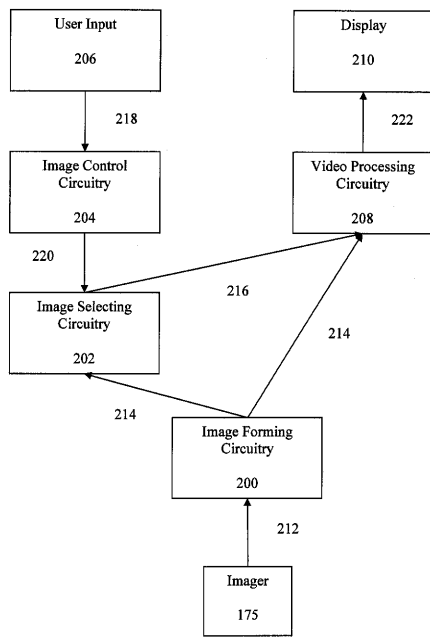
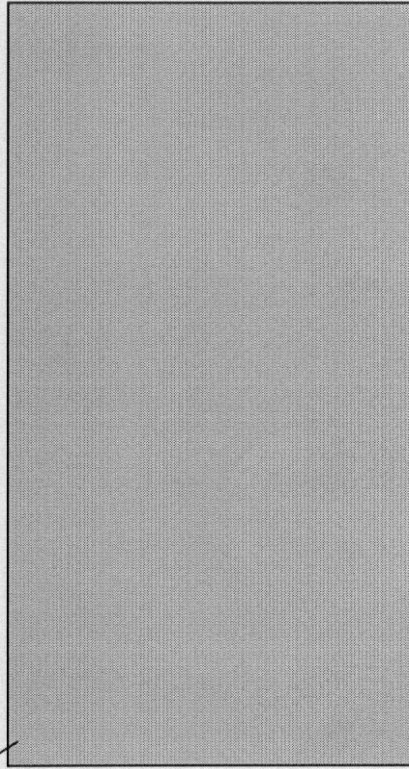
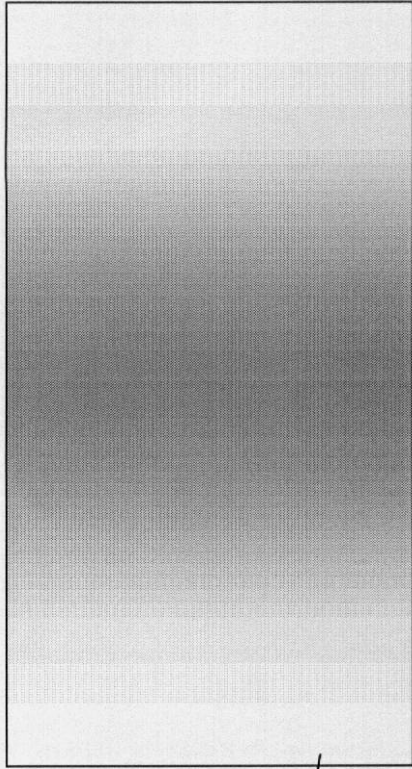
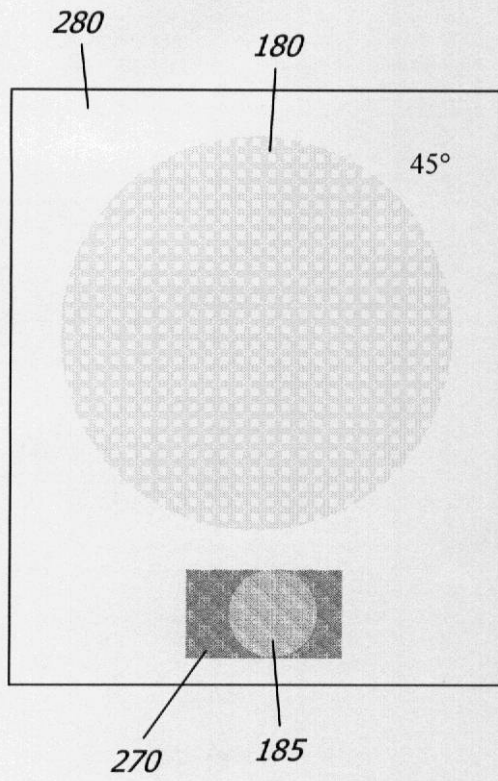
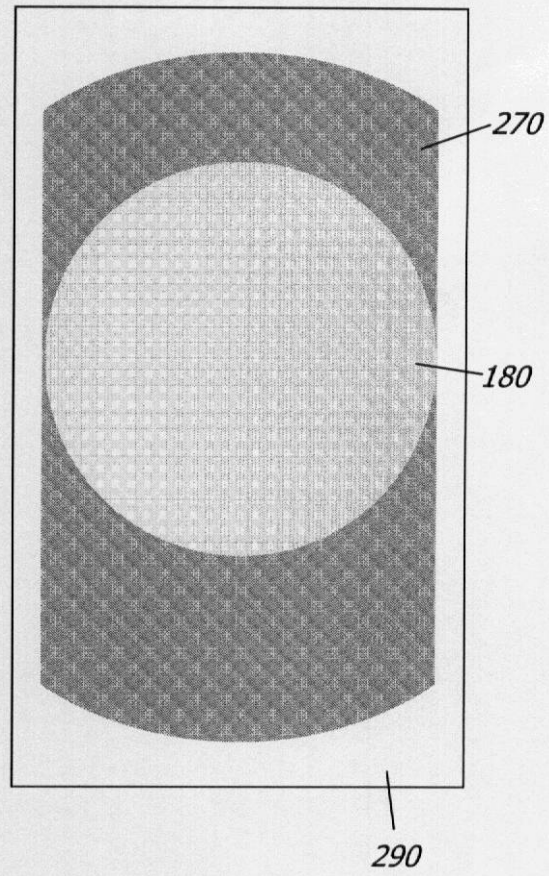
Fig. 2B

Fig. 2C

*Fig. 3A**Fig. 3B*

170

Fig. 4A*Fig. 4B*

专利名称(译)	固态型观察方向可变内窥镜		
公开(公告)号	JP2010017552A	公开(公告)日	2010-01-28
申请号	JP2009161999	申请日	2009-07-08
[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	エリックエルヘイル ハンスデイヴィッドホーグ		
发明人	エリック・エル・ヘイル ハンス・デイヴィッド・ホーグ		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/BB07 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP01 4C061/PP12 4C061/SS21 4C061/WW02 4C061/WW06 4C061/WW10 4C161/BB07 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/PP12 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW06 4C161/WW10		
代理人(译)	村山彦 渡边 隆		
优先权	12/169290 2008-07-08 US		
其他公开文献	JP5368198B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可变方向的内窥镜，提供可实现的构造，并减少可移动部件的数量。解决方案：内窥镜包括广角镜头，该广角镜头设置有光轴，该光轴与内窥镜的纵向轴线成角度地偏移，使得光轴与纵向轴线成大于零度的角度。广角镜头系统至少在纵轴和大于纵轴的角度之间连续地聚集内窥镜成像范围90度。内窥镜还设置有成像元件和成像电路，成像元件设置有成像表面范围以接收由宽范系统发送的内窥镜图像的至少一部分，用于产生与内窥镜成像范围对应的输出信号。输出信号用于产生图像信号。

