

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-501708

(P2004-501708A)

(43) 公表日 平成16年1月22日(2004.1.22)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225	G 0 2 B 23/24 Z	5 C 0 2 2
	H 0 4 N 5/225 C	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 56 頁)

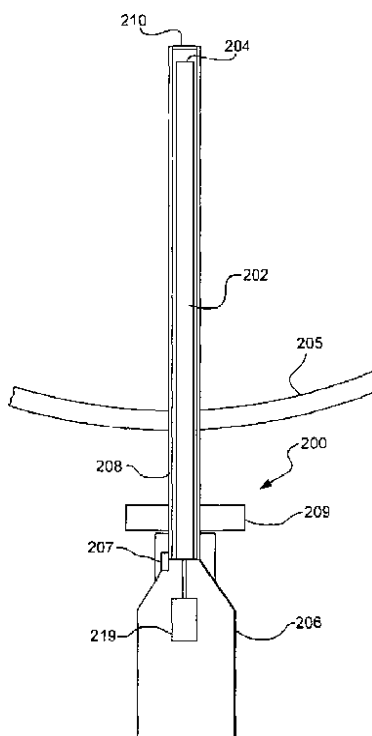
(21) 出願番号	特願2002-506571 (P2002-506571)	(71) 出願人	503012568 インナー ヴィジョン イメージング リ ミテッド ライアビリティ カンパニー アメリカ合衆国 ミシガン州 4 8 3 3 5 ファーミントン ヒルズ ハガティ ロード 2 4 1 6 4
(86) (22) 出願日	平成13年6月28日 (2001. 6. 28)	(74) 代理人	100059959 弁理士 中村 稔
(85) 翻訳文提出日	平成15年1月6日 (2003. 1. 6)	(74) 代理人	100067013 弁理士 大塚 文昭
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/020588	(74) 代理人	100082005 弁理士 熊倉 禎男
(87) 国際公開番号	W02002/001934	(74) 代理人	100065189 弁理士 穴戸 嘉一
(87) 国際公開日	平成14年1月10日 (2002. 1. 10)		
(31) 優先権主張番号	09/608, 321		
(32) 優先日	平成12年6月30日 (2000. 6. 30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	09/706, 059		
(32) 優先日	平成12年11月3日 (2000. 11. 3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

医療従事者、例えば外科医により操作されるようになったハウジングを有する内視鏡組立体が開示される。細長いレンズ管がハウジングに固定された一端を有し、細長いステージがハウジングに着脱自在に固定され、ステージがレンズ管をこれと同軸の状態に包囲するようになっている。ステージは、レンズ管と一緒に体腔内へ挿入されるようになっている。レンズ管内に設けられたレンズ組立体が、ステージの自由端部からの光学像をハウジングに中継する。さらに、ハウジング内に設けられたレンズ組立体が、像の倍率を、マクロ的倍率と組織を細胞レベルで検査できるミクロ的倍率との間で変える。マクロ的倍率の場合、白色光がレンズ管を通して伝送されると共に標的組織から反射してレンズ管を通してハウジングに戻される。ミクロ的倍率の場合、白色光照明に代えてレーザー放射線が利用される。ハウジング内に設けられた線走査共焦点組立体を用いることにより、標的組織の顕微鏡的検査がステージの端から組織内への様々なレベルで可能になる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡組立体であって、ハウジングと、前記ハウジングに固定された一端を有して、体腔内へ挿入されるようになった細長いレンズ管と、前記レンズ管内に収納されていて、前記レンズ管の自由端部からの像を光学的に前記ハウジングに中継する管レンズ組立体と、前記レンズ管から像を受け取るハウジングレンズ組立体と、前記ハウジングレンズ組立体から光学像を受け取り、前記光学像を電気信号に変換するカメラ手段と、前記ハウジングレンズ組立体をミクロ的倍率とマクロ的倍率との間で変化させる手段とを有していることを特徴とする内視鏡組立体。

【請求項 2】

前記ハウジングに結合された放射線としての可視光源と、前記ハウジングに結合された放射線としての赤外線源と、前記源のうち的一方からの放射線を前記ハウジングから前記レンズ管組立体中へ選択的に差し向ける手段とを更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

10

【請求項 3】

前記選択的差向け手段は、前記可視光源と直列に光学結合された第 1 のシャッタと、前記赤外線源と直列に光学結合された第 2 のシャッタとから成ることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡組立体。

【請求項 4】

前記ハウジングレンズ組立体は、共焦点レンズ組立体であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

20

【請求項 5】

前記共焦点レンズ組立体は、線走査画像化手段を有していることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡組立体。

【請求項 6】

前記電子信号を前記ハウジングの外部に伝送する手段を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

【請求項 7】

前記ハウジングレンズ組立体は、前記レンズ管から受け取った像を自動的に合焦させる手段を有していることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

30

【請求項 8】

前記ハウジングレンズ組立体は、適応レンズを有していることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

【請求項 9】

細長い管状ステージを更に有し、前記ステージは、一端部のところが開口しており、その他端部を横切って窓が設けられ、前記ステージの前記開口端部は、前記レンズ管に摺動自在に嵌められ、前記ステージを前記ハウジングに隣接して前記レンズ管に着脱自在に固定する手段を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

【請求項 10】

前記ハウジングのところで接近でき、前記ステージを前記レンズ管に対し、伸長位置と引っ込み位置との間で長手方向に動かす手段を更に有していることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡組立体。

40

【請求項 11】

前記レンズ管を通して見える像を記録する手段を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡組立体。

【請求項 12】

前記レンズ管を通して見える複数の連続した像を記録する手段を更に有していることを特徴とする請求項 11 記載の内視鏡組立体。

【請求項 13】

前記記録手段は、入力を備えたコンピュータと、前記カメラ手段の出力信号を前記コンピ

50

ユーザ入力に結合する手段とを有していることを特徴とする請求項 1 2 記載の内視鏡組立体。

【請求項 1 4】

前記像を記録するコンピュータ手段を更に有していることを特徴とする請求項 1 3 記載の内視鏡組立体。

【請求項 1 5】

前記像内視鏡から見て物理的に遠くに位置した場所と電子的に通信する手段を更に有していることを特徴とする請求項 1 3 記載の内視鏡組立体。

【請求項 1 6】

前記カメラは、線走査画像化手段を有していることを特徴とする請求項 1 3 記載の内視鏡組立体。 10

【請求項 1 7】

前記着脱自在な固定手段は、差込み継手から成ることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡組立体。

【請求項 1 8】

前記ステージの前記窓は、前記レンズ管の他端部から長手方向に間隔を置いて位置し、かくして前記窓と前記レンズ管の前記他端部との間にはチャンバが形成され、前記チャンバを液体で満たした状態に維持する手段が設けられていることを特徴とする請求項 1 0 記載の内視鏡組立体。

【請求項 1 9】

前記維持手段は、前記ステージ内に設けられていて、前記チャンバに開口した袋であることを特徴とする請求項 1 8 記載の内視鏡組立体。 20

【請求項 2 0】

内視鏡組立体であって、ハウジングと、前記ハウジングに固定された一端を有していて、体腔内へ挿入されるようになった細長いレンズ管と、前記レンズ管内に収納されていて、前記レンズ管の自由端部からの像を光学的に前記ハウジングに中継する管レンズ組立体と、前記レンズ管から像を受け取り、前記像を前記ハウジングの外部に与えるハウジングレンズ組立体と、前記ハウジングに結合された放射線の光源と、前記光源からの放射線を前記レンズ管組立体中へ差し向ける手段とを有していることを特徴とする内視鏡組立体。

【請求項 2 1】

放射線としての赤外線源を更に有し、前記光源は、放射線としての可視光源から成り、前記差向け手段は、前記源のうち的一方からの放射線を前記レンズ管組立体中へ選択的に差し向ける手段を更に有していることを特徴とする請求項 2 0 記載の内視鏡組立体。 30

【請求項 2 2】

赤外線放射カメラを更に有し、前記ハウジングレンズ組立体は、前記赤外線放射カメラと直列に光学結合された共焦点レンズ組立体から成ることを特徴とする請求項 2 0 記載の内視鏡組立体。

【請求項 2 3】

前記赤外線放射カメラは、線走査赤外線放射カメラであることを特徴とする請求項 2 2 記載の内視鏡組立体。 40

【請求項 2 4】

前記放射線源は、レーザから成ることを特徴とする請求項 2 0 記載の内視鏡組立体。

【請求項 2 5】

前記レーザは、レーザダイオードであることを特徴とする請求項 2 4 記載の内視鏡組立体。

【請求項 2 6】

前記レーザの波長は、実質的に 9 5 0 n m であることを特徴とする請求項 2 5 記載の内視鏡組立体。

【請求項 2 7】

内視鏡組立体であって、ハウジングと、前記ハウジングに固定された一端を有していて、 50

体腔内へ挿入されるようになった細長いレンズ管と、前記レンズ管内に収納されていて、前記レンズ管の自由端部からの像を光学的に前記ハウジングに中継する管レンズ組立体と、前記レンズ管から像を受け取り、前記像を前記ハウジングの外部に与えるハウジングレンズ組立体と、前記ハウジングから見て遠くに設けられていて、前記レンズ組立体をミクロ的倍率とマクロ的倍率との間で変化させる手段とを有していることを特徴とする内視鏡組立体。

【請求項 28】

前記ステージに取り付けられたカラーを更に有していることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡組立体。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

〔発明の背景〕

I. 発明の分野

本発明は一般に、医用器械に関し、特に内視鏡に関する。腹腔内視鏡下手術が特に腹腔に関する手術にますます好意を持って受け入れられている。かかる手術では、1以上の切開部を患者の皮膚に作る。しかる後、内視鏡を含む種々の医用器械を切開部を通して体腔、例えば腹腔内へ挿入する。

II. 関連技術の説明

外科医が腹腔を調べるために、外科医は典型的には、カニューレを通して腹腔内へ挿入された内視鏡を用いる。従来公知の内視鏡は典型的には、1以上の固定レンズを備えた細長い管を有している。これらレンズは、身体の外部に位置する外科医に接近可能な接眼レンズ又は他のディスプレイ手段に体腔の内部の光学的視野を提供する。内視鏡用の照明は典型的には、内視鏡の長さに沿って延び、内視鏡の自由端部の外周部の周りにリングを形成する光ファイバによって提供される。光ファイバの反対側の端部は、光源に接続される。

20

【0002】

しかしながら、これら従来公知の内視鏡は全て、多くの欠点を持っている。これら従来公知の内視鏡に関する恐らくは最も大きな欠点は、光学レンズが内視鏡内に固定されているので内視鏡の倍率の範囲が一定のみであるということにある。典型的には、これら従来公知の内視鏡は、体腔内に低い又はマクロ的倍率（以下、まとめて「マクロ的倍率」という）をもたらす、体腔の比較的広い視野が得られるようにするレンズを利用している。

30

【0003】

しかしながら、多くの状況では、内視鏡は体腔内の器官のミクロ的倍率をもたらすことが望ましい場合がある。例えば、体の器官内の癌の成長が疑われる或る状況においては、従来公知の内視鏡により得られるマクロ的倍率は、組織の異常が癌性のものであるか、良性のものであるかを判定するのに十分詳細に器官組織を検査するには不十分である。その結果、外科医は組織を取り出して生検を行い、そして多くの場合、器官全体を摘出し、次に体外での病理学的検査を行うことが必要であった。

【0004】

体からの生物学的組織の摘出及び体外でのその後の病理学的検査には、2つの重要な欠点がある。第1に、組織の異常が良性のものである場合、生検及び場合によっては行われる体からの器官全体の摘出の結果として、患者に対し不必要な危害が加わり、場合によっては器官の機能が無くなることさえある。第2に、次に行われる身体組織の病理学的検査は手術が終わってから長い期間を置いて行われるので、病理学的検査により身体の組織内に癌の成長が明らかになった場合、外科医は体腔に再び接近して癌を完全に根絶する目的で身体組織を更に新たに取り出す必要のある場合が多い。しかしながら、これにより患者は2回目の手術を受けることになるという欠点がある。

40

【0005】

従来公知の内視鏡の別の欠点は、照明及び視認経路又は光路は互いに別個であり、各光路は内視鏡の有効直径のほんの一部を使用するに過ぎないということにある。内視鏡の有効直径全体を視認光路として用いて大きな開口を持つ光学レンズを用いることができるよう

50

にし、かくして内視鏡の全直径を増大させる必要なく、レンズによって形成される光学像の分解能を高くすることが望ましい。

【0006】

〔発明の概要〕

本発明は、従来公知の器械の上述の欠点の全てを解決する腹腔内視鏡下手術で用いられる内視鏡を提供する。

本発明の内視鏡は、内視鏡管内に光路を形成し、光路が物体、例えば体腔内の組織を照明するのに用いられる光と物体から集められた光によって共有されるレンズ組立体を有している。内視鏡管は、追加の光学組立体を備えた外部ハウジングに接合され、組合せ状態の内視鏡管とハウジング光学系は、ハウジング内に設けられた1以上の検出器上に像を形成し、これら検出器は、像を電気信号に変換する。ハウジングと外部制御システム、例えばパーソナルコンピュータ、電源及び照明源との間の電子及び光学インタフェースとしてのケーブルが設けられる。

10

【0007】

内視鏡組立体によって達成される倍率を、マクロ的又は低い倍率とミクロ的又は高い倍率との間で変えることができる。マクロ的倍率は、体腔内の比較的広い領域の光学的視野を外科医に提供するのに利用され、これに対しミクロ的倍率モードでは、システムは、構造を細胞レベルで分解することができる。ミクロ的モードでは、システムは、身体組織の表面層だけでなく表面の下に位置する層の高い分解能の画像化をハウジング内に収納された共焦点組立体によって可能にする。細部画像化は、近赤外線照明を用いることによって促進され、この波長では、身体組織は代表的には、可視波長の場合よりも一層透けて見えるようになる。ハウジング内の光学組立体は、マクロ的画像化モード及びミクロ的画像化モードについて別々の又は部分的に別々の光路を有している。内視鏡レンズの組合せ状態の光路をハウジング光学系の別々の光路に分割し、任意的にこれら光路を単一のCCDカメラ上に再び結合するのにビームスプリッタが設けられている。マクロ的倍率光路は、白色光照明、好ましくは3チップ型CCD検出器を用いてフルカラー画像化を提供する。ミクロ的倍率モードで用いられる光源は好ましくは、約950nmの波長でスペクトルの近赤外領域で動作するレーザダイオードである。ハウジング内のミクロ的倍率光路は、組織の表面のところと組織内の深いところに位置する薄い部分の表面のところの両方において高いデフィニション画像をもたらす共焦点組立体を有している。共焦点組立体は、走査手段を有し、この走査手段は好ましくは、線走査フォーマットで動作する。ただし、他の走査法、例えば点走査法、ニプコウディスク(Nipkow disk)走査法を用いることができる。

20

30

【0008】

マクロ的モードでは、倍率の変化は、レンズをハウジング内又は内視鏡管内で動かし、或いは内視鏡を関心のある物体に近づける場合にこれら両方内で動かすことによって生じる。倍率の変化も又、白色光とレーザ光照明との間で切り換えた際にも生じる。フィルタ、偏光子及びリターダが、適宜、照明及び画像化光のスペクトル及び偏光特性を制御するために設けられる。

【0009】

内視鏡組立体は、内視鏡管上を摺動し、ハウジングに着脱自在に取り付けられる追加の管又はステージを有している。組合せ状態のステージと内視鏡管は、カニューレを介して体腔内へ挿入されるようになっている。内視鏡管は、ハウジング内に収納された駆動手段によって伸長位置と引っ込み位置との間でステージに対して動くことができる。ステージは、体腔と内視鏡光学系との間の光学インタフェースとなる窓を有している。この窓を、身体組織に直接当てるのがよく、内視鏡管を組織内の種々の深さでの合焦が得られるよう窓に対し垂直の方向に動かすのがよい。内視鏡管がミクロ的モードで引っ込み位置にあるとき、内視鏡光学系を組織表面と接触状態にあるステージ窓の外側のところに合焦させ、内視鏡管を伸長させると、合焦位置は、組織の表面の下の深さまで窓から遠ざかる。液体、例えば食塩水で満たされていて、所定の屈折率を持つチャンバが、身体組織の屈折率とほ

40

50

ば一致するようステージ窓と内視鏡光学系との間に設けられる。液体で満たされたチャンバが内視鏡管の伸縮時に膨張収縮することができるようにするためにリザーバが設けられる。

【0010】

ステージは、体腔と内視鏡管との間の無菌バリアにもなる。ステージは、構造が簡単なので、使用の間に容易に滅菌することができ、或いはこれは使い捨てであってもよい。

【0011】

本発明の好ましい実施形態では、内視鏡器械の光学組立体によって形成される光学像をＣＤ検出器上に合焦させ、電気信号としてコンピュータシステムに伝送する。すると、コンピュータシステムは、ネットワーク及び（又は）電話回線によりデジタル化像を患者から見て遠くに位置する病理学者に伝送する。その結果、病理学者は、内視鏡を介してリアルタイムで像を見ることができる。本発明の内視鏡画像化システムによりリアルタイムの被疑組織の病理学的検査及び診断が可能になるので、不必要な生検及び（又は）器官摘出が防止される。

10

本発明の内容は、添付の図面を参照して以下の詳細な説明を読むと一層よく理解されよう。なお、図中、同一の符号は同一の部分を示している。

【0012】

〔発明の好ましい実施形態の詳細な説明〕

まず最初に、図１を参照すると、本発明の好ましい実施形態としての内視鏡組立体２００が示されている。内視鏡２００は、自由端部２０４及びハウジング２０６に取り付けられた反対側の端部を備えた細長い内視鏡レンズ管２０２を有している。ハウジングは、外科医又は他の医療従事者により手で取り扱われるように設計されている。ただし、変形例としてこれを機械的支持体又はロボットアームに取り付けてもよい。細長い管状ステージ２０８が、レンズ管２０２の自由端部２０４に摺動自在に嵌着されるよう寸法決めされていて、機械的継手２０７、例えば差込み継手によってハウジング２０６に着脱自在に固定されている。ステージ２０８は、レンズ管２０２の自由端部２０４に嵌まる透明な窓２１０を有している。レンズ管２０２はステージ２０８と一緒に、ハウジング２０６が患者の外部に位置したままの状態、カニューレを通して患者２０５内へ挿入できる。

20

【0013】

次に、図２～図４を参照すると、複数の光学レンズが、レンズ管２０２の長さに沿って延びるようレンズ管２０２内に設けられている。これらレンズは、図３に最もよく示す対物レンズ２１２を含み、これら対物レンズは、レンズ管２０２の自由端部２０４からレンズ管２０２内へ内方に延びている。対物レンズを越えた空間内への光学的インタフェースをもたらすよう窓２１５が、レンズ管の自由端部２０４に取り付けられている。１以上の従来型リレー（中継）レンズ２１４が、対物レンズ２１２からハウジング２０６へ互いに間隔を置いてレンズ管２０２内に収納されている。対物レンズ２１２は、１又は複数のリレーレンズ２１４と一緒に、レンズ管２０２の自由端部２０４のところの光学的視野の光学像をハウジング２０６に提供する。

30

【0014】

次に、図５Ａ及び図５Ｂを参照すると、内視鏡２００の自由端部が概略的に示されており、この場合、ステージ２０８の窓２１０が検査中の皮膚２１６に当てて配置されている。レンズ管２０２は、図５Ａに示す引っ込み位置から図５Ｂに示す伸長位置にステージ２０８に対して軸方向に動くことができる。レンズ管を引っ込み位置から伸長位置に動かすと、物体平面２２０は、組織２１０の表面から組織内の既知の深さまでシフトする。例えばステッピングモータ又は手動ノブのような任意の従来型手段２１９（図１）を用いてレンズ管をステージに対して動かすのがよい。

40

【0015】

ステージ２０８は、ハウジング２０６の近くに取り付けられた円筒形カラー２０９を有している。カラー２０９は、ステージを機械的支持体、例えばロボットアームに取り付けることができるようにする手段としての取り付け構造体を形成する。

50

【0016】

レンズ管202の自由端部204のところの窓215とステージ208の窓210との間のチャンバ222は、検査中の組織の屈折率とほぼ等しい屈折率を持つ液体、例えば食塩水で満たされている。レンズ管を引っ込め又は伸長させると液体はこれに対応してそれぞれリザーバから引き出され又はリザーバに戻され、それにより観察中の物体までの一定の光学深さを維持し、光学収差を最小限に抑える。リザーバは、別個の袋であってもよく、又は図5Bに示すようにレンズ管202とステージ204との間の単なる空間であってもよい。

【0017】

図6は、ハウジングレンズ組立体の光学的略図である。これは、マクロ的モード及びミクロ的モードについての光路を各光路についての照明源から始めて別々に説明する場合に最もよく理解される。

【0018】

マクロ的光路

マクロ的光路の照明は好ましくは、内視鏡から見て遠くに位置したアークランプからのものである。この光源は、赤外線除去のためランプのところで又はハウジング内で適当に濾波される。光ファイバケーブル258が、光をランプからハウジングに伝える。レンズ262が、ハウジングレンズ組立体のマクロ的光路の瞳孔平面のところに光ファイバフェース260の像を形成する。照明光は、レンズ262及び平面偏光子264を通り、ビームスプリッタ248で反射され、そしてレンズ246によって合焦される。照明光は更に、ビームスプリッタ244、視準レンズ242及びフィールドレンズ240を通りその後レンズ管202を通過して観察中の物体を照明する。観察中の物体から戻った光は、レンズ管202に戻ってこれを通過してハウジングレンズ組立体に至り、ここからフィールドレンズ240を通過してレンズ242によって視準される。像を担持した光は、引き続きビームスプリッタ244及び合焦レンズ246を通過して進む。この光は、更にビームスプリッタ248及び平面偏光子250を通り、次にカメラレンズ252によってビデオカメラ254の合焦平面上に合焦される。ビデオカメラ254は好ましくは、CCD検出器を用いる。ただし、他の検出器、例えばCMOS検出器を用いてもよい。

【0019】

図6に単一のレンズ要素として概略的に示された合焦レンズ246は変形例として、複数のレンズ要素から成る1以上のレンズ組立体であってもよい。

【0020】

運動手段266が、合焦レンズ246の軸方向運動をもたらして内視鏡の互いに異なる物体作動距離を補償し、それによりこのレンズは、物体からの内視鏡距離が変化してもビデオカメラの合焦平面のところでの合焦状態を維持することができるようになっている。レンズの運動は、手動手段、手動制御下のモータ又はコンピュータ制御下のモータによって達成できる。好ましくは、合焦レンズ246は、自動焦点方式及び適当なサーボモータを利用して像を適当な合焦状態に保つ。さらに、かかる回路構成は、当業界では周知なのでこれについてのそれ以上の説明は不要であろう。

【0021】

照明光と像担持光の両方によってレンズ管の光路を共有する上述の方法は、内視鏡レンズ管202の所要直径を最小限に抑える。というのは、別個の照明光路が不要であり、かかる方法によりステージ窓210と接触状態にある物体の照明が可能だからである。レンズ表面からの望ましくない反射により生じる迷光を、以下に説明するような照明及び像担持光の偏光状態の制御によって最小限に抑えることができる。

【0022】

マクロ的光路中の2つの偏光子250, 264は、ビデオカメラ254の合焦平面に到達する非画像化迷光の量を最小限に抑える。照明光は平面偏光子264によって直線偏光され、像担持光は平面偏光子250を通過する。偏光子264の向きは、偏光子250と直交しており、それにより内視鏡及びハウジング内のレンズ表面からの正反射光がビデオカ

10

20

30

40

50

メラ 2 5 4 の合焦平面に到達しないようにする。物体によって散乱された光は偏光されないで、この光の半分は偏光子 2 5 0 によってカメラ 2 5 4 に伝えられる。平面偏光子 2 5 0 , 2 6 4 の代替手段として、又はその追加手段として、ビームスプリッタ 2 4 8 は、一偏光状態の光を通し、直交偏光状態の光を反射する偏光ビームスプリッタであってもよい。

【 0 0 2 3 】

ミクロ的光路

好ましくはハウジング内に設けられたレーザによって、ミクロ的模式、即ち細胞レベルでの画像化のための照明を行う。レーザは好ましくは、コントラスト及び組織穿通度を最適化しよう約 9 5 0 n m の波長で動作するレーザダイオードである。なお、他の波長を用いることができる。

10

【 0 0 2 4 】

ミクロ的模式は、深さに関して高い分解能が得られると共に高い側方分解能が得られるようにするためのその光路内に共焦点光学組立体を有している。好ましい実施形態では、共焦点組立体は、線走査法を用いているが、他の公知の方法、例えば点走査法又はニプロウディスク走査法を用いてもよい。

【 0 0 2 5 】

引き続き図 6 を参照すると、レーザダイオード 2 9 0 からの光を円柱レンズ 2 9 2 によって線の状態に合焦させる。第 1 のスリット 2 9 4 を線合焦部のところに配置して空間フィルタとしてビームをきれいにすると共に（或いは）製造中におけるアライメントの基準とするのがよい。照明光は、スリット 2 9 4 を通過した後、平面偏光子 2 9 6 及びビームスプリッタ 2 7 8 を通る。次に、レーザ光は合焦レンズ 2 7 6 によって視準され、走査ミラー 2 7 2 の第 1 の表面で反射される。照明光は、反射後、適応レンズ 2 7 0 を通り、そしてビームスプリッタ 2 4 4 で反射される。ビームスプリッタ 2 4 4 は好ましくは、近赤外光を反射し、可視光を通過させるダイクロイックコーティングが施されている。次に、視準レンズ 2 4 2 及びフィールドレンズ 2 4 0 は、照明光をレンズ管 2 0 2 内へ差し向け、この中のレンズは、レーザ光を検査中の物体のところで線の状態に合焦させ、この線は、スリット 2 9 4 の像である。加うるに、図 3 に示すように、照明光は、対物レンズ 2 1 2 内に設けられた光学リターダ 2 1 8 を通過する。

20

【 0 0 2 6 】

像をビデオカメラ 2 8 8 のところに形成するため、物体で反射した光は、レンズ管 2 0 2 内の対物レンズ 2 1 2 及び 1 又は複数のリレーレンズ 2 1 4 によって中間像 2 3 8 の状態に合焦される。このようにする際、画像化光は、対物レンズ内のリターダ 2 1 8 を再度通過する。像 2 3 8 からの像担持光は、フィールドレンズ 2 4 0 によって向きが変えられて、レンズ 2 4 2 によって視準され、ビームスプリッタ 2 4 4 で反射され、そして走査ミラー 2 7 2 で反射される。以下に説明するように屈折率の不一致により生じる収差を補正するために適応レンズ 2 7 0 をミクロ的光路中に設けるのがよい。合焦レンズ 2 7 6 は、光がビームスプリッタ 2 7 8 で反射され、平面偏光子 2 9 8 を通過した後、物体からの照明線の像を第 2 のスリット 3 0 0 のところに生じさせる。スリット 3 0 0 を通過した光は、ミラー 2 8 0 で反射され、レンズ 2 8 2 によって視準され、ミラー 2 8 4 から反射され、そして走査ミラー 2 7 2 の第 2 の側部から反射される。次に、カメラレンズ 2 8 6 が線像をカメラ 2 8 8 の合焦平面上に合焦させ、このカメラは好ましくは、CCD 検出器を用いている。ただし、他の検出器、例えば CMOS 検出器を用いてもよい。線像は、走査ミラーを回転させ、同期して物体を横切って照明線を走査すると共にカメラの合焦平面を横切って像線を走査すると、完全な状態の像となる。走査ミラーを図 6 の平面に垂直な軸線の周りに振動させるために任意の従来型手段 2 7 4 を利用することができる。

30

40

【 0 0 2 7 】

ハウジング内の 2 つの偏光子及び対物レンズ内のリターダは、ビデオカメラ 2 8 8 の合焦平面に達する非画像化迷光の量を最小限に抑えるのに用いられる。照明レーザ光は、平面偏光子 2 9 6 の通過後、直線偏光される。この照明レーザ光は、対物レンズ内のリターダ

50

を通過する際、円偏光状態の光に変えられ、この光は次に物体を照明する。物体によって正反射された光は、リターダを通過して戻った後、照明光の偏光方向に垂直な方向に直線偏光されることになる。次に、物体から集められた光は、画像化システム及び平面偏光子298中へ戻る。偏光子298の偏光方向は、偏光子296の偏光方向に対して垂直である。この構成では偏光子298は、レンズ表面からリターダまでの望ましくない正反射を除き、これに対し物体によって反射された光は、偏光子中へ伝えられる。偏光子296, 298の追加例として、又はその代替手段として、偏光制御装置を偏光ビームスプリッタ278を用いることにより具体化してもよい。

【0028】

次に、図7A及び図7Bを参照すると、任意的に用いられる適応レンズ270の細部が示されており、この適応レンズは、剛性の窓302、変形可能な窓304及び窓302, 304相互間に位置した液体充填チャンバ306を有している。液体306の圧力を変えることにより、変形可能な窓304を図7Aに示す位置と図7Bに示す位置との間で変形させることができる。適応レンズ270は、検査中の組織の屈折率と、ステージ窓210とレンズ管窓215との間の液体222の不一致の結果として生じる光学収差を補正するために用いられる。テレセントリック対物レンズ212の場合、生じる唯一の光学収差は、球面収差であり、これは適応レンズを開口絞りの像のところに配置することによって補正できる。液体306は、窓物質と同一の屈折率を持つよう選択される。液体圧力を変えると、変形可能な窓は、球面収差を補正する所定の形状に変形する。所要の変形量を、マクロ的モードにおいて自動焦点のために用いられるアルゴリズムと類似したアルゴリズムにより、リアルタイムで求めることができ、この場合フィードバックシステムが液体の圧力を調節する。

10

20

【0029】

実際には、マクロ的光路とミクロ的光路は、互いに相反する仕方で利用される。これは、電力を別の光源に切り換え、シャッタを用いて別の光源からの光出力を遮断し、又はこれら2つの方法を組み合わせて用いることにより達成できる。

【0030】

次に、図8を参照すると、ハウジング内に収納される光学系の変形例としての光学構成が示されている。図8に示す光学構成は、単一のカメラ320が図6に示す2つのカメラ288, 254に代えて利用されている点において、図6に示す光学構成と異なっている。これは、ミラー322及びビームスプリッタ324を利用して白色光とレーザ像の両方をカメラ320に差し向けることによって達成される。これら2つの光路を単一のカメラ上に組み合わせるうえでミラー及びビームスプリッタの他の配置が可能である。好ましくは、2つの別々のレンズ352, 386ではなく、単一のカメラレンズが組合せ光路中に用いられる。

30

図8に示すように、赤外遮断フィルタ326が、マクロ的光路の光源258からの入力と光学的アライメントをなして配置されている。

【0031】

次に、図9を参照すると、図9は、ハウジング206内の光学部品の更に別の変形例を示している。図9のミクロ的光路は、リニアアレイ検出器326がビデオカメラ288に代えて利用されている点において、図6又は図8の光学構成と異なっている。リニア検出器326は、図6のスリット300の直ぐ後に配置されている。アレイ要素又はピクセル(画素)の寸法形状がスリットの幅と同等であれば、図9に概略的に示すようにスリットをリニア検出器で置き換えるだけでもよい。検出器アレイの長い方の寸法方向は、スリットの内方の寸法方向が図6の図面の紙面に垂直である。リニア検出器アレイは、照明線に沿う物体からの光を受け取るので、リニア検出器は、物体のところの照明線の走査速度に一致した速度で読み出される。検出器の出力信号を、外部電子制御システムによって線毎に累積するのがよく、この外部電子制御システムは、物体の完全な走査の度毎にこれについてのフォーマット済み2次元電子像を生じさせる。電子制御システムによる像のフォーマットは、物体の走査と同期して行われる。

40

50

【0032】

リニア検出器アレイを用いると、ビデオカメラと関連した走査ミラーを含む光学系、即ち、スリット300とビデオカメラ288との間の光学系が不要になる。一方の表面だけにミラーを備えた走査要素273が、物体を横切る照明線を走査するのに設けられている。

【0033】

図6、図8及び図9に示す構成は、概略的に示されたものであり、当業者であれば同一の目的を達成するのに他の多くの構成を設計できることは理解されるべきである。

【0034】

図10は、関連の入力及び出力を備えたハウジングレンズ組立体をブロック図で示している。マクロ的光路中には、先に図6に詳細に示したビデオカメラ及び照明組立体がブロック340として示されている。好ましくはハウジングの外部に設けられたアークランプからの光ファイバケーブルを通して提供される白色照明が、線342で示されるようにブロック340に入力される。ブロック340内の要素、例えばモータ、シャッタ及びビデオカメラを動作させる制御信号344が、ハウジングの外部に設けられた1以上のコンピュータから入力され、電力343が外部電源から入力される。ブロック340からの出力は、ビデオカメラからの信号346及び制御信号348を含み、かかる制御信号は、位置決めモータからのフィードバック信号及び照明光が存在していることを示す信号を含むのがよい。

10

【0035】

ミクロ的光路中には、先に図6に詳細に示したビデオカメラ及び照明組立体が、ブロック330として示されている。入力照明334は、ハウジングの外部に設けられてもよいが、好ましくはハウジング内に設けられるレーザによって得られる。マクロ的ブロック340の場合と同様、ミクロ的ブロック330への入力としては、制御信号332及び電力333が挙げられる。出力としては、ビデオ信号336及び制御信号338が挙げられる。

20

【0036】

その結果、図10から理解できるように、ミクロ的画像化モードとマクロ的光画像化モードの両方は、電子信号によって完全に制御できる。その結果、内視鏡画像化機能の遠隔制御が可能である。例えば、病理学者は、内視鏡を遠隔の場所からコンピュータネットワークで制御できる。

上述の実施形態では、マクロ的倍率の量は、内視鏡を体腔内の物体に近づけたり、これから遠ざけるとときに、合焦レンズ246を動かすことによって制御される。

30

【0037】

次に、図11を参照すると、カメラ254、288及び(又は)320から又はリニア検出器アレイ326からのビデオ信号が、コンピュータシステム104に伝送される。すると、コンピュータシステム104は、像をモニタ106上に表示する。コンピュータシステム104は更に好ましくは、医療従事者によって望まれるように像106をカラー化するようプログラムされている。ミクロ的モードは、固有分解能がマクロ的モードよりも非常に高いので、モニタ106上に単一の像で表示できる場合よりも多くのピクセルを持つ像を表示させることができる。この場合、コンピュータシステムは、像をその完全分解能で表示できるよう電子パン及びズーム機能を備えるのがよい。

40

【0038】

本発明の好ましい実施形態では、コンピュータシステム104は、内視鏡から見て遠くに位置したコンピュータシステム110とネットワーク108を介して電子的に通信する。通信ネットワーク108は例えば、各コンピュータシステム104、110のところにモデムを備えた電話回線であるのがよい。

【0039】

実際には、コンピュータシステム104は像をコンピュータシステム110に送り、このコンピュータシステム110は次に、これら像をそれ自体のモニタ112上に表示する。モニタ112は、例えば病理学者によって視認でき、それにより標的組織のリアルタイムの生体内病理学的検査及び診断が可能になり、したがって患者の器官の生検又は摘出は不

50

要である。

【0040】

実際問題として、生体組織は、検査中静止状態のままではない、それどころか組織は内視鏡の運動に応答して動くだけでなく、心筋収縮、患者の呼吸等に応動して動く。その結果、本発明の好ましい実施形態では、コンピュータシステム104は好ましくは、医療従事者によるコマンドが出されたときに一連の連続像を取り込んで記憶する。

【0041】

次に、図12を参照すると、ビデオ画像の品質を向上させるフローチャートが示されている。ステップ120で、ビデオ画像を受け取り、次に、ステップ120からステップ122に分岐する。

【0042】

ステップ122では、プログラムは、フレーム取込みモードが現在起動化されているかどうか、即ち、医療従事者により画像が望ましいことが示されているかどうかを判定する。もしそうでなければ、ステップ122からステップ124に分岐し、ここで現在の入力フレームをバッファに記憶させ、そしてステップ124からステップ122に戻る。

【0043】

逆に、ビデオ取込みモードが起動化されていると見なされると、ステップ122からステップ126に分岐し、ここで変数COUNTをゼロに初期化する。次に、ステップ126からステップ128に進む。

【0044】

ステップ128では、プログラムは、変数COUNTが変数NFRAMESよりも大きいかどうかを判定する。なお、NFRAMESは、取込みモードの起動化に続いて取り込まれるビデオフレームの数に等しい。COUNTがNFRAMESよりも小さいと見なされると、ステップ128からステップ130に分岐し、ここでフレームをメモリバッファに入力する。次に、ステップ130からステップ132に進み、ここで、変数COUNTの値を増分し、ステップ132からステップ128へ戻る。

【0045】

ステップ128～132で所定数のフレームを取り込んだ後、ステップ128からステップ134へ分岐し、ここでフレームバッファをフリーズさせて、ステップ136に進み、変数COUNT、FMAX及びFRAME#を全てゼロに初期化する。次に、ステップ136からステップ138に進む。

【0046】

ステップ138では、まず最初に変数COUNTと変数NCOMPAREを比較する。なお、NCOMPAREは、取込みフレームの選択の基準となる比較されたフレームの数に等しい。当初、COUNTは、NCOMPAREよりも小さく、したがってステップ138からステップ140に分岐し、ここで変数COUNTを増分し、次にステップ142に進み、ここで、変数COUNTに相当するFRAME#をバッファから入力する。次に、ステップ142からステップ144に進む。

【0047】

ステップ144では、プログラムは、変数COUNTに相当するフレームについて良さの指数値FMを計算する。種々の要因、例えば隣り合う取込みフレームと比較したフレームの部分の運動を求める。次に、ステップ144からステップ146に進み、ここで計算した変数FMを最大変数FMAXと比較する。現在計算された変数FMがあらかじめ記憶された変数FMAX（これは、ステップ146の最初の実行の際に常に生じる）よりも大きい場合、ステップ146からステップ148に分岐し、ここで、変数FMAXをFMの値に設定し、変数FRAME#を変数COUNTに設定する。変数FMAXが変数FMよりも大きい場合、ステップ148とステップ146の両方から、ステップ138に戻る。

【0048】

ステップ138～148を繰り返し実施して、ついにはCOUNTの値がNCOMPARE

10

20

30

40

50

Eの値よりも大きくなるようにする。その時点において、値FMを各フレームについて計算する。なお、最大FMのフレームカウントは、変数FRAME#中に記憶された状態にある。次に、ステップ138からステップ150に分岐し、ここで、選択されたビデオフレームFRAME#を記憶させ、次にステップ152でモニタ上に表示する。

【0049】

実際には、内視鏡は、体腔内の全体的な観察が得られるよう利用することができる標準型内視鏡として挙動するマクロ的モードに配置される。このモードでは、内視鏡は、病変部及び他の疑いのある領域の存在場所を突き止めてより厳密な検査を行うことができるよう利用できる。外科医は見るべき場所がどこであるかをいったん決定すると、組合せ状態のステージとレンズ管の端を標的組織に接触させる。照明のための内視鏡画像化光路を用いると、ステージ窓が組織と接触した状態でも組織の照明を行うことができる。次に、内視鏡をマクロ的モードに切り換え、このマクロ的モードにより、組織表面のデフィニションの高い画像が得られ、そしてレンズ管をステージ中に伸長させることにより、その表面の下の薄い部分の画像が得られる。画像は、病理学者が手術室から見て遠くに位置した場所にあるコンピュータから標的組織の生体内診断を行うことができるのに十分に高いデフィニションを持っている。

10

【0050】

本発明の別の利点は、着脱自在なステージにより、標的組織の様々な層及び深さでの画像化が可能になるということにある。さらに、ステージは、レンズ管から取り外せるので、患者の体腔内の滅菌環境の維持のためには、実際にはステージの滅菌が必要なだけである。

20

変形例として、ステージは使い捨てであってもよい。何れの場合においても、レンズ管及びハウジングの完全な滅菌は不要である。

本発明を詳細に説明したが、当業者であれば特許請求の範囲に記載された本発明の範囲から逸脱することなく多くの変形例を想到できよう。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好ましい実施形態を示す略図である。

【図2】本発明の好ましい実施形態のためのレンズ管及びこの中に収納されたレンズ組立体を示す略図である。

【図3】本発明の好ましい実施形態の対物レンズ用レンズ組立体を示す略図である。

【図4】本発明の好ましい実施形態のためのリレーレンズ組立体の略図である。

30

【図5A】本発明の好ましい実施形態のためのレンズ管の自由端部を示す略図である。

【図5B】本発明の好ましい実施形態のためのレンズ管の自由端部を示す略図である。

【図6】本発明のハウジングの好ましい実施形態を示す光学的な略図である。

【図7A】本発明の適応レンズを示す略図である。

【図7B】本発明の適応レンズを示す略図である。

【図8】本発明の第2の好ましい実施形態の光学的略図である。

【図9】図6と類似したハウジングの光学的略図であるが、その変形例を示す図である。

【図10】本発明の好ましい実施形態のための制御回路構成を示すブロック図である。

【図11】本発明のコンピュータ及び通信システムのブロック図である。

【図12】本発明の好ましい実施形態の作用を示すフローチャートである。

40

【 図 6 】

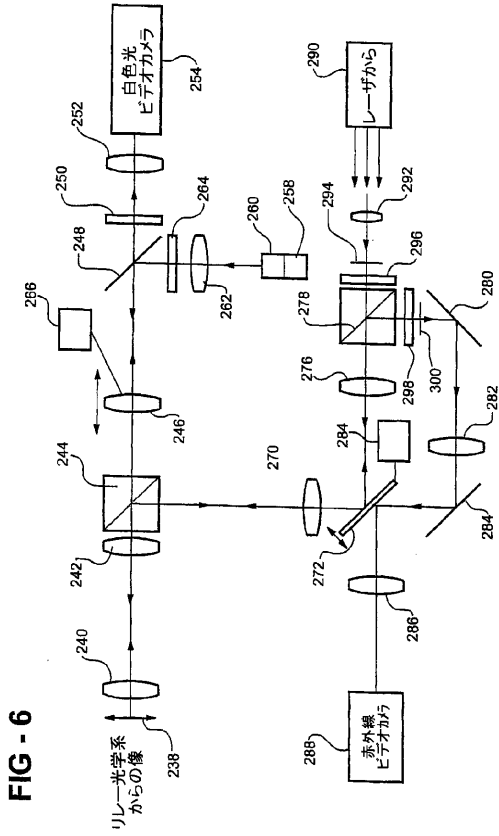


FIG - 6

【 図 9 】

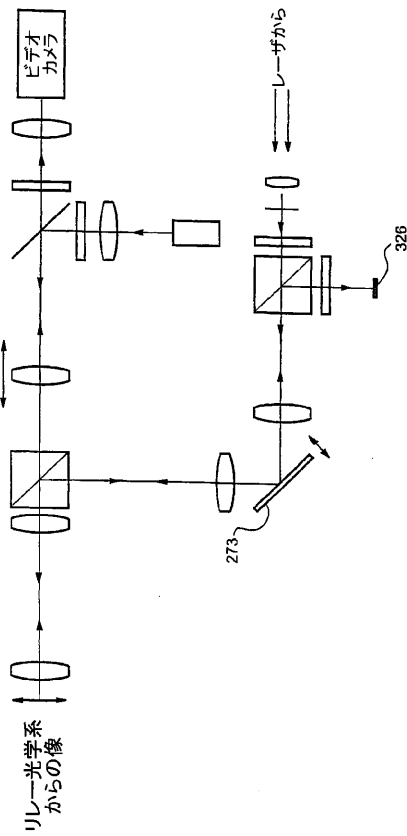


FIG - 9

【 図 8 】

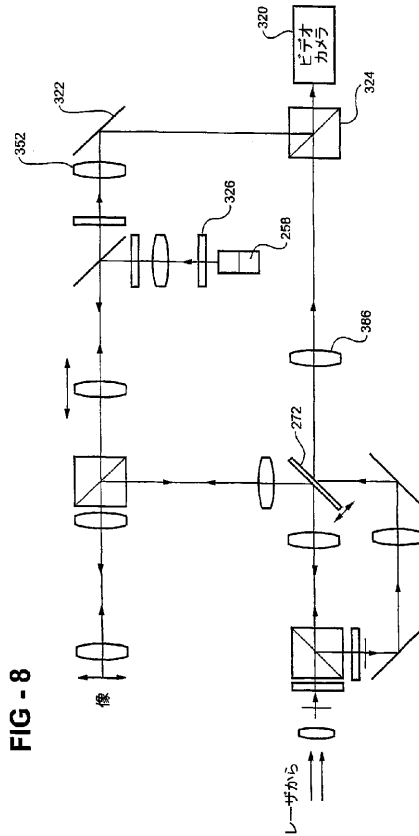


FIG - 8

【 図 10 】

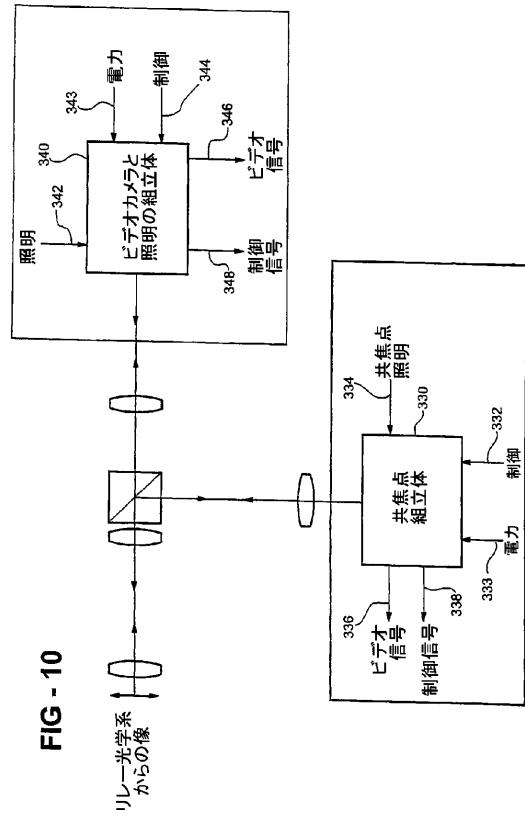


FIG - 10

【 図 1 1 】

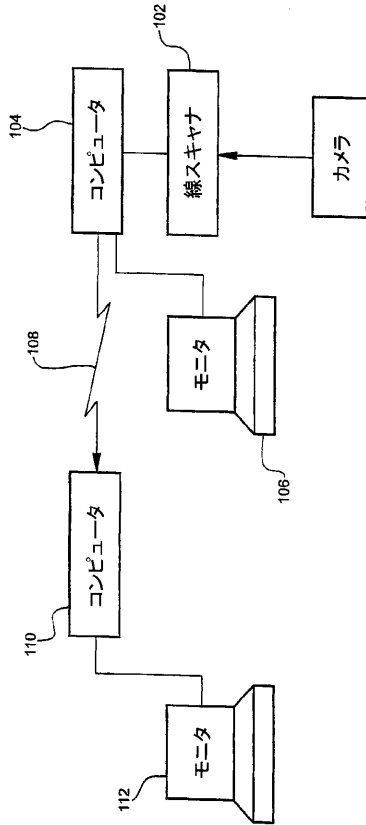


FIG - 11

【 図 1 2 】

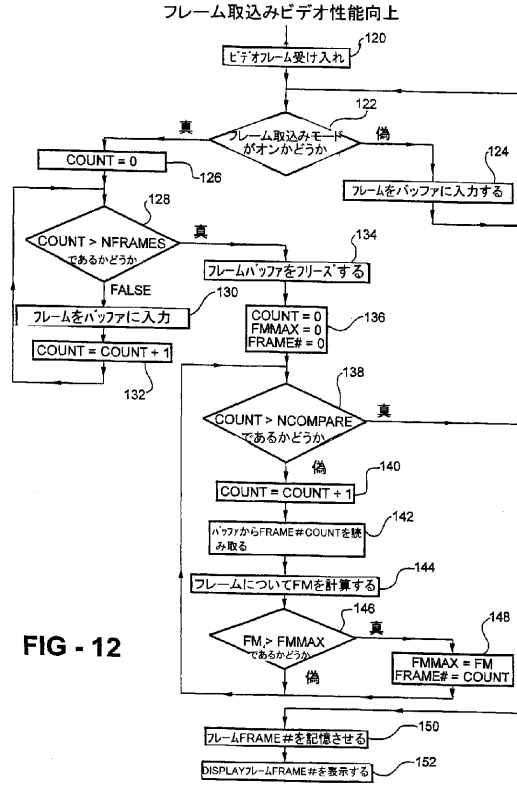


FIG - 12

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
10 January 2002 (10.01.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/01934 A2

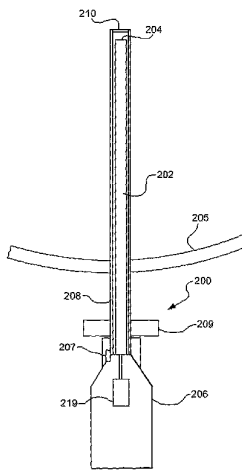
- (51) International Patent Classification: Not classified HENKE, Steven: 42615 Boulden Court, Canton, MI 48187 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US01/20588
- (22) International Filing Date: 28 June 2001 (28.06.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
 - 09/608,321 30 June 2000 (30.06.2000) US
 - 09/706,059 3 November 2000 (03.11.2000) US
- (71) Applicant: INNER VISION IMAGING, L.L.C. [US/US], 24164 Haggerty Road, Farmington Hills, MI 48335 (US).
- (72) Inventors: FARKAS, Richard, 4779 Crestview Court, Bloomfield Hills, MI 48301 (US). FISHER, Richard, 1220 Morehead Court, Ann Arbor, MI 48103 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, 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.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,

[Continued on next page]

(54) Title: ENDOSCOPE



WO 02/01934 A2



(57) Abstract: An endoscope assembly is disclosed having a housing adapted to be manipulated by medical personnel, such as a surgeon. An elongated lens tube has one end secured to the housing while an elongated stage is removably secured to the housing so that the stage encompasses and is coaxial with the tube. The stage together with the lens tube are adapted for insertion into the cavity of a body. A lens assembly provided within the lens tube relays the optical image from the free end of the stage to the housing. A lens assembly within the housing, furthermore, varies the magnification of the image between macroscopic magnification and microscopic magnification in which tissue may be examined on a cellular level. For macroscopic magnification, white light is transmitted through the lens tube as well as reflected back from the target tissue through the lens tube and to the housing. For microscopic examination, laser radiation is utilized in lieu of the white light illumination. A line scanning confocal assembly contained within the housing enables microscopic examination of the target tissue at varying levels into the tissue from the end of the stage.

WO 02/01934 A2



IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

Published:

— without international search report and to be republished upon receipt of that report

ENDOSCOPE**Background of the Invention****I. Field of the Invention**

The present invention relates generally to medical instruments and,
5 more particularly, to an endoscope.

II. Discussion of Related Art

Laparoscopic surgery has enjoyed increasing acceptance, particularly
for surgery involving the abdominal cavity. In such surgery, one or more
incisions are made through the patient's skin. Thereafter, various medical
10 instruments, including endoscopes, are inserted through the incisions and into a
body cavity, such as the abdominal cavity.

In order for the surgeon to see into the abdominal cavity, the surgeon
typically uses an endoscope which is inserted through a cannula and into the
abdominal cavity. The previously known endoscopes typically comprise an
15 elongated tube having one or more fixed lenses. These lenses provide an
optical view of the interior of the body cavity to an eyepiece or other display
means accessible to the surgeon outside the body. Illumination for the
endoscope is typically provided by optical fibers which extend along the length
of the endoscope and form a ring around the outer periphery of the free end of
20 the endoscope. The opposite ends of the optical fibers are connected to a light
source.

These previously known endoscopes, however, have all suffered from a
number of disadvantages. Perhaps the most significant disadvantage of these

WO 02/01934

PCT/US01/20588

2

previously known endoscopes is that, since the optical lenses are fixed within the endoscope, the field of magnification for the endoscope remains constant. Typically, these previously known endoscopes utilize lenses which provide low or macroscopic magnification (hereafter collectively referred to as macroscopic magnification) within the body cavity so that a relatively wide field of view of the body cavity is obtained.

In many situations, however, it would be desirable for the endoscope to provide microscopic magnification of organs contained within the body cavity. For example, in certain situations where cancerous growths within body organs are suspected, the macroscopic magnification provided by the previously known endoscopes is insufficient to examine the organ tissue in sufficient detail to determine whether the tissue abnormality is cancerous or benign. As a result, it has been necessary for the surgeon to remove the tissue to perform a biopsy and, in many cases, to remove the entire organ for subsequent pathological examination outside the body.

The removal of biological tissue from the body and subsequent pathological examination outside the body suffers from two important disadvantages. First, in the event that the organ abnormality is benign, the biopsy and possible removal of the entire organ from the body results in unnecessary harm and even loss of organ function to the patient. Second, since the subsequent pathological examination of the body tissue oftentimes occurs long after the end of the operation, in the event that the pathological examination reveals a cancerous growth within the body tissue, it is oftentimes

WO 02/01934

PCT/US01/20588

3

necessary for the surgeon to re-enter the body cavity and remove additional body tissue in an attempt to completely eradicate the cancer. This disadvantageously, however, subjects the patient to a second operation.

An additional disadvantage of previously known endoscopes is that the illumination and viewing paths are separate and each path uses only a portion of the available diameter of the endoscope. It would be desirable to use the entire available diameter of the endoscope for the viewing path as it would permit the use of optical lenses with larger apertures, thus providing increased resolution in the optical image formed by the lenses without requiring an increase in the overall diameter of the endoscope.

Summary of the Present Invention

The present invention provides an endoscope for use in laparoscopic surgery which overcomes all of the above-mentioned disadvantages of the previously known devices.

The endoscope of the present invention has a lens assembly forming an optical path within an endoscope tube, in which the optical path is shared by both the light used to illuminate an object, such as tissue within a body cavity, and the light collected from the object. The endoscope tube is joined to an external housing that has an additional optical assembly; the combined endoscope tube and housing optics form images on one or more detectors within the housing that convert the images into electronic signals. Cables are provided for an electronic and optical interface between the housing and an

external control system such as a personal computer, power supplies, and illumination sources.

The magnification achieved by the endoscope assembly can be varied between macroscopic, or low, magnification and microscopic, or high, magnification. Macroscopic magnification is utilized to provide an optical view to the surgeon of a relatively wide area within the body cavity whereas in the microscopic magnification mode, the system is capable of resolving structure at the cellular level. In microscopic mode, the system provides high resolution imaging not only of the surface layer of body tissue, but also of layers beneath the surface by means of a confocal assembly contained within the housing. In-depth imaging is enhanced by the use of near-infrared illumination, at which wavelengths body tissue is typically more transparent than at visible wavelengths.

The optical assembly in the housing includes separated or partially separated paths for the macroscopic and microscopic imaging modes. Beamsplitters are provided to split the combined optical path of the endoscope lens into the separated paths of the housing optics, and optionally to recombine the paths onto a single CCD camera. The macroscopic magnification path uses white light illumination and preferably a three-chip CCD detector to provide full color imaging. The light source used in the microscopic magnification mode is preferably a laser diode operating in the near infrared region of the spectrum at a wavelength of about 950 nm. The microscopic magnification path in the housing includes a confocal assembly to provide high definition

WO 02/01934

PCT/US01/20588

5

imagery both at the surface of the tissue and of thin sections deep within the tissue. The confocal assembly includes scanning means, which preferably operate in a line-scanning format, although other scanning techniques may be used such as point scanning or Nipkow disk scanning.

5 In macroscopic mode, magnification changes occur by moving lenses in the housing, the endoscope tube, or both as the endoscope is moved closer to the object of interest. Changes in magnification also take place on switching between white light and laser light illumination. Filters, polarizers, and retarders are provided as appropriate to control the spectral and polarization
10 characteristics of the illumination and imaging light.

 The endoscope assembly includes an additional tube, or stage, that slides over the endoscope tube and removably attaches to the housing. The combined stage and endoscope tube are adapted for insertion into a body cavity through a cannula. The endoscope tube is movable with respect to the stage
15 between an extended and a retracted position by drive means contained within the housing.

 The stage has a window that provides an optical interface between the body cavity and the endoscope optics. The window can be placed directly against body tissue, and the endoscope tube can be moved in a direction
20 perpendicular to the window to focus at different depths within the tissue. When the endoscope tube is in the retracted position in microscopic mode, the endoscope optics are focused at the outer surface of the stage window, which is in contact with the tissue surface; when the endoscope tube is extended, the

WO 02/01934

PCT/US01/20588

6

focus moves away from the window to a depth below the surface of the tissue.

A chamber filled with a liquid, preferably a saline solution, having a predetermined refractive index is provided between the stage window and the endoscope optics to approximately match the refractive index of body tissue.

5 A reservoir is provided to allow the liquid-filled chamber to expand and contract as the endoscope tube is retracted or extended.

The stage also provides a sterile barrier between the body cavity and the endoscope tube. Because of its simplicity, the stage may be readily sterilized between uses or it may be disposable.

10 In the preferred embodiment of the invention, the optical images formed by the optical assemblies of the endoscope apparatus are focused onto CCD detectors and transmitted as electronic signals to a computer system. The computer system, in turn, communicates the digitized images via a network and/or telephone lines to a pathologist who may be remote from the patient.

15 Consequently, the pathologist is capable of viewing the images through the endoscope on a real-time basis. Since the endoscopic imaging system of the present invention enables real-time pathological examination and diagnosis of suspect tissue, unnecessary biopsies and/or organ removal are prevented.

Brief Description of the Drawing

20 A better understanding of the present invention will be had upon reference to the following detailed description, when read in conjunction with the accompanying drawing, wherein like reference characters refer to like parts throughout the several views, and in which:

WO 02/01934

PCT/US01/20588

7

FIG. 1 is a diagrammatic view illustrating a preferred embodiment of the present invention;

FIG. 2 is a diagrammatic view illustrating the lens tube and its contained lens assemblies for the preferred embodiment of the invention;

5 FIG. 3 is a diagrammatic view illustrating the lens assembly for the objective lens of the preferred embodiment of the invention;

FIG. 4 is a diagrammatic view of the relay lens assembly for the preferred embodiment of the invention;

10 FIGS. 5A and 5B are diagrammatic views illustrating the free end of the lens tube for the preferred embodiment of the invention;

FIG. 6 is an optical diagrammatic view illustrating the preferred embodiment of the housing of the present invention;

FIGS. 7A and 7B are a diagrammatic view illustrating the adaptive lens of the present invention;

15 FIG. 8 is an optical diagrammatic view of a second preferred embodiment of the present invention;

FIG. 9 is an optical diagrammatic view of a housing similar to FIG. 6, but illustrating a modification thereof;

20 FIG. 10 is a block diagrammatic view showing control circuitry for the preferred embodiment of the invention;

FIG. 11 is a block diagram of the computer and communications system of the present invention; and

FIG. 12 is a flow chart illustrating the operation of a preferred embodiment of the present invention.

Detailed Description of a Preferred Embodiment of the Present Invention

5 With reference first to FIG. 1, a preferred embodiment of the endoscope assembly 200 of the present invention is there shown. The endoscope 200 includes an elongated endoscope lens tube 202 having a free end 204 and an opposite end that is attached to a housing 206. The housing is designed to be manipulated by hand by the surgeon or other medical personnel, although it
10 may alternatively be attached to a mechanical support or to a robotic arm. An elongated tubular stage 208 is dimensioned to be slidably received over the free end 204 of the lens tube 202 and is detachably secured to the housing 206 by a mechanical coupling 207, such as a bayonet coupling. The stage 208 has a transparent window 210 that is positioned over the free end 204 of the lens tube
15 202. The lens tube 202 together with the stage 208 is insertable into the patient 205 through a cannula while the housing 206 remains exterior of the patient.

With reference now to FIGS. 2-4, a plurality of optical lenses are disposed within the lens tube 202 so that these lenses extend along the length of the lens tube 202. These lenses include an objective lens 212, best shown in
20 FIG. 3, which extends inwardly into the lens tube 202 from the free end 204 of the lens tube 202. A window 215 is attached to the free end 204 of the lens tube to provide an optical interface into the space beyond the objective lens. One or more conventional relay lenses 214 are contained within the lens tube 202 at spaced intervals from the objective lens 212 to the housing 206. The

WO 02/01934

PCT/US01/20588

9

objective lens 212, together with the relay lens or lenses 214, provides an optical image of the optical view at the free end 204 of the lens tube 202 to the housing 206.

With reference now to FIGS. 5A and 5B, a diagrammatic view of the free end of the endoscope 200 is there shown in which the window 210 on the stage 208 is positioned against tissue 216 under inspection. The lens tube 202 is axially movable relative to the stage 208 from a retracted position shown in FIG. 5A to an extended position shown in 5B. As the lens tube is moved from the retracted position to the extended position, the object plane 220 shifts from the surface of the tissue 216 to a known depth within the tissue. Any conventional means 219 (FIG. 1), such as a stepper motor or manual knob, can be used to move the lens tube relative to the stage.

The stage 208 has a cylindrical collar 209 attached near the housing 206. The collar 209 forms a mounting structure through which the stage may be attached to a mechanical support such as a robotic arm.

A chamber 222 between the window 215 at the free end 204 of the lens tube 202 and the window 210 on the stage 208 is filled with a liquid, preferably a saline solution, having a refractive index that is approximately the same as the refractive index of the tissue being examined. When the lens tube is retracted or extended, the liquid is respectively drawn from or returned to a reservoir, maintaining a constant optical depth to the object being viewed and minimizing optical aberrations. The reservoir may be a separate bladder or

simply the space between the lens tube 202 and the stage 208 as illustrated in FIG. 5B.

FIG. 6 is an optical diagrammatic view of the housing lens assembly. This is best understood if the light path for the macroscopic and microscopic modes are described separately, beginning with the illumination source for each path.

Macroscopic light path

The illumination for the macroscopic light path is preferably from an arc lamp located remotely from the endoscope. This light source is suitably filtered, either at the lamp or in the housing, to remove infrared radiation. A fiber optic cable 258 transfers the light from the lamp to the housing. Lens 262 forms an image of the fiber optic face 260 at the pupil plane of the macroscopic path of the housing lens assembly. The illuminating light passes through lens 262 and plane polarizer 264, is reflected by beamsplitter 248, and is focused by lens 246. The illumination further passes through beamsplitter 244, collimating lens 242, and field lens 240, after which it passes through the lens tube 202 to illuminate the object being viewed.

Light returned from the object being viewed passes back through the lens tube 202 to the housing lens assembly, where it passes through field lens 240 and is collimated by lens 242. The image-bearing light continues through beamsplitter 244 and focus lens 246. It further passes through beamsplitter 248 and plane polarizer 250, and then is focused by camera lens 252 onto the focal

plane of video camera 254. Video camera 254 preferably uses a CCD detector although other detectors may be used such as CMOS detectors.

Focus lens 246, shown schematically in FIG. 6 as a single lens element, may alternatively be one or more lens assemblies comprising a plurality of lens
5 elements.

Movement means 266 provides axial movement of focus lens 246 to compensate for different object working distances of the endoscope, allowing it to maintain focus at the video camera focal plane as the endoscope distance from the object is changed. Movement of the lens can be accomplished by
10 manual means, by motors under manual control, or by motors under computer control. Preferably the focus lens 246 utilizes autofocus and an appropriate servomotor to keep the image in proper focus. Such circuitry, furthermore, is well known in the industry so that a further description thereof is unnecessary.

The method here described of sharing the lens tube optical path by both
15 the illumination and the image-bearing light minimizes the required diameter of the endoscope lens tube 202, as there is no requirement for a separate illumination path, and it allows for illumination of an object which is in contact with the stage window 210. Stray light caused by unwanted reflections from lens surfaces may be minimized by the control of the polarization state of the
20 illumination and image-bearing light as next described.

The two polarizers 250 and 264 in the macroscopic path minimize the amount of non-imaging stray light reaching the focal plane of video camera 254. The illumination light is linearly polarized by plane polarizer 264, and the

WO 02/01934

PCT/US01/20588

12

image-bearing light passes through plane polarizer 250. The orientation of polarizer 264 is orthogonal to polarizer 250, ensuring that specular reflections from lens surfaces in the endoscope and housing do not reach the focal plane of the video camera 254. Because light scattered by the object is unpolarized, half of this light is transmitted by polarizer 250 to the camera 254. As an alternative to or in addition to using plane polarizers 250 and 264, beamsplitter 248 may be a polarizing beamsplitter, which transmits light of one polarization and reflects light of the orthogonal polarization.

Microscopic light path

10 A laser preferably located within the housing provides the illumination for the microscopic mode, i.e. imaging on a cellular level. Although other wavelengths can be used, the laser is preferably a laser diode operating at a wavelength of about 950 nm to optimize contrast and tissue penetration.

The microscopic mode includes a confocal optical assembly within its path for high resolution in depth as well as high lateral resolution. In the preferred embodiment, the confocal assembly uses line scanning, but other known methods can be used such as point scanning or Nipkow disk scanning.

20 With continued reference to Figure 6, light from a laser diode 290 is focused to a line by cylindrical lens 292. A first slit 294 may be placed at the line focus to clean up the beam as a spatial filter and/or to provide a reference for alignment during manufacture. After passing through slit 294 the illumination passes through plane polarizer 296 and beamsplitter 278. The laser light is then collimated by focus lens 276 and reflected off a first surface

WO 02/01934

PCT/US01/20588

13

of scan mirror 272. After reflection, the illumination light passes through adaptive lens 270, and is reflected by beamsplitter 244. Beamsplitter 244 preferably is provided with a dichroic coating that reflects near-infrared light and transmits visible light. Collimating lens 242 and field lens 240 then direct
5 the illumination light into the lens tube 202, the lenses therein focusing the laser light to a line at the object being examined, this line being an image of the slit 294. In addition, as shown in Figure 3, the illumination light passes through optical retarder 218 located in the objective lens 212.

To form an image at video camera 288, light reflected by the object is
10 focused by the objective lens 212 and the relay lens or lenses 214 in lens tube 202 to an intermediate image 238. In so doing, the imaging light again passes through the retarder 218 in the objective lens. Image-bearing light from image 238 is redirected by the field lens 240 and collimated by lens 242, reflected by beamsplitter 244, and reflected by the scan mirror 272. An adaptive lens 270
15 may be provided in the microscope path to correct aberrations caused by index mismatches as described below. The focus lens 276 forms an image of the illuminated line from the object at a second slit 300 after the light has been reflected by beamsplitter 278 and passed through plane polarizer 298. The light passing through the slit 300 is reflected by the mirror 280, collimated by
20 the lens 282, reflected from the mirror 284, and reflected from the second side of scan mirror 272. Camera lens 286 then focuses the line image onto the focal plane of camera 288, which preferably uses a CCD detector although other detectors such as a CMOS detector may be used. The line image becomes a

full image as the scan mirror is rotated, synchronously scanning the illumination line across the object and image line across the focal plane of the camera. Any conventional means 274 may be utilized to oscillate the scan mirror about an axis perpendicular to the plane of FIG. 6.

5 The two polarizers in the housing and the retarder in the objective lens are used to minimize the amount of non-imaging stray light reaching the focal plane of video camera 288. The illuminating laser light is plane polarized after passing through plane polarizer 296. As it passes through the retarder in the objective lens it is changed into circularly polarized light, which then
10 illuminates the object. After returning through the retarder, light specularly reflected by the object will be linearly polarized in a direction perpendicular to the direction of polarization of the illumination light. Light collected from the object then travels back through the imaging system and plane polarizer 298. The polarization direction of polarizer 298 is perpendicular to that of polarizer
15 296. In this arrangement polarizer 298 eliminates unwanted specular reflections from the lens surfaces up to the retarder, whereas the light reflected by the object is transmitted through the polarizer. In addition or alternatively to polarizers 296 and 298, polarization control may also be implemented by the use of a polarizing beamsplitter 278.

20 With reference now to FIGS. 7A and 7B, the optional adaptive lens 270 is there shown in greater detail and comprises a rigid window 302, a deformable window 304, and a liquid filled chamber 306 between the windows 302 and 304. By changing the pressure of the liquid 306, the deformable

WO 02/01934

PCT/US01/20588

15

window 304 can be deformed between the positions shown in FIG. 7A and FIG. 7B. The adaptive lens 270 is used to correct optical aberrations introduced as a result of a mismatch of the refractive index of the tissue under examination and of the liquid 222 between the stage window 210 and the lens tube window 215. For a telecentric objective lens 212, the only optical aberration introduced is spherical aberration, which may be corrected by locating the adaptive lens at an image of the aperture stop. The liquid 306 is selected to have the same refractive index as the window material. As the liquid pressure is changed, the deformable window deforms to a predetermined shape to correct spherical aberration. The amount of deformation required can be determined in real time by an algorithm similar to that used for auto focus in the macroscopic mode, with a feedback system adjusting the pressure of the liquid.

In practice, the macroscopic and microscopic light paths are utilized in a mutually exclusive fashion. This may be accomplished by switching power to the alternative light sources, by using shutters to block the optical outputs from the alternative light sources, or by a combination of the two methods.

With reference now to FIG. 8, an alternative optical configuration for the optics contained within the housing is there shown. The optical configuration shown in FIG. 8 differs from that shown in FIG. 6 in that a single camera 320 is utilized in lieu of the two cameras 288 and 254 shown in FIG. 6. This is accomplished by utilizing a mirror 322 and beam splitter 324 to direct both the white light and the laser image to the camera 320. Other arrangements

of mirrors and the beamsplitter are possible to combine the two paths onto a single camera. Preferably a single camera lens is used in the combined path rather than the two separate lenses 352 and 386.

As shown in FIG. 8, an infrared blocking filter 326 is positioned in
5 optical alignment with the input from the macroscopic path light source 258.

With reference now to FIG. 9, FIG. 9 illustrates yet a further modification of the optical components in the housing 206. The microscopic optical path of FIG. 9 differs from the optical configuration of FIGS. 6 or 8 in that a linear array detector 326 is utilized in lieu of video camera 288. The
10 linear detector 326 is located immediately behind slit 300 of FIG. 6. If the dimensions of the array elements, or pixels, are comparable to the width of the slit, the linear detector can simply be substituted for the slit, as shown schematically in FIG. 9. The long dimension of the detector array is
15 perpendicular to the plane of the drawing in FIG. 9, just as the long dimension of the slit is perpendicular to the plane of the drawing in FIG. 6. The linear detector array receives light from the object along the line of illumination; therefore the linear detector is read out at a rate that corresponds to the scan rate of the illumination line at the object. The detector output signal may be accumulated line-by-line by the external electronic control system, which then
20 develops a formatted two-dimensional electronic image for each complete scan of the object. The image formatting by the electronic control system is performed in synchronism with the object scanning.

The use of the linear detector array eliminates the requirement for the optics, including the scan mirror, associated with the video camera, i.e. the optics between slit 300 and the video camera 288. A scan element 273 having a mirror on one surface only is provided to scan the illuminating line across the object.

It should be understood that the configurations shown in FIGS. 6, 8, and 9 are schematic representations, and that many other configurations may be designed by those skilled in the art to accomplish the same objectives.

FIG. 10 illustrates in block diagram form the housing lens assemblies with their associated inputs and outputs. In the macroscopic optical path, the video camera and illumination assembly, previously illustrated in detail in FIG. 6, are shown as block 340. White light illumination, preferably provided through an optical fiber cable from an arc lamp external to the housing, is input to block 340 as indicated by line 342. Control signals 344 for operating such elements within block 340 as motors, a shutter, and the video camera are input from one or more computers external to the housing, and electrical power 343 is input from external power supplies. Outputs from block 340 include the video signal 346 from the video camera and control signals 348, which may include feedback signals from positioning motors and a signal that indicates the presence of illumination light.

In the microscopic optical path, the video camera and illumination assembly, previously illustrated in detail in FIG. 6, are shown as block 330. Input illumination 334 is provided by a laser, which may be external to the

housing but preferably is located within the housing. As is the case with the macroscopic block 340, inputs to the microscopic block 330 include control signals 332 and electrical power 333. Outputs include the video signal 336 and control signals 338.

5 Consequently, as can be seen from FIG. 10, both the microscopic imaging mode as well as the white light macroscopic imaging mode can be completely controlled by electronic signals. As a result, remote control of the endoscopic imaging capabilities is possible. For example, a pathologist may control the endoscope over a computer network from a remote location.

10 In the embodiment described above, the amount of macroscopic magnification is controlled by moving focus lens 246 as the endoscope is moved toward or away from objects within the body cavity.

 With reference now to FIG. 11, the video signal from the camera 254, 288 and/or 320, or from the linear detector array 326, is transmitted to a
15 computer system 104. The computer system 104 then displays the image on a monitor 106. The computer system 104, furthermore, is preferably programmed to colorize the image 106 as desired by the medical personnel. The microscopic mode has a much higher intrinsic resolution than the macroscopic mode and may provide an image having more pixels than can be
20 displayed in a single image on the monitor 106. In this case, the computer system may provide an electronic pan and zoom capability to allow the image to be displayed in its full resolution.

In the preferred embodiment of the invention, the computer system 104 electronically communicates via a network 108 to a computer system 110 remote from the endoscope. The communication network 108 can, for example, comprise telephone lines with modems at each computer system 104 and 110.

In practice, the computer system 104 sends the images to the computer system 110, which then displays these images on its own monitor 112. The monitor 112 can, for example, be viewed by a pathologist to provide a real-time in vivo pathological examination and diagnosis of the target tissue without the necessity of a biopsy or removal of the patient's organ.

As a practical matter, living tissue does not remain stationary during examination. Rather, the tissue moves not only in response to movement of the endoscope, but also in response to cardiac contractions, patient breathing, etc. Consequently, in the preferred embodiment of the invention, the computer system 104 preferably captures and stores a series of sequential images upon command of the medical personnel.

With reference now to FIG. 12, a flow chart for enhancing the video image is there shown. At step 120 a video image is received and step 120 then branches to step 122.

At step 122, the program determines if the frame capture mode is currently activated, i.e. the medical personnel has indicated that an image is desired. If not, step 122 branches to step 124 in which the current input frame is stored to a buffer and step 124 then branches back to step 122.

WO 02/01934

PCT/US01/20588

20

Conversely, assuming that the video capture mode is activated, step 122 instead branches to step 126 in which the variable COUNT is initialized to zero. Step 126 then branches to step 128.

At step 128, the program determines if the variable COUNT is greater
5 than the variable NFRAMES where NFRAMES equals the number of video frames which are captured following activation of the capture mode. Assuming that COUNT is less than NFRAMES, step 128 branches to step 130 where the frame is input to a memory buffer. Step 130 then branches to step 132 which increments the value of the variable COUNT and step 132 branches
10 back to step 128.

After steps 128-132 have captured the predetermined number of frames, step 128 branches to step 134 which freezes the frame buffer and then to step 136 in which the variables COUNT, FM MAX and FRAME# are all initialized to zero. Step 136 then branches to step 138.

At step 138, the variable COUNT is first compared with the variable
15 NCOMPARE where NCOMPARE equals the number of frames compared from which to choose the capture frame. Initially, COUNT will be less than NCOMPARE so that step 138 branches to step 140 where the variable COUNT is incremented and then to step 142 where the FRAME# corresponding to the
20 variable COUNT is inputted from a buffer. Step 142 then branches to step 144.

At step 144, the program calculates a figure of merit value FM for the frame corresponding to the variable COUNT. Various factors, such as movement of portions of the frame compared to adjacent frame captures, are

determined. Step 144 then branches to step 146 where the calculated variable FM is compared to a maximum variable FM MAX. If the currently calculated variable FM exceeds the previously stored variable FM MAX (which will always occur during the first execution of step 146), step 146 branches to step 148 where the variable FM MAX is set to the value of FM and the variable FRAME# is set to the variable COUNT. Step 148 and step 146, in the event that variable FM MAX exceeds the variable FM, both branch back to step 138.

Steps 138-148 iterate until the value of COUNT exceeds the value of NCOMPARE. At that time, the value FM has been calculated for each frame with the frame count of the maximum FM stored in the variable FRAME#. Step 138 then branches to step 150 where the selected video frame FRAME# is stored and then displayed on the monitor at step 152.

In practice the endoscope is placed in macroscopic mode in which it behaves as a standard endoscope that can be used for general observation within a body cavity. In this mode it can be used to locate lesions and other suspect areas for closer examination. Once it has been decided where to look, the surgeon brings the end of the combined stage and lens tube into contact with the target tissue. Using the endoscope imaging path for illumination provides for tissue illumination even with the stage window in contact with the tissue. The endoscope is then switched to microscopic mode, which provides high definition imagery of the tissue surface, and by extending the lens tube into the stage, imagery of thin sections below the surface is provided. The imagery has sufficiently high definition to permit a pathologist to perform an in

WO 02/01934

PCT/US01/20588

22

vivo diagnosis of the target tissue from a computer in a location remote from the operating room.

A further advantage of the present invention is that the detachable stage enables imaging at different layers and depths of the target tissue.

5 Furthermore, since the stage is removable from the lens tube, in practice only sterilization of the stage is required in order to maintain a sterile environment in the patient's body cavity. The stage alternatively may be disposable. In either event complete sterilization of the lens tube and housing is not required.

10 Having described our invention, however, many modifications thereto will become apparent to those skilled in the art to which it pertains without deviation from the spirit of the invention as defined by the scope of the appended claims.

We claim:

WO 02/01934

PCT/US01/20588

23

Claims

- 1 1. An endoscope assembly comprising:
2 a housing,
3 an elongated lens tube having one end secured to said housing, said lens
4 tube adapted for insertion into a cavity of a body,
5 a tube lens assembly contained in said lens tube which optically relays
6 an image from a free end of the lens tube to said housing,
7 a housing lens assembly which receives the image from said lens tube,
8 camera means which receive the optical image from said housing lens
9 assembly for converting said optical image to an electronic signal,
10 means for varying said housing lens assembly between microscopic and
11 macroscopic magnification.
- 1 2. The invention as defined in claim 1 and comprising
2 a source of visible light radiation coupled to said housing,
3 a source of infrared radiation coupled to said housing,
4 means for selectively directing radiation from one of said sources from
5 said housing and through said lens tube assembly.
- 1 3. The invention as defined in claim 2 wherein said selective
2 directing means comprises a first shutter optically connected in series with said
3 source of visible light and a second shutter optically connected in series with
4 said source of infrared radiation.

WO 02/01934

PCT/US01/20588

24

1 4. The invention as defined in claim 1 wherein said housing lens
2 assembly comprises a confocal lens assembly.

1 5. The invention as defined in claim 4 wherein said confocal lens
2 assembly comprises line scanning imaging means.

1 6. The invention as defined in claim 1 and comprising means for
2 transmitting said electronic signal exteriorly of said housing.

1 7. The invention as defined in claim 1 wherein said housing lens
2 assembly comprises means for automatically focusing the image received from
3 said lens tube.

1 8. The invention as defined in claim 1 wherein said housing lens
2 assembly comprises an adaptive lens.

1 9. The invention as defined in claim 1 and comprising an
2 elongated tubular stage, said stage being open at one end and having a window
3 disposed across its other end, said open end of said stage slidably disposed over
4 said lens tube, and means for detachably securing said stage to said lens tube
5 adjacent said housing.

1 10. The invention as defined in claim 9 and comprising means
2 accessible at said housing for longitudinally moving said stage relative to said
3 lens tube between an extended and a retracted position.

WO 02/01934

PCT/US01/20588

25

1 11. The invention as defined in claim 1 and comprising means for
2 recording an image viewed through said lens tube.

1 12. The invention as defined in claim 11 and comprising means for
2 recording a plurality of sequential images viewed through said lens tube.

1 13. The invention as defined in claim 12 wherein said recording
2 means comprises a computer having an input, and means for connecting said
3 camera means output signal to said computer input.

1 14. The invention as defined in claim 13 and comprising computer
2 means for storing said images.

1 15. The invention as defined in claim 13 and comprising means for
2 electronically communicating said images to a location physically remote from
3 the endoscope.

1 16. The invention as defined in claim 13 wherein said camera
2 comprises a line scanning imaging means.

1 17. The invention as defined in claim 9 wherein said detachable
2 securing means comprises a bayonet coupling.

1 18. The invention as defined in claim 10 wherein said window on
2 said stage is longitudinally spaced from the other end of said lens tube thus
3 forming a chamber between said window and said other end of said lens tube,
4 and means for maintaining said chamber filled with a liquid.

WO 02/01934

PCT/US01/20588

26

1 19. The invention as defined in claim 18 wherein said maintaining
2 means comprises a bladder disposed in said stage and open to said chamber.

1 20. An endoscope assembly comprising:
2 a housing,
3 an elongated lens tube having one end secured to said housing, said lens
4 tube adapted for insertion into a cavity of a body,
5 a tube lens assembly contained in said lens tube which optically relays
6 an image from a free end of the lens tube to said housing,
7 a housing lens assembly which receives the image from said lens tube
8 and presents said image exteriorly of said housing,
9 a source of light radiation coupled to said housing,
10 means for directing radiation from said light source through said lens
11 tube assembly.

1 21. The invention as defined in claim 20 and comprising a source of
2 infrared light radiation, wherein said source of light radiation comprises a
3 source of visible light and wherein said directing means further comprises
4 means for selectively directing radiation one of said sources through said lens
5 tube assembly.

1 22. The invention as defined in claim 20 and comprising an infrared
2 camera and wherein said housing lens assembly comprises a confocal lens
3 assembly optically connected in series with said infrared camera.

WO 02/01934

PCT/US01/20588

27

1 23. The invention as defined in claim 22 wherein said infrared
2 camera comprises a line scanning infrared camera.

1 24. The invention as defined in claim 20 wherein said source of
2 radiation comprises a laser.

1 25. The invention as defined in claim 24 wherein said laser is a laser
2 diode.

1 26. The invention as defined in claim 25 wherein said laser has a
2 wavelength of substantially 950 nm.

1 27. An endoscope assembly comprising:
2 a housing,
3 an elongated lens tube having one end secured to said housing, said lens
4 tube adapted for insertion into a cavity of a body,
5 a tube lens assembly contained in said lens tube which optically relays
6 an image from a free end of the lens tube to said housing,
7 a housing lens assembly which receives the image from said lens tube
8 and presents said image exteriorly of said housing,
9 means remote from said housing for varying said lens assembly
10 between microscopic and macroscopic magnification.

1 28. The invention as defined in claim 9 and comprising a collar
2 attached to said stage.

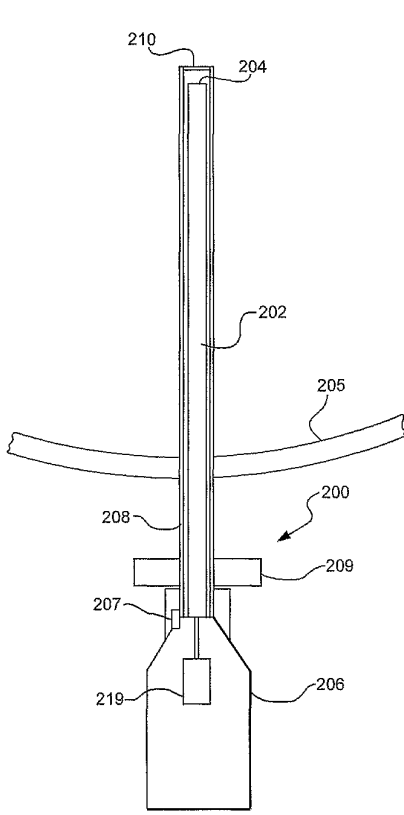


FIG - 1

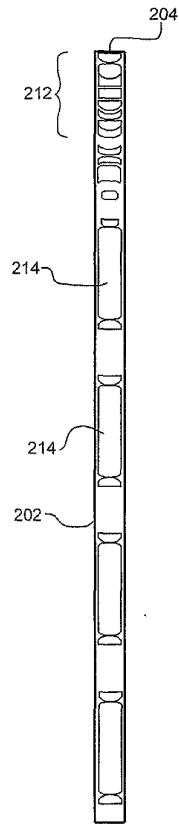


FIG - 2

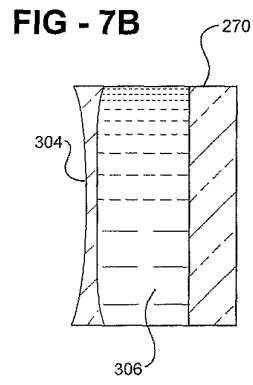
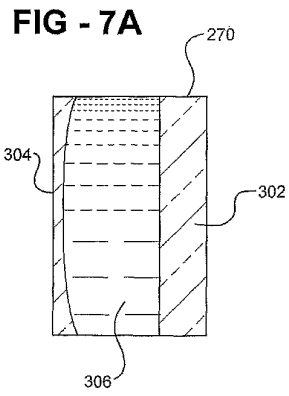
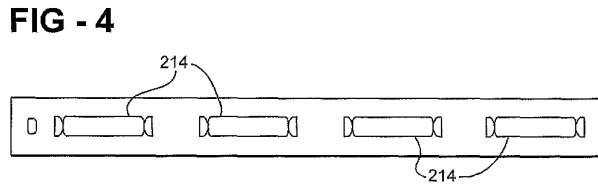
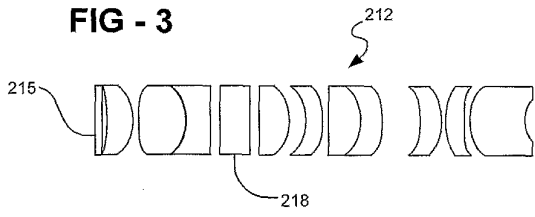


FIG - 5A

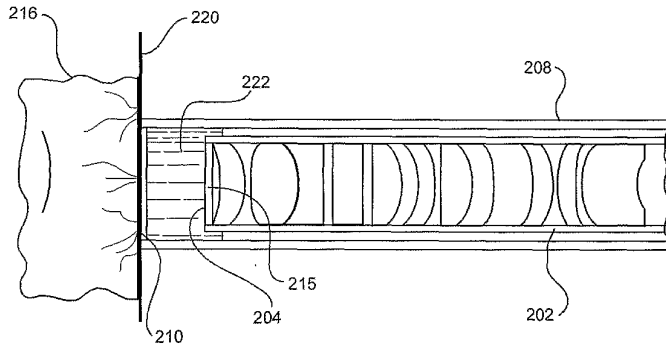
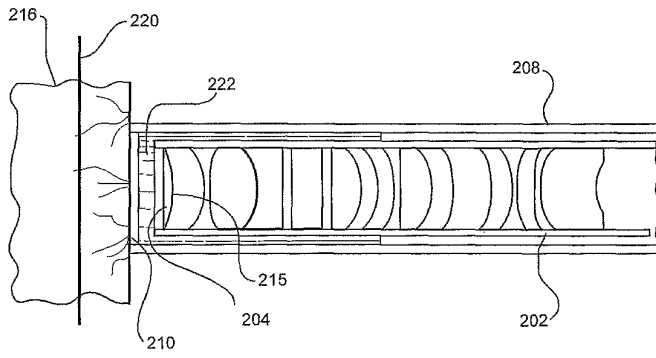
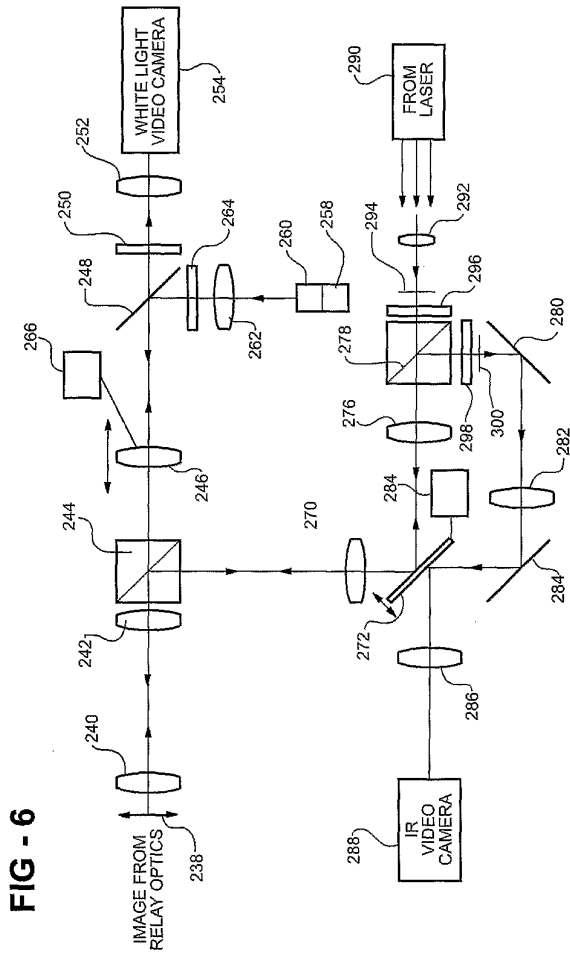


FIG - 5B

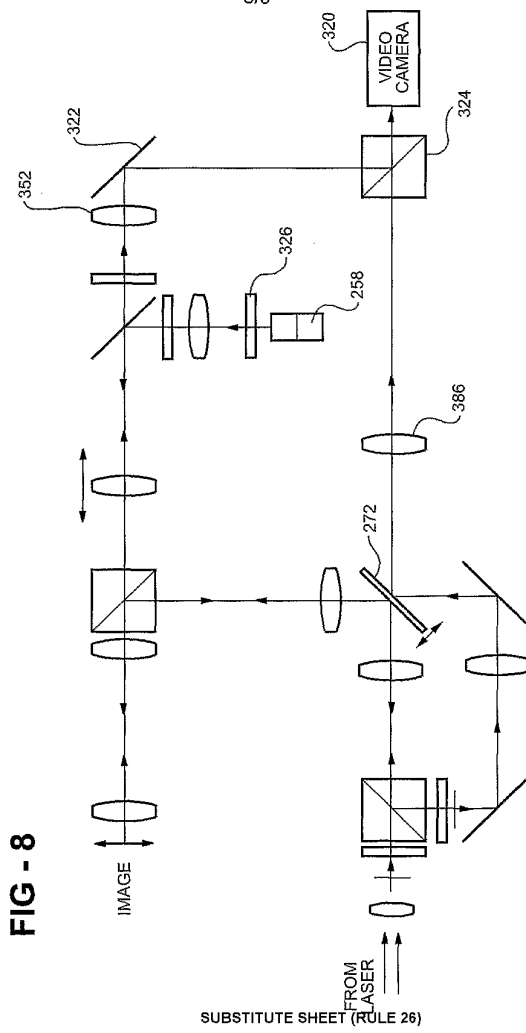




WO 02/01934

PCT/US01/20588

5/9



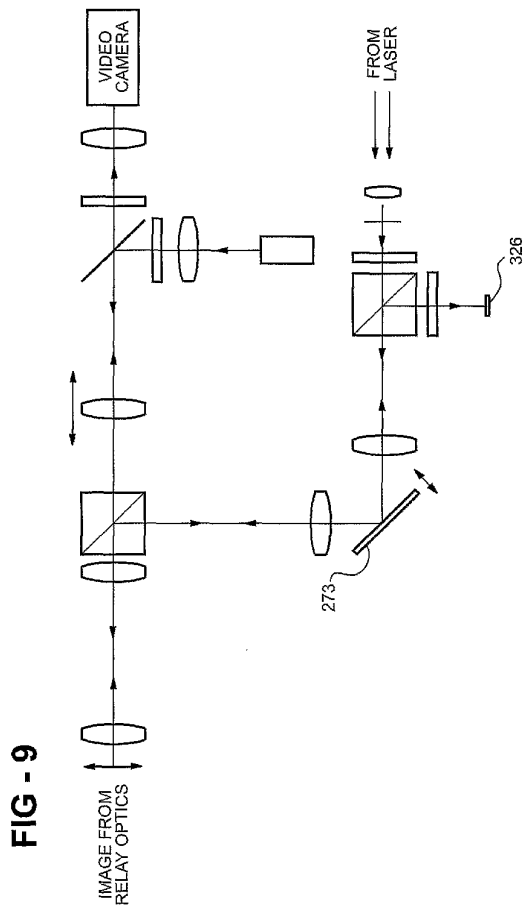


FIG - 9

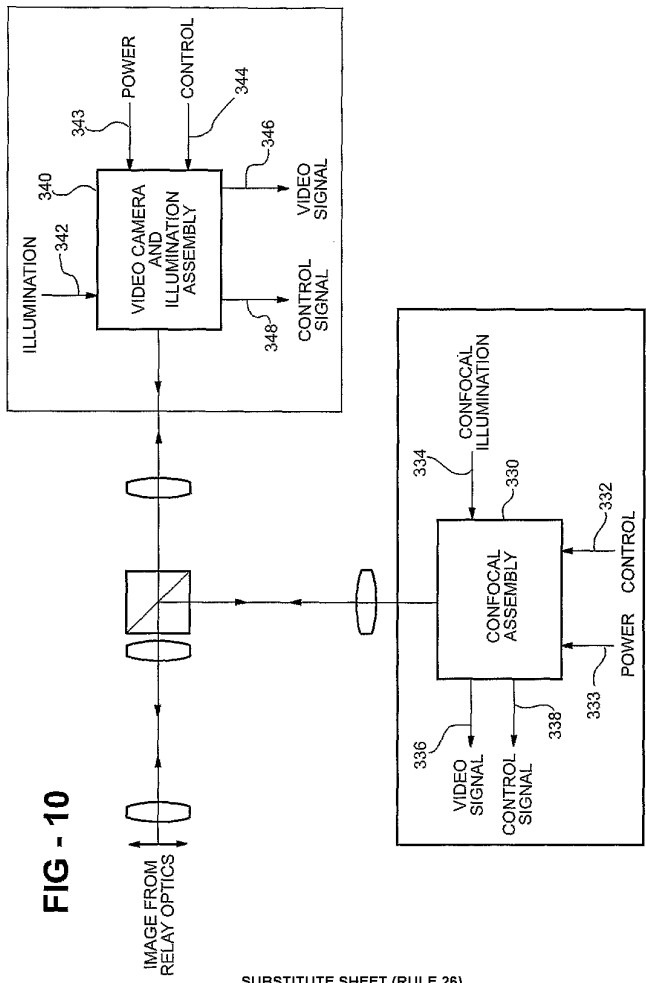


FIG - 10

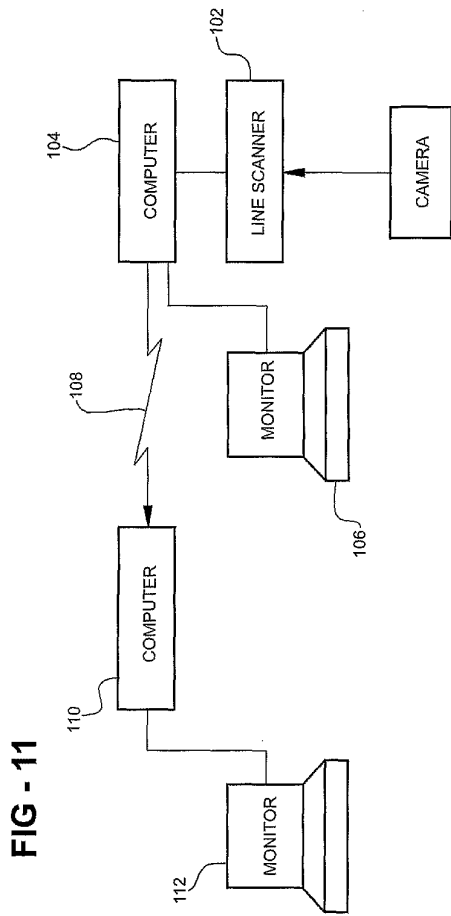


FIG - 11

FRAME CAPTURE VIDEO ENHANCEMENT

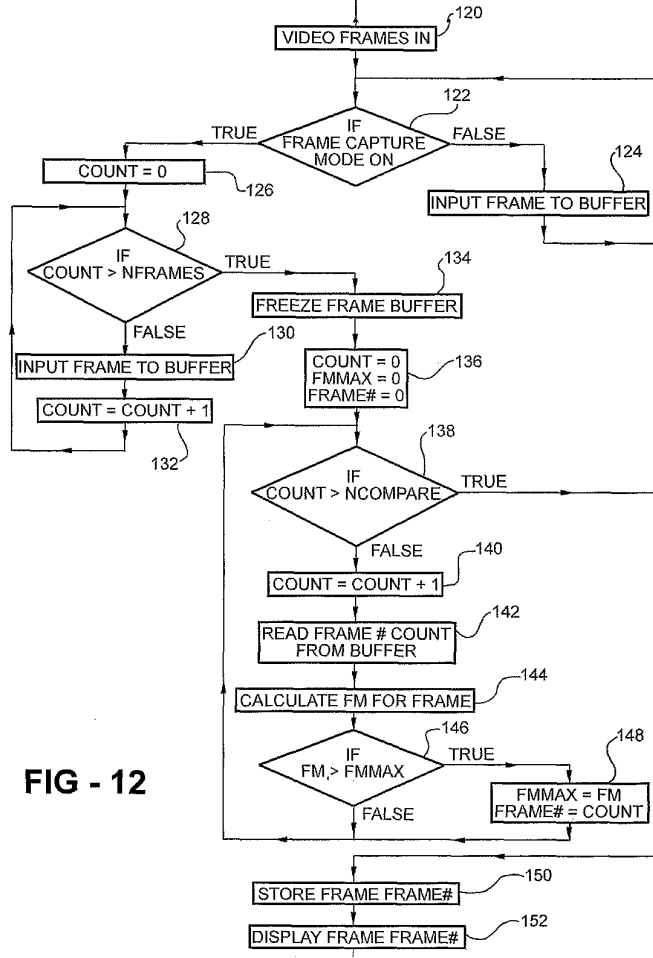


FIG - 12

【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
10 January 2002 (10.01.2002)

PCT

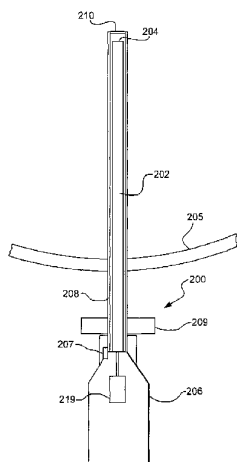
(10) International Publication Number
WO 02/001934 A3

- (51) International Patent Classification: A61B 1/04 HENKE, Steven; 42615 Boulden Court, Canton, MI 48187 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US01/20588
- (22) International Filing Date: 28 June 2001 (28.06.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
 - 09/608,321 30 June 2000 (30.06.2000) US
 - 09/706,059 3 November 2000 (03.11.2000) US
- (71) Applicant: INNER VISION IMAGING, L.L.C. [US/US]; 24164 Haggerty Road, Farmington Hills, MI 48335 (US).
- (72) Inventors: FARKAS, Richard; 4779 Cresview Court, Bloomfield Hills, MI 48301 (US). FISHER, Richard; 1220 Morehead Court, Ann Arbor, MI 48103 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GR, GM, HR, HU, ID, IT, IN, IS, JP, KR, KG, KP, 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.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,

[Continued on next page]

(54) Title: ENDOSCOPE

WO 02/001934 A3



(57) Abstract: An endoscope assembly (200) is disclosed having a housing (206) adapted to be manipulated by medical personnel, such as a surgeon. An elongated lens tube (202) has one end secured to the housing while an elongated stage (208) is removably secured to the housing so that the stage encompasses and is coaxial with the tube. A lens assembly within the housing varies the magnification of the image between macroscopic magnification and microscopic magnification in which tissue can be examined on a cellular level. A line scanning confocal assembly contained within the housing enables microscopic examination of the target tissue at varying levels into the tissue from the end of the stage.

WO 02/001934 A3 

IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(88) Date of publication of the international search report:
25 July 2002

Published:
— with international search report

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US01/20588
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(C) : A61B 1/04 US CL : 600/168 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) U.S. : 600/168, 160, 121,178, 109, 123, 473, 476 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 practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X ---	US 5,836,869 A (KUDO et al.) 17 November 1998, Figure 10A and column 17, lines 55-64.	1, 6-8, 11-15, 27
Y		9, 10, 17, 28
X ---	US 5,255,087 A (NAKAMURA et al.) 19 October 1993, Figs. 3, 7 and 16.	20, 21
Y		24-26
Y	US 5,863,287 A (SEGAWA) 26 January 1999, column 3, lines 46-52.	9, 10, 17, 28
A	US 4,821,117 A (SEKIGUCHI) 11 April 1989, see entire document.	1-28
A	US 5,997,472 A (BONNELL et al.) 07 December 1999, see entire.	1-28
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
*A	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	*I
*B	earlier application or patent published on or after the international filing date	*X
*L	documents which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	*Y
*O	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
*P	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	*Z
		*A
		*B
		*C
		*D
		*E
		*F
		*G
		*H
		*J
		*K
		*L
		*M
		*N
		*O
		*P
		*Q
		*R
		*S
		*T
		*U
		*V
		*W
		*X
		*Y
		*Z
		*AA
		*AB
		*AC
		*AD
		*AE
		*AF
		*AG
		*AH
		*AI
		*AJ
		*AK
		*AL
		*AM
		*AN
		*AO
		*AP
		*AQ
		*AR
		*AS
		*AT
		*AU
		*AV
		*AW
		*AX
		*AY
		*AZ
		*BA
		*BB
		*BC
		*BD
		*BE
		*BF
		*BG
		*BH
		*BI
		*BJ
		*BK
		*BL
		*BM
		*BN
		*BO
		*BP
		*BQ
		*BR
		*BS
		*BT
		*BU
		*BV
		*BW
		*BX
		*BY
		*BZ
		*CA
		*CB
		*CC
		*CD
		*CE
		*CF
		*CG
		*CH
		*CI
		*CJ
		*CK
		*CL
		*CM
		*CN
		*CO
		*CP
		*CQ
		*CR
		*CS
		*CT
		*CU
		*CV
		*CW
		*CX
		*CY
		*CZ
		*DA
		*DB
		*DC
		*DD
		*DE
		*DF
		*DG
		*DH
		*DI
		*DJ
		*DK
		*DL
		*DM
		*DN
		*DO
		*DP
		*DQ
		*DR
		*DS
		*DT
		*DU
		*DV
		*DW
		*DX
		*DY
		*DZ
		*EA
		*EB
		*EC
		*ED
		*EE
		*EF
		*EG
		*EH
		*EI
		*EJ
		*EK
		*EL
		*EM
		*EN
		*EO
		*EP
		*EQ
		*ER
		*ES
		*ET
		*EU
		*EV
		*EW
		*EX
		*EY
		*EZ
		*FA
		*FB
		*FC
		*FD
		*FE
		*FF
		*FG
		*FH
		*FI
		*FJ
		*FK
		*FL
		*FM
		*FN
		*FO
		*FP
		*FQ
		*FR
		*FS
		*FT
		*FU
		*FV
		*FW
		*FX
		*FY
		*FZ
		*GA
		*GB
		*GC
		*GD
		*GE
		*GF
		*GG
		*GH
		*GI
		*GJ
		*GK
		*GL
		*GM
		*GN
		*GO
		*GP
		*GQ
		*GR
		*GS
		*GT
		*GU
		*GV
		*GW
		*GX
		*GY
		*GZ
		*HA
		*HB
		*HC
		*HD
		*HE
		*HF
		*HG
		*HH
		*HI
		*HJ
		*HK
		*HL
		*HM
		*HN
		*HO
		*HP
		*HQ
		*HR
		*HS
		*HT
		*HU
		*HV
		*HW
		*HX
		*HY
		*HZ
		*IA
		*IB
		*IC
		*ID
		*IE
		*IF
		*IG
		*IH
		*II
		*IJ
		*IK
		*IL
		*IM
		*IN
		*IO
		*IP
		*IQ
		*IR
		*IS
		*IT
		*IU
		*IV
		*IW
		*IX
		*IY
		*IZ
		*JA
		*JB
		*JC
		*JD
		*JE
		*JF
		*JG
		*JH
		*JI
		*JJ
		*JK
		*JL
		*JM
		*JN
		*JO
		*JP
		*JQ
		*JR
		*JS
		*JT
		*JU
		*JV
		*JW
		*JX
		*JY
		*JZ
		*KA
		*KB
		*KC
		*KD
		*KE
		*KF
		*KG
		*KH
		*KI
		*KJ
		*KK
		*KL
		*KM
		*KN
		*KO
		*KP
		*KQ
		*KR
		*KS
		*KT
		*KU
		*KV
		*KW
		*KX
		*KY
		*KZ
		*LA
		*LB
		*LC
		*LD
		*LE
		*LF
		*LG
		*LH
		*LI
		*LJ
		*LK
		*LL
		*LM
		*LN
		*LO
		*LP
		*LQ
		*LR
		*LS
		*LT
		*LU
		*LV
		*LW
		*LX
		*LY
		*LZ
		*MA
		*MB
		*MC
		*MD
		*ME
		*MF
		*MG
		*MH
		*MI
		*MJ
		*MK
		*ML
		*MN
		*MO
		*MP
		*MQ
		*MR
		*MS
		*MT
		*MU
		*MV
		*MW
		*MX
		*MY
		*MZ
		*NA
		*NB
		*NC
		*ND
		*NE
		*NF
		*NG
		*NH
		*NI
		*NJ
		*NK
		*NL
		*NM
		*NN
		*NO
		*NP
		*NQ
		*NR
		*NS
		*NT
		*NU
		*NV
		*NW
		*NX
		*NY
		*NZ
		*OA
		*OB
		*OC
		*OD
		*OE
		*OF
		*OG
		*OH
		*OI
		*OJ
		*OK
		*OL
		*OM
		*ON
		*OO
		*OP
		*OQ
		*OR
		*OS
		*OT
		*OU
		*OV
		*OW
		*OX
		*OY
		*OZ
		*PA
		*PB
		*PC
		*PD
		*PE
		*PF
		*PG
		*PH
		*PI
		*PJ
		*PK
		*PL
		*PM
		*PN
		*PO
		*PP
		*PQ
		*PR
		*PS
		*PT
		*PU
		*PV
		*PW
		*PX
		*PY
		*PZ
		*QA
		*QB
		*QC
		*QD
		*QE
		*QF
		*QG
		*QH
		*QI
		*QJ
		*QK
		*QL
		*QM
		*QN
		*QO
		*QP
		*QQ
		*QR
		*QS
		*QT
		*QU
		*QV

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),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),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,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

(74)代理人 100074228

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人 100084009

弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 ファーカス リチャード

アメリカ合衆国 ミシガン州 4 8 3 0 1 ブルームフィールド ヒルズ クレストビュー コート 4 7 7 9

(72)発明者 フィッシャー リチャード

アメリカ合衆国 ミシガン州 4 8 1 0 3 アン アーバー モアヘッド コート 1 2 2 0

(72)発明者 ヘンケ スティーヴン

アメリカ合衆国 ミシガン州 4 8 1 8 7 キヤントン ブールデン コート 4 2 6 1 5

Fターム(参考) 2H040 BA03 CA02 CA23 CA28 CA29 DA02 DA12 DA18 DA54 FA02

FA08 GA10

4C061 AA24 CC06 DD01 FF03 JJ19 LL03 LL08 NN01 NN03 QQ02

QQ03 QQ07 UU08

5C022 AA09 AB15 AB66 AC42 AC54

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2004501708A	公开(公告)日	2004-01-22
申请号	JP2002506571	申请日	2001-06-28
申请(专利权)人(译)	内蒙古视觉Imejingu有限责任公司		
[标]发明人	ファーカスリチャード フィッシャーリチャード ヘンケステイーヴン		
发明人	ファーカス リチャード フィッシャー リチャード ヘンケ ステイーヴン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/00 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00135 A61B5/0002 A61B5/0068 A61B5/0084 A61B2562/146 G02B23/2438 G02B23/2446		
FI分类号	A61B1/00.300.T G02B23/24.A G02B23/24.Z H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA02 2H040/CA23 2H040/CA28 2H040/CA29 2H040/DA02 2H040/DA12 2H040/DA18 2H040/DA54 2H040/FA02 2H040/FA08 2H040/GA10 4C061/AA24 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF03 4C061/JJ19 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/UU08 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB66 5C022/AC42 5C022/AC54		
代理人(译)	中村稔 小川伸男 西岛隆义		
优先权	09/608321 2000-06-30 US 09/706059 2000-11-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种内窥镜组件，其具有适于由诸如外科医生的医务人员操作的壳体。细长透镜管的一端固定到壳体上，细长平台可拆卸地固定到壳体上，并且平台与其同轴地围绕透镜管。台架适于与镜筒一起插入体腔。设置在透镜套管中的透镜组件将光学图像从平台的自由端传递到壳体。此外，设置在壳体中的透镜组件改变了在微距放大率和微观放大率之间的图像放大率，在微观放大率下可以在细胞水平检查组织。对于宏观放大，白光透过透镜管并从目标组织反射并通过透镜管返回到壳体。对于显微镜放大，使用激光辐射代替白光照射。通过使用在壳体内提供的线扫描共聚焦组件，可以在从镜腿边缘到组织的各个水平处对靶组织进行显微镜检查。

