

(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2005-506865

(P2005-506865A)

(43) 公表日 平成17年3月10日(2005.3.10)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

G02B 23/24

G02B 23/26

F I

A61B 1/00

A61B 1/00

A61B 1/00

G02B 23/24

G02B 23/26

300A

300U

300Y

A

B

テーマコード (参考)

2H040

4C061

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 72 頁)

(21) 出願番号 特願2003-537483 (P2003-537483)
 (86) (22) 出願日 平成14年10月18日 (2002.10.18)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年4月19日 (2004.4.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/033336
 (87) 国際公開番号 W02003/034905
 (87) 国際公開日 平成15年5月1日 (2003.5.1)
 (31) 優先権主張番号 10/042, 126
 (32) 優先日 平成13年10月19日 (2001.10.19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

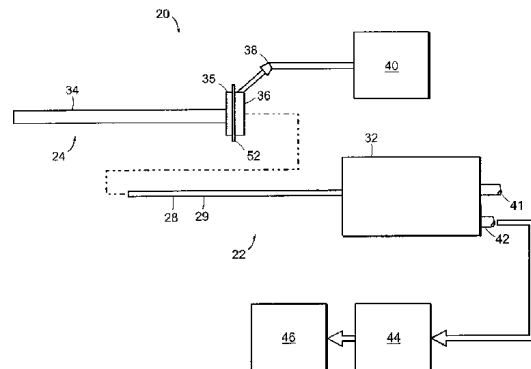
(71) 出願人 501086976
 ビジونسコープ・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州0245
 1 ウォルサム・ウインターストリート10
 00・スイート1000
 (74) 代理人 100060782
 弁理士 小田島 平吉
 (72) 発明者 レミジヤン, ポール
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州0152
 4 ホランド・プロジェクトロード8
 (72) 発明者 マクドナルド, ジェイムズ・イー
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州0105
 7 マンソン・ブリムフィールド160

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像化用ファイバーシステムを有する小型内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡は、末端から手元側端部に画像を伝達する光ファイバー導波路であって外径が3 mm以下の前記導波路を持つ。光ファイバー導波路の末端にレンズ系が位置決めされる。画像化装置は光ファイバー導波路の手元側端部と選択的に結合される。使捨てシースが、滅菌バリアを提供するように光ファイバー導波路を周りを伸び、そして好ましい実施例においては、シースは照明用チャンネルを備える。好ましい実施例においては、レンズ系は、第1のレンズ素子、第2のレンズ素子、及び開口絞りを持つ。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

末端から手元側端部に画像を伝達す光ファイバー導波路であって 3 mm 未満の外径を有する前記光ファイバー導波路、
光ファイバー導波路の末端に位置決めされたレンズ、
光ファイバー導波路の手元側端部に光学的に結合された画像化装置、及び
光ファイバー導波路の周りを伸びているシースであって、照明用チャンネルを含んでいる前記シース
を備える内視鏡。

【請求項 2】

レンズが、第 1 のレンズ素子、第 2 のレンズ素子、及び開口絞りを備えた請求項 1 の内視鏡。

【請求項 3】

ある位置から各ファイバーに入る光の開口数が角度の関数として変化するように、レンズがレンズの末端側の面上の任意の位置における光を導波路内の複数の光ファイバーに結合する請求項 1 の内視鏡。

【請求項 4】

光ファイバー導波路が、異なった開口数を有する複数のグレーデッド型屈折率分布の光ファイバーを備える請求項 1 の内視鏡。

【請求項 5】

照明用チャンネルが、導波路を囲んでいる環状チャンネルよりなる請求項 1 の内視鏡。

【請求項 6】

画像化装置からの電気ケーブルに接続する入力部を有する制御ユニット、光源、画像プロセッサ、及びメモリを更に備える請求項 1 の内視鏡。

【請求項 7】

制御ユニットが、記録装置、及び光源と内視鏡内の照明用チャンネルとの間の光ファイバー接続を有する請求項 6 の内視鏡。

【請求項 8】

環状のチャンネルが複数の光ファイバーを備える請求項 5 の内視鏡。

【請求項 9】

ハンドル、ハンドルの周りを伸びかつハンドルの末端に連結されたシースを更に備える請求項 1 の内視鏡。

【請求項 10】

画像を伝達す光ファイバー導波路であって 2 mm 未満の直径を有する前記光ファイバー導波路、
導波路の末端に結合された光学系、
導波路の手元側端部に光学的に結合されたレンズ系、
光ファイバー導波路から画像を受ける画像化装置、及び
光導波路上で伸びている使捨てシース
を備えた内視鏡。

【請求項 11】

光ファイバー導波路が複数の光ファイバーである請求項 10 の内視鏡。

【請求項 12】

導波路が少なくとも 3000 本の画像化用ファイバーを有する請求項 10 の内視鏡。

【請求項 13】

導波路の末端の光学系が、開口絞りを有するアクロマティックレンズ系である請求項 10 の内視鏡、

【請求項 14】

レンズ系の開口数が導波路と相関関係にある請求項 13 の内視鏡。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

使捨てシースが末端上の窓を有する請求項 10 の内視鏡。

【請求項 16】

使捨てシースが末端にレンズを有する請求項 10 の内視鏡。

【請求項 17】

光学系が非テレセントリックであり、かつ第 1 のレンズ素子、第 2 のレンズ素子、及び開口絞りを有する請求項 10 の内視鏡。

【請求項 18】

使捨てシースが、内視鏡の末端に光を伝達する請求項 10 の内視鏡。

【請求項 19】

光を伝達するために光ファイバー導波路を囲んでいる環状の照明用チャンネル、及び 1 個の密閉された外側チューブを有するシースを更に備える請求項 10 の内視鏡。 10

【請求項 20】

使捨てシースが、器具を内視鏡の末端に通過させるためのチューブを有する請求項 10 の内視鏡。

【請求項 21】

作業用チャンネルを更に備える請求項 10 の内視鏡。

【請求項 22】

シースが、ハンドルを経て光源に結合された照明用光ファイバーシステムを備える請求項 10 の内視鏡。

【請求項 23】

シースを通して伸びている照明用ファイバーが、コネクタにより光源に結合される請求項 10 の内視鏡。 20

【請求項 24】

画像化装置が画像プロセッサに接続される請求項 10 の内視鏡。

【請求項 25】

末端から手元側端部に画像を伝達する光ファイバー導波路であって 3 mm 未満の外径を有する前記光ファイバー導波路に連結されたハンドル、光ファイバー導波路の周りを伸びているシースを提供し、

光ファイバー導波路の末端に位置決めされたレンズを提供し、

光ファイバー導波路の手元側端部に光学的に結合された画像化装置を提供し、更に 30

画像化装置をケーブルで制御ユニットに接続することを含んだ内視鏡の組立て方法。

【請求項 26】

レンズを提供する段階が、第 1 のレンズ素子、第 2 のレンズ素子、及び開口絞りを提供することよりなる請求項 25 の方法。

【請求項 27】

ある位置から各ファイバーに入る光の開口数が角度の関数として変化するように、レンズの末端側の面上のいかなる位置の光も導波路内の複数の光ファイバーに結合することを更に含んだ請求項 25 の方法。

【請求項 28】

光ファイバー導波路が複数の光ファイバーである請求項 25 の方法。 40

【請求項 29】

光ファイバー導波路が少なくとも 3000 本の画像化ファイバーを有する請求項 25 の方法。

【請求項 30】

導波路の末端の光学レンズが、開口絞りを有するアクロマティックレンズ系である請求項 25 の方法。

【請求項 31】

末端に窓を有する使捨てシースをハンドルの末端に連結することを更に含む請求項 25 の方法。 50

【請求項 3 2】

使捨てシースが、末端にレンズを有する請求項 3 1 の方法。

【請求項 3 3】

導波路の末端にレンズを有する光学系であって、非テレセントリックでありかつ第 1 のレンズ素子、第 2 のレンズ素子、及び開口絞りを有する前記光学系を更に備える請求項 2 7 の方法。

【請求項 3 4】

光を伝達するために光ファイバー導波路を囲んでいる環状の照明用チャンネル、及び 1 個の密閉された外側チューブを有するシースを更に備える請求項 2 5 の方法。

【請求項 3 5】

使捨てシースが、器具を内視鏡の末端に通過させるためのチューブを有する請求項 3 1 の方法。

【請求項 3 6】

作業用チャンネルを更に備える請求項 2 5 の方法。

【請求項 3 7】

シースが、ハンドルを経て光源に結合される照明用光ファイバーシステムを備え、ハンドルが電荷結合素子と複数のレンズとを有する請求項 2 5 の方法。

【請求項 3 8】

シースを通して伸びている照明用ファイバーが、コネクタにより制御ユニット内の光源に結合される請求項 2 5 の方法。

【請求項 3 9】

画像化装置が、制御ユニット内の画像プロセッサに接続される請求項 2 5 の方法。

【請求項 4 0】

ハンドルが、シース上の取付け装置に連結する連結用ハブを備え、この装置はハンドルの周りを伸びる滅菌バリアを提供しているスリーブを有し、装置はルエルと取外し可能なトロカールとを有するカニューレに連結可能である請求項 2 5 の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

内視鏡は、腔内構造の目視検査を可能とする。医学の分野においては、内視鏡の使用により診断目的の器官の検査、外科処置部位の観察、組織の採取、又は別の外科器具の安全な操作の容易化が可能である。

【背景技術】

【0002】

本出願は、特許文献 1 に一部継続出願である。この出願の全内容が、ここに参考文献として組み入れられる。

【0003】

例えば、腹腔鏡は、特に腹部器官の検査に使用される。腹腔鏡は、典型的に、被観察域の照明用ライトパイプ、照明された対象の画像の焦点合わせ用及び中継用の少なくとも 1 個のレンズ組立体、及び外科処置中の組織の損傷を最小にするように作られた全組立体用のハウジングを備える。ライトパイプは、該当部位の照明のための光ファイバーを持つことができる。腹腔鏡ハウジングは、腹腔内に挿入し得る末端部分、及び末端を外科部位の近くに位置決めするために使用者が握るハンドルを備え得る手元側部分を備える。

【特許文献 1】

米国特許出願第 1 0 / 0 4 2 , 1 2 6 号 明細書 2 0 0 1 年 1 0 月 1 9 日

【特許文献 2】

米国 P C T 出願第 0 0 / 2 5 1 0 7 号 明細書 2 0 0 0 年 9 月 1 3 日

【特許文献 3】

米国特許出願第 0 9 / 5 1 8 , 9 5 4 号 明細書 2 0 0 0 年 3 月 6 日

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

現存の内視鏡は、電荷結合素子（ＤＤＣ）のような画像化装置を持つことができる。この装置は、観察している対象の画像を獲得し、これをモニターのようなディスプレイ装置に送ることができる。腹腔鏡システムの機能的な特徴と取扱い可能性について、画像化の能力を改良しかつ患者の危険を減らすという改良に対する継続した要求がある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、改良された耐久性、解像力、及び視野を有する小直径の画像化用プローブ又は内視鏡に関する。本発明の好ましい実施例においては、深捨てシースを有するプローブの末端は、これを被検査組織内に挿入することができる。プローブは、挿入点における外傷を小さくし、これにより内視鏡処置以外では不可能な部位へのアクセスを提供するために、直径は３ｍｍ以下、好ましくは直径２ｍｍ以下である。

【0006】

好ましい実施例においては、内視鏡は、画像を末端側の端部から手元側の端部に伝達する光ファイバー導波路を持つ。光ファイバー導波路の末端にレンズシステムが置かれる。光ファイバー導波路の手元側端部に画像化装置が光学的に結合される。光ファイバー導波管を囲んで、照明用ファイバーを有するシースが伸びる。好ましい実施例は、外径２ｍｍ以下のプローブ及びシース組立体を使用するが、ある種の用途では、より高い解像力を提供するためにより多数の光ファイバーを有するより大きい直径の装置が適用されるであろう。これらの用途では、２－４ｍｍの範囲の外径を使用することができる。

【0007】

一実施例においては、レンズ系は、第１のレンズ素子、第２のレンズ素子、及び開口絞りを持っている。このレンズ系は、レンズ系の長手方向軸線に関する角度の関数として光の開口数に変動するように、対象上の任意の与えられた点からの光を複数の光ファイバーに組み合わせる。これが、ファイバー開口へのより有効な結合を抵抗する。

【0008】

レンズ系の好ましい実施例は、１対のレンズと開口絞りとを備える。レンズは、末端のレンズの周辺部の付近の光の収集を改善する。これが、装置の全視野にわたる明瞭な画像を提供する。開口絞りは、ファイバーのアレイへの効果的な結合を提供するように位置決めされる。

【0009】

画像化装置は、電荷結合素子（ＣＣＤ）、ＣＭＯＳ画像化装置、又は画素の２次元アレイを有するその他の固体画像化用センサーとすることができる。画像化用センサーは、ハンドル組立体内の回路板上に取り付けられる。センサーが、観察対象として画像を獲得し、この画像データを、回路板に取り付けられた画像処理回路が、ビデオケーブル上で、記憶、処理及び／又はディスプレイ用のコンピューターに転送する。

【0010】

小型内視鏡システムは、例えば、整形外科、リウマチ科、一般腹腔鏡科、婦人科、又は耳鼻咽喉科用として使用することができる。多くの用途では外傷を小さくするために小さい直径を要求するが、ある種の用途ではより大きい直径を受け入れることができる。プローブは、流体により特定部位を洗浄し、光又はその他のエネルギーを処置部位に向け、又は組織標本を取り出すために、或いはその他の手術器具を挿入するために、シース又は画像化用プローブに開口通路を設けることができる。

【0011】

シース組立体は、シースハブ組立体上のコネクタに伸びる照明用ファイバーの同心状のアレイを持つことができる。或いは、照明用ファイバーは、ハンドルから光源ハウジングに伸びている光ファイバーケーブルを介して直結されたプローブ組立体内のファイバーコネクタと結合することができる。ハウジングは、ディスクにビデオを書き込むビデオディスクレコーダーを備えることができる。ある種の用途については、シースがより薄く又

10

20

30

40

50

はより大きい作動用チャンネルを収容できるように、照明用のバンドルをプローブ内におくことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の以上及びその他の目的、特徴、及び利点は、種々の図面を通じて同じ部品に同じ記号が与えられた付属図面に示される以下の本発明の好ましい実施例のより特別な説明から明らかであろう。図面は必ずしも縮尺によらず、本発明の原理を示す際に誇張されている。

【0013】

本発明の実施例が、小型内視鏡20を示す図1に示される。内視鏡20は、画像化ユニット22及びシース/照明器ユニット24を持つ。内視鏡20は、図11及び12のファイバー146において最もよく見られるような複数の光ファイバー26のような光伝達経路を、検査すべき対象の観察に使用されるロッドチップ29の延長チューブ28内に持つ。光ファイバー26は、ハンドル32内の、図9に見られるような電荷結合素子又はその他の画素に分解された平パネルセンサーのような画像化装置30と光学的に結合される。シース/照明ユニット24の使捨てシース34が、光ファイバー26を収容するロッドチップ29の延長チューブ28の上に置かれる。使捨てシース34は、手元側端部に、ハンドル32に固定するための取付け用機構36のあるベース35を持つ。一実施例においては、シース/照明ユニットの使捨てシース34は、使捨てシース34の末端及び末端プローブ29に光を伝達するために複数の光ファイバーを持つ。シース/照明ユニット24の末端は光源40に接続するためにコネクタ38を持つ。 10 20

【0014】

ハンドル32は、内視鏡20への電力の提供のために使用される電力入力部41を収容することができる。光源40及び/又は電源をハンドル20内に取り付け得ることが認められる。

【0015】

ハンドル32は、画像出力部42も収容できる。画像出力部42は、内視鏡20の画像化ユニット22内の画像化装置と電子式記憶装置及び/又はディスプレイ装置との間の接続を提供する。一実施例においては、記憶装置はコンピューター44であり、これはモニター46に接続される。制御ユニット250は、図19に関連して極めて詳細に説明される。 30 40

【0016】

以下より詳細に説明されるように、画像化ユニット22は、身体に接触せず又は身体に直接暴露されないため、画像化ユニット22を滅菌する必要はない。シース/照明ユニット24は使捨てシース34を有し、これは、画像化ユニット22に固定されたベース35により支持され、滅菌されたバリヤを作るように延長チューブ28上を覆う。加えて、シース/照明ユニット24は、シース/照明ユニット24のベース35に取り付けられかつ滅菌環境を作るために画像化ユニット22のその他の部分の上に掛かるように位置決めされた滅菌布52を持つ。

【0017】

内視鏡及び使捨てシースを有する内視鏡は、特許文献2及び特許文献3に説明される。上記文献の全内容が参考文献としてここに取り入れられる。

【0018】

内視鏡20について更に詳細に説明する前に、内視鏡20は、内視鏡20の使用のため、希望位置を観察するように身体内に位置決めされねばならない。かかる方法の一つは身体内にカニューレ60を挿入し、そしてカニューレ60を通して内視鏡20を装着することである。身体内にカニューレ60を挿入し次いでカニューレ60を使用して身体内に内視鏡20を挿入する一つの方法が以下説明される。

【0019】

挿入処置中、図2に示されたようなカニューレ60が、身体内のある部位にまず挿入され 50

る。カニユーレ 60 は、ベース 62 とチューブ 64 とを持つ。チューブ 64 は、末端 68 からベース 62 内の空洞部 70 に伸びるシャフト 66 を持つ。一実施例においては、チューブ 64 は、プラスチック又は薄壁のステンレス鋼のような可撓性材料から作られる。カニユーレ 60 は、薬品又は流体の挿入のため、又は吸引器具の取付けのためにルエル 72 を持つ。

【0020】

カニユーレ 60 を身体内に挿入するために、図 3 に見られるように、トロカール 76 の強固なシャフト 78 がカニユーレ 60 のシャフト 66 内に受け入れられるようにして、トロカール 76 がカニユーレ 60 内に挿入される。トロカール 76 の強固なシャフト 78 は、カニユーレ 60 のチューブ 64 の末端より先に幾分か伸び、かつ必要ならば外科部位の組織に切り込むためにスタイレット 80 を持つ。カニユーレ 60 が外科部位に位置決めされると、トロカール 76 がカニユーレ 60 から取り出され、そして内視鏡 20 が挿入される。カニユーレ 60 は、位置を感じる術者の手により位置決めされる。

【0021】

カニユーレ 60 とトロカール 76 とは費用が比較的最小のものであり、滅菌後、再使用されるか、或いは画像化ユニット 22 内の構成要素のような内視鏡 20 内の幾つかの構成要素のため、使用後に廃棄されるが、内視鏡 20 全部を廃棄することは望ましくない。内視鏡 20 は、滅菌環境の維持を支援しかつ再使用の前の滅菌の必要性を減らし又は無くするために使捨てのスリーブ又はシース 34 を使用する。

【0022】

内視鏡 20 の末端を正確な位置に置くようにカニユーレ 60 内に内視鏡 20 を挿入する方法が以上説明されたので、内視鏡 20 を更に詳細に説明する。図 4 を参照すれば、内視鏡 20 の斜視図が示される。内視鏡 20 は、再使用可能な画像化ユニット 22 と使捨てのシース / 照明ユニット 24 とを持つ。使捨てのシース / 照明ユニット 24 は、画像化ユニット 22 の延長チューブ 28 の上に重なりこれを取り囲むための延長チューブを持つ。シース / 照明ユニット 24 の延長チューブは、封鎖された末端 84 を有し、幾つかの実施例は、図 1 に示されるような外部光源 40 からの照明を末端 84 に伝達する光ファイバーを備える。シース / 照明ユニット 24 の手元側端部は、内視鏡 20 の画像化ユニット 22 に固定するための取付け機構 36 のあるベース 35 である。光ピグテール 88 がベース 35 から突き出て光源 40 に接続する。加えて、シース / 照明ユニット 24 は滅菌布 52 を有し、これはベース 35 に取り付けられ、そして画像化ユニット 22 のハンドル 32 上に延ばされる。画像化ユニット 22 のハンドル 32 は、光学系及び画像化装置 32 を収容し、図 9 - 11 に関して以下更に詳細に説明されるような画像化ユニット 22 の延長チューブ 28 内に置かれた光ファイバー 26 を通って伝達された画像を受け取る。

【0023】

図 5 は、小型内視鏡 20 の断面図であり、この内視鏡は、光ファイバー 26 を画像化する再使用可能な画像化ユニット 22 と使捨てのシース / 照明ユニット 24 とを備える。カニユーレ 60 は、画像化ユニット 22 のプローブ 29 を覆うシース / 照明ユニット 24 の使捨てシース 34 上に重なって図示される。

【0024】

図 5 に見られるように、内視鏡 20 の再使用可能な画像化ユニット 22 は、使捨ての滅菌シース / 照明ユニット 24 により囲まれる。使捨てのシース / 照明ユニット 24 は末端 84 が封鎖され、更に画像化ユニット 22 の光ファイバー 26 を支持している延長チューブ 28 の周りを囲んでいる使捨てのシース 44 である。シース / 照明ユニット 24 のベース 35 上の取付け機構 36 は、画像化ユニット 22 上の取付け機構 92 に確保される。

【0025】

使捨てのシース / 照明ユニット 24 は、画像化ユニット 22 のハンドルを囲む滅菌布 52 を持つ。加えて、シース / 照明ユニット 24 は、図 1 に見られるように光源 40 に連結している照明用ピグテールを持つ。照明用ピグテール 88 は、以下更に詳細に説明されるようにシース内の光ファイバーに光学的に結合される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

図 6 A を参照すれば、シース / 照明ユニット 2 4 の側面図が示される。シースユニット 2 4 は、ベース 3 5 から末端 8 4 に伸びる延長シース 9 8 のある使捨てシース 3 4 である。照明用ピグテール 8 8 がベースから伸びて、図 7 A に見られるようなシース 3 4 内の照明用フィラメントに光学的に結合される。滅菌布 5 2 がシース / 照明ユニット 2 4 のベース 3 5 により支持され、2 個のユニット 2 2 と 2 4 とが組み合わせられたとき、画像化ユニット 2 2 のハンドル 3 5 の上を覆う。

【 0 0 2 7 】

図 6 B は、シース / 照明ユニット 2 4 の使捨てシース 3 4 の末端 8 4 の拡大図である。使捨てシース 3 4 は、図 6 A に見られるように、ベース 3 5 内から伸びて保護カバーとして作用する外側シース 9 8、及びシースユニット 2 4 用の滅菌バリヤを持つ。外側シース 9 8 から間隔を空けかつ同一軸線上の使捨てシース 3 4 の内側チューブ 1 0 0 がある。内側チューブ 1 0 0 は、画像化ユニット 2 2 のプローブ 2 9 の延長チューブ 2 8 を受け入れるために空間 1 0 2 に円柱状に空洞を定める。内側チューブ 1 0 0 は、同様に、使捨てシース 3 4 の末端 8 4 からシース / 照明ユニット 2 2 のベース 3 5 に伸びる。内側チューブ 1 0 0 は、外側チューブ 9 8 を越えて伸び、図 6 A 及び 7 A に最もよく見られるように複数の照明用ファイバー 1 0 8 を受け入れる通路 1 0 6 を作る。内側チューブ 1 0 0 の末端には、内側チューブ 1 0 0 に固定された窓 1 1 0 が置かれ、画像化ユニット 2 2 の延長チューブ 2 8 を受け入れるための空間 1 0 2 と身体に接触するシース / 照明ユニット 2 4 の外側部分との間の滅菌バリヤ 8 4 を作る。

【 0 0 2 8 】

好ましい実施例においては、シース / 照明ユニット 2 4 の使捨てシース 3 4 の外側シース 9 8 はステンレス鋼で作られ、そして約 0 . 9 6 5 m m (約 0 . 0 3 8 インチ) の外径を持つ。内側チューブ 1 0 0 も、同様にステンレス鋼で作られる。照明用ファイバー 1 0 8 は、ガラス又はプラスチックのファイバーで作られる。通路 1 0 6 を満たすために、装置の寸法に応じて最大数の照明用ファイバー 1 0 8 が使用される。一例では、使捨てシース 3 4 は、シース / 照明ユニット 2 4 のベース 3 5 から 5 7 . 0 4 8 m m (2 . 2 4 6 インチ) 伸びる。

【 0 0 2 9 】

外側シース 9 8 と内側チューブとの間に複数の照明用ファイバー 1 0 8 が配置され、これらは、図 7 A 及び 7 B に最もよく見られるように内側チューブ 1 0 0 を取り巻く。図 7 A は使捨てシース 2 4 のベース 3 5 を通る断面図である。外側シース 9 8 は、図 7 A の下半分に示され、これは図 7 A の上半分の断面にされた部分の前で終わる。しかし、画像化ユニット 2 2 の延長チューブ 2 8 を受け入れるために空間 1 0 2 を定める内側チューブ 1 0 0 は、図 6 A に見られるように受入れ室 1 1 4 に伸び、従って図 7 A の上下の部分の双方に示される。光は図 6 A に見られるように、照明ピグテール 8 8 からファイバー 1 0 8 を通り、図 7 A の上半分に見られる伝送ユニット 1 1 8 に伝えられる。この伝送ユニットは、シース / 照明ユニット 2 4 の使捨てシース 3 4 の外側チューブ 9 8 と内側チューブ 1 0 0 との間に置かれた照明用ファイバー 1 0 8 に接触する。

【 0 0 3 0 】

図 7 B は、使捨てシース / 照明ユニット 2 4 の末端 8 4 を示す。窓 1 1 0 が、画像化ユニット 2 2 を受け入れかつ内側チューブ 1 0 0 により囲まれた空間 1 0 2 を覆いかつこれを封鎖する。外側シース 9 8 と内側シース 1 0 0 との間に複数の照明用ファイバー 1 0 8 が挿入される。図示実施例においては、照明用ファイバー 1 0 8 の末端は保護されずに身体に対して露出している。

【 0 0 3 1 】

図 8 は図 6 A と同様な図であり、これは使捨てシース / 照明ユニット 2 4 を示す。加えて、図 8 は、図 6 A では取り去られた照明用ピグテールの全体を示す。

【 0 0 3 2 】

照明用ピグテール 8 8 は、光源 4 0 のコネクタに連結するための連結部 3 8 を持つ。照

10

20

30

40

50

明用ピグテール 88 は、連結部 38 からファイバー 108 に走る複数の光ファイバーを有し、これは光源 40 から受け取った光を図 7A に示された伝送ユニット 118 に伝え、この光は 84 から出る。

【0033】

図 9 を参照すれば、内視鏡 20 の画像化ユニットの断面図が示される。画像化ユニット 22 は、ハンドル 32 から伸びる延長チューブ 28 のあるプローブ 29 を持つ。ハンドル 32 の手元側端部に画像化装置がある。この実施例においては、光学的画像を電氣的信号に変換する電荷結合素子 (CCD) 30B が、ハンドル 32 の着脱可能なハウジング 120A 内に支持される。延長チューブ 28 内に伸びる光ファイバー 26 と CCD 30B との間に複数のレンズ 122A が置かれ、光ファイバー 26 の手元側端部 124 の画像を CCD 30B に投影する。ハウジング 120B にガラス窓 122B が取り付けられ、内視鏡に対する封鎖を提供する。これも、レンズを汚染から保護する。

10

【0034】

画像化ユニット 22 が光ファイバー 26 の端部からの画像を拡大し、これを電荷結合素子 30B に結合させる。上に示されるように、電荷結合素子は、図 1 に見られるようにモニター 46 に接続されたコンピューター 44 のような電子式記憶及び/又はディスプレイ装置に接続される。

【0035】

画像化ユニット 22 のハンドル 32 は、シース照明用ユニット 24 の取付け機構と結合するための取付け機構 128 を持つ。取付け機構 128 は、取付け機構 36 に置かれたピンを受け入れるためのスロット 130 を持つ。加えて、取付け機構 128 は突出部 134 を有し、プローブ 29 がここから突き出て、図 6A に見られるようにシース/照明ユニット 24 の受入れ室 114 に受け入れられる。

20

【0036】

画像化ユニット 22 の末端部の拡大図が図 10A に示される。画像化ユニット 22 のロッドチップ 29 は延長チューブ 28 を有し、このチューブは末端部 126 からハンドル 32 のハウジング 120 に伸びる。ロッドチップ 29 の末端部 126 には、更にチューブ 138 があり、これは末端部 126 から僅かの距離を伸びて光ファイバー又は画像ファイバー 26 の端部を僅かに越えて伸びる。チューブ 138 は、通常は長チューブと呼ばれ、この長チューブ 138 内に長チューブ 138 と同一軸線上の短くて小直径のチューブ 140 を受け入れ、そして末端 126 のレンズ系 142 に伸びる。延長又は外側のチューブ 128、長チューブ 138、及び小チューブ 140 は、末端部が同一面上にありかつ医薬品等級のエポキシのような接着剤により固定されるように取り付けられる。画像化ユニット 22 の延長チューブ 28 の端部にレンズ系 142 があり、これは以下更に詳細に説明される。画像化ユニット 22 の延長チューブ 28 は、使捨てのシース/照明ユニット 24 内に受け入れられ、従って最初の使用前に滅菌する必要がない。

30

【0037】

図 10B は、画像化ユニット 22 の末端 126 の端面図である。レンズ系 142、小チューブ 140、長チューブ 138、及び外側又は延長チューブ 28 が示され、これらはすべて同一軸線上にある。

40

【0038】

図 11 を参照すれば、内視鏡 20 の画像化ユニット 22 の断面図が示される。画像化ユニット 22 のプローブ 29 は、画像をロッドチップ 29 の末端 126 からハンドル 32 に伝送するための複数のファイバー 146 を持つ。長チューブ 138 がロッドチップ 29 の末端部でファイバー 146 を囲み、画像ファイバー 26 のファイバー 146 を定位置に保持する。外側又は延長チューブ 28 が長チューブ 138 を囲み、画像ファイバー 26 のファイバー 146 を、ロッドチップ 29 の末端 126 の近くの始点からハンドル 32 内の他方の端部まで保護する。図 11 に示されるようにファイバー 146 は典型的に数千本あり一緒に溶着される。ファイバー内への画像のローディングは、以下説明されるように画像ファイバーのバンドル 26 の位置に関する画像の光レベルを配列する末端のレンズ系 14

50

2 によりなされる。

【 0 0 3 9 】

更に、ファイバーは不規則パック方法である。この不規則パック方法は、画像ファイバーのバンドル 2 6 が画像化ユニット 2 2 の末端部 1 2 6 の付近からハンドル 3 2 内に置かれたファイバーの手元側端部に向かって伸びるとき、画像 / 光の伝送を、一方のレンズ 1 4 2 から他方へと限定する。ファイバーの不規則なパッキングは、検査すべき領域であるファイバーのドーピングを変えることにより達成される。

【 0 0 4 0 】

図 1 2 を参照すれば、シース / 照明ユニット 2 4 の使捨てシース 3 4 内の画像化ユニット 2 2 のロッドチップ 2 9 の末端部の断面図が示される。使捨てシース 3 4 は、内側チューブ 1 0 0 と同一軸線上の外側シース 9 8 を持つ。図解用の図 7 B に最もよく見られるように、外側シース 9 8 と内側チューブ 1 0 0 との間に複数の照明ファイバー 1 0 8 が配置される。使捨てシースの末端部に、接着によるなどで窓が固定され、画像化ユニット 2 2 のロッドチップ 2 9 を受け入れる空間又は内側通路 1 0 2 に対する境界を作る。画像化ユニット 2 2 は、図 9 に示されるように、末端 1 2 6 からハンドル 3 2 内に伸びる延長又は外側のチューブ 2 8 を持つ。ロッドチップ 2 9 の末端 1 2 6 に、2 個の追加のチューブ又はスリーブが置かれ、小チューブ 1 4 0 と呼ばれる短い方の内側スリーブが、末端のレンズ系 1 4 2 のレンズ素子を確保し保持する。長チューブ 1 3 8 と呼ばれる大きくて長い方のスリーブは、チューブ 1 4 0、及び画像ファイバー 2 6 のファイバー 1 6 4 の始点を囲む。

10

20

【 0 0 4 1 】

図 1 2 に示された末端のレンズ系 1 4 2 は、1 対のレンズ 1 5 0 と 1 5 2 及び開口絞り 1 5 4 を有するアクロマチックレンズ系である。レンズ 1 5 0 及び 1 5 2 の各は、互いに向かい合った凸面 1 5 6 を持つ。末端部 1 2 6 に近い方の第 2 のレンズ 1 5 2 は、光学的開口絞り 1 5 4 に当たる平面 1 5 8 を持つ。開口絞り 1 5 4 及びレンズ 1 5 0 と 1 5 2 は、最大光線角度のサインが、N . A . (開口数) においてファイバーに近いように設計される。

【 0 0 4 2 】

図 1 2 の光線のトレース 1 6 0 は適正焦点長における右に紙面から離れる方向の画像の投影及びこの画像が開口絞り 1 5 4 を通り更にレンズ 1 5 2 と 1 5 0 とを通過して画像ファイバー 2 6 の複数のファイバー 1 4 6 に如何に伝達されるかを示す。このレンズ系は非テレセントリックである。

30

【 0 0 4 3 】

図 1 3 を参照すれば、従来技術のレンズ系を含んだ 3 種の異なるレンズ系についての最大光線角度のサイン対正規化された画像高さのグラフが示される。以下説明されるように、視野はレンズ構成に依存する。図 1 3 のグラフは、5 0 ° レンズ系についての光線角度の最大サインについての線、及び 7 0 ° レンズ系についての光線角度の最大サインについての第 2 の線を示す。7 0 ° 系においては、最大サインは約 0 . 3 2 である。従って、ファイバーの N . A . (開口数) は、これに近い。対照的に、5 0 ° 視野のシステムは、ほぼ 0 . 2 5 の最大光線角度のサインを持つ。このため、ファイバーはこの開口数を持つ。システムは、例えば 3 0 ° - 8 0 ° から選定された適宜のレベルの視野を提供することができる。

40

【 0 0 4 4 】

一実施例においては、内視鏡 2 0 は 1 万本のファイバー素子を持つ。この実施例においては、各ファイバー素子 1 6 4 は 1 . 4 μ m の直径を持つ。ファイバー 2 6 の全直径は 0 . 4 6 取付け機構である。画像化ユニットの延長又は外側のチューブ 2 8 は、ステンレス鋼で作られる。内視鏡は種々の寸法で形成できることが認められる。次の表は種々の中間寸法の内視鏡の単なる説明に過ぎない。

【 0 0 4 5 】

【 表 1 】

50

	3k	10k	30k	50k	100k
ソース/照明ユニット外径	1-4 mm				
画像化ユニット ロッドチップ外径	0.5-3.5 mm				
ファイバー素子の数	3,000	10,000	30,000	50,000	100,000
ファイバー画像直径		0.46 mm	0.75 mm		
ファイバー画素寸法 (個別ファイバー)	4.4 microns	4.4 microns	4.4 microns		
レンズ形式	アクロマチック又は セルフオクグリ	アクロマチック又は セルフオクグリ	アクロマチック	アクロマチック	アクロマチック
被写界深度 (DOF)	レンズに依存して 50°から70°	3 mm-20 mm			
視野 (FOV)					

10

20

【0046】

上の表から分かるように図12及び13に関して上に説明されたアクロマチックレンズに代わるものとして、セルフオクグリレンズがある。図14は、グリーンレンズ168を有する内視鏡20の画像化ユニット22のロッドチップ29の別の実施例を示す。図14に示されるグリーンレンズ168は、単一素子の勾配屈折率レンズである。図14に示された画像化ユニット22のロッドチップ29は、末端部126から図14においては図示されていないハンドル32に伸びる延長又は外側のチューブ28を持つ。加えて、図10Aと同様に、チューブ138が末端部126から僅かに伸びる。このチューブ138は、普通、長チューブと呼ばれ、これは、光画像ファイバー26の端部を僅かに越えて伸びる。図10Aに示された実施例と比較して、レンズ170が単一のレンズであるこの例では、レンズ系の素子を保持するための小チューブ140は不要である。

30

【0047】

グリーンレンズ168は、一般に、上述されたアクロマチックレンズ系142のような良好な画質は提供しない。これは、この画像においては、画像の縁に向かって明確でなくなる（即ちボケ又は歪む）ためである。更に、波長の関数としての色補正、強度の変化がアクロマチックレンズ系におけるように良好ではない。しかし、グリーンレンズ系168は、総合画質よりも費用がより重要な要因である状況において望ましいことがある。更に、グリーンレンズ170は単一素子のレンズであるため、被写界深度が限定される。僅か2種の自由度しか示されないが、別の視野を有するレンズ系を作り得ることが認められる。

40

【0048】

図15は、別の内視鏡170の断面図である。内視鏡170のこの実施例においては、照明用ピグテール172は画像化ユニット176のハンドル174の部品であり、従って、

50

使捨てのシース／照明ユニット１７８の部品ではない。ピグテール１７２からハンドル１８４のハンドルインターフェース１８２に照明光を伝達するために光ファイバーのバンドル１８０が使用され、光はここでシース／照明ユニット１７８の光インターフェース１８４に移され、ハンドル１８４から使捨てシース１８６に伝えられる。

【００４９】

図１６Ａは、インターフェースを示している断面図である。図１６Ａは、使捨てのシース／照明ユニット１７８のベース１８８の断面図である。図１６Ａの上方部分は、ベース１８８から間隔を空けられた滅菌布５２を示す。ベース１８８は、ハンドル１７４に支持されたハンドルインターフェース１８２から光を受け取る光インターフェース１８４を持つ。

10

【００５０】

図１６Ａ - １６Ｃに示された内視鏡１７０の実施例に加えて、シース／照明ユニット１７８の照明用ファイバー１９０の１個が、チューブ又は通路１９２により置き換えられる。図１５及び１６Ａ - １６Ｃに見られるチューブ１９２は、レーザーファイバーを受け入れることができる。使用者が画像化ファイバー及びＣＣＤを通して画像を観察しながら、レーザーファイバーを使用して処置を完了することができるように、使用者は、図１５に見られるベース１８８内の照明ユニット１７８の末端部から照明ユニットの末端部にチューブ１９０を通してレーザーファイバーを通過させる。

【００５１】

図１６Ａの下半分はシース／照明ユニット１７８のベース１８８を通る断面図を示し、この図は、チューブ１９２が、ベースを通して照明用ファイバー１９０を収容している環状リング内に伸びていることを示す。図７Ａに示されると同様に、図１６Ａは、周りに照明用ファイバー１９０が置かれた内側チューブ１９４を示す。内側チューブ１９４は、内視鏡１７０の画像化ユニット１７６のプロープ２９が通過する空間を定める。

20

【００５２】

図１６Ｂは、使捨てシース１８６の外側チューブ１９６及び照明用ファイバー１９０と信号ハイポチューブ(hypotube)１９２との循環を示している使捨てシース１８６の断面図である。内側チューブ１９４が、画像化ユニット１７６のプロープ２９を受け入れる空間１０２を取り囲む。図１６Ｃは、内側チューブ１９４と外側チューブ１９６との間に照明用ファイバー１９０を収容している環状光線内のレーザーファイバー受入れ用の開口を有するハイパーチューブ(hypertube)１９２を示している拡大図である。

30

【００５３】

図１５ - １６Ｃは、カニューレ６０を示さないが、内視鏡２０又は１７０の大多数の用途において内視鏡２０又は１７０の特別な保護のために使用し得ることが認められる。

【００５４】

図１７Ａを参照すれば、別の内視鏡２００の断面図が示される。内視鏡２００は、画像化ユニット２０２とシースユニット２０４とを持つ。先行実施例と対照的に、使捨てでないシース２０４は、照明ユニットのいかなる部品も含む。図１７Ａを参照すれば、光源４０は、図１５Ｃに示されたものと同様な照明用ピグテール２０８により、画像化ユニット２０２のハンドル２０６に接続される。然し、逆に、光を使捨てシース２０４に伝達するような結合はない。図１７Ａに示されるように、照明用ピグテール２０８は画像化ユニット２０２のハンドル２０６の部分である。ピグテール２０８からハンドル２０６のインターフェース２１２に照明光を伝えるために光ファイバー２１０が使用される。インターフェース２１２はハンドル２０６内に置かれ、そして複数の照明用ファイバー２１６の環状リング２１４に光を送る。

40

【００５５】

図１７Ｂを参照すれば、プロープ２１８は、外側チューブ２２０と内側チューブ２２２とを持つ。チューブ２２０と２２２との間に、複数の照明用ファイバー２１６を受け入れるための環状の空間が置かれる。第１の実施例の延長チューブ２８と同様な内側チューブ２

50

２２内に画像ファイバーのバンドル２６が置かれる。ファイバーバンドル２６は内側チューブ２２２から間隔を空けられる。画像ファイバーのバンドル２６の端部を僅か越えるように末端部１２６から僅かな距離を伸びる長チューブ２２４が、ファイバー２６と内側チューブ２２２との間に置かれる。

【００５６】

図１７Ｂに示された実施例におけるロッドチップ２１８の末端部に照明光を送るためのシースが不要な例においては、シース２０４は１個の外側層２２６を持つ。再起反射を避けるために湾曲にされた窓が、１個の外側層２２６の末端部に固定される。

【００５７】

図１８を参照すれば、２部品式の使捨てシース／照明ユニット２３０が示される。内視鏡は、２部品式の使捨てシース／照明ユニット２３０の第１のユニット２３２、即ち、取付け及びカバーユニット２３２が、画像化ユニット２２のハンドル３２に取り付けられる。取付け及びカバーユニット２３２は、使用時に、画像化ユニット２２のハンドル３２と照明用ピグテール８８の上に広がる滅菌布５２を持つ。滅菌布５２は、ハンドル３２の上に置かれるまで滅菌布５２を保持するために、使捨てスリーブ２３４上に確保される。使捨てシース／照明ユニット２３０の第２のユニット２３６、即ち、使捨てシース２３６は、プローブ２９を覆う延長チューブを収容する。この第２のユニット２３６は、第１のユニット２３２に固定するための取付け機構２３８を持つ。従って、取付け及びカバーユニット２３２に取り付けられた滅菌布５２をハンドル上に保った状態で、使捨てシース、即ち第２のユニット２３６を外して新しいものと置換することができる。

【００５８】

図１９は、内視鏡用の制御ユニット２５０の略図である。制御ユニット２５０は、電源出力２５２、ＣＣＤからの画像の入力２５４、及び光源２５６を持つ。制御ユニットは、画像データの処理用の処理ユニット２６０に加えて、患者に対する基線量のようなデータを保持するために記憶可能な媒体を作るために、ＣＤ書込み装置のような記録装置２５８を持つ。

【００５９】

内視鏡は、図２０の処理シーケンス２７０において一般に示されるように使用される。患者が、使用者／医師の診療室に行く。医師又は技術者は、その手の各に２個の滅菌済み手袋を装着する二重手袋法を使用する。医師は一方の手で滅菌されないハンドル／照明ユニットを取り、他方の手で滅菌済みのシース／照明ユニットを確保する。次いで、医師は、照明用コードを取って、これを使捨てのシース／照明ユニットのピグテールに確保する。電源及び画像出力が、同様に制御ユニットに接続される。内視鏡が制御ユニットに接続された状態で、シース組立体の滅菌布をハンドル上に広げ２７２、そして滅菌域を提供するような長さのコードを下げる。これが完了すると、医師は手袋の第１の対を外し、そして処置を開始するための待機状態となる。

【００６０】

当該部位の薬剤処理の後、医師の手による標準的なプローブ技術により、トロカール付きのカニューレを身体の中に挿入する。カニューレが定位置に來ると、トロカールを除去し２７４、そして内視鏡の先端部をカニューレ内に置く。内視鏡は、ネジその他の取付け機構を使用してカニューレに確保される。システムが作動され２７６、そして、医師が、希望の部位又はモニターを観察するためにプローブを位置決めするようにカニューレを出入させたりあちこち動かすことができるようにビデオ記録が開始される。医師は、レーザー刀又はレーザー焼灼器、又は電気外科器具及び／又はプローブ又はシース組立体内の手術用通路のようなその他の器具を使用して当該部位において手順を実行することができる２７８。検査又は手術の全手順を、ビデオディスク又はその他の記憶装置に記録することができる２８０。この手順が終了し、シース組立体は、廃棄することができ２８２、別の手順のために別の滅菌されたシース組立体をプローブに取り付けることができる２８４。

【００６１】

特許請求の範囲は、その効果を説明しない限り、説明された順序又は要素を限定すると読

み取るべきではない。従って、特許請求の範囲内にくるすべての実施例及びこれに相当するものは本発明として請求される。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明による小型内視鏡システムの略図を示す。

【図2】カニューレの断面図である。

【図3】カニューレ内のトロカールの断面図である。

【図4】小型内視鏡の斜視図である。

【図5】使捨てシーズを重ねられたカニューレを有する小型内視鏡の断面図である。

【図6A】使捨てシーズ／照明ユニットの断面図である。

10

【図6B】使捨てシーズの末端の拡大断面図である。

【図7A】図6の線7A - 7Aに沿って得られた使捨てシーズ／照明ユニットの手元側端部の断面図である。

【図7B】図6A及び図6Bの図7A - 7Bに沿って得られた使捨てシーズの末端の正面図である。

【図8】照明用ピグテールを示す使捨てシーズ／照明ユニットの側面図である。

【図9】小型内視鏡の画像化ユニットの断面図である。

【図10A】図9の定められた部分10Aにより示される画像化ユニットの末端の拡大図である。

【図10B】図10Aの線10B - 10Bに沿って得られる画像化ユニットの末端の正面図である。

20

【図11】図10Aの線11 - 11に沿って得られる画像化ユニットの拡大された部分断面図である。

【図12】末端レンズ系の拡大図である。

【図13】内視鏡末端の種々のレンズ系についての最大光線角度のサイン対正規化された画像高さのグラフである。

【図14】末端レンズ系の別の実施例の拡大図である。

【図15】内視鏡の別の実施例の断面図である。

【図16A】図15の線16A - 16Aに沿って得られた内視鏡の断面図である。

【図16B】図15の線16B - 16Bに沿って得られた内視鏡の断面図である。

30

【図16C】図16の10Cで定められた部分により示された画像化ユニットの拡大断面図である。

【図17A】内視鏡の別の実施例の断面図である。

【図17B】図17の線17B - 17Bに沿って得られる内視鏡の断面図である。

【図18】2部品式の使捨てシーズ／照明ユニットの側面図である。

【図19】本発明の好ましい実施例のための制御ユニットの略図である。

【図20】本発明を使用する好ましい方法を示す。

【 図 1 】

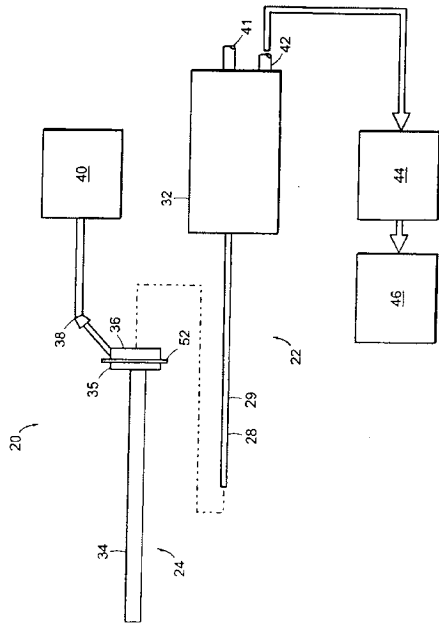


FIG. 1

【 図 2 】

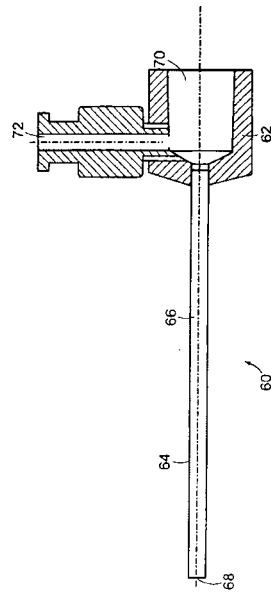


FIG. 2

【 図 3 】

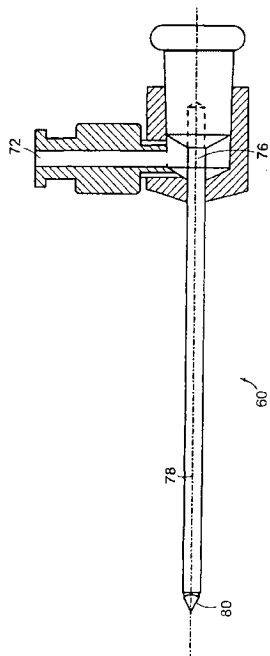


FIG. 3

【 図 4 】

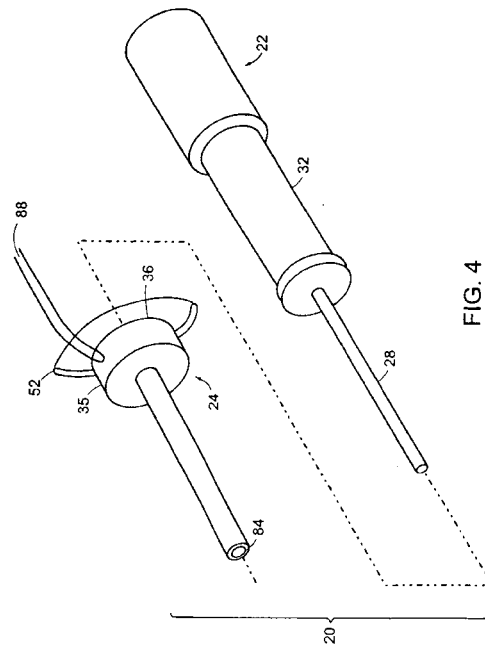


FIG. 4

【図 5】

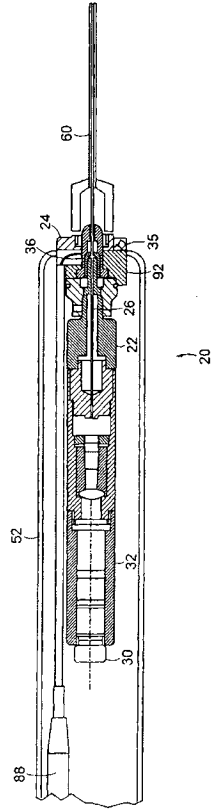


FIG. 5

【図 6 A - 6 B】

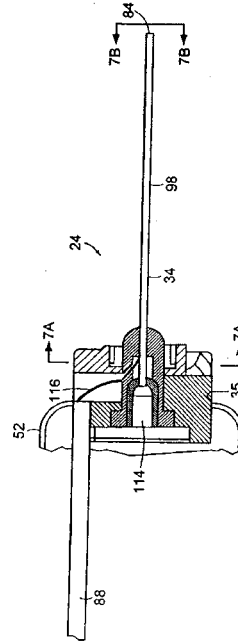


FIG. 6A

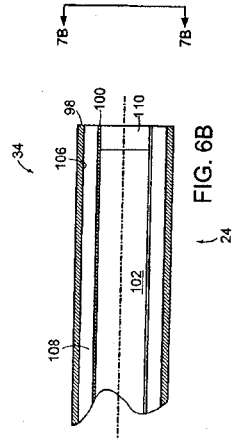


FIG. 6B

【図 7 A - 7 B】

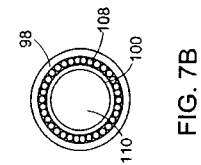


FIG. 7A

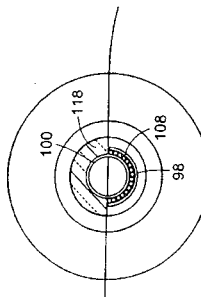


FIG. 7B

【図 8】

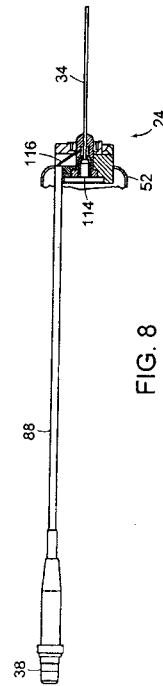


FIG. 8

【図 9】

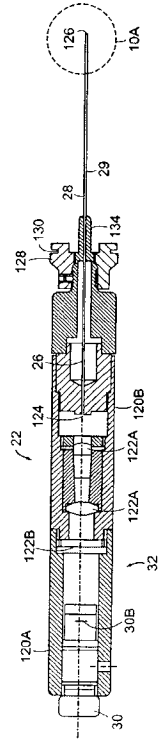


FIG. 9

【図 10 A - 10 B】

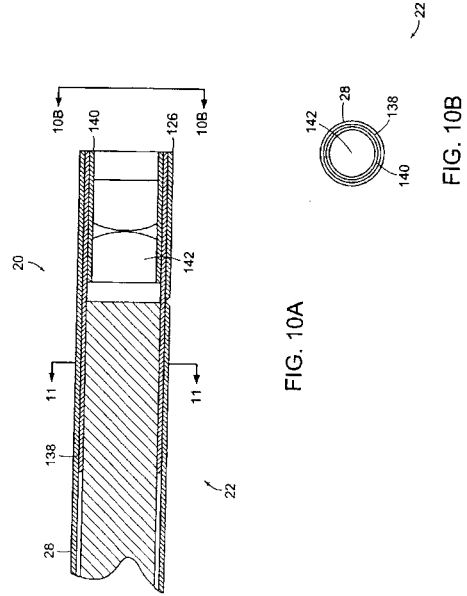


FIG. 10A

FIG. 10B

【図 11】

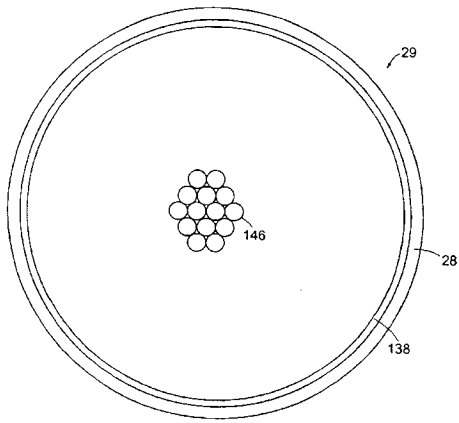


FIG. 11

【図 12】

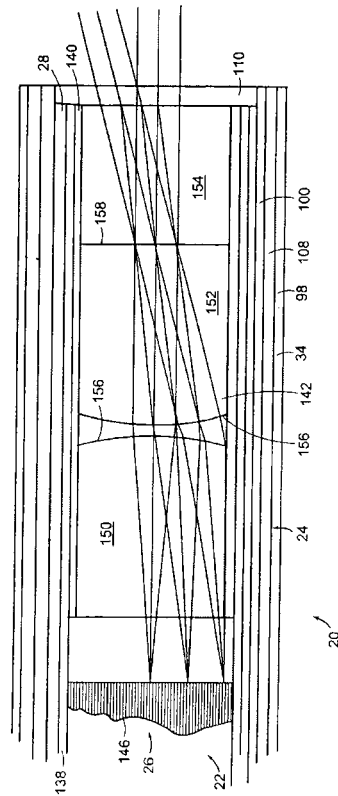


FIG. 12

【図 13】

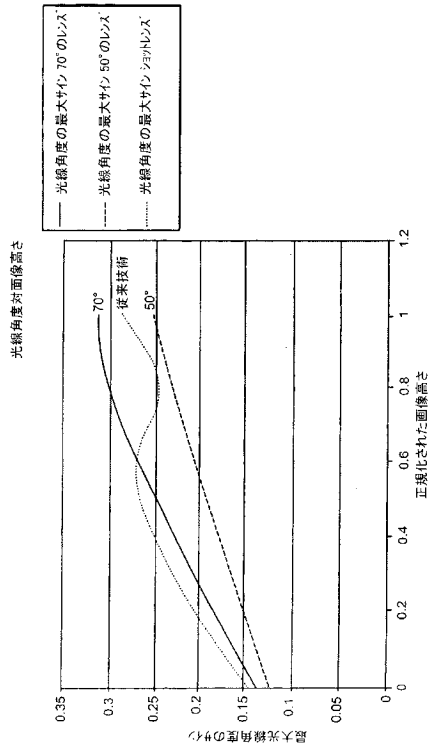


FIG. 13

【図 14】

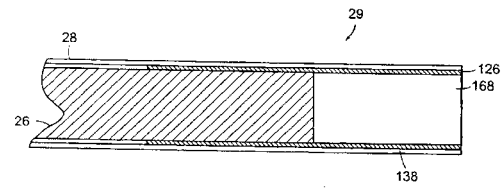


FIG. 14

【図 15】

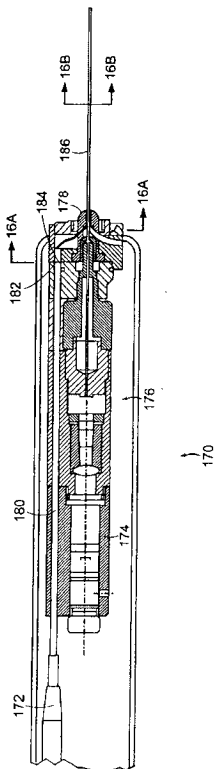


FIG. 15

【図 16A - 16C】

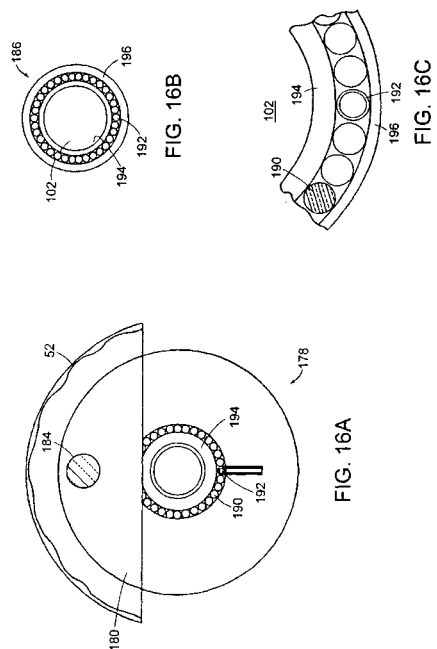


FIG. 16A

FIG. 16B

FIG. 16C

【図 17 A】

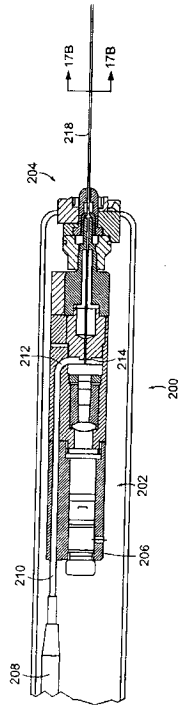


FIG. 17A

【図 17 B】

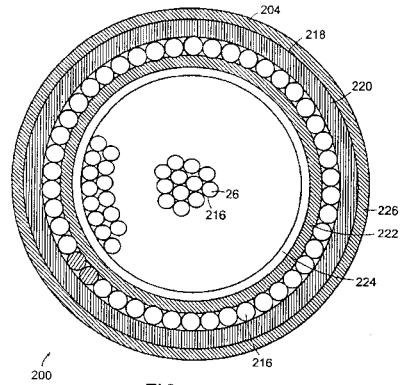


FIG. 17B

【図 18】

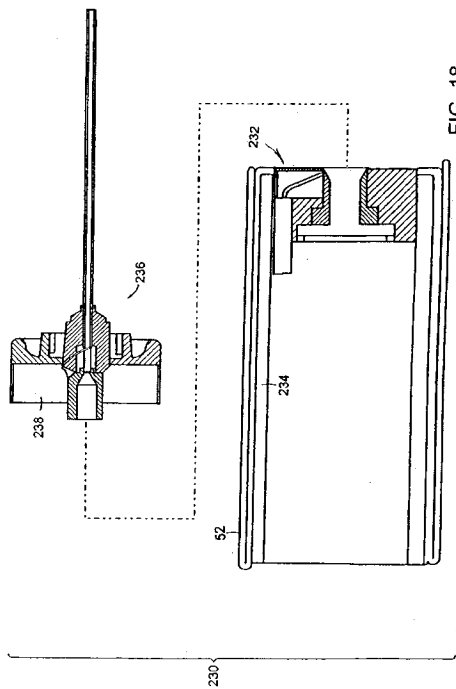


FIG. 18

【図 19】

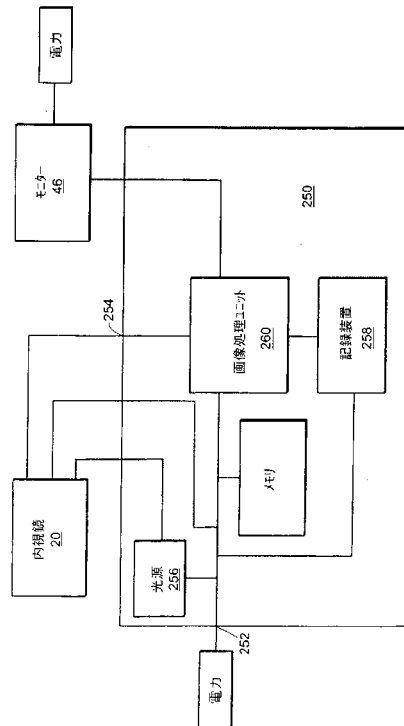


FIG. 19

【図 20】

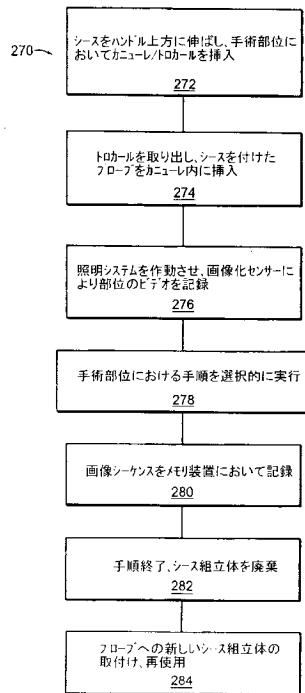


FIG. 20

【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
1 May 2003 (01.05.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/034905 A2

(51) International Patent Classification: A61B 1/04, 1/00

(21) International Application Number: PCT/US02/33336

(22) International Filing Date: 18 October 2002 (18.10.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 10/042,126 19 October 2001 (19.10.2001) US

(63) Related by continuation (CON) or continuation-in-part (CIP) to earlier application:
US 10/042,126 (CIP)
Filed on 19 October 2001 (19.10.2001)

(71) Applicant (for all designated States except US): VISION-SCOPE, INC. [US/US]; Suite 1000, 1000 Winter Street, Waltham, MA 02154 (US).

(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (for US only): REMIJAN, Paul

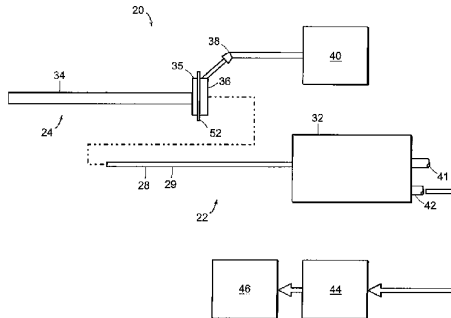
[US/US]; 8 Blodgett Road, Holland, MA 01521 (US).
MCDONALD, James, E. [US/US]; 160 Brimfield, Mon-
son, MA 01057 (US).(74) Agents: HOOVER, Thomas, O. et al.; Bowditch &
Dewey, LLP, 161 Worcester Road, P.O. Box 9320, Fram-
ingham, MA 01701-9320 (US).

(81) Designated States (national): AT, AG, AL, AM, 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, 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, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OAPI patent (BI, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NI, SN, TD, TG).

[Continued on next page]

(54) Title: MINIATURE ENDOSCOPE WITH IMAGING FIBER SYSTEM



(57) Abstract: An endoscope has a fiber optic waveguide that transmits an image from a distal end to a proximal end, the waveguide having an outer diameter of less than 3 mm. A lens system is positioned at the distal end of the fiber optic waveguide. An imaging device is optically coupled to the proximal end of fiber optic waveguide. A disposable sheath extends about the fiber optic waveguide to provide a sterile barrier, and in a preferred embodiment the sheath includes an illumination channel. In a preferred embodiment, the lens system has a first lens element, a second lens element and an aperture stop.

WO 03/034905 A2

WO 03/034905 A2 

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

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-1-

MINIATURE ENDOSCOPE WITH IMAGING FIBER SYSTEM

CROSS REFERENCES TO RELATED APPLICATIONS

The present application is a continuation-in-part of U.S. Patent Application No. 10/042,126, filed October 19, 2001. The entire contents of the above application are incorporated herein by reference in entirety.

5 BACKGROUND OF THE INVENTION

Endoscopes enable visual examination of structure inside cavities. In the field of medicine, the use of endoscopes permits inspection of organs for the purposes of diagnosis, viewing of a surgical site, sampling tissue, or facilitating the safe manipulation of other surgical instruments.

- 10 Laparoscopes, for example, are used particularly for examining organs in the abdominal area. Laparoscopes typically include a light pipe for illuminating the region to be viewed, at least one lens assembly for focusing and relaying the image of the illuminated object, and a housing for the entire assembly which is structured to minimize tissue damage during the surgical procedure. The light pipe can include a
- 15 fiber optic element for illuminating the site. The laparoscope housing includes a distal section that can be inserted within a body cavity and a proximal section which can include a handle that a user grips to position the distal end near the surgical site.

- Existing endoscopes can include an imaging device such as a charged coupled device (CCD). This device can capture an image of an object being viewed and
- 20 convey it to a display device, such as a monitor. There is a continuing need to improve on the operational features and manufacturability of endoscope systems that improve imaging capability and reduce the risk to the patient.

SUMMARY OF THE INVENTION

- The present invention relates to a small diameter imaging probe or endoscope
- 25 having improved durability, resolution, and field of view. In a preferred embodiment of the invention, the distal end of the probe including a disposable sheath, can be inserted into the tissue under examination. The probe is less than 3 millimeters in diameter, and preferably less than 2 millimeters in diameter, to reduce trauma at the point of insertion and thereby provide access to sites that are otherwise unavailable
- 30 for endoscopic procedures.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-2-

In a preferred embodiment, the endoscope has a fiber optic waveguide that transmits an image from a distal end to a proximal end. A lens system is positioned at the distal end of the fiber optic waveguide. An imaging device is optically coupled to the proximal end of fiber optic waveguide. A sheath extends about the fiber optic waveguide, the sheath including illumination fibers. Although a preferred embodiment utilizes a probe and sheath assembly having an outer diameter of 2 mm or less, certain applications will accommodate a larger diameter instrument having a larger number of imaging fibers to provide a higher resolution image. These applications can utilize outer diameters in a range of 2 – 4 mm.

10 In one embodiment, the lens system having a first lens element, a second lens element and an aperture stop. The lens system couples light from any given position on the object to a plurality of optical fibers such that the numerical aperture of light varies as a function of the angle relative to the longitudinal axis of the lens system. This provides more efficient coupling to the fiber apertures. This is accomplished using a non-telecentric lens system.

15 A preferred embodiment of the lens system includes a pair of lenses and an aperture stop. The lenses are shaped to improve light collection around the periphery of the distal lens. This provides a clearer image across the entire field of view of the device. The aperture stop is positioned to provide efficient coupling to the array of fibers.

20 The imaging device can be a charged coupled device (CCD), a CMOS imaging device or other solid state imaging sensor having a two dimensional array of pixel elements. The imaging sensor is mounted on a circuit board in a handle assembly. The sensor can capture an image as an object being viewed and an image processing circuit mounted onto the circuit board transfers the image data over a video cable to a computer for storage, processing and/or display.

25 The miniature endoscope system can be used for orthopedic, rheumatologic, general laparoscopic, gynecological or ear, nose and throat procedures, for example. Although many applications require a small diameter to reduce trauma, certain applications can accommodate larger diameters. The probe can include an open channel in either the sheath or the imaging probe to provide for the insertion of other

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-3-

operative elements to flush the site with fluid, direct light or other energy source onto a treatment site, or to remove a tissue sample.

The sheath assembly can include a concentric array of illumination fibers extending to a connector on a sheath hub assembly. Alternatively, the illumination
 5 fibers can couple to a fiber connector in the probe assembly that is coupled directly via fiber optic cable extending from the handle to a light source housing. The housing can include a video disk recorder that writes the video onto disk. For certain applications, an illumination bundle can be positioned within the probe such that the sheath is thinner or can accommodate a larger working channel.

10 BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The foregoing and other objects, features and advantages of the invention will be apparent from the following more particular description of preferred embodiments of the invention, as illustrated in the accompanying drawings in which like reference
 15 characters refer to the same parts throughout the different views. The drawings are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention.

FIG. 1 illustrates a schematic illustration of a miniature endoscope system according to the invention;

FIG. 2 is a cross-sectional view of cannula;

20 FIG. 3 is a cross-sectional view of a trocar within a cannula;

FIG. 4 is a perspective view of the miniature endoscope;

FIG. 5 is a sectional view of the miniature endoscope with a cannula overlying the disposable sheath;

FIG. 6A is a sectional view of the disposable sheath/illuminator unit;

25 FIG. 6B is an enlarged sectional view of the distal end of the disposable sheath;

FIG. 7A is a sectional view of the proximal end of the disposable sheath/illumination unit taken along line 7A - 7A of FIG. 6A;

30 FIG. 7B is a front view of the distal end of the disposable sheath taken along the line 7B - 7B of FIG. 6A and FIG. 6B;

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-4-

FIG. 8 is a side view of the disposable sheath/illumination unit showing the illumination pigtail;

FIG. 9 is a sectional view of an imaging unit of the miniature endoscope;

FIG. 10A is an enlarged view of the distal end of the imaging unit as indicated
5 by the portion defined 10A in FIG. 9;

FIG. 10B is a front view of the distal end of the imaging unit taken along the line 10B-10B of FIG. 10A;

FIG. 11 is a schematic of an enlarged partial sectional view of the imaging unit taken along the line 11-11 of FIG. 10A;

10 FIG. 12 is an enlarged view of the distal lens system;

FIG. 13 is a graph of the sine of the maximum ray angle versus normalized image height for different lens systems for the distal end of the endoscope;.

FIG. 14 is an enlarged view of another embodiment of a distal lens system;

FIG. 15 is a sectional view of another embodiment of an endoscope;

15 FIG. 16A is a sectional view of the endoscope taken along line 16A-16A of FIG. 15;

FIG. 16B is a sectional view of the endoscope taken along line 16B-16B of FIG. 15;

20 FIG. 16C is an enlarged sectional view of the imaging unit as indicated by the portion defined by 10C in FIG. 16B;

FIG. 17A is a sectional view of another embodiment of an endoscope;

FIG. 17B is a sectional view of the endoscope taken along the line 17B-17B of FIG. 17A;

FIG. 18 is a side view of a two-part disposable sheath/illuminator unit;

25 FIG. 19 is a schematic of a control unit for a preferred embodiment of the invention; and

FIG. 20 illustrates a preferred method of using the invention.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-5-

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

An embodiment of the invention is illustrated in FIG. 1 that shows a miniature endoscope 20. The endoscope 20 has an imaging unit 22 and a sheath/illuminator unit 24. The endoscope 20 has an image transmission path such as a plurality of optical fibers 26, as best seen at fibers 146 in FIGS. 11 and 12, in an elongated tube 28 of a rod tip 29 used to view objects to be examined. The optical fibers 26 are optically coupled to an imaging device 30, such as a charged coupled device as seen in FIG. 9, or other pixilated flat panel sensor, in a handle 32. A disposable sheath 34 of the sheath/illuminator unit 24 overlies the elongated tube 28 of the rod tip 29, which contains the optical fibers 26. The disposable sheath 34 has at the proximal end a base 35 with a mounting mechanism 36 for securing to the handle 32. In one embodiment, the disposable sheath 34 of the sheath/illuminator unit 24 has a plurality of optical fibers for transmitting light to the distal end of the disposable sheath 34 and the distal probe 29. The distal end of the disposable sheath/illuminator unit 24 has a connection 38 to connect to a light source 40.

The handle 32 can house a power input 41, used to provide power to the endoscope 20. It is recognized that the light source 40 and/or power source can be mounted within the handle 32.

The handle 32 can also house an image output 42. The image output 42 provides a connection between an imaging device in the imaging unit 22 of the endoscope 20 and an electronic storage and/or display device. In one embodiment, the storage device is a computer 44, which is connected to a monitor 46. A control unit 250 is described in greater detail with respect to FIG. 19.

As explained below in greater detail the imaging unit 22 does not need to be sterilized in that the imaging unit 22 does not contact or is in direct exposure to the body. The sheath/illuminator unit 24 has the disposable sheath 34 that is a sleeve assembly 52 that is carried by the base 35 secured to the imaging unit 22 that overlies the elongated tube 28 to create a sterilized barrier. In addition, the sheath/illumination unit 24 has a sterilized drape 52 which is mounted to the base 35 of the sheath/illuminator unit 24 and is positioned to overlie the remaining portion of the imaging unit 22 to provide a sterile environment.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-6-

Endoscopes and endoscopes with disposable sheaths are described in PCT Application PCT/US00/25107 filed on September 13, 2000 and U.S. Patent Application 09/518,954 filed on March 6, 2000. The entire contents of the above applications are incorporated herein by reference in their entirety.

5 Prior to discussing the endoscope 20 in further detail, in order to use the endoscope 20, the endoscope 20 needs to be positioned in the body to view the desired location. One such method is to insert a cannula 60 into the body and thread the endoscope 20 through the cannula 60. One method of inserting the cannula 60 into the body and then inserting the endoscope 20 into a body using the cannula 60 is
10 described below.

During an insertion procedure, a cannula 60 such as seen in FIG. 2, is first inserted into a site within a body. The cannula 60 has a base 62 and a tube 64. The tube 64 has a shaft 66 which extends from the distal end 68 to a void 70 in the base 62. In one embodiment, the tube 64 is made of a flexible material such as plastic or
15 thin wall stainless steel. The cannula 60 has a luer 72 for insertion of medications or fluids or for attachment to a suction device.

For insertion of the cannula 60 into the body, a trocar 76, as seen in FIG. 3, is inserted into cannula 60 with a rigid shaft 78 of the trocar 76 received within the shaft 66 of the cannula 60. The rigid shaft 78 of the trocar 76 extends slightly beyond the
20 distal end of the tube 64 of the cannula 60 and has a stylet 80 to cut into the tissue at the surgical site if necessary. Once the cannula 60 is positioned at the surgical site, the trocar 76 is removed from the cannula 60 and the endoscope 20 is installed. The cannula 60 is positioned by the user's hands feeling the location.

While the cannula 60 and trocar 76 are of a relative minimal cost and can be
25 reused after sterilization or disposed of after use, because of several components in the endoscope 20 such as components in the imaging unit 22, it is not desirous to dispose of the entire endoscope 20. The endoscope 20 uses a disposable sleeve or sheath 34 to aid in maintaining a sterile environment and reduce or eliminate the sterilization requirements prior to reuse.

30 With the method of inserting the endoscope 20 into the cannula 60 to have the distal end of the endoscope 20 at the proper location, previously described, the endoscope 20 is described in further detail. Referring to FIG. 4, a perspective view of

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-7-

the endoscope 20 is shown. The endoscope 20 has the reusable imaging unit 22 and the disposable sheath/illuminator unit 24. The disposable sheath/illuminator unit 24 has an elongated tube for overlying and encircling the elongated tube 28 of the imaging unit 22. The elongated tube of the sheath/illuminator unit 24 has a sealed distal end 84 and several embodiments include fiber optics for transmitting the illumination from an external light source 40, such as seen in FIG. 1, to the distal end 84. At the proximal end of the sheath/illuminator unit 24 is a base 35 with a mounting mechanism 36 for securing to the imaging unit 22 of the endoscope 20. An optical pigtail 88 projects from the base 35 for connecting to the light source 40. In addition, the sheath/illuminator unit 24 has a drape 52 which is mounted to the base 35 and is extended over the handle 32 of the imaging unit 22. The handle 32 of the imaging unit 22 contains optics and the imaging device 32 to receive the image transmitted through the optical fibers 26 located in the elongated tube 28 of the imaging unit 22 as described in further detail below with respect to FIGS. 9 - 11.

FIG. 5 is a sectional view of the miniature endoscope 20 including the reusable imaging unit 22 with imaging an optical fiber 26 and the disposable sheath/illuminator unit 24. The cannula 60 is shown overlying the disposable sheath 34 of the sheath/illuminator unit 24, which overlies the probe 29 of the imaging unit 22.

As seen in FIG. 5, the reusable imaging unit 22 of the endoscope 20 is encircled by the disposable sterile sheath/illuminator unit 24. The disposable/sheath/illuminator unit 24 has the disposable sheath 34 that is sealed at the distal end 84 and encircles and surrounds the elongated tube 28 carrying the optical fibers 26 of the imaging unit 22. The mounting mechanism 36 on the base 35 of the sheath/illuminator unit 24 is secured to a mounting mechanism 92 on the imaging unit 22.

The disposable sheath/illuminator unit 24 has the drape 52 which surrounds the handle of the imaging unit 22. In addition, the sheath/illuminator unit 24 has the illumination pigtail connecting to a light source 40 as seen in FIG. 1. The illumination pigtail 88 is optically coupled to the optical fibers in the sheath as explained in further detail below.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-8-

Referring to FIG. 6A, a side view of the sheath/illuminator unit 24 is shown. The sheath unit 24 has the disposable sheath 34 with an elongated outer sheath 98 which extends from the base 35 to the distal end 84. The illuminator pigtail 88 extends from the base and is optically coupled to illumination fibers within the sheath 34 as seen in FIG. 7A. The drape 52 is carried by the base 35 of the sheath/illuminator unit 24 for overlying the handle 35 of the imaging unit 22 when the two units 22 and 24 are combined.

FIG. 6B is an enlarged view of the distal end 84 of the disposable sheath 34 of the sheath/illuminator unit 24. The disposable sheath 34 has the outer sheath 98 which extends from within the base 35, as seen in FIG. 6A, and serves as protective covering and a sterile barrier for the sheath unit 24. Spaced and collinear with the outer sheath 98 is an inner tube 100 of the disposable sheath 34. The inner tube 100 defines a cylindrical void or space 102 for receiving the elongated tube 28 of the probe 29 of the imaging unit 22. The inner tube 100 likewise extends from the distal end 84 of the disposable sheath 34 to the base 35 of the sheath/illuminator unit 22. The inner tube 100 extends further than the outer sheath 98 to create a channel 106 to receive a plurality of illumination fibers 108 as best seen in FIG. 6A and 7A. At the distal end, of the inner tube 100 is located a window 110 which is secured to the inner tube 100 to make a sterile barrier between the airspace 102 for receiving the elongated tube 28 of the image unit 22 and the outer portion of the sheath/illuminator unit 24 which is in contact with the body.

In a preferred embodiment, the outer sheath 98 of the disposable sheath 34 of the sheath/illuminator unit 24 is made of a stainless steel material and has an outer diameter of about 0.038 inches. The inner tube 100 is likewise made of a stainless steel material. The illumination fibers 108 are made of a glass or plastic fiber. Depending on the size of the device, the maximum number of illumination fibers 108 used to fill channel 106. In one example, the disposable sheath 34 extends 2.246 inches from the base 35 of the sheath/illuminator unit 24.

Interposed between the outer sheath 98 and the inner tube 100 is the plurality of illumination fibers 108 which encircle the inner tube 100 as best seen in FIG. 7A and 7B. FIG. 7A is a sectional view through the base 35 of the disposable sheath 24. The outer sheath 98 is shown in the lower half of FIG. 7A and terminates prior to the

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-9-

portion sectioned in the upper half of FIG. 7A. The inner tube 100, however, which defines the airspace 102 to receive the elongated tube 28 of the imaging unit 22 extends to a receiving chamber 114 as seen in FIG. 6A and therefore is shown in both the upper and lower portions of FIG. 7A. The light is transmitted from the illumination pigtail 88 through fibers 108, as seen in FIG. 6A, to a transmission unit 118 as seen in the upper half of FIG. 7A which abuts the illumination fibers 108 located between the outer sheath 98 and the inner tube 100 of the disposable sheath 34 of the sheath/illuminator unit 24.

FIG. 7B shows the distal end 84 of the disposable sheath/illumination unit 24. The window 110 overlies and seals the airspace 102 that receives the imaging unit 22 and is encircled by the inner tube 100. Interposed between the outer sheath 98 and the inner tube 100 is the plurality of illumination fibers 108. In the embodiment shown, the distal end of the illumination fibers 108 are not protected and exposed to the body.

FIG. 8 is similar to FIG. 6A in that it shows the disposable sheath/illumination unit 24. In addition, FIG. 8 shows the entire illumination pigtail which is broken away in FIG. 6A.

The illumination pigtail 88 has a connection 38 for connecting to a connector on the light source 40. The illumination pigtail 88 has a plurality of optical fibers which run from the connection 38 to the fibers 108 which transmit the light received from the light source 40 to the transmission unit 118 shown in FIG. 7A and exit at 84.

Referring to FIG. 9, a sectional view of the imaging unit of the endoscope 20 is shown. The imaging unit 22 has the probe 29 with the elongated tube 28 that extends from the handle 32. At the proximal end of the handle 32, is the imaging device. In this embodiment, a charged coupled device (CCD) 30B which converts the optical image into an electrical image is carried in the detachable housing 120A of the handle 32. Interposed between the optical fiber or fibers 26 which extend in the elongated tube 28 and the CCD 30B is a plurality of lenses 122A for projecting the image of the proximal end 124 of the optical fiber or fibers 26 to the CCD 30B. The glass window 122B is attached to housing 120B and provides a seal to the scope. It also protects the lenses from contamination.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-10-

The imaging unit 22 enlarges the image from the end of the fiber optic 26 and couples it to the charged coupled device 30B. As indicated above, the charged coupled device is connected to a electronic storage and/or display device such as a computer 44 which is connected to a monitor 46 as seen in FIG. 1.

5 The handle 32 of the imaging unit 22 has a mounting mechanism 128 for coupling with the mounting mechanisms 36 of the sheath illuminator unit 24. The mounting mechanism 128 has slots 130 for receiving pins located on the mounting mechanisms 36. In addition, the mounting mechanism 128 has a projection 134, from which the probe 29 projects, that is received by the receiving chamber 114 of
10 the sheath/illuminator unit 24 as seen in FIG. 6A.

An enlarged view of the distal end of the imaging unit 22 is shown in FIG. 10A. The rod tip 29 of the imaging unit 22 has the elongated tube 28 that extends from the distal end 126 to the housing 120 of the handle 32. At the distal end 126 of the rod tip 29 there is in addition a tube 138 which extends a slight distance from the
15 distal end 126 and just a slight distance beyond the ends of the optical or image fibers 26. The tube 138 is commonly referred to as the long tube in that a shorter and smaller diameter tube 140 which is collinear with the long tube 138 is received within the long tube 138 and extends a lens system 142 at the distal end 126. The elongated or outer tube 128, long tube 138 and small tube 140 are mounted so that their distal
20 ends are flush and are secured by an adhesive such as a medical grade epoxy. At the end of the elongated tube 28 of the imaging unit 22 is the lens system 142 that is described in further detail below. The elongated tube 28 of the imaging unit 22 is received within the disposable sheath/illumination unit 24 and therefore does not need to be sterilized prior to the
25 first use.

FIG. 10B is an end-view of the distal end 126 of the imaging unit 22. The lens system 142, the small tube 140, the long tube 138 and the outer or elongated tube 28 are shown and are all collinear.

Referring to FIG. 11, a sectional view of the imaging unit 22 of the endoscope
30 20 is shown. The probe 29 of the imaging unit 22 has a plurality of fibers 146 for transmitting the image from the distal end 126 of the rod tip 29 to the handle 32. Encircling the fiber 146 at the distal end of the rod tip 29 is the long tube 138 for

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-11-

holding the fibers 146 of the image fibers 26 in position. The outer or elongated tube 28 encircles the long tube 138 and protects the fibers 146 of the image fibers 26 from their beginning near the distal end 126 of the rod tip 29 to the other end within the handle 32. There are typically thousands of fibers 146 as shown in FIG. 11 that are
 5 fused together. The loading of the image into them is done by the distal end lens system 142 which as described below arranges the light levels of the image in a relationship to the location of the image fiber bundle 26.

In addition, the fibers are in a disorder pack method. This disorder pack method limits transmission of images/light from one lens 142 to another as the image
 10 fiber bundle 26 extends from near the distal end 126 of the imaging unit 22 towards the proximal end of the fibers located within the handle 32. The disorder packing of fibers is achieved by varying the doping of the fibers, which is the area to be examined.

Referring to FIG. 12, a sectional view of the distal end of the rod tip 29 of the
 15 imaging unit 22 within the disposable sheath 34 of the sheath/illuminating unit 24 is shown. The disposable sheath 34 has the outer sheath 98 collinear with the inner tube 100. Interposed between the outer sheath 98 and the inner tube 100 is the plurality of illumination fibers 108 as best seen in FIG. 7B for illumination. At the distal end of the disposable sheath is the window that is secured, such as by cementing, to create a
 20 boundary to the air space or inner channel 102 that receives the rod tip 29 of the imaging unit 22. The imaging unit 22 has the elongated or outer tube 28 that extends from the distal end 126 to within the handle 32 as shown in FIG. 9. Located in the distal end 126 of the rod tip 29 are two additional tubes or sleeves, the shorter inner sleeve, referred to as the small tube 140, that retains and holds the lens elements of
 25 the distal lens system 142. A larger longer sleeve, referred to as the long tube 138, encircles the tube 140 and the beginning of the fibers 146 of the image fibers 26.

The distal lens system 142 as shown in FIG. 12 is an achromatic lens system having a pair of lenses 150 and 152 and an aperture stop 154. The lenses 150 and 152 each have a convex surface 156 that faces each other. The second lens 152,
 30 closer to the distal end 126, has a planar surface 158 which abuts the optical aperture stop 154. The aperture stop 154 and the lenses 150 and 152 are designed so that the sine of the maximum ray angle approaches the fibers at N.A. (numerical aperture).

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-12-

The ray tracings 160 in FIG. 12 illustrate the projection of an image off the page to the right at the proper focal length and how this image is translated through the aperture stop 154 and through the lenses 152 and 150 to the plurality of fibers 146 in the image fibers 26. The lens system is non-telecentric.

5 Referring to FIG. 13 a graph of the sign of the maximum ray angle versus the normalized image height for three different lens systems including a prior art lens system is shown. As discussed below, the field of view is dependent upon the lens configuration. The graph in FIG. 13 shows a line for the maximum sign of a ray angle for a 50 degree lens system and a second line for a maximum sign of ray angle
10 of a 70 degree lens system. In the 70 degree system, the maximum sign is approximately 0.32. Therefore, the N.A. (numerical aperture) of the fiber is approximately the same. In contrast, the 50 degree field of view system has an sign of a maximum ray angle of approximately 0.25. Therefore, the fibers have this numerical aperture. The system can provide a field of view at any selected level from
15 30-80 degrees, for example.

In one embodiment, the endoscope 20 has 10,000 fiber elements. In this embodiment, each fiber element 146 has a diameter of 4.4 microns. The overall diameter of the fiber 26 is 0.46 mounting mechanism. The elongated or outer tube 28 of the imaging unit is made from stainless steel. It is recognized, that the scope can
20 be formed in many sizes, the following table is merely an illustration of various intervening size scopes.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-13-

	3k	10k	30k	50k	100k
Sheath / Illumination unit outer diameter	1-4 mm				
Imaging Unit rod tip outer diameter	0.5-3.5 mm				
No. of fiber elements	3,000	10,000	30,000	50,000	100,000
Fiber image diameter		0.46 mm	0.75 mm		
Fiber pixel size (individual fiber)	4.4 microns	4.4 microns	4.4 microns		
Lens Type	Achromatic or Selfoc Grin	Achromatic or Selfoc Grin	Achromatic	Achromatic	Achromatic
Depth of Field (DOF)		3 mm-20 mm			
Field of View (FOV)	Dependent on Lens 50° - 70°				

- As can be seen from table above, an alternative to an acromat lens described above with respect to FIG. 12 and 13 is a selfoc grin lens. FIG. 14 shown an alternative embodiment of the rod tip 29 of the imaging unit 22 of the endoscope 20 with a grin lens 168. The grin lens 168 as shown in FIG. 14 is a single element gradient index lens. The rod tip 29 of the image unit 22 as shown in FIG. 14 has an elongated or outer tube 28 that extends from the distal end 126 to the handle 32, not shown in FIG. 14. In addition, similar to that of FIG. 10A, a tube 138 extends a slight distance from the distal end 126. This tube 138 is commonly referred to as the long tube, it extends just slightly beyond the ends of the optical image fibers 26. In contrast to the embodiment shown in FIG. 10A in that the lens 170 is a single lens there is no need for a small tube 140 for retaining the elements of a lens system.

The grin lens 168 in general does not provide as good of image quality as that of the acromat lens system 142 described above in that the image becomes less clear

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-14-

(i.e., blurry and distorted) towards the edge of the image. In addition, the color correction, changes in intensity as a function of wavelength, is not as good as in the acromat lens system. However, the GRIN lens system 168 maybe desirable in situations where cost is a higher factor than the overall image quality. In addition,
 5 because of the grin lens 170 being a single element lens the depth of fields may be limited. While only 2 different degrees of freedom are shown, it is recognized that lens systems with other fields of view can be made.

FIG. 15 is a sectional view of alternative endoscope 170. In this embodiment of the endoscope 170, the illuminator pigtail 172 is a part of the handle 174 of the
 10 imaging unit 176 and is therefore not part of a disposable sheath/illuminator unit 178. An optical fiber bundle 180 is used for transmitting the illumination light from the pigtail 172 to a handle interface 182 in the handle 184 where the light is transferred to a light interface 184 on the sheath/illuminator unit 178 to transmit light from the handle 184 to the disposable sheath 186.

15 FIG. 16A is a sectional view showing the interface. FIG. 16A is a sectional view of the base 188 of the disposable/sheath illuminator unit 178. The upper portion of FIG. 16A shows the drape 52 spaced from the base 188. The base 188 has a light interface 184 that receives light from the handle interface 182 carried on the handle 174.

20 In addition in the embodiment of the endoscope 170 shown in FIGS. 16A-16C, the sheath/illuminator unit 178 has one of the illumination fibers 190 replaced by a tube or channel 192. The tube 192 which is seen in FIGS. 15 and 16A-16C is capable of receiving a laser fiber. The user passes a laser fiber through the tube 190 from the proximal end of the illumination unit 178 in the base 188 as seen in FIG. 15,
 25 to the distal end of the illumination unit so that the user while viewing the image through the imaging fibers and CCD can complete a process using the laser fiber.

The lower half of FIG. 16A shows a cross-sectional view through the base 188 of the sheath/illuminator unit 178 shows the tube 192 extending through the base into the annular ring containing the illumination fibers 190. Similar to that shown in
 30 FIG. 7A, FIG. 16A shows an inner tube 194 around which the illumination fibers 190 are located. The inner tube 194 defines an airspace through which the probe 29 of the imaging unit 176 of the endoscope 170 passes.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-15-

FIG. 16B is a sectional view of the disposable sheath 186 showing an outer tube 196 of the disposable sheath 186 and circling the illumination fibers 190 and a signal hypotube 192. The inner tube 194 surrounds the airspace 102 which receives the probe 29 of the imaging unit 176. FIG. 16C is an enlarged view showing the

5 hypertube 192 with its opening to receive the laser fiber in the annular ray containing the illumination fibers 190 between the inner tube 194 and outer sheath 196.

While FIGS. 15-16C do not show a cannula 60, it is recognized in most uses of the endoscope 20 or 170, a cannula 60 can be used for extra protection of the endoscope 20 or 170.

10 Referring to FIG. 17A, a sectional view of an alternative endoscope 200 is shown. The endoscope 200 has an imaging unit 202 and a sheath unit 204. In contrast to the previous embodiments, the sheath 204 that is disposable does not include any part of the illumination unit. Referring to FIG. 17A, the illumination source 40 is connected to the handle 206 of the imaging unit 202 by an illumination

15 pigtail 208 similar to that shown in FIG. 15. But in contrast, there is no coupling such that that the light is transmitted to the disposable sheath 204. Rather, as seen in FIG. 17A, the illuminator pigtail 208 is a part of the handle 206 of the imaging unit 202. An optical fiber 210 is used for transmitting the illumination light from the pigtail 208 to an interface 212 in the handle 206. The interface 212 is located within

20 the handle 206 and transfer the light to an annular ring 214 of a plurality of illumination fiber 216.

Referring to FIG. 17B, the probe 218 has an outer tube 220 and an inner tube 222. Interposed between the tubes 220 and 222 is the annular space for receiving the plurality of illumination fiber 216. Located in the inner tube 222, which is similar to

25 the elongated tube 28 in the first embodiment, is the image fiber bundle 26. The fiber bundle 26 is spaced from the inner tube 222. A long tube 224, which extends for a slight distance from the distal end 126 to just beyond the ends of the image fiber bundle 26, is interposed between the fibers 26 and the inner tube 222.

In that the sheath is not required to carry illumination to the distal end of the rod tip 218 in the embodiment shown in FIGS. 17B, the sheath 204 has a single outer

30 layer 226. A window curved to avoid retroreflection is secured to the distal end of the single outer layer 226.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-16-

Referring to FIG. 18, a two piece disposable sheath/illuminator unit 230 is shown. The endoscope has a first unit 232 of the two piece disposable sheath/illumination unit 230, a mounting and cover unit 232, that is mounted to the handle 32 of the imaging unit 22. The mounting and cover unit 232 has a drape 52 that extends over the handle 32 of the imaging unit 22 and the illumination pigtail 88 when used. The drape 52 is retained on a disposable sleeve 234 to hold the drape 52 until positioned over the handle 32. The second unit 236 of the disposable sheath/illumination unit 230, a disposable sheath 236, contains the elongated tube that covers the probe 29. This second unit 236 has a mounting mechanism 238 to secure to the first unit 232. It is therefore possible to remove the disposable sheath, the second unit, 236 and replace it with a new one while keeping the drape 52 that is mounted to the mounting and cover unit 232 over the handle.

FIG. 19 is a schematic of a control unit 250 for the endoscope. This control unit 250 has a power source output 252, an input 254 for the image from the CCD and a light source 256. In addition to a processing unit 260 for processing the image data, the unit has a recording device 258 such as a CD writer to create a storable medium to retain data such as a baseline for the patient.

The endoscope is used as shown generally in the process sequence 270 of FIG. 20. The patient comes to the user/physician's office. The physician or technician uses a double gloved technique where two sterilized gloves are placed on each of the physician's hands. The physician takes the handle/illuminator unit which is not sterilized in one hand and secure the sterilized sheath/illuminator unit with the other hand. The physician then takes the lighting cord and secure the light cord to the pigtail on the disposable sheath/illuminator unit. The power and image output are likewise connected to the control unit. With the endoscope connected to the control unit, the drape portion of the sheath assembly is extended 272 over the handle and down the cords to such a length to provide a sterile field. With this completed, the physician takes off the first pair of gloves and is ready to begin the procedure.

After medicating the site, the cannula with the trocar is inserted into the body by a standard technique of probing with the physician's hand. Once the cannula is in position, the trocar is removed 274 and the tip of the endoscope is placed into the cannula. The endoscope is secured to the cannula using a screw or other attachment

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-17-

mechanism. The system is actuated 276 and video recording is initiated so that the physician is able to move the cannula in and out and around to position the probe for viewing of the desired site or a monitor. The physician can perform a procedure 278 at the site using other instruments such as a laser scalpel or cautery tool, or

5 electrosurgical tool and/or the operative channel in the probe or sheath assembly.

The entire examination or operative procedure can be recorded 280 on a video disk or other memory device. The procedure is concluded and the sheath assembly can be disposed 282 of and another sterile sheath assembly can be attached 284 to the probe for another procedure.

10 The claims should not be read as limited to the described order or elements unless stated to that effect. Therefore, all embodiments that come within the scope and spirit of the following claims and equivalents thereto are claimed as the invention.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-18-

CLAIMS

What is claimed:

1. An endoscope comprising:
 - a fiber optic waveguide that transmits an image from a distal end to a proximal end, the waveguide having an outer diameter of less than 3 mm;
 - 5 a lens positioned at the distal end of the fiber optic waveguide;
 - an imaging device optically coupled to the proximal end of the fiber optic waveguide; and
 - a sheath extending about the fiber optic waveguide, the sheath including an illumination channel.
- 10 2. The endoscope of claim 1 wherein the lens comprises a first lens element, a second lens element and an aperture stop.
3. The endoscope of claim 1 wherein the lens couples light at any position on a distal surface of the lens to a plurality of optical fibers in the waveguide such that the numerical aperture of light entering each fiber from a position varies
15 as a function of angle.
4. The endoscope of claim 1 wherein the fiber optic waveguide comprises a plurality of graded index optical fibers having different numerical apertures.
5. The endoscope of claim 1 wherein the illumination channel comprises an annular channel surrounding the waveguide.
- 20 6. The endoscope of claim 1 further comprising a control unit having an input that connects to an electrical cable from the imaging device, a light source, an image processor and a memory.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-19-

7. The endoscope of claim 6 wherein the control unit has a recording device and a fiber optic connection between the light source and an illumination channel in the endoscope.
8. The endoscope of claim 5 wherein the annular channel comprises a plurality of optical fibers.
9. The endoscope of claim 1 further comprising a handle, the sheath extending around the handle and connected to a distal end of the handle.
10. An endoscope comprising:
 - a fiber optic waveguide that transmits an image, the waveguide having a diameter of less than 2 millimeters;
 - an optical system coupled to a distal end of the waveguide;
 - a lens system optically coupled to a proximal end of the waveguide;
 - an imaging device that receives an image from the fiber optic waveguide; and
 - a disposable sheath extending over the optical waveguide.
11. The endoscope of claim 10 wherein the fiber optic waveguide is plurality of optical fibers.
12. The endoscope of claim 10 wherein the waveguide has at least 3000 imaging fibers.
13. The endoscope of claim 10 wherein the optical system at the distal end of the waveguide is an achromatic lens system including an aperture stop.
14. The endoscope of claim 13 wherein a numerical aperture of the lens system is correlated to the waveguide.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-20-

15. The endoscope of claim 10 wherein the disposable sheath has a window over the distal end.
16. The endoscope of claim 10 wherein the disposable sheath has a lens at the distal end.
- 5 17. The endoscope of claim 10 wherein the optical system is non-telecentric and includes a first lens element, a second lens element and an aperture stop.
18. The endoscope of claim 10 wherein the disposable sheath transmits light to the distal end of the endoscope.
- 10 19. The endoscope of claim 10 further comprising an annular illumination channel encircling the optical waveguide fiber for transmitting the light and the sheath having a single sealed outer tube.
20. The endoscope of claim 10 wherein the disposable sheath has a tube for passing a tool to the distal end of the endoscope.
- 15 21. The endoscope of claim 10 further comprising a working channel.
22. The endoscope of claim 10 wherein the sheath comprises an illumination fiber optic system coupled to a light source through a handle.
23. The endoscope of claim 10 wherein an illumination fiber extending
20 through the sheath is coupled to a light source with a connector.
24. The endoscope of claim 10 wherein the imaging device is connected to an image processor.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-21-

25. A method of assembling an endoscope comprising:
providing a handle connected to a fiber optic waveguide that transmits
an image from a distal end to a proximal end, the waveguide having an outer
diameter of less than 3 mm, a sheath extending about the fiber optic
5 waveguide;
providing a lens positioned at the distal end of the fiber optic
waveguide;
providing an imaging device optically coupled to the proximal end of
the fiber optic waveguide; and
10 connecting the imaging device to a control unit with a cable.
26. The method of claim 25 wherein the step of providing a lens comprises
providing a first lens element, a second lens element and an aperture stop.
27. The method of claim 25 further comprising coupling light at any position on a
distal surface of the lens to a plurality of optical fibers in the waveguide such
15 that the numerical aperture of light entering each fiber from a position varies
as a function of angle.
28. The method of claim 25 wherein the fiber optic waveguide is plurality of
optical fiber.
29. The method of claim 25 wherein the waveguide has at least 3000
20 imaging fibers.
30. The method of claim 25 wherein the optical lens at the distal end of
the waveguide is an achromatic lens system including an aperture stop.
31. The method of claim 25 further comprising connecting a disposable
sheath having a window at the distal end to a distal end of the handle.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

-22-

32. The method of claim 31 wherein the disposable sheath has a lens at the distal end.
33. The method of claim 27 further comprising an optical system including the lens at the distal end of the waveguide, the system being non-telecentric and including a first lens element, a second lens element and an aperture stop.
34. The method of claim 25 further comprising an annular illumination channel encircling the optical waveguide fiber for transmitting the light and the sheath having a single sealed outer tube.
35. The method of claim 31 wherein the disposable sheath has a tube for passing a tool to the distal end of the endoscope.
36. The method of claim 25 further comprising a working channel.
37. The method of claim 25 wherein the sheath comprises an illumination fiber optic system coupled to a light source through the handle, the handle including a charge coupled device and a plurality of lens.
38. The method of claim 25 wherein an illumination fiber extending through the sheath is coupled to a light source in the control unit with a connector.
39. The method of claim 25 wherein the imaging device is connected to an image processor in the control unit.
40. The method of claim 25 wherein the handle includes a connecting hub that connects to a mounting device on the sheath, the device having a sleeve providing a sterile barrier extending about the handle, the device being connectable to a cannula having a luer and a removable trocar.

WO 03/034905

PCT/US02/33336

1/20

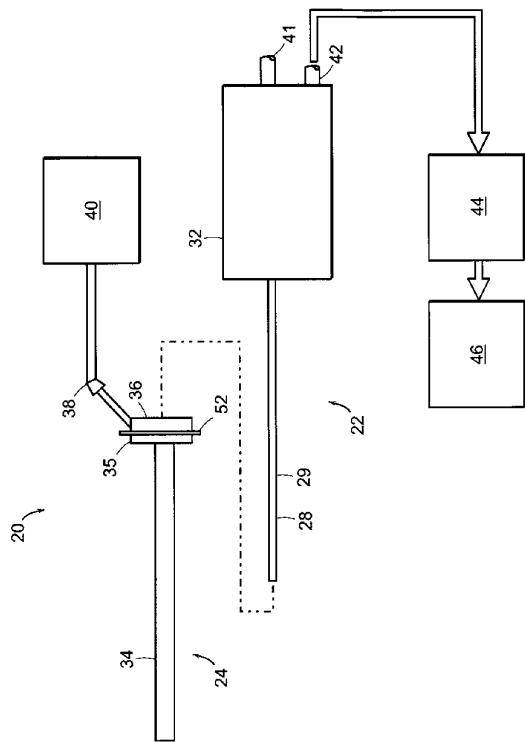


FIG. 1

WO 03/034905

PCT/US02/33336

2/20

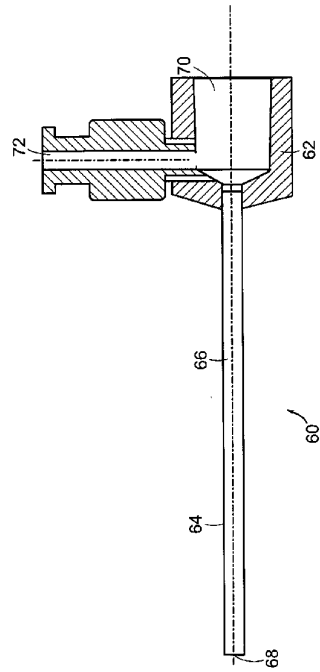


FIG. 2

WO 03/034905

PCT/US02/33336

3/20

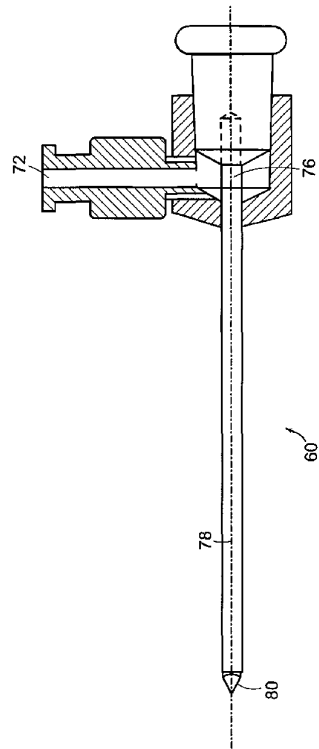
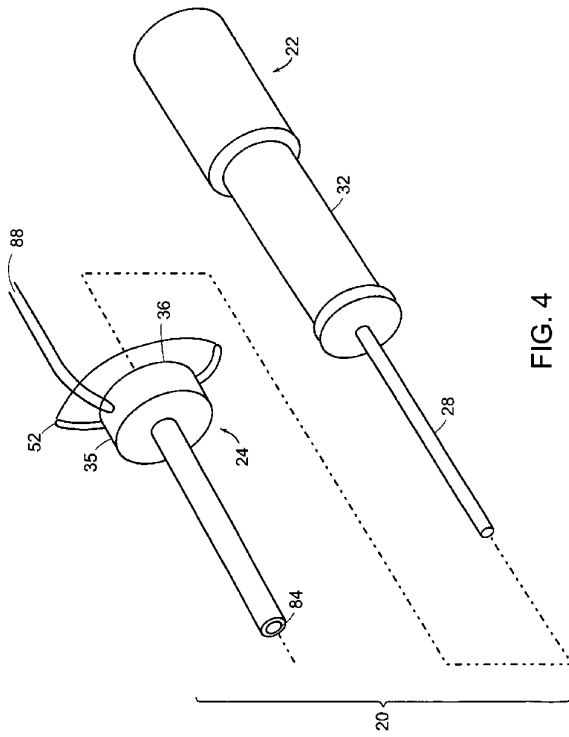


FIG. 3

WO 03/034905

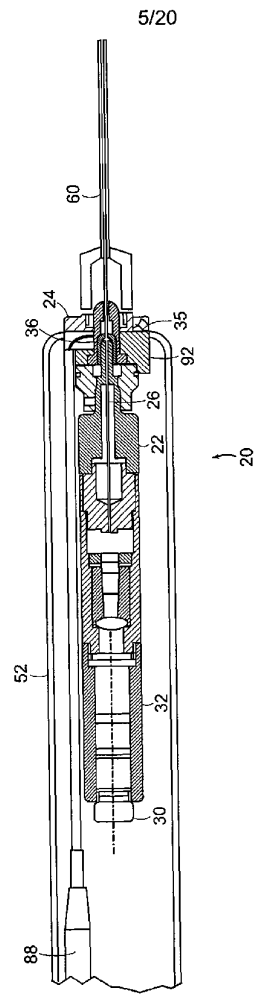
PCT/US02/33336

4/20



WO 03/034905

PCT/US02/33336



WO 03/034905

PCT/US02/33336

6/20

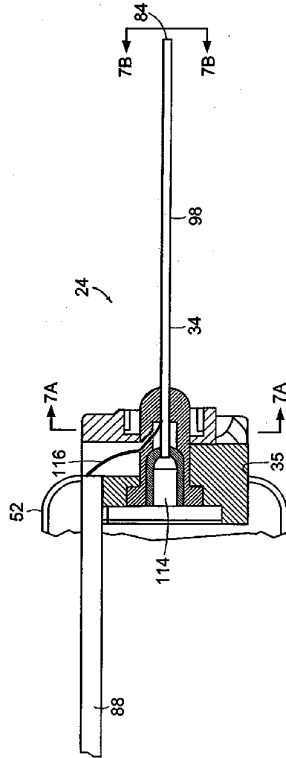


FIG. 6A

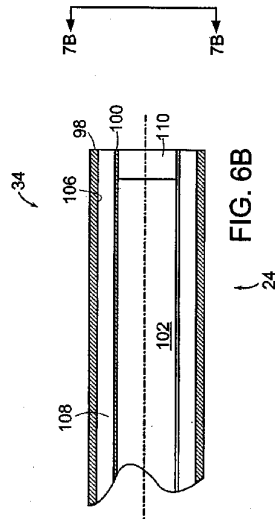


FIG. 6B

WO 03/034905

PCT/US02/33336

7/20

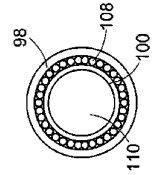


FIG. 7B

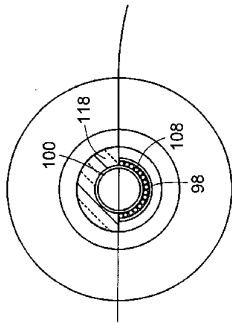


FIG. 7A

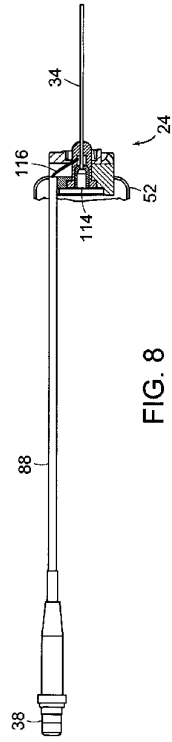


FIG. 8

WO 03/034905

PCT/US02/33336

8/20

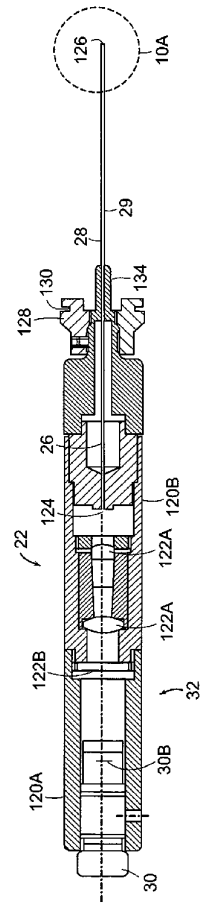


FIG. 9

WO 03/034905

PCT/US02/33336

9/20

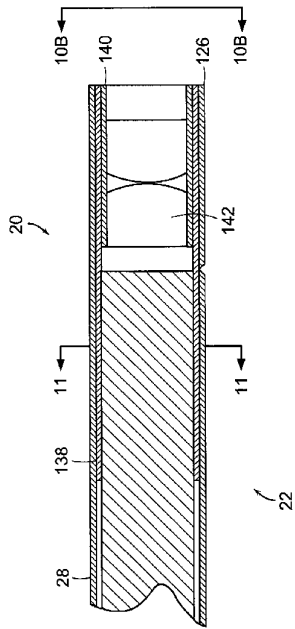


FIG. 10A

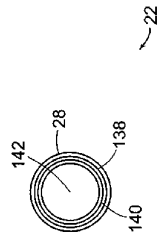


FIG. 10B

WO 03/034905

PCT/US02/33336

10/20

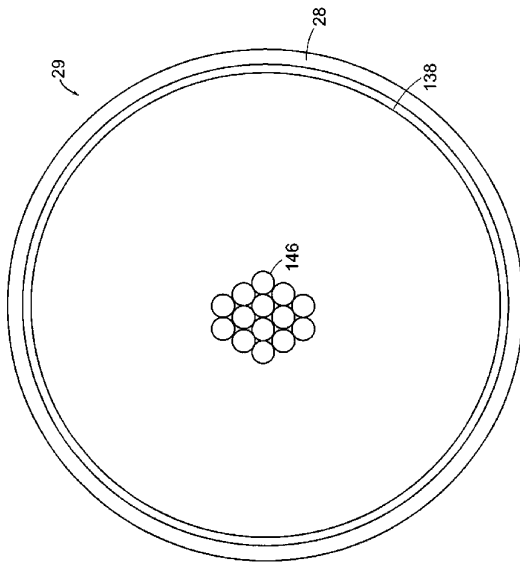


FIG. 11

11/20

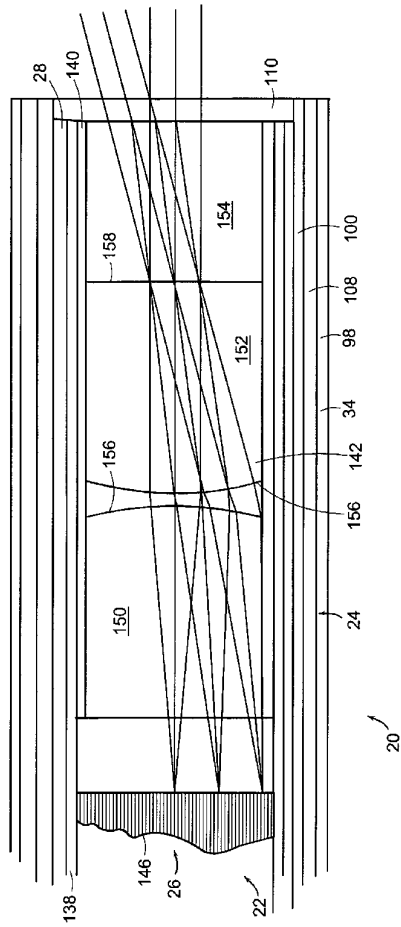


FIG. 12

WO 03/034905

PCT/US02/33336

12/20

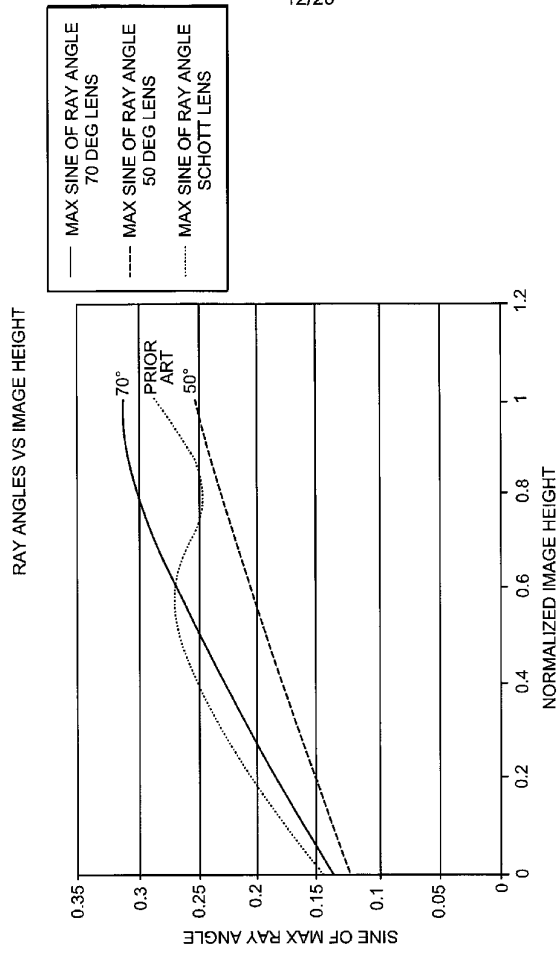


FIG. 13

WO 03/034905

PCT/US02/33336

13/20

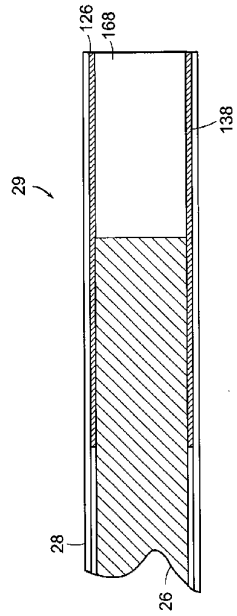
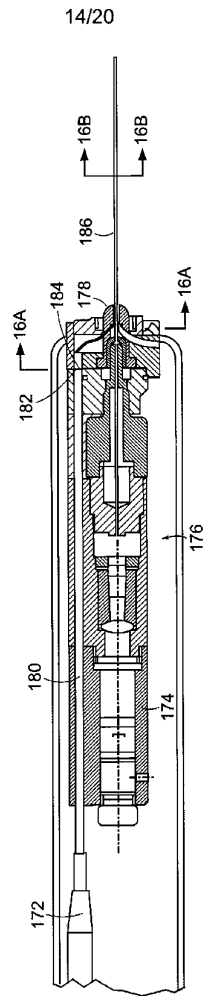


FIG. 14

WO 03/034905

PCT/US02/33336



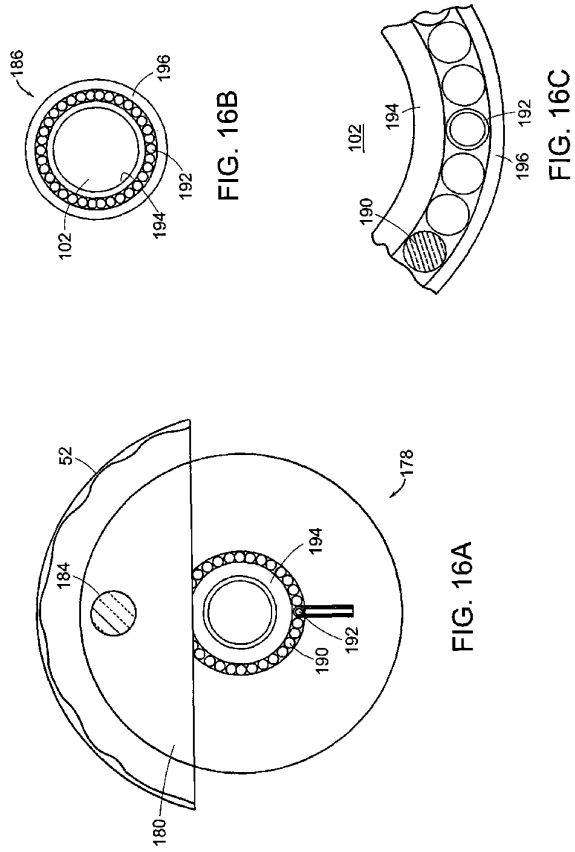
170

FIG. 15

WO 03/034905

PCT/US02/33336

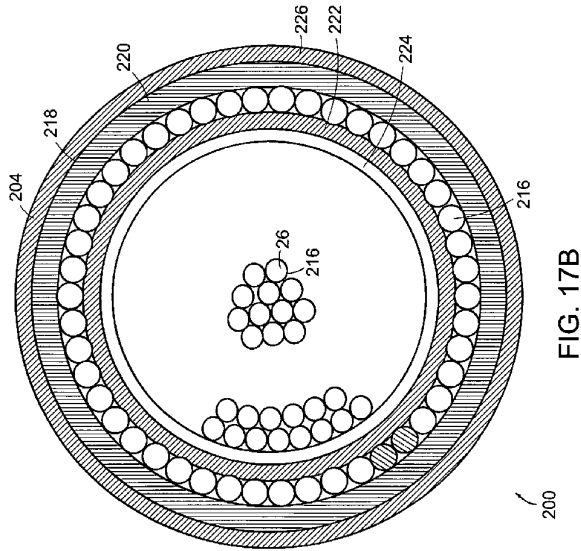
15/20



WO 03/034905

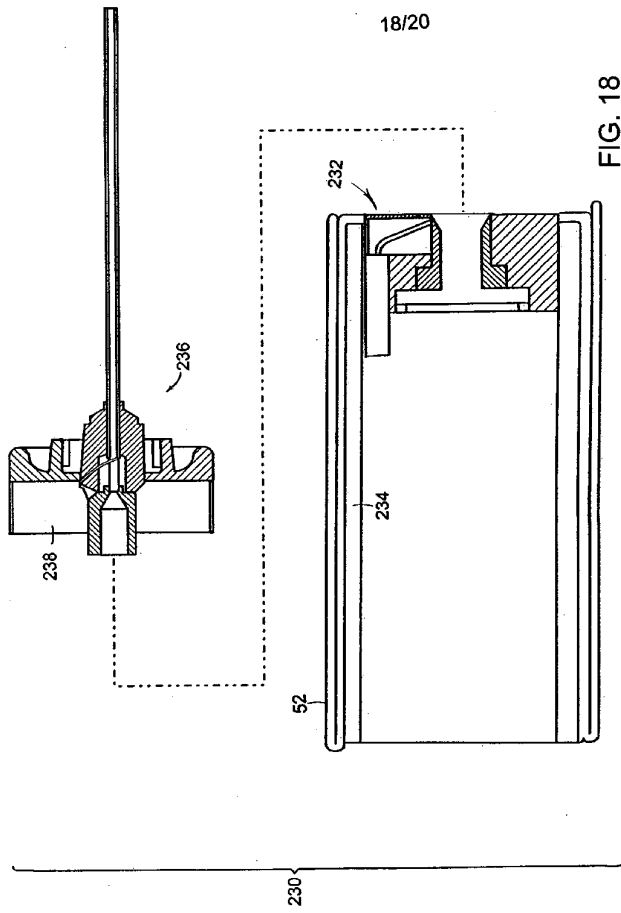
PCT/US02/33336

17/20



WO 03/034905

PCT/US02/33336



WO 03/034905

PCT/US02/33336

19/20

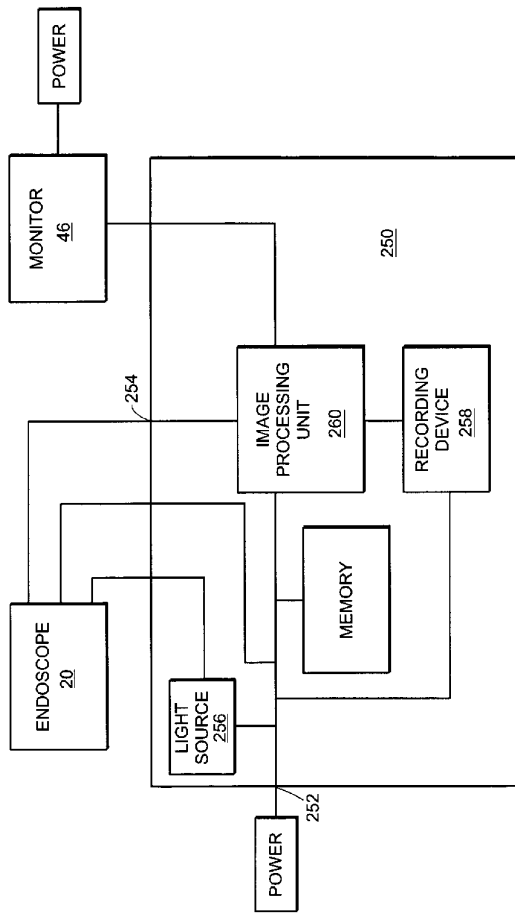


FIG. 19

WO 03/034905

PCT/US02/33336

20/20

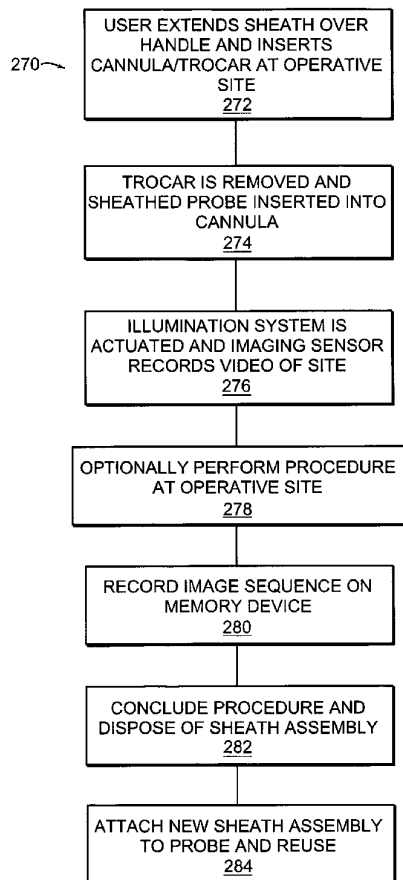


FIG. 20

【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
1 May 2003 (01.05.2003)

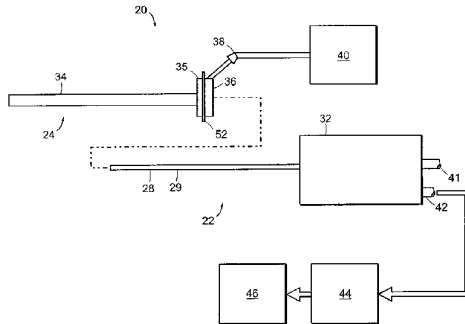
PCT

(10) International Publication Number
WO 03/034905 A3

- (51) International Patent Classification: A61B 1/04, 1/00 [US/US]; 8 Blodgett Road, Holland, MA 01521 (US).
(21) International Application Number: PCT/US02/33336 MCDONALD, James, E. [US/US]; 160 Brimfield, Mon-
son, MA 01057 (US).
(22) International Filing Date: 18 October 2002 (18.10.2002) (74) Agents: HOOVER, Thomas, O. et al.; Bowditch &
Dewey, LLP, 161 Worcester Road, P.O. Box 9320, Fram-
ingham, MA 01701-9320 (US).
(25) Filing Language: English
(26) Publication Language: English (81) Designated States (national): All, 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, GI,
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, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
(30) Priority Data: 10/042,126 19 October 2001 (19.10.2001) US
(63) Related by continuation (CON) or continuation-in-part
(CIP) to earlier application: 10/042,126 (CIP)
Filed on 19 October 2001 (19.10.2001)
(71) Applicant (for all designated States except US): VISION-
SCOPE, INC. [US/US]; Suite 1000, 1000 Winter Street,
Waltham, MA 02154 (US).
(72) Inventors; and
(75) Inventors/Applicants (for US only): REMIJAN, Paul
(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW).
Eurasian patent (AM, AZ, BY, EG, KZ, MD, RU, TJ, TM).
European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FR, GB, GR, HU, IT, LI, MC, NL, PT, SI, SK,
TR). OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Continued on next page]

(54) Title: MINIATURE ENDOSCOPE WITH IMAGING FIBER SYSTEM



(57) Abstract: An endoscope has a fiber optic waveguide that transmits an image from a distal end to a proximal end, the waveguide having an outer diameter of less than 3 mm. A lens system is positioned at the distal end of the fiber optic waveguide. An imaging device is optically coupled to the proximal end of fiber optic waveguide. A disposable sheath extends about the fiber optic waveguide to provide a sterile barrier, and in a preferred embodiment the sheath includes an illumination channel. In a preferred embodiment, the lens system has a first lens element, a second lens element and an aperture stop.

WO 03/034905 A3

WO 03/034905 A3 **Published:**

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

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.

(88) Date of publication of the international search report:

5 June 2003

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 02/33336
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/04 A61B1/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 99 35960 A (UNIV FLORIDA) 22 July 1999 (1999-07-22) page 6, line 29 -page 9, line 1 page 13, line 9 - line 31 -----	1,6,7, 10,11, 15,18, 21,23-25
X	US 4 921 326 A (WILD VICTOR F ET AL) 1 May 1990 (1990-05-01) column 3, line 8 -column 4, line 60 ----- -/-	1,6, 10-12, 25,28, 29,31, 34,39
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of other documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *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 *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone ** document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *** document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 9 April 2003		Date of mailing of the international search report 15/04/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 6818 Patatlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 051 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Manschot, J

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Info at Application No PCT/US 02/33336
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	ROL P ET AL: "OPTICAL PROPERTIES OF MINIATURIZED ENDOSCOPES FOR OPHTHALMIC USE" OPTICAL ENGINEERING, SOC. OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS. BELLINGHAM, US, vol. 34, no. 7, 1 July 1995 (1995-07-01), pages 2070-2076, XP000517073 ISSN: 0091-3286	1,5-10, 25
A	page 2070, paragraph 1 -page 2075, paragraph 4	11,12, 14,21, 24, 27-29, 36-39
Y	WO 01 22866 A (LABOMBARD DENIS ;MAY ERIC (US); REMIJAN PAUL (US); VISIONSCOPE INC) 5 April 2001 (2001-04-05)	1,5-10, 25
A	page 14, line 16 -page 15, line 16; figure 22	15,16, 18,19, 23,24, 34,37-39
A	WO 01 19235 A (LABOMBARD DENIS ;REMIJAN PAUL (US); VISIONSCOPE INC (US)) 22 March 2001 (2001-03-22) page 5, line 10 -page 6, line 4 page 11, line 9 - line 35	1,2,6,7, 9,10,15, 40

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1989)

International Application No. PCT/JS 02 /3336

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box I.2

Claims Nos.: 3,4,27

Present claims 3 and 27 define the endoscope and the method in terms of results to be achieved without any indication to which means are necessary as to how the result may be obtained. The claims only define that the lens should couple light such that the NA varies as a function of angle (which angle). Consequently, it is not clear which features restrict the claims contrary to Article 6 PCT. The features of claim 4 lack support by the description and is not clear how the fibres are to be arranged or used within the waveguide. Consequently, this lack of clarity renders a meaningful search to these claims impossible.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims, or parts of claims, relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP 02/33336
Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)		
This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:		
1.	<input type="checkbox"/>	Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2.	<input checked="" type="checkbox"/>	Claims Nos.: 3, 4, 27 because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically: see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
3.	<input type="checkbox"/>	Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).
Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)		
This International Searching Authority found multiple inventions in this International application, as follows:		
1.	<input type="checkbox"/>	As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2.	<input type="checkbox"/>	As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3.	<input type="checkbox"/>	As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.	<input type="checkbox"/>	No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
Remark on Protest		<input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest. <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				Inter. Application No. PCT/US 02/33336	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
WO 9935960	A	22-07-1999	US	6322498 B1	27-11-2001
			AU	2115299 A	02-08-1999
			CA	2313082 A1	22-07-1999
			EP	1047335 A1	02-11-2000
			JP	2002508982 T	26-03-2002
			US	2002068851 A1	06-06-2002
			WO	9935960 A1	22-07-1999
US 4921326	A	01-05-1990	NONE		
WO 0122866	A	05-04-2001	AU	7377400 A	17-04-2001
			AU	7730100 A	30-04-2001
			EP	1213988 A1	19-06-2002
			JP	2003509096 T	11-03-2003
			WO	0122866 A1	05-04-2001
			US	2002087047 A1	04-07-2002
			WO	0119235 A1	22-03-2001
WO 0119235	A	22-03-2001	AU	7377400 A	17-04-2001
			AU	7730100 A	30-04-2001
			EP	1213988 A1	19-06-2002
			JP	2003509096 T	11-03-2003
			WO	0119235 A1	22-03-2001
			WO	0122866 A1	05-04-2001
			US	2002087047 A1	04-07-2002

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,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,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,N O,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

セルフロック

Fターム(参考) 2H040 CA03 CA07 CA11 CA23 CA27 DA03 DA12 DA18 DA32 GA02
GA10 GA11
4C061 CC07 FF40 FF43 FF46 FF47 LL03

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005506865A5	公开(公告)日	2006-01-05
申请号	JP2003537483	申请日	2002-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	每一次商务勇范围Incorporated的忘川		
申请(专利权)人(译)	每一次商务勇范围股份有限公司的Rete		
[标]发明人	レミジヤンポール マクドナルドジエイムズイー		
发明人	レミジヤン,ポール マクドナルド,ジエイムズイー		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/00135 A61B1/00142 A61B1/00165 A61B1/00167 A61B1/012 A61B1/015 A61B1/018 A61B1/0607 G02B3/0087 G02B23/2469 G02B23/2476 G02B27/0025		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/00.300.U A61B1/00.300.Y G02B23/24.A G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA18 2H040/DA32 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC07 4C061/FF40 4C061/FF43 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/LL03		
优先权	10/042,126 2001-10-19 US		
其他公开文献	JP2005506865A JP4831933B2		

摘要(译)

内窥镜具有光纤波导，其从远端到近端传输图像，并且具有外径为3mm或更小的波导。透镜系统位于光纤波导的末端。成像装置选择性地耦合到光纤波导的近端。一次性护套围绕光纤波导延伸以提供无菌屏障，并且在优选实施例中，护套包括照明通道。在优选实施例中，透镜系统具有第一透镜元件，第二透镜元件和孔径光阑。