

(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2010-502287

(P2010-502287A)

(43) 公表日 平成22年1月28日 (2010.1.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 47 頁)

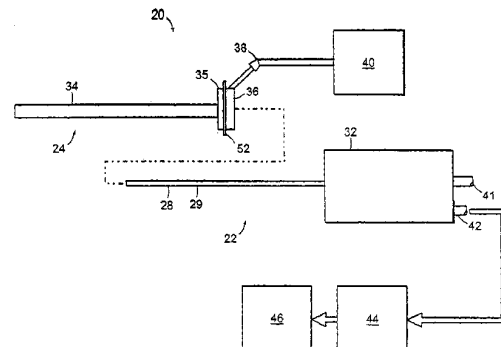
(21) 出願番号	特願2009-526702 (P2009-526702)	(71) 出願人	507302047 ビジョンスコープ・テクノロジー・エル エルシー アメリカ合衆国マサチューセッツ州0174 2 コンコード・スイート303・メイン ストリート2352
(86) (22) 出願日	平成19年8月30日 (2007. 8. 30)	(74) 代理人	110000741 特許業務法人小田島特許事務所
(85) 翻訳文提出日	平成21年4月2日 (2009. 4. 2)	(72) 発明者	ジル, トーマス・ジェイ アメリカ合衆国マサチューセッツ州0249 3 ウェストン・ローレルロード46
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/019032	(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 モンソン・ブリムフィールドロード16 0
(87) 国際公開番号	W02008/027448		
(87) 国際公開日	平成20年3月6日 (2008. 3. 6)		
(31) 優先権主張番号	11/512, 715		
(32) 優先日	平成18年8月30日 (2006. 8. 30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/788, 747		
(32) 優先日	平成19年4月20日 (2007. 4. 20)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 小型内視鏡を使う携帯型画像形成システム

(57) 【要約】

内視鏡手順を行うカートで、又は1人で持ち運び出来るシステムと方法が提供される。ラップトップコンピュータの様な携帯型ディスプレイデバイスが小型カメラを有するハンドルと光ファイバー照明サブシステムに接続される。殺菌済みで使い捨て式の部分が該照明サブシステム上に填められ患者の目標範囲内に挿入される。内視鏡手順が行われる間、該目標範囲の画像が該カメラから該ディスプレイデバイスへ送られ、かくして該手順中実時間診断を実現する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3 mmより細い直径を有する外側チューブ、およびシースチャンネル内の光ファイバーの同心配列を備え、該光ファイバーが少なくとも80%の該チャンネル内実装係数を有するチューブ状シースと、

該シースの遠位の端部にシールされた光学的に透明な要素と、そして

該シースの近位の端部のコネクタ組立体と、を具備することを特徴とする哺乳類の身体内領域を照明する使い捨て光ファイバーシース。

【請求項 2】

該コネクタ組立体が、光ファイバーの近位の端部に接続された光学のカプラーと套管コネクタとを更に備えることを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

10

【請求項 3】

2 mmより細い直径を有する内側チューブと外側チューブとを更に具備する請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 4】

該透明要素が、1 mmより薄い厚さを有する窓を備えることを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 5】

該コネクタ組立体がスナップファスナーを更に備えることを特徴とする請求項8記載の光ファイバーシース。

20

【請求項 6】

シースハウジング要素に取り付けられた柔軟な膜に取り付けられる殺菌済みバリヤを更に具備することを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 7】

チューブ状シースが、外側金属チューブと内側金属チューブとを更に備えており、該光ファイバーは、同心照明面積を規定するために該外側チューブと該内側チューブの間に延びており、そして該収集面積に対する該照明面積の比が0.5から1.0の範囲内にあるように該光学的に透明な要素が光収集面積を規定していることを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 8】

30

該チューブ状シースが、該近位の端部に円形開口部を有する円柱状空洞を備える堅いチューブを具備し、そして5 cmと10 cmの間の長さを具備することを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 9】

該光ファイバーが、少なくとも500の光ファイバーの配列を有し、外側チューブと内側チューブの間に位置付けられていることを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 10】

該光ファイバーが、少なくとも90%の実装係数を有することを特徴とする請求項9記載の光ファイバーシース。

40

【請求項 11】

該内側チューブが、0.6から1.8 mmの範囲の直径を有することを特徴とする請求項3記載の光ファイバーシース。

【請求項 12】

該光ファイバー配列が、500と2000の間の光ファイバーを有することを特徴とする請求項9記載の光ファイバー。

【請求項 13】

該光ファイバーが、遠位の端部に於いて接着剤で接着されており、そして研磨された遠位の面を有することを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項 14】

50

該シースの長さが、50 mmと2500 mmの間にあることを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項15】

身体の内腔又は空洞内の関心のある領域へ薬剤又は画像形成色素を送る流体送達チャンネルを更に具備することを特徴とする請求項1記載の光ファイバーシース。

【請求項16】

3 mmより細い直径を有する外側チューブと内側チューブとを備えるチューブ状シースと、

該外側チューブと該内側チューブとの間に延び、遠位の端部に同心照明面面積を規定する光ファイバーの配列と、

近位の端部に開口部を有するチューブ状空洞を提供するために該シースの遠位の端部にシールされ、光収集面積を規定する光学的に透明な要素と、そして

該チューブ状シースの該近位の端部に設置されたハブ組立体と、を具備しており、該ハブ組立体がハンドルコネクタと、該光ファイバーの配列の近位の端部に光学的に結合された光学のカプラーと、を備えることを特徴とする哺乳類の身体内の領域を照明する使い捨て光ファイバーシース。

【請求項17】

光学のカプラーが該ハブ組立体から近位の方へ延び、発光ダイオード(LED)カプラーを有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項18】

該光ファイバーが、近位の端部に光学のカプラーに取り付けられた光ファイバー束を有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項19】

該ハンドルコネクタが流体シールを有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項20】

該光学のカプラー上に第1シール及び第2シールを更に具備することを特徴とする請求項19記載の光ファイバーシース。

【請求項21】

該シールがOリング溝を有することを特徴とする請求項19記載の光ファイバーシース。

【請求項22】

該チューブ状シースが5 cmと20 cmの間の長さを有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項23】

該チューブ状シースが、画像収集チューブを受けるために該近位の端部に円形開口部を有する堅いチューブを備えることを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項24】

該内側チューブが少なくとも1.0 mmの直径を有し、該外側チューブが2 mm以下の直径を有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項25】

該光ファイバーが、少なくとも85%の実装係数を有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項26】

各光ファイバーが30 μmから50 μmの範囲の直径を有することを特徴とする請求項16記載の光ファイバーシース。

【請求項27】

3 mmより細い外径を有する使い捨てチューブ状シースを提供する過程であって、該シースが光ファイバー照明デバイスを収容している該シースを提供する過程と、そして

該シースと套管を、識別要素を有する容器から移す過程と、を具備することを特徴とす

10

20

30

40

50

る使い捨てシース組立体を使用する方法。

【請求項 28】

套管針を用いて套管を患者内に挿入する過程と、該套管針を除去する過程と、そして該シースを挿入する過程と、を更に具備することを特徴とする請求項 27 記載の方法。

【請求項 29】

該シース組立体を識別して記録するためにコンピュータを使う過程を更に具備することを特徴とする請求項 27 記載の方法。

【請求項 30】

グラフィカルユーザーインターフェースを有するラップトップコンピュータを提供する課程を具備しており、該コンピュータが、該使い捨てシースに取り付けられた内視鏡組立体を操作するようにプログラムされていることを特徴とする請求項 27 記載の方法。

10

【請求項 31】

識別要素を検出するセンサーを更に具備することを特徴とする請求項 27 記載の方法。

【請求項 32】

該コンピュータに記憶されたソフトウェアプログラムを提供する過程を更に具備しており、該プログラムが、該識別要素での該シースの識別に応答して内視鏡操作部を賦活するインストラクションのシーケンスを有することを特徴とする請求項 27 記載の方法。

【請求項 33】

外側チューブと内側チューブの間に環状光ファイバー配列を有するシースを提供する過程を具備しており、該光ファイバー配列は少なくとも 80 % の実装係数を有することを特徴とする請求項 27 記載の方法。

20

【請求項 34】

近位のコネクタと、3 mm より細い直径とを有する内視鏡用の使い捨てシースと、該シースを受ける套管とそして

識別要素を有する容器と、を具備することを特徴とする哺乳類の身体内の領域を照明する使い捨て光ファイバーシース用キット。

【請求項 35】

套管針を更に具備することを特徴とする請求項 34 記載のキット。

【請求項 36】

該シースと套管とを有するシールされた容器を更に具備しており、該容器が機械読み出し可能な識別要素を備えることを特徴とする請求項 34 記載のキット。

30

【請求項 37】

該シースに取り付けられた柔軟な膜の殺菌済みバリヤを更に具備することを特徴とする請求項 34 記載のキット。

【請求項 38】

該シースが、外側チューブ及び内側チューブと、そして該内側チューブと該外側チューブの間の環状光ファイバー配列とを備えており、該配列が、少なくとも 80 % の実装係数を有することを特徴とする請求項 34 記載のキット。

【請求項 39】

該シースが、内側の透明要素及び外側の透明要素を有する遠位の窓を備えることを特徴とする請求項 34 記載のキット。

40

【請求項 40】

3 mm より細い外径を有する外側チューブと、該外側チューブの中に位置付けられた内側チューブと、を提供する過程と、

該外側チューブと該内側チューブの間のチューブ状空洞内に複数の光ファイバーを挿入する過程と、

該光ファイバーの該接着剤により保持される該部分が該チューブ状シースの遠位の端部にあるように該光ファイバーの部分に接着剤を付ける過程と、

該シースから遠位の方に延びるファイバーの部分除去する過程と、

遠位の照明用の光学的面を形成するために該光ファイバーの該遠位の端部を研磨する過

50

程と、そして

該シースの該遠位の端部を光学的に透過性の要素でシールする過程と、を具備することを特徴とする使い捨てシース組立体を作る方法。

【請求項 4 1】

該チューブ状シースの近位の端部をシースハウジング要素に取り付ける過程を更に具備することを特徴とする請求項 4 0 記載の方法。

【請求項 4 2】

光学のカプラーを該光ファイバーの近位の端部に取り付ける過程を更に具備することを特徴とする請求項 4 0 の該方法。

【請求項 4 3】

シースハウジング要素とカップリング要素とを有するコネクタ組立体を成形する過程を更に具備することを特徴とする請求項 4 0 記載の方法。

【請求項 4 4】

コネクタ組立体を該シースの近位の端部に取り付ける過程を具備しており、該コネクタ組立体がシールを有することを特徴とする請求項 4 0 記載の方法。

【請求項 4 5】

該光ファイバーが、該チューブ状空洞内で少なくとも 8 0 % の実装係数を有することを特徴とする請求項 4 0 記載の方法。

【請求項 4 6】

該光ファイバーが、該チューブ状空洞内で少なくとも 9 0 % の実装係数を有することを特徴とする請求項 4 0 記載の方法。

【請求項 4 7】

該遠位の照明用の光学的面が光照明面積を有し、該光学的に透過性の要素が光収集面積を有しており、該光収集面積に対する該照明面積の比が 0 . 5 から 2 . 5 の範囲内にあることを特徴とする請求項 4 0 記載の方法。

【請求項 4 8】

3 m m より細い直径を有し遠位の端部に於いて光学的に透明な要素でシールされているチューブ状シースと、そして

光ファイバーの同心配列と該シースを受けるチューブ状空洞とを有する套管とを具備することを特徴とする使い捨てシース組立体。

【請求項 4 9】

該套管の近位の端部にコネクタを、そして該光ファイバーの近位の端部に光学のカプラーを、更に具備することを特徴とする請求項 4 8 記載の組立体。

【請求項 5 0】

該チューブ状シースが、套管とシールを形成するハブを備え、該套管が流体送達用ポートを備えることを特徴とする請求項 4 8 記載の組立体。

【請求項 5 1】

該ハブが、画像形成用ファイバー束と画像形成用検出器とを有するハンドルに接続するように適合されたコネクタを有することを特徴とする請求項 5 0 の組立体。

【請求項 5 2】

該画像形成用ファイバー束が、該シース内に挿入でき、該シースが該套管内に挿入されることを特徴とする請求項 5 0 記載の組立体。

【請求項 5 3】

3 m m より細い直径と近位のコネクタとを備えるチューブ状シースと、そして

該チューブ状シースの遠位の端部とシールを形成する窓組立体と、を具備しており、該窓組立体は、内側の光学的に透明な要素と同心の外側の光学的に透明な要素を備えることを特徴とする使い捨てシース。

【請求項 5 4】

該外側の透明な要素と該内側の透明な要素の間に光バリヤを更に具備することを特徴とする請求項 5 3 記載の使い捨てシース。

10

20

30

40

50

【請求項 5 5】

該光バリアがステンレス鋼を備え、殺菌済みバリア膜が該シースの近位の端部でハブに取り付けられることを特徴とする請求項 5 4 記載の使い捨てシース。

【請求項 5 6】

該外側の透明な要素が照明面積を有し、該内側の透明な要素が光収集面積を有することを特徴とする請求項 5 4 記載の使い捨てシース。

【請求項 5 7】

該光収集面積に対する該照明面積の比が 0 . 5 から 2 . 5 の範囲にあることを特徴とする請求項 5 6 記載の使い捨てシース。

【請求項 5 8】

該近位のコネクタが流体シールを有することを特徴とする請求項 5 3 記載の使い捨てシース。

【請求項 5 9】

套管コネクタを更に具備することを特徴とする請求項 5 3 記載の使い捨てシース。

【請求項 6 0】

該シースが 2 0 m m から 2 5 0 0 m m の範囲の長さを有することを特徴とする請求項 5 3 記載の使い捨てシース。

【発明の詳細な説明】**【関連出願との相互参照】****【0 0 0 1】**

本出願は、2 0 0 1 年 1 0 月 1 9 日出願の米国特許出願第 1 0 / 0 4 2 , 1 2 6 号の一部継続出願である 2 0 0 5 年 3 月 8 日出願の米国特許出願第 1 1 / 0 7 5 , 8 2 7 号の一部継続出願である 2 0 0 6 年 3 月 8 日出願の同時係属中の国際特許出願 P C T / U S 0 6 / 0 0 8 3 4 2 号の一部継続出願である 2 0 0 6 年 8 月 3 0 日出願の同時係属中の米国特許出願第 1 1 / 5 1 2 , 7 1 5 号の一部継続出願である 2 0 0 7 年 4 月 2 0 日出願の米国特許出願第 1 1 / 7 8 8 , 7 4 7 号の一部継続出願である。本出願は 2 0 0 5 年 3 月 4 日に出願され、今は米国特許出願第 1 1 / 0 7 2 , 6 8 5 号である“画像形成ファイバーステムを有する小型内視鏡”の名称の出願への優先権を請求する。上記出願の内容全体は引用によりここに組み込まれる。

【技術分野】**【0 0 0 2】**

本発明は一般的に内視鏡の分野に関し、特に、耐久性、解像度及び視野を改良した小型内視鏡に関する。

【背景技術】**【0 0 0 3】**

内視鏡は空洞内部の構造の視覚的検査を可能にする。医学分野では、内視鏡の使用は、診断目的での器官の検査、手術サイトの視認、組織のサンプリング或いは他の外科器具の安全な手扱いを可能にする。

【0 0 0 4】

特に腹部範囲の器官を調べるために、例えば、腹腔鏡が使われる。腹腔鏡は典型的に、視認される領域を照明する光パイプ、照明された対象の画像に焦点合わせし、該画像をリレーする少なくとも 1 つのレンズ組立体、そして手術手順中組織損傷を最小化するように作られた組立体全体用のハウジング、を具備する。該光パイプは該サイトを照明する光ファイバ要素を有してもよい。該腹腔鏡ハウジングは、身体空洞内に挿入される遠位の部分と、該手術サイトの近くに該遠位の端部を位置付けるようユーザーが把持するハンドルを有する近位の部分と、を備える。

【0 0 0 5】

現在の内視鏡は電荷結合デバイス(シーシーデー)の様な画像形成デバイスを有してもよい。このデバイスは視認された対象の画像を取り込み、それを、モニターの様なディスプレイデバイスへ輸送する。画像形成能力を改善し、患者へのリスクを減じる内視鏡シス

10

20

30

40

50

テムの操作的特徴と製造能力を改良する絶えざるニーズがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許出願公開第11/788,747号明細書、2007年4月20日出願

【特許文献2】米国特許出願公開第11/512,715号明細書、2006年8月30日出願

【特許文献3】国際公開第PCT/US06/008342号パンフレット、2006年3月8日出願

【特許文献4】米国特許出願公開第11/075,827号明細書、2005年3月8日出願

【特許文献5】米国特許出願公開第10/042,126号明細書、2001年10月19日

【特許文献6】米国特許出願公開第11/072,685号明細書、Miniature Endoscope With Imaging Fiber System、2005年3月4日出願

【特許文献7】国際公開第PCT/US00/25107号パンフレット、2000年9月13日出願

【特許文献8】米国特許出願公開第09/518,954号明細書、2000年3月6日出願

【発明の概要】

【0007】

本発明は改良された耐久性、解像度及び視野を有する小径の画像形成プローブ又は内視鏡に関する。本発明の好ましい実施例では、使い捨てシースを有するプローブの遠位の端部が調べられる組織内に挿入される。該プローブは、挿入点の外傷を減じ、それにより、さも無ければ内視鏡手順用に利用不可能なサイトへのアクセスを提供するために、直径が3mmより細く、好ましくは直径が2mmより細い方がよい。

【0008】

好ましい実施例では、該内視鏡は遠位の端部から近位の端部へ画像を送信する光ファイバー導波管を有する。該光ファイバー導波管の遠位の端部にレンズシステムが位置付けられる。画像形成デバイスは該光ファイバー導波管の近位の端部に光学的に接続される。該光ファイバー導波管の周りにシースが延び、該シースは照明ファイバーを有する。好ましい実施例は2mm以下の外径を有するプローブ及びシースの組立体を利用するが、或る応用は、より高い解像度を提供するために多数の画像形成ファイバーを有するより大きい直径の器具を受け入れる。これらの応用は2 - 4mmの範囲の外径を利用する。

【0009】

1実施例では、該レンズシステムは第1レンズ素子、第2レンズ素子及び開口絞りを有する。該レンズシステムは、対象上の何れか与えられた位置からの光を、光の開口数が該レンズシステムの縦軸線に対する角度の関数として変化するように、複数の光ファイバーと結合させる。これは該ファイバーアパーチャへのより効率的な結合を提供する。これは非テレセントリックレンズシステムを使って達成される。

【0010】

該レンズシステムの好ましい実施例は1対のレンズと開口絞りとを有する。該レンズは遠位のレンズの周辺付近の光収集を改善するよう形作られる。これは該デバイスの視野全体に亘りよりクリヤな画像を提供する。該開口絞りはファイバー配列への効率的結合を提供するよう位置付けられる。

【0011】

該画像形成デバイスは電荷結合デバイス(シーシーデー)、CMOS画像形成デバイス又は画素要素の2次元配列を有する他の固体画像形成センサーであってもよい。該画像形

10

20

30

40

50

成センサーはハンドル組立体内の回路基板上に設置される。該センサーは画像を、視認されつつある対象として取り込むことが出来て、該回路基板上に設置された画像処理回路は、記憶、処理及び／又は表示用に、該画像データをビデオケーブル上でコンピュータへ移送する。

【 0 0 1 2 】

該小型内視鏡は、例えば、成形外科学の、リウマチ学の、一般的腹腔鏡の、婦人科学の、或いは耳、鼻及び咽喉の手順の、小及び大関節の、心臓の、腫瘍の、肺の、胸部の、脳の、胃腸のそして獣医学の、応用に使われてもよい。多くの応用は外傷を減じるため小さな直径を要するが、或る応用はより大きい直径を受け入れる。該プローブは、サイトを流体で流し、治療サイト上への光又は他のエネルギーソースを導き、或いは組織サンプルを取り除くように、他の操作要素の挿入をもたすため、該シースか、又は画像形成プローブか、何れか内に開いたチャンネルを有してもよい。

10

【 0 0 1 3 】

該シース組立体は、シースハブ組立体上でコネクタへ延びる照明ファイバーの同心配列を有してもよい。代わりに、該照明ファイバーは、ハンドルから光源ハウジングへ延びる光ファイバーケーブルを経由して直接結合される該プローブ組立体内のファイバー組立体に接続してもよい。該ハウジングは、ビデオをディスク上に書き込むビデオディスクレコーダーを有してもよい。或る応用には、照明束は、該シースがより細くなり、より大きい作業チャンネルを受け入れるよう、該プローブ内に位置付けられてもよい。

20

【 0 0 1 4 】

本システムは、成形外科用の４つの好ましい応用を有し、それらは、直接視認下で正しい位置を確認しながらの、オフィス内診断、手術室外科的切除／手順、オフィス内術後評価、及び関節内へ医薬配送する治療的用法である。

【 0 0 1 5 】

オフィス内でのその使用に加えて、該システムは標準的関節鏡の代わりに手術室内で使用されてもよい。組織の拡張又は大きいボアのカメラ用に関節鏡洗浄流体を使うニーズの除去により、関節鏡手順に続く痛み及び膨らみの量は、もし除去されなくても、実質的に減じられるだろう。患者は次の日にオフィス又は競技場に戻る事が出来る。

【 0 0 1 6 】

該システムは、組織及び骨移植手順用の治療過程の術後評価用に使われ、該評価は従来のMRI技術を使っては現在不可能である。例は、関節軟骨再面合わせ過程の評価、半月板修理、口唇修理、回旋筋腱板修理、関節面の破断低減、靱帯完全化、及び他の使用法を含む。

30

【 0 0 1 7 】

該システムは、手順間で再処理を要せぬコンピュータ（又は他の視認システム）、カメラ、光源及び再使用可能なハンドルと、１患者使用で使い捨て式の無菌のバリヤ及びレンズ部品と、を含む。該システムは、スペース要求、再処理機器のコスト、時間に敏感な内視鏡再殺菌に付随するマンパワーとコスト、を除去する。好ましい実施例では、該ハンドル、シース組立体そして制御システムは約 4 . 5 4 k g (1 0 ポンド) 以下の全重量で携帯可能である。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

本発明の前記及び他の目的、特徴そして利点は、付随する図面で示される本発明の好ましい実施例の下記のより特定の説明から明らかになるが、該図面では種々の図を通して同じ部品は同様の参照文字で参照される。該図面は必ずしもスケール合わせされておらず、代わりに本発明の原理を図で示すことに力点が注がれている。

【 図 1 】 本発明の小型内視鏡システムの略図で示す。

【 図 2 】 套管の断面図である。

【 図 3 】 套管内の套管針の断面図である。

【 図 4 】 小型内視鏡の斜視図である。

50

- 【図 5】使い捨てシース上にある套管を有する小型内視鏡の断面図である。
- 【図 6 A】使い捨てシース / 照明部ユニットの断面図である。
- 【図 6 B】使い捨てシースに対し遠位の端部の拡大断面図である。
- 【図 7 A】図 6 A の 7 A - 7 A 線に沿って取られた使い捨てシース / 照明ユニットの近位の端部の断面図である。
- 【図 7 B】図 6 A 及び 6 B の 7 B - 7 B 線に沿って取られた使い捨て式シースの遠位の端部の正面図である。
- 【図 8】照明ピグテイルを示す使い捨てシース / 照明ユニットの側面図である。
- 【図 9】小型内視鏡の画像形成ユニットの断面図である。
- 【図 10 A】図 9 で 10 A と規定される部分により示される画像形成ユニットの遠位の端部の拡大図である。 10
- 【図 10 B】図 10 A の 10 B - 10 B 線に沿って取られた画像形成ユニットの遠位の端部の正面図である。
- 【図 11】図 10 A の 11 - 11 線に沿って取られた画像形成ユニットの拡大部分断面図の略図である。
- 【図 12】遠位のレンズシステムの拡大図である。
- 【図 13】内視鏡の遠位の端部用の種々のレンズシステムについて、最大光線角度の正弦対正規化画像高さのグラフ線図である。
- 【図 14】遠位のレンズシステムのもう 1 つの実施例の拡大図である。
- 【図 15】内視鏡のもう 1 つの実施例の断面図である。 20
- 【図 16 A】図 15 の 16 A - 16 A 線に沿って取られた内視鏡の断面図である。
- 【図 16 B】図 15 の 16 B - 16 B 線に沿って取られた内視鏡の断面図である。
- 【図 16 C】図 16 B の 10 C により規定された部分により示された画像形成ユニットの拡大断面図である。
- 【図 16 D - L】本発明の好ましい実施例を図で示す。
- 【図 16 M - P】本発明の使い捨て部品の断面図及び端面図を示す。
- 【図 17 A】内視鏡のもう 1 つの実施例の断面図である。
- 【図 17 B】図 17 A の 17 B - 17 B 線に沿って取られた内視鏡の断面図である。
- 【図 18】2 部分の使い捨てシース / 照明部ユニットの側面図である。
- 【図 19】本発明の好ましい実施例用の制御ユニットの略図である。 30
- 【図 20】本発明を使う好ましい方法を図で示す。
- 【図 21】本発明の携帯型内視鏡システムの好ましい実施例を図で示す。
- 【図 22 A】本発明の内視鏡の好ましい実施例を図で示す。
- 【図 22 B】本発明のもう 1 つの好ましい実施例用の制御システムを図で示す。
- 【図 23】シースの端面図である。
- 【図 24 A】好ましい内視鏡デバイスの略図である。
- 【図 24 B】プローブの挿入部分の断面図である。
- 【図 24 C - 24 I】本発明の内視鏡システムの好ましい実施例を図で示す。
- 【図 25】内視鏡デバイスのもう 1 つの好ましい実施例の略図である。
- 【図 26】本発明のもう 1 つの好ましい実施例の照明套管の断面図を図で示す。 40
- 【図 27】図 26 の套管の断面図を示す。
- 【図 28】本発明の好ましい実施例のラベル付き使い捨てキットを使う方法を図で示す。
- 【実施例 1】
- 【0019】

本発明の実施例は、小型内視鏡 20 を示す図 1 で示される。該内視鏡 20 は画像形成ユニット 22 と、シース / 照明部ユニット 24 と、を有する。該内視鏡 20 は、調べられるべき対象を見るため使われるロッドチップ 29 の細長いチューブ 28 内の、図 11 及び 12 のファイバー 146 で最も良く見られる、複数の光ファイバー 26 の様な、画像伝送路を有する。該光ファイバー 26 はハンドル 32 内の、図 9 で見られる電荷結合デバイス、又は他の画素化フラットパネルセンサー、の様な画像形成デバイス 30 に光学的に接続さ

れる。シース／照明部ユニット２４の使い捨てシース３４は、光ファイバー２６を含むロッドチップ２９の細長いチューブ２８の上にある。該使い捨てシース３４の近位の端部は、該シースを該ハンドル３２に固定する設置機構３６を有するベース３５を備える。１実施例では、該シース／照明部ユニット２４の使い捨てシース３４は、該使い捨てシース３４の遠位の端部及び遠位のプローブ２９に光を伝送する複数の光ファイバーを有する。該使い捨てシース／照明部ユニット２４の遠位の端部は光源４０に接続する接続部３８を有する。

【００２０】

ハンドル３２は内視鏡２０に電力を提供するため使われる電力入力部４１を収容してもよい。光源４０及び／又は電源がハンドル３２内に設置され得ることは認識されている。

10

【００２１】

ハンドル３２は又画像出力部４２を収容してもよい。該画像出力部４２は、内視鏡２０の画像形成ユニット２２内の画像形成デバイスと、電子的記憶部及び／又はディスプレイデバイスと、の間の接続を提供する。１実施例では、該記憶デバイスはモニター４６に接続されるコンピュータ４４である。制御ユニット２５０は図１９に関連して詳細に説明される。

【００２２】

下記で詳細に説明される様に、該画像形成ユニット２２は、該画像形成ユニット２２が身体に接触しないか又は身体に直接曝されない点で殺菌される必要はない。該シース／照明部ユニット２４は使い捨て式シース３４を有するが、該シースは画像形成ユニット２２に固定されたベース３５により担われるスリーブ組立体５２であり、殺菌されたバリヤを創るために細長いチューブ２８上にある。加えて、該シース／照明部ユニット２４は殺菌された掛け布５２を有するが、該布は該シース／照明部ユニット２４のベース３５に設置され、殺菌環境を提供するため画像形成ユニット２２の残り部分上に乗るよう位置付けられる。

20

【００２３】

内視鏡と使い捨て式シースを有する内視鏡は特許文献７及び８で説明される。上記出願は内容全体が引用によりそれら全体でここに組み入れられる。

【００２４】

内視鏡２０を更に詳細に論じる前に、該内視鏡２０を使うために、該内視鏡２０は望まれる場所を見るために身体内に位置付けられる必要がある。１つのこのような方法は套管６０を該身体内に挿入し、該套管６０を通じて該内視鏡２０を通すことである。該身体内に套管６０を挿入し、次いで該套管６０を使って身体内に該内視鏡２０を挿入する１方法を下記で説明する。

30

【００２５】

挿入手順中、図２で見られる様な套管６０が最初に身体内のサイト内に挿入される。該套管６０はベース６２とチューブ６４を有する。該チューブ６４は遠位の端部６８からベース６２内の空虚部７０まで延びるシャフト６６を有する。１実施例では、該チューブ６４はプラスチック又は薄壁のステンレス鋼の様な柔軟な材料で作られる。該套管６０は薬剤又は流体の挿入用又は吸入デバイスへの取り付け用のルーア（luer）７２を有する。

40

【００２６】

身体内への套管６０の挿入用に、図３で見られる様に、套管針７６が該套管６０のシャフト６６内に受けられた套管針７６の堅いシャフト７８を用いて套管６０内に挿入される。該套管針７６の堅いシャフト７８は該套管６０のチューブ６４の遠位の端部を僅かに越えて延び、必要なら手術サイトで組織内にカットするためのスタイレット（stylet）８０を有する。一旦套管６０が手術サイトに位置付けられると、套管針７６は該套管６０から除去され、内視鏡２０が設置される。該套管６０は場所を感ずるユーザーの手により位置付けられる。

【００２７】

50

套管 60 と套管針 76 は比較すると最小のコストであり、消毒後再使用されてもよく、使用後処分されてもよいが、画像形成ユニット 22 内の部品の様な、該内視鏡 20 内の幾つかの部品のために、内視鏡 20 全体を処分することは望ましくない。該内視鏡 20 は殺菌した環境の維持に役立ち、再使用前に殺菌の必要性を減じるか、除くために、使い捨て式スリーブ又はシース 34 を使う。

【0028】

前に説明した適当な位置に該内視鏡 20 の遠位の端部を持つために、該内視鏡 20 を該套管 60 内に挿入する方法を用いて、該内視鏡 20 が更に詳細に説明される。図 4 を参照すると、内視鏡 20 の斜視図が示される。該内視鏡 20 は再使用可能な画像形成ユニット 22 と使い捨て式シース / 照明部ユニット 24 とを有する。該使い捨て式シース / 照明部ユニット 24 は該画像形成ユニット 22 の細長いチューブ 28 上に乗りそれを取り巻く細長いチューブを有する。該シース / 照明部ユニット 24 の該細長いチューブはシールされた遠位の端部 84 を有し、幾つかの実施例は、図 1 で見られる様な外部光源 40 から該遠位の端部 84 へ照明を伝送する光ファイバーを含む。該シース / 照明部ユニット 24 の近位の端部には、該内視鏡 20 の画像形成ユニット 22 へ固定するための設置機構 36 を有するベース 35 がある。光学的ピグテイル 88 は、該光源 40 に接続するために前記ベース 35 から出ている。加えて、該シース / 照明部ユニット 24 は、ベース 35 に設置され、該画像形成ユニット 22 のハンドル 32 上に延びる掛け布 52 を有する。画像形成ユニット 22 のハンドル 32 は、図 9 - 11 に関連して下記で更に詳細に説明する様に、画像形成ユニット 22 の細長いチューブ 28 内に配置された光ファイバー 26 を通して伝送される画像を受けるために、光学機器と画像形成デバイス 32 とを有する。

【0029】

図 5 は、画像形成光ファイバー 26 を有する再使用可能な画像形成ユニット 22 と、使い捨てシース / 照明部ユニット 24 と、を備える小型内視鏡 20 の断面図である。套管 60 は該シース / 照明部ユニット 24 の使い捨て式シース 34 上にあるよう示され、該シースは画像形成ユニット 22 のプローブ 29 上にある。

【0030】

図 5 で見られる様に、該内視鏡 20 の再使用可能な画像形成ユニット 22 は使い捨て式殺菌済みシース / 照明部ユニット 24 により取り巻かれる。該使い捨てシース / 照明部ユニット 24 は遠位の端部 84 でシールされた使い捨て式シース 34 を有し、該画像形成ユニット 22 の光ファイバー 26 を担う細長いチューブ 28 を取り巻き、取り囲む。該シース / 照明部ユニット 24 のベース 35 上の設置機構 36 は画像形成ユニット 22 上の設置機構 92 に固定される。

【0031】

該使い捨て式シース / 照明部ユニット 24 は画像形成ユニット 22 のハンドルを囲む掛け布 52 を有する。加えて、該シース / 照明部ユニット 24 は図 1 に見られる様に、光源 40 に接続する照明ピグテイルを有する。該照明ピグテイル 88 は下記で更に詳細に説明される様に該シース内の光ファイバーに光学的に接続される。

【0032】

図 6 A を参照すると、該シース / 照明部ユニット 24 の側面図が示される。該シースユニット 24 は細長い外側シース 98 を有する使い捨てシース 34 を備えるが、該外側シースはベース 35 から遠位の端部 84 まで延びる。照明部ピグテイル 88 は該ベースから延び、図 7 A で見られる様にシース 34 内の照明ファイバーに光学的に接続される。掛け布 52 は、2 つのユニット 22 及び 24 が組み合わされる時、該画像形成ユニット 22 のハンドル 32 上にあるよう該シース / 照明部ユニット 24 のベース 35 により担われる。

【0033】

図 6 B は該シース / 照明部ユニット 24 の使い捨て式シース 34 の遠位の端部 84 の拡大図である。該使い捨て式シース 34 は図 6 A で見られる様に、ベース 35 内から延び、該シースユニット 24 用の保護カパリング及び殺菌済みバリヤとして役立つ外側シース 98 を有する。該使い捨て式シース 34 の内側チューブ 100 は外側シース 98 から隔てら

れ、かつそれと共線的である。該内側チューブ 100 は該画像形成ユニット 22 のプローブ 29 の細長いチューブ 28 を受けるために空間 102 上に円柱状空虚部を規定する。該内側チューブ 100 は同様に該使い捨てシース 34 の遠位の端部 84 から該シース / 照明部ユニット 22 のベース 35 まで延びる。該内側チューブ 100 は、図 6 A 及び 7 A で最も良く見られる様に、複数の照明ファイバー 108 を受けるチャンネル 106 を創るために該外側シース 98 よりも遠く延びている。該内側チューブ 100 の遠位の端部には窓 110 が配置されるが、該窓は、該画像形成ユニット 22 の細長いチューブ 28 を受ける空間 102 と、身体に接するシース / 照明部ユニット 24 の外側部分と、の間に殺菌バリヤ 84 を作るために内側チューブ 100 に固定される。

【0034】

好ましい実施例では、シース / 照明部ユニット 24 の使い捨て式シース 34 の外側シース 98 はステンレス鋼材で作られ、約 0.965 mm (約 0.038 インチ) の外径を有する。該内側チューブ 100 は同様にステンレス鋼材で作られる。該照明ファイバー 108 はガラス又はプラスチックファイバーで作られる。該デバイスの寸法に依り、最大数の照明ファイバー 108 がチャンネル 106 を充たすために使われる。1 例では、該使い捨て式シース 34 は該シース / 照明部ユニット 24 のベース 35 から約 57.0 mm (2.246 インチ) 延びている。

【0035】

図 7 A 及び 7 B で最も良く見られる様に、該内側チューブ 100 を取り巻く複数の照明ファイバー 108 が該外側シース 98 と内側チューブの間に間挿される。図 7 A は使い捨て式シース 24 のベース 35 を通る断面図である。外側シース 98 は図 7 A の下半分に示され、図 7 A の上半分で断面図示される部分の前で終端する。しかしながら、画像形成ユニット 22 の細長いチューブ 28 を受けるために空間 102 を規定する内側チューブ 100 は図 6 A で見られる様に受け入れ室 114 まで延び、従って図 7 A の上及び下の両部分で示される。光は、照明ピグテイル 88 から、図 6 A で見られるファイバー 108 を通り、図 7 A の上半分で見られる伝送ユニット 118 まで伝送されるが、該ユニットは該シース / 照明部ユニット 24 の使い捨て式シース 34 の外側シース 98 と内側チューブ 100 の間に配置された照明ファイバー 108 に接する。

【0036】

図 7 B は使い捨て式シース / 照明ユニット 24 の遠位の端部 84 を示す。窓 110 は、画像形成ユニット 22 を受ける空間 102 の上にあり、それをシールし、内側チューブ 100 により取り巻かれる。該外側シース 98 と内側チューブ 100 の間には、複数の照明ファイバー 108 が間挿される。示される実施例では、照明ファイバー 108 の遠位の端部は保護されず、身体に曝される。

【0037】

図 8 は使い捨てシース / 照明ユニット 24 を示す点で図 6 A と同様である。加えて、図 8 は図 6 A で切り離された照明ピグテイル全体を示す。

【0038】

該照明ピグテイル 88 は光源 40 上のコネクタへ接続する接続部 38 を有する。該照明ピグテイル 88 は該接続部 38 からファイバー 108 へ走る複数の光ファイバーを有するが、該ファイバー 108 は光源 40 から受けた光を、図 7 A に示す伝送ユニット 118、そして 84 の出口まで伝送する。

【0039】

図 9 を参照すると、内視鏡 20 の画像形成ユニットの断面図が示される。該画像形成ユニット 22 は、ハンドル 32 から延びる細長いチューブ 28 を有するプローブ 29 を備える。該ハンドル 32 の近位の端部には、画像形成デバイスがある。この実施例では、光学的画像を電氣的画像に変換する電荷結合デバイス (シーシーデー) 30 B がハンドル 32 の取り外し可能なハウジング 120 A 内に担われている。該細長いチューブ 28 内で延びる光ファイバー又は複数の光ファイバー 26 と、該シーシーデー 30 B の間には、該光ファイバー又は複数の光ファイバー 26 の近位の端部 124 の画像を該シーシーデー 30 B

10

20

30

40

50

へ投影するために、複数のレンズ 1 2 2 A が間挿される。ガラス窓 1 2 2 B はハウジング 1 2 0 B に取り付けられ、該内視鏡へのシールを提供する。それは又該レンズを汚染から保護する。

【 0 0 4 0 】

画像形成ユニット 2 2 は光ファイバー 2 6 の端部からの画像を拡大し、それを電荷結合デバイスに結合する。上記で示した様に、該電荷結合デバイスは、図 1 で見られる様にモニター 4 6 に接続されたコンピュータ 4 4 の様な電子的記憶及び / 又はディスプレイデバイスに接続される。

【 0 0 4 1 】

画像形成ユニット 2 2 のハンドル 3 2 は該シース照明部ユニット 2 4 の設置機構 3 6 と結合するための設置機構 1 2 8 を有する。該設置機構 1 2 8 は設置機構 3 6 上に配置されたピンを受けるスロット 1 3 0 を有する。加えて、該設置機構 1 2 8 はプローブ 2 9 が突出する突起 1 3 4 を有し、該突起は図 6 A で見られるシース / 照明部ユニット 2 4 の受け入れ室 1 1 4 により受けられる。

10

【 0 0 4 2 】

画像形成ユニット 2 2 の遠位の端部の拡大図が図 1 0 A で示される。該画像形成ユニット 2 2 のロッドチップ 2 9 は、該遠位の端部 1 2 6 からハンドル 3 2 のハウジング 1 2 0 まで延びる細長いチューブ 2 8 を有する。加えて該ロッドチップ 2 9 の遠位の端部 1 2 6 には、該遠位の端部 1 2 6 から僅かな距離、そして光ファイバー又は画像ファイバー 2 6 の端部を僅かな距離越えて、延びるチューブ 1 3 8 がある。該チューブ 1 3 8 は普通長いチューブと呼ばれるが、その理由は該長いチューブ 1 3 8 と共線的であるより短く、小さな径のチューブ 1 4 0 が該長いチューブ 1 3 8 内に受け入れられ、該遠位の端部 1 2 6 のレンズシステム 1 4 2 を延ばしている点にある。該細長い又は外側のチューブ 2 8 , 長いチューブ 1 3 8 そして小さなチューブ 1 4 0 は、それらの遠位の端部が同一面上にあり、医学級のエポキシの様な接着剤で固定されるように、設置される。画像形成ユニット 2 2 の該細長いチューブ 2 8 の端部には、下記で更に詳細に説明されるレンズシステム 1 4 2 がある。画像形成ユニット 2 2 の該細長いチューブ 2 8 は使い捨て式シース / 照明ユニット 2 4 内に受け入れられ、従って最初の使用の前に殺菌される必要はない。

20

【 0 0 4 3 】

図 1 0 B は画像形成ユニット 2 2 の遠位の端部 1 2 6 の端面図である。該レンズシステム 1 4 2 , 小さいチューブ 1 4 0 , 長いチューブ 1 3 8 そして外側の又は細長いチューブ 2 8 が示され、それらは全て共線的である。

30

【 0 0 4 4 】

図 1 1 を参照すると、内視鏡 2 0 の画像形成ユニット 2 2 の断面図が示されている。該画像形成ユニット 2 2 のプローブ 2 9 は、該ロッドチップ 2 9 の遠位の端部 1 2 6 から該ハンドル 3 2 へ画像を伝送する複数のファイバー 1 4 6 を有する。画像ファイバー 2 6 のファイバー 1 4 6 を位置的に保持するために長いチューブ 1 3 8 が該ロッドチップ 2 9 の遠位の端部で該ファイバー 1 4 6 を取り巻いている。外側の、又は細長いチューブ 2 8 は長いチューブ 1 3 8 を取り巻き、該ロッドチップ 2 9 の遠位の端部 1 2 6 の近くのそれらの始まりから該ハンドル 3 2 内のもう 1 つの端部まで、該画像ファイバー 2 6 のファイバー 1 4 6 を保護する。図 1 1 に示す様に一緒に融解された数千のファイバー 1 4 6 があるのが典型的である。それら内への画像の装填は遠位の端部のレンズシステム 1 4 2 により行われるが、該レンズシステムは、下記で説明される様に、画像ファイバー束 2 6 の位置に対する該画像の光レベルを決める。

40

【 0 0 4 5 】

加えて、該ファイバーは無秩序実装法 (d i s o r d e r p a c k m e t h o d) で配置される。この無秩序実装法は、該画像ファイバー束 2 6 が画像形成ユニット 2 2 の遠位の端部 1 2 6 の近くからハンドル 3 2 内に配置された該ファイバーの近位の端部の方へ延びる時、1 つのレンズ 1 4 2 からもう 1 つへの画像 / 光の伝送を制限する。ファイバーの無秩序実装は該ファイバーのドーピングを変えることにより達成され、それはこの後

50

検討する主題範囲である。

【0046】

図12を参照すると、該シース/照明ユニット24の使い捨て式シース34内の画像形成ユニット22のロッドチップ29の遠位の端部の断面図が示されている。該使い捨て式シース34は内側チューブ100と共線的である外側シース98を有する。該外側シース98と内側チューブ100の間には、照明用で、図7Bで最も良く見られる複数の照明ファイバー108が間挿される。該画像形成ユニット22のロッドチップ29を受ける空間又は内側チャンネル102への境界を創るために、該使い捨て式シースの遠位の端部にはセメント付けに依る様に固定された窓がある。該画像形成ユニット22は、図9に示す様に該遠位の端部126から該ハンドル32内へ延びる該細長い又は外側チューブ28を有する。該ロッドチップ29の遠位の端部126内には、2つの追加のチューブ又はスリーブが配置され、1つは、該遠位のレンズシステム142のレンズ要素を保持し、ホールドし、小さいチューブ140と呼ばれる、より短い内側スリーブである。もう1つは、長いチューブ138と呼ばれる、より大きく長いスリーブであり、チューブ140と、該画像ファイバー26のファイバー146の始めと、を取り巻く。

10

【0047】

図12に示す該遠位のレンズシステム142は対のレンズ150及び152と開口絞り154とを有する色消しレンズシステムである。該レンズ150及び152の各々は、相互に面する凸面156を有する。遠位の端部126により近い第2レンズ152は光学的開口絞り154と接する平面状面158を有する。該開口絞り154とレンズ150及び152は、最大光線角度の正弦がエヌエイ（開口数）で該ファイバーに近付くように設計される。

20

【0048】

図12の光線追跡線160は、適当な焦点距離でページの右への画像の投影と、この画像が如何に該開口絞り154を通り、レンズ152及び150を通して、該画像ファイバー26内の複数のファイバー146へ並進させられるかを図で示している。該レンズは非テレセントリックである。

【0049】

図13を参照すると、従来のレンズシステムを含む3つの異なるレンズシステムについて、最大光線角度の正弦対正規化画像高さのグラフ線図が示されている。下記で論じる様に、視野はレンズ構成に左右される。図13のグラフ線図は50度レンズシステムについて光線角度の最大正弦のラインと、70度レンズシステムの光線角度の最大正弦についての第2ラインと、を示す。70度のシステムでは、最大正弦は約0.32である。従って、該ファイバーのエヌエイ（開口数）は略同じである。対照的に、50度視野システムは約0.25の最大光線角度の正弦を有する。従って、該ファイバーはこの開口数を有する。該システムは、例えば、30 - 80度からどんな選択されたレベルでの視野も提供出来る。

30

【0050】

1実施例では、内視鏡20は10,000本のファイバー要素を有する。この実施例では、各ファイバー要素146は4.4 μm の直径を有する。該ファイバー26の全直径は0.46である。画像形成ユニットの細長い又は外側チューブ28はステンレス鋼で作られる。該内視鏡は多くの寸法で形成されてもよいことは認識されており、下表は単に種々の介在する寸法範囲を図で示したものである。

40

【0051】

【表 1】

	3k	10k	30k	50k	100k
シース／ 照明ユニット 外径	1-4mm	同左	同左	同左	同左
画像形成 ユニット ロッドチップ外径	0.5-3.5mm	同左	同左	同左	同左
ファイバー 要素数	3,000	10,000	30,000	50,000	100,000
ファイバー 画像直径		0.46mm	0.75mm		
ファイバー 画素寸法 (個別ファイバー)	4.4 μ m	4.4 μ m	4.4 μ m		
レンズの種類	色消し又は セルフオック 屈折率分布型	色消し又は セルフオック 屈折率分布型	色消し	色消し	色消し
被写界深度 (デフォーエフ)		3mm-20mm	同左	同左	同左
視野 (エフォービー)	レンズにより 50° -70°	同左	同左	同左	同左

10

20

【0052】

上表から見られる様に、図12及び13に関連して上記で説明される色消しレンズの代替はセルフオック屈折率分布型レンズ (selfoc grin lens) である。図14は屈折率分布型レンズ168を有する内視鏡20の画像形成ユニット22のロッドチップ29の代わりの実施例を示す。図14に示される該屈折率分布型レンズ168は単一要素屈折率分布型レンズである。図14に示す画像形成ユニット22のロッドチップ29は遠位の端部126からハンドル32に延びる細長い又は外側チューブ28を有する。加えて、図10Aのそれと同様に、チューブ138は該遠位の端部126から僅かな距離延びている。このチューブ138は普通長いチューブと呼ばれ、それは光学的画像ファイバー26の端部をほんの僅かに越えて延びている。レンズ170が単一レンズである点で図10Aで示される実施例とは対照的に、レンズシステムの要素を保持する小さいチューブ140の必要性は無い。

30

【0053】

一般に屈折率分布型レンズ168は、画像が該画像の縁に向かってクリヤさが少ない(すなわち、ぼやけ、歪んでいる)点で、上記説明の色消しレンズシステム142のそれ程に好ましい画像品質を提供しない。加えて、カラー修正、波長の関数としての輝度の変化は色消しレンズシステムに於ける程良くない。しかしながら、該屈折率分布型レンズシステム168は、コストが全体画像品質よりも重要な要素である状況では望ましいであろう。加えて、屈折率分布型レンズ170は単一要素レンズなので、被写界深度に限られる。単に2つの異なる自由度しか示されないが、他の視野を有するレンズシステムが作られ得ることは認識される。

40

【0054】

図15は代わりの内視鏡170の断面図である。内視鏡170のこの実施例では、照明部ピグテイル172は該画像形成ユニット176のハンドル174の1部分であり、従って使い捨てシース/照明部ユニット178の部分ではない。光ファイバー束180はピグテイル172からハンドル184内のハンドルインターフェース182へ照明光を伝送するため使われ、そこでは該光は、ハンドル184から使い捨て式シース186へ光を伝送するため、シース/照明部ユニット178上の光インターフェース184へ移送される。

【0055】

図16Aは該インターフェースを示す断面図である。図16Aは該使い捨て式シース/

50

照明部ユニット 178 のベース 188 の断面図である。図 16 A の上部部分はベース 188 から隔てられた掛け布 52 を示す。該ベース 188 はハンドル 174 上で担われるハンドルインターフェース 182 から光を受ける光インターフェース 184 を有する。

【0056】

加えて、図 16 A - 16 C に示す内視鏡 170 の実施例では、該シース / 照明部ユニット 178 は、チューブ又はチャンネル 192 により置き換えられる照明ファイバー 190 の 1 つを有する。図 15 及び図 16 A - 16 C で見られるチューブ 192 はレーザーファイバーを受けることが出来る。ユーザーは、図 15 で見られる様にベース 188 内の照明ユニット 178 の近位の端部から、該照明ユニットの遠位の端部まで該チューブ 192 を通してレーザーファイバーを送るので、該ユーザーは、画像形成ファイバー及びシーシー 10

【0057】

図 16 A の下半分は該シース / 照明部ユニット 178 のベース 188 を通る断面図を示すが、該ユニット内ではチューブ 192 は該ベースを通して照明ファイバー 190 を含む環状リング内へ延びている。図 7 A で示すそれと同様に、図 16 A は該照明ファイバー 190 が周りに配置される内側チューブ 194 を示す。該内側チューブ 194 は、内視鏡 170 の画像形成ユニット 176 のプローブ 29 が通過する空間を規定する。

【0058】

図 16 B は使い捨てシース 186 の外側チューブ 196 を示し、照明ファイバー 190 及び信号用下方チューブ 192 を取り巻く、使い捨てシース 186 の断面図である。内側チューブ 194 は、画像形成ユニット 176 のプローブ 29 を受ける空間 102 を囲む。図 16 C は、内側チューブ 194 と外側シース 196 の間に照明ファイバー 190 を有する環状配列の中で、レーザーファイバーを受けるその開口部を有する下方チューブ 192 を示す拡大図である。図 15 - 16 C は套管 60 を示さないが、内視鏡 20 又は 170 の大抵の使用では、套管 60 が内視鏡 20 又は 170 の特別の保護用に使われることが認識される。

【0059】

小径内視鏡の好ましい実施例用の使い捨てシースと画像形成組立体が図 16 D - L で図で示される。図 16 D は、身体内挿入用のチューブ状部分 304 と、チューブ状部分 304 の近位の端部に取り付けられたシースハウジング要素 314 を有するベース又はハブ組立体 302 と、上記説明の套管の近位のコネクター上にスナップ式にはめられる套管コネクター 312 と、を有する使い捨て式シース 300 を示す。殺菌したバリヤ 306 が該バリヤの遠位の端部で要素 314 に取り付けられる。該ベース 302 は更にハウジング要素 314 に取り付けられるコネクター組立体 305 を有する。該コネクター組立体は、図 16 E で示す画像形成デバイス組立体 340 が、図 16 F に示す使用のために用意され組み立てられた内視鏡 357 を提供するためにシースに挿入された時、照明ファイバー束 316 を光源に光学的に接続する光学のカプラー 310 を有する。かくして該光学のカプラー 310 は殺菌したバリヤ 306 内に位置付けられる。該組立体 340 は、該コネクター 346 内に差し込まれる光学のカプラー 310 に接続される第 1 コネクター 346 を有する 40。加えて、組立体 340 上の第 2 コネクター 344 はコネクター組立体 305 内に位置付けられるカップリング要素 308 へ該組立体 340 を機械的に取り付けるために役立つ。かくして、図 16 F で示す様に該デバイスを使用のため組み立てるよう、ユーザーは要素 340 のハンドル部分 349 を把持し、チューブ状シース 342 の遠位の先端を、カップリング要素 308 のコネクター組立体内のアパーチャー 318 を通し、チューブ状シース 304 の近位の端部の近位の開口部 311 を通して、挿入する。第 1 コネクター 346 と第 2 コネクター 344 は、実質的に同時に、それぞれ光学のカプラー 310 とカップリング要素 308 と契合する。

【0060】

図 16 J - 16 L の拡大図で示す様に、該光学のカップリングがハンドル 349 の遠位 50

の面 3 4 1 内の開口部 3 3 5 を通して挿入される。該遠位の面は形が略円形又は楕円形であり、ユーザーの手の中に容易に適合するよう 2 - 8 cm の直径を有する。該カップリングはリング 3 5 1 を使い、該リングは開口部 3 3 5 の内壁上のリング溝 3 3 7 内に填る。該リング 3 5 1 は図 1 6 K に示す光学的カプラーシールを提供するためにカプラー 3 1 0 のリング溝 3 1 5 内に静止するに到る。カプラー 3 1 0 の近位の面は光ファイバー束 3 1 6 の研磨された近位の端部を有し、該端部は LED 又はレーザーダイオードであってもよい光源 3 4 8 からの光をシールされた窓 3 4 3 を通して受ける。本発明の多くの応用のための画像形成に好適な白色光 LEDs の例はカリフォルニア州、ポモナのアメリカンオプトプラスエルイーデー社 (American Opto Plus LED Corp. , Pomona , California) から入手可能である。白色、広帯域又は単色光放射スペクトルを有する、2 つ以上の異なる光源が束 3 1 6 の異なる光ファイバーに結合されるので、ユーザーは、画像形成及び / 又はスペクトル解析用に、種々の波長又は帯域の光で、関心のある領域を選択的に照明することが出来る。該光源 3 4 8 はバッテリー 3 5 0 により電力を与えられ、該バッテリーは取り外しキャップ 3 4 5 によりハンドル 3 4 9 内に挿入される。画像形成デバイス 3 5 2 は電子モジュール 3 5 4 内のシーサー又は CMOS 画像形成センサーであり、該モジュールはこの他で説明される処理動作、制御動作及び有線又は無線接続動作を有してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

前に説明された光学的リレーは画像形成チャンネルからの光をカメラ 3 5 2 に結合するために光学的ハウジング 3 4 7 内に配置される。コネクタ 3 4 4 上のリング 3 3 2 は、該チューブ 3 4 2 が、光学的リレーシールを提供するために開口部 3 1 8 と 3 1 1 を通して軸線 3 0 9 に沿って挿入された後、溝 3 0 7 内に填る。かくして、カプラー 3 1 0 は該ハンドルへの第 1 の流体シールを提供し、カップリング要素 3 0 8 は該ハンドルへの第 2 の流体シールを提供する。

【 0 0 6 2 】

チューブ状シース 3 0 4 の遠位の端部 3 6 0 が図 1 6 G と 1 6 H のそれぞれ拡大部分断面図と端面図で示される。該シースは外側チューブ 3 6 2 , それに縦軸線 3 6 3 の周りと同軸に設置される内側チューブ 3 6 4 , 該外側及び内側チューブの間で円柱状空洞内に填る光ファイバー 3 6 5 を有してもよい。光源 3 4 8 からの光の、大きな視野に亘る良好な結合と分布を提供するために、該ファイバー 3 6 5 は少なくとも 8 0 % 、好ましくは 8 5 % 以上の実装係数を有する。該ファイバーの遠位の端部と一緒に、そして内側及び外側チューブに接合するために接着剤 3 6 6 が使用される。製造時、該接着剤は該内側及び外側チューブの間の円柱状空洞から延びる該ファイバーの部分に塗布され、次いで該ファイバーは近位の方向に緩やかに引かれるので、該ファイバーの接着剤にカバーされた壁は少なくとも 2 mm について該内側及び外側チューブの間で引かれる。該ファイバーの遠位の端部はカットされ 1 つの光学的照明面を提供するよう研磨される。

【 0 0 6 3 】

与えられた被写界深度で、診断上有用な画像を提供するために視野に亘り均一に分布した十分な照明を有する大きな視野を提供することが小径内視鏡では望ましい。かくして、画像が集められる窓 3 7 0 の面積又は光収面積 C_A に対する、照明ファイバー 3 6 5 の遠位の端部により占められる面積により形成される、該遠位の照明面積 I_A により占められる面積、の比が、直径が 3 mm より小さい小径内視鏡の画像形成特性の規定で重要な計量値となる。一般に、デバイスが小さい程、この比は益々重要になる。小径の光ファイバーを使うことにより、光ファイバーの実装係数は増加し、かくして該照明面積のより効率的な使用が提供される。

【 0 0 6 4 】

図 1 6 H に示す様に、象限 3 7 1 で示される、個別ファイバーは完全に円周付近に延び、例えば 1 から 1 0 行のファイバーを有する。例えば、利用可能な容積をより充分に使用するために直径 3 0 μm から 5 0 μm を有する光ファイバーが使われてもよい。3 0 μm の光ファイバーが使われる時、該内側チューブ 3 6 4 及び外側チューブ 3 6 2 の間の円柱

状容積の寸法により、500と1000の間の光ファイバーが使われる。好ましい実施例では、外側チューブ362の外径は1.7mmであり、外側チューブの内径は1.45mmである。該内側チューブ364は1.17mmの外径と、1.072mmの内径を有する。この実施例では、約0.575mm²の照明面積に帰着する600と800の間の光ファイバーが存在する。その窓は約1.07mmの直径と、約0.9mm²の面積を有する。かくして比 I_A / C_A は約0.64である。該比は0.5と1.0の間にあるのが好ましいが、或る応用では2.0になる程高くてもよい。

【0065】

図16Mでは製造時のシース390の断面図が示され、該製造時には、照明ファイバー391の端部は拡げられ曲げられている。該ファイバーをシース390のチューブに接着するために接着剤の塗布後、該ファイバーの遠位の端部は切り離され、面393は研磨される。しかしながら、円形端部の代わりに、各ファイバーの遠位の端部392は図16Nで見られる様に、幾分楕円形又は非円形の形394を有し、該形は光が該ファイバーを出る角度を変え、5-10度だけ視野を増加させることが出来る。

【0066】

シース395の遠位の端部の窓の代わりに、図16Oに示す様にプリズム396が追加されてもよい。該プリズム396は、例えば、1-10度だけ視野をシフトすることが出来る。代わりに、より大きい斜め角で視認する側面を提供するために、10-30度に角度付けされた面を有するプリズムが挿入され、接着剤層で該シースの内側チューブに取り付けられてもよい。もう1つの実施例では、該プリズムは、該照明ファイバーの遠位の端部に設置されるレンズ又はプリズムと共に使用される該プリズムの形に適合する角度付き窓を有する画像形成チャンネル及びシース、の遠位の端部に取り付けられてもよく、或いは該ファイバーの遠位の端部が該シース内で角度付けされてもよいが、それは望まれる角度で望まれる照明範囲を提供するためである。図16Pは、プリズム396と、少なくとも80%の望まれる実装係数を提供するために、隣接するファイバー間の隙間間隔398を減じるために30-50μmの範囲の小さい直径を有するのが好ましい周囲照明ファイバー397を示す。

【0067】

図17Aを参照すると、代替りの内視鏡200の断面図が示されている。該内視鏡200は画像形成ユニット202とシースユニット204を有する。前の実施例と対照的に、使い捨て式の該シース204は該照明ユニットの如何なる部分も含まない。図17Aを参照すると、該照明源40は、図15に示されたそれと同様な照明ピグテイル208により該画像形成ユニット202のハンドル206に接続される。しかし対照的に、光が該使い捨て式シース204に伝送される様なカップリングが存在することはない。寧ろ、図17Aに見られる様に、該照明部ピグテイル208は該画像形成ユニット202のハンドル206の1部分である。光ファイバー210は、照明光を該ピグテイル208からハンドル206内のインターフェース212へ伝送するため使われる。該インターフェース212は該ハンドル206内に配置され、複数の照明ファイバー216の環状リング214へ光を伝送する。

【0068】

図17Bを参照すると、プローブ218は外側チューブ220と内側チューブ222を有する。該チューブ220と222の間には該複数の照明ファイバー216を受ける環状空間が間挿される。第1実施例の細長いチューブ28に似た内側チューブ222内には画像ファイバー束26が配置される。該ファイバー束26は該内側チューブ222から隔てられる。遠位の端部126から該画像ファイバー束26の端部を丁度越えて、僅かの距離延びる長いチューブ224は、該ファイバー26と該内側チューブ222の間に間挿される。

【0069】

図17Bで示される実施例で、ロッドチップ218の遠位の端部への照明を運ぶためにはシースが必要でない点で、該シース204は単一外側層226を有する。逆反射を避け

10

20

30

40

50

るためにカーブしている窓が該単一外側層 2 2 6 の遠位の端部に固定される。

【 0 0 7 0 】

図 1 8 を参照すると、2 ピースの使い捨て式シース / 照明部ユニット 2 3 0 が示される。該内視鏡は該 2 ピース使い捨て式シース / 照明ユニット 2 3 0 の第 1 ユニット 2 3 2、すなわち画像形成ユニット 2 2 のハンドル 3 2 に設置される設置及びカバーユニット 2 3 2、を有する。該設置及びカバーユニット 2 3 2 は、使用時画像形成ユニット 2 2 のハンドル 3 2 と照明ピグテイル 8 8 上に延びる掛け布 5 2 を有する。該掛け布 5 2 は該ハンドル 3 2 上に位置付けられ、該掛け布 5 2 を保持する使い捨て式スリーブ 2 3 4 上に保持される。該使い捨てシース / 照明ユニット 2 3 0 の第 2 ユニット 2 3 6、すなわち使い捨て式シース 2 3 6 はプローブ 2 9 をカバーする細長いチューブを有する。この第 2 ユニ

10

【 0 0 7 1 】

図 1 9 は該内視鏡用の制御ユニット 2 5 0 の略図である。この制御ユニット 2 5 0 は電源出力部 2 5 2、シーシーデーからの画像用の入力部 2 5 4 そして光源 2 5 6 を有する。画像データを処理する処理ユニット 2 6 0 に加えて、該制御ユニットは、患者用の基線のようなデータを保持するために記憶媒体を創る CD 書き込み器のような記録デバイス 2 5 8 を有する。

20

【 0 0 7 2 】

該内視鏡は図 2 0 の過程シーケンス 2 7 0 で概略示される様に使われる。患者がユーザー / 医師のオフィスに来る。該医師又は技師は 2 グラブ技術を使うが、そこでは 2 つの殺菌されたグラブが該医師の両手の各々に付けられる。該医師は殺菌されていないハンドル / 照明部を片手で取り、もう 1 つの手で殺菌されたシース / 照明部ユニットを固定する。該医師は次いで照明コードを取り、該照明コードを、使い捨てシース / 照明部ユニット上のピグテイルに固定する。電力及び画像出力部が同様に該制御ユニットに接続される。制御ユニットに接続された内視鏡に於いて、シース組立体の掛け布部分が、ハンドル上に、そして殺菌した場を提供する長さで該コードの下へ、延ばされる 2 7 2。これが完了すると、該医師は第 1 対のグラブを取り外し、手順を始めるよう用意されたことになる。

30

【 0 0 7 3 】

サイトに投薬した後、套管針付き套管が、該医師の手で標準的プローブ動作技術により身体内に挿入される。一旦套管が位置付けられると、該套管針は除去され 2 7 4、内視鏡の先端が該套管内に置かれる。該内視鏡はねじ又は他の取り付け機構を用いて該套管に固定される。該システムは駆動され 2 7 6、ビデオ記録動作が始動されるので、医師は、望まれるサイトを見るため又はモニターとしてプローブを位置付けるよう該套管を中へ、外へそして付近へ動かすことが出来る。該医師は、レーザーメス、又は焼灼器ツール、又は電気手術ツール及び / 又は該プローブ又はシース組立体内の手術用チャンネルの様な他の器具を用いて、該サイトで手順を行う 2 7 8。全体の検査又は手術手順はビデオディスク又は他の記憶デバイスに記録される 2 8 0。該手順は終了し、該シース組立体は使い捨てられ 2 8 2、そしてもう 1 つの殺菌したシース組立体がもう 1 つの手順用にプローブに取り付けられる 2 8 4。

40

【 0 0 7 4 】

好ましい実施例は多数スペクトル画像形成能力を提供する。この実施例は、700 nm - 1200 nm の波長範囲に亘り画像を提供するための光源及び検出器の使用を含む。これはユーザーが組織を観察するために血液を通して見ることを可能にする。

【 0 0 7 5 】

もう 1 つの実施例は、組織を治療することが出来るよう、紫外線 (UV) 領域の電磁スペクトル (10 nm - 380 nm) を使う。325 - 250 nm の範囲の紫外線光は一緒に引き、焼灼することが出来る。照明システムに光を提供するためにレーザー又は従来の

50

広帯域光源を使うことが出来る。画像形成ファイバー束は、1つ以上の光源からの光を個別に又は同時に該ファイバー束に結合するために、ハンドル内のビームスプリッターと共に照明用に使われてもよい。

【0076】

本発明の実施例は、身体の内面の診断用画像形成を行うためにオフィススペースの環境で使われてもよい。ここで使われる時オフィススペースは、例に依れば、病院手術室、病院手順室、オートクレーブの様な殺菌手段に近い室、等の様な本質的に殺菌された環境とは別の場所を呼ぶ。オフィス場所の例は、医師のオフィスの検査室、スポーツ用総合ビル内のロッカー室に隣接するトレーニング室、救急車、住居、野戦病院、病院通路、検査室、緊急室、オフィスビル、店舗等であるが、それらに限定されない。

10

【0077】

小型内視鏡20全体のサイトでの殺菌は、挿入サイト近傍で患者の皮膚に直接接触する全面を使い捨てにすることにより避けられる。該使い捨て可能な部分はそれらが1つの手順用に利用されるまで、殺菌したパッケージング内に保持される。使い捨て部品の使用は該小型内視鏡20が、ルーチンのアースロアンテシス(arthroantesis)用に使われるそれらの様な受け入れられた標準看護ガイドラインに従い使われることを可能にする。

【0078】

加えて、小型内視鏡20は、望まれれば流体が使われ得るけれども、流体無しシステムとして動作する。流体無しシステムは、目標範囲、すなわち、本発明を使って視認される範囲、の近傍で患者の身体内に液体媒体、洗浄又は拡張流体(例えば、塩水溶液)が注入される必要のない事実を呼ぶ。換言すれば、該小型内視鏡は単に患者の皮膚を通して挿入され、追加の器具、注入手段、消耗物質を要せず、もし洗浄流体が目標範囲に注入され、そこから除去されるなら発生するであろう様な、該使い捨て部分の他の過剰な危険廃棄物を発生することなく、目標範囲を見るため使われる。

20

【0079】

該使い捨て部分20はその遠位の端部内の透明窓を使う使い捨て式針カバリングを有してもよい。該透明窓は患者の身体からの流体が該システムの非使い捨て部分(例えば、32)に接触するのを防止する。該使い捨て部分20と連携して動作する非使い捨て部分は、細いシャフトを有するが、該シャフトは該導入部内部をスライドし、ハンドル32内に配置された小型カメラへ、目標範囲の画像を導くために光ファイバー照明システムを有している。該光ファイバー照明システムは保護窓と、高解像度光ファイバーと、そして該カメラへ画像を運ぶレンズ伝送手段とを有する。又該使い捨て部分は、手術器具の導入用、或いは吸引による流体の排除用又は投薬の該目標範囲への導入用、のスライドポートを有する。

30

【0080】

本発明の実施例では、非常に携帯し易い小型の内視鏡画像形成システムが提供される。図21に示す該システムは、それが人により輸送され又は搬送され得る点で1人で持ち運び出来る。図21は、とりわけ、小型内視鏡20、ハンドル32、画像形成ユニット22、ケーブル290そしてラップトップコンピュータ292を有する携帯型内視鏡システム291の例示的实施例を図で示す。図21で、該内視鏡ユニット及び画像形成ユニット22はケーブル290によりラップトップコンピュータ292に直接接続される。例えば、画像形成ユニット22はビデオ信号を出力し、該信号はラップトップコンピュータ292上のビデオインジャックへ送られる。ラップトップコンピュータ292は次いで患者情報、セッション詳細、を入れるため使われ、該手順が行われる時実時間画像データを表示するため使われる。

40

【0081】

該携帯型内視鏡システムの実施例は、画像データのラップトップコンピュータ292へ接続を実現するためにパーソナルコンピュータメモリーカード国際協会{ピーシーエムシーアイエイ(PCMCIA)}カードを使う。ピーシーエムシーアイエイカードは当該技

50

術で公知の工業標準カードであるか、又は該小型内視鏡と共に使用するよう特に適合されてもよい。特に適合されたピーシーエムシーアイエイカードは該画像形成ユニットから受信したビデオ信号を受信し、処理するためのハードウェアを有してもよい。ピーシーエムシーアイエイカード 294 の出力は処理された画像データを該ラップトップコンピュータに付随するディスプレイへ送るために工業標準データフォーマットであってもよい。

【0082】

携帯型内視鏡システム 291 はデータをラップトップコンピュータ 292 へ送るために、画像形成ユニット又はインターフェースボックス 32 及びインターフェースボックスケーブル 290 を有する。インタフェースボックスは、ピーシーエムシーアイエイカード 294 で又は直接ラップトップコンピュータ 292 内部で使われるよりも複雑な画像形成、画像処理そしてデータ通信ハードウェア、及び / 又はソフトウェアを有してもよい。該インターフェースボックス 296 は、小型内視鏡 20 の遠位の端部を通して受けたデータに実時間画像改善を行うよう構成されてもよい。画像改善は、小型内視鏡 20 内のより低廉な部品を利用しながら、診断を行うに好適な画像を作るために使われてもよい。例に依ると、画像データを該インターフェースボックスへ提供するために、屈折率分布型レンズが小型内視鏡 20 内で使われてもよい。該インターフェースボックスは、屈折率分布型レンズの縁により作られる画像品質を改善するための画像処理アルゴリズムを使ってもよい。次いでインターフェースボックスは画像データを工業標準フォーマットでケーブルによりラップトップコンピュータ 292 へ送る。該システムは又ディスプレイ 295 及び光源システム 296 を輸送するための設置部をカート 298 上に有してもよい。該システムは画像形成及び処置用に、赤外線又は紫外線光源のみならず可視光画像形成用の、標準ランプを有してもよい。

10

20

【0083】

典型的にランダムアクセスメモリー { ラム (RAM) } 及びリードオンリーメモリー { ロム (ROM) } と組み合わされたマイクロプロセッサから成る中央処理ユニット { シーピーユー (CPU) } を有する一般的アーキテクチャーが使われてもよい。該シーピーユーは又キャッシュメモリー及びプログラマブルなフラッシュロム (Flash ROM) を備えることが多い。該マイクロプロセッサと該種々の種類のシーピーユーメモリーの間のインターフェースは屢々ローカルバスと呼ばれるが、より一般的な又は工業標準のバスであってもよい。シーピーユーは、オペレーティングシステム、ユーザーにより開発されたアプリケーション、診断ツール、患者データ病院サーバー、ヘルスプロバイダーコンピュータ、そして遠隔のエキスパート付随のコンピュータ、と組み合わされた機械読み込み可能な、又は関数実行可能な、インストラクションを処理し、翻訳する。グラフィカルユーザーインターフェース { ジーユーアイ (GUI) } が画像視認のみならず患者データエントリ及び表示用に使われてもよい。

30

【0084】

多くの計算用プラットフォームは又、ハードディスクドライブ { エイチデーデー (HDD) }、フロッピーディスクドライブ、コンパクトディスクドライブ (CD、CD-R、CD-RW、DVD、DVD-R 他)、そして専有のディスク及びテープドライブ { 例えば、アイオメガジップテーエム (Iomega Zip™) そしてジャズテーエム (Jaz™)、他 }、の様な 1 つ以上の記憶部ドライブを備える。加えて、或る記憶部ドライブはネットワークベースの記憶システムの様なコンピュータネットワーク上でアクセス可能であってもよい。該ラムは、小型内視鏡から受けた画像データを処理し、表示するためのソフトウェアアプリケーションを操作するのに必要な機械読み出し可能なインストラクションと情報を記憶することが出来る。

40

【0085】

多くの計算用プラットフォームは該計算用プラットフォームの意図された機能に依り、1 つ以上の通信インターフェースを備える。例えば、パーソナルコンピュータ、ラップトップコンピュータ、又はベルト装着可能コンピュータは屢々高速直列ポート (RS-232, RS-422、他)、改善型並列ポート { イーピーピー (EPP) } 及び 1 つ以上の

50

汎用直列バス（USB）ポートを備える。該計算用プラットフォームは又イーサネットカードの様なローカルエリアネットワーク（ラン）インターフェース、及び高性能直列バスIEEE-1394の様な他の高速インターフェースを備える。

【0086】

無線電話及び無線ネットワーク化ピーデーエイエス（PDA's）の様な計算用プラットフォームは同様に、アンテナとの無線周波（RF）インターフェースを備えてもよい。或る場合は、該計算用プラットフォームは赤外線データ配備（IrDA）インターフェースを備えてもよい。

【0087】

計算用プラットフォームは屢々工業標準アーキテクチャー{アイエスエイ（ISA）}、改善工業標準アーキテクチャー{イーアイエスエイ（EISA）}、周辺部品インターコネクト{ピーシーアイ（PCI）}、パーソナルコンピュータメモリーカード国際協会（ピーシーエムシーアイエイ）の様な1つ以上の内部拡張スロット、又は音響カード、メモリーボードそしてグラフィックスアクセレレーターの様な他のハードウェア追加用の専有インターフェーススロットを装備する。

10

【0088】

加えて、ラップトップコンピュータ及びピーデーエイエスの様な多くのユニットは、ユーザーに、ピーシーエムシーアイエイカード、スマートメディア（Smart Media）カードの様なハードウェア拡張デバイス、そして除去可能なハードドライブ、CDドライブ、及びフロッピードライブの様な種々の占有モジュール、を容易に設置又は除去する能力を可能にする1つ以上の外部拡張スロットを備える。

20

【0089】

屢々、記憶デバイス、通信インターフェース、内部拡張スロット及び外部拡張スロットはアイエスエイ、イーアイエスエイ、又はピーシーアイの様な標準又は工業用オープンバスアーキテクチャーを介して該シーピーユーと相互接続される。

【0090】

計算用プラットフォームは通常、キーボード又はキーパッド、及びマウス又はポインターデバイス、及び/又はタッチスクリーンディスプレイの様な1つ以上のユーザー入力デバイスを備える。パーソナルコンピュータの場合、フルサイズキーボードはマウス、又はトラックボール又はトラックポイント（Track Point）の様なポインターデバイスを共に備えることが多い。ウェブイネーブルド無線電話の場合、簡単なキーパッドは1つ以上の特定機能向けキー（function-specific keys）を備えてもよい。ピーデーエイの場合、タッチスクリーンは手書き認識能力を通常備えることが多く、ラップトップコンピュータの場合、小型キーボードとタッチ感応ディスプレイが提供される。

30

【0091】

加えて、ウェブイネーブルド無線電話のマイクロフォン又はパーソナルコンピュータのマイクロフォン、の様なマイクロフォンが計算用プラットフォームで供給される。このマイクロフォンは、ウェブサイトの音声ナビゲーションの様なユーザー選択、小型内視鏡20の操作に付随するユーザーメニューを入れるため、データを遠隔の場所へ送るため、或いは電話番号を自動ダイヤルするため使われてもよい。普通ソフトウェアの形の音声認識能力が該コンピュータとの言語ベースの交流を実現するため使われてもよい。

40

【0092】

多くの計算用プラットフォームは又、静止画デジタルカメラ又はフルモーションビデオデジタルカメラの様なカメラデバイスを装備するが、該カメラデバイスは、該内視鏡手順を行う人と、該手順をガイドする遠隔のエキスパートとの間の協力を実現し、ネットワーク化されたディスプレイデバイスにより本質的に実時間で結果を解釈するため使われる。

【0093】

ディスプレイの様な1つ以上のユーザー出力デバイスが大抵の計算用プラットフォームに於いて提供される。該ディスプレイは、陰極線管{シーアールター（CRT）}、薄膜

50

トランジスタ { テーエフター (T F T) } 配列、発光ダイオード { エルイーデー (L E D) } の簡単なセット、液晶ディスプレイ { エルシーデー (L C D) } 指示器、ヘッドアップ (すなわち、手は自由) ディスプレー、又は投影ディスプレイを含む多くの形式を取ってもよい。

【 0 0 9 4 】

1 つ以上のスピーカー及び / 又は呼び出し装置も又計算用プラットフォームと組み合わされることが多い。該スピーカーは音声インストラクションを再生するため使われてもよい。呼び出し装置は、ピーデーエイエス及びピーアイエムエス (P I M s) の様な或るデバイスで普通見出される、単なるピーブ発生器又はブザーの形を取ってもよい。呼び出し装置はエラーが起こったことをシステムの操作者に警告するため使われてもよい。これらのユーザー入力及び出力デバイスは占有バス構造体及び / 又はインターフェースを経由してシーピーユーに直接相互接続されるか、又はそれらはアイエスエイ、イーアイエスエイ、ピーシーアイ、他の様な 1 つ以上の工業用オープンバスを通して相互接続されてもよい。又該計算用プラットフォームは、該計算用プラットフォームの望まれた機能を実施する 1 つ以上のソフトウェア及びファームウェアプログラムを備えている。

10

【 0 0 9 5 】

この範囲の計算用プラットフォーム上には一般化されたソフトウェア及びファームウェアの編成がある。ワードプロセサー、スプレッドシート、コンタクトマネージメントユーティリティ、アドレスブック、カレンダー、イーメールクライアント、患者追跡、オペレーティングシステム用ユーザーメニュー、他の様な、1 つ以上のオペレーティングシステム {

20

【 0 0 9 6 】

又計算用プラットフォームは、ブラウザープラグインの様なブラウザーへの 1 つ以上の拡張部をも有するウェブブラウザー又はマイクロブラウザーの形を備え、ネットワーク上で画像データの送信及び受信を実現するよう構成されることが多い。

【 0 0 9 7 】

計算用デバイスは、マイクロソフトウィンドウズ (M i c r o s o f t W i n d o w s) 、ユニックス (U N I X) 、アイビーエムオーエス / 2 (I B M O S / 2) 、又はエイアイエックス (A I X) 、リナックス (L I N U X) 、マックオーエス (M A C O S) 、サン ソラリス (S u n S o l a r i s) 、又は他の特定プラットフォーム向けオペレーティングシステムの様なオペレーティングシステムを備えることが多い。ピーデーエイエス及び無線電話の様な小さいデバイスは実時間オペレーティングシステム {

30

【 0 0 9 8 】

該オペレーティングシステムとプログラムが、該計算用プラットフォームで提供される特定のハードウェア機能とインターフェースし、それを制御することが出来るようにするために、基本的入力及び出力機能 { バイオス (B I O S) } とハードウェアデバイスドライバ 3 5 6 のセットが提供されることが多い。加えて、1 つ以上の埋め込みファームウェア 3 5 8 が普通、多くの計算用プラットフォームと共に提供されるが、該ファームウェアはマイクロコントローラー又はハードドライブ、通信プロセサー、ネットワークインターフェースカード、又は音声又はグラフィックカードの様な周辺デバイスの部分としてオンボード又は埋め込みマイクロプロセサーにより実行される。

40

【 0 0 9 9 】

パーソナルコンピュータ、ラップトップ、ワークステーション、サーバー、ウェブイーネーブルド電話、及び他の同様の機器を含むが、それらに限定されない、広範な種類の計算

50

用プラットフォームの種々のハードウェア部品、ソフトウェア及びファームウェアプログラムが使われてもよい。本発明の精神と範囲から離れることなく、下記の方法及び過程が、部分又は全体で、ハードウェア機能として代わりに実現されることは当業者により容易に認識されるであろう。

【0100】

例示のシステムはネットワークと連携して動作する携帯型システムを使用する。携帯型システムを含むドクターのオフィス、ネットワーク、自体に付随するデータ記憶装置を有する健康保険プロバイダー、データ記憶装置を有する病院サーバー、遠隔のエキスパートコンピュータそしてネットワークベースの記憶システム。

【0101】

ドクターのオフィスは1人以上の患者の診断評価を行うために携帯型システムを使う。セッションから得られた画像データはラップトップコンピュータのメモリー上に記憶され、ネットワークにより1つ以上の遠隔の場所に送られる。該ネットワークはどんな種類のネットワークプロトコルをランさせてもよいネットワークで、かつどんな種類のネットワークでもよい。例によれば、該ネットワークは、団体場所又は大学キャンパス内で動作するローカルエリアネットワーク(LAN)の様なイントラネット、市街及びその周囲郊外の様な地理的領域内で動作する首都範囲ネットワーク{マン(MAN)}、又は世界的ウェブの様なワイドエリアネットワーク{ワン(WAN)}でもよい。加えて、該ネットワークは、例えば、伝送制御プロトコル及びインターネットプロトコル{テーシービー/アイピー(TCP/IP)}、非同期転送モード{エイターエム(ATM)}、同期光学的ネットワーク{ソネット(Sonet)}、フレームリレー、サービス統合デジタルネットワーク{アイエスデーエヌ(ISDN)}、開放型最短路ファースト{オーエスピーエフ(OSPF)}、他の様などんな種類のネットワークプロトコルをランさせてもよい。該ネットワークはネットワーク要素及び場所を接続するため複数のリンクを使う。リンクは有線リンク及び/又は無線リンクから成ってもよい。有線リンクの例は同軸ケーブル、ツイストペアケーブル、光ファイバー他であるが、それらに限定されず、無線リンクの例はIEEE 802.11ベースのリンクの様な無線周波(RF)又は自由空間光学的リンクであるがそれらに限定されない。該ネットワークは又、該ネットワークへのアクセスを提供し、コンピュータワーム及びウイルスの様な悪質なコードを含むネットワークトラフィックのみならず、デニアルオブサービスアタック(denial-of-service attacks)の様な望ましくないネットワークトラフィックに対する保護を提供する、通路門及び/又は防火壁をも有する。

【0102】

携帯型システムからネットワークへ輸送されたデータは健康保険プロバイダーへ導かれる。該健康保険プロバイダーは受信したデータを将来使用のためにリンクによりデータ記憶装置に記録保管してもよい。該健康保険プロバイダーは本発明を使用する内視鏡手順中得られたデータを検討するため、単独で又は自動分析システムと組み合わせて、それ自身のエキスパートを使う。携帯型システムは又データを病院サーバーへ送る。該病院サーバーは更にリンクによりそれに接続されたデータ記憶装置を有する。病院サーバーは協力を有する患者と組み合わせられたデータを保持する貯蔵源として役立ってもよい。例によれば、もし患者が携帯型システムを使って得られた診断に基づいた手術を要するなら、該画像データは適当なそして完全な治療が効率的仕方で行われることを保証するために、手術前又は手術中に外科医により検討されてもよい。

【0103】

携帯型システムを使って得られたデータは更にネットワークにより遠隔のエキスパートコンピュータへ送られてもよい。遠隔のエキスパートは、遠隔のエキスパートコンピュータを使い、事後に又は準実時間で画像データを検討する。該遠隔の専門家は、もっと侵襲性の手順を計画する前にセカンドオピニオンを提供するか、又は該遠隔のエキスパートは、熟達したオペレーターが小型内視鏡20で該手順を行う状況で第1の診断を提供してもよい。例えば、災害救助要員が遠隔地の場面におり、災害被害者に診断手順を行ってもよ

い。遠隔のエキスパートは、該診断手順に関して当該場面の要員を導くために、実時間で自由空間衛星ネットワーク上で受信される画像データを見てもよい。該遠隔のエキスパートは、被害者／患者上の挿入位置をマークし、針カバリングを導入し、内視鏡20を操作するよう、場面の要員を導き、次いでサイトにいる必要無しに該被害者用の精確な治療を推奨するため実時間データを使ってもよい。携帯型システムからのデータは更にネットワークベースの記憶システムへ送られる。該ネットワークベース記憶システムはラップトップコンピュータ上にある画像データ用の確実な余分の記憶装置として役立ってもよい。加えて、該ネットワークベースの記憶システムは、もし該データがラップトップコンピュータ上のみで保たれる場合よりもっと容易に再生用にアクセスされる場所に画像データを保つのに役立つ。該システム及び他の遠隔の実体は、本発明の精神から離れること無しに携帯型システムを使って通信されてもよい。

10

【0104】

携帯型システムと連携する該小型内視鏡20を使う好ましい方法は、診断手順を行う過程を含む。該システムは該手順が行われる検査室又は他のサイト内へ車で輸送されてもよい。次いで、カメラは視認システムに接続される。次に挿入サイトが患者の身体上に用意される。該挿入サイトの用意は、とりわけ、医学的に承認された書き込み器具を使ってサイトをマークし、該範囲を殺菌溶液他で洗浄する過程を有する。使い捨て式針カバリングは画像形成及び視認システムに接続されてもよい。ここで前に論じた様に、小型内視鏡20の使い捨て部分のみが患者に接触するので、サイト上で特別な殺菌過程は適用される必要はない。小型内視鏡20の針カバリングは次いで患者の目標範囲内に挿入される。針先端が目標の近傍に入った後、該画像形成及び視認システムは賦活される。診断手順中ラップトップコンピュータを使って画像データが視認され、記録される。該診断が完了すると、針は目標範囲から抜き取られる。針抜き取り後、挿入場所は、縫合糸、1時的傷包帯剤用に承認された液体接着剤、パタフライ蓋、又はガーゼ或いは包帯の様な従来の小さい傷用包帯を使って手当されてもよい。

20

【0105】

記録された画像データは診断医により検討され、手順室で患者に示される。検討後、記録データはラップトップコンピュータ上、除去可能記憶媒体上、又はネットワークベースの記憶システムにより局所的に保管される。加えて、英数字及び／又は音声注釈と共に画像データはネットワークを使って1つ以上の遠隔地へ送られる。次いで携帯型システムはその貯蔵場所へ戻され、患者は、複雑な麻酔は要しなかったので、手順後直ちに放任される。

30

【0106】

本発明を例示する実施例が上記で説明され、図で示されたが、本発明はそれに限定されない。本発明の精神から離れることなく、本開示に照らして多くの代わりの実施例と実用例が可能である。例えば、該携帯型システムは分散型アーキテクチャーで展開されてもよく、そこではユーザーは、患者と、要素20、21及び22を有する小型内視鏡と、を伴って第1の地理的位置に配置され、一方、ラップトップコンピュータディスプレイは或る距離離れて配置され、無線ネットワークにより該小型内視鏡に接続される。もう1つの代わりの実施例では、本発明は、戦場のトリアージでの使用に、及び／又は遠隔で険しい場所での災害への対応用に、耐衝撃構成で展開されてもよい。なお他の実施例では、該携帯型内視鏡システムは、列車、救急車、飛行機、船、移動体、他の様な機械化運搬機内に一体化されてもよい。なお他の実施例では、該携帯型内視鏡システムを使って発生された画像は訓練目的で再生され、使われてもよい。なお更に進んだ実施例では、該携帯型内視鏡システムは画像データを受信するためにハンドルへの短い範囲で高い帯域巾リンクを有するベルトに装着可能なコンピュータを有してもよい。この実施例では、ハンドルは再充電可能なバッテリーの様な自給型電源を有する。この実施例は更にユーザーの頭上に帯びられるヘッドアップディスプレイを利用してもよい。この様な構成はユーザーに最高の可動性と最小の重さを提供する。ベルト装着可能な実施例は更に無線リンクにより該ネットワークと通信してもよい。

40

50

【0107】

なおもう1つの代わりの実施例では、ラップトップコンピュータは眺えられた処理デバイスと置き換えられてもよく、該デバイスは本質的にどんな形状ファクターとユーザーインターフェース構成を帯びてもよい。例えば、唯オン/オフスイッチのみを有する専用処理モジュールを持つことは望ましい。スイッチがオンにされると、該専用化処理デバイスは画像データを集め、それを、後刻の検討用に記憶するか、又はそれは高周波無線通信又は自由空間光学的リンクを使ってデータを遠隔の場所へ自動的に送信してもよい。

【0108】

図22Aは、カメラモジュール404、光学のカプラー406、プロセッサ408、無線通信モジュール410、無線アンテナ412、バッテリー414及び電力調整器416を有するハンドル402を備える、本発明による携帯型内視鏡400のもう1つの好ましい実施例を図で示す。又該携帯型システムにはハンドル402内の光源418が含まれる。該光源418は、ニュージャージー州バリンTONのエドモンド光学機器(Edmund Optics, Barrington, N.J.)から入手可能なイーオーエス(EOS)LED光ファイバー照明部の様なLED組立体を有するのが好ましい。該光源は又1つ以上のレーザーダイオード又はレーザーダイオードとLEDの組み合わせを有してもよく、スペクトルの紫外線部分のレーザー又はレーザーダイオードが、診断目的又は焼灼用に組織内で蛍光を誘起するため使われてもよい。該ハンドルはユーザーが該ハンドルを電氣的に操作するために使うボタンを有する制御パネル409を備えてもよい。

【0109】

該カメラ404はトランスチップイスラエル研究センター社(Trans Chip Israel Research Center, Ltd.)から入手可能なテーシー(TC)7040二百万画素CMOS画像形成センサーデバイスの様なCCD又はCMOS画像形成センサーであってもよい。このデバイスは1600×1200画素カラーセンサー配列を有し、該配列は1つのチップパッケージ内にクロック、制御部、画像プロセッサ及びローカルエスラム(SRAM)メモリーと共にパッケージされる。該カメラは可視部分のみならずスペクトル(750-1000nm)の赤外線部分でも感度を有するのが好ましい。或る応用では、これが血液を通した組織の画像形成を改善するので、例えば1500nmから1900nmの範囲の光を検出することが出来る赤外線画像形成センサーを使うのが好ましい。該検出器用にスペクトル又はカットオフフィルター407のみならず赤外線光源も或るスペクトル画像形成応用に必要とされる。

【0110】

ここで前に説明した使い捨て品420は、光源からの光を、該使い捨て品のカプラー424内の光ファイバー照明束内に結合するポート422を有する。シースの遠位の端部はカット用要素425を有するが、該要素は挿入及び画像形成時は引き込められ、身体内の関心のある領域から組織サンプルをカットするためにワイヤ又は他の手段により機械的に駆動されてもよい。

【0111】

ハンドル402は又それに取り付けられた使い捨て部品を独特に識別するバーコードリーダー442又は他のデバイスを有することが出来る。該バーコード440は図23に示す使い捨て式カプラー424の近位の端部上に印されてもよい。このバーコードは半径方向の又は長方形の配列を有してもよい。半径方向配列はリーダー442を過ぎるよう走査され、一方カプラー424はハンドル402でロックされた位置に回転される。代わりに、無線周波識別{アールエフアイデー(RFID)}システムの様な、或る他の電子的識別及び記録デバイスが使われてもよく、或いは直列番号を有するチップが該使い捨て品内にあってもよい。これは安全及び記録/在庫管理の目的で使われてもよい。もう1つの代わりの実施例では、1つ以上使い捨て部品が機械読み出し可能な要素又は上記説明のコードを有するバッグ、容器又はパッケージ内に挿入されてもよい。この機械読み出し可能な要素は該パッケージ内に含まれる該使い捨て品又は使い捨てキットを独特に識別する。このキットは、本発明の種々の実施例に関連して説明した使い捨て式のシース、套管及び套

管針を含む。図 28 の処理シーケンス 480 で説明する様に、該機械読みだし可能なパッケージ又は容器 482 は、バーコードセンサーの様なスキャナーで走査されるが、該センサーはシステムコンピュータに接続され、該コンピュータは特定の使い捨てパッケージ又はキットを記録し 484、そして該システムの動作をイネーブルにする 486。画像を得るために該使い捨て品が取り付けられ、使われた 488 後、該使い捨て品は取り外され、安全のため処分される。該システムコンピュータは、該システムを更に進んで運転させる前に、走査されるべき新パッケージコードを要するソフトウェアプログラムでプログラムされている。

【0112】

無線モジュールはハンドルから、デスクトップ又はラップトップのコンピュータと通信する受信器へのビデオの送達を提供する。又該コンピュータ及び付随ディスプレイへの接続を提供するために、ケーブル 405 がオプションで該ハンドル 402 に接続されてもよい。又ユーザーによる視認用にディスプレイ 450 が該ハンドル 402 内に直接一体化されてもよい。該カメラで取られたビデオ又は静止画像は又、コンパクトフラッシュカード、CD、DVD、ミニDVD又はSDカードの様な除去可能な媒体上に記録されてもよい。コンパクトな媒体が該ハンドル 402 内のスロット内に挿入されてもよい。

【0113】

或る応用には、光を同様に組織上に送るために画像形成導波管を使うことが望ましい。該ハンドル内のビームスプリッターは前に説明した様にこの目的で使われてもよい。

【0114】

ハンドル 402 は又ベースユニット 460 と連結するよう構成されてもよく、該ユニットはトランシーバー 462 で該プロセッサ 408 との間で画像及びデータを送受信する。該ベース 460 は又バッテリー 414 の再充電器として使われ、ネットワーク又はインターネット接続、ファクシミリデバイス又は標準電話データ接続用の通信回路を有する。内視鏡 400 は図 22B に示すその様なシステム 470 とインターフェースする。該内視鏡との接続 479 は有線式又は無線式であってもよい。無線送信器/受信器 471 は該内視鏡 400 に制御信号を提供するようプログラムされたプロセッサ 472 に接続される。該プロセッサは画像データを受信するが、該データはメモリー 492 に記憶されるか又はデバイス 494 でプリントされるか又は電子的にコピーされる。ディスプレイ 495 を有する、テキサス州オースチンのモーションコンピューティング社 (Motion Computing, Inc., of Austin, Texas) により提供されるそれらの様なディスプレイデバイス 474 がユニット 470 と一体化されるか又は送受信器 475 を使ってユニット 470 又は他のネットワークと無線通信してもよい。デバイス 474 は又コネクタ 473, 478 を使ってシステム 470 と連結する。デバイス 474 はバッテリー 476 により電力を与えられ、そして又センサー 477 を有するが、該センサーは患者、使い捨て式シース又は他の機械読み出し可能なデータを識別するため使われてもよい。センサー 477 はバーコードリーダー又はここで前に説明した他の識別センサーであってもよい。図 22A 及び 22B に示すシステムは約 4.54 kg (10 ポンド) 以下の重さを有する携帯型設計で実現されてもよい。

【0115】

該使い捨て品は又側方視認の応用のために、遠位の端部のレンズ、又はプリズム又はミラーを有してもよい。該使い捨て品は応用に依り 20 mm と 2500 mm の間の長さを有してもよい。手又は足の様な小さな関節又は骨用には、20 mm から 800 mm の範囲のより短い長さが使われる。膝及び肩用には、800 mm から 1500 mm の範囲の長さが使われ、腰の様な応用には、1500 mm から 2500 mm までのより長い長さが使われる。胸及び脳の様な画像形成応用には、可視部分のスペクトルでの画像形成は、近赤外線又は赤外線部分のスペクトルでの画像形成により補足される。これはマンモグラフィでの選別を補足するために使われてもよい。他の画像形成及び診断応用は卵巣癌診断画像形成及びスペクトル診断、子宮内膜症、出生前診断画像形成、脱出症又は類線維画像形成及び治療、そして尿路診断を含む。該システムは又耳、鼻及び咽喉を含む上部呼吸器応用に

10

20

30

40

50

も使われる。これらの実施例は、遠位の画像形成チャンネル組立体を収容し、該使い捨て式シースのチューブ状壁を形成するためポリマーチューブが使われる柔軟なプローブを使う。又、もし必要なら組織サンプルを集めるために生検が使われてもよい。色素又は組織自動蛍光法も、例えば300nmから500nmの範囲の波長で放射するレーザーダイオードの様な狭帯域光源を用いて利用されてもよい。窒化ガリウムダイオードレーザーがこの目的用に使われてもよい。

【0116】

図24Aは照明ファイバー502がハンドル500に堅く取り付けられた好ましい実施例を示す。使い捨て品510はコネクタ512でハンドルに取り付けられ、角度付けされた又は側方の視認用にレンズ520又はミラー又はプリズム540を有する。この様な実施例の側面断面図は図24Bで示され、それは図17Bの断面図でも見られる。この実施例は使い捨て式シース204の端部上の遠位の窓560を使うが、該窓は該シースに対する流体の漏れないシールを有する。この実施例では、該窓は外側透明要素又は照明窓562を有し、該窓は光線217, 219で示す遠位の方向に該ファイバー216から該照明光を送る。該窓560は別の内側要素又は光収集窓564を有してもよく、該窓は関心のある被照明領域から戻る光を受ける。該外側及び内側窓要素は光バリヤ566により光学的に分離されるが、該バリヤは、例えば、接着剤を使って該外側及び内側両要素562, 564に取り付けられたステンレス鋼スペーサーであってもよい。該画像形成ファイバー26は、要素564を通して集められ、縦軸線565に略沿って該画像形成ファイバー上にレンズシステム225により焦点合わせされた光を受ける。

10

20

【0117】

図24C-Eには使い捨て式シース600と画像形成及び照明組立体620を有する小径内視鏡の好ましい実施例の断面図が示される。図24Cに示す使い捨て式シース600は照明チャンネルを組み入れず、寧ろここに説明した窓組立体を用いて該遠位の端部でシールされた薄い壁のチューブ602を有する。該チューブ602はその近位の端部でハブ604に取り付けられるが、該ハブはシースハウジング要素605上に設置された套管コネクタ606を有する。シースコネクタ610はハウジング要素605の近位の側部に取り付けられ、殺菌したバリヤ608はハウジング要素605の外壁に取り付けられる。

30

【0118】

シースコネクタ610は、画像形成及び照明組立体620のシース600内への挿入時、嵌合するコネクタ624上のオーリング626が該コネクタ610内へ“パチンと填る”ようオーリング溝612を有する。挿入時、チューブ622の遠位の端部は該コネクタ610内の中央開口部を通り、チューブ602の近位の開口部614内へ挿入される。ハンドル625上の該遠位のハブ621の遠位の面629は要素605の近位の面607に対し接する。この実施例では、図24Dに示す様に、光ファイバー照明束628は遠位のハブ621を通り光学的カプラー627まで延びるが、該カプラーは、図16Eの実施例に於ける様に、光源をシールする窓の必要もなく光源に光学的に結合される。図24Dの実施例は、上記で説明したことを除けば、図16Eのそれらと同一ハンドル部品を有してもよい。図24Eで示す組み立てられたユニットは使用するよう用意済みの状態である。

40

【0119】

シース600のチューブ602の遠位の端部640が図24Fの実施例で示される。外径642は3mm以下であり、好ましい実施例では2mm以下である。該シースの特定の例は1.7mmと1.2mmの外径を有する。多くの応用では、患者の不快感を最小化するために、より細い直径が重要である。遠位の端部640は窓組立体648でシールされる。該窓組立体648は、光収集面積 C_A を有する光収集窓650と、窓650の回りで円周方向に延びる照明面積 I_A を有する照明窓652を備える。接着剤で位置的に保持される不透明接着剤層又はチューブ要素654は、外側窓652と中央窓650の間の光バリヤを形成する。該窓650は使い捨て式シース600の光軸線644に沿うよう整合さ

50

れる。

【0120】

もう1つの好ましい実施例では、窓組立体648は角度付けられた視認を提供するためにプリズム組立体により置き換えられてもよい。代わりに、プリズム組立体は組立体620の遠位の端部に設置されるが、該組立体620は角度付けされた視認を提供するために該プリズム組立体に適合するよう形作られた窓組立体を有する使い捨て式シースにより封じられている。該プリズム組立体は、例えば、接着剤又はスナップコネクタにより遠位の端部に取り付けられてもよい。

【0121】

光照明面積 I_A の光収集面積 C_A に対する比は、該比が与えられた応用に必要な画像品質を提供するために必要な光分布を表すので、小径内視鏡では重要な計量値である。応用に依り、60度から75度の範囲の視野と、1.5mmから50mmの範囲の被写界深度を有することが望ましい関節鏡の応用には特に、該比が0.5から2.5の範囲にあることが好ましい。膝、肩又は腰の様な関節鏡の応用には、25 - 50mmの遠い場が重要なので該システムは3mm - 50mmの被写界深度を有するよう変えられる。手首又は足の様な小さな関節用には、1.5 - 25mmの範囲を有する近い場が好ましい。望ましい被写界深度用に画像形成を改善するよう開口絞り676は調節されてもよい。これは該照明ファイバーにより占められる容積を減じることにより大きな画像と視野を提供する。

【0122】

画像形成及び照明組立体620用のチューブ622の遠位の端部660が図24G - 24Hに示される。該チューブ622は該遠位の端部をシールする第2窓組立体662を有する。図24Gで見られる様に、該第2窓組立体662は内側窓675と、該内側窓675と外側窓677の間の不透明な光バリヤを提供する接着剤層又はチューブ684と、を有する。窓675の近位の面は薄膜の形の開口絞り676を有してもよい。レンズ680、682は接着剤でチューブ678内に固定される。該レンズ及び窓組立体662はカップリングチューブ674でチューブ672内の画像形成ファイバー670に設置される。次いで図24Gの組立体は、チューブ622と共に照明ファイバー664を保持する内側チューブ668内へスライドする。面686上の接着剤層は該窓組立体662をファイバー664の遠位の面に固定するため使われる。

【0123】

図24Iには、シース600内への挿入時の該画像形成組立体620の遠位の端部の断面が示される。窓組立体648は軸線644に沿って第2窓組立体662と整合される。外側チューブ602は3mm以下の、好ましくは2mm以下の外径642を有するのがよい。チューブ602の内径696は、チューブ622が、該第2窓組立体662の遠位の面が窓組立体648の近位の面に接するよう位置的にスライドする時、チューブ622の外径695に適合するのに十分な程に僅かに大きい。かくして、照明ファイバー664からの光は窓要素677及び652を通るよう導かれ、そして光は窓要素650と675を通して画像形成され、収集されるよう組織構造で反射する。該照明ファイバー664はチューブ622の内径694とチューブ668の外径693の間に位置する。該チューブ668の内径692はチューブ674の外径691より僅かに大きいので、上記説明の様にチューブ674は製造時に場所内へスライドする。好ましい実施例は、1.67mmのチューブ602の外径642、1.47mmのチューブ602の内径696、1.42mmの照明外側チューブ622の直径695、1.22mmの内径694を有するチューブ622、1.07mmの外径693と0.91mmの内径692を有する照明内側チューブ668を備えており、そして最後にチューブ674の外径691は0.89mmである。中央窓650はこの特定の実施例では0.6mmの直径を有する。この実施例の照明面積 I_A は約 1.09 mm^2 であり、収集窓は約 0.442 mm^2 の面積 C_A を有し、かくして約2.47の比を提供する。

【0124】

もう1つの実施例では、外側チューブ622、内側チューブ668そしてファイバー6

64を有する照明部品の製造時、該ファイバーの遠位の端部が接着剤と一緒に括られた後、内側テフロンチューブが除去され、かくして画像形成チャンネルが挿入されるより大きい直径の空洞を創るように、内側チューブ668用にテフロンチューブを使うのが有利である。中央窓の直径はその結果大きく、照明窓の内径もより大きく、それにより、照明面積を減じる。この実施例では、照明面積の収集面積に対する比は約1.6である。

【0125】

図25はハンドル550内のビームスプリッター554が光源552及び画像形成デバイス556の両者を1つのファイバー束に光学的に結合する実施例を図で示す。これは1つの光チャンネルを通しての照明及び光収集を提供する。該光源はここで前に説明した様にLEDソース及び/又はレーザーであってもよい。

10

【0126】

図26及び27には、本発明の好ましい実施例で使うために好適な光ファイバー照明套管800の側面及び端面断面図が示される。該套管組立体800は、次いで患者内へ遠位のプローブ820のチャンネル826を通して送られる流体を、該套管ハウジング802内へ導入する流体チャンネル816を有する流体コネクタ812に、堅く取り付けられた套管ハウジング802を有する。套管針804は、患者の組織内への該プローブの貫入に役立つ鋭い先端を有し、プローブ820の端部から遠位の方に延びる遠位の端部805を備える。套管針804はフランジ814を有するが、該フランジは、流体がチャンネル816を通して注入され、該套管針811の周りのチャンネル826を通して導かれるよう、該内側チャンネル815の壁に対しシールする。

20

【0127】

照明ファイバー808はケーブル810を経由して光源806に接続される。図27で見られる様に、ファイバー808の遠位の端部は、外側チューブ822と内側チューブ824の間でプローブ820の遠位の端部に於ける照明面を形成する。該ファイバーの遠位の面は、改良された挿入の容易さを提供する角度でカットされ、そして光を中央軸線828の方へ導く。該套管/套管針組立体の患者内への挿入と該套管針の除去の後、遠位の端部に窓を有する使い捨て式チューブ状シースを備える画像形成ユニットは、ここで略説明した様に、チャンネル826を通して挿入される。該シース又は画像形成組立体は又ここで説明した様に角度付けされた視認を提供するためプリズムを装備されてもよい。

【0128】

30

代わりに、前の実施例に於ける様に、光源が該ハンドル内に位置付けられ、照明ファイバー内に直接結合されてもよい。しかしながら、該照明ファイバーは、ハンドル内の光源から使い捨て式シースのハブ内のシール用窓を通して光を受ける光学のカプラーを近位の端部に持つであろう。これは画像形成ユニットの殺菌した環境を保持するために必要である。この実施例の殺菌したパリヤは、該画像形成ユニットへの近位のコネクタを有するハブに隣接する使い捨て式シースに取り付けられることが可能である。

【0129】

ここに説明され、図で示された部品の詳細、材料そして配置での多くの変更が、上記に含まれる開示に照らして当業者により行われ得る。従って、下記請求項は、ここで開示した実施例に限定されるべきでなく、特定の説明されたそれらの他の慣例を含み、法で許される程に広く解釈されるべきと理解される。

40

【図 1】

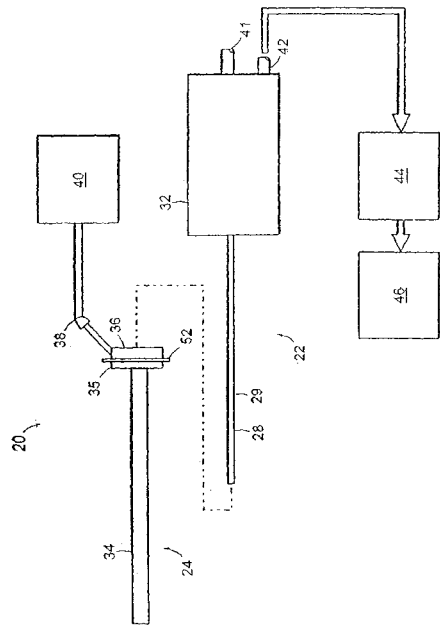


FIG. 1

【図 2】

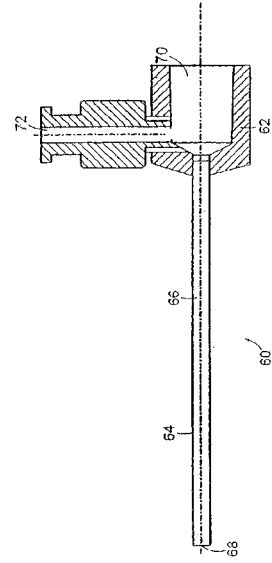


FIG. 2

【図 3】

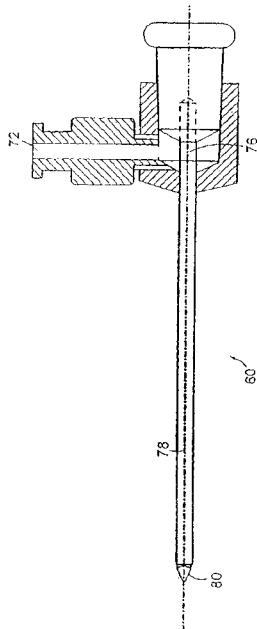


FIG. 3

【図 4】

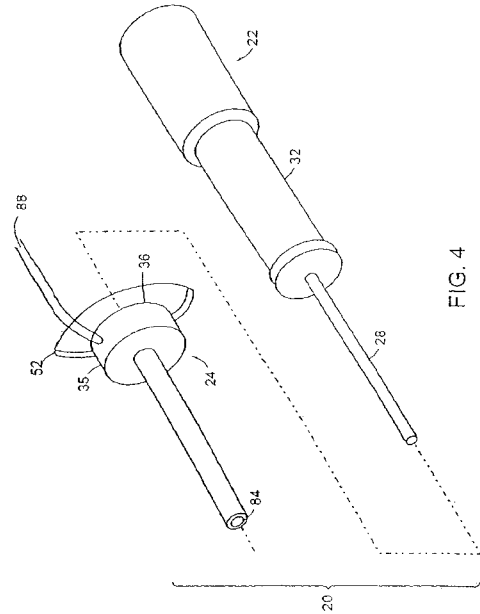


FIG. 4

【図 5】

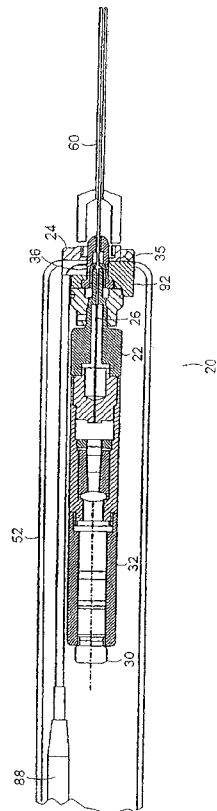


FIG. 5

【図 6 A】

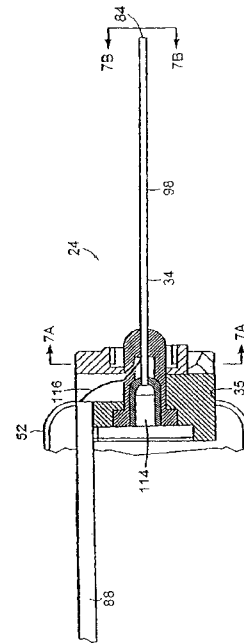


FIG. 6A

【図 6 B】

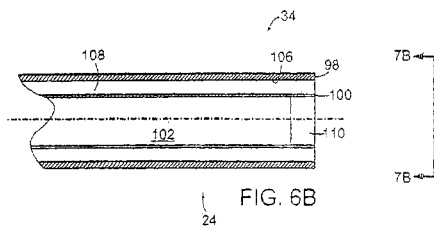


FIG. 6B

【図 8】

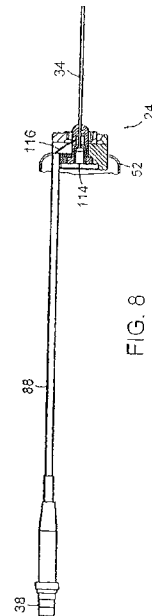


FIG. 8

【図 7 A】

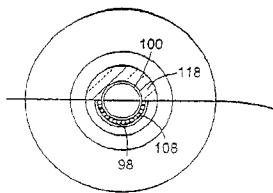


FIG. 7A

【図 7 B】

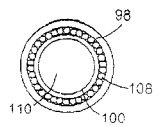


FIG. 7B

【図 9】

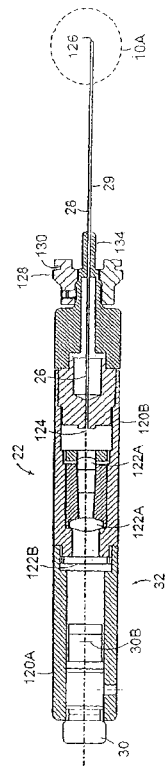


FIG. 9

【図 10 A】

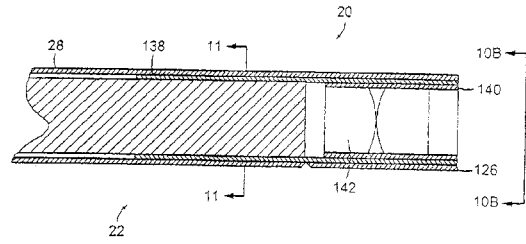


FIG. 10A

【図 10 B】

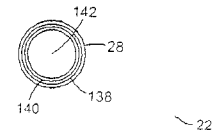


FIG. 10B

【図 11】

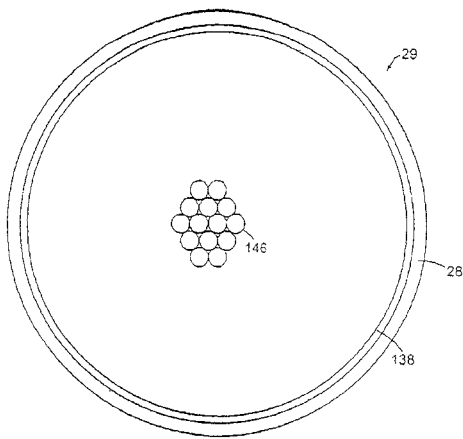


FIG. 11

【図 12】

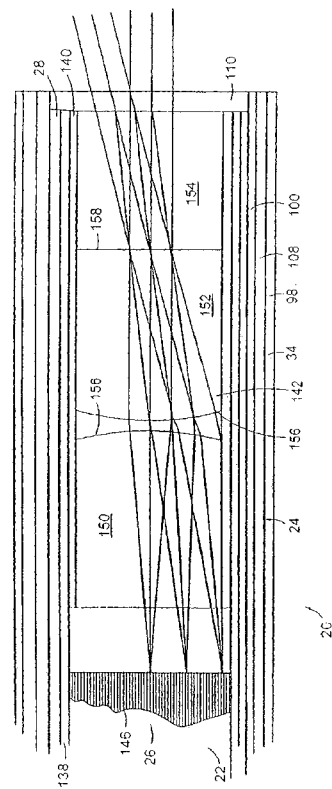


FIG. 12

【図 13】

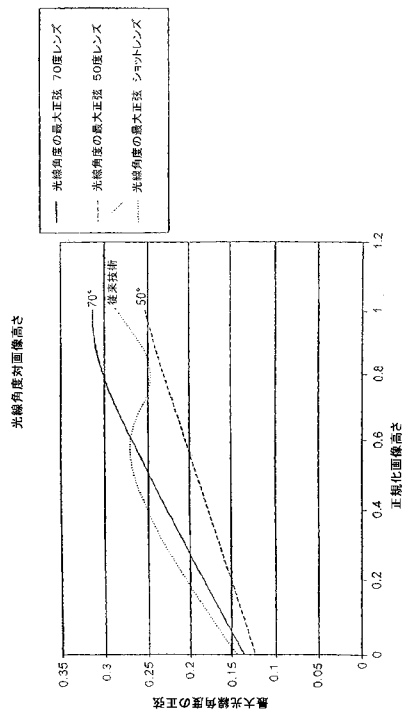


FIG. 13

【図 14】

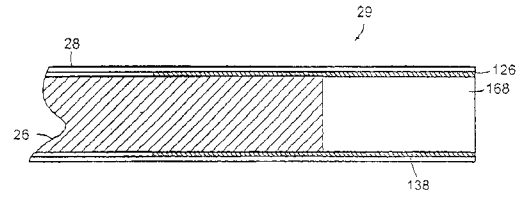


FIG. 14

【図 15】

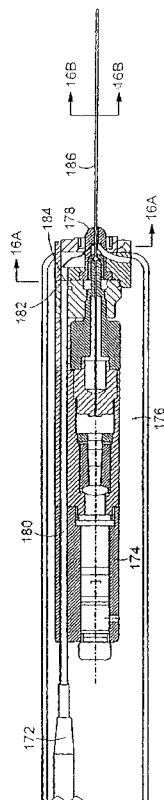


FIG. 15

【図 16 A】

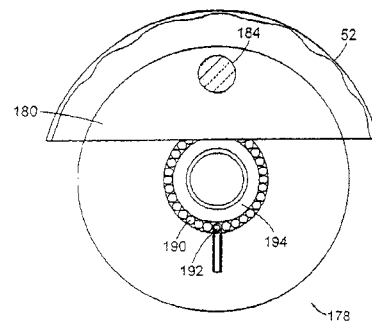


FIG. 16A

【図 16 B】

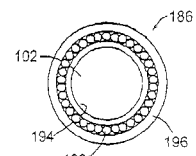


FIG. 16B

【図 16 C】

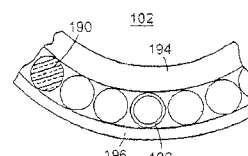


FIG. 16C

【図 16 D】

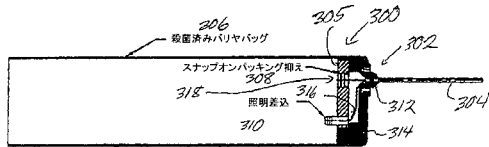


Fig. 16 D

【図 16 E】

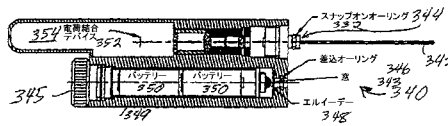


Fig. 16 E

【図 16 F】

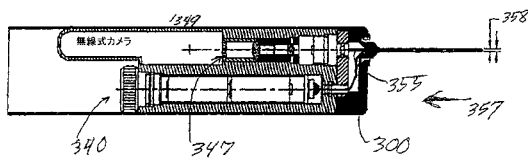


Fig. 16 F

【図 16 H】

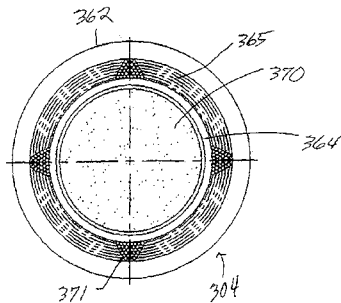


Fig. 16 H

【図 16 G】

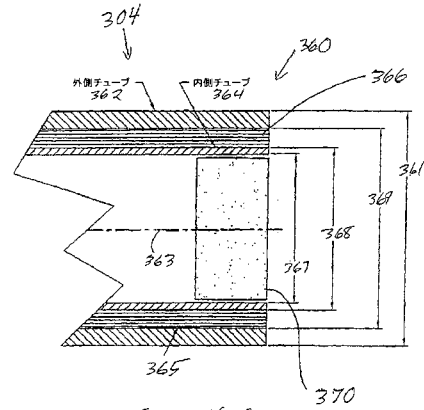


Fig. 16 G

【図 16 I】

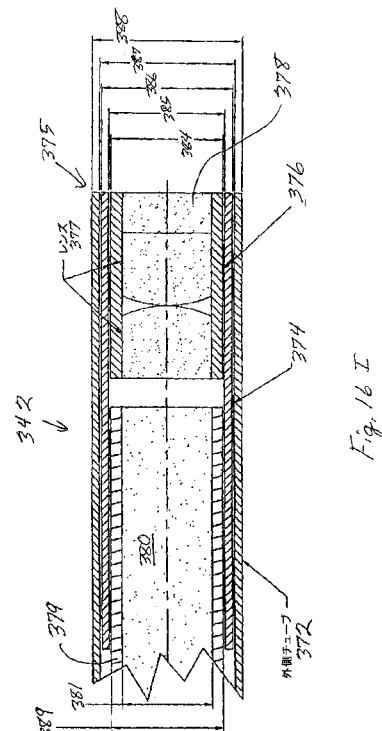
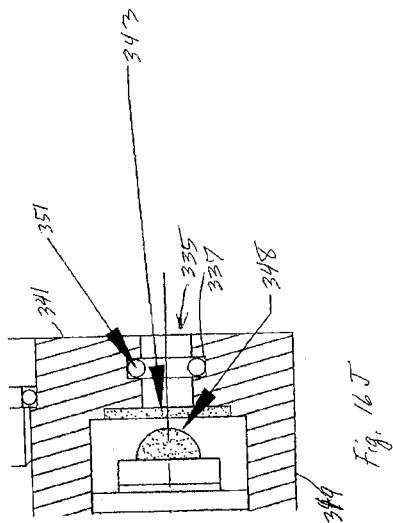
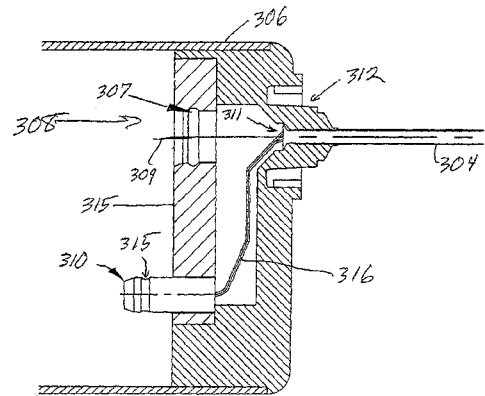


Fig. 16 I

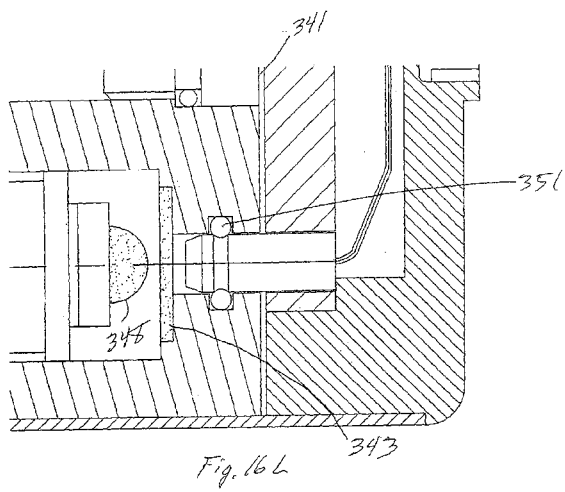
【図 16 J】



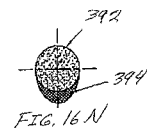
【図 16 K】



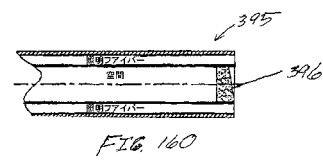
【図 16 L】



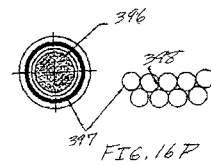
【図 16 N】



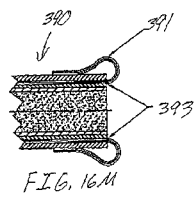
【図 16 O】



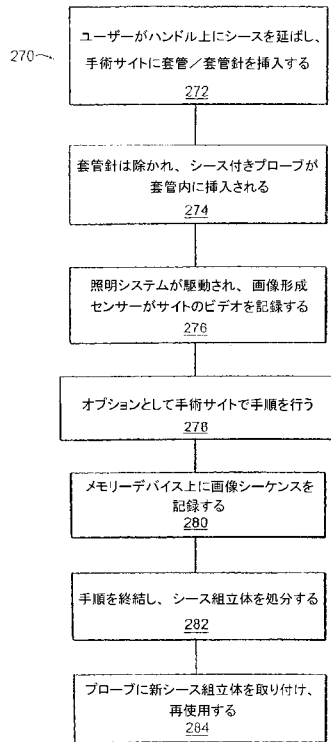
【図 16 P】



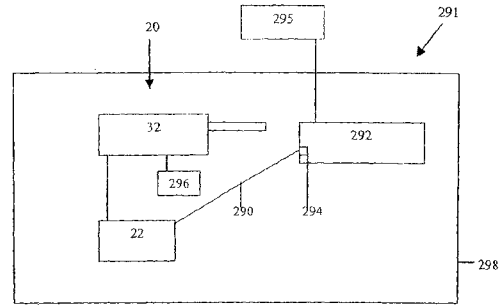
【図 16 M】



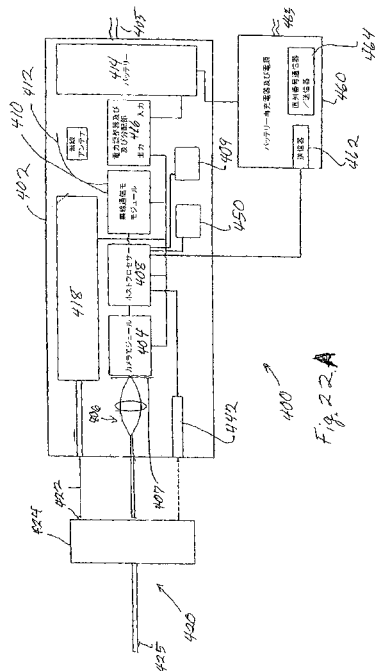
【図 20】



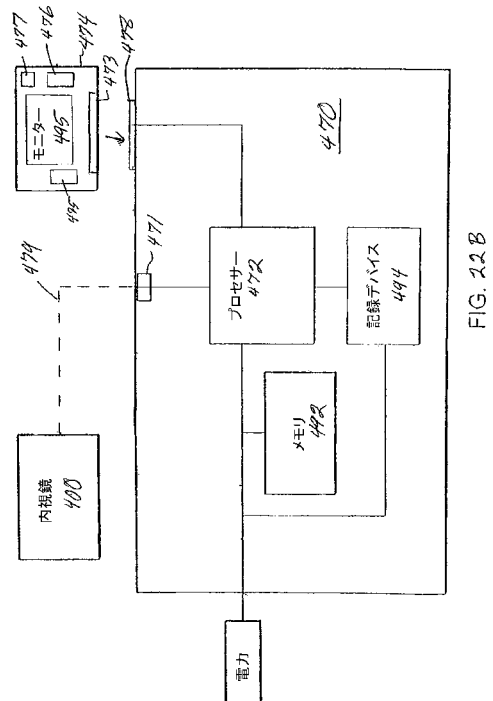
【図 21】



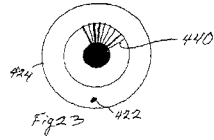
【図 22 A】



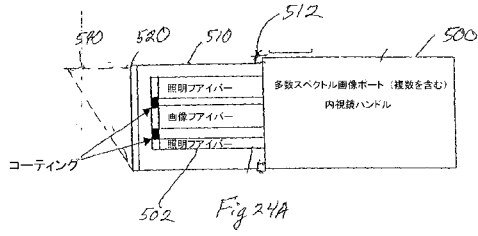
【図 22 B】



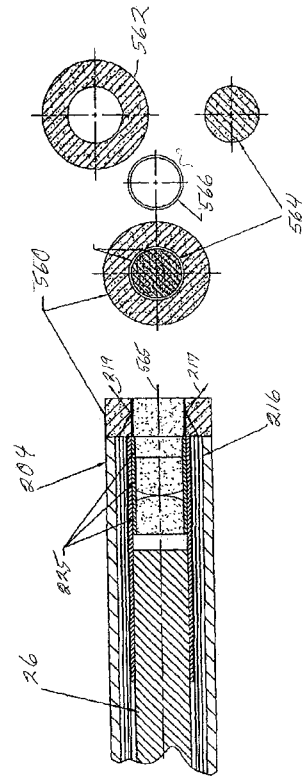
【図 23】



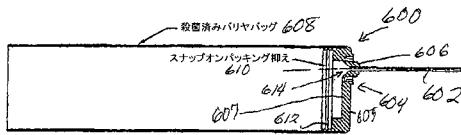
【図 24 A】



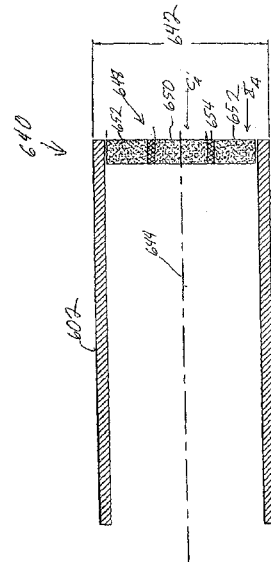
【図 24 B】



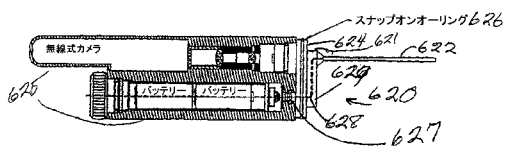
【図 24 C】



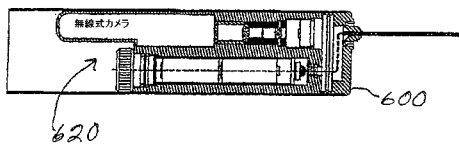
【図 24 F】



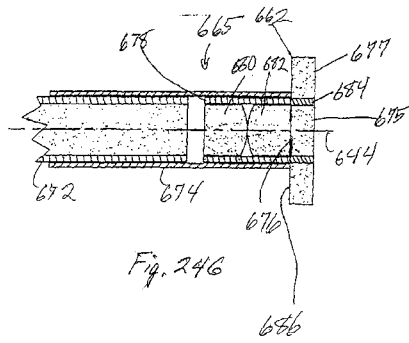
【図 24 D】



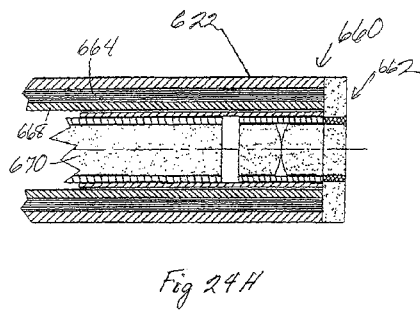
【図 24 E】



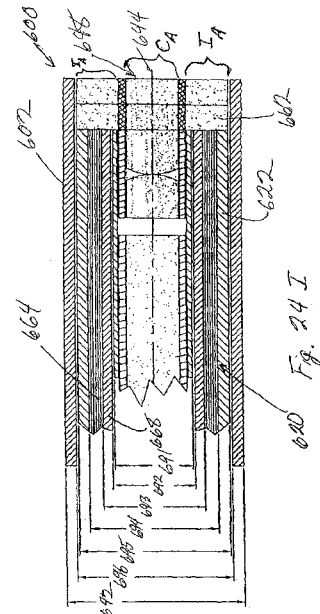
【図24G】



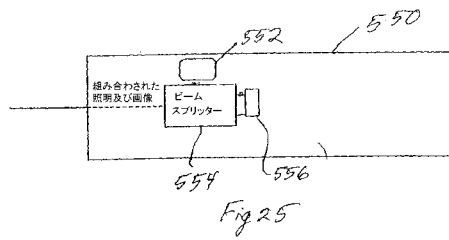
【図24H】



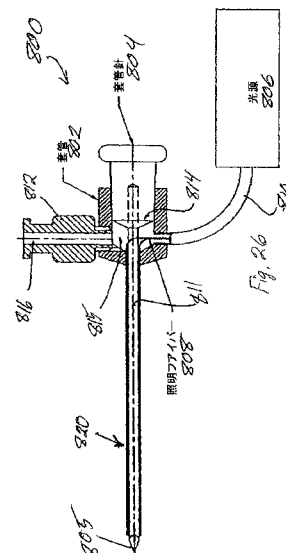
【図24I】



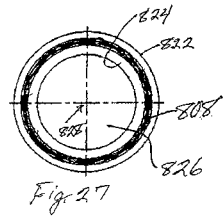
【図25】



【図26】



【図 27】



【図 28】

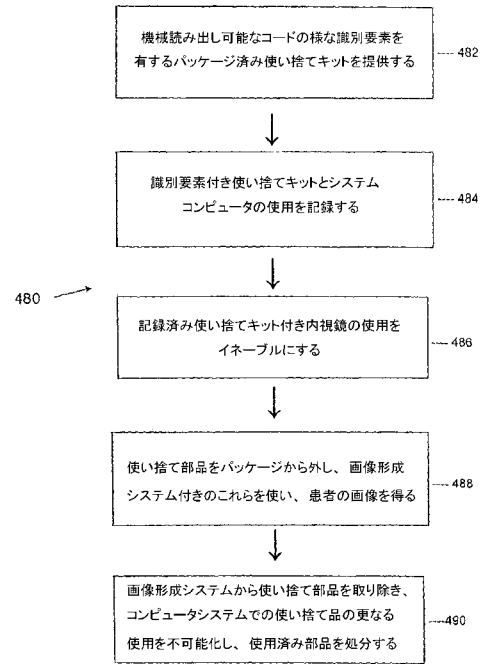


FIG. 28

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/019032

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. 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)

A61B G02B

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 03/034905 A (VISIONSCOPE INC [US]; REMIJAN PAUL [US]; MCDONALD JAMES E [US]) 1 May 2003 (2003-05-01)	1-3,7,8, 10,11, 14-16, 18,19, 22-26
Y	the whole document	1-5, 8-15, 42-47
X	EP 0 072 205 A (OLYMPUS OPTICAL CO [JP]) 16 February 1983 (1983-02-16)	40,41
Y	page 4, line 17 - page 8, line 9	42-47
A		1-26
Y	WO 97/09937 A (CONCEPTUS INC [US]) 20 March 1997 (1997-03-20)	1-4,8-15
	page 3, line 33 - page 11, line 17	
	----- -/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

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

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

Z document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 March 2008

Date of mailing of the international search report

04/04/2008

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Rivera Pons, Carlos

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2007/019032

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2005/112736 A (LINVATEC CORP [US]; DEPPMEIER THOMAS R [US]; SPEIER CRAIG J [US]; VERK) 1 December 2005 (2005-12-01) page 5 - page 11	5, 13, 15
Y	US 6 826 422 B1 (MODELL MARK [US] ET AL) 30 November 2004 (2004-11-30) abstract column 36 - column 39 column 12	34-39
Y	EP 0 647 425 A (UNITED STATES SURGICAL CORP [US]) 12 April 1995 (1995-04-12) page 9, line 43 - page 10, line 1	34-39
Y	US 2002/087047 A1 (REMIJAN PAUL [US] ET AL) 4 July 2002 (2002-07-04) the whole document	34-39
X	US 6 761 684 B1 (SPEIER CRAIG J [US]) 13 July 2004 (2004-07-13)	48, 49
Y	abstract column 3, line 25 - column 4, line 50	50-52
X	DE 88 14 573 U1 (EFFNER GMBH, 1000 BERLIN, DE) 11 January 1990 (1990-01-11)	48-50
Y	page 8, line 29 - page 9, line 20 page 11, line 1 - page 14, line 26	50-52
A	US 4 904 246 A (ATKINSON ROBERT W [US]) 27 February 1990 (1990-02-27) the whole document	48-52
A	DE 93 18 620 U1 (AERZTLICHE MECHANIK UDO LINDEK [DE]) 17 February 1994 (1994-02-17) page 1 - page 8	48-52
X	US 6 387 044 B1 (TACHIBANA AKIFUMI [JP] ET AL) 14 May 2002 (2002-05-14) figures 1-7 column 5, line 5 - column 11, line 14	48, 49, 53-60
X	EP 0 586 162 A (ETHICON INC [US]) 9 March 1994 (1994-03-09) column 3, line 30 - column 5, line 10	53
A	US 5 369 525 A (BALA JOHN [US] ET AL) 29 November 1994 (1994-11-29) the whole document	53-60

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2007/019032**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 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. ☒ Claims Nos.: 27-33
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ Claims Nos.:
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:
3. ☐ 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 No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ 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. ☐ 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

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US2007 /019032

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-26,40-47

Fiber optic sheath with outer tube, concentric array of optical fibers, optical transparent element, connector and method to manufacture it.

2. claims: 27-39

Sheath with identification element and method for using it.

3. claims: 48-52

Cannula having a concentric array of optical fibers and tubular cavity to receive sheath.

4. claims: 53-60

Tubular sheath having a window assembly with an outer optically transparent element concentric about an inner optically transparent element.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2007/019032

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 03034905	A	01-05-2003	CA 2464091 A1 EP 1478264 A2 JP 2005506865 T US 2003083552 A1 US 2006015014 A1 US 2005283048 A1	01-05-2003 24-11-2004 10-03-2005 01-05-2003 19-01-2006 22-12-2005
EP 0072205	A	16-02-1983	DE 3267171 D1 JP 58103430 A	05-12-1985 20-06-1983
WO 9709937	A	20-03-1997	AU 6968796 A US 5947958 A	01-04-1997 07-09-1999
WO 2005112736	A	01-12-2005	AU 2005244936 A1 CA 2565820 A1 EP 1765145 A1 US 2005267330 A1	01-12-2005 01-12-2005 28-03-2007 01-12-2005
US 6826422	B1	30-11-2004	NONE	
EP 0647425	A	12-04-1995	CA 2131480 A1 US 5573493 A US 5584793 A	09-04-1995 12-11-1996 17-12-1996
US 2002087047	A1	04-07-2002	NONE	
US 6761684	B1	13-07-2004	NONE	
DE 8814573	U1	11-01-1990	WO 9005480 A1 EP 0369936 A1 US 5156142 A	31-05-1990 23-05-1990 20-10-1992
US 4904246	A	27-02-1990	CA 1324743 C	30-11-1993
DE 9318620	U1	17-02-1994	NONE	
US 6387044	B1	14-05-2002	DE 19957785 A1 JP 3739592 B2 JP 2000225090 A	15-06-2000 25-01-2006 15-08-2000
EP 0586162	A	09-03-1994	AU 4481193 A CA 2104618 A1 JP 6169880 A US 5406938 A	03-03-1994 25-02-1994 21-06-1994 18-04-1995
US 5369525	A	29-11-1994	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,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,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,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,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

- 1 . セルフォック
- 2 . S E L F O C
- 3 . フロッピー
- 4 . S m a r t M e d i a
- 5 . J A V A
- 6 . U N I X
- 7 . リナックス
- 8 . L i n u x
- 9 . コンパクトフラッシュ
- 10 . テフロン

Fターム(参考) 2H040 CA02 CA11 CA23 CA24 CA25 CA27 GA02 GA06 GA10 GA11
4C061 BB02 CC04 DD04 FF07 FF46 NN01 NN05

专利名称(译)	一种使用小型内窥镜的便携式图像形成系统		
公开(公告)号	JP2010502287A	公开(公告)日	2010-01-28
申请号	JP2009526702	申请日	2007-08-30
申请(专利权)人(译)	商务勇范围技术有限责任公司		
[标]发明人	ジル・トーマス・ジエイ マクドナルド・ジエイムズ・イー		
发明人	ジル, トーマス・ジエイ マクドナルド, ジエイムズ・イー		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B23/24 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00059 A61B1/00135 A61B1/00142 A61B1/00165 A61B1/00167 A61B1/042 A61B1/043 A61B1/0607 A61B1/07 G02B3/0087 G02B23/2469 G02B23/2476 G02B27/0025		
FI分类号	A61B1/00.300.U G02B23/26		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/CA25 2H040/CA27 2H040/GA02 2H040/ /GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC04 4C061/DD04 4C061/FF07 4C061/FF46 4C061/NN01 4C061/NN05		
优先权	11/512715 2006-08-30 US 11/788747 2007-04-20 US		
其他公开文献	JP5620102B2 JP2010502287A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种系统和方法，其可以在执行内窥镜手术的推车中携带或由一个人携带。诸如膝上型计算机的便携式显示设备连接到具有微型相机和光纤照明子系统的手柄。将无菌的一次性部件放置在照明子系统上并插入患者的目标范围内。在内窥镜检查过程中，目标范围的图像从摄像机发送到显示设备，从而在手术过程中实现实时诊断。

