

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6283082号
(P6283082)

(45) 発行日 平成30年2月21日(2018.2.21)

(24) 登録日 平成30年2月2日(2018.2.2)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 7 1 5
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 5 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-197328 (P2016-197328)
 (22) 出願日 平成28年10月5日(2016.10.5)
 (62) 分割の表示 特願2013-554596 (P2013-554596)
 の分割
 原出願日 平成24年2月16日(2012.2.16)
 (65) 公開番号 特開2017-6732 (P2017-6732A)
 (43) 公開日 平成29年1月12日(2017.1.12)
 審査請求日 平成28年11月2日(2016.11.2)
 (31) 優先権主張番号 61/443,546
 (32) 優先日 平成23年2月16日(2011.2.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 592017633
 ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイ
 ション
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ボ
 ストン フルーツ ストリート 55
 (74) 代理人 100134832
 弁理士 瀧野 文雄
 (74) 代理人 100060690
 弁理士 瀧野 秀雄
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (74) 代理人 100165308
 弁理士 津田 俊明
 (74) 代理人 100110733
 弁理士 鳥野 正司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光学カプラ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

表面領域を視覚化するために光学画像化装置の末端に搭載され、且つ前記表面領域に向
 かって光を伝送する光源を備える光学カプラにおいて、

前記光学カプラの一端に設けられた、前記光学画像化装置の末端に係合する近接表面、
 及び該近接表面から離れた外表面とを有する視覚化部であって、前記表面領域の光学画像
 を伝送しかつ前記視覚化部を通して器具を送ることのできる弾性材料を有している、視覚
 化部と、

前記視覚化部に接続されかつそこから延在し前記光学画像化装置の末端に装着される大
 きさとされる取付部と、

前記光学カプラ内に配設され前記光源の光出力を再配光する装置と、
 を備えていることを特徴とする光学カプラ。

【請求項 2】

前記装置がレンズを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の光学カプラ。

【請求項 3】

前記装置がミラーを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の光学カプラ。

【請求項 4】

前記装置が前記光学カプラの視野における反射を減少させることを特徴とする請求項 1
 に記載の光学カプラ。

【請求項 5】

前記装置が前記光学カブラの視野において光を集光させることを特徴とする請求項 1 に記載の光学カブラ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明が、不透明な液体、半固体の物質、または特異な物体で覆われた表面を光学画像化する改良された光学カブラに関する。

【背景技術】

【0002】

侵襲的な手術を最小にする要求が継続して高い。観血手術から侵襲的な手術を最小に変更する可能性のあるものに、これに限定しないが映像内視鏡があるものの、血液や他の液体が視野に存在している。現在、他の技術（蛍光透視法、3-Dエコー、MRI等）を用いて血液内空間での手術を行っているが、各技術が限界を呈している。

10

【0003】

蛍光透視法が、2次元ビューを有して診療処置または位置付けおよび/または医療機器の配備用に用いられる。処置が長時間にわたるため、患者および医者がその間に露出し、経費が高み、また長時間の麻酔期間による罹患率が増加する。最も重大なのは画像が手術の判断基準とされる直視に対して劣ることである。

【0004】

また、超音波3次元画像化装置が知られた課題を有する。画像が超音波を画像に変換されて作成される。器具または装置が視野内に配されると画像がしばしばシャドーやゴーストを含む。MRI施術が非常に限定され費用が高くかつ複雑である。単純な処置に時間を要する。

20

【0005】

よって必要なのは、血液、胃内容物、腸内容物、他の不透明な液体および/または微粒子によって視覚が通常にまたは阻害された体の領域で実施される診断および施術を可能とする装置である。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

30

上記の必要なことが次の光学カブラに一致し、該カブラが半固体状態の透明なゲルで構成され、診断処置および/または最小の観血手術を実施する従来のまたは変形された映像内視鏡の末端（対物レンズ）に取り付けられる。光学カブラが生体適合しかつ単一の使用とされる。リジッドまたはフレキシブルに取り付けられる（たとえば、腹、胃、胸、腸、および他の内視鏡処置に使用される、胃カメラ、胸腔鏡、腹腔鏡、腸腔鏡、自然開口部越経管腔的内視鏡手術（NOTES）内視鏡、食道鏡、鼻腔鏡、関節鏡、検眼鏡）。光学カブラが最少観血手術において、病気の診断および処置に用いられるツールとして重要な利点である。

【0007】

本発明の光学カブラが不透明の液体または半固形の中の視覚化に用いられ、透明で柔らかなフレキシブルなゲルで構成され、内視鏡やカメラレンズなどの任意の光学画像化装置の外部末端部に連結される。押圧されて視覚する領域の表面に接触されて、不透明な液体や半固形、微粒子を機械的に移動して該カブラがクリアに視覚化できる。移動されることで光学的に透明なカブラが関心の表面に接触できて、その結果阻害されない視野を観察者に提供する。

40

【0008】

限定されない医療の実施形態において、カブラが長い間の医療課題を解決し、すなわち、臨床医の視野を阻害する血液、胆汁、および/または他の不透明な液体のない、診断または手術処置を受けている細胞を維持する。カブラが透明で柔軟で弾性のゲルで構成されるので、標準医療器具がオフセットの領域内で操作でき、臨床医がその場所でシームレス

50

にアクセスでき細胞のクリアな視野が得られる。カブラによって手術処置時間が短縮されて、より少ない観血のない効果およびより早い患者の回復、さらに計画された処置の潜在のより多くの量の結果となる。カブラが使用するのに直観的で臨床医に何れの習熟曲線を求めない。

【0009】

限定しない産業の実施形態において、カブラが体腔鏡やパイプ検査、他の画像化装置に取り付けられて、オイルや沈泥などの不透明な液体、半固形物、微粒子で阻害されずに表面を評価、修理される。

【0010】

1つの実施形態において、発明が光学画像化装置の末端に搭載される光学カブラを提供し、不透明な液体および/または微粒子で覆われた表面領域を視覚化する。カブラがカブラの一端における視覚化部、および視覚化部に接続されそれから離れて延在する取付部を備える。取付部が光学画像化装置の末端に搭載される大きさとされる。視覚化部が光学画像化装置の末端と係合する近接領域を有する。視覚化部が近接表面から離れた外表面を有する。外表面が前記視覚化部の第1外側境界から第2対向外側境界まで連続して延在する。視覚化部に前記近接表面から前記外表面に向かって延在する中空器具チャンネルが設けられて良い。視覚化部が表面領域の光学画像を伝送できる弾性材料から形成されて良い。1つの形態には、該材料がシリコンゲルやシリコンエラストマで構成されて良い。

【0011】

別の態様では、不透明な液体および/または微粒子で覆われた表面領域を視覚化する装置を提供する。該装置が第1ルーメンおよび第2ルーメンを有するシース、第1ルーメンに配されて光を表面領域に伝搬させるライトガイド、第2ルーメンに配される画像伝送ファイバ、および前記画像伝送ファイバの末端に配され前記画像伝送ファイバに光学的に連結されて表面領域から反射した光を受光する対物レンズ、およびシースの末端に搭載された光学カブラを備える。カブラがその末端に視覚化部を備える。視覚化部が光学画像化装置の末端に係合する近接表面、および近接表面から離れ視覚化部の第1外側境界から第2対向外側境界まで連続して延在し外表面を有する。視覚化部が近接表面から前記外表面に向かって延在する中空器具チャンネルを有する。視覚化部が表面領域の光学画像を伝送できる弾性材料で構成されて良い。カブラが視覚化部に接続されかつそこから延在し光学画像化装置の末端に搭載される大きさとされる取付部が設けられて良い。

【0012】

さらに別の実施形態では、体腔を画定する不透明な液体および/または微粒子で覆われた壁を内視鏡で視覚化する方法を提供する。該方法が内視鏡を用い、第1ルーメンおよび第2ルーメンを有するシース、第1ルーメンに配されるライトガイド、第2ルーメンに配される画像伝送ファイバ、および画像伝送ファイバの末端に配され画像伝送ファイバに光学的に連結される対物レンズを備える。カブラがシースの末端に搭載された視覚化部を備える。視覚化部がシースの末端と係合する近接横断表面を有する。視覚化部が前記近接表面から離れ視覚化部の第1外側境界から第2対向外側境界まで連続して延在する外表面を有し、視覚化部が前記表面領域の画像を伝送できる弾性材料で構成される。内視鏡を前記体腔に挿入し、光学カブラを体腔の壁の領域に接して配置し、該領域に隣接する不透明な液体および/または微粒子を移動させる。光がライトガイドおよび光学カブラを介してを領域に伝搬され、領域から反射された光をレンズで受光させ、光学画像をレンズから画像伝送ファイバに伝送する。さらに別の態様では、体腔を画定する不透明な液体および/または微粒子で覆われた壁を内視鏡で視覚化する方法を提供する。該方法が内視鏡を用い、該内視鏡が第1ルーメン、第2ルーメン、第3ルーメンおよび第4ルーメンを有するシース、第1ルーメンに配されるライトガイド、第2ルーメンに配される画像伝送ファイバ、および画像伝送ファイバの末端に配され画像伝送ファイバに光学的に連結される対物レンズを備え、内視鏡を体腔に挿入し、第1前駆体を第3ルーメンに供給し第2前駆体を第4ルーメンに供給して、第1前駆体および第2前駆体がシースの末端に光学カブラを形成するように反応する。第1前駆体が光学流体で良く、第2前駆体が架橋剤で良い。

【 0 0 1 3 】

カブラが該カブラの一端部に視覚化部を備える。視覚化部がシースの末端に係合する近接横断表面を有し、視覚化部が前記近接表面から離れた外表面を有する。外表面が視覚化部の第1外側境界から第2対向外側境界まで連続して延在し、視覚化部に、表面領域の画像を伝送できる弾性材料が設けられる。体腔の壁の領域に接して光学カブラを配置し、該領域に隣接する不透明な液体および／または微粒子を移動させる。ライトガイドおよび光学カブラを介して光を領域に伝搬し、領域から反射された光をレンズで受光し、光学画像をレンズから画像伝送ファイバに伝送する。

【 0 0 1 4 】

さらに別の実施形態では、不透明な液体および／または微粒子で覆われた構造の表面をカメラで視覚化する方法を提供する。方法には、(a) レンズと光源を有するカメラを供給する工程と、(b) 光学カブラをカメラの外表面上に光学カブラに係合させてカメラに実装し、カブラがカブラの末端に視覚化部を有し、外表面が視覚化部の第1外側境界から第2対向外側境界まで連続して延在し、視覚化部に、表面領域の画像を伝送できる弾性材料が設けられる。また方法が(c) カメラおよび光学カブラを構造の表面の側に配する工程と、(d) 構造の表面の領域に接して光学カブラを配置し、該領域に隣接する不透明な液体および／または微粒子を移動させる工程と、(e) ライトガイドおよび光学カブラを介して光を領域に伝搬する工程と、(f) 領域から反射された光をレンズで受光し、カメラ上の光学画像を撮影する工程と、を含む。

【 0 0 1 5 】

さらに別の実施形態では、不透明な液体および／または微粒子で覆われた構造の表面をボアスコープで視覚化する方法を提供する。方法には、(a) ボアスコープを供給する工程であって、該スコープが(i) 該内視鏡が第1ルーメン、第2ルーメン、第3ルーメンおよび第4ルーメンを有するシース、(i i) 第1ルーメンに配されるライトガイド、(i i i) 第2ルーメンに配される画像伝送ファイバ、および(i v) 画像伝送ファイバの端末に配され画像伝送ファイバに光学的に連結される対物レンズを備え、(b) ボアスコープを表面側に挿入し、(c) 第1前駆体を第3ルーメンに供給し第2前駆体を第4ルーメンに供給して、第1前駆体および第2前駆体がシースの末端に光学カブラを形成するように反応する。視覚化部がシースの末端に係合する近接横断表面を有し、視覚化部が前記近接表面から離れた外表面を有し、外表面が視覚化部の第1外側境界から第2対向外側境界まで連続して延在し、視覚化部に、表面領域の画像を伝送できる弾性材料が設けられる。方法がさらに(d) 構造の表面の領域に接して光学カブラを配置し、該領域に隣接する不透明な液体および／または微粒子を移動させる工程と、(e) ライトガイドおよび光学カブラを介して光を領域に伝搬する工程と、(f) 領域から反射された光をレンズで受光し、レンズからの光学画像を画像伝送ファイバに伝送する工程と、を含む。

【 0 0 1 6 】

さらに他の実施形態では、ハンドヘルド装置を提供し、該ハンドヘルド装置が使用者が握る部分を備えるハンドルと、ハンドルに連結されるフレームとを有する。フレームがキャビティを有する。透明部がキャビティに保持され突き通される。

【 0 0 1 7 】

これらおよび他の機能、態様、本発明の有利な点が以降の詳細な説明、図面、および添付の特許請求の範囲を検討すればより理解されよう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 本発明に係る光学カブラの第1実施形態の側面図である。

【 図 2 】 本発明の図1の2—2線に沿って取った図1の光学カブラの断面図である。

【 図 3 】 図2の3—3線に沿って取った内視鏡に取り付けられている図1、2の光学カブラの断面図である。

【 図 4 】 本発明に係る第2実施形態の内視鏡に取り付けられている光学カブラの図3に類似の断面図である。

【図 5】体腔の内壁に係合する本発明に係る第 2 実施形態の光学カブラの図 4 に類似の断面図である。

【図 6】内視鏡の器具ルーメン、光学カブラの器具チャネル、光学カブラの固体本体、体腔の内壁に対向して医療器具が進む体腔の内壁に係合する本発明に係る第 2 実施形態の光学カブラの図 4 に類似の断面図である。

【図 7】本発明に係る光学カブラの第 3 実施形態の図 3 に類似の断面図である。

【図 8】図 1、2 のカブラに類似の本発明に係る光学カブラの別の側面図であって、器具チャネルが外表面を通して延在する図である。

【図 9】図 8 の 9—9 線によって取った図 8 の光学カブラの断面図である。

【図 10】本発明に係る光学カブラの別の実施形態の側面図であって、カブラに器具チャネルが無く電極および電線が成型されてカブラになる図である。

10

【図 11】図 10 の 11—11 線に沿って取った図 10 の光学カブラの断面図である。

【図 12 A】内視鏡に取り付けられた光学カブラの別の実施形態の断面図であり、生検鉗子が内視鏡に通って光学カブラに配され、生検鉗子のおごが開いている図である。

【図 12 B】図 12 A の実施形態の断面図であり、生検鉗子のおごが閉じて生検サンプルを取る図である。

【図 12 C】図 12 A、12 B の実施形態の断面図であり、生検鉗子が生検サンプルを取った後に退行する図である。

【図 12 D】図 12 A に示す実施形態の詳細図である。

【図 13 A】光学カブラの外表面が角度の付いた光学カブラ別の実施形態の側面図である。

20

【図 13 B】光学カブラの外表面が角度の付いた光学カブラの別の実施形態の側面図である。

【図 14 A】図 12 A ~ 12 C に示す光学カブラに類似の光学カブラの斜視図であって、光学カブラがカメラに取り付けられる。

【図 14 B】図 14 A の光学カブラおよびカメラの正面図であり、光学カブラおよびカメラが液体で充填されたパイプに配される図である。

【図 15 A】図 14 A、14 B に示す実施形態に類似の光学カブラおよびカメラの斜視図であって、半固形管がカメラに平行に光学カブラを通過して配されている図である。

【図 15 B】図 15 A に示す光学カブラおよびカメラの正面図であって、光学カブラおよびカメラが液体で充填されたパイプの中で欠陥を調査している図である。

30

【図 16】補助流体チャネルを有する内視鏡に取り付けられた光学カブラの別の実施形態の断面図である。

【図 17 A】凹外表面を有するカブラの断面図であり、血液内で覆われた細胞に近づく内視鏡に取り付けられる。

【図 17 B】図 17 A からカブラが壁に押さえられているカブラおよび内視鏡の断面図である。

【図 17 C】図 17 B から器具チャネルからの流体がカブラ表面および壁の間に閉じ込められた不透明な液体を流している状態のカブラおよび内視鏡の断面図である。

【図 18 A】キャップを用いて内視鏡に取り付けられたカブラの側面平面図である。

40

【図 18 B】図 18 A のカブラの分解図である。

【図 19】角度の付いた器具チャネルを有している、端部角度 30° のリジッド内視鏡に取り付けられたカブラの図である。

【図 20】直線の器具チャネルを有している、端部角度 30° のリジッド内視鏡に取り付けられたカブラの図である。

【図 21】内視鏡に取り付けられたカブラの別の実施形態の図であり、カブラが複数の材料で形成される。

【図 22 A】ハンドヘルドデバイス用いられるカブラの斜視図である。

【図 22 B】図 22 A のカブラの断面図であり、ステープラーがカブラを貫通し裂傷を処置している状態である。

50

【図 2 3 A】カブラを形成するのに用いる金型の正面平面図である。

【図 2 3 B】図 2 3 A の金型の分解図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

次の図面の説明の中で、同様の参照番号が図に亘って同様の部品に参照されて用いられる。

【0020】

本発明が不透明な液体および／または微粒子で覆われた表面を光学画像化する改良された光学カブラを提供する。1つの形態において、光学カブラが、内視鏡やカメラレンズなど任意の光学画像化または画像取得装置の外側末端部に取り付けられた透明なゲルである。押圧されて視覚すべき領域の表面に接触すると、ゲルが空間を作って不透明な液体または軟らかい半固体を機械的に移動させてクリアな視覚化ができる。

10

【0021】

光学カブラの取付部が内視鏡の挿入部の末端に実装される。光学カブラの視覚化部がソフトで弾性のフレキシブルな光学的に透明なゲルで構成されて内視鏡の末端を覆う。光学カブラの視覚化部が広視野が必要な場合はより厚く、またより近接を必要とする場合はより薄くて良い。光学カブラの取付部が光学カブラの視覚化部に連続するスリーブで良い。このスリーブが内視鏡の末端に亘って滑って光学カブラの取付部の内部表面が内視鏡のレンズに接触される。光学カブラのスリーブ状の取付部の弾性特性、および小さな内部径により、内視鏡が確実に保持できる。

20

【0022】

光学カブラが光学カブラの視覚化部を通して延在する中空器具チャンネルまたは複数チャンネルを備えて良い。チャンネルが同じ直径を有し、動作する器具のルーメンまたは内視鏡のチャンネルに並ぶ。これによって、プローブまたは器具が内視鏡ルーメンまたはチャンネルから光学カブラの視覚化部を貫通する。

【0023】

内視鏡検査および処置の間しばしば、視覚する細胞または対象が血液または他の不透明な体液で阻害されるかされ得る。内視鏡に取り付けられた光学カブラの場合、光学カブラが不透明な液体を突き通って押してそれを移動させる。カブラが軟らかい場合、細胞または対象が視覚される状態で接触が安全になされる。若干圧縮されている状態の光学カブラが細胞に接触し続け、また光学カブラの視覚化部が透明なので、視覚が阻害されずにクリアな視界を提供し内視鏡で画像化できる。

30

【0024】

視覚する対象が急勾配の起伏を有する場合がある。カブラの1つの実施形態において、カブラの非常に低いジュロメータ（ソフト）が対象の形状に整合する。カブラが高い弾性物質であり、ということは内視鏡の振動や動きが吸収され、視覚する能力を向上させる。光学カブラが軟らかでフレキシブルなので、弾性特性の軟らかな細胞の変形またはダメージを最小にする。不透明な液体を移動するのに必要な力以上の追加の力が内視鏡に作用して接触された状態にある細胞を平らにするか開く。これがカブラ無しでは見れない細胞の領域を明らかにする。別の実施形態では、カブラが高いジュロメータ（硬い）材料で構成されて細胞がカブラの形状に合わされる。細胞がカブラの形状に合うと、流体が移動されてクリアな視覚化を可能とする。両方の実施形態において、医療器具が、内視鏡の配置された動作する器具ルーメンおよびカブラの器具チャンネルを貫通して、内視鏡器具および方法で可能な施術修復をしたり生検を採取する。

40

【0025】

内視鏡処置によって、光学カブラ特性が変わって良い。たとえば、カブラ材料に対する高い張力強度および引裂き抵抗が適切となる。ある用途では、弾性のカブラを提供する総合的な弾性材料が有効である。

【0026】

疎水性材料で構成されたカブラが水または血液環境で用いられるのに最適な選択で良い

50

。たとえば、シリコン材で構成されたカブラが血液をはじき、使用期間が延長されてもクリア状態にあり、さらにはシリコンが液体をはじく。カブラまたはカブラの一部が疎水性の物質で構成されて、動作環境で水または流体を吸収して膨張することがない。

【 0 0 2 7 】

オイル、潤滑油、および水の環境においては、超親水性材で被膜されたカブラが有利であろう。カブラが水に最初に曝されると、水の分子が他の分子を押し出し、カブラの表面に至って結合耐力のある安定した水結合を形成する。これが汚染物からカブラを遠ざけて長時間クリアな状態を保つ。

【 0 0 2 8 】

親水性材で構成されたカブラが中でも有利である。カブラまたはカブラの部分が疎水性物で構成されると、動作環境で膨張して移動の領域を増やすか、所定形状まで膨張する。

【 0 0 2 9 】

高耐熱がカブラの材料において有益となる。たとえば、材料が電気焼灼器から高周波アブレーション処置の熱で溶けない（たとえば、 $500 \sim 1200^{\circ}\text{F}$ ）。カブラが電気、高周波、焼灼器、または高周波メスで使用される場合、電気絶縁性、高コロナ耐性（corona resistance）材料がやはり有利である。

【 0 0 3 0 】

カブラがやはり内視鏡処置において様々な安全上の改善を提供する。腹腔鏡および一般的な手術の両方において、電気焼灼器具を使用中に焼灼の細胞から放散されるスモークがしばしば手術域の視界を劣化させるか視界が無くなる原因となる。スモークが消散されるまでこの処置が停止される。電気焼灼が細胞の残りを一定に視覚化するカブラと一緒に用いられると、カブラがスモークを移動させる。カブラが切開の原因となるシャープエッジのない滑らかとなるように大きさとなる。カブラが比較的大きな表面積の大きさになって、内視鏡が体腔内に押し入ったときの力を発散する。カブラが内視鏡の対物レンズと比較して大きな外表面積の大きさになる。これが有利なのは、血液の小さな一滴が内視鏡対物レンズから総合的に視野を奪うからである。カブラの外表面上の血液の小さな滴が部分的にのみ視野を奪う。カブラがドーム状の、スムーズで滑らかな外表面になると、食道、大腸、静脈、動脈などの管状構造で良く操作できる。またカブラがビデオスコープに用いられる共通レンズで作られる広角曲率を補正する。

【 0 0 3 1 】

カブラゲルが種々の材料から構成され、それにはポリジメチルシロキサン、ヒドロゲル、ポリウレタン、アルブミン系ゲル、鉱油系ゲル、ポリイソプレン、ポリブタジエン、または他の透明な複合材料がある。1つの好適な材料がポリジメチルシロキサンであり、というのは、医療用途での生物学的適合性、低価格、成形や矯正の容易性にある。透明、フレキシブルなヒドロゲルが超引裂き強度を有して別の好適な材料である。

【 0 0 3 2 】

光学カブラを形成するのに用いられる材料が2つ以上の化合物で構成され、たとえば、不透明な化合物がカブラの2つの視覚化部を取り付けて正しい位置に保持し、第1の視覚化部が視野および画像化システムの最少深度域に適合する形状の内部クリア半固体化合物で、第2の部分が第1の視覚化部の外側境界に取り付けられかつ高軟度ゲルで構成されて、器具を直視下で操作して位置付けることができる。米国特許第7,235,592号および7,205,339号に記載の方法が用いられて異なる物理特性のあるゲルの部分または領域を有するカブラを提供する。

【 0 0 3 3 】

発明が種々の用途に用いられる。自然開口部越経管腔的内視鏡手術（NOTES）の場合、予期しない出血や胆汁や胃内容物などの他の流体が視野を障害してもやカブラによって処置が継続される。また、カブラが視野から器官を押しして施術領域を作るか拡げる。外傷および緊急事態の咽頭鏡の場合、カブラが血液、外因物質、食物を押しやって、視野を拡げて気管の視覚化を可能にする。生検の取得が必要な場合、カブラが目的の生検対象や生検する腫瘍、領域を周囲の細胞から分離する。カブラの補助により細胞に接近して接触

10

20

30

40

50

することで、腫瘍の境界を画定する確実な配置で複数の生検が取れて信頼性が改善され、腫瘍セルが血流またはリンパ線に入るのを最少に止める。焼灼プローブまたは電極が同時にまたは生検用鉗子と併せて使用できて、出血や長時間の処置を最少にする。

【 0 0 3 4 】

カブラが種々の内視鏡心臓内処置に用いられ、たとえば(1)心筋生検(透明モニタリングや腫瘍サンプリング)、(2)バルブ修理やバルブ再構成、(3)卵円孔開存(PFO)閉止、(4)空洞中隔欠損症(VSD)閉止、(5)ワイヤ配設やワイヤ除去、(6)幹細胞注射、(7)冠静脈洞カニューレーション、および(8)迷路手順(maze procedure)、がある。冷凍アブレーション(cryoablation)においては、カブラの外表面を温めるウォーミングチャンネルを有する専用複合カブラが用いられて、周囲細胞が冷凍されること
10

【 0 0 3 5 】

カブラが種々の血管処置に用いられる。カブラが分離された大動脈の覆われたステントの正しい配置を案内するのに、または心内レーザを視覚化するのに用いられる。カブラが
15

【 0 0 3 6 】

手術のまたは外傷の状態においては、傷や血管からの重篤な動脈出血がある。しばしば最初
20

【 0 0 3 7 】

また、カブラが非医療用途でも有用である。実施形態のカブラがボアスコープの末端(対物
30

【 0 0 3 8 】

カブラ内またはカブラに平行する作業チャンネルが、手術器具、プローブ、検体ニードル、
40

【 0 0 3 9 】

カブラの別の有利な点が、内視鏡に取り付けられたカブラを介して見られる特殊領域の
50

みが照明を必要とし、よってターゲットされた視野が内視鏡照明装置によって供給される少ない光で済む。照明に必要な光ファイバの数が少ないので、内視鏡が小さくなり、また製造するのに低価格になる。また、外との境界のカブラの領域を照明するだけなので、小径の内視鏡がターゲットの領域を見るのに必要とされる。

【 0 0 4 0 】

内視鏡の外部光源がカブラの機能を増やす。カブラが空気で膨らませた胃などの大きなチャンバで細胞表面に接触しない場合、内視鏡の末端から放射される光がカブラの外部表面から反射されてカメラレンズに戻し、内視鏡の視界を劣化させる。外部光源を用い内視鏡の光源を消灯することで、反射が軽減される。別法では、外部境界で停止する器具チャンネルを通して配置される光ファイバが、膨らんだ胃内の対象を見ている間、光を供給する。カブラが不透明な流体または血液で覆われた細胞に接触した後、外部光が消灯されるか光ファイバが器具チャンネルから退避される。

10

【 0 0 4 1 】

カブラが半固体ゲルでも良く、該ゲルが透明でフレキシブルであり、広範囲の内視鏡に取り付けられる。最少の侵襲的処置に対して、最小とされるスコープが用いられる。カブラの最適な形状と大きさが内視鏡の視界で決まり、または反対に、カブラの大きさと形状に適合した内視鏡が選択されても良い。カブラの形状が検査する対象の輪郭に適合する好適な形状で作られて良く、たとえば、内視鏡が心臓の頂点（apex）における血液プールの形状に作られる。このカブラが2 mmの血管鏡と併せて用いられて、心臓の頂点内に操縦され、血液を移動し、鼓動する心臓の心室の内壁を視覚する。

20

【 0 0 4 2 】

カブラが透明な接着材で内視鏡に装着される。カブラが補助のレンズまたはフィルタにスクリュとして装着されることで、異なる目的または機能の異なるカブラが同じスコープで利用される。カブラが吸引で適切な位置に装着されて保持され得る。カブラが縫合縫い付けて装着され得る。カブラがワイヤやナイロン、他のひも材で装着されて良い。カブラがメッシュやしなやかな膜で装着されて良い。メッシュネットを用いてカブラを内視鏡に装着する場合、ゲルの強度および粘度を十分に高くして、ゲルがメッシュの外膜の孔へ流出することを防ぐ。

【 0 0 4 3 】

カブラが内視鏡の端部に固定されるチューブに圧縮されて良い。内視鏡に装着されたカブラが退避可能なシースの中で圧縮される。

30

【 0 0 4 4 】

カブラが光学流体（たとえば、シロキサンポリマ）および架橋結合剤（たとえば、多機能シラン）を射出して本来の位置で内視鏡の2つの分離ルーメンに作られて良い。液体部品が結合、交さして、スコープの末端に装着されるしなやかな膜の内側の硬化粘弾性固体（たとえば、シリコーンゲルやシリコーンエラストマ）に形成される。カブラの固体本体が極薄要素で補強されて良く、それには生体適正のファイバ、カーボンファイバ、ニチノール（Nitinol）、縫合材、および/または光ファイバがある。カブラのインサイチュフォーメーション（in situ formation）によって大きなカブラが身体内に形成できて、視界領域を大きくする。使用後の除去のためにカブラが化学的にまたは機械的に解体して良い。

40

【 0 0 4 5 】

カブラが心臓収縮時の血圧よりも高い壁の張力のあるバルーンや薄膜、メッシュ、チューブ状構造の内側に封止されている場合、器具、プローブ、ニードル、または他の装置をカブラ内で動かすことで、形成されるトンネルがゲルで再充填されてゲルの透明を保つ。ゲルをカブラ内に封止させるには、ゲル強度が十分に高く、外のバルーン、薄膜またはメッシュ内にニードルや装置によって形成される孔に貫流することを防止する。

【 0 0 4 6 】

カブラの実施形態が1つまたは2つの以上の内視鏡の作業ルーメンに並ぶ作業チャンネルを有する。カブラの他の変形が追加の内部チャンネルに供され、または縫合などのより複雑

50

な処置において用いられる装置の端部に沿う。

【 0 0 4 7 】

カブラが侵襲を最小にする任意の処置に用いられる。たとえば、体内の生検が直視下で取られて、炭酸ガス膨張の必要性を低減させる。カブラによって実際の出血または他の体内流体が視界を阻害する状態においてニードルや医療装置を正確に配設できる。縫合処置、ステープリング (stapling)、クランピング (clamping)、または医療装置の配置が完了するまで、カブラが実際の出血場所に亘って出血を止める圧力に耐える。

【 0 0 4 8 】

他の器具または装置がカブラ内に押し込まれて、形状や透明性を構成しない。カブラをニードルやプローブ、器具で貫通させてチャンネルが作られ、医療器具が退避するにつれてチャンネルが再シールされる。

10

【 0 0 4 9 】

カブラを作業ルーメンを含む内視鏡に装着することで、カブラおよび内視鏡が協働する。透明または半透明な軟らかいフレキシブルなチューブがこれらカブラに侵入するチャンネルを貫通し、連続のチャンネルを形成するので、プローブがターゲット領域まで通れる。これらプローブには、センサ、皮下ニードル、器具、光ファイバ、または医療装置が含まれ、カブラを通過して正確な繰返し可能な位置に至る。

【 0 0 5 0 】

内視鏡の外に固定されたチャンネルが追加されてカブラの周りのプローブを操作または指示して視野内で見れたり操作される。装置がレンズに対して 45° の範囲またはミラーセット 45° に固定され、スコープのサイドから見れる。これにより、スコープが前に押されると導管またはチューブの側を見ることができる。広角レンズと一緒に用いると、カブラがパイプや導管内の周囲視界を供給する。

20

【 0 0 5 1 】

さて図 1 ~ 3 に戻って、本発明に係る光学カブラ 10 の第 1 の実施形態が示される。光学カブラ 10 が光学カブラ 10 の末端 13 に視覚化部 12 を有する。視覚化部 12 が通常わずかに曲がって凸の外表面 14 を有し、それが光学カブラ 10 の第 1 の外側境界 15 から第 2 の反対外側境界 16 に延在する。外表面 14 が通常平坦に構成されるが、曲がった外表面 14 が好適であり、というのは、曲面が何れの流体または物体を外表面 14 の中心から外側境界 15、16 へ押しやって、視界をクリアにするのに役立つからである。平坦な外表面 14 がクリアにするのがより困難なのは、圧力が接触の全域に亘って等価であること、見たり作業するのに望ましいレンズおよび表面の間に流体が挟まってしまうからである。曲がった外表面 14 がやはり好適であり、というのはカブラ 10 と共に用いられる対物レンズ 40 で生成される何れの曲面歪みを補正するからである。光学カブラ 10 が近接表面 18 を有し、中空器具チャンネル 19 が近接表面 19 から外表面 14 に向かって延在する。

30

【 0 0 5 2 】

中空器具 19 が、チャンネル 19 が視覚化部 12 を貫通して外表面 14 までずっと延在しないように構成されて良い。そのような場合、材料のバリア部 20 が中空器具チャンネル 19 の末端および光学カブラ 10 の外表面 14 の間に設けられる。別法では、器具チャンネル 19 が視覚化部 12 の全体長さに伸び、図 8、9 に示すように光学カブラ 10 を貫通して延在する。このような構成が器具の自由な負担のない交換を可能とする。防水シールまたはバルブ 29、たとえばチューイーボースト型バルブ (Tuohy-Borst type valve) が、内視鏡器具チャンネル 19 の隣接端部 17 に用いられて、空気、流体、および / または物体が器具チャンネル 19 を貫流することを防止するか最小にする。

40

【 0 0 5 3 】

器具チャンネル 19 が図 1 ~ 3 の光学カブラ 10 に示されるが、視覚化部 12 が器具チャンネル 19 が無くても構成されて良い。そのような場合、器具が視覚化部 12 を直接に貫通されて良く、というのは、視覚化部 12 がセルフシーリングおよび十分な弾性の材料で構成されて、器具が光学カブラ 10 の視覚化部 12 の全体長さを貫通されるからである。器

50

具チャンネルの無い光学カブラ 10 の例が図 10、11 に示され、次に詳細に説明する。

【0054】

光学カブラ 10 がやはり視覚化部 12 に接続され、離れて延在する取付部 22 を備える。取付部 22 が光学カブラ 10 の近端部 23 に設けられる。光学カブラの近端部 23 が角度を有して、光学カブラ 10 が使用環境から取り外されるときに、何れの表面に引っかかる可能性を低減する。例示の実施形態において、取付部 22 が円筒壁 24 に形成される。光学カブラ 10 の近接表面 18 および円筒壁 24 が光学カブラ 10 の中空円筒開口 25 をスリーブ状円筒壁 24 内に画定する。

【0055】

図 3 を参照し、光学カブラ 10 が内視鏡 30 上に装着される。内視鏡 30 が末端 31 を有し、光学カブラ 10 の中空円筒開口 25 に挿入される。1つの形態では、カブラの円筒壁 24 が内視鏡 30 よりも 1 ~ 10 ミリメートル大きな径である。内視鏡 30 が光学カブラ 10 の円筒壁 24 とちょうど係合する外表面 33 を有するシース 32 を有する。限定しない実施形態では、シース 32 が 7 ~ 15 ミリメートルの外径を有する。内視鏡 30 の端表面 34 が光学カブラ 10 の近接表面 18 とシームレスに係合する。内視鏡 30 の端表面 34 から内視鏡の近端部（表示せず）まで延在する第 1 ルーメン 35、第 2 ルーメン 36、および第 3 ルーメン 37 を内視鏡 30 が有する。ルーメンの内径が典型的に 2 ~ 4 ミリメートルである。ライトガイド 39 が第 1 ルーメン 35 に位置付けられ、光を表面領域に向けてまたは光学カブラ 10 の外表面 14 の向こうに伝搬する。対物レンズ 40 が画像伝送ファイバ 42 の末端に位置付けられ、レンズ 40 が画像伝送ファイバ 42 に光学的に接続されて、見るべき表面から反射してきた光を受光する。対物レンズ 40 および画像伝送ファイバ 42 が第 2 ルーメン 36 に配される。光学カブラ 10 が内視鏡 30 に装着されるときに、第 3 ルーメンが光学カブラ 10 の中空器具チャンネル 19 に並ぶ。例示の実施形態では、器具チャンネル 19 および第 3 ルーメンが公差 $\pm 5\%$ 内の同じ大きさの内径を有する。光学カブラ 10 が光発光ダイオード (LED) 11 をカブラの外表面 14 側に有して、何れの流体や細胞、構造に接触するカブラに先んじて照明を供給する。LED 11 が内視鏡 30 内または外部源から電線（表示せず）を介して電力が供給されて良い。

【0056】

1つの実施形態では、内視鏡 30 が特別な被写界深度を有する固定焦点内視鏡で良い。外表面 14 が光学カブラ 10 の近接表面 18 から内視鏡 30 の被写界深度範囲の値から選択された基準距離だけ離れて良い。1つの例示の構成では、内視鏡 30 が 2 ~ 100 ミリメートルの被写界深度を有する。この場合、外表面 14 が光学カブラ 10 の近接表面 18 から 2 ~ 100 ミリメートルだけ離れる。好適には、長さ D が内視鏡 30 の被写界深度値の 25 % 以下の基準距離と同等である。1つの例示の構成では、内視鏡 30 が 2 ~ 100 ミリメートルの被写界深度を有する。この場合、長さ D が 2 ~ 26 ミリメートルと同等である。さらに好適には、距離 D が内視鏡 30 の被写界深度値の 10 % 以下の基準距離と同等である。1つの例示の構成では、内視鏡 30 が 2 ~ 100 ミリメートルの被写界深度を有する。この場合、長さ D が 2 ~ 13 ミリメートルと同等である。最も好適には、距離 D が内視鏡 30 の被写界深度値の最小値（たとえば、2 ミリメートル）と同等以上である。カブラ 10 の 1つの形態では、距離 D が 7 ~ 10 ミリメートル、または内視鏡 30 が内視鏡処置または診断を受ける細胞から保持する典型的な距離とされる。

【0057】

光学カブラ 10 に対する距離 D の設計にはやはりカブラ 10 を構成する材料の特性が考慮され、表面から保たれたときにカブラ 10 の何れの起こりえる圧縮がある。たとえば、カブラ 10 が表面に対して保持されたときに 1 ミリメートル圧縮され、内視鏡 30 の被写界深度が最小値が 2 ミリメートルの場合、距離 D が 3 ミリメートル以上でこの起こりえる圧縮を補正する。

【0058】

光学カブラ 10 が種々の材料から形成される。光学カブラ 10 の 1つの形態において、光学カブラ 10 が、シリコーンゲル、シリコーンエラストマ、エポキシ、ポリウレタン、

10

20

30

40

50

およびこれらの混合から選択された材料で形成される。シリコーンゲルが架橋ポリシロキサン（たとえば、ポリジメチルシロキサン）流体で、ここで架橋が多機能シランを介して導入される。シリコーンエラストマが架橋流体で良く、その3次元構造がマトリクスの非常に少ない遊離液体であるようなゲルよりも非常に複雑である。光学カブラ10の他の形態において、材料がポリビニルアルコール、ポリ（ヒドロキキエチルメタクリル酸エステル）、ポリエチレングリコール、ポリ（メタクリル酸）、およびこれらの混合などのヒドロゲルから選択される。光学カブラ10の材料がやはりアルブミン系ゲル、鉱油系ゲル、ポリイソブレン、またはポリブタジエンから選択されて良い。好適には、材料が粘弾性である。

【0059】

さて、図23Aおよび図23Bに戻って、完全機能カブラ10が未硬化シリコーン材を添加/熱硬化剤に混合することで形成される。種々のシリコーン材および添加剤が用いられて軟性の相異なるカブラを形成できる。材料が20ccバイアルに予備混合され真空チャンバに配されて、混合処理の間、シリコーンに含有される空気が除去される。次いで、シリコーンが4ピースモールド1100のパートAのチャンバ1101へ注がれ、何れの泡が視認されると真空チャンバに配される。パートAのシリコーン材が透明になった後に、パートAおよびB上のそれぞれのネジ切り1102、1103を介して、モールドのパートBがパートAにネジ切りされる。パートBのチャンバ1104が、パートAに対して説明したように、次いで充填され泡が除去される。モールドパートCおよびDがセットスクリュ1105を用いて予備組立されて、結果のレンズが正しい形状を有することを確実にする。組立のパートC/Dのリード部1106がシリコーン材にディッピングされて、次いでアライメントピン1107の補助でパートA/Bのシリコーンの上に集中され、それぞれの孔1108に滴下および下方に押し出されて、それがパートBに完全に固定されるまで続く。リード部1106が器具チャネルピン1109を有し、カブラに器具チャネルを形成する。組立がオープンで90度で少なくとも1時間硬化される。硬化後、パートAをパートBからスクリュが外されパートC/DをパートBから引いてモールド1100が解体される。厚い壁に囲まれたポリビニル（表示せず）がカブラの外表面を覆って配され、管を真空にした後にカブラがパートBから引き出される。

【0060】

図1～3に戻って、光学カブラ10において、材料が最適には透明で、その結果、ライトガイド39が光を光学カブラ10を介して表面領域または光学カブラ10の外表面14の向こうに伝搬され、また、光学カブラ10が見るべき表面領域の光学画像がレンズ40に戻して伝送される。光学カブラの1つの形態では、材料が試験標準ASTM D-1003（Standard Test Method for Haze and Luminous Transmittance of Transparent Plastics）に基づき約80%以上の光透過率を有する。光学カブラ10の別の形態では、材料が試験標準ASTM D-1003に基づき約90%以上の光透過率を有する。光学カブラ10の別の形態では、材料が試験標準ASTM D-1003に基づき約95%以上の光透過率を有する。光学カブラ10の別の形態では、材料が試験標準ASTM D-1003に基づき約98%以上の光透過率を有する。好適には、材料が可視光範囲において0.1%以下の光吸収率を有し、さらに好適には可視光範囲において0.01%以下の光吸収率を有する。材料が約1.3～1.7の反射率を有し、好適には材料の反射率がライトガイド39の反射率と一致するかまたは可能な限り小さい。

【0061】

また、光学カブラ10が異なる材料でコーティングされて良く、粘着性が低減される。さらに、光学カブラ10の所定のコーティングが光反射を改善する。光学カブラに用いられて良いサンプルコーティングには、パリレンCなどのp-キシリレンをベースとしたサーモプラスチックフィルムポリマが含まれ、それはアブレーション耐久および疎水耐性を有する光学的に透明な生体適正ポリマである。

【0062】

光学カブラ10の材料の硬度が用途に依存して変わる。見るべき表面が急峻な起伏のあ

10

20

30

40

50

る場合、カブラの非常に低いジュロメータ（ソフト）表面が対象の形状に形成する。別法では、カブラが高いジュロメータ（硬い）材料で構成されて、細胞がカブラの形状に適合される。１つの形態では、材料がショア〇〇（Shore 〇〇）スケールで２～９５の範囲のジュロメータを有する。別の形態では、材料がショア〇〇スケールで２～２０の範囲のジュロメータを有する。別の形態では、材料がショア〇〇スケールで４０～８０の範囲のジュロメータを有する。別の形態では、材料がショア〇〇スケールで６０～８０の範囲のジュロメータを有する。上記に記載したように、所定の用途における材料が説明したショア〇〇スケールの範囲外のジュロメータを好ましくは有して良い。ショア〇〇スケールで８０以上の硬度を有する材料が技術的には「ゲル」にはみなされなくとも、典型的に、この仕様が用語「ゲル」を用いてカブラ１０を構成できる材料と呼ばれる。用語「ゲル」の使用が発明を特別な材料やショア〇〇スケールにおける硬度範囲の特別な材料に限定するものではない。

10

【００６３】

図４～６に戻って、発明に係る光学カブラ２１０の第２の実施形態が示される。光学カブラ２１０が光学カブラ１０と同じ材料から形成される。光学カブラ２１０が光学カブラ２１０の末端２１３に視覚化部２１２を有する。視覚化部２１２が図１～３に示す実施形態よりも大きい程度の曲面のある外表面２１４を有する。凸の典型的にはドーム形の外表面２１４が光学カブラ１０の第１外側境界２１５から第２対向外側表面境界２１６に延在する。光学カブラ２１０が近接表面２１８を有し、中空器具チャンネル２１９が近接表面２１８から外表面２１４に延在する。材料のバリア部２２０が中空器具チャンネル２１９および光学カブラ２１０の外表面２１４の間に設けられる。好適には視覚化部２１２全て（中空器具チャンネル２１９を除いて）が非多孔質固体粘弾性材料である。

20

【００６４】

また、光学カブラ２１０が視覚化部２１２に接続されそれから離れた延在する取付部２２２を有する。取付部２２２が光学カブラ２１０の近接端２２３に配される。例示の実施形態では、取付部２２２が円筒壁２２４の形状である。近接表面２１８および光学カブラ２１０の円筒壁２２４が光学カブラ２１０の中空円筒開口２２５を画定する。

【００６５】

光学カブラ２１０が内視鏡３０に装着される。内視鏡３０が光学カブラ２１０の中空円筒開口２２５に挿入される末端３１を有する。内視鏡３０が光学カブラ２１０の円筒壁２２４に密に係合する外表面３３を有するシース３２を有する。内視鏡３０の端部表面３４が光学カブラ２１０の近接表面２１８に密閉して係合する。内視鏡３０が光学カブラ３０の端部表面３４から内視鏡の近接端部（表示せず）まで延在する第１ルーメン３５、第２ルーメン３６、および第３ルーメン３７を有する。ライトガイド３９が第１ルーメン３５に位置付けられて光を表面領域に向けて、または光学カブラ２１０の外表面２１４を超えて伝搬する。対物レンズ４０が画像伝送ファイバ４２の末端に位置付けられ、レンズ４０が光学的に画像伝送ファイバ４２に接続されて表面領域から反射された光を受光する。対物レンズ４０および画像伝送ファイバ４２が第２ルーメン３６の中に配設される。光学カブラ２１０が内視鏡３０に搭載されたときに、第３ルーメン３７が光学カブラ２１０の中空器具チャンネル２１９に並ぶ。例示の実施形態において、器具チャンネル２１９および第３ルーメン３７がバラツキ５％の範囲内で同じ大きさの内径を有する。

30

40

【００６６】

内視鏡３０が図４に示すように角度Ａ（たとえば９０～１７０°）の視野角を有する。図４において、視覚化部２１２の外表面２１４の部分がドーム形で、ドーム形の視覚化部２１２の外表面２１４の部分が内視鏡３０の視野内にある。これにより、臓器が視野の外に押し出されて拡大された作業域のある向上された画像を提供する。

【００６７】

さらに図５、６を参照し、医師が光学カブラ２１０を内視鏡３０に装着した後、内視鏡が体腔５１に挿入される。光学カブラ２１０が体腔５１の壁５４の領域５２に接触して配され、その結果、該領域に接触しているか隣接する不透明な流体および／または微粒子を

50

ずらす。光が従来のようにライトガイド 39 を通って光源から伝搬される。次いで、光が光学カブラ 210 を貫通し領域 52 に至る。反射光が次いで光学カブラ 210 を貫通して戻り、レンズ 40 が領域 52 からの反射光を受光する。レンズ 40 が光学画像を画像伝送ファイバ 42 へ伝送し、光学画像を従来のように接眼レンズまたは映像表示に伝送する。

【0068】

次いで医師が内視鏡 30 のシース 32 の第 3 ルーメンに医療器具 60 を B 方向（図 5 参照）に挿入する。医療器具 60 が光学カブラ 30 の器具チャンネル 219 を貫通され、次いで医療器具 60 がバリア部 220 およびカブラ 210 の外表面 214 に接続される。次いで医療処置が医療器具 60 を用いて体腔 51 の壁 54 の領域 52 に施される。医療器具 60 の限定されない実施形態に、生検鉗子、電気焼灼装置、アブレーション装置、および縫合またはステープリング装置がある。任意に、視覚光学が光学カブラ 210 のバリア部 220 および外表面 214 に接続される。図 7 に戻って、本発明に係る光学カブラ 310 の第 3 の実施形態が示される。光学カブラ 310 が光学カブラ 10 と同じ任意の材料から形成される。光学カブラ 310 が内視鏡 30 に実装される。光学カブラ 310 が光学カブラ 310 の末端 313 に視覚化部 312 を有する。視覚化部 312 が典型的にはドーム形の外表面 314 を有し、それが光学カブラ 310 の第 1 外側境界 315 から第 2 対向外表面境界 316 に延在する。光学カブラ 310 が近接表面 318 を有し、中空器具チャンネル 319 が近接表面 318 から外表面 314 に向かって延在する。光学カブラ 310 がやはり視覚化部 312 に接続されかつ離れて延在する取付部 322 を有する。取付部 322 が光学カブラ 310 の近接端 323 に設けられる。例示の実施形態では、取付部 322 が円筒壁 324 の形状とされる。光学カブラ 310 の近接表面 318 および円筒壁 324 が光学カブラ 310 の中空円筒開口 325 を画定する。

【0069】

光学カブラ 310 において、狭小通路 373 が中空器具チャンネル 319 の末端 321 に設けられる。セルフシーリング膜 371 が中空器具チャンネル 319 の狭小通路 373 を密閉する。膜 371 が医療器具 60 によって繋がれ、膜 371 が器具 60 が膜 371 から退避した後に再シールする。

【0070】

さて、図 10 および 11 に戻り、図 1 ~ 3 に表示のカブラと類似の光学カブラ 10 が示され、カブラ 10 が器具チャンネル 19 を備えずに電気焼灼装置 75 を備える。光学カブラ 10 の電気焼灼装置 75 が、視覚化部 12 を通って延在し外表面 14 の電極 26 と接続するワイヤ 27 を有する。ワイヤ 27 および電極 26 が、カブラ 10 の製造中に光学カブラ 10 を形成する材料に成形されて良い。他の器具がやはりこの方法で光学カブラ 10 に成形されて良い。そうすることで、製造するのに簡単で廉価な光学カブラ 10 を提供すると共に、内視鏡、カメラ、または他の装置に装着されるときに、空気、流体および/または異物が周囲環境からカブラ 10 に侵入する可能性の少ないカブラ 10 を提供する。ワイヤ 27 および電極 26 をカブラ 10 に成形する代わりに、カブラ 10 の形成された後に、ワイヤ 2 および電極 26 がカブラ 10 の視覚化部 12 を介して供給されて良く、これはカブラ 10 の特質および特徴による。もちろん、電気焼灼装置以外のまたはそれに加えた器具が、カブラ 10 が器具チャンネル 19 を有しない場合にカブラ 10 を介して供給されて良い。

【0071】

しかしながら、電極 26 に装着されたワイヤ 27 がやはり 1 つまたは複数の器具チャンネル 19 を有する光学カブラ 10 に形成されて良い。ワイヤ 27 が視覚化部 12 に埋め込まれて中空器具チャンネル 19 に平行かつ近接して沿う。別法では、ワイヤ 27 が器具チャンネル 19 の視覚化部 12 を貫通して良い。

【0072】

内視鏡的胃腸の処置において使用される限定されないカブラの例において、細胞が弱い場合のカブラのジュロメータがショア 00 スケールで約 15 である。壊死性の碎けやすい細胞はより軟らかなジュロメータが必要で、6 以下のジュロメータが望ましい。カブラが十分な圧縮性と柔軟な強度が必要であって流体をずらす。多重の胃を検査する場合、ショ

10

20

30

40

50

ア〇〇スケールでジュロメータ50が望ましい。可視範囲400～700ナノメートルにおいて、カブラが光学的に透明であることが必要である。光線力学療法において、赤外または蛍光の研究により、光の透過、吸収または反射の異なる範囲が効果的である。

【0073】

胃腸の処置において付属として用いられたカブラに対する他の限定しない例示の形態に次のものがある。生物学的適応性要、単独使用または複数使用、フレキシビリティ：ジュロメータがショア〇〇スケールで2～80の範囲；最小の光学吸収率（＜0.1%）；反射指標：約1.40～1.50で、かつ内視鏡光透過、水、空気、または反射指標がレンズ表面反射を最大低減するのに適合のこと；張力強度：最小で、流体をずらして引裂きに耐久する十分な強度；弾性およびセルフシーリング；疎水性：表面忌避；親水性：マトリクス構造内；高耐熱：電気焼灼または高周波アブレーションの熱（500～1200°F）に溶けないこと；オートクレーブ（autoclavable）：250～272°F。

【0074】

さて、図12A～12Cに戻って、内視鏡30に装着された光学カブラ410の別の実施形態が示される。光学カブラ410が上記に説明の10、210、310の光学カブラと同じ何れの方法から形成される。光学カブラ410が第1外側境界415および第2外側境界416のある視覚化部412、および視覚化部412を貫通し外表面414に至る中空器具チャンネル419を備える。図12A～図12Cに示すように、第1および第2外側境界415、416が角度αで内視鏡30の外表面から延在する。

【0075】

生検鉗子60が内視鏡30の第1ルーメン35に挿入され、光学カブラ410の器具チャンネル419を貫通する。内視鏡30が前記実施形態で説明したような他のルーメンを有する構成とされて良い。図12Aにおいて、生検鉗子60のジョー61が視覚化部412の外表面414の側に開口する。視覚化部412が弾性材料で構成されるので、ジョー61が開口して図12Aに示すように体腔51の壁54から細胞の生検サンプルを採取するときに、視覚化部412が拡張して良い。鉗子60が内視鏡30のルーメン35の固定の径に開口できない。鉗子60のジョー61が開口すると、蝶番ジョー61がカブラ410を構成する材料を閉じ込めて、60の機能を阻害する恐れがある。この阻害を軽減するために、図12Dに例示のように、器具チャンネル419に透明でフレキシブルなチューブ419aが並列し、および/または鉗子60のジョー61が軟らかでフレキシブルなスリーブ61aで覆われて良い。

【0076】

図12A～12Cに示すように、生検サンプルが捉えられ体腔51の壁54から除去される。図12Bが生検鉗子60のジョー61が閉じて体腔51の壁54から細胞の生検サンプルを採取するのを示す。次いで、図12Cに示すように、生検サンプルを持つ生検鉗子60が器具チャンネル60およびルーメン35を通過して内視鏡30から取り除かれる。生検鉗子が抜かれて検査された後に、器具チャンネル419が用いられて凝固装置が壁54の正確な生検場所に配され、または生検鉗子60が再挿入されて追加の生検サンプルを採取する。

【0077】

本明細書に説明するカブラと共に使用される生検鉗子および把持器の他の種類には、これに限定しないが、オーバルカップ（oval cup）、ロングオーバルカップ、スパイク付きロングオーバルカップ、セレートカップ（serrated cup）、スパイク付きセレートカップ、わに口把持器、長尺ラットトウス（elongated rat tooth）「ステントリムーブ（stent remove）」、ラットトウス把持器、三つ爪把持器、三脚把持器、フォーク1×2把持器、が含まれる。言うまでもなく、生検鉗子および把持器の他の医療ツール60が本明細書で説明のカブラと共に用いられる。

【0078】

前述のように、光学カブラが非医療用途に用いられる。図13A～15Bが2つのそのような環境および光学カブラが活用される用途を示す。

【 0 0 7 9 】

図 1 3 A、1 3 B に戻ると、光学カブラ 5 1 0 がボアスコープ 7 7 に実装されて示される。光学カブラ 5 1 0 が不透明な液体または微粒子に覆われた検査表面または物体に用いられて良い。光学カブラ 5 1 0 が前述の 1 0 2 1 0、3 1 0 および 4 1 0 の光学カブラに参照したようなものと同じ何れかの材料で形成されて良い。光学カブラ 5 1 0 が第 1 の外部境界 5 1 5、第 2 の外部境界、および該第 1 外部境界から該第 2 外部境界 5 1 6 へ連続して延在する外部表面 5 1 4 を有する視覚化部 5 1 2 を備える。第 1 および第 2 の外部境界 5 1 5、5 1 6 が前記図 1 2 A、1 2 B に示す境界 4 1 5、4 1 6 と類似して、角度を有してボアスコープ 7 7 から外側に延在する。外部境界 5 1 4 が第 1 セグメント 5 1 4 a および第 2 セグメント 5 1 4 b で構成されるように角度付けされる。望めば、光学カブラ 5 1 0 が器具チャンネルのような前述に記載のように他の機能を有して構成されて良い。

10

【 0 0 8 0 】

図 1 3 B に示すように、外表面 5 1 4 の第 1 および第 2 のセグメント 5 1 4 a、5 1 4 b がプレート 7 8、8 0 を視覚するのに困難にさせる 2 つのコーナー 7 8、8 0 における不透明な液体または異物を光学カブラ 5 1 0 がずらすものである。このカブラ 5 1 0 の設計がプレート 7 8、8 0 間の溶接 8 2 を視認する、または欠陥用にプレート 7 8、8 0 の表面視認するのに有益となる。もちろん、光学カブラ 5 1 0 が前述のように他の機能を有して構成されて良い。

【 0 0 8 1 】

図 1 4 A、1 4 B、1 5 A および 1 5 B がカメラ 8 4 に搭載された光学カブラ 6 1 0 を説明する。図 1 4 A に示されるように、カメラ 8 4 がレンズ 8 5 を備え、静止画、ビデオまたはその両方を撮影して良い。光学カブラ 6 1 0 が前述の 1 0、2 1 0、3 1 0、4 1 0、および 5 1 0 の光学カブラに参照したものと同一材料の何れかから形成されて良い。光学カブラ 6 1 0 が視覚化部 6 1 2、第 1 外部境界 6 1 5、第 2 外部境界 6 1 6 および第 1 外部境界 6 1 5 から第 2 外部境界 6 1 6 へ延在する外表面 6 1 4 を備える。ライトリング 6 8 6 がカブラ 6 1 0 の近接端 6 2 3 の側のカメラ 8 4 のレンズ 8 5 の外表面 8 7 に装着される。図 1 5 A に示されるように、光学カブラ 6 1 0 が器具チャンネル 6 1 9 を有して、半固体チューブ 8 8 がカメラ 8 4 に平行にまたは通って、器具チャンネル 6 1 9 を通って配設される。別法では、カブラ 6 1 0 が器具チャンネル 6 1 9 を有しなく、チューブ 8 8 が視覚化部 6 1 2 を通して繋がる。チューブ 8 8 が光学カブラ 6 1 0 の外表面 6 1 4 へ延在する。

20

30

【 0 0 8 2 】

図 1 4 B および 1 5 B に示されるように、カメラ 8 4 および光学カブラ 6 1 0 がオイルなどの不透明な液体 9 1 に充填されたパイプ 9 0 に配設される。カメラ 8 4 が原動機の付いたプラットフォーム 9 2 を用いることで移動され、パイプ 9 0 の内面 9 3 を視認して欠陥 9 4 を搜索する。図 1 5 B に示すように、半固体チューブ 8 8 がカメラ 8 4 に平行に固定されカブラ 6 1 0 を通して配設され、接着剤、セメントなどを供給するように用いられて、欠陥を補修して良い。

【 0 0 8 3 】

別の光学カブラ 7 1 0 が図 1 6 に示される。光学カブラ 7 1 0 が内視鏡 3 0 に装着される。内視鏡 3 0 の第 1 ルーメンがカブラ内の器具チャンネルに並接される。第 2 ルーメン 3 6 がレンズ 4 0 に接続されるカブラ 7 1 0 に接触する画像伝送ファイバ 4 2 に向かってアクセスされる。第 3 ルーメン 3 7 が内視鏡 3 0 の補助流体チャネル 4 1 を提供する。ノズル 4 3 が補助流体チャネル 4 1 の末端に設けられる。光学カブラ 7 1 0 が補助流体チャネル 4 1 およびノズル 4 3 から流体 4 7 を受けて流体をカブラ 7 1 0 の器具チャネル 7 1 9 を貫通される環状チャンバ 4 5 を備える。流体 4 7 が水や塩水などの透明な流体で良く、視野内の障害物を洗い流すか、カブラ 7 3 0 の外表面 7 1 4 を洗浄する。

40

【 0 0 8 4 】

図 1 7 A ~ 1 7 C が凹状外表面 8 1 4 および内視鏡 3 0 に装着される第 1 ルーメン 8 3 5 を有するカブラ 8 1 0 を示す。図 1 7 A ~ 図 1 7 C に示すように、カブラ 3 0 が体腔 5

50

1の壁54に移動されるにつれ、不透明な液体91（閉じ込められた血液など）が外表面814および壁54間に閉じ込めらるので、内視鏡30の視野を制限する。カブラ810が第1ルーメン835に並んで配される器具チャンネル819を有する。このように、流体47が第1ルーメン835を介して内視鏡810の器具チャンネル819を通して内視鏡30を通して飛び散る。示さないが、流体47が、別にはおよび/または追加的に、図16に対して上述したのに類似して、内視鏡30の補助流体チャンネルを介して内視鏡30を通して飛び散る。導入された流体47の圧力が体腔51の壁54に対してカブラ810の加える圧力を超えると、流体47が外表面814および壁54間の領域から閉じ込められた不透明な液体91を飛ばし、壁54の制限されない視野を可能とする。さらに、カブラ810が軟い材質で構成されているので、カブラ810によって、内視鏡30が壁54により少ない力が印加される状態で体腔51の壁54上の活動を制限されない視野で視認し実行できる。内視鏡に装着されているゲルレンズの場合、治療の注射が細胞接触の後に実行できる。電気焼灼ナイフやワイヤスネヤ（wire snare）などの内視鏡ツールによって病変が自在に切断されたあと、外された病変が器具チャンネルを介して吸引を適用して除去される。

10

【0085】

内視鏡30への装着を押し進めるために、図18A、18Bに示すように、カブラ10がキャップ70で包まれる。図18Aに示すように、キャップ70がカブラ10に対して固定できる。キャップ70が取り扱い時にカブラ10を埃および指紋から保護し、キャップが好適には透明キャップ76を有する。キャップ70がやはりキャップ70から離れるキャップ76の反対方向に延在するロッド74を備える。ロッド74が用いられてカブラを内視鏡30に並ばせ、カブラ10の器具チャンネル19に入る。キャップ70がカブラ10に配設されて初めて、キャップ70内の周囲溝71に存在するリング72がカブラ10の視覚化部22へ下に摺動して、内視鏡30のカブラ10を保持するのを補助する。カブラ10の代替りのキャップ（表示せず）が縮んでカブラ10の上の透明プラスチックを包むが、その前に、ロッド74がカブラ10の器具チャンネル19を通して配設されている。

20

【0086】

また、本発明に係るカブラが固定内視鏡30と共に用いられる。図19に示すように、カブラ10が0°端部表面34および視野Aを有する固定内視鏡に装着される。ほとんど固定の内視鏡の光学構造のために、器具用の内部ルーメン、または流体チャンネルが可能でない。内視鏡30の外表面に平行に沿うチャンネル49が内視鏡に装着され、カブラ10の側を通して向かわされ、カブラ10の外表面14を通る角度で出る。チャンネル49の角度の付いた性質によって、チャンネル49を貫通した器具がオペレータから視認され、内視鏡30の視野Aの中心に近い。図20に示すように、内視鏡30が角度の付いた端部表面34を有すると、チャンネル49が直線で良く、その結果、内視鏡30の視野Bの中心に近い。内視鏡ファイバに接触するゲルレンズの表面に埋め込まれた小レンズが光を再配光し拡散して、ゲルレンズでの表面反射を減少する。

30

【0087】

図21に戻って、カブラ910が1つを超える材料で構成されて良い。カブラ30が第1ルーメン35、画像伝送ファイバ42およびレンズ40付の第2ルーメン36、および第3ルーメンを備える。カブラ910がカブラ910の視野位置981内に透明プラスチックまたはガラスレンズ40を有する。カブラ910の視野部981が好適にはショア00スケールで30~40で、用いられて、光損失を低減し、倍率を少なくし、画像を再配光し、内視鏡30の焦点距離を変更する。内視鏡40の側のカブラ30に配された小レンズまたはミラー（表示せず）が光出力を再配光し、視野Aにおける反射を低減するか、視野A内に集光する。カブラ910がやはりショア00スケールで6~15の器具チャンネル部983、およびショア00スケールで好適には80以上の構造部985を有する。

40

【0088】

続く例示がさらに発明を示すように提示されるが、何れも発明を限定するものではない

50

。

【 0 0 8 9 】

例 1

図 4 に類似のカブラを、米国ミシガン州の Dow Corning Midland から入手できる Sylgard (登録商標) 184 シリコンエラストマから形成した。このシリコンが 1.43 の反射指標、およびショア OO スケールでジュロメータ約 80 を有する。単極電気焼灼ワイヤが、カブラ内に予備成形され、Pentax EG23430 11.4 mm 胃内視鏡の内視鏡作業チャンネルを通して引かれる。ワイヤが Bovie 電気焼灼ユニットへ接続された。カブラが胃内視鏡の末端上を滑らされた。羊の開いた胸において、腸内視鏡が血液近接領域に進行されて電気焼灼し、ビデオ映像が煙の见えない状態で電気焼灼から黄色い炎 / スパークを示した。

10

【 0 0 9 0 】

例 2

図 4 に類似のカブラを、Sylgard (登録商標) 184 シリコンエラストマから形成した。カブラが Pentax EG23430 11.4 mm 胃内視鏡の端部に装着された。羊の食道壁の上の電気焼灼における好ましいビデオ映像が得られた。

【 0 0 9 1 】

例 3

図 4 に類似のカブラを、Sylgard (登録商標) 184 シリコンエラストマから形成した。カブラが Pentax EG23430 11.4 mm 胃内視鏡の端部に装着された。羊の胃内の好ましいビデオ映像が得られた。

20

【 0 0 9 2 】

例 4

図 4 に類似のカブラを、Sylgard (登録商標) 184 シリコンエラストマから形成した。カブラが Pentax 2931 9.8 mm 胃内視鏡の端部に装着された。羊の下部静脈ケーブル内の好ましいビデオ映像が得られた。静脈ケーブルへの門脈入口が特定された。小さな血栓も特定された。

【 0 0 9 3 】

例 5

図 1 に類似のカブラを、米国マサチューセッツ州の Fiarhaven の Nye Lubricants, Inc. から入手できるシリコンベース光学治療ゲルの、Curing Gel OC-451A-LPH15 から形成した。このシリコンゲルが 1.51 の反射指標、およびショア OO スケールでジュロメータ 15 を有する。カブラが Pentax 9.8 mm 胃内視鏡の端部に装着された。豚の胃壁の好ましいビデオ映像が得られた。

30

【 0 0 9 4 】

例 6

図 1 に類似のカブラを、水およびジメチルスルホキシド (DMSO) から構成される混合溶液にポリビニルアルコール (PVA) 溶液から形成した。豚の胃の好ましい画像が得られた。

40

【 0 0 9 5 】

他のカブラの作動試作機が次で作られた。Nye Lubricants, Inc. から入手可能な OCK-451-80、OCK-451-LPH、OCK-451-LPH-15 シリコンベース光学治療ゲル Dow Corning CY 52-276 として入手可能な治療ジメチルビニル終端ジメチルシロキサン、ヒドロゲルレンズ、透明ポリ (ビニルアルコール) ヒドロゲル、Master Sil 151 MED として利用可能な 2 成分、低粘度シリコン化合物、および鉱油および粉末プラスチック。

【 0 0 9 6 】

ハンドヘルドデバイス

【 0 0 9 7 】

50

さて、図 2 2 A、2 2 B に戻って、ハンドヘルドデバイス 1 0 1 0 が示される。ハンドヘルドデバイス 1 0 1 0 がハンドル 1 0 1 2、フレーム 1 0 1 4、およびフレーム内のキャビティ 1 0 1 6 を備える。キャビティ 1 0 1 6 内に手術器具で穴開けでき容易に突き刺される透明部 1 0 1 8 がある。透明部 1 0 1 8 が光学カプラにつき前述のようなのと同じ材料で構成され、前述の通りと同じ多くの効果および優位を提供する。

【 0 0 9 8 】

ハンドヘルドデバイス 1 0 1 0 が様々な環境で使用される。たとえば、ハンドヘルドデバイス 1 0 1 0 が血液のような不透明な液体 9 1 を患者の皮膚の裂傷近傍のなどの体腔 5 1 の壁 5 4 からずらす。そうする際に、透明部 1 0 1 8 によって、医師が体腔 5 1 の壁 5 4 を視認できる。透明部 1 0 1 8 の圧力がやはり凝固を補助する。透明部 1 0 1 8 の上部表面および下部表面 1 0 2 0、1 0 2 2 が図示のようにカプラに対して前述のようにわずかに凸、平坦、または凹であるか、または他の任意の好ましい形状を備える。透明部 1 0 1 8 が突き通されるので、医療器具 6 0 (ステイブラなど) が透明部 1 0 1 8 を貫通するので、不透明な液体 9 1 が処置領域から除去されながら、医師が体腔 5 1 の壁 5 4 を処置できる。図 2 2 B に示すように、ハンドル 1 0 1 2 がフレーム 1 0 1 4 に対して角度を有して、ハンドヘルドデバイスが処置領域近くに保持されたとき、医師の手に対してより広い隙間を設ける。

10

【 0 0 9 9 】

また、ツール 6 0 に前以って占有された透明部 1 0 1 8 の突き刺された部分を不透明な液体 9 1 が充填することなく医療器具 6 0 が外せるように透明部がセルフシーリングで良い。さらには、透明部 1 0 1 8 がハンドヘルドデバイスから着脱できて、使用後に新しい透明部 1 0 1 8 がハンドヘルドデバイス 1 0 1 0 の消毒後に装着される。

20

【 0 1 0 0 】

透明部がシリコンエラストマ、シリコンゲル、アルブミン系ゲル、鉱油系ゲル、エポキシ、ポリウレタン、ポリイソプレン、ポリブタジエン、およびこれらの混合で構成されるグループから選択される材料で構成される。材料が架橋ポリシロキサンで良い。材料がポリビニルアルコール、ポリメタクリル酸ヒドロキシエチル、ポリエチレングリコール、およびポリメタクリル酸で構成されるグループから選択されたヒドロゲルとされるで良い。

【 0 1 0 1 】

言うまでもなく、ハンドヘルドデバイス 1 0 1 0 が医療用途に限定されず、他の目的に用いられて良く、たとえば、光学カプラについて前述の産業用途などである。

30

【 0 1 0 2 】

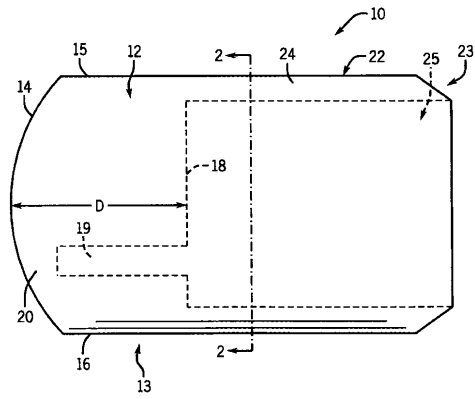
このように、本発明が内視鏡やボアスコープ、カメラなどに搭載される光学カプラを提供する。カプラが不透明な流体、半固形物、微粒子で覆われた表面の改善された光学画像を提供する。

【 0 1 0 3 】

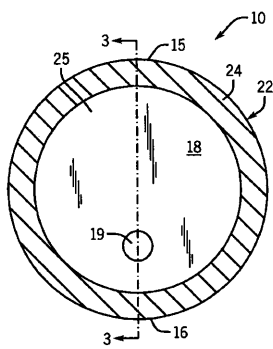
本発明を所定の実施形態を参照しながらかなり詳細に説明したが、例示の目的で表したりこれに限定されない、本発明が説明した実施形態以外で実施できることは当業者が想到できる。したがって、添付の特許請求の範囲が本明細書に含まれる実施形態の説明に当然に限定されないものである。

40

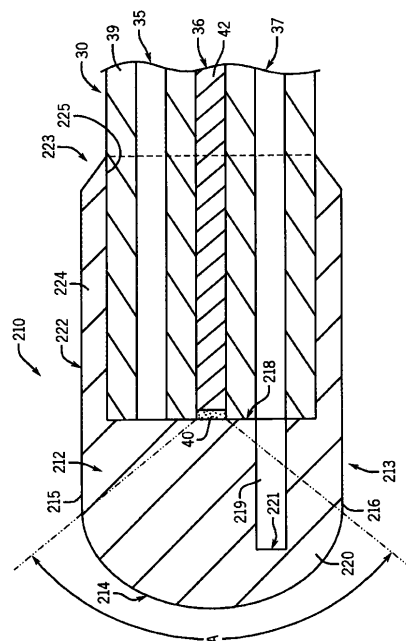
【図 1】



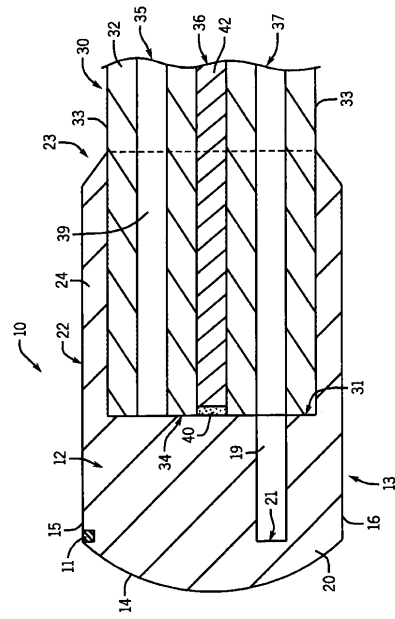
【図 2】



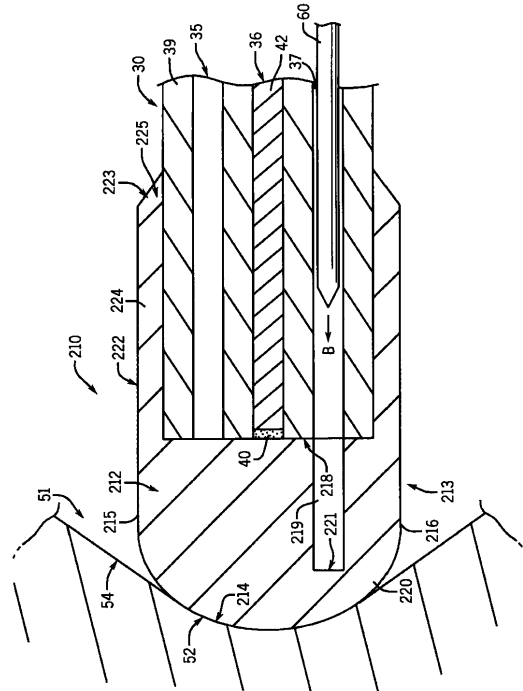
【図 4】



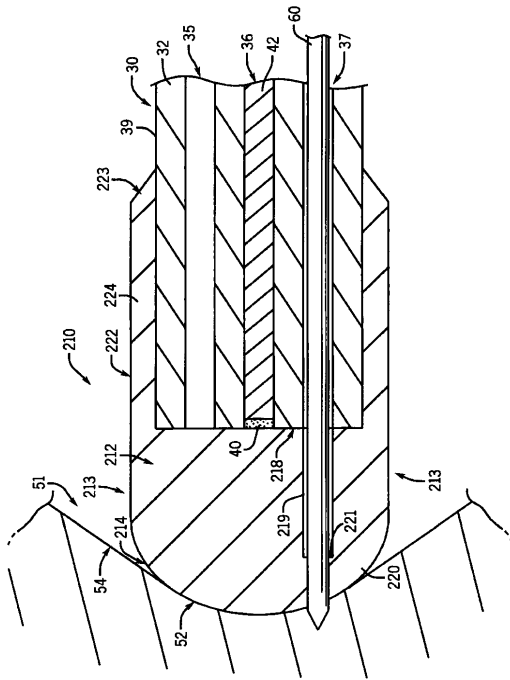
【図 3】



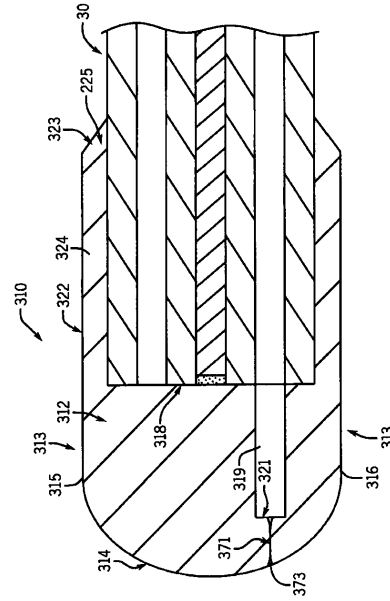
【図 5】



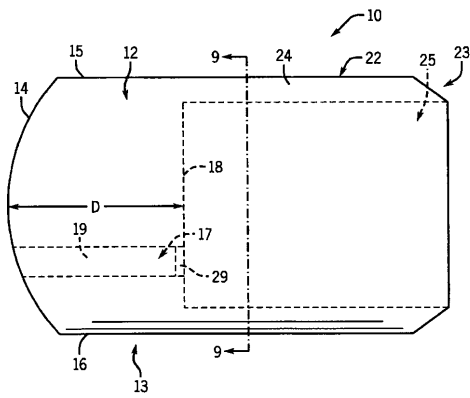
【図 6】



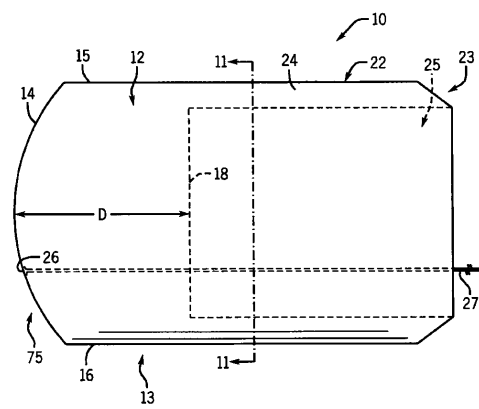
【図 7】



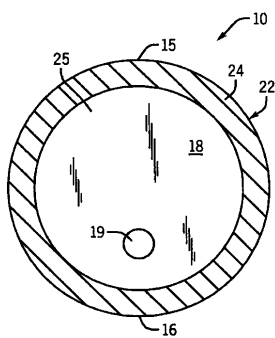
【図 8】



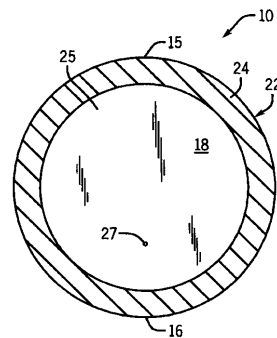
【図 10】



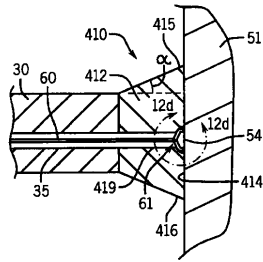
【図 9】



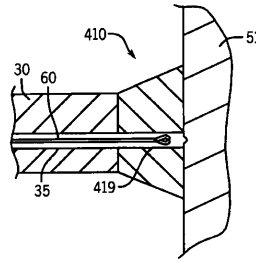
【図 11】



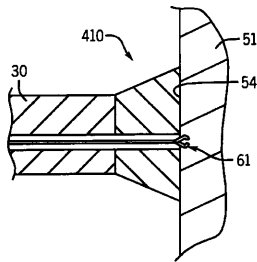
【図 1 2 A】



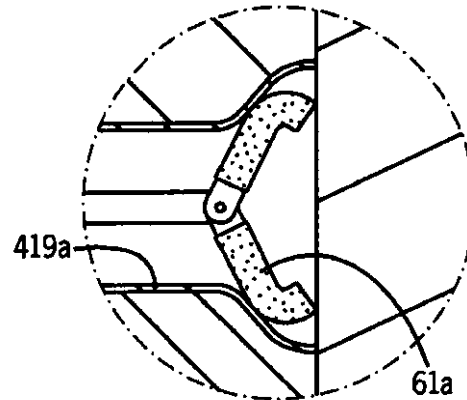
【図 1 2 C】



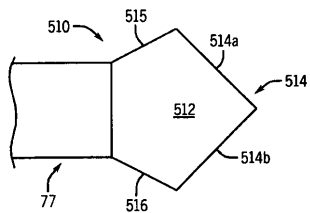
【図 1 2 B】



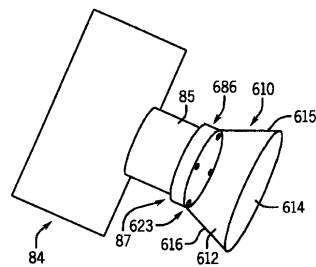
【図 1 2 D】



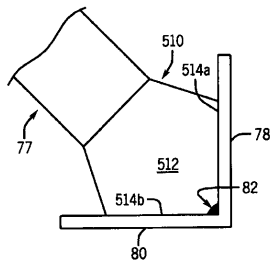
【図 1 3 A】



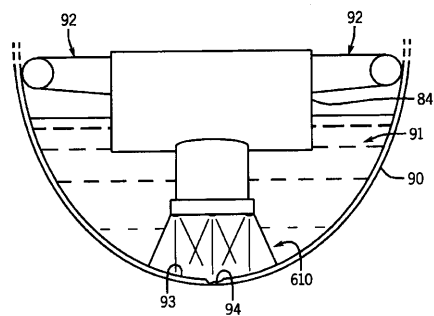
【図 1 4 A】



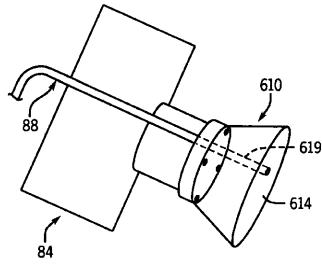
【図 1 3 B】



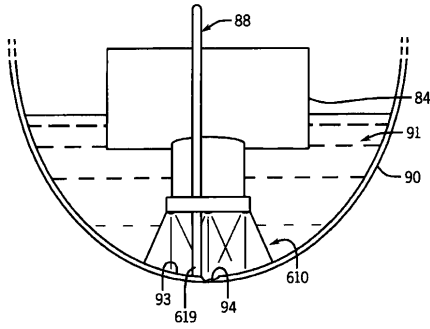
【図 1 4 B】



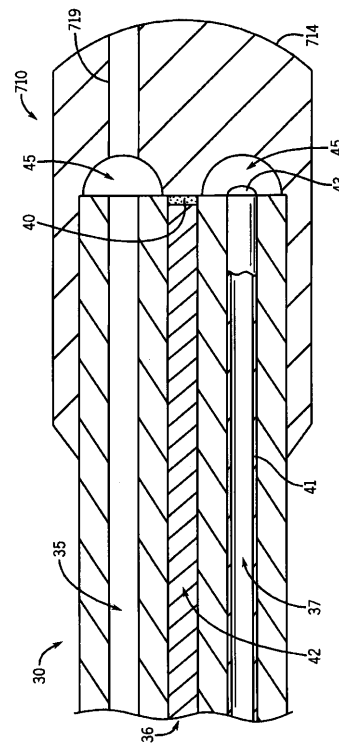
【図 15 A】



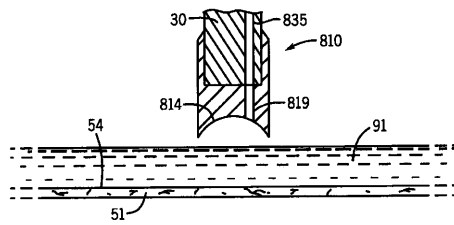
【図 15 B】



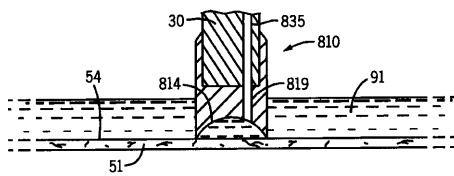
【図 16】



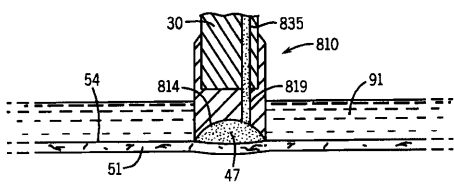
【図 17 A】



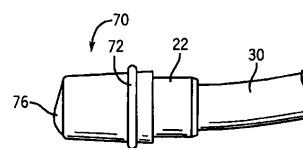
【図 17 B】



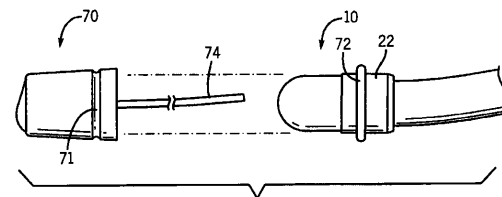
【図 17 C】



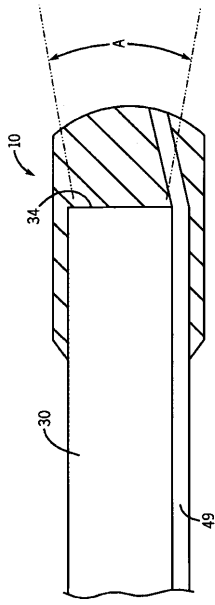
【図 18 A】



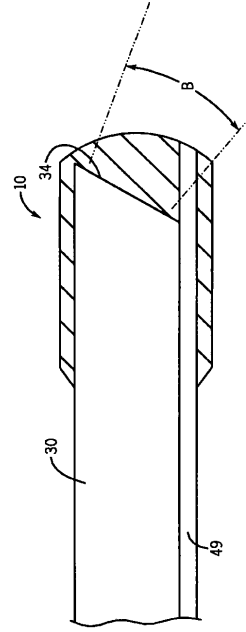
【図 18 B】



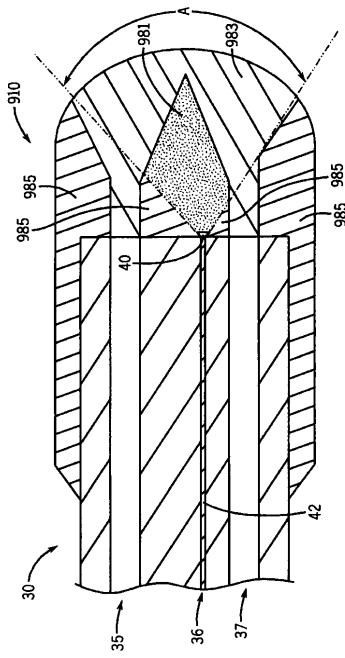
【図 19】



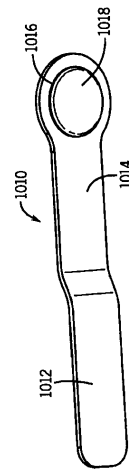
【図 20】



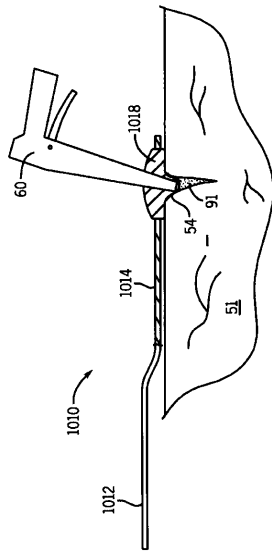
【図 21】



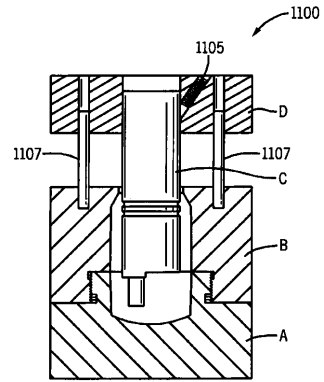
【図 22 A】



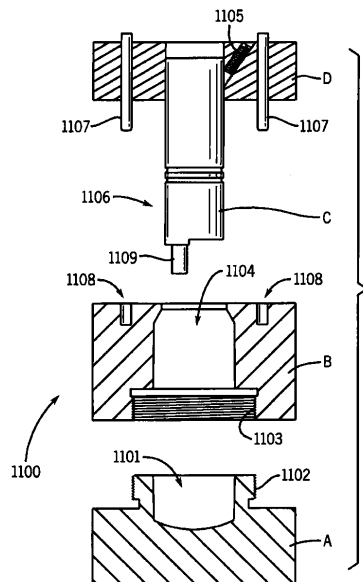
【図 2 2 B】



【図 2 3 A】



【図 2 3 B】



フロントページの続き

(72)発明者 ティテュス、ジェイムズ、シドニー
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 02067、シャロン、ブラッドフォード アヴェニュー
25

審査官 森川 能匡

(56)参考文献 特開2009-213631(JP,A)
特開昭60-069621(JP,A)
特開平09-238893(JP,A)
特開2000-300570(JP,A)
特開2002-233491(JP,A)
実開昭58-054805(JP,U)
特開昭59-135044(JP,A)
米国特許第06770069(US,B1)
特開2007-037785(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜用光耦合器		
公开(公告)号	JP6283082B2	公开(公告)日	2018-02-21
申请号	JP2016197328	申请日	2016-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	总医院集团		
申请(专利权)人(译)	总医院集团		
当前申请(专利权)人(译)	总医院集团		
[标]发明人	ティテュスジェイムズシドニー		
发明人	ティテュス、ジェイムズ、シドニー		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00066 A61B1/00096 A61B1/00101 A61B1/00126 A61B1/00137 A61B1/053 A61B1/07 A61B17/00234 A61B17/068 A61B2017/00296		
FI分类号	A61B1/00.715 G02B23/24.A A61B1/00.300.B A61B1/00.300.P A61B1/00.300.Y A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/00.731 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	2H040/AA02 2H040/BA14 2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA13 2H040/DA42 2H040/DA52 2H040/DA57 2H040/FA01 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/AA24 4C161/AA29 4C161/BB02 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/GG11 4C161/JJ06		
代理人(译)	泷野秀雄 川崎孝雄 津田俊明		
优先权	61/443546 2011-02-16 US		
其他公开文献	JP2017006732A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光学耦合器安装在光学成像装置的一端，并使用不透明流体和/或特定物体覆盖的表面区域可视化。光学耦合器具有与光学成像装置的远端接合的视觉部分和连接到可视部分并从其延伸的安装部分。安装部分的尺寸适于安装到光学成像装置的远端。可视化部分具有近端表面，其接合光学成像装置的远端。可视化部分具有远离近表面的外表面。外表面从可视化部分的第一外边界连续延伸到第二相对外边界。可视部分可具有从近端表面延伸到外表面的中空器械通道。可视部分由能够透射表面区域的光学图像的弹性材料形成。在一种形式中，该材料是硅凝胶或硅氧烷弹性体。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6283082号 (P6283082)
(45) 発行日 平成30年2月21日 (2018. 2. 21)	(24) 登録日 平成30年2月2日 (2018. 2. 2)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 4 (2 0 0 6 . 0 1)	F I A 6 1 B 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 4	7 1 5 A
請求項の数 5 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-197328 (P2016-197328)	(73) 特許権者 592017633	
(22) 出願日 平成28年10月5日 (2016. 10. 5)	ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイ	
(62) 分割の表示 特願2013-554596 (P2013-554596)	ション	
原出願日 平成24年2月16日 (2012. 2. 16)	アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ボ	
(65) 公開番号 特願2017-6732 (P2017-6732A)	ストン アルーツ ストリート 55	
(43) 公開日 平成29年1月12日 (2017. 1. 12)	(74) 代理人 100134832	
(31) 優先権主張番号 61/443, 546	弁理士 瀧野 文雄	
(32) 優先日 平成23年2月16日 (2011. 2. 16)	弁理士 瀧野 秀雄	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	(74) 代理人 100070002	
	弁理士 川崎 隆夫	
	(74) 代理人 100165308	
	弁理士 津田 俊明	
	(74) 代理人 100110733	
	弁理士 鳥野 正司	
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光学カプラ		最終頁に続く