

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-230788

(P2014-230788A)

(43) 公開日 平成26年12月11日(2014.12.11)

(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 T	2 H 0 4 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 1	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 82 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-109775 (P2014-109775)
 (22) 出願日 平成26年5月28日 (2014. 5. 28)
 (31) 優先権主張番号 10 2013 209 956.8
 (32) 優先日 平成25年5月28日 (2013. 5. 28)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(71) 出願人 514133601
 クシオン ゲゼルシャフト ミット ベ
 シュレンクテル ハフツング
 X I O N GmbH
 ドイツ連邦共和国 ベルリン パンクシュ
 トラーセ 8-10
 Pankstr. 8-10, D-13
 127 Berlin, Germany
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス=ライ
 ンハルト
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也

最終頁に続く

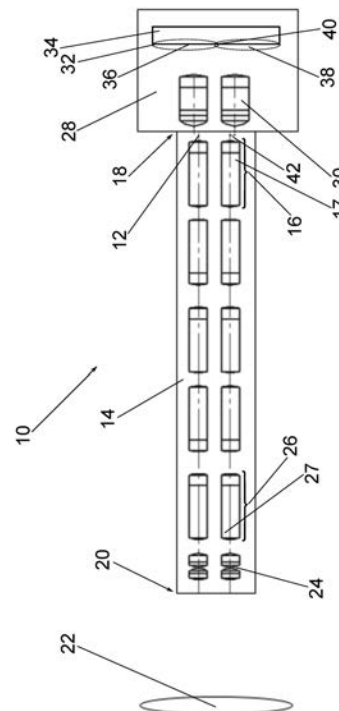
(54) 【発明の名称】 ビデオ内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 2つの平行なビームパスと、画像誘導のためのロッドレンズシステムとを備えた剛性内視鏡の原理に従ったステレオビデオ内視鏡において、調整に敏感な構成要素を回避し、簡単な製造を可能にすること。

【解決手段】 少なくとも内視鏡シャフト内の部分に共に配置された2つの平行な光学装置と、光学装置の近位端に隣接若しくは連結して配置されたカメラヘッドとを含んだビデオ内視鏡装置を構成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ビデオ内視鏡装置（10）であって、

2つの平行な光学装置（16, 24, 26）を含み、

前記2つの平行な光学装置（16, 24, 26）は共に、内視鏡シャフト（14）の内部に少なくとも部分的に配置され、それぞれ複数の光学部品（16, 17, 24, 26, 27）を含んでおり、前記複数の光学部品（16, 17, 24, 26, 27）は、前記各光学装置（16, 24, 26）の複数の光学部品（16, 17, 24, 26, 27）の共通の第1の光軸に沿って互いに同軸に配置され、

前記各光学装置（16, 24, 26）は、当該各光学装置（16, 24, 26）の遠位端（20）から当該各光学装置（16, 24, 26）の近位端（18）へ、光学的画像（38）を伝送するように構成されており、

前記ビデオ内視鏡装置（10）は、さらにカメラヘッド（28）を含んでおり、

前記カメラヘッド（28）は前記光学装置（16, 24, 26）の前記近位端（18）に当接又は隣接するように配置されており、

前記カメラヘッド（28）には少なくとも1つのイメージセンサ（34）が含まれており、該少なくとも1つのイメージセンサ（34）は少なくとも1つの記録面（32）を備えており、前記カメラヘッド（28）はさらに少なくとも2つの投影対物レンズ（30）を含んでおり、前記投影対物レンズ（30）の各々は、第2の光軸を備え、前記イメージセンサ（34）上に画像（38）を投影するように配置構成されており、

前記複数の光学装置（16, 24, 26）はそれぞれコリメート光学ユニット（16）を含んでおり、前記コリメート光学ユニット（16）は、前記各光学装置（16, 24, 26）の出射側（18）において少なくともほぼ平行なビームパス（12）を生成するために、前記複数の光学装置（16, 24, 26）の各近位端（18）に配置されており、

前記各コリメート光学ユニット（16）は、第3の光軸を有し、該第3の光軸は前記複数の光学装置（16, 24, 26）の前記複数の光学部品（24, 26, 27）と同軸に配置されるか、又は、前記複数の光学装置（16, 24, 26）の前記複数の光学部品（24, 26, 27）の共通の第1の光軸から最大で前記コリメート光学ユニット（16）の1/2の直径分だけ横方向にオフセットされて配置されており、

前記少なくとも2つの投影対物レンズ（30）のそれぞれ1つが、前記各コリメート光学ユニット（16）によって生成される前記平行なビームパス（12）を、前記少なくとも1つのイメージセンサ（34）の前記少なくとも1つの記録面（32）内の少なくとも1つの焦点（36）上に結像するように配置構成されており、

前記投影対物レンズ（30）の少なくとも1つは、前記平行なビームパス（12）を生成する前記コリメート光学ユニット（16）の前記第3の光軸から、最大で前記投影対物レンズ（30）の1/2の直径分に相当する横方向の間隔距離（42）を、前記第2の光軸の各々が有するように配置されており、さらに、

前記投影対物レンズ（30）の少なくとも1つは、前記平行なビームパスを、前記少なくとも1つの焦点（36）上に結像するように配置構成され、その結果として、前記平行なビームパス（12）が、前記少なくとも1つの投影対物レンズ（30）の前記第2の光軸から横方向の間隔距離（42）を伴って前記少なくとも1つの投影対物レンズ（30）に入射するように構成されていることを特徴とするビデオ内視鏡装置（10）。

【請求項 2】

前記複数の光学部品（16, 17, 24, 26, 27）は、それぞれ互いに同軸に配置され、ロッドレンズ（17, 27）を含んでいる、請求項1記載のビデオ内視鏡装置（10）。

【請求項 3】

前記少なくともほぼ平行のビームパス（12）を生成するための前記コリメート光学ユニット（16）は、前記複数の光学装置（16, 24, 26）の出射側（18）に複数のロッドレンズ（17）を含んでいる、請求項1及び/又は2記載のビデオ内視鏡装置（

10

20

30

40

50

10)。

【請求項4】

前記複数の光学装置(16, 24, 26)の出射側(18)に前記少なくともほぼ平行なビームパス(12)を生成するための前記コリメート光学ユニットは(16)は、少なくとも2つの接合レンズを含むロッドレンズシステム(16)であり、2つの接合レンズを含む前記ロッドレンズシステム(16)のうちの少なくとも1つのレンズは、ロッドレンズ(17)である、請求項1から3の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項5】

前記ビデオ内視鏡装置(10)は、コリメーションの目的のための複数のロッドレンズシステム(16)を含んでおり、前記複数のロッドレンズシステム(16)は、画像送信のために用いられるロッドレンズシステム(26)と同じ構成である、請求項1から4の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

10

【請求項6】

前記少なくとも2つの投影対物レンズ(30)の各々は、前記第2の光軸が、前記各光学装置(16, 24, 26)の前記複数の光学部品(16, 17, 24, 26, 27)の光軸に対して、最大で前記投影対物レンズ(30)の1/2の直径分だけ横方向にオフセットされるように配置されている、請求項1から5の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項7】

少なくとも1つの前記平行な光学装置(16, 24, 26)は、2つの連続した光学部品(16, 24, 26)との間に配置された弾性要素(74)を含み、前記弾性要素(74)は、前記2つの連続した光学部品(16, 24, 26)の間の軸方向の間隔距離を、当該光学部品(16, 24, 26)の間で機械的な遊びが低減されることを確保するように構成されている、請求項1から6の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

20

【請求項8】

前記弾性要素(74)は、少なくとも1つの前記平行な光学装置(16, 24, 26)のうちの、前記コリメート光学ユニット(16)の最も近くに配置された光学部品(26)と、前記コリメート光学ユニット(16)との間に配置されている、請求項7記載のビデオ内視鏡装置(10)。

30

【請求項9】

前記ビデオ内視鏡装置(10)は、前記平行な光学装置(16, 24, 26)の前記近位端(18)に保持装置(80)を備え、前記保持装置(80)は、当該保持装置(80)の固定状態において、前記コリメート光学ユニット(16)の軸方向及び/又は横方向の移動が防止されるように、前記平行な光学装置(16, 24, 26)の前記コリメート光学ユニット(16)を保持するように構成されている、請求項7又は8記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項10】

前記内視鏡シャフト(14)は、対象物面(22)を照明するための照明装置(46)を含み、前記照明装置(46)は、光導波路(48)を含んでおり、前記光導波路(48)は、少なくとも1つの光源(52)からの光を、前記内視鏡シャフト(14)の近位端(18)若しくはその近傍に配置された照明光入射側(50)から、前記内視鏡シャフト(14)の遠位端(20)若しくはその近傍に配置された照明光出射側(54)に伝送するものであり、前記少なくとも1つの光源(52)は、前記カメラヘッド(28)内に含まれ、及び/又は、フレキシブルな光導波路(48)によって前記内視鏡シャフト(14)に、解離可能かつ再固定可能な手法若しくは剛性的な手法で接続されている、請求項9記載のビデオ内視鏡装置(10)。

40

【請求項11】

前記ビデオ内視鏡装置(10)の内部又は外部に、イメージプロセッサ(68)が配置

50

されており、前記イメージプロセッサ(68)は、前記少なくとも1つのイメージセンサ(34)上に投影される2つの立体部分画像(38)を、立体スクリーン上に描写可能な画像信号に変換するように構成されている、請求項1から10の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項12】

前記イメージプロセッサ(68)は、画像処理による画像改善処置を施すように構成されている、請求項11記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項13】

前記ビデオ内視鏡装置(10)は、少なくとも1つの交換可能な部品(14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52)を含んでいる、請求項1から12の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

10

【請求項14】

前記少なくとも1つの部品(14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52)を交換するとき、新たに接続された部品(14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52)は、メモリユニット(70)に記憶された所定の較正データのセットによって相互間で較正することができ、前記ビデオ内視鏡装置(10)は、少なくとも1つのセンサ装置(76)を含み、前記少なくとも1つのセンサ装置(76)は、前記メモリユニット(70)内の所定の較正データの複数の項目から、所定の較正データを又は新たに接続された部品(14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52)に対して最良にフィットする較正データを選択するために、前記少なくとも1つの部品(14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52)上の少なくとも1つの読み取り可能なマーキング(78)を読み取りかつ処理することが可能である、請求項13記載のビデオ内視鏡装置(10)。

20

【請求項15】

前記内視鏡シャフト(14)の遠位端(20)、前記内視鏡シャフト(14)の近位端(18)、及び/又は、前記カメラヘッド(28)の光入射側(58)は、少なくとも1つの光学的な透明保護ウインドウ(56)を有している、請求項1から14の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、2つの別個の立体部分画像が1つの共通のイメージセンサ上や2つのイメージセンサ上に投影される、内視鏡シャフトとカメラヘッドとを備えたビデオ内視鏡装置に関する。これらの部分画像は、画像処理装置により立体画像に変換され、立体スクリーン上に描写することができる。

【背景技術】

【0002】

従来から、外科用ステレオ顕微鏡は手術中に使用されている。低侵襲手術では、これらの器具は使用できず、術中の医師は、内視鏡か又はその他の特殊な補助器具を用いることによってしか身体の開口部内方に位置する手術部位を観察することができなかった。このような手術を行う場合、ステレオ内視鏡は、従来のモノラル内視鏡と比較して、付加的な奥行き情報を提供する。さらにステレオビデオ内視鏡では、シングルスクリーン上若しくはマルチスクリーン上での画像観察やビデオの保存が可能である。

40

【0003】

ステレオビデオ内視鏡は、2つの平行するビームパスを有する硬性内視鏡の原理に従って設計することができる。ここで、2つの対象が互いに隣接して配置され、2つの中間画像が生成されるものとする。そこでは内視鏡前方に位置する対象が、異なる視角から描写され、2つの平行する伝送光学系ユニットを用いて内視鏡シャフトの近位端へ画像送信がなされる。そこでは、複数の画像が1つ又は複数の画像センサ、例えばCCD若しくはC

50

MOSタイプのイメージセンサ上に投影される。

【0004】

米国特許第5295477号明細書には、剛性のステレオ内視鏡及びカラー素子で作られたチューブ状のステレオ内視鏡が開示されている。これらの内視鏡は、内視鏡の先端から当該内視鏡に接続されている顕微鏡に光学的画像を送信するための導波路やレンズが含まれている。これらの内視鏡に含まれている光導波路は、光源からの光を生物学的試料内へ伝送している。可動プリズムは、内視鏡の端部に取り付けられている。

【0005】

米国特許第5527263号明細書には、ロッド状レンズを備えた剛性のビジュアルステレオ内視鏡が開示されている。この内視鏡はそれぞれ各光学系と同軸に配置された第1のプリズムと、光軸に平行な視点軸に対して再アライメントされた第2のプリズムとからなる2つの偏向プリズム対を含んでいる。透過的な保護要素は、ビームパスに配置されている。

10

【0006】

米国特許第4651201号明細書には、2つのカメラを備えた剛性ロッドレンズを含むステレオ内視鏡が開示されている。これらのカメラは、ユーザの目の前に実現される頭部装着型の2つの画面に2つの立体画像を送信している。

【0007】

米国特許第4862873号明細書には、光導波路と画像ガイドとを有する2つのイメージセンサを備えた剛性ロッドレンズを含むビデオ内視鏡が開示されている。立体画像は、ガイドの機能の変化によって生成される。

20

【0008】

画像伝送用ロッドレンズシステムを有する剛性立体ビデオ内視鏡は、米国特許第5577991号明細書に開示されている。ビデオ内視鏡は、2つの平行な光路を含み、該光路内で画像伝送がロッドレンズシステムを用いて行われている。内視鏡シャフトの近位端部では、平面ミラーが、2つのイメージセンサ上にそれぞれビームを配光している。光学装置の近位端部には、視野絞りが各光路内に取り付けられている。視野絞りと平面鏡は、画面上の画像の位置を設定するために調整することができる。

【0009】

米国特許第6139490号明細書には、ステレオ内視鏡とそれに接続することができる仮想実態メガネが開示されている。

30

【0010】

また米国特許第5751341号明細書には、複数のシャフト部分を備え、その結果としてシャフトが回転可能なステレオ内視鏡が開示されている。

【0011】

米国特許第6108130号明細書には、ステレオレンズシステムとフィールドペアを備えたステレオ画像センサが開示されている。画像センサ上の画像間の距離の減少は、画像収集システムからイメージセンサフィールドへの傾斜レンズを用いた画像情報の画像リダイレクトによって得られる。

【0012】

米国特許第6582358号明細書には、第3のビームパスを備えたステレオ内視鏡が開示されている。この第3のビームパスは、立体視のために使用される光学デバイスよりも広い視野角を有する光学デバイスを含んでいる。

40

【0013】

米国特許第7671888号明細書には、マスキングシステムを備えたステレオ内視鏡画面制御装置が開示されている。

【0014】

米国特許第5776049号明細書には、調整制御ループを有するステレオ内視鏡が開示されている。

【0015】

50

国際公開第2011/014687号パンフレットには、平行画像伝送を伴うステレオビデオ内視鏡が開示されている。ここでの画像は、内視鏡シャフトの遠位端における光開口部を通して得られ、2つの立体部分画像として内視鏡シャフトを介してカメラの画像センサ上に画像を投影する1つ又は2つの光学ユニットの出口まで送信される。

【0016】

ロッドレンズを備えた剛性のモノラル内視鏡の基本設計は、特許文献、米国特許第3257902号明細書に記載がある。細長い管の中では、対物レンズとロッドレンズシステムが共通の光軸に沿って連続的に配置されている。ロッドレンズは、チューブの近位端まで画像を伝送する機能を果たす。肉眼に見える虚像を生成する接眼レンズは、チューブ近位端の後方に配置されている。接眼レンズによって生成された画像は、適切なカメラで記録することが可能である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0017】

【特許文献1】米国特許第5295477号明細書

【特許文献2】米国特許第5527263号明細書

【特許文献3】米国特許第4651201号明細書

【特許文献4】米国特許第4862873号明細書

【特許文献5】米国特許第5577991号明細書

【特許文献6】米国特許第6139490号明細書

20

【特許文献7】米国特許第5751341号明細書

【特許文献8】米国特許第6108130号明細書

【特許文献9】米国特許第6582358号明細書

【特許文献10】米国特許第7671888号明細書

【特許文献11】米国特許第5776049号明細書

【特許文献12】国際公開第2011/014687号パンフレット

【特許文献13】米国特許第3257902号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

30

本発明の課題は、2つの平行なビームパスと、画像誘導のためのロッドレンズシステムとを備えた剛性内視鏡の原理に従ったステレオビデオ内視鏡において、調整に敏感な構成要素を回避し、簡単な製造を可能にすることである。内視鏡の便利な取り扱いと高解像度イメージセンサの使用は、小径の内視鏡シャフトの場合にも可能となるべきである。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明によれば上記課題は、2つの平行な光学装置を含み、前記2つの平行な光学装置は共に、内視鏡シャフトの内部に少なくとも部分的に配置され、それぞれ複数の光学部品を含んでおり、前記複数の光学部品は、前記各光学装置の複数の光学部品の共通の第1の光軸に沿って互いに同軸に配置され、前記各光学装置は、当該各光学装置の遠位端から当該各光学装置の近位端へ、光学的画像を伝送するように構成されており、前記ビデオ内視鏡装置は、さらにカメラヘッドを含んでおり、前記カメラヘッドは前記光学装置の近位端に当接又は隣接するように配置されており、少なくとも1つのイメージセンサが含まれており、該少なくとも1つのイメージセンサは少なくとも1つの記録面を備えており、前記カメラヘッドはさらに少なくとも2つの投影対物レンズを含んでおり、前記投影対物レンズの各々は、第2の光軸を備え、前記イメージセンサ上に画像を統制するように配置構成されており、前記複数の光学装置はそれぞれコリメート光学ユニットを含んでおり、前記コリメート光学ユニットは、前記各光学装置の出射側において少なくともほぼ平行なビームパスを生成するために、前記複数の光学装置の各近位端に配置されており、前記各コリメート光学ユニットは、第3の光軸を有し、該第3の光軸は前記複数の光学装置の前記複

40

50

数の光学部品と同軸に配置されるか、又は、前記複数の光学装置の前記複数の光学部品の共通の第1の光軸から最大で前記コリメート光学ユニットの1/2の直径分だけ横方向にオフセットされて配置されており、少なくとも2つの投影対物レンズのそれぞれ1つが、前記各コリメート光学ユニットによって生成される平行なビームパスを、少なくとも1つのイメージセンサの少なくとも1つの記録面内の少なくとも1つの焦点上に結像するように配置構成されており、前記投影対物レンズの少なくとも1つは、平行なビームパスを生成する前記コリメート光学ユニットの第3の光軸から、最大で前記投影対物レンズの1/2の直径分に相当する横方向の間隔距離を有するように配置されており、さらに、前記投影対物レンズの少なくとも1つは、前記平行なビームパスを、前記少なくとも1つの焦点上に結像するように配置構成され、その結果として、前記平行なビームパスが、前記少なくとも1つの投影対物レンズの第2の光軸から横方向の間隔距離を伴って前記少なくとも1つの投影対物レンズに入射するように構成されて解決される。

10

20

30

40

50

【0020】

これらの光学装置は、複数の光学部品を含み、これらの光学部品はそれぞれ各光学装置の光学部品の各共通の第1光軸に沿って互いに同軸に配置されている。各光学装置は、それぞれの光学装置の遠位端から各光学装置の近位端に光学画像を送信するように構成されている。カメラヘッドは、少なくとも1つの記録面と、少なくとも2つの投影対物レンズとを含む少なくとも1つのイメージセンサを含んでいる。このイメージセンサの一例としては、例えばCCDカラーセンサやCMOSカラーセンサ等が挙げられる。ここでは、投影対物レンズの各々1つが、各第2の光軸を有し、イメージセンサ上に画像を投影するように配置構成されている。各光学装置は、それぞれの光学装置の出口側に少なくともほぼ平行なビームパスを生成するために、それらの各近位端に配置されたコリメート光学ユニットを含んでいる。このコリメート光学ユニットは、光学装置の光学部品と同軸上に配置された第3の光軸、又は、光学装置の光学部品の各共通の第1の光軸から最大でコリメート光学ユニットの半径分だけ横方向にオフセットされた位置に第3の光軸を持っている。少なくとも2つの投影対物レンズの各々は、少なくとも1つの画像センサの少なくとも1つの記録面内の少なくとも1つの焦点上に、各コリメート光学ユニットによって生成された平行なビームパスを結像するように配置構成されている。前記投影対物レンズの少なくとも1つは、次のように配置されている。すなわち、各第2の光軸が、平行なビームパスを生成しているコリメート光学ユニットの各第3の光軸から、最大で投影対物レンズ半径分に相当する横方向の間隔を有するように配置され、前記投影対物レンズは、少なくとも1つの焦点上に前記平行なビームパスを結像するために配置構成されている。この結果として、前記平行なビームパスは、少なくとも1つの投影対物レンズの第2の光軸から横方向に間隔をおいて少なくとも1つの投影対物レンズに入射する。後者は、コリメート光学ユニットの第3の光軸に沿って伝搬する中央の光線が、投影対物レンズの第2の光軸に対し横方向オフセットを伴って当該投影対物レンズに入射することを意味する。

【0021】

本願明細書では、光軸とは、光学部品の対称軸に対応する直線を意味するものと理解されたい。さらに、光学部品の装置構成における共通の光軸とは、個々の光学部品の光軸によって形成される線を意味するものと理解されたい。このことは、共通の第1の光軸が、2つの平行な光学装置の各々の各光学部品の光軸に沿って延在することを意味する。各第2の光軸は、各対物レンズに沿って延在し、第3の光軸は、各光学ユニットに沿って延在する。この第3の光軸は、コリメート光学ユニットが、当該光学装置の光学部品と同軸状に配置され第3の光軸が第1の光軸の一部を形成している場合には、2つの平行な光学装置の1つの第1の光軸に位置合わせされる。

【0022】

2つの平行な光学装置の各々は、画像を、いわゆる立体部分画像を、光学装置の遠位端から光学装置の近位端に伝送している。平行なビームパスを生成するコリメート光学ユニットは、当該光学装置の遠位端に配置されている。立体部分画像を含んでいる平行なビームパスの各々は、投影対物レンズに入射し、後者は投影対物レンズの第2の光軸から横方

向に間隔をおいて入射する。この結果として、2つの立体部分画像は、互いに次のように偏向される。すなわち2つの立体部分画像の間で横方向の間隔が変化するように偏向される。例えば2つの立体部分画像間の横方向の間隔が増加する場合には、このことは、複数の立体部分画像を互いに離して分離できることを表し、その際それらは、2つの立体部分画像が立体スクリーン上の立体画像の信号として出力することができるようにイメージセンサの記録面上に結像可能である。それぞれの立体部分画像は、対象平面内に位置する対象物、例えば、空洞、器官、器官の一部又はそれらの組み合わせの見え方に一致する。2つの立体部分画像は、ビデオ内視鏡装置によって観察される対象物の奥行き情報と共に空間的印象が伝わる立体画像が生成されるようにビデオ内視鏡装置によって一緒にもたらされる。

10

【0023】

ここで言う内視鏡又はステレオ内視鏡とは、内視鏡シャフトに含まれるすべての光学部品を備えた内視鏡シャフトを意味するものと理解されたい。

【0024】

本発明によって得られる利点は、従来技術で使用される接眼レンズに関して肉眼に対する瞳孔出口のサイズと位置の通常の適応化が不要になることである。一例として、コリメーションは、ステレオ内視鏡の細長いシャフトの光出口でロッドレンズやロッドレンズによって達成することができる。さらにその他のレンズシステムと比較しても、ロッドレンズやロッドレンズシステムによって提供される利点は、より高い画像品質の実質的に明るい画像が送信できることである。内視鏡シャフト内のアセンブリは、ロッドレンズの細長い幾何学的形状により簡素化されている。互いに密に隣接して延在する2つの平行なビームパスの配置構成もシャフト直径の小型化を可能にしている。端部における画質の劣化もうまく回避することが可能である。本発明によるビデオ内視鏡装置を用いれば、例えばコマ収差や非点収差等の軸外の像収差を補正することができる。本発明のさらなる利点は、立体部分画像間の距離が、遠位端における対物レンズで非常に小さい場合であっても、記録面における立体部分画像間の横方向の距離は、仮想的に任意に設定することができる点にある。これにより、汎用性の高いステレオ内視鏡システムを構築することができる。それぞれの医療用途に応じて、各カメラヘッドは、それぞれ異なる立体的基線長を伴う交換可能な種々の内視鏡に接続することができる。さらに、本発明による光学系は、許容偏差に対しても過敏ではなくなる。これにより、カメラヘッドの接続部の機械的精度に対する要求は、従来技術によるステレオ内視鏡に比べて抑えることができる。

20

30

【0025】

好ましい構成によれば、光学装置は剛性の内視鏡シャフト内に配置されており、この場合、互いに同軸上に配置された複数の光学部品が、内視鏡シャフトの長手軸に沿って配置されている。代替的に、前記内視鏡シャフトは、チューブ、例えば環状に取り囲まれたチューブのような柔軟な構成を有していてもよい。このような柔軟性のある内視鏡シャフトに対しては、互いに同軸上に配置された複数の光学部品は、当該内視鏡シャフトを硬直させた直線状態において内視鏡シャフトの硬直直線状の長手軸に沿って配置されている。例えば内視鏡シャフトを曲げながら内腔内へ挿入する際の、内視鏡シャフトに沿った曲率の生成により、前記光学部品は、当該内視鏡シャフトの曲率に応じて位置をずらす。

40

【0026】

各光学装置の出口側における少なくともほぼ平行なビームパスは、その立体的な表示を損なうことなく、理想的なコリメーションから $\pm 10\%$ のディオプトリまでの偏差を有することができる。コリメート光学ユニットのビームパスと、コリメート光学ユニットの各々からのビームパスの両方は、相互にほぼ平行であればよく、必ずしも完全に平行な必要はない。つまり互いに例えば製造許容誤差に起因する許容偏差を有している。一例として、左手側ビームパスと右手側ビームパスとの間のコリメーションの結果生じた許容偏差は、カメラヘッドの焦点を合わせる際に補償することができる。代替的又は付加的に、2つ以上の光学部品、例えば、2本以上のロッドレンズシステムの間軸間隔の調整によって、2つのほぼ平行なビームパスのコリメーションの調整がなされてもよい。

50

【0027】

互いに同軸上に配置された複数の光学部品は、好ましくは、ロッドレンズシステムである。このロッドレンズシステムは、複数のロッドレンズが互いに接合されたものであってもよい。さらに、複数のロッドレンズに他のレンズを接合させてロッドレンズシステムを製造することも可能である。さらに、互いに同軸上に配置された複数の光学部品がロッドレンズであってもよい。代替的又は付加的に、前記光学部品は他のレンズ又は他の光学素子を有していてもよい。

【0028】

好ましい構成では、光学装置、コリメート光学ユニット、対物レンズ及び投影対物レンズ又は投影光学ユニットのすべての光学部品は、同一の外径を有する。その結果、内視鏡に対して簡素な機械的設計が達成される。その内径が、光学部品、対物レンズ及びコリメート光学ユニットの外径にマッチするように選択可能な2つの平行なチューブは、内視鏡シャフトの内部に配置することができる。その結果、画像誘導とコリメートのための対物レンズと光学部品は、充填ホルダーの原理に従ってこれらのチューブの各々に配置することができる。光学部品間の軸方向の間隔は、存在する場合、ガス混合気、気体、液体、固体、又は異なる充填媒体で充たすことが可能である。好ましくは、これは、ガス混合気又はガスであって、光学部品間で軸方向に配置されるスペーサチューブによって定められる。充填媒体の光学的特性は、光学部品又はそれによって生成されるビームパスのために最適化することができる。スペーサチューブと光学部品によって形成されたチューブはさらに、シャフト内に配置される2つの平行なビームパスのセンタリングを支援する。その結果としてさらなる部品、例えば光源、光導波路、外科手術用ツール又は流体を搬送するための処置チャンネル等が、2つのチューブに平行な内視鏡シャフト内に配置することが可能となる。さらなる構成では、2つのチューブは、光学部品を保持するための2つの平行な円筒状の通過孔を備えた共通の構成要素を形成するのに統一することができる。

【0029】

ビデオ内視鏡システム装置は、当該ビデオ内視鏡装置をスタンドシステム、ロボットアーム、トロカール、スリーブ等に着脱可能若しくは永久的に取付けるための1つ若しくは複数の機械的なインターフェースを有し得る。この1つ若しくは複数の機械的インターフェースは、例えば、内視鏡シャフト上、他の部品、内視鏡の部品パーツ及び/又はカメラヘッド上に配置することができる。このような機械的インターフェースは、従来技術から当業者には公知である。一例として、これらにはバヨネットコネクタ、ねじ込みコネクタ、クランプコネクタ、スプリングリリース等が含まれる。

【0030】

光学装置出口側の少なくともほぼ平行なビームパスを形成するコリメート光学ユニットは、好ましくは、接合ロッドレンズ及び/又は他のレンズを含むロッドレンズシステムである。このロッドレンズシステムには、有利には、他のレンズに接合されたロッドレンズも含まれている。つまりコリメート光学ユニットはロッドレンズであり得る。

【0031】

コリメート光学ユニット、好ましくはロッドレンズシステム又はロッドレンズは、従来の内視鏡画像誘導システムのための設計仕様に応じて設計することが可能である。有利には、コリメーションのためのロッドレンズシステムは、画像送信のために使用されるロッドレンズシステムとして同じ設計であってもよい。本願明細書において、同じ設計の意味には、例えば画像誘導及びコリメート用の各ロッドレンズシステムが2つの平凸レンズとこれらに接合されているロッドレンズを有することが含まれており、すなわちロッドレンズシステムは、コリメート及び画像誘導用ロッドレンズシステム毎に等しい数の異なるレンズを含み得ることを意味する。例えば、同じ設計のロッドレンズシステムの直径や焦点距離等の仕様は、画像誘導及びコリメート用ロッドレンズシステム毎に互いに異なるように選択することが可能である。コリメート及び画像伝送用ロッドレンズは、互いに異なる仕様と又は互いに同一の仕様を有することができる。

【0032】

好ましい構成では、少なくとも2つの投影対物レンズは、それぞれ、第2の光軸が、各光学部品のそれぞれの光軸に対して最大で、各投影対物レンズの半径分だけ横方向にずらされるように配置される。

【0033】

好ましい構成によれば、平行な光学装置の少なくとも1つは、2つの連続した光学部品間に配置された弾力要素を備える。すなわち2つの平行な光学装置に対しては、1つ又は複数の弾力要素を、例えば、すべての連続する光学部品間に備えることが可能であり、それによって1つ以上の弾力要素が各々のケースにおいて2つの光学部品間に配置される。各弾力要素は、ガス混合気、気体、液体、固体又は2つの連続する光学部品間で軸方向に間隔をあけるのに適した異なるタイプの弾力要素であってもよい。また2つの弾力要素、例えば気体と固体を組み合わせることも可能である。有利には、前記弾力要素は、機械的なバネの形態の固体である。一例として、前記機械的なバネは、2つの連続した光学部品間で軸方向に間隔を空けるさらなる弾力要素として適した気体又は液体中に配置されてもよい。前記弾力要素は、好ましくは、光学部品間の機械的な遊びが低減又は防止されるように、2つの連続する光学部品間で軸方向の間隔を保つように構成されている。ここでの機械的な遊びは、弾力要素のバネ作用によって防止されるか又は少なくとも低減される。

10

【0034】

特に好ましい構成例によれば、前記弾力要素は、少なくとも1つの平行な光学装置のコリメート光学ユニットに最も近接して配置されている光学部品と、コリメート光学ユニットとの間に配置される。この場合コリメート光学ユニットは、好ましくはコリメートロッドレンズシステムである。

20

【0035】

平行な光学装置近位端の最も近くに配置された光学部品、例えばコリメートロッドレンズシステムの形態のコリメート光学ユニットの軸方向の移動自由度は、有利にはバネ作用の方向で終端キャップによって制限される。つまりこの終端キャップもコリメート光学ユニットを取り囲むことが可能である。終端キャップは、好ましくは環状の円周に亘って完全に延在していない、平坦化された形状又は円筒形断面形状が生成されるように、終端キャップの長手軸に沿って片側が平坦化された円筒形の外面を備えている。この終端キャップは、終端キャップの端部に突出部を有することができる。この突出部は、コリメート光学ユニットの軸方向の移動自由度を制限するように終端キャップ端部で終端キャップの内径を減少させる。この目的のために、好ましくは終端キャップ端部に沿って円形に延在する前記突出部は、平行な光学装置の近位端においてコリメート光学ユニットの移動を制限するように働く。代替的又は付加的に、前記コリメート光学ユニットは、例えば接着剤で接着終端キャップ及び/又は終端キャップ端部に結合するようにして恒久的に固定することもできる。

30

【0036】

好ましい構成によれば、ビデオ内視鏡装置は、平行な光学装置の近位端に保持装置を備える。この保持装置は、有利には、平行な光学装置のコリメート光学ユニットを次のように保持するように構成されている。すなわち当該保持装置のロック状態において、前記コリメート光学ユニットの軸方向及び/又は横方向の移動が阻止されるように構成されている。一例として前記保持装置は、コリメート光学ユニット若しくはコリメート光学ユニットを囲む終端キャップを取り囲んで、それらの軸方向及び/又は横方向の移動が阻止若しくは低減されるように圧力を加えるクランプ装置の形態で構成することができる。前記保持装置は、例えば平行な光学装置の移動を阻止する圧力の連続的な設定調整が可能な留めねじのような設定ユニットを1つ以上含み得る。この設定ユニットが、前記保持装置を保持状態又はロック状態に設定すると、平行な光学装置の近位端又は終端キャップ端部は、平行な光学装置を取り囲んでいるチューブから固定の軸方向間隔において保持される。前記保持装置が緩められた状態又は開いた状態では、平行な光学装置の近位端又は終端キャップ端部と、平行な光学装置が配置されているチューブとの間の軸方向の間隔を設定する

40

50

ことができる。保持装置の特に好ましい構成によれば、保持装置は、終端キャップを保持するための留めねじと溝とを備えた溝付きブロックを含んでいる。2つの平行な光学装置の間に十分な間隔距離がある場合は、前記ビデオ内視鏡装置は、溝を備えた2つの丸い穴の中に2つの別個の平行な光学装置と、別個の保持装置とを含むことができる。

【0037】

終端キャップは、可視放射線ないし可視光に対して透明な光学窓か又は放射線透過開口部を含んでいる。終端キャップは、シール剤を用いて気密に密閉することが可能である。その結果として前記平行な光学装置は気密に封止される。また有利には、前記平行な光学装置の近位端が、光学窓を有する終端キャップによって気密に封止される。この目的のために、終端キャップが保護キャップによって取り囲まれていてもよい。有利な構成によれば、この保護キャップは、終端キャップ又は平行な光学装置の近位端を取り囲む終端キャップにねじ込まれるように構成されている。

10

【0038】

弾力要素を有する本発明による構成の一面によれば、ビデオ内視鏡装置が、例えば蒸気滅菌中の熱膨張のような場合に損傷を受けることも、デフォーカスされることも、デコリメートされることもない。同時に、本発明による構成は、ビデオ内視鏡装置の製造中の集束調整及び/又は視準調整が可能であり、この調整は、立体画像を生成するために、2つの平行な光学装置の画像位置の十分な対応付けが可能になる。

【0039】

好ましい構成によれば、内視鏡シャフトは、物体表面を照明するための照明装置を含み、及び/又は、内視鏡シャフトは前記照明装置に接続される。光源からの光は、対象を照明するために、内視鏡シャフトの近位端近傍に配置された照明光入口を介して近位シャフト端部から光導波路に伝送することができ、あるいは内視鏡シャフトの遠位端近傍に配置された照明光出口に伝送することができる。つまり、複数の光源からの光を伝送することが可能である。これらの光源は、カメラヘッド内に含まれていてもよいし、及び/又は、フレキシブルな光導波路、例えば光ファイバーケーブル等によって、内視鏡シャフトに解離可能にかつ再固定可能に接続することができ、あるいは固定的に接続することができる。

20

【0040】

好ましくは前記ビデオ内視鏡装置は、画像センサ上に投影された2つの立体部分画像を立体画面に表示可能な画像信号に変換できる画像処理装置を含んでいる。この画像処理プロセッサはビデオ内視鏡装置の内部若しくは外部に配置可能であり、複数の電子部品及び/又はソフトウェアコンポーネントを含むことができる。また、複数のイメージセンサ上に投影される複数の立体部分画像もまた、1つ又は複数の画像処理プロセッサによって立体スクリーン上に表示可能な複数の画像信号に変換することができ、これらの画像信号は、種々の立体画面上に、例えば偏光ガラス原理に基づいた画面上やシャッターガラス原理等に基づいた画面上に出力され得る。画像プロセッサは、有利には、画像処理により画像を向上させる様々な措置、例えば、コントラスト、カラー表示の適合化、画像位置のずれ、歪みの修正、焦点補正、マスキングインスタンス、立体視的よせ運動の適合化及び/又は画像スケールの誤差などの補償を講ずることができる。

30

40

【0041】

種々の部品、例えば、カメラヘッド、投影対物レンズ、内視鏡シャフト、光学部品及び/又は光学装置は、交換可能であってもよい。一例として、カメラヘッド内又はカメラヘッド上の投影対物レンズは、異なる投影対物レンズか又は複数の投影対物レンズに置き換えてもよい。すなわちカメラヘッド全体を交換することも可能である。これは、その中に含まれる光学部品と共に内視鏡シャフトの交換が可能であることを意味する。また内視鏡シャフト内に配置されている内視鏡の個々の光学部品、例えばコリメート光学ユニットを交換することも可能である。この目的のために、これらの交換可能な部品は、有利には例えば機械的カップリングによって互いに解離可能にかつ再固定可能なように接続されている。その結果、ビデオ内視鏡装置の部品の滅菌が簡略化され、新たに接続された部品は、

50

相互間で較正することが可能である。

【0042】

有利な構成によれば、前記ビデオ内視鏡装置は、例えば、所定の較正データの記憶されたセットを含むことができるメモリユニットを含んでいる。これらの較正データは書き込み不能なメモリに不変の方法で保存することもできる、及び/又はこれらの較正データはいつでも校正によって書き込み可能なメモリに保存することもできる。ここでの較正の反復は、メモリユニット内に保存することができる新たな較正データのセットの生成のために使用することができる。このメモリユニットはまた、他のデータを含む及び/又は保存することができ、例えば、それらは、例えば内視鏡及び/又は光源の使用に関する履歴データであって、装置及び/又は光源、あるいは較正に使用可能な温度センサ、湿度センサ等のセンサからのデータを更新する必要があるときに確立される。

10

【0043】

ビデオ内視鏡装置のメモリユニットからの較正データは、特に有利には、所定の校正データセットの保存によって、新たに接続された部品相互間の較正のために使用することができる。ここでの較正データは、工場から予め保存された形式で提供されてもよいし、あるいは較正の反復で生成されてもよい。その結果、内視鏡で使用される部品の個々の選択がそれぞれ使用中の新たな校正の実行なしで可能となる。また、ビデオ内視鏡装置は、1つ以上のセンサ装置を備えていてもよい。例えば、部品上のRFIDトランスポンダのような読み取り可能なマークの読み取りと処理の可能なRFIDトランシーバなどを備えていてもよい。それにより、較正データは自動的にロード可能になる。この結果、前記センサ装置は、センサで読み取り可能なマーキングに基づいてそれぞれ接続された各部品を同定し、保存された較正データから較正データを、あるいは新たに接続された部品に最適にフィットする較正データを選択し、これらの較正データを使用して、ビデオ内視鏡装置を較正することが可能になる。前記センサ装置は、好ましくは、カメラヘッド上若しくはカメラヘッド内にある。

20

【0044】

ビデオ内視鏡装置は、外部環境の影響から保護するために設けられる1つ以上の透明な保護ウインドウを含むことができる。その一例として、この保護ウインドウは、内視鏡シャフト内で対物レンズを保護するために内視鏡シャフトの遠位端に配置することができ、コリメート光学ユニットを保護するために内視鏡シャフトの近位端に配置することができ、投影対物レンズの保護のために、投影対物レンズの光入射部若しくはカメラヘッドの光入射部に配置することができ、及び/又は、イメージセンサを保護するために投影対物レンズとイメージセンサとの間に配置することができる。

30

【0045】

さらなる構成では、ビデオ内視鏡装置は、1つ以上の視野遮断部を含むことができる。この視野遮断部は、好ましくは、平行な光学装置の一方若しくは両方のビームパスを、一時的若しくは永久的な形式で遮断及び/又は制限するために、平行な光学装置の一方若しくは両方の近位端に配置されている。

【0046】

ビデオ内視鏡装置のカメラヘッドは、集束装置を含むことができる。この集束装置は、ユーザによって手動で操作することができ、あるいは制御ループによって、又はコンピュータ上で動作するソフトウェアの一部若しくはプログラムによって自動的に操作可能である。前記集束装置は、固定の若しくは可変の焦点距離を有し得る1つ又は複数の投影対物レンズ若しくは投影対物レンズの部品を軸方向にシフトさせる焦点調整装置の特徴によって画像信号の画像の焦点調整が可能である。具体的には、左側と右側の立体部分画像を、当該集束装置によって互いに独立して集束調整ないし焦点調整させることができる。イメージセンサの平面内に生成される部分画像は、オーバーラップが画像信号の画像内で検出された領域を捕捉しない限り、立体表示が損なわれることなく部分的に重なり合うことが可能である。それどころかこれらの部分画像は、複数の異なるイメージセンサ上でも1つのイメージセンサ上でも集束することができる。

40

50

【 0 0 4 7 】

カメラヘッドは、解離及び再ロック可能なカップリングを介して内視鏡に接続することができ、特に内視鏡シャフトに接続可能である。この解離及び再ロック可能なカップリングには、従来技術から公知のロック機構、例えば、ねじ込み接続部、自己トリガスプリング機構、クランプジョー、偏心タペットなどを使用することができる。内視鏡シャフトとカメラヘッドは、内視鏡シャフトのカップリング半部が、カメラヘッドのカップリング半分内へ連動して挿入され得るように相互に整合された結合面を有することができる。この結合面は、内視鏡シャフトとカメラヘッドとの間で回転が防止されるように構成することができる。この目的のために、結合面は、例えばスロット、ボルト、ピン等に対応する回転防止装置要素を有することができる。このような回転防止装置のような解決手段は、当業者にとって従来技術からよく知られている。回転防止装置要素は、唯一のため、内視鏡シャフトに対するカメラヘッドの限られた数の構成のみ、例えば固定の構成のみ、180°の回転角度で回転される2つの構成のみ、又はこれらに類似した他の構成のみを許容するように構成することができる。この回転防止装置要素によれば、カメラヘッド及び内視鏡シャフトの望ましくない相対的な回転が防止され得る。

10

【 0 0 4 8 】

ステレオカメラヘッドを備えたステレオ内視鏡の解離及び再ロック可能な結合のための回転防止形カップリング装置は、例えばドイツ国実用新案第9300529.6号公報から公知である。この明細書では、ステレオ内視鏡の2つの光出射部とカメラヘッドの2つの光入射部との間で繰り返し可能な軸方向位置合わせのためドエルペグと孔部が示されている。

20

【 0 0 4 9 】

内視鏡シャフトとカメラヘッドは、有利には内視鏡の立体水平線が、イメージセンサ又はカメラヘッドのイメージセンサ上の水平線に対して実質的に平行に位置合わせされるようなカップリングを介して相互に接続されている。また代替的に、立体部分画像は、画像プロセッサによって適正な方向に回転させることも可能である。

【 0 0 5 0 】

さらに、内視鏡シャフトは、好ましくは、2つの投影対物レンズの間の水平方向の接続線が実質的に内視鏡の立体水平線に平行に配置されるようにカメラヘッドに対して相対的に配置されている。しかしながら、各コリメート光学ユニットと各投影対物レンズの間の正確な軸方向の位置合わせは、製造誤差に対する本発明の許容範囲が広い場合必ずしも必要ではない。

30

【 0 0 5 1 】

機械的な遊び、許容誤差等に起因する立体部分画像の記録面における焦点の横方向の変化は、イメージプロセッサ又はイメージエレクトロニクスによって補償することができる。

【 0 0 5 2 】

ビデオ内視鏡装置の製造誤差に対する許容範囲が広い結果として、カメラヘッドの機械的設計が簡素にでき、公知の顕微鏡内視鏡システムの場合にも機械的設計に対して同様にもたらすことができる。この目的のために、自明な方法でビデオ内視鏡装置のカメラヘッドの機械的設計に転化することができるいくつかの解決手段が従来技術から知られている。

40

【 0 0 5 3 】

そのような市販のカメラヘッドのための機構の例は、米国特許第4781448号及び米国特許第6113533号に記載されている。そこに記載されているスリーブ構造では、カップリングが、カメラヘッドの長手方向に移動可能に配置されている投影対物レンズの手動式又は電動式フォーカシングのための操作要素と組み合わせることができる。ここでは、投影光学ユニットのピックアップ及び回転防止装置としてのピン又はボルトを有する円筒状の対物レンズ支持体が、固定された外部スリーブ内に案内されている。螺旋状の溝が設けられた外部集束スリーブの回転運動の場合には、対物レンズ支持体の並進集束運

50

動が存在する。透明保護ウインドウや光学フィルタは、スリーブの遠位端と近位端の近傍に配置することができる。カップリングは、固定されたスリーブの遠位端に配置されている。

【0054】

2つの平行な投影対物レンズを対物レンズ支持体のように配置することも可能である。一例として、投影対物レンズ用のホルダーを、相互に平行でかつ水平方向で見て相互にずれている2つのボアによって実現することが可能である。カップリングアダプタ内に投影対物レンズ用の共通の焦点合わせ機能を有するステレオアダプターは、例えば米国特許第6582385号明細書からも公知である。2つの立体部分画像は、フォーカシングを回転させることによって一緒に集束することができる。装填時に、投影対物レンズは、好ましくは、軸に沿って共通の集束位置に設定される。

10

【0055】

照明装置は、モノスコープ内視鏡システムと同様に設計することができる。放射線源、好ましくは、光源は、例えば、内視鏡内外に配置することができ、あるいはカメラヘッド内外に配置してもよい。内視鏡シャフトは、内視鏡シャフトの遠位端に光源から発生する光を伝送するように構成された光導波路を含むことができる。一例として、1つ若しくは複数の光導波路は、ビーム整形用のガラスコーン、光ファイバコーン、レンズ、ミラー等を含むことができる。

【0056】

代替的に又は付加的に、光入射部は、カメラヘッドに内視鏡を結合したときに照明装置の光結合が確立されるように内視鏡シャフトとカメラヘッドの間の結合側に配置することができる。

20

【0057】

本発明によるビデオ内視鏡装置の構成の一態様によれば、内視鏡シャフト内の大きな断面を、光導波路、例えば光ファイバによって充填することができる。内視鏡シャフトの断面を主に満たす光導波路は、内視鏡シャフト内に配置することができる。画像誘導のために使用される平行な光学装置を含むチューブによって想定される断面だけが光導波路のために使用できるわけではない。

【0058】

さらなる構成によれば、投影対物レンズ内又は背後のプリズムは、対物レンズビームパスの方向変化を生成することができる。この結果として、ビデオ内視鏡装置の視野方向は、内視鏡シャフトの軸に平行でない。したがって、光学部品の各装置の各光軸に対しても平行でない。視野方向は、ビームパス内に配置されている別のプリズムを用いて軸に平行に再配向することができる。これらのプリズム又はそれぞれのプリズムは、色消しプリズムや反射プリズムであってもよい。また代替的に、30°未満の偏向角度を有するミラー装置を使用することも可能である。さらに複数のプリズム及び/又は複数のミラー装置を並列及び/又は直列に配置することも可能である。好ましい構成によれば、複数のプリズムやミラー装置を他の光学部品に接合させることも可能である。一例として、複数のプリズムは、他のプリズム、レンズ又は他の光学素子に接合させてもよい。

30

【0059】

内視鏡シャフトの遠位端は、角度を付けることもできる。また、横方向の視野方向を有する対物レンズは、内視鏡シャフトの遠位端に配置され使用することができる。その結果として、内視鏡シャフトの軸に対して角度をなす視野方向のステレオ内視鏡を得ることが可能である。代替的に又は付加的に、対物レンズから遠位に配置された複数のプリズム又はミラー装置によって横方向の視野方向を実現することも可能である。

40

【0060】

前記投影対物レンズは、ロッドレンズ又はロッドレンズシステムであってもよい。その結果、光学ユニットの設計が簡素化できる。

【0061】

投影対物レンズは、別の投影対物レンズの又は別の複数の投影対物レンズの光軸に対し

50

て横方向に配置又は変位可能であり、さらにコリメート光学ユニットの光軸に対して横方向に配置又は変位可能である。その結果、イメージセンサの寸法と内視鏡の寸法との間で良好なマッチングを可能にすることができる。代替的又は付加的に、光学部品、コリメート光学ユニット及び/又はイメージセンサは、互いから横方向へのオフセットを有することができる。その結果、2つの立体部分画像の間の横方向のオフセットの変更を形成することができる。以下の式で表される条件が満たされるならば、

$$S = (D_p - D_k) / 2$$

但し、前記Sは、横方向変位のパスであり、前記D_pは、投影対物レンズの自由開口部の直径であり、前記D_kは、投影対物レンズの位置に出現する平行ビームパスの直径である。

10

投影対物レンズが変位した際の画像のケラレが回避可能になる。

【0062】

以下では本発明を、図面に概略的に示されている例示的な実施形態に基づいてより詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】中心を外れて配置された投影対物レンズによって増加された立体部分画像の間の横方向の間隔を有するビデオ内視鏡装置の第1実施例の概略図

【図2】中心から外れて配置された投影対物レンズによって増加された立体部分画像間の横方向の間隔を有するビデオ内視鏡装置の第2実施例の縦断面の概略図

20

【図3】同軸に配置されていない投影対物レンズを有する例示的なコリメートロッドレンズシステムのそれぞれの例示的なビームパスを示した図

【図4】隣接する光学部品の間軸方向の間隔を設定するための機械式バネを有するビデオ内視鏡装置の第3実施例を示した概略図

【図5】ビデオ内視鏡装置の近位端に保護キャップを有するビデオ内視鏡装置の第3実施例の断面を示した概略図

【図6】片側が平坦化された円筒状終端キャップの概略図

【図7】円筒状終端キャップを有するクランプ装置の例示的な実施形態を示す概略図

【図8】内視鏡の例示的な実施形態の概略側面図

【図9】内視鏡の例示的な実施形態の遠位端の概略図

30

【図10】カメラヘッドの例示的な実施形態を示した概略図

【図11】カメラヘッドの例示的な実施形態の一部を示した概略断面図

【実施例】

【0064】

図1は、内視鏡シャフト14の内部を通して延在し、内視鏡シャフト14の近位端18において各コリメートロッドレンズシステム16によってコリメートされた2つの平行なビームパス12を有するビデオ内視鏡装置10の第1の実施形態の概略図が示されている。

【0065】

内視鏡シャフト14の遠位端20の前方に位置する対象物22は、2つの平行な対物レンズ24によって結像される。内視鏡シャフト14の遠位端20近傍で対物レンズ24によって生成された画像は、2つのイメージガイドロッドレンズシステム装置によって内視鏡シャフト14の近位端18の方向に送信され、コリメートロッドレンズシステム16によってそこでコリメートされている。これらの装置は平行に配置され、互いに同軸に配置された複数のロッドレンズシステム26からなっている。前記ロッドレンズシステム16、26は、接合されたロッドレンズ17、27及び/又はそれに接合された他のレンズで構成することができる。

40

【0066】

内視鏡シャフト14の近位端18は、カメラヘッド28に接続されており、そこではコリメートロッドレンズシステム16から平行に延在する複数のビームパス12が、センサ

50

34の記録面32上に各投影対物レンズ30によって投影されている。イメージセンサ34の記録面32内の焦点36への集束により、オーバーラップ40を有している各立体部分画像38を生成することが可能となる。各平行なビームパス12を生成しているコリメートロッドレンズシステム16の第3の光軸に対して垂直方向で、各投影対物レンズ30の第2の光軸が小さな横方向のオフセット42だけずらされるように、各投影対物レンズ30が小さな横方向のオフセット42だけずらされる。つまり、投影対物レンズ30間の横方向の間隔距離が、コリメートロッドレンズシステム16間の横方向の間隔距離よりも大きくなり、その結果として2つの立体部分画像38間の間隔距離を拡大することができるようになる。各投影対物レンズ30は、好ましくは次のように配置される。すなわち前記第2の光軸が、各ロッドレンズシステム16の第3の光軸に対して投影対物レンズ30の多くとも1/2の直径分だけ、各ロッドレンズシステム16に対して横方向にオフセットされるように配置される。各投影対物レンズ30は、前記各ロッドレンズシステム16に対して同軸に配置することもできる。

10

20

30

40

50

【0067】

各コリメートロッドレンズシステム16は、第3の光軸が各イメージガイドロッドレンズシステム26の共通の第1の光軸から横方向にオフセットするように配置することができ、ここで、コリメートロッドレンズシステム16は、有利には次のように配置される。すなわち、前記第3の光軸が、前記イメージガイドロッドレンズシステム26の共通の第1の光軸からコリメートロッドレンズシステム16の多くとも1/2の直径分だけオフセットされる(ここでは図示せず)ように配置される。前記ロッドレンズシステム16の代わりに、ビームパス12のコリメートのために使用される光学ユニットがロッドレンズ17であってもよい。このコリメートに使用されるロッドレンズシステム16は、画像誘導又は画像送信に使用されるロッドレンズシステム26と同じ設計であってもよい。また前記ロッドレンズシステム16, 26に使用される前記ロッドレンズ17, 27は、互いに同一の寸法又は互いに異なる寸法を有し得る。

【0068】

例示的な実施形態(図示せず)によれば、内視鏡シャフト14の遠位端20におけるプリズムは、他の光学部品から間隔を空けて配置することができる。さらにまた当該プリズムは、他の光学部品に接合することも可能である。

【0069】

図2には、第1実施例と同様の設計を有するビデオ内視鏡装置10の第2実施例の縦断面図が示されている。平行な光学装置の各光学部品は、すなわち、対物レンズ24、イメージガイドスロッドレンズシステム26、コリメートロッドレンズシステム16は、内視鏡シャフト14内で平行に配置された2つのチューブ44によって取り囲まれている。

【0070】

さらに、照明装置46が内視鏡シャフト14に接続されており、この照明装置46は光導波路48を含んでおり、この光導波路48は、照明光入射部50を介して、光源52からの光を前記内視鏡シャフト14に沿って遠位端方向へ伝送し、この照明光が、照明光射出部54から対象面22を照明する。光導波路48は、解離可能かつ再固定可能な手法か又は剛性的な手法で内視鏡シャフト14に接続することが可能である。照明光入射部50は、またフレキシブルな光ファイバーケーブル(ここでは図示せず)を介して光源52に接続することも可能である。さらに前記光源52と前記光導波路48の照明光入射部50は、カメラヘッド28(ここでは図示せず)内に配置することもできる。

【0071】

対象面22からは、画像が、内視鏡シャフト14の遠位端20に配置されている透明な保護ウィンドウ56を通して案内され、対物レンズ24からは、内視鏡シャフト14の遠位端20から内視鏡シャフト14の近位端18へ平行に配置されているチューブ44を介して、第1実施例で説明したように画像が誘導される。内視鏡シャフト14の近位端18においては、画像は、平行なビームパス12内で、光入射部58を通してカメラヘッド28に到達している。そこではさらなる透明保護ウィンドウ56が、内視鏡シャフト14の

近位端 18 にてカメラヘッド 28 の光入射部 58 に配置されている。カメラヘッド内では、平行なビームパス 12 が、さらなる透明保護ウインドウ 56 を介して投影対物レンズ 30 によってイメージセンサ 34 の記録面 32 上に投影される。その際横方向の大きなオフセット 42 が、前記イメージセンサ 34 の記録面 32 上で複数の立体部分画像 38 間の距離の増加を導く。

【0072】

この例示的な実施例では、カメラヘッド 28 は、解離可能でかつ再固定可能なカップリング 60 により内視鏡シャフト 14 に連結される。内視鏡シャフトの方向に配置された操作要素 62 によって、投影対物レンズ 30 に接続されている集束装置 64 は、立体部分画像 38 を、イメージセンサ 34 の記録面 32 上に集束させることができる（焦点を合わせ）。この目的のために、操作要素 62 は回転させることができ、その結果、前記集束装置 64 は、軸方向に、例えばビームパス 12 の軸線に沿って、変位させることができ、このケースでは、各投影対物レンズ 30 のそれぞれの第 2 の光軸に沿って変位可能となる。集束装置 64 も、個々の投影対物レンズ 30 が軸方向で変位可能なように構成されている（ここでは図示せず）。さらに代替的に又は付加的に、他の光学部品も互いに軸方向に変位することができる（ここでは図示せず）。

10

【0073】

電源供給とデータ転送のために使用することができるケーブル 66 は、カメラヘッド 28 の後方の手前側に配置されている。この実施形態では、イメージプロセッサ 68 及びメモリユニット 70 が、このケーブル 66 に接続されている。

20

【0074】

イメージプロセッサ 68 は、イメージセンサ 34 上に投影された 2 つの立体部分画像 38 を、例えば偏光原理又はシャッターガラス原理等に従って、立体スクリーンに描くことができる画像信号に変換することができる。イメージプロセッサ 68 の目的の 1 つは、画像処理により画像信号を改善することができる。この画像の改善は、具体的には、例えば、コントラストの適合化、カラー表示、焦点補正の改善、歪みの修正、画像位置ずれの修正、マスキングのインスタンス調整、立体輻輳の適合化及び/又は画像スケール中の偏差の補償等の画像改善手段によって達成することができる。また、イメージプロセッサ 68 は、ビデオ内視鏡装置 10（ここでは図示せず）内、例えばカメラヘッド 28 内又は内視鏡シャフト 14 内に配置することができる。

30

【0075】

メモリユニット 70 は、ビデオ内視鏡装置 10 を較正するための較正データをセーブすることができる。例えば、内視鏡シャフト 14 及び/又はカメラヘッド 28 などの部品の交換の時には、再較正を行うことができ、新しい部品の配置構成のための較正データをセーブすることができる。代替的に又は付加的に、較正データは、ビデオ内視鏡装置 10 を使用する準備を再確立するために、メモリユニット 70 から一部の部品又は全体の部品の配置構成のためにロードすることも可能である。前記メモリユニット 70 は、その他に、カメラヘッド 28 内に、あるいは内視鏡シャフト 14 内に配置することも可能である（ここでは図示せず）。

【0076】

この例示的な実施形態では、カメラヘッド 28 は、さらにセンサ装置 76、例えば R F I D トランシーバ等を含んでおり、また内視鏡シャフト 14 は、内視鏡シャフト 14 の近位端 18 上に若しくはその近傍に配置される前記センサデバイス 76 によって読み取り可能なマーキング 78、例えば R F I D トランスポンダ等を含んでいる。カメラヘッド 28 が、新しい内視鏡シャフト 14 に接続されると、センサ装置 76 は、内視鏡シャフト 14 上の読み取り可能なマーク 78 を識別ことができ、ケーブル 66 を介してメモリユニット 70 に信号を送信する。光学部品の様々な配置構成のための記憶されている所定の較正データのセットは、メモリユニット 70 内にセーブ可能であり、これらの較正データは、内視鏡シャフト 14 と、カメラヘッド 28 の接続部から供給される。センサ装置 76 からの信号に対して前記メモリユニット 70 は、所定の較正データ若しくは新たに接続され

40

50

た部品に最適にフィットする較正データを選択することができ、さらにこれらのデータを、ビデオ内視鏡装置 10 の較正のために使用することができる。

【0077】

図 3 は、複数の投影対物レンズ 30 がコリメートロッドレンズシステム 16 と同軸上に配置されていないケースでの 2 つの例示的なコリメートロッドレンズシステム 16 を通る 2 つの例示的な平行ビームパス 12 を示している。各コリメートロッドレンズシステム 16 の各焦点 72 における画像点は、コリメートロッドレンズシステム 16 とそれらの近傍に配置された投影対物レンズ 30 を用いて、イメージセンサ 34 の記録面 32 に位置する結像焦点 36 上に結像される。立体部分画像 38 間の横方向の距離は、横方向にコリメートロッドレンズシステム 16 に比べてより大きくなっている投影対物レンズ 30 間の横方向の間隔距離から生じるオフセット 42 の結果として増加している。これは、特に、イメージセンサ 34 の記録面 32 の焦点 36 における画像点に基づいてより明確になる。

10

【0078】

入射平行ビームパス 12 は、横方向の間隔距離 42 を伴ってそれぞれの投影対物レンズ 30 に入り、各投影対物レンズ 30 から異なる角度で出現する。そのため、各コリメートロッドレンズシステム 16 の第 3 の光軸と、各投影対物レンズ 30 の第 2 の光軸との間の横方向間隔距離 42 は、それぞれのコリメートされた平行ビームパス 12 の方向に偏差を生じさせる。その結果これらは、それぞれの投影対物レンズ 30 によって同軸上でオフセットされた 2 つの立体部分画像 38 として、イメージセンサ 34 の記録面 32 内の 1 つ又は複数の焦点 36 上に投影される。

20

【0079】

例示的な一実施形態によれば（図示せず）、1 つ又は複数の像視野絞りが、ビデオ内視鏡装置 10 の中間像平面の 1 つに若しくはその近傍に配置することが可能である。これらの像視野絞りは、次のような形態を有し得る。すなわち、視野が、記録面 32 上で焦点の合ったダークエッジとして結像されるような形態、及び / 又は、イメージフィールドのサイズと位置、及び / 又は、使用される内視鏡シャフト 14 又は内視鏡の種類を、例えばイメージセンサ 34 などの結像電子系を用いて、レンダリング可能又は容易に識別可能にさせるような形態である。さらに別の実施例（図示せず）によれば、このような像視野絞りは、それぞれのケースにおいてコリメート光学ユニット 16 の最も近くに位置する像視野平面内に配置される。さらに、そのような像視野絞りの各々は、内視鏡シャフト 14 遠位端 20 の対物レンズ 24 の最も近い位置のイメージフィールド平面に配置することが可能である（図示せず）。

30

【0080】

例示的な一実施形態によれば（図示せず）、変位可能な視野絞りは、平行なビームパス 12 の 1 つに配置することができる。その結果として、平行なビームパス 12 は、一時的又は恒久的に遮断及び / 又は区切ることができる。視野絞りは、2 つの平行なビームパス 12 の間で変位可能であり、したがって各ケースにおいて立体部分画像 38 の 1 つを遮断又は区切ることが可能である。また、複数の異なる視野絞りをビデオ内視鏡装置 10 内に配置させることも可能である（ここでは図示せず）。

【0081】

ここには示されていないさらに別の実施例においては、複数のプリズム及び / 又はミラー装置を各投影対物レンズ 30 の背後及び / 又は内部に配置させることも可能である（ここでは図示せず）。

40

【0082】

図 4 は、連続的な光学部品 26 と 16 との間の軸方向距離を設定するための機械式ばね 74 を有するビデオ内視鏡装置 10 の第 3 実施例の概略図を示す。ここではこの機械式ばね 74 の代わりに、例えば気体式ばねやその他の異なる弾性要素を使用することも可能である。またこの機械式ばね 74 と、その他の異なる弾性要素、例えばガス混合気、気体、液体又は固体との組み合わせなども考えられる。図示の例示的な実施例では、機械式ばね 74 が、大気からなる雰囲気中に、すなわちガス混合気中に配置されている。この機械

50

式ばね 74 は、2つの連続する光学部品 26 と 16 の間の軸方向の距離を、これらの部品間で機械的な遊びが防止されるように設定するのに使用されている。ここでは前記機械式ばね 74 の弾性作用によって不要な遊びが機械的に防止されるか少なくとも低減されている。ここでは図示していないが、複数の機械式ばね 74 又は弾性要素との組み合わせを、内視鏡シャフト 14 に沿って連続する複数の光学部品の間配置すること、例えばそれぞれの平行な装置のすべての光学部品の間配置することも可能である。図 5 は、機械式ばね 74 を有するビデオ内視鏡装置 10 の第 3 実施例のさらに拡大した断面図である。

【0083】

このビデオ内視鏡装置 10 の第 3 実施例の構成は、図 2 に示すビデオ内視鏡装置 10 の第 2 実施例の構成と同様である。実質的な違いは、この構成では、機械式ばね 74 とクラ
10
ンプ装置 80 が設けられていることであり、このクランプ装置 80 は、内視鏡シャフト 14 の近位端 18 に向けてその近傍に配置されている。このクランプ装置 80 は、チューブ 44 内部に配置されているコリメートロッドレンズシステム 16 の一部と、チューブ 44 の一部とを取り囲んでいる。このクランプ装置 80 は、前記内視鏡シャフト 14 をカメラ
20
ヘッド 28 に接続し、各コリメートロッドレンズシステム 16 の一部を取り囲んでいる終
端キャップ 84 への押圧力を設定するための留めねじ 82 も含んでいる。この留めねじ 82 は、終端キャップ 84 への押圧力を設定するために連続的に調整可能であり、それによ
って、特に前記ばねの作用方向でのコリメートロッドレンズシステム 16 の移動の自由度
が制限されるようになっている。このような機構によって前記クランプ装置 80 の保持状
態又はロック状態が前記留めネジ 82 を用いて設定することができる。この保持状態は、
20
終端キャップ 84 への押圧力がコリメートロッドレンズシステム 16 の軸方向及び横方向
の移動を防ぐのに十分であるときに達成される。前記ロック状態においては、コリメート
ロッドレンズシステム 16 の近位端又は終端キャップ 84 の近位端が、これらの複数の光
学部品を取り囲んでいるチューブ 44 に対し固定された軸方向間隔距離で保持される。ク
ランプ装置 80 の緩められた状態若しくは開放された状態では、コリメートロッドレン
ズシステム 16 の近位端又は終端キャップ 84 の近位端と、複数の光学部品が配置されて
いるチューブ 44 の間で、軸方向の間隔距離の設定が可能となる。

【0084】

図 6 は、終端キャップ 84 の実施例を示している。この終端キャップ 84 は、円筒状の
30
外面 86 を備えており、該円筒状外面 86 は、終端キャップ 84 の長手軸方向に沿って片
側平坦部 88 を有している。また前記終端キャップは、内径 90 を有する中空円筒状のチ
ューブを形成している。この中空円筒形状の結果として、前記終端キャップ 84 は、コリ
メートロッドレンズシステム 16 を取り囲むことができる（図 5 参照）。さらにこの終
端キャップ 84 は、突出部 92 を備えており、この突出部 92 は、当該終端キャップ 84 の
近位端に沿って開口部 94 を環状に取り囲み、包囲されたコリメートロッドレンズシ
ステム 16 の移動の自由度を制限するために設けられている。代替的又は付加的に、それ
ぞれのコリメートロッドレンズシステム 16 は、当該終端キャップ 84 及び / 又は該終
端キャップ 84 の近位端に、恒久的に固定することができ、例えば接着剤によって接合
してもよい。開口部 94 は、コリメートロッドレンズシステム 16 によって生成された平
40
行なビームパス 12 が終端キャップ 84 を通過することを可能にしている。

【0085】

別の代替的な実施例（ここでは図示せず）によれば、可視ビーム又は可視光に対して透
過的な光学窓が前記開口部 94 に配置されている。終端キャップ 84 は、封止材を用いて
気密に封止することができる。その結果、コリメートロッドレンズシステム 16 が配置
されている前記チューブ 44 もまた気密に封止される。この目的のために、特に、窓を備
えた終端キャップ 84 の近位端が密封される。代替的にこの密封は、例えば、窓が気密に
封止された保護キャップによって取り囲まれることのない開口部 94 を備えた終端キャ
84
ップ 84 を用いて達成されてもよい。また（ここでは図示しないが）例示的な一例として、保
護キャップが終端キャップ 84 に、若しくはコリメートロッドレンズシステム 16 の近位
端を取り囲んでいる終端キャップ 84 にねじ込まれるように構成してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

図 7 は、前記クランプ装置 8 0 のさらなる例示的な実施例を示している。このクランプ装置 8 0 は、留めねじ 8 2 と終端キャップ 8 4 を保持するためのスロット 9 6 とを有するスロット付きブロック 9 8 を備えている。終端キャップ 8 4 がこのスロット 9 6 内に配置されると、それらの平坦部 8 8 が互いに接触接続する。複数の光学部品の平行な配置構成の間に十分な間隔距離がある場合には、当該ビデオ内視鏡装置 1 0 は、スロット及び別個のクランプ装置 8 0 を有する 2 つの円形孔部内に複数の光学部品の 2 つの別個の平行な装置で構成することができる（ここでは図示せず）。このケースでは、終端キャップ 8 4 は、平坦部 8 8 を有さない（ここでは図示せず）。

【 0 0 8 7 】

クランプ装置 8 0 は、内視鏡シャフト 1 4 の一部を形成するか、カメラヘッド 2 8 の一部を形成していてもよいし、ビデオ内視鏡装置 1 0 の独立した構成要素であってもよい。このクランプ装置 8 0 は、（ここには示されていない）1 つ又は複数のセンサ装置、例えば R F I D トランシーバ等、及び / 又は、他のセンサ装置によって読み取り可能なマーキング、例えば R F I D トランスポンダ等、を含むことができる。これらのセンサ装置と読み取り可能なマーキングは、クランプ装置 8 0 が内視鏡シャフト 1 4、及び / 又は、カメラヘッド 2 8 に接続されたときに、ビデオ内視鏡装置 1 0 の構成要素の各センサ装置が、それぞれ別の構成要素上の読み取り可能なマーキングを識別するように配置されていてもよく、その際には、ビデオ内視鏡装置 1 0 の各構成要素が合体された時点でこれらの構成要素の自動的な認識が行われる。

【 0 0 8 8 】

図 8 は、内視鏡 1 1 6 の例示的な実施形態を示した側面図である。この内視鏡 1 1 6 の近位端は、カップリング半部 1 1 8 を備えており、このカップリング半部 1 1 8 は、内視鏡 1 1 6 をカメラヘッド 2 8 に接続するために設けられるか又は、内視鏡 1 1 6 を、カメラヘッド 2 8 の第 2 のカップリング半部 1 1 8 を用いてカメラヘッド 2 8 に固定するために設けられている（図 1 0 参照）。照明光入射部 5 0 は、フレキシブルな光導波路がそれに接続することができるように構成されている。なおここでの内視鏡シャフト 1 4 は、見易くするために途中を省略して示している。

【 0 0 8 9 】

図 9 は、図 8 の内視鏡 1 1 6 の例示的な実施形態の遠位端を概略図で示している。内視鏡シャフト 1 4 に配置された 2 つの対物レンズ 2 4 は、チューブ 4 4 によって取り囲まれている。この内視鏡シャフト 1 4 の開口部内の自由断面は、光導波路 4 8 の束によって充填されている。前記 2 つの対物レンズ 2 4 は、2 つの対物レンズ 2 4 を結ぶ線によって形成される、当該内視鏡 1 1 6 の立体的水平線 1 0 6 が、水平に位置するように配置される。図 9 の例示的な実施例においてスロットで表された回転防止装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 6 の近位端の近傍に位置している。この回転防止装置 1 0 0 は、図 1 0 の例示的な実施例においてカメラヘッド 2 8 上に位置するピンで表された第 2 の回転防止装置 1 0 0 と相互作用する。これらの回転防止装置 1 0 0 および 1 0 0 は、互いに挿入することで連結可能な、例えばボーリング孔、スロット、ボルト、ピン等、あるいはそれらの組み合わせ等からなる回転防止装置の構成要素を備えることが可能である。前記回転防止装置 1 0 0 は、当該内視鏡 1 1 6 の立体的水平線 1 0 6 に対して固定の位置に配置され、内視鏡 1 1 6 にカメラヘッド 2 8 を固定した際の立体部分画像の位置合わせにおける変動を防止している（図 1 0 ）。

【 0 0 9 0 】

図 1 0 には、カメラヘッド 2 8 の例示的な実施例が示されている。このカメラヘッド 2 8 は、ピン及びねじ 1 0 2 の形態の回転防止装置 1 0 0 を含むカップリング半部 1 1 8 を有している。このカップリング半部 1 1 8 は、投影対物レンズ 3 0 を有する対物レンズ支持体 1 2 0 を取り囲んでいる操作要素 6 2 から離れて配置されている。ケーブル 6 6 を介して（ここには示されていない）立体スクリーンに接続されるカメラハウジング 1 0 4 は、投影対物レンズ 3 0 から近いところに位置している。代替的又は付加的に、前記カ

10

20

30

40

50

メラヘッド 28 は、例えば、コンピュータやその他の評価ユニットに接続することができる。

【0091】

カップリング半部 118 は、内視鏡 116 を接続するための機能を果たしている。この目的のために、カップリング半部 118 は内視鏡 116 のカップリング半部 118 に接続されている。ねじ 102 は、内視鏡 116 のカップリング半部 118 を固定するための着脱可能な固定要素として機能する。ピンの形態である回転防止装置 100 は、立体部分画像の位置合わせの変動を防止する機能を果たす。操作要素 62 が回転するケースの場合には、対物レンズ支持体 120 に配置された投影対物レンズ 30 の共通の軸方向移動が存在する。その結果、ユーザは、前記操作要素 62 によって、ビデオ内視鏡装置 10 の焦点を手動で合わせることができるようになる。

10

【0092】

図 11 には、図 10 に示したカメラヘッド 28 の例示的な実施例の一部の断面図が示されている。カメラヘッド 28 は、内視鏡 116 に当該カメラヘッド 28 を接続するための回転防止装置 100 を有するカップリング半部 118 を備えている。なお前記カメラヘッド 28 には、特定の用途、特に特定の医療用途に応じて選択することができる種々の内視鏡 116 を接続させることが可能である。前記第 2 の回転防止装置 100 は、内視鏡 116 上の回転防止装置 100 と相互作用し、そのようにしてカメラヘッド 28 に対する内視鏡 116 の回転が防止される。前記ねじ 102 は、内視鏡 116 の対応するカップリング半部 118 をロックする機能を果たす（図 8 参照）。

20

【0093】

カメラチューブ 114 によって取り囲まれている、透明な保護ウインドウ 56 を有するカメラヘッド 28 の光入射部 58 は、カップリング半部 118 の近傍に配置されている。このカメラヘッド 28 に接続された内視鏡 116 からの光（ここでは図示せず）は、光入射部 58 を通って投影対物レンズ 30 を支持している対物レンズ支持体 120 上に入射する。

【0094】

ここでは対物レンズ支持体 120 は、ピックアップ 112 に確実に接続される。このピックアップ 112 は、カメラチューブ 114 を貫通して集束リング 110 の螺旋形スロット 122 内に突出している。このピックアップ 112 は、集束リング 110 の螺旋形スロット 122 を介して前記操作要素 62 と機能的に接続されている。この集束リング 110 は、カメラチューブ 114 に回転可能に取り付けられており、操作要素 62 が回転したときには当該集束リング 110 も回転するように前記操作要素 62 に確実に接続されている。前記螺旋形スロット 122 によって、ピックアップ 112 は、集束リング 110 が回転したときに駆動され、それに対して対物レンズ支持体 120 は、集束リング 110 が回転されたときでも一緒に回転しない。

30

【0095】

カメラヘッド 28 は、操作要素 62 とカメラチューブ 114 との間に配置され、カメラヘッド 28 を気密に封止する働きをする封止要素 108 を有している。

【0096】

さらに前記カメラヘッド 28 は、当該カメラヘッド 28 内若しくはカメラヘッド上に配置される更なる部品や部品パーツ（ここでは図示せず）を有している。例えば、これらには、カメラハウジング 104、複数の保護ウインドウ、イメージセンサ又は複数のセンサを含み、さらに機械的及び電子的な機能を持つさらなる部品や部品パーツが含まれる。

40

【符号の説明】

【0097】

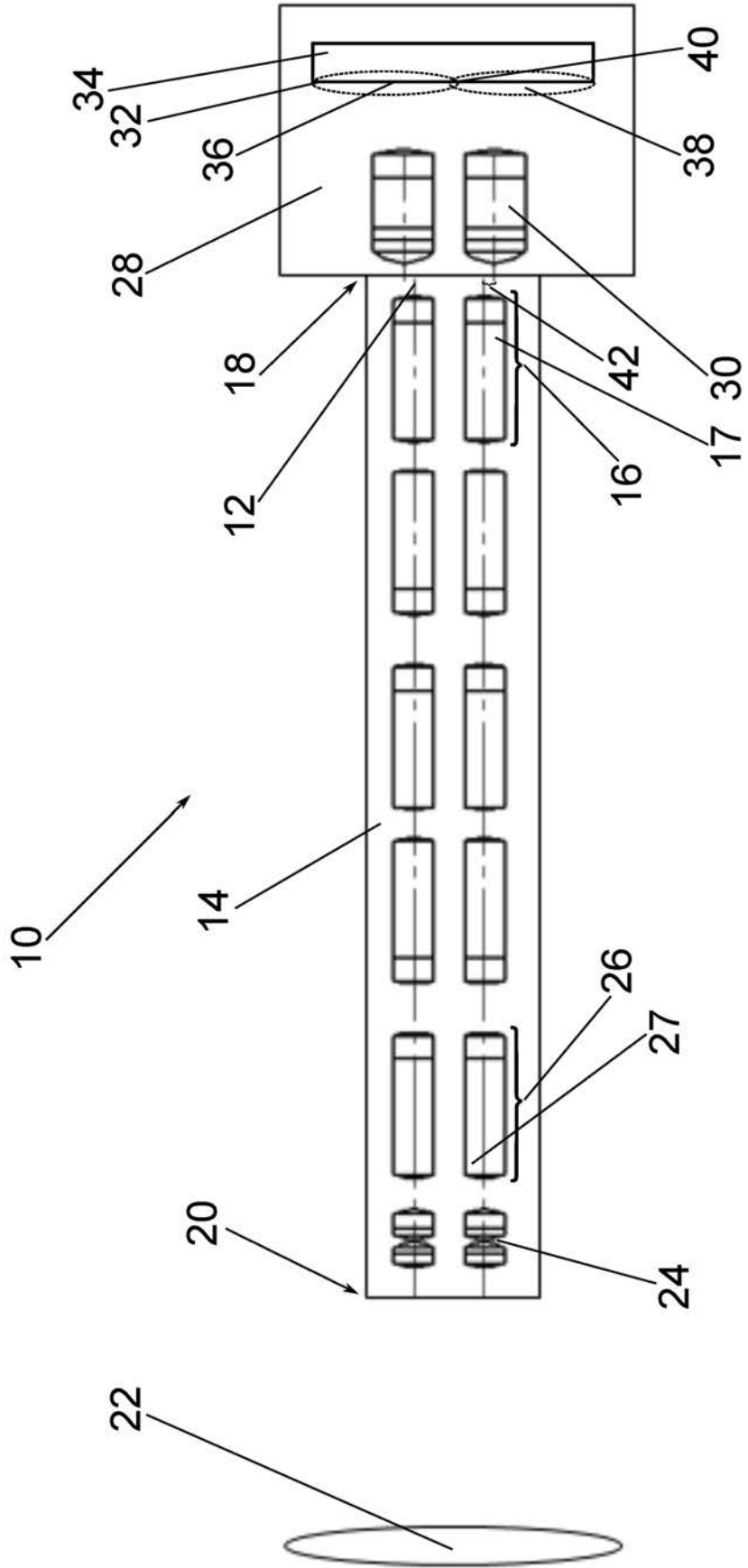
- 10 ビデオ内視鏡装置
- 12 平行ビームパス
- 14 内視鏡シャフト
- 16 コリメートロッドレンズシステム

50

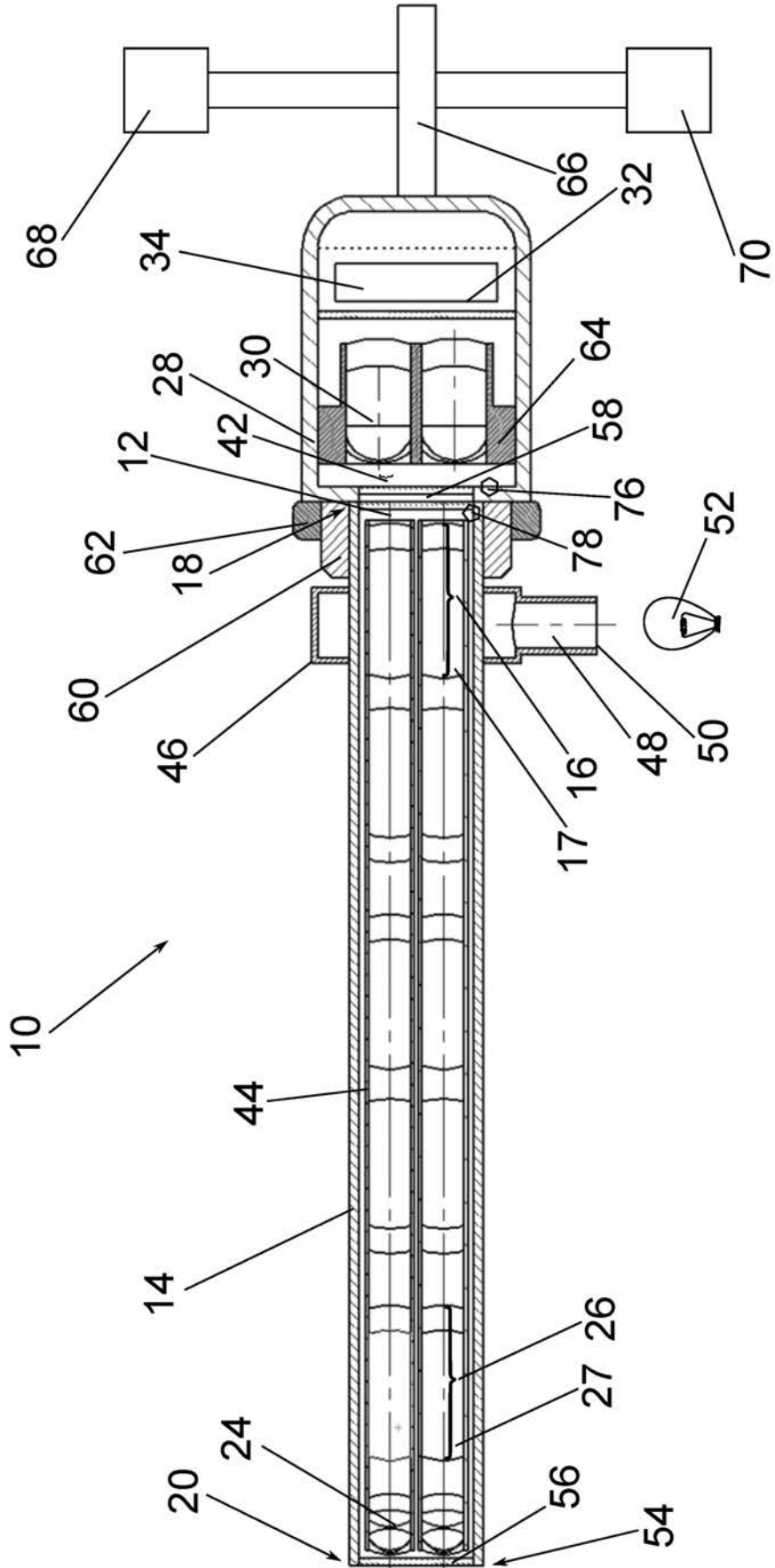
1 7	コリメートロッドレンズ	
1 8	内視鏡シャフトの近位端	
2 0	内視鏡シャフトの遠位端	
2 2	対象物	
2 4	対物レンズ	
2 6	イメージガイドロッドレンズシステム	
2 7	イメージガイドロッドレンズ	
2 8	カメラヘッド	
3 0	投影対物レンズ	
3 2	記録面	10
3 4	イメージセンサ	
3 6	焦点	
3 8	立体部分画像	
4 0	立体部分画像重畳部	
4 2	横方向オフセット	
4 4	チューブ	
4 6	照明装置	
4 8	光導波路	
5 0	照明光入射部	
5 2	光源	20
5 4	照明光出射部	
5 6	透明保護ウインドウ	
5 8	カメラヘッドの光入射部	
6 0	解離及び再固定可能なカップリング	
6 2	操作要素	
6 4	集束装置	
6 6	ケーブル	
6 8	イメージプロセッサ	
7 0	メモリユニット	
7 2	ロッドレンズシステムの焦点	30
7 4	機械式ばね	
7 6	センサ装置	
7 8	読み取り可能なマーキング	
8 0	クランプ装置	
8 2	留めねじ	
8 4	終端キャップ	
8 6	円筒状外面	
8 8	片側平坦部	
9 0	内径	
9 2	突出部	40
9 4	開口部	
9 6	スロット	
9 8	スロット付きブロック	
1 0 0	回転防止装置	
1 0 2	着脱可能固定要素	
1 0 4	カメラハウジング	
1 0 6	立体的水平線	
1 0 8	封止要素	
1 1 0	集束リング	
1 1 2	ピックアップ	50

- 1 1 4 カメラチューブ
- 1 1 6 内視鏡
- 1 1 8 カップリング半部
- 1 2 0 対物レンズ支持体
- 1 2 2 螺旋形スロット

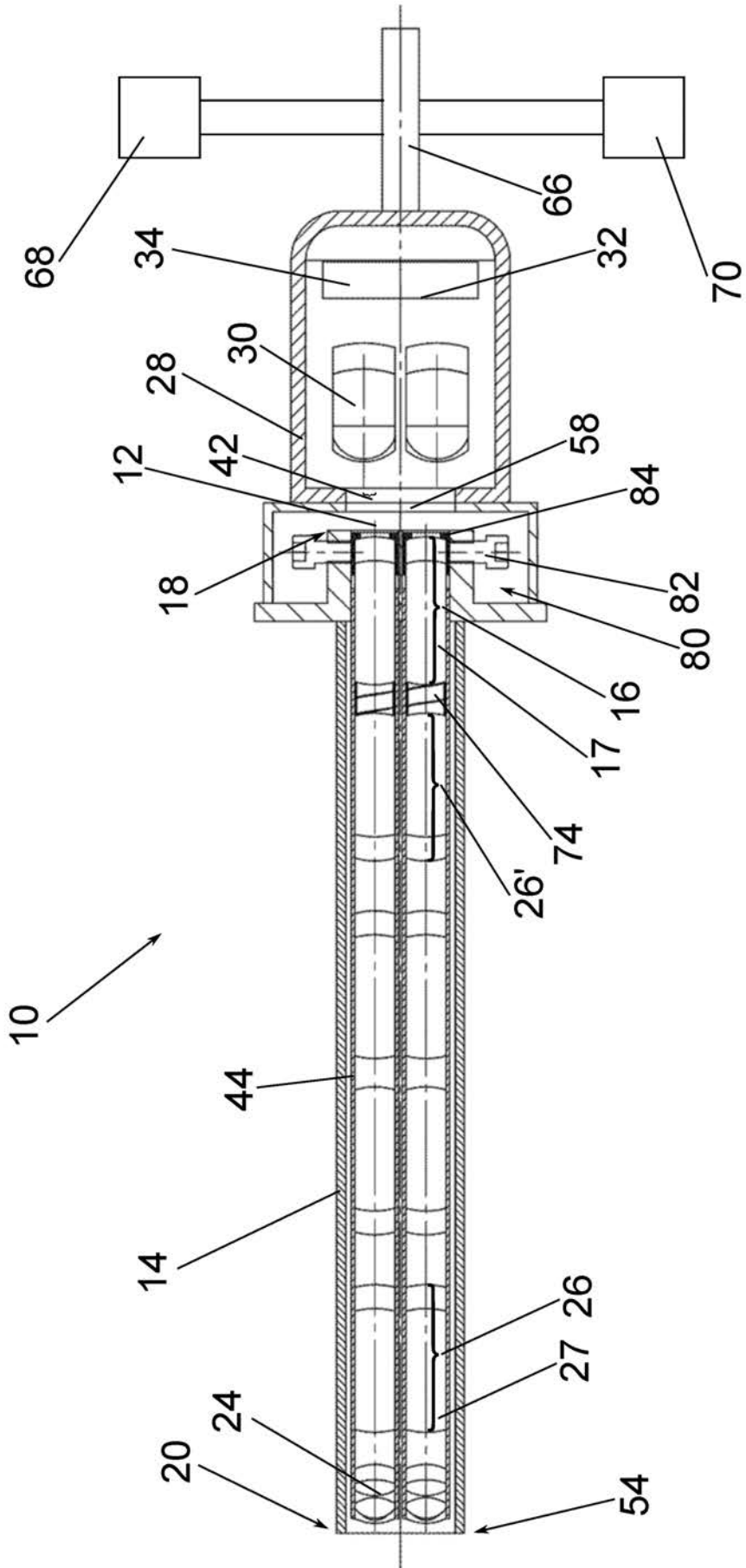
【図1】



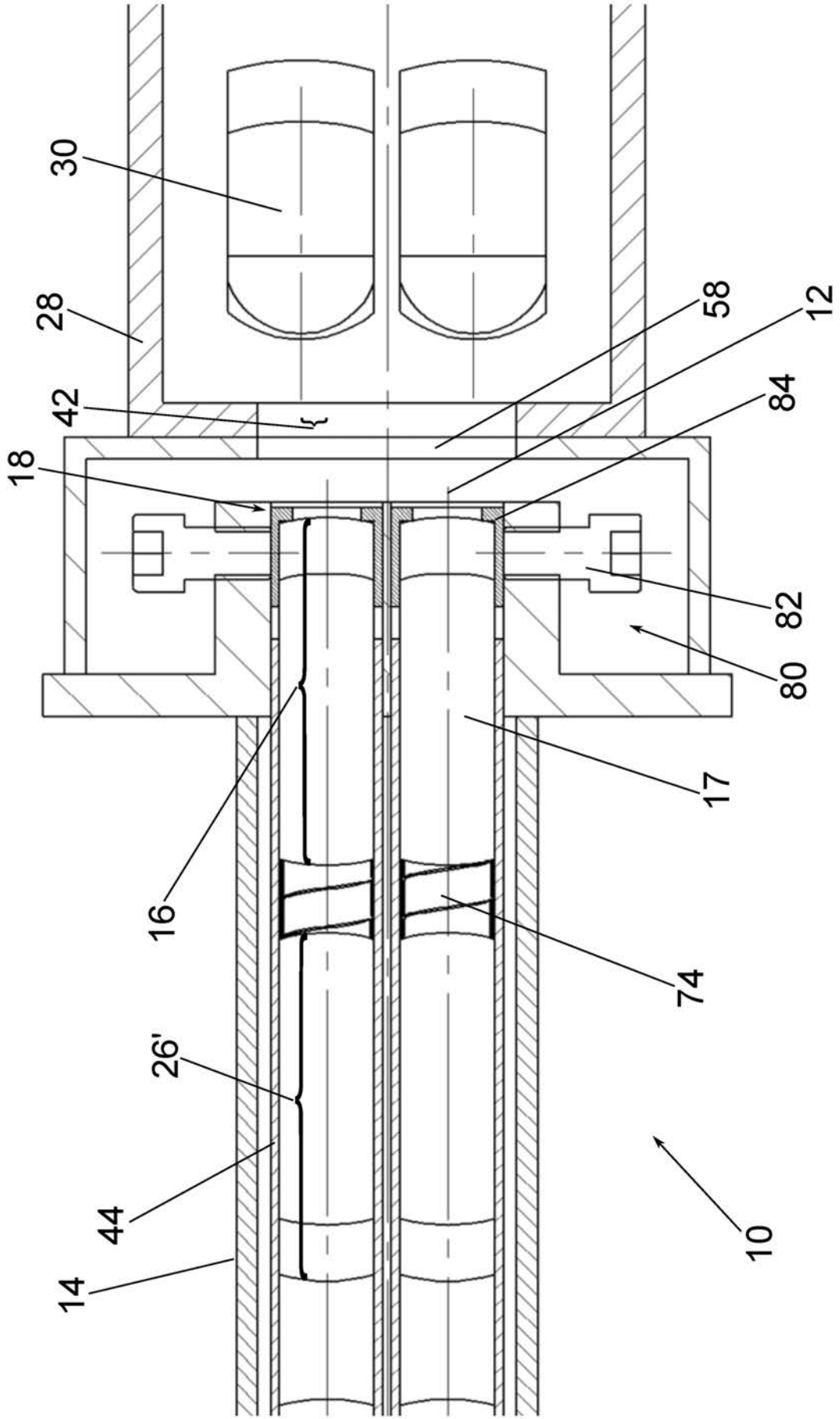
【図 2】



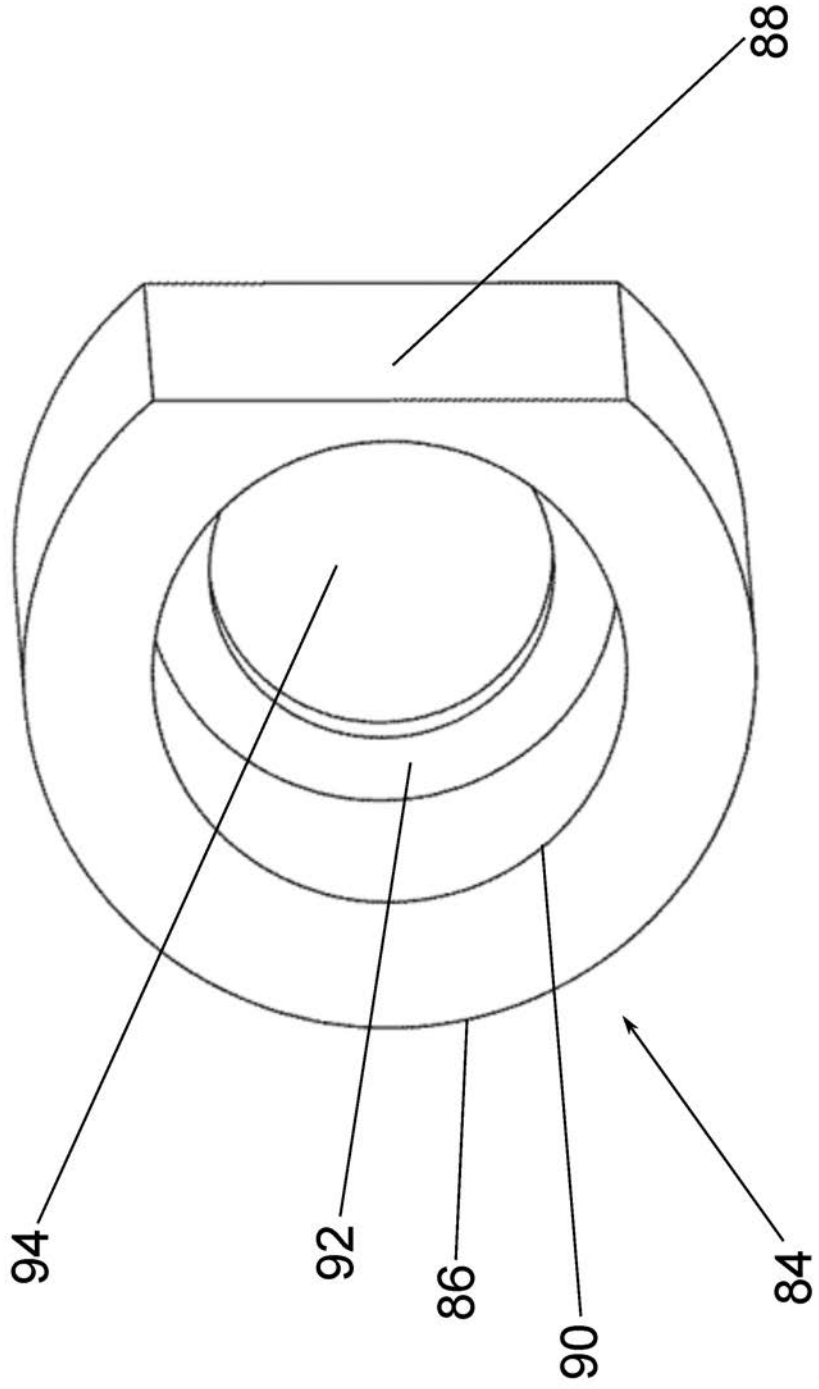
【 図 4 】



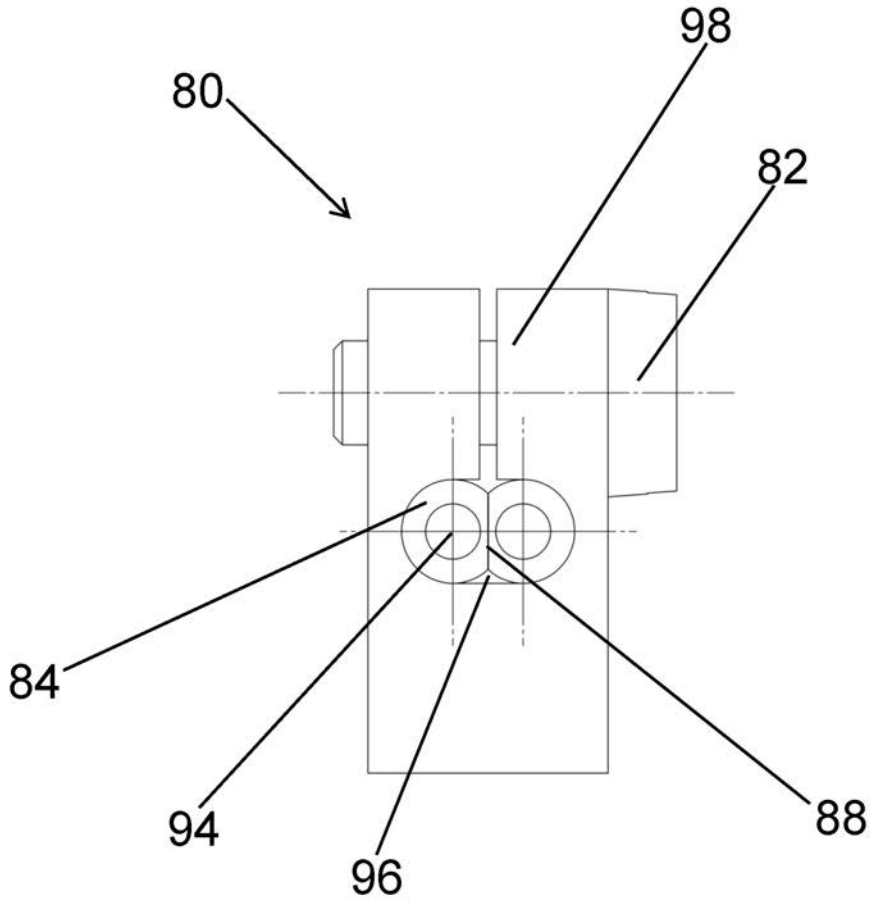
【図5】



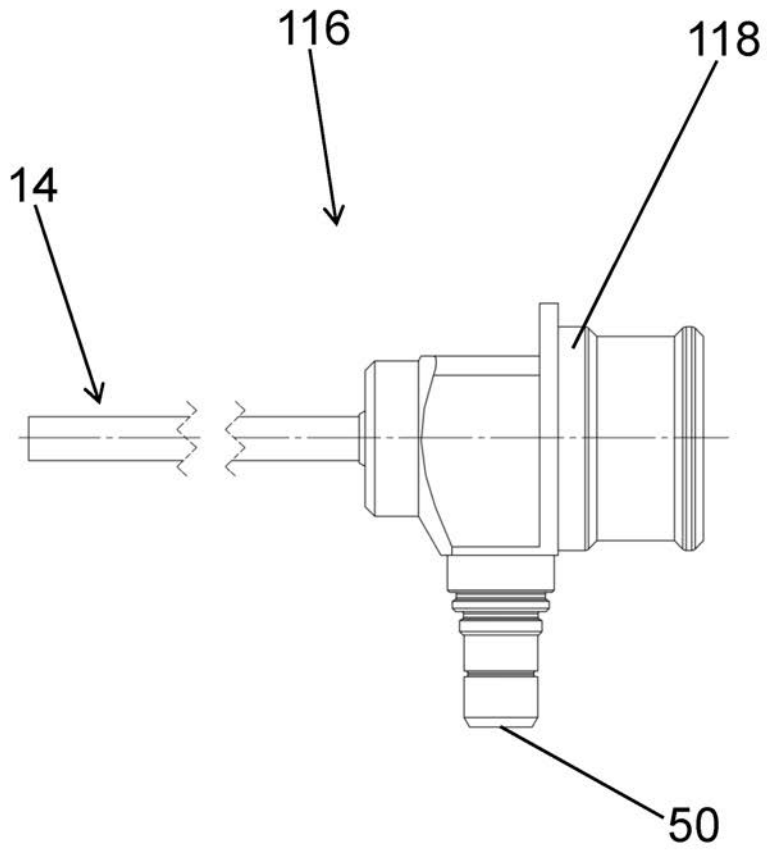
【 図 6 】



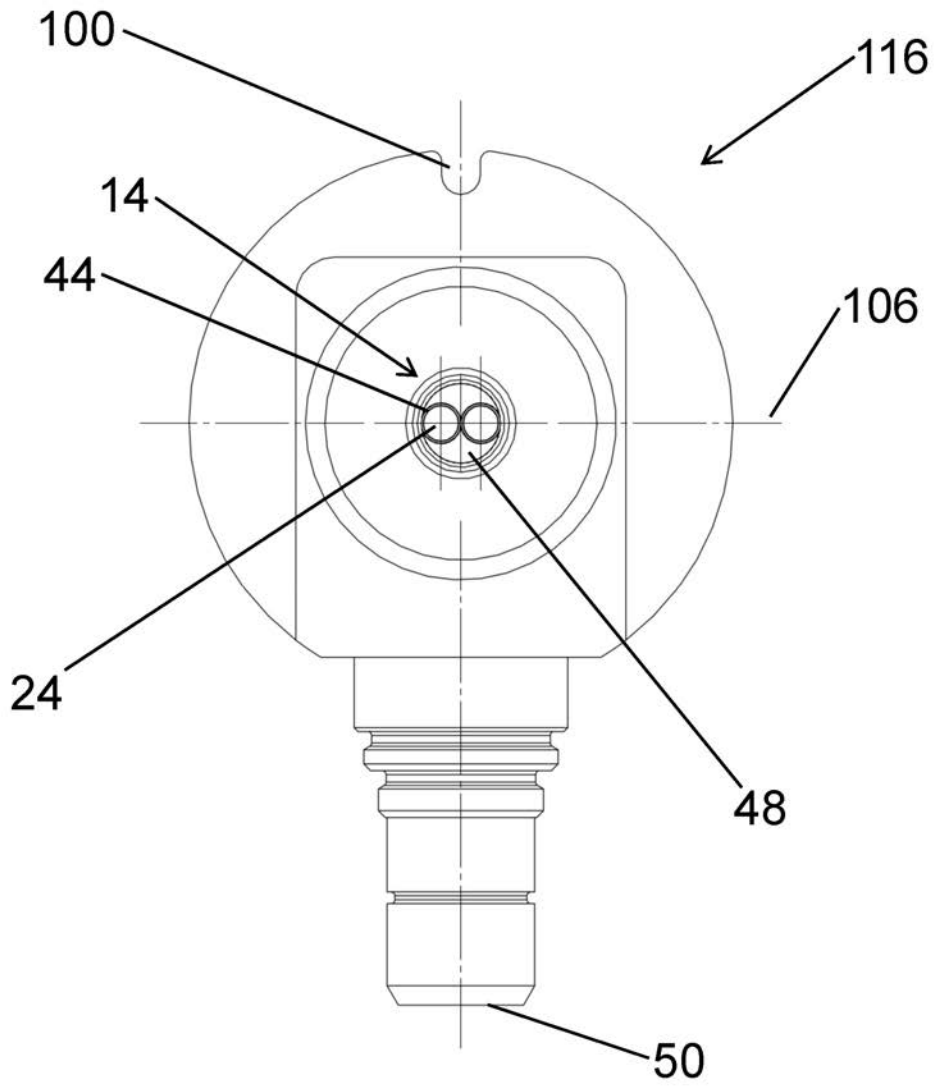
【 図 7 】



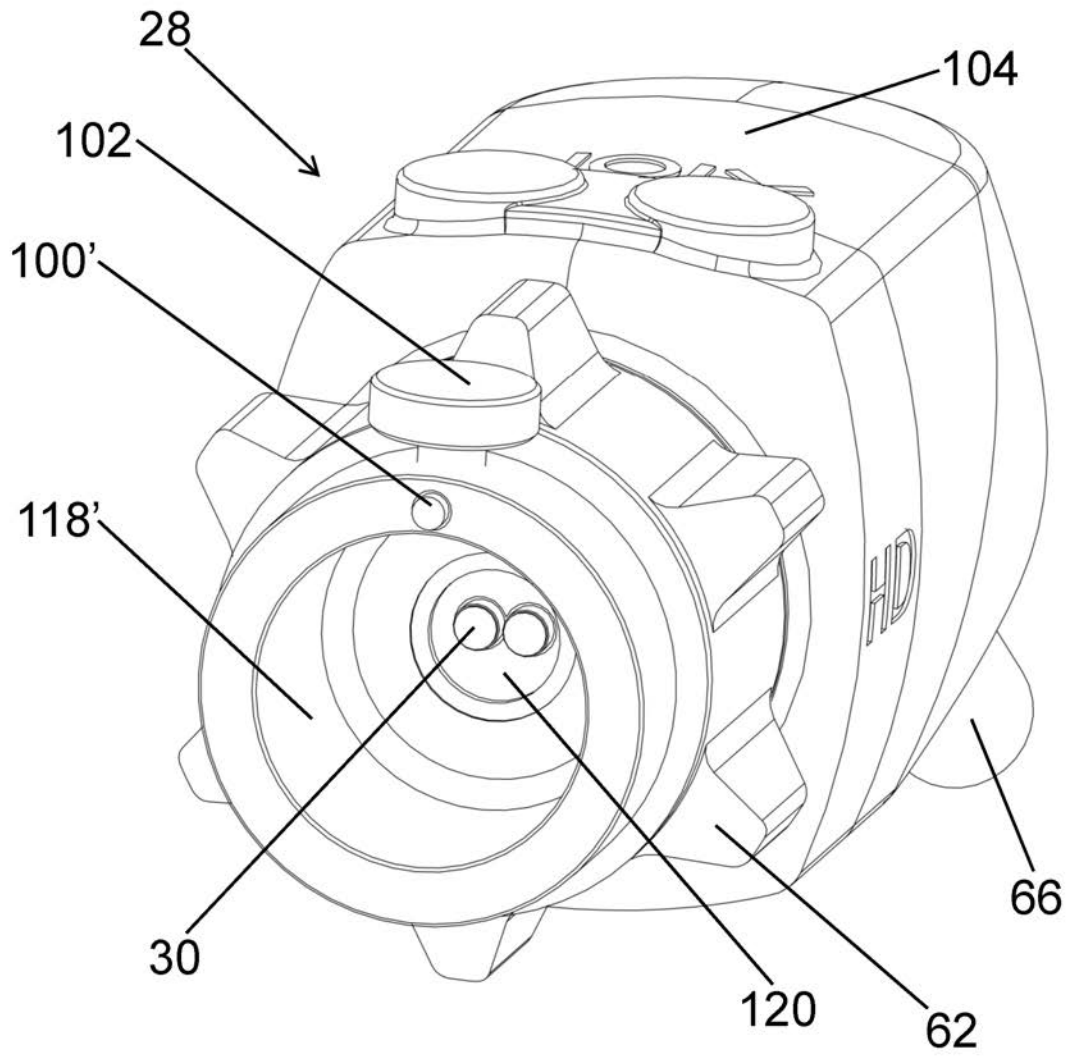
【 図 8 】



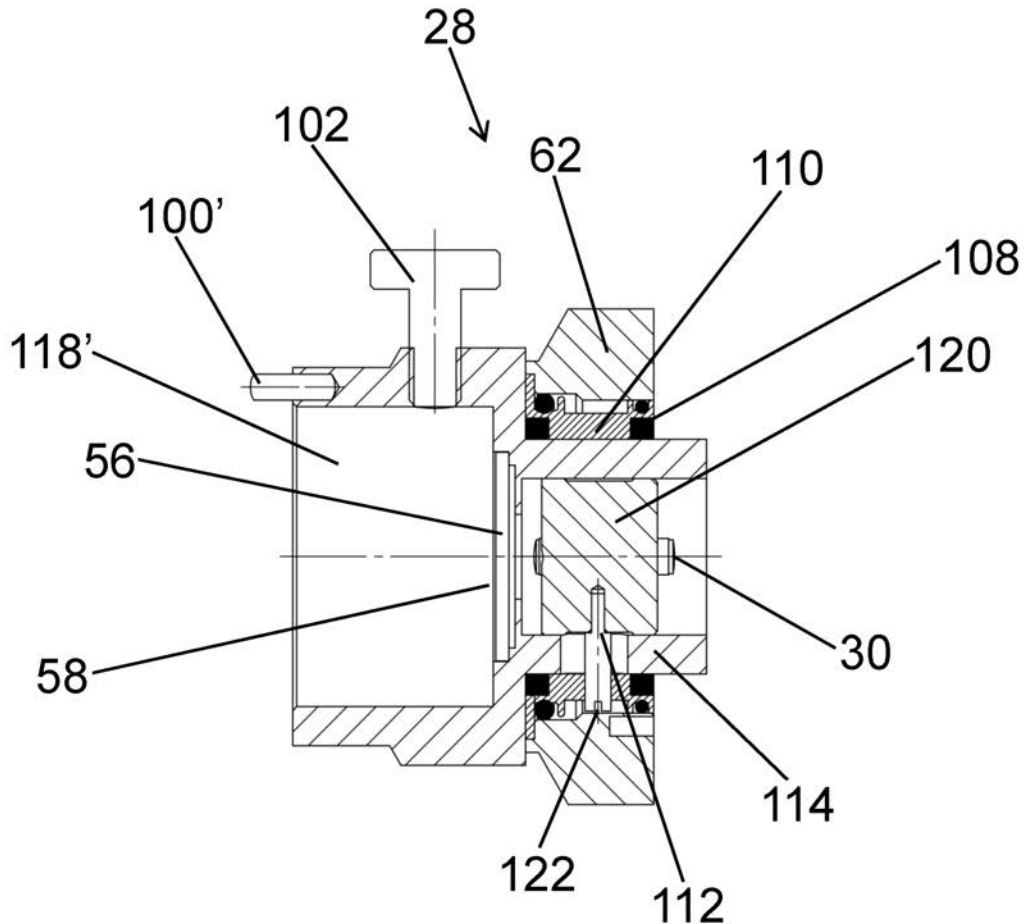
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 1 1】



【手続補正書】

【提出日】平成26年8月6日(2014.8.6)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ビデオ内視鏡装置(10)であって、

2つの平行な光学装置(16, 24, 26)を含み、

前記2つの平行な光学装置(16, 24, 26)は共に、内視鏡シャフト(14)の内部に少なくとも部分的に配置され、それぞれ複数の光学部品(24, 26, 27)およびコリメート光学ユニット(16)を含んでおり、前記複数の光学部品(24, 26, 27)は、前記各光学装置(16, 24, 26)の複数の光学部品(24, 26, 27)の共通の第1の光軸に沿って互いに同軸に配置され、

前記各光学装置(16, 24, 26)は、当該各光学装置(16, 24, 26)の遠位端(20)から当該各光学装置(16, 24, 26)の近位端(18)へ、光学的画像(38)を伝送するように構成されており、

前記ビデオ内視鏡装置(10)は、さらにカメラヘッド(28)を含んでおり、

前記カメラヘッド(28)は前記光学装置(16, 24, 26)の前記近位端(18)に当接又は隣接するように配置されており、

前記カメラヘッド(28)には少なくとも1つのイメージセンサ(34)が含まれてお

り、該少なくとも1つのイメージセンサ(34)は少なくとも1つの記録面(32)を備えており、前記カメラヘッド(28)はさらに少なくとも2つの投影対物レンズ(30)を含んでおり、前記投影対物レンズ(30)の各々は、第2の光軸を備え、前記イメージセンサ(34)上に画像(38)を投影するように配置構成されており、

前記コリメート光学ユニット(16)は、前記各光学装置(16, 24, 26)の出射側(18)において平行なビームパス(12)を生成するために、前記複数の光学装置(16, 24, 26)の各近位端(18)に配置されており、

前記各コリメート光学ユニット(16)は、第3の光軸を有し、該第3の光軸は前記第1の光軸と同軸に配置されるか、又は、前記第1の光軸から最大で前記コリメート光学ユニット(16)の1/2の直径分だけ横方向にオフセットされて配置されており、

前記少なくとも2つの投影対物レンズ(30)のそれぞれ1つが、前記各コリメート光学ユニット(16)によって生成される前記平行なビームパス(12)を、前記少なくとも1つのイメージセンサ(34)の前記少なくとも1つの記録面(32)内の少なくとも1つの焦点(36)上に結像するように配置構成されており、

前記投影対物レンズ(30)の少なくとも1つは、前記平行なビームパス(12)を生成する前記コリメート光学ユニット(16)の前記第3の光軸から、最大で前記投影対物レンズ(30)の1/2の直径分に相当する横方向の間隔距離(42)を、前記第2の光軸の各々が有するように配置されており、さらに、

前記投影対物レンズ(30)の少なくとも1つは、前記平行なビームパスを、前記少なくとも1つの焦点(36)上に結像するように配置構成され、その結果として、前記平行なビームパス(12)が、前記少なくとも1つの投影対物レンズ(30)の前記第2の光軸から横方向の間隔距離(42)を伴って前記少なくとも1つの投影対物レンズ(30)に入射するように構成されていることを特徴とするビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項2】

前記複数の光学部品(24, 26, 27)は、それぞれ互いに同軸に配置され、ロッドレンズ(27)を含んでいる、請求項1記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項3】

前記平行のビームパス(12)を生成するための前記コリメート光学ユニットは(16)は、前記複数の光学装置(16, 24, 26)の出射側(18)に複数のロッドレンズ(17)を含んでいる、請求項1及び/又は2記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項4】

前記複数の光学装置(16, 24, 26)の出射側(18)に前記平行なビームパス(12)を生成するための前記コリメート光学ユニットは(16)は、少なくとも2つの接合レンズを含むロッドレンズシステム(16)であり、2つの接合レンズを含む前記ロッドレンズシステム(16)のうちの少なくとも1つのレンズは、ロッドレンズ(17)である、請求項1から3の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項5】

前記ビデオ内視鏡装置(10)は、コリメーションの目的のための複数のロッドレンズシステム(16)を含んでおり、前記複数のロッドレンズシステム(16)は、画像送信のために用いられるロッドレンズシステム(26)と同じ構成である、請求項1から4の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項6】

前記少なくとも2つの投影対物レンズ(30)の各々は、前記第2の光軸が、前記第1の光軸に対して、最大で前記投影対物レンズ(30)の1/2の直径分だけ横方向にオフセットされるように配置されている、請求項1から5の少なくともいずれか1項記載のビデオ内視鏡装置(10)。

【請求項7】

少なくとも1つの前記平行な光学装置(16, 24, 26)は、2つの連続した光学部品(16, 24, 26)との間に配置された弾性要素(74)を含み、前記弾性要素(74)は、前記2つの連続した光学部品(16, 24, 26)の間の軸方向の間隔距離を、

当該光学部品（１６，２４，２６）の間で機械的な遊びが低減されることを確保するように構成されている、請求項１から６の少なくともいずれか１項記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項８】

前記弾性要素（７４）は、少なくとも１つの前記平行な光学装置（１６，２４，２６）のうちの、前記コリメート光学ユニット（１６）の最も近くに配置された光学部品（２６）と、前記コリメート光学ユニット（１６）との間に配置されている、請求項７記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項９】

前記ビデオ内視鏡装置（１０）は、前記平行な光学装置（１６，２４，２６）の前記近位端（１８）に保持装置（８０）を備え、前記保持装置（８０）は、当該保持装置（８０）の固定状態において、前記コリメート光学ユニット（１６）の軸方向及び／又は横方向の移動が防止されるように、前記平行な光学装置（１６，２４，２６）の前記コリメート光学ユニット（１６）を保持するように構成されている、請求項７又は８記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項１０】

前記内視鏡シャフト（１４）は、対象物面（２２）を照明するための照明装置（４６）を含み、前記照明装置（４６）は、光導波路（４８）を含んでおり、前記光導波路（４８）は、少なくとも１つの光源（５２）からの光を、前記内視鏡シャフト（１４）の近位端（１８）若しくはその近傍に配置された照明光入射側（５０）から、前記内視鏡シャフト（１４）の遠位端（２０）若しくはその近傍に配置された照明光出射側（５４）に伝送するものであり、前記少なくとも１つの光源（５２）は、前記カメラヘッド（２８）内に含まれ、及び／又は、フレキシブルな光導波路（４８）によって前記内視鏡シャフト（１４）に、解離可能かつ再固定可能な手法若しくは剛性的な手法で接続されている、請求項９記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項１１】

前記ビデオ内視鏡装置（１０）の内部又は外部に、イメージプロセッサ（６８）が配置されており、前記イメージプロセッサ（６８）は、前記少なくとも１つのイメージセンサ（３４）上に投影される２つの立体部分画像（３８）を、立体スクリーン上に描写可能な画像信号に変換するように構成されている、請求項１から１０の少なくともいずれか１項記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項１２】

前記イメージプロセッサ（６８）は、画像処理による画像改善処置を施すように構成されている、請求項１１記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項１３】

前記ビデオ内視鏡装置（１０）は、少なくとも１つの交換可能な部品（１４，１６，１７，２４，２６，２７，３０，２８，３４，４６，４８，５２）を含んでいる、請求項１から１２の少なくともいずれか１項記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

【請求項１４】

前記少なくとも１つの部品（１４，１６，１７，２４，２６，２７，３０，２８，３４，４６，４８，５２）を交換するときに、新たに接続された部品（１４，１６，１７，２４，２６，２７，３０，２８，３４，４６，４８，５２）は、メモリユニット（７０）に記憶された所定の較正データのセットによって相互間で較正することができ、前記ビデオ内視鏡装置（１０）は、少なくとも１つのセンサ装置（７６）を含み、前記少なくとも１つのセンサ装置（７６）は、前記メモリユニット（７０）内の所定の較正データの複数の項目から、所定の較正データを又は新たに接続された部品（１４，１６，１７，２４，２６，２７，３０，２８，３４，４６，４８，５２）に対して最良にフィットする較正データを選択するために、前記少なくとも１つの部品（１４，１６，１７，２４，２６，２７，３０，２８，３４，４６，４８，５２）上の少なくとも１つの読み取り可能なマーキング（７８）を読み取りかつ処理することが可能である、請求項１３記載のビデオ内視鏡装

置（１０）。

【請求項１５】

前記内視鏡シャフト（１４）の遠位端（２０）、前記内視鏡シャフト（１４）の近位端（１８）、及び／又は、前記カメラヘッド（２８）の光入射側（５８）は、少なくとも一つの光学的な透明保護ウインドウ（５６）を有している、請求項１から１４の少なくともいずれか１項記載のビデオ内視鏡装置（１０）。

 フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	G 0 2 B 23/24	B
	G 0 2 B 23/26	D

(72)発明者 ホルガー ミュラー
 ドイツ連邦共和国 グリーニケ - ノアトバーン フーベアトゥスアレー 6 5

(72)発明者 アレクサンダー クリーム
 ドイツ連邦共和国 ベルリン ナンテスシュトラッセ 4 4

Fターム(参考) 2H040 BA15 CA22 CA27 DA02 DA17 GA02 GA03 GA06 GA07 GA10
 4C161 AA00 BB06 CC03 CC06 DD00 FF40 FF47 LL03

【 外国語明細書 】

Video Endoscopic Device

The invention relates to a video endoscopic device, comprising an endoscope shaft and a camera head, in which two separate stereoscopic partial images are projected onto a common image sensor or two image sensors. These partial images can be converted into a stereoscopic image by means of an image processor and depicted on a stereoscopic
5 screen.

Conventionally, stereoscopic surgical microscopes are used during surgery. In minimally invasive surgery, these instruments cannot be used and the operating medical practitioner can observe the operating site situated in a body opening only by means of an endoscope or other special aids. When performing such operations, stereo endoscopes provide additional depth information compared to conventional mono-endoscopes. Stereo-
10 scopic video endoscopes moreover enable image observation on a screen or on multiple screens and the storage of videos.

A stereoscopic video endoscope can be designed according to the principle of the rigid endoscope with two parallel beam paths. Here, two objectives arranged next to one another generate two intermediate images, which depict an object situated in front of the
15 endoscope from different viewing angles. There is image transmission to the proximal end of the endoscope shaft by means of two parallel transmission optical units. There,

images can be projected onto one or more image sensors, such as e.g. CCD- or CMOS-type image sensors.

US 5,295,477 discloses a rigid stereo endoscope and a tube-like stereo endoscope made out of collar elements. The endoscope contains a guide or lenses in order to transmit an optical image from the end of the endoscope to a microscope connected to the endo-
5 scope. An optical waveguide contained in the endoscope transmits light from a light source into a biological specimen. A movable prism is attached to the end of the endoscope.

US 5,527,263 discloses a rigid visual stereo endoscope with rod lenses. The endoscope
10 contains two deflection prism pairs comprising a respective first prism coaxially with the respective optical system and a respective second prism which re-aligns the viewing axis in parallel with the optical axis. Transparent protection elements are arranged in the beam paths.

US 4,651,201 combines a stereo endoscope containing rigid rod lenses with two cameras.
15 The cameras transmit two stereoscopic images to two screens which are attached to a head-worn implement in front of the eyes of the user.

US 4,862,873 discloses a video endoscope containing rigid rod lenses, comprising two image sensors, which contains an optical waveguide and an image guide. A stereoscopic image is generated by a change in the functions of the guides.

20 A rigid stereoscopic video endoscope with rod lens systems for image transmission is disclosed in US 5,577,991. The video endoscope contains two parallel beam paths, in which there is image transmission by means of rod lens systems. At the proximal end of the endoscope shaft, plane mirrors direct the respective beam onto two image sensors. At the proximal end of the optical arrangement, a visual field stop is attached in the re-
25 spective beam path. The visual field stops and plane mirrors can be adjusted in order to set the position of the images on the screen.

US 6,139,490 discloses a stereo endoscope and virtual reality glasses which can be connected therewith.

US 5,751,341 discloses a stereo endoscope comprising a plurality of shaft parts, as a
30 result of which the shaft is rotatable.

US 6,108,130 discloses a stereoscopic lens system and a stereoscopic image sensor with a pair of fields. A reduced distance between the images on the image sensor is obtained by an image redirection of the image information by means of the gradient lens from the image collection systems to the fields of the image sensor.

- 5 US 6,582,358 discloses a stereo endoscope with a third beam path. The third beam path contains an optical device with a larger viewing angle than the optical devices used for stereoscopy.

US 7,671,888 discloses a stereo endoscopic screen control device with a masking system.

- 10 US 5,776,049 discloses a stereo endoscope with an adjustment control loop.

- WO 2011/014687 A2 discloses a stereoscopic video endoscope with parallel image transmission. The image is obtained through light openings at the distal end of an endoscope shaft and transmitted in two stereoscopic partial images through the endoscope shaft to one or two outlet optical units, which project the image onto an image sensor of a camera.
- 15

- The basic design of a rigid monoscopic endoscope with rod lenses emerges from the patent document US 3,257,902. In an elongate tube, an objective and rod lens systems are arranged in succession along a common optical axis. The rod lenses serve for image guidance to the proximal end of the tube. An eyepiece, which generates a virtual image visible to the human eye, is arranged behind the proximal end of the tube. The image generated by the eyepiece can also be recorded by a suitable camera.
- 20

- The invention is based on the object of developing a stereoscopic video endoscope, according to the principle of the rigid endoscope with two parallel beam paths and rod lens systems for image guidance, in such a way that adjustment-sensitive components are avoided and simple production is made possible. Convenient handling of the endoscope and use of high-resolution image sensors are to be made possible in the case of a small diameter of the endoscope shaft.
- 25

- According to the invention, this is achieved by a video endoscopic device comprising two parallel optical arrangements, which, together, are arranged at least in part in the interior of an endoscope shaft, and a camera head arranged adjacent to or adjoining the proximal
- 30

ends of the optical arrangements. The optical arrangements each comprise optical components, arranged coaxially with one another along a respective common first optical axis of the optical components of a respective optical arrangement. Each optical arrangement is configured to transmit an optical image from a distal end of the respective optical arrangement to a proximal end of the respective optical arrangement. The camera head comprises at least one image sensor comprising at least one recording plane and at least two projection objectives. By way of example, the image sensor can be a CCD colour sensor, a CMOS colour sensor or the like. Here, each one of the projection objectives has a respective second optical axis and is arranged and configured to project an image onto the image sensor. The optical arrangements each comprise a collimating optical unit, arranged at the respective proximal end thereof, for generating an at least approximately parallel beam path at the outlet of the respective optical arrangement. The collimating optical unit has a third optical axis that is arranged coaxially with the optical components of the optical arrangement or laterally offset by at most half a diameter of the collimating optical unit from the respective common first optical axis of the optical components of the optical arrangement. Each one of the at least two projection objectives is arranged and configured to image the parallel beam path, generated by a respective collimating optical unit, on at least one focus in the at least one recording plane of the at least one image sensor. At least one of the projection objectives is arranged so that the respective second optical axis has a lateral distance, measuring at most half a diameter of the projection objective, from the respective third optical axis of the collimating optical unit which generates the parallel beam path, the projection objective being arranged and configured for imaging said parallel beam path on the at least one focus. As result of this, the parallel beam path enters the at least one projection objective with a lateral distance from the second optical axis of the at least one projection objective. The latter means that a central ray propagating along the third optical axis of the collimating optical unit enters the projection objective with a lateral offset to the second optical axis thereof.

In this text, the optical axis should be understood to mean that straight line which corresponds to the axis of symmetry of an optical component. Furthermore, the common optical axis of an arrangement of optical components is to be understood to mean that line which is formed by the optical axis of the individual optical components. This means the common first optical axis elongates along the optical axes of each of the optical components of each one of the two parallel optical arrangements. Each second optical axis elongates along each one objective and the third optical axis elongates along each one collimating optical unit. The third optical axis is aligned with the first optical axis of one of the two parallel optical arrangements, when the collimating optical unit is arranged

coaxially with the optical components of the optical arrangement such that the third optical axis forms part of the first optical axis.

Each one of the parallel optical arrangements transmits an image – a so-called stereoscopic partial image – from the distal end of the optical arrangement to the proximal end
5 of the optical arrangement. A collimating optical unit, which generates a parallel beam path, is arranged at the distal end of the optical arrangement. Each one of the parallel beam paths containing the stereoscopic partial image is incident on a projection objective and enters the latter with a lateral distance from the second optical axis of the projection objective. As a result of this, the two stereoscopic partial images are deflected in such a
10 way with respect to one another that the lateral distance between the two stereoscopic partial images is modified. By way of example, if the lateral distance between the two stereoscopic partial images is increased, this renders it possible to separate the stereoscopic partial images so far from one another that they can be imaged on the recording plane of the image sensor in such a way that the two stereoscopic partial images can be
15 output as a stereoscopic image signal on a stereoscopic screen. The respective stereoscopic partial image corresponds to a view of an object, for example a cavity, an organ, parts thereof or a combination thereof, situated in an object plane. The two stereoscopic partial images are brought together by the video endoscopic device in such a way that a stereoscopic image, which imparts a spatial impression with depth information of the
20 object observed with the video endoscopic device, is generated.

Here, an endoscope or stereo endoscope is to be understood to mean the endoscope shaft with all optical components comprised by the endoscope shaft.

An advantage comprised by the invention is that the usual adaptation at size and location of the outlet pupil to the human eye with respect to the eyepieces used in the prior art is
25 dispensed with. By way of example, the collimation can be achieved by rod lenses or rod lens systems at the light outlet of the elongate shaft of the stereo endoscope. Furthermore, compared to other lens systems, an advantage offered by rod lenses or rod lens system is that the transmission of a substantially brighter image with higher image quality is made possible. The assembly in the endoscope shaft is also simplified due to the
30 elongate geometry of the rod lenses. The arrangement of two parallel beam paths extending closely next to one another is also possible for small shaft diameters. A deterioration in the image quality at the edge can also be avoided well. It is possible to correct the off-axis image aberrations such as coma and astigmatism by means of the video endoscopic device according to the invention. A further advantage of the invention consists of

the fact that a lateral distance between the stereoscopic partial images in the recording plane can be set virtually arbitrarily, even if the distance between the stereoscopic partial images is very small in the objectives at the distal end. As a result, it is possible to construct a versatile stereo endoscopic system. In accordance with a respective medical application, a respective camera head can be connected to different interchangeable endoscopes, each with a different stereoscopic base length. Moreover, the optical system according to the invention has a lower sensitivity towards tolerances. As a result of this, the demands on the mechanical accuracy of a connection of the camera head are reduced compared to stereo endoscopes from the prior art.

10 In a preferred configuration, the optical arrangements are arranged in a rigid endoscope shaft; in this case, the optical components arranged coaxially with one another are arranged along a longitudinal axis of the endoscope shaft. Alternatively, the endoscope shaft can also have a flexible configuration, for example as a tube, as a collar-surrounded tube or the like. For a flexible endoscope shaft, the optical components arranged coaxially with one another are arranged along the rigid straight longitudinal axis of the endoscope shaft in a rigid straight state of the endoscope shaft. By generating curvature along the endoscope shaft, for example by insertion into a lumen and bending of the endoscope shaft, the optical components are displaced in accordance with the curvature of the endoscope shaft.

20 The at least approximately parallel beam path at the outlet of the respective optical arrangement can have a deviation from the ideal collimation of up to +/-10 dioptre without this impairing the stereoscopic display. Both the beam path from each one of the collimating optical units and the beam paths of the collimating optical units may be only approximately and not completely parallel to one another, i.e. have a deviation, for example due to manufacturing tolerances. By way of example, the resulting tolerance in the collimation between the left-hand and right-hand beam path can be compensated for when focusing the camera head. Alternatively or additionally, there can also be tuning of the collimation of both approximately parallel beam paths by adjusting the axial distances between two or more optical components, e.g. rod lens systems.

30 The optical components arranged coaxially with one another are preferably rod lens systems. The rod lens systems may be rod lenses cemented to one another. It is also feasible to cement rod lenses with other lenses for producing a rod lens system. The optical components arranged coaxially with one another can also be rod lenses. Alternatively or additionally, the optical components may have other lenses or optical elements.

In a preferred configuration, all optical components of the optical arrangement, the collimating optical unit, the objectives and the projection objectives or a projection optical unit have the same external diameter, as a result of which there is a simpler mechanical design for the endoscope. Two parallel tubes, the internal diameter of which can be selected to match the external diameter of the optical components, objectives and collimating optical unit, can be arranged in the interior of the endoscope shaft, as a result of which the objective and the optical components for image guidance and collimation can be arranged in each one of these tubes according to the principle of the filling holder. The axial distances between the optical components, if present, can be filled by a gas mixture, a gas, a liquid, a solid or a different filling medium. Preferably, this is a gas mixture or a gas, which is delimited by spacer tubes arranged axially between the optical components. The optical characteristics of the filling medium can be optimized for the optical components or the beam path produced thereby. The tubes formed by spacer tubes and optical components moreover support the centring of the two parallel beam paths arranged in the shaft, as a result of which further components, for example light sources, optical waveguides, work channels for surgical operating tools or for transporting fluids, or the like, can be arranged in the interior of the endoscope shaft, parallel to the two tubes. In a further configuration, the two tubes can also be unified to form a common component with two parallel cylindrical passage holes for holding the optical components.

The video endoscopic device can have one or more mechanical interfaces for releasable or permanent attachment of the video endoscopic device to stand systems, robot arms, trocars, sleeves or the like. The mechanical interface or interfaces can be arranged e.g. on the endoscope shaft, on other components or component parts of the endoscope and/or on the camera head. Such mechanical interfaces are known to a person skilled in the art from the prior art. By way of example, these include bayonet connectors, screw-in connections, clamping connections with a spring release or the like.

The collimating optical units for generating an at least approximately parallel beam path at the outlet of the optical arrangements are preferably rod lens systems, which comprise cemented rod lenses and/or other lenses. A rod lens system preferably contains a rod lens cemented to other lenses. The collimating optical units can also be rod lenses.

The collimating optical units, preferably rod lens systems or rod lenses, can be designed according to a design conventional for endoscopic image guidance systems. Preferably, the rod lens systems for the purposes of collimation are of the same design as rod lens systems employed for image transmission. In this context, of the same design may mean

that the image guiding and collimating rod lens systems for example each have two plano-convex lenses and a rod lens cemented to these, i.e. the rod lens system contains an equal number of different lenses for collimating and image guiding rod lens systems. The dimensions, such as e.g. diameter, focal lengths or the like, of the rod lens systems
5 of the same design can be selected to be different from one another for the image guiding and collimating rod lens systems. The rod lenses for collimation and image transmission can have dimensions identical to one another or dimensions different from one another.

In a preferred configuration, the at least two projection objectives are respectively arranged such that the second optical axis is arranged offset laterally by at most half a
10 diameter of the respective projection objective to the respective optical axis of the respective optical component.

In a preferred configuration, at least one of the parallel optical arrangements comprises a resilience element arranged between two successive optical components. It is also possible for both parallel optical arrangements to comprise one or more resilience elements,
15 for example between all successive optical components, such that one or more resilience elements are arranged in each case between two optical components. The respective resilience element may be a gas mixture, a gas, a liquid, a solid or a different type of resilience element which is situated in the axial distance between the two successive optical components. It is also possible to combine two resilience elements, for example a
20 gas and a solid. Preferably, the resilience element is a solid in the form of a mechanical spring. By way of example, the mechanical spring can be arranged in a gas or a liquid which can be situated as a further resilience element in the axial distance between the two successive optical components. The resilience element is preferably configured to ensure an axial distance between the two successive optical components such that
25 mechanical play between the optical components is reduced or prevented. Here, mechanical play is prevented or at least reduced by the spring action of the resilience element.

In a particularly preferred configuration, the resilience element is arranged between an optical component, arranged closest to the collimating optical unit, of the at least one of
30 the parallel optical arrangements and the collimating optical unit. In this case, the collimating optical unit is preferably a collimating rod lens system.

The axial freedom of movement of the optical component arranged closest to the proximal end of the parallel optical arrangement, for example the collimating optical unit in the

form of a collimating rod lens system, is preferably restricted by a termination cap in the direction of the spring effect. The termination cap can also enclose the collimating optical unit. The termination cap preferably has a cylindrical external surface with a one-sided flattening along a longitudinal axis of the termination cap such that a flattened or cut
5 cylindrical shape, which does not completely extend around the circular circumference, is generated. The termination cap can have a projection at a termination cap end, which projection reduces an internal diameter of the termination cap at the termination cap end so as to restrict the axial freedom of movement of the collimating optical unit. To this end, the projection preferably extending along the termination cap end in circular form serves
10 to restrict a movement of the collimating optical unit at the proximal end of the parallel optical arrangement. Alternatively or additionally, the collimating optical unit can also be fastened permanently, for example adhesively bonded, to the termination cap and/or the termination cap end.

In a preferred configuration, the video endoscopic device comprises a holding device at
15 the proximal end of the parallel optical arrangements. The holding device is preferably configured to hold the collimating optical units of the parallel optical arrangements in such a way that, in a locked state of the holding device, an axial and/or lateral movement of the collimating optical units is prevented. By way of example, the holding device can be configured in the form of a clamping device, which surrounds the collimating optical units
20 or the termination caps surrounding the collimating optical units and exerts a pressure force on the latter such that an axial and/or lateral movement is prevented or reduced. The holding device can comprise one or more setting units, for example set screws, which can be adjusted continuously so as to set a pressure force which prevents the movement of the parallel optical arrangements. If the setting unit sets the holding device
25 in a holding state or a locked state, the proximal ends of the parallel optical arrangements or the termination cap ends are held at a fixed axial distance from the tubes surrounding the parallel optical arrangements. In a loosened or an open state of the holding device, it is possible to set the axial distance between the proximal ends of the parallel optical arrangements, or the termination cap ends, and the tubes in which the parallel optical
30 arrangements are arranged. In a particularly preferred configuration of the holding device, the holding device comprises a slotted block with a set screw and a slot for holding the termination caps. If there is a sufficient distance between the two parallel optical arrangements, the video endoscopic device can also comprise two separate parallel optical arrangements in two round holes with a slot and separate holding devices.

The termination cap preferably comprises an optical window transparent to visible radiation or light, or a radiation-transmissive opening. The termination cap can be hermetically sealed with the aid of a seal, as a result of which the parallel optical arrangements can also be hermetically sealed. Preferably, the proximal end of the parallel optical arrangements is hermetically sealed by the termination cap with the optical window. To this end, the termination cap can also be surrounded by a protective cap. In one configuration, the protective cap is configured to be screwed onto the termination cap or the termination caps which surround the proximal end of the parallel optical arrangements.

One aspect of the configuration of the invention with a resilience element is that the video endoscopic device is neither damaged nor defocussed or decollimated in the case of thermal expansion, such as, for example, during vapour sterilization. At the same time, the configuration of the invention renders an adjustment of focus and/or collimation possible during the production of the video endoscopic device, which adjustment enables a sufficient correspondence of the image locations of the two parallel optical arrangements in order to generate a stereoscopic image.

In a preferred configuration, the endoscope shaft contains an illumination device for illuminating an object plane and/or said endoscope shaft is connected to an illumination device. Light from a light source can be transmitted in an optical waveguide from the proximal shaft end via an illumination-light inlet arranged in the vicinity of, or at, the proximal end of the endoscope shaft to an illumination-light outlet arranged in the vicinity of, or at, the distal end of the endoscope shaft in order to illuminate an object. It is also possible to transmit the light from a plurality of light sources. The light source can be contained in the camera head and/or connected to the endoscope shaft in either a releasable and re-lockable or rigid manner by a flexible optical waveguide, for example an optical fibre cable or the like.

Preferably, the video endoscopic device contains an image processor which can convert two stereoscopic partial images projected onto the image sensor into an image signal which can be displayed on stereoscopic screens. The image processor can be arranged within or outside of the video endoscopic device and comprise electronic components and/or software components. Moreover, stereoscopic partial images projected onto a plurality of image sensors can also be converted by the image processor or processors into image signals which can be depicted on stereoscopic screens and these image signals can be output on stereoscopic screens, for example on screens based on the polarization-glasses principle, on screens based on the shutter-glasses principle or the

like. The image processor can preferably perform image-improving measures, for example adaptation of contrast, colour display, improvements in the focus, correction of distortion, image-position deviations, instances of masking, adaptation of the stereoscopic vergence and/or compensation of tolerances in the image scale, by means of image
5 processing.

The components, for example camera head, projection objective, endoscope shaft, optical components and/or optical arrangements, may be interchangeable. By way of example, a projection objective in or on a camera head may be replaced by a different projection objective or by a plurality of projection objectives. It is also possible to interchange the whole camera head. It is also possible to interchange an endoscope shaft
10 with the optical components contained therein. It is also possible only to interchange individual optical components of the endoscope arranged in the endoscope shaft, in particular the collimating optical unit. To this end, the interchangeable components are preferably connected to one another in a releasable and re-lockable manner, for example
15 by mechanical coupling, as a result of which the sterilization of the components of the video endoscopic device is simplified. The newly connected components can be calibrated with respect to one another.

In a preferred configuration, the video endoscopic device contains a memory unit which can contain, for example, a stored set of predetermined calibration data. The calibration
20 data can be saved in an unchanging manner in unwritable memory and/or the calibration data can be saved in writable memory by calibration at any time. Here, a calibration iteration can be used to produce a set of new calibration data, which can be saved in the memory unit. The memory unit can also contain and/or save other data, e.g. history data about the use of the endoscope and/or the light source, in order to establish when it is
25 necessary to renew the device and/or light source, or data from sensors, for example temperature sensors, hygrometer sensors or the like, which can be used for calibration.

The calibration data from the memory unit of the video endoscopic device can particularly preferably be used to calibrate newly connected components with respect to one another by a saved set of predetermined calibration data. Here, the calibration data can originate
30 in a pre-saved manner from the factory or can be generated in a calibration iteration, as a result of which an individual selection of the employed components in an endoscope is possible without having to carry out a new calibration during each use. Moreover, the video endoscopic device can comprise one or more sensor devices, e.g. RFID transceivers, which can read and process readable markings, e.g. RFID transponders or the like,

on the components. As a result of this, calibration data may be loaded automatically. To this end, the sensor devices can identify the respective connected components on the basis of their sensor-readable marking and select, from the saved calibration data the calibration data, or the calibration data with the best fit for the newly connected components and calibrate the video endoscopic device using these calibration data. The sensor device is preferably on or in the camera head.

The video endoscopic device can contain one or more transparent protective windows which are provided for protection against environmental influences. By way of example, the protective windows can be arranged at the distal end of the endoscope shaft for protecting the objectives, in the endoscope shaft, at the proximal end of the endoscope shaft for protecting the collimating optical unit, on the light inlet of the projection objective or on the light inlet of the camera head for protecting the projection objectives and/or between projection objectives and image sensor for protecting the image sensor.

In a further configuration, the video endoscopic device can comprise one or more visual field stops. The visual field stops are preferably arranged in or at the proximal end of one or both parallel optical arrangements in order to block and/or limit one or both beam paths of the parallel optical arrangement in a temporary or permanent manner.

The camera head of the video endoscopic device can comprise a focusing device. The focusing device can be operated manually by a user or automatically by means of a control loop or by means of a program or a piece of software running on a computer or the like. The focusing device can enable focusing of the images of the image signal by virtue of the focusing device shifting the projection objective or the projection objectives, which may have a fixed or variable focal length, or components of the projection objective or of the projection objectives in the axial direction. In particular, a left-hand and a right-hand stereoscopic partial image can be focussed independently from one another by the focusing device. The partial images generated in the plane of the image sensors can overlap in part without the stereoscopic display being impaired as long as the overlap does not capture the regions detected in the image of the image signal. Moreover, the partial images can be focussed on different image sensors or on one image sensor.

The camera head can be connected to the endoscope, in particular to the endoscope shaft, via a releasable and re-lockable coupling. The releasable and re-lockable coupling can use locking mechanisms known from the prior art, for example in the form of a screw-in connection, a self-triggering spring mechanism, a clamping jaw, an eccentric tappet or

the like. The endoscope shaft and the camera head can have coupling surfaces matched to one another such that a coupling half of the endoscope shaft can be inserted in an interlocking manner into a coupling half of the camera head. The coupling surfaces can be configured to prevent rotation between the endoscope shaft and the camera head. To this end, the coupling surfaces can have corresponding anti-rotation device elements, for example slots, bolts, pins or the like. A number of solutions of such anti-rotation devices are known to a person skilled in the art from the prior art. The anti-rotation device elements can be configured in such a way that they only allow a restricted number of configurations of the camera head relative to the endoscope shaft, for example only a fixed configuration, two configurations rotated by a rotation angle of 180° , or similar configurations. The anti-rotation device elements render it possible to prevent unwanted relative rotation of camera head and endoscope shaft.

Anti-rotation couplings for the releasable and re-lockable coupling of stereo endoscopes with stereoscopic camera heads are known from e.g. the German utility model G 93 00 529.6. In this application, dowel pegs and holes are shown for the repeatable axial alignment between the two light outlets of the stereo endoscope and the two light inlets of the camera head.

The endoscope shaft and the camera head are preferably connected to one another via the coupling in such a way that a stereoscopic horizon of the endoscope is aligned substantially parallel to the horizontal lines on the image sensor or the image sensors of the camera head. Alternatively, the stereoscopic partial images can be rotated into the correct orientation by the image processor.

Furthermore, the endoscope shaft is preferably arranged relative to the camera head in such a way that a horizontal connection line between the two projection objectives is arranged substantially parallel to the stereoscopic horizon of the endoscope. However, a precise axial alignment between the respective collimating optical unit and the respective projection objective is not mandatory due to the low tolerance sensitivity of the invention.

Lateral changes in the focal points in the recording plane of the stereoscopic partial images, resulting from mechanical play, tolerances or the like, can be compensated for by the image processor or imaging electronics.

As a result of the low tolerance sensitivity of the video endoscopic device, the mechanical design of the camera head is simple and can be brought about analogously to a me-

chanical design in the case of known microscopic endoscopy systems. To this end, several solutions are known from the prior art, which can be transferred to the mechanical design of the camera head of the video endoscopic device in an obvious manner.

5 Examples of such mechanisms for commercially available camera heads are described in US 4,781,448 and US 6,113,533. In the sleeve structure described therein, the coupling can be combined with an operating element for manual or electric motor-driven focusing of the projection objectives which are arranged to be movable in the longitudinal direction in the camera head. Here, a cylindrical objective carrier, which has a pin or bolt as pickup and anti-rotation device for the projection optical unit, is guided within a fixed external
10 cylindrical sleeve. In the case of a rotational movement of an outer focusing sleeve provided with a helical groove, there is a translational focusing movement of the objective carrier. Transparent protective windows or optical filters can be arranged in the vicinity of the distal and proximal end of the sleeve. The coupling is arranged at the distal end of the fixed sleeve.

15 It is also possible to arrange two parallel projection objectives in such an objective carrier. By way of example, the holder for the projection objectives can be realized by two bores which are parallel to one another and horizontally offset from one another. Such a stereoscopic adapter with common focusing of the projection objectives in the coupling adapter is known from e.g. US 6,582,385. Both stereoscopic partial images can be focussed
20 together by rotating the focusing ring. During the assembly, the projection objectives are preferably set to a common focus location along the axis thereof.

The illumination device can also be designed analogously to a monoscopic endoscopy system. The radiation source, preferably a light source, can be arranged e.g. in and/or on the endoscope or in and/or on the camera head. The endoscope shaft can comprise
25 optical waveguides which are configured to transmit the light generated by the light source to the distal end of the endoscope shaft. By way of example, the optical waveguide or optical waveguides can comprise glass cones, optical fibre cones, lenses, mirrors or the like for beam shaping.

Alternatively or additionally, a light inlet can also be arranged at the coupling site between
30 endoscope shaft and camera head such that an optical connection of the illumination device is also established when coupling an endoscope to a camera head.

One aspect of a configuration of the video endoscopic device according to the invention is that, in the endoscope shaft, a large cross section can be filled with optical waveguides, for example optical fibres. Optical waveguides which largely fill the cross section of the endoscope shaft can be arranged in the endoscope shaft. Only the cross section assumed by the tubes which comprise the parallel optical arrangements used for image guidance is not available for optical waveguides.

In a further configuration, prisms behind or in the projection objectives can generate a directional change of the objective beam paths, wherein, as a result of this, the viewing direction of the video endoscopic device is not parallel to the axis of the endoscope shaft and therefore also not parallel to the respective optical axis of the respective arrangement of the optical components. The viewing direction can be re-oriented parallel to the axis by means of further prisms arranged in the beam path. The prisms or the respective prism can be an achromatic prism or a reflection prism; alternatively, it is also possible to use a mirror arrangement with an angular deflection of less than 30°. It is also possible to arrange a plurality of prisms and/or mirror arrangements in parallel and/or in series. In a preferred configuration, the prisms or mirror arrangements are cemented to other optical components. By way of example, the prisms can be cemented to other prisms, lenses or other optical elements.

The distal end of the endoscope shaft can also be angled. Moreover, objectives with lateral viewing direction, arranged at the distal end of the endoscope shaft can be used, as result of which it is possible to obtain a stereo endoscope in which the viewing direction is at an angle to the axis of the endoscope shaft. Alternatively or additionally, it is also possible to realize a lateral viewing direction by prisms or mirrors arranged distally to the objectives.

The projection objectives can also be rod lenses or rod lens systems, as result of which the design of the optical unit can be simplified.

A projection objective can be arranged or displaced laterally to an optical axis of another projection objective or of a plurality of other projection objectives, and laterally to the optical axis of the collimating optical unit, as a result of which it is possible to enable good matching between the dimensions of the image sensor and the dimensions of the endoscope. Alternatively or additionally, the optical components, the collimating optical units and/or the image sensors can have a lateral offset from one another, as a result of which it is possible to generate a change in the lateral offset between the two stereoscopic

partial images. Vignetting of the image can be avoided in the case of such displacement of the projection objective if the following condition is satisfied:

$$s \leq \frac{D_p - D_k}{2}$$

where s is the path of the lateral displacement, D_p is the diameter of the free opening of
5 the projection objective and D_k is the diameter of the emerging parallel beam path at the location of the projection objective.

The invention is now intended to be explained in more detail on the basis of exemplary embodiments depicted schematically in the figures. In detail:

Figure 1 shows a schematic illustration of a first exemplary embodiment of a video
10 endoscopic device with a lateral distance between the stereoscopic partial images which has been increased by a projection objective arranged off centre;

Figure 2 shows, in the longitudinal section, a schematic illustration of a second exem-
15 plary embodiment of a video endoscopic device with a lateral distance between the stereoscopic partial images which has been increased by a projection objective arranged off centre;

Figure 3 shows a respectively exemplary beam path of exemplary collimating rod lens
systems with projection objectives not arranged coaxially therewith;

Figure 4 shows a schematic illustration of a third exemplary embodiment of a video
20 endoscopic device with a mechanical spring for setting an axial distance between adjacent optical components;

Figure 5 shows a schematic illustration of a section of the third exemplary embodi-
ment of the video endoscopic device with a protective cap at the proximal end of the video endoscopic device;

Figure 6 shows a schematic illustration of a cylindrical termination cap with a flatten-
25 ing on one side;

Figure 7 shows a schematic illustration of an exemplary embodiment of a clamping device with cylindrical termination caps;

Figure 8 shows a schematic illustration of an exemplary embodiment of an endoscope in a side view;

5 Figure 9 shows a schematic illustration of a distal end of the exemplary embodiment of the endoscope;

Figure 10 shows a schematic illustration of an exemplary embodiment of a camera head; and

10 Figure 11 shows a schematic sectional view of part of the exemplary embodiment of the camera head.

Figure 1 shows a schematic illustration of a first exemplary embodiment of a video endoscopic device 10 with two parallel beam paths 12 which extend through the interior of an endoscope shaft 14 and are collimated by a respective collimating rod lens system 16 at the proximal end 18 of the endoscope shaft 14.

15 An object 22 situated in front of the distal end 20 of the endoscope shaft 14 is imaged by means of two parallel objectives 24. The image generated near the distal end 20 of the endoscope shaft 14 by the objectives 24 is transmitted, by means of two image guiding rod lens system arrangements which are arranged in parallel and made of a plurality of rod lens systems 26 arranged coaxially with one another, in the direction of the proximal
20 end 18 of the endoscope shaft 14 and is collimated there by the collimating rod lens systems 16. The rod lens systems 16, 26 can consist of cemented rod lenses 17, 27 and/or of other lenses cemented therewith.

The proximal end 18 of the endoscope shaft 14 is connected to a camera head 28, in which the beam paths 12 extending parallel from the collimating rod lens systems 16 are
25 projected by a respective projection objective 30 onto a recording plane 32 of a sensor 34. By focusing on a focus 36 in the recording plane 32 of the image sensor 34, it is possible to generate a respective stereoscopic partial image 38 which has an overlap 40. Perpendicular to a third optical axis of the collimating rod lens systems 16, which generate the respective parallel beam path 12, the respective projection objective 30 is offset by a
30 small lateral offset 42 such that a second optical axis of the respective projection objec-

tive 30 is offset by a small lateral offset 42, i.e. the lateral distance between the projection objectives 30 is greater than the lateral distance between the collimating rod lens systems 16, as a result of which the distance between the two stereoscopic partial images 38 can be increased. The respective projection objective 30 is preferably arranged such that the
5 second optical axis is arranged laterally offset to the respective rod lens system 16 by at most half a diameter of the projection objective 30 to the third optical axis of said respective rod lens system 16. The respective projection objective 30 can also be arranged coaxially with the respective rod lens system 16.

The respective collimating rod lens system 16 can also be arranged such that the third
10 optical axis is laterally offset from a common first optical axis of the respective image guiding rod lens system 26; here, the collimating rod lens system 16 is preferably arranged such that the third optical axis is offset (not shown here) by at most half a diameter of the collimating rod lens system 16 from the common first optical axis of the image guiding rod lens system 26. In place of a rod lens system 16, the optical unit used for
15 collimating the beam path 12 can also be a rod lens 17. Preferably, the rod lens systems 16 used for the collimation are of the same design as the rod lens systems 26 used for image guidance or image transmission. The rod lenses 17, 27 used in the rod lens systems 16, 26 can have dimensions which are identical to one another or differ from one another.

20 In an exemplary embodiment (not shown here), prisms at the distal end 20 of the endoscope shaft 14 can be arranged distally from the other optical components. Moreover, the prisms can be cemented to the other optical components.

Figure 2 shows, in the longitudinal section, a schematic illustration of a second exemplary
25 embodiment of a video endoscopic device 10 with a similar design as the first exemplary embodiment. The respective optical components of the parallel optical arrangements, i.e. the objectives 24, the image guiding rod lens systems 26 and the collimating rod lens systems 16, are enclosed by two tubes 44 arranged in parallel, which are arranged in the endoscope shaft 14.

30 Additionally, an illumination device 46 is connected to the endoscope shaft 14, which illumination device contains an optical waveguide 48 which, via an illumination-light inlet 50, transmits light from a light source 52 in the distal direction along the endoscope shaft 14, which light illuminates the object plane 22 by an illumination-light outlet 54. The optical waveguide 48 can be connected to the endoscope shaft 14 in either a releasable

and re-lockable or rigid manner. The illumination-light inlet 50 can also be connected to a light source 52 by means of a flexible optical fibre cable (not shown here). Moreover, the light source 52 and the illumination-light inlet 50 of an optical waveguide 48 can also be arranged in the camera head 28 (not shown here).

5 From the object plane 22, an image is transmitted to the objectives 24 through a transparent protective window 56 arranged at the distal end 20 of the endoscope shaft 14, from which objectives the image is guided, as described for the first exemplary embodiment, through the tubes 44 arranged in parallel from the distal end 20 to the proximal end 18 of the endoscope shaft 14. At the proximal end 18 of the endoscope shaft 14, the
10 image, in a parallel beam path 12, reaches the camera head 28 through a light inlet 56, wherein further transparent protective windows 56 are arranged at the proximal end 18 of the endoscope shaft 14 and on the light inlet 58 of the camera head 28. In the camera head, the parallel beam path 12 is projected by the projection objective 30 through a further transparent protective window 56 onto the recording plane 32 of the image sensor
15 34, wherein a larger lateral offset 42 leads to an increased distance between the stereoscopic partial images 38 on the recording plane 32 of the image sensor 34.

In this exemplary embodiment, the camera head 28 is connected to the endoscope shaft 14 by means of a releasable and re-lockable coupling 60. By means of an operating
20 element 62 arranged in the direction of the endoscope shaft, a focusing device 64 connected to the projection objectives 30 can focus the stereoscopic partial images 38 onto the recording plane 32 of the image sensor 34. To this end, the operating element 62 can e.g. be rotated, as a result of which the focusing device 64 can be displaced axially, i.e. along the axis of the beam path 12, in this case along the respective second optical axis of the respective projection objective 30. The focusing device 64 can also be configured
25 in such a way that the individual projection objectives 30 can be displaced axially (not shown here). Alternatively or additionally, other optical components can also be displaced axially with respect to one another (not shown here).

Arranged proximally behind the camera head 28 is a cable 66, which can be used for power supply and data transfer. An image processor 68 and a memory unit 70 are
30 connected to the cable 66 in this exemplary embodiment.

The image processor 68 can convert the two stereoscopic partial images 38 projected onto the image sensor 34 into an image signal which can be depicted on stereoscopic screens, for example according to the polarization principle, shutter-glasses principle or

the like. One of the objects of the image processor 68 can be to improve the image signal by means of image processing; in particular, an image improvement can be achieved by image-improving measures such as, for example, adaptation of contrast, colour display, improvements in the focus, correction of distortion, image-position deviations, instances
5 of masking, adaptation of the stereoscopic vergence and/or compensation of tolerances in the image scale. Moreover, the image processor 68 can also be arranged within the video endoscopic device 10 (not shown here), for example in the camera head 28 or in the endoscope shaft 14.

The memory unit 70 can save calibration data for calibrating the video endoscopic device
10 10. When interchanging components, such as for example the endoscope shaft 14 and/or the camera head 28, a recalibration can be performed and the calibration data for the new component arrangement can be saved. Alternatively or additionally, calibration data can be loaded for parts of or the whole component arrangement from the memory unit 70 in order to re-establish the readiness for use of the video endoscopic device 10. The
15 memory unit 70 can also be arranged in the camera head 28 or in the endoscope shaft 14 (not shown here).

In this exemplary embodiment, the camera head 28 additionally contains a sensor device 76, for example an RFID transceiver or the like, and the endoscope shaft 14 contains a marking 78, for example an RFID transponder or the like, situated in the vicinity of, or on,
20 the proximal end 18 of the endoscope shaft 14, readable by the sensor device 76. When the camera head 28 is connected to a new endoscope shaft 14, the sensor device 76 can identify the readable marking 78 on the endoscope shaft 14 and transmit a signal to the memory unit 70 via the cable 66. Stored sets of predetermined calibration data for the various arrangements of the optical components can be saved in the memory unit 70,
25 which calibration data emerge from the connection of endoscope shaft 14 and camera head 28. Due to the signal from the sensor device 76, the memory unit 70 can select the calibration data or the calibration data with the best fit for the newly connected components and use these data to calibrate the video endoscopic device 10.

Figure 3 shows two exemplary parallel beam paths 12 through two exemplary, collimating
30 rod lens systems 16 with projection objectives 30 not arranged coaxially therewith. An image point at the respective focus 72 of the respective collimating rod lens system 16 is imaged on an imaging focus 36 situated in the recording plane 32 of the image sensor 34 by means of the collimating rod lens systems 16 and the projection objectives 30 arranged proximally therefrom. The lateral distance between the stereoscopic partial im-

ages 38 has increased as a result of the lateral offset 42 which emerges from the larger lateral distance between the projection objectives 30 compared to the collimating rod lens systems 16; this, in particular, becomes clear on the basis of an image point in the focus 36 in the recording plane 32 of the image sensor 34.

5 The incident parallel beam paths 12 enter into a respective projection objective 30 with the lateral distance 42 and emerge at different angles from the respective projection objective 30. The lateral distance 42 between the third optical axis of the respective collimating rod lens system 16 and the second optical axis of a respective projection objective 30 therefore generates a directional deflection of the respective collimated
10 parallel beam paths 12, as a result of which these are projected onto one or more foci 36 in the recording plane 32 of the image sensor 34 as two coaxially offset stereoscopic partial images 38 by the respective projection objective 30.

In one exemplary embodiment (not shown here), one or more image field stops can be arranged in, or in the vicinity of, one of the intermediate image planes of the video endo-
15 scopic device 10. These image field stops can have such a form that a visual field is imaged as an in-focus dark edge into the recording plane 32 and/or it is rendered possible, or made easier, to identify size and location of an image field and/or identify an employed endoscope shaft 14 or endoscope type by means of imaging electronics, for example the image sensor 34. In a further exemplary embodiment (not shown here), such
20 an image field stop is arranged in each case in the image field plane situated closest to the collimating optical units 16. Furthermore, respectively one such image field stop can be arranged in the image field plane situated closest to the objectives 24 arranged at the distal end 20 the endoscope shaft 14 (not shown here).

In one exemplary embodiment (not shown here), a displaceable visual field stop can be
25 arranged in one of the parallel beam paths 12, as a result of which the parallel beam path 12 can be blocked and/or delimited temporarily or permanently. The visual field stop can be displaced between the two parallel beam paths 12 and thus in each case block or delimit one of the stereoscopic partial images 38. It is also possible for a plurality of different visual field stops to be arranged in the video endoscopic device 10 (not shown
30 here).

In a further exemplary embodiment (not shown here), it is also possible for prisms and/or mirror arrangements to be arranged behind and/or in a respective projection objective 30 (not shown here).

Figure 4 shows a schematic illustration of a third exemplary embodiment of a video endoscopic device 10 with a mechanical spring 74 for setting an axial distance between the successive optical components 26' and 16. Instead of the mechanical spring 74, use can also be made of e.g. a gas spring or a different resilience element. A combination of the mechanical spring 74 with a different resilience element, for example a gas mixture, a gas, a liquid or a solid, is also conceivable. In the shown exemplary embodiment, the mechanical spring 74 is arranged in an air atmosphere, i.e. in a gas mixture. The mechanical spring 74 serves to set an axial distance between the two successive optical components 26' and 16 such that mechanical play between the components is prevented. Here, mechanical play is prevented, or at least reduced, by the spring effect of the mechanical spring 74. It is also possible for a plurality of mechanical springs 74 or combinations of resilience elements to be arranged between a plurality of successive optical components along the endoscope shaft 14 (not shown here), for example between all optical components of a respective parallel arrangement. Figure 5 shows a magnified section of the third exemplary embodiment of the video endoscopic device 10 with a mechanical spring 74.

The design of the third exemplary embodiment of the video endoscopic device 10 is similar to the design of the second exemplary embodiment of the video endoscopic device 10 shown in Figure 2. The design substantially differs by the mechanical spring 74 and by a clamping device 80 which is arranged proximally toward the proximal end 18 of the endoscope shaft 14. The clamping device 80 surrounds the collimating rod lens systems 16, partially arranged in the tubes 44, and part of the tubes 44. The clamping device 80 connects the endoscope shaft 14 with the camera head 28 and contains set screws 82 in order to set a pressure force on a termination cap 84 which surrounds part of the respective collimating rod lens system 16. The set screws 82 are continuously adjustable in order to set a pressure force on the termination cap 84, which renders it possible to restrict the freedom of movement of the collimating rod lens system 16, particularly in the direction of the spring effect. By means of this, a holding state or locked state of the clamping device 80 can be set by means of the set screw 82, which state is reached when the pressure force on the termination cap 84 is sufficient to prevent an axial and lateral movement of the collimating rod lens systems 16. In the locked state, the proximal ends of the collimating rod lens systems 16 or the proximal ends of the termination caps 84 are held at a fixed axial distance to the tubes 44 surrounding the optical components. In a loosened or open state of the clamping device 80, it is possible to set the axial distance between the proximal ends of the collimating rod lens systems 16, or

the proximal ends of the termination caps 84, and the tubes 44, in which the optical components are arranged.

Figure 6 shows an exemplary embodiment of a termination cap 84. The termination cap 84 has a cylindrical outer surface 86 with a one-sided flattening 88 along a longitudinal axis of the termination cap 84 and thus forms a hollow cylinder-shaped tube with an internal diameter 90. As a result of the hollow cylinder shape, the termination cap 84 can surround a collimating rod lens system 16 (see Figure 5). Moreover, the termination cap 84 has a projection 92, which, in a circular shape, surrounds an opening 94 along a proximal end of the termination cap 84 and is provided to delimit the freedom of movement of the surrounded collimating rod lens system 16. Alternatively or additionally, the respective collimating rod lens system 16 can also be permanently fastened, for example adhesively bonded, to the termination cap 84 and/or the proximal end of the termination cap 84. The opening 94 allows the parallel beam path 12 generated by the collimating rod lens system 16 to pass the termination cap 84.

In an alternative exemplary embodiment (not shown here), an optical window transparent to visible radiation or light is arranged in the opening 94. The termination cap 84 can be hermetically sealed with the aid of a seal, as a result of which the tubes 44, in which the collimating rod lens systems 16 are situated, are also hermetically sealed. To this end, in particular, the proximal end of the termination cap 84 with the window is hermetically sealed. By way of example, a hermetic seal can alternatively also be achieved by virtue of the termination cap 84 with the opening 94 without a window being surrounded by a hermetically sealed protective cap with a window (not shown here). In one exemplary embodiment (not shown here), the protective cap is configured to be screwed onto the termination cap 84 or the termination caps 84, which surround the proximal end of the collimating rod lens systems 16.

Figure 7 shows a further exemplary embodiment of the clamping device 80. The clamping device 80 has a slotted block 98 with a set screw 82 and a slot 96 for holding the termination caps 84. The termination caps 84 are arranged in the slot 96 and contact one another at the flattenings 88 thereof. In the case of sufficient distance between the parallel arrangements of the optical components, the video endoscopic device 10 can also comprise two separate parallel arrangements of the optical components in two round holes with the slot and separate clamping devices 80 (not shown here). In this case, the termination caps 84 do not have a flattening 88 (not shown here).

The clamping device 80 can form part of the endoscope shaft 14 or part of the camera head 28 or can be an independent component of the video endoscopic device 10. The clamping device 80 can comprise (not shown here) one or more sensor devices, for example an RFID transceiver or the like, and/or a marking, for example an RFID transponder or the like, which can be read by another sensor device. The sensor devices and readable markings can be arranged in such a way that when the clamping device 80 is connected to an endoscope shaft 14 and/or to a camera head 28, the respective sensor devices of the components of the video endoscopic device 10 identify the readable marking on the respective other component such that, when the components are brought together, there is automatic identification of the components of the video endoscopic device 10.

Figure 8 shows an exemplary embodiment of an endoscope 116 in a side view. The proximal end of the endoscope 116 has a coupling half 118, which is provided for connecting the endoscope 116 to the camera head 28, or for locking it on the latter, by means of a second coupling half 118' of the camera head 28 (see Figure 10). The light inlet 50 is configured in such a way that flexible optical waveguides can be connected thereto. For clarity, the endoscope shaft 14 is depicted in a shortened form.

Figure 9 shows a schematic illustration with a view of the distal end of the exemplary embodiment of the endoscope 116 from Figure 8. The two objectives 24 arranged in the endoscope shaft 14 are surrounded by the tubes 44. The free cross section within the opening of the endoscope shaft 14 is filled with bundles of optical waveguides 48. The objectives 24 are arranged in such a way that a stereoscopic horizon 106 of the endoscope 116, which is formed by a line connecting the two objectives 24, is arranged horizontally. An anti-rotation device 100, which is a slot in the depicted exemplary embodiment of Figure 9, is situated in the vicinity of the proximal end of the endoscope 116. The anti-rotation device 100 interacts with a second anti-rotation device 100', which is situated on the camera head 28 and is a pin in the exemplary embodiment shown in Figure 10. The anti-rotation devices 100 and 100' can have anti-rotation device elements which can be inserted into one another in an interlocking manner, for example boreholes, slots, bolts, pins or the like, and combinations thereof. The anti-rotation device 100 is situated at a fixed location with respect to the stereoscopic horizon 106 of the endoscope 116 and prevents changes in the alignment of the stereoscopic partial images when locking the endoscope 116 on the camera head 28 (Figure 10).

Figure 10 shows an exemplary embodiment of a camera head 28. The camera head 28 has a coupling half 118' which comprises an anti-rotation device 100' in the form of a pin and a screw 102. The coupling half 118' is arranged distally from an operating element 62 which surrounds an objective carrier 120 with projection objectives 30. A camera housing 104, which is connected to a stereoscopic screen (not shown here) via a cable 66, is situated proximally from the projection objectives 30. Alternatively or additionally, the camera head 28 can also be connected to e.g. a computer or another evaluation unit.

The coupling half 118' serves for connecting an endoscope 116. To this end, the coupling half 118' is connected to the coupling half 118 of the endoscope 116. The screw 102 serves as a releasable locking element for locking the coupling half 118 of the endoscope 116. The anti-rotation device 100' in the form of a pin serves to prevent changes in the alignment of the stereoscopic partial images. In the case of a rotation of the operating element 62, there is a common axial translation of the projection objectives 30 arranged in the objective carrier 120. As a result of this, a user can focus the video endoscopic device 10 manually by the operating element 62.

Figure 11 shows a section through part of the exemplary embodiment of the camera head 28 shown in Figure 10. The camera head 28 has a coupling half 118' with an anti-rotation device 100' for connecting the camera head 28 to an endoscope 116. It is possible to connect various endoscopes 116 to the camera head 28, which endoscopes can be selected in accordance with a specific application, in particular a medical application. The anti-rotation device 100' interacts with a second anti-rotation device 100 on the endoscope 116, and so a rotation of the endoscope 116 with respect to the camera head 28 is prevented. A screw 102 serves to lock a corresponding coupling half 118 of the endoscope 116 (see Figure 8).

A light inlet 58 of the camera head 28 with a transparent protective window 56 is arranged proximally from the coupling half 118', which light inlet is surrounded by a camera tube 114. Light from an endoscope 116 connected to the camera head 28 (not shown here) is incident through the light inlet 58 on an objective carrier 120, which carries the projection objectives 30.

The objective carrier 120 is securely connected to a pickup 112, which projects through the camera tube 114 and into a helix-shaped slot 122 of a focusing ring 110. The pickup 112 is functionally connected to the operating element 62 by means of the helix-shaped slot 122 of the focusing ring 110. The focusing ring 110 is mounted rotatably in the cam-

era tube 114 and securely connected to the operating element 62 such that the focusing ring 110 is rotated when the operating element 62 is rotated. By means of the helix-shaped slot 122, the pickup 112 is driven when the focusing ring 110 is rotated, and so the objective carrier 120 is not co-rotated when the focusing ring 110 is rotated.

- 5 The camera head 28 has a sealing element 108, which is arranged between operating element 62 and camera tube 114 and serves to hermetically seal the camera head 28.

The camera head 28 has further components or component parts (not depicted here), which are arranged in or on the camera head 28. By way of example, these include the camera housing 104, a plurality of protective windows, the image sensor or sensors and
10 further components or component parts with mechanical and electronic functions.

List of reference signs

	10	Video endoscopic device
	12	Parallel beam path
	14	Endoscope shaft
5	16	Collimating rod lens system
	17	Collimating rod lens
	18	Proximal end of the endoscope shaft
	20	Distal end of the endoscope shaft
	22	Object
10	24	Objective
	26	Image guiding rod lens system
	27	Image guiding rod lens
	28	Camera head
	30	Projection objective
15	32	Recording plane
	34	Image sensor
	36	Focus
	38	Stereoscopic partial image
	40	Overlap of the stereoscopic partial images
20	42	Lateral offset
	44	Tube
	46	Illumination device
	48	Optical waveguide
	50	Illumination-light inlet
25	52	Light source
	54	Illumination-light outlet
	56	Transparent protective window
	58	Light inlet of the camera head

- 60 Releasable and re-lockable coupling
- 62 Operating element
- 64 Focusing device
- 66 Cable
- 5 68 Image processor
- 70 Memory unit
- 72 Focus of the rod lens system
- 74 Mechanical spring
- 76 Sensor device
- 10 78 Readable marking
- 80 Clamping device
- 82 Set screw
- 84 Termination cap
- 86 Cylindrical outer surface
- 15 88 One-sided flattening
- 90 Internal diameter
- 92 Projection
- 94 Opening
- 96 Slot
- 20 98 Slotted block
- 100 Anti-rotation device
- 102 Detachable locking element
- 104 Camera housing
- 106 Stereoscopic horizon
- 25 108 Sealing element
- 110 Focusing ring
- 112 Pickup
- 114 Camera tube
- 116 Endoscope

- 118 Coupling half
- 120 Objective carrier
- 122 Helix-shaped slot

Claims:

1. Video endoscopic device (10) comprising
- two parallel optical arrangements (16, 24, 26), which, together, are arranged at least in part in the interior of an endoscope shaft (14) and each comprise optical components (16, 17, 24, 26, 27), arranged coaxially with one another along a common first optical axis of the optical components (16, 17, 24, 26, 27) of a respective optical arrangement (16, 24, 26), each optical arrangement (16, 24, 26) being configured to transmit an optical image (38) from a distal end (20) of the respective optical arrangement (16, 24, 26) to a proximal end (18) of the respective optical arrangement (16, 24, 26),
 - said video endoscopic device (10) further comprising a camera head (28), which is arranged adjacent to or adjoining the proximal ends (18) of the optical arrangements (16, 24, 26) and which comprises:
 - at least one image sensor (34) having at least one recording plane (32), said camera head (28) further comprising at least two projection objectives (30), of which each one has a second optical axis and is arranged and configured to project an image (38) onto the image sensor (34),
- wherein the optical arrangements (16, 24, 26) each comprise a collimating optical unit (16), arranged at the respective proximal end (18) thereof, for generating an at least approximately parallel beam path (12) at the outlet (18) of the respective optical arrangement (16, 24, 26),
- wherein the respective collimating optical unit (16) has a third optical axis that is arranged coaxially with the optical components (24, 26, 27) of the optical arrangements (16, 24, 26) or laterally offset by at most half a diameter of the collimating optical unit (16) from the common first optical axis of the optical components (24, 26, 27) of the optical arrangements (16, 24, 26), and each one of the at least two projection objectives (30) is arranged and configured to image the parallel beam path (12), generated by a respective collimating optical unit (16), on at least one focus (36) in the at least one recording plane (32) of the at least one image sensor (34) and

- wherein at least one of the projection objectives (30) is arranged so that the respective second optical axis has a lateral distance (42), measuring at most half a diameter of the projection objective (30), from the third optical axis of the collimating optical unit (16) which generates the parallel beam path (12), the at least one projection objective (30) being arranged and configured for imaging said parallel beam path on the at least one focus (36), as a result of which the parallel beam path (12) enters the at least one projection objective (30) with a lateral distance (42) from the second optical axis of the at least one projection objective (30).
- 5
2. Video endoscopic device (10) according to Claim 1, wherein the optical components (16, 17, 24, 26, 27), respectively arranged coaxially with one another, comprise rod lenses (17, 27).
10
 3. Video endoscopic device (10) according to Claim 1 and/or 2, wherein the collimating optical units (16) for generating an at least approximately parallel beam path (12) comprise rod lenses (17) at the outlet (18) of the optical arrangements (16, 24, 26).
15
 4. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 3, wherein the collimating optical units (16) for generating an at least approximately parallel beam path (12) at the outlet (18) of the optical arrangements (16, 24, 26) are rod lens systems (16) comprising at least two cemented lenses, wherein at least one of the lenses of the rod lens system (16) comprising two cemented lenses is a rod lens (17).
20
 5. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 4, wherein the video endoscopic device (10) comprises rod lens systems (16) for the purposes of collimation, which are of the same design as the rod lens systems (26) employed for image transmission.
25
 6. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 5, wherein each one of the at least two projection objectives (30) is arranged such that the second optical axis is arranged offset laterally by at most half a diameter of the projection objective (30) to the optical axis of the optical components (16, 17, 24, 26, 27) of the respective optical arrangement (16, 24, 26).
30

7. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 6, wherein at least one of the parallel optical arrangements (16, 24, 26) comprises a resilience element (74) arranged between two successive optical components (16, 24, 26) and wherein the resilience element (74) is configured to ensure an axial distance
5 between the two successive optical components (16, 24, 26) such that mechanical play between the optical components (16, 24, 26) is reduced.
8. Video endoscopic device (10) according to Claim 7, wherein the resilience element (74) is arranged between an optical component (26), arranged closest to the collimating optical unit (16), of the at least one of the parallel optical arrangements (16,
10 24, 26) and the collimating optical unit (16).
9. Video endoscopic device (10) according to Claim 7 or 8, wherein the video endoscopic device (10) comprises a holding device (80) at the proximal end (18) of the parallel optical arrangements (16, 24, 26) and wherein the holding device (80) is configured to hold the collimating optical units (16) of the parallel optical arrange-
15 ments (16, 24, 26) in such a way that, in a locked state of the holding device (80), an axial and/or lateral movement of the collimating optical units (16) is prevented.
10. Video endoscopic device (10) according to Claim 9, wherein the endoscope shaft (14) comprises an illumination device (46) for illuminating an object plane (22) and wherein the illumination device (46) comprises optical waveguides (48), which
20 transmit the light from at least one light source (52) from an illumination-light inlet (50) arranged in the vicinity of, or at, the proximal end (18) of the endoscope shaft (14) to an illumination-light outlet (54) arranged in the vicinity of, or at, the distal end (20) of the endoscope shaft (14), wherein the at least one light source (52) is contained in the camera head (28) and/or connected to the endoscope shaft (14) in
25 either a releasable and re-lockable or rigid manner by a flexible optical waveguide (48).
11. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 10, wherein an image processor (68) is arranged within or outside of the video endoscopic device (10) and configured to convert two stereoscopic partial images (38) projected
30 onto the at least one image sensor (34) into an image signal which can be depicted on stereoscopic screens.

12. Video endoscopic device (10) according to Claim 11, wherein the image processor (68) is configured to perform image-improving measures by means of image processing.
- 5 13. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 12, wherein the video endoscopic device (10) comprises at least one interchangeable component (14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52).
- 10 14. Video endoscopic device (10) according to Claim 13, wherein, when interchanging at least one component (14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52), the newly connected components (14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52) can be calibrated with respect to one another by a set of predetermined calibration data stored in a memory unit (70) and wherein the video endoscopic device (10) comprises at least one sensor device (76) which can read and process at least one readable marking (78) on at least one of the components (14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52) in order to select, from a number of items of predetermined calibration data in the memory unit (70), the calibration data or the calibration data with the best fit for the newly connected components (14, 16, 17, 24, 26, 27, 30, 28, 34, 46, 48, 52).
- 15 15. Video endoscopic device (10) according to at least one of Claims 1 to 14, wherein the distal end (20) of the endoscope shaft (14), the proximal end (18) of the endoscope shaft (14) and/or a light inlet (58) of the camera head (28) has at least one optically transparent protective window (56).
- 20

Abstract

The invention relates to a video endoscopic device (10) comprising a camera head (28) and two parallel optical arrangements (16, 24, 26), each made of optical components (16, 17, 24, 26, 27), which are arranged coaxially with one another along a common first optical axis of the optical components (16, 17, 24, 26, 27) of a respective optical arrangement (16, 24, 26) and in the interior of an endoscope shaft (14). The optical components (16, 17, 24, 26, 27) transmit an optical image (38) from a distal end (20) of the respective optical arrangement (16, 24, 26) to a proximal end (18) of the respective optical arrangement (16, 24, 26). The camera head (28) is arranged adjacent to or adjoining the proximal ends (18) of the optical arrangements (16, 24, 26). The camera head (28) contains at least one image sensor (34) comprising a recording plane (32) and at least two projection objectives (30) of which each one has a second optical axis and is arranged and configured to project an image (38) onto the image sensor (34). The optical arrangements (16, 24, 26) each comprise a collimating optical unit (16), arranged at the respective proximal end (18) thereof, for generating an at least approximately parallel beam path (12) at the outlet (18) of the respective optical arrangement (16, 24, 26). The respective collimating optical unit (16) has a third optical axis that is arranged coaxially with the optical components (24, 26, 27) of the optical arrangements (16, 24, 26) or laterally offset by at most half a diameter of the collimating optical unit (16) from the common first optical axis of the optical components (24, 26, 27) of the optical arrangements (16, 24, 26). Each one of the at least two projection objectives (30) is arranged and configured to image the parallel beam path (12), generated by a respective collimating optical unit (16), on at least one focus (36) in the at least one recording plane (32) of the at least one image sensor (34). At least one of the projection objectives (30) is arranged so that the respective second optical axis has a lateral distance (42), measuring at most half a diameter of the projection objective (30), from the third optical axis of the collimating optical unit (16) which generates the parallel beam path (12), the at least one projection objective (30) being arranged and configured for imaging said parallel beam path on the at least one focus (36). As a result of which the parallel beam path (12) enters the at least one projection objective (30) with a lateral distance (42) from the second optical axis of the at least one projection objective (30).

Figure 1

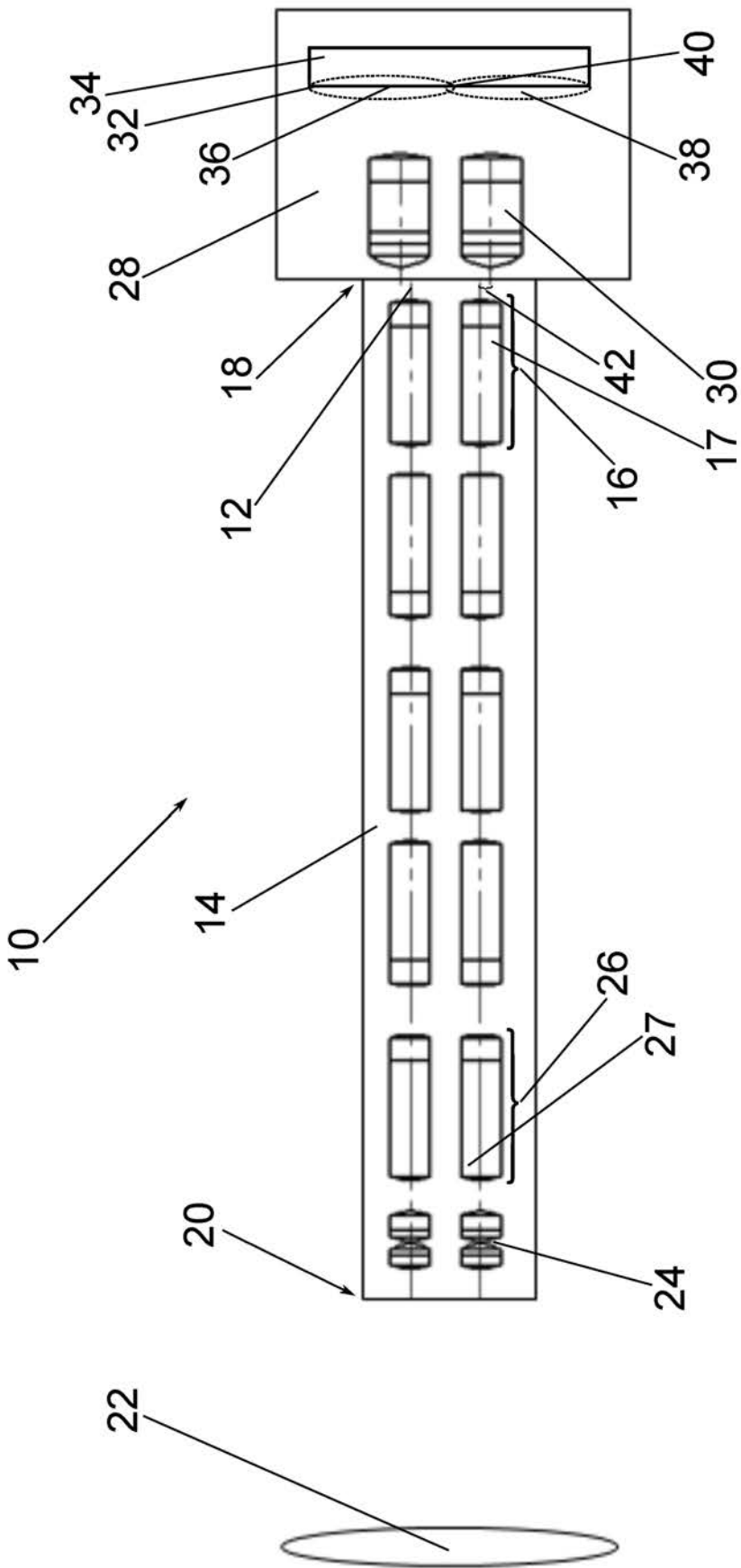


Figure 1

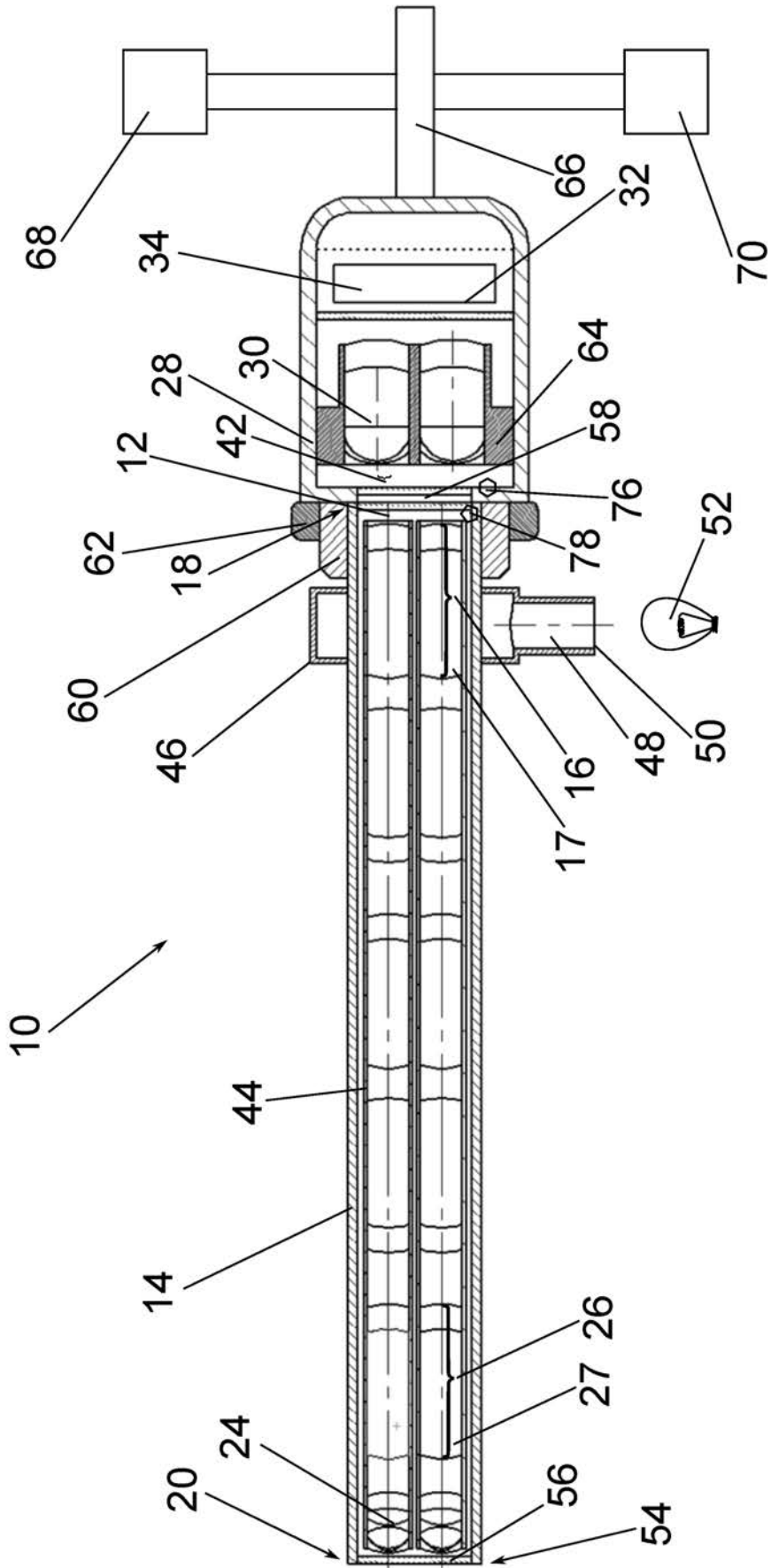


Figure 2

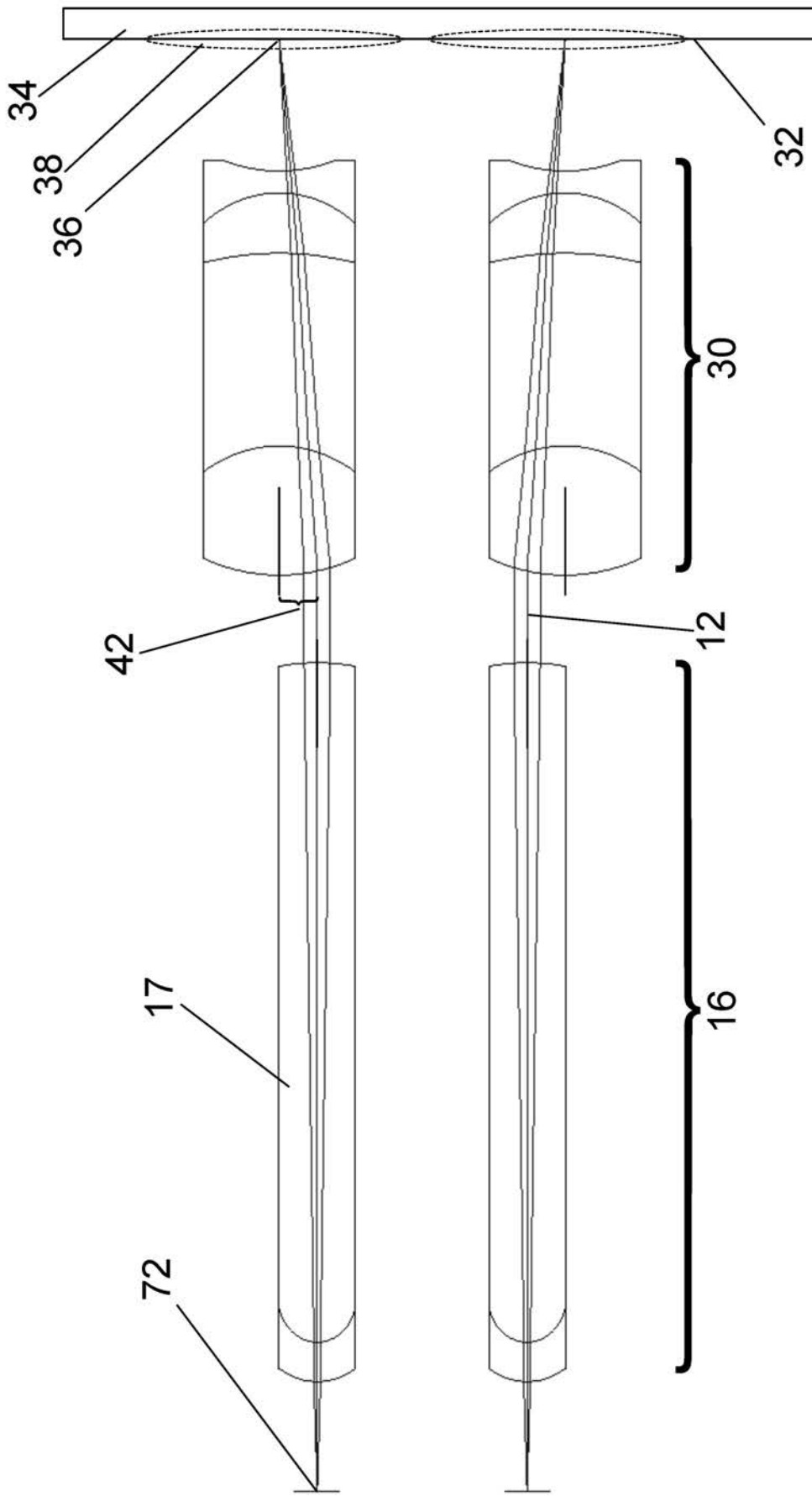


Figure 3

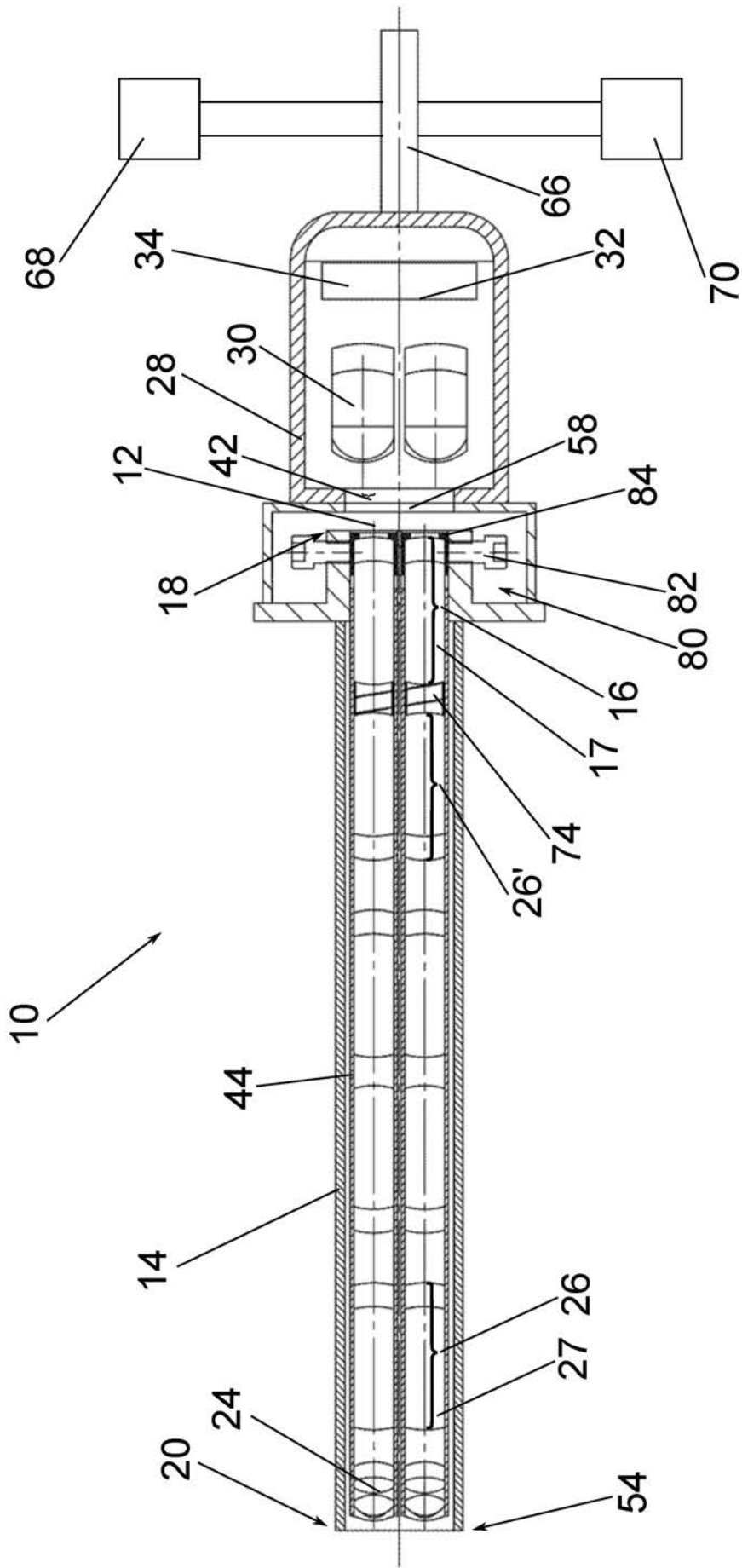


Figure 4

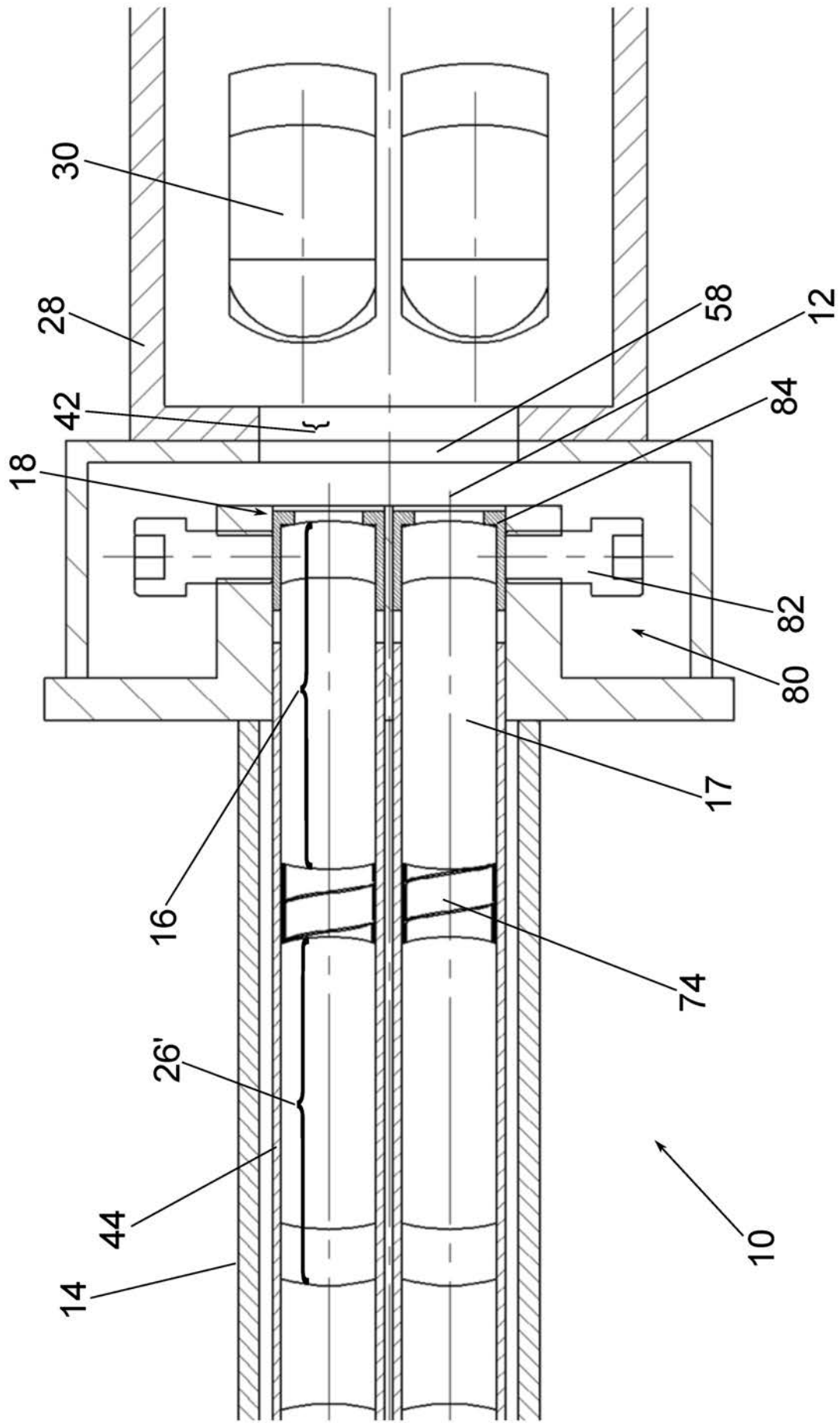


Figure 5

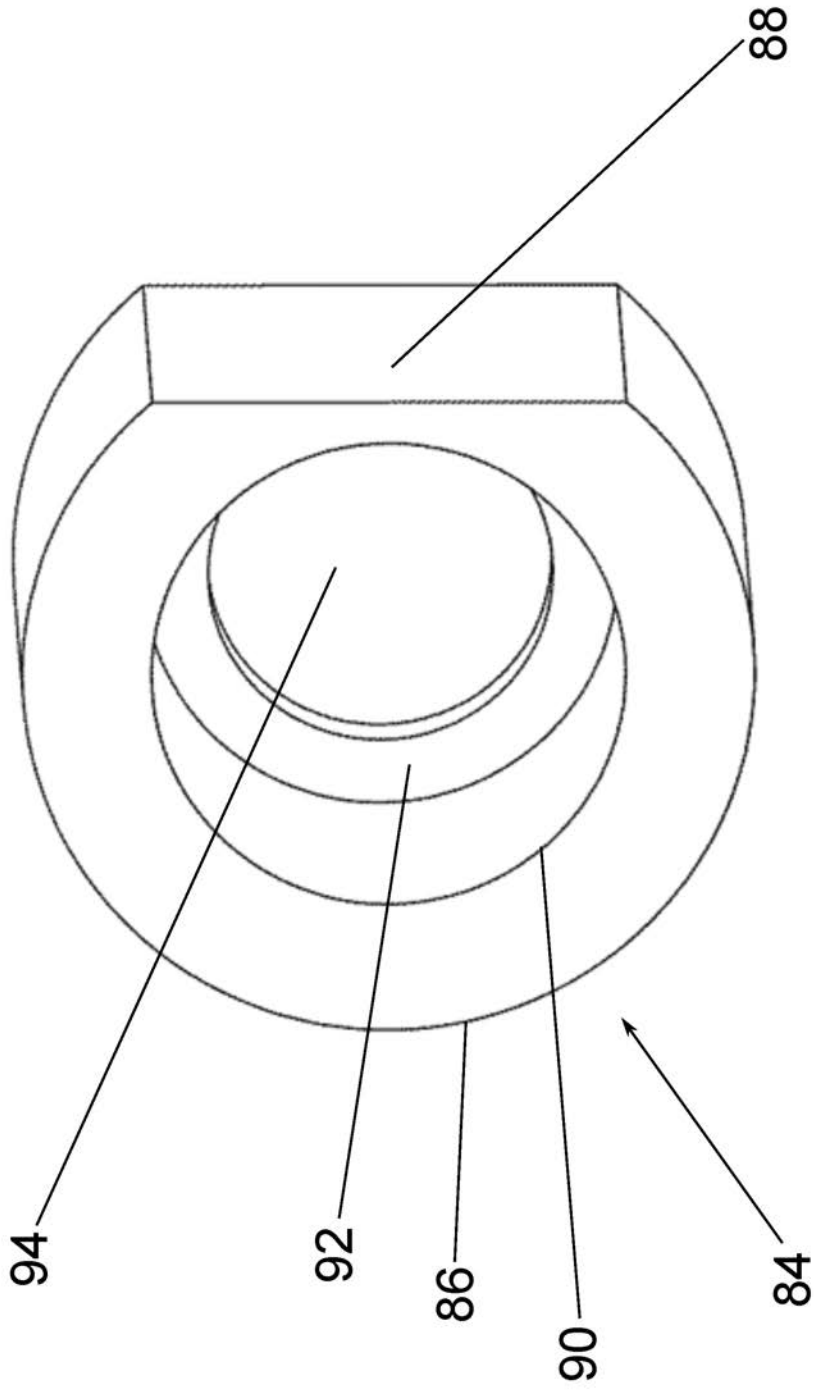


Figure 6

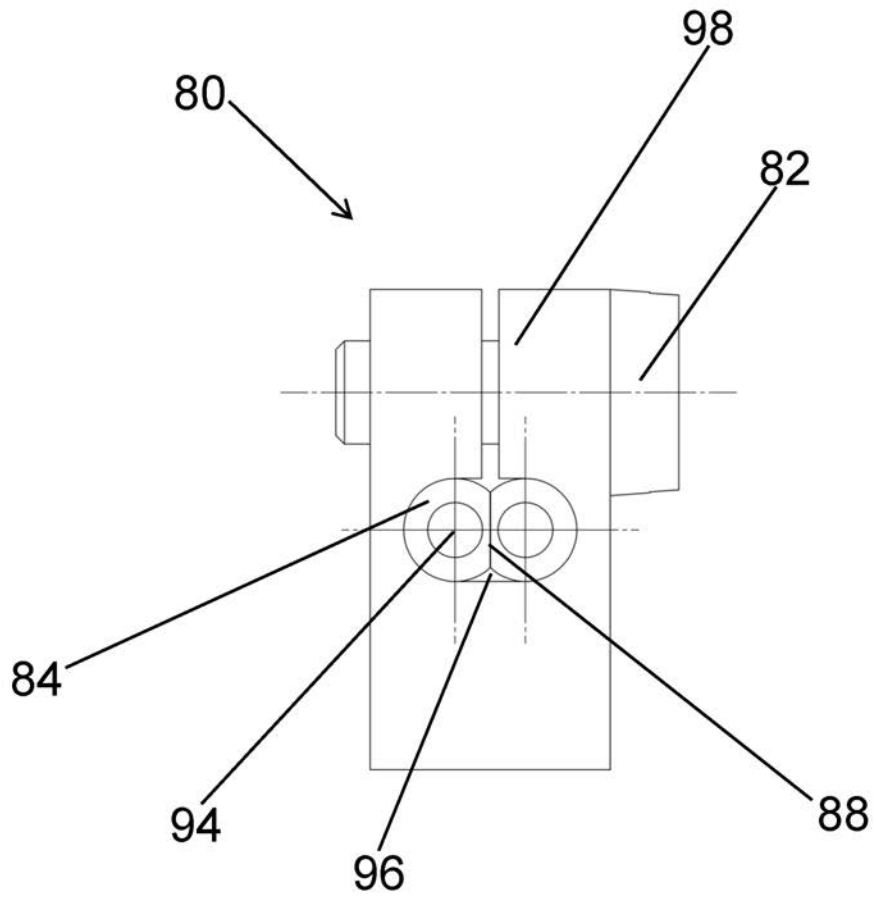


Figure 7

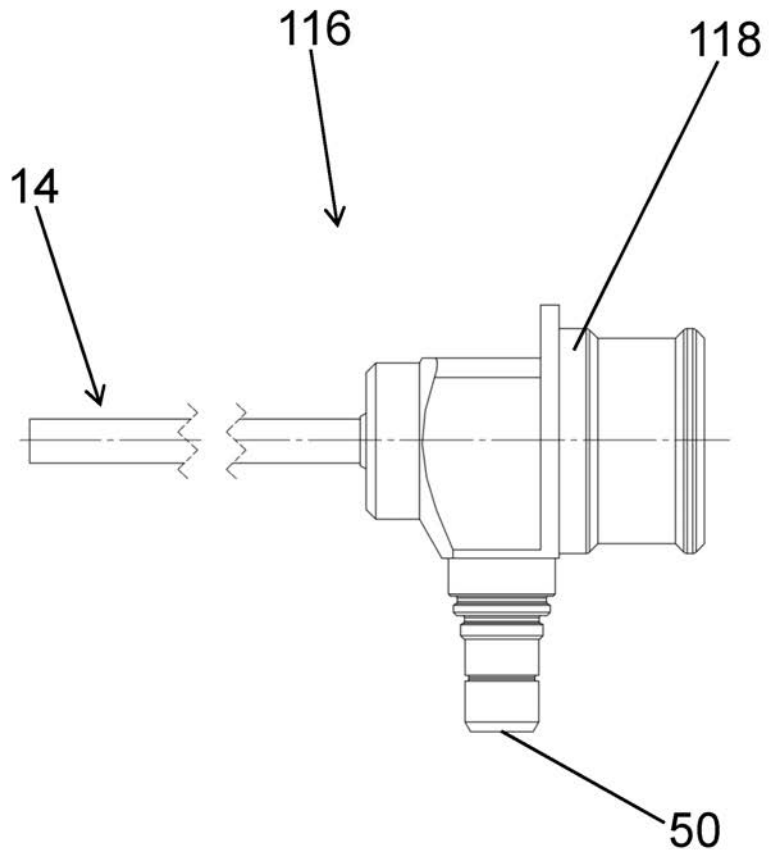


Figure 8

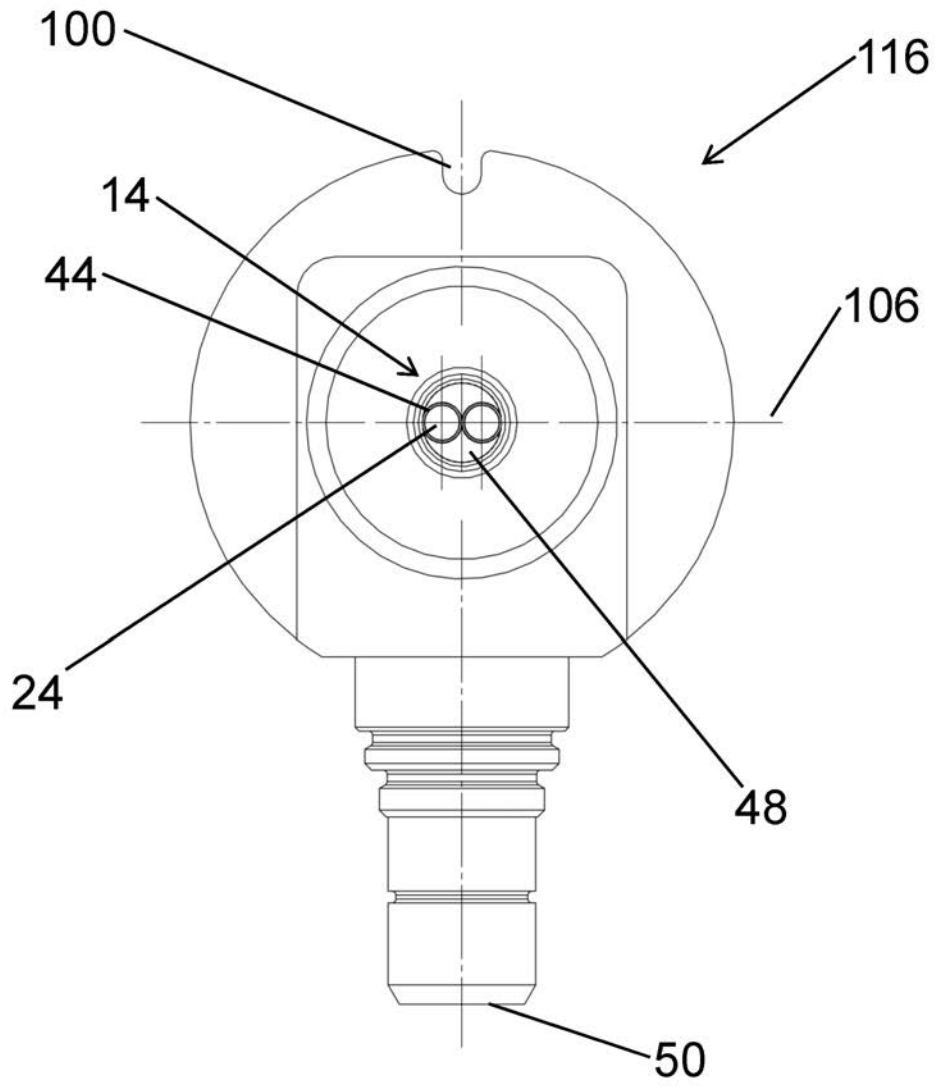


Figure 9

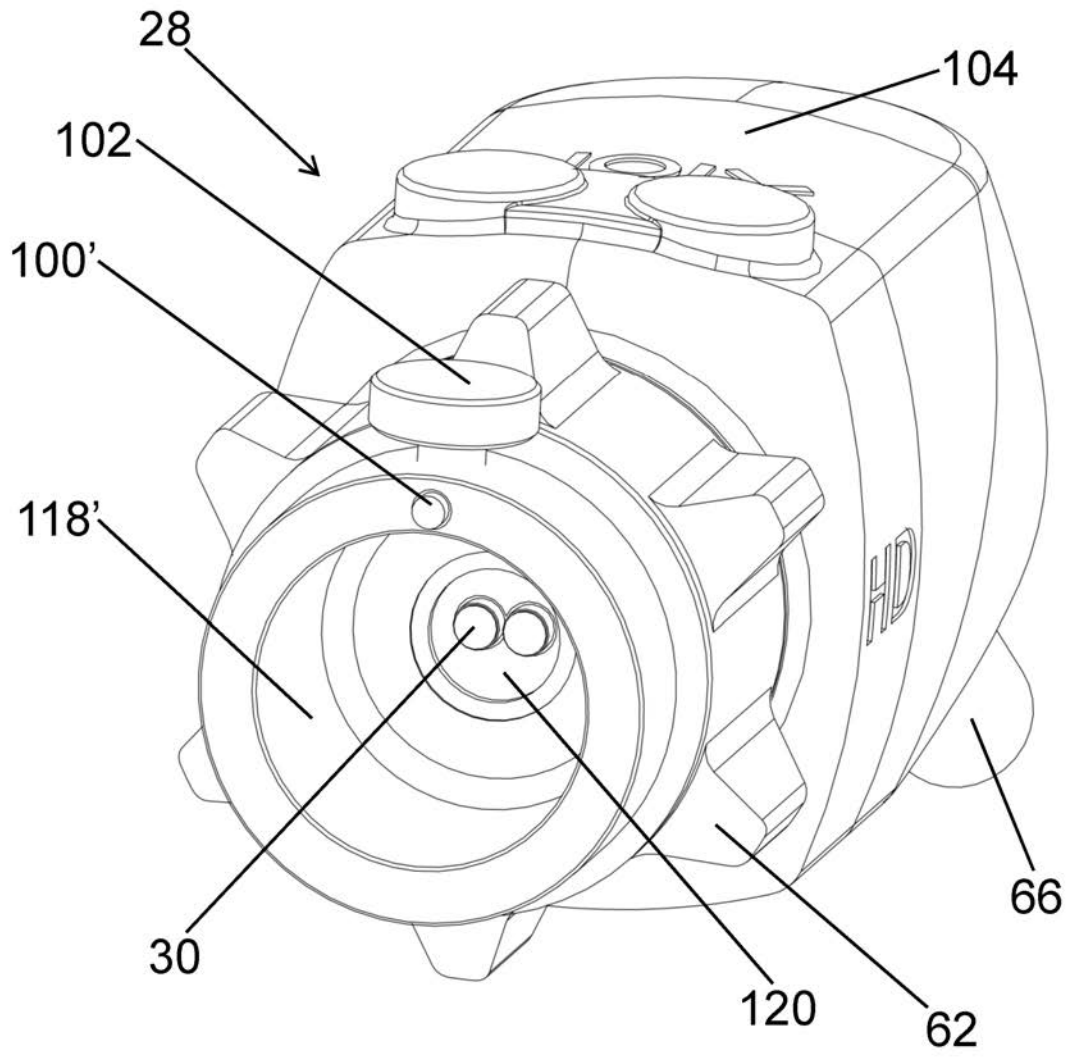


Figure 10

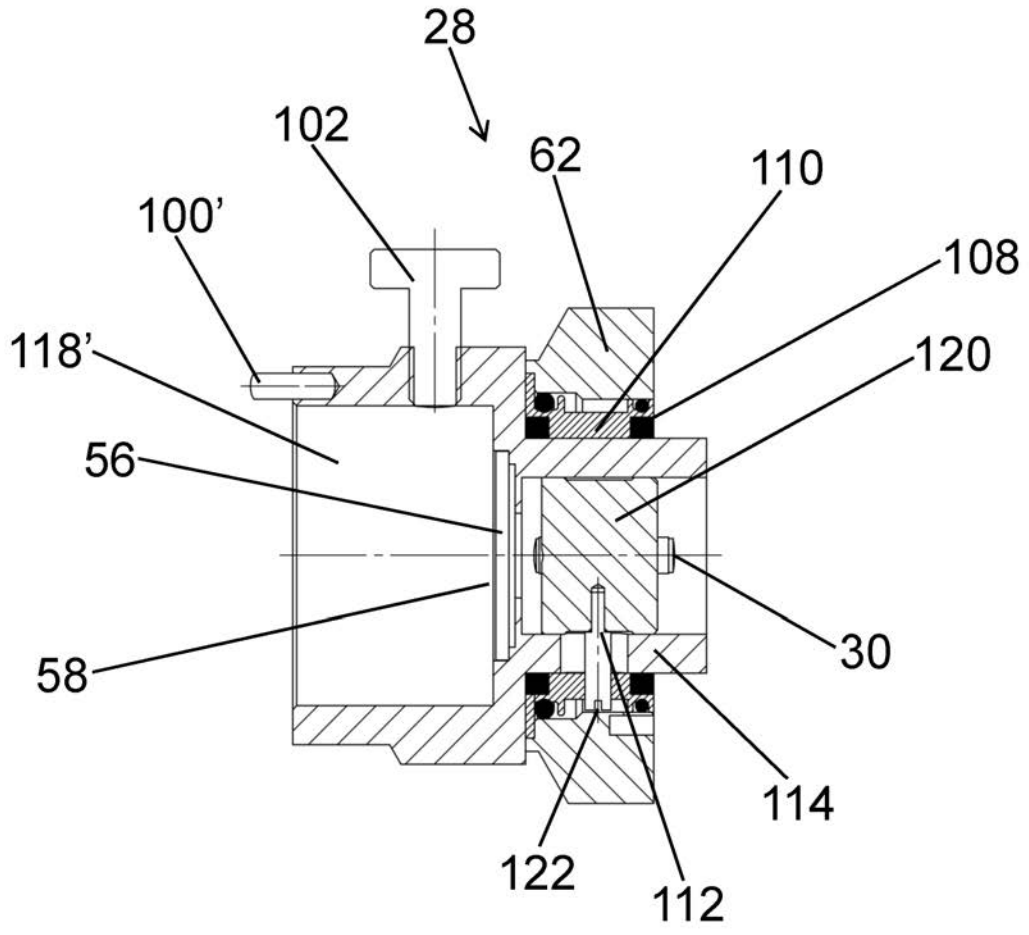


Figure 11

专利名称(译)	视频内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2014230788A	公开(公告)日	2014-12-11
申请号	JP2014109775	申请日	2014-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	梳理奥恩GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru霍夫Tsongu		
申请(专利权)人(译)	Kushion GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru有限公司		
[标]发明人	ホルガー ミュラー アレクサンダー クリーム		
发明人	ホルガー ミュラー アレクサンダー クリーム		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/2415 G02B23/2446 H04N13/218 H04N2005/2255 A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/055 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B19/00.501 A61B19/00.502 A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.D A61B1/00.R A61B1/00.522 A61B1/00.640 A61B1/00.650 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/00.733 A61B1/04 A61B1/055 A61B1/06.530 A61B1/07.730 A61B90/00		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA02 2H040/DA17 2H040/GA02 2H040/GA03 2H040/GA06 2H040/GA07 2H040/GA10 4C161/AA00 4C161/BB06 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL03		
优先权	102013209956 2013-05-28 DE		
其他公开文献	JP6456044B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了避免立体视频内窥镜中的调整敏感组件按照刚性内窥镜的原理运行，该刚性内窥镜具有两个平行光束路径和用于图像引导的棒状透镜系统，为了制造。一种视频内窥镜，其包括至少两个平行光学器件，所述至少两个平行光学器件共同定位在内窥镜轴内的一部分中；以及摄像头，其定位成邻近或耦合到所述光学器件的近端。配置设备。[选型图]图1

