

(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2007-75604

(P2007-75604A)

(43) 公開日 平成19年3月29日(2007.3.29)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 0 6 1
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
<b>G 0 2 B 23/26 (2006.01)</b>	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/26 C	
審査請求 未請求 請求項の数 24 O L 外国語出願 (全 43 頁)		

(21) 出願番号 特願2006-234012 (P2006-234012)  
 (22) 出願日 平成18年8月30日 (2006.8.30)  
 (31) 優先権主張番号 05018933.1  
 (32) 優先日 平成17年8月31日 (2005.8.31)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 500023831  
 カール シュトルツ ゲゼルシャフト ミ  
 ット ベシュレンクテル ハフツング ウ  
 ント コンパニー コマンディートゲゼル  
 シャフト  
 ドイツ連邦共和国 デー・78532 ツ  
 ッツリンゲン ミッテルシュトラーセ 8  
 (74) 代理人 100087701  
 弁理士 稲岡 耕作  
 (74) 代理人 100101328  
 弁理士 川崎 実夫  
 (74) 代理人 100103517  
 弁理士 岡本 寛之

最終頁に続く

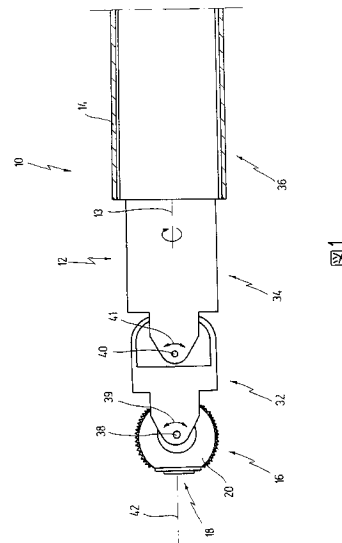
(54) 【発明の名称】 視野方向可変式内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 視野方向の範囲の拡張に伴い観察領域に必要とされる空間を増大させることなく、調整可能な視野角の範囲を拡張する。

【解決手段】 本発明の内視鏡は長手形状を有し剛体のシャフト12と、シャフト12の終端部に配置されて観察領域からの光を受光する光学撮像系18とを備えており、光学撮像系18は、シャフト12の縦軸13をほぼ横切る方向に延びる第1の回転軸38を中心として、シャフト12に対し回転可能である。また光学撮像系18は、第1の回転軸38から間隔を置いて配置された回転軸40であって、シャフト12の縦軸13をほぼ横切る方向に延びる少なくとも1本の第2の回転軸40を中心として、シャフト12に対し回転可能であり、かつ、光学撮像系18の第1の回転軸および少なくとも1本の第2の回転軸38, 40を中心とする全回転範囲はシャフト12の縦軸13から少なくとも150°である。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

長手形状を有するシャフト(12)と、前記シャフト(12)の実質的に剛体の終端部に配置されて観察領域からの光を受光する光学撮像系(18)とを備えた内視鏡であって、

前記光学撮像系(18)は、前記シャフト(12)の縦軸(13)をほぼ横切る方向に延びる第1の回動軸(38)を中心として、前記シャフト(12)に対し回動可能であり、

前記第1の回動軸(38)から間隔を置いて配置され、前記シャフト(12)の前記縦軸(13)をほぼ横切る方向に延びる少なくとも1本の第2の回動軸(40)を中心として、前記光学撮像系(18)が、前記シャフト(12)に対し回動可能であり、 10

前記第1の回動軸および前記少なくとも1本の第2の回動軸(38、40)を中心とする前記光学撮像系(18)の全回動範囲が、前記シャフト(12)の前記縦軸(13)から少なくとも150°であることを特徴とする内視鏡。

## 【請求項 2】

前記全回動範囲が前記シャフト(12)の前記縦軸(13)から少なくとも約180°であることを特徴とする、請求項1に記載の内視鏡。

## 【請求項 3】

前記光学撮像系(18)が、前記第1のおよび/または前記少なくとも1本の第2の回動軸(38、40)の周りを、前記縦軸(13)から互いに反対の方向に回動可能であることを特徴とする、請求項1または2に記載の内視鏡。 20

## 【請求項 4】

前記光学撮像系(18)が前記第1の回動軸(38)の周りを、少なくとも約70°ないし約110°の範囲で回動可能であり、また前記少なくとも1本の第2の回動軸(40)の周りを、少なくとも約40°ないし約110°の範囲で回動可能であることを特徴とする、請求項1ないし3のいずれかに記載の内視鏡。

## 【請求項 5】

前記第1の回動軸(38)と前記少なくとも1本の第2の回動軸(40)とが、互いに略平行であることを特徴とする、請求項1ないし4のいずれかに記載の内視鏡。

## 【請求項 6】

前記光学撮像系(18)は少なくともその一部が、第1のシャフト部(32)に回動可能に取り付けられて前記第1の回動軸(38)の周りを回動可能である終端側ヘッド(16)内に配置されており、前記第1のシャフト部(32)は第2のシャフト部(34)に回動可能に取り付けられて、前記少なくとも1本の第2の回動軸(40)の周りを回動可能であることを特徴とする、請求項1ないし5のいずれかに記載の内視鏡。 30

## 【請求項 7】

前記終端側ヘッド(46)が実質的に球形のハウジング(20)を有することを特徴とする、請求項6に記載の内視鏡。

## 【請求項 8】

前記光学撮像系(18)が、電子撮像素子(24)と、前記撮像素子(24)に検知させるべき物体を撮像するための撮像光学部品(22)とを備え、前記撮像素子(24)と前記撮像光学部品(22)とは前記終端側ヘッド(16)に配置されていることを特徴とする、請求項6または7に記載の内視鏡。 40

## 【請求項 9】

前記光学撮像系(18)が、前記シャフト(12)の前記縦軸(13)の周りを回転可能であることを特徴とする、請求項1ないし8のいずれかに記載の内視鏡。

## 【請求項 10】

前記回転の範囲が約360°であることを特徴とする、請求項9に記載の内視鏡。

## 【請求項 11】

前記第2のシャフト部(32)が前記シャフト(12)の固定部(14)に対し回転可 50

能であることを特徴とする、請求項 6 ないし 8 のいずれかおよび請求項 9 または 10 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記光学撮像系(18)の、前記第1および/または前記少なくとも1本の第2の回転軸(38、40)を中心とする回転を制御するために、制御機構(44)が設けられていることを特徴とする、請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記制御機構(44)が、前記光学撮像系(18)の前記第1の回転軸(38)を中心とする回転と、前記少なくとも1本の第2の回転軸(40)を中心とする回転とを、それぞれ独立して制御できるように構成されていることを特徴とする、請求項 12 に記載の内視鏡。 10

【請求項 14】

前記制御機構(44)が、第1のホイール(48)を有する少なくとも一個のギア(46)を有し、前記第1のホイール(48)が、前記終端側ヘッド(16)に固定された第2のホイール(50)と噛合していることを特徴とする、請求項 12 または 13 および請求項 6 ないし 10 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 15】

前記終端側ヘッド(16)を前記第1のシャフト部(32)に対して回転させるために、前記制御機構(44)が、ベルト駆動部(54; 72)を備えていることを特徴とする、請求項 12 ないし 14 のいずれかおよび請求項 6 ないし 10 のいずれかに記載の内視鏡。 20

【請求項 16】

前記ギア(46、52)または前記ベルト駆動部(54; 72)を駆動するために、前記制御機構(44)が、少なくとも1つの電気モータ(56)を備えていることを特徴とする、請求項 14 または 15 に記載の内視鏡。

【請求項 17】

前記第2のシャフト部(34)に対する前記第1のシャフト部(32)の回転を制御するために、前記制御機構(44)が、ギア(58)またはベルト駆動部を備えていることを特徴とする、請求項 12 ないし 16 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 18】

前記制御機構(44)が、前記第1のシャフト部(32)を前記第2のシャフト部(34)に対して回転させるための前記ギア(58)または前記ベルト駆動部を駆動するための少なくとも1つの電気モータ(62)を備えていることを特徴とする、請求項 17 に記載の内視鏡。 30

【請求項 19】

前記制御機構(44)が、前記シャフト(12)の固定部(14)に対する前記第2のシャフト部(34)の回転運動を制御するためのギア(64)を備えていることを特徴とする、請求項 11 および請求項 2 ないし 18 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 20】

前記制御機構(44)が、前記第2のシャフト部(34)を回転させるための前記ギア(64)を駆動するための少なくとも1つの電気モータ(70)を備えていることを特徴とする、請求項 19 に記載の内視鏡。 40

【請求項 21】

前記電気モータ(56、62、70)はステップモータであることを特徴とする、請求項 16、18、または 20 に記載の内視鏡。

【請求項 22】

光を前記観察領域に伝送するための照明系(28)をさらに備え、前記照明系(28)は前記光学撮像系(18)と共に前記第1の回転軸および前記少なくとも1本の第2の回転軸の周りを回転可能であることを特徴とする、請求項 1 ないし 21 のいずれかに記載の内視鏡。 50

## 【請求項 2 3】

前記照明系（28）が、前記光学撮像系（18）に隣接して配置されている少なくとも一つの発光ダイオード（LED）を有する光源を備えていることを特徴とする、請求項 2 に記載の内視鏡。

## 【請求項 2 4】

前記照明系（28）が、環状（30）、または前記光学撮像系（18）の光入射窓（29）の全周囲もしくは少なくとも一部を取り囲む、少なくとも部分的環状に構成された光源を備えていることを特徴とする、請求項 2 2 または 2 3 に記載の内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

10

## 【0001】

本発明は、長手形状を有するシャフトと、シャフトの実質的に剛体の（不撓性である）終端部に配置されて観察領域からの光を受光する光学撮像系とを備えた内視鏡であって、光学撮像系が、シャフトの縦軸をほぼ横切る方向に延びる第 1 の回動軸を中心として、シャフトに対し回動可能であることを特徴とする内視鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

このような内視鏡は下記特許文献 1 により公知である。

内視鏡は医学的、特に外科的用途や工業的用途に用いられる。

医学的処置において内視鏡は、例えば腹腔鏡手術、子宮鏡手術、または関節鏡手術等の最小侵襲手術に使用されている。最小侵襲手術は、往々にして患者に与える苦痛が少なく、すむことから、広範囲に普及してきている。内視鏡は外科手術的処置のみならず、内科医が医療機器を身体腔に挿入する際、正確な位置決めの一助となる純観察用の器具としても用いられている。

## 【0003】

工業的用途の例として、内視鏡は、機械もしくは機械部品中の空隙部の検査用、または内燃機関における動的過程の観察用に使用されている。

本発明は、医学的用途の内視鏡にも、また工業的用途の内視鏡にも適用可能である。

内視鏡は、観察者が遠くから観察領域を観察することを可能にする。このため内視鏡は、シャフトの終端部に配置されて観察領域からの光を受光する光学撮像系を備えている。

## 【0004】

光学撮像系は通常、内視鏡の視野方向を決定する対物レンズ装置または光入射窓を備えている。光学撮像系はさらに、電荷結合素子（CCD）チップ等の電子撮像素子を備えることも可能であり、電子撮像素子も内視鏡シャフトの終端部に配置されて、対物レンズ装置と隣接している。

従来の内視鏡はそのほとんどが剛体のシャフトを有し、視野方向が限られ固定されている。よって医学的な内視鏡の場合、その視野方向を身体腔内で変えるために外科医は通常、内視鏡全体を物理的に配置し直すか、あるいはその内視鏡を全部取り去って、所望の視野角を備える内視鏡と交換しなければならなかった。このような内視鏡の操作および交換は外科手術を煩雑にし、また、内視鏡がふとしたはずみで身体組織に接触して、組織に不慮の損傷を与えてしまう危険性を高めることになるので、好ましくない。

## 【0005】

このため、内視鏡を大きく動かすことなく、その視野角を変えることができるよう、数種の設計が提案されている。しかしながら、内視鏡は直径約 3 mm と小型であることから、このような設計は制限を受け、利用可能な選択肢も限られる。

下記特許文献 1 により公知の内視鏡は、移動式ヘッドに支持された光学撮像系が終端部に設けられた、長手形状を有する剛体のシャフトを有している。移動式ヘッドおよび光学撮像系は、シャフトの縦軸をほぼ横切る方向に延びた回動軸を中心として、シャフトに対し回動可能である。

## 【0006】

50

移動式シャフトが0°の位置にあるとき、光学撮像系の視野方向はシャフトの縦軸上にあり、これによって前方直視が可能となる。視野方向を変更するため、移動式ヘッドはシャフトの縦軸を含む一平面上で回動軸の周りを回動可能とされている。

この公知の内視鏡の欠点は、移動式ヘッドが最大でも約90°しか回動軸の周りを回動できないことである。このように、この公知の内視鏡は、そのシャフトの終端部より後方側へ視野方向を向けるには不適當である。内視鏡シャフトの終端部より後方に位置する観察領域にある物体を観察するためには、内視鏡を引き戻すか、あるいはこの内視鏡を後方視用の内視鏡に交換する必要がある。既に述べた通り、このような内視鏡の移動または交換は好ましくない。

#### 【0007】

10

視野方向が可変の、別の内視鏡が下記特許文献2に開示されている。この公知の内視鏡はガラス製のハウジングがその終端部に載置された剛体のシャフトを備えており、ハウジングはシャフトの縦軸から偏心するように配置されている。光学撮像系がハウジング中に配置されている。電気式モータおよびギアを有する制御機構により、光学撮像系はシャフトの縦軸方向に垂直な回転軸の周りを回転可能となっている。この設計により、視野方向を縦軸から180°（後ろ）方向に向けるよう調整することが可能となるが、0°方向における視線がシャフトの縦軸方向から偏心しているという欠点があった。このような0°方向における視線の縦軸方向からの偏心は、この公知の内視鏡を使いこなすのにある程度の習熟を必要とした。

#### 【0008】

20

さらに、下記特許文献3が視野方向可変式内視鏡を開示している。当該特許文献に開示されている一実施形態によると、内視鏡は光学撮像系を内視鏡シャフトの終端部に備え、光学撮像系がシャフトの縦軸方向をほぼ横切る方向に延びた回動軸を中心として回動可能となっていることを特徴とする。しかしながら、光学撮像系の回動は視野角が0°から約±150°の範囲に限られている。

#### 【0009】

剛体のシャフトではなく、可撓性シャフトを有する内視鏡もまた公知である。このような可撓性内視鏡は通常、可撓性シャフトの終端領域を折り曲げるための制御機構を有し、シャフトの可撓性によって一平面における視野角を0°から180°の範囲で調整することが可能である。しかしながら、このような可撓性内視鏡の制御機構は、製造上コスト高となるブルワイヤ機構から構成されている。さらに、従来の可撓性内視鏡は、シャフトの終端部を折り曲げる場合、終端領域に空間を要していた。これは、このような可撓性内視鏡の撮像系に用いられるガラスファイバのせいで、曲げ半径を所望するほど小さくすることができないためである。

30

【特許文献1】国際公開第03/086179号パンフレット

【特許文献2】米国特許出願公開第2003/0092966号明細書

【特許文献3】米国特許第6,371,909号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【0010】

40

本発明の目的は、冒頭で述べたような内視鏡を改良して、視野方向の範囲の拡張に伴い観察領域に必要とされる空間を増大させることなく、調整可能な視野角の範囲を拡張することにある。

【課題を解決するための手段】

#### 【0011】

本発明によれば、以下の構成により、上記目的を冒頭で述べた内視鏡に関して達成することができる。すなわち、光学撮像系が、第1の回動軸から間隔を置いて配置された第2の回動軸であって、シャフトの縦軸をほぼ横切る方向に延びた少なくとも1本の第2の回動軸を中心として、シャフトに対し回動可能であり、かつ、光学撮像系の第1の回動軸および少なくとも1本の第2の回動軸を中心とする全回動範囲がシャフトの縦軸から少なく

50

とも150°である。

【0012】

本発明の内視鏡は、シャフトの縦軸方向において互いに間隔を隔てて配置された、少なくとも2本の別々の回動軸を有し、それら第1および第2の回動軸をそれぞれを中心とする光学撮像系の個々の回動範囲よりも、それらを合わせて得られる全回動範囲が大きくなるよう光学撮像系を回動軸の周りに回動させることが可能である。少なくとも1本の第2の回動軸を、第3の回動軸から距離をおいて設けることで、視野方向を0°から約180°以上もの範囲で調整可能とし、さらに、0°の視野方向を確実にシャフトの縦軸と一列に並ぶように、すなわち縦軸からの偏心を防ぐ。このように、本発明によると、視野角の範囲を拡張することが可能となる。本発明は剛体のシャフトを有する内視鏡にも、また半可撓性または可撓性のシャフトを有する内視鏡にも適用可能であり、視野方向を折り曲げ動作ではなく、2本の別々の固定回動軸を中心とする回動に基づいて変更できるという利点がある。

10

【0013】

好ましい実施形態において、全回動範囲はシャフトの縦軸から少なくとも180°である。

これによって、シャフトの縦軸と実質的に平行な後ろ向きの視野方向が得られ、有利である。このため、観察領域の凹所にある構造体の背後を観察することが可能となる。

他の好ましい実施形態において、光学撮像系は、第1のおよび/または少なくとも1本の第2の回動軸の周りを、縦軸から互いに反対の方向に回動可能である。

20

【0014】

これによって、光学撮像系の第1の回動軸および少なくとも1本の第2の回動軸を中心とする全回動範囲が一層拡張され、有利である。例えば、前述した改良形態と組み合わせれば、±180°の全回動範囲を得ることが可能となる。

さらに他の好ましい実施形態において、光学撮像系は第1の回動軸の周りを、少なくとも約70°ないし約110°の範囲で回動可能であり、また少なくとも1本の第2の回動軸の周りを、少なくとも約40°ないし約110°の範囲で回動可能である。

【0015】

このように、光学撮像系の第1の回動軸および少なくとも1本の第2の回動軸をそれぞれ中心とする個々の回動範囲を合わせると、シャフトの縦軸から少なくとも150°の全回動範囲が得られる。好ましい実施形態において、第1の回動軸または少なくとも1本の第2の回動軸を中心とする回動範囲は、いずれの場合も、少なくとも約90°である。

30

さらに他の好ましい実施形態において、第1の回動軸と少なくとも1本の第2の回動軸とは、互いに略平行である。

【0016】

これによって、光学撮像系が第1の回動軸さらに第2の回動軸の周りを回動するとき、視野方向の全範囲が同一平面上にあるという利点を得られる。このように光学撮像系が第1の回動軸、次いで第2の回動軸の周りを回動するとき、視線は同一平面上を掃くように移動する。

さらに他の好ましい実施形態において、光学撮像系は少なくともその一部が、第1のシャフト部に回動可能に取り付けられて第1の回動軸の周りを回動可能である終端側ヘッド内に配置されており、第1のシャフト部は第2のシャフト部に回動可能に取り付けられて、少なくとも1本の第2の回動軸の周りを回動可能である。

40

【0017】

この構成において、本発明の内視鏡の終端領域は、互いに関節状に連結された少なくとも三個の構成部品を備えている。終端側ヘッド、第1のシャフト部、および第2のシャフト部間のそれぞれ接合部は、脆弱で頻繁な折り曲げ動作に対する耐久性のない可撓性の要素を要することなく、第1の回動軸および少なくとも1本の第2の回動軸を別個に得るため、ピン等によって構成することができ、有利である。

【0018】

50

これと関連して、終端側ヘッドが略球形のハウジングを有していることが好ましい。

このため、内視鏡の最外終端部を構成する終端側ヘッドは縁部（エッジ）を有しておらず、本発明の内視鏡を身体腔を観察するための医学的内視鏡として使用し、光学撮像系を第1の回動軸および／または少なくとも1本の第2の回動軸を中心として回動させた場合にも、組織を損傷する危険性がなく、有利である。

【0019】

さらに他の好ましい実施形態において、光学撮像系が電子撮像素子と、撮像素子に検知させるべき物体を撮像（イメージ）するための撮像光学部品とを備え、撮像素子と撮像光学部品とは終端側ヘッドに配置されている。

これによって、全光学撮像系が、終端部に配置され、全体として第1の回動軸および少なくとも1本の第2の回動の周りを回動するため有利である。このように、複雑な光学装置の使用を避けて、光学撮像系が第1の回動軸および／または少なくとも1本の第2の回動軸を中心として異なる回動角で回動される場合にも、内視鏡の回動可能領域に光を透過させる。これに対し、撮像素子が発生する信号を内視鏡の基端部にまで導くには、配線を終端側ヘッド、第1のシャフト部、および第2のシャフト部の間の関節部を通るよう配設しさえすればよく、また、撮像素子から内視鏡の基端領域までの信号伝送は、好ましくはすべり接触を用いることによって実現され、より好ましくは撮像素子が発生する無線信号を用いることによって実現され得る。後者の場合、撮像素子信号を内視鏡の基端領域まで伝送するために、トランスポンダ技術を用いることができる。誘導結合エネルギーおよび制御信号を受け取るための1個以上の受信コイル、ならびに映像信号を撮像素子から外部に送信してさらなる処理に付すための送信系を終端側ヘッドに配置することも可能である。

【0020】

さらに他の好ましい実施形態において、光学撮像系はシャフトの縦軸の周りを回転可能である。

これによって特に、シャフトの縦軸の周りに内視鏡を回転させることなく、視野方向の全範囲が一層拡張され、有利である。第1の回動軸および少なくとも1本の第2の回動軸の周りに光学撮像系を回動させると共に、前記好ましい改良形態に関連して述べたように、特に全回動範囲をシャフトの縦軸から少なくとも約180°とすれば、光学撮像系および視野方向を約4の全立体角で掃くように移動させることが可能となり、さらに好ましい改良形態では、光学撮像系のシャフトの縦軸を中心とする回転範囲は約360°である。

【0021】

前記好ましい改良形態のうち、一つ以上のものと関連して、第2のシャフト部はシャフトの固定（不動）部に対し回転可能である。

この構成により、第2のシャフト部をシャフトの固定部に対して回転すると、第2のシャフト部が第1のシャフト部、終端側ヘッド、および光学撮像素子を連動させるため、構成上簡単に回転運動を実現することができ、有利である。

【0022】

さらに他の好ましい実施形態において、光学撮像系の、第1および／または少なくとも1本の第2の回動軸を中心とする回動を制御するために、制御機構が設けられている。

制御機構によれば、光学撮像系の第1の回動軸および／または少なくとも1本の第2の回動軸のそれぞれを中心とした動き、ならびにシャフトの縦軸の周りを中心とした動きを、内視鏡の使用者が必要に応じて単独に制御することができるという利点を得られる。

【0023】

これと関連して、制御機構は好ましくは、光学撮像系の第1の回動軸を中心とする回動と、少なくとも1本の第2の回動軸を中心とする回動とを、それぞれ独立して制御できるように構成されている。

これにより、視野方向をわずかな角度範囲、例えば縦軸から90°以下の角度範囲で変更する必要がある場合、光学撮像系を第1の回動軸の周りに回動させるだけでよく、光学

10

20

30

40

50

撮像系をさらに少なくとも１本の第２の回動軸の周りに回動させる必要はないという利点  
が得られる。これは、観察領域が、非常に狭く、光学撮像系が配置された内視鏡シャフト  
の終端部の外径よりわずかに広い程度である場合、光学撮像系の第２の回動軸を中心とす  
る回動は横方向に余分な空間を必要とするのに対して、第１の回動軸を中心とする回動は  
横方向に余分な空間を必要としないため、有利である。

【００２４】

さらに他の好ましい実施形態において、制御機構は、第１のホイールを有する少なくと  
も一個のギアを有し、第１のホイールは、終端側ヘッドに固定された第２のホイールと嚙  
合している。

あるいは代わりの、またはその他の好ましい実施形態として、制御機構は、終端側ヘッ  
ドを第１のシャフト部に対して回動させるために、ベルト駆動部を備えている。 10

【００２５】

前述の改良形態が提供する制御機構はいずれも、非常に小型に構成でき、極小化するこ  
とさえ可能である。よって内視鏡の終端部のサイズがこのような制御機構によって大き  
くなることがないため、有利である。

さらに、制御機構が、ギアまたはベルト駆動部を駆動するための電気モータを備えてい  
ることが好ましい。

【００２６】

今日、小型の電気モータが使用可能であり、本発明の内視鏡における制御機構の電源と  
して適している。 20

同様に、制御機構が第２のシャフト部に対する第１のシャフト部の回動を制御するた  
めにギアまたはベルト駆動部を備え、また、その第１のシャフト部を第２のシャフト部に対  
して回動させるためのギアまたはベルト制御部を駆動するために電気モータを備えていれ  
ば有利である。

【００２７】

最後に、光学撮像系のシャフトの縦軸を中心とする回転運動と関連して、制御機構が、  
第２のシャフト部の、シャフトの固定部に対する回転運動を制御するために、ギアを備え  
、また、第２のシャフト部をシャフトの残りの部分に対して回転させるためのギアを駆動  
するための電気モータを少なくとも１個備えていることが好ましい。

ただし、光学撮像系を第１の回動軸および／もしくは少なくとも１本の第２の回動軸の  
周りに回動させるため、ならびに／またはシャフトの縦軸の周りに回動させるための制  
御機構として設けることができる他の好ましい制御機構は、磁気駆動式、空気圧駆動式、ま  
たは油圧駆動式の制御機構であってもよく、あるいはプッシュ・プルロッド等を介する単  
純機械動作式の制御機構であってもよい。 30

【００２８】

さらに、光学撮像系を含む終端側ヘッドは磁気式ベアリングまたはエアクッションベア  
リング等に支持されていてもよい。

制御機構と共に用いられる、前述の１個以上の電気モータは、好ましくはステップ（ス  
テッピング）モータである。

ステップモータは、光学撮像系の微小な動きを細かく正確に制御することができるため  
、有利である。 40

【００２９】

さらに好ましい改良形態において、本発明の内視鏡は、光を観察領域に伝送するための  
照明系をさらに備え、照明系は光学撮像系と共に第１の回動軸および少なくとも１本の第  
２の回動軸の周りを回動可能である。

これによって、照明系は常に光学撮像系の動きに従い、その結果、観察領域のうち、実  
際に観察されている箇所には常に十分な照明が確保されるため、有利である。

【００３０】

これに関連して、照明系が、光学撮像系に隣接して配置されている、少なくとも一個の  
発光ダイオード（ＬＥＤ）を有する光源を備え、かつ／または照明系が環状もしくは光学 50



撮像系の光入射窓の全周囲もしくは少なくとも一部を取り囲む、少なくとも部分的に環状に構成された光源を備えていることが好ましい。

環状の照明系は、複数の隣接配置された発光ダイオードまたは単一の環状発光ダイオードで構成できることが理解されよう。

【0031】

このような発光ダイオード光源は小型で実現可能であり、よって本発明の内視鏡の照明系に極めて適している。

他の利点および特徴は以下の説明および添付図面によって明らかとなるであろう。

なお、上述、および以下に説明される特徴を、それぞれ指示される組み合わせにおいてのみならず、他の組み合わせにおいても、また単独でも本発明の範囲から逸脱することなく用いることが可能である。

【0032】

本発明の好ましい実施形態は添付図面に示され、以下、図面を参照して説明される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

図1ないし図8は内視鏡10の終端領域を示している。

内視鏡10は医学的用途の内視鏡または工業的用途の内視鏡であってもよい。

内視鏡10は縦軸13を有し、長手形状を有するシャフト12を備えている。シャフト12の少なくとも終端部は剛体（不撓性）となっている。図8および図1に示すように、シャフト12は内視鏡の基端部（図示せず）まで延びる外側シャフト14を備えている。後に詳述するように、外側シャフト14はシャフト12の固定（不動）部である。図示の簡略化のため、外側シャフト14は透明部として示されているが、実際には例えば、ステンレス鋼からなる。

【0034】

内視鏡10の終端部は、光学撮像系18を備えているか、または収容している剛体の終端側ヘッド16を備え、その細部が図3に示されている。

図3を参照すると、光学撮像系18は撮像光学部品22を備え、撮像光学部品22は図示された実施形態において、撮像機能を有する対物レンズとして構成されている。光学撮像素子18はさらに、本実施形態においてCCDチップとして構成される電子撮像素子24を備えている。開口絞り26が撮像光学部品22と撮像素子24との間に配置されている。

【0035】

撮像光学部品22、撮像素子24、および開口絞り26は、内視鏡10の終端側ヘッド16と完全一体化された小型ビデオカメラを構成している。

終端側ヘッド16は、撮像光学部品22、開口絞り26、および撮像素子24を収容するための、略球形のハウジング20を備えている。

さらに、誘導結合エネルギーおよび制御信号を受け取るための1個以上の受信コイル、および映像信号を撮像素子から外部に伝送してさらなる処理に付すための送信系を終端側ヘッドに配置することも可能である。

【0036】

さらに、内視鏡10は終端側ヘッド16に同様に配置された照明系28を備えている。照明系28は、光学撮像系18の光入射窓29を取り囲む環状に構成された光源30を備えている。つまり、光源30は光学撮像系18の撮像光学部品22を構成する対物レンズを取り巻いている。

再度、図1ないし図8を参照すると、内視鏡10の終端部はさらに、終端側ヘッド16に隣接配置され、それに接続された第1のシャフト部32と、第1のシャフト部に隣接配置され、それに接続された第2のシャフト部34とを備えている。

【0037】

第3のシャフト部36は、第2のシャフト部34に隣接配置されている。

図示の便宜上のため、シャフト部32、34、および36は、図4ないし図7において

10

20

30

40

50

も透明部として示され、それによって内視鏡 10 の内部部品が見えるようになっている。

終端側ヘッド 16 はピン接続をもって第 1 のシャフト部 32 に関節状に連結され、それによって終端側ヘッド 16 は、双頭矢印 39 が示すように第 1 の回動軸 38 の周りを回動可能となっている。

【0038】

第 1 のシャフト部 32 もまた、別のピン接続をもって第 2 のシャフト部 34 に関節状に連結されているため、第 1 のシャフト部 32 および終端側ヘッド 16 は、双頭矢印 41 が示すように第 2 の回動軸 40 の周りを回動可能となっている。

終端側ヘッド 16 が第 1 のシャフト部 32 に関節状に連結され、また第 1 のシャフト部 32 が第 2 のシャフト部 34 に関節状に連結されていることにより、光学撮像系 18 は、  
10 双頭矢印 39 および 40 が示すように第 1 の回動軸 38 および第 2 の回動軸 40 の周りを回動可能となっている。

【0039】

例えば図 1 に示されているように、第 2 の回動軸 40 は内視鏡シャフト 12 の縦軸 13 方向に第 1 の回動軸 38 から間隔を置いて配置されている。第 1 の回動軸 38 と第 2 の回動軸 40 との距離は、内視鏡 10 のシャフト 12 の外径とほぼ同寸かそれより若干大きいくらいである。

第 1 の回動軸 38 と第 2 の回動軸 40 とは、いずれもシャフト 12 の縦軸 13 をほぼ横切る方向に、互いに略平行に延びている。

【0040】

光学撮像系 18 は第 1 の回動軸 38 および第 2 の回動軸 40 の周りを、縦軸 13 に対して互いに反対の方向に回動可能となっている。

回動軸 38 および回動軸 40 は、図 1 に図示された同一の平面上で光学撮像系 18 がシャフト 12 の縦軸 13 から  $\pm 180^\circ$  の全回動範囲にわたって回動することを可能とする。よって図 1 に示すように、視野方向または視野角を、鎖線 42 で示される視野方向が内視鏡 10 のシャフト 12 の縦軸 13 と一致する  $0^\circ$  の位置から、縦軸 13 の両側  $\pm 180^\circ$  の位置にまで変化させることが可能となる。内視鏡 10 のシャフト 12 の縦軸 13 に対しての視野角  $180^\circ$  は、図 4 に示すように、後方視が行われているということを意味する。

【0041】

光学撮像系 18 の、第 1 の回動軸 38 または第 2 の回動軸 40 を中心とする回動範囲は、それぞれ少なくとも約  $\pm 90^\circ$  である。例えば図 4 において、終端側ヘッド 16 が第 1 の回動軸 38 の周りを約  $90^\circ$  の角度分だけ回動し、第 1 のシャフト部 32 も第 2 の回動軸 40 の周りを約  $90^\circ$  の角度分だけ回動するとすれば、その結果、全回動範囲は約  $180^\circ$  となる。

【0042】

図 2 からわかるように、他の例では、光学撮像系 18 は、第 1 の回動軸 38 および第 2 の回動軸 40 の周りを、内視鏡 10 のシャフト 12 の縦軸 13 に対し全体として約  $90^\circ$  の角度分だけ回動する。この場合、終端側ヘッド 16 は第 1 の回動軸 38 の周りを約  $45^\circ$  の角度分だけ回動し、第 1 のシャフト部 32 もまた第 2 の回動軸 40 の周りを約  $45^\circ$  の角度分だけ回動する。ただし、第 1 のシャフト部 32 が  $0^\circ$  位置にあるとき、つまり第 1 のシャフト部 32 が第 2 のシャフト部 34 と一列に並んでいるときには、終端側ヘッド 16 を第 1 の回動軸 38 を中心として約  $90^\circ$  の角度分だけ回動させることによって、光学撮像系 18 の縦軸 13 を基点とする回動角を同じ  $90^\circ$  にすることが可能である。  
40

【0043】

一般に、終端側ヘッド 16 は最大角で約  $90^\circ$  分だけ第 1 の回動軸 38 の周りを回動可能であればよく、第 1 のシャフト部 32 もまた、最大角で約  $90^\circ$  分だけ第 2 の回動軸 40 の周りを回動可能であればよい。ただし、第 1 の回動軸 38 および第 2 の回動軸 40 を中心とする最大回動角については、他の組み合わせも考えられる。

光学撮像系 18 は視野方向を変えるために一平面上において回動可能のみならず、縦軸

10

20

30

40

50

１３を中心としてシャフト１２に対し回動可能である。これは第２のシャフト部３４が、縦軸１３を中心として内視鏡１０の外側シャフト１４に対し回動可能であることによって成立する。

【００４４】

第２のシャフト部３４を縦軸１３の周りに回転させることにより、終端ヘッド１６および第１のシャフト部３２は、第２のシャフト部３４と共に縦軸１３の周りを回転する。光学撮像系１８が縦軸１３を中心として回転すると、視野方向は縦軸１３と垂直な平面上で変化する（９０°の場合）、または、第１の回動軸３８および第２の回動軸４０を中心とする光学撮像系１８の回動角によってその開口角が定められる円錐上を掃くように移動する。

10

【００４５】

第２のシャフト部３４の縦軸１３を中心とする最大回転角は少なくとも３６０°である。

このように、内視鏡１０を交換したり、定位置から回転または移動することなく、視野方向が約４分の全立体角の範囲内で任意の向きを取れるように、終端側ヘッド１６を第１の回動軸３８および第２の回動軸４０の周りに回動させ、かつ第２のシャフト部３４を縦軸１３の周りに回転させることによって、光学撮像系１８を移動させることができる。

【００４６】

以下、図４ないし図７を参照して、上述のような光学撮像系１８の方向変更を可能とする制御機構について述べる。

20

図４に示されるように、内視鏡１０は、光学撮像系１８の第１の回動軸３８および少なくとも１本の第２の回動軸４０を中心とする回動を制御するために、制御機構４４を備えている。

【００４７】

図５は制御機構のうち、光学撮像系１８の第１の回動軸３８を中心とする回動を制御するために設けられている構成要素のみを示している。このため制御機構４４は、第１のシャフト部３２に固定された第１のホイール４８を有する第１のギア４６を備えている。より正確には、第１のホイール４８は第２の回動軸４０を構成する心棒またはピンに配置され、第２の回動軸４０を構成するピンを中心に回転可能となっている。

【００４８】

30

第１のホイール４８は、終端側ヘッド１６に固定された第２のホイール５０と噛合する歯車である。第２のホイール５０は第１の回動軸３８と同軸に配置されている。第２のホイール５０もまた歯車である。第２のホイール５０は部分円周環状に形成され、終端側ヘッド１６のハウジング２０に内蔵されている。

制御機構４４は、ウォームギア状の第２のギア５２を備えている。第２のギア５２は、第１のギア４６の第１のホイール４８を駆動、すなわち回転させるため、ベルト５４によって第１のギア４６に接続されている。

【００４９】

さらに制御機構４４は、第２のギア５２、ひいては第１のギア４６を駆動し、それによって終端側ヘッド１６、ひいては光学撮像系１８を第１の回動軸３８の周りに回動させるために、電気モータを備えている。電気モータ５６はステップモータであり、内視鏡１０のシャフト１２の第３のシャフト部３６に配置されている。

40

図６を参照すると、制御機構４４は第１のシャフト部３２、終端側ヘッド１６、および光学撮像系１８を第２の回動軸４０の周りに回動させるために、第３のギア５８を備えている。

【００５０】

第３のギア５８は第２のギア５２と同様のウォームギアとして構成されている。第３のギア５８は、第２の回動軸４０から終端部方向に間隔を置いて配置された第１のシャフト部３２と係合するプッシュ・プルロッド６０を介して、第１のシャフト部３２に接続されている。

50

制御機構 44 は、第 3 のギア 58 を駆動し、それによって第 1 のシャフト部 32 を第 2 の回動軸 40 の周りに回動させるために、第 2 の電気モータ 62 を備えている。

【0051】

以上の説明からわかるように、制御機構 44 は光学撮像系 18 の第 1 の回動軸 38 を中心とする回動と、少なくとも 1 本の第 2 の回動軸 40 を中心とする回動とをそれぞれ独立して制御できるように構成されている。

図 7 を参照すると、制御機構 44 はシャフト 12 の残りの部分、この場合は内視鏡 10 の外側シャフト 14 に対する第 2 のシャフト部 34 の回転運動を制御するため、さらに第 4 のギア 64 を備えている。第 4 のギア 64 は第 3 のシャフト部 36 に固定された第 1 のホイール 66 を備え、第 1 のホイール 66 はその内側に歯付き部を有して、外側に歯付き部を有する第 2 のホイール 68 と噛合する。第 2 のホイール 68 は、ステップモータである第 3 の電気モータ 70 によって駆動される。

10

【0052】

図 7 は前述した制御機構 44 の全構成要素が内視鏡 10 内の定位置にある状態を示している。

図 9 は終端側ヘッド 16 を第 1 の回動軸 38 の周りに回動させるための制御機構 44 を若干変形させた例を示す。本変形例の制御機構 44 は、第 1 のホイール 48 および第 2 のホイール 50 の代わりに、第 2 の回動軸 40 のピンに巻回されたベルトを備えており、第 2 のギア 52 およびベルト 54 によって駆動される。

【0053】

20

図 8 は内視鏡 10 の終端領域全域を示している。ここでは、第 3 のシャフト部 36 および制御機構 44 の全構成要素が、内視鏡 10 の基端部まで延びる（図示せず）外側シャフト 14 によって取り囲まれている。

外側シャフト 14 はその終端部において、終端側ヘッド 16、第 1 のシャフト部、および第 2 のシャフト部 34 を取り囲むガラス球と接続されている。ガラス球 74 は、終端側ヘッド 16 がいずれの向きにあっても、視野方向がガラス球の表面に垂直となって、屈折のために視野方向が変位しないように配置されている。

【0054】

他の実施形態（図示せず）において、例えば透明な可撓性チューブをガラス球 74 の代わり設けることも可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図 1】一部を縦断面図とした内視鏡の終端領域の側面図であって、内視鏡シャフトの縦軸に対して視野角が 0° の動作状態を示している。

【図 2】図 1 の内視鏡の斜視図であって、内視鏡シャフトの縦軸に対して視野角が約 90° の動作状態を示している。

【図 3】光学撮像系を含む内視鏡の終端側ヘッド、および内視鏡の照明系の斜視断面図である。

【図 4】図 1 および図 2 の内視鏡の部分縦断面図であり、シャフトの縦軸に対して視野角が約 180° の動作状態を示し、内視鏡の光学撮像系を第 1 および第 2 の回動軸を中心として回動させるための制御機構が図示されている。

40

【図 5】図 4 と同様の図であって、図中、光学撮像系を第 2 の回動軸を中心として回動させるための制御機構が図示を省略され、内視鏡は図 2 と同じ動作状態にある。

【図 6】図 4 と同様の図であって、図中、光学撮像系を第 1 の回動軸を中心として回動させるための制御機構が図示を省略され、内視鏡は図 2 と同じ動作状態にある。

【図 7】図 5 および図 6 と同様の図であって、図中、光学撮像系を内視鏡シャフトの縦軸を中心として回動させるための制御機構が示されている。

【図 8】図 1 ないし図 7 の内視鏡の部分縦断面図であり、他に外側シャフトと、内側シャフト部を取り囲むガラス球と、内視鏡の終端側ヘッドとを示している。

【図 9】光学撮像系を第 1 の回動軸を中心として回動させるための制御機構の他の実施形

50



【図 4】

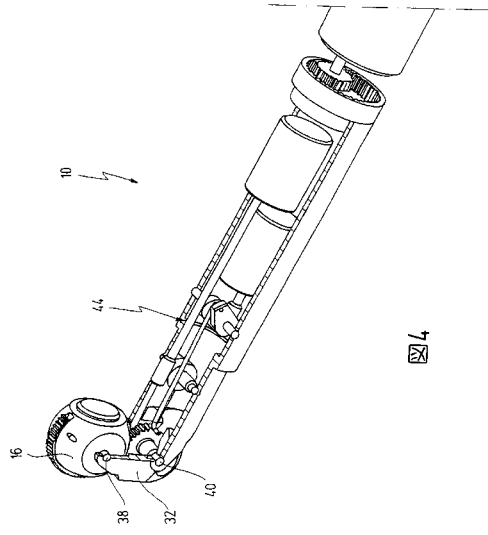


図 4

【図 5】

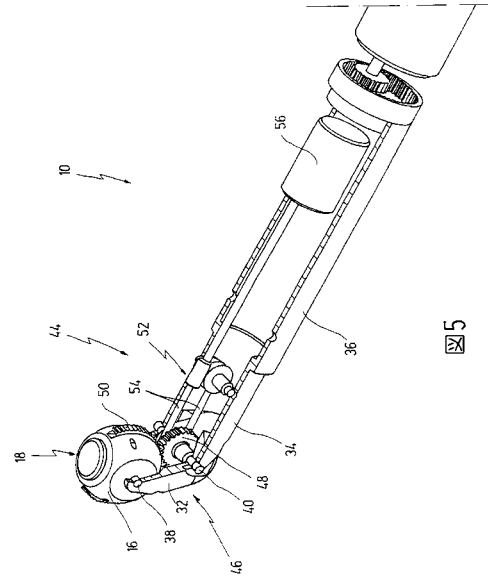


図 5

【図 6】

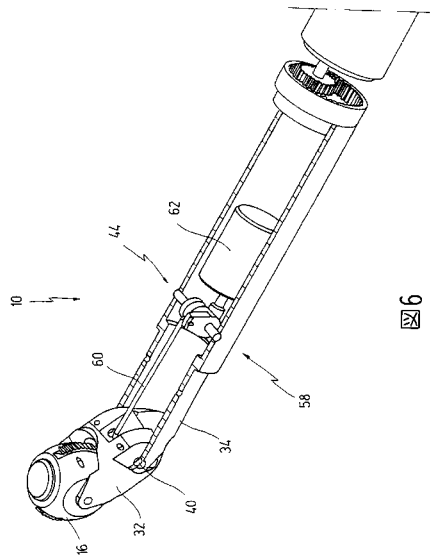


図 6

【図 7】

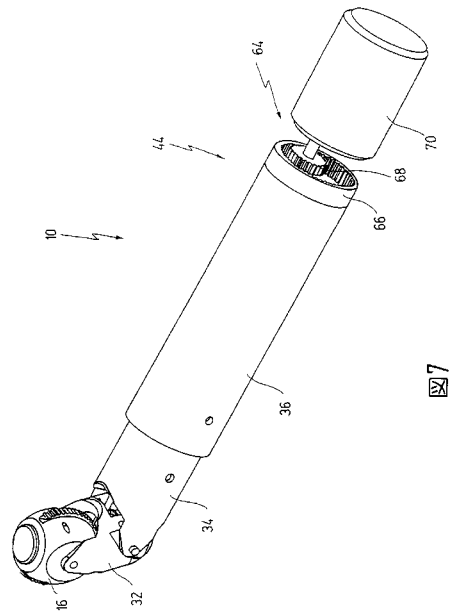


図 7

【図 8】

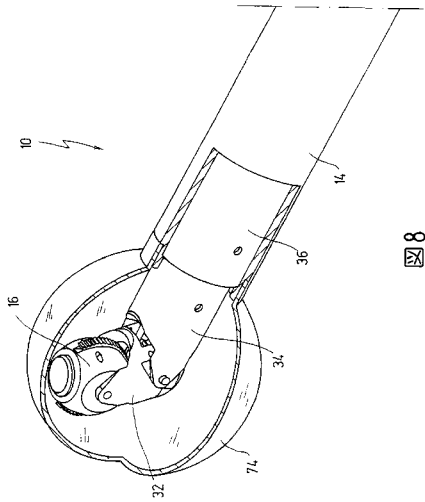


図 8

【図 9】

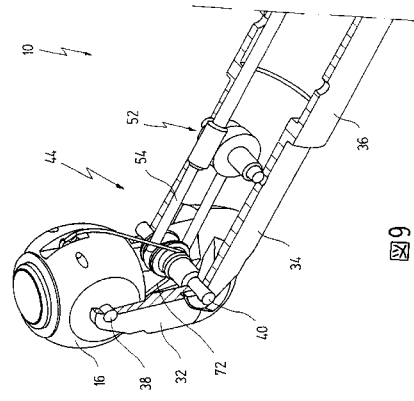


図 9

---

フロントページの続き

(72)発明者 ジークフリート ヘーフィク

ドイツ連邦共和国, 7 8 5 7 0 ミュールハイム, シェーネンベルクシュトラッセ 1 6 番地

(72)発明者 ファンク ライ

ドイツ連邦共和国, 7 8 5 9 1 デュルヒハウゼン, ヴァイヘシュトローベルシュトラッセ 9 番地

F ターム(参考) 2H040 BA02 BA04 BA21 CA22 DA12 DA43 GA02

4C061 AA00 AA29 BB07 CC06 DD00 FF40 JJ06 LL02 NN01 PP12

QQ06 QQ07 RR06 RR17 RR26



## 【 外国語明細書 】

Endoscope with variable direction of view

The invention relates to an endoscope, comprising an elongated shaft and an optical imaging system arranged at a substantially rigid distal end of the shaft for receiving light from an observation area, wherein the optical imaging system is pivotable with respect to the shaft about a first pivot axis which runs about transversely to a longitudinal axis of the shaft.

Such an endoscope is known from WO 03/086179 A1.

Endoscopes are used for medical, in particular surgical purposes and for industrial purposes.

In medical procedures, endoscopes are used in minimally-invasive surgery, such as laparoscopic, hysteroscopic, and arthroscopic surgery which is becoming more widely used because it is often less traumatic to the patient. Endoscopes are not only utilized for surgical procedures, but are also utilized as a pure observation instrument for assisting a physician to accurately place medical equipment into a body cavity.

In industrial applications, endoscopes are, for example, used to inspect cavities in machines or machine parts, or they are used to observe dynamic processes in, for example, internal combustion engines.

The present invention is applicable to endoscopes for medical purposes as well as for endoscopes for industrial purposes.

An endoscope enables a person to remotely view an observation area. To this end, an endoscope comprises an optical imaging system arranged at a distal end of the shaft for receiving light from the observation area.

The optical imaging system typically comprises an objective lens arrangement or light entrance window which determines the direction of view of the endoscope. The optical imaging system can further comprise an electronic image pick-up, for example a charged coupled device (CCD) chip, which is also arranged at the distal end of the endoscope shaft proximally to the objective lens arrangement.

Most conventional endoscopes having a rigid shaft provide a limited and fixed direction of view so that in case of a medical endoscope, the surgeon typically must physically reposition the entire endoscope in order to change the endoscopic view within the body cavity, or remove the endoscope entirely and replace it with one having the desired angle of view. Such manipulations and replacements can be

undesirable, since they can complicate the surgery and increase the risk of inadvertent damage to body tissue from accidental contact between the tissue and the endoscope.

Therefore, several designs have been proposed to permit individual endoscopes to vary their angles of view without requiring extensive movement of the endoscope. The small sizes of endoscopes, which can be in the order of 3 mm in diameter, place restrictions on such designs, and limit the options available.

The endoscope known from the above-mentioned document WO 03/086179 A1 has an elongated rigid shaft provided at the distal end thereof with an optical imaging system which is supported on a mobile head. The mobile head and, thus, the optical imaging system, is pivotable with respect to the shaft about a pivot axis which runs about transversely to a longitudinal axis of the shaft.

In the 0° position of the mobile head, the direction of view of the optical imaging system lies on the longitudinal axis of the shaft, thus allowing a straight ahead view. In order to change the direction of view, the mobile head can be pivoted about the pivot axis in one plane which includes the longitudinal axis of the shaft.

A drawback of this known endoscope is that the mobile head is pivotable about the pivot axis by an angle of about 90° at most. Thus, this known endoscope is not suited to allow directions of view which are directed backward with respect to the distal end of the endoscope shaft. In order to observe an object in the observation area which is situated behind the distal end of the endoscope shaft, it is, therefore, necessary to draw the endoscope back or to replace the endoscope with an endoscope for backward viewing. As already mentioned, such a displacement or replacement of the endoscope can be undesirable.

Another endoscope having a variable direction of view is disclosed in US 2003/0092966 A1. This known endoscope comprises a rigid shaft having a glass

housing mounted at the distal end of the shaft and which is arranged off-axis with respect to the longitudinal axis of the shaft. An optical imaging system is arranged in the housing. By means of a control mechanism having an electrical motor and a gear, the optical imaging system can be rotated about a rotation axis perpendicular to the longitudinal axis of the shaft. While this design renders it possible to adjust a direction of view in 180° (backward) direction with respect to the longitudinal axis, this design has the drawback that the line of sight in 0° direction is offset with respect to the longitudinal axis of the shaft. Such an offset between the line of sight in 0° direction and the longitudinal axis requires a certain habituation to the use of this known endoscope.

Further, US 6,371,909 B1 discloses a variable direction-of-view endoscope. According to one embodiment disclosed in this document, the endoscope comprises an optical imaging system at the distal end of the endoscope shaft, wherein the optical imaging system is pivotable about a pivot axis which runs about transversely to the longitudinal axis of the shaft. Nevertheless, the pivoting movement of the optical imaging system is limited to angles of view in the range from 0° to about  $\pm 150^\circ$ .

There are also known endoscopes having a flexible shaft rather than a rigid shaft. Such flexible endoscopes usually have a control mechanism for bending the distal region of the flexible shaft, and by virtue of the flexibility of the shaft allow angles of view in a plane in the range from 0° to 180°. The control mechanism of such flexible endoscopes, however, consists of a pullwire mechanism which is cost-intensive in terms of manufacture. Further, a conventional flexible endoscope needs space in the distal region when the distal end of the shaft is bended back. This is because the bending radius cannot be made as small as desired due to glass fibers used for the imaging system of such a flexible endoscope.

It is, therefore, an object of the present invention to improve an endoscope as mentioned at the outset in such a way that the range of possible angles of view is

enlarged without increasing the space needed in the observation area for the increased range of directions of view.

According to the present invention, this object is achieved with respect to the endoscope mentioned at the outset in that the optical imaging system is pivotable with respect to the shaft about at least a second pivot axis, which is spaced from the first pivot axis and runs about transversely to the longitudinal axis of the shaft, and that an overall pivot range of the optical imaging system about the first and at least second pivot axis is at least  $150^\circ$  from the longitudinal axis of the shaft.

The endoscope according to the present invention has at least two well defined pivot axes which are spaced from one another in the longitudinal direction of the shaft and about which the optical imaging system can be pivoted such that the single pivot ranges of the optical imaging system about the first and second pivot axis add up to an overall pivot range which is larger than the single pivot ranges themselves. The provision of the at least one second pivot axis in a distance from the third pivot axis renders it possible to achieve directions of view even in the range from  $0^\circ$  to about  $180^\circ$  or more, and further ensures that the  $0^\circ$  direction of view is aligned with the longitudinal axis of the shaft, i.e. is not offset with respect to same. Thus, an enhanced range of angles of view can be achieved with the present invention. The present invention can be used in endoscopes having a rigid shaft as well as in endoscopes having a semi-flexible or flexible shaft, where it is advantageous that the change of direction of view is no longer based on a bending action, but on a pivoting movement about two well defined fixed pivot axes.

In a preferred refinement, the overall pivot range is at least about  $180^\circ$  from the longitudinal axis of the shaft.

The advantage of this measure is that a backward view direction substantially parallel to the longitudinal axis of the shaft can be obtained. Thus, it is possible to observe the backside of a structure in a recess of the observation area.

In a further preferred refinement, the optical imaging system is pivotable about the first and/or at least one second pivot axis from the longitudinal axis in opposite directions.

The advantage here is that the overall pivot range of the optical imaging system about the first and at least one second pivot axis is still increased, for example in connection with the refinement mentioned before an overall pivot range of  $\pm 180^\circ$  can be achieved.

In a further preferred refinement, the optical imaging system is pivotable about the first pivot axis in a range of at least about  $70^\circ$  to about  $110^\circ$  and about the at least one second pivot axis in a range of at least about  $40^\circ$  to about  $110^\circ$ .

In this way, the pivot ranges of the optical imaging system about the first and at least one second pivot axis add up to an overall pivot range of at least  $150^\circ$  from the longitudinal axis of the shaft. In a preferred embodiment, the pivot range about the first pivot axis and the at least one second pivot axis is approximately at least  $90^\circ$  in each case.

In a further preferred refinement, the first pivot axis and the at least one second pivot axis are about parallel with respect to one another.

The advantage of this measure is that the overall range of directions of view lie in the same plane when the optical imaging system is pivoted about the first pivot axis and additionally about the second pivot axis. Thus, when the optical imaging system is pivoted about the first pivot axis and then about the second pivot axis, the line of sight is swept through the same plane.

In a further preferred refinement, the optical imaging system is at least partially arranged in a distal head which is pivotably mounted on a first shaft portion to be pivotable about the first pivot axis, which first shaft portion in turn is pivotably

mounted on a second shaft portion to be pivotable about the at least one second pivot axis.

In this configuration, the distal region of the endoscope according to the invention comprises at least three parts which are articulatedly connected to one another. The joints between the distal head, the first shaft portion and the second shaft portion can advantageously be formed by pins or the like in order to obtain defined first and at least one second pivot axes without the need for flexible elements which could be too weak to withstand a large number of bending operations.

In this context, it is preferred if the distal head has a substantially ball-shaped housing.

The advantage here is that the distal head which forms the outermost distal end of the endoscope, does not represent edges or the like and, therefore, does not cause the risk of tissue damages in case the endoscope according to the invention is used as a medical endoscope for observing a body cavity, when the optical imaging system is pivoted about the first and/or at least one second pivot axis.

In a further preferred refinement, the optical imaging system comprises an electronic image pick-up and an imaging optics for imaging an object to be viewed onto the image pick-up, the image pick-up and the imaging optics being arranged in the distal head.

The advantage of this measure is that the entire optical imaging system is arranged in the distal head and is pivoted about the first pivot axis and the at least one second pivot axis as a whole, thus avoiding complicated optical arrangements in order to pass the light through the pivotable regions of the endoscope according to different pivot angles about the first and/or at least one second pivot axis. In contrast, it is only necessary to provide electrical lines which are fed through the articulations between the distal heads, the first shaft portion and the second shaft portion in order

to lead the signals produced by the image pick-up to the proximal ends of the endoscope, or, the signal transfer from the image pick-up to the proximal region to the endoscope can be more preferably realized by means of sliding contacts or still more preferably with the aid of radio signals produced by the image pick-up. In the latter case, transponder technique can be used in order to realize a transmission of the image pick-up signals to the proximal region of the endoscope. One or more receiver coils can be arranged in the distal head for receiving inductively coupled-in energy and control signals, and a transmission system which transmits image signals from the image pick-up outwards for further processing.

In a further preferred refinement, the optical imaging system is rotatable about the longitudinal axis of the shaft.

This measure is in particular advantageous, because the overall range of directions of view is still increased without the need to rotate the endoscope about the longitudinal axis of the shaft. In connection with the pivoting movement of the optical imaging system about the first and at least one second pivot axis, in particular if the overall pivot range is at least about  $180^\circ$  from the longitudinal axis of the shaft as mentioned before in connection with one preferred refinement, the optical imaging system and thus the direction of view can be swept through nearly the entire solid angle of  $4\pi$ , if, as provided in a further preferred refinement, the range of rotation of the optical imaging system about the longitudinal axis of the shaft is about  $360^\circ$ .

In connection with one or more of the previously mentioned preferred refinements, it is preferred, if the second shaft portion is rotatable with respect to a stationary portion of the shaft.

By virtue of this configuration, the rotary movement is achieved in a manner which is advantageously simple in construction by the fact, that the second shaft portion when rotated relative to the stationary shaft portion entrains the first shaft portion, the distal head and thereby the optical imaging system.



In a further preferred refinement, a control mechanism is provided to control the pivoting movement of the optical imaging system about the first and/or the at least one second pivot axis.

The advantage of a control mechanism is that the single movements of the optical imaging system about the first and/or at least one second pivot axis and, if provided, about the longitudinal axis of the shaft, can be controlled by the user of the endoscope on demand as the need arises.

In this connection, it is preferred if the control mechanism is configured such that it can control the pivoting movement of the optical imaging system about the first pivot axis independently from the pivoting movement about the at least one second pivot axis and vice versa.

The advantage of this measure is that in cases where only a change of the direction of view in a small angle range, for example in an angle range of less than 90° from the longitudinal axis as required, it is sufficient to pivot the optical imaging system about the first pivot axis, without the need to additionally pivot the optical imaging system about the at least one second pivot axis. This can be advantageous, if the observation area is very narrow and not much wider than the outer diameter of the distal end of the endoscope shaft where the optical imaging system is arranged, because the pivoting movement of the optical imaging system about the first pivot axis does not require an additional lateral space, while such additional lateral space is necessary for a pivoting movement of the optical imaging system about the second pivot axis.

In a further preferred refinement, the control mechanism comprises at least one gear having a first wheel which meshes with a second wheel fixed to the distal head.

As an alternative or additional preferred refinement, the control mechanism comprises a belt drive in order to pivot the distal head relative to the first shaft portion.

Both the afore-mentioned refinements have the advantage to provide control mechanisms which can be very small in construction and even be designed in miniaturized form so that these kinds of control mechanisms have the advantage not to enlarge the size of the distal region of the endoscope.

Further, it is preferred if the control mechanism comprises at least an electric motor for driving the gear or the belt drive mentioned before.

Nowadays, electric motors are available in miniaturized size which are suited as a power source for the control mechanism in the endoscope according to the invention.

In a similar manner, and providing the same advantages, it is preferred, if the control mechanism comprises a gear or belt drive to control the pivoting movement of the first shaft portion with respect to the second shaft portion, and if the control mechanism comprises at least an electric motor to drive the gear or the belt drive for pivoting the first shaft portion with respect to the second shaft portion.

Finally, with respect to the rotary movement of the optical imaging system about the longitudinal axis of the shaft, it is also preferred, if the control mechanism comprises a gear to control the rotating movement of the second shaft portion with respect to the stationary portion of the shaft, and, if the control mechanism comprises at least an electric motor for driving the gear for rotating the second shaft portion with respect to the remainder of the shaft.

Nevertheless, other preferred control mechanisms which can be provided as control mechanism for pivoting the optical imaging system about the first and/or at least one second pivot axis and/or for rotating it about the longitudinal axis of the shaft, can be magnetic, pneumatic, hydraulic control mechanisms, or control mechanisms, which act just mechanically such as via pull- and push rods.

Further, the distal head containing the optical imaging system can be supported in magnetic bearings, air cushion bearings or the like.

The one or more electric motors mentioned before in connection with the control mechanism preferably is or are a step motor.

The advantage of a step motor is that also very small movements of the optical imaging system can be controlled in a very fine and precise manner.

In a further preferred refinement, the endoscope according to the invention further comprises an illuminating system for transmitting light into the observation area, the illuminating system being pivotable about the first and at least one second pivot axis together with the optical imaging system.

The advantage of this measure is, that the illuminating system always follows the movement of the optical imaging system, thus ensuring that the region of the observation area which is actually observed, is always sufficiently illuminated.

In this connection, it is preferred if the illuminating system comprises a light source having at least one light emitting diode (LED) arranged adjacent the optical imaging system, and/or if the illuminating system comprises a light source configured as a ring or at least as a partial ring surrounding or at least partially surrounding a light entrance window of the optical imaging system.

It is to be understood that the ring shaped illuminating system can be comprised of a plurality of adjacent LED's or of a single LED in ring shape.

Such LED light sources are obtainable in miniaturized size, and, therefore, are very suited as illuminating system for the endoscope according to the invention.

Further advantages and features will be apparent from the following description and the accompanying drawings.

It is to be understood, that the afore-mentioned features and those features to be explained below are not only applicable in the mentioned combinations, but also in other combinations or in isolation, without departing from the scope of the invention.

Preferred embodiments of the invention are illustrated in the accompanying drawings and will be described hereinafter with reference to the drawings. In the drawings:

- Fig. 1        shows a distal region of an endoscope in a side view, partially in longitudinal section, in an operating condition providing an angle of view of  $0^\circ$  with respect to a longitudinal axis of the endoscope shaft;
- Fig. 2        shows the endoscope in Fig. 1 in a perspective view in an operating condition providing an angle of view of about  $90^\circ$  with respect to the longitudinal axis of the endoscope shaft;
- Fig. 3        shows a perspective sectional view of a distal head of the endoscope containing an optical imaging system and an illuminating system of the endoscope;
- Fig. 4        shows the endoscope in Figs. 1 and 2, partially in a longitudinal section, in a representation where a control mechanism for pivoting the optical imaging system of the endoscope about a first and second pivot axis can be seen while the endoscope is in an operating condition where an angle of view is about  $180^\circ$  with respect to the longitudinal axis of the shaft;

- Fig. 5 is a representation similar to Fig. 4, wherein the control mechanism for the pivoting movement of the optical imaging system about the second pivot axis has been omitted and the endoscope is in the operating condition similar to Fig. 2;
- Fig. 6 is a representation similar to Fig. 4, wherein the control mechanism for the pivoting movement of the optical imaging system about the first pivot axis has been omitted, and the endoscope is in an operating condition similar to Fig. 2;
- Fig. 7 is a representation similar to Figs. 5 and 6, wherein the control mechanism for rotating the optical imaging system about the longitudinal axis of the endoscope shaft is illustrated;
- Fig. 8 is a representation of the endoscope in the previous Figures, partially in a longitudinal section, additionally showing an outer shaft and a glass ball surrounding the inner shaft portions and the distal head of the endoscope; and
- Fig. 9 shows an alternative embodiment of the control mechanism for pivoting the optical imaging system about the first pivot axis.

Figs. 1 through 8 show an endoscope 10 in its distal region.

The endoscope 10 can be an endoscope for medical purposes or an endoscope for industrial purposes.

The endoscope 10 comprises an elongated shaft 12 having a longitudinal axis 13. At least a distal end of the shaft 12 is rigid. As illustrated in Fig. 8 and 1, shaft 12 comprises an outer shaft 14 which extends to a proximal end (not shown) of the endoscope. The outer shaft 14 is a stationary portion of the shaft 12, as will be described

in more detail below. Only for the reason of simplicity of illustration, the outer shaft 14 has been shown as transparent part, while in practical cases, the outer shaft 14 is made of steel, for example.

The distal end of the endoscope 10 comprises a rigid distal head 16 which comprises or contains an optical imaging system 18, which is illustrated in more detail in Fig. 3.

With reference to Fig. 3, the optical imaging system 18 comprises an imaging optics 22 which is configured in the illustrated embodiment as an objective lens with imaging capabilities. The optical imaging system 18 further comprises an electronic image pick-up 24, which is configured in the present embodiment as a CCD-chip. An aperture stop 26 is arranged between the imaging optics 22 and the image pick-up 24.

The imaging optics 22, the image pick-up 24 and the aperture stop 26 form a miniaturized video camera which is completely incorporated in the distal head 16 of the endoscope 10.

The distal head 16 comprises a substantially ball-shaped housing 20 for housing the imaging optics 22, the aperture stop 26 and the image pick-up 24.

Further, one or more receiver coils can be arranged in the distal head for receiving inductively coupled-in energy and control signals, and a transmission system which transmits image signals from the image pick-up outwards for further processing.

Further, the endoscope 10 comprises an illuminating system 28 which is also arranged in the distal head 16. The illuminating system 28 comprises a light source 30 configured as a ring which surrounds a light entrance window 29 of the optical imaging system 18, i.e. the light source 30 surrounds the objective lens forming the imaging optics 22 of the optical imaging system 18.

Again with reference to Figs. 1 through 8, the distal end of the endoscope 10 further comprises a first shaft portion 32 arranged proximally to distal head 16 and connected thereto, and a second shaft portion 34 arranged proximally to first shaft portion 32 and connected thereto.

A third shaft portion 36 is arranged proximally to the second shaft portion 34.

Again, only for the sake of illustration, the shaft portions 32 and 34 and 36 have been shown as transparent parts in Figs. 4 through 7 in order to have sight onto inner parts of the endoscope 10.

The distal head 16 is connected to the first shaft portion 32 in articulated fashion via a pin connection so that the distal head 16 is pivotable about a first pivot axis 38 according to a double arrow 39.

The first shaft portion 32 in turn is connected to the second shaft portion 34 in articulated manner via another pin connection so that the first shaft portion 34 and thereby the distal head 16 is pivotable about a second pivot axis 40 according to a double arrow 41.

By virtue of the articulated connection of the distal head 16 to the first shaft portion 32 and of the first shaft portion 32 to the second shaft portion 34, the optical imaging system 18 is pivotable about the first pivot axis 38 as well as about the second pivot axis 40 according to the double arrows 39 and 41.

As can be seen in Fig. 1 for example, the second pivot axis 40 is spaced from the first pivot axis 38 in direction of the longitudinal axis 13 of the endoscope shaft 12. The distance between the first pivot axis 38 and the second pivot axis 40 is approximately equal to or somewhat larger than the outer diameter of the shaft 12 of the endoscope 10.

The first pivot axis 38 and the second pivot axis 40 both run about transversely to the longitudinal axis 13 of the shaft 12 and are about parallel to one another.

The optical imaging system 18 is pivotable about the first and second pivot axis 38, 40 in opposite directions with respect to the longitudinal axis 13.

The pivot axes 38 and 40 allow for a pivoting movement of the optical imaging system 18 in one plane, which is the plane of the drawing in Fig. 1, over an overall pivot range of  $\pm 180^\circ$  from the longitudinal axis 13 of the shaft 12. Thus, the direction of view or the angle of view can be changed from  $0^\circ$  as shown in Fig. 1, where the direction of view illustrated by line 42 in Fig. 1 coincides with the longitudinal axis 13 of the shaft 12 of the endoscope 10, to both sides of the longitudinal axis 13 by  $\pm 180^\circ$ . An angle of view of  $180^\circ$  with respect to the longitudinal axis 13 of the shaft 12 of the endoscope 10 means a backward view as shown in Fig. 4.

The single pivot range of the pivoting movement of the optical imaging system 18 about the first pivot axis 38 and about the second pivot axis 40, respectively, is at least about  $\pm 90^\circ$ . For example, in Fig. 4 the distal head 16 is pivoted about the first pivot axis 38 by an angle of about  $90^\circ$ , and the first shaft portion 32 is pivoted about the second pivot axis 40 by an angle of about  $90^\circ$ , too, leading to an overall pivot range of about  $180^\circ$ .

In another instance, as can be seen in Fig. 2, the optical imaging system 18 is pivoted about the first pivot axis 38 and the second pivot axis 40 by an overall angle of about  $90^\circ$  with respect to the longitudinal axis 13 of the shaft 12 of the endoscope 10, wherein the distal head 16 is pivoted about the first pivot axis 38 by an angle of about  $45^\circ$ , and the first shaft portion 32 is pivoted about the second pivot axis 40 by an angle of about  $45^\circ$ , too. However, the same pivot angle of  $90^\circ$  of the optical imaging system 18 with respect to the longitudinal axis 13 can be achieved by pivoting the distal head 16 about the first pivot axis 38 by an angle of about  $90^\circ$ ,



while the first shaft portion 32 is in its 0° position, i.e. aligned with the second shaft portion 34.

In general, it is sufficient if the distal head 16 is pivotable about the first pivot axis 38 by a maximum angle of about 90°, and the first shaft portion 32 is pivotable about the second pivot axis 40 by a maximum pivot angle of about 90°, too. However, other combinations of maximum pivot angles about the first and second pivot axis 38 and 40 are conceivable.

The optical imaging system 18 is not only pivotable in a plane in order to change the direction of view, but is also rotatable with respect to the shaft 12 about the longitudinal axis 13 thereof. This is accomplished by the fact that the second shaft portion 34 is rotatable about the longitudinal axis 13 with respect to the outer shaft 14 of the endoscope 10.

By rotating the second shaft portion 34 about the longitudinal axis 13, the distal head 16 and the first shaft portion 32 are rotated about the longitudinal axis 13 together with the second shaft portion 34. Rotation of the optical imaging system 18 about the longitudinal axis 13 changes the direction of view in a plane perpendicular to the longitudinal axis 13 (in the 90° case) or the direction of view is swept over a cone the aperture angle of which is determined by the pivot angle of the optical imaging system 18 about the first and second pivot axis 38, 40.

The maximum rotary angle of the second shaft portion 34 about the longitudinal axis 13 is at least 360°.

In total, the optical imaging system 18 can be moved by pivoting the distal head 16 about the first and second pivot axis 38, 40 and by rotating the second shaft portion 34 about the longitudinal axis 13 in such a manner that the direction of view can take any arbitrary orientation within the entire solid angle of about  $4\pi$  without the need of replacing, rotating or moving the endoscope 10 from its position.

In the following, a control mechanism is described with respect to Figs. 4 through 7 which enables the optical imaging system 18 to change its orientation as described before.

As depicted in Fig. 4, the endoscope 10 comprises a control mechanism 44 to control the pivoting movement of the optical imaging system 18 about the first pivot axis 38 and the at least one second pivot axis 40.

Fig. 5 shows only such parts of the control mechanism which are provided to control the pivoting movement of the optical imaging system 18 about the first pivot axis 38. For that purpose, the control mechanism 44 comprises a first gear 46, having a first wheel 48 which is fixed to the first shaft portion 32. In order to be more precise, the first wheel 48 is arranged on the axle or pin forming the second pivot axis 40, such that the first wheel 48 can freely rotate about that pin forming the second pivot axis 40.

The first wheel 48 is a toothed wheel which meshes with a second wheel 50 which is fixed to the distal head 16. The second wheel 50 is arranged concentrically with respect to the first pivot axis 38. The second wheel 50 is a toothed wheel, too. The second wheel 50 is formed as a circumferentially partial ring which is embedded in the housing 20 of the distal head 16.

The control mechanism 44 comprises a second gear 52 which is configured as a worm gear which is connected to the first gear 46 by means of a belt 54 in order to drive, i.e. to rotate, the first wheel 48 of the first gear 46.

The control mechanism 44 further comprises an electric motor to drive the second gear 52 and thereby the first gear 46 in order to pivot the distal head 16 and thereby the optical imaging system 18 about the first pivot axis 38. The electric motor 56, which is a step motor, is arranged in the third portion 36 of the shaft 12 of the endoscope 10.

With reference to Fig. 6, the control mechanism 44 comprises a third gear 58 in order to pivot the first shaft portion 32, thereby the distal head 16 and thereby the optical imaging system 18 about the second pivot axis 40.

The third gear 58 is configured as a worm gear similar to the second gear 52. The third gear 58 is connected to the first shaft portion 32 through a push and pull rod 60 which engages the first shaft portion 32 distally spaced from the second pivot axis 40.

The control mechanism 44 comprises a second electric motor 62 in order to drive the third gear 58, and, thereby, to pivot the first shaft portion 32 about the second pivot axis 40.

As follows from the preceding description, the control mechanism 44 is configured such that it can control the pivoting movement of the optical imaging system 18 about the first pivot axis 38 independently from the pivoting movement about the at least one second pivot axis 40 and vice versa.

With reference to Fig. 7, the control mechanism 44 further comprises a fourth gear 64 to control the rotating movement of the second shaft portion 34 with respect to the remainder of the shaft 12, in the present case with respect to the outer shaft 14 of the endoscope 10. The fourth gear 64 comprises a first wheel 66 fixed to the third shaft portion 36 and having a tothing on its inner side, which meshes with a second wheel 68, having an outer tothing, accordingly. The second wheel 68 is driven by a third electric motor 70, which is a step motor.

Fig. 7 shows all components of the control mechanism 44 described before in place in the endoscope 10.

Fig. 9 shows a slightly modified embodiment of the control mechanism 44 for pivoting the distal head 16 about the first pivot axis 38. Instead of the first wheel 48

and the second wheel 50, the control mechanism 44 comprises a belt which is fed around the pin of the second pivot axis 40, and which is driven by the second gear 52 and the belt 54.

Fig. 8 shows the complete distal region of the endoscope 10 where the third shaft portion 36 and all the parts of the control mechanism 44 are surrounded by the outer shaft 14 which extends (not shown) to the proximal end of the endoscope 10.

At its distal end, the outer shaft 14 is connected with a glass ball which surrounds the distal head 16, the first shaft portion and the second shaft portion 34. The glass ball 74 is arranged such that in each orientation of the distal head 16 the direction of view is perpendicular to the surface of the glass ball in order to avoid a displacement of the direction of view due to refraction.

In other embodiments (not shown), the glass ball 74 can be replaced by a transparent flexible tube, for example.

Claims

1. An endoscope, comprising an elongated shaft (12) and an optical imaging system (18) arranged at a substantially rigid distal end of the shaft (12) for receiving light from an observation area, wherein the optical imaging system (18) is pivotable with respect to the shaft (12) about a first pivot axis (38) which runs about transversely to a longitudinal axis (13) of the shaft (12), characterized in that the optical imaging system (18) is pivotable with respect to the shaft (12) about at least a second pivot axis (40), which is spaced from the first pivot axis (38) and runs about transversely to the longitudinal axis (13) of the shaft (12), and that an overall pivot range of the optical imaging system (18) about the first and at least second pivot axis (38, 40) is at least 150° from the longitudinal axis (13) of the shaft (12).
2. The endoscope of claim 1, characterized in that the overall pivot range is at least about 180° from the longitudinal axis (13) of the shaft (12).
3. The endoscope of claim 1 or 2, characterized in that the optical imaging system (18) is pivotable about the first and/or at least one second pivot axis (38, 40) from the longitudinal axis (13) in opposite directions.
4. The endoscope of anyone of claims 1 through 3, characterized in that the optical imaging system (18) is pivotable about the first pivot axis (38) in a range of at least about 70° to about 110° and about the at least one second pivot axis (40) in a range of at least about 40° to about 110°.
5. The endoscope of anyone of claims 1 through 4, characterized in that the first pivot axis (38) and the at least one second pivot axis (40) are about parallel with respect to one another.

6. The endoscope of anyone of claims 1 through 5, characterized in that the optical imaging system (18) is at least partially arranged in a distal head (16) which is pivotably mounted on a first shaft portion (32) to be pivotable about the first pivot axis (38), which first shaft portion (32) in turn is pivotably mounted on a second shaft portion (34) to be pivotable about the at least one second pivot axis (40).
7. The endoscope of claim 6, characterized in that the distal head (46) has a substantially ball-shaped housing (20).
8. The endoscope of claim 6 or 7, characterized in that the optical imaging system (18) comprises an electronic image pick-up (24) and an imaging optics (22) for imaging an object to be viewed onto the image pick-up (24), the image pick-up (24) and the imaging optics (22) being arranged in the distal head (16).
9. The endoscope of anyone of claims 1 through 8, characterized in that the optical imaging system (18) is rotatable about the longitudinal axis (13) of the shaft (12).
10. The endoscope of claim 9, characterized in that the range of rotation is about 360°.
11. The endoscope of anyone of claims 6 through 8 and of claim 9 or 10, characterized in that the second shaft portion (32) is rotatable with respect to a stationary portion (14) of the shaft (12).
12. The endoscope of anyone of claims 1 through 11, characterized in that a control mechanism (44) is provided to control the pivoting movement of the optical imaging system (18) about the first and/or the at least one second pivot axis (38, 40).

13. The endoscope of claim 12, characterized in that the control mechanism (44) is configured such that it can control the pivoting movement of the optical imaging system (18) about the first pivot axis (38) independently from the pivoting movement about the at least one second pivot axis (40) and vice versa.
14. The endoscope of claim 12 or 13 and anyone of claims 6 through 10, characterized in that the control mechanism (44) comprises at least one gear (46) having a first wheel (48) which meshes with a second wheel (50) fixed to the distal head (16).
15. The endoscope of anyone of claims 12 through 14 and anyone of claims 6 through 10, characterized in that the control mechanism (44) comprises a belt drive (54; 72) in order to pivot the distal head (16) relative to the first shaft portion (32).
16. The endoscope of claim 14 or 15, characterized in that the control mechanism (44) comprises at least one electric motor (56) for driving the gear (46, 52) or the belt drive (54; 72).
17. The endoscope of anyone of claims 12 through 16, characterized in that the control mechanism (44) comprises a gear (58) or belt drive to control the pivoting movement of the first shaft portion (32) with respect to the second shaft portion (34).
18. The endoscope of claim 17, characterized in that the control mechanism (44) comprises at least an electric motor (62) to drive the gear (58) or the belt drive for pivoting the first shaft portion (32) with respect to the second shaft portion (34).

19. The endoscope of claim 11 and anyone of claims 2 through 18, characterized in that the control mechanism (44) comprises a gear (64) to control the rotating movement of the second shaft portion (34) with respect to a stationary portion (14) of the shaft (12).
20. The endoscope of claim 19, characterized in that the control mechanism (44) comprises at least an electric motor (70) for driving the gear (64) for rotating the second shaft portion (34).
21. The endoscope of claim 16, 18 or 20, characterized in that the electric motor (56, 62, 70) is a step motor.
22. The endoscope of anyone of claims 1 through 21, characterized in that it further comprises an illuminating system (28) for transmitting light into the observation area, the illuminating system (28) being pivotable about the first and at least one second pivot axis (38, 40) together with the optical imaging system (18).
23. The endoscope of claim 22, characterized in that the illuminating system (28) comprises a light source having at least one light emitting diode (LED) arranged adjacent the optical imaging system (18).
24. The endoscope of claim 22 or 23, characterized in that the illuminating system (28) comprises a light source configured as a ring (30) or at least as a partial ring surrounding or at least partially surrounding a light entrance window (29) of the optical imaging system (18).



Abstract

The invention describes an endoscope, comprising an elongated rigid shaft (12) and an optical imaging system (18) arranged at a distal end of the shaft (12) for receiving light from an observation area, wherein the optical imaging system (18) is pivotable with respect to the shaft (12) about a first pivot axis (38) which runs about transversely to a longitudinal axis (13) of the shaft (12). The optical imaging system (18) is pivotable with respect to the shaft (12) about at least a second pivot axis (40), which is spaced from the first pivot axis (38) and runs about transversely to the longitudinal axis (13) of the shaft (12), and an overall pivot range of the optical imaging system (18) about the first and at least second pivot axis (38, 40) is at least  $150^\circ$  from the longitudinal axis (13) of the shaft (12) (Fig. 1).

【 図 1 】

1 / 9

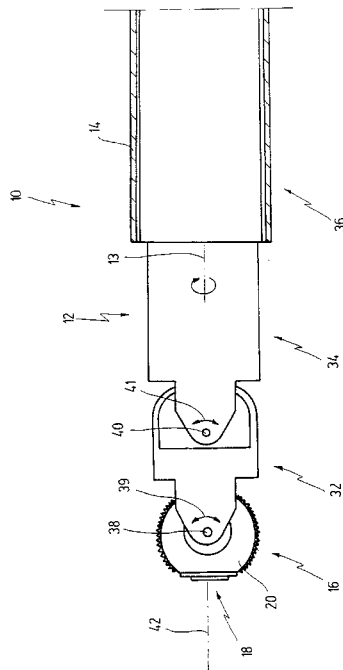


Fig.1

【 図 2 】

2 / 9

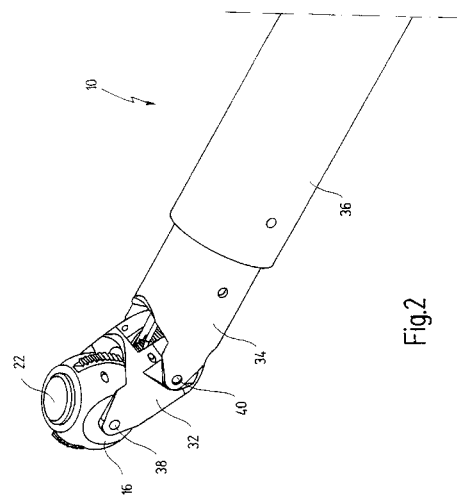


Fig.2

【図 3】

3 / 9

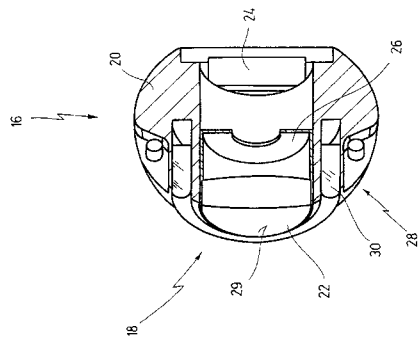


Fig.3

【図 4】

4 / 9

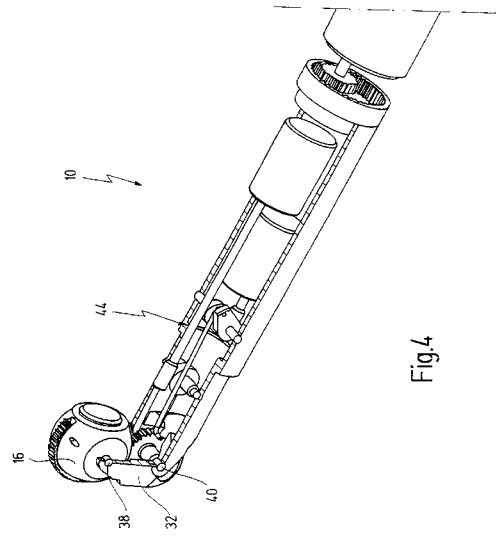


Fig.4

【図 5】

5 / 9

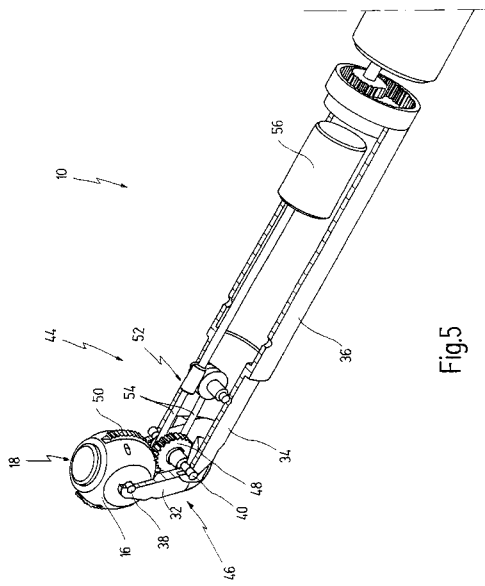


Fig.5

【図 6】

6 / 9

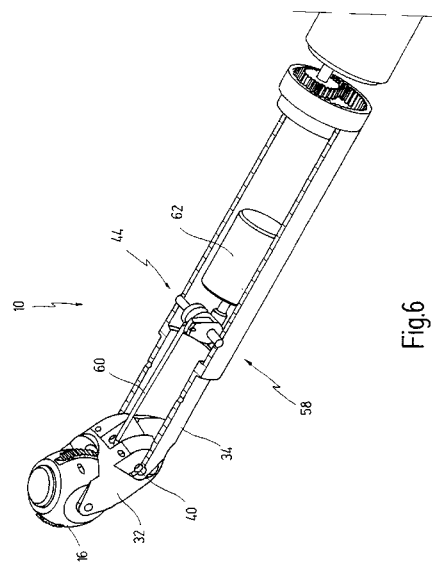


Fig.6

【 図 7 】

7 / 9

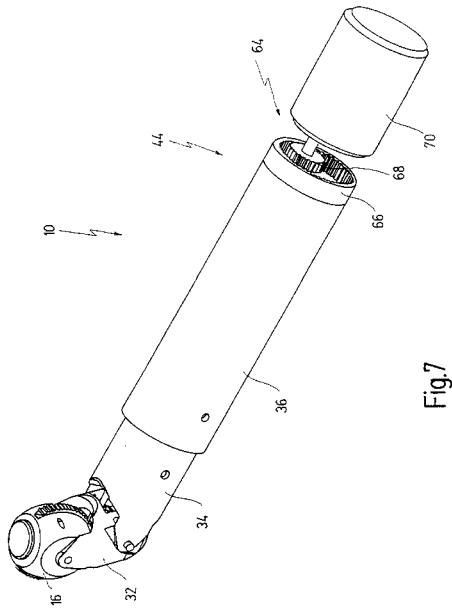


Fig.7

【 図 8 】

8 / 9

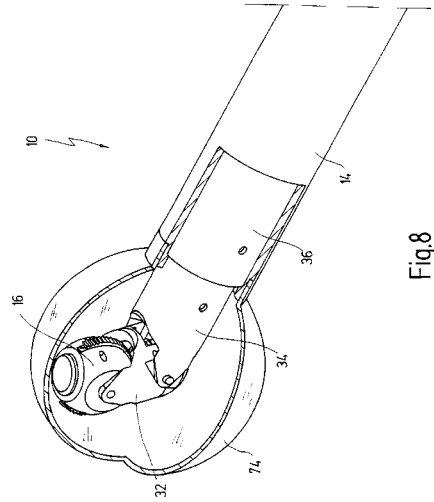


Fig.8

【 図 9 】

9 / 9

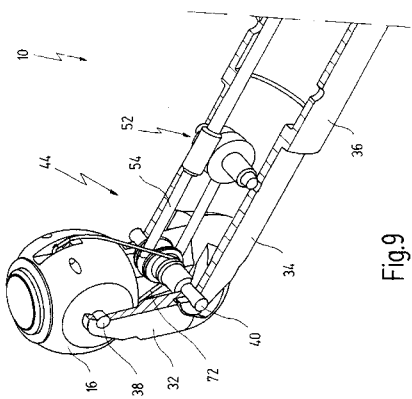


Fig.9

专利名称(译)	观察方向变量型内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007075604A</a>	公开(公告)日	2007-03-29
申请号	JP2006234012	申请日	2006-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	KARL STORZ		
申请(专利权)人(译)	卡尔·斯托尔兹GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru GMBH UND Cie的命令避蚊胺GESELLSCHAFT		
[标]发明人	ジークフリートヘーフィク ファンクライ		
发明人	ジークフリート ヘーフィク ファンク ライ		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/2484 A61B1/00179 A61B1/00183 A61B1/05 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.P A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.C A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA02 2H040/BA04 2H040/BA21 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA43 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/AA29 4C061/BB07 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061/RR26 4C161/AA00 4C161/AA29 4C161/BB07 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26		
代理人(译)	冈本博之		
优先权	2005018933 2005-08-31 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：随着观看方向范围的扩大，在不增加观察区域所需空间的情况下扩大可调节视角范围。本发明的内窥镜包括具有纵向形状的刚性轴12和布置在轴12的端部以接收来自观察区域的光的光学成像系统18。图像拾取系统18可绕第一旋转轴38相对于轴12旋转，该第一旋转轴38在基本上与轴12的竖直轴线13交叉的方向上延伸。光学成像系统18是旋转轴40，其布置成与第一旋转轴38相距一定距离，并且包括至少一个第二旋转轴40，该第二旋转轴40在基本上横向于轴12的竖直轴线13的方向上延伸。它可相对于轴12围绕移动轴40旋转，并且可围绕光学成像系统18的第一旋转轴和至少一个第二旋转轴38、40完全旋转。运动范围与轴12的纵轴13至少150°。[选型图]图1

