

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6129344号

(P6129344)

(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 A

請求項の数 16 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-553022 (P2015-553022)
 (86) (22) 出願日 平成25年11月29日 (2013.11.29)
 (65) 公表番号 特表2016-508765 (P2016-508765A)
 (43) 公表日 平成28年3月24日 (2016.3.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2013/075042
 (87) 国際公開番号 WO2014/111190
 (87) 国際公開日 平成26年7月24日 (2014.7.24)
 審査請求日 平成27年9月18日 (2015.9.18)
 (31) 優先権主張番号 102013200898.8
 (32) 優先日 平成25年1月21日 (2013.1.21)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 Siemens Aktiengesellschaft
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
 ヴィッテルスバッハープラッツ 2
 Wittelsbacherplatz
 2, D-80333 Muenchen,
 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】 内視鏡、殊に低侵襲手術のための内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内部空間 (R) の領域 (W) を三次元的に検出する内視鏡であって、

当該内視鏡は、遠方側終端領域を有する縦長の物体として、元来の長軸方向の内視鏡延在に沿って、延在し、

当該遠方側終端領域は、前記元来の長軸方向の内視鏡延在に対して180°まで折り曲げ可能であり、

アクティブ三角測量方式を用いて前記領域 (W) を三次元的に検出する装置が、少なくとも部分的に、前記遠方側終端領域内に形成されており、

前記領域 (W) を三次元的に検出する前記装置は、符号化されたカラーパターンを当該領域 (W) 上に投影する投影装置 (1) と、当該領域 (W) 上に投影されたカラーパターンの画像を検出する検出装置 (3) とを有しており、

前記投影装置 (1) 及び前記検出装置 (3) の各々の視線方向が、折り曲げられている前記遠方側終端領域の長軸方向の延在に対して実質的に垂直になるように、前記投影装置 (1) と前記検出装置 (3) の両方が完全に前記遠方側終端領域内に形成されており、または、

前記投影装置 (1) 及び前記検出装置 (3) の各々の視線方向が、折り曲げられている前記遠方側終端領域の長軸方向の延在に対して実質的に垂直になるように、前記投影装置 (1) 及び前記検出装置 (3) のうちの一方が完全に前記遠方側終端領域内に形成されており、かつ、他方が部分的に前記遠方側終端領域内に形成されている内視鏡において、

10

20

前記2つの視線方向は、前記遠方側終端領域の前記長軸方向の延在に沿って伸びる回転軸を中心に回転可能である、
ことを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

前記検出装置(3)によって作成された画像を、当該画像を処理して三次元オブジェクト座標にする評価装置(7)に伝送する伝送装置(5)が形成されており、

当該三次元オブジェクト座標は、表示装置(11)によって、3D画像として操作員に示される、請求項1記載の内視鏡。

【請求項3】

前記遠方側終端領域は、前記元来の長軸方向の内視鏡延在に対して約90°折り曲げ可能である、請求項1または2記載の内視鏡。

10

【請求項4】

前記遠方側終端領域内に形成されていない、前記投影装置(1)の一部および前記検出装置(3)の一部が、前記縦長の物体内に、前記遠方側終端領域に接して形成されている、請求項1から3までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項5】

前記遠方側終端領域内に形成されていない、前記投影装置(1)の一部および前記検出装置(3)の一部が、前記縦長の物体の外に、当該縦長の物体の近方側終端領域の側に形成されている、請求項1から4までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項6】

20

前記投影装置(1)が前記遠方側終端領域内に形成されている場合には、前記投影装置(1)へと向かう導光装置(19)が、前記縦長の物体の外にある光源(17)から前記縦長の物体の内へ形成されている、請求項5記載の内視鏡。

【請求項7】

前記内視鏡は堅硬であり、前記遠方側終端領域は、継ぎ手を用いて折り曲げられる、請求項1から6までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項8】

前記内視鏡は柔軟であり、前記遠方側終端領域は柔軟な材料を用いて、または、継ぎ手を用いて折り曲げられる、請求項1から7までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項9】

30

前記内視鏡は機械式の機構または電気機械式の機構を有しており、当該機構によって、前記遠方側終端領域が折り曲げられる、請求項1から8までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項10】

前記伝送装置(5)は前記画像を、少なくとも1つの伝送媒体を用いて、前記検出装置(3)から前記評価装置(7)へと伝送する、請求項2から9までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項11】

光学的または電気的な画像信号は、伝送媒体としての、ミラー、電気的な線路、ライトガイドまたは透過性層または導電性層を用いて偏向可能である、請求項10記載の内視鏡。

40

【請求項12】

位置決定装置(9)を有しており、当該位置決定装置(9)によって、前記投影装置(1)の位置と前記検出装置(3)の位置とが求められる、請求項1から11までのいずれか一項記載の内視鏡。

【請求項13】

前記投影装置(1)は前記カラーパターンと交互に、白色光を前記内部空間の領域(W)上に投影し、

前記検出装置(3)は前記白色光によって校正可能な3D画像と交互に、前記領域(W)のカラー画像を検出する、請求項1から12までのいずれか一項記載の内視鏡。

50

【請求項 1 4】

前記表示装置（1 1）は、前記領域（W）の前記 3 D 画像と前記カラー画像とを、リアルタイムで操作員に提供する、請求項 1 3 記載の内視鏡。

【請求項 1 5】

前記 3 D 画像の検出データレートと前記カラー画像の検出データレートとはそれぞれ、2 0 ～ 4 0 H z の間である、請求項 1 3 または 1 4 記載の内視鏡。

【請求項 1 6】

前記評価装置（7）は、前記領域（W）の三次元オブジェクト座標を、少なくとも 1 つの他の測定装置によって得られた、前記領域（W）の点群データと融合させる、請求項 2 から 1 5 までのいずれか一項記載の内視鏡。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、独立請求項の上位概念に記載された内視鏡、殊に低侵襲手術のための内視鏡に関する。

【0 0 0 2】

しばしば、従来の、開口が大きい手術と比べて、低侵襲手術ないしは腹腔鏡手術、殊に傷痕の無い手術には、多数の方法上の技術的な制約がある。これらの制約は殊に、著しく低減された自由度の下での可視化、空間的な配向、組織の性質の評価および動作領域の空間的な狭さに関する。これらの理由から、殊に複雑な手術は今日まで、それが強く望まれているのにも係わらず、低侵襲で行うことができない。

20

【0 0 0 3】

従って、低侵襲手術の利用可能性を拡大するために、世界的に、集中的な研究努力および開発努力がはらわれている。

【0 0 0 4】

従来の低侵襲手術の実質的な欠点は、第 3 の次元に関する情報が欠如している、および、不正確である、ということである。なぜなら、臓器表面のみが観察され、例えば、臓器内部の腫瘍の位置を突き止めるために触覚を使用することができないからである。深さ情報は、基本的に、術前に得られた体積データセットの投影によって伝えられる。しかし、このような形態の拡張現実ないし拡大現実では従来、リファレンスは確実ではない。術前の診断と比べて、術中は常に、多かれ少なかれ、例えば腹腔内の解剖学的構造の特徴付けされた位置および形状が変化し得る。術前のデータセットはそれぞれ、これに合わせられなければならない。例えば腹腔内の臓器の現下の表面に関する、従来技術と比べてより正確な情報が存在する場合には、このような整合を、ソフトウェア技術を用いて行うことが可能であろう。さらに、従来では、視野が著しく制限されている。

30

【0 0 0 5】

多くのアプローチは、リアルタイムでの、正確な、継続的な深さ測定を前提としている。従来では、手術の各時点で、各解剖学的構造と使用されている各測定対象物との間の正確な距離を特定するのは不可能である。このような情報の欠如は、依然として現存する多くの問題の原因である。

40

【0 0 0 6】

元からある人体開口部を介した医療手術をさらに発展させるための、鍵となる技術は、正確な 3 D 測定技術である。成功例の無い状態で、NOTES（自然開口部超経管腔の内視鏡手術：Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery）、ないしは、元からある人体開口部を通るアクセスを用いて手術が行われる、傷痕の無い低侵襲手術が、病院に導入されることはないだろう。NOTES の場合には、メカトロニクスを用いた補助システムの使用が不可欠である。これは同様に、必ず、衝突回避のための確実に機能する深さ測定技術ないしは 3 D 測定技術を、呼吸によって生じる臓器の変位を補償するため、および、多数の他の機能のために必要とする。

【0 0 0 7】

50

3D情報および相応する3D測定技術を提供するために、これまで他の技術分野で使用されてきた種々の解決策が使用可能である。

【0008】

立体鏡検査法

立体鏡三角測量が、距離測定 of 従来の原理である。ここでは、1つの対象物が、2つの観察方向でカメラを用いて画像される。2つの撮影において、目立つ点が再びそれと見分けられる場合、カメラの距離、いわゆる基線が既知であるならば、基線値と2つの角度によって明確に特定され、点の間隔の測定を可能にする三角形が形成される。しかし、ここでの欠点は、多くの場合に、対象物内に存在する目立つ点が少なすぎることによって、カメラ内の対応する、発見される点が極めて少ない、ということである。このような問題は、対応問題と称される。

10

【0009】

相三角測量法

このような対応問題を回避するために、従来では、いわゆるアクティブ三角測量法が使用されている。これは、1つの方向から既知のパターン、または、相三角測量法の場合と同様に、正弦関数的パターンのシーケンスを対象物上に投影する。1つの別の方向から対象物を画像することによって、このパターンは、パターン表面の形状に応じて歪む。ここで、位相シフトとも称されるこの歪みから同様に三次元表面が計算される。このような手法によって、完全に接触しておらず、かつ、マーカーの無い表面を測定することも可能になる。低侵襲手術分野での、このような様式の3D測定における欠点は、カメラを収容するための場所、および、パターンシーケンスを投影する、ある角度で取り付けられるプロジェクターを収容するための場所が僅かしかない、ということである。さらなる欠点は、投影シーケンスの間に、対象物に対するポジションが変えられてはならない、ということである。なぜなら、ポジションが変えられてしまうと、3D座標計算は著しく誤りを含むものになってしまうからである。

20

【0010】

タイム・オブ・フライト法

対象物運動に基づく、誤りを含む3D座標計算の欠点は、いわゆるタイム・オブ・フライト(TOF)法においても発生する。ここでも同様に、対象物表面の1つの箇所から、少なくとも4つの強度値が、強度変調された送信信号の異なる伝播時間のもとで測定される。このような強度値の計算によって、各間隔値が生じる。他の試みは、殊に、飛行時間差の測定である。飛行時間差は、間隔の差によって生じる。これは300.000km/秒の範囲における、極めて速い光速度の場合にはミリメートル領域にある。従来のシステムは、高度に発展した検出器と電子回路の使用によるミリメートルの解像度の場合に、唯一の対象物点の間隔を測定することができる。平面状のTOF間隔センサの場合には、手術に対して、センチメートル領域の不十分な値が得られるだけである。

30

【0011】

運動からの構造復元

この方法は、次のことをベースにしている。すなわち原理的には、対象物前のカメラの運動によって多くの画像が種々の方向から撮影され、基本的にこのような方法でも三角測量が可能である、ということを経験している。しかしここでも同様に、いわゆる対応問題が生じる。すなわち、目立つ点が、各一連の画像において、再びそれと見分けられなければならない。さらに、絶対値を計算するのが不可能なのではなく、単に相対値を計算するのが不可能である。なぜなら、一時的な撮影の間の三角測量基線、間隔および配向は既知ではないから、または、付加的にトラッキングシステムによって測定されなければならないからである。

40

【0012】

本発明の課題は、殊に、低い自由度の下で動作空間が狭い場合の、可視化、空間的な配向および/または対象物、殊に組織の評価が、従来のシステムと比べて改善され、かつ、容易にされた内視鏡を提供することである。殊に、低侵襲手術での利用可能性が拡張され

50

るべきである。同様に、複雑な低侵襲手術も実施可能にされるべきである。正確な、継続的な深さ測定が、リアルタイムで可能になるべきであり、手術の各時点で、内視鏡と対象物との間の正確な距離が特定可能であるべきである。内視鏡装置が次のように準備されるべきである。すなわち、殊に、低侵襲手術の領域上の、表面の3D測定データが、従来技術と比べて高いデータの質によって生成されるように準備されるべきである。

【0013】

殊に、低侵襲手術(MIC)の領域上での光学システムの統合の場合には、光学システムが十分に小型化可能であり、それにもかかわらず、画像精度または測定精度において、その性能が失われていない、ということが重要である。克服されるべき欠点は、光学系におけるサイズの低減が、通常は、同様に、情報の伝送容量の損失も意味する、ということである。これによって、視界の大きさが小さくされるか、または、解像度が低減される。これは、殊に3D測定技術に関する。なぜならこれは、第3の次元を同様に、伝送しなければならないからである。

10

【0014】

この課題は、独立請求項に記載されている内視鏡によって解決される。

【0015】

1つの態様では、内部空間の領域の三次元的検出のための内視鏡が提案される。ここでこの内視鏡は、元来の長軸方向の内視鏡延在に沿って、遠方側終端領域を有する縦長の物体として延在している。この遠方側終端領域は180°まで、殊に110°まで、または、90°まで、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して折り曲げ可能である。ここでアクティブ三角測量方式によってこの領域を三次元的に検出する装置は、少なくとも部分的に遠方側終端領域内に形成されている。

20

【0016】

提案された三次元測定光学システムを用いて、距離測定が、内部空間表面の個々の点で行われ、人体の内部空間に関するより正確な情報が形成される。内視鏡装置が提案される。これは殊に、低侵襲手術に対して、従来技術と比べてより高いデータの質で、表面の三次元測定データを提供する。特に有利には、従来のいわゆる、アクティブ三角測量法が使用される。これは、1つの方向から既知のパターン、または、例えば相三角測量法の場合のように、正弦関数的パターンのシーケンスを、対象物上に投影する。独国特許出願公開第10232690号明細書等から公知の構成が特に有利である。

30

【0017】

さらなる有利な構成は、従属請求項に記載されている。

【0018】

有利な構成では、領域の三次元的検出のための装置は、投影装置と検出装置とを有している。投影装置は、殊に冗長的に符号化されたカラーパターンを領域上に投影し、検出装置は領域上に投影されたこのカラーパターンを画像する。

【0019】

他の有利な構成では、伝送装置が形成され得る。この伝送装置は、検出装置によって形成された画像を評価装置へと伝送する。この評価装置は、この画像を三次元オブジェクト座標へと処理する。この三次元オブジェクト座標は、表示装置によって、3D画像として操作員に示される。

40

【0020】

他の有利な構成では、投影装置および／または検出装置は少なくとも部分的に、遠方側終端領域内に形成される。

【0021】

他の有利な構成では、投影装置と検出装置とは完全に遠方側終端領域内に形成可能である、または、投影装置と検出装置との一方が完全に遠方側終端領域内に形成可能であり、他方が部分的に遠方側終端領域内に形成可能である。これは、投影装置と検出装置とがそれぞれ、視線方向を実質的に、折り曲げられている遠方側終端領域の長軸方向の延在に対して垂直に有するように行われる。

50

【0022】

他の有利な構成では、2つの視線方向は、遠方側終端領域の長軸方向の延在に沿って伸びる回転軸を中心に、殊に、遠方側終端領域の対称軸を中心に回転可能である。このようにして、制限された視野が拡大される。なぜなら、奥行き距離情報を用いて、内部空間の多数の個別画像を1つの仮想パノラマにまとめることができるからである。これは同様に、「モザイクング」または「スティッチ」とも称される。視野のこのような拡大は、例えば、手術の実行を格段に容易にし、安全なレベルを効果的に改善することができる。

【0023】

他の有利な構成では、投影装置かまたは検出装置のいずれか一方が完全に遠方側終端領域内に形成され、他方が遠方側終端領域内に形成されず、両方とも折り曲げられている状態において、実質的に平行な視線方向を有している。

10

【0024】

他の有利な構成では、2つの視覚方向が、実質的に、元来の長軸方向の内視鏡延在に沿って、伸びる。

【0025】

他の有利な構成では、遠方側終端領域は、約90°、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して折り曲げ可能である。

【0026】

他の有利な構成では、遠方側終端領域内に形成されていない、投影装置の一部および検出装置の一部が、縦長の物体内に、遠方側終端領域に接して形成される。

20

【0027】

他の有利な構成では、遠方側終端領域内に形成されていない、投影装置の一部および検出装置の一部が、縦長の物体の外に、縦長の物体の近方側終端領域の側に形成される。

【0028】

他の有利な構成では、検出装置または投影装置の一方が、縦長の物体の外側に形成され、他方が遠方側終端領域内に形成される。

【0029】

他の有利な構成では、検出装置または投影装置からはじまって、画像伝送装置が、縦長の物体外から縦長の物体内で、縦長の物体内の遠方側終端領域に接している対物レンズにいたるまで形成されている。

30

【0030】

他の有利な構成では、投影装置が遠方側終端領域内に形成されている場合には、投影装置へと向かう導光装置が、縦長の物体の外にある光源から縦長の物体の内へと形成される。

【0031】

他の有利な構成では、内視鏡は堅硬である。かつ、遠方側終端領域は、継ぎ手によって折り曲げることが可能である。

【0032】

他の有利な構成では、内視鏡は柔軟であり得る。かつ、遠方側終端領域は、柔軟な材料によって、または、継ぎ手によって折り曲げることが可能である。

40

【0033】

他の有利な構成では、内視鏡は、機械式の機構または電気機械式の機構を有する。これによって、遠方側終端領域が折り曲げられる。

【0034】

他の有利な構成では、伝送装置は、画像を、少なくとも1つの伝送媒体によって、検出装置から評価装置へと伝送する。

【0035】

他の有利な構成では、光学的なまたは電氣的な画像データが、伝送手段である鏡によって、電氣的な線路によって、ライトガイドによって、または透過性層または導電性層によって、偏向可能である。

50

【0036】

他の有利な構成では、位置決定装置が形成可能である。この位置決定装置によって、投影装置の位置と検出装置の位置とが求められる。

【0037】

他の有利な構成では、投影装置は、カラーパターンと交互に、白色光を内部空間の領域上に投影し、検出装置は、この白色光を用いて較正可能な3D画像と交互に、領域のカラー画像を検出する。

【0038】

他の有利な構成では、表示装置は、領域の3D画像とカラー画像とをリアルタイムで、操作員に提供することができる。

10

【0039】

他の有利な構成では、3D画像の検出データレートとカラー画像の検出データレートは、それぞれ、20～40Hzの間であり、殊に25Hzであり得る。

【0040】

他の有利な構成では、評価装置は、領域の三次元オブジェクト座標データを、殊に核スピントモグラフィ装置またはコンピュータトモグラフィ装置である少なくとも1つの他の測定装置によって得られた、領域の点群データと融合することができる。

【0041】

本発明を、実施例に基づいて、図面に関連して、より詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

20

【0042】

【図1】図1aは第1の動作モードにおける本発明の内視鏡の第1の実施例であり、図1bは第2の動作モードにおける本発明の内視鏡の第1の実施例であり、図1cは従来の内視鏡の実施例である

【図2】本発明の内視鏡の第2の実施例である

【図3】本発明の内視鏡の第3の実施例である

【図4】図4aは第1の動作モードにおける本発明の内視鏡の第4の実施例であり、図4bは第2の動作モードにおける本発明の内視鏡の第4の実施例である

【図5】本発明の内視鏡の第5の実施例である

【図6】本発明の内視鏡の第6の実施例である

30

【図7】従来の位置決定装置の実施例である

【図8】図8aは、第1の時点での、内部空間における、本発明の内視鏡の実施例であり、図8bは、第2の時点での、図8aに示された本発明の内視鏡の実施例である

【実施例】

【0043】

図1aは、第1の動作モードにおける本発明の内視鏡の第1の実施例を示している。ここで、この内視鏡は例えば、トロカールを通して、腹腔内に導入される。内部空間の三次元的検出のための図示された内視鏡は、遠方側終端領域を備えた縦長の物体が、元来の内視鏡延在に沿って延在している最初の状態においては、折り曲げられることなく延在している。縦長の物体の遠方側終端領域内に、この実施例では、投影装置1が配置されている。これは、例えばカラーパターンを投影するため、殊に一回または冗長的に符号化されたカラーパターンを対象物上に投影するプロジェクター、殊にスライド映写機である。投影装置1はここでは完全に、遠方側終端領域内に位置付けされている。投影装置1のさらなる構成部材は、光源（例えば少なくとも1つの発光ダイオードLED）、駆動制御エレクトロニクスおよび他の従来のプロジェクター部材であり得る。対象物上に投影されたカラーパターンの画像を検出する検出装置3（例えばカメラ）が、遠方側終端領域外に、縦長の物体内に、遠方側終端領域に接して配置されている。図1aの実施例では、検出装置3と投影装置1とが、並んで、この順番で、内視鏡の遠方側終端へと向かう方向で位置付けされている。遠方側終端領域は、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して、ここでは、90°まで折り曲げることが可能である。180°までの曲げ、例えば、110°の曲げが基

40

50

本的に同様に可能である。この実施例では、投影装置 1 は、内視鏡の折り曲げ可能な部分内に配置されている。検出装置 3 は、視線方向において、元来の長軸方向の内視鏡延在に沿って、内視鏡の折り曲げ可能でない部分内に配置されている。遠方側終端領域は、次のように、部分的に、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して、折り曲げ可能に構成されている。すなわち、投影装置 1 が、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して折り曲げ可能であるように、構成されている。本発明の全ての実施形態では、図示されていない伝送装置 5 が設けられている。この伝送装置 5 によって、殊に、検出装置 3 の画像データまたは画像が、ここでは図示されていない評価装置 7 へ伝送される。基本的に、本発明の全ての実施形態において、投影装置 1 と検出装置 3 との間のデータ伝送が提供可能である。このようにして、投影装置 1 および検出装置 3 の駆動制御および読み出しが実行可能である。

10

【0044】

図 1 b は、第 2 の動作モードにある本発明の内視鏡の第 1 の実施例を示している。ここでは三次元のデータが得られる。ここでは、プロジェクターは、折り曲げられた領域内に位置し、カメラは、内視鏡の縦長の物体の長い軸ないしは折り曲げられていない部分に位置している。遠方側終端領域は次のように、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して 90° 、折り曲げられている。すなわち、同様に投影装置 1 が、元来の縦長の内視鏡延在に対して 90° 曲げられているように、折り曲げられている。この動作モードでは、投影装置 1 と検出装置 3 はそれぞれ視線方向を、実質的に、元来の長軸方向の内視鏡延在に沿って有している。相応する配向では、殊に、対象物へと向かう方向、例えば、内部空間の表面へと向かう方向において、視線方向を有している。内視鏡が折り曲げ後に、特に有利には、ラッチされ、このようにして、機械的に固定または保持されるのが有利である。このようにして、高いデータの質で、表面の三次元測定データを提供する内視鏡装置が提供される。これは、内視鏡が所定の箇所で機械的に折り曲げ可能であることによって生じる。このようにして、使用されているアクティブ三角測量に対して、従来技術と比較して、相対的に長い三角測量基線、ひいては、深さに関する高い解像度が得られる。例えば、 10 cm の距離において、 0.5 mm の深さ解像度が得られる。得られる深さ解像度に対する尺度である三角測量基線が、 $2 - 4\text{ cm}$ のオーダーにあるのは、本発明では有利である。従来の内視鏡と比較して、本発明の内視鏡では、深さの解像度は、約 10 倍上昇する。

20

【0045】

図 1 c は、従来の内視鏡の実施例を示している。このような従来の内視鏡ではプロジェクターもカメラ光学系も、前方の遠方側端面に配置されており、前方への視線方向を有している。従って約 10 mm の範囲にあるこのような内視鏡の典型的な直径では、三角測量基線は、約 $3 - 4\text{ mm}$ の範囲にある。

30

【0046】

図 2 は、本発明の内視鏡の第 2 の実施例を示している。この実施例では、投影装置 1 と検出装置 3 とが完全に遠方側終端領域内に配置されており、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して、 90° 、折り曲げられている。図 2 では、投影装置 1 は、内視鏡の遠方側端部に配置されている。検出装置 3 は、内視鏡の、近方側終端部近傍に、投影装置 1 の隣に、遠方側終端領域内に位置付けされている。ここで示された、折り曲げられている動作モードでは、投影装置 1 と検出装置 3 とはそれぞれ視線方向を、遠方側終端領域の長軸方向の延在に対して実質的に垂直に有している。図 2 ではプロジェクターとカメラは、内視鏡の、折り曲げ可能な部分内に配置されている。機械的に折り曲げることが可能な箇所には、例えば継ぎ手が配置されている。ここでは、光学的な信号および電気的な信号が、遠方側終端領域から、鏡、配線、ライトガイドまたは透過性層、導電性層を用いて偏向される。図 2 では、プロジェクターと、カメラとして構成されている受信部とが、内視鏡の折り曲げ可能な部分ないしは折り曲げられた遠方側終端領域に配置されている。付加的に、光学的な信号および電気的な信号を偏向する偏向装置との組み合わせが可能である。この場合には偏向は、検出装置 3 の部材によって行われる。交換された配置の場合には、偏向は、位置決定装置の部材によって行われる。

40

【0047】

50

図3は、本発明の内視鏡の第3の実施例を示している。この第3の実施形態では、検出装置3は完全に、折り曲げ可能な遠方側終端領域内に配置されており、投影装置1は部分的に、折り曲げ可能な遠方側終端領域内に配置されている。投影装置1の、遠方側終端領域内に形成されていない部分は、縦長の物体内で、遠方側終端領域に接して形成されている。このために、例えばカメラを、折り曲げられた領域内に形成し、プロジェクターを部分的に、折り曲げられた領域内に形成し、さらに、部分的に、固定軸内に形成することが可能である。折り曲げ不可能の領域から、折り曲げ可能の領域への移行領域には、例えば、スライド4が配置可能である。全ての実施形態の場合のように、図示されていない伝送装置5が設けられており、これによって、殊に、検出装置3の画像データが評価装置7へと伝送される。基本的に、全ての実施形態では、次のようなデータ伝送が提供可能である

10

ないしは実行される。すなわち、遠方側終端領域へのおよび遠方側終端領域からの、ないしは、折り曲げられた遠方側終端領域へのおよび折り曲げられた遠方側終端領域からのデータ伝送、並びに、投影装置1へのおよび投影装置1からの、および、検出装置3へのおよび検出装置3からのデータ伝送である。

【0048】

図3では、投影装置1と検出装置3とはそれぞれ視線方向を、実質的に、遠方側終端領域の長軸方向の延在に対して垂直に有している。図3は、矢印で、検出装置3の左側で、次のことを示している。すなわち、投影装置1と検出装置3の2つの視線方向が、遠方側終端領域の長軸方向延在に沿って伸びる回転軸を中心として、殊に、遠方側終端領域の対称軸を中心として回転可能である、ということを示している。このようにして、内視鏡の視野を効果的に拡張することができる。多数の個別画像をまとめることによって、例えば、パノラマ画像を形成することができる。図3では、投影装置1は部分的に、折り曲げ可能な遠方側終端領域内に形成されている。ここで投影装置1の一部は、内視鏡の、折り曲げることができない領域内に留まっている。図3では、折り曲げ可能な遠方側終端領域は、プロジェクターの視野およびカメラの視野とともに、遠方側終端領域の円筒軸を中心に回転可能である。従って、内視鏡の測定フィールドまたは測定領域が重畳している場合には、連続した測定を用いて、データ融合および視野の拡大が可能になる。

20

【0049】

図4aは、第1の動作モードにある本発明の内視鏡の第4の実施例を示している。これは例えば、腹腔内または技術的な内部空間内に内視鏡を挿入するために用いられる。図4aは、内視鏡の固定部分内にあるプロジェクターないしは投影装置1を示している。ここでこの近方側領域は内視鏡軸と称される。「近方側」とは、操作員に近い方の側を意味している。遠方側とは、操作員から離れている方の側を意味している。プロジェクターはスライド4を有することができ、投影鏡軸は参照番号2を有する。図4aは、第1の動作状態にある本発明の内視鏡を示している。ここでは、折り曲げは行われていない。折り曲げは、継ぎ手6を用いて可能である。

30

【0050】

図4bは、第2の動作状態にある本発明の内視鏡の第4の実施例を示している。これに際し、検出装置3であるカメラが、折り曲げ可能な遠方側終端領域内に位置付けされており、ここでは、第1の動作状態ないしは出発状態における位置から90°回転されている。折り曲げは、ここでは、継ぎ手6を用いて可能である。他の実施形態も基本的に可能である。プロジェクターは、図4bでは、下方への視線方向を有している。カメラないし検出装置3は、図4bでは、同様に、下方への視線方向を伴って、内視鏡の折り曲げ可能な部分内に形成されている。

40

【0051】

図5は、本発明の内視鏡の第5の実施例を示している。検出装置3は、縦長の物体の外に形成されており、投影装置1は遠方側終端領域内に形成されている。従って、遠方側終端領域内に形成されていない、投影装置1の部分および検出装置3の部分は、縦長の物体の外側に、縦長の物体の、近方側終端領域の側に形成されている。検出装置3から出発して、画像伝送装置13が、縦長の物体の外側から縦長の物体体内へ、縦長の物体内の遠方

50

側終端領域に接している対物レンズ15まで形成されている。これによって、ライトガイドを用いて、対象物の画像が、対物レンズ15を用いて、検出装置3によって検出される。投影装置1は、図5では、遠方側終端領域内に形成されており、縦長の物体の外の光源17から、導光装置19を用いて、カラーパターンを投影するための、および／または、対称物を白色光で照明するための光を得る。光源17は外部にあるので、この光源は、高い光出力を提供することができる。損失熱は、容易に排出可能である。投影装置1はここでは、完全に遠方側終端領域内に形成されている。

【0052】

図6は、本発明の内視鏡の第6の実施例を示している。投影装置1は、縦長の物体の外側に形成されており、検出装置3は遠方側終端領域内に形成されている。従って、遠方側終端領域内に形成されていない、投影装置1の部分および検出装置3の部分は、縦長の物体の外側に、縦長の物体の、近方側終端領域の側に形成されている。投影装置1から出発して、縦長の物体の外側から縦長の物体内部へ、画像伝送装置13が、縦長の物体内部の遠方側終端領域に接している対物レンズ15まで形成されている。ライトガイドを用いて、カラーパターンを、対物レンズ15を用いて、対称物上へ投影することができる。検出装置3はここでは、完全に、遠方側終端領域内に形成されている。

【0053】

図7は、本発明の内視鏡を加えることができる、従来の位置決定装置の実施例を示している。本発明の内視鏡が、トラッキング装置とも称される位置決定装置とともに形成される場合には、例えば手術の現場の、測定され、検出された表面を、得られた内視鏡位置と結合することができる。図7は、電磁的なまたは光学的なトラッキングを用いた従来の実施例を示している。他の選択肢は、内視鏡の外部領域における、目立つマーク、例えば、ボールの取り付け、または、光学的な三角測量方法を用いたトラッキングである。他の位置決定装置も可能である。

【0054】

図8aは、第1の時点での、内部空間内の本発明の内視鏡の実施例を示している。ここでは、この実施例に従って、内視鏡は、低侵襲手術の周辺条件に、最適に整合されている。このために、本発明の内視鏡Eは、固定された内視鏡として形成されており、トロカールを通じて、内部空間の例である、空気が充填されている腹腔内に挿入可能であり、ここに挿入される。ここでこの挿入は上方から行われる。ここでは手術は、肝臓Lで行われるべきである。本発明の内視鏡Eは、ここでは、第1の時点で、所定の折り曲げ箇所、約90°折り曲げられている。従って、プロジェクターの形態の投影装置1の視線方向、および、画像光学系の形態の検出装置3の視線方向は、ここでは下方へ、腹腔空間の内部内の手術領域へ向けられている。

【0055】

本発明の内視鏡Eは、リアルタイムでの三角測量基線の拡張並びに表面およびその3D延在の測定を可能にする。本発明では、ここで、次のことが可能である。すなわち、本発明の内視鏡Eの光学部材のための利用可能な横断面を拡大することが可能である。ラグランジュ不変量が拡大可能である。これは、光学系では、光学的な情報伝達能力に対する尺度である。このようにして、殊に、3D領域において、内視鏡において、効果的な高い水平方向の解像度および深さ解像度が得られる。同様に、従来技術と比べて、図1cでは、光供給のための横断面が効果的に拡大される。これは、エタンドュの拡大に相当する。リアルタイムで検出可能な測定表面は、図8aおよび8bにおいて、Mで表されている。位置決定装置9は、有利には、投影装置1および検出装置3の位置を検出する、並びに、殊に、三角測量基線の位置を検出し、このようにして、同様に、外側の座標系に対して相対的な検出された表面構造の位置の特定を可能にする。他の位置決定装置9を、付加的な器具Iに配置することが可能である。従って、この付加的な器具の位置が同様に、外部の座標系に対して特定可能である。これによって、器具に対して相対的に、測定システムを位置付けすることが可能になる。このようにして操作員に、内部空間内の状況に関する付加的な情報が供給可能である。参照符号Wは、内部空間の操作されるべき、または、処理さ

10

20

30

40

50

れるべき領域を示している。ここには、内視鏡Eと器具Iとが入れられている。ここでは図示されていない伝送装置5は、検出装置3によって作成された画像を外部の評価装置7へと伝送する。この評価装置は、この画像を、三次元の対称物座標へと処理する。ここには図示されていない表示装置11によって、操作員は、内部空間の領域Wの3D画像を見ることができる。投影装置1は、カラーパターンと交互に、白色光を内部空間の領域W上に投影し、検出装置3は相応して、白色光を用いて校正可能な3D画像と交互に、領域Wのカラー画像を検出する。このようにして、表示装置11は、3D画像に対して付加的に、領域Wのカラー画像をリアルタイムで操作員に提供する。パターンニングされた照明と、白色光による照明とによるこのような交互の画像撮影の場合に、深さデータを計算することが可能になる。ここで、白色光撮影は、カラーストリップの色修正のために用いられ、このようにして、対称物ないしは領域Wの色の、ノイズとなる影響が低減される。パターンニングされた照明と白色光照明とによる、択一的な画像撮影は、同様に、カラー画像の表示によって、処理されるべき領域Wの視覚化を可能にする。これは、例えば手術現場の領域Wである。50Hzの画像レートの場合には、手術シーンないしは3D表面領域Wの表面がリアルタイムで、例えば25Hzで計算され、データセットとして、誘導のために、詳細には病巣へ外科医を誘導するために、ないしは、使用箇所へ操作員を誘導するために使用され、操作員のための表示装置11上に表示される。同時に、カラー画像がリアルタイムで、例えば25Hzの画像レートの場合に、使用箇所ないしは腹腔内への操作員または外科医の誘導のために、例えば、モニタまたはヘッドアップディスプレイ上に示される。さらに、ナビゲーションないしは誘導のための情報、例えば矢印が、あるモニタまたは上記のモニタ上に挿入される。

10

20

【0056】

図8bは、第2の時点の間の、図8aに示された本発明の内視鏡の実施例を示している。図8aと同じ参照符号は、同じ部材を表している。図8bでは、内視鏡Eの実施形態が使用可能である。ここで投影装置1は、符号化されたカラーパターンと交互に、白色光を、内部空間の領域W上に投影し、検出装置3は校正可能な3D画像と交互に、この領域Wのカラー画像データを検出する。

【0057】

図8Bは、第2の時点を示している。ここでは、操作員（詳細にはここではオペレータ）は、画像および3D画像に対して付加的に、少なくとも1つの他の測定装置、殊に核スピントモグラフィ装置またはコンピュータトモグラフィ装置によって得られた、領域Wの点群データを使用する。ここで、評価装置7は、領域Wの三次元オブジェクト座標データないしは三次元画像を、少なくとも1つの他の測定装置、殊に核スピントモグラフィ装置またはコンピュータトモグラフィ装置によって得られた、領域(W)の点群データと融合させる。このような付加的な情報によって、処理されるべき領域、例えば肝臓Lが、次のように、検出装置3によって検出される。すなわち、障害を有する箇所ないしは病気の組織、例えば腫瘍Tの位置を定め、除去することが可能であるように、検出される。本発明の3D内視鏡を、臓器表面の三次元測定のための測定手段として使用する場合には、図8bに従って、付加的に、殊に、手術前に得られた点群データとの融合が実行される。このような点群は、例えば、核スピントモグラフィ装置または磁気共鳴トモグラフィ装置によって得られる。ここでは、点群データでの術前に得られた臓器表面が特定され、データセットにおいて、次のように変形される。すなわち、点群データが、本発明の内視鏡Eによって測定された表面形状の形態を有するように、変形される。ここでこの点群データの点は、弾力性を伴って、相互に結合される。従って、臓器内部の領域は、表面変形時に相応に共に変形し、場合によっては、新たな位置をとる。臓器、例えば肝臓L内に腫瘍Tが存在し、この腫瘍Tの位置が術前に得られた点群データにおいて特定可能である場合には、腫瘍Tの位置変化が3D/3Dデータ融合を用いて特定され、外科医を病巣へと誘導するための情報として使用される。本発明の内視鏡は、特に有利には、殊に、低侵襲手術用の高解像度3D内視鏡である。基本的に、本発明の内視鏡は、医療的な用途に制限されない。他の用途は、技術的な内視鏡または内部空間が検出される、検査される、監視されるま

30

40

50

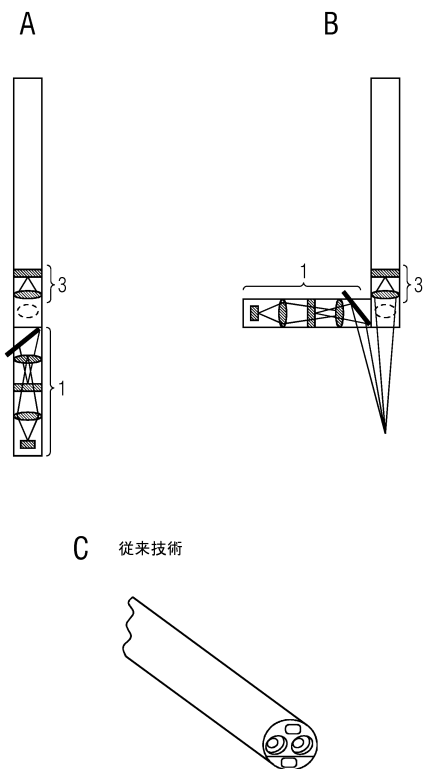
たは処理されるべき、その他のあらゆる箇所である。

【0058】

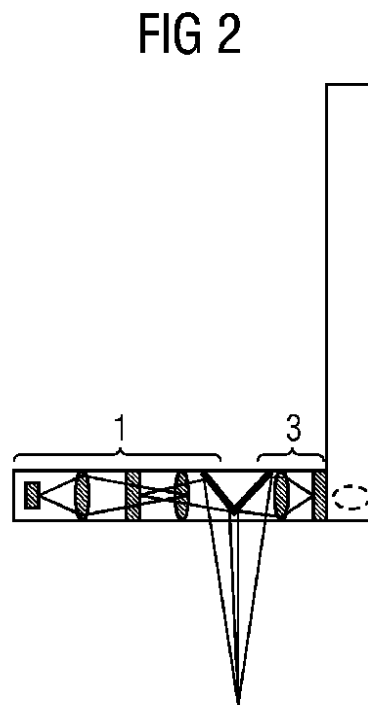
人体の内部空間Rの三次元的検出のための内視鏡が提案される。ここでは、内部空間Rの領域W上にカラーパターンを投影する投影装置1と、領域W上に投影されたカラーパターンの画像を検出する検出装置3とが、少なくとも部分的に、長軸方向の内視鏡延在の遠方側終端領域内に位置付けされており、この遠方側終端領域は、元来の長軸方向の内視鏡延在に対して180°まで折り曲げ可能である。このようにして、領域Wの3D画像を形成するアクティブ三角測量方式を用いた画像評価のための三角測量基線を、容易かつ効果的に拡大することができる。このような内視鏡は、特に有利には、低侵襲手術または技術的な内視鏡において使用される。

10

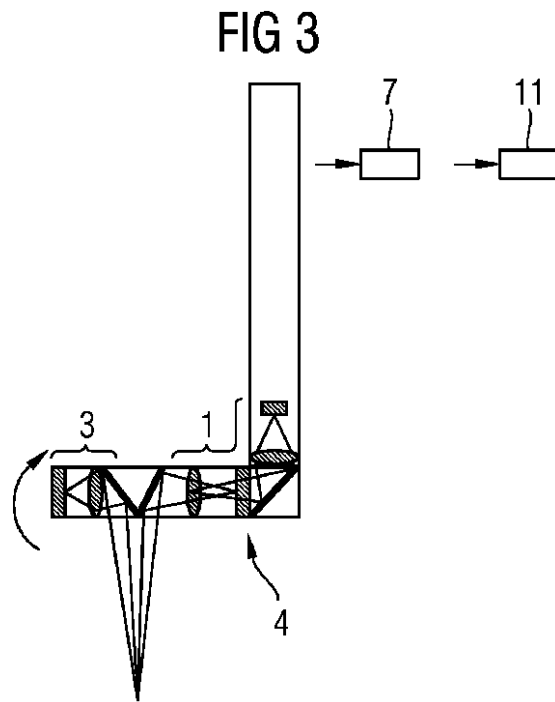
【図1】



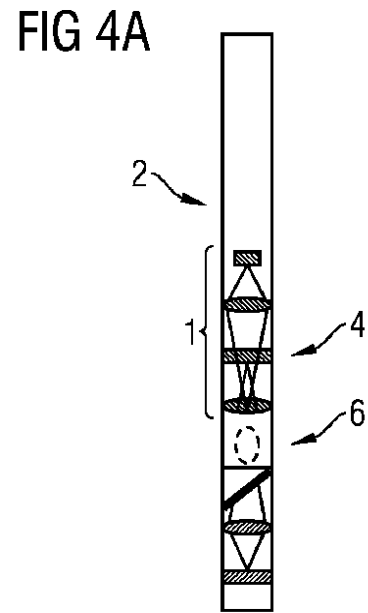
【図2】



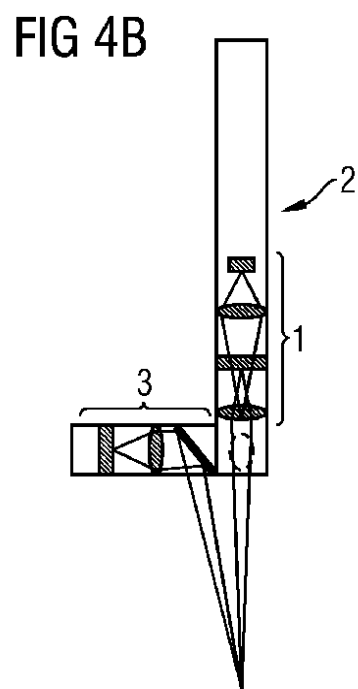
【図 3】



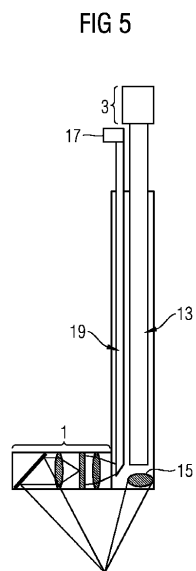
【図 4 A】



【図 4 B】

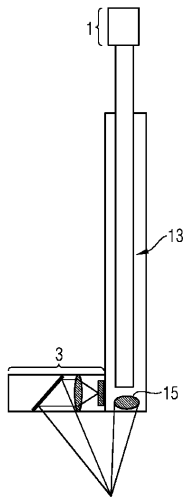


【図 5】



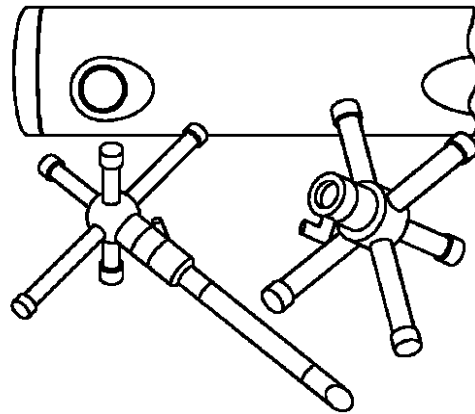
【図 6】

FIG 6



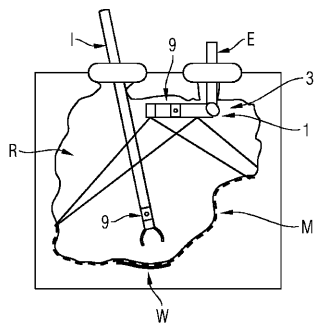
【図 7】

FIG 7



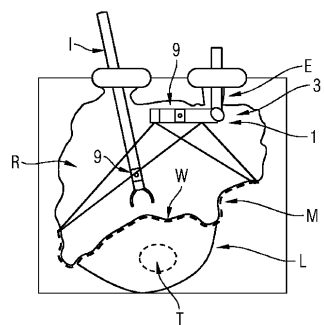
【図 8 A】

FIG 8A



【図 8 B】

FIG 8B



フロントページの続き

- (72)発明者 フーベアトゥス フォイスナー
ドイツ連邦共和国 ミュンヘン ハルデンゼーシュトラッセ 52
- (72)発明者 アントン シック
ドイツ連邦共和国 フェルデン リーマーヴェーク 2
- (72)発明者 ペーター レンチュラー
ドイツ連邦共和国 ノイヘングシュテット シュレーエンヴェーク 5
- (72)発明者 パトリック ヴィスマン
ドイツ連邦共和国 ミュンヘン アインシュタインシュトラッセ 179

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平11-000309 (JP, A)
特開2009-240621 (JP, A)
特開2012-059268 (JP, A)
特表2011-528252 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
A61B 1/06

专利名称(译)	内窥镜，特别是用于微创手术的内窥镜		
公开(公告)号	JP6129344B2	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	JP2015553022	申请日	2013-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
当前申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	フーベアトウスフォイスナー アントンシック ペーターレンチュラー パトリックヴィスマン		
发明人	フーベアトウス フォイスナー アントン シック ペーター レンチュラー パトリック ヴィスマン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00177 A61B1/00193 A61B1/0055 G01B11/2513 G02B23/2415 G02B23/2461 A61B1/005 A61B5/055 A61B6/03		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/06.A A61B1/00.A		
优先权	102013200898 2013-01-21 DE		
其他公开文献	JP2016508765A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

我们提出了一种内窥镜，可以三维地检测人体的内部空间（R）。这里，彩色图案被分成用于将彩色图案投影到内部空间（R）的区域（W）上的投影装置（1），用于检测投影在区域（W）上的彩色图案的图像的检测装置。（3）至少部分地布置在纵向内窥镜延伸的远端区域中，该远端终止区域具有最大180°的原始长轴内窥镜检查Kagaminobe有可能在存在方面弯曲。以这种方式，使用产生区域（W）的3D图像的主动三角测量方案，容易且有效地扩展三角测量基础以评估图像。这种内窥镜特别有利地用于微创手术或技术内窥镜。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6129344号 (P6129344)
(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)	(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/06 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 3 0 0 D A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y A 6 1 B 1/06 A A 6 1 B 1/00 A	
請求項の数 16 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-553022 (P2015-553022) (86) (22) 出願日 平成25年11月29日 (2013.11.29) (65) 公表番号 特表2016-508765 (P2016-508765A) (43) 公表日 平成28年3月24日 (2016.3.24) (86) 国際出願番号 PCT/EP2013/075042 (87) 国際公開番号 WO2014/111190 (87) 国際公開日 平成26年7月24日 (2014.7.24) 審査請求日 平成27年9月18日 (2015.9.18) (31) 優先権主張番号 102013200898.8 (32) 優先日 平成25年1月21日 (2013.1.21) (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)	(73) 特許権者 390039413 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト Siemens Aktiengesellschaft ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2 Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, 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】 内視鏡、殊に低侵襲手術のための内視鏡