

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5815531号  
(P5815531)

(45) 発行日 平成27年11月17日(2015.11.17)

(24) 登録日 平成27年10月2日(2015.10.2)

(51) Int.Cl.	F 1
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26   B
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00   300Y
A61B 1/06 (2006.01)	A61B 1/06   A
G02B 23/24 (2006.01)	A61B 1/00   300E
	G02B 23/24   B

請求項の数 14 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2012-531398 (P2012-531398)	(73) 特許権者	390039413 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト Siemens Aktiengesell Ischaf t 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ブラツツ 2 Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen , Germany
(86) (22) 出願日	平成22年9月29日(2010.9.29)		
(65) 公表番号	特表2013-506861 (P2013-506861A)		
(43) 公表日	平成25年2月28日(2013.2.28)		
(86) 国際出願番号	PCT/EP2010/064428		
(87) 国際公開番号	W02011/039235		
(87) 国際公開日	平成23年4月7日(2011.4.7)		
審査請求日	平成25年9月3日(2013.9.3)		
(31) 優先権主張番号	102009043523.9		
(32) 優先日	平成21年9月30日(2009.9.30)		
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		

(74) 代理人 100075166  
弁理士 山口 嶽  
(74) 代理人 100133167  
弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡および表面のトポグラフィの測定方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

投影光線(12)を測定されるべき表面(4)に投影する投影ユニット(6)と前記表面(4)で反射された前記投影光線(12)(以下、「撮像光線(42)」といふ。)を撮像する撮像ユニット(8)とを備え、前記表面(4)のトポグラフィを測定するための内視鏡において、前記投影ユニット(6)と前記撮像ユニット(8)とは内視鏡軸(10)に関して相前後して配置され、前記撮像ユニット(8)は前記内視鏡軸(10)上に前記内視鏡の視線方向(11)において前記投影ユニット(6)の前方に配置され、前記投影ユニット(6)の投影光線(12)は前記撮像ユニット(8)に妨げられることなく前記表面に当たるように進み、

前記投影ユニット(6)の光供給部は光導波路(16)であり、

前記光供給部と前記投影ユニット(6)の投影光学系(18)との間にはカラー コーディングを備える投影構造(20)が設けられており、

前記投影構造(20)は複数の同心的なカラーリング(24)からなるスライド(22)として構成されており、

前記投影構造(20)は前記光導波路(16)のすぐ前方に配置され、前記投影光線(12)は前記投影構造と前記投影光学系(18)との間をテレセントリックに進み、

前記投影光学系(18)は瞳孔部(26)を含み、該瞳孔部の領域に前記カラーリング(24)を通過した光線束のそれぞれの主光線が点状に集まる内視鏡。

## 【請求項 2】

10

20

前記トポグラフィの測定は能動的な三角測量によって行われる請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記投影光線 (12) は内視鏡壁部 (14) から側方に射出する請求項 1 または 2 記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記投影構造 (20) は半径方向対称の構造を有している請求項 1 から 3 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記スライド (22) は複数の同心的なカラーリング (24) を含むカラーコーディングを備えている請求項 1 から 4 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡。 10

【請求項 6】

前記撮像ユニット (8) はデジタルカメラのセンサチップ (30) からなる撮像媒体 (28) を有している請求項 1 から 5 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記撮像ユニット (8) の撮像光学系 (32) は投影領域の大きさに合わせられた視野 (34) を捕捉する請求項 1 から 6 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記撮像光学系 (32) は湾曲ミラー (38) と平坦ミラー (40) とを含み、前記湾曲ミラー (38) は前記平坦ミラー (40) の方向に凸面状に湾曲し、前記平坦ミラーに向けた撮像光線 (42) を方向転換させ、さらに前記平坦ミラー (40) は前記湾曲ミラー (38) の中央の開口部 (44) に撮像光線 (42) を方向転換させる請求項 7 に記載の内視鏡。 20

【請求項 9】

前記撮像媒体 (28) は前記内視鏡 (2) の視線方向 (11) に関して前記湾曲ミラー (38) の後方に配置されている請求項 8 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記視線方向 (11) に関して前記湾曲ミラー (38) の後方に、前記撮像媒体 (28) に向けた撮像光線 (42) をさらに方向転換させるプリズム (46) が設けられ、前記撮像媒体 (28) の面法線は内視鏡軸 (10) に平行ではなく延びている請求項 8 または 9 に記載の内視鏡。 30

【請求項 11】

前記平坦ミラー (40) は前記内視鏡 (2) の視線方向 (11) とは反対向きに進む光線 (50) を通過させる開口部 (48) を有している請求項 8 から 10 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記光線 (50) は前記湾曲ミラー (38) の開口部 (44) を同じく通過して、前記撮像媒体 (28) の中心付近の領域 (52) に当たる請求項 11 に記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記内視鏡 (2) の視線方向 (11) に関して前記撮像媒体 (28) は前記撮像光学系 (32) の前方に配置されている請求項 1 から 7 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡。 40

【請求項 14】

請求項 1 から 13 のいずれか 1 項 に記載の内視鏡によって表面のトポグラフィを測定する方法において、投影光線が投影ユニットから放射され、前記投影光線は内視鏡壁部から半径方向側方に射出し、前記投影光線は測定されるべき表面により反射され、内視鏡軸に関して前記投影ユニットの前方に配置された前記内視鏡の撮像ユニットにより撮像媒体で平面状に撮像される、表面のトポグラフィの測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

**【0001】**

本発明は、投影ユニットと撮像ユニットとを備え、表面のトポグラフィを測定するための内視鏡に関し、ならびに、この内視鏡によって表面のトポグラフィを測定する方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

三次元のジオメトリーを測定するためによく研究されている古典的な技術は、しばしば能動的な三角測量の基礎に基づいている。しかしながら、たとえば人間の耳道や穿孔穴のように狭隘な環境では、三角測量自体を具体化することが常に難しくなる。特に測定を行う内視鏡検査法の分野では、送信ユニットと受信ユニットないし投影ユニットと撮像ユニットの空間的配置を、相応の角度で位置決めすることは容易ではない。そのうえ、比較的長い、または比較的大きい空洞を1つの画像内に撮影することも通常は不可能である。すなわち、空間的に重なり合う領域を三次元で時間的に相前後して測定し、次いで、これをデータ処理により組み合わせて3D画像にすることが必要である（3Dデータスティング）。このとき重なり合い領域が広ければ広いほど、3D空間での個別撮影の組み合わせを正確に行うことができる。そのためには、個別撮影自体が、固定的に相互に関連づけられた測定点をできる限り多く有していることも、同様に前提条件となる。

10

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

20

本発明の課題は、従来技術に比べて小さい構造スペースしか必要とせず、たとえば能動的な三角測量を適用したときに、1回の測定シーケンスすでに広い測定範囲を検出することができる、表面トポグラフィを測定するための内視鏡を提供することにある。

**【課題を解決するための手段】****【0004】**

この課題は、本発明によれば、投影ユニットと撮像ユニットとを備え、表面のトポグラフィを測定するための内視鏡において、前記投影ユニットと前記撮像ユニットとは内視鏡軸に関して相前後して配置され、前記撮像ユニットは前記内視鏡軸上に前記内視鏡の視線方向において前記投影ユニットの前方に配置され、投影ユニットの投影光線は撮像ユニットの半径方向側方を通って進むことによって解決される（請求項1）。

30

また、この課題は、本発明によれば、本発明による内視鏡によって表面のトポグラフィを測定する方法において、投影光線が投影ユニットから放射され、前記投影光線は内視鏡壁部から半径方向側方に射出し、前記投影光線は測定されるべき表面により反射され、内視鏡軸に関して前記投影ユニットの前方に配置された前記内視鏡の撮像ユニットにより撮像媒体で平面状に撮像されることによっても解決される（請求項19）。

内視鏡に関する実施形態は次の通りである。

- ・前記トポグラフィの測定は能動的な三角測量によって行われる（請求項2）。
- ・前記投影光線は内視鏡壁部から側方に射出する（請求項3）。
- ・前記投影ユニットへの光供給は光導波路を介して行われる。すなわち、前記投影ユニットの光供給部は光導波路である（請求項4）。
- ・光供給部と前記投影ユニットの投影光学系との間にはカラーコーディングを備える投影構造が設けられている（請求項5）。
- ・前記投影構造は半径方向対称の構造を有している（請求項6）。
- ・前記投影構造は複数の同心的なカラーリングからなるスライドとして構成されている（請求項7）。
- ・前記スライドは複数の同心的なカラーリングを含むカラーコーディングを備えている（請求項8）。
- ・前記投影構造は前記光導波路のすぐ前方に配置され、前記投影光線は前記投影構造と前記投影光学系との間をテレスコピックに進む（請求項9）。
- ・前記投影光学系は瞳孔部を含み、該瞳孔部の領域に前記カラーリングを通過した光線束

40

50

が集まる（請求項10）。

・前記撮像ユニットはデジタルカメラのセンサチップからなる撮像媒体を有している（請求項11）。

・前記撮像ユニットの撮像光学系は投影領域の大きさに合わせられた視野を捕捉する（請求項12）。

・前記撮像光学系は湾曲ミラーと平坦ミラーとを含み、前記湾曲ミラーは前記平坦ミラーの方向に凸面状に湾曲し、前記平坦ミラーに向けて撮像光線を方向転換させ、さらに前記平坦ミラーは前記湾曲ミラーの中央の開口部に撮像光線を方向転換させる（請求項13）。

・前記撮像媒体は前記内視鏡の視線方向に関して前記湾曲ミラーの後方に配置されている（請求項14）。

・前記視線方向に関して前記湾曲ミラーの後方に、前記撮像媒体に向けて撮像光線をさらに方向転換させるプリズムが設けられ、前記撮像媒体の面法線は内視鏡軸に平行ではなく伸びている（請求項15）。

・前記平坦ミラーは前記内視鏡の視線方向とは反対向きに進む光線を通過させる開口部を有している（請求項16）。

・前記光線は前記湾曲ミラーの開口部を同じく通過して、前記撮像媒体の中心付近の領域に当たる（請求項17）。

・前記内視鏡の視線方向に関して前記撮像媒体は前記撮像光学系の前方に配置されている（請求項18）。

10

20

#### 【0005】

表面のトポグラフィを測定するための本発明の内視鏡は、投影ユニットと撮像ユニットとを有している。この内視鏡は、投影ユニットと撮像ユニットとが内視鏡軸に関して相前後して配置されていることを特徴とする。

#### 【0006】

軸方向に相前後して軸（内視鏡軸）上に配置されるこのような投影ユニットと撮像ユニット（受信ユニットとも呼ぶ）との配置は、投影対物レンズないし受信対物レンズが適切に設計されていれば、狭い空洞で、投影空間と撮像空間との理想的な重なり合いを提供することを可能にする。投影ユニットと撮像ユニットとの本発明に基づくこのような配置により、内視鏡で利用できる構造スペースの活用が明らかに改善され、このことは内視鏡を明らかに小型に構成することを可能にする。

30

#### 【0007】

投影ユニットと撮像ユニットとを軸方向に配置するとき、撮像ユニットは、原則として、内視鏡軸に関して投影ユニットと同じ視線方向に向いていてよい。撮像光学系が適切であれば、撮像ユニットが投影ユニットの視線方向とは反対向きに配置されていてもよい。投影ユニットと撮像ユニットとのこのようなフェース・トゥー・フェース構造は、撮像光学系の構成に関して相違しているにすぎないが、基本的に、狭い空間で3D表面を測定するのに同一の利点を構造にもたらす。用語「視線方向」は、内視鏡が案内される内視鏡軸に沿った方向を意味している。

40

#### 【0008】

このような配置は、特に、能動的な三角測量を使用するのに適している。投影ユニットと撮像ユニットとの省スペースな配置により、以下でまた詳しく説明する測定ユニットを構成する可能性がもたらされるという利点がある。さらに、いわゆるカラーコード化三角測量のために、表面のトポグラフィのいっそう正確な測定を可能にする、明らかに多い数のカラーディングされたパターンを利用することができます。

#### 【0009】

本発明の好ましい実施形態では、投影ユニットの投影光線は撮像ユニットの半径方向側方を進み、内視鏡壁部から側方に射出する。それゆえ、内視鏡の外側材料は光学的に透明に構成されており、材料としてはガラスないし透明なプラスチック、たとえばプレキシガ

50

ラスなどが通常用いられる。投影光線が半径方向側方に射出することは、投影光線が撮像ユニットにより妨げられることなく、内視鏡から外に出て表面に当たれるようにすることを可能にする実施形態である。

【0010】

本発明の別の好ましい実施形態では、投影ユニットへの光供給は光導波路または光導波路光線束を介して行われる。たとえばLEDによって光を光導波路へ供給することができる。光導波路の使用は同じく構造スペースを節約し、さらには、内視鏡測定の領域で照明手段によって熱が放射されることはなく、そのような熱は医療用の用途の場合には欠点となる場合がある。

【0011】

三角測量を用いてトポグラフィを測定するために、光供給部と投影ユニットの投影光学系との間に、カラーコーディングを備える投影構造が設けられていると好都合である。投影構造は、特に照明ユニットが円形断面をもつ光導波路の形態で構成されている場合、半径方向対称の構造として構成されていてよい。投影構造はスライドとして構成されているのが好都合である。

【0012】

このときスライドは少なくとも外側領域に、複数の同心的なカラーリングを含んでいる。このようなカラーリングはカラーコーディングとしての役目を果たし、スライドないし投影構造に多数のカラーリングを取り付けることができればできるほど、個別測定の測定範囲がいっそう広くなり、このことは、いわゆるフィーチャトラッキングを省略できるという帰結につながる。

【0013】

投影構造は、特別なケースにおいてはスライドが好ましい実施形態では光導波路のすぐ前方に配置され、投影光線は垂直方向で投影構造を通って進む。

【0014】

スライドに関してテレセントリックな投影ユニットでは、スライドから放出される光線束が投影光学系によって案内される。光線束のそれぞれの主光線はスライドに対して垂直方向に進み、投影光学系の瞳孔部で互いに交わる。そこから（投影光線の一部である）主光線は発散し、内視鏡壁部から射出して、その後に測定されるべき表面に当たる。このようなテレセントリックな投影ユニットは同じく構造スペースを節約する。いわゆるコリメーション光学系を省略することができるからである。

【0015】

内視鏡の撮像ユニットは、デジタルカメラのセンサチップの形態で構成されるのが好ましい撮像媒体を含んでいる。

【0016】

さらに撮像ユニットは、投影領域の大きさに合わせられ視野を捕捉することができる撮像光学系を含んでいる。このとき視野と投影領域との交差領域が測定領域を定める。

【0017】

本発明の好ましい実施形態では、撮像光学系は湾曲ミラーと平坦ミラーとを有しており、湾曲ミラーは平坦ミラーの方向に凸面状に湾曲している。湾曲ミラーは、特に、撮像光線を平坦ミラーに向けて方向転換させる（撮像光線とは、表面に当たって反射した投影光線である）。さらに平坦ミラーが、この撮像光線を再度方向転換させ、それにより撮像光線は湾曲ミラーの中央の開口部を通って進む。このとき撮像媒体は、内視鏡の視線方向に関して、湾曲ミラーの後方に配置されている。撮像光線は、湾曲ミラーの中央の開口部を通って、撮像媒体に直接的または間接的に方向転換される。このような方策により、撮像ユニットの視野を非常に大きく構成することができる。180°を超える視野の角度が可能である。上述したこの実施形態では、撮像媒体は内視鏡軸の視線方向に関して撮像光学系の後方に配置される。すなわち撮像ユニットは内視鏡の視線方向に一致する視線方向を有している。

【0018】

10

20

30

40

50

しかしながら、撮像ユニットの視線方向を回転させ、それによって内視鏡の視線方向とは反対向きに配置されるようにすることも可能である。この場合、撮像媒体は内視鏡の視線方向に関して撮像ユニットの撮像光学系の後方にある。

【0019】

本発明の別の実施形態では、平坦ミラーは、光線を通過させる、好ましくは中央の開口部を同じく有しているのが好都合である。これは、内視鏡の視線方向とは反対向きに進む光線である。それにより、対象物ないし表面を内視鏡の視線方向で撮影し、平坦ミラーの開口部ならびに湾曲ミラーの開口部を通過させて、撮像媒体の中央付近の領域に当て、そこで検出可能にすることが可能となる。撮像品質を改善し、倍率を適合化するために、追加のレンズ構造を開口部の領域で利用することができる。このような方策により、内視鏡をカメラ内視鏡としても測定内視鏡としても使用することができる。

10

【0020】

さらに、表面のトポグラフィの測定方法も本発明の構成要素である。本発明の方法は本発明による内視鏡を用いて、表面のトポロジーを測定するために適用される

【0021】

この方法は、投影光線が投影ユニットから放射され、投影光線は内視鏡壁部から半径方向側方に射出され、投影光線は測定されるべき表面により反射されて、内視鏡の撮像ユニットにより撮像媒体で平面状に撮像され、撮像ユニットは内視鏡軸に関して投影ユニットの前方に配置されていることを特徴とする。

20

【0022】

本発明のその他の好ましい実施形態については、次の図面を参照しながら詳しく説明する。同一の名称を有しているが実施形態の相違する構成要件には、同一の符号が付されている。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】内視鏡軸に対して平行に表面を測定するための、投影ユニットと撮像ユニットとを備える測定内視鏡を示す模式図である。

【図2】内視鏡軸に対して垂直に表面を測定するための、図1に示す構造をもつ内視鏡を示す図である。

30

【図3】撮像ユニットと投影ユニットとが反対向きの視線方向を有している内視鏡を示す模式図である。

【図4】投影ユニットを光路とともに示す模式図である。

【図5】撮像ユニットの光路を示す模式図である。

【図6】図1または図2の光路をもつ内視鏡を示す模式的な三次元の透視図である。

【図7】内視鏡の視線方向からの光線の追加の検出が行われる図6と同様に内視鏡を示す三次元の透視図である。

【図8】図7の内視鏡の光路を示す模式図である。

【図9】図3の投影ユニットと撮像ユニットの構造をもつ内視鏡を示す三次元の透視図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1と図2には、内視鏡軸10上に相前後して位置する投影ユニット6と撮像ユニット8とを備え、3D測定内視鏡の構造が示されている。これらの図面には明示的に示されていない外壁14（たとえば図6参照）を有する内視鏡2は表面4を測定するために使われる。このとき表面4は、図1に示すように通路、たとえば人間の耳道あるいはドリル穴であってよく、したがって図1では壁部4は模式的に円筒状に図示されている。図2ではこれと異なり、ここでは同じ内視鏡2を、むしろ垂直方向の壁部4をトポグラフィ測定するために利用できることが示されている。測定されるべき壁部4は、実際には当然ながら複雑な形状をしており、図1や図2に符号4を付して示している直線は、模式的に示す図解

50

のためのものにすぎない。

【0025】

表面4のトポグラフィを測定するために三角測量法が適用される。そのために投影ユニット6から、場合によりさまざまに異なる色スペクトルを含む投影光線12が発信される。この投影光線12は表面4に当たり、そこで反射される。さらに撮像ユニット8は、適切な撮像光学系に基づき、図1と図2にはそれぞれ破線で図示された視野34を有している。ここで付言しておくと、図1および図2に二次元で示す投影光線12と視野34は、いずれも実際には三次元で回転対称に延びている。

【0026】

投影光線12と視野34との両方に包含される領域、すなわち、投影光線12と視野34とが交わる領域は、図1と図2にハッチングを付して示す測定領域54と呼ばれる。

10

【0027】

三角測量法による測定は、投影光線12と視野34とが交わる領域でのみ行うことができる。測定領域54が広く構成されるほど、測定を実施することができる領域も広くなる。特に狭隘な空洞では、公知の手法によって十分に広い測定領域54が形成されるように、投影光線の領域および視野を形成することはしばしば困難である。

【0028】

投影ユニット6と撮像ユニット8とを内視鏡軸10上に上述したように直列配置することによって、図1と図2で説明した光路を実現可能である。この場合、投影光線12が適切な撮像光学系により、半径方向側方で撮像ユニット8のそばを通過すると好都合である。投影光線は、ここには図示しない壁部（たとえば図6の符号14参照）から外に出て、測定されるべき表面4に当たる。内視鏡の視線方向11（図1では右方に向く）と同一である視線方向を有する撮像ユニット8は、非常に広い視野34（視野）の好ましい構成を有している。撮像ユニット8の視野34は180°を超えることができる。基本的に視野34は、投影光線によって形成される最大角度よりも広い角度を有しているのが好都合である。このような視野34を提供する撮像光学系の実施形態については、あとでまた詳しく述べる。

20

【0029】

ここではまず最初に、内視鏡軸10上に投影ユニット6と撮像ユニット8との同じ直列構造を有する、同じく測定内視鏡2を示す図3を取り上げることにする。投影ユニット6は図1および図2の投影ユニット6に相当しており、投影光線12の光路も同様である。図1および図2との唯一の相違は、撮像ユニット8が事実上180°回転しており、そして視野34が、撮像ユニット8の視線方向が内視鏡2の視線方向11とは反対向きに配置されるように形成されている点にある。三角測量法の測定は図1および図2に準じて行われる。同じく投影光線12と視野34とが交わる領域に測定領域54が生じる。このような図3の配置は、たとえば内視鏡2の視線方向11において追加の視覚化が必要である場合に適用することができる。その場合、内視鏡2の端部に、画像センサを備える追加のカメラ対物レンズを収納することができる。

30

【0030】

次に図4を参照しながら、投影ユニット6と投影光学系18について詳しく説明する。投影ユニット6は、本例では光導波路または光導波路束16として構成されるのが好ましい光源を含んでいる。光源の前には、ここではスライド22として構成された投影構造20が配置されている。図4のスライド22は複数の同心的なカラーリング24を有している。図4には、スライド22を示す断面図のほか、同心的なカラーリング24の配置をより良く図解するために用いられるスライド22の平面図も示されている。投影構造20は、基本的に、色付きまたはその他の形で構成された線構造の形態で構成されていてよい。ここに図示する構成はいわゆるカラーコード化三角測量法であり、カラーリング24（通常は15個から25個、好ましくは約20個）がカラーコード化された環状パターンを形成する。

40

【0031】

50

本例ではここには図示しないLEDにより発せられ光導波路16から来る投影光線12は、スライド22をほぼ垂直に通って進み、適切な投影光学系18によって方向転換され、それぞれ主光線が瞳孔部26にほぼ点状に当たるように、互いに重なり合って瞳孔部26に当たる。これは、スライド側テレセントリックな投影ユニットと呼ばれる。

【0032】

個々の投影光線12はさらに進むうちに、それぞれの色に応じて再び分かれ、測定されるべき表面4に色パターンとして当たる。測定されるべき表面4は図4では円形範囲としてのみ図示されている。投影光線12の扇形の広がりはいわゆる投影空間36を生じさせる。

【0033】

表面4の不規則なトポロジー(ここには図示しない)により、以前にスライド22を通過するときは平行に進んでいた投影光線12は、投影対物レンズからのそれぞれ異なる距離で表面4に当たる。別の視線方向から見ると、表面4に当たって反射される投影画像は歪んでおり、あとで説明する撮像光学系によって撮像媒体28上に結像され、適切な評価方式により、色の遷移と色線の歪みを分析することによって、表面4のトポグラフィをコンピュータで決定することができる。

【0034】

次に、好ましい撮像光学系32を備えると好ましい撮像ユニット8について説明する。表面4に当たって反射された投影光線12は以下においては撮像光線42と呼ばれる。撮像光線42は、内視鏡の視線方向11において凸面状に湾曲している湾曲ミラー38に当たる。湾曲ミラー38は撮像光線42を内視鏡2の視線方向11においてさらに別の平坦ミラー40に向けて反射し、さらにこの平坦ミラーが撮像光線を再度反射する。撮像光線42のこの2回目の反射は、反射された光線42が湾曲ミラー38の開口部44を通るよう誘導される方向を向いている。

【0035】

特にミラー38の中央部に配置されたこの開口部44にはレンズ56が設けられており、このレンズ56を介して光線42がさらにアクロマート58を通って進み、最終的に、本例ではたとえばデジタルカメラで使用されるようなセンサチップ30として構成された撮像媒体28に当たる。原則として、図7にまた同様に図6にも示すように、アクロマート58とセンサチップ30の間にさらに別のプリズム46を配置することが可能であり、それにより、センサチップ30の位置を内視鏡軸10に対して移動させることができる。センサチップ30を内視鏡軸に平行に配置するのが好都合な場合がある。このことは、センサチップ30の面法線が内視鏡軸10に対して垂直方向に延びるか、または、少なくとも平行には延びないことを意味している。

【0036】

図6には、内視鏡2における光路のこれまでの抽象的な図面のより良い図解のために、端部領域における内視鏡2の三次元の透視図が示されている。図6に示すこの構造は図1および図2に示す光路に対応している。撮像光線42の光路は、この図面では図面を見やすくするために完全には図示されていない(この点に関しては図8を参照)。図6でもやはり光路だけが模式的に示されており、その着眼点は、内視鏡2の中の物体としてのユニットすなわち投影ユニット6および撮像ユニット8を表現することにある。内視鏡は、好ましくは3mm~5mmの間である直径を有している。投影ユニットは通常約10mmの長さである。

【0037】

投影ユニット6は、内視鏡壁部14を通して半径方向外側に向かって投影光線12を放射する。ここに図示した上方を向く光線方向は同じく図面を見やすくするためのものにすぎない。実際には、投影光線は回転対称に内視鏡2から出射する。投影光線12は表面4で反射され、撮像ユニット8によって受信される。撮像ユニット8は内視鏡軸10上に、視線方向11に見て投影ユニット6の前方に配置されている。前置詞「前に」は、撮像ユニット8が投影ユニット6に対して、内視鏡軸上に矢印11の矢印方向に配置されてい

10

20

30

40

50

ることを表している。「前方に」という前置詞はこれ以後もこの意味で用いている。前置詞は、矢印方向とは反対への当該対象物の配置について用いられる。

【0038】

撮像光線42（ここには図示せず。図8を参照）は、すでに図5で説明したように、湾曲ミラー38と平坦ミラー34とを介してセンサチップ30に向けて導かれ、本実施形態ではさらにプリズム46を介してセンサチップ30へと方向転換される。

【0039】

原理的には図6と同一である配置が図7に示されている。しかしながら図7に示す実施形態は、内視鏡についてさらに追加的に、内視鏡の視線方向11に位置する対象物60を撮影することを可能にする。

10

【0040】

図7に示すこのような内視鏡2の追加の機能がどのように構成されるかは、図8に模式化して示されている。測定内視鏡に関して図8は、図1, 2, 4, 5, 6および7に示すものと同一の投影光線12および撮像光線42の光路を有している。投影ユニット18は投影光学系18を介して、撮像ユニット8のそばを半径方向で通るように、色つきの投影光線12を表面4に投影する。表面4は投影光線12を反射して撮像光線42の形態にし、この撮像光線42が湾曲ミラー38で受け取られて方向転換され、平坦ミラー40を介して、湾曲ミラー38の開口部44を通してセンサチップ30に当たる。

【0041】

図4に見られるように、スライド22の環状の構造は中央に同心的な開口部を有している。それゆえ、分析されるべき投影光線12はスライド22の外側領域だけを通って進む。スライド22の中央領域は投影ないし撮像には利用されない。このことはひいては、センサチップ30での撮像も同じくセンサチップの外側領域でのみ行われることを意味している。センサチップの中央領域は投影光線12および撮像光線42の光路によって露光されない。

20

【0042】

従って、センサチップ30の中央領域は別の機能のために利用可能である。この理由により、平坦ミラー40にも同じく中央の開口部48を設け、この開口部48を通って光線50が出られるようにし、この光線50が、内視鏡2の視線方向11に配置された対象物60により反射されるのが好都合であることが判明している。この光線50は、平坦ミラー48の開口部を通り、さらには湾曲ミラー38の開口部44を通り、引き続いてセンサチップの中央領域に当たる。このように、センサチップ30のこの中央領域は、内視鏡の視線方向11に位置する対象物60を視覚化する役目をする。

30

【0043】

それゆえ、内視鏡2は、周囲のトポグラフィを決定するために、カメラおよび測定内視鏡として二重の機能を有している。このような好ましい図8の構成により、操作者は内視鏡を制御する際に、内視鏡の前方で起こっていることを同時に認識することができるので、内視鏡の確実な案内が可能となる。一般に、内視鏡の前方にある対象物60を照明するには、投影光線の散乱光があれば足りる。内視鏡の耳鏡機能のために、画像レートを2Hzまで引き下げることができる。対象物60を観察するのに光が少なすぎるときは、前側の内視鏡領域に、追加の照明ユニットをさらに取り付けることができる。

40

【0044】

通常、撮像光線42を受信するためのセンサチップは10Hzの周波数で露光される。このときシャッター開放時間は約10msである。このことは、10Hzの露光周波数で、それぞれのシャッター開放の間に90msのポーズがあることを意味している。この時間中にセンサチップ記録が計算ソフトウェアによって評価される（シャッター開放時間は、センサチップに当たる撮像光線42が測定される時間である）。

【0045】

次に、図3の内視鏡2の三次元の透視図を示す図9について説明する。すでに述べたとおり、図3の内視鏡2の構造が図1および図2のものと相違しているのは、撮像ユニット

50

8 の視線方向が、内視鏡の視線方向 1 1 に対して 180° 回転していることだけである。このことは、実際には、撮像光学系 3 2 が実質的に同様に構成されているが、撮像媒体 2 8 、特にセンサチップ 3 0 がこのような構造では内視鏡 2 の視線方向 1 1 に見て撮像光学系 3 2 の前方にあることを意味している（これと逆に、撮像ユニット 8 が図 1 や図 2 の例のように内視鏡の視線方向 1 1 と同じ視線方向を有しているとき、撮像媒体 2 8 は視線方向 1 1 に関して撮像光学系 3 2 の後方にある）。図 9 の撮像ユニットは、180° を超える視野を提供する湾曲ミラー 3 8 を同じく有している。ミラー 3 8 から撮像光線 4 2 は撮像光学系 3 2 によってセンサチップ 3 0 に導かれ、そこで検出される。

#### 【 0 0 4 6 】

さらに、図 9 の測定内視鏡において撮像ユニットの前方に、ここには図示しない別の撮影ユニットを配置するのが好都合であり、これは場合により別個のセンサチップおよび別個の光学系を含んでおり、特に、内視鏡の前方に位置する物体を光学的に検出する役目をする。このように内視鏡は、表面トポグラフィを測定するための測定機能と、利用者が測定されるべき空間の中を良く視認して内視鏡を操作することができる視認機能とを有している。

#### 【 0 0 4 7 】

以上に説明した測定内視鏡 2 の構造は、基本的に、狭隘な空洞でのあらゆる測定に適用することができる。内視鏡 2 の特別に好ましい用途は、耳の中に挿入され、たとえば適切な補聴器を製作するために耳道を測定し、ないしは（図 2 を参照）耳介を測定する役目をする、測定目的に適した耳鏡の形態での用途である。すでに説明したように、いわゆるカラーコード化三角測量はそのために、物体の 3D 形状を計算するのに、コーディングされたカラーパターンの投影が、受信ユニット（撮像ユニット 8 ）の画像撮影時だけで足りるという利点を有している。このことは、スライド投影に準ずる単純な投影を適用することができ、たとえばいわゆる位相三角測量の場合に必要であるような、投影構造の追加の変更が必要ないことを意味している。さらにこのことは、医師によるフリーハンドのスキャンが、ほぼブレなしに可能であるという利点を有している。

#### 【 0 0 4 8 】

内視鏡 2 の別の用途は工学分野に見出すことができる。たとえば品質管理のために穴その他の空洞を正確に測定しなければならないとき、この種の、構造スペースを削減された内視鏡 2 を利用するのが好都合である。たとえば航空機のコンポーネントをリベット止めするリベット穴では、そのトポロジーに関して非常に高い要求が課される。上述のような本発明の内視鏡により、高精度のトポグラフィ測定を非常に狭い穴のなかで行うことができる。

#### 【 符号の説明 】

##### 【 0 0 4 9 】

2 内視鏡

4 表面

6 投影ユニット

8 撮像ユニット

1 0 内視鏡軸

1 2 投影光線

1 4 内視鏡壁部

1 6 光導波路

1 8 投影光学系

2 0 投影構造

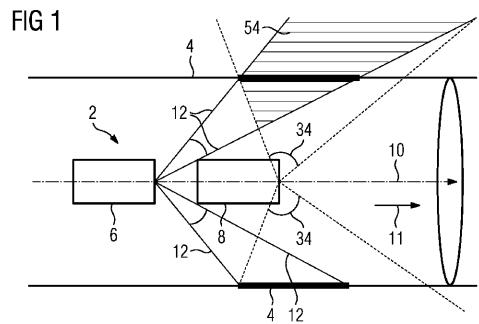
10

20

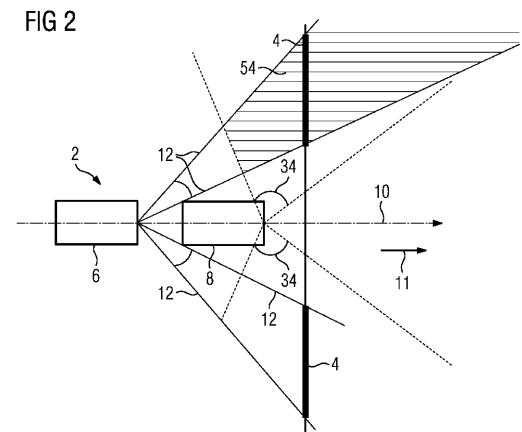
30

40

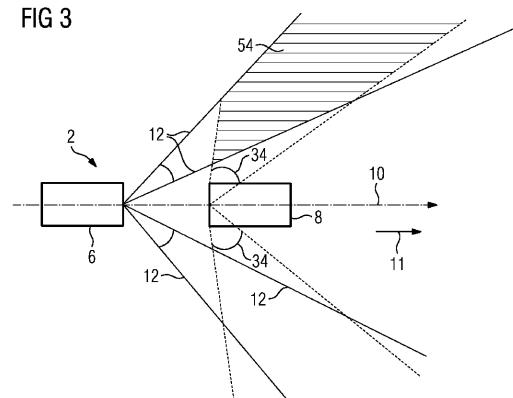
【 囮 1 】



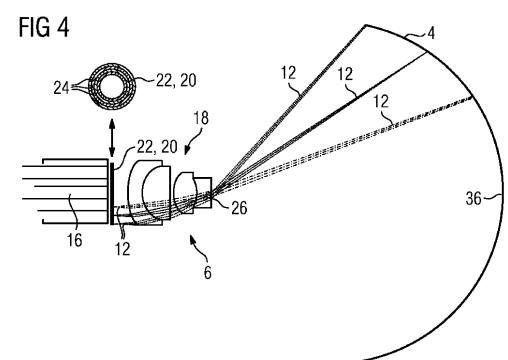
【 図 2 】



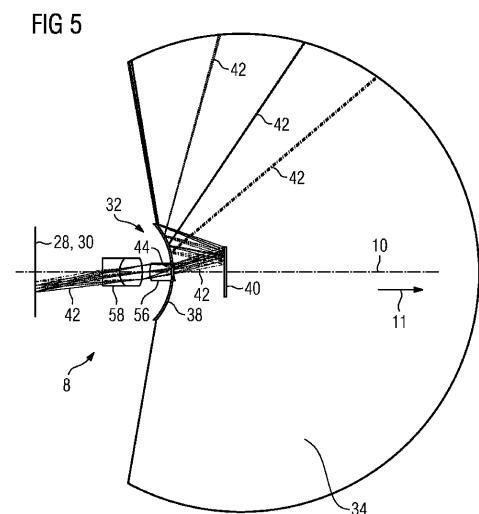
〔 図 3 〕



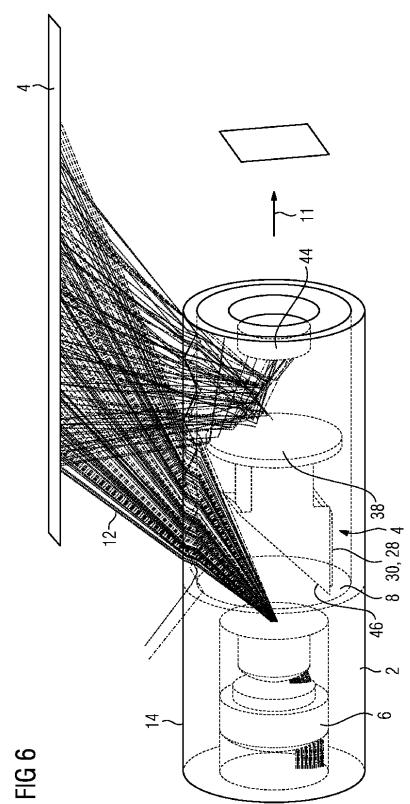
【図4】



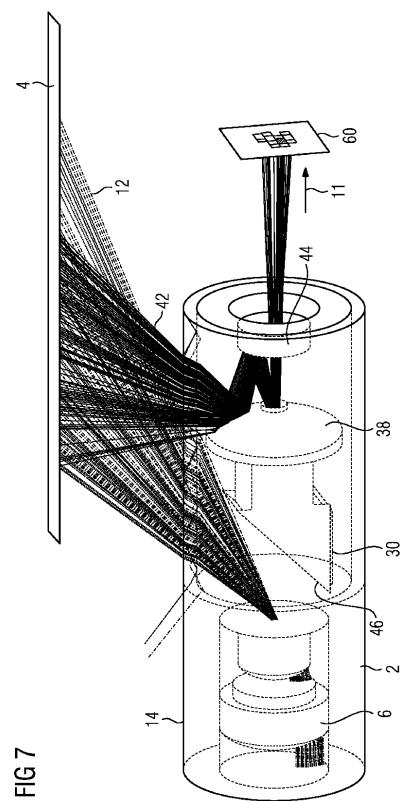
【図5】



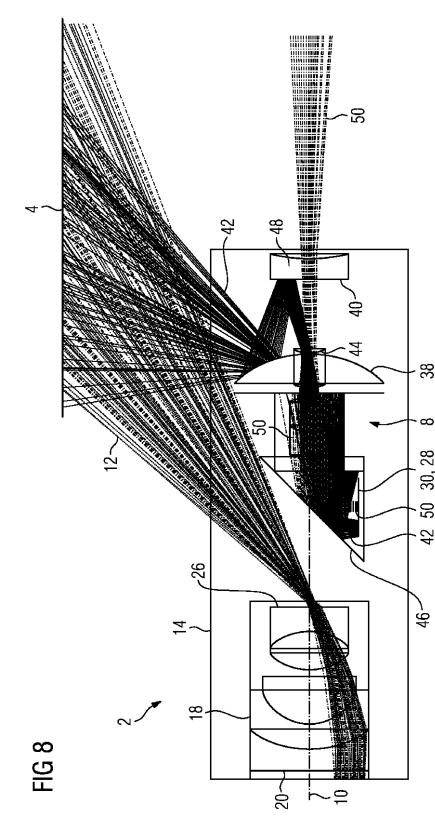
【図6】



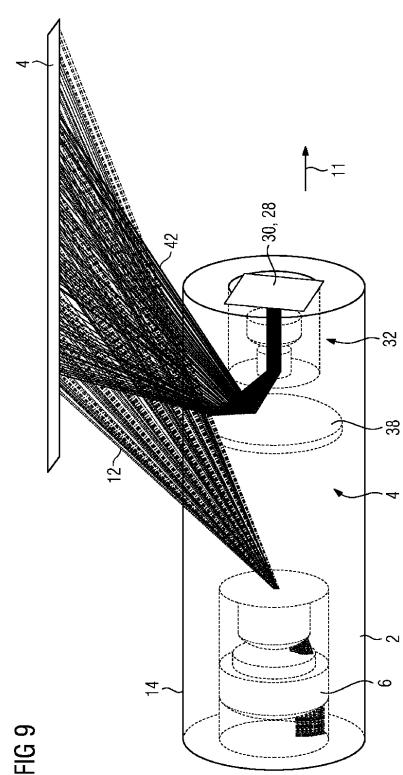
【図7】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

G 02 B 23/26

C

(72)発明者 シック、アントン

ドイツ連邦共和国 84149 フェルデン リーマーヴェーク 2

(72)発明者 シュトックマン、ミヒアエル

ドイツ連邦共和国 83052 ブルックミュール エンツィアンヴェーク 18

(72)発明者 クンツ、マルティン

ドイツ連邦共和国 81477 ミュンヘン ウーデシュトラーセ 1

審査官 殿岡 雅仁

(56)参考文献 特開2009-078133 (JP, A)

米国特許出願公開第2003/0164952 (US, A1)

特開平04-242213 (JP, A)

特開2002-040335 (JP, A)

特開2002-233494 (JP, A)

特開2006-204635 (JP, A)

国際公開第99/015930 (WO, A1)

特開2005-287900 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 02 B 23/24 - 23/26

A 61 B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜和表面形貌测量方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5815531B2</a>	公开(公告)日	2015-11-17
申请号	JP2012531398	申请日	2010-09-29
[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	シックアントン シュトックマンミヒアエル ケンツマルティン		
发明人	シック、アントン シュトックマン、ミヒアエル ケンツ、マルティン		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0623 A61B1/00096 A61B1/00179 A61B1/00181 A61B1/05 A61B1/0607 A61B1/0646 A61B1/227 G02B17/08 G02B23/2407		
FI分类号	G02B23/26.B A61B1/00.300.Y A61B1/06.A A61B1/00.300.E G02B23/24.B G02B23/26.C		
代理人(译)	山口岩 山本浩		
审查员(译)	正人Tonooka		
优先权	102009043523 2009-09-30 DE		
其他公开文献	JP2013506861A5 JP2013506861A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

内窥镜测量表面的形貌。内窥镜包含投影单元和成像单元。投影单元和成像单元相对于内窥镜的轴线连续布置。在轴上彼此轴向布置的投影单元和成像单元的配置允许明显更小的内窥镜配置。

(21)出願番号	特願2012-531398 (P2012-531398)	(73)特許権者	390039413
(66) (22)出願日	平成22年9月29日 (2010.9.29)	シーメンス アクチエンゲゼルシヤフト	
(63)公表番号	特表2013-506861 (P2013-506861A)	Siemens Aktiengesell	
(43)公表日	平成25年2月28日 (2013.2.28)	Ischaft	
(66)国際出願番号	PCT/EP2010/064428	ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ	
(87)国際公開番号	W02011/039235	ンヘン ヴィッテルスバッハーブラツ	
(87)国際公開日	平成23年4月7日 (2011.4.7)	2	
審査請求日	平成25年9月3日 (2013.9.3)	Wittelsbacherplatz	
(31)優先権主張番号	102009043523.9	2, D-80333 Muenchen	
(32)優先日	平成21年9月30日 (2009.9.30)	, Germany	
(33)優先権主張国	ドイツ(DE)	(74)代理人	100075166
		弁理士	山口 岩
		(74)代理人	100133167
		弁理士	山本 浩