

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2020-501204

(P2020-501204A)

(43) 公表日 令和2年1月16日(2020.1.16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 5/04 (2006.01)	G02B 5/04 C	2H040
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 512	2H042
A61B 1/313 (2006.01)	A61B 1/00 731	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	A61B 1/00 733	
	A61B 1/313	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2019-552441 (P2019-552441)
 (86) (22) 出願日 平成29年12月8日 (2017.12.8)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年7月19日 (2019.7.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/NL2017/050825
 (87) 国際公開番号 WO2018/106117
 (87) 国際公開日 平成30年6月14日 (2018.6.14)
 (31) 優先権主張番号 2017973
 (32) 優先日 平成28年12月9日 (2016.12.9)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 オランダ (NL)

(71) 出願人 519207011
 クエスト・フォトニック・デバイス・
 ビー・ブイ・
 QUEST PHOTONIC DEVI
 CES B. V.
 オランダ国、1775 ピーダブリュ・ミ
 ッデンミーア、インダストリーウェッヒ
 41
 Industrieweg 41, 17
 75 PW Middenmeer, T
 he Netherlands

(74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊

(74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久

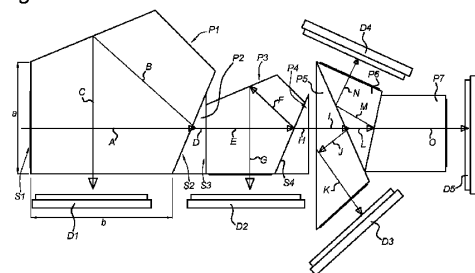
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 4つまたは5つのチャンネルをもつダイクロイックプリズムアセンブリ

(57) 【要約】

本発明は、光を3つの光成分に分割するために第1のプリズム(P3)とさらなるダイクロイックプリズムアセンブリ(P5、P6、P7)とを備える、ダイクロイックプリズムアセンブリの入口面を通して物体像から光を受けるように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリ(P1~P7)であって、第1のプリズムは、少なくとも5つの角をもつ断面を有し、各角は、少なくとも90度の内角を有する、ダイクロイックプリズムアセンブリ(P1~P7)に関する。第1のプリズムの角は、入口面の法線と平行な方向に入口面に入る入射ビームが、プリズムの内部で2回反射され、出口面の法線と平行な出口面を通してプリズムを出るように、設計され、入口面の法線と出口面の法線は互いに垂直であり、ダイクロイックプリズムアセンブリは、第1のプリズムとさらなるダイクロイックプリズムアセンブリとの間に補償器プリズム(P4)を備える。本発明は、そのようなダイクロイックプリズムアセンブリを使用する内視鏡および医療イメージングシステムにも関する。

Fig. 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を 3 つの光成分に分割するために第 1 のプリズム (P 3) とさらなるダイクロイックプリズムアセンブリ (P 5 、 P 6 、 P 7) とを備える、ダイクロイックプリズムアセンブリの入口面を通して物体像から光を受けるように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) であって、前記第 1 のプリズムが、少なくとも 5 つの角をもつ断面を有し、各角が、少なくとも 90 度の内角を有する、

ここにおいて、前記第 1 のプリズムの前記角が、前記入口面の法線と平行な方向に前記入口面に入る入射ビームが、前記プリズムの内部で 2 回反射され、出口面の法線と平行に前記出口面を通して前記プリズムを出るように、設計される、

10

ここにおいて、前記入口面の前記法線と前記出口面の前記法線が互いに垂直である、

ここにおいて、前記ダイクロイックプリズムアセンブリが、前記第 1 のプリズムと前記さらなるダイクロイックプリズムアセンブリとの間に補償器プリズム (P 4) を備える、ダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

【請求項 2】

前記プリズムが五角プリズムである、請求項 1 に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

【請求項 3】

前記五角プリズムが、1 つの直角と、2 つの角度 α と、2 つの角度 $225 - \alpha$ とを有する、ここにおいて、 $90 < \alpha < 135$ である、請求項 2 に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

20

【請求項 4】

前記第 1 のプリズム (P 3) および前記補償器プリズム (P 4) が光学軸をアライメントさせ、補償プリズムが、前記第 1 のプリズムに接続を維持しながら前記光学軸の法線と平行な方向に前記第 1 のプリズム (P 3) に対して移動可能である、請求項 1 から 3 のいずれかに記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

【請求項 5】

第 2 のプリズム (P 1) を備える、前記第 2 のプリズムが、少なくとも 90 度の内角をもつ少なくとも 5 つの角をもつ断面を有する、請求項 1 から 4 のいずれかに記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

30

【請求項 6】

前記第 1 のプリズム (P 3) の第 1 の側面が第 1 のセンサ (D 2) を備え、前記第 2 のプリズム (P 1) の第 2 の側面が第 2 のセンサ (D 1) を備える、請求項 5 に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

【請求項 7】

前記第 1 のセンサ (D 2) および / または前記第 2 のセンサ (D 1) が赤外光センサである、請求項 6 に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

【請求項 8】

光が第 1 の表面 (S 1) を通って前記第 2 のプリズム (P 1) に入るとき、前記光が、前記第 2 のセンサ (D 1) に向かって部分的に反射され、それによって第 1 の経路長を進行し、前記光が前記第 1 のプリズム (P 3) に部分的に入り、前記第 1 のセンサ (D 2) に向かって部分的に反射され、それによって、第 2 の経路長を進行する、ここにおいて、前記第 2 のプリズムが、前記第 1 の経路長と前記第 2 の経路長が同じであるように前記第 1 のプリズムよりも大きい、請求項 6 または 7 に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

40

【請求項 9】

前記第 2 のプリズム (P 1) に接続されたさらなる補償器プリズム (P 2) を備える、請求項 6 から 8 のいずれか一項に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ (P 1 ~ P 7) 。

【請求項 10】

50

前記さらなるダイクロイックプリズムアセンブリ（P 5、P 6、P 7）内の各プリズムがセンサ（D 3、D 4、D 5）を備える、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載のダイクロイックプリズムアセンブリ（P 1 ~ P 7）。

【請求項 1 1】

請求項 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の少なくとも 1 つのダイクロイックプリズムアセンブリ（1 5）を備える内視鏡または腹腔鏡（1 0）。

【請求項 1 2】

光を前記ダイクロイックプリズムアセンブリに集中させるためのレンズ（1 2）をさらに備える、請求項 1 1 に記載の内視鏡または腹腔鏡（1 0）。

【請求項 1 3】

請求項 1 0 に記載の少なくとも 1 つのダイクロイックプリズムアセンブリ（1 5）を備え、ここにおいて、少なくとも 2 つの赤外イメージング波長センサ（D 1、D 2）および 3 つの可視光波長センサ（D 3、D 4、D 5）が使用される、ここにおいて、前記センサの各々が、ピクセルの 3 分の 1 よりも良い精度をもって光学的にピクセルごとにアライメントされる、医療イメージングシステム。

【請求項 1 4】

照射するために手術野の上に光エンジンからの光を提供するための光ファイバコア（5 4）を備える統合されたケーブルを使用して、センサデータを運ぶための複数の同軸ケーブル（5 1）によって囲まれた前記光ファイバコア、請求項 1 1 もしくは 1 2 に記載の内視鏡もしくは腹腔鏡または請求項 1 3 の医療イメージングシステム。

【請求項 1 5】

前記 2 つの赤外波長センサがそれぞれ、7 0 0 ~ 8 0 0 n m 範囲内および 8 0 0 ~ 9 0 0 n m 範囲内で動作する、請求項 1 0 に従属するときの請求項 1 1 もしくは 1 2 に記載の内視鏡もしくは腹腔鏡または請求項 1 3 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 1 6】

フレーム獲得頻度が毎秒少なくとも 6 0 フレームであり、サンプリングレートが少なくともピクセルあたり 8 ビットである、請求項 1 1、1 2、もしくは 1 4 に記載の内視鏡もしくは腹腔鏡、または請求項 1 3 もしくは 1 4 に記載のイメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、ダイクロイックプリズムアセンブリに関し、より詳細には、4 つまたは 5 つのチャンネルをもつダイクロイックプリズムアセンブリに関する。ダイクロイックプリズムアセンブリは、内視鏡先端において使用されることがある。

【背景技術】

【0 0 0 2】

図 1 は、それぞれのセンサ D 3、D 4、および D 5 に向かって光を赤色成分、緑色成分、および青色成分に分割するためのプリズム P 5 と P 6 と P 7 とを備えるプリズムアセンブリを示す。光は、図 1 において示される矢印を通してプリズムアセンブリに入る。P 5 と P 6 との間に、光学コーティング C 1 が設置され、プリズム P 6 と P 7 との間に、光学コーティング C 2 が設置され、各光学コーティング C 1 および C 2 は、異なる反射率と波長感度とを有する。C 1 では、入射ビーム I は、プリズムの、光が入った（ビーム J）のと同じ面に部分的に反射される。その同じ面において、今度は K とラベルされたビームは、もう一度、センサ D 3 に向かって反射される。J から K への反射は、内面反射である。したがって、センサ D 3 は、コーティング C 1 によって反射された光を受け、類似の様式で、センサ D 4 は、コーティング S 2（ビーム M および N）によって反射されたビーム L から光を受け、センサ D 5 は、妨害されていないプリズムを横断したビーム O から光を受ける。

【0 0 0 3】

図 1 のシステムは、3 つの光成分（たとえば、赤色、青色、緑色、すなわち R G B レイ

10

20

30

40

50

ヤー、N I R、N I R)を同時に測定することしかできない。より多くの成分(たとえば、近赤外線)が同時に測定されるべきである場合、現在の最新技術は、対象となるチャンネルを側面に分離し、残りを通過させるために、ビームスプリッタを使用することである。しかしながら、プリズムおよびビームスプリッタのこの増加する「積み重ね」は、その焦点平面内にすべてのセンサを有するために、第1のプリズムが物理的に最大であり、全焦点距離を補償し、すべてのセンサを補償するために、進行するにつれて減少するという課題を有する。そのうえ、機械的な制約により、これらのプリズムは、通常、プリズムがP6およびP7の真下にないが、90度回転されるように、入射光軸に沿って90度回転され、その場合、プリズムは、やや小さく設計可能である。

【0004】

プリズムの積み重ねの別の欠点は、これらの積み重ねられたプリズム要素の各々は、全内面反射に依拠し、正しく機能するために、組み立てられたプリズム要素の各々の間の空隙を必要とすることである。基礎物理から、これは、たとえば空隙のないミラーコーティングによって解決できないという結果になる。これらの空隙は、重要である光学系の構造的完全性を提供するために、外部構造を必要とする。これらの構造的構成要素の温度および構成要素材料膨張係数の差は、光路アライメント問題を回避するために、合致することが必要である。

【0005】

これらのセットアップに関する別の主な問題は、すべてのケースにおいて、センサは、互いに対向することであり、長いケーブルおよび信号完全性による構造的な電子的複雑さを増す。4つ以上のチャンネルをもつシステムが、これらの制約による大きなサイズとシステム複雑さを有することが課題である。

【0006】

US9173554は、図1において概説されるダイクロイックプリズムアセンブリを使用する。赤外線蛍光放射のための第4の成分を測定することを可能にするために、センサD3に至る光路は、時間交互(time alternating)様式で、赤色(R)光と赤外(IR)光の両方を検出するために使用される。この手法は、いくつかの欠点を有する。まず第一に、時間領域において、分解能は、必要とされる切り換えにより半減される。これは、リアルタイム適用例を、あまり魅力的でないものにし、半減されたビデオレートにおけるモーションアーチファクト(ar t e f a c t)がもたらされる。それは、異なる波長からの同時複数の信号を必要とする計算することも可能にしない。第2に、赤色画像と赤外画像は両方とも、正確に焦点を合わせることにはできない。赤色と赤外との間の大きな波長差により、良くて、IR画像が鮮明で焦点が合っている、または、R画像が鮮明で焦点が合っている、のどちらかである。

【0007】

切り換えにより、センサは、同じ露出時間にのみ設定可能であり、その理由として、露出時間を切り換えることは、読み出しタイミングおよび露出時間に影響するセンサ設置を必要とし、これは、もはや重複せず、最終的に、システムのフレームレートおよび/または感度のどちらかに影響し、ならびに多大なシステム処理複雑さを追加することができることがある。最後に、利得は、低信号強度IR信号と比較的高い信号強度R信号で異なるために、激しく切り換えられることが必要である。これは、IRチャンネルおよび/または赤色チャンネルのどちらかの感度に悪い影響を与え、ならびに露出を開始する前にセンサ設定を適用するのにかかる時間により、フレーム時間にも、悪い影響を与える。

【発明の概要】

【0008】

本発明の目的は、受信信号の時間切り換えを必要としない実用的な解決策を提供することである。

【0009】

本発明は、少なくとも5つの角をもつ断面を有する第1の五角プリズムを備える、ダイクロイックプリズムアセンブリの入口面を通して物体像から光を受けるように構成された

10

20

30

40

50

ダイクロイックプリズムアセンブリを提供し、各角は、少なくとも90度の内角をもつ。

【0010】

本発明の一実施形態では、最新技術と比較して、異なる手法が使用される。入射ビームを外側に、すなわち、入射ビームから離れて、分割する代わりに、入射ビームが内側に分割される、すなわち、光路がそれ自体の入射ビームと交差する。分離されたビームを入射ビームと交差させることによって、経路長さは、たとえば図1において使用されるような外側分割と比較して、実質的に増加される。この内側分割を使用することによって、全体的なプリズムサイズは、すべての光路間で経路長が一致することを依然として可能にしながら、減少可能である。図1の最新技術とは異なり、内面反射がビームJからビームKまで使用される場合、プリズムP1内で、非内面反射(non-internal reflection)B-C

10

【0011】

本発明の一実施形態では、第2のIRプリズムが、上下に移動することが経路長を増加および/または減少させるように、上下に移動し、少なくとも1つの傾斜した側面を有することができる2つのウェッジ形プリズムで取り囲まれる。チャンネル5と一致するようにチャンネル4を補償するために第4のプリズムの前の経路長を増加させるとき、チャンネル4の後ろの他のウェッジプリズムは、第4のチャンネルの後ろの段を減少および/または増加させるために使用可能である。

【0012】

そのうえ、本発明は、物体のIRチャンネルの両方のセンサを同時に設置することを可能にし、通常はプリズムの対向する側面にセンサを有する、または遠く離隔され、大きなシステムを作成する、標準的な積み重ね要素とは反対に、小さな機械的構造を可能にする。これらの最初の2つの段において内面反射を使用しないことによって、大きな外部構造が、内面反射に必要とされる空隙を作成するのを容易にするために必要とされない。これは、外部構成要素なしの構造簡単で安定した(両方とも、光学的にとして機械的に)を可能にし、これは、複雑さ、空間、重量を節減し、したがって、全体的な構造安定性を増す。

20

【0013】

本発明は、上記で説明されたダイクロイックプリズムアセンブリを備える内視鏡をさらに提供する。

30

【0014】

本発明は、上記で説明された少なくとも1つのダイクロイックプリズムアセンブリを備え、少なくとも2つの赤外イメージング波長(たとえば、640から1000nmの間)センサおよび3つの可視波長(たとえば、赤色、緑色、および青色)センサが使用され、センサの各々が、ピクセルの3分の1よりもよい精度で光学的にピクセルごとにアライメントされる、医療イメージングシステムをさらに提供する。イメージングシステムは、手術中のリアルタイム適用例に使用されることがある。一実施形態では、フレームレートは、少なくとも每秒60フレーム(fps)であり、ピクセルは、少なくとも8ビットでサンプリングされる。

【0015】

一実施形態では、2つの赤外波長はそれぞれ、メチレンブルーの場合は700~800nm範囲内であり、ICGの場合は800~900nm範囲内である。

40

【0016】

本発明は、添付の図面を参照しながら、以下でより詳細に説明される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】ダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す図。

【図2】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す図。

。

【図3】本発明の一実施形態によるさらなるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的

50

に示す図。

【図 4 a】本発明の一実施形態による内視鏡とケーブル布線とを概略的に示す図。

【図 4 b】本発明の一実施形態による内視鏡とケーブル布線とを概略的に示す図。

【図 4 c】本発明の一実施形態による内視鏡とケーブル布線とを概略的に示す図。

【図 5 a】本発明の一実施形態による、移動可能な補償器プリズムをもつダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す図。

【図 5 b】本発明の一実施形態による、移動可能な補償器プリズムをもつダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す図。

【図 5 c】本発明の一実施形態による、移動可能な補償器プリズムをもつダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す図。

【図 5 d】本発明の一実施形態による、移動可能な補償器プリズムをもつダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す図。

【図 6 a】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリにおいて使用するための例示的な五角プリズムを示す図。

【図 6 b】本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリにおいて使用するための例示的な五角プリズムを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図 2 は、本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す。

【0019】

本発明の一実施形態では、五角プリズム P 1 が使用される。一実施形態では、入射光ビーム A は、入口面 S 1 に隣接しない 2 つの面のうちの 1 つである面 S 2 の上で、部分的に反射される。次いで、反射されたビーム B が、入口面に隣接する面のうちの第 1 の面に対して反射される。反射の角度は、反射が内面でないように、臨界角度未満とすることができ（一実施形態では、隣接する面は、光の漏洩を回避し、対象となる必要とされる波長を反射するためにコーティングされる）。次いで、反射されたビーム C は、それ自体（ビーム A）と交差し、センサ D 1 に向かって、入口面に隣接する面のうちの第 2 の面を通して、プリズムを出る。ビーム A の一部は、面 S 2 を通り、補償プリズム P 2 に入る。

【0020】

本発明による一実施形態では、プリズム P 1 は、センサ D 1 に向かって入射ビームを反射するために内面反射を使用しない。一実施形態では、2 つの非内面反射が、入射ビーム A を、センサ D 1 に向かってビーム B および C を介するように向けるために使用される。一実施形態では、プリズム P 1 と P 2 との間に、空隙はない。一実施形態では、プリズム P 3 と P 4 との間に、空隙はない。一実施形態では、プリズム P 2 と P 3 との間に、空隙はない。

【0021】

プリズム P 2 は、図 5 a ~ 図 5 d を参照してより詳細に説明される補償器プリズムである。

【0022】

本発明の一実施形態では、P 2 から、ビーム D は、第 2 の五角プリズム P 3 に入る。プリズム P 1 と同様に、内部反射は、ビームをそれ自体と交差させるために使用される。簡略化のため、ビームの説明は、プリズム P 3 内では、ビーム部分 E、F、および G がそれぞれ、プリズム P 1 内のビーム部分 A、B、および C に対応することを述べることを除いて、繰り返されない。

【0023】

本発明による一実施形態では、プリズム P 3 も、センサ D 2 に向かって入射ビームを反射するために内面反射を使用しない。一実施形態では、2 つの非内面反射が、入射ビーム E を、センサ D 2 に向かってビーム F および G を介するように向けるために使用される。一実施形態では、プリズム P 1、P 2、P 3 と、P 4 との間に、空隙はない。

【 0 0 2 4 】

プリズム P 3 の後ろに、別の補償プリズム P 4 がある。最後に、ビーム H は、それぞれセンサ D 3、D 4、および D 5 をもつプリズム P 5 と P 6 と P 7 とを備えるダイクロイックプリズムアセンブリに入る。P 5、P 6、および P 7 のダイクロイックプリズムアセンブリは、すでに、図 1 を参照しながら説明されている。一実施形態では、プリズム P 4 とプリズム P 5 との間に、空隙がある。

【 0 0 2 5 】

図 2 では、以下の全経路長が、各エンドポイントチャンネルに対して規定される（チャンネルの端においてセンサに関して規定される）。

- センサ D 1（たとえば、第 1 の近赤外線）経路： $A + B + C$
- センサ D 2（たとえば、第 2 の近赤外線）経路： $A + D + E + F + G$
- センサ D 3（たとえば、赤色）経路： $A + D + E + H + I + J + K$
- センサ D 4（たとえば、青色）経路： $A + D + E + H + I + O$
- センサ D 5（たとえば、緑色）経路： $A + D + E + H + I + M + N$

10

一実施形態では、経路長は、 $A + B + C = A + D + E + F + G = A + D + E + H + I + J + K = A + D + E + H + I + O = A + D + E + H + I + M + N$ であるように、一致される。経路長の一致は、センサ D 1 ~ D 5 において検出されることになる波長における焦点平面焦点位置差に対する調整を備えることができる。すなわち、鮮明で焦点のあった画像を作成するための理想的な距離は光の波長にやや依存するので、たとえば、青色（B）光に対するセンサに向けての経路長は、赤色（R）光に対するセンサに向けての経路長と正確に同じでないことがある。プリズムは、これらの依存を可能にするように構成可能である。

20

【 0 0 2 6 】

D + H 長さは、図 5 a ~ 図 5 d を参照しながら説明されるように、調整され、波長シフトにより焦点補償器として機能することができる。

【 0 0 2 7 】

経路 I におけるより大きな空隙は、追加のフィルタに使用可能である、または、焦点シフトおよび補償のためのガラス補償器で満たされることが可能である。空隙が、ビーム J からビーム K までの経路内の内面反射により、赤色プリズムのその特定の底部表面内に存在する必要がある。空間が、追加のフィルタを提供するために、プリズム出力面とセンサ D 1 ~ D 5 の各々との間に確保可能である、または、したがってガラス補償器で満たされるべきである。

30

【 0 0 2 8 】

P 1 と P 3 が本質的に同じ反射経路を使用するということの利点は、光学的アセンブリが大部分は 1 つの側面上にセンサを有することができる（D 1、D 2、D 3 はすべて、1 つの側面上にある）このやり方が、すべてのセンサが同じ画像を見、ミラー効果が補償される必要がないように、均等な量の方向変更を依然として使用することである。

【 0 0 2 9 】

通例、光学プリズムは、3 つのチャンネル青色および赤色チャンネルのケースと同様に設計され、経路長が非常に長いプリズムを必要とするそのやり方は、内視鏡またはハンドヘルドイメージングシステムにおける使用に適していない大きなモジュールという結果になる。そのうえ、2 つのチャンネル（センサ D 1 および D 2）は、互いの反対である必要があり、これはまた、2 つのセンサ間の大きな距離として電子機器をより厄介にする。図 2 の実施形態では、2 つのセンサ D 1 および D 2 は、プリズム P 1 および P 3 と同じ側面上にあることができる。

40

【 0 0 3 0 】

本発明の一実施形態によれば、最初の 2 つのプリズム P 1、P 3 は、少なくとも 5 つの角が使用され、すべての角が内角 90 度を有する、五角形の形状を有する。

【 0 0 3 1 】

これらのプリズムの各々は、光のための平坦な出口表面ペインを作成し、同時に、すべて

50

のセンサの経路長に一致することを可能にする経路長補償機能を有するために、追加の補償器プリズム P 2、P 4 を有する。

【0032】

本発明による一実施形態では、寸法は、以下のように与えられる。モジュールの全高は、30 mm である、または、センサを含む 5 チャンネル構成の場合は、より小さい。最大幅 15 mm。最大長 45 mm。

【0033】

本発明による一実施形態では、ダイクロイックプリズムアセンブリを使用するシステムは、赤外フレーム挿入を使用せずに 60 fps でカラーあたり $3840 \times 2160 @ 12$ ビットにおいてアーチファクトのないフルカラーで画像分解能を作成する能力を有する。赤外フレームも、これらの同じ分解能 @ 12 ビットにおいて利用可能である。

10

【0034】

現在の発明の別の利点は、経路を D 1 および D 2 に接続するすべての表面が平坦であるからである。したがって、モジュール (P 1、P 2、P 3、P 4) は容易にアライメント可能であり、これは、自動組み立てを簡単にする。これらのモジュールは、個別に準備され、その後、簡単なロボットツールまたは手動ツールとともに接合可能である。

【0035】

経路長 A はすでに補償されているので、第 2 のプリズム P 3 (D 2 経路の場合) は、プリズム P 1 (D 1 経路の場合) よりも小さくすることができる。わずかに長い長さ (A) をもつ D 1 への経路に対して第 1 のプリズムを成形するために、完全一致が、D 1 への全内部経路間で作成され、D 2 への経路の全長に対してできる限り多く補償することができる。

20

【0036】

五角プリズムは、通常、規則的でない。たとえば、P 1 断面の長さ a (ビーム B および C の長さに影響する) は、長さ b (ビーム A および B の長さに影響する) よりも小さいことがある。

【0037】

図 3 は、本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す。図 2 と比較すると、第 1 の五角プリズム P 1 および第 1 の補償器プリズム P 2 がない。結果として生じる図 3 のダイクロイックプリズムアセンブリは 4 つのチャンネルを有し、各それぞれのチャンネルは、センサ D 2 ~ D 5 のうちの 1 つへの経路によって形成される。以下の経路長が、各チャンネルに対して規定される。

30

- センサ D 2 (たとえば、近赤外線) 経路: $E + F + G$
- センサ D 3 (たとえば、赤色) 経路: $E + H + I + J + K$
- センサ D 4 (たとえば、青色) 経路: $E + H + I + O$
- センサ D 5 (たとえば、緑色) 経路: $E + H + I + M + N$

経路長は、 $E + F + G = E + H + I + J + K = E + H + I + O = E + H + I + M + N$ であるように、一致される。

【0038】

図 4 a は、本発明の一実施形態による、内視鏡 10 または腹腔鏡 10 を概略的に示す。本発明の目的として、腹腔鏡と内視鏡との間の違いは比較的小さく、そのため、説明が内視鏡について言及する場合、腹腔鏡構成も、通常、可能である。内視鏡 / 腹腔鏡 10 は、図 2 または図 3 に示されるなどのダイクロイックプリズムアセンブリ 15 を含むカメラモジュール 11 を備える。カメラモジュール 11 は、入射する光をダイクロイックプリズムアセンブリ 15 の入口面に集中させるための追加のレンズ 12 も含むことがある。この最後のレンズ 12 は、プリズム背面焦点距離に一致するために、内視鏡部分の最後の部分内で統合されてもよい。光源 13 に接続された光ファイバ 14 は、光を内視鏡 10 へと結合する。内視鏡の内部で、光ファイバ 14 は、いくつかのファイバ 14' へと分離する。

40

【0039】

腹腔鏡の内部で、レンズ素子および / もしくはリレーロッドレンズ (標準的な腹腔鏡と

50

同様に)からなるレンズシステムが作成され、または、内視鏡構成では、ファイババンドルが、標準的な柔軟な内視鏡内のように使用可能である。そのうえ、処理ユニット(図示せず)は、データが送信されなくてよいように高速画像処理および画像掃除が任意選択でデータを減少させるために、カメラモジュール11内に設置されることがある。

【0040】

本発明の別の実施形態では、処理ユニットが、イメージングシステムおよび光学素子からさらに離れて設置される。具体的には内視鏡検査システムに関するがオープン構成にも関する重要な問題は、処理ユニットとプリズム要素上に設置された画像センサとの間で運ばれることになるシステムの電子信号を提供するケーブル布線と、イメージングされる物体に照明を提供するケーブルである。ほとんどの構成は、低電圧差動信号(LVDS)に基づいた2つのケーブル布線システムを有する。しかしながら、これらのケーブルのデータ転送速度は、大部分はケーブルの長さに制限される。本発明において提案される光学的構成は、より多くのデータが、内視鏡医療イメージングシステムにおいて、通常よりも高いビットレートで転送されることが必要であることを意味する。有用性およびサイズは、主に、2つのケーブルが必要とされる(1つは光のために、1つの電気ケーブルは画像および制御信号のために)ことによって妨げられる。より多くのケーブルペアを単純に追加することは、標準的な解決策であるが、これの不利な面は、必要とされるケーブルの最小厚が、カメラヘッドの柔軟性と敏捷さを制限していることである。そのうえ、ケーブルは、直径がより厚くなり、より重く、より多くの電子機器がカメラヘッドの内部で必要とされ、このことは、カメラヘッドを、より大きく、より重くする。

10

20

【0041】

図4bは、ダイクロイックプリズムアセンブリ15'(たとえば、図2または図3に示されるアセンブリ)およびレンズ12が内視鏡10の先端内に配設される一実施形態を示す。この実施形態では、先端からカメラモジュールまで光を運ぶ必要はない。しかしながら、ここで、センサD1~D5から、処理ユニットを収容するモジュール18まで信号を運ぶことが必要である。ロッドリレーインングレンズは、通例、腹腔鏡のチューブ内に、または、内視鏡がもはや必要とされないケースではファイバ内に設置され、単純なレンズシステム12'のみが、プリズムアセンブリの前に設置される必要がある。

【0042】

これらの実施形態のいずれかでは、4つの小さい直径の同軸ケーブル51を含み、これらを光ファイバケーブル54の周りに設置する/これらを光ファイバケーブル54と統合することが可能である。次いで、ケーブルが、安定性を改善するために、任意選択のファイラケーブル56とともに、カメラと制御システムとの間で光エンジンと直接的に結合される統合された部分および単一のケーブルとして、融合される。そのような配置が図4cに示されており、中心コアファイバ54は、光エンジンから内視鏡の先端まで光を搬送することができ、直径同軸ケーブル51は、先端内に配設された検出器D1~D5からハウジング53内の処理ユニットまで信号を搬送することができる。運ばれることになるデータの量および必要とされる同軸ケーブル51の長さに応じて、適切な数、たとえば、1つ、2つ、3つ、4つ、またはそれより多くの、同軸ケーブルが選択可能である。

30

40

【0043】

図5a~図5dは、本発明の一実施形態による、移動可能な補償器プリズムをもつダイクロイックプリズムアセンブリを概略的に示す。図5aは、図2と同じ構成を示し、プリズムP1、P2、P3、およびP4の光学軸がアライメントされる(この例では、アライメントされているすべてのプリズムの底部と合致する)。

【0044】

図5bは、依然として図5aと同じ垂直方向位置にあるプリズムP1、P3、およびP5~P7と比較して下方方向にシフトされたプリズムP2とP4とを示す。プリズムP3およびP5~P7は、プリズムが、下方へシフトされた補償器プリズムP2およびP4と依然として接続するように、左にシフトされている(P1を右に移動させることも可能である)。P1とP2との間、またはP3とP4との間には、依然として空隙はない。その結

50

果、図 5 b における経路長 D および H は、図 5 a における元の経路長 D および H よりもわずかに短い。言い換えれば、センサ D 2、D 3、D 4、D 5 への経路の各々は、ここでは、センサ D 1 への経路と比較して少し短い。さらに、センサ D 3、D 4、および D 5 への経路は、ここでは、センサ D 2 への経路と比較しても、少し短い。プリズム P 2 および P 4 が反対方向（図 5 b では上方へ）移動された場合、D 2、D 3、D 4、D 5 への経路は、センサ D 1 への経路と比較して少し長い。あらゆるケースにおいて、プリズムの光学軸は同じままであるとする。加えて、プリズム P 1 および P 3 は、最も良く達成される機械的位置に完全に一致するようにイメージングセンサの光学軸（左右）に沿って位置を変更するために、わずかに上下に移動されることがある。そのうえ、これは、センサの各々の全経路長に対する影響を有し、したがって、本発明の一実施形態によれば、2 つの補償器プリズム P 2 および P 4 が、この経路長の変更を補正するように移動可能である。

10

【0045】

図 5 c では、プリズム P 4 が、P 1 ~ P 3 および P 5 ~ P 7 に対してシフトされる。センサ D 3、D 4、D 5 への経路は、センサ D 1 および D 2 への経路と比較して、わずかに減少される。プリズム P 5 ~ P 7 は、同じ光学軸上にあるままである。

【0046】

図 5 d では、プリズム P 2 は下方向にシフトされ、これは、プリズム P 1 および P 2 が依然として空隙なしに互いに、ならびに P 3 および P 4 に接続されるように、P 3 ~ P 7 もわずかに左に移動するという結果になる。センサ D 2 ~ D 5 への経路は、センサ D 1 への経路と比較して、わずかに減少される。

20

【0047】

図 5 a ~ 図 5 d は、プリズム P 1 および P 3 との空隙なし接続を維持しながら補償器プリズム P 2 および / または P 4 をシフトすることによってなされることが可能な少数の例示的な経路長調整を示す。他の調整も可能である。重要なポイントは、たとえば、センサ D 1 ~ D 5 の各々において使用される波長に応じて、すべての 5 つのセンサに向けての経路長が一致するように、補償器プリズムを調整することによって、小さな調整がなされることが可能であることである。

【0048】

本発明による実施形態では、プリズム P 1、P 3、および P 5 ~ P 7 の光学軸は同じままである、言い換えれば、これらのプリズムは垂直方向に移動されない。このことは、P 2 と P 4 のみを垂直方向に移動させることによって、経路長 D および H のみが影響され、他の経路長 A ~ C、E ~ G、I ~ O は同じであるので、実用的である。たとえば P 1 を垂直方向に移動させることは、経路長 A、B、および C にも影響し、垂直調整の効果をより理解しにくくする。しかしながら、本発明は、経路長を調整するためにプリズム P 1、P 3、P 5 ~ P 7 のうちの任意の 1 つまたは複数が垂直方向に移動される実施形態を除外しない。

30

【0049】

図 6 a は、本発明の一実施形態によるダイクロイックプリズムアセンブリにおいて使用するための例示的な五角プリズムの断面を示す。

【0050】

一実施形態では、プリズム P 1 または P 3 は、入口面の法線と平行な方向に前記入口面に入る入射ビームが、プリズムの内部で 2 回反射され、出口面の法線と平行に前記出口面を通過してプリズムを出るように設計された角を有し、入口面の法線と出口面の法線は、互いに垂直である。

40

【0051】

当業者は、そのようなプリズムを設計することができる。図 6 a の例では、5 つの角度のうちの 1 つが直角であり（面 F 1 と F 2 との間）、2 つの角度は、第 1 の値 α 90 度（面 F 2 と F 3 の間および F 3 と F 4 の間）を有し、2 つの角度は、第 2 の値 $225 - \alpha$ 度（面 F 1 と F 5 の間および F 5 と F 4 の間）を有し、五角プリズムに対する 540 度の全内角を作成する。容易に検証可能であるように、図 6 a に示される五角プリズムは、入

50

射する水平ビームが、面 F 2 の法線と平行に、面 F 2 を通って垂直方向にプリズムを出るように、面 F 3 および F 5 に対する 2 つの反射を使用して、面 F 1 の法線面と平行に面 F 1 を通って入射する、入射する水平ビームを内側に反射する。第 1 の反射では、面 F 3 において、ビームは、 $\alpha - 90$ 度の反射の面の法線とある角度をなす。第 2 の反射では、面 F 5 において、反射の面の法線との角度は、 $135 - \alpha$ である。この例では、角度 α は、値 $90 < \alpha < 135$ を有するべきである。

【0052】

特定の実施形態では、五角プリズムが、1 つの直角と、4 つの 112.5 度の角度とを有するように、 α の値は 112.5 度である。

【0053】

図 6 b は、図 6 a のプリズムの減少部分を示す。ラインの構造から分かるように、それは、プリズム内の 1 つの角度が 90 度 (F 1 と F 2 との間) であり、 90 度角度に隣接する角度が α であり、 90 度角度に隣接する他方の角度 (F 1 と F 5 の間) が $225 - \alpha$ である場合に、十分である。F 3 と F 4 の間および F 4 と F 5 の間の角度は、実際には、自由に選択可能である。

【0054】

当業者はまた、入射するビームと出射するビームが互いに対して直角でないプリズムを設計することが可能であろう。しかしながら、追加の角度の光がレンズシステムから来るので、入射する主光線ビームと出射する主光線ビームが互いに対して直角である、図 6 b の実施形態などの設計には、実用的な利点がある。

【0055】

五角プリズム形状は、プリズム P 1 および P 3 にとって、論理的で実用的な選択肢である。しかしながら、図 6 b から明らかであるように、必要とされる反射のための条件を作成するために、実際には、多数の異なるタイプのプリズム形状が役立つ。したがって、本発明は、五角プリズムの使用に限定されない。

【0056】

前述の図の説明では、本発明は、その特定の実施形態を参照しながら説明されてきた。しかしながら、添付の特許請求の範囲において要約される本発明の範囲から逸脱することなく、さまざまな修正および変更がそれに加えられてよいことが明白であろう。

【0057】

加えて、その本質的な範囲から逸脱することなく特定の状況または材料を本発明の教示に適合させるために、多数の修正がなされてよい。したがって、本発明は、開示される特定の実施形態に限定されず、本発明は、添付の特許請求の範囲に含まれるすべての実施形態を含むことが意図されている。

【0058】

特に、本発明のさまざまな態様の特定の特徴の組み合わせがなされてよい。本発明の一態様は、本発明の別の態様に関して説明された特徴を追加することによって、さらに有利に拡張されることがある。

【0059】

本発明は、付加された特許請求の範囲およびその技術的等価物のみによって制限されることが理解されるべきである。本文書およびその特許請求の範囲において、「備える (to comprise) 」という動詞およびその活用型は、具体的に言及されない項目を除外することなく、その単語に続く項目が含まれることを意味するために、非限定的な意味で使用される。加えて、不定冠詞「a」または「an」による要素への参照は、文脈が、唯一の要素があることを明確に要求しない限り、要素のうちの複数が存在する可能性を除外しない。したがって、不定冠詞「a」または「an」は、通常、「少なくとも 1 つ」を意味する。

【符号の説明】

【0060】

P 1 第 1 の五角プリズム

10

20

30

40

50

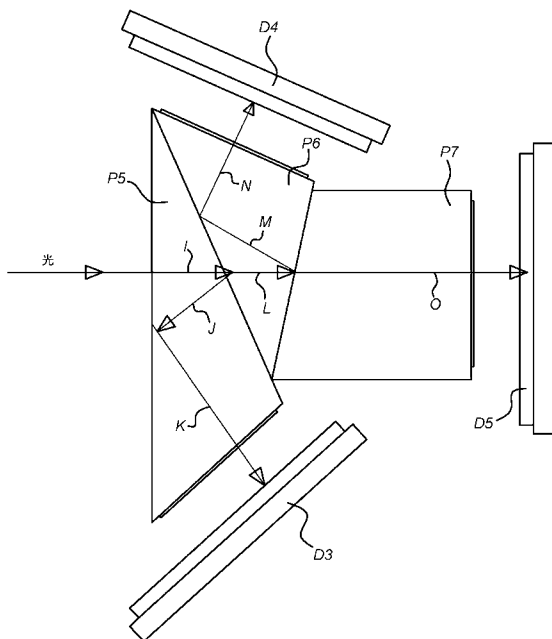
- P 2 第 1 の補償器プリズム
 P 3 第 2 の五角プリズム
 P 4 第 2 の補償器プリズム
 D 1 第 1 のセンサ
 D 2 第 2 のセンサ
 P 5 さらになるダイクロイックプリズムアセンブリのダイクロイックプリズム
 P 6 さらになるダイクロイックプリズムアセンブリのダイクロイックプリズム
 P 7 さらになるダイクロイックプリズムアセンブリのダイクロイックプリズム
 D 3 赤色光センサ
 D 4 青色光センサ
 D 5 緑色光センサ
 A ~ O 経路セグメント
 1 0 内視鏡
 1 1 カメラモジュール
 1 2 レンズ
 1 3 光源
 1 4 光ファイバ
 1 5 ダイクロイックプリズムアセンブリ
 5 1 同軸ケーブル
 5 2 同軸ケーブルカバー
 5 3 ハウジング
 5 4 光ファイバケーブル
 5 5 光ファイバケーブルカバー
 5 6 フィラーケーブル

10

20

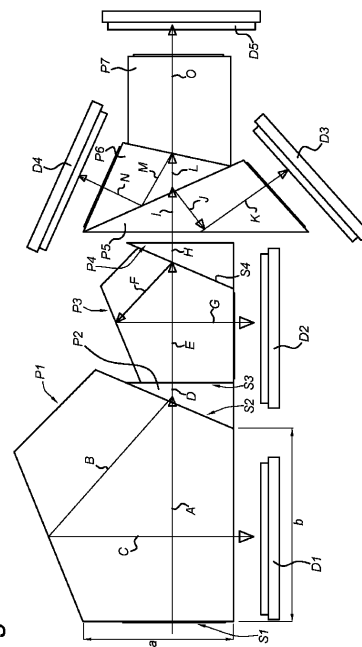
【 図 1 】

Fig. 1



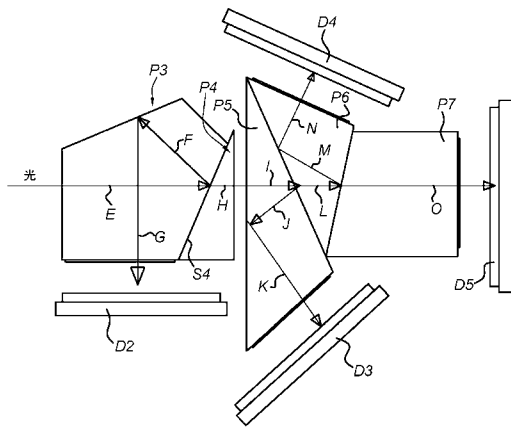
【 図 2 】

Fig. 2



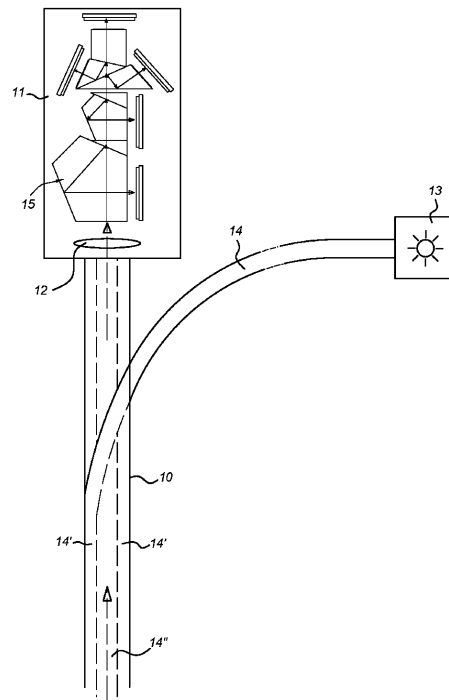
【図 3】

Fig. 3



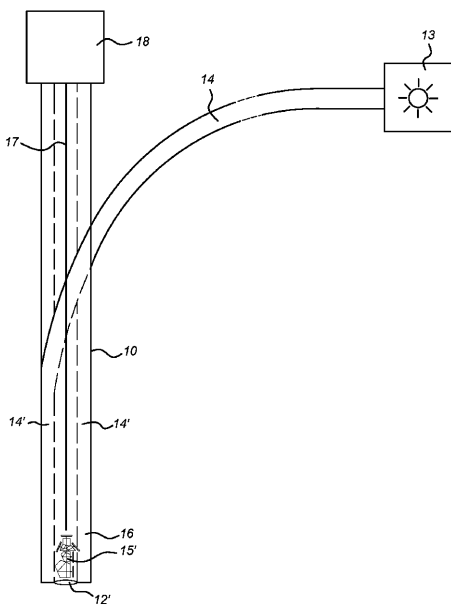
【図 4 A】

Fig. 4A



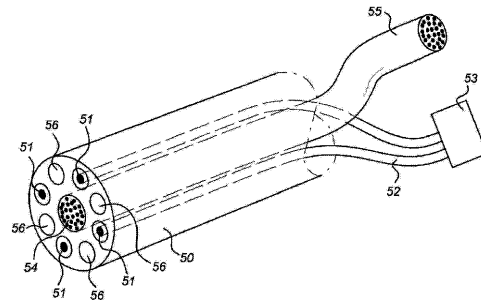
【図 4 B】

Fig. 4B



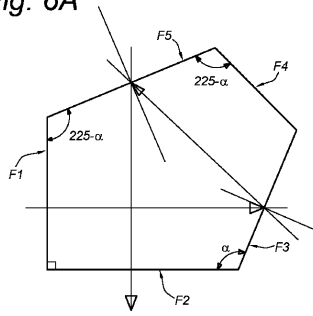
【図 4 C】

Fig. 4C



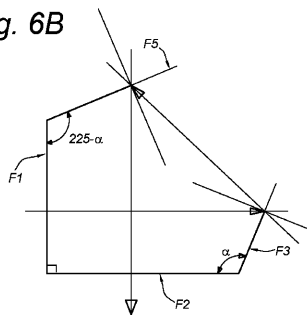
【 図 6 A 】

Fig. 6A



【 図 6 B 】

Fig. 6B



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/NL2017/050825

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/05 A61B1/00 G02B23/24
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G02B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013/271587 A1 (TSUYUKI HIROSHI [JP]) 17 October 2013 (2013-10-17)	1-7,9-16
Y	paragraphs [0033] - [0035], [0057],	1-7,9-16
A	[0164]; figures 1,2B,7	8

X	US 2012/105594 A1 (YOU JANG-WOO [KR] ET AL) 3 May 2012 (2012-05-03)	1-7,9,10
Y	figure 10	1-7,9,10
A		8

Y	US 2005/141097 A1 (HO FANG-CHUAN [TW]) 30 June 2005 (2005-06-30)	1-7,9-16
	figure 7	
	paragraphs [0002], [0004]	
	the whole document	

	-/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12 March 2018

Date of mailing of the international search report

19/03/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Olapinski, Michael

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/NL2017/050825

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 9 173 554 B2 (NOVADAQ TECHNOLOGIES INC) 3 November 2015 (2015-11-03) cited in the application figure 3a the whole document	1-7,9-16
A	----- US 6 396 627 B1 (TACHIHARA SATORU [JP] ET AL) 28 May 2002 (2002-05-28) figure 6 the whole document -----	5-7,9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/NL2017/050825

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013271587 A1	17-10-2013	CN 103415240 A EP 2668891 A1 JP 5315482 B1 JP W02013061819 A1 US 2013271587 A1 WO 2013061819 A1	27-11-2013 04-12-2013 16-10-2013 02-04-2015 17-10-2013 02-05-2013
US 2012105594 A1	03-05-2012	EP 2458424 A1 KR 20120045462 A US 2012105594 A1	30-05-2012 09-05-2012 03-05-2012
US 2005141097 A1	30-06-2005	TW I227793 B US 2005141097 A1	11-02-2005 30-06-2005
US 9173554 B2	03-11-2015	CN 102036599 A EP 2268194 A1 EP 3117765 A1 HK 1157169 A1 JP 5231625 B2 JP 5852979 B2 JP 6088629 B2 JP 2011528918 A JP 2013163027 A JP 2016064150 A JP 2017136373 A KR 20100129768 A RU 2010142292 A US 2011063427 A1 US 2016100763 A1 US 2017273567 A1 WO 2009117483 A1	27-04-2011 05-01-2011 18-01-2017 14-03-2014 10-07-2013 03-02-2016 01-03-2017 01-12-2011 22-08-2013 28-04-2016 10-08-2017 09-12-2010 27-04-2012 17-03-2011 14-04-2016 28-09-2017 24-09-2009
US 6396627 B1	28-05-2002	DE 10027166 A1 US 6396627 B1 US 2002080481 A1	14-12-2000 28-05-2002 27-06-2002

フロントページの続き

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

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(74)代理人 100179062

弁理士 井上 正

(74)代理人 100199565

弁理士 飯野 茂

(74)代理人 100153051

弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100162570

弁理士 金子 早苗

(72)発明者 ミースター、リチャード・ヨハネス・コルネリス

オランダ国、1 7 7 1 ディーエー・ウィーリンガーウェルフ、スペード 4 5

Fターム(参考) 2H040 BA23 CA02 CA11 CA24 GA01 GA03

2H042 CA08 CA10 CA12

4C161 AA24 BB02 CC03 CC06 DD01 FF03 FF40 JJ17 LL01 LL08

MM04 NN01 PP11

专利名称(译)	具有4或5个通道的二向色棱镜组件		
公开(公告)号	JP2020501204A	公开(公告)日	2020-01-16
申请号	JP2019552441	申请日	2017-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	QUEST光子器件		
发明人	ミースター、リチャード・ヨハネス・コルネリス		
IPC分类号	G02B5/04 A61B1/00 A61B1/313 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/051 G02B23/2453 G02B23/2484 G02B27/1013 G02B27/141		
FI分类号	G02B5/04.C A61B1/00.512 A61B1/00.731 A61B1/00.733 A61B1/313 G02B23/24.B G02B23/24.C		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA24 2H040/GA01 2H040/GA03 2H042/CA08 2H042/CA10 2H042/CA12 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF03 4C161/FF40 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/LL08 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/PP11		
代理人(译)	井上 正 饭野 滋 河野直树 金子早苗		
优先权	2017973 2016-12-09 NL		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明包括第一棱镜(P3)和另一个二向色棱镜组件(P5,P6,P7),用于将光从物体图像通过二向色棱镜组件的入射面分成三个光分量。二向色棱镜组件(P1-P7),用于接收光,其中,第一棱镜的横截面具有至少5个角,每个角的内角至少为90度。关于棱镜组件(P1至P7)。第一棱镜的角度使得在平行于入射面法线的方向上进入入射面的入射光束在棱镜内部被反射两次,并穿过平行于出射面法线的出射面以引导棱镜。设计为出射时,入射面法线和出口面法线彼此垂直,并且二向色棱镜组件包括位于第一棱镜和另一个二向色棱镜组件之间的补偿棱镜(P4)。.. 本发明还涉及使用这种二向色棱镜组件的内窥镜和医学成像系统。

Fig. 2

