

(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2016-524958

(P2016-524958A)

(43) 公表日 平成28年8月22日(2016.8.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2016-525351 (P2016-525351) (86) (22) 出願日 平成26年6月18日 (2014.6.18) (85) 翻訳文提出日 平成28年1月29日 (2016.1.29) (86) 国際出願番号 PCT/US2014/042826 (87) 国際公開番号 W02015/006027 (87) 国際公開日 平成27年1月15日 (2015.1.15) (31) 優先権主張番号 13/940,282 (32) 優先日 平成25年7月12日 (2013.7.12) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 512303149 ジャイラス・エーシーエムアイ・インコー ポレーテッド アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01 772・サウスボロー・ターンパイク・ロ ード・136 (74) 代理人 100108453 弁理士 村山 靖彦 (74) 代理人 100110364 弁理士 実広 信哉 (74) 代理人 100133400 弁理士 阿部 達彦 (72) 発明者 ドロン・アドラー イスラエル・3498087・ハイファ・ デニア・ストリート・8 最終頁に続く
--	---

(54) 【発明の名称】 内視鏡小型撮像システム

(57) 【要約】

内視鏡カメラ(38)は、筐体直径を有する円筒状の筐体(40)と、筐体内に載置された撮像アレイ(60)であって、前記撮像アレイの平坦面が前記筐体直径と平行となっている撮像アレイと、を備える。内視鏡カメラカメラ(38)は、長方形の入射面と、出射面と、前記入射面から前記出射面まで放射光を反射するように構成された斜辺とを備える透明な直角プリズム(80)を含む。前記入射面は第2端より長い第1端を備え、前記プリズムは、前記第1端が筐体直径と平行し、且つ前記出射面が前記撮像アレイの前記平坦面と結合するように、前記筐体内に載置されている。内視鏡カメラカメラ(38)は、対象物から入って来る放射光を受け取るように構成されていると共に、前記プリズムの前記入射面及び前記出射面を介して入って来る放射光を前記撮像アレイに伝達するように載置された光学系(100)を更に含む。

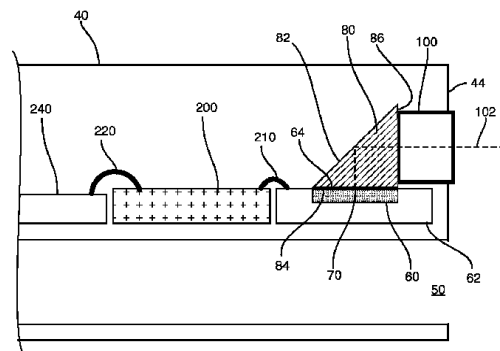


FIG. 2C

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

筐体直径を有する円筒状の筐体と、

前記筐体内に載置された撮像アレイであって、該撮像アレイの平坦面が前記筐体直径と平行となっている撮像アレイと、

第 2 端より長い第 1 端と有する長方形の入射面と、出射面と、前記入射面から前記出射面まで放射光を反射するように構成された斜辺とを備える透明な直角プリズムであって、前記第 1 端が前記筐体直径と平行し、且つ前記出射面が前記撮像アレイの前記平坦面と結合するように、前記筐体内に載置されている透明な直角プリズムと、

対象物から入って来る放射光を受け取るように構成されていると共に、該入って来る放射光を前記直角プリズムの前記入射面及び前記出射面を介して前記撮像アレイに伝達するように載置された光学系と、
を備える内視鏡カメラ。

10

【請求項 2】

前記光学系が屈折率分布型の（GRIN）光学系を備える請求項 1 に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 3】

前記光学系が円形断面を有する、請求項 1 に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 4】

前記撮像アレイが前記第 1 端及び前記第 2 端に等しい辺を有する長方形である、請求項 1 に記載の内視鏡カメラ。

20

【請求項 5】

第 1 倍率と、前記第 1 倍率に対して直角であり且つ前記第 1 倍率と異なる第 2 倍率と、を有するように、前記光学系が入って来る放射光を集光させる、請求項 1 に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 6】

前記第 1 倍率と前記第 2 倍率との光学比が前記第 1 端と前記第 2 端とのプリズム比に対応する、請求項 5 に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 7】

前記第 1 倍率と前記第 2 倍率との比率が前記内視鏡カメラにより撮像される対象物のアスペクト比に対応する、請求項 5 に記載の内視鏡カメラ。

30

【請求項 8】

前記光学系がその上に歪んだ画像を生成するように前記撮像アレイによって得られた対象物の画像に歪みを導入し、前記対象物の歪みのない画像を生成するように非歪み率（undistortion factor）を歪んだ画像に適用するプロセッサを備える、請求項 1 に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 9】

前記歪みは、光学的歪みを含み、

前記プロセッサが数値因子として非歪み率を適用するように構成されている、請求項 8 に記載の内視鏡カメラ。

40

【請求項 10】

前記透明な直角プリズムが二等辺のプリズムを備える、請求項 1 ～ 9 の何れか一項に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 11】

前記円筒状の筐体の軸が前記撮像アレイの前記平坦面と平行となるように、撮像アレイが載置されている、請求項 1 ～ 9 の何れか一項に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 12】

前記撮像アレイが前記第 1 端に等しい辺を有する正方形である、請求項 1 ～ 9 の何れか一項に記載の内視鏡カメラ。

【請求項 13】

50

筐体直径を有する円筒状の筐体を提供するステップと、
撮像アレイの平坦面が前記筐体直径と平行となるように前記筐体内に前記撮像アレイを
載置するステップと、

第２端より長い第１端を有する長方形の入射面と、出射面と、前記入射面から前記出射
面まで放射光を反射するように構成された斜辺とを備える透明な直角プリズムを、前記第
１端が前記筐体直径と平行し、且つ前記出射面が前記撮像アレイの前記平坦面と結合する
ように、前記筐体内に載置されるステップと、

対象物から入って来る放射光を受け取る光学系を提供するステップと、
入って来る放射光を前記直角プリズムの前記入射面及び前記出射面を介して前記撮像ア
レイに伝達するように光学系を載置するステップと、
を備える、内視鏡カメラを形成する方法。

10

【請求項１４】

前記光学系が屈折率分布型の（GRIN）光学系を備える、請求項１３に記載の方法。

【請求項１５】

前記光学系が円形断面を有する、請求項１３に記載の方法。

【請求項１６】

前記撮像アレイが第１端及び第２端に等しい辺を有する長方形である、請求項１３に記
載の方法。

【請求項１７】

第１倍率と、前記第１倍率に対して直角であり且つ前記第１倍率と異なる第２倍率とを
有するように、前記光学系が入って来る放射光を集光させるステップを備える、請求項１
３に記載の方法。

20

【請求項１８】

前記第１端と前記第２端のプリズム比に応じて前記第１倍率と前記第２倍率との光学比
を決定するステップを備える、請求項１７に記載の方法。

【請求項１９】

前記内視鏡カメラにより撮像される対象物のアスペクト比に応じて前記第１倍率と前記
第２倍率との比率を決定するステップを備える、請求項１７に記載の方法。

【請求項２０】

その上に歪んだ画像を生成するように前記撮像アレイによって得られた対象物の画像に
歪みを導入する光学系を備えるステップと、

30

前記対象物の歪みのない画像を生成するように非歪み率（un-distortion factor）を歪
んだ画像に適用するステップを更に備える、請求項１７に記載の方法。

【請求項２１】

前記歪みは、光学的歪みを含み、
非歪み率が数値因子である、請求項２０に記載の方法。

【請求項２２】

前記透明な直角プリズムが二等辺のプリズムを備える、請求項１３～２１の何れか一項
に記載の方法。

【請求項２３】

40

前記円筒状の筐体の軸が前記撮像アレイの前記平坦面と平行となるように、前記撮像ア
レイを載置するステップを備える、請求項１３～２１の何れか一項に記載の方法。

【請求項２４】

前記撮像アレイが前記第１端と等しい辺を有する正方形である、請求項１３～２１の何
れか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、一般に、撮像に関し、特に小外径を有する内視鏡を使用した撮像に関する。

【背景技術】

50

【0002】

本明細書に参照によって組み込まれる米国特許第8, 179, 428号は、CCD（電荷結合素子）の「ベアチップ（bare chip）」と該ベアチップとほぼ同じ厚みを有する回路基板とを共に使用する電子内視鏡用の撮像装置を記載する。

【0003】

本明細書に参照によって組み込まれる、アドラーを発明者とする米国特許第6, 659, 940号は、制限された寸法を有する内視鏡を開示する。その内視鏡は、制限された寸法の範囲内で適合するように形づくられた画像収集装置（image gatherer）、画像ディストータ（image distorter）及び画像センサ（image sensor）を備えている。

【0004】

ボレリ等を発明者とする米国特許第4, 684, 222号は、本明細書に参照により組み込まれており、アナモルフィックとなるように形成され得る小型光学系を生産する方法を開示する。

【0005】

本特許出願において、参照によって組み込まれる文書は、ある用語がこれらの組み込まれた文書において本願明細書で明確に又は暗黙的に定められた定義と矛盾するように定義されて本願明細書における定義だけが考慮されるべきである場合を除き、本特許出願と切離せない部分として考慮されるべきである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第8, 179, 428号

【特許文献2】米国特許第6, 659, 940号

【特許文献3】米国特許第4, 684, 222号

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一実施形態は、筐体直径を有する円筒状の筐体と、前記筐体内に載置された撮像アレイであって、該撮像アレイの平坦面が前記筐体直径と平行となっている撮像アレイと、第2端より長い第1端と有する長方形の入射面と、出射面と、前記入射面から前記出射面まで放射光を反射するように構成された斜辺とを備える透明な直角プリズムであって、前記第1端が前記筐体直径と平行し、且つ前記出射面が前記撮像アレイの前記平坦面と結合するように、前記筐体内に載置されている透明な直角プリズムと、対象物から入って来る放射光を受け取るように構成されていると共に、該入って来る放射光を前記プリズムの前記入射面及び前記出射面を介して前記撮像アレイに伝達するように載置された光学系と、を含む内視鏡カメラを提供する。

【0008】

開示の実施形態において、前記光学系が屈折率分布型の（GRIN）光学系を含む。

【0009】

典型的に前記光学系が円形断面を有する。

【0010】

開示の更なる実施形態において、前記撮像アレイが前記第1端及び前記第2端に等しい辺を有する長方形である。

【0011】

典型的に、第1倍率と、前記第1倍率に対して直角であり且つ前記第1倍率と異なる第2倍率と、を有するように、前記光学系が入って来る放射光を集光させる。前記第1倍率と前記第2倍率との光学比が前記第1端と前記第2端とのプリズム比に対応し得る。代替的に又は追加的に前記第1倍率と前記第2倍率との比率が前記カメラにより撮像される対象物のアスペクト比に対応し得る。

【0012】

更なる実施形態において、前記光学系がその上に歪んだ画像を生成するように前記撮像アレイによって得られた対象物の画像に歪みを導入し、内視鏡カメラは前記対象物の歪みのない画像を生成するように非歪み率 (un-distortion factor) を歪んだ画像に適用するプロセッサを含む。典型的に前記歪みは、光学的歪みを含み、前記プロセッサが数値因子として非歪み率を適用するように構成されている。

【0013】

代替的な実施形態において、前記透明な直角プリズムが二等辺のプリズムを備える。

【0014】

更なる代替的な実施形態において、前記円筒状の筐体の軸が前記撮像アレイの前記平坦面と平行となるように、撮像アレイが載置されている。

【0015】

更なる代替的な実施形態において、前記撮像アレイが前記第1端に等しい辺を有する正方形である。

【0016】

本発明の実施形態によれば、筐体直径を有する円筒状の筐体を提供するステップと、撮像アレイの平坦面が前記筐体直径と平行となるように前記筐体内に前記撮像アレイを載置するステップと、第2端より長い第1端を有する長方形の入射面と、出射面と、前記入射面から前記出射面まで放射光を反射するように構成された斜辺とを備える透明な直角プリズムを、前記第1端が前記筐体直径と平行し、且つ前記出射面が前記撮像アレイの前記平坦面と結合するように、前記筐体内に載置されるステップと、対象物から入って来る放射光を受け取る光学系を提供するステップと、入って来る放射光を前記プリズムの前記入射面及び前記出射面を介して前記撮像アレイに伝達するように光学系を載置するステップと、を備える、内視鏡カメラを形成する方法が更に提供される。

【0017】

本発明はその実施形態の以下の詳細な説明からより完全に理解される。そして、以下の図と共にとられる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡撮像システムの概略図である。

【図2A】本発明の一実施形態に係る撮像システムのカメラの概略斜視図である。

【図2B】本発明の一実施形態に係るカメラの概略断面図である。

【図2C】本発明の一実施形態に係るカメラの概略断面図である。

【図2D】本発明の一実施形態に係るカメラの構成要素の概略斜視図である。

【図2E】本発明の一実施形態に係るカメラの構成要素の概略上面図である。

【図3A】本発明の一実施形態に係る代替的なカメラの構成要素の概略断面図である。

【図3B】本発明の一実施形態に係る代替的なカメラの構成要素の概略上面図である。

【図4】本発明の一実施形態に係る図2A～図2Eのカメラの光学系の動作の概念を示す模式図である。

【図5】本発明の一実施形態に係る撮像システムの動作工程を表すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

手術において使用する内視鏡は、好ましくは小さな寸法を有する。特に低侵襲手術 (minimally invasive surgery) の場合には、内視鏡の寸法、例えば直径がより少ないほど、手術を受ける患者上の外傷は、より少ない。付随する内視鏡の動作効率の減少を伴うことなく内視鏡の直径の減少を可能にするシステムは、有利である。

【0020】

本発明の実施形態は、極めて小さな寸法の内視鏡カメラを提供する。概して、そのカメラは、手術の間に患者のルーメンを横断するように構成されたチューブの一部である円筒状の筐体に組み込まれることができる。本発明の実施形態において、筐体直径は、1 mm

10

20

30

40

50

のオーダーでもよい。

【0021】

そのカメラは、アレイの平坦面が筐体直径と平行となるように、筐体内に載置された撮像アレイを備える。また、概して、平坦面が筐体の軸と平行となるようにアレイが載置される。

【0022】

また、カメラは、長方形の入射面と、出射面と、入射面から出射面までの放射光を反射するように構成される斜辺(hypotenuse)を有する透明な直角プリズムを備えている。概して、そのプリズムは、合同の入射面及び出射面を有する二等辺である。入射面の第1端は、第2端より長い。第1端が筐体直径と平行となり、且つ、プリズムの出射面が撮像アレイの平坦面と結合するように、プリズムは筐体内に載置され、概して、プリズムは、光学接着剤を用いるアレイに載置される。

【0023】

カメラは、光学系を更に備えており、その光学系は、典型的にプリズムの入射面と結合するように取り付けられる。光学系はカメラにより撮像される対象物からの入って来る放射光を受け、その入って来る放射光はプリズムの入射面を透過して、プリズムの斜辺から反射し、撮像アレイに出射面を透過する。

【0024】

光学系は典型的にアナモルフィック光学系であり、互いに直角する方向において異なる倍率を有する。予め定められたアスペクト比、例えば4:3の「標準」アスペクト比を有する対象物の画像がプリズムの出射面を完全に満たすように様々な倍率が選択される。(出射面のアスペクト比が対象物のアスペクト比と同様であるケースを除いて、出射面を完全に満たすには異なる倍率が必要とされる。)

【0025】

従って、アナモルフィック光学系は、アレイの上に形成される画像を光学的に歪ませる。概して、カメラには回路を備え、その回路は、画素値の歪んだフレーム又はセットの形でアレイから画像を受け取ると共にアレイに結合されている。ピクセルの歪みのないフレームを生成するように、回路は、「非歪み(un-distortion)」数値因子(numerical factor)を歪んだフレームに適用するように構成され得る。ピクセルの歪みのないフレームは対象物の歪みのない画像を示すために用いることができる。すなわち、表示された画像はオブジェクトのアスペクト比(object aspect ratio)と同じアスペクト比を有する。

【0026】

不均等な端を有する面を含むと共に撮像アレイに載置された直角プリズムの組合せは、ミリメートル寸法を有する内視鏡カメラの実施を可能にする。

【0027】

(詳細な説明)

以下において、本発明の一実施形態に係る内視鏡撮像システム10の概略図である図1が参照される。システム10は、体腔の一部又は全体を撮像するために、ヒト患者の体腔12に対する侵襲医療手技(invasive medical procedure)、典型的に低侵襲手技において用いられることができる。例示として、本明細書において、体腔は患者の膀胱であると想定される。体腔12は本明細書において、膀胱12とも称される。しかしながら、システム10は実質的にヒトの如何なる体腔、例えば胃腸チューブの臓器、気管支又は胸部、又は人間外の空腔も撮像するために用いてもよいことが理解される。

【0028】

システム10には、膀胱12に内視鏡16を届けることを可能にする撮像装置14が具備されている。装置14は概して、患者の体のルーメンを横断することが可能であるチューブの形である。その結果、装置14は本明細書においてチューブ14とも称される。内視鏡16は、メモリ22と通信するプロセッサ20を有する内視鏡モジュール18により制御される。装置14は、その近位端26でハンドル28と連結されている。ハンドルによって、本願明細書において医師と考えられるシステム10の操作者が装置を膀胱に嵌入

することができ、また膀胱の画像を得るように内視鏡を操作できる。本発明の幾つかの実施形態において、その画像を得るために、ハンドル 28 を用いて内視鏡 16 を手動操作させるよりもむしろ、スキャンすること等内視鏡は自動的に操作する。

【0029】

操作者は制御装置 30 を介して入力をモジュール 18 に送ることが可能である。そして、制御装置 30 は概してキーボード、ポインティングデバイス又はタッチスクリーンのうちの少なくとも 1 つから成る。代替的に又は追加的に、制御装置 30 の少なくとも幾らかは、ハンドル 28 に組み込まれることができる。説明を簡単にするため、制御装置 30 はマウスを備えると想定され、制御装置は本願明細書においてマウス 30 と称される。

【0030】

プロセッサは、メモリ 22 に典型的に格納されたソフトウェアを制御システム 10 に使用する。プロセッサ 20 によって実行される動作の結果はシステム 10 の操作者へとスクリーン 32 上に表示されることができ、スクリーンは概してシステム 10 によって生成される膀胱 12 の画像を示す。スクリーン 32 に表示される画像は、長方形であり、 $s : 1$ の表示アスペクト比 (DAR) を有すると想定される。ここで、DAR は、画像幅と画像高さとの比率である。概して、必ずしも必要ではないが、画像の DAR はスクリーン 32 の物理的な寸法に対応し、画像 DAR は公知の標準比率のうちの 1 つ例えば $4 : 3$ であることができる。 $16 : 9$ のアスペクト比を有する高解像度画像を $4 : 3$ の高さ : 幅寸法を有するスクリーンに投影する際にされているように、画像の DAR とスクリーンの寸法との違いはスクリーン上の黒い「バンド」を組み込むことにより適応されることができる。以下において更に詳細に説明されているように、本発明の実施形態は実質的に如何なる DAR の目標値に対してもスクリーン 32 上のシステム 10 によって見られる対象物の歪みのない画像を表示することが可能である。

【0031】

例示として、以下の説明において、特記のない限り、スクリーン 32 の DAR は $4 : 3$ であると想定される。そして、スクリーン 32 の上に形成される画像は幅 768 ピクセル × 高さ 576 ピクセルのフォーマットであると想定される。

【0032】

操作システム 10 のためのソフトウェアは、例えば、ネットワークを通じて、電子形式でプロセッサ 20 にダウンロードされることができ、又は代替的に又は追加的に例えば磁気メモリ、光学メモリ、又は電子メモリに提供され且つ／又は格納されることができる。

【0033】

システム 10 を作動するために、医師はチューブ 14 の末端 36 が膀胱に入るまで、尿道 (urethra) 34 を介してチューブ 14 を嵌入する。チューブ 14 の末端 36 には、カメラ 38 が具備されている。カメラ 38 の構造及び動作は、図 2A ~ 図 2E を参照して以下において説明する。

【0034】

図 2A はカメラ 38 の概略斜視図であり、図 2B 及び図 2C はカメラの概略断面図である。図 2D はカメラの要素の概略斜視図である。図 2E は、本発明の一実施形態に係るカメラの要素の概略上面図である。カメラ 38 には、内部筐体直径 42 を有する円筒状の筐体 40 を備え、円筒状の筐体 40 はほぼ平坦面 44 によってその末端で終端されている。概して、円筒状の筐体 40 は、チューブ 14 と一体化されている。カメラ 38 の説明を明確にするために、円筒状の筐体は $x y z$ 直交軸線の一組を画定し、図 2A において z 軸が円筒状の筐体の対称軸 48 に対応し、 x 軸が紙の平面内に位置すると想定される。図 2B は $x y$ 平面におけるカメラ 38 の概略断面図であり、その図は、除去された平面 44 と共に描かれている。

【0035】

カメラ 38 は、概してチューブ 14 を横断すると共にチューブの末端で z 軸にほぼ平行する 4 本の略類似の光チャネル 46 を備えている。チャネル 46 は表面 44 を出る。チャネルは概して、表面 44 から出る光を伝搬するためのファイバ光学系 (図示されていない

）を含むチューブである。ファイバ光学系からの光は空腔 12 の要素を照らし、照らされた要素からの戻り光は、後述するように、要素の画像を生成するためにカメラ 38 によって用いられる。代替的に、幾つかの実施形態で、光チャネル 46 は、ファイバ光学系である。

【0036】

カメラ 38 は、チューブ 14 を横断すると共にチューブの末端で z 軸にほぼ平行する作業チャンネル (working channel) 50 を備えている。作業チャンネル 50 は、光チャネル 46 より典型的に大きくて、医師によって様々な外科手術用ツール、例えば生体組織検査ツールを空腔 12 に嵌入するために用いることができる。

【0037】

カメラ 38 は撮像ピクセルの長方形アレイ 60 にその画像を生成し、アレイが筐体 40 内に取り付けられる。長方形のアレイは概して、平坦な基板 62 の上に形成される電荷結合素子 (CCD) である。そして、平坦な基板がアレイのための支持フレームとして機能する。アレイ 60 は、アレイによって発生された画像を形成する放射光を受ける面 64 を有する。アレイは、2つの端、長さ「b」を有する第1端 66 と、長さ「a」を有する第2端 68 と、を有する。

【0038】

本発明の実施形態において、アレイ 60 の2つの端は長さにおいて等しくない、すなわち、 $a \neq b$ である。本明細書において明確性のために、端 66 が端 68 より長い、すなわち $b > a$ と想定され、端 66 がより長い辺又は幅と呼ばれてもよく、端 68 はより短い端又は高さと呼ばれてもよい。アレイ 60 は、 $b : a$ のアレイアスペクト比 (AAR) を有するアレイである。アレイ 60 のピクセルが四角い場合、横列のピクセル数の縦列のピクセル数に対する比に対応するアレイ 60 のピクセル・アスペクト比 (PAR) も $b : a$ である。長方形のアレイ 60 は、対称中心 70 を有する。

【0039】

開示された実施形態において、アレイ 60 が $b = 500 \mu\text{m}$ と、 $a = 280 \mu\text{m}$ とを有し、そのアレイは、 $2.5 \mu\text{m}$ の正方ピクセルで形成される。この場合、アレイのピクセル寸法は、 200×112 であり、 $AAR = PAR = 500 : 280 = 200 : 112$ である。これらと類似の寸法を有するアレイは従来技術において公知であり、カナダのパサデナ所在のフォルツァシリコン社のような撮像・センサ提供者によって提供され得る。

【0040】

平面基板 62 は筐体 40 の中に載置され、筐体の軸 48 が長方形のアレイの面 64 と平行し、アレイのより長い端が直径 42 と平行する。

【0041】

図 2C 及び図 2D に示すように、透明な直角プリズム 80 は、筐体 40 内に載置される。プリズム 80 は、斜辺面 82 と、本願明細書において出射面 84 と称されるベース面 84 と、本願明細書において入射面 86 と称される直立面 86 とといった3つの長方形の面を有する。また、プリズムは、第1の二等辺の直角三角形形状面 88 及び第2の二等辺の直角三角形形状面 90 を有する。出射面 84 がアレイ 60 と同じ寸法を有するように、すなわち、出射面が端長 a 及び b を有する長方形であるように、プリズム 80 は提供される。入射面 86 は、出射面 84 と同じ寸法、すなわち、入射面が端長 a 及び b を有する長方形である。入射面 86 及び出射面 84 は長さ a の共通端 92 を有し、すなわち共通端は出射面及び入射面の長い端である。

【0042】

二等辺の直角三角形形状面 88、及び二等辺の直角三角形形状面 90 の直角を成す辺の長さは、アレイ 60 のより短い端の長さに対応し、その結果面 88、90 の2つの二等辺三角形は長さ a 、 a 、 $a\sqrt{2}$ を有する。長方形の斜辺面 82 は、端長 $a\sqrt{2}$ 、 b を有する。

【0043】

出射面 84 がアレイと結合するようにプリズム 80 はアレイ 60 上に載置され、出射面のより短い端がアレイのより短い端と整列配置しており、出射面のより長い端がアレイの

10

20

30

40

50

より長い端と整列配置している。プリズムのアレイ上への取付けは光学接着剤、概してアレイにプリズムを接着するエポキシ樹脂を用いて行われることができる。そのような取り付けは、アレイの表面 64 から、及びプリズムの出射面からの望ましくない反射を減らす。

【0044】

本願明細書において光学系 100 と称される光学素子 100 は筐体 40 内に載置され、それらがプリズム 80 の入射面と整列配置される。概して、光学系 100 は、図にて図示したように、円筒状である。概して、その取付けるステップは、光学接着剤を用いて入射面 86 に光学系 100 を結合するステップを備える。光学系 100 は光軸 102 を有する。そして、光軸が斜辺 82 における反射の後にアレイ 60 の中心 70 と交差するように、光学系は載置される。

10

【0045】

図 3A はカメラ 438 の概略断面図である。図 3B は、本発明の別の実施形態に係るカメラの要素の概略上面図である。後述する相違点とは別として、カメラ 438 の動作は、一般的にカメラ 38 の操作と類似する（図 2A～図 2E）。そして、カメラ 38 及び 438 の両方において同一参照番号により示される要素は一般的に構造及び動作において同様である。

【0046】

不均等な端を有する長方形のアレイ 60 を使用するカメラ 38 とは対照的に、カメラ 438 は、正方形のアレイ 440 を使用する。正方形のアレイ 440 は出射面 84 のより長い辺と同じ長さを有する端を有するように構成される。すなわち、アレイ 440 は端長 b を有する。

20

【0047】

出射面のより短い端がアレイの端と整列配置するように、プリズム 80 はアレイ 440 に載置する。図 3B にて図示したように、その取付けは典型的に対称形であり、出射面から放射光を受けないほぼ等しい断面 442 と、 $b \times a$ の寸法を有すると共に出射面から放射光を受け取るように出射面に結合された長方形の断面 444 とがある。斜辺 82 における反射後に、光軸 102 が断面 444 の対称中心 446 で交差するように、光学系 100 は載置される。

【0048】

開示された実施形態において、アレイ 440 が $b = 500 \mu m$ を有し、アレイは、 $2.5 \mu m$ 正方ピクセルで形成される。この場合、アレイのピクセル寸法は、 200×200 である。（これらと類似の寸法を有するアレイは従来技術において公知であり、撮像センサ提供者、例えば上記提供者によって提供され得る。）開示された実施形態において、部分 444 は、カメラ 38 のパラメータに対応する $500 \mu m \times 280 \mu m$ の寸法と、 200×112 のピクセル寸法を有する。

30

【0049】

カメラ 438 が作動するとき、プリズムの完全に満たされた出射面を介して断面上に投影される画像を得る部分 444 はアレイ 440 のアクティブ領域であるが、部分 442 は非アクティブ領域である。

40

【0050】

図 4 は、本発明の一実施形態に係る光学系 100 の動作の概念的表示のための模式図である。図 4 は、図 2A～図 2E に関連して上で画定された $x y z$ 軸を用いて図示されており、カメラ 38 が考慮されていると仮定されている。当業者であれば、カメラ 438 の場合においても、以下の説明を適応させることが可能である。説明を簡単にするため、図はプリズム 80 の存在なしで描かれている。その結果、中心 70 を有するアレイ 60 は中心 70' を有する一致アレイ 60' により表される。アレイ 60' は、アレイ 60 の端 66 及び 68 に対応する端 66' 及び 68' を有する。端 66' 及び 68' は y 及び x 軸と平行となっており、中心 70' は z 軸上にある。以下の説明は、中心 70 を有するアレイ 60 に戻る。

50

【0051】

概念上の観点から、光学系100はx方向及びy方向の異なる倍率を有するアナモルフィック光学系の特性を有すると考えられ得る。説明を簡単にするため、以下の説明において対象物130が光学系100から非常に遠く離れており、その結果、対象物は効果的に無限であり、当業者はその説明を光学系100により近い対象物に適応させることが可能である。さらに、対象物130は、z軸上にセンター132と、それぞれx及びy軸と平行する端134及び136とを有する長方形であると想定される。端134は高さhを有し、端136は幅wを有し、w:hのオブジェクト・アスペクト比(object aspect ratio)を与える。

【0052】

10

光学系100は、対象物130の中央点132からz軸上の焦点112まで光線を焦束すると想定される。そして、アレイ60の中心70が焦点112と一致するように、光学系は配置される。対象物130は、このようにアレイ60上に完全に集光していてもよい。

【0053】

概して、対象物130の画像がプリズムの出射面を完全に満たし、且つアレイ60を完全にカバーするように、光学系100は構成される。この構成は、アレイ60のすべてのピクセルを利用する。しかしながら、w:h=b:aの場合を除いて、完全なカバーのためには光学系100が対象物130の画像を歪める必要があり、その結果、光学系によって生成される画像は対象物と幾何学的にもはや類似しない。光学系によって導かれる歪みは、アナモフィック系として機能する、アレイ上の画像に関してx方向及びy方向に異なる倍率を生み出す光学系と等しい。

20

【0054】

光学系100倍率は、以下の方程式によって与えられる：

$$m_x = a/h; m_y = b/w \quad (1)$$

ここで、 m_x が、x方向における光学系の倍率であり、 m_y が、y方向における光学系の倍率である。

【0055】

光学系によって生じる歪みの計測は、2つの方向における幅倍率：高さ倍率の比率、すなわち、幅倍率 m_y の高さ倍率 m_x に対する比率によって与えられる。

30

$$D = m_y/m_x = b h / a w \quad (2)$$

ここで、Dが光学系100の歪みメトリックであり、幅倍率：高さ倍率の比率に等しい。

【0056】

光学系100によって導かれる歪みの第1の数値例として、その対象物130がw=4000µm及びh=3000µmの寸法をし、対象物が4:3のアスペクト比を有すると仮定する。このアスペクト比は、「標準」撮像光学系の典型的値である。アレイ60が上記の開示された実施形態の寸法、すなわち、500µmの幅及び280µmの高さを有すると更に仮定する。この場合、方程式(1)から、光学系100は、以下の倍率を有するように構成される：

$$m_x = 280/3000 = 0.093; m_y = 500/4000 = 0.125 \quad (3)$$

40

【0057】

この場合、方程式(2)から、光学系100の幅倍率：高さ倍率は以下の通りである：

$$D = b h / a w = (500 \cdot 3000) / (280 \cdot 4000) = 1.34 \quad (4)$$

【0058】

第2の数値例として、対象物130がw=hの正方形であり、1:1のアスペクト比に対応するすると仮定する。この場合、光学系100によって導かれた歪みDは、方程式(2)から、アレイ60のアスペクト比に等しい。すなわち、上記の開示された実施形態に対して、

50

$$D = b / a = 500 / 280 = 1.79 \quad (5)$$

である。

【0059】

第3の数値例として、その対象物130が、アレイ60のアスペクト比に等しい $b : a$ のアスペクト比を有すると仮定する。この場合、光学系100によって導かれる歪みはない。すなわち、 x 及び y 方向倍率は等しい、 $m_x = m_y$ 、そして、 $D = 1$ である。

【0060】

上記の光学系100の説明は、アレイ60上に対象物130を映すために光学系によって必要とされる x 及び y 方向における高さ倍率 m_x 及び幅倍率 m_y に関連して説明してきた。特定の倍率ごとに、光学系100の対応する焦点距離 f_x 、 f_y がある。焦点距離のための近似値は、単純な光学系に対して方程式(6)から決定されることができる：

$$f = (m d_o) / (m + 1) \quad (6)$$

ここで、 f が光学系100の必要な焦点距離であり、 d_o が光学系から対象物130までの距離をあり、 m は所望倍率である。

【0061】

光学系100の焦点距離 f_x 、 f_y を算出して、光学系及びシステム10のための他のパラメータを算出するために、それらの当業者は方程式(6)又は光学分野において周知の他の方程式を使用することが可能である。

【0062】

光学系100は、同技術分野における周知方法を用いて、個々の「従来の」構成要素又はレンズで、あるいは、単一光レンズが用いられて光学系は実現され得る。例えば、上述の米国特許第4,684,222号は、小型アナモルフィックレンズを生産する方法を記載する。代替的に又は追加的に、光学系100は、同技術分野における公知方法を用いて屈折率分布型の(GRIN)光学系を使用して確立され得る。GRIN光学系を用いる場合、プリズム入射面86と結合する光学系100の面が平らに作られ、入射面に光学系を結合することが容易となる。加えて、GRIN光学系は、従来の構成要素によって必要とされるサイズと比較して、光学系100のサイズを減らすことができる。

【0063】

図2C及び図2Eに戻ると、集積回路として典型的に実現される回路200は、アレイ60を駆動すると共にコネクタ210によってアレイに提供されるクロッキング信号を生成する。回路200はローカルプロセッサ205により駆動される。そして、ローカルプロセッサ205は回路の動作の全体の制御部を有する。アレイ上の入射する放射光に対応してアレイによって発生される信号は、コネクタ210によって回路200へ転送される。アレイ60によって発生する信号は最初にアナログ形態であり。回路200は、とりわけ、アナログ信号を増幅して、デジタル化し、概してアレイ60上に入射する光学画像に対応するデジタル画像のフレームを形成する。それから、回路200は、伝導要素220を介してデジタル化されたフレームをプロセッサ20(図1)へ転送させる。少なくとも、要素220のいくらかは、概して、チューブ14に取り付けられたフレキシブルプリント回路基板240上に形成されるか又は回路基板240に連結される。しかしながら、例えばファイバ光学系及び/又は無線伝送装置を用いる等の同技術分野の如何なる公知方法も、回路200によって発生したデータをプロセッサ20に転送するために実施され得る。

【0064】

アレイ60から出力されるデジタル化された画像は、方程式(2)に関して上で定められた歪みメトリック D に従って光学系100によって光学的に歪む。歪みがないようにスクリーン32のアレイ60によって得られた画像を表示するために、回路200は数の「非歪み」率 U を受け取ったデジタル化画像に適用する。その結果、プロセッサ20によって受け取られるデジタル化画像は歪みのないフォーマットにある。あるいは、非歪み率 U は、プロセッサ20によって、回路200により出力される歪んだデジタル画像に適用されることができる。

10

20

30

40

50

【0065】

非歪み率Uは方程式（7）によって表される：

$$U = 1 / D = m_x / m_y \quad (7)$$

【0066】

言い換えると、方程式（7）から、スクリーン32上の表示のためにアレイ60から出力されるデジタル画像に適用される幅倍率：高さ倍率の比率Uは、光学系100によって発生される幅倍率：高さ倍率の比率Dの逆である。以下において、必要な倍率をアレイ60からデジタル化された画像に適用するための例について説明する。

【0067】

図5は、本発明の一実施形態に係るステム10の動作におけるステップを示すフローチャート500である。フローチャート500のステップでは、カメラ38が用いられていると仮定されており、カメラ438の場合に当業者が必要な変更を加えてその説明を適応させることが可能である。

【0068】

初期ステップ502において、一般的に図1に関して上述したようにシステム10が実施される。実施は光学系100を形成するステップを含み、光学系からの予め定められた対象物距離、対象物の予め定められたアスペクト比及びアレイ60の予め定められたアスペクト比及びサイズのために、降格系は方程式（1）～（6）及び付随する説明に従って形成される。光学系100はアナモルフィックであると想定され、方程式（2）により定義される歪み率Dを有する。

【0069】

照射ステップ504において、放射光は光チャネル46から空腔12内へ照射される。概して、必ずしも必要ではないが、放射光は、可視スペクトル内の光を含む。しかし、幾つかの実施形態で、放射光は、例えば赤外線及び／又は紫外線放射光の非可視要素を含む。

【0070】

放射光は空腔12内の空腔の壁を含む対象物を照らし、照らされた光学系からの戻り放射光は光学系100によって得られる。

【0071】

画像獲得ステップ506において、光学系100は、照らされた対象物から入って来る放射光を受け取る。光学系は獲得の入って来る放射光を照らされた対象物の画像に集光させ、画像がアレイ60の上に形成される。放射光の集光は、プリズム80の入射面86、プリズムの斜辺面斜辺面82及びプリズムの出射面84を介して獲得の入って来る放射光をアレイ60に伝達する光学系により実行される。

【0072】

デジタル画像ステップ508において、歪んだ画像のピクセルのフレーム又はセットを形成するように、アレイ60及び回路200は、アレイ60に集光される画像をデジタル化する。それから、回路はピクセルのフレームに対して方程式（7）によって定められる非歪み率Uを適用され、非歪み画像を表す一組のピクセルを生成する。非歪み率Uの適用は、概して、歪みのないフォーマットでデジタル化されたピクセルフレームが生成されるように、アレイ60から受け取られるデジタル画像におけるピクセルの追加、ピクセルの除去及び／又はピクセル値の変化を含む。以下の例は、非歪み画像のピクセルがどのように生成されるかについて説明する。

【0073】

第1の実施例では、光学系100が4：3のアスペクト比でアレイ60の上に対象物130を映し出し、アレイ60が200：112のアスペクト比を有する上記開示された実施形態のアレイに対応すると想定される。それから、アレイ60からの画像は、768ピクセル幅×576ピクセル高さの画像として、すなわち、対象物130と同じアスペクト比を有する画像としてスクリーン32上に表示するに適する回路200によって歪みのない画像となる。

10

20

30

40

50

【0074】

光学系100は、上記の第1の数値例に対応する歪み率Dを有するように、すなわち幅倍率：高さ倍率の比率が1.34であるように構成される。

【0075】

回路200は、方程式(7)からの $1/1.34=0.75$ に等しい非歪み率Uを適用することによってアレイ60からのデジタル化画像を歪みがないようにする。この率は、アレイ60から受け取られるピクセルに回路200によって導入された幅倍率：高さ倍率の比率に対応する。

【0076】

y方向において、アレイ60は、3.84の幅倍率に対して200ピクセルを生成し、スクリーン32がこの方向において768ピクセルを表示する。

10

【0077】

x(高さ)方向において、アレイ60は112ピクセルを生成し、スクリーン32は5.14の高さ倍率に対してこの方向に576ピクセルを表示する。幅の実際倍率：高さの実際倍率の比率、 $3.84/5.14$ は、回路200によって導かれた非歪み率 $U=0.75$ に対応する。

【0078】

第2の実施例は、16:9のアスペクト比に対して、スクリーン32が1280の×720のピクセル寸法を有すると仮定する。このアスペクト比は、実質的にアレイ60のアスペクト比(200:112)に対応する。このように、アスペクト比16:9を有する対象物はアレイ60上へ歪みなしで撮像されることができる。そして、スクリーン32に対して1280の×720ピクセルを生成する際に必要とされる「非歪み」がない。光学系100によって導かれる歪みがないので、光学系はこの場合球状光学系又は球状光学系に等しいものであることができる。この第2の実施例において、スクリーン32のための幅倍率は $1280/200$ であり、高さ拡大(200:112)は $720/112$ であり、両方の倍率がほぼ6.4の同じ値を有する。

20

【0079】

上記の値の考慮は、これらの実施例のために、非歪み画像のピクセルを表すフレームを生成するために、回路200がピクセルをアレイ60から受け取るデジタル化された値に導入することを示す。導入は、概してアレイからの値の間の内挿による。このように、y方向において、回路200は、スクリーン32により示される縦列数に対応する、第1の実施例のための768ピクセル又は第2の実施例のための1280ピクセルを生み出すために受け取られた200つの値間に内挿を行なう。同様に、x方向において、回路200は、スクリーン32により示される横列数に対応する、第1の実施例のための576ピクセル又は第2の実施例のための720ピクセルを生み出すために受け取られた112の値間に内挿を行なう。回路200により実行された内挿は、公知技術のいかなる内挿も含むことができる。

30

【0080】

それらの当業者は、他の対象物アスペクト比のための、そして、他のアレイアスペクト比のために、回路200によって導入される幅倍率と高さ倍率を評価するために上記の実施例を適応させることが可能である。

40

【0081】

最終的な表示ステップ510において、プロセッサ20は、回路200から対象物130の歪みのない画像に対応するピクセルでフレームを受け取り、非歪み画像をスクリーン32に表示する。

【0082】

上記のが例として引用されており、本発明が特に図と共に上述されたものに限定されていないことはいうまでもない。むしろ、本発明の範囲は上記の様々な特徴の組合せ及び下位組合せと、前述の説明を読むと即座に当業者が想到でき且つ従来技術で開示されていないその変形例及び変更例とも含む。

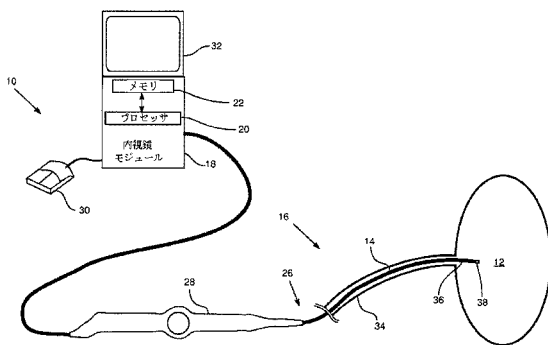
50

【符号の説明】

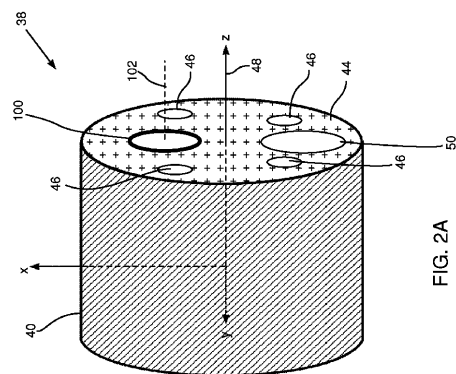
【0083】

- 40 筐体
 60 撮像アレイ
 86 入射面 84 出射面
 82 斜辺面
 80 直角プリズム
 100 光学系
 38 内視鏡カメラ

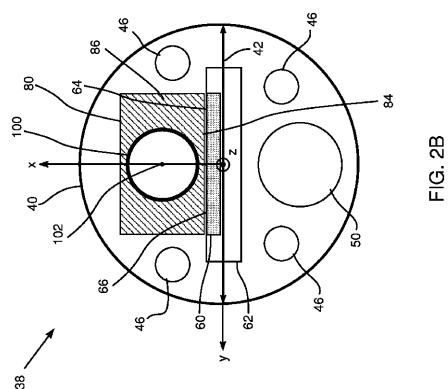
【図1】



【図2A】



【図2B】



【図2C】

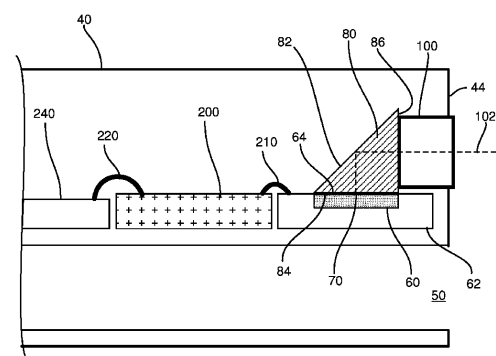


FIG. 2C

【図 2 D】

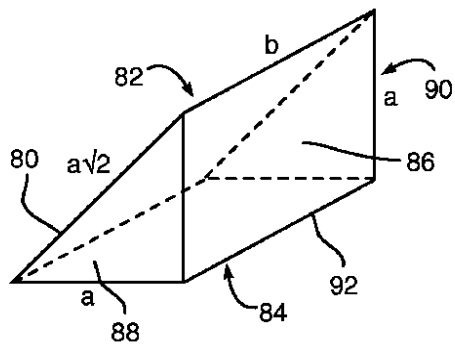


FIG. 2D

【図 2 E】

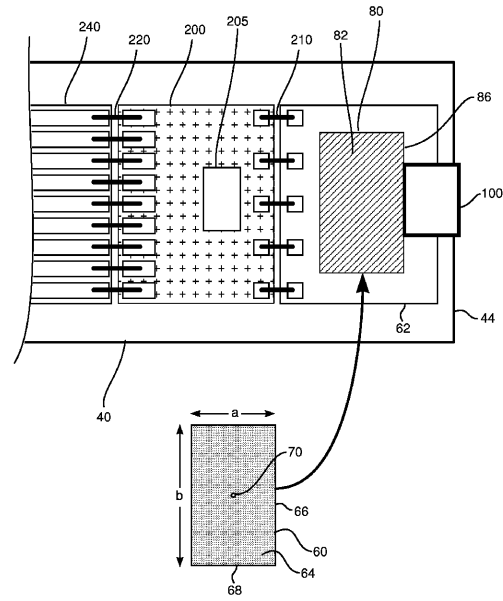


FIG. 2E

【図 3 A】

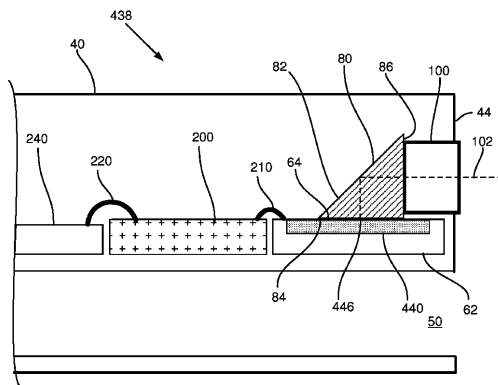


FIG. 3A

【図 3 B】

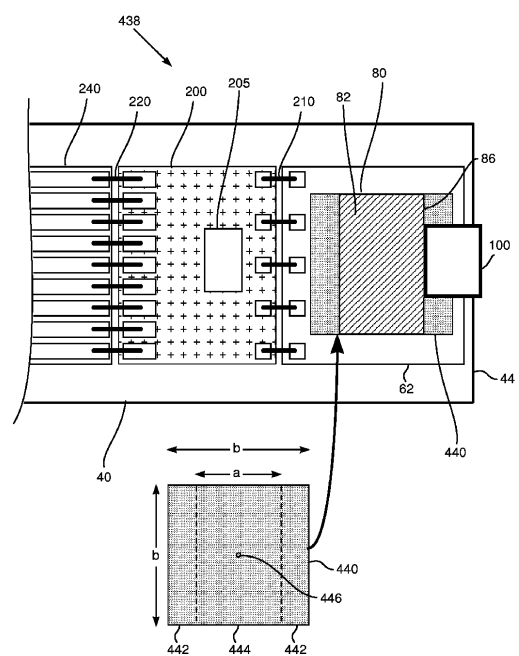


FIG. 3B

【図 4】

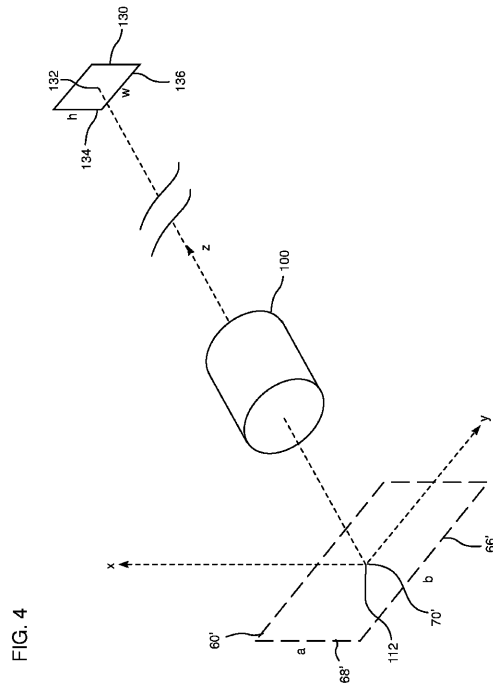
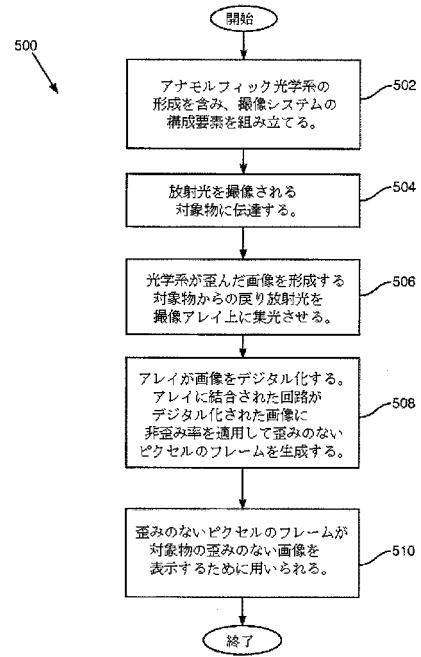


FIG. 4

【図 5】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2014/042826

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/00 A61B1/05
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

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	WO 2013/073578 A1 (FUJIKURA LTD [JP]) 23 May 2013 (2013-05-23)	1,2, 10-14, 22-24
Y	paragraph [0020]; figure 2 -----	2,14
X	US 4 622 954 A (ARAKAWA SATOSHI [JP] ET AL) 18 November 1986 (1986-11-18)	1,10-13, 22-24
Y	column 2, line 50 - column 3, line 35; figures 1,2 -----	2,5,14, 17
X	JP H09 173288 A (FUJI PHOTO OPTICAL CO LTD) 8 July 1997 (1997-07-08)	1,3,4, 10,11, 13,15, 16,22,23
Y	abstract; figure 2 ----- -/--	2,14

☒ 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

29 August 2014

Date of mailing of the international search report

08/09/2014

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

Fischer, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2014/042826

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	GB 1 215 383 A (OLYMPUS OPTICAL CO [JP]) 9 December 1970 (1970-12-09) page 3, lines 36-51; claim 6 -----	5,17 6-9, 18-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2014/042826

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2013073578 A1	23-05-2013	CN 103889308 A EP 2781183 A1 JP 5386567 B2 JP 2013103011 A WO 2013073578 A1	25-06-2014 24-09-2014 15-01-2014 30-05-2013 23-05-2013
US 4622954 A	18-11-1986	NONE	
JP H09173288 A	08-07-1997	JP 3186965 B2 JP H09173288 A	11-07-2001 08-07-1997
GB 1215383 A	09-12-1970	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 2H040 BA03 CA24 GA03
4C161 AA15 BB02 CC06 DD03 FF40 JJ06 LL02 NN01 PP01 PP07
PP11 SS01 SS21

专利名称(译)	内窥镜紧凑型成像系统		
公开(公告)号	JP2016524958A	公开(公告)日	2016-08-22
申请号	JP2016525351	申请日	2014-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯美国外科技术名义)		
申请(专利权)人(译)	上回儿CMI公司		
[标]发明人	ドロン・アドラー		
发明人	ドロン・アドラー		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/05 Y10T29/49826 A61B1/00163 A61B1/04 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA24 2H040/GA03 4C161/AA15 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/PP07 4C161/PP11 4C161/SS01 4C161/SS21		
代理人(译)	村山彦 安倍晋三龙彦		
优先权	13/940282 2013-07-12 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜照相机 (38) 是具有壳体直径的圆筒形的壳体 (40) 和安装在该壳体中的摄像阵列 (60) , 该摄像阵列的平面是壳体。平行于直径的成像阵列。内窥镜照相机 (38) 具有透明的直角棱镜 (80) , 该透明的直角棱镜 (80) 具有矩形的入射面, 出射面和将从出射面射出的光反射到出射面的斜边。包括。入射表面包括比第二端长的第一端, 棱镜被配置为使得第一端平行于壳体直径, 并且出射表面耦合至成像阵列的平坦表面。它放置在外壳中。内窥镜照相机 (38) 被配置为接收来自物体的入射辐射, 并且同时成像阵列经由棱镜的入射和出射表面接收入射辐射。还包括安装用于传输的光学系统 (100) 。

