(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2017-533793
(P2017-533793A)
(43)公表日　平成29年11月16日(2017.11.16)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	**1/00**	**(2006.01)**	A61B	1/00	731	2H040
G02B	**23/24**	**(2006.01)**	A61B	1/00	732	2H141
G02F	**1/01**	**(2006.01)**	G02B	23/24	B	2K102
G02B	**26/08**	**(2006.01)**	G02F	1/01	D	4C161
G02B	**26/06**	**(2006.01)**	G02B	26/08	J	

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 17 頁）　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2017-539526 (P2017-539526)
(86)(22)出願日　平成27年10月19日 (2015.10.19)
(85)翻訳文提出日　平成29年6月8日 (2017.6.8)
(86)国際出願番号　PCT/US2015/056246
(87)国際公開番号　W02016/061582
(87)国際公開日　平成28年4月21日 (2016.4.21)
(31)優先権主張番号　62/122,320
(32)優先日　平成26年10月17日 (2014.10.17)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　517136092
シー　アーチン　テクノロジーズ　エルエルシー
アメリカ合衆国　マサチューセッツ　０１７４２，　コンコード，　エルム　ブルック　レーン　５０
(74)代理人　100078282
弁理士　山本　秀策
(74)代理人　100113413
弁理士　森下　夏樹
(74)代理人　100181674
弁理士　飯田　貴敏
(74)代理人　100181641
弁理士　石川　大輔

最終頁に続く

(54)【発明の名称】レンズレス内視鏡および他の撮像デバイス

(57)【要約】
標的から光を受け取るための対物レンズを使用せずに、向上した撮像品質のために、撮像光ファイバを有するファイバ束および光学位相変調に基づいて、人の器官または組織等の標的物体または場面の光学画像を得るための技法、システム、およびデバイスが、開示される。その用途の中でも、その遠位端にレンズを保持しない内視鏡は、小型化および屈曲能力を可能にし、調節可能焦点距離を有する。一側面では、光を使用して場面を撮像する撮像デバイスが、提供される。

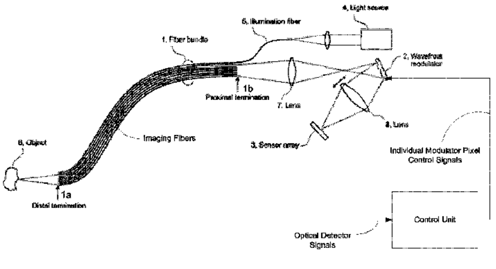


FIG. 7

【特許請求の範囲】
【請求項１】
光を使用して場面を撮像する撮像デバイスであって、
複数の光ファイバであって、場面によって発せられる光を直接収集し、前記収集された光を前記光ファイバにおいてセグメントで移送する複数の光ファイバと、
波面変調器であって、前記波面変調は、前記光ファイバからセグメントで収集された光を受け取るように位置し、これにより、前記光ファイバにおいてセグメントで収集された光が、前記波面変調器に入射し、前記波面変調は、ある光学位相を各光ファイバからの各個々の収集された光に加算または減算することにより、光ファイバあたり１つのセグメントの位相変調光セグメントを生成する、波面変調器と、
前記波面変調器から位相変調光セグメントを受け取るように位置する撮像アレイと
を備える、デバイス。
【請求項２】
前記波面変調器に結合され、前記波面変調器を制御する制御ユニットを備え、
前記波面変調器は、複数の独立制御可能なピクセルを有する変形可能ミラーまたは空間光変調器を含み、前記複数の独立制御可能なピクセルは、前記制御ユニットの制御コマンドに応答して、ある空間可変量の光学位相を位相変調光セグメントに加算または減算する、請求項１に記載のデバイス。
【請求項３】
前記波面変調器は、空間光変調器を含み、前記空間光変調器において、独立制御可能なピクセルが前記撮像アレイによって受け取られた光を伝送する、請求項１または２に記載のデバイス。
【請求項４】
前記波面変調器は、空間光変調器を含み、前記空間光変調器において、独立制御可能なピクセルが前記撮像アレイによって受け取られた光を反射させる、請求項１または２に記載のデバイス。
【請求項５】
前記制御ユニットは、前記撮像アレイに結合され、前記撮像アレイの出力に応答して、フィードバック制御を前記独立制御可能なピクセルのそれぞれに提供する、請求項２に記載のデバイス。
【請求項６】
前記制御ユニットは、前記撮像アレイの出力に基づくメトリックを使用して、前記波面変調器の前記独立制御可能なピクセルのそれぞれへの前記フィードバック制御を発生させるように動作する、請求項５に記載のデバイス。
【請求項７】
前記制御ユニットは、ウォシュコード（Ｗａｓｈ　ｃｏｄｅ）に基づいて、それぞれ前記波面変調器の前記独立制御可能なピクセルのためのフィードバック制御信号を発生させるように動作する、請求項６に記載のデバイス。
【請求項８】
照明光を生成し、前記場面を照明し、前記光ファイバによって直接収集される光を生成する光源を備え、前記照明光は、コヒーレント光または部分的コヒーレント光である、請求項１または２に記載のデバイス。
【請求項９】
光を使用して場面を撮像する内視鏡であって、
照明光を生成するための１つまたは複数の光源と、
ファイバ束であって、遠位終端端部および近位終端端部と、前記近位終端端部において前記１つまたは複数の光源からの前記照明光を受け取り、前記照明光を前記遠位終端端部に誘導し、撮像されるべき場面を照明する１つまたは複数の照明光ファイバと、前記場面からの光を前記遠位終端端部の中に収集するためのレンズ効果要素を使用せずに、前記遠位終端端部において前記場面から光を直接収集し、前記収集された光を前記近位終端端部

に誘導する複数の撮像光ファイバとを含むファイバ束と、

それぞれ独立制御可能な位相を生成する複数の独立制御可能な位相変調ピクセルを含む波面変調器であって、前記波面変調器は、異なる撮像光ファイバから出射する前記収集された光が、それぞれ、前記波面変調器の異なる位相変調ピクセルに衝突させられ、それぞれ、前記撮像光ファイバに対応する位相変調光セグメントを生成するように、前記ファイバ束の近位終端端部に対して位置付けられ、前記収集された光を前記撮像光ファイバから受け取る、波面変調器と、

前記位相変調光セグメントを前記波面変調器から受け取るように位置する光学検出器の光学センサアレイと

を備える、内視鏡。

【請求項１０】

前記波面変調器は、変形可能ミラーを含み、前記変形可能ミラーは、光学反射によって前記位相変調光セグメントを生成する複数の独立制御可能な反射体ピクセルを有する、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１１】

前記波面変調器は、空間光変調器を含み、前記空間光変調器において、独立制御可能なピクセルが、光を伝送し、前記位相変調光セグメントを生成する、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１２】

前記波面変調器に結合され、前記波面変調器を制御する制御ユニットを備え、

前記波面変調器の前記独立制御可能なピクセルは、前記制御ユニットの制御コマンドに応答して、ある空間可変量の光学位相を位相変調光セグメントに加算または減算する、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１３】

前記制御ユニットは、前記光学センサアレイの前記光学検出器の出力に基づくメトリックを使用して、前記波面変調器の前記独立制御可能なピクセルのそれぞれへのフィードバック制御を発生させるように動作する、請求項１２に記載の内視鏡。

【請求項１４】

前記制御ユニットは、ウォシュコード（Ｗａｓｈ　ｃｏｄｅ）に基づいて、それぞれ前記波面変調器の前記独立制御可能なピクセルのためのフィードバック制御信号を発生させるように動作する、請求項１３に記載の内視鏡。

【請求項１５】

各光源が、撮像されるべき前記場面を照明するためのコヒーレント光または部分的コヒーレント光を生成する、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１６】

前記ファイバ束は、前記照明光ファイバおよび撮像光ファイバを遠位終端端部において包囲する剛性シースを含む、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１７】

前記ファイバ束は、前記照明光ファイバおよび撮像光ファイバを前記遠位終端端部において包囲する可撓性シースを含む、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１８】

前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して人の心臓の区域を撮像する循環器科撮像のために構成される、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項１９】

前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して人の肺の区域を撮像する呼吸器科撮像のために構成される、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項２０】

前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して人の消化管の区域を撮像する消化器科撮像のために構成される、請求項９に記載の内視鏡。

【請求項２１】

前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して人の尿路の区域を撮像する泌尿器科撮像のために構成される、請求項９に記載の内視鏡。
【請求項２２】
前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して人の内分泌腺の区域を撮像する内分泌科撮像のために構成される、請求項９に記載の内視鏡。
【請求項２３】
前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して人の眼の区域を撮像する眼科撮像のために構成される、請求項９に記載の内視鏡。
【請求項２４】
前記波面変調器と前記光学センサアレイとの間に位置し、前記位相変調光セグメントを前記光学センサアレイ上に投影するレンズをさらに備える、請求項９に記載の内視鏡。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
（関連出願への相互参照）
本特許文書は、２０１４年１０月１７日にＦｅｉｌｉｎｇ　Ｗａｎｇによって出願された米国仮特許出願第６２／１２２，３２０号（発明の名称「ＬＥＮＳＬＥＳＳ　ＥＮＤＯＳＣＯＰＥ　ＡＮＤ　ＯＴＨＥＲ　ＩＭＡＧＩＮＧ　ＤＥＶＩＣＥＳ」）の利益および優先権を主張する。上述した特許出願の内容全体は、本特許文書の開示の一部として参照によって援用される。
【０００２】
（技術分野）
本特許文書は、物体の撮像および医療用途のために光を使用する、システム、デバイス、およびプロセスに関する。
【背景技術】
【０００３】
（背景）
光学撮像技法は、広範囲の用途において、場面または物体から画像を得るために使用されることができる。医療用途では、光学撮像技法は、殆どまたは全く侵襲的影響を伴わずに使用されることができる。種々の光学撮像システムでは、対物レンズが、光を標的場面または物体から収集するために標的場面または物体と撮像モジュールとの間で使用され、撮像されるべき標的場面または物体から光を収集する。
【発明の概要】
【課題を解決するための手段】
【０００４】
（概要）
標的から光を受け取るための対物レンズを使用せずに、向上した撮像品質のために、撮像光ファイバを有するファイバ束および光学位相変調に基づいて、人の器官または組織等の標的物体または場面の光学画像を得るための技法、システム、およびデバイスが、開示される。開示される技術の用途として、小型化および屈曲能力を可能にし、調節可能焦点距離を有する、遠位端にレンズを保持しない内視鏡が挙げられる。
【０００５】
一側面では、光を使用して場面を撮像する、撮像デバイスが、提供され、場面によって発せられる光を直接収集し、収集された光を光ファイバにおいてセグメントで移送する複数の光ファイバと、波面変調器であって、波面変調器は、光ファイバからセグメントで収集された光を受け取るように位置し、これにより、光ファイバにおいてセグメントで収集された光が、波面変調器に入射し、波面変調器は、ある光学位相を各光ファイバからの各個々の収集された光に加算または減算し、光ファイバあたり１つのセグメントの位相変調光セグメントを生成する、波面変調器と、波面変調器から位相変調光セグメントを受け取るように位置する撮像アレイとを含む。

【０００６】
別の側面では、光を使用して場面を撮像する内視鏡が、提供され、照明光を生成するための１つまたは複数の光源と、ファイバ束であって、遠位終端端部および近位終端端部と、近位終端端部において１つまたは複数の光源からの照明光を受け取り、照明光を遠位終端端部に誘導し、撮像されるべき場面を照明する１つまたは複数の照明光ファイバと、場面からの光を遠位終端端部の中に収集するためのレンズ効果要素を使用せずに、遠位終端端部において場面から光を直接収集し、収集された光を近位終端端部に誘導する複数の撮像光ファイバとを含むファイバ束と、それぞれ独立制御可能な位相を生成する複数の独立制御可能な位相変調ピクセルを含む波面変調器であって、異なる撮像光ファイバから出射する収集された光が、それぞれ、波面変調器の異なる位相変調ピクセルに衝突させられ、それぞれ、撮像光ファイバに対応する位相変調光セグメントを生成するように、ファイバ束の近位終端端部に対して位置付けられ、収集された光を撮像光ファイバから受け取る波面変調器と、位相変調光セグメントを波面変調器から受け取るように位置する光学検出器の光学センサアレイとを含む。
【０００７】
そのような内視鏡は、異なる医療撮像用途のために構成されることができ、いくつかの実施例として、遠位終端端部を使用して人の心臓の区域を撮像する循環器科撮像、遠位終端端部を使用して人の肺の区域を撮像する呼吸器科撮像、遠位終端端部を使用して人の消化管の区域を撮像する消化器科撮像、遠位終端端部を使用して人の尿路の区域を撮像する泌尿器科撮像、遠位終端端部を使用して人の内分泌腺の区域を撮像する内分泌科撮像、および遠位終端端部を使用して網膜等の人の眼の内部区域を撮像する眼科撮像が挙げられる。
【０００８】
前述および他の側面ならびにその実装は、図面、説明、および請求項により詳細に説明される。
【図面の簡単な説明】
【０００９】
【図１】図１は、光学反射モードにおける位相変調ピクセルを有する光学位相変調器を使用することによる、開示される技術に基づく例示的光学内視鏡を示す。
【図２】図２は、光学伝送モードにおける位相変調ピクセルを有する光学位相変調器を使用することによる、開示される技術に基づく例示的光学内視鏡を示す。
【図３】図３（ａ）および３（ｂ）は、図１または図２における撮像ファイバのためのファイバ束配列幾何学形状の２つの実施例を示す。
【図４】図４（ａ）および４（ｂ）は、図１または図２のためのファイバ束構造の２つの実施例を示す。
【図５】図５は、図１または図２におけるデバイスを動作させる際の異なる波面セグメントの光学位相を制御するためのウォシュコード（Ｗａｓｈ　ｃｏｄｅ）の実施例を示す。
【図６】図６は、図１または図２におけるデバイスを動作させる際の制御動作シーケンスの実施例を示す。
【図７】図７は、図１または図２におけるデバイスを実装するための制御回路のブロック図の実施例を示す。
【発明を実施するための形態】
【００１０】
（詳細な説明）
標的から光を受け取るための対物レンズを使用せずに、向上した撮像品質のために、撮像光ファイバを有するファイバ束を使用することによって、かつ光学位相変調を使用することによって、医療撮像デバイスおよび用途を含む種々の用途において光学撮像を実装するための技法、システム、およびデバイスが、説明される。開示される技術は、対物レンズを伴わずに画像を形成することが望ましい状況において使用されることができる。一実施例は、遠位端における対物レンズが器具の小型化および屈曲能力を制限する内視鏡検査

である。しかしながら、可撓性光ファイバ束を使用して、光を場面から直接収集することは、光ファイバが、その非均質性に起因して、近位端に到達する波面を無作為化し、その結果、場面の画像がもはや形成されることができなくなるため、非実践的であると見なされている。

【００１１】

既存の内視鏡の別の有意な制限は、これらの器具の焦点距離が固定されていることである。言い換えると、鮮明に焦点が合った画像は、場面が対物レンズから固定された距離に位置するときのみ得られることができる。

【００１２】

本特許文書に開示される技術の一実装は、画像が対物レンズを使用せずに形成されることを可能にする方法である。例えば、内視鏡器具は、対物レンズを遠位端に保持せず、可変焦点距離を有するような構成に基づいて構築されることができる。そのような「レンズレス」内視鏡器具は、有用な医療内視鏡検査用途を有し得る。例えば、内視鏡デバイスまたはシステムは、遠位終端端部を使用して人の心臓の区域を撮像する循環器科撮像、遠位終端端部を使用して人の肺の区域を撮像する呼吸器科撮像、遠位終端端部を使用して人の消化管の区域を撮像する消化器科撮像、遠位終端端部を使用して人の尿路の区域を撮像する泌尿器科撮像、遠位終端端部を使用して人の内分泌腺の区域を撮像する内分泌科撮像、および遠位終端端部を使用して網膜等の人の眼の内部区域を撮像する眼科撮像を含む、異なる医療撮像用途のために、開示される技術に基づいて構成されることができる。

【００１３】

以下では、用語「光学波」および「光」は、ナノメートル波、可視光波、赤外線波、テラヘルツ波、マイクロ波、無線波、ならびに超音波等の非電磁波を含む、任意の波長の電磁波を表すために使用される。

【００１４】

画像形成は、種々の用途では、いくつかの既存の撮像システムが、光学波面が全体として収集および移送されることを要求し、かつそのような全体的光学波面がその位相規則性を維持することを要求する、回折プロセスとして処理され得る。これは、実践的用途において困難であり得、かつ波面の位相の劣化は、画質を低減させ得る。

【００１５】

本明細書に開示される技術は、場面によって発せられる光学波面がセグメントで収集され、画像形成の前に、その相対的位相においてインコヒーレントとなることを可能にするために使用されることができる。以下の実施例に図示されるように、全体的波面は、撮像光ファイバの束を使用することによって、セグメントに区分化され、波面をセグメントで別個に収集し、そのようなセグメントの光学位相を別個に制御し、そのようなセグメントが感知アレイによって画像に変換されると、良好な画質を達成することができる。

【００１６】

図１は、複数の撮像ファイバ（例えば、シングルモードファイバ）と、撮像されるべき標的または物体６とのインターフェースをなすための遠位終端１ａと、光学撮像および検出モジュールとのインターフェースをなすための近位終端１ｂとを含む、光ファイバ束１を有する、レンズレス光学内視鏡の実施例を示す。場面の照明は、ファイバ束１の一部として、マルチモードまたはシングルモードのいずれかであり得る、１つまたは複数の照明ファイバ５を含むことによって遂行されることができる。１つまたは複数の光源４が、１つまたは複数の照明ファイバ５によって遠位終端１ａに誘導され、撮像されるべき物体６を照らす照明光を発生させるために提供される。レーザ（例えば、ダイオードレーザ）等のコヒーレント光源が、光源４として使用されることができる。加えて、特定の発光ダイオード（ＬＥＤ）等の低光学コヒーレンスを伴う光源もまた、光源４として使用されてもよい。本明細書に開示される技術は、位相変調が撮像ファイバによって収集された異なるビームの無作為性を除去するために十分である限り、部分的コヒーレンスを伴う光源が使用され得るように、位相変調を使用して、検出モジュール内のファイバ束１の中の撮像ファイバにおける異なる光学ビームの光学位相の無作為性を低減させ、物体６の光学画像を

再構築する。光ファイバ束１は、対物レンズを使用せずに、光を物体６から直接収集するために利用される。物体６からの光の波面は、収集された波面セグメントをファイバ束１の近位終端１ｂに移送するシングルモード光ファイバ等のファイバ束１内の撮像ファイバによってセグメントで収集される。着目すべきこととして、遠位終端１ａには、光を物体６から収集するための対物レンズが存在しない。波面セグメントはそれぞれ、ファイバ束１の他のファイバによって移送される他のセグメントに対して、未知の光学位相を伴って近位終端１ｂから出射する。その結果、近位終端１ｂにおける光の全体的波面は、通常、収差され（時として、高度に収差され）または無作為化される。場面の画像が形成され得る前に、全体的波面は、そのコヒーレンスを回復するべきである。波面セグメントの無作為光学位相は、排除または抑制されて公差レベルを下回ることになる。これを遂行するために、レンズ７が、各波面セグメント（各光ファイバから出射する）が波面変調器２の異なるピクセル上に投影されるように、波面セグメントを近位終端１ｂから波面変調器２上に投影するために採用される。

【００１７】

波面変調器２は、いくつかのセグメント、またはピクセルを含むまたは保有するデバイスであり、いくつかのセグメント、またはピクセルのそれぞれは、それから伝送するかまたはそれから反射させるかのいずれかである光学波のための光学位相を加算または減算するように独立して調節されることができる。実装では、波面変調器２は、光を反射させるか、または伝送するかのいずれかである、位相変調ピクセルのアレイであることができ、各位相変調ピクセルは、その位相変調ピクセルによって反射または伝送される、光学ビームまたは波面セグメントに所望の位相変化を生成するように個々に制御されることができる。実装では、そのような波面変調器２のピクセルは、圧電力、静電力、または電磁力等の種々のメカニズムを通して制御されることができる。ピクセルの活性構成要素もまた、液晶材料を通して伝送する光の位相を変化させる、液晶デバイスであることができる。したがって、波面変調器２の位相変調ピクセルは、それぞれ、ファイバ束１内の異なる撮像ファイバを介して物体６から返された光の異なる波面セグメントを受け取り、その波面セグメントに作用し、修正された波面セグメントを生成する。波面変調器２の位相変調ピクセルによって生成される、修正された波面セグメントは、次いで、結像再構築のために、光学センサピクセルの光学センサアレイ３の中に指向される。

【００１８】

図１におけるレンズレス内視鏡は、光学反射モードにおいて波面変調器２を実装し、図２におけるレンズレス内視鏡は、光学伝送モードにおいて波面変調器２を実装する。図３は、図１または図２におけるファイバ束１の近位終端１ｂにおける出力波面セグメントの実施例を示し、図３（ａ）は、ファイバ束１内の撮像ファイバの一例示的配列を示し、図３（ｂ）は、束を形成する際の六角形アレイにおける光ファイバの別の例示的配列を示す（これは、そのようなファイバ束を六角形ピクセルを保有する波面変調器と結合するために便利である）。図１および図２における実装を参照すると、ファイバ束１から出射する全波面セグメントは、レンズ７を用いて波面変調器２内の合致するピクセル上に結像されることができる。

【００１９】

図１および図２では、ファイバ束１は、撮像ファイバおよび照明ファイバを束として含むためのシースを含む。図４（ａ）は、種々の撮像用途のために好適な屈曲可能ファイバ束を形成するためのシース１０を示す。図４（ｂ）は、種々の用途のために好適な剛性ファイバ束１を形成するための剛性シース１１を示す。

【００２０】

図１および図２における両実装では、位相変調器２の後に画像を適切に形成することを可能にするために、位相変調器２のタスクは、波面変調器２の個々の位相変調ピクセルの作用を通して、ある光学位相を波面セグメントのそれぞれに加算または減算することによって、物体６からの全波面セグメントをコヒーレントにすることである。実装では、制御アルゴリズムが、波面変調器２の個々の位相変調ピクセルによって生成されたピクセル位

相値を制御するために使用されることができる。例えば、本目的のための効果的制御アルゴリズムの１つは、センサアレイ３上の光強度分布から導出されるメトリックを最適化する原理に基づくことができる。全体的アルゴリズムは、メトリックを最大限または最小限にするための協調方式において、波面変調器２の全ピクセルを調節することを伴う。そのようなメトリックを構築する方法の１つは、以下の公式を通して行われる。

【００２１】

【数１】

$$\text{メトリック} = \sum_{m,n \in \text{区域}} Mask_{m,n} I_{m,n}\ , \qquad (1)$$

【００２２】

式中、$I_{m,n}$は、（ｍ、ｎ）と標識された位相変調ピクセルの光強度であり、$Mask_{m,n}$は、光強度の修正を表す、またはある数によって各ピクセルの光強度を再縮尺する（例えば、ピクセルにおける光強度を減衰させる）。$Mask_{m,n}$の値の割当は、メトリック区域内の光強度分布$I_{m,n}$に依存する。一実施例では、$Mask_{m,n}$の値は、バイナリパターンで決定される。すなわち、その光強度が平均強度を上回るピクセルに関しては、そのようなピクセルは、$Mask_{m,n}$＝＋１を有するように設定され、他の全てに関しては、$Mask_{m,n}$＝－１となる。

【００２３】

波面変調器２を設定または制御するための一実施例は、ウォルシュ関数パターンにおいて波面変調器２のピクセルを調節し、前述のメトリックを最大限にするルーチンである。ウォルシュ関数は、二値関数であり、離散数、位置、または表面セグメントのアレイへの符号（プラスおよびマイナス）の特定の割当と見なされ得る。

【００２４】

図５に示される実施例は、図１または図２におけるファイバ束１内の３２本の撮像ファイバのための３２個の離散変数の集合に対してウォルシュ関数を使用する。

【００２５】

物理的システムの所与の数の独立制御変数、すなわち、自由度に関して、常時、ウォルシュ関数群が存在し、その総数は、自由度に等しいまたは自由度を上回り、システムの任意の可能かつ恣意的な状態がウォルシュ関数の重畳によって表され得るという意味において、システムの状態を完全に説明するために使用されることができる。例えば、撮像デバイスは、１０００個のアクチュエータを保有する変形可能ミラー（波面変調器の一種）を装備する。１０２４個のウォルシュ関数群が１０２４個の数に対して数学的に完全かつ直交した基底系を形成するため、１０００個の制御信号のための任意の値の割当は、１０２４個のウォルシュ関数群の重畳によって表されることができ、その部分集合（１０００個の数）は、実際の制御信号と関連付けられ得る一方、残りの数は、重要ではない。

【００２６】

動作時、波面変調器は、いくつかの分断された部分を含み得る波面の一部が、残りの部分に対して均一位相変化ξを被るように、位相修正を光学波面に及ぼし、撮像アレイの任意の位置における光強度は、ξと正弦波関係で変動する。

【００２７】

【数２】

$$I = B_0 + B_1 \cos(\xi + \chi)\ , \qquad (2)$$

【００２８】

式中、B_0、B_1、およびχは、その値が撮像アレイ上の位置に依存する定数である。ここで、方程式（１）における$Mask_{m,n}$が、ξを変動させる間、不変のまま保たれているかどうかを確認することが容易となる。方程式（１）のメトリックもまた、ξと正弦波関係で変動する。

【００２９】
【数３】

$$メトリック = C_0 + C_1 cos(\xi + \theta) \qquad (3)$$

【００３０】
式中、C_0、C_1、およびθは、メトリック境界および$Mask_{m,n}$が不変のまま保たれる限り一定である。明らかなこととして、波面変調器がウォルシュ関数形内の波面を摂動させる場合、ウォルシュ関数振幅φへのメトリックの依存性は、ξを２φで置換することによって、方程式（３）と同一関係によって統制される。
【００３１】
したがって、図１における波面変調器のピクセルがウォルシュ関数パターンに従って調節されるとき、メトリックとウォルシュ関数振幅との間の関係は、方程式（３）によって統制される。
【００３２】
波面へのウォルシュ関数摂動とメトリックとの間の前述の関係は、差異波面セグメントと関連付けられた光学位相を均一にする、単純かつ確実なアルゴリズムを可能にし、場面の画像が、その結果、出現する。
【００３３】
図６は、そのようなアルゴリズムを構築するための制御サブルーチンにおける基本ステップの動作シーケンスの実施例を示す。着目すべきこととして、ステップ３において算出された$Mask_{m,n}$は、ステップ８を通して使用される（$Mask_{m,n}$は、次のウォルシュ関数が選択されると変化する）。これは、ウォルシュ関数摂動振幅とメトリック値との間の関係が方程式（３）によって統制され、ひいては、メトリックを最大限にするウォルシュ関数振幅の決定を可能にすることを確実にする。
【００３４】
全波面セグメントの位相（光ファイバによって引き継がれる）を統合するために、タスクは、本サブルーチンを波面変調器と関連付けられた全ウォルシュ関数に適用することである。メトリックが全ウォルシュ関数下で最大限にされると、全波面セグメントの位相が統合され、したがって、場面の鮮明に焦点が合った画像が出現する。
【００３５】
図１および図２を参照すると、レンズ８が、位相変調器２とセンサアレイ３との間の光学経路内に提供され、調節されることができる。いったん近位端部波面が、位相変調器２によってコヒーレントにされる（セグメントの位相が均一にされる）と、器具の焦点距離が、センサアレイ３の前のレンズ８を移動させることによって変動されることができる。本焦点調節を用いることによって、図１および図２におけるファイバ束１の遠位終端１ａから種々の距離における場面が、センサアレイ３において鮮明に合焦されることができる。
【００３６】
反射または伝送のいずれかのタイプの波面変調器が、位相変調器２として使用されることができる。図２は、伝送波面変調器を伴うレンズレス内視鏡のための光学レイアウトを示す。場面の照明は、図１および図２に示されるように、ファイバ束内に、マルチモードまたはシングルモードのいずれかであり得る、１つまたは複数の照明ファイバを含むことによって、遂行されることができる。内視鏡の遠位先端を屈曲させるために、図４（ａ）に示されるように、角形成ワイヤをファイバ束に取り付け得る。
【００３７】
開示されるレンズレス内視鏡撮像システムはまた、剛性先端を伴う針形状の内視鏡に形作られることができる。いくつかの実装では、多数の撮像ファイバが、人の内側の器官の組織または区域等の標的物体から詳細または高分解能画像を得るために、束状にされ、多数の撮像ピクセルを提供することができる。例えば、開示される技術は、数千本の光ファ

イバが０．５ｍｍ未満の直径の束を形成することを可能にするように実装されることができる。種々の設計では、経真皮的用途のために、図４（ｂ）に概略的に示される針内視鏡を製造することが実行可能である。
【００３８】
　いくつかの用途では、光ファイバは、図３（ｂ）に示されるように、束を形成する際、六角形アレイに配列されることができる。ファイバ束から出射する全波面セグメントが、単純レンズを用いて、波面変調器内のその合致するピクセル上に結像され得るように、そのようなファイバ束と六角形ピクセルを保有する波面変調器を結合することは、便利である。
【００３９】
　図７は、図１または図２中の実装において光学センサ３および波面変調器２に結合され、図６における制御フロー等の本書に開示される制御動作を行う、制御ユニットを示す。制御ユニットは、光学センサ３に結合され、光学センサ３内の異なるピクセルから光学検出器信号を受信する。制御ユニットは、マイクロプロセッサ等のデジタルプロセッサを含み、ステップ３および４において、光学センサ３内の異なるピクセルからの光学検出器信号を使用して、メトリックのためのＭａｓｋ$_{m,n}$の値を発生させることができる。制御ユニットはまた、ステップ５から８によって示されるように、フィードバック制御を実装する。
【００４０】
　開示される技術および開示される実施形態は、種々の実装を提供するために使用されることができる。例えば、撮像デバイスは、場面によって発せられる光を直接収集するための複数の光ファイバと、波面変調器とを含むことができ、ここで、光ファイバが、続いて、光学位相を各個々のセグメントに加算または減算する波面変調器に前記光セグメントが入射する場所に光をセグメントで移送する。波面変調器によって変調された波面セグメントは、続いて、撮像アレイ上に集束される。実装では、波面変調器は、複数の独立制御可能なピクセルを有する、変形可能ミラーまたは空間光変調器であることができ、複数の独立制御可能なピクセルは、それを通して伝送された、またはそれから反射された光波に、空間可変量の光学位相を加算または減算するための制御ユニットのコマンドに応答する。
【００４１】
　別の実施例に関して、内視鏡は、可撓性光ファイバ束を含むように構築されることができ、可撓性光ファイバ束の第１の終端が、任意のレンズ効果要素の媒介なしに、場面によって発せられる光を収集し、可撓性光ファイバ束の第２の終端が、各個々のファイバから出射する光が前記波面変調器の異なるピクセルに衝突させられるように、波面変調器に光学的に接続され、集束要素およびセンサアレイが続く。
【００４２】
　別の実施例に関して、撮像システムは、複数の導波路であって、その第１の終端を用いて場面から光を収集し、収集された光をその第２の終端に移送する複数の導波路と、導波路の前記第２の終端のうちの１つから光を受け取る位相変調要素のアレイと、位相変調要素から光を受け取るように位置付けられる集束アセンブリと、集束アセンブリの焦点面内に位置付けられる光センサアレイと、データを取得するためにセンサアレイに電気的に接続され、制御コマンドを供給するために位相変調要素に電気的に接続される制御ユニットとを含むように構築されることができる。
【００４３】
　別の実施例に関して、可撓性内視鏡は、撮像されるべき場面から光を収集するための遠位終端および収集された光が出射するための近位終端を有する光ファイバ束と、前記ファイバ束の前記近位終端と光学的に接続される、位相変調ピクセルのアレイを有する変形可能ミラーまたは空間光変調器と、前記変形可能ミラーまたは空間光変調器から光を受け取るように位置付けられる集束アセンブリと、前記集束アセンブリの焦点面内に位置付けられる光センサアレイと、信号を取得するための前記光センサアレイに電気的に接続され、制御信号を供給するための前記変形可能ミラーまたは空間光変調器に電気的に接続される

制御ユニットとを含むように構築されることができる。本可撓性内視鏡を実装する際、制御ユニットは、変調ピクセルと関連付けられた位相が、ウォルシュ関数パターンで変動され、センサアレイから取得された信号から導出されるメトリックを最大限または最小限にするように、コマンドを変形可能ミラーまたは空間光変調器に送信するために使用されることができる。

【００４４】

さらに別の実施例に関して、剛性内視鏡は、剛性または半剛性管類と、撮像されるべき場面から光を収集するための前記管類の内側の遠位終端および収集された光が出射するための近位終端を有する光ファイバ束と、ファイバ束の近位終端と光学的に接続される位相変調ピクセルのアレイを有する変形可能ミラーまたは空間光変調器と、変形可能ミラーまたは空間光変調器から光を受け取るように位置付けられる集束アセンブリと、集束アセンブリの焦点面内に位置付けられる光センサアレイと、信号を取得するために光センサアレイに電気的に接続され、制御信号を供給するために変形可能ミラーまたは空間光変調器に電気的に接続される制御ユニットとを含むように構築されることができる。

【００４５】

開示される技術は、循環器科、呼吸器科、消化器科、泌尿器科、内分泌科、眼科、および整形外科等を含む多くの医療分野において、内視鏡下でヒトまたは動物の器官を検査するための撮像デバイスまたはシステムを構築するために使用されることができる。例えば、可撓性デバイスは、身体全体を通した心血管撮像および介入のために、血管の中に挿入されることができる。さらなる実施例として、前述の針内視鏡は、肺または腎臓の周辺体積等の器官の内部に到達するように経皮的に挿入されることができる。

【００４６】

本特許文書に開示される技術を実装する際、２０１３年８月２１日に出願されたＰＣＴ出願第ＰＣＴ／ＵＳ２０１３０５６０６７号に基づく「ＣＯＲＲＥＣＴＩＮＧ　ＵＮＤＥＳＩＲＥＤ　ＤＩＳＴＯＲＴＩＯＮＳ　ＯＲ　ＡＢＥＲＲＡＴＩＯＮＳ　ＡＮＤ　ＧＥＮＥＲＡＴＩＮＧ　ＤＥＳＩＲＥＤ　ＷＡＶＥＦＲＯＮＴＳ　ＩＮ　ＯＰＴＩＣＡＬ　ＩＭＡＧＩＮＧ，　ＳＥＮＳＩＮＧ，　ＳＩＧＮＡＬＩＮＧ　ＡＮＤ　ＯＴＨＥＲ　ＡＰＰＬＩＣＡＴＩＯＮＳ　ＢＡＳＥＤ　ＯＮ　ＢＩ−ＶＡＬＵＥＤ　ＷＡＬＳＨ　ＦＵＮＣＴＩＯＮＳ」に関して２０１４年２月２７日に公開されたＰＣＴ公報ＷＯ２０１４／０３１７９７号における特定の特徴は、その開示全体が、本特許文書の明細書の一部として参照によって組み込まれる。

【００４７】

本特許文書は、多くの仕様を含むが、これらは、任意の発明または請求され得るものの範囲に対する制限として解釈されるべきではなく、むしろ、特定の発明の特定の実施形態に特有であり得る特徴の説明として解釈されるべきである。別個の実施形態の文脈において本特許文書に説明されるある特徴はまた、単一の実施形態における組み合わせにおいて実装されることもできる。逆に、単一の実施形態の文脈において説明される種々の特徴もまた、複数の実施形態において別個に、または任意の好適なサブコンビネーションにおいて実装されることができる。さらに、特徴は、ある組み合わせにおいて作用するものとして上記に説明され、さらに、そのようなものとして最初に請求され得るが、請求される組み合わせからの１つまたは複数の特徴は、いくつかの場合においては、組み合わせから削除されることができ、請求される組み合わせは、サブコンビネーションまたはサブコンビネーションの変形例を対象としてもよい。

【００４８】

同様に、動作は、特定の順序において図面に描写されているが、これは、所望される結果を達成するために、そのような動作が示される特定の順序において、もしくは連続的順序において実施される、または全ての例証される動作が実施されることを要求するものとして理解されるべきではない。さらに、本特許文書において説明される実施形態における種々のシステム構成要素の分離は、全ての実施形態においてそのような分離を要求するものとして理解されるべきではない。

【００４９】
いくつかの実装および実施例のみが説明され、他の実装、拡張、ならびに変形例は、本特許文書において説明および例証されるものに基づいて成されることができる。

【図１】

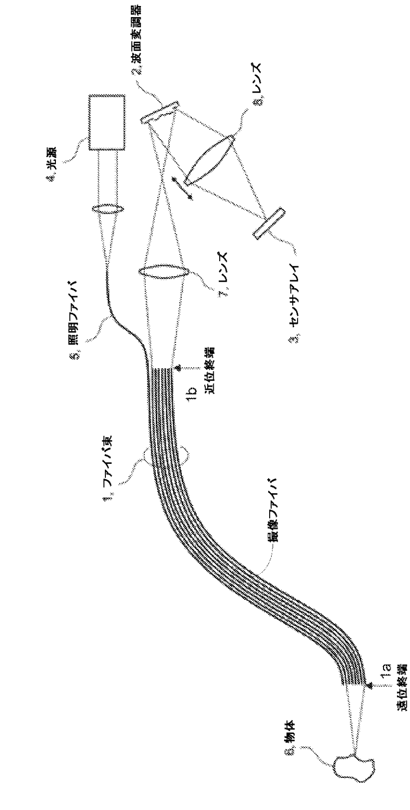


FIG. 1

【図２】

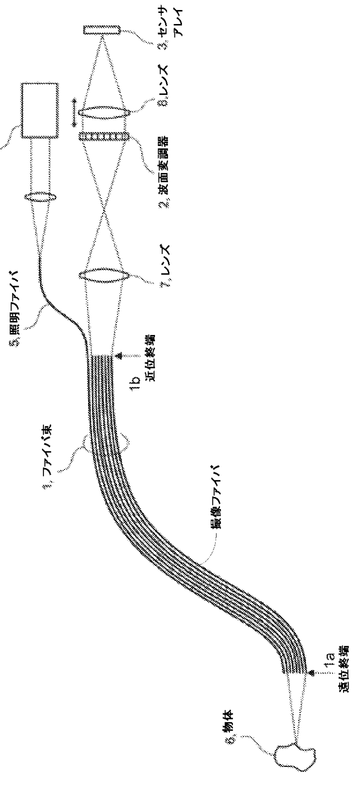


FIG. 2

【図３】

Fig. 3(a)

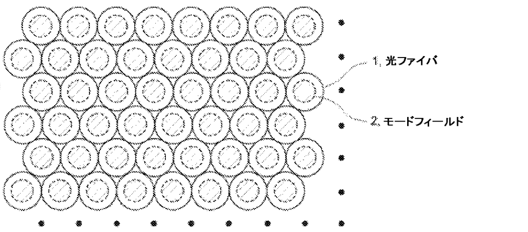
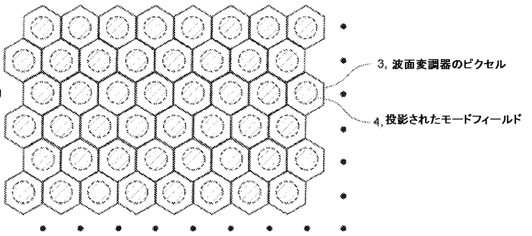


Fig. 3(b)



【図４】

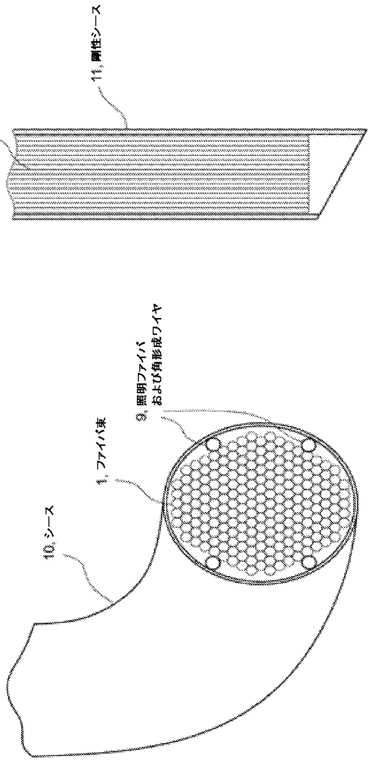


FIG. 4(b)

FIG. 4(a)

【図５】

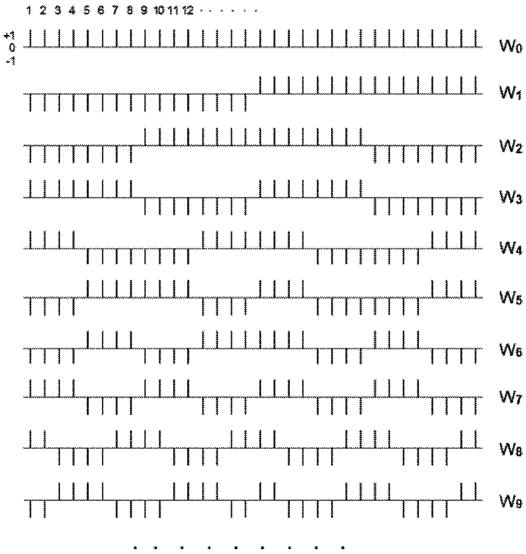


FIG. 5

【図６】

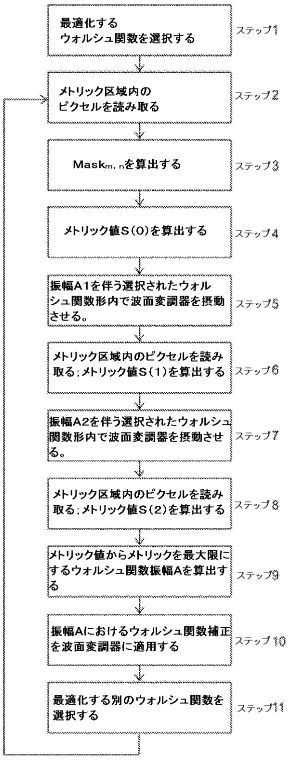


FIG. 6

【図７】

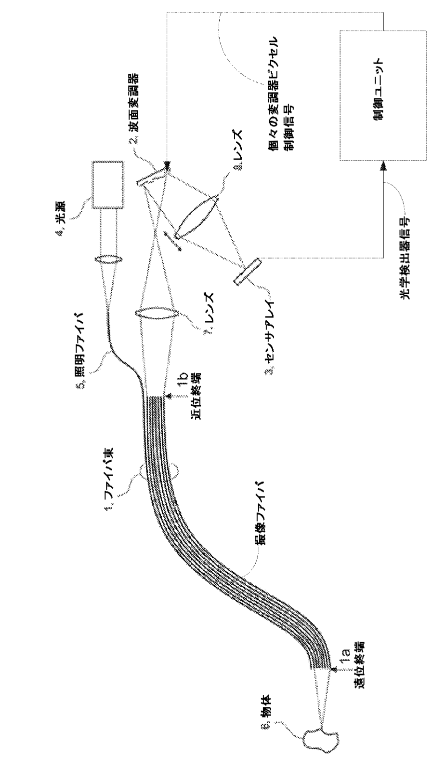

2.波面変調器
個々の変調器ピクセル制御信号
制御ユニット
4.光源
8.レンズ
光学検出器信号
5.照明ファイバ
7.レンズ
3.センサアレイ
1b
近位終端
1.ファイバ束
撮像ファイバ
1a
遠位終端
6.物体

FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2015/056246

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/00(2006.01)i, A61B 1/06(2006.01)i

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 1/00; A61B 3/12; G02B 21/06; A61B 1/07; G09G 5/00; A61B 1/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Korean utility models and applications for utility models
Japanese utility models and applications for utility models

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: image, optical, fiber, reflect, wavefront, modulator, phase

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2011-0137126 A1 (PAUL MICHAEL WILLIAM FRENCH et al.) 09 June 2011 See abstract, paragraphs [23],[57]-[85], claim 44 and figures 2,3.	1-4,8 5-7,9-24
A	US 2012-0287400 A1 (TSUTOMU UTAGAWA) 15 November 2012 See abstract, paragraphs [32]-[48] and figure 1.	1-24
A	US 2013-0128346 A1 (YOKOGAWA ELECTRIC CORPORATION) 23 May 2013 See abstract, paragraphs [71]-[86], claims 1,2 and figure 2.	1-24
A	US 2008-0136742 A1 (CLARENCE T. TEGREENE et al.) 12 June 2008 See abstract, paragraphs [173],[174] and figure 21.	1-24
A	US 2011-0275899 A1 (GUILLERMO J. TEARNEY et al.) 10 November 2011 See abstract, paragraphs [35]-[38] and figures 1,2.	1-24

☐ 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	Date of mailing of the international search report
02 February 2016 (02.02.2016)	**03 February 2016 (03.02.2016)**

Name and mailing address of the ISA/KR	Authorized officer
International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon, 35208, Republic of Korea	KIM, Yeon Kyung
Facsimile No. +82-42-472-7140	Telephone No. +82-42-481-3325

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2015)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/US2015/056246

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011-0137126 A1	09/06/2011	EP 2310893 A1	20/04/2011
		JP 2011-527218 A	27/10/2011
		US 8585587 B2	19/11/2013
		WO 2010-004297 A1	14/01/2010
US 2012-0287400 A1	15/11/2012	JP 2012-235834 A	06/12/2012
		US 2014-0185008 A1	03/07/2014
		US 8708489 B2	29/04/2014
US 2013-0128346 A1	23/05/2013	JP 2013-130853 A	04/07/2013
		JP 5527625 B2	18/06/2014
		US 9081186 B2	14/07/2015
US 2008-0136742 A1	12/06/2008	US 2006-0284790 A1	21/12/2006
		US 6140979 A	31/10/2000
		US 7098871 B1	29/08/2006
		US 7428093 B2	23/09/2008
US 2011-0275899 A1	10/11/2011	AU 3119802 A	21/05/2002
		EP 1343411 A2	17/09/2003
		EP 2789291 A1	15/10/2014
		US 2008-0013960 A1	17/01/2008
		WO 02-38040 A2	16/05/2002
		WO 02-38040 A3	27/02/2003

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ＦＩ テーマコード（参考）
Ｇ０２Ｂ 26/06

(81)指定国 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,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,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

(74)代理人 230113332
弁護士 山本 健策
(72)発明者 ワン, フィーリング
アメリカ合衆国 マサチューセッツ ０２１５５, メドフォード, フォレスト ストリート ５４, ユニット ３２２
Ｆターム(参考) 2H040 BA05 CA02 CA11 CA27 GA02
2H141 MA27 MB21 MB51 MB63 MC04 MC06 MC09 ME01 ME06 ME24
ME25 MG09 MZ13
2K102 BA05 BB04 BC04 BD00 DB08 DC09 EA25 EB10 EB16 EB20
EB22
4C161 CC04 CC06 DD01 DD03 FF46 LL01 PP11

patsnap

专利名称(译)	<无法获取翻译>
公开(公告)号	JP2017533793A5
公开(公告)日	2017-12-28
申请号	JP2017539526
申请日	2015-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	ÇURCHIN TECH
[标]发明人	ワンフィーリング
发明人	ワン, フィーリング
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02F1/01 G02B26/08 G02B26/06
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00167 A61B1/07 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/20 A61B5/42 G02B23/2446 G02B23/2453 G02B23/2469 G02B23/26 G02B26/06
FI分类号	A61B1/00.731 A61B1/00.732 G02B23/24.B G02F1/01.D G02B26/08.J G02B26/06
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/GA02 2H141/MA27 2H141/MB21 2H141/MB51 2H141/MB63 2H141/MC04 2H141/MC06 2H141/MC09 2H141/ME01 2H141/ME06 2H141/ME24 2H141/ME25 2H141/MG09 2H141/MZ13 2K102/BA05 2K102/BB04 2K102/BC04 2K102/BD00 2K102/DB08 2K102/DC09 2K102/EA25 2K102/EB10 2K102/EB16 2K102/EB20 2K102/EB22 4C161/CC04 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/LL01 4C161/PP11
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作
优先权	62/122,320 2014-10-17 US
其他公开文献	JP2017533793A JP6484719B2

摘要(译)

不使用物镜接收来自目标的光，为了改善成像质量，基于具有成像光纤的光纤束和光学相位调制，目标物体或场景（例如人体器官或组织）的传输获得光学图像的技术，系统，并公开了设备。在其应用中，内窥镜在其远端处不保持透镜允许小型化和弯曲能力并且具有可调焦距。在一个方面，提供了一种用于使用光对场景成像的成像装置。