

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6484719号
(P6484719)

(45) 発行日 平成31年3月13日 (2019. 3. 13)

(24) 登録日 平成31年2月22日 (2019. 2. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
G O 2 B 23/24 (2006. 01)
G O 2 F 1/01 (2006. 01)
G O 2 B 26/08 (2006. 01)
G O 2 B 26/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 7 3 1
 A 6 1 B 1/00 7 3 2
 G O 2 B 23/24 B
 G O 2 F 1/01 D
 G O 2 B 26/08 J

請求項の数 21 (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)
 (65) 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)
 (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)
 審査請求日 平成29年10月20日 (2017. 10. 20)
 (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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 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 O 1
 7 4 2, 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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

場面を撮像する撮像デバイスであって、

前記場面から発せられる光を収集する複数の光ファイバであって、前記複数の光ファイバは、前記収集された光を前記複数の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、

前記複数の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配置された波面変調器であって、前記複数の光ファイバにおいてセグメントで収集された光は、前記波面変調器に入射し、前記波面変調器は、各光ファイバからの各収集された光の光学位相を調節することにより、位相調節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調節光セグメントを受け取るように配置された撮像アレイと、
 前記波面変調器に結合された制御ユニットであって、前記波面変調器を制御する制御ユニットと

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、前記波面変調器は、前記制御ユニットからの制御コマンドに応答して、前記複数の独立制御可能なピクセルを選択的に制御することにより、各光ファイバからの各収集された光の光学位相を調節し、これにより、光ファイバあたり1つのセグメントの位相調節光セグメントを生成し、

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、

10

20

フィードバック制御を前記複数の独立制御可能なピクセルのそれぞれに提供し、

前記複数の独立制御可能なピクセルの各々に対するフィードバック制御は、前記複数の独立制御可能なピクセルの各々における光強度、および、前記複数の独立制御可能なピクセルの各々における光強度の係数に基づいて、メトリックを最大限または最小限にし、

前記複数の独立制御可能なピクセルのうちの1つの独立制御可能なピクセルにおける光強度の係数は、その独立制御可能なピクセルにおける光強度が前記複数の独立制御可能なピクセルの平均光強度よりも大きいかな否かに基づいて決定される、撮像デバイス。

【請求項2】

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、前記複数の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る光を伝送する、請求項1に記載のデバイス。

10

【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、前記複数の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る光を反射する、請求項1に記載のデバイス。

【請求項4】

x-y位置(m、n)によって示される前記複数の独立制御可能なピクセルの各々に対するフィードバック制御は、メトリックMを最大限または最小限にし、Mは、

【数1】

$$M = \sum_{m,n \in \text{area}} \text{Mask}_{m,n} I_{m,n}$$

20

であり、 $I_{m,n}$ は、ピクセル(m、n)における光強度を表し、 $\text{Mask}_{m,n}$ は、ピクセル(m、n)における光強度の係数である、請求項1に記載のデバイス。

【請求項5】

前記制御ユニットは、ウォルシュコードに基づいて、前記波面変調器の前記複数の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4に記載のデバイス。

【請求項6】

30

照明光を生成し、前記場面を照明し、前記複数の光ファイバによって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に記載のデバイス。

【請求項7】

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、

遠位終端端部および近位終端端部と1つまたは複数の照明光ファイバとを含むファイバ束であって、前記1つまたは複数の照明光ファイバは、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、ファイバ束と、

40

レンズ効果要素を使用することなく、前記遠位終端端部において前記場面から光を直接収集することにより、前記場面からの光を前記遠位終端端部の中に収集し、かつ、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、

独立制御可能な位相を生成するための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、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配置された光学検出器

50

の光学センサアレイと、

前記波面変調器を制御するために前記波面変調器に結合された制御ユニットであって、前記波面変調器は、前記制御ユニットからの制御コマンドに応答して、前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルを制御することにより、前記位相変調光セグメントの光学位相を調節する、制御ユニットと

を備え、

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いて、メトリックを用いて動作することにより、前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルの各々に対するフィードバック制御を生成し、

前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルの各々に対するフィードバック制御は、前記独立制御可能な位相変調ピクセルの各々における光強度、および、前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルの各々における光強度の係数に基づいて、メトリックを最大限または最小限にし、

前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルのうちの1つの独立制御可能な位相変調ピクセルにおける光強度の係数は、その独立制御可能な位相変調ピクセルにおける光強度が前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルの平均光強度よりも大きいかに基づいて決定される、内視鏡。

【請求項8】

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7に記載の内視鏡。

【請求項9】

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、前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルが、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7に記載の内視鏡。

【請求項10】

$x-y$ 位置 (m, n) によって示される前記複数の独立制御可能な位相変調ピクセルの各々に対するフィードバック制御は、メトリック M を最大限または最小限にし、 M は、

【数2】

$$M = \sum_{m,n \in \text{Area}} \text{Mask}_{m,n} I_{m,n}$$

であり、 $I_{m,n}$ は、ピクセル (m, n) における光強度を表し、 $\text{Mask}_{m,n}$ は、ピクセル (m, n) における光強度の係数である、請求項7に記載の内視鏡。

【請求項11】

前記制御ユニットは、ウォルシュコードに基づいて、前記波面変調器の前記複数の独立制御可能な位相変調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10に記載の内視鏡。

【請求項12】

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7に記載の内視鏡。

【請求項13】

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7に記載の内視鏡。

【請求項14】

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7に記載の内視鏡。

【請求項15】

前記内視鏡は、前記遠位終端端部を使用して心臓の区域を撮像する循環器科撮像のため

10

20

30

40

50

に構成されている、請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 16】

前記内視鏡は、前記遠位終端部を使用して肺の区域を撮像する呼吸器科撮像のために構成されている、請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 17】

前記内視鏡は、前記遠位終端部を使用して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ている、請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 18】

前記内視鏡は、前記遠位終端部を使用して尿路の区域を撮像する泌尿器科撮像のために構成されている、請求項 7 に記載の内視鏡。

10

【請求項 19】

前記内視鏡は、前記遠位終端部を使用して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ている、請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 20】

前記内視鏡は、前記遠位終端部を使用して眼の区域を撮像する眼科撮像のために構成されている、請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 21】

前記波面変調器と前記光学センサアレイとの間に配置され、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 7 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

20

【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、2015年10月19日に Feiling Wang によって出願された国際特許出願第 US 2015/056246 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国内段階の出願である。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。

30

【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)

40

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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

例えば、本願は以下の項目を提供する。

(項目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、前記波面変調器は、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。

40

(項目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

50

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、項目 1 に記載のデバイス。

(項目 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、項目 1 または 2 に記載のデバイス。

(項目 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、項目 1 または 2 に記載のデバイス。

(項目 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응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、項目 2 に記載のデバイス。

(項目 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、項目 5 に記載のデバイス。

(項目 7)

前記制御ユニットは、ウォッシュコード (W a s h c o d e) 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、項目 6 に記載のデバイス。

(項目 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、項目 1 または 2 に記載のデバイス。

(項目 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。

(項目 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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 1 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、項
目 9 に記載の内視鏡。

(項目 1 3)

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、項目 1 2 に記載の内視鏡。

(項目 1 4)

前記制御ユニットは、ウォッシュコード (W a s h c o d e) 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、項目 1 3 に記載の内視鏡。

(項目 1 5)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 1 6)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 1 7)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 1 8)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 1 9)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 2 0)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 2 1)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 2 2)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 2 3)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

(項目 2 4)

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、項目 9 に記載の内視鏡。

【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】

10

20

30

40

50

【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ッシュコード(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

10

20

30

40

50

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る前に、全体的波面は、そのコヒーレンスを回復すべきである。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、または伝送させ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

10

20

30

40

50

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 1 b 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 10
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 20
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】

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

【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、 $\text{Mask}_{m,n}$ 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）。 $\text{Mask}_{m,n}$ 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、 $\text{Mask}_{m,n}$ 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 40
関しては、そのようなピクセルは、 $\text{Mask}_{m,n} = +1$ を有するように設定され、他の全てに関しては、 $\text{Mask}_{m,n} = -1$ 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。 50

【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。

10

【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】

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

【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 $\text{Mask}_{m,n}$ 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。

20

【0029】

【数3】

$$\text{メトリック} = C_0 + C_1 \cos(\xi + \theta) \quad (3)$$

【0030】

式中、 C_0 、 C_1 、および θ は、メトリック境界および $\text{Mask}_{m,n}$ 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。

30

【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。

40

【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 $\text{Mask}_{m,n}$ は、ステップ8を通して使用される（ $\text{Mask}_{m,n}$ 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】

50

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。

10

【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】

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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氣的に接続され、制御コマンドを供給するために位相変調要素に電氣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。

10

【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氣的に接続され、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氣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。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。

20

【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氣的に接続され、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氣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。

30

【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。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。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。

40

【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 UNDESIRABLE DISTORTIONS OR ABERRATIONS AND GENERATING DESIRED WAVEFRONTS IN OPTICAL IM

50

AGING, 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。

10

【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。

20

【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】

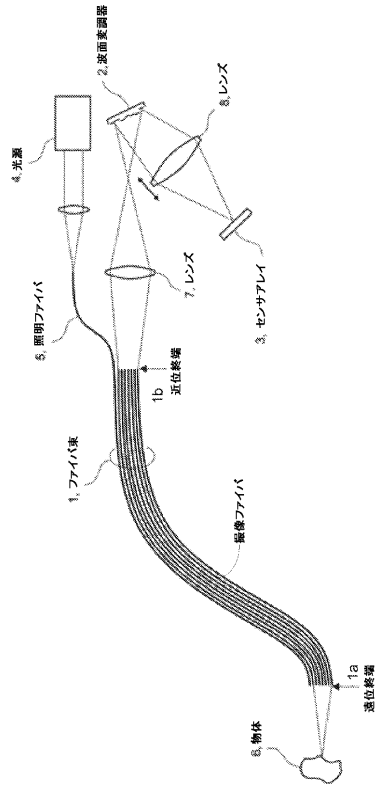


FIG. 1

【図 2】

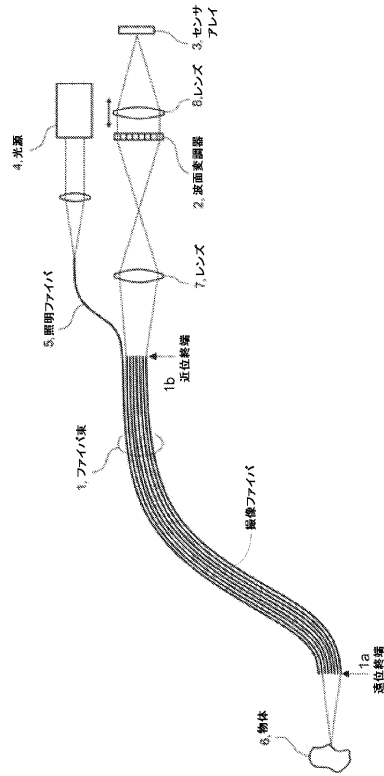
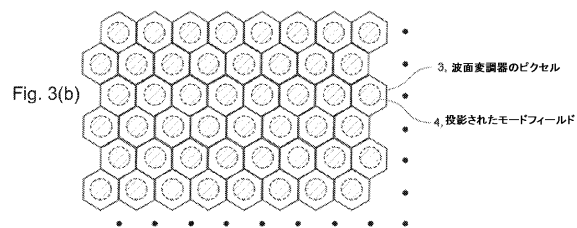
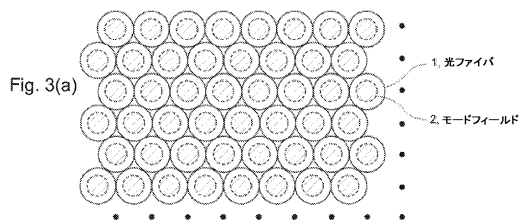


FIG. 2

【図 3】



【図 4】

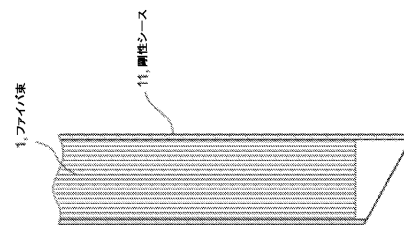


FIG. 4(b)

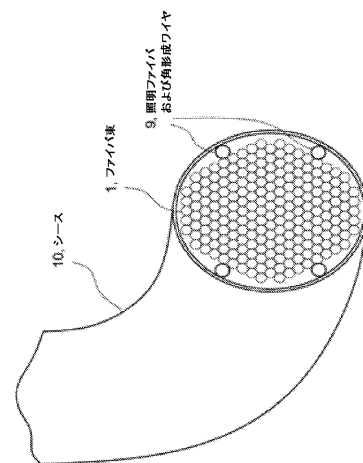


FIG. 4(a)

【図 5】

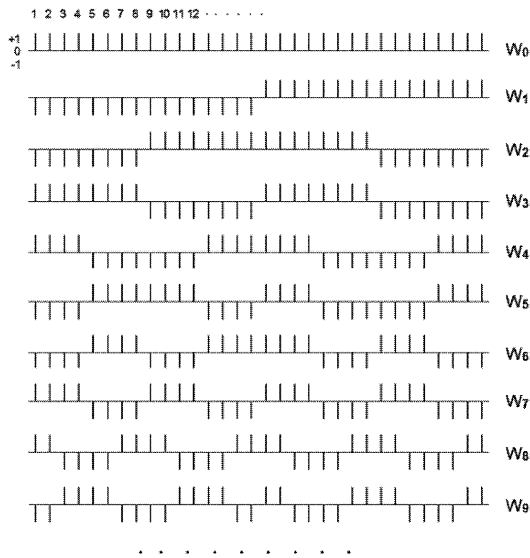


FIG. 5

【図 6】

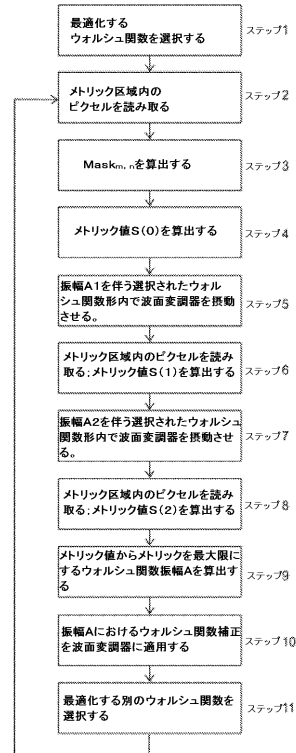


FIG. 6

【図 7】

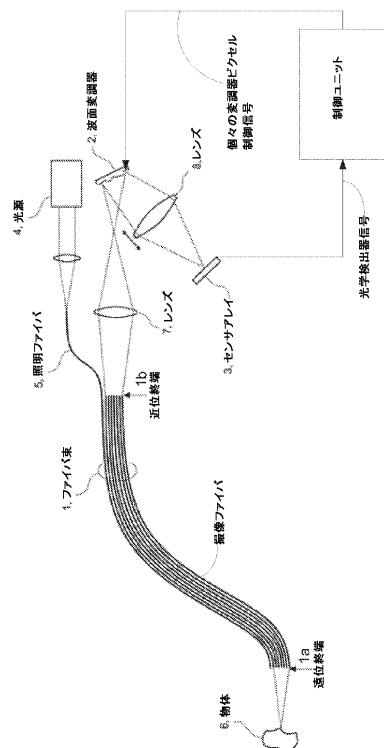


FIG. 7

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 26/06

(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 0 2 1 5 5, メドフォード, フォレスト ストリート
5 4, ユニット 3 2 2

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特表2011-527218 (JP, A)

特開昭59-214818 (JP, A)

国際公開第2003/065103 (WO, A1)

特表2011-507319 (JP, A)

Ling Liu, et al., Adaptive Phase-Locked Fiber Array with Wavefront Phase Tip-Tilt Compensation using Piezoelectric Fiber Positioners, Proc. of SPIE, 米国, SPIE, 2007年, Vol. 6708, 67080K-1-K-12

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1/00

G 0 2 B 23/24

G 0 2 B 26/06

G 0 2 B 26/08

G 0 2 F 1/01

专利名称(译)	无透镜内窥镜和其他成像设备		
公开(公告)号	JP6484719B2	公开(公告)日	2019-03-13
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		
代理人(译)	夏木森下 飯田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	62/122,320 2014-10-17 US		
其他公开文献	JP2017533793A5 JP2017533793A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

基于具有成像光纤的光纤束的目标对象或场景（诸如人体器官或组织）和用于增强成像质量的光学相位调制，而不使用用于接收来自目标的光的物镜公开了用于获得光学图像的技术，系统和设备。在其用途中，在其远端不保持镜片的内窥镜允许紧凑和弯曲能力并且具有可调节的焦距。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。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6484719号 (P6484719)
(45) 発行日 平成31年3月13日 (2019. 3. 13)	(24) 登録日 平成31年2月22日 (2019. 2. 22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 2 B 23/24 (2006. 01) G 0 2 F 1/01 (2006. 01) G 0 2 B 26/08 (2006. 01) G 0 2 B 26/06 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/00 7 3 1 A 6 1 B 1/00 7 3 2 G 0 2 B 23/24 B G 0 2 F 1/01 D G 0 2 B 26/08 J 請求項の数 21 (全 17 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特許2017-539526 (P2017-539526) (86) (22) 出願日 平成27年10月19日 (2015. 10. 19) (65) 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) (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) 審査請求日 平成29年10月20日 (2017. 10. 20) (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) 早期審査対象出願	(73) 特許権者 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 〇 1 7 4 2, コンコード, エルム ブルッ ク レーン 5 〇 (74) 代理人 100078282 弁理士 山本 秀樹 (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		