

(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2020-501813

(P2020-501813A)

(43) 公表日 令和2年1月23日(2020.1.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 2	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 3	
A 6 1 B 1/12 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 1	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2019-533581 (P2019-533581)
 (86) (22) 出願日 平成29年12月21日 (2017.12.21)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年8月15日 (2019.8.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IL2017/051372
 (87) 国際公開番号 W02018/116302
 (87) 国際公開日 平成30年6月28日 (2018.6.28)
 (31) 優先権主張番号 15/387,805
 (32) 優先日 平成28年12月22日 (2016.12.22)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(71) 出願人 517026003
 ゼット スクエア リミテッド
 イスラエル テル アヴィヴ 69710
 39 ハーバーゼル ストリート 27
 (74) 代理人 100116872
 弁理士 藤田 和子
 (72) 発明者 シャームーン アサフ
 イスラエル国 4977357 ペターテ
 イクヴァ ヨセフ ナカール ストリート
 7/7
 (72) 発明者 ザレフスキー ジーヴ
 イスラエル国 4856525 ロシュ
 ハアイン ハーモン ストリート 1
 Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA27 DA02 DA03
 GA02

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチコアファイバ内視鏡用照明源

(57) 【要約】

内視鏡、マルチコア内視鏡ファイバ、ならびに構成および操作方法が提供される。ファイバは、数百または数千のコアを有することができ、場合によっては作業チャンネル(単数または複数)および追加のファイバを組み込む。ファイバは、遠位先端で組織および対象物の画像を捕捉し、解像度、視野、被写界深度、波長範囲などの画像の広範囲の光学特性を向上させるために、様々な光学的構成で使用されうる。内視鏡で遠視野撮像だけでなく近視野撮像が実施されることができ、撮像を最適化するためにそれぞれの光学的特徴を利用することができる。遠位ファイバ先端で光学素子を使用されてもよく、または遠位ファイバ先端はレンズレスであってもよい。診断および光治療フィードバックループが実施されることができ、フルカラー画像、深度推定、向上した視野および/または被写界深度、ならびに追加の診断データをもたらすように照明が適合されることができる。

【選択図】図1E

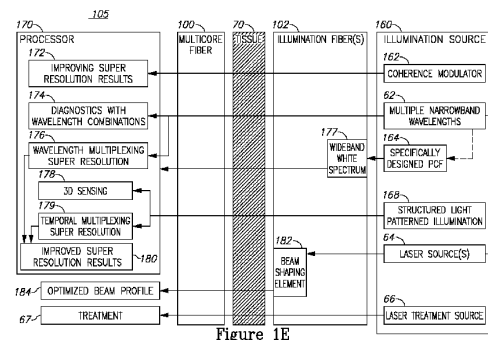


Figure 1E

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

遠位先端と近位先端とを有する内視鏡であって、前記内視鏡は、
1 / 4 より小さいフィルファクタで分布する少なくとも百個のコアを含む少なくとも 1 つのマルチコアファイバモジュールと、
前記少なくとも 1 つのマルチコアファイバモジュールによる撮像に使用される照明を送達するように構成された照明源と、
前記遠位先端の、前記コアと光通信する少なくとも 1 つの光学素子と、
前記近位先端の、前記コアと光通信する検出器と、
前記検出器から画像を受信するように構成されたプロセッサと、
を含み、
前記内視鏡は、前記コア間のピッチ距離にわたるマイクロスキニングによる超解像撮像を実施するように構成され、
前記内視鏡は、前記コアを内部を通して送達される放射に関してグループ単位で取り扱うことによって 3 次元センシングを実施するように、ならびに、
前記少なくとも 1 つの光学素子を構成することによって、前記内視鏡の視野を前記遠位先端で前記コアに面する領域を越えて向上させる、および、
前記少なくとも 1 つの光学素子を構成することによって、前記内視鏡の被写界深度を前記遠位先端と一致する領域を越えて向上させる、
のうちの少なくとも 1 つを行うように構成される、
内視鏡。

10

20

【請求項 2】

前記照明源は、スペckルパターンを低減するために、B a r k e r コードに基づく前記照明のコヒーレンス変調を適用するように構成される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記照明源は、複数の狭帯域波長を有するように構成される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記照明の様々な波長での測定値から診断データを導出するように構成される、請求項 3 に記載の内視鏡。

30

【請求項 5】

前記プロセッサは、前記複数の狭帯域波長に対する波長多重化を用いて前記実施される超解像撮像を向上させるように構成される、請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記照明源は、少なくとも 1 つの狭帯域源のスペクトル幅をもたらしように選択された少なくとも 1 つのゼロ分散点を有する P C F (フォトニック結晶ファイバ) を用いて広帯域白色照明を提供するように構成される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記照明源は、構造化光照明を提供するように構成され、前記プロセッサは、検出されたパターンから 3 D (3 次元) データを導出するように構成される、請求項 1 に記載の内視鏡。

40

【請求項 8】

前記プロセッサは、時間多重化超解像度アプローチを適用することによって前記構造化光照明を使用して前記実施される超解像撮像を向上させるようにさらに構成される、請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの光学素子は、前記送達される照明をビーム整形するようにさらに構成される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの光学素子は、必要に応じて前記少なくとも 1 つの光学素子上の曇

50

りを防止し、曇りを除去するために導電性被覆を介して前記少なくとも1つの光学素子を加熱するように構成された電気回路に接続された前記導電性被覆によって被覆される、請求項1に記載の内視鏡。

【請求項11】

前記内視鏡によって撮像される組織を治療するように構成されたレーザ治療源をさらに含む、請求項1に記載の内視鏡。

【請求項12】

1/4より小さいフィルファクタで分布する少なくとも百個のコアを含む少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールから内視鏡を構成するステップと、

前記コア間のピッチ距離にわたるマイクロスキニングによる超解像撮像を実施するステップと、

前記コアを内部を通して送達される放射に関してグループ単位で取り扱うことによって3次元センシングを実施するステップと、

前記内視鏡の視野および被写界深度のうちの少なくとも1つを前記ファイバの先端に面しそれと一致する領域を越えて向上させるために、前記内視鏡の遠位先端の少なくとも1つの光学素子を構成するステップと、

を含む、方法。

【請求項13】

前記少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールによる撮像に使用される照明のコヒーレンス変調を最適化するためにBarkerコードを使用することによってスペckルパターンを低減するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールによる撮像に使用される照明を、複数の狭帯域波長を有するように構成するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【請求項15】

前記照明の様々な波長での測定値から診断データを導出するステップをさらに含む、請求項14に記載の方法。

【請求項16】

前記複数の狭帯域波長に対する波長多重化を用いて前記超解像撮像を実施するステップを向上させるステップをさらに含む、請求項14に記載の方法。

【請求項17】

少なくとも1つの狭帯域源のスペクトル拡幅をもたらすように選択された少なくとも1つのゼロ分散点を有するPCFを用いて、前記少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールに広帯域白色照明を提供するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【請求項18】

前記少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールによる撮像および対応する処理に使用される構造化光照明を使用して3Dデータを導出するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【請求項19】

前記構造化光照明を使用して前記超解像撮像を実施するステップを向上させるステップをさらに含む、請求項18に記載の方法。

【請求項20】

前記遠位先端で前記少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールによる撮像に使用される照明をビーム整形するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【請求項21】

前記少なくとも1つの光学素子の加熱された導電性被覆を介して、必要に応じて前記少なくとも1つの光学素子上の曇りを防止し、前記少なくとも1つの光学素子の曇りを除去するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【請求項22】

10

20

30

40

50

前記内視鏡によって、前記少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールによって撮像される組織をレーザ治療するステップをさらに含む、請求項12に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、米国特許法第119条の下で2014年7月24日に出願された米国特許仮出願第62/028,346号および2015年2月24日に出願された米国特許仮出願第62/119,832号に対する優先権を主張する、2015年7月22日に出願された米国特許出願第14/805,915号の一部継続出願である。

10

【0002】

1. 技術分野

本発明は内視鏡検査の分野に関し、特にマルチコアファイバ内視鏡に関する。

【背景技術】

【0003】

2. 関連技術の説明

様々な構成の内視鏡は、アクセスが限られた様々な状況を取り扱うための手段だけでなく、一連の医学的問題の効率的な治療を可能にする。内視鏡操作は、照明、検出および治療が長く狭い操作モードに制限される点で困難である。ファイバオプティクステクノロジーは、そのような技術の中心的成功要因であり、ファイバベースの内視鏡は絶え間なく改良されている。

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

以下は、本発明の最初の理解を提供する簡単な概要である。この概要は、必ずしも主要な要素を特定するものでも本発明の範囲を限定するものでもなく、以下の説明への序論として役立つにすぎない。

【0005】

本発明の一態様は、遠位先端と近位先端とを有する内視鏡であって、1/4より小さいフィルファクタで分布する少なくとも百個のコアを含む少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールと、少なくとも1つのマルチコアファイバモジュールに連結され、そこに照明を送達するように構成された照明源と、遠位先端の、コアと光通信する少なくとも1つの光学素子と、近位先端の、コアと光通信する検出器と、検出器から画像を受信するように構成されたプロセッサとを含み、コア間のピッチ距離にわたるマイクロスキニングによる超解像撮像を実施するように構成され、コアを内部を通して送達される放射に関してグループ単位で取り扱うことによって3次元センシングを実施するように、ならびに少なくとも1つの光学素子を構成することによって、内視鏡の視野を遠位先端でコアに面する領域を越えて向上させる、および少なくとも1つの光学素子を構成することによって、内視鏡の被写界深度を遠位先端と一致する領域を越えて向上させる、のうちの少なくとも1つを行うように構成される、内視鏡を提供する。

30

40

【0006】

本発明のこれらの、追加の、および/またはその他の態様および/または利点は、以下の詳細な説明に記載され、場合によっては詳細な説明から推測可能であり、および/または本発明の実施により習得可能である。

【0007】

本発明の実施形態のより良い理解のため、および本発明がどのように実施されうるかを示すために、ここで添付の図面を純粋に例として参照するが、図面中類似の数字は全体で対応する要素またはセクションを示す。

【図面の簡単な説明】

【0008】

50

- 【図 1 A】本発明の一部の実施形態による内視鏡構成の高レベル概略図である。
- 【図 1 B】本発明の一部の実施形態による内視鏡構成の高レベル概略図である。
- 【図 1 C】本発明の一部の実施形態による内視鏡構成の高レベル概略図である。
- 【図 1 D】本発明の一部の実施形態による内視鏡構成の高レベル概略図である。
- 【図 1 E】本発明の一部の実施形態による内視鏡構成の高レベル概略図である。
- 【図 2 A】本発明の一部の実施形態による、電磁伝搬領域（単数または複数）内に多数のコアを有するファイバ断面の高レベル概略図である。
- 【図 2 B】本発明の一部の実施形態による、電磁伝搬領域（単数または複数）内に多数のコアを有するファイバ断面の高レベル概略図である。
- 【図 2 C】本発明の一部の実施形態による、電磁伝搬領域（単数または複数）内に多数のコアを有するファイバ断面の高レベル概略図である。 10
- 【図 2 D】本発明の一部の実施形態による、ファイバモジュールをパッキングすることによるファイバ製造の高レベル概略図である。
- 【図 2 E】本発明の一部の実施形態による、ファイバモジュールをパッキングすることによるファイバ製造の高レベル概略図である。
- 【図 3 A】本発明の一部の実施形態による、作業チャンネルと治療または照明ファイバのための追加のチャンネル位置とを有するファイバの高レベル概略断面図である。
- 【図 3 B】本発明の一部の実施形態による、作業チャンネルと治療または照明ファイバのための追加のチャンネル位置とを有するファイバの高レベル概略断面図である。
- 【図 3 C】本発明の一部の実施形態による、作業チャンネルと治療または照明ファイバのための追加のチャンネル位置とを有するファイバの高レベル概略断面図である。 20
- 【図 3 D】本発明の一部の実施形態による、フロントレンズが組み立てられたファイバの高レベル概略図である。
- 【図 3 E】本発明の一部の実施形態による、曇り除去機構およびその効果の高レベル概略図である。
- 【図 3 F】本発明の一部の実施形態による、曇り除去機構およびその効果の高レベル概略図である。
- 【図 3 G】本発明の一部の実施形態による、曇り除去機構およびその効果の高レベル概略図である。
- 【図 4 A】本発明の一部の実施形態による、中央空隙を補償する遠位先端の光学素子を有する中空内視鏡ファイバの高レベル概略図である。 30
- 【図 4 B】本発明の一部の実施形態による、中央空隙を補償する遠位先端の光学素子を有する中空内視鏡ファイバの高レベル概略図である。
- 【図 4 C】本発明の一部の実施形態による、中央空隙を補償する遠位先端の光学素子を有する中空内視鏡ファイバの高レベル概略図である。
- 【図 4 D】本発明の一部の実施形態による、中央空隙を補償する遠位先端の光学素子を有する中空内視鏡ファイバの高レベル概略図である。
- 【図 5 A】本発明の一部の実施形態による、光学素子の高レベル概略図である。
- 【図 5 B】本発明の一部の実施形態による、光学素子の高レベル概略図である。
- 【図 5 C】本発明の一部の実施形態による、光学素子の高レベル概略図である。 40
- 【図 6 A】本発明の一部の実施形態による、コアの構成が異なるファイバ断面の高レベル概略図である。
- 【図 6 B】本発明の一部の実施形態による、コアの構成が異なるファイバ断面の高レベル概略図である。
- 【図 6 C】本発明の一部の実施形態による、フルコアファイバおよび中空コアファイバの比較実験結果を示した図である。
- 【図 7 - 1】本発明の一部の実施形態による方法を示した高レベル概略フローチャートである。
- 【図 7 - 2】本発明の一部の実施形態による方法を示した高レベル概略フローチャートである。 50

【図 7 - 3】本発明の一部の実施形態による方法を示した高レベル概略フローチャートである。

【図 7 - 4】本発明の一部の実施形態による方法を示した高レベル概略フローチャートである。

【図 7 - 5】本発明の一部の実施形態による方法を示した高レベル概略フローチャートである。

【図 7 - 6】本発明の一部の実施形態による方法を示した高レベル概略フローチャートである。

【図 8 A】本発明の一部の実施形態による、バンドルファイバの実験撮像結果の高レベル概略図である。

【図 8 B】本発明の一部の実施形態による、バンドルファイバの実験撮像結果の高レベル概略図である。

【図 8 C】本発明の一部の実施形態による、バンドルファイバの実験撮像結果の高レベル概略図である。

【図 8 D】本発明の一部の実施形態による、バンドルファイバの実験撮像結果の高レベル概略図である。

【図 8 E】本発明の一部の実施形態による、バンドルファイバの実験撮像結果の高レベル概略図である。

【図 9 A】本発明の一部の実施形態による、内視鏡の性能の例を提供する画像である。

【図 9 B】本発明の一部の実施形態による、内視鏡の性能の例を提供する画像である。

【図 9 C】本発明の一部の実施形態による、内視鏡の性能の例を提供する画像である。

【図 9 D】本発明の一部の実施形態による、内視鏡の性能の例を提供する画像である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

詳細な説明を記載する前に、本明細書の以下で使用されるある用語の定義を記載することが有用であろう。

【 0 0 1 0 】

本出願で使用されるところの「遠位」および「近位」という用語は、内視鏡の両端を指す。内視鏡のインタフェース（検出器または眼）から遠く、撮像組織およびその周囲に近い内視鏡の端および関連部分は遠位端と呼ばれる一方、内視鏡のインタフェースに近く、撮像組織から遠隔の、通常は体外にある内視鏡の端および関連部分は近位端と呼ばれる。本出願で使用されるところの「反射される」という用語は、1つ以上の撮像対象物または組織に衝突する照明波面の方向の変化を指す。「反射」という用語は、対象物（単数または複数）および/または組織（単数または複数）によって反射される照明源に関わらず、ファイバによって集められる任意の放射として広く理解される。

【 0 0 1 1 】

本出願で使用されるところの「近視野撮像」という用語は、内視鏡ファイバの遠位端での、通常はファイバの先端での（撮像対象物、組織および/またはそれらの周囲の）画像の形成を指す。撮像されたものはその後、通常はファイバを通して検出器に、場合によっては近位光学素子を通して伝達される。「近視野撮像」という用語は、撮像対象物または組織とファイバ先端との間に光学素子を用いない直接撮像を含む様々な種類の光学システム、ならびにレンズなどの光学素子（単数または複数）を通した撮像に関しうる。

【 0 0 1 2 】

本出願で使用されるところの「遠視野撮像」という用語は、内視鏡ファイバの遠位端（例えば内視鏡ファイバの遠位端は光学システムの開口または瞳面にある）での、通常はファイバの先端での撮像対象物、組織および/またはそれらの周囲のフーリエ変換の形成を指す。撮像対象物、組織および/またはそれらの周囲の画像は、内視鏡ファイバの近位端で、通常はファイバの近位先端でまたは直接検出器上に、場合によっては近位光学素子を通して形成されうる。「遠視野撮像」という用語は、様々な種類の光学システムに関しうる。一例では、「遠視野撮像」は、撮像対象物または組織と、ファイバに入る放射をファ

10

20

30

40

50

イバに沿ってファイバの近位端の検出器に送達する遠位ファイバ先端との間に光学素子を使用されないという意味で直接的でありうる。別の例では、「遠視野撮像」は、撮像対象物または組織と遠位ファイバ先端との間に光学要素を配置して、遠位ファイバ先端が少なくともほぼ光学素子のフーリエ面（異なる状況では開口面および瞳面とも呼ばれる）にある状態で、実行されてもよい。

【0013】

ここで具体的に図面を詳しく参照するが、図示された詳細は例示であり、本発明の好ましい実施形態の例示的な説明を目的としたものにすぎず、本発明の原理および構想的態様の最も有用で容易に理解される説明と考えられるものを提供するために提示されることが強調される。この点に関して、本発明の基本的な理解のために必要である以上に詳細に本発明の構造的詳細を示すことは試みられておらず、図面とあわせた説明が、本発明のいくつかの形態が実際にどのように具体化されうるかを当業者に明らかにする。

10

【0014】

本発明の少なくとも1つの実施形態が詳細に説明される前に、本発明は、その応用が以下の説明に記載されるかまたは図面に示される構造の詳細および構成要素の配置に限定されないことが理解されねばならない。本発明は他の実施形態にも応用可能であり、または様々なやり方で実施もしくは実行される。また、本明細書で採用される表現および用語は説明を目的としたものであり、限定とみなされてはならないことが理解されねばならない。

【0015】

内視鏡、マルチコア内視鏡ファイバ、ならびに構成および操作方法が提供される。ファイバは、数百または数千のコアを有することができ、場合によっては作業チャネル（単数または複数）および追加のファイバを組み込む。ファイバは、遠位先端で組織および対象物の画像を捕捉し、解像度、視野、被写界深度、波長範囲などの画像の広範囲の光学特性を向上させるために、様々な光学的構成で使用されうる。内視鏡で遠視野撮像だけでなく近視野撮像が実施されることができ、撮像を最適化するためにそれぞれの光学的特徴を利用することができる。遠位ファイバ先端で光学素子を使用されてもよく、または遠位ファイバ先端はレンズレスであってもよい。以下に開示するように、診断および光治療フィードバックループが実施されることができ、フルカラー画像、深度推定、向上した視野および/または被写界深度、ならびに追加の診断データをもたらすように照明が適合されることができ。

20

30

【0016】

以下では、マルチコア内視鏡ファイバの様々な実施形態が開示される。記載される実施形態は、以下の特質に係るグループでおおまかに非排他的に記載される。ある内視鏡の実施形態は遠視野撮像を実施することができ（以下の図1Aを参照）、例えば内視鏡ファイバの近位端で画像が形成され、その一方である内視鏡の実施形態は近視野撮像を実施することができ（以下の図1Bを参照）、例えば内視鏡ファイバの遠位端で画像が形成される。遠視野および近視野のいずれの実施態様も、撮像対象物もしくは組織と遠位ファイバ先端との間の遠位光学素子を有してもよく（以下の図1C参照）、またはそのような遠位光学素子を用いずに動作してもよい（以下の図1D参照）。4つの組み合わせ（遠位光学素子を用いたまたは用いない遠視野および遠位光学素子を用いたまたは用いない近視野）のそれぞれは、表1に例示されるように異なる特徴、利点および欠点を有し、特定の実施態様のシナリオにしたがって選択されうる。異なる構成タイプの利点を組み合わせるために、組み合わせの変更が応用の合間にまたはリアルタイムで実行されうる。内視鏡は、いくつかの組み合わせを有するように、例えばファイバ面の一部（またはあるファイバモジュール）が遠方の対象物を撮像するために遠位光学系を有し、ファイバ面の別の部分（または他のファイバモジュール）は顕微鏡撮像のために遠位光学系を欠くように設計されうることにさらに留意されたい。

40

【0017】

【表 1】

表 1：様々な実施形態の特性

	遠視野撮像	近視野撮像
遠位ファイバ先端	フーリエ面	画像面
遠位光学系あり	より大きな関心領域	より大きな視野、画像多重化、 より大きなエネルギー効率
	視野内の（中央）領域を損なわずに作業チャネルを含みうるより大きな視野	
遠位光学系なし	波面センシング、光学ズーム	自動焦点および光学ズーム能力
	より簡単な製造およびファイバ管理	

10

【0018】

ある実施形態は、遠位ファイバ先端が光学素子を欠くレンズレスの実施形態を含む。レンズレスの実施形態は、遠視野または近視野撮像のいずれかを実施することができ、コア間の相互干渉を低減しながら、光学的解像度を高め、超解像方法を適用し、波面情報を取得するために構造的特徴を利用する。

20

【0019】

内視鏡の実施形態は、全先端の断面、または様々な構成および用途、追加のファイバの一体化などを特徴とする撮像ファイバ内の作業チャネル（単数または複数）を有することができ、作業チャネルを有する場合には、コアおよび光学素子は、作業チャネルの組み込みに起因する視野の減少を克服するように構成されうる。

【0020】

以下では、ファイバ間の相互干渉の低減、材料損失の克服、様々な方法による向上した解像度の達成、必要な機械的特性の提供、および内視鏡ファイバの撮像性能の最適化などの様々な問題に対する解決策を提供する、ファイバ内の多数のコアの様々な構成が開示される。開示された内視鏡は様々な目的を果たすことができ、例えば腹腔鏡または尿管鏡として設計されうる。一部の実施形態に関連して開示された要素は必ずしもこれらの実施形態に限定されず、他の実施形態の中でも実施されうることに留意されたい。

30

【0021】

図1A～図1Eは、本発明の一部の実施形態による内視鏡構成の高レベル概略図である。提案されるマイクロ内視鏡105は多数のコア（例えば百コア以上、数百コア、数千コア、ある実施形態ではファイバまたはファイバモジュールあたり数万または数十万コアであり、あるファイバ内視鏡では百万以上のコアに達する）から構築され、そのそれぞれが単一または多数の空間自由度の伝達を担い、そこから出力すなわち近位端（患者の体外の端）で高解像度カラー画像が構築されうる。マルチコアファイバ100は、以下に例示されるようにその光学設計に高度の柔軟性があり、これが特定の用途のために、例えば大きな作業チャネルおよび小さな外径を有する尿管鏡のために、または小さな外径で得られる非常に高い解像度を有する腹腔鏡のために利用および適合されうる。

40

【0022】

内視鏡105は、遠視野撮像、近視野撮像、または遠視野撮像と近視野撮像との組み合わせを実行するように構成されうる。撮像モードに関わらず、内視鏡105は、ファイバ100の遠位先端101に1つ以上の光学素子140を有するように、または先端101と撮像組織（単数または複数）または対象物（単数または複数）70との間に光学素子を有しないように構成されうる。ある実施形態は、先端101の取り外し可能もしくは再構

50

成可能な光学素子 140、および / または遠位先端 101 の表面の一部（例えばコアのサブグループ（単数または複数））のみに影響する光学素子 140 を含みうる。

【0023】

ある実施形態は、それぞれが 1 / 4 未満、またはさらには 1 / 9 未満のフィルファクタで分布した少なくとも百のコアを有する一緒にグループ化された複数のファイバ 100 と、少なくとも 1 つのフォトニック照明ファイバと、内視鏡 105 の視野および / または被写界深度をファイバ 100 の先端に面しそれに一致する領域を越えて向上させるように構成されうる（以下の詳細参照）ファイバ 100 の遠位先端の少なくとも 1 つの光学素子とを有する内視鏡 105 を含む。内視鏡 105 は、コアを内部を通して送達される放射に関してグループ単位で取り扱うことによって 3 次元センシングを実施するようにさらに構成されうる（以下の詳細参照）。内視鏡 105 は、コア間のピッチ距離にわたるマイクロスキヤニングによる超解像撮像のためにさらに構成されうる（以下の詳細参照）。内視鏡 105 は、照明源として先端 101 に位置する LED (light emitting diode、発光ダイオード) 光源を含むようにさらに構成されうる。

10

20

30

40

50

【0024】

図 1 A は遠視野撮像を概略的に示し、（組織または対象物 70 から反射された任意の種類の電磁信号を示す）画像 73 が先端 101 およびファイバ 100 を通して送達されて、検出器 91 上に画像 75 をもたらす。先端 101 は、画像 73 のフーリエ変換 74 がファイバ 100 に入るフーリエ面（開口面または瞳面とも呼ばれる）でありうる。本発明の様々な実施形態において、フーリエ面は、ファイバ 100 の遠位または近位だけでなく、ファイバ 100 に沿ってどこに位置してもよく、検出器 91 上の画像 75 に光学的に変換されうることに留意されたい。代替的または補足的に、非限定的な例として、フーリエ画像 74 またはその派生物が検出器 91 で測定され、および / または解像度、視野および焦点深度などの画像パラメータを向上させるために操作されうる。先端 101 に入る放射および検出器 91 に当たる放射をそれぞれ修正または操作するために、ファイバ 100 の遠位または近位に光学素子が導入されうる。

【0025】

図 1 B は近視野撮像を概略的に示し、画像 73 がファイバ先端 101 で画像 75 をもたらす。その後、画像 75 は、場合によっては光学素子を通して、ファイバ 100 を通して検出器 91 に送達される。画像 75 はファイバ 100 内で形成され、必ずしもちょうど先端 101 で形成されなくてもよいことに留意されたい。非限定的な例として、ファイバ 100 を介して送達された画像 75 は検出器 91 で測定され、および / または解像度、視野および焦点深度などの画像パラメータを向上させるために操作されうる。先端 101 に入る放射および検出器 91 に当たる放射をそれぞれ修正または操作するために、ファイバ 100 の遠位または近位に光学素子が導入されうる。

【0026】

図 1 C は、ファイバ 100 の遠位端の撮像組織 70 の近傍に 1 つ以上の光学素子 140 を有する光学的構成を概略的に示す。光学素子（単数または複数）140 は先端 101 に取り付けられてもよく、または先端 101 からやや遠位に離れていてもよい（例えばスペーサによって先端 101 からある距離に保持される）。各光学素子 140 は、それぞれのコアまたはそれぞれのコアのグループと光通信しうる。近位では、照明源 160 によって照明 85 がファイバ 100 に送達され、（例えば遠視野もしくは近視野または中間面の）反射照明が、例えばビームスプリッタ 90 を介して、コアから検出器 91 に向けられる。レンズ 84、94 によって以下にそれぞれ符号化されるように（図 1 D）、照明 85 および反射照明を操作するために近位の光学素子が設定および使用されうる。1 つ以上のプロセッサ 170 が、照明を制御するためおよび / または検出された照明を処理するため、ならびに光学経路内に制御可能素子が存在する場合に照明および画像ビームを制御するために構成されうる。

【0027】

図 1 D は、ファイバ 100 の遠位端の光学素子（単数または複数）を有さず、ファイバ

先端 101 が撮像組織 70 との間で照明を送達および受容するために直接使用されるようになった光学的構成（以下では「レンズレス」構成とも呼ばれる）を概略的に示す。例えばレンズのような光学素子 84 を介して、近位で照明 85 がファイバ 100 へ送達され、反射照明が、別の光学素子 94、例えばレンズを介して検出器 91 に向けられる。1 つ以上のプロセッサ 170 が、照明を制御するためおよび / または検出された照明を処理するため、ならびに光学経路内に制御可能素子が存在する場合に照明および画像ビームを制御するために構成されうる。ある実施形態では、レンズレス構成は、コアのサイズによって決定される内視鏡解像度をもたらしように、「接触モード」で、例えばファイバ先端が検分組織に対して接近した状態で画像を生成するように構成されうる。

【0028】

ある実施形態では、近位光学素子 94（および場合によっては光学素子 84 も）は可変とすることができ、遠視野撮像構成において、特にレンズレス構成において捕捉画像の面および焦点深度を調節するために使用されうる。

【0029】

図 1 E は、本発明の一部の実施形態による内視鏡構成を示す高レベル概略ブロック図である。様々な実施形態が示されるが、これらは独立した実施形態であっても、またはこれらの任意の組み合わせで実施されてもよい。特に、照明源 160 およびプロセッサ 170 の構成の様々な実施形態が提示され、これらを、特に超解像アルゴリズムを用いる際に空間解像度を改善し、ビーム品質を改善し、および / または内視鏡 105 の機能をその医療用途および画像品質に関して向上させるために使用しうる。図 1 E に示される実施形態は、本明細書に記載の内視鏡 105 の任意の実施形態に適用されうる。照明源 160 は、照明 85 を 1 つ以上の専用照明ファイバ 102 を通しておよび / またはマルチコアファイバ 100 を通して送達するように構成されうることに留意されたい。例えば、照明ファイバ（単数または複数）102 は、マルチコアファイバ 100 に関連する、例えばマルチコアファイバ 100 に取り付けられるかまたはマルチコアファイバ 100 のキャビティ内に配置された、場合によってはガラスファイバで作製された、マルチモードファイバ（単数または複数）でありうる。代替的または補足的に、照明ファイバ（単数または複数）102 は、場合によってはマルチコアファイバ 100 との機械的関連がない、マルチコアファイバ 100 に対する任意の他の空間的關係で組織 70 を照射するように配置されうる。ある実施形態では、照明ファイバ（単数または複数）102 の 1 つ以上は、シングルモードファイバでありうる。照明ファイバ（単数または複数）102 とマルチコアファイバ 100 との間の空間的關係は、具体的な使用条件に応じて組織 70 から反射されるおよび / または組織 70 を透過する（照明ファイバ（単数または複数）102 によって照射された）放射をマルチコアファイバ 100 に受け取らせるように構成されうることに留意されたい。

【0030】

一部の実施形態では、照明源 160 は、プロセッサ 170 が超解像結果 172 を改善するためのアルゴリズムを実施することを可能にするように構成されたコヒーレンス変調器 162 を含む。例えば、コヒーレンス変調器 162 は、ランダムな従来技術の変調ではなく Barker コードを使用してコヒーレンスを変調することによってスペckルパターンを低減する照明 85 のコヒーレンス変調を用いるように構成されうる。Barker コードの使用は、Barker コード間の直交性およびそれらの定義の他の特性に起因して所与のスペckルパターンの低減のために必要な変調ステップの数を低減しうるのが有利である。特定の Barker コードがそれらの適用を最適化するために選択されうる。

【0031】

一部の実施形態では、照明源 160 は、以下により詳細に記載される 1 つ以上の波長の組み合わせを使用した診断 174 を提供するように構成された、および / または改善された超解像結果 180 を達成するために特定の波長間（例えば狭帯域赤、緑および青源 62 の間）の比率を変更することによって波長多重化超解像 176 を実施するように構成されたプロセッサ 170 で使用されうる複数の狭帯域波長 62（例えば指定の波長周辺の狭帯

10

20

30

40

50

域スペクトル範囲)を含みうる。

【0032】

一部の実施形態では、照明源160は、1つ以上のフォトリソニック結晶ファイバ(PCF)164を含みうる。1つ以上のPCF164は、PCF164に送達される狭帯域赤、緑および青源62による照明よりも自然の広帯域照明に近い組織の白色照明を提供するために、例えばスーパーコンティニューム効果(非線形効果による広帯域化)を利用して、広帯域白色スペクトル177を専用照明ファイバ(単数または複数)120および/またはマルチコアファイバ100に送達するように構成される。PCF164は1つ以上の狭帯域源62に連結され、スペクトル幅をもたらしするために源(単数または複数)62の波長でゼロ分散点(単数または複数)を有するように設計されうる。源(単数または複数)62の幅スペクトルの組み合わせおよび併合を通じて、いくつかの複数の狭帯域波長62の使用により広帯域白色スペクトル177が提供されうる。改善された白色スペクトル177は、内視鏡105により正確な撮像色を提供するために有利でありうる。

10

【0033】

一部の実施形態では、照明源160は、組織上の照射パターンを分析することによって3Dセンシング178を、および/または時間的に変化する空間的に投影された照明のパターン168のパラメータを利用して時間多重化超解像179を実施することによって改善された超解像結果180を提供するように構成されたプロセッサ170で使用されうる構造化光パターン化照明168を含みうる。

20

【0034】

一部の実施形態では、照明源160は、照明源160内の1つ以上のレーザ源64(場合によっては狭帯域源62)と、照明85を改善するために最適化されたビームプロファイル184を生成するように構成されたマルチコアファイバ100の遠位端の少なくとも1つのビーム整形素子182を含む。例えば、ビームプロファイル184は、空間内の均一な照度分布または矩形の均一なプロファイル(トップハット照度分布)を含みうるが、これらは得られる画像の様々なパラメータに関して従来技術のガウス照度分布に対して有利である。ビーム整形素子182によって照明ビーム85を効率的に整形するために、レーザ源(単数または複数)64のコヒーレンスが用いられうる。一部の実施形態では、少なくとも1つのビーム整形素子182がマルチコアファイバ100の近位端に設定されうる。

30

【0035】

一部の実施形態では、照明源160は、内視鏡105によって指定の治療67を例えば組織に施すように構成された1つ以上のレーザ治療源66を含みうる。例えば、治療67は、以下により詳細に記載されるように、尿管鏡として設計された内視鏡105において腎臓結石に施されうる。

【0036】

図2A~図2Cは、本発明の一部の実施形態による、電磁伝搬領域(単数または複数)110内に多数のコア115を有するファイバ断面の高レベル概略図である。ファイバ(単数または複数)100は、中央または偏心光学コア(110)を含むことができ、および/またはエネルギー送達、吸引、照明、薬物送達などの治療に使用されうる中空、中央または偏心領域(単数または複数)(112)を有することができる。照明手段(専用照明ファイバ(単数または複数)102など)が、マルチコアファイバ100内に様々なやり方で一体化されうる。近視野構成または遠視野構成の選択、ならびに光学素子140が先端の遠位に挿入されるか否かおよびいずれの光学素子140が挿入されるかの選択は、異なる応用間のトレードオフに配慮して実行されうる(例えば表1および以下の他の例を参照)。例えば、内視鏡105を広範囲の性能およびデバイス要件に合わせて最適化するために、製造、用途、光学特性およびアルゴリズムのパラメータに関する配慮が、異なる実施形態で異なってバランスされうる。

40

【0037】

図2Aに示されるファイバ100は、任意の形態の断面、例えば非限定的に図示された

50

正方形、円形、六角形、楕円形などの断面を有しうる。図 2 A は、ファイバ 100 の中実断面を示すが、図 2 B は、以下に開示されるように様々な目的（例えばツールを挿入するかまたは吸引を実行するための作業チャネルとして、追加のファイバを組み込むためなど）で使用されうるファイバ 100 内の空隙 112 を有する中空の内視鏡を示す。ファイバ 100 は、正方形、円形であるかまたは他の任意の形態を有することができ、空隙 112 もファイバ 100 内で任意の形状および任意の位置を有することができ、空隙（単数または複数）112 およびファイバ 100 は任意の寸法（ R_i 、 R_o 、 D 、 W など）を有することができ、空隙は複数であってもよく（例えばファイバ 100 は 2 つ以上の空隙を囲みうる）、すべて内視鏡の要件にしたがって設計される。図 2 C は、以下に説明するようにレンズレス構成において波面をセンシングするように構成されうる「スーパーコア」グループ 116 にコア 115 がグループ化されたマルチコアファイバ 100 を概略的に示す。

【0038】

マルチコアファイバ 100 は、医療用途の場合には生体適合性材料、例えば PMMA（ポリメチルメタクリレート）および PS（ポリスチレン）などのポリマーで作製されてもよく、可撓性であってもよい。ファイバ 100 は、工業用途の場合には非適合性材料で作製されてもよく、可撓性または剛性であってもよい。ファイバ 100 は、10 GPa より小さいヤング率を特徴とする可撓性を有し、使い捨てであるように構成されうる。したがって、ファイバ 100 はガラスファイバ（約 65 GPa のヤング率を有する）よりも可撓性であり得、PMMA の可撓性（1.8 ~ 3.1 GPa の間のヤング率）またはより高い可撓性に達しうる。

【0039】

様々な実施形態は、いずれも以下に非限定的様式で例示されるファイバ材料、コアおよび間隙の構成、コアの数およびサイズ、異なるファイバ部分の材料改質、コア 115 内の伝搬モード数の制御、ファイバ 100 の両側のレンズまたはプリズムなどの光学的手段ならびにそれらの構成、様々なタイプの照明の設計および応用、ならびにアルゴリズム的解法などの手段を用いてガラスファイバに対するポリマーファイバの透明性の低下を補償する。以下の開示は、コア 115 間の相互干渉（例えば隣接するコア 115 内を伝播する放射間の相互作用効果）を制御するやり方、および情報内容を改善し、検出画像の治療関連情報を向上させるやり方も扱う。

【0040】

照明は、コヒーレント光またはインコヒーレント光、任意のスペクトルパターン（広波長範囲または狭波長範囲、連続範囲または離散範囲）、（様々なパターンの）偏光または非偏光光、および可視範囲または赤外範囲の様々な範囲を含みうる。コア間の材料の差異、間隙および外側クラッドは、以下により詳細に説明するように、異なる材料、空気コアまたは空気間隙の使用、任意のファイバ領域の屈折率に影響を与えるためのドーピングを含みうる。以下に提示される任意の実施形態は、矛盾のない限り本明細書に記載される他の任意の実施形態で使用されうることに留意されたい。特に、任意の実施形態に関連して記載される計算方法、光学的方法およびファイバ設計の考慮事項は、他の実施形態にも適用されうる。

【0041】

図 2 D および図 2 E は、本発明の一部の実施形態による、ファイバモジュールをパッキングすることによるファイバ製造の高レベル概略図である。マルチコアファイバ 100 は、ファイバモジュールまたはユニット 117 を使用して製造されうる。各ファイバモジュール 117 はそれ自体がマルチコアファイバであり、場合によっては均一な寸法を有するように構成される。このような実施形態はバンドルファイバと呼ばれ、任意の数のファイバモジュール 117 を任意の構成（例えば 2×2 モジュール、 3×3 モジュールなど）で束ねうる。ファイバモジュール 117 は、正方形、矩形、円形または楕円形のような任意の形態を有することができ、広範囲な形態および構成を有するファイバ 100 にパッキングされうる。コアまたはコアグループとファイバ 100 全体との間の中間の寸法を有するファイバモジュール 117（各モジュール 117 が例えば数十、数百または数千のコアを

有しうる)を導入することにより、ファイバモジュール117からファイバ100を形成する際のより簡単な製造およびより高い柔軟性が可能になる。例えば、図2Dに示されるように、矩形に設けられた正方形のファイバモジュール117から、例えばパッケージサポート118Aとそれぞれの取り付け可能カバー118Bとを使用して、矩形のファイバ100が組み立てられうる。ファイバモジュール117は、ファイバ100に沿ったある領域でパッケージサポート118Aならびにカバー118Bによって単純に機械的に保持されてもよいし、および/またはファイバモジュール117は、少なくともある領域で一緒に接着されるかもしくはその他の方法で取り付けられてもよい。図2Eに示された別の例では、ファイバモジュール117A、117Bが空隙112の周りに設けられうる。ある実施形態では、ファイバモジュール117A、117Bは、それらの観察角度および/またはファイバ先端110で取り付けられる光学素子140が異なるように設けられうる(例えば以下の図4A~図4D参照)。例えば、ファイバユニット117Aは空隙112の前の視野をカバーするように構成されうる(例えば内方に傾斜されるかまたはそれぞれの光学素子を有する)一方で、ファイバユニット117Bは先端101を側方に越えた視野をカバーするように構成されうる(例えば外方に傾斜されるかまたはそれぞれの光学素子を有する)。例えば、非限定的な傾斜角度は内方に5~20°および外方に10~50°でありうる。ファイバモジュール117A、117Bをそれぞれの位置および角度で固定するために、それぞれのパッキングまたは取り付け構成が適用されうる。ある実施形態では、ファイバの遠位端でファイバモジュール117A、117Bが環状に設けられうる一方で、ファイバの近位端ではファイバモジュール117A、117Bが分離され、例えば単一の矩形の検出器の面をカバーするように矩形形態に、異なって設け直されうる。このように、製造および用途の柔軟性が達成され、これによりファイバ100の両端でのファイバモジュールの空間分布の独立した最適化が可能になり、近位端での検出および処理だけでなく遠位端での光センシングも向上する。

10

20

30

40

50

【0042】

図3A~図3Cは、本発明の一部の実施形態による、作業チャネル112と治療または照明ファイバ102のためのチャネル位置120とを有するファイバ100の高レベル概略断面図である。ファイバ100内の空隙112として描かれた作業チャネル112は、電磁伝搬マルチコアファイバ領域110により取り囲まれる。治療および/または照明ファイバ(単数または複数)102が、1つのファイバを使用した組み合わせられた撮像および治療、治療の即時画像フィードバックなどを可能にするやり方で内視鏡のファイバ100に一体化されうる。このような組み合わせは、例えば尿道鏡または他の任意のタイプの内視鏡として使用されうる。ある実施形態では、作業チャネル112の近くのチャネル120への追加のファイバの配置は、作業チャネル112を通して流れる液体によってファイバ(例えば治療ファイバ)を冷却するように構成されうる。

【0043】

図示の例では、治療または照明ファイバ102が、例えば作業チャネル112と流体連通するマルチコア撮像領域110の内壁の、例えば空隙112の外周上の(図3A、チャネル直径は例えば約250μm)、ファイバ100の周囲と流体連通するマルチコア撮像領域110の外壁の、例えばファイバ100の外周上の(図3B、チャネル直径は例えば約250μm)、マルチコア撮像領域110内の(図3C、チャネル直径は例えば約200μm)、またはこれらの可能性の組み合わせの、示された位置120(例えば溝またはチャネル)で挿入されうる。治療または照明ファイバ102の一体化は、ファイバ100の製造前、製造中、または製造後に実行されうる。ある実施形態では、ポリマーファイバ100を抜いた後にガラス治療または照明ファイバ102が溝120に挿入されうる。

【0044】

ある実施形態では、治療または照明ファイバは、所望の照明および/または治療を達成するために集合的に、同時にまたは順番に動作するように構成および制御されうる。例えば、治療チャネルは、より細いチャネルおよび各チャネルを通したより低い出力送達を有するように、いくつかの低出力チャネル120に分割されうる。このような構成は内視鏡

の機械的柔軟性を増加させることを可能にするが、これは例えば尿道鏡の分野において、非常に重要である。さらに、外部照明ファイバまたは治療ファイバを挿入するための中空チャンネル 120 の使用は、自己整列を呈するデバイス構成を提供する。

【0045】

図 3 D は、本発明の一部の実施形態による、レンズ 119 が組み立てられたファイバ 100 の高レベル概略図である。特徴を均一なファイバに組み込むよりも簡単な様式でファイバ 100 に組み込むために、ファイバモジュール 117 の一部を改変するためにファイバ 100 のモジュール式構造（例えば図 2 D、図 2 E 参照）が使用されうる。ファイバモジュール 117 D は、内視鏡の形態および機能に関して多様な断面編成を形成するために、モジュール式のビルディングブロックスタイルの様式で構成されうる。ある実施形態の図示の例では、2つの隣接していないファイバモジュール 117 D が導体（例えば金属）で被覆されうる一方で、残りのファイバモジュール 117 C は被覆なし（かつ絶縁する）とすることができる。このような構成は、ファイバ先端 101 に電気を送達するために使用されうる。例えば、電磁信号または電磁放射が、ファイバモジュール 117 D を介して隣接組織または関連するデバイスもしくは構成要素（例えば点検機器または内視鏡器具）に送達されうる。図示の例では、身体に入ったときの曇りを防止するために遠位レンズ 119 を加熱するために、電磁エネルギーが遠位レンズ 119 に送達されうる。ある実施形態では、接点を用いずにレンズ 119 を加熱するために電磁放射を受けるアンテナ構造体（図示せず）がレンズ 119 上に設計されうる。ある実施形態では、ファイバモジュール 117 D の導電性被覆を介してファイバ先端 101 を取り囲む組織または対象物に高周波（RF; radio frequency）治療が施されうる。

【0046】

図 3 E ~ 図 3 F は、本発明の一部の実施形態による、曇り除去機構 121 およびその効果の追加の高レベル概略図である。図 3 E は、必要に応じて曇りを防止しレンズ 119 の曇りを除去するために被覆 122 を介してレンズ 119 を加熱するように構成された電気回路 123 に接続された導電性被覆 122 によって被覆されたレンズ 119 を示す。図 3 F は、曇りの蓄積による画像劣化を例示し、上の画像（A）は曇りの蓄積開始から短時間で撮影され、下の画像（B）はさらに後で撮影され、矢印でマークされた対象物がほとんど見えない状態である。図 3 G は、曇り除去後の画像を示し、対象物および照明スポットの両方が再び鮮明になっている。内視鏡 105 は高解像度画像を提供しながら非常に細く設計することができ（例えば直径 0.5 mm）、遠位レンズ 119 も非常に薄くすることができることが強調される。本開示の曇り除去機構は、曇りを防止し、重要な従来技術の制限を克服するために、少量の電力を用いてレンズ 119 の温度の有効な制御を提供する。

【0047】

ある実施形態では、内視鏡 105 は、外部光学系（患者の体外の光学系、例えば光学素子 84、94）の焦点距離を内視鏡の遠位先端からの治療組織 70 の作動距離に適切に適合させることによって、遠視野（図 1 A）または近視野（図 1 B）で操作されうる。ファイバ 100 は、遠視野撮像を利用することによって、例えば中央のブロックされた開口を有するように適合された撮像レンズ 94 を使用して、撮像面の中央に作業チャンネル 112 があってもフル画像を送達するように構成されうる。

【0048】

レンズレスのファイバ先端 101 を有する遠視野撮像構成では、得られる画像は、コア 115 の数とは無関係のある数の画素を有することができ、近視野の実施形態に対して画像解像度が向上する。例えば、ある実施形態は、波面または検査組織 70 の 3D トポグラフィをセンシングできる一体型撮像センサを検出器 91 として使用することを含む。このような実施形態では、コア 115 は、シャックハルトマン干渉計または波面センサに類似して少数の可能な空間モードを有するように構成されうる。

【0049】

ある実施形態では、コア 115 は、それぞれが隣接するコア 115 のグループを含む「

スーパーコア」116（図2C参照）にグループ化されうる。各「スーパーコア」116は、各「スーパーコア」116内の個々のコアメンバー115を通して伝播する放射を比較すること（またはライトフィールドセンシング、例えば近距離およびマルチモードで動作する異なるコアでの光の方向を比較すること）によって波面に関する情報を送達する単一の波面センシング素子として取り扱われうる。コア115の「スーパーコア」116へのグループ化は、ファイバ100の面全体にわたって均一であってもよいし、または可変であり、一部のコアグループが他のコアグループより大きくてもよい（例えば図2Cの相対的に大きな中央コアグループを参照）。

【0050】

コア115のグループ化は、例えばファイバ110にわたるコア115の均等（または不均等）な分布に基づいて、撮像性能の選好にしたがって後に変更されうる。このような構成では、深度測定値と解像度との間にトレードオフが存在することに留意されたい。各「スーパーコア」116内のコア115の数が多いほど、より詳細な波面を使用することによって撮像領域の3次元構造についてのより多くの詳細が提供される一方で、グループ116あたりより少数のコア115およびグループ化なしでは、より高い解像度が提供される。したがって、コア115のグループ化は、空間的および時間的に変化する撮像要件にしたがって設計または修正されうる。補足的に、コア115は、各グループ116を波面センサとして実施するために、コア115を通して送達される放射に関してプロセッサ170によってグループ単位で取り扱われうる。コアグループ116へのコア115の割り当ては、例えばプロセッサ170によって動的に実行されうる。加えて、グループ化の考慮事項は、解像度および/または深度測定値を向上させるために提案される技術などの撮像性能に関する他の考慮事項を伴いうる。

【0051】

ある実施形態では、近視野の実施態様は、（マルチモードで動作する）コア間のライトフィールドセンシング、例えば3D撮像をもたらすための放射の指向性成分の測定を含むうる。ライトフィールドセンシングは、コアのグループ化に関してグループ単位で実行されうる。

【0052】

ある実施形態では、内視鏡ファイバ100は、等距離で配置されず不均等に離間された複数のコア115を含むうる（図2Aの概略図を参照）。コア115の不均等な（不規則な）分布（例えば検出器91上の画素の空間分布と一致しない空間分布）は、遠視野条件で作業する際に、開口面（フーリエ面）におけるコア115のサンプリングが均一でなく、したがって開口面でのサンプリングが視野に影響せずまたは画像面において可視的境界を生成しないため、超解像画像を得ることを可能にする。ファイバ100にわたるコア115および間隙の分布は、アルゴリズム技術および光学技術を用いて解像度の向上を最適化するように設計されうる。実際に、コア115間の距離を増加させることにより、マイクロスキニングおよび他の超解像技術の適用からより大きな利益が提供されうる。

【0053】

ある実施形態では、ファイバ先端101の光学設計は、先端の断面内に中央ではなく非対称に配置された（撮像チャネルと同心ではない）作業チャネル112を有するように構成されうる。作業チャネル112の形状は、光学伝達関数（OTF；optical transfer function）をよりよくエンコードするために、（例えば楕円形、細長、多角形など）円形とは異なるように構成されうる。作業チャネルの形状は、超解像画像をもたらすためにOTFの反転および画像後処理を介した画像のアルゴリズム補正を改善するように構成されうる。

【0054】

ある近視野撮像の実施形態では、組織70に対して異なる先端位置で捕捉された画像から、生成画像の各画素ごとに最も高いコントラストを提供しうる最善の焦点位置を選択することによって、レンズレスの実施形態において増加した焦点深度が達成されうる。異なる先端位置で捕捉された複数の画像から、各画素についての最善の焦点が選択されうる。

【 0 0 5 5 】

ある実施形態では、光学素子 1 4 0 が（組織 7 0 に面する）遠位ファイバ先端 1 0 0 で取り付けられるかまたは製造されうる。光学素子 1 4 0 は、遠視野撮像および近視野撮像の両方において撮像を向上させるために使用されうる。例えば、（設計された作業チャンネル空隙 1 1 2 の場合に）視野を制御して先端 1 0 1 の縁部を外方および／または内方に越えて視野を増加させるために、光学素子 1 4 0 が使用されうる。

【 0 0 5 6 】

図 4 A ~ 図 4 D は、本発明の一部の実施形態による、中央空隙を補償する遠位先端 1 0 1 の光学素子 1 4 0 を有する中空内視鏡ファイバ 1 0 0 の高レベル概略図である。先端 1 0 1 でのファイバ 1 0 0 の断面に空隙（単数または複数）1 1 2 を有する実施形態では、コア 1 1 5 に面する領域 7 1 に加えて（または代えて）空隙に面するエリア 7 2 を撮像するための様々な解決策が以下に提示される。例えば組織、特定の解剖学的器官、体液、様々な結石または閉塞物、腫瘍、異物など、任意の種類のターゲット 7 0 が撮像されうることに留意されたい。

【 0 0 5 7 】

ある実施形態では、内視鏡 1 0 5 の照明源 1 6 0 および光学素子の少なくともいくつか（例えば先端光学素子 1 4 0、近位光学素子 8 4、9 4）が、空隙（単数または複数）1 1 2 に面するエリア（例えば空隙に面するエリア 7 2）の少なくとも一部を、先端 1 0 1 に面する残りの領域（例えばコアに面する領域 7 1）とは異なって撮像するように構成されうる。撮像の差異は、偏光、波長、波長範囲、および／または照明のタイミングのいずれかにありうる。非限定的な例を以下に提示する。

【 0 0 5 8 】

複数のコア 1 1 5 を使用してフル画像を生成し、中空領域 1 1 2 内のコアの欠如を克服し、作業チャンネル 1 1 2 の真向かいの組織 7 0（空隙に面するエリア 7 2）の撮像（および照明）を提供しうる。例えば、内視鏡 1 0 5 は、ファイバ 1 0 0 の 90° の視野を提供するように構成されうる。図 4 A は、環状に設けられた光学素子 1 4 0 を有する環状マルチコア領域 1 1 0（内側半径 R_i および外側半径 R_o ）を非限定的な様式で概略的に示す。ファイバ先端 1 0 0 の任意の幾何学的構成、例えばその任意の形態、空隙（単数または複数）1 1 2 の任意の位置および形態のなどに類似の原理が適用されうる。

【 0 0 5 9 】

ある実施形態では、光学素子 1 4 0 は、指定の角度でカットされ、マイクロ内視鏡 1 0 5 の先端 1 0 1 で接着された屈折率分布型（GRIN; gradient index）レンズを含みうる。カットされた GRIN 1 4 0 はそれぞれ、GRIN 1 4 0 の数に各 GRIN 1 4 0 の FOV を乗算したものに等しくなるようにファイバの視野（FOV）を向上させる（または補足的もしくは代替的に、異なる被写界深度からの放射を送達するように GRIN 1 4 0 のいくつかを構成することによって被写界深度を向上させる）ために、異なる方向に面するようにカットおよび配置されうる。GRIN レンズ 1 4 0 の縁部のカットは、視野の異なる所定のセクタからその特定の GRIN へ光をカップリングするプリズムを実現しうる。GRIN レンズの代わりに非球面レンズが光学素子 1 4 0 として使用されてもよい。

【 0 0 6 0 】

図 4 B ~ 図 4 D は、本発明の一部の実施形態による、3つの可能な構成を概略的に示す。大きな円は、コアに面する撮像領域（7 1）の境界であるファイバ先端 1 0 1 の全 FOV の外周を概略的に表す一方で、小さな円は、非限定的な例示の場合において等しいものとみなされる個々の光学素子 1 4 0、1 4 1 の視野を表す。例えば、先端 FOV（領域 7 1 と空隙に面するエリア 7 2）は、それぞれが外周領域 1 4 5 を撮像する等間隔の（図 4 B では 8 個の）光学素子 1 4 0 によってカバーされることができ、追加の光学素子 1 4 1 が中央領域 1 4 6 を撮像するように構成されることができ、したがって、空隙に面するエリア 7 2 は領域 1 4 6 によって中央がカバーされ、その外周は領域 1 4 5 によってカバーされる。別の例では、より多数の（図 4 C では 21 個の）光学素子 1 4 0 が、いくつか

の同心の円形の撮像領域のセットで、図示の例では12の外周領域145、8つの中間領域146および1つの中央領域で先端F O Vをカバーする角度を有するように構成される。別の例では、環状に設けられた光学素子140（図4Dでは25個）が、個々の領域145が部分的に重なり合って先端F O Vをカバーし、場合によってはより広いエリアに広がって先端F O Vを格子状にカバーする角度を有するように構成される。この開示された方法は、要求される視野をもたらすためにファイバ先端の光学素子140を適合させる際の高い柔軟性を提供する。

【0061】

ある実施形態では、光学素子140は、全F O Vからの光を環状レンズに向ける環状プリズムに連結された環状レンズを含みうる。

10

【0062】

ある実施形態では、場合によっては上述の光学素子の輪を用いずに、選択的照明を使用してF O Vの中央が撮像される。照明がF O Vの外周ではなく中央に向けられることができ、付随するアルゴリズムが、（例えばプロセッサ170によって）F O V中央の画像を導出するために検出信号を処理するように構成される。

【0063】

ある実施形態では、検出信号が偏光の差によって空間的にエンコードされ、全F O Vの画像を作成するためにデコードされるように、中央F O V（例えば空隙に面するエリア72）とF O Vの外周（例えばコアに面する領域71）とで異なる偏光を有する照明が使用される（以下のより詳細な説明を参照）。光学素子140は、異なる偏光の照明を異なる幾何学的エリアに向けるために複屈折性でありうる。

20

【0064】

ある実施形態では、空隙112は、中央のコアがF O Vの中央を直接撮像する余地を残して、偏心しているかまたは偏心空隙に分割される。

【0065】

ある実施形態では、コア115は、例えばコア115の位置が体外に配置された検出器91の画素の均一な空間的サンプリングマトリックスと一致しないように、ファイバ100内で不等または不均一に間隔が置かれる。捕捉画像の品質を向上させるために幾何学的超解像アルゴリズムを適用するために、2つの格子間の一致の欠如を利用する（マイクロスキニング技術にある意味で類似する）。

30

【0066】

ある実施形態は、空間的コア構成を介してマイクロスキニングを実施する。例えば、ファイバ100は、低いフィルファクタを有するマルチコア設計を呈する（フィルファクタはコア面積とコア間の距離の二乗との比であり、コア間の距離はピッチと呼ばれる）。例えば、ある範囲の低いフィルファクタ（ $1 / (\text{ピッチ} / \text{コア直径})^2$ ）、例えば $1 / 4 \sim 1 / 16$ の間のフィルファクタをもたらすために、コア直径は $0.4 \sim 2.5 \mu\text{m}$ の範囲であり得、ピッチは $2 \sim 10 \mu\text{m}$ の範囲でありうる。フィルファクタが低いときには（例えば $1 / 4$ 未満、 $1 / 9$ 未満、例えば $1 / 16$ ）、マイクロ内視鏡の先端101の単純な移動（例えば移動振幅は少なくともピッチに等しい、例えば数ミクロン）により、デバイスの幾何学的解像度を大幅に増加させるためのマイクロスキニングの構想の実施が可能になる。（大きなフィルファクタでの撮像の場合には、サンプリング画素/コア自体の点広がり関数（PSF；point spread function）が空間的ローパスとして得られる解像度を制限するため、マイクロスキニング手順によって画像の幾何学的解像度を増加させることはできず、むしろ画像のオーバーサンプリングが行われるだけであることに留意されたい。）ある実施形態では、本開示による空間的スキニング方法と時間的スキニング方法とが組み合わせられ、撮像要件に適合される。

40

【0067】

ある実施形態では、照明チャネル85は、照明スポットの空間的スキニングを実現する時変光学系を有する。空間的照明スキニングは、先端が検査組織に対して近視野にあったとしても先端の中央に配置された作業チャネルによって影響されない大きな視野を

50

有する広視野画像を構築するために使用されうる。

【0068】

実施形態のいずれにおいても、プロセッサ170は、撮像領域からコア115を通して検出器91に送達される放射を画像に処理し、場合によっては検出された放射に対して超解像アルゴリズムを実施するように構成されうる。

【0069】

ある実施形態では、検査組織70は、照明源160としての（例えばレーザー源64としての）波長可変レーザーによって照射されうる。各画像が異なる波長に対応する組織70の空間画像のセットが捕捉されうる。結果として得られるハイパースペクトル画像は、撮像を向上させるために特定の種類の組織（例えば癌性組織）の識別に使用されうる。したがって、ファイバ内視鏡105は、特定の目的に使用され、必ずしも撮像照明に使用されない（ヘモグロビン酸化を測定するために使用される赤外線波長など、指定の診断波長範囲内の）様々な波長を使用して実行される診断の可能性を提供しうる。例えば、プロセッサ170によって1つ以上の波長の組み合わせ174を用いて診断を提供するために、複数の狭帯域波長62が使用されうる。このような組み合わせは、固定スペクトル範囲を有する源および/または照明85のスペクトル組成を時間的に変化させるために調節可能な源（単数または複数）を使用することによって達成されうる。波長の組み合わせ174によって達成されうる診断の例には、例えば様々な非常に特定の波長での反射率を測定することによる、生検（除去された組織の診断）および*in situ*での生体組織の特徴付けを含む。非限定的な例には、HbO₂およびHbの異なるスペクトル吸収曲線を利用して、例えば2つの異なる波長（範囲）62としての600~750nm（例えば660nm）および850~1000nm（例えば910nm）の波長での吸収比を測定することによって抽出されうるパルスオキシメトリを含む。

10

20

【0070】

波長および波長帯域の選択は、手順の間に手動でまたは自動で、例えば空間的または時間的パラメータ、遭遇部位および組織などに関して手順の様々な段階および様々な撮像要件に適合するように変更されうる。一例では、導出される情報を向上させるために、単一の波長帯域が個別に照射および分析されうる。より詳細な空間情報をもたらすために、所与の波長帯域が様々な方向からターゲットを照射するために使用されうる。

【0071】

ある実施形態では、大きな腎臓結石を吸い出し、吸引によって内視鏡の先端101に結石を付着させるために、尿管鏡として構成された内視鏡105の作業チャンネル112が使用されうる。次に、医学的治療の間に吸引が結石を安定させて動き回るのを防ぐ間に、結石を砕くために治療レーザー（場合によってはファイバ100に組み込まれる、図3A~図3C参照）が使用されうる。作業チャンネル112を通して吸引が加えられてもよく、吸引および治療の効率に関するフィードバックを提供するために撮像が用いられうる。例えば、集中治療によって吸引が克服され、付着した結石が解放される傾向がありうる。ファイバ先端101からの結石の離脱の発生を検出するため、ならびに、吸引および/または印加エネルギーを調節するためにそれぞれ撮像が用いられうる。これに関連して、上述のようにエネルギーの印加をいくつかのファイバに分割することにより、結石のいずれの一点でもより低いエネルギー集中を用いた結石のより均一な治療が提供されうる。吸引からの結石の離脱を回避するために、エネルギー源のそれぞれでエネルギー印加強度が調整されうる。

30

40

【0072】

ある実施形態では、画像中の各画素ごとに最も鮮鋭な可能な画像を製造するために有効に先端101でのレンズ140の焦点距離が変更され、焦点スキャンが実現されうるように、液体を注入し、ファイバ100の光学的条件をわずかに変更するために尿管鏡の作業チャンネル112が使用されうる。

【0073】

内視鏡105は任意の種類の内視鏡として構成されることができ、任意の種類の身体結

50

石または他の閉塞物を、例えばレーザ治療源 6 6 によって処置するために使用されることができる。

【 0 0 7 4 】

図 5 A ~ 図 5 C は、本発明の一部の実施形態による、光学素子 1 4 0 の高レベル概略図である。ある実施形態では、ファイバ 1 0 0 (図 5 A) の端に、マイクロ内視鏡の先端 1 0 1 の撮像レンズ (単数または複数) 1 4 0 (例えば G R I N レンズ、非球面レンズ) に加えて、偏光光学素子 1 5 0 (例えばグラントムソンプリズム) が実施されうる。偏光光学素子 1 5 0 は、偏光多重化によって F O V を光学素子 (単数または複数) 1 4 0 の限界を越えて増加させるように構成されうる。異なる視野 1 3 0 A、1 3 0 B が偏光エンコードされ、内視鏡ファイバ 1 0 0 に折り込まれ、(例えば検出器 9 1、9 2 に到達する前に偏光ビームスプリッタ (P B S ; p o l a r i z e d b e a m s p l i t t e r) 9 3 を使用して) 出力で分離されうる。偏光エンコーディングは、(例えば間が 4 5 ° の) 異なる直線偏光方向、円偏光などを用いて実行されうる。ファイバ 1 0 0 および光学系の構成に応じて撮像エリアを横方向または中央のいずれかに増加させるために (上記参照)、偏光多重化が用いられうる。偏光多重化は視野の時間的スキャンと組み合わせられうる。視野の拡大に代わってまたは加えて 3 次元深度撮像を向上させるために偏光多重化が用いられうる。両方の偏光タイプが検出される領域で追加の情報を提供するために、検出器 9 1、9 2 の信号に様々な処理アルゴリズムが適用されうる。偏光多重化のための照明源 1 6 0 は、非偏光である (偏光成分の分離が光学的に実行される) か、または偏光され両成分を有しうる。

10

20

【 0 0 7 5 】

図 5 B および図 5 C は、ファイバ先端 1 0 1 の光学素子 1 4 0、1 5 0、すなわち角度偏向素子 1 5 0 (例えばプリズム) および撮像光学素子 1 4 0 (図 5 B)、ならびにファセット G R I N レンズ 1 4 0 を用いた組み合わせ構成 (図 5 C) の実施形態を概略的に示す。

【 0 0 7 6 】

ある実施形態では、光学的三角測量、例えば先端 1 0 1 および組織領域からの距離測定を可能にするために、F O V のある部分が異なる光学素子 1 4 0 (およびそれぞれのコア 1 1 5) によって撮像されうる。このような実施形態は、F O V を深度情報とトレードオフすることを可能にし、したがって撮像リソース (例えば F O V - 視野、D O F - 被写界深度) を状況による必要性に応じて動的に割り当てる。ある実施形態では、偏光の使用により (上に説明したように) F O V が広げられるのに代わってまたは加えて深度情報が向上するように、同じ領域を撮像する異なる光学素子 1 4 0 によって異なる偏光が用いられうる。操作中にファイバ 1 0 0 の光学性能を変更するために、偏光の動的変動が用いられうる。ある実施形態では、(例えば上に説明した波長可変レーザを使用した) 波長多重化の使用により (上に説明したように) F O V が広げられるのに代わってまたは加えて深度情報が向上するように、同じ領域を撮像する異なる光学素子 1 4 0 によって異なる波長が使用されうる。

30

【 0 0 7 7 】

操作中にファイバ 1 0 0 の光学性能を変更するために、色割り当ての動的変化が用いられうる。例えば、様々な波長を有する (例えば複数の狭帯域波長 6 2 を有する) 複数のレーザ源、例えばうち 3 つがカラー撮像をもたらすために使用され、第 4 チャンネルが三角測量を介して画像深度情報を導出するために使用される 4 つのチャンネルが、照明源 1 6 0 として使用されうる。ある実施形態では、三角測量計算を促進または単純化するために、第 4 チャンネルに使用される波長は他の 3 つのチャンネルのうちの 1 つに使用される波長と同一でありうる。

40

【 0 0 7 8 】

ある実施形態では、内視鏡 1 0 5 は、追加の被写界深度または視野の情報を提供するように選択される少なくとも 1 つの撮像されない波長範囲を使用するように構成されうる。ある実施形態では、組織領域の立体視を可能にするために、組織領域を様々な方向から撮

50

像するために偏光、波長または空間多重化が用いられうる。プロセッサ 170 は、ステレオ撮像を導出および提供するように構成されうる。

【0079】

さらに、照明 85 は、上で開示したように、その白色光スペクトル 177 およびビームプロファイル 184 などの様々な点で品質が改善されうる。

【0080】

ある実施形態では、内視鏡 105 は、2 つ以上のレベルの解像度を提供し、視野情報と被写界深度情報とのバランスをとることを可能にし、または本明細書に開示された照明および / もしくは画像処理手順を適合させることによって任意の他の画像パラメータ間のバランスをとることを可能にするように構成されうる。

10

【0081】

図 6 A および図 6 B は、本発明の一部の実施形態による、コアの構成が異なるファイバ断面の高レベル概略図である。図 6 C は、本発明の一部の実施形態による、フルコアファイバおよび中空コアファイバの比較実験結果を示した図である。

【0082】

コアの構成（寸法、材料、間隙）は、コア 115 間の相互干渉を低減し、そのバンディングによってより影響されにくくするように設計されうる。例えば、相互干渉低減は、製作プロセスにおいて、コア間に物理的障壁を生成することによって、または相互干渉防止層（単数または複数）を使用することによって達成されうる。コアの間隔は、隣接するコア 115 間の相互干渉を指定の閾値未満に低減するように選択されうる。例えば、相互干渉は、コアを離間させることによって（例えばコア間が少なくとも $4\ \mu$ ）、およびコアとクラッドとの間の屈折率差を増加させることによって低減されうる。コアは、空気孔または（例えばナノ粒子が組み込まれた）ドーブポリマー材料などの構造体によって離間されうる。コア 115 は、中空であっても、ポリマー材料で作製されても、および / もしくは屈折率を制御するためにナノ粒子を含んでもよい。ある実施形態では、外部孔アレイを有するハードウェアを置くことによってコントラストが向上されうる。ある実施形態では、ファイバ 100 の出力と撮像システムとの間に光学素子（例えば光学素子 94）が追加され、クラッド 113 から来る出力をブロックし、したがって光学コア 115 から出る情報だけを伝達するように構成されうる。光学素子は、コアからのすべての情報のみを検出器 91 に伝播させるために、すべてのコア位置について 1 の値およびすべてのクラッド位置について 0 の値を有する強度マスクを含みうる。

20

30

【0083】

ある実施形態では、コア 115 とクラッド 113 との間の屈折率の差が十分に大きくなるように設計されてもよく、および / もしくは異なるコア 115 内を伝播する放射間の相互作用を低減するために中間素子 111 が導入されてもよい。コア 115 および / もしくはクラッド 113 および / もしくは素子 111 は、ナノ粒子が組み込まれたポリマーを含みうる。特定の波長でのナノ粒子のプラズモン共鳴に起因して、ドーブ材料について有効な増加した屈折率が得られる。照明源 160（例えば 3 つまたは 4 つのカラーレーザ 62 および / もしくは 64）の波長帯域に近くなるように（例えば数 nm 以内、例えば最大 $\pm 5\ \text{nm}$ ）特定の波長が選択されうる。プラズモン共鳴および照明レーザの帯域幅のいずれも狭いため、これらは照明波長でナノ粒子によって有効に増加された屈折率をもたらすように整合されうることに留意されたい。

40

【0084】

ある実施形態では、それを通して光結合が得られない中空コアが、コア 115 の間の中間素子 111 として織り交ぜられうる（図 6 A 参照）。光結合中実コア 115 とそれらの周囲の媒体 113 との間の有効屈折率差を低減するために、中空コア 111 が使用されうる。

【0085】

ある実施形態では、コア 115 は中空であり（図 6 B）、ドーブまたはノンドーブ固体ポリマーによって隔離されうる。中空コア 115（空気孔）は材料損失を非常に大きく低

50

減することが示されたため（図 6 C）、ガラスファイバと比較して比較的大きな損失を特徴とするポリマーファイバ 100 を使用するとき特に有利である。ポリマーファイバの主な利点はそれらの可撓性であり、ある内視鏡用途（例えば上に提示したような腎臓結石の治療）で必要とされる強い曲げを可能にする。

【0086】

（クラッド 113 および存在する場合には中間素子 111 のための）ファイバ材料およびドーピングは、ファイバ 100 の必要な屈折率および機械的性質にしたがって選択されることができ、場合によっては屈折率に影響を与えるためにナノ粒子をドーピングした、様々な種類の生体適合性（または例えば非医療用途では生体適合性でない）ポリマーを含むことができる。コアを通した放射伝達を最適化するために屈折率の変化を最適化するために、照明波長範囲とナノ粒子の種類のいずれか一方または両方が選択されうる。実施形態のいずれにおいても、コア直径 D_1 、中間素子の直径 D_2 、およびコア間の距離 L は、指定の光学性能パラメータを達成するように構成されうる。

【0087】

図 7 は、本発明の一部の実施形態による方法 200 を示した高レベル概略フローチャートである。データ処理段階および制御段階はそれぞれのプロセッサによって実施されることができ、アルゴリズムはコンピュータ使用可能プログラムコードが有形に具現化されたコンピュータ使用可能媒体を含むそれぞれのコンピュータプログラム製品（単数または複数）によって実施されることができ、コンピュータ使用可能プログラムコードは、それぞれの段階の少なくとも一部を実行するように構成される。

【0088】

方法 200 は、例えば外部検出器のためにファイバに沿って反射照明を送達するように構成されたマルチコア撮像領域またはマルチコア先端を有する、少なくとも数百のコアを備えたファイバから内視鏡を構成するステップ（段階 210）を含む。方法 200 は、近視野撮像（ファイバ先端でのターゲット撮像）を実施するステップ（段階 212）および/または遠視野撮像（ファイバ先端のフーリエ面）を実施するステップ（段階 214）を含みうる。

【0089】

ある実施形態では、方法 200 は、それぞれが $1/4$ 未満、またはさらには $1/9$ 未満のフィルファクタで分布した少なくとも百のコアを有する一緒にグループ化された複数のファイバと、少なくとも 1 つのフォトリック照明ファイバとから内視鏡を構成するステップと、コアを内部を通して送達される放射に関してグループ単位で取り扱うことによって 3 次元センシングを実施するステップと、コア間のピッチ距離にわたるマイクロスキニングによる超解像撮像を実施するステップと、内視鏡の視野および/または被写界深度をファイバの先端に面しそれと一致する領域を越えて向上させるようにファイバの遠位先端の少なくとも 1 つの光学素子を構成するステップとを含みうる。

【0090】

方法 200 は、損失および/またはコア間の相互干渉を低減するために、以下の段階、クラッド内に照明（および撮像）波長に近いプラズモン共鳴を有するナノ粒子を組み込むステップ（段階 220）と、コアと例えば 0.1 異なる屈折率を有する（場合によってはナノ粒子を組み込んだ）中間素子によってコアを離間するステップ（段階 230）と、空孔によってコアを離間するステップ（段階 235）と、コアを空孔として構成するステップ（段階 240）とのうちの少なくとも 1 つを含むことができ、隣接するコアを離間することによって隣接するコア間の相互干渉を低減するステップ（段階 245）を含むことができる。

【0091】

ある実施形態では、方法 200 は、治療、吸引および/または照明のための作業チャネル（単数または複数）としてファイバ内に 1 つ以上の空隙を組み込むステップをさらに含みうる（段階 250）。

【0092】

ある実施形態では、方法 200 は、治療および / または照明を集合的に動作する複数のファイバに分割するステップ (段階 260)、および / またはファイバまたは空隙 (単数または複数) の外周で追加のファイバを組み込むステップ (段階 265) をさらに含む。方法 200 は、作業チャネルを通して組み込まれたファイバを冷却するステップ (段階 267) を含む。ある実施形態では、方法 200 は、治療中に光入力を用いて治療および / または吸引を光学的または自動的に制御するステップ (段階 270)、ならびに内視鏡によって身体結石を、例えば尿管鏡構成で腎臓結石を治療するステップ (段階 275) をさらに含む。

【0093】

方法 200 は、遠位光学素子なしでレンズレスの構成を使用するステップ (段階 277)、ならびに / または、例えばファイバ先端に光学素子 (単数または複数) を取り付けるかまたは製造すること (段階 280) によって、視野、被写界深度を制御し、画像多重化を実施しおよび / もしくは撮像パラメータを決定するために遠位光学素子を使用するステップ (段階 282) をさらに含む。方法 200 は、内視鏡の視野および / または被写界深度をファイバの先端に面しそれと一致する領域を越えて向上させるステップ (段階 285) を含む。方法 200 は、例えばブロックされた開口を有するレンズを使用して (段階 292)、空隙に面するエリアを撮像するように光学素子を構成するステップ (段階 290) と、コアと光通信する複数のプリズムを使用するステップ (段階 295) および空隙に面するエリアを撮像するようにプリズムを構成するステップ (段階 300)、例えば各プリズムを 1 つ以上のコアに関連させるステップ (段階 305) と、前者では偏光多重化のために複屈折光学素子を使用して (段階 315)、異なる偏光、波長、波長範囲および / または照明のタイミングを用いて空隙に面するエリアを撮像するステップ (段階 310) と、を含む。

【0094】

ある実施形態では、方法 200 は、解像度、視野および / または被写界深度を向上させるために (検出された放射に対して) 超解像アルゴリズムを実施するステップ (段階 320) をさらに含む。

【0095】

ある実施形態では、方法 200 は、コヒーレンス変調を最適化するために Barker コードを使用することによってスペックルパターンを低減するステップ (段階 317) をさらに含む。方法 200 は、構造化光照明および処理を用いて 3D データを導出するステップ (段階 319) と、例えば時間多重化超解像コンセプトにおいて行われるように、場合によってはパターン化照明を使用して超解像処理を向上させるステップ (段階 322) とをさらに含む。方法 200 は、遠位先端で照明をビーム整形するステップ (段階 324) をさらに含む。

【0096】

ある実施形態では、方法 200 は、コアを (検出器画素の整列に対して) 不規則に先端断面に分布させるステップ (段階 332)、コアを小さなフィルファクタで分布させるステップ (段階 334)、および先端に面する領域のマイクロスキニングを実施するステップ (段階 336) のいずれかをさらに含む。ある実施形態では、方法 200 は、例えば異なる先端位置で捕捉された複数の画像から各画素について最善の焦点を選択し、選択された最善の焦点での画素から向上した画像を構成することによって、異なる先端位置にわたって画素焦点を最適化することによって画像を向上させるステップ (段階 338) を含む。

【0097】

ある実施形態では、方法 200 は、各グループによる波面センシングを実施するために、場合によってはコアのグループへの動的割り当てを用いて、コアをグループ単位で取り扱うステップ (段階 340) を含む。方法 200 は、例えば近視野およびマルチモードで動作する異なるコアでの光の方向を比較するなど、ライトフィールドセンシングを実施するステップを含む。

10

20

30

40

50

【0098】

ある実施形態では、方法200は、追加の視野および/または被写界深度情報を提供するために撮像されない波長を使用するステップ(段階350)をさらに含む。方法200は、場合によっては撮像されない、診断波長範囲を使用して診断データを収集するステップ(段階360)を含む。実施形態のいずれにおいても、方法200は、内視鏡を腹腔鏡または尿管鏡として構成するステップ(段階370)を含む。

【0099】

ある実施形態では、方法200は、複数の狭帯域波長を有するように照明を構成するステップ(段階362)、および場合によっては異なる波長での測定値から診断データ導出するステップ(段階364)、ならびに/または複数の狭帯域源に対する波長多重化を用いて超解像処理を向上させるステップ(段階366)をさらに含む。ある実施形態では、方法200は、スペクトル拡幅をもたらすように選択されたゼロ分散点(単数または複数)を有するPCFを使用して広帯域白色照明を提供するステップ(段階368)をさらに含む。

【0100】

方法200は、標準化されたファイバモジュールからファイバを製造するステップ(段階380)をさらに含む。ある実施形態では、方法200は、ファイバモジュールを所望のファイバ断面形態または構成にパッケージングするステップ(段階382)を含む。方法200は、例えばファイバの遠位先端でのファイバモジュールの周方向配設および近位先端でのファイバモジュールのコンパクト配設を有するように、ファイバに沿ってファイバモジュールの空間的関係を変更するステップ(段階385)を含む。

【0101】

ある実施形態では、方法200は、例えばファイバ先端、ファイバ先端に関連する素子および/またはファイバ先端の周囲を加熱するために、例えば導電性被覆を介して電磁エネルギーをファイバ先端に送達する(段階390)ために、他のファイバモジュールを絶縁体としていくつかのファイバモジュールに導電性被覆を施すステップ(段階387)をさらに含む。方法200は、光学素子の加熱された導電性被覆を介して、必要に応じて少なくとも1つの光学素子の曇りを防止し、曇りを除去するステップをさらに含む。

【0102】

図8A~図8Eは、本発明の一部の実施形態による、バンドルファイバの実験撮像結果の高レベル概略図である。撮像構成は図1Bに概略的に示される。提示された結果は、上述の画像処理アルゴリズムを適用する前の生データを表す。図8A~図8Cは、(一辺が450 μ mでありファイバモジュール当たり約23,000のコアを有する1つのファイバモジュールからそれぞれ受信される4つのサブ画像から明らかであるように)2 $\times$ 2バンドルファイバを使用した3つの異なるターゲットの撮像を示す。ターゲットはそれぞれ、解像度ターゲット、人物(人および人形)ならびにアナトミーモデルである。図8Dは、直径1.8mmで約500,000のコアを有する単一のマルチコアファイバによる撮像を示す。いずれの構成も、現在のファイバによっては得られない非常に高い解像度を達成する。図8Eは、捕捉画像に適用される画像向上アルゴリズムを適用することによって達成される結果を示す。

【0103】

図9A~図9Dは、本発明の一部の実施形態による、内視鏡105の性能の例を提供する画像である。図9Aは、ファイバ100のマルチコア構成の一例を示し、図示の非限定的なケースでは、ファイバ100は、0.45mmの外径を有し、80,000を上回るコアと一体化された照明チャネルとを含む。下の画像は、上の画像でマークされたセクションの拡大図である。図9Bは、指の爪(a)、口(b)、歯(c)および指先(d)の内視鏡105による画像例を示す。これらの画像は、80,000を上回るコアを含む0.45mmの外径のファイバ100を用いて撮影され、上に開示されたように処理された。図9Cおよび図9Dは、処理ステップの例、すなわちアーティファクトおよびコアトレ

ースの除去（図 9 C に示す）ならびに解像度および倍率の改善（結果の品質改善の例が図 9 D に示される）を示す。例えば、開示された画像処理アルゴリズムは、300,000 画素の解像度で図 9 D の鮮明化された画像を提供する。マルチコアファイバ100から得られる画像は安定し、ファイバの曲げによって影響されず、従来技術のマルチモードファイバの性能を上回るのが有利である。非常に細い内視鏡105が、高い操作性および多数の医学的状況への対応と組み合わせて高解像度の医療用撮像を提供するのが有利である。

【0104】

以上の説明において、実施形態は本発明の例または実施態様である。「一実施形態」、「実施形態」、「ある実施形態」または「一部の実施形態」の様々な出現は、必ずしもすべてが同じ実施形態をさすとは限らない。

10

【0105】

本発明の様々な特徴が単一の実施形態に関連して説明されうるが、これらの特徴は別々にまたは任意の適切な組み合わせで提供されてもよい。逆に、本発明は本明細書において明確のために別々の実施形態に関連して説明されうるが、本発明は単一の実施形態で実施されてもよい。

【0106】

本発明のある実施形態は、上に開示された異なる実施形態からの特徴を含むことができ、ある実施形態は、上に開示された他の実施形態からの要素を組み込むことができる。特定の実施形態に関連する本発明の要素の開示は、それらの用途を特定の実施形態のみに限定するものとして解釈されてはならない。

20

【0107】

さらに、本発明は様々なやり方で実行または実践されることができ、本発明は以上の説明で概説したもの以外のある実施形態で実施されうることを理解されたい。

【0108】

本発明は、これらの図または対応する説明に限定されない。例えば、流れは、図示された各ボックスまたは状態を通して、または図示および説明されたのと全く同じ順序で進む必要はない。

【0109】

本明細書で使用される技術的および科学的用語の意味は、別段の定めがない限り、本発明が属する技術分野の当業者によって一般的に理解されるものとする。

30

【0110】

本発明が限られた数の実施形態に関して説明されているが、これらは本発明の範囲に対する限定として解釈されてはならず、むしろ好ましい実施形態のいくつかの例示として解釈されねばならない。他の可能な変形、修正、および応用もまた本発明の範囲内である。したがって、本発明の範囲は、記載されているものによって限定されてはならず、添付の特許請求の範囲およびそれらの法的均等物によって限定されるべきものである。

【図 1 A】

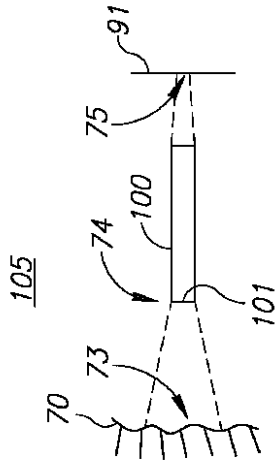


Figure 1A

【図 1 B】

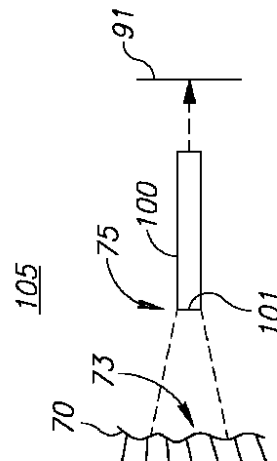
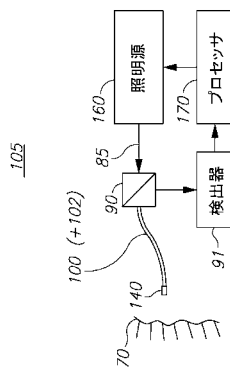
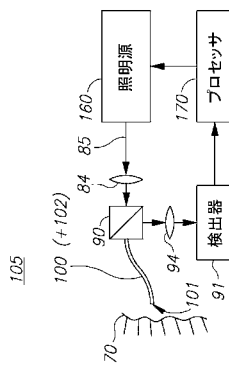


Figure 1B

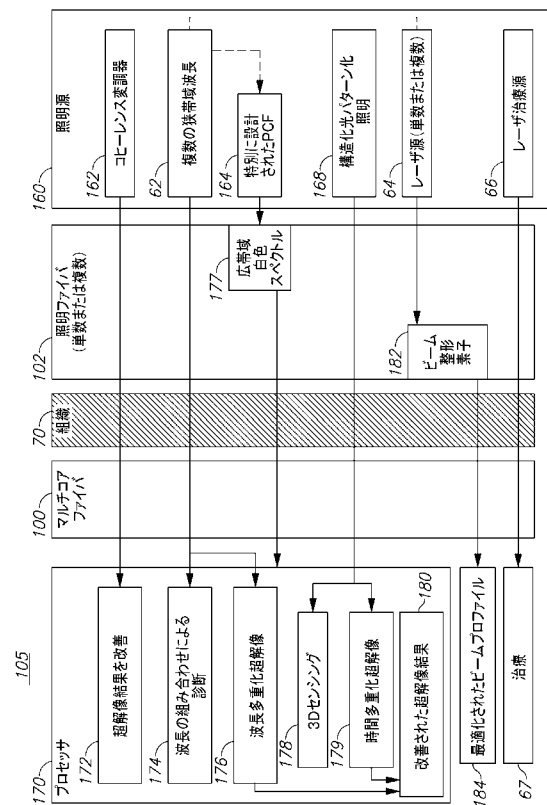
【図 1 C】



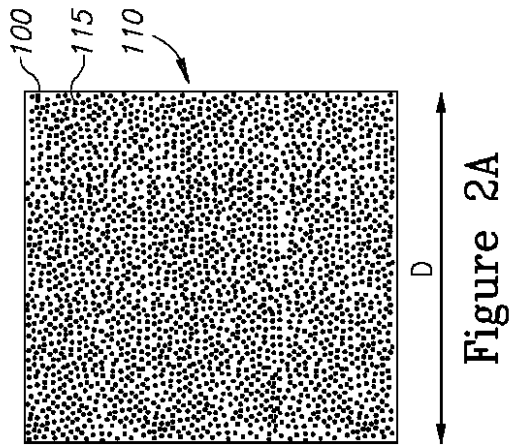
【図 1 D】



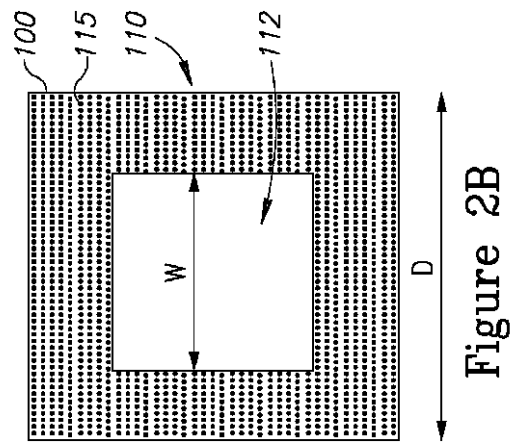
【図 1 E】



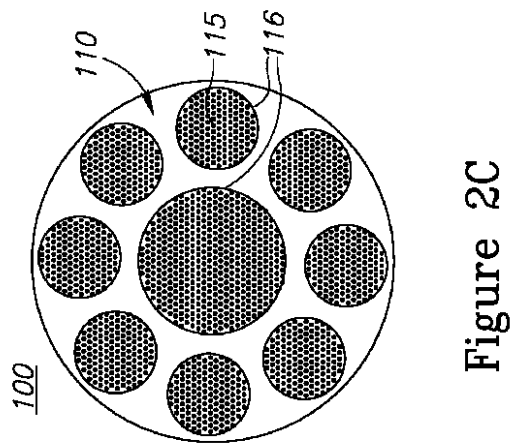
【図 2 A】



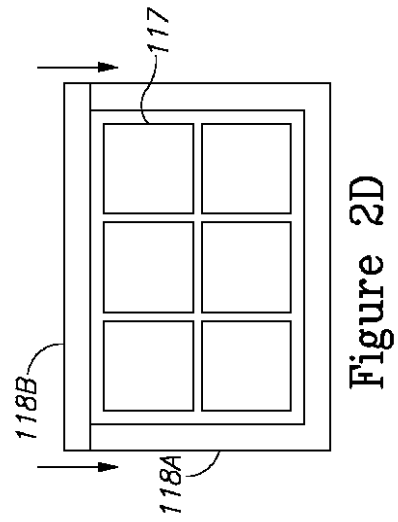
【図 2 B】



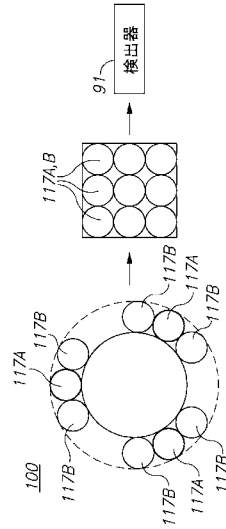
【図 2 C】



【図 2 D】



【図 2 E】



【図 3 A】

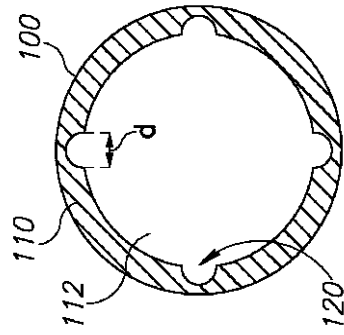


Figure 3A

【図 3 B】

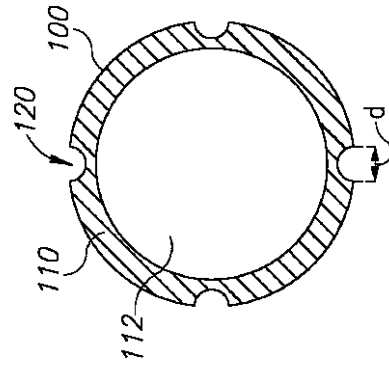


Figure 3B

【図 3 C】

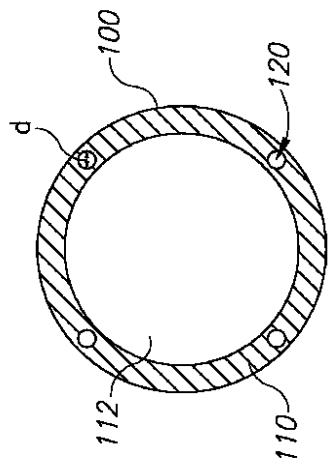


Figure 3C

【図 3 D】

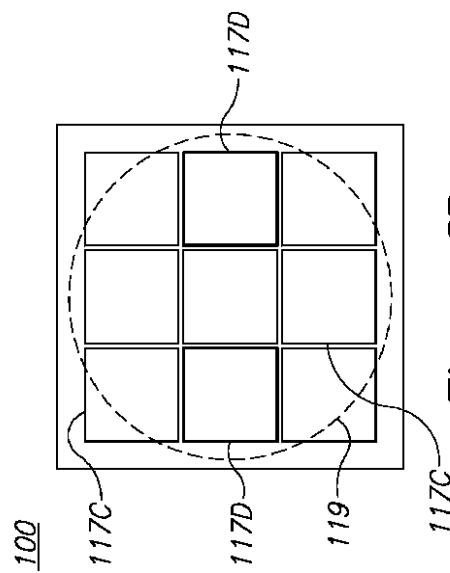


Figure 3D

【図 3 E】

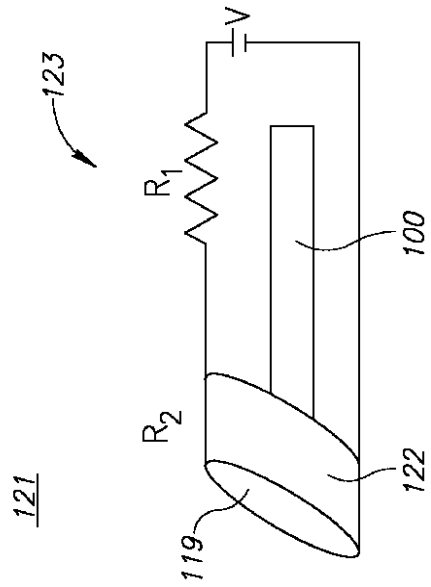
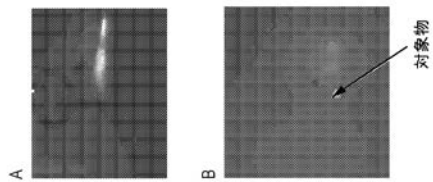


Figure 3E

【図 3 F】



【図 4 A】

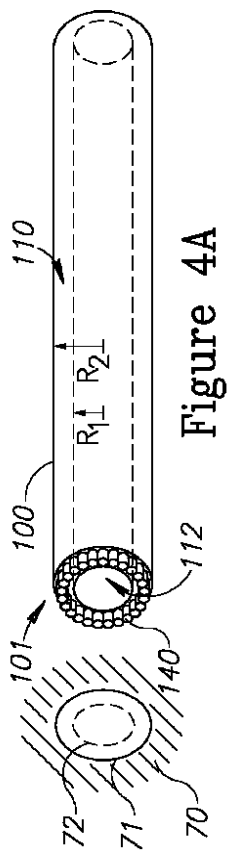
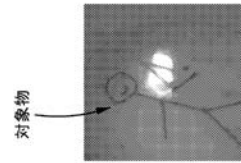


Figure 4A

【図 3 G】



【図 4 B】

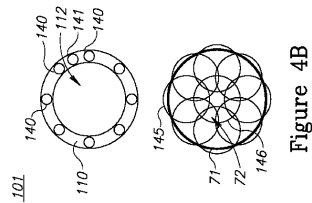


Figure 4B

【図 4 C】

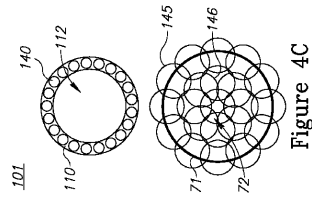


Figure 4C

【図 4 D】

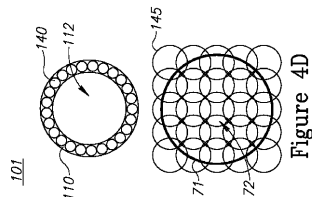


Figure 4D

【図 5 A】

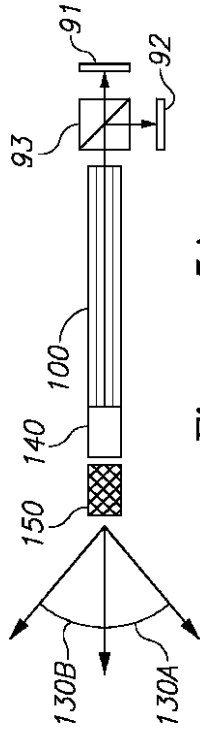


Figure 5A

【図 5 B】

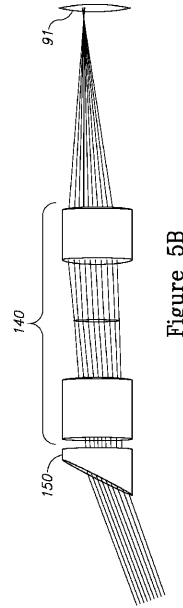


Figure 5B

【図 5 C】

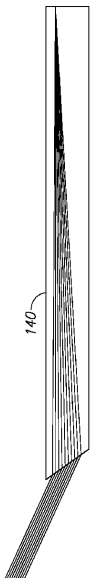


Figure 5C

【図 6 A】

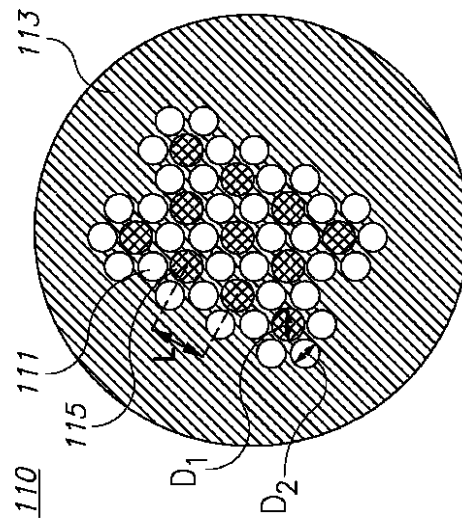


Figure 6A

【 図 6 B 】

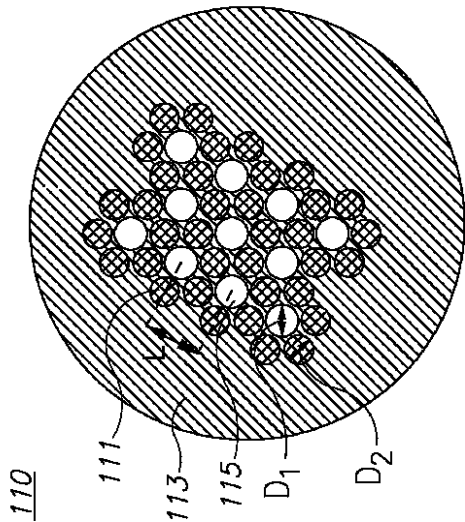
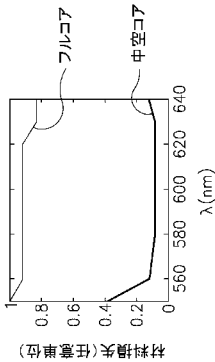
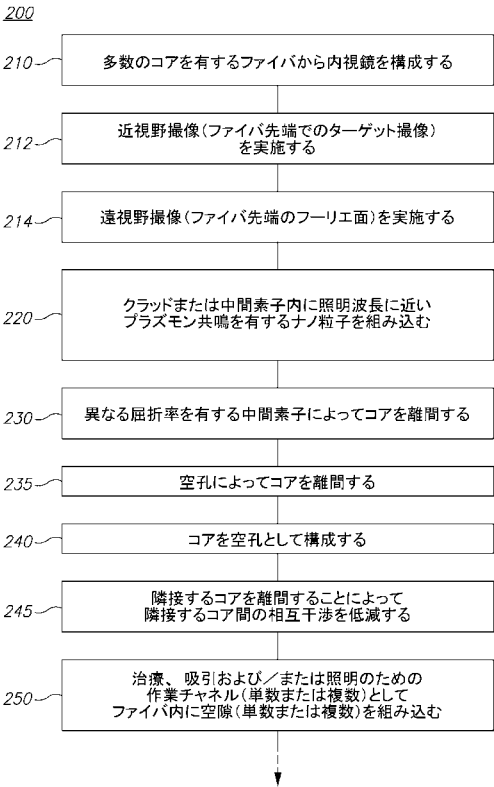


Figure 6B

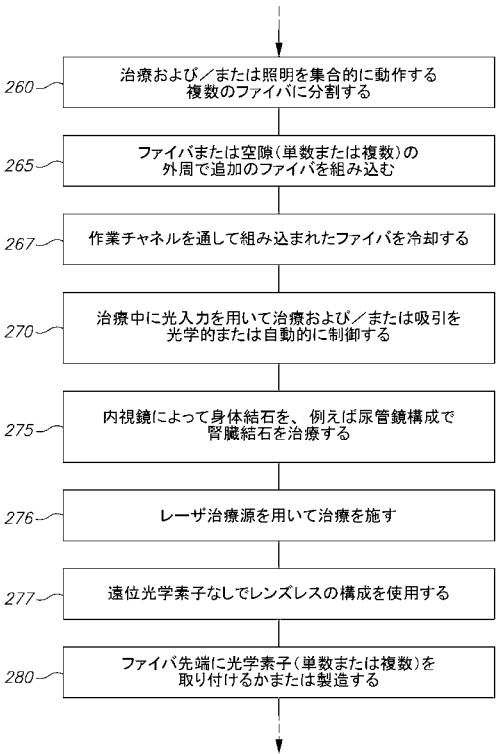
【 図 6 C 】



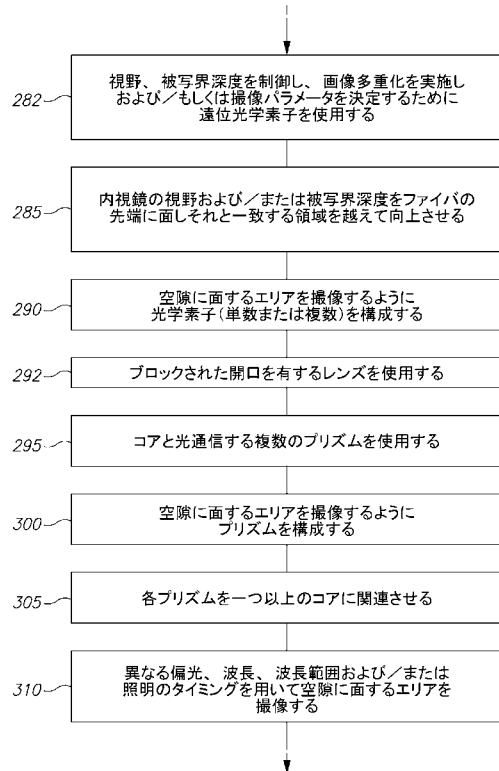
【 図 7 - 1 】



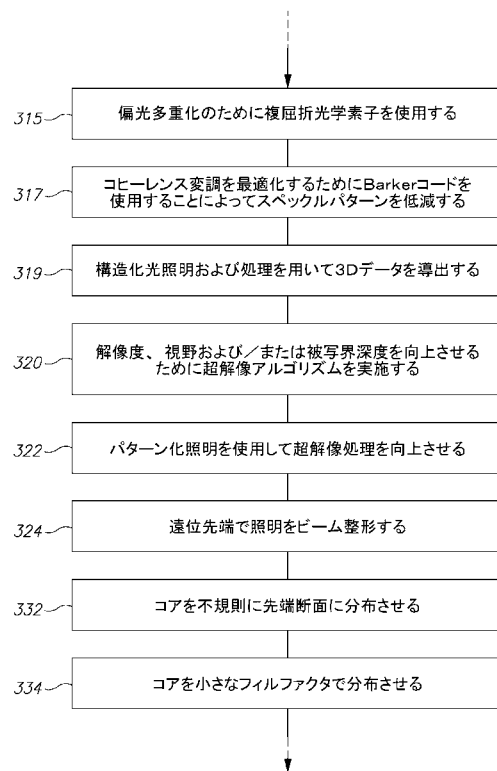
【 図 7 - 2 】



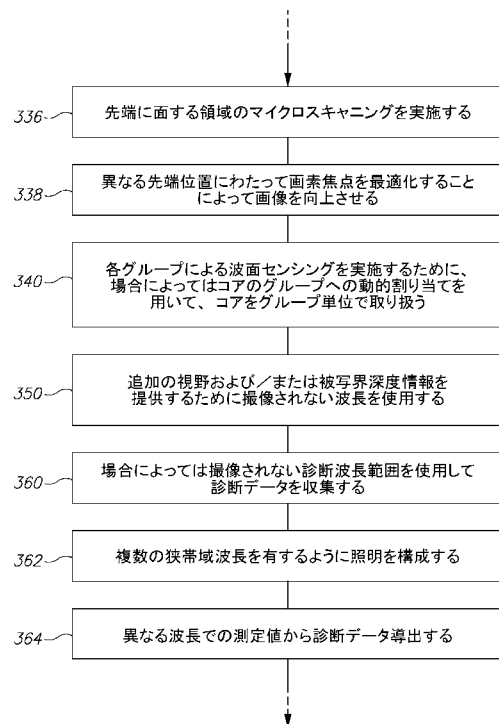
【図 7 - 3】



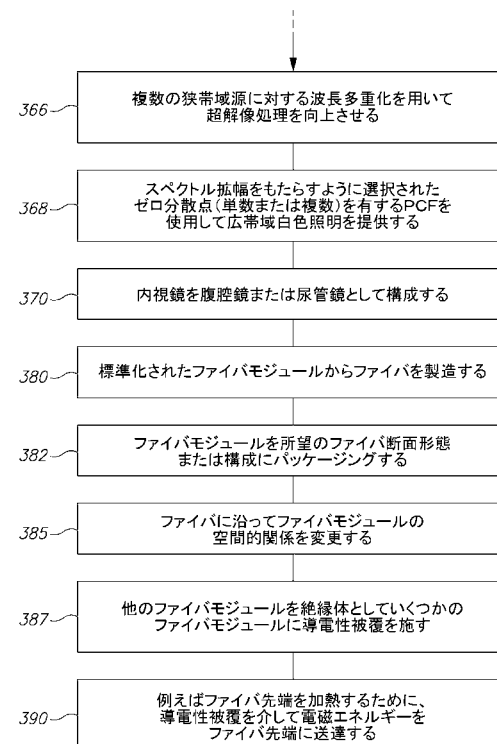
【図 7 - 4】



【図 7 - 5】



【図 7 - 6】



【図 8 A】

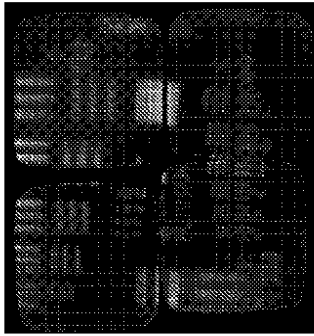


Figure 8A

【図 8 B】

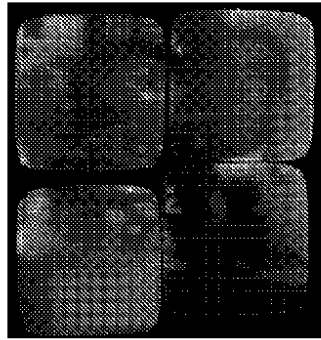


Figure 8B

【図 8 C】



Figure 8C

【図 8 D】

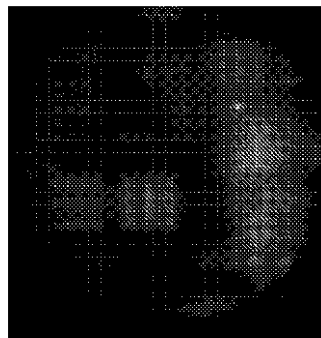


Figure 8D

【図 8 E】

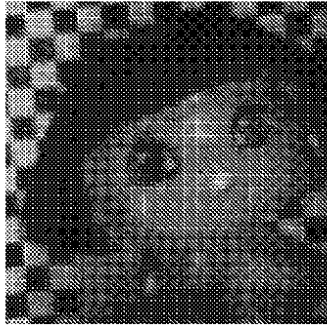


Figure 8E

【図 9 A】

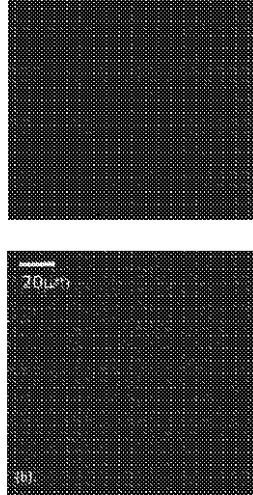


Figure 9A

【図 9 B】

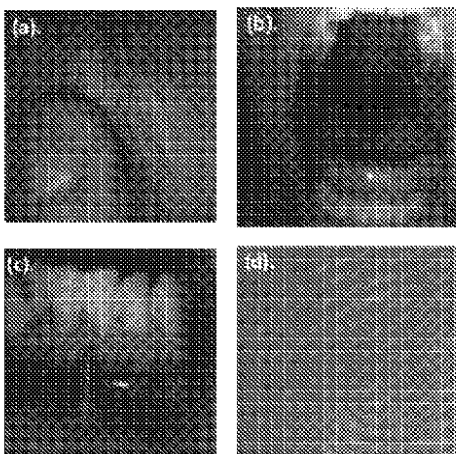


Figure 9B

【図 9 D】



Figure 9D

【図 9 C】

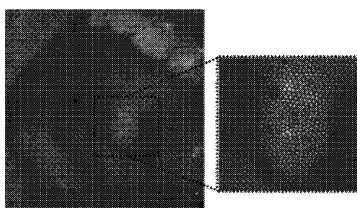


Figure 9C

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL2017/051372																					
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC (2018.01) G02B 23/24, G02B 6/02, A61B 1/00 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) IPC (2018.01) G02B, 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) See extra sheet.																							
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2016/0022119 A1 Shahmoon et al. 28 Jan 2016 (2016/01/28) The entire document.</td> <td>1,3-12,14-22</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>The entire document.</td> <td>2,13</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>Time multiplexing super resolution using a 2D Barker-based array Ilovitsh et al. 15 Jan 2015 (2015/01/15) Abstract, chapters 1.3, 3.1.</td> <td>2,13</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2005/119328 A1 University of Strathclyde 15 Dec 2005 (2005/12/15) The entire document.</td> <td>6,17</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2002/0027708 A1 Lin et al. 07 Mar 2002 (2002/03/07) The entire document.</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 2016/0022119 A1 Shahmoon et al. 28 Jan 2016 (2016/01/28) The entire document.	1,3-12,14-22	Y	The entire document.	2,13	Y	Time multiplexing super resolution using a 2D Barker-based array Ilovitsh et al. 15 Jan 2015 (2015/01/15) Abstract, chapters 1.3, 3.1.	2,13	A	WO 2005/119328 A1 University of Strathclyde 15 Dec 2005 (2005/12/15) The entire document.	6,17	A	US 2002/0027708 A1 Lin et al. 07 Mar 2002 (2002/03/07) The entire document.	1-22			
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																					
X	US 2016/0022119 A1 Shahmoon et al. 28 Jan 2016 (2016/01/28) The entire document.	1,3-12,14-22																					
Y	The entire document.	2,13																					
Y	Time multiplexing super resolution using a 2D Barker-based array Ilovitsh et al. 15 Jan 2015 (2015/01/15) Abstract, chapters 1.3, 3.1.	2,13																					
A	WO 2005/119328 A1 University of Strathclyde 15 Dec 2005 (2005/12/15) The entire document.	6,17																					
A	US 2002/0027708 A1 Lin et al. 07 Mar 2002 (2002/03/07) The entire document.	1-22																					
☒ 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 Apr 2018		Date of mailing of the international search report 15 Apr 2018																					
Name and mailing address of the ISA: Israel Patent Office Technology Park, Bldg.5, Malcha, Jerusalem, 9695101, Israel Facsimile No. 972-2-5651616		Authorized officer SIGALOV Olga Telephone No. 972-2-5651781																					

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IL2017/051372

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/0107386 A1 Kudou et al. 08 May 2008 (2008/05/08) The entire document.	1-22
A	US 6747781 B2 Trisnadi 08 Jun 2004 (2004/06/08) The entire document.	2, 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IL2017/051372

B. FIELDS SEARCHED:

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

Databases consulted: Google Patents, Google Scholar, PatBase

Search terms used: Fiber/fibre, multi-core, endoscope, 3D/three-dimensional, fill factor/packing factor, super-resolution, group-wise, scan, micro-scanning, depth, field of view, speckle reducing, coherence, modulation, illumination/light, Barker codes/binary codes, photonic crystal fiber, zero dispersion, broadening.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/IL2017/051372

Patent document cited search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication Date
US 2016/0022119 A1	28 Jan 2016	US 2016022119 A1	28 Jan 2016
		US 9661986 B2	30 May 2017
		CN 106999030 A	01 Aug 2017
		EP 3171753 A1	31 May 2017
		JP 2017524505 A	31 Aug 2017
		US 2017100024 A1	13 Apr 2017
		WO 2016013014 A1	28 Jan 2016
WO 2005/119328 A1	15 Dec 2005	WO 2005119328 A1	15 Dec 2005
		GB 0412470 D0	07 Jul 2004
		GB 0416441 D0	25 Aug 2004
		GB 0501218 D0	02 Mar 2005
US 2002/0027708 A1	07 Mar 2002	US 2002027708 A1	07 Mar 2002
		US 6747795 B2	08 Jun 2004
		AU 6860801 A	14 Jan 2002
		US 2004264897 A1	30 Dec 2004
		US 7292390 B2	06 Nov 2007
		WO 0203118 A2	10 Jan 2002
		WO 0203118 A3	23 May 2002
US 2008/0107386 A1	08 May 2008	US 2008107386 A1	08 May 2008
		US 7418178 B2	26 Aug 2008
		CN 101178460 A	14 May 2008
		CN 101178460 B	20 Apr 2011
		EP 1918743 A1	07 May 2008
		EP 1918743 B1	09 Aug 2017
		JP 2008116745 A	22 May 2008
		JP 4892316 B2	07 Mar 2012
US 6747781 B2	08 Jun 2004	US 2004008399 A1	15 Jan 2004

International application No.
PCT/IL2017/051372

Patent document cited search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication Date
	US	6747781 B2	08 Jun 2004
	CN	1543585 A	03 Nov 2004
	CN	1313863 C	02 May 2007
	EP	1425625 A1	09 Jun 2004
	EP	1425625 A4	25 Mar 2009
	JP	2004534265 A	11 Nov 2004
	KR	20040012971 A	11 Feb 2004
	WO	03001281 A1	03 Jan 2003

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 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 2	
	A 6 1 B 1/00 5 1 0	
	A 6 1 B 1/12 5 3 2	
	A 6 1 B 1/00 6 2 1	
	G 0 2 B 23/26 B	
	G 0 2 B 23/24 B	

(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

Fターム(参考) 4C161 AA15 AA24 BB02 CC07 DD04 FF38 FF40 FF43 FF46 HH51
HH53 HH56 JJ17 NN01 PP11 QQ02 QQ06 QQ07 SS21

专利名称(译)	多芯光纤内窥镜的照明源		
公开(公告)号	JP2020501813A	公开(公告)日	2020-01-23
申请号	JP2019533581	申请日	2017-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	ZSQUARE		
发明人	シャームーン アサフ ザレフスキー ジーヴ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/07 A61B1/12 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00094 A61B1/00167 A61B1/00172 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 A61B1/127 A61B1/128 A61N5/0601 A61N2005/063 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/26 G02B27/48 G02B6/02		
FI分类号	A61B1/00.732 A61B1/00.513 A61B1/00.523 A61B1/00.551 A61B1/06.610 A61B1/07.732 A61B1/00.510 A61B1/12.532 A61B1/00.621 G02B23/26.B G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA02 2H040/DA03 2H040/GA02 4C161/AA15 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/DD04 4C161/FF38 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH53 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/SS21		
代理人(译)	藤田和子		
优先权	15/387805 2016-12-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了内窥镜，多芯内窥镜光纤以及配置和操作方法。纤维可具有数百或数千个芯，并且可能结合工作通道和附加纤维。光纤可用于不同的光学配置，以捕获远端尖端的组织和物体的图像，并增强图像的各种光学特性，例如分辨率，视野，景深，波长范围等。可以在内窥镜中实现远场成像以及远场成像，并且可以利用各个光学特征来优化成像。可以在远侧光纤尖端处使用光学元件，或者远侧光纤尖端可以是无透镜的。可以实现诊断和光学治疗反馈回路，并且可以使照明适应以产生全彩色图像，深度估计，增强的视野和/或景深以及附加的诊断数据。

