

(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2017-524505

(P2017-524505A)

(43) 公表日 平成29年8月31日(2017.8.31)

(51) Int. Cl. F 1 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 4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2017-524140 (P2017-524140)
 (86) (22) 出願日 平成27年7月22日 (2015. 7. 22)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年3月22日 (2017. 3. 22)
 (86) 国際出願番号 PCT/IL2015/050756
 (87) 国際公開番号 W02016/013014
 (87) 国際公開日 平成28年1月28日 (2016. 1. 28)
 (31) 優先権主張番号 62/028, 346
 (32) 優先日 平成26年7月24日 (2014. 7. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 62/119, 832
 (32) 優先日 平成27年2月24日 (2015. 2. 24)
 (33) 優先権主張国 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 ハーゼル ストリート 27
 (74) 代理人 100111202
 弁理士 北村 周彦
 (72) 発明者 シャームーン, アサフ
 イスラエル ペタク チクヴァ 4977
 357 ヨセフ ナカール ストリート
 7/7
 (72) 発明者 ズウォトニック, アレックス
 イスラエル アシュドッド 774861
 2 シムタット エフアッシュ ストリート
 2/22

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多芯ファイバー内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡、多芯内視鏡ファイバー、及び構成と操作方法が提供される。ファイバーは数百又は数千のコアを有し、可能な限り、作動路とさらなるファイバーとを統合する。ファイバーは遠位端で組織及び物体の画像を取得するための異なる光学的構成で使用され、解像度、視野、被写界深度、波長範囲等のような画像の広範囲な光学的特性を高める。遠視野画像と同様に近視野画像は内視鏡で実施可能であり、それぞれの光学的特徴は画像を最適化するために利用可能である。光素子は遠位端のファイバー先端で使用され、又は遠位端のファイバー先端はレンズなしでもよい。診断及び光学的処理のフィードバックループが実施され、照明は完全なカラー画像、奥行き推定、改善された視野及び又は被写界深度、及びさらなる診断データをもたらすように適応される。

【選択図】 図 2 C

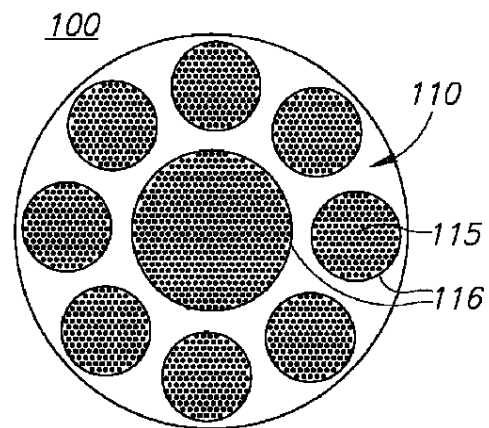


Figure 2C

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

遠位端と近位端を有する内視鏡であって、該内視鏡は、
1 / 4 より小さいフィルファクターで分配される少なくとも 100 個のコアを有する少なくとも 1 つのファイバーモジュールと、
前記遠位端において前記コアと光通信する少なくとも 1 つの光素子と、
前記近位端において前記コアと光通信する検出器と、
を備え、前記内視鏡は前記コア間のピッチ距離上をマイクロ走査することにより超解像画像を実現するように構成され、

前記内視鏡は、

それによって伝えられる放射線に関して前記コアをグループ単位で取り扱うことにより三次元検知を実現することと、

前記遠位端において、少なくとも 1 つの光素子を構成することにより、前記コアに面する領域を超えて前記内視鏡の視野を高めることと、

前記少なくとも 1 つの光素子を構成することにより、前記遠位端に合致する領域を超えて前記内視鏡の被写界深度を高めることと、

の内の少なくとも 1 つを実現するように構成されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

10 G P a より小さいヤング率を有し、使い捨て可能に構成されている請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの光素子は特定の視野及び被写界深度の要求に応じた複数のプリズムセットを備え、該プリズムセットは前記遠位端に直接設けられるか或いは該遠位端に取り付けられるレンズに設けられる請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記複数のファイバーはモジュール式に配置される複数のファイバーモジュールにグループ分けされる請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

各ファイバーモジュールは 10,000 個以上のコアを備え、1 mm 以下の直径を有している請求項 4 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記内視鏡は、少なくとも 3 つのファイバーモジュールを備え、さらに少なくとも 2 つの対応する隣接しないファイバーモジュールに施される少なくとも 2 つの導電性被膜を備え、前記内視鏡は、前記遠位端を加熱及びでフロストするために前記導電性被膜を介して該遠位端に電磁エネルギーを送ることができるように構成されている請求項 4 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記内視鏡の遠位端を照明するように構成される少なくとも 1 つのフォトニック照明ファイバー、又は前記遠位端に配置される LED 光源をさらに備えている請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

少なくとも 1 つのフォトニック照明ファイバーは前記先端に面する領域の別の部分とは異なる該先端に面する領域の一部を照明するように構成され、その差異は、偏光、波長、照明の波長範囲及びタイミングの少なくとも 1 つにある請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記内視鏡を通過し、少なくとも 1 つの照明素子と処理中の画像入力による少なくとも 1 つの処理素子及び吸引のうちの少なくとも 1 つの内視鏡の遠位端における導入を可能にする作業路として構成される、少なくとも 1 つの穴をさらに備えている請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記少なくとも1つの光素子は少なくとも1つの閉塞された開口及び複数のプリズムを有する少なくとも1つのレンズを備え、穴に面する領域から前記コアに放射するように構成され、前記プリズムは前記遠位端で直接又は該遠位端に取り付けられる1つ以上のレンズにセットされる請求項9に記載の内視鏡。

【請求項11】

尿道鏡として構成されている請求項9に記載の内視鏡。

【請求項12】

前記コアは前記検出器の画素分布に関して前記遠位端の断面で不規則に分布されている請求項1に記載の内視鏡。

【請求項13】

前記コアはグループ単位で取り扱われ、面センサとして各グループを実施する請求項1に記載の内視鏡。

【請求項14】

コア空間は特定の閾値以下の隣接したコア間のクロストークを削減するように選択される請求項1に記載の内視鏡。

【請求項15】

前記コアとは異なる屈折率を有する素子をさらに備えている請求項1に記載の内視鏡。

【請求項16】

さらに少なくとも1つの非撮像波長の範囲を使用するように構成され、拡大された視野、拡大された被写界深度、及び特定の診断データのうちの少なくとも1つを与えるように選択される請求項1に記載の内視鏡。

【請求項17】

腹腔鏡として構成されている請求項1に記載の内視鏡。

【請求項18】

1/4より小さいフィルファクターで分配される少なくとも100個のコアを有する少なくとも1つのファイバモジュールから内視鏡を構成することと、

前記コア間のピッチ距離上をマイクロ操作することにより非常に分解された撮像を実現することと、

そこから伝えられる放射線に関して前記コアをグループ単位で取り扱うことにより三次元検知を実現することと、

前記遠位端において少なくとも1つの光素子を構成し、前記ファイバーの先端に面してそれに一致する領域を超えて前記内視鏡の視野と被写界深度の少なくともいずれか1つを高めること、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項19】

複数のファイバモジュールからモジュール式に前記内視鏡を構成することをさらに含む請求項18に記載の方法。

【請求項20】

前記遠位端で光素子を構成し、特定の視野及び被写界深度の要求を供給することをさらに含む請求項18に記載の方法。

【請求項21】

遠位端と近位端を有する内視鏡であって、該内視鏡は、

それぞれが1/4より小さいフィルファクターで分配される少なくとも100個のコアを有する複数のファイバモジュールと、

前記近位端において前記コアと光通信する検出器と、

を備え、前記内視鏡は前記コア間のピッチ距離上をマイクロ走査することにより超解像画像を実現すると共に、それによって伝えられる放射線に関して前記コアをグループ単位で取り扱うことにより三次元検知を実現するように構成され、

前記内視鏡は、10GPaより小さいヤング率を有し、使い捨て可能に構成されていることを特徴とする内視鏡。

10

20

30

40

50

【請求項 2 2】

少なくとも 100 個のコアを有し、少なくとも 1 つのポリマーから構成されているファイバーを備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2 3】

前記コアの周りのクラディングは前記ファイバーを通る照明波長に関して $\pm 5 \text{ nm}$ の波長のプラズモンの共鳴を有するナノ粒子を備えている請求項 2 2 に記載の内視鏡。

【請求項 2 4】

少なくとも幾つかのコアは該コアからの異なる屈折率を有する中間素子により空間を空けられる請求項 2 2 に記載の内視鏡。

【請求項 2 5】

前記中間素子は空洞である請求項 2 4 に記載の内視鏡。

【請求項 2 6】

前記少なくとも幾つかのコアは空洞である請求項 2 2 ~ 2 5 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 2 7】

前記ファイバーは、該ファイバーを通過する作業路として構成される少なくとも 1 つの穴を備えている請求項 2 2 ~ 2 6 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 2 8】

前記穴は前記ファイバーの先端断面に偏心して配置されている請求項 2 7 に記載の内視鏡。

【請求項 2 9】

前記作業路は、少なくとも 1 つの照明素子と少なくとも 1 つの処理素子及び吸引のうちの少なくとも 1 つをファイバーの先端で導入するように構成されている請求項 2 7 に記載の内視鏡。

【請求項 3 0】

前記ファイバーは前記少なくとも 1 つの穴の周囲に少なくとも 1 つの処理ファイバーを備えている請求項 2 7 に記載の内視鏡。

【請求項 3 1】

前記ファイバーはその内部に少なくとも 1 つの処理ファイバーを備えている請求項 2 2 ~ 2 6 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 3 2】

前記ファイバーはその周囲に少なくとも 1 つの処理ファイバーを備えている請求項 2 2 ~ 2 6 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 3 3】

前記ファイバーは前記少なくとも 1 つの処理ファイバーを受け取るように構成される少なくとも 1 つのそれぞれの溝を備えている請求項 3 0 ~ 3 2 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 3 4】

前記少なくとも 1 つの処理ファイバーはまとめて処理するように構成される複数の処理ファイバーを備えている請求項 3 0 ~ 3 3 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 3 5】

前記作業路はファイバー先端で少なくとも 1 つの処理素子及び吸引を導入するように構成され、前記内視鏡は処理中の画像入力による少なくとも 1 つの処理及び吸引を制御するように構成されている請求項 2 7 に記載の内視鏡。

【請求項 3 6】

前記少なくとも 1 つの処理素子は前記ファイバー内にまとめられる複数の処理ファイバーを備えている請求項 3 5 に記載の内視鏡。

【請求項 3 7】

前記少なくとも幾つかの処理ファイバーは少なくとも 1 つの作業路の周囲に配置され、前記処理をまとめて行うように操作される請求項 3 6 に記載の内視鏡。

10

20

30

40

50

【請求項 38】

腎臓結石を治療するための尿道鏡として構成されている請求項 35 ~ 37 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 39】

前記ファイバーは該ファイバーの近位端に少なくとも 1 つの光素子をさらに備え、前記少なくとも 1 つの穴に面する領域を含む先端に面する領域の画像を生成するように構成されている請求項 27 に記載の内視鏡。

【請求項 40】

前記少なくとも 1 つの光素子は前記少なくとも 1 つの穴に対応する少なくとも 1 つの閉塞された開口を有するレンズである請求項 39 に記載の内視鏡。

10

【請求項 41】

前記少なくとも 1 つの光素子はそれぞれが各コア又はコア群と光通信する複数の光素子を備えている請求項 39 に記載の内視鏡。

【請求項 42】

前記少なくとも幾つかの光素子は前記コアの穴に面する領域から放射するように構成されるプリズムである請求項 41 に記載の内視鏡。

【請求項 43】

前記内視鏡の光源及び前記少なくとも幾つかの光素子は、前記先端に面する領域の残りとは異なる前記少なくとも 1 つの穴に面する領域の一部分を映像するように構成され、その差異は、偏光、波長、照明の波長範囲及びタイミングの少なくとも 1 つにある請求項 41 に記載の内視鏡。

20

【請求項 44】

前記差異は照明の偏光にあり、前記各光素子は複屈折である請求項 43 に記載の内視鏡。

【請求項 45】

前記コアは 1 / 9 より小さいフィルファクターで分配され、前記コアを通過して前記画像領域から検出器に送られる画像放射線に加工するように構成されるプロセッサをさらに備え、該プロセッサは前記検出された放射線に超解像のアルゴリズムを実行するように構成されている請求項 22 ~ 26 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 46】

前記コアは、前記検出器の画素分布に関して前記ファイバーの先端断面において不規則に分布されている請求項 45 に記載の内視鏡。

30

【請求項 47】

前記内視鏡の光源は前記先端に面する別の領域とは異なる該先端に面する少なくとも 1 つの領域を照明するように構成され、その差異は、偏光、波長、照明の波長範囲及びタイミングの少なくとも 1 つにある請求項 45 に記載の内視鏡。

【請求項 48】

前記先端に面する領域のマイクロ走査を実行するように構成されている請求項 45 に記載の内視鏡。

【請求項 49】

前記コアは、それにより伝達された放射線に関して前記プロセッサによりグループ単位で処理され、波面センサとして各グループを実行する請求項 45 に記載の内視鏡。

40

【請求項 50】

前記コア群に対する前記コアの割り当ては動的に行われる請求項 49 に記載の内視鏡。

【請求項 51】

少なくとも 1 つの非撮像波長範囲を使用するようにさらに構成され、さらなる視野及び又は被写界深度を与えるように選択される請求項 45 に記載の内視鏡。

【請求項 52】

前記プロセッサは、前記先端に面してそれに一致する領域に関して視野と被写界深度の少なくとも 1 つを改善するように構成されている請求項 45 ~ 51 のいずれかの請求項

50

に記載の内視鏡。

【請求項 5 3】

コア空間は所定の閾値以下の隣接するコア間のクロストークを削減するように選択されている請求項 2 2 ~ 2 6 と 4 5 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 5 4】

特定の診断波長範囲を使用することにより撮像された組織の診断データを収集するようにさらに構成されている請求項 2 2 ~ 5 3 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 5 5】

腹腔鏡又は尿道鏡として構成されている請求項 2 2 ~ 3 7 と 3 9 ~ 5 4 のいずれかの請求項に記載の内視鏡。

【請求項 5 6】

それぞれが 1 / 9 より小さいフィルファクターで分配される少なくとも 1 0 0 個のコアを有し、一緒にグループ化される複数のファイバーと、

少なくとも 1 つのフォトニック照明ファイバーと、

前記ファイバーの近位端の少なくとも 1 つの光素子と、

を備え、前記内視鏡は前記コア間のピッチ距離上をマイクロ走査することにより超解像画像を実現するように構成され、

前記内視鏡は、前記ファイバーの先端に面してそれに一致する領域を超えて前記内視鏡の視野を高めるように構成されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 5 7】

それぞれが 1 / 9 より小さいフィルファクターで分配される少なくとも 1 0 0 個のコアを有し、一緒にグループ化される複数のファイバーと、少なくとも 1 つのフォトニック照明ファイバーと、から内視鏡を構成することと、

それにより伝達された放射線に関して前記コアをグループ単位で処理することにより三次元検知を実行することと、

前記コア間のピッチ距離上をマイクロ走査することにより超解像画像を実行することと

、前記ファイバーの先端に面してそれに一致する領域を超えて前記内視鏡の視野を高めるために前記ファイバーの近位端で少なくとも 1 つの光素子を構成することと、を含んでいることを特徴とする方法。

【請求項 5 8】

少なくとも 1 0 0 個のコアの大多数を備える画像領域を有するファイバーから内視鏡を構成することを含むことを特徴とする方法。

【請求項 5 9】

1 / 9 より小さいフィルファクターに到達するため隣接するコアの間に空間を空けることにより該隣接するコア間のクロストークを削減することをさらに含む請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 6 0】

ファイバークラディングに、画像波長に近接したプラズモンの共鳴を有するナノ粒子を組み込むことをさらに含む請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 6 1】

前記コアとは異なる屈折率を有する中間素子によりコアの間隔を空けることをさらに含む請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 6 2】

空洞により前記コアの間隔を空けることをさらに含む請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 6 3】

空洞として前記コアを構成することをさらに含む請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 6 4】

処理、吸引、照明のうちの少なくとも 1 つを適用するように構成される少なくとも 1 つの作業路を前記ファイバーの少なくとも 1 つの穴にそれぞれ統合することをさらに含む請

10

20

30

40

50

求項 5 8 ~ 6 3 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 6 5】

さらなる処理及び又は照明ファイバーを統合し、それらをまとめて操作することをさらに含む請求項 5 8 ~ 6 3 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 6 6】

少なくとも 1 つの穴の周囲においてさらなる処理及び又は照明ファイバーを統合し、前記さらなるファイバーを操作し、前記作業路を通して前記統合されたファイバーを冷却することをさらに含む請求項 6 4 に記載の方法。

【請求項 6 7】

処理中に光入力を使用して、該処理を光学的又は自動的に制御することをさらに含む請求項 5 8 ~ 6 6 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 6 8】

前記内視鏡を尿道鏡として構成し、それにより身体の石を処置することをさらに含む請求項 5 8 ~ 6 7 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記ファイバーの先端に少なくとも 1 つの光素子を取り付け又は創ることをさらに含む請求項 5 8 ~ 6 3、6 5 ~ 6 8 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 7 0】

前記ファイバーの先端において少なくとも 1 つの光素子を取り付け又は創ること、及び、閉塞された開口を有するレンズを使用することと、前記コアと通信する多数のプリズムを使用して穴に面する領域を撮像するように該プリズムを構成することと、異なる偏光、波長、波長範囲及び又は前記ファイバーを介して伝達される照明のタイミングを使用して穴に面する領域を撮像することの少なくとも 1 つによって、穴に面する領域を撮像するように前記少なくとも 1 つの光素子を構成することをさらに含む請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 7 1】

前記画像領域から検出された放射線に超解像アルゴリズムを実行して、解像度、視野及び又は被写界深度を高めることを含む請求項 5 8 ~ 7 0 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 7 2】

検出器の画素順序に関してファイバーの先端断面で該コアを不規則に分配することと、小さいフィルフィルターで該コアを分配することと、画像領域のマイクロ走査を実施することの少なくとも 1 つをさらに備えている請求項 7 1 の方法。

【請求項 7 3】

各グループにより検知される波面又は明視野を実施するため、できる限り前記コアをグループに割り当てることで、前記コアをグループ単位で処理することをさらに含む請求項 5 8 ~ 7 2 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 7 4】

異なる先端位置上に画素の焦点を最適化することにより画像を向上させることをさらに含む請求項 5 8 に記載の方法。

【請求項 7 5】

前記ファイバーを複数のファイバーモジュールから創ることをさらに含む請求項 5 8 ~ 7 4 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 7 6】

前記ファイバーに沿って前記ファイバーモジュールの空間関係を修正することをさらに含む請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 7】

少なくとも 2 つの隣接しないファイバーモジュールに導電性被膜を施し、前記ファイバーの先端に前記導電性被膜を介して電磁気エネルギーを送ることをさらに含む請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 8】

10

20

30

40

50

非撮像波長を使用してさらなる視野又は被写界深度の情報を与えることをさらに含む請求項 58 ~ 77 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 79】

診断の波長範囲を使用して診断データを収集することをさらに含む請求項 58 ~ 78 のいずれかの請求項に記載の方法。

【請求項 80】

腹腔鏡又は尿道鏡として前記内視鏡を構成することをさらに含む請求項 58 ~ 79 のいずれかの請求項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の分野に関し、特に、多芯ファイバー内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

各種構成の内視鏡は、限られたアクセスで異なる状況を操作するための手段と同様に、医療問題の範囲における有効な処理を可能としている。内視鏡の作業は、照明、検出、及び処理が長く狭い作業状態に制限される点で難しい。ファイバー光技術はそのような技術及びファイバーに基づく内視鏡の体験継続的な改善を可能とする中心となるものである。

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

以下は発明を最初に理解するための簡略化された要約である。要約は必ずしも本質的な要素を特定するものではなく、本発明の範囲を限定するものでもないが、単に以下の説明の導入部分として有用である。

【0004】

本発明の1つの特徴は、遠位端と近位端を有する内視鏡であって、該内視鏡は、1/4より小さいフィルファクターで分配される少なくとも100個のコアを有する少なくとも1つのファイバーモジュールと、前記遠位端において前記コアと光通信する少なくとも1つの光素子と、前記近位端において前記コアと光通信する検出器と、を備えている。前記内視鏡は前記コア間のピッチ距離上をマイクロ走査することにより超解像画像を実現するように構成され、(i)それによって伝えられる放射線に関して前記コアをグループ単位で取り扱うことにより三次元検知を実現することと、(ii)前記遠位端において、少なくとも1つの光素子を構成することにより、前記コアに面する領域を超えて前記内視鏡の視野を高めることと、(iii)前記少なくとも1つの光素子を構成することにより、前記遠位端に合致する領域を超えて前記内視鏡の被写界深度を高めること、の内の少なくとも1つを実現するように構成されている。

30

【0005】

本発明のこれらのさらなる及び又は他の特徴及び又は利点は、以下の詳細な説明に示され、該詳細な説明から推察され、及び又は本発明の実施により学習可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0006】

本発明の実施例をより良く理解するため及び同じことをどのように行うのかを示すため、対応する要素又は部分を符号で示す添付図面は、単に例示の目的で、参照されるであろう。

【図1A】本発明の幾つかの実施例による、内視鏡の構成の高度な概略図である。

【図1B】本発明の幾つかの実施例による、内視鏡の構成の高度な概略図である。

【図1C】本発明の幾つかの実施例による、内視鏡の構成の高度な概略図である。

【図1D】本発明の幾つかの実施例による、内視鏡の構成の高度な概略図である。

【図2A】本発明の幾つかの実施例による、電磁気の伝達領域に多数のコアを有するファ

50

ィバー断面の高度な概略図である。

【図 2 B】本発明の幾つかの実施例による、電磁気の伝達領域に多数のコアを有するファイバー断面の高度な概略図である。

【図 2 C】本発明の幾つかの実施例による、電磁気の伝達領域に多数のコアを有するファイバー断面の高度な概略図である。

【図 2 D】本発明の幾つかの実施例による、ファイバーモジュールを詰め込むことで作られたファイバーの高度な概略図である。

【図 2 E】本発明の幾つかの実施例による、ファイバーモジュールを詰め込むことで作られたファイバーの高度な概略図である。

【図 3 A】本発明の幾つかの実施例による、処理又は照明のファイバーのために作業路及びさらなる経路配置を有するファイバーの高度な概略断面図である。

【図 3 B】本発明の幾つかの実施例による、処理又は照明のファイバーのために作業路及びさらなる経路配置を有するファイバーの高度な概略断面図である。

【図 3 C】本発明の幾つかの実施例による、処理又は照明のファイバーのために作業路及びさらなる経路配置を有するファイバーの高度な概略断面図である。

【図 3 D】本発明の幾つかの実施例による、組立てられた正面レンズの高度な概略図である。

【図 3 E】本発明の幾つかの実施例による、防曇機構及びその効果の高度な概略図である。

【図 3 F】本発明の幾つかの実施例による、防曇機構及びその効果の高度な概略図である。

【図 4 A】本発明の幾つかの実施例による、中心の穴を埋める遠位端の光素子を有する中空の内視鏡のファイバーの高度な概略図である。

【図 4 B】本発明の幾つかの実施例による、中心の穴を埋める遠位端の光素子を有する中空の内視鏡のファイバーの高度な概略図である。

【図 4 C】本発明の幾つかの実施例による、中心の穴を埋める遠位端の光素子を有する中空の内視鏡のファイバーの高度な概略図である。

【図 4 D】本発明の幾つかの実施例による、中心の穴を埋める遠位端の光素子を有する中空の内視鏡のファイバーの高度な概略図である。

【図 5 A】本発明の幾つかの実施例による、光素子の高度な概略図である。

【図 5 B】本発明の幾つかの実施例による、光素子の高度な概略図である。

【図 5 C】本発明の幾つかの実施例による、光素子の高度な概略図である。

【図 6 A】本発明の幾つかの実施例による、コアの異なる構成を有するファイバー断面の高度な概略図である。

【図 6 B】本発明の幾つかの実施例による、コアの異なる構成を有するファイバー断面の高度な概略図である。

【図 6 C】本発明の幾つかの実施例による、中実コアと中空コアの比較実験結果を示している。

【図 7 A】本発明の幾つかの実施例による方法を示す高度な概略フローチャートである。

【図 7 B】本発明の幾つかの実施例による方法を示す高度な概略フローチャートである。

【図 7 C】本発明の幾つかの実施例による方法を示す高度な概略フローチャートである。

【図 7 D】本発明の幾つかの実施例による方法を示す高度な概略フローチャートである。

【図 7 E】本発明の幾つかの実施例による方法を示す高度な概略フローチャートである。

【図 8 A】本発明の幾つかの実施例による、バンドルファイバーの実験の撮像結果の高度な概略図である。

【図 8 B】本発明の幾つかの実施例による、バンドルファイバーの実験の撮像結果の高度な概略図である。

【図 8 C】本発明の幾つかの実施例による、バンドルファイバーの実験の撮像結果の高度な概略図である。

【図 8 D】本発明の幾つかの実施例による、バンドルファイバーの実験の撮像結果の高度

10

20

30

40

50

な概略図である。

【図 8 E】本発明の幾つかの実施例による、バンドルファイバーの実験の撮像結果の高度な概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

詳細な説明をする前に、以下に使用される用語の定義を示すことが有用であろう。

【0008】

この出願で使用される「遠位」及び「近位」という用語は内視鏡の端部に関するものである。内視鏡の境界面（検出器又は目）から遠く、撮像された組織及びその周囲から近い内視鏡の端部及びその関連部分は遠位端と呼び、内視鏡の境界面から近く、通常身体の外側で撮像された組織から離れた内視鏡の端部及びその関連部分は近位端と呼ばれる。この出願で使用される「反射される」という用語は、1以上の撮像された物体又は組織に衝突する照明の波面の方向の変化に関する。「反射」という用語は、物体及び又は組織により反射された照明源には関係なく、ファイバーにより集められた放射線として広く理解される。

10

【0009】

「近視野画像」という用語は、通常はファイバーの先端である内視鏡ファイバーの遠位端における（撮像された物体、組織、及び又はそれらの周囲の）画像の形成に関する。その後、撮像されたものは、可能な限り近位の光素子を通り、通常、ファイバーを通して検出器に送られる。「近視野画像」という用語は、レンズのような光素子を通して撮像すると同様に、撮像された物体又は組織とファイバーの先端との間に光素子のない直接撮像を含み、異なるタイプの光システムに関するものでもよい。

20

【0010】

「遠視野」という用語は、通常はファイバーの先端である内視鏡ファイバーの遠位端（すなわち、内視鏡ファイバーの遠位端は光システムの開口又は瞳面にある）の撮像された物体、組織及び又はそれらの周囲のフーリエ変換の形成に関する。撮像された物体、組織及び又はそれらの周囲の画像は、可能な限り近位の光素子を通り、通常はファイバーの近位端又は検出器に直接、内視鏡ファイバーの近位端で形成される。「遠視野画像」という用語は異なるタイプの光システムに関する。一例では、「遠視野画像」は、撮像された物体又は組織と遠位ファイバー端の間で光素子が使用されない意味で直接的であり、ファイバーの近位端でファイバーに沿って該ファイバーを検出器に入れる放射線を送る。別の例では、「遠視野画像」は撮像された物体又は組織と遠位ファイバー端の間に配置された光素子で行われてもよく、遠位ファイバー端は少なくともほぼ光素子のフーリエ面（異なる状況では開口面及び瞳面と呼ばれる）にある。

30

【0011】

図面を詳細に参照すると、例示の目的及び本発明の好適な実施例の説明の目的のためのみ特定されたものが示され、最も有用で容易に理解される発明の主義及び概念的な特徴の説明であると信じられるもののために示されることが強調される。この点において、発明の根本的な理解のために必要である以上に詳細に発明の構造的な詳細を示すことを試みるものではなく、図面を参照する説明は発明のいくつかの形式が実際にどのように具現化されるについて当業者に明らかにするものである。

40

【0012】

本発明の少なくとも1つの実施例を詳細に説明する前に、発明は以下の説明又は図面に示された詳細な構造及び構成配置にその適用が限定されるものではないことを理解すべきである。発明は各種方法で実施又は実行される他の実施例に適用可能である。また、ここで用いられる専門用語は説明の目的のためであり、限定するものとみなされるべきでないことを理解すべきである。

【0013】

内視鏡、多芯内視鏡ファイバー及び構成及び動作方法が与えられる。ファイバーは数百又は数千のコアを有し、可能な限り作動路とさらなるファイバーを統合する。ファイバー

50

は遠位端で組織及び物体の画像を取得すると共に、解像度、視野、被写界深度、波長範囲等のような画像の広範囲の光特性を向上させるため、異なる光学的構成を使用されてもよい。遠視野画像と同様に近視野画像は内視鏡で実施され、それぞれの光学的な特徴は画像を最適化するために利用される。光素子は遠位ファイバー端で使用されてもよく、又は遠位ファイバー端はレンズなしであってもよい。診断及び光処理フィードバックループが実施されてもよく、照明は、フルカラー画像、奥行き推定、改善された視野及び又は被写界深度、及びさらなる診断データをもたらすように適応されてもよい。

【0014】

以下において、多芯内視鏡ファイバーが開示される。説明される実施例は以下の特徴に関連するグループで概略的及び非独占的に説明される。特定の内視鏡の実施例は遠視野画像を実施し（図1A参照）、すなわち、視鏡ファイバーの近位端で形成される画像を有する一方、特定の内視鏡の実施例は近視野画像を実施し（図1B参照）、すなわち、内視鏡ファイバーの遠位端で形成される画像を有する。遠視野及び近視野の両方の実施は、撮像される物体又は組織と遠位ファイバー端の間の遠位光素子を有していてもよく（図1C参照）、或いはそのような遠位端の光素子なしで動作してもよい（図1D参照）。4つの組み合わせのそれぞれは（遠位光素子のある遠視野又はそれのない遠視野と、遠位光素子のある近視野又はそれのない近視野）は、表1に例示されているように、異なる特徴、利点及び欠点を有し、特定の実施概要に従って選択されてもよい。組み合わせの変形は適用又は実時間で実行され、異なるタイプの構成の利点を組み合わせてもよい。内視鏡は幾つかの組み合わせ、例えば、遠い物体を撮像するための遠位光学を有するファイバー面の一部分（又は特定のファイバーモジュール）と顕微鏡画像のための遠位光学のないファイバー面の別の部分（又は他のファイバーモジュール）を有するように設計されてもよい。

【0015】

【表1】

異なる実施例の特徴

	遠視野画像	近視野画像
遠位ファイバー端	フーリエ面	画像面
遠位光学あり	大きい関心領域	大きい視野、画像多重化、 大きいエネルギー効率
	視野の妥協（中心）領域のない作業路を含む大きい視野	
遠位光学なし	波面検知、光学ズーム	オートフォーカス及び 光学ズーム特性
	単純な製造及びファイバー管理	

【0016】

特定の実施例は遠位ファイバー端が光素子を欠いているレンズのない実施例を備えている。レンズのない実施例は遠視野画像又は近視野画像のいずれかで実施してもよく、コア間でのクロストークを削減しながら、光学解像度を向上させ、超解像方法を適用し、波面情報を回収する構造的特徴を利用してもよい。

【0017】

内視鏡の実施例は完全な先端断面を有していてもよく、或いは異なる構成及び使用、さらなるファイバーの統合により特徴付けられた撮像ファイバー内の作業路を有していてもよく、その場合、コア及び光素子は作業路の結合による視野の減少に打ち勝つように構成

されていてもよい。

【0018】

以下において、ファイバーの多数のコアの各種構成が開示され、ファイバー間のクロストークを削減し、材料ロス克服し、異なる方法により改善された解像度を達成し、要求される機械的特性を与え、内視鏡ファイバーの画像性能を最適化するように、各種問題を解決する。開示された内視鏡は異なる目的に有用であり、例えば、腹腔鏡又は尿道鏡として設計されてもよい。幾つかの実施例の説明で開示される要素は必ずしもこれらの実施例に限定されるものではなく、他の実施例において実施されてもよい。

【0019】

図1A~1Dは本発明のいくつかの実施例による内視鏡の構成の高度な概略図である。提案されているマイクロ内視鏡105は多数のコア(例えば、100個のコア又はそれ以上、数百のコア、数千のコア、ある実施例では、ファイバー又はファイバーモジュール当り数十又は数百又は数千のコア、あるファイバー内視鏡では百万を超えるコア)から構成され、それぞれが出力される近位端(患者の身体の外部的なもの)で、高解像度のカラー画像が構成される一つ又は多数の空間自由度を運ぶ責任を有している。多芯コアファイバー100は以下に例示するようにその光学設計において高度な柔軟性を示し、例えば、大きな作業路及び小さな外径を有する尿道鏡又は小さい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特定の適用に利用及び適応されてもよい。

10

【0020】

内視鏡105は遠視野画像、近視野画像又は遠視野画像と近視野画像の組み合わせを実行するように構成されていてもよい。画像モードに関係なく、内視鏡105はファイバー100の遠位端101で1以上の光素子140を有するか或いは先端101と撮像された組織又は物体70との間に光素子を有しないように構成されてもよい。ある実施例は先端101で取り外し可能又は再構成可能な光素子140及び又は遠位端101の表面部分(例えば、コアのサブグループ)にだけ影響を及ぼす光素子140を備えていてもよい。

20

【0021】

ある実施例は一緒にグループ化される複数をファイバー100を有する内視鏡105を備え、それぞれは、1/4又は1/9より小さいフィルファクターで分配される少なくとも100個のコア、少なくとも1つのフォトニック照明ファイバー、及びファイバー100の遠位端の少なくとも1つの光素子を有し、ファイバー100の先端に面してそれに一致する領域を超えて内視鏡105の視野及び又は被写界深度を高めるように構成されている(以下の詳細参照)。内視鏡105はそこから伝達される放射線に関してコアをグループ単位で処理することにより三次元検知を実行するようにさらに構成されていてもよい(以下の詳細参照)。内視鏡105はコア間のピッチ距離上をマイクロ走査することで非常解像された画像を形成するようにさらに構成されてもよい(以下の詳細参照)。内視鏡105は照明源として遠位端101に配置されるLED(発光ダイオード)の光源を備えるようにさらに構成されてもよい。

30

【0022】

図1Aは遠視野画像を概略的に示しており、(組織又は物体70から反射された電磁気信号の種類を示す)画像73は先端101及びファイバー100を通過して運ばれ、検出器91に画像75を形成する。先端101はフーリエ面(開口面又は瞳面とも呼ばれる)であってもよく、そこでフーリエ変換された画像73がファイバー100に入る。発明の異なる実施例では、フーリエ面はファイバー100に遠い又は近いのと同様に、ファイバー100に沿ったどこに配置されてもよく、検出器91で画像75に光学的に変換されることに注目すべきである。代わりに又は補足的に、フーリエ画像74又はその関数は検出器91で測定され、及び又は非限定的な実施例として、解像度、視野、及び焦点深度のような画像パラメータを高めるように操作されてもよい。光素子はファイバー100から遠く又は近くに導入され、それぞれ、放射線入口先端101及び検出器91に向かっていく放射線を修正又は操作してもよい。

40

【0023】

50

図 1 B は近視野画像を概略的に示しており、画像 7 3 はファイバー先端 1 0 1 で画像 7 5 を形成する。その後、画像 7 5 は、可能な限り光素子を通り、ファイバー 1 0 0 を通って検出器 9 1 に送られる。画像 7 5 はファイバー 1 0 0 内であれば必ずしも先端 1 0 1 に正確に形成されなくてもよいことに注意すべきである。ファイバー 1 0 0 を経由して送られた画像 7 5 は検出器 9 1 で測定され、及び又は非限定的な実施例として、解像度、視野、及び焦点深度のような画像パラメータを高めるように操作されてもよい。光素子はファイバー 1 0 0 から遠く又は近くに導入され、それぞれ、放射線入口先端 1 0 1 及び検出器 9 1 に向かっていく放射線を修正又は操作してもよい。

【 0 0 2 4 】

図 1 C は、撮像された組織 7 0 の近くで、ファイバー 1 0 0 の遠位端に 1 以上の光素子を有する光学的構成を概略的に示している。光素子 1 4 0 は先端 1 0 1 に取り付けられてもよく、又は先端 1 0 1 から遠くに移されてもよい（例えば、スペーサによってそこから少し離れて保持されてもよい）。各光素子 1 4 0 は各コア又は各グループのコアと光通信してもよい。近くに、照明 8 5 はファイバー 1 0 0 に送られ、（例えば、遠視野又は近視野で）反射された照明は、例えばビームスプリッター 9 0 を介して、コアから検出器 9 1 に向けられる。近い光素子は、符号で示されている（図 1 D）ように、それぞれレンズ 8 4 , 9 4 により照明 8 5 及び反射された照明を操作するように設定及び使用されてもよい。1 つ以上のプロセッサ 9 9 は、光路中に制御可能な素子がある場合に照明及び画像ビームを制御するのと同様に、照明を制御及び又は検出された照明を処理するように構成されてもよい。

【 0 0 2 5 】

図 1 D は、ファイバー 1 0 0 の遠位端に光素子を有しない光学的構成（以下「レンズなし」の構成とも呼ばれる）を概略的に示しており、ファイバー先端 1 0 1 が撮像された組織 7 0 との間で照明を送受するように直接使用されるようになっている。照明 8 5 は、例えばレンズのような光素子 8 4 を介して、ファイバー 1 0 0 に近接して送られ、反射した照明は、例えばレンズのような別の光素子を介して検出器 9 1 に向けられる。1 つ以上のプロセッサ 9 9 は、光路中に制御可能な素子がある場合に照明及び画像ビームを制御するのと同様に、照明を制御及び又は検出された照明を処理するように構成されてもよい。ある実施例では、レンズなしの構成は、「接触モード」、すなわち、検査された組織にファイバー先端を近づけて、画像を生成し、コアのサイズによって決定される内視鏡の解像度をもたらすように構成されていてもよい。

【 0 0 2 6 】

ある実施例では、近接した光素子 9 4（及び可能な限り光素子 8 4 も）は変形可能であり、特にレンズなしの構成では、遠視野の画像構成で取得した画像の面及び焦点深度を調整するように使用されてもよい。

【 0 0 2 7 】

図 2 A ~ 2 C は、発明の幾つかの実施例による、電磁気の伝播領域 1 1 0 に多数のコア 1 1 5 を有するファイバー横断面の高度な概略図である。ファイバー 1 0 0 は中心又は偏心の光コア（1 1 0）を備え、エネルギー送出、吸込み、照明、薬剤送出等のような処理に使用される中空の中心又は偏心領域（1 1 2）を有していてもよい。照明手段は多芯コア 1 0 0 内において各種方法で統合されてもよい。光素子 1 4 0 が先端の遠くに挿入される場合の断面と同様に、近視野又は遠視野の構成の断面は、異なる適用間でのトレードオフの考慮の下に実行されてもよい（例えば、表 1 及び以下の他の例を参照）。例えば、製造、使用、光学的特性、及びアルゴリズムのパラメータは、異なる実施例で異なってバランスを保たれ、内視鏡 1 0 5 を広範囲な性能及び装置の要求に最適化されてもよい。

【 0 0 2 8 】

図 2 A に示されたファイバー 1 0 0 は、例えば、非限定的な方法で示されるような正方形、円形、六角形、長円形等の如何なる形状の横断面を有していてもよい。図 2 A はファイバー 1 0 0 の中実な横断面を示しており、図 2 B は、以下に示されるような（例えば、さらなるファイバーを組み込むために工具を挿入または吸込みを行うための作業路等）異

10

20

30

40

50

なる目的のために使用されるファイバー 100 内の穴 112 を有する中空な内視鏡を示している。ファイバー 100 は、正方形、円形、又は他の形状を有していてもよく、穴 112 はまたファイバー 100 内で如何なる形状及び配置を有していてもよく、穴 112 及びファイバー 100 は如何なる寸法 (R_i 、 R_o 、 D 、 W 等) を有していてもよく、穴は複数あってもよく(すなわち、ファイバー 100 は 2 つ又はそれ以上の穴を有していてもよい)、内視鏡からの要求に応じてすべてが設計される。図 2 C は、以下に説明されるように、レンズなしの構成で波面を検知するように構成される「超コア」グループ 116 にグループ分けされるコア 115 を有する多芯ファイバー 100 を概略的に示している。

【0029】

多芯ファイバー 100 は、医療使用の場合、例えば、PMMA (ポリメチルメタクリレート) 及び PS (ポリスチレン) のようなポリマーの生体適合性材料により製造されていてもよく、柔軟性を有していてもよい。ファイバー 100 はまた非互換性材料により製造されてもよく、工業使用の場合には柔軟又は硬くてもよい。ファイバー 100 は 10 GPa より小さいヤング率によって特徴付けられる柔軟性を有し、使い捨て式に構成されていてもよい。したがって、ファイバー 100 は(約 65 GPa のヤング率を有する) ガラス繊維より柔軟であり、PMMA の柔軟性 (1.8 と 3.1 GPa の間のヤング率) 又はそれより高い柔軟性を有していてもよい。

【0030】

各種実施例は、非限定的な方法で以下に例示される、ファイバー材料、コア及び空間の構成、コアの数及び寸法、異なるファイバー部分の材料の変更、コア 115 の伝播モードの数上の制御、ファイバー 100 とそれらの構成のいずれかの側でのレンズ又はプリズムのような光学的手段、異なるタイプの照明及びアルゴリズム的解法の設計及び適用のような手段を使用して、ガラス繊維に関してポリマー繊維の減少した透明性を補償する。以下の開示はまた、コア 115 間のクロストーク(すなわち、隣接するコア 115 に伝播する放射線間の相互の影響)を制御する方法、及びその情報の内容を改善すると共に検出された画像の処理関連情報を向上させる方法を扱う。

【0031】

照明は、コヒーレント光又はインコヒーレント光、スペクトルパターン(広い又は狭い波長範囲、連続又は分離した範囲)、(各種パターンで)偏光又は非偏光、及び視界又は赤外線範囲の異なる範囲を備えていてもよい。コア間の材料の差異、空間、及び外側クラディングは、以下により詳細に説明するように、空気コア又は空間を使用すると共に、屈折率に影響を与えるいずれかのファイバー領域をドーピングする、異なる材料を備えていてもよい。以下に示す実施例は、それらが互換性を有する限り、ここに説明する他の実施例のいずれかで使用されてもよいことに注意すべきである。特に、実施例の文脈で説明される計算方法、光学的方法、及びファイバー設計は他の実施例で適用されてもよい。

【0032】

図 2 D 及び 2 E は、発明の幾つかの実施例による、ファイバーモジュールを詰め込むことによるファイバー形成の高度な概略図である。多芯コアファイバー 100 はファイバーモジュールまたはユニット 117 を使用して製造されてもよい。各ファイバーモジュール 117 はそれ自体が多芯ファイバーであり、可能な限り一定の寸法を有するように構成されている。そのような実施例はバンドルファイバーと呼ばれており、幾つかの構成(例えば、 2×2 モジュール、 3×3 モジュール等)において複数のファイバーモジュール 117 を束ねている。ファイバーモジュール 117 はまた、正方形、長方形、円形、長円形のような如何なる形状を有していてもよく、広範囲な形状及び構成を有するファイバー 100 に詰め込まれていてもよい。コア又はコアグループと全体ファイバー 100 との間に中間の寸法を有するファイバーモジュール 117 (各モジュール 117 は、例えば、数十、数百、又は数千のコアを有していてもよい)を導入することにより、ファイバーモジュール 117 からファイバー 100 を形成することでより簡単な製造及びより高い柔軟性を得ることができる。例えば、図 2 D に示されているように、長方形のファイバー 100 は、例えば、パッケージサポート 118 A 及びそれぞれ取り付け可能なカバー 118 B を使用

10

20

30

40

50

して、長形状に配置された四角ファイバーモジュール 117 から組み立てられてもよい。ファイバーモジュール 117 はファイバー 100 に沿った一定の領域でパッケージサポート 118 A 及びカバー 118 B により機械的に簡単に保持され、ファイバーモジュール 117 は少なくとも一定の領域で一緒に接着され或いは他の方法で取り付けられてもよい。図 2 E に示されている別の実施例では、ファイバーモジュール 117 A, 117 B は穴 112 の周りに配置されてもよい。ある実施例では、ファイバーモジュール 117 A, 117 B は、それらの観察角度及び又はファイバー先端 110 に取り付けられる光素子 140 で異なるように配置されてもよい（例えば、図 4 A ~ 4 D 参照）。例えば、ファイバーユニット 117 A は穴 112 の前で視野を覆うように構成され（例えば、内側に傾けられ或いは各光素子を有する）、ファイバーユニット 117 B は先端 101 を超えて横方向に視野を覆うように構成されてもよい（例えば、外側に傾けられ或いは各素子を有する）。例えば、非限定的な傾斜角度は内側に 5 ~ 20 ° で外側に 10 ~ 50 ° であってもよい。それぞれの詰め込む又は取り付けの構成はそれらのそれぞれの位置及び角度でファイバーモジュール 117 A, 117 B を固定させるように適用されてもよい。ある実施例では、ファイバーの遠位端でファイバーモジュール 117 A, 117 B の環状の配置がなされ、ファイバーの近位端でファイバーモジュール 117 A, 117 B が分離されると共に、例えば 1 つの長方形の検出器の面を覆うように長形状に異なって再配置されてもよい。これにより、製造及び使用の柔軟性が達成され、ファイバー 100 のいずれかの端部でファイバーモジュールの空間の分配の独立した最適化を可能とし、近位端での検出及び処理と同様に遠位端での光検出の両方を向上させることができる。

10

20

30

40

50

【0033】

図 3 A ~ 3 C は、発明の幾つかの実施例による、処理又は照明ファイバーのための作業路及び作業位置 120 を有するファイバー 100 の高度な概略横断面図である。ファイバー 100 内の穴 112 として描かれている作業路 112 は電磁気を伝播する多芯コアのファイバー領域 100 により取り囲まれている。処理及び照明ファイバーは、結合画像及び 1 つのファイバーを使用する処理を可能にする方法で、処理の中間画像のフィードバック等を内視鏡のファイバー 100 に統合させてもよい。そのような組み合わせは、例えば、尿道鏡又は他のタイプの内視鏡として使用されてもよい。ある実施例では、作業路 112 の近くの経路 120 にさらなるファイバーを配置することが、作業路 112 を流通する液体によりファイバー（例えば、処理ファイバー）を冷却するために形成されてもよい。

【0034】

示された例では、処理又は照明ファイバーは、示された位置 120（例えば、溝又は管）に、例えば、作業路 112 と流体流通する多芯画像領域 110 の内壁、すなわち、穴 112 の周囲（図 3 A では、例えば約 250 μm の管径）に、ファイバー 100 の周りで流体流通する多芯コア画像領域 110 の外壁、すなわち、ファイバー 100 の周囲（図 3 B では、例えば約 250 μm の管径）に、多芯コア画像領域 110 内（図 3 C では例えば約 200 μm の管径）に、又はこれらの可能なものの組み合わせに、挿入されてもよい。処理及び照明ファイバーの統合は、ファイバー 100 の製造前、製造中、又は製造後に行われてもよい。ある実施例では、ガラス処理又は照明ファイバーはポリマーファイバー 100 を引っ張った後に溝 120 に挿入されてもよい。

【0035】

ある実施例では、処理又は照明ファイバーは、まとめて、同時に、又は順番に作業するように構成されると共に制御され、所望な照明及び又は処理を達成する。例えば、その処理路は幾つかの低出力路 120 に分けられ、各路を通過してより薄い路及び低出力の送出を有してもよい。そ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ができ、例えば尿道鏡の分野において、非常に重要である。さらに、外部照明ファイバー又は処理ファイバーを挿入するための中空路 120 の使用は、セルフアライメントを示す装置構成を提供する。

【0036】

図3Dは、発明の幾つかの実施例による、組立てられたレンズ119を有するファイバー100の高度な概略図である。ファイバー100のモジュール構造(例えば、図2D、2E参照)は幾つかのファイバーモジュール117を変更するために使用され、これらの特徴を一定のファイバーに組み入れるより簡単な方法でファイバー100に特徴を組み入れる。ファイバーモジュール117Dは、モジュール積み木式の方法で構成され、内視鏡の形式及び機構に関して各種の横断面組織を形成する。ある実施例の示された例では、2つの隣接しないファイバーモジュール117Dが伝導体(例えば、鉄)で被覆され、ファイバーモジュール117Cの残りは被覆(及び断熱)されなくてもよい。そのような構成はファイバー先端101に電気を送るために使用されてもよい。例えば、電磁気信号又は電磁気放射線がファイバーモジュール117Dを介して隣接する組織又は関連の装置又は構成(例えば、検査装置又は内視鏡の器具)に送られてもよい。示された例では、電磁気エネルギーは遠位のレンズ119に送られ、それを加熱し、体内に入ることによる曇りを防ぐ。ある実施例では、アンテナ構造(図示せず)がレンズ119で設計され、接触を使用することなくレンズ119を加熱する電磁気放射線を受け取る。ある実施例では、無線周波数(RF)処理が、ファイバーモジュール117Dの伝導性被覆を介してファイバー先端101の周りの組織又は物体に施されてもよい。

10

【0037】

図3E~3Fは、発明の幾つかの実施例による、デフロスト機構121及びその効果のさらなる高度な概略図である。図3Eは被覆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に接続される伝導性被覆122により被覆され、要求された時に曇りを防ぎ、レンズ119の曇りをとるレンズ119を示している。図3Fは曇りの蓄積による画像の悪化を具体的に示しており、上方の画像(A)は曇りの蓄積の初期後の短時間経過後のものであり、下方の画像(B)はその後に撮られ、矢印で示された物体がほとんど視認できない。図3Gはデフロストの後に物体と照明箇所両方が再度明瞭になった画像を示している。

20

【0038】

ある実施例では、内視鏡105は内視鏡の遠位端から治療された組織70の作業距離に(患者の体の外側のもの、例えば光素子84、94)外部光の焦点長を適切に適応することにより、遠視野(図1A)又は近視野(図1B)で作業されてもよい。ファイバー100は、遠視野画像を使用することにより、例えば、中央の閉塞された開口を有するように適応された画像レンズ94を使用することにより、画像表面の中間に作業路112を有する完全画像を送るように構成されてもよい。

30

【0039】

レンズのないファイバー先端101を有する遠視野画像の構成では、取得された画像はコア115の数に関係しない画素数を有し、近視野の実施例に関して画像解像度を高める。例えば、ある実施例は、検査された組織70の波面又は3D形状を検知することのできるインテグラル画像センサを検出器91として使用することを含んでいる。そのような実施例では、コア115はシャックハルトマン干渉計又は波面センサに似ている少数の可能な空間モードを有するように構成されてもよい。

40

【0040】

ある実施例では、コア115は「超コア」116(図2C参照)にグループ分けされ、それぞれは隣接するコア115のグループを備えている。各「超コア」116は1つの波面検知素子として取り扱われ、各「超コア」116(又は明視野検知、すなわち、近視野及びマルチモードで操作する異なるコアで光方向を比較する)内の個々のコア部材115を通して伝播する放射線を比較することにより波面についての情報を送る。コア115の「超コア」116へのグループ化はファイバー100の面に亘って一定又は可変であってもよく、幾つかのコアグループは他より大きい(例えば、図2Cの大きい中心のコアグループを参照)。

【0041】

コア115のグループ化は、ファイバー110に亘るコア115の均一(又は不均一)

50

な分布に基づき、画像性能の選択によりちょうど良い時に変更される。そのような構成において、トレードオフは深度の測定と解像度の間に存在することに注意すべきである。各「超コア」116の多数のコア115はより詳細な波面を使用することにより画像領域の三次元構造についてより詳細に与え、グループ115毎の少数のコア115及びまったくグループ化されていないものはより高い解像度を与える。したがって、コア115のグループ化は空間的及び時間的に変化する画像要求によって設計又は変更される。相補的に、コア115はそこから送られる放射線に関してプロセッサ99によってグループ単位で処理され、波面センサとして各グループ116を実行する。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99によって動的に行われてもよい。さらに、グループ化は、解像度及び又は深度の測定のために提案された技術のような画像性能に関する他の考察を伴ってもよい。

10

【0042】

ある実施例では、近視野の実施は（マルチモードで動作する）コア間の明視野を検知すること、すなわち、3D画像をもたらす放射線の指向性構成要素を測定することを含んでいる。明視野検知はコアのグループ化に関してグループ単位で行われてもよい。

【0043】

ある実施例では、内視鏡ファイバー100は等しい距離で配置されないが不均等に間隔を空けて配置される多数のコア115を備えている（概略図の図2A参照）。コア115の不均等（不規則）な配分（例えば、検出器91の画素の空間配分と一致しない空間配分）は、開口面（フォーリエ面）でのコア115のサンプリングが均一ではなく、開口面でのサンプリングが画像面において視野に影響を与えなかったり或いは可視限界を生み出したりすることがないため、遠視野状態で動作する時、超解像画像を取得することを可能にする。コア115の配分及びファイバー100に亘る空間はアルゴリズム的及び光学的な技術を使用して解像度の向上を最適化するように設計されていてもよい。実際に、コア115間の距離の増大は他の超解像技術のマイクロ走査及び適用からより大きな利点を提供する。

20

【0044】

ある実施例では、ファイバー先端101の光学的設計は先端の横断面内に非対称的で中心ではない位置（画像路と同心ではない）に配置される作業路を有するように構成されてもよい。作業路112の形状は、光学的伝達関数（OTF）をより良く符号化するため、円形とは異なるように構成されてもよい（例えば、長円形、長尺、多角形等）。作業路は、超解像画像を創り出すため、画像後工程を介してOTF及び画像のアルゴリズム修正を改善するように構成されてもよい。

30

【0045】

ある近視野画像の実施例では、増加した焦点深度は、組織70に関して異なる先端位置で取得された画像から、生成された画像の各画素毎に明確なコントラストを与える最良の焦点位置を選択することによりレンズのない実施例で達成されてもよい。各画素の最良の焦点は異なる先端位置で取得される複数の画像から選択されてもよい。

【0046】

ある実施例では、光素子140は（組織70に面する）遠位端のファイバー先端100に取り付けられ又はそこで製造される。光素子140は遠視野画像と近視野画像の両方で画像を改善するために使用されてもよい。例えば、光素子140は視野を制御するために使用され、（設計された作業路の穴112の場合に）外側及び又は内側で先端101の縁部を超えてそれを増加させる。

40

【0047】

図4A～4Dは、発明の幾つかの実施例による、中心の穴を補償する遠位端101に光素子140を有する中空の内視鏡ファイバー100の高度な概略図である。先端101でのファイバー100の横断面に穴112を有する実施例では、コア115に面する領域71に加えて（又はその代わりに）穴に面する領域72を撮像するために各種解法が以下に示されている。例えば、組織、解剖学的な部材、体液、各種石又は障害物、腫瘍、異物等

50

の、如何なる目標も撮像可能であることに注目すべきである。

【0048】

ある実施例では、内視鏡105の照明源85及び少なくとも幾つかの光素子（例えば、先端光素子140、近位光素子84, 94）は先端に面する領域101（すなわち、コアに面する領域71）の残りとは異なる穴に面する領域112（すなわち、穴に面する領域72）の少なくとも一部分を撮像するように構成されてもよい。その撮像の差異は、偏光、波長、波長範囲、及び又は照明のタイミングにある。非限定的な例が以下に示されている。

【0049】

多数のコア115が完全な画像を生成するために使用され、中空領域112のコアの欠如を克服し、作業路112に正反対（穴に面する領域72）の組織70の画像（及び照明）を与える。例えば、内視鏡105はファイバー100の90°視野を与えるように構成されてもよい。図4Aは、環状に配置された光素子140を有する（内径 R_i 及び外径 R_o を有する）環状の多芯領域110を非限定的に概略的に示している。同様の原理はファイバー先端100の幾何学的構成、例えば、その形状、穴112の位置及び形状等に適用可能である。

【0050】

ある実施例では、光素子140は特定の角度で切断されてマイクロ内視鏡105の先端で接着された屈折率分布型（GRIN）レンズを備えていてもよい。各切断されたGRIN140は、各GRIN140の視野（FOV）により掛けられたGRIN140の数に等しいファイバーの視野（FOV）を高める（又は、相補的に又は代わりに、異なる被写界深度から放射線のように幾つかのGRIN140を構成することにより被写界深度を高める）ため、異なる方向に面するように切断及び配置される。GRINレンズ140の縁部の切断は視野の異なる所望な部分から特定のGRINに光合成プリズムを実現することができる。非球面レンズは光素子140のようなGRINレンズの代用品を使用してもよい。

【0051】

図4B～4Dは、発明の幾つかの実施例による、3つの可能な構成を概略的に示している。大きい円形はファイバー先端101の全FOVの外周を概略的に示しており、それはコアに面する画像領域（71）の境界であり、小さい円形は個々の光素子140, 141の視野を示しており、非限定的に示されている場合と等しい。例えば、先端FOV（領域71プラス穴に面する領域72）は周辺領域145をそれぞれ撮像する光素子140と等しく空間を空けること（図4Bでは8個）により覆われ、さらなる光素子141は中心領域146を撮像するように構成されていてもよい。これにより、穴に面する領域72は領域146によって中心を覆われ、その周囲は領域145によって覆われる。別の実施例では、多数（図4Cでは21個）の光素子140は、幾つかの同心円形セットの撮像領域で、例示では、20個の外周領域145、8個の中間領域146、及び1個の中心領域で、先端FOVを覆う角度を有するように構成されていてもよい。別の実施例では、環状に配置された光素子140（図4Dでは25個）は、先端FOVに部分的に重なりと共に覆い、可能な限り大きい領域に延びる格子状の個々の領域145で先端FOVを覆う角度を有するように構成されていてもよい。この開示された方法は要求された視野をもたらすためファイバー先端の光素子140に適応することで高い柔軟性を提供する。

【0052】

ある実施例では、光素子140は全FOVから環状レンズに光を向ける環状プリズムに結合される環状レンズを備えていてもよい。

【0053】

上述した光素子のリングのない、ある実施例では、FOVの中心は選択された照明を使用して撮像される。照明はFOVの中心であってその周辺でない方向に向けられ、付随的なアルゴリズムは検出した信号を処理し、（例えば、プロセッサ99によって）FOVの中心の画像を得るように構成されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

ある実施例では、異なる偏光を有する照明は、中心の F O V（例えば、穴に面する領域 7 2）のため、及び F O V の周囲（例えば、コアに面する領域 7 1）のために使用され、検出された信号が偏光が異なることで空間に符号化されるようになっており、全 F O V の画像を生成するように複合化されてもよい（以下のより詳細な説明参照）。光素子 1 4 0 は、異なる幾何学領域に直接異なって偏光される照明に複屈折してもよい。

【 0 0 5 5 】

ある実施例では、穴 1 1 2 は偏心又は偏心した穴に分割され、F O V の中心を直接撮像するために腹側（ventral）コアに余裕を残してもよい。

【 0 0 5 6 】

ある実施例では、コア 1 1 5 はファイバー 1 0 0 内に不均等又は不均一の空間を空け、例えば、コア 1 1 5 の位置が体外に配置された検出器 9 1 の画素の一定の空間サンプリングマトリクスと一致しないようになっていてもよい。2 つの格子間の不一致は幾何学的な超解像アルゴリズムを適用し、取得画像の品質を向上するために利用されてもよい（ある意味でマイクロ走査技術に似ている）。

【 0 0 5 7 】

ある実施例は、空間コアの構成を介してマイクロ走査を実施する。例えば、ファイバー 1 0 0 は低フィルファクターを有する多芯設計を示している（フィルファクターはコア領域間とコア間の距離の二乗との割合であり、後者はピッチと呼ばれる）。例えば、コアの直径は低フィルファクターの範囲を生み出す $0.4 \sim 2.5 \mu\text{m}$ の間の範囲であり、例えば、フィルファクターは $1/4$ と $1/16$ の間である。フィルファクターが低い（例えば、 $1/4$ 以下、 $1/9$ 以下、 $1/16$ ）の時、マイクロ内視鏡の先端 1 0 1 の単純動作（例えば、運動振幅は少なくともピッチに等しく、すなわち、数ミクロン）は、マイクロ走査の装置の発想を実現することができ、幾何学解像度を著しく増加させることができる（大きいフィルファクターで撮像する場合、サンプリング画素 / コア自体の点広がり関数（PSF）が空間のローパスとして取得可能な解像度を制限するため、マイクロ走査手順は画像の幾何学解像度を増加させることができないが、画像のオーバーサンプリングを行うだけであることに注意すべきである）。ある実施例では、本開示による空間走査方法及び時間走査方法は画像要求に結合され、適応されてもよい。

【 0 0 5 8 】

ある実施例では、照明路 8 5 は照明点の空間走査を実現する時間変化光学を有してもよい。空間照明走査は大きい視野を有する広視野画像を作るために使用され、その画像は、先端が検査される組織に関して近視野の場合でさえ、先端の中心に配置される作業路によって影響されない。

【 0 0 5 9 】

いずれかの実施例では、プロセッサ 9 9 はコア 1 1 5 を通って画像領域から検出器に送られる放射線を画像に処理するように構成され、可能な限り検出された放射線に超解像アルゴリズムを実施する。

【 0 0 6 0 】

ある実施例では、検査される組織は照明源として波長可変レーザーにより照明されてもよい。組織 7 0 の空間画像セットが取得され、各画像は異なる波長に対応している。その結果、ハイパースペクトル画像が特定のタイプの組織（例えば、がん組織）の識別に使用され、画像を向上させる。これにより、ファイバー内視鏡 1 0 5 は、特定の目的であり、必ずしも画像照明のために使用されるとは限らない（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のような、特定の診断波長範囲の）異なる波長を使用して行われる診断の可能性を与える。波長及び波長帯の選択は手動又は自動で処理中に変更され、例えば、空間又は時間のパラメータ、遭遇した場所及び組織に関して、手順の異なる段階及び異なる画像要求に適応する。一例では、単一波長帯は別々に照明及び分析され、得られる情報を高める。波長帯の付与は異なる方向から目標を照明し、より詳細な空間情報をもたらすために使用されてもよい。

10

20

30

40

50

【0061】

ある実施例では、尿道鏡として構成される内視鏡105の作業路112は内視鏡の先端101に吸込みにより大きな腎臓結石を吸い出してその石をくっつけるために使用されてもよい。その後、処理レーザー（可能な限りファイバー100に組み込まれる。図3A～3C参照）は石を破壊するために使用され、吸込みは石を固定させ、医療処置の間にそれらが動き回るのを防止する。吸込みは作業路112を通して行われ、画像は吸込みと処置の効率に関してフィードバックを与えるために使用される。例えば、強い処置は吸い込みに打ち勝ち、くっ付いた石を解放しがちである。画像はファイバー先端101から石の解放の進展を検出し、吸込みを及び又は加えられたエネルギーをそれぞれ調整するために使用される。この文脈では、上述したように幾つかのファイバーへのエネルギーの分割は、石のいずれかの箇所到低いエネルギー集中をさせるといった一定の処置を石に与える。エネルギーの強度はそれぞれのエネルギーで調整され、吸込みからの石の解放を防止する。

10

【0062】

ある実施例では、尿道鏡の作業路112は、液体を注入し、ファイバー100の光学的状態を僅かに変更するために使用され、先端101のレンズ140焦点長さは有効に変更され、焦点走査は画像の各画素毎の最も鮮明な可能な画像を生成するために行われる。

【0063】

内視鏡105はいずれかのタイプの内視鏡として構成され、如何なるタイプの体内の石又は他の障害物を取り扱うために使用されてもよい。

20

【0064】

図5A～5Cは、発明の幾つかの実施例による、光素子140の高度な概略図である。ある実施例では、偏光する光素子50（例えば、グラントムソンプリズム）は、マイクロ内視鏡（例えば、GRINレンズ、非球面レンズ）の先端101の画像レンズ140に加えてファイバー100（図5A）の端部で実施されてもよい。偏光する光素子150は光素子140の限界を超えて偏波多重によりFOVを増加させるように構成されてもよい。異なる視野130A, 130Bは、（例えば、検出器91, 92に届く前に偏光分離素子（PBS）を使用して、）内視鏡ファイバー100に折り重ねられて出力で分離される、偏波符号化であってもよい。偏波符号化は、異なる直線偏光方向（例えば、その間で45°）、円形偏光等を使用して行われてもよい。偏波多重は、ファイバー100の構成及び光学的構成によって、横方向又は中心方法のいずれかに画像領域を増やすように使用されてもよい（上記参照）。偏波多重は視野の時間走査で結合されてもよい。偏波多重は視野の拡大の代わりに又はそれに加えて三次元深度画像を高めるために使用されてもよい。異なる処理アルゴリズムは検出器91, 92の信号に適用され、両方の偏光タイプが検出される領域でさらなる情報を与える。偏波多重のための照明源85は（光学的に実行される偏光要素と分離して）偏光されていないか、或いは偏光されており、両方の要素を備えていてもよい。

30

【0065】

図5B及び5Cは、ファイバー先端101の光素子140, 150、すなわち、角度偏向素子150（例えば、プリズム）、画像光素子140（図5B）、及びファセットGRINレンズ140（図5C）のための実施例を概略的に示している。

40

【0066】

ある実施例では、FOVのある部分は異なる光素子140（及び各コア115）によって撮像され、光学三角測量、すなわち、先端101及び組織領域からの距離測定を可能にする。そのような実施例により、要求に依存する状態により、FOVを深度情報とトレードオフし、それにより画像リソース（例えば、FOV - 視野、DOF - 被写界深度）を動的に割り当てることができる。ある実施例では、異なる偏光が同じ領域を撮像する異なる光素子140によって使用され、偏光の使用が（上述したように）FOVの拡大の代わりに又はそれに加えて深度情報を高めるようになっている。偏光の動的な変形は作業中にファイバー100の光学性能を変更するために使用されてもよい。ある実施例では、異なる波長が同じ領域を撮像する異なる光素子140により使用され、波長多重の使用（例えば、

50

上述したような波長可変レーザーの使用)は(上述したように)F O Vの拡大の代わり又はそれに加えて深度情報を高めるようになっている。色配分の動的な変形は作業中にファイバー100の光学性能を変更するために使用されてもよい。例えば、異なる波長を有する多重レーザー源は照明源85として使用され、例えば、4路で、そのうちの3つがカラー画像をもたらすために使用され、4つ目が三角測量の計算を介して画像の深度情報を引き出すために使用されてもよい。ある実施例では、4路で使用される波長は他の3路の1つで使用される波長と同一であってもよく、三角測量の計算を容易又は簡略化する。

【0067】

ある実施例では、内視鏡105は、さらなる被写界深度又は視野の情報を提供するために選択される、少なくとも1つの非撮像波長範囲を使用するために構成されてもよい。ある実施例では、偏光、波長又は空間多重化が異なる方向から組織領域を撮像するために使用され、組織領域の立体視を可能にする。プロセッサ99は立体映像を取得すると共に供給するように構成されてもよい。

10

【0068】

ある実施例では、内視鏡105は2つ以上のレベルの解像度を与えるように構成され、視野情報と被写界深度情報の調和、又は照明及び又はここに説明される画像処理手順を適応することによって他の画像パラメータ間の調和を可能にする。

【0069】

図6A及び6Bは、発明の幾つかの実施例による、コアの異なる構成を有するファイバー横断面の高度な概略図である。図6Cは、発明の幾つかのジッシ例による、中実なコア及び中空なコアのファイバーの比較した実験結果を示している。

20

【0070】

コアの構成(寸法、材料、空間)はコア115間のクロストークを削減すると共にその結束による影響を減少させるように設計されてもよい。例えば、クロストーク野「削減は、コア間に物的障壁を作ること又は反クロストーク層を使用することによって製造過程で達成されてもよい。コア空間は特定の閾値以下の隣接するコア115間のクロストークを削減するために選択されてもよい。例えば、クロストークはコアの間隔を空けること(例えば、コア間に少なくとも4マイクロ)及びコアとクラディングの間の屈折率を増加させることにより削減可能である。コアは空気穴又は(組み込まれたナノ粒子で)ドーブされたポリマー材料のような構造により空間を空けられてもよい。コア115は中空で、ポリマー材料製であり及び又はナノ粒子を含んで屈折率を制御する。ある実施例では、コントラストはハードウェアを外部のホールアレイで置換することにより向上させてもよい。ある実施例では、光素子(例えば、光莉素子)は、ファイバー100の近位端での出力と画像システムとの間に追加され、クラディング113から来る出力をブロックし、それにより光コア115から出て行く情報だけを送るように構成されてもよい。光素子はすべてのコア配置のための1の値とすべてのクラディング配置のためのゼロの値を有する強度マスクを備え、検出器91に伝播するコアからのすべて及び唯一の情報を作る。

30

【0071】

ある実施例では、コア115とクラディング113との間の屈折率の差が十分大きくなるように設計され、及び又は中間素子111は異なるコア115に伝播する放射線間の相互作用を減少させるように導入されていてもよい。コア115及び又はクラディング113及び又は素子111は組み込まれたナノ粒子を有するポリマーを備えていてもよい。特定の波長のナノ粒子のプラズモン共鳴により、有効な増加した屈折率はドーブされた材料を得られてもよい。特定の波長は照明源85(例えば、3個又はは4個のカラーレーザー)の波長帯域(例えば、数nm以内、例えば、最大で±5nm)に近くなるように選択されてもよい。プラズモン共鳴と照明レーザーの帯域幅の両方ともに狭いので、それらは照明波長のナノ粒子により有効に増加した屈折率をもたらすように調和されてもよいことに注意すべきである。

40

【0072】

ある実施例では、光結合が得られない中空なコアはコア115間に中間素子111とし

50

て組み合わせられてもよい（図 6 A 参照）。中空なコア 1 1 1 は光が伝導する中実なコア 1 1 5 とそれらを取り囲む媒体 1 1 3 と間の有効な屈折率の差を減少させるために使用されてもよい。

【0073】

ある実施例では、コア 1 1 5 は中空であり（図 6 B）、ドーブされた又はドーブされていない固体ポリマーにより隔離されていてもよい。中空なコア 1 1 5（空気穴）は材料ロスを非常に著しく減少させるように示され（図 6 C）、これにより、ガラス繊維に比較して大きいロスのあるポリ間ファイバー 1 0 0 を使用する時、非常に有利である。ポリマーファイバーの主な利点は、それらが柔軟性を有し、ある内視鏡の適用下（例えば、上述したような腎臓結石の処置）において要求される強い屈曲を可能することである。

10

【0074】

（クラディング 1 1 3 及び中間素子 1 1 1 のための）ファイバー材料及びドーピングはファイバー 1 0 0 の要求される屈折率及び機械特性により選択されてもよく、各種タイプの生体適合性（又は、例えば医療使用でない場合の生体適合性でない）ポリマーを備え、可能な限り屈折率に影響を与えるナノ粒子によりドーブされる。照明波長範囲とナノ粒子のタイプのいずれか又は両方は屈折率の変化を最適化するために選択され、コアを介する放射線伝達を最適化する。いずれかの実施例では、コアの直径 D_1 、中間素子 D_2 の直径、及びコア間の距離 L は、特定の光学的性能パラメータを達成するために構成されてもよい。

【0075】

図 7 は、発明の幾つかの実施例による、方法 2 0 0 を示す高度な概略フローチャートである。データ処理段階及び制御段階は各プロセッサにより実行され、アルゴリズムは、そこに明白に具体化されているコンピュータで使用可能なプログラムコードを有するコンピュータで使用可能な媒体を備える各コンピュータプログラム製品により実行され、コンピュータで使用可能なプログラムコードは各段階の少なくとも一部分を実行するように構成される。

20

【0076】

方法 2 0 0 は少なくとも数百のコアを有するファイバーから内視鏡を構成することを含み（段階 2 1 0）、例えば、外部の検出器のファイバーに沿って反射された照明を送るように構成される多芯画像領域又は多芯先端を有する。方法 2 0 0 は、近視野画像（ファイバー先端での目標画像）を実行し（段階 2 1 2）、及び又は遠視野画像（ファイバー先端でのフリー面）を実行する（段階 2 1 4）ことを含んでいる。

30

【0077】

ある実施例では、方法 2 0 0 は一緒にグループ化された複数のファイバーから内視鏡を構成することを含み、それぞれは、 $1/4$ より小さい、又は $1/9$ 以下のフィルファクターで分配される少なくとも百個のコアと、少なくとも 1 個のフォトリック照明ファイバーと、を有し、そこから送られた放射線に関してコアをグループ単位で取り扱うことで三元検知を行い、コア間のピッチ距離上でのマイクロ走査により超解像撮像を実行し、ファイバーの遠位端に先端に少なくとも 1 つの光素子を構成し、ファイバーの先端に面してそれに一致する領域を超えて視野及び又は被写界深度を高める。

40

【0078】

方法 2 0 0 はコア間のロス及び又はクロストークを減少させるために以下の段階の少なくとも 1 つを備えている。該段階は、照明（及び画像）波長に近いプラズモン共鳴を有するナノ粒子をクラディングに組み込むこと（段階 2 2 0）と、（可能な限り、ナノ粒子を組み込む）コアと異なる屈折率を有する中間素子によりコアに空間を空けること（段階 2 3 0）、例えば 0.1 により、と、空気穴によりコアに空間を空けて（段階 2 3 5）空気穴としてコアを構成すること（段階 2 4 0）と、を含み、それらの空間を空けることにより隣接するコア間のクロストークを減少させること（段階 2 4 5）を含んでいる。

【0079】

ある実施例では、方法 2 0 0 は、処置、吸込み、及び又は照明のための作業路としてフ

50

ファイバーに1つ以上の穴を組み込むことをさらに含んでいる（段階250）。

【0080】

ある実施例では、方法200は処置及び又は照明をまとめて作業する幾つかのファイバーに分割すること（段階260）及び又はファイバー又は穴の周囲にさらなるファイバーを組み込むこと（段階265）をさらに含んでもよい。方法200は作業路を介して組み込まれたファイバーを冷却することを含んでもよい（段階267）。ある実施例では、方法200は、処置中に光入力を使用して光学的又は自動的に処置及び又は吸込みを制御すること（段階270）と、内視鏡により体内の石、例えば、尿道鏡の構成で腎臓結石を処置すること（段階275）をさらに含んでもよい。

【0081】

方法200は、遠位端の光素子を有しないレンズなしの構成を使用すること（段階277）及び又は遠位端の光素子を使用して視野、被写界深度を制御すること、例えば、ファイバー先端に光素子を取り付け又は製造すること（段階280）により、画像多重化を実行し及び又は画像パラメータを決定すること（段階282）をさらに含んでもよい。方法200は、ダイバーの先端に面してそれに一致する領域を超えて内視鏡の視野及び又は被写界深度を高めることを含んでもよい（段階285）。方法200は、穴に面する領域を撮像するように光素子を構成し（段階290）、閉塞された開口を有するレンズを使用し（段階292）、コアと光通信する多数のプリズムを使用し（段階295）、穴に面する領域を撮像するようにプリズムを構成し（段階300）、例えば、各プリズムを1つ以上のコアに結びつけ（段階305）、異なる偏光、波長、波長範囲、及び又は照明のタイミングを使用して穴に面する領域を撮像し（段階310）、前者の場合に偏光多重化のため複屈折光素子を使用すること（段階315）を含んでもよい。

【0082】

ある実施例では、方法200は、（検出された放射線上で）超解像アルゴリズムを実行し、解像祖、視野及び又は被写界深度を高めることをさらに含んでもよい（段階320）。

【0083】

ある実施例では、方法200は、先端の横断面上で（検出器の画素順序に関して）不規則にコアを分配すること（段階332）と、小さいフィルファクターにコアを分配すること（段階334）と、先端に面する領域のマイクロ走査を実行すること（段階336）のいずれかをさらに含んでもよい。ある実施例では、方法200は、異なる先端位置上で画素焦点を最適化すること（段階338）により、例えば、異なる先端位置で取得された複数の画像から各画素の最良の焦点を選択すると共に、それらの選択された最良の焦点の画素から改善された画像を構成することにより、画像を高めることを含んでもよい。

【0084】

ある実施例では、方法200は、可能な限りグループに対するコアの動的割り当てにより、コアをグループ単位で取り扱い、各グループにより波面検知を実施することを含んでもよい（段階340）。方法200は、明視野検知を実行すること、すなわち、近視野およびマルチモードで作業する異なるコアで光方向を比較することを含んでもよい。

【0085】

ある実施例では、方法200は、非画像波長を使用してさらなる視野及び又は被写界深度の情報を提供することをさらに含んでもよい（段階350）。方法200は、可能な限り非画像、診断波長範囲を使用して診断データを収集することを含んでもよい（段階360）。実施例の幾つかでは、方法200は腹腔鏡又は尿道鏡として内視鏡を構成することを含んでもよい（段階370）。

【0086】

方法200は、標準化されたファイバーモジュールからファイバーを製造することをさらに含んでもよい（段階380）。ある実施例では、方法200は、ファイバーモジ

10

20

30

40

50

ジュールを所望なファイバーの横断面の形式又は構成に詰め込むことを含んでいる（段階 382）。方法 200 は、ファイバーに沿ってファイバーモジュールの空間的環形を変更することを含み、例えば、遠位端にファイバーモジュールの周囲の配置を有し、ファイバーの近位端にファイバーモジュールのコンパクトな配置を有している。

【0087】

ある実施例では、方法 200 は、絶縁体として他のファイバーモジュールで、幾つかのファイバーモジュールに伝導性被覆を施すことをさらに含み、例えば、伝導性被覆を介してファイバー先端に電磁気エネルギーを送り、例えば、ファイバー先端を加熱し（段階 390）、ファイバー先端及び又はファイバー先端の周囲に関連する素子を加熱する。

【0088】

図 8A ~ 8E は、発明の幾つかの実施例による、バンドルファイバーのための実験撮像結果の高度な概略図である。画像構成は図 1B に概略的に示されている。表示された結果は上述した画像処理アルゴリズムの適用前の生データを示している。図 8A ~ 8C は 2 × 2 のバンドルファイバーを使用する 3 つの異なる目標の画像を示している（4 つの副画像で明らかのように、それぞれは 1 つのファイバーモジュールから受け取り、ファイバーモジュール当り 450 μ の側部と約 23000 コアを有している）。目標はそれぞれ、解像度の目標、性質（人と人形）、及び解剖モデルである。図 8D は、約 500000 コアを有して直径 1.8 mm の 1 つの多芯ファイバーによる画像を示している。両方の構成は現在のファイバーにより達成できない非常に高い解像度を達成する。図 8E は取得画像に適用される画像向上アルゴリズムを使用することで達成される結果を示している。

【0089】

上記説明では、実施例は発明の例示又は実例である。「一実施例（one embodiment）」、「一実施例（an embodiment）」、「ある実施例（certain embodiment）」又は「幾つかの実施例（some embodiment）」の各種表現は幾つかの実施例にすべて関連しているとは限らない。

【0090】

発明の各種特徴が一つの実施例の文脈で説明されているが、その特徴は別個に又は適切な組み合わせで与えられてもよい。反対に、発明は明瞭にするため別個の実施例の文脈でここに説明されているが、発明は一つの実施例で実行されてもよい。

【0091】

発明のある実施例は上述した異なる実施例からの特徴を含んでいてもよく、ある実施例は上述した他の実施例からの要素を組み込んでよい。特定の実施例の文脈における発明の要素の説明は特定の実施例だけの使用に限定されるものではない。

【0092】

さらに、発明は各種方法で実行又は実施されることができ、発明は上記説明で概説されたもの以外のある実施例で実施することも可能であることは理解されるべきである。

【0093】

発明はそれらの図又は対応する説明に限定されるものではない。例えば、流れはそれぞれ示されたボックスまたは状態を通して、又は示されて説明されたものと丁度同じ順番で動作される必要はない。

【0094】

ここに使用される技術的及び科学的用語の意味は、別に定義されない限り、発明の属する当業者によって通常理解されるものである。

【0095】

発明は限定された数の実施例に関して説明されているが、これらは発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではなく、むしろ好適な幾つかの実施例の例示であると解釈されるべきである。他の可能な変形、修正、及び適用も本発明の範囲で可能である。したがって、発明の範囲は、説明されたものによって限定されるべきではなく、添付した請求項及びそれらの法的な同等物によるべきである。

10

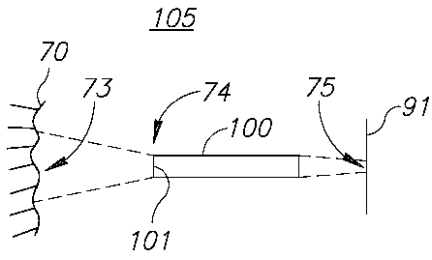
20

30

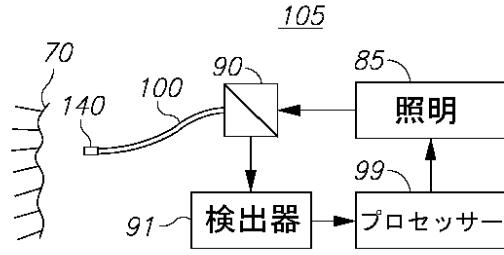
40

50

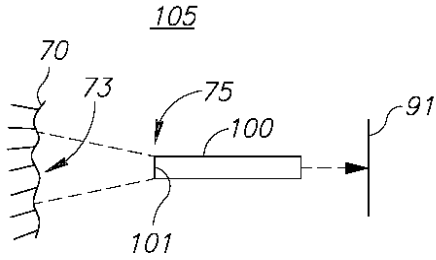
【図 1 A】



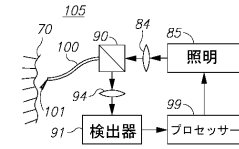
【図 1 C】



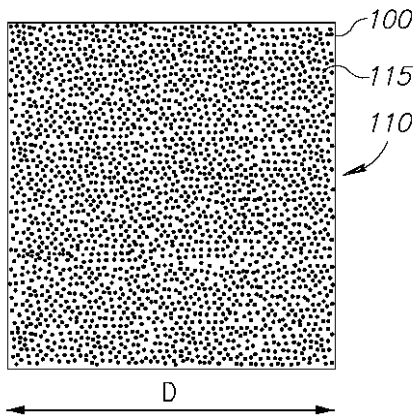
【図 1 B】



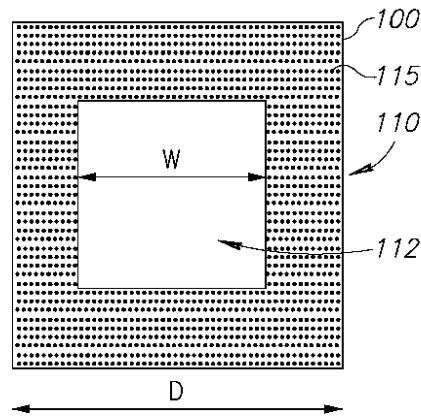
【図 1 D】



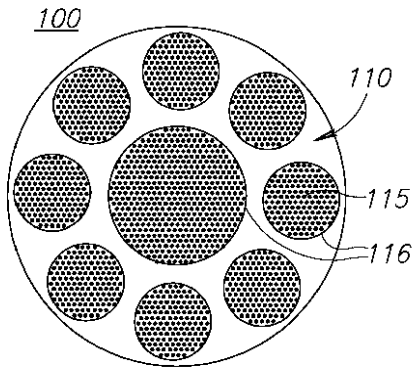
【図 2 A】



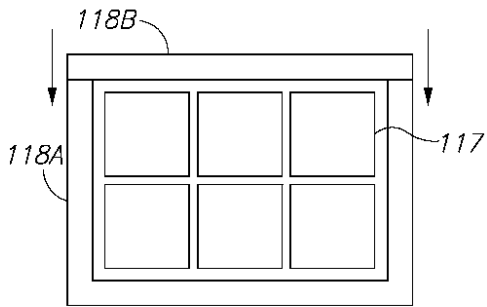
【図 2 B】



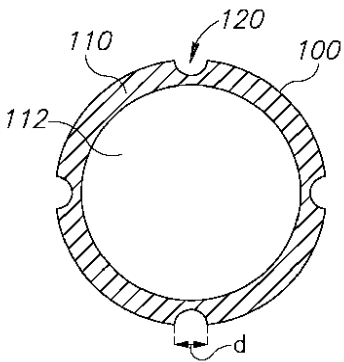
【図 2 C】



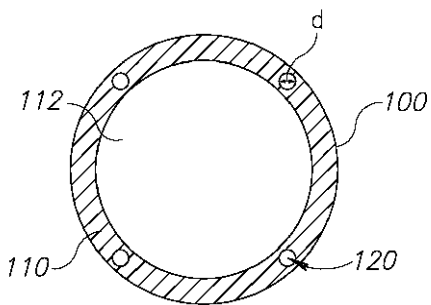
【図 2 D】



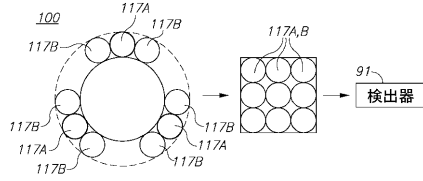
【図 3 B】



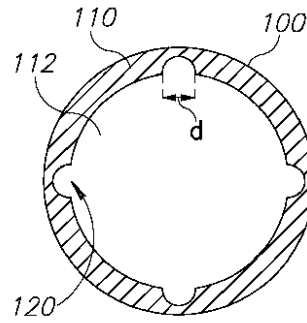
【図 3 C】



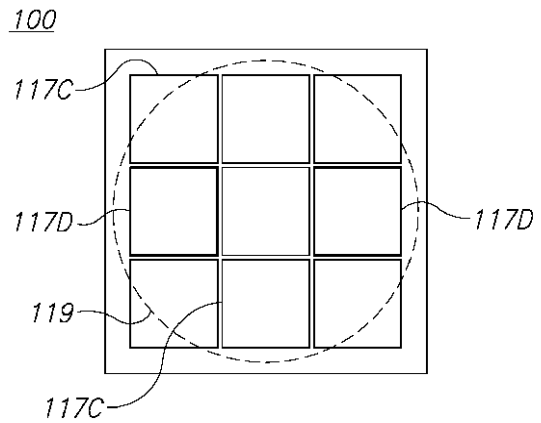
【図 2 E】



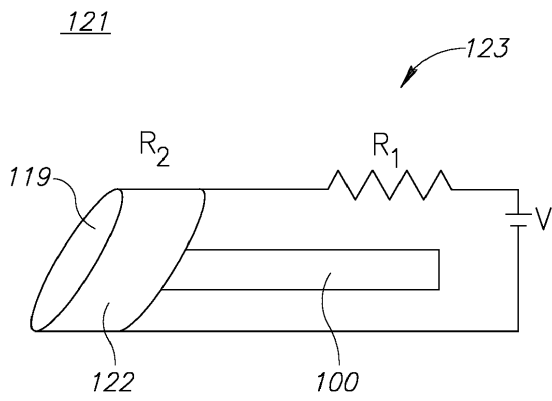
【図 3 A】



【図 3 D】



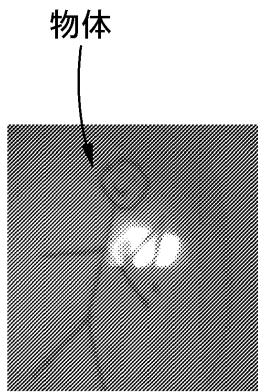
【 図 3 E 】



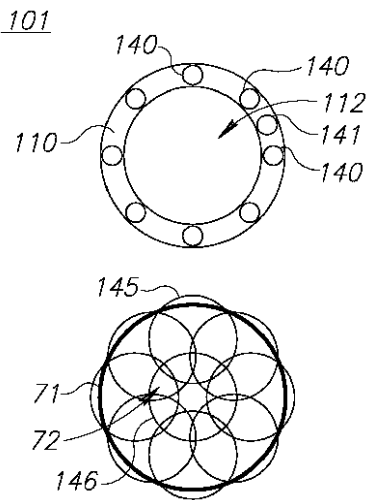
【 図 3 F 】



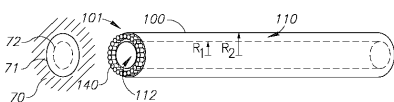
【 図 3 G 】



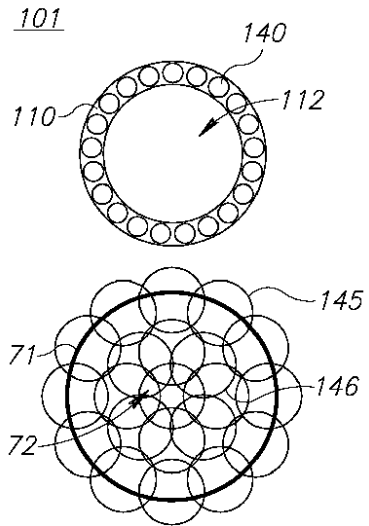
【 図 4 B 】



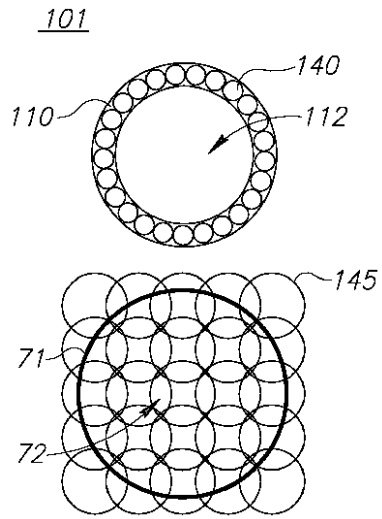
【 図 4 A 】



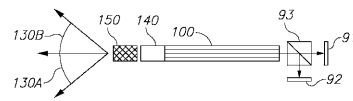
【 図 4 C 】



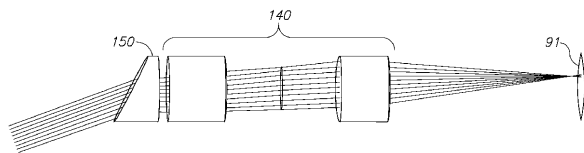
【 図 4 D 】



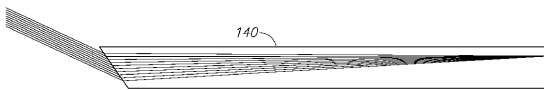
【 図 5 A 】



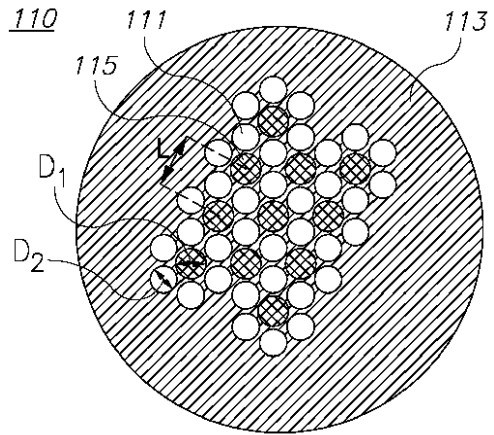
【 図 5 B 】



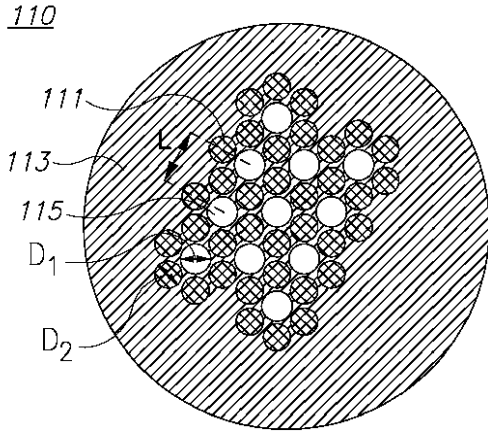
【 図 5 C 】



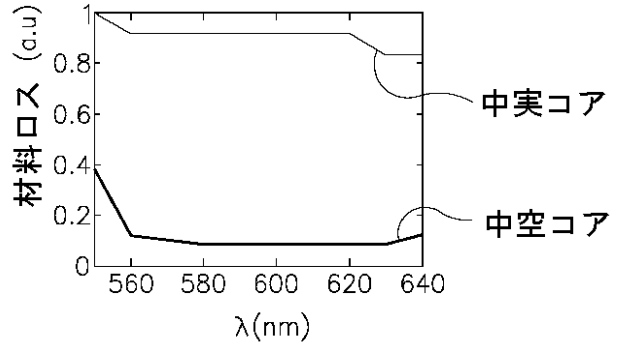
【 図 6 A 】



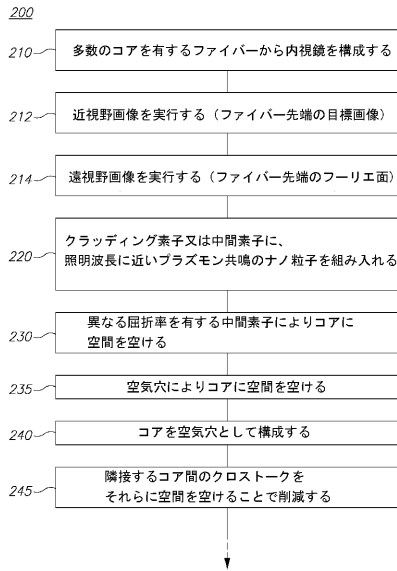
【図6B】



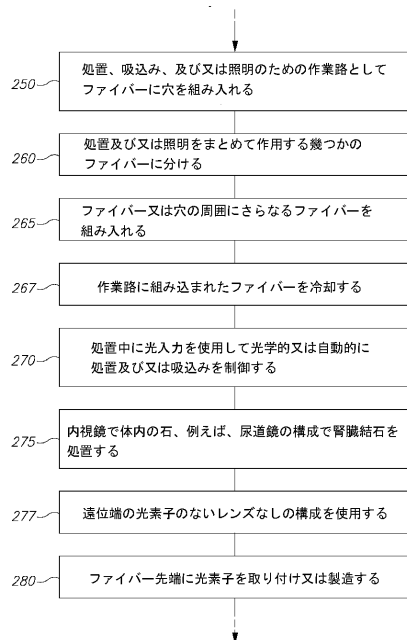
【図6C】



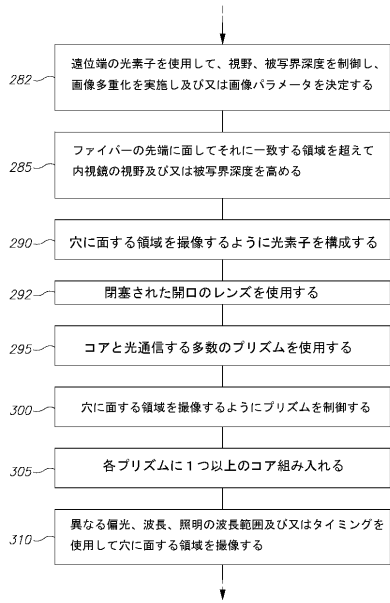
【図7A】



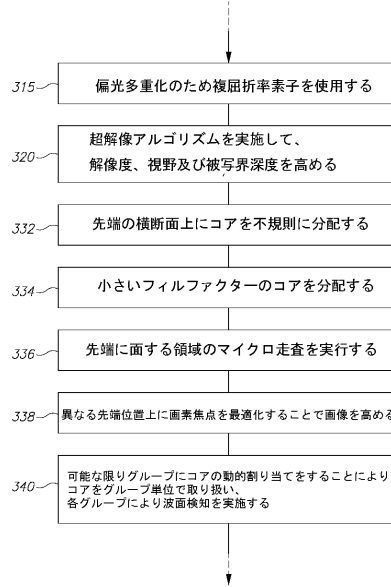
【図7B】



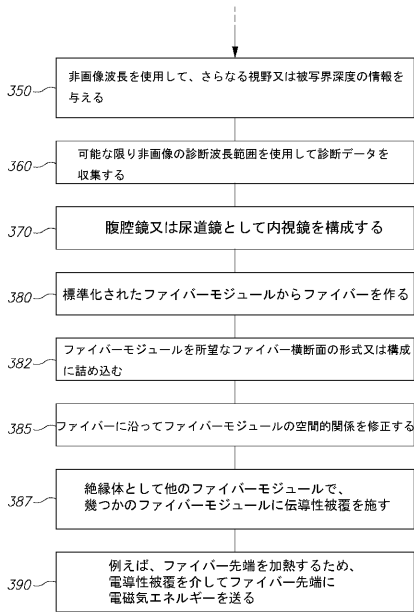
【 図 7 C 】



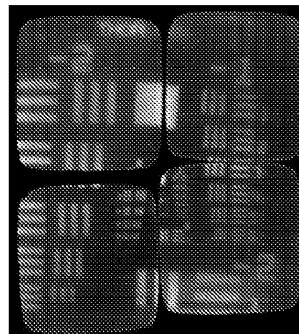
【 図 7 D 】



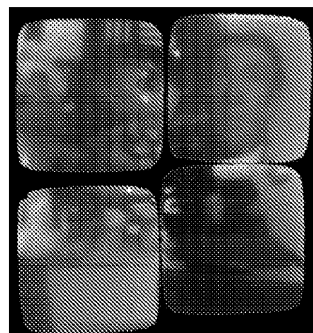
【 図 7 E 】



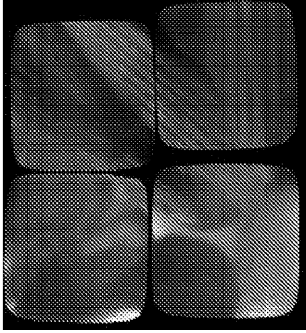
【 図 8 A 】



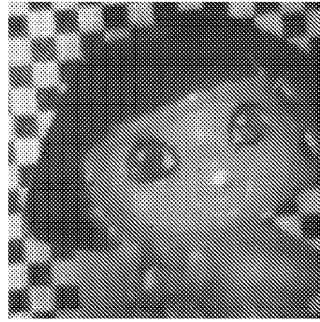
【 図 8 B 】



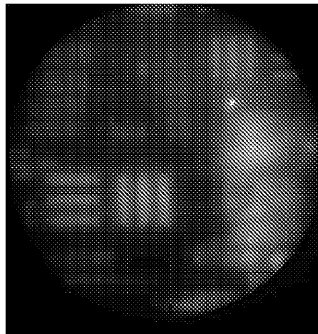
【 図 8 C 】



【 図 8 E 】



【 図 8 D 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL2015/050756
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC (2015.01) A61B 1/07 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 (2015.01) A61B 1/07 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) Databases consulted: Esp@cenet, Google Patents, FamPat database, PatBase		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1918743 A1 KUDOU MANABU et al. 07 May 2008 (2008/05/07) The whole reference	58,59,61,68,69,75, 78-80
A	The whole reference	1-57,60,62-67,70-74, 76,77
A	US 2013278740 A1 ZALEVSKY ZEEV et al. 24 Oct 2013 (2013/10/24) The whole reference	1-80
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 Oct 2015		Date of mailing of the international search report 05 Nov 2015
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 DAVIDI Ariel Telephone No. 972-2-5651727

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/IL2015/050756

Patent document cited search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication Date
EP 1918743 A1	07 May 2008	EP 1918743 A1	07 May 2008
		CN 101178460 A	14 May 2008
		CN 101178460 B	20 Apr 2011
		JP 2008116745 A	22 May 2008
		JP 4892316 B2	07 Mar 2012
		US 2008107386 A1	08 May 2008
		US 7418178 B2	26 Aug 2008
US 2013278740 A1	24 Oct 2013	US 2013278740 A1	24 Oct 2013
		EP 2661211 A1	13 Nov 2013
		JP 2014502902 A	06 Feb 2014
		WO 2012093401 A1	12 Jul 2012

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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

(72)発明者 ザレブスキー, ズィ ヴ

イスラエル ロッシュ ハ アイン 4 8 5 6 5 2 5 ハーモン ストリート 1

(72)発明者 クレメール - タル, シーガル

イスラエル ラマトハシャロン 4 7 2 4 5 2 3 ハメヤスディム ストリート 5 9

(72)発明者 ズィグドン, デイヴィッド

イスラエル テル アヴィヴ 6 9 6 2 0 8 4 デイヴィッドアヴィダン ストリート 1 8

Fターム(参考) 4C161 AA15 AA24 CC04 FF46 JJ20

专利名称(译)	多芯光纤内窥镜		
公开(公告)号	JP2017524505A	公开(公告)日	2017-08-31
申请号	JP2017524140	申请日	2015-07-22
[标]申请(专利权)人(译)	ZSQUARE		
[标]发明人	シャームーンアサフ ズウォトニックアレックス ザレブスキーズィヴ クレメールタルシイーガル ズィグドンデイヴィッド		
发明人	シャームーン,アサフ ズウォトニック,アレックス ザレブスキー,ズィーヴ クレメール-タル,シイーガル ズィグドン,デイヴィッド		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.732		
F-TERM分类号	4C161/AA15 4C161/AA24 4C161/CC04 4C161/FF46 4C161/JJ20		
优先权	62/028346 2014-07-24 US 62/119832 2015-02-24 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种内窥镜，多芯内窥镜纤维以及一种构造和操作方法。光纤具有数百或数千个纤芯，并在可能的情况下将工作路径与其他光纤集成在一起。纤维以不同的光学配置用于在远端获取组织和物体的图像，从而增强了图像光学特性的广泛范围，例如分辨率，视野，景深，波长范围等。可以在内窥镜下实现近场图像以及远场图像，并且可以使用它们各自的光学功能来优化图像。光学元件可以与远侧光纤尖端一起使用，或者远侧光纤尖端可以是无透镜的。实现诊断和光学处理的反馈回路，并且照明适于提供全彩色图像，深度估计，改善的视野和/或景深以及附加的诊断数据。 [选择图]图2C

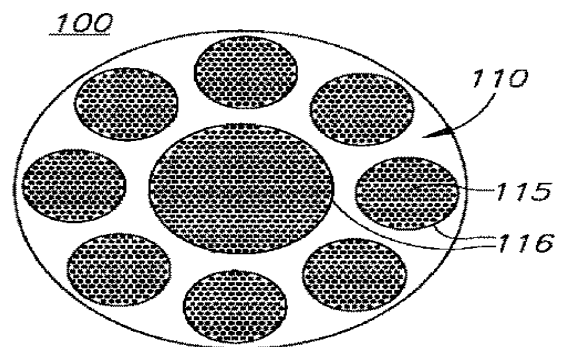


Figure 2C