

(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2014-518710

(P2014-518710A)

(43) 公表日 平成26年8月7日 (2014. 8. 7)

(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 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2014-510776 (P2014-510776)
 (86) (22) 出願日 平成24年5月15日 (2012. 5. 15)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年1月15日 (2014. 1. 15)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2012/059023
 (87) 国際公開番号 W02012/156402
 (87) 国際公開日 平成24年11月22日 (2012. 11. 22)
 (31) 優先権主張番号 11166180.7
 (32) 優先日 平成23年5月16日 (2011. 5. 16)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 513289075
 ユニヴェルシテ・リーブル・ドゥ・ブリュ
 クセル
 ベルギー ビー - 1 0 5 0 ブリュクセル
 アヴェニュー・エフ・デ・ルーズヴェルト
 セ・ペ 1 6 1
 (74) 代理人 100107308
 弁理士 北村 修一郎
 (74) 代理人 100120352
 弁理士 三宅 一郎
 (74) 代理人 100126930
 弁理士 太田 隆司
 (72) 発明者 メルテンス, ベンジャミン
 ベルギー ビー - 1 1 8 0 イクル リュ
 ・クリブヴェルド 4 8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡検査における可視化と三次元復元のための装置

(57) 【要約】

本発明の装置 (10) は、単一モード光ファイバ (70) を介して準単色光を送ることが可能な第1光源 (60) と、光ファイバ組 (140) を介して光を送ることが可能な第2光源 (130) とを有する。前記第1光源 (60) がスイッチ・オンされた時に、回折素子 (210) によって対象領域 (200) にパターン (220) を投影させる。カメラ (190) は、前記第1光源 (60) によって形成された前記パターン (220) と、回折素子 (210) が前記光ファイバ組 (140) の第2断面 (170) を少なくとも部分的にカバーする場合においても、均一に照射されて見える前記第2光源 (130) によって照明された前記対象領域 (200) と、を可視化することが可能である時空分解能を有する。

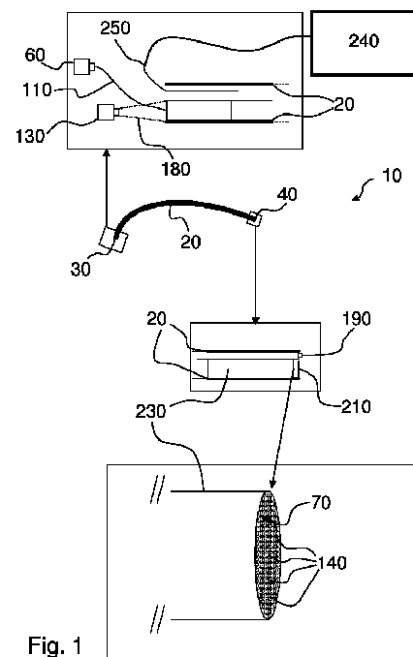


Fig. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象領域（200）の視覚化と三次元復元のための装置（10）であって、

- 近端部（30）と遠端部（40）とを備える筒状シェル（20）、
 - パターン投影光学群、これは以下を有する、
 - 準単色である第1光源（60）、
 - 前記筒状シェル（20）内に配設された少なくとも1つの単一モード光ファイバ（70）、これは第1端部（80）と第2端部（90）と第1断面（100）とを有し、前記第1断面（100）を通して光を搬送可能であり、前記第1端部（80）は前記近端部（30）に位置し、前記第2端部（90）は前記遠端部（40）に位置する、
 - 前記第1光源（60）と前記第1端部（80）との間の第1光路（110）、
 - 照明光学群、これは以下を有する、
 - 第2光源（130）、
 - 前記筒状シェル（20）内に配置された光ファイバ組（140）、当該光ファイバ組（140）は第3端部（150）と第4端部（160）と第2断面（170）とを有し、前記第3端部（150）は前記近端部（30）に位置し、前記第4端部（160）は前記遠端部（40）に位置する、
 - 前記第2光源（130）と前記第3端部（150）との間の第2光路（180）、
 - 前記遠端部（40）において前記第1断面（100）をカバーする回折素子（210）、
 - 時空分解能を有するカメラ（190）、
- を有し、以下を特徴とする、
- 前記少なくとも1つの単一モード光ファイバ（70）と前記光ファイバ組（140）とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束（230）内に含まれ、
 - 前記回折素子（210）は前記第4端部（160）において前記光ファイバ組（140）の前記第2断面（170）を少なくとも部分的にカバーし、
 - 前記カメラ（190）の前記時空分解能は、当該カメラ（190）が、前記対象領域（200）において前記パターン投影光学群と前記回折素子（210）とによって作り出されたパターン（220）の画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる前記照明光学群によって作り出された前記対象領域（200）の二次元画像を提供可能であるように構成されている、装置（10）。

【請求項 2】

前記回折素子（210）は、前記第4端部（160）において前記光ファイバ組（140）の前記第2断面（170）の、少なくとも30%、好ましくは少なくとも50%、より好ましくは少なくとも70%をカバーする請求項1に記載の装置（10）。

【請求項 3】

前記回折素子（210）は、前記第4端部（160）において前記光ファイバ組（140）の前記第2断面（170）を完全にカバーする請求項1または2に記載の装置（10）。

【請求項 4】

前記照明光学群は、前記第4端部（160）において非コヒーレントな光を提供可能である請求項1～3の何れか一項に記載の装置（10）。

【請求項 5】

前記カメラ（190）は、 $A_{\text{cam}} < 2.4 D_{\text{bundle}}$ となる外径 A_{cam} を有する請求項1～4の何れか一項に記載の装置（10）。

【請求項 6】

前記カメラ（190）は、 $A_{\text{cam}} < 0.6 D_{\text{bundle}}$ となる外径 A_{cam} を有する請求項1～5の何れか一項に記載の装置（10）。

【請求項 7】

前記対象領域（200）は、 ϕ に等しい外径を有し、前記カメラ（190）と前記光フ

ファイバ組（１４０）の第４端部（１６０）とは、前記対象領域（２００）から同じ距離Ｌに位置し、前記第２光源（１３０）はλに等しい中心周波数を有する準単色光源であり、そして、前記カメラ（１９０）は、 $N_1 < 2\phi / L \quad D_{bundle} / \lambda$ となる、一つの方向に沿った画素数 N_1 を有する請求項１～６の何れか一項に記載の装置（１０）。

【請求項８】

前記カメラ（１９０）は前記遠端部（４０）に配置される請求項１～７の何れか一項に記載の装置（１０）。

【請求項９】

前記パターン投影光学群と前記回折素子（２１０）とは、前記対象領域（２００）において無相関パターンを提供可能に構成されている請求項１～８の何れか一項に記載の装置（１０）。

10

【請求項１０】

前記パターン投影光学群と前記回折素子（２１０）とによって作り出されたパターン（２２０）の第１画像を、前記照明光学群によって作り出された第２画像から識別するために多重化が使用される請求項１～９の何れか一項に記載の装置（１０）。

【請求項１１】

前記多重化は、前記第１光源（６０）から発生される光をパルス状にする時間多重化である請求項１～１０の何れか一項に記載の装置（１０）。

【請求項１２】

前記光ファイバ組（１４０）はマルチモードの光ファイバを含む請求項１～１１の何れか一項に記載の装置（１０）。

20

【請求項１３】

前記光ファイバ組（１４０）は、少なくとも１００本の単一モード光ファイバを含む請求項１～１２の何れか一項に記載の装置（１０）。

【請求項１４】

前記第２光源（１３０）と前記第１端部（８０）との間の第３光路を有する請求項１～１３の何れか一項に記載の装置（１０）。

【請求項１５】

操作のためのツールを挿入し、前記遠端部（４０）において哺乳類の組織を切除するのに適したジオメトリを有する前記筒状シェル（２０）内の複数の通路を有する請求項１～１４の何れか一項に記載の装置（１０）。

30

【請求項１６】

対象領域（２００）の可視化と三次元復元のための装置（１０）であって、
 - 近端部（３０）と遠端部（４０）とを備える筒状シェル（２０）、
 - パターン投影光学群、これは以下を有する、
 - 準単色光源（６５）、
 - 前記筒状シェル（２０）内に配設された少なくとも１つの単一モード光ファイバ（７０）、これは第１端部（８０）と第２端部（９０）と第１断面（１００）とを有し、前記第１断面（１００）を通して光を搬送可能であり、前記第１端部（８０）は前記近端部（３０）に位置し、前記第２端部（９０）は前記遠端部（４０）に位置する、
 - 前記準単色光源（６５）と前記第１端部（８０）との間の第１光路（１１０）、
 - 照明光学群、これは以下を有する、
 - 同じ準単色の光源（６５）、
 - 前記筒状シェル（２０）内に配置された光ファイバ組（１４０）、当該光ファイバ組（１４０）は第３端部（１５０）と第４端部（１６０）と第２断面（１７０）とを有し、前記第３端部（１５０）は前記近端部（３０）に位置し、前記第４端部（１６０）は前記遠端部（４０）に位置する、
 - 前記準単色光源（６５）と前記第３端部（１５０）との間の第２光路（１８０）、
 - 前記遠端部（４０）において前記第１断面（１００）をカバーする回折素子（２１０）

40

50

- 時空分解能を有するカメラ (1 9 0) 、
を有し、以下を特徴とする、

- 前記少なくとも 1 つの単一モード光ファイバ (7 0) と前記光ファイバ組 (1 4 0) とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束 (2 3 0) 内に含まれ、
- 前記回折素子 (2 1 0) は前記第 4 端部 (1 6 0) において前記光ファイバ組 (1 4 0) の前記第 2 断面 (1 7 0) を少なくとも部分的にカバーし、
- 前記カメラ (1 9 0) の前記時空分解能は、当該カメラ (1 9 0) が、前記対象領域 (2 0 0) において前記パターン投影光学群と前記回折素子 (2 1 0) とによって作り出されたパターン (2 2 0) の画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる前記照明光学群によって作り出された前記対象領域 (2 0 0) の二次元画像を提供可能であるように構成されている、装置 (1 0) 。

10

【請求項 1 7】

前記カメラ (1 9 0) は、 $A_{cam} < 2 \cdot 4 D_{bundle}$ となる外径 A_{cam} を有する請求項 1 6 に記載の装置 (1 0) 。

【請求項 1 8】

前記対象領域 (2 0 0) は、 ϕ に等しい外径を有し、前記カメラ (1 9 0) と前記光ファイバ組 (1 4 0) の第 4 端部 (1 6 0) とは、前記対象領域 (2 0 0) から同じ距離 L に位置し、前記準単色光源 (6 5) は λ に等しい中心周波数を有し、そして、前記カメラ (1 9 0) は、 $N_l < 2 \phi / L \cdot D_{bundle} / \lambda$ となる、一つの方向に沿った画素数 N_l を有する請求項 1 6 または 1 7 の装置 (1 0) 。

20

【請求項 1 9】

対象領域 (2 0 0) の可視化と三次元復元のための方法であって、

- 少なくとも 1 つの単一モード光ファイバ (7 0) の第 1 断面 (1 0 0) を介して準単色光を前記対象領域 (2 0 0) に送る工程と、
- 第 2 断面 (1 7 0) を有する光ファイバ組 (1 4 0) を介して前記対象領域 (2 0 0) に光を送る工程と、
- 時空分解能を有するカメラ (1 9 0) を使用して前記対象領域 (2 0 0) の画像を取得する工程と、

を有し、以下の特徴、即ち、

- 前記少なくとも 1 つの単一モード光ファイバ (7 0) と前記光ファイバ組 (1 4 0) とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束 (2 3 0) 内に含まれ、
- 前記回折素子 (2 1 0) は前記光ファイバ組 (1 4 0) の前記第 2 断面 (1 7 0) を少なくとも部分的にカバーし、そして
- 前記カメラ (1 9 0) の前記時空分解能は、当該カメラ (1 9 0) が、前記対象領域 (2 0 0) において前記単一モード光ファイバ (7 0) と前記回折素子 (2 1 0) とから出る光によって作り出されたパターン (2 2 0) の画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる前記光ファイバ組 (1 4 0) から出る光によって作り出された前記対象領域 (2 0 0) の二次元画像を提供可能である、方法。

30

【請求項 2 0】

前記光ファイバ束 (2 3 0) を含む筒状シェル (2 0) に接続された外科器具を提供する工程を有する請求項 1 9 に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の分野に関する。より詳しくは、第1の態様に依れば、本発明は、対象領域の可視化と三次元復元のための装置に関する。第2の態様に依れば、本発明は方法に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、臨床医が結腸直腸がんや食道がん等の疾患をスクリーニングするべく内臓を

50

可視化することを可能にする。特許文献 1 に記載されているように、内視鏡は外科器具(通常は連結アーム)と接続されて、従来の外科手術よりも低侵襲性の局所外科手術を可能にすることができる。内視鏡は、対象領域の照明とカメラによるその可視化とを可能にする。通常のビデオカメラでは、三次元が必要であるため、臨床医は、外科器具を空間において位置決めすることができない。それゆえ、臨床医は、低侵襲性の三次元ビューシステム或いは三次元復元システムを有する内視鏡装置を望んでいる。対象領域の三次元復元は、その対象領域に送られた既知のパターンの変形を分析することによって行うことができる。

【0003】

対象領域の可視化と三次元復元とを可能にする内視鏡の具体例は、特に特許文献 2, 3 に記載されている。特許文献 3 に記載の装置は、レーザ投影システムと照明システムとを有している。当該レーザ投影システムは、単一モード光ファイバを介してコヒーレント(coherent)な光を内視鏡の遠端部に配置された回折格子(または回折素子)に送るレーザを有している。これによって、対象領域にパターンが形成される。対象領域上のこのパターンの変形を分析することによって、その三次元復元を行うことができる。照明システムは、レンズ組を通して対象領域を照明する内視鏡の遠端部に配置された発光ダイオード(LED)を有する。同じ遠端部に位置するカメラによって前記パターンと前記LED光源によって照明された対象領域とを可視化することが可能である。このように特許文献 3 に記載の装置は、対象領域の可視化と三次元復元とを可能にするものであるが、一般的な内視鏡に対してかなり重大な変更を必要とするものである。

【0004】

特許文献 2 の図 1 は、撮像通路と、照明通路と投影通路とを有する内視鏡の一例を図示している。前記撮像通路を介して画像を取得するためにCCDカメラが使用される。前記投影通路を介して、レーザダイオードからなるコリメート光源とホログラフ格子とを使用して構造化された光(structured light)を発生する。対象領域のこの構造化された光の変形を分析することによって、その三次元復元を行うことができる。対象領域を照明するために白色光源が使用される。特許文献 2 に図示されているもののようなシステム欠点は、このシステムは十分にコンパクトではなく、製造が相対的に困難であることにある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】US 2007 / 0197862 号明細書

【特許文献 2】US 2010 / 0149315 号明細書

【特許文献 3】CN 201429412 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の課題は、よりコンパクトで製造がもっと容易な、対象領域の視覚化と三次元復元のための装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この目的のために、本発明の装置は、

- 近端部と遠端部とを備える筒状シェル、
- パターン投影光学群、これは以下を有する、
 - 準単色である第 1 光源、
 - 前記筒状シェル内に配設された少なくとも 1 つの単一モード光ファイバ、これは第 1 端部と第 2 端部と第 1 断面とを有し、前記第 1 断面を通して光を搬送可能であり、前記第 1 端部は前記近端部に位置し、前記第 2 端部は前記遠端部に位置する、
 - 前記第 1 光源と前記第 1 端部との間の第 1 光路、
- 照明光学群、これは以下を有する、

- 第 2 光源、
 - 前記筒状シェル内に配置された光ファイバ組、当該光ファイバ組は第 3 端部と第 4 端部と第 2 断面とを有し、前記第 3 端部は前記近端部に位置し、前記第 4 端部は前記遠端部に位置する、
 - 前記第 2 光源と前記第 3 端部との間の第 2 光路、
 - 前記遠端部において前記第 1 断面をカバーする回折素子、
 - 時空分解能を有するカメラ、
- を有し、以下を特徴とする、
- 前記少なくとも 1 つの単一モード光ファイバと前記光ファイバ組とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束内に含まれ、
 - 前記回折素子は前記第 4 端部において前記光ファイバ組の前記第 2 断面を少なくとも部分的にカバーし、
 - 前記カメラの前記時空分解能は、当該カメラが、前記対象領域において前記パターン投影光学群と前記回折素子とによって作り出されたパターンの画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる前記照明光学群によって作り出された前記対象領域の二次元画像を提供可能であるように構成されている。

10

20

30

40

50

【0008】

カメラがそのような画像を供給することを可能にする時空分解能の種々の具体例を以下に提供する。「前記カメラは均一に照明されて現れる前記照明光学群によって作り出された前記対象領域の二次元画像を提供可能である」とは、このカメラは前記照明光学群によって作り出されたパターン（またはなんらかの干渉現象）の画像を提供することが出来ない、ということの意味する。

【0009】

本発明の前記装置において、第 1 光源は準単色である。単一モード光ファイバから発生する光は光伝播の方向に対して垂直な平面において小さな空間的広がりをも有し、回折素子は前記単一モード光ファイバの第 2 端部において第 1 断面をカバーするので、第 1 光源がスイッチ・オンされると対象領域にパターンが形成される。第 2 光源は照明のために光ファイバ組を通して対象領域に光を送ることができる。前記カメラは、三次元復元のために対象領域にパターンの第 1 画像を提供すること、そして、照明光学群によって照明された対象領域を可視化すること、を可能にする。対象領域におけるパターンの形成を可能にする単一モード光ファイバが、照明目的のために使用される前記光ファイバ組と同じ光ファイバ束に含まれているので、特許文献 2, 3 に記載されているものよりも小さなサイズを有する装置を得ることができる。これらの装置と異なり、対象領域にパターンを形成するためと、均一に表れるその照明とを提供するためとに一組の光キャリアしか使用しない。これによってよりコンパクトな本発明の装置のサイズが減少する。

【0010】

それを通して光を単一モード光ファイバで搬送することが可能な第 1 断面は小さな面積を有する。当該第 1 断面は通常それを通して光が搬送される単一モード光ファイバの断面であるので、この第 1 断面の直径は具体的には通常 $1 \sim 10 \mu m$ である。従って、この第 1 断面をカバーするだけのための回折素子を設けそれを固定することは、可視化と三次元復元のための装置の製造を複雑化する制約となる。従って、本発明者等は、回折素子が第 4 端部において光ファイバ組の第 2 断面を少なくとも部分的にカバーするように構成することを提案する。これにより、回折素子は（小さな）第 1 断面のみをカバーする必要がなくなることから、本発明の装置の製造はそれほど注意を必要としないものとなる。前記単一モード光ファイバと前記光ファイバ組とに対して同じ光ファイバ束を使用することは、更に、他の装置に対して本発明の装置の製造を容易にすることを可能にする。

【0011】

本発明の装置の第 1 実施例において、第 4 端部において光ファイバ組から出る光は準単色（非コヒーレントでない）または非コヒーレントとすることができる。第 4 端部において前記光ファイバ組から出る光のタイプに制約が無いことによって、更に、本発明の装置

の製造が容易になる。第４端部において光ファイバ組から出る光が非コヒーレントでない場合、前記カメラは、当該カメラの時空分解能が上述のように規定されていることから、均一に照明されて現れる照明光学群によって作り出される対象領域の二次元画像を提供することができる。このカメラの時空分解能は、更に、当該カメラがパターン投影光学群と回折素子とによって作り出されるパターンの画像を提供することを可能にする。従って、本発明者等は、よりコンパクトでより製造が容易な、対象領域の可視化と三次元復元のための装置を提案する。

【００１２】

本発明の前記装置はその他の利点も有する。本発明の装置はより小さい、又はよりコンパクトであるので、フレキシビリティが高く、それによってより低侵襲性で、より高速かつ安価な処置を可能にする。そのサイズが小さいことにより、本発明の装置は、外科器具が撮像装置と接続される内視鏡の治療法に使用することも可能である。三次元復元のための回折素子の使用は簡単であり、前記カメラの１ショットで三次元復元を得ることを可能にする。本発明の装置では、スキャニング技術やガルバノメータに取り付けられたミラーは不要である。第２光源が近端部に位置しているので、臨床医は、第２光源が遠端部に位置している場合よりも照明に使用される光の特性を容易に調節することができる。具体的には、臨床医は、研究対象の組織のタイプに応じて照明に使用される光の特性を変えることが可能であることを望む。一般に使用されている内視鏡は、通常、対象領域を照明するために使用される光ファイバ束を有する。たとえば、オリンパス社のモデル G 1 F - H 1 8 0 を参照。本発明の装置の場合、回折素子に準単色光を搬送するのに使用される光ファイバ束からの一つの単一モード光ファイバを備えるだけでよい。LED が遠端部に配置される特許文献 3 に記載の装置と異なり、遠端部に追加の光源は不要である。本発明者等は、パターンの第 1 画像と均一に照明される対象領域の第 2 画像との両方を作り出すために一般に使用されている内視鏡に設けられる光ファイバ束を使用する。従って、特許文献 3 に記載の装置と異なり、本発明の装置では、一般的に使用されている内視鏡からの改造が少なくすむ。その結果、特許文献 3 に記載の装置の製造より、本発明の装置の方がより容易となる。本発明の装置は一般的な内視鏡に対して必要な改造が少ないのでより丈夫でもある（例えば、特許文献 3 に記載の装置と比較して、腐食に対する耐性が高い）。本発明の装置の製造コストは、その製造が容易であることから他の装置よりも低い。

【００１３】

本発明の装置において遠端部に構造化された光（structured light）が形成される。これによって、構造化された光が近端部に形成されてこの近端部から遠端部に送られる場合（例えば、特許文献 2 の図 2 1 に図示されているように）と異なり、光ファイバを介して構造化された光が変形することを回避することが可能となる。特許文献 2 の段落 0 1 0 5 に記載されている装置はリジッドな内視鏡である。本発明者等は、そのサイズが小さいことによってフレキシブルに構成することが可能であり、それによって研究対象のキャビティへの挿入をより容易に行うことを可能にする装置を提案する。

【００１４】

好ましくは、本発明の装置は、回折素子が第４端部において光ファイバ組の第２断面の、少なくとも 3 0 %、好ましくは少なくとも 5 0 %、より好ましくは少なくとも 7 0 % をカバーすることを特徴とする。より好ましくは、回折素子は、第４端部において光ファイバ組の第２断面を完全にカバーする。

回折素子が第４端部において光ファイバ組の第２断面のより大きな部分をカバーする場合、本発明の装置の製造は更に容易になる。

【００１５】

好ましくは、照明光学群は、第４端部において非コヒーレントな光を提供可能である。これにより、どのような前記カメラの時空分解能であっても、当該照明光学群によって作り出された対象領域の二次元画像が均一に照明されて現れる。回折素子を通過する非コヒーレントな光は、具体的には、対象領域にパターンを形成することができない。

【００１６】

好ましくは、前記カメラは、 $A_{cam} < 2 \cdot 4 D_{bundle}$ となる外径 A_{cam} を有する。これにより、前記光ファイバ組の内の二つの外側のファイバによって第4端部に準単色光が提供されるならば、前記カメラが均一に照明される対象領域の二次元画像を提供するという条件が自動的に満たされる。前記パラメータ A_{cam} は、前記カメラのレンズの外径またはダイアフラムの外径とすることも可能である。この外径 A_{cam} は好ましくは調節可能である。

【0017】

好ましくは、前記カメラは $A_{cam} < 0 \cdot 6 D_{bundle}$ となる外径 A_{cam} を有する。これにより、前記光ファイバ組のすべての光ファイバによって第4端部に準単色光が提供される場合に、前記カメラが均一に照明される対象領域の二次元画像を提供するという条件が自動的に満たされる。カメラの外径に関するこの条件は、詳細説明に記載の統計的計算から得られるものである。前記パラメータ A_{cam} は、前記カメラのレンズの外径とすることも可能である。

10

【0018】

好ましくは、前記対象領域は、 ϕ に等しい外径を有し、前記カメラと前記光ファイバ組の第4端部とは、前記対象領域から同じ距離 L に位置し、前記第2光源は λ に等しい中心周波数を有する準単色光源であり、そして、前記カメラは、 $N_l < 2 \phi / L \cdot D_{bundle} / \lambda$ となる、一つの方向に沿った画素数 N_l を有する。これにより、前記光ファイバ組のすべての光ファイバによって準単色光が提供される場合、前記カメラは均一に照明される対象領域の二次元画像を提供する。

20

【0019】

好ましくは、前記カメラは遠端部に配置される。好ましくは、前記カメラは近端部に配置される。この場合、遠端部から光ファイバ束を通してカメラまで画像を搬送するために、通常、光ファイバ等の専用の通路が使用される。この実施例は、重大または危険な環境を調べるために前記装置を使用することを可能にするという利点を有する。危険な環境の一例は、容易に爆発または燃え上がる可能性のあるガスを含むキャビティである。そのような環境の場合、そのようなガスの爆発または火災を誘発する可能性のある電気部材を導入することは望ましくない。近端部に配置されたカメラを使用することのもう一つの利点は、そのカメラの前方に位置するフィルタを容易に交換することが可能であることから、それによって、周波数多重化を容易に実行することができることにある。

30

【0020】

好ましくは、パターン投影光学群と回折素子とは、対象領域において無相関パターンを提供可能に構成されている。パターン投影光学群と回折素子とは、前記対象領域において無相関パターンを提供可能に構成されているので、その三次元復元は容易となる。これにより、パターンの異なる部分が互いに固有となつて、従って容易に同定される。もちろん他の方法も可能である。例えば、Salvi等の、"A state of the art in structured light patterns for surface profilometry" (Pattern recognition, 43 (2010), 2666-2680) を参照。

【0021】

好ましくは、パターン投影光学群と回折素子とによって作り出されたパターンの第1画像を、照明光学群によって作り出された第2画像から識別するために多重化が使用される。より好ましくは、当該多重化は、第1光源から発生される光をパルス状にする時間多重化である。これらの実施例によって、前記パターンをユーザによって可視化される画像から識別することが可能となる。具体的には、パターンは、本発明の装置のユーザの邪魔になる可能性がある。これらの実施例において、ユーザに対して示される画像が前記パターンからフィルタリングされ、処理装置によってパターンを記録し、それを処理する。時間多重化が使用される場合、第1光源は、短い時間フレーム中にパルス化され、前記処理装置は、この第1光源がオフである（前記時間フレームが十分に短くないことを条件として）時にのみユーザに対して前記画像を示す。もう一つの実施例においては、空間多重化が使用され、第1光源のために特定の波長が使用され、前記パターンはユーザによって視覚

40

50

化される画像から容易に抽出される。

【0022】

好ましくは、本発明の前記装置は、光ファイバ組がマルチモードの光ファイバを含むように構成される。

【0023】

好ましくは、光ファイバ組は、少なくとも100本の単一モード光ファイバを含む。より好ましくは、光ファイバ組は、少なくとも1000本の単一モード光ファイバを含む。

【0024】

好ましくは、本発明の前記装置は、更に、第2光源と第1端部との間の第3光路を有する。

10

【0025】

好ましくは、本発明の前記装置は、更に、操作のためのツールを挿入し、遠端部において哺乳類の組織を切除するのに適したジオメトリを有する筒状シェル内の複数の通路を有する。

【0026】

別の好適な実施例において、本発明者等は、対象領域の可視化と三次元復元のための以下を有する装置を提案する。即ち、当該装置は、

- 近端部と遠端部とを備える筒状シェル、
 - パターン投影光学群、これは以下を有する、
 - 準単色光源、
 - 前記筒状シェル内に配設された少なくとも1つの単一モード光ファイバ、これは第1端部と第2端部と第1断面とを有し、前記第1断面を通して光を搬送可能であり、前記第1端部は前記近端部に位置し、前記第2端部は前記遠端部に位置する、
 - 前記準単色光源と前記第1端部との間の第1光路、
 - 照明光学群、これは以下を有する、
 - 同じ準単色の光源、
 - 前記筒状シェル内に配置された光ファイバ組、当該光ファイバ組は第3端部と第4端部と第2断面とを有し、前記第3端部は前記近端部に位置し、前記第4端部は前記遠端部に位置する、
 - 前記準単色光源と前記第3端部との間の第2光路、
 - 前記遠端部において前記第1断面をカバーする回折素子、
 - 時空分解能を有するカメラ、
- を有し、以下を特徴とする、
- 前記少なくとも1つの単一モード光ファイバと前記光ファイバ組とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束内に含まれ、
 - 前記回折素子は前記第4端部において前記光ファイバ組の前記第2断面を少なくとも部分的にカバーし、
 - 前記カメラの前記時空分解能は、当該カメラが、前記対象領域において前記パターン投影光学群と前記回折素子とによって作り出されたパターンの画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる前記照明光学群によって作り出された前記対象領域の二次元画像を提供可能であるように構成されている。

20

30

40

【0027】

この好適実施例においては、一つの光源しか存在しないので製造コストは更に低減される。また、一つの光源しか存在しないことからよりコンパクトな装置を得ることを期待することができる。

【0028】

第2の態様に依れば、本発明は、対象領域の可視化と三次元復元のための方法に関し、この方法は、

- 少なくとも1つの単一モード光ファイバの第1断面を介して準単色光を前記対象領域に送る工程と、

50

- 第2断面を有する光ファイバ組を介して前記対象領域に光を送る工程と、
 - 時空分解能を有するカメラを使用して前記対象領域の画像を取得する工程と、
- を有し、以下の特徴、即ち、
- 前記少なくとも1つの単一モード光ファイバと前記光ファイバ組とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束内に含まれ、
 - 回折素子は前記光ファイバ組の前記第2断面を少なくとも部分的にカバーし、そして、
 - 前記カメラの前記時空分解能は、当該カメラが、前記対象領域において前記単一モード光ファイバと前記回折素子から出る光によって作り出されたパターンの画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる前記光ファイバ組から出る光によって作り出された前記対象領域の二次元画像を提供可能である、構成を備える。

10

【0029】

好ましくは、本発明の前記方法は、更に、前記光ファイバ束を含む筒状シェルに接続された外科器具を提供する工程を有する。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】処理装置との関連する本発明による装置の実施例を示す図である。

【図2】筒状シェルの近端部の本発明の装置の部材を示す図である。

【図3】筒状シェルの遠端部の本発明の装置の部材を示す図である。

【図4】単一モード光ファイバの断面を示す図である。

【図5】対象領域に投影されたパターンの参照ポイントと、カメラにおけるそれらの画像とを示す図である。

20

【図6】対象領域の変位の前後における、対象領域に投影されたパターンの参照ポイントと、カメラにおけるそれらの画像とを示す図である。

【図7】本発明の装置の好適実施例を示す図である。

【図8】本発明の装置の別の好適実施例の近端部材の本発明の装置の部材を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

本発明のこれらおよびその他の態様を、具体例と添付の図面とを参照して以下更に詳細に説明する。これら図面において、一定の縮尺で描かれていない。一般に、これら図面において、同じ部材は同じ参照番号で示されている。

30

【0032】

図1は、処理装置240と関連する、本発明による装置10の実施例を図示している。本発明のこの装置10は、近端部30と遠端部40とを備える筒状シェル20を有する。好ましくは、前記筒状シェル20は、生物的適合性ポリマー材料から形成される。図1の上方部分は、前記近端部30の拡大図であり、図1の下方部分は前記遠端部40の近傍における本発明の装置10の部材の詳細を示している。前記近端部30（遠端部40）の近傍の部材の詳細は図2（図3）にも示されている。本発明の前記装置10は、更に、第1光学群またはパターン投影光学群を有し、これは、準単色である第1光源60と、単一モード光ファイバ70と、前記第1光源60と第1端部80との間の第1光路110とを含む。

40

【0033】

準単色という用語は当業者に知られている。光源の不安定性により、あるいは、終局フーリエ限界においては、それらの有限の放出時間により、純粋な単色放射（または、同様に、純粋な単色光源）は物理的に存在しない。理想的単色放射のように振る舞う光放射がしばしば準単色と呼ばれる。準単色放射の周波数は、ある周波数の回りで強いピークを有する。準単色の定義は、特に、"Shaping and analysis of picoseconds light pulses"

(C. Froehly, B.Colombeau, M. Vampouille, Progress in Optics XX, E. Wolf, North-Holland 1883 (p.79))に記載されている。空間・時間光パルスが空間{x, z}中で移動している時、ここでzは当該光パルスの伝播方向視に沿った座標であり、xはこの伝播方向

50

に対して垂直な平面での座標を示す、任意の時間 t における光フィールドの空間分布は、伝播距離 z でのその空間・時間振幅 $f_z(x, t)$ の知識のみから導くことができる。純粋な単色放射の場合、 $f_z(x, t) = X_z(x) \exp\{j 2\pi v_0 t\}$ であり、ここで j は純粋な虚数である。準単色放射は、通常、回折開口または干渉計に関連する光路差よりも大きなコヒーレンス長を示すものとして定義される（例えばBron and Wolf 1965参照）。より一般的には、準単色光放射は、以下のように定義される。ここで、 $f_z(x, t) = m_z(x, t) \exp\{j 2\pi v_0 t\}$ 、ここで v_0 は、光放射の平均周波数、 j は虚数である、とする。準単色光は空間・時間変調 $m_z(x, t)$ が空間項 $X_z(x)$ と時間項 $\tau_z(t)$ との積に変性(degenerate)する場合にのみに発生する。それ故、 $f_z(x, t) = X_z(x) \tau_z(t) \exp\{j 2\pi v_0 t\}$ は、空間分布 $X_z(x)$ によって変調された時間波列 $\tau_z(t) \exp\{j 2\pi v_0 t\}$ である。この空間分布 $X_z(x)$ は、 $\tau_z(t)$ の空間バンド幅 Δv が $\Delta v < c / \delta_{\max}$ 、（ここで、 c は光の速度、 $\delta_{\max}$ は最大斜め回折角度 θ_0 でのそのような光ビームの最外側光線間の最大光路差）、「準単色」要件を満たすことを条件に、光源からの任意の距離における時間 t で独立維持される（"Shaping and analysis of picoseconds light pulses"（C. Froehly, B.Colombeau, M. Vampouille, Progress in Optics XX, E. Wolf, North-Holland 1883のp.80 図2.1を参照）。 $\delta_{\max}$ は、等式 $\delta_{\max} = \Delta x \sin \theta_0 = \Delta x N_1 c / v_0$ によって、空間幅 Δx と空間項 $X_z(x)$ の最大空間周波数 N_1 とに関連させることができる。 Δx は、光源の空間延出または一例として回折素子を通る光ビームの空間延出を示す。従って、「準単色光」光源の条件は、等式（Eq. 1）によって与えられる。

10

【0034】

〔Eq. 1〕

20

$$F = v_0 / \Delta v > N_1 \Delta x \quad (\text{Eq.1})$$

【0035】

前記比率 $F = v_0 / \Delta v$ は、しばしばスペクトラル・フィネス (spectral finesse) と呼ばれる。 N_1 は、 $X_z(x)$ の空間周波数スペクトル $F_z(N_x)$ の上限であり（或いは、 $F_z(N_x)$ の最高部分周波数）である。 $F_z(N_x)$ は以下の数1で表される。

【0036】

【数1】

$$F_z(N_x) = \int_{-\infty}^{+\infty} X_z(x) \exp(-j2\pi N_x x) dx.$$

30

【0037】

実際には、 N_1 は、送られる光の空間周波数スペクトルと回折素子の具体的構造とによって決まる。要約すると、準単色光源または準単色光は、ここでは、 $F = v_0 / \Delta v > N_1 \Delta x$ （Eq. 1）である光源または光と見なされる。反対に、非コヒーレント光または非コヒーレント光源は、ここでは（Eq. 2）によって与えられる。

【0038】

〔Eq. 2〕

$$F = v_0 / \Delta v < N_1 \Delta x \quad (\text{Eq.2})$$

【0039】

等式（Eq.1）と（Eq.2）とは、一つの横次元 x のみを考慮した場合に有効である。実際には、典型的な回折素子210の場合、二つの横次元 x と y とを考慮しなければならない。その場合、 $X_z(x)$ は $X_z(x, y)$ になる。準単色光源の具体例は、レーザ、および、 Δv が増加するが制限可能である時間変調レーザである。準単色光を提供するもうひとつの可能性は、弱い空間分散を有し、 $N_1 \Delta x = 1$ である単一の点源（例えば単一モード光ファイバの出力から）発生する光を提供することである。具体的には、単一モード光ファイバから出る光は好ましくはガウシアン（Gaussian）である。そのような場合、 $F > 1$ にする必要があるがこれは容易に満たされる。もう一つの可能性は、 D_{bundle} に等しい直径を有し準単色光源から光を搬送し、異なる単一モード光ファイバに沿って位相シフトが誘導されることを前提とする、光ファイバ束に含まれる N_{set} の単一モード光ファイバを提供することである。これにより、そのような単一モードの光ファイバ組から出る光は、 $F > D_{\text{bundle}} / N_{\text{set}}$ であるな

40

50

らば準単色となる。

【0040】

光ファイバは当業者に周知である。図4は、単一モード70ステップ・インデックスまたは屈折率勾配型の光ファイバの一例の断面を図示している。光ファイバは、好ましくはシリカから形成され、好ましくは円筒状で好ましくは互いに屈折率の異なる三つの層から成る、細くフレキシブルな光導体（または波導体）である（例えば、B Chomycz in “Fiber optic installer’s field manual” McGraw-Hill 2000を参照）。本発明の装置10は、ステップ・インデックスまたは屈折率勾配型の光ファイバ以外の他のタイプの光ファイバを使用することも可能である。光ファイバの他の例はマイクロ構造光ファイバである。二つのタイプの光ファイバが一般に定義される。即ち、単一モード光ファイバ70とマルチモード光ファイバである。一般的な場合において、単一モード光ファイバは $V < 2.4$ 、ここで、 V は還元振動数、によって特徴付けられる。還元振動数 V の定義は、ステップ・インデックス式光ファイバについては、“Endlessly single-mode photonic crystal fiber”, T.A. Birks, J.C. KnightおよびP.St. J. Russell, OPTICS LETTERS Vol. 22, No. 13, 7月1日, 1997 という題名の記事の等式(1)によって与えられ、マイクロ構造光ファイバ等のより複雑な構造に関しては同じ記事の等式(6)によって与えられる。図4の例において、コア75が光ファイバの長手方向長さに沿って光を搬送し、クラッド層76が光をコア75内に閉じ込め、コーティング層77がクラッド層76とコア75を保護している。複数の光ファイバが光ファイバ束230に含まれるとき、各光ファイバはコーティング層77を有さない。その場合、そのようなコーティング層77は、むしろ、光ファイバ束230の外表面上に配置される。光導体（または光ファイバ）は、当業者に知られているように、様々なモードの伝播で光を伝播することができる。単一モード光ファイバは単一のモード（または主モード）で光を伝播する。可視光で作動する場合、図4に図示されているもの（ステップ・インデックス型光ファイバ）のような単一モード光ファイバは、通常、 $10\text{ }\mu\text{m}$ 以下の直径のコアを有する。より好ましくは、そのような単一モード光ファイバのコア75の直径は $1\sim 10\text{ }\mu\text{m}$ である。更に好ましくは、そのような単一モード光ファイバのコア75の直径は $8\text{ }\mu\text{m}$ に等しい。光ファイバは、第1断面100を通して光を搬送することができる。ステップ・インデックス式光ファイバの場合、図4に示したように、第1断面100は、コア75の断面である。本発明の前記装置10の前記単一モード光ファイバ70は筒状シェル20内に配置され、第1端部80と第2端部90とを有する。準単色光を提供する最良の方法は、単一モード光ファイバ70から出る光は準単色性を容易に確認できる（等式(Eq. 1)次に、 $F > 1$ ）ガウシアンビームであるので、限定された Δv を有する単一モード光ファイバから出る光を使用することである。

【0041】

図1と図2との上方部分に図示されているように、第1光源60と単一モード光ファイバ70の第1端部80との間に第1光路110が設けられている。好ましくは、第1光源60から出た光を単一モード光ファイバ70の第1端部80に導くためにコリメータが使用される。

【0042】

本発明の前記装置10は、更に、第2光源130と、光ファイバ組140と第2光路180とを含む第2光学群または照明光学群、を有する。ここで組という用語は、複数、好ましくは、100以上、より好ましくは、1000以上の数を意味する。光ファイバ組140は、図1-3に図示されているように筒状シェル20内に配置されている。それは第3端部150と第4端部160とを有する。第2光路180は、第2光源130によって作り出された光が第3端部へと搬送されることを可能にする。好ましくは、第2光源130から第3端部150へと光を案内するためにレンズが使用される。

【0043】

図1の下方部分に図示されているように、単一モード光ファイバ70と光ファイバ組140とは同じ光ファイバ束230の部分である。単一モード光ファイバ70がステップ・インデックス型光ファイバで光ファイバ組140に隣接している特定の実施例が図2およ

び図3（これら二つの図面は一定の縮尺ではない）に図示されている。光ファイバ束230は当業者に知られている用語であり、通常、100以上の光ファイバを含む。照明用に使用される光ファイバは、通常、光をタイトな空間で搬送することができるように、光ファイバ束230に包囲されている。対象領域200を照明するために、内視鏡においてしばしば光ファイバ束230が使用される。光ファイバ束230の住友電気のモデルIGN037/10は、10000本の光ファイバを含む。光ファイバ組140が単一モード光ファイバを含む実施例において、市販の単一モード光ファイバ束230を使用することが可能である。次に、第1光源60によって放出される光を搬送するために光ファイバの内の一つを選択する必要がある。光ファイバ束230は、通常、0.5～10mm、好ましくは約1mmである直径の断面を有する。

10

【0044】

本発明の前記装置10は、更に、第1断面100をカバーするとともに、第4端部160において光ファイバ組140の第2断面170を少なくとも部分的にカバーする回折素子210（または回折格子）を第2端部90に有する。より正確には、回折素子210は、第2端部90から或る小さな距離215を置いて位置している。好ましくは、前記距離215は以下の数2より大きい。

【0045】

【数2】

$$\sqrt{a^2 - w_0^2} / \theta_0$$

20

【0046】

ここでaは回折素子210のサイズ（通常、光の伝播方向に対して垂直に測定されるその半径）であり、 w_0 は前記単一モード光ファイバ70を出る光ビームの伝播モードの幅に関し、 $\theta_0 = \lambda_0 / (\pi w_0)$ であり、 λ_0 は準単色光の平均周波数である。通常、この距離215は、第1光源60によって発生された光の平均波長 λ_0 の数倍に等しい。好ましくは、この距離215は、100nm～1800nmである。従って、前記単一モード光ファイバ70の第2端部90から出る光は、対象領域200に当たる前に回折素子210を通過しなければならない。回折素子210は、光を複数のビームに分割し回折する構造を有する光学コンポーネントである。回折素子210は、単一モード光ファイバ70の第2端部90から出る光によって対象領域200にパターン220を作り出すために使用される。そのようなパターン220を作るために、回折素子210の一例は、一定のステップdの間隔の溝またはスリットの組を有する。好ましくは、そのような回折素子210は、前記第2端部90から発生する光の伝播方向に対して垂直な二つの方向に対して平行な複数の溝を有する。観察可能なパターン220を得るためには、準単色である前記第1光源60の平均波長 λ_0 と同じオーダーの大きさの溝間ステップdを使用する必要がある。それは好ましくは $\lambda_0 / 10 < d < 10 \lambda_0$ であることを意味する。好ましくは、ステップdは10nm～25000nm、より好ましくは、400nmに等しい。より好ましくは、前記回折素子210は、それを通過する光ビームの局所的位相変化をもたらす様々な厚みの複数の領域を含む。本発明の前記装置10では、前記第2端部90から出て前記回折素子210を通過する光が準単色であるので、パターン220を得ることができる。他のタイプの回折素子210も使用可能である。好ましくは、かなり複雑なパターン220を得ることができるホログラム格子を使用することができる。前記パターン220は、ストライプ、格子、ドット等の様々な形状のものとすることができる。

30

40

【0047】

最後に、本発明の前記装置10は、一実施例において、図1および図3に図示されているもののようなカメラ190を有し、当該カメラ190は筒状シェル20の遠端部40に位置している。このカメラ190は、第4端部160を介して照明光学群によって照明された対象領域200の動的な二次元画像（ここでは第2画像という）を提供することができる。これら二次元画像は均一に照明されて現れる。前記カメラ190は、又、パターン投

50

影光学群と回折素子 210 とによって形成され、対象領域 200 に投影されるパターン 220 の動的な画像（ここでは第 1 画像という）も提供することができる。内視鏡に使用される様々なタイプのカメラ 190（たとえば CCD カメラ）が本発明の装置 10 用として使用可能である。そのようなカメラ 190 の一例は、3 mm の直径を有する BC Tech（医療製品会社）によって販売されている VideoScout という名前の筒状カメラであるが、内視鏡において一般的に使用されているカメラが適している。本発明の装置 10 の筒状シェル 20 は通常、4 mm ~ 2 cm の範囲の直径を有する。前記カメラ 190 はケーブル 250 を介して処理装置 240 に接続されている。一好適実施例において、照明光学群は、第 4 端部 160 において非コヒーレントでない光を提供する。これは、第 2 光源 130 が、準単色であり、光ファイバ組 140 が $F > D_{\text{bundle}} / N_{\text{set}}$ （ここで D_{bundle} は光ファイバ束 20 の外径、 N_{set} は光ファイバ組 140 内の光ファイバの数）である単一モード光ファイバを有する場合、特に当てはまる。そのような好適実施例の場合、例え、もしも回折素子 210 が第 4 端部 160 において光ファイバ組 140 の第 2 断面 170 を少なくとも部分的にカバーしたとしても、カメラ 190 は照明光学群によって形成され均一に照明された対象領域 200 の二次元画像を提供することができる。これが可能であるのは、その様々な可能の具体例が以下に記載されているカメラ 190 の時空分解能による。もしも照明光学群によって提供される光が干渉現象を引き起こすのであれば、そのような現象は、その時空分解能がそれらを検出するように適合されていないのであればカメラによって観察することは不可能である。それにより、カメラ 190 によって均一に照明された画像（第 2 画像）が提供される。カメラ 190 の時空分解能は、それでも、当該カメラ 190 がパターン投影光学群と回折素子 210 とによって作り出されたパターン 220 の画像を提供可能なように構成されている。そのような特性は、以下の具体例で示されるように内視鏡の分野で一般的に使用されているカメラ 190 で容易に満たされる。

【0048】

ここで前記パターン 220 は 64 本のラインを含み、第 1 光源 60 が λ に等しい中心波長を有する準単色光源であると仮定する。更に、回折素子 210 に対して垂直な軸心に対して、入射角がゼロであると仮定する。すると、32 番目の回折の最大回折角度 β_{max} は、 $\sin \beta_{\text{max}} = 32 \lambda / d$ によって与えられ、ここで、 d は回折素子 210 の溝またはスリット間のステップである（この表現は、溝を含むネットワークによって生じる回折の 1^{st} から容易に見出すことができる）。そのようなオーダーの回折は、 $32 \lambda / d$

1、つまり $d \geq 32 \lambda$ である場合にのみ実行可能である。カメラ 190 の空間・時間分解能は、二つの連続するオーダーの回折が識別可能なものでなければならない。もしも $\delta \beta$ が K および $K - 1$ オーダの回折角度間の差を表すとする、 $\delta \beta \geq \lambda / d \cos \beta_k$ （ β_k はオーダ K の回折の角度である）を示すことができる。最少時空分解能は、前の計算から、 $\cos \beta_k = 1$ 、 $\delta \beta \geq \lambda / d \geq 1/32$ の場合に達せられる。カメラ 190 の光学解像度が $\tau_{\theta} \geq 1.2 \lambda / A_{\text{cam}}$ （ここで A_{cam} はカメラ 190 の外径）によって与えられることを示すことができる。次に、カメラ 190 の時空分解能が、パターン 220 の二つのラインの間を識別可能であるとして、以下の条件が満たされなければならないことを示すことができる。

$$1.2 \lambda / A_{\text{cam}} = 0.5 \lambda / d < 1/64$$

又は、

$$A_{\text{cam}} = 2.4 d > 2.4 * 32 \lambda = 38.4 \mu\text{m}$$

もしも $\lambda = 500 \text{ nm}$ であるならば、そのような条件は内視鏡に一般的に使用されているカメラ 190 では容易に満たされる。カメラ 190 の画素の最少数は 128 である。この最後の条件は容易に満たされる。好ましくは、500 の画素と 3 mm に等しい外径 A_{cam} とを有するカメラ 190 が使用される。

【0049】

通常、処理装置 240 は、カメラ 190 からデータを収集するためのフレーム・グラバ等のボードを有する。処理装置 240 は、コンピュータ・プログラム指令を格納するための内部メモリを備える通常のシングル・プロセッサ型パソコンとすることができる。内部

メモリは、揮発性部分と不揮発性部分との両方を有する。当業者は、内部メモリに、コンパクト・ディスク、フラッシュメモリカード、磁気ディスクドライブ等のコンピュータメモリ媒体を捕捉することが可能であることを認識するであろう。

【0050】

本発明の前記装置10は、対象領域200の三次元復元のための、構造化された光(structured light)分析またはアクティブ・ステレオビジョンとしばしば呼ばれる技法を使用する(例えば、TTWJC Quの"Optical imaging for medical diagnosis based on active stereo vision and motion tracking" Opt. Express, 15: 10421-10426, 2007)。三次元復元とは、対象領域200を表す三次元座標の生成をいう。従って、本発明の前記装置10は、異なる距離またはサイズの測定を可能にし、それによって定量情報を提供する。三次元復元のもう一つの用語は三次元マップである。構造化光分析は、パターン220が対象領域200に投影された時に、このパターン220の変形を分析することによって対象領域200の三次元復元を可能にする。この技術を説明するために、ここでパターン220が図3に図示されている格子であると仮定する。これにより、この格子を構成するラインの交差を、対象領域200上に容易に配置可能な参照点として利用することができる。これらの参照点を、以下、 O_i , $i = 1, 2, \dots, n$ と呼ぶ。図5は、これら参照点 O_i が投影された対象領域200の一例を図示している。ライン O_iP は、パターン220とその起点の位置との情報によって定義される。具体的には、任意のパターン220において、そこから参照点 O_i が参照される、起点 P を定義することができる。そのような起点 P は、通常、単一モード光ファイバ70の第2出口90に選択される。既知のパターン220に関して、ライン O_iP と参照方向との間の角度 θ_i が既知である。角度 θ_i の一例が図5に図示され、ここで、参照方向は水平方向である。 I_i はカメラ190の参照点 O_i の画像を示す。図5において、レンズ260が図示され、このレンズ260は画像をカメラセンサにフォーカスする。従って、各参照点 O_i は、ライン O_iP と O_iI_i との交点を表している。カメラ190とソース点 P との間の距離がわかれば、前記点 O_i の三次元座標を、特に、ライン O_iP と O_iI_i によって形成される三角形での幾何学的計算から見出される。そのような計算(三角法とも呼ばれる)は当業者に知られており、通常は、処理装置240のプログラムとして実行される。三次元復元を可能にする方法の詳細は、特に、US 2008/0240502に提供されている。対象領域200が変位すると、参照点 O_i が移動する。図6は、対象領域200の変位(破線の曲線が変位前の対象領域200を表している)後に O_i' へと変位した参照点 O_i の一例を図示している。図6から、カメラ190の対応の画像が I_i に対して I_i' へ移動していることが理解される。従って、カメラ190によって提供される画像を処理することによって、変位前と後の対象領域200の三次元座標を導き出すことができる。好ましくは、第1検出後に参照点を追跡するためにモーション・トラッキングが使用される。当業者に知られているように、三角法での三次元復元には校正段階が必要である。そのような校正段階は、特に、"Learning Open CV", G Bradsky, published by O'Reilly, 2008,という書籍に説明されている。Matlab等のコンピュータソフトウェアも校正処理を提案している。

【0051】

本発明の前記装置10は、動的データを提供可能であり、これは、対象領域200の三次元復元と二次元画像が動的であることを意味する。従って、本発明の装置10は、対象領域200の時間変化を観察することを可能にする。好ましくは、照明光学群によって作り出された二次元画像は三次元復元から得られた三次元格子上に投影される。

【0052】

一好適実施例において、回折素子210は、第4端部160において光ファイバ組140の第2断面170の少なくとも30%、好ましくは少なくとも50%、より好ましくは少なくとも70%、をカバーする。更に好ましくは、回折素子210は、第4端部160において光ファイバ組140の第2断面170を完全にカバーする。

【0053】

一好適実施例において、前記照明光学群は、前記光ファイバ組140の第4端部160

において非コヒーレントな光を提供することができる。このことは、照明光学群によって提供される光が等式 (Eq. 2) が満たされるように構成されるということを意味する。様々な方法で、第4端子160において非コヒーレントな光を提供可能な照明光学群を得ることができる。一例として、非コヒーレントである光、たとえば、白色光、を提供する第2光源130を使用することができる。別の可能性は、準単色である第2光源130を使用することである。これにより、光ファイバ組140の第4端子160での非コヒーレンスが光ファイバ組140を通過する光の伝播から生じる。準単色である第2光源130を使用して非コヒーレントな光を得るために、前記光ファイバ組140としてマルチモード光ファイバを使用することができる。そのようなマルチモード光ファイバにおいて様々なモードの伝播が存在するので、第4端子160から発生する光は(空間的に)非コヒーレントである。ステップ・インデックス型マルチモード光ファイバは、通常、その直径が $10\text{ }\mu\text{m}$ 以上、より好ましくは $15\text{ }\mu\text{m}$ 以上であるコア75を有する。好ましくは、光ファイバ組140には10本以上のマルチモード光ファイバ、より好ましくは1000本以上のマルチモード光ファイバが使用される。光ファイバ組140が多数、つまり、100本以上、より好ましくは1000本以上の単一モード光ファイバを含む実施例において、各単一モード光ファイバの出口から発せられる光によって作り出されるパターンは、光ファイバ束230の変形により通常予測不能であり、カメラによっては観察できない。従って、多数の単一モード光ファイバを含む光ファイバ組140から出る光を使用して、一般的に使用されるカメラで対象領域200の均一に照明された画像を得ることができる。

10

20

30

40

50

【0054】

別の好適実施例において、前記カメラ190は、 $A_{cam} < 2.4 D_{bundle}$ となる外径 A_{cam} を有する。ここで、 D_{bundle} は光ファイバ束230の外径である。理論的には、前記カメラ190が A_{cam} に等しい外径を有し、前記光ファイバ束230が D_{bundle} に等しい外径を有するならば、 D_{bundle} だけ分離された光ファイバ束230の二つの単一モード光ファイバによって発せられる光によって、 $A_{cam} < 2.4 D_{bundle}$ ならば、たとえ第2光源130が準単色であっても、カメラ190によって均一に照明された第2画像が見られることになる。従って、 $A_{cam} < 2.4 D_{bundle}$ で第4端子160の光が D_{bundle} だけ分離された二つの単一モード光ファイバによって提供されるならば、たとえ第2光源130が準単色で、かつ、たとえ、回折素子210が前記第2断面170を少なくとも部分的にカバーするものであっても、前記カメラ190が均一に照明されて現れる照明光学群によって作り出された対象領域200の二次元画像を提供するという条件が自動的に満たされる。

【0055】

別の好適実施例において、前記カメラ190は、 $A_{cam} < 0.6 D_{bundle}$ となる外径 A_{cam} を有する。この条件が満たされ、光ファイバ組140の光ファイバのすべてが、準単色である第2光源130からの光を搬送する単一モード光ファイバであるならば(たとえ、回折素子210が第2断面170を少なくとも部分的にカバーするものであっても)、前記カメラ190が均一に照明されて現れる照明光学群によって作り出された対象領域200の二次元画像を提供するという条件が自動的に満たされる。そのような条件 $A_{cam} < 0.6 D_{bundle}$ は、T.L.Alexander et al., "Average speckle size as a function of intensity threshold level: comparison of experimental measurements with theory", Applied Optics, Vol. 33, No. 35, 1994 (p8240) の記事に記載のアプローチに基づく理論計算から導くことができる。このアプローチは、スペックル理論を利用している。

【0056】

別の好適実施例において、上記等式に代入される有効パラメータ A_{cam} を小さくするためにカメラ190と対象領域200との間にダイアフラムが導入される(そのような場合、 A_{cam} はカメラ190の実際の外径ではなく、ダイアフラムの口径である)。

【0057】

別の好適実施例において、カメラ190は、 $N_l < 2 \phi / L D_{bundle} / \lambda$ とな

る、一つの方向に沿った画素数 $N_{\parallel}$ を有する。この最後の式は、カメラ 190 と光ファイバ組 140 の第 4 端部 160 とが対象領域 200 から同じ距離 L に位置し、第 2 光源 130 が λ に等しい中心波長を有する準単色光であるという前提に基づいている。パラメータ ϕ は、対象領域 200 の外径（または、対象領域 200 が矩形である場合には、その対象領域 200 の長辺のサイズ）である。前記条件 $N_{\parallel} < 2\phi / L \cdot D_{\text{bundle}} / \lambda$ が満たされ、光ファイバ組 140 の光ファイバのすべてが、準単色である第 2 光源 130 からの光を搬送する単一モード光ファイバであるならば（たとえ、回折素子 210 が第 2 断面 170 を少なくとも部分的にカバーするものであっても）、カメラ 190 が均一に照明されて現れる照明光学群によって作り出された対象領域 200 の二次元画像を提供可能である。そのような条件も、T.L.Alexander et al., "Average speckle size as a function of intensity threshold level: comparison of experimental measurements with theory", Applied Optics, Vol. 33, No. 35, 1994 (p8240) の記事に記載のアプローチに基づく理論計算から導くことができる。もしも $\phi = 2 \text{ cm}$, $L = 6 \text{ cm}$, $D_{\text{bundle}} = 1 \text{ mm}$ かつ $\lambda = 500 \text{ nm}$ であるならば、この好適実施例において $N_{\parallel} < 667$ であることが容易に理解される。そのような条件は内視鏡において一般的に使用されているカメラ 190 によって容易に満たされる。

10

【0058】

好ましくは、カメラ 190 は、筒状シェル 20 の近端部 30 に配置される。これにより、手段（通常は光ファイバ）によって、筒状シェル 20 を介して、前記パターンの光と前記照明光学群によって照明された対象領域の光をカメラ 190 に搬送することが可能である。他の実施形態では、カメラ 190 は、筒状シェル 20 の遠端部 40 に配置される。より好ましくは、第 2 光源 130 は白色光源である。

20

【0059】

別の好適実施例において、第 1 光源 60 はレーザである。

【0060】

別の実施例において、パターン投影光学群と回折素子とは、対象領域 200 に無相関パターンを提供することが可能である。スポットの無相関パターンは US 2008/0240502 に特に説明されている。ここで無相関パターンという用語は、その位置が、投影ビーム軸心を横断する平面（第 2 端部 90 から対象領域 200 まで）において無相関である複数のスポットからなるパターン 220 を意味する。より好ましくは、パターン 220 は、準ランダムであって、これは、当該パターン 220 が周波数ドメイン（逆格子空間）においては明確なピークによって特徴付けられるが、空間ドメイン（現実空間）においては当該パターン 220 の領域に渡って反復する単位セルを含まない、ということをしている。好ましくは、単一モード光ファイバ 70 の第 2 端部 90 と回折素子 210 との間にレンズが挿入される。

30

【0061】

更に好適な実施例において、パターン 220 を前記カメラ 190 によってユーザに対して示される画像から識別するために多重化が使用される。これによってユーザに対して、対象領域 200 のより快適な可視化が提供される（図示の画像はパターン 220 からフィルタリングされている）。これと並行して、処理装置 240 は、対象領域 200 上のパターン 220 の変形を得ることによって三次元復元を行う。多重化の二つの例は、空間多重化と時間多重化である。第 1 のケースでは、準単色第 1 光源 60 として特定の平均周波数が使用される。これによってユーザに対して示される画像から前記パターン 220 を容易に抽出することが可能となる。時間多重化が使用される場合は、第 1 光源 60 は短い時間フレーム中にパルス状に光を発する。そのようなフレームが十分に短いものであれば、パターン 220 はユーザによって観察することはできない。さもないと、処理装置 240 は、第 1 光源 60 がスイッチ・オフされた時にのみユーザに対して画像を示す。時間多重化は、又、三次元復元のために前記パターンを分析する時に、前記照明光学群によって提供される光によって作り出される画像を取り除くためにも使用できる。これによってよりコントラストの高いパターン 220 が可能となる。

40

50

【 0 0 6 2 】

別の実施例において、前記装置 1 0 は、更に、第 2 光源 1 3 0 と単一モード光ファイバ 7 0 の第 1 端部 8 0 との間の第 3 光路を有する。これにより、この実施例において、単一モード光ファイバ 7 0 は前記第 1 光源 6 0 と第 2 光源 1 3 0 との両方から光を搬送する。

【 0 0 6 3 】

図 7 は、本発明の装置 1 0 のもう一つの好適実施例の一部を図示している。この実施例において、前記装置 1 0 は、更に、遠端部 4 0 において哺乳類の組織の処理および / 又は切除のための連結アーム 2 7 0 等の器具の挿入を可能にする筒状シェル 2 0 内に形成された通路を有する。これらの通路は水の注入のためにも使用可能である。

【 0 0 6 4 】

更に別の実施例において、第 1 光源 6 0 と第 2 光源 1 3 0 とは、同一であり、同じ準単色光源 6 5 である。この実施例の近端部が図 8 に示されている。第 1 光路 1 1 0 は準単色光源 6 5 から単一モード光ファイバ 7 0 への光の伝送を可能にし、それに対して、第 2 光路 1 8 0 は準単色光源 6 5 から光ファイバ組 1 4 0 への光の伝送を可能にする。そのような実施例は、可視化と三次元復元のための更にコンパクトな装置を得ることを可能にする。この実施例において、パターン 2 2 0 または均一な照明を提供するために、時間多重化が好適に使用される。

【 0 0 6 5 】

光ファイバ束 2 3 0 は、通常、数千本の光ファイバを含むので、準単色光を伝送し、光ファイバ束 2 3 0 が単一モード光ファイバを含む場合にパターン 2 2 0 を形成するために、一本以上の単一モード光ファイバ 7 0 を使用することができる。各単一モード光ファイバ 7 0 は、単一の点源と見なすことができる。交互に光る様々な単一モード光ファイバによって互いに対してシフトされた異なるパターン 2 2 0 が作り出される。そのような装置を得るための第 1 の可能性は、レーザ源と、そのような単一モード光ファイバのそれぞれのための対応の光路とを設けることである。第 2 の可能性は、マイクロミラーを使用することによって、そのような様々な単一モード光ファイバの入口に向けられた一つの準単色光源を備えることである。異なる単一モード光ファイバ 7 0 によって作り出されるパターン 2 2 0 の異なる変形を比較することによって、三次元再現の空間分解能を増加させることが期待できる。

【 0 0 6 6 】

第 2 の態様に依れば、本発明は、対象領域 2 0 0 の可視化と三次元復元のための方法に関し、この方法は、

- 少なくとも 1 つの単一モード光ファイバ 7 0 の第 1 断面 1 0 0 を介して準単色光を対象領域 2 0 0 に送る工程と、

- 第 2 断面 1 7 0 を有する光ファイバ組 1 4 0 を介して対象領域 2 0 0 に光を送る工程と、

- 時空分解能を有するカメラ 1 9 0 を使用して対象領域 2 0 0 の画像を取得する工程と、

を有し、以下の特徴、即ち、

- 少なくとも 1 つの単一モード光ファイバ 7 0 と光ファイバ組 1 4 0 とは外径 D_{bundle} の同じ光ファイバ束 2 3 0 内に含まれ、

- 回折素子 2 1 0 が光ファイバ組 1 4 0 の第 2 断面 1 7 0 を少なくとも部分的にカバーし、そして、

- カメラ 1 9 0 の時空分解能は、当該カメラ 1 9 0 が、対象領域 2 0 0 において単一モード光ファイバ 7 0 と回折素子 2 1 0 とによって作り出されたパターンの画像を提供可能で、かつ、均一に照明されて現れる光ファイバ組 1 4 0 からの光によって作り出された対象領域 2 0 0 の二次元画像を提供可能である、構成を備える。

【 0 0 6 7 】

好ましくは、本発明の前記方法は、更に、前記光ファイバ束 2 3 0 を含む筒状シェル 2 0 に接続された外科器具を提供する工程を有する。

【 0 0 6 8 】

医療内視鏡の分野に加えて、本発明の前記装置10は、様々な用途に利用可能である。たとえば、ジェットエンジンの内部等のアクセスが困難なものを調べるために工業用内視鏡が使用される。

【 0 0 6 9 】

以上、本発明を、本発明を例示し、限定的に解釈されてはならない特定の実施例について記載した。より一般的は、当業者は、本発明が具体的に図示されたものや上述したものに限定されるものではないことを理解するであろう。ここで”「含む」(to comprise)”や”有する(to include)”、”「から構成される」(be composed of)”等といった動詞は、記載されるもの以外の要素を存在を除外するものではない。また、要素の前につけられた”a”, “an”または”the”といった冠詞は、そのような要素の複数の存在を除外するものではない。

【 0 0 7 0 】

要約すると、本発明は、下記のようにも説明できる。本発明の装置10は、単一モード光ファイバ70を通して準単色光を送ることができる第1光源60と、光ファイバ組140を介して光を送ることが出来る第2光源130とを有する。第1光源60がスイッチ・オンされると、回折素子210によってパターン220を対象領域200に投影する。カメラ190は、第1光源60によって形成されるパターン220と、たとえ回折素子210が前記光ファイバ組140の第2断面170を少なくとも部分的にカバーする場合であっても均一に照明される、第2光源130によって照明される対象領域200とを可視化

10

20

【 図 1 】

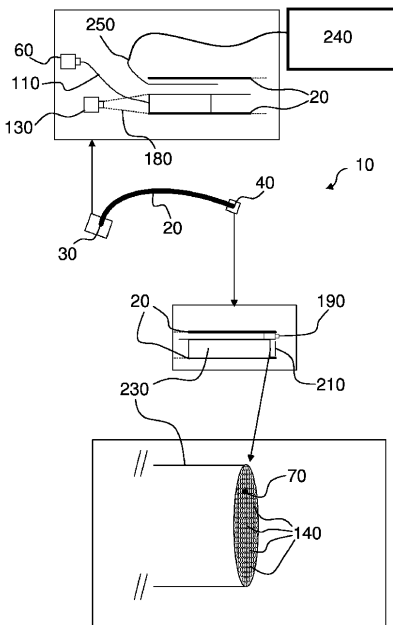


Fig. 1

【 図 2 】

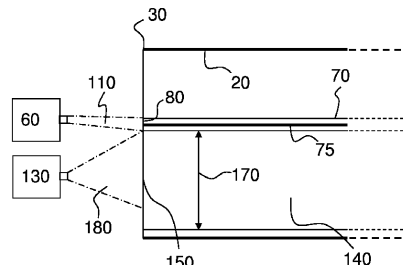


Fig. 2

【 図 3 】

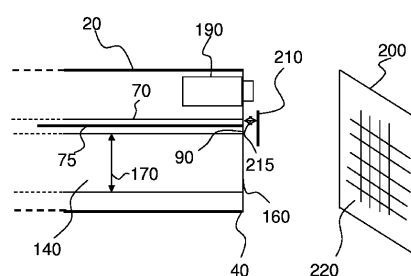


Fig. 3

【 図 4 】

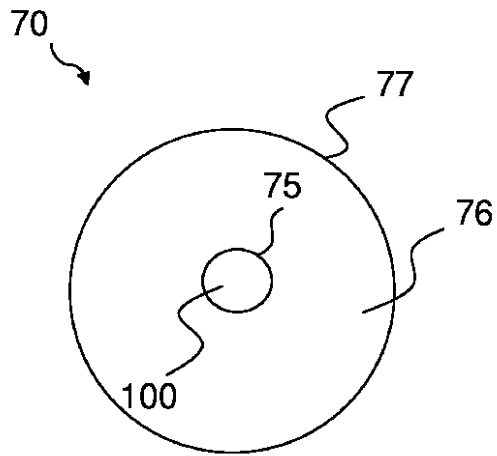


Fig. 4

【 図 5 】

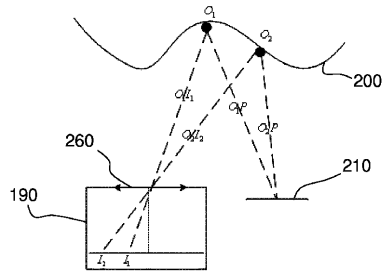


Fig. 5

【 図 6 】

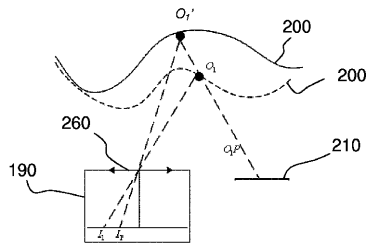


Fig. 6

【 図 7 】

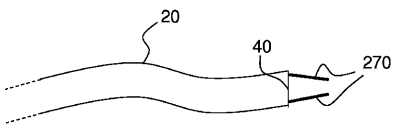


Fig. 7

【 図 8 】

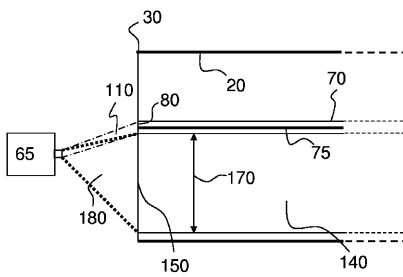


Fig. 8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/059023

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/07

ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G02B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2010/149315 A1 (QU JIANAN [CN] ET AL) 17 June 2010 (2010-06-17) paragraph [0059] - paragraph [0061]; figure 1	1,16
A	----- FR 2 653 657 A1 (CROISY RENAUD; CROISY NICOLAS) 3 May 1991 (1991-05-03) abstract; figure 1 -----	1,16



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

31 July 2012

Date of mailing of the international search report

09/08/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Fischer, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2012/059023**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 19, 20
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 19 and 20 encompass the use of a device with surgical tools, see especially claim 20. For the method of claims 19 and 20 the ISA is not required to perform a search as it constitutes a method for treatment of the human or animal body by surgery (Rule 39.1(iv) PCT).
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/059023

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010149315	A1	17-06-2010	NONE

FR 2653657	A1	03-05-1991	NONE

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(72)発明者 コッカール, パスカル

ベルギー ビー - 1 0 4 0 エテルベーク ショセ・サン - ピエール 1 9

Fターム(参考) 2H040 BA15 BA22 CA11 CA12 DA12 GA02

4C161 AA02 AA04 BB06 BB08 CC06 FF40 FF46 HH54 HH55 JJ06

JJ11 JJ17 LL02 NN01 PP11 RR22

专利名称(译)	用于内窥镜检查中的可视化和三维修复的装置		
公开(公告)号	JP2014518710A	公开(公告)日	2014-08-07
申请号	JP2014510776	申请日	2012-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	单威赛引用自由报德啤酒Kuseru		
申请(专利权)人(译)	自由大学Buryukuseru		
[标]发明人	メルテンスベンジャミン コッカールパスカル		
发明人	メルテンス,ベンジャミン コッカール,パスカル		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00101 A61B1/00087 A61B1/00096 A61B1/00167 A61B1/00193 A61B1/07 F04C2270/0421 G01B11/2513 G02B23/2423 G02B23/2461 G02B27/425		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA22 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA12 2H040/GA02 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB06 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH54 4C161/HH55 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/RR22		
代理人(译)	三宅一郎 太田隆		
优先权	2011166180 2011-05-16 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于对感兴趣区域进行可视化和三维重建的示例设备和方法。示例设备包括能够通过单模光纤发送准单色光的第一光源和能够通过一组光纤发送光的第二光源。该示例装置还包括衍射元件，当第一光源被接通时，该衍射元件引起将图案投影到感兴趣区域上。另外，示例设备包括具有时空分辨率的照相机，以使得即使衍射元件覆盖在其上，该照相机也能够可视化由第一光源创建的图案和由第二光源照明的感兴趣区域，该感兴趣区域看起来均匀地照明。至少部分光纤组的第二横截面。

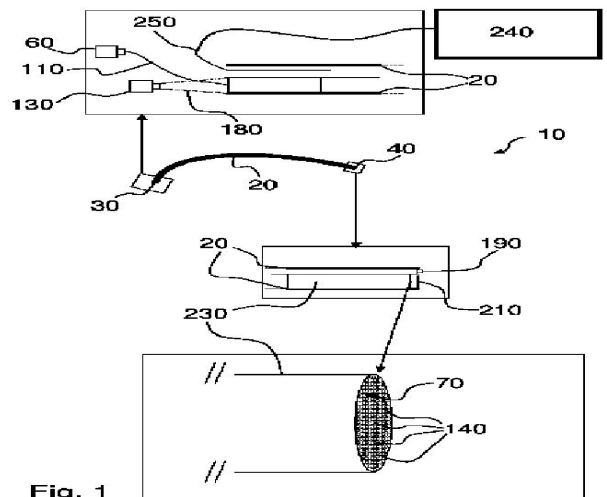


Fig. 1