

(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2011-527218

(P2011-527218A)

(43) 公表日 平成23年10月27日 (2011.10.27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	2 G 0 4 3
<b>G 0 1 N 21/64 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 5 9
<b>G 0 1 N 21/17 (2006.01)</b>	G 0 1 N 21/64 E	4 C 1 6 1
	G 0 1 N 21/17 6 3 0	
	G 0 1 N 21/17 A	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2011-517232 (P2011-517232)  
 (86) (22) 出願日 平成21年7月9日 (2009.7.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成23年3月4日 (2011.3.4)  
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2009/001725  
 (87) 国際公開番号 W02010/004297  
 (87) 国際公開日 平成22年1月14日 (2010.1.14)  
 (31) 優先権主張番号 0812712.8  
 (32) 優先日 平成20年7月10日 (2008.7.10)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 500165809  
 インペリアル・イノベーションズ・リミテッド  
 イギリス・ロンドン・SW7・2 A Z・エグジビション・ロード・インペリアル・カレッジ・エレクトリカル・アンド・エレクトロニック・エンジニアリング・ビルディング・レベル・1 2  
 (74) 代理人 100116850  
 弁理士 廣瀬 隆行  
 (74) 代理人 100165847  
 弁理士 関 大祐

最終頁に続く

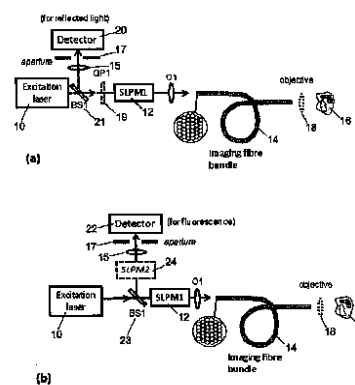
(54) 【発明の名称】 改善された内視鏡

## (57) 【要約】

【解決手段】 入射光を発生するよう動作可能な光源と、ファイバ束内に配列され、そして上記ファイバ束の近位端部において光を受けるよう、また更に上記ファイバ束の遠位端部に光を伝送するように配列された複数のイメージングオプティカルファイバ束とを備えた内視鏡において、この内視鏡は更に上記光源と上記ファイバ束との間に空間光位相変調器を備え、この空間光位相変調器は上記光源からの入射光を受けるとともに、上記複数のイメージングオプティカルファイバの各々に進入する上記入射光の相対的な位相を調整するよう配置されている。

【選択図】 図 2 ( a )

Scannless fibre bundle microconfocal endoscope



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

コヒーレント入射光を発生するよう動作可能な光源と；ファイバ束において配列され、上記ファイバ束の近位端部における光を受けるよう並びに上記ファイバ束の遠位端部における光を伝送するよう配列された複数のイメージングオブティカルファイバとを備えた内視鏡において、

上記内視鏡は、更に上記光源と上記ファイバ束との間の空間光位相変調器を備え、当該空間光位相変調器は、上記光源からの入射光を受けるように、そして上記複数のイメージングオブティカルファイバの各々に進入する上記入射光の相対位相を調整するように配列されていることを特徴とする内視鏡。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の内視鏡において、反射光もしくは蛍光を検出器に向けるために、上記光源と上記空間光位相変調器との間に配列されたビームスプリッタを更に備えてなることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の内視鏡において、更に検出器を備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の内視鏡において、上記検出器の前に共焦点開口部を備えていることを特徴とする内視鏡。

20

**【請求項 5】**

請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡において、上記ビームスプリッタと検出器の間に第 2 の空間光位相変調器を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 6】**

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の遠位端部において対物レンズを有していないことを特徴とする内視鏡。

30

**【請求項 7】**

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の上記遠位端部において対物レンズを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 8】**

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の内視鏡において、上記光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から現れる平面的な波面を合成するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

40

**【請求項 9】**

請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から現れる傾いた波面を合成するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 10】**

請求項 9 に記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記合成された波面の角度と方向を変化させることによって上記光をスキャンするよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

50

**【請求項 1 1】**

請求項 1 から請求項 1 0 のいずれかに記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から現れる湾曲した波面を合成するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 1 2】**

請求項 1 1 に記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記合成された波面の曲率の度合いを変化することによって、その集光を調整するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

10

**【請求項 1 3】**

請求項 2 から請求項 1 2 のいずれかに記載の内視鏡において、上記装置の近位端部にいて光学的な参照アームを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 1 4】**

請求項 1 3 に記載の内視鏡において、上記参照アームの上記光学長は調節可能であることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 1 5】**

請求項 1 から請求項 1 4 のいずれかに記載の内視鏡において、反射光もしくは蛍光の上記位相変化を測定もしくは監視することによって、上記ファイバ束によって伝送される光の位相変化を決定し上記位相変化を示す各信号を発生するための手段と；上記空間光位相変調器に上記各信号をフィードバックするための手段とを更に備え、上記空間光位相変調器は上記各位相変化を補償するように適合することを特徴とする内視鏡。

20

**【請求項 1 6】**

請求項 1 5 に記載の内視鏡において、上記位相変化を決定するための手段は波面センサを備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 1 7】**

請求項 1 5 又は請求項 1 6 に記載の内視鏡において、上記位相変化を決定するための手段は干渉計を備えていることを特徴とする内視鏡。

30

**【請求項 1 8】**

請求項 1 7 に記載の内視鏡において、上記干渉計はコヒーレントなゲーテッド干渉計であることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 1 9】**

請求項 1 8 に記載の内視鏡において、上記干渉計の参照アームはその遠位の先端におけるミラーを備えたオプティカルファイバの整合長さを備えていることを特徴とする内視鏡。

40

**【請求項 2 0】**

請求項 1 9 に記載の内視鏡において、オプティカルファイバの上記整合距離は上記イメージングファイバ束の側らに配列されていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2 1】**

請求項 1 9 に記載の内視鏡において、オプティカルファイバの上記整合距離は上記イメージングファイバ束内で一体化されていることを特徴とする内視鏡。

50

**【請求項 2 2】**

上記ファイバ束を横切る上記位相変化の測定のための異なった波長における輻射光を用いるように配列されたことを特徴とする請求項 1 5 から請求項 2 1 のいずれかに記載の内視鏡。

**【請求項 2 3】**

請求項 2 2 に記載の内視鏡において、上記ファイバ束の遠位先端に適用されたコーティングを備え、上記異なった波長における増加した反射を提供することを特徴とする内視鏡。

10

**【請求項 2 4】**

請求項 2 2 又は請求項 2 3 に記載の内視鏡において、上記ビームの路における 1 個もしくはそれ以上のダイクロイックフィルタを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2 5】**

請求項 1 から請求項 2 4 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の近位端部におけるビームスキャンニング手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2 6】**

請求項 1 から請求項 2 5 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の近位端部におけるビーム集光手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

20

**【請求項 2 7】**

請求項 1 から請求項 2 6 のいずれかに記載の内視鏡において、空間光振幅変調手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2 8】**

請求項 1 から請求項 2 7 のいずれかに記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は球面もしくはその他の各収差を補償するよう位相補償を適用するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

30

**【請求項 2 9】**

上記各イメージングオプティカルファイバの異なったサブセットに沿って伝送される光に一時的に変調された位相差を適用することによって、焦点変調イメージングを適用するよう動作可能であることを特徴とする請求項 1 から請求項 2 8 のいずれかに記載の内視鏡。

**【請求項 3 0】**

請求項 2 9 に記載の内視鏡において、焦点変調イメージングのために要求される上記位相変調は、上記空間光位相変調器によって達成されることを特徴とする内視鏡。

40

**【請求項 3 1】**

請求項 2 9 に記載の内視鏡において、共焦点変調イメージングのために要求される上記位相変調は分離した空間的な光位相変調器によって達成されることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 3 2】**

請求項 1 から請求項 3 1 のいずれかに記載の内視鏡において、上記光源はレーザであることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 3 3】**

50

請求項 3 2 に記載の内視鏡において，上記光源は非常に短い波長のパルス化されたレーザであることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 4】

請求項 3 3 に記載の内視鏡において，上記検出器は時間分解検出を行うように配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 5】

請求項 3 4 に記載の内視鏡において，上記検出器は時間的に相関した単一のフォトン計数検出を行うよう配列されていることを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 3 6】

請求項 1 から請求項 3 5 のいずれかに記載の内視鏡において，上記ファイバ束の遠位端部には偏光フィルタを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 7】

請求項 1 から請求項 3 6 のいずれかに記載の内視鏡において，上記複数のイメージングオプティカルファイバは，ファイバ束の不規則なアレイにおいて配列されていることを特徴とする内視鏡。

20

【請求項 3 8】

コヒーレント入射光を発生するよう動作可能な光源と；上記ファイバ束の近位端部における光を受けるよう，並びに上記ファイバ束の遠位端部へ光を伝送するよう配列された 1 個もしくはそれ以上のマルチモードオプティカルファイバとを備えた内視鏡において，

上記内視鏡は，上記光源と上記ファイバ束との間の空間光位相変調器を更に備え，上記空間光位相変調器は，上記光源からの入射光を受けるとともに上記複数のファイバの上記各モードの各々に進入する上記入射光の上記相対位相を調整するように配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 9】

請求項 3 8 に記載の内視鏡において，上記ファイバの上記各モードの各々に進入する入射光の上記振幅を調整するための空間光振幅変調手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

30

【請求項 4 0】

分光学的分解イメージングを提供するように適合されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 9 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 4 1】

偏光分解イメージングを提供するように適合されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 0 のいずれかに記載の内視鏡。

40

【請求項 4 2】

分光学的分解および時間的分解イメージング，一時的分解イメージング，および偏光分解イメージングを含む異なったイメージング技法の組み合わせを提供するように適合されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 1 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 4 3】

各添付された図面の任意の組み合わせを参照して本明細書において実質的に記載されると共に，それらに例示されることを特徴とする内視鏡。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は内視鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

光学顕微鏡検査装置，特に蛍光顕微鏡検査装置は，生物医療における強力なツールであり，外因性蛍光ラベルが供給されて，例えば生物学的な構成成分（細胞，細胞外マトリックス物質，タンパク質，代謝物質等）の分配及び相互作用を研究することが可能である。生物学的な細胞および組織はそれ自体蛍光性があり，「自家蛍光」信号を用いて細胞および組織のサンプルについて学習し，症状をよりよく理解し潜在的な治療薬剤の効果を研究し，さらに症状を診断することも可能である。増加的に，生存する有機体（例えば動物）生体内の分子的な生物学を研究するとともに診断のための人間における自家蛍光信号からのより多くの情報およびその他の各応用を得る強い衝動がある。蛍光顕微鏡検査法は，強度をベースとしたイメージングを提供するのみならず，蛍光スペクトル，寿命および偏光的性質を分解することも出来る。共焦点顕微鏡検査法は，改善された広い視野の顕微鏡検査器に比べてコントラスト，空間的な分解能および光学的なセクショニングを提供する。マルチフォトン顕微鏡検査器は，励起プロセスの非線形的なスケーリングを利用して光学的なセクショニングを実現し，そして広い視野もしくは共焦点顕微鏡検査器に比べて生物学的な組織における吸収および散乱に基づいて減少するフォト漂白および減少する減衰の色々な利益を与えることができる。不幸なことに，生物学的な組織に関連した強い光学的な散乱は従来の各顕微鏡検査器のイメージングの深さを典型的に2から300mに限定する。より長い波長の励起輻射光は生物学的な組織における減少した減衰を経験するが，イメージングの深さは $< 1\text{ mm}$ になお限定されるので，種々のマルチフォトン顕微鏡検査器が色々なより深い深さをイメージングすることができる。これらの理由により，動物および人間を含む生物学的なサンプルをより深くイメージングする内視鏡を使用する際，顕著な関心がある。

## 【0003】

最近の種々の内視鏡は，フレキシブルなビデオ内視鏡，硬いオプティカル内視鏡およびフレキシブルなオプティカル内視鏡の範疇において考察されてもよい。各ビデオ内視鏡は，遠位端部における小型のCCDカメラを典型的に有し，そして上記内視鏡のフレキシブルな部分は，基本的に電子的な信号および電力等のためのケーブルの導管である。各ビデオ内視鏡は，基本的に視野の広い顕微鏡検査器と見なされ得る光学的なパフォーマンスを有する視野の広いイメージング測定装置である。各硬いオプティカル内視鏡は，硬いシリンダー内に包み囲繞されるレンズから典型的に構成され，そしてこれらの内視鏡は遠位端部から近位端部へ光学的なイメージを伝達する。上記各硬いオプティカル内視鏡は通常近位端部におけるCCDカメラを備えた視野の広い顕微鏡検査器として採用されるが，しかしながら，顕微鏡検査器の構成[1]をスキャンする際使用することが出来，そしてこのアプローチは屈折率分布型（「GRIN」）レンズから作製される「スティックレンズ」が採用されるところのマルチフォトン顕微鏡検査器において最近好ましいものであると判明した。

## 【0004】

各硬い内視鏡は，けっし類脳におけるイメージングのために，整形手術もしくは大きい体内空腔における手術において典型的に使用される。それらの硬い内視鏡は生体の被験者における内部の通路，小さな体内空腔もしくは血管を通過するには十分なフレキシブルではなく，更にそれらは限られた長さを有しているため，通常内部の器官を研究するのに適していない。内部のイメージングのために種々のフレキシブルな内視鏡を採用することが通常である。強度イメージングのために，色々なビデオ内視鏡は最も一般的に使用される

が、例えば（より高い分解能および光学的なセクショニングを提供する）例えばハイパースペクトラルイメージング、蛍光寿命イメージング、共焦点もしくはマルチフォトン顕微鏡検査器等の様相のより高度なイメージングのためにはフレキシブルなオプティカル内視鏡を使用することが必要である。各フレキシブルオプティカル内視鏡は、広い視野の内視鏡と、マイクロ共焦点内視鏡と、更にマルチフォトン内視鏡とに分類され得る。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

各広い視野の非共焦点内視鏡は、図1(a)に例示されるようにサンプル（遠位）端部から検出器（近位）端部への光学的なイメージを伝送するファイバー束を典型的に利用している。これらのファイバー束は典型的に、各々が直径において約0.6mmの状態イメージピクセルに相当する30,000個のオプティカルファイバを備えている。このことは典型的なCCDカメラと比べて少ないピクセル数であり、その結果そのようなオプティカル内視鏡はビデオ内視鏡もしくはオプティカル顕微鏡検査器よりもより少ない数のイメージ分解素子を、そしてその結果、より低い価値のイメージを提供する。上記ファイバー束における異なったオプティカルファイバ間の光の漏洩から生ずるクロストークは、また上記イメージを劣化させることも出来る。個別のファイバーコアの間の離隔距離（および結果的な充填率）は光の収集の効率およびイメージ品質にも強い影響を与える。

【0006】

各マイクロ共焦点内視鏡はいずれも、イメージングファイバー束（図1(b)）を備えた近位スキャナあるいは単一のオプティカルファイバ（図1(c)）を備えた遠位スキャナを利用して、上記サンプルから上記（近位）検出器へ光を運ぶ。上記の場合において、上記ファイバー束は一緒に製造される単一のモードファイバー「コア」のアレイであり「コヒーレント」ファイバ束を形成することができる。

【0007】

ファイバー束系のマイクロ共焦点内視鏡[2]にとっては、近位端部（図1(b)）におけるスキャナはこのファイバー束の近位端部を横切る励起ビームをスキャンし、続いて各オプティカルファイバコアに取り組み、さらに遠位の端部における出力は対物レンズによって伝達されて上記サンプルを横切る収束ビームをスキャンする。結果的に得られる蛍光は（もしくは反射光）同一のファイバーコアに戻るようイメージングされ、上記サンプルのイメージは上記ファイバー束の近位端部に伝送される。このことは例えばCCDを用いて直接イメージングされるか、もしくは引続いて上記ピクセル情報を記録する単一の検出器へ上記スキャンニングシステムを介して後方へ伝播されることが出来る。視野の広い内視鏡を用いた場合も、イメージングファイバ束における限られた数のファイバーコアはイメージ品質を限定する。例えば生物学的な組織等の媒体を散乱する際においてイメージングする場合、上記スキャナによって取り扱われるファイバーコアよりもその他のファイバーコアによって収光される光から生ずるクロストークが存在することが出来る。クロストークに寄与することが出来る単一のモードのファイバーの間における光の漏洩も存在可能である。各単一のモードファイバーコアは、「共焦点ピンホール」として作用し（そして付加的な共焦点ピンホールは上記検出器の前に配置可能であり）、視野の広いイメージングに比べて光学的なセクショニング、改善された分解能およびコントラストとなる。収束調整もしくは軸方向の（深さスキャンニングは、上記ファイバーの遠位端部に相対的に上記対物レンズアセンブリーの形を変換することによって実現されてもよい。

【0008】

図1(c)において表現される上記単一モードオプティカルファイバマイクロ共焦点内視鏡は、例えば[3]の遠位端部におけるスキャナを採用している。「共焦点ピンホール」としてここで作用する上記単一モードファイバーの遠位端部から上記励起光が発生する。内視鏡の性質および各応用が与えられているとするなら、上記遠位端部における各構成要素は小さくなるよう要求され、その結果、顕著な努力が小型の各オプティカルスキャナ

ーを開発する際払われてきた。これらの構成要素は、小型に製造された各スキャンニングミラーに基づくか、もしくは振動ファイバー先端設計の何れかに基づくことが可能である。始めにさかのぼると、小型化は開発すべき2から3mmの直径を有する各内視鏡を開発することを可能にしたが、このことはいくつかの好ましい目的のためになおあまりにも大きすぎる。一般に、遠位の(x-y)スキャナーを要求することがない上記ファイバー束マイクロ共焦点内視鏡は、上記単一モードファイバー/遠位のスキャナーアプローチよりもより薄く作製することが可能であり、潜在的によりフレキシブルにして、さらにより薄い空腔もしくは血管等を通過することを可能とする。

#### 【0009】

マイクロ共焦点内視鏡への上記ファイバー束アプローチおよび単一ファイバーアプローチの双方はマルチフォトンイメージングに適合することが出来、生物学的な組織におけるより深い貫通を提供することができる。不幸なことに、上記単一モードファイバー（もしくは上記ファイバー束におけるファイバーコア）が共焦点ピンホールとして作用するので、このことはマルチフォトン内視鏡法の各利点の一つを除去する；即ち、共焦点ピンホールは必要とされない、（全てのマルチフォトンによって励起されたフォトンが収束から始まるべきである）、そして媒体を散乱する際、1個の開放ピンホールがより多くの信号を収集することを可能とする。上記ファイバー束アプローチのためのこの周りの一つの方法は、上記各単一モードファイバーコアがなお開口部として作用するとともにマルチフォトンにより励起された蛍光の全てを収集しないけれども、図1(b)において示される上記CCDカメラの代りにより大きな面積の検知器を使用することになるであろう。

10

20

#### 【0010】

要約するならば、マイクロ共焦点（およびマルチフォトン）内視鏡は、光学的なセクションニング（およびそれ故地下イメージング）、優れたイメージコントラスト(S/N)、さらに改善された横方向分解能を含む各視野の広い内視鏡（ビデオもしくはフレキシブルなオプティカルファイバー束）に対する著しい複数の利点を提供する。上記ファイバー束アプローチは、各入手可能なファイバー束および上記ファイバーコアの間の離隔距離における単一モードのファイバーコアの数の結果であるピクセルの限定された数に基づいて減少したイメージ品質を被る。このことは上記イメージのアンダーサンプリングとなり、そしてさらに限定された充填比はまた光の収集効率にも大きな影響を与える。異なったファイバーコア間のクロストーク、上記ファイバーコア間のファイバー束に進入する任意の光から生ずるクロストークは論点にもなり得る。上記単一のファイバー/遠位のスキャナーアプローチは、高い分解能（完全にサンプルされた）イメージを提供することが出来るが、上記スキャナーのサイズはこのアプローチで非常に薄い内視鏡を作製することが困難であることを意味する。両方のアプローチに対して、z-位置/収束調整は、上記遠位の端部において複数の稼動部品を要求する。マルチフォトン内視鏡法は、この欠点は例えば従来の即ち小型に製造される各2重クラッドファイバー等の特別に設計されたファイバーの使用によって軽減することが出来るけれども、媒体を散乱する際イメージングする場合、上記オプティカルファイバーの固定したピンホールの限定が欠点である上記単一のファイバー/遠位のスキャナーアプローチを介して通常実施される。

30

#### 【0011】

それ故、上記内視鏡の遠位の端部において使用される各構成要素を減少することは望ましいことである。特に、遠位のスキャナーのための必要性を要することはないが、上記遠位のスキャナーアプローチの上記（完全にサンプルされたイメージ）パフォーマンスを獲得することが望ましく、それによってより薄いおよびよりコンパクトな色々な内視鏡を可能とするであろう。上記と同じ理由により、上記内視鏡の遠位端部における対物レンズなしでやり繰りすることが可能であることがまた恩恵があるであろう。上記ファイバー束の直径を減少すること及びそのフレキシビリティを増加可能とするために上記ファイバー束におけるより少ないファイバーを使用することも可能であることが望ましいであろう。

40

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0012】

50



本発明の第１の観点に従うと、添付された特許請求の範囲第１項において定義された内視鏡が提供される。かくして、コーヒートレント入射光を発生するよう動作可能な光源と；ファイバ束内に配置され、このファイバ束の近位端部における光を受けるとともに更に上記ファイバ束遠位端部に光を伝送するよう配列された複数のイメージングオプティカルファイバ束とを備えた内視鏡において、当該内視鏡は更に上記光源と上記ファイバ束との間に（しばしば本明細書ではＳＬＰＭとして略称される）空間光位相変調器を更に備え、この空間光位相変調器は上記光源からの入射光を受けると共に、上記複数のイメージングオプティカルファイバの各々に進入する上記入射光の相対的な位相を調整するよう配置されている内視鏡が提供される。上記ファイバ束の各々に進入する上記入射光の相対的な位相は、上記空間光位相変調器が個別に取り扱う状態で、各ファイバベースで上記空間光位相変調器によって好ましく調整される。

10

**【００１３】**

複数のイメージングオプティカルファイバの各々に進入する上記入射光の相対的な位相を調整することによって、（上記ファイバ束の近位端部における）上記空間光位相変調器は、上記ファイバ束の遠位端部から出射する光学的な波面が合成され、制御されそしてスキャンされることを可能とする。

**【００１４】**

合成波形の種々の例が以下与えられる。上記ファイバ束における上記ファイバ束の各々から出射する上記光に与えられた位相が空間光位相変調器を用いて調整されビームをスキャンするので、遠位スキャナは必要とされない、それによって内視鏡の遠位端部の構成要素の数を減少させることを可能とし、かくしてより薄い内視鏡を実現することを可能とする。付加的に、収束出射ビームが合成される可能性があるので、内視鏡の遠位端部における対物レンズ無しで済ますこともできる（いくつかの実施の態様の中には、それはなお採用されてもよい）。また、空間光位相変調器によって可能である各スキャンニングおよび収束能力は、ファイバ束においてより少ないファイバを使用することも可能であり、それによってファイバ束の直径を減少させるとともにフレキシビリティを増加させることも可能とする。

20

**【００１５】**

随意的な複数の特徴は、独立した各特許請求の範囲に定義されている。

かくして、上記内視鏡は、更に反射光もしくは蛍光を検出器に向けるために、上記光源と空間光位相変調器との間に配列されたビームスプリッタを備えていてもよい。この内視鏡は、さらにオプティカルセクショニング及び共焦点顕微鏡検査法に関連した他の複数の利点を実現するために、上記検出器の前に共焦点開口部を備えていてもよい。

30

**【００１６】**

上記内視鏡は、上記ビームスプリッタと上記検出器との間に第２の空間光位相変調器を備えることも可能である。このことは蛍光の波長が照明光とは相違するので、共焦点の蛍光イメージングのために有益である。

**【００１７】**

上記空間光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から出射する平面状の波面を合成するように動作可能であってもよい。

40

**【００１８】**

加えて、もしくはそうでなければ、上記空間光位相変調器は、上記ファイバ束の遠位端部から出射する傾斜した波面を合成するよう動作可能であってもよい。この合成された波面の角度と方向を変化することによってビームは、調査の下で被検査対象を横切ってスキャンされてもよい。

**【００１９】**

更に加えて、もしくはそうでなければ、上記空間光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から出射する湾曲した波面を合成するように動作可能であってもよい。この合成された波面の曲率の度合いを変化することによって、ビームの収束が調整されてもよい。かくして、上記内視鏡の遠位端部における対物レンズなしで済ますことも可能であってもよ

50

い。

【 0 0 2 0 】

上記内視鏡は装置の近位端部においてオプティカル参照アームを更に備えて、上記サンプルから帰還する光の干渉計による検出を可能とするようであってもよい。上記参照アームの光学路長、例えば上記参照アームの端部における調節可能なミラーを提供することによって調整可能であってもよい。このことは混濁した媒体 [ 4 , 5 ] における応用のための公知のコヒーレントイメージング技法である光学的なコヒーレント断面撮影法に上記内視鏡を応用可能にする。

【 0 0 2 1 】

上記ファイバー束におけるそれぞれのオプティカルファイバに沿って伝送される個別の各光線は各路の長さの変化に影響される可能性があるため、上記内視鏡は、反射光もしくは蛍光の位相の変化を測定もしくは監視することによって上記ファイバー束によって伝送される光の位相の変化を決定し、この位相の変化を示す複数の信号を発生するための手段と、(コンピュータによって制御されてもよい)上記空間光位相変調器へ戻る各信号を供給するための手段とを備え、上記空間光位相変調器は、好ましくは個別のファイバーに基づいて、そのような各位相変化を補償するように適合している。このような各測定は、イメージ取得で連続的もしくは完結的にインターリーブされるか、もしくはイメージングプロトコルの一環として引き受けられでもよい。

10

【 0 0 2 2 】

上記位相変化を決定するための手段は、波面センサおよび/もしくは干渉計を備えていてもよい。この干渉計は、上記ファイバー束の遠位端部から反射される入射(励起)輻射光を利用しようとするか、異なった波長における輻射光を利用しようとするか。この干渉計は、付加的なビームスプリッターをこの干渉計のためのビームの路に導入する必要がある。後者の場合、特殊なコーティングはファイバ束の遠位端部に適用され、上記異なった波長における増加した反射を提供してもよく、そして上記特殊なコーティングは付加的各ダイクロイックフィルタのためにビーム路内に含まれることが必要であってもよい。

20

【 0 0 2 3 】

上記ファイバ束の遠位端部から戻る輻射光を選択するよう構成しようとするか。コヒーレントなゲーテッド干渉計を利用することも有益であってもよい。そのような場合、上記干渉計の参照アームは、その遠位先端においてミラーを備えたオプティカルファイバの整合長さを有する。この参照アームオプティカルファイバは、イメージングファイバ束とは別に配列されてもよく、もしくは類似の各環境摂動を経験するようにイメージングファイバ束において一体化されてもよい。コヒーレントなゲーテッド干渉計は、上記励起光源が低い一時的なコヒーレンスの広い帯域幅の輻射光を既に提供するにつれて、マルチフォトンが採用されつつある場合、特に適用可能である。

30

【 0 0 2 4 】

上記内視鏡は、上記ファイバ束の近位端部におけるスキャンニングおよび/もしくは収束手段を更に備えてもよい。このことは、上記内視鏡の横方向および/もしくは軸方向のスキャンニング速度を改善する可能性がある。

40

【 0 0 2 5 】

上記内視鏡は更に上記空間光振幅変調手段を備えていてもよい。上記空間光振幅変調手段を用いることは、上記イメージにおける焦点強度分布を達成するため各波面の合成における更なる自由度を与え、上記ファイバ束のクラッド内に向けられる光の部分を減少させることを可能とする。

【 0 0 2 6 】

有益的に、上記空間光位相変調器は、球面もしくはその他の各収差を補償するために位相保証を適用するよう動作可能であってもよい。

【 0 0 2 7 】

他の実施の態様においては、上記内視鏡は、イメージングオプティカルファイバの各異

50

なったサブセットに沿って伝送される光に一時的に変調された位相差を応用することによって焦点変調顕微鏡検査法〔6, 7〕を適用するよう動作可能であってもよい。焦点変調イメージングのために要求される位相変調は上記空間光位相器によって、もしくは分離した空間光位相変調器によって達成されてもよい。

【0028】

上記光源はレーザーであってもよい。また、この光源は非常に短い波長のパルス化されたレーザーであってもよく、そして上記検出器は時間相関単一フォトン係数検出、あるいは時間分解検出の或るその他の手段を提供し、内視鏡を蛍光寿命イメージングに適用可能とするよう配列されてもよい。

【0029】

上記内視鏡はファイバー束の遠位端部における偏光フィルターを更に備えている。複数のイメージングオプティカルファイバは、上記ファイバー束の遠位端部から発生する光の点広がり関数上の望ましくない各サイドローブのサイズを減少するために、上記ファイバー束における変則的なアレイ内において配列されてもよい。

【0030】

本発明の第2の観点に従えば、コヒーレントな入射光を発生するよう動作可能な光源と；各ファイバーの近位端部において光を受けるとともに各ファイバーの遠位端部に光を伝送するように配列された1個もしくはそれ以上のマルチモードオプティカルファイバとを備えた内視鏡であって、この内視鏡は上記光源と上記各ファイバーとの間に空間光位相変調器を備え、この空間光位相変調器は、上記光源からの入射光を受けると共に、上記ファイバーの上記各モードの各々に進入する入射光の相対的な位相を調整するよう配列されていることを特徴とする。かくして、本発明の第1の観点の上記ファイバー束は1個もしくはそれ以上のマルチモードファイバーによって効果的に置換される。

【0031】

本発明の第1の観点に関して本明細書に記載されている付随的もしくは好ましい各特徴は、当業者が容易に理解するように本発明の第2の観点に均等に適用可能である。上記内視鏡は各上記ファイバーのモードの各々に進入する入射光の振幅を調整するための空間的な光振幅変調手段を更に備えていてもよい。

【0032】

本発明の第1もしくは第2の観点に関して、上記内視鏡は、分光学的分解イメージングを提供するように適合されていてもよい。加えて、もしくはそうでなければ、上記内視鏡は例えば分子の配向および副屈折等のサンプルの偏光の性質をマップアウトするために偏光分解イメージングを提供するように適合されていてもよい。更なる実施の態様においては、上記内視鏡は例えば分光学的に分解されるとともに時間分解イメージングもしくは一時的に分解されるイメージング更に偏光分解イメージング等の異なったイメージング技法の組み合わせを提供するように適合されていてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】図1は、図1は従来の内視鏡の構成の各例を例示するものであり、すなわち図1(a)は視野の広いオプティカルな内視鏡を示し、図1(b)はファイバー束マイクロ共焦点内視鏡を示し、そして図1(c)は単一モードファイバーのマイクロ共焦点内視鏡を示す。

【図2(a)】図2(a)は、本発明の各実施の態様に係るスキャナレスファイバー束を例示し、その構成は反射(あるいは後方に散乱する)光のために使用される

【図2(b)】図2(b)は、本発明の各実施の態様に係るスキャナレスファイバー束を例示し、その構成は共焦点蛍光イメージングのために使用される。そして構成(c)はマルチフォトン蛍光イメージングのために使用される。

【図2(c)】図2(c)は、本発明の各実施の態様に係るスキャナレスファイバー束を例示し、その構成はマルチフォトン蛍光イメージングのために使用される。

【図3】図3は、ファイバー束の遠位端部における合成された各波面及び各収束装置の各

例を例示する。

【図 4】図 4 は、反射光を用いてスキャナレスファイバー束マイクロ共焦点内視鏡に調節可能なミラーを備えたオプティカルな参照アームを付加して、光学的にコヒーレントな断面撮影法（OCT）を可能とすることを例示する図である。

【図 5】図 5 は、図 5 は各「 $u+n$ 」イメージング構成の各実施の態様を例示する。

【図 6】図 6 は、図 6 は各「 $u+n$ 」イメージング構成の各実施の態様を例示する。

【図 7】図 7 は、図 7 は波面センサーを用いて上記ファイバー束を横切って位相変化を測定するための各方法を例示する。

【発明を実施するための形態】

【0034】

上記各図面において、類似の構成要素は全体を通して類似の参照番号によって示される。ダッシュ付きの外形線で例示された各構成要素は随意的であり、そして省略されてもよく、もしくは要求されたように包含されてもよい。公的な各実施の態様は、発明を実施する各出願人にとって最善のやり方を表現する。しかしながら、これらの実施の態様は、本発明が達成可能である唯一のやり方ではない。

【0035】

本発明の各実施の態様は上述した 1 個もしくはそれ以上の欠点に取り組むことを求め、遠位スキャナーアプローチのための必要性無しで上記スキャナーアプローチの（完全にサンプルされたイメージ）を基本的に提供することによって、より薄い内視鏡を許容する。本発明の各実施の態様は、マルチフォトン内視鏡における散乱された蛍光のより効率の高い内視鏡を準備することも可能であり、より数の少ないファイバを上記ファイバ束内で用いることを可能にしてもよく、かくしてファイバ束の直径を減少させることも可能であり（潜在的に胸部管における精密検査使用のために適切であろう 0.1 mm のオーダーの直径）およびフレキシビリティを増加させ得る。

【0036】

必須な要件として、本発明の各実施の態様は、遠位端部における各オプティカル波面の完全な合成を許容するために、ファイバ束の近位端部における空間光変調器技術に「コヒーレント」なファイバ束を組み合わせる。上記空間光変調器技術は 2 個の重要な機能を可能にする。第 1 の機能は上記ファイバ束の異なったファイバ間の位相と各光学路の変化のために訂正を行い、それによって「位相 - 訂正」光学的な伝達を生成する。第 2 の機能は次いで上記ファイバ束の遠位端部において生ずる上記各波面を合成、変調および制御することである。このことは各能力の範囲を開くとともに、以下の構成要素を含む既存の各内視鏡に対する色々な著しい特徴を提供する。

- (1) 遠位のスキャナーなしでの対象物におけるビームスキャンニング、
- (2) より小さな各内視鏡を考慮するサイズにおける減少および遠位端部の複雑さ、
- (3) (時空間変調を含む) 照明の点広がり関数 (PSF) 開発すること、
- (4) 対象物と測定器により引き起こされる各収差との双方の適合的な訂正、
- (5) 色々なコヒーレントなイメージング技法への応用。

【0037】

これらの機能の全ては、共焦点、マルチフォトン蛍光、オプティカルコヒーレントな断面撮影法及び偏光イメージング技法を含むイメージング様式の広い範囲のための重要な示唆を含んでいる。図 2 は反射光（図 2 (a)）および蛍光性の光（図 2 (b) 及び図 2 (c)）を用いて共焦点内視鏡イメージングのための提案された発明の各好適な実施の外略図を示す。

【0038】

1. (可動部品を備えていない) 遠位スキャナーなしでの横方向のスキャンニング。本発明の各実施の態様は、遠位のスキャナーを備えていないマイクロ共焦点内視鏡における完全にサンプルされた各イメージを提供するように目的づけられている。図 2 に示されているように、上記各実施の態様は励起レーザ 10 によって発生される空間的にコヒーレントな照明を使用し、そしてイメージングファイバ束 14 を近位端部における空間光位相

10

20

30

40

50

変調器 ( S L P M 1 ) 1 2 に一体化し、各ファイバの遠位端部から現れる光の相対的な位相を調整する。上記イメージングファイバ束 1 4 の遠位端部から現れるコヒーレントな光は、各ファイバにおける上記光の相対的な位相の適切な調整によって、上記対物レンズの焦点において高い強度の領域を生成すべく構造的に干渉するよう作製されることができる。このことは対物レンズによりある一点へ収束されるであろう上記ファイバの遠位端部において現れる平面波を合成することと等価である。上記対物焦点面における或る異なったポイントに収束する光となるであろう上記ファイバの遠位端部における傾斜した波面を合成することも可能である。かくして、上記合成された傾斜波面の確度と方向を変化することによって、図 3 ( a ) に図示されるように対物レンズの焦点平面における上記サンプル 1 6 に渡って収束された光をスキャンすることが可能である。このようにして、効果的な 10 スキャンニング機能は遠位スキャナーのための必要性なしで実現され、そして上記内視鏡の幅は、( 実際にもし対物レンズ 1 8 が以下に議論されるように、全てにおいて使用されるならば ) 上記イメージングファイバ束 1 4 の幅と上記対物レンズ 1 8 によってのみ限定される。適切な各位相差で各コヒーレントな光源の各アレイからの各波面を合成するという概念は各位相をずらしたアレイレーダ技法に類似している。

#### 【 0 0 3 9 】

##### 2 . 遠位スキャナーもしくは対物レンズなしの横方向スキャンニング

適切な S L P M を用いて、上記イメージングファイバ束 1 4 の遠位端部における湾曲した波面を合成することも可能である。上記 S L P M は、図 3 ( b ) において示されるように、上記遠位端部における対物レンズ 1 8 のための必要性なしで上記光を収束するよう使用されて、かくしてどのように薄い内視鏡が製造することが可能であるかについて上記各 20 限定を緩和することも可能であってもよい。

#### 【 0 0 4 0 】

##### 3 . 可動部を備えていない z ( 焦点 ) 調整

上記ファイバ束 1 4 の上記遠位端部から現れる合成された波面の曲率の度合いを変化することによって、図 3 ( c ) において示されるように効果的な焦点距離を調整することが可能である。かくして、上記イメージング深さ、すなわち光が収束する上記ファイバ束 1 4 の上記遠位端部からの上記距離は調整可能であってもよい。上記ファイバ束の上記遠位端部における波面の曲率および傾度を調整する方法を、対物レンズ 1 8 を用いて、もしくはそれを用いずに採用して、イメージングされるサンプル平面の z - 位置を調整する 30 ことも可能である。

#### 【 0 0 4 1 】

対物レンズの使用は上記 S L P M 1 2 によって生成されるべき位相分布の各要求を緩和する立場で、例えば反射光もしくは蛍光の集光を容易化しよう或る状況においては好ましいことであってもよい。

#### 【 0 0 4 2 】

最近、第 2 の対物レンズの焦点におけるミラーの形を変えることによって顕微鏡検査器の焦点平面を調整するための新たな技法が実証されてきた [ 8 ]。このことは第 2 の対物レンズおよび可動ミラーを含む近位セットアップを用いて利用しようとするればそれも可能 40 である。

#### 【 0 0 4 3 】

##### 4 . 実施の形態

上記ファイバ束を横切る色々な位相 ( 路長 ) 変化を訂正すること

異なったファイバコアの間における路長 ( およびそれ故位相 ) における未知の変化、及びこのファイバ束が移動もしくは折り曲げられ、あるいは歪もしくは温度変化を受けるにつれて変化するこれらの変化の可能性のために各イメージングファイバ束を介してコヒーレントな各信号を伝送することが実際的でないとしばしば思われる。ここで提案されている技法のパワーは、イメージングファイバ束における上記各単一モードコアを横切って蓄積された位相遅延におけるこれらの各変化を上記 S L P M は補償することができるということである。 50

## 【 0 0 4 4 】

適切な誤差信号は，マルチフォトン励起蛍光の強度を例えば識別できるとするならば，次いで上記イメージングを最適化する反復アプローチは上記各 S L P M 設定を適合的に最適化しようと工夫されており，上記ファイバ束を横切って任意の（各ダイナミック）な位相変化を保償しようとすればできる。

## 【 0 0 4 5 】

そうでなければ，上記 S L P M の各適切な設定が，例えば干渉計を用いた技法もしくは波面センシング技法を用いて上記イメージングファイバ束の遠位端部から後方に反射される上記入射（励起）光の一部分の空間的な位相変化を監視もしくは測定することによって決定しようとすればできる。上記監視もしくは測定装置は，上記位相変化を示す各信号を発生するように，そしてコンピュータによって制御される可能性のある上記空間光位相変調器にこれらの信号をフィードバックするように配置されていてもよい。この適合的な訂正は，望ましくない各位相変化「オンザフライ」を保償することが可能であってもよい。波面センサーを用いて上記ファイバ束を横切って上記位相変化を測定するための色々な方法を例示する図 7 において表示されるいくつかのこの適合的な訂正を実施する数多くのやり方が存在する。図 2（c）において示されているマルチフォトン蛍光内視鏡の場合のために例示されているが，反射光内視鏡（図 2（a））もしくは共焦点蛍光内視鏡（図 2（b））を用いて実施しようとすればそれも可能である。蛍光内視鏡のために，図 7 において示されるように上記ファイバ束の遠位端部から反射される励起光の各位相変化を測定することが便利であり得ることができが，類似の色々な測定が，上記ファイバ束の遠位面から反射される上記励起レーザに対して異なった波長において蛍光の位相，もしくは 1 個もしくはそれ以上のレーザビームからの光を用いて行おうとすればそれも可能である。図 7（a）は参照アームを要求しない波面センサを用いた可能な構成を示し，一方図 7（b）は参照アームを要求しない波面センサを用いた際，各干渉測定を容易化する構成を示している。

かくして，図 7 に示されるように，波面センサ 30 は例えば上記空間光位相変調器のための必要な情報を提供するように，上記ファイバ束内の光学路長における小さな各変化から生ずる各位相変化を測定するよう使用されてもよい。上記ファイバ束によって伝送される光の位相変化を測定するために，この波面センサ 30 は上記ファイバ束の遠位端部から反射される入射（励起）輻射光，もしくは上記遠位端部における上記オプティカルシステムのある他の部分からの後方に反射される潜在的な光を利用しようとすればできる。また，この波面センサ 30 は，上記励起源に対して各異なった波長において動作している複数の付加的なレーザによって提供しようとすればできる，1 個もしくはそれ以上の異なった波長における輻射光を利用しようとすればできる。付加的なビームスプリッタ B S 2 29 は，上記ファイバ束の遠位端部から上記波面センサ 30 へ後方に反射される光のいくつかを方向づけることを要求されるであろう。

## 【 0 0 4 6 】

上記ファイバ束を横切る位相遅延変化のこの測定のためのある異なった波長における輻射光を使用することが好ましい可能性がある場合には，特殊な光学的なコーティングは，上記入射（励起）輻射光および望ましい蛍光を伝送するであろう上記ファイバ束の遠位端部に適用しようとすればそれもできるが，上記ファイバ束を横切って位相遅延における変化の測定のために使用されるべき輻射光の反射率を増加するであろう。異なった波長を用いて路長の各変化を測定するために，付加的な色々なダイクロイックフィルタがビームパスにおいて含まれていてもよい。

## 【 0 0 4 7 】

反射光の位相における変化は，波面センサー 30 例えば曲率波面センサー [ 9 ] を用いて，もしくは強度に基づく各方法 [ 10 ] のトランスポートからの位相検策，ピラミッド波面センシング，もしくは波面センシング [ 11 ] の技法における当業者にとって公知のシャック - ハルトマン波面センサ，即ち任意のその他波面センサを用いて測定すれば可能である。

10

20

30

40

50

反射光の位相における変化は、横方向せん断干渉計 [ 1 2 ] , あるいは点回折干渉計 [ 1 3 ] , 例えば [ 1 4 ] 等の位相ステップ干渉計を用いて、もしくは例えば [ 1 5 ] デジタルホログラフィーを用いて測定しようとすればそれも可能である。

波面センシングにとって、横方向せん断および点回折干渉計に基づく各アプローチを用いて、上記位相変化はファイバの遠位端部からもしくは対象物からのバック反射された光、および/もしくは対象物からの蛍光を用いて測定可能である。(図7において表現されるように) 上記SLPMを介して通過した戻り光の後の位相変化を測定することは、上記SLPMの閉ループ適合制御を考慮する。ブロードバンド輻射もしくは各多重波長を用いて、測定された位相波面において2p位相の曖昧さを避けることができる。分離された参照アームはこれらアプローチのために要求されないが、強化された測定制度を提供できる各コヒーレントなゲートド測定を容易化するように使用できる。

10

#### 【0048】

上記位相ステップ干渉計および色々なデジタルホログラフ法による各アプローチは参照アームを要求し、図7(b)

における上記ビームスプリッタBS2 29と上記ミラーM1 31との間で表現される測定干渉計を形成する。上記干渉計による測定は、干渉計の上記ファイバ束アームと同じ光学路長の参照アームにおいて反射される輻射光で、それを干渉させることによって、上記ファイバ束の遠位端部から反射される光を優先的に選択するように短いコヒーレントな波長の輻射光で実施しようとすれば可能である。マルチフォトン内視鏡にとって、上記励起輻射光は短いコヒーレントな波長を固有に示すであろう。内視鏡の参照アームは、その遠位先端におけるミラーM1 31を備えたオプティカルファイバと、上記ファイバ束の長さで整合した長さを含んでいてもよい。実施の態様のなかには、参照アームファイバは上記イメージングファイバ束によって経験されたそれらと類似した各環境摂動を経験するように、上記イメージングファイバ束の脇に沿って配列されるか、もしくは上記イメージングファイバ束内に一体化されてもよい。上記参照アームは、最大の干渉感度を改善する上記干渉計の各アーム内における分散をバランスするように上記分散(すなわち波長についての光学路長の変化)を調整する手段を含んでいてもよい。各位相ステップ干渉計をベースとした色々な技法にとって、上記SLPMは上記要求された位相の各変化を適用するように使用されるとすればそれも可能である。

20

上記ファイバ束を横切る上記位相プロファイルの干渉計測定の他の複数の実施の形態において、長いコヒーレントの波長を有する輻射光を用いるとすればそれも使用できる。このことは上記ファイバ束のそれに整合した光学路長を備えた参照アームのための各要求を緩和するであろう。

30

#### 【0049】

##### ファイバ束ジオメトリ

通常に、上記ファイバ束の遠位端部から出射する平面波に対する総合された近似は、その周りの「各サイドローブ」を備えたスポットに収束するであろう。「点広がり関数」として記載できるこの光の分布は、上記ファイバ束の空間的なプロファイルのフーリエ変換に相当する。上記各ファイバコアが六角形状のアレイの上に離隔している各内視鏡システムにおいて通常使用されるタイプよりも、むしろ各ファイバ束の不規則なアレイを備えたファイバ束が使用されようとする場合には、上記点広がり関数上の望ましくないサイドローブのサイズは(そしてそれ故上記サンプルにおける収束されたスポット)が減少しようとすればそれもできる。

40

#### 【0050】

上記ファイバ束の代りに単一のマルチモードファイバを使用することも可能であり、ここで上記SLPMはマルチモードファイバの異なった各モード内に結合される光の位相および振幅を調整するであろう。さらに、複数のマルチモードファイバを使用しようとすればできる。

#### 【0051】

##### 偏光の論点

50

一般に、( 輻射光の偏光は上記ファイバ束を介しての伝播の間は変化する ) 偏光分散は、それが上記ファイバ束から現れる光における各位相変化となることができるので、ある論点となるであろう。ある程度、この偏光分散が各偏光保存ファイバ構造体を備えた各ファイバ束を用いて軽減されてもよい。上記 S L P M 1、もしくはいくつかの空間光位相変調器のアセンブリは、例えば効率的な光学路長を変化させるその他の色々な効果から並びに各偏光効果から生ずる各位相変化の補償を行う可能性もある。上記で議論されるファイバ束から発生する光の位相プロファイルを動的に測定することによって、偏光および種々のその他の効果「オンザフライ」を「適合的に」補償することも可能である。一つのアプローチは、ファイバ束の遠位端部において偏光器を設置すると共に、位相変調並びに近位振幅変調を使用して、上記ファイバ束の遠位端部から出射する各合成された波を調整しようとすればそれも可能である。

10

#### 【 0 0 5 2 】

以下議論されるように、上記内視鏡の上記種々の偏光性質を操作することは、例えば、副屈折等の上記サンプルの各光学的性質を研究することを可能とするようであってもよい。

#### 【 0 0 5 3 】

S L P M 1 並びに近位スキャナーの使用

上記 S L P M 1 は原則上記横方向スキャンニング能力を提供するけれども、この S L P M 1 は、最高の程度の共焦点顕微鏡検査器において使用される複数の検流計スキャンニングミラー、もしくは例えば複数の音響 光学スキャナーあるいは複数の電子 - 光学スキャナー等の複数のビームスキャナーのその他の色々なタイプに比べて、むしろゆっくり実施可能である。幾つかの実施の形態にとって、上記 S L P M 1 は、この S L P M 1 と一緒に、使用されるべき近位検流計ミラースキャナー、もしくはビームスキャナーの他のタイプを一体化することもそれ故好ましい。この状況において、上記 S L P M の主たる機能は、上記励起ビームの収束化を維持および制御するために上記ファイバ束の遠位端部から進入する各合成された波面の位相プロファイルを調整することになるであろう。

20

#### 【 0 0 5 4 】

S L P M 1 並びに近位フォーカッシングの使用

上記 S L P M 1 は、原則フォーカッシング ( 軸方向スキャンニング ) 能力を提供することができるものの、この S L P M 1 は色々な共焦点顕微鏡検査器あるいは色々な他の測定装置において使用される動力化されるかもしくは圧電アクチュエータを含む幾つかのその他のフォーカッシング機構と比べて、むしろゆっくり実施されてもよい。幾つかの実施の態様にとっては、上記 S L P M 1 と一緒に使用されるべき近位フォーカッシング機構を一体化することもそれ故好ましいことであってもよい。

30

#### 【 0 0 5 5 】

S L P M のタイプ

各空間光位相変調器は、入射光フィールドの位相および / もしくは振幅および / もしくは偏光の空間的に変化する変調を適用することができる公知の光学的な構成要素である [ 1 6 , 1 7 , 1 8 , 1 9 ] 。

#### 【 0 0 5 6 】

一般に、S L P M 1 は、イメージにおける焦点の強度分布を設計するために各波面の合成において更なる自由度を与えるであろう ( 空間的な光振幅変調器すなわち「S L A M」 ) を用いて振幅を変調しすぎることができるよう有用であってもよいけれども、空間的な光位相変調器 ( 空間的な光路長変調器 ) であるべきである。空間的な光振幅変調器機能を利用する更なる理由は、上記ファイバ束のクラッド内に向けられた光の部分を減少するであろう ( すなわち、上記 S L A M は全ての光が各ファイバ束内に向けらる用とすればそれも可能である ) 。

40

#### 【 0 0 5 7 】

光学的な構成

図 1 乃至図 7 は当業者にとって設計することが率直であろう数多くの光学的な構成要素

50



もしくはサブシステムを含む可能性がある唯一および特定のな各実施の形態を示す概略図である。例えば、図 2 乃至図 4 において 0 1 としてラベルされた構成要素は、上記光空間変調器から上記ファイバ束の入り口面へ伝達する光学システムである。幾つかの構成の中には、構成要素 0 1 はレンズであることもでき、他の色々な構成においては、それは多数のレンズもしくはミラーであることもできる。

#### 【 0 0 5 8 】

上記光学システム 0 1 は、平面波が上記ファイバ束の出力（遠位）端部において合成されるように、S L P M 1 からの光を伝達するようにしようとするればできるか、もしくはこの光学システム 0 1 は、上記ファイバ束の上記遠位端部において、収束（焦点）波は合成可能であるような焦点化の幾つかを実施しようとするれば、それも可能である。構成の幾つかの中においては、この光学システム 0 1 は S L P M 1 のパフォーマンスについての拘束を緩和するであろう。一般に、S L P M 1 および 0 1 の各機能は一緒に考察されるべきである。

10

#### 【 0 0 5 9 】

##### 5 . 媒体を散乱する際のマルチフォトンイメージングのための改善された収光

上記で概略したこのシステムは、マルチフォトンイメージングに適合しようとするればできる。このシステムは、蛍光が上記イメージングファイバ束における全てのファイバコアによって収光可能であり、それによって単一モードのファイバ遠位アプローチと比べて、収光効率を潜在的に改善しようとするればできるという利点を有している。相対的な改善は、上記サンプルの各散乱性質に依存すること並びに、上記各イメージングファイバコアおよび相当する単一モードファイバの開口度（N A）に依存するであろう。マルチフォトン顕微鏡検査法のために、上記第 2 の空間光位相変調器（S L P M 2）および上記検出器開口部は、全ての検出された蛍光フォトンが有用な信号に寄与するので必要性がないであろう。

20

#### 【 0 0 6 0 】

##### 6 . 共焦点検出の実施の形態

マルチフォトン蛍光イメージングのために、すべての検出された蛍光は、上記対物レンズの収束に起因すべきであり、その結果、共焦点検出ピンホールも必要ない。共焦点イメージングのために、検出ピンホールは、共焦点顕微鏡検査法に関連したオプティカルセクションングおよびその他の色々な利点を実現することが要求される。図 2（a）において示される装置を用いて、各単一モードの各ファイバコアのアレイは限定された開口数を有し、その結果、上記ファイバ束は焦点平面の上の各ポイントから発散する光線のある程度優先的に伝送するようにしてもよい。このことは共焦点検出の度合いを提供しようとするればできるが、上記ファイバ束を介しての位相が訂正されたイメージングが共焦点イメージングを許容する、上記近位端部における検出器の前で、開口部は採用される必要があるらしい。

30

#### 【 0 0 6 1 】

図 2（a）において示されるような反射光（弾性散乱）にとって、上記ファイバ束 1 4 を介しての戻り光に関して経験した上記各位相変化は、同一の空間光位相変調器（S L P M 1）1 2 によって再び補償しようとするればでき、そしてレンズ 1 5 は上記検出器 2 0 の前で共焦点開口部 1 7 を介しての上記検出光を集光しようとするればできる。上記ビームスプリッタ 2 1 は、光の一部を伝送するとともに残りを反射する（例えば 5 0 / 5 0 もしくは 3 0 / 7 0 ビームスプリッタ）ビームスプリッタであることもできる。このビームスプリッタ 2 1 は、図 2（a）に示されるような 1 / 4 波形位相遅延プレート 1 9 と一緒に使用される偏光ビームスプリッタであることもできる。この標準的な配列においては、偏光した照明光は最小限の損失で上記偏光ビームスプリッタ 2 1 を通過し、そして上記反射光は最小損失で上記偏光ビームスプリッタ 2 1 によって反射されるように 9 0 ° だけ回転されるその偏光を有する。幾つかの配列においては、上記 S L P M 1 1 2 を使用して上記 1 / 4 波形板として作用させることもまた可能であってもよい。さらなる複数の構成においては、適切な位相遅延オプティックス（もしくは S L P M 1 の適切な各設定）を用いて

40

50

、上記反射光の偏光状態を分析し、そしてその結果上記サンプルの偏光の諸特性をマップすることは可能である。

#### 【0062】

このスキャナレスマイクロ共焦点内視鏡は以下の第7章において議論されるように光学的なコヒーレント断面撮影法用に使用しようとすればそれもできる。

#### 【0063】

図2(b)に示すような共焦点蛍光イメージングのために、ダイクロイックビームスプリッタ23は上記蛍光を上記検出器22に向ける。このダイクロイックビームスプリッタ23は好ましくない「平面外」蛍光を含む可能性があるので、レンズ15および上記検出器22における共焦点開口部17はこの光を拒絶するよう使用されてもよい。上記蛍光の波長は上記照明と異なるので、第2の空間光位相変調器(SLPM2)24は上記ファイバ束14を介して後方に伝播しつつ上記蛍光によって経験される複数の分散/位相歪のために訂正すべく使用される可能性があり、そして上記レンズ15は上記検出器22の前で上記共焦点開口部17を介して蛍光を次いで集光することができる。

#### 【0064】

##### 7. 光学的なコヒーレントな断面撮影法(OCT)への応用

OCT[9]は各内視鏡構成においては、しばしば実施される低いコヒーレントな干渉検査法および共焦点顕微鏡検査法の組み合わせであり、そしてスキャナのいくつかの形態を通常要求し各イメージを取得する。ここで記載される発明の各実施の態様は、図4に示すように、例えば $10^{-15}$ 秒レーザもしくは超高輝度ダイオード等のブロードバンド(短いコヒーレントな波長)であるが、空間的にコヒーレントな輻射光の光源11と、参照アーム26等を一体化することによってOCTに適合することができる。コヒーレントなゲーティングを用いて、上記参照アーム26からのそれとコヒーレントである上記サンプル16からの光のみを用いて各イメージを取得する。短いコヒーレントな波長の光源を用いて、このことは上記サンプルにおける上記イメージ面の深さが、上記参照アーム26における光と同様な光学路長のために上記反射(後方散乱)光が伝播するようになっていることを意味する。それ故、上記イメージング深さは上記参照アームミラー(M1)28の形を変えることによって調整可能であり、しかるに上記SLPM12は(「Aスキャン」イメージングのための)1つの軸に沿って、もしくは「正面」OCTのための2つの軸に沿って収束ビームをスキャンするよう使用されることができる。BS121は偏光ビームスプリッタであってもよく、その場合には1/4波長板は上記参照アーム26内に付加されるべきであり、そして上記入力レーザ10の偏光を調整する手段であるべきである。そうでなければ、BS121は規則的な振幅分割ビームスプリッタであってもよく、その場合1/4波長板QP119は要求されないであろう。付随的に、上記イメージングファイバ束14において使用されるそれらと類似のタイプおよび長さのファイバは、上記参照アーム26内に一体化され、上記ファイバ束における群速度分散を補償することができる。そうでなければ、最大の干渉計の感度を改善する上記干渉計の各アームにおける分散に整合するように上記参照アームの分散を調整するために他の手段を導入しようとすればできる。

#### 【0065】

##### 8. SLPMを用いて各収差を訂正するための潜在能力

生物学的な組織におけるイメージングを行う際、著しい球面および他の複数の収差が存在することが可能である。上記SLPM12を調整することによって、高い開口度でイメージングを行う際、重要である各収差を補償することも可能であってもよい。上記収差が公知である場合には、要求される位相補償は上記各SLPM設定を計算およびプログラム可能である、上記システムが最適設定に反復することができるようフィードバック(エラー信号)が要求されるための適合的な補償も、また可能である。マルチフォトン蛍光イメージングにとって、適用された各SLPM位相値を最適化して各収差を補償する際、上記イメージング深さを変化させないよう注意を払わなければならないけれども、蛍光信号を最大化することがしばしば充分である。それに替わるアプローチとしては、記録されたイ

10

20

30

40

50

メージのある品質を解析すると共に、上記適用された各 S L P M 位相値を反復的に調整し、この値を最大化するアプローチがある。一つの例は上記イメージ (10) の空間周波数スペクトルの幅を最大化することである。適合的な位相補償を適用しても、上記イメージングファイバ束における異なった各単一のモードコアを介して進行する光の間の位相における各差を除去するよう応用することも可能である。

#### 【0066】

##### 9. 複数の「 $u + n$ 」検出構成

S L P M 1 12 を用いて位相を調整することによって上記ファイバ束 14 から出射する光の集光を調整する能力は、図 5 (a) に示されるような (通常の方法における  $1/u + 1/n = 1/f$  ところの) 「 $u + n$ 」イメージング構成において、上記検出光を集光させることを可能とする。上記 S L P M 1 12 は、(図 1 (b) において描写された公知の構成のための場合、そうであったように) 光を各ファイバコアに個別に向けるよう設定される場合、上記 S L P M 1 12 は上記対物レンズの前で例えばある一定の距離  $2f$  において集光され、そして上記サンプルにおけるこのポイントからの任意の反射光もしくは蛍光が、上記ファイバ束におけるあるポイントに戻るようイメージングされるであろう。図 5 (a) において描写されたこのセットアップにとって、上記ファイバ束 14 の端部は、上記 (サンプル) 平面に対して共役的なイメージ平面に存在する。ある時刻における単一のファイバコアを用いてのこの構成は、上記ファイバ束 14 を介して「位相的に訂正」イメージングを要求しないと共に既に確立された技法である。しかしながら、本明細書において提案されているように、ファイバ束を横切って複数の多重のファイバコアを照明すること及び位相もしくは光学路の各変化のための訂正は、出射する波を上記ファイバ束 14 における各多重ファイバから合成させることによって、この出射する波面を制御可能とすることによって、新しい色々な可能性を開く。このことは、例えば図 5 (b) および図 5 (c) において示されるように上記対物レンズについて上記ファイバ束の端部の形を例えば変えることによって、多重の各ファイバコアを照明すると共に図 1 (b) および図 5 (a) に示される構成を「デフォーカスすること」によって実施可能であってもよい。前方に進行する (励起) 光は、上記対物レンズの前に例えば約  $2f$  になお集光すればできるように上記 S L P M 1 12 の設定を調整することが可能であろう。このアプローチは、上記反射 / 検出された光が複数の多重ファイバコアに依って確保されるであろう利点を有しているが、しかしながら、より薄いファイバ束を用いて図 3 の状況に比べて上記対物レンズによって集光された光を効率的に確保するために用いようとするればそれもできる。例えば、各収差を補償するために光の空間的な波面を操作する目的のために、イメージ平面から離れて位置する上記ファイバ束 14 の端部を有することはまた有益であるとすれば有益でもある。

一般に、( $1/u + 1/n = 1/f$  である) 上記イメージ平面から上記ファイバ束の遠位端部の形が変化される度合いは、空間光位相変調器 (例えば S L P M 1) のパフォーマンスおよび各要求、さらに提供される空間的制御の度合いのための色々な示唆を含むであろう。上記度合いは集光および空間解像度のための色々な示唆も含んでいるであろう。

#### 【0067】

##### ・イメージ面におけるファイバ束の遠位端部 ( $1/u + 1/n = 1/f$ )

目的の焦点平面における強度は上記ファイバ束の端部におけるそのイメージであり、そしてその結果振幅制御のみがビームを操作すべく使用可能である。振幅および位相制御はビームの集光を調節すべく使用可能である。

#### 【0068】

##### ・瞳 (フーリエ) 平面におけるファイバ束の遠位端部 ( $u = n = f$ )

目的の焦点面における強度は、全てのファイバの各出力から形成される。位相制御のみがビームを集光および操作するために必要である。この構成は全てのファイバが同時に使用されるので、ビームの制御における最大の複雑さを提供する。

#### 【0069】

##### ・中間平面「ニヤホーカス」におけるファイバ束の遠位端部

この構成は上記瞳平面構成と比べてビームの制御における減少した複雑さを提供する。任意の時刻において対象物における焦点に寄与するファイバの数は複数の合成された波面における制御の単純さと複雑さの度合いとの間のトレードオフを調整すべく使用可能である、上記焦点平面の遠位端部の近位度に依存する。

#### 【0070】

上記「 $u + n$ 」構成は、倍率すなわち  $u$ 、 $n$  および倍率  $= n / u$  を提供するように実現されることも可能である。このことは、上記対象物における光の要求された開口度に上記各単一モード束出口における発散を整合させつつ、観察視野の制御および空間分解能の双方を許容し光収集効率を最適化する。再び図6(b)において示されるようにイメージ平面からのファイバ束の形を変えることは、上記空間光位相変調器のための分解能、光収集効率および各要求に強い影響を与えることができる。

10

#### 【0071】

10. 焦点変調イメージングを用いて特に媒体を散乱する際のパフォーマンスを改善すること

例えば生物学的な組織等の媒体を散乱する際イメージングする場合においては、共焦点顕微鏡検査法のイメージングパフォーマンスおよびマルチフォトン顕微鏡検査法とが妥協する。マルチフォトン顕微鏡検査法にとって、上記主たる限定は上記焦点平面における各高い励起強度を十分に獲得することができる能力に関連して、マルチフォトン励起蛍光の有用な検出可能なレベルを生成する。散乱および吸収の双方は焦点における強度を減少する。共焦点顕微鏡検査法にとって、上記散乱は焦点における励起強度を減少するのみならず上記共焦点ピンホールを通過する各投射体の描く軌道内に散乱されつつある焦点量の外側で始まる散乱フォトンにもなり、それ故検出された信号の  $S / N$  を劣化させる。

20

#### 【0072】

米国、サン ジョセにおける BIOS 2008 会合において、チェン等 [6] による提示案はオプティクスエクスプレス [7] において引き続いて刊行された、彼等が焦点変調顕微鏡検査法と呼ぶ技術を提示した。この技法は、上記焦点量における強度が同じ周波数において変調されたように励起ビームの空間的範囲の半分を正弦曲線的に変調するような位相変調器を採用した。この変調された励起焦点はそれ故焦点量からの変調された蛍光信号になるが、しかしながら、原則的に蛍光励起された「平面外」が変調されるべきではない。動機的な検出は、それ故、共焦点量から始まる蛍光を優先的に選択すべきであり、このことは効率的な「共焦点フィルタ」として作用することができる。この技法は、ここでは提案された新たなマイクロ共焦点内視鏡を用いて利用しようとするればそれも可能である。上記同期的な検出は、より感度の高い検出を提供し、これは複数のマルチフォトンマイクロ共焦点内視鏡および複数の単一フォトンマイクロ共焦点内視鏡との双方のために有用であろうとすればそれも可能である。上記単一フォトン共焦点内視鏡にとっては、この内視鏡は効果的な共焦点フィルタを提供し、たぶん第2のSLPMおよび検出器ピンホールを省略することを可能とするであろうため、媒体を散乱しない場合この内視鏡はまた有用であろう。焦点平面変調は上記SLPMの各ピクセルのサブセットを変調することによって、もしくは分離した位相変調器を用いてビームの(空間的)な部分を特定的に変調することによってそのまま実施しようとするればできる。

30

40

#### 【0073】

上記励起焦点から優先的に光を選択する復調された検出の使用は、わずかに異なった各パルスの反復率における2個の励起ビームは同じ焦点量に焦点が合わされて、そして上記相関信号が異なった周波数で検出された非同期式ポンププローブ蛍光顕微鏡検査法として彼等が記載した技法における1995年ドング等 [20] によってすでに実証された。

#### 【0074】

11. 蛍光寿命イメージング、分光学的分解イメージング、および偏光分解イメージング

この新しい提案されたマイクロ共焦点内視鏡は、極めて短い波長のパルス化された励起レーザは例えば時間相関単一フォトン計数(TCSPC)検出等の時間分解検出技法を用

50

いて使用される場合には，蛍光寿命イメージング（FLIM）にそのまま適用することができる。各周波数ドメイン技法を用いることもでき，ここにおいて蛍光の位相と変調の深さが，変調された励起信号のそれに比較される。このことは上記共焦点変調技法に便利に組み合わせようとするればできる。

【0075】

マルチフォトン内視鏡およびマイクロ共焦点内視鏡へのこの提案された新しいアプローチは，マルチフォトン内視鏡もしくは共焦点内視鏡に適用可能である何らかの分光学的分解イメージング技法に適用可能であるべきである。

【0076】

この技法は，偏光分解顕微鏡検査法に適用できるものの，上記偏光は上記ファイバ束を介しての伝播によって予測できないやり方で変更しようとするればできる可能性がある。このことは上記ファイバ束の遠位端部において偏光フィルタを使用することによって取り扱うことが可能であるとすれば可能であり，しかしながら，上記近位端部における適切な空間光位相変調器配列を用いて次に訂正しようとするればできる伝送された強度における各変化に導くことができるとすればできる。

【0077】

#### 参考文献

- [1] T. F. ワトソン等，J. ミクロス，207（2002）37
- [2] A. F. ギミトロおよびD. アジズ，オプト．レター18（1993）565
- [3] T. ダブスおよびM. グラス，応用光学学会31（1992）3030
- [4] D. ファンゲ，E. A. スワンソン，等，化学254（1991）1178
- [5] ブレットE. パウマ，ギレルモJ. ターニー，によって編集された光学的なコヒーレント断面撮影法のハンドブック，（マーセルデッカーインコーポレーション），ISBN 0-8247-0558-0，2002
- [6] ナングアング チェン，チーホウエ ウォング，コリンJ. R. シェパード，シンガポール国立大学（シンガポール），焦点顕微鏡検査法，論文[6861-16]
- [7] N. チェン等光学実験誌16，（2008）18764
- [8] ポットチャービー等，光学レター32（2007）2007
- [9] C. ロジャーおよびF. ロジャー，アメリカ光学学会誌 A 第10巻2277頁（1993）
- [10] F. ロジャー，応用光学，29巻，1402-1403（1990）
- [11] R. K. タイソン「適用的な光学の原理」（アカデミック プレス，ニューヨーク，1998）
- [12] ジョン W. ハーディ，天文学的な望遠鏡のための適用的な光学，初版本 オックスフォード大学出版局，1998
- [13] J. ノタラスおよびC. パターソン，光学出版局，15（2007）13745
- [14] R. スミセおよびR. ムーア「即時的な位相測定干渉計」光学エンジニアリング23（1984）361-364
- [15] E. クチェ等光学レター24（1999）291
- [16] 編集者U. エフロン，空間光変調器技術物質，デバイス各応用 マーセルデッカー インコーポレーション，1994
- [17] J. A. ネフ，R. A. アタレおよびS. H. リー，2次元空間光位相変調器：チュートリアル IEEE 会報78（1990）826
- [18] S. オステン，S. クルーガーおよびA. ステインホーフ，反射マイクロディスプレイに基づく各空間光変調器技術計測73（2006）149
- [19] 空間光位相変調器：機能的な能力，応用およびデバイス フィッシャー，A. D.（団体），オプトエレクトロニクスの国際的なジャーナル 5（1990）125
- [20] C. Y. ドング等，生物物理学J. 69（1995）2234

【図 1】

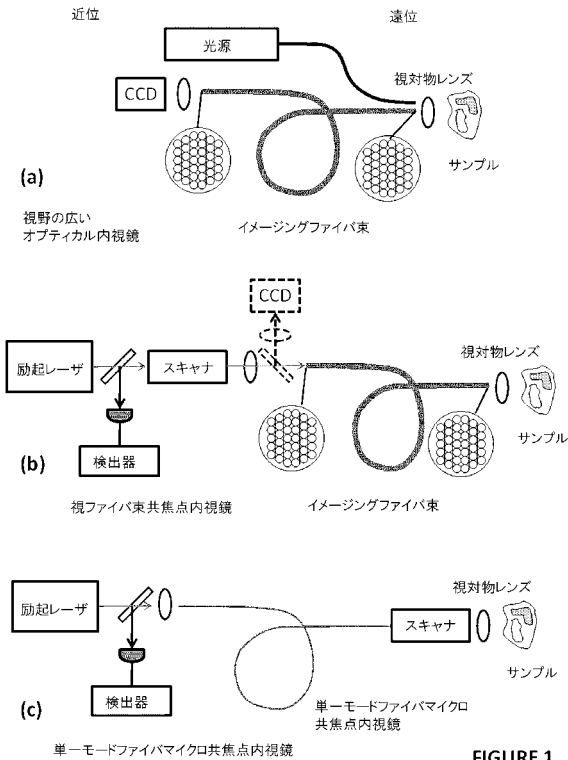
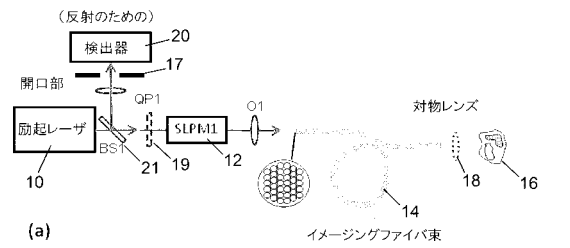


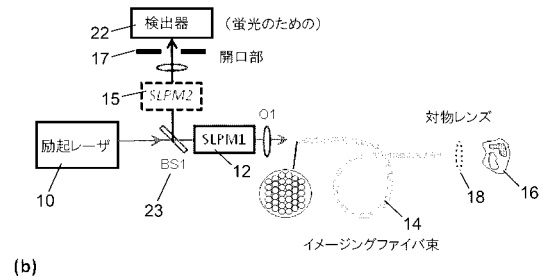
FIGURE 1

【図 2 ( a )】

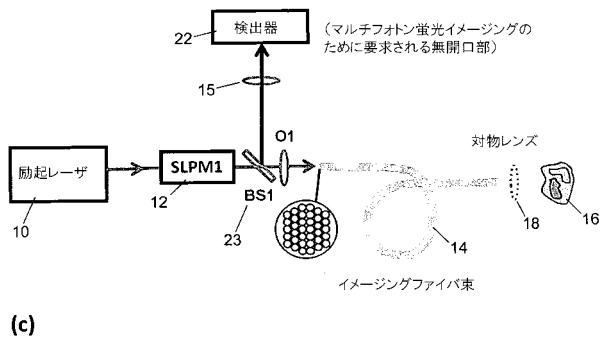
スキャナレスファイバ束マイクロ共焦点内視鏡



【図 2 ( b )】



【図 2 ( c )】



【図 3】

ファイバ束の遠位端部におけるスキャナレス共焦点イメージング

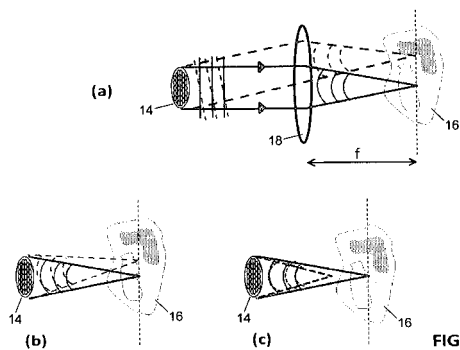


FIGURE 3

【図 4】

OCT内視鏡

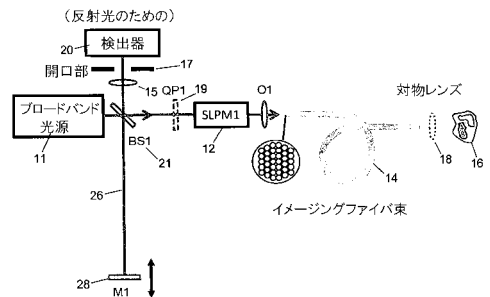
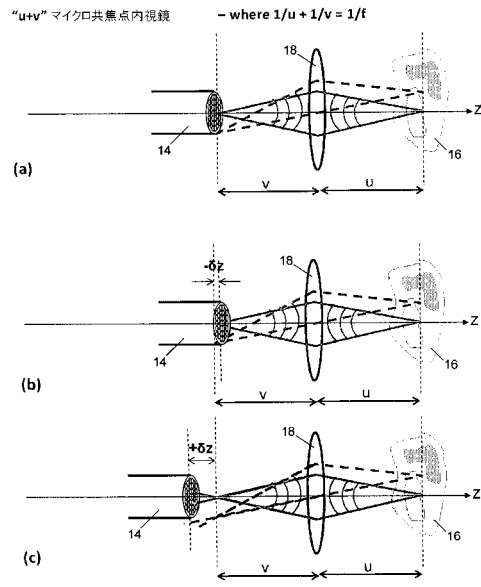
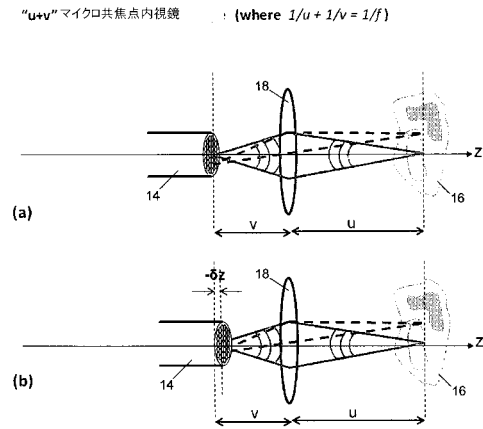


FIGURE 4

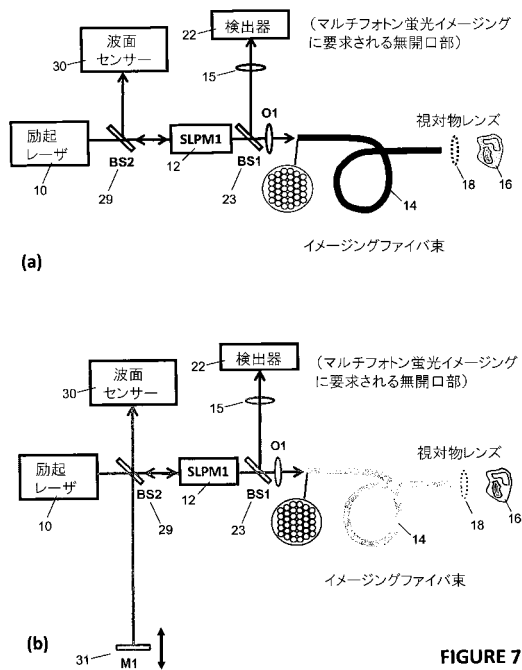
【図 5】



【図 6】



【図 7】



**【手続補正書】****【提出日】**平成23年3月4日(2011.3.4)**【手続補正 1】****【補正対象書類名】**特許請求の範囲**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

コヒーレント入射光を発生するよう動作可能な光源と；ファイバ束において配列され、上記ファイバ束の近位端部における光を受けるよう並びに上記ファイバ束の遠位端部における光を伝送するよう配列された複数のイメージングオプティカルファイバとを備えた内視鏡において、

上記内視鏡は、更に上記光源と上記ファイバ束との間の空間光位相変調器を備え、当該空間光位相変調器は、上記光源からの入射光を受けるように、そして上記複数のイメージングオプティカルファイバの各々に進入する上記入射光の相対位相を調整するように配列されていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の内視鏡において、反射光もしくは蛍光を検出器に向けるために、上記光源と上記空間光位相変調器との間に配列されたビームスプリッタを更に備えてなることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の内視鏡において、更に検出器を備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の内視鏡において、上記検出器の前に共焦点開口部を備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 5】**

請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡において、上記ビームスプリッタと検出器の間に第 2 の空間光位相変調器を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 6】**

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の遠位端部において対物レンズを有していないことを特徴とする内視鏡。

**【請求項 7】**

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の上記遠位端部において対物レンズを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 8】**

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の内視鏡において、上記光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から現れる平面的な波面を合成するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

**【請求項 9】**

請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から現れる傾いた波面を合成するよう動作可能であることを特徴



とする内視鏡。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記合成された波面の角度と方向を変化させることによって上記光をスキャンするよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記ファイバ束の遠位端部から現れる湾曲した波面を合成するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は上記合成された波面の曲率の度合いを変化することによって、その集光を調整するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 13】

請求項 2 から請求項 12 のいずれかに記載の内視鏡において、上記装置の近位端部にいて光学的な参照アームを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の内視鏡において、上記参照アームの上記光学長は調節可能であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 15】

請求項 1 から請求項 14 のいずれかに記載の内視鏡において、反射光もしくは蛍光の上記位相変化を測定もしくは監視することによって、上記ファイバ束によって伝送される光の位相変化を決定し上記位相変化を示す各信号を発生するための手段と；上記空間光位相変調器に上記各信号をフィードバックするための手段とを更に備え、上記空間光位相変調器は上記各位相変化を補償するように適合することを特徴とする内視鏡。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の内視鏡において、上記位相変化を決定するための手段は波面センサを備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 17】

請求項 15 又は請求項 16 に記載の内視鏡において、上記位相変化を決定するための手段は干渉計を備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 18】

請求項 17 に記載の内視鏡において、上記干渉計はコヒーレントなゲーテッド干渉計であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の内視鏡において、上記干渉計の参照アームはその遠位の先端におけるミラーを備えたオプティカルファイバの整合長さを備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の内視鏡において、オプティカルファイバの上記整合距離は上記イメージングファイバ束の側らに配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 21】

請求項 19 に記載の内視鏡において、オプティカルファイバの上記整合距離は上記イメージングファイバ束内で一体化されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 22】

上記ファイバ束を横切る上記位相変化の測定のための異なった波長における輻射光を用いるように配列されたことを特徴とする請求項 15 から請求項 21 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 23】

請求項 22 に記載の内視鏡において、上記ファイバ束の遠位先端に適用されたコーティングを備え、上記異なった波長における増加した反射を提供することを特徴とする内視鏡。

【請求項 24】

請求項 22 又は請求項 23 に記載の内視鏡において、上記ビームの路における 1 個もしくはそれ以上のダイクロイックフィルタを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 25】

請求項 1 から請求項 24 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の近位端部におけるビームスキャンニング手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 26】

請求項 1 から請求項 25 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の近位端部におけるビーム集光手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 27】

請求項 1 から請求項 26 のいずれかに記載の内視鏡において、空間光振幅変調手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 28】

請求項 1 から請求項 27 のいずれかに記載の内視鏡において、上記空間光位相変調器は球面もしくはその他の各収差を補償するよう位相補償を適用するよう動作可能であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 29】

上記各イメージングオプティカルファイバの異なったサブセットに沿って伝送される光に一時的に変調された位相差を適用することによって、焦点変調イメージングを適用するよう動作可能であることを特徴とする請求項 1 から請求項 28 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 30】

請求項 29 に記載の内視鏡において、焦点変調イメージングのために要求される上記位相変調は、上記空間光位相変調器によって達成されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 31】

請求項 29 に記載の内視鏡において、共焦点変調イメージングのために要求される上記

位相変調は分離した空間的な光位相変調器によって達成されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 2】

請求項 1 から請求項 3 1 のいずれかに記載の内視鏡において、上記光源はレーザであることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 3】

請求項 3 2 に記載の内視鏡において、上記光源は非常に短い波長のパルス化されたレーザであることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 4】

請求項 3 3 に記載の内視鏡において、上記検出器は時間分解検出を行うように配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 5】

請求項 3 4 に記載の内視鏡において、上記検出器は時間的に相関した単一のフォトン計数検出を行うよう配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 6】

請求項 1 から請求項 3 5 のいずれかに記載の内視鏡において、上記ファイバ束の遠位端部には偏光フィルタを更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 7】

請求項 1 から請求項 3 6 のいずれかに記載の内視鏡において、上記複数のイメージングオプティカルファイバは、ファイバ束の不規則なアレイにおいて配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 8】

コヒーレント入射光を発生するよう動作可能な光源と；上記ファイバ束の近位端部における光を受けるよう、並びに上記ファイバ束の遠位端部へ光を伝送するよう配列された 1 個もしくはそれ以上のマルチモードオプティカルファイバとを備えた内視鏡において、  
上記内視鏡は、上記光源と上記ファイバ束との間の空間光位相変調器を更に備え、上記空間光位相変調器は、上記光源からの入射光を受けるとともに上記複数のファイバの上記各モードの各々に進入する上記入射光の上記相対位相を調整するように配列されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3 9】

請求項 3 8 に記載の内視鏡において、上記ファイバの上記各モードの各々に進入する入射光の上記振幅を調整するための空間光振幅変調手段を更に備えていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 4 0】

分光学的分解イメージングを提供するように適合されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 9 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 4 1】

偏光分解イメージングを提供するように適合されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 0 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 4 2】

分光学的分解および時間的分解イメージング，一時的分解イメージング，および偏光分解イメージングを含む異なったイメージング技法の組み合わせを提供するように適合されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 41 のいずれかに記載の内視鏡。

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/GB2009/001725
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G02B23/24 G02B23/26 A61B1/04		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G02B A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 370 422 B1 (RICHARDS-KORTUM REBECCA [US] ET AL) 9 April 2002 (2002-04-09) column 21, line 14 - column 22, line 34 figures 2,27	1-43
X	US 2006/114473 A1 (TEARNEY GUILLERMO J [US] ET AL) 1 June 2006 (2006-06-01) paragraph [0053]; figure 9	1-43
A	"MEADOWLARK OPTICS CATALOG 2003" 2003, , XP002546744 Retrieved from the Internet: URL: <a href="http://hailaweb.jlab.org/tech/Detectors/public_html/manuals/data_sheets-manuals/M-N/meadowlark_optics/Meadowlark_Catalog.pdf">http://hailaweb.jlab.org/tech/Detectors/public_html/manuals/data_sheets-manuals/M-N/meadowlark_optics/Meadowlark_Catalog.pdf</a> [retrieved on 2009-09-21] page 47 - page 49	1-43
-/-		
<input checked="" 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 document but published on or after the International filing date "L" document which may throw doubt 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 "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the International search		Date of mailing of the International search report
22 September 2009		02/10/2009
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  Ward, Seamus

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/GB2009/001725

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 937 539 A (GRINBERG JAN [US] ET AL) 26 June 1990 (1990-06-26) abstract; figures	1-43
A	GB 2 275 198 A (CENTRAL RESEARCH LAB LTD [GB]) 24 August 1994 (1994-08-24) abstract; figures	1-43
A	US 2003/076571 A1 (MACAULAY CALUM E [CA] ET AL) 24 April 2003 (2003-04-24) abstract; figures	1-43
A	US 5 956 447 A (ZEL DOVICH BORIS Y [US] ET AL) 21 September 1999 (1999-09-21) abstract; figures	1-43

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2009/001725

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6370422	B1	09-04-2002	NONE	
US 2006114473	A1	01-06-2006	NONE	
US 4937539	A	26-06-1990	NONE	
GB 2275198	A	24-08-1994	US 5514127 A	07-05-1996
US 2003076571	A1	24-04-2003	US 2004147808 A1	29-07-2004
US 5956447	A	21-09-1999	NONE	

## フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 1 N 21/64

B

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 フレンチ ポール マイケル ウィリアム

イギリス国 RH17 7AY ウェストサセックス, ホーステッド キーネス, チャーチ  
レーン, イェウハースト

(72)発明者 パテルソン カール

イギリス国 W60EY ロンドン, 13 ベリエレス ロード

(72)発明者 ネイル マーク アンドリュウ アクイラ

イギリス国 OX2 9LB オックスフォード, ボトレイ, 22 ポピュラー ロード

(72)発明者 ダンスビィ クリストファー ウィリアム

イギリス国 LU7 2QY バザード, レイトン, 1 コニストン ロード

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA02 GA28 GB28 HA01 HA02 HA09

HA15 KA08 KA09 LA01 LA03

2G059 AA05 BB12 EE02 EE09 EE17 FF01 FF02 FF03 GG01 GG08

JJ11 JJ17 JJ30 KK01 LL01 MM01

4C161 BB02 BB08 CC07 FF46 HH51 LL01 NN01 PP12 PP13 QQ04

RR24 RR30 WW17



专利名称(译)	改进的内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011527218A</a>	公开(公告)日	2011-10-27
申请号	JP2011517232	申请日	2009-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	帝国改革有限公司		
申请(专利权)人(译)	帝国Inobeishonzu有限公司		
[标]发明人	フレンチポールマイケルウィリアム パテルソンカール ネイルマークアンドリュースクイラ ダンスビクリストファーウィリアム		
发明人	フレンチ ポール マイケル ウィリアム パテルソン カール ネイル マーク アンドリュース クイラ ダンスビィ クリストファー ウィリアム		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/64 G01N21/17		
CPC分类号	G02B23/2453 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/043 A61B5/0068 A61B5/0071 A61B5/0084 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D G01N21/64.E G01N21/17.630 G01N21/17.A G01N21/64.B		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA02 2G043/GA28 2G043/GB28 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA09 2G043/HA15 2G043/KA08 2G043/KA09 2G043/LA01 2G043/LA03 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE17 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/FF03 2G059/GG01 2G059/GG08 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ30 2G059/KK01 2G059/LL01 2G059/MM01 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/QQ04 4C161/RR24 4C161/RR30 4C161/WW17		
代理人(译)	广濑孝之		
优先权	2008012712 2008-07-10 GB		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

光源，其可操作以产生入射光；光源，其设置在所述光纤束内并且被配置为在所述光纤束的近端处接收光并且还用于在所述光纤束的所述远端处接收光并且，配置多个使光透过的成像用光纤束，内窥镜还包括位于光源和光纤束之间的空间光相位调制器，其接收来自光源的入射光，并且多个成像光纤以调整进入光源的入射光的相对相位。图2 ( a )

Scatterless fibre bundle microconfocal endoscope

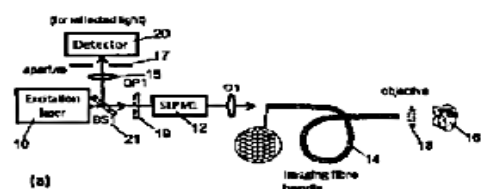


FIGURE 2

