

(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2008-506426

(P2008-506426A)

(43) 公表日 平成20年3月6日 (2008. 3. 6)

(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 U	2 F 0 6 4
G 0 1 B 11/24 (2006. 01)	G 0 1 B 11/24 D	2 F 0 6 5
G 0 1 B 9/02 (2006. 01)	G 0 1 B 9/02	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 6
G 0 2 B 6/02 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B	2 H 1 5 0
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-520418 (P2007-520418)
 (86) (22) 出願日 平成17年7月1日 (2005. 7. 1)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年2月7日 (2007. 2. 7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2005/023664
 (87) 国際公開番号 W02006/014392
 (87) 国際公開日 平成18年2月9日 (2006. 2. 9)
 (31) 優先権主張番号 60/585, 065
 (32) 優先日 平成16年7月2日 (2004. 7. 2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

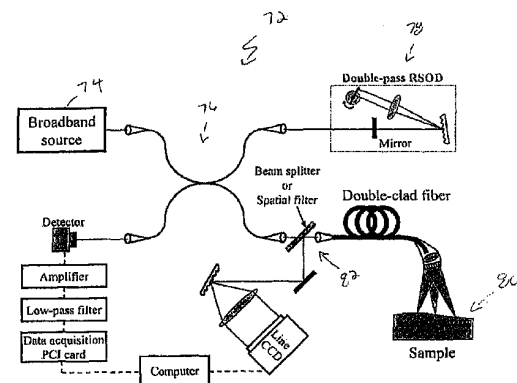
(71) 出願人 592017633
 ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイ
 ション
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 2
 1 1 4, ポストン, フルーツ ストリ
 ート 5 5
 (74) 代理人 100099759
 弁理士 青木 篤
 (74) 代理人 100092624
 弁理士 鶴田 準一
 (74) 代理人 100102819
 弁理士 島田 哲郎
 (74) 代理人 100113826
 弁理士 倉地 保幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ダブルクラッドファイバを有する内視鏡撮像プローブ

(57) 【要約】

光学イメージングについての方法及び関連する装置、特に3次元表面測定を実行するための方法及び関連する装置。その装置は、ダブルクラッドまたはマルチクラッドファイバを有する。ファイバを通じてサンプルへ光を透過させ、サンプルで反射された光をファイバ内に集光する幾つかの変形例が開示される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

コアと少なくとも一つのクラッド領域を有する光ファイバを通じてサンプルを撮像する方法であって、

(a) 前記光ファイバの前記コアを通じて第 1 の伝播光を前記サンプルへ伝送するステップと、

(b) 前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの前記少なくとも一つのクラッド領域のうちの少なくとも第 1 のクラッド領域に集光するステップと、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記光ファイバは複数のクラッド領域を有し、かつ前記方法は、前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの該複数のクラッド領域の二つ以上に集光するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの各クラッド領域に集光するステップをさらに含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの前記コアに集光するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記光ファイバは複数のクラッド領域を有し、かつ前記方法は、前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの前記クラッド領域の二つ以上に集光するステップをさらに含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

前記光ファイバの前記コアを通じて光の第 1 の伝播モードをサンプルへ伝送するステップは、

前記ファイバの前記コアを通じて空間的にコヒーレントな光を伝送するステップと、

前記空間的にコヒーレントな光にサンプルの表面上のスポットを結ばせるステップと、

前記サンプルの表面で散乱された光を前記ファイバの内側クラッド領域に集光するステップと、を含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記光ファイバの前記コアを通じて光の第 1 の伝播モードをサンプルへ伝送するステップは、

空間的にコヒーレントな光にサンプルの表面上のスポットを結ばせるステップをさらに含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

コアと少なくとも一つのクラッド領域を有する光ファイバを通じてサンプルを撮像する方法であって、

(a) 前記光ファイバの前記少なくとも一つのクラッド領域の少なくとも一つの領域を通じて光の第 1 の伝播モードを前記サンプルへ伝送するステップと、

(b) 前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの前記コアに集光するステップと、
を特徴とする方法。

【請求項 9】

前記光ファイバは複数のクラッド領域を有し、かつ前記方法は、前記サンプルで散乱された光を前記光ファイバの各クラッド領域に集光するステップをさらに含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

所定の解像スポットを持つ光線でサンプルを照明するように光が伝播する光透過開口を持ち、光ファイバ及び光導波路の一つとして提供される光伝送路と、

10

20

30

40

50

前記光透過開口よりも大きな開口を持ち、前記光伝送路と分離した集光路と、を有することを特徴とするプローブ。

【請求項 1 1】

前記光伝送路は、ファイバコア及びファイバクラッド領域の一方に対応し、

前記光集光路は、ファイバコア及びファイバクラッド領域の他方に対応する、請求項 1 0 に記載のプローブ。

【請求項 1 2】

前記光集光路は、ファイバコア及びファイバクラッド領域の両方で提供される、請求項 1 1 に記載のプローブ。

【請求項 1 3】

10

前記プローブは、

(a) ダブルクラッドファイバと、

(b) マルチクラッドファイバと、

(c) 一つのシングルモードファイバ及び一つのマルチモードファイバと、

(d) 照明用シングルモードファイバ及び一つ以上の信号収集用マルチモード導波路と

、

(e) 照明用の複数のシングルモードファイバ及び一つ以上の信号収集用マルチモード導波路と、

の何れか一つからなる、請求項 1 1 に記載のプローブ。

【請求項 1 4】

20

前記プローブは、不整形なクラッド層を持つ、請求項 1 1 に記載のプローブ。

【請求項 1 5】

コヒーレント検出を行えるように、前記シングルモード照明コア及び前記プローブ内の前記シングルモード導波路の少なくとも何れか一つから信号を受信するように前記プローブと結合されるコヒーレント検出手段をさらに有する、請求項 1 4 に記載のプローブ。

【請求項 1 6】

ダブルクラッドファイバを備えたスペクトル符号化イメージング光学システム (1 0) であって、

光源 (1 2) と、

前記光源から伝送される光を遮るように配置されたビームスプリッタ (B S) (1 4) と、

30

ダブルクラッドファイバであって、前記ビームスプリッタで該ダブルクラッドファイバへ向けられた光を遮るように配置され、該ダブルクラッドファイバの光伝送路に沿って光が伝播することを可能にするダブルクラッドファイバ (D C F) (1 6) と、

前記ダブルクラッドファイバからの光を遮るように配置されたコリメータレンズ (1 8) と、

イメージングプローブであって、前記コリメータレンズから該イメージングプローブへ向けられた光を受光するように配置され、サンプルへ光を向ける光伝送路と、該サンプルで反射された光を受光する光集光路とを有するイメージングプローブと、

を有することを特徴とする光学システム。

40

【請求項 1 7】

前記光源は広帯域光源として提供され、

前記イメージングプローブは小型イメージングプローブとして提供される、請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記光源は、前記光ファイバのコアまたは前記光ファイバのクラッド領域の何れか一つを通じて、空間的にコヒーレントな光の第 1 の伝播モードを前記サンプルへ伝送し、

前記イメージングプローブは前記空間的にコヒーレントな光にサンプルの表面上のスポットを結ばせ、

前記イメージングプローブは、ファイバのクラッド領域または該ファイバのコア領域の

50

何れか一つで光を前記サンプルへ伝送し、かつ、

前記イメージングプローブは、ファイバのクラッド領域または該ファイバのコア領域の何れか一つで前記サンプルで反射された光を集光する、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記光源は広帯域光源として提供され、

前記イメージングプローブは小型イメージングプローブとして提供される、請求項 17 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般にオプティカルイメージングに関し、特に、3次元表面測定を行う方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

公知のように、光ファイバ内視鏡は、代表的には、時にファイバ束と呼ばれるファイバのアレイを通じてイメージを伝送することによって実現される。様々な医療用途及び非医療用途についての成功の一方で、イメージを形成するためのファイバアレイの利用には、イメージングデバイスのコスト、直径、柔軟性に対する制約が課されてきた。

【0003】

これらの欠点を解消しようとして、単一の光ファイバを採用する複数のアプローチが、小型で、柔軟性のある内視鏡のために提案されてきた。例えば、単一のファイバを備えた共焦点イメージングについての一つの技術が、光源と検出装置の両方としてシングルモードファイバのコアを利用することによって実装されている。また、小型の共焦点顕微鏡プローブ及び内視鏡が、シングルモードファイバの先端に機械的なマイクロスキャナを加えることにより構築されている。スペクトル符号化と呼ばれる、他の小型内視鏡についての単一ファイバの方法は、サンプル内の横軸線にわたって反射率をスペクトル的に符号化するために、広帯域光源と回折格子を使用する。このことは、ターネイ等によって、オプティクスレター 27 巻の 412 ページ (2002 年) に記載されている。このスペクトル的に符号化された線をゆっくりとスキャンすることで 2 次元画像を形成すること、及び干渉計のサンプルアームにプローブを配置することで 3 次元画像が得られることが、エーリン等によって、オプティクスレター 28 巻の 2321 ページ (2003 年) に記載されている。シングルモードファイバのコアは、これらの全ての技術において光源と検出装置の両方として機能する。

【0004】

また公知のように、単一ファイバ内視鏡についての重要な設計パラメータの一つは、光ファイバのモードプロファイルである。シングルモード光ファイバは、小型で柔軟性のあるイメージングプローブとともに高解像度イメージングを可能にするが、相対的に光量のスループットが小さいという難点がある。さらに、シングルモードファイバの小さなコアは、自由空間共焦点顕微鏡のピンホールと同様に機能し、焦点外の光の検出を妨げる。顕微鏡用途において、大きな視野深度、大きなワーキングディスタンス、広い視野が代表的には望ましいため、この光学セクショニングは望ましくない場合がある。顕微鏡用途において、光学セクショニングは、光量スループットの向上のために犠牲にされることもある。

【0005】

コヒーレント光源によって照明される場合、シングルモードファイバを介したイメージングは、スペckルノイズと呼ばれるものをもたらす。それはイメージの有効な解像度及び品質を著しく低下させる。シングルモードファイバを相対的に大きな直径を有するマルチモード光ファイバに置き換えることは、光量スループットをより高くし、スペckルを減らすことを可能にする。残念なことに、大きな直径を有するマルチモードファイバの利用は、システムの点像分布関数を大幅に悪化させ、高感度及び 3 次元検出に対する干渉計

10

20

30

40

50

の使用を妨げる。

【 0 0 0 6 】

近年、ダブルクラッド（デュアルクラッドとも呼ばれる）光ファイバを利用した高出力ファイバレーザの開発において飛躍的な進展がなされてきた。これらのファイバは、内側のクラッドを通じたマルチモードの伝播とともにコアを通じたシングルモードの伝播をサポートする能力を有するという点で、ユニークなものである。

【 発 明 の 開 示 】

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、コアと少なくとも一つのクラッド領域を有する光ファイバを通じてサンプルを撮像する方法は、（ a ）光ファイバのコアを通じて光の第 1 の伝播モードをサンプルへ伝送するステップと、（ b ）サンプルで散乱された光を光ファイバの少なくとも一つのクラッド領域のうちの少なくとも第 1 のクラッド領域に集光するステップとを含む。照明用にファイバのコアを使用し、信号収集用に内側のクラッドを使用することで、イメージのスペックルを減少させ、視野深度の向上及び信号効率を増加させる（すなわち、より多くの光の集光を可能にする）。照明用のファイバコアと信号収集用の内側クラッドは、視野深度を増加させる。集光開口の直径の増加が視野深度を増加させ、集光開口の直径の増加がその開口を通じて検出できる光量を増加させるためである。これは、無論内側クラッドの集光開口の直径がコアの直径よりも大きいことを仮定している。この効果のモデルを図 3 B 及び図 3 C に示す。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の観点によれば、コアと少なくとも一つのクラッド領域を有する光ファイバを通じてサンプルを撮像する方法は、（ a ）少なくとも一つのクラッド領域のうちの少なくとも一つを通じて光の第 1 の伝播モードをサンプルへ伝送するステップと、（ b ）サンプルで散乱された光を光ファイバのコアに集光するステップとを含む。この特定の構成を備えた技術では、ダブルクラッドファイバ（若しくはマルチクラッドファイバ）の内側クラッドは、照明光を届けるために使用され、コアは光を集光するために使用される。広く、高い開口数（NA）の内側クラッドは、ハロゲンランプ、水銀ランプ若しくはキセノンランプなどの光源からの空間的にインコヒーレントな照明光を効率良くカップリングすることを可能とする。このアプローチは、イメージ解像度のわずかな低下と引き換えに、複数の照明角度を持つことによるイメージスペックルの低減及び大きな視野深度を支える。信号の収集効率は、上記のコア照明、クラッド集光の手法と比較して低いものの、励起光の増加が信号を増やすことによってそのことを補償できる。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の観点によれば、サンプルのイメージングシステムは、ダブルクラッド光ファイバのコアを通じて光の第 1 の伝播モードをサンプルへ伝送する光源を有し、サンプルで散乱された光をダブルクラッド光ファイバの少なくとも第 1 のクラッド領域に集光する。実施態様によっては、ファイバのコアとクラッド領域の両方で光を集光することが好ましい。

【 0 0 1 0 】

この特定の構成とともに、照明用にファイバのコアを利用し、信号収集用にファイバの内側クラッドを使用するイメージングシステムが提供される。これは、イメージのスペックルを減少させ、視野深度の向上及び信号効率を増加させる技術をもたらす。すなわち、照明用にファイバのコアを使用し、信号収集用に内側クラッドを使用することは、イメージのスペックルを減少させ、視野深度の向上及び信号効率を増加させる。しかし、ダブルクラッドファイバを逆のアプローチを採用することによっても使用できることは明らかである。すなわち、内側クラッドを照明光を届けるために使用し、コアを光の集光に使用できる。広く、高い開口数（NA）の内側クラッドは、光源からの空間的にインコヒーレントな照明光を効率良くカップリングすることを可能とする。このアプローチは、イメージ解像度のわずかな低下と引き換えに、複数の照明角度を持つことによるイメージスペックルの低減及び大きな視野深度を支える。信号の収集効率は、上述したように、コア照明、

クラッド集光の手法と比較して低いものの、励起光の増加が信号を増やすことによってそのことを補償できる。実施態様によっては、照明光がコアまたはクラッドの何れを通じて届けられるかにかかわらず、コアとクラッド領域の両方を通じて収集された情報を処理することが好ましい。コアとクラッドの両方を通じて個別に情報を収集することにより、一方の情報源（例えば、コアを通じたもの）から提供された情報を、他方の情報源（例えば、クラッドを通じたもの）から収集された情報を強調するために使用することができる。各チャンネル（例えば、コア伝送 / コア収集チャンネル、コア伝送 / クラッド収集チャンネル）を通じて収集された情報を、単一のチャンネルの何れかで収集された情報から容易に得られないか、明らかとならないサンプルに関する情報を提供するために処理し、組み合わせることができる。コアを通じて戻ってきた光は、クラッドを通じて集光された光よりも高い横空間周波数を持つため、コアとクラッドの光のそのような組み合わせの一例は、クラッドを通じて受信した情報をシャープにするためにコアを通じて得られた情報を利用することである。さらに、コアから検出された光は、干渉計とともに使用される場合、3次元または位相に感度のある情報が得られることを可能にするシングルモードである。この情報は、内側クラッドを通じて検出された光により提供される空間的にインコヒーレントな情報に重ね合わされた位相または3次元情報のオーバーレイ若しくは擬似カラー表現という形式で、内側クラッドにより受信されたインコヒーレント情報を強調するために利用することができる。

10

【0011】

同様に、クラッド伝送 / コア収集チャンネル及びクラッド伝送 / クラッド収集チャンネルを通じて収集された情報を、単一のチャンネルの何れかで収集された情報から容易に得られないか、明らかとならないサンプルに関する情報を提供するために処理し、組み合わせることができる。そのような処理の一例では、コアによって収集されたイメージ情報を、内側クラッドによって受信されたイメージ情報をシャープにするために利用できる。

20

【0012】

まとめると、イメージングシステムにおけるダブルクラッド光ファイバの使用は、単一の光ファイバベースのイメージングに多くの利点を提供する。画像品質の向上に対してさらに、ダブルクラッドファイバの利用は、空間フィルタリングとともに検出用ビームスプリッタを組み込むことにより、シングルモード及びマルチモード検出の両方を備えた単一モード照明の実装を可能にする。この強化は、マルチモード検出を拡散強調画像を得るために使用できる場合及びシングルモード検出を3次元スペクトル符号化内視鏡によって採用されるような干渉検出に使用できる場合、デュアルモードイメージングを可能にする。

30

【0013】

ダブルクラッド光ファイバを、スペックルがなく、信号効率の良い、スペクトル符号化画像を得るために使用できることが分かった。広帯域照明光をファイバのコアのみにカップリングし、反射光を内側クラッドで集光することにより（以下では、シングルモード - マルチモードまたはSM-MMとして参照される構成）、シングルモード照明の利点にマルチモード信号収集の長所を結合することが可能となった。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明そのものとともに本発明の上記特徴は、図とともに以下の説明から、より全体的に理解されるであろう。

40

【0015】

ここで図1を参照すると、ダブルクラッドファイバを備えたスペクトル符号化イメージング光学システム10は、ビームスプリッタ(BS)14へ光を伝える広帯域光源12を有する。光の第1の部分は、ダブルクラッドファイバ(DCF)16の方へ向けられる。その光は、DCF16を透過し、コリメータレンズ18を透過して小型イメージングプロープ19へ伝播する。

【0016】

図1では、小型イメージングプロープ19は、レンズ20及び格子22から提供される

50

コンパクトレンズ格子設計を用いてシミュレートされる。プロセッサ 34 によって制御されるガルバノ光学スキャナ 24 は、ゆっくりと軸上スキャンを実行する。そのスキャナは、サンプル 25 の表面へ光を向ける。

【0017】

サンプル 25 で散乱された光は、DCF 16 の内側クラッド、コア、または内側クラッドとコアの両方にカップリングされ、ビームスプリッタ (BS) 14 で分光計 29 へ偏向される。この実施態様では、分光計 29 は、レンズ 28 と、回折格子 30 と、高速ラインスキャンカメラ 32 とを含む。そして画像は、コンピュータ 34 またはイメージを表示し、蓄積できる他の処理システムに提供される。

【0018】

一つの実施態様では、光源 12 は、KLM Ti:Al₂O₃ レーザ (750nm-950nm) などの広帯域光源であってもよく、NA=0.4 の顕微鏡対物レンズを用いてダブルクラッドファイバ 16 のコアにカップリングされる。ダブルクラッドファイバ 16 は、NA=0.19、コア直径 3.7 μm (モードフィールド直径 4.1 μm)、NA=0.23、90 μm 直径のクラッドを持ち、ファイバコアリミテッド (Fibercore Limited) を通じて利用可能なタイプで、SUMM900 として識別されるものとして行うことができる。DCF 16 のコアを透過した光は、NA=0.4 の顕微鏡対物レンズ 18 を用いてビーム直径約 2mm にコリメートされる。

【0019】

シングルモード検出及び集光 (SM-SM と表される) を用いたイメージングは、ダブルクラッドファイバ (すなわち図 1 の DCF 16) とビームスプリッタ (すなわち図 1 の BS 14) をシングルモード 50/50 ファイバ - スプリッタ (例えば、グールドエレクトロニクスにより提供されるタイプのシングルモード 50/50 ファイバ - スプリッタ、コーニング HI780-5/125 ファイバ、NA=0.14) に置き換えることで達成される。一つの実施態様では、小型イメージングプローブは、ビームが最初にレンズ 20 (L1、f=65mm) によって焦点を結び、そしてサンプルの表面にラインを形成するように格子 22 (G1、1000 lines/mm) の透過によって回折される、コンパクトレンズ - 格子設計を用いてシミュレートされる。他の実施態様では、小型イメージングプローブは、DCF の遠位端に取り付けられた、屈折率分布 (GRIN) レンズなどの対物レンズを備えた DCF を有する。他の実施態様では、スペーサ及び傾斜格子が、DCF に取り付けられた GRIN レンズの遠位端に加えられる。さらに他の実施態様では、ピトリス C、ボウマ BE、シスコフ M、ターネイ GJ、「スペクトル符号化共焦点顕微鏡用 GIRSM ベースのプローブ」、オプティクスエクスプレス、2003 年、第 11 巻、p120-124 に記載されているように、プローブは、DCF、レンズ、デュアルプリズム GRISM 及び対物レンズからなる。

【0020】

レンズ 28 (L2) は、f=40mm とし、回折格子 30 (G2) は、1200 lines/mm とし、カメラ 32 は、Basler L104K などの高速ラインスキャンカメラとすることができる。これらの部品で、サンプル上のパワーは 2mW であった。

【0021】

ダブルクラッドファイバを用いたスペクトル符号化イメージングをデモンストレーションするために、小さな人形の顔を、3次元ファイバベースの照明 - 検出構成を用いて撮像した。これらの 3次元ファイバベースの照明 - 検出構成の結果を、図 2B - 図 2D に示し、以下に説明する。

【0022】

ここで図 2A を参照すると、白色光照明及び CCD カメラを用いて得られた人形の顔の画像が示されている。スケールバー (図 2A の右側下の角) は、2mm を表す。この画像は、図 2B - 図 2D に示した画像との比較のために提示した。

【0023】

図 2B は、シングルモード照明及びシングルモード検出 (SM-SM で表される) を用いて得られた人形の顔の画像である。

【0024】

10

20

30

40

50

図 2 C は、シングルモード照明及びマルチモード検出 (S M - M M で表される) を用いて得られた人形の顔の画像である。

【 0 0 2 5 】

図 2 D は、励起光が主として内側クラッドにカップリングされた場合の、マルチモード照明及びマルチモード検出 (M M - M M で表される) を用いて得られた人形の顔の画像である。

【 0 0 2 6 】

S M - S M 画像 (図 2 B) は、相対的に高い解像度と高いコントラストを有しているが、スペックルノイズによって劣化している。一方、S M - M M 画像 (図 2 C) は、S M - M M 画像と比較して解像度で僅かに劣るものの、その外観はより自然で、白色光参照画像 (図 2 A) により近いものとなっている。また、視野深度の増加により、S M - M M 画像では、人形の首と肩も見えているが、S M - S M 画像では小さなコア直径がこれらの領域から来る信号をカットしている。

【 0 0 2 7 】

M M - M M 画像 (図 2 D) は、スペックルノイズを含まず、最も視野深度が深くなっている。しかし、S M - S M 画像または S M - M M 画像の解像度と比較して、劇的に解像度が低下してしまっている。また、図 2 C 及び図 2 D の、マルチモード集光を利用した画像は、S M - S M 画像よりもかなり明るい。

【 0 0 2 8 】

これらの結果を導く根本的なプロセスについてよりよく理解するために、横方向及び軸上解像度、収集された信号強度、スペックルコントラストを含む、様々なイメージングパラメータを、内側クラッド直径を変えて数値的にシミュレートし、S M - S M 構成及び S M - M M 構成について実験的に測定した。

【 0 0 2 9 】

ここで図 3 A を参照すると、数値シミュレーションで使用した、ダブルクラッドファイバ 4 1 の信号収集の配置が示される。図 1 に示された格子 G 1 とガルバノスキャナは、簡単化のため、及びスキームの一般性を保つため、この図からは省略した。コア 4 4 から放射された空間的にコヒーレントな光 (破線で示された光 4 2) は、サンプル 4 6 の粗い表面 4 6 a 上に小さなスポットを結ぶ。なお、サンプル表面 4 6 a からの光は、全ての方向に均等に散乱されると仮定した。様々なサンプル、例えば、紙、かみそりの刃、ボランティアの指を照明して得られた拡散光スポットを結像することにより、その拡散光によってカバーされる領域は、代表的に約 200mm の大きさにまで拡がるのが分かった。散乱光 5 0 (点線) は、ファイバ面上へ戻って結像され、主として内側クラッド 5 2 にカップリングされる。

【 0 0 3 0 】

点像分布関数を計算するために、ダブルクラッドファイバ 4 1 を、共焦点イメージングシステムとして扱い、内側クラッド 5 4 は、有限サイズのピンホールとしてシミュレートすることにより、上記のシステムで得られた結果と以前に公開された共焦点顕微鏡の計算との対応を評価した。内側クラッド 5 4 における伝播モード数の離散的性質により、この近似の妥当性は特定のファイバパラメータに依存する。例えば、NA=0.23 のクラッドに対して、直径 6 μm のファイバは、波長 0.85 μm において 13 個の伝播モードをサポートする。この数は、クラッド領域に対して比例的に増加する。その結果、我々の 90 μm 直径の内側クラッドに対しては、誘導されるモードが 3000 個近くになることが予想される。多数のモードが SMM900 の内側クラッドで誘導されるので、ピンホールモデルは、このダブルクラッドファイバについての実験測定結果に対応すると予想される。

【 0 0 3 1 】

ここで図 3 B を参照する。フレネル積分を数値的に解くことにより、点像分布関数の半値幅 (F W H M) が計算される。図 3 B は、クラッドの直径がコアの直径と等しい場合を 1 として正規化した、横方向スポットサイズ及び軸上スポットサイズをそれぞれ実線、破線で示す。横方向スポットサイズは、係数が 1.4 になるまでは増加し、それよりも大きな

10

20

30

40

50

クラッド直径に対しては一定となる。一方、軸上スポットはほぼ線形に増加する。横方向の点像分布関数は、解像力チャート (air-force resolution chart) におけるエッジからの信号の微分係数を求めることによって測定した。測定された点像分布関数の半値幅 (FWHM) は、SM-SM構成を用いた場合、 $17.4 \pm 1.5 \mu\text{m}$ であった (画像上の35点の平均)。またSM-MM構成 (図3Bでは塗りつぶされた円で示される) については、 $27.7 \pm 2.9 \mu\text{m}$ であった。焦点を通り光軸に沿ってミラーをスキャンすることによって得られた、測定信号のFWHMは、SM-SM構成及びSM-MM構成に対して、それぞれ約 $2.1 \pm 0.3 \text{mm}$ 及び約 $18.5 \text{mm} \pm 3 \text{mm}$ と測定された。これらの測定結果の比は、8.8であり、我々のシミュレーションで得られた比10.5よりも僅かに低かった。

【0032】

効率的な信号収集は、高い信号ノイズ比を持つイメージングのために重要である。検出される信号強度を、 $200 \mu\text{m}$ の強度のガウシアンエンベロープ内で均一に分布したランダムな振幅及び位相を持つ1000個の粗い表面 (サンプル上の各点が一つのランダムな表面) をシミュレートすることにより計算した。

【0033】

ここで図3Cを参照する。図3は、内側クラッドで収集されたトータルの信号強度の正規化したもののプロットを破線で示す。全てのSM-MMの値は、SM-SMの場合の値に対して正規化され、エラーバーが標準偏差を表すことは明らかであろう。クラッドの直径が小さい場合、収集される信号は、クラッド領域とともに増加する。クラッドが散乱光の広がり全体をカバーするようになると、収集される信号のトータルは、水平状態に達する。物体面でよく散乱する紙からの信号のトータルを測定し、SMM900の内側クラッドで収集された信号は、SM-SMの場合で収集された信号よりも35倍強いことが分かった (図3Cのダイヤモンド)。この測定結果は、シミュレーションで得られた35という比と良好に一致した。

【0034】

スペックルノイズは、多くのコヒーレントイメージング技術における制限要因の一つである。それは有効な解像度を低下させ、画像のアーティファクトを生じ、不自然に見える画像を作る。検出された信号強度についての上記のシミュレーションを用いて、スペックルノイズを、画像の標準偏差をその平均で割ることにより計算した。図3Cにおいて、得られたスペックルコントラストを実線でプロットした。得られたスペックルコントラストは、クラッドの直径が増加するにつれて急激に減少する。アルミニウムの粗い表面の画像の50本の線について、スペックルコントラストを測定した。SM-SM構成については、スペックルコントラストは 0.76 ± 0.09 となり、SM-MM構成の場合には、 $1/7.6$ にスペックルが減衰することに対応し、スペックルコントラストは 0.1 ± 0.15 となることが分かった (プロット上の塗りつぶされた円で示される)。この比は、9.4となったシミュレーションの比と良好な一致を示した。

【0035】

これらの実験及びシミュレーションは、単一ファイバ内視鏡についてのSM-MM構成の利点を示す。予想されるように、内側クラッドの直径がコアの直径と等しい場合 (SM-SM)、その結果はコヒーレントまたは共焦点の挙動を示した。この場合の画像は、最も高い解像度とコントラストを持つものの、スペックルノイズ、低い信号パワー及び相対的に限られる視野深度に難点がある。ダブルクラッドファイバによって提供されるSM-MM構成は、自由空間共焦点顕微鏡におけるピンホール開口と類似する。クラッド領域が大きいことは、検出効率を向上させ、視野深度を増加させ、スペックルノイズを減少させ、自然な外観の内視鏡画像をもたらす。

【0036】

クラッドの直径の最適な選択は、用途特有の要件に依存する。クラッドの直径が、コアの直径よりも僅かに大きい、 $10\text{-}20 \mu\text{m}$ 前後であれば、横方向と深さの解像度の両方における僅かばかりの低下とともに、スペックルを減少させ、信号を増加させる。共焦点内視鏡イメージング、例えば、光学セクションングを得るために焦点外光の排除を行うものにつ

10

20

30

40

50

いて、そのような構成が好ましい。光学セクションングが不要な場合、あるいは、深い視野深度が必要とされる場合、上記のワークに示されたように、直径の大きなクラッドを使用することができる。

【0037】

ダブルクラッド光ファイバを、他の幾つかのファイバベースのイメージングシステム及び非イメージングシステム、特に、蛍光ファイバプローブ及びラマンファイバプローブのような、コヒーレント信号の検出を必要とせず、信号及び視野深度を増加することに利点があるシステムに使用することができる。

【0038】

ここで図4Aを参照する。図4Aは、ダブルクラッドファイバを用いて、蛍光信号またはラマン信号を収集するシステム60を示す。光61はダブルクラッドファイバ64のコア62から放射され、レンズ66を透過してサンプル68の表面68aへ向けられる。サンプルで反射された光69はレンズ66を透過してファイバ面上へ戻り、ファイバ64の内側クラッド70に主としてカップリングされる。

10

【0039】

ここで図4Bを参照する。図4Bは、ダブルクラッドファイバプローブを用いて蛍光信号またはラマン信号を収集するシステム60'を示す。光61はダブルクラッドファイバ64'のクラッド領域70'から放射され、レンズ66'を透過してサンプル68の表面68aへ向けられる。サンプルで反射された光69'はレンズ66'を透過してファイバ面上へ戻り、ファイバ64'のコア62'に主としてカップリングされる。

20

【0040】

このように、ダブルクラッドファイバを図4Aに示したものと反対のアプローチを採用することによっても使用できる。具体的には、図4Bに示すように、内側クラッドを照明光を届けるために使用し、コアを光を集光するために使用することができる。広く、高い開口数(NA)の内側クラッドは、ハロゲンランプ、水銀ランプ若しくはキセノンランプなどの光源からの空間的にインコヒーレントな照明光を効率良くカップリングすることを可能とする。このアプローチは、画像解像度のわずかな低下と引き換えに、複数の照明角度を持つことによる画像スペckルの低減を支える。信号の収集効率は、上記のコア照明、クラッド集光の手法と比較して低いものの、励起光の増加が信号を増やすことによってそのことを補償できる。

30

【0041】

ここで図5Aを参照する。図5Aは、コヒーレント光とインコヒーレント光の両方の集光(すなわち、コアのみを通じたコヒーレント光の集光及び内側クラッドのみを通じたインコヒーレント光の集光)を行うためにダブルクラッドファイバ(DCF)を使用するシステム72を示す。そのシステム72は、ダブルパス高速走査型光ディレイライン(RSOD)に結合された第1のポートと、ダブルクラッドファイバ(DCF)78に結合された第2のポートを持つファイバカップラ76を通じて光を伝播させる広帯域光源74を含む。光はDCFを通じてサンプル80へ伝播する。コヒーレント光はコアを通じて伝送され、ファイバスプリッタ82内へ戻り結合される。参照アームにおけるこの光とディレイラインからの光との干渉パターンを、単一のディテクタ(図示されるようなもの)、チャージカップルドデバイス(CCD)アレイ、または現在公知若しくは将来発見される他の技術及び装置を用いて検出することができる。

40

【0042】

DCFを蛍光検出に使用する場合、蛍光はコヒーレントではないため、コヒーレント検出の手法を利用する必要はないことに注意すべきである。従来の蛍光及び反射に加えて、他のイメージングモダリティはファイバの第2のクラッドによって、2次高調波、3次高調波、2光子蛍光、ラマン散乱、コヒーレントアンチストークスラマン(CARS)、表面増強ラマン散乱(SERS)などを含む、微弱光の集光から利点を得られることもある。

【0043】

50

ダブルクラッドファイバにより提供される利点、すなわち、スペckルの減少、視野深度の向上及び信号収集効率の向上は、異なるファイバまたは導波路の設計でも得ることができることは明らかである。イメージングシステムで許容可能な解像スポットを提供する光線でサンプルが照明される如何なる構成、ファイバの大きい方の開口で行われる集光も、同様の利点を提供し得ることは明らかである。

【0044】

図6A - 図6Eは、幾つかの可能なプローブデザインを示した一連の断面図である。

【0045】

ここで図6Aを参照する。プローブを、コア90、第1のクラッド層92及び第2のクラッド層94を持つダブルクラッドファイバとして提供することができる。

10

【0046】

次に図6Bを参照する。プローブを、コア96と複数のクラッド領域98a - 98cを持つマルチクラッドファイバとして提供することができる。

【0047】

次に図6Cを参照する。図6Cは、コア100と任意のクラッド形状を有するクラッド102を持つダブルクラッドファイバを示す。この実施態様はダブルクラッドファイバとして示されるが、任意の形状を持つクラッド層を備えたマルチクラッドファイバも提供できることは明らかである。

【0048】

次に図6Dを参照する。プローブは、シングルモードファイバ104とマルチモードファイバ106を有する。

20

【0049】

次に図6Eを参照する。図6Eに示すように、プローブは、コア108と、照明用のシングルモードファイバ110a - 110fと、コア108について配置した信号収集用のマルチモード導波路を有する。

【0050】

上記のプローブ及びファイバ構成によって提供される利点の全てに加えて、コヒーレント検出をシングルモードの照明コアか、プローブ内の他の何れかのシングルモード導波路によって行えることも理解されたい。コヒーレント検出は、深さ方向の感度を与え、微弱信号の検出を可能とするヘテロダイン検出手法の使用についても可能にする。

30

【0051】

本発明のほんの幾つかの実施態様を上記で詳細に説明してきた。当業者は、本発明の新規な技術及び長所から本質的に離れることなく、例示の実施態様に多くの修正を行うことが可能であることは容易に明らかとなるであろう。例えば、上記のように、照明用ファイバコアと信号収集用内側クラッドを用いることは、画像スペckルを減少させ、視野深度を向上し、信号効率を増加させる。しかし、ダブルクラッドファイバを、逆のアプローチにより使用できることも明らかである。すなわち、内側クラッドを照明光を届けるために使用し、コアを光を集光するために使用できる。広く、高い開口数(NA)の内側クラッドは、ハロゲンランプ、水銀ランプ若しくはキセノンランプなどの光源からの空間的にインコヒーレントな照明光を効率良くカップリングすることを可能とする。このアプローチは、画像解像度のわずかな低下と引き換えに、複数の照明角度を持つことによる画像スペckルの低減を支える。信号の収集効率は、上記のコア照明、クラッド集光の手法と比較して低いものの、励起光の増加が信号を増やすことによってそのことを補償できる。

40

【0052】

したがって、そのような全ての修正は、請求項に定義されたような、本発明の範囲に含まれることが意図される。さらに、ここに参照された如何なる特許、出願及び公報もその全体が参照として組み込まれることに注意されたい。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1A】ダブルクラッドファイバを備えたスペckトル符号化イメージングの光学システ

50

ムのブロック図である。

【図 1 B】図 1 A のダブルクラッドファイバの拡大断面図である。

【図 2 A】人形の顔の標準的な白色光画像の写真である。

【図 2 B】シングルモード照明とシングルモード集光 (SM - SM) を用いたスペクトル符号化イメージングを使用して生成された、図 2 A の人形の顔の画像である。

【図 2 C】シングルモード照明とマルチモード集光 (SM - MM) を用いたスペクトル符号化イメージングを使用して生成された、図 2 A の人形の顔の画像である。

【図 2 D】マルチモード照明とマルチモード集光 (MM - MM) を用いたスペクトル符号化イメージングを使用して生成された、図 2 A の人形の顔の画像である。

【図 3 A】レンズが散乱光を内側クラッド層の表面上へ結像するダブルクラッドファイバ (DCF) を使用した信号収集システムのブロック図である。

【図 3 B】内側クラッドの直径の関数としてプロットされた、正規化された SM - MM 横軸スポットサイズ (実線) と軸上スポットサイズのプロットである。

【図 3 C】スペckルのコントラストと正規化されたトータル信号強度のプロットである。

【図 4 A】レンズが散乱光を内側クラッド層の表面上へ結像するダブルクラッドファイバの使用を示す信号収集システムのブロック図である。

【図 4 B】レンズが散乱光をコアの表面上へ結像するダブルクラッドファイバを使用した信号収集システムのブロック図である。

【図 5 A】コヒーレント光の集光 (コアのみを通じた光の集光) 及びインコヒーレント光の集光 (内側クラッドのみを通じた光の集光) の両方についてダブルクラッドファイバを利用するシステムのブロック図である。

【図 6 A】ダブルクラッドファイバを利用したプローブの断面図である。

【図 6 B】ダブルクラッドファイバを利用したプローブの断面図である。

【図 6 C】ダブルクラッドファイバを利用したプローブの断面図である。

【図 6 D】ダブルクラッドファイバを利用したプローブの断面図である。

【図 6 E】ダブルクラッドファイバを利用したプローブの断面図である。

10

20

【図 1 A】

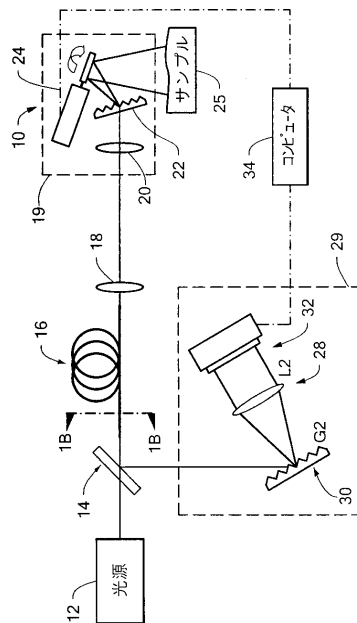


FIG. 1A

【図 1 B】

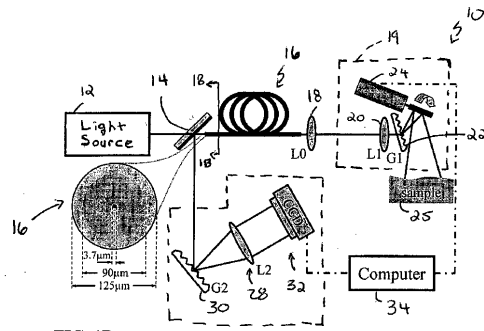
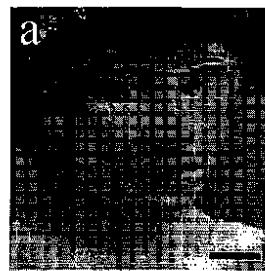


FIG. 1B

FIG. 1A

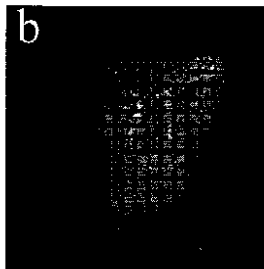
【図 2 A】

FIG. 2A



【図 2 B】

FIG. 2B



【図 2 C】

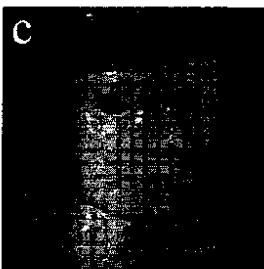


FIG. 2C

【図 2 D】

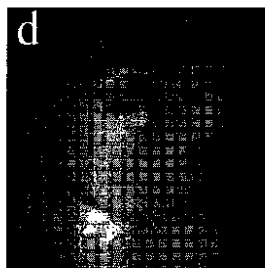
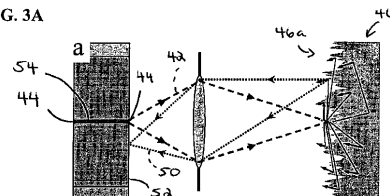


FIG. 2D

【図 3 A】

FIG. 3A



【図 3 B】

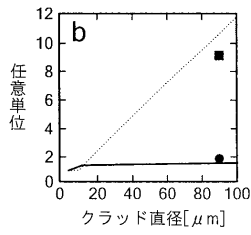


FIG. 3B

【図 3 C】

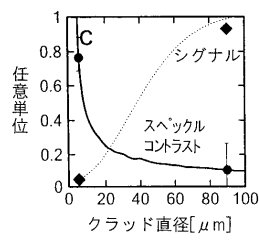


FIG. 3C

【図 4 A】

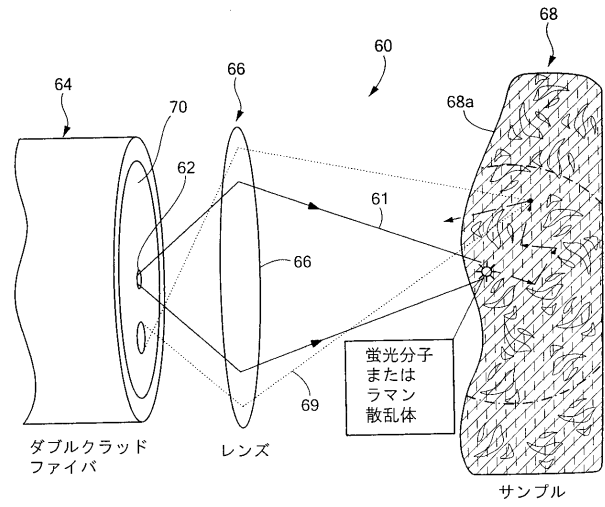


FIG. 4A

【図 4 B】

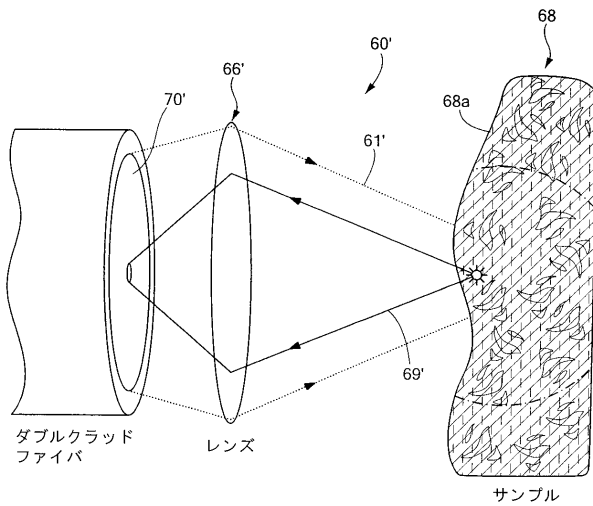


FIG. 4B

【図 5 A】

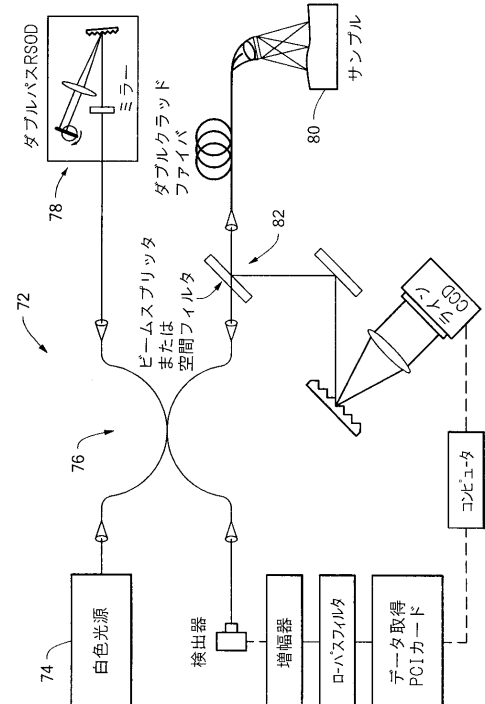
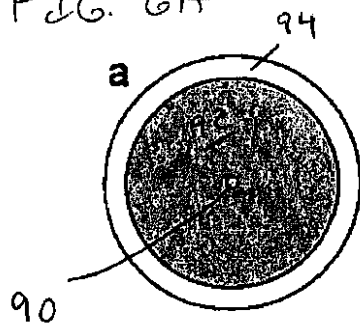


FIG. 5A

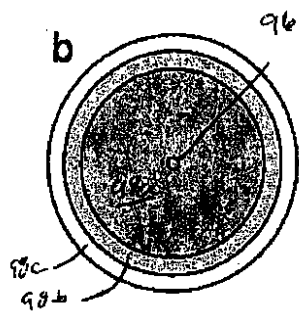
【図 6 A】

FIG. 6A



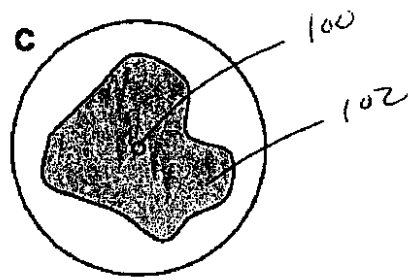
【図 6 B】

FIG. 6B

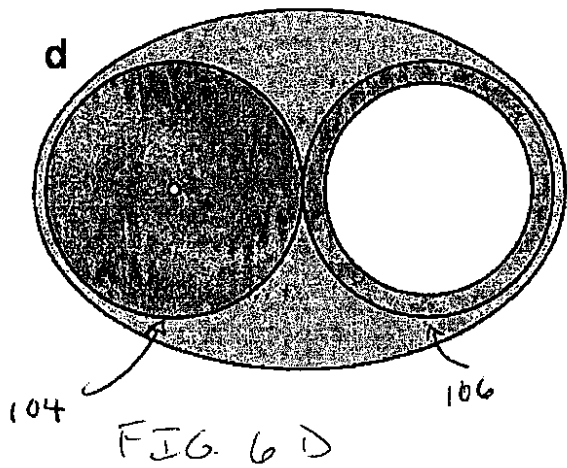


【図 6 C】

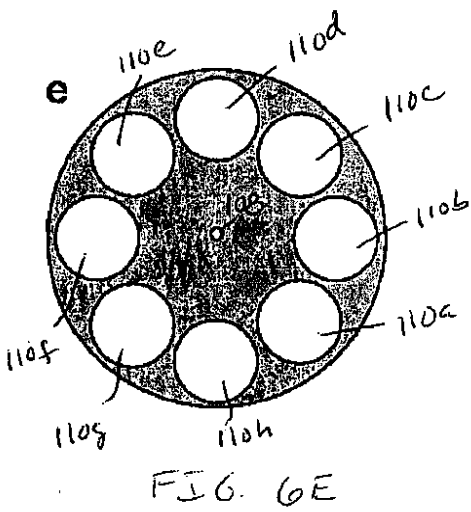
FIG. 6C



【図 6 D】



【図 6 E】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter Application No
PCT/US2005/023664

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G02B6/036 G01B9/04 G01B11/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G02B G01B		
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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 02/38040 A (THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION; TEARNEY, GUILLERMO, J; BOUMA, BRETT,) 16 May 2002 (2002-05-16) page 7 - page 8; figures 1,2	1,4,6,7, 10-13, 16-19
X	US 4 295 738 A (MELTZ ET AL) 20 October 1981 (1981-10-20) abstract; figures 1,4-6	10,11,13
A		15
X	DE 195 42 955 A1 (HERBERT SCHWIND GMBH & CO KG, 63801 KLEINOSTHEIM, DE; POLYDIAGNOST VER) 22 May 1997 (1997-05-22) figure 5	10,13
	----- -/--	
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in 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 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. "G" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 September 2005		Date of mailing of the international search report 12/10/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Beutter, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2005/023664

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	TEARNEY G J ET AL: "SPECTRALLY ENCODED MINIATURE ENDOSCOPY" OPTICS LETTERS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, US, vol. 27, no. 6, 15 March 2002 (2002-03-15), pages 412-414, XP001117234 ISSN: 0146-9592 the whole document	1,10,16
P,A	YELIN D ET AL: "Double-clad fiber for endoscopy" OPTICS LETTERS OPT. SOC. AMERICA USA, vol. 29, no. 20, 15 October 2004 (2004-10-15), pages 2408-2410, XP002347219 ISSN: 0146-9592 the whole document	1-19
A	US 4 300 816 A (SNITZER ET AL) 17 November 1981 (1981-11-17) abstract; figures 1-3	10,13
A	US 4 770 492 A (LEVIN ET AL) 13 September 1988 (1988-09-13) abstract; figure 1B	10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter	Application No
PCT/US2005/023664	

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0238040	A	16-05-2002	AU EP	3119802 A 1343411 A2
				21-05-2002 17-09-2003
US 4295738	A	20-10-1981	BR DE EP FI IL IT JP JP WO	8008813 A 3072098 D1 0034181 A1 802733 A 60936 A 1132588 B 56501773 T 63051243 B 8100618 A1
				23-06-1981 14-07-1988 26-08-1981 01-03-1981 30-11-1984 02-07-1986 03-12-1981 13-10-1988 05-03-1981
DE 19542955	A1	22-05-1997	NONE	
US 4300816	A	17-11-1981	NONE	
US 4770492	A	13-09-1988	WO	8904006 A1
				05-05-1989

フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
G 0 2 B	6/036	(2006.01)	G 0 2 B 6/16 3 4 1	4 C 0 6 1
G 0 2 B	6/04	(2006.01)	G 0 2 B 6/22	
			G 0 2 B 6/04 C	

(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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100108383

弁理士 下道 晶久

(72) 発明者 ボウマ, ブレット イー.

アメリカ合衆国, マサチューセッツ 0 2 1 7 1, クインシー, モンマウス ストリート 1 2

(72) 発明者 ティアニー, ギレルモ

アメリカ合衆国, マサチューセッツ 0 2 1 3 9, ケンブリッジ, フェアモント ストリート 1 2

(72) 発明者 イェリン, ドビール

アメリカ合衆国, マサチューセッツ 0 2 4 4 6, ブルックリン, セント ポール ストリート 7 6 # 1

F ターム(参考) 2F064 AA09 EE01 GG02 GG03 GG22 GG44 GG49 HH02 HH07
 2F065 AA53 BB05 CC16 FF10 FF48 FF52 GG04 GG24 JJ01 JJ02
 JJ05 JJ15 JJ25 LL02 LL04 LL10 LL13 LL42 LL46 LL62
 PP24 UU07
 2H040 CA11 CA27
 2H046 AA01 AA02 AA14
 2H150 AC57 AD01 AD03 AD12 AD15 AD34 AH31 AH38
 4C061 CC04 FF46

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008506426A5	公开(公告)日	2008-09-11
申请号	JP2007520418	申请日	2005-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	总医院集团		
申请(专利权)人(译)	总医院集团		
[标]发明人	ボウマブレットイー ティアニーギレルモ イエリンドビール		
发明人	ボウマ,ブレット イー. ティアニー,ギレルモ イエリン,ドビール		
IPC分类号	A61B1/00 G01B11/24 G01B9/02 G02B23/26 G02B6/02 G02B6/036 G02B6/04		
CPC分类号	G01N21/474 G01N21/47 G02B6/02 G02B6/02042 G02B6/036 G02B6/03605 G02B6/03622 G02B6/03638 G02B6/4298 G02B23/2469 G02B23/26 G02B26/10 G02B27/48		
FI分类号	A61B1/00.300.U G01B11/24.D G01B9/02 A61B1/00.300.D G02B23/26.B G02B6/16.341 G02B6/22 G02B6/04.C		
F-TERM分类号	2F064/AA09 2F064/EE01 2F064/GG02 2F064/GG03 2F064/GG22 2F064/GG44 2F064/GG49 2F064/HH02 2F064/HH07 2F065/AA53 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/FF10 2F065/FF48 2F065/FF52 2F065/GG04 2F065/GG24 2F065/JJ01 2F065/JJ02 2F065/JJ05 2F065/JJ15 2F065/JJ25 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL10 2F065/LL13 2F065/LL42 2F065/LL46 2F065/LL62 2F065/PP24 2F065/UU07 2H040/CA11 2H040/CA27 2H046/AA01 2H046/AA02 2H046/AA14 2H150/AC57 2H150/AD01 2H150/AD03 2H150/AD12 2H150/AD15 2H150/AD34 2H150/AH31 2H150/AH38 4C061/CC04 4C061/FF46		
代理人(译)	青木 笃 岛田哲朗		
优先权	60/585065 2004-07-02 US		
其他公开文献	JP4995720B2 JP2008506426A		

摘要(译)

用于光学成像的方法和相关装置，特别是用于执行三维表面测量的相关装置和相关装置。该器件具有双包层或多包层光纤。公开了几种变体，其中光通过光纤传输到样品，并且从样品反射的光聚焦在光纤中。