

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

**特開2007-151631****(P2007-151631A)**

(43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)

(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 Y	2 F 0 6 4
<b>G 0 1 N 21/17 (2006.01)</b>	G 0 1 N 21/17 6 2 5	2 F 0 6 5
<b>G 0 1 B 11/24 (2006.01)</b>	G 0 1 B 11/24 D	2 G 0 5 9
<b>G 0 1 B 9/02 (2006.01)</b>	G 0 1 B 9/02	4 C 0 6 1
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2005-347356 (P2005-347356)

(22) 出願日 平成17年11月30日(2005.11.30)

(71) 出願人 000006633

京セラ株式会社

京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地

(74) 代理人 100117167

弁理士 塩谷 隆嗣

(72) 発明者 安島 弘美

東京都世田谷区玉川台2丁目14番9号

京セラ株式会社東京用賀事業所内

Fターム(参考) 2F064 AA01 AA11 EE01 FF03 FF06

FF07 GG02 GG03 GG06 GG12

GG24 GG44 GG47 GG52 GG64

HH01 HH05 JJ01

最終頁に続く

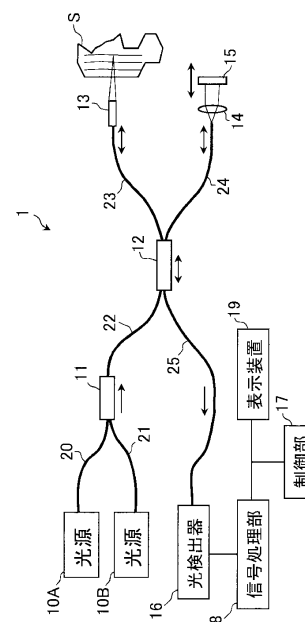
(54) 【発明の名称】 光断層イメージング装置

## (57) 【要約】

【課題】 試料照射レンズ周りを大型化することなく到達深度を向上させ、光断層イメージング装置を、内視鏡などの小型機器に適用できるようにする。

【解決手段】 中心波長の異なる複数の低コヒーレント光源10A, 10Bを備え、かつ、複数の低コヒーレント光源10A, 10Bからの光を被測定部Sに照射したときの反射光に基づいて、被測定部Sの断層画像を得る光断層イメージング装置1において、複数の複数の低コヒーレント光源10A, 10Bとして、被測定部Sにおける深度成分の浅い断層画像を作成するための短波長の光源10Aと、被測定部Sにおける深度成分の深い断層画像を作成するための長波長の光源10Bと、を使用する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

中心波長の異なる複数の低コヒーレント光を出射可能な光源系を備え、かつ、  
前記複数の低コヒーレント光を被測定部に照射したときの反射光に基づいて、前記被測定部の断層画像を得る光断層イメージング装置であって、

前記光源系は、前記被測定部における深度成分の浅い断層画像を作成するための短波長の低コヒーレンス光と、前記被測定部における深度成分の深い断層画像を作成するための長波長の低コヒーレンス光と、を出射できるように構成されていることを特徴とする光断層イメージング装置。

**【請求項 2】**

前記光源系は、互いに中心波長の異なる低コヒーレントを出射可能な複数の低コヒーレンス光源を備え、かつ、

前記複数の低コヒーレンス光源は、前記被測定部における深度成分の浅い断層画像を作成するための短波長の光源と、前記被測定部における深度成分の深い断層画像を作成するための長波長の光源と、を含んでいる、請求項 1 に記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 3】**

前記複数の低コヒーレント光源からの光を前記被測定部に照射したときの反射光を干渉させたときの干渉信号に基づいて、前記被測定部の断層画像を得るように構成されている、請求項 2 に記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 4】**

前記複数の低コヒーレンス光源を非同時に順次点灯させ、前記複数の低コヒーレンス光源の順次点灯と同期させて前記各低コヒーレンス光源に対する干渉信号を検出するように構成されている、請求項 3 に記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 5】**

前記複数の低コヒーレンス光源に対応する干渉信号を検出するための複数の検出器と、  
前記各低コヒーレント光源に対応した波長の光を分離するための波長分離手段と、  
をさらに備えている、請求項 3 または 4 に記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 6】**

前記複数の低コヒーレント光源は、中心波長が  $0.8 \mu\text{m}$  帯、 $1.3 \mu\text{m}$  帯、 $1.55 \mu\text{m}$  帯、または  $1.6 \mu\text{m}$  帯の光を出射可能な光源のうち、2 つ以上の光源を含んでいる、請求項 3 ないし 5 のいずれかに記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 7】**

前記低コヒーレント光源からの光を前記被測定部に照射するためのレンズ機能部材をさらに備えており、

前記レンズ機能部材は、前記複数の低コヒーレント光源から出射される光のうち、最も短波長な光の焦点位置と最も長波長な光の焦点距離とを、 $1 \text{ mm}$  以上ずらすことが可能な色収差を有している、請求項 3 ないし 6 のいずれかに記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 8】**

前記レンズ機能部材は、屈折分布型のレンズまたは屈折分布型の光ファイバである、請求項 7 に記載の光断層イメージング装置。

**【請求項 9】**

マイケルソン干渉計あるいはマッハツェンダ干渉計をベースとして低コヒーレンス干渉計を利用するものであり、かつ、

前記複数の低コヒーレント光源からの光により得られる複数の干渉信号のうち、少なくとも 2 つの低コヒーレンス光源による干渉信号の断層画像を重ね合わせて表示するように構成されている、請求項 3 ないし 8 のいずれかに記載の光断層イメージング装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、工業用あるいは医療用途の照明に用いられる光断層イメージング装置に関する

10

20

30

40

50

るものである。特に、医療用の内視鏡用の OCT (Optical Coherence tomography) に用いられる光断層イメージング装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

光断層イメージング装置である OCT は、眼科領域で網膜の断層画像を観察する手段として確立されている。OCT は、内視鏡に応用することで、従来の超音波内視鏡の 10 倍近い光軸方向分解能を実現する可能性があるために、様々な開発が進められている。

【0003】

OCT を内視鏡に適用する場合には、到達深度および解像度を向上させる必要があり、また、OCT の到達深度および解像度を向上させるために様々な研究もされており、OCT を内視鏡に適用するに当たって、いくつかの着目すべき研究成果も発表されている。 10

【0004】

たとえば、光源の波長が到達深度に与える影響について検討したもの（たとえば非特許文献 1 参照）、低コヒーレンス光源のスペクトラム形状に着目したものがある（たとえば非特許文献 2 参照）。これらの研究成果によれば、試料に照射する光として波長の長いものを用いることにより到達深度を大きくでき、光源としてスペクトラム波形がガウシアン形状のものを使用することにより断層イメージの解像度を向上できることが示唆されている。

【0005】

図 10 には、代表的 OCT の概略構成を示した（たとえば特許文献 1 参照）。同図に示した OCT 9 は、マイケルソン干渉計の構成を採用したものであり、光源 90 として、単一波長の光であるレーザとは異なり、ある波長幅を持った低コヒーレンス光源（広帯域光源）を使用したものである。 20

【0006】

この OCT 9 では、低コヒーレンス光源 90 からの光が、光カプラ 91 を用いて二つに分割され、一方の光は試料照射レンズ 92 を介して試料（物体）93 に照射され、他方の光は可動ミラー 94 に照射される。試料 93 および可動ミラー 94 からの反射光は、再び光カプラ 91 で合流される。試料（物体）93 からの反射光と可動ミラー 94 からの反射光とは、それぞれの光路長が光の可干渉距離（通常の OCT では約 10 ~ 20  $\mu\text{m}$ ）で一致したときに干渉しあう。従って、可動ミラー 94 を光軸方向に移動させたときの干渉を 30 光検出器 95 において検出することによって、可動ミラー 94 の位置に対応した生体組織の奥行き方向における特定の反射・散乱光を検出できる。OCT 9 ではさらに、試料（物体）93 側の光を走査し、得られる反射・散乱光をもとに二次元の断層画像を得ることができる。

【0007】

一方、OCT としては、構造的な情報（断層画像）ばかりでなく、波長の異なる光を用いることにより、酸素飽和度などの機能的情報を得るように構成されたものも提案されている（たとえば特許文献 2 参照）。この文献に開示された OCT は、波長の異なる光源を用いて、それらから得られるデータ間を演算することで、酸素飽和度などの生体組織の機能的情報を得ようとするものである。従って、使用する光源の波長は測定する物質に応じ 40 て選定する。例えば酸素飽和度測定の場合は血中のヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光度波長依存性を考慮し、波長は 650 nm ~ 1000 nm から選んでいる。

【0008】

OCT では、通常、試料照射レンズ（図 10 の符号 92 参照）が光軸方向に固定されているが、試料照射レンズの開口数（NA）を選択することによって、到達深度および解像度を調整することが可能である。すなわち、試料照射レンズの NA（開口数）を大きくすることで横方向（走査方向）の分解能を向上させることができ、試料照射レンズの NA（開口数）を小さくすることで、焦点深度を大きくして到達深度を大きくすることができる。

【0009】

しかしながら、試料照射レンズのNA（開口数）を大きくすれば焦点深度が小さくなって到達深度を小さくなり、試料照射レンズのNA（開口数）を小さくすれば、横方向（走査方向）の分解能が低下する。このように、試料照射レンズを固定した場合、横方向解像度と到達深度はトレードオフの関係にあり、両者を両立させるのは困難である。

【0010】

これを回避する対策の一つとして、試料照射レンズを光軸方向に移動させ、OCT到達深度を向上させる方法もある（たとえば非特許文献3参照）。この場合には、試料照射レンズを移動させる機構が必要になってくるが、試料照射レンズは試料の近くに配置するものであるから、OCTを内視鏡に適用する場合には、試料照射レンズのサイズを数mmにしなければならない。そのため、レンズを光軸方向に移動させる機構を内視鏡プローブ内に内蔵するのは困難である。

10

【0011】

【特許文献1】特公平6-35946号公報

【特許文献2】特開平6-165784号公報

【非特許文献1】Brett E.Bouma, et al, "OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHIC IMAGING OF HUMAN TISSUE AT 1.55 $\mu$ m AND 1.81 $\mu$ m USING ER-AND TM-DOPED FIBER", JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS 3(1), 米国, 1998年1月, p.76-79

【非特許文献2】A.Ceyhan Akcay and Jannick P.Rolland, "Spectral shaping to improve the point of spread function in optical coherence tomography", OPTICS LETTERS, 米国, OSA, 2003年10月, Vol.28, No.20

20

【非特許文献3】近江雅人他, 「第32回光波センシング技術研究会講演論文集」, 応用物理学会, 2003年12月, p.59-64

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明は、試料照射レンズ周りを大型化することなく到達深度を向上させ、光断層イメージング装置を、内視鏡などの小型機器に適用できるようにすることを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明により提供される光断層イメージング装置は、中心波長の異なる複数の低コヒーレント光を出射可能な光源系を備え、かつ、前記複数の低コヒーレント光を被測定部に照射したときの反射光に基づいて、前記被測定部の断層画像を得る光断層イメージング装置であって、前記光源系は、前記被測定部における深度成分の浅い断層画像を作成するための短波長の低コヒーレント光と、前記被測定部における深度成分の深い断層画像を作成するための長波長の低コヒーレント光と、を出射できるように構成されていることを特徴としている。

30

【0014】

光源系は、たとえば互いに中心波長の異なる低コヒーレント光を出射可能な複数の低コヒーレント光源を備えたものとして構成される。この場合、複数の低コヒーレント光源は、被測定部における深度成分の浅い断層画像を作成するための短波長の光源と、被測定部における深度成分の深い断層画像を作成するための長波長の光源と、を含んだものとされる。

40

【0015】

本発明の光断層イメージング装置は、たとえば複数の低コヒーレント光源からの光を被測定部に照射したときの反射光を干渉させたときの干渉信号に基づいて、被測定部の断層画像を得るように構成されている。

【0016】

好ましくは、複数の低コヒーレント光源を非同時に順次点灯させ、複数の低コヒーレント光源の順次点灯と同期させて各低コヒーレント光源に対する干渉信号を検出するように構成される。

50

## 【 0 0 1 7 】

本発明の光断層イメージング装置は、複数の低コヒーレンス光源に対応する干渉信号を検出するための複数の検出器と、各低コヒーレント光源に対応した波長の光を分離するための波長分離手段と、をさらに備えたものとして構成することもできる。

## 【 0 0 1 8 】

複数の低コヒーレント光源は、中心波長が  $0.8 \mu\text{m}$  帯、 $1.3 \mu\text{m}$  帯、 $1.55 \mu\text{m}$  帯、または  $1.6 \mu\text{m}$  帯の光を出射可能な光源のうち、2つ以上の光源を含んでいるのが好ましい。

## 【 0 0 1 9 】

本発明の光断層イメージング装置は、たとえば低コヒーレント光源からの光を前記被測定部に照射するためのレンズ機能部材をさらに備えたものとされる。この場合、レンズ機能部材は、複数の低コヒーレント光源から出射される光のうち、最も短波長な光の焦点位置と最も長波長な光の焦点位置とを、 $1 \text{ mm}$  以上ずらすことが可能な色収差を有するものとするのが好ましい。このようなレンズ機能部材としては、たとえば屈折分布型のレンズまたは屈折分布型の光ファイバが用いられる。

## 【 0 0 2 0 】

本発明の光断層イメージング装置は、たとえばマイケルソン干渉計あるいはマッハツェンダ干渉計をベースとした低コヒーレンス干渉計を利用するものとされ、複数の低コヒーレント光源からの光により得られる複数の干渉信号のうち、少なくとも2つの干渉信号の断層画像を重ね合わせて表示するように構成される。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 1 】

本発明では、短波長の低コヒーレンス光により被測定部における深度成分の浅い断層画像を作成する一方で、長波長の低コヒーレンス光により深度成分の深い断層画像を作成するようにしている。そのため、1つのピーク波長を有する光源を用いて断層画像を得る場合に比べて、到達深度を大きく確保することが可能となり、また、到達深度を大きく確保することによっても、中心付近の分解能が大きく損なわれることはない。

## 【 0 0 2 2 】

また、複数の低コヒーレント光源からの光を被測定部に照射したときの反射光を干渉させたときの干渉信号に基づいて被測定部の断層画像を得るように構成すれば、被測定部の深さ方向の断層情報を、より確実に、しかも連続的に得ることができるようになり、光軸方向の分解能を高めることができる。

## 【 0 0 2 3 】

さらに、複数の光源を非同時に順次点灯させ、複数の光源の順次点灯と同期させて各光源に対する干渉信号を検出するようにし、あるいは複数の低コヒーレンス光源に対応する干渉信号を波長に応じて分離し、それらを複数の検出器において個別に検出するようにすれば、複数の光源に基づく干渉信号をより確実に区別して得ることができ、複数の光源の干渉信号が互いにノイズとして重畳することを回避できるために、被測定部の深さ方向の断層情報を適切に得ることができ、光軸方向の分解能を高めることができる。

## 【 0 0 2 4 】

また、複数の低コヒーレント光源として、中心波長が  $0.8 \mu\text{m}$  帯、 $1.3 \mu\text{m}$  帯、 $1.55 \mu\text{m}$  帯、または  $1.6 \mu\text{m}$  帯の光を出射可能な光源を用いれば、水分での光吸収を抑制するために、生体組織の断層画像を得るときに水分での光吸収に起因する解像度の低下を抑制できる。そのため、本発明の光断層イメージング装置は、内視鏡などの生体組織を観察するときに、適切な断層画像を得ることができる。

## 【 0 0 2 5 】

さらに、レンズ機能部材によって複数の低コヒーレント光源から出射される光のうち、最も短波長な光の焦点位置と最も長波長な光の焦点位置とを、 $1 \text{ mm}$  以上ずらすようにすれば、複数の光源の焦点を光軸方向に並んだ状態とし、それらの光源の焦点深度を少なくとも  $1 \text{ mm}$  の広範囲にわたって連続したものとすることが可能となる。これにより、到達

10

20

30

40

50

深度を高めることが可能となる。

【0026】

また、レンズ機能部材を屈折分布型のレンズまたは屈折分布型の光ファイバにより構成する場合には、レンズ機能部材に色収差を容易に持たせることができ、複数の波長の光の焦点を光軸上に並べ、また最も短波長の光の焦点位置と最も長波長の光の焦点位置との距離を容易かつコスト的に有利に1mm以上ずらすことができる。

【0027】

一方、レンズ機能部材として、通常用いられている色収差の少ないもの、たとえば収束レンズを用いた場合には、異なる波長の複数の低コヒーレンス光源どうしが光軸上における略同一の位置に焦点を結び、短波長の焦点深度と、長波長の焦点深度とが相互に重なり合う。その一方で、短波長の焦点深度を利用して断層画像を得る場合には焦点深度が小さい代わり解像度が高く、それとは逆に、長波長の焦点深度を利用して断層画像を得る場合には焦点深度が大きい代わり解像度が低くなる。そのため、短波長の低コヒーレンス光により深度成分の浅い断層画像を作成し、長波長の低コヒーレンス光により深度成分の深い断層画像を作成するようにすれば、深度成分の浅い断層画像は解像度が高くなるとともに、短波長の低コヒーレンスの焦点深度よりも深度成分が深い部分については長波長の低コヒーレンス光により断層画像を得ることができるようになる。その結果、中心波長の異なる2つ以上の低コヒーレント光を用いて、深度成分の異なる画像を得るようにすれば、到達深度が大きく、さらに中心付近の分解能が高い断層イメージを得ることができる。

【0028】

さらに、光断層イメージング装置をマイケルソン干渉計あるいはマッハツェンダ干渉計をベースとした低コヒーレンス干渉計を利用したものとするれば、簡易かつ設計容易な構成により、上述の効果を得ることができるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、本発明の第1ないし第5の実施の形態について、図面を参照しつつ説明する。

【0030】

まず、本発明の第1の実施の形態について図1ないし図3を参照して説明する。

【0031】

図1に示した光断層イメージング装置1は、マイケルソン干渉計ベースの低コヒーレント干渉計を採用したものであり、低コヒーレンス光源10A、10B、WDM光カプラ11、光カプラ12、試料照射レンズ13、参照側レンズ14、可動ミラー15、光検出器16、制御部17、信号処理部18および表示装置19を備えている。

【0032】

低コヒーレンス光源10A、10Bは、試料Sに照射する光を出射するためのものであり、互いに中心波長の異なる光を出射するものである。低コヒーレント光源10Aは、低コヒーレンス光源10Bに比べて短波長の光を出射するものであり、深度成分の浅い断層画像を得るために利用されるものである。一方、低コヒーレンス光源10Bは、深度成分の深い断層画像を得るために利用されるものである。

【0033】

光イメージング装置1を内視鏡として利用する場合には、低コヒーレンス光源10A、10Bとしては、水分に対する吸収の少ない波長域の光を出射可能なものを使用するのが好ましい。この点からすれば、低コヒーレンス光源10A、10Bとしては、たとえば中心波長が0.8μm帯、1.3μm帯、または1.6μm帯の光を出射可能なものを使用するのが好ましい。このような低コヒーレンス光源10A、10Bとしては、たとえば高輝度発光ダイオード(SLD: Super Luminescent Diode)を使用することができる。また、入手の容易さを考慮に入れた場合、比較的に水分での吸収の少ない波長域である1.55μm帯の光を出射可能なASE(Amplified Spontaneous Emission)光源を使用することもできる。その一方で、水分においては、短波長の光のほうが吸収が少なくなるため、その点を考慮すれば、中心波長が比較的短波長の光源を使用するのが好ましく、低コ

10

20

30

40

50

ヒーレンス光源 10A, 10B としては、中心波長が  $0.8\ \mu\text{m}$  帯のものを使用するのが最も適切である。

【0034】

また、断層画像の解像度を高める観点からは、低コヒーレンス光源 10A, 10B としては、これらの光源 10A, 10B のスペクトラム波形がガウシアン形状のものを使用するのが好ましい。これは、スペクトラム波形がガウシアン形状でなければ、ゴーストが発生して測定データが乱れてしまう場合があるからである。

【0035】

WDM 光カプラ 11 は、低コヒーレンス光源 10A, 10B から出射された光の光路を共通化させるためのものであり、シングルモードファイバ 20, 21 によって低コヒーレンス光源 10A, 10B に光学的に結合されている。

【0036】

光カプラ 12 は、WDM カプラ 11 からの光を分波するとともに、分波光の戻り光を合波するためのものである。この光カプラ 12 は、シングルモードファイバ 22 によって WDM 光カプラ 11 に、シングルモードファイバ 23 によって試料照射レンズ 13 に、シングルモードファイバ 24 によって参照側レンズ 14 にそれぞれ光学的に結合されている。

【0037】

試料照射レンズ 13 は、光カプラ 12 において分波されてシングルモードファイバ 23 を介して出射された光を集光して試料 S に照射するためのものであり、シングルモードファイバ 23 の端面との距離が一定となるように位置固定されている。この試料照射レンズ 13 は、色収差を有するものであり、たとえば低コヒーレント光源 10A から出射される光の焦点位置と低コヒーレンス光源 10B から出射される光の焦点位置とを、 $1\text{mm}$  以上ずらすことが可能のように構成されている。このような試料照射レンズ 13 としては、たとえば屈折分布型のレンズまたは屈折分布型の光ファイバを使用することができる。

【0038】

屈折率分布型のレンズおよび光ファイバは、放射方向（半径方向）に屈折率の分布を持つものであり、入射光線はレンズ軸に沿って正弦的な光路を取る。この光路は、波長によって異なるものであり、同一寸法の屈折率分布型のレンズおよび光ファイバに異なる波長の光を入射させた場合には、出射光はレンズ軸（光軸）上の異なる位置に焦点をとることとなる。そのため、屈折率分布型のレンズなどの色収差のあるレンズを試料照射レンズ 13 として使用し、一定帯域（半値幅）をもつ光（低コヒーレンス光）を試料照射レンズ 13 に入射させた場合には、図 2 (a) に示したように、中心波長の光の焦点 F を中心として、光軸方向に一定の長さ範囲に光が集束された領域（焦点深度）が得られる。そのため、中心波長の異なる低コヒーレンス光源 10A, 10B からの光を試料照射レンズ 13 に入射させた場合には、その出射光は、低コヒーレント光源 10A からの光のうちの中心波長の光による焦点位置 F1 と、低コヒーレント光源 10B からの光のうちの中心波長の光による焦点位置 F2 とが光軸上に並んだ状態ですれることとなる。その一方で、低コヒーレンス光源 10A, 10B を用いた場合には、各低コヒーレンス光源 10A, 10B からの光が一定長さの焦点深度を示すこととなる。そのため、低コヒーレンス光源 10A, 10B の距離 L を適宜調整することにより、低コヒーレンス光源 10A, 10B 相互の焦点深度が連続的に繋がった状態とすることができる。そして、低コヒーレンス光源 10A, 10B を 1 つの光源としてみなした場合には、連続的に繋がった焦点深度の全体が光断層イメージング装置 1 での到達深度となる。

【0039】

また、屈折率分布型のレンズおよび光ファイバでは、屈折率分布を調整するだけで容易に大きな色収差を持たせることができるため、低コヒーレンス光源 10A, 10B 相互の焦点位置 F1, F2 の距離 L を容易に  $1\text{mm}$  以上ずらすことができる。そのため、光断層イメージング装置 1 では、波長の大きな光を用いることなく、簡易な手法により大きな到達深度を確保できるようになるばかりか、波長の大きな光を用いる場合のように到達深度を大きく確保することにもなって横方向分解能が大きく低下することもない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 0 】

参照側レンズ 1 4 は、光カブラ 1 2 において分波されてシングルモードファイバ 2 4 を介して出射された光を、平行化してから可動ミラー 1 5 に照射するためのものである。

## 【 0 0 4 1 】

可動ミラー 1 5 は、参照側レンズ 1 4 によって照射された光を反射させるものであるとともに、反射光の光路長を調整するものである。この可動ミラー 1 5 は、光軸方向に移動可能に構成されており、可動ミラー 1 5 を可動させることによって、可動ミラー 1 5 からの反射光の光路長と試料 S からの反射光の光路長を光の可干渉距離（光源のコヒーレンス長で決まる）に一致させ、それらの反射光を干渉させることができる。可動ミラー 1 5 の可動は、公知のアクチュエータなどを用いた駆動機構により行なうことができる。

10

## 【 0 0 4 2 】

光検出器 1 6 は、光カブラ 1 2 において合波された試料 S からの反射光と可動ミラー 1 5 からの反射光との干渉光を受光し、その受光量に応じた干渉信号を信号処理部 1 8 に転送するためのものである。この光検出器 1 6 は、シングルモードファイバ 2 5 を介して、光カブラ 1 2 に光学的に結合されており、信号処理部 1 8 に電氣的に導通されている。光検出器 1 6 としては、たとえばフォトダイオード使用することができる。

## 【 0 0 4 3 】

制御部 1 7 は、各種の動作を制御するものであるが、たとえば低コヒーレンス光源 1 0 A , 1 0 B の点灯・消灯を制御し、可動ミラー 1 5 の位置を制御し、信号処理部 1 8 での演算動作を制御し、表示装置 1 9 で表示される内容を制御するように構成されている。

20

## 【 0 0 4 4 】

信号処理部 1 8 は、光検出器 1 6 から転送されてきた干渉信号を処理し、断層画像を作成するためのものである。

## 【 0 0 4 5 】

表示装置 1 9 は、信号処理部 1 8 において作成された断層画像を表示するためのものであり、たとえば LCD により構成されている。

## 【 0 0 4 6 】

次に、光断層イメージング装置 1 の動作について説明する。

## 【 0 0 4 7 】

光断層イメージング装置 1 では、断層画像を得るときに低コヒーレント光源 1 0 A , 1 0 B が制御部 1 7 によって点灯させられる。これらの低コヒーレンス光源 1 0 A , 1 0 B は非同時に順次点灯させられる。

30

## 【 0 0 4 8 】

低コヒーレンス光源 1 0 A , 1 0 B から出射された光は、シングルモードファイバ 2 0 , 2 1 を介して WDM 光カブラ 1 1 に入射した後に、シングルモードファイバ 2 2 を介して光カブラ 1 2 に導入される。この光カブラ 1 2 に入射した光は、2 つの光成分、すなわち測定光と参照光とに分割される。

## 【 0 0 4 9 】

測定光は、シングルモードファイバ 2 3 を介して試料照射レンズ 1 3 に照射される。試料照射レンズ 1 3 に照射された光は、集光されてから試料 S に照射される。そして、試料 S において反射した光は、試料照射レンズ 1 3 およびシングルモードファイバ 2 3 を介して光カブラ 1 2 に導入される。

40

## 【 0 0 5 0 】

一方、参照光は、シングルモードファイバ 2 4 を介して参照側レンズ 1 4 に照射される。参照側レンズ 1 4 に照射された光は、参照側レンズ 1 4 において平行光とされてから可動ミラー 1 5 に照射される。この可動ミラー 1 5 においては、平行光が反射され、参照側レンズ 1 4 およびシングルモードファイバ 2 4 を介して光カブラ 1 2 に導入される。

## 【 0 0 5 1 】

光カブラ 1 2 に導入された測定光と参照光は、光カブラ 1 2 において合波された後に、シングルモードファイバ 2 5 によって光検出器 1 6 に導かれる。

50



## 【 0 0 5 2 】

ここで、試料 S からの反射光（測定光）のうち、可動ミラー 15 からの反射光（参照光）の光路長と可干渉距離において光路長が一致した光成分が可動ミラー 15 からの反射光（参照光）と干渉しあう。この干渉光は、光検出器 16 において検出され、干渉信号として信号処理部 18 に転送される。このような干渉光の検出は、制御部 17 によって低コヒーレンス光源 10 A , 10 B を交互に点灯させるとともに、この交互点灯に同期させて行なわれる。信号処理部 18 では、低コヒーレンス光源 10 A , 10 B の点灯に同期させられた干渉信号を互いに区別し、それらの干渉信号に基づいた信号処理が行なわれる。

## 【 0 0 5 3 】

一方、制御部 17 は、可動ミラー 15 を光軸方向に移動させ、そのときの干渉光を光検出器 16 において連続的に検出させる。すなわち、光検出器 16 では、可動ミラー 15 の位置に対応した試料 S の奥行き方向の反射・散乱光が連続的に検出される。そして、光断層イメージング装置 1 では、低波長の低コヒーレンス光源 10 A と高波長の低コヒーレンス光源 10 B を併用して全体としての到達深度を高めているので、奥行き方向（Z 方向）について、広い範囲にわたって干渉信号を得ることができる。

## 【 0 0 5 4 】

このような奥行き方向の反射・散乱光の検出は、試料 S に照射する光を光軸に直交する方向（X , Y 方向）に走査させることにより、試料 S について、光軸方向に直交する方向において一定の範囲で行なわれる。そして、信号処理部 18 では、奥行き方向（Z 方向）の干渉信号と走査方向（X , Y 方向）の干渉信号に基づいて、3 次元の断層画像、あるいは任意の断面についての 2 次元の断層画像を作成する。

## 【 0 0 5 5 】

表示装置 19 では、制御部 17 の制御にしたがって、先に信号処理部 18 で作成された 2 次元あるいは 3 次元の断層画像を表示する。

## 【 0 0 5 6 】

光断層イメージング装置 1 の動作は、概ね先に説明した通りであるが、以下に説明するように、光断層イメージング装置 1 では、到達深度が大きく、分解能が高い断層画像を得ることができる。

## 【 0 0 5 7 】

一般に、光源がガウシアン型スペクトラムの場合には、光軸方向分解能はコヒーレント長で与えられ、横方向分解能はレンズへの入射ビームの直径で与えられるものと考えられており、光軸方向分解能および横方向分解能は、それぞれ下記数式 1 , 2 によって表現されている。

## 【 0 0 5 8 】

## 【数 1】

$$\text{光軸方向分解能}(\Delta Z) = (2 \ln 2 / \pi) (\lambda^2 / \Delta \lambda)$$

$\lambda$  : 低コヒーレント光源の中心波長

$\Delta \lambda$  : 低コヒーレント光源の帯域（半値幅）

## 【 0 0 5 9 】

## 【数 2】

$$\text{横方向分解能}(\Delta x) = (4 \lambda / \pi) (f / d)$$

f : レンズの焦点距離

d : レンズへの入射ビームの直径

## 【 0 0 6 0 】

また、光軸方向の到達深度（走査範囲）は焦点深度が目安となるが、焦点深度（b）下記数式 3 として表現できる。

## 【 0 0 6 1 】

10

20

30

40

50

## 【数 3】

$$\text{焦点深度 (b)} = 2 Z_R = \pi \Delta x^2 / (2 \lambda)$$

## 【0062】

数式 1 からは、光軸方向分解能を上げるには、帯域幅 の広い光源を使えばよいことがわかる。例えば、波長  $1.3 \mu\text{m}$  の SLD (Super Luminescent Diode) 光源では、  
 $\Delta\lambda = 25 \text{ nm}$  を使えば光軸方向分解能は  $30 \mu\text{m}$  となり、さらに、中心波長  $1.3 \mu\text{m}$ 、  
 帯域幅  $250 \text{ nm}$  の広帯域光源であるスーパーコンテナム (SC) 光源を使用した場合  
 には、光軸方向分解能は  $3 \mu\text{m}$  となることが分かる。

10

## 【0063】

一方、数式 2, 3 は関連付けることができ、その場合の関係を 3 種類の波長 ( $0.82 \mu\text{m}$ 、 $1.3 \mu\text{m}$ 、 $1.65 \mu\text{m}$ ) について図 3 に示した。ただし、図 3 においては、3 種類の波長について、照射レンズ (図 1 の符号 13 参照) は同一のものをを用いることを前提とした。また、照射レンズへの入射ビームの直径 (スポット径) は、波長が異なれば実際には異なるものであるが、図 3 の横軸においては、いずれの波長の場合についても、光源波長が  $0.82 \mu\text{m}$  の場合のスポット径を基準として用いている。

## 【0064】

図 3 から分かるように、同一波長の場合には、スポット径が大きいほど焦点深度が大きくなり、スポット径が同一の場合には、波長が大きいほど焦点深度は大きくなることが分かる。その一方で、数式 2 によれば、スポット径と波長との関係は比例関係にあるため、波長が大きいとスポット径も大きくなる。したがって、波長が大きい場合には、図 3 において基準としたスポット径よりも実際のスポット径が大きく、焦点深度もまた図 3 に示したもののよりも大きなものとなっており、図 3 に表されている以上に、波長が大きくなるほど焦点深度が大きくなり、横方向分解能  $\Delta x$  が低くなる。

20

## 【0065】

以上のように、波長が大きいと焦点深度 (到達深度) が大きくなる一方で分解能が小さくなり、これとは逆に、波長が小さいと焦点深度 (到達深度) が小さく一方で分解能が大きくなる。そのため、光断層イメージング装置 1 のように、低コヒーレンス光源 10A, 10B として、互いに中心波長の異なる光を出射するもの (短波長光源と長波長光源) を併用し、各々の低コヒーレンス光源 10A, 10B の焦点位置をずらして互いの焦点深度が繋がる状態にすることで、横方向分解能を低下させずに到達深度が大きい断層イメージを得ることが可能となる。

30

## 【0066】

また、光断層イメージング装置 1 では、波長の異なる低コヒーレンス光源 10A, 10B を用いることで、大きな到達深度を確保できるため、到達深度を大きく確保するために試料照射レンズ 13 を光軸方向に移動させる必要もない。そのため、光断層イメージング装置 1 は、試料照射レンズ 13 を駆動させる機構が必要ないために、小型なものとしてとすることができ、光断層イメージング装置 1 を採用した内視鏡などの小型化に寄与することができ。

40

## 【0067】

次に、本発明の第 2 の実施の形態について、図 4 を参照して説明する。なお、図 4 においては、図 1 に示した光断層イメージング装置 1 と同様な要素については同一の符号を付してあり、以下における重複説明は省略する。

## 【0068】

図 4 に示した光断層イメージング装置 1A は、図 1 に示した光イメージング装置 1 において、WDM 光カプラ 11A と光検出器 16A とを加えたものである。WDM 光カプラ 11A は、光カプラ 12 からの合流信号を波長ごとに分岐するものである。光検出器 16, 16A は、WDM 光カプラ 11A において分岐させられた光を、個別に検出するものであ

50

る。より具体的には、光検出器 16 は、低コヒーレント光源 10A による干渉信号は検出するものであり、光検出器 16A は、低コヒーレント光源 10B による干渉信号を検出するものである。

【0069】

光断層イメージング装置 1A では、2つの光検出器 16, 16A によって異なる波長の光の干渉信号をそれぞれ検出するため、低コヒーレント光源 10A, 10B を同時に点灯させて断層画像を得ることができる。これにより、目的とする断層画像を得るための干渉信号を検出する時間を短縮することができるようになる。

【0070】

なお、光断層イメージング装置 1A では、WDM 光カプラ 11A に代えて、ビームスプリッタを用いることもできる。

【0071】

次に、本発明の第3の実施の形態について、図5を参照して説明する。なお、図5においては、図1に示した光断層装置と同様な要素については同一の符号を付してあり、以下における重複説明は省略する。

【0072】

図5に示した光断層イメージング装置 1B は、基本的な構成が図1に示した光断層イメージング装置 1B と同様であるが、光サーキュレータ 30 および波長分散補償器 31 を用いている点において異なっている。すなわち、光断層イメージング装置 1B では、カプラ 12 において分割された光の一部（測定光）は、光サーキュレータ 30 を介して試料 S に照射される。その一方で、試料 S において反射した測定光は、光カプラ 12 に導入されることなく、光サーキュレータ 30 および波長分散補償器 31 を介した後に、光カプラ 32 に導入される。この光カプラ 32 においては、測定光が可動ミラー 15 において反射した参照光と混合されてから光検出器 16 に導入される。

【0073】

波長分散補償器 31 としては、例えばファイバ・ブラッグ・グレーティング（FBG）を用いるものを使用することができる。この FBG は、光ファイバにおけるコア中に軸方向への屈折率を周期的に変化させた構造のものであり、一種の回折格子である。そのため、FBG を分散補償に用いる場合は、波長に対する反射位置を徐々に変化させることで波長ごとの遅延量を異ならせることができる。

【0074】

ここで、波長分散とは、光の波長により伝播速度が異なる現象であり、波長分散が大きくなると、S/N 比が悪くなる。その一方で、皮膚、眼、レンズにも波長分散がある。たとえば眼底を観察する場合には眼内媒質の波長分散が問題になり、上述のように、照射レンズ 13 に故意に波長分散性（色収差）を持たせる場合には波長分散について対応する必要も生じ得る。特に半値幅が大きい低コヒーレント光源、たとえば半値幅が 250 nm である SC 光源のように広帯域な低コヒーレント光源を使う場合には、波長分散の問題がより顕著になる。

【0075】

したがって、光断層イメージング装置 1B に波長分散補償器 31 を設けておけば、S/N 比の劣化を抑制することができ、とくに光軸方向の分解能を高めるために半値幅の大きな光源を用いる場合、到達深度を高めるために照射レンズ 13 に波長分散性（色収差）を持たせる場合に、それらの場合に生じる得る S/N 比の劣化を抑制できる。

【0076】

次に、本発明の第4の実施の形態について、図6を参照して説明する。なお、図6においては、図5に示した光断層装置と同様な要素については同一の符号を付してあり、以下における重複説明は省略する。

【0077】

図6に示した光断層イメージング装置 1C は、マッハツェンダ干渉計ベースの低コヒーレント干渉計を採用したものである。光断層イメージング装置 1C は、図5に示した光断

10

20

30

40

50

層イメージング装置 1 C において、光カプラ 1 2 と可動ミラー 1 5 との間（光カプラ 1 2 において分岐された参照光の光路）上に、第 2 の光サーキュレータ 3 3 を挿入したものである。

【0078】

この光断層イメージング装置 1 C では、光カプラ 1 2 において分割された光の一部（測定光）は、光サーキュレータ 3 0 を介して試料 S に照射される。試料 S において反射した測定光は、光カプラ 1 2 に導入されることなく、光サーキュレータ 3 0 および波長分散補償器 3 1 を介した後に、光カプラ 3 2 に導入される。その一方で、光カプラ 1 2 において分割された光の一部（参照光）は、第 2 の光サーキュレータ 3 3 を介して可動ミラー 1 5 に照射される。可動ミラー 1 5 での反射した参照光は、第 2 の光サーキュレータ 3 3 を介して光カプラ 3 2 に導入される。光カプラ 3 2 では、測定光と参照光が混合されてから、光検出器 1 6 に導かれる。

【0079】

マッハツェンダ干渉計ベースの低コヒーレント干渉計を採用した光断層イメージング装置 1 C においても、マイケルソン干渉計ベースの低コヒーレント干渉計を採用した光断層イメージング装置 1（図 1 参照）と同様に、2 つの低コヒーレンス光源 1 0 A, 1 0 B を用いることで、可動ミラー 1 5 を光軸方向に移動させる構成を採用することなく、横方向分解能を低下させずに到達深度が大きい、断層イメージを得ることが可能となり、内視鏡など機器に採用する場合に小型・細径化にも寄与することができる。

【0080】

次に、本発明の第 5 の実施の形態について、図 7 および図 8 を参照して説明する。なお、図 7 においては、図 1 に示した光断層装置と同様な要素については同一の符号を付してあり、以下における重複説明は省略する。

【0081】

図 7 に示した光断層イメージング装置 1 D は、基本的な構成が図 1 を参照して説明した光断層イメージング装置 1 と同様であり、低コヒーレンス光源 1 0 A, 1 0 B の順次非同時に点灯させ、この順次点灯に同期させて得られる干渉信号に基づいて、低コヒーレンス光源 1 0 A からの短波長の低コヒーレンス光により深度成分の浅い画像を、低コヒーレンス光源 1 0 B からの長波長の低コヒーレンス光により深度成分の深い画像を得るように構成されている。

【0082】

そして、光断層イメージング装置 1 D では、図 1 に示した光断層イメージング装置 1 とは異なり、試料照射レンズ 1 3 D として、意図的に大きな色収差を持たせたものではなく、色収差の少ない汎用されている収束レンズを用いている。このような試料照射レンズ 1 3 D を用いた場合には、用いるレンズの色収差が少ないことから、低コヒーレンス光源 1 0 A, 1 0 B は、光軸上において同様な位置に焦点を結ぶこととなり、図 7 に示したように、短波長の焦点深度と、長波長の焦点深度とが相互に重なり合い、低コヒーレンス光源 1 0 A, 1 0 B としての到達深度が長波長の低コヒーレンス光源 1 0 B からの低コヒーレンス光の焦点深度に一致する。

【0083】

一方、低コヒーレンス光源 1 0 A からの短波長の低コヒーレンス光を試料照射レンズ 1 3 D に通過させた場合には、焦点深度が小さく、焦点位置での収束度が比較的に大きな光となる。そのため、低コヒーレンス光源 1 0 A からの短波長の低コヒーレンス光を用いた場合には、比較的に深度成分が浅い位置までしか断層画像を得ることができない代わりに、分解能が高く、解像度の高い断層画像を得ることができる。これに対して、低コヒーレンス光源 1 0 B からの長波長の低コヒーレンス光を試料照射レンズ 1 3 D に通過させた場合には、焦点深度が大きく、焦点位置での収束度が比較的に小さくなる。そのため、低コヒーレンス光源 1 0 B からの長波長の低コヒーレンス光を用いた場合には、比較的に深度成分が深い位置まで断層画像を得ることができる代わりに、分解能が低く、高い解像度の断層画像を得ることができない。

## 【0084】

そのため、低コヒーレンス光源10Aからの短波長の低コヒーレンス光により深度成分の浅い画像を得るようにすれば、深度成分の浅い部分については、分解能の高く、解像度の高い断層画像が得られる。その一方で、低コヒーレンス光源10Bからの長波長の低コヒーレンス光により深度成分の深い画像を得るようすれば、低コヒーレンス光源10Aからの短波長の低コヒーレンス光では測定することのできない深さの画像を得ることができる。その結果、中心波長の異なる2つの低コヒーレント光を用い、短波長の低コヒーレンス光により深度成分の浅い断層画像を得る一方で、長波長の低コヒーレンス光により深度成分の深い断層画像を得るようにすれば、到達深度が大きくしつつも、中心（焦点）付近の分解能が高い断層イメージを得ることができる。

10

## 【0085】

光断層イメージング装置1Dでは、第2の実施の形態の光イメージング装置1Aと同様に、2つの光検出器および光カプラなどの波長分離手段を設け、それらの光検出器において、短波長の低コヒーレンス光と長波長の低コヒーレンス光とを個別に検出するようにしてもよい。この場合には、2つの低コヒーレンス光源は、必ずしも非同時的に点灯させる必要はなく、同時に点灯させて干渉信号を取得するようにしてもよい。

## 【0086】

なお、上述の実施の形態においては、2つの光源を用いた光断層イメージング装置を例にとって説明したが、光源の数は2つには限定されない。すなわち、本発明は、中心波長の異なる低コヒーレンス光を用いるとともに、断層画像を得るべき試料の深さに応じて、低コヒーレンス光の波長を選択して使用する点に特徴があり、複数のピーク波長を有する光を出射可能な1つの光源を用いてもよく、またブロードな特性を有する光を出射可能な光源を用いるとともに光源からの出射光の複数のピーク波長を有する光にフィルタリングして用いる構成であってもよい。さらに、互いに中心波長の異なる低コヒーレンス光を出射可能な3つ以上の光源を用いて断層画像を得るようにしてもよい。

20

## 【実施例】

## 【0087】

図1の実施形態に基づき実施例を説明する。

## 【0088】

図9に低コヒーレント光源のスペクトラム波形を示す、低コヒーレント光源10Aは中心波長820nm、半値幅25nmのSLD光源で、低コヒーレント光源10Bは中心波長1.57 $\mu$ m、半値幅80 $\mu$ mのASE光源である。ASE光源はスペクトラムがガウシアン形状になるように波形整形してある。波形整形は、多層膜誘電体フィルタをASE光源の出力側に配置することで行っている。

30

## 【0089】

WDM光カプラ11、及び光カプラ12はシングルモードファイバを融着延伸して作成したものである。WDM光カプラ11は低コヒーレント光源10Aの波長と低コヒーレント光源10Bの波長を合波するよう作成されている。また、光カプラ12の分岐被は50:50である。

## 【0090】

試料照射レンズ13の焦点距離 $f$ を20mm、光ビーム径 $d$ を1mmとすれば上記数式1~3より次の表1が得られる。

40

## 【0091】

【表 1】

屈折率 1 の媒質に入射した場合

光源 項目	低コヒーレント光源10A	低コヒーレント光源10B
中心波長 ( $\mu\text{m}$ )	0.82	1.57
半値幅 ( $\mu\text{m}$ )	25	80
コヒーレンス長 ( $\mu\text{m}$ )	11.8	13
ビームスポットサイズ ( $\mu\text{m}$ )	20.8	39.9
焦点深度 ( $\mu\text{m}$ )	835	1599

10

## 【0092】

この計算値は屈折率 1 (空気中) の場合であるが、媒質である屈折率  $n$  (皮膚では 1.3 ~ 1.5 程度) とすれば媒質での波長が  $1/n$  になるので媒質中でのコヒーレンス長、ビームスポットサイズは上記数式 1, 2 から共に  $1/n$  になる。また焦点深度は上記数式 3 から  $n$  倍になる。

## 【0093】

従って屈折率  $n$  が 1.4 の場合は、次の表 2 が得られる。

## 【0094】

【表 2】

20

屈折率 1.4 の媒質に入射した場合

光源 項目	低コヒーレント光源10A	低コヒーレント光源10B
中心波長 ( $\mu\text{m}$ )	0.82	1.57
半値幅 ( $\mu\text{m}$ )	25	80
コヒーレンス長 ( $\mu\text{m}$ )	8.4	9.2
ビームスポットサイズ ( $\mu\text{m}$ )	14.8	30.6
焦点深度 ( $\mu\text{m}$ )	1169	2238

30

## 【0095】

表 2 から分かるように、低コヒーレント光源 10B は低コヒーレント光源 10A に比べ 2 倍のスポットサイズと焦点深度を有している。

## 【0096】

以上のように、OCTにおいて、二つの光源から得られる断層イメージを重ねあわせることで、到達深度が大きく、さらに中心付近の分解能が高い断層イメージを得られる効果がある。特に内視鏡などのプローブ内部にレンズを移動させるための可動機構部を設ける必要がないので、プローブの小型・細径化にも寄与できる効果がある。

## 【0097】

また、図 1 において試料照射レンズ 13 として屈折率分布型のロッドレンズを使用した場合は、表 3 のようになる。ただし、低コヒーレント光源 10A, 10B の中心長波をそれぞれ  $1.3\mu\text{m}$ 、 $1.57\mu\text{m}$  とする。ロッドレンズとしては、長さを  $5.35\text{mm}$ 、放射方向に屈折率の勾配をもつ材料である SELF OC 材料 (日本板硝子社製) で形成されたものを使用した。入射ビーム径は  $1\text{mm}$  とした。

40

## 【0098】

この条件では、低コヒーレント光源 10A, 10B の焦点位置を  $1.9\text{mm}$  ずらすことができ、各々の光源に対する焦点を光軸上に並べることができる、すなわち各々の光源に対する焦点深度が連続的に繋がった状態となる。OCTの到達深度はレンズの焦点深度で決まるので、横方向分解能を低下させずに到達深度を大きく出来る効果がある。

## 【0099】

50

【表 3】

光源 項目	低コヒーレント光源10A	低コヒーレント光源10B
中心波長 ( $\mu\text{m}$ )	1.3	1.57
半値幅 ( $\mu\text{m}$ )	40	80
コヒーレンス長 ( $\mu\text{m}$ )	18.6	13.6
ビームスポットサイズ ( $\mu\text{m}$ )	41.4	43.8
焦点深度 ( $\mu\text{m}$ )	2.0	1.9
焦点距離 ( $\mu\text{m}$ )	20.0	21.9

10

## 【図面の簡単な説明】

【0100】

【図1】本発明の第1の実施の形態における光断層イメージング装置の概略構成図である。

【図2】屈折率分布レンズを用いた場合の焦点位置および焦点深度を示す模式図である。

【図3】波長0.82  $\mu\text{m}$ の集光スポット径と焦点深度の関係を示す図である。

【図4】本発明の第2の実施の形態における光断層イメージング装置の概略構成図である。

【図5】本発明の第3の実施の形態における光断層イメージング装置の概略構成図である。

20

【図6】本発明の第4の実施の形態における光断層イメージング装置の概略構成図である。

【図7】本発明の第5の実施の形態における光断層イメージング装置の概略構成図である。

【図8】中心波長の異なる2つの低コヒーレンス光の焦点深度を示す模式図である。

【図9】低コヒーレント光源のスペクトラム波形を示す図である。

【図10】従来のOCTの概略構成図である。

## 【符号の説明】

【0101】

30

1, 1A, 1B, 1C, 1D 光断層イメージング装置

10A, 10B 低コヒーレンス光源

11A 光カプラ(波長選択手段)

13 試料照射レンズ(レンズ機能部材)

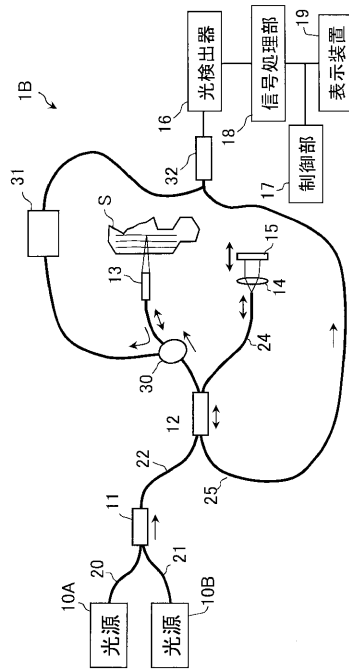
16, 16A 光検出器

S 試料

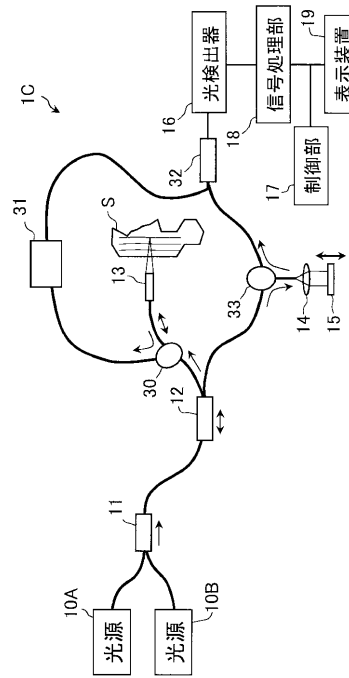




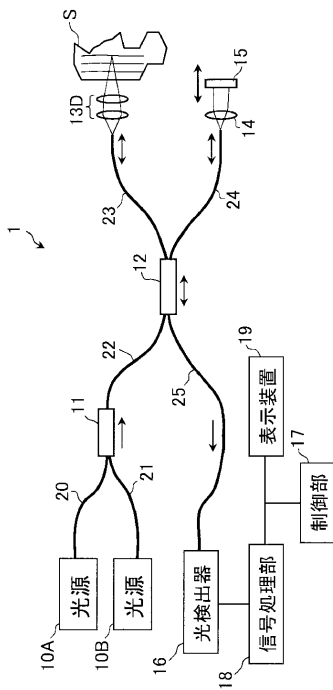
【 図 5 】



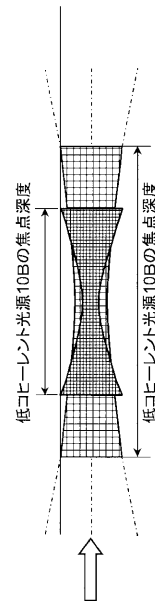
【 図 6 】



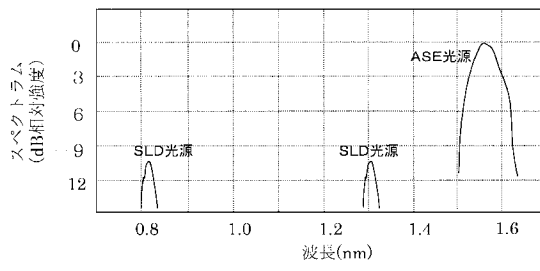
【 図 7 】



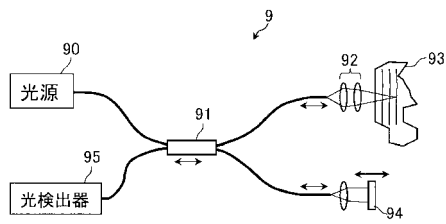
【 図 8 】



【図 9】



【図 10】



## フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/06

B

F ターム(参考) 2F065 AA04 AA52 AA53 BB05 CC16 FF04 FF51 GG07 GG23 GG24  
JJ18 LL02 LL04 LL10 LL12 MM14 MM24 MM28 NN01 PP04  
QQ31 SS13 UU07  
2G059 AA05 BB12 CC16 EE02 EE09 EE11 FF02 GG02 GG03 HH01  
HH06 JJ17 JJ22 KK01  
4C061 BB06 CC06 FF40 FF47 HH51 NN01 QQ07 RR04

专利名称(译)	光学层析成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007151631A</a>	公开(公告)日	2007-06-21
申请号	JP2005347356	申请日	2005-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	京瓷株式会社		
申请(专利权)人(译)	京瓷株式会社		
[标]发明人	安島弘美		
发明人	安島 弘美		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17 G01B11/24 G01B9/02 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G01N21/17.625 G01B11/24.D G01B9/02 A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/002 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.731 A61B1/07.732 A61B1/07.733 A61B3/10.R A61B3/10.100		
F-TERM分类号	2F064/AA01 2F064/AA11 2F064/EE01 2F064/FF03 2F064/FF06 2F064/FF07 2F064/GG02 2F064/GG03 2F064/GG06 2F064/GG12 2F064/GG24 2F064/GG44 2F064/GG47 2F064/GG52 2F064/GG64 2F064/HH01 2F064/HH05 2F064/JJ01 2F065/AA04 2F065/AA52 2F065/AA53 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/FF04 2F065/FF51 2F065/GG07 2F065/GG23 2F065/GG24 2F065/JJ18 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL10 2F065/LL12 2F065/MM14 2F065/MM24 2F065/MM28 2F065/NN01 2F065/PP04 2F065/QQ31 2F065/SS13 2F065/UU07 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE11 2G059/FF02 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK01 4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C316/AA09 4C316/AB02 4C316/FY01 4C316/FY05 4C316/FY08 4C316/FZ02		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：为了在不增大样品照射透镜的周边的情况下改善到达深度，使得光学断层图像摄像设备可以应用于诸如内窥镜的小型装置。 解决方案：该装置具有多个具有不同中心波长的低相干光源10A，10B，并且当来自多个低相干光源10A，10B的光照射到待测量的部分S上时，基于反射光，在用于获得部分S的断层图像的光学断层图像摄像设备1中，作为多个低相干光源10A，10B，用于在深度中产生被测部分S的浅层断层图像的短波长光源10A。并且具有长波长的光源10B用于在待测量的部分S中产生具有深度分量的断层图像。 点域1

