

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5632386号  
(P5632386)

(45) 発行日 平成26年11月26日(2014.11.26)

(24) 登録日 平成26年10月17日(2014.10.17)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R
G O 1 B 9/02 (2006.01)	G O 1 B 9/02
G O 1 B 11/24 (2006.01)	G O 1 B 11/24 D
G O 1 N 21/17 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 2 5

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-537886 (P2011-537886)	(73) 特許権者	502303382
(86) (22) 出願日	平成21年11月26日(2009.11.26)		カール ツアイス メディテック アクチ エンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2012-509729 (P2012-509729A)		ドイツ国 O 7 7 4 5 イエナ ゲシュビ ツエル ストラッセ 5 1 - 5 2
(43) 公表日	平成24年4月26日(2012.4.26)		
(86) 国際出願番号	PCT/EP2009/008433	(74) 代理人	110001195
(87) 国際公開番号	W02010/060622		特許業務法人深見特許事務所
(87) 国際公開日	平成22年6月3日(2010.6.3)	(72) 発明者	ホーガー, クリストフ
審査請求日	平成24年10月25日(2012.10.25)		ドイツ, 7 3 4 3 1 アーレン, ベルター フォン-サットナー-ベーク, 4 6
(31) 優先権主張番号	61/118, 213	(72) 発明者	ゼーセルベルク, マルクス
(32) 優先日	平成20年11月26日(2008.11.26)		ドイツ, 7 3 4 3 1 アーレン, ドロステ -フルスホフ-ベーク, 1 1
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像化システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

OCTシステムであって、

測定対象に向かって延在する測定アームおよび参照アームを提供する干渉計を備え、  
前記測定アームは、

OCT測定光のビームを発するためのOCT測定ビームエミッタと、

前記測定アームのビーム経路内の前記OCT測定ビームエミッタの下流に配置された  
OCTビーム成形光学部品とを含み、前記OCTビーム成形光学部品は、OCT測定光の前記ビームがビーム焦点で焦点を結  
ぶように構成され、前記OCTビーム成形光学部品は、前記ビーム焦点におけるOCT測定光の前記ビーム  
のビームウエストの横幅を変更するように構成され、前記OCTビーム成形光学部品は、少なくとも2つのレンズと、前記少なくとも2つの  
レンズが装着されるキャリアと、前記少なくとも2つのレンズの一方が前記測定アームの  
前記ビーム経路に配置されるように前記キャリアを動かすアクチュエータとを含む、OCT  
システム。

【請求項 2】

OCTシステムであって、

測定対象に向かって延在する測定アームおよび参照アームを提供する干渉計を備え、  
前記測定アームは、

10

20

ＯＣＴ測定光のビームを発するためのＯＣＴ測定ビームエミッタと、

前記測定アームのビーム経路内の前記ＯＣＴ測定ビームエミッタの下流に配置された  
ＯＣＴビーム成形光学部品とを含み、

前記ＯＣＴビーム成形光学部品は、ＯＣＴ測定光の前記ビームがビーム焦点で焦点を結ぶように構成され、

前記ＯＣＴビーム成形光学部品は、前記ビーム焦点におけるＯＣＴ測定光の前記ビームのビームウエストの横幅を変更するように構成され、

前記ＯＣＴビーム成形光学部品は、前記測定アームの前記ビーム経路に交互に挿入可能な少なくとも２つのレンズを含み、

前記横幅の変更は、前記ビーム経路から第１のレンズを取り出すこと、および前記ビーム経路に第２のレンズを挿入することを含む、ＯＣＴシステム。

10

【請求項３】

前記ＯＣＴビーム成形光学部品は、前記ビームウエストの前記横幅を最大幅から最小幅に変更するように構成され、前記最大幅は前記最小幅よりも少なくとも２倍大きい、請求項１または２に記載のＯＣＴシステム。

【請求項４】

前記ＯＣＴビーム成形光学部品は可変焦点距離を有する、請求項１から３のいずれかに記載のＯＣＴシステム。

【請求項５】

前記ＯＣＴ測定ビームエミッタは、前記ＯＣＴビーム成形光学部品の焦平面に配置される、請求項１から４のいずれか１項に記載のＯＣＴシステム。

20

【請求項６】

前記２つのレンズの一方または両方が焦点レンズである、請求項１から５のいずれか１項に記載のＯＣＴシステム。

【請求項７】

目を検査する方法であって、

第１の動作モードおよび第２の動作モードのいずれかにおいて、顕微鏡システムおよびＯＣＴシステムを含む画像化システムを動作させるステップを備え、

前記顕微鏡システムは、対物レンズを含み、前記画像化システムの対物レンズを横切る前記顕微鏡システムの画像化ビーム経路を介して、対象平面を画像平面上に画像化するように構成され、

30

前記ＯＣＴシステムは、ＯＣＴ測定ビームエミッタおよびＯＣＴビーム成形光学部品を含み、ＯＣＴビーム経路を提供するように構成され、

前記ＯＣＴシステムはさらに、ＯＣＴ測定光を、前記ＯＣＴ測定ビームエミッタから延在して前記ＯＣＴビーム成形光学部品および前記対物レンズを横切る前記ＯＣＴビーム経路を介して、前記対象平面に向けて導くように構成され、

前記ＯＣＴビーム成形光学部品は、前記画像化ビーム経路の外部に配置され、前記対象平面の前記ＯＣＴ測定光のビームのビームウエストの横幅を変更するように構成され、

前記第１の動作モードでは、前記対物レンズの前記対象平面は目の前部の領域に配置され、前記第２の動作モードでは、前記対象平面または前記対象平面の画像は目の網膜の領域に配置され、

40

前記第１の動作モードにおける前記対象平面の前記ＯＣＴ測定光の前記ビームの前記横幅は、前記第２の動作モードにおける前記対象平面または前記対象平面の前記画像の前記ＯＣＴ測定光の前記ビームの前記横幅よりも大きい、方法。

【請求項８】

前記第１の動作モードにおける前記ＯＣＴシステムの軸方向視野は、前記第２の動作モードにおける前記ＯＣＴシステムの軸方向視野よりも大きい、請求項７に記載の方法。

【請求項９】

前記第１の動作モードでは、前記対物レンズの前記対象平面は目の前部の領域に配置され、前記第２の動作モードでは、前記対象平面または前記対象平面の前記画像は目の網膜

50

の領域に配置される、請求項 7 または 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

発明の分野

本発明は光干渉断層法 (optical coherence tomography: OCT) システム、および OCT システムを含む画像化システムに関する。本発明は特に、OCT システムおよび顕微鏡システムを含む画像化システムに関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

光干渉断層法 (OCT) は、対象の構造情報を得るための光学干渉計法である。対象は干渉計の測定アームに配置されて測定光で照らされ、対象から戻った測定光が干渉計の参照アームを横切った参照光に重畳されることによって、光の重畳部分が互いに干渉し得る。干渉光の輝度が検出される。対象の異なる部分から戻る測定光は、参照光に対して異なる位相差を受けるため、参照光との重畳の後に異なる検出光輝度が得られる。このような測定によって得られた干渉パターンを分析することによって、対象の構造に関する情報を得ることができる。

【0003】

OCT は、人間の目の組織容量の高解像度情報を得るのに特に好適である。

目の前部および目の後部を画像化するための異なる種類の OCT 装置が開発されている。

【0004】

外科医に目の画像を提供するために、外科用顕微鏡が用いられる。画像は、外科医が接眼レンズを覗き込んで画像を認識できるように接眼レンズによって目の延長部分を光学的に画像化することによって得られるか、目の延長部分が画素配列を有するカメラに光学的に画像化され、画素によって検出された光輝度が、モニタや外科医が付ける頭部装着型ディスプレイなどのディスプレイに表示される。このような画像化は、光学干渉を伴わない。外科用顕微鏡は、対象が三次元構造を有すると認識されるように、外科医の左目および右目に対象の異なるビューを提供する双眼顕微鏡としてしばしば具体化される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

適用範囲が拡大した OCT システムを提供すること、ならびに顕微鏡法システムおよび OCT システムを含む画像化システムを提供することが望ましいことが分かっている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

発明の要約

本発明は上記の問題に鑑みてなされた。

【0007】

いくつかの実施例によると、本発明は、顕微鏡システムと OCT システムを組合せた画像化システムを提供する。

【0008】

いくつかの他の実施例によると、本発明は、目の前部を画像化するための画像化システムを提供する。

【0009】

さらにいくつかの他の実施例によると、本発明は、目の後部を画像化するための画像化システムを提供する。

【0010】

さらにいくつかの他の実施例によると、本発明は、目の前部および後部の両方を画像化

10

20

30

40

50

するための画像化システムを提供する。

【0011】

さらにいくつかのさらなる実施例によると、本発明は、目の前部および後部の両方を画像化するための顕微鏡法システムとOCTシステムを組合せた画像化システムを提供する。

【0012】

例示的な実施例によると、画像化システムは、対物レンズ系と、OCT測定光のビームを生成するための光源と、調節可能な光パワーを有する照明光学部品とを含み、画像化システムは、対物レンズ系を用いて対象領域を画像領域に画像化するための顕微鏡機構と、OCT機構とを提供し、光源、対物レンズ系および照明光学部品は、OCT測定光のビームが照明光学部品および対物レンズ系を横切って、対象領域の少なくとも一部を、調節可能な横幅を有するOCT測定光で照らすように構成される。

10

【0013】

別の例示的な実施例によると、画像化システムは、OCT測定光のビームを生成するための光源、および対象領域の少なくとも一部を照らすOCT測定光のビームの横幅を調節するための可変光パワーを有する照明光学部品を含むOCT機構と、対象領域から戻って参照光に重畳されたOCT測定光の複数のスペクトル部分を検出するための検出器を含む検出系とを提供し、以下の少なくとも一方が当てはまる：対象領域を照らすOCT測定光のスペクトル幅が調節可能である；検出された複数のスペクトル部分のスペクトル幅が調節可能である。

20

【0014】

対象領域を照らすOCT測定光のビームのウエストの横幅は調節可能である。したがって、横延長部、すなわち対象領域に当たるOCT測定光の方向を横切るか、特に直交する延長部は、画像化システムによって制御可能である。特に、対象領域の少なくとも一部を照らすOCT測定光は、サイズが制御可能な対象領域における箇所を形成する。特に、対象領域を照らすOCT測定光の箇所のサイズは、100nmから100μmの範囲内で変更可能である。さらに、対象領域の少なくとも一部を照らす箇所は対象領域を横断して走査されて、対象領域の画像の取得を可能にし得る。箇所は、楕円形などの実質的に円形または細長い形状を有し得る。

【0015】

OCT測定光の横幅の変更は、対象領域におけるOCT測定光の焦点をぼかすことを含み得る。このような焦点ぼかしは、被験者の目の視覚障害に依存して行われ得る。

30

【0016】

特に、OCT測定光は、白色干渉法を実行するために干渉長が短い光である。

検査対象に含まれる材料、OCT測定光のスペクトルの平均波長、および他の物理的特性に依存して、対象を貫通するOCT測定光の輝度は、特定の貫通深さによって特徴付けられるように指数関数的に減少する。貫通深さは、OCT測定光の平均波長がたとえば800nmから1300nmの範囲内にある場合、組織などの生物学的対象についてはたとえば1mmから3mmになり得る。対象の内部に特定の深さに至るまで貫通したOCT測定光は、散乱および反射プロセスを含む当該深さにおける容量内に存在する材料と相互に作用する。特に、ある容量の対象の内部の反射率は、対象内部の特定の容量の内部の屈折率および/または材料の屈折率の勾配に依存する。特に、対象内部の特定の深さで発出するOCT測定光の輝度は、対象内部のこの深さにおける反射率に依存する。

40

【0017】

対象と相互に作用して対象から発出することによって、特定の探索光ビーム経路長を横切ったOCT測定光は、特定の参照光ビーム経路長を横切った参照光に重畳され、検出される。検出された重畳光の輝度は、OCT測定光の干渉長、および探索光ビーム経路長と参照光ビーム経路長の差に依存する。この探索光ビーム経路長と参照光ビーム経路長の差がOCT測定光の干渉長よりも小さい場合に限り、干渉信号が検出され得る。

【0018】

50

ＯＣＴの異なる変形例は、対象を異なる深さにおいて探索する方法において、および重畳光を検出する方法において異なる。

【００１９】

時間領域ＯＣＴ（ＴＤ－ＯＣＴ）では、対象の異なる深さの探索（すなわち軸方向走査の実行）は、参照光ビーム経路長を変更することによって、たとえばそこから参照光が反射する反射面を移動させることによって行なわれる。しかし、このＯＣＴの変形例の不利な点は、反射面の機械的な移動が、移動量の不確定さおよび不正確さ、ならびに反射面の適正な向きの維持の不正確さを必ず伴うことである。

【００２０】

周波数領域ＯＣＴ（ＦＤ－ＯＣＴ）は、ＯＣＴの別の変形例である。ここでは、参照光も反射面で反射するが、この反射面は、対象の異なる深さを探索するために移動させる必要はない。その代わり、異なる深さにおける対象に関する構造情報、すなわち特に異なる深さにおける反射率は、重畳光の波長に依存して重畳光の輝度を検出することによって得られる。

【００２１】

本発明の実施例では、特に周波数領域ＯＣＴの原理を採用する。特に、本発明の実施例では２つのサブタイプの周波数領域ＯＣＴ、すなわち、フーリエ領域ＯＣＴとも称されるスペクトル領域ＯＣＴ（ＳＤ－ＯＣＴ）、および掃引源ＯＣＴ（ＳＳ－ＯＣＴ）の原理を採用する。

【００２２】

スペクトル領域ＯＣＴでは、参照光に重畳された光、および対象から戻ったＯＣＴ測定光が分光計を用いてスペクトル的に分散されて、重畳光の複数のスペクトル部分を空間的に分離する。そして、重畳光のこれらの空間的に分離された複数のスペクトル部分の輝度が、位置分解能検出器によって検出される。これによって、位置分解能検出器は、各々が重畳光のスペクトル部分を受け取る複数の検出器区分を含み得る。位置分解能検出器は次に、重畳光のスペクトルを表わす複数のスペクトル部分の輝度に対応する電気信号を供給する。重畳光のスペクトルをフーリエ変換することによって、深さ方向、すなわち軸方向に沿った対象の反射率の分布が得られる。

【００２３】

対象領域の少なくとも一部を照らすＯＣＴ測定光はそのスペクトル、すなわち波長に依存するその正規化輝度によって特徴付けられ得る。そして、ＯＣＴ測定光のスペクトルは、ＯＣＴ測定光のピーク波長、およびＯＣＴ測定光のスペクトル幅によって特徴付けられ得る。ＯＣＴ測定光のスペクトル幅は、ＯＣＴ測定光の輝度のほとんどが含まれる波長範囲の幅を特徴付ける。特に、スペクトル幅は、上限波長と下限波長の差の最小として求めることができ、下限波長と上限波長の間の波長を有するＯＣＴ測定光の輝度は、ＯＣＴ測定光の全輝度の９０％になる。ＯＣＴ測定光のピーク波長は、下限波長と上限波長の平均値と規定され得るか、ＯＣＴ測定光のスペクトルの平均波長として規定され得るか、またはＯＣＴ測定光のスペクトルが最大を有する波長として規定され得る。

【００２４】

本発明に係る実施例においてスペクトル領域ＯＣＴの原理を採用した場合、光源は、ピーク波長が８００ｎｍから１３００ｎｍであり、スペクトル幅が５ｎｍから１００ｎｍ、特に１５ｎｍから３０ｎｍのＯＣＴ測定光のビームを生成する。ＯＣＴ測定光の干渉長は、ＯＣＴ測定光のスペクトル幅に反比例する。スペクトル領域ＯＣＴの原理を採用した場合、ＯＣＴ測定光のスペクトル幅は調節可能である必要はない。この場合、対象領域を照らすＯＣＴ測定光のスペクトル幅は、達成可能な軸方向分解能の限界に関連する。さらにこの場合、重畳光の検出された複数のスペクトル部分のスペクトル幅は調節可能であり得る。検出系はこの場合、複数の検出器区分を有する位置分解能検出器を含む。検出器の各区分は、重畳光の特定のスペクトル部分の輝度を検出し得る。複数のスペクトル部分における重畳光を分散させるために、たとえば回折格子などの分散系が設けられる。

【００２５】

別のサブタイプの周波数領域 OCT は、掃引源 OCT (SS - OCT) である。本発明の実施例によると、SS - OCT の原理を採用する。これによって、対象領域は、最大の所望の軸方向視野と比べて比較的長い干渉長に対応する狭いスペクトル幅を有する OCT 測定光で照らされる。測定時、OCT 測定光のピーク波長は、好ましくは少なくとも 10 nm から最大 200 nm 以上に及ぶ波長範囲で掃引され得る。ここでは、800 nm から 1300 nm の範囲内のピーク波長は時間に依存して変化し、すなわち、ピーク波長は、対象から戻って参照光に重畳される OCT 測定光がフォトダイオードなどの検出器によって検出される間に掃引される。OCT 測定光のピーク波長の掃引の際に重畳光を検出することによって、重畳光のスペクトルを取得することができる。ここでも、スペクトル領域 OCT の場合と同様に、重畳光の取得スペクトルをフーリエ変換することによって、対象の構造情報を得ることができる。したがって、本発明の実施例で掃引源 OCT の原理を採用した場合、検出系は、重畳光をスペクトル的に分散させるための発散装置を含む必要はない。しかし、この場合、対象領域を照らす OCT 測定光のスペクトル幅は調節可能であり得る。これは、たとえば、対象領域を照らす OCT 測定光のビーム経路に少なくとも 1 つのスペクトルフィルタを配置することによって、または調節可能なスペクトル幅を有する OCT 測定光を生成する光源を提供することによって達成可能である。

10

**【0026】**

掃引源 OCT の原理を採用した場合に、対象領域を照らす OCT 測定光の調節可能なスペクトル幅を提供する理由、およびスペクトル領域 OCT の原理を採用した場合に、重畳光の検出された複数のスペクトル部分の調節可能なスペクトル幅を提供する理由は、OCT 機構の軸方向視野を調節可能にするためである。軸方向視野は、そこから OCT 機構を用いて構造情報を得ることができる対象内部の深さ範囲を表わす。軸方向視野を変更することは同時に、軸方向分解能を変更することを含み得る。軸方向視野を変更することは、特に目の異なる部分を調べる眼科用途などの特定の用途に有利であり得る。たとえば、目の内部の特定の解剖学的構造は、軸方向、すなわち深さ方向に異なる延長部を有するため、これらの解剖学的構造を画像化するための異なる軸方向視野が必要になり得る。

20

**【0027】**

また、異なる対象を調べる際、OCT 機構によって生成される構造データの方位分解能を変更することが有利であり得る。これは、対象領域の少なくとも一部を照らす OCT 測定光のビームの調節可能な横幅を提供することによって、本発明の実施例において可能である。特に、方位分解能は、OCT 測定光のビームの横幅の 2 倍と規定され得る。OCT 測定光のビームの横幅の変更は、照明光学部品の光パワーを変化させることによって部分的に達成され得る。

30

**【0028】**

本発明の実施例によると、OCT 機構を含む画像化システムは、対象領域を画像領域に画像化するための調節可能な光パワーを有する対物レンズ系をさらに含むことによって顕微鏡法機構を提供し、光源、対物レンズ系および照明光学部品は、OCT 測定光のビームが照明光学部品および対物レンズ系を横切るように構成される。したがって、顕微鏡法機構および OCT 機構を統合した画像化システムであって、OCT 機構によって軸方向視野および方位分解能が調節可能であり、かつ、OCT 測定光が、観察者による目視検査のために対象領域を画像領域に画像化するために用いられる対物レンズ系を横切る画像化システムが提供される。

40

**【0029】**

本発明の実施例によると、OCT 測定光の波長は 700 nm から 1350 nm、特に 1000 nm から 1100 nm の範囲内にある。これらの波長を有する OCT 測定光は、ヒト組織を数ミリメートル貫通し得る。特に、これらの波長を有する OCT 測定光は、人間の目の検査に好適である。

**【0030】**

本発明の実施例によると、照明光学部品は、OCT 測定光のビーム経路に代替的に配置可能な、第 1 の焦点距離を有する第 1 のレンズと、第 1 の焦点距離とは異なる第 2 の焦点

50

距離を有する第2のレンズとを含み、光源の出口区域と第1のレンズの間の距離は、第1のレンズがOCT測定光のビーム経路に配置される場合は第1の焦点距離になり、光源の出口区域と第2のレンズの間の距離は、第2のレンズがOCT測定光のビーム経路に配置される場合は第2の焦点距離になる。スペクトル領域OCTの原理を採用する場合、光源はスーパーluminescenceダイオード(SLD)を含み得、掃引源OCTの原理を採用する場合、光源は、半導体光増幅器(SOA)などの光増幅器と、リングファイバなどの光ファイバと、光増幅器の下流に配置可能なファブリー・ペロー型スペクトルフィルタなどの少なくとも1つのスペクトルフィルタとを含み得る。さらに、光源は、OCT測定光を照明光学部品に供給するための光ファイバを含み得る。この場合、光源の出口区域は、照明光学部品を横切るOCT測定光を発する光ファイバの先端であると考えられ得る。光ファイバの先端から発せられるOCT測定光は、ビーム幅およびビーム発散を有するOCT測定光のビームとして記載され得る。ガウスビームの場合、ビーム幅はビームウエストとしても公知である。この場合、ビームウエストは、ビーム広がり角であるビーム発散に関連する。ビーム幅は、光ファイバの先端の直径に関連し得る。OCT測定光のビーム経路に配置された場合、光源の出口区域、特に光ファイバの先端は、第1のレンズの焦平面内に配置され、すなわち第1のレンズの主面から第1の焦点距離だけ位置がずれている。したがって、第1のレンズを横切った後、OCT測定光は、第1の断面積を有する平行ビーム束を実質的に構成する。代替的に第2のレンズがOCT測定光のビーム経路に配置された場合、光ファイバの先端は第2のレンズの焦平面内に配置されるため、第2のレンズを横切ったOCT測定光は、第1の断面積とは異なる第2の断面積を有する平行ビーム束によって実質的に構成される。これによって、対象領域を照らすOCT測定光のビームの横幅が調節可能である。

#### 【0031】

OCT測定光のビームの横幅を調節するためにレンズを用いる代わりに、またはレンズを用いることに加えて、ミラーや回折格子などの反射または/および回折光学素子などの他の光学素子を用いてもよい。

#### 【0032】

本発明の実施例によると、画像化システムは、OCT測定光ビームを対象領域を横断して走査するために少なくとも1つの方向に旋回可能な少なくとも1つの反射面を有するOCTスキャナをさらに含む。OCTスキャナは、OCT測定光ビームを対象領域を横方向に横断して、すなわち対象に当たるOCT測定光ビームの方向を横切るように走査するように適合され得る。OCTスキャナは、2つの異なる方向に旋回可能な2つのミラーを含み得る。

#### 【0033】

OCTスキャナは、第1の軸の周りを旋回可能な第1のミラーと、第2の軸の周りを旋回可能な第2のミラーと、第1の軸上の第1のミラー上の点を第2の軸上の第2のミラー上の点に画像化するための画像化光学部品とを含み得る。

#### 【0034】

OCT測定光ビームを対象領域を横断して走査する場合、OCT測定ビームは、対象領域のOCT測定光のビームの幅と等しい直径を有する測定光箇所として、異なる位置で対象領域に入射し得る。箇所の全区域が対象領域の全区域を含んでもよい。代替的に、箇所は分離されて、OCT測定光に照らされない対象領域の区域を残してもよい。この場合、1つの箇所の中心とそれに最も近い他の箇所の中心の間の距離は、OCT測定光のビームの幅よりも大きくてもよい。

#### 【0035】

本発明の実施例によると、画像化システムは、対象領域が第1の対象領域である第1の動作モードに適合するように、かつ対象領域が、対象領域を照らすOCT測定光のビーム経路に沿って第1の対象領域よりも対物レンズ系から特に少なくとも20mm離れて配置された第2の対象領域である第2の動作モードに適合するように構成される。これによって、本実施例に係る画像化システムは、人間の目の前部および人間の目の後部を調べるの

10

20

30

40

50

に好適である。

【0036】

本発明の実施例によると、画像化システムは、対象領域と対物レンズ系の間のOCT測定光のビーム経路に配置可能な眼科用レンズをさらに含み、眼科用レンズは、第2の動作モードでは対象領域と対物レンズ系の間のOCT測定光のビーム経路に配置され、眼科用レンズは、第1の動作モードではOCT測定光のビーム経路の外部に配置される。これによって、第1の動作モードでは人間の目の前部、すなわちたとえば角膜、前室、後室および周囲組織を調べ、第2の動作モードでは目の後部、すなわちたとえば特に網膜および視神経の部分を調べることができる。

【0037】

本発明の実施例によると、対象領域を照らすOCT測定光のビームの横幅は、第1の動作モードでは第1の横幅であり、対象領域を照らすOCT測定光のビームの横幅は、第2の動作モードでは、第1の横幅の特に最大2分の1の大きさの第2の横幅である。したがって、第2の動作モードの方位分解能は、第1の動作モードの方位分解能の特に最大2分の1の大きさである。

【0038】

本発明の実施例によると、第1の動作モードでは、対象領域を照らすOCT測定光のスペクトル幅は、第1の対象領域を照らすOCT測定光の第1のスペクトル幅であり、第2の動作モードでは、対象領域を照らすOCT測定光のスペクトル幅は、第2の対象領域を照らすOCT測定光の第2のスペクトル幅であり、第1の動作モードでは、検出された複数のスペクトル部分のスペクトル幅は、検出された複数のスペクトル部分の第1のスペクトル幅であり、第2の動作モードでは、検出された複数のスペクトル部分のスペクトル幅は、検出された複数のスペクトル部分の第2のスペクトル幅であり、以下の少なくとも一方が当てはまる：第1の対象領域を照らすOCT測定光の第1のスペクトル幅は、第2の対象領域を照らすOCT測定光の第2のスペクトル幅の特に最大2分の1の大きさである；検出された複数のスペクトル部分の第1のスペクトル幅は、検出された複数のスペクトル部分の第2のスペクトル幅の特に最大2分の1の大きさである。第1の動作モードのスペクトル幅の方が小さいため、スペクトル情報をより細かくサンプリングすることができる。スペクトルのより詳細な情報によって、第2の動作モードよりも第1の動作モードの方が軸方向視野が大きくなる。これによって、第1の動作モードの軸方向視野を、第2の動作モードの軸方向視野とは異なるように調節することができる。特に、人間の目を調べるために、第2の動作モードにおいて、目の前部を画像化する際の軸方向視野は目の後部を画像化する際の軸方向視野よりも大きくてもよい。これは、異なる種類の周波数領域OCT機構に特に適用可能である。

【0039】

本発明の実施例によると、光源のスペクトル幅は調節可能であり、第1の動作モードでは、光源のスペクトル幅は、第1の対象領域を照らすOCT測定光の第1のスペクトル幅に調節され、第2の動作モードでは、光源のスペクトル幅は、第2の対象領域を照らすOCT測定光の第2のスペクトル幅に調節される。この実施例は、掃引源OCTの原理を採用する場合に特に適用可能である。上述のように、この場合の光源は、リングファイバに光学的に接続されるポンプ光増幅器を含み得る。光増幅器は、波長の特定の動作範囲内で光を増幅する能力を有し得る。増幅光のビーム経路に、光リングファイバを横切り、最終的にそこから出て対象領域を照らす光のスペクトルを実質的に規定する透過特性を有する、少なくとも1つのスペクトルフィルタが配置され得る。特に、反射面を含み、反射面の相対距離が、光リングファイバを出る増幅光のピーク波長に影響を与え得る、ファブリー・ペロー型スペクトルフィルタが用いられ得る。対向反射面の反射率の特性は、光リングファイバを出る光のスペクトル幅に影響を与え得る。したがって、反射面の特性が異なるスペクトルフィルタを提供することによって、異なるスペクトル幅を有する対象領域を照らすOCT測定光を提供することができる。

【0040】



本発明の実施例によると、第１の動作モードおよび第２の動作モードのＯＣＴ測定光のピーク波長は掃引可能である。したがって、対象領域は、スペクトル幅は実質的に一定であるが、ピーク波長が時間とともに変化するＯＣＴ測定光で照らされる。

【００４１】

本発明の実施例によると、画像化システムは、対象領域を照らすＯＣＴ測定光のビーム経路に配置可能な少なくとも１つのスペクトルフィルタをさらに含み、スペクトルフィルタは、第１の動作モードおよび第２の動作モードの一方においてＯＣＴ測定光のビーム経路に配置され、スペクトルフィルタは、第１の動作モードおよび第２の動作モードの他方のモードにおいて、ＯＣＴ測定光のビーム経路の外部に配置される。

【００４２】

特に、スペクトル領域ＯＣＴの原理を採用する場合、本発明に係る実施例は、対象領域から戻って参照光に重畳されたＯＣＴ測定光をスペクトル的に分散させるための調節可能な分散強度を有する分光計をさらに提供し、複数のスペクトル部分を提供し、第１の動作モードでは、分散強度は、第２の動作モードよりも特に少なくとも２倍大きい。分光計は、重畳光の異なるスペクトル部分を空間的に分離する。スペクトル部分の空間的な分離が大きいほど、分散強度が大きくなる。分光計は、屈折および／または回折および／または反射光学素子を含み得る。これらは、たとえば回折格子、レンズ、プリズムなどを含み得る。異なる分散強度は、たとえば、重畳光を分散させるために代替的に配置可能な異なる格子定数を有する２つの回折格子を設けることによって達成され得る。代替的に、可変光パワーを有する光学系を回折格子の下流に配置して、回折格子によって分散される複数の

【００４３】

本発明の実施例によると、分光計は、可変光パワーを有し、検出器の上流に配置されたレンズ系を含む。

【００４４】

本発明の実施例によると、検出器は空間分解能検出器である。検出器は、画素に当たる光の輝度を個別に検出する画素などの、いくつかの検出器区分を含み得る。単一の検出器素子が受ける光のスペクトル幅は、ＯＣＴ機構が取得する構造データの軸方向視野に関連する。

【００４５】

本発明の上記および他の有利な特徴は、添付の図面を参照して本発明の好ましい実施例の以下の詳細な説明からより明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【００４６】

【図１Ａ】第１の動作モードにおける本発明の実施例に係る画像化システムを概略的に示す図である。

【図１Ｂ】第２の動作モードにおける図１Ａに係る画像化システムを概略的に示す図である。

【図２】本発明の実施例に係る、特にスペクトル領域ＯＣＴ機構における画像化システムを概略的に示す図である。

【図３】本発明の実施例に係る、特に掃引源ＯＣＴ機構における画像化システムを概略的に示す図である。

【図４】図３に係る掃引源ＯＣＴ機構で用いられ得るＯＣＴ測定光のスペクトルの図である。

【発明を実施するための形態】

【００４７】

例示的な実施例の詳細な説明

図１Ａは、第１の動作モードにおける本発明の例示的な実施例に係る画像化システム１を概略的に示す。画像化システム１は、顕微鏡部３として具体化される顕微鏡特徴、およ

10

20

30

40

50

びOCT部5として具体化されるOCT特徴を提供する。示される例では、画像化システム1を用いて人間の目7を検査する。顕微鏡部3によって目7の目視検査、特に目7の目視双眼検査が可能である。特に、目7の顕微鏡画像を取得することができる。このため、目7は、可視波長範囲内の波長を有する顕微鏡法照明光を生成する顕微鏡法照明光源（図1Aには図示せず）によって照らされる。用途に依存して、顕微鏡法照明光の入射光角、および顕微鏡法照明光の色温度が変化し得る。顕微鏡法照明光に関するこれらの適応があり得るにもかかわらず、目7を目視検査のみで検査することは容易ではない。なぜなら、目は、分解または認識が困難であり得る多数の透明な解剖学的構造を含むからである。したがって、目7を完全に検査するために、画像化システム1はOCT部5によるOCT特徴を提供する。OCT特徴によって、目7の構造容量データを取得することができる。したがって、OCT機構によって、目7の横延長部および深さ（または軸方向）延長部を横断してデータを取得することができる。

10

#### 【0048】

示される例に係る画像化システム1によって、目7の前部および目7の後部の両方において目視顕微鏡法および光干渉断層法によって目7を検査することができる。このため、画像化システム1は、図1Aに示されるような前部を検査するための第1の動作モード、および図1Bに示されるような後部を検査するための第2の動作モードを提供するように構成される。

#### 【0049】

画像化システム1は、顕微鏡部3およびOCT部5の両方のビーム経路に配置される調節可能な光パワーを有する対物レンズ系9を含む。顕微鏡部3は、対物レンズ系の下流に双目光学系を含む。この双目光学系は、ズームレンズ11<sub>1</sub>およびズームレンズ11<sub>2</sub>を有するズーム系11と、観察者の左目14<sub>1</sub>が見る接眼レンズ13<sub>1</sub>および右目14<sub>2</sub>が見る接眼レンズ13<sub>2</sub>を有する視覚系13とを含む。図1Aに示される第1の動作モードでは、対物レンズ系は焦点距離 $f_{o1}$ を有するように調節される。焦点距離 $f_{o1}$ を有するように調節された対物レンズ系9の焦平面15<sub>1</sub>には、対象領域17<sub>1</sub>が配置される。対象領域17<sub>1</sub>は、目7の前部を含む。目の前部は、たとえば、目7の角膜、前室、後室および水晶体8を含む。顕微鏡法照明光は散乱して対象領域17<sub>1</sub>から反射し、そこから光19として現われる。光19は、対物レンズ系9を横切る。光19の一部は、ズームレンズ11<sub>1</sub>およびその後接眼レンズ系13<sub>1</sub>を横切って、たとえば観察者の左目14<sub>1</sub>に入る。対物レンズ系9を横切った光19の別の一部はズームレンズ11<sub>2</sub>および接眼レンズ13<sub>2</sub>を横切って、観察者の右目14<sub>2</sub>に入ることによって、観察者は対象領域17<sub>1</sub>の双眼画像を認識する。顕微鏡部は、対象領域17<sub>1</sub>の画像の電子表現を記録および格納するために、CCD検出器などの、光19の一部または両部分のビーム経路内の対物レンズの下流に配置されて光19のこれらの部分を画像センサ123に導く、ビームスプリッタ121を含み得る。これらの記録画像は、特に立体ディスプレイであるモニタ、または観察者が付ける頭部装着型ディスプレイ125などのディスプレイによって表示され得る。

20

30

#### 【0050】

OCT部5は、光源、ビームスプリッタ、参照アームおよび検出器を含む分光計21を含む。干渉計の測定アームは、光ファイバ25に供給されるOCT測定光23を運搬する。光ファイバ25は、OCT測定光23を、OCT分光計21に含まれる光源の出口区域を表わす光ファイバ25の先端27に導く。光ファイバ25の先端27における出口区域は、OCT測定光23を導く光ファイバ25のコアの先端部に対応し得る。OCT測定光23は、光ファイバの先端27における出口区域から発散ビームとして発出する。

40

#### 【0051】

OCT測定光23が発出する光ファイバの先端27における出口区域は、コリメートレンズ29<sub>1</sub>の焦平面28内に配置される。コリメートレンズ29<sub>1</sub>の焦点距離は $f_{c1}$ になる。OCT測定光23はコリメートレンズ29<sub>1</sub>を横切り、平行化されて、断面直径 $d_1$ を有する実質的に平行なビーム束を形成する。その後、平行化されたOCT測定光は、第1の軸の周りに旋回可能な第1の走査ミラー33と、第1のミラーの軸の延在方向とは異なる

50

る方向に延在する第2の軸の周りに旋回可能な第2の走査ミラー35とを含む走査系31に入る。走査系31は、対象領域17<sub>1</sub>を横断してOCT測定光を走査できるようにするために提供される。

#### 【0052】

走査ミラー33および35で反射した後、OCT測定光はミラー37で反射して、OCT測定光23を対物レンズ系9に向けて導く。示される例では、ミラー37は、顕微鏡法光19が横切る2つの双眼ビーム経路同士の間配置される。他の例によると、ミラー37は、顕微鏡法光19が横切る半透明ミラーである。

#### 【0053】

ミラー37から反射した後、OCT測定光23は対物レンズ系9を横切って、焦点距離 $f_{o1}$ を有するように調節された対物レンズ系9の焦平面15<sub>1</sub>で焦点を結ぶ。したがって、光ファイバ25の先端27における出口区域は、コリメートレンズ29<sub>1</sub>および対物レンズ系9によって画像領域17<sub>1</sub>の一部上に画像化される。光ファイバ25の先端27における出口区域の画像のサイズは、対象領域17<sub>1</sub>の少なくとも一部を照らすOCT測定光23のビームの横幅を決定する。対象領域17<sub>1</sub>の一部を照らすOCT測定光23のビームの横幅は、OCT部の方位分解能を制限する。

#### 【0054】

対物レンズ系9およびコリメートレンズ29<sub>1</sub>は、第1の動作モードにおけるOCT部5の照明光学部品を形成する。この照明光学部品の倍率、すなわち対象の画像のサイズと対象のサイズとの比率は、対物レンズ系9の焦点距離、すなわち $f_{o1}$ とコリメートレンズ29<sub>1</sub>の焦点距離、すなわち $f_{c1}$ の比率として与えられる。したがって、倍率は $f_{o1}/f_{c1}$ である。したがって、変化し得る。

#### 【0055】

照明光学部品の倍率は、焦点距離 $f_{o1}$ 、焦点距離 $f_{c1}$ 、または焦点距離 $f_{o1}$ および $f_{c1}$ の両方を変化させることによって変更され得る。そのような変更によって、対象領域17<sub>1</sub>を照らすOCT測定光の横幅が変化する。つまり、画像化システムのOCT部の方位分解能は、焦点距離 $f_{o1}$ および $f_{c1}$ の一方または両方のそのような変更によって変更され得る。

#### 【0056】

OCT測定光23は、対象領域17<sub>1</sub>、すなわち目7の前部を、深さ方向に、すなわち焦平面15<sub>1</sub>に実質的に直交する方向に貫通する。OCT測定光23は、OCT測定光の横幅によって規定される容量部の内部の組織材料と相互に作用する。OCT測定光のいくつかの部分は、この容量部の内部の組織材料の光学特性に依存して、異なる位置で異なる強度で反射する。対象領域17<sub>1</sub>と相互に作用した後、OCT測定光は光39として目7から現れる。光39は対物レンズ系9を横切り、ミラー37によって反射し、走査ミラー35および33から反射し、コリメートレンズ29<sub>1</sub>を横切り、光ファイバ25の先端27に入り、干渉計21のビームスプリッタに導かれる。ビームスプリッタでは、光39は、干渉計21の参照アームを横切った参照光に重畳される。重畳光は、OCT部の検出器上で干渉を生成する。

#### 【0057】

時間領域OCTによると、干渉計の参照アームの長さは変化し、検出された光輝度は、参照アームの長さに依存して記録される。参照アームの長さに依存して記録された輝度は分析されて、目7の前部の組織を表わす容量データが得られる。

#### 【0058】

スペクトル領域OCTによると、重畳光は、重畳光をその波長に基づいて分散させ、かつ重畳光の複数のスペクトル部分の輝度を検出する分光計に導かれる。これによって、重畳光のスペクトルが得られる。そして、スペクトルに対応する電気信号が信号線41を介して制御処理系43に供給される。制御処理系43は、フーリエ変換の実行、サンプリング、正規化などによって電気信号を処理して、対象領域17<sub>1</sub>内の目7の組織を表わす容量データを計算する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 9 】

さらに、他の実施例では、対象領域  $17_1$  内の目 7 の組織を表わす容量データを得るために、掃引源 OCT などの他の OCT 方法が用いられ得る。

## 【 0 0 6 0 】

ユーザとの通信を可能にするため、キーボードやマウスなどの入力部 45、およびモニタなどの容量データを視覚化するための表示部 47 が制御処理系 43 に接続され得る。信号線 49 を介して、制御処理系 43 は走査部 31 にも接続され、ミラー 35 および 33 の回転運動を制御して、対象領域  $17_1$  を横断して OCT 測定光 23 のビームを走査する。

## 【 0 0 6 1 】

また、制御処理部 43 は、分光計の分散強度を調節するために、干渉計 21 に含まれる分光計を信号線 41 を介して制御する。分光計の分散強度は、分散された重畳光の検出されたスペクトルのスペクトル分解能に関連し、したがって、分散された重畳光の検出された複数のスペクトル部分のスペクトル幅に関連する。このスペクトル分解能は、得られた OCT データの軸方向視野 (FOV) に関連する。スペクトル幅も、OCT データの軸方向視野に関連する。視野は、そこから OCT 部によって構造情報を得ることができる対象領域内の深さ範囲に対応する。第 1 の動作モードでは、分光計の分散強度は、図 1A に示されるように、視野が  $FOV_1$  であるように制御処理系 43 によって適合される。

10

## 【 0 0 6 2 】

時間領域 OCT システムでは、視野  $FOV_1$  は、干渉計の参照アーム内のミラーの走査運動を制御することによって調節される。

20

## 【 0 0 6 3 】

さらに、信号線 51 を介して、制御処理部 43 は、コリメートレンズ  $29_1$  およびさらなるコリメートレンズ  $29_2$  が取付けられたキャリアまたはシャフト 55 を回転させるように適合されたアクチュエータ 53 を制御する。別の実施例では、コリメートレンズ  $29_1$ 、 $29_2$  は、直線方向に並進するようにアクチュエータによって動かされるスライダに取付けられる。

## 【 0 0 6 4 】

アクチュエータ 53 は制御処理部 43 によって制御されて、コリメートレンズ  $29_1$  またはコリメートレンズ  $29_2$  のいずれか一方を、光ファイバ 25 のファイバ先端 27 における出口区域の下流の OCT 測定光 23 のビーム経路内に配置する。コリメートレンズ  $29_1$  および  $29_2$  は異なる焦点距離を有し、コリメートレンズ  $29_1$  は焦点距離  $f_{c1}$  を有し、コリメートレンズ  $29_2$  は、焦点距離  $f_{c1}$  よりも長い焦点距離  $f_{c2}$  を有する。上述のように、コリメートレンズの焦点距離を変化させると、以下に説明するように、対象領域  $17_1$  または対象領域  $17_2$  を照らす OCT 測定光 23 の横幅が変化する。

30

## 【 0 0 6 5 】

したがって、制御処理部 43 は、対象領域を照らす OCT 測定光の横幅を制御可能であり、したがって、OCT 部 5 によって取得される構造データの方位分解能を調節可能である。

## 【 0 0 6 6 】

第 1 の動作モードにおける特定の例によると、光ファイバ 25 の先端 27 における出口区域の直径は約  $5\ \mu\text{m}$  であり得、対象領域における OCT 測定光 23 の横幅は約  $60\ \mu\text{m}$  であり得るため、コリメートレンズ  $29_1$  および対物レンズ系 9 を含む照明光学部品の倍率は約 10 である必要がある。この倍率はたとえば、対物レンズ系 9 の焦点距離  $f_{o1}$  が約  $200\text{mm}$  であり、コリメートレンズ  $29_1$  の焦点距離  $f_{c1}$  が約  $20\text{mm}$  である場合に達成され得る。OCT 機構の分光計の分散強度は、第 1 の動作モードの視野、すなわち  $FOV_1$  が約 3 から  $7\text{mm}$  であるように調節され得る。

40

## 【 0 0 6 7 】

さらに、信号線 57 を介して、制御処理系 43 は、適切なアクチュエータによってズーム系 11 の倍率を制御し得る。ズーム系 11 の倍率は特に、走査ミラー 33 および 35 の最大回転によって規定される OCT 測定光 23 の走査区域のサイズに依存して制御され得

50

る。特に、制御走査系 43 は、ズーム系 11 の倍率によって決定される双眼視野のサイズと、OCT 測定光の走査区域のサイズを実質的に整合させるように適合され得る。たとえば、ユーザがズーム系 11 の倍率を手動で変更した場合、制御処理系 43 は、走査部 31 を自動的に制御して、OCT 測定光の走査区域を双眼視野に整合させることができる。

#### 【0068】

図 1 B は、第 2 の動作モードにおける図 1 A に示される画像化システム 1 を概略的に示す。第 2 の動作モードでは、対象領域 17<sub>2</sub>、すなわち目 7 の後部が検査される。このため、画像化システム 1 のいくつかの構成要素は、図 1 A に示される第 1 の動作モード時の状態と比べて再調節されている。手動で制御可能であるか、信号線 59 を介して制御処理系 43 によって制御可能なアクチュエータ 61 が、対物レンズ系 9 と目 7 との間に眼科用レンズ 63 を装着する。任意に、対物レンズ系 9 の焦点距離は、 $f_{o2}$  になるように手動で調節されているか、信号線 10 を介して制御処理系 43 によって調節されている。さらに、光 19 のビーム経路に反転系 65 が導入されており、眼科用レンズ 63 の導入に起因する上下および左右の反転を補償するため、接眼レンズ 13 を覗き込むユーザが認識する画像が正しい画像になる。

#### 【0069】

さらに、コリメートレンズ 29<sub>1</sub> は、光ファイバ 25 の先端 27 における出口区域の下流の OCT 測定光 23 のビーム経路に配置されるコリメートレンズ 29<sub>2</sub> に置き換えられている。コリメートレンズ 29<sub>2</sub> は焦点距離  $f_{c2}$  を有し、先端 27 における出口区域は、コリメートレンズ 29<sub>2</sub> の焦平面 28 内に配置される。焦点距離  $f_{c2}$  は焦点距離  $f_{c1}$  よりも長い。示される例では、焦点距離  $f_{c2}$  は焦点距離  $f_{c1}$  の 2 倍である。特に、焦点距離  $f_{c2}$  は約 30 mm から 50 mm であり得る。第 1 の動作モードにおけるコリメートレンズ 29<sub>1</sub> から第 2 の動作モードにおけるコリメートレンズ 29<sub>2</sub> に変更する効果は、対象領域 17<sub>2</sub> を照らす OCT 測定光の横幅が、たとえば 2 分の 1 よりも小さくなることである。

#### 【0070】

光ファイバ 25 の先端から発散ビームとして発出する OCT 測定光 23 は、コリメートレンズ 29<sub>2</sub> を横切り、実質的に平行のビーム束として走査ミラー 33 および 35 から反射し、ミラー 37 によって反射し、対物レンズ系 9 を横切って、対物レンズ系 9 から距離  $f_{o2}$  だけ離れて配置された焦平面 15<sub>2</sub> に焦点を結ぶ。焦平面 15<sub>2</sub> では、集束 OCT 測定光 23 は眼科用レンズ 63 を交差して横切り、実質的に平行のビーム束を形成する。OCT 測定光 23 のこの実質的に平行のビーム束は、目の水晶体 8 を横切って、対象領域 17<sub>2</sub> における目の網膜 18 上に焦点を結ぶ。OCT 測定光 23 は、軸方向視野 FOV<sub>2</sub> に対応する深さ範囲内の対象領域 17<sub>2</sub> と相互に作用し、対象領域 17<sub>2</sub> から光 39 として出る。光 39 は、水晶体 8、眼科用レンズ 63、対物レンズ系 9、反転系 65 を横切り、折畳みミラー 37、2 つの走査ミラー 35 および 33 で反射し、コリメートレンズ 29<sub>2</sub> を横切り、光ファイバ 25 に供給され、光ファイバ 25 は、上述のように光 39 を OCT 機構 5 の干渉計 21 に導く。

#### 【0071】

第 2 の動作モードでは、参照光に重畳された光 39 の波長分散のための（干渉計 21 の内部の）分光計の分散強度は、第 1 の動作モードよりも小さく設定されている。したがって、第 2 の動作モードの軸方向視野、すなわち FOV<sub>2</sub> は、第 1 の動作モードの視野、すなわち FOV<sub>1</sub> の特に 2 分の 1 よりも小さい。したがって、第 1 の動作モードから第 2 の動作モードに切替えるためには、制御処理系 43 は、少なくともアクチュエータ 53 を制御して、コリメートレンズ 29<sub>1</sub> からコリメートレンズ 29<sub>2</sub> に切替えている。制御処理系 43 はさらに、分光計を制御して分散強度を変更し得る。制御処理系 43 はさらに、対物レンズ系 9 を制御して、焦点距離を  $f_{o1}$  から  $f_{o2}$  に制御し得る。制御処理系 43 はさらに、アクチュエータ 61 を制御して、OCT 測定光および顕微鏡光のビーム経路に眼科用レンズ 63 を配置することによって、対象領域 17<sub>1</sub> から、対象領域 17<sub>1</sub> よりも対物レンズ系 9 から離れて配置された対象領域 17<sub>2</sub> に変更する。

## 【 0 0 7 2 】

図 2 は、画像化システムの別の実施例 1 a を概略的に示す。以下に説明するように、画像化システム 1 a は、上記の図 1 A および図 1 B を参照して説明した実施例の OCT 部 5 を提供するためにも用いられ得る。画像化システム 1 a は、スペクトル領域 OCT として具体化される OCT 特徴を提供する。OCT 部 5 a は、OCT 測定光 2 3 のビームを生成するための光源 6 7 を含み、OCT 測定光 2 3 は、光ファイバ 6 9 によってビームスプリッタ/カブラ 7 1 に導かれる。ビームスプリッタ/カブラ 7 1 は、OCT 測定光 2 3 を部分 2 3 および部分 2 4 に分割する。OCT 測定光の部分 2 4 は、光ファイバ 6 9 を介して、両方向矢印 7 4 に示される方向に移動可能な参照ミラー 7 3 に導かれる。OCT 測定光の部分 2 4 は参照ミラー 7 3 から反射し、光 2 4 として光スプリッタ/カブラ 7 1 に導かれる。OCT 測定光の部分 2 3 は、光ファイバ 2 5 a によって、光ファイバ 2 5 a の先端 2 7 a に導かれ、そこから OCT 測定光の部分 2 3 は発散ビームとして発出し、調節可能な光パワーを有するコリメート光学部品 2 9 a を横切る。コリメート光学部品 2 9 a は、その焦点距離が連続的に、または 1 つ以上の工程で変化し得るようなズーム系として構成され得る。OCT 測定光 2 3 はコリメート光学部品 2 9 a によって平行化され、走査系 3 1 a のミラー 3 3 a および 3 5 a から反射し、レンズ系 9 a を横切って、対象領域 1 7 におけるレンズ系 9 a の焦平面 1 5 a に焦点を結ぶ。対象領域から発出する光 3 9 はレンズ系 9 a を横切り、走査ミラー 3 5 a および 3 3 a から反射し、コリメート光学部品 2 9 a を横切り、光ファイバ 2 5 a に入り、ビームスプリッタ/カブラ 7 1 に導かれ、光部分 2 4 に重畳されて重畳光 2 6 を形成する。重畳光 2 6 は、光ファイバ 6 9 を介して分光計 7 5 に導かれる。

10

20

## 【 0 0 7 3 】

分光計 7 5 は、分散装置 7 7、画像化光学部品 7 9、および空間分解能検出器 8 1 を含む。分散装置 7 7 は、重畳光 2 6 を分散させるための回折および/または屈折光学素子を含み得る。重畳光 2 6 の分散は典型的に、重畳光 2 6 のスペクトル部分を、スペクトル部分に含まれる波長に依存して異なる方向に偏向させることを含む。分散装置 7 7 はたとえば、複数の回折素子が配列され、特に周期的に配列された基板を有する回折格子を含み得る。分散装置 7 7 は、重畳光 2 6 を複数のスペクトル部分 8 3 に分散させる。複数のスペクトル部分 8 3 は、調節可能な光パワーを有する画像化光学部品 7 9 を横切る。検出器 8 1 は、画像化光学部品 7 9 の焦平面 8 4 内に配置される。したがって、検出器 8 1 の有効表面 8 2 と画像化光学部品 7 9 の主表面の間の距離は、画像化光学部品 7 9 の焦点距離  $f_i$  に対応する。画像化光学部品 7 9 の焦点距離  $f_i$  が変化すると、検出器 8 1 は両方向矢印 8 5 に示される方向にずらされて、画像化光学装置 7 9 の変更された焦平面 8 4 内に配置された検出器 8 1 の有効表面 8 2 を維持する。検出器 8 1 は、各々が分散された重畳光 2 6 の特定のスペクトル部分 8 3 を受ける、複数の検出器区分を含む。上述のように画像化光学部品 7 9 の焦点距離  $f_i$  を変化させ、検出器 8 1 を移動させることによって、単一の検出器区分が受けて検出するスペクトル部分に含まれる波長範囲の幅を制御することができる。単一の検出器区分によって検出される波長範囲のこの幅は、OCT 機構 5 a によって提供される軸方向視野と関連する。これによって、OCT 機構 5 a は、図 2 に示されるように、軸方向視野をたとえば  $FOV_1$  の値または  $FOV_2$  の値に調節することができる。

30

40

## 【 0 0 7 4 】

さらに、コリメート光学部品 2 9 a の焦点距離  $f_c$  を変化させ、コリメート光学部品 2 9 a の焦平面 2 8 a 内にファイバ先端 2 7 a を配置することによって、対象領域 1 7 を照らす OCT 測定光 2 3 のビームの横幅を制御することができる。したがって、OCT 機構 5 a は方位分解能も調節可能である。

## 【 0 0 7 5 】

上で説明したように、OCT 特徴を提供する画像化システム 1 a は、上記の図 1 A および図 1 B を参照して説明した画像化システム 1 の OCT 部 5 として採用され得る。このため、OCT 測定光 2 3 は、両方向の矢印 3 8 に示されるようにレンズ系 9 a の代わりにミ

50

ラー 37 を設けることによって、レンズ系 9 a の代わりに対物レンズ系 9 の中を導かれ得る。

【0076】

画像化システム 1 a は、上記の図 1 A および図 1 B に示される画像化システム 1 の制御処理系 43 と同様の機能を実行する制御処理系 43 a も含む。特に、制御処理系 43 a は、信号線 41 a を介して検出器 81 からデータを得、両方向矢印 85 に示される方向における検出器 81 の移動も制御する。さらに、系 43 a は、画像化光学部品 79 の焦点距離  $f_i$  の調節も制御し、したがって分光計 75 の分散強度の調節も制御する。さらに、信号線 51 a を介して、制御処理系 43 a はコリメート系 29 a の焦点距離  $f_c$  の調節を制御する。

10

【0077】

図 3 は、画像化システム 1 b の別の実施例を示す。特に、図 3 は、掃引源 OCT として具体化される OCT 特徴を提供する画像化システム 1 b を概略的に示す。図 3 に示される掃引源 OCT 5 b を用いて、上記の図 1 A および図 1 B を参照して説明した実施例中の OCT 部を提供することができる。特に、図 3 に示される掃引源 OCT 5 b も、OCT 画像化の軸方向視野および OCT 画像化の方位分解能を調節するように制御され得る。

【0078】

掃引源 OCT 5 b は、予め定められた波長範囲内で光波長を増幅するための光増幅器 87 を含む。このため、光増幅器 87 は、電流源 89 によってポンピングされる半導体光増幅器であり得る。光増幅器 87 は、光増幅器 87 によって増幅される光を導くためのリングファイバ 91 に任意に接続される。光ファイバ 91 によって提供されるビーム経路において、ルーティングスイッチ 93 および 95 が、光ファイバ 91 の内部を伝播する光を光ファイバ 91<sub>1</sub>、91<sub>2</sub> および 91<sub>3</sub> に導くように構成される。光ファイバ 91<sub>1</sub> は、ルーティングスイッチ 93 またはルーティングスイッチ 95 が受けた光を第 1 の掃引可能フィルタ 97<sub>1</sub> に導く。第 1 の掃引可能フィルタ 97<sub>1</sub> を横切った後、フィルタを通された光は再びルーティングスイッチ 93 または 95 を介してファイバリング 91 に結合される。

20

【0079】

第 1 の掃引可能フィルタ 97<sub>1</sub> を横切る代わりに、ルーティングスイッチ 93 および 95 は、リング 91 内の光が第 2 の掃引可能フィルタ 97<sub>2</sub> または第 3 の掃引可能フィルタ 97<sub>3</sub> の中を導かれるようにしてもよい。第 1、第 2 および第 3 の掃引可能フィルタ 97<sub>1</sub>、97<sub>2</sub>、および 97<sub>3</sub> は、互いに平行に配置された 2 つの対向反射面を有するファブリー・ペロー型のスペクトルフィルタであり得る。2 つの反射面同士の間の距離は、3 つのスペクトルフィルタに接続されたランプ生成器 99 によって制御される圧電素子によって制御され得る。リング 91 のビーム経路に配置されるスペクトルフィルタの 2 つの対向反射面同士の間の距離に依存した共振条件を満たす波長を有する光のみが、建設的に干渉する。他の波長を有する光は、実質的に減衰される。ランプ生成器 99 を用いてファブリー・ペロー型フィルタの 2 つの対向反射面同士の間の距離を変化させることによって、共振条件を満たす光のピーク波長を変化させることができる。リングファイバ 91 のビーム経路に配置されたファブリー・ペロー型フィルタの対向反射面の光学特性に依存して、単一の波長が共振条件を満たすだけでなく、ピーク波長の周りのある範囲の波長も共振条件を満たす。したがって、特定のファブリー・ペロー型スペクトルフィルタは、その特性が反射面の少なくとも反射率に依存する、特定の透過スペクトルによって特徴付けられる。

30

40

【0080】

図 4 は、第 1 および第 2 の掃引可能フィルタ 97<sub>1</sub> および 97<sub>2</sub> の透過特性 T を示す図である。波長 に依存して、第 1 の掃引可能フィルタ 97<sub>1</sub> の透過は曲線 101<sub>1</sub> として示されており、第 2 の掃引可能フィルタ 97<sub>2</sub> の透過は曲線 101<sub>2</sub> として示される。典型的に、各ファブリー・ペロー型フィルタはいくつかの透過ピークを示す。図 4 では、2 つのそのような透過ピーク P、P が示されており、一方の平均波長は 1000 nm であり、他方の平均波長は 1100 nm である。共振条件は異なるオーダに従って複数の波長によって満たされ得るため、複数の透過ピークが発生する。ここで、対象となるのは、約 100

50

0 nmの第1の透過ピークPのみである。なぜなら、約1100 nmの第2の透過ピークPは半導体光増幅器87の動作範囲外にあるため、増幅されないからである。

【0081】

第1の掃引可能フィルタ97<sub>1</sub>の透過スペクトル101<sub>1</sub>の第1のスペクトル幅105<sub>1</sub>は、第1の掃引可能フィルタ97<sub>1</sub>の透過101<sub>1</sub>の90%が含まれる2つの波長102<sub>1</sub>と104<sub>1</sub>の間の差の最小を形成することによって得ることができ、これによって半導体光増幅器87の波長範囲外のより高オーダの波長の透過ピークが無視される。示される例では、第1のスペクトル幅105<sub>1</sub>は約50 pmになる。同様に、第2の掃引可能フィルタ97<sub>2</sub>の透過スペクトル101<sub>2</sub>の第2のスペクトル幅105<sub>2</sub>は、約20 pmになるように得ることができる。

10

【0082】

再び図3を参照して、第1の掃引可能フィルタ97<sub>1</sub>を、リングファイバ91内に導かれる光が横切るように配置する場合、図4に示されるように、第1の掃引可能フィルタ97<sub>1</sub>の透過スペクトル101<sub>1</sub>によって与えられるスペクトルを実質的に有する光のみが半導体光増幅器87によって増幅される。したがって、リングファイバ91内に導かれる光のスペクトルは、リングファイバ91内に配置されるスペクトルフィルタ97<sub>1</sub>の透過特性によってほとんど規定される。このように増幅された光は、OCT測定光107として示される。OCT測定光107の一部がスプリッタ109によって抽出され、干渉計111に導かれる。干渉計111では、OCT測定光は2つの部分に分割され、1つの部分は参照ミラーによって反射し、他方の部分はコリメート光学部品29bに導かれる。コリメート光学部品29bは、図1Aおよび図1Bに示されるコリメート光学部品29、ならびに図2に示されるコリメート光学部品29aと同様の調節可能な光パワーを有する。したがって、コリメート光学部品のこれらの異なる実施例は、対象7が配置される対象領域17を照らすOCT測定光の横幅を制御する際に同様の機能を提供する。

20

【0083】

コリメート光学部品29bを横切った後、OCT測定光107はレンズ系9bを横切り、対象領域17に焦点を結ぶ。対象領域17を照らすOCT測定光107は対象7と相互に作用し、光39が対象から発出して、レンズ系9b、コリメート光学部品29bを横切り、干渉計111に導かれる。ここで、光39が参照光に重畳されて重畳光26bを形成する。重畳光26bは、重畳光26bの輝度を検出する光検出器113に導かれる。

30

【0084】

上述の画像化システムの他の実施例と同様に、画像化システム1bは、画像化システム1bの動作を制御する制御処理系43bを含む。特に、制御処理系43bは、信号線98を介してランプ生成器99を制御して、OCT測定光107のピーク波長の掃引を可能にする。さらに、系43bは、コリメート光学部品29bの焦点距離の調節を制御し得、ルーティングスイッチ93および95も制御し得ることによって、対象領域17を照らすOCT測定光107のスペクトルを制御する。したがって、制御処理系43bは、軸方向視野および/またはOCT部5bの方位分解能を制御および変更し得る。

【0085】

レンズ系9bを図1Aおよび図1Bに示される画像化システム1の折畳みミラー37に置き換えた場合、OCT機構5bは、図1Aおよび図1Bに示される画像化システム1内のOCT機構5として用いられ得る。

40

【0086】

本発明の実施例は、視覚顕微鏡法および光干渉断層法によって目の前部および目の後部の両方の検査を可能にする画像化システムを提供する。特に、これらの画像化システムによって、一方または他方の対象領域を調べる際にOCT構成部品および顕微鏡法構成部品の切替が可能となる。特に、OCT法の軸方向視野および方位分解能は、対象領域を切替える際に変更される。

【0087】

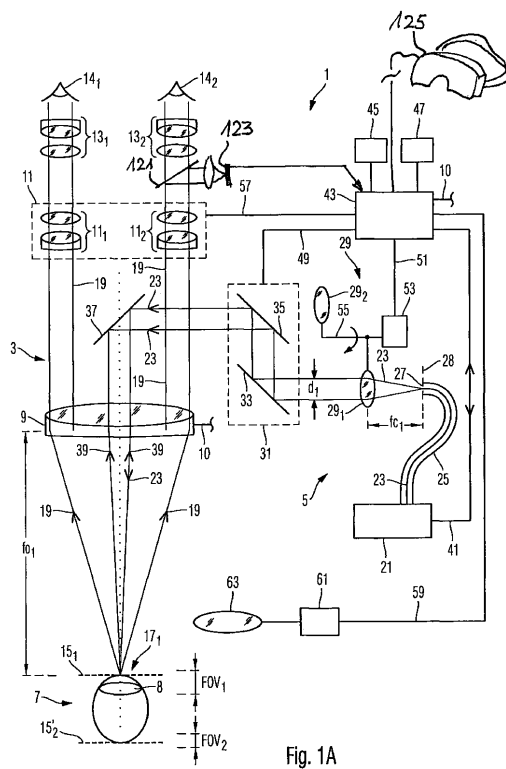
本発明を、最も实际的で好ましい実施例であると思われるもので示し説明したが、本発

50

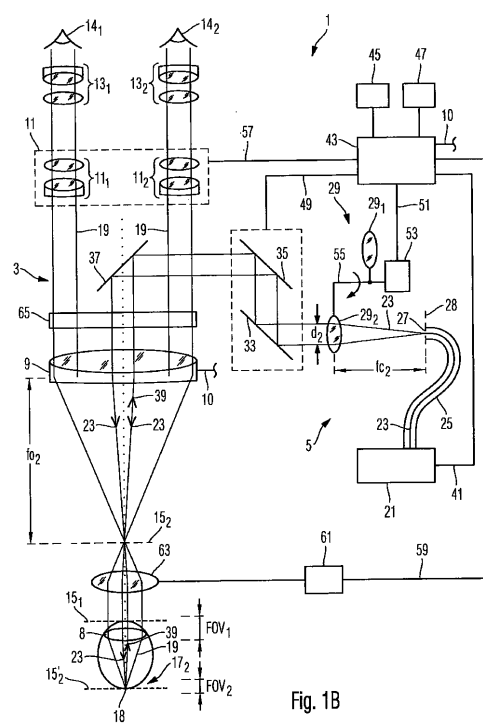


明の範囲内でそれらから逸脱してもよく、本発明の範囲はしたがってここに開示されている詳細に限定されず、すべての均等の方法および装置を含むように請求項の範囲全体が与えられる。

【図 1 A】



【図 1 B】





---

フロントページの続き

(72)発明者 ハッカー, マルティン

ドイツ、07743 イェーナ、シュツェンホフシュトラッセ、32

(72)発明者 オハラ, キース

アメリカ合衆国、94583 カリフォルニア州、サン・ラモン、ドーン・コート、1506

審査官 島田 保

(56)参考文献 特開2006-095318(JP, A)

特表2008-520992(JP, A)

特開2007-121262(JP, A)

特開2007-212376(JP, A)

米国特許出願公開第2007/0263226(US, A1)

米国特許出願公開第2008/0117504(US, A1)

特表2007-508558(JP, A)

特表2008-529669(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/10

G01B 9/02

G01B 11/24

G01N 21/17