

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5782140号

(P5782140)

(45) 発行日 平成27年9月24日(2015.9.24)

(24) 登録日 平成27年7月24日(2015.7.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 Z DMR

請求項の数 15 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2013-553795 (P2013-553795)	(73) 特許権者	513146099
(86) (22) 出願日	平成23年2月15日 (2011.2.15)		バーフェリヒト ゲゼルシャフト ミット
(65) 公表番号	特表2014-505562 (P2014-505562A)		ベシュレンクテル ハフツング
(43) 公表日	平成26年3月6日 (2014.3.6)		ドイツ連邦共和国, 9 1 0 5 8 エアラン
(86) 国際出願番号	PCT/EP2011/000711		ゲン, アム ボルフスマンテル 5
(87) 国際公開番号	W02012/110051	(74) 代理人	100099759
(87) 国際公開日	平成24年8月23日 (2012.8.23)		弁理士 青木 篤
審査請求日	平成26年1月20日 (2014.1.20)	(74) 代理人	100102819
			弁理士 島田 哲郎
		(74) 代理人	100123582
			弁理士 三橋 真二
		(74) 代理人	100157211
			弁理士 前島 一夫
		(74) 代理人	100112357
			弁理士 廣瀬 繁樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光干渉断層撮影によって物体の内部寸法を測定するためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

サンプル物体 (1 0)、たとえば目 (2 0) の内部寸法を光学的に測定するシステム (O C T 1 2 - O C T 1 2 ' ' ') であって、前記物体 (1 0) は、入射光の一部が逆反射および/または逆散乱されて光干渉断層撮影 (O C T) によって検出されることができるよう屈折率の変化する位置にある複数の内部インターフェイス (1 4、1 4 '、1 4 ' ') を有し、

前記物体 (1 0) の第 1 の部分領域 (1 7) における内部寸法を測定するための少なくとも 1 つの第 1 の光干渉断層撮影装置 (O C T 1) と、前記物体 (1 0) の第 2 の部分領域 (1 9) における内部寸法を測定するための少なくとも 1 つの第 2 の光干渉断層撮影装置 (O C T 2) とを含み、前記第 2 の部分領域 (1 9) が少なくとも部分的に第 1 の部分空間 (1 7) と異なり、

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (O C T 1) は、第 1 の動作波長 (1) および第 1 の開口数 (N A 1) を有し、したがって第 1 の横方向分解能 ($\times 1$ 1 / N A 1) を決定する第 1 の波長範囲内の波長を持つ集束放射の第 1 のビーム (B 1) を放出するように適合されており、前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (O C T 2) は、第 2 の動作波長 (2) および第 2 の開口数 (N A 2) を有し、したがって第 2 の横方向分解能 ($\times 2$ 2 / N A 2) を決定する第 2 の波長範囲内の波長を持つ集束放射の第 2 のビーム (B 2) を放出するように適合されており、前記第 1 の横方向分解能 ($\times 1$) は前記第 2 の横方向分解能 ($\times 2$) と異なり、該第 2 の横方向分解能 ($\times 2$) より小さいこと、を特徴と

10

20

するシステム。

【請求項 2】

前記第 1 の部分領域 (1 7) は前記物体 (1 0) の前面 (1 6) またはその近くに位置し、該前面 (1 6) はシステムに面しており、前記第 2 の部分領域 (1 9) は前記物体の後面 (1 8) またはその近くに位置するか、または前記物体 (1 0) の前記前面 (1 6) から前記後面 (1 8) にかけて広がっていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム (OCT 1 2 - OCT 1 2 ' ' ')。

【請求項 3】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) は、第 1 の参照アーム (R A 1) と第 1 のサンプルアーム (S A 1) を具備し、前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (OCT 2) は第 2 の参照アーム (R A 2) と第 2 のサンプルアーム (S A 2) を具備し、前記第 1 のサンプルアーム (S A 1) の少なくとも一部分と前記第 2 のサンプルアーム (S A 2) の少なくとも一部分が前記物体 (1 0) の方向に向いているものであることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載のシステム (OCT 1 2)。

10

【請求項 4】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) は目 (2 0) の角膜部 (2 2) および前面部 (2 4) を測定するように適合され、および / または前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (OCT 2) は深さ方向に沿って測定されるような長さ、および / または前記目 (2 0) の網膜 (2 6) を測定するように適合されたものであることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 項に記載のシステム (OCT 1 2 - OCT 1 2 ' ' ')。

20

【請求項 5】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) は、所定の第 1 の焦点距離 (f 1) で集光する第 1 のビーム (B 1) を放出するように適合され、前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (OCT 2) は所定の第 2 の焦点距離 (f 2) で集光する第 2 のビーム (B 2) を放出するように適合されており、前記第 1 の焦点距離 (f 1) は前記第 2 の焦点距離 (f 2) よりも短いことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載のシステム (OCT 1 2 、 OCT 1 2 ')。

【請求項 6】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) は、第 1 の動作波長 (λ_1) および第 1 の帯域幅 ($\Delta\lambda_1$) から決定される、第 1 の軸方向分解能 ($\Delta z_1 = \lambda_1^2 / \Delta\lambda_1$) を決定する第 1 の波長範囲内の波長を有する第 1 の放射の第 1 のビーム (B 1) を放出するように適合され、前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (OCT 2) は、第 2 の動作波長 (λ_2) および第 2 の帯域幅 ($\Delta\lambda_2$) から決定される、第 2 の軸方向分解能 ($\Delta z_2 = \lambda_2^2 / \Delta\lambda_2$) を決定する第 2 の波長範囲内の波長を有する第 2 の放射の第 2 のビーム (B 2) を放出するように適合され、前記第 1 の軸方向分解能 (Δz_1) は前記第 2 の軸方向分解能 (Δz_2) より高いこと (すなわち $\Delta z_1 < \Delta z_2$) を特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載のシステム (OCT 1 2 - OCT 1 2 ' ' ')。

30

【請求項 7】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) はスペクトラルドメイン光干渉断層撮影装置 (S D - OCT) であり、前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (OCT 2) はタイムドメイン光干渉断層撮影装置 (T D - OCT) であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載のシステム (OCT 1 2)。

40

【請求項 8】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) および前記第 2 の光干渉断層撮影装置 (OCT 2) はそれぞれスペクトラルドメイン光干渉断層撮影装置 (S D - OCT) であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載のシステム (OCT 1 2 - OCT 1 2 ' ' ')。

【請求項 9】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置 (OCT 1) は、第 1 のレンズシステム (L 1) および共通のレンズシステム (L 1 2) を含む第 1 のサンプルアーム (S A 1) を有し、前記第

50

1のレンズシステム(L1)および前記共通のレンズシステム(L12)は第1の光軸上に設置され、組み合わせられて、前記第1のサンプルアーム(SA1)中に前記第1のビーム(B1)の第1の集光部を形成し、該第1の集光部は第1の焦点距離(f1)を有し、前記第2の光干渉断層撮影装置(OCT2)は第2のサンプルアーム(SA2)を有し、該第2のサンプルアーム(SA2)は第3のレンズシステム(L3)と、前記共通のレンズシステム(L12)と、前記第1のレンズシステム(L1)と前記共通のレンズシステム(L12)の間に設けられて、第2の光軸方向に沿って進み前記第3のレンズシステム(L3)を通り抜ける第2のビーム(B2)を、第1の光軸方向に進み前記共通のレンズシステム(L12)を通り抜けるように方向を変える分光部分反射ミラー(M)を含み、前記第3のレンズシステム(L3)および前記共通のレンズシステム(L12)は組み合わせられて前記第2のサンプルアーム(SA2)中に前記第2のビームの第2の集光部を形成し、該第2の集光部は第2の焦点距離(f2)を有し、前記第1の焦点距離(f1)は前記第2の焦点距離(f2)と異なり、該第2の焦点距離(f2)より小さいことを特徴とする請求項1ないし請求項8のいずれか1項に記載のシステム(OCT12-OCT12'')。

10

【請求項10】

前記第1の光干渉断層撮影装置(OCT1)は、第1の動作波長(1)および第1の帯域幅(1)を持つ第1の光源(LS1)を有し、前記第2の光干渉断層撮影装置(OCT2)は、第2の動作波長(2)および第2の帯域幅(2)を持つ第2の光源(LS2)を有し、前記第1の帯域幅(1)は約100nmから約200nmの範囲内であり、前記第2の帯域幅(2)は約20nmよりも小さいことを特徴とする請求項9に記載のシステム(OCT12)。

20

【請求項11】

前記第1の光干渉断層撮影装置(OCT1)は第1のサンプルアーム(SA1)を有し、前記第2の光干渉断層撮影装置(OCT2)は、少なくとも部分的に前記第1のサンプルアーム(SA1)に空間的に重ね合わせられた第2のサンプルアーム(SA2)を有し、前記第1のサンプルアームおよび前記第2のサンプルアーム(SA1、SA2)は、第1の焦点距離(f1)を有し前記第1のサンプルアーム(SA1)中で作用する第1の集光部(FP1)と、第2の焦点距離(f2)を有し前記第2のサンプルアーム(SA2)中で作用する第2の集光部(FP2)とを含む2焦点共通光学レンズシステム(BFL12)を通過し、前記第1の焦点距離(f1)は前記第2の焦点距離(f2)と異なり、該第2の焦点距離(f2)より小さいことを特徴とする請求項1ないし請求項8のいずれか1項に記載のシステム(OCT12'、OCT12'')。

30

【請求項12】

前記第1の光干渉断層撮影装置(OCT1)および前記第2の光干渉断層撮影装置(OCT2)が共通の光源(LS12)を有することを特徴とする請求項1ないし請求項11のいずれか1項に記載のシステム(OCT12-OCT12'')。

【請求項13】

前記第1の光干渉断層撮影装置(OCT1)は第1の参照アーム(RA1)を有し、前記第2の光干渉断層撮影装置(OCT2)は、少なくとも部分的に前記第1の参照アーム(RA1)に空間的に重ね合わせられた第2の参照アーム(RA2)を有し、前記第1の参照アーム(RA1)は、第1のサンプルアーム(SA1)の光路長と一致する光路長を持ち、第1のミラー(MR1)と、第1の参照路方向(RAD1)に沿って伸び、前記第1のミラー(MR1)上に集束される第1の参照アーム部を形成する第1の参照アームレンズシステム(LR1)とを含み、前記第2の参照アーム(RA2)は、前記第2のサンプルアーム(SA2)の光路長と一致する光路長を持ち、第2のミラー(MR2)と、前記第1の参照アーム(RA1)中の前記第1の参照アームレンズシステム(LR1)の前方に設置された第2の参照アーム部分反射ミラー(MRA)と、前記第1の参照アーム(RA1)の外側で、前記第2の参照アーム部分反射ミラー(MRA)と前記第2のミラー(MR2)の間に設置された第2の参照アームレンズシステム(LR2)とを含み、前記

40

50

部分反射ミラー（M R A）は、前記第 2 の参照アーム（R A 2）と関連する第 2 の波長範囲内の波長を有し前記第 1 の参照アームレンズシステム（L R 1）を通過する光のビームを、第 2 の参照アーム方向（R A D 2）に進み前記第 2 の参照アームレンズシステム（L R 2）を通り抜けるように方向を変え、前記第 1 の参照アームレンズシステム（L R 1）および前記第 2 の参照アームレンズシステム（L R 2）は組み合わせられて前記第 2 のミラー（M R 2）上に集束される第 2 の参照アーム部を形成することを特徴とする請求項 1 または請求項 1 2 に記載のシステム（O C T 1 2 ' ' '）。

【請求項 1 4】

前記第 1 の光干渉断層撮影装置（O C T 1）は、2 焦点参照アーム共通レンズシステム（B F L R A）の第 1 の集光部（F P R 1）を通過する第 1 の参照アーム（R A 1）を有し、前記第 2 の光干渉断層撮影装置（O C T 2）は、少なくとも部分的に前記第 1 の参照アーム（R A 1）に空間的に重ね合わせられ、前記 2 焦点参照アーム共通レンズシステム（B F L R A）の第 2 の集光部（F P R 2）を通過する第 2 の参照アーム（R A 2）を有し、前記第 1 の参照アーム（R A 1）は第 1 の動作波長（ 1）および第 1 の帯域幅（

1）によって決定される第 1 の波長範囲内の波長を持つ光を反射するように適合された第 1 のミラー（M R 1）を含み、前記第 2 の参照アーム（R A 2）は第 2 の動作波長（ 2）および第 2 の帯域幅（ 2）によって決定される第 2 の波長範囲内の波長を持つ光を分光的に反射するように適合された第 2 のミラー（M R 2）を含み、前記第 1 の集光部（F P R 1）の焦点距離は前記第 1 の参照アーム（R A 1）の光路長が前記第 1 のサンプルアーム（S A 1）の光路長と一致するように設定され、前記第 2 の集光部（F P R 2）の焦点距離は前記第 2 の参照アーム（R A 2）の光路長が前記第 2 のサンプルアーム（S A 2）の光路長と一致するように設定され、前記第 2 の集光部（F P R 2）は中央の円形部分であり、前記第 1 の集光部（F P R 1）は、前記 2 焦点参照アーム共通レンズシステム（B F L R A）の前記第 2 の集光部（F P R 2）を囲む環状の部分であることを特徴とする請求項 1 1 または請求項 1 2 に記載のシステム（O C T 1 2 ' ' '）。

【請求項 1 5】

請求項 1 ないし請求項 1 4 のいずれか 1 項に記載のシステムを用いる、物体（1 0）、たとえば目（2 0）の内部寸法を光学的に測定する方法であって、前記物体は、入射光の一部が逆反射および／または逆散乱されて検出されることができるよう屈折率の変化する位置にある複数の内部インターフェイス（1 4、1 4 '、1 4 ' '）を有し、

前記物体（1 0）の第 1 の部分領域（1 7）における寸法と、前記物体の第 2 の部分領域（1 9）における寸法を、光干渉断層撮影（O C T）によって 1 回の測定で測定する工程を有し、前記物体（1 0）の前記第 2 の部分領域（1 9）を少なくとも部分的に前記物体（1 0）の前記第 1 の部分領域（1 7）と異なったものとすることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、光干渉断層撮影を用いて物体の内部寸法を光学的に測定するシステムおよび方法に関する。前記物体は、入射光の一部が逆反射および／または逆散乱されて検出されることができるよう、（光学的）屈折率の変化する位置にある複数のインターフェイスを有する。この物体は概して、少なくとも内部領域の一部分において、その領域における内部寸法を測定するために光干渉断層撮影（O C T）装置で用いられる動作波長の波長範囲内の波長について少なくとも部分的に透過的である、どのようなサンプル物体であってもよい。物体は、それぞれ屈折率が変わる複数の外部構造および内部構造を有してもよく、たとえばプラスチックの変形によって作られたそれぞれ異なる複数の屈折率を有する複数の内部構造を持つ、透明なプラスチックからなる物体であってもよく、また、目、特に人間の目などの生体組織であるサンプルであってもよい。

【背景技術】

【0 0 0 2】

とりわけ人間の目の幾何学的特性および光学的特性の決定に光干渉断層撮影（O C T）

10

20

30

40

50

を適用することは、たとえば目の診断で、目の異なる部分および目全体の幾何学的特性および光学的特性を測定する（これは患者の目に対するレーザーを用いた屈折力矯正を含む屈折力手術のための最適な治療計画を立てるための前提として患者の個別の目のモデルを得ることに相当する）場合において知られている。現在、たとえば角膜部および前眼部（C A S）を含む目の異なる部分および目全体について、目の長さおよび網膜など目の後部の幾何学的構造を含む幾何学的特性および光学的特性の正確な特徴を得るためには、異なる測定原理に基づく異なる複数の診断装置を用いなければならない。必要な精度、すなわち軸方向分解能 z および横方向分解能 x は、前述の目の部分によって異なる。たとえば、従来の装置を用いて C A S のトポグラフィーおよび厚さを決定する際に得られる軸方向分解能はおおよそ $5\ \mu\text{m}$ から $10\ \mu\text{m}$ であるが、屈折力矯正治療の理想的な計画および推測的な計算を行うために望ましい精度、すなわち測定の精度または分解能は $3\ \mu\text{m}$ より小さく、より好ましくは $1\ \mu\text{m}$ より小さい値である。一方、目の長さ、とりわけ軸方向の長さおよび長さ方向に沿って分布する主な屈折率インターフェイスの位置に必要とされる精度、すなわち分解能 z の値は、 $50\ \mu\text{m}$ 以下で十分である。従来、目の（光学的）屈折力手術における治療計画は、異なる測定原理および評価原理を用いてもよい異なる複数の診断装置による、個別の測定に基づいて行われている。これによって、異なる複数の装置から得られた測定データを1つの個別の目のモデルに統合し、1つの統合された治療、たとえば屈折力手術およびその計画を確立しようとする際に問題が生じる。さらに、複数の装置は連続的に用いられ、測定のためには装置ごとに装置と目の間の調整が必要となる可能性があるため、複数の異なる診断装置を使用すると時間がかかる。

【0003】

例として、目の屈折力手術の従来の治療計画では、本願の出願人によって製造された以下のものを含む異なる複数の診断装置を使用することができる。すなわち、角膜トポグラフィー、特に角膜前表面のトポグラフィー、および後房表面（P C S）、虹彩、瞳孔、角膜輪部、角膜頂点のレジストレーションを得るために用いられる、いわゆるアレグロトポライザー（登録商標）、角膜前表面および後表面のトポグラフィー、角膜の厚さおよび目の前房の幾何学的データ（たとえば前房の深さ）を得るためのアレグロオキュライザー（登録商標）、たとえば角膜、レンズおよび硝子体の個別の収差の結果としての目全体の振動および統合的な波面データを得るため、また虹彩、瞳孔、角膜輪部および血管のレジストレーションを得るためのアレグロアナライザー（登録商標）、角膜の厚さ、目全体の軸方向の長さ、およびたとえば前房およびレンズを含む目の部分および要素の長さすなわち厚さを測定するため、また瞳孔、角膜頂点、虹彩、角膜輪部および血管のレジストレーションを得るためのアレグロバイオグラフ、角膜中心の厚さの局所的な、すなわち点状の測定、およびたとえばレーザー角膜切削形成術（L A S I K）における切り込みの深さやフラップの厚さを決定するためのパキメーターである。これと対応する特性および制限を有する同様の装置が他の製造者によって製造されており、現在の技術において、人間の目の診断および（屈折力矯正）治療計画で用いられている。

【0004】

角膜、前房、虹彩、後房およびレンズの前表面（図8を参照）を含む目の前面部を、必要な精度すなわち分解能を伴って正確に測定することを目的とした従来の診断装置は、たとえば目全体の長さおよびレンズの後表面のトポグラフィーすなわち形状を測定することはできない。後者のデータは、目の全体の屈折率を計算するのに必要である。従来、目の全体の屈折率を計算するのに必要なデータは、目の一般的なモデルに基づいた計算によって反復的に決定されており、これによって、計算されたデータは、目に入り目全体の中を伝播した波面の測定された特性と比較される。

【0005】

高品質生体イメージングOCT装置における前眼部イメージングの例は、2009年3月12日発行のOPTICS EXPRESS 4842、第17巻、第6号のI. Grulkowski et al.による記事「Anterior segment imaging with Spectral OCT system using a

10

20

30

40

50

high-speed CMOS camera」に開示されている。また、別の例が2009年9月/10月のJournal of Biomedical Optics Letters、第14巻(5)のJ. Jungwirth et al.による記事「Extended in vivo anterior eye-segment imaging with full-range complex spectral domain optical coherence tomography」に開示されている。前眼部の測定の更なる例は、TOMEY社によって製造された装置CASS-1000であり、装置とともに発行されたシステム仕様書に記載されている。

【0006】

3D断層モデルを生成するために用いられる、目の軸方向の全長を測定するための従来技術の第1の例は、SPIE proceedings第5140巻のR. J. Zawadzki et al.による記事「Three-dimensional ophthalmic optical coherence tomography with a refraction correction algorithm」および2008年発行のAugenspiegel第20巻07-08のDr. H. P. Iseli et al.による記事「Iterative Berechnung von Ablationsprofilen in der Refraktiven Chirurgie」に開示されている。

【0007】

従来技術における、屈折率の変化する位置にある複数の内部インターフェイスを有するサンプル物体の内部寸法の光学的測定に関する議論は、目の診断に関する特定の適用に焦点を置いているが、他の種類の物体の光学的調査においても上記と同様の制限および限界が存在する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従来技術における、物体、たとえば目の異なる複数の内部部分領域における異なる複数の特性を得るために異なる複数の装置を使用することに関連する上記の問題の観点から、本発明は、異なる種類の診断装置の使用に関連する診断時間およびコストを節減することを目的とし、患者の目の視力矯正のための正確で個別的な（あつらえられた）治療を行うことを可能にするために、目の異なる複数の部分の測定に適した精度（分解能）を得ることを特定の技術的目標とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この目的は、実質上1回の測定、たとえば1回の診断的調査によって異なるデータを得ることを可能にする本発明の1つのシステムを提供することで達成される。言い換えると、2種類以上のパラメーターを測定するときにも患者は1回の測定の実施のみを受ければよい（耐えればよい）ということである。本発明は、異なる測定タスク、すなわち調査される物体の異なる複数の内部部分領域を異なる複数の（軸方向および横方向の）適切な分解能すなわち精度で測定することに寄与する異なる複数の光干渉断層撮影（OCT）装置を統合することを含む。

【0010】

本発明の第1の態様によると、入射光の一部が逆反射および/または逆散乱されて光干渉断層撮影（OCT）によって検出できるように屈折率の変化する位置にある複数の内部インターフェイスを有する物体の内部寸法を光学的に測定するためのシステムであり、物体の第1の部分領域における内部寸法を測定するために適合された少なくとも1つの第1のOCT装置を有するシステムが提供される。

【0011】

本発明によるシステムは、同じ物体の第2の部分領域における内部寸法を測定するために適合された少なくとも1つの第2のOCT装置と組み合わせられ、この第2の部分領域は

10

20

30

40

50

少なくとも部分的に第1の部分領域と異なることを特徴とする。

【0012】

第1のOCT装置および第2のOCT装置を組み合わせることで1つのシステムにすることによって、サンプル物体の異なる複数の部分領域における内部寸法の、異なる適切な、すなわち必要とされる精度での測定を1つのシステムを使用して行うことができ、2つの個別のOCT装置をそれぞれ1回の測定に使用する場合と比較して短い時間で測定を行うことができる。

【0013】

第1の部分領域はサンプル物体の前面またはその近くに位置することができる。前面は、実質的にシステムに面することができる。第2の部分領域は物体の後面またはその近くに位置するか、または実質上物体の前面から後面にかけて広がっていることができる。物体は、たとえば目、特に人間の目であることができる。物体、特に目の異なる複数の部分領域における内部寸法を1つの統合されたシステムを用いて測定することで、時間および測定の労力を削減し、目を調査する場合には患者が受ける苦痛を低減する。

【0014】

第1のOCT装置は第1の参照アームと第1のサンプルアームを具備し、第2のOCT装置は第2の参照アームおよび第2のサンプルアームを具備し、第1のサンプルアームの少なくとも一部分と第2のサンプルアームの少なくとも一部分は前記物体の方向に向いている。第2のサンプルアームの前記一部分は少なくとも部分的に第1のサンプルアームの前記一部分に空間的に重ね合わせられていることが好ましい。より好ましくは、第2のサンプルアームの前記一部分と、第1のサンプルアームの前記一部分が共通のレンズシステムを通り抜ける方向に向けられている。好ましくは空間的に重ね合わせられて最終的に共通のレンズシステムを通り抜ける方向に向けられている第1のサンプルアームおよび第2のサンプルアームを同じ物体の方向に向けることによって、本発明のシステムに対する物体の物理的調整を1回行うだけで、物体の異なる複数の特性を測定することができる。

【0015】

第1のOCT装置は、角膜部および前眼部(CAS)など、物体の前面またはその近くに位置する第1の部分領域を測定するために適合されることができる。第2のOCT装置は、たとえば深さ方向、すなわち物体の第2の部分領域に沿って測定された長さ、たとえば角膜の前表面から網膜までの目の全長を測定するように適合されることができる。測定対象物が異なる(測定される部分領域が異なる)第1のOCT装置および第2のOCT装置を組み合わせることによって、物体の測定のために連続的に異なる複数の測定装置を調整して用いる場合と比較して、コスト、時間および測定の労力を低減することができる。さらに、組み合わせられたOCT診断装置は、目全体のイメージング特性を計算するのに必要な完全なデータセットを、1つの工程で(「一発で」)適切な精度をもって提供する。

【0016】

第1のOCT装置および第2のOCT装置は、それぞれ所定の第1の焦点距離および第2の焦点距離で集光する第1のビームおよび第2のビームをそれぞれ放出するように適合されることができ、第1の焦点距離は第2の焦点距離よりも短くてもよい。これによって、物体の前表面に対して異なる深さに位置する異なる測定対象内部領域を測定することができる。

【0017】

第1のOCT装置は、第1の動作波長および第1の帯域幅から決定される、第1の軸方向分解能を決定する第1の波長範囲内の波長を有する第1の放射の第1のビームを放出するように適合されることができる。第2のOCTは、第2の動作波長および第2の帯域幅から決定される、第2の軸方向分解能を決定する第2の波長範囲内の波長を有する第2の放射の第2のビームを放出するように適合されることができる。第1の軸方向分解能は、第2の軸方向分解能より高くてもよい。第1の軸方向分解能は5 μm より小さく、第2の軸方向分解能は15 μm より大きいことが好ましい。より好ましくは、第1の帯域幅は約

100 nmより大きく、第2の帯域幅は約20 nmより小さい。さらに好ましくは、第1の動作波長は約700 nmから約1350 nm、好ましくは約700 nmから約900 nm、より好ましくは約750 nmから約850 nmの範囲内であり、特に約820 nmであり、第1の帯域幅は約100 nmから約200 nmの範囲内である。第2の動作波長は約600 nmから約1000 nmの範囲内であることができ、好ましくは約620 nmから約750 nm、または約800 nmから約1000 nmの範囲内であり、特に約700 nmであり、第2の帯域幅は約5 nmから約10 nmの範囲内である。物体の異なる複数の内部寸法および部分領域の測定において異なる複数の軸方向分解能を提供することで、測定時間を節減でき、データ量および必要なデータ記憶量を小さくすることができる。すなわち、小さな寸法に対しては高い分解能が必要とされるが、大きな寸法に対しては低い分解能で十分であり、両方の領域を同じ高い分解能で測定するシステムと比較して、処理するデータを減らすことができる。

10

【0018】

第1のOCT装置は、第1の動作波長および第1の開口数によって決定される、したがって第1の横方向分解能を決定する第1の波長範囲内の波長を持つ集束放射の第1のビームを放出するように適合されることができる。第2のOCT装置は、第2の動作波長および第2の開口数を有し、したがって第2の横方向分解能を決定する第2の波長範囲内の波長を持つ集束放射の第2のビームを放出するように適合されることができる。第1の横方向分解能は、第2の横方向分解能と異なってもよい。第1の横方向分解能は、第2の横方向分解能より高いことが好ましい。より好ましくは、第1の横方向分解能は約10 μmから約20 μmであり（さらに好ましくはこれを1 μmから3 μmの軸方向分解能と組み合わせる）、第2の横方向分解能は約50 μmから約200 μmである（さらに好ましくはこれを10 μmから50 μmの軸方向分解能と組み合わせる）。集束放射の異なる複数のビームに異なる複数の横方向分解能を持たせることによって、異なる適用条件に分解能を適合させ、計測時間、データ量および必要なデータ記憶量を節減することができる。

20

【0019】

第1のOCT装置はスペクトラルドメインOCT装置とすることができ、第2のOCT装置はタイムドメインOCT装置とすることができる。代わりに、第1のOCT装置および第2のOCT装置の両方をスペクトラルドメインOCT装置とすることもできる。さらに、第1のOCT装置および第2のOCT装置の両方をタイムドメインOCT装置とすることもできる。調査される物体の異なる部分領域にOCT装置の種類（スペクトラルドメインまたはタイムドメイン）を適合させることによって、物体の調査の目的に応じて測定の精度を最適化し、測定時間を最短化し、データ取得の速度を適合/最適化することができる。

30

【0020】

第1のOCT装置は、第1のレンズシステムおよび共通のレンズシステムを含む第1のサンプルアームを有することができ、第1のレンズシステムおよび共通のレンズシステムは第1の光軸上に設置され、組み合わせられて、第1のサンプルアーム中に第1のビームの第1の集光部を形成し、このビームの第1の集光部は第1の焦点距離を有する。第2のOCT装置は、第2のサンプルアームを有することができ、この第2のサンプルアームは第3のレンズシステムと、前記共通のレンズシステムと、第1のレンズシステムおよび共通のレンズシステムの間に関けられて、第2の光軸方向に沿って進み第3のレンズシステムを通り抜ける第2のビームを、第1の光軸方向に進み前記共通のレンズシステムを通り抜けるように方向を変える分光部分反射ミラーとを含み、第3のレンズシステムおよび共通のレンズシステムは組み合わせられて第2のサンプルアーム中に第2のビームの第2の集光部を形成し、このビームの第2の集光部は第2の焦点距離を有する。この構成において、第1の焦点距離は第2の焦点距離と異なってもよい。第1の焦点距離は、第2の焦点距離より小さいことが好ましい。焦点距離は、深さの範囲（測定の範囲）を決定する。したがって、より好ましくは、第2のOCT装置によって目の軸方向長さ全体が測定できるように（すなわち十分に長く）第2の焦点深度が設計されている。そのような、第1のビ

40

50

ームの第1の光軸方向と異なる第2の光軸に沿った第2の方向から第2のサンプルアームが出て、第1の光軸方向に進むように方向を変えられ、第1のビームとともに共通のレンズシステムを通り抜けるような装置では、第1のOCT装置と第2のOCT装置とで、たとえばOCTの種類(スペクトラルドメインまたはタイムドメイン)、軸方向分解能および横方向分解能、放射の波長範囲の選択、放射の強度、第1のOCT装置および第2のOCT装置によって生成される放射の時間的調節に関して異なるように設計することができる。別の実施態様、たとえば目の測定とは異なる測定への適用を意図する実施態様では、第2の焦点距離が第1の焦点距離より小さくてもよい。

【0021】

第1のOCT装置は、第1の動作波長および第1の帯域幅を持つ第1の光源を有することができ、第2のOCT装置は、第2の動作波長および第2の帯域幅を持つ第2の光源を有することができる。この構成において、第1の帯域幅は約100nmより大きくてもよく、第2の帯域幅は約20nmより小さくてもよい。好ましくは、第1の動作波長が約820nmであり、第1の帯域幅が約100nmから約250nm(好ましくは約100nmから約200nm)の範囲内であり、第2の動作波長が約700nmであり、第2の帯域幅が20nmより小さく、好ましくは約5nmから約10nmの範囲内である。第1のOCT装置および第2のOCT装置のこのようなスペクトル構成によって、第1の部分領域を、第2の部分領域と比較して異なる軸方向分解能で、好ましくは異なる動作波長で調査することができる。

【0022】

第1のOCT装置は第1のサンプルアームを有し、第2のOCT装置は、少なくとも部分的に第1のサンプルアームに空間的に重ね合わせられた第2のサンプルアームを有することができる。第1のサンプルアームおよび第2のサンプルアームは、第1のサンプルアーム中で作用し第1の焦点距離を有する第1の集光部と、第2のサンプルアーム中で作用し第2の焦点距離を有する第2の集光部とを含む2焦点共通光学レンズシステムを通過することができる。この構成において、第1の焦点距離は第2の焦点距離より小さくてもよい。好ましい第1の実施態様において、第2の集光部は2焦点レンズシステムの中央の円形部分であり、第1の集光部は第2の集光部を囲む環状の部分である。より好ましくは、第1の集光部および第2の集光部は、物体内の異なる距離すなわち深さにあることができるそれぞれの部分領域(これらの部分領域に共通のレンズシステムの第1の集光部および第2の集光部の焦点距離がそれぞれ適合されている)の調査における必要性に応じて異なるスペクトル透過特性を有することができ、それらのスペクトル透過特性は、動作波長および帯域幅によって決定される適切な波長範囲を決定するためにそれぞれ適合されている。代替の好ましい第2の実施態様において、2焦点レンズシステムが少なくとも2つの相補的な領域、すなわち、第1の焦点距離を与えるように設計された第1の領域と、第2の焦点距離を与えるように設計された第2の領域を有する、適切に設計された回折光学部品(DOE)として構成される。

【0023】

第1のOCT装置および第2のOCT装置は共通の光源を有することができる。これはさらにシステムのコストを削減し、第1のOCT装置および第2のOCT装置の統合の度合いを上昇させる。

【0024】

第1のOCT装置は第1の参照アームを有し、第2のOCT装置は少なくとも部分的に第1の参照アームに空間的に重ね合わせられた第2の参照アームを有することができる。第1の参照アームは、第1のサンプルアームの光路長と実質的に一致する光路長を持つことができ、第1のミラーと、第1のミラー上に集束される第1の参照アーム部を形成する第1の参照アームレンズシステムとを含むことができる。第2の参照アームは、第2のサンプルアームの光路長と実質的に一致する光路長を持つことができ、第2のミラーと、第1の参照アーム中の第1の参照アームレンズシステムの前方に設置された第2の参照アーム部分反射ミラーと、第1の参照アームの外側で実質上第2の参照アーム部分反射ミラー

および第2のミラーの間に設置された第2の参照アームレンズシステムとを含み、部分反射ミラーは、たとえば第2の動作波長および第2の帯域幅によって決定される第2の波長範囲内の波長を有し第1の参照アームレンズシステムを第1の参照アーム方向に沿って通過する光のビームを、第2の参照アーム方向に進み第2の参照アームレンズシステムを通り抜けるように方向を変え、第2の参照アーム部分反射ミラーおよび第2の参照アームレンズシステムは組み合わせられて第2のミラー上に集束される第2の参照アーム部を形成する。このような構成によって、第1のOCT装置および第2のOCT装置の、それぞれ第1の参照アームおよび第2の参照アームの、少なくとも部分的な統合すなわち重ね合わせが可能となり、また、第1の参照アームおよび第2の参照アームの光路長が第1のサンプルアームおよび第2のサンプルアームの光路長と実質的に一致することが可能となる。

10

【0025】

参照アームの別の実施態様では、第1のOCT装置は、2焦点参照アーム共通レンズシステムの第1の集光部を通過する第1の参照アームに作用するように適合された第1の集光部を有し、第2のOCT装置は少なくとも部分的に第1の参照アームに空間的に重ね合わせられ、前記2焦点参照アーム共通レンズシステムの第2の集光部を通過する第2の参照アームを有し、第2の集光部は第2の参照アームに作用するように適合されている。この実施態様においてさらに、第1の参照アームは、たとえば第1の動作波長および第1の帯域幅によって決定される、第1の波長範囲内の波長を有する光を分光的に部分的に反射する第1のミラーを含み、第2の参照アームは、たとえば第2の動作波長および第2の帯域幅によって決定される第2の波長範囲内の波長を有する光を分光的に反射する第2のミラーを含む。第1の集光部の焦点距離は第1の参照アームの光路長が第1のサンプルアームの光路長と実質的に一致するように適合され、第2の集光部の焦点距離は第2の参照アームの光路長が第2のサンプルアームの光路長と実質的に一致するように適合されることができる。2焦点参照アーム共通レンズシステムの第2の集光部は中央の円形部分であり、第1の集光部は第2の集光部を囲む環状の部分であることが好ましい。1つの構成では、2焦点参照アーム共通レンズシステムの第1の集光部および第2の集光部が、調査される物体の第1の部分領域および第2の部分領域を標的とした第1のビームおよび第2のビームの適用条件に適合された異なるスペクトル透過特性を有する。別の構成では、選択的スペクトル透過特性を有する分光フィルターを2焦点参照アーム共通レンズシステムの後ろに取り付けることができる。

20

30

【0026】

本発明の第2の態様によると、入射光の一部が逆反射および/または逆散乱されて検出されることができるよう屈折率の変化する位置にある複数の内部インターフェイスを有する物体の内部寸法を光学的に測定するための方法が提供される。物体は、たとえば目でもよい。

【0027】

本発明による方法は、物体の第1の部分領域における内部寸法と、物体の第2の部分領域における内部寸法を光干渉断層撮影(OCT)によって1回の測定で測定する工程を有し、第2の部分領域を少なくとも部分的に第1の部分領域と異なったものとする。この方法は、本発明のシステムと同じ技術的效果および利点を達成する。

40

【0028】

本発明の方法を実行するとき、上記のシステムを使用することができる。

【0029】

添付された図を参照して以下に示される、特定の実施態様についての詳細な記述から、本発明のさらなる実施態様、利点および技術的效果が明らかになるが、これは本発明の範囲を制限することを意図するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】従来のスペクトラルドメインOCT装置の実施態様を示す図である。

【図2】従来のタイムドメインOCT装置の実施態様を示す図である。

50

【図 3】共通のレンズシステムを通過して調査される同一の物体に向かう第 1 のサンプルアームおよび第 2 のサンプルアームの一部分のみを重ね合わせることによって、第 1 の OCT 装置と、第 1 の OCT 装置とは異なる第 2 の OCT 装置を組み合わせる本発明のシステムの第 1 の実施態様を示す図である。

【図 4】第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置がさらに統合され組み合わせられて共通のサンプルアームを有する本発明のシステムの第 2 の実施態様を示す図である。

【図 5】第 1 の動作波長および第 1 の帯域幅によって決定される第 1 の波長範囲内の波長を有する放射と、第 2 の動作波長および第 2 の帯域幅によって決定される第 2 の波長範囲内の波長を有する放射を提供する本発明のシステムのスペクトル設計を示す図である。

【図 6】第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置の両方がスペクトラルドメイン OCT 装置であり、部分的に統合された参照アームを有する本発明のシステムの第 3 の実施態様を示す図である。

【図 7】第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置の両方がスペクトラルドメイン OCT 装置であり、参照アームの設計が図 6 に示す実施態様と異なる本発明のシステムの第 4 の実施態様を示す図である。

【図 8】調査される目の異なる複数の部分領域および内部インターフェイスを示すための、人間の目の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

図 1 は、従来の、スペクトラルドメイン型の光干渉断層撮影 (OCT) 装置 (SD-OCT) を例示している。符号 100 で示される SD-OCT は、好ましくは広帯域の光源 102、光源光ファイバー 104、光ファイバーカプラ 106、両方向光ファイバー 108、ビームスプリッター 112、サンプルアーム、参照アームおよび検出アームを有し、サンプルアームは (サンプルアームおよび参照アームに共通の) 第 1 の共通レンズシステム 110、ビームスプリッター 112、およびサンプルアームレンズシステム 114 を含み、参照アームはビームスプリッター 112、参照アームレンズシステム 116 および参照アームミラー 117 を含み、検出アームはファイバーカプラ 106、検出アーム光ファイバー 118、第 1 のコリメーションレンズシステム 120、光回折格子 122、第 2 のスペクトルイメージングレンズシステム 124、分光的に分解された干渉パターンを測定するための複数の検出器セル 128-1 から 128-n を有する分光計検出器配列 126 を含む。SD-OCT 100 はさらに、前記分光的に分解された干渉パターン 130 の高速フーリエ変換を行って、サンプル物体 10 中の屈折率インターフェイス 14、14'、14'' の深さ分布 134 を計算するための計算ユニット 132 を有する。

【0032】

SD-OCT 100 の動作において、光源 102 は広帯域の放射光、すなわち比較的広いスペクトルの波長域に分布する波長の放射を含む放射光を生成する。生成された放射は、光源光ファイバー 104 中を進み、ファイバーカプラ 106 を介して、両方向光ファイバー 108 中を進むように伝達される。その光ファイバー 108 の光源から遠いほうの端から、第 1 のサンプルアームレンズシステム 110 を通り抜ける発散ビーム B1 の形で放射が放出され、第 1 のサンプルアームレンズシステム 110 はビーム B1 を (図 1 に示すように) ビームスプリッター 112 を通り抜ける実質的に平行な光のビームにする。ビームスプリッター 112 中で、平行な光のビームの一部分は SD-OCT 100 のサンプルアーム SA1 に伝達されて、ビームを集光させて物体 10 中に焦点を有する集光ビーム部分にする第 2 のサンプルアームレンズシステム 114 に向けられる。

【0033】

物体 10 は、内部領域中に、屈折率が変化して物体 10 を照明する集束ビームの部分反射が起きる位置にある複数の内部インターフェイス 14、14'、14'' を含む。複数の内部インターフェイス 14、14'、14'' から反射された放射は第 2 のサンプルアームレンズシステム 114 によって回収され、その中を実質的に平行な光のビームとして通過し、ビームスプリッター 112 を通過し、第 1 のサンプルアームレンズシステム 11

10

20

30

40

50

0によって、両方向光ファイバー108の光源から遠いほうの端の中に集光される。

【0034】

第1のサンプルアームレンズシステム110を通り抜けるように実質的に平行な放射のビームとして両方向光ファイバー108から伝達される放射の別の部分は、入ってくる実質的に平行な放射のビームに対して好ましくは実質的に45°の角度で傾いている、実質的に平面である内部表面によって部分的に反射され、実質的に平行な放射のビームを参照アームミラー117上に集光させる参照アームレンズシステム116の方向に向かう参照アームRA1を形成する。参照アームミラー117は固定されており、集束放射のビームを反射して、反射されて発散する放射が参照アームレンズシステム116によって回収されるようにし、参照アームレンズシステム116は反射された放射を参照アームからの実質的に平行な放射のビームとして透過する。参照アームから戻ってくる放射は、ビームスプリッター112の前記平面である内部表面によって第1のサンプルアームレンズシステム110の方向に向けられ、サンプルアームレンズシステム110は参照アームRA1から戻ってくる光を透過して両方向光ファイバー108の光源から遠いほうの端に集光する。このようにして、光ファイバー108は物体10の内部インターフェイス14、14'、14''で反射されてサンプルアームSA1から戻ってくる放射と、参照アームミラー117で反射されて参照アームRA1から戻ってくる放射の両方を伝達し、これらの放射のビームを干渉可能にする。干渉している放射は光ファイバー108中を進み、ファイバーカプラ106を介して検出アーム光ファイバー118に入り、その中を進んで光ファイバー118の光源から遠いほうの端に伝達されて、干渉している放射は発散ビームとして放出され、第1の検出レンズシステム120によって回収、透過されて、光回折格子122の方向に向かう実質的に平行な光のビームにされる。回折格子122は、入ってくる干渉光のビームを反射して、回折格子122に入射する放射の異なる波長に応じて異なる反射角を有する複数の実質的に平行な光のビームにする。入射する放射を、放射の波長に応じて異なる反射角で反射する分光分解部分としての回折格子122の構造および機能は当業者に対して既知のものであり、その説明はここでは省略する。

【0035】

回折格子122から反射され分光的に分解された放射の複数のビームは、第2の検出レンズシステム124によって回収されて、回折格子122からの反射角に応じて分光計検出器配列上に集光され、集光されて入射した分光的に分解された複数のビームは、複数の検出器セル128-1から128-nのそれぞれによって検出される。

【0036】

第1の検出レンズ120、光回折格子122、第2の検出レンズシステム124および分光計検出器配列126のこの配置によると、分光計検出器配列126上の特定の位置、すなわち特定の検出器セル128-iが、それぞれサンプルアームSA1および参照アームRA1から戻ってくる放射の干渉から発生する干渉放射の特定の波長に対応する。分光計検出器配列126は、このようにして、実質的に干渉放射のスペクトル別の強度分布である、分光的に分解された干渉パターン130を検出する。スペクトル別分布は、たとえば高速フーリエ変換計算ユニット132によってフーリエ変換され、図1に示される、屈折率インターフェイスの深さ分布134を生じる。分布134は、実質的に、物体10内の内部インターフェイス14、14'、14''によって反射される放射が寄与するサンプルアームSA1で測定された光路長zの関数である干渉放射の強度すなわち振幅a(z)の分布を含む。図1に示されるように、分布134は物体10中の3つの内部インターフェイス14、14'、14''に対応する3つのピークを有する。

【0037】

言い換えると、光源102から放出された放射の広帯域スペクトル分布は、サンプルアームSA1中の物体10の屈折率不連続、すなわち内部インターフェイス14、14'、14''から反射されたのちに、参照アームRA1中で反射された放射の広帯域スペクトル分布と干渉する。回折格子122と特定の検出器セル128-iが組み合わせられてなされる分光的分解に対応したそれぞれの干渉スペクトル間隔は、物体10中の内部インタ

ーフェイス14、14'、14''の異なる深さからの情報に対応する。分光計検出器配列126によって登録されたスペクトルの、計算されたフーリエ変換からは、次に物体10中の深さ方向zに沿ったインターフェイスの深さ位置についての情報が得られる。

【0038】

物体10が人間の目である場合、(図8に示すような)目20の異なる部分の屈折率の差は、サンプルアームSA1中の放射が横切る、空気(屈折率1.003)、涙の膜(屈折率1.3335)、上皮(屈折率1.401)および実質(屈折率1.3771)を含む物質の異なる屈折率から生じる。人間の目20の部分の上記の屈折率の値は、TOMEY社によって製造された前述の装置の仕様書から引用された。

【0039】

図2に、従来の、タイムドメイン型のOCT装置(TD-OCT)の例を概略的に示す。TD-OCT150は、好ましくは低干渉の光源152、第1の光源光ファイバー154、任意のサーキュレーター155、両方向に使用される第2の光源光ファイバー156、光ファイバーカプラ158、サンプルアームSA2を有し、サンプルアームSA2は、両方向に使用されるサンプルアーム光ファイバー160、第1のサンプルアームレンズシステム162、第2のサンプルアームレンズシステム164および屈折率の変化する位置にある内部インターフェイス14、14'、14''を有するサンプル物体10を含む。TD-OCT装置150はさらに、両方向に使用される参照アーム光ファイバー166、参照アームレンズシステム168、位置が調節される参照アームミラー170、そして高速遅延スキャナー172を含む参照アームRA2を有する。さらに、OCT装置150は第1の検出光ファイバー174および検出器178を含む検出アームを有する。信号対ノイズ比を上げるために、OCT装置150は、さらに任意でサーキュレーター155、第2の検出光ファイバー176およびたとえば2部分バランス信号検出(DBSD)ユニットである、検出器178の差形成部分を含む。物体10中の内部インターフェイス14、14'、14''についての深さの情報を得る方法として、OCT装置150はさらに帯域通過フィルター180、復調器182および復調された信号を受けて内部インターフェイス14、14'、14''の深さ情報を計算するための計算機184を有する。

【0040】

TD-OCT150の動作において、光源152は、比較的 low 干渉性となるのに十分であり、比較的狭い波長範囲を有する放射を放出する。光源152によって放出された放射は、第1の光源光ファイバー154中を進み、任意のサーキュレーター155を介して第2の光源光ファイバー156を進み、光ファイバーカプラ158を介して伝達されて、光ファイバーカプラ中で、サンプルアームSA2に伝搬される第1の放射部分および参照アームRA2に伝搬される第2の放射部分に分割される。

【0041】

第1の放射部分はサンプルアーム光ファイバー160中を伝達され、その光源から遠いほうの端から発散ビームとして放出され、第1のサンプルアームレンズシステム162によって回収されて、第2のサンプルアームレンズシステム164の方向に向かう実質的に平行な光のビームとして透過される。レンズシステム164はビームを透過し集束させて、焦点が物体10中に位置する集束ビームにする。内部インターフェイス14、14'、14''はそれぞれ入ってくる光の一部分を部分的に反射して第2のサンプルアームレンズシステム164の方向に向かって戻し、第2のサンプルアームレンズシステム164は、複数の内部インターフェイス14、14'、14''から反射された複数の放射の部分を回収してこれらを第1のサンプルアームレンズシステム162に向かう方向に透過し、第1のサンプルアームレンズシステム162は、サンプルアームSA2から戻ってくる反射された放射の部分をサンプルアーム光ファイバー160の光源から遠いほうの端に集光し、この端はファイバーカプラ158を介して放射を第1の検出光ファイバー174に伝達する。

【0042】

ファイバーカプラ158によって分割された第2の放射部分は、参照アームRA2中を

10

20

30

40

50

、参照アーム光ファイバー 166 を通って伝達され、その光源から遠いほうの端から発散ビームとして放出される。これは参照アームレンズシステム 168 によって回収され、調節される参照アームミラー 170 の方向に向かう実質的に平行な放射のビームとして透過される。参照アームミラー 170 は、高速遅延スキャナー 172 によって、周期的に参照アーム R A 2 のこの部分を軸方向に行き来するように（図 2 中の左右両向き矢印で示されるように）高速で動かされる。位置が調節される参照アームミラー 170 から反射された放射は参照アームレンズシステム 168 によって透過されて、参照アーム光ファイバー 166 の光源から遠いほうの端に集光され、その端は、反射された参照アーム放射を、ファイバーカプラ 158 を介して第 1 の検出光ファイバー 174 に伝達し、ここで放射は、物体 10 の内部インターフェイス 14、14'、14'' によって反射されてサンプルアーム S A 2 から戻ってきた放射と干渉する。

10

【0043】

干渉光は第 1 の検出光ファイバー 174 中を進んで、検出器 178 の入力ステージの入力ポート（-）に伝達され、ここで干渉放射の強度の時間依存性が検出され記録される。

【0044】

信号対ノイズ比を改善するための、たとえばバックグラウンド除去を行うことによる任意の方法として、光源 152 から放出される放射の一部分はサーキュレーター 155 によって伝達され、第 2 の検出光ファイバー 176 中を進んで検出器 178 の入射ステージの別の入力ポート（+）に伝達される。検出器 178 は、干渉放射の信号から、光源 152 から放出されてサーキュレーター 155 によって「タップ」された放射の信号を除去する。検出器 178 の、（+）および（-）の入力ポートを有するこの構成によって、光源 152 の信号からの過剰なノイズが干渉放射の信号から除去され、信号対ノイズ比を改善する。このようにして得られた信号は帯域通過フィルター 180 を通して復調器 182 に送られ、参照アーム R A 2 中の遅延スキャナー 172 の高速調節による高周波部分が除去される。このようにして得られた信号は、計算機 184 に送られて記録され、計算機 184 は受け取った信号から物体 10 中の内部インターフェイス 14、14'、14'' の所望の深さ情報を計算する。

20

【0045】

T D - O C T 150 において、サンプルアーム S A 2 中の物体 10 の内部インターフェイス 14、14'、14'' から反射される放射と、遅延スキャナー 172 によって生成されるミラー 170 の周期的な動きによって光路長がスキャンされるすなわち変化する参照アーム R A 2 から戻ってくる放射の干渉によって、狭帯域干渉放射は低減される。

30

【0046】

スペクトラルドメイン型の（図 1 に示されるような）O C T 装置は、商業的にもっとも多く使用されるタイムドメイン型の（図 2 に示されるような）O C T 装置に対して、よりよいすなわちより高い信号対ノイズ比を有し、タイムドメイン O C T 装置 150 の参照アームミラー 170 などの機械的に動く部分を含まずに内部インターフェイス 14、14'、14'' の深さ情報を同時に得ることができる点が有利である。

【0047】

光学の基本的な原理から導くことができ、当業者に対して既知であるように、O C T 装置の軸方向分解能 Δz 、すなわち内部インターフェイス 14、14'、14'' の深さ位置を得るための精度は、実質的に使用される放射の帯域幅（ $\Delta\lambda$ ）および中心波長（ λ_0 ）から次の数式 1 によって決定される。

40

【数 1】

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi n} \times \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}$$

（ n は、部分反射インターフェイスが存在する媒質の屈折率である。物体 10 が図 8 に示される人間の目 20 である場合、主要なインターフェイスの相応する屈折率は、角膜の $n = 1.3771$ である。）

50

【 0 0 4 8 】

軸方向（ z ）に対して横方向の、深さ情報を得る精度、すなわち横方向分解能 Δx は、実質上次の数式 2 によって決定される。

【 数 2 】

$$\Delta x = \frac{2}{\pi} \times \frac{\lambda_0}{NA} \text{ および } NA \propto \frac{1}{f}$$

（ NA は集束レンズシステムの開口数であり、 f はサンプルアーム中の放射を物体 10 上に集光させるレンズシステムの焦点距離である。）

【 0 0 4 9 】

10

放射の十分に強い部分が物体 10 中で反射すなわち逆散乱される軸方向の範囲は、放射を物体 10 中に集光するレンズシステムの焦点深度（ DOF ）と同じ桁数であり、レンズシステムの焦点距離 f から、すなわち開口数 NA から次の数式 3 によって決定される。

【 数 3 】

$$DOF \propto 1/NA^2 \propto f^2$$

【 0 0 5 0 】

第 2 の部分領域が実質上物体の全長に沿って広がり、第 1 の部分領域が物体 10 の前面 16 またはその近くに位置して、前面からたとえば軸方向の全長の 10 分の 1 にかけてのみ広がる軸方向に広がる物体について数式 1、2 および 3 を評価すると、第 1 の内部領域内において内部インターフェイスを適切な精度で測定するために適合された OCT 装置は、全長、すなわち第 2 の部分領域に沿って分布する内部インターフェイスを物体 10 の第 1 の部分領域における分解能と同じ分解能で測定することはできないことが明らかになる。特に、物体 10 が（図 8 に示すような）人間の目 20 である場合、角膜および前眼部（ CAS ）を含む目の前面部を高い精度すなわち軸方向分解能 $\Delta z = 1 \mu m$ から $3 \mu m$ で測定するために適合された 1 つの OCT 装置によって、角膜から網膜 26 までの目 20 の長さを共に得ることはできない。

20

【 0 0 5 1 】

従来の方法では、目 20 の CAS の眼内構造は、比較的高い、 $10 \mu m$ より小さい軸方向分解能を有し、軸方向分解能が約 $1 \mu m$ から約 $3 \mu m$ の範囲内であるスペクトルドメイン型の OCT 装置を用いて測定されている。目の CAS のさまざまなインターフェイスの正確な測定のためには、軸方向分解能が $1 \mu m$ より小さい、現状の技術における最新の SD - 型 OCT 装置を用いることが本発明の範囲内で可能であり、非常に好ましい。

30

【 0 0 5 2 】

一方で、目の長さは従来、たとえば光低干渉性反射率計測（OLCR）の原理に基づく装置またはタイムドメイン型の OCT 装置によって測定され、その際参照アームの長さを目の長さに対応した長さ全体で変化させ（スキャンし）なければならない、これはミラーをそのような長さ全体で軸方向にスキャンすることによって、またはたとえば Haag - Streit 社によって製造された OLCR 型の装置で実行されるように、対応する基礎を有するプリズムを横方向に動かすことによって達成される。

40

【 0 0 5 3 】

上記のように、本発明によると、物体の全長に対する割合が比較的小さい一部分にのみ広がっている第 1 の部分領域の、十分に高い分解能での測定と、たとえば物体の全長に渡って広がっている、または第 1 の部分領域からたとえば物体の全長の半分以上の軸方向距離で軸方向に隔たっている第 2 の部分領域の測定を同時にまたはほぼ同時に行うことを可能にするために、それぞれ物体の第 1 の部分領域および第 2 の部分領域において内部寸法を測定するために適合された第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置を組み合わせる（統合する）ことが提案される。その特定の実施態様を、以下に図 3、図 4、図 6 および図 7 を参照して説明する。

【 0 0 5 4 】

50

下記の実施態様では、第1の部分領域17は物体10の前面16またはその近くに位置し、実質上第1の部分領域17を横切るように伸びる焦点範囲DOF1を有する第1のOCT装置OCT1によって測定され、第2の部分領域は物体10の前面16から後面18にかけて広がり、第2の部分領域を横切るように伸びる焦点深度DOF2を有する第2のOCT装置OCT2によって測定されると想定される。

【0055】

図3に示される第1の実施態様では、第2のOCT装置OCT2のサンプルアームSA2の一部分を第1のOCT装置OCT1のサンプルアームSA1の一部分と重ね合わせ、第2のOCT装置OCT2のサンプルアームSA2と第1のOCT装置OCT1のサンプルアームSA1の一部分の両方が共通のレンズL12を通り抜けて同じ物体10に伸びるようにすることによって第1のOCT装置OCT1を第2のOCT装置OCT2と組み合わせる。第1のOCT装置OCT1のサンプルアームSA1は、第1のレンズシステムL1および共通のレンズシステムL12を通り抜けるように設計され、これらのレンズシステムは組み合わせられて、共通のレンズシステムL12からの第1の部分領域17の距離と、物体の第1の部分領域17全体に渡って伸びる焦点深度DOF1とにおおむね一致する集束サンプルアームビーム部分B1を形成する。第2のOCT装置OCT2のサンプルアームSA2は第3のレンズシステムL3、部分反射ミラーMおよび共通のレンズシステムL12を含むように設計され、第3のレンズシステムL3は、第1のレンズシステムL1および共通のレンズシステムL12の間にある第1のOCT装置OCT1の第1のサンプルアームSA1の外に設置され、部分反射ミラーMは第1のレンズシステムL1および共通のレンズシステムL12の間にある第1のOCT装置OCT1の第1のサンプルアームSA1の中に、第2のOCTシステムOCT2のサンプルアームSA2の一部分を第1のOCT装置OCT1の第1のサンプルアームSA1の方向に偏向するように設置されている。特に、第2のOCT装置OCT2のサンプルアームSA2の一部分は第1のOCT装置OCT1のサンプルアームSA1に対して実質上垂直であり、部分反射ミラーMは第1のOCT装置OCT1の第1のサンプルアームSA1の方向に対して実質上45°の角度で設置されている。

【0056】

部分反射ミラーMの配置は、上記の配置に制限されるものではない。部分反射ミラーMは、45°とは異なる角度、たとえば $\theta = 20^\circ$ から $\theta = 70^\circ$ の範囲内で設置することができ、第3のレンズシステムL3を含むサンプルアームSA2の部分および第2のOCT装置OCT2のサンプルアームSA2を除く構成部分は、サンプルアームSA1に対して2°の角度で設置することができる。

【0057】

第3のレンズシステムL3は、共通のレンズシステムL12と組み合わせられて、共通レンズシステムL12から物体10の後半の部分までの距離に実質上一致する焦点距離f2を有する第2の集光部B2を形成し、第2の集光部FP2の焦点深度DOF2は実質上第2の部分領域19全体にわたって伸びる。

【0058】

第1のOCT装置OCT1は、たとえば図1に示すSD-OCT100の構成のスペクトラルドメインOCT装置であり、図1のSD-OCT100の第1のサンプルアームレンズシステム110および第2のサンプルアームレンズシステム114は、それぞれ図3に示される組み合わせられたシステムの第1のレンズシステムL1および共通のレンズシステムL12に対応する。

【0059】

第2のOCTシステムOCT2は、たとえば図2に示すTD-OCT150の構成のタイムドメインOCTシステムであり、図2のTD-OCT150の第1のサンプルアームレンズシステム162および第2のサンプルアームレンズシステム164はそれぞれ図3に示されるシステムの第3のレンズシステムL3および共通のレンズシステムL12に対応する。また、図2の装置150のサンプルアームSA2は、図3に示すように部分反射

ミラーMを挿入することで、第1のサンプルームレンズシステム162と第2のサンプルームレンズシステム164の間の部分でサンプルームSA2を「折りたたむ」ことによって調節される。

【0060】

第1のOCT装置OCT1および第2のOCT装置OCT2は、図5に示されるように、それぞれ第1の動作波長 λ_1 と第1の帯域幅 $\Delta\lambda_1$ によって決定される第1の波長範囲内の波長を有する第1の放射を生成する第1の光源および第2の動作波長 λ_2 と第2の帯域幅 $\Delta\lambda_2$ によって決定される第2の波長範囲内の波長を有する第2の放射を生成する第2の光源（不図示）を有する。

【0061】

第1のOCT装置OCT1が、図8に示される人間の目20のCAS22、24を測定するように適合されているとき、適切な第1の動作波長は $\lambda_1 = 1300\text{ nm}$ であるが、 λ_1 は約700 nmから約950 nmの範囲内の波長、たとえば図5の例のように約850 nmであることができる。第1の帯域幅 $\Delta\lambda_1$ は、約100 nmから約200 nmの範囲内、たとえば約100 nmであることができる。第1のOCT装置OCT1は、前記のTOMEY社によって製造された、光源が中心出力波長 $\lambda_1 = 1310\text{ nm}$ および5 mW以下の出力を有する掃引光源レーザーを含むものなどのスペクトラルドメインOCT装置であることができる。図3に示す構成の部分反射ミラーMは、ダイクロイックミラーとして従来の方法で提供することができる。

【0062】

第2のOCT装置OCT2が、図8に示される人間の目20の全長を測定するように適合されているとき、適切な第2の波長 λ_2 は約800 nmから約1000 nmの範囲内である。過去には、前眼部のためのOCT装置は約1300 nmの波長を使用していたが、Si-CMOS技術を使用する光検出器など、約950 nmより小さい範囲で動作する適切な光検出器の利用可能性が上がったため、より短い波長に変わっていく可能性がある。たとえば第1のスペクトルバンドおよび第2のスペクトルバンドの間のクロストークを低減するために、そして特に第1のスペクトルバンドを第2のスペクトルバンドから分けるための（必須ではない）ダイクロイックビームスプリッターのスペクトル設計を容易にするために、第2のスペクトル帯域幅 $\Delta\lambda_2$ によって決定される範囲を含む第2の波長 λ_2 は第1の波長 λ_1 と異なるべきであり、第1の波長 λ_1 を含む第1のスペクトル帯域幅 $\Delta\lambda_1$ によって決定される範囲の外であることが好ましい。

【0063】

図5に、第1のスペクトルバンドおよび第2のスペクトルバンドのスペクトル設計の好ましい例を示す。図5の例では、第1の動作波長 λ_1 は約850 nmであり、第1の帯域幅 $\Delta\lambda_1$ は100 nmであって、第1のスペクトルバンドは約750 nmから約950 nmの範囲を包含し、これはSi-CMOS技術に基づく検出器およびSi-CCD検出器のスペクトル感受特性に対応している。第2の動作波長 λ_2 は約700 nmであり、第2の帯域幅 $\Delta\lambda_2$ は第1の帯域幅 $\Delta\lambda_1$ より十分に小さく、特に20 nmより小さい。この場合、第2のOCT装置OCT2は、Haag-Streit社によって製造された装置などの、光低干渉性反射率計測（OLCR）の原理に基づく装置に置き換えることができる。

【0064】

第2のOCTシステムOCT2のサンプルームSA2中での第3のレンズシステムL3および共通のレンズシステムL12の組み合わせは、物体10の軸方向の全長にわたって広がる第2の部分領域19を測定することができるような、比較的長い焦点距離 f_2 を有し、さらに、第2の部分領域19全体にわたって伸びるように比較的長く、適切に設計された焦点深度DOF2を有する。一方、第1のOCT装置OCT1の第1のサンプルームSA1中での第1のレンズシステムL1および共通のレンズシステムL12の組み合わせは、それぞれ物体10の前面16またはその近くに位置する第1の部分領域17に位置し、その中だけに伸びる比較的短い焦点距離 f_1 および比較的短い焦点深度DOF1を

10

20

30

40

50

有する。

【 0 0 6 5 】

図 4 は、第 2 の OCT 装置のサンプルアーム S A 2 を少なくとも部分的に空間的に第 1 の OCT 装置のサンプルアーム S A 1 と重ね合わせ、さらに、第 1 の OCT 装置と第 2 の OCT 装置を組み合わせたシステム OCT 1 2 に統合することによって第 1 の OCT 装置と第 2 の OCT 装置が組み合わせられる、統合されたシステム OCT 1 2 ' の第 2 の実施態様を示す。

【 0 0 6 6 】

組み合わせられたシステム OCT 1 2 ' では、第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置の検出アームが統合された検出アーム（不図示）中で共有され、第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置の参照アームがたとえば図 6 および図 7 にそれぞれ示される第 3 の実施態様および第 4 の実施態様で行われるように、統合された参照アーム（不図示）に統合され、さらに第 1 の OCT 装置および第 2 の OCT 装置の光源は、組み合わせられたシステム OCT 1 2 の共通の光源 L S 1 2 に統合される。

【 0 0 6 7 】

図 4 に示される、システム OCT 1 2 ' の第 2 の実施態様は、第 1 の OCT 装置の第 1 のサンプルアーム S A 1 のビーム B 1 および第 2 の OCT 装置の第 2 のサンプルアーム S A 2 のビーム B 2 の大部分が互いに空間的に重ね合わせられた、第 1 の OCT 装置のサンプルアーム S A 1 および第 2 の OCT 装置のサンプルアーム S A 2 の、共通のサンプルアームへの統合を含む。

【 0 0 6 8 】

図 4 に示されるように、（図 5 に示されるような）第 1 の波長範囲内の波長で放出される第 1 の OCT 装置に関する放射および第 2 の波長範囲内の波長で放出される第 2 の OCT 装置に関する放射は、共通の光ファイバー S O F 1 2 を通して導かれることによって、統合されたサンプルアーム S A 1 2 に導かれ、共通の光ファイバー S O F 1 2 の光源から遠い方の端から、発散共通ビーム B 1 2 として放出され、第 1 のレンズ L 1 によって回収されて、第 1 の波長範囲の放射に作用する第 1 の集光部 F P 1 および第 2 の波長範囲の放射に作用する第 2 の集光部 F P 2 を提供する 2 焦点共通レンズシステム B F L 1 2 として構成された共通のレンズシステムの方に向かう実質的に平行な光である共通ビーム B 1 2 ' として透過される。図 4 に示されるように、第 1 の集光部 F P 1 は第 1 の部分領域 1 7 全体を通じて伸びる第 1 の焦点距離 f_1 および第 1 の焦点深度 D O F 1 を提供し、第 2 の集光部 F P 2 は物体 1 0 の第 2 の部分領域 1 9 に沿って伸びる第 2 の焦点距離 f_2 および第 2 の焦点深度 D O F 2 を提供する。

【 0 0 6 9 】

共通レンズシステム B F L 1 2 は、第 1 の集光部 F P 1 および第 2 の集光部 F P 2 が隣り合うように、たとえば 2 つの半分の面の形で設けられるように設計されたものとすることができる。代わりに、図 4 に示すように、一つがもう一つを取り囲むように配置され、第 2 の集光部 F P 2 は中央の円形部分、第 1 の集光部 F P 1 は中央の円形部分を取り囲む環状の部分とされる。

【 0 0 7 0 】

共通レンズシステムを 2 焦点共通レンズシステムとする代わりに、共通レンズシステムは、2 焦点フレネルレンズ、またはたとえば 2 焦点眼内レンズ（I O L）と類似した設計の、2 つの異なる焦点距離を有する 2 焦点回折光学素子（D O E）とすることができる。

【 0 0 7 1 】

第 1 の代替的な実施態様では、共通ビーム B 1 2 , B 1 2 ' の放射が、図 5 に示す第 1 の波長範囲および第 2 の波長範囲の両方を包含する連続的なスペクトルの放射を有し、レンズシステム B F L 1 2 の第 1 の集光部 F P 1 および第 2 の集光部 F P 2 は、それぞれ（図 5 に示されるように第 1 の動作波長 λ_1 と第 1 の帯域幅 $\Delta\lambda_1$ 、第 2 の動作波長 λ_2 と第 2 の帯域幅 $\Delta\lambda_2$ によって決定される）第 1 の波長範囲および第 2 の波長範囲において高い、好ましくは 90 % より大きく、100 % に近い、またはおよそ 100 % の透過係数

10

20

30

40

50

を提供するように適合された分光フィルター透過特性を有する。

【0072】

第2の代替的な実施態様において、図5に示されるようなサンプルアーム中の共通のビームB12、B12'のスペクトル構成は、2焦点共通レンズシステムBFL12の第1の集光部FP1および第2の集光部FP2とそれぞれ一致する第1のスペクトルフィルターおよび第2のスペクトルフィルターを提供することによって得られる。

【0073】

図4に示される実施態様の、第1および第2の代替的な実施態様の両方において、2焦点共通レンズシステムBFL12を通過する際に、共通の放射のビームB12'は、第1の集光部FP1を通過し、(図5の1および1によって決定される)第1の波長範囲内の波長を有し、物体の第1の部分領域17中に伸びる第1の焦点距離 f_1 と焦点深度DOF1を有する第1の放射のビームB1と、第2の集光部FP2を通過し、(図5の2および2によって決定される)第2の波長範囲内の波長を有し、実質上物体10の全長12に渡って広がる第2の部分領域19に沿って伸びる第2の焦点距離 f_2 と、焦点深度DOF2を有する第2の放射のビームB2に分けられる。2焦点共通レンズシステムBFL12の中で、第1の集光部FP1を、第2の集光部FP2を取り囲むように配置することによって、第1の集光部FP1は第2の集光部FP2よりも大きな直径を有し、したがって第1のビームB1は第2のビームB2よりも大きな開口数を有する。その結果、数式2によると、第1の部分領域17中の第1のビームB1は、第2の部分領域19中の第2のビームB2よりも小さな横方向分解能 Δx を有する。数式3によると、第1のビームB1の焦点深度DOF1は、第2の部分領域19を測定するために適合された第2のビームB2の焦点深度DOF2よりも小さい。さらに、第1のビームB1の第1の帯域幅

1が比較的広く、たとえば約100nmから約200nmの範囲内であり、第1の動作波長 λ_1 が約700nmから約950nmの範囲内であり、たとえば850nmであり、第2のビームB2の第2の帯域幅2は比較的狭帯域でありたとえば20nmよりも小さいため、数式1によると、第1のビームB1の軸方向分解能 Δz_1 は第2のビームB2の軸方向分解能 Δz_2 よりかなり高く、言い換えると、 $\Delta z_1 < \Delta z_2$ である。

【0074】

第1のOCTシステムおよび第2のOCTシステムの両方がSD-OCT型の装置であるとき、それらは(図4、図6および図7に示されるように)統合されたサンプルアームを有することができ、(図6および図7に示されるように)共通の光源LS12を共有することができ、さらに(たとえば図6および図7に示される実施態様でのように)参照アームを統合されることができる。

【0075】

このような構成は、光源LS12がSD-OCTに適した、たとえば約700nmより小さい範囲から約950nmより大きい範囲にわたる放出スペクトルを有する広帯域光源であるときに、特にCAS領域17および人間の目20の全長19(図8参照)を測定するために適合されることができる。この範囲は、現在の高速シリコン(SI)ベース検出器のスペクトル感受性によく適合されている。第1の波長は、たとえば約820nmの第1の中心動作波長 λ_1 周辺の波長および100nmから200nmの範囲の第1の帯域幅1を有する放射を透過するように設計された分光フィルター部によって共有光源LF12の放出スペクトルから分光的にフィルタリングされることができる。第2の波長範囲も、たとえば約700nmの第2の中心動作波長 λ_2 周辺の波長および約5nmから約20nmの範囲の第2の帯域幅2を有する放射を透過するように設計されたフィルターによって共有光源LS12の放出スペクトルからフィルタリングすることができる。

【0076】

それぞれの分光フィルターは、統合されたサンプルアームSA12中に、2焦点共通レンズシステムBFL12の第1の集光部FP1および第2の集光部FP2と一致するように別々に設けられることができ、また、たとえば適切な分光フィルターコーティング、特

に、第1の集光部FP1に適用される第1のエッジフィルターのエッジが図5に示される第1の波長範囲および第2の波長範囲の間に位置するように設計されたエッジフィルターコーティングとして、2焦点共通レンズシステムBFL12の第1の集光部FP1および第2の集光部FP2に直接適用することができる。

【0077】

図6は、組み合わせられたシステムOCT12'の第3の実施態様を示す。組み合わせられたシステムOCT12'は、実質的に図1に示されるスペクトラルドメインOCT装置としての構成を有するが、図4に示される実施態様に関する以下の変更がなされている。

【0078】

第1に、サンプル光ファイバーSOF12、第1のレンズシステムL1および2焦点共通レンズシステムBFL12を含むサンプルアームSA12が、図4に示される第2の実施態様でのように構成される。第2に、光源LS12はSD-OCT適用に適合された広帯域光源であり、(図5に示されるように決定される)第1の波長範囲および第2の波長範囲をフィルタリングするために、2焦点共通レンズシステムBFL12の第1の集光部FP1および第2の集光部FP2にそれぞれ第1のスペクトルフィルターおよび第2のスペクトルフィルターを適用することによって広帯域放射スペクトルの分光的フィルタリングが行われる。第3に、検出アームは、組み合わせられて、図1に示されるSD-OCT装置100の第1の検出レンズシステム120、光回折格子122、第2の検出レンズシステム124および分光計検出器配列126と類似した構成を形成する、第1のビームB1および第2のビームB2からの干渉放射を導くための共通の検出アーム光ファイバーDOF12、第1の検出アーム光学レンズシステムDL1、共通の検出アーム回折格子DG12、第2の検出アーム光学レンズシステムDL2および共通検出アーム分光計検出器配列SDA12を用いることで統合される。しかし、共通の検出アーム回折格子DG12は、共通の検出アーム分光計検出器配列SDA12と組み合わせられて、上記したように、また図5に示されるようにスペクトルフィルターによって生成される第1の波長範囲および第2の波長範囲の両方を含む放射を検出し、分光的に分解するように適合されている。

【0079】

第4に、参照アームは、第1の参照アームRA1および第2の参照アームRA2を、それぞれ第1のサンプルアームSA1および第2のサンプルアームSA2に少なくとも部分的に空間的に重ね合わせることで統合される。第1の参照アームRA1は、共通のビームスプリッターBS12、第1の参照アームレンズLR1、そして第1の参照アームRA1中の放射RAD1の光路長が第1の部分領域17中に集光する第1のビームB1の放射の光路長と一致するような共通のビームスプリッターBS12に対する位置(距離)に固定された第1の参照アームミラーMR1を含む。第2の参照アームRA2は、前記共通のビームスプリッターBS12、第2の参照アーム部分反射ミラーMRA、第2の参照アームレンズシステムLR2および第2の参照アームミラーMR2を含み、ミラーMRAは、共通のビームスプリッターBS12および第1の参照アームレンズシステムLR1の間の第1の参照アームRA1の光路の中に配置され、第2の波長範囲(2および2によって決定される、図5参照)内の波長を有する放射RAD2を部分的に反射(偏向)して、第1の参照アームRA1の方向から遠ざけ第2の参照アームレンズシステムLR2および第2の参照アームミラーMR2の方向に向けるように適合されている。さらに、第2の参照アームミラーMR2は、第2の参照アームRA2の中の第2の放射RAD2の光路長が物体10の第2の部分領域中19に集光される第2のサンプルアームSA2の第2のビームB2の放射の光路長と一致するような共通のビームスプリッター12に対する位置に配置され、固定される。部分反射ミラーMRAは、第1のスペクトル範囲内の第1の放射RAD1の波長について選択的に透過的であり、第2の波長範囲内の第2の放射RAD2の波長について選択的に反射的であるように適合される。

【0080】

信号対ノイズ比を上昇させ、および/または第1の部分領域17中の屈折率インターフ

10

20

30

40

50

ェイスから戻ってくる第1のビームB1の干渉信号を改善するため、約10%から50%の範囲内の透過係数を与えることで第2の波長範囲内の波長について部分的に透過的であり、第1の波長範囲内の波長について反射的であるように設計された第3の参照アームミラーMR3が追加で設けられる(図6参照)。ミラーMR3は、ビームスプリッターBS12およびミラーMR3の間の光路長がビームスプリッターBS12およびミラーMR1の間の光路長と一致するような第2の参照アームRA2中の位置に設けられる。

【0081】

図6に示される実施態様において、第2の参照アームレンズシステムLR2は2焦点共通光学レンズシステムBFL12の第2の集光部FP2と同じ焦点距離を有することができる。したがって、レンズシステムLR2は第2の参照アームミラーMR2および第3の参照アームミラーMR3上に、サンプルアームSA2中の第2の集光部FP2の焦点深度DOF2に対応する比較的長い焦点深度にわたって、同様のビーム直径のビームを集光するため、十分な参照信号が得られる。

10

【0082】

図7は、図6に示される組み合わせられたシステムの第3の実施態様OCT12'、と、サンプルアーム12、光源LS12および検出アームの統合に関して類似し、参照アームの構成および統合度についてのみ異なる、組み合わせられたシステムの第4の実施態様OCT12'を示す。

【0083】

図7において、統合された参照アームRA12は、2焦点共通参照アームレンズシステムBFLRA、または2焦点レンズシステムBFLRAと同様に作用するように設計された適切な2焦点回折光学素子(DOE)を含み、そのいずれも第1の参照アーム集光部FPR1および第1の参照アーム集光部FPR1を囲む第2の参照アーム集光部FPR2を有する。第1の参照アーム集光部FPR1は、第1の波長範囲(1および1によって決定される、図5参照)内の波長を有する放射を透過し参照アームミラーMR1上に集光するように適合された焦点距離を有し、第2の参照アーム集光部FPR2は第2の波長範囲(2および2によって決定される、図5参照)内の波長を有する放射を透過し、第2の参照アームミラーMR2上に集光するように適合されている。第1の参照アームミラーMR1および第2の参照アームミラーMR2は、第1の参照アーム集光部FPR1によって生成された第1の参照アームRA1の光路長がサンプルアームSA12中の第1のビームB1の光路長と一致し、第2の参照アーム集光部FPR2によって生成された第2の参照アームRA2の光路長がサンプルアームSA12の第2のビームB2の光路長と一致するような、共通のビームスプリッターBS12に対する距離に配置される。2焦点参照アーム共通レンズシステムBFLRAは、このように、サンプルアームSA12中の2焦点共通レンズシステムBFL12と同様に構成することができる。

20

30

【0084】

図4、図6および図7に示される、統合されたシステムの第2、第3および第4の実施態様OCT12'、OCT12'およびOCT12'において、サンプルアームSA12中の2焦点参照アーム共通レンズシステムBFL12および参照アーム中の2焦点参照アーム共通レンズシステムBFLRAの代わりにそれぞれ2焦点フレネルレンズシステムを設けることができる。

40

【0085】

さらに、物体10の第1の部分領域17および第2の部分領域19中の第1のビームB1および第2のビームB2の色収差を近似し、統合されたシステムの信号対ノイズ比を上昇させるために、色収差の補正をこれらの統合されたシステムの参照アームRA12中で行うことができる。

【符号の説明】

【0086】

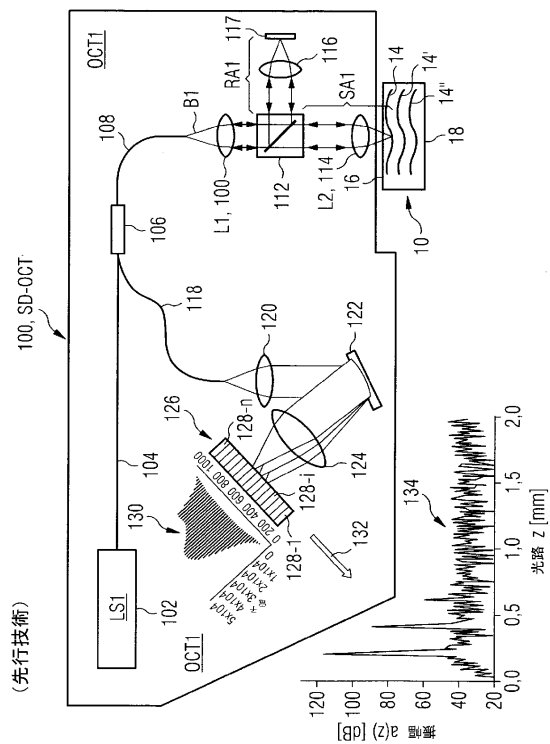
SD - OCT スペクトラルドメインOCT
TD - OCT タイムドメインOCT

50

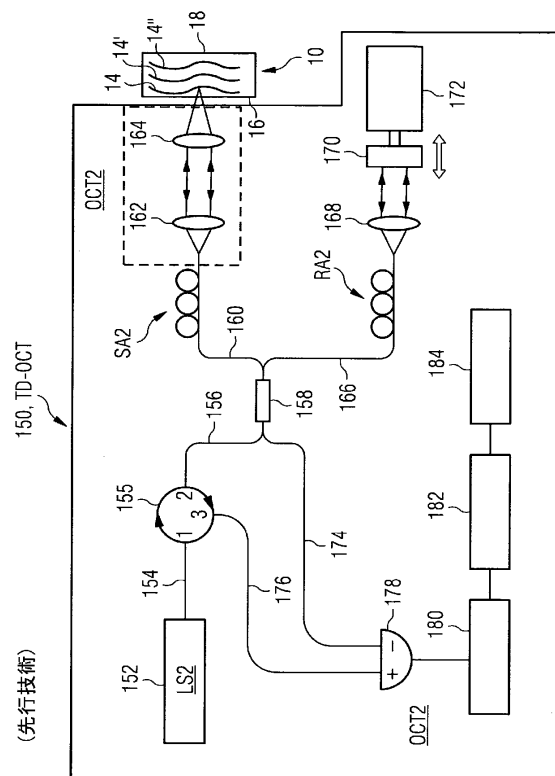
1 0	サンプル物体	
1 2	長さ	
1 4、1 4'、1 4''	内部インターフェイス	
1 6	前面	
1 7	第 1 の部分領域	
1 8	後面	
1 9	第 2 の部分領域	
2 0	目	
2 2	角膜部	
2 4	前眼部	10
2 6	網膜	
1 0 0	スペクトラルドメイン OCT 装置 (S D - O C T)	
1 0 2	光源 (広帯域)	
1 0 4	光源光ファイバー	
1 0 6	ファイバーカブラ	
1 0 8	両方向光ファイバー	
1 1 0	第 1 のサンプルアームレンズシステム	
1 1 2	ビームスプリッター	
1 1 4	第 2 のサンプルアームレンズシステム	
1 1 6	参照アームレンズシステム	20
1 1 7	参照アームミラー	
1 1 8	検出アーム光ファイバー	
1 2 0	第 1 の検出レンズシステム	
1 2 2	光回折格子	
1 2 4	第 2 の検出レンズシステム	
1 2 6	分光計検出器配列	
1 2 8 - 1、... 1 2 8 - i、... 1 2 8 - n	検出器セル	
1 3 0	分光的に分解された干渉パターン	
1 3 2	高速フーリエ変換計算ユニット	
1 3 4	屈折率インターフェイスの深さ分布	30
1 5 0	タイムドメイン OCT 装置 (T D - O C T)	
1 5 2	光源 (低干渉)	
1 5 4	第 1 の光源光ファイバー	
1 5 5	サーキュレーター (任意)	
1 5 6	第 2 の光源光ファイバー	
1 5 8	ファイバーカブラ	
1 6 0	(両方向) サンプルアーム光ファイバー	
1 6 2	第 1 のサンプルアームレンズシステム	
1 6 4	第 2 のサンプルアームレンズシステム	
1 6 6	参照アーム光ファイバー	40
1 6 8	参照アームレンズシステム	
1 7 0	参照アームミラー	
1 7 2	(高速) 遅延スキャナー	
1 7 4	第 1 の検出光ファイバー	
1 7 6	第 2 の検出光ファイバー	
1 7 8	検出器	
1 8 0	帯域通過フィルター	
1 8 2	復調器	
1 8 4	計算機	
O C T 1	第 1 の O C T 装置	50

L S 1	第 1 の光源	
R A 1	第 1 の参照アーム	
L R 1	第 1 の参照アーム <u>レンズ</u> システム	
R A D 1	第 1 の参照アーム方向	
S A 1	第 1 のサンプルアーム	
B 1	第 1 のビーム	
f 1	第 1 の集束レンズ	
1	第 1 の動作波長	
1	第 1 の帯域幅	
L 1	第 1 のレンズシステム	10
M R 1	第 1 のミラー	
O C T 2	第 2 の O C T 装置	
L S 2	第 2 の光源	
R A 2	第 2 の参照アーム	
L R 2	第 2 の参照アーム <u>レンズ</u> システム	
R A D 2	第 2 の参照アーム方向	
S A 2	第 2 のサンプルアーム	
B 2	第 2 のビーム	
f 2	第 2 の集束レンズ	
2	第 2 の動作波長	20
2	第 2 の帯域幅	
L 2	第 2 のレンズシステム	
L 3	第 3 のレンズシステム	
M R 2	第 2 のミラー	
M R 3	第 3 のミラー	
O C T 1 2 ... O C T 1 2 ' , ' ,	統合されたシステム	
L S 1 2	共通の光源	
L 1 2	共通のレンズシステム	
B F L 1 2	2 焦点共通レンズシステム	
F P 1	第 1 の集光部	30
F P 2	第 2 の集光部	
M R A	第 2 の参照アーム部分反射ミラー	
B F L R A	2 焦点参照アーム共通レンズシステム	
F P R 1	B F L R A の第 1 の集光部	
F P R 2	B F L R A の第 2 の集光部	
O F 1	O C T 1 の第 1 の光ファイバー	
O F 2	O C T 2 の第 2 の光ファイバー	
O F 1 2 O C T 1 2 ' , ' , ' ,	から O C T 1 2 ' , ' , ' の共通（サンプルアーム）光ファイバー	
S A 1 2 O C T 1 2 ' , ' , ' ,	から O C T 1 2 ' , ' , ' の共通のサンプルアーム	
B 1 2 、 B 1 2 ' , ' , ' ,	サンプルアーム放射の共通のビーム	40
S O F 1 2	サンプルアーム光ファイバー	
D O F 1	第 1 の焦点深度	
D O F 2	第 2 の焦点深度	
D O F 1 2	検出アームの光ファイバー	
D L 1	第 1 の検出アーム光学レンズシステム	
D L 2	第 2 の検出アーム光学レンズシステム	
D G 1 2	共通の検出アーム回折格子	
S D A 1 2	共通の分光計検出器配列	
F F T 1 2	高速フーリエ変換ユニット	
C O M P 1 2	計算機	50

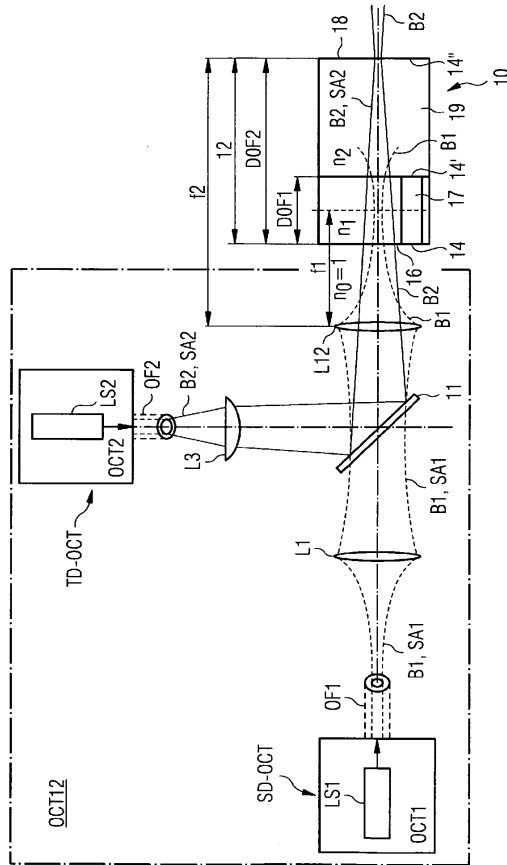
【 図 1 】



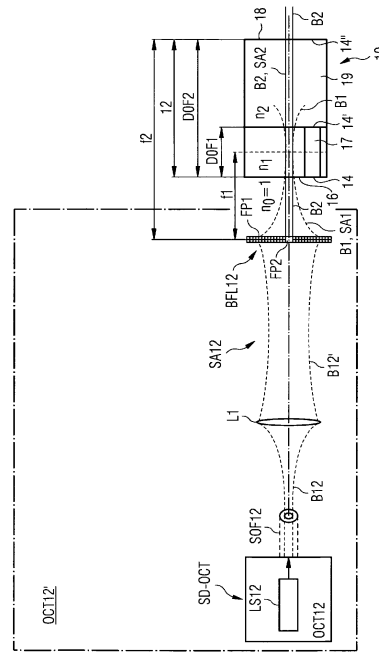
【 図 2 】



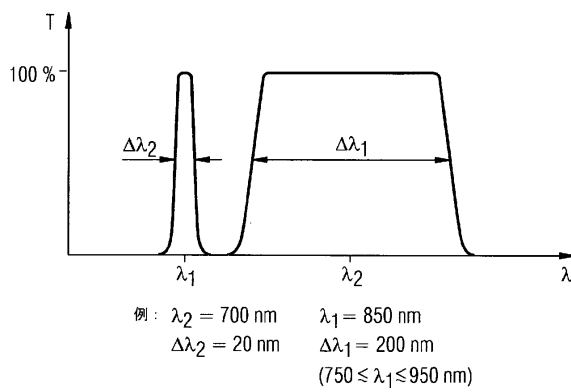
【図 3】



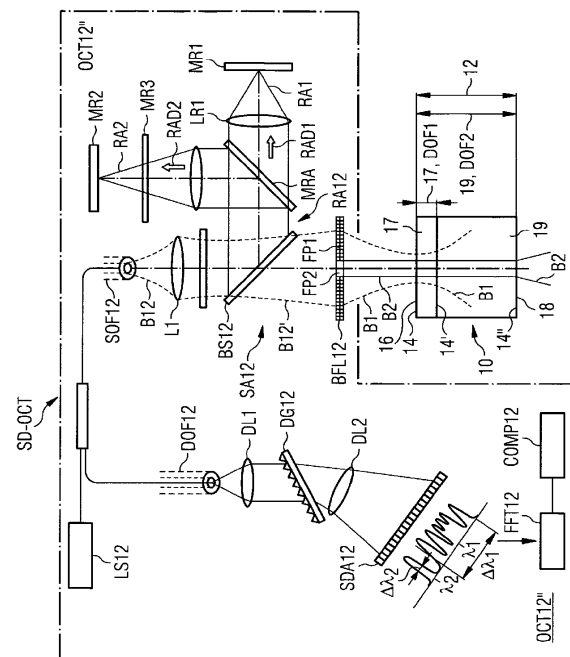
【図 4】



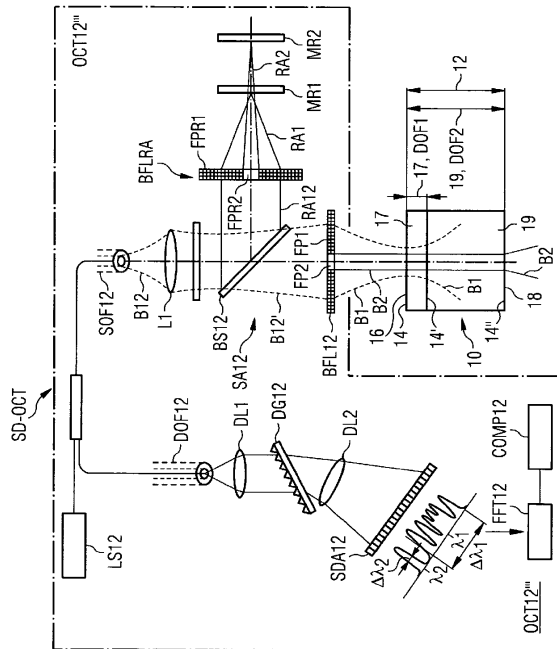
【図 5】



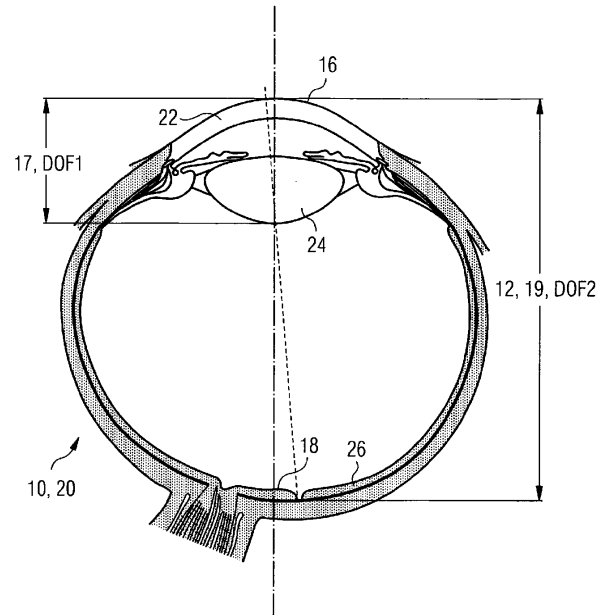
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100159684

弁理士 田原 正宏

(72)発明者 フォグレル クラウス

ドイツ連邦共和国、9 0 5 4 2 エッケンタール/エッシュナウ、ゲーテシュトラッセ 1 3

(72)発明者 ヴルネル クリスティアン

ドイツ連邦共和国、9 1 0 9 6 ムーレンドルフ、シュヴァルベンヴェッグ 1

(72)発明者 ゴルシュボス クラウディア

ドイツ連邦共和国、9 0 4 1 1 ニュルンベルグ、イゲンツドルフェル シュトラッセ 3 9

(72)発明者 ドニツキー クリストフ

ドイツ連邦共和国、9 0 5 4 2 エッケンタール/エッシュナウ、ペーアバッハー シュトラッセ
2

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 0 0 1 9 1 (J P , A)

特開 2 0 1 0 - 2 6 8 9 9 0 (J P , A)

特表 2 0 0 9 - 5 1 8 0 8 8 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 2 1 2 0 7 5 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 2 8 5 0 4 3 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8