

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5232005号
(P5232005)

(45) 発行日 平成25年7月10日 (2013. 7. 10)

(24) 登録日 平成25年3月29日 (2013. 3. 29)

(51) Int. Cl.	F 1	
GO 1 N 21/17 (2006. 01)	GO 1 N 21/17	6 2 5
GO 1 B 9/02 (2006. 01)	GO 1 B 9/02	
GO 1 B 11/02 (2006. 01)	GO 1 B 11/02	G
GO 1 B 11/24 (2006. 01)	GO 1 B 11/24	M
GO 1 B 11/06 (2006. 01)	GO 1 B 11/24	D
請求項の数 15 (全 25 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2008-539208 (P2008-539208)	(73) 特許権者	501288743
(86) (22) 出願日	平成18年11月8日 (2006. 11. 8)		ハーダーシュトライト アーゲー
(65) 公表番号	特表2009-515175 (P2009-515175A)		スイス, ツェーハー-3098 ケーニッ
(43) 公表日	平成21年4月9日 (2009. 4. 9)		ツ, ガルテンシュタットシュトラッセ 1
(86) 国際出願番号	PCT/CH2006/000625		O
(87) 国際公開番号	W02007/053971	(74) 代理人	100094112
(87) 国際公開日	平成19年5月18日 (2007. 5. 18)		弁理士 岡部 譲
審査請求日	平成21年10月29日 (2009. 10. 29)	(74) 代理人	100064447
(31) 優先権主張番号	05405625. 4		弁理士 岡部 正夫
(32) 優先日	平成17年11月10日 (2005. 11. 10)	(74) 代理人	100085176
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		弁理士 加藤 伸晃
		(74) 代理人	100096943
			弁理士 臼井 伸一
		(74) 代理人	100101498
			弁理士 越智 隆夫
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 物体上の幾何学量を求める方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

時間領域光コヒーレンストモグラフィ (TDOCT) (155) によって、透過性又は拡散性の物体 (19) 上の、たとえば、厚み、距離又は長さのような少なくとも1つの幾何学量を測定する方法であって、その場合に、

d) 短いコヒーレンス長の放射が放射源 (1) によって生成され、

e) 前記放射が、マイケルソン干渉計の1つの測定アーム (13) 及び少なくとも2つの基準アーム (11、12) に分割され、

f) 前記少なくとも2つの基準アーム (11、12) において、基準アームビーム (33a、35a) がそれぞれ形成され、回転式光路長変更素子 (23; 103; 147) に導かれ、

g) 前記光路長変更素子 (23; 103; 147) の回転 (45、118) の関数である、前記基準アームビームの遅延時間の変化が引き起こされ、

h) 測定されることになる前記物体 (19) が前記測定アーム (13) 内に入れられ、

i) 前記少なくとも2つの基準アーム (11、12) 内の前記ビームの光学的な遅延時間差が、測定されることになる前記幾何学量の光学的な遅延時間差に概ね対応するように、前記基準アーム (11、12) の基本光学遅延時間が選択され、

j) 前記物体 (19) において反射される放射と、前記基準アーム (11、12) 内の放射が干渉と共に重ね合わせられ、結果として引き起こされた放射干渉がそれぞれ検出され、

10

20

なお該方法は、

k) 前記基準アーム(11、12)の前記少なくとも2つの基準アームビーム(33a、35a)は、相互の空間的なオフセット角(w、s)を成して、1つの同じ前記回転式光路長変更素子(23;103;147)に導かれ、

l) 前記光路長変更素子(23;103)によって引き起こされる遅延時間の変化が前記基準アーム(11、12)内の前記基本光学遅延時間に逐次的に付与されるという事実によって、光路長変化が最初に第1の前記基準アームにおいて、その後、第2の前記基準アームにおいて作用するようにし、結果として、前記幾何学量を規定する前記放射干渉が、互いに時間的に分離されて生じることを特徴とする、方法。

【請求項2】

前記測定アーム(13)内の前記放射(22)は、それぞれの場合に第1の層境界及び第2の層境界上に合焦され、前記回転に同期にして、又は該回転と共に周期的に、前記物体上の測定されることになる前記幾何学量を規定することを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記光路長変更素子(23)は、正多角形の断面を形成し、前記基準アーム(33b、33c、33d;35b、35c、35d)は、前記多角形の側面(49a~49d)のうち少なくとも2つにおいて、前記素子(23)の内部に反射されることを特徴とする、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】

測定されることになる前記物体(19)の上流に、所定の光学構造(70;79;87;91)が配置され、該構造(70;79;87;91)の反射が前記物体(19)上に結像され、前記物体層の厚み値に加えて、表面プロファイル又は層プロファイルを求めるために、さらなる幾何学量として前記物体(19)の表面トポグラフィを求めるという目的で、前記像が前記所定の構造(70;79;87;91)と比較され、前記測定アーム(13)の前記ビーム(22)は、波長選択ミラー(71)を用いて前記物体(19)に反射するように偏向され、前記所定の光学構造(70;79;87;91)から生じる前記さらなる放射は、前記測定アームビームとは異なる波長を有し、前記ミラー(71)は該さらなる放射を透過し、該さらなる放射によって前記物体表面上に生成されるパターンは、前記物体に突き当たる前記測定アームビーム(22)の軸の後方に延長されて前記ミラー(71)の他方の面において結像及び検出されることを特徴とする、請求項1~3のいずれか一項に記載の方法。

【請求項5】

前記幾何学量を求めることに加えて、さらにトポグラフィを求めるために、前記時間領域光コヒーレンストモグラフィ(155)に加えて、同一の放射源によるスペクトル領域光コヒーレンストモグラフィ(156)が用いられることを特徴とする、請求項1~4のいずれか一項に記載の方法。

【請求項6】

時間領域光コヒーレンストモグラフィ(TDOCT)(155)を用いて、透過性又は拡散性の物体(19)上の、たとえば、厚み、距離又は長さのような少なくとも1つの幾何学量を測定する装置であって、

- a) 短いコヒーレンス長の放射源(1)を有し、測定されることになる前記物体(19)を入れることができる測定アーム(13)を有するマイケルソン干渉計を備え、
- b) さらに、測定されることになる前記少なくとも1つの幾何学量に対応する、互いに異なる基本光路長を有する少なくとも2つの基準アーム(11、12)を備え、
- c) 前記少なくとも2つの基準アーム(11、12)内にそれぞれ、基準アームビーム(33a、35a)を生成する手段が設けられ、

なお、該装置は、

- d) 両方の前記基準アーム(11、12)において動作し、素子軸(21、105)を中心にして回転する単一の光路長変更素子(23;103;147)を備え、

10

20

30

40

50

e) 前記少なくとも2つの基準アーム(11、12)の前記少なくとも2つの基準アームビームは、前記基本光路長に光路長変化を逐次的に付与することができるという事実によって、光路長変化が第1の前記基準アームにおいて最初に作用し、その後、第2の前記基準アームにおいて作用するように、相互のオフセット角(w ; s ; x)を成して前記光路長変更素子(23; 103; 147)上に導かれることを特徴とする、装置。

【請求項7】

前記光路長変更素子(23; 103; 147)は、多数の側面(49a~49d; 109a~109l)を有し、一方、前記光路長変更素子(23; 103; 147)の前記素子軸(21; 105)は、前記側面(49a~49d; 109a~109l)に対して平行に、且つ前記自由基準アームビーム(33a、35a; 111a、121)の軸に対して垂直に配置されることを特徴とする、請求項6に記載の装置。

10

【請求項8】

前記光路長変更素子(23)は断面が正多角形になるように設計され、前記基準ビーム(33b、33c、33d; 35b、35c、35d)は、該多角形の側面(49a~49d)のうちの少なくとも2つにおいて前記素子(23)の内部で反射されることを特徴とする、請求項6又は7に記載の装置。

【請求項9】

前記マイケルソン干渉計の前記測定アーム(13)内に配置され、前記自由測定アームビーム(22)に作用し、その焦点を少なくとも2つの異なる測定点上に交互に合焦することができる合焦ユニット(58)を備えることを特徴とする、請求項6~8のいずれか

20

一項に記載の装置。

【請求項10】

前記物体(19)の上流に配置される多数の照明放射源(70)であって、光学記録ユニット(73)を用いて該照明放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)の反射点で物体表面(69)上に結像することができる、照明放射源と、評価ユニット(74)であって、評価ユニットを用いて、さらなる幾何学量として前記物体表面(69)の表面曲率を求めるために、前記放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)の間隔と関連付けて、前記結像される反射点の相互の間隔を設定することができる、評価ユニットと、を特徴とする、請求項6~9のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項11】

放射導体(25a、25b、26a、26b、14a、14b)であって、該放射導体を用いて、前記基準アーム(11、12)の放射及び前記測定アーム(13)の放射を導くことができる、該放射導体と、前記放射導体の端部に配置される、分割・結合素子であって、該分割・結合素子を用いて、関連する前記放射導体内に導かれた、又は導かれることになる放射を、光学部品(23; 58、70、71)の直ぐ上流若しくは下流に、又は前記測定物体(19)の上流に、自由空間ビーム(22、33a、33d、35a、35d)として分割又は結合することができる、分割・結合素子とを備えることを特徴とする、請求項6~10のいずれか一項に記載の装置。

【請求項12】

互いに異なる波長の前記短いコヒーレンスの放射源(1)及び少なくとも第1の数の照明放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)と、前記測定アーム(13)内の波長選択ミラー(71)であって、該波長選択ミラーを用いて、前記短いコヒーレンスの放射源(1)の前記ビーム(22)を前記物体(19)上に反射することができ、且つ前記照明放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)の放射を透過することができる、波長選択ミラーと、前記物体(19、69)によって反射されることがある、前記照明放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)の放射のための結像ユニット(72)とを備え、前記測定アーム(13)の光軸は、前記物体(19)の上流にある前記結像ユニットの光軸と一致する、結像ユニットを特徴とする、請求項10に記載の装置。

40

【請求項13】

50

3×3単一モードファイバケーブル(9)を備え、該3×3単一モードファイバケーブル(9)から生じる測定放射は第1の放射導体(14a)内に導かれ、該単一モードファイバケーブル(9)は、第2の放射導体(3c)を介して前記マイケルソン放射源(1)に接続され、第3の放射導体(25a)及び第4の放射導体(25b)を介して2つの基準アーム(11、12)に接続され、第5の放射導体(10a)及び第6の放射導体(10b)を介して第1の干渉検出器(15)及び第2の干渉検出器(16)に接続され、前記第1の放射導体(14a)の他端(14b)は前記合焦ユニット(58)の直ぐ上流に導かれ、該合焦ユニット(58)の下流には波長選択ミラー(71)が配置され、該波長選択ミラー(71)を用いて、前記測定放射(22)を、測定されることになる前記物体(19)上に向け、該物体(19)によって反射される前記測定放射(22)は、前記合焦ユニット(58)の中に、且つ前記第1の放射導体(14a、14b)の中に戻され、前記照明放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)は、前記ミラー(71)と前記物体(19)との間に配置され、結像システム(72)が、前記ミラー(71)から見て前記物体(19)の反対側にある前記測定ビーム(22)の後方への延長部において、前記物体(19)上又は該物体内で反射される前記照明放射源(80a、80b; 89a、89b; 97n、97m)のための光学評価ユニット(73)の上流に配置されることを特徴とする、請求項9又は10に記載の装置。

10

【請求項14】

前記時間領域光コヒーレンストモグラフィ(155)に加えて、スペクトル領域光コヒーレンストモグラフィ(156)が存在し、該2つのトモグラフィ(155、156)は、同一の放射源(1)を用いて動作することを特徴とする、請求項6～9のいずれか一項に記載の装置。

20

【請求項15】

分光器(163)と4×4単一モードファイバケーブル(160)とを備え、前記時間領域光コヒーレンストモグラフィ(155)及び前記スペクトル領域光コヒーレンストモグラフィ(156)のための前記測定放射は、第1の放射導体(14a、14b)の中に導かれ、前記単一モードファイバケーブル(160)は、第2の放射導体(3a～3c)を介して前記放射源(1)に接続され、第3の放射導体(25a)及び第4の放射導体(26a)を介して共通の光路長変更素子(23)を有する前記2つの基準アーム(11、12)に接続され、第5の放射導体(10a)及び第6の放射導体(10b)を介して第1の干渉検出器(15)及び第2の干渉検出器(16)に接続され、第7の放射導体(177a)を介して第3の基準アーム(176)に接続され、第8の放射導体(161)を介して、前記分光器(163)に接続されることを特徴とする、請求項14に記載の装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、透過性又は拡散性の物体の場合に、互いから離隔している少なくとも2つの領域の幾何学量を求める方法及び装置に関し、詳細には、幾何学量として、層の厚み及び長さ、並びにノ又は表面曲率(トポグラフィ)を求める方法及び装置に関する。幾何学量は、たとえば、層の厚み、距離、長さ及びトポグラフィであると理解される。

40

【背景技術】

【0002】

時間領域光コヒーレンストモグラフィ(「TDOCT」)システムは一般的に、時間窓をシフトすることによって動作する。そのような従来のシステムの場合、測定物体上で測定されることになる長さに応じて、マイケルソン干渉計の基準アームの長さが動かされる。測定アーム内の放射の遅延時間が基準アーム内の放射遅延時間と等しくなるときには必ず、マイケルソン干渉計の検出器アームにおいて干渉現象が生じる。既知の装置の場合、この干渉現象を検出するために必要とされる検出器はただ1つである。

【0003】

可変の長さのTDOCT基準アームに対する代替案は、分光器を用いることによって、

50

マイケルソン干渉計内のスペクトル密度を測定することであり、その場合には、用語「スペクトル領域光コヒーレンストモグラフィ」(「SDOCT」)が用いられる。この場合には、基準アームの長さを変更する必要はない。位相シフトを引き起こすユニットが用いられるだけである。分光器によって、スペクトル領域において分光器によって分割された放射は、その後、一連の検出器に導かれ、こうして得られた電気信号が、フーリエ変換によって評価される。

【0004】

光学的な厚みは、TDOCTを用いることによって、マイケルソン干渉計で迅速且つ正確に求めることができる。既知のマイケルソン干渉計は、1つの測定アームと、1つの基準アームとを有する。たとえば、再帰反射器を動かすことによって、測定アーム内の測定長に応じて、基準アームの光学的なアーム長を変更することができる。既知のマイケルソン干渉計はさらに放射源を有し、その放射は、測定アームの中及び基準アームの中に分割される。たとえば、層の厚み、長さ又はトポグラフィのような幾何学量を求めることとなる物体(測定物体)が、測定アームの中に配置される。その物体によって反射されるビーム、及び基準アーム内のミラーによって反射されるビームが重ね合わせられる。測定アーム内の放射及び基準アーム内の放射の光学的な遅延時間が等しいときには必ず、層の前面によって反射されるビームと層の背面によって反射されるビームとの間に干渉が生じる。短いコヒーレンス長を有する放射源が用いられることが好ましい。その際、層の屈折率を考慮に入れることによって、基準アーム内のミラーが動かされた経路、又は基準アームにおいて規定される他の光学的な遅延時間変化から、それぞれの層厚が特定される。

【0005】

その目的が、たとえば、人の目の場合のように、概ねわかっている層厚から厳密な層厚を求めることであるとき、測定時間を短縮し、且つ規定されていない反射点による不正確な測定を除外するために、基準アームが2つの部分的な基準アームに分割される。その際、第1の光学的な基準アーム長は、層表面までの光学的な遅延時間を規定し、第2の光学的な基準アーム長は、「標準化された」層底面までの光学的な遅延時間を規定する。したがって、求められるのは、「標準値」からの偏差だけである。これら2つの部分的な基準アームは、たとえば、米国特許第5,301,010号の図12に示される。しかしながら、ビーム方向において2つのミラーをずらして配置し、2段ミラーとして設計される単一の基準アームを用いることもできる。そのような構成が、米国特許第5,301,010号の、たとえば図9に示される。

【0006】

しかしながら、PCT国際公開第01/38820号に記載されるように、測定ビームにおいて、ビームを部分的に偏向することによって同じ結果をもたらすこともできる。PCT国際公開第01/38830号では、直接的な第1の測定ビームが、たとえば、層の背面上に合焦される。第1の測定ビームから部分的にマスクされた第2の測定ビームが、迂回路を介して偏向され、その焦点が結果として層の概ね前面上に位置するように、その迂回路内で合焦される。その際、迂回路長は、予測される標準的な層厚に対応する。したがって、1つの光路変更素子を備えるただ1つの基準アームしか存在しない。

【0007】

米国特許第6,198,540号(Kowa)から、多数の基準アームを有するコヒーレンストモグラフィが知られている。ビームスプリッタが、基準アームのための多数の異なる光路を形成し、その光路長は、適切な手段を用いて変更することができる。実施の形態のうちの一つは、一群の円板を提示しており、それらの円板は、互いに隣接して平行に配置され、それぞれ螺旋状に延在する反射性の側面と、円板間で異なる直径とを有する。円板群を回転させることによって、回転中に連続して光路長が変更される。異なる螺旋形円板上に、互いに対して平行に向けられる基準ビームによって、同時に異なる基本遅延時間を実現できるようになり、その基本遅延時間は、回転中に、回転する螺旋形円板によって連続して変更される。

【0008】

PCT国際公開第03/086180号(Haag-Streit)は、眼科検査及び/又は治療ステーションの一部として、短コヒーレンス放射源を備えるマイケルソン干渉計を有する測定構成を開示している。光学的に透過性及び/又は拡散性の反射物体を測定アームの中に入れることができ、遅延時間を変更するための光路長変更ユニットとして、回転する立方体を基準アーム(5)の中に入れることができる。さらに、遅延時間差を引き起こす少なくとも2つの反射器が存在する。その測定構成は、透過性及び/又は拡散性の物体の場合に、1秒未満の範囲の測定時間で、離隔している少なくとも2つの領域の光学特性を測定するという目的を果たす。

【0009】

層厚を求めるための上記の構成では、光学的な構成が複雑である。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の目的は、調整にほとんど費用をかけることなく、コンパクトで、比較的簡単な構成によって、透過性及び/又は拡散性の物体上の幾何学量を求めることができる方法及び装置を提示することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

その目的は、請求項1及び請求項6の特徴によって達成される。それ自体既知であるマイケルソン干渉計が、層厚を求めるために光路長が異なる少なくとも2つの基準アームを備える時間領域光コヒーレンストモグラフィとして用いられ、少なくとも2つの基準アームの光路長の差は、透過性又は拡散性の物体における、又はその物体内の「標準的な」層厚に対応する。標準的な層厚は、その大体の層厚が確実にわかっている層厚として理解されるが、問題になるのは、この概ねわかっている層厚からの偏差であり、その偏差が求められることになる。マイケルソン干渉計の放射源から生じる放射は、求められることになる層厚と比べて、短いコヒーレンス長を有する。

20

【0012】

たとえば、人の目の場合、概ねわかっている層厚は、角膜の厚み、前眼房の深さ、水晶体の厚み及び硝子体の深さ、又はそれらの組み合わせである。当然、眼球の長さのような長さを求めることもできる。有機体内の層厚に加えて、たとえば、薄膜厚、塗膜厚等の無機物の層厚も求めることができる。それ自体既知であるマイケルソン干渉計は、ここでは、たとえば、欧州特許第0877913号及び独国特許第3446014号に記載されるように、回転式光路変更素子を有する。

30

【0013】

少なくとも2つの基準アームを有する既知のマイケルソン干渉計とは対照的に、この1つの回転式光路長変更素子は、ここでは、少なくとも2つの基準アームにおける能動部品であり、その光路長変更素子によって引き起こされる光路長変化は、等しい長さの領域に及ぶことが好ましい。光路長変化が最初に一方の基準アームにおいて作用し、その後、他方の基準アームにおいて作用するように、2つの基準アームのビームは、この1つの光路変更素子上に平行に導かれるのではなく、互いにオフセット角を成して(言い換えると、斜めに)導かれる。このように順次に作用することによって、層の前面及び背面(又は分離の開始及び分離の終了)に対応する干渉が常に、時間的に次々に生じることになるので、それらの干渉を互いから十分に分離することができる。ここで、少なくとも2つの干渉アームからの2つの信号を分離するために、所定の時間期間にわたって基準アームにおいて放射の反射が生じない中断時間が生じるように、少なくとも2つの基準アーム、及び回転式光路長変更素子の位置合わせをすることができる。

40

【0014】

光路変更素子の回転軸は、側面の平面に対して平行に配置されることが好ましく、各基準ビームは回転軸に対して垂直に(言い換えると、回転軸に対して垂直な幾何学的平面において)、関連する側面に突き当たる。各基準ビームは、そのように導かれる必要はない

50

。斜めの角度で（言い換えると、90度ではない角度で）突き当たることも可能であり、それによって、光路長が変化する長さが可変になるであろう。しかしながら、達成されるべき光路長変化の確定、及び回転角にわたって可能な限り直線的な光路長の変化は、軸に対して垂直な構成である場合に、最も簡単に設計し、計算することができる。

【0015】

測定アーム及び基準アーム内の放射は常に、可能な限り放射導体内で導かれる。光路変更素子及び測定物体並びに他の光学素子の上流及び下流においてのみ、放射導体に対して分割及び結合する必要がある。測定アームの光路全体及び基準アームの経路において、可能な限り放射導体を用いることによって、ロバスト且つ干渉のない装置を設計できるようになる。したがって、以下の説明では、関連する放射が放射導体内で導かれるのではなく、それゆえ自由空間内にあり、ビーム構成だけを示すときには必ず、ビームと言われる。放射導体内では、放射と言われる。

10

【0016】

測定アーム内の層の表面及び底面においてあまり反射しない場合であっても、識別することができる干渉信号を得るために、測定アーム内の測定放射は、層の表面又は底面上に合焦される。その測定方法は非常に高感度である。その目的は、層の表面又は底面にそれぞれ入射する放射強度の少なくとも $10^{-4}\%$ を反射することである。しかしながら、この合焦は、光路長変更素子の回転と同期して、又はその回転と共に周期的に実行されなければならない。言い換えると、たとえば、一方の基準アームが、光路長変更素子と共に、層の表面を測定するときには必ず、測定ビームも層の表面上に合焦させる必要があり、その後、他方の基準アームが層の底面を測定するときには、測定ビームは層の底面上に合焦されなければならない。

20

【0017】

この目的を果たすために、欧州特許第0 877 913号には、正方形の断面を有し、たとえば、2.5 Hzの回転数において動作する光路変更素子が詳述され、その場合、以下に説明されるように、基準アームが2つしかない事例では、結果として、焦点毎に20 Hzの切替頻度が生じることが注目され得る。

【0018】

その中を基準放射が進行する正方形の断面の代わりに、当然、断面として他の正多角形を用いることもできる。断面として正多角形を用いることに加えて、独国特許第34 46 014号と同じように、外側を銀でめっきしている星形の断面を用いることもできる。

30

【0019】

その断面は一般的に正多角形として設計されるが、そうである必要はない。不規則な多角形を用いることもできる。しかしながら、この場合、個々の変更光路長がそれぞれの回転角と組み合わせて供給されるようになるので、基準アームの基本光路上に重ね合わせられる変更光路は、放射の入口に応じて、特定の多角形表面を通じて異なる長さを有し、必ずしも障害にはならないことがある。独国特許第34 46 014号の不規則な星形も、同じようにして用いることができる。

【0020】

ここで、合焦レンズを適切に動かすことによって、焦点を動かすことができる。ここで、レンズを動かすことは、レンズがビーム軸上で正確に動かされなければならないという不都合がある。正確に動かされないと、層の表面上の測定点と底面上の測定点との間に横方向の位置ずれ（傾き）が生じることになり、「斜めの」層厚が測定されてしまうであろう。

40

【0021】

ここで、合焦レンズを動かすのではなく、対応する合焦レンズの上流又は下流の非平行ビーム光路内に、所定の厚みから成り、所定の屈折率を有する透過性の材料を導入することが提案される。その材料がビーム光路内に導入されている場合には、材料がビーム光路内から取り外されている場合と比べて、結果として焦点が動かされる。ここで、平行平面

50

形の櫛歯を有する透過性の「櫛状物」を適切な速度でビーム光路の中に押し出すことができ、その場合に、櫛歯は焦点位置を規定することになり、間隙が、動かされた別の焦点位置を規定するであろう。3つ以上の異なる焦点が必要とされる場合には、それぞれの場合に、異なる厚みを有し、平行平面の表面及び背面を有する、多段の櫛歯を設計することができる。

【0022】

しかしながら、直線的な変位を用いることは、一度その中を通った後に、反転位置で適切に加速しながら反対方向に櫛状物を動かさなければならないという不都合があり、これは、歯の異なる幅及び間隔の原因となる。このため、焦点を迅速に動かすために、矩形歯システムを有する回転式円板を用いることが好都合であり、歯領域は、透過性であり、適切な屈折率及び適切な厚みを有するように選択される。

10

【0023】

上記で略述されたように厚みを求めることは、説明されたように実行することができる。しかしながら、測定されることになる層は平面でないことが多い。この典型的な一例は、人の目の角膜である。眼球の長さ、角膜の厚み又は水晶体の厚みに加えて、ここで、目の治療を提供するために同時に、水晶体の表面曲率を求めることも特に重要である。

【0024】

上記で略述された簡単な直線的な測定（たとえば、厚みの測定）に加えて、さらなる幾何学量としてトポグラフィをさらに同時に求めることができるようにするために、種々の輝度によって生成される光学構造が、測定されることになる物体、この場合には目の上流において用いられる。この構造の放射は、目の表面によって反射され、結像されて、その像が評価される。物体の上流に配置される概ね平坦な構造がわかっているため、その像から曲率を推測することができる。

20

【0025】

層の厚み及び長さを求めること、及びトポグラフィを求めることは、光学的に実行される。ここで、光学的な方法のために用いられる放射が互いに干渉しないことを確実にすべきである。ここで、幾何学量を求める2つの方法の場合に、放射を異なる変調周波数で変調するか、又は異なる偏光で動作することができるであろう。しかしながら、異なる放射波長で動作することが好ましい。異なる波長のビームを重ね合わせることができるようになるために、一方の放射を反射することによって、その放射を偏向すると共に、可能な限り損失を生じることなく、他方の放射を透過する波長選択ミラーが用いられる。マイケルソン干渉計の測定ビームを反射することによって、そのビームを偏向すると共に、トポグラフィを求めるための放射を透過できるようにすることが好ましい。当然、逆に処理することもできるであろう。

30

【0026】

測定されることになる表面の上流に配置されることになる光学構造として、長く知られているブラシード円板を用いることができる。しかしながら、所定の構造に配置される放射源を用いることが好ましい。光源の空間的な構造から表面曲率を推測することができる方法は、たとえば、独国特許第43 25 494号、米国特許第5,325,134号、独国特許第251 497号、米国特許第5,684,562号において、及びM. R. Moreland他による論文「Automatic Estimation of the Corneal Limbus in Videokeratometry」(IEEE 2002, pages 1617-1625, Trans. on Biomedical Eng., vol. 49, no. 12, Dec.)に記載される。

40

【0027】

放射源としてLEDを用いることが好ましい。評価中に放射（光）スポットの質量中心を効率的に求めることができるようにするために、ビーム光路内のLEDの上流に、拡散スクリーンを配置することができる。さらに、角膜が大きく変形しており、その測定時に、多数のLED像が重なり合うことがある場合に、LEDをそれらの像に一意に指定するために、異なる波長のLEDを順番に用いることができる。拡散スクリーンを用いることは、拡散スクリーンを用いない場合よりも、大きなラジアンズ（輝度）のLEDを用いる

50

ことができるというさらなる利点もある。

【 0 0 2 8 】

マイケルソン干渉計を時間領域光コヒーレンストモグラフィ (T D O C T) として動作させる代わりに、スペクトル領域光コヒーレンストモグラフィ (S D O C T) に変換して動作させることもできる。S D O C T は、非常に迅速に測定する手段であり、それゆえ、たとえば、トポグラフィ又は3次元トモグラフィの測定中に生じる数多くの測定点を処理するのに特に適している。それゆえ、上記で略述したように多数の L E D 放射源を用いる代わりに、後に述べられるように、S D O C T を用いてトポグラフィを求めることもできる。

【 0 0 2 9 】

本発明の設計のさらなる変形及びそれらの利点は、以下の本文から明らかになる。

【 0 0 3 0 】

本発明の装置及び本発明の方法の例が、図面を用いて、以下にさらに詳細に説明される。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 1 】

「マイケルソン干渉計」タイプの光学的な構成による本発明の装置の1つの例示的な実施形態が図1に示される。「マイケルソン干渉計」タイプの光学的な構成において、その装置は放射源1を有し、その放射源の放射は短いコヒーレンス長を有する。そのコヒーレンス長は、測定されることになる厚み及び光路長よりも著しく短く、 $2\ \mu\text{m} \sim 100\ \mu\text{m}$ の範囲内にある。 $10\ \mu\text{m} \sim 20\ \mu\text{m}$ の範囲内で動作するのが普通である。コヒーレンス長が短くなるほど、正確に測定できるようになる。それゆえ、可能な限り広帯域の出力放射を有する放射源1が選択されるであろう。スーパーluminescent diode (S L D)、発光ダイオード (L E D)、白色光源、又は自然放射増幅光 (A S E)、たとえばレーザでポンプされる固体の放射)による光源を、放射源1として用いることができる。この放射は、単一モードファイバ3aに結合される。

【 0 0 3 2 】

単一モードファイバ3aは、放射減衰器5に導かれる。放射減衰器5として、たとえば、2つの単一モードファイバ間の接続損 (図示せず) を用いることができる。放射減衰器5は、以下に説明される、基準アーム及び測定アームによって逆反射される放射を、放射源1の方向において減衰させる役割を担うことができる。一例として、S L D の場合、放射源1の中に逆反射される A S E 又はダイオードでポンプされる固体放射は、放射の働きに悪影響を及ぼすことがある。それゆえ、放射減衰器5は、この悪影響を最小限に抑える役割を果たす。この時点でおそらく減衰している放射源1からの放射は、放射減衰器5から単一モードファイバ3bの中に導かれ、偏光コントローラ7まで進む。偏光コントローラ7を用いて、コントローラを横切る放射の偏光状態が設定される。放射減衰器5及び偏光コントローラ7はオプションであり、本発明の装置にとって不可欠ではない。

【 0 0 3 3 】

放射源1の放射はさらに、単一モードファイバ3cによって、 3×3 単一モードファイバカプラ9上に導かれる。単一モードファイバカプラ9は、放射源1の放射を、2つの基準アーム11及び12、並びに測定アーム13に分割するために用いられる。 3×3 単一モードファイバカプラ9の残りの2つの出力は、それぞれの放射導体10a及び10bによって検出器15又は16にそれぞれ接続され、それらの検出器は、その一方において検出電子装置17に接続される。検出器15は、測定物体19によって反射される放射と、基準アーム12内の反射された放射との間の干渉を検出する。検出器16は、測定物体19によって反射された放射と、基準アーム11内の反射された放射との間の干渉を測定する。

【 0 0 3 4 】

測定アーム13は単一モードファイバ14aを有し、その単一モードファイバ14aの一端が単一モードファイバカプラ9に接続される。単一モードファイバ14aの他端は偏

10

20

30

40

50

光コントローラ 18 に接続され、偏光コントローラ 18 からのさらなる単一モードファイバ 14 b が、後にさらに詳細に説明される測定ヘッド 20 に導かれる。その後、放射は、測定ヘッド 20 から、自由空間ビーム 22 として、測定物体 19 (ここでは、目) まで進む。

【0035】

基準アーム 11 及び 12 は、測定物体 19 の中、又はその上で測定されることになる層厚又は長さに応じて、異なる基本光路長を有する。素子軸 21 を中心にして回転することができる同一の光路長変更素子 23 が、基準アーム 11 及び 12 の両方において動作する。

【0036】

基準アーム 11 及び 12 は、それぞれの単一モードファイバ 25 a 又は 26 a によって、3×3 単一モードファイバカプラ 9 と接続される。単一モードファイバカプラ 9 とそれぞれ反対側にある、単一モードファイバ 25 a 又は 26 a の端部は偏光コントローラ 27 又は 29 に接続される。単一モードファイバ 25 b 又は 26 b はそれぞれ、それぞれの偏光コントローラ 27 又は 29 から、光学ユニット 31 又は 32 に導かれ、光学ユニット 31 及び 32 はそれぞれ、特に単一モードファイバ 25 b 又は 26 b において導かれる放射を、自由空間ビーム 33 a 又は 35 a に変換する。2つの自由空間ビーム 33 a 及び 35 a は互いにオフセット角 ω を成して (それゆえ、平行ではなく) 光路長変更素子 23 上に導かれ、後に説明されるように、光路長変更素子 23 が特定の回転位置を有する場合には、光路長変更素子 23 によって、それらの自由空間ビームは、それぞれの場合に光学ユニット 31 又は 32 内のミラー 37 又は 39 上に導かれ、ミラーによって反射され、光路長変更素子 23 を介して、単一モードファイバ 25 b 又は 26 b の中に戻される。角度の許容値によるが、オフセット角 ω は、光路長変更素子 23 のコーナ角の半分の大きさである。選択される角度許容値は、利用可能な光路長変更長に影響を及ぼす。選択される角度許容値が大きくなるほど、光路長変更長が小さくなる。ここで選択された例では、光路長変更素子 23 の正方形の断面が選択されているので、オフセット角 ω は 45 度である。ここで選択される光路長変更素子 23 は、1.5 の屈折率と、たとえば、40 mm のエッジ幅 l_k とを有する。それゆえ、 ± 5 度の角度許容値が用いられるであろう。

【0037】

各光学ユニット 31 又は 32 は、偏光コントローラ 27 又は 29 と反対側にある、単一モードファイバ 25 b 又は 26 b の端部を握持するフェルール 41 a 又は 41 b を有する。フェルール 41 a 及び 41 b の下流では、単一モードファイバ 25 b 又は 26 b において導かれる放射が、自由空間ビーム 42 a 又は 42 b として伝搬し、レンズユニット 43 a 又は 43 b によってコリメートされ、自由空間ビーム 33 a 又は 35 a が形成される。ここで、レンズユニット 43 a 又は 43 b として、色消しの単一のレンズ又はレンズ系を用いることができる。それぞれのミラー 37 又は 39 によって逆反射されるビームは、レンズユニット 43 a 又は 43 b によって、フェルール 41 a 又は 41 b を介して単一モードファイバ 25 b 又は 26 b に結合される。

【0038】

特に欧州特許第 0 877 913 号に記載されるような光路長変更素子 23 が、種々の回転角度位置において、図 2 a ~ 図 2 c に拡大して示される。以下で検討することは、図 1 に示される基準アーム 12 に関連し、且つその基準アームの自由空間ビーム 35 a、及び光学ユニット 32 内に示されるミラー 39 に関連する。素子 23 は、図示されない駆動部によって矢印 45 に従って回転するように設定することができる。素子 23 の断面 46 が図 2 a ~ 図 2 c に示されており、その断面は、素子軸 21 に対して直角を成し、その中には第 2 の基準ビーム 35 b、35 c 及び 35 d が存在するようになり、その断面 46 は、ここで選択される説明の例では、90 度のコーナ角を成す 4 つの角 47 a ~ 47 d を有し、正方形に設計される。言い換えると、その素子 23 は、正方形の底面又は断面を有する真直ぐな柱状体である。回転軸 21 は、柱状体の軸と同一である。素子 23 の柱状体側面 49 a ~ 49 d はそれぞれ、素子 23 内に位置する成分ビーム 35 c、又は第 2 の

10

20

30

40

50

基準アーム 1 2 の基準ビームの逆反射した成分ビーム 3 5 d を最適に反射するように選択される部分コーティング 5 0 a ~ 5 0 d を設けられる。ここで一例として示される壁部 4 9 b におけるビーム 3 5 b 又は逆反射したビーム 3 5 c の反射点 5 1 では、全反射が生じるので、反射コーティングは不要である。コーティング 5 0 a ~ 5 0 d はそれぞれ角（エッジ）4 7 a ~ 4 7 d から始まって、距離 a（図 2 a）にわたって、関連する側面 4 9 a ~ 4 9 d の中に延在する。各角 4 7 a ~ 4 7 d から始まって、それぞれ、2 つの隣接する側面のうちの一方だけ、具体的には、それぞれの場合に、反射したビームが入力ビームと鋭角を形成する側面だけがコーティングされる。このために、特に図 2 c を参照されたい。

【 0 0 3 9 】

図 2 a に示される回転する素子 2 3 の瞬間位置では、その側面 4 9 a が、ミラー（反射器）3 9 の表面に対して平行であるように示される。素子 2 3 に入射する基準ビーム 3 5 a は、ミラー 3 9 の図 2 a、図 2 b 及び図 2 c に示される右側エッジ 5 3 の先に正確に導くことができるように導かれる。ミラー 3 9（又は 3 7）のエッジ 5 3 からの距離 e は、正確に、立方体の辺の幅 l_k の半分よりもわずかに小さくなるような大きさに選択される。3 0 mm の面の幅 l_k （上記の 4 0 mm と比較されたい）を有する、ここで選択される参照例の場合、基準ビーム 3 5 a は、中央回転軸 2 1 からの 1 3 mm の距離 e において、且つミラー 3 9（又は 3 7）の右側エッジ 5 3 から約 1 mm の距離において照射される。

【 0 0 4 0 】

図 2 a の図と比較すると、図 2 b は、例示的な 2 0 度の角度だけ回転している素子 2 3 を示す。屈折すると、ビーム 3 5 a は、ビーム 3 5 b として、素子 2 3 の透過性の媒質に入り、表面 4 9 b において、全反射される。突き当たるビーム 3 5 b と、反射したビーム 3 5 c は、互いに鈍角を形成する。反射したビーム 3 5 c は、表面 5 0 c の内側に突き当たり、そこで、コーティングされた領域 5 0 c によって、ビーム 3 5 b に対して平行な、表面 4 9 a に向かうビーム 3 5 d として反射される。2 つのビーム 3 5 c 及び 3 5 d は、互いに鋭角を形成する。表面 4 9 a に突き当たるビーム 3 5 d は屈折し、ビーム 3 5 e としてミラー 3 9 に垂直に突き当たり、そこで、約 1 0 0 % の反射で、表面 4 9 a に戻るように反射され、ミラー 3 9 において反射されたビームは、光路長変更素子 2 3 を横断した後に、最終的には、入射するビーム 3 5 a と同じ方向において、その素子から出射するようになる。図 2 b 及び図 2 c を比較することから明らかであるように、ビーム 3 5 e の反射点 5 4 は、ミラー 3 9（又は 3 7）上であちこちへ動く。

【 0 0 4 1 】

ここで、素子 2 3 が回転することによる光路長変化 s は、ビーム 3 5 a ~ 3 5 e の変化する光路長の光路の 2 倍から成る。ビーム 3 5 b ~ 3 5 d の場合に、その光路長が、それらのビームが進行する媒質の屈折率 n によって確実に延長されることになる。図 2 c によれば、光路長変化 s は、回転角 θ 、ビーム入射の距離 e、屈折率 n 及び表面 4 9 a ~ 4 9 d の面の幅 l_k の関数である。回転角 θ による光路長変化 s の計算は、欧州特許第 0 8 7 7 9 1 3 号において導出されており、4 5 度の回転角にわたって、概ね線形な光路長変化をもたらす。

【 0 0 4 2 】

図 2 a ~ 図 2 c に詰め込み過ぎないようにするために、第 2 の基準アーム 1 1 の自由空間ビーム 3 3 a だけが示される。言い換えると、詳細には示されないビーム 3 3 a ~ 3 3 d のビーム光路は、ビーム 3 3 a の場合に、対応する柱状体側面 4 9 a ~ 4 9 d 上に同一の角度で突き当たるビーム 3 5 a ~ 3 5 d のビーム光路に対応する。図 2 a に示される素子 2 3 の位置にあるビーム 3 3 a ~ 3 3 d のビーム光路は、図 2 c のビーム 3 5 a ~ 3 5 d のビーム光路と同じであると見なされるべきである。それは、コーナ角の半分 $\theta/2$ だけ回転した後に結果として生じる。それゆえ、対応する成分ビームは、丸括弧内に入れられる。その際、図 2 c のビーム 3 5 a ~ 3 5 d のビーム光路は、図 2 a のビーム 3 3 a ~ 3 3 d のビーム光路に対応するであろう。図 2 b に示される素子位置において突き当たる

10

20

30

40

50

ビーム 3 3 a はもはや、対応するミラー 3 7 に向かって反射されない。

【 0 0 4 3 】

上記で明記されたデータは、その放射源の放射の場合に、約 1 . 5 の屈折率を有する光路長変更素子の材料に関連する。さらに屈折率が高い材料が用いられる場合には、反射コーティング 5 0 a ~ 5 0 d のコーティング幅 a を短くして、基準アームの時間的な測定範囲を離しておくことができる。

【 0 0 4 4 】

基準アーム 1 1 及び 1 2 の光路長は、基準アーム 1 1 及び 1 2 によって利用できるようになる 2 つの測定範囲が、1 つの空間内で互いに切れ目なく結合されることがないように設計することができる。目の後部の役割を担う基準アームが十分に長く設計される場合には、目の後部の役割を担う基準アームの測定範囲は、目 1 9 の最も深い場所にある、目の前部の役割を担う基準アームの位置よりも、所定の光路長だけ網膜の近くにある位置から始まる。この測定の結果として、前部の深さの走査と後部の深さの走査との間に走査ギャップが生じる。言い換えると、目の前部と目の後部との間には所定の距離（設計によって設定することができる）があり、その距離においては、反射性構造を測定することができない。

【 0 0 4 5 】

人の目の場合、この走査ギャップは、約 4 mm ~ 1 0 mm 程度の大きさになるように選択されるであろう。水晶体にわたって網膜まで角膜の深さの走査を記録するとき、そのような走査ギャップがあっても、情報の損失は最小限であり、無視できるほどである。なぜなら、この走査ギャップは、圧倒的な数の患者又は正常な被検者にとって、測定されるべき目の構造が存在しない目の領域内に置かれているためである。走査ギャップは、硝子体の最前部にある水晶体表面の背後に置かれる。走査ギャップの利点は、1 つの軸を中心にして回転する光路長変更素子 2 3 が、必然的に、走査ギャップに対応する光路長だけ短い走査深さを利用することになることにある。それゆえ、側面 4 9 a ~ 4 9 d の長さをさらに短くして光路長変更素子 2 3 を用いることができ、これによって、同じ走査速度でも、必然的に感度が高くなる。

【 0 0 4 6 】

2 つの基準アーム 1 1 及び 1 2 内に、並びに測定アーム 1 3 内に配置される偏光コントローラ 1 8、2 7 及び 2 9 は、アーム 1 1、1 2 及び 1 3 内の放射偏光を適合させるという目的を果たす。2 つの基準アーム 1 1 及び 1 2 の光路長差は常に、2 つの基準アーム 1 1 及び 1 2 の基本時間遅延の差が、測定されることになる最大長、たとえば、眼球の長さの半分に対応するように設定される。

【 0 0 4 7 】

2 つの基準アーム間の差がさらに大きい場合には、より長い距離を測定することもできるが、その間に存在する領域内の反射を検出することができないという制約がある。

【 0 0 4 8 】

時間に関して考えると、2 つの干渉は、光路長変更素子 2 3 の回転の速度及び柱状体側面の数に応じて、次々に非常に迅速に生じる。距離、厚みを測定する場合に、従来技術では常に、時間をずらして 2 つの測定を行う必要があったが、本発明の場合には、測定されることになる物体が空間的に動いても、測定精度に及ぼす影響はごくわずかであるように、迅速に測定結果が出される。略述されたばかりの利点は、一般的にじっとしていることが難しいことがある子供の目に関する長さを測定する場合に、非常に役に立つ。

【 0 0 4 9 】

図 1 には詳細には示されない測定ヘッド 2 0 が、図 3 にさらに詳細に示される。測定アーム 1 3 の単一モードファイバ 1 4 b が測定ヘッド 2 0 に入る。ファイバ 1 4 b の端部には、保持する目的で、いわゆるフェルール 5 7 が配置される。ファイバ 1 4 b の中に導かれる放射は、所定の開口角において、ファイバコアに従ってフェルール 5 7 から出射し、レンズユニット 5 9 を有する合焦ユニット 5 8 を用いて、その厚みが求められることとなる層の前面上に合焦する。ここで選択された例では、層を、目の角膜として与えることが

10

20

30

40

50

できる（測定物体 19）。既に上述したように、それは、層厚を求める場合に、測定放射を前面上と、その後、背面上との両方において合焦することができるときに好都合である。ここで、層の背面上で合焦することが目的である場合には、所定の屈折率 n 及び所定の厚み d を有する平行平板 61 が、フェルール 57 とレンズユニット 59 との間に、合焦ユニット 58 の一部として押し込まれる。この平行平板 61 は、フェルール 57 内のファイバ端の像オフセット v を生成し、それゆえまた、物体の深さ方向に焦点を動かす。レンズユニット 59 の光学的な結像データと共に、ここでは、フェルール 57 内のファイバ端が層の背面上、すなわち、ここでは網膜上（目の背面）に結像されるように、平行平板 61 の厚み d 及び屈折率 n を適切に選択することによって、その像オフセットが選択される。測定ビーム 22 内への平行平板 61 の導入は、層の前面（平行板なし、すなわち 10
平行板が引っ込まれる）、又は層の背面（平行板が押し込まれる）を求める役割を担う基準アームによって光路長変更が正確に実行されるように、上記の光路長変更素子 23 と同期して行われる。

【0050】

ここで、平行平板 61 を出し入れする際にいくつか問題があるので、この代わりに、図 4 に示される回転式円板 63 を用いることが提案される。その円板では、円形リングからエッジセグメント 64（「歯部」）が突出しており、その円板側面は、平行平面形で、且つ透過性であるように設計される。層の前面の測定中には、フェルール 57 から生じる測定放射は、円形リングのエッジセグメント 64 間の間隙 65 のうちの 1 つを横切り、層の背面の測定中には、円形リングのセグメント 64 のうちの 1 つを横切る。円板 63 の回 20
転動作は、駆動部（図示せず）を介して、光路長変更素子 23 の回転に結合される。

【0051】

冒頭で既に述べられているように、それは、特に人の目の場合に、層厚を求めることに加えて、関連する層のさらなる幾何学量としてトポグラフィも求めることができるときに好都合である。同様に図 3 に示されるように、測定ヘッド 20 は、表面のトポグラフィを 30
求めるための付加的な構成要素を備えることができる。

【0052】

異なる輝度から成る複数の領域を有する光学構造ユニット 70 が、そのトポグラフィが求められることになる表面、ここでは角膜 69 の上流に配置される。この構造が角膜上で反射して結像し、この像が評価される。その構造の形状はわかっているので、初めに述べ 30
られたように、その像内の形状から表面トポグラフィを推測することができる。

【0053】

層厚を求めるための測定ビーム 22 は、構造ユニット 70 を通って中央に導かれることが好ましい。この目的を果たすために、ビーム 22 は、波長を選択するように動作するミラー 71 を用いて、レンズユニット 59 の下流に偏向される。このミラー 71 が動作できるようにするために、層厚の測定に関連する測定放射の場合と、構造の放射の場合とで異なる波長が用いられる。それゆえ、ミラー 71 は、測定放射を反射するが、「構造放射」を（概ね）損失することなく透過するコーティングを有する。後方に延長する部分では、ビーム 22 は、反射する構造を角膜表面 69 上に結像するための光軸 68 を規定する。 40

【0054】

角膜表面 69 によって反射される構造を結像するために、下流にある絞りと共に、さらなるレンズユニット 72 が用いられ、角膜表面 69 をカメラチップ 73 の像平面上に結像する。レンズシステム 72 は、ミラー 71 とカメラチップ 73 との間に配置される。測定放射のための遮断フィルタ 75 が、ミラー 71 とカメラチップ 73 との間に配置され、ビーム 22 の測定放射が、トポグラフィ評価を妨害しないようにする。測定放射は、目を安定させるための視線固定放射として、患者に対して同時に用いることができる。カメラチップ 73 は評価ユニット 74 に接続され、評価ユニット 74 はさらに、検出ユニット 17 にも接続される。評価ユニット 74 は、既に上記で説明されており、後にさらに説明される装置の一部であり、測定される全てのデータを処理し送信及び表示する役割を果たす。 50

【0055】

光学構造ユニット70の1つの例示的な設計79が図6に示される。構造ユニット79は、16個のLED80a及び80bを有し、それらのLEDは、8個ずつ2つの同心のリング82a及び82b内に配列される。2つの連続したLED間の角度の差は45度である。これらのLEDは、不可視領域、又はほとんど見ることができない赤外線領域において発光することが好ましい。この場合、患者の目は、不要な光刺激によってそらされない。3つ以上のリングを用いることもでき、リング当たり9個以上のLEDを用いることもできる。

【0056】

その幾何学的な接続線が構造ユニットの中心81を通過する2つのLEDによって、2つのLED像の接続線間の平均曲率半径を測定できるようになる（すなわち、角膜の経線を測定できるようになる）。眼内レンズの屈折力を適合させるときに、それは主に、角膜経線の複数の曲率半径からの、対象となる、最も急峻な経線及び最も平坦な経線、又はその2つの経線の平均値である。最も急峻な経線及び最も平坦な経線の方法は必ずしも、測定される曲率半径のうちの1つの方向に対応する必要はない。最も平坦な曲率半径は、測定された曲率半径のうちの最長の曲率半径よりもわずかに平坦にすることができ、最も急峻な部分の曲率半径はさらに、測定された曲率半径のうちの最短の曲率半径よりもわずかに短くすることができる。

10

【0057】

最も急峻な経線及び最も平坦な経線、並びに平坦な経線の軸角を計算することができるように、少なくとも5個のLEDを備えなければならない。曲率半径を測定するとき、全てのLEDが同時にオン及びオフに切り替えられる。

20

【0058】

その接続線が必ずしも中心81を通過する必要がない2つの任意のLED間で平均曲率半径を計算することができる。この平均曲率半径は、2つの対応するLED間の接続線に突き当たる。単位表面当たりの測定可能な曲率半径の数は、備えられるLEDの数と共に増加する。十分に多くのLEDが与えられるとき、角膜のトポグラフィを計算することができる。測定する点（すなわち、LED）の数が多くなるほど、トポグラフィを正確に求めることができる。角膜の半径を測定するために、任意の数の同心リング、及びリング当たり任意の数のLEDを用いることができる。再び、任意の数の同心リング、及びリング当たり任意の数のLEDを視線固定放射体として用いることができる。用いられるLED

30

【0059】

干渉計装置の測定ビーム22は、装置と、測定物体19としての角膜の前面との間の距離を測定するためにも用いることができる。この距離は、カメラチップ73上に結像される種々のLEDスポット間の距離が、LEDと、測定されることになる角膜の前面との間の距離の関数であるときに必要とされる。たとえば、コストの理由から、主にレンズユニット72のためにテレセントリックレンズが用いられないときに、この距離への依存性が実質的に持ち出される。その際、その距離を測定することによって、距離に関する情報がない場合に可能である計算よりも、角膜の曲率半径を厳密に計算できるようになる。角膜の前面まで測定されることになる距離は、基準アーム11又は基準アーム12のいずれかを

40

【0060】

LEDの実装密度（packing density）は限られる（個々のLEDは所定の幾何学的大きさを有する）ので、多数のLEDによって後方から照射されるピンホール絞りをを用いることができる。ピンホール絞りの穴の直径は、各LEDの大きさよりも著しく小さいように選択することができる。それによって、さらに多くの数の発光点を得ることができる。ピンホール絞りは必ずしも円形の穴を有する必要はなく、線が存在することもできる。これらの線を同心円として、及び同心円と、それを横切るビームの組み合わせとして設計することができる。

【0061】

50

図3に示されるように、LEDの上流に拡散スクリーン83を配置することもできる。拡散スクリーン83は、測定されることになる表面上に輝度スポットを生成し、その輝度スポットの横方向への広がり、LED放射角、拡散スクリーンの厚み及び拡散スクリーン83と関連するLEDとの間の距離から生じる。拡散スクリーン83は不可欠ではない。拡散スクリーン83が存在しない場合には、カメラチップ上に結像されるLEDは、より小さな直径を有する。結像される直径が過度に小さくなると、とりわけ、結像されるスポットの質量中心を求める際の精度が低下することがあるという不都合がある。一般的に、わずか数ピクセルしかないスポットでは、それよりも多くの数のピクセルを有するスポットよりも、測定精度が低下することがある。拡散スクリーン83が用いられる場合には、目に照射される強度が低くなるので、さらに高輝度のLEDを用いることができる。

10

【0062】

図6に示される構造ユニット79の場合、不可視領域、又はほとんど見るできない領域において発光するLED80a及び80bが用いられた。ここで、図7は、径方向に配列され、好ましくは赤外線領域において発光するLED89aと89bとの間に、可視領域において発光する、さらなるLED90が配置される光学構造ユニット87を示す。ここで、これらのLED90のうちの1つがオンに切り替えられる場合には、患者は周縁の視線固定点を提供される。ここで、患者がこの光刺激に視線を固定する場合には、その患者はこの点に目の軸を動かさないので、周縁の眼内距離、長さ又は厚みを干渉によって測定するために、測定ビーム22を用いることができる。既知の装置とは対照的に、装置を回転させる必要はない。

20

【0063】

測定ビーム22による4つの周縁測定が、経時的に連続してオンに切り替えられる4つの異なる可視LED90(視線固定LED)を用いて連続して実行される場合には、そこから、埋め込まれた眼内レンズ(IOL)の傾斜を測定することができる。図12は、経時的に連続してオンに切り替えられる2つの水平方向のLED90を用いて、水平方向の傾斜を測定することだけを示す。2つの測定結果として、距離DL(「左への距離」)が距離DR(「右への距離」)に等しくないことが明らかになる場合には、IOLは水平方向において傾いている。垂直方向の傾斜を測定するためには、2つの垂直方向のLED90が、経時的に連続してオンに切り替えられなければならない。傾斜を知ることによって、医師は、傾いた眼内レンズを矯正するための判断の根拠を与えられる。

30

【0064】

図8は、光学構造ユニット70及び87に関連する、さらなる変形形態91を示す。この構造ユニット91は、角膜の前面を測定することができるだけでなく、角膜の背面、並びに水晶体の前面及び水晶体の背面も測定することができる。ここに示される例では、同心円95a~95d上に配列される4つのLED97がそれぞれ、中心93に対して放射状の星形を成している8つのブランチ94a~94hの配列内に存在する。ブランチ94a~94hのLEDはそれぞれ、内側から外側に向かってブランチの文字によってさらに符合を付される。それゆえ、ブランチ94aの最も内側にあるLEDは、表示94a₁を有し、ブランチ94aの最も外側にあるLEDは、表示94a₄を有する。円柱レンズ99がそれぞれ、各ブランチ94a~94h上に配置される。8個の円柱レンズ99が、LED97を、角膜と水晶体との間の領域上に合焦する。ここで、LEDの列、たとえば、中心93を横切る接続線上に位置するLED97a₄~97a₁及び97e₁~97e₄がオンに切り替えられる場合には、目において光ギャップが生成される。その後、LED97a₄~97a₁及び97e₁~97e₄が、短い遅延時間でオフに切り替えられ、その後、LED97b₄~97b₁及び97f₁~97f₄がオンに切り替えられる。その後、LED97b₄~97b₁及び97f₁~97f₄がオフに切り替えられ、LED97c₄~97c₁及び97g₁~97g₄がオンに切り替えられる。それ以降も同様である。これは、中心93を中心にして回転する光ギャップを生成する。図3のカメラと同じように中心に配置されるカメラが、円柱レンズ99によって目の中に投影される一連の光ギャップを視認する。2つの周縁に配置されるカメラ(図示せず)(たとえば、1つは垂

40

50

直方向に、もう1つは水平方向に配置される)によって、光ギャップをさらに測定できるようにする。カメラチップ上に現れる光ギャップの位置から、角膜の背面のトポグラフィ、前眼房の深さ(3次元)、水晶体前面及び水晶体背面のトポグラフィ、水晶体の厚み(3次元)並びに水晶体混濁を計算することができる。上記の干渉計装置(図3を参照)は、カメラ像の生成中に存在する距離を求めるために用いられる。その際、カメラによって測定された表面は、測定された距離を用いてさらに補正される。

【0065】

図8の例示とは対照的に、別の数のLEDを用いることもできる。点状のLEDの光スポットが互いの中に流れ込むようにするために、LEDと円柱レンズとの間に、好ましくは直線的に動作する拡散板(図示せず)をさらに配置することができる。それによって、均一に照明される光ギャップを生成することができる。

10

【0066】

LEDを連続してオン及びオフする代わりに、全てのLEDをオン状態にして、その上で回転式の機械的なギャップを動かすこともできる。

【0067】

図8に示される8個の円柱レンズ99の代わりに、互いに位置合わせされた2つの円柱レンズを有し、中心93を中心にして回転する一対の円柱レンズ(図示せず)だけを用いることもできる。

【0068】

図4に示されており、円形リングの断片を有する回転式円板63は、2つの異なる焦点への測定放射の合焦を切り替えるという目的を果たす。ここで、その目的が、3つ以上の焦点へ切り替えることである場合には、そのセグメントは、切り替えられることになる焦点の数に応じて、対応する数の平行平面形の段を有する必要がある。そのような段を作り出すことはできるが、困難を伴い、高いコストがかかるのは避けられない。それゆえ、そのような段を得るために、円形リングのセグメントに類似の対応する切欠きを設けられた多数の平行平面円板131及び132が互いに重ね合わせられて、図5(a)~(d)に示されるような焦点移動デバイス130が形成される。ここで、図5(a)に示される円板131は、たとえばその輪郭が、図4に示される回転式の平行平面円板63に対応するが、その場合厚みが異なる場合がある。たとえば、目の検査の場合、たとえば、基準アーム11の動作中の円板131の目的は、焦点を角膜表面から網膜に動かすことであり、その円板は厚み b_1 を有する。角膜は常に、測定ビームが円形リングの空きセグメント133を通過する度に合焦されることになり、網膜は、ビームが円形リングのエッジセグメント135の透過性材料を通過するとき合焦されることになり、上記で述べられたことは、図3のフェルール57とレンズ59との間の距離が、レンズの焦点距離よりも長い場合に有効である。逆の場合には、すなわち、フェルール57の距離が、レンズの焦点距離よりも短いものとする、測定ビームが円形リングの空きエッジセグメントを通過するときに、網膜が測定される。ビームが円形リングの透過性のエッジセグメントを通過するときに、角膜が測定される。白内障患者の場合には特に、正常な網膜の場合よりも網膜信号が弱いので、白内障患者の場合、後者の設計が用いられることが好ましい。

20

30

【0069】

それぞれの場合に、円形リングの4つのセグメント133及び135が存在し、これらのセグメントは交互に配置される。円形リングの各セグメント133及び135の中心角は45度である。円形リングのセグメント133の外側円弧は半径 r_1 を有し、円形リングのセグメント135は、 r だけ大きな半径 r_2 を有する外側円弧を有する。 r は、測定ビーム22が十分な空間を有するだけの大きさになるように選択される。したがって、常に、円形リングの2つの同一のセグメント133及び135が互いに向かい合って対角線上に存在する。

40

【0070】

その際、図5に示される第2の円板132は、基準アーム12が水晶体内に焦点を合わせるように動作している間に、その役割を有し、厚み b_2 を有する。回転式の平行平面円

50

板 1 3 2 の厚み b_2 は、円板 1 3 1 の厚み b_1 とは異なる。円板 1 3 2 は、透過性材料から成る、円形リングの 2 つのエッジセグメント 1 3 7 を有し、それらのエッジセグメントは、互いに向かい合って対角線上に位置し、それぞれ 4 5 度の中心角 p_1 及び半径 r_2 を有する。それゆえ、円形リングのセグメント 1 3 7 の間に存在する円形リングの空き部分 1 3 9 は、1 3 5 度の中心角 p_2 及び半径 r_1 を有する。

【 0 0 7 1 】

図 5 (c) に示されるように、2 つの円板 1 3 1 及び 1 3 2 は、一方では、その回転軸 1 4 1 及び 1 4 2 が位置合わせされ、他方では、透過性材料から成る、円形リングのセグメント 1 3 7 がそれぞれ、円形リングの 4 つの空きセグメント 1 3 3 のうちの 2 つの背後に存在することになるように、互いに重ね合わせられる。

10

【 0 0 7 2 】

図 5 (c) では、測定ビーム 2 2 は、円形リングの空きセグメント 1 3 3 及び 1 3 7 (領域 A) 内に厳密に配置され、結果として、眼の検査の上記の例では、角膜上に合焦される。合焦ユニット 5 8 の焦点移動デバイス 1 3 0 が、図 5 (c) の回転矢印 1 4 3 の方向にさらに回転すると、測定ビーム 2 2 は、透過性材料から成り、大きな厚み b_1 を有する、円形リングのエッジセグメント 1 3 5 (領域 B) を通過し、結果として、網膜上に合焦することになる。さらに回転した後に、測定ビーム 2 2 は、透過性材料から成り、薄い厚み b_2 を有する、円形リングのエッジセグメント 1 3 7 (領域 C) を通過し、その結果として、水晶体内に焦点が合わせられ、その厚みが求められる。さらに領域 D まで回転する場合には、測定ビーム 2 2 は再び、厚み b_1 を有する材料を通過し、それゆえ、領域 B と同じように、網膜上に合焦する。領域 E では、測定ビーム 2 2 は空気だけを通過するので、角膜上に合焦する。領域 F では、再度、網膜上に合焦し、領域 G では、水晶体の厚みが測定され、領域 H では、再度、網膜上に合焦する。それゆえ、ここで説明された構成を用いて、1 つの測定方法において、眼球の長さ及び水晶体の厚みを求めることができる。

20

【 0 0 7 3 】

上記で略述された焦点移動デバイス 1 3 0 は、空き円弧部分を有する 2 つの回転式円板で動作する。焦点のそれぞれの位置は、その時点で通過される材料のそれぞれの厚みによって、及びその屈折率によって決定される。ここで、個々の円板の厚みを合計して、全厚を形成するように、焦点移動デバイスを設計することもできる。しかしながら、その際、望ましくない反射を引き起こすことになる空隙がプレート間に生じないようにしなければならない。しかしながら、2 つの円板の代わりに、さらに多くの円板を用いることもできる。再び、上記で略述された 3 つの焦点の代わりに、さらなる焦点が生成されるように、さらに細分することもできる。

30

【 0 0 7 4 】

当然、2 つの基準アーム 1 1 及び 1 2 のみを用いる代わりに、互いに適切な角度を成す 3 つ、4 つ及び 5 つ以上の基準アームを用いることもできる。個々の基準アームは、単一の光路変更素子の上流において、光路変更素子の回転と同期して、適切なビーム遮断装置を用いて接続及び分離することができる。

【 0 0 7 5 】

欧州特許第 0 8 7 7 9 1 3 号に記載され、図 1、図 2 a、図 2 b 及び図 2 c に示される光路長変更素子 2 3 の代わりに、独国特許第 3 4 4 6 0 1 4 号の図 1 ~ 図 3 に示される光路長変更素子に多少変更を加えて利用することもできる。光路長変更素子 2 3 は、使用中に、基準ビームによって透射される。対照的に、図 9 に示される光路長変更素子 1 0 3 の場合、基準ビームは、その表面において反射される。基準ビームは、光路長変更素子 1 0 3 には入射しない。光路長変更素子 1 0 3 は、同じように、軸 1 0 5 を中心にして回転する回転体として設計される。銀めっきされた外面 1 0 9 a ~ 1 0 9 l を有する 6 つの二等辺ルーブリズム 1 0 7 a ~ 1 0 7 f が、真直ぐな円柱体 1 0 6 上に配置される。円柱体 1 0 6 上にあるルーブリズム 1 0 7 a ~ 1 0 7 f の底面において接する外面 1 0 9 a / 1 0 9 l、1 0 9 c / 1 0 9 b、1 0 9 e / 1 0 9 d、1 0 9 g / 1 0 9 f、1 0 9 i / 1 0 9 h 及び 1 0 9 k / 1 0 9 j はそれぞれ、互いに直角を成す。基準アーム

40

50

12と同じように設計される基準アーム112の自由ビーム111aは、開口部113を通じて導かれ、図9において開口部113の上には、ビーム111aに対して垂直に延在し、ビーム111aの放射を概ね100%反射するように設計されるミラー115が配置される。ビーム111aの放射に対する吸収体116が、開口部113の下に配置される。図9に示される、光路長変更素子103の位置では、ビーム111aは側面109aに突き当たり、ここからビーム111bとして側面1091に反射され、それによって、ビーム111aと平行に、ビーム111cとしてミラー115上に導かれ、側面1091に向かって逆反射され、反射ビームとして、再び開口部113を通過する。直角のため、図9に破線によって示されるように、光路長変更素子103が矢印118の方向に、或る角度だけさらに回転している場合であっても、ミラー115に突き当たるビームは、常に元の側面に向かって逆反射される。ビーム111cが突き当たる点117は、ビーム111aがループプリズム107aの先端119a上に入射するまで、図9に示される開口部113から上方に離れる。光路長変更素子103がさらに回転すると、ビーム111cは、開口部113から離れるよう進み、その後、開口部113の方向に進み、吸収体116に突き当たる。言い換えると、ここでは、ビームは反射しない。

10

【0076】

基準アーム11と同じように設計される第2の基準アーム120のビーム121は、開口部122を通過し、ビーム111aが先端119aに突き当たる瞬間に、ループプリズム107fの先端119fに突き当たり、面1091がさらにわずかに回転した後に、面109a上に反射され、それによって、ミラー123上に反射され、そこから、再び反射して面109aに戻され、反射したビームが再び開口部122を通過するようになる。ビーム121が面109aに突き当たるまで、光路長変更素子103がさらに回転した場合には、面1091において反射されたビームは、図9に示されるように、開口部122の斜め上の吸収体125上に再び入射する。2つの入射ビーム111a及び121は互いにオフセット角 θ を成す。或る許容範囲を除いて、オフセット角 θ は、ループプリズムのそれぞれの隣接する先端の中心角に対応する。ここで、選択される許容範囲が大きくなると、それと共に光路長変化は小さくなる。

20

【0077】

ビーム111cが反射体115に突き当たるとき、反射によって偏向されるビーム121は吸収体125に突き当たる。反射したビーム119がミラー123に突き当たるとき、ビーム111cは吸収体116に突き当たる。

30

【0078】

6個のループプリズム107a~107fで光路長変更素子103を設計する代わりに、別の数のループプリズムを用いることもできる。しかしながら、隣接する面は、円柱体上で常に90度の角度を成して接しなければならない。

【0079】

欧州特許第0877913号に記載される光路長変更素子23が図2a~図2cに示されており、この場合には、角47a~47dから始まる柱状体側面49a~49dは、部分的に約100%であるコーティング50a~50dだけを有する。図10に示される光路長変更素子の変形形態147の場合、同じように正方形の断面を有するが、2つの隣接する柱状体側面149a及び149bは、その全体にわたって概ね100%反射コーティングを設けられ、他の2つの柱状体側面151a及び151bは、反射コーティングは設けられず、反射防止コーティングを設けられることが好ましい。その光路長変更素子147は、同じように、回転軸152を中心にして回転する。光路長変更素子147の材料用の屈折率が $n=1.5$ であるとすると、光路長変更を中止することなく、0度~58度の回転が可能である。これによって、それぞれの場合に1つの基準アームにおいて、図2a~図2cに示される光路長変更素子23と比べると、柱状体側面のための最大限可能な走査の深さが大きくなる(光路長変更素子23の場合には、回転によって動くことが可能なのは、最大で44度までに過ぎない)。一部だけが反射コーティングを設けられる場合(光路長変更素子23)と比較すると、側面の長さ全体を覆う反射コーティング(光路

40

50

長変更素子 23) の場合、基準アーム当たり実行することができる測定が、1 回転当たり 4 回ではなく、2 回だけであるという不都合がある。側面全体をコーティングする場合に、2 つの基準アームの走査時間中に、干渉する時間が重ならないようにするために、光路長変更素子 147 に突き当たる、2 つの基準アームの 2 つのビーム 154 a と 154 b との間の角度 α は、45 度ではなく、少なくとも 58 度でなければならない。

【0080】

図 11 は、時間領域光コヒーレンストモグラフィ (TDOCT) 155 及びスペクトル領域光コヒーレンストモグラフィ (SDOCT) 156 を用いて、透過性又は拡散性の物体上で少なくとも 1 つの幾何学量を求める装置を示す。TDOCT 155 の構成要素は破線によって囲まれ、SDOCT 156 の構成要素は一点鎖線によって囲まれる。TDOCT 155 は基本的には、図 1 に示される構成要素を含む。TDOCT 155 を SDOCT 156 に接続することによって、ここで、これら 2 つのトモグラフィの利点を互いに組み合わせることができる。厚み、距離及びノ又は長さを求めることに加えて、ここでは、トポグラフィを迅速且つ正確に求めることができる。この組み合わせた測定は、確かに、上記のような測定ヘッド 20 を適切に設計すれば、図 1 に示される上記の装置を用いて実行することもできるが、上記の LED 構成の代わりに、SDOCT 156 を用いることにより、さらに厳密に、且つさらに迅速に求めることができるようになり、さらに、物体の内部のトポグラフィを求めることもできる。

【0081】

SDOCT 156 単体については、たとえば、R. A. Leitgeb, W. Drexler, A. Untergrube, B. Hermann, T. Brajraszewski, T. Le, A. Stingl, A. F. Fercher による論文「Ultrahigh Resolution Fourier Domain Optical Coherence Tomography」(Optics Express, vol.12, No. 10, 17 May 2004, pages 2156-2165) に記載されているが、そこでは、トポグラフィを求めるために用いられるのではなく、層厚を求めるために用いられる。

【0082】

一例として目に対して使用する場合、TDOCT 155 とは対照的に、SDOCT 156 の場合、最大限可能な走査の深さは典型的には、数ミリメートルに制限されるので、SDOCT 156 は、目の前部又は目の後部のいずれかを測定する。このような制限がある 1 つの理由は、カメラ線 159 内に存在する利用可能なカメラピクセル 157 の数に制限があることである。各線 159 のピクセルは典型的には 1000 ピクセルである。SDOCT 156 とは対照的に、TDOCT 155 は、典型的には 30 mm ~ 40 mm の長さを測定することができる。しかしながら、SDOCT 156 の測定感度及び走査速度は、TDOCT 155 よりも数倍大きい。高感度且つ高速であるため、SDOCT 156 は、以下に記載されるミラー 189 が、測定ビーム 186 a を 1 つ又は 2 つの方向にどのように反射するかに応じて、測定物体において、表面 (2 次元) 又は典型的には 3 mm の深さを有する体積 (3 次元) を走査するために用いられる。SDOCT 156 とは対照的に、TDOCT 155 は、測定物体において 1 次元だけの測定を行う。

【0083】

図 11 に示される TDOCT 155 は基本的には、図 1 において既に示されている構成要素を有し、図 1 の構成要素と同一の構成要素は同じ参照符号を有する。したがって、図 1 と同じように、放射源 1 と、放射減衰器 5 と、偏光コントローラ 7 と、同じように設計され、光路長変更素子 23 を有する基準アーム 11 及び 12 とが存在し、光路長変更素子 23 は、光路長変更素子 103 又は 147 として設計することもできる。さらに、図 1 に示されるように、TDOCT 155 は、2 つの検出器 15 及び 16 と、検出電子装置 17 とを有する。しかしながら、図 1 に存在する測定ヘッド 20、及び単一モードファイバケーブル 9 の設計は異なり、以下に説明される。

【0084】

上記で既に仕様が定められている構成要素に加えて、図 11 に示される構成は、4 x 4 単一モードファイバケーブル 160 を有し、それは、図 11 では、その右側において、放射導体 3c、10b、10a に、さらには放射導体 161 に接続されており、放射導体 16

10

20

30

40

50

1 は分光器 163 に導かれる。

【0085】

分光器 163 は、放射導体 161 から出射する放射 165 をコリメートするレンズ 164 を有する。コリメートされた放射 167 は回折格子 169 に導かれる。回折格子 169 は、回折格子 169 に突き当たる放射 167 に含まれる各波長を別の方向に反射する。波長成分に分解された、この放射 170 は、合焦線 171 によって、カメラピクセル 157 を有するカメラ線 159 上に合焦される。それゆえ、各ピクセル 157 は常に、非常に具体的に決められた波長領域だけを受光する。物体 19 において生じる様々な反射の位置、それゆえ、トポグラフィ及び/又は経線は、カメラピクセルによって検出される波長領域の強度を求めることによって、且つ評価ユニット 173 内の数学的変換（フーリエ変換）を用いて、求めることができる。

10

【0086】

図 11 の左側では、4 × 4 単一モードファイバカプラ 160 が、2 つの基準アーム 11 及び 12 と、測定アーム 13 とは異なる測定アーム 175 と、さらなる基準アーム 176 に接続される。基準アーム 176 は、単一モードファイバ 177a を介して、結合器 160 に接続される。単一モードファイバ 177a の他端は、たとえば、圧電作用によって動作するオプシヨンの位相変調器 179 に接続され、さらに、単一モードファイバ 177b を介して、オプシヨンの偏光コントローラ 180 に接続される。偏光コントローラ 180 から生じる放射はミラー 181 に達し、そのミラーによって、放射は反射され、上記の構成要素を介して、結合器 160 に戻される。

20

【0087】

結合器 160 に接続される測定アーム 175 は、図 1 に示される偏光コントローラ 18 を有し、さらに、自由空間放射を生成するためにフェルール 57 を有する。上記のように、焦点調整は、レンズと、光学素子 61、63 又は 130 と同じようにして設計される光学素子 184 とを用いて、基準アーム 11 及び 12 内の光路長測定と同期するように行うことができる。スプリッタミラー 185 が、レンズ 183 と、光学素子 184 との間に配置される。スプリッタミラー 185 を用いて分離される放射 186a は、偏向ミラー 187 を介して、スイングミラー 189 上に、そして、その後、さらなるスプリッタミラー 190 に導かれる。スプリッタミラー 185 によって分離されない放射 186b は、スプリッタミラー 190 上で、ミラー 187 及び 189 を介して偏向された放射 186a と合成される。成分ビーム 186a は、光スペクトル領域トモグラフィ 156 の一部であり、たとえば、スイングミラー 189 を動かすことによって、測定されることになる目の部分、たとえば、前面又は背面の部分にわたって横方向に偏向される。

30

【0088】

ファイバカプラ 160 において、基準アーム 176 によって反射される放射が、物体 19 によって逆反射される放射と重ね合わせられる。その際、放射のうちの 25% が、ファイバカプラ 160 から、放射導体 161 の中に進む。

【0089】

したがって、TDOCT 155 は、主要構成要素として、光路長変更素子 23 と、2 つの基準アーム 11 及び 12 と、4 × 4 単一モードファイバカプラ 160 と、放射源 1 と、放射減衰器 5 と、偏光コントローラ 7 と、2 つの検出器 15 及び 16 と、検出電子装置 17 と、評価ユニット 173 と、偏光コントローラ 18 と、フェルール 57 と、レンズ 183 と、光学ユニット 184 と、物体（目）19 とを含む。

40

【0090】

SDOCT 156 は、放射源 1 と、放射減衰器 5 と、偏光コントローラ 7 と、4 × 4 単一モードファイバカプラ 160 と、分光器 163 と、基準アーム 176 と、偏光コントローラ 18 と、フェルール 57 と、レンズ 183 と、スプリッタミラー 185 と、偏向ミラー 187 と、スイングミラー 189 と、スプリッタミラー 190 と、物体 19 とを含む。好都合な改良形態では、スイングミラー 189 と、偏向ミラー 187 又はスプリッタミラー 185 との間にレンズ（図 11 には示されない）が配置されることになり、それを用い

50

て、その「内部」トポグラフィが求められることになる物体 19 内のゾーン上に放射を合焦することができ、当然、「外部」トポグラフィも求めることができる。しかしながら、スイングミラーによる偏向の結果として、ビームがレンズ表面上で動くことになるので、このレンズは、スイングミラー 189 とスプリッタミラー 190 との間には配置されないであろう。

【0091】

図 11 に示される構成はさらに、トポグラフィを求めるための図 3 に示される構成要素も含むことができる。図 11 に詰め込み過ぎないようにするために、波長選択ミラー 71、レンズユニット 72、遮蔽フィルタ 75 及びカメラチップ 73 だけが図示される。当然、LED 配列も存在するが、図示されない。図 3 に類似の構成を用いて、自由表面のトポグラフィを求めることができ、一方、SDOCT 156 を用いて、自由表面に加えて、物体の深さ方向に存在するトポグラフィも求めることができる。

10

【0092】

上記の装置を用いて、ただ一度の位置決め動作において、目の多数の構造を測定することができる。したがって、外側又は内側にある表面のそれぞれのトポグラフィに加えて、目の場合には、たとえば、角膜、前眼房、水晶体及び硝子体の厚み及び内部構造を測定することができる。さらに、患者の目において行われる装置の一度の位置決め動作によって、水晶体皮質及び水晶体混濁、眼球の長さ、網膜の内部構造、有水晶体眼内レンズ及び偽水晶体眼内レンズの位置及び厚み、コンタクトレンズの位置及び厚み、角膜の曲率半径をさらに測定することができ、虹彩角膜角を測定することもできる。

20

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図 1】光学的に透過性及び / 又は拡散性の材料の厚み及び / 又は光路長を求めるための本発明の装置の概略図である。

【図 2 a】回転軸を中心にして回転することができる、図 1 に示される装置の光路長変更素子を示す図である。

【図 2 b】回転軸を中心にして回転することができる、図 1 に示される装置の光路長変更素子を示す図である。

【図 2 c】回転軸を中心にして回転することができる、図 1 に示される装置の光路長変更素子を示す図である。

30

【図 3】図 1 に示される装置の測定ヘッドの概略図である。

【図 4】図 1 に示される装置の測定ビームの焦点を調整するための回転式円板としての焦点変位ユニットを示す図である。

【図 5】2つの回転式円板から組み立てられる、図 4 に示される焦点移動ユニットの設計を変更したものであり、(a)はそのうちの一方の円板の平面図、(b)はそのうちの他方の円板の平面図、(c)はその2つの円板から成る焦点移動ユニットの平面図、(d)は(c)に示されるユニットの側面図である。

【図 6】図 3 に示される測定ヘッドの光学構造ユニットの平面図である。

【図 7】周縁距離、眼内距離、長さ又は厚みを求めるために用いることができる光学構造ユニットの変形形態の平面図である。

40

【図 8】光学構造ユニットのさらなる変形形態の平面図である。

【図 9】図 1、図 2 a、図 2 b 及び図 2 c に示される光路長変更素子の変形形態の概略図である。

【図 10】図 1、図 2 a、図 2 b 及び図 2 c に示される光路長変更素子のさらなる変形形態を示す図である。

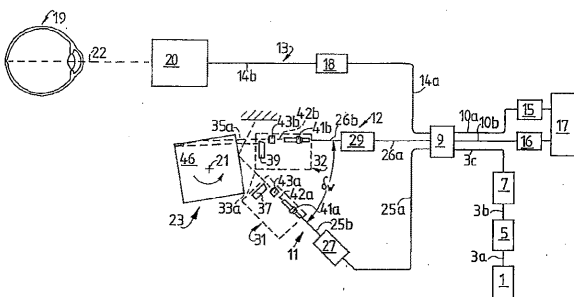
【図 11】時間領域光コヒーレンストモグラフィを用いて厚み及び / 又は光路長を求めることに加えて、スペクトル領域光トモグラフィを用いて、トポグラフィ、2次元又は1次元トモグラフィを求めることができる、図 1 に示される装置の1つの変形形態を示す図である。

【図 12 a】IOL の位置を測定する概略図である。

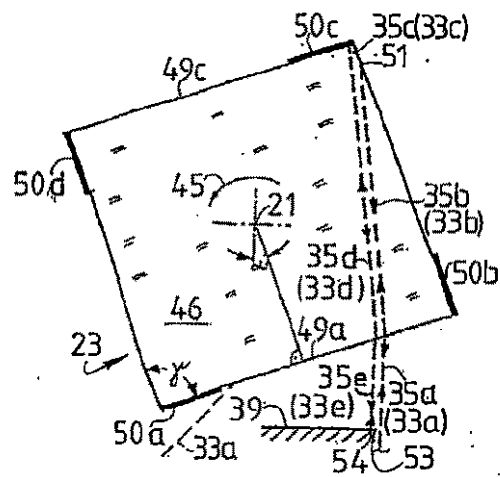
50

【図12b】IOLの位置を測定する概略図である。

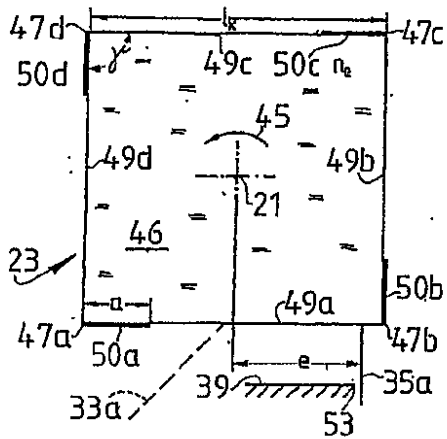
【図1】



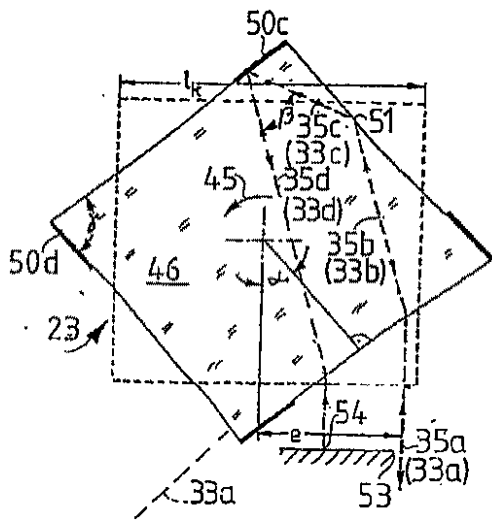
【図2b】



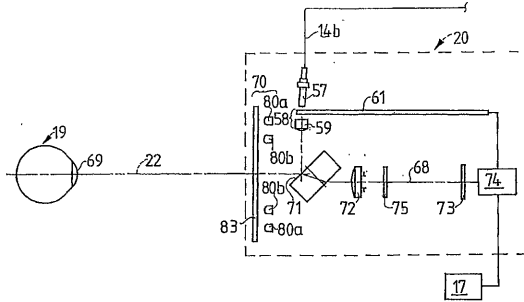
【図2a】



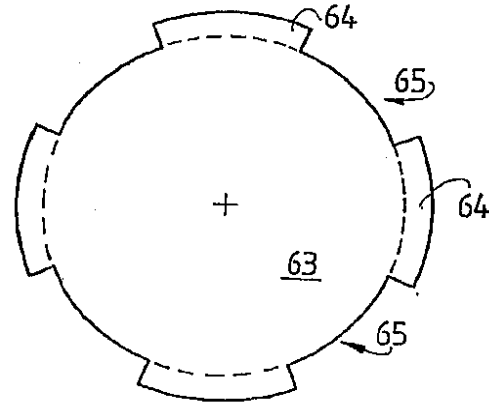
【 図 2 c 】



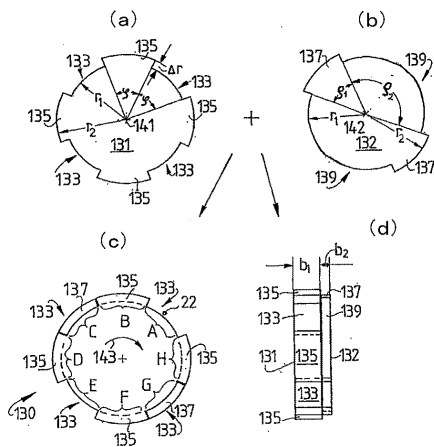
【 図 3 】



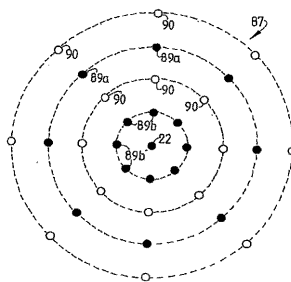
【 図 4 】



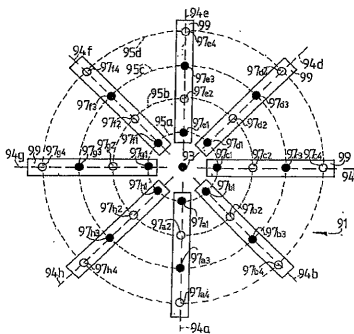
【 図 5 】



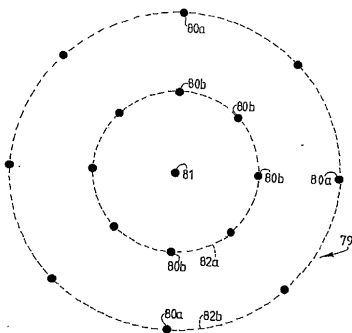
【 図 7 】



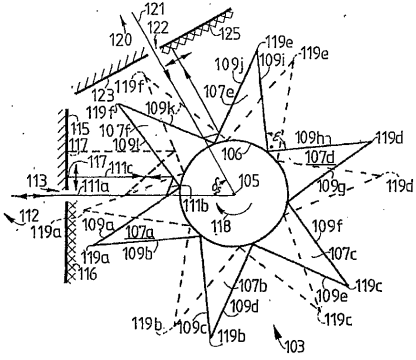
【 図 8 】



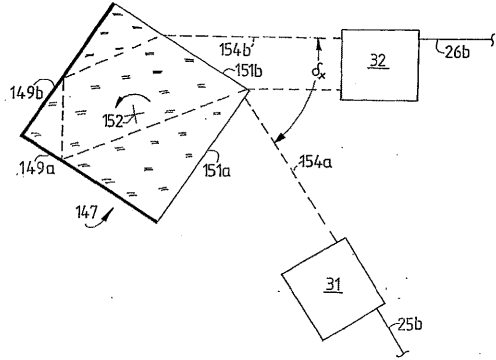
【 図 6 】



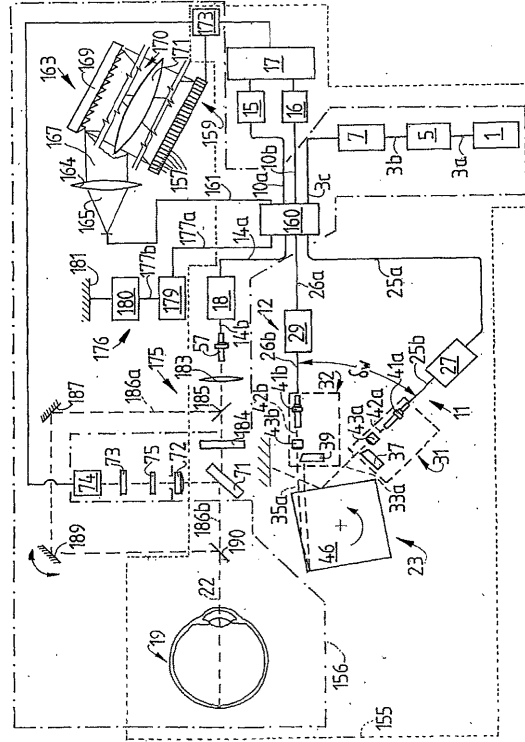
【 図 9 】



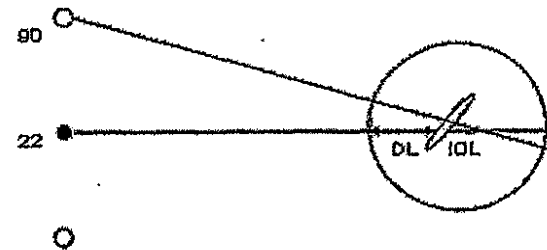
【 図 10 】



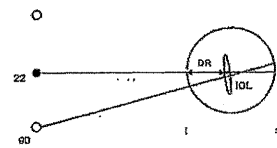
【 図 11 】



【 図 12 a 】



【 図 12 b 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
G 0 1 B	11/00	(2006.01)	G 0 1 B	11/06 G
A 6 1 B	3/10	(2006.01)	G 0 1 B	11/00 G
			A 6 1 B	3/10 Z

(74)代理人 100107401

弁理士 高橋 誠一郎

(74)代理人 100106183

弁理士 吉澤 弘司

(74)代理人 100120064

弁理士 松井 孝夫

(72)発明者 ヴェルティ, ルドルフ

スイス, CH - 3 0 9 7 リーベフェルト, ケーニッツシュトラッセ 1 9 4 J

(72)発明者 プリ, ウルス

スイス, CH - 3 2 0 5 マウス, クラインフェルドヴェグ 1 6

(72)発明者 プライテンシュタイン, ヨルグ

スイス, CH - 3 0 1 4 ベルン, マイセンヴェグ 2 1

審査官 横尾 雅一

(56)参考文献 特開2003 - 329577 (JP, A)

特開平08 - 098813 (JP, A)

特表2005 - 527280 (JP, A)

特開2002 - 051982 (JP, A)

国際公開第2005 / 047813 (WO, A1)

特表2007 - 510143 (JP, A)

特開平10 - 267830 (JP, A)

特開2001 - 174404 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 N 2 1 / 0 0 - 2 1 / 6 1

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

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

A 6 1 B 9 / 0 0 - 1 0 / 0 0

G 0 1 B 9 / 0 0 - 9 / 1 0

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I)