(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3698897号
(P3698897)
(45)発行日　平成17年9月21日(2005.9.21)　(24)登録日　平成17年7月15日(2005.7.15)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
A61B 3/10	A61B	3/10	M
A61F 9/007	A61B	3/10	R
	A61F	9/00	511
	A61F	9/00	512

請求項の数 3　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平10-268346
(22)出願日　平成10年9月22日(1998.9.22)
(65)公開番号　特開平11-164816
(43)公開日　平成11年6月22日(1999.6.22)
審査請求日　平成13年11月12日(2001.11.12)
(31)優先権主張番号　936238
(32)優先日　平成9年9月24日(1997.9.24)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　598129484
ハイデルベルク　エンジニアリング　オプティッシュ　メスジィステーメ　ゲゼルシャフト　ミット　ベシュレンクテル　ハフツング
ドイツ連邦共和国ハイデルベルク，ティエルガルテンシュトラーセ　１７
(74)代理人　100066692
弁理士　浅村　皓
(74)代理人　100072040
弁理士　浅村　肇
(74)代理人　100080263
弁理士　岩本　行夫
(74)代理人　100072822
弁理士　森　徹

最終頁に続く

(54)【発明の名称】複屈折サンプルの複屈折形態を決定するシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
複屈折サンプルの複屈折形態を決定するシステムであって、当該サンプルが後面から分離された前面を有し、該システムが、
当該サンプル内の焦平面を確立する走査断層解析ユニットと、
レーザビームを生成して、前記焦平面の一点で当該サンプルの複屈折測定値を獲得するエリプソメータと、
当該サンプルの前面に対する前記レーザビームの入射角を決定するために波面分析を使用する形態ユニットと、
前記入射角を概知の参照角と比較して前記複屈折測定値を改訂するための補正ファクタを確立し、補正された複屈折測定値を獲得するコンピュータ手段とを備えるシステム。
【請求項２】
複屈折サンプルの複屈折形態を決定する方法であって、当該サンプルは後面から分離した前面を有し、前記方法が、
当該サンプル内の焦平面を確立するステップと、
レーザビームを生成して前記焦平面の一点で当該サンプルの複屈折測定値を獲得するエリプソメータと、当該サンプルの前面に対する前記レーザビームの入射角を決定する形態ユニットとを含むシステムを設けるステップと、
当該サンプルに対して採られる基準を設定するステップと、
前記基準の動作に従って前記入射角を改良するステップと、

この改良された入射角で前記複屈折測定値を改訂して、補正された複屈折測定値を獲得するステップとを含む方法。

【請求項３】

複屈折サンプルの複屈折形態を決定するシステムであって、当該サンプルは後面から分離した前面を有し、前記システムが、

当該サンプル内に焦平面を確立するレーザ手段と、

レーザビームを生成して、前記焦平面の一点で当該サンプルの複屈折測定値を獲得するレーザ偏光器手段と、

当該サンプルの前面に対する前記レーザビームの入射角を決定するために波面分析を使用する反射分析手段と、

当該サンプルの前面に対して採られる基準を設定するトラッキング手段と、

前記基準に対する当該サンプルの前面の動作に従って前記入射角を改良するとともに、該改良された入射角を同定し、当該改良された入射角を概知の参照角と比較して前記複屈折測定値を改訂するための補正ファクタを確立し、補正された複屈折測定値を獲得するコンピュータ手段とを備えるシステム。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は概ね光学的診断機器およびその使用方法に関する。本発明は、特に、角膜の病気の検出および屈折手術計画に適した角膜の屈折力の分布形態の作成に有用であるが、それに限定されるものではない。

【０００２】

【従来の技術】

角膜の光学的特徴を知ることは、眼科医にとって非常に役立つことがある。特に、眼科医は角膜の屈折力を知ることにより、Keratokonusなどの特定の角膜の病気を診断し、乱視や近視のような疾患を矯正する屈折外科手術を適切に計画することができる。これまで、角膜の屈折力の判断は限定されたものであり、もっぱら角膜の前面を評価して判断されていた。このように限定された評価は、残念ながらかなり高レベルであるが不満足な外科手術の結果をもたらしている。外科手術の成功率を上げるには、角膜の屈折分布形態をより完全に決定することが必要であることは明白である。容易に理解できるように、前面だけではなく角膜全体の評価が、必要であり望ましくもある。

【０００３】

解剖学的に、目の角膜は５つの識別できる別個の組織層を備える。すなわち角膜の前面から内方に後面へと向かって、上皮、ボーマン膜、間質、内皮、およびデスメ膜の５層である。その中で間質は、言うまでもなく角膜の組織のうち最大の体積を有している。その結果、角膜の屈折力への寄与に関する限り、間質は最も重大な角膜組織である。したがって、角膜の屈折力を変更する外科手術は、可能な限り間質の寄与に関する多くの知識を得て実施するとよい。重要なことに、間質内には、考慮しない場合には、切開して応力緩和すると予測できない結果をもたらすこともある応力分布があることが知られている。言い換えると、角膜の切開により間質の圧力分布を緩和すると、角膜の外科的形状変更に影響を及ぼす。

【０００４】

角膜内の応力分布は複屈折をもたらすことが知られている。さらに、このような応力の結果生じた角膜の間質の複屈折特性は検出可能であることが知られている。その結果、角膜の内因性複屈折の分布形態を獲得することにより、角膜内の応力分布を確認することができる。この情報があれば、外科的に修正した角膜の屈折力について、より予測可能な結果をもたらす角膜の切開を行うことができる。

【０００５】

角膜の複屈折形態を決定するため測定を、本明細書で引用する、本発明の譲受人に譲渡された米国特許出願第08/709,243号に詳述されたタイプのエリプソメータによって行うこ

とができる。しかし、このような測定は幾つかの要因の影響を受ける。このような要因の一つは、エリプソメータの光線が角膜に入る場合の、その前面に対する入射角（θ）がある。入射角（θ）は角膜前面の局所的曲率（形態）の影響を受ける。また、患者の呼吸、患者の心臓鼓動など、角膜の動きの原因となる他の要因も影響を与え、考察する必要がある。したがって、眼科医が角膜の形状を変更するのに有用な正確かつ精密な複屈折形態を得るために、これらの要素に適切に対応するよう、エリプソメータの複屈折測定を補正する必要がある。

【０００６】

【発明が解決しようとする課題】

上記から、形態の決定に角膜間質の曲率の影響を考慮した、角膜の複屈折形態を決定するシステムおよび方法を提供することが、本発明の目的である。形態の決定に患者の心臓鼓動および患者の呼吸を考慮した角膜の複屈折形態を決定するシステムおよび方法を提供することが、本発明のもう一つの目的である。使用法が簡単で、製造法が比較的単純で比較的費用効率がよい角膜の複屈折分布形態を決定するシステムおよび方法を提供することが、本発明のもう一つの目的である。

【０００７】

【課題を解決するための手段】

複屈折サンプル（例えば目の角膜）の複屈折形態を決定するシステムおよび方法は、サンプルの複屈折を測定するエリプソメータを含む。システムは、エリプソメータと相互作用して、複屈折測定のサンプル（角膜）の局所的湾曲の変動による誤差を精密に補正するコンポーネントも含む。特に、関連コンポーネントはサンプルから反射する波面から獲得される波面測定値を分析する分布形態ユニットを含む。分布形態ユニットは、この測定値を使用してサンプル表面（角膜）の湾曲と、エリプソメータからのレーザビームがこの表面に入射する角度とを決定する。さらに、関連コンポーネントは、エリプソメータの複屈折測定値を校正して、測定した入射角を求めるコンピュータを含む。

【０００８】

上記のエリプソメータ、形態ユニットおよびコンピュータに加えて、本発明のシステムはサンプル内でエリプソメータの焦平面を確立するのに使用するレーザ走査断層解析ユニットを含む。さらに、複屈折サンプルの動作をモニターし、したがってこのような動作があっても、エリプソメータの焦点を焦平面に維持できるＺ－トラッカーが含まれる。Ｚ－トラッカーは、この全てを行うために、複屈折サンプル（角膜）の前面に対して基準を確立する。次に、基準からの前面の偏差を測定して、エラー信号を生成する。コンピュータは、このエラー信号が最小となる方法でエリプソメータの焦点を合わせる。このように、望ましくない目の動きによって生じるような不正確さが未然に回避される。システムの改良において、患者の心臓鼓動や呼吸による角膜の動きに対応することによってＺ－トラッカーを補助するよう、コンピュータを前もってプログラミングすることもできる。

【０００９】

本発明のシステムの操作では、システムのレーザ走査断層解析ユニットがまず、複屈折サンプル（角膜）内に位置する焦平面を確立する。角膜の複屈折特性の測定時には、角膜の後面付近に第１焦平面を配置することが好ましい。それと同時に、Ｚ－トラッカーが角膜の前面に対する基準を確立し、コンピュータが焦平面と基準との間の空間的関係でロックする。次にエリプソメータを起動して、焦平面の点に焦点を合わせたレーザビームを生成する。エリプソメータの焦点が適切に合ったら、エリプソメータから放射するレーザビームを選択的に偏光させ、焦平面の点から連続的に１６の異なる値を読みとる。次に、この１６の読取り値を、焦点における材料の複屈折特性の測定値への寄与として集合的に使用する。所望に応じて、このプロセスを繰り返して、焦平面の追加点の複屈折特性を測定することができる。さらに、追加の焦平面を確立し、平面ごとに複数の点を測定することができる。このように、複屈折サンプルの体積の複屈折分布形態を生成し、オペレータがこれを使用して内部応力を決定することができる。

構造および操作の両面での本発明の新規の特徴、さらに発明自体は、添付の記述ととも

に考察される添付図面から最もよく理解され、図面では同様の参照番号は同様の部品を示す。

【００１０】

【実施例】

最初に図１を参照すると、複屈折サンプルの複屈折形態を決定するシステムが概略的に図示され、全体として１０で総称されている。図１に示すように、システム１０はコンピュータ１２、エリプソメータ１４、波面センサー１８およびＺ－トラッカー・ユニット２０を含む。本発明のシステム１０で意図されているように、これらのコンポーネントは全て互いに特定の方法で相互作用して、患者の目２４の角膜２２など、複屈折サンプルの複屈折分布形態を生成する。

【００１１】

患者の目２４の角膜は、図２に示すような解剖学的構造を有する。特に、角膜２２は５つの異なる層を備える。これらの層は、前から後ろへの方向に、上皮２６、ボーマン膜２８、間質３０、デスメ膜３２および内皮３４である。この解剖学的構造が重要なのは、角膜２２の主要な成分が間質３０であることを示すからである。角膜２２の屈折力に影響する応力分布が生じるのは、主に間質３０である。上述したように、このような応力の分布は、検出可能な複屈折特性として現れる。

【００１２】

次に図１に戻ると、システム１０のエリプソメータ１４は、レーザビーム４２を生成するよう選択的に起動できるレーザ・ダイオード４０を含むことが分かる。レーザビーム４２は、起動されるとピンホール４４を通過し、偏光器４６と２つのポッケルス・セル、つまりポッケルス・セル４８およびポッケルス・セル５０を連続的に含む偏光ユニットを通過する。ポッケルス・セル４８、５０の電圧状態を選択的に変更することにより、レーザビーム４２に４つの特定の独立した偏光状態を生成することができる。これは（０，０）、（λ／４，０）、（０，λ／２）、および（λ４，λ２）である。次に、この中から選択された一つの偏光状態で、レーザビーム４２は鏡５２で反射し、エリプソメータ１４から出て光路となり、これはその後、目２４の角膜２２中の一点に焦点を合わせる。

【００１３】

レーザビーム４２は、角膜２２の焦点から反射すると、方向転換してエリプソメータ１４に再び入る。再入射すると、レーザビーム４２は鏡５２、５４および５６に連続的に反射して、エリプソメータ１４の分析ユニットに向かう。この分析ユニットはポッケルス・セル５８およびポッケルス・セル６０、さらに偏光器６２を含む。分析ユニットは、偏光ユニットの操作と同様の方法で、ポッケルス・セル５８、６０の電圧状態に応じて、レーザビーム４２に対して４つの特定の独立した検出状態を生成することができる。それは（０，０）、（λ／４，０）、（０，λ／２）、および（λ４，λ２）である。レーザビーム４２はここで特定の偏光状態および特定の検出状態の影響を受け、レンズ・ユニット６４によってピンホール６６を通ってアバランシェ・フォトダイオード６８上に焦点が合う。次に、アバランシェ・フォトダイオード６８が生成した信号がエレクトロニクス線７０を通過してコンピュータ１２に入り、分析される。

【００１４】

当業者には理解されるように、エリプソメータ１４によってレーザビーム４２に与えることができる４つの偏光状態および４つの検出状態の間で、レーザビーム４２の焦点を角膜２２の間質３０に合わせる点で、１６の異なる値を読みとることができる。この１６の読取り値を意味のある複屈折分析のモデルに変換するためにコンピュータ１２が使用する数学的操作は、参照により本明細書に組み込まれ、本発明の譲受人に譲渡された米国特許出願第08/709,243号に十分記載されている。

【００１５】

図１は、システム１０の走査断層解析ユニット１６が、好ましくは約６７０ｎｍの波長を有するレーザビームを生成するレーザ・ダイオード７２を含むことも示す。このレーザビームはスキャナー７４に向けられ、ここで目２４の角膜２２に方向転換される。次に、

反射光は共焦配置構成のスキャナー７４によって検出される。その結果は、２０Ｈｚの反復率で２次元画像のディジタル化フレームを検出する能力である。これで、これらの画像をコンピュータ１２でリアルタイムに表示することができる。特に、反射ビームはスキャナー７４から鏡７６へと通過し、そこでさらにレンズ７８へと反射する。次に、ビームはレンズ７８によってピンホール８０を通してアバランシェ・ホトダイオード８２に焦点を合わせる。アバランシェ・ダイオード８２からの信号はエレクトロニクス線７０を介してコンピュータ１２に渡される。特に、スキャナー７４が走査するフィールドのサイズは、１０°×１０°、１５°×１５°または２０°×２０°に設定することができる。さらに、焦平面の位置は０．２５ジオプターごとに－１２から＋１２ジオプターまで調節することができる。スキャナー７４の容量により、３２の等間隔の焦平面で一連の３２の断面画像を生成することができる。

【００１６】

上記のように、システム１０は波面センサー１８とＺ－トラッカー２０との両方を含む。まずＺ－トラッカー・ユニット２０について考察するために、図３を参照してみる。図３では、Ｚ－トラッカー・ユニット２０が、レーザビーム８８の生成に使用するレーザ・ダイオード８６を含むことが分かる。このレーザビーム８８は鏡９０に向かい、ビーム分割器９２を通って旋回鏡９４に向かう。その後、レーザビーム８８は、角膜２２の光学軸の方向で、圧電トランスレーター９６および光学系９８により助勢される。反射してＺ－トラッカー２０に戻るレーザビーム８８の光は、次に鏡１００および１０２を通過し、ピンホール１０４を通って光電子倍増管１０６上に焦点を合わせる。この配置構成で、レーザビーム８８の焦点が角膜２２の前面３６上にあれば、光電子倍増管１０６が最大信号を検出することになる。それ以外は、ピンホール１０４によってレーザビーム８８はぼやかされる。図１に示すように、この測定信号はエレクトロニクス線７０を介してコンピュータ１２に転送され、そこで前面３６の正確な位置がモニターされ、システム１０の他のコンポーネントの適切な調整を維持するために使用される。

【００１７】

図４では、システム１０の波面センサー１８が、レンズ・アレイ１０８およびピクセル・アレイ１１０を有するいわゆるハルトマン・シャック・センサーを含むよう概略的に図示されている。波面センサー１８のために、レンズ１１２は角膜２２から反射した光線１１４をビーム分割器１１６に向け、そこで反射光線１１４はレンズ・アレイ１０８に向けられる。角膜２２の湾曲に応じて、レンズ・アレイ１０８は次に反射光線１１４の焦点を、角膜２２の湾曲を示すパターンで、ピクセル・アレイ１１０の種々のピクセルに合わせる。これの働き方については、おそらく図５を参照すると最もよく理解される。

【００１８】

図５では、角膜パッチ１１８’が角膜の平坦な部分から、角膜パッチ１１８”は角膜２２の傾斜部分から来ると想定する。次に反射光線１１４’は平坦な角膜パッチ１１８’から反射した光を表し、反射光線１１４”は傾斜した角膜パッチ１１８”から反射した光を表す。光１１４’または１１４”はそれぞれ、他方の光線とともに波面で進む。したがって波面１２０’は、角膜２２の平坦なパッチ１１８’から反射した光線１１４’を含む波面を表し、波面１２０”は、角膜２２の傾斜したパッチ１１８”から反射した光線１１４”を含む波面を表す。図５は、レンズ・アレイ１０８のレンズ１２２によって波面１２０’に焦点が合うと、光はピクセル・アレイ１１０のピクセル１２４’上に焦点が合うことを示す。これに対して、レンズ１２２によって波面１２０”に焦点が合うと、光はピクセル１２４”上に焦点が合う。ピクセル１２４’から１２４”への焦点の移動は、角膜２２上のパッチ１１８の傾斜または曲率を示す。当業者には理解されるように、複数のこのような測定値を得て、その結果、角膜の曲率または断層解析を得ることができる。この情報を用いて、角膜２２の屈折力を決定することができる。

【００１９】

波面センサー１８の変形では、能動鏡１２６を追加し、ビーム分割器１２８によってセンサー１８のコンポーネントと光学的に接続することができる。使用する場合は、能動鏡

１２６は最初に平面の表面として校正することができる。次に、ピクセル・アレイ１１０からの角膜曲率の測定値を使用し、能動鏡１２６は角膜２２の初期曲率を表すよう校正することができる。その後、能動鏡１２６をモニターし、能動鏡の変化を用いて、角膜２２の曲率の変化をリアルタイムで示すのは単純なことである。これは角膜整形手術に特に有用である。図１に示すように、ピクセル・アレイ１１０と能動鏡１２６を、エレクトロニクス線７０を介して直接コンピュータ１２と接続することができる。したがって、コンピュータ１２を使用して上記の操作をモニターし、制御することができる。

【００２０】

角膜２２の曲率の決定に関与する計算は、図６を参照して理論的に理解することができる。角膜２２の球面の場合、角膜２２の前面３６に入射した光は、焦点が合い、前面３６から、角膜２２の点１３０に位置する見かけの光源から反射する。これに対して、角膜２２が球形でなく「急勾配」であると仮定すると、角膜２２の点１３２に焦点があった光は、点１３４から反射、または放射される。数学的に、ここの波面はゼルニケ多項式および最適膨張係数で表すことができる。本発明では、当技術分野で周知の方法で、必要な数学的操作をコンピュータ１２に適切にプログラムすることができる。

波面センサー１８によって得た角膜２２の曲率に関する情報に基づき、入射角θを決定することができる。そのうえ、角膜２２の間質３０の一点の複屈折特性に関する情報、つまりこの複屈折を表す位相角φを決定することができる。θとφの両方を使用して、入射角θへの複屈折Δｎ（ｘ，ｙ）の依存度を決定し、それに応じて補正することができる。関係する幾何学的形状および複屈折へのそのインポートは、図２と下記の関係を参照することによって最もよく理解することができる。図２に示すように、距離ｅは、複屈折を測定する点１３６と、角膜２２の前面３６との間の距離を表す。次に距離ｄは、光が前面３６から点１３６まで進む距離を表す。これに留意すると次式となる。

【００２１】

【数１】

$$\Delta n(x, y) = \phi(x, y)\lambda / 2\pi d(\theta)$$

次に、

【数２】

$$\phi(x, y) = (2\pi / \lambda) d(\theta) \Delta n(x, y)$$

および（図２から）

【数３】

$$d(\theta) : \underline{d = e / \cos\theta'}$$

Δｎ（ｘ，ｙ）およびφ（ｘ，ｙ）の両方がそれぞれ、エリプソメータ１４および波面センサー１８で測定できることに留意されたい。したがって入射角θの効果も決定することができる。

【００２２】

患者の呼吸および患者の心臓鼓動による角膜２２の動作を考慮することにより、角膜２２の複屈折特性および屈折力の測定をさらに改良することができる。特に、図７は、個々の心臓鼓動に応じた３人の患者（α、βおよびγ）の目２４の軸方向位置（ｚ）の変化を示す。さらに図８は、呼吸サイクルに応じた患者の目２４の軸方向位置（ｚ）の変化を示す。このような情報は、特定の患者個人それぞれについてコンピュータ１２に予めプログラムし、システム１０の操作中に使用することができる。特に、このような情報をＺ－トラッカー・ユニット２０からの情報を組み合わせて使用し、データの取得中に、角膜２２の複屈折形態および屈折力を決定する個々のコンポーネントにより、エリプソメータ１４および波面センサー１８の適切な配置を予想し、制御することができる。

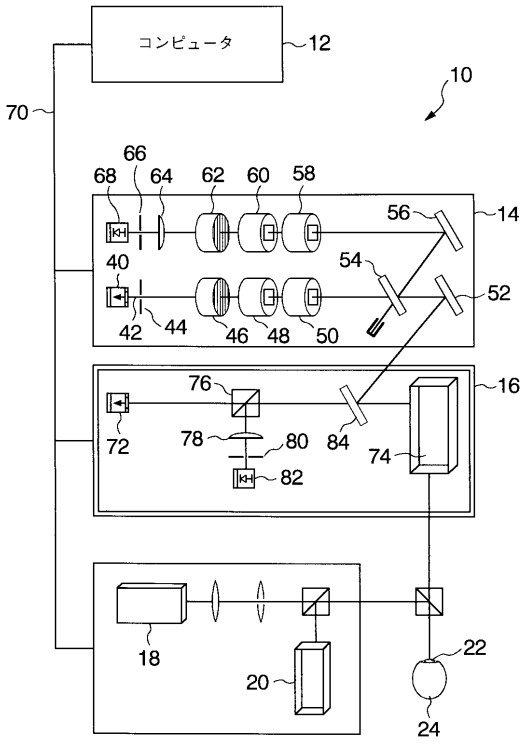
【００２３】

本明細書で示し、詳細に開示した複屈折サンプルの複屈折形態を決定する特定のシステムは、目的を達成し、上記の利点を提供することができるが、これは本発明の現時点で好ましい実施例の例証にすぎず、添付の特許請求の範囲に記載された内容以外に、本明細書の構造または設計の詳細に制限されるものではない。

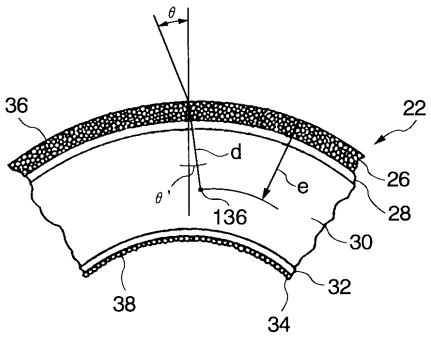
【図面の簡単な説明】
【図１】　本発明によるシステムのコンポーネント要素の略図である。
【図２】　角膜の一部の横断面図である。
【図３】　本発明のシステムとともに使用するＺ－トラッカーの略図である。
【図４】　本発明による波面センサーの略図である。
【図５】　波面の傾斜の効果を示す概念図である。
【図６】　表面の曲率と光円錐の反射との関係を示す線図である。
【図７】　異なる人の心臓鼓動２サイクルに、目の軸方向の動作を比較するグラフである。
【図８】　呼吸作用が目の軸方向の動作に与える影響を示すグラフである。
【符号の説明】
１０　システム
１２　コンピュータ
１４　エリプソメータ
１８　センサー
２０　ｚ－トラッカー
２２　角膜
２４　目
２６　上皮
２８　ボーマン膜
３０　間質
３２　デスメ膜
３４　内皮
３６　前面
４０　レーザ・ダイオード
４２　レーザビーム
４４　ピンホール
４６　偏光器
４８　ポッケルス・セル
５０　ポッケルス・セル
５２　鏡
５４　鏡
５６　鏡
５８　ポッケルス・セル
６０　ポッケルス・セル
６２　偏光器
６８　アバランシェ・フォトダイオード
７０　エレクトロニクス先
７２　レーザ・ダイオード
７４　スキャナー
７６　鏡
７８　レンズ
８０　ピンホール
８２　アバランシェ・フォトダイオード
８８　レーザビーム
９０　鏡
９２　ビーム分割器
４９　旋回鏡
９６　圧電トランスレーター
９８　光学系

１００　鏡
１０２　鏡
１０４　ピンホール
１０６　光電子倍増管
１０８　レンズ・アレイ
１１０　ピクセル・アレイ
１１２　レンズ
１１４　光線
１１６　ビーム分割器
１１８　角膜パッチ
１２０　波面
１２４　ピクセル
１２６　鏡
１２８　ビーム分割器
１３０　点
１３２　点
１３６　点

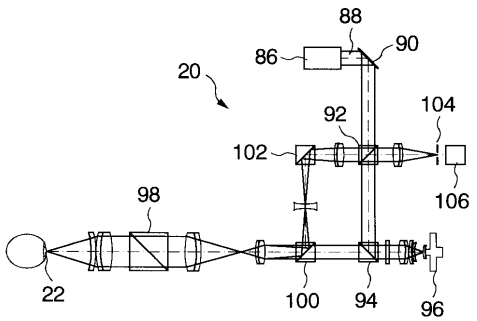
【図１】



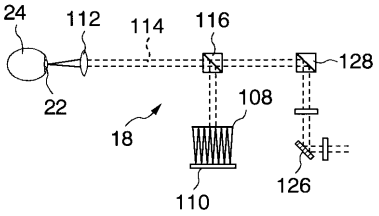
【図２】



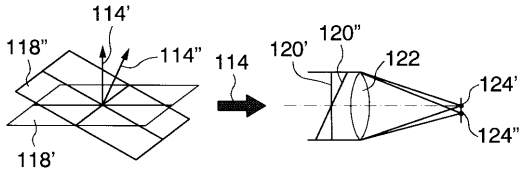
【図３】



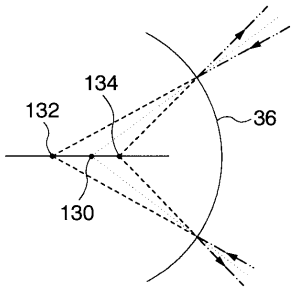
【図４】


24
112
114
116
128
22
18
108
126
110

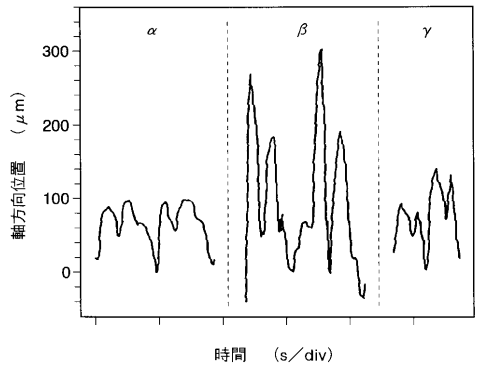
【図５】


114'
118"
114"
114
120'
120"
122
124'
124"
118'

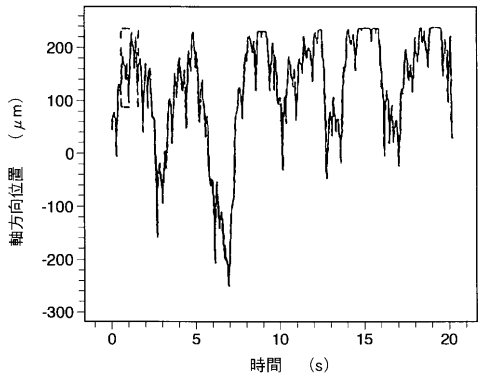
【図６】


134
132
36
130

【図７】


α
β
γ
300
200
100
0
軸方向位置 (μm)
時間 (s／div)

【図８】


200
100
0
-100
-200
-300
軸方向位置 (μm)
0
5
10
15
20
時間 (s)

フロントページの続き

(72)発明者　ヨゼフ　ビル
ドイツ連邦共和国　ハイデルベルク，ヘルマン　ロエンス　ヴェーク　４４／１

審査官　安田　明央

(56)参考文献　欧州特許第８３２５９７（ＥＰ，Ｂ１）
仏国特許出願公開第２１８８８２２（ＦＲ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 3/00-3/16