

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7544756号
(P7544756)

(45)発行日 令和6年9月3日(2024.9.3)

(24)登録日 令和6年8月26日(2024.8.26)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10

G 0 2 C 7/02 (2006.01)

G 0 2 C 7/02

請求項の数 14 (全72頁)

(21)出願番号	特願2021-578027(P2021-578027)	(73)特許権者	503279013
(86)(22)出願日	令和2年7月1日(2020.7.1)		ローデnstock、ゲゼルシャフト、ミ
(65)公表番号	特表2022-538655(P2022-538655		ット、ベシュレンクテル、ハフツング
	A)		ドイツ連邦共和国ミュンヘン、エルゼン
(43)公表日	令和4年9月5日(2022.9.5)		ハイマーシュトラッセ、3 3
(86)国際出願番号	PCT/EP2020/068571	(74)代理人	100091487
(87)国際公開番号	WO2021/001451		弁理士 中村 行孝
(87)国際公開日	令和3年1月7日(2021.1.7)	(74)代理人	100120031
審査請求日	令和5年4月18日(2023.4.18)		弁理士 宮嶋 学
(31)優先権主張番号	102019004654.4	(74)代理人	100127465
(32)優先日	令和1年7月2日(2019.7.2)		弁理士 堀田 幸裕
(33)優先権主張国・地域又は機関	ドイツ(DE)	(74)代理人	100217836
			弁理士 合田 幸平
		(72)発明者	シュテファン、トラム
			ドイツ連邦共和国ミュンヘン、アウエン
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための、コンピュータにより実行される方法、眼用レンズの製造方法、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズの計算または最適化のために、前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのコンピュータにより実行される方法であって、

— 少なくとも1つのデータインターフェースが、前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータを前記コンピュータに提供するステップと、

— 前記コンピュータが、個々のアイモデルのパラメータのセットを定義することによって前記個々のアイモデルを構築するステップと、

— 前記コンピュータが、前記個々のデータに基づいて、前記個々のアイモデルの前記パラメータの値の確率分布を決定するステップと、

— 前記コンピュータが、前記確率分布に基づいて前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するステップと、

を含み、

前記個々のアイモデルを構築するステップは、前記アイモデルの前記パラメータの初期確率分布を提供するステップを含み、

前記アイモデルの前記パラメータは、確率計算を使用して、前記アイモデルの前記パラメータの前記初期確率分布と前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の特性に関するデータとに基づいて決定される、コンピュータにより実行される方法。

【請求項2】

ー前記個々のアイモデルの前記パラメータの値の確率分布を決定するステップが、前記アイモデルのパラメータの前記初期確率分布に基づいてさらに行われる、

請求項 1 に記載のコンピュータにより実行される方法。

【請求項 3】

個々のアイモデルを構築するステップ、および、前記個々のアイモデルの前記パラメータの値の確率分布を決定するステップの少なくとも一方が、ベイズ統計を使用して実行される、請求項 1 または 2 に記載のコンピュータにより実行される方法。

【請求項 4】

前記個々のアイモデルの前記パラメータの値の確率分布を決定するステップが、一貫性尺度を計算することを含む、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載のコンピュータにより実行される方法。

【請求項 5】

ー前記コンピュータが、前記個々のアイモデルの少なくとも 1 つのパラメータを使用して、計算または最適化される前記眼用レンズのパラメータの確率分布を計算するステップと、

ー前記コンピュータが、計算または最適化される前記眼用レンズの前記パラメータの最尤値を決定するステップと

をさらに含む、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載のコンピュータにより実行される方法。

【請求項 6】

個々のデータを提供するステップが、前記眼鏡装用者の前記少なくとも 1 つの眼に関する個々の屈折データを提供することを含み、

個々のアイモデルを構築するステップが、

ーー仮想モデルアイ（12）の角膜の形状および度数の少なくとも一方、

ーー前房深度、

ーー前記モデルアイの仮想レンズまたはレンズ系のパラメータ、

ーー硝子体の長さ、

ーー入射瞳のサイズ、および

ーー物理的開口絞りのサイズおよび位置の少なくとも一方

の少なくとも 1 つが決定されることが可能である、個々のアイモデルを定義することを含み、

前記方法が、

ー前記コンピュータが、前記提供された個々の屈折データを用いて前記定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行するステップと、

ー前記コンピュータが、解析的方法、数値的方法、および確率的方法の少なくともいずれか 1 つに該当する方法を用いて、前記定義されたアイモデルの任意の非一貫性を解決するステップと

をさらに含む、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載のコンピュータにより実行される方法。

【請求項 7】

前記任意の非一貫性が、

前記アイモデルの 1 つまたは複数のパラメータを適応させることであって、前記アイモデルの複数のパラメータが適応され、前記適応が、

前記アイモデルの前記複数のパラメータ間で分割されること、

前記アイモデルに少なくとも 1 つの新しいパラメータを追加し、前記アイモデルが一貫性をもつようにそれを定義すること、および

前記眼用レンズの目標度数を適応させること

の少なくとも 1 つによって解決される、請求項 6 に記載のコンピュータにより実行される方法。

【請求項 8】

眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズを計算または最適化するためのコンピュータにより実行される方法であって、

－請求項1から7のいずれか一項に記載の前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための方法と、

－前記コンピュータが、計算または最適化されるべき前記眼用レンズの第1の表面（14）および第2の表面（16）を指定することと、

－前記コンピュータが、計算または最適化されるべき前記眼用レンズの少なくとも1つの表面（14；16）の少なくとも1つの視点（i）を通してモデルアイ（12）内に入る主光線（10）の経路を特定することと、

－前記コンピュータが、前記アイモデルの網膜上の1点に収束する波面と比較して、評価面上の前記主光線に沿って前記眼用レンズの前記第1の表面に入射する球面波面から生じる波面の収差を評価することと、

－前記コンピュータが、前記評価された収差が所定の目標収差に対応するまで、計算または最適化されるべき前記眼用レンズの前記少なくとも1つの表面（14；16）を反復的に変化させることと

を含む、コンピュータにより実行される方法。

【請求項9】

眼用レンズを生産するための方法であって、

－請求項8に記載の眼用レンズを計算または最適化するための本発明の方法に従って眼用レンズを計算または最適化することと、

－このように計算または最適化された前記眼用レンズを製造することと

を含む、方法。

【請求項10】

眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズの計算または最適化のために前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための装置であって、

－前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータを提供するための少なくとも1つのデータインターフェースと、

－個々のアイモデルのパラメータのセットを定義することによって前記個々のアイモデルのモデル化および前記個々のアイモデルの構築の少なくとも一方を行うためのモデル化モジュールと

を備え、

前記モデル化モジュールが、前記個々のデータに基づいて前記個々のアイモデルの前記パラメータの値の確率分布を決定するように構成され、

前記個々のアイモデルのモデル化および前記個々のアイモデルの構築の少なくとも一方を行うことは、前記アイモデルの前記パラメータの初期確率分布を提供することを含み、

前記装置は、確率計算を使用して、前記アイモデルの前記パラメータの前記初期確率分布と前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の特性に関するデータとに基づいて、前記アイモデルの前記パラメータを決定するよう構成されている、装置。

【請求項11】

前記個々のデータを提供することが、前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼に関する個々の屈折データを提供することを含み、

個々のアイモデルを構築することが、

－仮想モデルアイ（12）の角膜の形状および度数の少なくとも一方、

－前房深度、

－前記モデルアイの仮想レンズまたはレンズ系のパラメータ、

－硝子体の長さ、

－入射瞳のサイズ、および

－物理的開口絞りのサイズおよび位置の少なくとも一方

の少なくとも1つが定義される、個々のアイモデルを定義することを含み、

10

20

30

40

50

前記モデル化モジュールが、前記提供された個々の屈折データを用いて前記定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行し、解析的方法、数値的方法、および確率的方法の少なくともいずれか1つに該当する方法を用いて、前記定義されたアイモデルの任意の非一貫性を解決するように構成される、請求項10に記載の装置。

【請求項12】

眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズを計算または最適化するための装置であって、

ー請求項10または11に記載の前記眼鏡装用者の前記少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための装置と、

ー計算または最適化されるべき前記眼用レンズの第1の表面(14)および第2の表面(16)を指定するための表面モデルデータベースと、

ー計算または最適化されるべき前記眼用レンズの少なくとも1つの表面(14; 16)の少なくとも1つの視点(i)を通してモデルアイ(12)内に入る主光線(10)の経路を特定するための主光線特定モジュールと、

ー前記アイモデルの網膜上の1点に収束する波面と比較して、評価面上の前記主光線に沿って前記眼用レンズの前記第1の表面に入射する球面波面から生じる波面の収差を評価するための評価モジュールと、

ー前記評価された収差が所定の目標収差に対応するまで、計算または最適化されるべき前記眼用レンズの前記少なくとも1つの表面(14; 16)を反復的に変化させるための最適化モジュールと

を備える装置。

【請求項13】

眼用レンズを生産するための装置であって、

請求項8に記載の眼用レンズを計算または最適化するための方法に従って前記眼用レンズを計算または最適化するように構成された計算または最適化手段と、

前記計算または最適化の結果に従って前記眼用レンズを機械加工するように構成された機械加工手段と

を備える装置。

【請求項14】

コンピュータにロードされて実行されると、請求項1から7のいずれか一項に記載の眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための方法および請求項8に記載の眼用レンズを計算または最適化するための方法の少なくとも一方を実行するように構成されたプログラムコードを含む、コンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを決定する方法、装置、および対応するコンピュータプログラム製品、ならびに部分的に個々のアイモデルを用いた眼鏡レンズの計算(最適化)および製造のための対応する方法、装置、およびコンピュータプログラム製品に関する。特に、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼は、埋め込み眼内レンズ(IOL: intraocular lens)を有する。例えば、自然眼用レンズの代わりに、またはそれに加えて、眼内レンズが手術中に少なくとも1つの眼に埋め込まれている可能性がある。換言すれば、眼鏡装用者は、特に、埋め込み眼内レンズの装用者であり得る。さらに、本発明は、部分的に個々のアイモデルを用いた、特に埋め込み眼内レンズの装用者のための眼鏡レンズの計算(最適化)および製造のための方法、装置および対応するコンピュータプログラム製品に関する。

【背景技術】

【0002】

眼鏡レンズ、特に個々の眼鏡レンズの製造または最適化のために、各眼鏡レンズは、各

10

20

30

40

50

所望の視線方向または各所望の物点に対して、眼鏡装用者のそれぞれの眼の屈折誤差の可能な限り最良の矯正が達成されるように製造される。一般に、眼鏡レンズは、頂点部球面を通過する際の波面の球、円筒、および軸の値が、視力障害を有する眼の処方球、円筒、および軸の値に一致する場合、所与の視線方向を完全に矯正していると考えられる。眼鏡装用者の眼の屈折決定では、遠距離（通常は無遠）の光屈折値（特に球、円筒、円筒軸、すなわち特に球円筒偏差）、および（多焦点レンズまたは累進レンズの場合に）任意選択的に、（例えば DIN 58208 に従った）近距離の加入度数または完全な近屈折が決定される。最新の眼鏡レンズの場合、屈折決定に使用される規準からずれた物体距離も指定することができる。このようにして、レンズ製造業者に伝えられる処方（特に、球、円筒、円筒軸、および任意選択的に加入度数または近屈折）が規定される。個々の場合に実際に存在する、それぞれの眼の特別なまたは個々の解剖学的構造または視力障害を有する眼の屈折値の知識は、ここでは必要とされない。

10

【0003】

しかしながら、すべての視線方向を同時に完全に矯正することは通常不可能である。したがって、眼鏡レンズは、眼の視力障害の良好な矯正、および、特に主要な使用ゾーン、特に中央の視覚ゾーンでは小さい収差のみを引き起こすように製造されるが、周辺ゾーンではより大きい収差が許容される。

【0004】

このようにして眼鏡レンズを製造することを可能にするために、眼鏡レンズ表面または眼鏡レンズ表面の少なくとも1つは、それによって不可避収差の所望の分布が達成されるように最初に計算される。この計算および最適化は、通常、目標関数を最小化することによる反復変動法によって行われる。目標関数として、特に、球面度数 S 、円筒度数 Z の大きさ、および円筒の軸 Δ （「 SZA 」組合せとも呼ばれる）に対する以下の関数関係を有する関数 F が考慮され、最小化される。

20

$$F = \sum_{i=1}^m \left[g_{i,S\Delta} (S_{\Delta,i} - S_{\Delta,i,target})^2 + g_{i,Z\Delta} (Z_{\Delta,i} - Z_{\Delta,i,target})^2 + \dots \right]$$

【0005】

目標関数 F では、眼鏡レンズの評価点 i において、少なくとも球面度数の実際の屈折欠損 $S_{\Delta,i}$ および円筒度数の実際の屈折欠損 $Z_{\Delta,i}$ 、ならびに球面度数の屈折欠損の目標仕様 $S_{\Delta,i,target}$ および円筒度数の屈折欠損の目標仕様 $Z_{\Delta,i,target}$ が考慮される。

30

【0006】

独国特許出願公開第 10313275 号明細書では、目標仕様を最適化されるべき特性の絶対値としてではなく、処方からの偏差として、すなわち必要な局所的不適応として示すことが有利であることが分かった。利点は、目標仕様が処方（ Sph_v , Zyl_v , $Axis_v$, Pr_v , B_v ）とは無関係であり、目標仕様を個々の処方ごとに変更する必要がないことである。したがって、最適化されるべき特性の「実際の」値として、これらの光学特性の絶対値は、目標関数では考慮されず、処方からの偏差が考慮される。これは、処方とは無関係に目標値を指定することができ、個々の処方ごとに変更する必要がないという利点を有する。

40

【0007】

各評価点におけるそれぞれの屈折欠損は、重み係数 $g_{i,S\Delta}$ および $g_{i,Z\Delta}$ を考慮することが好ましい。ここで、球面度数の屈折欠損の目標仕様 $S_{\Delta,i,target}$ および／または円筒度数の屈折欠損の目標仕様 $Z_{\Delta,i,target}$ は、特に重み係数 $g_{i,S\Delta}$ および $g_{i,Z\Delta}$ とともに、いわゆる眼鏡レンズ設計を形成する。さらに、特にさらなる残差、特にコマ収差および／または球面収差および／またはプリズムおよび／または倍率および／またはアナモルフィック歪みなどの最適化されるべきさらなるパラメータを考慮に

50

入れることができ、これは、目標関数 F についての上記の式における表式「+ . . .」によって特に含意される。

【0008】

場合によっては、2次までの収差（球面、非点収差の大きさ、および円筒軸）だけでなく、より高次の収差（例えば、コマ収差、トレフォイル収差、球面収差）も考慮することが、場合によっては、特に眼鏡レンズの個々の適応の明確な改善に寄与し得る。

【0009】

従来技術から、少なくとも2つの屈折境界面によって画定される光学素子、特に眼鏡レンズの波面の形状を決定することが知られている。例えば、これは、ゼルニケ多項式による波面データのその後の適合とともに、十分な数の隣接する光線の数値計算によって行うことができる。別の手法は、屈折における局所波面追跡に基づく（国際公開第2008/089999号参照）。ここでは、視点ごとに単一の光線（主光線）のみが計算され、（主光線に垂直な）横座標による波面の頂点部深度の導関数を伴う。これらの導関数は、特定の次数まで形成することができ、2次導関数は、波面の局所的な湾曲特性（屈折力、非点収差など）を記述し、高次導関数は、高次収差に関連する。

【0010】

眼鏡レンズを通る光の追跡では、波面の局所導関数は、それらを眼鏡レンズ装用者の屈折から得られる所望の値と比較するために、ビーム経路内の適切な位置で計算される。波面が評価される位置として、通常、頂点部球面、または例えば対応する視線方向の眼の主面が考慮される。この点において、球面波面が物点から発散し、第1の眼鏡レンズ表面まで伝搬すると仮定する。そこで、波面は屈折し、続いて第2の眼鏡レンズ表面に伝搬し、そこで再び屈折する。最後の伝搬は、第2の境界面から頂点部球面（または眼の主面）まで起こり、波面は、眼鏡装用者の眼の屈折の矯正のために所定の値と比較される。

【0011】

この比較をそれぞれの眼について決定された屈折データに基づいて行うために、正常な視力を有するベースの眼に視力障害（屈折欠損）を重ねた、視力障害を有する眼の確立されたモデルが、頂点部球面における波面の評価のために仮定される。これは、それぞれの眼の解剖学的構造または光学系のさらなる知識（例えば、屈折力の分布、眼の長さ、長さ非正視および／または屈折力非正視）が必要とされないため、特に成功していることが証明されている。眼鏡レンズおよび屈折欠損のこのモデルの詳細な説明は、例えば、Dr. Roland Enders「Die Optik des Auges und der Sehhilfen」、Optische Fachveröffentlichung GmbH、Heidelberg、1995年、25頁以下、および、Diepes、Blendowske「Optik und Technik der Brille」、Optische Fachveröffentlichung GmbH、Heidelberg、2002年、47頁以下に記載されている。試行および試験されたモデルとして、特にREINERによる記載された矯正モデルが使用される。

【0012】

ここで、屈折欠損とは、正常な視力を有する同等の長さの眼（残余の眼）と比較して、視力障害を有する眼の光学系の屈折力の不足または過剰であると考えられる。屈折欠損の屈折力は、特に負符号の距離点屈折にほぼ等しい。視力障害を完全に矯正するために、眼鏡レンズと屈折欠損はともに望遠鏡系（無限焦点系）を形成する。残余の眼（追加の屈折欠損のない視力障害を有する眼）は、正常な視力を有すると考えられる。したがって、眼鏡レンズは、その像側焦点が、視力障害を有する眼の距離点と一致し、したがって屈折欠損の物体側焦点とも一致する場合、距離を完全に矯正していると言われる。

【0013】

参照が本明細書において明示的になされるか、またはその内容が本明細書に完全に含まれる独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号は、眼鏡レンズの計算または最適化を改善することを可能にする方法および装置を記載しており、眼鏡レンズは、個々の、光学的小および眼解剖学的データの簡単な

10

20

30

40

50

測定によって眼鏡装用者の個々の要件に非常に効果的に適応される。

【0014】

埋め込み眼内レンズ（IOL）を有する患者、すなわち（例えば白内障の結果として）白内障手術を受けた患者には、現在、市販の眼鏡レンズが提供されているのみであり、これは自然眼用レンズを有する患者にも使用される。したがって、現在のところ、IOLを有する患者のために特別に適応されたレンズは存在しない。これは、埋め込みレンズの特性が自然レンズの特性とは著しく異なるにもかかわらず、埋め込みIOLの詳細を考慮に入れることができないことを意味する。例えば、IOLは、角膜もしくは長さ非正視を少なくとも部分的に補償するための異なる球面度数、および／または角膜乱視を少なくとも部分的に補償するための、または水晶体乱視を少なくとも部分的に相殺するための異なる円筒度数を有する。従来のように最適化された眼鏡レンズの場合、モデルベースの特性が眼のレンズについて仮定されるため、これらの場合に最適化に使用されるアイモデルは、例えばIOLの屈折力（平均球面）に起因してIOLによって長さ非正視が少なくとも部分的に補償される場合、IOLを有する眼の実際の構造に対応しなくなる可能性がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【文献】独国特許出願公開第10313275号明細書

【文献】国際公開第2008/089999号

【文献】独国特許出願公開第102017007975号明細書

20

【文献】国際公開第2018/138140号

【非特許文献】

【0016】

【文献】Dr. Roland Enders「Die Optik des Auges und der Sehhilfen」、Optische Fachveröffentlichung GmbH、Heidelberg、1995年、25頁以下

【文献】Diepes、Blendowske「Optik und Technik der Brille」、Optische Fachveröffentlichung GmbH、Heidelberg、2002年、47頁以下

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

本発明の目的は、眼鏡レンズ、好ましくは累進眼鏡レンズの計算または最適化を改善することである。特に、白内障手術後に特別に設計された眼鏡レンズを患者に提供することが目的であり得る。特に、埋め込み眼内レンズを有する患者に関して、眼鏡レンズ、好ましくは累進眼鏡レンズの計算または最適化を改善することが目的であり得る。この目的は、特に、独立請求項に指定された特徴を有するコンピュータ実装方法、装置、コンピュータプログラム製品、記憶媒体、および対応する眼鏡レンズによって達成される。好ましい実施形態は、従属請求項の主題である。

【課題を解決するための手段】

40

【0018】

目的を解決するための第1の態様は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズ（特に眼鏡レンズ）の計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのコンピュータ実装方法であって、

- －眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータを提供するステップと、
 - －個々のアイモデルのパラメータのセットを定義する（および／または指定する）ことによって個々のアイモデルを構築するステップと、
 - －個々のデータに基づいて、個々のアイモデルのパラメータの値の確率分布（または確率密度）を決定するステップと
- を含む、コンピュータ実装方法に関する。

50

【0019】

眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータは、特に、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の特性に関する測定データを含む。これらの既知の個々のデータは、例えば、屈折データ（特に、現在の主観的および／もしくは客観的屈折ならびに／または以前の主観的および／もしくは客観的屈折であり、この用語は、例えば、手術前の時点を目指す）、眼の特定の屈折面の屈折力および／または形状および／または位置（特に軸方向位置）、入射瞳のサイズおよび／または形状および／または位置、屈折媒質の屈折率、屈折媒質の屈折率プロファイル、不透明度などを含むことができる。

【0020】

個々のアイモデルのパラメータのセットを定義することは、特に、アイモデルが特定のパラメータのセットを介してまたはそれによって設定または定義されることを意味すると理解される。換言すれば、アイモデルがどのパラメータを含むべきか、および／または個々のアイモデルがどのパラメータによって定義または特徴付けられるべきかが確立される。アイモデルについて定義されたパラメータは、最初は変数（すなわち、特定の値のないパラメータ）とすることができる。次いで、本発明の文脈で説明した方法を用いて、パラメータまたはパラメータの値を決定または定義することができる（例えば、個々のアイモデルの最尤パラメータとして）。

【0021】

好ましい実施形態では、個々のアイモデルを構築することは、アイモデルのパラメータの初期確率分布を提供することを含む。さらに、個々のアイモデルのパラメータの値の確率分布（または確率密度）を決定することは、アイモデルのパラメータの初期確率分布に基づいて行われる。初期確率分布は、好ましくは、母集団解析に基づく。特に、初期確率分布は、一般の人々または特定の人々の集団における個々のアイモデルのパラメータの確率分布に関する情報に基づく（または対応する）。

【0022】

したがって、本発明による方法は、特にベイズ統計を使用することができる確率計算に基づく。これに対応して、さらなる好ましい実施形態では、ベイズ統計を使用して、個々のアイモデルが構築され、および／または、アイモデルのパラメータの値の確率分布が決定される。

【0023】

さらに好ましい実施形態では、個々のアイモデルのパラメータの値の確率分布を決定することは、一貫性尺度を計算することを含み、特に、個々のアイモデルの所与のパラメータについての個々のデータの確率または確率密度と、特に所与の背景知識を有する個々のアイモデルのパラメータの確率または確率密度との積が、一貫性尺度として使用される。背景知識（すなわち、データを評価するときの現在の知識の状態）は、特に、例えば、屈折の測定プロセス、個々のアイモデルのパラメータの分布、または一般の人々における他の関連変数に関する利用可能な背景情報を含む。所与の背景知識を有する個々のアイモデルのパラメータの確率または確率密度（以下、 $\text{prob}(\theta_i | I)$ とも表される）は、特にベイズ統計の「事前分布」に対応することができる。個々のアイモデルの所与のパラメータに対する個々のデータの確率または確率密度（以下、 $\text{prob}(d_i | \theta_i, I)$ とも表される）は、特に、ベイズ統計の「尤度」に対応することができる。さらに、 $\text{prob}(\theta_i | I) \text{prob}(d_i | \theta_i, I)$ に比例する一貫性尺度 $\text{prob}(\theta_i | d_i, I)$ は、特にベイズ統計の「事後分布」に対応することができる。

【0024】

さらに好ましい実施形態では、本方法は、

— 個々のアイモデルの少なくとも1つのパラメータを使用して、計算または最適化される眼用レンズのパラメータの確率分布（または確率密度）を計算するステップと、好ましくは、

— 特に、眼用レンズの個々のパラメータが計算または最適化される確率を最大化することによって、計算または最適化される眼用レンズのパラメータの最尤値を決定するステッ

10

20

30

40

50

ブと

をさらに含む。

【0025】

以下でより詳細に説明するように、計算または最適化される眼用レンズのパラメータ L_i の確率分布（または確率密度）は、特に以下のように指定することができる。

$$\begin{aligned} \text{prob}(L_i|d_i, I) &= \int d\vartheta_i \text{prob}(\vartheta_i, L_i|d_i, I) = \int d\vartheta_i \text{prob}(L_i|\vartheta_i, I) \text{prob}(\vartheta_i|d_i, I) \\ &= \int d\vartheta_i \delta(L_i - L(\vartheta_i)) \text{prob}(\vartheta_i|d_i, I) \end{aligned}$$

10

【0026】

さらに好ましい実施形態では、個々のデータを提供することは、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の屈折データを提供することを含む。さらに、個々のアイモデルを制限することは、少なくとも

—モデルアイ（12）の角膜、特に角膜前面（18）の形状および／または度数、および／または

—角膜レンズ間距離、および／または

—モデルアイのレンズのパラメータ、および／または

—レンズ網膜間距離、および／または

—入射瞳のサイズ、および／または

—物理的開口絞り（または虹彩開口）のサイズおよび／または位置

が、特に、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／もしくは標準値に基づいて、ならびに／または提供された個々の屈折データに基づいて、決定されることが可能である、個々のアイモデルを定義することを含む。本方法はまた、以下のステップ、すなわち、

—提供された個々の屈折データを用いて、定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行するステップと、

—特に解析的および／または数値的および／または確率的方法を用いて、任意の非一貫性を解決するステップと

を含む。

【0027】

アイモデルが角膜のパラメータを含む場合、眼の開口絞りの位置およびサイズは、入射瞳が角膜によって結像される開口絞りを表すため、入射瞳の位置およびサイズに変換され、逆もまた同様である。したがって、特に、この場合、開口絞りまたは入射瞳のいずれかの位置またはサイズがアイモデルの（場合によっては追加の）パラメータとして使用されれば十分であり得る。

【0028】

眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを決定するためのコンピュータ実装方法であって、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼が埋め込み眼内レンズを有する、コンピュータ実装方法は、特に、以下のステップ、すなわち、

—眼鏡装用者の眼に埋め込まれた眼内レンズに関する眼内レンズデータを提供するステップと、

—眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の個々の屈折データを提供するステップと、

—個々のアイモデルを定義するステップであって、特に、少なくとも

—モデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、

—角膜レンズ間距離、

—モデルアイのレンズのパラメータ、

—レンズ網膜間距離、

20

30

40

50

が、提供された眼内レンズデータに基づいて、さらに眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または基準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように定義され、モデルアイのレンズのパラメータを定義することは、提供された眼内レンズデータに基づいて実行される、定義するステップと

を含むことができる。好ましくは、少なくともレンズ網膜間距離を定義することは、計算によって実行される。

【0029】

眼内レンズは、特に無水晶体眼内レンズまたは有水晶体眼内レンズであり得る。無水晶体眼内レンズは、自然眼レンズを置換する、すなわち、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼は、手術後に眼内レンズのみを有する（しかし、もはや自然レンズではない）。対照的に、有水晶体眼内レンズは、自然眼レンズに加えて眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に挿入または埋め込まれる、すなわち、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼は、手術後に眼内レンズと自然眼レンズの両方を有する。

【0030】

本発明の文脈において、「モデルアイのレンズ」という用語は、単一の実際のレンズ（例えば、自然眼レンズまたは眼内レンズ）だけでなく、レンズ系も指すことができる。レンズ系は、1つまたは複数のレンズ、特に2つのレンズ（すなわち、眼の自然レンズおよび眼内レンズ）を含むことができる。換言すれば、本発明の文脈において、「モデルアイのレンズ」は、レンズ、特に、自然眼レンズまたは（無水晶体）眼内レンズを表すモデルベースまたは仮想レンズであり得る。代替的に、本発明の文脈において、「モデルアイのレンズ」は、特に、自然眼レンズおよびさらに（有水晶体）眼内レンズを表すモデルベースまたは仮想レンズ系であってもよい。例えば、「モデルアイのレンズ」は、自然眼レンズの特性と追加の眼内レンズの特性の両方を組み合わせたおよび／または記述するモデルアイの厚いレンズとして理解することができる（または「モデルアイのレンズ」はモデルアイの厚いレンズとすることができる）。特に、本発明の文脈において、「モデルアイのレンズ」という用語は、「モデルアイのレンズ系」を意味すると理解される。これに対応して、本発明の文脈において、「レンズ網膜間距離」という用語は、特に「レンズ系網膜間距離」を意味すると理解される。しかしながら、簡単にするために、以下では「モデルアイのレンズ」および「レンズ網膜間距離」という用語のみを使用する。

【0031】

有水晶体眼内レンズは、例えば、アイモデルにおける独自／別個または追加の要素と考えることができる。あるいは、有水晶体眼内レンズの度数は、角膜の度数（または一方の表面もしくは両方の表面）に影響を及ぼし得る。この場合、眼内レンズは、例えば前房レンズとすることができる。さらなる代替形態として、有水晶体眼内レンズの度数は、自然眼レンズの度数（または一方の表面もしくは両方の表面）に影響を及ぼし得る。この場合、眼内レンズは、例えば、後房レンズとすることができる。眼内レンズが追加要素として導入される場合、アイモデルの追加パラメータとして眼内レンズの特性（特に、度数、表面および／または厚さ）をアイモデルにおいて考慮することができる。例えば、この追加のレンズの位置は、既知の位置として定義することも、アイモデルにおける（例えば、測定された、またはモデルベースの）追加のパラメータとして考慮することもできる。定義された位置は、（前房レンズの場合）例えば角膜のすぐ後方もしくは後方の特定の距離に、または例えば（後房レンズの場合）眼のレンズのすぐ前方もしくは前方の特定の距離にあることができる。

【0032】

眼用レンズまたは眼鏡レンズは、眼の中を追跡することによって、国際公開第2013/104548号または独国特許出願公開第102017007974号明細書に記載されている方法のうちの1つに従って最適化することができる。独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されているように、これに必要なアイモデルには個々の値が割り当てられ、例えば製造業者の情報

からのIOLの既知の特性がアイモデルのレンズに含まれる。眼内レンズデータは、埋め込み眼内レンズの特性に関するデータを含む。これらは、型番または個別のシリアル番号を指定することによって、注文時に直接指定するか、またはデータベースから取得することができる。独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号で使用されているモデルベースの値は、実際に埋め込まれたレンズの特性と必ずしも一致しないため、これは有用または有利である。これは、例えば、近視の長さが屈折の少ないIOLによって少なくとも部分的に補償される場合であり得る。この場合、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されている方法では、眼の長さが短くなりすぎる。

【0033】

アイモデルは、好ましくは、角膜、レンズ、網膜などの様々な構成要素、およびこれらの構成要素のパラメータまたはパラメータのセットを含む。アイモデルのパラメータは、例えば、モデルアイの角膜前面の形状、角膜レンズ間距離、モデルアイのレンズのパラメータ、レンズ網膜間距離などである。

【0034】

好ましい実施形態では、レンズ網膜間距離（以下、DLRまたは d_{LR} ）は、眼全体のデフォーカス項、角膜表面のデフォーカス項、角膜レンズ間距離（以下、DCLまたは d_{CL} ）、およびIOLに関するデータから、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されている形式のうちの1つを用いて計算される。光学素子の屈折力または表面のゼルニケ分解の対称な第2項（ $c_2, 0$ ）の値については、デフォーカス項という用語が以下で使用される。

【0035】

特に、以下のデータのうちの1つまたは複数を使用することができる。

－IOLデータ：これは、屈折面（前面および後面）のデフォーカスおよび伝搬長（レンズの厚さ、以下DLL）またはIOLの屈折力のデフォーカスのいずれかであり得る。表面および距離に基づくモデルは、最適化中により正確な結果をもたらすことができるが、最適化は、より多くの計算ステップ（屈折のみではなく屈折－伝搬－屈折）およびそれに対応して利用できない可能性のあるIOLに関する詳細な情報を必要とする。

－眼全体のデフォーカス項：収差測定または自己屈折、主観的屈折または別の決定（例えば、網膜鏡検査）の結果をここで使用することができる。あるいは、いわゆる「最適化された屈折」、すなわちいくつかの成分（例えば、主観的な屈折および収差測定）からの計算の結果を使用することができる。そのような最適化の例は、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号にまとめられている。特に、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の屈折データは、デフォーカスまたは（全体的な）眼のデフォーカス項を含む。

－角膜のデフォーカス項：これは、例えばトポグラフィまたはトポメトリ測定から得ることができ、またはモデルに基づいて仮定することができる。

－角膜レンズ間距離：測定値（例えば、シャインプルーファイメーキングまたはOCT）で決定するか、モデルに基づいて仮定することができる。

【0036】

デフォーカスの代わりに、またはデフォーカスに加えて、別の変数、好ましくは2次の項、例えば、最高または最低の屈折力を有する主断面における度数、または定義された位置（例えば水平または垂直）を有する子午線における度数を使用することができる。

【0037】

要件に応じて、アイモデルは、非点収差（大きさおよび軸、または前の段落による他の2次の変数）ならびに眼全体および構成要素の高次成分（独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号参照）によって補完することができる。これらは、例えば、IOLデータ、測定値（例えば、トポグラフィ／トポメトリまたは収差測定／自己屈折）、モデルの仮定および／または計算値（例えば、最適化された屈折）から得ることができる。

10

20

30

40

50

【0038】

多くの場合、非球面性または高次収差に関する情報がIOLに与えられる。これらは、より高次の収差がアイモデルに割り当てられるときに使用することができる。

【0039】

まず、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の屈折データが提供される。この個々の屈折データは、個々の屈折決定に基づいている。屈折データは、少なくとも眼の球面および非点収差の視覚障害を含む。好ましい実施形態では、取得された屈折データはまた、高次収差(HOA: higher-order aberration)を記述する。好ましくは、屈折データ(特に高次収差を含む場合、収差データとも呼ばれる)は、例えば自動屈折計または収差計(対物屈折データ)を使用して、眼鏡技師によって測定される。代替的または追加的に、主観的に決定された屈折も同様に使用することができる。その後、屈折データは、レンズ製造業者に伝達され、および／または計算もしくは最適化プログラムに提供されることが好ましい。したがって、データは、本発明による方法のためにデジタル形式で取得、特に読み出しおよび／または受信するために利用可能である。

【0040】

好ましくは、個々の屈折データを提供することは、少なくとも1つの眼の視覚障害の輻輳行列 S_M を提供または特定することを含む。ここで、輻輳行列は、網膜上の点から発するか、または網膜上の点に収束する光の眼の前方の波面を記述する。測定技術に関して、そのような屈折データは、例えば、レーザによって眼鏡装用者の網膜上の点を照明することによって決定することができ、そこから光が伝搬する。照射点からの光は、最初は眼の硝子体内で実質的に球面状に発散するが、波面は、眼を通過するとき、特に眼の光学境界面(例えば、眼の水晶体および／または角膜)で変化し得る。したがって、眼の屈折データは、眼の前方の波面を測定することによって測定することができる。

【0041】

さらに、本方法は、モデルアイの幾何学的および光学的特性に関する少なくとも特定の仕様を個別に定義する個々のアイモデルを定義することを含むことができる。したがって、本発明による個々のアイモデルでは、少なくとも角膜、特にモデルアイの角膜前面の形状(トポグラフィ)および／または度数、角膜レンズ間距離 d_{CL} (モデルアイの角膜とレンズ前面との間のこの距離は、前房深度とも呼ばれる)、特にモデルアイのレンズの光学度数を少なくとも部分的に定義するモデルアイのレンズのパラメータ、およびレンズ網膜間距離 d_{LR} (モデルアイのレンズ、特にレンズ後面と網膜との間のこの距離は、硝子体の長さとも呼ばれる)が、特定の 방법으로、すなわち、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように、すなわち、モデルアイの網膜上の点からモデルアイ内で発散する波面が、眼鏡装用者の実際の眼について特定された(例えば、測定または他の方法で特定される)波面と(所望の精度まで)一致するように定義される。モデルアイのレンズのパラメータ(レンズパラメータ)として、例えば、幾何学的パラメータ(レンズ表面の形状およびそれらの距離)、好ましくは材料パラメータ(例えば、モデルアイの個々の構成要素の屈折率)のいずれかを、それらがレンズの光学度数を少なくとも部分的に定義するように完全に定義することができる。代替的または追加的に、モデルアイのレンズの光学度数を直接記述するパラメータは、レンズパラメータとして定義することもできる。角膜に関しては、角膜前面の形状が通常測定されるが、これに代えて、またはこれに加えて、角膜の全体として(前面と後面との間の区別なし)の度数を指定することができる。角膜後面および／または角膜厚も、場合によっては同様に指定することができる。

【0042】

モデルアイのレンズのパラメータは、提供された眼内レンズデータ(のみ)に基づいて定義することができる。特に、モデルアイのレンズのパラメータは、個々に提供される眼内レンズデータに対応する。換言すれば、提供された眼内レンズデータは、モデルアイのレンズのパラメータとして定義される。

【0043】

アイモデルの最も単純なケースでは、眼の屈折は、角膜前面、眼のレンズ、および網膜

からなる光学系によって決定される。この単純なモデルでは、角膜前面での光の屈折および眼のレンズの屈折力（好ましくは球面収差および非点収差ならびに高次収差を含む）は、網膜に対するそれらの位置決めとともに、モデルアイの屈折を定義する。

【0044】

ここで、モデルアイの個々の変数（パラメータ）は、それに応じて、提供された眼内レンズデータに基づいて、さらに眼鏡装用者の眼の個々の測定値に基づいて、および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて定義される。特に、パラメータのうちのいくつか（例えば、角膜前面のトポグラフィおよび／または前房深度および／または少なくともレンズ面の曲率など）は、個々の測定値として直接提供することができる。他の値は、特に関連するパラメータが個別に測定するのが非常に複雑である場合、人間の眼の標準モデルの値から引き継ぐこともできる。しかしながら、全体として、モデルアイのすべての（幾何学的）パラメータを個々の測定値または標準モデルから指定する必要はない。むしろ、本発明の文脈では、結果として得られるモデルアイが提供された個々の屈折データを有するように、所定のパラメータを考慮に入れた計算を実行することによって、1つまたは複数の（自由な）パラメータに対して個々の適応が行われる。提供された個々の屈折データに含まれるパラメータの数に応じて、アイモデルの対応する数の（自由な）パラメータを個別に適応させる（当てはめる）ことができる。例えば国際公開第2013/104548号で提案されたモデルから逸脱して、少なくともレンズ網膜間距離は、本発明の文脈における計算によって定義することができる。

【0045】

眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡レンズの第1の表面および第2の表面は、特に、モデルアイに対して所定の（個々の）位置を有する開始表面として指定される。好ましい実施形態では、2つの表面の一方のみが最適化される。これは、眼鏡レンズの後面であることが好ましい。対応する開始面は、眼鏡レンズの前面および後面の両方に対して指定されることが好ましい。しかしながら、好ましい実施形態では、最適化プロセス中に1つの表面のみが反復的に変更または最適化される。眼鏡レンズの他方の表面は、例えば、単純な球面または回転対称の非球面であり得る。しかしながら、両面を最適化することも可能である。

【0046】

2つの所定の表面から開始して、計算または最適化する方法は、モデルアイ内に計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面の少なくとも1つの視点（ i ）を通る主光線の経路を決定することを含む。主光線は、物点から2つの眼鏡レンズ表面、角膜前面、およびモデルアイのレンズを通して、好ましくはモデルアイの網膜まで出る幾何学的ビーム経路を表す。

【0047】

さらに、計算または最適化する方法は、アイモデルの網膜上の1点に収束する波面（参照光）と比較して、特にモデルアイの前方または内部の評価面上の主光線に沿って眼鏡レンズの第1の表面に入射する球面波面から生じる波面の収差を評価することを含むことができる。

【0048】

特に、この目的のために、主光線に沿って眼鏡レンズの第1の表面（前面）に入射する球面波面（ w_0 ）が指定される。この球面波面は、物点から発する光（物体光）を表す。眼鏡レンズの第1の表面に入射するときの球面波面の曲率は、物体距離の逆数に対応する。したがって、本方法は、好ましくは、最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面の各視線方向または各視点に物体距離を割り当てる物体距離モデルを指定することを含む。これは、製造される眼鏡レンズが使用される個々の装用状況を表すことが好ましい。

【0049】

眼鏡レンズに入射する波面は、ここで、好ましくは初めて眼鏡レンズの前面で屈折する。次いで、波面は、眼鏡レンズ内の主光線に沿って前面から後面に伝搬し、そこで2回目に屈折する。好ましくは、眼鏡レンズを透過した波面は、ここで主光線に沿って眼の角膜

10

20

30

40

50

前面まで伝搬し、そこで再び屈折することが好ましい。好ましくは、眼のレンズまで眼の中をさらに伝搬した後、好ましくは眼の網膜まで最終的に伝搬するために、波面もそこで再び屈折する。個々の光学素子（眼鏡レンズ表面、角膜前面、アイレンズ）の光学特性に応じて、各屈折プロセスは波面の変形ももたらす。

【0050】

網膜上の像点への物点の正確なマッピングを達成するために、波面は、好ましくは、その曲率が網膜までの距離の逆数値に正確に対応する収束球面波面として眼のレンズを出なければならない。したがって、物点から発する波面と網膜上の点に収束する波面（参照光）との比較（完全な像の理想的な場合）は、非一貫性の評価を可能にする。この比較、したがって個々のアイモデルにおける物体光の波面の評価は、主光線の経路に沿った異なる点で、特に最適化眼鏡レンズの第2の表面と網膜との間で行うことができる。したがって、特に、評価面は、特に眼鏡レンズの第2の表面と網膜との間の異なる位置にあり得る。物点から発する光の屈折および伝搬は、それに応じて個々のアイモデルにおいて、好ましくは視点ごとに計算される。評価面は、実際のビーム経路、または例えば射出瞳APを構築するために使用されるような仮想ビーム経路のいずれかに関連することができる。仮想ビーム経路の場合、光は、屈折後に眼のレンズの後面を通して所望のレベルまで（好ましくはAPのレベルまで）伝搬されなければならない。使用される屈折率は、眼のレンズではなく硝子体の媒質に対応しなければならない。評価面がレンズの背後またはモデルアイのレンズ後面での屈折後に設けられる場合、または評価面が仮想ビーム経路に沿った逆伝搬によって到達される場合（APの場合のように）、物体光の結果として得られる波面は、好ましくは、参照光の球面波面と単純に比較され得る。したがって、この目的のために、本方法は、好ましくは、眼鏡レンズの第1の表面に入射する球面波面を指定することと、少なくとも眼における少なくとも眼鏡レンズの第1の表面および第2の表面、角膜前面、ならびにモデルアイのレンズの度数に起因する球面波面から生じる波面を特定することと、網膜上に収束する球面波面と比較して、結果として生じる波面の収差を評価することとを含む。

【0051】

しかしながら、評価面が、計算または最適化されるべきモデルアイのレンズ内またはモデルアイのレンズと眼鏡レンズとの間に設けられるべきである場合、物体光と参照光との比較を行うために、網膜上の点からモデルアイの個々の構成要素を通して評価面までの逆伝搬が参照光としてシミュレートされる。

【0052】

しかしながら、冒頭で既に述べたように、眼の屈折の完全な矯正は、一般に、眼のすべての視線方向、すなわち、最適化されるべき少なくとも1つの眼鏡レンズ表面のすべての視点に対して同時に可能ではない。したがって、視線方向に応じて、眼鏡レンズの意図的な調整不良が指定されることが好ましく、これは、適用状況に応じて、眼鏡レンズの主に使用されるゾーン（例えば、中心視点）では特に小さく、あまり使用されないゾーン（例えば、周辺視点）では幾分高い。原則として、この手順は従来の最適化方法から既に知られている。

【0053】

眼鏡レンズを最適化するために、計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面は、結果として生じる波面の収差が指定された目標収差に対応するまで、すなわち、特に、参照光の波面（例えば、その曲率中心が網膜上にある球面波面）から指定された値だけずれるまで反復的に変更される。参照光の波面は、ここでは参照波面とも呼ばれる。好ましくは、本方法は、特に最初に説明した目標関数に類似した目標関数Fを最小化することを含む。特に高次収差を考慮する場合のさらに好ましい目標関数を以下でさらに説明する。網膜までの物体光の伝搬が計算される場合、波面パラメータの比較の代わりに、例えばいわゆる「点広がり関数」によってそこで評価を実行することができる。

【0054】

したがって、本発明の文脈では、特に眼鏡レンズの計算または最適化のために、網膜ま

で個々の眼鏡装用者に個別に適応されるそのような個々のアイモデルは、少なくともモデルアイの硝子体の長さが、他の個別に特定された、特に眼の測定データの関数として個別に計算されると定義されることが示唆される。このパラメータは、事前に定義される必要はなく、直接測定される必要もない。本発明の文脈において、波面追跡はこの長さパラメータに非常に敏感に依存することが判明したので、これは比較的少ない労力で個々の適応において顕著な改善をもたらすことが分かった。

【0055】

アイモデルの個々の計算、特にレンズ網膜間距離（硝子体の長さ）は、例えば収差計または対応して拡張された機能を有するトポグラフで既に実行することができる。好ましくは、眼の長さは個別に特定される。特に好ましくは、測定および／または計算された硝子体の長さおよび／または特定された（測定および／または計算された）眼の長さがユーザに表示される。この目的のために、対応する装置（特に収差計またはトポグラフ）は、対応するディスプレイ装置を有する。

【0056】

本発明の文脈において、眼鏡レンズを計算する際に、埋め込みIOLの既知の特性を使用することが特に示唆される。これは、有利には、埋め込みIOLを有する患者によりよく適応し、網膜上の最適化された画像化および設計保存を有する眼鏡レンズをもたらす。

【0057】

好ましい実施形態では、個々の眼内レンズデータは、眼内レンズの前面のデフォーカス、眼内レンズの後面のデフォーカス、および眼内レンズの厚さを少なくとも含む。代替的または追加的に、個々の眼内レンズデータは、少なくとも眼内レンズの屈折力または眼内レンズの光学度数のデフォーカスを含む。したがって、眼内レンズデータは、屈折面（前面および後面）のデフォーカスおよび伝搬長（レンズの厚さ、以下DLL）またはIOLの屈折力のデフォーカスのいずれかであり得る。表面および距離に基づくモデルは、最適化中により正確な結果をもたらすことができるが、最適化は、より多くの計算ステップ（屈折のみではなく屈折－伝搬－屈折）およびそれに対応して利用できない可能性のあるIOLに関する詳細な情報を必要とする。代替的または追加的に、個々の眼内レンズデータは、いわゆるA定数に関する情報、特に値を含むことができる。A定数は、個々のレンズ定数、特に異なる名称のIOL計算式に現れることができるタイプの矯正係数である。これは、IOL定数または「外科医因子」としても知られている。各製造者からの各IOLは、計算式ごとに指定される異なるA定数を有する。この定数は、各種の計算式における眼内レンズを表す。すべてのIOL定数を互いに変換することができるので、フォームファクタ、光学材料、IOL直径などに関係なく、原則として、利用可能な全度数範囲で所与の眼内レンズを特徴付ける定数（数）は1つのみである。AまたはIOL定数を使用することにより、個々の外科技術、使用される測定および手術機器、ならびに手術を受けている患者のコホートにおける個々の生理学的差異がIOL計算に及ぼす影響が最小限に抑えられる。A定数は、特に、度数の任意の適応を反映し、レンズ処方またはIOL処方の一部であり得る。

【0058】

さらに好ましい実施形態では、個々の眼内レンズデータは、特にIOLの製造業者によって型番またはシリアル番号情報に基づいて提供される。この情報は、例えば注文時に直接示すことができ、またはデータベースから取得することができる。

【0059】

さらに好ましい実施形態では、本方法は、
－定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行するステップと、
－特に解析的および／または数値的および／または確率的方法を用いて、任意の非一貫性を解決するステップと
をさらに含む。

【0060】

いずれの場合も、本発明による手順は、デフォーカス（または眼の長さの計算に使用さ

10

20

30

40

50

れる他の変数)に関して一貫したモデルを提供する。しかし、モデルの一貫性は、他の2次変数(例えば、非点収差の大きさおよび方向)ではもはや保証されない。換言すれば、アイモデルは、過剰に決定され、その結果、もはや一貫性がない可能性がある。一方では、これは、IOLの製造の不正確さおよび測定的不正確さに起因する可能性があり、これは、例えば、トポグラフィもしくはトポメトリ、収差測定もしくは自己屈折および／または前房深度の測定において起こり得る。一方、主観的屈折が使用される場合、主観的または最適化された屈折が眼全体の客観的光学度数に対応しない場合、原理的に不整合が生じる可能性がある。本明細書の文脈では、一貫したアイモデルは、眼全体の収差に対応する入射波面が網膜上の点で収束するアイモデルを意味すると理解される。これは、網膜上の光点から発する波面が、眼全体を通過した後の眼全体の収差に対応するという事実と同義である。

10

【0061】

一貫性チェックは、特に確率的方法を使用して実行することができる。この場合、一貫性尺度を確率として与えることができる。任意の非一貫性は、例えば確率の最大値を決定することによって解決することができる。

【0062】

一貫性チェックを実行し、任意の非一貫性を解決することは、特に、IOLを有する患者向けの眼鏡レンズの計算または最適化を改善する。しかしながら、一貫性チェックを実行し、任意の非一貫性も解決することは、IOLを有する患者を特に意図していない眼鏡レンズの場合にも有利である。したがって、本発明は、一般に、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのコンピュータ実装方法であって、

20

- ー眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の個々の屈折データを提供するステップと、
- ー特に、以下の情報またはパラメータのうちの1つまたは複数、すなわち、
 - ーモデルアイ(12)の角膜、特に角膜前面(18)の形状および／または度数、および／または

- ー角膜レンズ間距離、および／または
- ーモデルアイのレンズのパラメータ、および／または
- ーレンズ網膜間距離、および／または
- ー入射瞳のサイズ、および／または
- ー物理的開口絞りのサイズおよび／または位置

30

が、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／もしくは標準値に基づいて、ならびに／または提供された個々の屈折データに基づいて定義される、個々のアイモデルを定義するステップと、

- ー特に提供された個々の屈折データを用いて、定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行するステップと、任意選択的に、

- ー特に、解析的および／または数値的および／または確率的な手順または方法を用いて、任意の非一貫性を解決するステップと

- を含むコンピュータ実装方法を提供する。

【0063】

40

「個々のアイモデルを定義する」とは、モデルパラメータを特定の値に定義することができる。しかしながら、追加的または代替的に、「個々のアイモデルを定義すること」はまた、少なくとも1つの一貫性尺度(または少なくとも1つの確率)を定義することを含むことができる。特に、モデルパラメータの複数の値が存在し得る。一貫性尺度または確率は、これらの値の各組合せに対して定義することができる。例えば、そのような一貫性尺度または確率は、ベイズ法を使用して定義することができる。

【0064】

好ましくは、少なくともレンズ網膜間距離を定義することは、計算によって実行される。本発明の文脈における「計算」という用語は、式を使用する計算だけでなく、統計的考察または確率に基づく値の選択などの統計的方法で実行されるステップも含むことができ

50

る。ベイズ法では、例えば、可能性が高いまたは最も可能性が高いレンズ網膜間距離のみが最適化問題によって選択または定義されることが可能である（その場合、その最適化問題は、依然として解決されなければならない）。したがって、本発明の文脈における「計算」という用語は、特に、1つまたは複数のパラメータの可能性が高いまたは最も可能性が高い値の選択および／または最適化問題の定義も含むことができる。特に、「計算」という用語はまた、統計的手順の文脈、例えばベイズ法の文脈またはベイズ法を使用する文脈における選択、決定および／または定義を含む。「計算」という用語は、特に最適化も含むことができる。

【0065】

定義されたアイモデルに対して一貫性チェックを実行し、任意の非一貫性を解決することに加えて、または代替として、コンピュータ実装方法はまた、特にベイズ法および／または最尤法を使用して、一貫性のあるアイモデルを定義または構築することを含むことができる。換言すれば、使用される、または定義される個々のアイモデルは一貫性のあるアイモデルであり、一貫性は、統計的または確率的方法、特にベイズ法および／または最尤法を使用して可能にされる、または確立される。

【0066】

特に、この態様では、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのそのような方法を実行するためのコンピュータ実装方法および対応する装置が提供され、本方法および対応する装置は、以下のステップまたは機能のうちの1つまたは複数、すなわち、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の個々の屈折データを提供することと、および／または

－特に、以下の情報またはパラメータのうちの1つまたは複数、すなわち、

－モデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、および／または

－角膜レンズ間距離、および／または

－モデルアイのレンズのパラメータ、および／または

－レンズ網膜間距離、および／または

－入射瞳のサイズ、および／または

－物理的開口絞りのサイズおよび／または位置

が、特に、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／もしくは標準値に基づいて、ならびに／または提供された個々の屈折データに基づいて定義される、個々のアイモデルを定義すること

を含み、

情報またはパラメータのうちの1つまたは複数、および／または少なくとも部分的に提供された個々の屈折データは、確率分布の形態で初期に定義され、個々のアイモデルを定義することは、確率的方法によって定義された確率分布内の情報またはパラメータの値を特定することによってモデルアイを特定することを含む。

【0067】

いくつかの態様では、モデルアイは、アイモデルが一貫しているように、確率的方法を使用した一貫性チェックに基づいてモデルアイを場合によって修正するためにパラメータ値を定義することによって最初に作成されるが、この場合、場合によっては一貫性のないパラメータ値の代わりに、確率的方法を使用して最尤パラメータ値、したがって最尤モデルアイを一貫して特定するために、少なくとも1つのパラメータに対して確率分布が開始される。平均値および／または標準偏差などの確率分布のパラメータは、特に、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて決定することができる。そのような方法のさらなる詳細および具体的な例示的な実施形態を以下に説明する。

【0068】

以下では、いくつかの例を使用して、解析的計算を用いてパラメータを適応させること

10

20

30

40

50

によってアイモデルの任意の非一貫性をどのように排除できるかを説明する。

【0069】

最も単純な可能性は、偏差をアイモデルの要素または成分（例えば、角膜、IOLの前面、IOLの後面、IOLの屈折力）に移転することである。例えば、IOLの後面は、（製造者の指示に反して）モデルが一致するように選択することができる。この目的のために（デフォーカス項が使用される場合）、DLRの計算後、最初に、特に大きさおよび方向（例えば、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されている方法による）に応じた非点収差を、アイモデルが非点収差に関して一致するように定義することができる。さらに、この表面の高次成分（例えば、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されている方法の助けを借りて）は、例えば、アイモデルがこれらの成分においても一貫しているように、後続のステップで定義することができる。代替的または追加的に、角膜表面はそれに応じて適応させることができる。これは、角膜に関するモデルベースの情報のみ、または非点収差もしくは高次成分に関する情報がトポメトリック測定に起因して利用可能でない場合に特に有用である。

10

【0070】

さらに好ましい実施形態では、アイモデルの1つまたは複数のパラメータを適応または再定義することによって、任意の非一貫性が解決される。好ましくは、アイモデルのいくつかのパラメータが適応され、適応はアイモデルの複数のパラメータ間で分割される。例えば、既知の偏差は、角膜、IOLの前面、IOLの後面、および／またはIOLの屈折力などのアイモデルのいくつかの要素または成分および／またはいくつかのパラメータに分割することができる。最も単純な場合には、例えば角膜上で33%およびレンズ上で67%など、固定または所定の係数または割合を仮定することができる。代替的または追加的に、生理学に基づく分布も同様に使用することができる。

20

【0071】

代替的または追加的に、さらなるまたは新しいパラメータをアイモデルに追加し、アイモデルが一貫するように定義することができる。例えば、モデルアイの角膜後面の形状は、そのようなさらなるパラメータであり得る。非点収差が固定されたトーリックレンズの場合、例えば、円柱軸および／または横方向のシフトまたは傾斜は、得られるモデルアイの非点収差が仕様に対応するように（可能な限り最良に）選択され得る。

30

【0072】

代替的または追加的に、長さDCL、DLLおよび／またはDLRを適応させることができる。必要に応じて、眼全体の度数も調整することができる。ここで、アイモデルを一貫したものにするために、眼鏡レンズの目標度数をそれに応じて変更することができる。

【0073】

さらに好ましい実施形態では、アイモデルのパラメータは、確率的方法を用いて、すなわち確率計算を用いて決定される。この目的のために、特にベイズ統計および／または最尤アルゴリズムを使用することができる。

【0074】

パラメータのセットに基づく眼の長さの解析的計算の代わりに、またはそれに加えて、特にすべての既知のパラメータ（以下、入力パラメータ）を組み合わせることができ、アイモデルのパラメータ（以下、出力パラメータ）は、最尤法およびベイズ法などの統計的方法を用いて決定することができる。ここで、少なくとも個々の入力パラメータに関する以下の情報のうちの1つまたは複数を使用することができる。

40

- －正確さの信頼性、
- －測定・製造精度、
- －集団またはアンサンブルにおける変動範囲、
- －眼鏡レンズの最適化に対する効果。

このような2つの方法および具体例については、詳細な説明において以下に説明する。

【0075】

50

さらに好ましい実施形態では、アイモデルのパラメータの初期分布および少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータが提供され、個々のアイモデルのパラメータは、確率計算を使用してアイモデルのパラメータの初期分布および個々のデータに基づいて決定される。換言すれば、初期アイモデルおよび少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータが提供され、個々のアイモデルのパラメータは、確率計算を使用して初期アイモデルおよび個々のデータに基づいて決定される。

【0076】

さらに好ましい実施形態では、モデルアイの眼の長さは、測定および／または計算されたレンズ網膜間距離を考慮して決定される。好ましくは、特定された眼の長さは、ディスプレイ装置またはディスプレイに表示される。

【0077】

上記の方法は、特に、埋め込み眼内レンズに関する特性またはデータ、すなわち眼内レンズデータが知られている場合に関する。しかしながら、このデータが知られていない場合、本発明の文脈において代替的なアプローチが提案され、これについては以下で説明する。本発明のこの代替的なアプローチによれば、すなわち、埋め込みレンズの特性に関する直接的な知識がない場合、患者の測定によって埋め込みIOLの特性に関して結論が引き出される。

【0078】

目的を解決するための代替的な手法（すなわち、埋め込み眼内レンズの特性またはデータが知られていない場合）は、手術の一部として眼内レンズが眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に埋め込まれた状態で、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのコンピュータ実装方法であって、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の術後屈折データを提供するステップと、

- －眼鏡装用者の眼のレンズ網膜間距離（または眼の長さ）を特定するステップと、
- －個々の術後アイモデルを定義するステップであって、特に、少なくとも
- －術後アイモデルのモデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、
- －術後アイモデルのモデルアイの角膜レンズ間距離、
- －術後アイモデルのモデルアイのレンズのパラメータ、および
- －術後アイモデルのモデルアイのレンズ網膜間距離

が、特定されたレンズ網膜間距離（または眼の長さ）に基づいて、さらに、（手術前または手術後に特定された）眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の術後屈折データに基づいて定義され、その結果、術後アイモデルのモデルアイは、提供された個々の術後屈折データを有し、術後アイモデルのモデルアイのレンズ網膜間距離は、眼鏡装用者の眼の特定されたレンズ網膜間距離によって定義される、個々の術後アイモデルを定義するステップと

を含むコンピュータ実装方法に関する。

【0079】

特に、さらなる態様では、手術の一部として眼内レンズが眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に埋め込まれた状態で、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのコンピュータ実装方法を提供することができ、本方法は、特に以下のステップ、すなわち、

- －眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の個々の屈折データを提供するステップと、
- －個々のアイモデルを定義するステップであって、少なくとも
- －モデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、
- －角膜レンズ間距離、
- －モデルアイのレンズのパラメータ、および
- －レンズ網膜間距離

が、個々のアイモデルのパラメータとして定義され、個々のアイモデルのパラメータを定義することは、眼内レンズを有する少なくとも1つの眼の視力矯正に関するデータに基づいて、さらに眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように行われる、個々のアイモデルを定義するステップとを含む。

【0080】

したがって、さらなる態様では、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを決定するための装置を提供することができ、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼は、埋め込み眼内レンズを有し、本装置は、特に、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の屈折データを提供するための少なくとも1つのデータインターフェースと、

－個々のアイモデルを定義するためのモデル化モジュールであって、

――モデルアイの角膜、特に角膜前面（18）の形状および／または度数、

――角膜レンズ間距離、

――モデルアイのレンズのパラメータ、および

――レンズ網膜間距離、

を個々のアイモデルのパラメータとして少なくとも定義するモデル化モジュールと

を備え、個々のアイモデルのパラメータを定義することが、眼内レンズを有する少なくとも1つの眼の視力矯正に関するデータに基づいて行われ、さらに、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように行われる。

【0081】

好ましい実施形態では、眼内レンズを有する少なくとも1つの眼の視力矯正のためのデータは、（特に個々の）眼内レンズデータを含む。したがって、本実施形態では、個々のアイモデルのパラメータは、眼内レンズデータに基づいて、さらに眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて定義され、それにより、モデルアイは、提供された個々の屈折データを有し、モデルアイのレンズのパラメータは、眼内レンズデータに基づいて定義される。

【0082】

さらに好ましい実施形態では、眼鏡装用者の眼のレンズ網膜間距離が特定され、個々のアイモデルのパラメータは、特定されたレンズ網膜間距離に基づいて、さらに、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するよう定義され、モデルアイのレンズ網膜間距離は、眼鏡装用者の眼の特定されたレンズ網膜間距離によって定義される。換言すれば、本実施形態では、眼内レンズを有する少なくとも1つの眼の視力矯正のためのデータは、特定されたレンズ網膜間距離を含む。特に、眼内レンズを有する少なくとも1つの眼の視力矯正のためのデータは、特定されたレンズ網膜間距離および／または眼内レンズデータを含むことができる。

【0083】

特に、さらなる態様では、手術の一部として眼内レンズが眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に埋め込まれている、または埋め込み眼内レンズを有する眼鏡装用者の少なくとも1つの眼（特に、自然眼用レンズの代わりに、またはそれに加えて）を用いて、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するためのコンピュータ実装方法（および対応する装置）が提供される。本方法は、特に以下のステップ、すなわち、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の個々の屈折データを提供するステップと、

－個々のアイモデルを定義するステップであって、少なくとも

――モデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、

10

20

30

40

50

- ー 角膜レンズ間距離、
- ー モデルアイのレンズのパラメータ、および
- ー レンズ網膜間距離

が、個々のアイモデルのパラメータとして定義される、個々のアイモデルを定義するステップと

を含むことができ、

a) 個々のアイモデルのパラメータを定義することは、眼内レンズデータに基づいて、さらに眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように行われ、モデルアイのレンズのパラメータは、眼内レンズデータに基づいて定義され、および／または

b) 眼鏡装用者の眼のレンズ網膜間距離が特定され、個々のアイモデルのパラメータを定義することが、特定されたレンズ網膜間距離に基づいて、および眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値にさらに基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように行われ、モデルアイのレンズ網膜間距離が、眼鏡装用者の眼の特定されたレンズ網膜間距離によって定義される。

【0084】

手術（ドイツ語：Operation）という用語は、一般にOPと略される。「術後」（ドイツ語：Nach-OP）という用語は、手術後の状況を指し、「術前」（ドイツ語：Vor-OP）という用語は、手術前の状況を指す。例えば、手術は、自然眼レンズを眼内レンズに置き換える白内障手術である。しかしながら、眼内レンズが患者の眼に挿入または埋め込まれる無水晶体眼（レンズを有さない眼）の手術であってもよい。したがって、眼内レンズは、特に、自然眼レンズの代替品を表すことができる。特に、装用者の眼の自然レンズは、手術中に眼内レンズに置き換えられている。

【0085】

眼鏡レンズは、好ましくは、国際公開第2013/104548号または独国特許出願公開第102017007974号明細書に記載されている方法のうちの1つに従って、眼の中を追跡することによって最適化される。独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号の記載と同様に、これに必要なアイモデルには個々の値が割り当てられる。しかしながら、この場合、IOLに関する情報は利用できず、モデルベースの値は、必ずしも実際に埋め込まれたレンズと一致しない。これは、例えば、近視の長さが屈折の少ないIOLによって少なくとも部分的に補償される場合であり得る。この場合、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されている手順によれば、眼の長さが短すぎると想定される。したがって、元のレンズが眼の中に位置していた状況に対応するデータに基づいて、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されているように、眼の長さまたはレンズ網膜間距離が計算される。

【0086】

続いて、このようにして計算された眼の長さ（または計算されたレンズ網膜間距離）と、眼全体の収差、角膜の表面、および角膜レンズ間距離の術後の値とに基づいて、このアイモデルの度数が眼全体の収差に対応するように、他のパラメータ（すなわち、眼のレンズ、この場合は埋め込みIOLのパラメータ）が決定される。これは、レンズ（この場合、埋め込みIOL）のすべての値が決定されるという点、および独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号のように2次の項（例えば、デフォーカス）が既に知られているという点で、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号の手順とは根本的に異なる。しかしながら、この項の決定後、さらなる項は、独国特許出願公開第102017007975号明細書または国際公開第2018/138140号に記載されて

いるように決定することができる。これらは、さらなる２次の項であってもよく、場合によっては（例えば、さらなるステップにおいて）高次の項であってもよい。

【００８７】

眼の長さまたはレンズ網膜間距離の計算には、具体的には以下のデータを使用することが好ましい。

－レンズの交換前の眼全体のデフォーカス：これは、外科的処置の前の収差測定または自己屈折、主観的屈折または別の決定（例えば、網膜鏡検査）の結果であり得る。あるいは、いわゆる「最適化された屈折」、すなわちいくつかの成分（例えば、主観的な屈折および収差測定）からの計算の結果を使用することができる。そのような最適化の例は、独国特許出願公開第１０２０１７００７９７５号明細書または国際公開第２０１８／１３８１４０号にまとめられている。さらに、外科的処置の前に装用された古い眼鏡の屈折力のデフォーカスを使用することができる；

- －眼のレンズの屈折力または構造のモデルベースの値、
- －角膜レンズ間距離の測定値またはモデルベースの値、および
- －角膜のデフォーカスの測定値またはモデルベースの値。

【００８８】

最後の２点のデータは、外科的処置（手術）前または外科的処置後の測定値のいずれかからのものであり得る。外科的処置後に決定されたデータの使用は、外科的処置前に対応する測定が行われていない場合に特に有用である。

【００８９】

類推により、レンズの特性を計算するために、以下のデータが好ましく使用される：

－レンズ交換後の眼全体の収差：これらは、外科的処置後の収差測定値もしくは自己屈折、主観的屈折、または別の決定（例えば、網膜鏡検査）の結果であり得る。あるいは、いわゆる「最適化された屈折」、すなわちいくつかの成分（例えば、主観的な屈折および収差測定）からの計算の結果を使用することができる。そのような最適化の例は、独国特許出願公開第１０２０１７００７９７５号明細書または国際公開第２０１８／１３８１４０号にまとめられている。

- －先に決定された距離レンズ網膜、
- －角膜レンズ間距離の測定値またはモデルベースの値、および
- －角膜の収差の測定値またはモデルベースの値。

【００９０】

最後の２点のデータは、外科的処置（手術）前または外科的処置後の測定値のいずれかからのものであり得る。外科的処置後に決定されたデータの使用は、外科的処置前に対応する測定が行われていない場合に特に有用である。

【００９１】

個々の眼内レンズデータを提供することは、特に以下のステップ、すなわち、

－元の自然レンズがまだ眼鏡装用者の眼の中にあった状況（眼内レンズが埋め込まれる前の状況）に対応するデータに基づいて眼の長さを特定するステップと、

－特定された眼の長さ、提供された個々の屈折データ、角膜レンズ間距離の測定値またはモデルベースの値、および角膜の収差の測定値またはモデルベースの値に基づいて個々の眼内レンズデータを計算するステップと、

を含むことができる。

【００９２】

以下の表は、例示的に３つのシナリオを含む。しかしながら、他の組合せも本発明の一部であることが理解される。

10

20

30

40

50

【表 1】

シナリオ	第 1 のステップの値 (DCL の計算)	第 2 のステップの値 (未定のパラメータの置換)
	送信するデータ	
1	手術前のデータ (収差、トポグラフィ、場合によって角膜レンズ間距離、場合によって主観的屈折) のみ (例えば注文から)	手術後のデータ (収差、トポグラフィ、場合によっては角膜レンズ間距離、主観的屈折) のみ (例えば注文から)
	手術前の注文の参照番号、手術後のデータ (収差、トポグラフィ、場合によっては角膜レンズ間距離、主観的屈折) (例えば注文から)	
2	手術前からの眼鏡の主観的屈折／値のみ 手術前のトポグラフィおよび必要に応じて角膜レンズ間距離	手術後のデータ (収差、トポグラフィ、場合によっては角膜レンズ間距離、主観的屈折) のみ (例えば注文から)
	手術前からの眼鏡の主観的屈折／値、ならびに手術後からのデータ (収差、トポグラフィ、場合によっては角膜レンズ間距離、主観的屈折) (例えば注文から)	
3	手術前のデータ (収差、トポグラフィ、場合によって角膜レンズ間距離、場合によって主観的屈折) のみ (例えば注文から)	手術後からの主観的屈折のみ、手術前からのさらなるデータ (トポグラフィ、場合によっては角膜レンズ間距離)
	手術前の注文の参照番号、手術後からの主観的屈折	

10

20

【0093】

眼鏡装用者の眼のレンズ網膜間距離または眼の長さの決定は、例えば、直接測定によって行うことができる。

【0094】

好ましい実施形態では、本方法は、眼鏡装用者の少なくとも 1 つの眼に関する個々の術前屈折データを提供することをさらに含み、個々の術前アイモデルに基づく眼鏡装用者の眼のレンズ網膜間距離または眼の長さの決定は、提供された個々の術前屈折データを使用して行われる。

30

【0095】

好ましい実施形態では、術前アイモデルにおいて、特に少なくとも

- 術前のアイモデルのモデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、
- 術前のアイモデルのモデルアイの角膜レンズ間距離、
- 術前のアイモデルのモデルアイのレンズのパラメータ、および
- 術前のアイモデルのモデルアイのレンズ網膜間距離

は、眼鏡装用者の眼の個々の測定値 (手術前または手術後に決定される) および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の術前屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の術前屈折データを有するように定義され、少なくともレンズ網膜間距離を定義することは、好ましくは測定および／または計算によって行われる。

40

【0096】

角膜前面は、好ましくは個々に測定され、個々の決定された術前屈折データを満たすために、個々の術前アイモデルの眼のレンズがそれに応じて計算される。ここで、好ましい実施形態では、角膜前面 (またはその曲率) は、主断面に沿って個別に測定される (トポメトリ)。さらに好ましい実施形態では、角膜前面のトポグラフィ (すなわち、表面の完全な記述) が個別に測定される。さらに好ましい実施形態では、角膜レンズ間距離は、角膜レンズ間距離の個々の測定値に基づいて定義される。

【0097】

特に好ましくは、術前モデルアイのレンズのパラメータを定義することは、以下のパラ

50

メータを定義することを含む。

- ー レンズ前面の形状、
- ー レンズ厚、および
- ー レンズ後面の形状。

【0098】

本発明の使用に必須ではないとしても、レンズのこのより正確なモデルを使用して個々の適応をさらに改善することが可能である。

【0099】

この場合、特に好ましい実施形態では、レンズ厚およびレンズ後面の形状を定義することは、所定の値（例えば技術文献からの標準値）に基づいて行われ、レンズ前面の形状を定義することは、好ましくは、

- ー レンズ前面の平均曲率の標準値を提供することと、
 - ー 提供された個々の屈折データを考慮に入れてレンズ前面の形状を計算することと
- をさらに含む。

【0100】

より詳細なレンズモデルのさらに好ましい実施形態では、レンズ前面の形状を定義することは、

- ー レンズ前面の垂直断面における曲率の個々の測定値を提供すること
- を含む。

【0101】

この場合、レンズ厚およびレンズ後面の形状を定義することは、標準値に基づいて行われることが特に好ましく、さらにより好ましくは、レンズ前面の形状を定義することは、

- ー 提供された個々の屈折データと、レンズ前面の垂直断面における曲率の提供された個々の測定値とを考慮に入れて、レンズ前面の形状を計算すること
- を含む。

【0102】

レンズまたはレンズ表面の形状の代替として、またはそれに加えて、レンズパラメータを定義することは、レンズの光学度数を定義することを含むことができる。特に、モデルアイのレンズの少なくとも1つの主面の少なくとも1つの位置および球面度数（または少なくとも1つの焦点距離）が定義される。モデルアイのレンズの円筒度数（大きさおよび軸方向位置）も特に好ましい。さらに好ましい実施形態では、モデルアイのレンズの光学的高次収差も特定することができる。

【0103】

目的を解決するための別の独立した態様は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズ（特に眼鏡レンズ）を計算または最適化するためのコンピュータ実装方法であって、

- ー 本発明による眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための方法と、

- ー 計算または最適化されるべき眼鏡レンズの第1の表面および第2の表面を指定することと、

- ー 計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面の少なくとも1つの視点を通してモデルアイ内に入る主光線の経路を特定することと、

- ー アイモデルの網膜上の1点に収束する波面と比較して、評価面上の主光線に沿って眼鏡レンズの第1の表面に入射する球面波面から生じる波面の収差を評価することと、

- ー 評価された収差が所定の目標収差に対応するまで、計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面を反復的に変化させることと

を含むコンピュータ実装方法に関する。

【0104】

目的を解決するための別の独立した態様は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズ（特に眼鏡レンズ）を計算または最適化するためのコンピュータ実装方法であ

10

20

30

40

50

って、

－眼鏡装用者の少なくとも１つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための本発明による方法と、

－計算または最適化されるべき眼鏡レンズの第１の表面および第２の表面を指定することと、

－計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも１つの表面の少なくとも１つの視点を通してモデルアイ内に入る主光線の経路を特定することと、

－アイモデルの網膜上の１点に収束する波面と比較して、評価面上の主光線に沿って眼鏡レンズの第１の表面に入射する球面波面から生じる波面の収差を評価することと、

－評価された収差が所定の目標収差に対応するまで、計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも１つの表面を反復的に変化させることと

を含むコンピュータ実装方法に関する。

【０１０５】

好ましくは、評価面は角膜前面と網膜との間に配置される。特に好ましい実施形態では、評価面は、モデルアイのレンズと網膜との間に配置される。別の特に好ましい実施形態では、評価面は、モデルアイの射出瞳（ＡＰ）上に配置される。ここで、射出瞳は、モデルアイのレンズ後面の前に配置されることができる。この位置決めにより、眼鏡レンズの特に正確な個別の適応を達成することができる。

【０１０６】

目的を解決するための別の独立した態様は、眼用レンズ（特に眼鏡レンズ）を生産するための方法であって、

－眼鏡レンズを計算または最適化するための本発明の方法に従って眼鏡レンズを計算または最適化することと、

－このように計算または最適化された眼鏡レンズを製造することと

を含む方法に関する。

【０１０７】

目的を解決するための別の独立した態様は、眼鏡装用者の少なくとも１つの眼のための眼用レンズの計算または最適化のために眼鏡装用者の少なくとも１つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための装置であって、

－眼鏡装用者の少なくとも１つの眼の特性に関する個々のデータを提供するための少なくとも１つのデータインターフェースと、

－個々のアイモデルのパラメータのセットを定義（および／または指定）することによって個々のアイモデルをモデル化および／または構築するためのモデル化モジュールとを備え、

モデル化モジュールは、特に確率計算を使用して、個々のデータに基づいて個々のアイモデルのパラメータの値の確率分布を決定するように構成される、装置に関する。

【０１０８】

好ましい実施形態では、個々のデータを提供することは、眼鏡装用者の少なくとも１つの眼に関する個々の屈折データを提供することを含む。さらに、個々のアイモデルを構築することは、少なくとも

－モデルアイ（１２）の角膜、特に角膜前面（１８）の形状および／または度数、および／または

－角膜レンズ間距離、および／または

－モデルアイのレンズのパラメータ、および／または

－レンズ網膜間距離、および／または

－入射瞳のサイズ、および／または

－物理的開口絞りのサイズおよび／または位置

が、特に、眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて定義される、

個々のアイモデルを定義することを含む。モデル化モジュールはまた、提供された個々

10

20

30

40

50

の屈折データを用いて定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行し、特に解析的および／または確率的方法を用いて任意の非一貫性を解決するように構成される。

【0109】

したがって、特に、本発明は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼用レンズ（特に眼鏡レンズ）の計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための装置であって、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の特性に関する個々のデータを提供するための少なくとも1つのデータインターフェースと、

－個々のアイモデルを定義するためのモデル化モジュールであって、特に、

－モデルアイ（12）の角膜、特に角膜前面（18）の形状および／または度数、および／または

－角膜レンズ間距離、および／または

－モデルアイのレンズのパラメータ、および／または

－レンズ網膜間距離、および／または

－入射瞳のサイズ、および／または

－物理的開口絞りのサイズおよび／または位置

を、

眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて少なくとも定義し、少なくともレンズ網膜間距離を定義することは、好ましくは測定および／または計算によって行われる、モデル化モジュールと

を備え、

モデル化モジュールは、提供された個々の屈折データを用いて定義されたアイモデルの一貫性チェックを実行し、特に解析的および／または確率的方法を用いて任意の非一貫性を解決するように構成される、装置を提供する。

【0110】

特に、本発明は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼が埋め込み眼内レンズ（特に、自然眼用レンズの代わりに、またはそれに加えて）を有する眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための装置であって、

－眼鏡装用者の眼に埋め込まれた眼内レンズに関する個々の眼内レンズデータを提供し、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の屈折データを提供するための少なくとも1つのデータインターフェースと、

－個々のアイモデルを定義するためのモデル化モジュールであって、特に、

－モデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、

－角膜レンズ間距離、

－モデルアイのレンズのパラメータ、および

－レンズ網膜間距離

を、個々の提供された眼内レンズデータに基づいて、さらに眼鏡装用者の眼の個々の測定値および／または基準値に基づいて、および／または提供された個々の屈折データに基づいて、モデルアイが提供された個々の屈折データを有するように少なくとも定義するモデル化モジュールと

を備え、モデルアイのレンズのパラメータを定義することは、提供された眼内レンズデータに基づいて実行される、装置を提供する。好ましくは、レンズ網膜間距離を定義することは、測定および／または計算することによって行われる。

【0111】

好ましくは、モデル化モジュールは、測定および／または計算されたレンズ網膜間距離を考慮に入れてモデルアイの眼の長さを特定するように構成される。装置は、好ましくは、測定および／または計算されたレンズ網膜間距離および／または決定された眼の長さを表示するためのディスプレイ装置も備える。装置は、収差計および／またはトポグラフと

して設計されることが特に好ましい。

【0112】

好ましくは、モデル化モジュールは、特定されたアイモデル、特に特定された術前アイモデルおよび／または特定された術後アイモデルの一貫性チェックを実行するように構成される。さらに、モデル化モジュールは、特に解析的および／または確率的方法（例えばベイズ統計および／または最尤手法を用いた確率計算）を用いて、任意の非一貫性を解決するように構成されることが好ましい。

【0113】

特に、本発明は、手術中に眼内レンズが眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に埋め込まれた状態で、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズの計算または最適化のために、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための装置であって、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼に関する個々の術後屈折データを提供するための少なくとも1つのデータインターフェースと、

－眼鏡装用者の眼のレンズ網膜間距離を特定し、個々の術後アイモデルを定義するためのモデル化モジュールであって、特に、

－術後アイモデルのモデルアイの角膜、特に角膜前面の形状および／または度数、

－術後アイモデルのモデルアイの角膜レンズ間距離、

－術後アイモデルのモデルアイのレンズのパラメータ、および

－術後アイモデルのモデルアイのレンズ網膜間距離

を、決定されたレンズ網膜間距離に基づいて、さらに、眼鏡装用者の眼の個々の測定値（手術前または手術後に特定される）および／または標準値に基づいて、および／または提供された個々の術後屈折データに基づいて、術後アイモデルのモデルアイが提供された個々の術後屈折データを有するように少なくとも定義し、術後アイモデルのモデルアイのレンズ網膜間距離は、眼鏡装用者の眼の特定されたレンズ網膜間距離によって定義される、モデル化モジュールと

を備える装置を提供する。

【0114】

目的を解決するための別の独立した態様は、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼のための眼鏡レンズを計算または最適化するための装置であって、

－眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための本発明による装置と、

－計算または最適化されるべき眼鏡レンズの第1の表面および第2の表面を指定するための表面モデルデータベースと、

－計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面の少なくとも1つの視点を通してモデルアイ内に入る主光線の経路を特定するための主光線特定モジュールと、

－アイモデルの網膜上の1点に収束する波面と比較して、評価面上の主光線に沿って眼鏡レンズの第1の表面に入射する球面波面から生じる波面の収差を評価するための評価モジュールと、

－評価された収差が所定の目標収差に対応するまで、計算または最適化されるべき眼鏡レンズの少なくとも1つの表面を反復的に変化させるための最適化モジュールと

を備える装置に関する。

【0115】

目的を解決するための別の独立した態様は、眼鏡レンズを生産するための装置であって、

－眼鏡レンズを計算または最適化するための本発明の方法に従って眼鏡レンズを計算または最適化するように構成された計算または最適化手段と、

－計算または最適化の結果に従って眼鏡レンズを機械加工するように構成された機械加工手段と

を備える装置に関する。

【0116】

眼鏡レンズを生産するための装置は、一体または独立した機械として設計することができる、すなわち、装置のすべての構成要素（特に計算または最適化手段および機械加工手段）は、1つの同じシステムまたは1つの同じ機械の一部とすることができる。しかしながら、好ましい実施形態では、眼鏡レンズを生産するための装置は、一体に設計されておらず、異なる（特に独立した）システムまたは機械によって実現される。例えば、計算または最適化手段は、第1のシステム（特にコンピュータを含む）として実現することができる、機械加工手段は、第2のシステム（特に機械加工手段を含む機械）として実現することができる。ここで、異なるシステムは異なる場所に配置することができ、すなわち、それらは互いに局所的に分離することができる。例えば、1つまたは複数のシステムをフロントエンドに配置し、1つまたは複数の他のシステムをバックエンドに配置することができる。個々のシステムは、例えば、異なる会社の場所に配置されてもよいし、異なる会社によって運営されてもよい。個々のシステムは、特に、（例えば、データキャリアを介して）互いにデータを交換するための通信手段を有する。好ましくは、装置の様々なシステムは、特にネットワークを介して（例えば、ローカルネットワークおよび／またはインターネットを介して）、互いに直接通信することができる。眼鏡レンズを生産するための装置に関する上記の記述は、この装置に適用されるだけでなく、一般に、本発明の文脈で説明された装置のすべてに適用される。特に、本明細書に記載の装置は、システムとして設計することができる。システムは、特に、対応する方法の個々の方法ステップを実行するように構成された（場合によっては局所的に分離された）いくつかの装置を備えることができる。

【0117】

さらに、本発明は、特に、コンピュータにロードされて実行されると、眼鏡装用者の少なくとも1つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための本発明による方法を実行するように、および／または眼鏡レンズを計算または最適化するための本発明による方法を実行するように設計されたプログラムコードを含む記憶媒体またはデータストリームの形態の、コンピュータプログラム製品またはコンピュータプログラム製品を提供する。特に、コンピュータプログラム製品は、データキャリアに格納されたプログラムとして理解されるべきである。特に、プログラムコードはデータキャリアに格納される。換言すれば、コンピュータプログラム製品は、コンピュータのメモリにロードされ、コンピュータによって実行されると、コンピュータに本発明による方法を実行させるコンピュータ可読命令を含む。

【0118】

さらに、本発明は、本発明による方法および／または本発明による装置を使用して生産された眼鏡レンズを提供する。

【0119】

さらに、本発明は、本発明による生産方法によって生産された眼鏡レンズの使用であって、特に好ましい実施形態では、眼鏡装用者の視力障害を矯正するための、特定の眼鏡装用者の眼前の眼鏡レンズの所定の平均的または個々の装用位置における使用を提供する。

【0120】

本発明は、特に、以下の態様のうちの1つまたは複数を含むことができる：

- －製品としての眼鏡レンズ、
- －眼鏡レンズの計算および製造、
- －眼鏡レンズの特性（特に、設計および表面）の計算、
- －眼の長さの計算およびアイモデルへの割り当て（レンズ計算以外の目的でも）、
- －特に手動入力のために、および／または測定装置および／またはデータベースからインポートするために、例えば注文および／または産業ソフトウェアの形態で、またはその一部として関連データを取得するための方法、装置および／またはシステム、
- －関連データを送信するための方法、装置、および／またはシステム、特にプロトコル、
- －眼鏡レンズを計算するための方法、装置および／またはシステムとは異なり得る、関

連データを記憶するための方法、装置および／またはシステム、

－特にＩＯＬの製造業者、眼鏡レンズの計算機、または第三者による型番またはシリアル番号情報に基づいて、ＩＯＬに関するデータを提供および検索するための方法、装置および／またはシステム、

－上記の点を実施するための装置およびコンピュータプログラム製品。

【０１２１】

特に、本発明によるコンピュータ実装方法は、注文および／または産業ソフトウェアの形態で提供することができる。特に、眼鏡レンズの計算および／または最適化および／または製造に必要なデータ、特に、眼鏡装用者の少なくとも１つの眼の眼内レンズデータおよび／または処方データおよび／または個々の屈折データ（術前および／または術後屈折データ）を取得および／または送信することができる。眼内レンズデータは、例えば眼内レンズデータの製造業者から眼鏡レンズの計算機および／または製造業者に送信することができる。処方データおよび／または個々の屈折データは、例えば、眼鏡技師および／または眼科医または外科医から眼鏡レンズの計算機および／または製造業者に送信することができる。代替的または追加的に、特に埋め込みＩＯＬの型番および／またはシリアル番号の助けを借りて、または患者コード（例えば、顧客または患者の番号、名前など）の助けを借りて、データベースからこのデータを検索することが可能であり得る。測定または屈折データは、例えば、測定装置から直接呼び出すこともできる。共通の伝送プロトコルまたは本発明による方法のために特別に開発された伝送プロトコルを、データの伝送に使用することができる。代替または追加として、送信されるデータはまた、少なくとも部分的に、入力ユニットを介して手動で入力することもできる。このようにして、眼科医または外科医は、例えば、使用される眼内レンズのいわゆるＡ定数またはＩＯＬ定数を送信することができる。特に、レンズまたはＩＯＬ処方、送信されたデータに基づいて半自動的または完全に自動的に作成することもできる。

【０１２２】

例えば眼鏡レンズを注文するための本発明による装置および／または本発明によるシステムは、特に、ネットワーク（例えば、インターネット）を介して通信するように構成されたコンピュータおよび／またはデータサーバを備えることができる。コンピュータは、特に、本発明に従って、コンピュータ実装方法、例えば、少なくとも１つの眼鏡レンズを注文するための注文ソフトウェア、および／または関連データ（特に眼内レンズデータおよび／または処方データおよび／または屈折データ）を送信するための送信ソフトウェア、および／または眼鏡装用者の少なくとも１つの眼の関連する個々のパラメータを特定するための特定ソフトウェア、および／または生産されるべき眼鏡レンズを計算および／または最適化するための計算または最適化ソフトウェアを実行するように構成される。

【０１２３】

第１の態様の実施形態に関して上記または下記でなされる記述は、上述のさらなる独立した態様または手法、特にこれに関する好ましい実施形態にも適用される。特に、それぞれの他の独立した態様の実施形態について上記および下記でなされる記述は、本発明の独立した態様およびこれに関する好ましい実施形態にも適用される。

【０１２４】

本発明の好ましい実施形態および実施例は、以下を示す添付の図面を参照して、少なくとも部分的に例として以下に説明される。

【図面の簡単な説明】

【０１２５】

【図１】所定の装用位置におけるビーム経路とともに眼鏡レンズおよび眼の生理学的および物理的モデルを示す概略図である。

【図２】本発明の好ましい実施形態による、制約条件下でパラメータを特定するための方法を例示および説明するための、 P^{mes} の S_{IOL} および L_2 、 IOL に対する例示的な依存性を有するグラフである。

【図３a】ベイズＡによる方法の第１の例について同じ確率密度の等距離線を有する事前

【図 8 a】ベイズ A またはベイズ B による方法の第 2 の例についての、眼用レンズの度数

50

の事後分布からのサンプルを表す、Mの周辺確率密度のヒストグラムである。

【図8b】ベイズAまたはベイズBによる方法の第2の例についての、眼用レンズの度数の事後分布からのサンプルを表す、J₀の周辺確率密度のヒストグラムである。

【図8c】ベイズAまたはベイズBによる方法の第2の例についての、眼用レンズの度数の事後分布からのサンプルを表す、J₄₅の周辺確率密度のヒストグラムである。

【図9a】ベイズAまたはベイズBによる方法の第2の例についての、事前分布から生じるMの周辺確率密度のヒストグラムである。

【図9b】ベイズAまたはベイズBによる方法の第2の例についての、事前分布から生じるJ₀の周辺確率密度のヒストグラムである。

【図9c】ベイズAまたはベイズBによる方法の第2の例についての、事前分布から生じるJ₄₅の周辺確率密度のヒストグラムである。

【発明を実施するための形態】

【0126】

図1は、本発明の好ましい実施形態による個々の眼鏡レンズの計算または最適化に基づく例示的なビーム経路とともに、所定の装用位置にある眼鏡レンズおよび眼の生理学的および物理的モデルの概略図を示している。

【0127】

ここで、眼鏡レンズの各視点（主光線10は、好ましくは、眼の回転中心Z'を通る）に対して単一の光線のみが計算されることが好ましいが、横座標（主光線に垂直）による波面の頂点部深さの導関数も計算される。これらの導関数は、所望の次数まで考慮され、波面の局所的な湾曲特性を記述する2次導関数、および高次収差に関連する高次導関数が考慮される。

【0128】

個々に提供されたアイモデルに従って眼鏡レンズを通して眼12まで光が追跡されると、波面の局所導関数は、最終的に、それらを眼12の網膜上の点で収束する基準波面と比較するために、ビーム経路内の適切な位置で特定される。特に、2つの波面（すなわち、眼鏡レンズから来る波面および基準波面）は、評価面において互いに比較される。

【0129】

「位置」は、単に（光の方向の）z座標の特定の値を意味するのではなく、評価面に到達する前に屈折が生じたすべての面の仕様と組み合わせたそのような座標値を意味する。好ましい実施形態では、屈折は、レンズ後面を含むすべての屈折面を介して行われる。この場合、基準波面は、好ましくは、その曲率中心が眼12の網膜上に位置する球面波面である。

【0130】

この基準波面の曲率半径がレンズ後面と網膜との間の距離に対応するように、この最後の屈折の後にそれ以上伝搬しないことが特に好ましい。さらに好ましい実施形態では、最後の屈折後、好ましくは眼12の射出瞳APまで伝搬が依然として実行される。これは、例えば、網膜の前の距離

$$d_{AR} = d_{LR}^{(b)} = d_{LR} - d_{LR}^{(a)} > d_{LR}$$

にあり、したがってレンズ後面の前にもあるので、この場合の伝搬は後方伝搬（記号

$$d_{LR}^{(a)}, d_{LR}^{(b)}$$

は、ステップ1～6のリストにおいて以下に記載される）である。この場合も、基準波面は、網膜上に曲率中心を有する球面であるが、曲率半径1/d_{AR}を有する。

【0131】

この目的のために、球面波面w₀が物点から発散し、第1の眼鏡レンズ面14まで伝搬すると仮定する。そこで屈折し、次いで第2のレンズ面16に伝搬し、そこで再び屈折す

る。眼鏡レンズを出る波面 w_{g1} は、その後、角膜 18 に当たるまで眼 12 の方向に主光線に沿って伝搬し（伝搬波面 w_{g2} ）、そこで再び屈折する（波面 w_c ）。眼の前房内で眼のレンズ 20 までさらに伝搬した後、波面も眼のレンズ 20 によって再び屈折され、それにより、結果として生じる波面 w_e は、例えば、眼のレンズ 20 の後面または眼の射出瞳上に生じる。これは、球面基準波面 w_s と比較され、目標関数内のすべての視点について（好ましくは、個々の視点の対応する重み付けで）偏差が評価される。

【0132】

したがって、視力障害は、多くの従来の方で慣習的であったような薄い球面円柱レンズのみによって説明されるのではなく、むしろ角膜トポグラフィ、眼のレンズ、眼の中の距離、および波面の変形（低次収差、すなわち球、円筒および円筒軸を含むこと、ならびに好ましくは高次収差を含むこと）が眼で直接考慮される。ここで、硝子体の長さ d_{LR} は、本発明によるアイモデルにおいて個々に計算される。

【0133】

収差計測定は、好ましくは、距離および近方（偏差、絶対屈折率なし）の視覚的欠陥、ならびに個々の薄明視および明所視瞳孔径を有する実際の眼の個々の波面変形を提供する。角膜トポグラフィの測定（角膜前面の表面測定）から、好ましくは個々の実際の角膜前面が得られ、これは一般に眼の全屈折力のほぼ 75% を占める。好ましい実施形態では、角膜後面を測定する必要はない。これは、好ましくは、角膜の屈折率の適応によって記述され、房水と比較して屈折率差が小さいため、および良好な近似において角膜厚が小さいため、別個の屈折面によって記述されない。

【0134】

一般に、本明細書では、太字の小文字はベクトルを示すことを意図しており、太字の大文字は（ 2×2 ）フェルゲンツ行列または屈折率行列などの行列

$$S = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} \\ S_{xy} & S_{yy} \end{pmatrix}, \quad C = \begin{pmatrix} C_{xx} & C_{xy} \\ C_{xy} & C_{yy} \end{pmatrix}, \quad L = \begin{pmatrix} L_{xx} & L_{xy} \\ L_{xy} & L_{yy} \end{pmatrix}, \quad 1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

を示すことを意図しており、 d のようなイタリック体はスカラー量を示すことを意図している。

【0135】

さらに、太字のイタリック体の大文字は、全体として波面または表面を示すことを意図している。例えば、 S は、同じ名前の波面 S のフェルゲンツ行列であるが、 S にまとめられた 2 次収差以外の S は、波面のすべての高次収差（HOA）の全体も含む。数学的観点から、 S は、所与の座標系に関して（十分な精度で）波面を記述するのに必要なすべてのパラメータのセットを表す。好ましくは、 S は、瞳孔半径を有するゼルニケ係数のセットまたはテイラー級数の係数のセットを表す。特に好ましくは、 S は、2 次の波面特性を記述するためのフェルゲンツ行列 S のセット、および 2 次を除く残りのすべての波面特性を記述するために使用されるゼルニケ係数のセット（瞳孔半径を有する）、またはテイラー分解による係数のセットを表す。同様の記述が、波面ではなく表面にも当てはまる。

【0136】

とりわけ、以下のデータを原理的に直接測定することができる。

- －網膜上のレーザスポットおよび眼の通過（収差測定から）によって生成される波面 S_M
- －角膜前面 C の形状（角膜トポグラフィによる）
- －角膜とレンズ前面との間の距離 d_{CL} （厚さ測定による）。この変数は、角膜と虹彩との間の距離を測定することによって間接的に決定することもできる；ここでは、必要に応じて矯正値を適用することができる。そのような矯正は、既知のアイモデル（例えば、文献値）からのレンズ前面と虹彩との間の距離であり得る。

－方向 $L_{1 \times x}$ におけるレンズ前面の曲率（厚さ測定による）。この場合、一般性を制限することなく、この断面が x 平面内にあるように、 x 平面を例示的に定義することができ

る。この平面が傾斜するように座標系が定義される場合、導関数は対応する角度の関数によって補完されなければならない。これは主断面である必要はない。例えば、水平面内の断面とすることができる。

【0137】

さらに、実施形態に応じて、以下のデータを測定するか、または文献から取得することができる：

－レンズの厚さ d_L

－レンズ前面 $L_2, x x$ と同じ方向のレンズ後面の曲率（厚さ測定による）

【0138】

したがって、レンズ後面には以下の選択肢がある：

－ $L_2, x x$ の測定（ L_2, M ）および回転対称性の仮定

$L_2, x x = L_2, y y = L_2 = L_2, M$ および $L_2, x y = L_2, y x = 0$

－文献（ $L_2, L i t$ ）から $L_2, x x$ を取り、回転対称性の仮定

$L_2, x x = L_2, y y = L_2 = L_2, M$ および $L_2, x y = L_2, y x = 0$

－文献（ $L_2, L i t$ ）から完全な（非対称）形態 L_2 を取る

－ $L_2, x x$ の測定（ L_2, M ）および文献からの円筒または他の方法で指定された非対称性 $a_{L i t}$ の仮定

$L_2, x x = (L_2, M)$ および $L_2, x y = L_2, y x = f(L_2, x x, a_{L i t})$ および $L_2, y y = g(L_2, x x, a_{L i t})$

【0139】

文献には以下のデータを見出すことができる。

－眼の角膜および前房の屈折率 n_{CL} ならびに房水の屈折率 n_{LR} およびレンズの屈折率 n_L

【0140】

これは、特に、レンズ後面と網膜との間の距離 d_{LR} 、およびレンズ前面の成分 $L_1, y y$ および $L_1, x y = L_1, y x$ を未知のパラメータとして残す。形式を簡単にするために、前者は、 $D_{LR} = n_{LR} / d_{LR}$ としてフェルゲンツ行列 $D_{LR} = D_{LR} \cdot 1$ として書くこともできる。さらに、 $\tau = d / n$ （したがって、屈折率については、対応する屈折率は常に n として、 d および τ については例えば $\tau_{LR} = d_{LR} / n_{LR}$ 、 $\tau_{CL} = d_{CL} / n_{CL}$ として使用されなければならない）として定義される変数 τ が一般的に使用される。

【0141】

本発明に従って使用されるアイモデルを通る波面の通過のモデル化、すなわち眼鏡レンズの表面を通過した後のモデル化は、レンズが前面および後面を介して記述され、変換フェルゲンツ行列が明示的に指定されている好ましい実施形態では以下のように記述することができる。

1. 表面度数行列 C を有する角膜 C 上のフェルゲンツ行列 S を有する波面 S の、フェルゲンツ行列 $S'_c = S + C$ を有する波面 S'_c への屈折

2. フェルゲンツ行列 $S_{L1} = S'_c / (1 - \tau_{CL} S'_c)$ を有する波面 S_{L1} への前房深度 d_{CL} （角膜とレンズ前面との間の距離）の周りの伝搬

$$S_{L1} = \frac{S'_c}{(1 - \tau_{CL} \cdot S'_c)}$$

3. フェルゲンツ行列 $S'_{L1} = S_{L1} + L_1$ を有する波面 S'_{L1} への表面度数行列 L_1 を有するレンズ前面 L_1 上の屈折

4. フェルゲンツ行列 $S_{L2} = S'_{L1} / (1 - \tau_L S'_{L1})$ を有する波面 S_{L2} へのレンズ厚 d_L の周りの伝搬

5. フェルゲンツ行列 $S'_{L2} = S_{L2} + L_2$ を有する波面 S'_{L2} への表面度数行列 L_2 を有するレンズ後面 L_2 上の屈折

6. フェルゲンツ行列 $S_R = S'_{L2} / (1 - \tau_{LR} S'_{L2})$ を有する波面 S_R へのレンズと網膜との間の距離 d_{LR} の周りの伝搬

【0142】

距離 τ_{CL} 、 τ_{CL} 、および τ_{CL} が伝搬されるステップ2、4、6の各々は、ステップ6a、b)については明示的に以下の通りとなるスキームに従って、2つの部分伝搬2a、b)、4a、b)または6a、b)に分割することができる。

6a. フェルゲンツ行列

$$S_{LR} = S'_{L2} / (1 - \tau_{LR}^{(a)} S'_{L2})$$

10

を有する波面 S_{LR} までのレンズと中間面との間の距離

$$d_{LR}^{(a)}$$

の周りの伝搬

6b. フェルゲンツ行列

$$S_R = S_{LR} / (1 - \tau_{LR}^{(b)} S_{LR})$$

を有する波面 S_R までの中間面と網膜との間の距離

20

$$d_{LR}^{(b)}$$

の周りの伝搬

【0143】

ここで、

$$\tau_{LR}^{(a)} = d_{LR}^{(a)} / n_{LR}^{(a)}$$

30

および

$$\tau_{LR}^{(b)} = d_{LR}^{(b)} / n_{LR}^{(b)}$$

は正または負とすることができ、それによって常に

$$n_{LR}^{(a)} = n_{LR}^{(b)} = n_{LR}$$

40

および

$$\tau_{LR}^{(a)} + \tau_{LR}^{(b)} = \tau_{LR}$$

を保持すべきである。いずれの場合でも、ステップ6aおよび6bは、再び

$$S_R = S'_{L2} / (1 - (\tau_{LR}^{(a)} + \tau_{LR}^{(b)}) S'_{L2}) = S'_{L2} / (1 - \tau_{LR} S'_{L2})$$

50

によって組み合わせることができる。しかしながら、ステップ 6 a および 6 b における分割は利点を提供し、中間平面は、好ましくはレンズ後面の前に位置する射出瞳 A P の平面内に配置されることが好ましい。この場合、

$$\tau_{LR}^{(a)} < 0$$

および

$$\tau_{LR}^{(b)} > 0$$

10

である。

【0144】

ステップ 2、4 の分割は、6 a、b) へのステップ 6 の分割に類似し得る。

【0145】

波面の評価面の選択にとって決定的なのは、（光の方向の）z 座標に対する絶対位置だけでなく、評価面まで屈折が生じた面の数である。したがって、全く同じレベルを数回通過することができる。例えば、A P の平面（通常はレンズ前面とレンズ後面との間に位置する）は、レンズ前面から長さ

20

$$\tau_L^{(a)} > 0$$

だけ伝搬する仮想ステップ 4 a の後に初めて光によって正式に通過する。ステップ 6 a の後に、レンズ後面を通る屈折の後、A P 平面に戻る伝搬、すなわち

$$\tau_{LR}^{(a)} = \tau_{LR} - \tau_{LR}^{(b)} < 0$$

30

と同義である

$$\tau_{LR}^{(a)} = -\tau_L + \tau_L^{(a)} = -\tau_L^{(b)} < 0$$

が行われるとき、同じ平面に 2 回目に到達する。本文中で A P を指す波面 S_{AP} の場合、ステップ 6 a の結果である波面 $S_{AP} = S_{LR}$ が（特に明記しない限り）常に意味されることが好ましい。

【0146】

40

説明のさらなる過程で、これらのステップ 1～6 を再び参照する。それらは、角膜上の波面 S のフェルゲンツ行列 S と、眼の屈折中間面でそれから生じるすべての中間波面のフェルゲンツ行列、特に眼のレンズ（または網膜上の波面 S_R でさえも）の後の波面 S_{L2} のフェルゲンツ行列 S_{L2} との間の好ましい関係を記述している。これらの関係は、事前に知られていないパラメータ（例えば、 d_{LR} または L_1 ）を計算するため、したがって個別にまたは一般的にモデルに値を割り当てるため、および割り当てを受けたモデルで眼鏡レンズを最適化するために眼の波面の伝搬をシミュレートするための両方に使用することができる。

【0147】

好ましい実施形態では、表面および波面は 2 次まで扱われ、フェルゲンツ行列による表

50

現で十分である。後述する別の好ましい実施形態は、より高次の収差も考慮に入れて使用する。

【0148】

2次の説明では、アイモデルは、好ましい実施形態では、割り当てを受けなければならないモデルの自由度として12個のパラメータを有する。これらは、好ましくは、角膜Cの表面度数行列Cの3自由度、レンズの前面および後面の表面度数行列 L_1 および L_2 の3自由度、ならびに前房深度 d_{CL} 、レンズ厚 d_L 、および硝子体の長さ d_{LR} の長さパラメータのそれぞれ1つを含む。

【0149】

原則として、これらのパラメータは、いくつかの方法で割り当てを受けることができる。

i. 直接、すなわちパラメータの個々の測定

ii. 例えば文献値として、または例えば別の変数の測定値の存在に起因する推定値から事前に与えられたパラメータの値であって、以前の母集団分析に基づいて決定されるべきパラメータと既知の方法で相関する値

iii. 一貫性条件、例えば既知の屈折との適合性からの計算

【0150】

したがって、2次のアイモデルの自由度の総数 df_2 (df は「自由度」を表し、インデックス「2」は2次を表す)は、

$$df_2 = df_2(i) + df_2(ii) + df_2(iii)$$

から構成される。

【0151】

例えば、12個のモデルパラメータすべてに直接測定値がある場合、 $df_2(i) = 12$ 、 $df_2(ii) = 0$ 、および $df_2(iii) = 0$ であり、以下では簡単にするために表記 $df_2 = 12 + 0 + 0$ で表される。そのような場合、関連する眼の客観的屈折も定義され、それにより、もはや追加で客観的屈折判定を実行する必要はない。

【0152】

本発明の中心的な態様は、正確には、すべてのパラメータを直接測定する必要がないという目標に関する。特に、モデルアイのすべてのパラメータを個別に測定するよりも、関連する眼の屈折を測定すること、またはそれを客観的および／もしくは主観的に決定することが著しく容易である。したがって、好ましくは、フェルゲンツ行列 S_M に関するデータに対応する少なくとも1つの屈折、すなわち2次までの眼の波面 S_M の測定データがある。アイモデルが純粋に客観的な測定データに基づいて割り当てを受ける場合、これらの値は、収差測定値または自動屈折測定値から得ることができ、または(ii)に従って、他の所与のデータを割り当てることができる。屈折の客観的測定の代わりとして、または両方の結果を組み合わせることによる、主観的な方法(すなわち、主観的屈折)の考慮については、後述する。したがって、フェルゲンツ行列 S_M の3つの独立したパラメータに適合する3つの条件は、アイモデルの3つのパラメータを導出することを可能にし、これは上記で導入された表記における $df_2(iii) = 3$ に対応する。

【0153】

したがって、本発明は、すべてのモデルパラメータが直接測定にアクセス可能ではない場合、またはこれらの測定が非常に複雑である場合に、欠落パラメータを有用な方法で割り当てて可能性を利用する。例えば、最大9つのモデルパラメータに対して直接測定値($df_2(i) \leq 9$)が利用可能な場合、言及された屈折条件を使用して3つのモデルパラメータ($df_2(iii) = 3$)を計算することができる。正確に $df_2(i) = 9$ である場合、12個すべてのモデルパラメータが測定値および計算によって一意に決定され、($df_2(ii) = 0$)が成り立つ。一方、 $df_2(i) < 9$ の場合、 $df_2(iii) = 9 - df_2(i) > 0$ 、すなわち、モデルは、 $df_2(iii)$ パラメータが事前に定義され

なければならないという意味で不確定である。

【0154】

個々の屈折、すなわち、特に2次までの眼の波面 S_M に関する測定データを提供することにより、フェルゲンツ行列 S_M に関する必要なデータが対応して利用可能である。国際公開第2013/104548号に記載されている従来の方法によれば、特にパラメータ $\{C, d_{CL}, S_M\}$ が測定される。対照的に、2つの長さパラメータ d_L および d_{LR} （または D_{LR} ）は、従来、先験的に定義されている（例えば、文献値または推定値による）。国際公開第2013/104548号では、 L_2 が事前に定義され、 L_1 がそこから計算されるか、またはその逆である2つの場合の間で特に区別がなされている。上記公開公報には、以下の式が計算規則として式（4）および式（5）が開示されている。いずれの場合も、 $df_2 = 4 + 5 + 3$ が成り立つ。

【0155】

上記のステップ1～6で使用される用語では、 L_1 は、特に、同様に測定された行列 C を介してステップ1、2によって測定されたフェルゲンツ行列 S_M を計算し、それをレンズ前面の物体側まで伝搬することによって測定に適応される。一方、球面波は、網膜上の仮想点状光源から、この球面波をレンズ後面の予め定義された表面度数行列 L_2 で屈折させ、その結果得られた波面をレンズ後面からレンズ前面の像側まで伝搬させることによって逆向きに実行されるステップ6、5、4によって後方から前方に計算される。このようにして決定された、レンズ前面の物体側または像側に位置するフェルゲンツ行列 S_{L1} および S_{L1} の差は、収差測定において、測定された波面が網膜上の点から発する波面から出現し、したがって、ビーム経路の可逆性により、網膜のこの点に収束する入射波面（ $S = S_M$ ）と同一であるため、行列 L_1 によって引き起こされたはずである。これにより、前述の公開公報の式（4）が導かれる。

$$L_1(D_{LR}) = \frac{D_{LR} \cdot 1 - L_2}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} \cdot 1 - L_2)} - \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} \quad (1a)$$

【0156】

引用された公開公報の他の事例は、行列 L_1 が定義された後の測定値への行列 L_2 の適応に関する。ここでの唯一の違いは、測定された波面 S_M がステップ1、2、3、4を受け、点状光源からの仮定された波面がステップ6のみを受け、上述の公開公報の式（5）によれば、レンズ後面 L_2 を適応させるために実行されるべき欠落ステップはステップ5である。

$$L_2 = D_{LR} - \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_1 \right) \left(1 - \tau_L \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_1 \right) \right)^{-1} \quad (1b)$$

【0157】

本発明の中心的な概念は、他の測定データおよび他の自由度に関する先験的な仮定から少なくとも長さパラメータ d_{LR} （または D_{LR} ）を計算し、従来のようにそれ自体を先験的に仮定しないことである。本発明の文脈において、波面追跡はこの長さパラメータに非常に敏感に依存することが判明したので、これは比較的少ない労力で個々の適応において顕著な改善をもたらすことが分かった。これは、少なくとも長さパラメータ d_{LR} が計算される $df_2(iii) = 3$ 個のパラメータに属する場合が本発明による利点であることを意味する。特に、このパラメータを直接測定することは困難であり、異なる被験者間でより強く変動し、これらの変動は眼の撮像に比較的強い影響を及ぼす。

【0158】

フェルゲンツ行列 S_M に関するデータ、特に好ましくは C に関するデータも、好ましくは個々の測定から入手可能である。以下の実施形態においても考慮されることが好ましい。さらに好ましい態様では、レンズ後面に関するデータの仮定において、球面状後面、すなわち非点収差成分のない後面が基礎として考慮される。

【0159】

本発明の好ましい実施形態では、表面度数行列 C に関するデータに対応する、2次までの測定データが角膜 C に利用可能である。これらの値はトポグラフィ測定から得ることができるが、後者は必要ではない。むしろ、トポメトリック測定で十分である。この状況は、 $df_2 = 3 + 6 + 3$ の場合に対応し、特に前房深度 d_{CL} は、事前に定義される6つのパラメータのうちの1つである。

10

【0160】

さらなる個々の測定が行われない場合、状況は $df_2 = 3 + 6 + 3$ である。 d_{LR} を一意に決定できるようにするために、 $\{L_1, L_2, d_L, d_{CL}\}$ からの6つのパラメータは、仮定または文献値による割り当てを受けなければならない。計算からの d_{LR} に加えて、他の2つの結果が得られる。好ましい実施形態では、レンズ後面のパラメータ、レンズ前面の平均曲率、ならびに2つの長さパラメータ d_L および d_{CL} は、(所定の標準値として) 事前に割り当てられる。

【0161】

本発明にとって特に重要な場合、前房深度 d_{CL} 、すなわち角膜とレンズ前面との間の距離も、例えば厚さ測定または OCT 測定から知られている。したがって、測定されるパラメータは、 $\{C, d_{CL}, S_M\}$ を含む。この状況は、 $df_2 = 4 + 5 + 3$ の場合に相当する。したがって、問題は依然として数学的に未決定であるため、 $\{L_1, L_2, d_L\}$ からの5つのパラメータは、仮定または文献値によって事前に定義されなければならない。好ましい実施形態では、これらは、レンズ後面、レンズ前面の平均曲率、およびレンズ厚のパラメータである。

20

【0162】

個々の適応のみの精度のために、個々の測定値を可能な限り多くのパラメータに割り当てることができることが有利である。好ましい実施形態では、レンズ曲率は、個々の測定に基づいて垂直断面に追加的に提供される。すると、 $df_2 = 5 + 4 + 3$ の状況となり、事前に $\{L_{1yy}, \alpha_{L1}, L_2, d_L\}$ から4つのパラメータを定義すれば十分である。ここでも、好ましい実施形態では、これらは、レンズ後面、レンズ前面の平均曲率、およびレンズ厚のパラメータである。以下、正確な計算について説明する。

30

【0163】

特に、レンズ前面の垂直断面の代替として、特に好ましくは前房深度に加えて、レンズ厚を個々の測定から利用可能にすることもできる。これにより、このパラメータ ($df_2 = 5 + 4 + 3$) にモデルデータまたは推定パラメータを割り当てる必要がなくなる。そうでなければ、上記で既に述べたことが適用される。この実施形態は、厚さ計が使用される場合に特に有利であり、その測定深さは、レンズ後面を認識することを可能にするが、レンズ曲率の十分に信頼できる決定ではない。

40

【0164】

前房深度およびレンズ前面の垂直断面に加えて、レンズ前面の1つ (例えば、2つの垂直断面での測定) または2つのさらなるパラメータ (両方の主断面および軸方向位置の測定) を個々の測定によって得ることができる。この追加情報は、特に以下の2つの方法で利用することができる。

— 先験的な仮定の放棄: そうでなければ先験的になされた仮定のうちの1つまたは2つを放棄し、計算によって決定することができる。この場合、状況 $df_2 = 6 + 3 + 3$ および $df_2 = 7 + 2 + 3$ が生じる。第1のケースでは、(非点収差のない後面を仮定して) 後面の平均曲率を決定し、第2のケースでは、所与の平均曲率を有する (円筒軸を含む) 表面非点収差を決定することができる。あるいは、両方の場合の測定値からレンズ厚を決

50

定することもできる。

しかしながら、ノイズの多い測定データは解放されたパラメータを容易に「暴走」させる可能性があるため、そのような手順は一般にある程度の注意を必要とする。その結果、モデルは全体的に良好ではなく、著しく悪化する可能性がある。これを防ぐ1つの可能性は、これらのパラメータの解剖学的に理にかなった限界値を指定し、パラメータの変動をこの範囲に制限することである。もちろん、これらの制限は、測定値の関数として指定することもできる。

－測定の不確実性の低減：一方、同じ先験的な仮定がなされ（好ましくは $\{L_2, d_L\}$ ）、状況 $d_{f2} = 6 + 4 + 3$ および $d_{f2} = 7 + 4 + 3$ が存在する場合、システムは数学的に過剰決定される。

以下の説明による D_{LR} の単純な解析的決定の代わりに、 D_{LR} （および場合によっては L_1 からの欠落パラメータ）は、式から得られる L_1 と測定された L_1 （または欠落パラメータによって補足された L_1 ）との間の距離が最小になるように決定（「当てはめ」）される。この手順によって、明らかに、測定の不確実性の低減を達成することができる。

【0165】

さらに好ましい実施態様では、前房深度、レンズ前面の2つまたは3つのパラメータ、およびレンズ厚が個別に測定される。他の変数も同様に計算され、これにより、レンズの厚さの先験的な仮定は、対応する測定によって置き換えることができる。

【0166】

さらに好ましい実施態様では、前房深度、レンズ前面の少なくとも1つのパラメータ、レンズ厚、およびレンズ後面の少なくとも1つのパラメータの個々の測定値が提供される。これは、上記の場合への追加である。それぞれの追加的に測定されたパラメータは、上記のセクションの段階的な展開と同様に実行することができる。これらの場合は、1つの平面、2つの平面または表面全体にわたって測定する上述の厚さ測定ユニットが、測定深さにおいて対応して拡張され、曲率データを十分な精度で特定することができるほど正確である場合に特に有利である。

【0167】

所与の眼の長さに対するレンズ後面を計算するために、上で既に述べた式（1b）、すなわち、

$$L_2 = D_{LR} - \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_1 \right) \left(1 - \tau_L \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_1 \right) \right)^{-1}$$

を D_{LR} について解けば（ここで、 $D_{LR} = n_{LR} / d_{LR}$ は、硝子体の長さ d_{LR} の逆数に屈折率 n_{LR} を乗じた値である）、 D_{LR} を計算するために次式が得られる。

$$D_{LR} = L_2 + \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_2 \right) \times \left(1 - \tau_L \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_2 \right) \right)^{-1}$$

D_{LR} はスカラーであるため、計算のためのすべての量もスカラーとして扱われなければならない。好ましくは、 S_M 、 C 、 L_1 および L_2 はそれぞれ、視力障害、角膜、レンズ前面およびレンズ後面の球面等価物である。硝子体の長さ d_{LR} が計算されると（したがって、眼の長さが $d_A = d_C + d_{CL} + d_L + d_{LR}$ として計算されると）、一貫して適応させるために、円筒および H O A、好ましくはレンズ前面 L_1 に関して表面の1つを再び変更することができる。

【0168】

計算のために、レンズ表面の屈折力に対するいわゆる B e n n e t t & R a b b e t t

sの眼の値を使用することができ、これは、例えば、Ronald B. Rabbettsによる書籍「Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics」、第3版、Butterworth-Heinemann、1998年、ISBN-10: 0750618175の表12.1から得ることができる。上記の計算は、母集団統計と非常に適合する結果をもたらす、この結果は、近視性視力障害が長い眼長をもたらす傾向があり、逆もまた同様であると述べている（例えば、C. W. Oyster「The Human Eye」、1998年を参照されたい）。しかしながら、母集団統計からの相関を直接使用すると、眼のレンズの非物理的な値をもたらす可能性があり、これは本発明による方法によって回避されるため、記載された計算はさらにより正確である。レンズパラメータの正確な知識は、これらが与えられると仮定される方法にとって一層重要である。例えば、白内障手術の前に顧客が-10 dptの視力障害を有していた場合、顧客の眼の長さは28 mm〜30 mmでなければならない。しかし、手術後、彼の正視のために、24 mmの眼の長さが結論付けられ、これは実際の眼の長さとは一致しない。

【0169】

以下、本発明の好ましい実施形態について説明する。

【0170】

ベイズ統計を用いた例

ベイズ統計を使用する方法の目的は、この情報に照らして眼用レンズ（例えば、眼鏡レンズ）を用いて片眼または両眼の最適な矯正を達成するために、可能であれば、片眼または両眼に関するすべての利用可能な情報源を一貫した方法で使用することである。

【0171】

原則として、この情報は不完全および／または不正確であり、これまで、眼用レンズを計算するために単純化されたアイモデルのみが使用されるという事実につながっていることが多い。そのような単純化されたアイモデルは、例えば、屈折のみによって特徴付けられる眼であり、これは、これが特定の精度で（例えば、等価球面度数で±0.75 dptの誤差で）決定され得るからである。しかしながら、より複雑なアイモデルを使用して眼用レンズを計算したい場合、眼の長さ、ならびに角膜および眼用レンズの屈折面の位置および曲率に関する情報を計算に含めることは理にかなっているが、これは、その精度の範囲内で可能な限り考慮されるべきである。

【0172】

ベイズ統計学（例えば、D. S. Sivia「Data Analysis - A Bayesian Tutorial」、Oxford University Press、2006年、ISBN-13: 978-0198568322またはET Jaynes「Probability Theory」、Cambridge University Press、2003年、ISBN-13: 978-0521592710を参照されたい）では、情報は常に確率分布の形で記述される（連続パラメータの場合は確率密度である）。

【0173】

この意味で、確率または確率密度は、所与のパラメータセットを有する個々のアイモデルに割り当てることができる。利用可能な情報（例えば、眼の客観的な波面測定およびバイOMETリック）と一致する個々のアイモデルは、例えば、点光源が眼を出た後に網膜上に生成するであろう波面の伝搬および屈折が、目的波面測定の測定精度の範囲内で測定データを十分に再現し、同様に、個々の眼のパラメータが、例えば文献から知られている分布の範囲内で眼の生体測定に関する利用可能な情報と一致するため、より高い確率または確率密度を有する。利用可能な情報と一致しない個々のアイモデルは、低い確率または確率密度に対応して割り当てられる。個々のアイモデルの確率または確率密度は、

$$prob(\vartheta_i | d_i, I)$$

と書くことができ、ここで、 θ_i は個々のアイモデル i のパラメータを表し、 d_i は測定データである（それは、例えば、現在の屈折または眼の手術前に測定された屈折、角膜の測定された形状および／または屈折特性、測定された眼の長さ、または個々の眼で測定された他の変数を含むことができる）。 I により、データの評価時の現在の知識の状態、すなわち、既存の背景情報（例えば、屈折の測定プロセス、個々のアイモデルのパラメータの分布、または母集団内の他の関連変数についての）がまとめられる。縦線「 $|$ 」は、「 $|$ 」の右側の所与の（すなわち、固定されている）変数に対する「 $|$ 」の左側の変数の分布を示すことを意味する。

【0174】

データ d_i が測定される測定プロセスで得られる情報は、個々のアイモデル i の所与のパラメータ θ_i を有するデータ d_i の確率分布

10

$$prob(d_i|\vartheta_i, I)$$

として理解することもできる。

【0175】

測定プロセスの精度は分布の幅に反映され、正確な測定は、データ d_i の分布が広いまたはより広い不正確な測定よりも狭い分布を有する。

20

【0176】

ここで、所与のデータおよび背景情報を用いて個々の眼のパラメータの分布を計算したい場合、以下の比例関係を使用することができる。

$$prob(\vartheta_i|d_i, I) \propto prob(\vartheta_i|I) prob(d_i|\vartheta_i, I)$$

【0177】

項 $prob(\theta_i | I)$ は、個々のアイモデルのパラメータに関する背景知識を表す。これは、例えば文献からの情報であり得るが、過去の測定からのデータからの情報でもあり得る。これは、眼用レンズが製造されるのと同じ人からのデータ、ならびに多数の他の人に対して行われた測定からのデータであり得る。

30

【0178】

ここでの確率は一貫性の尺度として機能する。測定値と一致する個々のアイモデルのパラメータ値は、特に、 $prob(\theta_i | I)$ および $prob(d_i | \theta_i, I)$ の両方が高い場合に見出すことができる。

【0179】

確率または確率密度 $prob(\theta_i | d_i, I)$ は、比例関係を方程式として記述するために適切に正規化することもできる。

【0180】

項 $prob(\theta_i | d_i, I)$ はまた、眼のレンズのパラメータを含むことができる。例えば、パラメータ θ_i のうちのいくつかは、眼のレンズの屈折力、眼におけるその位置および／もしくは向き、または表面の屈折率および曲率もしくは形状などの他の変数を含むことができる。

40

【0181】

眼のレンズは、自然レンズとすることができる。この場合、自然眼レンズのパラメータに関する文献データを使用することができる（例えば、前面および／または後面の曲率、屈折率などの分布）。

【0182】

眼のレンズが眼内レンズである場合、自然眼レンズのパラメータの分布を使用してはな

50

らない。代わりに、眼内レンズのパラメータが、個々に既知であれば、使用されるべきである。そうでなければ、これらのパラメータの分布は、手術を受けた眼の文献研究から使用することができる。そのような情報が利用できない場合、妥当な制限内の平坦な分布を選択することができる。正定値であり、長さスケールを定義するパラメータ（例えば、曲率半径または距離）の場合、これらのパラメータの対数において平坦な分布を選択することも可能である。

【0183】

正式には、「自然眼レンズ」または「眼のレンズとしての眼内レンズ」の場合は、背景知識 I の異なる状態（すなわち、 $I = I_{NL}$ または $I = I_{IOL}$ ）によって記述されるものとする。

【0184】

確率または確率密度 $\text{prob}(\theta_i | d_i, I)$ は、1つまたは複数の因子を有することができる。ここで、各因子は、個々のアイモデルの1つまたは複数のパラメータに関する情報を表す。例えば、異なる文献ソースからの異なる独立したパラメータ

$$\vartheta_i^1, \vartheta_i^2$$

の分布は、積

$$\text{prob}(\vartheta_i | d_i, I) = \text{prob}(\vartheta_i^1, \vartheta_i^2 | d_i, I) = \text{prob}(\vartheta_i^1 | d_i, I) \text{prob}(\vartheta_i^2 | d_i, I)$$

として表すことができる。

【0185】

$\text{prob}(\theta_i | I)$ により、アイモデルのパラメータが意図せずに改ざんされる可能性がある。例えば、「真の」屈折が個々のアイモデルのパラメータとして理解される場合、「真の」屈折の最尤値は、測定された屈折から逸脱する可能性がある。これが望ましくない場合、慎重に選択された限界（例えば、等価球面度数 M については $-30 \text{ dpt} \sim +20 \text{ dpt}$ 、非点収差成分 J_0 および J_{45} については $\pm 5 \text{ dpt}$ ）内で対応するパラメータ（例えば、屈折の等価球面度数）において一定の分布が選択されるべきである。

【0186】

個々のアイモデルのパラメータまたはパラメータもしくは測定データに関連する他の変数が正確にまたは高精度で知られている場合、それらの分布はディラックのデルタ分布として近似することができる。これらのパラメータまたは変数の方程式を両側で積分することができ、これにより後続の計算を単純化することができる。

【0187】

方法の説明

眼用レンズを計算するための2つの可能な方法を以下に提示する（ベイズAおよびベイズB）。ベイズA法では、利用可能な情報を使用して（単一の）個々のアイモデルを設定し、このアイモデルに最適な眼用レンズをその助けを借りて計算する。アイモデルは、例えば、確率または確率密度 $\text{prob}(\theta_i | d_i, I)$ を最大化するパラメータのセット

$$\vartheta_i^{\max}$$

によって与えられるか、または割り当てられることができる。他のパラメータセット、例えば、分布 $\text{prob}(\theta_i | d_i, I)$ に関するパラメータ θ_i の期待値 $\langle \theta_i \rangle$ または中央値

$$\vartheta_i^{med}$$

も選択することができる。

【0188】

異なるパラメータセットを有する個々のアイモデルのサブセットは、非常に類似した（さらには同一の）特性（例えば、眼用レンズの基準点における屈折力、または眼用レンズの所与の領域にわたる屈折欠損の分布、または眼用レンズの品質を判定するための同様の基準）を有する眼用レンズをもたらすことができるため、ベイズB法は、ベイズAと比較してより有利であるが、計算上より要求が厳しい。したがって、全体として、個々の最尤アイモデルで計算されなかった眼用レンズは、全体として個々の最尤アイモデルよりも高い確率を有する個々のアイモデルのサブセットの最適な矯正を表すことができる。したがって、個々の最尤アイモデルを決定し、そのための眼用レンズを製造するだけでなく、アイモデルの分布を最適に矯正する眼用レンズを探索することが有利である。

10

【0189】

両方の方法において、利用可能な情報と一致する眼用レンズ（例えば、眼鏡レンズ）を計算することができる。

【0190】

ベイズA法

特に、以下のステップのうちの1つまたは複数を実行することができる。

20

－アイモデルのパラメータの初期分布を提供すること（理想的には、アイモデルのすべてのパラメータの多変量確率分布として、場合によっては周辺分布としても；確率分布は、人の母集団におけるアイモデルのパラメータの分布に関する情報に対応する）

－個々の眼の特性に関する既知の（最良の場合には測定された）データを提供すること（理想的には、確率分布または測定誤差を伴う；確率分布は、測定値の不正確さに対応する）

既知のデータは、既知の現在の主観的および／または客観的屈折、既知の以前の主観的および／または客観的屈折（例えば、手術の前に）、眼の特定の屈折面の度数および／または形状および／または位置（最も重要なのは軸方向位置である）、入射瞳のサイズおよび／または形状および／または位置、屈折媒質の屈折率、屈折媒質の屈折率プロファイル、不透明度を含むことができる；場合によっては、所与の近距離での固視対象（ターゲット）上の眼の調節に応じてこれらの変数を決定する。

30

－確率計算を使用して、アイモデルのパラメータの初期分布と、個々の眼に関する既に知られているまたは測定されたデータとに基づいて、個々のアイモデルのパラメータを決定すること。理想的には、確率分布、または例えば、確率分布の最大値を特徴付けるパラメータのセットが決定される。

特に、マルコフ連鎖モンテカルロ法、変分推論、最尤、最大事後、または粒子フィルタなどの計算方法を用いることができる。

ここでの目的は、提供されるアイモデルの初期分布および既に知られているデータの両方と一致する個々のアイモデルのパラメータを選択することである。アイモデルの所与のパラメータを有するデータの確率または確率密度と、アイモデルのパラメータの確率または確率密度との積が、一貫性尺度として使用される。

40

－個々のアイモデルの少なくとも1つのパラメータが使用される眼用レンズを計算／最適化／選択すること。

【0191】

第1のステップで提供されるアイモデルのパラメータの初期分布は、パラメータ化された形態、例えば（場合によっては多変量）正規分布、指数型の他の分布、コーシー分布、ディリクレ過程などであってもよく、またはサンプルのセット、すなわち1つまたは複数の（場合によっては多次元）データセットとしてであってもよい。アイモデルのパラメータの初期分布がパラメータ化される場合、この分布のパラメータは「ハイパーパラメータ

50

」と呼ばれる。

【0192】

第3のステップ（すなわち、個々のアイモデルのパラメータを決定すること）は、個々のアイモデルのパラメータおよびアイモデルのパラメータの初期分布のハイパーパラメータの両方を含む多変量確率分布を決定することを含むことができる。これから個々のアイモデルのパラメータの分布を計算するために、分布は周辺化されなければならない、すなわち、ハイパーパラメータを介して積分される。積分は、一般的な数値法（例えば、マルコフ連鎖モンテカルロ法またはハイブリッドモンテカルロ法を使用する）および／または解析的方法で解くことができる。アイモデルのパラメータの確率または確率密度は、この場合、以下の式を使用して計算することができる；

$$\begin{aligned} \text{prob}(\vartheta_i | d_i, I) &\propto \text{prob}(d_i | \vartheta_i, I) \int d\lambda \text{prob}(\vartheta_i, \lambda | I) \\ &= \text{prob}(d_i | \vartheta_i, I) \int d\lambda \text{prob}(\vartheta_i | \lambda, I) \text{prob}(\lambda | I) \end{aligned}$$

【0193】

ここで、 $\text{prob}(\theta_i | \lambda, I)$ は、ハイパーパラメータ λ によって特徴付けられる母集団において個々のアイモデル θ_i のパラメータを見つける確率または確率密度を表す。積分は、すべてのハイパーパラメータ λ の定義範囲全体にわたって実行されるべきである。

【0194】

ベイズB法

ベイズA法の代替として、またはそれに加えて、以下のステップのうちの1つまたは複数を実行することができる：

- －個々のアイモデルの少なくとも1つのパラメータの分布を提供すること；
- －個々のアイモデルの少なくとも1つのパラメータを使用して仮想眼用レンズを最適化／計算／選択することによって、仮想眼用レンズのパラメータの確率分布を計算すること、または眼用レンズのアンサンブルを計算すること；
- －眼用レンズの製造されたパラメータが最も高い確率で仮想眼用レンズのパラメータを達成することを目的として、眼用レンズを製造すること。

【0195】

第1のステップでは、ベイズA法のステップ1～3と同様に計算した分布を与えることができる。第2のステップでは、眼用レンズの最尤パラメータ L_i が決定される、すなわち、確率分布または確率密度

$$\begin{aligned} \text{prob}(L_i | d_i, I) &= \int d\vartheta_i \text{prob}(\vartheta_i, L_i | d_i, I) = \int d\vartheta_i \text{prob}(L_i | \vartheta_i, I) \text{prob}(\vartheta_i | d_i, I) \\ &= \int d\vartheta_i \delta(L_i - L(\vartheta_i)) \text{prob}(\vartheta_i | d_i, I) \end{aligned}$$

に基づいて、 $\text{prob}(L_i | d_i, I)$ を最大化する眼用レンズのパラメータ

$$L_i^{\max}$$

が決定される。ここで、 L_i は、任意の眼用レンズのパラメータを最初に示し、 $L_i = L(\theta_i)$ の場合、眼用レンズがパラメータ θ_i を有する個々のアイモデルを用いて最適化

されるときに生成される眼用レンズのパラメータを示す。ディラックのデルタ分布は、 $\delta(\cdot)$ によって表される。

【0196】

眼用レンズのパラメータは、例えば、頂点部深度、眼用レンズの基準点における屈折力、眼用レンズの領域にわたる屈折力分布、眼用レンズの基準点における屈折誤差、または眼用レンズの領域にわたる屈折誤差の分布であり得る。

【0197】

関数 $L(\theta_i)$ は非線形であり得ることが重要であり、したがって、 $L(\theta_i)$ を有する (θ_i) に関する確率密度 $\text{prob}(\theta_i | d_i, I)$ の最大値は、必ずしも確率密度 $\text{prob}(L_i | d_i, I)$ の最大値にマッピングされない。

10

【0198】

区分的に関数 $L(\theta_i)$ の逆をとることができれば、上記式は部分積分を用いても解くことができる。他の方法、例えば粒子フィルタ、マルコフ連鎖モンテカルロ法などの数値的方法、または眼用レンズ L_i のパラメータの分布を計算することができるパラメトリック推論の方法も可能である。

【0199】

測定によって知られている変数の数および種類（すなわち、データ d_i および尤度 $\text{prob}(d_i | \theta_i, I)$ の形式）ならびにアイモデルのパラメータ θ_i の数および種類の両方とは無関係に、ベイズA法およびベイズB法の両方において、常に一貫したアイモデル（ベイズAおよびB法）が得られ、場合によっては、可能な一貫したアイモデルのアンサンプルと一致する眼用レンズのパラメータの選択（ベイズB法）が得られる。

20

【0200】

非一貫性を解決するための確率考察に基づく例

最尤手法の背景

基本手順

初期状況は、モデルの N 個のパラメータ x_i 、 $1 \leq i \leq N$ が割り当てを受けることになっており、以下の情報が利用可能であることである。

－母集団におけるこれらの N 個のパラメータの平均値 μ_i 、標準偏差 σ_i 、および相関係数 ρ_{ij} ($1 \leq i, j \leq N$)

－測定値がない ($k=0$) か、またはこれらのパラメータのうちの k 個 ($1 \leq k \leq N$) について測定値

30

$$x_i^{mess}, 1 \leq i \leq k$$

があるかのいずれかである。各パラメータ x_i の測定値

$$x_i^{mess}$$

40

に対する確率分布は、確率変数 X_i によって記述される。信頼性尺度は、各測定値、例えば、確率変数 X_i 、 $1 \leq i \leq k$ の標準偏差

$$\sigma_i^{mess}$$

に対して利用可能であることが好ましい。

－これらのパラメータのうちの $q = N - k$ 個について、測定値はない。

－全体として、モデルは $Q = N - K$ 個の制約によって表すことができる一貫性条件を必要とするため、 N 個のパラメータのうち K 個のみが独立である。

50

【0201】

例は、以下であり得る。

－H O Aなしの例

－パラメータ（ $N = 15$ ）：角膜（S Z A）、レンズ前面（S Z A）、レンズ後面（S Z A）、視力障害（S Z A）、眼長、レンズ厚、前房深度；

－測定データ（ $k = 13$ ）：角膜（S Z A）、レンズ前面（S Z A）、レンズ後面（S Z A）、視力障害（S Z A）、前房深度；

－制約（ $Q = 3$ ）：視力障害（S Z A）＝理論的視力障害（S Z A）（割り当てられたアイモデルから計算）；

－H O Aを用いた例（半径方向次数 $n = 6$ まで）

－パラメータ（ $N = 103$ ）：角膜（S Z A + H O A）、レンズ前面（S Z A + H O A）、レンズ後面（S Z A + H O A）、視力障害（S Z A + H O A）、眼長、レンズ厚、前房深度；

－測定データ（ $k = 101$ ）：角膜（S Z A + H O A）、レンズ前面（S Z A + H O A）、レンズ後面（S Z A + H O A）、視力障害（S Z A + H O A）、前房深度；

－制約（ $Q = 25$ ）：視力障害（S Z A + H O A）＝理論的視力障害（S Z A + H O A）（割り当てられたアイモデルから計算）。

【0202】

解決すべき基本的な問題は、母集団平均から逸脱する測定値の場合、測定値を破棄（例えば、それが妥当でない場合）するか、または採用するかを決定しなければならないことである。すべての測定値がそれ自体妥当であるが、一貫性条件の1つに違反する場合、それらはすべて採用されてはならない。代わりに、様々な測定値の間のバランスを求めなければならない：非常に高い測定信頼性を有するものは少なくともほぼ保持されるべきであるが、不確実な測定値が適応される可能性がより高い。好ましくは、すべての N 個のパラメータの可能な最良の値は、既知の情報から特定される。

【0203】

本発明の概念は、特に、パラメータが特定の（未知であるが最初は固定された）値を有するという仮定に基づいている。この仮定の下で、上記の情報（母集団からの統計変数、測定値の信頼性尺度）に照らして、条件付き確率密度

$$P^{bed}(X_1, \dots, X_N | x_1, \dots, x_N) \quad (1)$$

が測定値の結果に対して確立され、 $X_1, \dots, X_N$ は、固定された所与の真値 $x_1, \dots, x_N$ に対して変化する確率変数である。続いて、 k 個の測定値について関数 P^{bed} を評価し、残りの $q = N - k$ 個の（非測定）パラメータについてそれを周辺化することによって、観察された測定値 P^{par} の確率が定量化される。

$$P^{par}(x_1, \dots, x_N) := \int P^{bed}(X_1 = x_1^{mess}, \dots, X_k = x_k^{mess}, X_{k+1}, \dots, X_N | x_1, \dots, x_N) dX_{k+1} \cdots dX_N$$

(2)

【0204】

この確率密度は、仮定した N 個のパラメータ $x_1, \dots, x_N$ の関数 $P^{par}(x_1, \dots, x_N)$ として理解される。この関数が最大値をとる N 個のパラメータ値は、可能な限り最良の値であると考えられることが好ましい（最尤手法）。

$$\frac{\partial P^{par}(x_1, \dots, x_N)}{\partial x_i} = 0, \quad 1 \leq i \leq N \quad (3)$$

【0205】

式(2)における周辺化の代替として、N個のパラメータ値は、母集団の平均値に等しい最後のパラメータを設定することによって定義することもでき、

$$x_i = \mu_i, \quad k+1 \leq i \leq N \quad (4)$$

一方、最初のk個のパラメータ $x_1, \dots, x_k$ は、それらの期待値が測定値に等しくなるように決定される。

$$\langle X_i | x_1, \dots, x_k, x_{k+1} = \mu_{k+1}, \dots, x_N = \mu_N \rangle = x_i^{mess} \quad (5)$$

10

【0206】

さらなる代替として、式(3)による最大値形成または式(5)による期待値形成の代わりに、中央値も基準として使用することができる。

【0207】

さらなる代替として、式(3)による最大値形成および式(5)による期待値形成ならびに中央値決定もまた、N個のパラメータ値を決定するために必要に応じて組み合わせることができる。

【0208】

最大事後確率手法の背景

母集団についての事前知識は、ベイズ記述の事前確率に対応することができる分布 $P^{pop}(x_1, \dots, x_N)$ によって記述される。したがって、測定値およびモデルパラメータの両方の分布を記述する全確率密度は、分布関数

20

$$P^{ges}(X_1, \dots, X_k, x_1, \dots, x_N) = P^{mess}(X_1, \dots, X_k | x_1, \dots, x_N) \times P^{pop}(x_1, \dots, x_N) \quad (6)$$

によって与えられ、これは、1つの定数を除いてベイズ記述の事後確率に対応することができる。このため、この手法は最大事後確率手法とも呼ばれる。

【0209】

好ましくは、 P^{pop} は多変量正規分布で記述され、

30

$$P^{pop}(\mathbf{x}) = \sqrt{\frac{\det(\mathbf{C}^{-1})}{(2\pi)^N}} \exp\left(-\frac{1}{2}(\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu})^T \mathbf{C}^{-1}(\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu})\right) \quad (7)$$

ここで、 $\boldsymbol{\mu}$ は平均値のベクトルであり、 $\mathbf{C}$ は共分散行列である。

$$\boldsymbol{\mu} = \begin{pmatrix} \mu_1 \\ \mu_2 \\ \vdots \\ \mu_n \end{pmatrix}, \quad \mathbf{C} = \begin{pmatrix} \sigma_1^2 & \rho_{12}\sigma_1\sigma_2 & \cdots & \rho_{1n}\sigma_1\sigma_n \\ \rho_{12}\sigma_1\sigma_2 & \sigma_2^2 & & \rho_{2n}\sigma_2\sigma_n \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ \rho_{1n}\sigma_1\sigma_n & \rho_{2n}\sigma_2\sigma_n & \cdots & \sigma_n^2 \end{pmatrix} \quad (7a)$$

40

測定値は、分布 $P^{mess}(X_1, \dots, X_k | x_1, \dots, x_N)$ によって記述される。

【0210】

好ましくは、測定値は独立である。

$$P^{mess}(X_1, \dots, X_k | x_1, \dots, x_N) = P_1^{mess}(X_1 | x_1) \cdots P_k^{mess}(X_k | x_k) \quad (8)$$

50

【 0 2 1 1 】

全分布関数 P^{ges} (事後確率の前因子を除く) は、次式で与えられる。

$$P^{ges}(X_1, \dots, X_k; x_1, \dots, x_N) = P_1^{mess}(X_1 | x_1) \cdots P_k^{mess}(X_k | x_k) \times P^{pop}(x_1, \dots, x_N) \quad (8a)$$

特に好ましくは、各測定値は、期待値 x_i および標準偏差

$$\sigma_i^{mess}$$

で正規分布している。

$$P_i^{mess}(X_i | x_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i^{mess}} \exp\left(-\frac{1}{2(\sigma_i^{mess})^2}(X_i - x_i)^2\right) \quad (8b)$$

【 0 2 1 2 】

次いで、式 (8b) からの正規分布を式 (8a) に代入することによって、全分布関数 P^{ges} が与えられる。

【 0 2 1 3 】

パラメータ $x_1, \dots, x_N$ の関数として P^{ges} を最大化することが本発明の思想である。最大事後確率基準を適用するために、対数の導関数を形成することが好ましい。

$$\begin{aligned} & \frac{\partial}{\partial x_i} \log P^{ges}(X_1, \dots, X_k, x_1, \dots, x_N) \\ &= \frac{\partial}{\partial x_i} [\log P^{mess}(X_1, \dots, X_k | x_1, \dots, x_N) + \log P^{pop}(x_1, \dots, x_N)] \\ &= \frac{\partial P^{mess}(X_1, \dots, X_k | x_1, \dots, x_N) / \partial x_i}{P^{mess}(X_1, \dots, X_k | x_1, \dots, x_N)} + \frac{\partial P^{pop}(x_1, \dots, x_N)}{P^{pop}(x_1, \dots, x_N)}, \quad 1 \leq i \leq N \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} & \frac{\partial}{\partial x_i} \log P^{ges}(X_1, \dots, X_k, x_1, \dots, x_N) \\ &= \frac{\partial}{\partial x_i} [\log P_1^{mess}(X_1 | x_1) + \dots + \log P_k^{mess}(X_k | x_k) + \log P^{pop}(x_1, \dots, x_N)] \\ &= \frac{\partial P_i^{mess}(X_i | x_i) / \partial x_i}{P_i^{mess}(X_i | x_i)} + \frac{\partial P^{pop}(x_1, \dots, x_N)}{P^{pop}(x_1, \dots, x_N)}, \quad 1 \leq i \leq N \end{aligned} \quad (10)$$

【 0 2 1 4 】

分布が多変量正規分布である場合、特に好ましいように、式 (9) または式 (10) は、 $x_1, \dots, x_N$ について解くことができる N 個の式および N 個の変数を有する連立一次方程式を表す。

【 0 2 1 5 】

a) 制約なし

制約がなく方程式 (9) を解くことができる場合、 $x_1, \dots, x_N$ に対する一意の

10

20

30

40

50

解が得られる。分布が特に好ましいように多変量正規分布であり、測定の不確実性が母集団の変動の範囲

$$\sigma_i^{mess} \ll \sigma_i, 1 \leq i \leq k$$

よりも著しく小さい場合、解は次のようになり、

$$\begin{aligned} x_i &\approx x_i^{mess}, & 1 \leq i \leq k \\ x_i &\approx \mu_i + \Delta x_i, & k+1 \leq i \leq N \end{aligned} \quad (11)$$

10

すなわち、測定値が利用可能なすべてのパラメータについて、測定値を本質的に信頼し、残りの値について、母集団の平均値 μ_i と測定値との相関によるシフト Δx_i とを取得する。したがって、本発明の一実施形態は、 $1 \leq i \leq k$ に対する測定値を直接採用し、基礎となる母集団によるわずかなシフトを無視することにある。

【0216】

b) 制約あり

パラメータ間に制約がある場合、母集団のすべてのメンバもこれらの制約を満たす。制約は、

20

$$f_j(x_1, \dots, x_N) = 0, \quad 1 \leq j \leq Q \Leftrightarrow \mathbf{f}(x_1, \dots, x_N) = \mathbf{0} \quad (12)$$

によって、すなわち、パラメータ $x_1, \dots, x_N$ の Q 個の関数 f_j によって記述することができ、これらはベクトル $\mathbf{f}$ にまとめることができ、条件により 0 に等しいとされる。関数 f_j は、好ましくは線形または、所与の制約に対する線形近似である。

【0217】

多変量分布の好ましい事例では、これは、共分散行列の列が線形従属であるという結果を有し、すなわち、共分散行列はランク $r < N$ を有し、したがってもはや逆をとることができない。分布密度 $P^{pop}(x_1, \dots, x_N)$ は、もはや指定することができない。

30

【0218】

実際上の1つの可能性は、相関 ρ_{ij} またはそれに含まれる標準偏差 σ_i の1つまたは複数を ε だけシフトし、次いで $x_1, \dots, x_N$ を決定することによって共分散行列 C を正則化することである。このようにして得られた解は、 $\varepsilon \rightarrow 0$ の制約を自動的に満たす。

【0219】

しかしながら、本発明の文脈において、この方法には欠点があることが分かっている。一方では、母集団における分布を知らなければならず、他方では、その共分散行列は、特異であるか、または条件が悪い。相関 ρ_{ij} および標準偏差 σ_i を調べる場合、情報の小さな不正確さまたは不完全な情報は、共分散行列が正則であるのに十分であるが、探索されるパラメータに対して数値的に不安定な解を生成する可能性がある。

40

【0220】

しかしながら、本発明の文脈において、この問題は、分布

$$P^{mess}(x_1, \dots, x_N) := P^{mess}(X_1 = x_1^{mess}, \dots, X_k = x_k^{mess} | x_1, \dots, x_N) \quad (13a)$$

に基づいて（最尤手法）、または分布

50

$$P^{ges}(x_1, \dots, x_N) := P^{ges}(X_1 = x_1^{mess}, \dots, X_k = x_k^{mess}; x_1, \dots, x_N) \quad (13b)$$

に基づいて（最大事後確率手法）、計算することによって、回避することができることが分かった。

【0221】

代入法は、この目的のために好ましく使用することができる。

【0222】

制約および代入を用いた最尤法

最初のK個のパラメータ $\mathbf{x}^u := (x_1, \dots, x_K)^T$ は独立であると仮定され、残りの $Q = N - K$ 個の従属するパラメータ $\mathbf{x}^a := (x_{K+1}, \dots, x_N)^T$ について式(12)が解かれ、これは独立なパラメータ $\mathbf{x}^u$ の関数 $\mathbf{x}^a(\mathbf{x}^u)$ として理解することができ、 f に代入することができる。その場合、 $\mathbf{x}^u$ の関数としての制約は以下の通りである。

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}^u, \mathbf{x}^a(\mathbf{x}^u)) = \mathbf{0} \quad (14)$$

【0223】

本発明の文脈において、関数 $\mathbf{x}^a(\mathbf{x}^u)$ を明示的に知る必要はない。本発明の文脈では、そのヤコビ行列

$$\partial \mathbf{x}^a / \partial \mathbf{x}^u := \partial x_i^a / \partial x_j^u, 1 \leq i \leq Q, 1 \leq j \leq K$$

のみが必要であり、これは、陰関数の定理に従って、以下によって与えられる。

$$\frac{\partial \mathbf{x}^a}{\partial \mathbf{x}^u} = - \left(\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{x}^a} \right)^{-1} \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{x}^u} \quad (15)$$

ここで、 $\partial \mathbf{f} / \partial \mathbf{x}^a$ は $\mathbf{x}^a$ に関する f の正方ヤコビ行列であり、 $\partial \mathbf{f} / \partial \mathbf{x}^u$ は $\mathbf{x}^u$ に関する f の一般には長方形のヤコビ行列である。したがって、確率密度 $P^{mess}(\mathbf{x}^u, \mathbf{x}^a(\mathbf{x}^u))$ は、 $\mathbf{x}^u$ の関数として最大化されなければならない、すなわち、次式である。

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \mathbf{x}^u} P^{mess}(\mathbf{x}^u, \mathbf{x}^a(\mathbf{x}^u)) &= \frac{\partial P^{mess}}{\partial \mathbf{x}^u} + \frac{\partial P^{mess}}{\partial \mathbf{x}^a} \frac{\partial \mathbf{x}^a}{\partial \mathbf{x}^u} \\ &= \frac{\partial P^{mess}}{\partial \mathbf{x}^u} - \frac{\partial P^{mess}}{\partial \mathbf{x}^a} \left(\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{x}^a} \right)^{-1} \frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{x}^u} \\ &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (16)$$

【0224】

方程式系(16)は、Kに依存しないパラメータ $\mathbf{x}^u$ について解くことができるK個の方程式である。残りのパラメータ $\mathbf{x}^a$ は、それらを関係 $\mathbf{x}^a(\mathbf{x}^u)$ に代入することによ

て得られる。

【0225】

制約およびラグランジュパラメータを用いた最尤法

あるいは、本発明の範囲内で、関数 $P^{mess}(x_1, \dots, x_N)$ の代わりに、ラグランジュ関数

$$P^{mess, Lagrange}(x_1, \dots, x_N, \lambda) = P^{mess}(x_1, \dots, x_N) + \lambda f(x_1, \dots, x_N) \quad (17)$$

が最大化される場合、パラメータのセット全体が独立していると見なすことができる。ここで、 $\lambda = (\lambda_1, \dots, \lambda_Q)$ は、ラグランジュ乗数の Q 次元ベクトルである。次いで、 $N + Q$ 個の導関数を 0 と置くことによって最大化される。

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial x_i} P^{mess, Lagrange}(x_1, \dots, x_N, \lambda) &= 0, \quad 1 \leq i \leq N \\ \frac{\partial}{\partial \lambda_j} P^{mess, Lagrange}(x_1, \dots, x_N, \lambda) &= 0, \quad 1 \leq j \leq Q \end{aligned} \quad (18)$$

【0226】

$N + Q$ 個の未知数 $(x_1, \dots, x_N)$ および $(\lambda_1, \dots, \lambda_Q)$ について式 (18) を解くと、パラメータに対する解が得られる。

【0227】

代入または長距離パラメータで制約を処理する代わりに、代替的に（例えば、最大化される関数の勾配が局所的に消失する場合に）摩擦項を有する減衰ハミルトン形式を使用することができる。

【0228】

同様に、式 (16) ~ (18) の方法は、 $P^{mess}(x_1, \dots, x_N)$ の代わりに関数 $P^{ges}(x_1, \dots, x_N)$ に適用でき、制約付きの最大事後確率法を表す。

【0229】

具体的な数値例を用いた実施形態

簡単にするために、光軸を中心に回転対称であり、したがって円筒形の処方物も、円筒形の角膜も、円筒形のレンズ表面も有さない眼が、開始状況として考えられる。IOL 手術前の例示的な値およびパラメータを詳細に示す：

$$\begin{aligned} S &= -7.0 \text{dpt}; \quad \text{vision disorder (measured)} \\ C &= 41.2 \text{dpt}; \quad \text{refractive power of cornea (measured)} \\ L_1 &= 7.82 \text{dpt}; \quad \text{refractive power of lens front surface (literature)} \\ L_2 &= 13.28 \text{dpt}; \quad \text{refractive power of lens back surface (literature)} \\ d_{CL} &= 3.6 \text{mm}; \quad \text{anterior chamber depth (measured)} \\ d_L &= 3.7 \text{mm}; \quad \text{lens thickness (literature)} \\ n_{CL} &= 1.336; \quad \text{refractive index anterior chamber (literature)} \\ n_L &= 1.422; \quad \text{refractive index lens (literature)} \\ n_{LR} &= 1.336; \quad \text{refractive index vitreous body (literature)} \end{aligned} \quad (19)$$

【0230】

IOL手術後、例えば、以下の値またはパラメータが送信される。

$$\begin{aligned} S_{IOL}^{mess} &= 0.0dpt; \text{ vision dis order(meas ured)} \\ L_{2,IOL}^{mess} &= 3.2dpt; \text{ refractive power ofl ensbacksur face (manu facturer inf ormation)} \end{aligned} \quad (20)$$

【0231】

IOL手術後の他のすべてのパラメータは、簡単にするために不変であると仮定される。

【0232】

補助または方程式

$$D_{LR} = L_2 + \left(L_1 + \frac{S+C}{1-\tau_{CL}(S+C)} \right) \left(1 - \tau_L \left(L_1 + \frac{S+C}{1-\tau_{CL}(S+C)} \right) \right)^{-1} \quad (21)$$

を用いて、換算した逆硝子体の長さの逆数 ($D_{LR} = n_{LR} / d_{LR}$ 、ここで、 d_{LR} は硝子体の長さであり、さらに $\tau_{CL} = d_{CL} / n_{CL}$ および $\tau_L = d_{CLL} / n_L$)、したがって眼の長さ $d_A = d_{CL} + d_L + d_{LR}$ を計算することができる。硝子体の長さとの長さは非常に直接関係しているため、以下では、眼の長さの代わりに硝子体の長さを考慮することができる。

【0233】

手術の前後の状況に式(21)を適用すると、IOL手術の前に

$$D_{LR} = 64.69dpt \quad (22a)$$

および形式的にはIOL手術後に

$$D_{LR,IOL}^{mess} = 65.65dpt \quad (22b)$$

が得られる。

【0234】

しかしながら、手術の結果として硝子体の長さを変えることができなかったため、本発明の範囲内で解決することができる非一貫性がここに存在する。

【0235】

最も単純な可能な例を選択するために、初期の状況は、基本母集団に変動および相関がなく、その後測定された視覚障害およびIOL自体のみが不確実性の影響を受ける場合と見なすことができる。

$$\sigma_{S,IOL}^{mess} = 0.25dpt; \text{ visiondiso rder (Std .deviation of measure mentmethod)}$$

$$\sigma_{L2,IOL}^{mess} = 0.4dpt; \text{ refractive power ofl ensbacksur face (manu facturerto lerance)} \quad (23)$$

【0236】

ここで、本発明の範囲内で、 S_{IOL} 、 $L_{2,IOL}$ の真値を特定することができ、これは予想通り、両方とも式(20)から逸脱する。

【0237】

例示的な事例では、 $PP \circ P \equiv 1$ および測定値に基づいて最初に仮定される S_{IOL} 、 $L_{2,IOL}$ の分布の確率密度は、次式である。

10

20

30

40

50

$$\begin{aligned}
P^{mess}(S_{IOL}^{mess}, L_{2,IOL}^{mess} | S_{IOL}, L_{2,IOL}) &= P_1^{mess}(S_{IOL}^{mess} | S_{IOL}) \cdots P_k^{mess}(L_{2,IOL}^{mess} | L_{2,IOL}) \\
&= \frac{1}{2\pi\sigma_{S,IOL}^{mess}\sigma_{L2,IOL}^{mess}} \times \\
&\quad \text{Exp}\left(-\frac{1}{2(\sigma_{S,IOL}^{mess})^2}(S_{IOL} - S_{IOL}^{mess})^2\right) \times \\
&\quad \text{Exp}\left(-\frac{1}{2(\sigma_{L2,IOL}^{mess})^2}(L_{2,IOL} - L_{2,IOL}^{mess})^2\right)
\end{aligned} \tag{24}$$

【0238】

しかしながら、ここで、制約は、式(21)における代入後の S_{IOL} 、 $L_{2,IOL}$ が、手術前と同じ値を手術後の D_{LR} に対してもたさなければならないことに適用される。したがって、制約の式は次のとおりであり、

$$D_{LR} = L_{2,IOL} + \left(L_1 + \frac{S_{IOL} + C}{1 - \tau_{CL}(S_{IOL} + C)} \right) \left(1 - \tau_L \left(L_1 + \frac{S_{IOL} + C}{1 - \tau_{CL}(S_{IOL} + C)} \right) \right)^{-1} \tag{25}$$

これは、 $L_{2,IOL}$ について解くと、 S_{IOL} の関数として以下が得られる。

$$L_{2,IOL}(S_{IOL}) = D_{LR} - \left(L_1 + \frac{S_{IOL} + C}{1 - \tau_{CL}(S_{IOL} + C)} \right) \left(1 - \tau_L \left(L_1 + \frac{S_{IOL} + C}{1 - \tau_{CL}(S_{IOL} + C)} \right) \right)^{-1} \tag{26}$$

【0239】

制約は、図2に示す切断面30上でのみ移動できることを意味する。

【0240】

式(24)に $L_{2,IOL}(S_{IOL})$ を代入し、 S_{IOL} を最大化すれば、すなわち、 S_{IOL} について

$$\frac{d}{dS_{IOL}} P^{mess}(S_{IOL}^{mess}, L_{2,IOL}^{mess} | S_{IOL}, L_{2,IOL}(S_{IOL})) = 0 \tag{27}$$

を解けば、以下が得られる。

$$\begin{aligned}
S_{IOL} &= -0.12dpt \\
L_{2,IOL}(S_{IOL}) &= 3.01dpt
\end{aligned} \tag{28}$$

【0241】

したがって、両方の変数 S_{IOL} 、 $L_{2,IOL}$ は、測定値と比較して負の方向にあるが、同程度ではない。むしろ、本方法は、異なる標準偏差およびガウスベルに対する制約の非対称位置に照らしてバランスを求める。

【0242】

アイモデルの非一貫性は、計算された眼の長さ（または計算されたレンズ網膜間距離）

だけでなく、例えば眼の長さを測定するときにも起こり得る。このような非一貫性は、上述の計算された眼の長さの例と同様に解決することができる。もちろん、眼の長さ自体が固定されていない、または相関が発生する可能性がある、より複雑な例も挙げられる。

【 0 2 4 3 】

ベイズ A 法の第 1 の例

この例で使用されるアイモデルは、5 mm の瞳孔径、ならびに明所視または薄明視の照明条件下に存在する瞳孔半径の自然対数 $\log r_{ph}$ または $\log r_{mes}$ に関する、4 次ゼルニケ次数まで記述される視覚障害

$$c_n^m$$

10

からなる。全体として、アイモデルのモデルパラメータは、ベクトルとして記述することができる。

$$\vartheta_i = (\log r_{ph}, \log r_{mes}, c_2^{-2}, c_2^0, c_2^{+2}, c_3^{-3}, c_3^{-1}, c_3^{+1}, c_3^{+3}, c_4^{-4}, c_4^{-2}, c_4^0, c_4^{+2}, c_4^{+4})$$

【 0 2 4 4 】

0 次から 1 次までのゼルニケ係数（ピストン、および水平および垂直プリズム）は、眼の視覚障害において役割を果たさず、例えば常に 0 であると仮定することができるので、ここでは考慮しなかった。

20

【 0 2 4 5 】

個々の眼について知られている測定データ d_i は、ここでは（遠い）屈折 R_x の球、円筒、および軸である。

$$R_x = (S^{Rx}, Z^{Rx}, A^{Rx}) = (2.5\text{dpt}, -1\text{dpt}, 100^\circ),$$

これは度数ベクトルとして書けば、次式である。

$$P^{Rx} = (M^{Rx}, J_0^{Rx}, J_{45}^{Rx}) = (2.00\text{dpt}, -0.47\text{dpt}, -0.17\text{dpt})$$

30

【 0 2 4 6 】

屈折の測定誤差も知られており、個々の度数ベクトル成分の標準偏差は、次式である。

$$\sigma_P^{Rx} = (\sigma_M^{Rx}, \sigma_{J_0}^{Rx}, \sigma_{J_{45}}^{Rx}) = (0.375\text{dpt}, 0.125\text{dpt}, 0.125\text{dpt})$$

【 0 2 4 7 】

測定誤差は、モデルパラメータから特定することができる視覚障害 $P^{eye}(\vartheta_i)$ の度数ベクトルの周りの度数ベクトルとして正規分布すると仮定すると、尤度について

40

$$\text{prob}(P^{Rx}|\vartheta_i, I) = \text{prob}(P^{Rx}|P^{eye}(\vartheta_i), I) = \text{prob}(M^{Rx}, J_0^{Rx}, J_{45}^{Rx}|P^{eye}(\vartheta_i), I)$$

と書くことができる。ここで、 $P^{eye}(\vartheta_i)$ は度数ベクトル

$$(M^{eye}, J_0^{eye}, J_{45}^{eye})$$

であり、これは二乗平均平方根（RMS）尺度の助けを借りて、既知の方法に従って明所視瞳孔半径 r_{ph} にスケールされたゼルニケ波面から得られる。この場合、 P^{eye}

50

は、アイモデルのパラメータの一部のみに依存する。

$$p^{eye}(\vartheta_i) = p^{eye}(\log r_{ph}, c_2^{-2}, c_2^0, c_2^{+2}, c_4^{-2}, c_4^0, c_4^{+2})$$

【0248】

ここで、尤度を次のように書くことができる。

$$\frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} \sigma_M^{Rx} \sigma_{J0}^{Rx} \sigma_{J45}^{Rx}} \exp \left[-\frac{(M^{Rx} - M^{eye})^2}{2(\sigma_M^{Rx})^2} - \frac{(J_0^{Rx} - J_0^{eye})^2}{2(\sigma_{J0}^{Rx})^2} - \frac{(J_{45}^{Rx} - J_{45}^{eye})^2}{2(\sigma_{J45}^{Rx})^2} \right] \quad 10$$

【0249】

この例では、所与の背景知識 I（母集団におけるモデルパラメータ θ_i の分布、屈折の測定精度、ゼルニケ表現における視覚障害からの度数ベクトルの決定など）および既知の測定データ P^{Rx} に対して最尤アイモデルが特定される。

【0250】

事前確率 $\text{prob}(\theta_i | I)$ として、多数の人々に対して測定装置（ここでは収差計）の助けを借りて特定されたモデルパラメータのサンプルを近似的に使用した。実際の事前確率は、部分的に依存する 14 個のパラメータを有し、したがって全体的に示すことはできない。しかしながら、図 3 a～図 3 f では、計算に使用された事前確率からのサンプルの周辺密度が示されている。

【0251】

事後確率は、事前確率の尤度重み付けされたサンプルからなる。この目的のために、事前確率のサンプルの各要素（サンプル）に対する尤度を評価し、重みとして使用した。あるいは、より小さいサンプルサイズを使用することができ、その場合、重み付けされていないサンプルを重み付けされたサンプルから採取しなければならない。周辺事後確率密度は、図 4 a～図 4 f の事前確率と同様に見ることができる。

【0252】

事後確率密度の最大値

$$\vartheta_i^{\max}$$

を、カーネル密度推定（カーネル：アイモデルのパラメータの事後確率分布の標準偏差の 0.5 倍に相当する標準偏差を有する多変量正規分布）によって近似した。これにより、最尤アイモデルについて以下の値が得られた（ゼルニケ係数は直径 5 mm の瞳孔に関連する）。

10

20

30

40

50

【表 2】

$\log r_{ph}^{max}/\text{mm}$	$\log r_{ph}^{max}/\text{mm}$			
0. 406572126	0. 819130806			
$c_2^{-2,max}/\mu\text{m}$	$c_2^{0,max}/\mu\text{m}$	$c_2^{+2,max}/\mu\text{m}$		
0. 241991418	-1. 544175270	0. 507974951		
$c_3^{-3,max}/\mu\text{m}$	$c_3^{-1,max}/\mu\text{m}$	$c_3^{+1,max}/\mu\text{m}$	$c_3^{+3,max}/\mu\text{m}$	
-0. 155674297	-0. 014110217	-0. 046864893	0. 055671727	
$c_4^{-4,max}/\mu\text{m}$	$c_4^{-2,max}/\mu\text{m}$	$c_4^{0,max}/\mu\text{m}$	$c_4^{2,max}/\mu\text{m}$	$c_4^{4,max}/\mu\text{m}$
-0. 015747182	0. 003006757	0. 074465687	-0. 005984227	0. 035345112

10

【0 2 5 3】

文献から知られている方法を用いて、5 mmの瞳孔径に関連するゼルニケ係数

$$c_2^{-2,max}, c_2^{0,max}, c_2^{+2,max}, c_3^{-3,max}, c_3^{-1,max}, c_3^{+1,max}, c_3^{+3,max}, c_4^{-4,max}, c_4^{-2,max}, c_4^{0,max}, c_4^{2,max}, c_4^{4,max}$$

を半径

$$r_{mes}^{max}$$

20

の最尤薄明視瞳孔にスケーリングすることによって、薄明視照明条件下で最尤アイモデルを最適に矯正するレンズの度数

$$P_{mes}(\vartheta_i^{max})$$

を計算した。ゼルニケ表現で依然として与えられているこの眼の視覚障害から、度数ベクトルをRMS尺度で再び特定した。

$$\begin{aligned} P_{mes}(\vartheta_i^{max}) &= (M_{mes}(\vartheta_i^{max}), J_{0,mes}(\vartheta_i^{max}), J_{45,mes}(\vartheta_i^{max})) \\ &= (1.77\text{dpt}, -0.40\text{dpt}, -0.19\text{dpt}) \end{aligned}$$

30

【0 2 5 4】

これを使用して、薄明視照明条件下で最尤アイモデルを最適に矯正するレンズを生産することができる（例えば、単焦点レンズ、または累進レンズの距離基準点における度数として）。

【0 2 5 5】

同様に、明所視照明条件下で最尤アイモデルを最適に矯正するレンズの度数は、ゼルニケ表現における視覚障害を半径

40

$$r_{ph}^{max}$$

の最尤明所視瞳孔にスケーリングすることによって計算することができる。これにより、次式が得られる。

50

$$P_{ph}(\vartheta_i^{max}) = (M_{ph}(\vartheta_i^{max}), J_{0,ph}(\vartheta_i^{max}), J_{45,ph}(\vartheta_i^{max}))$$

$$= (1.92\text{dpt}, -0.41\text{dpt}, -0.18\text{dpt})$$

【0256】

他の既知の方法（例えば、国際公開第2013/087212号を参照されたい）とは対照的に、ここに提示される方法では、データの有限測定誤差（ここでは屈折）を考慮に入れることができる。これは、データの関数としての尤度が有限の幅を有するという効果を有する。このため、明所視瞳孔の場合の最尤度数ベクトル

$$P_{ph}(\vartheta_i^{max})$$

もまた、屈折（明所視照明条件下でも実行される）と比較して、屈折の最大値に向かってシフトされる。これは、国際公開第2013/087212号に開示されている方法と比較して有利であり、その理由は、このようにして眼の最適な矯正が統計的により頻繁に行われるためである。実際には正確に知られていないパラメータが正確な値を有すると誤って仮定されることもないが（回帰分析などで）、関与するパラメータの実際の情報（例えば、実際の測定精度または推定された測定精度）が考慮される。

【0257】

ベイズB法の第1の例

この例で考慮されるアイモデルおよび測定データ（ここでは屈折）は、ベイズAの例のように選択される。しかし、ここでの目的は、製造される眼用レンズの最尤度数を計算することであり、最尤アイモデルの眼用レンズの度数を計算することではない。ベイズA法の例のように、レンズは理想的には薄明視に適している。この例では、眼用レンズのパラメータ L_i は、簡略化された形でそれらの度数に対応する。

$$L_i = P^L = (M^L, J_{0,45}^L)$$

この目的のために、文献から知られている方法を使用して、このサンプルの5mmの瞳孔径に関連するゼルニケ係数についてそれぞれの薄明視瞳孔にスケールリングすることによって、実施例ベイズAの事後確率サンプルから薄明視ゼルニケ波面を計算した。薄明視瞳孔の度数ベクトルは、二乗平均平方根（RMS）尺度を使用して、これらの薄明視ゼルニケ波面から特定された。これらは、次に、薄明視瞳孔に最適化された眼用レンズの度数の事後確率分布からのサンプルを表す（図5a～図5cを参照されたい）。事後確率分布の最大値を、サンプルのカーネル密度推定の最大値（度数ベクトルの事後確率分布の標準偏差の0.5倍に相当する標準偏差を有するカーネルとしての多変量正規分布）で近似した。これにより、製造される眼用レンズ（例えば、単焦点レンズなどの眼鏡レンズの度数、または累進レンズの距離基準点における度数）の、以下の最尤度数が得られ、

$$P_{mes}^{L,max} = (M_{mes}^{L,max}, J_{0,mes}^{L,max}, J_{45,mes}^{L,max}) = (1.80\text{dpt}, -0.41\text{dpt}, -0.14\text{dpt})$$

これは、アイモデルに関して利用可能な情報を最適に利用する。この最尤度数は、アイモデルのパラメータ（ここでは、4次ゼルニケ次数まで記述された視覚障害ならびに薄明視および明所視の瞳孔の対数）の眼用レンズのパラメータ（ここでは、度数ベクトルとしての眼用レンズの度数）への非線形変換（ここではスケールリング）に起因して、最尤アイモデルについてベイズAの例で計算された度数

$$P_{mes}(\vartheta_i^{max})$$

とは異なる。矯正として、

$$P_{mes}^{L, max}$$

は所与の情報に対して最尤視覚障害に対応し、

$$P_{mes}(\vartheta_i^{max})$$

は最尤アイモデルの視覚障害にのみ対応するが、一般に最尤視覚障害には対応しないため、

$$P_{mes}^{L, max}$$

は、矯正

$$P_{mes}(\vartheta_i^{max})$$

と比較してさらなる改善を表す。

【0258】

当業者にとって、ベイズAまたはベイズBの方法が使用されるが、例えば、いくつかの屈折面および異なる屈折率を有する媒質からなることができるはるかに複雑なアイモデルが使用される他の例が容易に実現可能である。表面の各々は、例えばゼルニケ表現で記述することができ、係数の分布は、文献に部分的または完全に記載されている可能性があるか、または測定を通じてアクセス可能である（例えば、走査型光干渉断層撮影法、超音波または磁気共鳴断層撮影法などの眼の生体測定を決定するための測定方法の助けを借りて）。そのような情報が欠落している場合、屈折面の平滑性またはこれらの面の局所的な曲率特性（例えば、局所曲率の相関長さ）に関する仮定を用いて事前確率を置き換えることができる。媒質の屈折率は、正確に知られていないパラメータとしてモデルに含めることもできる。屈折率勾配を有するモデルも可能である。モデルアイを通る光の伝搬および屈折は、使用されるアイモデルに従って選択される。他の既知の測定基準（単色または多色）も測定基準として使用することができる。

【0259】

他の尤度分布が動機付けられる場合（例えば、アイモデルの他のパラメータを直接測定することができ、またはアイモデルのパラメータに間接的に関連する他の測定変数、例えば眼の長さおよび／または眼の屈折面間の距離を測定または別の方法で決定することができる）、他の尤度分布も選択することができる。

【0260】

レンズのより複雑な記述（例えば、前面および後面の経路および厚さを通して）を使用することも容易に可能である。眼および／またはレンズのモデルの複雑度（すなわち、パラメータの数）が非常に高い場合、事後確率は、例えば、事後確率自体がパラメータ化され、その決定が最適化問題として理解されるパラメトリック推論（例えば、変分推論）などの近似方法によって解くことができる。

【0261】

ベイズA法の第2の例

この例で使用されるアイモデルは、2次で記述され、互いに傾斜していない3つの屈折面（角膜前面、ならびにここでは面 $k = 1, 2$ および 3 と番号付けされている眼のレンズの前面および後面）、ならびに網膜からなる。このモデルでは角膜後面は無視される（Bennett-Rabbettのアイモデルを参照）。各表面の表面度数をパラメータ化するために、表面度数は、水平に対して 0° 、 45° および 90° の断面（すなわち、表面度数行列の要素、これに対する記号は

$$D_{xx}^k, D_{xy}^k, D_{yy}^k$$

10

である）で使用される。屈折面と網膜との相互位置は、直接隣接する2つの表面間の距離の自然対数によって正の量としてパラメータ化される（角膜－レンズ前面、レンズ前面－レンズ後面、およびレンズ後面－網膜間の距離の対数は、それぞれ $\log d_{12}$ 、 $\log d_{23}$ 、および $\log d_{34}$ で表され、距離はmm単位で使用される）。屈折面（すなわち、前房、眼のレンズ、および硝子体）間の媒質の屈折率は、それぞれ屈折率 n_{12} 、 n_{23} および n_{34} を有する。ここで、パラメータベクトルは、以下のようにまとめられる。

$$\vartheta_i = (\log d_{12}, \log d_{23}, \log d_{34}, D_{xx}^1, D_{xy}^1, D_{yy}^1, D_{xx}^2, D_{xy}^2, D_{yy}^2, D_{xx}^3, D_{xy}^3, D_{yy}^3, n_{12}, n_{23}, n_{34})$$

20

【0262】

個々の眼について知られている測定データ d_i は、ここでは（遠い）屈折 R_x の球、円筒、および軸である。

$$R_x = (S^{Rx}, Z^{Rx}, A^{Rx}) = (2.5\text{dpt}, -1\text{dpt}, 100^\circ)$$

これは度数ベクトルとして書けば、次式である。

$$P^{Rx} = (M^{Rx}, J_0^{Rx}, J_{45}^{Rx}) = (2.00\text{dpt}, -0.47\text{dpt}, -0.17\text{dpt})$$

30

【0263】

屈折の測定誤差も知られており、個々の度数ベクトル成分の標準偏差は、次式である。

$$\sigma_P^{Rx} = (\sigma_M^{Rx}, \sigma_{J_0}^{Rx}, \sigma_{J_{45}}^{Rx}) = (0.375\text{dpt}, 0.125\text{dpt}, 0.125\text{dpt})$$

【0264】

測定誤差は、モデルパラメータから特定することができる視覚障害 $P^{eye}(\vartheta_i)$ の度数ベクトルの周りの度数ベクトルとして正規分布すると仮定すると、尤度について

$$\text{prob}(P^{Rx}|\vartheta_i, I) = \text{prob}(P^{Rx}|P^{eye}(\vartheta_i), I) = \text{prob}(M^{Rx}, J_0^{Rx}, J_{45}^{Rx}|P^{eye}(\vartheta_i), I)$$

40

と書くことができる。ここで、 $P^{eye}(\vartheta_i)$ は度数ベクトル

$$(M^{eye}(\vartheta_i), J_0^{eye}(\vartheta_i), J_{45}^{eye}(\vartheta_i))$$

であり、これはアイモデルの視覚障害に対応し、近軸近似でアイモデルのパラメータから、網膜上の点から、眼を通して角膜の頂点部まで発する波面の反復伝搬および屈折によって計算することができる。

50

【0265】

ここで、尤度を次のように書くことができる。

$$\frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}}\sigma_M^{Rx}\sigma_{J0}^{Rx}\sigma_{J45}^{Rx}} \exp \left[-\frac{(M^{Rx} - M^{eye}(\vartheta_i))^2}{2(\sigma_M^{Rx})^2} - \frac{(M^{Rx} - J_0^{eye}(\vartheta_i))^2}{2(\sigma_{J0}^{Rx})^2} - \frac{(M^{Rx} - J_{45}^{eye}(\vartheta_i))^2}{2(\sigma_{J45}^{Rx})^2} \right]$$

10

【0266】

この例では、所与の背景知識 I（母集団におけるモデルパラメータ θ_i の分布、屈折の測定精度、ゼルニケ表現における視覚障害からの度数ベクトルの決定など）および既知の測定データ P^{Rx} に対して最尤アイモデルが特定される。

【0267】

事前確率（ $\theta_i | I$ ）については、多変量正規分布が仮定され、そのパラメータは、多数の人々の眼のバイオメトリックの一連の測定値、文献値、および母集団における各変数の散布の推定値から導出される（散布範囲の情報が見つからなかった場合）。

【0268】

以下の表は、正規分布の最大値および標準偏差（括弧内）を示す：

20

【表3】

$\log d_{12}/\text{mm}$ 1. 26 (0. 0839)	$\log d_{23}/\text{mm}$ 1. 33 (0. 0856)	$\log d_{34}/\text{mm}$ 2. 81 (0. 0688)
D_{xx}^1/dpt 44. 25 (1. 61)	D_{xy}^1/dpt 0. 00 (0. 21)	D_{yy}^1/dpt 43. 49 (1. 47)
D_{xx}^2/dpt 7. 82 (0. 56)	D_{xy}^2/dpt 0. 00 (0. 25)	D_{yy}^2/dpt 7. 82 (0. 56)
D_{xx}^3/dpt 13. 28 (0. 56)	D_{xy}^3/dpt 0. 00 (0. 25)	D_{yy}^3/dpt 13. 28 (0. 56)
n_{12} 1. 336 (0. 001)	n_{12} 1. 422 (0. 001)	n_{34} 1. 336 (0. 001)

30

【0269】

正規分布の相関行列は、対角線が1で占められ、以下の非対角要素を除いてすべて0で占められた。

【表4】

	$\log d_{12}/\text{mm}$	$\log d_{23}/\text{m}$	$\log d_{34}/\text{m}$	D_{xx}^1/dpt	D_{xy}^1/dpt	D_{yy}^1/dpt
$\log d_{12}/\text{mm}$	1. 000	-0. 581	0. 371	0. 232	0. 045	0. 151
$\log d_{12}/\text{mm}$	-0. 581	1. 000	-0. 254	-0. 239	-0. 132	-0. 116
$\log d_{12}/\text{mm}$	0. 371	-0. 254	1. 000	-0. 250	-0. 063	-0. 443
D_{xx}^1/dpt	0. 232	-0. 239	-0. 250	1. 000	0. 131	0. 863
D_{xx}^1/dpt	0. 045	-0. 132	-0. 063	0. 131	1. 000	0. 132
D_{xx}^1/dpt	0. 151	-0. 116	-0. 443	0. 863	0. 132	1. 000

40

【0270】

50

実際の事前確率は、部分的に依存する15個のパラメータを有し、したがって全体的に示すことはできない。しかしながら、図6a～図6eでは、計算に使用された事前確率からのサンプルの周辺密度が散布図として示されている。

【0271】

事後確率は、事前確率の尤度重み付けされたサンプルからなる。この目的のために、事前確率のサンプルの各要素（サンプル）に対する尤度を評価し、重みとして使用した。あるいは、より小さいサンプルサイズを使用することができ、その場合、重み付けされていないサンプルを重み付けされたサンプルから採取しなければならない。周辺事後確率密度は、図7a～図7eにおける事前確率と同様に見ることができる。

【0272】

事後確率密度の最大値

$$\vartheta_i^{max}$$

を、カーネル密度推定（カーネル：アイモデルのパラメータの事後確率分布の標準偏差の0.5倍に相当する標準偏差を有する多変量正規分布）によって近似した。これにより、最尤アイモデルについて以下の値が得られた。

$$\vartheta_i^{max}$$

【表5】

$\log d_{12}^{max}/\text{mm}$ 1. 202	$\log d_{23}^{max}/\text{mm}$ 1. 372	$\log d_{34}/\text{mm}$ 2. 768
$D_{xx}^{1,max}/\text{dpt}$ 43. 893	$D_{xy}^{1,max}/\text{dpt}$ −0. 081	$D_{yy}^{1,max}/\text{dpt}$ 42. 914
$D_{xx}^{2,max}/\text{dpt}$ 7. 761	$D_{xy}^{2,max}/\text{dpt}$ 0. 046	$D_{yy}^{2,max}/\text{dpt}$ 7. 636
$D_{xx}^{3,max}/\text{dpt}$ 13. 223	$D_{xy}^{3,max}/\text{dpt}$ 0. 087	$D_{yy}^{3,max}/\text{dpt}$ 13. 226
n_{12}^{max} 1. 336	n_{12}^{max} 1. 422	n_{34}^{max} 1. 336

【0273】

非点収差の大部分が角膜に存在することは、表面度数のxxおよびyy成分における差から容易に分かり、これは、これが母集団における（したがって、事前確率においても）度数の変動範囲が最大であるからである。

【0274】

最尤アイモデルを最適に矯正するレンズの度数

$$P(\vartheta_i^{max})$$

も計算され、

$$P(\vartheta_i^{max}) = (M(\vartheta_i^{max}), J_0(\vartheta_i^{max}), J_{45}(\vartheta_i^{max})) = (2.09\text{dpt}, -0.50\text{dpt}, -0.00\text{dpt})$$

【0275】

これは、最尤アイモデル（例えば、単焦点レンズ、または累進レンズの距離基準点における度数として）を最適に矯正するレンズを生産するために使用することができる。

【0276】

角膜と矯正レンズまたは屈折レンズとの間の距離は一般に異なるため、最尤アイモデルを最適に矯正するレンズの度数

10

$$P(\vartheta_i^{max})$$

は、最尤の眼

$$p_{eye}(\vartheta_i^{max})$$

20

の視力障害とは異なる可能性があり、前者は矯正レンズに関連し、後者は屈折中の眼の度数に関連する。

【0277】

ベイズB法の第2の例

この例で考慮されるアイモデルならびに測定データ（ここでは屈折）は、前述の第2のベイズAの例のように選択される。しかし、ここでの目的は、製造される眼用レンズの最尤度数を計算することであり、最尤アイモデルの眼用レンズの度数を計算することではない。この例では、眼用レンズのパラメータ L_i は、簡略化された形でそれらの倍率に対応する。

30

$$L_i = P^L = (M^L, J_0^L, J_{45}^L)$$

【0278】

この目的のために、最適な眼用レンズ（図8a～図8cを参照されたい）の度数の事後確率分布からのサンプルを表す、前述の第2のベイズAの例の事後確率サンプルから度数ベクトルを計算した。眼の事前確率分布から生じる眼用レンズの度数の密度の対応する分布（図9a～図9cを参照されたい）と比較して、データを通じた情報利得は、事前確率分布と比較して事後確率の減少した散布範囲に基づいて明確に認識可能である。

【0279】

40

事後確率分布の最大値を、サンプルのカーネル密度推定の最大値（度数ベクトルの事後確率分布の標準偏差の0.5倍に相当する標準偏差を有するカーネルとしての多変量正規分布）で近似した。これにより、製造される眼用レンズの以下の最尤度数（例えば、単焦点レンズなどの眼鏡レンズの度数、または累進レンズの距離基準点における度数）が得られ、これにより、アイモデルに関して利用可能な情報が最適に利用される。

$$P^{L,max} = (M^{L,max}, J_0^{L,max}, J_{45}^{L,max}) = (1.92\text{dpt}, -0.38\text{dpt}, -0.08\text{dpt})$$

【0280】

この最尤度数は、アイモデルのパラメータ（ここで、屈折面の表面度数および距離、な

50

らびに、より少ない程度では、媒質の屈折率)の眼用レンズのパラメータ(ここでは度数ベクトルとしての眼用レンズの度数)への非線形変換(ここでは主に屈折面間の波面の伝搬)に起因して、最尤アイモデルについてベイズAの例で計算された度数

$$P(\vartheta_i^{max})$$

とは異なる。 $P^{L,max}$ は所与の情報に対する最尤矯正度数に対応し、

$$P_{mes}(\vartheta_i^{max})$$

10

は最尤アイモデルを矯正する度数のみであり、一般に最尤矯正度数ではないため、矯正として、 $P^{L,max}$ は同様にベイズB法の第2の例からの矯正

$$P(\vartheta_i^{max})$$

と比較してさらなる改善を表す。

【符号の説明】

【0281】

20

- 10 主光線
- 12 眼
- 14 眼鏡レンズの第1の表面(前面)
- 16 眼鏡レンズの第2の表面(後面)
- 18 角膜前面
- 20 眼のレンズ
- 30 切断面

30

40

50

【図面】

【図 1】

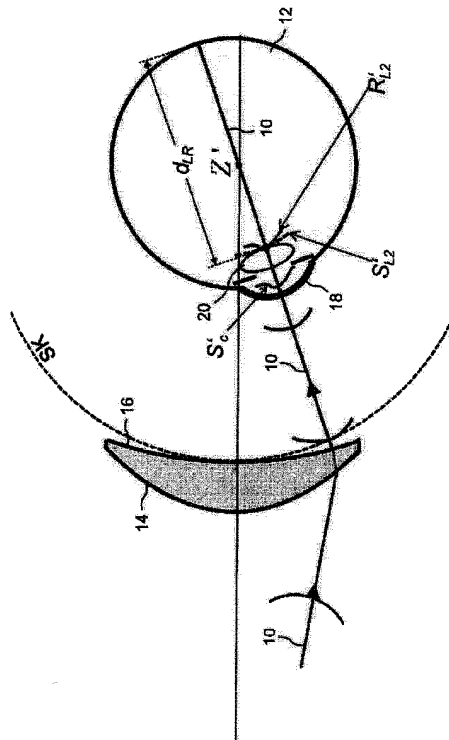
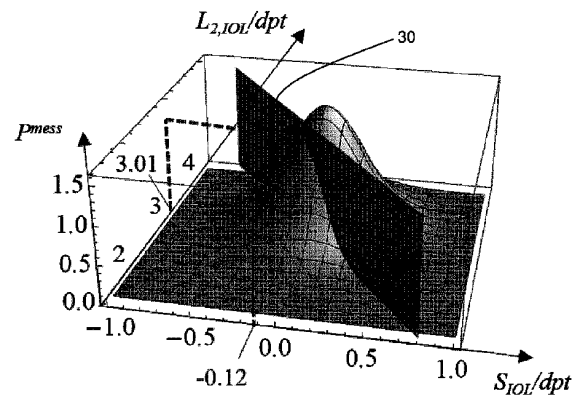


Fig. 1

【図 2】

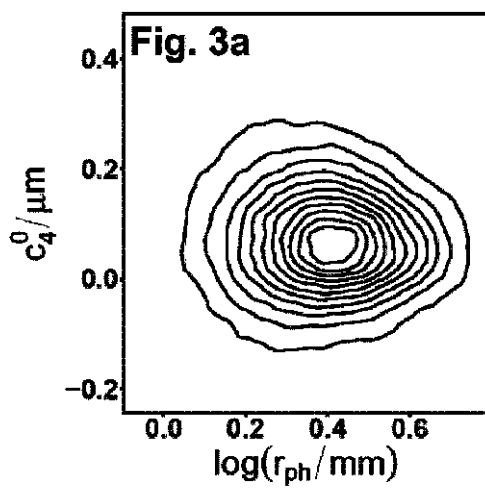
Fig. 2



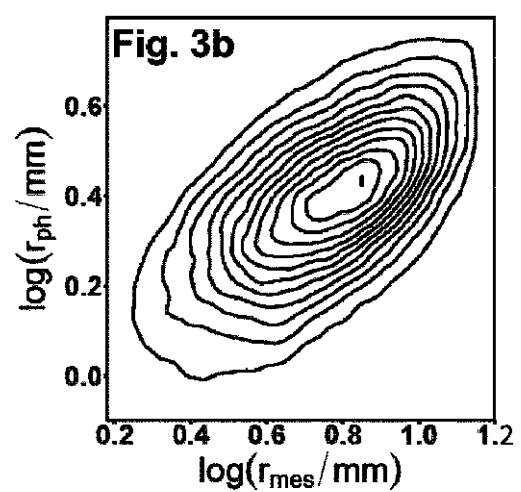
10

20

【図 3 a】



【図 3 b】

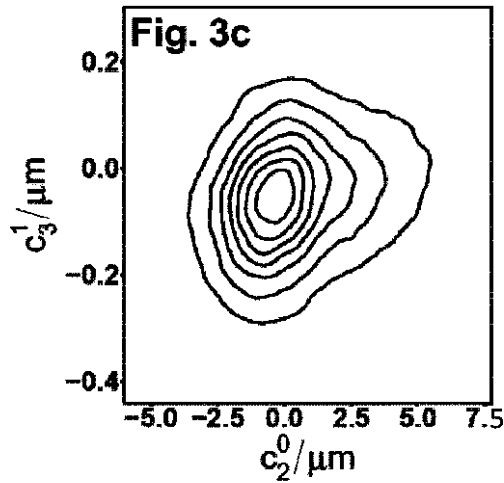


30

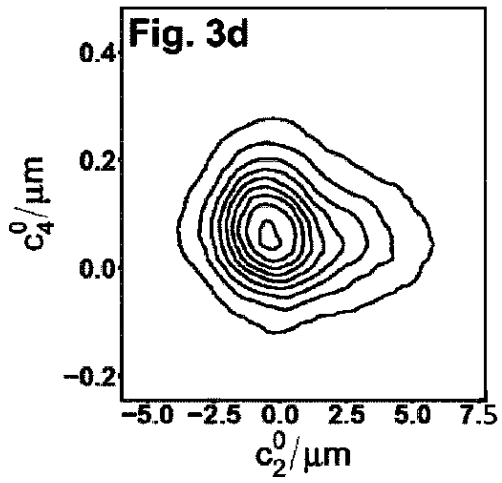
40

50

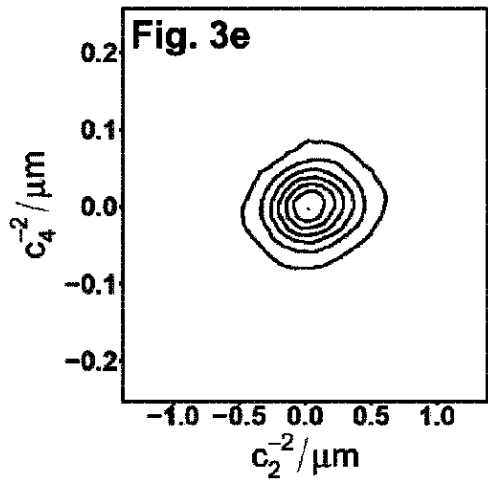
【図 3 c】



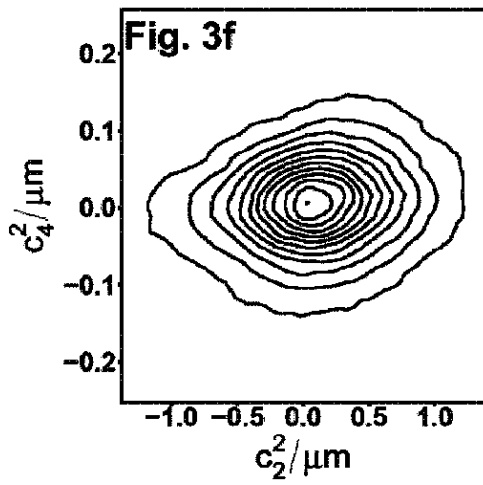
【図 3 d】



【図 3 e】



【図 3 f】



10

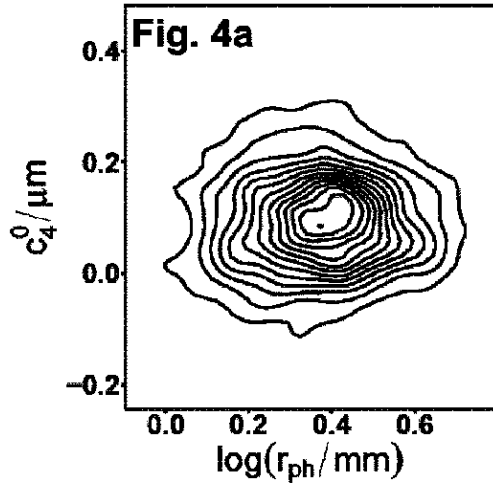
20

30

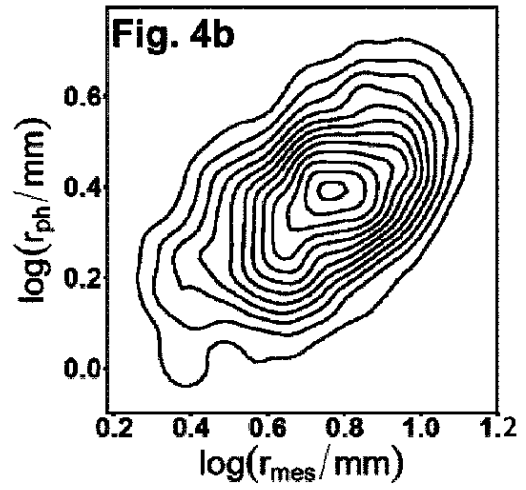
40

50

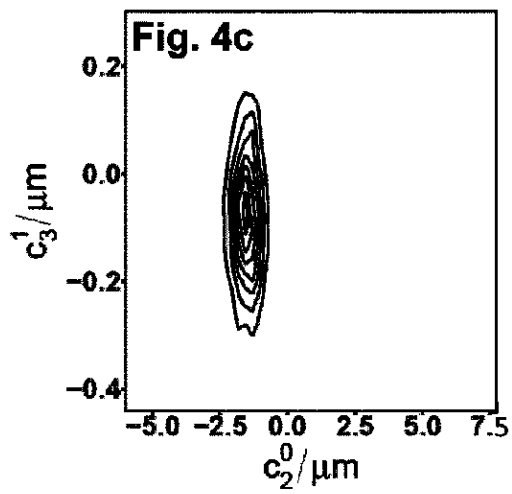
【図 4 a】



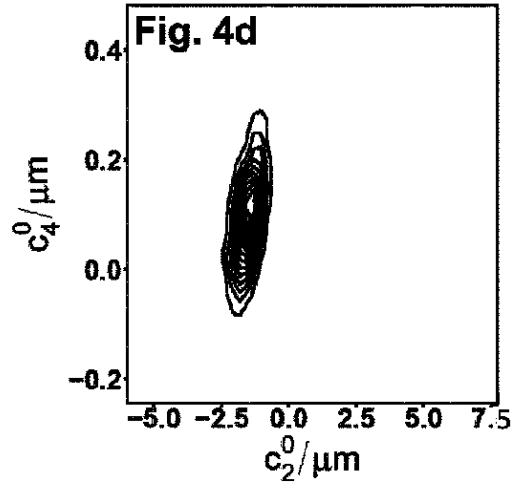
【図 4 b】



【図 4 c】



【図 4 d】



10

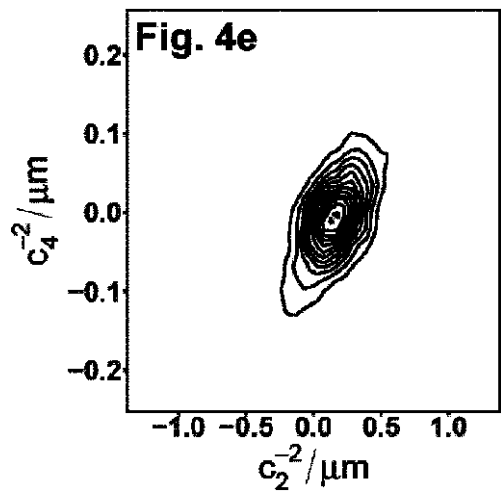
20

30

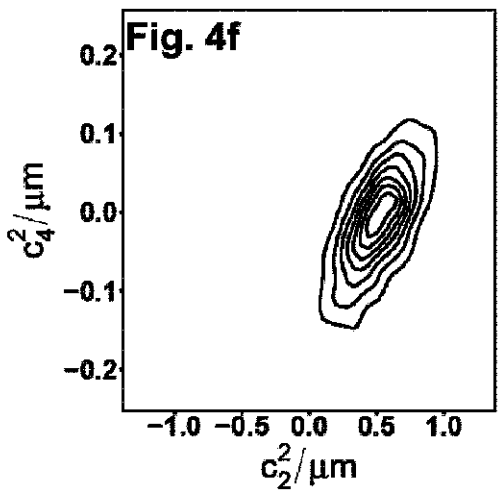
40

50

【図 4 e】

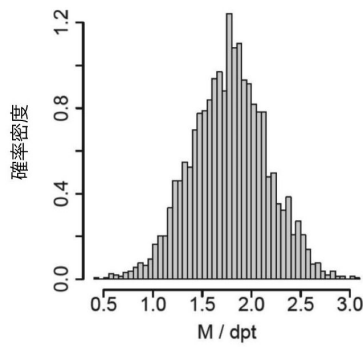


【図 4 f】

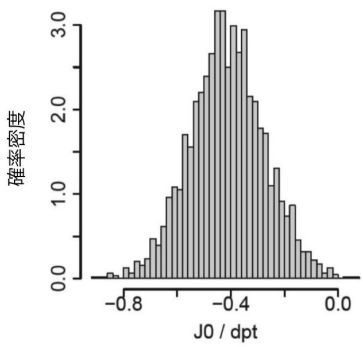


10

【図 5 a】



【図 5 b】



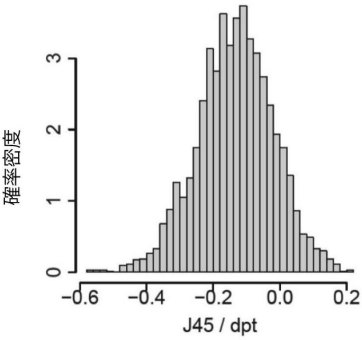
20

30

40

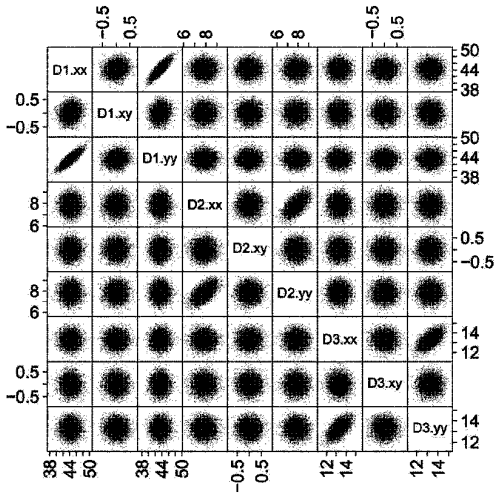
50

【図 5 c】



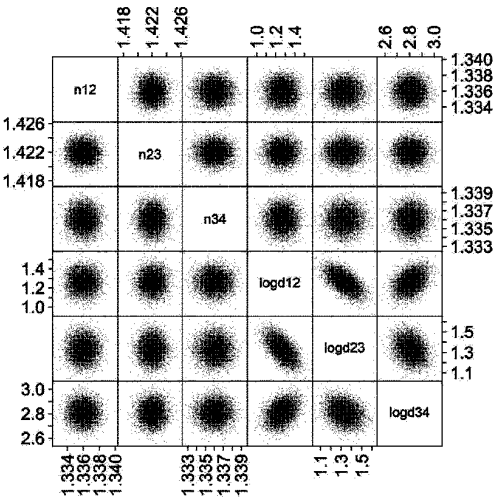
【図 6 a】

Fig. 6a



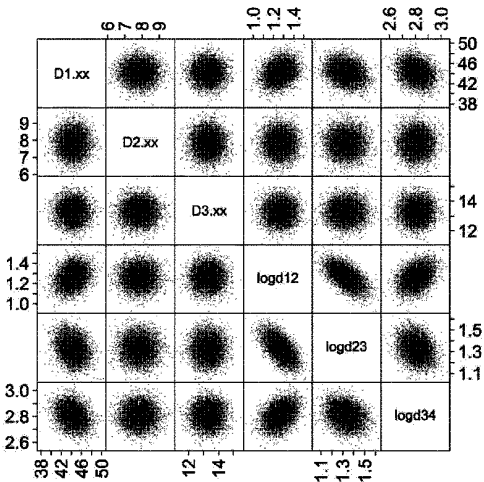
【図 6 b】

Fig. 6b



【図 6 c】

Fig. 6c



10

20

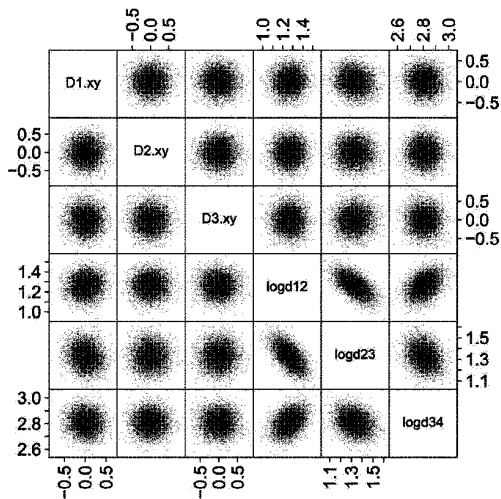
30

40

50

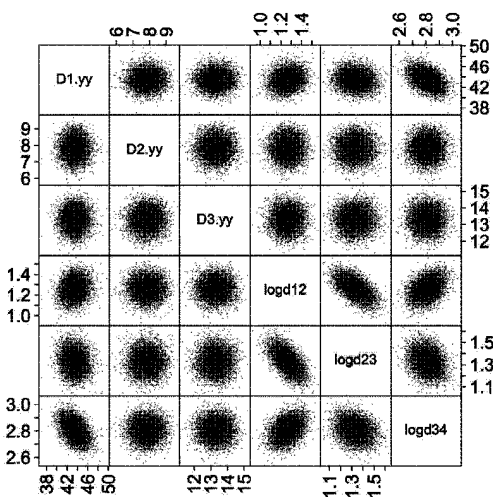
【図 6 d】

Fig. 6d



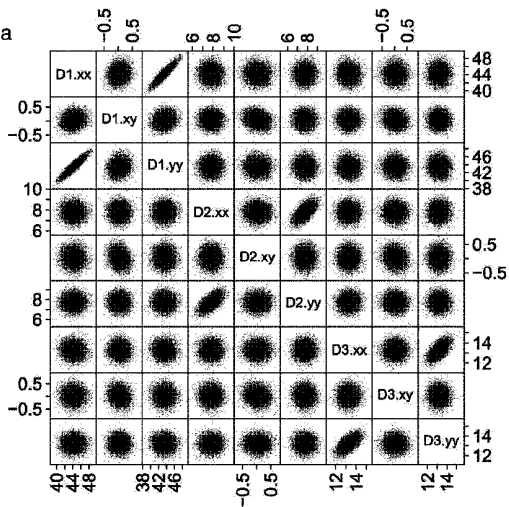
【図 6 e】

Fig. 6e



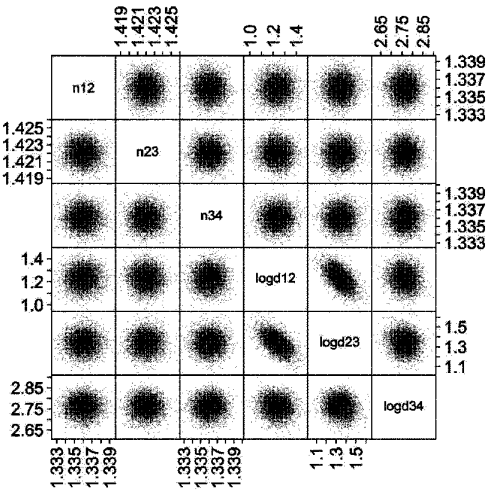
【図 7 a】

Fig. 7a



【図 7 b】

Fig. 7b



10

20

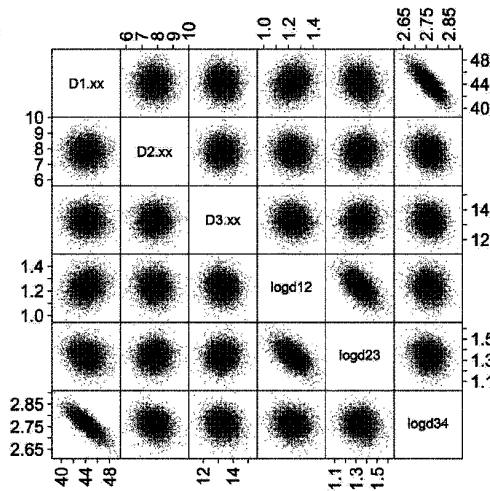
30

40

50

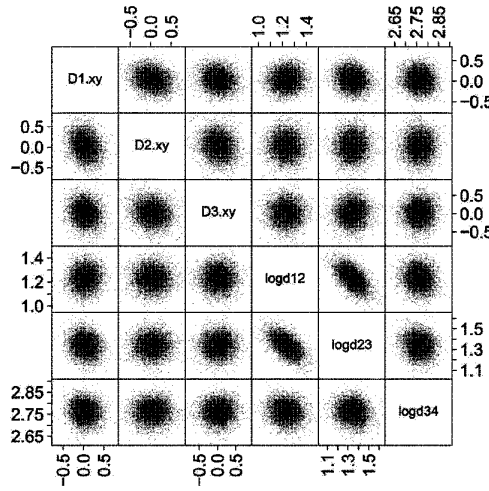
【図 7 c】

Fig. 7c



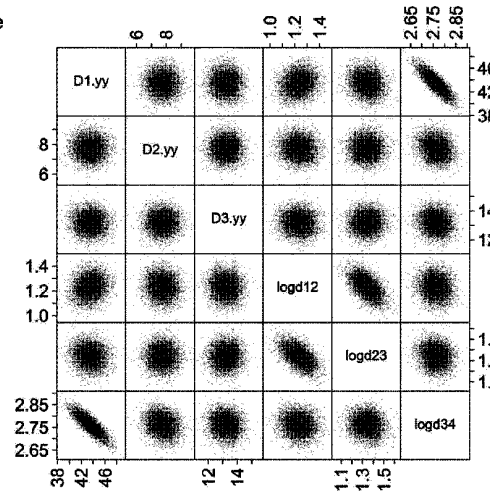
【図 7 d】

Fig. 7d



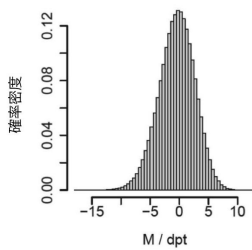
【図 7 e】

Fig. 7e

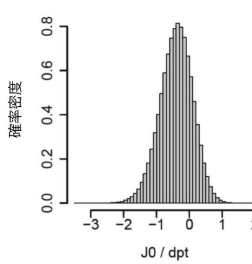


【図 8】

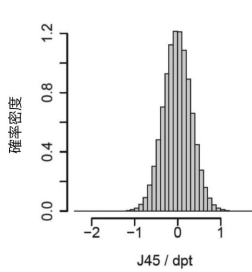
(a)



(b)



(c)



10

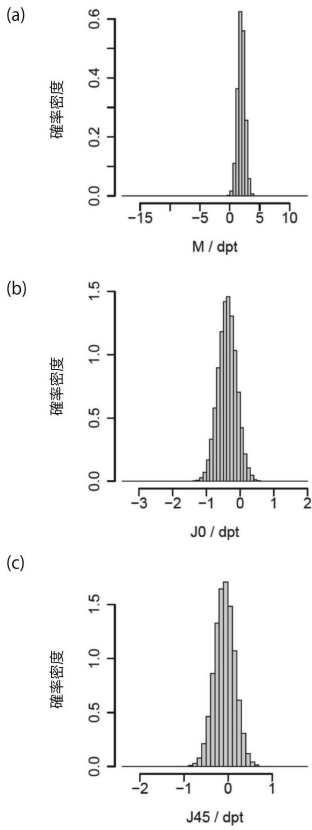
20

30

40

50

【図 9】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

(54)【発明の名称】 の関連する個々のパラメータを特定するための装置、眼用レンズの製造装置およびコンピュータプログラム製品
ブルークガーシュトラッセ、48

(72)発明者 ボルフガング、ベッケン
ドイツ連邦共和国ノイリート、エッターラー、シュトラッセ、23

(72)発明者 アダム、ムシーロク
ドイツ連邦共和国ミュンヘン、フォルステンリーダー、アレー、49

(72)発明者 アン、サイデマン
ドイツ連邦共和国ミュンヘン、メウセルベーク、33

(72)発明者 ヘルムート、アルトハイマー
ドイツ連邦共和国バイスバイル-ラウフドルフ、アン、デル、ハルデ、2

(72)発明者 グレゴール、エッサー
ドイツ連邦共和国ミュンヘン、ゾイリングシュトラッセ、22

審査官 北島 拓馬

(56)参考文献 特表2015-506499 (JP, A)
特開2007-313313 (JP, A)
米国特許出願公開第2009/0009717 (US, A1)
米国特許出願公開第2019/0164647 (US, A1)
国際公開第2018/220737 (WO, A1)
国際公開第2018/138140 (WO, A2)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18
A61B 34/00 - 34/20
A61B 42/00 - 90/98
A61F 2/00
A61F 2/02 - 2/80
A61F 3/00 - 4/00
G02C 1/00 - 13/00