

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7186733号
(P7186733)

(45)発行日 令和4年12月9日(2022.12.9)

(24)登録日 令和4年12月1日(2022.12.1)

(51)国際特許分類	F I		
A 6 1 B 3/103(2006.01)	A 6 1 B	3/103	
A 6 1 F 2/16 (2006.01)	A 6 1 F	2/16	
G 0 2 C 13/00 (2006.01)	G 0 2 C	13/00	
	A 6 1 B	3/103	Z D M

請求項の数 13 (全22頁)

(21)出願番号	特願2019-572556(P2019-572556)	(73)特許権者	518007555
(86)(22)出願日	平成30年6月29日(2018.6.29)		エシロール・アンテルナショナル
(65)公表番号	特表2020-525228(P2020-525228 A)		フランス・94220・シャラントン・ル・ボン・リュ・ドゥ・パリ・147
(43)公表日	令和2年8月27日(2020.8.27)	(74)代理人	100108453
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/067574		弁理士 村山 靖彦
(87)国際公開番号	WO2019/002543	(74)代理人	100110364
(87)国際公開日	平成31年1月3日(2019.1.3)		弁理士 実広 信哉
審査請求日	令和3年6月2日(2021.6.2)	(74)代理人	100133400
(31)優先権主張番号	17179209.6		弁理士 阿部 達彦
(32)優先日	平成29年6月30日(2017.6.30)	(72)発明者	ディディエ・グラン・クレマン
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		フランス・94220・シャラントン・ル・ボン・リュ・ドゥ・パリ・147・エシロール・アンテルナショナル内
		審査官	高 木 尚哉

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 対象の眼の回旋点の位置を特定する方法及び関連する機器

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象の眼(1)の眼球回旋点(2)の位置(d_{ERC})を特定する方法であって、

- 眼(1)の幾何学モデルを提供するステップであって、それにより、前記眼(1)は、前記眼(1)の強膜(30)のための1つの球(C1)及び前記眼(1)の角膜(10)のための1つの実質的に球形の表面(C2)でモデル化され、前記眼(1)の前記眼球回旋点(2)の前記位置(d_{ERC})は、前記強膜(30)の中心(P1)と前記角膜(10)の頂点(13)との間の距離(d_{ERC})であり、且つ少なくとも前記眼(1)の第一の幾何学寸法(D_I)を含む個人的パラメータ(L_E、d_{AC}、D_I、A_{GE}、K)の組に基づいて特定され、各個人的パラメータ(L_E、d_{AC}、D_I、A_{GE}、K)は、前記眼(1)の前記眼球回旋点(2)の前記位置と区別される、ステップと、
- 前記対象の各個人的パラメータ(L_E、d_{AC}、D_I、A_{GE}、K)の値を特定するステップと、
- 前記対象の前記眼(1)の前記眼球回旋点(2)の前記位置(d_{ERC})の第一の近似値を前記個人的パラメータ(L_E、d_{AC}、D_I、A_{GE}、K)の前記値に基づいて前記幾何学モデルに従って特定するステップと、

を含み、

前記個人的パラメータ(L_E、d_{AC}、D_I、A_{GE}、K)の組は、前記眼(1)の少なくとも第二の幾何学寸法(L_E)をさらに含み、前記第一の幾何学寸法(D_I)は、測定され、及び前記第二の幾何学寸法は、集計データまたは光学モデルを使用して査定される、

10

20

方法。

【請求項 2】

前記第二の幾何学寸法を査定する前記ステップは、前記第一の幾何学寸法とは異なる、幾つかのエントリを含む集計データに基づく前記眼 (1) の少なくとも 1 つの特定の残りの幾何学寸法の評価を含み、各エントリは、前記対象の少なくとも 1 つの対応する個人的特徴に関連する前記第二の幾何学寸法の値を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記対応する個人的特徴は、前記対象の年齢 (AGE)、性別及び / 又は民族性を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第二の幾何学寸法 (L_E) を査定する前記ステップは、光学模型を使用する前記眼 (1) の前記第二の幾何学寸法 (L_E) の評価を含み、前記光学模型は、前記第二の幾何学寸法 (L_E) を前記眼 (1) の光学パワー (P_E) 及び前記対象の視力矯正必要量 (K) に基づいて特定することを可能にする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記眼 (1) の前記第一の幾何学寸法 (D_I) は、
 - 前記眼 (1) の虹彩 (18) の外径 (D_I)、及び / 又は
 - 角膜頂点 (13) と、前記眼 (1) の水晶体 (20) 又は前記眼 (1) の瞳孔 (15) 若しくは前記瞳孔 (15) の平面との間の距離 (d_{AC})、
 の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記幾何学模型は、前記眼 (1) の前記強膜 (30) 及び前記角膜 (10) の模型であり、前記強膜 (30) は、第一の半径 (R_1) を有する第一の球 (C_1) によってモデル化され、及び前記角膜 (10) は、第二の半径 (R_2) を有する第二の球 (C_2) によってモデル化され、前記第一の球 (C_1) 及び前記第二の球 (C_2) は、それぞれ第一の中心 (P_1) 及び第二の中心 (P_2) を有し、前記第一の中心 (P_1) 及び前記第二の中心 (P_2) は、前記眼 (1) の光軸 (3) を画定する、請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 7】

- 前記対象の前記眼 (1) の少なくとも 1 つの顔画像 (4) を取得するステップと、
 - 前記少なくとも 1 つの顔画像 (4) を処理して、前記少なくとも 1 つの顔画像 (4) から、前記眼 (1) の前記第一の幾何学寸法として前記眼 (1) の虹彩 (18) の外径 (D_I) を導き出すステップと、
 をさらに含む、請求項 1 ~ 6 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 8】

- 前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の前記第一の近似値を参照値 ($d_{ERC, ref}$) と比較するステップと、
 - 前記比較の結果に基づいて前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の第二の近似値を特定するステップと、
 をさらに含む、請求項 1 ~ 7 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記比較の前記結果が、前記第一の近似値と前記参照値との間の差 (d_{ERC}) が所定の閾値より大きいことを示す場合、前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の前記第二の近似値を特定するステップは、

- 画像撮影機器により、前記対象が 2 つの異なる視線方向を見ている間に前記眼 (1) の少なくとも 2 つの画像を撮影するステップと、
- 各画像上において、前記眼 (1) の瞳孔 (15) の前記画像を識別し、且つ前記瞳孔 (15) の前記画像の形状に関連付けられた前記瞳孔 (15) の前記画像の幾何学的特徴を特定するステップと、
- 前記第二の近似値を、前記少なくとも 2 つの画像の各画像について特定された前記

10

20

30

40

50

瞳孔 (1 5) の前記画像の前記幾何学的特徴に応じて特定するステップと、
を含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 1 0】

前記比較の前記結果が、前記近似値と前記参照値との間の差 (d_{ERC}) が所定の閾値より小さいことを示す場合、前記眼 (1) の前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の前記第二の近似値を特定する前記ステップは、

- 前記第一の近似値を、複数の対象の前記眼球回旋点 (2) の前記位置の値を保存する幾何学データベースに供給するステップと、
 - 前記第二の近似値を前記第一の近似値と等しいものとして推定するステップと、
- を含む、請求項 8 に記載の方法。

10

【請求項 1 1】

対象のための個人化された眼科レンズ (6) を計算する方法であって、

- 請求項 1 ~ 1 0 の何れか一項に記載の方法により、前記対象の眼 (1) の前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の第一の近似値を特定するステップと、
 - 前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の前記第一の近似値を参照値 ($d_{ERC, ref}$) と比較するステップと、
 - 前記比較の結果が、前記第一の近似値と前記参照値との間の差が所定の閾値より小さいことを示す場合、前記個人化された眼科レンズ (6) を前記対象の前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の前記第一の近似値に基づいて計算するステップと、
- を含む方法。

20

【請求項 1 2】

前記所定の閾値は、0.5 ミリメートルに等しい、請求項 9 ~ 1 1 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 1 3】

対象の眼 (1) の眼球回旋点 (2) の位置 (d_{ERC}) を特定する機器であって、

- 前記眼 (1) の少なくとも 1 つの顔画像 (4) を取得するように構成された画像撮影装置と、
 - 前記少なくとも 1 つの顔画像 (4) を処理して、前記眼 (1) の虹彩 (1 8) の外径 (D_I) の測定値を特定するように構成された画像処理手段と、
 - 前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) の第一の近似値を前記眼 (1) の前記虹彩 (1 8) の前記外径 (D_I) の前記測定値及び眼の幾何学模型に応じて特定するように構成された計算手段であって、それにより、前記眼 (1) は、前記眼 (1) の強膜 (3 0) のための 1 つの球 (C_1) 及び前記眼 (1) の角膜 (1 0) のための 1 つの実質的に球形の表面 (C_2) でモデル化され、前記眼 (1) の前記眼球回旋点 (2) の前記位置は、前記強膜 (3 0) の中心 (P_1) と前記角膜 (1 0) の頂点 (1 3) との間の距離 (d_{ERC}) であり、且つ少なくとも前記眼 (1) の前記虹彩 (1 8) の前記外径 (D_I) を含む個人的パラメータ (L_E 、 d_{AC} 、 D_I 、 AGE 、 K) の組に基づいて特定され、各個人的パラメータ (L_E 、 d_{AC} 、 D_I 、 AGE 、 K) は、前記眼 (1) の前記眼球回旋点 (2) の前記位置 (d_{ERC}) と区別される、計算手段と、
- を含む、

30

前記個人的パラメータ (L_E 、 d_{AC} 、 D_I 、 AGE 、 K) の組は、前記眼 (1) の少なくとも第二の幾何学寸法 (L_E) をさらに含み、前記外径 (D_I) は、測定され、及び前記第二の幾何学寸法は、集計データまたは光学モデルを使用して査定される、機器。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、検眼法及び光測定分野に関する。

【0 0 0 2】

より詳細には、本発明は、対象の眼の回旋点の位置を特定する機器及び方法に関する。

【0 0 0 3】

50

本発明は、この方法を使用して眼科レンズを計算する方法にも関する。

【背景技術】

【0004】

特定の対象のために眼科レンズをカスタマイズするため、対象及び/又は自らの眼鏡を装着している対象の幾何学、姿勢及び行動パラメータを特定する必要がある。

【0005】

これらのパラメータの中で、両方の眼の少なくとも一方の回旋点の位置が特定される。

【0006】

対象の各眼の運動は、一般に、眼の回旋点又は「眼球回旋点」と呼ばれ、以下でERCとも呼ぶ特定の点の周囲での回旋の組合せであると考えられる。

10

【0007】

例えば、対象によって選択されたフレームに正しくフィットする矯正用レンズのレイトレーシングによる個人化された光学設計の計算を行うため、この特定の点の位置を特定することが望ましい。

【0008】

現在の慣行では、ERCの位置は、眼の半径の平均値、典型的には約15ミリメートル(mm)の値を仮定することにより、角膜の位置から近似的に推測され得る。このような推測は、例えば、欧州特許第2963482号明細書の文献で行われており、ERCは、眼の角膜頂点の13mm背後にあるとみなされる。

【0009】

残念ながら、眼の半径は、対象ごとに大きく異なり、この概算は、個人化された光学設計計算の適切さにとって非常に不利になる重大な誤差につながる。

20

【0010】

ERCの位置を特定するための画像処理に基づく方法も知られており、この場合、画像撮影装置により、参照用付属品を備えた対象の少なくとも2つの顔画像を、対象がこの画像撮影装置を見ている間に撮影する。

【0011】

これらの画像は、ERCを特定するために処理される。参照用付属品により、対象の頭及び画像撮影機器の相対位置に関する情報が得られる。

【0012】

他の方法は、特許文献1に開示されており、これは、例えば、使用者(モニタのスクリーンを注視している)の頭の位置及び相対的な動きを、本人の顔のデジタル画像から使用者の2つの眼球の中心点の位置を特定することによって特定する方法を記載している。

30

【0013】

特許文献1は、その図6に詳細に示されているように、グルストランドの模型眼に基づく眼の簡素化モデルを一般的な生理学的データで補ったものを用いる。基本的に、特許文献1は、外見上の虹彩円板(楕円形に見える)の中心点を特定し、眼球の中心点が単に光軸上における瞳孔から1つの半径距離にある点であると考えている。

【0014】

しかしながら、このような方法は、実施するのに時間がかかり、眼鏡専門店で迅速に行うのに特に好適ではない。

40

【0015】

さらに、このような方法は、非常に精密であるが、例えばそのERCの位置が正常範囲外にある患者を区別する場合等、それほど高い精度が必要とされていない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【文献】米国特許出願公開第2013/083976号明細書
欧州特許出願公開第16306302.7号明細書

【非特許文献】

50

【0017】

【文献】Lefohn A. et al., "An ocularist's approach to human iris synthesis", IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 23, Issue 6, Nov. - Dec. 2003

Tan, Bo, "Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications" - PhD dissertation, University of Tennessee, 2009 - http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/63

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

したがって、本発明の1つの目的は、対象のERCの位置の近似値を、特に参照用付属品を用いずに迅速に特定する簡便な方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0019】

上記の目的は、本発明によれば、対象の眼の眼球回旋点の位置を特定する方法であって、

- 眼の幾何学モデルを提供するステップであって、それにより、この眼の眼球回旋点の位置は、少なくとも眼の第一の幾何学寸法を含む個人的パラメータの組に基づいて特定され、各個人的パラメータは、眼の眼球回旋点の前記位置と区別される、ステップと、

20

- 対象の各個人的パラメータの値を特定するステップと、
- 対象の眼球回旋点の前記位置の第一の近似値を個人的パラメータの値に基づいて前記幾何学モデルに従って特定するステップと

を含む方法によって達成される。

【0020】

眼の「幾何学モデル」とは、人間の眼を通る光の光軸及びこの眼の動きの両方を集約するように構成されたあらゆる物理的モデルと理解される。

【0021】

人間の眼の物理的構造は、非常に複雑であるため、眼を通過する光の光路に関わる光学面及び物理的媒質のすべてを考慮に入れて眼の完全な幾何学モデルを製作することは、非常に難しい。

30

【0022】

有利には、2つの球を入れ子式にするのみで眼の幾何学の一部をモデル化する単純な幾何学モデルも使用され得る（非特許文献1を参照されたい）。1つの球の第一の部分は、眼の強膜と想定でき、眼球回旋点は、この球の中心に位置付けられる。もう一方の球の第二の部分は、眼の角膜と想定できる。

【0023】

眼の強膜のための1つの球及び眼の角膜のための1つの楕円体で眼の幾何学がモデル化される、他のあり得る幾何学モデルも使用され得る。このモデルでは、眼の回旋位置は、

- その眼の長さ、
- その眼の虹彩の外径、
- 角膜の偏心率、及び
- その眼の前眼房の深さ

40

に応じて特定され得る。

【0024】

角膜の偏心率は、オートケラトレフレクトメータ（「AKR」としても知られる）と呼ばれる装置、例えば米国企業Visionix社製VX120 Multi-Diagnostic Unitを用いた測定により見出され得る。

【0025】

この装置により、角膜の3Dプロファイルを容易に得、角膜を最もよくモデル化する楕

50

円体を見つけることができる。

【 0 0 2 6 】

本発明による方法の他の有利な非限定的特徴は、以下を含む：

- 前記個人的パラメータの組は、眼の少なくとも第二の幾何学寸法をさらに含み、前記第一の幾何学寸法は、測定され、及び前記第二の幾何学寸法は、査定されること、
- 前記第二の幾何学寸法を査定するステップは、幾つかのエントリを含む集計データに基づき眼の少なくとも1つの特定の残りの幾何学寸法の評価を含み、各エントリは、対象の少なくとも1つの対応する個人的特徴に関連する前記第二の幾何学寸法の値を含むこと、
- 前記対応する個人的特徴は、対象の年齢、性別及び/又は民族性を含むこと、
- 前記第二の幾何学寸法を査定するステップは、光学模型を使用する眼の前記第二の幾何学寸法の評価を含み、光学模型は、前記第二の幾何学寸法を前記眼の光学パワー及び前記対象の視力矯正必要量に基づいて特定することを可能にすること、
- 前記眼の前記第一の幾何学寸法は、前記眼の虹彩の外径、前記眼の水晶体の前方及び/又は後形状、及び/又は角膜頂点と、眼の前記水晶体又は前記眼の瞳孔若しくは瞳孔の平面との間の距離の少なくとも1つを含むこと、
- 前記幾何学模型は、眼の強膜及び角膜の模型であり、前記強膜は、第一の半径を有する第一の球によってモデル化され、及び前記角膜は、第二の半径を有する第二の球によってモデル化され、前記第一の球及び前記第二の球は、それぞれ第一の中心及び第二の中心を有し、前記第一の中心及び前記第二の中心は、前記眼の光軸を画定すること、
- 前記方法は、
 - 対象の前記眼の少なくとも1つの顔画像を取得するステップと、
 - 少なくとも1つの顔画像を処理して、前記少なくとも1つの顔画像から、眼の前記第一の幾何学寸法として前記眼の虹彩の外径を導き出すステップと
 をさらに含むこと、
- 前記方法は、
 - 眼球回旋点の位置の前記第一の近似値を参照値と比較するステップと、
 - 前記比較の結果に基づいて眼球回旋点の前記位置の第二の近似値を特定するステップと
 をさらに含むこと、
- 前記方法は、校正ステップをさらに含み、前記少なくとも1つの顔画像は、所定の長さの校正スケールを含み、処理ステップは、前記顔画像内の前記校正スケールの寸法から画像を処理するステップを含むこと、
- 比較の結果が、第一の近似値と参照値との間の差が所定の閾値より大きいことを示す場合、前記眼球回旋点の位置の前記第二の近似値を特定するステップは、
 - 画像撮影機器により、対象が2つの異なる視線方向を見ている間に前記眼の少なくとも2つの画像を撮影するステップと、
 - 各画像上において、眼の瞳孔の画像を識別し、且つ瞳孔のこの画像の形状に関連付けられた瞳孔の画像の幾何学的特徴を特定するステップと、
 - 前記第二の近似値を、前記複数の画像の各画像について特定された瞳孔の画像の前記幾何学的特徴に応じて特定するステップと
 を含むこと、
- 比較の結果が、第一の近似値と参照値との間の差が所定の閾値より小さいことを示す場合、眼の前記眼球回旋点の位置の第二の近似値を特定するステップは、
 - 前記第一の近似値を、複数の対象の前記眼球回旋点の位置の値を保存する幾何学データベースに供給するステップと、
 - 前記第二の近似値を前記第一の近似値と等しいものとして推定するステップと
 を含むこと、及び
- 前記所定の閾値は、0.5ミリメートルに等しく、好ましくは0.1ミリメートルに等しいこと。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

本発明は、対象のための個人化された眼科レンズを計算する方法であって、

- 本発明による特定する方法により、対象の眼の眼球回旋点の位置の第一の近似値を特定するステップと、
 - 眼球回旋点の位置の前記第一の近似値を参照値と比較するステップと、
 - 比較の結果が、第一の近似値と参照値との間の差が所定の閾値より小さいことを示す場合、個人化された眼科レンズを対象の眼球回旋点の位置の第一の近似値に基づいて計算するステップと
- を含む方法にも関する。

【 0 0 2 8 】

本発明は、最後に、対象の眼球回旋点の位置を特定する機器に関する。

【 0 0 2 9 】

本発明によれば、前記機器は、

- 前記校正スケールの少なくとも一部を含む前記眼の少なくとも1つの顔画像を取得するように構成された画像撮影装置と、
 - 前記少なくとも1つの顔画像を処理して、前記眼の虹彩の外径の測定値を特定するように構成された画像処理手段と、
 - 眼球回旋点の前記位置の第一の近似値を前記眼の虹彩の外径の前記値及び眼の幾何学模型に応じて特定するように構成された計算手段であって、それにより、眼の眼球回旋点の位置は、少なくとも眼の虹彩の外径を含む個人的パラメータの組に基づいて特定され、各個人的パラメータは、眼球回旋点の前記位置と区別される、計算手段と
- を含む。

【 0 0 3 0 】

機器は、校正システムをさらに含む。

【 0 0 3 1 】

第一の実施形態において、校正システムは、所定の寸法の校正スケールを含み、画像撮影装置は、前記校正スケールの少なくとも一部を含む眼の少なくとも1つの顔画像を取得するようにさらに構成される。

【 0 0 3 2 】

第二の実施形態において、校正システムは、前記眼の2つの異なる顔画像を取得するように構成される画像撮影装置を含み、画像処理手段は、2つの異なる顔画像に基づいて前記眼の虹彩の外径の測定値を特定するように構成される。

【 0 0 3 3 】

例えば、前記第二の実施形態において、画像撮影装置は、相互から所定の分離距離だけ離間された第一の画像撮影装置及び第二の画像撮影装置を含み、各画像撮影装置は、前記眼の少なくとも1つの顔画像を取得するように構成される。

【 0 0 3 4 】

非限定的な例と解釈すべき添付図面で補われる以下の説明は、本発明を理解し、且つそれが実現され得る方法を分かるようにすることを促進する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 5 】

【 図 1 】 対象の眼の構造の断面図である。

【 図 2 】 本発明に使用される1つの幾何学模型の概略図である。

【 図 3 】 本発明による機器により取得される対象の眼の顔画像である。

【 図 4 】 対象の眼に使用される光学模型の近軸表現である。

【 図 5 】 年齢60歳の対象の虹彩の外径に応じた眼の長さの変化を示す曲線である。

【 図 6 】 対象の年齢と対象にとっての視力矯正必要量に応じた眼球回旋点の位置の変化を示す3Dプロットである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

図 1 に、人間の眼 1 (図 1 では図示されていない対象の両方の眼の一方) の簡略化した生理学的構造の断面図を示す。この構造は、基本的に、かなり正確な近似による光軸 3 の周囲の回転形状であり、前記光軸 3 は、眼 1 の眼球回旋点 2 (以下では E R C という) を通過する。

【 0 0 3 7 】

眼 1 は、主として、角膜 1 0、可変的光学パワーを有する眼内水晶体 2 0 (以下では水晶体 2 0 という) 及び強膜 3 0 を含む。

【 0 0 3 8 】

角膜 1 0 は、2 つの面 1 1、1 2、すなわち前 (前方) 面 1 1 及び後 (後方) 面 1 2 により形成される。幾何学的に、これらの面は、現実的には非常に複雑であり、例えば非球面であるが、実際に且つ本出願の枠内では、前面 1 1 及び後面 1 2 は、回転軸として前記光軸 3 を有する実質的な球面であり (2 つの球のそれぞれの中心は、この光軸上にある)、前記光軸 3 は、前記面 1 1、1 2 と点 1 3、1 9 で交差する (図 1 を参照されたい)。以下において、交差点 1 3 を角膜 1 0 の「頂点」と呼ぶ。光学的に、角膜 1 0 の前面及び後面 1 1、1 2 は、図 1 について選択された幾何学取り決めではプラスの値である半径 $R_{c,1}$ 及び $R_{c,2}$ を有する 2 つの光学的球面 (凹面) デイオプトリを形成する (光の伝搬方向を示す本図の上方の矢印を参照されたい)。

【 0 0 3 9 】

角膜 1 0 の直接背後に眼 1 の前眼房 1 4 があり、これは、屈折率 n_{AH} が約 1.33 である光学的に透明な媒質である液体、「眼房水」を含む。したがって、この前眼房 1 4 は、後面 1 2 から水晶体 2 0 の前面 2 1 まで伸び、前記前面 2 1 は、眼 1 の虹彩 1 8 に押し付けられ (図 1 では、明瞭にするためにこれが当てはまらない)、それにより、水晶体 2 0 の前面 2 1 は、眼 1 の瞳孔 1 5 とほぼ同一平面上にある。「前眼房の深さ」 (以下では「A C D」という) は、角膜 1 0 の後方頂点 1 9 から水晶体 2 0 の前方頂点 2 4 までの距離 d_{AC} である。この距離 d_{AC} は、一般に、3 ~ 4 mm であり、対象の年齢と共に減少する (以下を参照されたい)。眼 1 の虹彩 1 8 は、眼 1 の「角膜縁」としても知られる 2 つの遷移領域 1 6、1 7 において角膜 1 0 及び強膜 3 0 に付着している。

【 0 0 4 0 】

角膜 1 0 と同様に、水晶体 2 0 は、光軸 3 の周囲の回転の 2 つの面 2 1、2 2、すなわち水晶体 2 0 の前面 2 1 及び後面 2 2 により形成される。これらの水晶体面 2 1、2 2 は、典型的には、非球面の非常に複雑な形状であるだけでなく、眼 1 の調節に伴って形状を変化させる (前面及び後面 2 1、2 2 の前部及び / 又は形状を変化させることにより眼 1 の光学パワーを増大させる)。簡略化のために、以下の説明では、眼 1 は、ここで、安静状態にあり、すなわち調節を行っておらず、最低の光学パワーを有すると考える。この構成では、水晶体 2 0 の前方頂点 2 4 と後方頂点 2 5 との間の水晶体 2 0 の基本厚さ t_L は、3 ~ 5 mm である (水晶体 2 0 の厚さ t_L も調節に応じて変化する)。任意選択により、水晶体 2 0 の前面及び後面 2 1、2 2 は、水晶体 2 0 の基本厚さ t_L だけ分離される半径 $R_{L,1}$ (凹形、プラス) 及び $R_{L,2}$ (凹形、マイナス) の 2 つの光学的球面デイオプトリを形成する。

【 0 0 4 1 】

眼 1 の残りの部分は、眼 1 の円周の約 5 / 6 を占める強膜 3 0 により、且つ眼 1 に含まれ、水晶体 2 0 の後面 2 2 と、強膜 3 0 の内面の一部を覆う網膜 3 1 との間の空間を満たす基本的に透明な水溶性液体である硝子体 3 2 により形成される。眼 1 の光軸 3 は、網膜 3 1 と、網膜 3 1 のうち、視力が最も高く (敏感な光受容体の密度が最も高く)、対象が見ている物体又は人物の画像が光学的に形成される領域である、中心窩としても知られる中心窩無血管域 3 3 において交差する。

【 0 0 4 2 】

光軸 3 上に E R C 2 があり、これは、角膜 1 0 の頂点 1 3 及び強膜 3 0 の中心窩 3 3 と整列する。頂点 1 3 から中心窩 3 3 までの距離 L_E (図 2 を参照されたい) は、眼 1 の「長さ」と呼ばれ、典型的に 2 0 ~ 3 0 mm、より多くの場合に 2 2 mm ~ 2 7 mm であ

10

20

30

40

50

る。ERC 2の位置は、例えば、角膜10の頂点13とERC 2との間の距離 d_{ERC} (図1を参照されたい)の生データにより特定され得る。

【0043】

人間の眼1の上述の構造は、非常に複雑であることが分かる。ERC 2の位置を直接特定することは難しいことがあり得、それは、ERC 2が眼1の内部にあるからだけでなく、その実際の位置が他の多くのパラメータに依存し、その多くが前眼房の深さ d_{AC} 、水晶体の厚さ t_L 、眼の長さ L_E のように直接測定することが難しいからである。直接測定とは、例えば、単純な目盛付きルーラによる単純な幾何学的測定を意味する。

【0044】

したがって、本発明の1つの目的は、対象の眼1の少なくとも1つの幾何学寸法を直接測定することにより、ERC 2の位置を間接的に特定できるようにすることである。

【0045】

より詳細には、本発明によれば、対象の眼1のERC 2の位置を特定する方法が提案され、前記方法は、

- 眼の幾何学モデルを提供するステップであって、それにより、眼球回旋点の位置は、少なくとも眼の第一の幾何学寸法を含む個人的パラメータの組に基づいて特定され、各個人的パラメータは、眼の眼球回旋点の前記位置と区別される、ステップと、
- 対象の各個人的パラメータの値を特定するステップと、
- 対象の眼球回旋点の前記位置の第一の近似値を個人的パラメータの値に基づいて前記幾何学モデルに従って特定するステップと

を含む。

【0046】

ここに提示する本発明の好ましい実施形態において、個人的パラメータの組は、眼1の幾何学寸法のみを含む。

【0047】

図2に、図1の眼1のあり得る幾何学モデルを示す。この幾何学モデルは、強膜30及び角膜10がそれぞれ第一及び第二の球の一部であるとの仮定に基づいて構築されている。

【0048】

より詳細には、この幾何学モデルは、眼1の強膜30及び角膜10のモデルであり、前記強膜30は、第一の半径 R_1 を有する第一の球(図2に描かれている第一の円 C_1 を参照されたい)によってモデル化され(図2を参照されたい)、及び前記角膜10は、第一の半径 R_1 より小さい第二の半径 R_2 を有する($R_2 < R_1$)第二の球(図2に描かれている第二の円 C_2 を参照されたい)によってモデル化され、前記第一の球及び前記第二の球は、それぞれ第一の中心 P_1 及び第二の中心 P_2 を有し、前記第一の中心 P_1 及び前記第二の中心 P_2 は、眼1の光軸3を画定する直線A上に整列している。

【0049】

図2に明瞭に示されているように、2つの中心 P_1 及び P_2 間の距離 P_1P_2 は、 $P_1P_2 < (R_1^2 - R_2^2)^{1/2}$ であるようなものである。また、図2では、これら2つの球が2つの円 C_1 、 C_2 により表され、実線(---)で描かれているそれらの部分は、それぞれ角膜10及び強膜30に対応することにも留意されたい。図2では、円 C_1 、 C_2 のうち、破線(---)で描かれている部分は、物理的な実体を有さず、ここでは理解するためにのみ提示されている。

【0050】

この単純な幾何学モデルにおいて、ERC 2は、第一の円 C_1 の中心 P_1 に位置付けられている。この幾何学モデルでは、図1内の眼1の角膜縁16、17は、第一の円 C_1 と第二の円 C_2 との交差点 P_6 、 P_7 に対応すると考えられている。交差点 P_6 、 P_7 を結ぶ線分 $[P_6P_7]$ は、眼1の瞳孔15及び虹彩18と同じ平面内にあり、すなわち、それは、点 P_5 において直線A(すなわち光軸3)と垂直に交わると考え得る。

【0051】

この単純な幾何学モデルでは、3つの自由度のみあることが容易に理解できる：

10

20

30

40

50

i) 第一の円 C_1 (強膜 30 及び中心窩 33 をモデル化) の第一の半径 R_1 ($R_1 = P_1 P_4$)、

ii) 第二の円 C_2 (角膜 10 及び頂点 13 をモデル化) の第二の半径 R_2 ($R_2 = P_2 P_3$)、及び

iii) 第二の円 C_2 の中心 P_2 (物理的意味を有さない) と、眼 1 の ERC_2 に対応する第一の円 C_1 の中心 P_1 との間の距離 $d_{21} = P_2 P_1$ 。

【0052】

しかしながら、これらの3つの幾何学寸法 R_1 、 R_2 、 d_{21} は、対象で直接的に簡単に測定することができない。したがって、図1の眼1の幾何学模型を以下の3つの幾何学寸法(図2を参照されたい)：

i') 点 P_3 (すなわち頂点 13) と点 P_4 (すなわち中心窩 33) との間の距離(この距離は、眼1の幾何学寸法又は眼の長さ L_E である)、

ii') 点 P_3 と点 P_5 (水晶体 20 の前方頂点 24 と考え得る) との間の距離(この距離は、前眼房 14 の幾何学寸法、すなわち前眼房の深さ d_{AC} である)、及び

iii') 点 P_6 (上側角膜縁) と点 P_7 (下側角膜縁) との間の距離(この距離は、対象の眼1の虹彩 18 の幾何学寸法、より詳細にはその外径 D_I である)

に基づいて再構築することが好ましい。

【0053】

図2で三角法を行うと、3つの幾何学寸法 L_E 、 d_{AC} 、 D_I と、 ERC_2 の位置(幾何学的に第一の円 C_1 の中心 P_1 にある)、例えば角膜 10 の頂点 13 から ERC_2 までの距離 d_{ERC} との間の以下の関係(式(1))という)を示すことができる。

【0054】

【数1】

$$(1) \quad d_{ERC} = \frac{L_E^2 - d_{AC}^2 - \frac{D_I^2}{4}}{2(L_E - d_{AC})}$$

【0055】

したがって、 ERC_2 の位置を特定する問題は、再構築された幾何学模型の3つの幾何学寸法 L_E 、 d_{AC} 、 D_I を特定する問題と均等である。

【0056】

選択された幾何学寸法 L_E 、 d_{AC} 、 D_I の中で、虹彩 18 の外径 D_I は、容易に幾何学的に測定され得る。そのため、虹彩 18 の外径 D_I を、幾何学模型に含めることになる対象の眼1の第一の幾何学寸法として選択し得る。

【0057】

好ましい実施形態において、虹彩 18 の外径 D_I の第一の値を測定するステップは、

- 対象の前記眼1の顔画像4(図3を参照されたい)を取得し、前記顔画像4は、所定の長さの校正スケール5(図3の場合には1mmであり、顔画像4の実際の長さに関わらず、スケール5の実際の長さが1mmであることを意味する)を含む、画像取得の第一のサブステップと、

- 顔画像4(これは、一般に、デジタル画像である)を処理して、前記顔画像4及び顔画像4内の前記校正スケール5の寸法(すなわちその実際の長さ)から虹彩18の外径 D_I を導き出す画像処理の第二のサブステップと

を含む。

【0058】

この方法を実行するために、本発明は、対象の眼1の眼球回旋点2の位置 d_{ERC} を特定する機器も提供し、この機器は、

- 図3に描かれているような所定の長さの校正スケールと、

10

20

30

40

50

- 前記校正スケールの少なくとも一部を含む眼の少なくとも1つの顔画像を取得するように構成される、例えばデジタルカメラ等の画像撮影装置と、

- 顔画像を処理して、前記眼の虹彩の外径の測定値を特定するように構成された画像処理手段と、

- 眼球回旋点の前記位置の近似値を虹彩18の外径 D_I の前記値に応じて特定するように構成された計算手段であって、前述の眼球回旋点の前記位置を特定する方法を実行する計算手段と

を含む。

【0059】

この機器は、明らかに校正スケールに限定されず、計算手段が眼球回旋点の位置の近似値を眼の顔画像に基づいて特定できるように構成される他の何れの校正システムも想像できる。

10

【0060】

そのため、計算手段は、例えば、前述のもの(2球面模型)のような対象の眼の幾何学模型を含む。

【0061】

画像処理手段及び計算手段は、画像撮影装置から顔画像を受け取るコンピュータであり得る。

【0062】

他の実施形態において、対象の眼の眼球回旋点の位置を特定する機器は、

20

- 相互に所定の分離距離だけ離間された第一の画像撮影装置及び第二の画像撮影装置であって、各々が前記眼の少なくとも1つの顔画像を取得するように構成された第一の画像撮影装置及び第二の画像撮影装置と、

- 2つの画像撮影装置により取得された2つの顔画像を処理して、前記眼の虹彩の外径の測定値を特定するように構成された画像処理手段と、

- 眼球回旋点の前記位置の近似値を前記眼の虹彩の外径の前記値に応じて特定するように構成された計算手段と

を含む。

【0063】

このような機器は、本出願人の名義の国際公開第2015/101737号パンフレットの文献に記載されている。

30

【0064】

方法の変形型において、虹彩18の外径 D_I の第一の値を測定するステップは、

a) 対象の両眼間の実際の瞳孔間距離を特定するステップ(これは、眼鏡士の店舗で容易に行うことができる)、

b) 対象の顔全体の顔画像を取得するステップであって、前記画像は、対象の両眼の画像を含む、ステップと、

c) 顔全体の顔画像内の眼の2つの画像間の瞳孔間距離の実際の寸法を評価するステップと、

d) 瞳孔間距離から眼の外径 D_I の値を導き出すステップと

40

を含む得る。

【0065】

したがって、本発明による方法において、眼の長さ L_E 及び前眼房の深さ d_{AC} (図2の点 P_3 と P_5 との間の距離)である幾何学模型の残りの幾何学寸法の残りの値を査定する。

【0066】

ここに記載の本発明の好ましい実施形態において、前眼房の深さ d_{AC} を、多数の対象から集められた集計データに基づいて評価する。前眼房の深さは、オートケラトレフレクトメータ(「AKR」としても知られる)と呼ばれる装置、例えば米国企業Visionix社製VX120 Multi-Diagnostic Unitを用いて測定できる。

【0067】

50

有利には、対象の年齢、性別及び／又は民族性に基づいて前眼房の深さの測定値を分類し得、それによって前眼房の深さ d_{AC} の値を査定するための数学的ルールを対象のこれらの個人的パラメータに応じて内挿及び／又は外挿できる。

【0068】

この段階において、

1) 対象の眼1の虹彩18の外径 D_I の測定された第一の値と、

2) 対象の個人的パラメータに依存する集計データに基づく前眼房の深さ d_{AC} の査定値と
が得られる。

【0069】

前述の式1により、次に眼の長さ L_E の値を査定して、対象の眼1の ERC_2 の位置（ここでは距離 d_{ERC} 、図2を参照されたい）を特定する。

【0070】

前眼房の深さ d_{AC} のように、眼の長さ L_E を他の集計データに基づいて、最終的に対象の個人的データに依存して推定できる。

【0071】

さらに、ここに記載の好ましい実施形態において、前記眼1の他覚的光学パワー P_E 及び前記対象にとっての視力矯正の自覚的必要量 K （光学パワー P_E 及び視力矯正必要量 K の両方は、ディオプトリで表現される）を特定することを可能にする光学模型を用いて眼の長さ L_E を評価する。

【0072】

再び、前記眼1の光学パワー P_E は、直接測定されても（例えば、同じ装置 $V \times 110$ を使用）又は集計データを用いて、最終的に対象の個人的パラメータに依存して直接評価され得る。

【0073】

ここで、眼1の完全な光学模型を使用することが好ましく、この場合、角膜10の頂点13と強膜30の中心窩33との間の幾何学距離である眼の長さ L_E を眼1の幾何学及び光学パラメータに応じて近軸近似で計算できる。

【0074】

図4に、対象の眼1の近軸近似における概略的な光学的図面を示しており、ここで、矯正用光学レンズ6は、対象にとっての視力矯正必要量 K に対応する。

【0075】

この図4における各種の参照符号は、以下のとおりである：

- n_0 : 周囲空気の屈折率、
- n_K : 矯正用眼科レンズ6の屈折率、
- $S_{K,1}$ 及び $R_{K,1}$: 眼科レンズ6の第一のディオプトリ（空気／レンズ）の頂点及び曲率半径、
- $S_{K,2}$ 及び $R_{K,2}$: 眼科レンズ6の第二のディオプトリ（レンズ／空気）の頂点及び曲率半径、
- d_{VO} : 眼科レンズ6と眼1との間の距離、
- e_C, n_C : 角膜10の厚さ及び屈折率、
- $S_{C,1}$ 及び $R_{C,1}$: 角膜10の第一のディオプトリ（空気／角膜）の頂点及び曲率半径、
- $S_{C,2}$ 及び $R_{C,2}$: 角膜10の第二のディオプトリ（角膜／空気）の頂点及び曲率半径、
- n_{AH} : 眼房水の屈折率、
- d_{AC} : 前眼房の深さ、
- e_L, n_L : 眼内水晶体20の厚さ及び屈折率、
- $S_{L,1}$ 及び $R_{L,1}$: 角膜10の第一のディオプトリ（眼房水／水晶体）の頂点及び曲率半径、

10

20

30

40

50

- $S_{L,2}$ 及び $R_{L,2}$: 角膜 10 の第二のディオプトリ (水晶体 / 硝子体液) の頂点及び曲率半径、

- n_{VH} : 硝子体液の屈折率、

- F'_{SYS} : 眼科レンズにより形成される光学系全体の画像焦点距離。

この屈折率矯正を用い、安静時、眼 1 は、 F'_{SYS} が網膜面 7 上 (近軸近似) 、より詳細には中心窩 33 に位置付けられる状態である。

【 0 0 7 6 】

図 4 から、眼の長さ L_E は、角膜 10 の頂点 $S_{C,1}$ (図 1 の頂点 13) から画像焦点距離 F'_{SYS} (図 1 の中心窩 33) までの距離であることが明らかである。

【 0 0 7 7 】

【 数 2 】

$$L_E = \overline{S_{C,1}F'_{SYS}} = \overline{S_{C,1}F'_{SYS}} > 0$$

【 0 0 7 8 】

その 2 つの頂点 $S_{C,1}$ 及び $S_{C,2}$ を有する角膜 10 は、光学的近軸近似において、よく知られたグルストランドの公式：

【 0 0 7 9 】

【 数 3 】

$$(2) \quad P_C = P_{C,1} + P_{C,2} - \frac{e_C}{n_C} \times P_{C,1} \times P_{C,2}$$

$$(3) \quad P_{C,1} = \frac{n_C - n_0}{R_{C,1}}$$

$$(4) \quad P_{C,2} = \frac{n_{AH} - n_C}{R_{C,2}}$$

【 0 0 8 0 】

により与えられる光学パワー P_C と、

【 0 0 8 1 】

【 数 4 】

$$(5) \quad \overline{S_{C,1}H_C} = n_0 \times \frac{e_C}{n_C} \times \frac{P_{C,2}}{P_C}$$

$$(6) \quad \overline{S_{C,1}H'_C} = e_C \times \left[1 - \frac{n_{AH}}{n_C} \times \frac{P_{C,1}}{P_C} \right]$$

【 0 0 8 2 】

により与えられる主点 H_C (物体) 及び H'_C (画像) とを有する中央の系によりモデル化され得る。

【 0 0 8 3 】

同様に、その 2 つの頂点 $S_{L,1}$ 及び $S_{L,2}$ を有する水晶体 20 は、近軸近似において、グルストランドの公式：

【 0 0 8 4 】

【 数 5 】

10

20

30

40

50

$$(7) P_L = P_{L,1} + P_{L,2} - \frac{e_L}{n_L} \times P_{L,1} \times P_{L,2}$$

$$(8) P_{L,1} = \frac{n_L - n_{AH}}{R_{L,1}}$$

$$(9) P_{L,2} = \frac{n_{vH} - n_L}{R_{L,2}}$$

10

により与えられる光学パワー P_L を有し、主点 H_L (物体) 及び H'_L (画像) は、
【0085】

【数6】

$$(10) \overline{S_{C,1}H_L} = d_{AC} + n_{AH} \times \frac{e_L}{n_L} \times \frac{P_{L,2}}{P_L}$$

$$(11) \overline{S_{C,1}H'_L} = d_{AC} + e_L \times \left[1 - \frac{n_{vH}}{n_L} \times \frac{P_{L,1}}{P_L} \right]$$

20

であるようなものである中央の系によりモデル化され得る。

【0086】

式(6)及び(10)を使用して、

【0087】

【数7】

$$(12) \overline{H'_cH_L} = d_{CL} = \overline{H'_cS_{C,1}} + \overline{S_{C,1}H_L} = d_{AC} - e_C + n_{AH} \times \left[\frac{e_C}{n_C} \times \frac{P_{C,1}}{P_C} + \frac{e_L}{n_L} \times \frac{P_{L,2}}{P_L} \right]$$

30

【0088】

と、次式：

【0089】

【数8】

$$(13) P_E = P_C + P_L - \frac{d_{CL}}{n_{AH}} \times P_C \times P_L$$

40

【0090】

による眼1の他覚的 optical power P_E とを得る。

【0091】

再び、グルストランド公式を使用し、眼1(角膜10と水晶体20との組合せにより構成される)の主点 H_E (物体) 及び H'_E (画像) を、

【0092】

【数9】

50

$$(14) \quad \overline{H_C H'_E} = n_o \times \frac{d_{CL}}{n_{AH}} \times \frac{P_L}{P_E}$$

$$(15) \quad \overline{H'_L H'_E} = -n_{vH} \times \frac{d_{CL}}{n_{AH}} \times \frac{P_C}{P_E}$$

【 0 0 9 3 】

として導き出す。

10

【 0 0 9 4 】

したがって、

【 0 0 9 5 】

【数 1 0】

$$(16) \quad \overline{S_{C,1} H_E} = \overline{S_{C,1} H_C} + \overline{H_C H_E}$$

$$(17) \quad \overline{S_{C,1} H'_E} = \overline{S_{C,1} H'_L} + \overline{H'_L H'_E}$$

20

【 0 0 9 6 】

となる。

【 0 0 9 7 】

定義上、眼の物体焦点距離 f_E 及び画像焦点距離 f'_E は、

【 0 0 9 8 】

【数 1 1】

$$(18) \quad \overline{H_E F_E} = f_E = \frac{-n_o}{P_E}$$

$$(19) \quad \overline{H'_E F'_E} = f'_E = \frac{n_{vH}}{P_E}$$

30

【 0 0 9 9 】

により与えられ、それにより、

【 0 1 0 0 】

【数 1 2】

$$(20) \quad \overline{S_{C,1} F_E} = \overline{S_{C,1} H_E} + f_E$$

$$(21) \quad \overline{S_{C,1} F'_E} = \overline{S_{C,1} H'_E} + f'_E$$

40

【 0 1 0 1 】

となる。

【 0 1 0 2 】

ここで、

- 対象が最終的に装用する光学パワー P_K ($P_K = K$) の矯正用眼科レンズ 6 (対象が何れの視力矯正も必要としない場合には $P_K = 0$) と、

- 対象の眼 1 と

50

により形成される光学系全体を考え、この系の全体の光学パワー P_{SYS} を、

【 0 1 0 3 】

【数 1 3】

$$(22) \quad P_{SYS} = P_K + P_E - \frac{d_{KE}}{n_0} \times P_K \times P_E$$

$$(23) \quad d_{KE} = \overline{H'_K H'_E} = \overline{H'_K S_{C,1}} + \overline{S_{C,1} H'_E}$$

10

として計算する。

【 0 1 0 4 】

さらに、再びグルストランドの公式を使用して、

【 0 1 0 5 】

【数 1 4】

$$(24) \quad \overline{H'_E H'_{SYS}} = -n_{VH} \times \frac{d_{KE}}{n_0} \times \frac{P_K}{P_{SYS}}$$

$$(25) \quad \overline{H'_{SYS} F'_{SYS}} = f'_{SYS} = \frac{n_{VH}}{P_{SYS}}$$

20

【 0 1 0 6 】

を得る。

【 0 1 0 7 】

また、最後に、図 4 の光学パラメータのすべてに基づいて対象の眼の長さ L_E を与える最後の式：

【 0 1 0 8 】

【数 1 5】

$$(26) \quad \overline{S_{C,1} F'_{SYS}} = L_E = \overline{S_{C,1} H'_E} + \overline{H'_E H'_{SYS}} + f'_{SYS}$$

30

【 0 1 0 9 】

を得る。

【 0 1 1 0 】

これらの計算から、以下のように述べる事ができる：

A) 眼の長さ L_E は、

- 周囲空気の屈折率 $n_0 = 1.00$ 、

- 眼 1 のすべての幾何学又は光学パラメータ： e_C 、 n_C 、 $R_{C,1}$ 、 $R_{C,2}$ 、 n_{AH}

、 e_L 、 n_L 、 $R_{L,1}$ 、 $R_{L,2}$ 、 n_{VH} 、

- 前眼房深さ d_{AC} 、

- 均等なレンズ - 眼距離

40

【 0 1 1 1 】

【数 1 6】

$$\overline{H'_K S_{C,1}} > 0$$

50

【 0 1 1 2 】

(レンズの幾何学又は光学特性、すなわち e_K 、 n_K 、 $R_{K,1}$ 、 $R_{K,2}$ 及び実際のレンズ - 眼距離 d_{VO} に依存)、及び

- 対象の視力矯正必要量 K ($P_K = K$)

に依存する (図 4 を参照されたい)。

B) 上記の変数 n_0 、 e_C 、 n_C 、 $R_{C,1}$ 、 $R_{C,2}$ 、 n_{AH} 、 e_L 、 n_L 、 $R_{L,1}$ 、 $R_{L,2}$ 、 n_{VH} 、 d_{AC} は、測定されるか、又は最終的に年齢、性別及び / 若しくは民族性等の対象の個人的データに依存し得る集計データを用いて推定されるかのいずれかであり得る。

C) 対象が何れの視力矯正も必要としない場合、すなわち $K = 0$ である場合、 $P_K = 0$ 、及び

10

【 0 1 1 3 】

【 数 1 7 】

$$F'_{SYS} = F'_E \quad (P_{SYS} = P_E)$$

【 0 1 1 4 】

であり、したがって、

20

【 0 1 1 5 】

【 数 1 8 】

$$L_E = \overline{S_{C,1} H'_E} + f'_E$$

【 0 1 1 6 】

である。

【 0 1 1 7 】

30

図 5 は、対象の眼 1 の虹彩 1 8 の外径 D_I に応じた眼の長さ L_E の計算結果の例を示す。この結果は、非特許文献 2 からの上述の変数について集計されたデータを用いて得られた。

【 0 1 1 8 】

集計は、対象の AGE 及び対象の視力矯正必要量 K の両方に応じて行われた。図 5 の計算に用いられた各種の変数の表現を以下に示す。

- ・ $n_C = 1.3771$
- ・ $e_C = 0.55$
- ・ $R_{C,1} = 7.75 + 0.016 * K$
- ・ $R_{C,2} = 6.5 + 0.013 * K$
- ・ $n_{AH} = 1.3374$
- ・ $d_{AC} = 3.909 - 0.0105 * AGE$
- ・ $n_L = 1.42$
- ・ $e_L = 3.46 + 0.013 * AGE$
- ・ $R_{L,1} = 12.283 - 0.0438 * AGE$
- ・ $R_{L,2} = -6.0$
- ・ $n_{VH} = 1.336$

40

【 0 1 1 9 】

図 5 に関して、

【 0 1 2 0 】

50

【数 1 9】

$$\overline{H'_K S_{C,1}} = 13.75 \text{ mm}$$

【0 1 2 1】

を前提とし、これは、標準的なオートリフラクトメータで使用される一般的な値である。次に、年齢 60 歳の対象 (AGE = 60) の眼の長さ L_E の曲線 8 を描いた。

【0 1 2 2】

この図では、眼の長さ L_E は、約 20 mm ~ 28 mm であることが分かる。

【0 1 2 3】

さらに、曲線 8 は、準直線であることが分かり、これは、眼の長さ L_E が視力矯正必要量 K と共に線形に変化することを示す。

【0 1 2 4】

最後に、この図 5 から、一方では、近視眼 (マイナスの矯正パワー、すなわち発散眼科レンズを必要とする) は、「正視」眼 (矯正パワーを必要としない、 $K = 0$) より長く、他方では、遠視眼 (プラスの矯正パワー、すなわち収束眼科レンズを必要とする) は、「正視」眼より短いという事実が明らかとなる。

【0 1 2 5】

図 6 は、年齢及び視力矯正必要量 K (ディオプトリ単位) に応じて対象の眼 1 の ERC 2 の位置 d_{ERC} の 3D プロットを示す。

【0 1 2 6】

この図では、マイナスの矯正 ($K < 0$ 、発散眼科レンズ) を必要とする近視眼は、そのような必要量のない ($K = 0$) 「正視」眼より長いことが再発見される。同じことは、短すぎる遠視眼 (必要量 $K > 0$ 、収束眼科レンズ) についても当てはまる。年齢 40 歳について、

- 眼 1 の ERC 2 の位置 d_{ERC} は、「正視」眼 ($K = 0$) の場合、約 13.5 mm であること、及び

- 2 つの極端な場合 ($K = -6$ 及び $K = +6$) の位置 d_{ERC} の差は、2 mm もの大きさであること (眼の長さ約 25 mm の場合) が分かる。

【0 1 2 7】

好ましくは、上述の様々なステップを実行して ERC 2 の位置 d_{ERC} の第一の近似値を特定した後、前記第一の近似値を、例えば年齢、視力矯正量、性別及び / 又は民族性等に応じた位置 d_{ERC} の膨大な量の測定値を保存する幾何学データベース中に見出される参照値 $d_{ERC, ref}$ と比較し、且つ前記比較の結果に基づいて、眼の回旋点の前記位置の第二の近似値を特定する。

【0 1 2 8】

実際には、比較の結果が、近似値 d_{ERC} と参照値 $d_{ERC, ref}$ との間の差 $d_{ERC} = |d_{ERC} - d_{ERC, ref}|$ が 0.5 ミリメートルに等しく、好ましくは 0.1 mm に等しい所定の閾値より小さいことを示す場合、前記眼の位置の第二の近似値を特定するステップは、

- 前記第一の近似値 d_{ERC} を、複数の対象の前記眼球回旋点の位置の値を保存する幾何学データベースに供給するステップと、

- 第一の近似値 d_{ERC} と等しい前記第二の近似値を推定するステップとを含む。

【0 1 2 9】

それに対して、比較の結果が、近似値 d_{ERC} と参照値 $d_{ERC, ref}$ との間の差が所定の閾値より大きいことを示す場合、前記眼球回旋点の位置の第二の近似値を特定するス

10

20

30

40

50

テップは、

- 画像撮影機器により、個人が2つの異なる視線方向を見ている間に前記眼の少なくとも2つの画像を撮影するステップと、
 - 各画像上において、眼の瞳孔の画像を識別し、且つ瞳孔のこの画像の形状に関連付けられた瞳孔の画像の幾何学的特徴を特定するステップと、
 - 前記複数の画像の各画像について特定された瞳孔の画像の前記幾何学的特徴に応じて前記第二の近似値を特定するステップと
- を含む。

【 0 1 3 0 】

前記眼球回旋点の位置の第二の近似値を特定するこのステップの説明は、本出願人の名義の公開前の特許文献2に見られる。

10

20

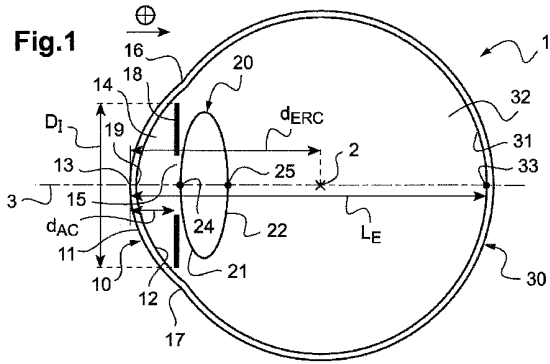
30

40

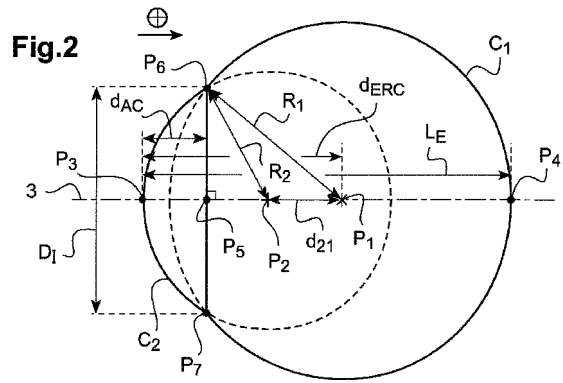
50

【図面】

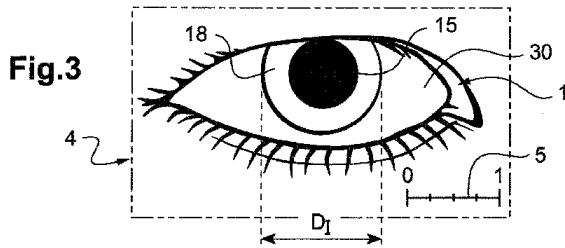
【図 1】



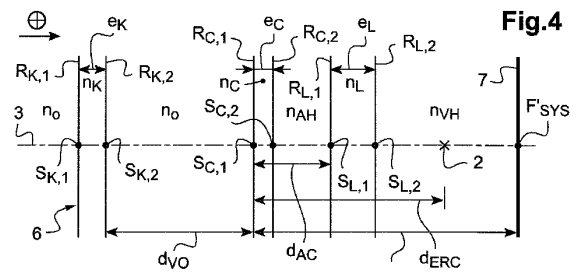
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

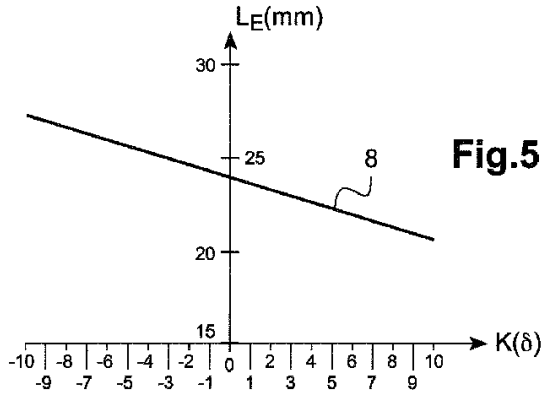
20

30

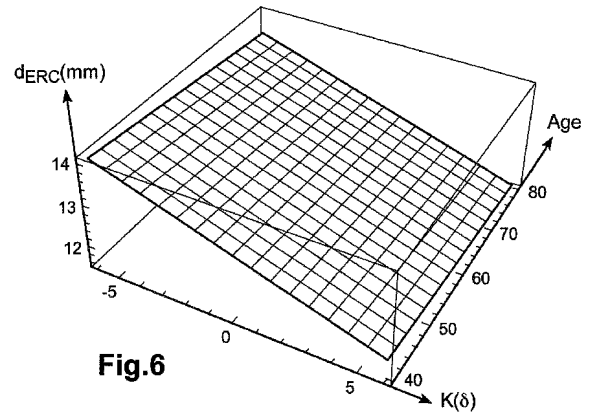
40

50

【 図 5 】



【 図 6 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2012-518501(JP,A)
国際公開第2014/133166(WO,A1)
特開2017-042602(JP,A)
特開平08-266465(JP,A)
米国特許出願公開第2013/0083976(US,A1)
特開2016-106962(JP,A)
特開2017-111746(JP,A)
特開2001-145613(JP,A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18
A61F 2/16
G02C 13/00