

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-88823
(P2019-88823A)

(43) 公開日 令和1年6月13日(2019.6.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	R 4 C 3 1 6
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14	M

審査請求 有 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2019-5172 (P2019-5172)	(71) 出願人	509012991 オプトス ピーエルシー
(22) 出願日	平成31年1月16日 (2019.1.16)		イギリス国 ファイフ ダンファームライ ン クイーンズフェリー ロード カーネ ギー ビジネス キャンパス クイーンズ フェリー ハウス
(62) 分割の表示	特願2014-94969 (P2014-94969) の分割	(74) 代理人	100107456 弁理士 池田 成人
原出願日	平成26年5月2日 (2014.5.2)	(74) 代理人	100162352 弁理士 酒巻 順一郎
(31) 優先権主張番号	1307990.0	(74) 代理人	100123995 弁理士 野田 雅一
(32) 優先日	平成25年5月2日 (2013.5.2)	(74) 代理人	100148596 弁理士 山口 和弘
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼の画像処理の改良

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 網膜の2次元画像から網膜の正確な幾何学的測定値を得る方法を提供する。

【解決手段】 眼の網膜の幾何学的測定値を判定する方法が、眼の網膜の少なくとも一部の2次元表示を取得するステップ34と、網膜部分の3次元表示に網膜部分の2次元表示を変換する幾何学的再配置を抽出するステップ36と、網膜部分の2次元表示の1又はそれ以上の座標を使用して、2次元表示における網膜の幾何学的測定値を規定するステップ38と、幾何学的再配置を用いて、網膜部分の3次元表示の相当する座標に、網膜部分の2次元表示の座標又は各座標を変換するステップ40と、網膜部分の3次元表示の座標又は各相当する座標を用いて、眼の網膜の幾何学的測定値を判定するステップ42と、を具える。

【選択図】 図2

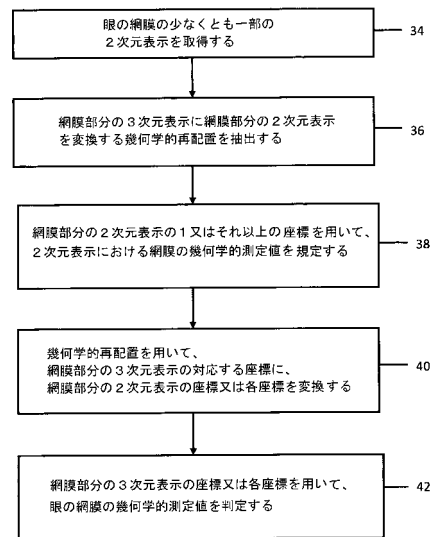


Fig. 2

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼の網膜の幾何学的測定値を判定する方法であって、
前記眼の網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を取得するステップと、
網膜部分の 3 次元表示に前記網膜部分の 2 次元表示を変換する幾何学的再配置を抽出するステップと、

前記網膜部分の 2 次元表示の第 1 の座標及び第 2 の座標を使用して、前記 2 次元表示において網膜の取り込まれるべき幾何学的測定値を規定するステップと、

前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 1 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 1 の座標に変換するステップと、

前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 2 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 2 の座標に変換するステップと、

前記網膜部分の 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標及び前記相当する第 2 の座標を用いて、前記眼の網膜の前記幾何学的測定値を判定するステップと、
を備え、

前記眼の網膜の前記幾何学的測定値を判定するステップが、

前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離をパラメータ化すること、

前記網膜部分の 3 次元表示の相当する座標の複数の中間点を計算すること、及び、

前記相当する座標の複数の中間点を用いて、前記眼の網膜の幾何学的測定値を判定すること、を含む、
ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記眼の網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を取得するステップは、画像装置から前記 2 次元表示を受け取ること、を含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記眼の網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を取得するステップは、

前記網膜部分の歪み矯正 3 次元表示を受け取ること、及び、

画像投影を用いて、前記 3 次元表示から前記 2 次元表示を取得すること、を含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記網膜部分の 3 次元表示に前記網膜部分の 2 次元表示を変換する幾何学的再配置を抽出するステップは、

前記網膜部分の 2 次元表示の中の歪みの矯正を判定すること、を含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記網膜部分の 2 次元表示の第 1 の座標及び第 2 の座標を使用して、前記 2 次元表示において網膜の取り込まれるべき幾何学的測定値を規定するステップは、

前記 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標を用いて前記幾何学的測定値の開始位置を規定すること、

前記 3 次元表示の前記相当する第 2 の座標を用いて前記幾何学的測定値の終了位置を規定すること、及び、

前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離を測定すること、を含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記網膜部分の 3 次元表示が、所定の半径を有する球である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離をパラメータ化するこ

10

20

30

40

50

とが、

前記球の、前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離をパラメータ化すること、を含む、

請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記眼の網膜の前記幾何学的測定値を表示するステップ、を更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

入力装置を介して、前記網膜部分の 2 次元表示の第 1 の座標及び第 2 の座標を受け取るステップと、

ディスプレイに、前記第 1 の座標及び前記第 2 の座標に基づいて前記眼の網膜の幾何学的測定値を提供するステップと、を更に含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

眼の網膜の幾何学的測定値を判定するシステムであって、

プロセッサ及びメモリを含み、

前記プロセッサは、

前記眼の網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を取得し、

前記網膜部分の 2 次元表示の第 1 の座標及び第 2 の座標を使用して、前記 2 次元表示において網膜の取り込まれるべき幾何学的測定値を規定し、

前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 1 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 1 の座標に変換し、

前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 2 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 2 の座標に変換し、

前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離をパラメータ化し、

前記網膜部分の 3 次元表示の相当する座標の複数の中間点であって前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との中間にある中間点を計算し、

前記相当する座標の複数の中間点を用いて、前記眼の網膜の幾何学的測定値を判定する

、

ように構成されている、システム。

【請求項 11】

前記眼の網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を生成する、ように構成された画像装置をさらに含む、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記プロセッサは、前記網膜部分の 3 次元表示に前記網膜部分の 2 次元表示を変換する幾何学的再配置を抽出する、ように更に構成され、

前記プロセッサは、

前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 1 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 1 の座標に変換し、

前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 2 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 2 の座標に変換する、ように構成されている、

請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記プロセッサは、

前記 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標を用いて前記幾何学的測定値の開始位置を規定し、

前記 3 次元表示の前記相当する第 2 の座標を用いて前記幾何学的測定値の終了位置を規定し、

前記 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離を測定する、

10

20

30

40

50

ように更に構成されている、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記網膜部分の 3 次元表示が、所定の半径を有する球である、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記プロセッサは、
前記球の、前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離をパラメータ化する、ように更に構成されている、
請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

プログラム命令を記憶する非一時的なコンピュータ可読な媒体であって、プロセッサにより実行されるときに、前記プログラム命令は前記プロセッサに、
眼の網膜の少なくとも一部の取り込まれるべき幾何学的測定値を、前記網膜部分の 3 次元表示の相当する第 1 の座標及び相当する第 2 の座標を用いて、規定させ、
前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離をパラメータ化させ、
前記網膜部分の 3 次元表示の複数の相当する座標の中間点であって前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との中間にある中間点を計算させ、
前記相当する座標の複数の中間点を用いて、前記眼の網膜の幾何学的測定値を判定させる、
非一時的なコンピュータ可読な媒体。

10

20

【請求項 17】

前記プログラム命令は更に前記プロセッサに、
前記眼の網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を取得させ、
前記網膜部分の 2 次元表示を前記網膜部分の 3 次元表示に変換する幾何学的再配置を抽出させ、
前記網膜部分の 2 次元表示の第 1 の座標及び第 2 の座標を使用して、前記 2 次元表示において前記網膜の取り込まれるべき前記幾何学的測定値を規定させ、
前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 1 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標に変換させ、
前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 2 の座標を、前記網膜部分の 3 次元表示の前記相当する第 2 の座標に変換させる、
請求項 16 に記載の非一時的なコンピュータ可読な媒体。

30

【請求項 18】

前記網膜部分の 2 次元表示の前記第 1 の座標及び前記第 2 の座標を使用して、前記 2 次元表示において前記網膜の取り込まれるべき前記幾何学的測定値を規定させることは、
前記 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標を用いて前記幾何学的測定値の開始位置を規定させ、
前記 3 次元表示の前記相当する第 2 の座標を用いて前記幾何学的測定値の終了位置を規定させ、
前記 3 次元表示の前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の距離を測定すること、を含む、
請求項 17 に記載の非一時的なコンピュータ可読な媒体。

40

【請求項 19】

前記プログラム命令は更に前記プロセッサに、
前記眼の網膜の前記幾何学的測定値を表示させる、
請求項 16 に記載の非一時的なコンピュータ可読な媒体。

【請求項 20】

前記網膜部分の 3 次元表示が、所定の半径を有する球である、
請求項 16 に記載の非一時的なコンピュータ可読な媒体。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼の画像処理の改良に関し、特に、眼の幾何学的測定値の判定に関する。

【背景技術】

【0002】

眼の画像を取得するよう使用される、例えば検眼鏡及び眼底カメラといった様々なタイプの画像装置がある。特に、このような装置は、球体によって近似される3次元構成である眼の網膜の測定値を取り込む。画像装置の出力は、2次元画像は多くの利点を有するため、特に2次元表示はコンピュータスクリーン上で表示され写真等として出力され得るため、3次元の網膜の2次元画像である。画像装置は、3次元の網膜を調べるものであり、例えばスキャンし、そして網膜の2次元画像を生成する。3次元の網膜を調べる際に、装置は、装置の光学的且つ機械的特性によって判定される歪みを導入してしまう。この歪みは、例えば、距離、面積及び角度の維持といった網膜の2次元画像の1又はそれ以上の特性を低下させてしまう。網膜の2つの構造間の距離といった網膜の幾何学的測定値を要する場合、これらは、このような画像装置によって生成される2次元画像を用いて作られ、これにより、歪みが発生し不正確となる。

10

【発明の概要】

【0003】

本発明の第1の態様によれば、眼の網膜の幾何学的測定値を判定する方法が提供されており、この方法が、

20

前記眼の網膜の少なくとも一部の2次元表示を取得するステップと、

網膜部分の3次元表示に前記網膜部分の2次元表示を変換する幾何学的再配置を抽出するステップと、

前記網膜部分の2次元表示の1又はそれ以上の座標を使用して、前記2次元表示において網膜の取り込まれるべき幾何学的測定値を規定するステップと、

前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の3次元表示の相当する座標に、前記網膜部分の2次元表示の座標又は各座標を変換するステップと、

前記網膜部分の3次元表示の座標又は各相当する座標を用いて、前記眼の網膜の前記幾何学的測定値を判定するステップと、を具える。

30

【0004】

網膜部分の3次元表示に網膜部分の2次元表示を変換する幾何学的再配置を抽出するステップが、網膜部分の2次元表示の中にそれを作成する際に導入される歪みの矯正を判定するステップを具える。2次元表示を作成するよう使用される画像装置の光学的及び機械的特性によって、歪みが網膜部分の2次元表示の中にそれを作成する際に導入される。

【0005】

2次元表示の歪みの矯正を判定するステップが、画像装置の光学的及び機械的特性をモデル化するステップを具える。

【0006】

画像装置の光学的及び機械的特性をモデル化するステップが、

40

(i) 前記画像装置及び眼のモデルを具える画像システムの光学的記述を構成するステップと、

(ii) 前記眼のモデルの網膜表面に前記画像システムを通して光線を通過させるステップと、

(iii) 前記網膜表面における前記光線の実測値を計算するステップと、

(iv) 前記光線に対する前記画像システムの水平方向の走査角及び垂直方向の走査角を判定するステップと、

(v) 前記画像システムの前記水平方向の走査角及び前記垂直方向の走査角を用いて、前記網膜表面における前記光線の期待値を計算するステップと、

(vi) 複数のさらなる光線に関してステップ(ii)乃至(v)を繰り返すステップと

50

、
 (v i i) 前記網膜表面における前記光線の前記実測値と前記網膜表面における前記光線の対応する期待値とを比較して、前記画像装置における眼の表示の歪みの矯正を判定するステップと、
 を具える。

【 0 0 0 7 】

画像装置及び眼のモデルを具える画像システムの光学的記述を構成するステップが、画像装置の光路特性を判定するステップと、眼のモデルの光路特性を判定するステップと、画像システムの光路特性を与えるようこれらの光路特性を結合するステップを具える。画像装置の光路特性を判定するステップは、光路効果を有する画像装置の構成要素を確認するステップと、画像装置の構成要素の順番を確認するステップと、各構成要素の時間にわたって光路特性を記述する数学関数を確立するステップと、構成要素の光路特性を順番に結合して画像装置の光路特性を与えるステップとを具える。眼のモデルの光路特性を判定するステップが、光路効果を有する眼のモデルの構成要素を確認するステップと、眼のモデルの構成要素の順番を確認するステップと、各構成要素の光路特性を記述する数学関数を確立するステップと、構成要素の光路特性を順番に結合して眼のモデルの光路特性を与えるステップとを具える。

10

【 0 0 0 8 】

眼のモデルの網膜表面への画像システムを通した光線の通過は、光線追跡システムの使用を具える。光線追跡システムは、市販されている Z e m a x といった光線追跡システムとすることができる。光線追跡システムの使用は、光線追跡システムに画像システムの光学的記述をロードすることと、画像システムを通した各光線に関する経路の判定することとを具える。網膜部分における各光線の実測値の計算は、各光線の網膜表面との交差点の座標を計算することとを具える。

20

【 0 0 0 9 】

光線に対する水平方向の走査角を判定するステップが、使用される画像装置の水平方向の走査要素の角度位置を確認して光線を生成するステップと、これを用いて光線に対する水平方向の走査角を計算するステップとを具える。

【 0 0 1 0 】

光線に対するシステムの垂直方向の走査角を判定するステップが、使用される画像装置の垂直方向の走査要素の角度位置を確認して光線を生成するステップと、これを用いて光線に対する垂直方向の走査角を計算するステップとを具える。

30

【 0 0 1 1 】

網膜表面における各光線の期待値の計算が、画像システムの水平走査角度及び垂直走査角度を用いて各光線と網膜表面との交差点の座標を計算することとを具える。

【 0 0 1 2 】

画像装置における眼の表示の歪みの矯正を判定するステップが、眼のモデルの網膜表面における光線の対応する期待値に、眼のモデルの網膜表面における光線の実測値をマッピングする解析的な変形を得るステップを具える。画像装置における眼の表示の歪みの矯正を判定するステップが、補正用参照テーブル (L U T) を構築するステップを具えており、補正用参照テーブルが、複数の光線のそれぞれについて、眼のモデルの網膜表面における光線の予想される位置に対する、眼のモデルの網膜表面における光線の実際の位置を具える。

40

【 0 0 1 3 】

2次元表示の歪みの矯正を判定する方法が、さらに、眼のモデルの複数の非ゼロ凝視角について、画像装置の眼の表示の歪みの矯正を判定するステップを具える。それぞれの非ゼロ凝視角について、この方法が、さらに、眼のモデルの中心窩の位置を用いて凝視角を測定するステップを具える。複数の非ゼロ凝視角のそれぞれについて矯正 L U T を構成し得る。

【 0 0 1 4 】

50

2次元表示の歪みの矯正を判定するステップが、
ターゲットを作成するステップと、
前記ターゲットの画像を計算するステップと、
前記2次元表示を生成するよう使用される画像装置を用いて前記ターゲットを走査して、
前記ターゲットの歪んだ画像を作成するステップと、
前記ターゲットの計算された前記画像を、前記ターゲットの前記歪んだ画像と比較して、
前記画像装置の画像の歪みの矯正を判定するステップと、
を具える。

【0015】

ターゲットの画像を計算するステップが、ターゲットの画像の複数のポイントの座標を計算するステップを具える。ターゲットを走査するステップが、画像装置を通して複数の光線を通させ、ターゲットの歪んだ画像の複数のポイントの座標を判定するステップを具える。

10

【0016】

ターゲットの計算された画像を、ターゲットの歪んだ画像と比較するステップが、ターゲットの計算された画像のポイントを、ターゲットの歪んだ画像の対応するポイントと比較するステップを具える。

【0017】

画像装置における画像の歪みに関する矯正を判定するステップが、ターゲットの計算された画像の対応するポイントの座標に、ターゲットの歪んだ画像のポイントの座標をマッピングする解析的な変形を得るステップを具える。画像装置の画像の歪みに関する矯正を判定するステップが、ターゲットの歪んだ画像の複数の可能なポイントのそれぞれについて、ターゲットの計算された画像の対応するポイントの座標に対する、歪んだ画像の可能なポイントの座標を具える矯正用参照テーブルを構築するステップを具える。

20

【0018】

ターゲットは、複数の対照的な形状を具える。ターゲットは、それに所定のパターンを有する。

【0019】

2次元表示の歪みの矯正を判定するステップが、眼の画像を受け取るステップと、歪みの矯正が既知の画像装置によって生成される眼の画像に実質的に登録するまで画像を変形するステップとを具える。

30

【0020】

2次元表示の歪みの矯正を判定するステップが、矯正を判定する第三者機関を具えており、この第三者機関から矯正を受け取るステップを具える。

【0021】

網膜部分の3次元表示に網膜部分の2次元表示を変換する幾何学的再配置は、3次元表示の相当する座標に2次元表示の座標を変形する解析式の形式を取り得る。幾何学的再配置は、3次元表示の座標に対応する2次元表示の座標を挙げている参照テーブルの形式を取る。3次元表示の座標は、デカルト座標又は極座標とし得る。

【0022】

幾何学的測定値を規定するために使用される、網膜部分の2次元表示の1又はそれ以上の座標が、2次元表示の1又はそれ以上のポイントを規定する。2次元表示のポイント又は各ポイントは、デカルト座標空間を用いて特定され得る。2次元表示のポイント又は各ポイントは、マウスといったポインティングデバイスを用いて、スクリーン上で特定され得る。

40

【0023】

幾何学的再配置を使用して、網膜部分の3次元表示の相当する座標に、網膜部分の2次元表示の1又はそれ以上の座標を変換するステップが、幾何学的再配置を使用して、3次元表示の1又はそれ以上の相当するポイントの座標に、2次元表示の1又はそれ以上のポイントの座標をマッピングするステップを具える。

50

【 0 0 2 4 】

網膜部分の3次元表示の相当するポイント又は各相当するポイントは、3次元表示に1又はそれ以上のポイントを含む。3次元表示のポイント又は各ポイントは、デカルト座標空間を用いて特定される。3次元表示のポイント又は各ポイントを、極座標空間を用いて特定し得る。

【 0 0 2 5 】

網膜部分の幾何学的測定値は、網膜部分の構造の距離の測定値を含む。距離の幾何学的測定値が、2次元表示における第1及び第2のポイントの座標を用いて、網膜部分の2次元表示において規定される。幾何学的再配置を用いて、網膜部分の3次元表示の相当する第1及び第2のポイントに、網膜部分の2次元表示における第1及び第2のポイントを10 変換し得る。3次元表示の相当する第1及び第2のポイントを用いて、距離の幾何学的測定値を判定することが、3次元表示の第1のポイントを用いて開始位置を規定すること、3次元表示の第2のポイントを用いて測定の終了位置を規定すること、及び3次元表示の第1のポイントと第2のポイントとの間の距離を測定することを含む。網膜部分の3次元表示は球であると考えられ、球の第1のポイントと第2のポイントとの間の最短距離として測定される第1のポイントと第2のポイントとの間の距離である。

【 0 0 2 6 】

球の第1のポイントと第2のポイントとの間の最短距離は、球に関する余弦の法則、すなわち、

$$= \arccos(\sin(\phi_s) \sin(\phi_f) + \cos(\phi_s) \cos(\phi_f) \cos(\Delta\lambda)) \quad 20$$

を用いて、球に関する単位（度又はラジアン）で測定される。ここで、 ϕ_s は、ポイント間の中心角で、 ϕ_s 及び ϕ_f は、それぞれ、第1のポイント及び第2のポイントの経度及び緯度であり、 $\Delta\lambda$ は、経度の絶対差である。

【 0 0 2 7 】

球に関する単位で測定される、球における第1のポイント及び第2のポイント間の最短距離は、 d をポイント間の距離とし、 r を球の半径とし、 θ をラジアンで与えられるポイント間の中心角とすると、 $d = r \theta$ を用いて、物理単位（mm）に変換し得る。

【 0 0 2 8 】

球における第1のポイント及び第2のポイント間の最短距離は、Vincentyの式 30 すなわち、

【 数 1 】

$$\Delta\sigma = \arctan \left(\frac{\sqrt{(\cos\phi_f \sin\Delta\lambda)^2 + (\cos\phi_s \sin\phi_f - \sin\phi_s \cos\phi_f \cos\Delta\lambda)^2}}{\sin\phi_s \sin\phi_f + \cos\phi_s \cos\phi_f \cos\Delta\lambda} \right)$$

を用いて、球に関する単位（度又はラジアン）で測定される。ここで、 ϕ_s は、ポイント間の中心角で、 ϕ_s 及び ϕ_f は、それぞれ、第1のポイント及び第2のポイント 40 の経度及び緯度であり、 $\Delta\lambda$ は、経度の絶対差である。

【 0 0 2 9 】

球に関する単位で測定される、球における第1のポイント及び第2のポイント間の最短距離は、 d をポイント間の距離とし、 r を球の半径とし、 θ をラジアンで与えられるポイント間の中心角とすると、 $d = r \theta$ を用いて、物理単位（mm）に変換し得る。

【 0 0 3 0 】

距離の幾何学的測定値は、ユーザに出力し得る。距離の幾何学的測定値は、網膜部分の2次元表示で表され得る。3次元の球における第1のポイント及び第2のポイント間の最短距離（測地線）は、網膜部分の2次元表示における直線に必ずしも対応しない。2次元表示で距離の幾何学的測定値を表示することは、球における第1のポイント及び第2のポ 50

イント間の距離をパラメータ化し、複数の中間点を計算し、ポイントを用いて2次元表示における距離の幾何学的測定値を表示することを具える。

【0031】

網膜部分の幾何学的距離は、網膜部分の第1の構造及び第2の構造間の角度を具える。角度の幾何学的測定値は、第1の構造をマークする2次元表示における第1のポイント及び第2のポイントの座標と、第2の構造をマークする2次元表示における第1のポイント及び第3のポイントの座標とを用いて、網膜部分の2次元表示で規定される。幾何学的再配置を使用して、網膜部分の2次元表示における第1、第2及び第3のポイントを、網膜部分の3次元表示の相当する第1、第2及び第3のポイントに変換する。3次元表示の相当するポイントを用いて角度の幾何学的測定値を判定することは、第1の構造をマークする3次元表示の第1のポイント及び第2のポイントを用いること、第2の構造をマークする3次元表示の第1のポイント及び第3のポイントを用いること、3次元表示の第1のポイントを通した第2のポイントと第3のポイント間の角度を測定することを具える。角度Cは、正矢の法則、すなわち、

$$haversin(c) = haversin(a - b) + \sin(a) \sin(b) haversin(c)$$

を用いて測定される。

ここで、 $haversin(x) = \sin^2(x/2)$ 、 x_1 及び x_2 は、第1の構造をマークする3次元表示における第1及び第2のポイントであり、 x_1 及び x_3 は、第2の構造をマークする3次元表示におけるポイントであり、 a は、 x_1 及び x_2 間の測地線のアーク長であり、 b は、 x_1 及び x_3 間の測地線のアーク長であり、 c は、 x_2 及び x_3 間の測地線のアーク長である。

【0032】

角度の幾何学的測定値は、ユーザに出力される。角度の幾何学的測定値は、2次元表示で角度の辺(x_1 及び x_2 間の測地線及び x_1 及び x_3 間の測地線)を表すことによって、網膜部分の2次元表示で表される。

【0033】

網膜部分の幾何学的測定値は、網膜部分の構造の面積を具える。面積の幾何学的測定値は、2次元表示における複数のポイントの座標を用いて、網膜部分の2次元表示で規定される。幾何学的再配置を使用して、網膜部分の2次元表示における複数のポイントを、網膜部分の3次元表示の相当する複数のポイントに、変換できる。3次元表示の相当する複数のポイントを用いて面積の幾何学的測定値を判定することは、3次元表示の複数のポイントを使用して構造の形状を規定すること、3次元表示においてその形状の面積を測定することを具える。網膜の部分の3次元表示は球と考えられ、その構造の形状は多角形として規定され、多角形の面積は、 A を多角形の面積、 α_i を1から n までについての多角形内部の n 個の角度とすると、

【数2】

$$A = r^2 \left(\sum_{i=1}^n \alpha_i - (n-2)\pi \right)$$

を用いて測定される。これにより、物理単位(例えば、 r が mm で与えられる場合、 mm^2)の結果を得る。 r^2 が上式で省略される場合、球に関する単位、すなわち立体角の単位であるステラジアンで結果が得られる。

【0034】

3次元表示の相当する複数のポイントを用いて面積の幾何学的測定値を判定することは、3次元表示において複数のピクセルを用いて構造の形状を規定すること、ピクセルの面積を合計することによって形状の面積を測定すること、を具える。3次元表示におけるピクセルの面積は、各ピクセルが4点を具えた多角形であり、各ポイントがピクセルの1つ

のコーナーを表すと仮定することによって計算される。

【0035】

網膜の部分の3次元表示が球であると考えられる場合、眼の直径を測定することによって、球の半径を判定できる。網膜の部分の3次元表示が球であると考えられる場合、球の半径を、人間の眼の平均半径である約12mmに設定できる。眼の半径が分からなくても、又は概算できなくても、眼が単位球面であると仮定することによって、網膜の球のサイズに対する相対的な測定値が得られる。球上の距離を、ラジアン又は度で、面積をステラジアン又は平方度で測定できる。

【0036】

眼の網膜の少なくとも一部の2次元表示を取得することは、画像装置を作動させて2次元表示を生成することを具える。眼の網膜の少なくとも一部の2次元表示を取得することは、画像装置によって既に生成された2次元表示を受け取ることを具える。

10

【0037】

眼の網膜の少なくとも一部の2次元表示を取得することは、網膜部分の歪み矯正3次元表示を受け取ること、画像投影を用いて3次元表示から2次元表示を取得することを具える。画像投影は、複数の既知の投影法から選択される。画像投影は、2次元表示における角度を保存する等角投影、2次元表示における距離を保存する正距投影、2次元表示における面積を保存する面積保存投影のいずれかとし得る。網膜部分の2次元表示を網膜部分の3次元表示に変換する幾何学的再配置を抽出することは、網膜部分の2次元表示を取得する際に用いられる逆投影を判定することを具える。

20

【0038】

本発明の第2の態様によれば、実行されるときに、本発明の第1の態様に係る方法を実施するプログラム命令を記憶するコンピュータ可読な媒体が提供されている。

【0039】

本発明の第3の態様によれば、眼の網膜の幾何学的測定値を判定するための画像処理システムが提供されており、このシステムが、

前記眼の網膜の少なくとも一部の2次元表示を取得する画像装置と、

網膜部分の前記2次元表示を前記網膜部分の3次元表示に変換する幾何学的再配置を抽出する抽出要素と、

前記網膜部分の前記2次元表示の1又はそれ以上の座標を使用して、前記2次元表示に前記網膜の前記幾何学的測定値を規定する測定値規定要素と、

30

前記幾何学的再配置を使用して、前記網膜部分の前記2次元表示の座標又は各座標を、前記網膜部分の前記3次元表示の相当する座標に変換する再配置要素と、

前記網膜部分の前記3次元表示の座標又は各座標を使用して、前記眼の網膜の前記幾何学的測定値を判定する測定値判定要素と、
を具える。

【0040】

測定値規定要素は、画像装置の中のソフトウェア又はソフトウェア及びハードウェアとして提供され得る。抽出要素、再配置要素及び測定値判定要素は、画像装置の中のソフトウェアとして提供され得る。

40

【0041】

異なる従来の画像装置に結像される同じ眼は、直接的に比較又は重ね合わせできない網膜の表示を生成する。これは、同じ従来の画像装置によって生成されるが、異なる凝視角を具える画像装置によって生成される同じ眼の表示についてもまた真実である。本発明では、3次元球表示に変換されると、画像装置にわたって等価な物理単位で網膜の構造を測定することができるため、関係の直接的比較及び抽出が可能となる。例えば、異なる画像装置によって生成される同じ眼の像における視神経頭を中心と中心窩との間の距離を測定することは、同じ距離を得る必要がある。それぞれの画像装置は、撮像の際の凝視角によるとともに、異なる光学的且つ機械的構成要素により異なる歪みを有する。同じ球表示において距離を測定することにより、これらの差を補償することが可能である。

50

【 0 0 4 2 】

眼の網膜の部分の幾何学的測定値は、

- 網膜部分における疾病 / 外傷アーチファクトの分類化、
- 異なる画像装置にわたる網膜部分の構造の測定値の比較、
- 眼の網膜部分の解剖学的構造及び病変の幾何学的変化（例えば、サイズ、向き、距離の変化）の長期的な追跡、
- 幾何学的測定値に基づく治療計画の開発、
- 幾何学的測定値から得られる幾何学的座標に基づく、光凝固術といった治療の直達、
- 集団にわたる解剖学的構造の幾何学的測定値の分布に基づく、基準となるデータベースの作成、

10

のために使用し得る。

【 0 0 4 3 】

ここで、添付図面を参照し、単に例として本発明の実施例を説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の第 3 の態様に係る画像処理システムの概略図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の第 1 の態様の方法を示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 4 5 】

図 1 を参照すると、画像処理システムが、画像装置 1 0、抽出要素 2 6、測定値規定要素 2 8、再配置要素 3 0 及び測定値判定要素 3 2 を具える。本実施例では、測定値規定要素が、ソフトウェア及びハードウェアとして提供され、抽出要素、幾何学的再配置要素及び測定値判定要素が、画像装置のソフトウェアとして提供される。

20

【 0 0 4 6 】

画像装置 1 0 は、検眼鏡を具える。検眼鏡は、ビーム光 1 3 を放射する光源 1 2 と、第 1 の走査要素 1 4、第 2 の走査要素 1 6、走査補償手段 1 8 及び走査伝達手段 2 0 を具える走査リレー要素と、を具える。第 1 の走査要素 1 4 は回転式ポリゴンミラーを具えており、第 2 の走査要素 1 6 は振動平面ミラーを具える。走査補償手段 1 8 は楕円ミラーを具えており、走査伝達手段 2 0 は非球面ミラーを具える。

【 0 0 4 7 】

30

光源 1 2 は、入射ビーム光 1 3 を第 1 の走査要素 1 4 に向ける。これにより、第 1 の垂直な方向に、（光線 A、B 及び C で示す）ビームのスキャンを生成する。この入射ビームは走査補償手段 1 8 に作用し、そこから第 2 の走査要素 1 6 に反射する。これにより、第 2 の水平な方向に、入射ビームのスキャンを生成する。そして、この入射ビームは 2 つの焦点を有する走査伝達手段 2 0 に作用し、第 2 の走査要素 1 6 が第 1 の焦点に設けられ、対象者の眼 2 2 が第 2 の焦点に設けられる。走査移動手段 2 0 に作用する第 2 の走査要素 1 6 からの入射ビームは眼 2 2 に向けられ、眼の網膜の一部に作用する。検眼鏡 1 0 の光源 1 2 及び走査リレー要素は、見掛けの点光源からの入射ビーム光 1 3 の 2 次元の走査を与えるよう結合し、見掛けの点光源からの入射ビーム光の 2 次元走査を眼の網膜に伝える。入射ビーム光が網膜にわたって走査されると、網膜から反射して、検眼鏡 1 0 の構成要素を通過して戻るように伝えられ、1 又はそれ以上の検出器（図示せず）によって受信される反射ビーム光を生成する。対象者の眼 2 2 の網膜の部分の表示を受け取るために、光源 1 2 からの入射ビーム光が、互いに垂直に動作する第 1 及び第 2 の走査要素 1 4、1 6 によって生成されるラスタ走査パターンで、網膜部にわたって走査され、反射ビーム光が 1 又はそれ以上の検出器によって受信される。

40

【 0 0 4 8 】

図 1 及び図 2 を参照すると、画像装置 1 0 が、眼 2 2 の 3 次元網膜の一部の 2 次元表示を取得する（ステップ 3 4）。抽出要素 2 6 が網膜部分の 2 次元表示を受け取り、これを使用して網膜部分の 2 次元表示を網膜部分の 3 次元表示に変換する、幾何学的再配置を抽出する（ステップ 3 6）。幾何学的再配置の抽出は、2 次元表示を生成するよう使用さ

50

れる画像装置の光学的及び機械的特性により網膜部分の2次元表示の中に導入される、歪みの矯正を判定するステップを具える。

【0049】

第1の実施例では、2次元表示における歪みの矯正の判定が、画像装置10の光学的及び機械的特性をモデリングするステップを具える。これに、以下のステップが続く。画像装置10及び眼のモデル2を具える画像システムの光学的記述が、初めに構築される。これは、画像装置10の光路特性を判定するステップと、眼のモデルの光路特性を判定するステップと、画像システムの光路特性を与えるようこれらの光路特性を結合するステップとを具える。画像装置10の光路特性を判定するステップは、光路効果を有する画像装置10の構成要素を確認するステップと、画像装置10の構成要素の順番を確認するステップと、各構成要素の時間にわたって光路特性を記述する数学関数を確立するステップと、構成要素の光路特性を順番に結合して画像装置10の光路特性を与えるステップとを具える。眼のモデルの光路特性を判定するステップが、光路効果を有する眼のモデルの構成要素を確認するステップと、眼のモデルの構成要素の順番を確認するステップと、各構成要素の光路特性を記述する数学関数を確立するステップと、構成要素の光路特性を順番に結合して眼のモデルの光路特性を与えるステップとを具える。

10

【0050】

画像システムの光学的記述は、Zemaxといった光線追跡システムにロードされ、光線が画像システムを通過して眼のモデルの網膜表面に至り、画像システムを通した光線に関する経路が判定される。網膜表面における光線の実測値が、網膜表面と光線との交点の座標として計算される。

20

【0051】

そして、光線に関する画像システムの水平走査角度及び垂直走査角度が判定される。これは、光線を生成するよう使用される画像装置の水平走査要素の角度位置を確認するステップと、これを用いて光線に関する水平走査角度を計算するステップと、光線を生成するよう使用される画像装置の垂直走査要素の角度位置を確認するステップと、これを用いて光線に関する垂直走査角度を計算するステップとを具える。

【0052】

網膜表面における光線の期待値が、画像システムの水平走査角度及び垂直走査角度を用いて計算される。これは、画像システムの水平走査角度及び垂直走査角度を用いて、網膜表面と光線との交点の座標を計算するステップを具える。

30

【0053】

そして、上記のステップが、複数のさらなる光線について繰り返される。網膜表面における光線の実測値が、網膜表面における対応する光線の期待値と比較され、画像装置10の眼の表示の歪みの矯正を判定する。歪みの矯正は、眼のモデルの網膜表面における光線の実測値を、眼のモデルの網膜表面における対応する光線の期待値にマッピングする解析的変換、又は複数の光線のそれぞれについて、眼のモデルの網膜表面における予想される光線の位置に対する眼のモデルの網膜表面における光線の実際の位置を具える、矯正参照テーブル(LUT)の形式を取る。歪みの矯正の判定は、さらに、眼のモデルの複数の非ゼロ凝視角についての歪みの矯正を判定するステップを具える。

40

【0054】

第2の実施例では、2次元表示の歪みを判定するステップが、以下のステップを有する。まず、複数の対照的形状を具えるターゲットが作成される。そして、ターゲットの画像が計算される。2次元表示を形成するよう使用される画像装置10を使用して、ターゲットを走査し、ターゲットの歪んだ画像を作成する。最後に、ターゲットの計算された画像を、ターゲットの歪んだ画像と比較して、画像装置10の画像の歪みの矯正を判定する。

【0055】

そして、歪みの矯正を使用して、網膜部分の2次元表示を網膜部分の3次元表示に変換する幾何学的再配置を抽出する。幾何学的再配置は、2次元表示の座標を3次元表示の相当する座標にマッピングする解析式の形式を取る。

50

【 0 0 5 6 】

網膜部分の 2 次元表示が、測定値規定要素 2 8 によってアクセスされ、距離の幾何学的測定値が、2 次元表示の第 1 及び第 2 のポイントの座標を用いて、網膜部分の 2 次元表示において規定される（ステップ 3 8）。これは、マウスといったポインティングデバイスを用いて第 1 及び第 2 のポイントを特定する使用者に、網膜部分の 2 次元表示を表示することを具える。

【 0 0 5 7 】

そして、再配置要素 3 0 が、幾何学的再配置を使用して、網膜部分の 2 次元表示の第 1 及び第 2 のポイントを、網膜部分の 3 次元表示の相当する第 1 及び第 2 のポイントに変換する（ステップ 4 0）。これは、2 次元表示のポイントの座標を 3 次元表示の相当するポイントの座標にマッピングするための変換を使用することを具える。3 次元表示におけるポイントは、極座標空間を用いて特定される。

10

【 0 0 5 8 】

そして、測定値判定要素 3 2 が、3 次元表示の相当する第 1 及び第 2 のポイントを使用して、幾何学的測定値の距離を判定する（ステップ 4 0）。これは、3 次元表示の第 1 のポイントを用いて測定の開始位置を規定すること、3 次元表示の第 2 のポイントを用いて測定の終了位置を規定すること、及び眼 2 2 の網膜の構造の長さである、3 次元表示の第 1 のポイントと第 2 のポイントとの間の距離を測定することを具える。網膜部分の 3 次元表示は球であると考えられ、球の第 1 のポイントと第 2 のポイントとの間の最短距離として測定される第 1 のポイントと第 2 のポイントとの間の距離である。

20

【 0 0 5 9 】

球の第 1 のポイントと第 2 のポイントとの間の最短距離は、球に関する余弦の法則、すなわち、

$$= \arccos(\sin(\theta_s) \sin(\theta_f) + \cos(\theta_s) \cos(\theta_f) \cos(\Delta\lambda))$$

を用いて、球に関する単位（度又はラジアン）で測定される。ここで、 θ は、ポイント間の中心角で、 θ_s 及び θ_f は、それぞれ、第 1 のポイント及び第 2 のポイントの経度及び緯度であり、 $\Delta\lambda$ は、経度の絶対差である。

【 0 0 6 0 】

球に関する単位で測定される、球における第 1 のポイント及び第 2 のポイント間の最短距離は、 d をポイント間の距離とし、 r を球の半径とし、 θ をラジアンで与えられるポイント間の中心角とすると、 $d = r \theta$ を用いて、物理単位（mm）に変換し得る。

30

【 0 0 6 1 】

距離の幾何学的測定値は、球における第 1 のポイント及び第 2 のポイント間の距離をパラメータ化し、複数の中間点を計算し、ポイントを投影して 2 次元表示で距離の幾何学的測定値を表示することによって、網膜部分の 2 次元表示で表される。そして、2 次元表示で表示される距離の幾何学的測定値が、ユーザに表示される。

【 図 1 】

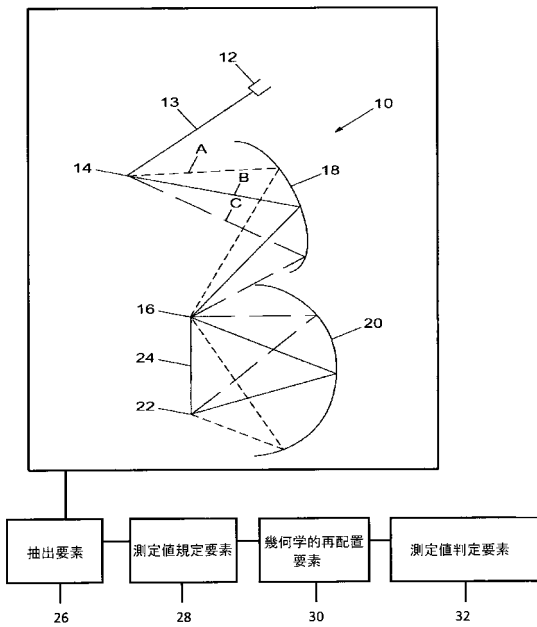


Fig. 1

【 図 2 】

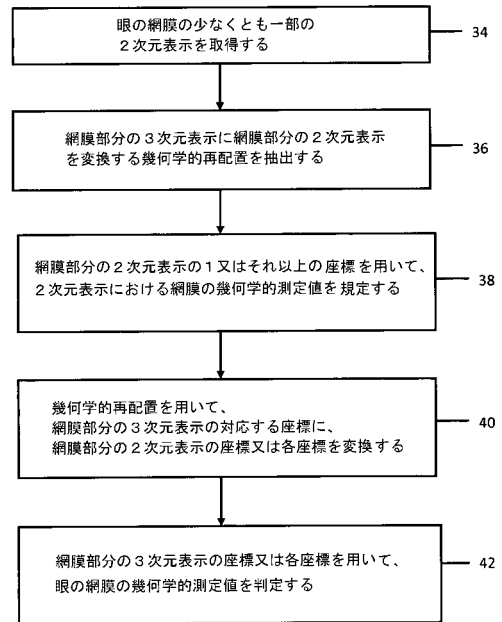


Fig. 2

フロントページの続き

(72)発明者 ヤーノ ヴァン ヘメルト

イギリス エディンバラ イーエイチ 3 5 エルユー, エイルドンテラス 3 0

(72)発明者 マイケル フェルフック

イギリス エディンバラ イーエイチ 9 1 エスユー, ラトクリフテラス 7 1 / 1 1

Fターム(参考) 4C316 AA09 AA25 AB12 FB21

【外国語明細書】

2019088823000001.pdf