

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7050131号  
(P7050131)

(45)発行日 令和4年4月7日(2022.4.7)

(24)登録日 令和4年3月30日(2022.3.30)

(51)国際特許分類	F I		
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/12		
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/12	Z D M	
	A 6 1 B 3/10	3 0 0	

請求項の数 16 (全14頁)

(21)出願番号	特願2020-151496(P2020-151496)	(73)特許権者	509012991 オプトス ピーエルシー
(22)出願日	令和2年9月9日(2020.9.9)		イギリス国 ケーワイ 1 1 8 ジーアール スコットランド ダンファームライン エ ンタープライズ ウェイ カーネギー 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2019-5172(P2019-5172)の分 割	(74)代理人	100079049 弁理士 中島 淳
原出願日	平成26年5月2日(2014.5.2)	(74)代理人	100084995 弁理士 加藤 和詳
(65)公開番号	特開2021-3566(P2021-3566A)	(72)発明者	ヤーノ ヴァン ヘルムト 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
(43)公開日	令和3年1月14日(2021.1.14)	(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
審査請求日	令和2年9月9日(2020.9.9)		最終頁に続く
(31)優先権主張番号	1307990.0		
(32)優先日	平成25年5月2日(2013.5.2)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	英国(GB)		

(54)【発明の名称】 眼の網膜の距離の幾何学的測定値を判定する方法、非一時的なコンピュータ可読な記憶媒体、及び眼の網膜の距離の幾何学的測定値を判定する画像システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼の網膜の距離の幾何学的測定値を判定する方法であって、  
前記眼の前記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ステップと、  
前記網膜部分の前記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距離の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、前記網膜部分の前記2次元表示の前記第1の座標を、前記網膜部分の前記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、前記網膜部分の前記2次元表示の前記第2の座標を、前記網膜部分の前記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、  
前記網膜部分の前記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の座標を使用して、前記眼の前記網膜の前記距離の幾何学的測定値として、前記網膜部分の前記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の座標との間の最短距離を判定するステップと、  
前記判定された距離の幾何学的測定値をユーザに出力するステップと、を含み、  
前記判定された距離の幾何学的測定値が、前記2次元表示において表示され、  
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パラメータ化し、前記3次元表示の前記相当する座標の複数の中間点を計算し、前記相当する

座標の前記複数の中間点を使用して前記 2 次元表示において前記距離の幾何学的測定値を表示することにより、前記判定された距離の幾何学的測定値が前記 2 次元表示において表示される、方法。

【請求項 2】

前記網膜部分の前記 3 次元表示が球から成り、前記網膜部分の前記 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 の座標を使用して、前記眼の前記網膜の前記距離の幾何学的測定値として、前記球の前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の最短距離を判定する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記球の前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の前記最短距離が、前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の中心角に基づいて判定される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記球の前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の前記最短距離が、前記球の半径と、前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の前記中心角との積として計算される、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の前記中心角が、前記相当する第 1 の座標の第 1 経度と前記相当する第 2 の座標の第 2 経度との間の絶対差に基づく、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

前記相当する第 1 の座標と前記相当する第 2 の座標との間の前記中心角 が、以下の式を使用して計算され、

$$= \arccos(\sin \varphi_s \sin \varphi_f + \cos \varphi_s \cos \varphi_f \cos \Delta\lambda)$$

上記式において、 $\varphi_s$  は前記相当する第 1 の座標の緯度であり、 $\varphi_f$  は前記相当する第 2 の座標の緯度であり、 $\Delta\lambda$  は前記相当する第 1 の座標の前記第 1 経度と前記相当する第 2 の座標の前記第 2 経度との間の前記絶対差である、請求項 5 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 の座標との間の前記中心角 が、以下の式を使用して計算され、

【数 1】

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

上記式において、 $\varphi_s$  は前記相当する第 1 の座標の緯度であり、 $\varphi_f$  は前記相当する第 2 の座標の緯度であり、 $\Delta\lambda$  は前記相当する第 1 の座標の前記第 1 経度と前記相当する第 2 の座標の前記第 2 経度との間の前記絶対差である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

前記幾何学的再配置を抽出するステップが、前記網膜部分の前記 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含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記 2 次元表示を作成するのに使用される画像装置の光学的及び機械的特性によって、前記歪みが前記網膜部分の前記 2 次元表示の中に導入され、前記 2 次元表示における前記歪みの矯正を判定するステップが、前記画像装置の前記光学的及び機械的特性をモデル化す

10

20

30

40

50

るステップを含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記画像装置の前記光学的及び機械的特性をモデル化するステップが、

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

( i i ) 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させるステップと、

( i i i ) 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、

( i v ) 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使用して、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、

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

( 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前記期待値とを比較して、前記画像装置の眼の表示における歪みの矯正を判定するステップと、

を含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

光線に対する前記水平方向の走査角を判定するステップが、前記光線を生成するのに使用される前記画像装置の水平方向の走査要素の角度位置を確認するステップと、これを使用して前記光線に対する前記水平方向の走査角を計算するステップとを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

光線に対する前記画像システムの前記垂直方向の走査角を判定するステップが、前記光線を生成するのに使用される前記画像装置の垂直方向の走査要素の角度位置を確認するステップと、これを使用して前記光線に対する前記垂直方向の走査角を計算するステップとを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記眼のモデルの複数の非ゼロ凝視角について、前記画像装置の眼の表示における前記歪みの矯正を判定するステップを更に含む、請求項 9 ~ 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

前記 2 次元表示における前記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 次元表示を作成するのに使用される画像装置を使用し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、

前記ターゲットの前記計算された画像を前記ターゲットの前記歪んだ画像と比較して、前記画像装置の前記画像の歪みの矯正を判定するステップと、

を含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 15】

コンピュータ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記憶媒体であって、前記コンピュータプログラム命令が、プロセッサにより実行されると、前記プロセッサに請求項 1 ~ 14 の少なくとも一項に記載の方法を実施させる、非一時的なコンピュータ可読な記憶媒体。

【請求項 16】

眼の網膜の距離の幾何学的測定値を判定する画像システムであって、

前記眼の前記網膜の少なくとも一部の 2 次元表示を取得するように構成された、画像装置と、

プロセッサと、コンピュータプログラム命令を記憶するメモリであって、前記コンピュータプログラム命令が、前記プロセッサにより実行されると、前記プロセッサに請求項 1 ~

10

20

30

40

50

1.4の少なくとも一項に記載の方法を実施させるメモリと、  
を備える、画像システム。

【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。

【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、

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。

【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、

(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

10

20

30

40

50

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、  
 ( v i ) 複数のさらなる光線に関してステップ ( i i ) 乃至 ( v ) を繰り返すステップと、  
 ( 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認するステップと、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  
 を確認するステップと、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。

50

## 【0014】

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、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。

40

## 【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。

## 【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

50

ントの座標をマッピングするステップを具える。

【 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具える。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具える。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。

【 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、

$$= \arccos(\sin(s) \sin(f) + \cos(s) \cos(f) \cos(\Delta\lambda))$$

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、 $\Delta\lambda$  は、ポイント間の中心角で、 $s$ 、 $s$  及び  $f$ 、 $f$  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、 $\Delta\lambda$  をラジアンで与えられるポイント間の中心角とすると、 $d = r \Delta\lambda$  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、V i n c e n t y の式すなわち、

【 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、 $\Delta\lambda$  は、ポイント間の中心角で、 $s$ 、 $s$  及び  $f$ 、 $f$  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 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、 $\Delta\lambda$  をラジアンで与えられるポイント間の中心角とすると、 $d = r \Delta\lambda$  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

10

20

30

40

50

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、

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

を用いて測定される。

ここで、 $\text{haversin}(x) = \sin^2(x/2)$ 、 $x_1$ 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、 $i$ 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 $\text{mm}$ で与えられる場合、 $\text{mm}^2$ ）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

10

20

30

40

50



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。

10

【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。

【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、

30

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、

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の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

50

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。

【0042】

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、

のために使用し得る。

【0043】

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】

【0044】

【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】

【0045】

図1を参照すると、画像処理システムが、画像装置10、抽出要素26、測定値規定要素28、再配置要素30及び測定値判定要素32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。

【0046】

画像装置10は、検眼鏡を具える。検眼鏡は、ビーム光13を放射する光源12と、第1の走査要素14、第2の走査要素16、走査補償手段18及び走査伝達手段20を具える走査リレー要素と、を具える。第1の走査要素14は回転式ポリゴンミラーを具えており、第2の走査要素16は振動平面ミラーを具える。走査補償手段18は楕円ミラーを具えており、走査伝達手段20は非球面ミラーを具える。

【0047】

光源12は、入射ビーム光13を第1の走査要素14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18に作用し、そこから第2の走査要素16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20に作用し、第2の走査要素16が第1の焦点に設けられ、対象者の眼22が第2の焦点に設けられる。走査移動手段20に作用する第2の走査要素16からの入射ビームは眼22に向けられ、眼の網膜の一部に作用する。検眼鏡10の光源12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13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10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22の網膜の部分の表示を受け取るために、光源12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14、16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。

【0048】

図1及び図2を参照すると、画像装置10が、眼22の3次元網膜の一部の2次元表示を取得する（ステップ34）。抽出要素26が網膜部分の2次元表示を受け取り、これを

10

20

30

40

50

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36)。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認するステップと、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認するステップと、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、複数の対照的の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

50

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。

【0056】

網膜部分の2次元表示が、測定値規定要素28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38)。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。

【0057】

そして、再配置要素30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40)。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

【0058】

そして、測定値判定要素32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40)。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22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

【0059】

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、

$$d = r \arccos(\sin(\theta_s) \sin(\theta_f) + \cos(\theta_s) \cos(\theta_f) \cos(\Delta\phi))$$

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、 $\theta_s$  は、ポイント間の中心角で、 $\theta_s$   $\theta_s$  及び  $\theta_f$   $\theta_f$  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、 $\Delta\phi$  は、経度の絶対差である。

30

【0060】

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、 $\theta$  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。

【0061】

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。

40

【図面】

【図 1】

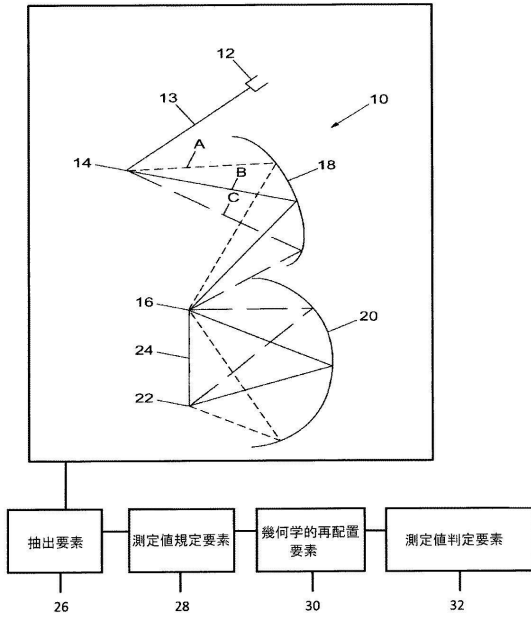


Fig. 1

【図 2】

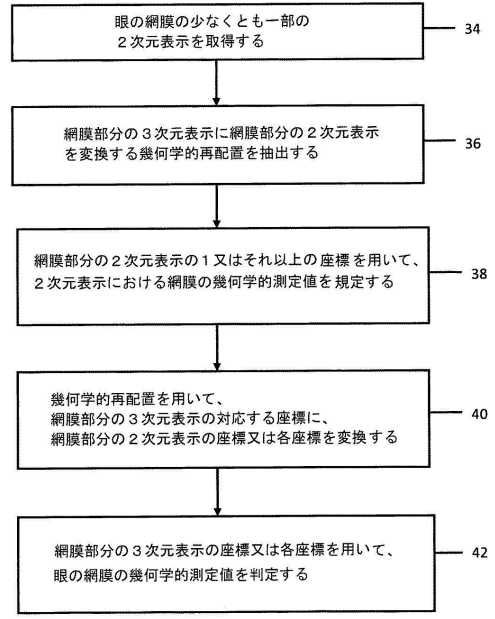


Fig. 2

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

1 エスユー , ラトクリフテラス 7 1 / 1 1

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特表 2 0 1 0 - 5 0 8 9 3 2 ( J P , A )

Barbara Dobler and Rolf Bendl , Precise modelling of the eye for proton therapy of intra-ocular tumours , PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY , INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING , 2002年02月21日 , Volume 47, Number 4 , 593-613

T. Vincentry , DIRECT AND INVERSE SOLUTIONS OF GEODESICS ON THE ELLIPSOID WITH APPLICATION OF NESTED EQUATIONS , SURVEY REVIEW , 1975年 , Volume 23, Issue 176 , 88-93

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8