(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5330256号
(P5330256)
(45)発行日　平成25年10月30日(2013.10.30)　(24)登録日　平成25年8月2日(2013.8.2)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 3/10 (2006.01)　A61B 3/10 R
A61B 3/12 (2006.01)　A61B 3/12 E

請求項の数 14　(全 14 頁)

(21)出願番号　特願2009-535783(P2009-535783)
(86)(22)出願日　平成19年11月1日(2007.11.1)
(65)公表番号　特表2010-508932(P2010-508932A)
(43)公表日　平成22年3月25日(2010.3.25)
(86)国際出願番号　PCT/GB2007/004185
(87)国際公開番号　WO2008/056110
(87)国際公開日　平成20年5月15日(2008.5.15)
審査請求日　平成22年10月4日(2010.10.4)
(31)優先権主張番号　0622325.9
(32)優先日　平成18年11月9日(2006.11.9)
(33)優先権主張国　英国(GB)

(73)特許権者　509012991
オプトス　ピーエルシー
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
(74)代理人　100116872
弁理士　藤田　和子
(72)発明者　アトキンソン　アラステアー
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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】眼の網膜の３次元画像を生成する方法及び装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法であって、
前記網膜の前記一部の２次元の画像を得るステップ、
前記網膜の前記一部のための３次元形状を決定するステップ、および
前記網膜の前記一部の３次元画像を生成するための、前記網膜の前記一部のための前記３次元形状を、前記２次元の画像の修正のために使用するステップ、を含み、
前記網膜の前記一部の２次元の画像は、前記網膜の前記一部の広視野の画像であることを特徴とし、さらに、
前記網膜の前記一部のための３次元形状を決定するステップは、
網膜全体の形状を割り当てるステップ、
前記網膜全体に関して前記網膜の前記一部の位置を同定するステップ、および
前記網膜の前記一部のための前記３次元形状を決定するために、割り当てられた前記網膜全体の形状および前記網膜の前記一部の位置を使用するステップ、を含み、
前記網膜全体の形状を割り当てるステップは、眼の形状に近い一般形状を選択し、前記網膜の少なくとも１つのパラメータを測定すること、前記眼の前記網膜全体の特定の形状を得るための前記一般形状を修正するために、前記少なくとも１つのパラメータを使用すること、および、前記特定の形状を前記網膜全体に割り当てること、を含み、
前記網膜全体に関して前記網膜の前記一部の位置を同定するステップは、
前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るために使用されるコリメート光

のパスを決定するステップ、および
前記コリメート光の前記パスが前記網膜全体の前記特定の形状と交差する位置を算出するステップ、とを含み、
前記コリメート光のパスを決定するステップは、
コリメート光のソースから前記網膜までの前記コリメート光の前記パスを算出することを含み、
前記コリメート光の前記パスの算出は、前記眼の水晶体によって生成される前記コリメート光の歪みを決定することを含む、方法。
【請求項２】
前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るステップは、前記網膜の前記一部の以前記録された画像を受信することを含む、請求項１に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。
【請求項３】
前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るステップは、コリメート光を用いて前記網膜の前記一部を走査することを含む、請求項１に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。
【請求項４】
前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像は、前記網膜の前記一部の前記３次元画像を生成するために、前記画像の一部を、前記網膜の前記一部のための前記３次元形状にマップすることによって修正される、請求項１～３のいずれか１項に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。
【請求項５】
請求項３または請求項４に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法であって、前記コリメート光を用いて前記網膜の前記一部を走査することは、
前記コリメート光のソース、第１の走査素子、第２の走査素子および走査補償器を用意すること、
見かけの点光源から２次元のコリメート光走査を供給するために、前記コリメート光の前記ソース、前記第１および第２の走査素子および前記走査補償器を協働して使用すること、
２つの焦点を有する走査切り替え装置を用意すること、
前記走査切り替え装置の第１の焦点に前記見かけの点光源を用意し、前記走査切り替え装置の前記第２の焦点に前記眼を配置すること、および
前記網膜の前記一部の２次元の広視野の画像を得るために、前記２次元のコリメート光走査を前記見かけの点光源から前記眼へ転送するため前記走査切り替え装置を使用すること、を含む方法。
【請求項６】
前記一般形状は楕円体であり、前記パラメータは前記網膜全体の長軸または短軸を含む、請求項１～５のいずれか１項に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。
【請求項７】
前記コリメート光の前記パスが前記網膜全体の前記特定の形状と交差する位置を算出するステップは、前記網膜全体の理想の位置に関連して前記網膜全体の位置を決定するさらなるステップを含む、請求項１～６のいずれか１項に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。
【請求項８】
前記コリメート光の前記パスの前記算出は、走査補償器によって生成される前記コリメート光の歪みを決定することを含む、請求項１～７のいずれか１項に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。
【請求項９】
前記コリメート光の前記パスの前記算出は、走査切り替え装置によって生成される前記

コリメート光の歪みを決定することを含む、請求項１～８のいずれか１項に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。

【請求項１０】

前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像は、複数の画素から成る、請求項１～９のいずれか１項に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。

【請求項１１】

前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像は、前記網膜の前記一部の前記３次元画像を生成するために、前記複数の画素を、前記網膜の前記一部のための前記３次元形状にマッピングすることによって修正される、請求項１０に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。

【請求項１２】

前記複数の画素の前記マッピングは、１つ以上の前記画素に含まれる補間画像データを含む、請求項１１に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法。

【請求項１３】

眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する装置であって、

前記網膜の前記一部の２次元の広視野の画像を提供するために適合した画像システム、

前記網膜の前記一部のための３次元形状を決定するために適合した３次元形状決定モジュール、および

前記網膜の前記一部の３次元画像を生成するための前記３次元形状を使用して、前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を修正するために適合した２次元画像修正モジュール、を含み、

前記網膜の前記３次元形状決定モジュールは、

網膜全体の形状の割り当て、

前記網膜全体に関する前記網膜の前記一部の位置の同定、および

前記網膜の前記一部のための前記３次元形状を決定するための、割り当てられた前記網膜全体の形状および前記網膜の前記一部の位置の使用、に適合し、

前記網膜全体の形状の割り当ては、眼の形状に近い一般形状を選択することおよび前記網膜の少なくとも１つのパラメータを測定すること、前記眼の前記網膜全体の特定の形状を得るための前記一般形状を修正するために、前記少なくとも１つのパラメータを使用すること、および、前記特定の形状を前記網膜全体に割り当てること、を含み、

前記網膜全体に関する前記網膜の前記一部の位置の同定は、

前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るために使用されるコリメート光のパスを決定すること、および

前記コリメート光の前記パスが前記網膜全体の前記特定の形状と交差する位置を算出すること、を含み、

前記コリメート光のパスを決定することは、コリメート光のソースから前記網膜までの前記コリメート光の前記パスを算出することを含み、

前記コリメート光の前記パスを算出することは、前記眼の水晶体によって生成される前記コリメート光の歪みを決定することを含む、装置。

【請求項１４】

請求項１３に記載の眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する装置であって、前記画像システムは、

コリメート光のソース

第１の走査素子

第２の走査素子および

走査補償器、を備え、

前記コリメート光のソース、前記第１，第２の走査素子および前記走査補償器は、見かけの点光源から走査する２次元のコリメート光を出力するために協働し

さらに、前記装置は、２つの焦点を有する走査切り替え装置を備え、前記見かけの点光源は前記走査切り替え装置の第１の焦点に設けられ、眼は、前記走査切り替え装置の第２

の焦点に配置され、前記走査切り替え装置は、前記網膜の前記一部の２次元画像を得るために、前記見かけの点光源から走査する２次元のコリメート光を前記眼へ切り替える、装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法およびその装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

眼底カメラおよび走査型検眼鏡は、眼の網膜の２次元画像を得る。これらの画像システムは、網膜の湾曲する球面を２次元画像に投影する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

これらのシステムから得られる画像は高品質である反面、眼の中心軸線の付近でのみ網膜の正確な画像を示すという点で限界がある。網膜の周辺付近の撮像された領域は、意味のある画像を得ることが困難な程度まで歪曲される。

【０００４】

疾患の診断および監視にとって、網膜の真の次元の特徴を観察することは重要である。例えば、眼科医は、癌腫瘍の大きさを査定したい場合があり、その成長をモニタしたい場合がある。このようなことを、網膜の２次元画像から達成するのは困難である。

【０００５】

本発明の目的は、上記の不利な点の１つ以上を取り除くかまたは緩和する、眼の網膜の３次元画像を生成する方法およびそれを実施するための装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の第１の態様によれば、眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する方法が提供され、その方法は以下のステップを含む：

前記網膜の前記一部の２次元の広視野の画像を得るステップ；

前記網膜の前記一部に対しての３次元形状を決定するステップ；および

前記網膜の前記一部の３次元画像を生成するために、前記２次元画像の修正のため前記網膜の前記一部の前記３次元形状を使用するステップ。

【０００７】

前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るステップは、前記網膜の前記一部の以前記録された画像を受信することを含む。

【０００８】

前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るステップは、コリメート光を用いて前記網膜の前記一部を走査することを含む。

【０００９】

好ましくは、前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像は、前記網膜の前記一部の前記３次元画像を生成するために、前記画像の一部を、前記網膜の前記一部に対しての前記３次元形状にマップすることによって修正される。

【００１０】

好ましくは、前記コリメート光を用いて前記網膜の前記一部を走査することは以下を含む：

前記コリメート光のソース、第１の走査素子、第２の走査素子および走査補償器を用意すること；

見かけの点光源から走査する２次元のコリメート光を出力するために、前記コリメート光の前記ソース、前記第１および第２の走査素子および前記走査補償器を協働して使用す

ること；
２つの焦点を有する走査切り替え装置を用意すること；
前記走査切り替え装置の第１の焦点に前記見かけの点光源を用意して、前記走査切り替え装置の前記第２の焦点に前記眼を適応すること；および
前記網膜の前記一部の２次元の広視野の画像を得るために、前記見かけの点光源から走査する２次元のコリメート光を前記眼へ切り替えるため前記走査切り替え装置を使用すること。
【００１１】
好ましくは、前記網膜の前記一部に対しての３次元形状を決定するステップは以下のステップを含む：
前記網膜全体の形状を割り当てるステップ；
前記網膜全体に対する前記網膜の前記一部の位置を確認するステップ；および
前記網膜の前記一部に対しての前記３次元形状を決定するために、前記網膜の前記一部の前記割り当てられた形状および前記位置を使用するステップ。
【００１２】
好ましくは、前記網膜全体の形状を割り当てるステップは、眼の形状に近い一般形状を選択することを含む。
【００１３】
好ましくは、前記網膜全体の形状を割り当てるステップは、前記網膜の少なくとも１つのパラメータを測定すること、前記眼の前記網膜全体の特定の形状を得るために、前記一般形状を修正するため前記少なくとも１つのパラメータを使用すること、および、前記特定の形状を前記網膜全体に割り当てることを含む。
【００１４】
好ましくは、前記一般形状は楕円体であり、前記パラメータは前記網膜全体の長軸または短軸を含むことができる。
【００１５】
好ましくは、前記網膜全体に対する前記網膜の前記一部の位置を確認するステップは以下のステップを含む：
前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を得るために、使用する前記コリメート光のパスを決定するステップ；および
前記コリメート光の前記パスが前記網膜全体の前記特定の形状と交差する位置を算出するステップ。
【００１６】
好ましくは、前記コリメート光の前記パスが前記網膜全体の前記特定の形状と交差する位置を算出するステップは、前記網膜全体の理想の位置に対して前記網膜全体の位置を決定するさらなるステップを含む。
【００１７】
好ましくは、前記コリメート光のパスを決定するステップは、コリメート光の前記ソースから前記網膜までの前記コリメート光の前記パスを算出することを含む。
【００１８】
好ましくは、前記コリメート光の前記パスの前記算出は、前記走査補償器によって生成される前記コリメート光の歪みを決定することを含む。
【００１９】
好ましくは、前記コリメート光の前記パスの前記算出は、前記走査切り替え装置によって生成される前記コリメート光の歪みを決定することを含む。
【００２０】
好ましくは、前記コリメート光の前記パスの前記算出は、前記眼の角膜によって生成される前記コリメート光の歪みを決定することを含む。
【００２１】
好ましくは、前記コリメート光の前記パスの前記算出は、前記眼の水晶体によって生成

される前記コリメート光の歪みを決定することを含む。
【００２２】
好ましくは、前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像は、複数の画素から成る。
【００２３】
好ましくは、前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像は、前記網膜の前記一部の前記３次元画像を生成するために、前記複数の画素を、前記網膜の前記一部に対しての前記３次元形状にマッピングすることによって修正される。
【００２４】
好ましくは、前記複数の画素をマッピングすることは、１つ以上の前記画素に含まれる補間画像データを含む。
【００２５】
本発明の第２の態様によれば、眼の網膜の少なくとも一部の３次元画像を生成する装置が提供され、その装置は以下を備える：
前記網膜の前記一部の２次元の広視野の画像を提供するのに適した画像システム；
前記網膜の前記一部に対しての３次元形状を決定するのに適した３次元形状決定モジュール；および
前記網膜の前記一部の３次元画像を生成するために、前記３次元形状を使用して、前記網膜の前記一部の前記２次元の広視野の画像を修正するのに適した３次元画像修正モジュール。
【００２６】
好ましくは、前記画像システムは以下を備える：
コリメート光のソース；
第１の走査素子；
第２の走査素子；および
走査補償器；
コリメート光の前記ソース、前記第１，第２の走査素子および前記走査補償器は、見かけの点光源から走査する２次元のコリメート光を出力するために協働し；
前記装置は、２つの焦点を有する走査切り替え装置をさらに備え、前記見かけの点光源は前記走査切り替え装置の第１の焦点に設けられ、前記走査切り替え装置の第２の焦点には眼が対応し、前記走査切り替え装置は、前記網膜の前記一部の２次元画像を得るために、前記見かけの点光源から走査する２次元のコリメート光を前記眼へ切り替える。
【００２７】
本発明の一実施形態が、ただ例示のために添付図面を参照して記述される。
【図面の簡単な説明】
【００２８】
【図１】図１は、走査型検眼鏡を備えた画像処理システムの光学的概略図であり、システムのコリメート光のソースから被験者の眼への入射経路を示す。
【図２】図２は、被験者の眼の角膜および水晶体に関連して、図１の画像処理システムの見かけの点光源の位置を詳細に示す、被験者の眼の線図である。
【図３】図３は、図１の画像処理システムから眼の網膜までのコリメート光　の経路を詳細に示す、被験者の眼の線図である。
【発明を実施するための形態】
【００２９】
図１を参照すると、画像システムは走査型検眼鏡１０を備え、走査型検眼鏡は、コリメート光１３を生成するコリメート光のソース１２、第１の走査素子１４、第２の走査素子１６、走査補償器１８、および走査切り替え装置２０を備える。
【００３０】
コリメート光のソース１２はレーザーであり、ソース１２から生成されるコリメート光１３はレーザービームである。第１の走査素子１４は高速回転するポリゴンミラー（多面

鏡）であり、第２の走査素子１６は低速振動する平面鏡である。ポリゴンミラー１４および振動平面鏡１６は、レーザービーム１３のラスタースキャンパターンの形態の２次元走査を生成するように調整される。

【００３１】

ポリゴンミラー１４は、複数の小面を有して、複数の第１の１次元走査を提供する。ポリゴンミラー１４の回転で、ポリゴンミラー１４の各小面はレーザービーム１３の垂直１次元走査を生成する。これはラスタースキャンパターンの垂直走査成分を形成する。図１は、ポリゴンミラー１４の１つの小側面が回転するにつれて生成される垂直１次元走査のレーザービーム１３のパスを示す。パスＡは、回転の開始時にポリゴンミラー１４から反射されるレーザービーム１３の例であり、パスＢは、回転の中間点でポリゴンミラー１４から反射されるレーザービーム１３の例であり、パスＣは、回転の終了時にポリゴンミラー１４から反射されるレーザービーム１３の例である。

【００３２】

振動平面鏡１６は、第２の１次元走査を提供する。平面鏡１６の振動で、鏡はレーザービーム１３の水平１次元走査を生成する。これはラスタースキャンパターンの水平走査成分を形成する。ポリゴンミラー１４および振動平面鏡１６は、このように協働して、ラスタースキャンパターンの形態の２次元走査を生成する。

【００３３】

走査補償器１８は、２つの焦点を有する楕円面鏡であり、スリットミラーと称される。しかしながら、走査補償器１８は、２つの焦点を有する代替の形状を有することができると理解されるべきである。ポリゴンミラー１４はスリットミラー１８の第１の焦点に置かれる、そして、振動平面鏡１６はスリットミラー１８の第２の焦点に置かれる。

【００３４】

走査切り替え装置２０は、２つの焦点を有する楕円面鏡の形態の非球面鏡であり、メインミラーと称される。しかしながら、走査切り替え装置２０は、２つの焦点を有する代替の形状を有することができると再び理解される。振動平面鏡１６は、メインミラー２０の第１の焦点にも置かれる。被験者の眼２２は、メインミラー２０の第２の焦点に置かれる。

【００３５】

レーザービーム１３は、従って、ポリゴンミラー１４、スリットミラー１８、振動平面鏡１６およびメインミラー２０を介して、被験者の眼２２へ伝達される。ポリゴンミラー１４、スリットミラー１８および振動平面鏡１６は、走査切り替え装置２０の第１の焦点に置かれる見かけの点光源から、上記のとおりのラスタースキャンパターンの形態でレーザービーム１３の２次元走査を提供するために、組み合わされる。メインミラー２０によって、レーザービーム１３の走査は振動平面鏡１６から被験者の眼２２まで結合される、そしてこれにより、被験者の眼の網膜の一部は、レーザービーム１３によって走査される。

【００３６】

レーザービーム１３の走査は、被験者の眼２２の網膜の一部から反射される、そして、走査型検眼鏡を通って元の方へ伝達される、そして、被験者の網膜の一部の画像を生成するために用いられる。走査型検眼鏡１０は、従って、網膜の一部の２次元の広視野の画像を得る。

【００３７】

走査補償器スリットミラー１８は、ポリゴンミラー１４から振動平面鏡１６へレーザービーム１３を伝達する。走査補償器スリットミラー１８は、レーザービーム１３を誤って被験者の眼の瞳孔に入れてしまうようないかなる変換成分も導入せずに、２点間の伝達を提供する。従って、レーザービーム１３は、見かけの点光源から来るように見える。

【００３８】

ポリゴンミラー１４がスリットミラー１８の第１の焦点に置かれるので、ポリゴンミラー１４からスリットミラー１８上への光の偏向角に関係なく、ポリゴンミラー１４からの

光は常にスリットミラー１８の第２の焦点を通って反射される。同様に、振動平面鏡１６がメインミラー２０の第１の焦点にも置かれるので、振動平面鏡１６からの光の偏向角に関係なく、振動平面鏡１６からの光は常にメインミラー２０の第２の焦点を通って反射される。被験者の眼２２がメインミラー２０の第２の焦点に置かれるので、レーザービーム１３のラスタースキャンパターンは被験者の眼２２の瞳孔を破壊せずに伝達される。

【００３９】

走査補償器スリットミラー１８は、走査角度増幅器としても作用する。ポリゴンミラー１４の各小面は、レーザービーム１３の垂直１次元走査を生成する、そして、レーザー光線の「ファン」から成る。これらの光線は、スリットミラー１８に進む。光線は、それから振動平面鏡１６で焦点にもたらされる。スリットミラー１８の偏心度に従って、走査角度が増幅される。上記の結果、走査型検眼鏡１０は、被験者の眼２２の網膜の一部を、眼の瞳孔の位置で測定して最高１５０度まで走査（例えば１２０度、１１０度、９０度、６０度、４０度）すること可能にさせ得る。走査型検眼鏡１０は、従って、網膜または網膜の一部の２次元の広視野の画像を得ることが可能である。

【００４０】

走査型検眼鏡１０によってできる被験者の眼２２の網膜の一部の２次元の広視野の画像は、走査型検眼鏡１０内および被験者の眼の中で発生する多くの歪みによって影響を受ける。

【００４１】

これらの歪みは、以下の通りに修正されることができる：

（ａ）走査型検眼鏡による歪み

上述したとおり、レーザー１３は、ポリゴンミラー１４、スリットミラー１８、振動平面鏡１６およびメインミラー２０を介して被験者の眼２２へ伝達される。ポリゴンミラー１４、スリットミラー１８および振動平面鏡１６は、見かけの点光源からラスタースキャンパターンの形態でレーザービーム１３の２次元走査を提供するために組み合わされる。

【００４２】

図１に示すように、レーザービーム１３は、スリットミラー１８およびメインミラー２０の長軸（すなわち、各ミラーの焦点を結んでいる線）方向全体に走査される。スリットミラー１８およびメインミラー２０のこの方向全体の走査は、ラスタースキャンパターンの垂直走査成分に歪みを導入する。この結果は、走査型検眼鏡１０から得られる画像が縦方向において歪まされるということである。

【００４３】

このように画像に導入される歪みは、走査型検眼鏡１０の数学モデルを作成することで測定されることができる。モデルは、走査型検眼鏡１０を通って伝播する、すなわち、コリメート光（レーザー１２）のソースから被験者の眼２２の網膜までの、歪みのないレーザービーム１３のパスを決定するために用いられることができる。

【００４４】

測定された、すなわち歪まされたレーザービーム１３のパスと、歪みのないレーザービームのパスとの差異は、スリットミラー１８およびメインミラー２０によってラスタースキャンパターンの垂直走査成分に導入される歪みを提供する。

【００４５】

一旦この歪みが決定されると、網膜像上のこの歪みの影響を実質的に除去するために、網膜像に修正を適用することができる。この歪みは走査型検眼鏡１０に特有であるので、同様の修正を走査型検眼鏡から得られるあらゆる画像に適用することができる。

【００４６】

２次元の広視野の網膜像に適用される修正の検証は、参照用画像（例えばグリッド）を撮像することによって確認されることができる。いかなる修正も適用されない走査型検眼鏡１０によって得られたグリッドの画像は、縦方向において歪んでいる。修正が適用された撮像されたグリッドは、実際のグリッドと実質的に同一に見える。

【００４７】

（ｂ）眼による歪み

上述したとおり、レーザービーム１３の２次元のラスタースキャンパターンは、被験者の眼２２の瞳孔を通して伝達される。これを達成するために、ラスタースキャンパターンの見かけの点光源は、メインミラー２０の第１の焦点に配置される、そして、眼の瞳孔は、メインミラー２０の第２の焦点に置かれる。これは、メインミラー２０の第１の焦点位置から被験者の眼２２の瞳孔の位置へ、見かけの点光源を動かすことと基本的に同様である。従って、見かけの点光源は、被験者の眼２２の瞳孔の位置にあると考えられることができる。図２に示すように、見かけの点光源２４は、被験者の眼２２の角膜２６と水晶体２８との間に位置する。

【００４８】

レーザービーム１３が被験者の眼２２に入るにつれて、レーザービームは被験者の眼２２の角膜２６および水晶体２８による屈折を受ける。これは、走査型検眼鏡１０から得られる画像に歪みをもたらす。歪みは、この場合、画像を垂直方向および水平方向の両方において歪ませる。歪みは、角膜２６および水晶体２８によるレーザービーム１３の屈折の組合せである。

【００４９】

画像に導入される歪みは、被験者の眼２２の数学モデルを作成することによって、そして、メインミラー２０から網膜までレーザービーム１３の歪みのないパスを決定することによって、決定されることができる。角膜２６を通る、そして、水晶体２８を通るレーザービーム１３のパスは、完全な２次元のラスタースキャンパターンを通じて決定される。

【００５０】

レーザービーム１３の歪みのないパスの決定は、角膜２６、水晶体２８、硝子体液３２および房水３２ａの屈折率の近似、そして、被験者の眼２２へのレーザービーム１３の入射角度の情報に基づく。

【００５１】

レーザービーム１３の歪みのないパスと、歪みのある測定されたパスとの差異は、走査型検眼鏡１０から得られる画像への、被験者の眼の角膜２６および水晶体２８によって導入される歪みを提供する。

【００５２】

一旦この歪みが決定されると、網膜像上のこの歪みの影響を実質的に除去するために、網膜像に修正を適用することができる。

【００５３】

上記は、走査型検眼鏡１０および被験者の眼２２の中で発生している歪みを考慮するために修正された２次元の広視野の網膜像が、どのようにして得られるのかについて記述する。この画像が、網膜の一部の３次元画像を作成するための基礎として使われることができる。

【００５４】

２次元の広視野の網膜像が一旦得られると、撮像される網膜の一部、すなわちレーザービーム１３によって走査される網膜の一部に対しての３次元形状を決定することが必要になる。

【００５５】

レーザービーム１３によって走査される網膜の一部の形状は、最初に、被験者の網膜全体に形状を割り当てることによって決定されることができる。概して、割り当てられる形状は一般の形状であり、そして、眼（例えば楕円体）の形状に近いことは既知である。被験者の眼の長軸および／または短軸を測定して、被験者の網膜全体に対しての特定の楕円体の形状を得るために、割り当てられた楕円体の形状を修正するため測定値を使用することによって、割り当てられた楕円体の形状は、その後、特定の楕円体の形状を被験者の網膜全体に提供するために修正されることができる。被験者の網膜全体に対しての特定の楕円体の形状は、従って、割り当てられた楕円体の修正された数学的方程式によって表されることができる。

【００５６】
被験者の網膜全体の形状が一旦決定されると、被験者の網膜全体に関してレーザービーム１３によって走査される網膜の一部の位置を確認することが必要になる。これは、レーザービーム１３の走査のパスを決定することによって、そして、レーザービーム１３と被験者の網膜全体に対しての特定の楕円体の形状との各交点の位置を算出することによって、達成されることができる。
【００５７】
レーザービーム走査と被験者の網膜との各交点の位置は、被験者の眼２２の範囲内でレーザービーム１３のパスの数学モデルを作成することによって算出されることができる。数学モデルは、割り当てられた楕円体の修正された数学的方程式を含む、すなわち、被験者の網膜全体に対しての特定の楕円体の形状を含む。被験者の眼２２の範囲内のレーザービーム１３の数学モデルは、被験者の眼２２の位置オフセット成分を含むこともでき、そしてそれは、被験者の眼２２の実際の位置と、走査型検眼鏡１０に対する被験者の眼の理想の位置との間の差異を表す。被験者の眼２２の実際の位置は、斑紋および視神経円板の位置を検出するために、デジタル画像解析を用いて得られることができる。これは、例えば、検眼鏡１０と関連して被験者の頭部の傾斜を考慮する。
【００５８】
図３は、走査型検眼鏡（図示せず）から被験者の眼への、そして網膜３０上への、レーザービーム１３のパスを例示する。角膜２６によるレーザービーム１３の屈折だけが例示された点に留意する必要があり、水晶体２８（図示せず）、房水３２および硝子体液３２ａによるレーザービーム１３の屈折は、明確にするため省略された。
【００５９】
レーザービーム１３は、ｚ軸（垂直）の方向に角度α_{out}で、そして、ｘ軸（水平）の方向に角度θ_{out}で、角膜２６を通って眼に入る。上記のとおり、レーザービーム１３は、角膜２６および水晶体２８によって屈折する。レーザー１３は、このように、ｚ軸（垂直）の方向に角度α_{in}で、そして、ｘ軸（水平）の方向に角度θ_{in}で、眼の硝子体液３２を通って前進する。１つの実施例が図３に示される。
【００６０】
レーザービームと被験者の網膜３０（Ｍとラベルがついた）との各交点の位置は、その後算出されることができる。算出は、ラスタースキャンパターンのための角度α_{in}およびθ_{in}についての情報、および、割り当てられた楕円体（すなわち被験者の網膜３０全体の特定の楕円体の形状）の修正された数学的方程式に基づく。完全なラスタースキャンを通じて、レーザービーム１３と被験者の網膜３０との各交点の位置は算出される。これは、被験者の網膜３０の全体に関してレーザービーム１３によって走査される網膜の一部の位置を決定する。
【００６１】
被験者の網膜３０全体の形状についての情報、および被験者の網膜３０全体と関連してレーザービーム１３によって走査される網膜の一部についての位置によって、網膜の一部の３次元形状は決定されることができる。
【００６２】
上記は、網膜の一部の２次元の広視野の画像を得る方法を記述する、そして、その画像が関連する網膜の一部に対しての３次元形状を決定する方法を記述する。一旦これらが既知になると、網膜の一部の３次元画像を生成することは可能である。
【００６３】
網膜の一部の２次元の広視野の画像を修正するために、網膜の一部に対しての３次元形状を用いることによって、網膜の一部の３次元画像は生成されることができる。網膜の一部の２次元の広視野の画像は、網膜の一部に対しての３次元形状に２次元画像の部分をマッピングすることによって、修正されることができる。すなわち、２次元画像の各部分について、画像の部分の位置は、３次元形状上の本来の対応する位置にマップされる。上記のとおり、ラスタースキャンパターンの角度α_{in}およびθ_{in}によって定義されるよう

に、３次元形状上の本来の位置は既知である。このように、生成される網膜の一部の３次元画像は、被験者の網膜３０の一部の正確な表現である。

【００６４】

本発明の方法は、以前の提案の不利な点を取り除くかまたは緩和する。網膜の一部の３次元画像は、網膜の一部の２次元の広視野の画像に基づく。上述のとおり、２次元画像は、単一のスキャンプロセスで得られて、網膜の（瞳孔の位置から測定して）最高１５０度をカバーすることができる。従って、３次元画像は、網膜３０の極めて大きな領域をカバーする「１枚」画像である。

【００６５】

さらにまた、網膜の一部の３次元画像は、網膜の特徴の絶対的な測定を容易にする。網膜の一部の３次元形状は既知であるので、網膜の２点（例えばM_1およびM_2）間の距離は容易に算出されることができる。このことは、例えば、癌腫瘍の大きさおよび成長が正確に決定できるように、疾患診断および監視のために極めて有益である。

【００６６】

また、網膜の撮像される一部の位置が被験者に特有の網膜モデルに関して算出されるので、網膜の撮像される一部の位置は被験者の網膜３０全体と関連して既知である。このことは、処置が網膜の正しい一部に適用され得ることを確実にするので、例えば、癌腫瘍の治療において極めて有益である。

【００６７】

上記への修正および改良は、本発明の範囲内においてなされることができる。

【００６８】

例えば、２次元の広視野の網膜像は、各画素が網膜の撮像される一部の３次元形状上の本来の対応する位置を有する、ピクセル化された画像でもよいことが理解されるべきである。ピクセル化された画像については、各画素は、３次元形状上の対応する位置にマップされることができる。しかしながら、処理を補助するために、より少ない数の「参照用」画素を３次元形状にマップして、「参照用」画素間に画像データを補間することは、可能である。

【００６９】

さらにまた、グラフィックディスプレイモジュールは、網膜の一部の３次元画像を受信することができて、網膜の一部の３次元画像をパンし、ズームし、回転させるために用いることができる。このことは、ユーザ（例えば眼科医）が多くの位置から画像を見ることができるので、特に役立つ。

【００７０】

また、網膜の一部の修正された２次元の広視野の画像は、３次元画像の基礎を形成するとして上述されたけれども、例えば走査型検眼鏡１０および／または被験者の眼２２によって導入される歪みが受け入れられる用途において、修正されてない２次元の広視野の画像を使用できることが理解されるべきである。

【００７１】

走査型検眼鏡１０、スリットミラー１８、メインミラー２０または被験者の眼２２によって導かれる歪みの任意の組合せに対する修正によっても、２次元画像は部分的に修正できることも理解されるべきである。

【００７２】

さらに、網膜の撮像される一部の３次元形状を有する２次元の広視野の画像を修正する場合に、走査型検眼鏡１０および被験者の眼２２によって導かれる歪みに対しての修正を適用できること、すなわち、２次元の広視野の網膜像の部分が３次元形状にマップされるときに、その修正は適用されることができ、従って網膜の修正された３次元画像を得ることが理解されるべきである。

【００７３】

また、網膜の一部の２次元の広視野の画像を得るステップ、および３次元画像を生成するためにこの画像を使用するステップに関して上述されたけれども、この方法は、例えば

網膜の以前記録された画像のような、網膜の一部の任意の広視野の画像にも適用できることが理解されるべきである。

【００７４】

さらに、レーザービーム１３のパスの決定は、角膜２６、水晶体２８、硝子体液３２および房水３２ａの屈折率の近似、およびレーザービーム１３の入射角度の情報に基づくものとして、上述されたけれども、この決定は、角膜２６および水晶体２８の表面形状を考慮に入れることもできることが理解されるべきである。これは、歪みのより正確な決定を提供する。さらに、角膜２６および水晶体２８の屈折率の一定の近似を使用する代わりに、決定は、レーザービームの入力角度の関数である屈折率を使用することができる。

【００７５】

また、網膜の一部の３次元画像は、網膜の一部の２次元画像を網膜の一部の３次元形状にマップすることによって得られるものとして、上述されたけれども、画像の一部分だけが３次元形状にマップされることができることが理解されるべきである。さらにまた、網膜の一部の３次元形状の一部分だけが決定されることができることが理解されるべきである。

【図１】

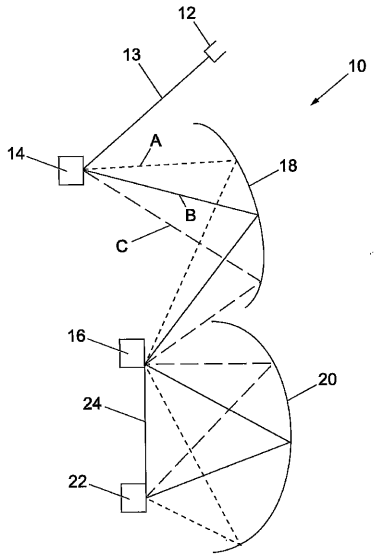


Fig. 1

【図２】

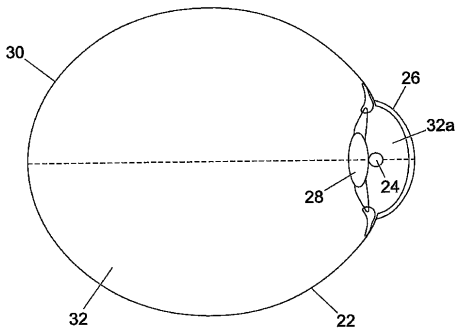


Fig. 2

【図３】

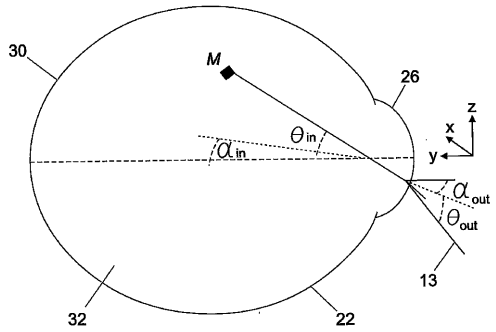


Fig. 3

フロントページの続き

(72)発明者　マゾ　クリストフ
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

審査官　九鬼　一慶

(56)参考文献　特開平０６－２４３２３２（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－０３４９２４（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－０３４９２５（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－２６１３７７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　３／１０
Ａ６１Ｂ　　３／１２