



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101534701 B

(45) 授权公告日 2011.06.15

(21) 申请号 200780041853.8

G06T 15/20(2011.01)

(22) 申请日 2007.11.01

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

US 5815242 A, 1998.09.29,

0622325.9 2006.11.09 GB

CN 1604753 A, 2005.04.06, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

P.-Y. Bondiau et al. Eye Reconstruction and CT-Retinography Fusion for Proton Treatment Planning of Ocular Diseases. 《CVRMed-MRCAS'97, first joint conference, computer vision, virtual reality and robotics in medicine and medical robotics and computer-assisted surgery proceedings》. 1997,

2009.05.11

(86) PCT申请的申请数据

Tae Eun Choe et al. Evaluation of 3-D shape reconstruction of retinal fundus. 《Medical image computing and computer-assisted intervention, Miccai 2006, lecture notes in computer science》. 2006, 第 4190 卷第 134-141 页.

PCT/GB2007/004185 2007.11.01

(87) PCT申请的公布数据

W02008/056110 EN 2008.05.15

(73) 专利权人 奥普托斯股份有限公司

地址 英国法夫

(72) 发明人 阿拉斯泰尔·艾金森

克里斯托弗·玛佐

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 陶贻丰 郑霞

审查员 孔祥云

(51) Int. Cl.

A61B 3/12(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

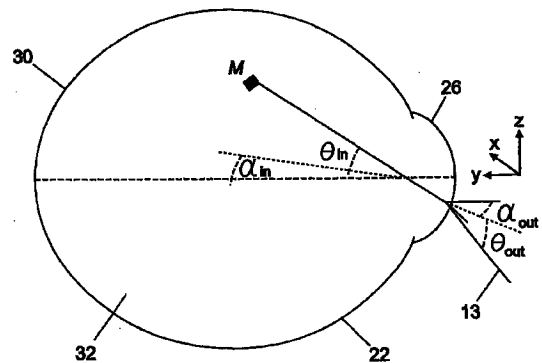
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

在视网膜扫描中或关于视网膜扫描的改进

(57) 摘要

提供了一种产生眼睛的视网膜的至少一部分的三维图像的方法和装置。该方法包括：获得所述视网膜的所述部分的两维宽场图像；确定所述视网膜的所述部分的三维形状；以及使用所述视网膜的所述部分的三维形状来修正所述两维图像，以产生所述视网膜的所述部分的三维图像。该装置包括：成像系统，其适合于提供所述视网膜的所述部分的两维宽场图像；三维形状确定模块，其适合于确定所述视网膜的所述部分的三维形状；以及两维图像修正模块，其适合于使用所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像，以产生所述视网膜的所述部分的三维图像。



1. 一种产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法,所述方法包括以下步骤:

获得所述视网膜的所述部分的两维图像;

确定所述视网膜的所述部分的三维形状;以及

使用所述视网膜的所述部分的所述三维形状来修正所述两维图像,以产生所述视网膜的所述部分的三维图像,

所述方法的特征在于,

所述视网膜的所述部分的所述两维图像是所述视网膜的所述部分的两维宽场图像,以及

确定所述视网膜的所述部分的所述三维形状的步骤包括以下步骤:

给所述视网膜的整体指定形状;

识别所述视网膜的所述部分相对于所述视网膜的所述整体的位置;以及

使用所指定的形状和所述视网膜的所述部分的所述位置来确定所述视网膜的所述部分的所述三维形状,以及

其中给所述视网膜的所述整体指定形状的步骤包括:选择近似于眼睛 (22) 的形状的一般形状并测量所述视网膜的至少一个参数,使用所述至少一个参数来修正所述一般形状以获得所述眼睛的所述视网膜的所述整体的特定形状,并给所述视网膜的所述整体指定所述特定形状,以及

其中识别所述视网膜的所述部分相对于所述视网膜的所述整体的所述位置的步骤包括:

确定用于获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像的准直光 (13) 的路径;以及

计算所述视网膜的所述整体的所述特定形状与所述准直光 (13) 的所述路径的交点的位置,以及

其中确定所述准直光 (13) 的所述路径的步骤包括计算所述准直光 (13) 从准直光的源 (12) 到所述视网膜的所述路径,以及

其中计算所述准直光 (13) 的所述路径的步骤包括确定由所述眼睛 (22) 的角膜和 / 或由所述眼睛 (22) 的晶状体 (28) 产生的所述准直光 (13) 的失真。

2. 如权利要求 1 所述的产生眼睛的视网膜的至少一部分的三维图像的方法,其中获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像的步骤包括使用准直光 (13) 扫描所述视网膜的所述部分,以及其中扫描所述视网膜的所述部分包括:

提供所述准直光的源 (12)、第一扫描元件 (14)、第二扫描元件 (16) 和扫描补偿器 (18);

结合地使用所述准直光的所述源 (12)、所述第一扫描元件 (14)、所述第二扫描元件 (16) 和所述扫描补偿器 (18) 来提供来自明点源的两维准直光扫描;

提供具有两个焦点的扫描传递设备 (20);

在所述扫描传递设备 (20) 的第一焦点处设置所述明点源,并将所述眼睛 (22) 安排在所述扫描传递设备 (20) 的第二焦点处;以及

使用所述扫描传递设备 (20) 来将所述两维准直光扫描从所述明点源传递到所述眼睛

(22), 以获得所述视网膜的所述部分的两维宽场图像。

3. 如权利要求 1 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中通过将所述两维宽场图像的一部分映射到所述视网膜的所述部分的所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像, 以产生所述视网膜的所述部分的所述三维图像。

4. 如权利要求 1 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中计算所述准直光 (13) 的所述路径与所述视网膜的所述整体的所述特定形状的交点的位置的步骤还包括以下步骤: 确定所述视网膜的所述整体相对于所述视网膜的所述整体的理想位置的位置。

5. 如权利要求 1 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中计算所述准直光 (13) 的所述路径的步骤包括确定由扫描补偿器 (18) 产生的所述准直光 (13) 的失真。

6. 如权利要求 1 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中计算所述准直光 (13) 的所述路径的步骤包括确定由扫描传递设备 (20) 产生的所述准直光 (13) 的失真。

7. 如权利要求 1 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像包括多个像素。

8. 如权利要求 7 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中通过将所述多个像素映射到所述视网膜的所述部分的所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像, 以产生所述视网膜的所述部分的所述三维图像。

9. 如权利要求 8 所述的产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的方法, 其中映射所述多个像素的步骤包括内插包含在一个或多个所述像素中的图像数据。

10. 一种用于产生眼睛 (22) 的视网膜的至少一部分的三维图像的装置, 所述装置包括:

成像系统 (10), 其适合于提供所述视网膜的所述部分的两维宽场图像;

三维形状确定模块, 其适合于确定所述视网膜的所述部分的三维形状; 以及

两维图像修正模块, 其适合于使用所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像, 以产生所述视网膜的所述部分的三维图像,

其中所述三维形状确定模块适合于:

给所述视网膜的整体指定形状;

识别所述视网膜的所述部分相对于所述视网膜的所述整体的位置; 以及

使用所指定的形状和所述视网膜的所述部分的所述位置来确定所述视网膜的所述部分的所述三维形状, 以及

其中给所述视网膜的所述整体指定形状包括: 选择近似于眼睛 (22) 的形状的一般形状并测量所述视网膜的至少一个参数, 使用所述至少一个参数来修正所述一般形状以获得所述眼睛的所述视网膜的所述整体的特定形状, 并给所述视网膜的所述整体指定所述特定形状, 以及

其中识别所述视网膜的所述部分相对于所述视网膜的所述整体的所述位置包括:

确定用于获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像的准直光 (13) 的路径; 以

及

计算所述准直光 (13) 的所述路径与所述视网膜的所述整体的所述特定形状的交点的位置, 以及

其中确定所述准直光 (13) 的所述路径包括计算所述准直光 (13) 从准直光的源 (12) 到所述视网膜的所述路径, 以及

其中所述计算所述准直光 (13) 的所述路径包括确定由所述眼睛 (22) 的角膜和 / 或由所述眼睛 (22) 的晶状体 (28) 产生的所述准直光 (13) 的失真。

11. 如权利要求 10 所述的产生眼睛的视网膜的至少一部分的三维图像的装置, 其中所述成像系统 (10) 包括:

准直光源 (12);

第一扫描元件 (14);

第二扫描元件 (16); 以及

扫描补偿器 (18);

其中所述准直光源 (12)、所述第一扫描元件 (14)、所述第二扫描元件 (16) 和所述扫描补偿器 (18) 结合来提供来自明点源的两维准直光扫描;

所述装置进一步包括扫描传递设备 (20), 其中所述扫描传递设备 (20) 具有两个焦点, 且所述明点源被设置在所述扫描传递设备 (20) 的第一焦点处, 且眼睛 (22) 被安排在所述扫描传递设备 (20) 的第二焦点处, 以及其中所述扫描传递设备 (20) 将所述两维准直光扫描从所述明点源传递到所述眼睛 (22) 中, 以获得所述视网膜的所述部分的两维宽场图像。

在视网膜扫描中或关于视网膜扫描的改进

技术领域

[0001] 本发明涉及产生眼睛的视网膜的至少一部分的三维图像的方法及其装置。

背景技术

[0002] 眼底照相机和扫描检眼镜获得眼睛的视网膜的两维图像。这些成像系统将视网膜的弯曲球面投影在两维图像上。

[0003] 虽然从这些系统获得的图像具有高的质量,但它们被限制,因为它们只显示在眼睛的中央轴线周围的视网膜的精确图像。在外围视网膜周围的成像区域被倾斜到这样的程度,使得获得有意义的图像很难。

[0004] 对于疾病诊断和监控来说观察视网膜特征的真实尺寸很重要。例如,眼科医师可能希望估计癌症肿瘤的大小,并可能希望监控其生长。这难以使用视网膜的两维图像来实现。

[0005] 发明概述

[0006] 本发明的目的是提供产生眼睛的视网膜的三维图像的方法和用于实现其的装置,该方法和装置消除或减轻了上面提到的一个或多个缺点。

[0007] 根据本发明的第一方面,提供了一种产生眼睛的视网膜的至少一部分的三维图像的方法,其包括以下步骤:

[0008] 获得所述视网膜的所述部分的两维宽场图像;

[0009] 确定所述视网膜的所述部分的三维形状;

[0010] 使用所述视网膜的所述部分的三维形状来修正所述两维图像,以产生所述视网膜的所述部分的三维图像。

[0011] 获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像的步骤可包括接收以前记录的所述视网膜的所述部分的图像。

[0012] 获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像的步骤可包括使用准直光(collimated light)扫描所述视网膜的所述部分。

[0013] 优选地,通过将所述图像的一部分映射到所述视网膜的所述部分的所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像,以产生所述视网膜的所述部分的所述三维图像。

[0014] 优选地,使用所述准直光扫描所述视网膜的所述部分包括:

[0015] 提供所述准直光的源、第一扫描元件、第二扫描元件和扫描补偿器;

[0016] 结合地使用所述准直光的实施源、所述第一扫描元件、所述第二扫描元件和所述扫描补偿器来提供来自明点源的两维准直光扫描;

[0017] 提供具有两个焦点的扫描传递设备(scan transfer device);

[0018] 在所述扫描传递设备的第一焦点处设置所述明点源,并将所述眼睛安排在所述扫描传递设备的第二焦点处;以及

[0019] 使用所述扫描传递设备来将所述两维准直光扫描从所述明点源传递到所述眼睛,

以获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像。

[0020] 优选地,确定所述视网膜的所述部分的所述三维形状的步骤包括步骤:

[0021] 给所述视网膜的整体指定形状;

[0022] 识别所述视网膜的所述部分相对于所述视网膜的所述整体的位置;以及

[0023] 使用所述指定的形状和所述视网膜的所述部分的所述位置来确定所述视网膜的所述部分的所述三维形状。

[0024] 优选地,给所述视网膜的所述整体指定形状的步骤包括选择近似于眼睛的形状的一般形状。

[0025] 优选地,给所述视网膜的所述整体指定形状的步骤包括测量所述视网膜的至少一个参数,使用所述至少一个参数来修正所述一般形状以获得所述眼睛的所述视网膜的所述整体的特定形状,并给所述视网膜的所述整体指定所述特定形状。

[0026] 优选地,所述一般形状是椭圆体,且所述参数可包括所述视网膜的所述整体的长轴或短轴。

[0027] 优选地,识别所述视网膜的所述部分相对于所述视网膜的所述整体的所述位置的步骤包括:

[0028] 确定用于获得所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像的所述准直光的路径;以及

[0029] 计算所述准直光的所述路径与所述视网膜的所述整体的所述特定形状的交点的位置。

[0030] 优选地,计算所述准直光的所述路径与所述视网膜的所述整体的所述特定形状的交点的位置的步骤包括进一步的步骤:确定所述视网膜的所述整体相对于所述视网膜的所述整体的理想位置的位置。

[0031] 优选地,确定所述准直光的所述路径的步骤包括计算所述准直光从准直光的所述源到所述视网膜的所述路径。

[0032] 优选地,计算所述准直光的所述路径的所述步骤包括确定由所述扫描补偿器产生的所述准直光的失真。

[0033] 优选地,计算所述准直光的所述路径的所述步骤包括确定由所述扫描传递设备产生的所述准直光的失真。

[0034] 优选地,计算所述准直光的所述路径的所述步骤包括确定由所述眼睛的角膜产生的所述准直光的失真。

[0035] 优选地,计算所述准直光的所述路径的所述步骤包括确定由所述眼睛的晶状体产生的所述准直光的失真。

[0036] 优选地,所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像包括多个像素。

[0037] 优选地,通过将所述多个像素映射到所述视网膜的所述部分的所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像,以产生所述视网膜的所述部分的所述三维图像。

[0038] 优选地,映射所述多个像素的所述步骤包括内插包含在一个或多个所述像素中的图像数据。

[0039] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于产生眼睛的视网膜的至少一部分的三维

图像的装置,其包括:

- [0040] 成像系统,其适合于提供所述视网膜的所述部分的两维宽场图像;
- [0041] 三维形状确定模块,其适合于确定所述视网膜的所述部分的三维形状;以及
- [0042] 两维图像修正模块,其适合于使用所述三维形状来修正所述视网膜的所述部分的所述两维宽场图像,以产生所述视网膜的所述部分的三维图像。
- [0043] 优选地,所述成像系统包括:
- [0044] 准直光源;
- [0045] 第一扫描元件;
- [0046] 第二扫描元件;以及
- [0047] 扫描补偿器;
- [0048] 其中所述准直光源、所述第一扫描元件、所述第二扫描元件和所述扫描补偿器结合起来提供来自明点源的两维准直光扫描;
- [0049] 所述装置进一步包括扫描传递设备,其中所述扫描传递设备具有两个焦点,且所述明点源被设置在所述扫描传递设备的第一焦点处,且眼睛被安排在所述扫描传递设备的第二焦点处,以及其中所述扫描传递设备将所述两维准直光扫描从所述明点源传递到所述眼睛,以获得所述视网膜的所述部分的两维图像。
- [0050] 附图简述
- [0051] 现在参考附图,仅作为例子描述本发明的实施方式,其中:
- [0052] 图 1 是包括扫描检眼镜的成像系统的光学示意图,并指示从系统的准直光源到受验对象眼睛的入射路径;
- [0053] 图 2 是受验对象眼睛的图示,其详述了图 1 的成像系统的明点源相对于受验对象眼睛的角膜和晶状体的位置;以及
- [0054] 图 3 是受验对象眼睛的图示,其详述了从图 1 的成像系统到眼睛的视网膜的准直光的路径。

具体实施方式

- [0055] 参考图 1,成像系统包括扫描检眼镜 10,扫描检眼镜 10 又包括产生准直光 13 的准直光源 12、第一扫描元件 14、第二扫描元件 16、扫描补偿器 18 和扫描传递设备 20。
- [0056] 准直光源 12 是激光器,而源 12 所产生的准直光 13 是激光束。第一扫描元件 14 是高速旋转多面反射镜,而第二扫描元件 16 是慢速振荡平面反射镜。多面反射镜 14 和振荡平面反射镜 16 布置成产生激光束 13 的以光栅扫描模式的形式两维扫描。
- [0057] 多面反射镜 14 具有多个小平面并提供多个第一一维扫描。当多面反射镜 14 旋转时,多面反射镜 14 的每个小平面产生激光束 13 的垂直一维扫描,其形成光栅扫描模式的垂直扫描分量。图 1 示出了随着多面反射镜 14 的一个小平面旋转,激光束 13 在该小平面产生的垂直一维扫描中的路径。路径 A 是在旋转开始时从多面反射镜 14 反射的激光束 13 的例子;路径 B 是在旋转的中点处从多面反射镜 14 反射的激光束 13 的例子;以及路径 C 是在旋转结束时从多面反射镜 14 反射的激光束 13 的例子。
- [0058] 振荡平面反射镜 16 提供第二一维扫描。当平面反射镜 16 振荡时,该反射镜产生激光束 13 的水平一维扫描,其形成光栅扫描模式的水平扫描分量。多面反射镜 14 和振荡

平面反射镜 16 因此一起产生以光栅扫描模式的形式两维扫描。

[0059] 扫描补偿器 18 是具有两个焦点的椭球面反射镜,并称为狭缝反射镜。然而应认识到,扫描检眼镜 18 可以为具有两个焦点的可选的形式。多面反射镜 14 位于狭缝反射镜 18 的第一焦点处,而振荡平面反射镜 16 位于狭缝反射镜 18 的第二焦点处。

[0060] 扫描传递设备 20 是具有两个焦点的以椭球面反射镜形式的并被称为主反射镜的非球面反射镜。然而应再次认识到,扫描传递设备 20 可为具有两个焦点的可选的形式。振荡平面反射镜 16 也位于主反射镜 20 的第一焦点处。受验对象眼睛 22 位于主反射镜 20 的第二焦点处。

[0061] 激光束 13 因此通过多面反射镜 14、狭缝反射镜 18、振荡平面反射镜 16 和主反射镜 20 被传送到受验对象眼睛 22。多面反射镜 14、狭缝反射镜 18 和振荡平面反射镜 16 结合起来从位于扫描传递设备 20 的第一焦点处的明点源提供激光束 13 的以如上所述的光栅扫描模式的形式两维扫描。激光束 13 的扫描通过主反射镜 20 从振荡平面反射镜 16 耦合到受验对象眼睛 22,由此,受验对象眼睛的视网膜的一部分被激光束 13 扫描。

[0062] 激光束 13 的扫描从受验对象 22 的视网膜的该部分反射,通过扫描检眼镜传送回来,并用于产生受验对象视网膜的该部分的图像。扫描检眼镜 10 因此获得视网膜的该部分的两维宽场图像。

[0063] 扫描补偿器狭缝反射镜 18 将激光束 13 从多面反射镜 14 传递到振荡平面反射镜 16。扫描补偿器狭缝反射镜 18 提供点到点传递,而没有引入任何位移分量,位移分量将造成激光束 13 不能进入受验对象眼睛的瞳孔。因此,激光束 13 呈现为来自明点源。

[0064] 因为多面反射镜 14 位于狭缝反射镜 18 的第一焦点处,来自多面反射镜 14 的光将总被反射通过狭缝反射镜 18 的第二焦点,而不管来自多面反射镜 14 的光到狭缝反射镜 18 上的反射角如何。类似地,因为振荡平面反射镜 16 也位于主反射镜 20 的第一焦点处,来自振荡平面反射镜 16 的光将总被反射通过主反射镜 20 的第二焦点,而不管来自振荡平面反射镜 16 的光的反射角如何。因为受验对象眼睛 22 位于主反射镜 20 的第二焦点处,激光束 13 的光栅扫描模式没有中断地被传输通过受验对象眼睛 22 的瞳孔。

[0065] 扫描补偿器狭缝反射镜 18 也充当扫描角放大器。多面反射镜 14 的每个小平面产生激光束 13 的垂直一维扫描,构成“展开的”激光光线。这些光线传播到狭缝反射镜 18。光线接着被带到位于振荡平面反射镜 16 处的焦点。根据狭缝反射镜 18 的偏心率,将存在扫描角放大。作为上面内容的结果,在眼睛的瞳孔点处测量,扫描检眼镜 10 能够对受验对象眼睛 22 的视网膜的部分产生高达 150 度的扫描,例如 120 度、110 度、90 度、60 度、40 度。扫描检眼镜 10 因此能够获得视网膜或视网膜的一部分的两维宽场图像。

[0066] 由扫描检眼镜 10 产生的受验对象眼睛 22 的视网膜的该部分的两维宽场图像受出现在扫描检眼镜 10 和受验对象眼睛内的很多失真的影响。

[0067] 这些失真可被如下校正:

[0068] (a) 扫描检眼镜失真

[0069] 如上所述,激光束 13 通过多面反射镜 14、狭缝反射镜 18、振荡平面反射镜 16 和主反射镜 20 被传送到受验对象眼睛 22。多面反射镜 14、狭缝反射镜 18 和振荡平面反射镜 16 结合起来从明点源提供激光束 13 的以光栅扫描模式的形式两维扫描。

[0070] 如图 1 所示,激光束 13 在狭缝反射镜 18 和主反射镜 20 的长轴(即,对于每个反

射镜,连接反射镜的焦点的线)的方向上被扫描过狭缝反射镜 18 和主反射镜 20。在该方向上扫描过狭缝反射镜 18 和主反射镜 20,将失真引入到光栅扫描模式的垂直扫描分量中。其影响是,从扫描检眼镜 10 获得的图像在垂直方向上倾斜。

[0071] 被引入图像中的失真因此可通过创建扫描检眼镜 10 的数学模型来确定。该模型可用于确定激光束 13 在通过扫描检眼镜 10 传播时的未失真路径,即,从振荡光源(激光器 12)到受验对象眼睛 22 的视网膜。

[0072] 激光束 13 的被测量的路径,即,失真路径,与激光束的未失真路径之间的差异提供了由狭缝反射镜 18 和主反射镜 20 引入到光栅扫描模式的垂直扫描分量的失真。

[0073] 一旦确定了该失真,就可对视网膜图像应用校正,以实质上去除该失真对视网膜图像的影响。因为该失真是扫描检眼镜 10 特有的,可对从其获得的每个图像应用相同的校正。

[0074] 通过对参考图像(例如栅格)成像可确认应用于两维宽场视网膜图像的校正的验证。在没有应用任何校正的情况下由扫描检眼镜 10 获得的栅格的图像将在垂直方向上失真。应用上述校正,图像栅格将实质上呈现为与实际栅格一样。

[0075] (b) 眼失真

[0076] 如上所述,激光束 13 的两维光栅扫描模式通过受验对象眼睛 22 的瞳孔传输。为了实现此目的,光栅扫描模式的明点源位于主反射镜 20 的第一焦点处,而眼睛的瞳孔位于主反射镜 20 的第二焦点处。这本质上与将明点源从主反射镜 20 的第一焦点转移到受验对象眼睛 22 的瞳孔点相同。因此,明点源可被认为位于受验对象眼睛 22 的瞳孔点处。如图 2 所示,明点源 24 位于受验对象眼睛 22 的角膜 26 和晶状体 28 之间。

[0077] 当激光束 13 进入受验对象眼睛 22 时,它经受验对象眼睛 22 的角膜 26 和晶状体 28 的折射。这将失真引入到从扫描检眼镜 10 获得的图像中。这种情况下的失真使图像在垂直和水平方向上都失真。该失真是激光束 13 被角膜 26 和晶状体 28 折射的组合。

[0078] 通过创建受验对象眼睛 22 的数学模型并确定激光束 13 从主反射镜 20 到视网膜的未失真路径,可确定被引入图像的失真。激光束 13 通过角膜 26 并通过晶状体 28 的路径在完整的两维光栅扫描模式上确定。

[0079] 确定激光束 13 的未失真路径基于对角膜 26、晶状体 28、玻璃体液 32 和房水 32a 的折射率的近似并知道激光束 13 进入受验对象眼睛 22 的入射角。

[0080] 激光束 13 的未失真路径和失真路径或被测量的路径之间的差异提供了由受验对象眼睛的角膜 26 和晶状体 28 引入到从扫描检眼镜 10 获得的图像的失真。

[0081] 一旦确定了该失真,就可对视网膜图像应用校正,以实质上去除该失真对视网膜图像的影响。

[0082] 上面描述了可如何获得两维宽场视网膜图像,该图像被校正以将在扫描检眼镜 10 和受验对象眼睛 22 内出现的失真考虑进来。该图像可用作基础来产生视网膜的一部分的三维图像。

[0083] 一旦获得了两维宽场视网膜图像,就需要确定视网膜的成像部分的三维形状,即,由激光束 13 扫描的视网膜的部分的三维形状。

[0084] 由激光束 13 扫描的视网膜的部分的形状可通过首先给受验对象视网膜的整体指定形状来确定。通常,所指定的形状是已知的接近于眼睛形状的一般形状,例如椭圆柱。

所指定的椭圆柱体形状可接着被通过以下方式修正以提供受验对象视网膜的整体的特定的椭圆柱体形状:测量受验对象眼睛的长轴和 / 或短轴并使用该测量结果来修正所指定的椭圆柱体形状,以获得受验对象视网膜的整体的特定的椭圆柱体形状。受验对象视网膜的整体的特定的椭圆柱体形状因此可由所指定的椭圆柱体的修改的数学方程来表示。

[0085] 一旦确定了受验对象视网膜的整体的特定的形状,就需要识别被激光束 13 扫描的视网膜的该部分相对于受验对象视网膜的整体的位置。这可通过确定激光束 13 的扫描的路径并计算激光束 13 与受验对象视网膜的整体的特定的椭圆柱体形状在每个交点的位置来实现。

[0086] 通过创建激光束 13 在受验对象眼睛 22 内的路径的数学模型可计算激光束扫描和受验对象视网膜的每个交点的位置。该数学模型包括所指定的椭圆柱体的修改的数学方程,即,包括受验对象视网膜的整体的特定的椭圆柱体形状。激光束 13 在受验对象眼睛 22 内的数学模型也可包括受验对象 22 的位置偏移分量,其表示相对于扫描检眼镜 10,受验对象眼睛 22 的实际位置和受验对象眼睛 22 的理想位置之间的差异。使用数字图像分析来检测黄斑和视神经盘的位置,由此,可获得受验对象眼睛 22 的实际位置。这将例如受验对象头部相对于检眼镜 10 的倾斜考虑进来。

[0087] 图 3 示出激光束 13 从扫描检眼镜(未示出)进入受验对象眼睛并到达视网膜 30 的路径。应注意,只示出了角膜 26 对激光束 13 的折射,为了清楚起见,省略了晶状体 28(未示出)、房水 32 和玻璃体液 32a 对激光束 13 的折射。

[0088] 激光束 13 以与 z 轴(垂直)方向成角 α_{out} 以及与 x 轴(水平)方向成角 θ_{out} 而通过角膜 26 进入眼睛。激光束 13 被角膜 26 和晶状体 28 折射,如上所述。激光束 13 因此以与 z 轴(垂直)方向成角 α_{in} 以及与 x 轴(水平)方向成角 θ_{in} 而通过眼睛的玻璃体液 32 前进。图 3 示出其的一个例子。

[0089] 可接着计算被标为 M 的、激光束和受验对象视网膜 30 的每个交点的位置。该计算基于知道光栅扫描模式的角 α_{in} 和 θ_{in} 以及所指定的椭圆柱体的修改的数学模型,即,受验对象视网膜 30 的整体的特定的椭圆柱体形状。可计算激光束 13 和受验对象视网膜 30 在整个光栅扫描上的每个交点的位置。这确定由激光束 13 扫描的视网膜的部分相对于受验对象视网膜 30 的整体的位置。

[0090] 对受验对象视网膜 30 的整体的形状的了解以及由激光束 13 扫描的视网膜的该部分相对于受验对象视网膜 30 的整体的位置的了解使得确定视网膜的该部分的三维形状成为可能。

[0091] 上面描述了获得视网膜的一部分的两维宽场图像的方法和确定与该图像有关的视网膜的该部分的三维形状的方法。一旦这些是已知的,就可能产生视网膜的该部分的三维图像。

[0092] 视网膜的该部分的三维图像可通过使用视网膜的该部分的三维形状修正视网膜的该部分的两维宽场图像来产生。可通过将两维图像的部分映射到视网膜的该部分的三维形状来修正视网膜的该部分的两维宽场图像。也就是说,对于两维图像的每个部分,该图像的这个部分的位置被映射到其在三维形状上的相应的原位置。在三维形状上的原位置是已知的,因为它们由光栅扫描模式的角 α_{in} 和 θ_{in} 定义,如上所述。这样产生的视网膜的该部分的三维图像是受验对象视网膜 30 的该部分的准确表示。

[0093] 本发明的方法消除或减轻了先前提议的缺点。视网膜的部分的三维图像是基于视网膜的该部分的两维宽场图像。如上所述,两维图像在单个扫描过程中获得,并可覆盖视网膜的高达 150 度(从瞳孔点测量)。因此,三维图像是覆盖视网膜 30 的非常大区域的“一片”图像。

[0094] 而且,视网膜的部分的三维图像便于视网膜特征的绝对测量。因为视网膜的该部分的三维形状是已知的,可容易计算两个视网膜点(例如 M_1 和 M_2)之间的距离。这对疾病诊断和监控特别有益,因为可精确地确定例如癌症肿瘤的尺寸和生长。

[0095] 此外,由于视网膜的成像部分的位置是相对于受验对象特有的视网膜模型计算出来的,因此,视网膜的成像部分相对于受验对象视网膜 30 的整体的位置是已知的。这在例如癌症肿瘤的治疗中非常有益,因为这确保治疗可应用于视网膜的正确部分。

[0096] 可对上面内容进行更改和改进,而不偏离本发明的范围。

[0097] 例如,应认识到,两维宽场视网膜图像可为像素化的图像,每个像素在视网膜的成像部分的三维形状上都有相应的原位置。使用像素化的图像,每个像素可被映射到其三维形状上的相应的位置。然而,为了帮助处理,可能将较少数量的“参考”像素映射到三维形状,并在“参考”像素之间内插图像数据。

[0098] 而且,图形显示模块可接收视网膜的该部分的三维图像,并可用于移动、缩放和旋转视网膜的该部分的三维图像。这特别有用,因为它允许用户(例如,眼科医师)从多个位置观察图像。

[0099] 此外,虽然视网膜的该部分的校正的两维宽场图像在上面被描述为形成三维图像的基础,应认识到,可例如在扫描检眼镜 10 和 / 或受验对象眼睛 22 所引入的失真是可接受的应用中使用未校正的两维宽场图像。

[0100] 还应认识到,通过校正由扫描检眼镜 10、狭缝反射镜 18、主反射镜 20 或受验对象眼睛 22 引入的失真的任何组合,可部分地校正两维图像。

[0101] 而且,应认识到,对由扫描检眼镜 10 和受验对象眼睛 22 引入的失真的校正可在使用视网膜的成像部分的三维形状修正两维宽场图像时被应用,即,校正可在两维宽场视网膜图像的各部分映射到三维形状时被应用,因而获得被校正的视网膜三维图像。

[0102] 此外,虽然上面描述了涉及获得视网膜的一部分的两维宽场图像并使用该图像来产生三维图像的步骤,应认识到,该方法还适用于视网膜的一部分的任何宽场图像,例如以前记录的视网膜的图像。

[0103] 而且,虽然以上对激光束 13 的路径的确定被描述为基于角膜 26、晶状体 28、玻璃体液 32 和房水 32a 的折射率的近似以及对激光束 13 入射角的了解,应认识到,该确定也可将角膜 26 和晶状体 28 的表面形状考虑进来。这提供了对失真的更精确的确定。而且,不是使用角膜 26 和晶状体 28 的折射率的固定近似,该确定可使用作为激光束入射角的函数的折射率。

[0104] 此外,虽然视网膜的部分的三维图像在上面被描述为通过将视网膜的该部分的两维图像映射到视网膜的该部分的三维形状而获得,应认识到,可只将图像的一部分映射到三维形状。而且,应认识到,只可确定视网膜的该部分的三维形状的一部分。

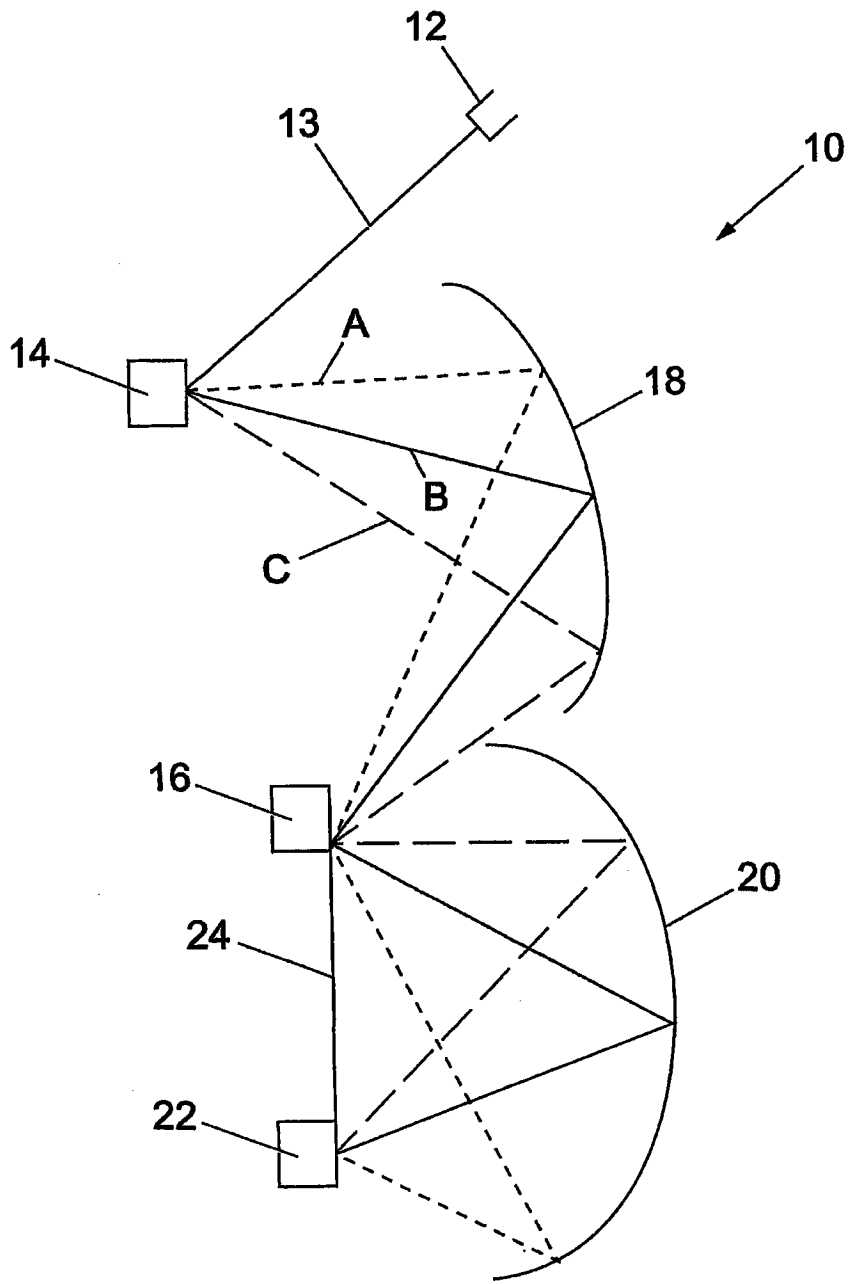


图 1

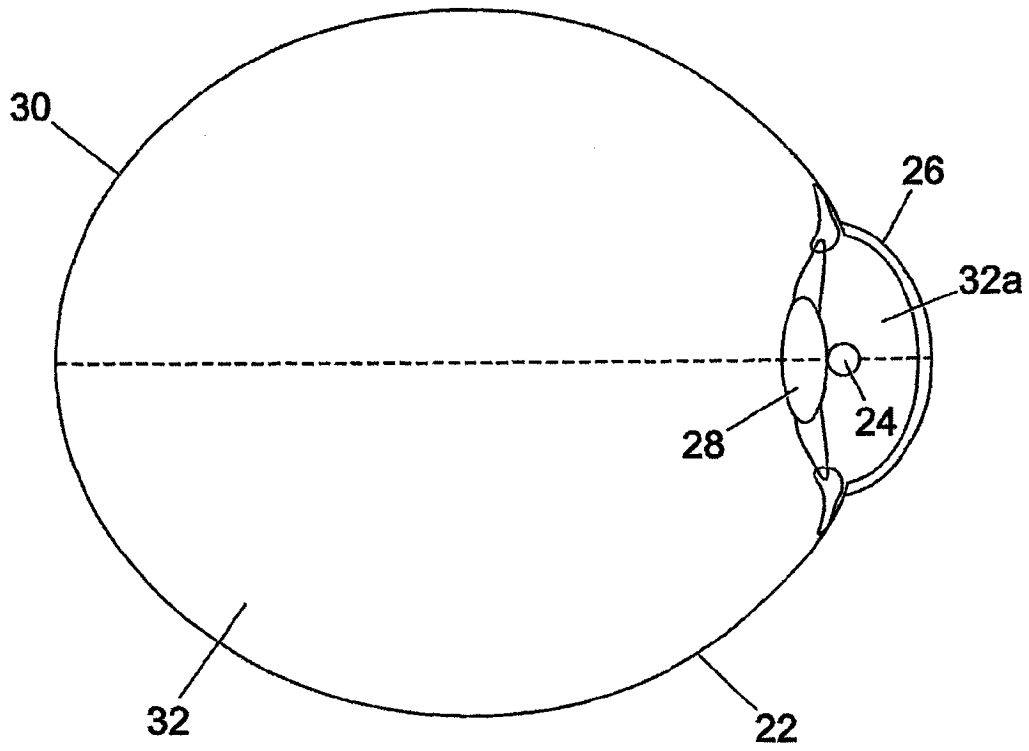


图 2

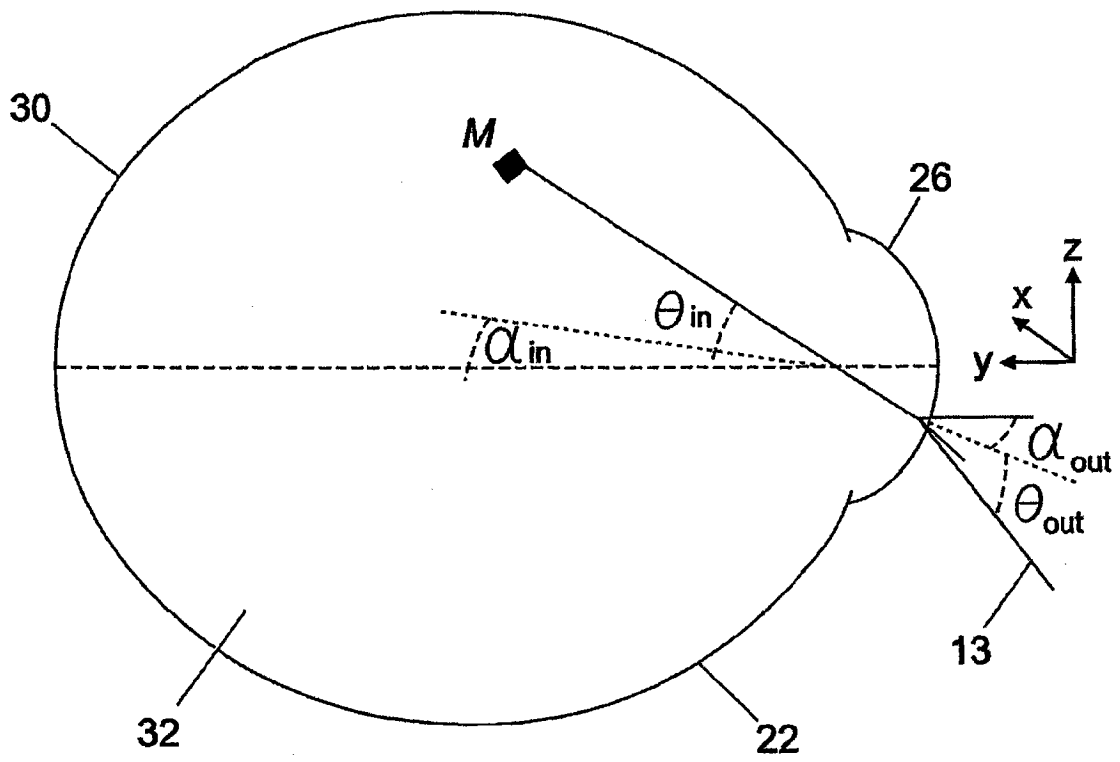


图 3